

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5422202号
(P5422202)

(45) 発行日 平成26年2月19日(2014.2.19)

(24) 登録日 平成25年11月29日(2013.11.29)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 300W
A 6 1 B 6/00 300S
A 6 1 B 6/00 320M

請求項の数 20 (全 32 頁)

(21) 出願番号

特願2008-333774 (P2008-333774)

(22) 出願日

平成20年12月26日(2008.12.26)

(65) 公開番号

特開2010-154897 (P2010-154897A)

(43) 公開日

平成22年7月15日(2010.7.15)

審査請求日

平成23年8月2日(2011.8.2)

(73) 特許権者 306037311

富士フィルム株式会社

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 100149261

弁理士 大内 秀治

(72) 発明者 大田 恒義

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フィルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線画像撮影システム及び放射線検出カセットの充電方法

(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複数の放射線検出カセットと、該各放射線検出カセットを充電可能な充電装置とを備え、

前記充電装置は、

前記被写体に対する複数回の前記放射線画像情報の撮影を要求するオーダ情報に基づいて、前記複数の放射線検出カセットのうち、前記オーダ情報に適合する放射線検出カセットの中から、充電量が最大である1つの放射線検出カセットを選択し、

選択した前記1つの放射線検出カセットに対して、前記オーダ情報に基づく撮影のうち、何回分の撮影に必要な充電量を有しているかを検出し、

選択した前記1つの放射線検出カセットの充電量が1回分の撮影に満たないことを検出した場合に、該放射線検出カセットに対して、少なくとも1回分の撮影に必要な充電量に到達するまで充電を行ない、

前記1つの放射線検出カセットに対する充電の完了後、該1つの放射線検出カセットを用いた前記1回分の撮影中に、前記オーダ情報に適合する残りの放射線検出カセットの中から、次に充電量が多い他の放射線検出カセットを選択し、選択した前記他の放射線検出カセットに対して、少なくとも残りの回数分の撮影に必要な充電量に到達するように充電を行なうことにより、前記撮影に必要な総電源容量を前記複数の放射線検出カセットが確保するように、前記各放射線検出カセットに対する充電量の制御を行うことを特徴とする放射線画像撮影システム。

10

20

【請求項 2】

請求項1記載のシステムにおいて、

前記充電装置は、

前記次に充電量が多い他の放射線検出力セッテの充電中、充電が完了していないにも関わらず当該他の放射線検出力セッテが撮影に供される場合に、さらに、少なくとも残りの回数分の撮影に必要な充電量に到達するように、前記オーダ情報に適合する、前記1つの放射線検出力セッテを含めた残りの放射線検出力セッテの中から、前記他の放射線検出力セッテの次に充電量が多い放射線検出力セッテを選択し、選択した前記次に充電量が多い放射線検出力セッテに対して、充電を行なうことを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 3】

10

請求項1又は2記載のシステムにおいて、

前記充電装置は、

前記1つの放射線検出力セッテに対する充電、及び、前記他の放射線検出力セッテに対する充電を行なう充電処理部と、

該充電処理部が充電している放射線検出力セッテを外部に報知するカセッテ報知部と、

前記オーダ情報に基づいて、前記充電処理部及び前記カセッテ報知部を制御する充電制御部と、

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 4】

20

請求項3記載のシステムにおいて、

前記充電制御部は、前記充電処理部が前記1つの放射線検出力セッテに対する充電、又は、前記他の放射線検出力セッテに対する充電を完了したときに、前記充電が完了した放射線検出力セッテを前記カセッテ報知部を通じて外部に報知することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 5】

30

請求項3又は4記載のシステムにおいて、

前記カセッテ報知部は、充電中の放射線検出力セッテの情報若しくは該充電が完了した放射線検出力セッテの情報を表示する情報表示部、及び／又は、前記放射線検出力セッテの情報を無線若しくは有線を介して外部に送信する情報送信部であることを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 6】

請求項3～5のいずれか1項に記載のシステムにおいて、

前記充電装置は、前記各放射線検出力セッテが装填された状態で該各放射線検出力セッテを充電可能なクレードル、又は、無線若しくは有線を介して前記各放射線検出力セッテを充電可能な給電装置であることを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 7】

40

請求項6記載のシステムにおいて、

前記クレードルは、装填された前記各放射線検出力セッテと、前記充電処理部との接続を切り替える切替スイッチをさらに有し、

前記充電制御部は、

前記オーダ情報に基づいて、前記1つの放射線検出力セッテと前記充電処理部とを接続するように前記切替スイッチを制御すると共に、前記充電処理部から前記切替スイッチを介して前記1つの放射線検出力セッテを充電するように前記充電処理部を制御することにより、該1つの放射線検出力セッテを選択し、

前記1つの放射線検出力セッテに対する充電が完了したときに、前記他の放射線検出力セッテと前記充電処理部とを接続するように前記切替スイッチを制御すると共に、前記充電処理部から前記切替スイッチを介して前記他の放射線検出力セッテを充電するように前記充電処理部を制御することにより、該他の放射線検出力セッテを選択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】

50

請求項6記載のシステムにおいて、

前記放射線検出力セッテをそれぞれ装填可能な複数のクレードルを有し、

前記各クレードルのうち、1つのクレードルの充電処理部は、前記オーダ情報に基づいて、該1つのクレードルに装填された前記1つの放射線検出力セッテを充電し、

前記1つのクレードルの充電制御部は、前記1つの放射線検出力セッテの充電が完了したときに、前記1つのクレードルのカセッテ報知部を通じて外部に前記充電の完了を報知し、

他のクレードルの充電制御部は、前記オーダ情報及び前記充電の完了の報知に基づいて、該他のクレードルに装填された前記他の放射線検出力セッテを充電するよう前記他のクレードルの充電処理部を制御することを特徴とする放射線画像撮影システム。 10

【請求項9】

請求項6記載のシステムにおいて、

前記給電装置が前記無線を介して前記各放射線検出力セッテを充電可能な無線給電装置である場合に、

前記無線給電装置の充電処理部は、前記1つの放射線検出力セッテに対する充電時には、該1つの放射線検出力セッテに対して指向性を有し、一方で、前記他の放射線検出力セッテに対する充電時には、該他の放射線検出力セッテに対して指向性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10】

請求項9記載のシステムにおいて、

前記充電処理部は、電気エネルギーを磁場に変換し、変換した前記磁場による給電可能エリア内の前記各放射線検出力セッテに対して充電可能な第1エネルギー変換部であり、

該第1エネルギー変換部は、前記給電可能エリアを変更することにより、前記1つの放射線検出力セッテ又は前記他の放射線検出力セッテを選択することを特徴とする放射線画像撮影システム。 20

【請求項11】

請求項10記載のシステムにおいて、

前記各放射線検出力セッテは、前記給電可能エリア内にあるときに、前記磁場を前記電気エネルギーに再変換する第2エネルギー変換部をそれぞれ有することを特徴とする放射線画像撮影システム。 30

【請求項12】

請求項10又は11記載のシステムにおいて、

前記充電制御部からの制御に基づいて前記無線給電装置を移動させる給電装置移動制御手段をさらに有し、

該給電装置移動制御手段を用いて前記無線給電装置を移動させることにより、前記給電可能エリアを変更することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項13】

請求項9記載のシステムにおいて、

前記充電処理部は、指向性を有するアンテナにより前記無線を介して前記各放射線検出力セッテを充電可能な送信機であり、 40

前記各放射線検出力セッテは、前記送信機の通信範囲内に自己の放射線検出力セッテがあるときに前記無線を介して前記送信機と接続することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項14】

請求項1～13のいずれか1項に記載のシステムにおいて、

前記各放射線検出力セッテは、前記被写体を透過した前記放射線を検出して前記放射線画像情報に変換する放射線変換パネルと、前記放射線変換パネルを駆動する電源部と、該電源部の充電量を検知する電源管理部と、該電源管理部が検知した前記充電量を外部に報知する充電報知部とをそれぞれ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15】

10

20

30

40

50

請求項 1 4 記載のシステムにおいて、

前記各電源管理部は、前記オーダ情報に基づいて前記電源部の充電量をそれぞれ検知し、前記充電装置による前記電源部への充電が完了したときに、該充電の完了を前記充電報知部を通じて外部に報知することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 1 6】

請求項 1 4 又は 1 5 記載のシステムにおいて、

前記各充電報知部は、前記充電量を表示する充電量表示部、及び／又は、前記充電量を無線若しくは有線を介して外部に送信する充電量送信部であることを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 1 7】

10

請求項 1 6 記載のシステムにおいて、

前記放射線変換パネル、前記電源部及び前記電源管理部、あるいは、前記放射線変換パネル、前記電源部、前記電源管理部及び前記充電量送信部は、前記放射線を透過させる材料からなる筐体の内部に収納され、

前記充電量表示部は、前記筐体の表面における前記放射線の非照射箇所に設けられていることを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 1 8】

請求項 1 ~ 1 7 のいずれか 1 項に記載のシステムにおいて、

前記放射線を出力する放射線源と、該放射線源、前記放射線検出力セッテ及び前記充電装置を制御する制御装置とをさらに備え、

20

前記放射線源、前記放射線検出力セッテ、前記充電装置及び前記制御装置との間は、無線通信又は有線通信が可能であることを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 1 9】

請求項 1 ~ 1 8 のいずれか 1 項に記載のシステムにおいて、

前記充電装置は、前記各放射線検出力セッテのうち、前記撮影に使用したい 1 つの放射線検出力セッテに絞って、他の放射線検出力セッテに優先して充電処理を行うことを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 2 0】

被写体に対する複数回の放射線画像情報の撮影を要求するオーダ情報に基づいて、複数の放射線検出力セッテのうち、前記オーダ情報に適合する放射線検出力セッテの中から、充電量が最大である 1 つの放射線検出力セッテを選択し、

30

選択した前記 1 つの放射線検出力セッテに対して、前記オーダ情報に基づく撮影のうち、何回分の撮影に必要な充電量を有しているかを検出し、

選択した前記 1 つの放射線検出力セッテの充電量が 1 回分の撮影に満たないことを検出した場合に、該放射線検出力セッテに対して、少なくとも 1 回分の撮影に必要な充電量に到達するまで充電を行ない、

前記 1 つの放射線検出力セッテに対する充電の完了後、該 1 つの放射線検出力セッテを用いた前記 1 回分の撮影中に、前記オーダ情報に適合する残りの放射線検出力セッテの中から、次に充電量が多い他の放射線検出力セッテを選択し、選択した前記他の放射線検出力セッテに対して、少なくとも残りの回数分の撮影に必要な充電量に到達するように充電を行なうことにより、前記各放射線検出力セッテにおける前記撮影に必要な総電源容量を確保することを特徴とする放射線検出力セッテの充電方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、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検出力セッテ、及び、該放射線検出力セッテを充電する充電装置を備える放射線画像撮影システムと、前記放射線検出力セッテの充電方法とに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

50

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情報を撮影する放射線画像撮影システムが広汎に使用されている。前記放射線変換パネルとしては、前記放射線画像情報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情報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情報を輝尽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、前記放射線画像情報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み取装置に供給して読み取処理を行うことで、可視画像が得られる。

【0003】

また、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情報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、このような放射線変換パネルを備える放射線検出カセットは、コンソール等と接続して使用できるように、部分的に又は全体的に電気的に駆動するように構成されている。そのため、被写体に対する放射線画像情報の撮影時に、前記放射線検出カセットが該撮影に必要な充電量に到達していない場合には、外部から充電を行なう必要がある。

