

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6869914号  
(P6869914)

(45) 発行日 令和3年5月12日(2021.5.12)

(24) 登録日 令和3年4月16日(2021.4.16)

(51) Int. Cl.	F I
<b>G O 1 T 7/00 (2006.01)</b>	G O 1 T 7/00 A
<b>A 6 1 B 6/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/00 3 0 0 Q
	A 6 1 B 6/00 3 5 0 S
	A 6 1 B 6/00 3 3 3

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2018-39373 (P2018-39373)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成30年3月6日(2018.3.6)	(74) 代理人	110001988 特許業務法人小林国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2019-152594 (P2019-152594A)	(72) 発明者	清水川 将 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
(43) 公開日	令和1年9月12日(2019.9.12)	(72) 発明者	纈纈 博岐 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
審査請求日	令和2年2月5日(2020.2.5)	(72) 発明者	谷内 光史 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線画像検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線源から照射されて被写体を透過した放射線に感応して電荷を蓄積する画素が二次元に配列された複数のセンサパネルと、

複数の前記センサパネル毎に設けられ、前記電荷をデジタル信号に変換して放射線画像として出力する複数の回路部と、

前記センサパネルと前記回路部のペア毎に設けられ、前記センサパネルと前記回路部の前記ペアにそれぞれ給電する複数の電源部と、

複数の前記電源部の動作を同期させる同期信号を、複数の前記電源部に供給する同期信号供給部とを備える放射線画像検出装置。

【請求項2】

前記センサパネルの動作を制御する制御部を備え、

前記同期信号供給部は、前記制御部に設けられている請求項1に記載の放射線画像検出装置。

【請求項3】

前記同期信号供給部は、複数の前記電源部のうちの一つに設けられている請求項1に記載の放射線画像検出装置。

【請求項4】

前記同期信号は、前記回路部の動作を規定するクロック信号としても利用される請求項1ないし3のいずれか1項に記載の放射線画像検出装置。

## 【請求項 5】

複数の前記センサパネルは、厚さ方向に順に配置されている請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の放射線画像検出装置。

## 【請求項 6】

複数の前記回路部から出力された複数の前記放射線画像は、骨に関する指標値の算出に利用される請求項 5 に記載の放射線画像検出装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、放射線画像検出装置に関する。

10

## 【背景技術】

## 【0002】

医療分野において、放射線画像検出装置で検出された放射線画像に基づく診断が盛んに行われている。放射線画像検出装置は、センサパネルと、回路部と、電源部とを備えている。センサパネルには、放射線源から照射されて被写体（患者）を透過した放射線に感応して電荷を蓄積する複数の画素が二次元に配列されている。このようなセンサパネルを備える放射線画像検出装置は、フラットパネルディテクタ（FPD；Flat Panel Detector）とも呼ばれる。回路部は、センサパネルの画素に蓄積された電荷をデジタル信号に変換し、これを放射線画像として出力する。電源部は、センサパネルと回路部に給電する。電源部には、パルス変調方式、例えばパルス幅変調（以下、PWM；Pulse Width Modulationと略す）方式により所望の電圧を出力するスイッチング電源が設けられている。

20

## 【0003】

特許文献 1 に記載されているように、放射線画像検出装置にはセンサパネルを複数備えるものがある。特許文献 1 に記載の放射線画像検出装置は、いわゆるエネルギーサブトラクション（以下、ES（Energy Subtraction）と略す）法に用いられるものである。より詳しくは、特許文献 1 に記載の放射線画像検出装置は、二つのセンサパネルを厚さ方向に順に配置した構成で、一回の放射線の照射で二つのセンサパネルの画素に同時に電荷を蓄積している。そして、二つのセンサパネルでそれぞれ検出した二つの放射線画像に基づいて、骨部組織の画像、および/または、骨部組織を除いた軟部組織の画像を生成したり、骨量、骨密度といった骨に関する指標値を算出している。

30

## 【0004】

特許文献 1 では、回路部はセンサパネル毎に二つ設けられている。また、特許文献 1 では、一つの電源部で各センサパネルと各回路部の電源を賄うように記載されているが、実際は、電源部もセンサパネルと回路部のペア毎に二つ設けられている。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

【特許文献 1】特開 2018 - 015455 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

40

## 【0006】

特許文献 1 のようにセンサパネルを複数備える放射線画像検出装置においては、各回路部と各電源部の相互作用によりノイズが発生し、このノイズが原因で放射線画像にアーチファクトが発生する。

## 【0007】

上記の各回路部と各電源部の相互作用によるノイズが撮影毎に異なると、当然ながら放射線画像に発生するアーチファクトも撮影毎に異なるものとなる。このため、全く同じ条件下で同じ被写体を撮影したとしても、アーチファクトの影響が撮影毎に異なることで、発生するアーチファクトが一定ではない放射線画像が得られてしまい、各回の撮影で同じ放射線画像を得ることができない。つまり、放射線画像の再現性を確保することができな

50

い。この放射線画像の再現性を確保することができないという問題は、特許文献1のように骨に関する指標値を算出する系においては、指標値の信頼性が大きく低下することになるため、特に解決すべき重要な問題である。

【0008】

本発明は、放射線画像の再現性を確保することが可能な放射線画像検出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】

【0009】

上記課題を解決するために、本発明の放射線画像検出装置は、放射線源から照射されて被写体を透過した放射線に感応して電荷を蓄積する画素が二次元に配列された複数のセンサパネルと、複数のセンサパネル毎に設けられ、電荷をデジタル信号に変換して放射線画像として出力する複数の回路部と、センサパネルと回路部のペア毎に設けられ、センサパネルと回路部のペアにそれぞれ給電する複数の電源部と、複数の電源部の動作を同期させる同期信号を、複数の電源部に供給する同期信号供給部とを備える。

10

【0010】

センサパネルの動作を制御する制御部を備え、同期信号供給部は、制御部に設けられていることが好ましい。または、同期信号供給部は、複数の電源部のうちの一つに設けられていることが好ましい。

