

(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
2019年4月25日(25.04.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/078079 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) *H05G 1/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/037867
- (22) 国際出願日: 2018年10月11日(11.10.2018)
- (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 2017-200574 2017年10月16日(16.10.2017) 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: 佃 明(TSUKUDA Akira); 〒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). 岩下 貴司(IWASHITA Atsushi); 〒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). 照井 晃介(TERUI Kosuke); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株

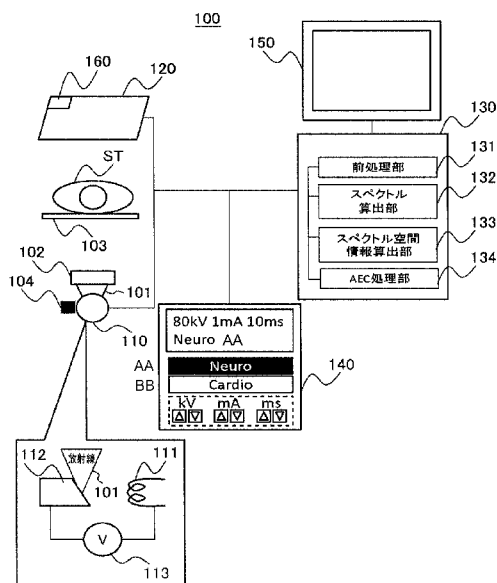
式会社内 Tokyo (JP). 鳥居 聡太(TORII Sota); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 岡部 譲, 外 (OKABE Yuzuru et al.); 〒1070062 東京都港区南青山1-1-1 新青山ビル東館8階 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, 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.

(54) Title: RADIATION IMAGING DEVICE, OPERATION METHOD THEREFOR, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 放射線撮影装置及びその動作方法、並びに、プログラム



- 101 Radiation
131 Pre-process unit
132 Spectrum calculation unit
133 Spectral space information calculation unit
134 AEC process unit
AA Neuro
BB Cardio

(57) Abstract: Provided is a mechanism for accurately calculating the spectrum of radiation. This radiation imaging device is designed to image an object of interest using radiation, and is provided with a radiation generation unit for generating radiation and a spectrum calculation unit for calculating the spectrum of the radiation on the basis of the transient response characteristics of the radiation generation unit.

(57) 要約: 放射線のスペクトルを精度良く算出できる仕組みを提供する。放射線を用いて撮影対象物を撮影する放射線撮影装置において、放射線を発生させる放射線発生部と、放射線発生部の過渡応答特性に基づいて放射線のスペクトルを算出するスペクトル算出部を備える。

(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))

明 細 書

発明の名称：

放射線撮影装置及びその動作方法、並びに、プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、放射線を用いて撮影対象物を撮影する放射線撮影装置及びその動作方法、当該動作方法をコンピュータに実行させるためのプログラムに関するものである。

背景技術

[0002] 放射線撮影装置の技術分野の1つとして、近年、放射線のエネルギー情報を利用した画像化技術であるスペクトラル・イメージング技術が広く研究され実用化されている。このスペクトラル・イメージングにおいては、放射線のスペクトルを正確に計算する必要がある、例えば、非特許文献1には、放射線発生部の設定パラメータの1つである管電圧からスペクトルを計算する技術が記載されている。また、特許文献1には、放射線源の管電圧波形をA/D (Analog/Digital) コンバータによってサンプリング（具体的には、A/Dコンバータのサンプリング特性を表す重み関数 g^* とアナログ信号を畳み込むことでサンプリング）し、管電圧波形からスペクトルを計算する技術が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2013-208486号公報

非特許文献

[0004] 非特許文献1：An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV, John M. Boone and J. Anthony Seibert, Medical Physics 24(11), ページ1661, 1997年

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、非特許文献 1 に記載の方法を適用した場合、計算されたスペクトルの形状がスペクトロメータによる実測と乖離する場合が存在した。特に、心臓などの激しい動きのある撮影対象物を放射線撮影する場合には、画像の違和感を軽減するために放射線のパルス幅を極力短い値に抑える傾向にあり、その時は実測したスペクトルの形状と計算値のずれが大きくなる傾向にある。

[0006] 本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、放射線のスペクトルを精度良く算出できる仕組みを提供する。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の放射線撮影装置は、放射線を用いて撮影対象物を撮影する放射線撮影装置であって、前記放射線を発生させる放射線発生部と、前記放射線発生部の過渡応答特性に基づいて、前記放射線のスペクトルを算出するスペクトル算出部と、を有する。

[0008] また、本発明は、上述した放射線撮影装置の動作方法、及び、当該動作方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを含む。

[0009] 本発明のさらなる特徴が、添付の図面を参照して以下の例示的な実施形態の説明から明らかになる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1A]本発明の第 1 の実施形態に係る放射線撮影装置の概略構成の一例を示す図である。

[図1B]図 1 A に示す処理・制御部のハードウェア構成の一例を示す図である。

[図2]図 1 A に示す放射線検出部の回路構成の一例を示す図である。

[図3A]図 1 A に示す放射線検出部の動作方法の一例を示す図である。

[図3B]放射線発生部の管電圧変化に係る管電圧波形の一例を示している。

[図4]本発明の第 1 の実施形態に係る放射線撮影装置の動作方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図5]本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部の管電圧波形の第1取得例に係るスペクトル算出部の機能構成の一例を示す図である。

。

[図6]図5に示す波形処理部の機能構成の一例を示す図である。

[図7]図6に示す波形処理部の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図8]本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部の管電圧波形の第2取得例に係るスペクトル算出部の機能構成の一例を示す図である。

。

[図9]図8に示す撮影条件取得部及び管電圧導出部の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図10A]図8に示す補間・補外部の処理を説明するための図である。

[図10B]図8に示す補間・補外部の処理を説明するための図である。

[図10C]図8に示す補間・補外部の処理を説明するための図である。

[図11]本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部の管電圧波形の第3取得例に係るスペクトル算出部の機能構成の一例を示す図である。

[図12]図11に示す管電圧導出部の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図13]図11に示すインパルス応答計算部によるインパルス応答の計算例を示す図である。

[図14]本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部の管電圧波形の第3取得例に係るインパルス応答のキャリブレーション方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図15]本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部の管電圧波形の第4取得例に係るスペクトル算出部の機能構成の一例を示す図である。

[図16]本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部の管電圧波形の第4取得例に係る処理を説明するための図である。

[図17A]本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部の管電圧波形の第4取得例に係るインパルス応答のキャリブレーション方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図17B]インパルス応答に係る数式及びステップ応答に係る数式を示す図である。

[図18]本発明の第2の実施形態を示し、図1Aに示すスペクトル算出部の機能構成の一例を示す図である。

[図19]図18に示すスペクトル算出部の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図20]図18に示すスペクトル算出部の処理を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

[0012] (第1の実施形態)

まず、本発明の第1の実施形態について説明する。

[0013] 図1A及び図1Bは、本発明の第1の実施形態に係る放射線撮影装置100の概略構成の一例を示す図である。

[0014] 放射線撮影装置100は、放射線101を用いて撮影対象物STを撮影する装置である。この放射線撮影装置100は、図1Aに示すように、放射線発生部110、放射線検出部120、処理・制御部130、操作部140、表示部150、測定器160、放射線フィルタ102、架台103、及び、温度計104を有して構成されている。

[0015] 放射線発生部110は、撮影対象物STに対して放射線101を発生させる装置であり、本実施形態では放射線管球である。なお、本実施形態では、放射線発生部110が放射線管球である場合について説明を行うが、本発明においてはこの形態に限定されるものではなく、放射線発生部110として放射線管球に加えて他の部品を含む構成とした形態も、本発明に適用可能である。

[0016] 放射線発生部110である放射線管球は、図1Aに示すように、熱電子を発

生させる陰極 111、ターゲットとしての陽極 112、及び、陰極 111と陽極 112の電圧を測定するための電圧計 113を含み構成されている。本実施形態では、例えば電圧計 113を用いて陽極 112と陰極 111の電位差を常時モニタリングすることにより、放射線発生部 110である放射線管球の管電圧波形を求めることができる。なお、管電圧としては、低エネルギーの放射線 101に対応する管電圧（図 3 Bに示す第 1 管電圧 V_1 ）と、高エネルギーの放射線 101に対応する管電圧（図 3 Bに示す第 2 管電圧 V_2 ）の 2 種類の管電圧が設定される。

[0017] 図 1 Aに示す例の場合、放射線発生部 110から出射した放射線 101は、放射線フィルタ 102及び撮影対象物 S Tを載置する架台 103を介して、撮影対象物 S Tに入射する。ここで、本実施形態では、架台 103は、放射線 101を透過させる部材で構成されている。

