

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7007319号
(P7007319)

(45)発行日 令和4年1月24日(2022.1.24)

(24)登録日 令和4年1月11日(2022.1.11)

(51)国際特許分類	F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 3
	A 6 1 B 6/00 3 3 0 A
	A 6 1 B 6/00 3 5 0 S

請求項の数 12 (全25頁)

(21)出願番号	特願2019-67608(P2019-67608)	(73)特許権者	306037311
(22)出願日	平成31年3月29日(2019.3.29)		富士フイルム株式会社
(65)公開番号	特開2020-162951(P2020-162951 A)	(74)代理人	110001519
(43)公開日	令和2年10月8日(2020.10.8)		特許業務法人太陽国際特許事務所
審査請求日	令和3年1月25日(2021.1.25)	(72)発明者	北野 浩一
			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
		審査官	遠藤 直恵

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 放射線撮影装置、放射線撮影装置の作動方法、放射線撮影装置の作動プログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線を照射する放射線源と、
被写体を透過した前記放射線を検出して、前記被写体の放射線画像を出力する放射線検出器と、
前記被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および前記第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、前記放射線源に照射させる制御を行う線源制御部であり、複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線および前記第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、前記第1放射線および前記第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御部と、
前記撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線に基づく第1放射線画像、および前記第2放射線に基づく第2放射線画像を、前記放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御部と、
を備える放射線撮影装置。

【請求項2】

前記撮影モードは、所定のフレーム間隔にしたがった動画表示のために必要な複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する動画撮影モードである請求項1に記載の放射線撮影装置。

【請求項 3】

前記 2 ショット撮影に対応する前記エネルギーサブトラクション画像は、前記 2 ショット撮影において前記放射線検出器から出力された前記第 1 放射線画像と前記第 2 放射線画像とに基づいて生成され、

前記 1 ショット撮影に対応する前記エネルギーサブトラクション画像は、前記 1 ショット撮影において前記放射線検出器から出力された前記第 1 放射線画像および前記第 2 放射線画像のうち的一方と、前記 1 ショット撮影の直近の前記 2 ショット撮影において出力された前記第 1 放射線画像および前記第 2 放射線画像のうちの方とに基づいて生成される請求項 1 または請求項 2 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 4】

前記撮影モードは、前記 1 ショット撮影の回数が前記 2 ショット撮影の回数よりも多いモードである請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 5】

前記撮影モードは、所定回の前記 1 ショット撮影の間に、1 回の前記 2 ショット撮影を行うモードである請求項 4 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 6】

前記被写体の体動の有無を検知する検知部を備え、

前記撮影モードは、前記 1 ショット撮影を行うべきタイミングで、前記検知部において前記体動ありと検知された場合に、前記 2 ショット撮影を行うモードである請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 7】

前記放射線源は、冷陰極をもつ放射線管を有する請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 8】

前記冷陰極は、電界放出現象を利用して電子線を放出する電子放出源を有する電界放出型である請求項 7 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 9】

前記放射線管は、前記第 1 放射線を発生する第 1 放射線管、および前記第 2 放射線を発生する第 2 放射線管の少なくとも 2 つある請求項 7 または請求項 8 に記載の放射線撮影装置。

【請求項 10】

前記第 2 エネルギー分布における前記第 2 放射線の強度は、前記第 1 エネルギー分布における前記第 1 放射線の強度よりも低く、

前記線源制御部は、前記 1 ショット撮影において、前記第 2 放射線だけを照射させる請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の放射線撮影装置。

【請求項 11】

放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した前記放射線を検出して、前記被写体の放射線画像を出力する放射線検出器とを備える放射線撮影装置の作動方法において、

前記被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第 1 エネルギー分布を有する第 1 放射線、および前記第 1 エネルギー分布とは異なる第 2 エネルギー分布を有する第 2 放射線を、前記放射線源に照射させる制御を行う線源制御ステップであり、複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、前記第 1 放射線および前記第 2 放射線を連続的に照射させる 1 回の 2 ショット撮影に対して、前記第 1 放射線および前記第 2 放射線のうちの方だけを照射させる 1 ショット撮影を少なくとも 1 回行わせるための線源制御を行う線源制御ステップと、

前記撮影モードを実行する場合に、前記第 1 放射線に基づく第 1 放射線画像、および前記第 2 放射線に基づく第 2 放射線画像を、前記放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御ステップと、

を備える放射線撮影装置の作動方法。

【請求項 12】

10

20

30

40

50

放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した前記放射線を検出して、前記被写体の放射線画像を出力する放射線検出器とを備える放射線撮影装置の作動プログラムにおいて、前記被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および前記第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、前記放射線源に照射させる制御を行う線源制御部であり、複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線および前記第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、前記第1放射線および前記第2放射線のうち的一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御部と、前記撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線に基づく第1放射線画像、および前記第2放射線に基づく第2放射線画像を、前記放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御部として、コンピュータを機能させる放射線撮影装置の作動プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示の技術は、放射線撮影装置、放射線撮影装置の作動方法、放射線撮影装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

20

医療放射線撮影の分野において、エネルギーサブトラクション（以下、ES（Energy Subtraction）と略す）撮影を行う放射線撮影装置が知られている（例えば特許文献1参照）。ES撮影とは、特許文献1にも記載されている通り、エネルギー分布の異なる第1放射線および第2放射線を放射線源から連続的に照射させ、第1放射線に基づく第1放射線画像および第2放射線に基づく第2放射線画像を放射線検出器から出力させる撮影である。以下、こうした第1放射線および第2放射線を連続的に照射させるES撮影の手法を、2ショット撮影という。

【0003】

第1放射線画像および第2放射線画像に基づいて、被写体内部の構造物が強調されたES画像を生成することができる。より詳しくは、第1放射線画像および第2放射線画像のそれぞれの画素値に適当な重み付け係数を乗算した後、画素値の差分をとることでES画像を生成する。構造物は、肋骨、背骨といった骨部組織、または肺、胃といった軟部組織である。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開2011-067333号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

40

前述のように、従来のES撮影は、2ショット撮影を1回行うことで完了する。このため、従来のES撮影で取得されるES画像は、いわば静止画である。これに対して、本発明者は、複数枚のES画像を連続的に取得することを検討している。複数枚のES画像は、例えば、所定のフレーム間隔にしたがった動画表示のために必要な複数枚のES画像である。

【0006】

複数枚のES画像を連続的に取得するためには、単純に2ショット撮影を連続的に複数回行うことが考えられる。2ショット撮影を連続的に複数回行うと、当然ながら放射線の線量は嵩む。しかしながら、被写体への影響を鑑みて、なるべく放射線の線量を低減したいという要望がある。

50

【 0 0 0 7 】

本開示の技術は、複数枚のエネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する場合に、2ショット撮影を連続的に複数回行う場合と比べて、放射線の線量を低減することが可能な放射線撮影装置、放射線撮影装置の作動方法、放射線撮影装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本開示の放射線撮影装置は、放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した放射線を検出して、被写体の放射線画像を出力する放射線検出器と、被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、放射線源に照射させる制御を行う線源制御部であり、複数枚のエネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、第1放射線および第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、第1放射線および第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御部と、撮影モードを実行する場合に、第1放射線に基づく第1放射線画像、および第2放射線に基づく第2放射線画像を、放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御部と、を備える。

10

【 0 0 0 9 】

撮影モードは、所定のフレーム間隔にしたがった動画表示のために必要な複数枚のエネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する動画撮影モードであることが好ましい。

20

【 0 0 1 0 】

2ショット撮影に対応するエネルギーサブトラクション画像は、2ショット撮影において放射線検出器から出力された第1放射線画像と第2放射線画像とに基づいて生成され、1ショット撮影に対応するエネルギーサブトラクション画像は、1ショット撮影において放射線検出器から出力された第1放射線画像および第2放射線画像のうちの一方と、1ショット撮影の直近の2ショット撮影において出力された第1放射線画像および第2放射線画像のうちの他方とに基づいて生成されることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

撮影モードは、1ショット撮影の回数が2ショット撮影の回数よりも多いモードであることが好ましい。

30

【 0 0 1 2 】

撮影モードは、所定回の1ショット撮影の間に、1回の2ショット撮影を行うモードであることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

被写体の体動の有無を検知する検知部を備え、撮影モードは、1ショット撮影を行うべきタイミングで、検知部において体動ありと検知された場合に、2ショット撮影を行うモードであることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

放射線源は、冷陰極をもつ放射線管を有することが好ましい。この場合、冷陰極は、電界放出現象を利用して電子線を放出する電子放出源を有する電界放出型であることが好ましい。

40

【 0 0 1 5 】

放射線管は、第1放射線を発生する第1放射線管、および第2放射線を発生する第2放射線管の少なくとも2つあることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

