(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5643131号
(P5643131)
(45)発行日　平成26年12月17日(2014.12.17)　(24)登録日　平成26年11月7日(2014.11.7)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 6/00 (2006.01)　A61B 6/00 320Z

請求項の数 2　(全 26 頁)

(21)出願番号　特願2011-25292(P2011-25292)
(22)出願日　平成23年2月8日(2011.2.8)
(65)公開番号　特開2012-161530(P2012-161530A)
(43)公開日　平成24年8月30日(2012.8.30)
審査請求日　平成25年6月5日(2013.6.5)

前置審査

(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
(74)代理人　100079049
弁理士　中島　淳
(74)代理人　100084995
弁理士　加藤　和詳
(74)代理人　100099025
弁理士　福田　浩志
(72)発明者　岩切　直人
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
(72)発明者　西納　直行
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】放射線画像撮影システム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
放射線画像の撮影を連続的に行う透視撮影及び透視撮影中の静止画撮影が可能とされた放射線画像撮影装置と、
透視撮影の際に前記放射線画像撮影装置に対して放射線をパルス状に照射する放射線照射装置と、
透視撮影のフレームレートに応じた各フレーム画像を撮影するための各フレーム期間に対する放射線の照射期間の割合を１２．５％～８０％の範囲内として前記放射線照射装置から前記放射線画像撮影装置に対して放射線をパルス照射させつつ当該パルス照射に同期させて前記放射線画像撮影装置で放射線画像の撮影が行われるように制御すると共に、透視撮影中に静止画撮影が行われた場合、静止画撮影後の透視撮影での各フレーム期間に対する放射線の照射期間の割合を前記範囲内とし、かつ静止画撮影前の透視撮影より静止画撮影後の透視撮影での放射線の照射期間を延長させて放射線をパルス照射させるように制御する制御手段と、
を備えた放射線画像撮影システム。
【請求項２】
前記放射線画像撮影装置は、放射線の照射を検出する照射検出手段を有し、前記照射検出手段により放射線の照射を検出した際に、暗電流により蓄積された電荷を除去するリセット動作を行った後に放射線画像の撮影を行なう
請求項１記載の放射線画像撮影システム。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、放射線画像撮影システムに係り、特に、放射線画像の撮影を連続的に行う透視撮影が可能とされた放射線画像撮影システムに関する。
【背景技術】
【０００２】
近年、ＴＦＴ（Thin Film Transistor）アクティブマトリクス基板上に放射線感応層を配置し、放射線を直接デジタルデータに変換できるＦＰＤ（Flat Panel Detector）等の放射線検出器が実用化され、この放射線検出器を用いて照射された放射線により表わされる放射線画像を撮影する可搬型放射線画像撮影装置（以下、「電子カセッテ」ともいう。）が実用化されている。この放射線検出器を用いた放射線画像撮影装置は、従来のＸ線フィルムやイメージングプレートを用いた放射線画像撮影装置に比べて、即時に画像を確認でき、連続的に放射線画像の撮影を行う透視撮影（動画撮影）も行うことができるといったメリットがある。なお、放射線検出器には、放射線を変換する方式として、放射線をシンチレータで光に変換した後にフォトダイオード等の半導体層で電荷に変換する間接変換方式や、放射線をアモルファスセレン等の半導体層で電荷に変換する直接変換方式等があり、各方式でも半導体層に使用可能な材料が種々存在する。
【０００３】
ところで、透視撮影の撮影方法には、放射線源から放射線を連続的に照射（連続照射）させつつ所定のフレームレートで撮影する方法と、フレームレートに同期させて放射線をパルス状に照射（パルス照射）させつつ放射線の照射に同期して撮影する方法がある。パルス照射は、撮影に必要な期間だけ放射線を照射でき、連続照射に比べて患者の被曝量を抑制できるため、単位時間当たりの照射量を上げられる利点がある。しかし、パルス照射は、放射線源から放射線の照射タイミングと放射線検出器での撮影タイミングの同期をとる必要がある。
【０００４】
特許文献１には、フレームレートを必要に応じて低下させて被写体の被爆線量を少なくした場合であっても、放射線画像のＳ／Ｎの悪化を防止すると共に、ダイナミックレンジが狭まることを回避する技術として、１フレームのフレーム時間に基づいて、放射線画像を得る際に行われる電荷の蓄積に係る第１の蓄積時間を計算し、第１の蓄積時間が基準となる基準時間よりも大きい場合、１フレームのフレーム時間内に電荷のダミーの蓄積時間を設定して、第１の蓄積時間を当該第１の蓄積時間よりも小さい第２の蓄積時間に変更する。そして、第２の蓄積時間に基づいて、放射線画像の撮影処理を行う技術が記載されている。
【０００５】
特許文献２には、Ｘ線管から所定の管電圧、管電流による所定パルス間隔のパルスＸ線の発生させてフィルムにより被検体の載断面の断層写真を撮影する場合において、フィルムに被検体を透過して入射する入射Ｘ線量を検出する入射Ｘ線量検出手段を設け、断層撮影中、入射Ｘ線量検出手段により検出されるフィルムへの入射Ｘ線量を積算し、１パルスごとに積算した積算値がフィルムに入射されるべき入射Ｘ線量のしきい値を越えたとき、Ｘ線の曝射を遮断させる技術が記載されている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００６】
【特許文献１】特開２００９－１７４７６号公報
【特許文献２】特開平６－３０４１６２号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００７】

ところで、パルス照射は、照射期間が短いので、各画像が動きの止まったコマ送り画像になりかねない。特に、フレームレートが低い場合、撮影間隔が大きく、目の残像も消えてしまうので、そのような傾向になってしまう。

【０００８】

本発明は上記問題点を解決するためになされたものであり、動きの滑らかな透視画像を撮影できる放射線画像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】

【００１９】

本発明に係る放射線画像撮影システムは、放射線画像の撮影を連続的に行う透視撮影及び透視撮影中の静止画撮影が可能とされた放射線画像撮影装置と、透視撮影の際に前記放射線画像撮影装置に対して放射線をパルス状に照射する放射線照射装置と、透視撮影のフレームレートに応じた各フレーム画像を撮影するための各フレーム期間に対する放射線の照射期間の割合を１２．５％～８０％の範囲内として前記放射線照射装置から前記放射線画像撮影装置に対して放射線をパルス照射させつつ当該パルス照射に同期させて前記放射線画像撮影装置で放射線画像の撮影が行われるように制御すると共に、透視撮影中に静止画撮影が行われた場合、静止画撮影後の透視撮影での各フレーム期間に対する放射線の照射期間の割合を前記範囲内とし、かつ静止画撮影前の透視撮影より静止画撮影後の透視撮影での放射線の照射期間を延長させて放射線をパルス照射させるように制御する制御手段と、を備えている。

【００２０】

また、本発明は、前記放射線画像撮影装置が、放射線の照射を検出する照射検出手段を有し、前記照射検出手段により放射線の照射を検出した際に、暗電流により蓄積された電荷を除去するリセット動作を行った後に放射線画像の撮影を行うものとしてもよい。

【発明の効果】

【００２１】

本発明によれば、動きの滑らかな透視画像を撮影できる、という効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【００２２】

【図１】第１の実施の形態に係る放射線情報システムの構成を示すブロック図である。

【図２】第１の実施の形態に係る放射線画像撮影システムの放射線撮影室における各装置の配置状態の一例および放射線発生装置の構成を示す斜視図である。

【図３】第１の実施の形態に係る電子カセッテの内部構成を示す透過斜視図である。

【図４】第１の実施の形態に係る撮影システムの電気系の要部構成を示すブロック図である。

【図５】第１の実施の形態に係る放射線検出器の１画素部分に注目した等価回路図である。

【図６】第１の実施の形態に係る連続照射とパルス照射での放射線の照射期間、単位時間当たりの放射線の照射量、画像読出タイミングを示すタイムチャートである。

【図７】第１の実施の形態に係る照射期間決定処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。

【図８】第１の実施の形態に係る透視撮影の撮影動作の流れを示すタイムチャートである。

【図９】（Ａ）は従来の透視撮影の放射線の照射期間と撮影部位が移動する際に移動量との関係の一例を示すグラフであり、（Ｂ）は第１の実施の形態に係る透視撮影の放射線の照射期間と撮影部位が移動する際に移動量との関係の一例を示すグラフである。

【図１０】第１の実施の形態に係る透視撮影の放射線の照射期間と撮影部位が移動する際に移動量との関係の一例を示すグラフである。

【図１１】第２の実施の形態に係る照射期間決定処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。

【図１２】第３の実施の形態に係る照射期間変更制御処理プログラムの処理の流れを示す

フローチャートである。
【図１３】第３の実施の形態に係る撮影部位の動き量と照射期間の変化の一例を示すグラフである。
【図１４】（Ａ）は温度と暗電流量との関係を示すグラフであり、（Ｂ）は蓄積時間と暗電流量との関係を示すグラフである。
【図１５】第４の実施の形態に係る照射期間変更制御処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。
【図１６】第４の実施の形態に係る撮影動作の流れを示すタイムチャートである。
【図１７】第５の実施の形態に係る放射線検出器の構成を示す平面図である。
【図１８】第５の実施の形態に係る電子カセッテの電気系の要部構成を示すブロック図である。
【図１９】第５の実施の形態に係る撮影制御処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。
【図２０】（Ａ）は従来の透視撮影１フレームあたりの放射線検知、リセット、電荷蓄積期間の一例を示すグラフであり、（Ｂ）は第５の実施の形態に係る透視撮影１フレームあたりの放射線検知、リセット、電荷蓄積期間の一例を示すグラフである。
【図２１】他の形態に係る放射線検出器の構成の一例を示す平面図である。
【発明を実施するための形態】
【００２３】
以下、図面を参照して、本発明の実施の形態について詳細に説明する。なお、ここでは、本発明を、病院における放射線科部門で取り扱われる情報を統括的に管理するシステムである放射線情報システムに適用した場合の形態例について説明する。
【００２４】
まず、図１を参照して、本実施の形態に係る放射線情報システム（以下、「ＲＩＳ（Radiology Information System）」と称する。）１０の構成について説明する。
【００２５】
ＲＩＳ１０は、放射線科部門内における、診療予約、診断記録等の情報管理を行うためのシステムであり、病院情報システム（以下、「ＨＩＳ（Hospital Information System）」と称する。）の一部を構成する。
【００２６】
ＲＩＳ１０は、複数台の撮影依頼端末装置（以下、「端末装置」と称する。）１２、ＲＩＳサーバ１４、および病院内の放射線撮影室（あるいは手術室）の個々に設置された放射線画像撮影システム（以下、「撮影システム」と称する。）１８を有しており、これらが有線や無線のＬＡＮ（Local Area Network）等から成る病院内ネットワーク１６に各々接続されて構成されている。なお、ＲＩＳ１０は、同じ病院内に設けられたＨＩＳの一部を構成しており、病院内ネットワーク１６には、ＨＩＳ全体を管理するＨＩＳサーバ（図示省略。）も接続されている。
【００２７】
端末装置１２は、医師や放射線技師が、診断情報や施設予約の入力、閲覧等を行うためのものであり、放射線画像の撮影依頼や撮影予約もこの端末装置１２を介して行われる。各端末装置１２は、表示装置を有するパーソナル・コンピュータを含んで構成され、ＲＩＳサーバ１４と病院内ネットワーク１６を介して相互通信が可能とされている。
【００２８】
一方、ＲＩＳサーバ１４は、各端末装置１２からの撮影依頼を受け付け、撮影システム１８における放射線画像の撮影スケジュールを管理するものであり、データベース１４Ａを含んで構成されている。
【００２９】
データベース１４Ａは、患者の属性情報（氏名、性別、生年月日、年齢、血液型、体重、患者ＩＤ（Identification）等）、病歴、受診歴、過去に撮影した放射線画像等の患者に関する情報を含んで構成されている。

