

(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
2013年3月28日(28.03.2013)

(10) 国際公開番号

WO 2013/042415 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) G06Q 50/22 (2012.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/066049
- (22) 国際出願日: 2012年6月22日(22.06.2012)
- (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 2011-206469 2011年9月21日(21.09.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士
フィルム株式会社(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): 北野 浩一
(KITANO, Kouichi) [JP/JP]; 〒2580023 神奈川県足柄
上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式
会社内 Kanagawa (JP). 岩切 直人(IWAKIRI, Na-
oto) [JP/JP]; 〒2580023 神奈川県足柄上郡開成町宮

台798番地 富士フィルム株式会社内
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 富士フィルム株式会社内 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
フィルム株式会社内 Kanagawa (JP). 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).

(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
H K 新宿ビル7階 太陽国際特許事務所 Tokyo
(JP).

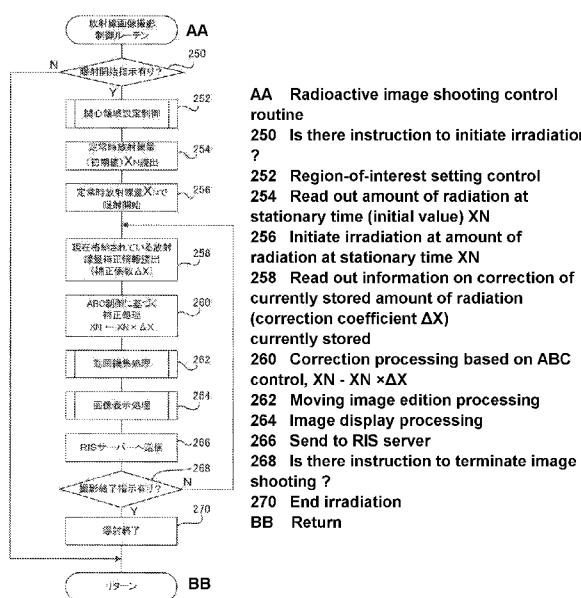
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO,
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS,
JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,
LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,

[続葉有]

(54) Title: RADIOGRAPHIC MOVING IMAGE SHOOTING DEVICE, METHOD FOR SETTING REGION-OF-INTEREST FOR RADIOGRAPHIC MOVING IMAGE SHOOTING DEVICE, RADIOACTIVE MOVING IMAGE SHOOTING SYSTEM, RADIOGRAPHIC MOVING IMAGE SHOOTING CONTROL PROGRAM, AND MEMORY MEDIUM FOR RADIOGRAPHIC MOVING IMAGE SHOOTING CONTROL PROGRAM

(54) 発明の名称: 放射線動画像撮影装置、放射線動画像撮影装置用関心領域設定方法、放射線画像撮影システム、放射線動画像撮影制御プログラム、及び放射線動画像撮影制御プログラム記憶媒体

[図7]



(57) Abstract: The purpose of the present invention is to reduce the exposure amount of radiation to a subject without adversely affecting the identification of a region-of-interest mainly in the shooting of a moving image. In a radiographic image shooting system, when a moving image is to be shot, the exposure of radiation to a subject is continued for a longer period compared with that in the shooting of a still image, and therefore it is needed to have the exposure amount of radiation to a subject under consideration. Then, during the setting of a region-of-interest (ROI) which is to be performed before image shooting, the amount of radiation from a radiation source (22A) is reduced as possible (at a level lower than a level in a stationary time), and the compression rate of a dynamic range is increased compared with that in a stationary time in accordance with the distribution of a histogram of an QL value on the basis of the reduced amount of radiation. Consequently, even when the distribution of the QL value is unbalanced, it becomes possible to utilize the dynamic range with economy and it also becomes possible to achieve both the reduction in exposure amount of radiation to a subject through the reduction in the amount of radiation and the highly accurate setting of an ROI.

(57) 要約:

[続葉有]



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.

- (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, RU, TJ, TM), ヨーロッ

パ⁹ (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))

主として動画像撮影する場合に、関心領域の特定に悪影響を及ぼすことなく、被検体への放射線被曝量を低減する。放射線画像撮影システムにおいて、動画像を撮影する場合、動画像である以上、被検者に静止画像撮影に比べて長い時間曝射を継続することになり、その分、被検者の被曝量を考慮する必要がある。そこで、本撮影前に実行される関心領域(ROI)の設定中は、放射線曝射源22Aから曝射する放射線量を極力抑え(定常時よりも低くし)、当該低くした放射線量に基づくQL値のヒクトグラムの分布に合わせて、ダイナミックレンジの圧縮率を定常時よりも高くした。このため、QL値の分布が偏ったとしても、ダイナミックレンジを無駄なく利用することができ、放射線量低下による被検者の被曝量軽減と、高精度のROI設定とを両立することができる。

明細書

発明の名称：

放射線動画像撮影装置、放射線動画像撮影装置用関心領域設定方法、放射線画像撮影システム、放射線動画像撮影制御プログラム、及び放射線動画像撮影制御プログラム記憶媒体

技術分野

[0001] 本願は2011年9月21日出願の日本出願第2011-206469号の優先権を主張すると共に、その全文を参照により本明細書に援用する。

本発明は、被検体に向けて放射線を曝射し、被検体を通過した放射線量を放射線検出器で受けて得た静止画像を連続的に撮影することで被検体の動画像を生成する射線動画像撮影装置、放射線動画像撮影装置用関心領域設定方法、放射線画像撮影システム、放射線動画像撮影制御プログラム、及び放射線動画像撮影制御プログラム記憶媒体に関するものである。

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、放射線量をデジタルデータ（電気信号）に変換できるFPD (Flat Panel Detector) 等の放射線検出器（「電子カセット」等という場合がある）が実用化されており、この放射線検出器を用いて、曝射された放射線量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。

[0003] なお、放射線量は、例えば、互換をもって発光量に変換され、その後、電気信号に変換される間接変換方式と、放射線量から直接電気信号に変換される直接変換方式とがあり、適宜選択して採用される。

[0004] ところで、上記のような放射線画像撮影装置では、一定時間毎に放射線検出器で検出した画像情報を連続して再生することで、所謂動画像を表示することが考えられている。なお、一定時間の間隔は、短ければ短いほど連続性が向上して、動画像としての画質がよいが、その分画像情報量が増えること

になるのは、一般的のCCDやCMOS等を用いた撮像装置（イメージセンサ）と同様である。放射線画像撮影装置においては、撮影する画像コマ数が増えれば、被検者への放射線量が増えることになるため、適切な画像コマ数を選択することが好ましい。なお、「適切な画像コマ数」とは、撮影対象（被検者における関心領域（ROI）内の画像）の動きが速いか遅いか、当該動きの変化量を重視するか否か等、撮影目的に合わせて決めた画像コマ数である。

- [0005] 一方、放射線画像撮影装置では、動画像を撮影する場合、撮影した画像情報に基づき、放射線量を制御して、放射線検出器による検出状態を最適に維持するフィードバック制御（ABC「Auto Brightness Control」制御）が必須である。
- [0006] 特開2010-273834号公報には、造影血管の透視画像及びDA（Digital Angiography）画像を表示するX線画像診断装置が開示されている。
- [0007] また、特開平9-266901号公報には、放射線画像の画像処理条件設定装置が開示されている。
- [0008] 特開2010-273834号公報には、関心領域内の画像レベルに基づいてABC制御を行うX線画像診断装置において、ユーザ操作に応じて、ABC制御を適宜解除して、そのときのX線条件を固定することができる技術が開示されている。
- [0009] ここで、放射線画像撮影装置による動画像撮影では、当然静止画撮影に比べて被検者（検査を受ける者）への被曝量が多くなる傾向にある。このため、当該被曝量を軽減することが重要な課題である。
- [0010] 被曝量を軽減するためには、放射線発生装置からの放射される放射線量を減らせばよいが、現状では、前記関心領域が確定する以前から、前記ABC制御が実行されており、このABC制御に起因して、所謂本撮影前の画像であるにも関わらず、放射線量が増大する方向に制御される場合がある。
- [0011] これを解消するために、ABC制御を解除すると共に、放射線発生装置か

らの放射線量を低線量とすれば、無用な放射線量が出力されずに、関心領域を特定することが可能となる。

[0012] なお、特開2010-273834号公報に記載された技術は、ABC制御を解除することが記載されているが、当該ABC制御を解除するタイミングとしては、直接X線を検出する部位を撮影する場合などとしており、作用効果が異なる。また、特開2010-273834号公報は、ユーザ操作に応じてABC制御を解除するものであり、ABC制御と関心領域との因果関係はない。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0013] しかしながら、ABC制御の解除、並びに低放射線量の下では、放射線検出器で検出する光量自体が少なくなるため、通常のダイナミックレンジでの検出では、所謂露出不足と同等の現象となり、関心領域の特定要素（特定までの所要時間、特定された領域の信頼性等）に影響を及ぼすことになる。

[0014] ここで、放射線撮像分野において、関心領域を明瞭に認識可能とする目的でダイナミックレンジの圧縮を行うものとしては、例えば特開平9-266901号公報のように、関心領域である脊椎全体を表現するのに適したダイナミックレンジ圧縮を行うものなどがある。ただし、ABC制御とダイナミックレンジの圧縮との因果関係はない。

[0015] 本発明は上記事実を考慮し、主として動画像撮影する場合に、関心領域の特定に悪影響を及ぼすことなく、被検体への放射線被曝量を低減することができる放射線動画像撮影装置、放射線動画像撮影装置用関心領域設定方法、放射線画像撮影システム、放射線動画像撮影制御プログラム、及び放射線動画像撮影制御プログラム記憶媒体を提供する。

課題を解決するための手段

[0016] 本発明の第1の態様は、放射線動画像撮影装置であって、設定された定常範囲の放射線エネルギーの放射線を、被検体に向けて曝射する放射線曝射部から曝射され、かつ前記被検体を通過した放射線量を、複数の画素を備えた

放射線検出器で受け、当該画素毎に受ける放射線量に応じた階調信号を出力する放射線画像撮影部と、前記放射線画像撮影部から階調信号を取得して、所定のダイナミックレンジの下で当該階調信号を読み取り、1フレーム毎の静止画像情報を生成すると共に、前記静止画像を連続的に撮影することで前記被検体の動画像を生成する動画像情報生成部と、所定の制御周期で、前記放射線曝射部から曝射する前記放射線の放射線エネルギーの設定値をフィードバック制御する制御部と、前記制御部によるフィードバック制御を禁止すると共に、前記被検体の被曝量を前記定常範囲での放射線エネルギーによる被曝量よりも抑制した状態で実行され、前記動画像情報生成部で生成された画像の一部を関心領域として設定する関心領域設定部と、を有している。

- [0017] 本態様によれば、通常の動画像撮影の手順としては、放射線曝射部により、設定された定常範囲の放射線エネルギーの放射線を、被検体に向けて曝射する。
- [0018] 放射線画像撮影部では、放射線曝射部から曝射され、かつ被検体を通過した放射線量を、複数の画素を備えた放射線検出器で受け、当該画素毎に受けた放射線量に応じた階調信号を出力する。
- [0019] 次に、動画像情報生成部では、放射線画像撮影部から階調信号を取得して、所定のダイナミックレンジの下で当該階調信号を読み取り、1フレーム毎の静止画像情報を生成すると共に、静止画像を連続的に撮影することで被検体の動画像を生成する。
- [0020] この場合、制御部では、所定の制御周期で、前記放射線曝射部から曝射する前記放射線の放射線エネルギーの設定値をフィードバック制御する。
- [0021] ここで、撮影指示直後は、関心領域設定部において、撮影される動画像の中から関心領域を設定する。
- [0022] このとき、関心領域設定部では、制御部によるフィードバック制御を禁止すると共に、被検体の被曝量を定常範囲よりも抑制した状態で、画像の一部を関心領域として設定する。
- [0023] このように、所謂本撮影ではない関心領域設定期間は、被検体の被曝量を

