

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4868926号
(P4868926)

(45) 発行日 平成24年2月1日(2012.2.1)

(24) 登録日 平成23年11月25日(2011.11.25)

(51) Int.Cl.	F 1	
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00	3 0 0 S
G 0 3 B 42/02 (2006.01)	A 6 1 B 6/00	3 0 0 W
G 0 1 T 1/20 (2006.01)	A 6 1 B 6/00	3 2 0 Z
G 0 1 T 1/24 (2006.01)	A 6 1 B 6/00	3 0 0 X
G 0 1 T 7/00 (2006.01)	G 0 3 B 42/02	Z

請求項の数 10 (全 27 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2006-118324 (P2006-118324)
 (22) 出願日 平成18年4月21日(2006.4.21)
 (65) 公開番号 特開2007-289281 (P2007-289281A)
 (43) 公開日 平成19年11月8日(2007.11.8)
 審査請求日 平成21年4月21日(2009.4.21)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100090273
 弁理士 園分 孝悦
 (72) 発明者 遠藤 忠夫
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ヤノン株式会社内
 (72) 発明者 亀島 登志男
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ヤノン株式会社内
 (72) 発明者 八木 朋之
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ヤノン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

平面検出器と、前記平面検出器及び放射線源とを保持する保持部とを有し、前記平面検出器は前記保持部に着脱可能な構造を有する放射線撮像装置であって、

前記平面検出器を前記保持部に装着した時に撮影する装着時撮影と、前記平面検出器を前記保持部から取り外した時に撮影する未装着時撮影の両方の撮影が可能であって、前記未装着時撮影における前記平面検出器の発熱量が、前記装着時撮影における前記平面検出器の発熱量より少なくなるように前記平面検出器を制御する制御部を有し、

前記平面検出器は、

前記保持部に装着された時には、前記保持部から取り外された時よりも発熱量が多くなるように前記制御部により制御された状態で撮影を行い、

前記保持部から取り外された時には、前記保持部に装着された時よりも発熱量が少なくなるように前記制御部により制御された状態で撮影を行うことを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項2】

前記平面検出器は、

基板上に行及び列方向に複数配列された、放射線を電気信号に変換する変換素子とスイッチ素子を含む画素と、

行方向の複数の前記スイッチ素子に接続された駆動配線と、

列方向の複数の前記スイッチ素子に接続され前記電気信号を伝達するための信号配線と

10

20

前記駆動配線に接続された駆動手段と、

前記信号配線に接続された読み出し手段と、を含み、

前記制御部は、前記未装着時撮影における前記平面検出器の消費電力が、前記装着時撮影における前記平面検出器の消費電力より小さくなるように前記平面検出器を制御することを特徴とする請求項 1 記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記未装着時撮影における前記読み出し手段の消費電力が、前記装着時撮影における前記読み出し手段の消費電力より小さくなるように前記平面検出器を制御することを特徴とする請求項 2 記載の放射線撮像装置。

10

【請求項 4】

前記制御部は、前記未装着時撮影における前記読み出し手段の電源電圧が、前記装着時撮影における前記読み出し手段の電源電圧より低くなるように前記平面検出器を制御することを特徴とする請求項 3 記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】

前記読み出し手段は増幅器を含み、

前記制御部は、前記未装着時撮影における前記増幅器の定電流源の電流量が、前記装着時撮影における前記増幅器の定電流源の電流量より少なくなるように前記平面検出器を制御することを特徴とする請求項 3 記載の放射線撮像装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記未装着時撮影における前記変換素子のバイアス又は前記スイッチ素子の駆動電圧が、前記装着時撮影における前記変換素子のバイアス又は前記スイッチ素子の駆動電圧より低くなるように前記平面検出器を制御することを特徴とする請求項 2 記載の放射線撮像装置。

20

【請求項 7】

前記平面検出器は、前記保持部に装着されている時には、発生した熱を前記保持部へ伝達させて放熱させるための放熱伝達手段を有することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 8】

前記制御部は、前記未装着時撮影では、放射線照射領域を含む前記読み出し手段及び前記駆動手段を動作させ、前記放射線照射領域以外の領域の前記読み出し手段及び前記駆動手段を動作させない又は消費電流を低減させるように前記平面検出器を制御することを特徴とする請求項 2 記載の放射線撮像装置。

30

【請求項 9】

前記平面検出器は、前記装着時撮影では動画撮影及び静止画撮影が可能であり、前記未装着時撮影ではアイドル駆動及び静止画撮影が可能であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 10】

さらに、前記平面検出器が前記保持部に装着されているか否かを検知する装着検知手段を有し、

40

前記制御部は、前記検知の結果に応じて制御を行うことを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、病院内での診断に用いられる放射線検出システム、及び工業用の非破壊検査装置に好適な放射線撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X線撮影として最も一般的な撮影方法はフィルム/スクリーン法であり、これは感光性

50

フィルムと、X線を吸収し感光性フィルムに感度を有する波長の光に変換する蛍光体（シンチレータ）を組み合わせる方法である。

【0003】

第2の撮影方法として、コンピューテッドラジオグラフィ（CR）法と呼ばれる方法が実用化されている。この方法は被検体の情報を担ったX線をイメージングプレート（IP）と呼ばれる輝尽性蛍光体に一旦、X線潜像として蓄積し、後に励起光を照射することにより潜像を読み出す方式である。

【0004】

また、近年の半導体プロセス技術の進歩に伴い、第3の撮影方法として半導体センサを使用してX線画像を撮影する装置が開発されている。これらのX線検出器は、比較的平坦な構造にでき、フラットパネルディテクタ（FPD）と呼ばれる。FPDは、間接型FPDと、直接型FPDとがある。間接型FPDは、X線を蛍光体で可視光に変換し、アモルファスシリコン光電変換素子やスイッチ素子を用いて検出する。直接型FPDは、蛍光体を用いずアモルファスセレンなどの材料を用い、X線を直接電子に変換しアモルファスシリコンスイッチ素子（TFT）を用いて検出する。

【0005】

これらのFPDを用いたシステムは、従来の銀塩写真を用いる放射線写真システムと比較して、極めて広範囲な放射線露光域の画像を記録できるという利点を有している。即ち、広範囲のダイナミックレンジのX線をX線検出器により読み取って電気信号に変換した後、この電気信号を用いて写真感光材料等の記録材料や、CRT等の表示装置に放射線画像を可視像として出力させる。これにより、放射線の露光量の変動に影響され難い、良質の放射線画像を得ることができる。

【0006】

X線透視撮影として用いられる一般的な検出器として、イメージインテンシファイア（I.I.）が広く普及している。I.I.はX線をシンチレータで可視光に変換し、その後光電子増倍された2次電子を再度可視光に変換し、CCDカメラで画像を得る装置である。一般に、I.I.は、高感度であるため、胃の透視撮影時や、血管にカテーテルを挿入しながら行う心臓や頭部の外科手術の時など、比較的長い時間のX線透視撮影が必要な場合に、患者の被曝低減のために用いられてきていた。

【0007】

フィルム/スクリーン法は現像プロセスが必要である制約があり透視撮影はできない。また、CR法も撮影後に励起光照射による潜像を読み出すプロセスが必要であるため透視撮影には不向きな面がある。一方、FPDは、X線像を瞬時にデジタルデータに変換できるため、透視撮影が可能なX線撮影装置として普及しはじめている。I.I.は、X線感度は高い長所を有するが、ダイナミックレンジが狭いため高線量におけるハレーションの問題、電子レンズによる周辺画像が歪む問題、耐久劣化の問題、重量の問題などいくつかの短所がある。

【0008】

こういった点から、今後I.I.に置き換わる透視撮影の検出器としては、広範囲のダイナミックレンジを持ち、画像の歪みがなく、劣化が少ないFPDが有用だと考えられる。

【0009】

図19及び図20は、下記の特許文献1に示されているモバイル型X線撮像装置である。11はX線検出部であり、内部に複数の光電変換素子を二次元状に配置した検出面を有するX線検出センサおよび電装部が内蔵されている。X線検出部11は接続機構19に装着されている。12はX線管球であり、一对の支持板17を介して固定されている。

【0010】

図示されているように、X線管球12とX線検出部はC字形の支持アーム（Cアーム）16に固定された構造である。Cアーム16は、支柱14に、接続機構15と26により接続されている。この状態でX線管球12は照射するX線の中心が画像検出部11の検

10

20

30

40

50

出面の中心に一致する位置で固定されている。

【 0 0 1 1 】

Cアーム16は、接続機構14、15により、時計回転方向または反時計回転方向に回転でき、また支柱14に沿って上下移動することができ、撮影時における使い勝手を向上させている。移動式X線発生装置13は車輪25を有し病院内を移動可能である。20はX線発生装置の制御部、21はX線検出部の制御部、22は操作部及び表示部である。

【 0 0 1 2 】

図20は図19の状態からX線検出部11を接続機構19から切り離れた撮影形態に変形した状態を示す。X線検出部11は寝台24と、寝台24に仰臥している被験者23の間に載置されている。X線検出部11は、接続機構19から切り離されると、制御部21との間で無線通信が可能で、制御信号や画像データを無線にて通信する。X線管球12はX線検出部11の上方で、X線検出器11の検出平面に対して垂直な方向にX線の照射が行える位置にアライメントされている。

10

【 0 0 1 3 】

この位置合わせのためにCアーム16は図20に示す位置から紙面内で反時計回りに約45度回転している。またX線管球12は支持軸18を回転中心にして支持部材17に対して図19に示す位置から時計回り(A方向)に約45度回転している。場合により反時計回り(B方向)にも回転できる。またX線管球12は、支持部材17と共にCアーム16の円弧の接線を軸として図中C、D方向にも回転可能である。また支柱14は垂直軸周りに回転可能で、Cアーム16全体を垂直軸まわりに回転させることができる。以上のような自由度でX線管球12を移動可能なため、画像検出部を固定機構から切り離し、さまざまな位置に設置しても好適な位置から、X線の照射を行うことができる。

20

【 0 0 1 4 】

また、下記の特許文献2では、CアームにX線検出手段を着脱できる機構をもち、撮影サイズや解像度などの性能や仕様が異なる複数の平面検出器を容易に交換できるX線撮像装置が提案されている。

【 0 0 1 5 】

【特許文献1】特開2005-000470号公報

【特許文献2】特開平11-009579号公報

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 6 】

一般にFPDは、アモルファスシリコンスイッチ素子(TFT)を介して、X線が信号電荷に変換された電気信号を読み出す。TFTを駆動するための駆動用回路部やTFTを介した信号を検出する読み出し回路部が必要となる。微弱なX線信号電荷を読み出す医療用の装置において、民生品と異なる厳しいスペックと信頼性が要求される。読み出し回路部は、信号配線毎にオペアンプが用いられ、1つの読み出し回路は多数のオペアンプによって構成される。一般に、撮影部位によってX線検出部に求められる撮影領域は、正方形の場合、心臓が20~25cm、胃部で30~35cm、胸部で35~45cm程度である。仮に41cm四方を、160 μ mのピッチでX線検出素子を構成した場合、2560

