

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4862016号
(P4862016)

(45) 発行日 平成24年1月25日 (2012. 1. 25)

(24) 登録日 平成23年11月11日 (2011. 11. 11)

(51) Int. Cl.

F I

G O 3 B 42/04 (2006. 01)
A 6 1 B 6/00 (2006. 01)

G O 3 B 42/04 A
A 6 1 B 6/00 3 O O S

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-167094 (P2008-167094)
(22) 出願日 平成20年6月26日 (2008. 6. 26)
(65) 公開番号 特開2009-53670 (P2009-53670A)
(43) 公開日 平成21年3月12日 (2009. 3. 12)
審査請求日 平成22年8月26日 (2010. 8. 26)
(31) 優先権主張番号 特願2007-195538 (P2007-195538)
(32) 優先日 平成19年7月27日 (2007. 7. 27)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 100077665
弁理士 千葉 剛宏
(74) 代理人 100116676
弁理士 宮寺 利幸
(74) 代理人 100142066
弁理士 鹿島 直樹
(74) 代理人 100126468
弁理士 田久保 泰夫
(74) 代理人 100149261
弁理士 大内 秀治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線検出カセット及び放射線画像撮影システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を透過した放射線を検出して放射線画像情報に変換する放射線変換パネルと、
外部と無線通信が可能な無線通信手段と、
前記放射線変換パネル及び前記無線通信手段を駆動するバッテリーと、
前記バッテリーから前記放射線変換パネル及び前記無線通信手段への電力供給を制御する
複数のスイッチと、
を有し、

前記放射線変換パネル、前記無線通信手段及び前記バッテリーは、略矩形状の筐体内に収容され、

前記各スイッチは、放射線画像の撮影時に前記被写体とは非接触となる前記筐体の各側面にそれぞれ配置され、

放射線画像の撮影前に、前記各スイッチのうち、いずれか1つのスイッチを操作することにより、前記バッテリーから前記無線通信手段及び／又は前記放射線変換パネルへの電力供給を開始させ、前記放射線画像の撮影後に、前記各スイッチのうち、いずれか1つのスイッチを操作することにより、前記バッテリーから前記無線通信手段及び／又は前記放射線変換パネルへの電力供給を停止させることを特徴とする放射線検出カセット。

【請求項 2】

請求項 1 記載のカセットにおいて、
前記無線通信手段は、UWBにより外部と無線通信を行うことを特徴とする放射線検出

カセット。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載のカセットにおいて、

前記各スイッチは、前記各側面の中央部にそれぞれ配置されていることを特徴とする放射線検出力セット。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載のカセットにおいて、

前記バッテリーは、前記無線通信手段への電力供給を常時行い、一方で、前記各スイッチのうち、いずれか 1 つのスイッチに対する操作によって、前記放射線変換パネルへの電力供給を開始又は停止することを特徴とする放射線検出力セット。

10

【請求項 5】

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載のカセットにおいて、

前記筐体は、前記放射線を透過させる材料からなり、

前記放射線変換パネルは、前記放射線を電気信号に直接変換することにより前記放射線画像情報を取得することを特徴とする放射線検出力セット。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の放射線検出力セットと、前記放射線を出力する放射線源と、前記放射線源及び前記放射線検出力セットを制御する制御装置とを有することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 7】

20

請求項 6 記載の放射線画像撮影システムにおいて、

前記無線通信手段は、前記放射線変換パネルにて変換された前記放射線画像情報を、無線通信により前記制御装置に送信することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 8】

請求項 6 又は 7 記載の放射線画像撮影システムにおいて、

前記放射線源を備える撮影装置と、表示装置とをさらに有し、

前記放射線検出力セットと前記制御装置との間、前記放射線検出力セットと前記撮影装置との間、前記撮影装置と前記制御装置との間、及び、前記制御装置と前記表示装置との間では、UWB による無線通信が行われることを特徴とする放射線画像撮影システム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体を透過した放射線を検出し、検出した前記放射線を放射線画像情報に変換する放射線変換パネルを備えた放射線検出力セット及び該放射線検出力セットを有する放射線画像撮影システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、被写体に放射線を照射し、該被写体を透過した前記放射線を放射線変換パネルに導いて放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置が広汎に使用されている。この場合、前記放射線変換パネルとしては、前記放射線画像が露光記録される従来からの放射線フィルムや、蛍光体に前記放射線画像としての放射線エネルギーを蓄積し、励起光を照射することで前記放射線画像を輝光発光光として取り出すことのできる蓄積性蛍光体パネルが知られている。これらの放射線変換パネルは、前記放射線画像が記録された放射線フィルムを現像装置に供給して現像処理を行い、あるいは、前記蓄積性蛍光体パネルを読取装置に供給して読取処理を行うことで、可視画像としての前記放射線画像が得られる。

40

【0003】

一方、手術室等においては、患者に対して迅速且つ的確な処置を施すため、撮影後の放射線変換パネルから直ちに放射線画像を読み出して表示することが必要である。このような要求に対応可能な放射線変換パネルとして、放射線を直接電気信号に変換し、あるいは、放射線をシンチレータで可視光に変換した後、電気信号に変換して読み出す固体検出

50

素子を用いた放射線検出器が開発されている。

【0004】

ところで、放射線変換パネルは、無線通信手段及びバッテリーと共に放射線検出力セッテに収容され、該放射線検出力セッテでは、前記放射線変換パネル及び前記無線通信手段を駆動させる前記バッテリーの無駄な電力消費を回避するための様々な対策が取られている（特許文献1～6参照）。

【0005】

すなわち、特許文献1には、放射線検出力セッテの照射面としての上面側に設けられた電源スイッチを投入すると、バッテリーから前記放射線検出力セッテ内の各部に電力供給が行われることが提案されている。