【0011】

同期信号は、回路部の動作を規定するクロック信号としても利用されることが好ましい。

20

【0012】

複数のセンサパネルは、厚さ方向に順に配置されていることが好ましい。

【0013】

複数の回路部から出力された複数の放射線画像は、骨に関する指標値の算出に利用されることが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、センサパネルと回路部の複数のペアにそれぞれ給電する複数の電源部の動作を同期させる同期信号を、複数の電源部に供給するので、各回路部と各電源部の相互作用によるノイズが各撮影で常に同じとなり、放射線画像に発生するアーチファクトも各撮影で常に同じとなる。したがって、放射線画像の再現性を確保することが可能な放射線画像検出装置を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】X線撮影の様子を示す図である。

【図2】電子カセットの内部構造を示す図である。

【図3】電子カセットの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】各電源部の動作を同期させる例を示す図であり、各電源部の各スイッチング電源のパルスの位相が揃っている場合を示す。

40

【図5】各電源部の動作を同期させる例を示す図であり、各電源部の各スイッチング電源のパルスの位相がずれている場合を示す。

【図6】コンソールの骨密度算出に関わる構成を示すブロック図である。

【図7】第1電源部に同期信号供給部を設けた第2実施形態を示すブロック図である。

【図8】第3実施形態の電子カセットを、X線が入射する前面側からみた図である。

【図9】第3実施形態の電子カセットの電氣的構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

[第1実施形態]

図1において、本発明の放射線画像検出装置に相当する電子カセット10は、第1セン

50

サパネル 1 1 A および第 2 センサパネル 1 1 B が筐体 1 2 内に收容されたものである。各センサパネル 1 1 A、1 1 B は、平面視が矩形状の薄板であり、その厚さ方向 T D に順に配置されている。

【 0 0 1 7 】

筐体 1 2 は、直方体形状をした可搬型の箱であり、例えば、フィルムカセットや I P ( Imaging Plate ) カセット、C R ( Computed Radiography ) カセットと略同様の、国際規格 I S O ( International Organization for Standardization ) 4 0 9 0 : 2 0 0 1 に準拠した大きさである。筐体 1 2 は、炭素繊維が混入された樹脂あるいはアルミニウムやニッケルのフィラーが混入された樹脂、アルミニウム合金、マグネシウム合金といった導電性材料で形成される。

10

【 0 0 1 8 】

電子カセット 1 0 は、被写体 H が仰臥する撮影台 1 3 のホルダ 1 4 にセットされる。そして、放射線源に相当する X 線源 1 5 から照射されて被写体 H を透過した、放射線に相当する X 線 ( 一点鎖線で示す ) を受けて、放射線画像に相当する X 線画像を検出する。

【 0 0 1 9 】

電子カセット 1 0 はコンソール 1 6 と接続され、これらは各種情報を通信する。各種情報には、電子カセット 1 0 で検出した X 線画像や、コンソール 1 6 を介してオペレータが入力する撮影メニュー等が含まれる。撮影メニューは、例えば、頭部、胸部等の撮影部位、立位、臥位、座位等の姿勢、正面、側面、背面等の X 線に対する被写体 H の向きの組である。

20

【 0 0 2 0 】

コンソール 1 6 は、例えばノート型パーソナルコンピュータといったコンピュータをベースに、オペレーティングシステム等の制御プログラムや、各種アプリケーションプログラムをインストールして構成される。コンソール 1 6 は、ディスプレイ 1 7、およびタッチパッドやキーボード等の入力デバイス 1 8 を有する。ディスプレイ 1 7 には、電子カセット 1 0 から送信された X 線画像等が表示される。

【 0 0 2 1 】

図 2 において、X 線が入射する筐体 1 2 の前面には矩形状の開口が形成されており、開口には X 線透過性を有する透過板 2 5 が取り付けられている。そして、この透過板 2 5 の直下に第 1 センサパネル 1 1 A および第 2 センサパネル 1 1 B が配されている。ここで、各センサパネル 1 1 A、1 1 B が順に配置される厚さ方向 T D とは、筐体 1 2 の前面とこれに対向する筐体 1 2 の背面の法線と平行な方向である。第 1 センサパネル 1 1 A は、第 1 光検出基板 2 6 A と第 1 シンチレータ 2 7 A とで構成される。第 1 光検出基板 2 6 A と第 1 シンチレータ 2 7 A は、X 線が入射する筐体 1 2 の前面側からみて、第 1 光検出基板 2 6 A、第 1 シンチレータ 2 7 A の順に配置されている。同様に、第 2 センサパネル 1 1 B も、第 2 光検出基板 2 6 B と第 2 シンチレータ 2 7 B とで構成され、これらは筐体 1 2 の前面側からみて、第 2 光検出基板 2 6 B、第 2 シンチレータ 2 7 B の順に配置されている。なお、筐体 1 2 の前面側からみて、シンチレータ 2 7、光検出基板 2 6 の順に配置したセンサパネルを用いてもよい。また、アモルファスセレン等の光導電膜により X 線を直接電荷に変換する直接変換型のセンサパネルを用いてもよい。

30

40

【 0 0 2 2 】

第 1 シンチレータ 2 7 A は、例えば C s I : T l ( タリウム賦活ヨウ化セシウム ) といった蛍光体を有し、第 2 シンチレータ 2 7 B は、例えば G O S ( G d <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S : T b、テルビウム賦活ガドリニウムオキシサルファイド ) といった蛍光体を有する。各シンチレータ 2 7 A、2 7 B は、入射した X 線を可視光に変換して放出する。各光検出基板 2 6 A、2 6 B は、各シンチレータ 2 7 A、2 7 B から放出された可視光を検出して電荷に変換する。

