

(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
2024年8月8日(08.08.2024)



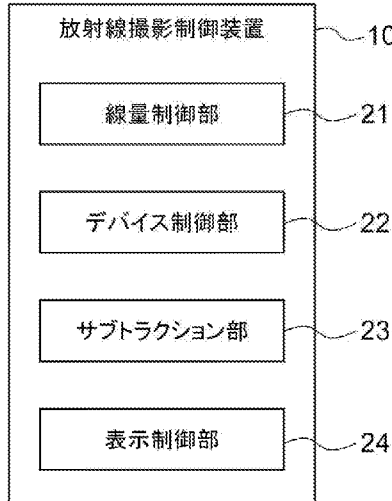
(10) 国際公開番号
WO 2024/161771 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/42 (2024.01) *H05G 1/44* (2006.01)
A61B 6/00 (2024.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/042779
- (22) 国際出願日: 2023年11月29日(29.11.2023)
- (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 2023-014741 2023年2月2日(02.02.2023) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 高橋 知幸 (**TAKAHASHI, Tomoyuki**); 〒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).
- (74) 代理人: 弁理士法人太陽国際特許事務所(**TAIYO, NAKAJIMA & KATO**); 〒1600022 東京都新宿区新宿4丁目3番17号 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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY,

(54) **Title:** RADIOGRAPHIC IMAGING CONTROL DEVICE, METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 放射線撮影制御装置、方法およびプログラム

[図5]



- 10 Radiographic imaging control device
21 Radiation dose control unit
22 Device control unit
23 Subtraction unit
24 Display control unit

(57) **Abstract:** Provided is a radiographic imaging control device that controls radiographic imaging of an object by irradiating the object with radiation emitted from a radiation source. This radiographic imaging control device comprises: a layered structure detector including a plurality of radiation detectors stacked on one another that have a plurality of radiation dose detection pixels for detecting the radiation dose during the radiographic imaging; and at least one processor. The processor obtains the purpose of the imaging, selects at least one radiation detector to be used for radiation dose control during the radiographic imaging from among the plurality of radiation detectors according to the purpose of the



MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL,
PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK,
SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

imaging, and performs the radiation dose control, according to the radiation dose detected by the radiation dose detection pixels of the selected radiation detector.

(57) 要約: 放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置を提供する。放射線撮影制御装置は、放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器と、少なくとも1つのプロセッサとを備える。プロセッサは、撮影目的を取得し、撮影目的に応じて、複数の放射線検出器のうち放射線撮影時における放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも1つの放射線検出器を決定し、決定された放射線検出器の線量検知画素によって検知された線量に応じて、線量制御を行う。

明 細 書

発明の名称：放射線撮影制御装置、方法およびプログラム

技術分野

[0001] 本開示は、放射線撮影制御装置、方法およびプログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来より、被写体を透過した放射線をFPD（Flat Panel Detector）等の放射線検出器で検出することにより、放射線画像を取得して診断に供することが行われている。このようなシステムにおいて、放射線検出器に到達する放射線量を検知し、一定の放射線量に達したところで放射線の照射を停止するAEC（Auto Exposure Control）機構を備えた放射線撮影システムが提案されている（例えば特開2013-233420号公報参照）。このようなシステムを用いることにより、放射線検出器に到達する放射線量を一定に制御することができ、常に診断に適した放射線画像を得ることができる。

[0003] 一方、被写体を構成する物質によって透過した放射線の減衰量が異なることを利用して、エネルギー分布が異なる2種類の放射線を被写体に照射して得られた2枚の放射線画像を用いたエネルギーサブトラクション処理が知られている。このようなエネルギーサブトラクション処理を行うための放射線検出器として、層構造検出器が提案されている。層構造検出器は、例えば2枚の放射線検出器を層状に重ねることにより構成される。このような層構造検出器を用いることにより、1回の放射線の照射によりエネルギーサブトラクション撮影を行うことが可能である。また、放射線源に近い側の放射線検出器のみを用いて放射線画像を取得することにより、1枚の放射線検出器のみを用いた場合と同様の単純撮影を行うことも可能である。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、層構造検出器を用いた場合、放射線源から遠い側の放射線検出器に照射される放射線量は放射線源に近い側の放射線検出器に照射され

る放射線量よりも小さくなる。このため、エネルギーサブトラクション処理を行う場合に線量を適切に設定しないと、放射線源から遠い側の放射線検出器に照射される放射線量が過小となるため信号対ノイズ比（S/N）が低下し、その結果、エネルギーサブトラクション処理により取得される放射線画像の画質が低下してしまう。

[0005] 本開示は上記事情に鑑みなされたものであり、層構造検出器を用いて放射線撮影を行うに際し、高画質の放射線画像を取得できるようにすることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本開示による放射線撮影制御装置は、放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、

放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器と、

少なくとも1つのプロセッサとを備え、

プロセッサは、

撮影目的を取得し、

撮影目的に応じて、複数の放射線検出器のうち放射線撮影時における放射線の線量制御

を行うために使用する少なくとも1つの放射線検出器を決定し、

決定された放射線検出器の線量検知画素によって検知された線量に応じて、線量制御を行う。

[0007] なお、本開示による放射線撮影制御装置においては、プロセッサは、撮影目的が単純撮影の場合は、複数の放射線検出器のうち、放射線源に最も近い放射線検出器を、線量制御を行う放射線検出器に決定するものであってもよい。

[0008] また、本開示による放射線撮影制御装置においては、プロセッサは、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合は、複数の放射線検出器のう

ち、放射線源に最も近い放射線検出器以外の放射線検出器を、線量制御を行う放射線検出器に決定するものであってもよい。

[0009] また、本開示による放射線撮影制御装置においては、プロセッサは、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合は、複数の放射線検出器のすべてを、線量制御を行う放射線検出器に決定するものであってもよい。

[0010] また、本開示による放射線撮影制御装置においては、プロセッサは、撮影目的に応じて放射線撮影を行う際の目標線量を決定し、

決定された放射線検出器の線量検知画素によって検知された線量が目標線量に到達すると、放射線源の駆動を停止するものであってもよい。

[0011] また、本開示による放射線撮影制御装置においては、プロセッサは、撮影目的に応じて撮影対象における関心領域を特定し、

放射線の線量を制御する放射線検出器に決定された放射線検出器において、少なくとも関心領域に対応する位置にある線量検知画素によって検知された線量に応じて、線量制御を行うものであってもよい。

[0012] 本開示による放射線撮影制御方法は、放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器を備えた放射線撮影制御装置における放射線撮影制御方法であって、

撮影目的を取得し、

撮影目的に応じて、複数の放射線検出器のうち放射線撮影時における放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも1つの放射線検出器を決定し、

決定された放射線検出器の線量検知画素によって検知された線量に応じて、線量制御を行う。

[0013] 本開示による放射線撮影制御プログラムは、放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画

素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器を備えた放射線撮影制御装置における放射線撮影制御方法をコンピュータに実行させる放射線撮影制御プログラムであって、

撮影目的を取得する手順と、

撮影目的に応じて、複数の放射線検出器のうち放射線撮影時における放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも１つの放射線検出器を決定する手順と、

決定された放射線検出器の線量検知画素によって検知された線量に応じて、線量制御を行う手順とをコンピュータに実行させる。

発明の効果

[0014] 本開示によれば、層構造検出器を用いて放射線撮影を行うに際し、高画質の放射線画像を取得できる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]本開示の実施形態による放射線撮影制御装置を適用した放射線画像撮影システムの構成を示す概略ブロック図

[図2]放射線検出器の概略構成を示す図

[図3]線量検知画素の分布を説明するための図

[図4]本実施形態による放射線撮影制御装置の概略構成を示す図

[図5]本実施形態による放射線撮影制御装置の機能的な構成を示す図

[図6]胸部の関心領域を説明するための図

[図7]本実施形態において行われる処理を示すフローチャート

[図8]他の実施形態において行われる処理を示すフローチャート

発明を実施するための形態

[0016] 以下、図面を参照して本開示の実施形態について説明する。図１は本開示の本実施形態による放射線撮影制御装置を適用した放射線画像撮影システムの構成を示す概略ブロック図である。図１に示すように、本実施形態による放射線画像撮影システムは、撮影装置１と、本実施形態による放射線撮影制御装置１０とを備える。

[0017] 撮影装置 1 は、放射線源 3 および層構造検出器 4 を備える。層構造検出器 4 は、放射線源 3 に近い側から順に、第 1 の放射線検出器 5、銅板等からなる放射線エネルギー変換フィルタ 7、および第 2 の放射線検出器 6 が積層されて構成される。

[0018] このような層構造検出器 4 を用いることにより、撮影装置 1 においては、第 1 の放射線検出器 5 および第 2 の放射線検出器 6 に、放射線源 3 から発せられ、撮影対象である被写体 H を透過した X 線等の放射線を、それぞれエネルギーを変えて照射するいわゆる 1 ショット法によるエネルギーサブトラクションを行うことが可能である。また、層構造検出器 4 の第 1 の放射線検出器 5 のみを用いれば、被写体 H の単純撮影を行うことにより放射線画像を取得することが可能である。

