

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2009年2月5日 (05.02.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/016909 A1

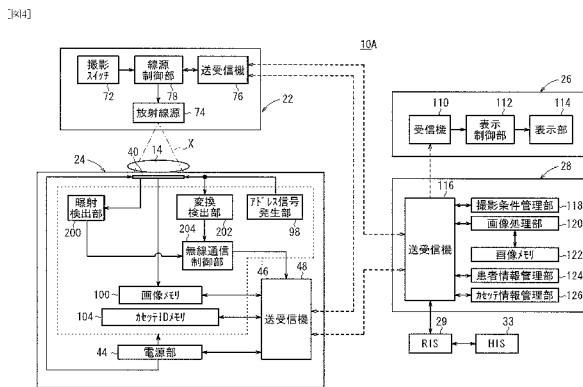
- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/061949
- (22) 国際出願日: 2008年7月2日 (02.07.2008)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2007-195539 2007年7月27日 (27.07.2007) JP
特願2007-197243 2007年7月30日 (30.07.2007) JP
特願2007-197948 2007年7月30日 (30.07.2007) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP];
〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 桑原健

(KUWABARA, Takeshi) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 鬼頭英一 (KITO, Eiichi) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 田辺剛 (TANABE, Tsuyoshi) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 吉見琢也 (YOSHIMI, Takuya) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 植田和治 (UETA, Kazuharu) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 富士フイルム株式会社内 Tokyo (JP). 入内島誠 (IRIUCHIJIMA, Makoto) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 富士フイルム株式会社内 Tokyo (JP). 大田恭義 (OHTA, Yasunori) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP).

[続葉有]

(54) Title: RADIATION DETECTING CASSETTE AND RADIATION IMAGE PICKING-UP SYSTEM

(54) 発明の名称: 放射線検出力セット及び放射線画像撮影システム



- 72 IMAGE PICKING-UP SWITCH
- 78 RADIATION SOURCE CONTROL UNIT
- 76 TRANSMITTING AND RECEIVING APPARATUS
- 74 RADIATION SOURCE
- 200 EXPOSURE DETECTING UNIT
- 202 CONVERSION DETECTING UNIT
- 98 ADDRESS SIGNAL GENERATING UNIT
- 204 WIRELESS COMMUNICATION CONTROL UNIT
- 100 IMAGE MEMORY
- 104 CASSETTE ID MEMORY
- 48 TRANSMITTING AND RECEIVING APPARATUS
- 44 ELECTRIC POWER SOURCE
- 110 RECEIVER
- 112 DISPLAY CONTROL UNIT
- 114 DISPLAY UNIT
- 116 TRANSMITTING AND RECEIVING APPARATUS
- 118 IMAGE PICKING-UP CONDITION MANAGING UNIT
- 120 IMAGE PROCESSING UNIT
- 122 IMAGE MEMORY
- 124 PATIENT INFORMATION MANAGING UNIT
- 126 CASSETTE INFORMATION MANAGING UNIT

(57) Abstract: A wireless communication control unit (204) controls a transmitting and receiving apparatus (48) so as to prohibit transmission of radiation image information to the outside by wireless communication or power supply from the outside to an electric power source (44) by wireless communication in accordance with an exposure detecting signal from an exposure detecting unit (200) or a conversion detecting signal from a conversion detecting unit (202). Thus, this can control the transmitting and receiving apparatus (48) not to carry out, at the same period of time, the irradiation of a radiation (X) to a radiation detector (40), a conversion operation of the radiation image information in the radiation detector (40), and wireless communication by the transmitting and receiving apparatus (48).

(57) 要約: 無線通信制御部(204)は、曝射検出部(200)からの曝射検出信号や、変換検出部(202)からの変換検出信号に基づいて、無線通信による外部への放射線画像情報の送信や、無線通信による外部から電源部(44)への電力供給を禁止するように送受信機(48)を制御する。これにより、放射線検出器(40)への放射線Xの照射及び放射線検出器(40)における放射線画像情報の変換動作と、送受信機(48)による無線通信とが同じ時間帯に行われないように該送受信機(48)を制御することができる。



WO 2009/016909 A1



(74) 代理人: 千葉剛宏, 外(CHIBA, Yoshihiro et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木2丁目1番1号 新宿マインズタワー 16階 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG,

SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

明 細 書

放射線検出カセット及び放射線画像撮影システム

技術分野

[0001] 本発明は、被写体を透過した放射線を検出し、検出した該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カセットと、該放射線検出カセットを有する放射線画像撮影システムと、前記放射線検出カセット及び該放射線検出カセットに無線による給電を行う給電装置を備える放射線画像撮影システムとに関する。

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。

[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でき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、放射線変換パネルにおいて放射線を検出し、検出した前記放射線を放射線画像情報に変換する場合に、前記放射線変換パネルから出力される前記放射線画像情報に応じた信号は、電磁ノイズの影響を受けやすい低レベルの信号であるので、前記信号に前記電磁ノイズが重畳すると放射線画像の画質が低下するおそれ

がある。

- [0005] そこで、特許文献1には、放射線画像の撮影と、放射線検出カセットから外部への無線通信とを同時に行わないようにすることが提案されている。また、特許文献2及び3には、放射線検出カセット内において、バッテリーと放射線変換パネルとを電磁シールド効果を有する仕切り板で仕切ることが提案されている。
- [0006] ここで、放射線画像の撮影中に、放射線検出カセットと外部との間で無線通信を行うと、被写体を介して前記放射線検出カセットに照射される放射線に起因した電磁ノイズや、放射線変換パネルにおける放射線画像情報への変換動作の際に用いられるアドレス信号や制御信号等に起因した電磁ノイズが、前記無線通信によって送受信される信号に重畳し、この結果、放射線画像の画質が低下する。また、外部から無線通信により前記放射線検出カセットのバッテリー(電源部)に電力供給を行う場合に、前記バッテリーに供給される電力に前述の電磁ノイズが重畳すると、該バッテリーにより駆動される放射線変換パネル及び無線通信手段が誤動作するおそれがある。
- [0007] しかしながら、特許文献1では、外部から前記バッテリーに供給される電力に前記電磁ノイズが重畳されることを回避するための対策が採られていない。また、特許文献2及び3でも、上記した各電磁ノイズの重畳を回避するための対策が採られていない。
- [0008] 一方、特許文献4には、放射線検出器で得られた放射線画像情報を無線送信システムによって画像処理手段に送信する放射線検出カセットにおいて、当該放射線検出カセット内にバッテリーを設け、該バッテリーに非接触充電装置を近接させることで無線による充電を行う技術が開示されている。
- [0009] この場合、例えば、前記放射線検出カセットを使用中(撮影中)にバッテリー残量が不足すると、撮影を中断して前記非接触充電装置による充電を行う必要があり、そのために、操作者が前記非接触充電装置を前記放射線検出カセットのバッテリーに近接して配置した後、手動スイッチ等を操作することで充電が行われる。この結果、特に手術中において前記放射線検出カセットを使用している場合には、医師がリアルタイムに所望の放射線画像を見ることができなくなり、また、充電に要する操作が煩雑であり、且つ、充電に時間がかかるという問題がある。
- [0010] また、無線により充電を受ける前記放射線検出カセット側は、常に充電待機状態と

しておくか、又は、充電開始用の操作スイッチ等を設けておく必要があり、前者の場合には無駄な電力消費や誤動作を生じる要因となる一方、後者の場合には操作が煩雑であると共に、前記操作スイッチの操作を忘れた場合には充電が行われれないという問題もある。

[0011] さらに、特許文献4には、前記バッテリーの充電に際して、該バッテリーに電源ケーブルを接続すること、及び、前記バッテリーを取り外して外部の充電装置に接続することも記載されている。

[0012] この場合、前記放射線検出器で得られた前記放射線画像情報が無線により画像処理手段に送信されるが、無線送信の場合には電波障害やノイズ等の影響を受け易く、前記放射線画像情報が前記電波障害等を受けた場合には、生成される放射線画像自体が適切に表示されない等の問題がある。

[0013] さらにまた、特許文献4では、前記放射線検出カセットの駆動電源を内蔵した前記バッテリーのみに依存しているため、例えば、前記放射線検出カセットを使用中(撮影中)にバッテリー残量が不足した場合、撮影を中断して前記非接触充電装置による充電を行う必要がある。このため、特に手術中において前記放射線検出カセットを使用している場合には、医師がリアルタイムに所望の放射線画像を見ることができなくなる可能性がある。

[0014] 一方、放射線検出カセットに接続されるケーブル類は、手術室等での取扱容易性等を考慮した場合には最小限のものであることが望ましい。

[0015] 特許文献1:特開2003-210444号公報

特許文献2:特開2002-214729号公報

特許文献3:特開2003-121553号公報

特許文献4:特開2001-224579号公報

発明の開示

[0016] 本発明の第1の目的は、放射線検出カセットから外部への無線通信による放射線画像情報の送信や、外部から前記放射線検出カセットの電源部への無線通信による電力供給の際に、電磁ノイズの影響を確実に除去することを可能とする放射線検出カセット及び放射線画像撮影システムを提供することにある。

- [0017] また、本発明の第2の目的は、放射線検出カセットへの電力供給時の取り扱い性を向上させて、前記放射線検出カセットのバッテリー残量の不足等による撮影の中断を回避することができ、さらに、電力浪費や誤動作を防止することが可能な放射線画像撮影システム及び放射線検出カセットを提供することにある。
- [0018] さらに、本発明の第3の目的は、放射線検出カセットの放射線変換パネルで取得される放射線画像情報を高精度に且つ正確に画像処理手段に送信することができ、しかも、放射線検出カセットの取扱容易性も向上させることができる放射線画像撮影システムを提供することにある。
- [0019] 上記第1の目的を達成するために、
本発明に係る放射線検出カセットは、
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、
前記無線通信手段を制御する無線通信制御手段と、
前記放射線変換パネルに対する前記放射線の照射を検出し、検出結果を曝射検出信号として前記無線通信制御手段に出力する曝射検出手段と、
前記放射線変換パネルにおける前記放射線画像情報の変換動作を検出し、検出結果を変換検出信号として前記無線通信制御手段に出力する変換検出手段と、
前記放射線変換パネル、前記曝射検出手段、前記変換検出手段、前記無線通信手段及び前記無線通信制御手段を駆動する電源部と、
を有し、
前記無線通信制御手段は、前記曝射検出信号及び／又は前記変換検出信号の入力に基づいて、前記無線通信による外部への前記放射線画像情報の送信及び／又は前記無線通信による外部から前記電源部への電力供給を禁止するように前記無線通信手段を制御することを特徴とする。
- [0020] 本発明によれば、前記無線通信制御手段は、前記曝射検出手段からの前記曝射検出信号や、前記変換検出手段からの前記変換検出信号に基づいて、無線通信による外部への前記放射線画像情報の送信や、無線通信による外部から前記電源部

への電力供給を禁止するように前記無線通信手段を制御する。

[0021] これにより、前記放射線変換パネルへの前記放射線の照射及び／又は前記放射線変換パネルにおける前記放射線画像情報の変換動作と、前記無線通信手段による無線通信とが同じ時間帯に行われなように該無線通信手段を制御することができる。この結果、前記無線通信により外部に送信される前記放射線画像情報や、前記無線通信によって外部から前記電源部に供給される電力に、前記放射線の照射に起因した電磁ノイズや、前記放射線変換パネルでの変換動作に起因した電磁ノイズが重畳することを確実に防止することができる。従って、本発明では、前記無線通信中における前記各電磁ノイズの影響を確実に除去することが可能となる。

[0022] また、上記第2の目的を達成するために、

本発明に係る放射線画像撮影システムは、
被写体を透過した放射線を検出し、放射線画像情報に変換する放射線変換パネル、及び、前記放射線変換パネルに接続され、前記放射線画像情報を画像処理手段に送信する送信手段を有する放射線検出カセットと、前記放射線検出カセットに無線による給電を行う給電装置とを備える放射線画像撮影システムであって、
前記給電装置には、電気エネルギーを変換して前記放射線検出カセットに無線で供給する送電手段が設けられ、
前記放射線検出カセットには、前記送電手段から供給された供給エネルギーを電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部が設けられ、
前記送電手段は、前記被写体を撮影する状態で配置された前記放射線検出カセットの前記エネルギー変換部に対し、前記無線による給電を可能な状態で配置されることを特徴とする。

[0023] このような構成によれば、前記放射線検出カセットの使用時(撮影時)に、当該放射線検出カセットに対して常に無線給電を行うことができる位置に前記給電装置を配置しているため、前記放射線検出カセットに電源ケーブル等を接続することなく撮影を行うことができる。従って、当該放射線検出カセットだけでなく前記放射線画像撮影システム全体の取り扱い性を向上させることができ、さらに、前記放射線検出カセットのバッテリー残量の不足等による撮影及び手術の中断を有効に回避することも