10

【0006】

また、特許文献2及び3には、バッテリー残量に関する情報を放射線検出力セッテから制御装置に送信し、前記制御装置では、受信した前記情報に基づいて、放射線画像の撮影を禁止状態にすることが提案されている。

【0007】

さらに、特許文献4には、放射線検出力セッテの筐体に設けられた把手を医師又は放射線技師が握っている間は、バッテリーから放射線変換パネルへの電力供給が抑制され、一方で、前記医師又は前記放射線技師が前記把手から手を離すと、バッテリーから放射線変換パネルへの電力供給が行われることが提案されている。

【0008】

20

さらにまた、特許文献5には、放射線検出力セッテから制御装置に放射線画像情報（縮小画像情報）及びその補正情報を送信し、前記制御装置において、前記補正情報に基づいて前記縮小画像情報の画像処理を行うことにより、該放射線検出力セッテでは、前記縮小画像情報に対する補正を行う分だけ消費電力が低減されることが提案されている。

【0009】

さらにまた、特許文献6には、放射線検出力セッテを含む移動型撮影装置の移動時に、該移動中に使用されることのない機能に対する無駄な電力消費の発生を抑制するための構成が提案されている。

【0010】

【特許文献1】特開2003-172783号公報

30

【特許文献2】特開2005-7086号公報

【特許文献3】特開2005-208269号公報

【特許文献4】特開2005-173432号公報

【特許文献5】特開2006-122219号公報

【特許文献6】特開2006-158508号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

ところで、上述した放射線検出力セッテにおいて、バッテリーの電力消費（消耗）をできるだけ抑制するためには、放射線画像の撮影の直前に、該放射線検出力セッテに備わる電源スイッチを投入することが望ましい。

40

【0012】

しかしながら、特許文献1では、電源スイッチが設けられる放射線検出力セッテの上面に放射線画像の撮影前から被写体（患者）が接触しているので、前記放射線画像の撮影直前に前記電源スイッチを投入することは困難である。

【0013】

また、特許文献2～6では、放射線画像の撮影の直前に電源スイッチを投入することでバッテリーの消耗を抑制するという対策が採られていない。

【0014】

本発明は、前記の課題に鑑みなされたものであり、バッテリーの消耗を抑制しつつ、放射

50

線画像の撮影を確実に行うことを可能とする放射線検出力セッテ及び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】

【0015】

本発明の放射線検出力セッテは、
被写体を透過した放射線を検出して放射線画像情報に変換する放射線変換パネルと、
外部と無線通信が可能な無線通信手段と、
前記放射線変換パネル及び前記無線通信手段を駆動するバッテリーと、
前記バッテリーから前記放射線変換パネル及び前記無線通信手段への電力供給を制御する複数のスイッチと、

10

を有し、

前記放射線変換パネル、前記無線通信手段及び前記バッテリーは、略矩形状の筐体内に收容され、

前記各スイッチは、放射線画像の撮影時に前記被写体とは非接触となる前記筐体の各側面にそれぞれ配置され、

放射線画像の撮影前に、前記各スイッチのうち、いずれか1つのスイッチを操作することにより、前記バッテリーから前記無線通信手段及び／又は前記放射線変換パネルへの電力供給を開始させ、前記放射線画像の撮影後に、前記各スイッチのうち、いずれか1つのスイッチを操作することにより、前記バッテリーから前記無線通信手段及び／又は前記放射線変換パネルへの電力供給を停止させることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、前記放射線検出力セッテの前記筐体のうち、前記放射線画像の撮影時に前記被写体とは非接触となる前記各側面に前記スイッチがそれぞれ配置されている。これにより、前記放射線画像の撮影時に前記被写体の移動による前記スイッチへの接触を防止できるので、前記放射線画像の撮影を確実に行うことが可能となる。

【0017】

また、前記放射線画像の撮影時に前記被写体とは非接触となる箇所に前記各スイッチが設けられ、いずれか1つのスイッチを医師又は放射線技師が操作することにより前記バッテリーから前記無線通信手段及び前記放射線変換パネルへの電力供給が開始又は停止されるので、前記放射線画像の撮影の直前に前記スイッチを投入することも可能となり、前記バッテリーの消耗を確実に抑制することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

図1に示すように、本実施形態に係る放射線画像撮影システム10が設置された手術室12には、患者14が横臥する手術台(ベッド)16が配置されると共に、医師18が手術に使用する各種器具が載置される器具台20が手術台16の側部に配置される。また、手術台16の周りには、麻酔器、吸引器、心電計、血圧計等、手術に必要な様々な機器が配置される。

【0019】

40

放射線画像撮影システム10は、撮影条件に従った線量からなる放射線Xを被写体としての患者14に照射するための撮影装置22と、患者14を透過した放射線Xを検出する放射線検出器(放射線変換パネル)40(図2～図6参照)を内蔵した放射線検出力セッテ24と、放射線検出器40によって検出された放射線Xに基づく放射線画像を表示する表示装置26と、撮影装置22、放射線検出力セッテ24及び表示装置26を制御するコンソール(制御装置)28とを備える。なお、撮影装置22、放射線検出力セッテ24、表示装置26及びコンソール28間は、UWB(Ultra Wide Band)を用いた無線通信による信号の送受信が行われる。

【0020】

撮影装置22は、自在アーム30に連結され、患者14の撮影部位に応じた所望の位置

50

に移動可能であると共に、医師 18 による手術の邪魔とならない位置に待避可能である。同様に、表示装置 26 は、自在アーム 32 に連結され、撮影された放射線画像を医師 18 が容易に確認できる位置に移動可能である。

