

(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
2014 年 10 月 30 日(30.10.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/175458 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01) G01T 1/20 (2006.01)
G01T 1/161 (2006.01) H01L 31/10 (2006.01)
G01T 1/17 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/061848
- (22) 国際出願日: 2014 年 4 月 28 日(28.04.2014)
- (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 2013-093754 2013 年 4 月 26 日(26.04.2013) JP
- (71) 出願人: 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 木村 俊介 (KIMURA, Shunsuke); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社東芝 知的財産室内 Tokyo (JP). 舟木 英之 (FUNAKI, Hideyuki); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社東芝 知的財産室内

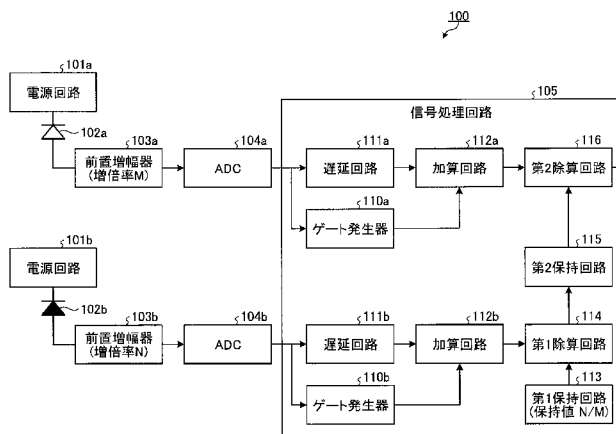
Tokyo (JP). 河田 剛 (KAWATA, Go); 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社東芝 知的財産室内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 酒井 宏明 (SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目 2 番 5 号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, 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, 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

[続葉有]

(54) Title: PHOTON COUNTING CT DEVICE, OPTICAL DETECTION DEVICE, RADIATION DETECTION DEVICE AND RADIATION ANALYZER

(54) 発明の名称: フォトンカウンティング CT 装置、光検出装置、放射線検出装置及び放射線分析装置



AA Output
101a, 101b Power supply circuit
103a Preamplifier (multiplication factor M)
103b Preamplifier (multiplication factor N)
110a, 110b Gate generator
111a, 111b Delay circuit
112a, 112b Adder circuit
113 First holding circuit (hold value N/M)
114 First dividing circuit
115 Second holding circuit
116 Second dividing circuit

(57) Abstract: A photon counting CT device of an embodiment comprises an X-ray tube, a scintillator, an avalanche photodiode array, a holding part, a dividing part, and an image generation part. The X-ray tube generates X-rays. The scintillator converts the X-rays generated by the X-ray tube into light. The avalanche photodiode array is composed of a first pixel which is in a first range which is a light receiving range of the scintillator's light and which comprises an avalanche photodiode that outputs an electrical signal on the basis of the light, and a second pixel which comprises an avalanche photodiode that is in a second range which has a different location from the first range. The dividing part counts the number of photons of the light that enters the first pixel by dividing an integrated value of the electrical signals output by the first pixel by the value of the electrical signals held by the holding part. The image generation part reconstructs an image on the basis of the counted number of photons of the light.

(57) 要約:

[続葉有]



(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, 添付公開書類:
MR, NE, SN, TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

実施形態のフォトンカウンティングCT装置は、X線管と、シンチレータと、アバランシェフォトダイオードアレイと、保持部と、除算部と、画像生成部とを備える。X線管は、X線を発生する。シンチレータは、X線管より発生したX線を光に変換し放射する。アバランシェフォトダイオードアレイは、シンチレータの光の受光範囲である第1範囲内にあり、光に基づいて電気信号を出力するアバランシェフォトダイオードを具備する第1画素、及び第1範囲とは位置が異なる第2範囲内にあるアバランシェフォトダイオードを具備する第2画素からなる。除算部は、第1画素が出力する電気信号の積算値を、保持部が保持する電気信号の値で除算することにより、第1画素に入射した光の光子数を計数する。画像生成部は、計数された光の光子数に基づいて画像を再構成する。

明 細 書

発明の名称：

フォトンカウンティングCT装置、光検出装置、放射線検出装置及び放射線分析装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、フォトンカウンティングCT装置、光検出装置、放射線検出装置及び放射線分析装置に関する。

背景技術

[0002] 光検出装置の一つとして、アバランシェフォトダイオードアレイを用いた光検出装置が知られている。この光検出装置は、単一光子レベルで光検出が可能であるという特徴を有する。また、この光検出装置は、アバランシェフォトダイオードの増倍率が基板温度及び周囲温度により変動するという問題がある。この問題を回避するために、温度に応じてアバランシェフォトダイオードに印加する逆電圧を変化させることは公知である。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2002-84235号公報

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、温度に応じてアバランシェフォトダイオードに印加する逆電圧を変化させるためには、温度センサ、温度センサ駆動回路及びバイアス電圧変更回路などが必要となり、構成が複雑になってしまうという問題があった。本発明が解決しようとする課題は、アバランシェフォトダイオードの増倍率の温度特性を容易に補償することができるフォトンカウンティングCT装置、光検出装置、放射線検出装置及び放射線分析装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0005] 実施形態のフォトンカウンティングCT装置は、X線管と、シンチレータと、アバランシェフォトダイオードアレイと、保持部と、除算部と、画像生成部とを備える。X線管は、X線を発生する。シンチレータは、X線管より発生したX線を光に変換し放射する。アバランシェフォトダイオードアレイは、シンチレータの光の受光範囲である第1範囲内にあり、光に基づいて電気信号を出力するアバランシェフォトダイオードを具備する第1画素、及び第1範囲とは位置が異なる第2範囲内にあるアバランシェフォトダイオードを具備する第2画素からなる。保持部は、第2画素が出力する電気信号の値を保持する。除算部は、第1画素が出力する電気信号の積算値を、保持部が保持する電気信号の値で除算することにより、第1画素に入射した光の光子数を計数する。画像生成部は、計数された光の光子数に基づいて画像を再構成する。

図面の簡単な説明

- [0006] [図1]実施形態にかかる光検出装置の構成を模式的に例示する構成図。
[図2]アバランシェフォトダイオードアレイを上面から見た上面図。
[図3]ノイズに相当する値を第2保持回路に保持するまでに光検出装置が行う処理を示すフローチャート。
[図4]アバランシェフォトダイオードアレイに入射された光子数を算出するために光検出装置が行う処理を示すフローチャート。
[図5]実施形態にかかる光検出装置の動作による効果を示すグラフ。
[図6]実施形態にかかる光検出装置の変形例の構成を例示する構成図。
[図7]実施形態にかかる光検出装置の変形例のアバランシェフォトダイオードアレイを上面から見た上面図。
[図8]実施形態にかかる光検出装置を有する放射線分析装置の構成例を示す構成図。
[図9]図8に示した放射線分析装置における光検出装置の位置を模式的に示した模式図。

発明を実施するための形態

[0007] 以下に添付図面を参照して、実施形態にかかる光検出装置１００について説明する。

[0008] (実施形態)

図１は、実施形態にかかる光検出装置１００の構成を模式的に例示する構成図である。図１に示すように、光検出装置１００は、電源回路１０１a、１０１b、光に対して有感なアバランシェフォトダイオード（APD）１０２a、光に対して不感なアバランシェフォトダイオード（APD）１０２b、前置増幅器１０３a、１０３b、AD変換器（ADC）１０４a、１０４b及び信号処理回路１０５を有する。なお、アバランシェフォトダイオード１０２a、１０２bは、後述するアバランシェフォトダイオードアレイ１０２においてそれぞれ１つ以上配列されるものである。

[0009] 電源回路１０１aは、APD１０２aに対し、逆電圧を降伏電圧以上に設定したガイガーモードで動作するように電圧を印加する。電源回路１０１bは、APD１０２bに対し、逆電圧を降伏電圧以上に設定したガイガーモードで動作するように電圧を印加する。電源回路１０１a、１０１bは、共通の電源とされてもよい。

[0010] APD１０２aは、ガイガーモードで個別に動作する光に対して有感なAPDピクセル（画素）を構成する。APD１０２bは、ガイガーモードで個別に動作する光に対して不感なAPDピクセル（画素）を構成する。そして、APD１０２a、１０２bは、２次元に配列されてアバランシェフォトダイオードアレイ１０２を構成している。つまり、APD１０２a及びAPD１０２bは、それぞれ同じ環境温度の影響を受ける。

[0011] 図２は、アバランシェフォトダイオードアレイ１０２を上面から見た上面図である。アバランシェフォトダイオードアレイ１０２は、図示しないシンチレータ（蛍光体１３０：図９参照）を介して受光した可視光の光子数に応じて発生した電荷を、図示しないクエンチ抵抗を介して電流パルスとして出力する。図２に示すように、アバランシェフォトダイオードアレイ１０２は

