(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 5 月 3 日(03.05.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/056949 A1

(51) 国際特許分類:
G01T 1/17 (2006.01) *G03B 42/02* (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01) *G03B 42/04* (2006.01)
G01T 7/00 (2006.01) *H04N 5/225* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/073965

(22) 国際出願日: 2011 年 10 月 18 日(18.10.2011)

(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 2010-240077 2010 年 10 月 26 日(26.10.2010) 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２６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): 中津川 晴康 (NAKATSUGAWA, Haruyasu) [JP/JP]; 〒2580023 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). 大田 恭義 (OHTA, Yasunori) [JP/JP]; 〒2580023 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). 西納 直行 (NISHINOU, Naoyuki) [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). 岩切 直人 (IWAKIRI, Naoto) [JP/JP]; 〒2580023 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).

(74) 代理人: 中島 淳, 外 (NAKAJIMA, Jun et al.); 〒1600022 東京都新宿区新宿４丁目３番１７号 ＨＫ新宿ビル７階 太陽国際特許事務所 Tokyo (JP).

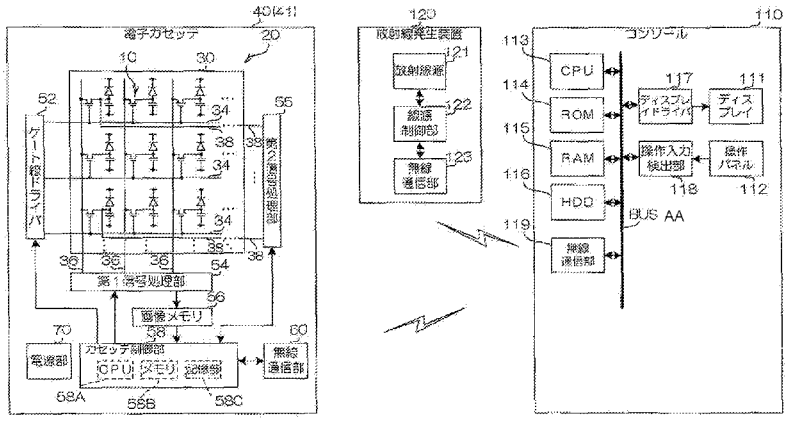
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG,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

[続葉有]

(54) **Title**: RADIOGRAPHIC IMAGING DEVICE AND PROGRAM

(54) 発明の名称 : 放射線画像撮影装置

[図9]



40 Electronic cassette
52 Gate line driver
54 First signal processing unit
55 Second signal processing unit
56 Image memory
58 Cassette control unit
58A CPU
58B Memory
58C Storage unit
60, 119, 123 Wireless communications unit
70 Power supply unit

110 Console
111 Display
112 Operation panel
113 CPU
114 ROM
115 RAM
116 HDD
117 Display driver
118 Operation input detection unit
120 Radiation generation device
121 Radiation source
122 Radiation source control unit
AA BUS

(57) **Abstract**: Provided is a radiographic imaging device capable of detecting the irradiation status of radiation. Pixels for detecting radiation provided in a radiation detector for an electronic cassette are configured such that the characteristics thereof can be changed and a cassette control unit in the electronic cassette sets the characteristics to conform to radiation image imaging conditions.

(57) 要約: 放射線の照射状態を検出することができる放射線画像撮影装置を得る。電子カセッテの放射線検出器に設けられた放射線検出用画素を特性が変更可能に構成すると共に、電子カセッテのカセッテ制御部により、当該特性を放射線画像の撮影条件に応じて設定する。

WO 2012/056949 A1

(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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, 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 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, 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（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 放射線画像撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像撮影装置に係り、特に、撮影対象部位を透過した放射線により示される放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、ＴＦＴ（Thin Film Transistor）アクティブマトリクス基板上に放射線感応層を配置し、放射線を直接デジタルデータに変換できるＦＰＤ（Flat Panel Detector）等の放射線検出器が実用化されており、この放射線検出器を用いて、照射された放射線により表わされる放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置が実用化されている。なお、この放射線画像撮影装置に用いられる放射線検出器には、放射線を変換する方式として、放射線をシンチレータで光に変換した後にフォトダイオード等の半導体層で電荷に変換する間接変換方式や、放射線をアモルファスセレン等の半導体層で電荷に変換する直接変換方式等があり、各方式でも半導体層に使用可能な材料が種々存在する。

[0003] ところで、この種の放射線画像撮影装置では、当該放射線画像撮影装置自身によって放射線の照射開始や照射停止、照射量等を検出することができれば、放射線画像撮影装置および放射線源等を統括的に制御する撮影制御装置と放射線源との接続を行う必要がなくなる。これは、システム構成を簡略化したり、撮影制御装置による制御を簡略化したりするうえで好ましい。

[0004] この種の放射線の照射状態を検出することのできる放射線画像撮影装置に関する技術として、特開平０７－２０１４９０号公報には、Ｘ線を光信号に変換するＸ線－光信号変換手段と、このＸ線－光信号変換手段により変換された光信号を複数の画素により撮像して電気信号に変換する光－電気信号変換手段とを備えるＸ線診断装置において、前記光－電気信号変換手段の一部の画素の電気信号値によってＸ線露光量の制御を行うＸ線露光量制御手段を

具備するＸ線診断装置が開示されている。

[0005] また、特開２００４－２２３１５７号公報には、対象物の放射線像を検出する放射線像検出部と、前記対象物からの放射線の量を検出する複数の放射線量検出部とを有する放射線撮像装置であって、該放射線撮像装置の配置状態に基づいて、前記複数の放射線量検出部の出力を利用する態様を決定する制御部を有する放射線撮像装置が開示されている。

[0006] さらに、特開２００７－５４４８４号公報には、放射線曝射手段から入射した放射線を直接的あるいは間接的に電気信号に変換する変換素子が基板上に複数配設された放射線変換部を有し、前記放射線変換部は、前記変換素子が信号線に接続され、画像を生成するための信号を出力するものであり、前記放射線曝射手段の放射線曝射中に、少なくとも一つの前記変換素子からの電気信号に基づいて、前記放射線曝射手段の放射線曝射を停止させる制御手段を有する放射線像撮像装置が開示されている。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、上記特許文献に開示されている技術では、装置自身によって放射線の照射状態を検出することはできるものの、放射線画像の撮影条件によっては、必ずしも放射線の照射状態を好適に検出することができるとは限らない、という問題点があった。

[0008] すなわち、例えば、撮影対象部位が脚部、腕部等といった放射線画像撮影装置による撮影領域の一部しか用いない状態で放射線画像の撮影を行う場合には、通常、撮影対象部位は上記撮影領域における中央部に位置された状態で撮影が行われる。このため、撮影対象部位が位置されない撮影領域に設けられた放射線検出用の画素によって得られた放射線量と、撮影対象部位が位置された撮影領域に設けられた放射線検出用の画素によって得られた放射線量とでは、検出される放射線量のレベルが大きく異なる。このため、各々の放射線検出用の画素の特性が共通で固定されている場合には、一方の放射線量が飽和してしまったり、他方の放射線量のＳ／Ｎ比（Signal to Noise Rat

io）が著しく低かったりしてしまう場合がある。

[0009] また、例えば、放射線画像を動画撮影する場合は、静止画撮影する場合に比較して放射線量を少なくするが、当該動画撮影と静止画撮影とで放射線検出用の画素の特性が共通で固定されている場合にも、一方の放射線量が飽和してしまったり、他方の放射線量のＳ／Ｎ比が著しく低かったりしてしまう場合がある。

[0010] 本発明は上記問題点を解決するためになされたものであり、より的確に放射線の照射状態を検出することができる放射線画像撮影装置およびプログラムを提供する。

課題を解決するための手段

[0011] 本発明の第１の態様に係る放射線画像撮影装置は、放射線画像の撮影領域に行列状に配置され、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより前記放射線画像を示す画像情報を取得する複数の放射線画像取得用画素、および前記撮影領域に配置されると共に特性が変更可能とされ、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより、照射された放射線を検出する複数の放射線検出用画素を備えた放射線検出器と、前記放射線画像の撮影条件を取得する取得手段と、前記取得手段によって取得された撮影条件に応じて前記特性を設定する設定手段と、を有している。

[0012] 第１の態様に係る放射線画像撮影装置によれば、放射線検出器により、放射線画像の撮影領域に行列状に配置された複数の放射線画像取得用画素によって、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより前記放射線画像を示す画像情報が取得される一方、前記撮影領域に配置されると共に特性が変更可能とされた複数の放射線検出用画素により、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより、照射された放射線が検出される。

[0013] ここで、本発明では、取得手段によって前記放射線画像の撮影条件が取得され、設定手段により、前記取得手段によって取得された撮影条件に応じて前記特性が設定される。

[0014] このように、第１の態様に係る放射線画像撮影装置によれば、放射線検出用画素を特性が変更可能に構成すると共に、当該特性を放射線画像の撮影条件に応じて設定しているので、当該設定を行わない場合に比較して、より的確に放射線の照射状態を検出することができる。

[0015] なお、本発明の第２の態様として、前記設定手段が、前記撮影条件に応じて前記放射線検出用画素の位置を切り換えることにより前記特性を設定してもよい。これにより、例えば、撮影対象部位が撮影領域の一部のみに位置される場合等にも、的確に放射線の照射状態を検出することができる。

[0016] また、本発明の第３の態様として、前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号を予め設定された増幅率で増幅する増幅器をさらに有し、前記設定手段が、前記撮影条件に応じて前記増幅率を設定することにより前記特性を設定してもよく、第５の態様として、前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号に対して予め設定された低域通過周波数で低域通過処理を行う低域通過フィルタをさらに有し、前記設定手段が、前記撮影条件に応じて前記低域通過周波数を設定することにより前記特性を設定してもよく、さらに、第６の態様として、前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号を予め定められた数だけ合成するか否かを切り換える切換手段をさらに有し、前記設定手段が、前記撮影条件に応じて前記合成するか否かを切り換えることにより前記特性を設定してもよい。これにより、放射線検出用の画素の特性を簡易に設定することができる。

[0017] 特に、第３の態様では、本発明の第４の態様として、前記放射線の照射開始および前記放射線の照射終了を、互いに異なる前記放射線検出用画素を用いて検出する検出手段をさらに有し、前記設定手段が、前記放射線の照射開始を検出するために用いる前記放射線検出用画素に対応する前記増幅器の増幅率を、前記放射線の照射終了を検出するために用いる前記放射線検出用画素に対応する前記増幅器の増幅率より高く設定するとしてもよい。これにより、放射線の照射開始を、より短期間で検出することができる。

[0018] また、本発明の第７の態様として、前記設定手段が、前記放射線検出用画素により検出された放射線に基づいて放射線の照射開始または放射線の照射終了を検出するのか、放射線の照射量を検出するのかに応じて前記特性を設定してもよい。これにより、検出対象に応じて、より的確に放射線の照射状態を検出することができる。

[0019] また、本発明の第８の態様として、前記撮影条件を、撮影対象部位、前記放射線画像の撮影時において撮影対象部位が配置される領域、動画撮影および静止画撮影の何れの撮影であるのか、放射線の照射量の少なくとも１つとしてもよい。これにより、適用した撮影条件に応じて、より的確に放射線の照射状態を検出することができる。

[0020] さらに、本発明の第９の態様として、前記放射線検出器が、前記放射線検出用画素から蓄積された電荷を読み出すための専用配線をさらに備えてもよい。これにより、放射線画像の撮影動作とは無関係に放射線を検出することができる結果、より高速に放射線画像の撮影を行うことができる。

[0021] 一方、本発明の第１０の態様に係るプログラムは、放射線画像の撮影領域に行列状に配置され、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより前記放射線画像を示す画像情報を取得する複数の放射線画像取得用画素、および前記撮影領域に配置されると共に特性が変更可能とされ、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより、照射された放射線を検出する複数の放射線検出用画素を備えた放射線検出器を有する放射線画像撮影装置によって実行されるプログラムであって、コンピュータを、前記放射線画像の撮影条件を取得する取得手段と、前記取得手段によって取得された撮影条件に応じて前記特性を設定する設定手段と、として機能させるためのものである。

[0022] また、本発明の第１１の態様に係る方法は、放射線画像の撮影領域に行列状に配置され、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより前記放射線画像を示す画像情報を取得する複数の放射線画像取得用画素、および前記撮影領域に配置されると共に特性が変更可能とされ、各々照射され

た放射線を電荷に変換して蓄積することにより、照射された放射線を検出する複数の放射線検出用画素を備えた放射線検出器を用いて放射線画像撮影を行う方法であって、前記放射線画像の撮影条件を取得し、前記取得された撮影条件に応じて前記特性を設定する、ことを含むものである。

[0023] 従って、本発明の第１０または第１１の態様によれば、第１の態様に係る発明と同様に、より的確に放射線の照射状態を検出することができる。

[0024] なお、本発明では、上記撮影条件に応じて放射線検出用画素の特性を設定している。このため、撮影対象部位が撮影領域の中央部からずれた状態で撮影を行う場合にも対応可能であり、例えば、肘等の屈曲した部位を撮影する場合でも、的確に放射線の照射状態を検出することができる。

発明の効果

[0025] 本発明によれば、放射線検出用画素を特性が変更可能に構成すると共に、当該特性を放射線画像の撮影条件に応じて設定しているので、当該設定を行わない場合に比較して、より的確に放射線の照射状態を検出することができる、という効果が得られる。

図面の簡単な説明

[0026] [図1]実施の形態に係る放射線情報システムの構成を示すブロック図である。

[図2]実施の形態に係る放射線画像撮影システムの放射線撮影室における各装置の配置状態の一例を示す側面図である。

[図3]実施の形態に係る放射線検出器の３画素部分の概略構成を示す断面模式図である。

[図4]実施の形態に係る放射線検出器の１画素部分の信号出力部の構成を概略的に示した断面側面図である。

[図5]実施の形態に係る放射線検出器の構成を示す平面図である。

[図6]実施の形態に係る放射線検出用画素の配置状態を示す平面図である。

[図7]実施の形態に係る電子カセッテの構成を示す斜視図である。

[図8]実施の形態に係る電子カセッテの構成を示す断面側面図である。

[図9]実施の形態に係る放射線画像撮影システムの電気系の要部構成を示すブ

ロック図である。

[図10]実施の形態に係る第２信号処理部の構成を示す回路図である。

[図11]実施の形態に係る放射線画像撮影処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。

[図12]実施の形態に係る初期情報入力画面の一例を示す概略図である。

[図13]実施の形態に係るカセッテ撮影処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。

[図14]実施の形態に係る第１放射線量取得処理ルーチン・プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。

[図15]実施の形態に係る第２放射線量取得処理ルーチン・プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。

[図16]放射線画像の表面読取方式と裏面読取方式を説明するための断面側面図である。

発明を実施するための形態

[0027] 以下、図面を参照して、本発明を実施するための形態について詳細に説明する。なお、ここでは、本発明を、病院における放射線科部門で取り扱われる情報を統括的に管理するシステムである放射線情報システムに適用した場合の形態例について説明する。

[0028] まず、図１を参照して、本実施の形態に係る放射線情報システム（以下、「ＲＩＳ」（Radiology Information System）という。）１００の構成について説明する。

[0029] ＲＩＳ１００は、放射線科部門内における、診療予約、診断記録等の情報管理を行うためのシステムであり、病院情報システム（以下、「ＨＩＳ」（Hospital Information System）という。）の一部を構成する。

[0030] ＲＩＳ１００は、複数台の撮影依頼端末装置（以下、「端末装置」という。）１４０、ＲＩＳサーバ１５０、および病院内の放射線撮影室（あるいは手術室）の個々に設置された放射線画像撮影システム（以下、「撮影システム」という。）１０４を有しており、これらが有線や無線のＬＡＮ（Local A

rea Network）等から成る病院内ネットワーク１０２に各々接続されている。なお、ＲＩＳ１００は、同じ病院内に設けられたＨＩＳの一部を構成しており、病院内ネットワーク１０２には、ＨＩＳ全体を管理するＨＩＳサーバ（図示省略。）も接続されている。

[0031] 端末装置１４０は、医師や放射線技師が、診断情報や施設予約の入力、閲覧等を行うためのものである。放射線画像の撮影依頼や撮影予約もこの端末装置１４０を介して行われる。各端末装置１４０は、表示装置を有するパーソナル・コンピュータを含んで構成され、ＲＩＳサーバ１５０と病院内ネットワーク１０２を介して相互通信が可能とされている。

[0032] 一方、ＲＩＳサーバ１５０は、各端末装置１４０からの撮影依頼を受け付け、撮影システム１０４における放射線画像の撮影スケジュールを管理するものであり、データベース１５０Ａを含んで構成されている。

[0033] データベース１５０Ａは、患者（被検者）の属性情報（氏名、性別、生年月日、年齢、血液型、体重、患者ＩＤ（Identification）等）、病歴、受診歴、過去に撮影した放射線画像等の患者に関する情報、撮影システム１０４で用いられる、後述する電子カセッテ４０の識別番号（ＩＤ情報）、型式、サイズ、感度、使用開始年月日、使用回数等の電子カセッテ４０に関する情報、および電子カセッテ４０を用いて放射線画像を撮影する環境、すなわち、電子カセッテ４０を使用する環境（一例として、放射線撮影室や手術室等）を示す環境情報を含んで構成されている。

[0034] 撮影システム１０４は、ＲＩＳサーバ１５０からの指示に応じて医師や放射線技師の操作により放射線画像の撮影を行う。撮影システム１０４は、放射線源１２１（図２も参照。）から曝射条件に従った線量とされた放射線Ｘ（図７も参照。）を被検者に照射する放射線発生装置１２０と、被検者の撮影対象部位を透過した放射線Ｘを吸収して電荷を発生し、発生した電荷量に基づいて放射線画像を示す画像情報を生成する放射線検出器２０（図７も参照。）を内蔵する電子カセッテ４０と、電子カセッテ４０に内蔵されているバッテリを充電するクレードル１３０と、電子カセッテ４０および放射線発