40

【 0 0 1 7 】

高いS/N比を達成するためには、読み出し回路部の各入力部(初段部)を、オペアンプで構成する必要がある。特に透視撮影を行う場合は、患者への被曝線量低減のためには、初段部以降においてもオペアンプを設けて、X線検出信号を増幅させる必要がある。例

50

えば、256チャンネルのICの場合、512個以上のオペアンプを具備したチップを10個使用しなければならない。そうすると消費電力が著しく増加し、X線検出部からの発熱が問題となる。

【0018】

ICからの発した熱がX線検出部に加わると、X線検出素子のダーク電流が増加し、またTFI素子のリーク電流が増加し、それに伴ってノイズが増加することになる。これらは、画像の粒状性を悪くし、また、被験者の情報ではないアーチファクトを発生し、著しく画像品位を低下させる問題点となる。すなわち、X線画像診断の効率を損なう問題点になる。

【0019】

一般に、透視撮影を行う場合、患者への被曝低減のためにパルス発生式のX線管球が用いられる。これらは、X線を発生させるための加速電子を衝突させるためのターゲットと呼ばれる陽極部材を、回転させながら発熱抑制するものと、回転させず固定されたものがある。回転陽極型のX線発生装置は強い線量のX線を発生させることができ高速透視撮影向きであり、固定陽極型のX線発生装置は瞬発的に大きなX線を発生させることができないため、高速撮影には不向きな面がある。

【0020】

いずれにしても、透視撮影においては、パルス状に複数発のX線を数秒から数分、時にはそれ以上の長い時間、被検体に照射する状況(必要)があるため、X線管球からの発熱の問題がある。

【0021】

また、透視撮影では、数秒から数分、時としてそれ以上の間、X線検出器を駆動しなければならないために、静止画駆動に比べて、X線検出器、特に読み出し回路部や、AD変換回路部(ADC)からの発熱が無視できなくなる。更に、透視撮影では、静止画に比べてADCの数量を増大させる必要があるため、ADCの発熱が増大する場合がある。

【0022】

また、透視撮影では、ADCで変換されデジタルデータを数メートルから十数メートル先の本体に伝送する必要がある場合、デジタルデータの高速度伝送に必要なラインドライバやラインレシーバを具備する必要がある。こういった電気部品からの発熱も問題である。

【0023】

本発明は、以上のような状況を鑑みて、Cアームに装着状態においては、Cアームとの接続点を介して、熱の伝導、交換による放熱が行われるのに対しCアームから分離させた状態では、放熱環境が乏しくなるため、発熱量を抑制することを課題とする。

【0024】

本発明は、Cアームに装着された状態で撮影する装着時撮影とCアームから取り外した状態で撮影する未装着時撮影との両方の撮影を可能にする、使い勝手がよく高画質を得られる放射線撮像装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0025】

本発明の放射線撮像装置は、平面検出器と、前記平面検出器及び放射線源とを保持する保持部とを有し、前記平面検出器は前記保持部に着脱可能な構造を有する放射線撮像装置であって、前記平面検出器を前記保持部に装着した時に撮影する装着時撮影と、前記平面検出器を前記保持部から取り外した時に撮影する未装着時撮影の両方の撮影が可能であって、前記未装着時撮影における前記平面検出器の発熱量が、前記装着時撮影における前記平面検出器の発熱量より少なくなるように前記平面検出器を制御する制御部を有し、前記平面検出器は、前記保持部に装着された時には、前記保持部から取り外された時よりも発熱量が多くなるように前記制御部により制御された状態で撮影を行い、前記保持部から取り外された時には、前記保持部に装着された時よりも発熱量が少なくなるように前記制御部により制御された状態で撮影を行うことを特徴とする。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0026】

未装着時撮影では、平面検出器の放熱環境が乏しくても、平面検出器の発熱量を抑制することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

以下、本発明の実施形態について添付の図面を参照して具体的に説明する。

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態によるX線撮像装置(放射線撮像装置)におけるX線検出器の回路構成図である。101は、X線検出回路部であり、主に光電変換素子(PD)とスイッチ素子(TFT)で構成される。PDはX線を直接、電荷に変換するX線検出素子であっても、可視光を電荷に変換するフォトダイオードであってもよい。後者の場合、X線を可視光に変換する蛍光体(不図示)が必要である。光電変換素子PDは電源制御部104からの電圧 V_s によってバイアスされ、TFTのゲート電圧は、駆動回路部103からの信号で駆動される。駆動回路部103はシフトレジスタである。TFTのゲートオン電圧(ゲート電圧)は、電源制御部104から駆動回路部103に印加される電圧 V_{com} によって決定される。また、TFTのゲートオフ電圧は、同じく電源制御部104から駆動回路部103に印加される電圧 V_{ss} によって決定される。光電変換素子PDの信号は、TFTを介して読み出し回路部102に出力される。

【0028】

読み出し回路部102の初段部は、オペアンプ(AMP1)で構成され、積分回路である。オペアンプAMP1の積分回路における容量 C_{F1} 、 C_{F2} はタイミング生成部107からの信号 $GAIN1$ で切り替えることができる。オペアンプAMP1の出力は容量 C_3 を介し、次段のオペアンプ(AMP2)に入力される。オペアンプAMP2のフィードバック端子に接続されている容量 C_4 と C_5 は信号 $GAIN2$ によって切り替えることができ、オペアンプAMP2の増幅率(ゲイン)を選択できる。オペアンプAMP2の出力は、サンプルホールド用のコンデンサ C_6 に蓄えられ、更に後段のオペアンプ(AMP3)を介して、AD変換部105に出力される。AD変換されたデジタルデータは演算処理部106のメモリに蓄えられる。オペアンプAMP1、AMP2、AMP3は、「+」側の電源電圧 V_{dd} と、「-」側の電源電圧 V_{ee} で動作される。AD変換部105の電源電圧は V_{cc} である。タイミング生成部107は、駆動回路部103や読み出し回路部102に必要なデジタル信号を供給する。演算処理部106は、CPUを含み、メモリを内在している構成である。

【0029】

本実施形態では、CPUを含んだ演算処理部106からの命令により電源制御部104の中の各電源が、複数の電源電圧を供給することができることを特徴とする。図1のX線撮像装置は、図19に示されるように、C形状の支持アーム(Cアーム)16の端部に接続される構成となっており、また図20のように取り外して撮影できる構成になっている。

【0030】

図19において、Cアーム(保持部)16は、平面X線検出装置11及びX線管球(放射線源)12とを保持する。平面X線検出装置11はCアーム16に対して着脱可能な構造を有する。平面X線検出装置11をCアーム16に装着した時に撮影する装着時撮影と、平面X線検出装置11をCアーム16から取り外した時に撮影する未装着時撮影の両方の撮影が可能である。演算処理部106及び電源制御部104は、前記未装着時撮影における平面X線検出装置11の発熱量が、前記装着時撮影における平面X線検出装置11の発熱量より小さくなるように平面X線検出装置11を制御する。具体的には、演算処理部106及び電源制御部104は、前記未装着時撮影における平面X線検出装置11の消費電力が、前記装着時撮影における平面X線検出装置11の消費電力より小さくなるように平面X線検出装置11を制御する。好ましくは、前記未装着時撮影における読み出し回路

10

20

30

40

50

部 102 の消費電力が、前記装着時撮影における読み出し回路部 102 の消費電力より小さくなるように制御する。

【0031】

図 19 のように C アーム 16 に装着された時の撮影を「装着時撮影」、図 20 のように取り外して撮影する時の撮影を「未装着時撮影」と称す。装着時撮影と未装着時撮影において、電源制御部 104 におけるセンサバイアス V_s 、TFT オン電圧 V_{com} 、読み出し回路部 102 の内部に含まれるオペアンプの電源電圧 V_{dd} と V_{ss} 又は AD 変換部 105 の電源電圧を少なくともひとつを切り替える。すなわち、未装着時撮影においては、装着時撮影に比較して供給電力が小さくなるように（電源電圧が低くなるように）制御し、未装着時撮影における発熱量を装着時撮影に比べて抑制する。

10

【0032】

演算処理部 106 及び電源制御部 104 は、未装着時撮影における読み出し回路部 102 の電源電圧 V_{dd} 、 V_{ee} が、装着時撮影における読み出し回路部 102 の電源電圧 V_{dd} 、 V_{ss} より低くなるように平面 X 線検出装置 11 を制御する。また、未装着時撮影における変換素子 PD のバイアス V_s 又はスイッチ素子 TFT の駆動電圧 V_{com} が、装着時撮影における変換素子 PD のバイアス V_s 又はスイッチ素子 TFT の駆動電圧 V_{com} より低くなるように平面 X 線検出装置 11 を制御する。

【0033】

X 線撮像装置は、C アームに装着した状態においては、C アームとの接続点を介して、熱の伝導、交換による放熱が行われる。その詳細は、後に図 18 を参照しながら説明する。これに対し、X 線撮像装置は、C アームに装着されていない状態では、放熱環境が乏しい。そこで、本実施形態は、X 線撮像装置が C アームに装着されていない状態では、装着されている状態に比べ、X 線撮像装置の電圧を低くし、供給電力を少なくし、発熱量を抑制する。

20

【0034】

一般に、電圧 V_{dd} 、 V_{ss} は、オペアンプの製造プロセスに依存する。電源電圧を変更すれば、アンプの各種特性が変化することが多い。例えば、オペアンプ AMP 1 は X 線検出回路部 101 からの信号を容量 CF 1 に蓄えることになるが、オペアンプ AMP 1 の電源を下げれば、容量 CF 1 に蓄える電荷量が変化する。いわゆるダイナミックレンジが変化する。そういった場合は、装着時撮影と未装着時撮影において、電源電圧のみならず、容量 CF 2 を付加して使用すればよい。つまり電源電圧の変化による特性が変化する場合、予めそれを把握しそれを補うような駆動を行えばよい。

30

【0035】

また、電源電圧が、オペアンプの信頼性の面で、大きく変化させることができない場合もある。その場合、電源制御部 104 の電源の精度を向上させ、推奨動作条件（例えば $5V \pm 0.5$ ）の範囲で切り替えればよい。

【0036】

また、AD 変換部 105 の電源 V_{cc} についても、 V_{dd} 、 V_{ss} と同様である。X 線検出回路部 101 の V_s は、オペアンプに比べて極端に電流が流れることはないが、画素数が多くなることと、X 線検出素子、スイッチ素子が温度特性を有するために、電源制御部 104 により装着時撮影と未装着時撮影で消費電力を変化させることが望ましい。

40

【0037】

特に直接型 X 線検出素子を用いる場合、一般にアモルファスセレンを $0.5 \sim 1\text{mm}$ の厚さで蒸着させるため、間接型よりも高電界が必要となり、X 線検出素子に印加するバイアス V_s には $5000 \sim 10000$ ボルトの電圧印加が求められている。本実施形態では、このような高電圧による発熱の問題を回避するべく、未装着時撮影における V_s 電源電圧を切り替えてもよい。

【0038】

また、読み出し回路部 102 の電源電圧を低下させることによって、読み出し回路部 102 のダイナミックレンジが低下し、それを補う形で、 V_s や V_{com} を低下させてもよ