【0021】

図 2 は、放射線検出力セット 24 の内部構成図である。放射線検出力セット 24 は、放射線 X を透過させる材料からなるケーシング（筐体）34 を備える。ケーシング 34 の内部には、放射線 X が照射されるケーシング 34 の照射面 36 側から、患者 14 による放射線 X の散乱線を除去するグリッド 38、患者 14 を透過した放射線 X を検出する放射線検出器 40、及び、放射線 X のバック散乱線を吸収する鉛板 42 が順に配設される。なお、ケーシング 34 の照射面 36 をグリッド 38 として構成してもよい。

10

【0022】

また、ケーシング 34 の内部には、放射線検出力セット 24 の電源であるバッテリー 44 と、バッテリー 44 から供給される電力により放射線検出器 40 を駆動制御するカセット制御部 46 と、放射線検出器 40 によって検出した放射線 X の情報を含む信号をコンソール 28 との間で送受信する送受信機（無線通信手段）48 とが収容される。なお、カセット制御部 46 及び送受信機 48 には、放射線 X が照射されることによる損傷を回避するため、ケーシング 34 の照射面 36 側に鉛板等を配設しておくことが好ましい。

【0023】

図 3 は、放射線検出力セット 24 の斜視図である。また、図 4 は、放射線検出力セット 24 の断面図である。図 2 ~ 図 4 に示すように、ケーシング 34 の各側面 192 の中央部には、バッテリー 44 から放射線検出器 40、カセット制御部 46 及び送受信機 48 への電力供給を制御するための電源スイッチ（スイッチ）190 がそれぞれ配置されている。この場合、各側面 192 は、放射線画像の撮影時に患者 14（図 1 参照）とは非接触となる箇所である。また、各電源スイッチ 190 のうち、いずれか 1 つの電源スイッチ 190 が医師 18 又は放射線技師によって操作されると、バッテリー 44 から放射線検出器 40、カセット制御部 46 及び送受信機 48 への電力供給が開始され、あるいは、停止される。

20

【0024】

図 5 は、放射線検出器 40 の回路構成ブロック図である。放射線検出器 40 は、放射線 X を感知して電荷を発生させるアモルファスセレン（a-Se）等の物質からなる光電変換層 51 を行列状の薄膜トランジスタ（TFT: Thin Film Transistor）52 のアレイの上に配置した構造を有し、発生した電荷を蓄積容量 53 に蓄積した後、各行毎に TFT 52 を順次オンにして、電荷を画像信号として読み出す。図 5 では、光電変換層 51 及び蓄積容量 53 からなる 1 つの画素 50 と 1 つの TFT 52 との接続関係のみを示し、その他の画素 50 の構成については省略している。なお、アモルファスセレンは、高温になると構造が変化して機能が低下してしまうため、所定の温度範囲内で使用する必要がある。従って、放射線検出力セット 24 内に放射線検出器 40 を冷却する手段を配設することが好ましい。

30

【0025】

各画素 50 に接続される TFT 52 には、行方向と平行に延びるゲート線 54 と、列方向と平行に延びる信号線 56 とが接続される。各ゲート線 54 は、ライン走査駆動部 58 に接続され、各信号線 56 は、読取回路を構成するマルチプレクサ 66 に接続される。ゲート線 54 には、行方向に配列された TFT 52 をオンオフ制御する制御信号 Von、Voff がライン走査駆動部 58 から供給される。この場合、ライン走査駆動部 58 は、ゲート線 54 を切り替える複数のスイッチ SW1 と、スイッチ SW1 の 1 つを選択する選択信号を出力するアドレスデコーダ 60 とを備える。アドレスデコーダ 60 には、カセット制御部 46 からアドレス信号が供給される。

40

【0026】

また、信号線 56 には、列方向に配列された TFT 52 を介して各画素 50 の蓄積容量 53 に保持されている電荷が流出する。この電荷は、増幅器 62 によって増幅される。増幅器 62 には、サンプルホールド回路 64 を介してマルチプレクサ 66 が接続される。マ

50

マルチプレクサ 66 は、信号線 56 を切り替える複数のスイッチ SW2 と、スイッチ SW2 の 1 つを選択する選択信号を出力するアドレスデコーダ 68 とを備える。アドレスデコーダ 68 には、カセット制御部 46 からアドレス信号が供給される。マルチプレクサ 66 には、A/D 変換器 70 が接続され、A/D 変換器 70 によってデジタル信号に変換された放射線画像情報がカセット制御部 46 に供給される。

【0027】

図 6 は、撮影装置 22、放射線検出力セット 24、表示装置 26 及びコンソール 28 からなる放射線画像撮影システム 10 の構成ブロック図である。なお、コンソール 28 には、病院内の放射線科において取り扱われる放射線画像情報やその他の情報を統括的に管理する放射線科情報システム (RIS) 29 が接続され、また、RIS 29 には、病院内の医事情報を統括的に管理する医事情報システム (HIS) 31 が接続される。

10

【0028】

撮影装置 22 は、撮影スイッチ 72 と、放射線源 74 と、送受信機 (無線通信手段) 76 と、線源制御部 78 とを有する。

【0029】

送受信機 76 は、コンソール 28 から無線通信により撮影条件を受信する一方、コンソール 28 に対して無線通信による撮影完了信号等を送信する。また、送受信機 76 は、放射線検出力セット 24 の送受信機 48 との間で無線通信が可能である。

【0030】

線源制御部 78 は、撮影スイッチ 72 から供給される撮影開始信号及び送受信機 76 から供給される撮影条件に基づいて放射線源 74 を制御する。放射線源 74 は、線源制御部 78 からの制御に基づいて放射線 X を出力する。