[0019] ここで、エネルギーサブトラクションとは、被写体を構成する物質によって透過した放射線の減衰量が異なることを利用して、エネルギー分布が異なる 2 種類の放射線を被写体に照射して得られた 2 枚の放射線画像を用いて、被写体内の異なる組織（例えば軟部および骨部）を抽出した画像を生成する処理である。

[0020] 図 2 は第 1 および第 2 の放射線検出器の概略構成を示す図である。なお、第 1 の放射線検出器および第 2 の放射線検出器を区別する必要がない場合には、単に放射線検出器とする場合があるものとする。図 2 に示すように放射線検出器 5、6 は、画素領域 30、ゲートドライバ 31、信号処理回路 32、制御部 34、および通信インターフェイス（I/F）35 を有する。

[0021] 画素領域 30 は、互いに直交する X 方向および Y 方向に沿ってマトリクス上に配列された複数の通常画素 40A を有する。通常画素 40A は、放射線を検出して放射線画像を生成するための画像生成用の画素である。また、画素領域 30 には、通常画素 40A の他に、線量検知画素 40B が複数設けられている。線量検知画素 40B は、放射線検出器 5、6 に照射される放射線の線量を検知するための画素である。

[0022] 通常画素 40A は、シンチレータにより変換された可視光を光電変換する

ことによる電荷の発生および蓄積を行う光電変換部 4 1 と、スイッチング素子としての T F T 4 2 とを有する。光電変換部 4 1 は、例えば P I N (p-intrinsic-n) 型の半導体層と、半導体層の上側に配置された上部電極と、半導体層の下側に配置された下部電極とを有する。上部電極にはバイアス電圧が印加される。下部電極は、T F T (Thin Film Transistor) 4 2 に接続される。

[0023] 線量検知画素 4 0 B は、通常画素 4 0 A と同様に、光電変換部 4 1 および T F T 4 2 を有する。但し、線量検知画素 4 0 B では、T F T 4 2 のソース電極とドレイン電極とが短絡している。線量検知画素 4 0 B は、被写体 H を透過して放射線検出器 5, 6 の撮像面に入射する放射線の到達線量を検出するために利用される画素であり、後述するように放射線の照射を停止するための A E C センサとして機能する。

[0024] 線量検知画素 4 0 B は放射線検出器 5, 6 の撮像面に含まれる画素の数%程度を占める。線量検知画素 4 0 B は、撮像面内で局所的に偏ることなく撮像面内に満遍なく散らばるように設けられていることが好ましい。例えば、図 3 に示すように、線量検知画素 4 0 B を数画素間隔で撮像面内に均等に分布するように設けることが好ましい。線量検知画素 4 0 B の位置は放射線検出器 5, 6 の製造時に既知であり、後述する不揮発性のメモリに予め記憶しておくことが好ましい。なお、線量検知画素 4 0 B を局所に集中して配置してもよく、線量検知画素 4 0 B の配置は適宜変更可能である。以下、通常画素 4 0 A と線量検知画素 4 0 B とを区別する必要がある場合には、これらを単に画素 4 0 と称する。

[0025] 図 2 に示す例においては、線量検知画素 4 0 B は、放射線検出器 5, 6 の画像検出用の通常画素の位置に通常画素に換えて縦横に数画素間隔で配置されるが、これに限定されず、通常画素 4 0 A の間の隙間に配置されていてもよい。この場合に、通常画素の位置を線量検知画素 4 0 B として用いる必要がないため、その分だけ、画素密度を上げることができる。

[0026] 画素領域 3 0 は、X 方向に延伸した複数の走査線 4 3 と、Y 方向に延伸し

た複数の信号線 4 4 とを有する。走査線 4 3 と信号線 4 4 とは格子状に配線されている。画素 4 0 は、それぞれ走査線 4 3 と信号線 4 4 との交差部に接続されている。具体的には、画素 4 0 は、T F T 4 2 のゲート電極が走査線 4 3 に接続されており、かつ T F T 4 2 のソース電極が信号線 4 4 に接続されている。また、T F T 4 2 のドレイン電極は光電変換部 4 1 に接続されている。

[0027] 各走査線 4 3 は、1 画素行分の画素 4 0 に共通に接続されている。各信号線 4 4 は、1 画素列分の画素 4 0 に共通に接続されている。各走査線 4 3 は、ゲートドライバ 3 1 に接続されている。各信号線 4 4 は、信号処理回路 3 2 に接続されている。

[0028] ゲートドライバ 3 1 は、各走査線 4 3 に対して、順に走査信号としてのゲートパルスを供給する。走査線 4 3 に供給されたゲートパルスは、当該走査線 4 3 に接続された画素 4 0 に含まれる T F T 4 2 のゲート電極に印加される。

[0029] 通常画素 4 0 A の光電変換部 4 1 に蓄積された電荷は、T F T 4 2 がオン状態となった場合に、信号線 4 4 に出力される。線量検知画素 4 0 B は、T F T 4 2 のソース電極とドレイン電極とが短絡しているので、線量検知画素 4 0 B の光電変換部 4 1 で発生した電荷は、T F T 4 2 のスイッチング状態にかかわらず信号線 4 4 に出力される。

[0030] 信号処理回路 3 2 は、チャージアンプとしての積分器、C D S (correlated double sampling) 回路、およびアナログ／デジタル (A / D) 変換器を有する。信号処理回路 3 2 は、各画素 4 0 から信号線 4 4 を介して入力された電荷を、積分器により積算した後、C D S 回路により相関二重サンプリングを施す。そして、信号処理回路 3 2 は、相関二重サンプリングによりリセットノイズ成分が除去された画素信号を、A / D 変換器によりデジタル信号に変換する。

[0031] 信号処理回路 3 2 は、画素領域 3 0 の各通常画素 4 0 A から読み出された画素信号に基づいて放射線画像の画像データを生成する。一方、信号処理回

路 3 2 における線量検知画素 4 0 B が接続された信号線上の積分器には、線量検知画素 4 0 B で発生した電荷が常に流入する。信号処理回路 3 2 は、線量検知画素 4 0 B から読み出された画素信号に基づいて、後述するように線量制御を行うための線量データを生成する。

[0032] 制御部 3 4 は、マイクロコンピュータによって構成されており、CPU (Central Processing Unit)、メモリ、およびストレージデバイスを備えている。制御部 3 4 は、メモリに記憶されたプログラムを CPU で実行することにより、放射線画像撮影のための制御を行う。制御部 3 4 は、ゲートドライバ 3 1、信号処理回路 3 2、および通信 I/F 3 5 の各部を制御する。

[0033] 制御部 3 4 は、撮影が開始されると、ゲートドライバ 3 1 および信号処理回路 3 2 を制御して、通常画素 4 0 A に蓄積されている電荷のリセット動作を行わせる。具体的には、制御部 3 4 は、ゲートドライバ 3 1 から各走査線 4 3 にゲートパルスを供給させることにより、各通常画素 4 0 A の蓄積電荷を信号線 4 4 に出力させ、信号処理回路 3 2 で電荷を破棄する。制御部 3 4 は、リセット動作の終了後、すべての TFT 4 2 をオフ状態とすることにより、通常画素 4 0 A を電荷蓄積状態とする。

[0034] 制御部 3 4 は、通常画素 4 0 A を電荷蓄積状態とし、後述するように放射線の照射が停止された後、ゲートドライバ 3 1 を制御して、通常画素 4 0 A から信号処理回路 3 2 に画素信号を読み出すことにより、放射線画像の画像データを生成する。また、制御部 3 4 は、撮影が開始されると、信号処理回路 3 2 を制御して、線量検知画素 4 0 B で発生した電荷から線量データを生成する。制御部 3 4 は、放射線画像および線量データを通信 I/F 3 5 を介して放射線撮影制御装置 1 0 へ出力する。

[0035] 本実施形態による放射線撮影制御装置 1 0 においては、上述した層構造検出器 4 に含まれる第 1 および第 2 の放射線検出器 5, 6 が撮影目的に応じて切り替えられて使用される。すなわち、撮影目的が被写体 H の 1 枚の放射線画像を取得する単純撮影である場合には、放射線源 3 に近い側の第 1 の放射線検出器 5 のみが使用される。一方、撮影目的がエネルギーサブトラクショ

ン撮影である場合、第１の放射線検出器５および第２の放射線検出器６の双方が使用される。

[0036] 次いで、本実施形態による放射線撮影制御装置について説明する。まず、図４を参照して、本実施形態による放射線撮影制御装置のハードウェア構成を説明する。図４に示すように、放射線撮影制御装置１０は、ワークステーション、サーバコンピュータおよびパーソナルコンピュータ等のコンピュータであり、ＣＰＵ（Central Processing Unit）１１、不揮発性のストレージ１３、および一時記憶領域としてのメモリ１６を備える。また、放射線撮影制御装置１０は、液晶ディスプレイ等のディスプレイ１４、キーボードおよびマウス等の入力デバイス１５、並びに不図示のネットワークに接続されるネットワークＩ／Ｆ（InterFace）１７を備える。また、放射線源３に接続される高電圧発生器１８および照射スイッチ１９を備える。ＣＰＵ１１、ストレージ１３、ディスプレイ１４、入力デバイス１５、メモリ１６、ネットワークＩ／Ｆ１７、高電圧発生器１８および照射スイッチ１９は、バス２０に接続される。また、放射線検出器５、６もバス２０に接続される。なお、ＣＰＵ１１は、本開示におけるプロセッサの一例である。