【 0 0 2 3 】

筐体 1 2 内には、各センサパネル 1 1 A、1 1 B に加えて、基台 2 8、第 1 回路部 2 9 A と第 2 回路部 2 9 B、第 1 電源部 3 0 A と第 2 電源部 3 0 B、および制御部 3 1 が收容

50

されている。基台 28 には、その表面（X 線が入射される側の面）に各センサパネル 11 A、11 B が、その裏面（表面と対向する面）に各回路部 29 A、29 B、各電源部 30 A、30 B、制御部 31 が、それぞれ取り付けられている。基台 28 は、樹脂製の接着剤等で筐体 12 の内面に固定されている。なお、筐体 12 内には、これらの他にも、コンソール 16 と有線通信し、かつ商用電源からの電力を受けるためのケーブルコネクタ（図示せず）が収容されている。コンソール 16 と無線通信するためのアンテナや、電子カセット 10 をワイヤレスで駆動するためのバッテリーを、筐体 12 内に収容してもよい。

【0024】

各回路部 29 A、29 B、各電源部 30 A、30 B、および制御部 31 は、いずれも基台 28 を介して筐体 12 に電氣的に接続され、これによりグラウンド電位とされている。すなわち、各回路部 29 A、29 B、各電源部 30 A、30 B、および制御部 31 は、グラウンドリターン経路を共有している。

10

【0025】

第 1 回路部 29 A は第 1 センサパネル 11 A 用であり、第 1 電源部 30 A は第 1 センサパネル 11 A および第 1 回路部 29 A 用である。また、第 2 回路部 29 B は第 2 センサパネル 11 B 用であり、第 2 電源部 30 B は第 2 センサパネル 11 B および第 2 回路部 29 B 用である。すなわち、第 1 回路部 29 A および第 2 回路部 29 B は、第 1 センサパネル 11 A および第 2 センサパネル 11 B 毎に設けられ、第 1 電源部 30 A および第 2 電源部 30 B は、第 1 センサパネル 11 A と第 1 回路部 29 A のペア、および第 2 センサパネル 11 B と第 2 回路部 29 B のペア毎に設けられている。

20

【0026】

図 3 において、第 1 光検出基板 26 A は、ガラス基板（図示せず）上に、N 行 × M 列の二次元マトリックス状に配列された第 1 画素 40 A と、N 本の第 1 ゲート線 41 A と、M 本の第 1 信号線 42 A とが設けられたものである。第 1 ゲート線 41 A は、第 1 画素 40 A の行方向に沿う X 方向に延伸し、かつ第 1 画素 40 A の列方向に沿う Y 方向に所定のピッチで配置されている。第 1 信号線 42 A は、Y 方向に延伸し、かつ X 方向に所定のピッチで配置されている。第 1 ゲート線 41 A と第 1 信号線 42 A とは直交しており、第 1 ゲート線 41 A と第 1 信号線 42 A の交差点に対応して第 1 画素 40 A が設けられている。

【0027】

N、M は 2 以上の整数で、例えば N = 2880、M = 2304 である。なお、第 1 画素 40 A の配列は、図 3 のように正方配列でなくともよい。第 1 画素 40 A を 45° 傾けて、かつ千鳥状に配置してもよい。

30

【0028】

第 1 画素 40 A 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第 1 光電変換部 43 A、および第 1 TFT（Thin Film Transistor）44 A を備える。第 1 光電変換部 43 A は、電荷を発生する半導体層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。半導体層は例えば PIN（p-intrinsic-n）型であり、上部電極側に N 型層、下部電極側に P 型層が形成されている。第 1 TFT 44 A は、ゲート電極が第 1 ゲート線 41 A に、ソース電極が第 1 信号線 42 A に、ドレイン電極が第 1 光電変換部 43 A の下部電極にそれぞれ接続されている。なお、TFT 型ではなく、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）型の光検出基板を用いてもよい。

40

【0029】

第 1 光電変換部 43 A の上部電極にはバイアス線（図示せず）が接続されている。このバイアス線を通じて上部電極に正のバイアス電圧が印加される。正のバイアス電圧の印加により半導体層内に電界が生じる。このため、光電変換により半導体層内で発生した電子 - 正孔対のうちの電子は、上部電極に移動してバイアス線に吸収され、正孔は、下部電極に移動して電荷として収集される。

【0030】

なお、第 2 光検出基板 26 B は、第 1 光検出基板 26 A と同じ構成である。このため、

50

第2光検出基板26Bの構成部品には、数字の後に「B」の添え字を付加して、第1光検出基板26Aの構成部品と区別し、説明を省略する。

【0031】

第1回路部29Aは、第1ゲート駆動回路45Aおよび第1信号処理回路46Aで構成される。第1ゲート駆動回路45Aは、第1ゲート線41Aの端部に接続され、第1TFT44Aを駆動するゲートパルスを発する。制御部31は、第1ゲート駆動回路45Aを通じて第1TFT44Aを駆動し、かつ第1信号処理回路46Aの駆動を制御することにより、第1センサパネル11Aの動作を制御する。具体的には、制御部31は、第1画素40Aから暗電荷を読み出してリセット（破棄）する画素リセット動作と、X線の到達線量に応じた電荷を第1画素40Aに蓄積させる画素電荷蓄積動作と、第1信号線42Aを通じて第1画素40Aに蓄積された電荷を第1信号処理回路46Aに読み出す画像読み出し動作とを第1センサパネル11Aに実行させる。

10

【0032】

第1信号処理回路46Aは、画像読み出し動作で読み出された第1画素40Aの蓄積電荷を、アナログの電圧信号に変換する。そして、アナログの電圧信号に対して周知の相関二重サンプリング処理を施し、アナログの電圧信号からノイズ成分を除去する。続いて第1信号処理回路46Aは、アナログの電圧信号を、その電圧値に応じたデジタル信号に変換（アナログ/デジタル変換）し、デジタル信号を制御部31に出力する。制御部31は、内蔵のメモリ（図示せず）に、第1信号処理回路46Aからのデジタル信号をX線画像（第1X線画像、図6参照）として記憶する。なお、第2回路部29Bは、第1回路部29Aと同じ構成である。このため、第2光検出基板26Bの場合と同じく、第2回路部29Bの構成部品には、数字の後に「B」の添え字を付加して、第1回路部29Aの構成部品と区別し、説明を省略する。