第2エネルギー分布における第2放射線の強度は、第1エネルギー分布における第1放射線の強度よりも低く、線源制御部は、1ショット撮影において、第2放射線だけを照射させることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

50

本開示の放射線撮影装置の作動方法は、放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した放射線を検出して、被写体の放射線画像を出力する放射線検出器とを備える放射線撮影装置の作動方法において、被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、放射線源に照射させる制御を行う線源制御ステップであり、複数枚のエネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、第1放射線および第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、第1放射線および第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御ステップと、撮影モードを実行する場合に、第1放射線に基づく第1放射線画像、および第2放射線に基づく第2放射線画像を、放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御ステップと、を備える。

10

【0018】

本開示の放射線撮影装置の作動プログラムは、放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した放射線を検出して、被写体の放射線画像を出力する放射線検出器とを備える放射線撮影装置の作動プログラムにおいて、被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、放射線源に照射させる制御を行う線源制御部であり、複数枚のエネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、第1放射線および第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、第1放射線および第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御部と、撮影モードを実行する場合に、第1放射線に基づく第1放射線画像、および第2放射線に基づく第2放射線画像を、放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御部として、コンピュータを機能させる。

20

【発明の効果】**【0019】**

本開示の技術によれば、複数枚のエネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する場合に、2ショット撮影を連続的に複数回行う場合と比べて、放射線の線量を低減することが可能な放射線撮影装置、放射線撮影装置の作動方法、放射線撮影装置の作動プログラムを提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】**【0020】**

【図1】放射線撮影装置等を示す図である。

【図2】放射線管を示す図である。

【図3】陰極を示す図である。

【図4】第1放射線の第1エネルギー分布および第2放射線の第2エネルギー分布を示すグラフである。

【図5】第1放射線管から第1放射線を発生させ、被写体を透過した第1放射線に基づく第1放射線画像を放射線検出器から出力させる様子を示す図である。

40

【図6】第2放射線管から第2放射線を発生させ、被写体を透過した第2放射線に基づく第2放射線画像を放射線検出器から出力させる様子を示す図である。

【図7】放射線のエネルギーに対する骨部組織と軟部組織の吸収係数を示すグラフである。

【図8】骨部画像を生成する様子を示す図である。

【図9】軟部画像を生成する様子を示す図である。

【図10】制御装置のCPUのブロック図である。

【図11】複数枚のES画像を連続的に取得する撮影モードを示す図である。

【図12】複数枚のES画像を、所定のフレーム間隔にしたがって動画表示する様子を示す図である。

【図13】放射線撮影装置の処理手順を示すフローチャートである。

50

【図 1 4】 2 ショット撮影と 1 ショット撮影とを 1 回ずつ行う撮影モードを示す図である。

【図 1 5】 2 ショット撮影と 1 ショット撮影とを交互に行う撮影モードを示す図である。

【図 1 6】 所定回の 2 ショット撮影の間に、1 回の 1 ショット撮影を行う撮影モードを示す図である。

【図 1 7】 1 ショット撮影において、第 2 放射線ではなく第 1 放射線だけを照射させる態様を示す図である。

【図 1 8】 第 2 実施形態の制御装置の CPU のブロック図である。

【図 1 9】 2 ショット撮影の回数を 1 回、1 ショット撮影の回数を 3 回として、このセットを繰り返し行う撮影モードを示す図である。

【図 2 0】 被写体の体動ありと検知された場合に行った 2 ショット撮影を起点として、改めて 1 ショット撮影を 3 回行う撮影モードを示す図である。

10

【図 2 1】 2 ショット撮影の回数を 1 回、1 ショット撮影の回数を 3 回とするセットの繰り返しの規則は崩さずに、被写体の体動ありと検知された場合に 1 ショット撮影の代わりに 2 ショット撮影を行う撮影モードを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 1】

[第 1 実施形態]

図 1 において、放射線撮影装置 2 は、放射線源 1 0、放射線検出器 1 1、電圧発生器 1 2、制御装置 1 3、およびコンソール 1 4 を備える。放射線源 1 0、放射線検出器 1 1、電圧発生器 1 2、および制御装置 1 3 は、例えば医療施設の放射線撮影室に設置される。一方、コンソール 1 4 は、例えば放射線撮影室の隣室の制御室に設置される。放射線撮影装置 2 は、放射線技師により操作される。

20

【 0 0 2 2】

放射線源 1 0 は、第 1 放射線管 1 5 1 および第 2 放射線管 1 5 2 を有する。第 1 放射線管 1 5 1 は、第 1 焦点 F 1 から第 1 放射線 R 1 を発生する。第 2 放射線管 1 5 2 は、第 2 焦点 F 2 から第 2 放射線 R 2 を発生する。以下では、第 1 放射線管 1 5 1 および第 2 放射線管 1 5 2 を、まとめて「放射線管 1 5」という場合がある。同様に、第 1 焦点 F 1 および第 2 焦点 F 2 を、まとめて「焦点 F」、第 1 放射線 R 1 および第 2 放射線 R 2 を、まとめて「放射線 R」という場合がある。なお、放射線 R は、例えば X 線、または γ 線である。

【 0 0 2 3】

放射線検出器 1 1 は、被写体 H を透過した放射線 R を検出して、被写体 H の放射線画像 R I を出力する。放射線検出器 1 1 は、放射線画像 R I を制御装置 1 3 に送信する。なお、図 1 では、寝台（図示せず）に仰臥した被写体 H の胸部を放射線撮影している様子を例示している。

30

【 0 0 2 4】

放射線検出器 1 1 は、放射線 R を電気信号に変換する画素が二次元配列された撮像面を有する。放射線検出器 1 1 は、放射線 R に基づいた信号電荷を画素に蓄積する蓄積動作と、信号電荷を画素から読み出して電気信号に変換する読み出し動作とを行う。このような放射線検出器 1 1 は、FPD (Flat Panel Detector) と呼ばれる。放射線検出器 1 1 は、放射線 R を可視光に変換するシンチレータを有し、シンチレータが発する可視光を電気信号に変換する間接変換型でもよいし、放射線 R を直接電気信号に変換する直接変換型でもよい。以下では、電気信号を「画素値」という場合がある。

40

【 0 0 2 5】

電圧発生器 1 2 は、放射線管 1 5 に印加する管電圧を発生する。電圧発生器 1 2 と放射線管 1 5 とは、図示しない電圧ケーブルで接続されている。この電圧ケーブルを通じて、電圧発生器 1 2 において発生した管電圧が放射線管 1 5 に供給される。

【 0 0 2 6】

制御装置 1 3 は、電圧発生器 1 2 を介して、放射線源 1 0 の動作を制御する。制御装置 1 3 には、コンソール 1 4 から放射線 R の照射条件が送信される。制御装置 1 3 は、照射条件を電圧発生器 1 2 に設定する。照射条件は、放射線管 1 5 に印加する管電圧、管電流、

50

および放射線 R の照射時間である。管電流と照射時間の代わりに、管電流照射時間積（いわゆる mAs 値）を照射条件としてもよい。

【0027】

制御装置 13 には、図示しない照射スイッチを通じて、放射線技師により放射線撮影の開始指示が入力される。開始指示が入力された場合、制御装置 13 は、設定した照射条件にて、放射線管 15 から放射線 R を発生させる。

【0028】

制御装置 13 は、放射線検出器 11 の動作も制御する。制御装置 13 は、放射線源 10 による放射線 R の照射開始のタイミングに合わせて、放射線検出器 11 に蓄積動作を行わせる。また、制御装置 13 は、放射線源 10 による放射線 R の照射終了のタイミングに合わせて、放射線検出器 11 に読み出し動作を行わせる。さらに、制御装置 13 は、放射線検出器 11 から送信された放射線画像 RI を受信する。制御装置 13 は、受信した放射線画像 RI をコンソール 14 に転送する。

10

【0029】

コンソール 14 は、例えばパーソナルコンピュータである。コンソール 14 には、放射線技師により照射条件が入力される。コンソール 14 は、入力された照射条件を制御装置 13 に送信する。また、コンソール 14 は、制御装置 13 から転送された放射線画像 RI を受信し、これをディスプレイに表示する。

【0030】

コンソール 14 は、LAN (Local Area Network) 等のネットワーク 20 を介して、画像データベース（以下、DB (Data Base) と略す）サーバ 21 と通信可能に接続されている。画像 DB サーバ 21 は、例えば、PACS (Picture Archiving and Communication System) サーバであり、コンソール 14 から放射線画像 RI を受信し、これを蓄積管理する。

20

【0031】

ネットワーク 20 には、端末装置 22 も接続されている。端末装置 22 は、例えば、放射線画像 RI に基づく診療を行う医師が使用するパーソナルコンピュータである。端末装置 22 は、画像 DB サーバ 21 から放射線画像 RI を受信し、これをディスプレイに表示する。