【0005】

特許文献1には、充電装置から放射線検出カセットに対して非接触充電を行なうことが提案されている。

【0006】

また、特許文献2には、カセット収納ボックスに収納されている複数の放射線検出カセットのうち、所定の放射線画像情報の撮影に最適な放射線変換カセットを表示装置に表示し、医師又は放射線技師が前記表示装置の表示内容に基づいて該当する1つの放射線変換カセットをカセット収納ボックスから取り出すことが提案されている。

【0007】

【特許文献1】特開2008-170315号公報

【特許文献2】特開2002-248095号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1の技術は、単に、充電装置から放射線検出カセットに対して非接触充電を行なうものであり、一方で、特許文献2の技術は、カセット収納ボックスに収納された複数の放射線検出カセットの中から、所定の放射線画像情報の撮影に最適な1つの放射線変換カセットを医師又は放射線技師が選択できる（取り出せる）ようにするものである。従って、複数の放射線検出カセットを有する放射線画像撮影システムにおいて、被写体に対する複数回の放射線画像情報の撮影を要求するオーダ情報が与えられた場合に、全ての放射線検出カセットが前記オーダ情報に示す撮影回数に応じた充電量に到達していないときの対策について、何ら提案されていない。

【0009】

本発明は、前記の課題に鑑みなされたものであり、被写体に対する複数回の放射線画像情報の撮影を要求するオーダ情報が与えられた場合に、利用したい放射線検出カセットを積極的且つ優先的に充電することで、該撮影を効率よく行なうことが可能となる放射線画像撮影システムと、前記放射線検出カセットの充電方法と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】

【0010】

本発明は、被写体に対する複数回の放射線画像情報の撮影を要求するオーダ情報に基づいて、複数の放射線検出カセットに対する充電量を制御することにより、前記複数の放射

10

20

30

40

50

線検出カッテにおける前記撮影に必要な総電源容量を確保することを特徴としている。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、被写体に対する複数回の放射線画像情報の撮影を要求するオーダ情報に対して、複数の放射線検出カッテに対する充電量を制御することにより、前記複数の放射線検出カッテにおける前記撮影に必要な総電源容量を確保する。

【0012】

これにより、前記複数回の撮影を行う場合に、該撮影に利用したい放射線検出カッテを積極的且つ優先的に充電することが可能となり、当初は、全ての放射線検出カッテが前記複数回の撮影に必要な充電量に到達していなくても、前記撮影を効率よく行うことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

本発明に係る放射線画像撮影システムについて、放射線検出カッテの充電方法との関連で、好適な実施形態を、図面を参照しながら説明する。

【0014】

先ず、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aについて、図1～図8を参照しながら説明する。

【0015】

図1は、放射線画像撮影システム10Aが設置された手術室12の説明図である。

【0016】

手術室12には、患者(被写体)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。

【0017】

放射線画像撮影システム10Aは、撮影条件に従った線量からなる放射線Xを患者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40(図2～図5参照)を内蔵した放射線検出カッテ24(24a～24c)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情報を表示する表示装置26と、放射線検出カッテ24を装填した状態で該放射線検出カッテ24を充電可能なクレードル(充電装置)30と、撮影装置22、放射線検出カッテ24、表示装置26及びクレードル30を制御するコンソール(制御装置)28とを備える。

【0018】

なお、撮影装置22、放射線検出カッテ24、表示装置26、コンソール28及びクレードル30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。

【0019】

撮影装置22は、自在アーム33に連結され、患者14の撮影部位に応じた所望の位置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。

【0020】

クレードル30の上面には、放射線検出カッテ24を装填するための複数の装填部37が設けられると共に、側面には、クレードル30に装填された放射線検出カッテ24の情報を表示するための表示部(カッテ報知部、情報表示部)35が配置されている。

【0021】

なお、図1は、手術室12内にある3つの放射線検出カッテ24(24a～24c)のうち、充電済みの1つの放射線検出カッテ24aが患者14の放射線画像情報の撮影に用いられ、残りの2つの放射線検出カッテ24b、24cが2つの装填部37にそれ

10

20

30

40

50

それ装填されて、クレードル 30 による充電が可能である状態を図示している。また、クレードル 30 は、放射線検出力セッテ 24a ~ 24c の充電装置であると共に、該放射線検出力セッテ 24a ~ 24c の保管箱としても機能する。

【0022】

図 2 は、放射線検出力セッテ 24 の斜視図である。

【0023】

放射線検出力セッテ 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（放射線変換パネル）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

【0024】

また、ケーシング 34 の内部には、電源部 44 と、電源部 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テ制御部 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（充電報知部、充電量送信部）48 とが収納される。なお、カセッテ制御部 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。

【0025】

20

図 3 は、放射線検出力セッテ 24 の平面図である。

【0026】

ケーシング 34 の照射面 36 における、放射線 X の非照射箇所としての電源部 44、カセッテ制御部 46 及び送受信機 48 側には、放射線検出力セッテ 24 のバッテリとしての電源部 44 の充電量等の情報を表示するための表示部（充電報知部、充電量表示部）49 が配置されている。

【0027】

なお、電源部 44（バッテリ）は、リチウムイオン電池等の充電可能な 2 次電池や、電気二重層コンデンサ等の蓄電素子を使用することができる。要は、充電可能であり且つ放射線検出力セッテ 24 の電源として適切に機能するものであればよい。

30

【0028】

図 4 は、放射線検出器 40 の回路構成ブロック図である。

【0029】

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-Si）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 4 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、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、放射線検出力セッテ 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。

40

【0030】

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、読み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 V_{on}、V_{off} 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、カセッテ

50

制御部 4 6 からアドレス信号が供給される。

【0031】

また、信号線 5 6 には、列方向に配列された TFT5 2 を介して各画素 5 0 の蓄積容量 5 3 に保持されている電荷が流出する。この電荷は、増幅器 6 2 によって増幅される。増幅器 6 2 には、サンプルホールド回路 6 4 を介してマルチプレクサ 6 6 が接続される。マルチプレクサ 6 6 は、信号線 5 6 を切り替える複数のスイッチ SW 2 と、スイッチ SW 2 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 6 8 とを備える。アドレスデコーダ 6 8 には、カセッテ制御部 4 6 からアドレス信号が供給される。マルチプレクサ 6 6 には、A / D 変換器 7 0 が接続され、A / D 変換器 7 0 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テ制御部 4 6 に供給される。

10

【0032】

なお、スイッチング素子として機能する TFT5 2 は、CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等、他の撮像素子と組み合わせて実現してもよい。さらにまた、TFT で言うところのゲート信号に相当するシフトパルスにより電荷をシフトしながら転送する CCD (Charge-Coupled Device) イメージセンサに置き換えることも可能である。

【0033】

図 5 は、撮影装置 2 2 、放射線検出カセッテ 2 4 、表示装置 2 6 及びコンソール 2 8 からなる放射線画像撮影システム 10 A の一部構成ブロック図である。また、図 6 は、コンソール 2 8 及びクレードル 3 0 の構成ブロック図である。

20

【0034】

なお、コンソール 2 8 及び放射線検出カセッテ 2 4 (2 4 a ~ 2 4 c) の構成は、図 5 に詳しく図示されているので、図 6 では、コンソール 2 8 については送受信機 9 6 のみ、放射線検出カセッテ 2 4 (2 4 a ~ 2 4 c) については電源部 4 4 (4 4 a ~ 4 4 c) 、表示部 4 9 (4 9 a ~ 4 9 c) 及び電源管理部 8 6 (8 6 a ~ 8 6 c) のみがそれぞれ図示されている。

【0035】

コンソール 2 8 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) 2 9 が接続され、また、RIS 2 9 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) 3 1 が接続される。

30

【0036】

撮影装置 2 2 は、撮影スイッチ 7 2 、放射線源 7 4 、送受信機 7 6 及び線源制御部 7 8 を有する。

【0037】

送受信機 7 6 は、コンソール 2 8 から無線通信により撮影条件等を受信する一方、コンソール 2 8 に対して無線通信による撮影完了信号等を送信する。

【0038】

線源制御部 7 8 は、撮影スイッチ 7 2 から供給される撮影開始信号及び送受信機 7 6 から供給される撮影条件に基づいて放射線源 7 4 を制御する。放射線源 7 4 は、線源制御部 7 8 からの制御に基づいて放射線 X を出力する。

40

【0039】

放射線検出カセッテ 2 4 のカセッテ制御部 4 6 は、アドレス信号発生部 8 0 、画像メモリ 8 2 、カセッテ ID メモリ 8 4 及び電源管理部 8 6 を備える。

【0040】

アドレス信号発生部 8 0 は、放射線検出器 4 0 を構成するライン走査駆動部 5 8 のアドレスデコーダ 6 0 及びマルチプレクサ 6 6 のアドレスデコーダ 6 8 に対してアドレス信号を供給する。画像メモリ 8 2 は、放射線検出器 4 0 によって検出された放射線画像情報を記憶する。カセッテ ID メモリ 8 4 は、放射線検出カセッテ 2 4 を特定するためのカセッテ ID 情報を記憶する。

50

【0041】

電源管理部86は、電源部44の充電量を検知し、検知した充電量を表示部49により表示（外部に報知）させると共に、送受信機48に出力する。また、電源管理部86は、コンソール28からのオーダリング情報（オーダ情報）に基づいて、電源部44の充電量が所定の充電量（1回分の撮影に必要な充電量、あるいは、所定の回数分の撮影に必要な充電量）に到達しているか否かを判定し、電源部44の充電量が前記所定の充電量に到達していないと判断したときには、クレードル30による充電が必要である旨の情報を表示部49に表示させると共に、該情報を送受信機48に出力する。さらに、電源管理部86は、クレードル30から電源部44に対する充電の停止と、充電停止時の電源部44の充電量とを検出し、該電源部44の充電量が前記所定の充電量に到達したと判断したときには、クレードル30による充電が完了したことを示す情報を表示部49に表示させると共に、送受信機48に出力する。

10

【0042】

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やオーダリング情報を受信する一方、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、画像メモリ82に記憶された放射線画像情報及び電源管理部86からの各種情報（電源部44の充電量に関する情報）を無線通信により送信する。

【0043】

なお、放射線検出カセット24（24a～24c）の送受信機48（48a～48c）からコンソール28の送受信機96に送信される、前記電源部44（44a～44c）の充電量に関する情報とは、電源部44の充電量、クレードル30による充電が必要である旨の情報、及び、充電済みである旨の情報に加え、該電源部44を備える放射線検出カセット24を特定するための前記カセットID情報も含まれる。

20

【0044】

コンソール28は、送受信機96、撮影条件管理部98、画像処理部100、画像メモリ101、患者情報管理部102、カセット情報管理部104及び給電情報管理部105を備える。

【0045】

送受信機96は、撮影装置22、放射線検出カセット24、表示装置26及びクレードル30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、放射線検出カセット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、放射線検出カセット24から送信されたカセットID情報を管理する。給電情報管理部105は、オーダリング情報に含まれる患者14に対する放射線画像情報の撮影回数や、電源部44の充電量に関する情報を管理する。

30

【0046】

また、コンソール28は、撮影装置22、放射線検出カセット24、表示装置26及びクレードル30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12の外に設置してもよい。