生装置１２０を制御するコンソール１１０と、を備えている。

[0035] コンソール１１０は、ＲＩＳサーバ１５０からデータベース１５０Ａに含まれる各種情報を取得して後述するＨＤＤ１１６（図９参照。）に記憶し、必要に応じて当該情報を用いて、電子カセッテ４０および放射線発生装置１２０の制御を行う。

[0036] 図２には、本実施の形態に係る撮影システム１０４の放射線撮影室１８０における各装置の配置状態の一例が示されている。

[0037] 同図に示すように、放射線撮影室１８０には、立位での放射線撮影を行う際に用いられる立位台１６０と、臥位での放射線撮影を行う際に用いられる臥位台１６４とが設置されており、立位台１６０の前方空間は立位での放射線撮影を行う際の被検者の撮影位置１７０とされ、臥位台１６４の上方空間は臥位での放射線撮影を行う際の被検者の撮影位置１７２とされている。

[0038] 立位台１６０には電子カセッテ４０を保持する保持部１６２が設けられており、立位での放射線画像の撮影を行う際には、電子カセッテ４０が保持部１６２に保持される。同様に、臥位台１６４には電子カセッテ４０を保持する保持部１６６が設けられており、臥位での放射線画像の撮影を行う際には、電子カセッテ４０が保持部１６６に保持される。

[0039] また、放射線撮影室１８０には、単一の放射線源１２１からの放射線によって立位での放射線撮影も臥位での放射線撮影も可能とするために、放射線源１２１を、水平な軸回り（図２の矢印ａ方向）に回動可能で、鉛直方向（図２の矢印ｂ方向）に移動可能で、さらに水平方向（図２の矢印ｃ方向）に移動可能に支持する支持移動機構１２４が設けられている。ここで、支持移動機構１２４は、放射線源１２１を水平な軸回りに回動させる駆動源と、放射線源１２１を鉛直方向に移動させる駆動源と、放射線源１２１を水平方向に移動させる駆動源を各々備えている（何れも図示省略。）。

[0040] 一方、クレードル１３０には、電子カセッテ４０を収納可能な収容部１３０Ａが形成されている。

[0041] 電子カセッテ４０は、未使用時にはクレードル１３０の収容部１３０Ａに

収納された状態で内蔵されているバッテリに充電が行われる。電子カセッテ４０は、放射線画像の撮影時には放射線技師等によってクレードル１３０から取り出される。電子カセッテ４０は、撮影姿勢が立位であれば立位台１６０の保持部１６２に保持され、撮影姿勢が臥位であれば臥位台１６４の保持部１６６に保持される。

[0042] ここで、本実施の形態に係る撮影システム１０４では、放射線発生装置１２０とコンソール１１０との間、および電子カセッテ４０とコンソール１１０との間で、無線通信によって各種情報の送受信を行う。

[0043] なお、電子カセッテ４０は、立位台１６０の保持部１６２や臥位台１６４の保持部１６６で保持された状態のみで使用されるものではなく、その可搬性から、腕部，脚部等を撮影する際には、保持部に保持されていない状態で使用することもできる。

[0044] 次に、本実施の形態に係る放射線検出器２０の構成について説明する。図３は、本実施の形態に係る放射線検出器２０の３画素部分の構成を概略的に示す断面模式図である。

[0045] 同図に示すように、本実施の形態に係る放射線検出器２０は、絶縁性の基板１上に、信号出力部１４、センサ部１３、およびシンチレータ８が順次積層しており、信号出力部１４、センサ部１３により画素が構成されている。画素は、基板１上に複数配列されており、各画素における信号出力部１４とセンサ部１３とが重なりを有するように構成されている。

[0046] シンチレータ８は、センサ部１３上に透明絶縁膜７を介して形成されており、上方（基板１の反対側）または下方から入射してくる放射線を光に変換して発光する蛍光体を成膜したものである。このようなシンチレータ８を設けることで、被写体を透過した放射線を吸収して発光することになる。

[0047] シンチレータ８が発する光の波長域は、可視光域（波長３６０ｎｍ～８３０ｎｍ）であることが好ましく、この放射線検出器２０によってモノクロ撮像を可能とするためには、緑色の波長域を含んでいることがより好ましい。

[0048] シンチレータ８に用いる蛍光体としては、具体的には、放射線としてＸ線

を用いて撮像する場合、ヨウ化セシウム（ＣｓＩ）を含むものが好ましく、Ｘ線照射時の発光スペクトルが４２０ｎｍ～７００ｎｍにあるＣｓＩ（ＴＩ）（タリウムが添加されたヨウ化セシウム）を用いることが特に好ましい。なお、ＣｓＩ（ＴＩ）の可視光域における発光ピーク波長は５６５ｎｍである。また、シンチレータ８に用いる蛍光体として、ＧＯＳ(Ｇｄ２０２Ｓ:Ｔｂ)を含むものを用いてもよい。

[0049] センサ部１３は、上部電極６、下部電極２、および当該上下の電極間に配置された光電変換膜４を有し、光電変換膜４は、シンチレータ８が発する光を吸収して電荷が発生する有機光電変換材料により構成されている。

[0050] 上部電極６は、シンチレータ８により生じた光を光電変換膜４に入射させる必要があるため、少なくともシンチレータ８の発光波長に対して透明な導電性材料で構成することが好ましく、具体的には、可視光に対する透過率が高く、抵抗値が小さい透明導電性酸化物（TCO;Transparent Conducting Oxide）を用いることが好ましい。なお、上部電極６としてＡｕなどの金属薄膜を用いることもできるが、透過率を９０％以上得ようとすると抵抗値が増大し易いため、ＴＣＯの方が好ましい。例えば、ＩＴＯ、ＩＺＯ、ＡＺＯ、ＦＴＯ、SnO_2、TiO_2、ZnO_2等を好ましく用いることができ、プロセス簡易性、低抵抗性、透明性の観点からはＩＴＯが最も好ましい。なお、上部電極６は、全画素で共通の一枚構成としてもよく、画素毎に分割してもよい。

[0051] 光電変換膜４は、有機光電変換材料を含み、シンチレータ８から発せられた光を吸収し、吸収した光に応じた電荷を発生する。このように有機光電変換材料を含む光電変換膜４であれば、可視域にシャープな吸収スペクトルを持ち、シンチレータ８による発光以外の電磁波が光電変換膜４に吸収されることがほとんどない。従って、Ｘ線等の放射線が光電変換膜４で吸収されることによって発生するノイズを効果的に抑制することができる。

[0052] 光電変換膜４を構成する有機光電変換材料は、シンチレータ８で発光した光を最も効率よく吸収するために、その吸収ピーク波長が、シンチレータ８の発光ピーク波長と近いほど好ましい。有機光電変換材料の吸収ピーク波長

とシンチレータ８の発光ピーク波長とが一致することが理想的であるが、双方の差が小さければシンチレータ８から発された光を十分に吸収することが可能である。具体的には、有機光電変換材料の吸収ピーク波長と、シンチレータ８の放射線に対する発光ピーク波長との差が、１０ｎｍ以内であることが好ましく、５ｎｍ以内であることがより好ましい。

[0053] このような条件を満たすことが可能な有機光電変換材料としては、例えばキナクリドン系有機化合物およびフタロシアニン系有機化合物が挙げられる。例えばキナクリドンの可視域における吸収ピーク波長は５６０ｎｍである。このため、有機光電変換材料としてキナクリドンを用い、シンチレータ８の材料としてＣｓＩ（ＴＩ）を用いれば、上記ピーク波長の差を５ｎｍ以内にすることが可能となり、光電変換膜４で発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。また、シンチレータ８の材料としてＧＯＳ：Ｔｂを用いた場合も、ピーク波長の差を１０ｎｍ程度にすることが可能であり、光電変換膜４で発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。

[0054] 次に、本実施の形態に係る放射線検出器２０に適用可能な光電変換膜４について具体的に説明する。

[0055] 本実施の形態に係る放射線検出器２０における電磁波吸収／光電変換部位は、１対の電極２，６と、当該電極２，６間に挟まれた有機光電変換膜４を含む有機層により構成することができる。この有機層は、より具体的には、電磁波を吸収する部位、光電変換部位、電子輸送部位、正孔輸送部位、電子ブロッキング部位、正孔ブロッキング部位、結晶化防止部位、電極、および層間接触改良部位等の積み重ね、もしくは混合により形成することができる。

[0056] 上記有機層は、有機ｐ型化合物または有機ｎ型化合物を含有することが好ましい。

[0057] 有機ｐ型半導体（化合物）は、主に正孔輸送性有機化合物に代表されるドナー性有機半導体（化合物）であり、電子を供与しやすい性質がある有機化合物をいう。さらに詳しくは２つの有機材料を接触させて用いたときにイオ

ン化ポテンシャルの小さい方の有機化合物をいう。したがって、ドナー性有機化合物としては、電子供与性のある有機化合物であれば、いずれの有機化合物も使用可能である。

[0058] 有機ｎ型半導体（化合物）は、主に電子輸送性有機化合物に代表されるアクセプター性有機半導体（化合物）であり、電子を受容しやすい性質がある有機化合物をいう。さらに詳しくは、２つの有機化合物を接触させて用いたときに電子親和力の大きい方の有機化合物をいう。したがって、アクセプター性有機化合物は、電子受容性のある有機化合物であれば、いずれの有機化合物も使用可能である。

[0059] この有機ｐ型半導体および有機ｎ型半導体として適用可能な材料、および光電変換膜４の構成については、特開２００９－３２８５４号公報において詳細に説明されているため、説明を省略する。なお、光電変換膜４は、さらにフラーレン若しくはカーボンナノチューブを含有させて形成してもよい。

[0060] 光電変換膜４の厚みは、シンチレータ８からの光を吸収する点では膜厚は大きいほど好ましい。しかし、ある程度以上厚くなると光電変換膜４の両端から印加されるバイアス電圧により光電変換膜４に発生する電界の強度が低下して電荷が収集できなくなるため、３０ｎｍ以上３００ｎｍ以下が好ましく、より好ましくは、５０ｎｍ以上２５０ｎｍ以下、特に好ましくは８０ｎｍ以上２００ｎｍ以下である。

[0061] なお、図３に示す放射線検出器２０では、光電変換膜４は、全画素で共通の一枚構成であるが、画素毎に分割してもよい。

[0062] 下部電極２は、画素毎に分割された薄膜とする。下部電極２は、透明または不透明の導電性材料で構成することができ、アルミニウム、銀等を好適に用いることができる。

[0063] 下部電極２の厚みは、例えば、３０ｎｍ以上３００ｎｍ以下とすることができる。

[0064] センサ部１３では、上部電極６と下部電極２の間に所定のバイアス電圧を印加することで、光電変換膜４で発生した電荷（正孔、電子）のうちの一方

を上部電極６に移動させ、他方を下部電極２に移動させることができる。本実施の形態の放射線検出器２０では、上部電極６に配線が接続され、この配線を介してバイアス電圧が上部電極６に印加されるものとする。また、バイアス電圧は、光電変換膜４で発生した電子が上部電極６に移動し、正孔が下部電極２に移動するように極性が決められているものとするが、この極性は逆であってもよい。

[0065] 各画素を構成するセンサ部１３は、少なくとも下部電極２、光電変換膜４、および上部電極６を含んでいればよいが、暗電流の増加を抑制するため、電子ブロッキング膜３および正孔ブロッキング膜５の少なくともいずれかを設けることが好ましく、両方を設けることがより好ましい。

[0066] 電子ブロッキング膜３は、下部電極２と光電変換膜４との間に設けることができ、下部電極２と上部電極６間にバイアス電圧を印加したときに、下部電極２から光電変換膜４に電子が注入されて暗電流が増加してしまうのを抑制することができる。

[0067] 電子ブロッキング膜３には、電子供与性有機材料を用いることができる。

[0068] 実際に電子ブロッキング膜３に用いる材料は、隣接する電極の材料および隣接する光電変換膜４の材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数（Ｗｆ）より１．３ｅＶ以上電子親和力（Ｅａ）が大きく、かつ、隣接する光電変換膜４の材料のイオン化ポテンシャル（Ｉｐ）と同等のＩｐもしくはそれより小さいＩｐを持つものが好ましい。この電子供与性有機材料として適用可能な材料については、特開２００９－３２８５４号公報において詳細に説明されているため、説明を省略する。

[0069] 電子ブロッキング膜３の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させるとともに、センサ部１３の光電変換効率の低下を防ぐため、１０ｎｍ以上２００ｎｍ以下が好ましく、さらに好ましくは３０ｎｍ以上１５０ｎｍ以下、特に好ましくは５０ｎｍ以上１００ｎｍ以下である。

[0070] 正孔ブロッキング膜５は、光電変換膜４と上部電極６との間に設けることができ、下部電極２と上部電極６間にバイアス電圧を印加したときに、上部

電極６から光電変換膜４に正孔が注入されて暗電流が増加してしまうのを抑制することができる。

[0071] 正孔ブロッキング膜５には、電子受容性有機材料を用いることができる。

[0072] 正孔ブロッキング膜５の厚みは、暗電流抑制効果を確実に発揮させるとともに、センサ部１３の光電変換効率の低下を防ぐため、１０ｎｍ以上２００ｎｍ以下が好ましく、さらに好ましくは３０ｎｍ以上１５０ｎｍ以下、特に好ましくは５０ｎｍ以上１００ｎｍ以下である。

[0073] 実際に正孔ブロッキング膜５に用いる材料は、隣接する電極の材料および隣接する光電変換膜４の材料等に応じて選択すればよく、隣接する電極の材料の仕事関数（Ｗｆ）より１．３ｅＶ以上イオン化ポテンシャル（Ｉｐ）が大きく、かつ、隣接する光電変換膜４の材料の電子親和力（Ｅａ）と同等のＥａもしくはそれより大きいＥａを持つものが好ましい。この電子受容性有機材料として適用可能な材料については、特開２００９－３２８５４号公報において詳細に説明されているため、説明を省略する。

[0074] なお、光電変換膜４で発生した電荷のうち、正孔が上部電極６に移動し、電子が下部電極２に移動するようにバイアス電圧を設定する場合には、電子ブロッキング膜３と正孔ブロッキング膜５の位置を逆にすればよい。また、電子ブロッキング膜３と正孔ブロッキング膜５は両方設けなくてもよく、いずれかを設けておけば、ある程度の暗電流抑制効果を得ることができる。

[0075] 各画素の下部電極２下方の基板１の表面には信号出力部１４が形成されている。図４には、信号出力部１４の構成が概略的に示されている。

[0076] 同図に示すように、本実施の形態に係る信号出力部１４は、下部電極２に対応して、下部電極２に移動した電荷を蓄積するコンデンサ９と、コンデンサ９に蓄積された電荷を電気信号に変換して出力する電界効果型薄膜トランジスタ（Thin Film Transistor、以下、単に薄膜トランジスタという場合がある。）１０が形成されている。コンデンサ９および薄膜トランジスタ１０の形成された領域は、平面視において下部電極２と重なる部分を有している。このような構成とすることで、各画素における信号出力部１４とセンサ部

１３とが厚さ方向で重なりを有することとなる。なお、放射線検出器２０（画素）の平面積を最小にするために、コンデンサ９および薄膜トランジスタ１０の形成された領域が下部電極２によって完全に覆われていることが望ましい。

[0077] コンデンサ９は、基板１と下部電極２との間に設けられた絶縁膜１１を貫通して形成された導電性材料の配線を介して対応する下部電極２と電気的に接続されている。これにより、下部電極２で捕集された電荷をコンデンサ９に移動させることができる。

[0078] 薄膜トランジスタ１０は、ゲート電極１５、ゲート絶縁膜１６、および活性層（チャネル層）１７が積層され、さらに、活性層１７上にソース電極１８とドレイン電極１９が所定の間隔を開けて形成されている。

[0079] 活性層１７は、例えば、アモルファスシリコンや非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブなどにより形成することができる。なお、活性層１７を構成する材料は、これらに限定されるものではない。

[0080] 活性層１７を構成する非晶質酸化物としては、Ｉｎ、ＧａおよびＺｎのうちの少なくとも１つを含む酸化物（例えばＩｎ－Ｏ系）が好ましく、Ｉｎ、ＧａおよびＺｎのうちの少なくとも２つを含む酸化物（例えばＩｎ－Ｚｎ－Ｏ系、Ｉｎ－Ｇａ－Ｏ系、Ｇａ－Ｚｎ－Ｏ系）がより好ましく、Ｉｎ、ＧａおよびＺｎを含む酸化物が特に好ましい。Ｉｎ－Ｇａ－Ｚｎ－Ｏ系非晶質酸化物としては、結晶状態における組成が$InGaO_3(ZnO)_m$（ｍは６未満の自然数）で表される非晶質酸化物が好ましく、特に、$InGaZnO_4$がより好ましい。

[0081] 活性層１７を構成可能な有機半導体材料としては、フタロシアニン化合物や、ペンタセン、バナジルフタロシアニン等を挙げることができるがこれらに限定されるものではない。なお、フタロシアニン化合物の構成については、特開２００９－２１２３８９号公報において詳細に説明されているため説明を省略する。

[0082] 薄膜トランジスタ１０の活性層１７を非晶質酸化物や有機半導体材料、カ

ーボンナノチューブで形成したものとすれば、Ｘ線等の放射線を吸収せず、あるいは吸収したとしても極めて微量に留まる。このため、信号出力部１４におけるノイズの発生を効果的に抑制することができる。