、複数（例えば約百～数千個）のAPD102aと、1つのAPD102bとを有する。アバランシェフォトダイオードアレイ102におけるAPD102bの位置は任意に設定されてよい。

[0012] APD102aは、可視光の光子が入射されると、1光子相当の電流パルスを出力する。全てのAPD102aは、互いに並列接続されている。従って、各APD102aがそれぞれ出力した電流パルスは、重畳されて1つの電流パルスとなる。つまり、アバランシェフォトダイオードアレイ102は、光子が入射されたAPD102aの数（即ち入射される可視光の光子数に相当するものとする）にほぼ比例する面積の電流パルス（電流パルスの時間方向に対する面積は受光したAPD102aの数、すなわち発生した総電荷量に比例する）を前置増幅器103aに対して出力する。

[0013] APD102bは、可視光が入射されないように（例えば蛍光体130の入射側が）金属などで覆われおり、APD102aとは独立して電流パルスを出力するように構成されている。アバランシェフォトダイオードは、光子が入射されなくても、例えば熱励起によって電流パルス（即ちノイズ：熱雑音）を発生させる。また、上述したように、アバランシェフォトダイオードは、増倍率が基板温度及び周囲温度などによって変動する。つまり、APD102bは、ガイガーモードにされているため、周囲の温度（又は基板の温度など）に応じて変動した1光子相当の波高の電流パルスのある確率で高い増倍率（ $10^5 \sim 10^6$ ）によって前置増幅器103bに対して出力する。

[0014] 前置増幅器103aは、APD102aが出力した電流パルスをM倍にし、電圧パルスとしてADC104aに対して出力する。前置増幅器103bは、APD102bが出力した電流パルスをN倍にし、電圧パルスとしてADC104bに対して出力する。なお、Mの値は、APD102aの数に応じて設定される。また、Nの値は、例えば1 p. e. パルスをAD変換可能にするために、Mの値よりも大きな値に設定されている。

[0015] ADC104aは、前置増幅器103aが出力した電圧パルスをAD変換し、変換した電圧値を信号処理回路105に対して出力する。ADC104

bは、前置増幅器103bが出力した電圧パルスを実行変換し、変換した電圧値を信号処理回路105に対して出力する。

[0016] 信号処理回路105は、ゲート発生器110a、110b、遅延回路111a、111b、加算回路112a、112b、第1保持回路113、第1除算回路114、第2保持回路115及び第2除算回路116を有する。

[0017] ゲート発生器110aは、ADC104aが出力した電圧値（AD値）を受入れ、電圧値から微分波形を形成し、任意の閾値でゲート信号（ゲート）を生成する。ゲート信号は、電圧パルスを測定するために用いる信号であり、電圧パルスに対する積分開始と終了を特定する信号である。ゲート発生器110bは、ADC104bが出力した電圧値（AD値）を受入れ、電圧値から微分波形を形成し、任意の閾値でゲート信号（ゲート）を生成する。

[0018] 遅延回路111aは、ADC104aが出力した電圧値（AD値）を受入れ、少なくとも1つの電圧パルスに対する積分を可能にするように、電圧値を遅延させて加算回路112aに対して出力する。遅延回路111bは、ADC104bが出力した電圧値（AD値）を受入れ、少なくとも1つの電圧パルスに対する積分を可能にするように、電圧値を遅延させて加算回路112bに対して出力する。

[0019] 加算回路112aは、ゲート発生器110aが生成したゲート信号に応じて、遅延回路111aから受入れた電圧値を加算し、第2除算回路116に対して出力する。加算回路112bは、ゲート発生器110bが生成したゲート信号に応じて、遅延回路111bから受入れた電圧値を加算し、第1除算回路114に対して出力する。

[0020] つまり、ゲート発生器110a、遅延回路111a及び加算回路112aは、ADC104aが出力した1つの電圧パルス（アバランシェフォトダイオードアレイ102に入射された光子数にほぼ比例する面積の電流パルス）を積分する積分回路となっている。

[0021] ゲート発生器110b、遅延回路111b及び加算回路112bは、ADC104bが出力した1つの電圧パルス（1光子相当の面積の電流パルス）

を積分する積分回路となっている。

[0022] 第1保持回路113は、保持値 N/M を保持し、第1除算回路114に対して保持値を出力する。 N/M は、ADC104a、104bと同じビット数の値にされている。

[0023] 第1除算回路114は、加算回路112bが出力した1光子相当の面積の電流パルスを保持値 N/M で除算し、除算した結果を第2保持回路115に対して出力する。第1除算回路114が除算した結果は、APD102bが出力した電流パルスの倍率をM倍にしたものとなる。

[0024] 第2保持回路115は、第1除算回路114が除算した結果（除算結果）を保持し、第2除算回路116に対して出力する。

[0025] 第2除算回路116は、加算回路112aが出力した電圧パルス（アバランシェフォトダイオードアレイ102に入射された光子数にほぼ比例する波高の電圧パルス）を第2保持回路115から受入れた除算結果で除算して出力する。つまり、第2除算回路116は、同じ環境温度の影響を受けた全APD102aが出力する電流パルスの総和（積算値）をAPD102bが出力する電流パルスで除算することにより、アバランシェフォトダイオードアレイ102に入射された光子数を算出する。APD102a及びAPD102bは、それぞれ同じ環境温度の影響を受けているので、第2除算回路116が算出した光子数は、温度によらず一定となる。

[0026] なお、光検出装置100は、アバランシェフォトダイオードアレイ102の前段に図示しない蛍光体が設けられ、蛍光体に入射される放射線のエネルギーに応じて蛍光体が発生させた光子数を検出する。光検出装置100は、放射線を検出する放射線検出装置である。

[0027] 次に、光検出装置100の動作について説明する。図3は、APD102bが光子を入射されることなく出力した電圧パルス（ノイズ）に相当する値を第2保持回路115に保持するまでに光検出装置100が行う処理を示すフローチャートである。

[0028] 図3に示すように、ステップ100（S100）において、APD102

bは、熱励起などによってある確率でノイズ（ノイズの源となるキャリア）を発生させる。

[0029] ステップ102（S102）において、APD102bは、温度に応じた利得でアバランシェ増幅（増倍）を行う。

[0030] ステップ104（S104）において、APD102bは、1光子相当の電流パルスを出力する。

[0031] ステップ106（S106）において、前置増幅器103bは、電流パルスをN倍に増幅し、電圧パルスに変換する。

[0032] ステップ108（S108）において、ADC104bは、前置増幅器103bの出力をAD変換し、変換した電圧値を出力する。

[0033] ステップ110（S110）において、遅延回路111bは、ADC104bが出力した電圧値（AD値）を遅延させる。

[0034] ステップ112（S112）において、ゲート発生器110bは、ADC104bが出力した電圧値（AD値）から微分波形を形成し、任意の閾値でゲートを生成する。

[0035] ステップ114（S114）において、加算回路112bは、ゲート発生器110bが生成したゲートに応じて電圧値（AD値）を加算する。

[0036] ステップ116（S116）において、第1除算回路114は、加算回路112bが加算した電圧値（AD値）を N/M で除算する。

[0037] ステップ118（S118）において、第1除算回路114は、S116の処理による結果として、APD102bによる1光子相当の出力をM倍した電圧値（AD値）に換算する。

[0038] ステップ120（S120）において、第2保持回路115は、第1除算回路114が換算した値を1光子相当の電圧値（AD値）として保持する。

[0039] 図4は、アバランシェフォトダイオードアレイ102に入射された光子数を算出するために光検出装置100が行う処理を示すフローチャートである。

[0040] 図4に示すように、ステップ200（S200）において、アバランシェ

フォトダイオードアレイ 102 は、可視光を入射される。つまり、APD 102 a のいくつかは、光子（フォトン）を入射される。

[0041] ステップ 202 (S202) において、光子を入射された APD 102 a は、温度に応じた利得でアバランシェ増幅（増倍）を行う。

[0042] ステップ 204 (S204) において、光子を入射された APD 102 a は、1 光子相当の電流パルスを出力する。

[0043] ステップ 206 (S206) において、前置増幅器 103 a は、光子を入射された APD 102 a それぞれが出力して重畳された電流パルスを M 倍に増幅し、電圧パルスに変換する。

[0044] ステップ 208 (S208) において、ADC 104 a は、前置増幅器 103 a の出力を AD 変換し、変換した電圧値を出力する。

[0045] ステップ 210 (S210) において、遅延回路 111 a は、ADC 104 a が出力した電圧値（AD 値）を遅延させる。

[0046] ステップ 212 (S212) において、ゲート発生器 110 a は、ADC 104 a が出力した電圧値（AD 値）から微分波形を形成し、任意の閾値でゲートを生成する。

[0047] ステップ 214 (S214) において、加算回路 112 a は、ゲート発生器 110 a が生成したゲートに応じて電圧値（AD 値）を加算する。