20

【0033】

第1電源部30Aは、制御部31の制御の下、第1センサパネル11Aと第1回路部29Aに給電する。同様に、第2電源部30Bは、制御部31の制御の下、第2センサパネル11Bと第2回路部29Bに給電する。

【0034】

第1電源部30Aには第1スイッチング電源47Aが、第2電源部30Bには第2スイッチング電源47Bがそれぞれ設けられている。各スイッチング電源47A、47Bは、例えばPWM方式により、バッテリーや商用電源からの電力に基づく電圧を、各センサパネル11A、11Bと各回路部29A、29Bに適合した電圧に変換して出力する（図4、図5参照）。

30

【0035】

制御部31には、同期信号供給部50が設けられている。同期信号供給部50は、各電源部30A、30Bの各スイッチング電源47A、47Bに同期信号SYNCを供給する。この同期信号SYNCは、各電源部30A、30Bの動作を同期させる信号である。

【0036】

ここで、「各電源部30A、30Bの動作を同期させる」とは、図4、図5に示すように、各撮影で各電源部30A、30Bの動作を同一にするという意味である。さらに言えば、各スイッチング電源47A、47BのパルスPA、PBの出力タイミングを、各撮影で同一にするという意味である。

40

【0037】

図4は、各パルスPA、PBの位相が揃っている場合を示す。対して図5は、各パルスPA、PBの位相がずれている場合を示す。このように、たとえ各パルスPA、PBの位相がずれていたとしても、そのずれ方が各撮影で同一であれば、各撮影で各電源部30A、30Bの動作が同一であると言える。

【0038】

図3に戻って、同期信号供給部50は、各電源部30A、30Bの各スイッチング電源47A、47Bに加えて、各回路部29A、29Bの各ゲート駆動回路45A、45Bと

50

各信号処理回路46A、46Bにも同期信号SYNCを供給する。各ゲート駆動回路45A、45Bは、同期信号SYNCに応じたタイミングでゲートパルスを発する。各信号処理回路46A、46Bは、同期信号SYNCに応じたタイミングで、アナログの電圧信号の出力、相関二重サンプリング、アナログ/デジタル変換等を実行する。すなわち、同期信号SYNCは、各回路部29A、29Bの動作を規定するクロック信号としても利用される。

#### 【0039】

図6において、コンソール16は、第1センサパネル11Aから第1X線画像および第1オフセット画像を、第2センサパネル11Bから第2X線画像および第2オフセット画像をそれぞれ受信する。第1X線画像と第2X線画像は、X線源15から照射されて被写体Hを透過したX線に感応して各画素40A、40Bに蓄積された電荷に基づくもので、被写体Hの体内構造を表すものである。一方、第1オフセット画像と第2オフセット画像は、X線が照射されていない状態で第1センサパネル11Aと第2センサパネル11Bに画像読み出し動作を実行させて得られたもので、固定パターンノイズが乗ったものである。各オフセット画像は、例えば、医療施設の始業時に電子カセット10の電源がオンされた場合等に取得される。もちろん、各撮影の都度、各オフセット画像を取得してもよい。

10

#### 【0040】

前述のように、各回路部29A、29B、各電源部30A、30B、および制御部31は、グラウンドリターン経路を共有している。このため、グラウンドリターン経路を介して、各回路部29A、29Bのうち的一方から他方にリターン電流が回り込むことでグラウンド電位が変動する。このグラウンド電位の変動によるノイズは、各回路部29A、29Bと各電源部30A、30Bの相互作用によるノイズであり、各オフセット画像に乗る固定パターンノイズに含まれる。固定パターンノイズには、この他にも、环境温度等の電子カセット10の使用環境に起因するノイズもある。

20

#### 【0041】

第1オフセット補正部60Aは、第1X線画像から第1オフセット画像を画素単位で減算する。これにより第1X線画像から固定パターンノイズに起因するアーチファクトを除去し、補正済み第1X線画像とする。第2オフセット補正部60Bも同様に、第2X線画像から第2オフセット画像を画素単位で減算することで、第2X線画像から固定パターンノイズに起因するアーチファクトを除去し、補正済み第2X線画像とする。

30

#### 【0042】

ES画像生成部61は、第1オフセット補正部60Aからの補正済み第1X線画像と、第2オフセット補正部60Bからの補正済み第2X線画像とから、ES画像を生成する。具体的には、ES画像生成部61は、補正済み第2X線画像に所定の係数を乗算したもとのから、補正済み第1X線画像に所定の係数を乗算したものを画素単位で減算する。こうしたサブトラクション処理で生成されたES画像は、例えば、軟部組織が除去され、骨部組織が強調されたものとなる。

#### 【0043】

骨密度算出部62は、骨に関する指標値として、被写体Hの撮影部位における骨密度を算出する。具体的には、骨密度算出部62は、まず、ES画像生成部61からのES画像を解析し、ES画像内の骨部組織の領域を抽出する。そして、例えば骨部組織の領域の画素値の代表値(平均値、最大値、最頻値等)に、画素値を骨量に変換する変換係数を乗算し、骨量を算出する。骨密度算出部62は、算出した骨量を骨部組織の領域の面積で除算することで、骨密度を算出する。

40

#### 【0044】

コンソール16は、骨密度算出部62で算出した骨密度を、ES画像生成部61で生成したES画像等とともにディスプレイ17に表示する。このように、各センサパネル11A、11Bから出力された各X線画像は、骨に関する指標値の算出に利用される。なお、骨密度に加えて、あるいは代えて、骨量をディスプレイ17に表示してもよい。