50

い。

【 0 0 3 9 】

図 2 は、本発明の第 1 の実施形態による X 線撮像装置における X 線検出器の回路構成図であり、図 1 とは別の回路例である。図 2 において図 1 と同一の回路部材については同一の符号が記してある。

【 0 0 4 0 】

図 2 が図 1 と異なるのは、読み出し回路部 1 0 2 内のオペアンプ (AMP 1、AMP 2、AMP 3) が単一の電源 (Vdd) で動作するようになり、各オペアンプの非反転端子に接続される基準電位 (Vref 1) が電源制御部 1 0 4 から供給されている点である。図 1 の説明と同様に、未装着時撮影においては、電源電圧 Vdd を下げて駆動し、電力供給を少なくし発熱を抑制する。その分のダイナミックレンジの低下や、その他の不具合要因があった場合、電源制御部 1 0 4 の基準電位 Vref 1 を変化させてもよい。また、図 2 ではオペアンプ AMP 1、AMP 2、AMP 3 の基準電位を Vref 1 共通線で与えているが、必要によっては、別系統で供給してもよい。その場合、電源制御部 1 0 4 では、3 通りの基準電位 (Vref 1、Vref 2、Vref 3) が設けられ、それぞれ独立に切り替えられることになる。

【 0 0 4 1 】

図 3 は、図 1 で示すところの X 線検出回路部 1 0 1 を 6 × 6 の 3 6 画素で 2 次元状に表した図である。例えば、医療用で人体胸部を撮影するためには、例えば 4 1 c m × 4 1 c m の受光面積で、1 6 0 μ m ピッチ程度の解像度が求められる。4 1 c m × 4 1 c m の受光領域で、1 6 0 μ m ピッチの場合、画素数は 2 5 6 0 × 2 5 6 0 で約 6 5 5 万画素になる。

【 0 0 4 2 】

図 3 で、S 1 - 1 から S 6 - 6 は光電変換素子または X 線検出素子 (放射線検出素子) であり、間接方式の場合アモルファスシリコンを材料とし、直接方式の場合はアモルファスセレンを材料とする。放射線検出素子は、1 1 0 1 のセンサバイアス源 Vs によってバイアスされる。T 1 - 1 から T 6 - 6 はスイッチ素子であり、直接方式でも間接方式でも一般にはアモルファスシリコンを用いた薄膜トランジスタ TFT (Thin-Film-Transistor) で作られる。G 1 から G 6 は TFT を駆動するための駆動用のゲート配線であり、M 1 から M 6 は TFT を介して放射線検出素子の信号を読み出すための読み出し配線である。G 1 から G 6 は主にシフトレジスタ回路で構成された駆動手段 1 1 0 3 で駆動される。また、M 1 から M 6 までの読み出し配線は、読み出し手段 1 1 0 2 で読み出される。X 線検出素子 S 1 - 1 から S 6 - 6、スイッチ素子 T 1 - 1 から T 6 - 6、ゲート配線 G 1 から G 6、信号配線 M 1 から M 6 をあわせて、放射線検出手段 (放射線検出基板) 1 1 0 4 と称する。

【 0 0 4 3 】

画素は、放射線検出基板 1 1 0 4 上に行及び列方向に複数配列された、放射線を電気信号に変換する変換素子 S 1 - 1 ~ S 6 - 6 とスイッチ素子 T 1 - 1 ~ T 6 - 6 を含む。駆動配線 G 1 ~ G 6 は、行方向の複数のスイッチ素子 T 1 ~ T 6 - 6 に接続される。信号配線 M 1 ~ M 6 は、列方向の複数のスイッチ素子 S 1 - 1 ~ S 6 - 6 に接続され前記電気信号を伝達する。駆動手段 1 1 0 3 は、駆動配線 G 1 ~ G 6 に接続される。読み出し手段 1 1 0 2 は、信号配線 M 1 ~ M 6 に接続される。

【 0 0 4 4 】

図 4 は、駆動手段 1 1 0 3 の内部を記載した回路例である。図 1 における駆動回路部 1 0 3 に相当する。D フリップフロップ 1 2 0 1 とアンド素子 1 2 0 2 を図 4 のように構成することによりシフトレジスタが構成される。これらは OE、SIN、CPV という 3 つの信号によって制御される。一般に、D フリップフロップ、アンド素子は、デジタル回路であってその入出力電圧は、素子を作成するプロセス工程に関連する。一般にハイ (Hi) 論理の入出力電圧は 5 V 系であったが、昨今の低消費電力化の要望とプロセス技術の進歩もあって、3 . 3 V 系あるいはそれ以下の電圧で動作するデバイスもリリースされて

10

20

30

40

50

きている。しかし、一般に、放射線検出基板 1 1 0 4 のスイッチ素子は、アモルファスシリコンを材料としており、駆動電圧は、現在のアモルファスシリコン T F T を製造するプロセス技術では 5 V 以上であることが望ましい。従って、レベルシフト回路 1 2 0 3 を設けて、アモルファスシリコン T F T の特性に整合した駆動電圧に変換される。

【 0 0 4 5 】

図 5 は、図 3 で示す駆動手段（シフトレジスタ）1 1 0 3 の動作の一例を示すタイミングチャートである。この場合、G 1 から G 6 出力は 1 段ずつシフトしていく。

【 0 0 4 6 】

図 6 は、図 3 における読み出し手段 1 1 0 2 の内部を記載した回路例である。図 1 における読み出し回路部 1 0 2 に相当する。但し、説明の簡単化のため図 1 の読み出し回路部 1 0 2 におけるオペアンプ A M P 2 の部分は省略している。またオペアンプ A M P 1 における容量 C F 1 と C F 2 の切り替えの部分も割愛している。

【 0 0 4 7 】

A 1 から A 6 はオペアンプであり、それぞれ容量素子 C F 1 から C F 6 を図 6 のように構成することにより、積分器として機能する。S W 1 から S W 6 は容量素子 C F 1 から C F 6 の積分電荷をリセットするためのスイッチ素子であり、制御信号 R C によってリセットされる。C 1 から C 6 は、オペアンプ A 1 から A 6 の信号をサンプルホールドするための容量素子であり、スイッチ素子 S n 1 から S n 6 をオンオフすることによりサンプルホールドされる。スイッチ素子 S n 1 から S n 6 は制御信号 S H によってオンオフされる。B 1 から B 6 は、容量 C 1 から C 6 の信号電位を正しく伝達するバッファアンプであり、それらの出力は、シフトレジスタ 1 3 0 1 からの信号がスイッチ S r 1 から S r 6 に印加されることによって並列信号が直列信号に変換されアンプ 1 3 0 2 を介して出力される。

【 0 0 4 8 】

図 7 は、図 6 で示す読み出し手段 1 1 0 2 の動作の一例を示すタイミングチャートである。図 4 で示す駆動手段（シフトレジスタ）1 1 0 3 の動作もあわせて記載している。

【 0 0 4 9 】

まずは 1 行目の動作について説明する。X 線検出素子 S 1 - 1 から S 6 - 1 で光電変換された信号電荷は G 1 信号によって、スイッチ素子 T 1 - 1 から T 6 - 1 がオンし、信号配線 M 1 から M 6 を経由して読み出し手段 1 1 0 2 のオペアンプ A 1 から A 6 にそれぞれ入力される（転送動作）。結果としてこの信号電荷は容量 C F 1 から C F 6 に蓄積される。その後、信号 S H がハイレベル（オン）になり、サンプルホールド用の容量素子 C 1 から C 6 にそれぞれ一括転送される。容量 C 1 から C 6 の信号は、次々にシフトレジスタ 1 3 0 1 からの信号 S r 1 から S r 6 を受けて並列データが、時系列化した直列データに並べ替えられ 1 行分の信号が出力される（直列変換動作）。

【 0 0 5 0 】

次に 2 行目の動作について説明する。図 6 の構成によれば、1 行目のデータのサンプルホールド信号 S H によって容量素子 C 1 から C 6 にサンプルホールドした後は、2 行目のデータの転送動作が可能となる。すなわち、容量 C F 1 から C F 6 を信号 R C によりリセットを行い、その後 G 2 による転送動作が行われ、その後、直列変換動作が行われる。以下同様の動作を繰り返す。

【 0 0 5 1 】

図 6 に示す回路では、サンプルホールド回路があるために、n + 1 行目の転送動作と n 行目の直列変換動作を同時に行うことができる。

【 0 0 5 2 】

1 ラインの読み出し時間 T r は、おおよそ、積分容量をリセットする時間（R C）と、駆動手段 1 1 0 3 のシフトレジスタがオンする時間なわち T F T のオン時間（O E）とサンプルホールドの時間（S H）の合計になる。

【 0 0 5 3 】

$$T r = R C + O E + S H$$

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

また、1ラインの時間 T_r は、おおよそ、読み出し手段1102のシフトレジスタ1301のパルス幅 $S_{r1} \sim S_{r6}$ の合計とサンプルホールド時間 S_H の合計時間($S_{r1} + S_{r2} + \dots + S_{r6} + S_H$)になる。

【0055】

$$T_r = S_{r1} + S_{r2} + S_{r3} + S_{r4} + S_{r5} + S_{r6} + S_H$$

【0056】

また、1フレームの読み出し時間 T_f は、 n ラインある場合(図3では6ライン)、以下ようになる。

【0057】

$$T_f = T_r \times (n + 1)$$

10

【0058】

(第2の実施形態)

図8は、本発明の第2の実施形態によるX線撮像装置(放射線撮像装置)におけるX線検出回路図を示している。図8は、読み出し回路部102の初段部のオペアンプ(増幅器)内部の回路を示しており、入力部の差動トランジスタ対(Q1、Q2)に接続される電流源801の電流量を切り替えられる構成を有する。

【0059】

図8においては1チャンネルの回路図を示しているが、実際は、ひとつの読み出し回路部(ICチップ)102には例えば128チャンネルあるいは256チャンネルの多チャンネルで構成される。そのため読み出し回路部102の動作すなわちオペアンプ動作をさせるために必要な電流源801の電流量は、読み出し回路部102の消費電流を大きく左右し、ICチップからの発熱に大きく関与する。

20

【0060】

本実施形態では、図19で示されるようなCアームに装着された状態で撮影する装着時撮影と図20で示されるような取り外した状態で撮影する未装着時撮影とにおいて、電流源801の電流量を切り替えることを特徴としている。

【0061】

演算処理部106は、未装着時撮影におけるオペアンプの定電流源801の電流量が、装着時撮影におけるオペアンプの定電流源801の電流量より少なくなるように平面X線検出装置11を制御する。

30

【0062】

図9は、図8の回路の動作を示すタイミングチャートである。図7中の1ライン分(T_r)を表記しており、またオペアンプAMP1のアナログ出力(V_{AMP1})を示している。

【0063】

X線検出基板1104における光電変換素子(X線検出素子)PDに蓄積された信号電荷を Q とし、オペアンプAMP1の反転端子(-)と出力端子 V_{AMP1} に接続された積分容量を C_{F1} とする。また、非反転端子(+)に接続された基準電位を V_{ref1} とすると、出力電位 V_{AMP1} は、以下ようになる。