[0048] ステップ 216 (S216) において、第 2 除算回路 116 は、加算回路 112 a が加算した電圧値（AD 値）を、第 2 保持回路 115 が保持した 1 光子相当の電圧値（AD 値）で除算する。

[0049] ステップ 218 (S218) において、第 2 除算回路 116 は、S216 の処理で除算した結果（電圧値）を光子数とみなして（変換して）出力する。

[0050] 図 5 は、光検出装置 100 の動作による効果を示すグラフである。なお、図 5 においては、アバランシェフォトダイオードアレイ 102 が有する APD 102 a のうち、100 個の APD 102 a に光子が入射された場合が例に示されている。また、APD 102 a、APD 102 b に印加される逆電

圧 (V_{op}) は一定であるとする。図5 (a) においては、温度変化に応じて変化する1光子相当のAD値 (加算回路112bの出力) が示されている。図5 (b) においては、温度変化に応じて変化する100光子入射時のAD値 (加算回路112aの出力) が示されている。

[0051] APD102bは光に対して不感であるが、熱励起等によるノイズによって電流パルスを出力する。この電流パルスを、APD102aに1光子入射したときに出力される電流パルスと等しいとみなすことができる。従って、第2除算回路116が加算回路112aの出力を加算回路112bの出力 (第1除算回路114による除算後) で除算すると、図5 (c) に示すように、光検出装置100が算出する光子数は、アバランシェフォトダイオードアレイ102に入射される光子数が同じであれば温度によらず一定となる。

[0052] このように、光検出装置100は、同じ環境温度の影響を受けた全APD102aが出力する電流パルスの面積をAPD102bが出力する1光子相当の電流パルスの面積で除算するので、環境温度によらずアバランシェフォトダイオードアレイ102に入射された光子数を算出することができ、アバランシェフォトダイオードの増倍率の温度特性を容易に補償することができる。

[0053] つまり、光検出装置100は、温度センサ、温度センサ駆動回路及びバイアス電圧変更回路などが無い場合にも、アバランシェフォトダイオードの増倍率の温度特性を容易に補償することができる。さらに、光検出装置100は、入射される光子数を算出するので、複数個が並列されて用いられても、相互間のばらつきを補正する必要がない。また、光検出装置100は、温度変化及び電源電圧変化のいずれに対しても、補正を行う必要がない。

[0054] また、光検出装置100は、環境温度に応じて変化するAPD102bの出力を、温度 (環境温度) 毎に対応付けて1光子相当の電圧値の基準にする基準テーブル (基準APD出力値テーブル) として予め記憶しておくように構成されてもよい。例えば、信号処理回路105が図示しない記憶部を備えて基準テーブルを記憶する。そして、信号処理回路105は、APD102

aの出力に対応する電圧値の時系列データも、温度計（図示せず）が計測した環境温度を対応付けて記憶部に保存（記憶）する。この場合、信号処理回路105は、時系列データに対応付けられた環境温度と、基準テーブルとを用いて、APD102aの出力に対応する電圧値の時系列データを補正して出力する補正部として構成されてもよい。

[0055] （変形例）

図6は、光検出装置100の変形例（光検出装置100a）の構成を例示する構成図である。図7は、図6に示したAPD120a、120bが2次元に配列されて構成されるアバランシェフォトダイオードアレイ120を上面から見た上面図である。なお、図6に示した光検出装置100aの構成部分のうち、図1に示した光検出装置100の構成要素と実質的に同じものには、同一の符号が付してある。

[0056] アバランシェフォトダイオードアレイ120は、図示しないシンチレータ（蛍光体130：図9参照）を介して可視光の光子数に応じた電流パルスを出力する。図7に示すように、アバランシェフォトダイオードアレイ120は、複数（例えば約百～数千個）のAPD120aと、複数（例えば4つ）のAPD102bとを有する。アバランシェフォトダイオードアレイ120におけるAPD120bの位置は任意に設定されてよい。

[0057] APD120aは、ガイガーモードで個別に動作する光に対して有感なAPDピクセル（画素）を構成する。APD120bは、ガイガーモードで個別に動作する光に対して不感なAPDピクセル（画素）を構成する。APD120a及びAPD120bは、それぞれ同じ環境温度の影響を受ける。

[0058] APD120aは、可視光の光子が入射されると、1光子相当の電流パルスを出力する。全てのAPD120aは、互いに並列接続されている。従って、各APD120aがそれぞれ出力した電流パルスは、重畳されて1つの電流パルスとなる。つまり、アバランシェフォトダイオードアレイ120は、光子が入射されたAPD120aの数（即ち入射される可視光の光子数に相当するものとする）にほぼ比例する面積の電流パルス（電流パルスの時間

方向に対する面積は受光したAPD102aの数、すなわち発生した総電荷量に比例する)を前置増幅器103aに対して出力する。

[0059] APD120bは、可視光が入射されないように(例えば蛍光体130の入射側が)金属などで覆われおり、APD120aとは独立して電流パルスを出力するように構成されている。全てのAPD120bは、互いに並列接続されている。従って、各APD120bがそれぞれ出力した電流パルスは、重畳されて1つの電流パルスとなる。つまり、アバランシェフォトダイオードアレイ120は、ノイズを発生させたAPD120bの数にほぼ比例する面積の電流パルスを前置増幅器103bに対して出力する。

[0060] 前置増幅器103b、ADC104b、ゲート発生器110b、遅延回路111b、加算回路112bは、入力される値が1光子相当であるとは限らない点を除いて、図1を用いて説明した動作と同じ動作を行う。

[0061] 変換部122は、加算回路112bが出力した電圧パルスを1光子相当の波高の電圧パルスに変換し、第1除算回路114に対して出力する。例えば、変換部122は、APD102bが出力する電流パルスの面積が温度に応じて変動し得る変動幅、及び基準温度における1光子相当の電流パルスの面積などを用いて、加算回路112bが出力した電圧パルスの光子数(何光子相当であるか)を判定する。そして、変換部122は、加算回路112bが出力した電圧パルスを判定した光子数で除算することにより、1光子相当の波高の電圧パルスを算出する。2以上の画素と変換部を有する構成は、単位時間あたりに計測できる1光子相当の波高の電圧パルスの数が、1つの画素を有する場合に比べておおくなる。すなわち、1光子相当の波高の電圧パルスの計算精度が良くなる。

[0062] (実施例)

次に、放射線検出装置でもある光検出装置100を有する放射線分析装置について説明する。図8は、光検出装置100を有する放射線分析装置の構成例を示す構成図である。図9は、図8に示した放射線分析装置における光検出装置100の位置を模式的に示した模式図である。放射線分析装置は、

フォトンカウンティングCTを実行可能なX線CT装置である。すなわち、放射線分析装置は、光検出装置100を備え、フォトンカウンティングによって被検体を透過したX線に由来する光子も計数することにより、SN比の高いX線CT画像データを再構成可能な装置である。

[0063] 個々の光子は、異なるエネルギーを有する。フォトンカウンティングCTでは、光子のエネルギー値の計測を行なうことにより、X線のエネルギー成分の情報を得ることができる。フォトンカウンティングCTでは、1種類の管電圧でX線を照射することで収集されたデータを複数のエネルギー成分に分けて画像化することができる。

[0064] 図8に示すように、放射線分析装置は、架台装置10と、寝台装置20と、コンソール装置30とを有する。

[0065] 架台装置10は、被検体PにX線を照射し、被検体Pを透過したX線を計数する装置であり、X線照射制御部11と、X線発生装置12と、検出器13（光検出装置100を含む）と、収集部14と、回転フレーム15と、架台駆動部16とを有する。

[0066] 回転フレーム15は、X線発生装置12と検出器13とを被検体Pを挟んで対向するように支持し、後述する架台駆動部16によって被検体Pを中心した円軌道にて高速に回転する円環状のフレームである。

[0067] X線発生装置（放射線源）12は、X線を発生し、発生したX線を被検体Pへ照射する装置であり、X線管12aと、ウェッジ12bと、コリメータ12cとを有する。

[0068] X線管12aは、後述するX線発生装置12により供給される高電圧により被検体PにX線ビームを照射する真空管であり、回転フレーム15の回転にともなって、X線ビームを被検体Pに対して照射する。X線管12aは、ファン角及びコーン角を持って広がるX線ビームを発生する。

[0069] ウェッジ12bは、X線管12aから曝射されたX線のX線量を調節するためのX線フィルタである。具体的には、ウェッジ12bは、X線管12aから被検体Pへ照射されるX線が、予め定められた分布になるように、X線

管 1 2 a から曝射された X 線を透過して減衰するフィルタである。

[0070] 例えば、ウェッジ 1 2 b は、所定のターゲット角度や所定の厚みとなるようにアルミニウムを加工したフィルタである。なお、ウェッジは、ウェッジフィルタ (wedge filter) や、ボウタイフィルタ (bow-tie filter) とも呼ばれる。また、放射線分析装置は、撮影条件に応じて切り替えられる複数種類のウェッジ 1 2 b を有する。例えば、後述する X 線照射制御部 1 1 は、撮影条件に応じてウェッジ 1 2 b を切り替える。例えば、X 線発生装置 1 2 は、2 種類のウェッジを有する。