可能となる。

- [0024] さらに、上記第2の目的を達成するために、
本発明に係る放射線画像撮影システムは、
被写体を透過した放射線を検出し、放射線画像情報に変換する放射線変換パネル、及び、前記放射線変換パネルに接続され、前記放射線画像情報を画像処理手段に送信する送信手段を有する放射線検出カセットと、前記放射線検出カセットに無線による給電を行う給電装置とを備える放射線画像撮影システムであって、
前記給電装置には、電気エネルギーを変換して前記放射線検出カセットに無線で供給する送電手段が設けられ、
前記放射線検出カセットには、前記送電手段から供給された供給エネルギーを電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部と、該放射線検出カセットが前記送電手段から供給される前記供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部とが設けられていることを特徴とする。
- [0025] このような構成によれば、前記放射線検出カセットに前記受電可否検出部を設けたことにより、例えば、前記給電装置の給電可能エリア内に前記放射線検出カセットが配置された際、前記放射線検出カセットと前記給電装置との間で自動的に情報の送受信を行わせ、前記放射線検出カセットを撮影可能な状態に駆動制御することができる。従って、バッテリー等を用いて予め前記放射線検出カセットを撮影可能な準備状態に起動しておく必要がなく、また、前記放射線検出カセットに操作スイッチ等を設ける必要もない。このため、無駄な電力消費や誤動作、さらには操作スイッチの操作忘れによる撮影ミス等を生じることを防止することができ、前記放射線検出カセットを含めた前記放射線画像撮影システム全体の取り扱い性を向上させることができる。
- [0026] この場合、前記放射線検出カセットに、前記エネルギー変換部により再変換された前記電気エネルギーを蓄電可能なバッテリーが設けられていると、給電装置から供給される電力と共に、バッテリーによる電力を併用できるため、放射線検出カセットの駆動の安定性を向上させることができる。
- [0027] さらに、前記放射線検出カセットには、前記受電可否検出部により前記受電可能な領域内であるとの結果が検出された場合に、前記エネルギー変換部による前記電気

エネルギーへの再変換の開始を指示する制御部が設けられていると、当該放射線検出カセットを常に駆動状態に維持しておく必要がないため、無駄な電力消費を避けることができる。

[0028] また、前記受電可否検出部により前記受電可能な領域外であるとの結果が検出された場合に、前記放射線検出カセットの駆動電源として前記バッテリーを選択する電源選択部を備えると、例えば、給電装置が故障や誤動作等を生じた場合であっても放射線検出カセットの使用を継続することができる。

[0029] さらにまた、前記受電可否検出部による検出結果が前記受電可能な領域外であることを外部に通知する通知部を備えると、給電装置の故障等を医師等に迅速に通知することが可能となる。

[0030] また、上記第2の目的を達成するために、
本発明に係る放射線検出カセットは、
被写体を透過した放射線を検出し、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に接続され、前記放射線画像情報を画像処理手段に送信する送信手段と、
無線で供給される電気エネルギーを変換した供給エネルギーを、電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部と、
前記無線で供給される前記供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部とを備えることを特徴とする。

[0031] さらに、上記第3の目的を達成するために、
本発明に係る放射線画像撮影システムは、
被写体を透過した放射線を検出し、放射線画像情報に変換する放射線変換パネル、及び、前記放射線変換パネルに接続され、前記放射線画像情報を画像処理手段に送信する送信手段を有する放射線検出カセットと、前記放射線検出カセットへの給電を行う給電装置とを備える放射線画像撮影システムであって、
前記送信手段による前記放射線画像情報の前記画像処理手段への送信は信号線を介して有線により行われる一方、前記給電装置から前記放射線検出カセットへ

の給電は無線により行われることを特徴とする。

[0032] このような構成によれば、前記放射線検出カセットの前記放射線変換パネルで得られた前記放射線画像情報が前記信号線を介して有線により送信される一方、前記給電装置から前記放射線検出カセットへの給電が無線により行われる。これにより、送信される前記放射線画像情報に電波障害や他の電子機器等からのノイズの影響が生じることを確実に防止することができ、放射線画像を高精度に且つ正確に生成することが可能となる。また、前記放射線検出カセットへの給電は無線により行うため、前記放射線検出カセットに接続されるケーブル類を最小限とすることができる。従って、前記放射線画像の劣化を防止しながらも当該放射線検出カセットの取扱容易性が向上する。さらに、前記放射線検出カセットへの給電が無線により常時行うことができるため、当該放射線検出カセットのバッテリー残量の不足等による撮影及び手術の中断を回避することが可能となる。

[0033] また、前記給電装置には、電気エネルギーを変換して前記放射線検出カセットに無線で供給する送電手段が設けられ、前記放射線検出カセットには、前記送電手段から供給された供給エネルギーを電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部と、該放射線検出カセットが前記送電手段から供給される前記供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部とが設けられていると、例えば、給電装置の給電可能エリア内に放射線検出カセットが配置されたことを自動的に検出可能なシステムとして構成することができる。

[0034] この場合、前記放射線検出カセットには、前記受電可否検出部により前記受電可能な領域内であるとの結果が検出された場合に、給電装置の識別データを受信すると共に、外部の制御装置へと前記送信手段及び前記信号線を介して無線給電可能信号を送信するデータ制御手段が設けられ、前記制御装置は、前記放射線検出カセットから前記無線給電可能信号を受信した後、前記識別データに対応した前記給電装置に給電開始信号を送信するように構成すると、給電装置の給電可能エリア内に放射線検出カセットが配置された際、自動的に放射線検出カセットと給電装置との間での情報の送受信を行い、放射線検出カセットを撮影可能な状態に駆動制御することができる。また、例えば、給電装置が複数台設置されている場合にも、対応

する所望の給電装置から放射線検出カセットへと適切に且つ選択的に給電運転を行うことができる。このため、放射線検出カセットを含めた放射線画像撮影システム全体の取扱容易性が向上する。

図面の簡単な説明

[0035] [図1]第1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2]図1の放射線検出カセットの一部切断斜視説明図である。

[図3]図2の放射線検出器の回路構成ブロック図である。

[図4]図1の放射線画像撮影システムのブロック説明図である。

[図5]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6]図5に示す放射線検出カセットの一部切断斜視説明図である。

[図7]図5に示す放射線画像撮影システムのブロック説明図である。

[図8]図5に示す放射線画像撮影システムの変形例のブロック説明図である。

[図9]第3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に示す放射線検出カセットの一部切断斜視説明図である。

[図11]図9に示す放射線画像撮影システムのブロック説明図である。

[図12]図9に示す放射線画像撮影システムの変形例のブロック説明図である。

[図13]放射線検出カセットの他の構成図である。

[図14]放射線検出カセットの充電を行うクレードルの構成図である。

発明を実施するための最良の形態

[0036] 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4を参照しながら説明する。

[0037] 図1に示すように、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10A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。

[0038] 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40(図2～図4参照)を内蔵した放射線検出カセット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、放射線検出カセット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、放射線検出カセット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。

[0039] 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。なお、表示装置26は、天井や壁、床等に対して固定しておいてもよい。

[0040] 図2は、図1の放射線検出カセット24の一部切断斜視説明図である。放射線検出カセット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(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。

[0041] また、ケーシング34の内部には、放射線検出カセット24を駆動するためのバッテリーを含む電源部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とが收容される。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。

- [0042] 図3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TFT52を順次オンにして、電荷を画像信号として読み出す。図3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TFT52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、放射線検出カセット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。
- [0043] 各画素50に接続されるTFT52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TFT52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。
- [0044] また、信号線56には、列方向に配列されたTFT52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。
- [0045] 図4は、撮影装置22、放射線検出カセット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10Aのブロック説明図である。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、RIS29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)33が接続される。

[0046] 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。

[0047] 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、放射線検出カセット24の送受信機48との間で無線通信が可能である。

[0048] 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。

[0049] 一方、放射線検出カセット24のカセット制御部46は、アドレス信号発生部(アドレス信号発生手段)98と、画像メモリ100と、カセットIDメモリ104と、曝射検出部(曝射検出手段)200と、変換検出部(変換検出手段)202と、無線通信制御部(無線通信制御手段)204とを備える。

[0050] アドレス信号発生部98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100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104は、放射線検出カセット24を特定するためのカセットID情報を記憶する。

[0051] 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104に記憶されたカセットID情報及び画像メモリ100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。また、放射線検出カセット24では、コンソール28等の外部から送受信機48を介して無線通信により電源部44に電力を供給されることも可能である。

[0052] 曝射検出部200は、放射線源74と放射線検出カセット24との間に患者14が配置される確率が少ない特定の画素50を指定し、その画素50によって検出された放射線Xの線量に基づいて、放射線検出器40に対する放射線Xの照射(曝射)を検出し

、検出結果を曝射検出信号として無線通信制御部204に出力する。

- [0053] 変換検出部202は、アドレス信号発生部98から各アドレスデコーダ60、68へのアドレス信号の供給を検出し、検出結果を変換検出信号として無線通信制御部204に出力する。この場合、アドレス信号発生部98から各アドレスデコーダ60、68へのアドレス信号の供給に起因して、放射線検出器40では、前述した放射線Xに基づく放射線画像情報への変換動作を行うので、前記変換検出信号は、放射線検出器40における放射線画像情報の変換動作を示す信号である。
- [0054] 無線通信制御部204は、曝射検出部200から曝射検出信号が入力され、あるいは、変換検出部202から変換検出信号が入力されると、外部との無線通信を禁止するように送受信機48を制御する。従って、送受信機48は、曝射検出部200から無線通信制御部204に曝射検出信号が出力される時間帯、あるいは、変換検出部202から無線通信制御部204に変換検出信号が出力される時間帯では、無線通信によるコンソール28への信号の送受信(例えば、放射線画像情報の送信)や、無線通信による外部から電源部44への電力供給を行うことができない。すなわち、無線通信制御部204は、放射線検出器40への放射線Xの照射及び放射線検出器40での放射線画像情報の変換動作と、送受信機48による無線通信とが、同じ時間帯に行われないように該送受信機48を制御する。
- [0055] 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110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112と、表示制御部112によって処理された放射線画像情報を表示する表示部114とを備える。
- [0056] コンソール28は、送受信機116と、撮影条件管理部118と、画像処理部(画像処理手段)120と、画像メモリ122と、患者情報管理部124と、カセット情報管理部126とを備える。
- [0057] 送受信機116は、撮影装置22、放射線検出カセット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118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120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122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124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126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。

[0058] また、コンソール28は、撮影装置22、放射線検出カセット24及び表示装置26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。

[0059] 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。

[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、次にその動作について説明する。

[0061] 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124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118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14に対する手術が遂行される。

[0062] 手術中において放射線画像の撮影を行う場合、医師18又は担当する放射線技師は、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24を設置する。次に、撮影装置22を放射線検出カセット24に対向する位置に適宜移動させた後、医師18又放射線技師は、撮影スイッチ72を操作して撮影を行う。

[0063] この場合、医師18又は放射線技師による撮影スイッチ72の操作に起因して、撮影装置22の線源制御部78は、送受信機76、116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。コンソール28は、受信した前記要求に基づいて、撮影条件管理部118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116、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、当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。

[0064] 患者14を透過した放射線Xは、放射線検出カセット24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3参照)。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98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。

[0065] 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98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TFT52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98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。

[0066] 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100に一旦記憶される。

[0067] 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98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100に記憶させる。

- [0068] この場合、曝射検出部200は、放射線Xが放射線検出器40に照射されている時間帯にのみ、放射線源74と放射線検出カセット24との間に患者14が配置される確率が少ない特定の画素50から検出された放射線Xの線量に基づいて、曝射検出信号を無線通信制御部204に出力する。また、変換検出部202は、アドレス信号発生部98から各アドレスデコーダ60、68にアドレス信号が供給される時間帯にのみ、変換検出信号を無線通信制御部204に出力する。さらに、無線通信制御部204は、曝射検出部200から曝射検出信号が入力され、あるいは、変換検出部202から変換検出信号が入力されているときには、外部との無線通信を禁止するように送受信機48を制御するが、一方で、前記曝射検出信号又は前記変換検出信号が入力されていないときには、送受信機48に対して外部との無線通信を許可する。
- [0069] 従って、画像メモリ100に記憶された放射線画像情報は、無線通信制御部204によって送受信機48による無線通信が許可された時間帯、すなわち、放射線Xが放射線検出器40に照射されておらず且つ放射線検出器40での放射線画像情報への変換動作が行われていない時間帯に、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。
- [0070] コンソール28に送信された放射線画像情報は、送受信機116によって受信され、画像処理部120において所定の画像処理が施された後、患者情報管理部124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122に記憶される。
- [0071] また、画像処理の施された放射線画像情報は、送受信機116から表示装置26に送信される。受信機110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112によって表示部114を制御し、放射線画像を表示する。医師18は、表示部114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。
- [0072] なお、前述した無線通信による放射線画像情報の送信の場合と同様に、外部(例えば、コンソール28)からの無線通信による電源部44への電力供給も、送受信機48による無線通信が許可された時間帯に行われる。
- [0073] 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、放射線検出カセット24の無線通信制御部204は、曝射検出部200からの曝射検出