【００３０】
撮影システム１８は、ＲＩＳサーバ１４からの指示に応じて医師や放射線技師の操作により放射線画像の撮影を行う。撮影システム１８は、放射線源１３０（図２も参照。）から曝射条件に従った線量とされた放射線Ｘ（図３も参照。）を被検者に照射する放射線発生装置３４と、患者の撮影部位を透過した放射線Ｘを吸収して電荷を発生し、発生した電荷量に基づいて放射線画像を示す画像情報を生成する放射線検出器６０（図３も参照。）を内蔵する電子カセッテ３２と、電子カセッテ３２に内蔵されているバッテリを充電するクレードル４０と、電子カセッテ３２，放射線発生装置３４，およびクレードル４０を制御するコンソール４２と、を備えている。
【００３１】
図２には、本実施の形態に係る撮影システム１８の放射線撮影室４４における各装置の配置状態の一例および放射線発生装置３４の構成が示されている。本実施の形態に係る撮影システム１８では、放射線発生装置３４とコンソール４２とをそれぞれケーブルで接続して有線通信によって各種情報の送受信を行うが、図２では、放射線発生装置３４とコンソール４２を接続するケーブルを省略している。また、電子カセッテ３２とコンソール４２との間は、無線通信又は有線通信によって各種情報の送受信を行う。
【００３２】
本実施の形態に係る放射線発生装置３４は、Ｃアーム１４０を備えており、Ｃアーム１４０の一端には放射線Ｘを射出する放射線源１３０が設けられる一方、他端には電子カセッテ３２が着脱可能とされた着脱機構１４２が設けられている。なお、同図では、電子カセッテ３２が着脱機構１４２から取り外されており、放射線撮影室４４の略中央部に設けられたベッド４６と当該ベッド４６に仰臥している被検者（患者）４８との間に設けられた状態が示されている。
【００３３】
放射線源１３０は、支持軸１３６および一対の支持板１３８を介してＣアーム１４０の一端に設けられており、支持軸１３６を回転中心として同図Ａ方向およびＢ方向に回転可能とされると共に、支持板１３８と共にＣアーム１４０の円弧の接線を軸として同図Ｃ方向およびＤ方向に回転可能とされている。
【００３４】
Ｃアーム１４０の円筒面の外周に当接する位置には、Ｃアーム１４０を同図時計回り方向および反時計回り方向に回転可能に保持するＣアーム保持部１４４が設けられる一方、Ｃアーム保持部１４４はＣアーム保持部１４６を介して支柱１４８に上下移動自在に保持されている。また、Ｃアーム保持部１４４は、Ｃアーム保持部１４６に対して水平軸まわりに回転可能に支持されている。
【００３５】
一方、放射線発生装置３４は、後述する通信Ｉ／Ｆ部１３２、線源制御部１３４等を内蔵した本体部１５０を備えており、支柱１４８は、下端が本体部１５０の筐体の下端部近傍から側方に突設された支柱支持部１５２に取り付けられている。
【００３６】
また、本体部１５０の底部には車輪１５４が設けられており、放射線発生装置３４は病院内を移動することができる。
【００３７】
一方、本実施の形態に係る放射線撮影室４４には、その壁面付近にクレードル４０およびコンソール４２が設置されている。
【００３８】
クレードル４０は、電子カセッテ３２を収納可能な収容部４０Ａが形成されている。
【００３９】
電子カセッテ３２は、待機時、クレードル４０の収容部４０Ａに収納され、内蔵されるバッテリに充電が行われ、放射線画像の撮影時、クレードル４０から取り出され、被検者４８の撮影部位に対応する位置（同図に示される位置）に配置されるか、または放射線発

生装置３４のＣアーム１４０における着脱機構１４２に取り付けられて用いられる。

【００４０】

なお、電子カセッテ３２は、放射線撮影室や手術室のみで使用されるものではなく、その可搬性から、例えば、検診や病院内での回診等にも使用することができる。

【００４１】

図３には、本実施の形態に係る電子カセッテ３２の内部構成が示されている。

【００４２】

同図に示すように、電子カセッテ３２は、放射線Ｘを透過させる材料からなる筐体５４を備えており、防水性、密閉性を有する構造とされている。電子カセッテ３２は、手術室等で使用されるとき、血液やその他の雑菌が付着するおそれがある。そこで、電子カセッテ３２を防水性、密閉性を有する構造として、必要に応じて殺菌洗浄することにより、１つの電子カセッテ３２を繰り返し続けて使用することができる。

【００４３】

筐体５４の内部には、放射線Ｘが照射される筐体５４の照射面５６側から、患者による放射線Ｘの散乱線を除去するグリッド５８、患者を透過した放射線Ｘを検出する放射線検出器６０、および放射線Ｘのバック散乱線を吸収する鉛板６２が順に配設されている。なお、筐体５４の照射面５６をグリッド５８として構成してもよい。この筐体５４の側面にはケーブル４３を接続するための接続端子３２Ａが設けられている。

【００４４】

また、筐体５４の内部の一端側には、マイクロコンピュータを含む電子回路及び充電可能な二次電池を収容するケース３１が配置されている。放射線検出器６０及び電子回路は、ケース３１に配置された二次電池から供給される電力によって作動する。ケース３１内部に収容された各種回路が放射線Ｘの照射に伴って損傷することを回避するため、ケース３１の照射面５６側には鉛板等を配設しておくことが望ましい。なお、本実施の形態に係る電子カセッテ３２は、照射面５６の形状が長方形とされた直方体とされており、その長手方向一端部にケース３１が配置されている。

【００４５】

次に、図４を参照して、本実施の形態に係る撮影システム１８の電気系の要部構成について説明する。

【００４６】

放射線発生装置３４には、コンソール４２と通信を行うための接続端子３４Ａが設けられている。コンソール４２には、放射線発生装置３４と通信を行うための接続端子４２Ａ、電子カセッテ３２と通信を行うための接続端子４２Ｂが設けられている。放射線発生装置３４の接続端子３４Ａとコンソール４２の接続端子４２Ａはケーブル３５によって接続されている。

【００４７】

電子カセッテ３２は、有線通信を行う場合、接続端子３２Ａにケーブル４３が接続され、当該ケーブル４３を介してコンソール４２に接続される。

【００４８】

電子カセッテ３２に内蔵された放射線検出器６０は、ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６上に、放射線Ｘを吸収し、電荷に変換する光電変換層が積層されて構成されている。光電変換層は例えばセレンを主成分（例えば含有率５０％以上）とする非晶質のａ－Ｓｅ（アモルファスセレン）からなり、放射線Ｘが照射されると、照射された放射線量に応じた電荷量の電荷（電子－正孔の対）を内部で発生することで、照射された放射線Ｘを電荷へ変換する。なお、放射線検出器６０は、アモルファスセレンのような放射線Ｘを直接的に電荷に変換する放射線-電荷変換材料の代わりに、蛍光体材料と光電変換素子（フォトダイオード）を用いて間接的に電荷に変換してもよい。蛍光体材料としては、ガドリニウム硫酸化物（Gd_2O_2S：Ｔｂ）やヨウ化セシウム（ＣｓＩ：Ｔｌ）がよく知られている。この場合、蛍光体材料によって放射線Ｘ－光変換を行い、光電変換素子のフォトダイオードによって光－電荷変換を行う。

【００４９】
また、ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６上には、光電変換層で発生された電荷を蓄積する蓄積容量６８と、蓄積容量６８に蓄積された電荷を読み出すためのＴＦＴ７０を備えた画素部７４（図４では個々の画素部７４に対応する光電変換層をセンサ部７２として模式的に示している。）がマトリクス状に多数個配置されており、電子カセッテ３２への放射線Ｘの照射に伴って光電変換層で発生された電荷は、個々の画素部７４の蓄積容量６８に蓄積される。これにより、電子カセッテ３２に照射された放射線Ｘに担持されていた画像情報は電荷情報へ変換されて放射線検出器６０に保持される。
【００５０】
また、ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６には、一定方向（行方向）に延設され、個々の画素部７４のＴＦＴ７０をオン・オフさせるための複数本のゲート配線７６と、ゲート配線７６と直交する方向（列方向）に延設され、オンされたＴＦＴ７０を介して蓄積容量６８から蓄積電荷を読み出すための複数本のデータ配線７８が設けられている。個々のゲート配線７６はゲート線ドライバ８０に接続されており、個々のデータ配線７８は信号処理部８２に接続されている。個々の画素部７４の蓄積容量６８に電荷が蓄積されると、個々の画素部７４のＴＦＴ７０は、ゲート線ドライバ８０からゲート配線７６を介して供給される信号により行単位で順にオンされる。ＴＦＴ７０がオンされた画素部７４の蓄積容量６８に蓄積されている電荷は、アナログの電気信号としてデータ配線７８を伝送されて信号処理部８２に入力される。従って、個々の画素部７４の蓄積容量６８に蓄積されている電荷は行単位で順に読み出される。
【００５１】
図５には、本実施の形態に係る放射線検出器６０の１画素部分に注目した等価回路図が示されている。
【００５２】
同図に示すように、ＴＦＴ７０のソースは、データ配線７８に接続されており、このデータ配線７８は、信号処理部８２に接続されている。また、ＴＦＴ７０のドレインは蓄積容量６８及びセンサ部７２に接続され、ＴＦＴ７０のゲートはゲート配線７６に接続されている。
【００５３】
信号処理部８２は、個々のデータ配線７８毎にチャージアンプ回路８４とサンプルホールド回路８５を備えている。個々のデータ配線７８を伝送された電荷信号はチャージアンプ回路８４で電荷信号をアナログ信号に変換され、サンプルホールド回路８５に保持される。
【００５４】
チャージアンプ回路８４はオペアンプ８４Ａとコンデンサ８４Ｂを含んで構成され、電荷信号をアナログ電圧に変換する。また、チャージアンプ回路８４にはコンデンサ８４Ｂの両電極をショートさせ、コンデンサ８４Ｂに蓄積された電荷を放電させるリセット回路としてスイッチ８４Ｃが設けられている。オペアンプ８４Ａは、後述するカセッテ制御部９２からの制御によりゲイン量を調整可能とされている。
【００５５】
サンプルホールド回路８５はバッファアンプ８５Ａとコンデンサ８５Ｂを含んで構成され、スイッチ８５Ｃがショートしてチャージアンプ回路８４と接続されている状態でコンデンサ８５Ｂを用いて電圧信号をサンプリングし、スイッチ８５Ｃをオープンにするとオープンにした時点のコンデンサ８５Ｂの電圧信号がホールドされる。またコンデンサ８５Ｂにホールドされた電圧信号は電荷を放電させるリセット回路として設けられたスイッチ８５Ｄをショートすることによりリセットすることができる。
【００５６】
サンプルホールド回路８５の出力側にはマルチプレクサ８６、Ａ／Ｄ変換器８８が順に接続されており、個々のサンプルホールド回路に保持された電荷信号はアナログ電圧に変換されてマルチプレクサ８６に順に（シリアルに）入力され、Ａ／Ｄ変換器８８によって