#### 【0045】

50

各オフセット補正部 60A、60B、ES 画像生成部 61、骨密度算出部 62 は、例えば、X 線撮影に関わるアプリケーションプログラムを実行することにより、コンソール 16 の CPU (Central Processing Unit) に構築される。これら各部のうちの一部または全部を電子カセット 10 の CPU に構築し、電子カセット 10 でオフセット補正や骨密度の算出を行っても構わない。

【0046】

次に、上記構成による作用を説明する。電子カセット 10 を用いた被写体 H の X 線撮影を行う場合、オペレータは、電子カセット 10 の電源をオンし、電子カセット 10 を撮影台 13 のホルダ 14 にセットする。そして、電子カセット 10、X 線源 15、および被写体 H の相互の位置関係を調整した後、X 線源 15 から X 線を照射させる。

10

【0047】

X 線源 15 から照射されて被写体 H を透過した X 線は、透過板 25 を介して第 1 センサパネル 11A および第 2 センサパネル 11B に入射される。各センサパネル 11A、11B では、X 線の照射を受けて、画素リセット動作後に画素電荷蓄積動作が実行され、各画素 40A、40B に X 線の到達線量に応じた電荷が蓄積される。

【0048】

X 線の照射終了後、各センサパネル 11A、11B では画像読み出し動作が実行される。これにより、第 1 センサパネル 11A から第 1 X 線画像が、第 2 センサパネル 11B から第 2 X 線画像が、それぞれ出力される。

【0049】

20

図 3 に示したように、電子カセット 10 では、同期信号供給部 50 から各電源部 30A、30B の各スイッチング電源 47A、47B に同期信号 SYNC が供給される。この同期信号 SYNC により、図 4、図 5 に示したように、各電源部 30A、30B の動作が同期され、各撮影で各電源部 30A、30B の動作が同一とされる。

【0050】

各撮影で各電源部 30A、30B の動作が同一であるため、グラウンド電位の変動によるノイズが各撮影で常に同じとなり、少なくともグラウンド電位の変動によるノイズに起因して X 線画像に発生するアーチファクトの変動量を所望の範囲に抑制することが可能となる。したがって、X 線画像の再現性を確保することが可能となる。なお、アーチファクトの変動量の所望の範囲は、例えば、JIS (Japanese Industrial Standards) 規格 Z 4930 (X 線骨密度測定装置用性能評価) の再現性試験の変動係数から導き出した、絶対値で  $1 = 2 \text{LSB}$  (Least Significant Bit) である。

30

【0051】

また、これも図 3 に示したように、同期信号供給部 50 は制御部 31 に設けられ、かつ、同期信号 SYNC は、各回路部 29A、29B の各ゲート駆動回路 45A、45B と各信号処理回路 46A、46B にも供給される。このため、同期信号 SYNC を、各電源部 30A、30B の動作を同期させるためだけでなく、各回路部 29A、29B の動作を規定するためにも有効利用することができる。

【0052】

各 X 線画像は、電子カセット 10 からコンソール 16 に送信される。コンソール 16 では、図 6 に示したように、各オフセット補正部 60A、60B で各 X 線画像から固定パターンノイズに起因するアーチファクトが除去される。この際、各回路部 29A、29B と各電源部 30A、30B の相互作用によるノイズであるグラウンド電位の変動によるノイズに起因するアーチファクトも抑制される。

40

【0053】

もし各電源部 30A、30B の動作が非同期で、グラウンド電位の変動によるノイズが撮影毎に異なると、各オフセット補正部 60A、60B で除去するアーチファクトの量 (各オフセット画像に乗ったグラウンド電位の変動によるノイズの量) も各 X 線画像の撮影時とは異なることになり、結局は X 線画像の再現性を確保することができなくなる。例えば第 1 オフセット画像に乗ったグラウンド電位の変動によるノイズの量が 10 で、第 1 X

50

線画像に乗ったグラウンド電位の変動によるノイズの量が8だった場合は、オフセット補正が行き過ぎたものとなる。対して本発明では、各電源部30A、30Bの動作を同期させているので、そうした事態は起こらない。なお、X線画像の再現性を確保するとは、グラウンド電位の変動によるノイズに起因してX線画像に重畳するアーチファクトの変動量を所望の範囲に抑制することと同義である。

【0054】

オフセット補正後、コンソール16では、ES画像生成部61でES画像が生成され、さらにES画像に基づいて骨密度算出部62で骨密度が算出される。骨密度はES画像等とともにディスプレイ17に表示される。

【0055】

骨密度といった骨に関する指標値の算出の元となるX線画像の再現性が確保できていないと、指標値の信頼性が大きく低下するおそれがある。しかしながら、本発明では、X線画像の再現性が確保されているので、指標値の信頼性を向上させることができる。

【0056】

また、各センサパネル11A、11Bを厚さ方向に順に配置した構成では、第2センサパネル11Bへの到達線量は、第1センサパネル11Aへの到達線量の10~20%と、どうしても低下してしまう。このため、第2X線画像のSN(Signal-Noise)比は低くなり、グラウンド電位の変動によるノイズの影響が比較的高くなる。したがって、各センサパネル11A、11Bを厚さ方向に順に配置した構成に本発明を適用すれば、より大きな効果を発揮することができる。

【0057】

[第2実施形態]

図7に示す第2実施形態では、制御部31ではなく、第1電源部30Aに同期信号供給部50を設ける。この場合、同期信号供給部50は、同じ第1電源部30A内にある第1スイッチング電源47A、第2電源部30Bの第2スイッチング電源47B、および制御部31に同期信号SYNCを供給する。制御部31は、同期信号供給部50からの同期信号SYNCを、上記第1実施形態と同じく、クロック信号として各回路部29A、29Bに供給する。