[0018] 放射線検出部 120は、撮影対象物 S Tを間に挟んで放射線発生部 110と対向する位置に配置され、放射線発生部 110で発生させた放射線 101（好適には、撮影対象物 S Tを透過した放射線 101）を検出する装置である。具体的に、放射線検出部 120は、入射した放射線 101を電気信号である画像信号として検出する。

[0019] 処理・制御部 130は、放射線撮影装置 100の各構成部を制御して放射線撮影装置 100の動作を統括的に制御するとともに、各種の処理を行う。本実施形態においては、処理・制御部 130は、例えばコンピュータである。この処理・制御部 130は、図 1 Aに示すように、前処理部 131、スペクトル算出部 132、スペクトル空間情報算出部 133、及び、AEC（Automatic Exposure Control）処理部 134の各機能構成を有して構成されている。

[0020] 前処理部 131は、放射線検出部 120の検出処理により生成された画像信号に対してオフセット補正処理やゲイン補正、欠陥補正等の前処理を行う。

[0021] スペクトル算出部 132は、放射線発生部 110の過渡応答特性に基づいて、放射線 101のスペクトルを算出する。このスペクトルは、例えば、エネ

ルギーと放射線強度との関係を示すものである。なお、スペクトルは、エネルギーと光子数又は放射線強度との関係を示すものであってもよい。

[0022] スペクトル空間情報算出部 133 は、放射線検出部 120 の検出処理により生成された画像信号（より好適には、前処理部 131 で前処理がなされた画像信号）に基づく画像と、スペクトル算出部 132 で算出された放射線 101 のスペクトルとに基づいて、放射線 101 のスペクトルに関する空間情報であるスペクトル空間情報を算出する。

[0023] AEC 処理部 134 は、実際に放射線発生部 110 から照射される放射線 101 のパルス幅等を決定する処理を行う。ここで、放射線 101 のパルス幅は、操作部 140 の操作により設定される放射線 101 のパルス幅と、例えば上述した画像の画素値から計算される放射線 101 のパルス幅とを比較して決定される。また、AEC 処理部 134 は、決定した放射線 101 のパルス幅に従ってサンプルホールドのタイミング等を決定する処理を行う。

[0024] 操作部 140 は、放射線撮影装置 100 の操作者が、放射線撮影装置 100 に対して操作入力を行う際に操作するものである。この操作部 140 を用いることにより、操作者は、例えば、放射線撮影に係る撮影条件を指定することができる。例えば、操作者は、操作部 140 により、放射線発生部 110 である放射線管球の管電圧（例えば kV（キロボルト）で指定）や、その管電流（例えば mA（ミリアンペア）で指定）、放射線 101 のパルス幅（例えば ms（ミリ秒）で指定）を指定可能である。また、例えば、操作者は、操作部 140 により、放射線フィルタ 102 の種類や、架台 103 の配置、撮影対象物 ST に係る撮影部位（Neuro, Cardio 等）も指定可能である。また、撮影部位を指定することによって、対応する放射線管球の管電圧及び管電流、放射線 101 のパルス幅、放射線フィルタ 102 及び架台 103 の配置が設定される。

[0025] 表示部 150 は、処理・制御部 130 の制御に基づいて、各種の画像や各種の情報等を表示する。例えば、表示部 150 は、スペクトル空間情報算出部 133 で算出されたスペクトル空間情報を表示する。

[0026] 測定器 160 は、放射線検出部 120 の一部（図 1 A に示す例では、放射線検出部 120 の上部）の付近に、放射線 101 の線量を測定するための線量計及び放射線 101 のスペクトルを測定するためのスペクトロメータを具備して設けられている。この測定器 160 は、後述する管電圧波形や放射線 101 のスペクトルの取得のために用いられる。

[0027] 温度計 104 は、放射線発生部 110 の付近において、放射線発生部 110 の温度を計測するための装置である。放射線発生部 110 である放射線管球の過渡応答特性は温度によっても変化するため、温度計 104 を設けることにより、より最適な過渡応答特性を計算することができる。なお、本実施形態に係る放射線撮影装置 100 において、温度計 104 を設置する代わりに、例えば放射線管球に与えられるエネルギーと関係する量（例えばヒートユニット等）を計算し、それにより放射線管球の温度特性を見積もってもよい。

[0028] 図 1 B は、図 1 A に示す処理・制御部 130（例えばコンピュータ）のハードウェア構成の一例を示す図である。処理・制御部 130 は、図 1 B に示すように、中央演算処理装置（CPU）135、主記憶部 136、記録部 137、及び、通信部 138 の各ハードウェア構成を有して構成されている。ここで、通信部 138 は、例えば、LAN（Local Area Network）や、sRIO（Serial Rapid Input／Output（登録商標））等の通信部である。

[0029] ここで、図 1 A に示す処理・制御部 130 の機能構成と、図 1 B に示す処理・制御部 130 のハードウェア構成との対応関係の一例について説明する。例えば、図 1 B に示す CPU 135 及び主記憶部 136 に記憶されているプログラム、並びに、通信部 138 から、図 1 A に示す前処理部 131、スペクトル算出部 132、スペクトル空間情報算出部 133 及び AEC 処理部 134 が構成される。

[0030] なお、本実施形態に係る放射線撮影装置 100 において、例えば、放射線 101 の高電圧発生装置や、放射線絞り、C アーム等の、放射線発生部 110

及び放射線検出部 120 の保持機構を設けるようにしてもよい。

[0031] ここで、スペクトル空間情報算出部 133 で算出されるスペクトル空間情報について説明する。スペクトル空間情報算出部 133 で算出されるスペクトル空間情報の一例として、物質ごとの厚さの空間分布が挙げられる。撮影対象物 S T が架台 103 に存在しない場合の画像を I_0 、撮影対象物 S T が架台 103 に存在する場合の画像を I とすると、 I/I_0 は、以下の (1) 式のように示すことができる。

[0032] [数1]

$$I/I_0 = \frac{\int_0^{\infty} N(E) \exp\{-\mu_1(E)d_1 - \mu_2(E)d_2\} EdE}{\int_0^{\infty} N(E) EdE} \quad \dots (1)$$

[0033] ただし、(1) 式において、 E はエネルギー、 $N(E)$ は放射線 101 のスペクトル、 $\mu_1(E)$ は物質 1 の線減弱係数、 $\mu_2(E)$ は物質 2 の線減弱係数、 d_1 は物質 1 の厚さ、 d_2 は物質 2 の厚さである。(1) 式において未知の変数は、厚さ d_1 と厚さ d_2 である。異なる 2 つのエネルギーの放射線 101 にて撮影し、これを (1) 式に代入することで、2 つの独立した式を生成可能であるから、その独立した 2 つの式を解くことで厚さ d_1 と厚さ d_2 の値を求めることができる。

[0034] スペクトル空間情報の他の一例として、実効原子番号と面密度の空間分布が挙げられる。実効原子番号と面密度の空間分布は、以下の (2) 式のように示すことができる。

[0035] [数2]

$$I/I_0 = \frac{\int_0^{\infty} N(E) \exp\{-\mu(Z_{\text{eff}}, E)D_{\text{eff}}\} EdE}{\int_0^{\infty} N(E) EdE} \quad \dots (2)$$

[0036] ただし、(2) 式において、 E はエネルギー、 $N(E)$ は放射線 101 のスペクトル、 $\mu(Z_{\text{eff}}, E)$ は実効原子番号 Z_{eff} とエネルギー E における質量減

弱係数、 D_{eff} は実効面密度である。(2)式において未知の変数は、実効原子番号 Z_{eff} と実効面密度 D_{eff} である。よって物質ごとの厚さの空間分布を求める場合と同様に、異なる2つのエネルギーの放射線101にて撮影し、これを(2)式に代入することで、2つの独立した式が生成可能であるから、その独立した2つの式を解くことで実効原子番号 Z_{eff} と実効面密度 D_{eff} の値を求めることができる。

[0037] (1)式及び(2)式ともに、放射線101のスペクトル $N(E)$ を用いて、スペクトル空間情報の計算を行う。それゆえに、スペクトル空間情報を精度良く計算するためには、放射線101のスペクトル $N(E)$ を精度良く算出することが必要である。なお、本実施形態では、異なる2つのエネルギーの放射線101を照射する形態について説明を行うが、本発明においてはこの形態に限定されるものではなく、異なる3つ以上のエネルギーの放射線101を照射する形態も、本発明に適用可能である。この形態を採用することにより、例えば、分離する物質の数を増加させることが可能である。ただし、この形態を採用する場合には、必要に応じて放射線検出部120に設けるサンプルホールド回路を4つ以上に増加させる必要がある。

[0038] 次に、図1Aに示す放射線検出部120の回路構成とその動作方法について説明する。

[0039] 図2は、図1Aに示す放射線検出部120の回路構成の一例を示す図である。具体的に、図2には、放射線検出部120に設けられている、放射線101を検出するための複数の画素のうち、1つの画素121の回路構成の一例を示している。