【0032】

図 2 において、放射線管 15 は、陰極 30 と陽極 31 とを有している。陰極 30 は、電子を放出する。陽極 31 は、電子が衝突することで放射線 R を発する。陰極 30 と陽極 31 とは、ほぼ円筒形状の真空のガラス管 32 に収容されている。陰極 30 は冷陰極である。より詳しくは、陰極 30 は、電界放出現象を利用して、陽極 31 に向けて電子線 EB を放出する電子放出源を有する電界放出型である。陽極 31 は、回転機構により回転する回転陽極とは異なり、回転せずに位置が固定された固定陽極である。

30

【0033】

陰極 30 と陽極 31 との間には、電圧発生器 12 からの管電圧が印加される。管電圧の印加により、陰極 30 から陽極 31 に向けて電子線 EB が放出される。そして、電子線 EB が衝突した陽極 31 の点である焦点 F から、放射線 R が発せられる。

40

【0034】

放射線管 15 は、ハウジング 33 に収容されている。ハウジング 33 には、放射線 R を透過する放射線透過窓 34 が設けられている。陽極 31 から発せられた放射線 R は、この放射線透過窓 34 を通じて、ハウジング 33 外に出射される。なお、ハウジング 33 内は、絶縁油で満たされている。

【0035】

放射線透過窓 34 には、照射野限定器 35 が設けられている。照射野限定器 35 はコリメータとも呼ばれ、放射線検出器 11 の撮像面における放射線 R の照射野を設定する。より詳しくは、照射野限定器 35 は、放射線透過窓 34 を透過した放射線 R を遮蔽する鉛等の複数枚の遮蔽板 36 を有している。そして、この遮蔽板 36 で画定される、例えば矩形形状

50

の照射開口の大きさを、遮蔽板 36 を移動させて変更することで、放射線 R の照射野を設定する。

【0036】

図 3 において、陰極 30 は、半導体基板 40 上にエミッタ電極 41 とゲート電極 42 とが設けられた構造である。半導体基板 40 は、例えば結晶化シリコンである。エミッタ電極 41 は、例えばコーン形状のカーボンナノチューブである。エミッタ電極 41 は、ゲート電極 42 と接続されている。エミッタ電極 41 は、電子線 EB の放出エリアとして機能する。すなわち、エミッタ電極 41 は、本開示の技術に係る「電子放出源」の一例である。

【0037】

エミッタ電極 41 の周囲には、集束電極 43 が設けられている。この集束電極 43 に集束電圧を印加することで、エミッタ電極 41 が放出する電子線 EB が陽極 31 に向けて加速され、かつ、電子線 EB が集束される。

10

【0038】

図 4 において、第 1 放射線管 151 から発生される第 1 放射線 R1 は、実線で示す第 1 エネルギー分布 ED1 を有する。対して、第 2 放射線管 152 から発生される第 2 放射線 R2 は、破線で示す第 2 エネルギー分布 ED2 を有する。第 1 放射線 R1 は、第 2 放射線 R2 よりも高い管電圧、例えば 120 kV の管電圧が設定されて発生される。第 2 放射線 R2 は、第 1 放射線 R1 よりも低い管電圧、例えば 60 kV の管電圧が設定されて発生される。こうした管電圧の高低差により、第 2 エネルギー分布 ED2 における第 2 放射線 R2 の強度は、第 1 エネルギー分布 ED1 における第 1 放射線 R1 の強度よりも低い。端的に言えば、第 2 放射線 R2 は、第 1 放射線 R1 よりもエネルギーが低い。以下では、第 1 エネルギー分布 ED1 および第 2 エネルギー分布 ED2 を、まとめて「エネルギー分布 ED」という場合がある。

20

【0039】

図 5 は、第 1 放射線管 151 から第 1 放射線 R1 を発生させ、被写体 H を透過した第 1 放射線 R1 に基づく第 1 放射線画像 RI1 を放射線検出器 11 から出力させる様子を示している。対して図 6 は、第 2 放射線管 152 から第 2 放射線 R2 を発生させ、被写体 H を透過した第 2 放射線 R2 に基づく第 2 放射線画像 RI2 を放射線検出器 11 から出力させる様子を示している。このように、放射線撮影装置 2 は、図 4 で示したようにエネルギー分布 ED の異なる第 1 放射線 R1 および第 2 放射線 R2 を放射線源 10 から連続的に照射させ、第 1 放射線画像 RI1 および第 2 放射線画像 RI2 を放射線検出器 11 から出力させる ES 撮影を行うことが可能である。

30

【0040】

第 1 放射線画像 RI1 および第 2 放射線画像 RI2 には、肋骨、背骨といった骨部組織と、肺、胃といった軟部組織との両方が映っている。ただし、これら骨部組織と軟部組織とは、吸収しやすい放射線 R のエネルギーが異なる。このため、第 1 放射線画像 RI1 に映る骨部組織と第 2 放射線画像 RI2 に映る骨部組織は、画素値が異なる。また、第 1 放射線画像 RI1 に映る軟部組織と第 2 放射線画像 RI2 に映る軟部組織も、画素値が異なる。

【0041】

より詳しくは図 7 に示すように、比較的高いエネルギーの放射線 R の骨部組織の吸収係数と軟部組織の吸収係数との差は小さい。対して比較的低いエネルギーの放射線 R の骨部組織の吸収係数と軟部組織の吸収係数との差は大きい。比較的高いエネルギーの放射線 R とは、第 1 放射線 R1 のことであり、比較的低いエネルギーの放射線 R とは、第 2 放射線 R2 のことである。このため、第 1 放射線画像 RI1 においては、骨部組織と軟部組織の画素値の比は小さくなり、第 2 放射線画像 RI2 においては、逆に骨部組織と軟部組織の画素値の比は大きくなる。

40

【0042】

図 8 および図 9 は、図 7 で示した骨部組織と軟部組織の放射線 R の吸収係数の違いを利用して、第 1 放射線画像 RI1 および第 2 放射線画像 RI2 に基づいて、被写体 H 内部の構造物が強調された ES 画像を生成する様子を示している。図 8 は、骨部組織が強調された

50

骨部画像 B E S I を生成する様子を示している。一方、図 9 は、軟部組織が強調された軟部画像 S E S I を生成する様子を示している。以下では、骨部画像 B E S I および軟部画像 S E S I を、まとめて「E S 画像 E S I」という場合がある。

【 0 0 4 3 】

図 8 において、骨部画像 B E S I は、次式 (1) に示す演算を行うことで生成される。

$$B E S I = R I 1 \times \alpha_1 - R I 2 \times \alpha_2 + B 1 \cdots (1)$$

なお、 α_1 、 α_2 は重み付け係数であり、B 1 はバイアス値である。

【 0 0 4 4 】

重み付け係数 α_1 、 α_2 は、第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 の軟部組織の画素値が一致する値に調整されている。このため、第 1 放射線画像 R I 1 の画素値に重み付け係数 α_1 を乗算し、第 2 放射線画像 R I 2 の画素値に重み付け係数 α_2 を乗算して、両者の画素値の差分をとると、軟部組織が除去されて骨部組織のみが描出された骨部画像 B E S I を生成することができる。

10

【 0 0 4 5 】

一方、図 9 において、軟部画像 S E S I は、次式 (2) に示す演算を行うことで生成される。

$$S E S I = R I 1 \times \alpha_2 - R I 2 \times \alpha_1 + B 2 \cdots (2)$$

なお、 α_2 、 α_1 は重み付け係数であり、B 2 はバイアス値である。

【 0 0 4 6 】

重み付け係数 α_1 、 α_2 と同様に、重み付け係数 β_1 、 β_2 は、第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 の骨部組織の画素値が一致する値に調整されている。このため、第 1 放射線画像 R I 1 の画素値に重み付け係数 β_1 を乗算し、第 2 放射線画像 R I 2 の画素値に重み付け係数 β_2 を乗算して、両者の画素値の差分をとると、骨部組織が除去されて軟部組織のみが描出された軟部画像 S E S I を生成することができる。

20

【 0 0 4 7 】

E S 画像 E S I は、例えばコンソール 1 4 で生成される。コンソール 1 4 は、生成した E S 画像 E S I と、E S 画像 E S I の生成の元となった第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 とを関連付けて画像 D B サーバ 2 1 に送信する。なお、制御装置 1 3、画像 D B サーバ 2 1、または端末装置 2 2 にて、E S 画像 E S I を生成してもよい。