[0037] ストレージ１３は、ＨＤＤ（Hard Disk Drive）、ＳＳＤ（Solid State Drive）、およびフラッシュメモリ等によって実現される。記憶媒体としてのストレージ１３には、放射線撮影制御装置１０にインストールされた放射線撮影制御プログラム１２が記憶される。ＣＰＵ１１は、ストレージ１３から放射線撮影制御プログラム１２を読み出してメモリ１６に展開し、展開した放射線撮影制御プログラム１２を実行する。

[0038] 高電圧発生器１８は、トランスによって入力電圧を昇圧して高圧の管電圧を発生し、高電圧ケーブルを通じて放射線源３に供給する。

[0039] 照射スイッチ１９は、放射線技師等のオペレータによって操作される例えば二段階押しのスイッチであり、一段階押しで放射線源３のウォームアップを開始させるためのウォームアップ開始信号を発生し、二段階押しで放射線源３に照射を開始させるための照射開始信号を発生する。

[0040] 放射線撮影制御プログラム 12 は、ネットワークに接続されたサーバコンピュータの記憶装置、あるいはネットワークストレージに、外部からアクセス可能な状態で記憶され、要求に応じて放射線撮影制御装置 10 を構成するコンピュータにダウンロードされ、インストールされる。または、DVD (Digital Versatile Disc)、CD-ROM (Compact Disc Read Only Memory) 等の記録媒体に記録されて配布され、その記録媒体から放射線撮影制御装置 10 を構成するコンピュータにインストールされる。

[0041] 次いで、本実施形態による放射線撮影制御装置の機能的な構成を説明する。図 5 は、本実施形態による放射線撮影制御装置の機能的な構成を示す図である。図 5 に示すように、放射線撮影制御装置 10 は、線量制御部 21、デバイス制御部 22、サブトラクション部 23 および表示制御部 24 を備える。そして、CPU 11 は、放射線撮影制御プログラム 12 を実行することにより、線量制御部 21、デバイス制御部 22、サブトラクション部 23 および表示制御部 24 として機能する。

[0042] 線量制御部 21 は、被写体 H に放射線を照射することによる放射線撮影を制御する。具体的には、放射線源 3 が出射する放射線のエネルギースペクトルを決める管電圧、単位時間当たりの照射量を決める管電流、放射線源 3 の照射開始、照射停止または終了、および放射線の照射時間を制御することにより放射線源 3 を駆動する。すなわち、線量制御部 21 は、照射スイッチ 19 から照射開始信号を受けたときに高電圧発生器 18 から放射線源 3 への電力供給を開始させ、照射される線量が目標線量となったときに高電圧発生器 18 から放射線源 3 への電力供給を停止させ、放射線源 3 による放射線の照射を停止させる。

[0043] なお、ストレージ 13 は、管電圧および管電流といった撮影条件を、撮影部位等に応じて予め数種類格納している。撮影条件は入力デバイス 15 を通じてオペレータにより手動で設定される。線量制御部 21 は、設定された撮影条件の管電圧および管電流照射時間積で放射線を照射する。一方、後述するように、線量データに基づく照射線量が必要十分な線量に到達したことが

検出されると、線量制御部 21 は、撮影条件に基づいて照射しようとしていた管電流照射時間積（照射時間）以下であっても放射線の照射を停止するように機能する。なお、目標線量に達して放射線の照射停止信号を受け取る前に放射線の照射が終了して線量不足に陥ることを防ぐために、放射線源 3 の撮影条件には管電流照射時間積（照射時間でも可）の最大値が設定される。なお、設定される管電流照射時間積は、撮影部位に応じた値とすることが好ましい。

[0044] 一方、線量制御部 21 は、線量制御のために撮影目的を取得する。撮影目的は、例えば被写体 H の 1 枚の放射線画像を取得する単純撮影、およびエネルギーサブトラクション撮影が挙げられる。撮影目的は、入力デバイス 15 を通じてオペレータにより設定される。撮影目的が単純撮影の場合、層構造検出器 4 において放射線源 3 に近い側の第 1 の放射線検出器 5 のみを使用して放射線画像が取得される。一方、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合、第 1 の放射線検出器 5 および第 2 の放射線検出器 6 の双方が使用され、第 1 の放射線検出器 5 により第 1 の放射線画像 G1 が、第 2 の放射線検出器 6 により第 2 の放射線画像 G2 がそれぞれ取得される。

[0045] 線量制御部 21 は、撮影目的に応じて、線量制御に使用する放射線検出器を決定する。撮影目的が単純撮影の場合、第 1 の放射線検出器 5 を線量制御に使用する放射線検出器に決定する。撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合、線量制御部 21 は、放射線源 3 から遠い側の第 2 の放射線検出器 6 に十分な線量の放射線が照射されるように、第 2 の放射線検出器 6 を線量制御に使用する放射線検出器に決定する。

[0046] なお、撮影目的に応じて、放射線撮影を行う際の目標線量を決定し、目標線量の放射線が被写体 H に照射されるように線量制御を行うようにしてもよい。例えば、撮影部位が胸部の場合において撮影目的が単純撮影であると、肺野が関心領域となる。このため、単純撮影により取得される放射線画像において肺野が所望とする画質を有するものとなるように目標線量を決定する。これにより、肺野が高画質となる放射線画像が生成されることとなる。

[0047] この場合の目標線量は、以下のように設定すればよい。すなわち、人体の同様の放射線減弱係数を有するアクリル等により形成された、様々な厚さを有する胸部ファントムを線量を変えながら撮影する。そして、第1の放射線検出器5により取得される放射線画像において、肺野が所望とされる画質となったときに肺野領域における平均到達線量を目標線量に設定して、ストレージ13に保存する。実際に撮影を行う場合には、ストレージ13に保存された、撮影目的に応じた目標線量をストレージ13から読み出して使用するようにすればよい。

[0048] また、撮影部位が胸部の場合において撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合、放射線源3から遠い側の第2の放射線検出器6により取得される放射線画像において、関心領域である肺野が所望の画質となるように目標線量を決定する。これにより、第1の放射線検出器5および第2の放射線検出器6の双方により取得される放射線画像において肺野の画質を確保することができる。したがって、エネルギーサブトラクション処理により、肺野において軟部組織が十分に除去された骨部画像、および肺野において骨部が十分に除去された軟部画像を導出することができる。

[0049] この場合の目標線量は、以下のように設定すればよい。すなわち、様々な厚さを有する胸部ファントムを線量を変えながら撮影し、第2の放射線検出器6により取得される放射線画像において、肺野が所望とされる画質となったときに肺野領域における平均到達線量を目標線量に設定して、ストレージ13に保存する。実際に撮影を行う場合には、ストレージ13に保存された、撮影目的に応じた目標線量をストレージ13から読み出して使用するようにすればよい。

[0050] なお、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合において、関心領域である肺野の画質のみを考慮した場合、縦隔および横隔膜下において線量が不足する可能性がある。この場合、エネルギーサブトラクション処理により骨部画像を導出しても、縦隔および横隔膜下に存在する椎骨と軟部組織とを精度よく分離することができない。このため、撮影部位が胸部の場合に

において、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合、放射線源 3 から遠い側の第 2 の放射線検出器 6 により取得される放射線画像において、肺野以外の縦隔および横隔膜下を関心領域として使用し、縦隔および横隔膜下が所望の画質となるように目標線量を決定してもよい。これにより、第 1 の放射線検出器 5 および第 2 の放

射線検出器 6 の双方により取得される放射線画像において画像全体の画質を確保することができる。このため、エネルギーサブトラクション処理により、縦隔および横隔膜下に含まれる椎骨についても軟部組織が十分に除去された骨部画像、および縦隔および横隔膜下において骨部が十分に除去された軟部画像を導出することができる。

[0051] ここで、エネルギーサブトラクション処理の際に、肺野を関心領域とするか、縦隔および横隔膜下を関心領域とするかについては、オペレータによる入力デバイス 15 からの入力に基づいて設定すればよい。

[0052] なお、撮影目的に応じて被写体 H の関心領域を特定し、線量制御に使用する放射線検出器において、関心領域に対応する位置にある線量検知画素 40 B によって検知された線量に応じて線量制御を行うようにしてもよい。例えば、関心領域が肺野である場合、図 6 に示すように、放射線検出器 5, 6 において放射線画像における肺野に対応する領域 51 内の位置にある線量検知画素 40 B によって検知された線量に応じて線量制御を行う。