信号や、変換検出部202からの変換検出信号に基づいて、無線通信による外部への放射線画像情報の送信や、無線通信による外部から電源部44への電力供給を禁止するように送受信機48を制御する。

[0074] これにより、放射線検出器40への放射線Xの照射及び放射線検出器40における放射線画像情報の変換動作と、送受信機48による無線通信とが同じ時間帯に行われないように該送受信機48を制御することができる。この結果、前記無線通信により外部に送信される前記放射線画像情報や、前記無線通信によって外部から電源部44に供給される電力に、放射線Xの照射に起因して発生する電磁ノイズや、放射線検出器40での変換動作に用いられるアドレス信号、制御信号Von、Voff及び選択信号等に起因して発生する電磁ノイズが重畳することを確実に防止することができる。従って、前記無線通信中に送信される放射線画像情報や前記電力に対する前記各電磁ノイズの影響を確実に除去することが可能となる。

[0075] なお、放射線検出器40での変換動作に用いられるアドレス信号、制御信号Von、Voff及び選択信号等に起因して発生する電磁ノイズとは、例えば、アドレス信号の供給ラインに当該アドレス信号が供給されることで発生する磁界に起因した電磁ノイズや、ゲート線54に制御信号Von、Voffが供給されることで発生する磁界に起因した電磁ノイズや、選択信号の供給ラインに当該選択信号が供給されることで発生する磁界に起因した電磁ノイズである。

[0076] 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、放射線検出器40への放射線Xの照射及び放射線検出器40における放射線画像情報の変換動作と、送受信機48による無線通信とが同じ時間帯に行われないように該送受信機48を制御しているが、これに代えて、放射線検出器40への放射線Xの照射と、放射線検出器40における放射線画像情報の変換動作とのいずれか一方と、送受信機48による無線通信とが、同じ時間帯に行われないように該送受信機48を制御することも可能である。

[0077] さらに、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aでは、放射線検出器40への放射線Xの照射及び放射線検出器40における放射線画像情報の変換動作と、前記無線通信による外部への放射線画像情報の送信及び前記無線通信による外部

から電源部44への電力供給とが、同じ時間帯に行われないように該送受信機48を制御しているが、これに代えて、前記無線通信による外部への放射線画像情報の送信と、前記無線通信による外部から電源部44への電力供給とのいずれか一方について、放射線検出器40への放射線Xの照射及び放射線検出器40における放射線画像情報の変換動作と同じ時間帯に行われないように該送受信機48を制御することも可能である。

- [0078] さらにまた、放射線検出カセット24とコンソール28との間、放射線検出カセット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、放射線検出カセット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。
- [0079] なお、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10Aは、上記した実施形態に限定されるものではなく、種々の構成に自由に変更できることは勿論である。
- [0080] すなわち、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。
- [0081] 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、手術中に使用して放射線画像を表示装置26に表示するものとしたが、手術中以外において通常の放射線画像の撮影のみを行う場合にも適用可能であることは言うまでもない。
- [0082] さらに、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、放射線検出カセット24に收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)。

- [0083] さらにまた、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)。
- [0084] 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5～図8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4参照)と同じ構成要素については、同一の参照符号を付して、その詳細な説明を省略し、以下同様とする。
- [0085] 図5に示すように、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bは、放射線検出カセット24への電力供給を無線(非接触)により行う給電装置25を備える。この場合、撮影装置22、放射線検出カセット24、給電装置25、表示装置26及びコンソール28間で、UWBを用いた無線通信による信号の送受信が行われる。
- [0086] 給電装置25は、天井から延びた自在アーム31に連結され、放射線検出カセット24の配置に応じた所望の位置に移動可能である。なお、給電装置25は、天井や壁、床等に対して固定しておいてもよい。
- [0087] 図6は、図5の放射線検出カセット24の一部切断斜視説明図であり、電源部44は、電気エネルギーから変換された磁場M(エネルギー、供給エネルギー)が給電装置25から印加されると、それを電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部49(図7参照)等を有する。
- [0088] 図7は、撮影装置22、放射線検出カセット24、給電装置25、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10Bのブロック説明図である。
- [0089] 給電装置25は、図示しない外部電源に接続された電源80と、コンソール28から無線通信により給電開始信号等を受信する一方、コンソール28に対して当該給電装置

25のID情報(識別データ)等を送信する送受信機82と、電源80からの電気エネルギーを磁場Mに変換して放射線検出カセット24の電源部44へと無線供給するLC共振器(送電手段)84と、送受信機82から供給される給電開始信号に基づいてLC共振器84を制御する給電制御部86とを備える。

[0090] 放射線検出カセット24の電源部44は、給電装置25のLC共振器84から印加される磁場Mを受けて電気エネルギーに再変換するLC共振器88、及び、該LC共振器88で再変換された電気エネルギーを所望の電力として放射線検出器40、カセット制御部46及び送受信機48へと供給する電源90を有するエネルギー変換部49と、電源90から充電可能なバッテリー92とを備える。さらに、電源部44には、LC共振器88と並設され、該LC共振器88より小型の検出用LC共振器94と、検出用LC共振器94で再変換された電気エネルギーを検出することで、当該放射線検出カセット24が給電装置25の給電可能エリア内にあることを検出し、カセット制御部46へと給電エリア検出信号を送信するエネルギー検出部(受電可否検出部)96とが備えられる。このように、給電装置25から放射線検出カセット24へは、コイルとコンデンサを有するLC共振回路で構成されたLC共振器84からLC共振器88への磁場Mの共鳴を利用する公知の電力送信技術を用いて無線での給電を行うものである。

[0091] カセット制御部46は、アドレス信号発生部98、画像メモリ100及びカセットIDメモリ104に加え、電源部44の駆動制御を行うことにより当該放射線検出カセット24の駆動を制御する運転管理部102と、当該放射線検出カセット24の給電に対応する給電装置25を特定するためのID情報(識別データ)及びエネルギー検出部96からの給電エリア検出信号等を管理するデータ管理部106とを備える。なお、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bは、第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10A(図1～図4参照)とは異なり、カセット制御部46には、曝射検出部200、変換検出部202及び無線通信制御部204が設けられていない(図4及び図7参照)。

[0092] 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及び給電装置25のID情報を受信する一方、コンソール28に対して、画像メモリ100に記憶された放射線画像情報、カセットIDメモリ104に記憶されたカセットID情報、エネルギー検出部96からの給電エリア検出信号に基づくデータ管理部106からの無線給電可能信

号等が無線通信により送信する。

- [0093] コンソール28は、送受信機116、撮影条件管理部118、画像処理部120、画像メモリ122、患者情報管理部124、及び、放射線検出カセット24から送信された無線給電可能信号を含むカセット情報を管理するカセット情報管理部126に加え、給電装置25から送信されたID情報等を管理する給電情報管理部128を備える。なお、前記カセット情報には、放射線検出カセット24を特定するためのカセットID情報等に加え、データ管理部106からの無線給電可能信号も含まれる。
- [0094] 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、次にその動作について説明する。
- [0095] 手術中において放射線画像の撮影を行うために、医師18又は担当する放射線技師が、患者14と手術台16との間の所定位置にて照射面36を撮影装置22側とした状態で放射線検出カセット24を設置した際に、コンソール28の運転開始と連動して又は図示しない運転開始スイッチの操作等により、給電装置25は、予め所定の運転条件(低出力運転)で駆動されている。従って、放射線検出カセット24は、電源部44の検出用LC共振器94及びエネルギー検出部96によって当該放射線検出カセット24が給電装置25の給電可能エリア内に配置されたことを検出することができる。すなわち、エネルギー検出部96は、放射線検出カセット24が給電装置25から受電可能なエリアにあるか否かを検出する受電可否検出部として機能する。この状態において、給電装置25では給電制御部86による制御下に、放射線検出カセット24の検出用LC共振器94及びエネルギー検出部96が、給電装置25のLC共振器84からの磁場Mの有無を検出できる程度の弱い磁場を印加する低出力運転を行っている。このため、給電装置25の無駄な電力消費を抑えることができる。
- [0096] 続いて、放射線検出カセット24では、エネルギー検出部96からデータ管理部106へと給電エリア検出信号が供給されると、当該データ管理部106では、送受信機82、116を介してコンソール28の給電情報管理部128に記憶された給電装置25のID情報を、送受信機48から受信する一方、無線給電可能信号を送受信機48、116を介してカセット情報管理部126へと送信する。従って、給電開始信号が、カセット情報管理部126から送受信機116、82を介して給電装置25に送信されるため、給電制

御部86は、放射線検出カセット24に対する給電を開始するためにLC共振器84を制御する。すなわち、給電装置25は、LC共振器84から放射線検出カセット24へと印加される磁場Mを強い磁場に変更した所定の運転条件(高出力運転、給電運転)で駆動される。これにより、放射線検出カセット24では、運転管理部(制御部)102からエネルギー変換部49への制御指令に基づき、LC共振器84からの磁場MをLC共振器88で電気エネルギーに変換して電源90に供給すると共に、電源90から放射線検出器40等へと電力供給を開始することで撮影準備を完了する。

[0097] なお、放射線画像撮影システム10Bでは、上記のようにコンソール28を介して放射線検出カセット24と給電装置25との間で対応する給電装置25のID情報を確認できる。このため、例えば、給電装置を複数台設置した場合にも、対応する所望の給電装置から放射線検出カセット24へと適切に且つ選択的に給電運転を行うことができるため、無駄な電力消費や誤動作等を回避することができる。

[0098] 次に、撮影装置22を放射線検出カセット24に対向する位置に移動させた後、撮影スイッチ72を操作し、前述した第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10A(図1～図4参照)と同様の動作にて、放射線画像の撮影を行う。

[0099] 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10Bでは、放射線検出カセット24の使用時(撮影時)に、当該放射線検出カセット24に対して常に無線給電を行うことができる位置に給電装置25を配置している。このため、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bは、前述した第1実施形態に係る放射線画像撮影システム10A(図1～図4参照)の効果に加え、放射線検出カセット24に電源ケーブル等を接続することなく撮影を行うことができるため、当該放射線検出カセット24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、また、放射線検出カセット24のバッテリー残量の不足等による撮影及び手術の中断を有効に回避することができる。

[0100] また、放射線画像撮影システム10Bでは、対応する給電装置25の給電可能エリア内に放射線検出カセット24が配置されると、コンソール28を介して自動的に放射線検出カセット24と給電装置25との間での情報の送受信が行われ、放射線検出カセット24が撮影可能な状態に駆動制御される。従って、放射線検出カセット24では、

バッテリー92等を用いて予め撮影可能な準備状態に起動しておく必要がなく、また、手動の操作スイッチ等を設ける必要もないため、無駄な電力消費や誤動作、さらには操作スイッチの操作忘れによる撮影ミス等を生じることを防止することができる。従って、放射線検出カセット24を含めた放射線画像撮影システム10Bの取り扱い性を一層向上させることができる。

[0101] さらに、放射線検出カセット24では、電源90と共にバッテリー92を搭載していることから、電源90による当該放射線検出カセット24の駆動で余った電力でバッテリー92の充電を行うことができる。同様に、検出用LC共振器94からの電力を電源90からバッテリー92へと供給し蓄積することもできる。換言すれば、放射線検出カセット24では、バッテリー92の充電作業のみを行う必要がなく、当該放射線検出カセット24の使用時に同時にバッテリー92の充電を行うことができる。

[0102] しかも、放射線検出カセット24ではその使用時、エネルギー検出部96によってLC共振器84からの磁場Mの有無(出力の適否)が運転管理部102へと供給されている。そこで、例えば、放射線検出カセット24の使用時(撮影中)に給電装置25が故障したり、LC共振器84からの磁場Mが不安定になったりした場合には、エネルギー検出部96で所望の磁場Mが検出されないことになるが、このような場合には、当該運転管理部(電源選択部)102により、放射線検出カセット24全体の駆動や、放射線検出器40、カセット制御部46及び送受信機48の個々の駆動を、電源90からバッテリー92へと切り換えることができる。このため、撮影中に放射線検出カセット24が動作不能に陥ることを回避してその使用を継続することができることから、撮影及び手術が中断することを阻止することができる。すなわち、放射線検出カセット24では、電源90と共にバッテリー92を併用できるため、その駆動の安定性を向上させることができる。勿論、放射線検出カセット24では、必要に応じて給電装置25を用いないバッテリー92のみによる駆動を行うこともできる。当然、撮影時以外に給電装置25や他の同様な構成の給電装置によってバッテリー92への充電のみを行うことも可能である。