定常範囲よりも抑制することができる。また、フィードバック制御を禁止することで、抑制した状態を維持することができる。

- [0024] 第1の態様において、前記被曝量の抑制は、前記放射線曝射部に対して指示する放射線エネルギーを定常範囲よりも低くすることであってよい。
- [0025] 放射線の発生源自体の放射線エネルギーを定常範囲よりも低くすることで、被検体への被曝量を低減することができる。
- [0026] 第1の態様において、前記被曝量の抑制は、定常時よりも低いフレームレートとすることであってよい。
- [0027] 放射線検出器におけるフレームレートを定常時よりも低くすることで、その分、必要な放射線量が減らしても、確実に動画像の基となる静止画像を生成することができる。なお、この場合、放射線曝射部から曝射される放射線をフレームレートに同期させて、間欠に出力することで、各画素毎に検出する放射線量自体を維持することができ、適正な階調信号を得ることができる。
- [0028] 第1の態様において、前記前記被曝量の抑制は、前記放射線曝射部と前記被検体との間に、放射線をカットするフィルタを配置することであってよい。
- [0029] 例えば、放射線曝射部と前記被検体との間に、放射線をカットするフィルタを介在させ、物理的に放射線の一部を遮蔽してもよい。なお、フィルタは、放射線曝射部の曝射面等に設置可能な所謂絞り機構を含むものとする。
- [0030] 第1の態様において、前記被曝量が抑制され、かつ前記フィードバック制御が禁止されている間は、前記ダイナミックレンジの圧縮のパラメータである前記階調信号に対する前記画像情報の変化率を、フィードバック制御中よりも大きくしてもよい。
- [0031] 被検体の被曝量を定常範囲よりも抑制するために、フィードバック制御が禁止されていると、当然放射線エネルギーを高くする制御が行えない。このような状況では、例えば、前記放射線曝射部に対して指示する放射線エネルギーを定常範囲よりも低くしていると、画素毎に検出する放射線量自体が少

なくなり、階調信号を適正に得ることができない場合がある。

- [0032] そこで、ダイナミックレンジの圧縮のパラメータを、フィードバック制御中のダイナミックレンジの圧縮のパラメータよりも大きくする。
- [0033] ダイナミックレンジの圧縮のパラメータとは、階調信号に対する画像情報の変化率であり、放射線エネルギーが低い分、放射線検出器で受ける放射線量が少なく、階調信号は低レベル側に偏る傾向となり、階調変化（濃度変化）が低い。この偏った領域に合わせて、ダイナミックレンジの圧縮のパラメータ、すなわち階調信号に対する画像情報の変化率を大きくすることで、所謂アンダー気味の画像から適正な画像情報を得ることができる。
- [0034] 第1の態様において、前記関心領域設定部により関心領域が設定された後は、前記制御部によるフィードバック制御の対象を、当該関心領域内の画像としてもよい。
- [0035] 例えば、関心領域内外で区別して放射線量を調整することができれば、関心領域内は適正な放射線エネルギーとなるようにフィードバック補正し、関心領域外は放射線量を低くすることで、被検体へ曝射される放射線量を低減することができる。
- [0036] 関心領域内外で区別して放射線量を調整する部としては、例えば、放射線曝射部の曝射面を区画して独立して制御する、或いは、前記放射線曝射部と前記被検体との間に、アパーチャーを配置する等の部が考えられ、動画像の場合、関心領域の移動に追従させればよい。
- [0037] 本発明の第2の態様は、関心領域設定方法であり、被検体に向けて、定常範囲での放射線エネルギーによる被曝量よりも抑制した放射線エネルギーで放射線を曝射し、被検体を通過した放射線量を、複数の画素を備えた放射線検出器で受け、当該画素毎に受ける放射線量に応じた階調信号に基づいて、1フレーム毎の静止画像情報を生成すると共に、前記静止画像を連続的に撮影することで前記被検体の動画像を生成し、生成された画像の一部を関心領域として設定し、当該関心領域を設定した後、前記放射線エネルギーの抑制を解除して、所定の制御周期で、曝射する前記放射線の放射線エネルギーの

設定値をフィードバック制御する処理を開始する。

- [0038] 第2の態様によれば、通常の動画像撮影の手順としては、設定された定常範囲の放射線エネルギーの放射線を、被検体に向けて曝射し、曝射され、かつ被検体を通過した放射線量を、複数の画素を備えた放射線検出器で受け、当該画素毎に受ける放射線量に応じた階調信号を所定のダイナミックレンジの下で読み取り、1フレーム毎の静止画像情報を生成すると共に、静止画像を連続的に撮影することで被検体の動画像を生成する。
- [0039] この場合、制御部では、所定の制御周期で、前記放射線曝射部から曝射する前記放射線の放射線エネルギーの設定値をフィードバック制御する。
- [0040] ここで、撮影指示直後は、撮影される動画像の中から関心領域を設定する。この関心領域設定中は、フィードバック制御を禁止すると共に、被検体の被曝量を定常範囲よりも抑制した状態で、画像の一部を関心領域として設定する。
- [0041] このように、所謂本撮影ではない関心領域設定期間は、被検体の被曝量を定常範囲よりも抑制することができる。また、フィードバック制御を禁止することで、抑制した状態を維持することができる。
- [0042] 第2の態様において、前記被曝量の抑制は、前記放射線曝射部に対して指示する放射線エネルギーを定常範囲よりも低くすることであってよい。
- [0043] 放射線の発生源自体の放射線エネルギーを定常範囲よりも低くすることで、被検体への被曝量を低減することができる。
- [0044] 第2の態様において、前記被曝量の抑制が、定常時よりも低いフレームレートとすることであってよい。
- [0045] 放射線検出器におけるフレームレートを定常時よりも低くすることで、その分、必要な放射線量が減らしても、確実に動画像の基となる静止画像を生成することができる。なお、この場合、放射線曝射部から曝射される放射線をフレームレートに同期させて、間欠に出力することで、各画素毎に検出する放射線量自体を維持することができ、適正な階調信号を得ることができる。
。

- [0046] 第2の態様において、前記フィードバック制御が禁止されている間は、前記階調信号を読み取るダイナミックレンジの圧縮のパラメータを、フィードバック制御中のダイナミックレンジの圧縮のパラメータとしてもよい。
- [0047] 被検体の被曝量を定常範囲よりも抑制するために、フィードバック制御が禁止されていると、当然放射線エネルギーを高くする制御が行えない。このような状況では、例えば、前記放射線曝射部に対して指示する放射線エネルギーを定常範囲よりも低くしていると、画素毎に検出する放射線量自体が少なくなり、階調信号を適正に得ることができない場合がある。
- [0048] そこで、ダイナミックレンジの圧縮のパラメータを、フィードバック制御中のダイナミックレンジの圧縮のパラメータよりも大きくする。
- [0049] ダイナミックレンジの圧縮のパラメータとは、階調信号に対する画像情報の変化率であり、放射線エネルギーが低い分、放射線検出器で受ける放射線量が少なく、階調信号は低レベル側に偏る傾向となり、階調変化（濃度変化）が低い。この偏った領域に合わせて、ダイナミックレンジの圧縮のパラメータ、すなわち階調信号に対する画像情報の変化率を大きくすることで、所謂アンダー気味の画像から適正な画像情報を得ることができる。
- [0050] 本発明の第3の態様は、放射線画像撮影システムであり、第1の態様の放射線動画像撮影装置と、診断情報や施設予約の入力、閲覧、並びに放射線動画像の撮影依頼や撮影予約を行う端末装置と、前記端末装置からの撮影依頼を受け付け、前記放射線動画像撮影装置における放射線画像の撮影スケジュールを管理すると共に、撮影された放射線動画像を一括管理するサーバーと、を有している。
- [0051] 第3の態様によれば、特に病院内における、放射線科部門内において、診療予約、診断記録等の情報管理を行うためのシステムとして適用可能であり、病院情報システムの一部となり得る。
- [0052] 例えば、被検体の情報を一括管理することで、当該被検体が被曝する放射線量を管理することで、被検体毎に、関心領域の設定時の放射線エネルギーの抑制率を決定する等の調整が可能である。

[0053] 本発明の第4の態様は、コンピュータを、第1の態様の放射線動画像撮影装置の動画像情報生成部、制御部並びに関心領域設定部として機能させる放射線動画像撮影制御プログラムである。なお、放射線動画像撮影制御プログラムは、記憶媒体に記憶させることができる。

即ち、本発明の第5の態様は、コンピュータに放射線動画像撮影処理を実行させるプログラムを記憶した持続性コンピュータ可読記憶媒体であって、前記放射線動画像撮影処理が、被検体に向けて、定常範囲での放射線エネルギーによる被曝量よりも抑制した放射線エネルギーで放射線を曝射し、被検体を通過した放射線量を、複数の画素を備えた放射線検出器で受けることで取得された、当該画素毎に受ける放射線量に応じた階調信号に基づいて、1フレーム毎の静止画像情報を生成し、前記静止画像を連続的に撮影することで前記被検体の動画像を生成し、生成された画像の一部を関心領域として設定し、当該関心領域を設定した後、前記放射線エネルギーの抑制を解除して、所定の制御周期で、曝射する前記放射線の放射線エネルギーの設定値をフィードバック制御する処理を開始することを含む。

発明の効果

[0054] 以上説明した如く本発明の各態様では、主として動画像撮影する場合に、関心領域の特定に悪影響を及ぼすことなく、被検体への放射線被曝量を低減することができるという優れた効果を有する。

図面の簡単な説明

[0055] [図1]本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]本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]本実施の形態に係る放射線検出器（一部）の概略構成を示す断面模式図である。

[図4]図2に示す放射線画像撮影システムの制御ブロック図である。

[図5]本実施の形態に係る放射線画像撮影システムの撮影制御、並びにROI

設定のための制御の流れを機能別に示したブロック図である。

[図6]本実施の形態に係る放射線画像撮影準備制御ルーチンを示すフローチャートである。

[図7]本実施の形態に係る放射線画像撮影制御ルーチンを示すフローチャートである。

[図8]本実施の形態に係るA B C制御の流れを示すフローチャートである。

[図9]本実施の形態に係り、図7のステップ252における関心領域設定制御の詳細を示すフローチャートである。

[図10] (A) は定常時に電子カセットで検出する光電変換信号から生成されたQ L 値のヒストグラム、(B) はROI設定時に定常時よりも放射線量を低くした場合での電変換信号から生成されたQ L 値のヒストグラムである。

[図11] (A) はROI設定時に定常時よりも放射線量を低くした場合での電変換信号から生成されたQ L 値のヒストグラム(図10(B)と同一)、(B) は図11(A)におけるダイナミックレンジを圧縮した場合であるQ L 値のヒストグラムである。

発明を実施するための形態

[0056] 図1は、本実施の形態に係る放射線情報システム(以下、「RIS」(Radiotherapy Information System)という。)10の概略構成図である。このRIS10は、静止画に加え、動画像を撮影することが可能である。なお、動画像の定義は、静止画を高速に次々と表示して、動画像として認知させることを言い、静止画を撮影し、電気信号に変換し、伝送して当該電気信号から静止画を再生する、というプロセスの高速に繰り返すものである。従って、前記「高速」の度合いによって、予め定められた時間内に同一領域(一部又は全部)を複数回撮影し、かつ連続的に再生する、所謂「コマ送り」も動画像に包含されるものとする。