[0053] 一方、関心領域が縦隔および横隔膜下である場合、図 6 に示すように、放射線検出器 5, 6 において放射線画像における縦隔および横隔膜下に対応する領域 52 内の位置にある線量検知画素 40 B によって検知された線量に応じて線量制御を行う。

[0054] 撮影目的が単純撮影の場合、線量制御部 21 は、線量データの累積ヒストグラムを各線量検知画素 40 B について導出し、累積ヒストグラムに基づいて被写体領域を特定する。そして、線量制御部 21 は、肺野に対応する線量検知画素 40 B を使用する場合、特定した被写体領域において、線量データの累積ヒストグラムを各線量検知画素 40 B について導出し、累積ヒストグ

ラムで80～90%となる高線量側の線量検知画素40Bが取得した線量データを用いて線量制御を行えばよい。

[0055] 一方、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合において、縦隔および横隔膜下に対応する線量検知画素40Bを使用する場合、特定した被写体領域において、線量データの累積ヒストグラムを各線量検知画素40Bについて導出し、累積ヒストグラムで20～40%となる低線量側の線量検知画素40Bが取得した線量データを用いて線量制御を行えばよい。

[0056] また、肺野あるいは縦隔および横隔膜下に対応する線量検知画素40Bを予め特定しておき、関心領域に応じて特定された線量検知画素40Bを用いて線量制御を行うようにしてもよい。

[0057] なお、撮影部位が四肢等である場合、撮影目的が単純撮影の場合は第1の放射線検出器5を線量制御用の放射線検出器に決定し、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合は第2の放射線検出器6を線量制御用の放射線検出器に決定するようにすればよい。この場合において、関心領域は骨であることが多い。このため、線量データの累積ヒストグラムに基づいて被写体領域を特定し、特定した被写体領域において、線量データの累積ヒストグラムを各線量検知画素40Bについて導出し、累積ヒストグラムで20～40%となる低線量側の線量検知画素40Bが取得した線量データを用いて線量制御を行えばよい。

[0058] デバイス制御部22は、入力デバイス15を介したオペレータからの入力操作に応じて第1および第2の放射線検出器5、6の動作を制御する。具体的には、デバイス制御部22は、放射線検出器5、6の電源のオンオフ、待機モードまたは撮影モードへのモード切替等の種々の制御を行う。また、デバイス制御部22は、第1および第2の放射線検出器5、6により取得された放射線画像に対してオフセット補正、感度補正、および欠陥補正の各種画像処理を施す機能が備えられているのが好ましい。

[0059] サブトラクション部23は、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合に、第1の放射線検出器5により取得された第1の放射線画像G1お

よび第2の放射線検出器6により取得された第2の放射線画像G2に対して、下記の式(1)、(2)に示すように、相対応する画素間で重み付け減算を行うことにより、第1の放射線画像G1および第2の放射線画像G2に含まれる被写体Hの骨部のみが抽出された骨部画像Gbおよび軟部のみが抽出された軟部画像Gsを導出する。なお、下記式(1)、(2)における $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ は重み付け係数であり、被写体Hの軟部および骨部の放射線エネルギーに応じた減弱係数に基づいて導出される。

$$G_b(x, y) = G_1(x, y) - \alpha 1 \times G_2(x, y) \quad (1)$$

$$G_s(x, y) = G_2(x, y) - \alpha 2 \times G_1(x, y) \quad (2)$$

[0060] 表示制御部24は、取得された放射線画像をディスプレイ14に表示する。すなわち、撮影目的が単純撮影の場合には、表示制御部24は、第1の放射線検出器5により取得された放射線画像をディスプレイ14に表示する。撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合には、表示制御部24は、骨部画像Gbおよび軟部画像Gsをディスプレイ14に表示する。

[0061] 次いで、本実施形態において行われる処理について説明する。図7は本実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。まず、線量制御部21は、オペレータが入力デバイス15を通じて入力した撮影目的を取得し(ステップST1)、線量制御に使用する少なくとも1つの放射線検出器を特定する(ステップST2)。また、線量制御部21は、撮影目的に応じて被写体Hに照射される目標線量を決定し(ステップST3)、撮影目的に応じて被写体Hにおける関心領域を特定する(ステップST4)。

[0062] 次いで、照射スイッチ19が操作されることにより、線量制御部21が放射線源3を駆動して放射線の照射を開始する(ステップST5)。そして、線量制御部21は、線量制御用の放射線検出器における、関心領域に対応する位置にある線量検知画素40Bによって検知された線量データに基づいて、撮影中の線量が目標線量に到達したか否かを判定する(ステップST6)。

[0063] ステップST6が否定されると引き続き放射線の照射を継続する。ステッ

プ S T 6 が肯定されると、線量制御部 2 1 は、放射線源 3 による放射線の照射を停止させる（ステップ S T 7）。

[0064] 続いて、デバイス制御部 2 2 が、撮影目的に応じた放射線検出器から放射線画像を取得し、必要であればエネルギーサブトラクション処理を行う。そして、表示制御部 2 4 が、取得された放射線画像あるいは骨部画像および軟部画像をディスプレイ 1 4 に表示し（画像表示：ステップ S T 8）、処理を終了する。

[0065] このように、本実施形態においては、層構造検出器 4 に含まれる複数の放射線検出器 5, 6 について、撮影目的に応じて放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも 1 つの放射線検出器を決定し、決定された放射線検出器の線量検知画素 4 0 B によって検知された線量に応じて線量制御を行うようにした。このため、層構造検出器 4 を用いて放射線撮影を行うに際し、高画質の単純放射線画像、骨部画像あるいは軟部画像を取得できる。なお、以下では、単純放射線画像、骨部画像および軟部画像を区別する必要がない場合には、単に放射線検画像とする場合があるものとする。

[0066] とくに、撮影目的が単純撮影の場合は、複数の放射線検出器 5, 6 のうち、放射線源 3 に最も近い第 1 の放射線検出器 5 を、放射線の線量制御を行う放射線検出器に決定することにより、高画質の単純放射線画像を取得できる。

[0067] また、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合は、複数の放射線検出器 5, 6 のうち、放射線源 3 から最も近い第 1 の放射線検出器 5 以外の第 2 の放射線検出器 6 を、放射線の線量制御を行う放射線検出器に決定することにより、放射線源 3 から離れた側にある第 2 の放射線検出器 6 にも十分な線量の放射線を照射できる。したがって、高画質の骨部画像および軟部画像を取得することができる。

[0068] また、撮影目的に応じて目標線量を決定し、目標線量の放射線が被写体 H に照射されるように線量制御を行うことにより、より高画質の放射線画像を取得することができる。

- [0069] また、撮影目的に応じて被写体Hにおける関心領域を特定し、関心領域に対応する線量検知画素40Bによって検知された線量に応じて線量制御を行うことにより、関心領域が高画質となる放射線画像を取得することができる。
- [0070] なお、上記実施形態においては、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合、放射線源3から遠い側の第2の放射線検出器6を線源制御に使用する放射線検出器に決定しているが、これに限定されるものではない。第1の放射線検出器5および第2の放射線検出器6の双方を線源制御に使用する放射線検出器に決定してもよい。以下、これを他の実施形態として説明する。
- [0071] ここで、放射線源3に近い側の第1の放射線検出器5には第2の放射線検出器6よりも線量がより多くなるため、第1の放射線検出器5により取得される放射線画像において、高濃度側の画素値が飽和する可能性がある。その一方で、第2の放射線検出器6により取得される放射線画像は線量不足のためにS/Nが悪化する可能性がある。
- [0072] このため、撮影部位が胸部の場合、第2の放射線検出器6により取得される放射線画像において、縦隔および横隔膜下の画質を向上させるように線量を制御すると、第1の放射線検出器5により取得される放射線画像の肺野の画素値が飽和する可能性がある。したがって、他の実施形態においては、線量制御部21は、第1の放射線検出器5および第2の放射線検出器6の双方を線量制御用の放射線検出器に決定してもよい。
- [0073] 他の実施形態においては、被写体Hの撮影部位が胸部であり、関心領域が肺野の場合、線量制御部21は、第1の放射線検出器5においては肺野に対応する領域内の位置にある線量検知画素40Bによって検知された線量に応じて線量制御を行うようにする。また、線量制御部21は、第2の放射線検出器6においては、縦隔および横隔膜下に対応する領域内の位置にある線量検知画素40Bによって検知された線量に応じて線量制御を行うようにする。

[0074] 具体的には、線量制御部 21 は、放射線画像の画素値が飽和しない上限となる上限線量を予め設定しておき、第 1 の放射線検出器 5 における肺野領域に対応する線量検知画素 40B によって検知された線量が上限線量となるか、あるいは第 2 の放射線検出器 6 における縦隔および横隔膜下に対応する線量検知画素 40B によって検知された線量が目標線量となったときに、放射線の照射を停止するように放射線源 3 の駆動を制御する。