[0040] 図2に示す画素121は、放射線101の照射に応じた画像信号を生成する。この画素121は、フォトダイオード201、スイッチ202、205及び206、キャパシタ203及び204、ソースフォロア回路207、定電流源208、サンプルホールド回路209、210及び211、並びに出力アンプ212、213及び214を備える。また、この図2に示す画素121には、例えば、放射線101が入射する側に、放射線101を光に変換す

る蛍光体（不図示）が設けられている。

- [0041] フォトダイオード201は、蛍光体（不図示）からの光を電気信号である電荷に変換する光電変換部である。スイッチ202は、画素121の電荷のリセットするためのスイッチである。キャパシタ203及び204は、画素121の感度を変更するためのキャパシタである。スイッチ205及び206は、画素121の感度変更の有無を選択するためのスイッチである。ソースフォロア回路207は、画素121の電圧値を読むための回路である。
- [0042] サンプルホールド回路209（第1の信号保持部）は、照射される放射線101のエネルギーが低い状態で、フォトダイオード201に蓄積された電荷に基づいて出力される第1の画像信号を保持する第1の信号保持部である。サンプルホールド回路210（第2の信号保持部）は、照射される放射線101のエネルギーが高い状態で、フォトダイオード201に蓄積された電荷に基づいて出力される第2の画像信号を保持する第2の信号保持部である。また、サンプルホールド回路211は、ノイズ信号を保持する第3の信号保持部である。このサンプルホールド回路211を設けることにより、第1の画像信号を保持するサンプルホールド回路209と、第2の画像信号を保持するサンプルホールド回路210とに含まれるノイズを減算することが可能である。
- [0043] また、キャパシタ203及び204を2つ設けることにより、より多くのゲインの組み合わせの選択が可能になる。ここで、キャパシタ203及び204が接続されていない画素121の状態をハイゲイン状態、キャパシタ203のみが接続された画素121の状態をミッドゲイン状態、キャパシタ203及び204が両方接続された画素121の状態をローゲイン状態と呼ぶ。
- [0044] 図3A及び図3Bは、図1Aに示す放射線検出部120の動作方法の一例を示す図である。具体的に、図3Aは、図2に示す画素121の動作方法の一例を示すタイミングチャートを示し、図3Bは、図3Aに示すタイミングチャートに対応した放射線発生部110の管電圧変化に係る管電圧波形の一例を示している。

[0045] 図3Aにおいて、SW__202は、図2に示すスイッチ202の状態を示している。また、S1__209は、図2に示すサンプルホールド回路209の保持タイミングを示し、S2__210は、図2に示すサンプルホールド回路210の保持タイミングを示している。さらに、N__211は、図2に示すサンプルホールド回路211の保持タイミングを示している。

[0046] 以下、この図3Aに示すタイミングチャートの説明を行う。まず、時刻 t_0 において、例えば処理・制御部130は、SW__202で示すスイッチ202をオンにし、画素121の電圧をリセット電圧 V_{res} にする。続いて、時刻 t_1 において、例えば処理・制御部130は、N__211で示すサンプルホールド回路211（N）をオンにし、ノイズの値のサンプルホールドを行う。その後、時刻 t_2 において、例えば処理・制御部130は、N__211で示すサンプルホールド回路211（N）をオフにし、ノイズの値のサンプルホールドを終了する。これにより、時刻 t_2 から、放射線101の検出に基づく電荷の蓄積が開始される。

[0047] 続いて、時刻 t_2 から時刻 t_3 の間に、例えば処理・制御部130は、放射線発生部110から、図3Bに示す第1管電圧 V_1 に対応する低エネルギーの放射線101を発生させる制御を行う。この場合、時刻 t_3 において、例えば処理・制御部130は、S1__209で示すサンプルホールド回路209をオンにし、第1管電圧 V_1 に対応する値のサンプルホールドを行う。

[0048] 続いて、時刻 t_3 から時刻 t_5 の間に、例えば処理・制御部130は、放射線発生部110から、図3Bに示す第2管電圧 V_2 に対応する高エネルギーの放射線101を発生させる制御を行う。この場合、図3Bに示す管電圧波形は、時刻 t_4 において極大値を迎える（設定されるパルス幅は、しばしば時刻 t_4 と時刻 t_2 の差として設定される）。その後、時刻 t_5 において、例えば処理・制御部130は、放射線101の照射を終了する。

[0049] 続いて、時刻 t_6 において、例えば処理・制御部130は、S2__210で示すサンプルホールド回路210をオンにし、第2管電圧 V_2 のデータを含む値のサンプルホールドを行う。

[0050] その後、処理・制御部 130 は、S1__209 で示すサンプルホールド回路 209 に蓄積されたノイズ N の値を減算して $S1 - N$ の値を得るとともに、S2__210 で示すサンプルホールド回路 210 に蓄積されたノイズ N の値を減算して $S2 - N$ の値を得る。なお、 $S2 - N$ の値には、低エネルギーの放射線 101 と高エネルギーの放射線 101 との両方に由来する電荷が蓄積されるが、 $S2 - N$ の値を更に $S1 - N$ の値で減算することで、時刻 t_3 から時刻 t_5 の間のみに蓄積された電荷を取り出すことができる。

[0051] ここで、本発明者は、放射線発生部 110 である放射線管球に入力した管電圧波形に対して、実際に観測される管電圧は、放射線管球の過渡応答特性に従って遅延すること、さらに放射線のスペクトルも放射線管球の過渡応答特性に伴って変化することを見出した。以降、過渡応答特性をスペクトルの算出時に考慮する方法について説明する。

[0052] 図 3 B に示す管電圧波形において、第 1 管電圧 V_1 及び第 2 管電圧 V_2 の時間特性は、放射線発生部 110 である放射線管球の過渡応答特性により、設定した管電圧に達成するまでに有限の時間を要する（図 3 B に示す「実際の時間特性」）。これが原因で、実際に計測される放射線 101 のスペクトルの形状は、第 1 管電圧 V_1 及び第 2 管電圧 V_2 から期待される値と大きく異なったものになる。具体的に、例えば、ある管電圧において期待されるスペクトルの形状は、管電圧が時間に対して一定のものとして計算され、管電圧が図 3 B 「理想時間特性」に示すような応答特性であるならば、スペクトルは正確に計算される。

[0053] この点に鑑みて、本実施形態では、スペクトル算出部 132 は、実測或いはシミュレーションにより計算した放射線発生部 110 の過渡応答特性に基づいて、放射線 101 のスペクトルを算出する。具体的に、本実施形態では、スペクトル算出部 132 は、放射線発生部 110 の過渡応答特性に基づいて放射線発生部 110 の管電圧波形を導出し、導出した管電圧波形に基づいて放射線 101 のスペクトルを換算する形態を採る。

[0054] 次に、本実施形態に係る放射線撮影装置 100 の動作方法における処理手順

について説明する。

[0055] 図4は、本発明の第1の実施形態に係る放射線撮影装置100の動作方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。

[0056] まず、ステップS401において、処理・制御部130は、放射線検出部120である放射線管球のモードを遷移させる。ここで、放射線検出部120の「モード」には、操作者による管電圧（例えばkV（キロボルト）で指定）や、管電流（例えばmA（ミリアンペア）で指定）、放射線101のパルス幅（例えばms（ミリ秒）で指定）、放射線フィルタ102及び架台103や固定治具の位置変更、撮影部位の変更（上述のように、撮影部位を指定すると対応した放射線管球の管電圧及び管電流、放射線101のパルス幅、放射線フィルタ102及び架台103の配置が設定される）、AEC処理部134による放射線101のパルス幅の変更が含まれる。そして、これらのモードが、あるモードから別のモードへ遷移した場合をモード遷移と呼ぶ。また、放射線撮影装置100の状態変化を検知した場合も、この図4に示すフローチャートに従って放射線101のスペクトルを再計算する。ここで、放射線撮影装置100の「状態変化」には、放射線発生部110である放射線管球の温度やヒートユニットが含まれ、例えば温度計104でモニターしている放射線管球の温度がある閾値を超える場合や、放射線管球のヒートユニットがある閾値を超えた場合等が該当する。そして、処理・制御部130は、モード遷移や状態変化を検知した場合に、検知したモード遷移や状態変化に関する情報を取得し、後のステップS403やステップS404の算出処理の際に使用する。この際、処理・制御部130は、経時変化しないスペクトルに関する情報、例えば放射線発生部110の情報（ターゲットである陽極112や放射線管球の固有濾過等の情報）も同時に取得する。

[0057] 続いて、ステップS402において、処理・制御部130（例えばスペクトル算出部132）は、放射線発生部110である放射線管球の管電圧波形を取得する。ここで、放射線発生部110の管電圧波形の取得方法としては、電圧計113から出力される値を取得し処理する方法や、スペクトル算出部