[0057] RIS10は、放射線科部門内における、診療予約、診断記録等の情報管理を行うためのシステムであり、病院情報システム(以下、「HIS」(Hospital Information System)という。)の一

部を構成する。

- [0058] R I S 1 0 は、複数台の撮影依頼端末装置（以下、「端末装置」という。）1 2、R I S サーバー 1 4、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複数の放射線画像撮影システム（以下、「撮影システム」という。）1 6 を有しており、これらが有線や無線の L A N （L o c a l A r e a N e t w o r k）等から成る病院内ネットワーク 1 8 に各自接続されて構成されている。なお、病院内ネットワーク 1 8 には、H I S 全体を管理するH I S サーバー（図示省略）が接続されている。また、前記放射線画像撮影システム 1 6 は、单一、或いは 3 以上の設備であってもよく、図 1 では、撮影室毎に設置しているが、单一の撮影室に 2 台以上の放射線画像撮影システム 1 6 を配置してもよい。
- [0059] 端末装置 1 2 は、医師や放射線技師が、診断情報や施設予約の入力、閲覧等を行うためのものであり、放射線画像の撮影依頼や撮影予約は、この端末装置 1 2 を介して行われる。各端末装置 1 2 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、R I S サーバー 1 4 と病院内ネットワーク 1 8 を介して相互通信が可能とされている。
- [0060] 一方、R I S サーバー 1 4 は、各端末装置 1 2 からの撮影依頼を受け付け、撮影システム 1 6 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 1 4 A を含んで構成されている。
- [0061] データベース 1 4 A は、患者（（被検体の属し、「被検者」という場合がある））の属性情報（氏名、性別、生年月日、年齢、血液型、体重、患者 I D （I d e n t i f i c a t i o n）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 1 6 で用いられる、後述する電子カセット 2 0 の識別番号（I D 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ト 2 0 に関する情報、および電子カセット 2 0 を用いて放射線画像を撮影する環境、すなわち、電子カセット 2 0 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む。

- [0062] なお、医療機関が管理する医療関連データをほぼ永久に保管し、必要なときに、必要な場所から瞬時に取り出すシステム（「医療クラウド」等と言う場合がある）を利用して、病院外のサーバーから、患者（被検者）の過去の個人情報等を入手してもよい。
- [0063] 撮影システム16は、RISサーバー14からの指示に応じて医師や放射線技師の操作により放射線画像の撮影を行う。撮影システム16は、放射線曝射制御ユニット22（図4参照）の制御により放射線Xを曝射する放射線曝射源22Aから、曝射条件に従った線量とされた放射線Xを被検者に曝射する放射線発生装置24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26（図3参照）を内蔵する電子カセット20と、電子カセット20に内蔵されているバッテリを充電するクレードル28と、電子カセット20および放射線発生装置24を制御するコンソール30と、を備えている。
- [0064] コンソール30は、RISサーバー14からデータベース14Aに含まれる各種情報を取得して後述するHDD88（図4参照）に記憶し、必要に応じて当該情報を用いて、電子カセット20および放射線発生装置24の制御を行う。
- [0065] 図2には、本実施の形態に係る撮影システム16の放射線撮影室32における各装置の配置状態の一例が示されている。
- [0066] 図2に示される如く、放射線撮影室32には、立位での放射線撮影を行う際に用いられる立位台34と、臥位での放射線撮影を行う際に用いられる臥位台36とが設置されており、立位台34の前方空間は立位での放射線撮影を行う際の被検者38の撮影位置とされ、臥位台36の上方空間は臥位での放射線撮影を行う際の被検者40の撮影位置とされている。
- [0067] 立位台34には電子カセット20を保持する保持部42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、電子カセット20が保持部42に保持される。同様に、臥位台36には電子カセット20を保持する保持部

4 4 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、電子カセット 2 0 が保持部 4 4 に保持される。

[0068] また、放射線撮影室 3 2 には、単一の放射線曝射源 2 2 A 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、放射線曝射源 2 2 A 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 4 6 が設けられている。この図 2 の矢印 A～C 方向へ放射線曝射源 2 2 A を移動（回動を含む）させる駆動源は、支持移動機構 4 6 に内蔵されており、ここでは、図示を省略する。

[0069] 一方、クレードル 2 8 には、電子カセット 2 0 を収納可能な収容部 2 8 A が形成されている。

[0070] 電子カセット 2 0 は、未使用時にはクレードル 2 8 の収容部 2 8 A 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、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 2 8 から取り出され、撮影姿勢が立位であれば立位台 3 4 の保持部 4 2 に保持され、撮影姿勢が臥位であれば臥位台 3 6 の保持部 4 4 に保持される。

[0071] ここで、本実施の形態に係る撮影システム 1 6 では、図 4 に示される如く、放射線発生装置 2 4 とコンソール 3 0 との間、および電子カセット 2 0 とコンソール 3 0 との間で、無線通信によって各種情報の送受信を行う（詳細後述）。

[0072] なお、電子カセット 2 0 は、立位台 3 4 の保持部 4 2 や臥位台 3 6 の保持部 4 4 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。

[0073] 図 3 は、電子カセット 2 0 に装備される放射線検出器 2 6 の 3 画素部分の構成を概略的に示す断面模式図である。

[0074] 図 3 に示される如く、放射線検出器 2 6 は、絶縁性の基板 5 0 上に、信号出力部 5 2、センサ部 5 4（TFT 基板 7 4）、およびシンチレータ 5 6 が

順次積層しており、信号出力部52、センサ部54によりTFT基板74の画素群が設けられている。すなわち、複数の画素は、基板50上にマトリクス状に配列されており、各画素における信号出力部52とセンサ部54とが重なりを有する構成とされている。なお、信号出力部52とセンサ部54との間には、絶縁膜53が介在されている。

- [0075] シンチレータ56は、センサ部54上に透明絶縁膜58を介して形成されており、上方（基板50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56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。
- [0076] シンチレータ56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26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。
- [0077] シンチレータ56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線曝射時の発光スペクトルが400nm～700nmにあるCsI(Tl)（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(Tl)の可視光域における発光ピーク波長は565nmである。
- [0078] センサ部54は、上部電極60、下部電極62、および当該上下の電極間に配置された光電変換膜64を有し、光電変換膜64は、シンチレータ56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。
- [0079] 上部電極60は、シンチレータ56により生じた光を光電変換膜64に入射させる必要があるため、少なくともシンチレータ56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「Transpa

rent Conductive Oxide」)を用いることが好ましい。なお、上部電極60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、SnO₂、TiO₂、ZnO₂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60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。

- [0080] 光電変換膜64は、有機光電変換材料を含み、シンチレータ56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64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56による発光以外の電磁波が光電変換膜64に吸収されることがほとんどなく、X線等の放射線が光電変換膜64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。
- [0081] 光電変換膜64を構成する有機光電変換材料は、シンチレータ56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56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56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56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56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。
- [0082] 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56の材料としてCsI(Tl)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64で発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。

- [0083] 各画素を構成するセンサ部54は、少なくとも下部電極62、光電変換膜64、および上部電極60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66および正孔ブロッキング膜68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。
- [0084] 電子ブロッキング膜66は、下部電極62と光電変換膜64との間に設けることができ、下部電極62と上部電極60間にバイアス電圧を印加したときに、下部電極62から光電変換膜64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。電子ブロッキング膜66には、電子供与性有機材料を用いることができる。
- [0085] 正孔ブロッキング膜68は、光電変換膜64と上部電極60との間に設けることができ、下部電極62と上部電極60間にバイアス電圧を印加したときに、上部電極60から光電変換膜64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。正孔ブロッキング膜68には、電子受容性有機材料を用いることができる。
- [0086] 信号出力部52は、下部電極62に対応して、下部電極62に移動した電荷を蓄積するコンデンサ70と、コンデンサ70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。）72が形成されている。コンデンサ70および薄膜トランジスタ72の形成された領域は、平面視において下部電極62と重なる部分を有しており、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52とセンサ部54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26（画素）の平面積を最小にするために、コンデンサ70および薄膜トランジスタ72の形成された領域が下部電極62によって完全に覆われていることが望ましい。
- [0087] 図4は、本実施の形態に係る撮影システム16の制御ブロック図である。
- [0088] コンソール30は、サーバー・コンピュータとして機能し、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80と、複数のキーを備

えると共に、各種の情報や操作指示が入力される操作パネル82と、を備えている。

- [0089] また、本実施の形態に係るコンソール30は、装置全体の動作を司るCPU84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ROM86と、各種データを一時的に記憶するRAM87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）88と、ディスプレイ80への各種情報の表示を制御するディスプレイドライバ92と、操作パネル82に対する操作状態を検出する操作入力検出部90と、を備えている。
- [0090] また、コンソール30は、無線通信により、画像処理装置23及び放射線発生装置24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、電子カセット20との間で画像データ等の各種情報の送受信を行うI/F（例えば、無線通信部）96及びI/O94を備えている。
- [0091] CPU84、ROM86、RAM87、HDD88、ディスプレイドライバ92、操作入力検出部90、I/O94、無線通信部96は、システムバスやコントロールバス等のバス98を介して相互に接続されている。従って、CPU84は、ROM86、RAM87、HDD88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92を介したディスプレイ80への各種情報の表示の制御、および無線通信部96を介した放射線発生装置24および電子カセット20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、CPU84は、操作入力検出部90を介して操作パネル82に対するユーザの操作状態を把握することができる。
- [0092] 一方、画像処理装置23は、コンソール30との間で曝射条件等の各種情報を送受信するI/F（例えば無線通信部）100と、曝射条件に基づいて、電子カセット20及び放射線発生装置24を制御する画像処理制御ユニット102と、を備えている。また、放射線発生装置24は、放射線曝射源22Aからの放射線曝射を制御する放射線曝射制御ユニット22を備えている。
- [0093] 画像処理制御ユニット102は、システム制御部104、パネル制御部1

06、画像処理制御部108を備え、相互にバス110によって情報をやりとりしている。パネル制御部106では、前記電子カセット20からの情報を、無線又は有線により受け付け、画像処理制御部108で画像処理が施される。

- [0094] 一方、システム制御部104は、コンソール30から曝射条件として管電圧、管電流等の情報を受信し、受信した曝射条件に基づいて放射線曝射制御ユニット22の放射線曝射源22Aから放射線Xを曝射させる制御を行う。
- [0095] ところで、放射線画像を撮影するにあたり、全撮影領域の中から、注目するべき領域（関心領域）が抽出（設定）される場合がある。特に動画像撮影の場合、ほぼ静止している臓器や骨格が注目される画像である場合は少ない。言い換えれば、例えば、心臓等、鼓動している臓器、或いは、血管内を案内されて移動するカテーテル管の先端部等が注目される画像である場合が多い。カテーテル管の先端部の場合は、前記関心領域（以下、「ROI」という場合がある）を適宜変更し、当該先端部を追尾する場合がある。
- [0096] このため、本実施の形態における、撮影システム16では、撮影画像の動作状態に基づいて、自動的に関心領域を設定する機能を備えており、撮影指示があると、放射線画像撮影準備制御の後、関心領域を設定するための制御が実行される。
- [0097] また、本実施の形態の撮影システム16では、ABC「Auto Brightness Control」制御によって、被検者に曝射する放射線の放射線量をフィードバック補正して、適正な画像情報を得ることがなされている。ABC制御の原理は、電子カセット20から受信した階調信号に基づいて生成されるQL値の1フレーム分の平均値が、予め定められたしきい値（基準値）に収束するように放射線曝射源22Aから曝射される放射線量を調整するものであり、例えば、デジタルカメラやムービーカメラによる光量調整と同様である。
- [0098] しかしながら、ABC制御の撮影初期では、実際に曝射される放射線量と、適正な画像情報を得るための放射線量との間に大きな開きがあると、振幅