[0075] 次いで、他の実施形態において行われる処理について説明する。図 8 は他の実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。まず、線量制御部 21 は、オペレータが入力デバイス 15 を通じて入力した撮影目的を取得し（ステップ S T 11）、線量制御に使用する少なくとも 1 つの放射線検出器を特定する（ステップ S T 12）。他の実施形態においては、撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影であるため、第 1 の放射線検出器 5 および第 2 の放射線検出器 6 の双方を線量制御に使用する放射線検出器に特定する。また、線量制御部 21 は、撮影目的に応じて被写体 H に照射される目標線量を決定し（ステップ S T 13）、撮影目的に応じて被写体 H における関心領域を特定する（ステップ S T 14）。他の実施形態においては、関心領域は肺野である。

[0076] 次いで、照射スイッチ 19 が操作されることにより、線量制御部 21 が放射線源 3 を駆動して放射線の照射を開始する（ステップ S T 15）。そして、線量制御部 21 は、第 1 の放射線検出器 5 における、関心領域に対応する位置にある線量検知画素 40B によって検知された線量データに基づいて、被写体 H に照射された線量が上限線量に到達したか否かを判定する（ステップ S T 16）。ステップ S T 16 が否定されると、第 2 の放射線検出器 6 における、縦隔および横隔膜下に対応する位置にある線量検知画素 40B によって検知された線量データに基づいて、撮影中の線量が目標線量に到達したか否かを判定する（ステップ S T 17）。

[0077] ステップ S T 17 が否定されるとステップ S T 16 に戻り、引き続き放射線の照射を継続する。ステップ S T 16 およびステップ S T 17 が肯定され

ると、線量制御部 21 は、放射線源 3 による放射線の照射を停止させる（ステップ S T 18）。

[0078] 続いて、デバイス制御部 22 が、撮影目的に応じた放射線検出器から放射線画像を取得し、サブトラクション部 23 がエネルギーサブトラクション処理を行う。そして、表示制御部 24 が、エネルギーサブトラクション処理により導出された骨部画像および軟部画像をディスプレイ 14 に表示し（画像表示：ステップ S T 19）、処理を終了する。

[0079] これにより、他の実施形態によれば、関心領域が肺野である場合のように放射線画像において高濃度となる領域が飽和することがないように、線量を制御することができる。したがって、高画質の放射線画像を取得することができる。

[0080] なお、上記実施形態における放射線は、とくに限定されるものではなく、X線その他、 α 線または γ 線等を用いることができる。

[0081] また、上記実施形態において、例えば、線量制御部 21、デバイス制御部 22、サブトラクション部 23 および表示制御部 24 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。上記各種のプロセッサには、上述したように、ソフトウェア（プログラム）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。

[0082] 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の組み合わせまたは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。

[0083] 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とソフトウェアとの組み合わせで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。

[0084] 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。

[0085] 以下、本開示の付記項を記載する。

(付記項1)

放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、前記撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、

前記放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器と、

少なくとも1つのプロセッサとを備え、

前記プロセッサは、

撮影目的を取得し、

前記撮影目的に応じて、前記複数の放射線検出器のうち前記放射線撮影時における前記放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも1つの放射線検出器を決定し、

決定された前記放射線検出器の前記線量検知画素によって検知された前記線量に応じて、前記線量制御を行う放射線撮影制御装置。

(付記項2)

前記プロセッサは、前記撮影目的が単純撮影の場合は、前記複数の放射線

検出器のうち、前記放射線源に最も近い放射線検出器を、前記線量制御を行う放射線検出器に決定する付記項 1 に記載の放射線撮影制御装置。

(付記項 3)

前記プロセッサは、前記撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合は、前記複数の放射線検出器のうち、前記放射線源に最も近い放射線検出器以外の放射線検出器を、前記線量制御を行う放射線検出器に決定する付記項 1 に記載の放射線撮影制御装置。

(付記項 4)

前記プロセッサは、前記撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合は、前記複数の放射線検出器のすべてを、前記線量制御を行う放射線検出器に決定する付記項 1 に記載の放射線撮影制御装置。

(付記項 5)

前記プロセッサは、前記撮影目的に応じて前記放射線撮影を行う際の目標線量を決定し、

前記決定された前記放射線検出器の前記線量検知画素によって検知された前記線量が前記目標線量に到達すると、前記放射線源の駆動を停止する付記項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の放射線撮影制御装置。

(付記項 6)

前記プロセッサは、前記撮影目的に応じて前記撮影対象における関心領域を特定し、

前記放射線の線量を制御する放射線検出器に決定された放射線検出器において、少なくとも前記関心領域に対応する位置にある前記線量検知画素によって検知された線量に応じて、前記線量制御を行う付記項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の放射線撮影制御装置。

(付記項 7)

放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、前記撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、前記放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積

層されて構成される層構造検出器を備えた放射線撮影制御装置における放射線撮影制御方法であって、

撮影目的を取得し、

前記撮影目的に応じて、前記複数の放射線検出器のうち前記放射線撮影時における前記放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも1つの放射線検出器を決定し、

決定された前記放射線検出器の前記線量検知画素によって検知された前記線量に応じて、前記線量制御を行う放射線撮影制御方法。

(付記項8)

放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、前記撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、前記放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器を備えた放射線撮影制御装置における放射線撮影制御方法をコンピュータに実行させる放射線撮影制御プログラムであって、

撮影目的を取得する手順と、

前記撮影目的に応じて、前記複数の放射線検出器のうち前記放射線撮影時における前記放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも1つの放射線検出器を決定する手順と、

決定された前記放射線検出器の前記線量検知画素によって検知された前記線量に応じて、前記線量制御を行う手順とをコンピュータに実行させる放射線撮影制御プログラム。

符号の説明

- [0086]
- | | |
|-----|----------------|
| 1 | 撮影装置 |
| 3 | 放射線源 |
| 4 | 層構造検出器 |
| 5、6 | 放射線検出器 |
| 7 | 放射線エネルギー変換フィルタ |

- 1 0 放射線撮影制御装置
- 1 1 C P U
- 1 2 放射線撮影制御処理プログラム
- 1 3 ストレージ
- 1 4 ディスプレイ
- 1 5 入力デバイス
- 1 6 メモリ
- 1 7 ネットワーク I / F
- 1 8 高電圧発生器
- 1 9 照射スイッチ
- 2 0 バス
- 2 1 線源制御部
- 2 2 デバイス制御部
- 2 3 サブトラクション部
- 2 4 表示制御部
- 3 0 画素領域
- 3 1 ゲートドライバ
- 3 2 信号処理回路
- 3 4 制御部
- 3 5 通信 I / F
- 4 0 画素
- 4 0 A 通常画素
- 4 0 B 検出用画素
- 4 1 光電変換部
- 4 2 T F T
- 4 3 走査線
- 4 4 信号線
- 5 1 肺野に対応する領域

5 2 縦隔および横隔膜下に対応する領域

G 1 , G 2 放射線画像

G b 骨部画像

G s 軟部画像

H 被写体

請求の範囲

- [請求項1] 放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、前記撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、
前記放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器と、
少なくとも1つのプロセッサとを備え、
前記プロセッサは、
撮影目的を取得し、
前記撮影目的に応じて、前記複数の放射線検出器のうち前記放射線撮影時における前記放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも1つの放射線検出器を決定し、
決定された前記放射線検出器の前記線量検知画素によって検知された前記線量に応じて、前記線量制御を行う放射線撮影制御装置。
- [請求項2] 前記プロセッサは、前記撮影目的が単純撮影の場合は、前記複数の放射線検出器のうち、前記放射線源に最も近い放射線検出器を、前記線量制御を行う放射線検出器に決定する請求項1に記載の放射線撮影制御装置。
- [請求項3] 前記プロセッサは、前記撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合は、前記複数の放射線検出器のうち、前記放射線源に最も近い放射線検出器以外の放射線検出器を、前記線量制御を行う放射線検出器に決定する請求項1に記載の放射線撮影制御装置。
- [請求項4] 前記プロセッサは、前記撮影目的がエネルギーサブトラクション撮影の場合は、前記複数の放射線検出器のすべてを、前記線量制御を行う放射線検出器に決定する請求項1に記載の放射線撮影制御装置。
- [請求項5] 前記プロセッサは、前記撮影目的に応じて前記放射線撮影を行う際の目標線量を決定し、
前記決定された前記放射線検出器の前記線量検知画素によって検知された前記線量が前記目標線量に到達すると、前記放射線源の駆動を

停止する請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の放射線撮影制御装置。

[請求項6] 前記プロセッサは、前記撮影目的に応じて前記撮影対象における関心領域を特定し、

前記放射線の線量を制御する放射線検出器に決定された放射線検出器において、少なくとも前記関心領域に対応する位置にある前記線量検知画素によって検知された線量に応じて、前記線量制御を行う請求項 1 に記載の放射線撮影制御装置。

[請求項7] 放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、前記撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、前記放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器を備えた放射線撮影制御装置における放射線撮影制御方法であって、