【 0 0 4 8 】

図 1 0 に示すように、制御装置 1 3 は、ストレージデバイス 5 0 と CPU (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) 5 1 とを備える。ストレージデバイス 5 0 は、例えばハードディスクドライブである。ストレージデバイス 5 0 には、作動プログラム 5 2 が記憶されている。作動プログラム 5 2 は、本開示の技術に係る「放射線撮影装置の作動プログラム」の一例である。作動プログラム 5 2 が起動されると、CPU 5 1 は、図示しないメモリ等と協働して、照射条件取得部 5 5、線源制御部 5 6、検出器制御部 5 7、および画像転送部 5 8 として機能する。

30

【 0 0 4 9 】

照射条件取得部 5 5 は、コンソール 1 4 から送信された照射条件を取得する。照射条件取得部 5 5 は、取得した照射条件を線源制御部 5 6 に出力する。

40

【 0 0 5 0 】

線源制御部 5 6 は、放射線源 1 0 の動作を制御する。線源制御部 5 6 は、照射条件取得部 5 5 からの照射条件を電圧発生器 1 2 に設定する。線源制御部 5 6 は、放射線撮影の開始指示が入力された場合、設定した照射条件にて、放射線管 1 5 から放射線 R を発生させる。線源制御部 5 6 は、放射線 R の照射開始を報せる照射開始報知信号、および放射線 R の照射終了を報せる照射終了報知信号を検出器制御部 5 7 に出力する。また、線源制御部 5 6 は、図 5 および図 6 で示したように、E S 画像 E S I を取得するために、第 1 放射線 R 1 および第 2 放射線 R 2 を放射線源 1 0 に照射させる制御を行う。

【 0 0 5 1 】

検出器制御部 5 7 は、放射線検出器 1 1 の動作を制御する。検出器制御部 5 7 は、線源制

50

御部 5 6 からの照射開始報知信号に合わせて、放射線検出器 1 1 に蓄積動作を行わせる。また、検出器制御部 5 7 は、線源制御部 5 6 からの照射終了報知信号に合わせて、放射線検出器 1 1 に読み出し動作を行わせる。これにより、検出器制御部 5 7 は、放射線検出器 1 1 から放射線画像 R I を出力させる。検出器制御部 5 7 は、放射線検出器 1 1 から送信された放射線画像 R I を受信し、受信した放射線画像 R I を画像転送部 5 8 に出力する。さらに、検出器制御部 5 7 は、図 5 および図 6 で示したように、第 1 放射線 R 1 に基づく第 1 放射線画像 R I 1、および第 2 放射線 R 2 に基づく第 2 放射線画像 R I 2 を、放射線検出器 1 1 から出力させる。

【 0 0 5 2 】

画像転送部 5 8 は、検出器制御部 5 7 からの放射線画像 R I をコンソール 1 4 に転送する。 10

【 0 0 5 3 】

放射線撮影装置 2 は、複数枚の E S 画像 E S I を連続的に取得する撮影モードを実行する。この撮影モードを実行する場合、線源制御部 5 6 は、図 1 1 に示すように、1 回の 2 ショット撮影に対して、1 ショット撮影を少なくとも 1 回行わせるための線源制御を行う。また、撮影モードを実行する場合、検出器制御部 5 7 は、第 1 放射線 R 1 に基づく第 1 放射線画像 R I 1、および第 2 放射線 R 2 に基づく第 2 放射線画像 R I 2 を、放射線検出器 1 1 から出力させる検出器制御を行う。

【 0 0 5 4 】

ここで、2 ショット撮影とは、第 1 放射線 R 1 および第 2 放射線 R 2 を連続的に照射させ、第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 を放射線検出器 1 1 から出力させる放射線撮影を指す。図 1 1 では、フレーム 1、フレーム 5、・・・が 2 ショット撮影である。 20

【 0 0 5 5 】

対して 1 ショット撮影とは、第 1 放射線 R 1 および第 2 放射線 R 2 のうちの一方だけを照射させ、第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 のうちの一方だけを放射線検出器 1 1 から出力させる放射線撮影を指す。図 1 1 では、2 ショット撮影であるフレーム 1、フレーム 5、・・・以外の、フレーム 2 ~ 4、フレーム 6 ~ 8、・・・が 1 ショット撮影である。

【 0 0 5 6 】

図 1 1 では、1 ショット撮影において、第 2 放射線 R 2 だけが照射されている。すなわち、第 2 放射線 R 2 は、本開示の技術に係る「第 1 放射線および第 2 放射線のうちの一方」の一例である。この場合、1 ショット撮影においては、第 2 放射線画像 R I 2 だけが放射線検出器 1 1 から出力される。すなわち、第 2 放射線画像 R I 2 は、本開示の技術に係る「第 1 放射線画像および第 2 放射線画像のうちの一方」の一例である。逆に、第 1 放射線画像 R I 1 は、本開示の技術に係る「第 1 放射線画像および第 2 放射線画像のうちの他方」の一例である。 30

【 0 0 5 7 】

図 1 1 では、連続する 4 つのフレームを見た場合、2 ショット撮影の回数が 1 回、1 ショット撮影の回数が 3 回となっている。つまり、1 ショット撮影の回数が 2 ショット撮影の回数よりも多くなっている。また、図 1 1 では、3 回の 1 ショット撮影の間に、1 回の 2 ショット撮影が行われている。つまり、所定回の 1 ショット撮影の間に、1 回の 2 ショット撮影が行われている。なお、所定回は例示の 3 回に限らず、2 回でもよいし 3 回以上でもよい。また、所定回を放射線技師等が設定変更することが可能な構成としてもよい。 40

【 0 0 5 8 】

2 ショット撮影に対応する E S 画像 E S I は、2 ショット撮影において放射線検出器 1 1 から出力された第 1 放射線画像 R I 1 と第 2 放射線画像 R I 2 とに基づいて生成される。例えばフレーム 1 の E S 画像 E S I __ 1 は、第 1 放射線画像 R I 1 __ 1 と第 2 放射線画像 R I 2 __ 1 とに基づいて生成される。

【 0 0 5 9 】

対して 1 ショット撮影に対応する E S 画像 E S I は、1 ショット撮影において放射線検出 50

器 1 1 から出力された第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 のうちの一方と、1 ショット撮影の直近の 2 ショット撮影において出力された第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 のうちの他方とに基づいて生成される。

【 0 0 6 0 】

図 1 1 では、前述のように、「第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 のうちの一方」は第 2 放射線画像 R I 2、「第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 のうちの他方」は第 1 放射線画像 R I 1 である。このため、例えばフレーム 2 の E S 画像 E S I __ 2 は、直近の 2 ショット撮影であるフレーム 1 の第 1 放射線画像 R I 1 __ 1 と、第 2 放射線画像 R I 2 __ 2 とに基づいて生成される。また、例えばフレーム 8 の E S 画像 E S I __ 8 は、直近の 2 ショット撮影であるフレーム 5 の第 1 放射線画像 R I 1 __ 5 と、第 2 放射線画像 R I 2 __ 8 とに基づいて生成される。

10

【 0 0 6 1 】

図 1 1 で示したように各フレーム 1、2、3、・・・で生成された複数枚の E S 画像 E S I __ 1、E S I __ 2、E S I __ 3、・・・は、図 1 2 に示すように、所定のフレーム間隔 F I にしたがった動画表示のために連続的に取得される。すなわち、撮影モードは、フレーム間隔 F I にしたがった動画表示のために必要な複数枚の E S 画像 E S I を連続的に取得する動画撮影モードである。なお、フレーム間隔 F I は、例えば約 0 . 0 3 秒（フレームレートで表現すると 3 0 フレーム / 秒）である。

【 0 0 6 2 】

次に、上記構成による作用について、図 1 3 に示すフローチャートを参照して説明する。放射線撮影装置 2 による放射線撮影の手順は、撮影準備作業から開始される。撮影準備作業は放射線技師が行う作業である。撮影準備作業は、具体的には被写体 H のポジショニングに関わる作業と、コンソール 1 4 に照射条件を入力する作業である。撮影準備作業終了後、放射線技師によって放射線撮影の開始が指示される。

20

【 0 0 6 3 】

制御装置 1 3 では、照射条件取得部 5 5 により、コンソール 1 4 からの照射条件が取得される。照射条件は、照射条件取得部 5 5 から線源制御部 5 6 に出力され、線源制御部 5 6 によって電圧発生器 1 2 に設定される。

【 0 0 6 4 】

放射線撮影の開始が指示された場合、図 1 1 で示したように、まず、2 ショット撮影が行われる（ステップ S T 1 0 0）。より詳しくは、線源制御部 5 6 により、第 1 放射線 R 1 および第 2 放射線 R 2 が放射線源 1 0 から連続的に照射される。また、検出器制御部 5 7 により、第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 が、放射線検出器 1 1 から出力される。