デジタルの画像情報へ変換される。

【００５７】

信号処理部８２には画像メモリ９０が接続されており（図４参照。）、信号処理部８２のＡ／Ｄ変換器８８から出力された画像データは画像メモリ９０に順に記憶される。画像メモリ９０は複数フレーム分の画像データを記憶可能な記憶容量を有しており、放射線画像の撮影が行われる毎に、撮影によって得られた画像データが画像メモリ９０に順次記憶される。

【００５８】

画像メモリ９０は電子カセッテ３２全体の動作を制御するカセッテ制御部９２と接続されている。カセッテ制御部９２はマイクロコンピュータによって構成されており、ＣＰＵ（中央処理装置）９２Ａ、ＲＯＭ（Read Only Memory）およびＲＡＭ（Random Access Memory）を含むメモリ９２Ｂ、ＨＤＤ（ハードディスク・ドライブ）やフラッシュメモリ等からなる不揮発性の記憶部９２Ｃを備えている。

【００５９】

このカセッテ制御部９２には無線通信部９４及び有線通信部９５が接続されている。無線通信部９４は、ＩＥＥＥ（Institute of Electrical and Electronics Engineers）８０２．１１ａ／ｂ／ｇ／ｎ等に代表される無線ＬＡＮ（Local Area Network）規格に対応しており、無線通信による外部機器との間で各種情報の伝送を制御する。有線通信部９５は、接続端子３２Ａに接続され、接続端子３２Ａ及びケーブル４３を介してコンソール４２との間で各種情報の伝送を制御する。カセッテ制御部９２は、無線通信部９４又は有線通信部９５を介してコンソール４２と無線通信が可能とされており、コンソール４２との間で各種情報の送受信を行う。カセッテ制御部９２は、コンソール４２から無線通信部９４又は有線通信部９５を介して受信される後述する曝射条件を記憶し、曝射条件に基づいて電荷の読み出しを開始する。

【００６０】

また、電子カセッテ３２には電源部９６が設けられており、上述した各種回路や各素子（ゲート線ドライバ８０、信号処理部８２、画像メモリ９０、無線通信部９４、有線通信部９５、カセッテ制御部９２として機能するマイクロコンピュータ等）は、電源部９６から供給された電力によって作動する。電源部９６は、電子カセッテ３２の可搬性を損なわないように、前述したバッテリ（二次電池）を内蔵しており、充電されたバッテリから各種回路や各素子へ電力を供給する。なお、図４では、電源部９６と各種回路や各素子を接続する配線を省略している。

【００６１】

一方、コンソール４２は、サーバ・コンピュータとして構成されており、操作メニューや撮影された放射線画像等を表示するディスプレイ１００と、複数のキーを含んで構成され、各種の情報や操作指示が入力される操作パネル１０２と、を備えている。

【００６２】

また、本実施の形態に係るコンソール４２は、装置全体の動作を司るＣＰＵ１０４と、制御プログラムを含む各種プログラム等が予め記憶されたＲＯＭ１０６と、各種データを一時的に記憶するＲＡＭ１０８と、各種データを記憶して保持するＨＤＤ１１０と、ディスプレイ１００への各種情報の表示を制御するディスプレイドライバ１１２と、操作パネル１０２に対する操作状態を検出する操作入力検出部１１４と、を備えている。また、コンソール４２は、接続端子４２Ａに接続され、接続端子４２Ａ及びケーブル３５を介して放射線発生装置３４との間で後述する曝射条件等の各種情報の送受信を行う通信Ｉ／Ｆ部１１６と、電子カセッテ３２との間で無線通信により曝射条件等の各種情報の送受信を行う無線通信部１１８と、接続端子４２Ｂに接続され、接続端子４２Ｂ及びケーブル４３を介して電子カセッテ３２との間で画像情報等の各種情報の送受信を行う有線通信部１２０と、を備えている。

【００６３】

ＣＰＵ１０４、ＲＯＭ１０６、ＲＡＭ１０８、ＨＤＤ１１０、ディスプレイドライバ１

１２、操作入力検出部１１４、無線通信部１１８、及び有線通信部１２０は、システムバスＢＵＳを介して相互に接続されている。従って、ＣＰＵ１０４は、ＲＯＭ１０６、ＲＡＭ１０８、ＨＤＤ１１０へのアクセスを行うことができると共に、ディスプレイドライバ１１２を介したディスプレイ１００への各種情報の表示の制御、通信Ｉ／Ｆ部１１６を介した放射線発生装置３４との各種情報の送受信の制御、無線通信部１１８を介した電子カセッテ３２との各種情報の送受信の制御、及び有線通信部１２０を介した電子カセッテ３２との各種情報の送受信の制御、を行うことができる。また、ＣＰＵ１０４は、操作入力検出部１１４を介して操作パネル１０２に対するユーザの操作状態を把握することができる。

【００６４】

一方、放射線発生装置３４は、放射線Ｘを射出する放射線源１３０と、コンソール４２との間で曝射条件等の各種情報を送受信する通信Ｉ／Ｆ部１３２と、受信した曝射条件に基づいて放射線源１３０を制御する線源制御部１３４と、を備えている。

【００６５】

線源制御部１３４もマイクロコンピュータによって実現されており、受信した曝射条件を記憶し、当該曝射条件に基づいて放射線源１３０から放射線Ｘを照射させる。

【００６６】

次に、本実施の形態に係る撮影システム１８の作用を説明する。

【００６７】

本実施の形態に係る電子カセッテ３２は、連続的に撮影を行う透視撮影が可能とされている。また、本実施の形態に係る電子カセッテ３２及びコンソール４２は、ケーブル４３によって接続された場合、有線通信を行うものとされており、ケーブル４３で接続されていない場合、無線通信を行うものとされている。

【００６８】

例えば、図２に示すように、ベッド４６上に横臥した被検者４８の患部の透視撮影を行う際、撮影者５０は、電子カセッテ３２とコンソール４２間を無線通信とする場合は電子カセッテ３２及びコンソール４２にケーブル４３を接続することなく、電子カセッテ３２とコンソール４２間を有線通信とする場合は電子カセッテ３２及びコンソール４２をケーブル４３で接続した後に、撮影の部位に応じてベッド４６と被検者４８の患部との間に電子カセッテ３２を配置する。

【００６９】

そして、撮影者５０は、操作パネル１０２に対してフレームレート、管電圧、管電流等の曝射条件を指定する。

【００７０】

ところで、図６（Ａ）に示すように、連続照射での透視撮影は、撮影中に放射線源１３０から放射線が連続的に照射されており、画像読出時にも放射線が照射されるため、単位時間当たりの放射線の照射量を低く抑えて被検者４８の被曝量を抑える必要がある。

【００７１】

一方、図６（Ｂ）に示すように、パルス照射での透視撮影は、撮影に必要な期間だけ放射線を照射でき、連続照射に比べて患者の被曝量を抑制できるため、単位時間当たりの照射量を上げられる利点がある。

【００７２】

このため、本実施の形態に係る撮影システム１８では、透視撮影をパルス照射で行う。

【００７３】

ところで、パルス照射は、照射期間が短いため、各画像が動きの止まったコマ送り画像になりかねない。特に、フレームレートが低い場合、撮影間隔が大きく、目の残像も消えてしまうので、動きの滑らかな透視画像を撮影できない。

【００７４】

そこで、本実施の形態では、透視撮影のフレームレートが低い場合、１回のパルス照射での単位時間当たりの放射線の照射量を低く抑えると共に、各フレーム画像を撮影するた

めの各フレーム期間内で照射期間を長くするようにしている。

【００７５】

ここで、人の目は、時間分解能が約５０ｍｓ～１００ｍｓ程度であり、この時間よりも短い光の点滅は連続点灯しているように知覚される。

【００７６】

例えば、以下の表１には、フレームレートを５ｆｐｓとし、１フレーム期間（１／５秒間）内でのパルス照射の期間の割合を変えて評価を行った結果が示されている。

【００７７】

【表１】

フレーム期間内での照射期間の割合Ｘ	12.5%以下	12.5%～17%	17%～33%	33%～80%
評価	× コマ落ち感がある	△ コマ落ち感あるが許容レベル	○ ややコマ落ち有り	◎ コマ落ち感なし

【００７８】

一方、フレーム期間には、蓄積された電荷を読み出す読出期間も含む必要がある。この読出期間はフレーム期間の２０％程度必要である。このため、パルス照射におけるフレーム期間内で放射線を照射できる期間の上限は約８０％である。

【００７９】

よって、パルス照射による透視撮影では、コマ落ち感を許容レベルに抑えるには、フレーム期間に対する照射期間の割合を１２．５％～８０％の範囲内である必要があり、３３％～８０％の範囲内とすることがより好ましい。

【００８０】

本実施の形態では、透視撮影のフレームレートに応じた各フレーム期間に対する放射線の照射期間の割合を８０％に変更すると共に、管電圧、管電流等の曝射条件を変更して単位時間当たりの放射線の照射量も変更する。なお、曝射条件を変更して単位時間当たりの放射線の照射量を低くし過ぎた場合、放射線画像の撮影に必要な最低照射量を確保できない場合がある。そこで、変更した照射期間で最低照射量を除算することにより、放射線画像の撮影に必要な最低の単位時間当たりの放射線の照射量を求め、当該単位時間当たりの放射線の照射量が得られる範囲で管電圧、管電流等の曝射条件を変更する。

【００８１】

そして、本実施の形態では、変更した照射期間で放射線をパルス照射させつつ当該パルス照射に同期させて放射線画像の撮影を繰り返し行うことにより透視撮影を行うものとする。

【００８２】

コンソール４２は、操作パネル１０２に対してフレームレート、管電圧、管電流等の曝射条件の指定操作が行なわれると、後述する照射期間決定処理により照射期間を決定する。

【００８３】

図７には、本実施の形態に係るＣＰＵ１０４により実行される照射期間決定処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートが示されている。なお、当該プログラムはＨＤＤ１１０の所定の領域に予め記憶されており、操作パネル１０２に対して撮影モード及び曝射条件を指定する指定操作が行われた際に実行される。