40

【0047】

なお、撮影条件とは、患者14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、撮影回数等の条件を挙げることができる。患者情報とは、患者14の氏名、性別、患者ID番号等、患者14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28で直接設定し、あるいは、RIS29を介してコンソール28に外部から供給することができる。

【0048】

クレードル30は、送受信機（カセット報知部、情報送信部）120、制御部（充電制

50

御部) 122、充電処理部124、電源126、切替スイッチ128及び表示部(カセットテ報知部、情報表示部)35を備える。

【0049】

送受信機120は、コンソール28の送受信機96から無線通信によりオーダリング情報を受信する一方、制御部122からの各電源部44a～44cの充電量に関する情報を無線通信により送受信機96に送信する。

【0050】

制御部122は、充電処理部124及び切替スイッチ128を制御して、クレードル30の装填部37(図1参照)に装填された放射線検出カセット24(24a～24c)の電源部44(44a～44c)を充電させる。切替スイッチ128は、制御部122からの制御に基づいて、入力ポート128dと出力ポート128a～128cとの接続を切り替える。充電処理部124は、制御部122からの制御に基づいて、図示しない外部電源に接続された電源126から供給される直流電力を、切替スイッチ128を介して、電源部44a～44cのうち、いずれかの電源部(図6では電源部44a)に供給することにより該電源部を充電する。また、充電処理部124は、切替スイッチ128を介して接続された前記電源部の充電量を検知し、検知した前記充電量を制御部122に出力する。

10

【0051】

前述したように、放射線検出カセット24a～24c、コンソール28及びクレードル30間は無線通信が可能であるため、コンソール28の送受信機96は、各電源管理部86a～86cから電源部44a～44cの充電量に関する情報を受信した際に、該情報を給電情報管理部105に出力すると共に、クレードル30の送受信機120に転送する。

20

【0052】

そのため、制御部122は、充電処理部124が検知した前記充電量と、コンソール28から転送された電源部44a～44cの充電量に関する情報を比較し、充電量が略一致する情報中のカセットID情報と、充電処理部124が検知した前記充電量とを対応付け、対応付けた該カセットID情報及び前記充電量を、充電処理部124で現在充電中の前記電源部の充電量に関する情報をとして、表示部35及び送受信機120に出力する。すなわち、制御部122は、クレードル30において現在充電中の放射線検出カセット(のカセットID情報)と、その放射線検出カセットの現在の充電量とを対応付ける処理を行う。表示部35は、対応付けた情報を表示(外部に報知)し、送受信機120は、該情報をコンソール28に送信する。

30

【0053】

ところで、患者14に対して複数回の放射線画像情報の撮影を要求するオーダリング情報を、コンソール28の送受信機96から無線通信を介して送受信機120に送信された(与えられた)場合、制御部122は、先ず、充電処理部124及び切替スイッチ128を制御して、各電源部44a～44cの充電量がそれぞれ複数回数の撮影に必要な充電量に到達しているか否かを判定する。

【0054】

この場合、各電源部44a～44cの充電量がいずれも前記複数回数の撮影に必要な充電量に到達していない、あるいは、1回分の撮影に必要な充電量にも到達していないと制御部122が判断したときに、クレードル30は、放射線検出カセット24a～24cの充電不足に起因した放射線画像情報の撮影の遅延を回避するために、該撮影に使用したい放射線検出カセットのみ積極的且つ優先的に充電する。すなわち、クレードル30は、オーダリング情報に基づいて、各電源部44a～44cに対する充電処理の重み付けを行い、重み付け後の各電源部44a～44cに対して下記の充電処理を行う。

40

【0055】

具体的に、図6において、クレードル30の制御部122は、オーダリング情報に基づいて、先ず、入力ポート128dと出力ポート128aとを接続するように切替スイッチ128を制御すると共に、1つの放射線検出カセット24aの電源部44aに対して、少なくとも1回分の撮影の充電量まで充電するように充電処理部124を制御する。すなわ

50

ち、クレードル 30 は、1 つの放射線検出力セッテ 24a の残容量に関わらず、該 1 つの放射線検出力セッテ 24a に対して、少なくとも 1 回分の撮影に必要な充電量まで充電を行なう。

【 0056 】

電源部 44a の充電中に、該電源部 44a の充電量が前記 1 回分の撮影の充電量まで到達すると、制御部 122 は、入力ポート 128d と出力ポート 128a との接続を、入力ポート 128d と出力ポート 128b との接続、あるいは、入力ポート 128d と出力ポート 128c との接続に切り替えるように切替スイッチ 128 を制御すると共に、他の放射線検出力セッテ 24b の電源部 44b 又は他の放射線検出力セッテ 24c の電源部 44c に対して残りの撮影回数分の充電量まで充電するように充電処理部 124 を制御する。

10

【 0057 】

この場合、制御部 122 は、電源部 44a の充電量が 1 回分の撮影に必要な充電量にまで充電済みであることを示す情報を表示部 35 及び送受信機 120 に出力する。また、充電済みの放射線検出力セッテ 24a を用いた 1 回分の撮影中に、クレードル 30 内では、電源部 44b 又は電源部 44c に対する残りの回数分の撮影に必要な充電量までの充電が行なわれる。

【 0058 】

なお、コンソール 28 は、電源管理部 86 及び / 又は制御部 122 から電源部 44 の充電量に関する情報を受信した場合に、給電情報管理部 105 に前記情報を登録すると共に、送受信機 96 から表示装置 26 に前記情報を転送する。

20

【 0059 】

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。また、表示装置 26 は、コンソール 28 から電源部 44 の充電量に関する情報を受信した場合には、表示部 94 に前記情報を表示させる。

【 0060 】

第 1 実施形態に係る放射線画像撮影システム 10A 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（放射線検出力セッテの充電方法）について説明する。

【 0061 】

30

ここでは、前述したように、オーダリング情報が患者 14 に対して複数回数の放射線画像情報の撮影を要求する情報であり、各電源部 44a ~ 44c の充電量がいずれも 1 回分の撮影に必要な充電量にも到達していないときに、2 つの放射線検出力セッテ 24a、24b に対して充電を行なう場合について説明する。

【 0062 】

放射線画像撮影システム 10A は、手術室 12 に設置されており、例えば、医師 18 による患者 14 の手術中において、放射線画像情報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 14 の患者情報は、撮影に先立ち、コンソール 28 の患者情報管理部 102 に予め登録しておく。また、撮影部位や撮影方法や撮影回数（撮影枚数）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 98 や給電情報管理部 105 に予め登録しておく。また、全ての放射線検出力セッテ 24a ~ 24c をクレードル 30 の装填部 37 にそれぞれ装填して充電可能な状態としておく。以上の準備作業（オーダリング情報の設定）が終了した状態において、患者 14 に対する手術が遂行される。

40

【 0063 】

コンソール 28 は、オーダリング情報が設定されたときに、設定されたオーダリング情報を送受信機 96、120 を介してクレードル 30 の制御部 122 に送信すると共に、送受信機 96、48 を介して各放射線検出力セッテ 24a ~ 24c の電源管理部 86a ~ 86c に送信する（図 5 及び図 6 参照）。

【 0064 】

50

電源管理部 86a～86c は、受信したオーダリング情報に基づいて、電源部 44a～44c の充電量をそれぞれ検知し、検知した充電量が 1 回分の撮影に必要な充電量にも到達していないので、放射線検出力セッテ 24a～24c が現状では撮影に使用できる状態にないものと判断する。そして、電源管理部 86a～86c は、充電が必要であることを示す情報（充電量、カセッテ ID 情報等）を表示部 49 及び送受信機 48 にそれぞれ出力する。各表示部 49 は、前記情報をそれぞれ表示し、一方で、各送受信機 48 は、前記情報を送受信機 96 にそれぞれ送信する。コンソール 28 は、送受信機 96 が受信した各情報を給電情報管理部 105 に登録すると共に、クレードル 30 にも転送する。

【0065】

クレードル 30 の制御部 122 は、受信したオーダリング情報に基づいて、先ず、入力ポート 128d と出力ポート 128a～128c との接続を順次切り替えるように切替スイッチ 128 を制御すると共に、該接続が切り替わったときの電源部 44a～44c の充電量を検知するように充電処理部 124 を制御する。これにより、充電処理部 124 は、各電源部 44a～44c の充電量を検知し、検知した各充電量を制御部 122 に出力する。

10

【0066】

制御部 122 は、各電源部 44a～44c の充電量がオーダリング情報中の複数回数の撮影に必要な充電量に到達しているか否かを判定し、検知した前記各充電量が 1 回分の撮影に必要な充電量にも到達していないので、各装填部 37 にそれぞれ装填されている全ての放射線検出力セッテ 24a～24c が現状では撮影に使用できる状態にないものと判断する。そして、制御部 122 は、検知した電源部 44a～44c の充電量と、コンソール 28 から受信した電源管理部 86a～86c からの情報を比較して、充電量が一致する情報中のカセッテ ID 情報と、検知した電源部 44a～44c の充電量とを対応付け、対応付けた情報を表示部 35 に出力すると共に、送受信機 120、96 を介してコンソール 28 にも送信する。

20

【0067】

表示部 35 は、対応付けた前記情報を表示する。また、コンソール 28 は、送受信機 96 が受信した前記情報を給電情報管理部 105 に登録すると共に、送受信機 96 から表示装置 26 の受信機 90 にも転送する。表示装置 26 は、転送された前記情報を表示部 94 に表示させる。

30

【0068】

これにより、医師 18 又は放射線技師は、表示部 35、49a～49c、94 の表示内容を視認することにより、クレードル 30 に装填されている全ての放射線検出力セッテ 24a～24c が充電不足であり、使用可能な状態にはないことを把握することができる。

【0069】

次に、制御部 122 は、オーダリング情報と既に検知した各電源部 44a～44c の充電量とに基づいて、入力ポート 128d と出力ポート 128a とを接続するように切替スイッチ 128 を制御すると共に、1 つの放射線検出力セッテ 24a の残容量に関わらず、該 1 つの放射線検出力セッテ 24a の電源部 44a に対して、少なくとも 1 回分の撮影に必要な充電量まで充電するように充電処理部 124 を制御する。

40

【0070】

これにより、充電処理部 124 は、電源 126 からの直流電力を入力ポート 128d 及び出力ポート 128a を介して電源部 44a に供給し、一方で、充電中の電源部 44a の充電量を制御部 122 に出力する。

【0071】

一方、電源管理部 86a も電源部 44a の充電量を検知しており、検知した充電量を示す情報を表示部 49a 及び送受信機 48 に出力する。表示部 49a は、前記情報を表示し、送受信機 48 は、前記情報を送受信機 96 に送信する。コンソール 28 は、送受信機 96 が受信した前記情報を給電情報管理部 105 に登録すると共に、送受信機 96、120 を介して制御部 122 に転送する。

50

【0072】

制御部122は、充電処理部124で検知した電源部44aの充電量と、制御部122から転送された前記情報を比較し、充電量が一致する場合に、該情報中のカセットID情報と、検知した電源部44aの充電量とを対応付け、対応付けた情報（カセットID情報、検知した前記充電量）を表示部35及び送受信機120に出力する。表示部35は、該情報を表示し、一方で、送受信機120は、無線通信を介して送受信機96に前記情報を送信する。コンソール28は、送受信機96が受信した前記情報を給電情報管理部105に登録すると共に、表示装置26の受信機90に転送する。表示装置26は、転送された前記情報を表示部94に表示させる。

