

(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
2020年7月30日(30.07.2020)



(10) 国際公開番号

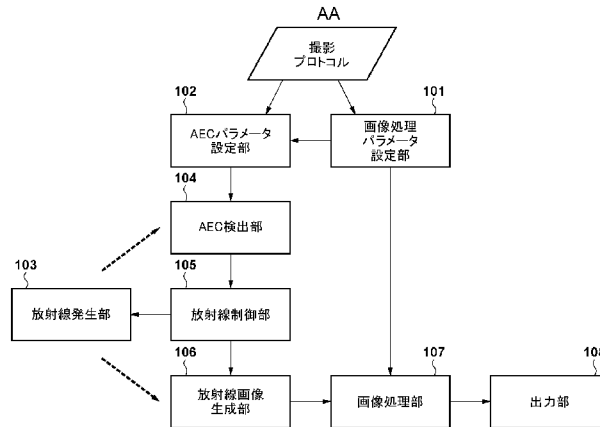
WO 2020/152989 A1

- (51) 国際特許分類:
H05G 1/44 (2006.01) *A61B 6/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/046993
- (22) 国際出願日: 2019年12月2日(02.12.2019)
- (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 2019-010540 2019年1月24日(24.01.2019) JP
- (71) 出願人: キヤノン株式会社 (CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 近江 裕行 (OMI, Hiroyuki); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 大塚 康徳, 外 (OHTSUKA, Yasunori et al.); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町3番6号 紀尾井町パークビル7F 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, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) Title: RADIATION IMAGING SYSTEM, CONTROL DEVICE, AND CONTROL METHOD

(54) 発明の名称: 放射線撮影システム、制御装置および制御方法

[図1]



- 101 Image processing parameter setting unit
102 AEC parameter setting unit
103 Radioactive ray generation unit
104 AEC detection unit
105 Radioactive ray control unit
106 Radioactive image generation unit
107 Image processing unit
108 Output unit
AA Photographing protocol

(57) Abstract: This control device, which controls radiography using radioactive rays from a radioactive ray generation device, by means of automatic exposure control for controlling the radioactive ray generation device by comparing a target dosage and a radiation dosage from the radioactive ray generation device, comprises: a processing unit that performs image processing on a radiation image obtained by the radiography; and a setting unit that sets, to the target dosage used by the automatic exposure control, a different dosage depending on an image processing parameter for executing the

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, 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, 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))

image processing.

(57) 要約: 放射線発生装置からの放射線量と目標線量とを比較することで放射線発生装置を制御する自動露出制御を用いて、放射線発生装置からの放射線を用いた放射線撮影を制御する制御装置は、放射線撮影によって得られた放射線画像について画像処理を行う処理部と、画像処理を実行するための画像処理パラメータに応じて異なる線量を、自動露出制御が用いる目標線量に設定する設定部と、を備える。

明 細 書

発明の名称：放射線撮影システム、制御装置および制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、放射線撮影システムおよび放射線撮影における自動露出制御のための制御装置および制御方法に関する。

背景技術

[0002] 医療現場では患者への被曝量を抑えつつ適正な画質の放射線画像を得るために、自動露出制御（以下AEC）が行われる。AECとは、放射線の照射中に、放射線の線量を線量検出センサで検出し、検出した線量の積算値（累積線量）が予め設定した目標線量に達した時点で放射線源による放射線の照射を停止させる機構である（特許文献1）。放射線の照射の停止に伴い、放射線撮影装置はフラットパネルディテクタ（以下FPD）の動作を蓄積動作から読み出し動作に移行させ、放射線画像を取得する。

[0003] また、放射線撮影では、被写体を直進透過した1次放射線と被写体で散乱された散乱線の2成分が発生する。散乱線は被写体の構造のうち極めて低い周波数の成分として画像に重畳するため画像全体のコントラストを低下させ、診断能を低下させる要因となる。このような放射線画像の画質の劣化を防ぐため、グリッドとよばれるスリット状の格子を被写体とFPDの間に設け、直進してこない散乱線をFPDの前で遮ることでFPDに散乱線が入射するのを低減させている。一方、グリッドを用いずに撮影された放射線画像における散乱線成分を、画像処理（散乱線低減処理）で低減させる技術も提案されている（特許文献2）。グリッドを使用せずに散乱線低減処理を使用する場合と、散乱線低減処理を使用せずにグリッドを使用する場合とで同等の画質を得るには、同等の照射線量が必要である。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2017-126860号公報

特許文献2：特開 2 0 1 6 － 1 9 8 4 6 9 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0005] 散乱線低減用のグリッドを使用した場合、グリッドで減衰された放射線が A E C の線量検出センサに到達する。一方、グリッドを使用せずに撮影を行って得られた放射線画像の散乱線成分を散乱線低減処理によって低減する構成では、放射線はグリッドで減衰することなく線量検出センサに到達する。そのため、A E C の目標線量が同じである場合、グリッドを使用せずに A E C を動作させると、グリッドを使用した場合よりも少ない照射線量で累積線量が目標線量に到達し、放射線の照射が停止することになる。すなわち、散乱線低減処理を使用する構成（グリッドを使用しない構成）において、グリッドの使用を前提とした目標線量を用いて放射線画像を撮影すると、放射線量が不足し、適正な画質の放射線画像を得ることが困難になる。
- [0006] 本発明の一態様では、適切な放射線量で放射線撮影を行えるように、自動露出制御における目標線量の設定を制御する技術が提供される。

課題を解決するための手段

- [0007] 本発明の一態様による制御装置は以下の構成を備える。すなわち、
- 放射線発生装置からの放射線量と目標線量とを比較することで前記放射線発生装置を制御する自動露出制御を用いて、前記放射線発生装置からの放射線を用いた放射線撮影を制御する制御装置であって、
- 前記放射線撮影によって得られた放射線画像について画像処理を行う処理手段と、
- 前記画像処理を実行するための画像処理パラメータに応じて異なる線量を、前記自動露出制御が用いる目標線量に設定する設定手段と、を備える。

発明の効果

- [0008] 本発明によれば、自動露出制御における目標線量の設定を制御することにより、適切な放射線量で放射線撮影を行える。

[0009] 本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

図面の簡単な説明

[0010] 添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。

[図1]図1は、実施形態による放射線撮影装置の機能構成例を示すブロック図である。

[図2]図2は、実施形態による放射線撮影装置のハードウェア構成例を示すブロック図である。

[図3]図3は、放射線撮影システムによる放射線画像の撮影動作を示すフローチャートである。

[図4]図4は、透過放射線の線量を説明する図である。

[図5]図5は、目標線量を選択するためのテーブルの一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、添付図面を参照して実施形態を詳しく説明する。尚、以下の実施形態は特許請求の範囲に係る発明を限定するものではない。実施形態には複数の特徴が記載されているが、これらの複数の特徴の全てが発明に必須のものとは限らず、また、複数の特徴は任意に組み合わせられてもよい。さらに、添付図面においては、同一若しくは同様の構成に同一の参照番号を付し、重複した説明は省略する。

[0012] 以下の実施形態において説明する放射線撮影システムは、放射線を放射する放射線発生装置と放射線画像を形成する放射線センサを含む1つの装置であってもよいし、少なくとも一部が別の装置として独立して存在する構成であってもよい。また、放射線は、X線であってもよいし、他の放射線であってもよい。以下の実施形態において、放射線という用語は、X線その他、例えば、 α 線、 β 線、 γ 線粒子線、宇宙線などを含み得る。