20

【0031】

一方、放射線検出力セット 24 のカセット制御部 46 は、アドレス信号発生部 80 と、画像メモリ 82 と、カセット ID メモリ 84 とを備える。

【0032】

アドレス信号発生部 80 は、放射線検出器 40 を構成するライン走査駆動部 58 のアドレスデコーダ 60 及びマルチプレクサ 66 のアドレスデコーダ 68 に対してアドレス信号を供給する。画像メモリ 82 は、放射線検出器 40 によって検出された放射線画像情報を記憶する。カセット ID メモリ 84 は、放射線検出力セット 24 を特定するためのカセット ID 情報を記憶する。

30

【0033】

送受信機 48 は、コンソール 28 から無線通信により送信要求信号を受信する一方、コンソール 28 に対して、カセット ID メモリ 84 に記憶されたカセット ID 情報及び画像メモリ 82 に記憶された放射線画像情報を無線通信により送信する。

【0034】

表示装置 26 は、コンソール 28 から放射線画像情報を受信する受信機 90 と、受信した放射線画像情報の表示制御を行う表示制御部 92 と、表示制御部 92 によって処理された放射線画像情報を表示する表示部 94 とを備える。

【0035】

コンソール 28 は、送受信機 96 と、撮影条件管理部 98 と、画像処理部 (画像処理手段) 100 と、画像メモリ 101 と、患者情報管理部 102 と、カセット情報管理部 104 とを備える。

40

【0036】

送受信機 96 は、撮影装置 22、放射線検出力セット 24 及び表示装置 26 に対して、放射線画像情報を含む必要な情報を無線通信により送受信する。撮影条件管理部 98 は、撮影装置 22 による撮影に必要な撮影条件を管理する。画像処理部 100 は、放射線検出力セット 24 から送信された放射線画像情報に対する画像処理を行う。画像メモリ 101 は、前記画像処理された放射線画像情報を記憶する。患者情報管理部 102 は、撮影対象である患者 14 の患者情報を管理する。カセット情報管理部 104 は、放射線検出力セッ

50

テ 2 4 から送信されたカセット I D 情報を管理する。

【 0 0 3 7 】

また、コンソール 2 8 は、撮影装置 2 2、放射線検出力セット 2 4 及び表示装置 2 6 に対して無線通信による信号の送受信を行うことができるのであれば、手術室 1 2 の外に設置してもよい。

【 0 0 3 8 】

なお、撮影条件とは、患者 1 4 の撮影部位に対して、適切な線量からなる放射線 X を照射するための管電圧、管電流、照射時間等を決定するための条件であり、例えば、撮影部位、撮影方法等の条件を挙げることができる。患者情報とは、患者 1 4 の氏名、性別、患者 I D 番号等、患者 1 4 を特定するための情報である。これらの撮影条件及び患者情報を含む撮影のオーダリング情報は、コンソール 2 8 で直接設定し、あるいは、R I S 2 9 を介してコンソール 2 8 に外部から供給することができる。

10

【 0 0 3 9 】

本実施形態に係る放射線画像撮影システム 1 0 は、基本的には以上のように構成されるものであり、次にその動作について説明する。

【 0 0 4 0 】

放射線画像撮影システム 1 0 は、手術室 1 2 に設置されており、例えば、医師 1 8 による患者 1 4 の手術中において、放射線画像の撮影が必要となった際に使用される。そのため、撮影対象である患者 1 4 の患者情報は、撮影に先立ち、コンソール 2 8 の患者情報管理部 1 0 2 に予め登録しておく。また、撮影部位や撮影方法が予め決まっている場合には、これらの撮影条件を撮影条件管理部 9 8 に予め登録しておく。以上の準備作業が終了した状態において、患者 1 4 に対する手術が遂行される。

20

【 0 0 4 1 】

手術中において放射線画像の撮影を行う場合、医師 1 8 又は担当する放射線技師は、患者 1 4 と手術台 1 6 との間の所定位置に、照射面 3 6 を撮影装置 2 2 側とした状態で放射線検出力セット 2 4 を設置する。次に、撮影装置 2 2 を放射線検出力セット 2 4 に対向する位置に適宜移動させた後、医師 1 8 又は放射線技師は、放射線検出力セット 2 4 の各側面 1 9 2 に備わる電源スイッチ 1 9 0 のうち、いずれか 1 つの電源スイッチ 1 9 0 を操作する。これにより、1 つの電源スイッチ 1 9 0 の操作に起因して、バッテリー 4 4 は、放射線検出器 4 0、カセット制御部 4 6 及び送受信機 4 8 に対する電力供給を開始する。引き続き、医師 1 8 又放射線技師は、撮影スイッチ 7 2 を操作して撮影を行う。

30

【 0 0 4 2 】

この場合、医師 1 8 又は放射線技師による撮影スイッチ 7 2 の操作に起因して、撮影装置 2 2 の線源制御部 7 8 は、送受信機 7 6、9 6 を介して、コンソール 2 8 に対して撮影条件の送信を要求する。コンソール 2 8 は、受信した前記要求に基づいて、撮影条件管理部 9 8 に登録されている当該患者 1 4 の撮影部位に係る撮影条件を、送受信機 9 6、7 6 を介して撮影装置 2 2 に送信する。線源制御部 7 8 は、前記撮影条件を受信すると、当該撮影条件に従って放射線源 7 4 を制御して、所定の線量からなる放射線 X を患者 1 4 に照射する。

【 0 0 4 3 】

患者 1 4 を透過した放射線 X は、放射線検出力セット 2 4 のグリッド 3 8 によって散乱線が除去された後、放射線検出器 4 0 に照射され、放射線検出器 4 0 を構成する各画素 5 0 の光電変換層 5 1 によって電気信号に変換され、蓄積容量 5 3 に電荷として保持される（図 5 参照）。次いで、各蓄積容量 5 3 に保持された患者 1 4 の放射線画像情報である電荷情報は、カセット制御部 4 6 を構成するアドレス信号発生部 8 0 からライン走査駆動部 5 8 及びマルチプレクサ 6 6 に供給されるアドレス信号に従って読み出される。