[0103] なお、前記のように、エネルギー検出部96で所望の磁場Mが検出されない場合には、例えば、送受信機48、116を介してデータ管理部106から無線給電不能信号をカセット情報管理部126に送信するとよい。そうすると、例えば、送受信機116から受

信機110へと前記の無線給電不能信号を送信し、表示部(通知部)114にて医師等にその旨を通知することができる。

- [0104] また、放射線画像撮影システム10Bでは、放射線検出カセット24とコンソール28との間、撮影装置22とコンソール28との間、給電装置25とコンソール28との間及びコンソール28と表示装置26との間には、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。
- [0105] なお、このような放射線画像撮影システム10Bでは、放射線検出カセット24が給電装置25の給電可能エリア内にあること、すなわち、放射線検出カセット24が給電装置25から受電可能なエリアにあるか否かを検出する受電可否検出部として、検出用LC共振器94及びエネルギー検出部96を用いたが、これ以外にも、例えば、図8に示すように、給電装置25に送信機85を設け、放射線検出カセット24の検出用LC共振器94及びエネルギー検出部96の代わりに、受信機95及び受電可否検出部97を設けた放射線画像撮影システム10Baとして構成することもできる。
- [0106] この場合、送信機85から受信機95には、例えば、指向性を持ち通信領域を制限することで、送受信機48、116間での無線通信等に影響を及ぼさない無線通信を介して給電可能エリアを示す信号が送信される。また、送信機85の代わりにLED(発光器)を用い、受信機95の代わりに受光器を用いることにより、同様の検出を行うことも可能である。
- [0107] なお、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10Bは、上記した実施形態に限定されるものではなく、種々の構成に自由に変更できることは勿論である。
- [0108] すなわち、給電装置25は、放射線検出カセット24に対して無線(非接触)による給電が可能であればよく、例えば、LC共振器84、88及び検出用LC共振器94に代えて、それぞれを誘電体で構成すると共に磁場Mの代わりに電場を用いるものとしてもよく、前記のようないわゆる共鳴型の無線給電装置以外のものであってもよい。すなわち、給電装置25から放射線検出カセット24に供給される電気エネルギーを変換した供給エネルギーとしては、例えば、光エネルギーや熱エネルギー等も適用可能である。
- [0109] 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9～図12を

参照しながら説明する。

- [0110] 図9に示すように、第3実施形態に係る放射線画像撮影システム10Cにおいては、撮影装置22、放射線検出カセット24、給電装置25、表示装置26及びコンソール28間は、それぞれ電源ケーブル(電源系統)や信号ケーブル(信号系統)により接続されて信号の送受信が行われる点で、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10B(図5～図8参照)とは異なる。
- [0111] 図10は、図9の放射線検出カセット24の一部切断斜視説明図であり、送受信機48は、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、信号ケーブル(信号線)47を介してコンソール28との間で送受信する。
- [0112] 図11は、放射線画像撮影システム10Cのブロック説明図であり、送受信機48は、コンソール28から信号ケーブル47により送信要求信号及び給電装置25のID情報を受信する一方、コンソール28に対して、画像メモリ100に記憶された放射線画像情報、カセットIDメモリ104に記憶されたカセットID情報、エネルギー検出部96からの給電エリア検出信号に基づくデータ管理部106からの無線給電可能信号等を信号ケーブル47を介して送信する。
- [0113] 以上のように構成される、第3実施形態に係る放射線画像撮影システム10Cの動作は、基本的には、第2実施形態に係る放射線画像撮影システム10B(図5～図8参照)と同様の動作ではあるが、手術中において放射線画像の撮影を行う場合に、データ管理部106は、送受信機82、116を介してコンソール28の給電情報管理部128に記憶された給電装置25のID情報を、信号ケーブル47によって送受信機48から受信する一方、無線給電可能信号を送受信機48、116を介して信号ケーブル47によりカセット情報管理部126へと送信する。また、画像メモリ100に記憶された放射線画像情報は、送受信機48を介して、信号ケーブル47によりコンソール28に送信される。
- [0114] 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では、放射線検出カセット24の使用時(撮影時)に、当該放射線検出カセット24に対して常に無線給電を行うことができる位置に給電装置25を配置している。このため、放射線検出カセット24には、信号ケーブル47以外に電源ケーブルを接続することなく撮影を

行うことができるため、当該放射線検出カセット24だけでなくシステム全体の取扱容易性を向上させることができ、また、放射線検出カセット24のバッテリー残量の不足等による撮影及び手術の中断を有効に回避することができる。

[0115] 一方、放射線検出器40で取得され変換された放射線画像情報は、放射線検出カセット24からコンソール28へと、送受信機48及び116間を繋ぐ信号ケーブル47を介して有線により送信される。このため、特許文献4のように放射線画像情報を無線により送信する場合と比較して、当該送信される放射線画像情報に電波障害や他の電子機器等からのノイズの影響が生じることを確実に防止することができ、放射線画像を高精度に且つ正確に生成することが可能となる。この場合、放射線検出カセット24とコンソール28との間には、電源ケーブルがなく、信号ケーブル47のみが接続されていることから、すなわち、当該放射線検出カセット24に接続されるケーブル類を最小限とすることができ、放射線画像の劣化を防止しながらも当該放射線検出カセット24の取扱容易性を向上させることが可能となっている。

[0116] しかも、第3実施形態の場合、放射線検出カセット24の取扱容易性を向上させるために給電装置25による無線給電を行うものであるが、この給電装置25から放射線検出カセット24に印加される磁場M等が放射線画像情報に影響を及ぼすことも確実に防止することができるため、放射線画像情報の送受信に信号ケーブル47を用いることは極めて有効である。この場合、放射線検出カセット24からコンソール28へと接続される信号ケーブル47がノイズ防止用のシールド47aにより囲繞されており(図10参照)、例えば、内部の信号線をツイストペアにし、信号線束を接地した被覆でカバーすることにより信号ケーブル47を構成している。従って、放射線画像情報等を送信する信号ケーブル47への他の電子機器等の電磁波等による影響を一層低減することができ、放射線画像情報にノイズを生じることを有効に回避して、画像劣化を一層確実に抑えることが可能となる。

[0117] また、放射線画像撮影システム10Cでは、対応する給電装置25の給電可能エリア内に放射線検出カセット24が配置されると、コンソール28を介して自動的に放射線検出カセット24と給電装置25との間での情報の送受信が行われ、放射線検出カセット24が撮影可能な状態に駆動制御される。従って、放射線検出カセット24では、

バッテリー92等を用いて予め撮影可能な準備状態に起動しておく必要がなく、また、手動の操作スイッチ等を設ける必要もないため、無駄な電力消費や誤動作、さらには操作スイッチの操作忘れによる撮影ミス等を生じることを防止することができる。しかも、コンソール28と放射線検出カセット24との間での情報の送受信が信号ケーブル47を介して有線で行われるため、上記の放射線画像情報の場合と同様に、無線給電可能信号を放射線検出カセット24からコンソール28へと正確に且つ確実に送信することができる。これにより、放射線検出カセット24を含めた放射線画像撮影システム10Cの取扱容易性を一層向上させることができる。

[0118] なお、放射線画像撮影システム10Cにおいても、図12に示すように、給電装置25に送信機85を設け、放射線検出カセット24の検出用LC共振器94及びエネルギー検出部96の代わりに、受信機95及び受電可否検出部97を設けた放射線画像撮影システム10Caとして構成することもできる。

[0119] この場合、送信機85から受信機95には、例えば、指向性を持ち通信領域を制限することで、他の無線通信等に影響を及ぼさない無線通信を介して給電可能エリアを示す信号が送信される。また、送信機85の代わりにLED(発光器)を用い、受信機95の代わりに受光器を用いることにより、同様の検出を行うことも可能である。

[0120] なお、第1～第3実施形態に係る放射線画像撮影システム10A～10Cは、上述した実施形態に限らず、下記のような構成を採り得ることも可能である。

[0121] 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。

[0122] 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。

[0123] 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(放射線画像撮影システム10Cの場合には、給電装置25による無線給電)は、通常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。

[0124] さらにまた、図13に示すように放射線検出カセット500を構成すると、一層好適で

ある。

- [0125] すなわち、放射線検出カセット500には、ケーシング502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504が形成される。このガイド線504を用いて、放射線検出カセット500に対する被写体(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。
- [0126] 放射線検出カセット500の撮影領域外の部位には、当該放射線検出カセット500に係る各種情報を表示する表示部506を配設する。この表示部506には、放射線検出カセット500に記録される患者14のID情報、放射線検出カセット500の使用回数、累積曝射線量、放射線検出カセット500に内蔵されている電源部44(バッテリー92)の充電状態(残容量)、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500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506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500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500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。
- [0127] また、放射線検出カセット500に取手部508を形成することにより、当該放射線検出カセット500の取扱い、持ち運びが容易になる。
- [0128] 放射線検出カセット500の側部には、ACアダプタの入力端子510と、USB(Universal Serial Bus)端子512と、メモ리카ード514を装填するためのカードスロット516とを配設すると好適である。
- [0129] 入力端子510は、放射線検出カセット500に内蔵されている電源部44(バッテリー92)の充電機能が低下しているとき、あるいは、電源部44(バッテリー92)を充電するのに十分な時間を確保できないとき、AC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、当該放射線検出カセット500を直ちに使用可能な状態とすることができる。
- [0130] USB端子512又はカードスロット516は、放射線検出カセット500がコンソール28等の外部機器との間で無線通信又は有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512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516にメモ리카ード514を装填し、このメモ리카ード514に必要な情報を記録した後、メモ리카ード514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。

- [0131] なお、図13では、放射線画像撮影システム10Cに関して、信号ケーブル47の図示を省略している。
- [0132] 手術室12や病院内の必要な箇所には、図14に示すように、放射線検出カセット24が装填され、内蔵される電源部44(バッテリー92)の充電を行うクレードル518を配置すると好適である。この場合、クレードル518は、電源部44(バッテリー92)の充電だけでなく、クレードル518の無線通信機能又は有線通信機能を用いて、RIS29、HIS33、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518に装填された放射線検出カセット24に記録された放射線画像情報を含めることができる。
- [0133] また、クレードル518に表示部520を配設し、この表示部520に対して、装填された当該放射線検出カセット24の充電状態や、放射線検出カセット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。
- [0134] さらに、複数のクレードル518をネットワークに接続し、各クレードル518に装填されている放射線検出カセット24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カセット24の所在を確認できるように構成することもできる。
- [0135] なお、本発明に係る放射線検出カ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。

請求の範囲

- [1] 被写体(14)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(40)と、
外部と無線通信が可能な無線通信手段(48)と、
前記無線通信手段(48)を制御する無線通信制御手段(204)と、
前記放射線変換パネル(40)に対する前記放射線の照射を検出し、検出結果を曝射検出信号として前記無線通信制御手段(204)に出力する曝射検出手段(200)と、
、
前記放射線変換パネル(40)における前記放射線画像情報の変換動作を検出し、検出結果を変換検出信号として前記無線通信制御手段(204)に出力する変換検出手段(202)と、
前記放射線変換パネル(40)、前記曝射検出手段(200)、前記変換検出手段(202)、前記無線通信手段(48)及び前記無線通信制御手段(204)を駆動する電源部(44)と、
を有し、
前記無線通信制御手段(204)は、前記曝射検出信号及び／又は前記変換検出信号の入力に基づいて、前記無線通信による外部への前記放射線画像情報の送信及び／又は前記無線通信による外部から前記電源部(44)への電力供給を禁止するように前記無線通信手段(48)を制御することを特徴とする放射線検出カセット。
- [2] 請求項1記載のカセット(24)において、
前記無線通信手段(48)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。
- [3] 請求項1記載のカセット(24)において、
前記曝射検出手段(200)は、前記放射線変換パネル(40)を構成する複数の画素(50)のうち、所定の画素(50)を指定し、該指定した画素(50)が検出した前記放射線の線量に基づいて、前記放射線変換パネル(40)に対する前記放射線の照射を検出し、検出結果を前記曝射検出信号として前記無線通信制御手段(204)に出力することを特徴とする放射線検出カセット。