[0083] また、活性層１７をカーボンナノチューブで形成した場合、薄膜トランジスタ１０のスイッチング速度を高速化することができ、また、可視光域での光の吸収度合の低い薄膜トランジスタ１０を形成できる。なお、カーボンナノチューブで活性層１７を形成する場合、活性層１７に極微量の金属性不純物を混入するだけで、薄膜トランジスタ１０の性能は著しく低下するため、遠心分離などにより極めて高純度のカーボンナノチューブを分離・抽出して形成する必要がある。

[0084] ここで、薄膜トランジスタ１０の活性層１７を構成する非晶質酸化物、有機半導体材料、カーボンナノチューブや、光電変換膜４を構成する有機光電変換材料は、いずれも低温での成膜が可能である。従って、基板１としては、半導体基板、石英基板、およびガラス基板等の耐熱性の高い基板に限定されず、プラスチック等の可撓性基板や、アラミド、バイオナノファイバを用いることもできる。具体的には、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、ポリスチレン、ポリカーボネート、ポリエーテルスルホン、ポリアリレート、ポリイミド、ポリシクロオレフィン、ノルボルネン樹脂、ポリ（クロロトリフルオロエチレン）等の可撓性基板を用いることができる。このようなプラスチック製の可撓性基板を用いれば、軽量化を図ることもでき、例えば持ち運び等に有利となる。

[0085] また、基板１には、絶縁性を確保するための絶縁層、水分や酸素の透過を防止するためのガスバリア層、平坦性あるいは電極等との密着性を向上するためのアンダーコート層等を設けてもよい。

[0086] 一方、アラミドは、２００度以上の高温プロセスを適用できるために透明電極材料を高温硬化させて低抵抗化でき、また、ハンダのリフロー工程を含むドライバＩＣの自動実装にも対応できる。また、アラミドは、ＩＴＯ（Ind

ium Tin Oxide）やガラス基板と熱膨張係数が近いため、製造後の反りが少なく、割れにくい。また、アラミドは、ガラス基板等と比べて薄く基板を形成できる。なお、超薄型ガラス基板とアラミドを積層して基板を形成してもよい。

[0087] また、バイオナノファイバは、バクテリア（酢酸菌、Acetobacter Xylinum）が産出するセルロースミクロフィブリル束（バクテリアセルロース）と透明樹脂との複合したものである。セルロースミクロフィブリル束は、幅５０ｎｍと可視光波長に対して１／１０のサイズで、かつ高強度、高弾性、低熱膨張である。バクテリアセルロースにアクリル樹脂、エポキシ樹脂等の透明樹脂を含浸・硬化させることで、繊維を６０～７０％も含有しながら、波長５００ｎｍで約９０％の光透過率を示すバイオナノファイバが得られる。バイオナノファイバは、シリコン結晶に匹敵する低い熱膨張係数（３～７ｐｐｍ）を有し、鋼鉄並の強度（４６０ＭＰａ）、高弾性（３０ＧＰａ）で、かつフレキシブルであることから、ガラス基板等と比べて薄く基板１を形成できる。

[0088] 本実施の形態では、基板１上に、信号出力部１４、センサ部１３、透明絶縁膜７を順に形成することによりＴＦＴ基板３０を形成し、当該ＴＦＴ基板３０上に光吸収性の低い接着樹脂等を用いてシンチレータ８を貼り付けることにより放射線検出器２０を形成している。

[0089] 図５に示すように、ＴＦＴ基板３０には、上述したセンサ部１３、コンデンサ９、および薄膜トランジスタ１０を含んで構成される画素３２が一定方向（図５の行方向）、および当該一定方向に対する交差方向（図５の列方向）に２次元状に複数設けられている。

[0090] また、放射線検出器２０には、上記一定方向（行方向）に延設され、各薄膜トランジスタ１０をオン・オフさせるための複数本のゲート配線３４と、上記交差方向（列方向）に延設され、オン状態の薄膜トランジスタ１０を介して電荷を読み出すための複数本のデータ配線３６と、が設けられている。

[0091] 放射線検出器２０は、平板状で、かつ平面視において外縁に４辺を有する

四辺形状、より具体的には、矩形状に形成されている。

[0092] ここで、本実施の形態に係る放射線検出器２０では、画素３２の一部が放射線の照射状態を検出するために用いられており、残りの画素３２によって放射線画像の撮影を行う。なお、以下では、放射線の照射状態を検出するための画素３２を放射線検出用画素３２Ａといい、残りの画素３２を放射線画像取得用画素３２Ｂという。

[0093] 本実施の形態に係る放射線検出器２０では、画素３２における放射線検出用画素３２Ａを除いた放射線画像取得用画素３２Ｂにより放射線画像の撮影を行う。このため、放射線検出用画素３２Ａの配置位置における放射線画像の画素情報を得ることができない。従って、本実施の形態に係る放射線検出器２０では、放射線検出用画素３２Ａを分散するように配置する一方、コンソール１１０により、放射線検出用画素３２Ａの配置位置における放射線画像の画素情報を、当該放射線検出用画素３２Ａの周囲に位置する放射線画像取得用画素３２Ｂにより得られた画素情報を用いて補間することにより生成する欠陥画素補正処理を実行する。

[0094] ここで、本実施の形態に係る撮影システム１０４では、撮影対象部位が腹部等である場合のように放射線検出器２０による撮影領域の全域を用いて撮影を行う場合や、撮影対象部位が脚部、腕部、手部等である場合のように放射線検出器２０による撮影領域の一部のみを用いて撮影を行う場合の何れの場合であっても、少なくとも撮影領域の中央部に撮影対象部位を位置させた状態で撮影を行うものとしている。

[0095] 一方、本実施の形態に係る放射線検出器２０では、一例として図６に模式的に示すように、放射線検出用画素３２Ａを、放射線検出器２０の撮影領域の中央部近傍の領域（以下、「中央部検出領域」という。）と、当該撮影領域における周縁部４角点近傍の領域（以下、「周縁部検出領域」という。）と、に配置している。

[0096] そして、放射線の照射状態を検出するべく、本実施の形態に係る電子カセッテ４０には、放射線源１２１からの放射線Ｘの照射量を示す情報（以下、

「放射線量情報」という。）を取得する放射線量取得機能が設けられている。

[0097] このため、本実施の形態に係る放射線検出器２０には、図５に示すように、放射線検出用画素３２Ａにおけるコンデンサ９と薄膜トランジスタ１０との接続部が接続された、当該コンデンサ９に蓄積された電荷を直接読み出すための直接読出配線３８が上記一定方向（行方向）に延設されている。なお、本実施の形態に係る放射線検出器２０では、上記一定方向に並ぶ複数の放射線検出用画素３２Ａに対して１本の直接読出配線３８が割り当てられている。これにより、当該複数の放射線検出用画素３２Ａにおけるコンデンサ９と薄膜トランジスタ１０との接続部が共通（単一）の直接読出配線３８に接続されている。

[0098] 次に、本実施の形態に係る電子カセッテ４０の構成について説明する。図７には、本実施の形態に係る電子カセッテ４０の構成を示す斜視図が示されている。

[0099] 同図に示すように、本実施の形態に係る電子カセッテ４０は、放射線を透過させる材料からなる筐体４１を備えており、防水性、密閉性を有する構造とされている。電子カセッテ４０は、手術室等で使用されるとき、血液やその他の雑菌が付着するおそれがある。そこで、電子カセッテ４０を防水性、密閉性を有する構造として、必要に応じて殺菌洗浄する。これにより、１つの電子カセッテ４０を繰り返し続けて使用することができる。

[0100] 筐体４１の内部には、種々の部品を収容する空間Ａが形成されており、当該空間Ａ内には、放射線Ｘが照射される筐体４１の照射面側から、被写体を透過した放射線Ｘを検出する放射線検出器２０、および放射線Ｘのバック散乱線を吸収する鉛板４３が順に配設されている。

[0101] ここで、本実施の形態に係る電子カセッテ４０では、筐体４１の平板状の一方の面の放射線検出器２０の配設位置に対応する領域が放射線を検出可能な四辺形状の撮影領域４１Ａとされている。この筐体４１の撮影領域４１Ａを有する面が電子カセッテ４０における天板４１Ｂとされている。本実施の

形態に係る電子カセッテ４０では、放射線検出器２０が、ＴＦＴ基板３０が天板４１Ｂ側となるように配置され、当該天板４１Ｂの筐体４１における内側の面（天板４１Ｂの放射線が入射される面の反対側の面）に貼り付けられている。

[0102] 一方、図７に示すように、筐体４１の内部の一端側には、放射線検出器２０と重ならない位置（撮影領域４１Ａの範囲外）に、後述するカセッテ制御部５８や電源部７０（共に図９参照。）を収容するケース４２が配置されている。

[0103] 筐体４１は、電子カセッテ４０全体の軽量化を図るために、例えば、カーボンファイバ（炭素繊維）、アルミニウム、マグネシウム、バイオナノファイバ（セルロースミクロフィブリル）、または複合材料等で構成されている。

[0104] 複合材料としては、例えば、強化繊維樹脂を含む材料が用いられ、強化繊維樹脂には、カーボンやセルロース等が含まれる。具体的には、複合材料としては、炭素繊維強化プラスチック（ＣＦＲＰ）や、発泡材をＣＦＲＰでサンドイッチした構造のもの、または発泡材の表面にＣＦＲＰをコーティングしたもの等が用いられる。なお、本実施の形態では、発泡材をＣＦＲＰでサンドイッチした構造のものが用いられている。これにより、筐体４１をカーボン単体で構成した場合と比較して、筐体４１の強度（剛性）を高めることができる。

[0105] 一方、図８に示すように、筐体４１の内部には、天板４１Ｂと対向する背面部４１Ｃの内面に支持体４４が配置されている。支持体４４および天板４１Ｂの間に、放射線検出器２０および鉛板４３が放射線Ｘの照射方向にこの順で並んで配置されている。支持体４４は、軽量化の観点、寸法偏差を吸収する観点から、例えば、発泡材で構成されており、鉛板４３を支持する。

[0106] 同図に示すように、天板４１Ｂの内面には、放射線検出器２０のＴＦＴ基板３０を剥離可能に接着する接着部材８０が設けられている。接着部材８０としては、例えば、両面テープが用いられる。この場合、両面テープは、一

方の接着面の接着力が他方の接着面の接着力よりも強くなるように形成されている。

[0107] 具体的には、接着力の弱い面（弱接着面）は、１８０°ピール接着力で１．０Ｎ／ｃｍ以下に設定されている。そして、接着力の強い面（強接着面）が天板４１Ｂに接し、弱接着面がＴＦＴ基板３０に接する。これにより、ねじ等の固定部材等によって放射線検出器２０を天板４１Ｂに固定する場合と比べて電子カセッテ４０の厚みを薄くすることができる。また、衝撃や荷重で天板４１Ｂが変形しても、放射線検出器２０は剛性の高い天板４１Ｂの変形に追従するため、大きな曲率（緩やかな曲がり）しか発生せず、局所的な低曲率で放射線検出器２０が破損する可能性が低くなる。さらに、放射線検出器２０が天板４１Ｂの剛性の向上に寄与する。

[0108] このように、本実施の形態に係る電子カセッテ４０では、放射線検出器２０を筐体４１の天板４１Ｂの内部に貼り付けている。このため、筐体４１が、天板４１Ｂ側と背面部４１Ｃ側とで２つに分離可能とされている。従って、放射線検出器２０を天板４１Ｂに貼り付けたり、放射線検出器２０を天板４１Ｂから剥離したりする際には、筐体４１を天板４１Ｂ側と背面部４１Ｃ側とで２つに分離した状態とされる。

[0109] なお、本実施の形態では、放射線検出器２０の天板４１Ｂへの接着をクリーンルーム等で行わなくてもよい。なぜなら、放射線検出器２０および天板４１Ｂの間に放射線を吸収する金属片等の異物が混入した場合に、放射線検出器２０を天板４１Ｂから剥離して当該異物を除去できるからである。

[0110] 次に、図９を参照して、本実施の形態に係る撮影システム１０４の電気系の要部構成について説明する。

[0111] 同図に示すように、電子カセッテ４０に内蔵された放射線検出器２０は、隣り合う２辺の一辺側にゲート線ドライバ５２が配置され、他辺側に第１信号処理部５４が配置されている。ＴＦＴ基板３０の個々のゲート配線３４はゲート線ドライバ５２に接続され、ＴＦＴ基板３０の個々のデータ配線３６は第１信号処理部５４に接続されている。

[0112] また、筐体４１の内部には、画像メモリ５６と、カセッテ制御部５８と、無線通信部６０と、を備えている。

[0113] ＴＦＴ基板３０の各薄膜トランジスタ１０は、ゲート線ドライバ５２からゲート配線３４を介して供給される信号により行単位で順にオンされ、オン状態とされた薄膜トランジスタ１０によって読み出された電荷は、電気信号としてデータ配線３６を伝送されて第１信号処理部５４に入力される。これにより、電荷は行単位で順に読み出され、二次元状の放射線画像が取得可能となる。

[0114] 図示は省略するが、第１信号処理部５４は、個々のデータ配線３６毎に、入力される電気信号を増幅する増幅回路およびサンプルホールド回路を備えている。個々のデータ配線３６を伝送された電気信号は増幅回路で増幅された後にサンプルホールド回路に保持される。また、サンプルホールド回路の出力側にはマルチプレクサ、Ａ／Ｄ（アナログ／デジタル）変換器が順に接続されており、個々のサンプルホールド回路に保持された電気信号はマルチプレクサに順に（シリアルに）入力され、Ａ／Ｄ変換器によってデジタルの画像データへ変換される。

[0115] 第１信号処理部５４には画像メモリ５６が接続されており、第１信号処理部５４のＡ／Ｄ変換器から出力された画像データは画像メモリ５６に順に記憶される。画像メモリ５６は所定枚分の画像データを記憶可能な記憶容量を有しており、放射線画像の撮影が行われる毎に、撮影によって得られた画像データが画像メモリ５６に順次記憶される。

[0116] 画像メモリ５６はカセッテ制御部５８と接続されている。カセッテ制御部５８はマイクロコンピュータを含んで構成され、ＣＰＵ（中央処理装置）５８Ａ、ＲＯＭ（Read Only Memory）およびＲＡＭ（Random Access Memory）を含むメモリ５８Ｂ、フラッシュメモリ等からなる不揮発性の記憶部５８Ｃを備えており、電子カセッテ４０全体の動作を制御する。

[0117] さらに、カセッテ制御部５８には無線通信部６０が接続されている。無線通信部６０は、ＩＥＥＥ（Institute of Electrical and Electronics Engin

eers）８０２．１１ａ／ｂ／ｇ等に代表される無線ＬＡＮ（Local Area Network）規格に対応しており、無線通信による外部機器との間での各種情報の伝送を制御する。カセッテ制御部５８は、無線通信部６０を介して、放射線画像の撮影に関する制御を行うコンソール１１０などの外部装置と無線通信が可能とされており、コンソール１１０等との間で各種情報の送受信が可能とされている。

[0118] また、電子カセッテ４０には電源部７０が設けられており、上述した各種回路や各素子（ゲート線ドライバ５２、第１信号処理部５４、画像メモリ５６、無線通信部６０、カセッテ制御部５８として機能するマイクロコンピュータ等）は、電源部７０から供給された電力によって作動する。電源部７０は、電子カセッテ４０の可搬性を損なわないように、バッテリ（充電可能な二次電池）を内蔵しており、充電されたバッテリから各種回路・素子へ電力を供給する。なお、図９では、電源部７０と各種回路や各素子を接続する配線を省略している。

[0119] 一方、本実施の形態に係る放射線検出器２０は、前述した放射線量取得機能を実現するために、ＴＦＴ基板３０を隔ててゲート線ドライバ５２の反対側に第２信号処理部５５が配置されており、ＴＦＴ基板３０の個々の直接読出配線３８は第２信号処理部５５に接続されている。

[0120] ここで、本実施の形態に係る第２信号処理部５５の構成について説明する。図１０には、本実施の形態に係る第２信号処理部５５の構成を示す回路図が示されている。

[0121] 同図に示すように、本実施の形態に係る第２信号処理部５５は、直接読出配線３８の各々に対応して、可変ゲインプリアンプ（チャージアンプ）９２と、ビニング部９４と、低域通過周波数が切り換え可能とされたＬＰＦ（低域通過フィルタ）９６と、サンプルタイミングが設定可能とされたサンプルホールド回路９７と、が備えられると共に、マルチプレクサ９８およびＡ／Ｄ変換器９９が各々１つずつ備えられている。

[0122] 可変ゲインプリアンプ９２は、正入力側が接地されたオペアンプ９２Ａと

、オペアンプ９２Ａの負入力側と出力側との間に、それぞれ並列に接続されるコンデンサ９２Ｂと、スイッチ９２Ｅおよびコンデンサ９２Ｃと、リセットスイッチ９２Ｆとを含んで構成され、スイッチ９２Ｅおよびリセットスイッチ９２Ｆは、カセッテ制御部５８により切り換えられる。

[0123] また、ビニング部９４は、隣り合う通信線間に接続されるスイッチ９４Ａと、通信線の途中に接続されるスイッチ９４Ｂ，９４Ｃとを含んで構成され、各スイッチ９４Ａ，９４Ｂ，９４Ｃも、カセッテ制御部５８により切り換えられる。本実施の形態では、スイッチ９４Ａおよびスイッチ９４Ｂをオン状態にすると共に、スイッチ９４Ｃをオフ状態にすることによりビニング接続状態とされ、スイッチ９４Ｂおよびスイッチ９４Ｃをオン状態にすると共に、スイッチ９４Ａをオフ状態にすることにより通常接続状態とされる。