【００８４】

同図のステップＳ２０では、各パルス照射での放射線の照射期間を、指定されたフレームレートに応じたフレーム期間の８０％の期間と決定する。また、照射期間の変更に伴って単位時間当たりの放射線の照射量を低下させるように管電圧、管電流等の曝射条件も変更する。

【００８５】
ステップＳ２２では、決定した照射期間、及び指定されたフレームレート、管電圧、管電流等を曝射条件として電子カセッテ３２及び放射線発生装置３４へ送信し、本照射期間決定処理プログラムを終了する。
【００８６】
撮影者５０は、撮影準備が完了すると、コンソール４２の操作パネル１０２に対して撮影を指示する撮影指示操作を行う。
【００８７】
コンソール４２は、操作パネル１０２に対して撮影開始操作が行なわれると、撮影動作を開始する。
【００８８】
図８には、パルス照射での透視撮影を行う際の撮影動作の流れを示すタイムチャートが示されている。
【００８９】
コンソール４２は、指定されたフレームレートに応じた周期で同期信号を放射線発生装置３４及び電子カセッテ３２へ送信する。
【００９０】
放射線発生装置３４は、同期信号を受信する毎に、コンソール４２から受信した曝射条件に応じた管電圧、管電流、及び照射期間で放射線を発生・射出する。
【００９１】
電子カセッテ３２のカセッテ制御部９２は、同期信号を受信してから曝射条件で指定された照射期間の経過後にゲート線ドライバ８０を制御してゲート線ドライバ８０から１ラインずつ順に各ゲート配線７６にオン信号を出力させ、各ゲート配線７６に接続された各ＴＦＴ７０を１ラインずつ順にオンさせて画像を読み出す。放射線検出器６０の各データ配線７８に流れ出した電気信号は信号処理部８２でデジタルの画像データに変換されて、画像メモリ９０に記憶され、１画像ずつコンソール４２へ送信される。コンソール４２へ送信された画像は、コンソール４２でシェーディング補正などの各種の補正する画像処理が行われてＨＤＤ１１０に記憶される。ＨＤＤ１１０に記憶された画像情報は、撮影した放射線画像の確認等のためにディスプレイ１００に表示されると共に、ＲＩＳサーバ１４に転送されてデータベース１４Ａにも格納される。
【００９２】
また、コンソール４２は、操作パネル１０２に対して撮影終了操作が行なわれると、曝射終了を指示する指示情報を放射線発生装置３４及び電子カセッテ３２へ送信する。これにより、放射線源１３０は放射線の照射を停止し、電子カセッテ３２は画像の読み出しを終了する。
【００９３】
ここで、例えば、従来の透視撮影では、図９（Ａ）に示すように、放射線の照射期間を比較的短い期間とされてパルス照射が行われて透視撮影が行われる。このため、例えば、撮影部位が直線に示すように移動した場合、ｎフレームの照射からのｎ＋１フレームの照射開始までの間に撮影部位がΔＡだけ移動し、その間の撮影部位の変化が放射線画像として欠落する。
【００９４】
一方、本実施の形態のように放射線の照射期間を変更して透視撮影を行った場合、図９（Ｂ）に示すように、撮影部位が直線に示すように移動した場合、ｎフレームの照射からのｎ＋１フレームの照射開始までの間に撮影部位がΔＢだけ移動するが、放射線の照射期間をフレーム期間の８０％の期間としたことにより、撮影部位の変化の欠落を少なく抑えることができる。
【００９５】
これにより、本実施の形態によれば、動きが滑らかな透視画像を撮影できる。
【００９６】

ところで、図１０に示すように、撮影部位が直線に示すように移動した場合、各フレーム期間内で撮影部位がΔＣだけ移動する。このため、放射線の照射期間を延長した場合、撮影部位の動きが大きく、透視撮影される各フレーム画像において撮影部位に過度のブレが発生した場合、撮影部位の状態が確認しづらい。

【００９７】

そこで、本実施の形態に係るコンソール４２では、透視撮影中、電子カセッテ３２から順次送信される画像データを比較して動き検出を行う。この動き検出方法には、既知の種々の手法を適用できる。

【００９８】

そして、本実施の形態に係るコンソール４２では、検出される動き量が所定の許容量以上となった場合、フレームレートを上昇させる変更を行い、変更したフレームレートで上述の照射期間決定処理を行って照射期間を決定し、変更したフレームレートで透視撮影を行う。

【００９９】

これにより、本実施の形態によれば、撮影部位の動きが大きい場合にフレームレートを速く変更することにより、滑らかで撮影部位の状態を視認しやすい透視画像を撮影できる。

【０１００】

［第２の実施の形態］

次に、第２の実施の形態について説明する。

【０１０１】

第２の実施の形態に係るＲＩＳ１０、撮影システム１８、電子カセッテ３２、放射線発生装置３４、コンソール４２の構成は、上記第１の実施の形態（図１～図５参照）と同一であるので、ここでの説明は省略する。

【０１０２】

本実施の形態に係る撮影システム１８においても、透視撮影をパルス照射で行う。

【０１０３】

また、本実施の形態では、フレームレート閾値をＨＤＤ１１０に予め記憶しており、透視撮影のフレームレートが閾値以下となった場合、フレーム期間内でのパルス照射の照射期間の変更を行う。本実施の形態では、このフレームレート閾値を２つ（第１フレームレート閾値、第２フレームレート閾値）を記憶している。第１フレームレート閾値は、大多数の人がチラツキを感じないフレームレートであればよい。具体的に、第１フレームレート閾値は、１５ｆｐｓ（Frame Per Second）以上かつ６０ｆｐｓ以下であればよく、１５ｆｐｓ以上かつ３０ｆｐｓ以下とすることがより好ましい。第２フレームレート閾値は大多数の人がチラツキを感じるフレームレートであればよい。具体的に、第２フレームレート閾値は、５ｆｐｓ以上かつ第１フレームレート閾値未満であればよく、５ｆｐｓ以上且つ１５ｆｐｓ未満とすることがより好ましい。本実施の形態では、第１フレームレート閾値を、例えば、３０ｆｐｓとし、第２フレームレート閾値を、例えば、１５ｆｐｓとするが、第１フレームレート閾値を、例えば、２４ｆｐｓとし、第２フレームレート閾値を、例えば、５ｆｐｓとしてもよい。

【０１０４】

本実施の形態に係る撮影システム１８では、透視撮影のフレームレートが第１フレームレート閾値よりも大きい場合、予め定められた照射期間でパルス照射させつつ当該パルス照射に同期させて放射線画像の撮影を行う。この照射期間は、撮影システム１８において撮影可能な最大のフレームレートでも安定して撮影が可能な時間に定められ、照射期間初期値としてＨＤＤ１１０に記憶されている。

【０１０５】

また、本実施の形態に係る撮影システム１８では、透視撮影のフレームレートが第１フレームレート閾値以下の場合、フレーム期間に対する照射期間の割合を５０％に変更してパルス照射させつつ当該パルス照射に同期させて放射線画像の撮影を行い、透視撮影のフ

レームレートが第２フレームレート閾値以下となった場合、フレーム期間に対する照射期間の割合を８０％に変更してパルス照射させつつ当該パルス照射に同期させて放射線画像の撮影を行う。

【０１０６】

図１１には、第２の実施の形態に係る照射期間決定処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートが示されている。

【０１０７】

同図のステップＳ１０では、透視撮影のフレームレートが第１フレームレート閾値（例えば、３０ｆｐｓ）以上であるか否か判定し、肯定判定となった場合はステップＳ１２に移行し、否定判定となった場合はステップＳ１４に移行する。

【０１０８】

ステップＳ１２では、各パルス照射での放射線の照射期間を照射期間初期値により示される期間と決定する。

【０１０９】

一方、ステップＳ１４では、透視撮影のフレームレートが第２フレームレート閾値（例えば、１５ｆｐｓ）以下であるか否か判定し、肯定判定となった場合はステップＳ１６に移行し、否定判定となった場合はステップＳ２０に移行する。

【０１１０】

ステップＳ１６では、各パルス照射での放射線の照射期間を、指定されたフレームレートに応じたフレーム期間の５０％の期間と決定する。また、照射期間の変更に伴って単位時間当たりの放射線の照射量を低下させるように管電圧、管電流等の曝射条件も変更する。

【０１１１】

一方、ステップＳ２０では、各パルス照射での放射線の照射期間を、指定されたフレームレートに応じたフレーム期間の８０％の期間と決定する。また、照射期間の変更に伴って単位時間当たりの放射線の照射量を低下させるように管電圧、管電流等の曝射条件も変更する。

【０１１２】

ステップＳ２２では、決定した照射期間、及び指定されたフレームレート、管電圧、管電流等を曝射条件として電子カセッテ３２及び放射線発生装置３４へ送信し、本照射期間決定処理プログラムを終了する。

【０１１３】

これにより、本実施の形態によれば、透視撮影のフレームレートが低い場合でも、動きが滑らかな透視画像を撮影できる。

【０１１４】

［第３の実施の形態］

次に、第３の実施の形態について説明する。

【０１１５】

第３の実施の形態に係るＲＩＳ１０、撮影システム１８、電子カセッテ３２、放射線発生装置３４、コンソール４２の構成は、上記第１の実施の形態（図１～図５参照）と同一であるので、ここでの説明は省略する。

【０１１６】

ここで、透視撮影では、フレームレートが低い場合でも、撮影対象とする撮影部位が静止している場合や動きが遅い場合、動画として視認しやすく、撮影対象とする撮影部位の動き量が大きい場合、動画として視認しづらい。

【０１１７】

そこで、本実施の形態に係るコンソール４２では、フレームレートが低い場合でも各パルス照射での放射線の照射期間を照射期間初期値により示される期間と決定して透視撮影を行う。

【０１１８】

そして、コンソール４２は、動画として視認しづらくなる動き量の閾値をＨＤＤ１１０に予め記憶しており、透視撮影中、電子カセッテ３２から順次送信される画像データを比較して動き検出を行い、検出される動き量が上記閾値以上の場合、フレーム期間に対する照射期間の延長を行う。この照射期間の延長は、フレーム期間に対する照射期間の割合を１２．５～８０％の範囲内、より好ましくは３３～８０％の範囲内とすることがより好ましい。本実施の形態では、フレーム期間に対する照射期間の割合を８０％に延長する。

【０１１９】

図１２には、第３の実施の形態に係るＣＰＵ１０４により実行される照射期間変更制御処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートが示されている。なお、当該プログラムはＨＤＤ１１０の所定の領域に予め記憶されており、透視撮影を開始した際に実行される。