132の管球情報記憶部に記憶されている情報をもとに計算を行う方法等が挙げられる。なお、本実施形態における放射線発生部110の管電圧波形の具体的な取得方法としては、図5～図17Bを用いて後述する。

[0058] 続いて、ステップS403において、スペクトル算出部132は、ステップS402で取得した放射線発生部110の管電圧波形に基づいて、放射線101のスペクトルを換算する。

[0059] 以下、ステップS403の具体的な処理例について説明を行う。非特許文献1によれば、放射線101のスペクトル $\Phi(E)$ は、以下の(3)式及び(4)式で表現される。

[0060] [数3]

$$\Phi(E) = \sum_{i=0}^n a_i(E) V^i (E \leq kV) \quad \dots (3)$$

$$\Phi(E) = 0(\text{otherwise}) \quad \dots (4)$$

[0061] ただし、(3)式において、 $a_i(E)$ はスペクトルの測定により決められる係数、 V は放射線管球の設定管電圧である(V^i は V の i 乗を表す)。また、(4)式において、「*Otherwise*」は前に定義された定義以外の領域((3)式と(4)式の場合、 $E \leq kV$ 以外の領域)をさす。

[0062] よって、ステップS402において求められた管電圧波形を $V(t)$ とすると、時間 t におけるスペクトルは、以下の(5)式及び(6)式で表現される。

[0063] [数4]

$$\Phi(E(t)) = \sum_{i=0}^n a_i(E) [V(t)]^i (E \leq kV) \quad \dots (5)$$

$$\Phi(E(t)) = 0(\text{otherwise}) \quad \dots (6)$$

[0064] そして、第1管電圧 V_1 に対応する低エネルギーの放射線101のスペクトルは、以下の(7)式で表現される。

[0065] [数5]

$$\begin{aligned}\Phi_{Low}(E) &= \int_{t_2}^{t_3} \Phi[E(t)] dt \\ &= \begin{cases} \int_{t_2}^{t_3} \sum_{i=0}^n a_i(E) [V(t)]^i dt & (E \leq kV) \\ 0 & (otherwise) \end{cases} \quad \dots (7)\end{aligned}$$

[0066] ただし、(7)式において、 t_2 は第1管電圧 V_1 の放射線照射開始時刻、 t_3 は第1管電圧 V_1 の放射線照射終了時刻である(図3B参照)。

[0067] また、第2管電圧 V_2 に対応する高エネルギーの放射線101のスペクトルは、以下の(8)式で表現される。

[0068] [数6]

$$\begin{aligned}\Phi_{High}(E) &= \int_{t_3}^{t_5} \Phi[E(t)] dt \\ &= \begin{cases} \int_{t_3}^{t_5} \sum_{i=0}^n a_i(E) [V(t)]^i dt & (E \leq kV) \\ 0 & (otherwise) \end{cases} \quad \dots (8)\end{aligned}$$

[0069] ただし、(8)式において、 t_3 は第2管電圧 V_2 の放射線照射開始時刻、 t_5 は第2管電圧 V_2 の放射線照射終了時刻である(図3B参照)。また、時刻 t_2 、時刻 t_3 及び時刻 t_5 は、サンプルホールドのタイミングと等しいから、スペクトル算出部132は、サンプルホールドのタイミングからスペクトルを決定することができる。

[0070] なお、時刻 t_3 及び時刻 t_5 は、操作者が設定した放射線101のパルス幅やAEC処理部134によって計算されたパルス幅によって変更を受ける。このため、これらの変更がなされたとき、スペクトル算出部132は、変更されたパルス幅に基づきスペクトルを再度決定する。また、(7)式及び(8)式は、必要に応じて、それぞれの積分範囲等で規格化してもよい。

[0071] スペクトル算出部132は、このようにして算出した放射線101のスペクトルについて、さらに、放射線管球の持つ固有濾過や放射線フィルタ102

の有無、架台１０３の有無（角度等の位置情報）、放射線検出部１２０のフロントカバー等のスペクトルを決める種々の要素を考慮し、算出したスペクトルを適宜補正する処理も行う。具体的に、スペクトル算出部１３２は、例えば、放射線検出部１２０において物質ごとの厚さやエネルギー依存の減弱係数から各物質を透過する時のフォトン数のエネルギー別の減衰量（指数関数的に減衰する）を求め、それを乗算してスペクトルを補正する。

[0072] 続いて、ステップＳ４０４において、スペクトル空間情報算出部１３３は、ステップＳ４０３で算出された放射線１０１のスペクトルを用いて、スペクトル空間情報を算出する。ここで算出するスペクトル空間情報としては、上述したように、例えば物質ごとの厚さの空間分布や、実効原子番号と面密度の空間分布等が挙げられる。そして、ステップＳ４０４の処理が終了すると、図４に示すフローチャートの処理を終了する。

[0073] 次に、本実施形態における放射線発生部１１０の管電圧波形の具体的な取得方法（図４のステップＳ４０２に示す取得方法）の例について説明を行う。

[0074] [管電圧波形の第１取得例]

放射線発生部１１０の管電圧波形の第１取得例は、放射線撮影装置１００に設けられた電圧計１１３等の計測装置を用いて、放射線発生部１１０である放射線管球の過渡応答特性を実際に計測する態様である。

[0075] 図５は、本発明の第１の実施形態において、図１Ａに示す放射線発生部１１０の管電圧波形の第１取得例に係るスペクトル算出部１３２の機能構成の一例を示す図である。ここで、この図５に示すスペクトル算出部１３２を「スペクトル算出部１３２－１１」とする。

[0076] この図５に示すスペクトル算出部１３２－１１は、波形取得部５１０、管電圧導出部５２０、及び、スペクトル換算部５３０の各機能構成を有して構成されている。また、管電圧導出部５２０は、管球情報記憶部５２１、及び、波形処理部５２２を含み構成されている。

[0077] 波形取得部５１０は、例えば放射線撮影装置１００に設けられた電圧計１１３から、放射線発生部１１０の管電圧波形を取得する。なお、波形取得部５

10は、測定器160に具備された線量計の情報に基づき放射線発生部110の管電圧波形を算出して取得する形態も採り得る。

[0078] 管電圧導出部520は、管球情報記憶部521に記憶されている放射線発生部110の過渡応答特性と波形取得部510で取得された電圧波形とに基づいて、放射線発生部110の電圧波形を導出する。具体的に、管球情報記憶部521は、放射線発生部110の過渡応答特性に関する情報を記憶する。波形処理部522は、管球情報記憶部521に記憶されている放射線発生部110の過渡応答特性を用いて波形取得部510で取得された電圧波形を処理し、放射線発生部110の電圧波形を導出する。

[0079] スペクトル換算部530は、管電圧導出部520で導出した放射線発生部110の電圧波形に基づいて、放射線101のスペクトルを換算する。

[0080] 図6は、図5に示す波形処理部522の機能構成の一例を示す図である。図5に示す波形処理部522は、図6に示すように、平滑化部610、及び、波形平均部620を含み構成されている。

[0081] 平滑化部610は、波形取得部510で取得された管電圧波形（図6では「入力管電圧波形」として記載）を平滑化する処理を行う。具体的に、平滑化部610は、放射線101の1パルスごと（取得される放射線画像で言えば1フレームごと）に、当該平滑化処理を行う。なお、平滑化部610による平滑化の手法としては、例えば移動平均や最小二乗法を用いた多項式・指数関数フィッティングが挙げられる。この際、例えば、波形取得部510で取得された管電圧波形を、第1管電圧 V_1 の領域（領域1）、第2管電圧 V_2 の領域（領域2）、及び、波尾の領域（領域3）に分割し、フィッティングを行うことができる。また、例えば、移動平均の導出では、移動平均の導出に他の領域を含めないように処理を行う。また、例えば、多項式フィッティングを行う場合は、それぞれの領域で異なった係数を用いる。

[0082] 波形平均部620は、波形取得部510において時系列で取得された複数の管電圧波形について平滑化部610で処理された複数の管電圧波形を平均化する処理を行う。そして、波形平均部620は、平均化処理によって得られ

た管電圧波形（図 6 では「出力管電圧波形」として記載）を出力する。具体的に、波形平均部 620 は、放射線 101 の複数のパルス間（取得される放射線画像で言えば複数のフレーム間）において、当該平均化処理を行う。即ち、波形平均部 620 では、平滑化部 610 で処理された複数の管電圧波形について時間方向の平均化処理を行う。この時間方向の平均化処理は、例えば、以下の（9）式を用いて再帰的に行うことができる。

[0083] [数7]

$$\begin{aligned} \text{(出力管電圧波形)} = & \alpha \times \text{(観測した平滑化後波形)} + (1 - \alpha) \times \text{(前フレーム波形)} \\ & \dots (9) \end{aligned}$$