撮影目的を取得し、

前記撮影目的に応じて、前記複数の放射線検出器のうち前記放射線撮影時における前記放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも 1 つの放射線検出器を決定し、

決定された前記放射線検出器の前記線量検知画素によって検知された前記線量に応じて、前記線量制御を行う放射線撮影制御方法。

[請求項8] 放射線源から発せられた放射線を撮影対象に照射することによる、前記撮影対象の放射線撮影を制御する放射線撮影制御装置であって、前記放射線撮影中の線量を検知する複数の線量検知画素を有する複数の放射線検出器が積層されて構成される層構造検出器を備えた放射線撮影制御装置における放射線撮影制御方法をコンピュータに実行させる放射線撮影制御プログラムであって、

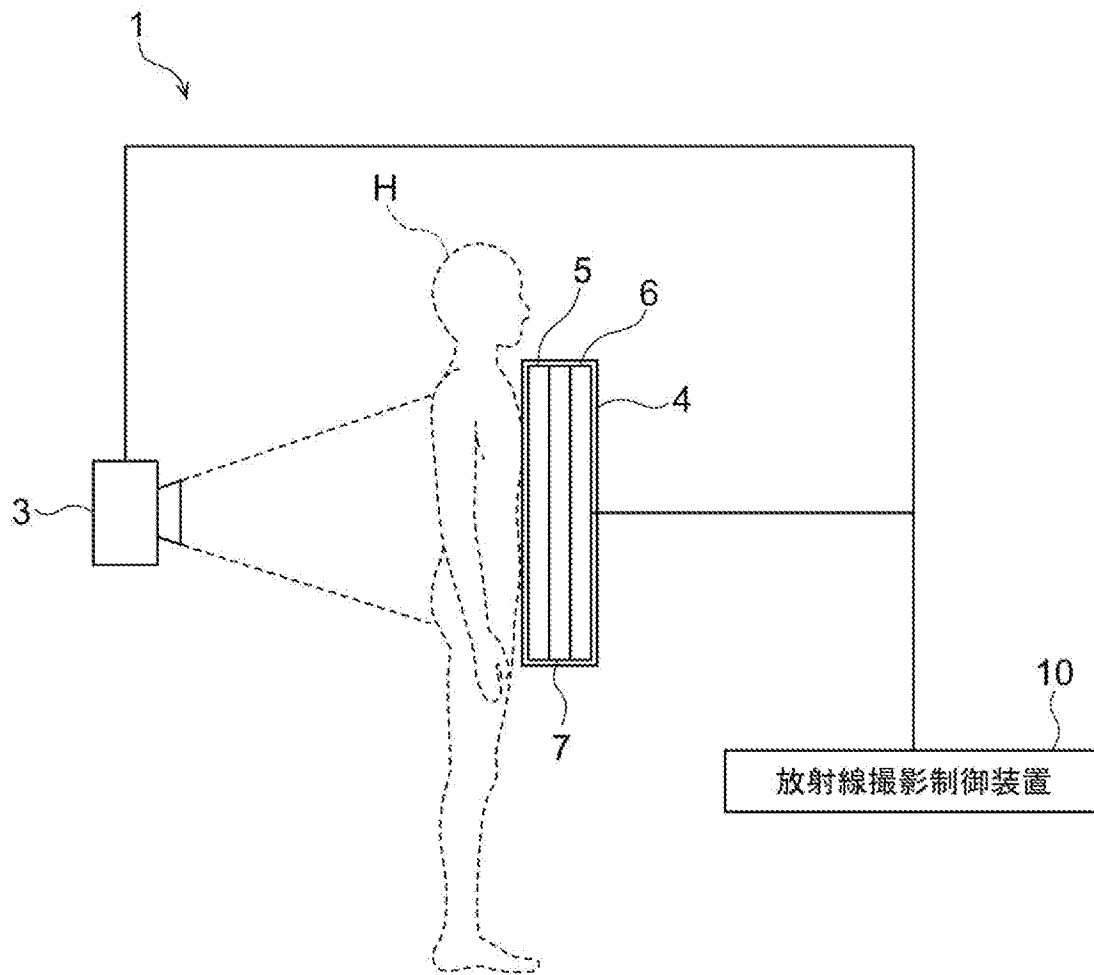
撮影目的を取得する手順と、

前記撮影目的に応じて、前記複数の放射線検出器のうち前記放射線撮影時における前記放射線の線量制御を行うために使用する少なくとも

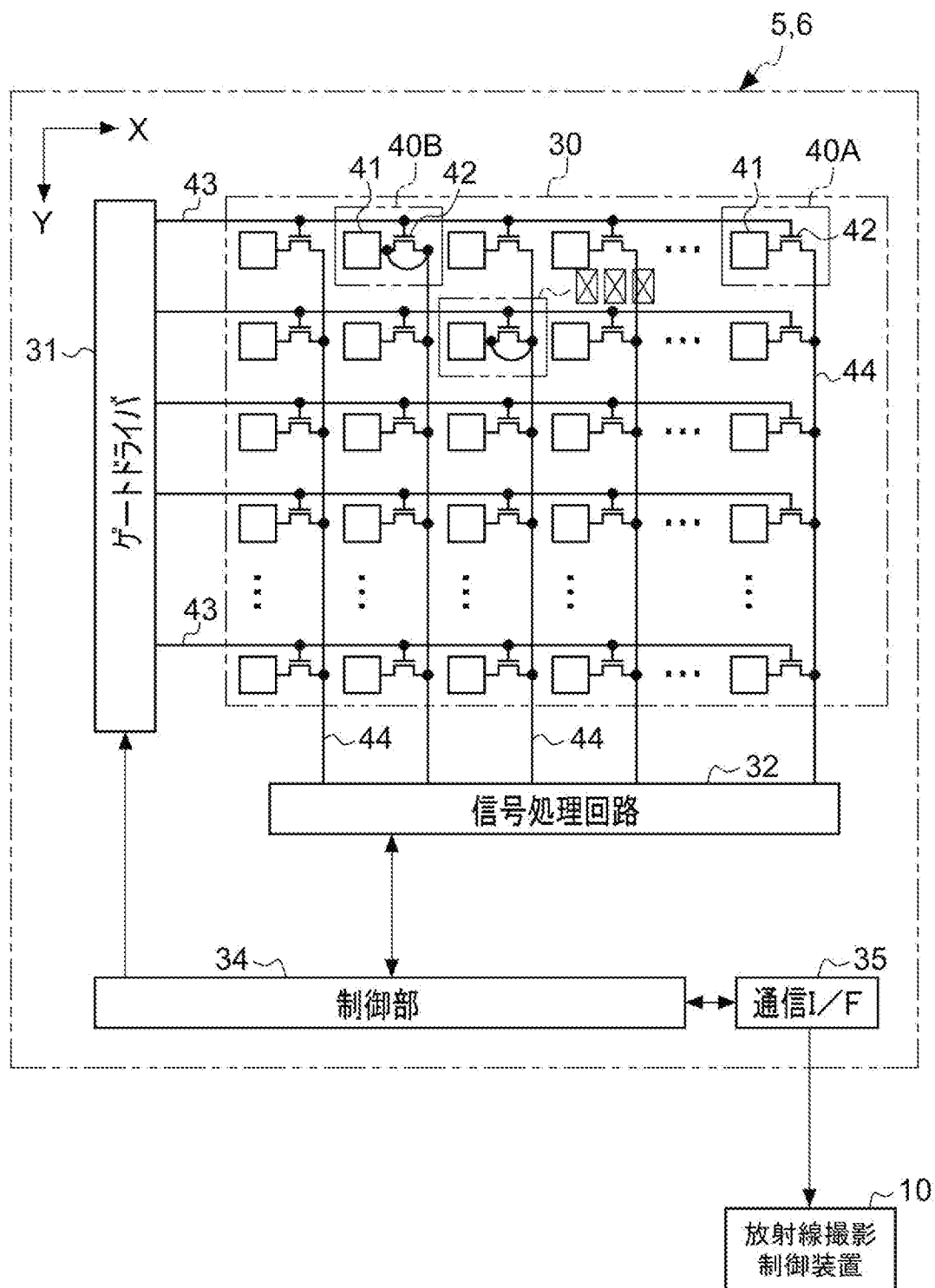
も 1 つの放射線検出器を決定する手順と、

決定された前記放射線検出器の前記線量検知画素によって検知された前記線量に応じて、前記線量制御を行う手順とをコンピュータに実行させる放射線撮影制御プログラム。

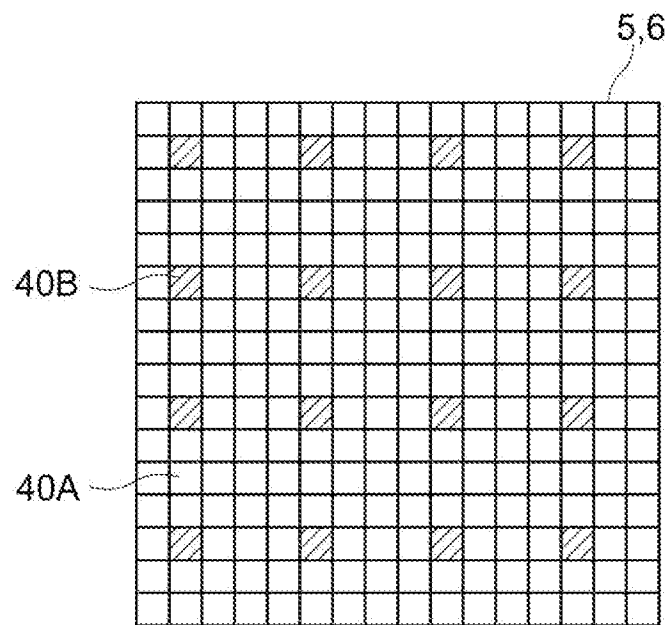
[図1]