【０１２０】

同図のステップＳ５０では、フラグＦＧに記憶された値をゼロに初期化する。

【０１２１】

次のステップＳ５２では、電子カセッテ３２から順次送信される画像データを比較して動き検出を行う。

【０１２２】

次のステップＳ５４では、上記ステップＳ５２において検出される動き量が所定量以上であるか否か判定を行い、肯定判定となった場合はステップＳ５６へ移行し、否定判定となった場合はステップＳ６２へ移行する。

【０１２３】

ステップＳ５６では、フラグＦＧに記憶の値がゼロであるか否かを判定し、肯定判定となった場合はステップＳ５８へ移行し、否定判定となった場合はステップ６８へ移行する。

【０１２４】

ステップＳ５８では、フレーム期間に対する照射期間の割合を８０％に変更する。また、照射期間の変更に伴って単位時間当たりの放射線の照射量を低下させるように管電圧、管電流等の曝射条件も変更する。そして、変更した曝射条件を電子カセッテ３２及び放射線発生装置３４へ送信する。

【０１２５】

ステップＳ６０では、フラグＦＧに記憶の値を１に更新する。

【０１２６】

一方、ステップＳ６２では、フラグＦＧに記憶の値が１であるか否かを判定し、肯定判定となった場合はステップＳ６４へ移行し、否定判定となった場合はステップ６８へ移行する。

【０１２７】

ステップＳ６４では、照射期間を照射期間初期値により示される期間に変更すると共に、管電圧、管電流を撮影者５０が操作パネル１０２に対して指定した最初の曝射条件を変更し、変更した曝射条件を電子カセッテ３２及び放射線発生装置３４へ送信する。

【０１２８】

ステップＳ６６では、フラグＦＧに記憶の値をゼロに更新する。

【０１２９】

ステップＳ６８では、透視撮影が終了したか否かを判定し、肯定判定となった場合は本照射期間変更制御処理プログラムを終了し、否定判定となった場合はステップＳ５２へ移行する。

【０１３０】

これにより、本実施の形態によれば、図１３に示すように、撮影部位の動き量が所定量以上の場合に照射期間を延長させるため、滑らかで撮影部位の状態を視認しやすい透視画像を撮影できる。

［第４の実施の形態］

次に、第４の実施の形態について説明する。

【０１３１】

第４の実施の形態に係るＲＩＳ１０、撮影システム１８、電子カセッテ３２、放射線発生装置３４、コンソール４２の構成は、上記第１の実施の形態（図１～図５参照）と同一であるので、ここでの説明は省略する。

【０１３２】

本実施の形態に係るコンソール４２は、フレームレートが低い場合でも各パルス照射での放射線の照射期間を照射期間初期値により示される期間と決定して透視撮影を行う。

【０１３３】

また、本実施の形態に係る撮影システム１８は、透視撮影中に静止画撮影が可能とされている。

【０１３４】

ところで、静止画撮影は、撮影部位内を詳細に観察するため、高画質であることが好ましい。このため、静止画撮影では、透視撮影と比べて単位時間当たりの放射線の照射量を多く照射して撮影を行う。

【０１３５】

一方、放射線検出器６０は、センサ部７２内に電荷がトラップされてしまい、Ｘ線が照射されていない状態であっても暗電流等によってセンサ部７２に電荷が発生して各画素部７４の蓄積容量６８に電荷が蓄積される。この放射線検出器６０に発生する暗電流量は、照射された単位時間当たりの放射線量が多いほど増加する。また、放射線検出器６０に発生する暗電流量は、図１４（Ａ）示すように、温度が高いほど増加する。さらに、放射線検出器６０に発生する暗電流量は、図１４（Ｂ）示すように、蓄積時間に応じて多くなるが、蓄積時間が長くなるとトラップされた電荷が解放されるため、増加量が減少する。

【０１３６】

このため、透視撮影中に静止画撮影が行われた場合、照射された単位時間当たりの放射線量が多くなり、センサ部７２内にトラップされる電荷も多くなるため、静止画撮影直後の透視撮影の各フレーム画像において、ノイズ量が多くなる。

【０１３７】

そこで、コンソール４２は、透視撮影中に静止画撮影が行われた場合、フレーム期間に対する照射期間の延長を行う。この照射期間の延長は、フレーム期間に対する照射期間の割合を１２．５～８０％の範囲内、より好ましくは３３～８０％の範囲内とすることがより好ましい。本実施の形態では、フレーム期間に対する照射期間の割合を８０％に延長する。

【０１３８】

図１５には、第４の実施の形態に係るＣＰＵ１０４により実行される照射期間変更制御処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートが示されている。なお、当該プログラムはＨＤＤ１１０の所定の領域に予め記憶されており、透視撮影中に静止画撮影が行われた際に実行される。

【０１３９】

同図のステップＳ１００では、フレーム期間に対する照射期間の割合を８０％に変更する。

【０１４０】

次のステップＳ１０２では、上記ステップ１００で変更した曝射条件を電子カセッテ３２及び放射線発生装置３４へ送信し、本透視撮影照射期間変更制御処理プログラムを終了する。

【０１４１】

図１６には、透視撮影中に静止画撮影が行われた際の撮影動作の流れを示すタイムチャートが示されている。

【０１４２】

これにより、本実施の形態によれば、撮影部位の動きが大きい場合に照射期間を延長す

ることにより、滑らかで撮影部位の状態を視認しやすい透視画像を撮影できる。

［第５の実施の形態］

次に、第５の実施の形態について説明する。

【０１４３】

第５の実施の形態に係るＲＩＳ１０、撮影システム１８、放射線発生装置３４、コンソール４２の構成は、上記第１の実施の形態（図１～図５参照）と同一であるので、ここでの説明は省略する。

【０１４４】

図１７には、本実施の形態に係る放射線検出器６０の構成を示す平面図が示されている。

【０１４５】

放射線検出器６０は、ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６に、センサ部７２、蓄積容量６８、およびＴＦＴ７０を含んで構成される画素部７４が一定方向（図１７の行方向）、および当該一定方向に対する交差方向（図１７の列方向）に２次元状に複数設けられている。

【０１４６】

また、放射線検出器６０には、上記一定方向（行方向）に延設され、各ＴＦＴ７０をオン・オフさせるための複数本のゲート配線７６と、上記交差方向（列方向）に延設され、オン状態のＴＦＴ７０を介して電荷を読み出すための複数本のデータ配線７８と、が設けられている。

【０１４７】

放射線検出器６０は、平板状で、かつ平面視において外縁に４辺を有する四辺形状、より具体的には、矩形状に形成されている。

【０１４８】

ここで、本実施の形態に係る放射線検出器６０では、画素部７４の一部が放射線の照射状態を検出するために用いられており、残りの画素部７４によって放射線画像の撮影を行う。なお、以下では、放射線の照射状態を検出するための画素部７４を放射線検出用画素部７４Ａといい、残りの画素部７４を放射線画像取得用画素部７４Ｂという。

【０１４９】

本実施の形態に係る放射線検出器６０では、画素部７４における放射線検出用画素部７４Ａを除いた放射線画像取得用画素部７４Ｂにより放射線画像の撮影を行うため、放射線検出用画素部７４Ａの配置位置における放射線画像の画素情報を得ることができない。このため、本実施の形態では、放射線検出用画素部７４Ａを分散するように配置し、放射線検出用画素部７４Ａの配置位置における放射線画像の画素情報を、当該放射線検出用画素部７４Ａの周囲に位置する放射線画像取得用画素部７４Ｂにより得られた画素情報を用いて補間することにより生成する。

【０１５０】

本実施の形態に係る放射線検出器６０には、図１７に示すように、放射線検出用画素部７４Ａにおける蓄積容量６８とＴＦＴ７０との接続部が接続された、当該蓄積容量６８に蓄積された電荷を直接読み出すための直接読出配線３８が上記一定方向（行方向）に延設されている。なお、本実施の形態に係る放射線検出器６０では、上記一定方向に並ぶ複数の放射線検出用画素部７４Ａに対して１本の直接読出配線３８が割り当てられており、当該複数の放射線検出用画素部７４Ａにおける蓄積容量６８とＴＦＴ７０との接続部が共通（単一）の直接読出配線３８に接続されている。

【０１５１】

次に、図１８を参照して、本実施の形態に係る電子カセッテ３２の電気系の要部構成について説明する。

【０１５２】

同図に示すように、電子カセッテ３２に内蔵された放射線検出器６０は、隣り合う２辺の一辺側にゲート線ドライバ８０が配置され、他辺側に信号処理部８２（以下、「信号処

理部８２」を「第１信号処理部８２」と称する。）が配置されている。ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６の個々のゲート配線７６はゲート線ドライバ８０に接続され、ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６の個々のデータ配線７８は第１信号処理部８２に接続されている。

【０１５３】

ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６の各ＴＦＴ７０は、ゲート線ドライバ８０からゲート配線７６を介して供給される信号により行単位で順にオンされ、オン状態とされたＴＦＴ７０によって読み出された電荷は、電気信号としてデータ配線７８を伝送されて第１信号処理部８２に入力される。これにより、電荷は行単位で順に読み出され、二次元状の放射線画像が取得可能となる。

【０１５４】

また、電子カセッテ３２には、ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６を隔ててゲート線ドライバ８０の反対側に第２信号処理部８３が配置されており、ＴＦＴアクティブマトリクス基板６６の個々の直接読出配線３８は第２信号処理部８３に接続されている。

【０１５５】

第２信号処理部８３は、直接読出配線３８毎に設けられた増幅器及びＡ／Ｄ変換器を備えており、カセッテ制御部９２と接続されている。第２信号処理部８３は、カセッテ制御部９２からの制御により、所定の周期で各直接読出配線３８のサンプリングを行って各直接読出配線３８を伝送される電気信号をデジタルデータに変換し、変換したデジタルデータを順次、カセッテ制御部９２へ出力する。

【０１５６】

次に、本実施の形態に係る撮影システム１８の作用を説明する。

【０１５７】

本実施の形態に係るコンソール４２では、第１の実施の形態と同様に、放射線の照射期間をフレーム期間の８０％の期間に変更すると共に、照射期間の変更に伴って単位時間当たりの放射線の照射量を低下させるように管電圧、管電流等の曝射条件も変更して透視撮影を行う。

【０１５８】

本実施の形態に係る電子カセッテ３２は、第２信号処理部８３により放射線検出用画素部７４Ａから各直接読出配線３８に流れ出した電気信号のサンプリングを行ってデジタルデータに変換し、変換したデジタルデータに基づいて放射線の照射開始の検出を行っており、放射線の照射開始したタイミングで放射線画像の撮影動作を開始する。すなわち、電子カセッテ３２は、放射線の照射を検出して撮影動作を開始する。これにより、本実施の形態に係る撮影システム１８では、コンソール４２や放射線発生装置３４と電子カセッテ３２との間で放射線の照射開始に関する情報の送受信を行って放射線発生装置３４からの放射線の照射動作と電子カセッテ３２での撮像動作とを同期させることなく、放射線画像を撮影できる。