[0084] ただし、（9）式において、 α は係数である。また、波形平均部 620 の平均化処理によって得られた管電圧波形（図 6 では「出力管電圧波形」として記載）は、前フレーム波形保存部 621 に保存され、次フレームの出力管電圧波形を計算するために用いられる。この際、過去の数フレームの情報を単純に平均してもよい。

[0085] また、適切な初期値を設定することで放射線 101 のパルス数が少ない場合でも適切な管電圧波形が求められる場合が存在する。この際の初期値は、モード遷移のたびに切り替えられ、最初の放射線の照射が開始される前に前フレーム波形保存部 621 に保存される。ここでの初期値の例としては、入力する管電圧波形（つまりインパルス応答がデルタ関数と仮定したときの波形）をそのまま用いればよい。例えば、下記の（10）式に示すような階段関数を用いる。

[0086] [数8]

$$V(t) = \begin{cases} 0 & \text{otherwise} \\ V_1 & (t_2 \leq t \leq t_3) \\ V_2 & (t_3 \leq t \leq t_4) \end{cases} \quad \dots (10)$$

[0087] ただし、（10）式において、 t_2 は第 1 管電圧 V_1 の X 線照射開始時刻、 t_3 は第 1 管電圧 V_1 の X 線照射終了時刻、 t_4 は第 2 管電圧 V_2 の最大管電圧に到達す

る時刻である（図３Ｂ参照）。（１０）式は、放射線発生部１１０である放射線管球の過渡応答がない状態である。測定を重ねていくことにより、再帰フィルタの効果で、図３Ｂのような過渡応答特性に徐々に近づき、放射線管球の過渡応答を求めることができる。

[0088] その他のモード遷移前後で管電圧波形の変化が小さい場合には、初期値としてモード遷移前の管電圧波形をそのまま用いてもよい。また、初期値として、想定される管電圧波形を予め管球情報記憶部５２１に保管する方法を用いることができる。また、初期値として想定される管電圧波形を計算する場合には、後述する管電圧波形の第２取得例や第３取得例、第４取得例を用いてもよい（この取得例は計算値であり、実測値から求める管電圧波形の第１取得例と併用することで管電圧波形の精度が向上する）。

[0089] 図７は、図６に示す波形処理部５２２の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[0090] まず、ステップＳ７０１において、波形平均部６２０は、上述した管電圧波形の初期値を前フレーム波形保存部６２１に保存する。

[0091] 続いて、ステップＳ７０２において、平滑化部６１０は、波形取得部５１０から管電圧波形（図６では「入力管電圧波形」として記載）を取得する。

[0092] 続いて、ステップＳ７０３において、平滑化部６１０は、放射線１０１の１パルスごと（取得される放射線画像で言えば１フレームごと）に、ステップＳ７０２で取得した管電圧波形を平滑化する処理を行う。

[0093] 続いて、ステップＳ７０４において、波形平均部６２０は、放射線１０１の複数のパルス間（取得される放射線画像で言えば複数のフレーム間）において、平滑化部６１０で処理された複数の管電圧波形を平均化する処理を行う。波形平均部６２０は、この平均化処理を再帰的に行う。

[0094] 続いて、ステップＳ７０５において、波形平均部６２０は、平均化処理によって得られた管電圧波形（図６では「出力管電圧波形」として記載）を出力する。そして、ステップＳ７０５の処理が終了すると、図７に示すフローチャートの処理を終了する。

[0095] 図5乃至図7に示す管電圧波形の第1取得例では、管電圧波形の初期値を設定することにより、最初の撮影画像についても、もっともらしい放射線101のスペクトルを撮影前に予め用意することができる。これにより、リアルタイム性を著しく向上させることができる。また、平滑化部610と波形平均部620を設けることにより、管電圧波形の測定精度を向上させ、それゆえ精度の高い放射線101のスペクトルを算出することができる。さらに、時間方向の平均化処理について再帰的なフィルタを施すことで、最初に定めた初期値から実測値に基づいた放射線101のスペクトルへ連続的に移行することができ、不連続な変化による違和感を大きく低減することができる。

[0096] [管電圧波形の第2取得例]

放射線発生部110の管電圧波形の第2取得例は、様々な撮影条件における管電圧測定結果を事前に保持し、設定された撮影条件の管電圧波形を内挿・外挿により求める態様である。

[0097] 図8は、本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部110の管電圧波形の第2取得例に係るスペクトル算出部132の機能構成の一例を示す図である。ここで、この図8に示すスペクトル算出部132を「スペクトル算出部132-12」とする。また、この図8において、図5に示す構成と同様の構成については同じ符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0098] この図8に示すスペクトル算出部132-12は、撮影条件取得部810、管電圧導出部520、及び、スペクトル換算部530の各機能構成を有して構成されている。また、管電圧導出部520は、管球情報記憶部521、及び、補間・補外部523を含み構成されている。

[0099] 撮影条件取得部810は、放射線発生部110の放射線撮影に係る撮影条件を取得する。

[0100] 管電圧導出部520は、管球情報記憶部521に記憶されている放射線発生部110の過渡応答特性と撮影条件取得部810で取得された撮影条件とに基づいて、放射線発生部110の電圧波形を導出する。具体的に、管球情報

記憶部 521 は、放射線発生部 110 の過渡応答特性に関する情報を記憶する。管電圧波形の第 2 取得例では、管球情報記憶部 521 は、予め取得された管電圧波形を記憶する。なお、管電圧波形は、キャリブレーション時に電圧計 113 を用いて取得するか或いは測定器 160 に具備された線量計を用いて取得する。なお、管電圧波形の第 2 取得例では、電圧計 113 や線量計はキャリブレーション時のみに必要になるから、これらの電圧計 113 や線量計は取り外し可能な形態にしてもよい。補間・補外部 523 は、管球情報記憶部 521 に記憶されている放射線発生部 110 の過渡応答特性を用いて撮影条件取得部 810 で取得された撮影条件をもとに補間・補外して、放射線発生部 110 の管電圧波形を導出する。

[0101] スペクトル換算部 530 は、管電圧導出部 520 で導出した放射線発生部 110 の電圧波形に基づいて、放射線 101 のスペクトルを換算する。

[0102] ここで、管電圧波形の第 2 取得例では、モード遷移時に操作者が設定した管電圧を設定管電圧と呼び、電圧計 113 や線量計を用いて取得された管電圧を観測管電圧と呼ぶ。また、操作者が設定した管電流を設定管電流と呼び、操作者が設定したパルス幅を設定パルス幅と呼ぶ。なお、管電圧波形の管電圧は、観測管電圧の波形の意味である。

[0103] 観測管電圧波形は、キャリブレーション時の取得条件（キャリブレーション条件）と紐づけられて保存されている。キャリブレーション条件の項目として、設定管電圧、設定管電流、設定パルス幅等が挙げられる。そして、補間・補外部 523 は、予め取得された観測管電圧波形を、モード遷移時に設定された撮影条件をもとに補間・補外することで設定された撮影条件における観測管電圧波形を導出する。

[0104] 以下に、図 8 に示す管球情報記憶部 521 のデータ構造と補間方法について説明する。観測管電圧波形の情報は、図 8 に示す管球情報記憶部 521 に示すような木（ツリー）構造によって整理される。管電圧波形の第 2 取得例では、第 1 階層で設定管電圧に関する分類を行い、第 2 階層で設定パルス幅に関する分類を行い、第 3 階層で設定管電流に関する分類を行っている。補間

・補外部523は、最初に第3階層の設定管電流に関する補間を行い、次に第2階層の設定パルス幅に関する補間を行い、最後に第1階層の設定管電圧に関する補間を行う。

[0105] 図9は、図8に示す撮影条件取得部810及び管電圧導出部520の処理手順の一例を示すフローチャートである。また、図10A乃至図10Cは、図8に示す補間・補外部523の処理を説明するための図である。

[0106] まず、ステップS901において、撮影条件取得部810は、モード遷移時に設定された撮影条件を取得する。ここで取得される撮影条件は、管電圧波形の第2取得例では、設定管電圧、設定管電流、及び設定パルス幅とするが、本発明においてはこの形態に限定されるものではない。例えば、撮影条件として、放射線管球の温度やヒートユニットに関する情報を取得してもよい。この場合、温度やヒートユニットの補間プロセスがステップS901とステップS902の間に挿入される。

[0107] 続いて、ステップS902において、補間・補外部523は、上述した第3階層の設定管電流における観測管電圧波形を補間／補外により計算する。このステップS902の処理（具体的には、補間・補外部523の補間処理）のイメージを図10Aに示す。具体的に、補間・補外部523は、表示領域1011に示す観測管電圧波形のそれぞれの時間について、表示領域1012に示す管電流と観測管電圧の関係を補間によって求め、設定管電流の各時間における観測管電圧の値を導出する。この際の補間は、例えば最小二乗法による多項式フィッティング等の一般的方法を用いる。