【0073】

10

これにより、医師18又は放射線技師は、表示部35、49a、94の表示内容を視認することにより、クレードル30に装填されている放射線検出カセット24aが充電中であることを把握することができる。

【0074】

次に、電源部44aの充電量が前記1回分の撮影に必要な充電量まで到達したときに、制御部122は、入力ポート128dと出力ポート128aとの接続を、入力ポート128dと出力ポート128bとの接続に切り替えるように切替スイッチ128を制御すると共に、他の放射線検出カセット24bの電源部44bに対して残りの回数分の撮影に必要な充電量まで充電するように充電処理部124を制御する。

【0075】

20

一方、電源管理部86aは、クレードル30から電源部44aに対する充電の停止と、充電停止時の電源部44aの充電量とを検出し、該充電量が1回分の撮影に必要な充電量まで到達したと判断した場合には、カセットID情報を含む、電源部44aの充電量が1回分の撮影に必要な充電量まで到達したことを示す情報を表示部49a及び送受信機48に出力する。これにより、表示部49aは、前記情報を表示し、送受信機48は、前記情報を送受信機96に送信する。コンソール28は、送受信機96が受信した前記情報を給電情報管理部105に登録すると共に、送受信機96、120を介して制御部122に転送する。

【0076】

30

制御部122は、コンソール28から受信した前記情報中の放射線検出カセット24aのカセットID情報と、充電処理部124が検知した電源部44aの充電量（1回分の撮影に必要な充電量）に基づく、電源部44aが充電済みであることを示す情報を対応付け、対応付けた情報を表示部35及び送受信機120に出力する。これにより、表示部35は、当該情報を表示し、一方で、送受信機120は、前記情報を送受信機96に送信する。コンソール28は、送受信機96が受信した前記情報を給電情報管理部105に登録すると共に、表示装置26の受信機90に転送する。表示装置26は、転送された前記情報を表示部94に表示させる。

【0077】

40

これにより、医師18又は放射線技師は、表示部35、49a、94の表示内容を視認することにより、放射線検出カセット24aが1回分の撮影に必要な充電量まで充電済みであることを把握することができる。

【0078】

そして、手術中において放射線画像情報の1回分の撮影を行う場合、医師18又は担当する放射線技師は、充電済みの放射線検出カセット24aをクレードル30から引き抜き、患者14と手術台16との間の所定位置に、照射面36を撮影装置22側とした状態で放射線検出カセット24aを設置する（図1参照）。

【0079】

次いで、撮影装置22を放射線検出カセット24aに対向する位置に適宜移動させた後、撮影スイッチ72を操作して撮影を行う。

【0080】

50

この場合、医師 18 又は放射線技師が撮影スイッチ 72 を操作すると、撮影装置 22 の線源制御部 78 は、送受信機 76、96 を介して、コンソール 28 に対して撮影条件の送信を要求する。

【0081】

コンソール 28 は、前記要求を受信し、次いで、撮影条件管理部 98 に登録されている当該患者 14 の撮影部位に係る撮影条件を、送受信機 96、76 を介して撮影装置 22 に送信する。線源制御部 78 は、前記撮影条件を受信すると、該撮影条件に従って放射線源 74 を制御して、所定の線量からなる放射線 X を患者 14 に照射する。

【0082】

患者 14 を透過した放射線 X は、放射線検出カセット 24 (24a) のグリッド 38 によって散乱線が除去された後、放射線検出器 40 に照射され、放射線検出器 40 を構成する各画素 50 の光電変換層 51 によって電気信号に変換され、蓄積容量 53 に電荷として保持される (図 4 参照)。次いで、各蓄積容量 53 に保持された患者 14 の放射線画像情報である電荷情報は、カセット制御部 46 を構成するアドレス信号発生部 80 からライン走査駆動部 58 及びマルチプレクサ 66 に供給されるアドレス信号に従って読み出される。

【0083】

すなわち、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選択信号を出力してスイッチ SW1 の 1 つを選択し、対応するゲート線 54 に接続された TFT 52 のゲートに制御信号 V_{on} を供給する。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。

【0084】

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、各增幅器 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。

【0085】

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。

【0086】

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。

【0087】

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。

【0088】

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、放射線画像情報を表示する。医師 18 は、表示部 94 に表示された放射線画像情報を確認しながら手術を遂行する。

【0089】

以上が 1 回分の撮影における放射線画像撮影システム 10A の動作である。

10

20

30

40

50

【0090】

この1回分の撮影中、電源部44bの充電量が残りの回数分の撮影に必要な充電量まで到達したときに、制御部122は、入力ポート128dと出力ポート128bとの接続を、入力ポート128dと出力ポート128cとの接続に切り替えるように切替スイッチ128を制御すると共に、他の放射線検出力セッテ24cの電源部44cを充電するように充電処理部124を制御する。

【0091】

一方、電源管理部86bは、クレードル30から電源部44bに対する充電の停止と、充電停止時の電源部44bの充電量とを検出し、該充電量が残りの回数分の撮影に必要な充電量まで到達したと判断した場合には、カセッテID情報を含む、電源部44bの充電量が残りの回数分の撮影に必要な充電量まで到達したことを示す情報を表示部49b及び送受信機48に出力する。これにより、表示部49bは、前記情報を表示し、送受信機48は、前記情報を送受信機96に送信する。コンソール28は、送受信機96が受信した前記情報を給電情報管理部105に登録すると共に、送受信機96、120を介して制御部122に転送する。

10

【0092】

制御部122は、コンソール28から受信した前記情報中の放射線検出力セッテ24bのカセッテID情報と、充電処理部124が検知した電源部44bの充電量（残りの回数分の撮影に必要な充電量）に基づく電源部44bが充電済みであることを示す情報を対応付け、対応付けた情報を表示部35及び送受信機120に出力する。これにより、表示部35は、当該情報を表示し、一方で、送受信機120は、前記情報を送受信機96に送信する。コンソール28は、送受信機96が受信した前記情報を給電情報管理部105に登録すると共に、表示装置26の受信機90に転送する。表示装置26は、転送された前記情報を表示部94に表示させる。

20

【0093】

これにより、医師18又は放射線技師は、表示部35、49b、94の表示内容を視認することにより、放射線検出力セッテ24bが残りの回数分の撮影に必要な充電量まで充電済みであることを把握することができる。

【0094】

従って、医師18又は放射線技師は、1回分の撮影の完了後、該1回分の撮影に使用した放射線検出力セッテ24aをクレードル30に再度装填すると共に、充電済みの放射線検出力セッテ24bをクレードル30から引き抜いて、残りの回数分の撮影を実行することができる。

30

【0095】

以上説明したように、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aによれば、患者14に対する複数回の放射線画像情報の撮影を要求するオーダリング情報に対して、クレードル30は、オーダリング情報に示す撮影回数に応じた充電量に到達していない、充電量が不足している全ての放射線検出力セッテ24a～24cのうち、1つの放射線検出力セッテ24aを選択し、選択した1つの放射線検出力セッテ24aに対して、少なくとも1回分の撮影に必要な充電量に到達するまで充電を行なう。すなわち、クレードル30は、1つの放射線検出力セッテ24aの残容量に関わらず、該1つの放射線検出力セッテ24aに対して、少なくとも1回分の撮影に必要な充電量まで充電を行なう。

40

【0096】

次に、充電後の放射線検出力セッテ24aを用いた1回分の撮影中に、クレードル30は、他の放射線検出力セッテ24bを選択し、選択した他の放射線検出力セッテ24bに対して、少なくとも残りの回数分の撮影に必要な充電量に到達するまで充電を行なう。

【0097】

これにより、複数回の撮影を行う場合に、該撮影に利用したい放射線検出力セッテ24a、24bを積極的且つ優先的に充電することができるので、当初は、全ての放射線検出力セッテ24a～24cが複数回の撮影に必要な充電量に到達していなくても、該撮影を

50

効率よく行うことが可能となる。

【0098】

また、クレードル30内では、制御部122がオーダリング情報に基づいて表示部35、送受信機120及び充電処理部124を制御することにより、充電処理部124が1つの放射線検出力セッテ24aに対する充電、及び、他の放射線検出力セッテ24b、24cに対する充電を行ない、表示部35が現在充電中の放射線検出力セッテの情報を表示し、一方で、送受信機120がコンソール28に前記情報を送信する。コンソール28は、受信した前記情報を表示装置26に転送し、表示装置26は、転送された前記情報を表示する。これにより、医師18又は放射線技師は、表示部35及び表示装置26の表示内容を視認することで、クレードル30で現在充電中の放射線検出力セッテを容易に把握することができる。

10

【0099】

また、制御部122は、充電処理部124が1つの放射線検出力セッテ24aに対する充電、又は、他の放射線検出力セッテ24b、24cに対する充電を完了したときに、前記充電が完了した放射線検出力セッテの情報を表示部35及び送受信機120に出力する。これにより、表示部35は、充電完了後の放射線検出力セッテの情報を表示し、一方で、送受信機120は、コンソール28に前記情報を送信する。コンソール28は、受信した前記情報を表示装置26に転送し、表示装置26は、転送された前記情報を表示する。これにより、医師18又は放射線技師は、表示部35及び表示装置26の表示内容を視認することで、充電済みの放射線検出力セッテを容易に把握することができる。

20

【0100】

さらに、制御部122は、オーダリング情報に基づいて、1つの放射線検出力セッテ24aと充電処理部124とを接続するように切替スイッチ128を制御すると共に、充電処理部124から切替スイッチ128を介して放射線検出力セッテ24aを充電するように充電処理部124を制御することにより、該1つの放射線検出力セッテ24aを選択し、一方で、1つの放射線検出力セッテ24aに対する充電が完了したときに、他の放射線検出力セッテ24b、24cと充電処理部124とを接続するように切替スイッチ128を制御すると共に、充電処理部124から切替スイッチ128を介して他の放射線検出力セッテ24b、24cを充電するように充電処理部124を制御することで、該他の放射線検出力セッテ24b、24cを選択する。これにより、1つの放射線検出力セッテ24a及び他の放射線検出力セッテ24b、24cに対する充電を確実に且つ効率よく行なうことができる。

30

【0101】

一方、各放射線検出力セッテ24(24a～24c)においては、電源管理部86(86a～86c)が電源部44(44a～44c)の充電量を検知し、検知した充電量及びカセッテID情報を含む、電源部44の充電量に関する情報を表示部49(49a～49c)及び送受信機48に出力する。表示部49は、前記情報を表示し、送受信機48は、前記情報をコンソール28の送受信機96に送信する。

【0102】

これにより、コンソール28は、送受信機96が受信した前記情報を給電情報管理部105に登録すると共に、送受信機96、120を介して制御部122に送信するので、該制御部122では、受信した前記情報中のカセッテID情報と、充電処理部124にて検知した充電量等の情報を対応付けることが可能となる。また、対応付けた情報が表示部35により表示され、さらに、クレードル30からコンソール28を介して表示装置26に転送され、表示装置26の表示部94で表示されることにより、医師18又は放射線技師は、各表示部35、49、94の表示内容を視認して、電源部44の充電量に関する情報を確実に把握することができる。

40

【0103】

さらに、電源管理部86は、クレードル30から電源部44に対する充電の停止と、充電停止時の電源部44の充電量とを検出し、該充電量が所定の撮影回数(1回分の撮影、

50

又は残りの撮影回数)に必要な充電量まで到達したと判断した場合には、前記所定の撮影回数に必要な充電量まで到達したことを示す情報(充電が完了したことを示す情報)を表示部49及び送受信機48に出力する。表示部49は、前記情報を表示し、送受信機48は、前記情報を送受信機96に送信する。