【０１５９】

図１９には、コンソール４２から撮影条件及び曝射条件を受信した際に、カセッテ制御部９２のＣＰＵ９２Ａにより実行される撮影制御処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートが示されている。なお、当該プログラムはメモリ９２Ｂ（ＲＯＭ）の所定の領域に予め記憶されている。

【０１６０】

同図のステップＳ１５０では、第２信号処理部８３による各直接読出配線３８のサンプリングを開始させる。

【０１６１】

これにより、第２信号処理部８３は、所定の周期で各直接読出配線３８のサンプリングを行って各直接読出配線３８を伝送される電気信号をデジタルデータに変換し、変換したデジタルデータを順次、カセッテ制御部９２へ出力する。

【０１６２】

次のステップＳ１５２では、第２信号処理部８３から入力する各直接読出配線３８のデジタルデータの値を累計することにより、放射線源から照射された累計の放射線量を求める。

【０１６３】

次のステップＳ１５４では、上記ステップ１５２で累計した累計値と予め定めた放射線照射検知用のしきい値と比較し、累計値が放射線照射検知用のしきい値以上となったか否かにより放射線の照射開始の検出を行っており、累計値が放射線照射検知用のしきい値以上となった場合は放射線の照射が開始されたものとしてステップＳ１５６へ移行し、累計値が放射線照射検知用のしきい値未満の場合はステップＳ１５２へ再度移行して、放射線の照射開始待ちを行う。

【０１６４】

ステップＳ１５６では、ゲート線ドライバ８０を制御してゲート線ドライバ８０から各ゲート配線７６にＴＦＴ７０をオン状態とさせる制御信号を順に出力させるリセット動作を行う。

【０１６５】

これにより、放射線検出器６０では、１ラインずつ順に各画素部７４の蓄積容量６８に蓄積された電荷が電気信号として各データ配線７８に流れ出し、暗電流等によって各画素部７４の蓄積容量６８に蓄積された電荷が除去される。

【０１６６】

次のステップＳ１５８では、ゲート線ドライバ８０を制御してゲート線ドライバ８０から各ゲート配線７６に各画素部７４のＴＦＴ７０をオフ状態とさせる制御信号を出力させる。これにより、各画素部７４では、照射された放射線量に応じた電荷が蓄積される。

【０１６７】

次のステップＳ１６０では、上記ステップＳ１５２において放射線の照射開始を検出した時点から曝射条件により示される照射期間を経過したか否かを判定し、肯定判定となった場合はステップＳ１６０へ移行し、否定判定となった場合は再度ステップＳ１５８へ移行する。

【０１６８】

ステップＳ１６２では、ゲート線ドライバ８０を制御してゲート線ドライバ８０から１ラインずつ順に各ゲート配線７６にオン信号を出力させる。

【０１６９】

放射線検出器６０は、各ゲート配線７６にオン信号が入力すると、各ゲート配線７６に接続された各画素部７４のＴＦＴ７０を１ラインずつ順にオンされ、１ラインずつ順に各画素部７４の蓄積容量６８に蓄積された電荷が電気信号として各データ配線７８に流れ出す。各データ配線７８に流れ出した電気信号は第１信号処理部８２でデジタルの画像データに変換されて、画像メモリ９０に記憶される。これにより、画像メモリ９０には、放射線検出器６０の各放射線検出用画素部７４Ａによる放射線画像を示す画像データが記憶される。

【０１７０】

ところで、本実施の形態に係る放射線検出器６０には、放射線画像取得用画素部７４Ｂと共に放射線検出用画素部７４Ａが設けられている。放射線検出用画素部７４Ａは、発生した電荷が直接読出配線３８に流れ出す。このため、画像データにより示される放射線画像において、放射線検出用画素部７４Ａに対応する画素は、欠陥画素となる。

【０１７１】

そこで、ステップＳ１６４では、画像メモリ９０に記憶された放射線画像に対して補間処理を行い、各放射線検出用画素部７４Ａに対応する各画素のデータをそれぞれ放射線検出用画素部７４Ａの周囲の放射線画像取得用画素部７４Ｂのデータから補間により生成する。

【０１７２】

次のステップＳ１６６では、上記ステップＳ１６４で補間処理された放射線画像の画像

データをコンソール４２へ送信する。

【０１７３】

次のステップＳ１６８では、コンソール４２から曝射終了を指示する指示情報を受信したか否かを判定し、肯定判定となった場合は本撮影制御処理プログラムを終了し、否定判定となった場合はステップＳ１７０へ移行する。

【０１７４】

ステップＳ１７０では、各直接読出配線３８のデジタルデータの累計値をゼロに初期化してステップＳ１５２へ移行する。

【０１７５】

ここで、例えば、図２０（Ａ）に示すように、従来の透視撮影では、放射線の照射期間を比較的短い期間とされてパルス照射が行われて透視撮影が行われる。本実施の形態では、放射線の照射開始を検出した場合、リセット動作を行って暗電流等によって各画素部７４の蓄積容量６８に蓄積された電荷を除去した後に蓄積を開始するが、リセット動作中に照射された放射線は、無駄となる。

【０１７６】

一方、本実施の形態では、図２０（Ｂ）に示すように、放射線の照射期間を変更すると共に、単位時間当たりの放射線の照射量を少なくしているため、リセット動作中に照射されて無駄となる放射線量を少なく抑えることができる。

【０１７７】

以上、本発明を実施の形態を用いて説明したが、本発明の技術的範囲は上記実施の形態に記載の範囲には限定されない。発明の要旨を逸脱しない範囲で上記実施の形態に多様な変更または改良を加えることができ、当該変更または改良を加えた形態も本発明の技術的範囲に含まれる。

【０１７８】

また、上記の実施の形態は、クレーム（請求項）にかかる発明を限定するものではなく、また実施の形態の中で説明されている特徴の組み合わせの全てが発明の解決手段に必須であるとは限らない。前述した実施の形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜の組み合わせにより種々の発明を抽出できる。

また、上記第１の実施の形態では、一例として図２１（Ａ）に示すように、放射線検出用画素部７４Ａとして放射線画像取得用画素部７４Ｂの一部を適用した場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、一例として図２１（Ｂ）に示すように、放射線検出用画素部７４Ａを、放射線画像取得用画素部７４Ｂの間隙に設ける形態としてもよい。この場合、放射線検出用画素部７４Ａが設けられた位置に対応する放射線画像取得用画素部７４Ｂの面積が小さくなるため、当該画素の感度は低減するものの、当該画素も放射線画像の検出用として用いることができるため、放射線画像の品質を向上させることができる。

【０１７９】

また、上記実施の形態では、放射線検出器６０に設けられた画素部７４の一部を放射線検出用画素部７４Ａとして用いる場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、放射線検出用画素部７４Ａを、画素部７４とは別層として放射線検出器６０に積層して放射線検出部とする形態としてもよい。この場合、欠陥画素が生じることがないため、上記実施の形態に比較して、放射線画像の品質を向上させることができる。また、放射線検出用画素部７４Ａや放射線検出部は、それぞれ個別に電荷を読み出せるように構成してもよい。

【０１８０】

また、上記実施の形態では、放射線の照射開始を検出した時点から曝射条件により示される照射期間を経過した時点で放射線検出器６０から電荷の読み出しを行う場合について説明したが、これに限定されるものではない。例えば、放射線の照射開始を検出した以降も、放射線照射検知用のしきい値以上となった直接読出配線３８のデジタルデータの値を放射線照射検知用のしきい値と比較し続け、当該直接読出配線３８のデジタルデータの値

が放射線照射検知用のしきい値未満となった時点で放射線の照射が終了したものとして放射線検出器６０から電荷の読み出しを行うものとしてもよい。

【０１８１】

また、上記第３の実施の形態では、撮影部位の動き量が閾値以上の場合、フレーム期間に対する照射期間の延長を行う場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、撮影部位が心臓などの動きの速い所定部位を示す部位情報を予めＨＤＤ１１０に記憶させておき、撮影の際に撮影者により撮影部位を操作パネル１０２で指定させ、指定させた撮影部位が動きの速い所定部位である場合、フレーム期間に対する照射期間の延長を行うものとしてもよい。

【０１８２】

また、上記実施の形態では、放射線としてＸ線を適用した場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、γ線等の他の放射線を適用する形態としてもよい。

【０１８３】

その他、上記実施の形態で説明したＲＩＳ１０の構成（図１参照。）、放射線撮影室および放射線発生装置３４の構成（図２参照。）、電子カセッテ３２の構成（図３参照。）、撮影システム１８の構成（図４参照。）は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要な部分を削除したり、新たな部分を追加したり、接続状態等を変更したりすることができることは言うまでもない。

【０１８４】

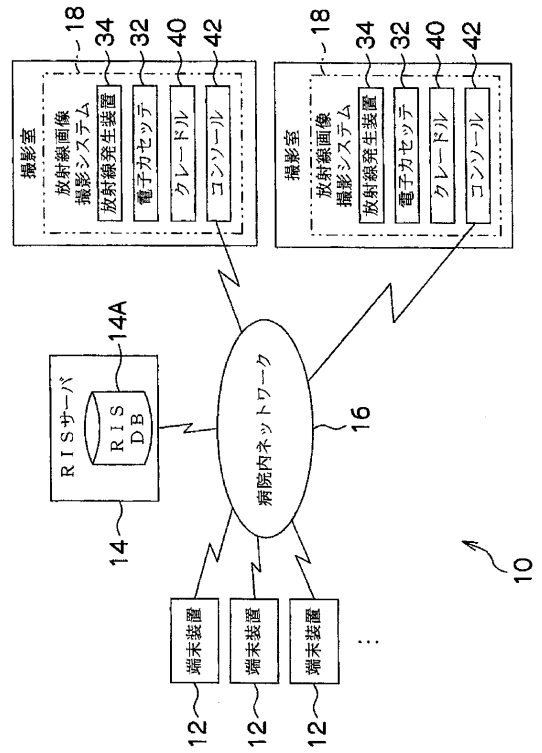
また、上記実施の形態で説明した各種プログラムの処理の流れ（図７、図１１、図１２、図１５、図１９参照。）も一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要なステップを削除したり、新たなステップを追加したり、処理順序を入れ換えたりすることができることは言うまでもない。