[0071] コリメータ 1 2 c は、後述する X 線照射制御部 1 1 の制御により、ウェッジ 1 2 b によって X 線量が調節された X 線の照射範囲を絞り込むためのスリットである。

[0072] X 線照射制御部 1 1 は、高電圧発生部として、X 線管 1 2 a に高電圧を供給する装置であり、X 線管 1 2 a は、X 線照射制御部 1 1 から供給される高電圧を用いて X 線を発生する。X 線照射制御部 1 1 は、X 線管 1 2 a に供給する管電圧や管電流を調整することで、被検体 P に対して照射される X 線量を調整する。

[0073] また、X 線照射制御部 1 1 は、ウェッジ 1 2 b の切り替えを行なう。また、X 線照射制御部 1 1 は、コリメータ 1 2 c の開口度を調整することにより、X 線の照射範囲 (ファン角やコーン角) を調整する。なお、放射線分析装置は、複数種類のウェッジを、操作者が手動で切り替えるものであってもよい。

[0074] 架台駆動部 1 6 は、回転フレーム 1 5 を回転駆動させることによって、被検体 P を中心とした円軌道上で X 線発生装置 1 2 と検出器 1 3 とを旋回させる。

[0075] 検出器 1 3 は、図 9 に示した位置に光検出装置 1 0 0 を備え、X 線が入射するごとに、当該 X 線のエネルギー値を計測可能な信号を出力する。光検出装置 1 0 0 は、蛍光体 1 3 0 に入射された X 線により発生した光子をアバランシェフォトダイオードアレイ 1 0 2 が検出する構成となっている。X 線は

、例えば、X線管12aから照射され被検体Pを透過したX線である。放射線分析装置は、演算処理を行なうことで、光検出装置100が検出した放射線のエネルギー値を計測することができる。

[0076] 収集部14（図8）は、検出器13の出力信号を用いた計数処理の結果である計数情報を収集する。すなわち、収集部14は、検出器13から出力される個々の信号を弁別して、計数情報を収集する。計数情報は、X線管12aから照射され被検体Pを透過したX線が入射するごとに検出器13が出力した個々の信号から収集される情報である。具体的には、検出器13に入射したX線の計数値とエネルギー値とが対応付けられた情報である。収集部14は、収集した計数情報を、コンソール装置30に送信する。

[0077] 寝台装置20は、被検体Pを載せる装置であり、天板22と、寝台駆動装置21とを有する。天板22は、被検体Pが載置される板であり、寝台駆動装置21は、天板22をZ軸方向へ移動して、被検体Pを回転フレーム15内に移動させる。

[0078] なお、架台装置10は、例えば、天板22を移動させながら回転フレーム15を回転させて被検体Pをらせん状にスキャンするヘリカルスキャンを実行する。または、架台装置10は、天板22を移動させた後に被検体Pの位置を固定したままで回転フレーム15を回転させて被検体Pを円軌道にてスキャンするコンベンショナルスキャンを実行する。または、架台装置10は、天板22の位置を一定間隔で移動させてコンベンショナルスキャンを複数のスキャンエリアで行なうステップアンドシュート方式を実行する。

[0079] コンソール装置30は、操作者による放射線分析装置の操作を受け付けるとともに、架台装置10によって収集された計数情報を用いてX線CT画像データを再構成する装置である。コンソール装置30は、入力装置31と、表示装置32と、スキャン制御部33と、前処理部34と、投影データ記憶部35と、画像再構成部36と、画像記憶部37と、制御部38とを有する。

[0080] 入力装置31は、放射線分析装置の操作者が各種指示や各種設定の入力に

用いるマウスやキーボード等を有し、操作者から受け付けた指示や設定の情報を、制御部 38 に転送する。例えば、入力装置 31 は、操作者から、X線 CT 画像データの撮影条件や、X線 CT 画像データを再構成する際の再構成条件や、X線 CT 画像データに対する画像処理条件等を受け付ける。

[0081] 表示装置 32 は、操作者によって参照されるモニタであり、制御部 38 による制御のもと、X線 CT 画像データを操作者に表示したり、入力装置 31 を介して操作者から各種指示や各種設定等を受け付けるための GUI (Graphical User Interface) を表示したりする。

[0082] スキャン制御部 33 は、後述する制御部 38 の制御のもと、X線照射制御部 11、架台駆動部 16、収集部 14 及び寝台駆動装置 21 の動作を制御することで、架台装置 10 における計数情報の収集処理を制御する。

[0083] 前処理部 34 は、収集部 14 から送信された計数情報に対して、対数変換処理、オフセット補正、感度補正、ビームハードニング補正等の補正処理を行なうことで、投影データを生成する。

[0084] 投影データ記憶部 35 は、前処理部 34 により生成された投影データを記憶する。すなわち、投影データ記憶部 35 は、X線 CT 画像データを再構成するための投影データ (補正済み計数情報) を記憶する。なお、以下では、投影データを計数情報として記載する場合がある。

[0085] 画像再構成部 36 は、投影データ記憶部 35 が記憶する投影データを用いて X線 CT 画像データを再構成する。再構成方法としては、種々の方法があり、例えば、逆投影処理が挙げられる。また、逆投影処理としては、例えば、FBP (Filtered Back Projection) 法による逆投影処理が挙げられる。また、画像再構成部 36 は、X線 CT 画像データに対して各種画像処理を行なうことで、画像データを生成する。画像再構成部 36 は、再構成した X線 CT 画像データや、各種画像処理により生成した画像データを画像記憶部 37 に格納する。

[0086] ここで、フォトンカウンティング CT で得られる計数情報から生成された投影データには、被検体 P を透過することで減弱された X線のエネルギー情

報が含まれている。このため、画像再構成部 36 は、例えば、特定のエネルギー成分の X 線 CT 画像データを再構成することができる。また、画像再構成部 36 は、例えば、複数のエネルギー成分それぞれの X 線 CT 画像データを再構成することができる。

[0087] また、画像再構成部 36 は、例えば、各エネルギー成分の X 線 CT 画像データの各画素にエネルギー成分に応じた色調を割り当て、エネルギー成分に応じて色分けされた複数の X 線 CT 画像データを生成することができ、更に、これら複数の X 線 CT 画像データを重畳した画像データを生成することができる。

[0088] また、画像再構成部 36 は、物質固有の K 吸収端を利用して、当該物質の同定が可能となる画像データを生成することができる。K 吸収端の前後では、X 線の減弱係数が大きく異なるため、計数値も大きく変化する。例えば、画像再構成部 36 は、K 吸収端より小さいエネルギー領域の計数情報を再構成した画像データと、当該 K 吸収端より大きいエネルギー領域の計数情報を再構成した画像データとを差分した差分画像データを生成する。例えば、造影剤の主成分の K 吸収端を用いて生成された差分画像データは、当該造影剤が存在する領域が主に描出された画像となる。また、画像再構成部 36 が生成する他の画像データとしては、単色 X 線画像データや密度画像データ、実効原子番号画像データ等が挙げられる。

[0089] 制御部 38 は、架台装置 10、寝台装置 20 及びコンソール装置 30 の動作を制御することによって、放射線分析装置の全体制御を行う。具体的には、制御部 38 は、スキャン制御部 33 を制御することで、架台装置 10 で行なわれる CT スキャンを制御する。また、制御部 38 は、前処理部 34 や、画像再構成部 36 を制御することで、コンソール装置 30 における画像再構成処理や画像生成処理を制御する。また、制御部 38 は、画像記憶部 37 が記憶する各種画像データを、表示装置 32 に表示するように制御する。

[0090] また、上述した基準テーブルと、APD 102a の出力に対応する電圧値の時系列データとを信号処理回路 105 が記憶している場合、光検出装置 1

00は、環境温度に基づいて、APD102aの出力に対応する電圧値の時系列データを補正する。この場合、例えば画像再構成部36は、光検出装置100が補正した電圧値の時系列データに基づいて、画像データを生成する。さらに、コンソール装置30は、光検出装置100が補正する前後それぞれの電圧値の時系列データに基づく2つの画像（補正前画像及び補正後画像）を画像再構成部36が生成し、生成された2つの画像を表示装置32が表示するように構成されてもよい。

[0091] なお、光検出装置100は、上述したX線CT装置以外にも用いられる。例えば、光検出装置100は、X線診断装置、PET（Positron Emission computed Tomography）装置及びSPECT（Single Photon Emission Computed Tomography）装置等の核医学イメージング装置、並びにX線CT装置と核医学イメージング装置とを組み合わせた「PET-CT装置」及び「SPECT-CT装置」等にも用いられる。また、光検出装置100は、PET装置の受光部として用いられ、MRI（磁気共鳴画像装置）が組み合わせられた装置を構成してもよい。