の激しいフィードバック制御が繰り返され、徐々に収束していく。その分、放射線量を安定させるまでの時間が無駄となり、結果として、ROI 設定時間が長くなり、放射線の場合、被検者に対して、放射線の被曝量が増加することになる要素となる。

- [0099] このROI 設定完了までは所謂本撮影前であり、特に動画像撮影の場合には、ROI が設定し終えて、ROI が確定するまでは被検者への放射線被曝量を抑制することが好ましい。なお、本撮影中のROI の変更（例えば、カテーテル管の先端部の追尾するための変更等）は、ABC 制御が安定しているため、放射線被曝を懸念する必要はない。
- [0100] そこで、本実施の形態では、撮影指示があった場合に、動画撮影を開始するが、ABC 制御を禁止し、かつROI 設定期間中の放射線量を定常時よりも下げた状態で実行する構成とした。
- [0101] 図5は、撮影システム16（主として、コンソール16、画像処理装置23、放射線発生装置24）における、放射線画像撮影（ROI 設定を含む）のための制御系に特化したブロック図である。なお、このブロック図は、放射線画像撮影制御を機能別に分類したものであり、ハード構成を限定するものではない。即ち、以下で説明する図5に記載された各機能部（放射線量調整部120、階調信号解析部124、ダイナミックレンジ調整部126、静止画像生成部128、動画像編集部130、平均QL値演算部132、ABC制御部134、基準QL値メモリ136、関心領域設定部138、ROI 確定前曝射制御部140）は、コンソール30、画像処理装置23、放射線発生装置24のいずれに配置されてもよい。
- [0102] 放射線曝射制御ユニット22では、放射線量調整部120によって調整された放射線量に基づいて、放射線曝射源22Aから放射線を曝射する。なお、放射線量調整部120は、出力される放射線量（エネルギー）を調整するものであるが、詳細については後述する。
- [0103] 放射線曝射源22Aから曝射された放射線は、臥位台36に横たわっている被検者40を通過して電子カセット20の放射線検出器26（図3参照）

へ至る。放射線検出器 26 では、蛍光体膜 56（図 3 参照）によって放射線量に応じた光量の光が発光し、TFT 基板 74 によって光電変換される。

- [0104] 電子カセット 20 の TFT 基板 74 は、信号取得部 122 に接続されている。信号取得部 122 では、放射線曝射源 22A から曝射された放射に基づいて光電変換された信号を取得し、階調信号解析部 124 へ送出する。なお、この光電変換信号は、アナログ信号であってもよいし、電子カセット 20 内の制御部において、デジタル信号に変換した後でもよい。
- [0105] 階調信号解析部 124 には、ダイナミックレンジ調整部 126 が接続されている。
- [0106] 階調信号解析部 124 では、前記ダイナミックレンジ調整部 126 から受けたダイナミックレンジの圧縮パラメータ（以下、「圧縮率」といい、定常時は、圧縮率 DR_N である。）に基づいて、光電変換信号のヒストグラム解析を行う。この結果、例えば、図 10（A）に示される如く、階調（濃度）毎のデータカウント数（階調信号）を得る。この階調信号を QL 値という場合がある。なお、ここでは、QL 値を階調信号そのもの（生データ）とするが、階調信号そのものではなく、例えば、電子カセット 20 のコンデンサ 70（図 3 参照）や、その他回路系の静電容量に起因するノイズ分を補正した後の値を QL 値としてもよい。
- [0107] 階調信号解析部 124 は、静止画像生成部 128 に接続されている。階調信号解析部 124 では、1 フレーム分の階調信号が揃った時点で、逐次静止画像生成部 128 へ送出する。静止画像生成部 128 では、受け付けた階調信号に基づいて、1 フレーム毎の画像データを生成する。なお、動画像撮影の場合と静止画撮影の場合とでは、電子カセット 20 から送られる光電変換信号そのものが異なり、例えば、本実施の形態のように、動画像撮影の場合には、転送速度を優先するため、ビニング処理がなされる。
- [0108] 一方、仮に、本実施の形態の放射線画像撮影システム 16 を用いて、静止画撮影をする場合には、画質を優先するため、TFT 基板 74 における最大の画素数に基づく画像データが生成される。

- [0109] 静止画像生成部128は、動画像編集部130に接続されている。動画像編集部130では、前記静止画像生成部128から逐次送出される1フレーム毎の画像データを組み合わせて、動画像を編集する。編集された動画像は、ディスプレイドライバ92を介して、ディスプレイ80に表示される。なお、前記静止画像生成部128は、ディスプレイドライバ92に接続されており、静止画像をディスプレイ80に表示することも可能となっている。
- [0110] 動画像編集部130は、平均QL値演算部132に接続されている。この平均QL値演算部132では、動画像の各フレーム（或いは、適宜抜き取った1フレーム）のQL値の平均値を演算する。平均QL値演算部132での演算結果は、ABC制御部134へ送出される。
- [0111] ABC制御部134には、基準QL値メモリ136が接続されている。ABC制御部134では、前記均QL値演算部132から受け付けたQL平均値と、基準QL値メモリ136から受け付けた基準QL値とを比較して、QL平均値が基準QL値に収束するための補正情報 ΔX を生成する。この補正情報 ΔX は、放射線曝射源22Aから曝射される放射線量（エネルギー）を増減するための補正係数として適用される。
- [0112] ABC制御部134で生成された補正情報 ΔX は、前記放射線量調整部120へ送出される。放射線量調整部120では、放射線量 X_N が増減される（ $X_N \leftarrow X_N \times \Delta X$ ）。放射線量調整部120は、放射線量 X_N の初期値を記憶しており、曝射指示があった時点は当該初期値から曝射が開始される。これにより、動画像として生成される基となる光電変換信号を、階調信号を得るための過不足のない適正な範囲内に収めることができる。これは、光電変換信号と画像濃度との相関関係を示す特性図の変化率が大きい領域（例えば、感光材料で言えば、 γ 曲線の中間領域）であることを意味する。
- [0113] なお、本実施の形態では、放射線量 X_N の補正の際、補正情報 ΔX を乗（除）算の係数としたが、加（減）算係数（ $X_N \leftarrow X_N + \Delta X_N$ ）としてもよい。
- [0114] ここで、前述したように、本実施の形態では、ROIを設定する必要がある。このため、動画像編集部130は、関心領域設定部138に接続されて

いる。この関心領域設定部138では、動画像編集部130から受け付けた動画像データに基づいて、関心領域（ROI）を設定する。ROIの設定として、一般的な方法は、ある値以上の画素値をもつ画素を囲う方法であり、放射能が集積した臓器や病変全体を囲うのに適している。また、別的方法は、標準となる画像に、予めROIを定義しておきそれを対象画像に合わせこむ方法等がある。さらには、動画像の場合には、変化量の大きい箇所を抽出してもよい。

- [0115] 関心領域設定部138では、ROIを設定する際に、ROI確定前曝射制御部140に対して、少なくともROIの設定開始時を示す開始信号、並びに設定完了時を示す完了信号を出力する。
- [0116] ROI確定前曝射制御部140は、前記放射線量調整部120、前記ABC制御部134、前記ダイナミックレンジ調整部126にそれぞれ接続されている。
- [0117] ROI確定前曝射制御部140からABC制御部134へは、ROI設定中は、ABC制御を禁止することを指示する制御禁止信号を出力する。
- [0118] また、ROI確定前曝射制御部140から放射線量調整部120へは、前記初期値として記憶されている放射線量 X_N よりも低い放射線量（最小エネルギー） X_{ROI} に調整するための信号である最小エネルギー指示信号を出力する（ $X_{ROI} < X_N$ ）。
- [0119] この結果、図10（B）及び図11（A）に示される如く、調信号解析部124における、光電変換信号のヒストグラム解析の結果は、設定されたダイナミックレンジの一部（QL値の低い領域）しか対象とならない。
- [0120] そこで、ROI確定前曝射制御部140からダイナミックレンジ調整部126へは、ROI設定中は、ダイナミックレンジの圧縮率を、定常時の圧縮率 DR_N から、当該圧縮率 DR_N よりも圧縮率が高いROI設定時用の圧縮率 DR_{ROI} とするための指示であるダイナミックレンジ圧縮率指示信号を出力する（ $DR_{ROI} > DR_N$ ）。
- [0121] この結果、図11（B）に示される如く、光電変換信号のヒストグラム解

析の結果が、ダイナミックレンジの全域が対象となる。

- [0122] すなわち、本実施の形態では、ROI設定中は、放射線曝射源22Aから曝射する放射線量（エネルギー）を低くし（放射線量 X_N から放射線量 X_{ROI} へ）、かつ、低くした分、ダイナミックレンジの圧縮率を高くすることで（圧縮率 DR_N から DR_{ROI} へ）、放射線量低下による被検者の被曝量軽減と、高精度のROI設定とを両立することが可能となる。
- [0123] なお、関心領域設定部130におけるROIの設定が完了すると、完了信号がROI確定前曝射制御部140へ送出されことで、放射線量調整部120では、放射線量が初期値 X_N に設定され、ダイナミックレンジ調整部126では、圧縮率が DR_N に設定される。また、ABC制御部134によるABC制御も実行可能となる。
- [0124] 以下に、本実施の形態の作用を図6～図9のフローチャートに従い説明する。
- [0125] 図6は、放射線画像撮影準備制御ルーチンを示すフローチャートである。
- [0126] ステップ200では、コンソール30において撮影指示があったか否かが判断され、否定判定されるとこのルーチンは終了し、肯定判定されるとステップ202へ移行する。
- [0127] ステップ202では、初期情報入力画面が表示される。すなわち、予め定められた初期情報入力画面をディスプレイ80により表示させるようにディスプレイドライバ92を制御し、ステップ204へ移行する。ステップ204では、所定情報の入力待ちを行う。
- [0128] 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。
- [0129] 初期情報入力画面がディスプレイ80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82を介して入力する。

- [0130] 撮影者は、被検者と共に放射線撮影室32に入室し、例えば、臥位である場合は、対応する臥位台36の保持部44に電子カセット20を保持させると共に放射線曝射源22A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（ポジショニング）させる。なお、撮影対象部位が腕部、脚部等の電子カセット20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、電子カセット20、および放射線曝射源22Aを位置決め（ポジショニング）させる。
- [0131] その後、撮影者は、放射線撮影室32を退室し、例えば、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82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、前記ステップ204が肯定判定となって、ステップ206に移行する。なお、図6のフローチャートでは、ステップ204の否定判定を無限ループとしたが、操作パネル82上に設けたキャンセルボタンの操作によって、強制終了してもよい。
- [0132] ステップ206では、コンソール30から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。）を電子カセット20に無線通信部96を介して送信した後、次のステップ208へ移行して、前記初期情報に含まれる曝射条件を放射線発生装置24へ無線通信部96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24の画像処理制御ユニット102は、受信した曝射条件での曝射準備を行う。
- [0133] 次のステップ210では、ABC制御部134によるABC制御の起動を指示し、次いで、ステップ212へ移行して、放射線の曝射開始を指示する指示情報を放射線発生装置24へ無線通信部96を介して送信し、このルーチンは終了する。なお、このステップ210のABC制御の詳細については、図8のフローチャートを用い、後述する。
- [0134] 次に、図7のフローチャートに従い、放射線画像撮影制御の流れを説明する。
- [0135] ステップ250では、放射線発生装置24（またはシステム制御部104