【符号の説明】

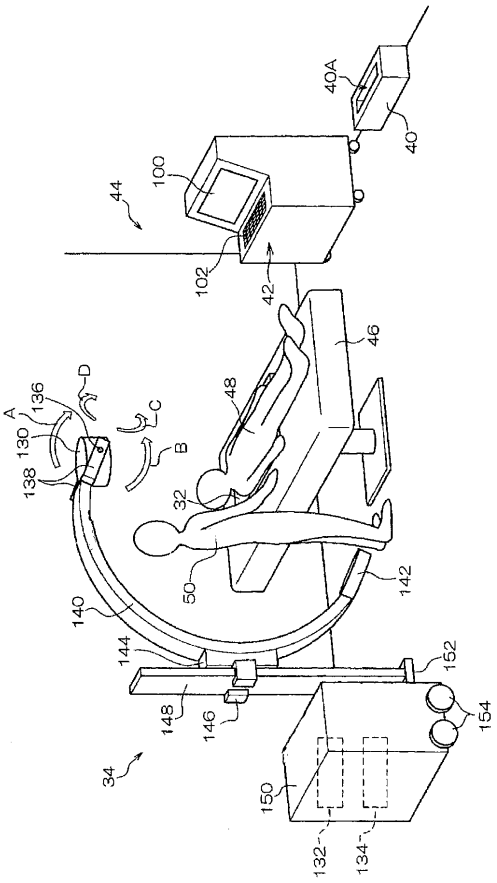
【０１８５】

１８　撮影システム
３２　電子カセッテ（放射線画像撮影装置）
３４　放射線照射装置
７４Ａ　各放射線検出用画素部（照射検出手段）
８３　第２信号処理部（照射検出手段）
９２　カセッテ制御部
１０４　ＣＰＵ（制御手段、動き検出手段）

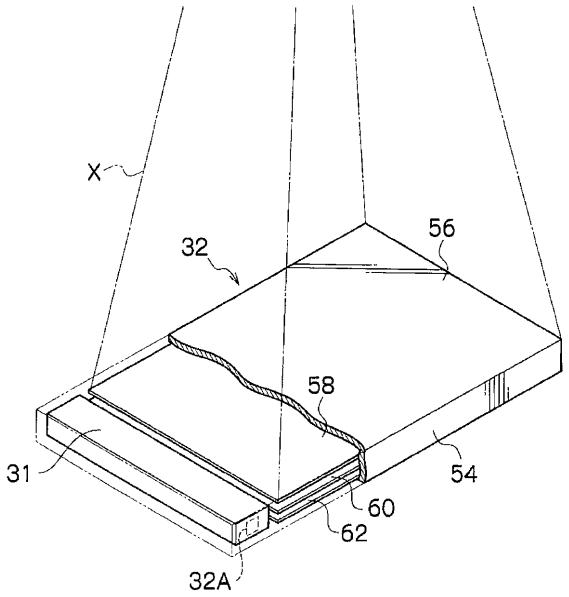
【図１】


撮影室
放射線画像撮影システム
放射線発生装置
電子カセッテ
クレードル
コンソール
RISサーバ
RIS DB
病院内ネットワーク
端末装置
10
12
14
14A
16
18
32
34
40
42

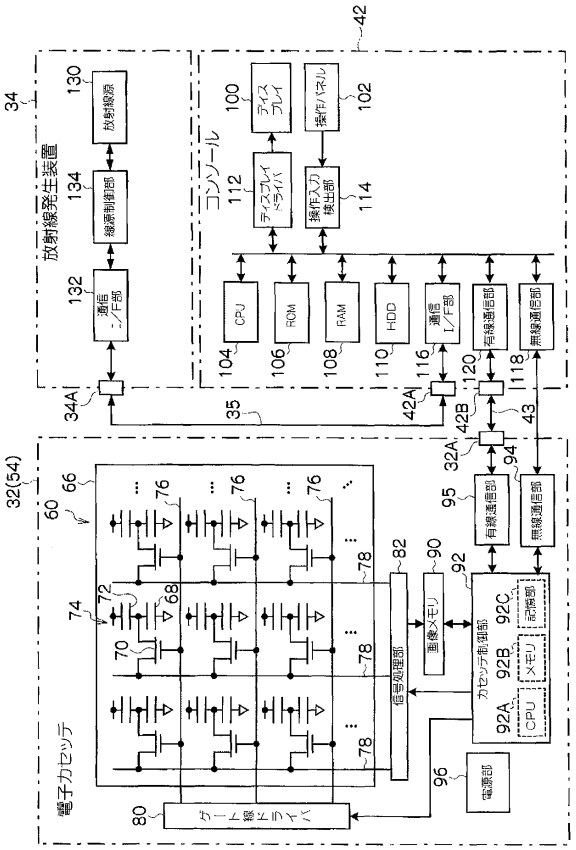
【図２】


40
40A
42
44
46
48
50
100
102
130
132
134
136
138
140
142
144
146
148
150
152
154

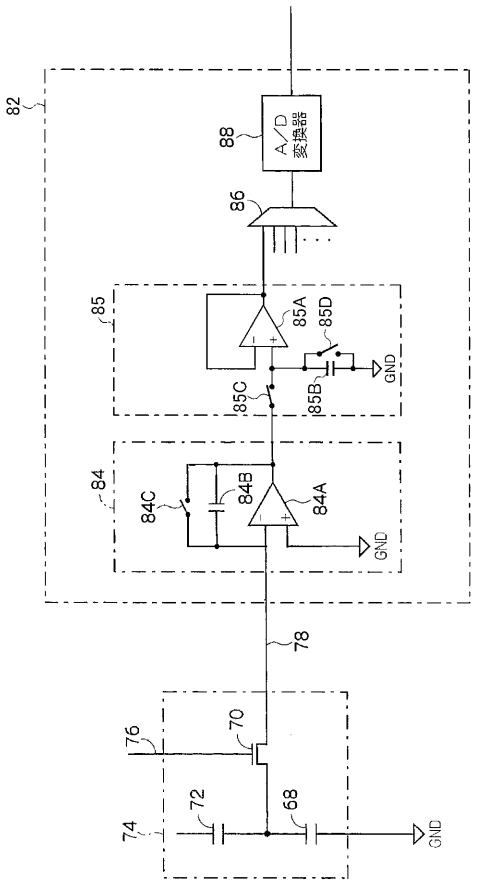
【図３】


X
32
56
58
31
54
60
62
32A

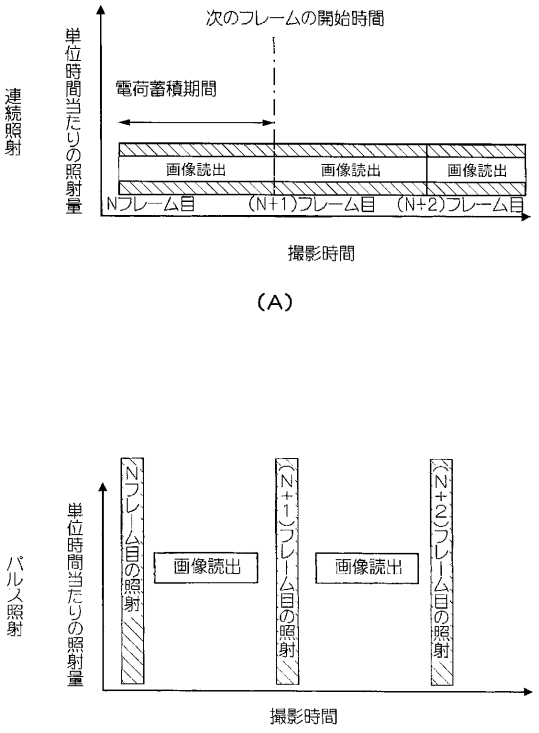
【図４】


42
34
放射線発生装置
放射線源
線源制御部
通信I/F部
コンソール
ディスプレイ
操作パネル
ディスプレイドライバ
操作入力検出部
CPU
ROM
RAM
HDD
通信I/F部
有線通信部
無線通信部
34A
35
42A
42B
43
32A
32(54)
電子カセッテ
ゲート線ドライバ
信号処理部
画像メモリ
カセッテ制御部
電源部
94
95
96

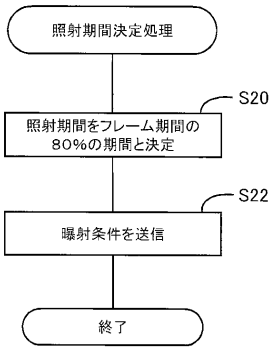
【図５】


82
88
A/D変換器
86
85
85A
85D
GND
85C
85B
84
84C
84B
84A
GND
78
76
70
72
68
74
GND

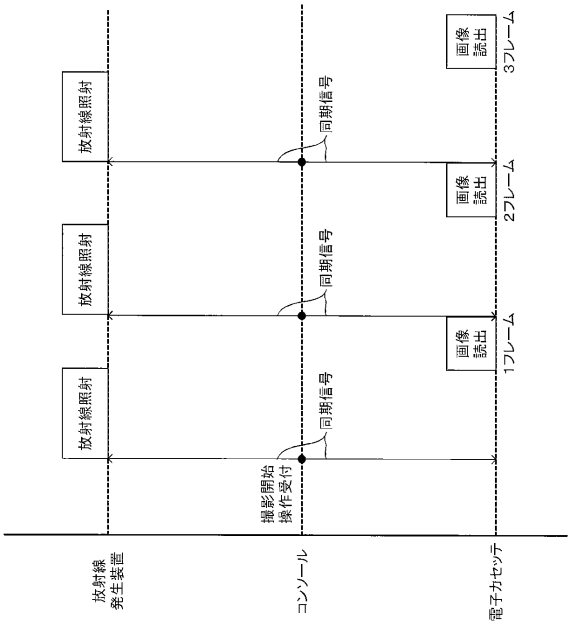
【図６】


次のフレームの開始時間
単位時間当たりの照射量
連続照射
電荷蓄積期間
画像読出
画像読出
画像読出
Nフレーム目
(N+1)フレーム目
(N+2)フレーム目
撮影時間
(A)
単位時間当たりの照射量
パルス照射
Nフレーム目の照射
画像読出
(N+1)フレーム目の照射
画像読出
(N+2)フレーム目の照射
撮影時間
(B)

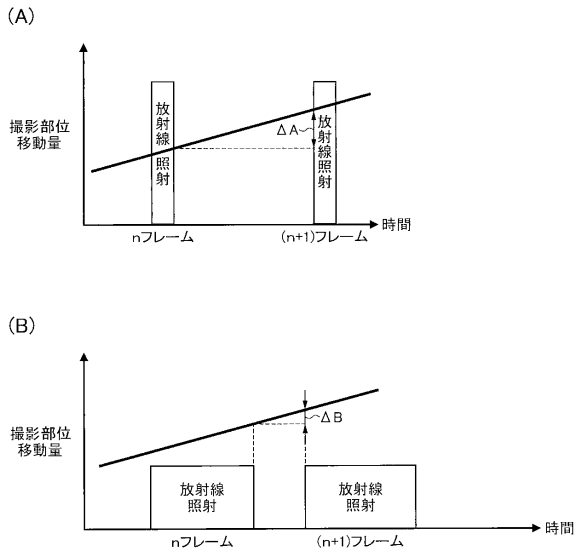
【図７】


照射期間決定処理
S20
照射期間をフレーム期間の80%の期間と決定
S22
曝射条件を送信
終了

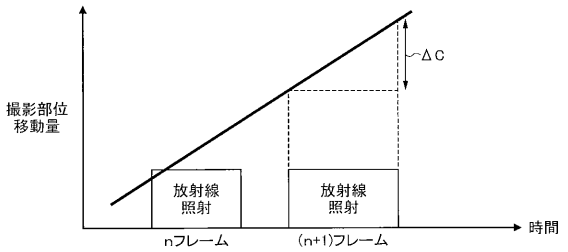
【図８】


放射線照射
同期信号
画像読出
3フレーム
放射線照射
同期信号
画像読出
2フレーム
放射線照射
同期信号
画像読出
1フレーム
撮影開始操作受付
放射線発生装置
コンソール
電子カセッテ