[0013] <第1実施形態>

図１は、第１実施形態における放射線撮影システムの機能構成例を示すブロック図である。放射線撮影システムは、画像処理パラメータ設定部１０１、ＡＥＣパラメータ設定部１０２、放射線発生部１０３、ＡＥＣ検出部１０４、放射線制御部１０５、放射線画像生成部１０６、画像処理部１０７、出力部１０８を備える。

[0014] 画像処理パラメータ設定部１０１は、設定された撮影プロトコルを入力し、その撮影プロトコルに対応した画像処理パラメータを出力する。ＡＥＣパラメータ設定部１０２は、設定された撮影プロトコルと画像処理パラメータを入力し、自動露出制御（以下、ＡＥＣともいう）に用いられる目標線量を出力する。なお、目標線量は、診断目的および被曝線量などの観点から、撮影部位、性別、年齢などの被写体の条件によって決定される。例えば、体幹部などを撮影する場合には、Ｘ線は体幹部を通過しにくいため放射線を多く照射する必要がある。したがってその場合は、ＦＰＤに到達する線量を多くするために目標線量は高く設定される。しかし、体幹部の撮影であっても、ノイズの多い画質を許容する診断であれば、被写体への照射線量を低減するために、目標線量は低く設定される。本例において、目標線量は、所定のグリッドの使用を前提としており、撮影プロトコルに対応付けてあらかじめ用意されている。

[0015] 放射線発生部１０３は、放射線制御部１０５からの照射信号の入力に応じて放射線を発生させる。ＡＥＣ検出部１０４は、被写体を透過した放射線と目標線量を入力し、放射線制御信号を出力する。放射線制御部１０５は、放射線制御信号を入力し、照射停止信号と画像読み出し信号とを出力する。放射線発生部１０３は、放射線制御部１０５からの照射停止信号に応じて、放射線の発生を停止する。

[0016] 放射線画像生成部１０６は被写体を透過した放射線に応じた放射線画像を生成し、放射線制御部１０５からの画像読み出し信号に応じて、生成した放射線画像を出力する。画像処理部１０７は、放射線撮影によって得られた放射線画像について画像処理を行う処理部の一例である。本実施形態の画像処

理部 107 は、放射線画像と画像処理パラメータを入力し、画像処理済みの放射線画像を出力する。例えば、画像処理部 107 は、画像処理パラメータに応じて、放射線画像に散乱線低減処理を施す。出力部 108 は、画像処理部 107 から出力された画像処理済みの放射線画像を、モニタやハードディスク、PACS などへ出力する。

[0017] 図 1 に示した機能構成を実現するためのハードウェア構成の一例について図 2 を参照して説明する。図 2 は、第 1 実施形態による放射線撮影システムのハードウェア構成例を示すブロック図である。本実施形態では、放射線撮影を制御する撮影制御装置を、パーソナルコンピュータ（以下、コントロール PC 201 と称する）を使って実現する構成を示している。

[0018] コントロール PC 201 と放射線センサ 202 がギガビットイーサ 204 でつながっている。複数の放射線センサを用いた長尺撮影の場合は、複数の放射線センサが信号線としてのギガビットイーサ 204 につながる。なお、信号線はギガビットイーサに限られるものでなく、例えば CAN (Controller Area Network) や光ファイバーなどでもよい。ギガビットイーサ 204 には、その他に、放射線発生装置 203、表示装置 205、記憶装置 206、ネットワークインタフェース 207、AEC 装置 210、放射線制御装置 211 などが接続されている。

[0019] コントロール PC 201 において、CPU（中央演算装置）2012、RAM (Random Access Memory) 2013、ROM (Read Only Memory) 2014、記憶部 2015 がバス 2011 に接続されている。また、USB または PS/2などを介してコントロール PC 201 と入力部 208 が接続され、VGA または DVIなどを介してコントロール PC 201 と表示部 209 が接続される。コントロール PC 201 は、ギガビットイーサ 204 を介して、放射線センサ 202、表示装置 205、放射線制御装置 211 などにコマンドを送ることができる。コントロール PC 201 において、各種の処理内容がソフトウェアモジュールとして記憶部 2015 に格納されており、CPU 2012 は記憶部 2015 から必要なソフトウェアモジュールを RAM

2013に展開して、実行する。

[0020] 図1に示した放射線発生部103の機能は放射線発生装置203により、放射線画像生成部106の機能は放射線センサ202により、放射線制御部105の機能は放射線制御装置211により、それぞれ実現される。また、AEC検出部104の機能はAEC装置210により実現される。AEC装置210は、照射された放射線量を検出する線量検出センサ212を有し、線量検出センサ212により検出された放射線量と目標線量との比較に基づいて自動露出制御を行う。線量検出センサ212は、イオンチャンバーにより実現されてもよいし、放射線センサ202に内蔵された線量検出センサ（特許文献1を参照）により実現されてもよい。

[0021] コントロールPC201は、放射線発生装置からの放射線量と目標線量とを比較することで放射線発生装置を制御する自動露出制御を用いて、放射線発生装置からの放射線を用いた放射線撮影を制御する制御装置の一例である。画像処理パラメータ設定部101、AECパラメータ設定部102、画像処理部107、出力部108の各機能は、コントロールPC201により実現され得る。これらの機能は、CPU2012が記憶部2015に記憶されているソフトウェアモジュールを実行することにより実現され得るが、これらの機能のうちの一部あるいはすべてが専用のハードウェアにより実現されてもよい。

[0022] なお、上記では画像処理部107をコントロールPC201により実現する構成を例示したが、これに限られるものではなく、画像処理部107が専用の画像処理ボードとして実装されてもよい。また、図1に示した出力部108による放射線画像の出力先としては、例えば、ギガビットイーサ204を介して接続された表示装置205、記憶装置206、PACS、もしくはコントロールPC201に接続された表示部209が用いられる。PACSとは、医療用画像管理システム（Picture Archiving and Communication Systems）の略である。

[0023] 次に、以上のような構成を備えた第1実施形態の放射線撮影システムによ

る、自動露出制御を用いた放射線撮影の動作について図3のフローチャートを参照して説明する。

[0024] 画像処理パラメータ設定部101は、ユーザにより設定された撮影プロトコルから画像処理パラメータを取得する（ステップS301）。撮影プロトコルは複数用意されており、ユーザが撮影部位や撮影手技に応じて、例えば入力部208を用いて選択することで設定される。また、撮影部位や撮影手技は、例えば、放射線科情報システム（RIS：Radiology Information Systems）などから取得され得る。なお、撮影プロトコルがRISなどから自動的に取得される構成であってもよい。撮影プロトコルとは、撮影に必要な各種パラメータがパッケージされたものであり、その中には画像処理をする際に必要なパラメータ（画像処理パラメータ）も含まれている。画像処理パラメータは、例えば、散乱線低減処理やノイズ低減処理といった各処理のON/OFFから、散乱線低減処理の低減効果、カーネルなどの詳細なパラメータを含む。

[0025] 次に、ステップS302とステップS303において、AECパラメータ設定部102は、実行される画像処理に応じて適切な目標線量をAEC装置210に設定する。ステップS302とS303を実行するAECパラメータ設定部102は、画像処理を実行するための画像処理パラメータに応じて異なる線量を、自動露出制御が用いる目標線量に設定する設定部の一例である。まず、AECパラメータ設定部102は、設定された撮影プロトコルから、AECに関連するパラメータ（以下、AECパラメータ）を取得する（ステップS302）。AECパラメータは、例えば使用されるグリッドの仕様（例えば、グリッドの格子比、格子数など）、および、当該グリッドを使用した際のAECの目標線量を含む。上述したように、目標線量は、AEC装置210が放射線の照射の停止を指示するために用いられる。