【0064】

$$V_{AMP1} = V_{ref1} - (Q / C_{F1})$$

40

【0065】

但し、 V_{ref1} は、基準電位であって、光電変換素子PDに蓄積された信号電荷による出力電圧は Q / C_{F1} である。信号RCの目的は、オペアンプAMP1をバッファ状態にすることにより容量 C_{F1} をリセットすることであり、また不図示であるが、反転端子(-)に接続されたX線検出基板1104のTFTからの信号配線の寄生容量をリセットする。信号RCで容量 C_{F1} をリセットした後に、TFTのゲートが信号OEのハイレベル時間だけオンし、次ラインの光電変換素子PDに蓄積された信号電荷が容量 C_{F1} に蓄積される。それと同時に、光電変換素子PDが基準電位 V_{ref1} にリセットされ、次のフレームの蓄積動作に備えることになる。

50

【 0 0 6 6 】

次に、図 8 に示すオペアンプのリセット時の動作について説明する。一般に差動入力トランジスタ対を構成する第 1 導電型のトランジスタ Q 1、Q 2 のゲート電位が変化すると、そのドレイン電流 I Q 1、I Q 2 は以下のように変化する。

【 0 0 6 7 】

$$I Q 1 = I + I$$

$$I Q 2 = I - I$$

【 0 0 6 8 】

トランジスタ Q 1、Q 2 のドレインは定電流源を構成する第 2 導電型のトランジスタ Q 3、Q 4 のドレインとおのおの接続され、その差電流が第 2 導電型のゲート接地トランジスタ Q 5、Q 6 へ入力される。トランジスタ Q 5 を通過した電流は第 1 導電型トランジスタ Q 7 ~ Q 1 0 で構成されるカレントミラー回路に入力される。この出力電流すなわちトランジスタ Q 8 のドレイン電流 I Q 8 とトランジスタ Q 6 を通過した電流 I Q 6 との差電流 $2 I$ が位相補償容量 C p を充放電することで出力電圧 V A M P 1 を変化せしめる。

【 0 0 6 9 】

$$I Q 8 = I 1 - (I + I)$$

$$I Q 6 = I 1 - (I - I)$$

$$I Q 6 - I Q 8 = 2 I$$

【 0 0 7 0 】

出力電圧 V A M P 1 の変化はオペアンプの反転入力端子 (-) であるところのトランジスタ Q 2 のゲート電極へフィードバックされ $I = 0$ となるよう安定する。

【 0 0 7 1 】

リセットスイッチ R C がオンすると、その瞬間出力端子 V A M P 1 は前画素の信号出力状態にあるのでトランジスタ Q 2 のゲート電位はトランジスタ Q 1 のゲート電位よりも、信号電圧 Q / C F 1 の分だけ低くなるために、トランジスタ Q 1 はオンし、トランジスタ Q 2 はオフする。これにより生じるトランジスタ Q 1、Q 2 のドレイン電流変化は、以下のようなになる。

【 0 0 7 2 】

$$I = I$$

【 0 0 7 3 】

そのため、位相補償容量 C p は差動トランジスタ対 Q 1、Q 2 のバイアス電流 $2 I$ で充電され、出力電圧 V A M P 1 を $1 V$ 変化せしめるのに必要な時間、すなわちオペアンプ A M P 1 のスルーレート S R の逆数は次式で表される。

【 0 0 7 4 】

$$1 / S R (s e c / V) = C p / 2 I$$

【 0 0 7 5 】

したがって、リセット時間 R C は、信号電圧 V s i g = Q / C F 1 を乗じた時間が最低必要になる。

【 0 0 7 6 】

$$\begin{aligned} R C &= V s i g / S R \\ &= Q / C F 1 \times (C p / 2 I) \end{aligned}$$

【 0 0 7 7 】

すなわちリセット時間 R C を短縮するためには、位相補償容量値 C p を小さくするか、電流源 8 0 1 におけるバイアス電流値 $2 I$ を大きくすればよい。

【 0 0 7 8 】

しかしながら、信号 R C によるリセット時において、オペアンプはバッファアンプとなるので位相補償容量値を小さくすると系が不安定になってしまうので、リセット時でも安定するよう容量 C p は比較的大きい値が通常用いられる。これを充電しスルーレート S R を高めるには、大きなバイアス電流値が必要となる。このバイアス電流はリセット期間のみならず読み出し期間も消費される D C 電流となるので、システム全体の消費電力の増大

10

20

30

40

50

につながる。

【0079】

すなわち1ラインの読み出し時間を短くし、高速化を図るためにはバイアス電流を大きくしスルーレートを向上させる必要があるが、反面、消費電力が増大し発熱するといったように、スピードと消費電力(発熱)の関係はトレードオフの関係にあるとよい。

【0080】

図20に示されるようなCアームから取り外して撮影する未装着撮影においては、X線検出器の放熱環境が、装着時撮影と異なるため、本実施形態では発熱量を抑えるべく、オペアンプの電流源のバイアス電流量を切り替えることを特徴としている。

【0081】

図10は、本実施形態におけるオペアンプの電流源によるバイアス電流量を、装着時撮影と未装着時撮影において切り替える回路図である。図10においては、初段のオペアンプを構成する差動トランジスタ対とそれらに接続される電流源との接続関係を、多チャンネルで構成された場合の回路接続例を示している。

【0082】

1009はオペアンプであり、1010は定電圧源、1011は装着時撮影と未装着時撮影とで切り替えるスイッチである。

【0083】

トランジスタQ1、Q3を流れる電流 I_{r1} は、 V_r とノードAとGNDに接続された抵抗値R1、R2で決定され、スイッチ1011がオフの場合、 $I_{r1} = V_r / (R_1 + R_2)$ になる。

【0084】

トランジスタQ2、Q4はカレントミラーの構成になっているため流れる電流は I_{r1} となり、更にはオペアンプの差動トランジスタ対に接続された電流源も、同じく I_{r1} が流れる。

【0085】

入力段数が256チャンネル接続された読み出し回路部においては、256倍の I_{r1} の一定バイアス電流が流れる。更に、初段部のみならず、次の段も同じオペアンプで構成した場合、更に2倍のバイアス電流が流れることになる。スイッチ素子1011をオンした場合、スイッチのオン抵抗が理想的に零の場合、ノードAとGNDに接続された抵抗値はR1となり、トランジスタQ1、Q2、Q3、Q4に流れる電流 I_{r2} は $I_{r2} = V_r / R_1$ となり、 $I_{r2} > I_{r1}$ の関係になる。

【0086】

本実施形態の場合、装着時撮影においては、スイッチ1011をオンし、未装着時撮影においては、スイッチ1012をオフすることによって、消費電流を切り替えている。

【0087】

また、図10に関する以上の説明では、抵抗値を切り替えることによりバイアス電流を切り替えているが、オペアンプ1009に接続された定電圧源1010の電圧値 V_R を切り替えてもよい。

【0088】

装着時撮影と未装着時撮影においては、未装着時撮影の方の消費電流を小さくするすなわち発熱量を小さくすることができる。反面、リセット時に必要な時間が増大するために、スピードについては、未装着時撮影の方が不利になる。それぞれの撮影における駆動のシーケンスによっても発熱量は異なるため、状況に応じて抵抗値R1、R2や、電圧値 V_R を設定してやればよい。

【0089】

例えば、図19のようなCアーム装着時の装着時撮影では高速の透視撮影を行い、図20のような未装着時撮影においては、静止画撮影を行うように決めてもよい。

【0090】

また、図20の未装着時撮影は、Cアーム本体に固定されたX線源を用いて撮影を行っ

10

20

30

40

50

ているが、このX線に限らず、別のX線源を用いてもよい。

【0091】

また、装着時撮影では、高速透視撮影を行い、未装着時撮影においては、静止画撮影または、低速の簡易的な透視撮影を行ってもよい。

【0092】

また、未装着時撮影において、装着時撮影時と同等な高速透視撮影を行いたい場合、発熱の状態を鑑みて撮影時間を制限してもよい。

【0093】

(第3の実施形態)

図11は、図3と同様、放射線検出手段1104を6×6の36画素で2次元状に表した図である。図3と異なるところは、TFTに接続される信号配線(図11中の縦の配線)M1~M6が中央で分離されており、読み出し手段(1102、1112)が上下に設けられている点である。また、TFTのゲート配線(図11中の横の配線)G1~G6を駆動するための駆動手段1103が左右に設けられている点である。ゲート配線G1~G6は中央で分離はされていない。

10

【0094】

このように信号配線M1~M6を中央で分離することにより、例えばG1行とG4行が同時に駆動できる。次にG2行とG5行が同時に駆動でき、G3行とG6行が同時に駆動することができるため、すなわち、1フレームの読み出し時間は図3に比べて約半分ですむ。すなわち高速化が実現できる。駆動手段1103を左右接続することにより、ゲート配線G1~G6の配線抵抗や配線容量によって生ずるゲート駆動パルスの遅延や波形の変形を防止または軽減する。ゲート配線G1~G6の波形の変形は、オフセット出力波形のばらつきを発生させるため、図11のように駆動手段1103が左右両側から同時に駆動することが特性上望ましい。

20

【0095】

一方、図3と比べて、図11の回路構成においては、読み出し手段の個数が2倍、駆動手段の個数が2倍必要となる。

【0096】

例えば、医療用で人体胸部を撮影するためには、41cm×41cmの受光面積で、160μmピッチ程度の解像度が求められる。41cm×41cmの受光領域で、160μmピッチの場合、画素数は2560×2560で655万画素程度になる。

30

【0097】

一例として、読み出し手段1102、1112のICを1個あたり320チャンネルで構成した場合、読み出し手段(IC)1102、1112の数は、図11の場合、上下あわせて16個必要となる。また、駆動手段1103のICを同じく1個あたり320チャンネルで構成した場合、駆動手段(IC)1103の数は、左右あわせて16個必要となる。図12に、その例の実装時の概略図を示している。

【0098】

図12は、本発明の第3の実施形態による未装着時撮影におけるX線検出部の動作例である。本実施形態は、Cアームに装着された時の装着時撮影においては全ICを駆動させる。Cアームから取り外した時の未装着時撮影においては、X線照射領域(照射野)に応じて、該当する読み出し回路1102、1112及び駆動回路1103だけを動作させ(Enable)る。そして、X線照射領域以外の読み出し回路1102、1112及び駆動回路1103は動作させない(Disable)。X線照射領域の境界が、読み出し回路1102、1112のチャンネルの途中であった場合、その読み出し回路を「Enable」にする。X線照射領域の境界が、駆動回路1103のチャンネルの途中であった場合、その駆動回路は「Enable」にする。