[0124] また、ＬＰＦ９６は、抵抗器９６Ａと、抵抗器９６Ｂと、コンデンサ９６Ｃと、抵抗器９６Ａを短絡するスイッチ９６Ｅとを含んで構成され、スイッチ９６Ｅも、カセッテ制御部５８により切り換えられる。さらに、サンプルホールド回路９７のサンプルタイミング、およびマルチプレクサ９８に設けられたスイッチ９８Ａによる選択出力も、カセッテ制御部５８により切り換えられる。

[0125] 直接読出配線３８の各々は、可変ゲインプリアンプ９２、ビニング部９４、ＬＰＦ９６、およびサンプルホールド回路９７を順に介してマルチプレクサ９８の入力端に各々個別に接続される。そして、マルチプレクサ９８の出力端は、出力端がカセッテ制御部５８に接続されたＡ／Ｄ変換器９９の入力端に接続されている。

[0126] 放射線量取得機能を働かせる際に、カセッテ制御部５８は、まず、可変ゲインプリアンプ９２のスイッチ９２Ｅおよびリセットスイッチ９２Ｆをオン状態とすることにより、コンデンサ９２Ｂおよびコンデンサ９２Ｃに蓄積されていた電荷を放電（リセット）する。

[0127] 次に、カセッテ制御部５８は、可変ゲインプリアンプ９２のリセットスイッチ９２Ｆをオフ状態とした後にスイッチ９２Ｅのオン／オフ状態の設定に

よって可変ゲインプリアンプ９２による増幅率を設定すると共に、ビニング部９４のスイッチ９４Ａ～９４Ｃのオン／オフ状態の設定によってビニング接続状態または通常接続状態に設定し、かつＬＰＦ９６のスイッチ９６Ｅのオン／オフ状態の設定によってＬＰＦ９６による低域通過周波数を設定する。

[0128] 一方、放射線Ｘが照射されることによって放射線検出用画素３２Ａの各々のコンデンサ９に蓄積された電荷は電気信号として接続されている直接読出配線３８を伝送され、直接読出配線３８を伝送された電気信号は、対応する可変ゲインプリアンプ９２により、カセッテ制御部５８によって設定された増幅率で増幅された後に、ビニング部９４によって必要に応じて合成され、さらにＬＰＦ９６により、カセッテ制御部５８によって設定された低域通過周波数でフィルタリング処理が施される。

[0129] 一方、カセッテ制御部５８は、上記増幅率、ビニング部９４、および低域通過周波数の設定の後、サンプルホールド回路９７を所定期間駆動させる。これより、サンプルホールド回路９７に上記フィルタリング処理が施された電気信号の信号レベルを保持させる。

[0130] そして、各サンプルホールド回路９７に保持された信号レベルは、カセッテ制御部５８による制御に応じてマルチプレクサ９８により順次選択され、Ａ／Ｄ変換器９９によってＡ／Ｄ変換された後、これによって得られたデジタル信号がカセッテ制御部５８に出力される。なお、Ａ／Ｄ変換器９９から出力されたデジタル信号は放射線検出用画素３２Ａに対して上記所定期間に照射された放射線量を示すものであり、前述した放射線量情報に相当する。

[0131] そして、カセッテ制御部５８では、Ａ／Ｄ変換器９９から入力された放射線量情報をメモリ５８ＢにおけるＲＡＭの予め定められた領域に順次記憶する。

[0132] 一方、図９に示すように、コンソール１１０は、サーバ・コンピュータとして構成されている。コンソール１１０は、操作メニューや撮影された放射線画像等を表示するディスプレイ１１１と、複数のキーを含んで構成され、

各種の情報や操作指示が入力される操作パネル１１２と、を備えている。

[0133] また、本実施の形態に係るコンソール１１０は、装置全体の動作を司るＣＰＵ１１３と、制御プログラムを含む各種プログラム等が予め記憶されたＲＯＭ１１４と、各種データを一時的に記憶するＲＡＭ１１５と、各種データを記憶して保持するＨＤＤ（ハードディスク・ドライブ）１１６と、ディスプレイ１１１への各種情報の表示を制御するディスプレイドライバ１１７と、操作パネル１１２に対する操作状態を検出する操作入力検出部１１８と、を備えている。また、コンソール１１０は、無線通信により、放射線発生装置１２０との間で後述する曝射条件等の各種情報の送受信を行うと共に、電子カセッテ４０との間で画像データ等の各種情報の送受信を行う無線通信部１１９を備えている。

[0134] ＣＰＵ１１３、ＲＯＭ１１４、ＲＡＭ１１５、ＨＤＤ１１６、ディスプレイドライバ１１７、操作入力検出部１１８、および無線通信部１１９は、システムバスＢＵＳを介して相互に接続されている。従って、ＣＰＵ１１３は、ＲＯＭ１１４、ＲＡＭ１１５、ＨＤＤ１１６へのアクセスを行うことができると共に、ディスプレイドライバ１１７を介したディスプレイ１１１への各種情報の表示の制御、および無線通信部１１９を介した放射線発生装置１２０および電子カセッテ４０との各種情報の送受信の制御を各々行うことができる。また、ＣＰＵ１１３は、操作入力検出部１１８を介して操作パネル１１２に対するユーザの操作状態を把握することができる。

[0135] 一方、放射線発生装置１２０は、放射線源１２１と、コンソール１１０との間で曝射条件等の各種情報を送受信する無線通信部１２３と、受信した曝射条件に基づいて放射線源１２１を制御する線源制御部１２２と、を備えている。

[0136] 線源制御部１２２もマイクロコンピュータを含んで構成されており、受信した曝射条件等を記憶する。このコンソール１１０から受信する曝射条件には管電圧、管電流等の情報が含まれている。線源制御部１２２は、受信した曝射条件に基づいて放射線源１２１から放射線Ｘを照射させる。

[0137] 次に、本実施の形態に係る撮影システム１０４の作用を説明する。

[0138] まず、図１１を参照して、放射線画像の撮影を行う際のコンソール１１０の作用を説明する。なお、図１１は、操作パネル１１２を介して実行する旨の指示入力が行われた際にコンソール１１０のＣＰＵ１１３によって実行される放射線画像撮影処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートであり、当該プログラムはＲＯＭ１１４の所定領域に予め記憶されている。

[0139] 同図のステップ３００では、予め定められた初期情報入力画面をディスプレイ１１１により表示させるようにディスプレイドライバ１１７を制御し、次のステップ３０２にて所定情報の入力待ちを行う。

[0140] 図１２には、上記ステップ３００の処理によってディスプレイ１１１により表示される初期情報入力画面の一例が示されている。同図に示すように、本実施の形態に係る初期情報入力画面では、これから放射線画像の撮影を行う被検者の氏名、撮影対象部位、撮影時の姿勢、および撮影時の放射線Ｘの曝射条件（本実施の形態では、放射線Ｘを曝射する際の管電圧および管電流）の入力を促すメッセージと、これらの情報の入力領域が表示される。

[0141] 同図に示す初期情報入力画面がディスプレイ１１１に表示されると、撮影者は、撮影対象とする被検者の氏名、撮影対象部位、撮影時の姿勢、および曝射条件を、各々対応する入力領域に操作パネル１１２を介して入力する。

[0142] そして、撮影時の姿勢が立位または臥位である場合に、撮影者は、対応する立位台１６０の保持部１６２または臥位台１６４の保持部１６６に電子カセッテ４０を保持させると共に放射線源１２１を対応する位置に位置決めした後、被検者を所定の撮影位置に位置させる。これに対し、撮影対象部位が腕部、脚部等の電子カセッテ４０を保持部に保持させない状態で放射線画像の撮影を行う場合に、撮影者は、当該撮影対象部位を撮影可能な状態に被検者、電子カセッテ４０、および放射線源１２１を位置決めする。その後、撮影者は、初期情報入力画面の下端近傍に表示されている終了ボタンを、操作パネル１１２を介して指定する。撮影者によって終了ボタンが指定されると、上記ステップ３０２が肯定判定となってステップ３０４に移行する。

[0143] ステップ３０４では、上記初期情報入力画面において入力された情報（以下、「初期情報」という。）を電子カセッテ４０に無線通信部１１９を介して送信した後、次のステップ３０６にて、上記初期情報に含まれる曝射条件を放射線発生装置１２０へ無線通信部１１９を介して送信することにより当該曝射条件を設定する。これに応じて放射線発生装置１２０の線源制御部１２２は、受信した曝射条件での曝射準備を行う。

[0144] 次のステップ３０８では、曝射開始を指示する指示情報を放射線発生装置１２０および電子カセッテ４０へ無線通信部１１９を介して送信する。

[0145] これに応じて、放射線源１２１は、放射線発生装置１２０がコンソール１１０から受信した曝射条件に応じた管電圧および管電流での放射線Ｘの射出を開始する。放射線源１２１から射出された放射線Ｘは、被検者を透過した後に電子カセッテ４０に到達する。

[0146] 一方、電子カセッテ４０のカセッテ制御部５８は、上記曝射開始を指示する指示情報を受信すると、前述した放射線量取得機能によって放射線量情報を取得し、取得した放射線量情報により示される放射線量が、放射線の照射が開始されたことを検出するための値として予め定められた第１閾値以上となるまで待機する。次いで、電子カセッテ４０は、放射線画像の撮影動作を開始した後、上記放射線量情報により示される放射線量の累積値が、上記初期情報に含まれる撮影対象部位および曝射条件等に基づいて放射線Ｘの曝射を停止させるための値として予め定められた第２閾値に達した時点で撮影動作を停止すると共に、曝射停止情報をコンソール１１０に送信する。

[0147] そこで、次のステップ３１０では、上記曝射停止情報の受信待ちを行い、次のステップ３１２にて、放射線Ｘの曝射の停止を指示する指示情報を放射線発生装置１２０に無線通信部１１９を介して送信する。これに応じて、放射線源１２１からの放射線Ｘの曝射が停止される。

[0148] 一方、電子カセッテ４０は、放射線画像の撮影動作を停止すると、当該撮影によって得られた画像データをコンソール１１０に送信する。

[0149] そこで、次のステップ３１４では、上記画像データが電子カセッテ４０か

ら受信されるまで待機し、次のステップ３１６にて、受信した画像データに対し、前述した欠陥画素補正処理を施した後、シェーディング補正等の各種の補正を行う画像処理を実行する。

[0150] 次のステップ３１８では、上記画像処理が行われた画像データ（以下、「補正画像データ」という。）をＨＤＤ１１６に記憶し、次のステップ３２０にて、補正画像データにより示される放射線画像を、確認等を行うためにディスプレイ１１１によって表示させるようにディスプレイドライバ１１７を制御する。

[0151] 次のステップ３２２では、補正画像データをＲＩＳサーバ１５０へ病院内ネットワーク１０２を介して送信し、その後に本放射線画像撮影処理プログラムを終了する。なお、ＲＩＳサーバ１５０へ送信された補正画像データはデータベース１５０Ａに格納され、医師が撮影された放射線画像の読影や診断等を行うことが可能となる。

[0152] 次に、図１３を参照して、コンソール１１０から上記初期情報を受信した際の電子カセッテ４０の作用を説明する。なお、図１３は、この際に電子カセッテ４０のカセッテ制御部５８におけるＣＰＵ５８Ａにより実行されるカセッテ撮影処理プログラムの処理の流れを示すフローチャートである。当該プログラムはメモリ５８Ｂの所定領域に予め記憶されている。

[0153] 同図のステップ４００では、ＣＰＵ５８Ａは、コンソール１１０からの前述した曝射開始を指示する指示情報の受信待ちを行い、次のステップ４０２にて、前述した放射線量取得機能により放射線量情報を取得する第１放射線量取得処理ルーチン・プログラムを実行する。

[0154] 以下、図１４を参照して、本実施の形態に係る第１放射線量取得処理ルーチン・プログラムについて説明する。なお、図１４は、本実施の形態に係る第１放射線量取得処理ルーチン・プログラムの処理の流れを示すフローチャートであり、当該プログラムもまたメモリ５８Ｂの所定領域に予め記憶されている。

[0155] 同図のステップ５００では、ＣＰＵ５８Ａは、全ての可変ゲインプリアン

プ９２のスイッチ９２Ｅおよびリセットスイッチ９２Ｆをオン状態とすることにより、コンデンサ９２Ｂおよびコンデンサ９２Ｃに蓄積されていた電荷を放電すると共に、全てのサンプルホールド回路９７に保持されている信号レベルを放電することにより第２信号処理部５５をリセットする。

[0156] 次のステップ５０２では、ＣＰＵ５８Ａは、放射線検出器２０の撮影領域における撮影対象部位が位置されない領域である素抜け領域を特定する。なお、本実施の形態に係る電子カセッテ４０では、予め想定される撮影対象部位の各々毎に素抜け領域の位置を示す情報がメモリ５８ＢにおけるＲＯＭの所定領域に予め記憶されており、ＣＰＵ５８Ａが、当該情報から初期情報に含まれる撮影対象部位に対応する素抜け領域の位置を示す情報を読み出すことにより、当該素抜け領域を特定している。

[0157] 次のステップ５０４では、ＣＰＵ５８Ａは、上記ステップ５０２の処理によって特定した素抜け領域に位置される放射線検出用画素３２Ａを特定し、特定した放射線検出用画素３２Ａ（以下、「素抜け領域画素」という。）に対応する可変ゲインプリアンプ９２の増幅率を低増幅率側に設定すると共に、ビニング部９４の接続状態が通常接続状態となるように設定し、かつＬＰＦ９６の低域通過周波数を高周波数側に設定する。

[0158] 次のステップ５０６では、ＣＰＵ５８Ａは、素抜け領域画素に対応する全てのサンプルホールド回路９７を所定期間駆動させることより、当該サンプルホールド回路９７にフィルタリング処理が施された電気信号の信号レベルを保持させ、次のステップ５０８にて、素抜け領域画素に対応するサンプルホールド回路９７からの出力信号が順次選択され、出力されるようにマルチプレクサ９８を制御する。

[0159] 以上の処理によって、Ａ／Ｄ変換器９９からは、可変ゲインプリアンプ９２によって増幅された後、ＬＰＦ９６によりフィルタリングが施された電気信号の信号レベルを示すデジタルデータが前述した放射線量情報として順次出力される。このため、次のステップ５１０では、ＣＰＵ５８Ａは、Ａ／Ｄ変換器９９から出力された放射線量情報を順次取得し、その後に本第１放射

線量取得処理ルーチン・プログラムを終了する。第１放射線量取得処理ルーチン・プログラムが終了すると、図１３に示されるカセッテ撮影処理プログラム（メイン・ルーチン）のステップ４０４に移行する。

[0160] ステップ４０４では、ＣＰＵ５８Ａは、上記ステップ４０２の処理によって取得した情報により示される放射線量（本実施の形態では、Ａ／Ｄ変換器９９から順次出力された放射線量情報により示される放射線量の平均値）が前述した第１閾値以上であるか否かを判定し、否定判定となった場合は上記ステップ４０２に戻る一方、肯定判定となった場合には放射線源１２１からの放射線Ｘの曝射が開始されたものと見なしてステップ４０６に移行する。

[0161] ステップ４０６では、ＣＰＵ５８Ａは、放射線検出器２０の各画素３２におけるコンデンサ９に蓄積された電荷を放電させた後に、当該コンデンサ９への電荷の蓄積を再び開始することにより、放射線画像の撮影動作を開始し、次のステップ４０８にて、前述した放射線量取得機能により放射線量情報を取得する第２放射線量取得処理ルーチン・プログラムを実行する。

[0162] 以下、図１５を参照して、本実施の形態に係る第２放射線量取得処理ルーチン・プログラムについて説明する。なお、図１５は、本実施の形態に係る第２放射線量取得処理ルーチン・プログラムの処理の流れを示すフローチャートであり、当該プログラムもまたメモリ５８Ｂの所定領域に予め記憶されている。

[0163] 同図のステップ５５０では、ＣＰＵ５８Ａは、全ての可変ゲインプリアンプ９２のスイッチ９２Ｅおよびリセットスイッチ９２Ｆをオン状態とすることにより、コンデンサ９２Ｂおよびコンデンサ９２Ｃに蓄積されていた電荷を放電すると共に、全てのサンプルホールド回路９７に保持されている信号レベルを放電することにより第２信号処理部５５をリセットする。

[0164] 次のステップ５５２では、ＣＰＵ５８Ａは、放射線検出器２０の撮影領域における撮影対象部位が位置される領域である撮影対象部位領域を特定する。なお、本実施の形態に係る電子カセッテ４０では、予め想定される撮影対象部位の各々毎に撮影対象部位領域の位置を示す情報がメモリ５８Ｂにおけ

るＲＯＭの所定領域に予め記憶されており、ＣＰＵ５８Ａは、当該情報から初期情報に含まれる撮影対象部位に対応する撮影対象部位領域の位置を示す情報を読み出すことにより、当該撮影対象部位領域を特定している。

[0165] 次のステップ５５４では、ＣＰＵ５８Ａは、上記ステップ５５２の処理によって特定した撮影対象部位領域に位置される放射線検出用画素３２Ａを特定し、特定した放射線検出用画素３２Ａ（以下、「撮影対象部位領域画素」という。）に対応する可変ゲインプリアンプ９２の増幅率を高増幅率側に設定すると共に、ビニング部９４の接続状態がビニング接続状態となるように設定する。