[0092] また、本発明のいくつかの実施形態を複数の組み合わせによって説明したが、これらの実施形態は例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規の実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

請求の範囲

- [請求項1] X線を発生するX線管と、
 前記X線管より発生したX線を光に変換し放射するシンチレータと、
 、
 前記シンチレータの光の受光範囲である第1範囲内にあり、前記光に基づいて電気信号を出力するアバランシェフォトダイオードを具備する第1画素、及び前記第1範囲とは位置が異なる第2範囲内にあるアバランシェフォトダイオードを具備する第2画素からなるアバランシェフォトダイオードアレイと、
 前記第2画素が出力する電気信号の値を保持する保持部と、
 前記第1画素が出力する電気信号の積算値を、前記保持部が保持する電気信号の値で除算することにより、前記第1画素に入射した光の光子数を計数する除算部と、
 前記計数された光の光子数に基づいて画像を再構成する画像生成部と
 を備えるフォトンカウンティングCT装置。
- [請求項2] 前記保持部が保持する電気信号の値は、
 前記第2画素にあるアバランシェフォトダイオードの熱雑音による出力値である
 請求項1記載のフォトンカウンティングCT装置。
- [請求項3] 前記アバランシェフォトダイオードアレイは、
 複数の前記第2画素を有し、
 複数の前記第2画素が出力する電気信号の積算値から、1つの前記第2画素が出力する電気信号の値を得る変換部をさらに有し、
 前記保持部は、前記変換部が得た電気信号の値を保持する
 請求項1または2に記載のフォトンカウンティングCT装置。
- [請求項4] 前記第1画素及び前記第2画素が具備するアバランシェフォトダイオードは、

ガイガーモードで動作する請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の
フォトンカウンティング CT 装置。

[請求項 5]

前記第 2 画素が具備するアバランシェフォトダイオードの出力を温度毎に予め対応付けた基準テーブルと、前記第 1 画素が具備するアバランシェフォトダイオードの出力と温度とを対応付けた時系列データを記憶する記憶部と、

前記記憶部が記憶する前記基準テーブル及び前記時系列データに基づいて、前記時系列データを補正する補正部と、

をさらに有し、

前記画像生成部は、

前記補正部が補正した前記時系列データに基づく画像を生成する請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載のフォトンカウンティング CT 装置。

[請求項 6]

光の受光範囲である第 1 範囲内にあり、前記光に基づいて電気信号を出力するアバランシェフォトダイオードを具備する第 1 画素、及び前記第 1 範囲とは位置が異なる第 2 範囲内にあるアバランシェフォトダイオードを具備する第 2 画素からなるアバランシェフォトダイオードアレイと、

前記第 2 画素が出力する電気信号の値を保持する保持部と、

前記第 1 画素が出力する電気信号の積算値を、前記保持部が保持する電気信号の値で除算することにより、前記第 1 画素に入射した光の光子数を計数する除算部と、

を有する光検出装置。

[請求項 7]

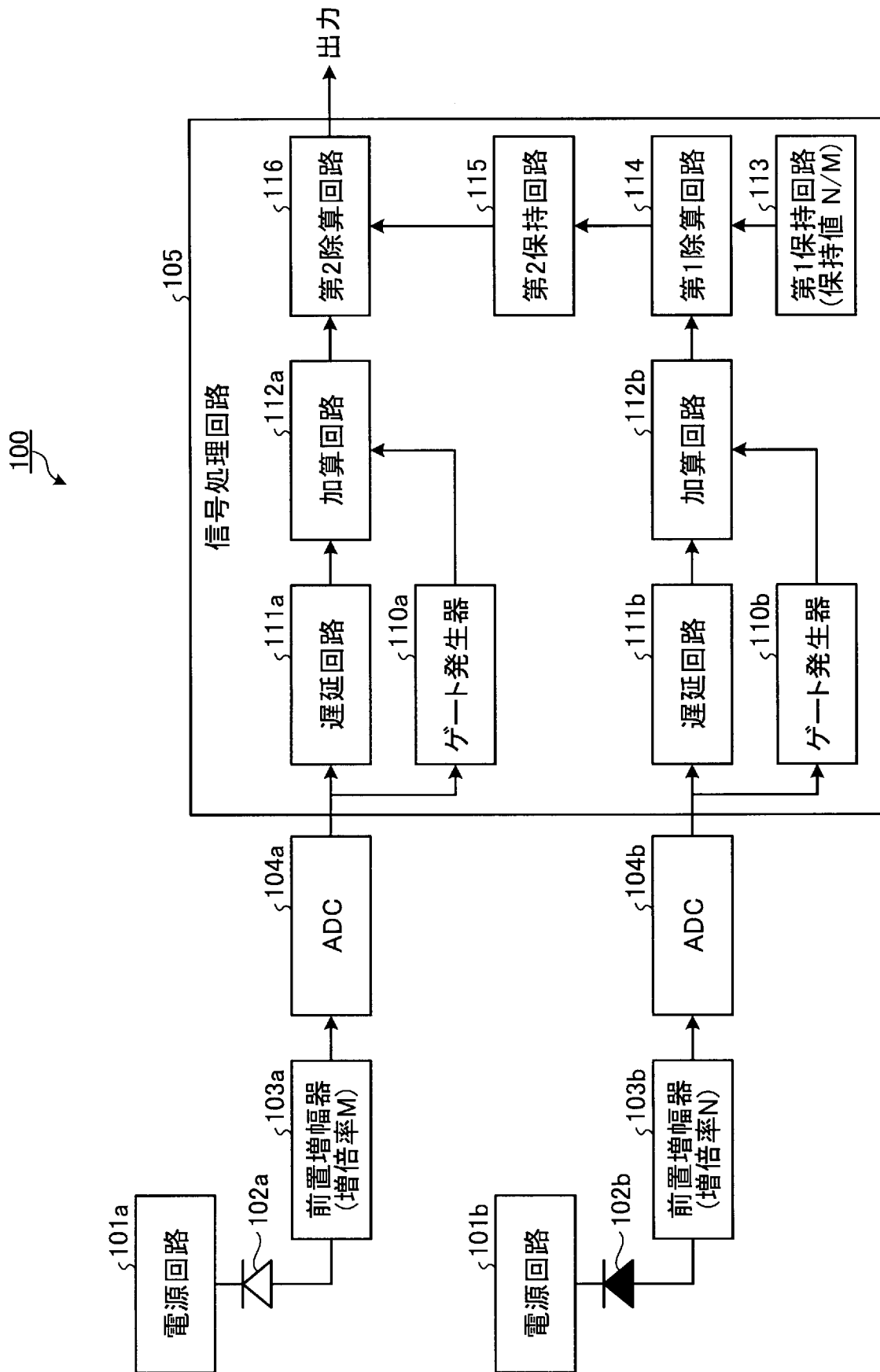
放射線が入射されることにより、放射線のエネルギーに応じて光子を発生させる蛍光体と、