40

【 0 0 4 4 】

すなわち、ライン走査駆動部 5 8 のアドレスデコーダ 6 0 は、アドレス信号発生部 8 0 から供給されるアドレス信号に従って選択信号を出力してスイッチ S W 1 の 1 つを選択し、対応するゲート線 5 4 に接続された T F T 5 2 のゲートに制御信号 V o n を供給する。

50

一方、マルチプレクサ 66 のアドレスデコーダ 68 は、アドレス信号発生部 80 から供給されるアドレス信号に従って選択信号を出力してスイッチ SW2 を順次切り替え、ライン走査駆動部 58 によって選択されたゲート線 54 に接続された各画素 50 の蓄積容量 53 に保持された電荷情報である放射線画像情報を信号線 56 を介して順次読み出す。

【0045】

放射線検出器 40 の選択されたゲート線 54 に接続された各画素 50 の蓄積容量 53 から読み出された放射線画像情報は、各増幅器 62 によって増幅された後、各サンプルホールド回路 64 によってサンプリングされ、マルチプレクサ 66 を介して A/D 変換器 70 に供給され、デジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された放射線画像情報は、カセット制御部 46 の画像メモリ 82 に一旦記憶される。

10

【0046】

同様にして、ライン走査駆動部 58 のアドレスデコーダ 60 は、アドレス信号発生部 80 から供給されるアドレス信号に従ってスイッチ SW1 を順次切り替え、各ゲート線 54 に接続されている各画素 50 の蓄積容量 53 に保持された電荷情報である放射線画像情報を信号線 56 を介して読み出し、マルチプレクサ 66 及び A/D 変換器 70 を介してカセット制御部 46 の画像メモリ 82 に記憶させる。

【0047】

画像メモリ 82 に記憶された放射線画像情報は、送受信機 48 を介して、無線通信によりコンソール 28 に送信される。

【0048】

20

コンソール 28 に送信された放射線画像情報は、送受信機 96 によって受信され、画像処理部 100 において所定の画像処理が施された後、患者情報管理部 102 に登録されている患者 14 の患者情報と関連付けられた状態で画像メモリ 101 に記憶される。

【0049】

また、画像処理の施された放射線画像情報は、送受信機 96 から表示装置 26 に送信される。受信機 90 によって放射線画像情報を受信した表示装置 26 は、表示制御部 92 によって表示部 94 を制御し、放射線画像を表示する。医師 18 は、表示部 94 に表示された放射線画像を確認しながら手術を遂行する。

【0050】

なお、放射線画像の撮影が行われた後に、医師 18 又は放射線技師が各電源スイッチ 190 のうち、いずれか 1 つの電源スイッチ 190 を操作すると、該 1 つの電源スイッチ 190 の操作に起因して、バッテリー 44 は、放射線検出器 40、カセット制御部 46 及び送受信機 48 に対する電力供給を停止する。

30

【0051】

このように、本実施形態に係る放射線画像撮影システム 10 によれば、放射線検出カセット 24 のケーシング 34 のうち、放射線画像の撮影時に被写体としての患者 14 とは非接触となる各側面 192 に電源スイッチ 190 がそれぞれ配置されている。これにより、放射線画像の撮影時に患者 14 の移動による電源スイッチ 190 への接触を防止できるので、放射線画像の撮影を確実に行うことが可能となる。

【0052】

40

また、放射線画像の撮影時に患者 14 とは非接触となる各側面 192 に電源スイッチ 190 がそれぞれ設けられ、いずれか 1 つの電源スイッチ 190 を医師 18 又は放射線技師が操作することによりバッテリー 44 から放射線検出器 40、カセット制御部 46 及び送受信機 48 への電力供給が開始又は停止されるので、放射線画像の撮影の直前に電源スイッチ 190 を投入することも可能となり、バッテリー 44 の消耗を確実に抑制することができる。

【0053】

なお、本実施形態に係る放射線画像撮影システム 10 では、医師 18 又は放射線技師による電源スイッチ 190 の操作に起因して、バッテリー 44 から放射線検出器 40、カセット制御部 46 及び送受信機 48 への電力供給が開始又は停止されるようにしているが、バ

50

ッテリ４４の消耗が抑制できるのであれば、電源スイッチ１９０の操作に起因して、放射線検出器４０、カセット制御部４６及び送受信機４８のいずれか１つ又は２つへの電力供給を開始又は停止させるようにしてもよい。すなわち、バッテリー４４からカセット制御部４６及び送受信機４８に対する電力供給は常時行い、一方で、電源スイッチ１９０の操作に起因して、バッテリー４４から放射線検出器４０への電力供給を開始又は停止させることも可能である。

【００５４】

さらに、放射線検出力セット２４とコンソール２８との間、放射線検出力セット２４と撮影装置２２との間、撮影装置２２とコンソール２８との間、及び、コンソール２８と表示装置２６との間では、ＵＷＢの無線通信により信号の送受信が行われている。すなわち、撮影装置２２、放射線検出力セット２４、表示装置２６及びコンソール２８間では、該信号を送受信するためのケーブルが連結されていないため、例えば、手術室１２の床面にこれらのケーブルが配設されることがなく、医師１８等の作業に支障を来すおそれがない。従って、医師１８は、自己の作業を効率よく行うことが可能となる。また、前記無線通信をＵＷＢとすることで、従来の無線通信と比較して、消費電力の低減、耐フェージング性の向上及び高速通信化の向上を図ることができる。