40

【0099】

「Enable」と「Disable」の切り替えは、各ICに入力する制御信号で行う。制御信号によって「Disable」に設定されたICは、「Enable」に設定

50

されたICよりも著しく消費電力が少なく、発熱量が小さくなる。

【0100】

X線照射領域は、一般にX線源の出射部近傍に具備された絞り(コリメータ)によって選択され、自動で絞りを制御するタイプや、X線撮影技師が手動で決定するタイプがある。

【0101】

X線照射領域に応じた読み出し回路1102, 1112や駆動回路1103の選択は、例えば予め放射線検出手段1104を一度スキャンしてその読み出し回路1102, 1112のデータから照射野を認識して、以降の撮影に反映すればよい(動画撮影の場合)。

【0102】

あるいは、撮影技師が予め照射野を手動で決定し、それに依じて読み出し回路1102, 1112と駆動回路1103を決めてもよい。

【0103】

図13は本実施形態によるX線検出部の読み出し回路1102, 1112における「Enable」と「Disable」を切り替える回路例である。図13は、図10と異なるところは、トランジスタQ1とQ2のゲートと電源との間にスイッチ1012を具備したところである。このスイッチ1012が、オンすることによって、PMOS(Q2)がオフし、各チャンネルの差動トランジスタ対に接続される電流源に電流が流れなくなり、オペアンプ動作が行われなくなる。すなわち、電力消費が著しく小さくなり発熱が抑制される。

【0104】

図12において、制御信号は、各ICに1本で説明したが、X線照射野の境界が、チャンネルの途中になる可能性があるため、更に効率よく制御するためには、各ICに複数本の制御線を設けてもよい。

【0105】

また、図13では、初段のオペアンプの電流源を制御している図であるが、2段目や3段目にオペアンプがカスケード接続されている場合、同様な接続を行って制御すればよい。その場合1チップあたり、 $320 \text{ ch} \times 3 = 960$ 個のオペアンプの電流源が絶たれることになり、電力の消費が大きく抑制されることになる。ひいては発熱量が大きく軽減される。

【0106】

演算処理部106は、未装着時撮影では、X線(放射線)照射領域を含む読み出し回路1102, 1112及び駆動回路1103を動作させ、X線(放射線)照射領域以外の領域の読み出し回路1102, 1112及び駆動回路1103を動作させない又は消費電流を低減させるようように平面X線検出装置11を制御する。

【0107】

(第4の実施形態)

図14は、本発明の第4の実施形態によるX線検出回路部の回路図である。図14では、第3の実施形態で説明したオペアンプのバイアス電流を遮断する(Disable)制御端子に「IDLE」という端子名をつけている。また、第2の実施形態で説明した、オペアンプのバイアス電流量を切り替える制御端子に「BIAS」という端子名をつけている。オペアンプ(AMP1)の反転入力端子にはX線検出回路部からの信号配線が接続されている。またオペアンプ(AMP1)の非反転端子には基準電位1015によりVref1の電位が与えられている。また、オペアンプ(AMP1)の出力端子には、保護抵抗を介し、スイッチ1013が接続され、出力端子がVref1に接続されるように、信号IDLEで制御されるようになっている。すなわち信号IDLEがオンすることによりOR回路1016によりスイッチ1017がオンし、信号RCによる制御が効かず、オペアンプの反転端子(-)すなわちX線検出部(X線検出基板)からの信号配線がVref1にバイアスされることになる。

【0108】

10

20

30

40

50

言い換えれば、オペアンプAMP1をバッファ状態に動作させなくても出力端子と、反転端子を同電位にすることができる。これは消費電力の観点で有利である。

【0109】

X線検出素子(光電変換素子)をアモルファスシリコンのような材料で構成した場合、電源投入直後の素子はダーク電流が安定せず、暫くの間、擬似的な駆動を行う必要がある。この擬似的な駆動をアイドルリングと称す。アイドルリングの期間、オペアンプを動作させる(Enable)ことは、電力が消費され発熱を伴う。

【0110】

従って、この期間は、X線検出部はアイドルリング動作を行い、オペアンプは「Disable」の状態が望ましい。これにより、撮影動作としてのトータルの消費電力を低減することができる。本実施形態では、信号IDLEにより、オペアンプを「Disable」状態にし、かつオペアンプの出力端子からスイッチ1017を介し、X線検出部の信号配線にVref1のバイアスを与える。このようにすれば、TFTのゲート電圧及びフォトダイオードのバイアスを供給することにより、アイドルリング動作を行うことができる。

10

【0111】

図15は、本実施形態の動作を示すタイミングチャートであり、装着時撮影におけるタイミングを示している。X線検出器の動作を「FPD」として表現している。

【0112】

図15(a)は、X線が連続的にパルス状に照射され、X線(X-ray)が照射されていない期間にFPDから1フレーム分の画像データが読み出される例である。この撮影は透視撮影の例である。

20

【0113】

図15(b)も透視撮影の例である。X線が連続的にパルス状に照射され、X線が照射されていない期間にFPDから1フレーム分の画像データと1フレーム分のFPN(固定パターンノイズ)データを読み出す例である。画像データからFPNを差し引くことにより、X線検出部の固定パターンノイズや、光電変換素子の残像成分が除去される。図15(b)は、図15(a)に対してフレームレートが半分になる。

【0114】

図15(c)は、図15(a)の透視を行っている間に、静止画撮影を挿入している例である。一般に静止画撮影データは詳細診断に用いられるため、透視時のX線よりも多いX線が照射される。この図においては、静止画撮影ではFPNデータを採取し、透視期間ではFPNデータを採取していない。図15(c)では、静止画撮影の後に、再度透視撮影が行われているが、静止画撮影で終了してもよい。

30

【0115】

図15(a)(b)(c)においては、いかなる期間も、IDLE端子は「ローレベル(Lo)」状態になっており、すなわちスイッチ1012やスイッチ1013はオフしており、オペアンプAMP1は「Enable」の状態で行っている。

【0116】

図16は、本実施形態の動作を示すタイミングチャートであり、未装着時撮影におけるタイミングを示している。図16は、静止画撮影のシーケンスを記述している。

40

【0117】

図16は、静止画撮影を行うまでは、IDLE端子を「ハイレベル(Hi)」(オン)にすることにより、オペアンプのバイアス電流を遮断し、電力の消費を低下させ発熱を抑制した「Disable」の状態である。しかし、この期間は、不図示であるが、TFTの駆動やセンサにバイアスが与えられ、X線検出回路はアイドルリング動作の状態になっている。

【0118】

静止画撮影の要求があった場合、X線がパルス状に照射され、その画像データが読み出され、更にFPNデータも読み出される。再び、アイドルリングにもどり、2枚目の静止画撮影が行われる。

50

【 0 1 1 9 】

図 1 6 (a) においては、「 I D L E 」信号が、 X 線照射前に切り替わっており、図 1 6 (b) においては、「 I D L E 」信号が、 X 線照射後すなわち読み出し動作の直前に切り替わっている。どちらでもよいが、図 1 6 (b) の方が発熱は抑制される。

【 0 1 2 0 】

なお、図 1 4 では、紙面の都合上 1 チャンネル分のみしか表記していないが、図 1 3 同様な、多チャンネルで構成されることはいうまでもない。

【 0 1 2 1 】

平面 X 線検出装置 1 1 は、装着時撮影では動画撮影及び静止画撮影が可能であり、未装着時撮影ではアイドリング駆動及び静止画撮影が可能である。

10

【 0 1 2 2 】

(第 5 の実施形態)

図 1 7 は、本実施形態の動作を示すタイミングチャートであり、未装着時撮影におけるタイミングを示している。図 1 6 においては、静止画のみの撮影の例であるが、図 1 7 は、透視撮影と静止画撮影の混合撮影である。透視撮影においては B I A S 端子を「 L o 」(オフ) にして、オペアンプの消費電流を抑えた駆動により発熱を抑制している。但し、この場合、 B I A S 端子が「 H i 」の時に比べてスピードの点では若干不利になるため、 B I A S 端子が「 L o 」の時に比べて高速の透視撮影は行えない。静止画撮影要求があった場合、静止画用の X 線が照射され、 1 フレーム分の静止画画像の読み出し動作を行い、更に F P N の読み出し動作を行う。図 1 7 では、この期間、 B I A S 端子を「 H i 」にしている。

20

【 0 1 2 3 】

オペアンプ入力段の差動トランジスタ対に流すバイアス電流により、トランジスタのランダムノイズが変化する。一般に、大きい電流を流すことにより、入力部の差動トランジスタ対のコンダクタンスが小さくなるためノイズが低減する。本実施形態では、静止画撮影画像は、診断用として用いられるために、静止画撮影において B I A S 端子を「 H i 」にしている。

【 0 1 2 4 】

しかし、 X 線照射量を大きく設定できるような場合や、 S / N 比がそれほど気にしなくてよい場合などは、敢えて B I A S 端子を「 H i 」にする必要はない。つまり、撮影や診断の目的に応じて選択すればよい。

30

【 0 1 2 5 】

(第 6 の実施形態)

図 1 8 は、本発明の第 6 の実施形態による X 線撮像装置の概略図である。 C アームと X 線検出器の構造図を示している。 9 0 1 は蛍光体、 9 0 2 は熱拡散板、 9 0 3 はヒートパイプ、 9 0 4 は読み出し回路、 9 0 5 は熱交換器、 9 0 6 は C アーム、 9 0 7 は信号・電源ケーブル、 9 0 8 はヒートパイプ、 9 0 9 は熱拡散板、 9 1 0 は熱伝導シートである。 9 1 1 はコネクタ、 9 1 2 は固定フック、 9 1 3 は平面 X 線検出器、 9 1 4 はサポート基板、 9 1 5 は 2 次元センサ、 9 1 6 はシステム基板、 9 1 7 は延長ケーブル、 9 9 0 は装着検知部である。

40

【 0 1 2 6 】

本実施形態における、平面 X 線検出器 9 1 3 は、図 3 や図 1 1 や図 1 2 で示したような回路構成をもつ 2 次元センサであり、光入射面上に X 線を可視光に変換する蛍光体 9 0 1 を配置したものである。 9 0 4 は読み出し回路部である。駆動回路は図 9 には図示していない。それらをサポート基板 9 1 4 に接着した構成となっている。

【 0 1 2 7 】

サポート基板 9 1 4 上には、 A D コンバータや、駆動回路部 (不図示) やタイミング生成部や、放射線検出回路や駆動回路部や読み出し回路部などの電源を制御・供給する電源制御部や、メモリや C P U を具備した演算処理部などのシステム基板が固定されている。 A D コンバータは、読み出し回路部から出力される信号を A D 変換する。タイミング生成

50

部は、読み出し回路にタイミングを与える。システム基板 9 1 6 は図ではひとつであるが、複数枚であってもよい。

【 0 1 2 8 】

本実施形態において、平面 X 線検出器 9 1 3 は熱拡散板 9 0 2 を具備する。熱拡散板 9 0 2 には、ヒートパイプ 9 0 3 が接続されており読み出し回路部 9 0 4 等から発する熱が伝達される仕組みとなっている。

【 0 1 2 9 】

Cアーム 9 0 6 には、上記の平面 X 線検出器 9 1 3 と同様の熱拡散板 9 0 9 と熱伝導シート 9 1 0 が具備されている。Cアーム 9 0 6 と平面 X 線検出器 9 1 3 が結合された状態では、平面 X 線検出器 9 1 3 の熱拡散板 9 0 2 が熱伝導シート 9 1 0 を介してCアーム 9 0 6 の熱拡散板 9 0 9 と熱的に接続される。