【0058】

第1スイッチング電源47Aは、自らが属する第1電源部30A内にある同期信号供給部50から同期信号SYNCが供給されるので、いわば自励式である。一方、第2スイッチング電源47Bは、自らが属する第2電源部30Bとは別の第1電源部30A内にある同期信号供給部50から同期信号SYNCが供給されるので、いわば他励式である。この考え方を上記第1実施形態に当て嵌めると、上記第1実施形態では、各スイッチング電源47A、47Bは、制御部31内にある同期信号供給部50から同期信号SYNCが供給されるので、いずれも他励式である。

【0059】

なお、同期信号供給部50は、第1電源部30Aではなく、第2電源部30Bに設けられていてもよい。すなわち、同期信号供給部50は、各電源部30A、30Bのうちの一つに設けられていてもよい。また、同期信号供給部50は、各電源部30A、30B、制御部31とは別に独立して設けられていてもよい。

【0060】

[第3実施形態]

図8および図9に示す第3実施形態は、図1等に示したように複数のセンサパネルを厚さ方向TDに順に配置する形態ではなく、複数のセンサパネルを、厚さ方向TD(図8では紙面に直交する方向)と直交する同一平面上に敷き詰める形態である。

【0061】

図8は、本実施形態の電子カセット70を、X線が入射する前面側からみた図である。電子カセット70には、上記第1実施形態の電子カセット10と同様、前面の開口にX線透過性を有する透過板71が取り付けられている。そして、第1センサパネル72A、第

10

20

30

40

50

2 センサパネル 7 2 B、第 3 センサパネル 7 2 C、第 4 センサパネル 7 2 D の計四つのセンサパネル 7 2 を、厚さ方向 T D と直交する同一平面上に敷き詰めた構成である。

【 0 0 6 2 】

この場合、図 9 に示すように、第 1 センサパネル 7 2 A ~ 第 4 センサパネル 7 2 D 毎に、第 1 回路部 7 5 A、第 2 回路部 7 5 B、第 3 回路部 7 5 C、第 4 回路部 7 5 D が設けられる。また、第 1 センサパネル 7 2 A ~ 第 4 センサパネル 7 2 D と第 1 回路部 7 5 A ~ 第 4 回路部 7 5 D のペア毎に、第 1 電源部 7 6 A、第 2 電源部 7 6 B、第 3 電源部 7 6 C、第 4 電源部 7 6 D が設けられる。そして、制御部 7 7 に設けられた同期信号供給部 8 0 から、各回路部 7 5 A ~ 7 5 D および各電源部 7 6 A ~ 7 6 D に同期信号 S Y N C が供給される。なお、上記第 2 実施形態を適用して、同期信号供給部 8 0 を各電源部 7 6 A ~ 7 6 D のうちの一つに設けてもよい。

10

【 0 0 6 3 】

各センサパネル 7 2 A ~ 7 2 D は、一回の X 線の照射で画素に同時に電荷を蓄積する。こうして各センサパネル 7 2 A ~ 7 2 D から検出された第 1 X 線画像、第 2 X 線画像、第 3 X 線画像、第 4 X 線画像は、制御部 7 7 を介してコンソール 1 6 に送信される。コンソール 1 6 は、各 X 線画像を各センサパネル 7 2 A ~ 7 2 D の並びに対応する位置で繋ぎ合わせ、一枚の X 線画像を生成し、これをディスプレイ 1 7 に表示する。このように、複数のセンサパネルは、上記第 1 実施形態のように厚さ方向に順に配置されていてもよいし、本実施形態のように同一平面上に敷き詰められていてもよい。

【 0 0 6 4 】

なお、「複数のセンサパネルが厚さ方向に順に配置」されている状態とは、上記各実施形態の複数のセンサパネルが密着して配置されている状態に限らない。複数のセンサパネルが密着しておらず、複数のセンサパネルが隙間で隔てられている状態や、複数のセンサパネルの間に、X 線の軟線成分の入射を制限する X 線フィルタ等の介挿物がある状態も含む。

20

【 0 0 6 5 】

上記各実施形態では、放射線画像検出装置として電子カセットを例示したが、本発明はこれに限定されない。撮影台に固定される据え置き型の放射線画像検出装置に対しても、本発明は適用することが可能である。また、本発明は、X 線に限らず、 $\gamma$ 線等の他の放射線を使用する場合にも適用することができる。

30

【 0 0 6 6 】

なお、本明細書中に記載の「あるいは」、「または」なる接続詞は、文脈によっては、これらの接続詞で繋がれた複数の選択肢のうちのいずれか一つ、という限定的解釈を意図する表現ではなく、複数の選択肢の組み合わせも含む表現である。例えば、「選択肢 A、あるいは選択肢 B を行う。」という文章は、文脈によっては、「選択肢 A を行う。」、「選択肢 B を行う。」、「選択肢 A および選択肢 B を行う。」の三通りの意があると解釈すべきである。

【 0 0 6 7 】

本発明は、上記各実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採用し得ることはもちろんである。

40

【符号の説明】

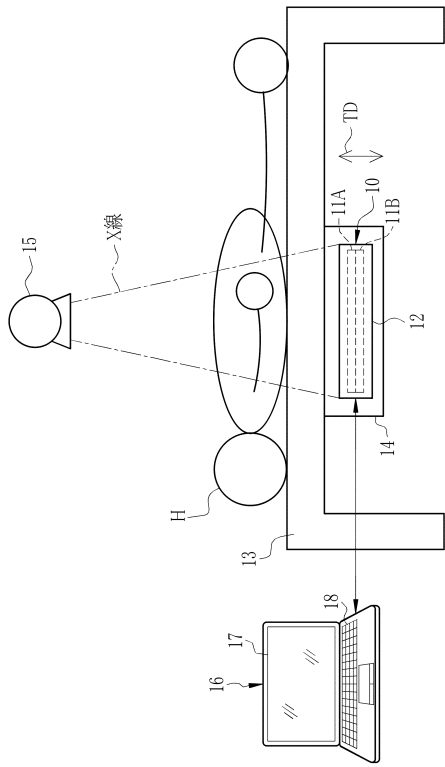
【 0 0 6 8 】

- 1 0、7 0 電子カセット（放射線画像検出装置）
- 1 1 A 第 1 センサパネル
- 1 1 B 第 2 センサパネル
- 1 2 筐体
- 1 3 撮影台
- 1 4 ホルダ
- 1 5 X 線源（放射線源）
- 1 6 コンソール