- [4] 請求項1記載のカセット(24)において、
前記放射線変換パネル(40)に前記変換動作を行わせるためのアドレス信号を供給するアドレス信号発生手段(98)をさらに有し、
前記アドレス信号発生手段(98)から前記放射線変換パネル(40)への前記アドレス信号の供給に起因して、前記放射線変換パネル(40)が前記放射線を前記放射線画像情報に変換する際に、前記変換検出手段(202)は、前記アドレス信号の供給を検出し、検出結果を前記変換検出信号として前記無線通信制御手段(204)に出力することを特徴とする放射線検出カセット。
- [5] 請求項1記載の放射線検出カセット(24)と、前記放射線を出力する放射線源(74)と、前記放射線源(74)及び前記放射線検出カセット(24)を制御する制御装置(28)とを有することを特徴とする放射線画像撮影システム。
- [6] 被写体(14)を透過した放射線を検出し、放射線画像情報に変換する放射線変換パネル(40)、及び、前記放射線変換パネル(40)に接続され、前記放射線画像情報を画像処理手段(120)に送信する送信手段(48)を有する放射線検出カセット(24)と、
前記放射線検出カセット(24)に無線による給電を行う給電装置(25)と、
を備える放射線画像撮影システム(10B)であって、
前記給電装置(25)には、電気エネルギーを変換して前記放射線検出カセット(24)に無線で供給する送電手段(84)が設けられ、
前記放射線検出カセット(24)には、前記送電手段(84)から供給された供給エネルギーを電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部(49)が設けられ、
前記送電手段(84)は、前記被写体(14)を撮影する状態で配置された前記放射線検出カセット(24)の前記エネルギー変換部(49)に対し、前記無線による給電を可能な状態で配置されることを特徴とする放射線画像撮影システム。
- [7] 請求項6記載のシステム(10B)において、
前記放射線検出カセット(24)には、該放射線検出カセット(24)が前記送電手段(84)から供給される前記供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部(96、97)が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。

ム。

- [8] 被写体(14)を透過した放射線を検出し、放射線画像情報に変換する放射線変換パネル(40)、及び、前記放射線変換パネル(40)に接続され、前記放射線画像情報を画像処理手段(120)に送信する送信手段(48)を有する放射線検出カセット(24)と、
- 前記放射線検出カセット(24)に無線による給電を行う給電装置(25)と、
- を備える放射線画像撮影システム(10B)であって、
- 前記給電装置(25)には、電気エネルギーを変換して前記放射線検出カセット(24)に無線で供給する送電手段(84)が設けられ、
- 前記放射線検出カセット(24)には、前記送電手段(84)から供給された供給エネルギーを電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部(49)と、該放射線検出カセット(24)が前記送電手段(84)から供給される前記供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部(96、97)とが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。
- [9] 請求項8記載のシステム(10B)において、
- 前記放射線検出カセット(24)には、前記エネルギー変換部(49)により再変換された前記電気エネルギーを蓄電可能なバッテリー(92)が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。
- [10] 請求項8記載のシステム(10B)において、
- 前記放射線検出カセット(24)には、前記受電可否検出部(96、97)により前記受電可能な領域内であるとの結果が検出された場合に、前記エネルギー変換部(49)による前記電気エネルギーへの再変換の開始を指示する制御部(102)が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。
- [11] 請求項9記載のシステム(10B)において、
- 前記受電可否検出部(96、97)により前記受電可能な領域外であるとの結果が検出された場合に、前記放射線検出カセット(24)の駆動電源として前記バッテリー(92)を選択する電源選択部(102)を備えることを特徴とする放射線画像撮影システム。
- [12] 請求項8記載の放射線画像撮影システム(10B)において、

前記受電可否検出部(96、97)による検出結果が前記受電可能な領域外であることを外部に通知する通知部(114)を備えることを特徴とする放射線画像撮影システム。

[13] 被写体(14)を透過した放射線を検出し、放射線画像情報に変換する放射線変換パネル(40)と、

前記放射線変換パネル(40)に接続され、前記放射線画像情報を画像処理手段(120)に送信する送信手段(48)と、

無線で供給される電気エネルギーを変換した供給エネルギーを、電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部(49)と、

当該放射線検出カセット(24)が前記無線で供給される前記供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部(96、97)と、

を備えることを特徴とする放射線検出カセット。

[14] 被写体(14)を透過した放射線を検出し、放射線画像情報に変換する放射線変換パネル(40)、及び、前記放射線変換パネル(40)に接続され、前記放射線画像情報を画像処理手段(120)に送信する送信手段(48)を有する放射線検出カセット(24)と、

前記放射線検出カセット(24)への給電を行う給電装置(25)と、

を備える放射線画像撮影システム(10C)であって、

前記送信手段(48)による前記放射線画像情報の前記画像処理手段(120)への送信は信号線(47)を介して有線により行われる一方、

前記給電装置(25)から前記放射線検出カセット(24)への給電は無線により行われることを特徴とする放射線画像撮影システム。

[15] 請求項14記載のシステム(10C)において、

前記給電装置(25)には、電気エネルギーを変換して前記放射線検出カセット(24)に無線で供給する送電手段(84)が設けられ、

前記放射線検出カセット(24)には、前記送電手段(84)から供給された供給エネルギーを電気エネルギーに再変換するエネルギー変換部(49)と、該放射線検出カセット(24)が前記送電手段(84)から供給される前記供給エネルギーを受電可能な領域にあ

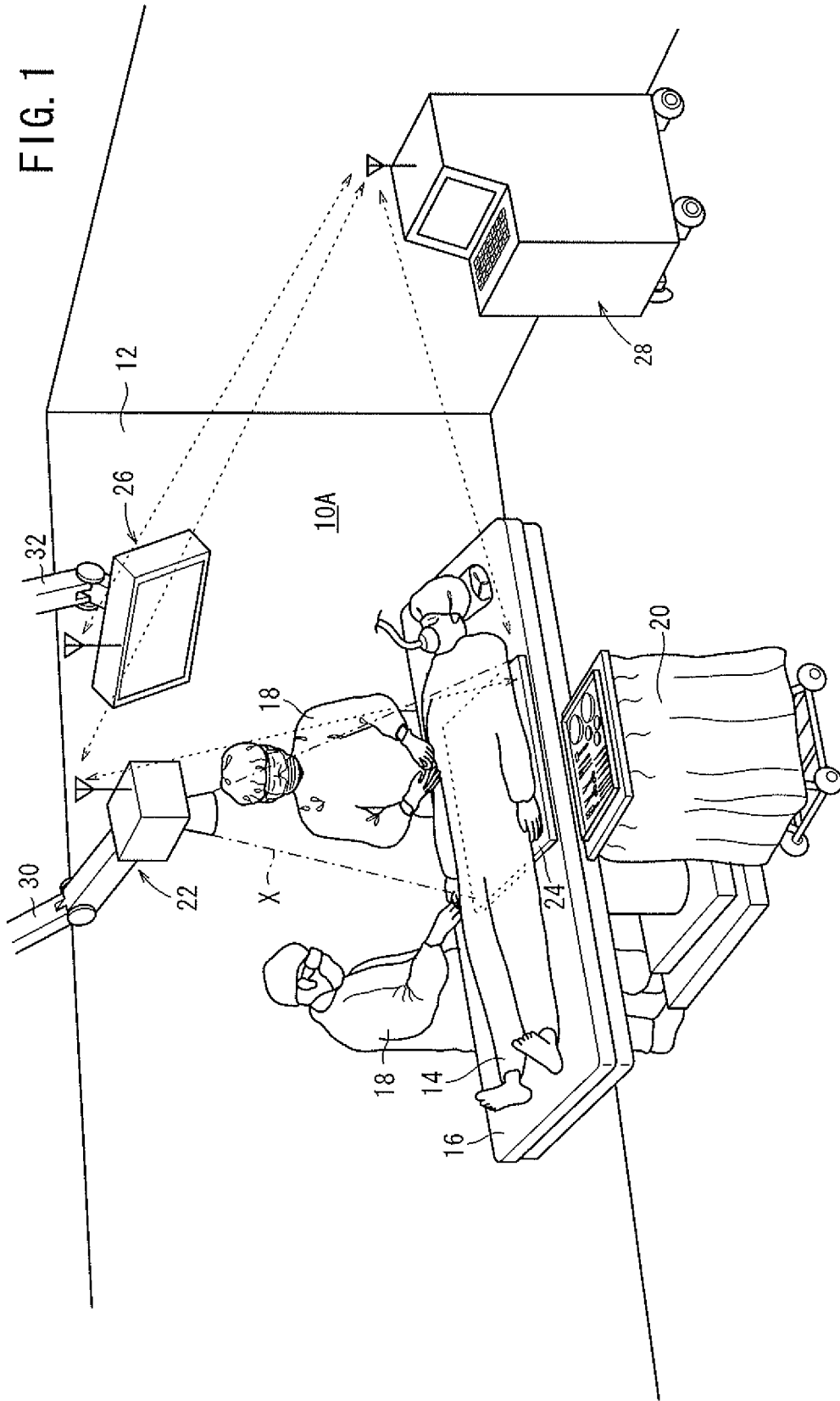
るか否かを検出する受電可否検出部(96、97)とが設けられていることを特徴とする放射線画像撮影システム。

[16] 請求項15記載のシステム(10C)において、

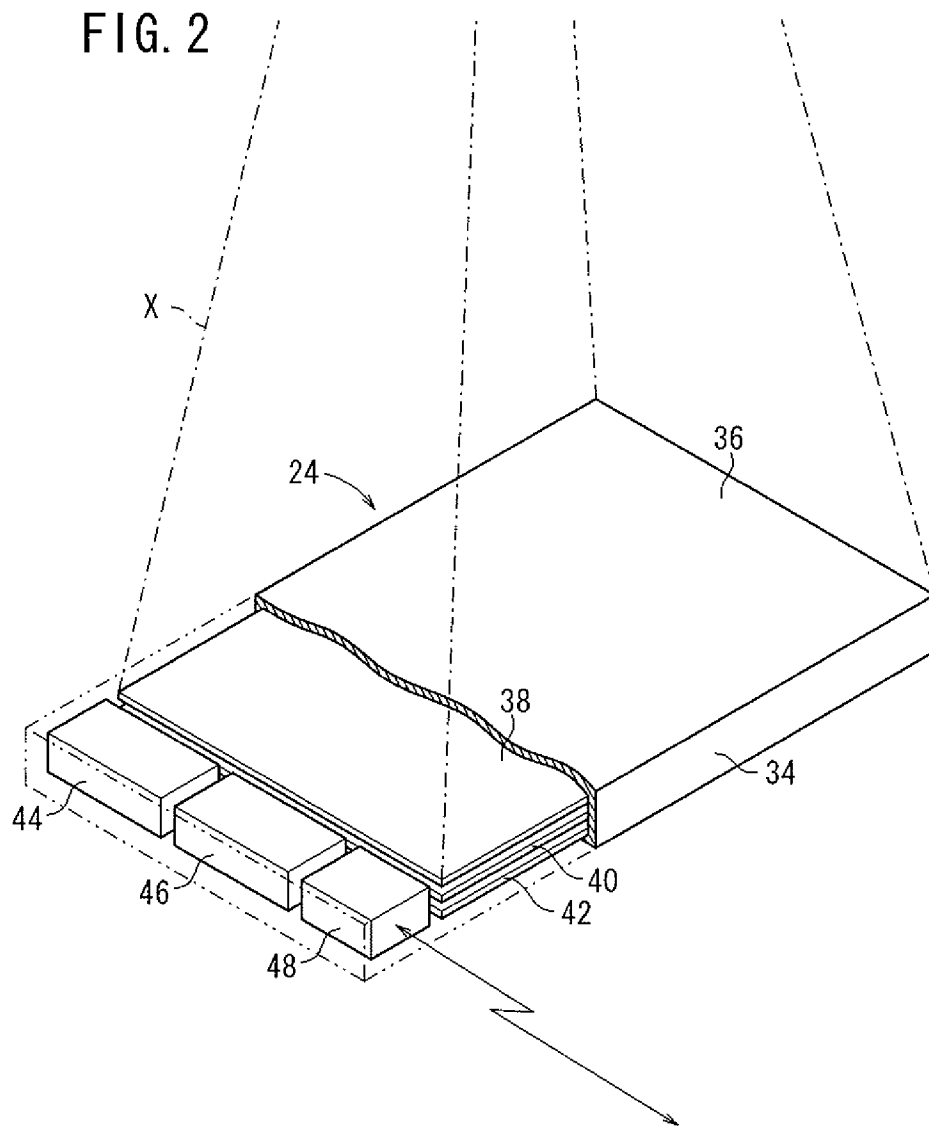
前記放射線検出カセット(24)には、前記受電可否検出部(96、97)により前記受電可能な領域内であるとの結果が検出された場合に、前記給電装置(25)の識別データを受信すると共に、外部の制御装置(28)へと前記送信手段(48)及び前記信号線(47)を介して無線給電可能信号を送信するデータ制御手段(106)が設けられ、