[0108] 続いて、ステップS903において、補間・補外部523は、すべての設定パルス幅における観測管電圧波形の計算が終了したか否かを判断する。この判断の結果、すべての設定パルス幅における観測管電圧波形の計算については未だ終了していない場合には（S903／N）、ステップS902に戻り、ステップS902の処理を再度行う。

[0109] 一方、ステップS903の判断の結果、すべての設定パルス幅における観測管電圧波形の計算が終了した場合には（S903／Y）、ステップS904

に進む。ステップS904に進むと、補間・補外部523は、すべての設定管電圧における観測管電圧波形の計算が終了したか否かを判断する。この判断の結果、すべての設定管電圧における観測管電圧波形の計算については未だ終了していない場合には（S904／N）、ステップS902に戻り、ステップS902以降の処理を再度行う。

[0110] 一方、ステップS904の判断の結果、すべての設定管電圧における観測管電圧波形の計算が終了した場合には（S904／Y）、ステップS905に進む。ステップS905に進むと、補間・補外部523は、上述した第2階層の設定パルス幅における観測管電圧波形を補間／補外により計算する。このステップS905の処理（具体的には、補間・補外部523の補間処理）のイメージを図10Bに示す。具体的に、補間・補外部523は、表示領域1021に示す観測管電圧波形のそれぞれの時間について、表示領域1022に示すパルス幅と観測管電圧の関係を補間によって求め、設定パルス幅の各時間における観測管電圧の値を導出する。この際の補間時は、電圧＝0の領域1と、立下り領域である領域2と、立ち上がり領域である領域3のそれぞれで分割して、別々の式を導出することができる。

[0111] 続いて、ステップS906において、補間・補外部523は、すべての設定管電圧における観測管電圧波形の計算が終了したか否かを判断する。この判断の結果、すべての設定管電圧における観測管電圧波形の計算については未だ終了していない場合には（S906／N）、ステップS905に戻り、ステップS905の処理を再度行う。

[0112] 一方、ステップS906の判断の結果、すべての設定管電圧における観測管電圧波形の計算が終了した場合には（S906／Y）、ステップS907に進む。ステップS907に進むと、補間・補外部523は、上述した第1階層の設定管電圧における観測管電圧波形を補間／補外により計算する。このステップS907の処理（具体的には、補間・補外部523の補間処理）のイメージを図10Cに示す。具体的に、補間・補外部523は、表示領域1031に示す観測管電圧波形（表示領域1033に示す観測管電圧波形を含

む) のそれぞれの時間について、表示領域 1 0 3 2 に示す設定管電圧と観測管電圧の関係を補間によって求め、設定管電圧の各時間における観測管電圧の値を導出する。そして、ステップ S 9 0 7 の処理が終了すると、図 9 に示すフローチャートの処理を終了する。

[0113] 補間・補外部 5 2 3 による補間の精度を重視する場合、図 9 に示す例のように、すべての設定管電圧と設定管電流の組み合わせの場合について処理を行うことが望ましいが、補間の精度を重視しない場合にはいくつかのデータの補間を省略することができる。例えば、図 8 に示す管球情報記憶部 5 2 1 に撮影条件に関する管電圧波形が保管されており、かつ、以下の表 1 に示す「設定条件」に記載の条件がモード遷移により設定された場合、補間に使用される管電圧波形は、撮影条件と隣接するキャリブレーション条件の管電圧波形である、表 1 の 4 つの補間条件 [1] ~ [4] のみでよい。

[0114] [表1]

設定条件	補間条件[1]	補間条件[2]	補間条件[3]	補間条件[4]
V1=55kV	V1=50kV	V1=50kV	V1=60kV	V1=60kV
V2=120kV	V2=120kV	V2=120kV	V2=120kV	V2=120kV
t=5ms	t=3ms	t=6ms	t=3ms	t=6ms
I=3mA				

V1：第1管電圧，V2：第2管電圧，t：パルス幅，I：管電流

[0115] この場合、補間・補外部 5 2 3 は、まず、表 1 に示す 4 つの補間条件 [1] ~ [4] のそれぞれで、管電流 $I = 3 \text{ mA}$ における管電圧波形を求める。その後、補間・補外部 5 2 3 は、補間条件 [1] と補間条件 [2] を用いて、 $(V1, V2, t, I) = (50 \text{ kV}, 120 \text{ kV}, 5 \text{ ms}, 3 \text{ mA})$ の管電流波形を導出する。さらに、補間・補外部 5 2 3 は、補間条件 [3] と補間条件 [4] を用いて、 $(V1, V2, t, I) = (60 \text{ kV}, 120 \text{ kV}, 5 \text{ ms}, 3 \text{ mA})$ の管電流波形を導出する。そして、補間・補外部 5 2 3 は、これら 2 つの管電圧波形を再度補間し、設定条件の管電圧波形を導出す

る。

[0116] また、上述した例では、キャリブレーションについて、放射線撮影の前に行うものとしたが、放射線撮影の後に行うこともできる。一般には、画像形成のための放射線照射時以外に取得される。

[0117] [管電圧波形の第3取得例]

上述した管電圧波形の第2取得例では、保持する（観測）管電圧波形の情報が膨大になることが懸念される。そこで、管電圧波形の第3取得例は、放射線発生部110である放射線管球が線形かつ時不変（Linear and time-invariant : LTI）の系であるとし、管電圧波形を保持する代わりに放射線管球のインパルス応答を保持し、それを用いて管電圧波形を取得する態様である。

[0118] 図11は、本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部110の管電圧波形の第3取得例に係るスペクトル算出部132の機能構成の一例を示す図である。ここで、この図11に示すスペクトル算出部132を「スペクトル算出部132-13」とする。また、この図11において、図5及び図8に示す構成と同様の構成については同じ符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0119] この図11に示すスペクトル算出部132-13は、撮影条件取得部810、管電圧導出部520、及び、スペクトル換算部530の各機能構成を有して構成されている。また、管電圧導出部520は、管球情報記憶部521、波形処理部522、補間・補外部523、畳み込み計算部524、及び、インパルス応答計算部525を含み構成されている。

[0120] 管球情報記憶部521は、放射線発生部110の過渡応答特性としてインパルス応答特性に関する情報を記憶する。具体的に、管電圧波形の第3取得例では、管球情報記憶部521に、キャリブレーション時のインパルス応答取得条件（キャリブレーション条件）と紐づけられてインパルス応答が記憶される。この際、キャリブレーション条件の項目としては、設定管電圧、設定管電流、設定パルス幅等が挙げられる。ここで、図11に示す例では、管球

情報記憶部 521 に、各管電流におけるインパルス応答を記憶している。

[0121] 畳み込み計算部 524 は、インパルス応答に係る畳み込み処理を行う。インパルス応答計算部 525 は、インパルス応答に係る計算を行う。

[0122] 図 12 は、図 11 に示す管電圧導出部 520 の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[0123] まず、ステップ S1201 において、インパルス応答計算部 525 は、インパルス応答 $g(t)$ を計算する。このインパルス応答 $g(t)$ の計算には、撮影条件取得部 810 が取得した、遷移モードや変化状態に関する情報を用いる。また、インパルス応答は、例えば、管電流依存性や放射線管球の温度依存性、ヒートユニット依存性が存在するから、撮影条件取得部 810 が取得した情報に対応するインパルス応答を適宜計算する必要がある。一例として、放射線発生部 110 である放射線管球の管電流が変化した場合の計算方法について図 13 を用いて以下に説明する。

[0124] 図 13 は、図 11 に示すインパルス応答計算部 525 によるインパルス応答の計算例を示す図である。この場合、管球情報記憶部 521 には、管電流と紐づけられた放射線管球のインパルス応答の測定結果を複数保持しておく。また、図 11 に示すスペクトル算出部 132-13 において、表示領域 1302 に示す設定管電流におけるインパルス応答は、補間・補外部 523 及びインパルス応答計算部 525 によって、時間ごとにインパルス応答の測定結果を補間或いは補外して求める。表示領域 1301 は、測定された複数の管電流におけるインパルス応答を、時間、管電流、インパルス応答の関係に並べたものである。

[0125] また、インパルス応答は、予めキャリブレーションとして取得する。なお、例えば、インパルス応答計算部 525 によるインパルス応答の計算は、放射線管球の温度やヒートユニットについても全く同様に行うことができる。つまり、この場合、放射線管球の温度やヒートユニットを放射線管球のインパルス応答と結び付けて管球情報記憶部 521 に保管し、管電流と同様に補間すればよい。