【００５５】

さらにまた、本実施形態に係る放射線画像撮影システム１０では、医師１８又は放射線技師の撮影スイッチ７２の操作に起因して放射線画像の撮影が行われるが、医師１８又は前記放射線技師によるコンソール２８の操作に起因して放射線画像の撮影が行われるようにしてもよい。

【００５６】

さらにまた、本実施形態に係る放射線画像撮影システム１０では、例えば、放射線検出力セット２４に収容される放射線検出器４０は、入射した放射線Ｘの線量を光電変換層５１によって直接電気信号に変換するものであるが、これに代えて、入射した放射線Ｘをシンチレータによって一旦可視光に変換した後、この可視光をアモルファスシリコン（*a-Si*）等の固体検出素子を用いて電気信号に変換するように構成した放射線検出器を用いてもよい（特許第３４９４６８３号公報参照）。

【００５７】

また、光変換方式の放射線検出器を利用して放射線画像情報を取得することもできる。この光変換方式の放射線検出器では、マトリクス状に配列された各固体検出素子に放射線が入射すると、その線量に応じた静電潜像が固体検出素子に蓄積記録される。静電潜像を読み取る際には、放射線検出器に読取光を照射し、発生した電流の値を放射線画像情報として取得する。なお、放射線検出器は、消去光を放射線検出器に照射することで、残存する静電潜像である放射線画像情報を消去して再使用することができる（特開２０００－１０５２９７号公報参照）。

【００５８】

さらに、放射線検出力セット２４は、手術室１２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、放射線検出力セット２４を防水性、密閉性を有する構造とし、必要に応じて殺菌洗浄することにより、１つの放射線検出力セット２４を繰り返し続けて使用することができる。

【００５９】

さらにまた、放射線検出力セット２４は、手術室１２で使用される場合に限られるものではなく、例えば、検診や病院内での回診にも適用することができる。

【００６０】

また、放射線検出力セット２４と外部機器との間での無線通信は、通常の電波による通信に代えて、赤外線等を用いた光無線通信で行うようにしてもよい。

【００６１】

さらに、図７に示すように放射線検出力セット５００を構成すると、一層好適である。

【００６２】

10

20

30

40

50

すなわち、放射線検出力セット 5 0 0 には、ケーシング 5 0 2 の放射線照射面側に、撮影領域及び撮影位置の基準となるガイド線 5 0 4 が形成される。このガイド線 5 0 4 を用いて、放射線検出力セット 5 0 0 に対する被写体（患者 1 4）の位置決めを行い、また、放射線 X の照射範囲を設定することにより、放射線画像情報を適切な撮影領域に記録することができる。

【 0 0 6 3 】

放射線検出力セット 5 0 0 の撮影領域外の部位には、当該放射線検出力セット 5 0 0 に係る各種情報を表示する表示部 5 0 6 を配設する。この表示部 5 0 6 には、放射線検出力セット 5 0 0 に記録される患者 1 4 の ID 情報、放射線検出力セット 5 0 0 の使用回数、累積曝射線量、放射線検出力セット 5 0 0 に内蔵されているバッテリー 4 4 の充電状態（残容量）、放射線画像情報の撮影条件、患者 1 4 の放射線検出力セット 5 0 0 に対するポジショニング画像等を表示させる。この場合、放射線技師は、例えば、表示部 5 0 6 に表示された ID 情報に従って患者 1 4 を確認すると共に、当該放射線検出力セット 5 0 0 が使用可能な状態にあることを事前に確認し、表示されたポジショニング画像に基づいて患者 1 4 の所望の撮影部位を放射線検出力セット 5 0 0 に位置決めして、最適な放射線画像情報の撮影を行うことができる。

10

【 0 0 6 4 】

また、放射線検出力セット 5 0 0 に取手部 5 0 8 を形成することにより、当該放射線検出力セット 5 0 0 の取扱い、持ち運びが容易になる。

【 0 0 6 5 】

20

放射線検出力セット 5 0 0 の側部には、A C アダプタの入力端子 5 1 0 と、U S B（Universal Serial Bus）端子 5 1 2 と、メモリカード 5 1 4 を装填するためのカードスロット 5 1 6 とを配設すると好適である。

【 0 0 6 6 】

入力端子 5 1 0 は、放射線検出力セット 5 0 0 に内蔵されているバッテリー 4 4 の充電機能が低下しているとき、あるいは、バッテリー 4 4 を充電するのに十分な時間を確保できないとき、A C アダプタを接続して外部から電力を供給することにより、当該放射線検出力セット 5 0 0 を直ちに使用可能な状態とすることができる。

【 0 0 6 7 】

U S B 端子 5 1 2 又はカードスロット 5 1 6 は、放射線検出力セット 5 0 0 がコンソール 2 8 等の外部機器との間で無線通信による情報の送受信を行うことができないときに利用することができる。すなわち、U S B 端子 5 1 2 にケーブルを接続することにより、外部機器との間で有線通信による情報の送受信を行うことができる。また、カードスロット 5 1 6 にメモリカード 5 1 4 を装填し、このメモリカード 5 1 4 に必要な情報を記録した後、メモリカード 5 1 4 を取り出して外部機器に装填することにより、情報の送受信を行うことができる。

30

【 0 0 6 8 】

手術室 1 2 や病院内の必要な箇所には、図 8 に示すように、放射線検出力セット 2 4 が装填され、内蔵されるバッテリー 4 4 の充電を行うクレードル 5 1 8 を配置すると好適である。この場合、クレードル 5 1 8 は、バッテリー 4 4 の充電だけでなく、クレードル 5 1 8 の無線通信機能又は有線通信機能を用いて、R I S 2 9、H I S 3 1、コンソール 2 8 等の外部機器との間で必要な情報の送受信を行うようにしてもよい。送受信する情報には、クレードル 5 1 8 に装填された放射線検出力セット 2 4 に記録された放射線画像情報を含めることができる。