30

【 0 0 6 5 】

続いて 1 ショット撮影が行われる（ステップ S T 1 1 0）。より詳しくは、線源制御部 5 6 により、第 2 放射線 R 2 が放射線源 1 0 に照射される。また、検出器制御部 5 7 により、第 2 放射線画像 R I 2 が放射線検出器 1 1 から出力される。なお、ステップ S T 1 0 0 は、本開示の技術に係る「線源制御ステップ」および「検出器制御ステップ」の一例である。また、ステップ S T 1 1 0 も、本開示の技術に係る「線源制御ステップ」および「検出器制御ステップ」の一例である。

40

【 0 0 6 6 】

1 ショット撮影は、設定回数（図 1 1 の例では 3 回）に達するまで繰り返される（ステップ S T 1 2 0 で N O）。1 ショット撮影が設定回数繰り返された後、再び 2 ショット撮影が行われる（ステップ S T 1 2 0 で Y E S、ステップ S T 1 3 0 で N O）。これら 1 回の 2 ショット撮影と設定回数の 1 ショット撮影とをセットとした撮影モードは、撮影終了（ステップ S T 1 3 0 で Y E S）まで続けられる。

【 0 0 6 7 】

放射線検出器 1 1 から出力された放射線画像 R I は、検出器制御部 5 7 から画像転送部 5 8 に出力される。放射線画像 R I は、画像転送部 5 8 により、コンソール 1 4 に転送され

50

る。

【0068】

コンソール14では、図8、図9、および図11で示したように、第1放射線画像R I 1と第2放射線画像R I 2とに基づいて、複数枚のES画像ESIが生成される。生成された複数枚のES画像ESIは、図12で示したように、コンソール14あるいは端末装置22等において、所定のフレーム間隔FIにしたがって動画表示され、医師の閲覧に供される。

【0069】

以上説明したように、線源制御部56は、複数枚のES画像ESIを連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、第1放射線R1および第2放射線R2を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、第1放射線R1および第2放射線R2のうち的一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う。また、検出器制御部57は、撮影モードを実行する場合に、第1放射線R1に基づく第1放射線画像R I 1、および第2放射線R2に基づく第2放射線画像R I 2を、放射線検出器11から出力させる検出器制御を行う。したがって、2ショット撮影を連続的に複数回行う場合と比べて、放射線Rの線量を低減することが可能となる。結果として被写体Hの被曝量を低減することが可能となる。また、2ショット撮影を連続的に複数回行う場合と比べて、放射線管15および放射線検出器11に掛かる負荷を軽減することが可能となる。

【0070】

図12で示したように、撮影モードは、所定のフレーム間隔FIにしたがった動画表示のために必要な複数枚のES画像ESIを連続的に取得する動画撮影モードである。したがって、ES画像ESIの動画を医師の閲覧に供することができ、ES画像ESIによる医療診断の新たな可能性を拓くことができる。

【0071】

図11で示したように、2ショット撮影に対応するES画像ESIは、2ショット撮影において放射線検出器11から出力された第1放射線画像R I 1と第2放射線画像R I 2とに基づいて生成される。対して1ショット撮影に対応するES画像ESIは、1ショット撮影において放射線検出器11から出力された第1放射線画像R I 1および第2放射線画像R I 2のうち的一方と、1ショット撮影の直近の2ショット撮影において出力された第1放射線画像R I 1および第2放射線画像R I 2のうち他方とに基づいて生成される。したがって、2ショット撮影を連続的に複数回行わなくとも、複数枚のES画像ESIを連続的に取得することができる。また、1ショット撮影に対応するES画像ESIを生成する場合は、直近の2ショット撮影において出力された第1放射線画像R I 1および第2放射線画像R I 2のうち他方を使い回すので、ES画像ESIを生成する処理の負荷を軽減することができる。

【0072】

図11で示したように、撮影モードは、1ショット撮影の回数が2ショット撮影の回数よりも多いモードである。したがって、2ショット撮影の回数が、1ショット撮影の回数以上の場合と比べて、放射線Rの線量をより低減することが可能となる。

【0073】

図11で示したように、撮影モードは、所定回の1ショット撮影の間に、1回の2ショット撮影を行うモードである。したがって、規則的に2ショット撮影と1ショット撮影とを行えばよく、簡単に線源制御および検出器制御を行うことができる。

【0074】

また、これも図11で示したように、線源制御部56は、1ショット撮影において、強度が低い第2放射線R2だけを照射させる。したがって、強度が高い第1放射線R1だけを照射させる場合と比べて、放射線Rの線量をより低減することが可能となる。また、強度が高い第1放射線R1だけを照射させる場合、第1放射線画像R I 1の検出後に放射線検出器11に残像が生じるおそれが高くなるが、強度が低い第2放射線R2であれば、残像が生じるおそれは低いため、残像による第2放射線画像R I 2の画質劣化、ひいてはES

10

20

30

40

50

画像 E S I の画質劣化を抑制することができる。

【 0 0 7 5 】

図 2 および図 3 で示したように、放射線管 1 5 は、冷陰極である陰極 3 0 をもつ。冷陰極は、熱電子を放出するフィラメント構造の陰極よりも遥かに発熱量が小さい。このため放熱構造が不要で、放射線管 1 5 の小型化が可能である。具体的には、放射線管 1 5 の直径を、例えば約 5 0 mm 以下とすることができる。したがって、放射線源 1 0 の小型化に寄与することができる。

【 0 0 7 6 】

本実施形態のように第 1 放射線管 1 5 1 および第 2 放射線管 1 5 2 の 2 つの放射線管 1 5 を用いる場合に、両放射線管 1 5 が冷陰極の陰極 3 0 をもつのであれば、小型であるがゆえに、第 1 放射線管 1 5 1 および第 2 放射線管 1 5 2 を近接して配置することが可能となる。言い換えれば、第 1 放射線 R 1 の第 1 焦点 F 1 および第 2 放射線 R 2 の第 2 焦点 F 2 の距離を近付けることが可能となる。このため、E S 画像 E S I の画質に影響する、放射線検出器 1 1 の撮像面に対する放射線 R 1 および放射線 R 2 の照射角度のズレも小さくなる。したがって、1 つの放射線管 1 5 を用いた場合とほぼ同等の画質の E S 画像 E S I を取得することができる。

10

【 0 0 7 7 】

また、これも図 2 および図 3 で示したように、陰極 3 0 は、電界放出現象を利用して電子線を放出する電子放出源を有する電界放出型である。電界放出型の陰極 3 0 は、熱電子を放出するフィラメント構造の陰極と比べて、短い間隔で放射線 R を発生させることができる。したがって、単位時間当たりの E S 画像 E S I の取得枚数を増やすことができる。

20

【 0 0 7 8 】

本実施形態においては、第 1 放射線 R 1 を発生する第 1 放射線管 1 5 1、および第 2 放射線 R 2 を発生する第 2 放射線管 1 5 2 の 2 つの放射線管 1 5 を用いている。したがって、1 つの放射線管 1 5 を用いた場合と比べて、放射線管 1 5 に掛かる負荷を軽減することができる。また、2 ショット撮影における第 1 放射線 R 1 と第 2 放射線 R 2 との照射間隔を極限まで狭められるので、第 1 放射線画像 R I 1 と第 2 放射線画像 R I 2 とから被写体 H の体動の影響をほぼ取り除くことができる。

【 0 0 7 9 】

放射線管 1 5 は 2 つ以上あってもよいし、1 つであってもよい。1 つの放射線管 1 5 を用いた場合も、電界放出型の陰極 3 0 を用いれば、2 ショット撮影における第 1 放射線 R 1 と第 2 放射線 R 2 との照射間隔を狭められる。したがって、第 1 放射線画像 R I 1 と第 2 放射線画像 R I 2 とから被写体 H の体動の影響を取り除くことができる。

30

【 0 0 8 0 】

図 1 4 ~ 図 1 7 は、複数枚の E S 画像 E S I を連続的に取得する撮影モードのバリエーションを示す図である。なお、図 1 4 ~ 図 1 6 では、第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 の図示を省略している。

【 0 0 8 1 】

図 1 4 は、2 ショット撮影と 1 ショット撮影とを 1 回ずつ行う撮影モードを示す。この場合、取得される E S 画像 E S I は 2 枚だけである。このように、撮影モードは、上記第 1 実施形態で示した、所定のフレーム間隔 F I にしたがった動画表示のために必要な複数枚の E S 画像 E S I を連続的に取得する動画撮影モードに限らない。

40

【 0 0 8 2 】

図 1 5 は、2 ショット撮影と 1 ショット撮影とを交互に行う撮影モード（動画撮影モード）を示す。また、図 1 6 は、所定回（ここでは 2 回）の 2 ショット撮影の間に、1 回の 1 ショット撮影を行う撮影モード（動画撮影モード）を示す。このように、1 ショット撮影の回数と 2 ショット撮影の回数は同数でもよいし、2 ショット撮影の回数を、1 ショット撮影の回数よりも多くしてもよい。また、図示は省略するが、2 ショット撮影は最初に 1 回だけ行い、あとは 1 ショット撮影を連続的に複数回行ってよい。要するに、2 ショット撮影を連続的に複数回行う場合と比べて、放射線 R の線量を低減することが可能な態様