[0126] ここで、再び、図 1 2 の説明に戻る。続いて、ステップ S 1 2 0 2 において、管電圧導出部 5 2 0 は、放射線発生部 1 1 0 の管電圧波形に係る管球入力波形 $f(t)$ を取得する。この際の管電圧波形は、例えば (8) 式において上述した階段関数等が挙げられるが、本実施形態においてはこれに限定されるものではない。特に、管電圧波形の第 3 取得例では、入力が (1 0) 式において上述した階段関数以外の任意の波形（例えば三角波等）について放射線 1 0 1 のスペクトルを求めることができることが最大の長所である。

[0127] 続いて、ステップ S 1 2 0 3 において、例えば畳み込み計算部 5 2 4 は、ステップ S 1 2 0 1 で取得したインパルス応答 $g(t)$ とステップ S 1 2 0 2 で取得した管球入力波形 $f(t)$ とを用いて、管電圧出力波形 $h(t)$ を畳み込みにより計算する。具体的に、管電圧出力 $h(t)$ を以下の (1 1) 式により計算する。

[0128] [数 9]

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s)g(t-s)ds \quad \cdots (11)$$

[0129] このステップ S 1 2 0 3 において、管電圧出力波形 $h(t)$ が取得できると、その後は、例えば図 4 に示すフローチャートの処理に従って放射線 1 0 1 のスペクトルを算出する。

[0130] 図 1 4 は、本発明の第 1 の実施形態において、図 1 A に示す放射線発生部 1 1 0 の管電圧波形の第 3 取得例に係るインパルス応答のキャリブレーション方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。本例のキャリブレーションは、例えばインパルス応答計算部 5 2 5 が、ステップ応答をラプラス変換／逆変換することで求めることができる。

[0131] まず、ステップ S 1 4 0 1 において、例えばインパルス応答計算部 5 2 5 は、ステップ関数を入力する。ここで入力される関数の例としては、例えば以下の (1 2) 式に示す一段の階段関数を挙げることができる。

[0132]

[数10]

$$V(t) = \begin{cases} 0 & (t < t_A) \\ V_s & (t_A \leq t \leq t_B) \\ 0 & (t_B < t) \end{cases} \quad \dots (12)$$

[0133] なお、(12)式において、 $t_A = 0$ 、 $t_B = \infty$ とみなせるような立下りのない階段関数を用いてもよい。

[0134] 続いて、ステップS1402において、例えばインパルス応答計算部525は、ステップS1401で入力したステップ関数の応答（管電圧波形）を測定する。測定については、例えば電圧計113や測定器160に具備された線量計を用いて測定する。なお、キャリブレーションが終了し、インパルス応答の組が管球情報記憶部521に保存された後は、電圧計113や線量計を外してもよい。

[0135] 続いて、ステップS1403において、波形処理部522（平滑化部610）は、ステップS1402で得られたステップ関数の応答を1パルス内で平滑化する。

[0136] 続いて、ステップS1404において、波形処理部522（波形平均部620）は、ステップS1403で得られた結果をフレーム間で平均化する処理を行う。

[0137] 続いて、ステップS1405において、インパルス応答計算部525は、ステップS1403及びS1404で処理されたステップ関数の応答をラプラス変換し、伝達関数を計算する。ここで、入力のラプラス変換（入力から数値的に計算される）を $F(s)$ とし、伝達関数を $G(s)$ 、出力のラプラス変換を $H(s)$ とすると、以下の(13)式となる。

[0138] [数11]

$$H(s) = G(s)F(s) \quad \dots (13)$$

[0139] ステップ関数のラプラス変換は、 $F(s) = 1/s$ となるから、伝達関数 G

(s) は、以下の (14) 式となる。

[0140] [数12]

$$G(s) = \frac{H(s)}{F(s)} = sH(s) \quad \dots (14)$$

[0141] 続いて、ステップ S 1406 において、インパルス応答計算部 525 は、ステップ S 1405 で求めた伝達関数 G (s) を逆ラプラス変換してインパルス応答 g (t) を求める。そして、このステップ S 1406 の処理が終了すると、図 14 に示すフローチャートの処理が終了する。

[0142] なお、この管電圧波形の第 3 取得例では、電圧計 113 や測定器 160 に具備された線量計はキャリブレーション時のみに必要になるから、これらの電圧計 113 や線量計は取り外し可能な形態にしてもよい。また、この管電圧波形の第 3 取得例では、ステップ関数を入力し、その応答から放射線管球のインパルス応答を求めたが、代わりにインパルス関数を入力し、フーリエ変換／逆変換を行うことで直接インパルス応答を求めてもよい。また、放射線管球の線形時不変性の確認は、ある条件でインパルス応答を上記の手法で求め、管電流を固定し設定管電圧とパルス幅を様々に変更したときの実測管電圧波形と、求めたインパルス応答から計算される管電圧波形を比較すればよい。もし、線形時不変性が精度良く成立しない場合には、入力値に応じてインパルス応答を適宜修正する必要がある。

[0143] また、上述した例では、ラプラス変換を用いて伝達関数を求めたが、z 変換などの同様の方法を用いて求めてもよい。また、インパルス応答のパラメータ依存性（例えば管電流依存性や放射線管球の温度依存性、ヒートユニット依存性等）が無視できる場合には、図 13 に示すような補間の過程を省略することができる。また、キャリブレーションは放射線撮影の前に行うものとしたが、放射線撮影の後に行うこともできる。一般には、画像形成のための放射線照射時以外に取得される。

[0144] [管電圧波形の第 4 取得例]

管電圧波形の第4取得例は、上述した管電圧波形の第3取得例と同様に、インパルス応答を求め、それを入力波形と畳み込むことで出力波形を導出するものであるが、管電圧波形の第4取得例ではインパルス応答を既知の関数でモデル化する態様である。これにより、計算量を大幅に低減することができる。

[0145] 図15は、本発明の第1の実施形態において、図1Aに示す放射線発生部110の管電圧波形の第4取得例に係るスペクトル算出部132の機能構成の一例を示す図である。ここで、この図15に示すスペクトル算出部132を「スペクトル算出部132-14」とする。また、この図15において、図5、図8及び図11に示す構成と同様の構成については同じ符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0146] この図15に示すスペクトル算出部132-14は、撮影条件取得部810、管電圧導出部520、及び、スペクトル換算部530の各機能構成を有して構成されている。また、管電圧導出部520は、管球情報記憶部521、波形処理部522、補間・補外部523、畳み込み計算部524、及び、応答フィッティング部526を含み構成されている。

[0147] 管球情報記憶部521は、図15に示すように、応答モデル保持部1501と、パラメータ保持部1502を含み構成されている。

[0148] 応答フィッティング部526は、応答モデル保持部1501が保持する応答モデルに係るフィッティングの処理を行う。

[0149] 応答モデル保持部1501が保持する放射線管球のインパルス応答に係る応答モデルは、例えば、以下の(15)式や図15に示すような、デルタ関数と複数の時定数（の逆数）を持つ指数関数の和で表現することができる。

[0150] [数13]

$$g(n) = b_0 \delta(n) + \sum_{l=1}^L b_l \exp(-a_l n) \theta(n) \quad \cdots (15)$$

[0151] ただし、(15)式において、 n は離散的な時間、 $\delta(n)$ はデルタ関数（

即ち、 $\delta(n) = 1$ ($n = 0$) 或いは 0 ($n \neq 0$)、 $\exp(\cdot)$ は指数関数、 $\theta(n)$ は 0 ($n < 0$) 或いは 1 ($n \geq 0$) である。

[0152] また、(15) 式における b_0 、 a_l 、 b_l ($l = 1 \sim L$) がインパルス応答を特徴付けるパラメータであり、これらの値は、パラメータ保持部 1502 に保存される。また、(15) 式における L は、時定数の数であり、例えば $L = 4$ とすればよい。

[0153] 図 17A は、本発明の第 1 の実施形態において、図 1A に示す放射線発生部 110 の管電圧波形の第 4 取得例に係るインパルス応答のキャリブレーション方法における処理手順の一例を示すフローチャートである。図 17B にインパルス応答に係る数式 1710 及びステップ応答に係る数式 1720 を記載している。また、図 17A において、図 14 に示す処理と同様の処理については同じステップ番号を付している。

[0154] まず、図 17A のステップ S1401 において、例えば応答フィッティング部 526 は、ステップ関数を入力する。

[0155] 続いて、図 17A のステップ S1402 において、例えば応答フィッティング部 526 は、図 17A のステップ S1401 で入力したステップ関数の応答（管電圧波形）を測定する。

[0156] 続いて、図 17A のステップ S1403 において、波形処理部 522（平滑化部 610）は、図 17A のステップ S1402 で得られたステップ関数の応答を 1 パルス内で平滑化する。

[0157] 続いて、図 17A のステップ S1404 において、波形処理部 522（波形平均部 620）は、図 17A のステップ S1403 で得られた結果をフレーム間で平均化する処理を行う。