【0104】

これにより、コンソール28は、送受信機96が受信した前記情報を給電情報管理部105に登録すると共に、送受信機96、120を介して制御部122に転送するので、制御部122では、受信した前記情報中のカセッテID情報と、充電が完了したことを示す情報とを対応付けることが可能となる。また、対応付けた情報が表示部35により表示され、さらに、クレードル30からコンソール28を介して表示装置26に転送され、表示装置26の表示部94で表示されることにより、医師18又は放射線技師は、各表示部35、49、94の表示内容を視認して、放射線検出カセッテ24が充電済みであることを容易に把握することができる。

10

【0105】

このように、放射線検出カセッテ24の表示部49が電源部44の充電量に関する各種情報を表示すると共に、送受信機48が該各種情報をコンソール28に送信することで、下記の効果も得られる。すなわち、クレードル30がオーダリング情報に基づいて充電処理を適切に行っていても、クレードル30とコンソール28との間で無線通信を行うことができず、且つ、表示部35による表示ができない場合には、クレードル30に代わって、放射線検出カセッテ24が電源部44の充電量を検出し、表示部49が前記充電量等の各種情報を表示すると共に、送受信機48がコンソール28に前記各種情報を送信することで、コンソール28は、前記各種情報を確実に受信することができる。また、コンソール28は、表示装置26に前記各種情報を転送し、表示装置26は、該各種情報を表示するので、医師又は放射線技師は、表示装置26や表示部49の表示内容に基づいて、前記各種情報を確実に把握することができる。

20

【0106】

また、放射線検出器40、電源部44、電源管理部86を含むカセッテ制御部46及び送受信機48は、放射線Xを透過させる材料からなるケーシング34内に収納され、表示部49は、ケーシング34の照射面36における放射線Xの非照射箇所に配置されている。そのため、表示部49は、放射線検出器40に対する放射線Xの照射(放射線画像情報の撮影)を妨げることなく、電源部44の充電量等の情報を表示することができる。

30

【0107】

さらに、撮影装置22、放射線検出カセッテ24、表示装置26、コンソール28及びクレードル30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、放射線検出カセッテ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はなく、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として、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。

40

【0108】

なお、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aは、上述した実施形態に限定されるものではなく、次のような構成に変更することも可能である。

【0109】

クレードル30は、オーダリング情報に基づいて、撮影に必要な総電源容量を複数の放射線検出カセッテ24a~24cが確保するように、各放射線検出カセッテ24a~24cに対する充電量の制御を行ってもよい。

【0110】

この場合、クレードル30は、複数の放射線検出カセッテ24a~24cのうち、オーダリング情報に適合する放射線検出カセッテの中から、充電量が最大である1つの放射線

50

検出力セッテ 24 a を選択し、選択した 1 つの放射線検出力セッテ 24 a に対して、オーダリング情報に基づく撮影のうち、何回分の撮影に必要な充電量を有しているかを検出する。

【0111】

具体的に、クレードル 30 は、選択した 1 つの放射線検出力セッテ 24 a の充電量が 1 回分の撮影に満たないことを検出した場合に、該放射線検出力セッテ 24 a に対して、少なくとも 1 回分の撮影に必要な充電量に到達するまで充電を行ない、1 つの放射線検出力セッテ 24 a に対する充電の完了後、該 1 つの放射線検出力セッテ 24 a を用いた前記 1 回分の撮影中に、オーダリング情報に適合する残りの放射線検出力セッテ 24 b、24 c の中から、次に充電量が多い他の放射線検出力セッテを選択し、選択した他の放射線検出力セッテに対して、少なくとも残りの回数分の撮影に必要な充電量に到達するように充電を行なう。

10

【0112】

その際、クレードル 30 は、前記次に充電量が多い他の放射線検出力セッテの充電中、充電が完了していないにも関わらず当該他の放射線検出力セッテが撮影に供される場合に、さらに、少なくとも残りの回数分の撮影に必要な充電量に到達するように、オーダリング情報に適合する、1 つの放射線検出力セッテ 24 a を含めた残りの放射線検出力セッテの中から、他の放射線検出力セッテの次に充電量が多い放射線検出力セッテを選択し、選択した次に充電量が多い放射線検出力セッテに対して、充電を行うことが望ましい。

20

【0113】

このような構成に変更しても、上述した効果を得ることが可能である。

【0114】

なお、第 1 実施形態に係る放射線画像撮影システム 10 A では、一例として、1 台のクレードル 30 に複数の放射線検出力セッテ 24 a ~ 24 c を装填して充電する場合について説明したが、これに限定されるものではなく、例えば、図 7 に示すように、表示部 35 a ~ 35 c をそれぞれ備えた複数のクレードル 30 a ~ 30 c と、コンソール 28 との間で無線通信による信号の送受信を可能とし、さらに、各クレードル 30 a ~ 30 c に放射線検出力セッテ 24 a ~ 24 c をそれぞれ装填して充電可能としてもよい。

【0115】

この場合、各クレードル 30 a ~ 30 c 内に切替スイッチ 128 (図 6 参照) は存在せず、各クレードル 30 a ~ 30 c の充電処理部 124 は、電源部 44 a ~ 44 c に対して直接接続されている。そのため、各クレードル 30 a ~ 30 c のうち、1 つのクレードル 30 a の充電処理部 124 は、オーダリング情報に基づいて、該 1 つのクレードル 30 a に装填された 1 つの放射線検出力セッテ 24 a を充電し、1 つのクレードル 30 a の制御部 122 は、1 つの放射線検出力セッテ 24 a の充電が完了したときに、コンソール 28 に前記充電の完了を通知し、他のクレードル 30 b、30 c の制御部 122 は、オーダリング情報及びコンソール 28 から転送される前記充電の完了の通知に基づいて、該他のクレードル 30 b、30 c に装填された他の放射線検出力セッテ 24 b、24 c を充電するように他のクレードル 30 b、30 c の充電処理部 124 を制御する。

30

【0116】

従って、それぞれのクレードル 30 a ~ 30 c では、1 つの放射線検出力セッテ 24 a ~ 24 c のみ装填されて充電処理が行われるが、コンソール 28 側でクレードルを選択するように調整することで、上述した各効果が容易に得られる。

40

【0117】

また、上述した説明では、1 つの放射線検出力セッテ に対する少なくとも 1 回の撮影に必要な充電量まで充電し、次に、他の放射線検出力セッテ に対する少なくとも残りの回数の撮影に必要な充電量まで充電する場合について説明したが、オーダリング情報に示される撮影回数を確実に撮影できるのであれば、1 つの放射線検出力セッテ に対する充電量や、他の放射線検出力セッテ に対する充電量は、適宜設定してもよい。

【0118】

50

また、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10A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情報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情報の撮影が行われるようにしてよい。

【0119】

なお、放射線検出カセット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、放射線検出カセット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つの放射線検出カセット24を繰り返し続けて使用することができる。

【0120】

また、放射線検出カセット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。

【0121】

さらに、放射線検出カセット24と外部機器との間での無線通信を、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や、ケーブルを用いた有線通信としても、上述した充電方法による効果が容易に得られることは勿論である。

【0122】

また、図8に示すように放射線検出カセット24を構成すると、一層好適である。

【0123】

すなわち、放射線検出カセット24には、ケーシング34の照射面36側に、撮影領域及び撮影位置の基準となるガイド線140が形成される。このガイド線140を用いて、放射線検出カセット24に対する患者14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。

【0124】

また、表示部49には、前述した電源部44の充電量以外にも、放射線検出カセット24に記録される患者14のID情報、放射線検出カセット24の使用回数、累積曝射線量、放射線画像情報の撮影条件、患者14の放射線検出カセット24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49に表示されたID情報に従って患者14を確認すると共に、当該放射線検出カセット24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14の所望の撮影部位を放射線検出カセット24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。

【0125】

また、放射線検出カセット24に取手部142を形成することにより、当該放射線検出カセット24の取扱い、持ち運びが容易になる。

【0126】

さらに、放射線検出カセット24の側部には、USB(Universal Serial Serial Bus)端子146と、メモリカード148を装填するためのカードスロット149とを配設すると好適である。

【0127】

USB端子146又はカードスロット149は、放射線検出カセット24がコンソール28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、USB端子146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149にメモリカード148を装填し、このメモリカード148に必要な情報を記録した後、メモリカード148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。

【0128】

また、クレードル30は、手術室12に限らず、病院内の必要な箇所に配置してもよい。この場合、クレードル30は、電源部44の充電だけでなく、クレードル30の無線通

10

20

30

40

50

信機能を用いて、RIS29、HIS31、コンソール28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30に装填された放射線検出力セッテ24に記録された放射線画像情報を含めることができる。

【0129】

また、クレードル30の表示部35に、装填された放射線検出力セッテ24の充電量に限らず、当該放射線検出力セッテ24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。

【0130】

さらに、複数のクレードル30、30a～30cをネットワークに接続し、各クレードル30、30a～30cに装填されている放射線検出力セッテ24の充電量をネットワークを介して収集し、使用可能な充電量にある放射線検出力セッテ24の所在を確認できるように構成することもできる。

【0131】

さらにまた、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aでは、例えば、放射線検出力セッテ24に収納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直接変換方式の放射線検出器であるが、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間接変換方式の放射線検出器を用いてもよい(特許第3494683号公報参照)。

【0132】

また、光読出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。この光読出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)。

【0133】

次に、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bについて、図9～図13Cを参照しながら説明する。なお、放射線画像撮影システム10Bにおいて、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10A(図1～図8参照)と同じ構成要素については、同一の参照符号を用いると共にその詳細な説明を省略し、以下同様とする。

【0134】

第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bは、給電装置(無線給電装置)150が放射線検出力セッテ24(24a～24c)に対して無線(非接触)により充電を行なう点で、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aとは異なる。

【0135】

すなわち、図9に示すように、撮影装置22、放射線検出力セッテ24、表示装置26、コンソール28及び給電装置150間は、UWBを用いた無線通信による信号の送受信が行われ、給電装置150は、天井から伸びた自在アーム152に連結され、放射線検出力セッテ24の配置に応じた所望の位置に移動可能である。給電装置150は、電気エネルギーを磁場Mに変換し、変換した磁場Mによる給電可能エリア(図9中、Mで示した範囲)にある放射線検出力セッテ24に対して充電可能である。

【0136】

図10は、図9の放射線検出力セッテ24の斜視図であり、該放射線検出力セッテ24の電源部44は、前記給電可能エリア内にあるときに磁場Mを電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部(第2エネルギー変換部)154を有する。この場合、図11の平面図に示すように、表示部49は、ケーシング34の照射面36における放射線Xの非照射箇所であって、且つ、エネルギー変換部154に重畠しない箇所に配置される。

10

20

30

40

50

【0137】

図12は、放射線検出力セッテ24、コンソール28及び給電装置150を含む放射線画像撮影システム10Bの一部構成ブロック図である。なお、放射線画像撮影システム10Bにおいて、撮影装置22及び表示装置26等の構成は、放射線画像撮影システム10A(図1～図8参照)の場合と同様であるので、図12では、撮影装置22及び表示装置26等の図示を省略している。

【0138】

給電装置25は、電源160、送受信機(カセッテ報知部、情報送信部)162、LC共振器(第1エネルギー変換部、充電処理部)164、表示部(カセッテ報知部、情報表示部)165及び給電制御部(充電制御部)166を有する。