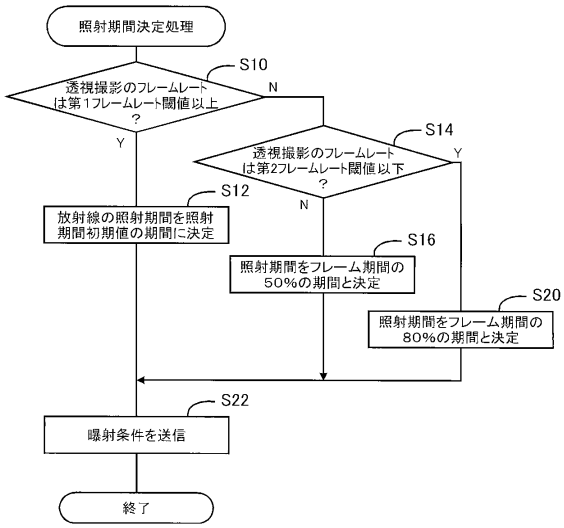
【図９】



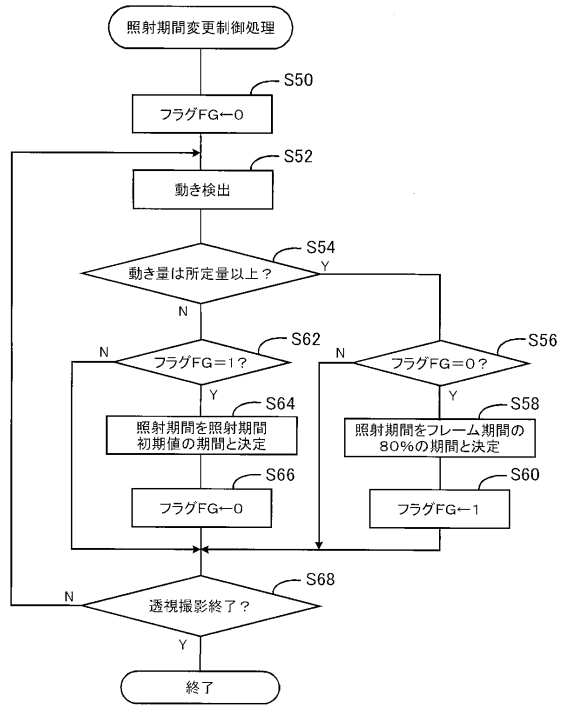
【図１０】



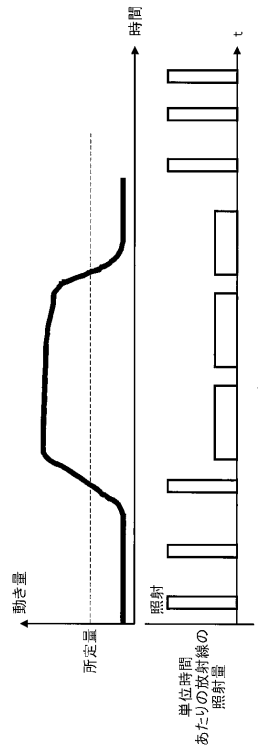
【図１１】



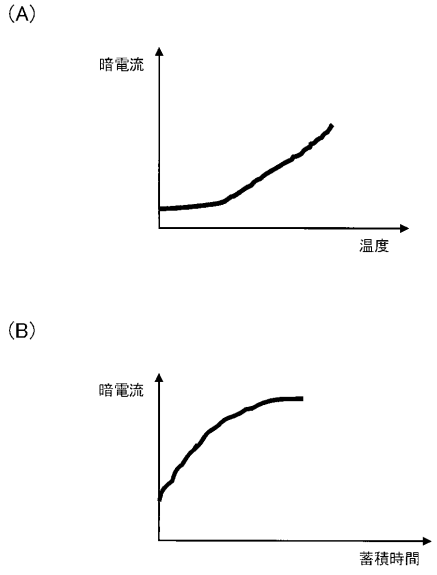
【図１２】



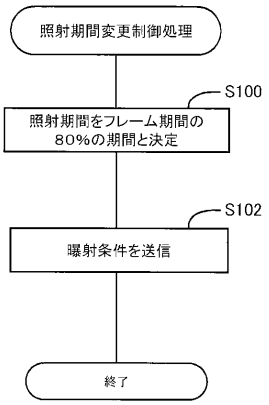
【図１３】



【図１４】



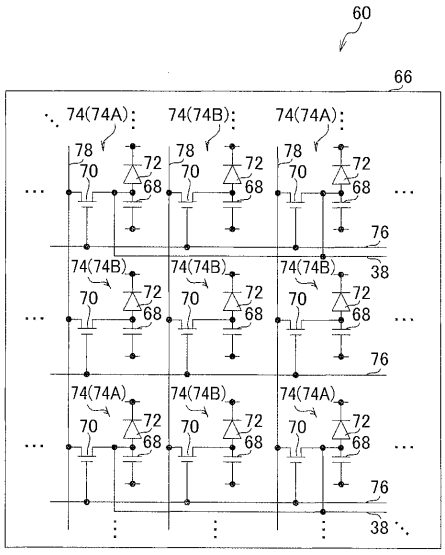
【図１５】



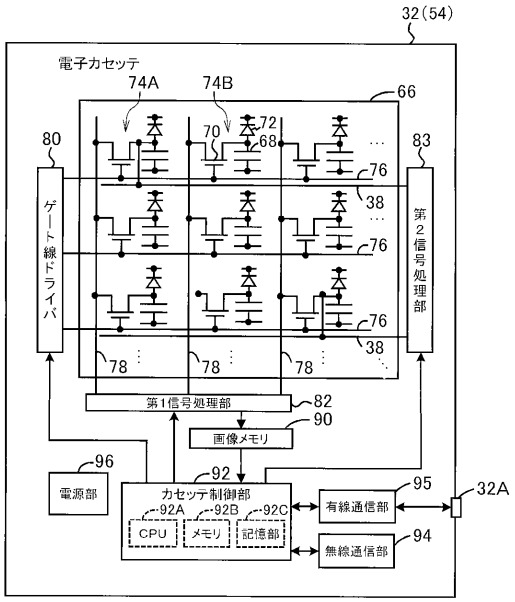
【図１６】



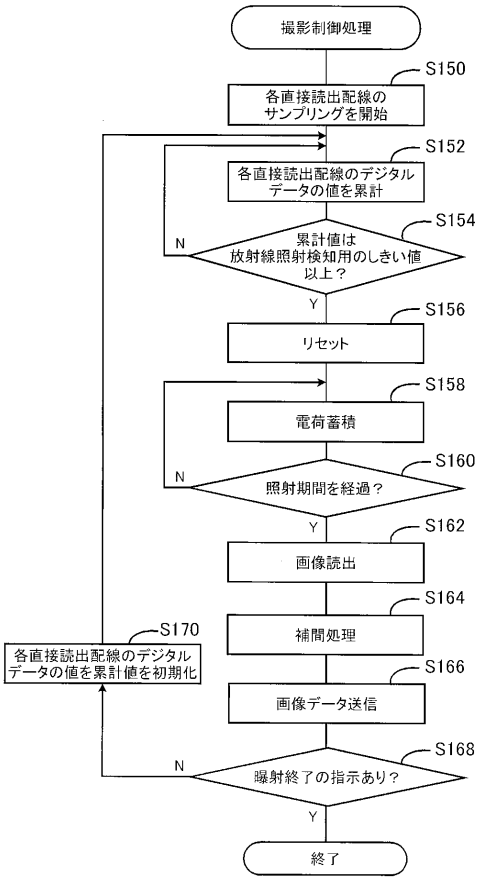
【図１７】



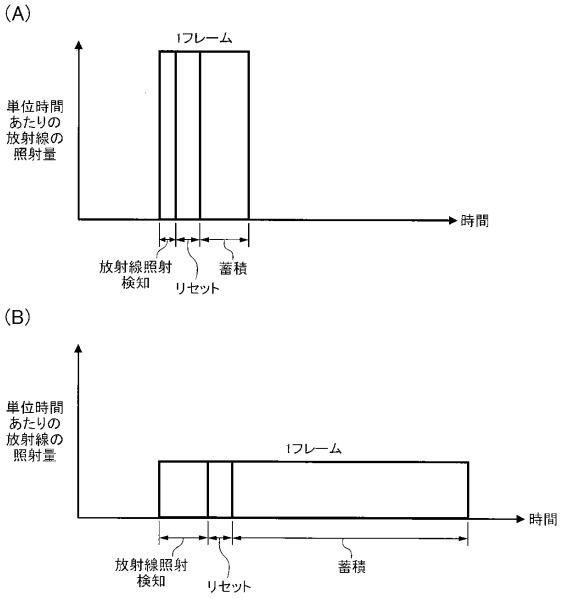
【図１８】



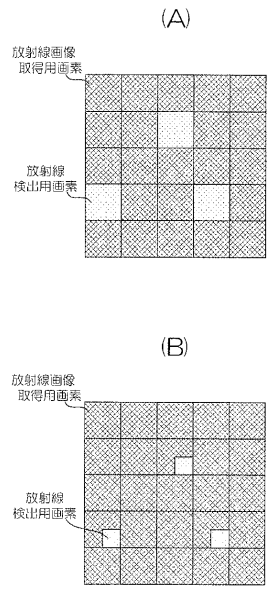
【図１９】


撮影制御処理
S150
各直接読出配線の
サンプリングを開始
S152
各直接読出配線のデジタル
データの値を累計
S154
累計値は
放射線照射検知用のしきい値
以上？
N
Y
S156
リセット
S158
電荷蓄積
S160
照射期間を経過？
N
Y
S162
画像読出
S164
補間処理
S166
画像データ送信
S168
曝射終了の指示あり？
N
Y
終了
S170
各直接読出配線のデジタル
データの値を累計値を初期化

【図２０】


(A)
1フレーム
単位時間
あたりの
放射線の
照射量
時間
放射線照射
検知
リセット
蓄積
(B)
単位時間
あたりの
放射線の
照射量
1フレーム
時間
放射線照射
検知
リセット
蓄積

【図２１】


(A)
放射線画像
取得用画素
放射線
検出用画素
(B)
放射線画像
取得用画素
放射線
検出用画素

フロントページの続き

(72)発明者　中津川　晴康
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
(72)発明者　吉田　豊
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
(72)発明者　大田　恭義
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

審査官　泉　卓也

(56)参考文献　特開２００９－０５０５３１（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－２７２４５４（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－１３０１５８（ＪＰ，Ａ）
特開２０１０－１５２２７９（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　６／００　－　６／１４