前記蛍光体が発生させた光子数を算出する請求項 6 に記載の光検出装置と、

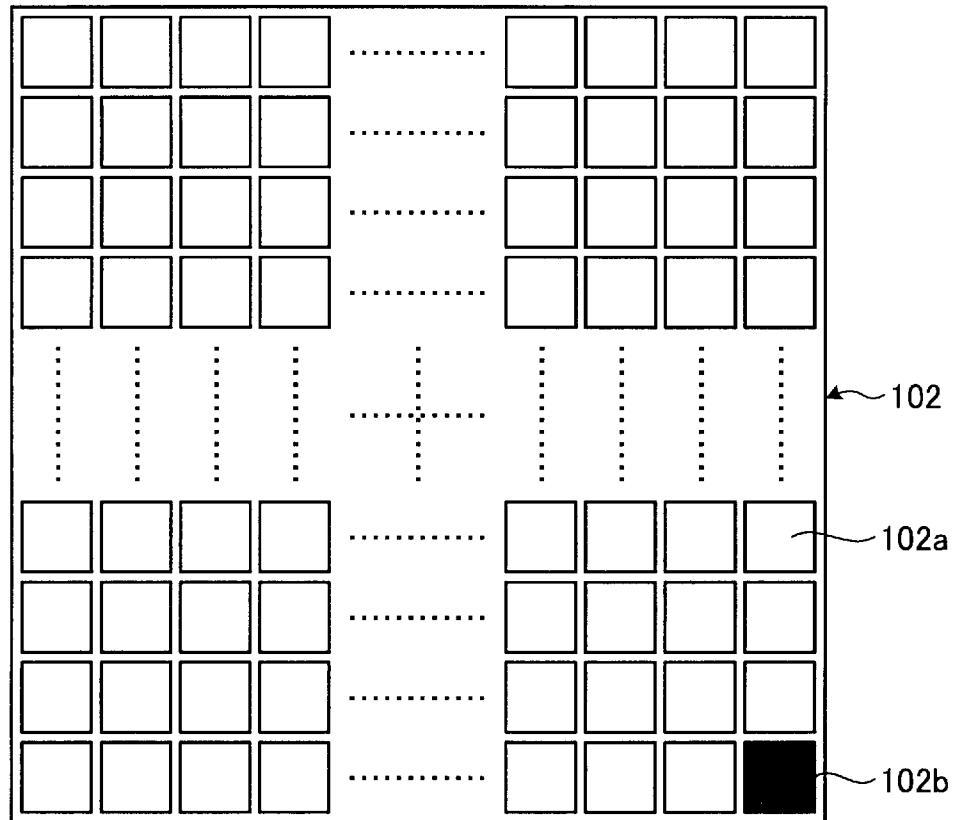
を有する放射線検出装置。

[請求項8] 前記蛍光体へX線を放射する放射線源を更に有し、
前記放射線源が放射した放射線に起因する光子数を算出する
請求項7に記載の放射線分析装置。

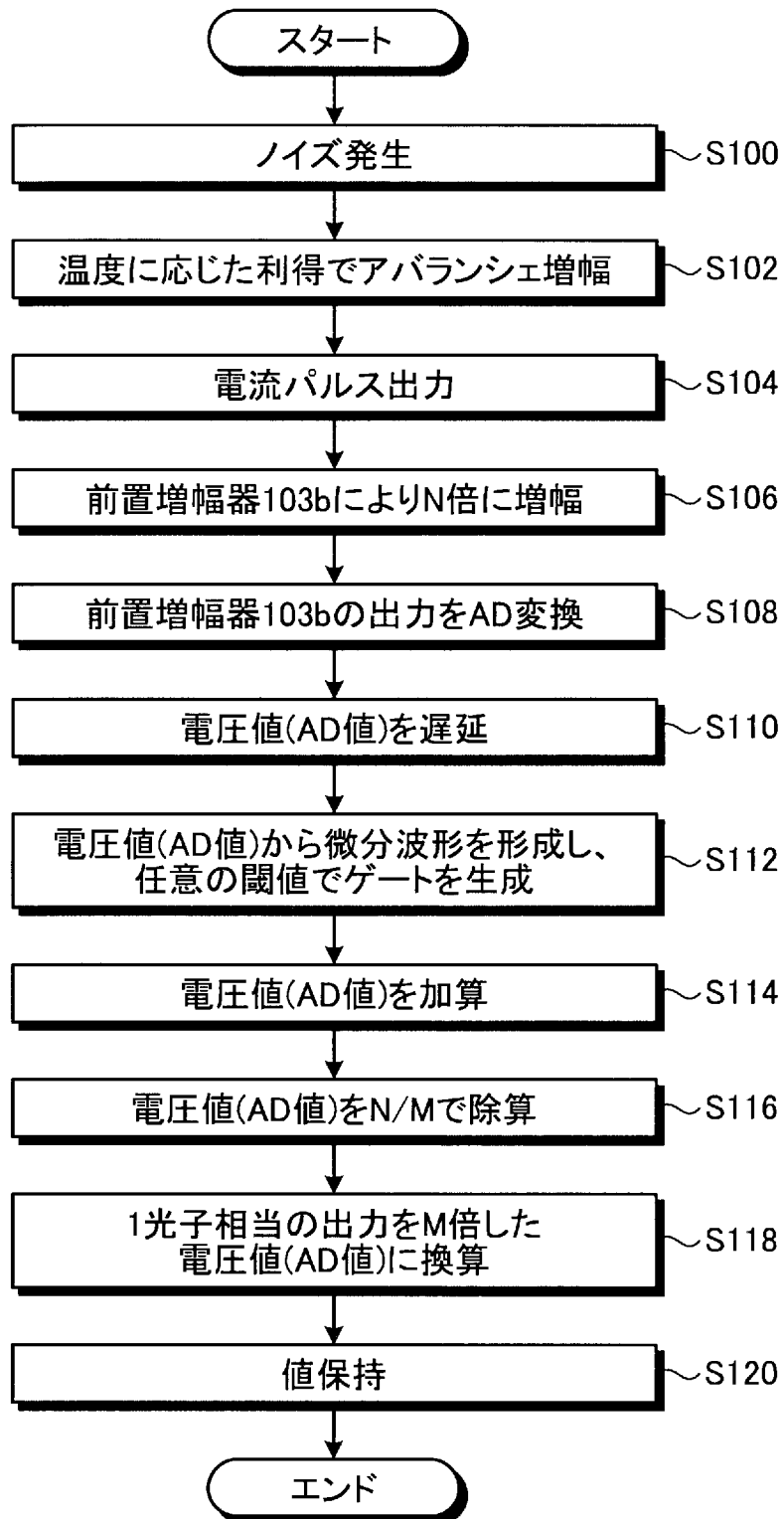
[図1]



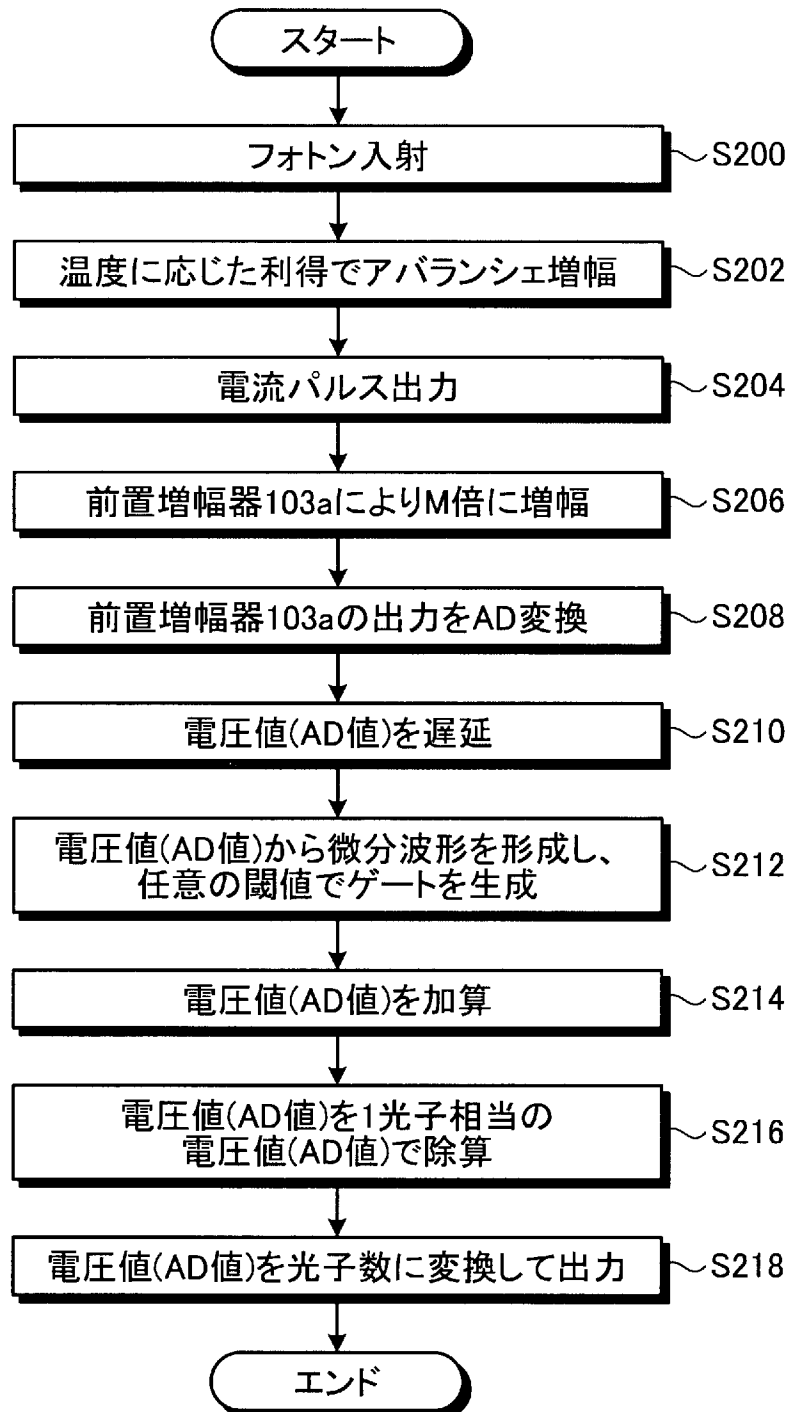
[図2]