50

であればよい。

【 0 0 8 3 】

図 1 7 は、1 ショット撮影において、第 2 放射線 R 2 ではなく第 1 放射線 R 1 だけを照射させる態様を示す。この場合、第 1 放射線 R 1 は、本開示の技術に係る「第 1 放射線および第 2 放射線のうちの一方」の一例である。また、第 1 放射線画像 R I 1 は、本開示の技術に係る「第 1 放射線画像および第 2 放射線画像のうちの一方」の一例である。逆に、第 2 放射線画像 R I 2 は、本開示の技術に係る「第 1 放射線画像および第 2 放射線画像のうちの他方」の一例である。

【 0 0 8 4 】

E S 画像 E S I の生成の仕方は、図 1 1 の例における第 1 放射線画像 R I 1 と第 2 放射線画像 R I 2 が逆になる。例えばフレーム 2 の E S 画像 E S I __ 2 は、直近の 2 ショット撮影であるフレーム 1 の第 2 放射線画像 R I 2 __ 1 と、第 1 放射線画像 R I 1 __ 2 とに基づいて生成される。また、例えばフレーム 8 の E S 画像 E S I __ 8 は、直近の 2 ショット撮影であるフレーム 5 の第 2 放射線画像 R I 2 __ 5 と、第 1 放射線画像 R I 1 __ 8 とに基づいて生成される。

10

【 0 0 8 5 】

[第 2 実施形態]

図 1 8 ~ 図 2 1 に示す第 2 実施形態では、1 ショット撮影を行うべきタイミングで、被写体 H の体動ありと検知された場合に、2 ショット撮影を行う。

【 0 0 8 6 】

図 1 8 において、本実施形態の制御装置の C P U 7 0 は、上記第 1 実施形態の各処理部 5 5 ~ 5 8 (照射条件取得部 5 5 および画像転送部 5 8 は不図示) に加えて、検知部 7 1 として機能する。検知部 7 1 は、検出器制御部 5 7 から放射線画像 R I を取得し、放射線画像 R I に基づいて被写体 H の体動の有無を検知する。

20

【 0 0 8 7 】

検知部 7 1 は、周知の画像認識技術を用いて、放射線画像 R I に映る組織の特徴点を抽出する。特徴点は、例えば第 1 胸椎の中心点、右肺の頂点等である。検知部 7 1 は、前フレームの放射線画像 R I の特徴点と、次フレームの放射線画像 R I の特徴点との位置ズレ量を算出する。検知部 7 1 は、位置ズレ量が予め設定された閾値未満であった場合、被写体 H の体動なしと検知する。対して位置ズレ量が閾値以上であった場合、検知部 7 1 は、被写体 H の体動ありと検知する。検知部 7 1 は、検知結果を線源制御部 5 6 および検出器制御部 5 7 に出力する。線源制御部 5 6 は、1 ショット撮影を行わせるべきタイミングで、検知部 7 1 において被写体 H の体動ありと検知した場合に、2 ショット撮影を行わせるための線源制御を行う。

30

【 0 0 8 8 】

例えば図 1 9 に示すように、2 ショット撮影の回数を 1 回、1 ショット撮影の回数を 3 回として、このセットを繰り返し行う撮影モードの場合を考える。この場合、図 2 0 および図 2 1 に示すように、線源制御部 5 6 は、本来は 1 ショット撮影を行わせるべきタイミングで、検知部 7 1 において被写体 H の体動ありと検知された場合は、1 ショット撮影に代えて 2 ショット撮影を行わせるための線源制御を行う。なお、図 2 0 は、被写体 H の体動ありと検知された場合に行った 2 ショット撮影を起点として、改めて 1 ショット撮影を 3 回行う撮影モードの例を示している。対して図 2 1 は、2 ショット撮影の回数を 1 回、1 ショット撮影の回数を 3 回とする規則は崩さずに、被写体 H の体動ありと検知された場合に、1 ショット撮影に代えて 2 ショット撮影を行う撮影モードの例を示している。

40

【 0 0 8 9 】

このように、第 2 実施形態の撮影モードは、1 ショット撮影を行うべきタイミングで、検知部 7 1 において被写体 H の体動が検知された場合に、2 ショット撮影を行うモードである。すなわち、1 ショット撮影に対応する E S 画像 E S I を生成する場合に使い回す、直近の 2 ショット撮影において出力された第 1 放射線画像 R I 1 および第 2 放射線画像 R I 2 のうちの他方を、被写体 H の体動が検知されたことを契機に更新する。したがって、E

50

S 画像 E S I から体動の影響を効果的に取り除くことができ、E S 画像 E S I の画質向上に寄与することができる。

【0090】

冷陰極は電界放出型に限らない。熱電子放出以外の方式であればよい。また、陰極30は冷陰極に限らず、熱陰極でもよい。

【0091】

1回の2ショット撮影で完了する従来のE S 撮影を行う撮影モード、E S 撮影ではなく、単純に静止画の放射線画像を取得するための撮影モード等があってもよい。

【0092】

2ショット撮影において、最初に第2放射線R2を照射させて第2放射線画像RI2を出力させ、続いて第1放射線R1を照射させて第1放射線画像RI1を出力させてもよい。

10

【0093】

制御装置13とコンソール14とを、1つの装置に統合してもよい。また、制御装置13を、放射線源10の動作を制御する線源制御装置と、放射線検出器11の動作を制御する検出器制御装置とに分け、線源制御装置に線源制御部56を、検出器制御装置に検出器制御部57をそれぞれ設けてもよい。

【0094】

上記各実施形態において、例えば、照射条件取得部55、線源制御部56、検出器制御部57、画像転送部58、検知部71といった各種の処理を実行する処理部(Processing Unit)のハードウェア的な構造としては、次に示す各種のプロセッサ(Processor)を用いることができる。各種のプロセッサには、ソフトウェアを実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるCPUに加えて、FPGA(Field Programmable Gate Array)等の製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス(Programmable Logic Device:PLD)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)等の特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路等が含まれる。

20

【0095】

1つの処理部は、これらの各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種または異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ(例えば、複数のFPGAの組み合わせ、CPUとFPGAとの組み合わせ)で構成されてもよい。また、複数の処理部を1つのプロセッサで構成してもよい。

30

【0096】

複数の処理部を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、クライアントおよびサーバ等のコンピュータに代表されるように、1つ以上のCPUとソフトウェアの組み合わせで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第2に、システムオンチップ(System On Chip:SoC)等に代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を1つのIC(Integrated Circuit)チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサの1つ以上を用いて構成される。

40

【0097】

さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造としては、より具体的には、半導体素子等の回路素子を組み合わせた電気回路(circuitry)を用いることができる。

【0098】

以上の記載から、以下の付記項1に記載の発明を把握することができる。

【0099】

[付記項1]

放射線を照射する放射線源と、

50

被写体を透過した前記放射線を検出して、前記被写体の放射線画像を出力する放射線検出器と、

前記被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および前記第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、前記放射線源に照射させる制御を行う線源制御プロセッサであり、複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線および前記第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、前記第1放射線および前記第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御プロセッサと、

前記撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線に基づく第1放射線画像、および前記第2放射線に基づく第2放射線画像を、前記放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御プロセッサと、

を備える放射線撮影装置。

【0100】

また、本開示の技術は、以下の付記項2～付記項5に記載の発明を含む。

【0101】

[付記項2]

放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した前記放射線を検出して、前記被写体の放射線画像を出力する放射線検出器とを備える放射線撮影装置を制御する制御装置であって、前記被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および前記第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、前記放射線源に照射させる制御を行う線源制御部であり、複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線および前記第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、前記第1放射線および前記第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御部と、

前記撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線に基づく第1放射線画像、および前記第2放射線に基づく第2放射線画像を、前記放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御部と、

を備える制御装置。

【0102】

[付記項3]

放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した前記放射線を検出して、前記被写体の放射線画像を出力する放射線検出器とを備える放射線撮影装置を制御する制御装置の作動方法であって、

前記被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および前記第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、前記放射線源に照射させる制御を行う線源制御ステップであり、複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線および前記第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、前記第1放射線および前記第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御ステップと、

前記撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線に基づく第1放射線画像、および前記第2放射線に基づく第2放射線画像を、前記放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御ステップと、

を備える制御装置の作動方法。

【0103】

[付記項4]