10

【 0 1 3 0 】

Cアーム 9 0 6 には、熱拡散板 9 0 9 の熱を外部に排出する為のヒートパイプ 9 0 8 と熱交換器 9 0 5 が備わっており、平面 X 線検出器 9 1 3 内部から伝達される熱を外部に排熱することができる。平面 X 線検出器 9 1 3 は、Cアーム 9 0 6 に装着されている時には、発生した熱をCアーム 9 0 6 へ伝達させて放熱させるための放熱伝達手段を有する。

【 0 1 3 1 】

ここで、ヒートパイプ 9 0 8 とは、内部に封入された液体の気化 / 液化の相変化と毛細管現象を利用した熱伝導システムの総称である。ヒートパイプ 9 0 8 の熱伝導率は非常に高く、効率良く熱を伝達することができる。

20

【 0 1 3 2 】

このヒートパイプ 9 0 8 は形状の自由度が高いうえ可動部が無くメンテナンスも不要なため、医療機器のような高い信頼性を求められる装置に好適である。

【 0 1 3 3 】

本実施形態における熱拡散板 9 0 2 , 9 0 9 の材料は、銅やアルミニウムといった熱伝導性の高い金属である。

【 0 1 3 4 】

熱伝導シート 9 1 0 は熱伝導率の高いシリコンゴムやアクリルゴムを用いたシート状の物である。金属のような熱拡散板同士の接続においては、その間に空気層が生じてしまうために効率よく熱伝導ができなくなるのが、熱伝導シート 9 1 0 はそれらを防ぐ役割がある。この熱伝導シート 9 1 0 はCアーム 9 0 6 側の熱拡散板 9 0 9 に固定されている。

30

【 0 1 3 5 】

本実施形態におけるCアーム 9 0 6 と平面 X 線検出器 9 1 3 との電気的接続は、平面 X 線検出器 9 1 3 をCアーム 9 0 6 に固定すると同時に接続される。

【 0 1 3 6 】

Cアーム 9 0 6 を含む撮影システムと平面 X 線検出器 9 1 3 との電気的接続はコネクタ 9 1 1 によって行われる。コネクタ 9 1 1 を介して、Cアーム 9 0 6 側からは X 線検出器 9 1 3 を駆動するのに必要な電源や電気信号が供給され、平面 X 線検出器 9 1 3 からは画像データやシステムの状態信号をCアーム 9 0 6 側に出力される。

【 0 1 3 7 】

図 1 8 (b) はCアーム 9 0 6 から平面 X 線検出器 9 1 3 を分離した状態を示している。平面 X 線検出器 9 1 3 をCアーム 9 0 6 から分離した場合は、延長ケーブル 9 1 7 をコネクタ 9 1 1 に接続することで、平面 X 線検出器 9 1 3 での撮影が可能である。

40

【 0 1 3 8 】

図 1 8 における 9 9 0 は、平面 X 線検出器 9 1 3 をCアーム 9 0 6 に装着した時と取り外しをした時 (未装着時) を検知するための装着検知手段 (装着検知部) である。装着状態か未装着状態を検知し、その信号によって、X 線撮像手段の発熱量を異なるように制御する。

【 0 1 3 9 】

図 2 2 には、Cアーム 9 0 6 側に設けられた装着検知手段 9 9 0 で装着状態を検知し、

50

その制御信号によりX線撮像手段を制御する概略を示している。

【0140】

装着検知手段990からの制御信号により、図1、図2においては、演算処理部106にフィードバックがかかって、演算処理部106から電源制御部104への制御信号によって、電圧 V_s 、 V_{com} 、 V_{dd} 、 V_{ref1} などが制御され、発熱量が制御される。

【0141】

また、装着検知手段990からの制御信号により、図8においては、電流源801を制御されることにより、発熱量を変えることができる。

【0142】

また、装着検知手段990からの制御信号により、図11、図13においては、スイッチ1011を制御することにより、発熱量を変えることができる。

10

【0143】

また、装着検知手段990からの制御信号により、図12において、それぞれの読み出し回路や駆動回路の状態(enable/disable)を変化させることにより発熱量を変えることができる。不図示であるが、それらを選択する方法は、現在のデジタル技術を駆使すれば、容易に達成できる。

【0144】

また、装着検知手段990からの制御信号により、図15、図16、図17においては、IDLE信号やBIAS信号を変えることにより、発熱量を変えることができる。不図示であるが、IDLE信号やBIAS信号のタイミング作成方法は、現在のデジタル技術を駆使すれば、容易に達成できる。

20

【0145】

図21は、装着検知手段990の例を示す図であり、図21(a)は電気回路図で、図21(b)は機械的概念図である。

【0146】

991は、発光ダイオード(LED)であり、発光ダイオード991からの光が、フォトトランジスタ992のベース部(受光部)に照射されることによりオン状態となって、制御信号が「Lo」レベルとなる。フォトトランジスタ992の受光部に発光ダイオード991の光が照射されない場合、オフ状態となり、制御信号は「Hi」状態となる。

【0147】

993は、前述の図21(a)の電気回路が埋め込まれた部材であり、窓995を抜けたLEDの光は、対向部に設けられた窓(不図示)を介し、フォトトランジスタ部(不図示)に入力される。994は、X線撮像手段がCアーム906に装着されたときに、LEDとフォトトランジスタ間の光を遮って、また、取り外した時すなわち未装着時にLEDの光がフォトトランジスタに照射されるように作動する遮光部材である。図21では、制御信号は、装着時に「Hi」で、未装着時に「Lo」となる。図21(b)はフォトインタラプタと称される。発光ダイオード991の光の波長は、周囲の光から遮光されていれば赤外光でも可視光でもよいが、周囲の光(蛍光灯)が入り込む場合は、赤外LEDを用いることが望ましい。

30

【0148】

図18ではCアーム906と平面X線検出器913を延長ケーブル917で接続したが、コネクタ911と同様の機能を持つコネクタがあればそのコネクタと接続しても良い。

40

【0149】

例えば、図20に示した車輪が付いた移動式X線発生装置13のコネクタに接続してもよい。

【0150】

Cアーム906と平面X線検出器913との機械的接続は固定フック912によって行われる。平面X線検出器913の筐体側面にある溝にフックがかかることで固定される。

【0151】

未装着時撮影においては、ケーブルが、撮影の邪魔になったり、撮影行為の途中で手や

50

足でケーブルを引っ掛けてX線検出器913を破壊したりする可能性があるため、ケーブルがない方式(ケーブルレス)が望まれる。X線検出器913に入力する駆動信号は、X線検出器913内に無線インターフェースやアンテナを具備し無線通信によって外部から制御すればよい。あるいは、無線通信は行わず、X線検出器913内部にタイミング発生部や制御部を設けてもよい。また、X線検出器913からの画像情報を備えたデジタル信号は、同じく無線通信で行ってもよいし、X線検出器913側に撮像データを蓄えるUSBメモリやMOディスクやハードディスクのような容易に取り外し可能な記憶部を具備すればよい。

【0152】

未装着時撮影においてケーブルレス化を達成するためには、X線検出器913などに供給する電源(バッテリー)をX線検出器913内部に具備する必要がある。Cアーム906に装着している時の装着時撮影は、X線撮像装置の電源を用い、未装着時撮影においては、X線検出器913内部に具備したバッテリーで駆動する。バッテリーは、大容量で充電可能なタイプが望ましいが、反面、容量増大は大きさと重さの問題が生ずる。未装着時撮影で求められるX線検出器913は、軽く持ち運びが可能なことである。そのために必要なバッテリーは、ある程度の容量が小さいことが、やむを得ず要求される。本実施形態は、そういった事情にも対応可能である。すなわち、未装着時撮影において発熱を抑制するような駆動を行う本実施形態は、ケーブルレス化に必須なバッテリー化を促進するものである。

【0153】

以上、本発明の実施形態について説明してきたが、以下に用語の定義を説明する。透視撮影とは、動画撮影と同意味であり、連続的にX線画像を観察者がモニタなどを通してリアルタイムに観察してもよいし、デジタルデータとして記憶媒体に一旦記憶したあと、別途再生し、モニタで観察してもよい。記憶媒体に記憶させた透視画像データは、一部または全てを紙やフィルムに印刷し、複数の静止画像として観察してもよい。

【0154】

静止画撮影も同様で、そのままモニタで観察するか、メモリに記憶した後に観察するかは特に区別するものではない。

【0155】

平面X線検出器913は、放射線検出基板101、駆動手段103、読み出し手段102、AD変換手段105が支持板914に接着またはネジで固定され、それらが周囲を覆うためのカバー部材の中に収納された構造を有する。

【0156】

前記カバー部材の放射線入射面は、炭素を主成分にした材料からなり、放射線入射面以外は、マグネシウム、アルミニウム、ステンレス、プラスチックいずれかである。前記支持板は、マグネシウム、アルミニウム、ステンレス、プラスチックいずれかの材料である。

【0157】

平面X線検出器913は、持ち運びが可能な取っ手部分を少なくとも1箇所以上具備する。平面X線検出器913はバッテリーを具備し、装着時撮影においては、Cアーム906を経由した電源配線から電力が供給され、未装着時撮影においては、前記バッテリーから電力が供給される。前記バッテリーは簡単に取り外せる構造を有する。

【0158】

平面X線検出器913は、メモリを具備し、装着時撮影においてはCアーム906を経由したデータ転送用の電気配線を経由してデータが出力され、装着時撮影においては前記メモリにデータを蓄える。前記メモリは簡単に取り外せる構造を有する。装着時撮影においては、Cアーム906を経由した電気配線があり、未装着時撮影においては、Cアーム906から完全に切り離され状態で撮影できる。

【0159】

放射線検出素子PDは、放射線を可視光に変換する波長変換体と可視光を受光して電気信号に変換する光電変換体からなる。前記波長変換体は、 Gd_2O_3 、 Gd_2O_2S 及びCs

10

20

30

40

50

I から少なくとも 1 種類選択された母体材料を主として構成されている。前記光電変換体は、アモルファスシリコンを主材料として構成されている。

【0160】

放射線検出素子 PD は、セレン (Se)、ヒ素化ガリウム (GaAs)、ヨウ化銀 (HgI₂)、ヨウ化鉛 (PbI₂)、硫化亜鉛 (ZnS)、セレン化亜鉛 (ZnSe)、テルル化カドミウム (CdTe)、テルル化亜鉛 (ZnTe)、又はテルルと亜鉛とカドミウムの混晶 (ZnCdTe) のいずれかを主たる材料として選択され、放射線を蛍光体を介さずに直接電荷に変換するものでもよい。