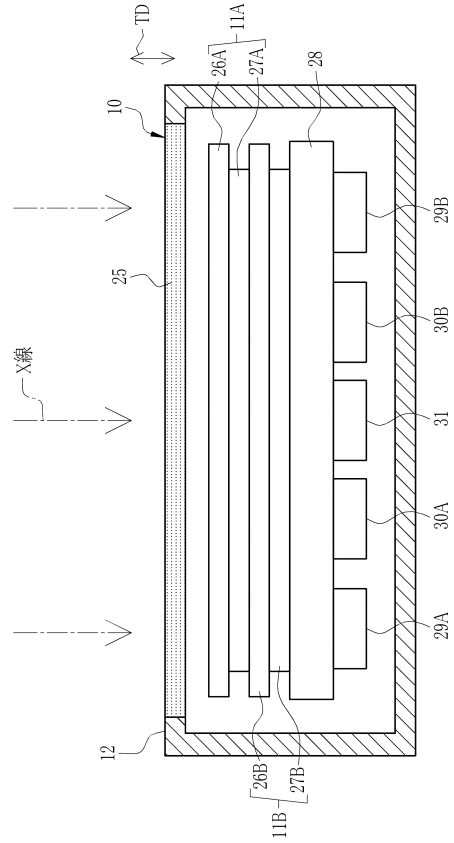
50

17	ディスプレイ	
18	入力デバイス	
25、71	透過板	
26A、26B	第1、第2光検出基板	
27A、27B	第1、第2シンチレータ	
28	基台	
29A、29B	第1、第2回路部	
30A、30B	第1、第2電源部	
31、77	制御部	
40A、40B	第1、第2画素	10
41A、41B	第1、第2ゲート線	
42A、42B	第1、第2信号線	
43A、43B	第1、第2光電変換部	
44A、44B	第1、第2TF T	
45A、45B	第1、第2ゲート駆動回路	
46A、46B	第1、第2信号処理部	
47A、47B	第1、第2スイッチング電源	
50、80	同期信号供給部	
60A、60B	第1、第2オフセット補正部	
61	ES画像生成部	20
62	骨密度算出部	
72A～72D	第1～第4センサパネル	
75A～75D	第1～第4回路部	
76A～76D	第1～第4電源部	
H	被写体	
TD	厚さ方向	
X	画素の行方向	
Y	画素の列方向	
SYNC	同期信号	
PA、PB	第1、第2スイッチング電源のパルス	30