10

20

30

40

50

放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した前記放射線を検出して、前記被写体の放射線画像を出力する放射線検出器とを備える放射線撮影装置を制御する制御装置の作動プログラムであって、

前記被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および前記第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、前記放射線源に照射させる制御を行う線源制御部であり、複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線および前記第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、前記第1放射線および前記第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御部と、
前記撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線に基づく第1放射線画像、および前記第2放射線に基づく第2放射線画像を、前記放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御部として、

10

コンピュータを機能させる制御装置の作動プログラム。

【0104】

[付記項5]

放射線を照射する放射線源と、被写体を透過した前記放射線を検出して、前記被写体の放射線画像を出力する放射線検出器とを備える放射線撮影装置を制御する制御装置であって、前記被写体内部の構造物が強調されたエネルギーサブトラクション画像を取得するために、第1エネルギー分布を有する第1放射線、および前記第1エネルギー分布とは異なる第2エネルギー分布を有する第2放射線を、前記放射線源に照射させる制御を行う線源制御部であり、複数枚の前記エネルギーサブトラクション画像を連続的に取得する撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線および前記第2放射線を連続的に照射させる1回の2ショット撮影に対して、前記第1放射線および前記第2放射線のうちの一方だけを照射させる1ショット撮影を少なくとも1回行わせるための線源制御を行う線源制御部と、

20

前記撮影モードを実行する場合に、前記第1放射線に基づく第1放射線画像、および前記第2放射線に基づく第2放射線画像を、前記放射線検出器から出力させる検出器制御を行う検出器制御部と、

を備える制御装置。

30

【0105】

本開示の技術は、上述の種々の実施形態と種々の変形例を適宜組み合わせることも可能である。また、上記各実施形態に限らず、要旨を逸脱しない限り種々の構成を採用し得ることはもちろんである。さらに、本開示の技術は、プログラムに加えて、プログラムを非一時的に記憶する記憶媒体にもおよび。

【0106】

以上に示した記載内容および図示内容は、本開示の技術に係る部分についての詳細な説明であり、本開示の技術の一例に過ぎない。例えば、上記の構成、機能、作用、および効果に関する説明は、本開示の技術に係る部分の構成、機能、作用、および効果の一例に関する説明である。よって、本開示の技術の主旨を逸脱しない範囲内において、以上に示した記載内容および図示内容に対して、不要な部分を削除したり、新たな要素を追加したり、置き換えたりしてもよいことはいうまでもない。また、錯綜を回避し、本開示の技術に係る部分の理解を容易にするために、以上に示した記載内容および図示内容では、本開示の技術の実施を可能にする上で特に説明を要しない技術常識等に関する説明は省略されている。

40

【0107】

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。

【符号の説明】

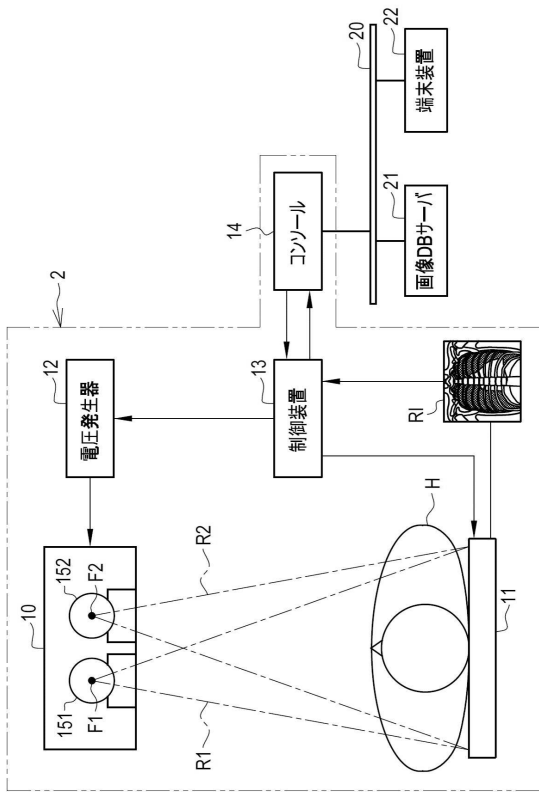
50

【 0 1 0 8 】

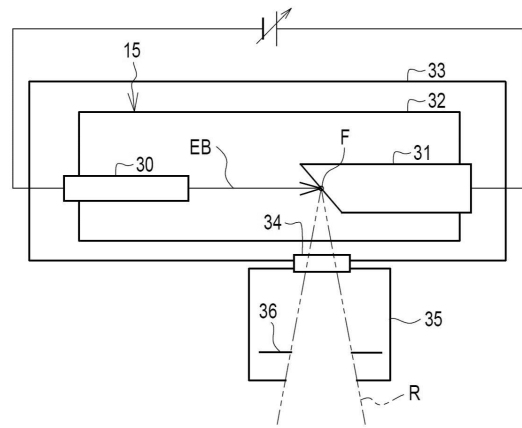
2	放射線撮影装置	
1 0	放射線源	
1 1	放射線検出器	
1 2	電圧発生器	
1 3	制御装置	
1 4	コンソール	
1 5	放射線管	
2 0	ネットワーク	
2 1	画像データベースサーバ (画像 D B サーバ)	10
2 2	端末装置	
3 0	陰極	
3 1	陽極	
3 2	ガラス管	
3 3	ハウジング	
3 4	放射線透過窓	
3 5	照射野限定器	
3 6	遮蔽板	
4 0	半導体基板	
4 1	エミッタ電極	20
4 2	ゲート電極	
4 3	集束電極	
5 0	ストレージデバイス	
5 1、	7 0 C P U	
5 2	作動プログラム (放射線撮影装置の作動プログラム)	
5 5	照射条件取得部	
5 6	線源制御部	
5 7	検出器制御部	
5 8	画像転送部	
7 1	検知部	30
1 5 1	第 1 放射線管	
1 5 2	第 2 放射線管	
B E S I	骨部画像	
E B	電子線	
E D、E D 1、E D 2	エネルギー分布、第 1 エネルギー分布、第 2 エネルギー分布	
E S I	エネルギーサブトラクション画像 (E S 画像)	
F、F 1、F 2	焦点、第 1 焦点、第 2 焦点	
F I	フレーム間隔	
H	被写体	
R、R 1、R 2	放射線、第 1 放射線、第 2 放射線	40
R I、R I 1、R I 2	放射線画像、第 1 放射線画像、第 2 放射線画像	
S E S I	軟部画像	
S T 1 0 0、S T 1 1 0、S T 1 2 0、S T 1 3 0	ステップ	