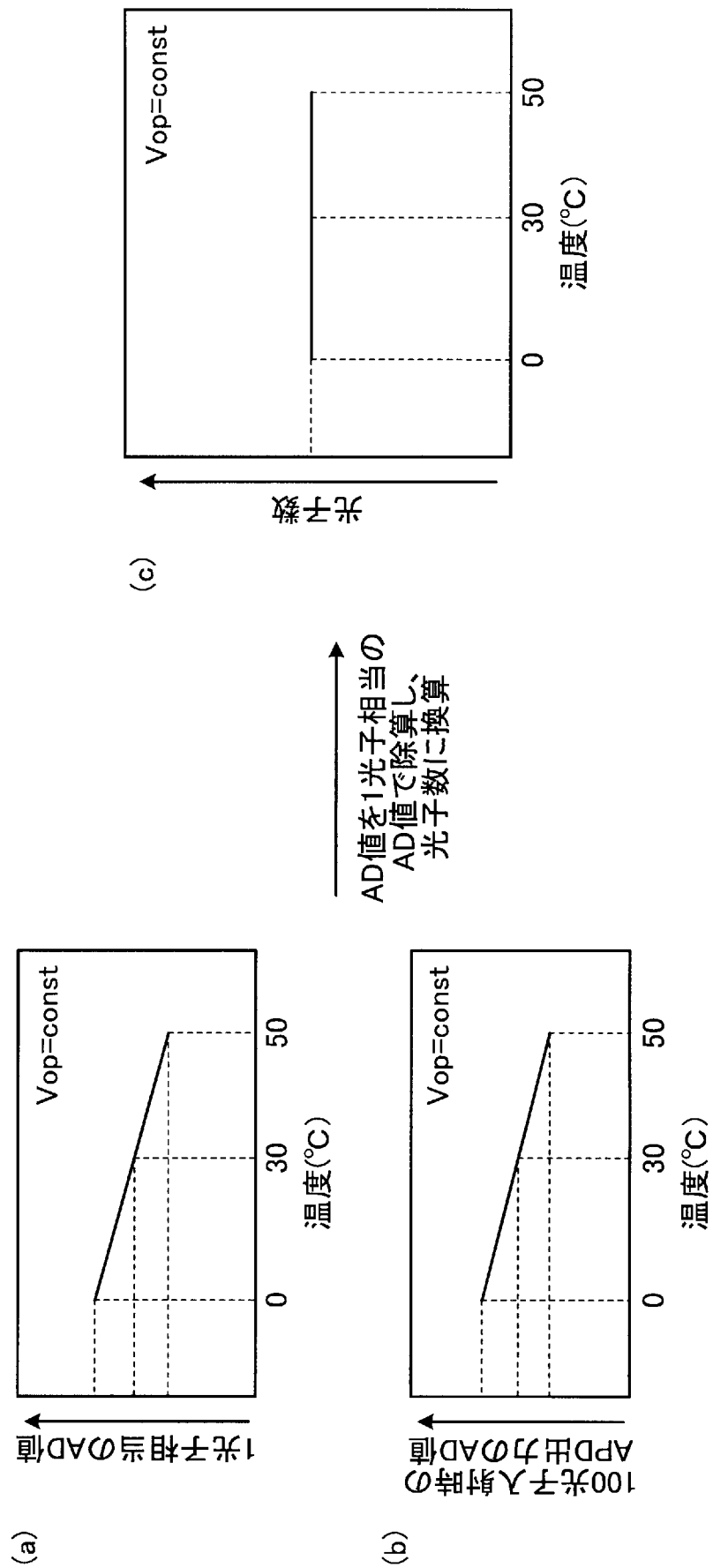
[図3]



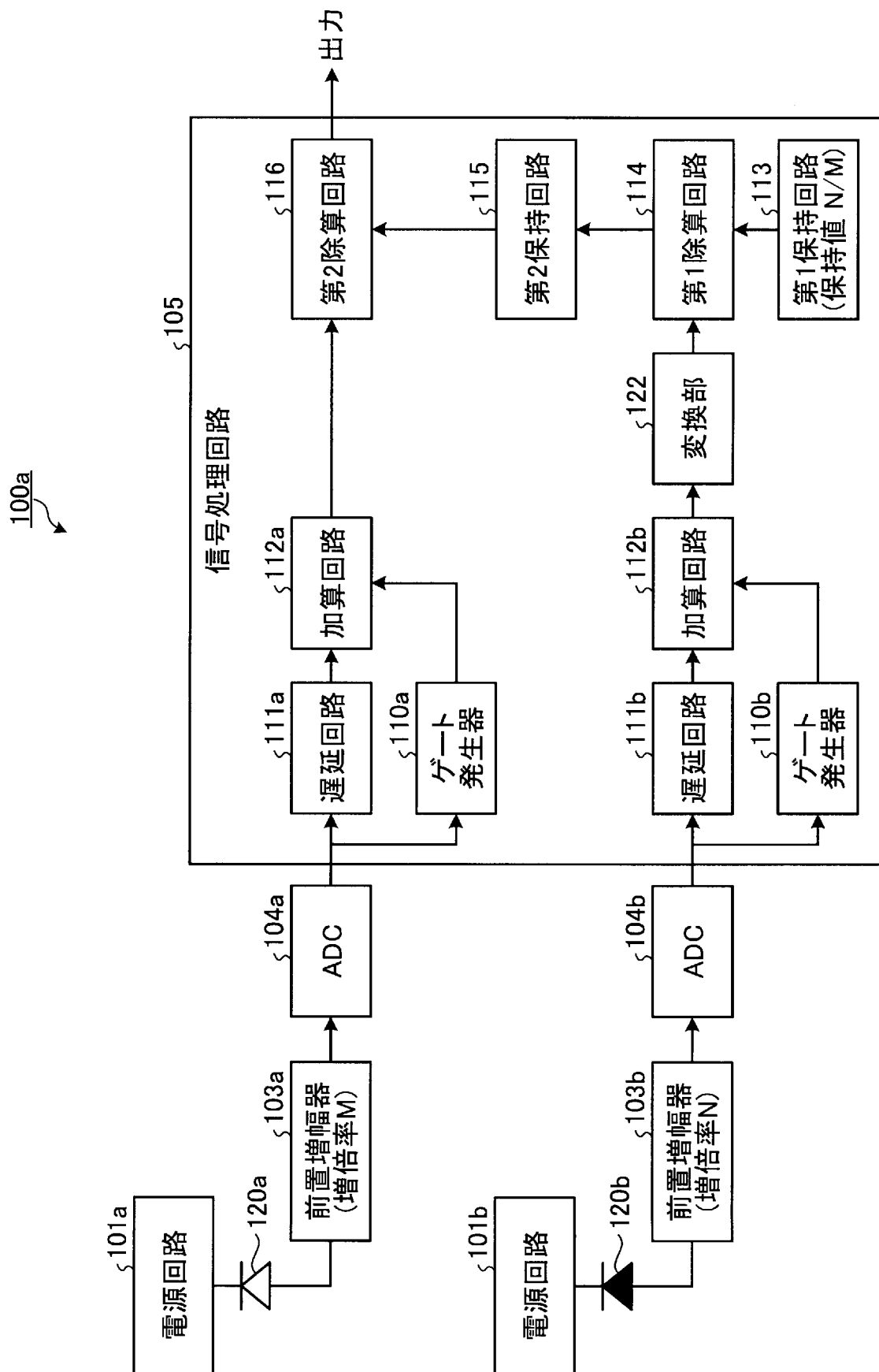
[図4]



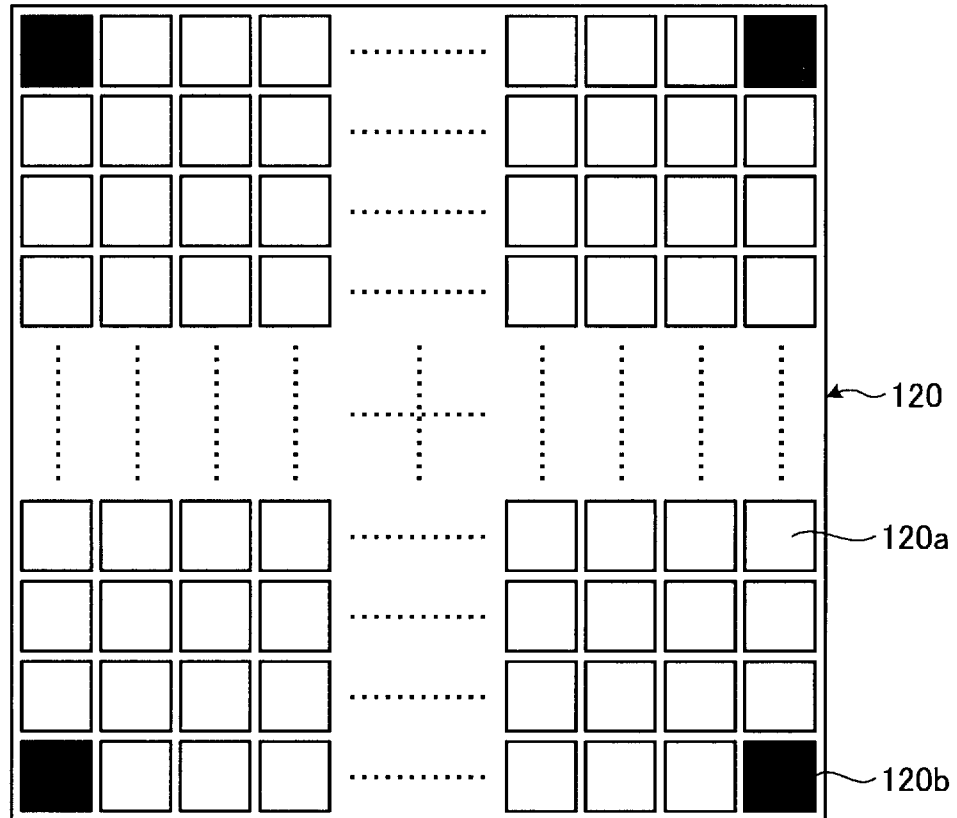
[図5]