[0026] 次に、AECパラメータ設定部102は、AECの目標値を設定する（ステップS303）。この際、AECパラメータ設定部102は、ステップS301で取得した画像処理パラメータとAECパラメータに基づいて、ステ

ップS 3 0 2で取得した目標線量を必要に応じて補正する（ステップS 3 0 3）。ステップS 3 0 2で取得される目標線量は、グリッドを使用した放射線撮影を想定して設定された値である。取得された画像処理パラメータの散乱線低減処理がONでありグリッドを使用しない撮影であった場合、ステップS 3 0 2で取得された目標線量をそのまま使用して放射線撮影を行うと、以下に説明するように、正しい線量制御が行われなくなってしまう。

[0027] 図4は、グリッドの介在により透過放射線の線量が増加する様子を示す図である。図4に示すように、被写体4 0 1に照射された照射放射線4 0 4は、主に被写体4 0 1により減衰されて、透過放射線4 0 5になる。グリッド4 0 2が使用される場合、透過放射線4 0 5はさらにグリッド4 0 2で減衰されて透過放射線4 0 6となり、放射線センサ2 0 2へ到達する。一方、散乱線低減処理をONにし、グリッド4 0 2を使用しない場合は、グリッド4 0 2による減衰がないため、透過放射線4 0 5が放射線センサ2 0 2へ到達する。そのため、散乱線低減処理がOFFの時（グリッド使用時）よりもONの時（グリッド不使用時）の方が、単位時間あたりに放射線センサ2 0 2に到達する線量が多くなる。結果、AECの目標線量が同じであれば、散乱線低減処理がOFFの時よりもONの時の方が、放射線の照射開始から停止までの時間が短くなり、散乱線低減処理がONの場合の放射線撮影において放射線の照射量（線量）が不足する。

[0028] 例えば、グリッド4 0 2での放射線の減衰量は、グリッド4 0 2の格子比や格子数、素材にも依存するが、格子比が1 0 : 1で格子数が4 0（本）のアルミグリッドでは、放射線は約半分程度に減衰される。この場合、散乱線低減処理をONにしてグリッド4 0 2を用いずに撮影を実行すると、散乱線低減処理OFFのとき（グリッド使用時）の半分の線量で撮影を行うことになり、放射線画像の画質が悪化する。

[0029] 上記のような線量の不足を防ぐために、AECパラメータ設定部1 0 2は、画像処理パラメータ/AECパラメータに基づいて、ステップS 3 0 2で取得されたAECの目標線量を補正する（ステップS 3 0 3）。第1実施形

態のAECパラメータ設定部102は、散乱線低減処理を実行する場合に、グリッドの使用を前提とした目標線量を、当該グリッドの透過率に基づいて補正する。より具体的には、AECパラメータ設定部102は、AECパラメータから目標線量の前提となっているグリッドのグリッド情報（格子比や格子数、素材など）を取得し、グリッドで減衰されなくなった分を目標線量に反映させる。より具体的には、グリッド情報から得られるグリッドの放射線透過率TOを算出し、目標線量Th0を以下の〔式1〕のように補正し、補正済み目標線量Th1を得る。

$$Th1 = Th0 / TO \quad \dots \text{〔式1〕}$$

[0030] 補正済み目標線量Th1を用いてAECを実行することで、散乱線低減処理がONの場合（グリッド不使用時）においても、散乱線低減処理がOFFの場合（グリッド使用時）と同様の線量の放射線が照射されることになる。結果、線量の不足による画質の劣化を防止することができる。AECパラメータ設定部102は、散乱線低減処理がONの場合には、ステップS302で取得した目標線量を、ステップS303において補正済みの目標線量に置き換え、AECに関連するパラメータとしてAEC検出部104に設定する。こうして、AECパラメータ設定部102は、画像処理パラメータが散乱線低減処理を実行することを示す場合に第1の目標線量（補正済み目標線量Th1）をAEC検出部104に設定する。また、画像処理パラメータが散乱線低減処理を実行しないことを示す場合には、AECパラメータ設定部102は第1の目標線量とは異なる第2の目標線量（補正前の目標線量Th0）をAEC検出部104に設定する。ここで、〔式1〕から明らかなように、第1の目標線量（Th1）は、第2の目標線量（Th0）よりも大きい。また、第1の目標線量と第2の目標線量の比は、第2の目標線量が使用の前提としているグリッドの透過率（TO）と等しい。

[0031] 次に放射線制御部105は、ユーザによる照射スイッチの押下を検出すると照射信号を放射線発生部103に出力する。放射線発生部103は照射信号を受信すると、放射線の照射を開始する（ステップS304）。なお、照

射スイッチは放射線発生装置 203 に直接に接続されていてもよい。AEC 検出部 104 は、到達した放射線の線量を積算し、累積線量を算出する（ステップ S305）。さらに AEC 検出部 104 は、ステップ S305 で算出した累積線量とステップ S303 で設定された目標線量とを比較する（ステップ S306）。累積線量が補正済み目標線量に達していない場合（ステップ S306 で NO）、AEC 検出部 104 は、累積線量の算出を継続する（ステップ S305）。この場合、AEC 検出部 104 は、放射線発生部 103 による放射線の照射を継続させるため、放射線制御部 105 へ制御要求信号として継続要求信号を出力する。

[0032] 累積線量が目標線量に達していると判断された場合（ステップ S306 で YES）、AEC 検出部 104 は、制御要求信号として停止要求信号を出力する（ステップ S307）。放射線制御部 105 は、AEC 検出部 104 から停止要求信号を受信すると、放射線発生部 103 に照射停止信号を送信し、放射線の照射を停止させる。さらに、放射線制御部 105 は、放射線画像生成部 106 に画像読み出し信号を送信する。なお、AEC 検出部 104 からの制御要求信号が継続要求信号の場合、放射線制御部 105 は特に何も行わない。

[0033] なお、ステップ S305 の累積線量の算出は、予め設定された時間間隔（所定の周期）で繰り返される。繰り返しの終了条件は累積線量が補正済み目標線量以上になることであるが、累積線量を計算する領域に放射線吸収率の高い金属などが写りこんでいた場合、累積線量は補正済み目標線量に中々達しない。その結果、過剰に線量を照射することになるため、タイムアウトを繰り返しの終了条件に加えてもよい。

[0034] 放射線画像生成部 106 は、放射線制御部 105 から画像読み出し信号を受信すると、放射線センサ 202 から画像を読み取り、放射線画像を生成する（ステップ S308）。画像処理部 107 は、生成された放射線画像に対し、設定された画像処理パラメータに基づく画像処理を行う。（ステップ S309）。こうして、撮影された放射線画像は、画像処理が施されて医師の

診断に耐え得る画像となる。画像処理ではF P Dの基本特性を補正する処理や、医師の診断能が向上するように被写体構造を強調する処理が行われる。画像処理は前処理と後処理に分類できる。前処理はF P Dの特性を補正する処理であり、オフセット補正（暗電流補正）、ゲイン補正、欠損補正などを行う。前処理により、放射線画像は周辺画素との相関関係が保たれている状態になる。後処理とは診断に適した画像を生成するための処理のことで、周波数処理や階調処理などを行う。散乱線低減処理も後処理に含まれる。

[0035] 最後に出力部108が、画像処理部107により画像処理された放射線画像を出力する（ステップS310）。こうして、放射線画像が医師に提供される。出力部108の出力先としては、表示装置205、表示部209のほか、ネットワークインタフェース207を介したPACSなどがあげられる。