10

【0139】

送受信機162は、コンソール28の送受信機96から無線通信によりオーダリング情報及び後述する放射線検出力セッテ24の給電エリア検出信号を受信する一方、給電制御部166からの情報を無線通信により送受信機96に送信する。

【0140】

給電制御部166は、受信したオーダリング情報及び給電エリア検出信号に基づいてLC共振器164を制御し、図示しない外部電源に接続された電源160から供給される直流電力をLC共振器164に供給して、該直流電力(電気エネルギー)を磁場Mに変換させる。磁場Mの給電可能エリア内にある電源部44のエネルギー変換部154が磁場Mを電気エネルギーに再変換することにより、該電源部44を有し且つ前記給電エリア検出信号を出力した放射線検出力セッテ24に対する充電が行なわれる。

20

【0141】

この場合、この放射線検出力セッテ24の電源管理部86は、電源部44の充電量を検知して、検知した充電量及びカセッテID情報を含む電源部44の充電量に関する情報を送受信機48からコンソール28に送信し、コンソール28は、この情報を給電情報管理部105に登録すると共に、送受信機162に転送する。給電制御部166は、送受信機162を介して前記情報を受信することにより、現在充電している放射線検出力セッテ24及びその充電量を把握することができる。

【0142】

また、給電制御部166は、送受信機162を介して受信した前記情報(カセッテID情報及び充電量)等を表示部165に表示させる。

30

【0143】

さらに、給電制御部166は、送受信機162を介して受信した前記情報より、電源部44の充電量が所定の充電量(1回分の撮影に必要な充電量、あるいは、所定の回数分の撮影に必要な充電量)に到達したと判断した場合には、充電が完了したと判定し、LC共振器164に対する電気エネルギーの供給を停止又は低減すると共に、充電が完了したことを示す情報を表示部165及び送受信機162に出力する。表示部165は、前記情報を表示し、一方で、送受信機162は、該情報を送受信機96に送信する。

【0144】

なお、給電制御部166は、給電装置移動制御部153を制御して自在アーム152を動かすことにより、該給電装置150を所望の位置に移動させることも可能である。これにより、磁場Mの給電可能エリアを変更して、該給電可能エリアに指向性を持たせることができる。

40

【0145】

一方、放射線検出力セッテ24の電源部44は、LC共振器168及び電源170を備えたエネルギー変換部154、バッテリ172、検出用LC共振器174及びエネルギー検出部176を有する。また、電源管理部86は、運転管理部180及びデータ管理部182を有する。

【0146】

LC共振器168は、給電装置150のLC共振器164からの磁場Mを電気エネルギー

50

に再変換する。すなわち、第2実施形態では、コイル及びコンデンサを有するLC共振回路で構成されたLC共振器164からLC共振器168への磁場Mの共鳴を利用した公知の電力送信技術を用いて無線給電を行う。電源170は、再変換された電気エネルギーを所望の電力としてバッテリ172に供給（充電）する。また、電源170は、放射線検出力セッテ24に対する充電の完了後、バッテリ172に充電された電力を放射線検出器40、カセッテ制御部46及び送受信機48に供給する。検出用LC共振器174は、磁場Mが比較的に低い場合に、該磁場Mを電気エネルギーに再変換する。エネルギー検出部176は、検出用LC共振器174が前記電気エネルギーを検出したときに、放射線検出力セッテ24（の電源部44）が前記給電可能エリア内にあることを検出し、検出結果を給電エリア検出信号として電源管理部86に出力する。

10

【0147】

一方、電源管理部86の運転管理部180は、電源部44の駆動制御を行うことにより放射線検出力セッテ24の駆動を制御する。この場合、運転管理部180が電源部44のバッテリ172の充電量を管理（検知）する。また、データ管理部182は、放射線検出力セッテ24の給電に対応する給電装置150を特定するためのID情報及びエネルギー検出部176からの給電エリア検出信号等を管理する。従って、電源管理部86は、データ管理部182にて管理している給電エリア検出信号と、運転管理部108で管理しているバッテリ172の充電量を含む、電源部44（バッテリ172）の充電量に関する情報を、送受信機48を介してコンソール28に送信する。

20

第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10B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（放射線検出力セッテの充電方法）について説明する。

【0149】

ここでも、オーダリング情報が患者14に対して複数回数の放射線画像情報の撮影を要求する情報であり、各電源部44a～44cの充電量がいずれも1回分の撮影に必要な充電量にも到達していないときに、2つの放射線検出力セッテ24a、24bに対して充電を行なう場合について説明する。

【0150】

送受信機96、162を介して給電制御部166にオーダリング情報が送信されると共に、送受信機96、48を介して各放射線検出力セッテ24a～24cの電源管理部86にオーダリング情報が送信されたときに、各電源管理部86は、受信したオーダリング情報に基づいて、バッテリ172の充電量をそれぞれ検知し、検知した充電量が1回分の撮影に必要な充電量にも到達していないので、放射線検出力セッテ24a～24cが現状では撮影に使用できる状態ないと判断する。そして、電源管理部86は、充電が必要であることを示す情報（充電量、カセッテID情報等）を表示部49及び送受信機48にそれぞれ出力する。各表示部49は、前記情報をそれぞれ表示し、一方で、各送受信機48は、前記情報を送受信機96にそれぞれ送信する。コンソール28は、送受信機96が受信した各情報を給電情報管理部105に登録すると共に、給電装置150にも転送する。

30

【0151】

給電装置150の給電制御部166は、オーダリング情報及び送受信機162を介して受信した前記各情報に基づいて、先ず、給電装置移動制御部153を制御して自在アーム152を動かすことにより該給電装置150を移動させると共に、低い電気エネルギーをLC共振器164に供給して、比較的弱い磁場Mによる給電可能エリアを形成させる。すなわち、比較的弱い磁場Mによる給電可能エリアを発生させながら給電装置150を移動させることで、前記給電可能エリアに指向性を持たせることができる。

40

【0152】

この場合、前記給電可能エリア内にある電源部44の検出用LC共振器174は、磁場Mを低い電気エネルギーに再変換し、エネルギー検出部176は、再変換された前記電気エネルギーより、電源部44を有する放射線検出力セッテ24aが前記給電可能エリアにあると

50

検出し、検出結果を給電エリア検出信号として電源管理部 8 6 に出力する。電源管理部 8 6 のデータ管理部 1 8 2 は、前記給電エリア検出信号及びカセッテ ID 情報を含む情報を送受信機 4 8 を介してコンソール 2 8 に送信し、コンソール 2 8 は、送受信機 9 6 が受信した前記情報を給電情報管理部 1 0 5 に登録すると共に、送受信機 9 6 、 1 6 2 を介して給電制御部 1 6 6 に転送する。

【 0 1 5 3 】

給電制御部 1 6 6 は、受信した前記情報より前記給電可能エリアに放射線検出力セッテ 2 4 a の電源部 4 4 a があることを把握し、給電装置移動制御部 1 5 3 に対する制御を停止すると共に、LC 共振器 1 6 4 に供給する電気エネルギーを低いエネルギーから高いエネルギーに変更する。これにより、前記給電可能エリアが固定されると共に、LC 共振器 1 6 4 からエネルギー変換部 1 5 4 (1 5 4 a) の LC 共振器 1 6 8 に向けて強い磁場 M が供給され、この結果、LC 共振器 1 6 8 は、強い磁場 M を高い電気エネルギーに再変換し、電源 1 7 0 を介してバッテリ 1 7 2 に供給する (図 1 3 A 参照) 。

10

【 0 1 5 4 】

給電装置 1 5 0 から放射線検出力セッテ 2 4 a への充電中、運転管理部 1 8 0 は、バッテリ 1 7 2 の充電量を検出し、検出したバッテリ 1 7 2 の充電量及びカセッテ ID 情報を含む、電源部 4 4 (4 4 a) の充電量に関する情報を送受信機 4 8 を介してコンソール 2 8 に送信する。コンソール 2 8 は、送受信機 9 6 が受信した前記情報を給電情報管理部 1 0 5 に登録すると共に、送受信機 9 6 、 1 6 2 を介して給電制御部 1 6 6 に転送する。給電制御部 1 6 6 は、コンソール 2 8 から受信した前記情報より、放射線検出力セッテ 2 4 a のバッテリ 1 7 2 の充電量を把握することができる。

20

【 0 1 5 5 】

そして、給電制御部 1 6 6 は、コンソール 2 8 から受信した前記情報に含まれるバッテリ 1 7 2 の充電量が放射線検出力セッテ 2 4 a の 1 回分の撮影に必要な充電量まで到達したと判断したときに、LC 共振器 1 6 4 に供給する電気エネルギーを高いエネルギーから低いエネルギーに変更して、磁場 M を充電用の強い磁場から弱い磁場に変更させると共に、給電装置移動制御部 1 5 3 を制御して自在アーム 1 5 2 を動かすことにより該給電装置 1 5 0 を移動させて、放射線検出力セッテ 2 4 b に対する充電処理に入る。すなわち、充電済みの放射線検出力セッテ 2 4 a を用いた患者 1 4 に対する 1 回分の放射線画像情報の撮影中に、放射線検出力セッテ 2 4 b に対する充電処理を行う (図 1 3 B 参照) 。

30

【 0 1 5 6 】

なお、放射線検出力セッテ 2 4 b に対する充電処理の流れは、上述した放射線検出力セッテ 2 4 a に対する充電処理と略同様の処理であり、単に、充電すべき充電量 (放射線検出力セッテ 2 4 b の場合は残りの回数分の撮影に必要な充電量) が異なるだけであるので、その詳細な説明については省略する。

【 0 1 5 7 】

また、磁場 M が充電用の強い磁場から弱い磁場に変更されたことにより、LC 共振器 1 6 8 による磁場 M から電気エネルギーへの再変換ができなくなった場合に、電源管理部 8 6 は、バッテリ 1 7 2 の充電量が所定の撮影回数に必要な充電量 (1 回分又は残りの回数分の撮影に必要な充電量) まで到達して、バッテリ 1 7 2 に対する充電が完了したと判断し、カセッテ ID 情報を含む、バッテリ 1 7 2 の充電量が所定の撮影回数に必要な充電量にまで到達したことを示す情報を表示部 4 9 及び送受信機 4 8 に出力してもよい。

40

【 0 1 5 8 】

このように、第 2 実施形態では、無線通信を介して放射線検出力セッテ 2 4 a ~ 2 4 c 、コンソール 2 8 及び給電装置 1 5 0 がバッテリ 1 7 2 の充電量に関する情報をそれぞれ持つことができるの、第 1 実施形態の場合と同様に、該情報を表示部 4 9 、 9 4 、 1 6 5 に表示することが可能となる。

【 0 1 5 9 】

以上説明したように、第 2 実施形態に係る放射線画像撮影システム 1 0 B によれば、給電装置 1 5 0 から無線 (磁場 M) を介して各放射線検出力セッテ 2 4 a ~ 2 4 c を充電可

50

能であるため、該放射線検出力セッテ 24 a ~ 24 c だけでなくシステム全体の取り扱い性を向上させることができる。

【0160】

また、磁場Mの給電可能エリアは、1つの放射線検出力セッテ 24 a に対する充電時には、該1つの放射線検出力セッテ 24 a に対して指向性を有し、一方で、他の放射線検出力セッテ 24 b に対する充電時には、該他の放射線検出力セッテ 24 b に対して指向性を有するので、各放射線検出力セッテ 24 a、24 b に対する充電を正確に行なうことができる。