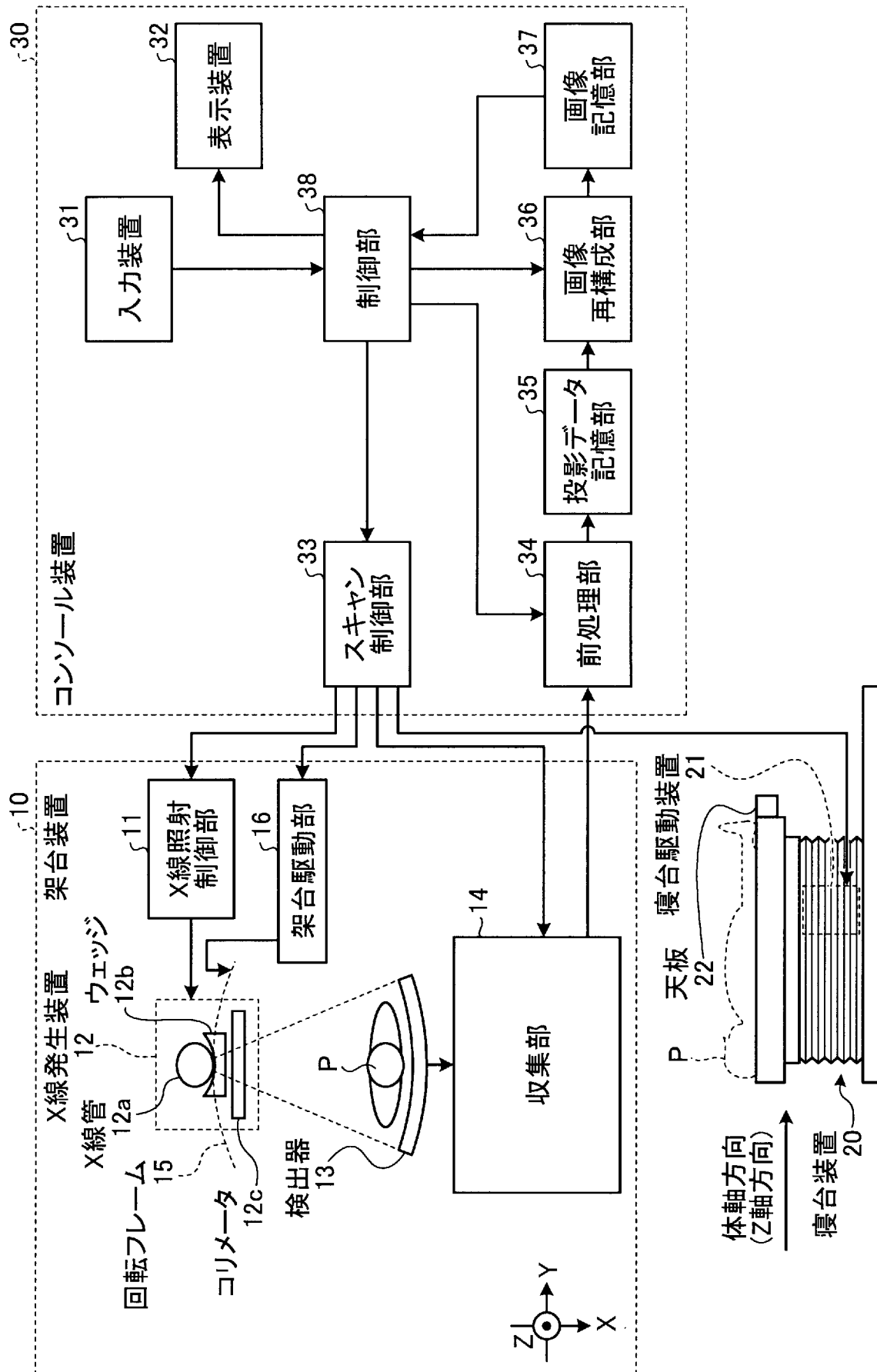
[図6]



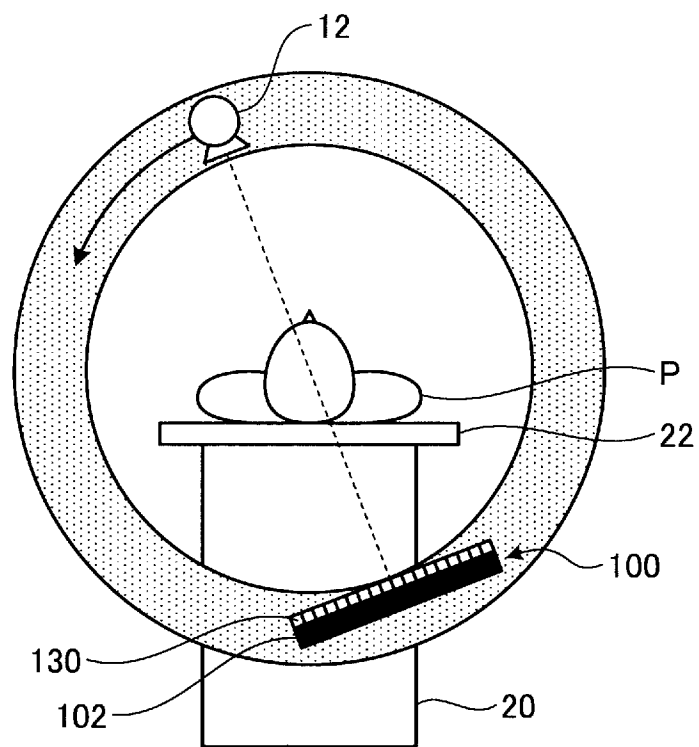
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/061848

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(2006.01)i, G01T1/161(2006.01)i, G01T1/17(2006.01)i, G01T1/20(2006.01)i, H01L31/10(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/03, G01T1/161, G01T1/17, G01T1/20, H01L31/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014

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	WO 2012/173206 A1 (Toshiba Corp.), 20 December 2012 (20.12.2012), paragraphs [0018], [0020], [0024], [0027], [0040], [0049] to [0052]; fig. 1, 3, 5 & US 2013/0010921 A1	1-8
Y	JP 2009-18154 A (General Electric Co.), 29 January 2009 (29.01.2009), paragraphs [0014], [0016] & US 2006/0056581 A1	1-8
Y	JP 2010-112866 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 20 May 2010 (20.05.2010), paragraphs [0100] to [0103] (Family: none)	5



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
12 June, 2014 (12.06.14)

Date of mailing of the international search report
24 June, 2014 (24.06.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/061848

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-578 A (GE Medical Technology Services, Inc.), 07 January 2003 (07.01.2003), entire text; all drawings & US 2002/0085667 A1	1-8

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B6/03(2006.01)i, G01T1/161(2006.01)i, G01T1/17(2006.01)i, G01T1/20(2006.01)i, H01L31/10(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B6/03, G01T1/161, G01T1/17, G01T1/20, H01L31/10			
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 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 1 4 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 1 4 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 1 4 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	WO 2012/173206 A1（株式会社 東芝）2012.12.20, [0018], [0020], [0024], [0027], [0040], [0049]-[0052] 及び図 1, 3, 5 & US 2013/0010921 A1	1-8	
Y	JP 2009-18154 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニー） 2009.01.29, [0014], [0016] & US 2006/0056581 A1	1-8	
Y	JP 2010-112866 A（コニカミノルタエムジー株式会社）2010.05.20, [0100]-[0103]（ファミリーなし）	5	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 1 2 . 0 6 . 2 0 1 4		国際調査報告の発送日 2 4 . 0 6 . 2 0 1 4	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 大▲瀬▼ 裕久 電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2	2 Q 3 8 0 8

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2003-578 A (ジーイー・メディカル・テクノロジー・サービス ズ・インコーポレーテッド) 2003.01.07, 全文、全図 & US 2002/0085667 A1	1-8