[0036] 以上のように、第1実施形態によれば、画像処理パラメータに基づいて散乱線低減処理を実行するか否かを判断し、実行すると判断された場合には、グリッド使用時と同等の放射線量で放射線撮影が行われるようにAECの目標線量が補正される。その為、グリッドを使用せずに、画像処理（散乱線低減処理）により散乱線を低減する場合にも、線量が維持された放射線画像を得ることができる。

[0037] <第2実施形態>

第1実施形態では、AECパラメータ設定部102が、撮影プロトコルのAECパラメータが規定しているグリッドの仕様（格子比、格子数など）を用いてAECの目標線量を補正する例を説明した。第2実施形態では、画像処理パラメータに対応して複数の目標線量を用意しておき、AECパラメータ設定部102が、複数の目標線量の中から画像処理パラメータに応じて選択した目標線量を、自動露出制御の目標線量に設定する。例えば、AECパラメータ設定部102は、画像処理パラメータとAECに関連するパラメータの組み合わせと目標線量を関連付けて登録したテーブルを用いて、目標線量を設定する。なお、第2実施形態による放射線撮影システムの機能構成と

ハードウェア構成は第1実施形態（図1、図2）と同様である。以下、第2実施形態による放射線撮影システムの動作を図3のフローチャートを流用して説明する。

[0038] AECパラメータ設定部102は、散乱線低減処理を実行する場合の目標線量と散乱線低減処理を実行しない場合の目標線量とを含む複数の目標線量から、自動露出制御に使用する目標線量を選択し、AECの目標線量に設定する（ステップS303）。コントロールPC201は、AECに関連するパラメータの一部として、散乱線低減処理がON用の目標線量と散乱線低減OFF用の目標線量を予めテーブルとして用意しておく。図5の5aはそのようなテーブルの一例を示す。テーブル5aによれば、散乱線低減処理がONの場合には目標線量「a」が、散乱線低減処理がOFFの場合には目標線量「b」が選択されることになる。AECパラメータ設定部102は、画像処理パラメータに基づいて（散乱線低減処理がONかOFFかに基づいて）、テーブル5aから目標線量を取得し、AEC装置210に設定する。

[0039] 以上のように、第2実施形態によれば、散乱線低減処理がONである場合は、散乱線低減処理がON用の（グリッドを使用しない場合の）目標線量が選択される。他方、散乱線低減処理がOFFである場合は、散乱線低減処理がOFF用の（グリッドを使用する場合の）目標線量が選択される。

[0040] なお、上記では、散乱線低減処理のON／OFFに応じた2種類の目標線量が用意されており、これら目標線量のうちのいずれかが選択される構成を示したが、これに限られるものではない。例えば、選択可能な複数の目標線量としてグリッド仕様に対応した目標線量を用意しておき、散乱線低減処理が実行されない場合に、グリッド情報によって示されるグリッド仕様に対応した目標線量をAECパラメータ設定部102が選択するようにしてもよい。例えば、図5のテーブル5bのように、グリッドの仕様（格子比、格子数）に合わせて複数の目標線量（b1、b2）を用意しておき、散乱線低減処理がOFFの場合には、装着されているグリッドの仕様に基づいてそれらのいずれかを選択できるようにしてもよい。なお、グリッド情報は、例えば、

A E Cパラメータに含まれているものとする。

[0041] また、散乱線低減処理のON/OFFに限らず、各種画像処理のON/OFFや詳細なパラメータごとに目標線量を用意しておき、それらを選択できるようにしてもよい。例えば、図5のテーブル5cのように、散乱線低減処理がONの場合とOFFの場合のそれぞれにおいて、ノイズ低減処理に応じた目標線量を用意されてもよい。テーブル5cでは、ノイズ低減処理が「なし」、実行されるノイズ低減処理の低減効果が「X」、「Y」のそれぞれの場合について目標線量を用意されている。A E Cパラメータ設定部102は、散乱線低減処理の有無、ノイズ低減処理の有無、ノイズ低減処理のノイズ低減効果を画像処理パラメータから取得し、テーブルからA E Cのための目標線量を取得し、A E Cに設定する。ノイズ低減効果と目標線量の関係については、第4実施形態で説明する。

[0042] さらに、散乱線低減処理の低減効果に応じて目標線量が設定されるようにしてもよい。散乱線低減処理において低減効果が小さい場合は、透過率が高い（格子比が低い）グリッドを用いて撮影されていることと同様の効果になる。したがって、図5に示されるテーブル5dを用いて、A E Cの目標線量を、散乱線低減処理の低減効果に応じて変更するようにしてもよい。例えば、A E Cの目標線量を、散乱線低減処理の低減効果に相当するグリッドを使用した場合の目標線量に設定するようにしてもよい。また、上述の例に限られず、例えば、散乱線低減処理のタイプ（散乱線推定メソッド）ごとに目標線量を用意されてもよい。また、線量検出センサ212の感度を切り替えることが可能な構成において、感度ごとに目標線量を用意されてもよい。また、上記実施形態では、テーブルに目標線量を記憶しているが、これに限られるものではない。例えば、図5のテーブル5b～5dにおいて、第1実施形態で求めた補正済み目標線量 T_{h1} に乘じる係数を記憶するようにしてもよい。

[0043] <第3実施形態>

第1実施形態では、散乱線低減処理とグリッドの使用が排他的であり、散

乱線低減処理がONの場合にグリッドの使用を前提とした目標線量を補正する構成を説明した。第3実施形態では、グリッドの使用が想定されるグリッド縞低減処理のON/OFFに応じた目標線量の設定について説明する。第3実施形態では、グリッド縞低減処理と散乱線低減処理の併用により、グリッドの使用下で散乱線低減処理が実行される場合が生じ得る。なお、第3実施形態による放射線撮影システムの機能構成とハードウェア構成は第1実施形態（図1、図2）と同様である。以下、第3実施形態による放射線撮影システムの動作を図3のフローチャートを流用して説明する。

[0044] 第3実施形態では、ステップS303における目標線量の補正方法が第1実施形態と異なる。AECパラメータ設定部102は、AECに関連するパラメータと画像処理パラメータを取得する（ステップS302）。画像処理パラメータの散乱線低減がONであり、さらにグリッド縞低減処理がONであるとする。これは、グリッドの使用と散乱線低減を併用する場合である。この場合、画像処理パラメータとして、グリッド縞低減処理に付随するグリッド情報から、[式2]により現在用いているグリッドの透過率 T_1 を算出し、透過率 T_1 で補正をした目標線量 T_{h2} を得る。なお、[式2]において、 T_{h0} 、 T_0 は第1実施形態と同様、それぞれステップS302で取得された目標線量、当該目標線量が前提としているグリッドの透過率である。

$$T_{h2} = (T_{h0} / T_0) \times T_1 \quad \dots \text{[式2]}$$

[0045] 以上のように補正することで、グリッド縞低減処理と散乱線低減処理とが同時にONになり、ステップS302で取得された目標線量が対応するグリッドとは異なるグリッドが使用されても、目標線量を正しく保つことができる。すなわち、グリッドと散乱線低減処理が同時に利用されても、ステップS302で取得された目標線量が意図する照射量と同様の照射量の放射線撮影を実行でき、画質の劣化を防止することができる。