[0166] 次のステップ５５６では、ＣＰＵ５８Ａは、初期情報に含まれる曝射条件における管電圧および管電流の少なくとも一方が、各々に対応して予め定められた閾値以下であるか否かを判定し、肯定判定となった場合はステップ５５８に移行して、ＬＰＦ９６の低域通過周波数を低周波数側に設定した後にステップ５６２に移行する。一方、ＣＰＵ５８Ａは、上記ステップ５５６において否定判定となった場合はステップ５６０に移行し、ＬＰＦ９６の低域通過周波数を高周波数側に設定した後にステップ５６２に移行する。

[0167] ステップ５６２では、ＣＰＵ５８Ａは、撮影対象部位領域画素に対応する全てのサンプルホールド回路９７を所定期間駆動させることより、当該サンプルホールド回路９７にフィルタリング処理が施された電気信号の信号レベルを保持させ、次のステップ５６４にて、撮影対象部位領域画素に対応するサンプルホールド回路９７からの出力信号が順次選択され、出力されるようにマルチプレクサ９８を制御する。

[0168] 以上の処理によって、Ａ／Ｄ変換器９９からは、可変ゲインプリアンプ９２によって増幅された後、ビニング部９４によって合成され、ＬＰＦ９６によりフィルタリングが施された電気信号の信号レベルを示すデジタルデータが前述した放射線量情報として順次出力される。よって、次のステップ５６６では、ＣＰＵ５８Ａは、Ａ／Ｄ変換器９９から出力された放射線量情報を順次取得し、その後に本第２放射線量取得処理ルーチン・プログラムを終了

する。第２放射線量取得処理ルーチン・プログラムが終了すると、図１３に示されるカセッテ撮影処理プログラム（メイン・ルーチン）のステップ４１０に移行する。

[0169] ステップ４１０では、ＣＰＵ５８Ａは、上記ステップ４０８の処理によって取得した情報により示される放射線量（本実施の形態では、Ａ／Ｄ変換器９９から順次出力された放射線量情報により示される放射線量の平均値）が前述した第２閾値以上となったか否かを判定し、否定判定となった場合はステップ４１２に移行して、上記ステップ４０８の処理によって取得した放射線量を累積した後に上記ステップ４０８に戻る一方、肯定判定となった時点でステップ４１４に移行する。なお、上記ステップ４０８～ステップ４１２の処理を繰り返し実行する際に、上記ステップ４１０では、ＣＰＵ５８Ａは、それまでに累積した放射線量が上記第２閾値以上となったか否かを判定する。

[0170] ステップ４１４では、ＣＰＵ５８Ａは、上記ステップ４０６の処理によって開始した撮影動作を停止し、次のステップ４１６にて、前述した曝射停止情報をコンソール１１０に無線通信部６０を介して送信する。

[0171] 次のステップ４１８では、ＣＰＵ５８Ａは、ゲート線ドライバ５２を制御してゲート線ドライバ５２から１ラインずつ順に各ゲート配線３４にオン信号を出力させ、各ゲート配線３４に接続された各薄膜トランジスタ１０を１ラインずつ順にオンさせる。

[0172] 放射線検出器２０は、各ゲート配線３４に接続された各薄膜トランジスタ１０を１ラインずつ順にオンされると、１ラインずつ順に各コンデンサ９に蓄積された電荷が電気信号として各データ配線３６に流れ出す。各データ配線３６に流れ出した電気信号は第１信号処理部５４でデジタルの画像データに変換されて、画像メモリ５６に記憶される。

[0173] そこで、本ステップ４１８では、ＣＰＵ５８Ａは、画像メモリ５６に記憶された画像データを読み出し、次のステップ４２０にて、読み出した画像データをコンソール１１０に無線通信部６０を介して送信した後、本カセッテ

撮影処理プログラムを終了する。

[0174] ところで、本実施の形態に係る電子カセッテ４０は、図８に示すように、放射線検出器２０がＴＦＴ基板３０側から放射線Ｘが照射されるように内蔵されている。

[0175] ここで、放射線検出器２０は、図１６に示すように、シンチレータ８が形成された側から放射線が照射されて、当該放射線の入射面の裏面側に設けられたＴＦＴ基板３０により放射線画像を読み取る、いわゆる裏面読取方式とされた場合、シンチレータ８の同図上面側（ＴＦＴ基板３０の反対側）でより強く発光し、ＴＦＴ基板３０側から放射線が照射されて、当該放射線の入射面の表面側に設けられたＴＦＴ基板３０により放射線画像を読み取る、いわゆる表面読取方式とされた場合、ＴＦＴ基板３０を透過した放射線がシンチレータ８に入射してシンチレータ８のＴＦＴ基板３０側がより強く発光する。ＴＦＴ基板３０に設けられた各センサ部１３には、シンチレータ８で発生した光により電荷が発生する。このため、放射線検出器２０は、表面読取方式とされた場合の方が裏面読取方式とされた場合よりもＴＦＴ基板３０に対するシンチレータ８の発光位置が近い。このため、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高い。

[0176] また、放射線検出器２０は、光電変換膜４を有機光電変換材料により構成しており、光電変換膜４で放射線がほとんど吸収されない。このため、本実施の形態に係る放射線検出器２０は、表面読取方式により放射線がＴＦＴ基板３０を透過する場合でも光電変換膜４による放射線の吸収量が少ないため、放射線に対する感度の低下を抑えることができる。表面読取方式では、放射線がＴＦＴ基板３０を透過してシンチレータ８に到達するが、このように、ＴＦＴ基板３０の光電変換膜４を有機光電変換材料により構成した場合、光電変換膜４での放射線の吸収が殆どなく放射線の減衰を少なく抑えることができるため、表面読取方式に適している。

[0177] また、薄膜トランジスタ１０の活性層１７を構成する非晶質酸化物や光電変換膜４を構成する有機光電変換材料は、いずれも低温での成膜が可能であ

る。このため、基板１を放射線の吸収が少ないプラスチック樹脂、アラミド、バイオナノファイバで形成することができる。このように形成された基板１は放射線の吸収量が少ない。このため、表面読取方式により放射線がＴＦＴ基板３０を透過する場合でも、放射線に対する感度の低下を抑えることができる。

[0178] また、本実施の形態によれば、図８に示すように、放射線検出器２０をＴＦＴ基板３０が天板４１Ｂ側となるように筐体４１内の天板４１Ｂに貼り付けている。しかし、基板１を剛性の高いプラスチック樹脂、アラミド、バイオナノファイバで形成した場合、放射線検出器２０自体の剛性が高いため、筐体４１の天板４１Ｂを薄く形成することができる。また、基板１を剛性の高いプラスチック樹脂やアラミド、バイオナノファイバで形成した場合、放射線検出器２０自体が可撓性を有するため、撮影領域４１Ａに衝撃が加わった場合でも放射線検出器２０が破損しづらい。

[0179] 以上詳細に説明したように、本実施の形態では、放射線検出用画素（本実施の形態では、放射線検出用画素３２Ａ）を特性が変更可能に構成すると共に、当該特性を放射線画像の撮影条件に応じて設定しているので、当該設定を行わない場合に比較して、より的確に放射線の照射状態を検出することができる。

[0180] また、本実施の形態では、前記撮影条件に応じて前記放射線検出用画素の位置を切り換えることにより前記特性を設定しているので、例えば、撮影対象部位が撮影領域の一部のみに位置される場合等にも、的確に放射線の照射状態を検出することができる。

[0181] また、本実施の形態では、前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号を予め設定された増幅率で増幅する増幅器（本実施の形態では、可変ゲインプリアンプ９２）を有し、前記撮影条件に応じて前記増幅率を設定することにより前記特性を設定すると共に、前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号に対して予め設定された低域通過周波数で低域通過処理を行う低域通過フィルタ（本実施の形態では、Ｌ

ＰＦ９６）を有し、前記撮影条件に応じて前記低域通過周波数を設定することにより前記特性を設定し、かつ前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号を予め定められた数だけ合成するか否かを切り換える切換手段（本実施の形態では、ビニング部９４）を有し、前記撮影条件に応じて前記合成するか否かを切り換えることにより前記特性を設定しているので、放射線検出用画素の特性を簡易に設定することができる。

[0182] また、本実施の形態では、前記放射線検出用画素により検出された放射線に基づいて放射線の照射開始を検出するか、放射線の照射量を検出するのかに応じて前記特性を設定しているので、検出対象に応じて、より的確に放射線の照射状態を検出することができる。

[0183] さらに、本実施の形態では、前記放射線検出器が、前記放射線検出用画素から蓄積された電荷を読み出すための専用配線（本実施の形態では、直接読出配線３８）を備えているので、放射線画像の撮影動作とは無関係に放射線を検出することができる結果、より高速に放射線画像の撮影を行うことができる。

[0184] 以上、本発明を実施の形態を用いて説明したが、本発明の技術的範囲は上記実施の形態に記載の範囲には限定されない。発明の要旨を逸脱しない範囲で上記実施の形態に多様な変更または改良を加えることができ、当該変更または改良を加えた形態も本発明の技術的範囲に含まれる。

[0185] また、上記の実施の形態は、クレーム（請求項）にかかる発明を限定するものではなく、また実施の形態の中で説明されている特徴の組み合わせの全てが発明の解決手段に必須であるとは限らない。前述した実施の形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜の組み合わせにより種々の発明を抽出できる。実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、効果が得られる限りにおいて、この幾つかの構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

[0186] 例えば、上記実施の形態では、図６に示すように、放射線検出用画素３２Ａを中央部検出領域および周縁部検出領域に上下方向および左右方向の双方

に対して対称となるように配置した場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、放射線検出用画素３２Ａの配置位置には特に制限はない。但し、本実施の形態のように、上下方向および左右方向の双方に対して対称となるように配置することが、電子カセッテ４０の上下左右を気にしないで用いることができるので、使い勝手を向上させることができ、好ましい。

[0187] ここで、放射線検出用画素３２Ａを上下左右に対して対称とならないように配置した場合には、電子カセッテ４０に加速度センサ、ジャイロ等の方向検出手段を設けておき、これによって特定される電子カセッテ４０の向きに応じて、素抜け領域画素および撮影対象部位領域画素を特定する形態としてもよい。

[0188] なお、上記実施の形態では、放射線検出器２０に設けられた画素３２の一部を放射線検出用画素３２Ａとして用いているため、隣接する放射線検出用画素３２Ａが欠陥画素補正を実施可能な程度に離間していることが好ましいことは言うまでもない。

[0189] また、上記実施の形態では、放射線検出器２０に設けられた画素３２の一部を放射線検出用画素３２Ａとして用いる場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、放射線検出用画素３２Ａを、画素３２とは別層として放射線検出器２０に積層する形態としてもよい。この場合、欠陥画素が生じることがないため、上記実施の形態に比較して、放射線画像の品質を向上させることができる。

[0190] また、上記実施の形態では、放射線検出用画素３２Ａを、放射線を検出する専用の画素とした場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、放射線検出用画素３２Ａを放射線画像取得用画素３２Ｂと兼用する形態としてもよい。

[0191] また、上記実施の形態では、可変ゲインプリアンプ９２の増幅率、ビニング部９４によるビニング状態、およびＬＰＦ９６の低域通過周波数の全てを撮影条件に応じて切り換える場合について説明した。しかし、本発明はこれ

に限定されるものではなく、これらの何れか１つ、または２つの組み合わせを切り換える形態としてもよい。

[0192] また、上記実施の形態では、可変ゲインプリアンプ９２の増幅率およびＬＰＦ９６の低域通過周波数を２段階で切り換える場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、これらを３段階以上で切り換える形態としてもよい。また、ビニング部９４により合成する電気信号の数も２つに限らず、３つ以上とする形態としてもよい。

[0193] また、上記実施の形態では、放射線検出用画素３２Ａを、放射線の照射開始および照射量を検出するために用いる場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、放射線の照射停止を検出するために放射線検出用画素３２Ａを用いる形態としてもよい。

[0194] なお、放射線検出用画素３２Ａを、放射線の照射開始および放射線の照射停止を検出するために用いる場合、当該照射開始および照射終了を、互いに異なる放射線検出用画素３２Ａを用いて検出する一方、上記照射開始を検出するために用いる放射線検出用画素３２Ａに対応する可変ゲインプリアンプ９２の増幅率を、上記照射終了を検出するために用いる放射線検出用画素３２Ａに対応する可変ゲインプリアンプ９２の増幅率より高く設定する形態としてもよい。これにより、放射線の照射開始を、より短期間で検出することができる。

[0195] また、上記実施の形態で説明した可変ゲインプリアンプの増幅率、ビニング部によるビニング状態、およびＬＰＦの低域通過周波数の各々の設定条件は一例であり、以下に示すような形態例を採り得る。

[0196] 可変ゲインプリアンプの増幅率については、放射線Ｘの照射量が多いほど低い増幅率を設定する形態、動画撮影を行う場合は、静止画撮影を行う場合より高い増幅率を設定する形態、放射線の照射開始を検出する場合は比較的高い増幅率を設定し、放射線の照射終了および照射量を検出する場合は比較的低い増幅率を設定する形態等が例示できる。

[0197] また、ビニング部によるビニング状態については、放射線Ｘの照射量が多

いほど少ないビニング数を設定する形態、動画撮影を行う場合は、静止画撮影を行う場合より多いビニング数を設定する形態、放射線の照射開始を検出する場合は比較的多いビニング数を設定し、放射線の照射終了および照射量を検出する場合は比較的少ないビニング数を設定する形態等が例示できる。

[0198] さらに、ＬＰＦの低域通過周波数については、放射線Ｘを射出する際の管電流や管電圧が低いほど低い低域通過周波数を設定する形態、撮影対象部位が位置される撮影領域に位置する放射線検出用画素に対応する低域通過周波数として比較的低い低域通過周波数を設定する形態等が例示できる。

[0199] また、上記実施の形態では、放射線検出器２０において行方向に並んだ放射線検出用画素３２Ａを共通の直接読出配線３８に接続した場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、全ての放射線検出用画素３２Ａについて異なる直接読出配線３８に個別に接続する形態としてもよい。

[0200] また、上記実施の形態では、放射線画像の撮影によって得られた画像データのみをデータベース１５０Ａに登録する場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、当該画像データに関連付けて、当該画像データを得る際に適用した第２信号処理部５５に対する設定条件および初期情報の少なくとも一方を登録する形態としてもよい。

[0201] また、上記実施の形態では、センサ部１３が、シンチレータ８で発生した光を受光することにより電荷が発生する有機光電変換材料を含んで構成されている場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、センサ部１３として有機光電変換材料を含まずに構成されたものを適用する形態としてもよい。

[0202] また、上記実施の形態では、電子カセッテ４０の筐体４１の内部にカセッテ制御部５８や電源部７０を収容するケース４２と放射線検出器２０とを重ならないように配置した場合について説明したが、これに限定されるものではない。例えば、放射線検出器２０とカセッテ制御部５８や電源部７０を重なるように配置してもよい。

[0203] また、上記実施の形態では、電子カセッテ４０とコンソール１１０との間、放射線発生装置１２０とコンソール１１０との間で、無線にて通信を行う場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、これらの少なくとも一方を有線にて通信を行う形態としてもよい。

[0204] また、上記実施の形態では、放射線としてＸ線を適用した場合について説明した。しかし、本発明はこれに限定されるものではなく、γ線等の他の放射線を適用する形態としてもよい。

[0205] その他、上記実施の形態で説明したＲＩＳ１００の構成（図１参照。）、放射線撮影室の構成（図２参照。）、電子カセッテ４０の構成（図３～図８，図１０参照。）、撮影システム１０４の構成（図９参照。）は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要な部分を削除したり、新たな部分を追加したり、接続状態等を変更したりすることができることは言うまでもない。

[0206] また、上記実施の形態で説明した初期情報の構成も一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要な情報を削除したり、新たな情報を追加したりすることができることは言うまでもない。

[0207] また、上記実施の形態で説明した各種プログラムの処理の流れ（図１１，図１３～図１５参照。）も一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要なステップを削除したり、新たなステップを追加したり、処理順序を入れ換えたりすることができることは言うまでもない。

[0208] さらに、上記実施の形態で説明した初期情報入力画面の構成（図１２参照。）も一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において、不要な情報を削除したり、新たな情報を追加したりすることができることは言うまでもない。

[0209] また、特願２０１０－２４００７７号の開示はその全体が参照により本明細書に取り込まれる。

本明細書に記載された全ての文献、特許出願、および技術規格は、個々の文献、特許出願、および技術規格が参照により取り込まれることが具体的か

つ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

請求の範囲

[請求項1] 放射線画像の撮影領域に行列状に配置され、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより前記放射線画像を示す画像情報を取得する複数の放射線画像取得用画素、および前記撮影領域に配置されると共に特性が変更可能とされ、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより、照射された放射線を検出する複数の放射線検出用画素を備えた放射線検出器と、

前記放射線画像の撮影条件を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された撮影条件に応じて前記特性を設定する設定手段と、

を有する放射線画像撮影装置。

[請求項2] 前記設定手段は、前記撮影条件に応じて前記放射線検出用画素の位置を切り換えることにより前記特性を設定する

請求項１記載の放射線画像撮影装置。

[請求項3] 前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号を予め設定された増幅率で増幅する増幅器をさらに有し、

前記設定手段は、前記撮影条件に応じて前記増幅率を設定することにより前記特性を設定する

請求項１または請求項２記載の放射線画像撮影装置。

[請求項4] 前記放射線の照射開始および前記放射線の照射終了を、互いに異なる前記放射線検出用画素を用いて検出する検出手段をさらに有し、

前記設定手段は、前記放射線の照射開始を検出するために用いる前記放射線検出用画素に対応する前記増幅器の増幅率を、前記放射線の照射終了を検出するために用いる前記放射線検出用画素に対応する前記増幅器の増幅率より高く設定する

請求項３記載の放射線画像撮影装置。

[請求項5] 前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号に対して予め設定された低域通過周波数で低域通過処理を行う低域通