)において曝射開始指示があった否かが判断され、否定判定された場合はこのルーチンは終了し、肯定判定された場合はステップ252へ移行する。

- [0136] ステップ252では、ROI設定部138により関心領域設定制御が実行され、当該関心領域設定が終了すると、ステップ254へ移行する。なお、このステップ252の関心領域設定制御の詳細については、図9のフローチャートを用い、後述する。
- [0137] 図7に示される如く、ステップ254では、放射線量調整部120により定常時放射線量（初期値） X_N を読み出し、次いでステップ256へ移行して、放射線曝射制御ユニット22は、放射線発生装置24がコンソール30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の放射線曝射源22Aからの射出を開始する。放射線曝射源22A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ト20に到達する。
- [0138] 次のステップ258では、現在格納されている放射線量補正情報を読み出す。この放射線量補正情報は、ABC制御によって生成されるものであり、補正係数 ΔX として格納されている。
- [0139] 次のステップ260では、ABC制御部134によりABC制御に基づく補正処理が実行される。すなわち、電子カセット20から得た階調信号（QL値）に基づいて、関心領域画像のQL値の平均値を演算し、このQL値の平均値が予め定めたしきい値と比較され、しきい値に収束するように、放射線量にフィードバック制御される。
- [0140] 次のステップ262では、動画編集部130において動画像編集処理が実行されて、当該編集された動画像は、ステップ264において、ディスプレイス80に表示される（画像表示処理）。
- [0141] 次のステップ266では、画像データ（動画像データ）をRISサーバー14（図1参照）へ病院内ネットワーク18を介して送信し、ステップ268へ移行する。ステップ268では、コンソール30において撮影終了の指示があったか否かが判断され、肯定判定されると、ステップ270で曝射を終了し、放射線画像撮影制御プログラムを終了する。なお、RISサーバー

14へ送信された補正画像データはデータベース14A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。

- [0142] 次に、図8に従い図6のステップ210で指示されて起動するABC制御の流れを説明する。なお、この図8のABC制御ルーチンは、前記図6及び図7のフローチャートとは独立して実行してもよい。
- [0143] ステップ300では、ABC制御部においてROI確定後の曝射制御中か否かが判断される。なお、これは、後述する図9のステップ320のABC制御禁止指示、ステップ338のABC制御禁止解除指示に基づいて判断される。
- [0144] ステップ300で否定判定された場合は、ROI設定中であると判断し、このルーチンは終了する。すなわち、ABC制御は実行されない。
- [0145] また、ステップ300で肯定判定されると、ステップ302へ移行してダイナミックレンジ圧縮率を定常時の圧縮率DR_Nに設定し、次いで、ステップ304へ移行して画像データを取り込み、ステップ306へ移行する。
- [0146] ステップ306では、取り込んだ画像データから平均QL値を演算し、次いでステップ308へ移行して基準QL値を読み出す。
- [0147] 次のステップ310では、取り込んだ画像データから平均QL値と、読み出した基準QL値とを比較し、補正の可否を判定してステップ312へ移行する。例えば、補正の可否の判定は、比較の結果において、差が所定以上の場合は予め定めた量の補正を行い当該差が所定未満であれば補正しないといった所謂オン／オフ判定であってもよいし、前記差に基づいて、予め定めた演算式（例えば、PID制御等に基づく演算式）による演算の解であってもよい。
- [0148] ステップ312では、ステップ310での比較、判定結果に基づいて、放射線量X_{ROI}の補正情報△Xを生成し、次いで、ステップ314へ移行して、ステップ312で生成した補正情報△Xを格納し、このルーチンは終了する。
- [0149] 図9は、前記図7のステップ252において実行される関心領域設定制御

ルーチンを示すフローチャートである。この関心領域設定制御ルーチンの実行が開始されると、ROI 設定部 138 が ROI 確定前曝射制御部 140 に対して開始信号を出力する。

- [0150] ステップ 320 では、まず、ROI 確定前曝射制御部 140 が ABC 制御部に ABC 制御の禁止を指示する。これにより、放射線曝射源 22A から曝射される放射線量はフィードバック制御されず、一定となる。
- [0151] 次のステップ 322 では、ROI 確定前曝射制御部 140 が関心領域設定時放射線量 X_{ROI} を読み出す。この関心領域設定時放射線量 X_{ROI} は、定常時放射線量 N よりも低い放射線量である ($X_{ROI} < X_N$)。
- [0152] 次のステップ 324 では、ROI 確定前曝射制御部 140 が関心領域設定時ダイナミックレンジ圧縮率 $D R_{ROI}$ を読み出す。この関心領域設定時ダイナミックレンジ圧縮率 $D R_{ROI}$ は、所定のダイナミックレンジ圧縮率 $D R_N$ (以下、「定常時ダイナミックレンジ $D R_N$ 」という) よりも高い圧縮率である ($D R_{ROI} > D R_N$)。
- [0153] 次のステップ 326 では、放射線量調整部 120 により前記放射線量 X_{ROI} で曝射を開始し、ステップ 328 へ移行する。この場合、ABC 制御が禁止されているため、この放射線量 X_{ROI} は不变となる。
- [0154] ステップ 328 では、ROI 設定部 138 において ROI 設定の処理を開始し、ステップ 330 へ移行する。
- [0155] ステップ 330 では、動画像編集部 130 により動画像編集処理を実行し、次いでステップ 332 で画像表示処理を実行し、ステップ 334 へ移行する。
- [0156] ステップ 334 では、ROI 設定部 138 において動画像から関心領域を設定できたか否かが判断され、否定判定された場合は、ステップ 330 へ戻り、動画像編集並びに画像表示を継続する。また、ステップ 334 で肯定判定された場合は、ROI 設定が完了したと判断し、ステップ 336 へ移行して曝射を終了し、次いで、ステップ 338 へ移行して、ABC 制御の禁止を解除してこのルーチンは終了する。

- [0157] ここで、図10（A）に示される如く、定常時の放射線量 X_N の下での光電変換信号を階調信号に変換するときのヒストグラムは、定常時のダイナミックレンジ圧縮率 DR_N 領域のほぼ全域に亘って分布している。言い換えれば、定常時のダイナミックレンジ圧縮率 DR_N を設定するにあたり、定常時の放射線量 X_N に基づいて予測している。
- [0158] このため、前記図9のステップ322において放射線量を低下させると（ X_{ROI} ）、図10（B）及び図11（A）に示される如く、ヒストグラムの分布がQL値の低い領域に偏ることになる（図10（B）と図11（A）は同一の特性図である）。
- [0159] そこで、図9のステップ324においてダイナミックレンジ圧縮率を高くした（ DR_{ROI} ）。この結果、図11（B）に示される如く、QL値の低い方に偏ったヒストグラムの分布に適合した領域のダイナミックレンジとすることができる。
- [0160] 以上説明した如く本実施の形態では、放射線画像撮影システム16において、動画像を撮影する場合、動画像である以上、被検者に静止画像撮影に比べて長い時間曝射を継続することになり、その分、被検者の被曝量を考慮する必要がある。
- [0161] そこで、本撮影前に実行される関心領域（ROI）の設定中は、放射線曝射源22Aから曝射する放射線量を極力抑え（定常時よりも低くし）、当該低くした放射線量に基づくQL値のヒストグラムの分布に合わせて、ダイナミックレンジの圧縮率を定常時よりも高くした。このため、QL値の分布が偏ったとしても、ダイナミックレンジを無駄なく利用することができ、放射線量低下による被検者の被曝量軽減と、高精度のROI設定とを両立することができる。
- [0162] なお、本実施の形態では、関心領域の設定中は、被検者へ曝射される放射線量を抑制するために、放射線の放射エネルギーを定常よりも低くしたが、放射エネルギーを低くせず、放射線の曝射を間欠的にすることで、放射線曝射の所謂デューティを下げてもよい。これにより、単位時間当たり曝射する

放射線量（累積値）を抑制することができる。なお、デューティを下げた分、電子カセット20内の放射線検出器26におけるフレームレートを低くすればよい。

[0163] また、被検者へ曝射される放射線量を抑制する手段として、放射線曝射源22Aからの放射線量が変えずに、被検者との間に一時的（関心領域設定中）に放射線フィルタを介在させてもよい。

[0164] なお、放射線フィルタには、例えば、放射線曝射源22Aの曝射面に設置可能な所謂絞り機構部を含むものとする。すなわち、通常のカメラで言えば、ND（減光）フィルタをレンジに取り付けること、絞りを調整することは、露出を調整（低減）する役目としては同じである。なお、放射線フィルタは、例えば、特開2001-190531号公報に、放射線フィルタが開示されているが、絞り機構部は、放射線の種類等によって、事実上、放射線フィルタが実用化できない場合の代用として適用可能である。

[0165] さらに、本実施の形態では、電子カセット20内の放射線検出器26が、検出画素が二次元配列された所謂エリアセンサであるが、静止画像ほどフレームレートの高速化が要求されない動画像専用として、主走査方向画素が配列されたラインセンサと、このラインセンサを副走査方向へ移動させる走査機構部とを備え、走査機構部の走査で時系列で二次元の画像を取得する機能を備えた新たな電子カセットを製作してもよい。また、図2に示す立位台42或いは臥位台36に、ラインセンサと走査機構部を内蔵してもよい。

[0166] ラインセンサの場合、例えば、関心領域（ROI）が設定された後、動画像を当該ROI領域内に特定すれば、少なくとも副走査範囲を減縮することができるため、検出する階調信号の情報量を軽減することができる。

[0167] また、本実施の形態では、関心領域（ROI）の設定中は、放射線曝射源22Aからの放射線の放射エネルギーを定常よりも低い、一定の放射エネルギーとしたが、関心領域設定中に徐々に変化（例えば、増加）させてよい。

[0168] また、これに伴い、ダイナミックレンジの圧縮率も徐々に変化させてもよ

い。

[0169] これにより、予め定めた一定の放射エネルギーが、被検者（対象物）に起因して関心領域の設定に不適であった場合があっても、確実に関心領域を設定することができる。なお、変化は、連続的、段階的の何れでもよいし、指示があったときのみ変化させてもよい。また、放射エネルギーの変化と、ダイナミックレンジの圧縮率の変化とに相関を持たせたが、独立した制御を行ってもよい。

[0170] また、上記の実施の形態では、本発明の放射線としてX線を適用した場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、 α 線、 γ 線等の他の放射線が含まれる。

請求の範囲

- [請求項1] 設定された定常範囲の放射線エネルギーの放射線を被検体に向けて曝射する放射線曝射部から曝射され、かつ前記被検体を通過した放射線量を、複数の画素を備えた放射線検出器で受け、当該画素毎に受ける放射線量に応じた階調信号を出力する放射線画像撮影部と、
前記放射線画像撮影部から階調信号を取得して、所定のダイナミックレンジの下で当該階調信号を読み取り、1フレーム毎の静止画像情報を生成すると共に、前記静止画像を連続的に撮影することで前記被検体の動画像を生成する動画像情報生成部と、
所定の制御周期で、前記放射線曝射部から曝射する前記放射線の放射線エネルギーの設定値をフィードバック制御する制御部と、
前記制御部によるフィードバック制御を禁止すると共に、前記被検体の被曝量を前記定常範囲での放射線エネルギーによる被曝量よりも抑制した状態で実行され、前記動画像情報生成部で生成された画像の一部を関心領域として設定する関心領域設定部と、
を有する放射線動画像撮影装置。
- [請求項2] 前記被曝量の抑制が、前記放射線曝射部に対して指示する放射線エネルギーを定常範囲よりも低くすることである請求項1記載の放射線動画像撮影装置。
- [請求項3] 前記被曝量の抑制が、定常時よりも低いフレームレートとすることである請求項1又は請求項2記載の放射線動画像撮影装置。
- [請求項4] 前記被曝量の抑制が、前記放射線曝射部と前記被検体との間に、放射線をカットするフィルタを配置することである請求項1～請求項3の何れか1項記載の放射線動画像撮影装置
- [請求項5] 前記被曝量が抑制され、かつ前記フィードバック制御が禁止されている間は、前記ダイナミックレンジの圧縮のパラメータである前記階調信号に対する前記画像情報の変化率を、フィードバック制御中よりも大きくする、請求項1～請求項4の何れか1項記載の放射線動画像