[0046] なお、上記では、グリッド縞低減処理と散乱線低減処理の併用を示したが、グリッド縞低減処理のみが適用される場合にも、上記[式2]に示した目

標線量の補正を用いることで、放射線撮影における放射線の照射量を適切に維持することができる。

[0047] <第4実施形態>

第4実施形態では、ステップS303における目標線量の補正方法として、異なる実施形態を示す。放射線画像の後処理の一つにノイズ低減処理がある。ノイズ低減処理とは、周辺画素との関係からノイズ成分を除去する処理であり、ノイズの多い画像であっても医師の診断能が向上する画像にすることができる。そのため、ノイズ低減処理を使うことでより低線量な撮影が可能になる。第1実施形態では、散乱線低減処理のON/OFFに応じて目標線量を変更したが、第4実施形態では、ノイズ低減処理のON/OFFおよびそのノイズ低減量に応じて目標線量を変更し、適切な照射線量による放射線撮影を実現する。すなわち、第4実施形態では、画像処理パラメータがノイズ低減処理に関するノイズ低減パラメータを含み、AECパラメータ設定部102は、そのノイズ低減パラメータに基づいて目標線量を設定することで、適正な放射線量での撮影を実現する。

[0048] AECパラメータ設定部102は、AECに関連するパラメータと画像処理パラメータを取得する。画像処理パラメータとしてノイズ低減処理の低減効果を表すパラメータがある。ノイズ低減処理とは、例えば静止画像ではεフィルタやバイラテラルフィルタを使ったフィルタリング処理を、動画画像ではリカーシブフィルタを使ったフィルタリング処理を示す。照射線量を抑えた撮影でノイズが多い放射線画像が得られたとしても、ノイズ低減処理を使用することで、診断に適した画質にすることができる。しかし、AECの目標線量が同じである場合は、照射線量は変わらない。すなわち、ノイズ低減効果を大きくしても放射線撮影時の照射線量は低減されない。そのため、ノイズ低減効果に応じて目標線量を変更することが好ましい。

[0049] 第2実施形態では、図5に示したテーブル5cを採用することでこれを実現したが、第4実施形態では、ステップS302で取得された目標線量を補正する構成を説明する。第4実施形態における目標線量の補正処理によれば

、ノイズ低減効果が大きくなるにつれて目標線量を小さくすることで照射線量を抑えつつ、適切な画質を得ることができる。放射線センサ202に入射する線量をDとすると、それに起因するランダムノイズ σ_q は、変換係数 K_q を用いて〔式3〕のように表される。

$$\sigma_q = K_q \times \sqrt{D} \quad \dots [\text{式3}]$$

[0050] 放射線画像上には〔式3〕のように放射線に起因するノイズの他に、電氣的なノイズも加算される。しかし今電氣的なノイズの量を無視できるとすると、ノイズ低減によってノイズが $1/a$ 倍になるのであれば、目標線量は、〔式3〕から $1/a^2$ に補正することができる。すなわち、散乱線低減処理とノイズ低減処理を併用する場合、補正済みの目標線量 $Th1$ は以下の〔式4〕のように表される。なお、 $Th0$ はグリッド情報から算出されたグリッドの放射線透過率、 $Th0$ は当該グリッドの使用時における目標線量である。

$$Th1 = (Th0 / Th0) / a^2 \quad \dots [\text{式4}]$$

[0051] <第5実施形態>

上記第1実施形態では、ステップS303においてAECパラメータ設定部102がAECの目標線量を画像処理パラメータに基づいて自動的に補正する構成を説明した。第5実施形態では、ステップS303による補正を実行するか否かをユーザに問い合わせる構成を説明する。すなわち、AECパラメータ設定部102は、グリッドを用いた場合の目標線量と異なる目標線量を設定する際に、目標線量が変更されることを示すメッセージを表示し、ユーザによる変更の許可／不許可の指示を確認する。

[0052] AECパラメータ設定部102は、AECに関連するパラメータ（AECパラメータ）と画像処理パラメータを取得する。得られた画像処理パラメータによって、AECパラメータで指定されている目標線量を補正しなくてはならない場合、AECパラメータ設定部102は、出力部108を介して表示部209に確認メッセージを表示させる。確認メッセージとは、目標線量を自動で補正することをユーザに確認する内容である。ユーザにより補正が許可された場合、AECパラメータ設定部102は目標線量の補正を実行す

る。一方、補正を許可されなかった場合、AECパラメータ設定部102は目標線量の補正は行わず、散乱線低減処理がONの場合でもAECパラメータから取得した目標線量をそのまま使用する。

[0053] 以上のように、第5実施形態によれば、目標線量の自動補正を行うか否かをユーザが選択することができる。

[0054] なお、上記の各実施形態では、静止画撮影を説明したが、これに限られるものではない。例えば、透視装置などで用いられる線量制御機構と画像処理の組み合わせにおいて、上述した目標線量の設定方法が適用されてもよい。例えば、透視装置の目標線量を上記と同様に補正することで、同様の効果が得られる。また、放射撮影の開始に先立って、グリッドの検知を行い、AECの目標線量の設定とグリッドの有無とが整合しているかを確認し、整合していない場合にその旨の警告を出力するようにしてもよい。さらに、各実施形態において取得される目標線量に対して係数 α ($\alpha > 0$) を乗じて、目標線量を調整できるようにしてもよい。その場合、 α の値をユーザが設定できるようにすれば、目標線量をユーザの好みに応じて調整することができる。例えば、第1実施形態の構成に適用した場合、[式1]により得られた補正済み目標線量 T_{h1} にユーザ設定された α が乗算され、 $\alpha \times T_{h1}$ がAECの目標線量として設定される。

[0055] (その他の実施形態)

本発明は、上述の実施形態の1以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける1つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。また、1以上の機能を実現する回路（例えば、ASIC）によっても実現可能である。

[0056] 本発明は上記実施形態に制限されるものではなく、発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、発明の範囲を公にするために請求項を添付する。

[0057] 本願は、2019年1月24日提出の日本国特許出願特願2019-01

０５４０を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

請求の範囲

- [請求項1] 放射線発生装置からの放射線量を目標線量と比較することで前記放射線発生装置を制御する自動露出制御を用いて、前記放射線発生装置からの放射線を用いた放射線撮影を制御する制御装置であって、
- 前記放射線撮影によって得られた放射線画像について画像処理を行う処理手段と、
- 前記画像処理を実行するための画像処理パラメータに応じて異なる線量を、前記自動露出制御が用いる目標線量に設定する設定手段と、
- を備えることを特徴とする制御装置。
- [請求項2] 前記設定手段は、前記画像処理パラメータが散乱線低減処理を実行することを示す場合に第1の目標線量を前記自動露出制御に設定し、前記画像処理パラメータが散乱線低減処理を実行しないことを示す場合に前記第1の目標線量とは異なる第2の目標線量を前記自動露出制御に設定することを特徴とする請求項1に記載の制御装置。
- [請求項3] 前記第1の目標線量は、前記第2の目標線量よりも大きいことを特徴とする請求項2に記載の制御装置。
- [請求項4] 前記第1の目標線量と前記第2の目標線量の比は、前記第2の目標線量が適用されるグリッドの透過率と等しいことを特徴とする請求項2または3に記載の制御装置。
- [請求項5] 前記設定手段は、散乱線低減処理を実行する場合に、グリッドの使用を前提としている目標線量を、前記前提とされたグリッドの透過率に基づいて補正することを特徴とする請求項1に記載の制御装置。
- [請求項6] 画像処理パラメータに対応して複数の目標線量が用意されており、
- 前記設定手段は、前記複数の目標線量の中から前記画像処理パラメータに応じて選択した目標線量を、前記自動露出制御の目標線量に設定することを特徴とする請求項1に記載の制御装置。
- [請求項7] 前記複数の目標線量は、散乱線低減処理を実行する場合の目標線量と散乱線低減処理を実行しない場合の目標線量とを含むことを特徴と