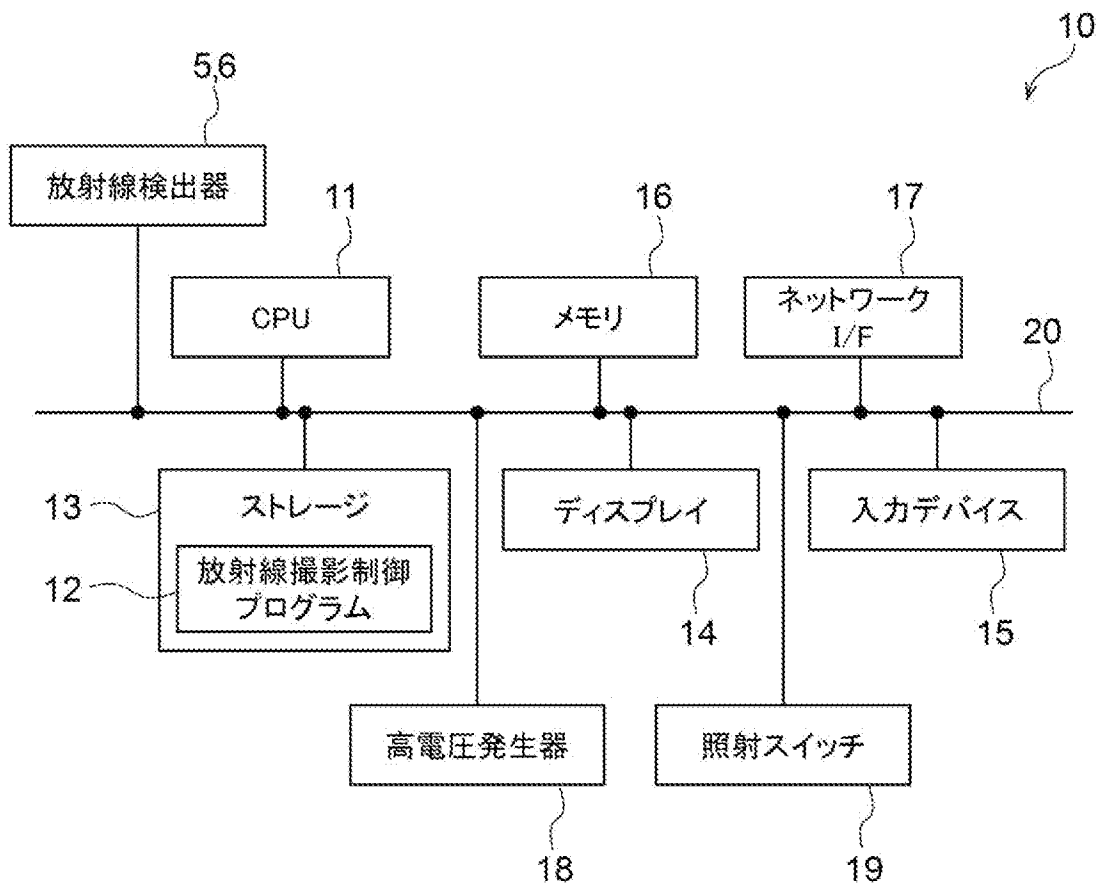
[図2]



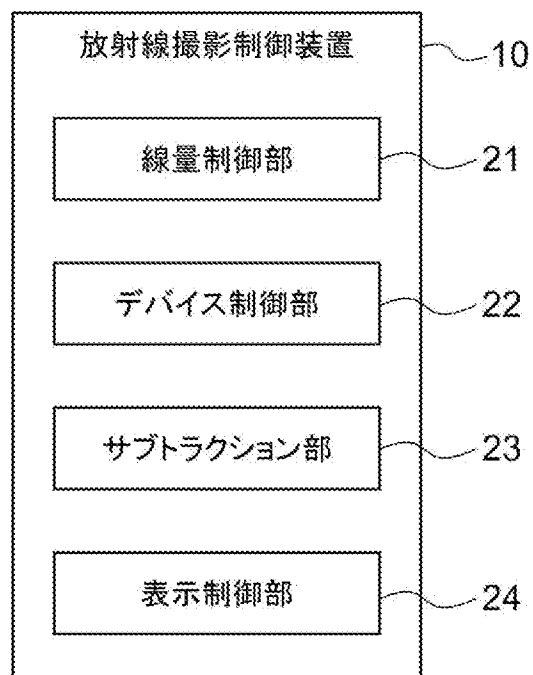
[図3]



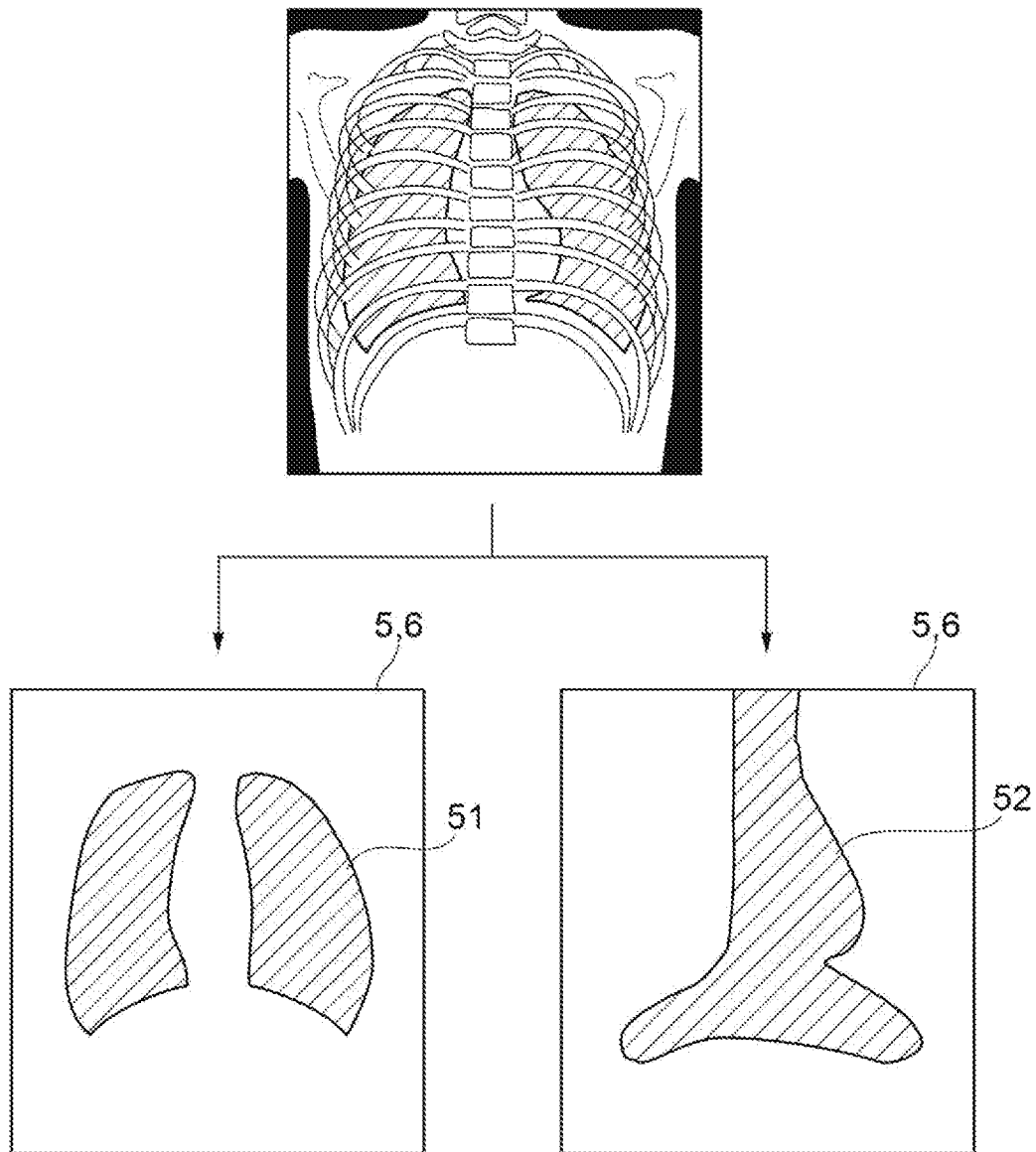
[図4]