【0161】

さらに、LC共振器 164 において電気エネルギーを磁場Mに変換し、LC共振器 168 10 は、給電可能エリア内にあるときのみ、磁場Mを電気エネルギーに再変換するので、バッテリ 172 に対する充電処理を確実且つ精度よく行なうことができる。

【0162】

さらにまた、給電制御部 166 からの制御に基づいて、給電装置移動制御部 153 が自在アーム 152 を動かして給電装置 150 を移動させて、磁場Mの給電可能エリアを容易に変更することができる。

【0163】

なお、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム 10B は、上述した説明に限定されることはなく、図 13C に示すように、放射線検出力セッテ 24 c に対して充電処理を行つてもよい。 20

【0164】

次に、第3実施形態に係る放射線画像撮影システム 10C について、図 14 を参照しながら説明する。

【0165】

第3実施形態に係る放射線画像撮影システム 10C は、給電装置 150 が送信機 190 を有し、一方で、電源部 44 が受信機 192 を有する点で、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム 10B (図 9 ~ 図 13C 参照) とは異なる。

【0166】

すなわち、第2実施形態では、比較的に弱い磁場Mを検出用 LC共振器 174 が検出していたが、図 14 では、送信機 190 が指向性アンテナを有し、受信機 192 が送信機 190 からの電波 (無線) を介して該送信機 190 と接続することにより、受電可否検出部 194 は、給電可能エリア内に電源部 44 があることを検出することができる。 30

【0167】

以上説明したように、第3実施形態に係る放射線画像撮影システム 10C によれば、指向性アンテナを有する送信機 190 及び受信機 192 を用いて電源部 44 が給電可能エリア内にあるか否かを検出するので、該検出をより正確に行なうことが可能となる。

【0168】

また、第2実施形態と比較して、磁場Mの強度 (LC共振器 164 に供給する電気エネルギー) を変更することが不要となるので、給電制御部 166 の LC共振器 164 に対する制御を簡単化することができる。 40

【0169】

次に、第4実施形態に係る放射線画像撮影システム 10D について、図 15 を参照しながら説明する。

【0170】

第4実施形態に係る放射線画像撮影システム 10D は、LC共振器 164、168 に代えて、送信機 190 及び受信機 192 を用いて充電を行なう点で、第3実施形態に係る放射線画像撮影システム 10C (図 14 参照) とは異なる。

【0171】

ここで、送信機 190 から微弱電波 (低い電気エネルギーに応じた電波) が受信機 192 に向けて送信されている場合に、切替スイッチ 199 は、受信機 192 と受電可否検出部 50

194とを接続し、受電可否検出部194は、受信機192が前記微弱電波を検出して低い電気エネルギーを出力したときに、給電可能エリア（送信機190の通信範囲）内に電源部44があることを検出する。一方、送信機190から強い電波（高い電気エネルギーに応じた電波）が受信機192に向けて送信されている場合に、切替スイッチ199は、受信機192と電源170とを接続し、電源170は、受信機192が前記強い電波を受信して高い電気エネルギーを出力したときに、該電気エネルギーをバッテリ172に供給（充電）する。

【0172】

以上説明したように、第4実施形態に係る放射線画像撮影システム10Dにおいても、指向性アンテナを有する送信機190及び受信機192を用いて充電を行なうので、充電作業を正確に行なうことができる。

10

【0173】

次に、第5実施形態に係る放射線画像撮影システム10Eについて、図16及び図17を参照しながら説明する。

【0174】

第5実施形態に係る放射線画像撮影システム10Eは、表示部202を備えた給電装置200からケーブル204を介して放射線検出力セッテ24a～24cを充電する点で、第1～第4実施形態に係る放射線画像撮影システム10A～10D（図1～図15参照）とは異なる。

20

【0175】

この場合、放射線検出力セッテ24a～24cに設けられた端子208a～208cにケーブル204のコネクタ206を差し込むことにより充電が開始され、充電が完了すると、その旨の情報が表示部202に表示される。従って、医師18又は放射線技師は、表示部202の表示内容を視認して、コネクタ206を引き抜くことで、充電済みの放射線検出力セッテを用いて患者14に対する放射線画像情報の撮影を行うことができる。

【0176】

以上説明したように、第5実施形態に係る放射線画像撮影システム10Eにおいては、給電装置200と放射線検出力セッテ24a～24cとをケーブル204で接続するときの作業は、医師18又は放射線技師が行わなければならないが、この実施形態においても、充電処理に関わる上述した各効果が得られる。

30

【0177】

なお、本発明は、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】

【0178】

【図1】第1実施形態に係る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。

【図2】図1の放射線検出力セッテの斜視図である。

【図3】図2の放射線検出力セッテの平面図である。

【図4】図2の放射線検出器の回路構成ブロック図である。

40

【図5】図1の放射線画像撮影システムの一部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一部構成ブロック図である。

【図7】第1実施形態に係る放射線画像撮影システムの変形例を示す説明図である。

【図8】放射線検出力セッテの他の構成図である。

【図9】第2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。

【図10】図9の放射線検出力セッテの斜視図である。

【図11】図10の放射線検出力セッテの平面図である。

【図12】図9の放射線画像撮影システムの一部構成ブロック図である。

【図13】図13A～図13Cは、充電処理の一例を示す説明図である。

【図14】第3実施形態の放射線画像撮影システムの構成ブロック図である。

50

【図15】第4実施形態の放射線画像撮影システムの構成ブロック図である。

【図16】第5実施形態の放射線画像撮影システムの説明図である。

【図17】図16の放射線画像撮影システムの一部構成ブロック図である。

【符号の説明】

【0179】

10A～10E…放射線画像撮影システム

12…手術室

14…患者

16…手術台

22…撮影装置

10

24、24a～24c…放射線検出カセット

26…表示装置

28…コンソール

30…クレードル

35、49、49a～49c、94、165…表示部

40…放射線検出器

44…電源部

46…カセット制御部

48、76、96、120、162…送受信機

74…放射線源

20

86…電源管理部

90、192…受信機

105…給電情報管理部

122…制御部

124…充電処理部

128…切替スイッチ

164、168…LC共振器

166…給電制御部

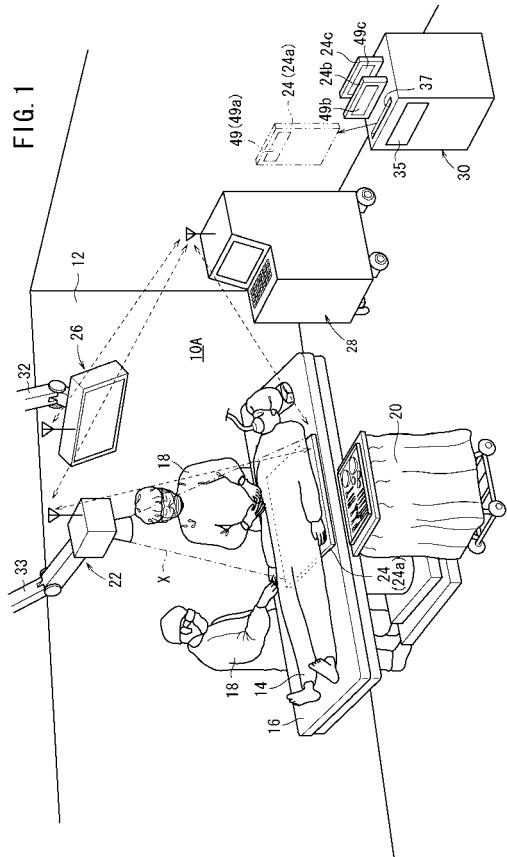
172…バッテリ

190…送信機

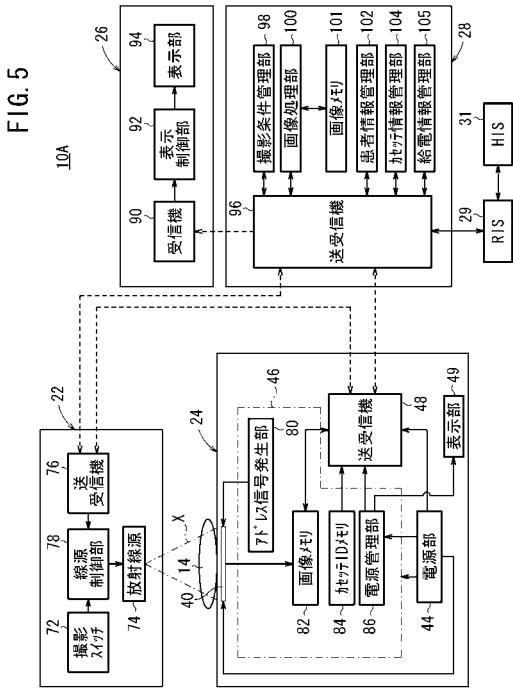
30

204…ケーブル

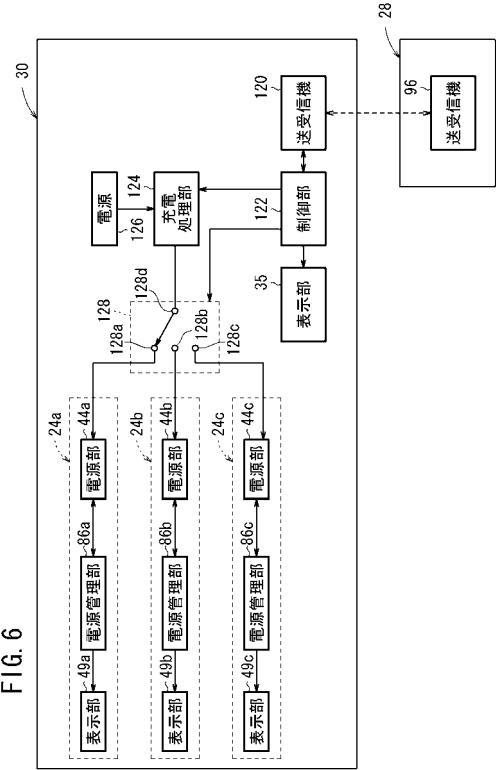
【図1】



【 义 5 】



【 図 6 】



【図7】

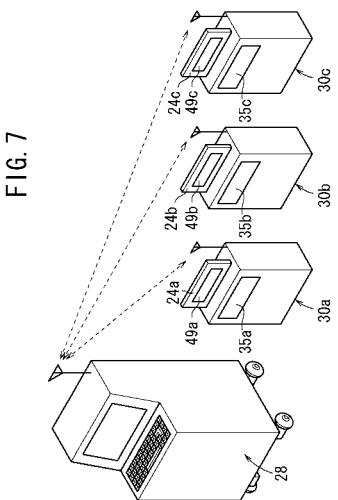
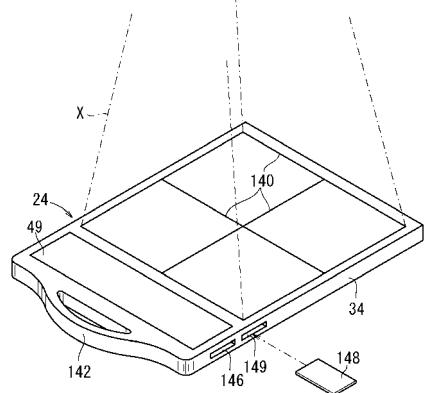
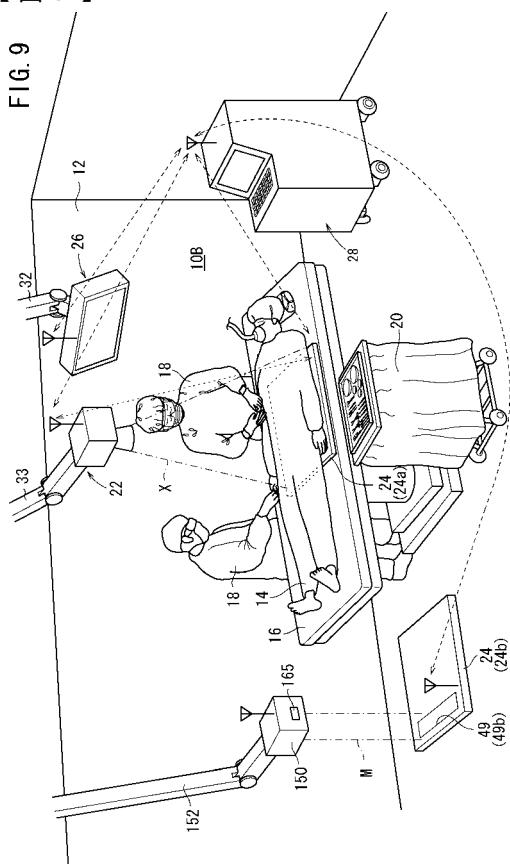