する請求項 6 に記載の制御装置。

[請求項 8] 前記複数の目標線量は、グリッド仕様に対応した目標線量を含み、
前記設定手段は、散乱線低減処理を実行しない場合に、グリッド情報によって示されるグリッド仕様に対応した目標線量を選択することを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の制御装置。

[請求項 9] 前記複数の目標線量は、ノイズ低減処理の有無およびノイズ低減処理の種類に対応した目標線量を含み、
前記設定手段は、ノイズ低減処理の有無、実行されるノイズ低減処理の種類に応じた目標線量を選択することを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の制御装置。

[請求項 10] 前記複数の目標線量は、散乱線低減処理の低減効果に対応した目標線量を含み、
前記設定手段は、画像処理パラメータから、実行される散乱線低減処理の低減効果を判定し、判定された低減効果に対応する目標線量を選択することを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の制御装置。

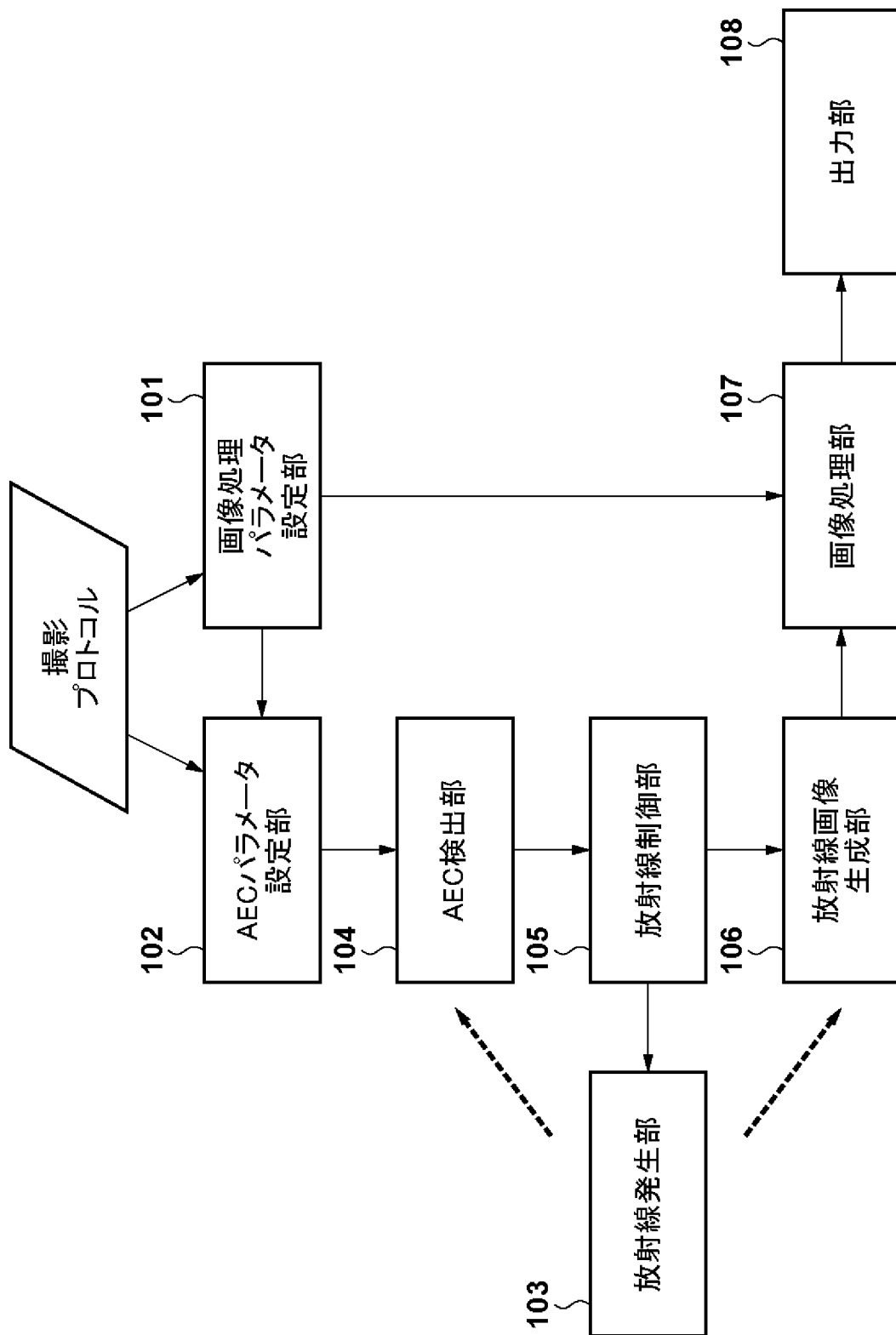
[請求項 11] 前記画像処理パラメータはグリッド縞低減処理のためのパラメータを含み、
前記設定手段は、前記画像処理パラメータによって示される、前記グリッド縞低減処理が対応するグリッドの透過率に基づいて目標線量を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の制御装置。

[請求項 12] 前記画像処理パラメータはノイズ低減処理に関するノイズ低減パラメータを含み、
前記設定手段は、ノイズ低減パラメータに基づいて目標線量を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の制御装置。

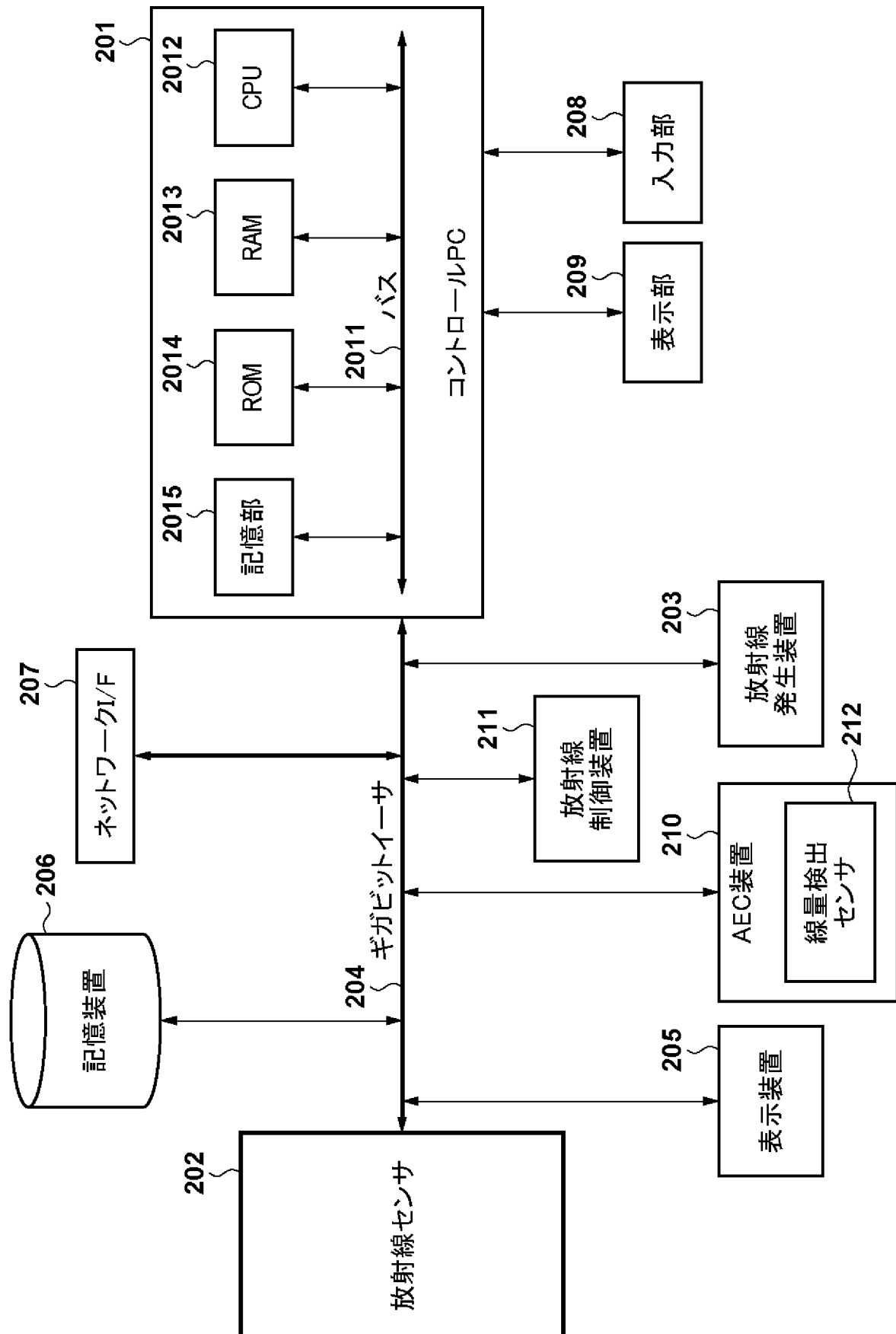
[請求項 13] 前記設定手段は、グリッドを用いた場合の目標線量と異なる目標線量を設定する際に、目標線量に変更されることを示すメッセージを表示し、ユーザによる変更の許可／不許可の指示を確認する確認手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の制御装置。