過フィルタをさらに有し、

前記設定手段は、前記撮影条件に応じて前記低域通過周波数を設定することにより前記特性を設定する

請求項１から請求項４の何れか１項記載の放射線画像撮影装置。

[請求項6] 前記放射線検出用画素によって蓄積された電荷により示される信号を予め定められた数だけ合成するか否かを切り換える切換手段をさらに有し、

前記設定手段は、前記撮影条件に応じて前記合成するか否かを切り換えることにより前記特性を設定する

請求項１から請求項５の何れか１項記載の放射線画像撮影装置。

[請求項7] 前記設定手段は、前記放射線検出用画素により検出された放射線に基づいて放射線の照射開始または放射線の照射終了を検出するのか、放射線の照射量を検出するのかに応じて前記特性を設定する

請求項１から請求項６の何れか１項記載の放射線画像撮影装置。

[請求項8] 前記撮影条件は、撮影対象部位、前記放射線画像の撮影時において撮影対象部位が配置される領域、動画撮影および静止画撮影の何れの撮影であるのか、放射線の照射量の少なくとも１つである

請求項１から請求項７の何れか１項記載の放射線画像撮影装置。

[請求項9] 前記放射線検出器は、前記放射線検出用画素から蓄積された電荷を読み出すための専用配線をさらに備える

請求項１から請求項８の何れか１項記載の放射線画像撮影装置。

[請求項10] 放射線画像の撮影領域に行列状に配置され、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより前記放射線画像を示す画像情報を取得する複数の放射線画像取得用画素、および前記撮影領域に配置されると共に特性が変更可能とされ、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより、照射された放射線を検出する複数の放射線検出用画素を備えた放射線検出器を有する放射線画像撮影装置によって実行されるプログラムであって、

コンピュータを、

前記放射線画像の撮影条件を取得する取得手段と、

前記取得手段によって取得された撮影条件に応じて前記特性を設定する設定手段と、

として機能させるためのプログラム。

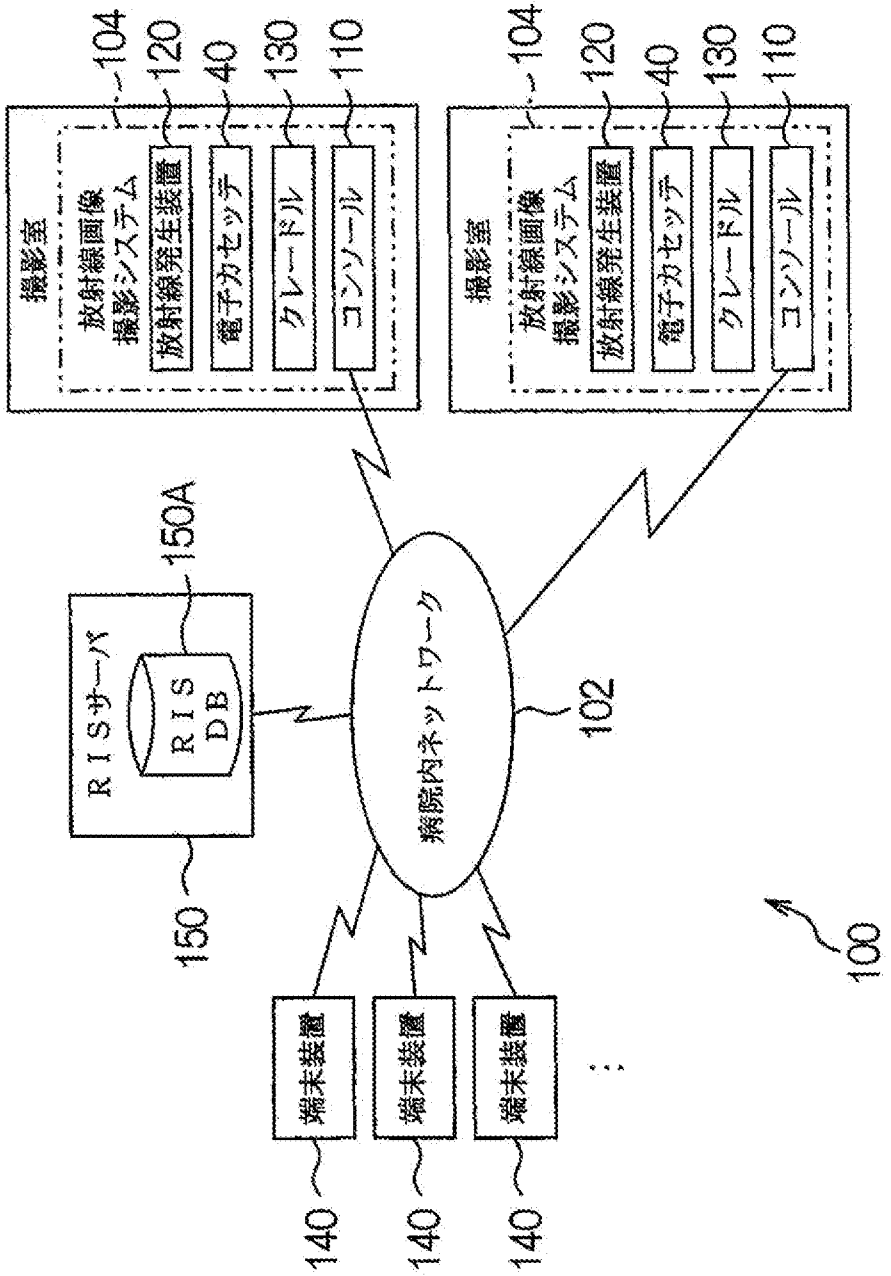
［請求項11］ 放射線画像の撮影領域に行列状に配置され、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより前記放射線画像を示す画像情報を取得する複数の放射線画像取得用画素、および前記撮影領域に配置されると共に特性が変更可能とされ、各々照射された放射線を電荷に変換して蓄積することにより、照射された放射線を検出する複数の放射線検出用画素を備えた放射線検出器を用いて放射線画像撮影を行う方法であって、

前記放射線画像の撮影条件を取得し、

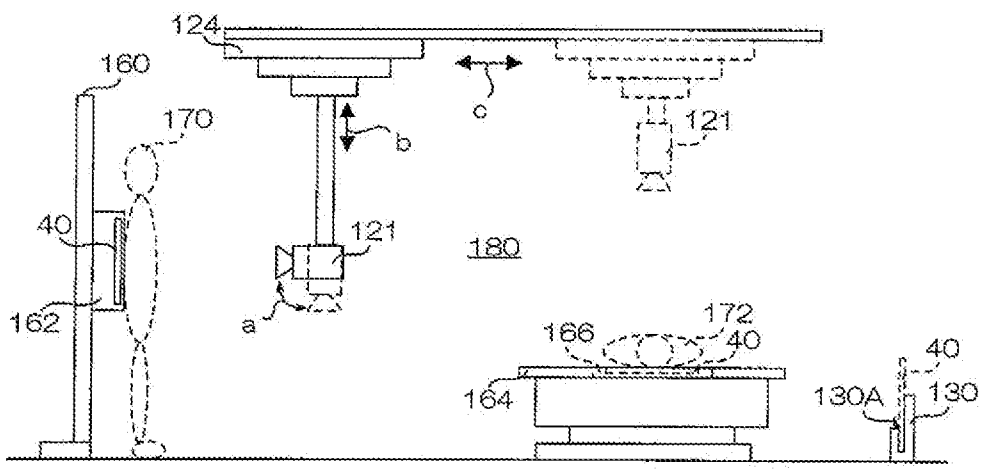
前記取得された撮影条件に応じて前記特性を設定する、

ことを含む、方法。

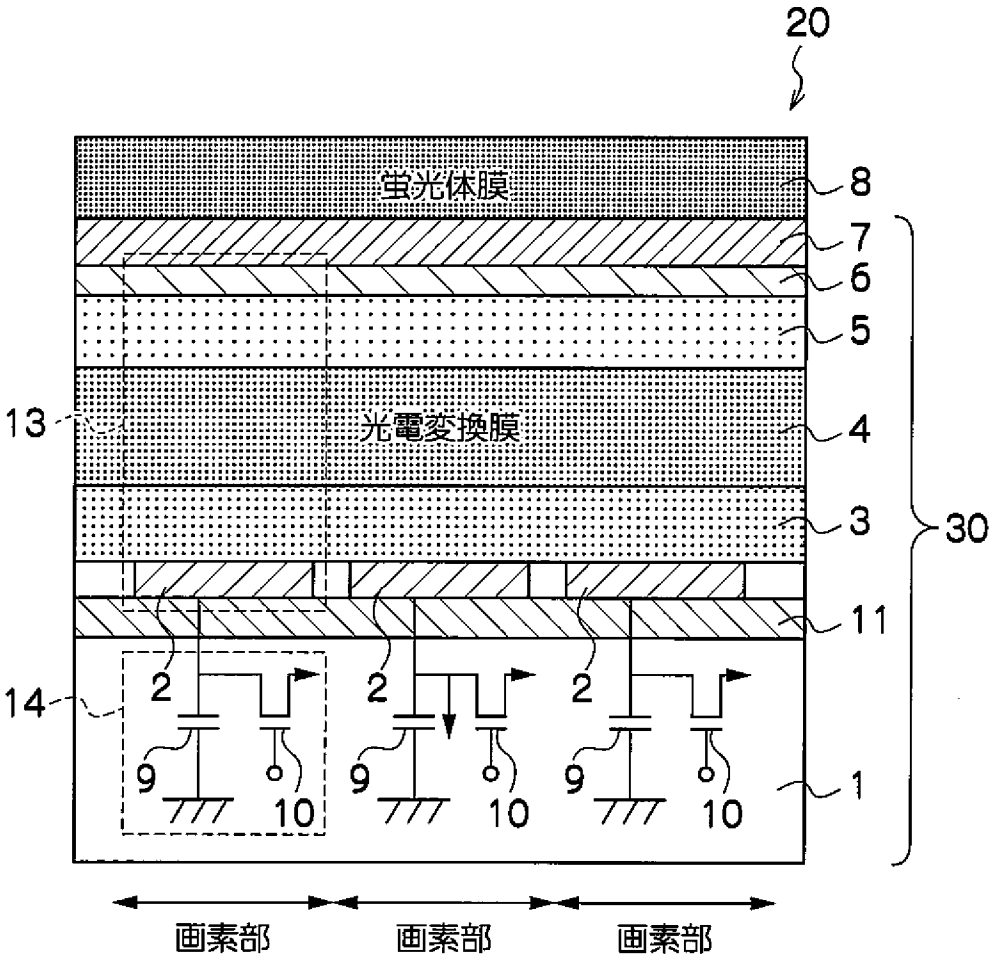
[図1]


撮影室
放射線画像撮影システム
放射線発生装置
電子カセッテ
クレードル
コンソール
104
120
40
130
110
RISサーバ
RIS DB
150A
150
病院内ネットワーク
102
100
端末装置
140

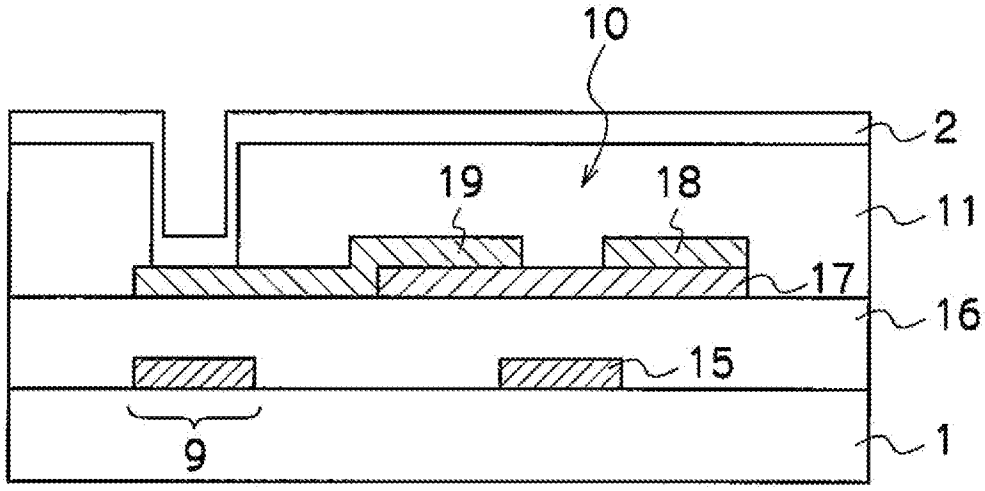
[図2]


124
160
170
40
162
121
180
a
b
c
166
172
164
130A
130

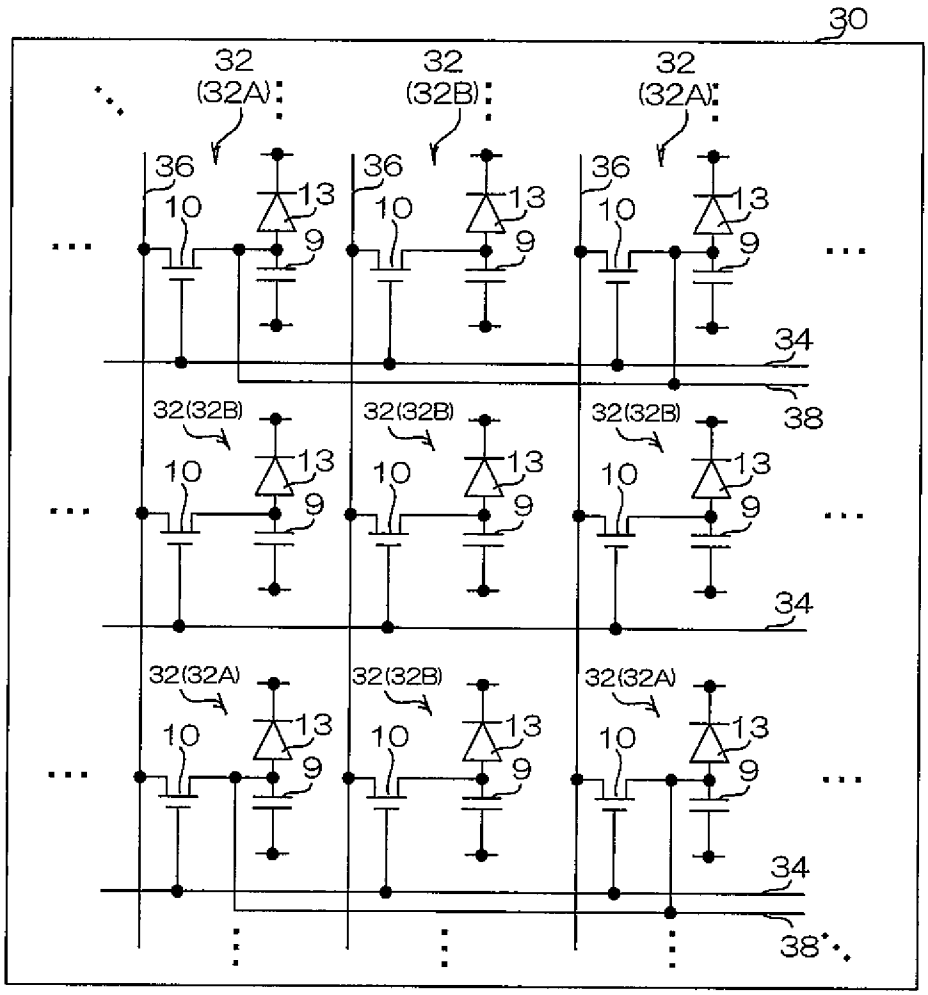
[図3]


20
蛍光体膜
8
7
6
5
13
光電変換膜
4
3
30
11
14
2
2
2
9
9
9
10
10
10
1
画素部
画素部
画素部

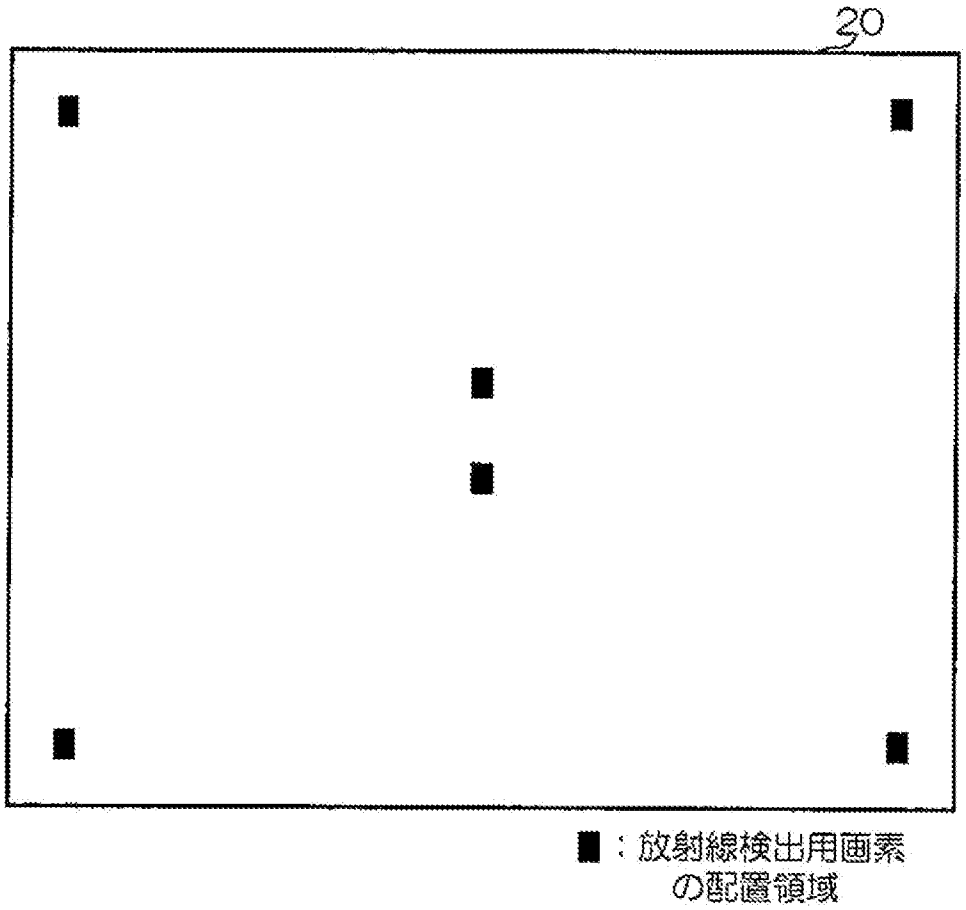
[図4]