撮影装置。

- [請求項6] 前記関心領域設定部により関心領域が設定された後は、前記制御部によるフィードバック制御の対象を、当該関心領域内の画像とする請求項1～請求項5の何れか1項記載の放射線動画像撮影装置。
- [請求項7] 被検体に向けて、定常範囲での放射線エネルギーによる被曝量よりも抑制した放射線エネルギーで放射線を曝射し、被検体を通過した放射線量を、複数の画素を備えた放射線検出器で受け、
当該画素毎に受ける放射線量に応じた階調信号に基づいて、1フレーム毎の静止画像情報を生成し、
前記静止画像を連続的に撮影することで前記被検体の動画像を生成し、
生成された画像の一部を関心領域として設定し、
当該関心領域を設定した後、前記放射線エネルギーの抑制を解除して、所定の制御周期で、曝射する前記放射線の放射線エネルギーの設定値をフィードバック制御する処理を開始する放射線動画像撮影装置用関心領域設定方法。
- [請求項8] 前記被曝量の抑制が、前記放射線曝射部に対して指示する放射線エネルギーを定常範囲よりも低くすることである請求項7記載の放射線動画像撮影装置用関心領域設定方法。
- [請求項9] 前記被曝量の抑制が、定常時よりも低いフレームレートとすることである請求項9又は請求項8記載の放射線動画像撮影装置用関心領域設定方法。
- [請求項10] 前記フィードバック制御が禁止されている間は、前記階調信号を読み取るダイナミックレンジの圧縮のパラメータを、フィードバック制御中のダイナミックレンジの圧縮のパラメータとする請求項7～請求項9の何れか1項記載の放射線動画像撮影装置用関心領域設定方法。
- [請求項11] 前記請求項1～請求項6の何れか1項記載の放射線動画像撮影装置と、

診断情報や施設予約の入力、閲覧、並びに放射線動画像の撮影依頼や撮影予約を行う端末装置と、

前記端末装置からの撮影依頼を受け付け、前記放射線動画像撮影装置における放射線画像の撮影スケジュールを管理すると共に、撮影された放射線動画像を一括管理するサーバーと、
を有する放射線画像撮影システム。

[請求項12] コンピュータを、前記請求項1～請求項6の何れか1項記載の放射線動画像撮影装置の動画像情報生成部、制御部並びに関心領域設定部として機能させる放射線動画像撮影制御プログラム。

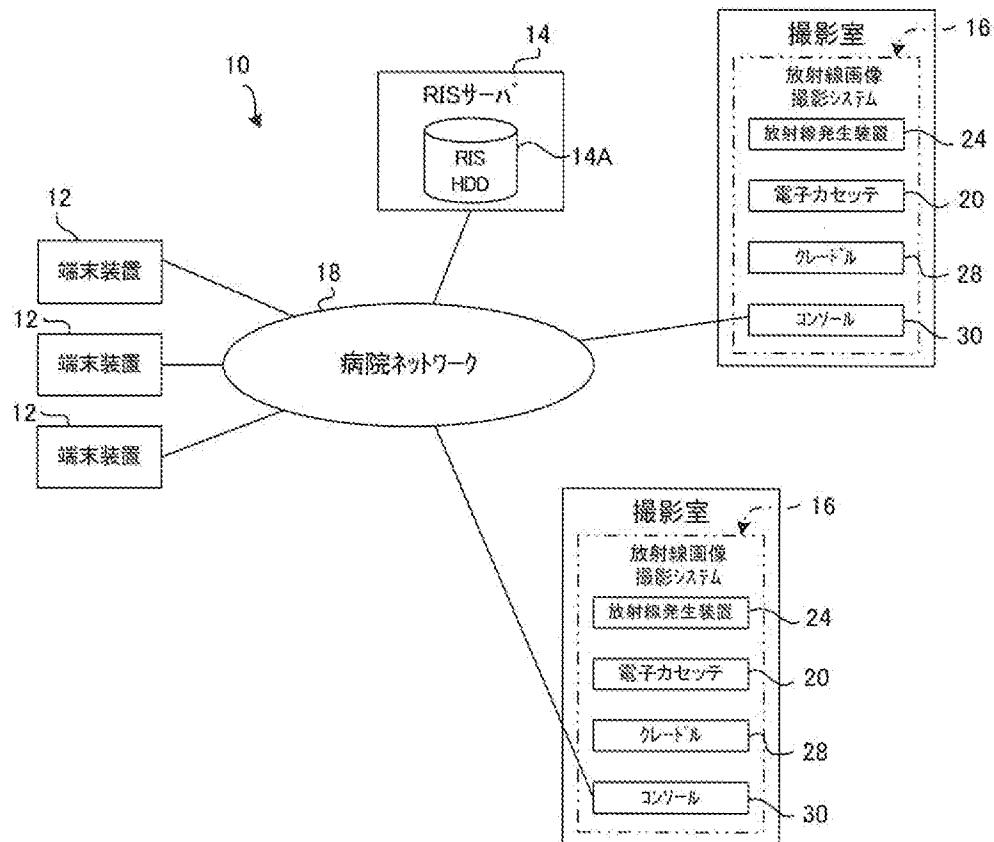
[請求項13] コンピュータに放射線動画像撮影を実行させるプログラムを記憶した持続性コンピュータ可読記憶媒体であって、前記放射線動画像撮影処理が、

被検体に向けて、定常範囲での放射線エネルギーによる被曝量よりも抑制した放射線エネルギーで放射線を曝射し、被検体を通過した放射線量を、複数の画素を備えた放射線検出器で受け取ることで取得された、当該画素毎に受ける放射線量に応じた階調信号に基づいて、1フレーム毎の静止画像情報を生成し、

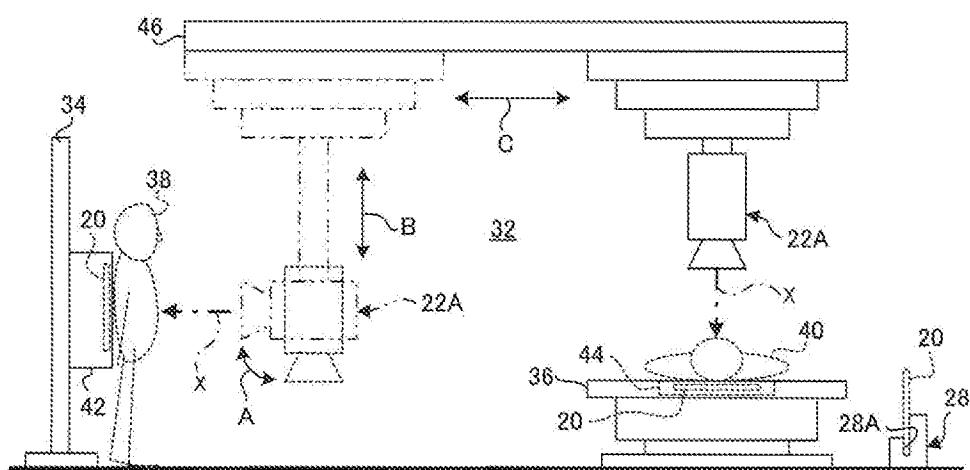
前記静止画像を連続的に撮影することで前記被検体の動画像を生成し、

生成された画像の一部を関心領域として設定し、
当該関心領域を設定した後、前記放射線エネルギーの抑制を解除して、所定の制御周期で、曝射する前記放射線の放射線エネルギーの設定値をフィードバック制御する処理を開始すること
を含む、記憶媒体。

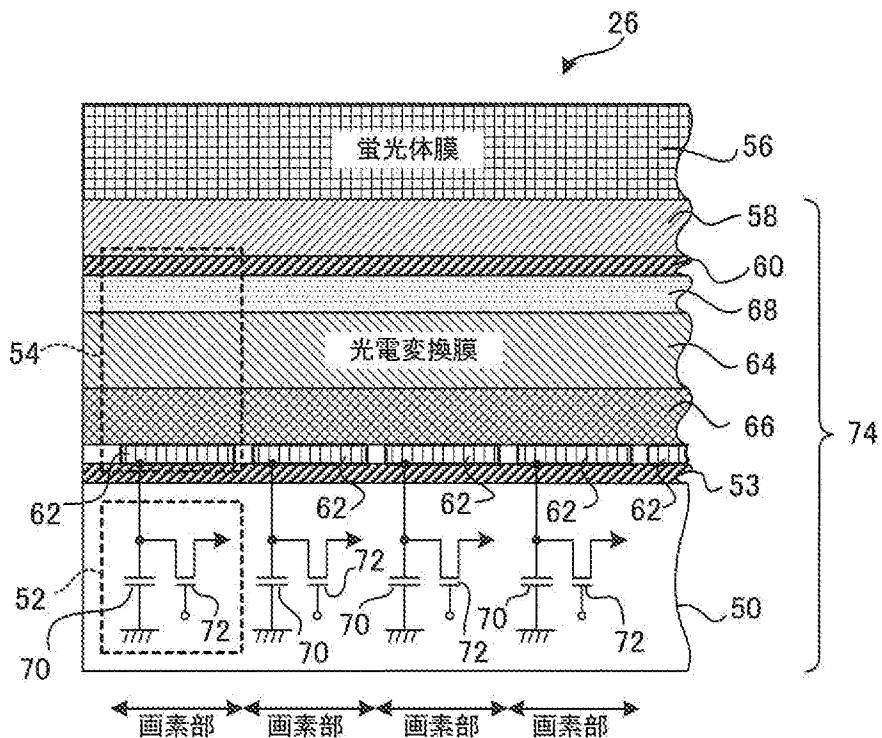
[図1]



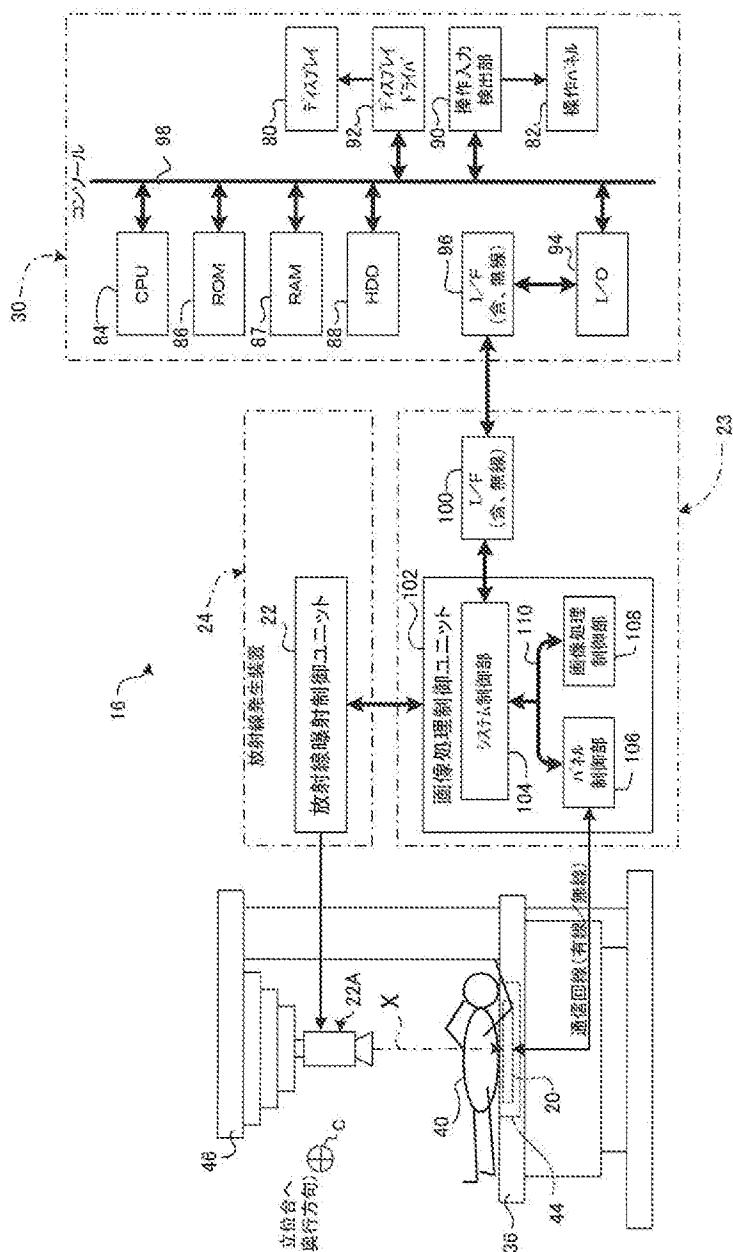
[図2]