- [請求項14] 放射線発生装置からの放射線量を目標線量と比較することで前記放射線発生装置を制御する自動露出制御を用いて、前記放射線発生装置からの放射線を用いた放射線撮影を制御するための制御方法であって、
- 前記放射線撮影によって得られた放射線画像について画像処理を行う処理工程と、
- 前記画像処理を実行するための画像処理パラメータに応じて異なる線量を、前記自動露出制御で用いられる目標線量に設定する設定工程と、を備えることを特徴とする制御方法。
- [請求項15] 放射線を照射する放射線発生手段と、
- 前記放射線発生手段からの放射線を受けて放射線画像を生成する画像生成手段と、
- 前記放射線発生手段からの放射線量を検出する検出手段と、
- 前記検出手段で検出された放射線量と目標線量とを比較することで前記放射線発生手段を制御する制御手段と、
- 前記画像生成手段によって生成された放射線画像を処理する画像処理手段と、
- 画像処理を実行するための画像処理パラメータに応じて異なる線量を前記制御手段が用いる目標線量に設定する設定手段と、を備えることを特徴とする放射線撮影システム。
- [請求項16] コンピュータを、請求項1乃至13のいずれか1項に記載の制御装置の各手段として機能させるためのプログラム。

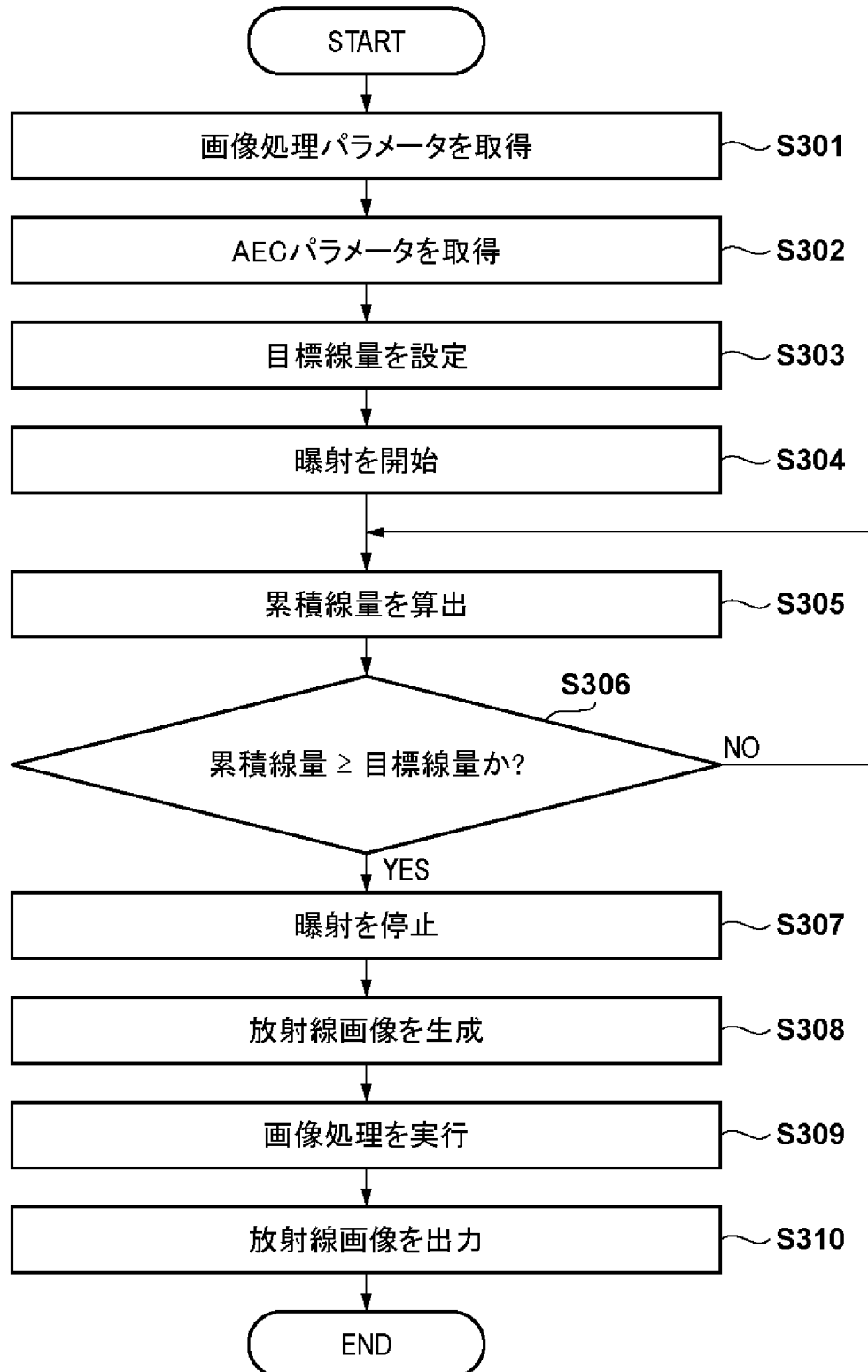
[図1]