前記制御装置(28)は、前記放射線検出カセット(24)から前記無線給電可能信号を受信した後、前記識別データに対応した前記給電装置(25)に給電開始信号を送信することを特徴とする放射線画像撮影システム。

[図1]

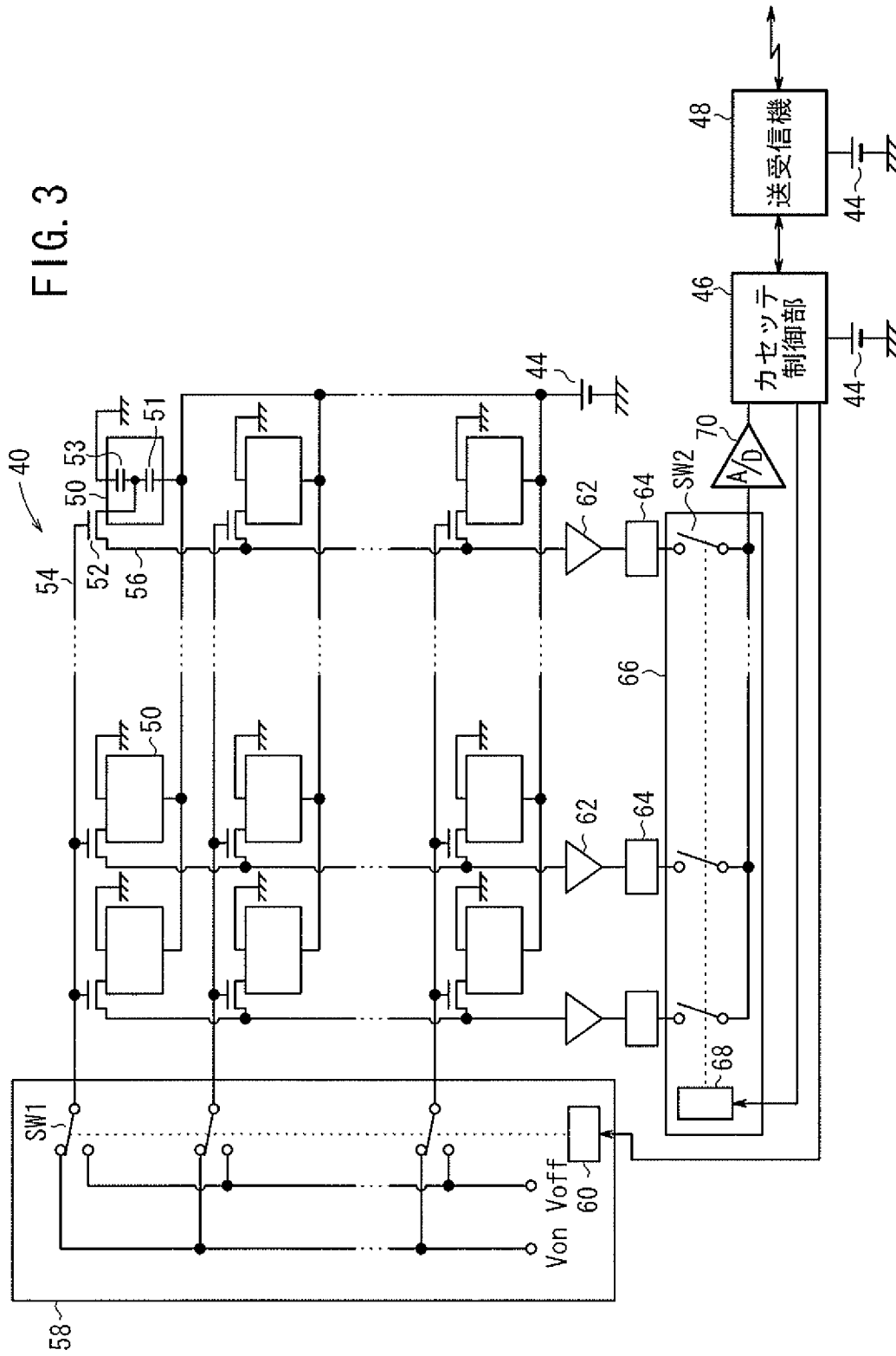


[図2]

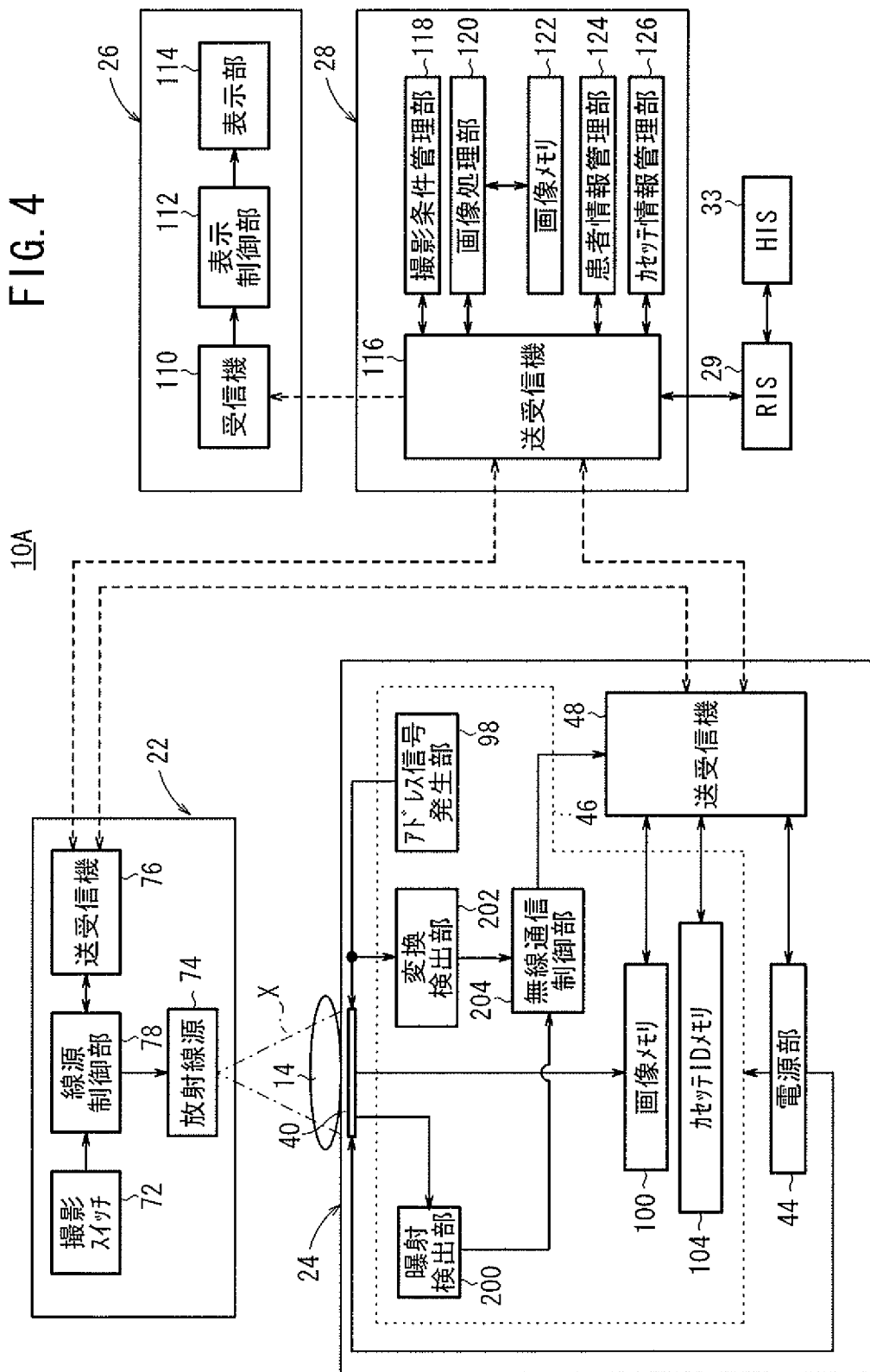


[図3]

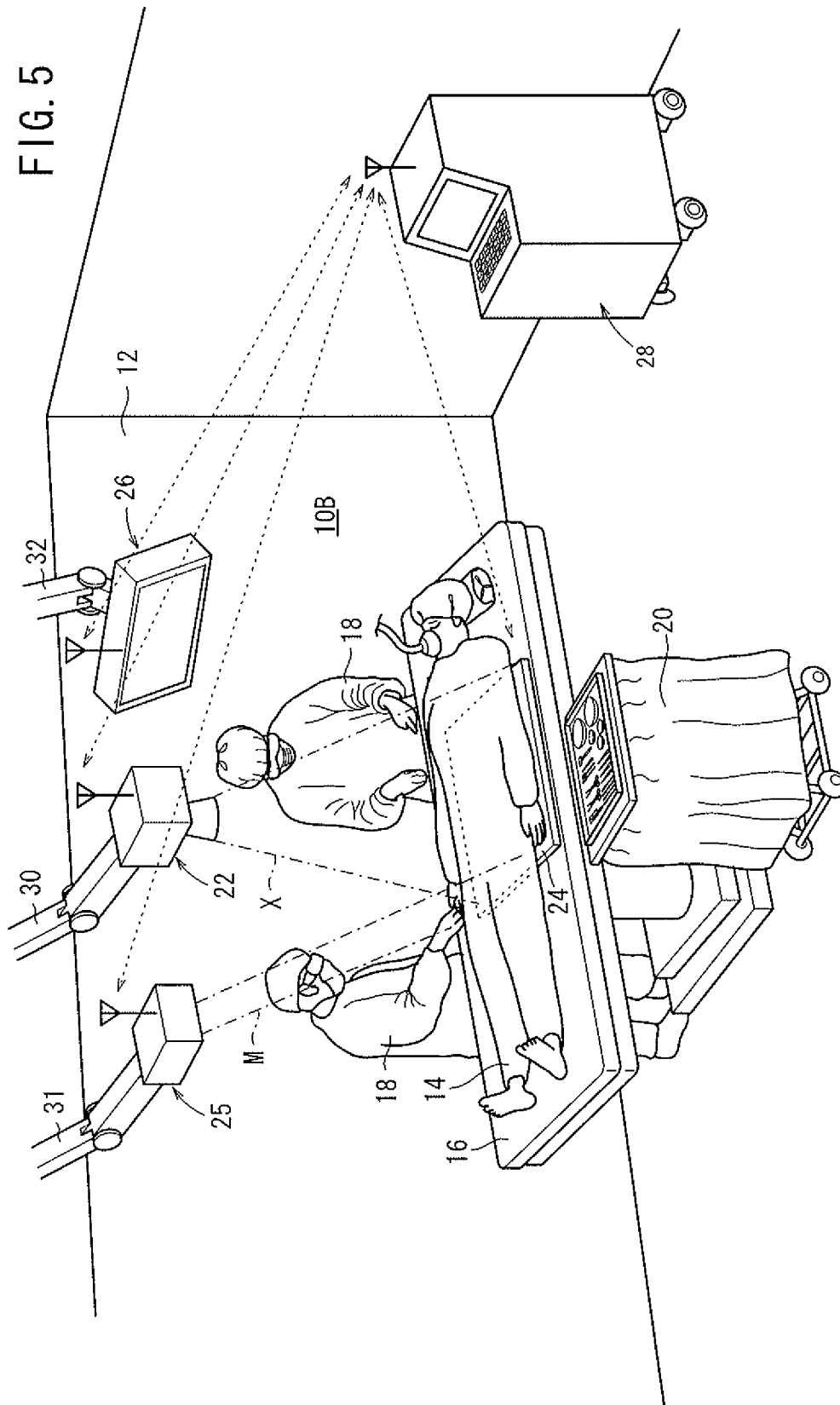
FIG. 3



[図4]