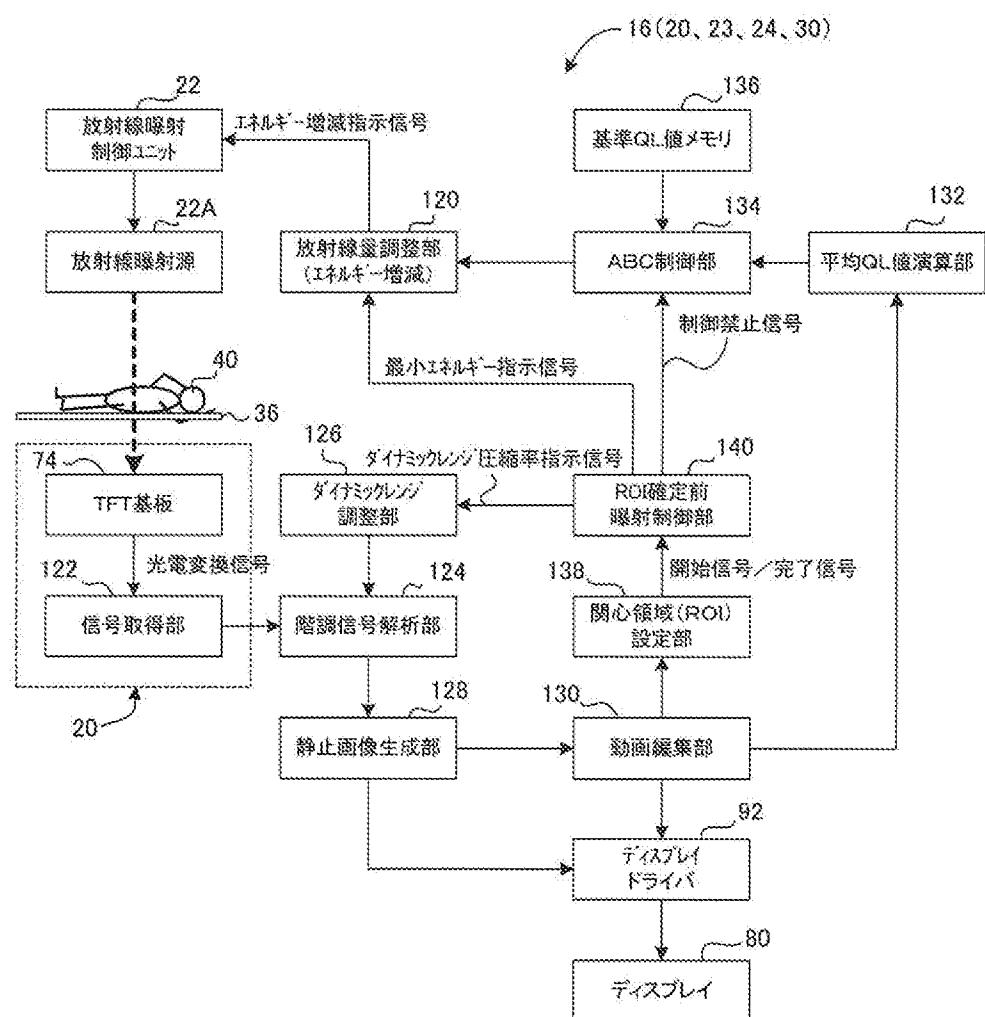
[図3]



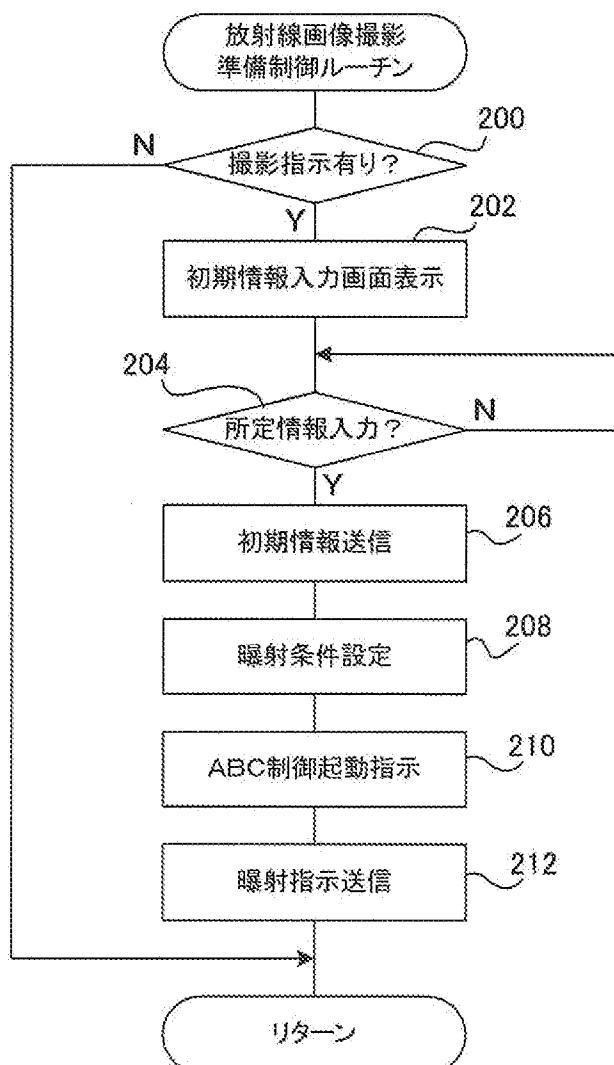
[図4]



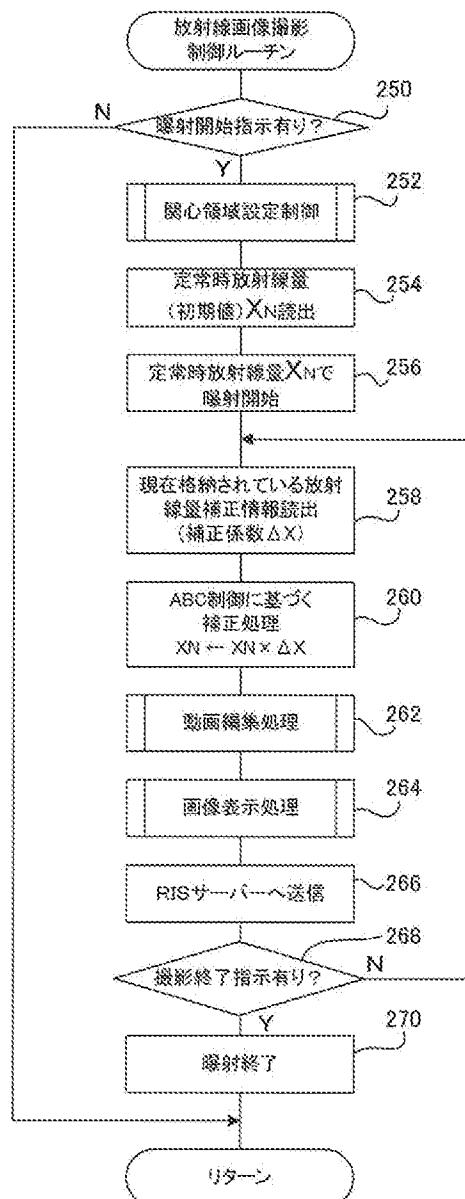
[図5]



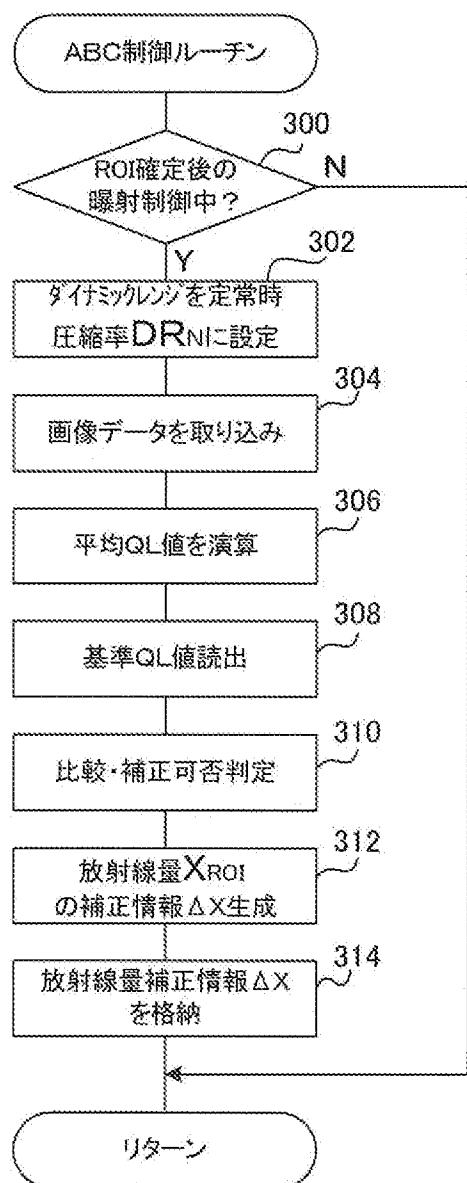
[図6]



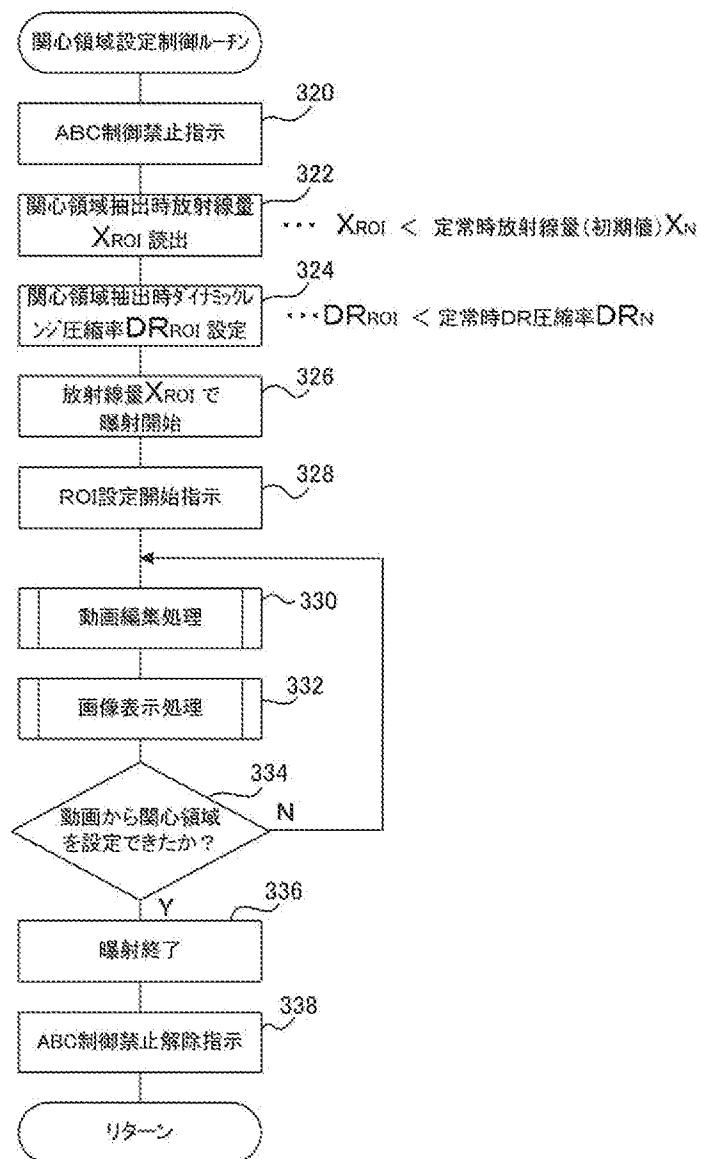
[図7]