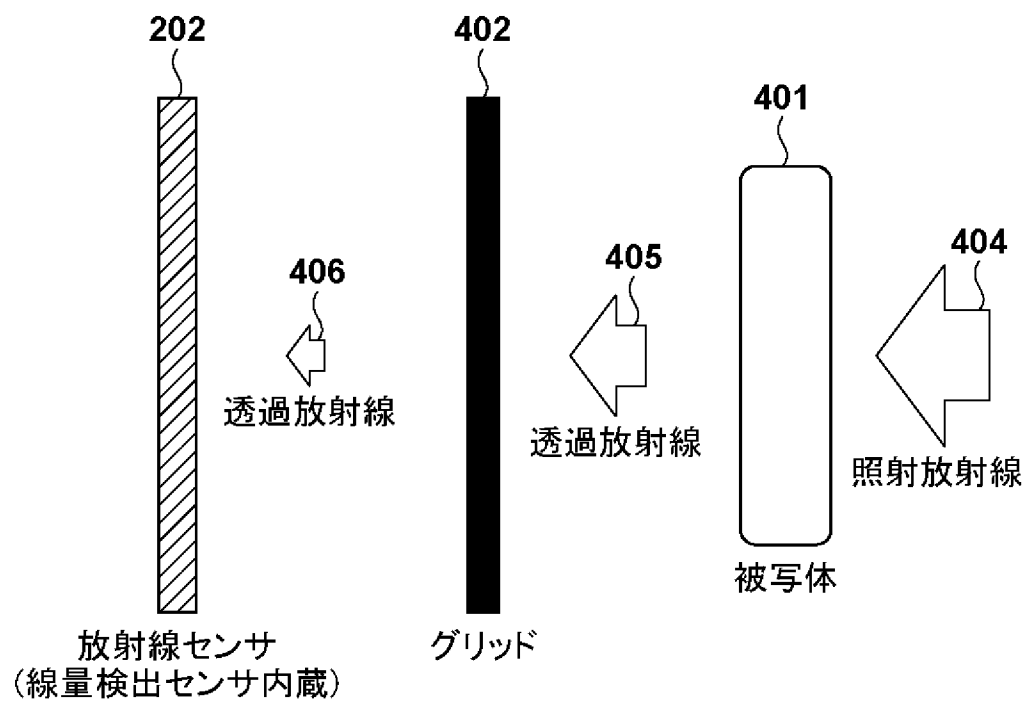
[図2]



[図3]



[図4]



[図5]

5a

散乱線低減処理	目標線量
ON	a
OFF	b

5b

散乱線低減処理	グリッド仕様	目標線量
ON	—	a
OFF	A	b1
	B	b2

5c

散乱線低減処理	ノイズ低減処理	目標線量
ON	なし	a
	X	a11
	Y	a12
OFF	なし	b
	X	b11
	Y	b12

5d

散乱線低減処理	低減効果	目標線量
ON	1	a21
	2	a22
	3	a23
OFF	—	b

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/046993

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. H05G1/44 (2006.01) i, A61B6/00 (2006.01) i
FI: H05G1/44B, A61B6/00320Z

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)

Int.Cl. H05G1/44, A61B6/00

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	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-273594 A (CANON INC.) 26.11.2009 (2009-11-26), paragraphs [0054]-[0058]	1-3, 6-7, 14-16
Y	JP 2014-12109 A (FUJIFILM CORPORATION) 23.01.2014 (2014-01-23), paragraph [0031]	1-3, 6-7, 14-16
Y	船橋 正夫, The Evolution of DR Systems 2017 静止画編 FPDの進化と Digital Radiography の新次元 4. 散乱線除去技術の概要, Innervision, 2017.10.25, vol. 32, no. 11, pp. 19-23, 「3. 臨床への適用」, (FUNAHASHI, Masao), non-official translation (The Evolution of DR Systems 2017, Still image edition, Evolution of FPD and new dimension of digital radiography, 4. Summary of scattered ray removal technology, "3. Clinical application")	2-3

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

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

Date of the actual completion of the international search 05.02.2020	Date of mailing of the international search report 03.03.2020
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/046993

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	松尾浩一, FUJIFILM DR CALNEO AQRO 活用がもたらす医療サービスの向上 低線量かつ高画質, そして経営コスト削減の視点から, 新医療, no. October, 2018.10.01, pp. 137-140, (MATSUO, Koichi, New Medicine in Japan), non-official translation (Improvement of medical services brought by FUJIFILM DR CALNEO AQRO utilization from the viewpoint of low dose and high image quality and reduction of management cost)	2-3
Y	JP 2018-192129 A (CANON INC.) 06.12.2018 (2018-12-06), paragraphs [0034], [0085], [0086]	3, 7
A	JP 2015-92913 A (CANON INC.) 18.05.2015 (2015-05-18), paragraph [0033]	1-16
A	JP 2014-151036 A (FUJIFILM CORPORATION) 25.08.2014 (2014-08-25), paragraph [0034]	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2019/046993

JP 2009-273594 A 26.11.2009 US 2009/0285464 A1
paragraphs [0083]-[0087]

JP 2014-12109 A 23.01.2014 (Family: none)

JP 2018-192129 A 06.12.2018 US 2018/0333128 A1
paragraphs [0041],
[0092], [0093]
EP 3403585 A1
CN 108937984 A

JP 2015-92913 A 18.05.2015 US 2016/0270750 A1
paragraph [0066]

JP 2014-151036 A 25.08.2014 (Family: none)

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） H05G 1/44(2006.01)i; A61B 6/00(2006.01)i FI: H05G1/44 B; A61B6/00 320Z														
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）） H05G1/44; A61B6/00														
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2020年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2020年	日本国実用新案登録公報	1996-2020年	日本国登録実用新案公報	1994-2020年				
日本国実用新案公報	1922-1996年													
日本国公開実用新案公報	1971-2020年													
日本国実用新案登録公報	1996-2020年													
日本国登録実用新案公報	1994-2020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												
Y	JP 2009-273594 A (キヤノン株式会社) 26.11.2009 (2009 - 11 - 26) [0054] - [0058]	1-3, 6-7, 14-16												
Y	JP 2014-12109 A (富士フイルム株式会社) 23.01.2014 (2014 - 01 - 23) [0031]	1-3, 6-7, 14-16												
Y	船橋 正夫, The Evolution of DR Systems 2017 静止 画編 FPDの進化とDigital Radiographyの新次元 4. 散乱 線除去技術の概要, INNERVISION, 2017.10.25, 第32巻, 第11号, 19-23頁 「3. 臨床への適用」	2-3												
Y	松尾浩一, FUJIFILM DR CALNEO AQRO 活用がもたらす医療 サービスの向上 低線量かつ高画質, そして経営コスト削減の視点から, 新医療, 1 0月号, 2018.10.01, 137-140頁 140頁	2-3												
Y	JP 2018-192129 A (キヤノン株式会社) 06.12.2018 (2018 - 12 - 06) [0034], [0085] - [0086]	3, 7												
☒ 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。														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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）</td> <td>“&” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“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	“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	“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	“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	“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	“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）	“&” 同一パテントファミリー文献	“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	
* 引用文献のカテゴリー	“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													
“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	“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													
“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	“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													
“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）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“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														
国際調査を完了した日 05.02.2020	国際調査報告の発送日 03.03.2020													
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） 伊藤 昭治 2U 4077 電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

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 2015-92913 A (キャノン株式会社) 18.05.2015 (2015 - 05 - 18) [0 0 3 3]	1-16
A	JP 2014-151036 A (富士フイルム株式会社) 25.08.2014 (2014 - 08 - 25) [0 0 3 4]	1-16

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/JP2019/046993

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2009-273594	A	26.11.2009	US 2009/0285464 A1 [0 0 8 3] - [0 0 8 7]	
JP	2014-12109	A	23.01.2014	(ファミリーなし)	
JP	2018-192129	A	06.12.2018	US 2018/0333128 A1 [0 0 4 1] , [0 0 9 2] - [0 0 9 3] EP 3403585 A1 CN 108937984 A	
JP	2015-92913	A	18.05.2015	US 2016/0270750 A1 [0 0 6 6]	
JP	2014-151036	A	25.08.2014	(ファミリーなし)	