40

【 0 0 6 9 】

また、クレードル 5 1 8 に表示部 5 2 0 を配設し、この表示部 5 2 0 に対して、装填された当該放射線検出力セット 2 4 の充電状態や、放射線検出力セット 2 4 から取得した放射線画像情報を含む必要な情報を表示させるようにしてもよい。

【 0 0 7 0 】

また、複数のクレードル 5 1 8 をネットワークに接続し、各クレードル 5 1 8 に装填さ

50

れている放射線検出力セット 2 4 の充電状態をネットワークを介して収集し、使用可能な充電状態にある放射線検出力セット 2 4 の所在を確認できるように構成することもできる。

【 0 0 7 1 】

なお、本発明に係る放射線検出力セット及び放射線画像撮影システムは、上述の実施の形態に限らず、本発明の要旨を逸脱することなく、種々の構成を採り得ることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 2 】

【図 1】本実施形態の放射線画像撮影システムが設置された手術室の説明図である。

10

【図 2】図 1 の放射線検出力セットの内部構成図である。

【図 3】図 2 の放射線検出力セットの斜視図である。

【図 4】図 3 の I V - I V 線に沿った放射線検出力セットの断面図である。

【図 5】図 2 の放射線検出器の回路構成ブロック図である。

【図 6】図 1 の放射線画像撮影システムの構成ブロック図である。

【図 7】放射線検出力セットの他の構成図である。

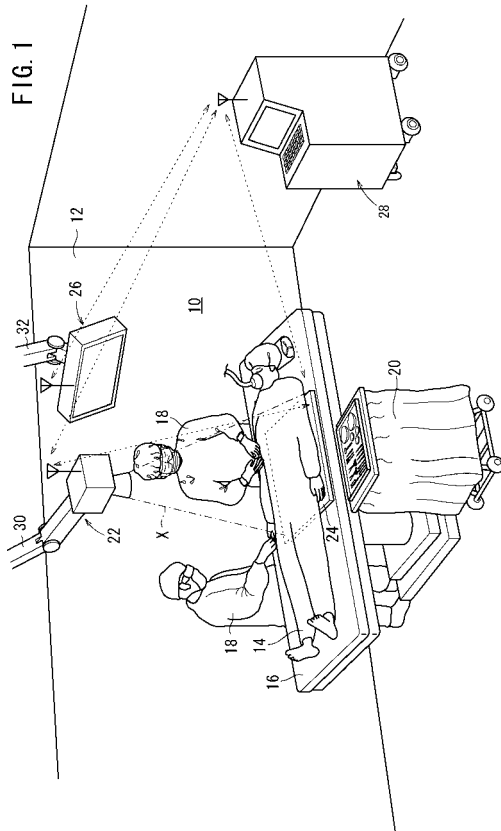
【図 8】放射線検出力セットの充電を行うクレードルの構成図である。

【符号の説明】

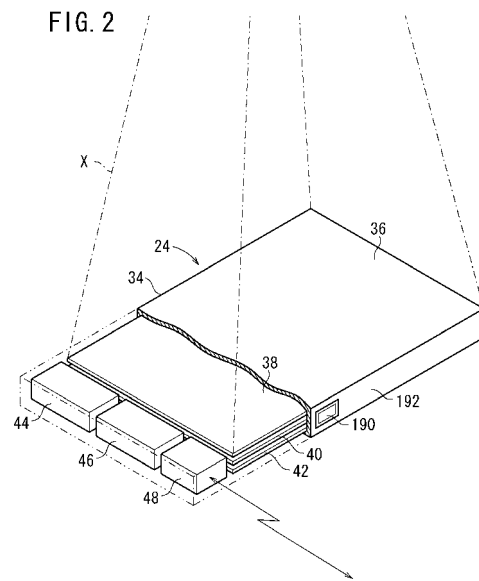
【 0 0 7 3 】

| | |
|------------------------|----|
| 1 0 ...放射線画像撮影システム | 20 |
| 1 2 ...手術室 | |
| 1 4 ...患者 | |
| 1 6 ...手術台 | |
| 2 2 ...撮影装置 | |
| 2 4、5 0 0 ...放射線検出力セット | |
| 2 6 ...表示装置 | |
| 2 8 ...コンソール | |
| 2 9 ... R I S | |
| 3 1 ... H I S | |
| 4 0 ...放射線検出器 | 30 |
| 4 4 ...バッテリー | |
| 4 6 ...カセット制御部 | |
| 4 8、7 6、9 6 ...送受信機 | |
| 5 0 ...画素 | |
| 7 4 ...放射線源 | |
| 8 4 ...カセット I D メモリ | |
| 9 0 ...受信機 | |
| 9 4 ...表示部 | |
| 9 8 ...撮影条件管理部 | |
| 1 0 0 ...画像処理部 | 40 |
| 1 0 1 ...画像メモリ | |
| 1 0 2 ...患者情報管理部 | |
| 1 0 4 ...カセット情報管理部 | |
| 1 9 0 ...電源スイッチ | |
| 1 9 2 ...側面 | |