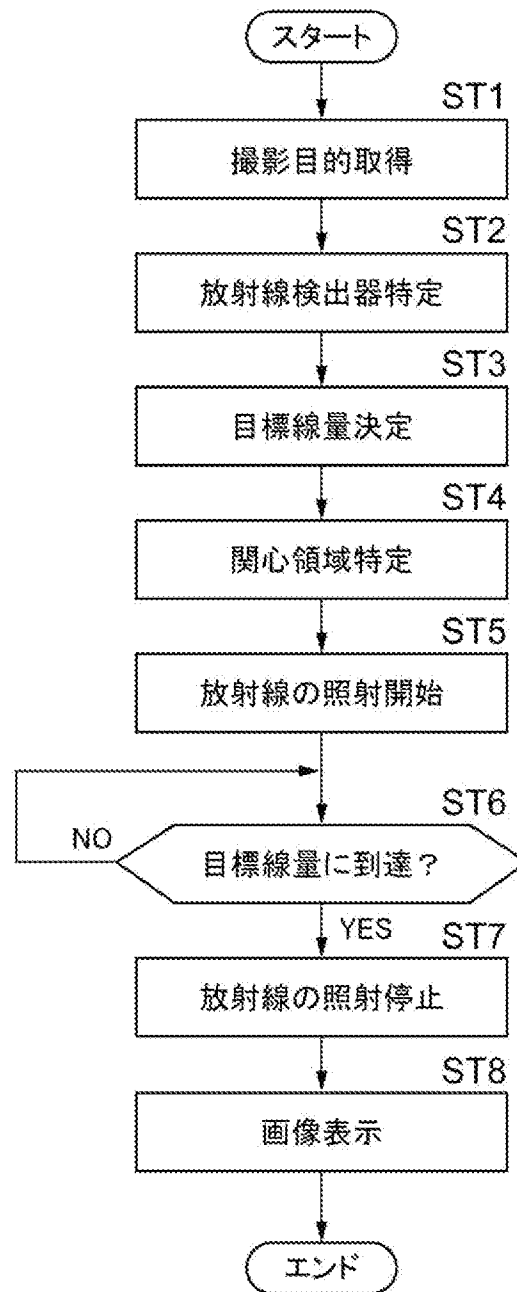
[図5]



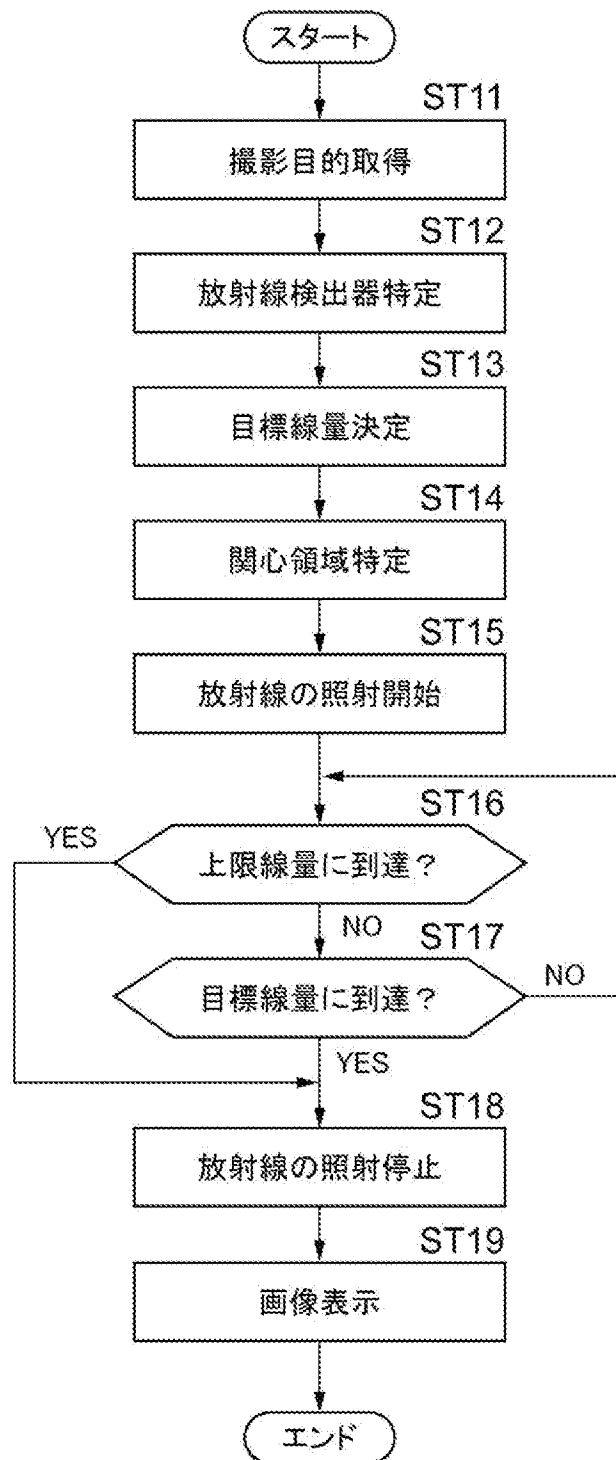
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/042779

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER <i>A61B 6/42</i> (2024.01)i; <i>A61B 6/00</i> (2024.01)i; <i>H05G 1/44</i> (2006.01)i FI: A61B6/42 500S; A61B6/00 520Z; A61B6/00 533; A61B6/00 550S; H05G1/44 A 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) A61B6/42; A61B6/00; H05G1/44 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2024 Registered utility model specifications of Japan 1996-2024 Published registered utility model applications of Japan 1994-2024 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.
A	JP 2020-193914 A (CANON KABUSHIKI KAISHA) 03 December 2020 (2020-12-03) entire text, all drawings	1-8
A	JP 2018-023769 A (FUJIFILM CORPORATION) 15 February 2018 (2018-02-15) entire text, all drawings	1-8
A	US 2008/0123802 A1 (CMT MEDICAL TECHNOLOGIES LTD.) 29 May 2008 (2008-05-29) entire text, all drawings	1-8
A	JP 2006-280576 A (FUJI PHOTO FILM CO., LTD.) 19 October 2006 (2006-10-19) entire text, all drawings	1-8
A	JP 59-145983 A (BARNES, Gary T.) 21 August 1984 (1984-08-21) entire text, all drawings	1-8
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“D” document cited by the applicant in the international application</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&” document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 01 February 2024		Date of mailing of the international search report 13 February 2024
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2023/042779

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
JP	2020-193914	A	03 December 2020	US	2022/0075085	A1	
				entire text, all drawings			
				WO	2020/241062	A1	
JP	2018-023769	A	15 February 2018	US	2018/0031714	A1	
				entire text, all drawings			
US	2008/0123802	A1	29 May 2008	(Family: none)			
JP	2006-280576	A	19 October 2006	US	2006/0219926	A1	
				entire text, all drawings			
JP	59-145983	A	21 August 1984	US	4626688	A	
				entire text, all drawings			
				EP	115125	A1	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

A61B 6/42(2024.01)i; A61B 6/00(2024.01)i; H05G 1/44(2006.01)i

FI: A61B6/42 500S; A61B6/00 520Z; A61B6/00 533; A61B6/00 550S; H05G1/44 A

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））

A61B6/42; A61B6/00; H05G1/44

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1971-2024年

日本国実用新案登録公報1996-2024年

日本国登録実用新案公報1994-2024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
A	JP 2020-193914 A（キヤノン株式会社）03.12.2020（2020-12-03） 全文、全図	1-8
A	JP 2018-023769 A（富士フイルム株式会社）15.02.2018（2018-02-15） 全文、全図	1-8
A	US 2008/0123802 A1（CMT MEDICAL TECHNOLOGIES LTD.）29.05.2008（2008-05-29） 全文、全図	1-8
A	JP 2006-280576 A（富士写真フイルム株式会社）19.10.2006（2006-10-19） 全文、全図	1-8
A	JP 59-145983 A（ゲアリイ・テイー・バーンズ）21.08.1984（1984-08-21） 全文、全図	1-8

☐ 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

“D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献

“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抵触するものではなく、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

01.02.2024

国際調査報告の発送日

13.02.2024

名称及びあて先

日本国特許庁(ISA/JP)

〒100-8915

日本国

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

権限のある職員（特許庁審査官）

亀澤 智博 2U 4746

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2023/042779

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2020-193914	A	03.12.2020	US	2022/0075085	A1	
				全文、全図			
				WO	2020/241062	A1	
JP	2018-023769	A	15.02.2018	US	2018/0031714	A1	
				全文、全図			
US	2008/0123802	A1	29.05.2008	(ファミリーなし)			
JP	2006-280576	A	19.10.2006	US	2006/0219926	A1	
				全文、全図			
JP	59-145983	A	21.08.1984	US	4626688	A	
				全文、全図			
				EP	115125	A1	