【0161】

図 19 及び図 22 において、平面 X 線検出器 11 と放射線源 12 が接続された C アーム 16 が車輪 25 がついた台車に接続される。前記台車の中には、放射線源 12 や平面 X 線検出器 11 を制御するシステムコントローラ部 20, 21 と、画像処理部とデータ記憶部とを備え、更に放射線源の電源や、放射線検出手段の電源や、放射線検出手段や放射線源の熱を放熱する熱交換器を具備する。前記台車の外側には、平面 X 線検出器 11 で撮影した画像を観察できるモニタ 22 が少なくとも 1 台具備されている。前記台車と C アーム 16 の接続部において、C アーム 16 は、前後、左右、上下の移動及び回転ができる機構を有する。

10

【0162】

通常 C アームの装着した状態で行われる透視撮影や静止画の撮影のみならず、C アームから取り外した状態においても撮影が可能な使い勝手のよい X 線撮像装置の提供が可能である。X 線検出器を C アームから取り外し撮影を行うことができれば、C アームの装着されている X 線源のみならず、撮影室に備え持っている別の X 線を使用することも可能になり、使い勝手が向上するだけでなく、画質を向上させることも可能である。未装着時撮影においては、消費電力を抑制する駆動を行うため、バッテリーを用いた駆動に有利である。また、未装着時撮影においては、フィルムカセットと同様、カセットのケーブルレス化を促進させることができる。

20

【0163】

なお、上記実施形態は、何れも本発明を実施するにあたっての具体化の例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。すなわち、本発明はその技術思想、またはその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0164】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態による X 線撮像装置における X 線検出器の回路構成図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態による X 線撮像装置における X 線検出器の回路構成図である。