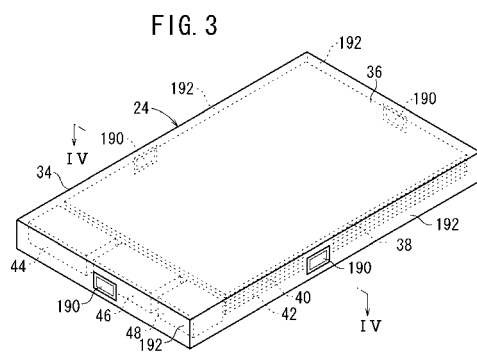
【図 1】



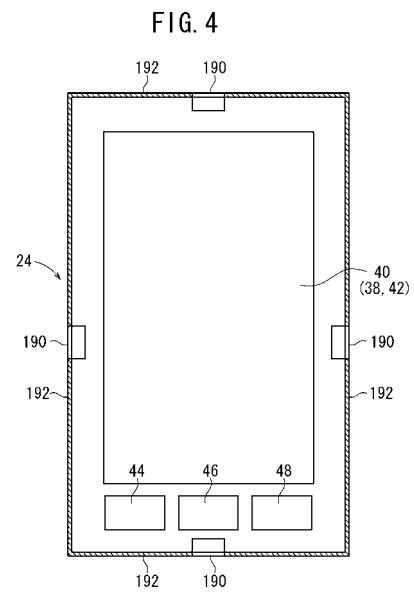
【図 2】



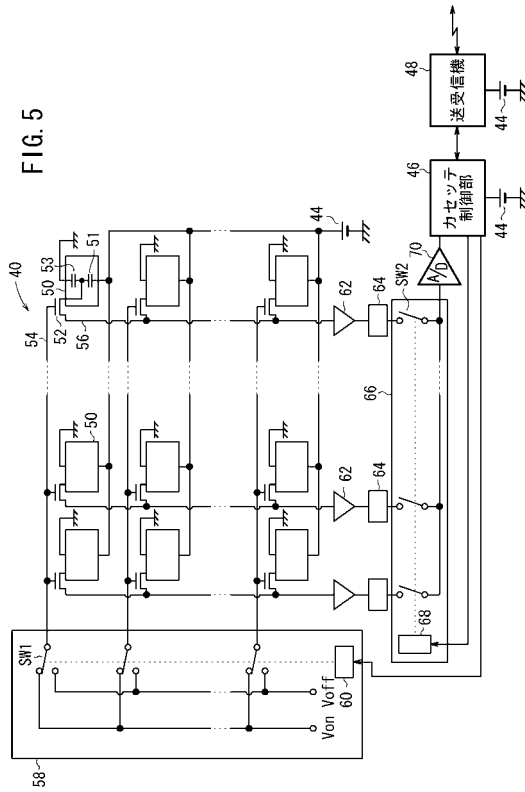
【図 3】



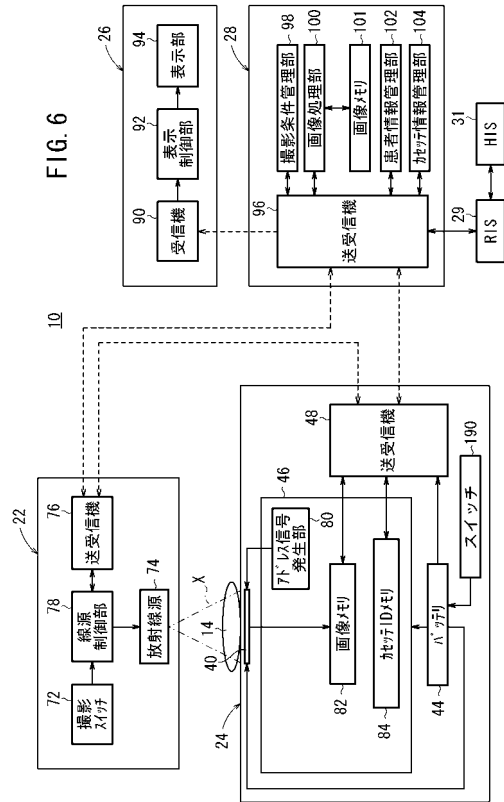
【図 4】



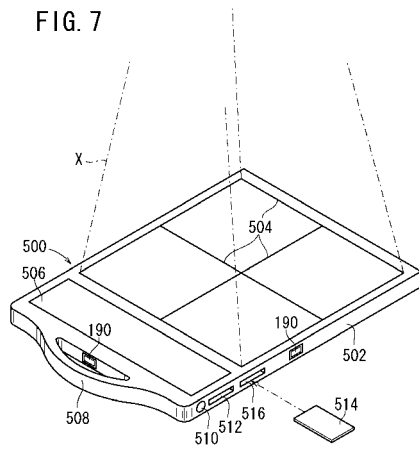
【 図 5 】



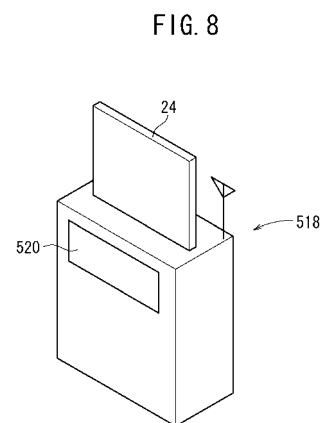
【 図 6 】



【圖 7】



【 圖 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 吉見 琢也
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
- (72)発明者 鬼頭 英一
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
- (72)発明者 田辺 剛
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
- (72)発明者 桑原 健
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
- (72)発明者 植田 和治
東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0 号 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 入内島 誠
東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0 号 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 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 菊岡 智代

- (56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 1 0 2 8 5 4 (J P , A)
特開昭 6 4 - 0 6 9 9 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 0 8 4 0 9 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 3 4 2 8 1 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 8 5 7 5 3 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 0 6 1 3 8 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G 0 3 B 4 2 / 0 2 - 4 2 / 0 4
A 6 1 B 6 / 0 0
G 0 1 T 1 / 0 0 - 7 / 1 2
G 2 1 K 4 / 0 0