10
2
19
18
11
17
16
15
9
1

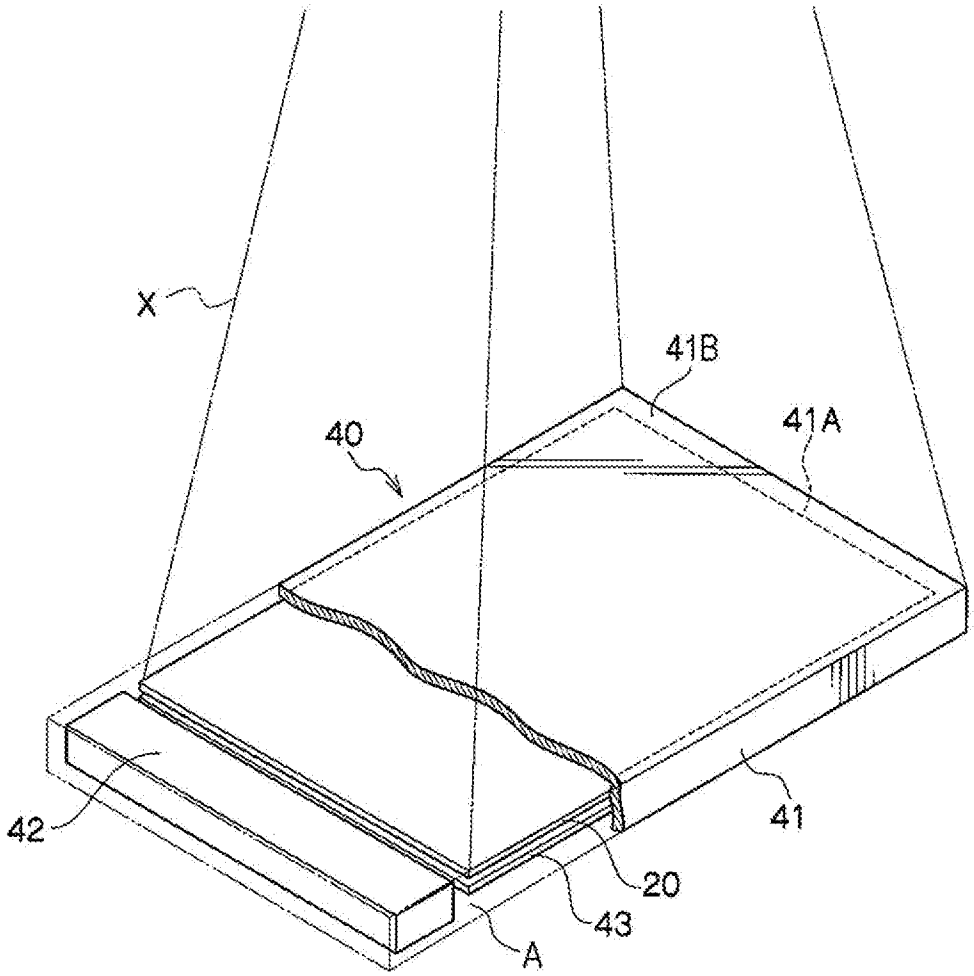
[図5]



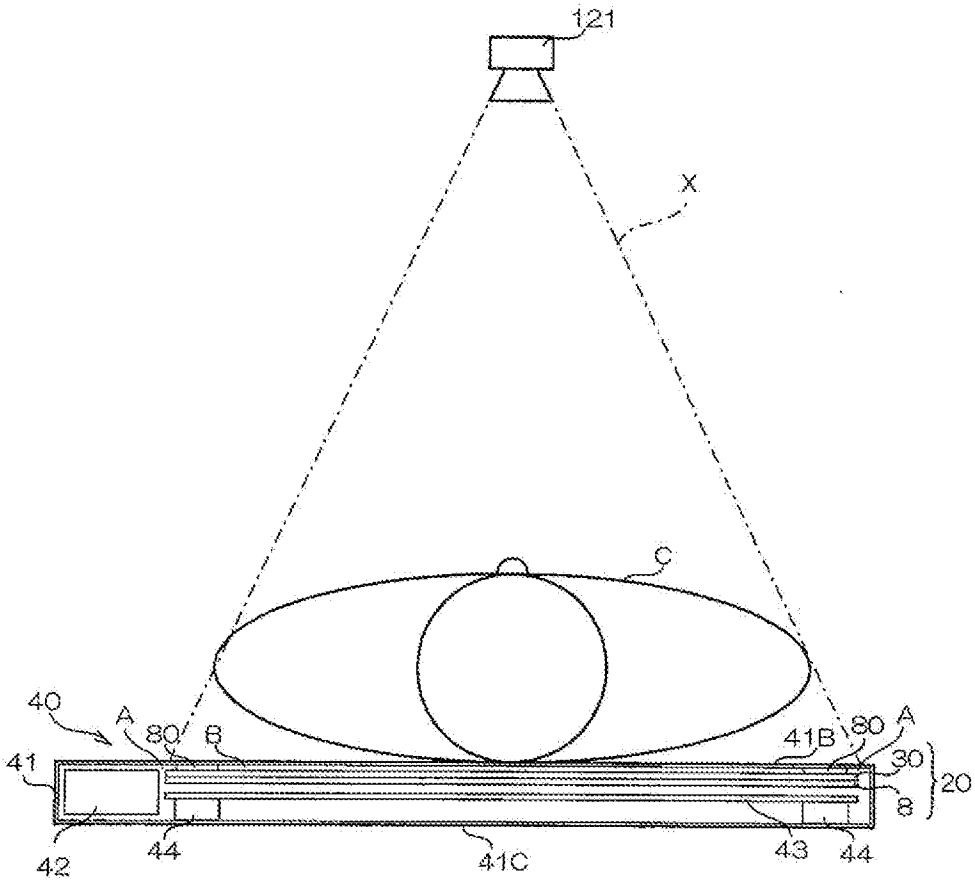
[図6]



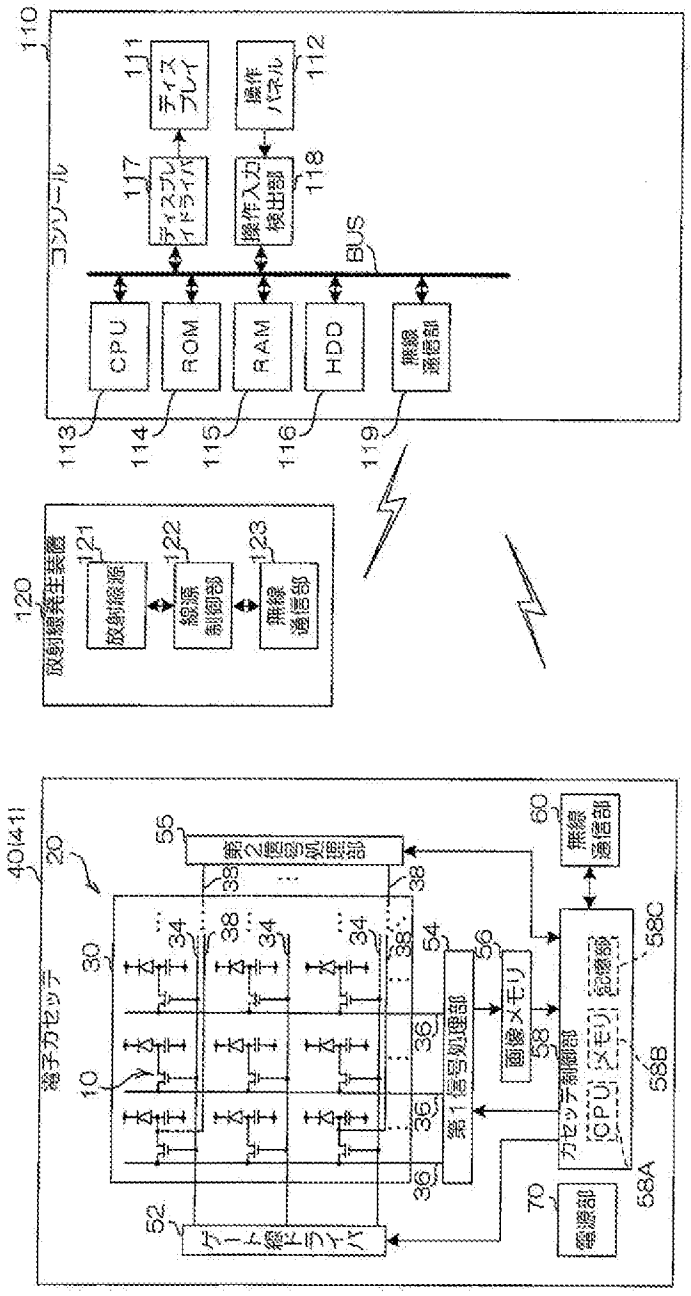
[図7]



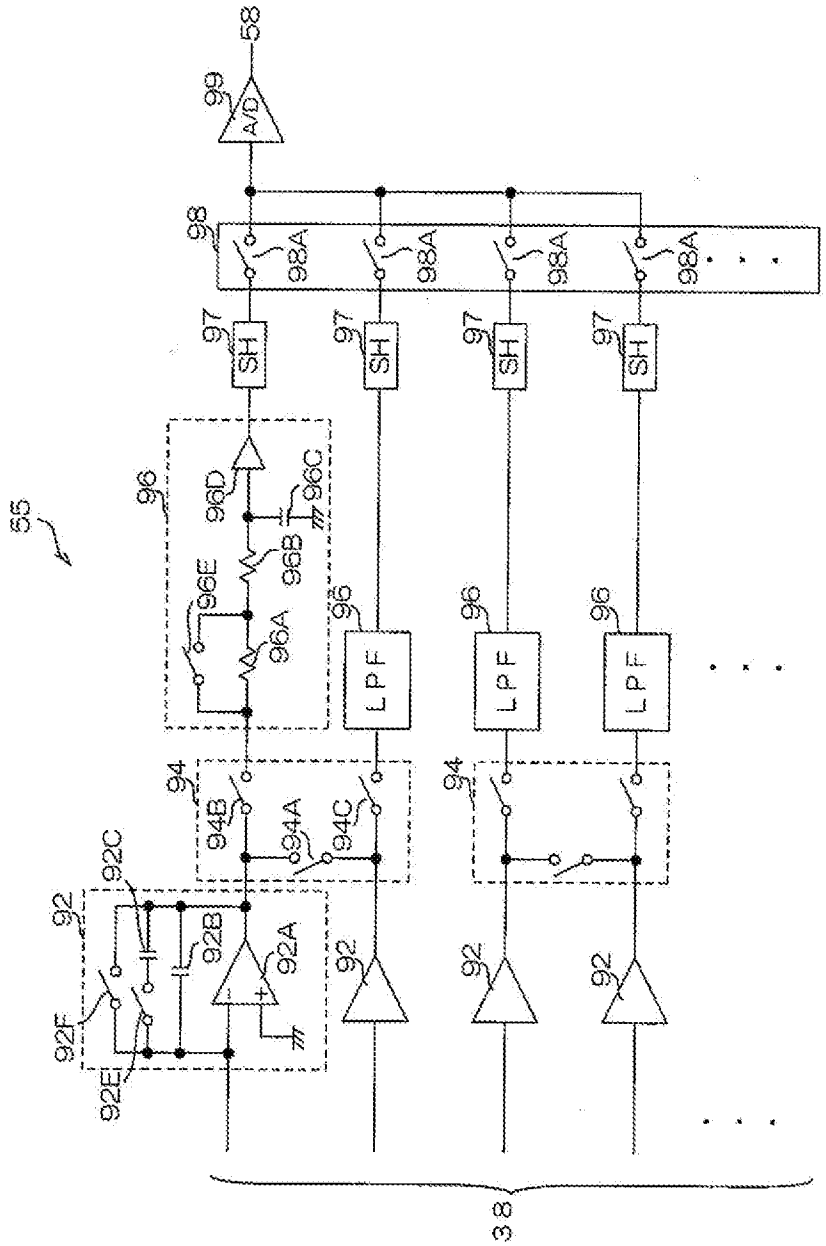
[図8]



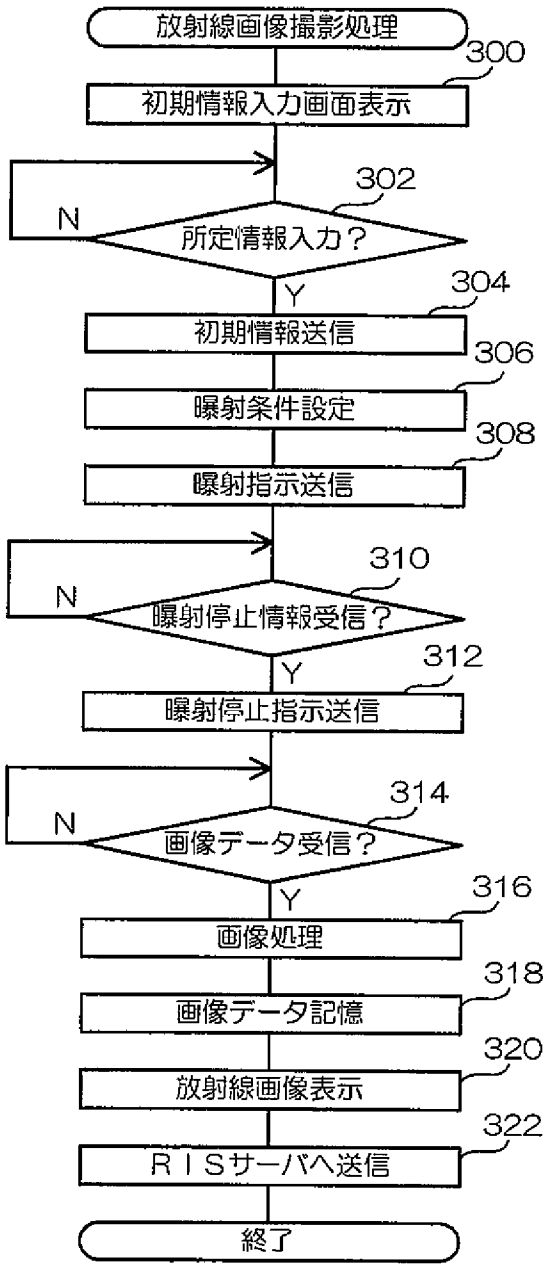
[図9]


110
コンソール
111
ディスプレイ
112
操作パネル
117
ディスプレイドライバ
118
操作入力検出部
BUS
CPU
ROM
RAM
HDD
無線通信部
113
114
115
116
119
120
放射線発生装置
121
放射線源
122
線源制御部
123
無線通信部
40(41)
20
電子カセッテ
55
第2信号処理部
60
無線通信部
30
10
34
38
36
54
第1信号処理部
56
画像メモリ
58
58C
カセッテ制御部
CPU
メモリ
記憶部
58B
58A
52
ゲート線駆動ドライバ
70
電源部

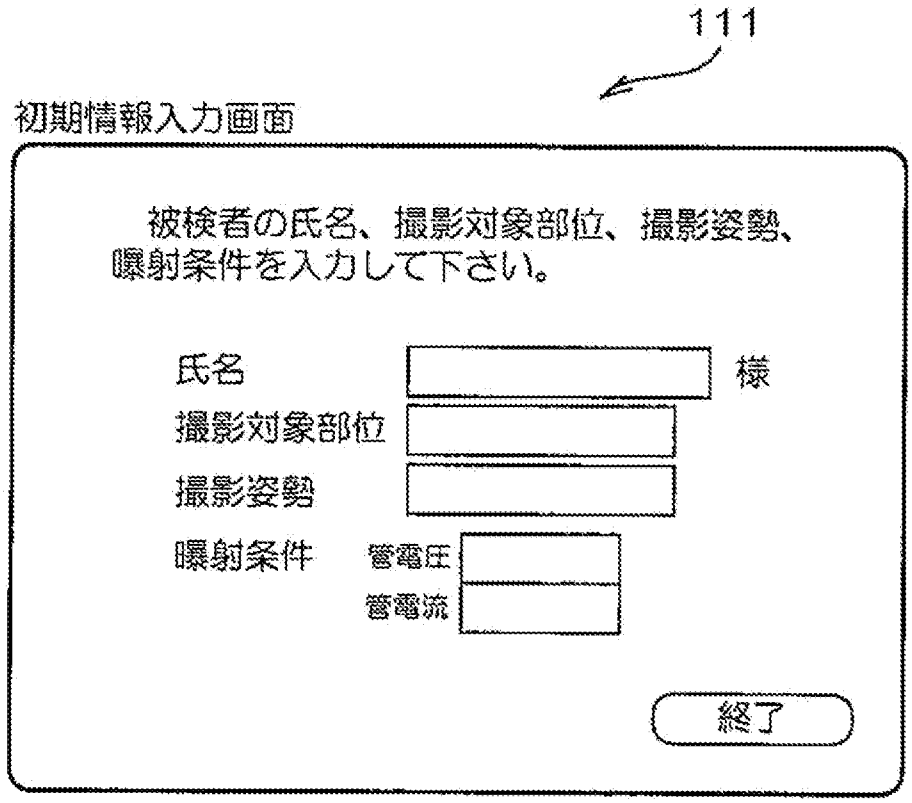
[図10]