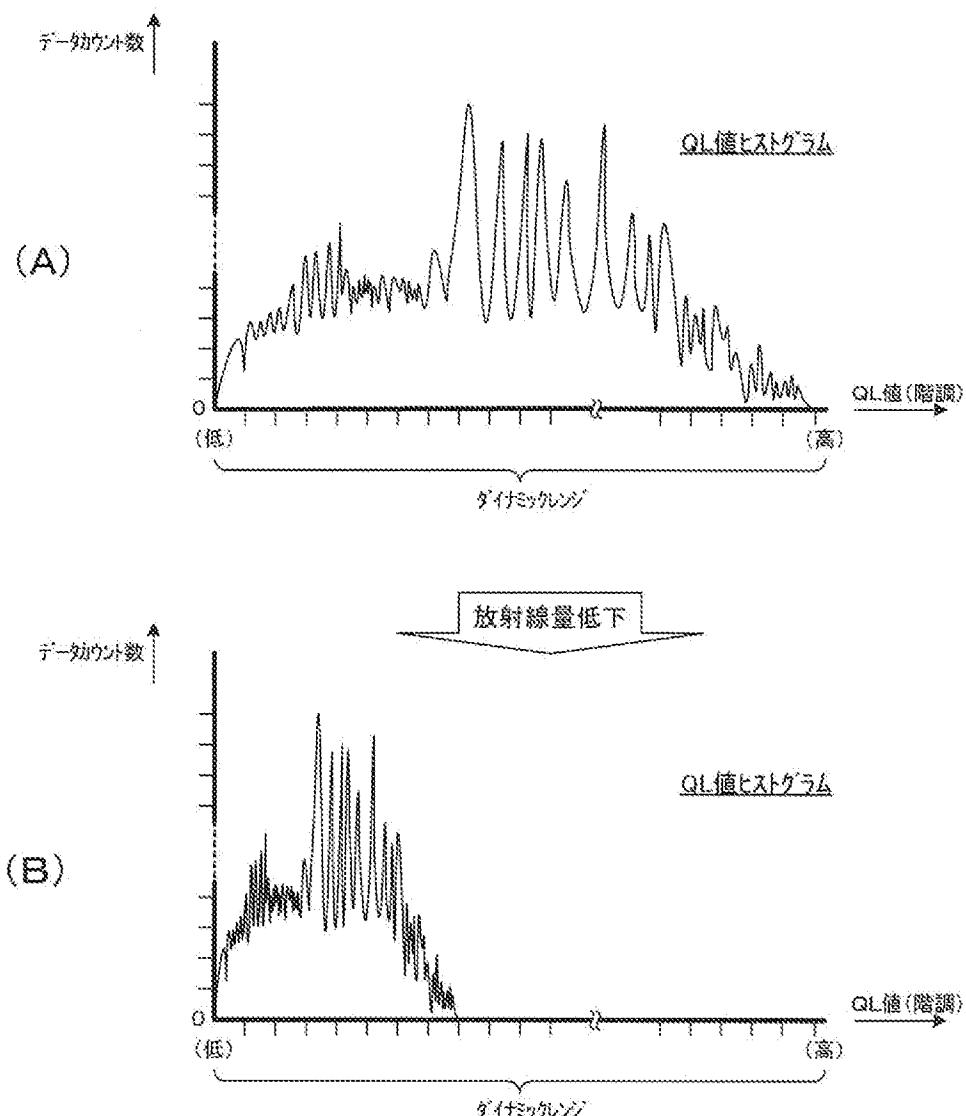
[図8]



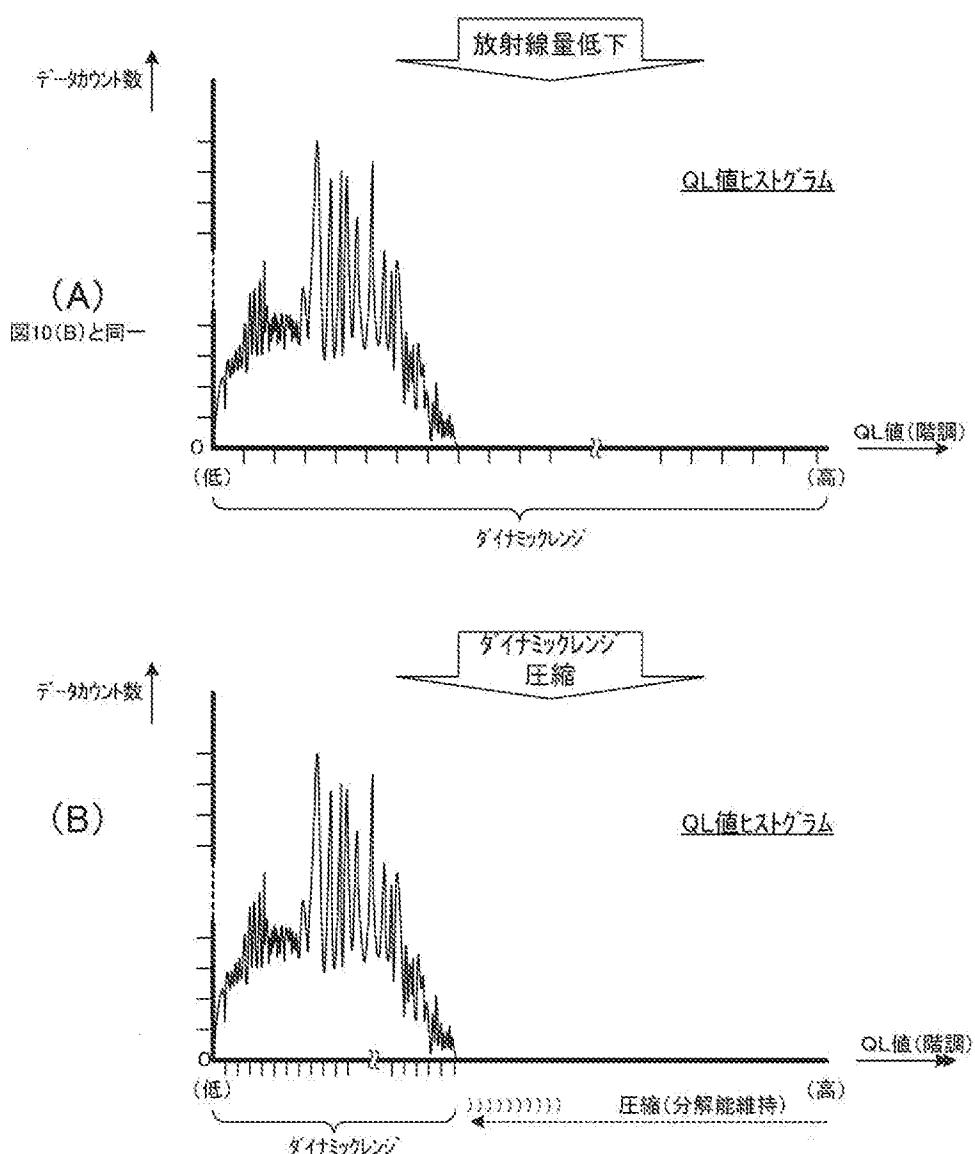
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/066049

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00 (2006.01) i, G06Q50/22 (2012.01) 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, G06Q50/22

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 | 1996-2012 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2012 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2012 |

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

WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|---|-----------------------|
| Y | JP 2008-212644 A (Canon Inc.), 18 September 2008 (18.09.2008), paragraphs [0019] to [0132]; fig. 15 & US 2010/0086102 A1 & WO 2008/096688 A1 | 1-13 |
| Y | JP 2009-254787 A (Fujifilm Corp.), 05 November 2009 (05.11.2009), paragraphs [0137], [0143] & US 2009/0232271 A1 | 1-13 |
| Y | JP 7-67865 A (Toshiba Corp.), 14 March 1995 (14.03.1995), paragraphs [0003] to [0004] & US 5546440 A | 3, 9 |

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 18 September, 2012 (18.09.12) | Date of mailing of the international search report 02 October, 2012 (02.10.12) |
| Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office | Authorized officer |
| Faxsimile No. | Telephone No. |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/066049

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 10-155782 A (Hitachi Medical Corp.), 16 June 1998 (16.06.1998), paragraph [0004] (Family: none) | 4 |
| Y | JP 2000-102527 A (Shimadzu Corp.), 11 April 2000 (11.04.2000), paragraphs [0025] to [0027] (Family: none) | 5,12 |
| Y | JP 2010-245862 A (Toshiba Corp.), 28 October 2010 (28.10.2010), paragraphs [0024] to [0029]; fig. 1 (Family: none) | 11 |
| A | JP 2010-273834 A (Toshiba Corp.), 09 December 2010 (09.12.2010), entire text; all drawings (Family: none) | 1-13 |
| A | JP 2006-122330 A (Shimadzu Corp.), 18 May 2006 (18.05.2006), entire text; all drawings (Family: none) | 3,9 |

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, G06Q50/22(2012.01)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, G06Q50/22

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 | 1971-2012年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2012年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2012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）

WPI

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 |
|-----------------|--|----------------|
| Y | JP 2008-212644 A (キヤノン株式会社) 2008.09.18, 段落番号【0019】～【0132】、【図15】 & US 2010/0086102 A1 & WO 2008/096688 A1 | 1-13 |
| Y | JP 2009-254787 A (富士フィルム株式会社) 2009.11.05, 段落番号【0137】、【0143】 & US 2009/0232271 A1 | 1-13 |
| Y | JP 7-67865 A (株式会社東芝) 1995.03.14, 段落番号【0003】～【0004】 & US 5546440 A | 3, 9 |

 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 18.09.2012 | 国際調査報告の発送日 02.10.2012 |
| 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） 五閑 統一郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3292 2Q 2904 |

| 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 10-155782 A (株式会社日立メディコ) 1998.06.16, 段落番号【0004】(ファミリーなし) | 4 |
| Y | JP 2000-102527 A (株式会社島津製作所) 2000.04.11, 段落番号【0025】～【0027】(ファミリーなし) | 5, 12 |
| Y | JP 2010-245862 A (株式会社東芝) 2010.10.28, 段落番号【0024】～【0029】、【図1】(ファミリーなし) | 11 |
| A | JP 2010-273834 A (株式会社東芝) 2010.12.09, 全文、全図 (ファミリーなし) | 1-13 |
| A | JP 2006-122330 A (株式会社島津製作所) 2006.05.18, 全文、全図 (ファミリーなし) | 3, 9 |