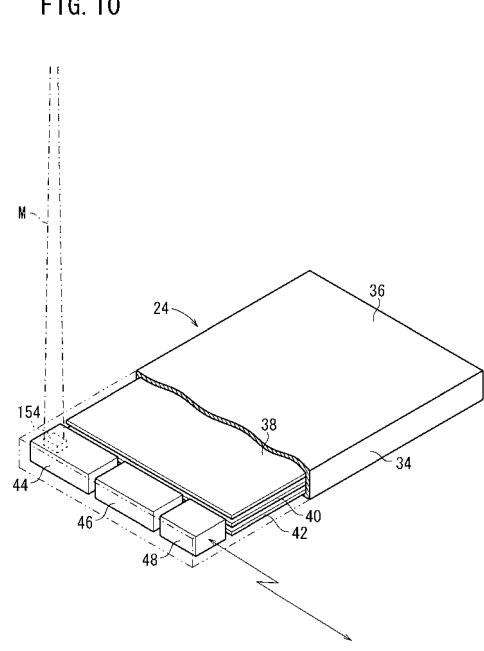
FIG. 8



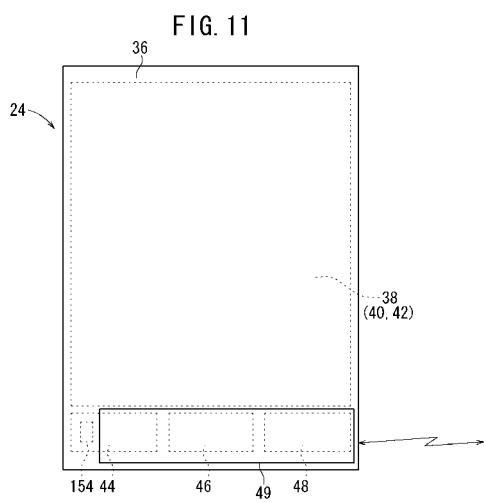
【図9】



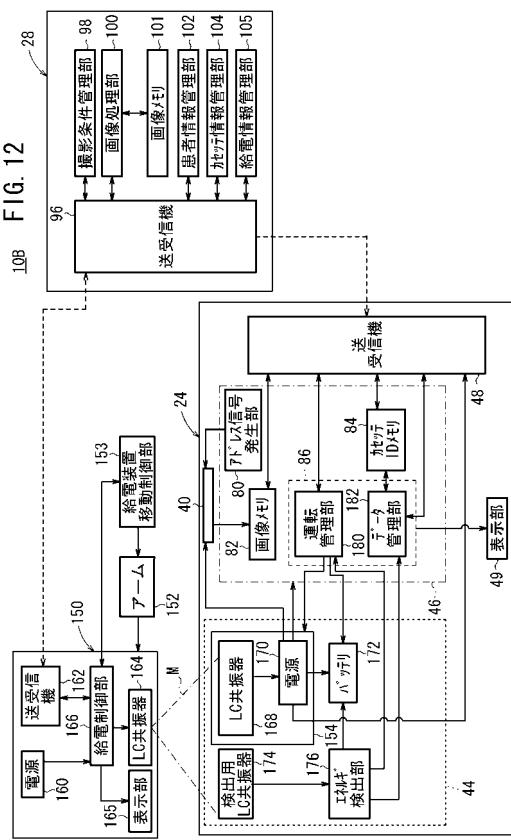
【図10】



【 図 1 1 】



【図12】



【図 13】
FIG. 13A

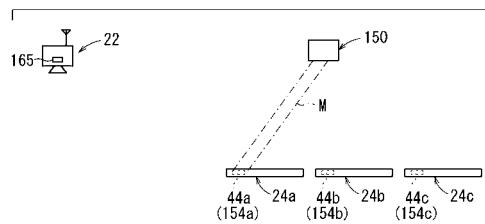


FIG. 13B

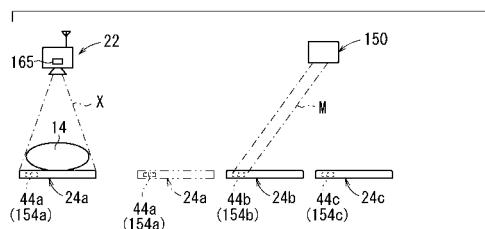
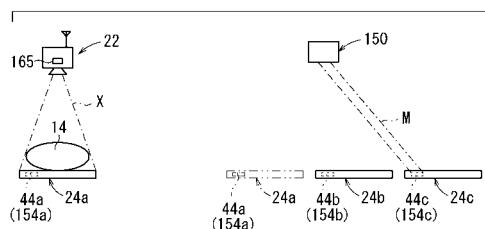
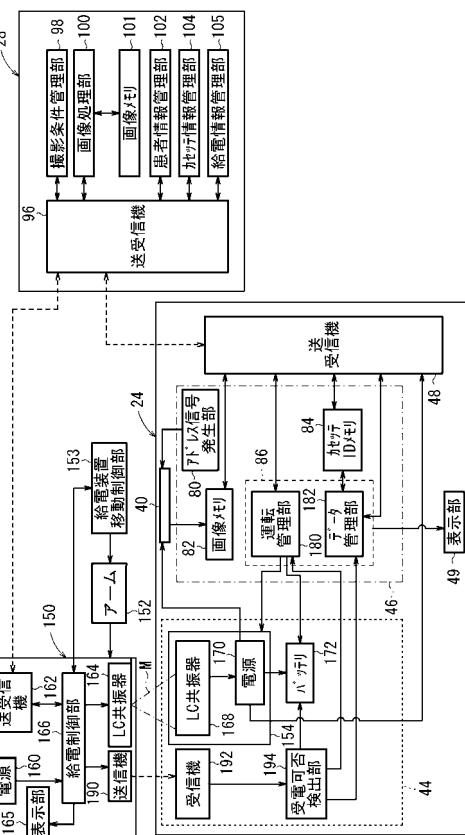


FIG. 13C



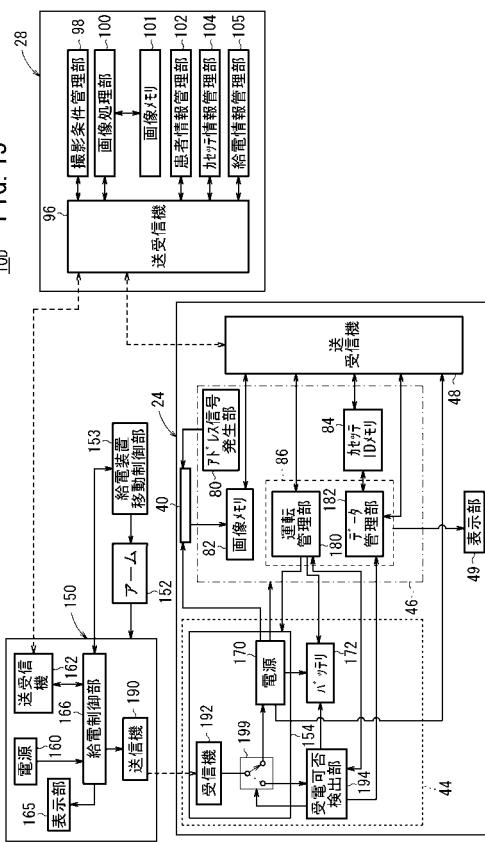
【図14】

10C FIG. 14



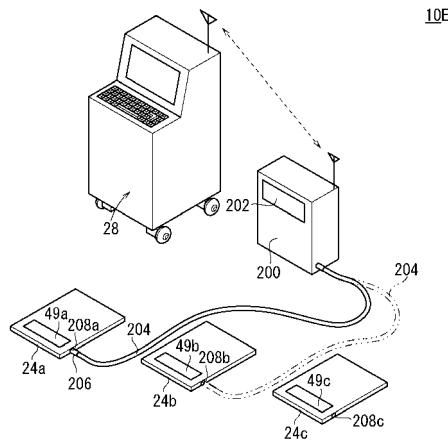
【図15】

FIG. 15

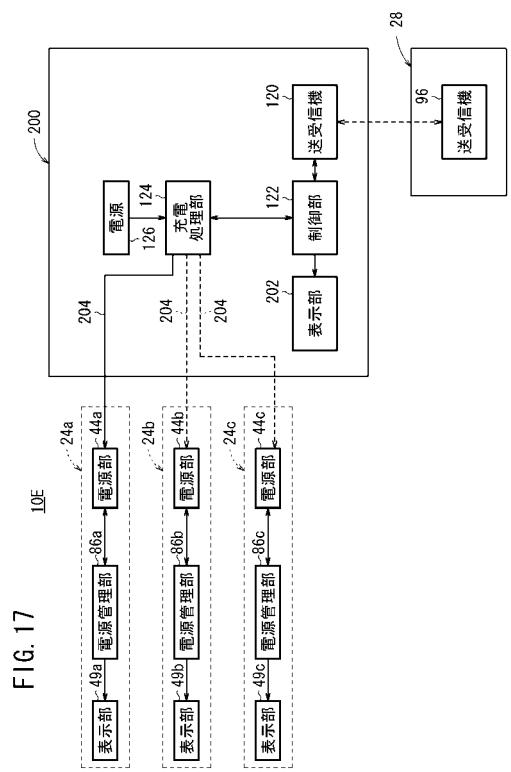


【図16】

FIG. 16



【図17】



フロントページの続き

(72)発明者 坪田 圭司
神奈川県足柄上郡開成町宮台 798番地 富士フィルム株式会社内
(72)発明者 吉田 豊
神奈川県足柄上郡開成町宮台 798番地 富士フィルム株式会社内
(72)発明者 西納 直行
神奈川県足柄上郡開成町宮台 798番地 富士フィルム株式会社内
(72)発明者 服部 正人
神奈川県足柄上郡開成町宮台 798番地 富士フィルム株式会社内

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開2006-043191 (JP, A)
特開2005-007086 (JP, A)
特開2008-256685 (JP, A)
国際公開第2006/030593 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00