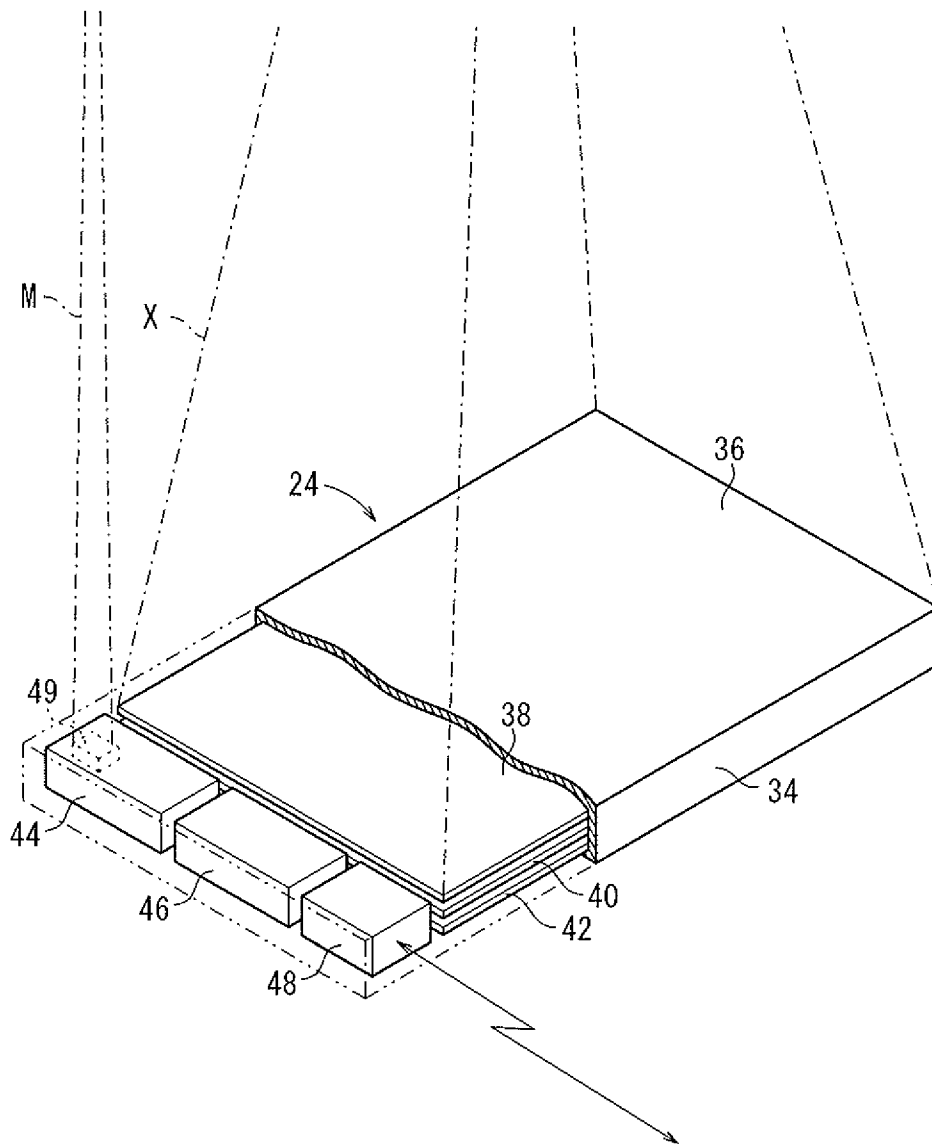


[図5]

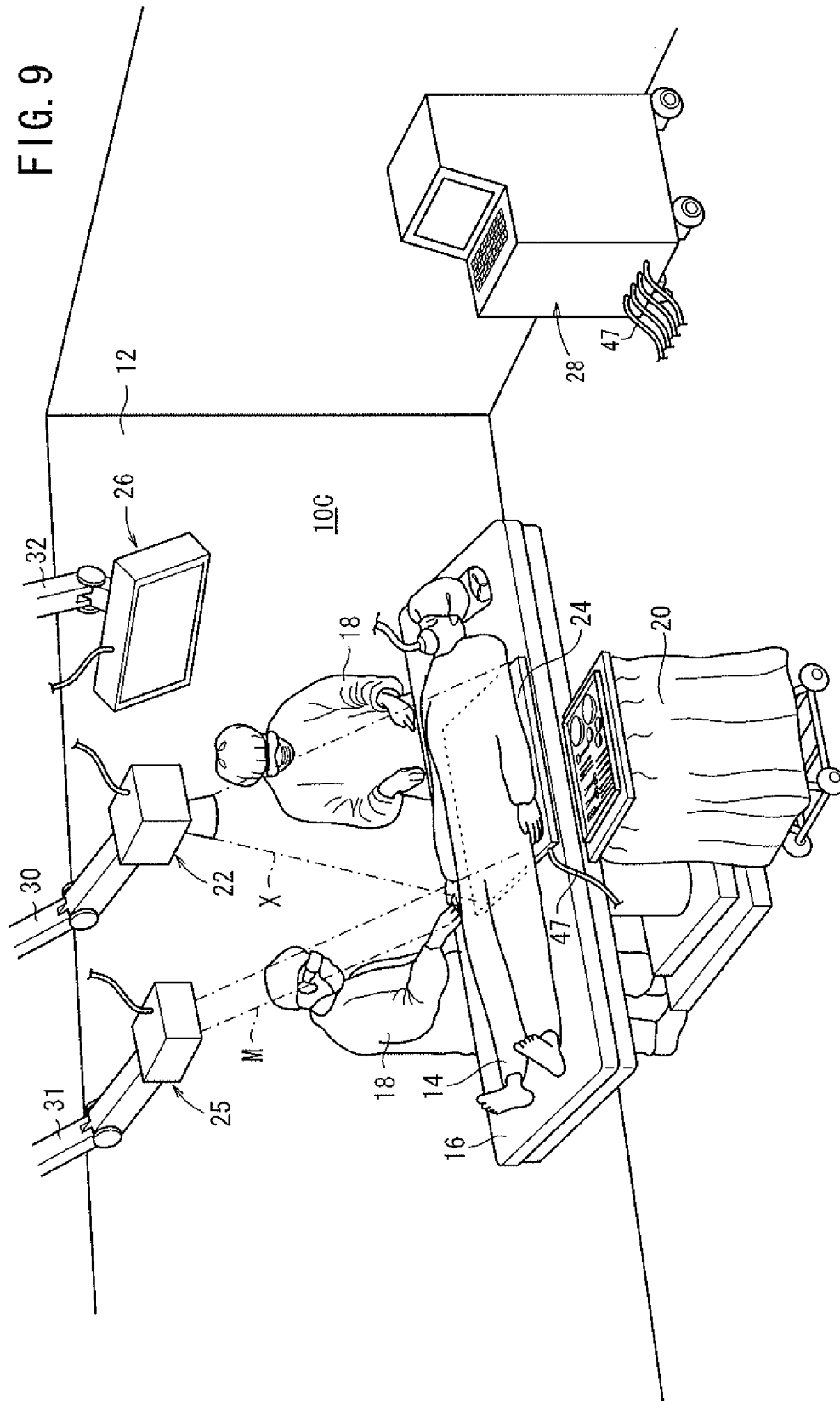


[図6]

FIG. 6



[図9]



[図10]

FIG. 10

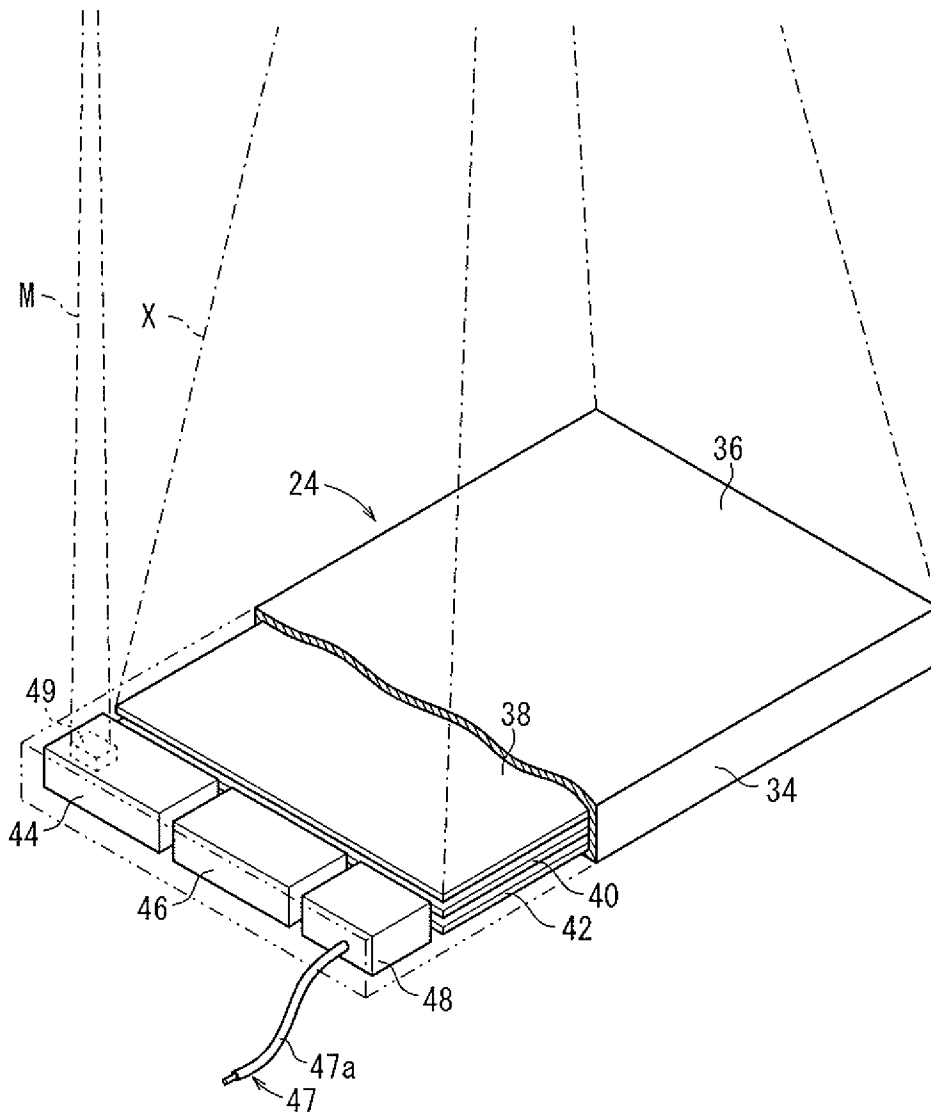
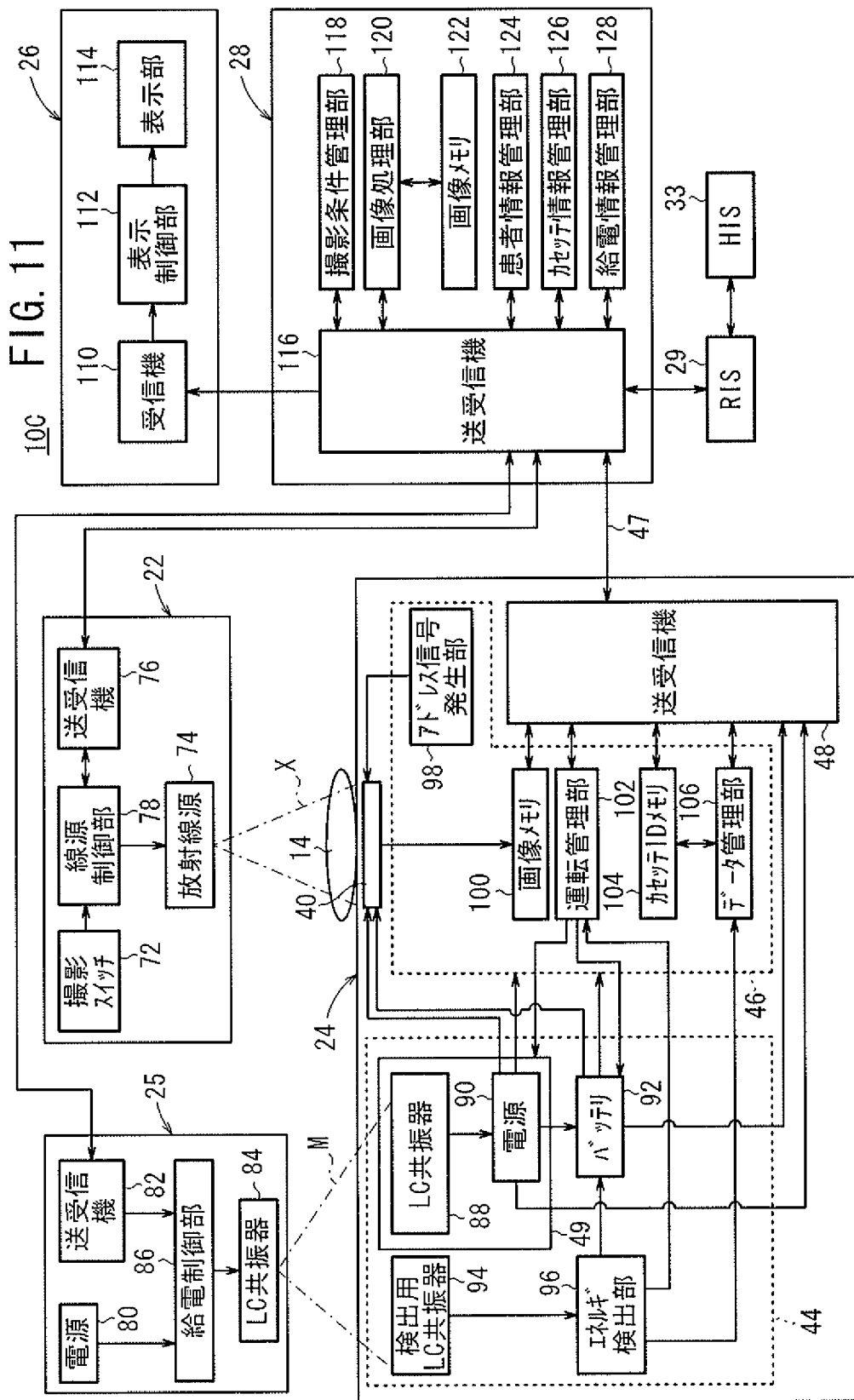
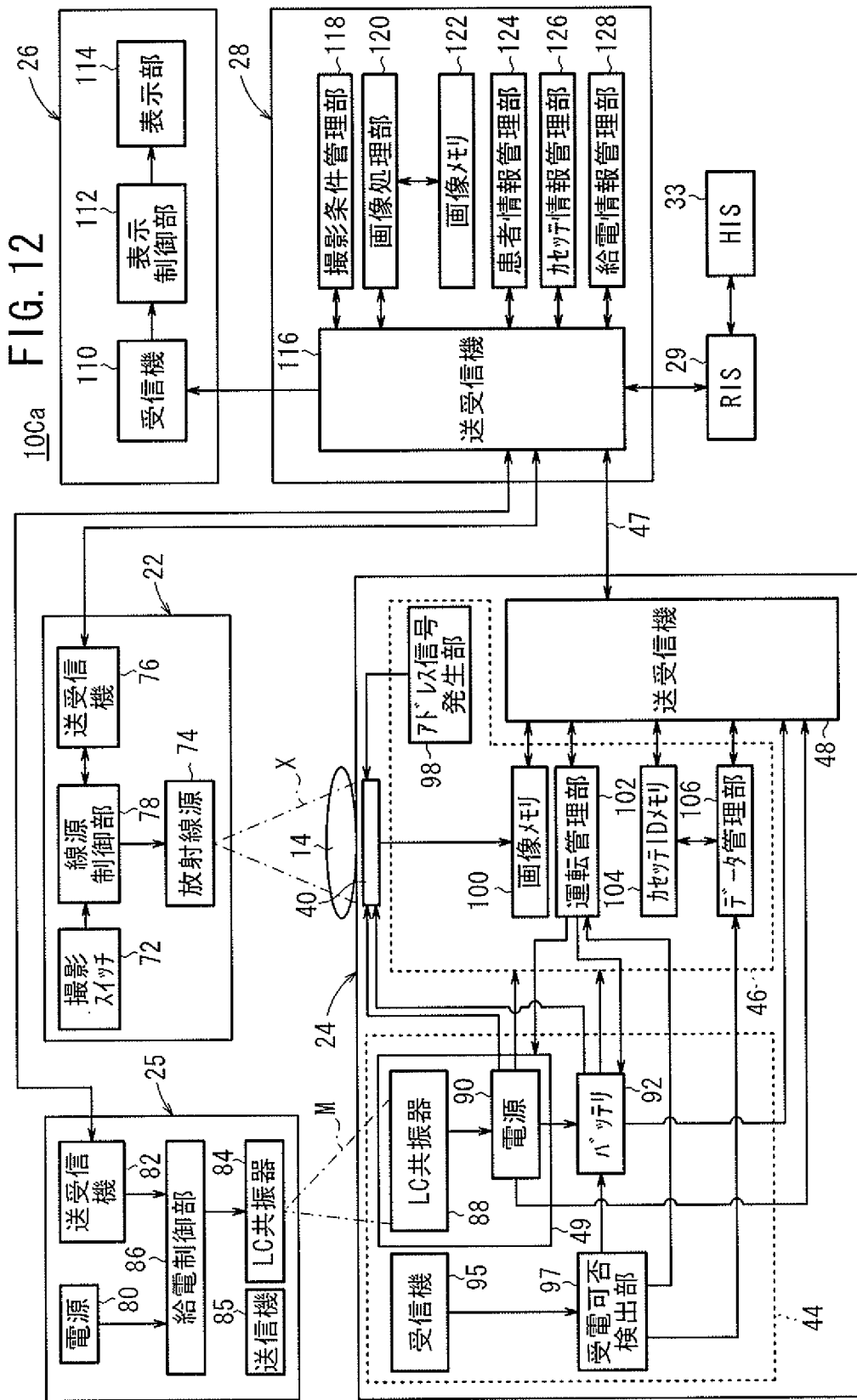