58
99
A/D
98
98A
97
SH
55
96
96D
96C
96B
96E
96A
LPF
94
94B
94A
94C
92C
92
92B
92A
92F
92E
38

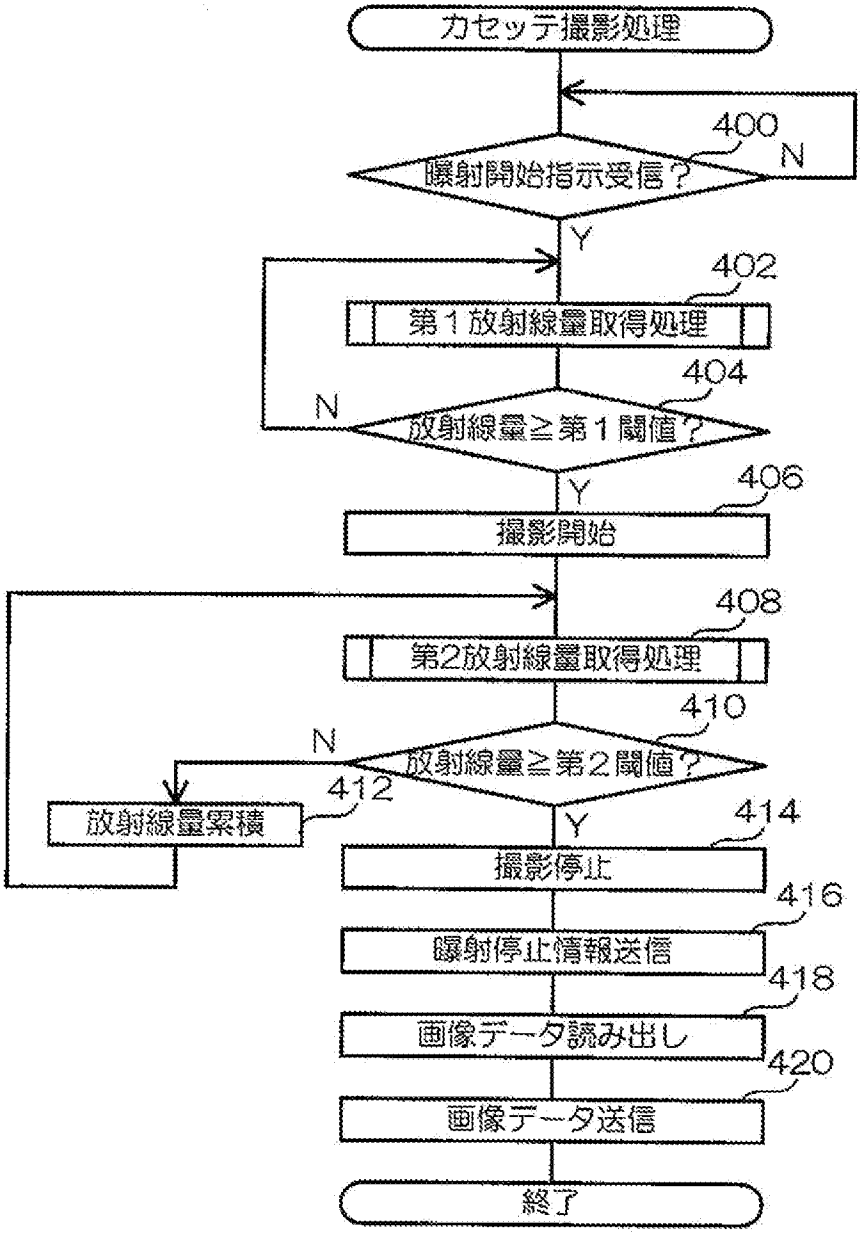
[図11]


放射線画像撮影処理
300
初期情報入力画面表示
302
N
所定情報入力？
Y
304
初期情報送信
306
曝射条件設定
308
曝射指示送信
310
N
曝射停止情報受信？
Y
312
曝射停止指示送信
314
N
画像データ受信？
Y
316
画像処理
318
画像データ記憶
320
放射線画像表示
322
ＲＩＳサーバへ送信
終了

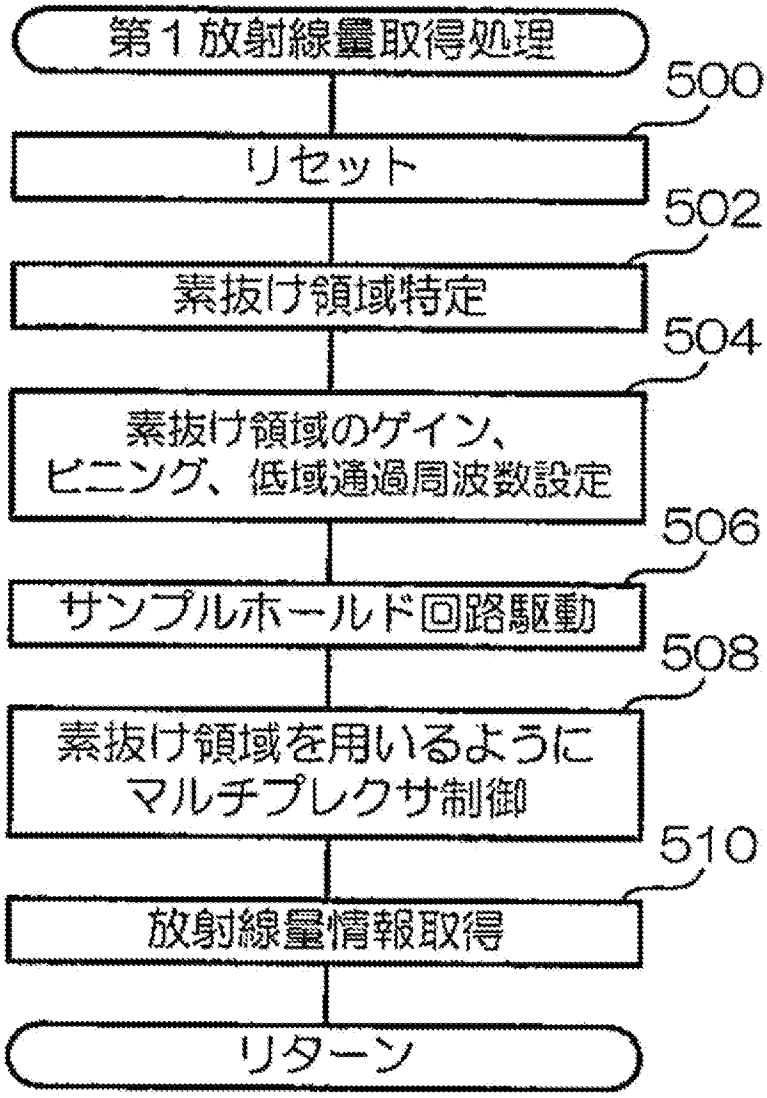
[図12]


111
初期情報入力画面
被検者の氏名、撮影対象部位、撮影姿勢、
曝射条件を入力して下さい。
氏名
様
撮影対象部位
撮影姿勢
曝射条件
管電圧
管電流
終了

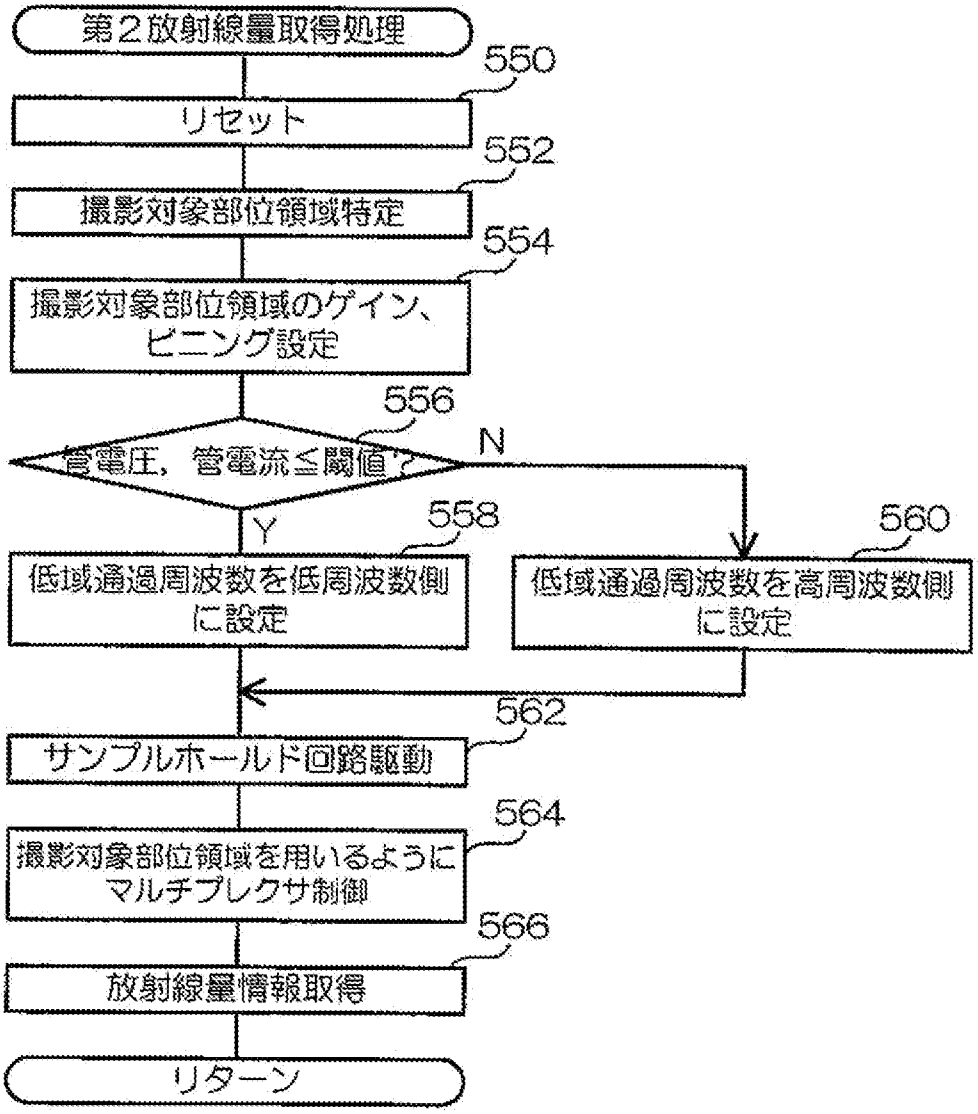
[図13]


カセッテ撮影処理
400
曝射開始指示受信？
N
Y
402
第１放射線量取得処理
404
N
放射線量≧第１閾値？
Y
406
撮影開始
408
第2放射線量取得処理
410
N
放射線量≧第２閾値？
412
放射線量累積
Y
414
撮影停止
416
曝射停止情報送信
418
画像データ読み出し
420
画像データ送信
終了

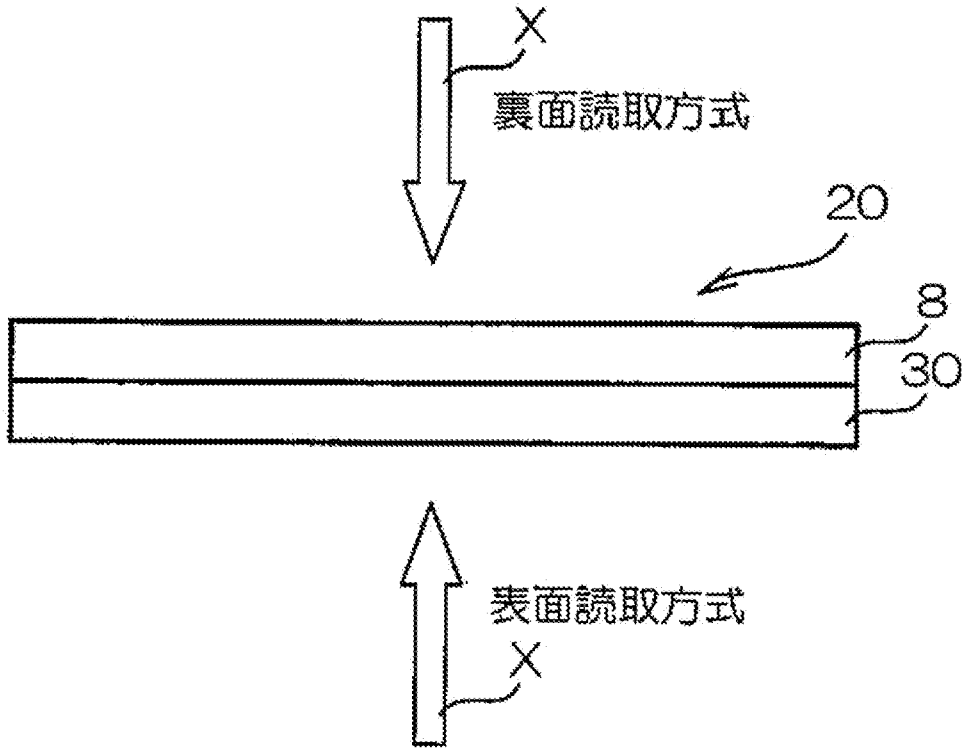
[図14]


第１放射線量取得処理
500
リセット
502
素抜け領域特定
504
素抜け領域のゲイン、
ビニング、低域通過周波数設定
506
サンプルホールド回路駆動
508
素抜け領域を用いるように
マルチプレクサ制御
510
放射線量情報取得
リターン

[図15]


第２放射線量取得処理
550
リセット
552
撮影対象部位領域特定
554
撮影対象部位領域のゲイン、ビニング設定
556
管電圧，管電流≦閾値？
N
Y
558
低域通過周波数を低周波数側に設定
560
低域通過周波数を高周波数側に設定
562
サンプルホールド回路駆動
564
撮影対象部位領域を用いるようにマルチプレクサ制御
566
放射線量情報取得
リターン

[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/073965

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
G01T1/17(2006.01)i, *A61B6/00*(2006.01)i, *G01T7/00*(2006.01)i, *G03B42/02*(2006.01)i, *G03B42/04*(2006.01)i, *H04N5/225*(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)
G01T1/17, A61B6/00, G01T7/00, G03B42/02, G03B42/04, H04N5/225

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 1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

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.
X Y A	JP 2009-98136 A (Fujifilm Corp.), 07 May 2009 (07.05.2009), entire text; all drawings & US 2009/0086052 A1	1-2,7-11 3,5-6 4
Y	JP 2009-219538 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 01 October 2009 (01.10.2009), entire text; all drawings (Family: none)	3,5-6
Y	JP 6-213677 A (Hitachi, Ltd.), 05 August 1994 (05.08.1994), paragraphs [0023] to [0041]; fig. 1 to 11 (Family: none)	3,5-6

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

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"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)
"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
"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
"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
"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
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
20 December, 2011 (20.12.11)	27 December, 2011 (27.12.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/073965

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 2006-122667 A (Canon Inc.), 18 May 2006 (18.05.2006), paragraph [0023]; fig. 1, 3 & US 2006/0071171 A1 & EP 1642528 A1 & CN 1763513 A	5-6
Y	JP 2005-253783 A (Canon Inc.), 22 September 2005 (22.09.2005), entire text; all drawings & US 2005/0200720 A1 & US 2009/0065702 A1	5-6
Y	JP 2010-136283 A (Canon Inc.), 17 June 2010 (17.06.2010), entire text; all drawings (Family: none)	6
Y	JP 2007-319199 A (Hitachi, Ltd.), 13 December 2007 (13.12.2007), paragraphs [0040] to [0056]; fig. 12 to 18 & US 2007/0280409 A1	6

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０７３９６５

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　G01T1/17(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i, G03B42/02(2006.01)i, G03B42/04(2006.01)i, H04N5/225(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.　G01T1/17, A61B6/00, G01T7/00, G03B42/02, G03B42/04, H04N5/225

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	１９７１－２０１１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１１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	関連する請求項の番号
X Y A	JP 2009-98136 A (富士フイルム株式会社) 2009.05.07, 全文および全図 & US 2009/0086052 A1	１－２、７－１１ ３、５－６ ４
Y	JP 2009-219538 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2009.10.01, 全文および全図 (ファミリーなし)	３、５－６

☑　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 ２０．１２．２０１１	国際調査報告の発送日 ２７．１２．２０１１
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）　２Ｉ　４４５８ 藤本　加代子 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２７３

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	関連する請求項の番号
Ｙ	JP 6-213677 A（株式会社日立製作所） 1994.08.05，第【００２３】－【００４１】段落および第１－１１図 （ファミリーなし）	３、５－６
Ｙ	JP 2006-122667 A（キヤノン株式会社） 2006.05.18，第【００２３】段落および第１、３図 & US 2006/0071171 A1 & EP 1642528 A1 & CN 1763513 A	５－６
Ｙ	JP 2005-253783 A（キヤノン株式会社） 2005.09.22，全文および全図 & US 2005/0200720 A1 & US 2009/0065702 A1	５－６
Ｙ	JP 2010-136283 A（キヤノン株式会社） 2010.06.17，全文および全図 （ファミリーなし）	６
Ｙ	JP 2007-319199 A（株式会社日立製作所） 2007.12.13，第【００４０】－【００５６】段落および第１２－１８図 & US 2007/0280409 A1	６