【図面】

【図 1】



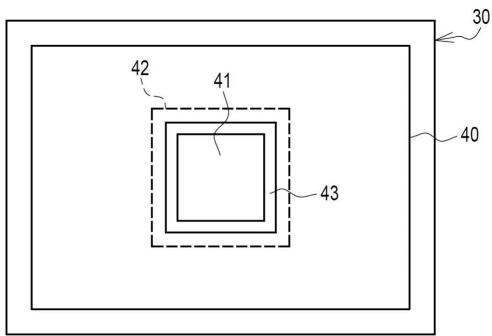
【図 2】



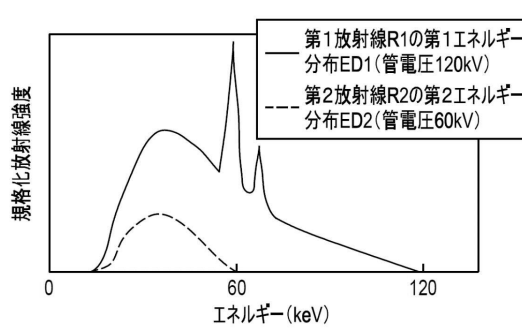
10

20

【図 3】



【図 4】

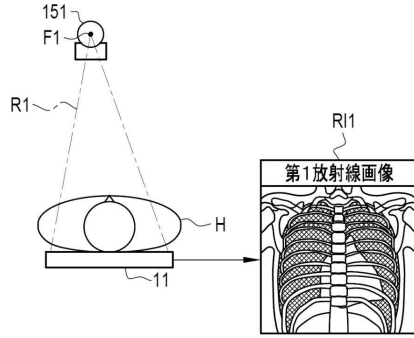


30

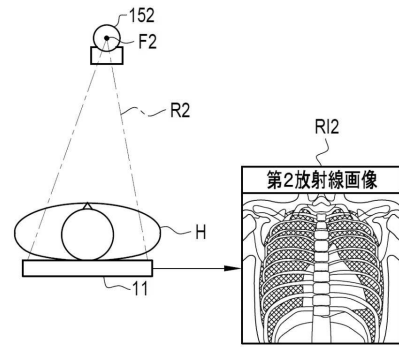
40

50

【図5】

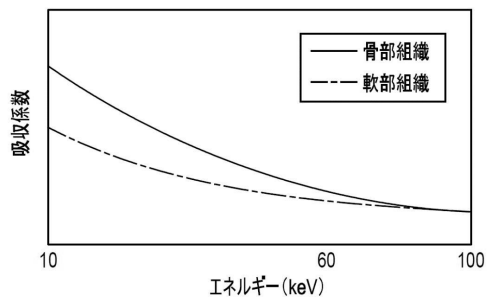


【図6】

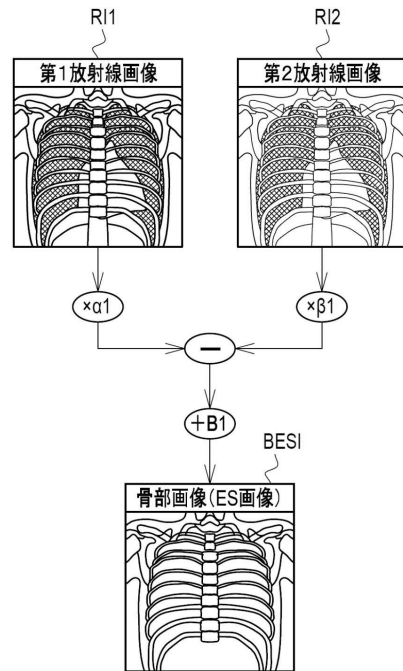


10

【図7】



【図8】



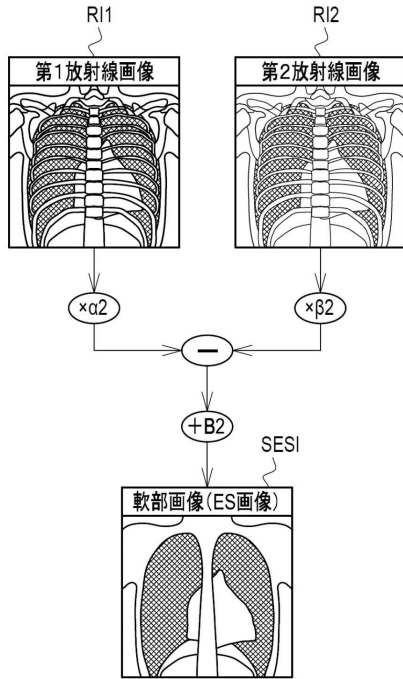
20

30

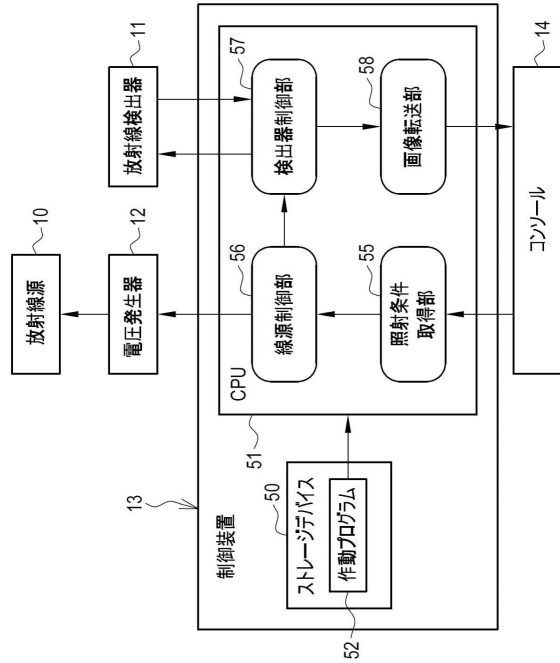
40

50

【図 9】



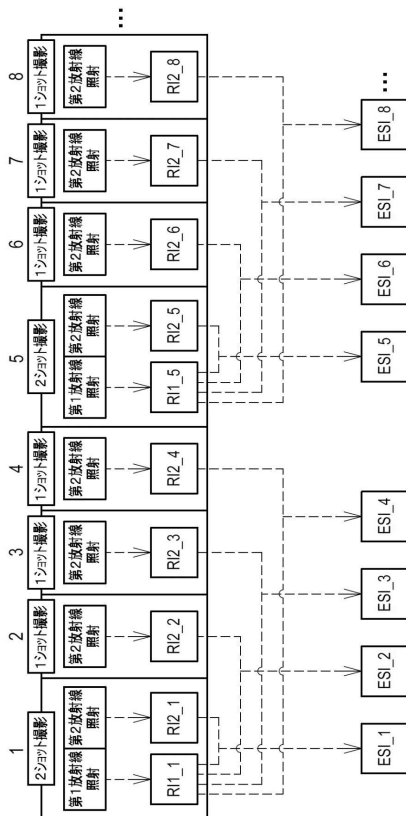
【図 10】



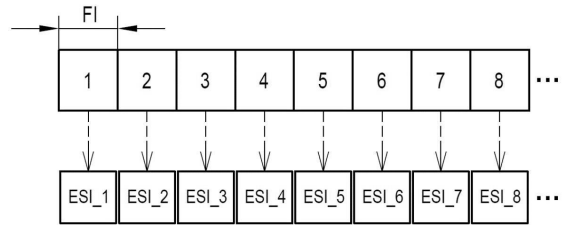
10

20

【図 11】



【図 12】

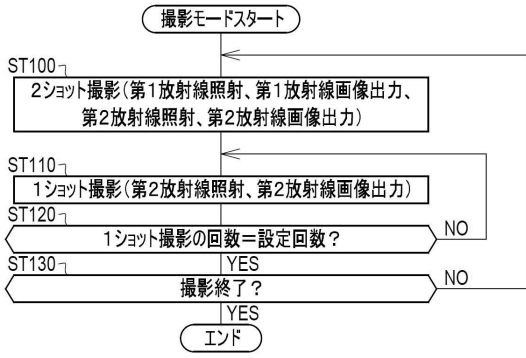


30

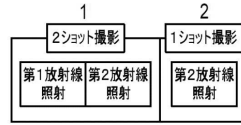
40

50

【図 1 3】

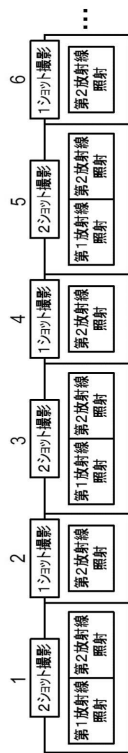


【図 1 4】

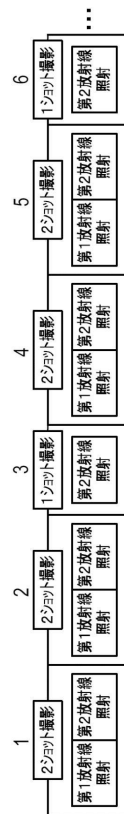


10

【図 1 5】



【図 1 6】



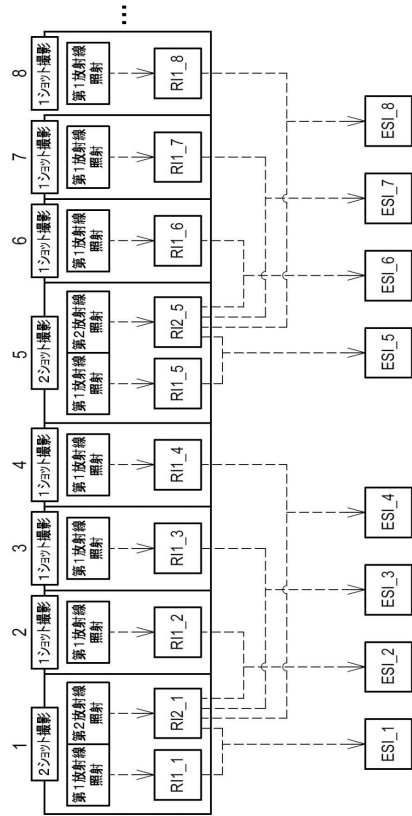
20

30

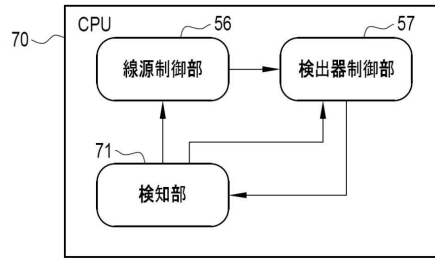
40

50

【図 17】



【図 18】



10

20

【図 19】



【図 20】



30

40

50

【図 2 1】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2018 - 023769 (JP, A)
米国特許出願公開第 2017 / 0065240 (US, A1)
特開 2009 - 017476 (JP, A)
特開 2011 - 067333 (JP, A)
国際公開第 2012 / 099747 (WO, A1)
特表 2004 - 511884 (JP, A)
特開 2013 - 000233 (JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 6 / 00 - 6 / 14