図11

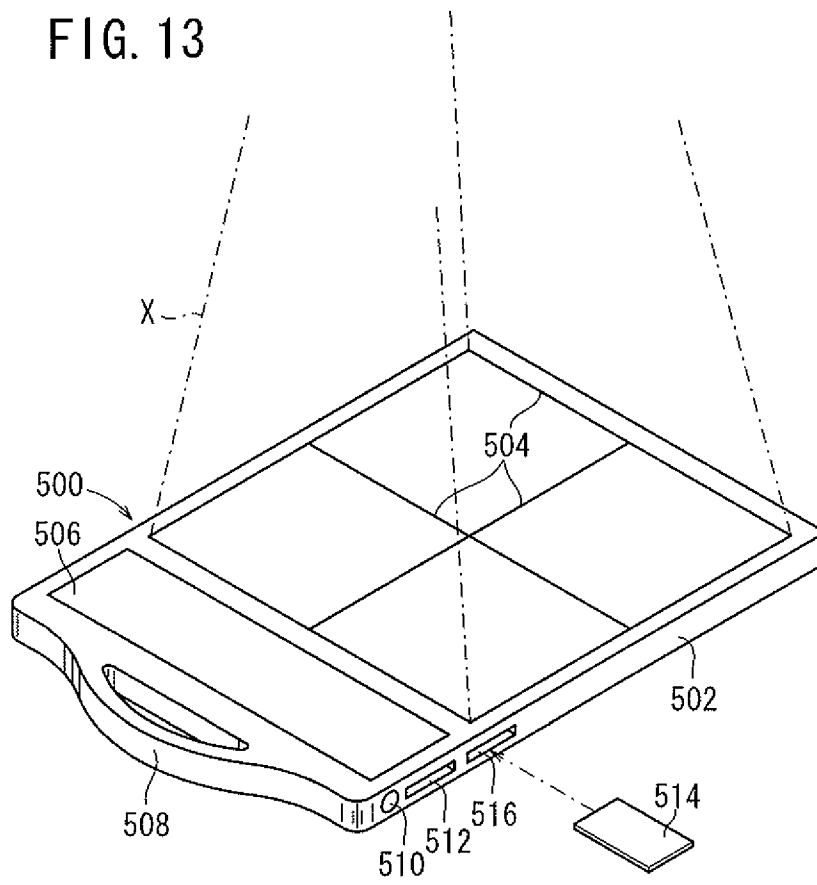


[図12]



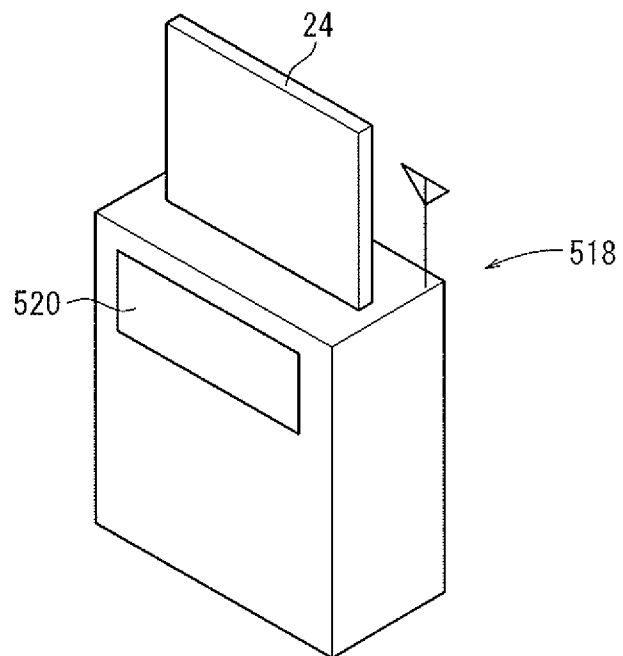
[図13]

FIG. 13



[図14]

FIG. 14



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2008/061949

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B6/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2008
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2008	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2008

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 9-107503 A (EEV Ltd.), 22 April, 1997 (22.04.97), & US 5894129 A1 & EP 756416 A1	1-5
Y	JP 2003-126072 A (Canon Inc.), 07 May, 2003 (07.05.03), & US 2003/086523 A1	1, 2, 4, 5
Y	JP 2007-151761 A (Canon Inc.), 21 June, 2007 (21.06.07), & US 2007/125952 A1	1, 2, 4, 5
Y	JP 2006-87566 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 06 April, 2006 (06.04.06), (Family: none)	1-5

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“&” document member of the same patent family
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 29 September, 2008 (29.09.08)	Date of mailing of the international search report 07 October, 2008 (07.10.08)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/061949

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-247102 A (Canon Inc.), 21 September, 2006 (21.09.06), (Family: none)	1-5
Y X	JP 2004-180931 A (Canon Inc.), 02 July, 2004 (02.07.04), Par. Nos. [0027], [0076] (Family: none)	1-5 6-9, 13
Y X	JP 2002-191586 A (Canon Inc.), 09 July, 2002 (09.07.02), Par. Nos. [0026], [0070] (Family: none)	1-5 6-9, 13
Y	JP 2006-334281 A (Fujifilm Holdings Corp.), 14 December, 2006 (14.12.06), & US 2006/280337 A1	2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/061949

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Since the radiation detecting cassette provided with the features described in claims 6-9 and 13, a radiation conversion panel and a radiation image information transmitting means is disclosed in JP 2004-180931 A (Canon Inc.), 2 July, 2004 (02.07.04), and JP 2002-191586 A (Canon Inc.), 9 July, 2002 (09.07.02), it is not novel.

(continued to extra sheet)

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-9 and 13.

Remark on Protest
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/061949

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

As a result, since a group of claims 6-9 and 13 with either the novelty or the inventive step negated is classified in a series of dependent claims (claims 1-5) of the main invention and another group of claim 10, claim 11, claim 12, and claims 14-16, on the other hand, which share a tentative common special technical feature are separately recognized, the claims of the present application are deemed to describe five inventions.

Therefore, claims 1-16 do not comply with the requirement of unity of invention.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2008年
日本国実用新案登録公報	1996-2008年
日本国登録実用新案公報	1994-2008年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 9-107503 A (イーイーヴィ リミテッド) 1997.04.22, & US 5894129 A1 & EP 756416 A1	1-5
Y	JP 2003-126072 A (キヤノン株式会社) 2003.05.07, & US 2003/086523 A1	1, 2, 4, 5
Y	JP 2007-151761 A (キヤノン株式会社) 2007.06.21, & US 2007/125952 A1	1, 2, 4, 5

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

29.09.2008

国際調査報告の発送日

07.10.2008

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

小田倉 直人

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9163

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2006-87566 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2006.04.06, (ファミリーなし)	1-5
Y	JP 2006-247102 A (キヤノン株式会社) 2006.09.21, (ファミリーなし)	1-5
Y	JP 2004-180931 A (キヤノン株式会社)	1-5
X	2004.07.02, 段落【0027】、【0076】 (ファミリーなし)	6-9, 13
Y	JP 2002-191586 A (キヤノン株式会社)	1-5
X	2002.07.09, 段落【0026】、【0070】 (ファミリーなし)	6-9, 13
Y	JP 2006-334281 A (富士フイルムホールディングス株式会社) 2006.12.14, & US 2006/280337 A1	2

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求項6-9, 13に記載の事項、及び、放射線変換パネルと、放射線画像情報を送信する手段とを備えた放射線検出カセットは、JP 2004-180931 A（キヤノン株式会社）2004.07.02、JP 2002-191586 A（キヤノン株式会社）2002.07.09に開示されているから、新規なものではない。

その結果、主発明の従属系列（請求の範囲1-5）に新規性・進歩性の否定された請求の範囲6-9, 13を区分し、一方、当座の特別な技術的特徴を共通にする請求の範囲10、請求の範囲11、請求の範囲12、請求の範囲14-16を別の区分とするから、本願の請求の範囲には5の発明が記載されているものと認められる。

よって、請求の範囲1-16は発明の単一性を満たしていない。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲1-9, 13

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。