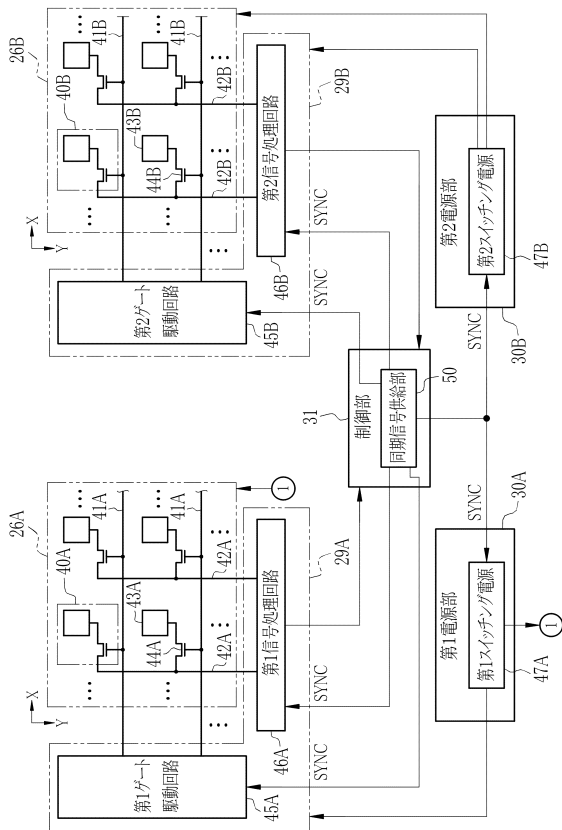
【図1】



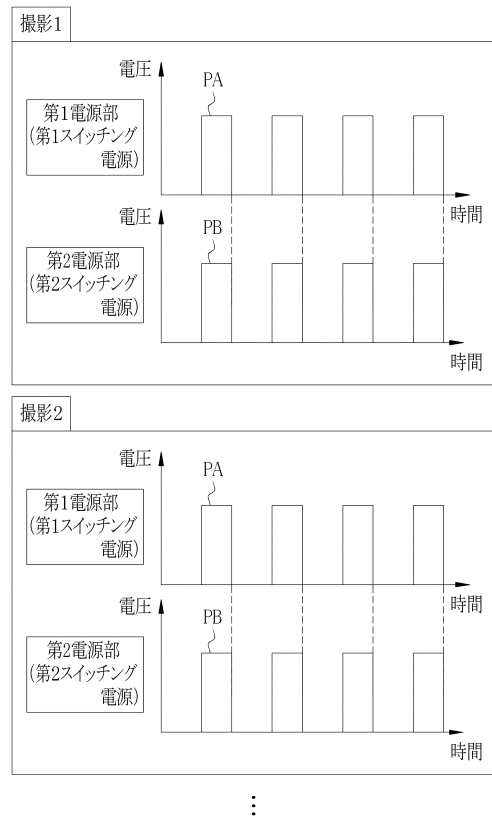
【図2】



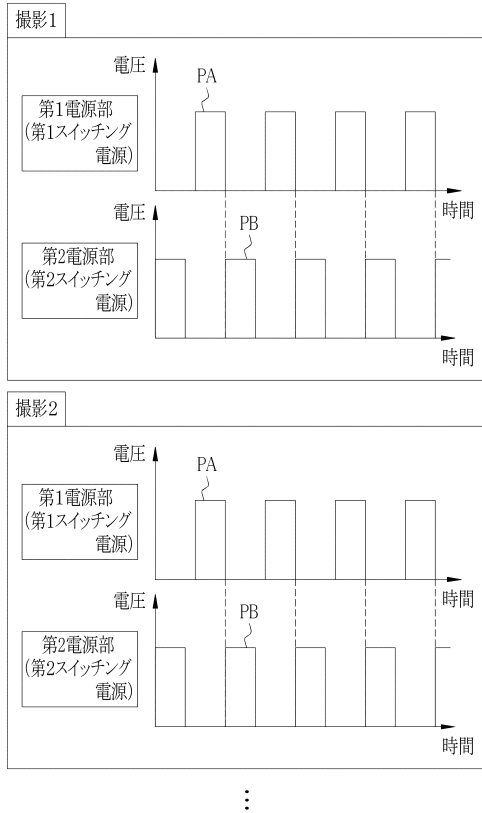
【図3】



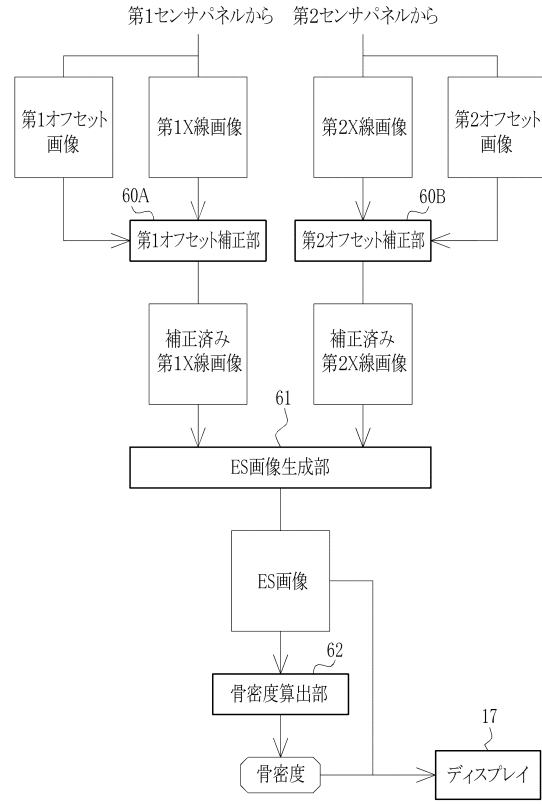
【図4】



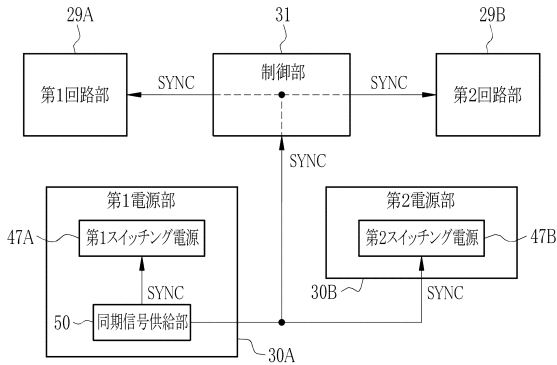
【図5】



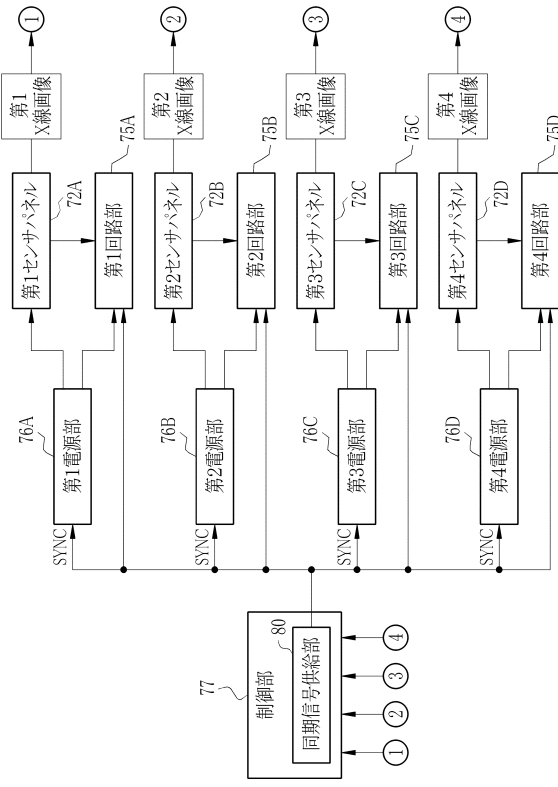
【図6】



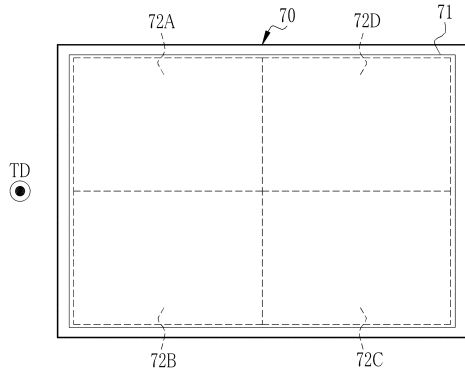
【図7】



【図9】



【図8】



---

フロントページの続き

審査官 関口 英樹

- (56)参考文献 特開2018-023794(JP,A)  
特開平10-285464(JP,A)  
米国特許出願公開第2017/0143286(US,A1)  
特開2010-014415(JP,A)  
特開2002-165142(JP,A)  
特開2018-015453(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B6/00-6/14  
G01T1/00-1/16  
1/167-7/12