【図 3】図 1、図 2 で示すところの X 線検出回路部を 2 次元状に表記した図である。

【図 4】図 3 における駆動回路図の内部に記載した回路例を示す図である。

【図 5】図 3 における駆動回路の動作を示すタイミングチャートである。

40

【図 6】図 3 における読み出し回路図の内部に記載した回路例を示す図である。

【図 7】図 6 における読み出し回路図の動作を示すタイミングチャートである。

【図 8】本発明の第 2 の実施形態による X 線撮像装置における X 線検出器の回路図である。

【図 9】図 8 の動作を示すタイミングチャートである。

【図 10】本発明の第 2 の実施形態による X 線撮像装置であって、オペアンプバイアス電流を、装着時撮影と未装着時撮影において切り替えるための回路図である。

【図 11】図 1、図 2 で示すところの X 線検出回路部を 2 次元状に表記した図である。

【図 12】本発明の第 3 の実施形態による X 線検出器の動作の状態 (未装着時撮影時) を示す図である。

50

【図13】第3の実施形態によるX線検出部の読み出し回路部であって、「Enable」と「Disable」を切り替えるための回路図である。

【図14】本発明の第4の実施形態によるX線検出部の回路図である。

【図15】本発明の第4の実施形態の動作（装着時撮影時）を示すタイミングチャートである。

【図16】本発明の第4の実施形態の動作（未装着時撮影）を示すタイミングチャートである。

【図17】本発明の第5の実施形態の動作（未装着時撮影）を示すタイミングチャートである。

【図18】第6の実施形態によるX線撮像装置であって、CアームとX線検出器の構造図である。

10

【図19】従来例を示す図であり、特許2005-000470号公報に示されているモバイル型X線撮像装置の概略図である。

【図20】従来例を示す図であり、特許2005-000470に示されているモバイル型X線撮像装置の概略図である。

【図21】装着検知手段の例を示す図である。

【図22】Cアーム側に設けられた装着検知手段で装着状態を検知し、その制御信号によりX線撮像手段を制御する概略を示す図である。

【符号の説明】

【0165】

20

101 X線検出回路部（X線検出手段）

102 読み出し回路部（読み出し手段）

103 駆動回路部（駆動手段）

104 電源制御部

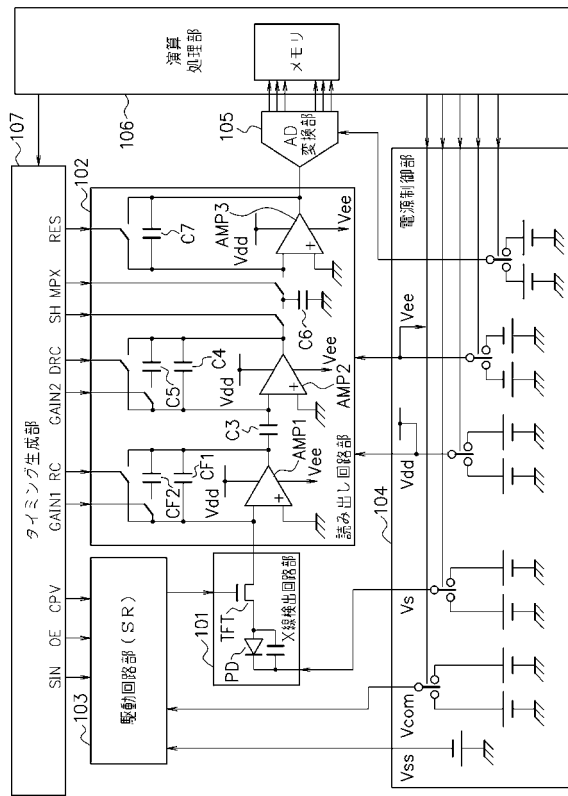
105 AD変換部

106 演算処理部

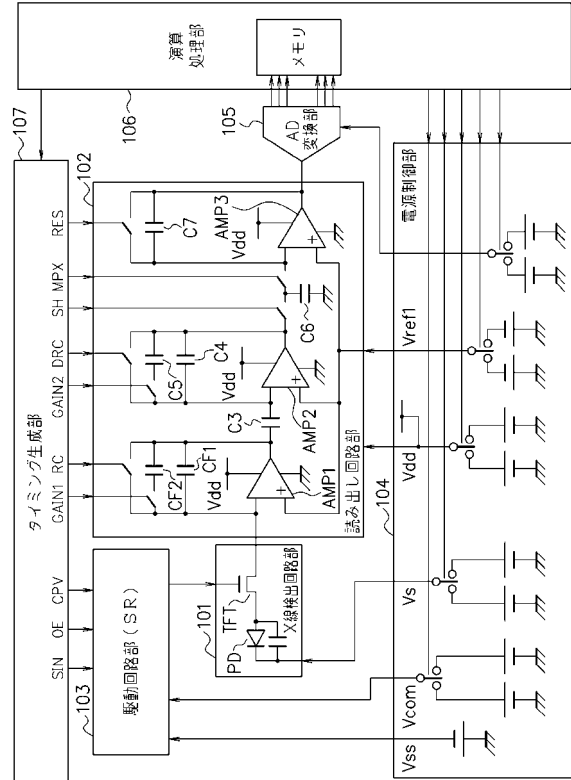
107 タイミング生成部

AMP1～AMP3 オペアンプ

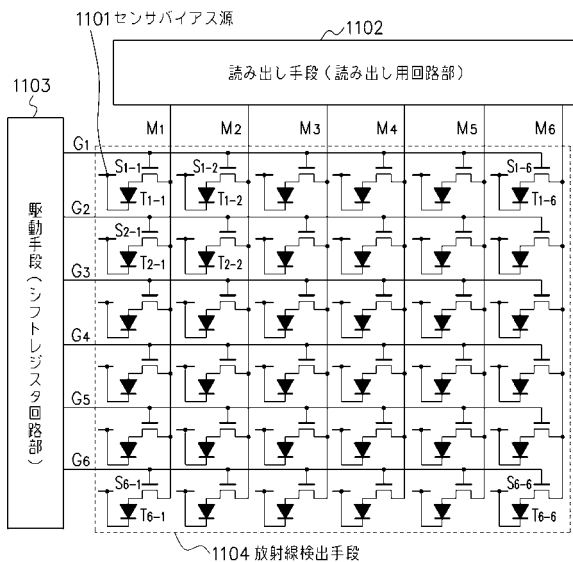
【図1】



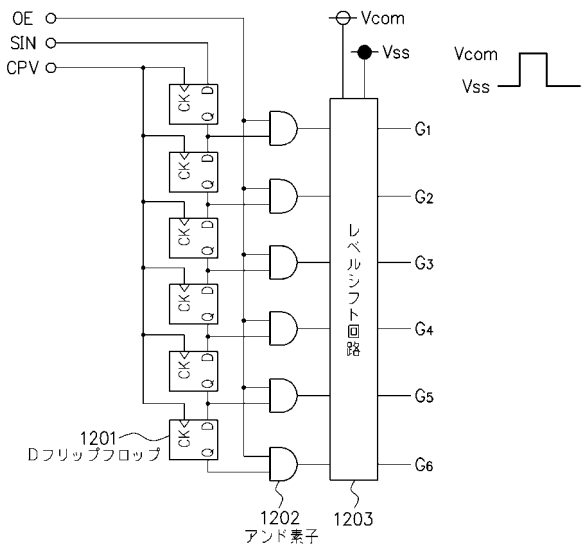
【図2】



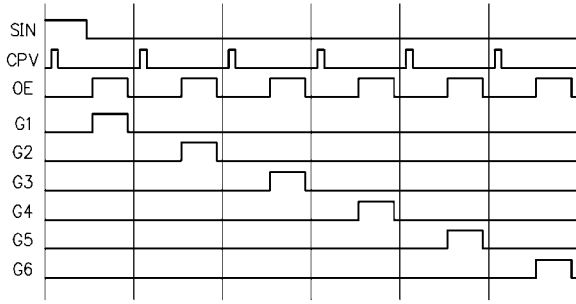
【図3】



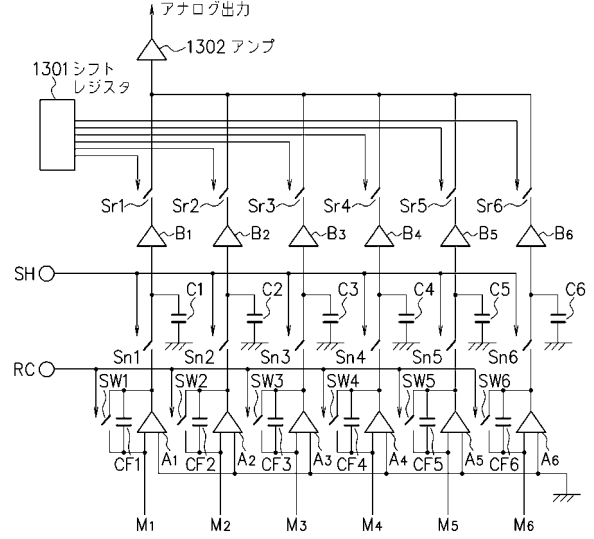
【図4】



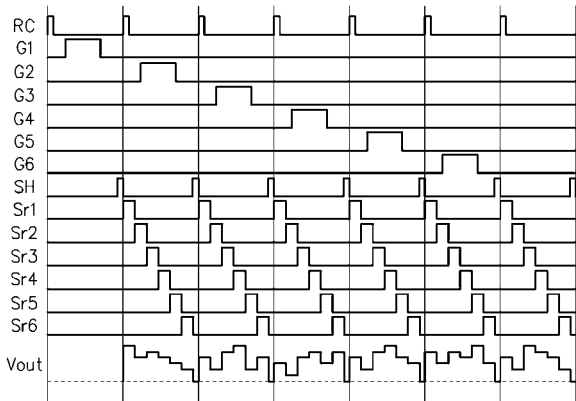
【図5】



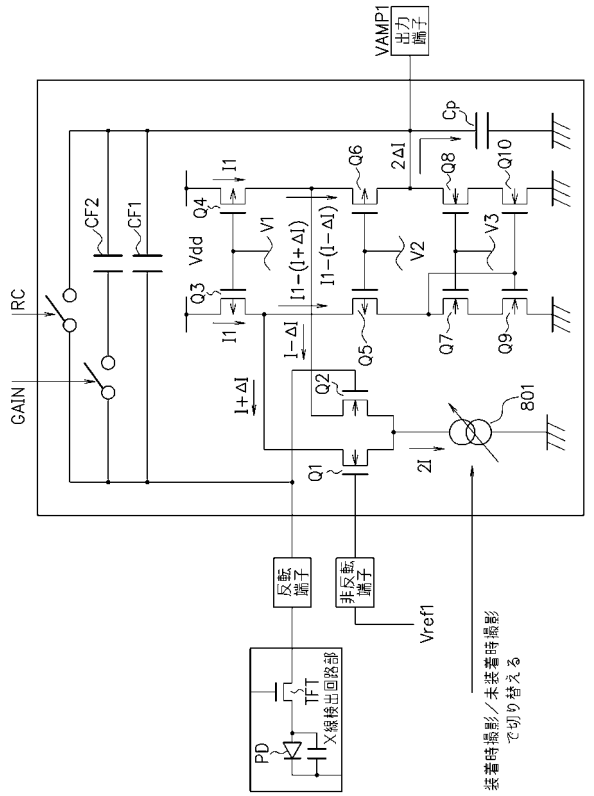
【図6】



【図7】

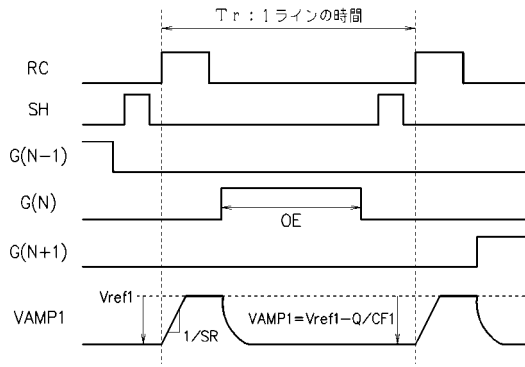


【図8】

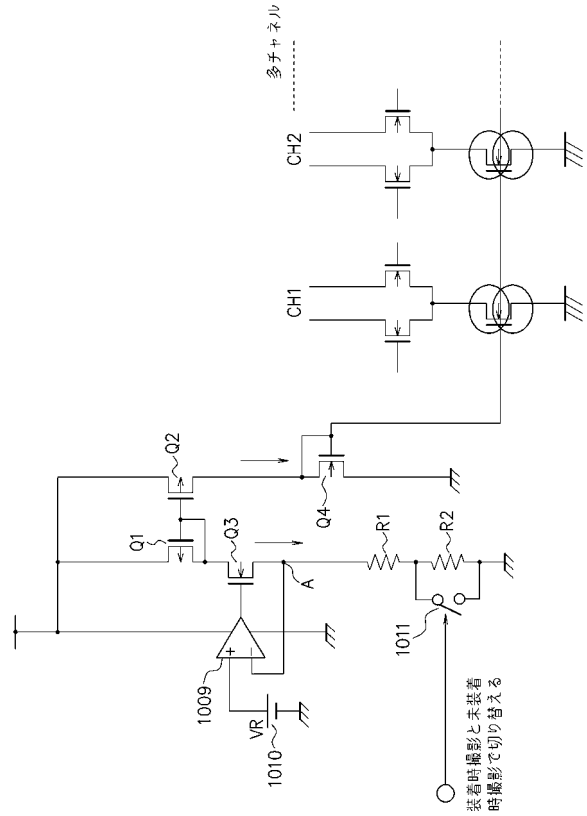


装着時撮影/未装着時撮影
で切り替える

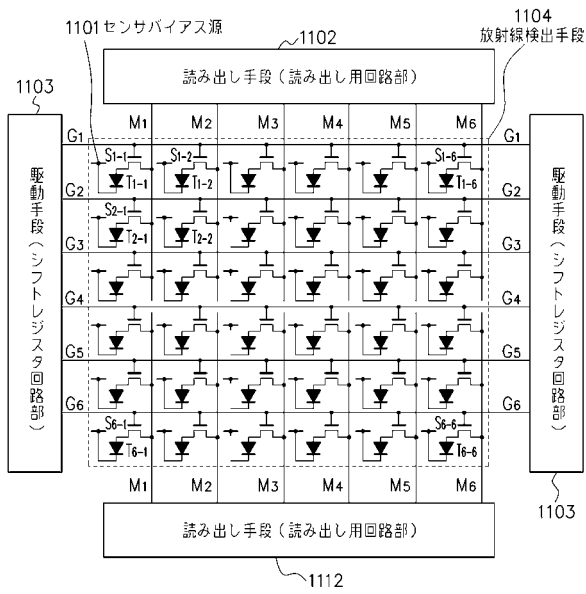
【図9】



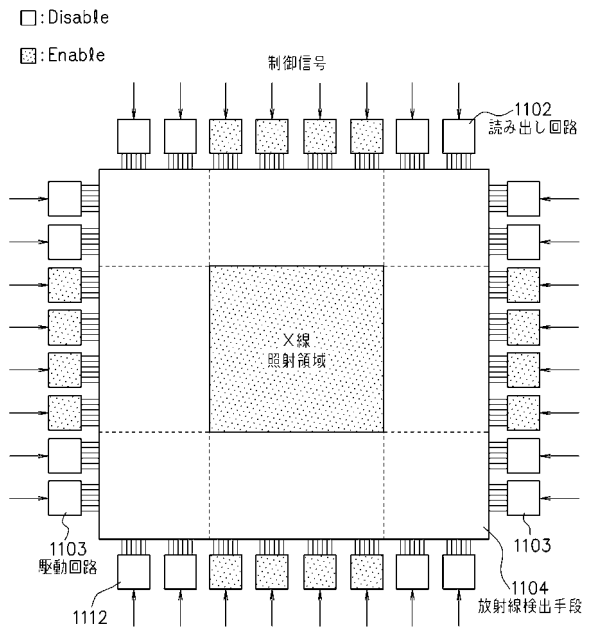
【図10】



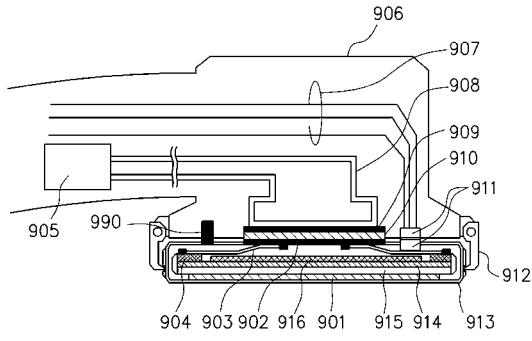
【図11】



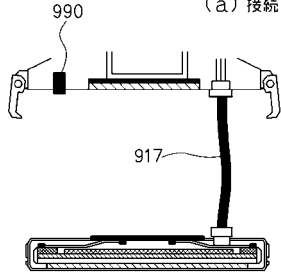
【図12】



【図18】



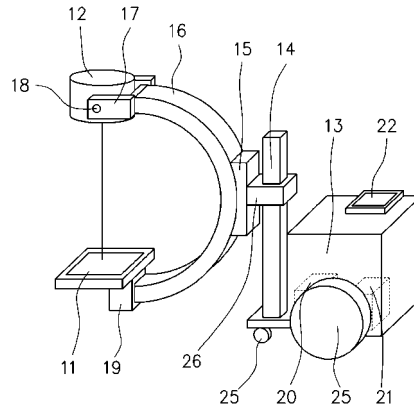
(a) 接続状態



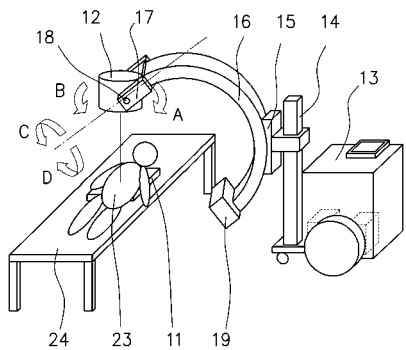
(b) 分離状態

- 901: 蛍光体
- 902: 熱伝散板
- 903: ヒートパイプ
- 904: 読み出し回路
- 905: 熱交換器
- 906: Cアーム
- 907: 信号・電源ケーブル
- 908: ヒートパイプ
- 909: 熱伝散板
- 910: 熱伝導シート
- 911: コネクタ
- 912: 固定フック
- 913: 平面X線検出器
- 914: サポート基板
- 915: 2次元センサ
- 916: システム基板
- 917: 延長ケーブル
- 990: 装着検知部

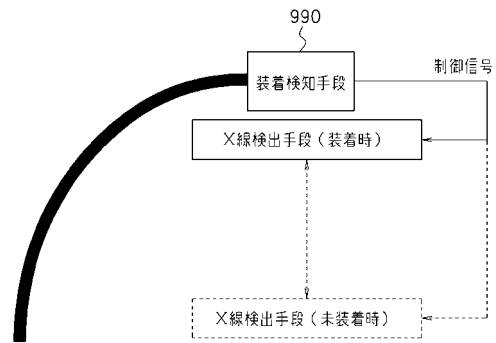
【図19】



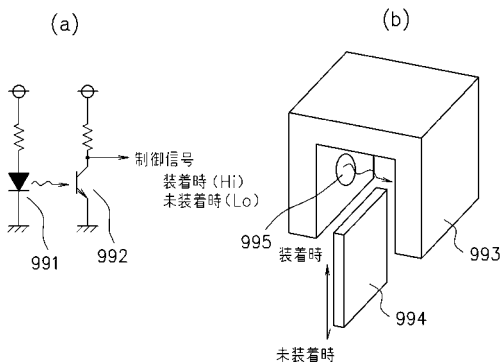
【図20】



【図22】



【図21】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		
H 0 4 N	5/32	(2006.01)	G 0 1 T	1/20 E
H 0 4 N	5/345	(2011.01)	G 0 1 T	1/24
			G 0 1 T	7/00 A
			H 0 4 N	5/32
			H 0 4 N	5/335 4 5 0

(72)発明者 竹中 克郎
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

(72)発明者 横山 啓吾
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開2005-173432(JP,A)
 特開2000-037374(JP,A)
 特開2004-049887(JP,A)
 特開2005-270656(JP,A)
 特開2006-055201(JP,A)
 特開2005-000470(JP,A)
 特開2005-175418(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	6 / 0 0
G 0 1 T	1 / 2 0
G 0 1 T	1 / 2 4
G 0 1 T	7 / 0 0
G 0 3 B	4 2 / 0 2
H 0 4 N	5 / 3 2
H 0 4 N	5 / 3 4 5