[0158] 続いて、図 17A のステップ S1701 において、応答フィッティング部 526 は、ステップ S1403 及び S1404 で処理されたステップ関数の応答を関数の解析解でフィッティングし、上述したパラメータを導出する。

[0159] 続いて、図 17A のステップ S1702 において、応答フィッティング部 526 は、ステップ S1701 で導出したパラメータを仮定したインパルス応

答の式に代入して、インパルス応答を求める。このステップS 1 7 0 2の処理が終了すると、図 1 7 Aに示すフローチャートの処理を終了する。

[0160] インパルス応答は、例えば、管電流依存性や、放射線管球の温度依存性、ヒートユニット依存性等が存在するため、それらの値に対応するインパルス応答を導出する必要がある。管電圧波形の第4取得例では、パラメータについて、補間・補外部5 2 3によって補間・補外を行う。応答フィッティング部5 2 6は、例えば各管電流においてインパルス応答のパラメータを求め、それを図 1 6に示す横軸が管電流で縦軸がパラメータのグラフにフィッティングする。そして、応答フィッティング部5 2 6は、次のモード遷移時に入力されたパラメータをフィッティング関数に入力し、出力された値を使用するパラメータとすればよい。

[0161] 上述した管電圧波形の第3取得例では、すべての時間についてデータを保持し、補間する必要があったが、管電圧波形の第4取得例では、補間対象がパラメータ b_0 , a_l , b_l ($l = 1 \sim L$)のみであるため、計算量を大幅に削減することができる。例えば、 $L = 4$ の場合、 b_0 , a_1 , a_2 , a_3 , a_4 , b_1 , b_2 , b_3 , b_4 の9つのデータの補間を行えばよい。

[0162] なお、例えば、インパルス応答の計算は、放射線管球の温度やヒートユニットについても全く同様に行うことができることは、上述した管電圧波形の第3取得例の場合と同様である。

[0163] 例えば、図 1 7 AのステップS 1 4 0 1で入力したステップ関数が以下の(1 6)式であるとき、(1 5)式のモデルを仮定すると、ステップ応答は、以下の(1 7)式のように解析的に求めることができる。

[0164]

[数14]

$$f(n) = \begin{cases} 0 & (n < n_0 - N_1 + 1) \\ f_1 & (n_0 - N_1 + 1 \leq n \leq n_0) \\ 0 & (n_0 + 1 \leq n) \end{cases} \quad \dots (16)$$

$$s(m) = \begin{cases} 0 & (m < n_0 - N_1 + 1) \\ f_1 b_0 + f_1 \sum_{l=1}^L \frac{b_l}{1 - e^{-a_l}} e^{-a_l m} (e^{a_l m} - e^{a_l (n_0 - N_1)}) & (n_0 - N_1 + 1 \leq m \leq n_0) \\ f_1 \sum_{l=1}^L \frac{b_l}{1 - e^{-a_l}} e^{-a_l m} (e^{a_l n_0} - e^{a_l (n_0 - N_1)}) & (n_0 + 1 \leq m) \end{cases} \quad \dots (17)$$

[0165] この場合、図17AのステップS1701において、応答フィッティング部526は、(17)式を、ステップS1404で求めたステップ関数の応答の時間平均のデータにフィッティングする。フィッティングは、例えば、ステップ関数の応答の時間平均と(17)式の差の二乗が最小になるようにする等、一般的に用いられる手法を用いて行えばよい。これにより、パラメータ b_0 、 a_l 、 b_l が決定される。そして、図17AのステップS1702において、応答フィッティング部526は、決定されたパラメータを、(15)式に代入することにより、インパルス応答を求めることができる。

[0166] この管電圧波形の第4取得例では、モデル化することで補間するデータ数が大幅に低減できるメリットを上述したが、もう1つのメリットは、出力管電圧波形を数値解でなく、解析解（解析的に求められた、関数や係数で表すことのできる解）で求めることができることである。例えば、入力 $f(n)$ が以下の(18)式のような階段関数であった場合、その出力 $h(m)$ （インパルス応答 $g(n)$ ）は(15)式は以下の(19)式に示す形となる。

[0167]

[数15]

$$f(n) = \begin{cases} 0 & \text{otherwise} \\ f_1 & (n_0 - N_1 + 1 \leq n \leq n_0) \\ f_2 & (n_0 + 1 \leq n \leq n_0 + N_2) \end{cases} \quad \dots (18)$$

$$h(m) = \begin{cases} 0 & (m < n_0 - N_1 + 1) \\ f_1 b_0 + f_1 \sum_{l=1}^L \frac{b_l}{1 - e^{-a_l}} e^{-a_l m} (e^{a_l m} - e^{a_l(n_0 - N_1)}) & (n_0 - N_1 + 1 \leq m \leq n_0) \\ f_2 b_0 + f_1 \sum_{l=1}^L \frac{b_l}{1 - e^{-a_l}} e^{-a_l m} (e^{a_l n_0} - e^{a_l(n_0 - N_1)}) \\ \quad + f_2 \sum_{l=1}^L \frac{b_l}{1 - e^{-a_l}} e^{-a_l m} (e^{a_l m} - e^{a_l n_0}) & (n_0 + 1 \leq m \leq n_0 + N_2) \\ f_1 \sum_{l=1}^L \frac{b_l}{1 - e^{-a_l}} e^{-a_l m} (e^{a_l n_0} - e^{a_l(n_0 - N_1)}) \\ \quad + f_2 \sum_{l=1}^L \frac{b_l}{1 - e^{-a_l}} e^{-a_l m} (e^{a_l(n_0 + N_2)} - e^{a_l n_0}) & (n_0 + N_2 < m) \end{cases} \quad \dots (19)$$

[0168] よって、こうした解析解を管球情報記憶部521に保存すれば、畳み込みの演算なしに出力管電圧を求めることができる。

[0169] その他の波形も、ラプラス変換等を用いて代数的に求めることができる場合がある。また、管電圧波形の第4取得例で用いるモデルは、(15)式に限定されるものではなく、他のモデルを用いることができる。例えば、インパルス応答をn次の多項式で近似したモデルでもよい（この場合、パラメータは多項式の係数になる）。ただし、他のモデルを用いた場合、必ずしも(17)式のようにフィッティングのみでインパルス応答のパラメータを求められるとは限らず、ラプラス変換や、z変換、フーリエ変換が必要になる場合が存在する。また、モデルは、実時間におけるものとは限らず、例えばフーリエ変換後の周波数空間やz変換のz空間、ラプラス変換後のs空間におけるモデルを仮定してもよい。

[0170] また、管電圧波形の第4取得例では、ステップ関数を入力し、その応答から放射線管球のインパルス応答を求めたが、代わりにインパルス関数を入力し、その応答をフィッティングすることで直接インパルス応答を求めてもよい。

。

[0171] なお、上述した管電圧波形の第2取得例からこの管電圧波形の第4取得例までの処理は、上述した管電圧波形の第1取得例の処理とは異なり、キャリブレーション時に予め用意された情報から過渡応答を計算することができるため、放射線画像取得中に、管電圧等の放射線101のスペクトルに関連する情報の測定が困難な場合には有効な手段である。また、この管電圧波形の第4取得例では、キャリブレーションは放射線撮影の前に行うものとしたが、放射線撮影の後に行うこともできる。一般には、画像形成のための放射線照射時以外に取得される。

[0172] (第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。なお、以下の第2の実施形態の説明では、上述した第1の実施形態と共通する事項についてはその説明を省略し、上述した第1の実施形態と異なる事項について説明を行う。

[0173] 第2の実施形態に係る放射線撮影装置の概略構成は、図1Aに示す第1の実施形態に係る放射線撮影装置100の概略構成と同様である。また、図1Aに示す放射線検出部120の回路構成及びその動作方法も、図2並びに図3A及び図3Bに示す第1の実施形態に係る放射線検出部120の回路構成及びその動作方法と同様である。

[0174] 上述した第1の実施形態では、管電圧波形を求めることで放射線101のスペクトルを算出する形態であったが、第2の実施形態では、管電圧波形を求めずに、放射線101のスペクトルを測定し、測定した放射線101のスペクトルと撮影条件とを紐づけることにより、直接、放射線101のスペクトルを検出する形態である。この場合、放射線発生部110である放射線管球の過渡応答は、放射線101のスペクトルの測定時に考慮されることになる。

。

[0175] 図18は、本発明の第2の実施形態を示し、図1Aに示すスペクトル算出部132の機能構成の一例を示す図である。ここで、この図18に示すスペクトル算出部132を「スペクトル算出部132-2」とする。また、この図

18において、図5、図8、図11及び図15に示す構成と同様の構成については同じ符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0176] この図18に示すスペクトル算出部132-2は、撮影条件取得部810、及び、スペクトル換算部530の各機能構成を有して構成されている。また、スペクトル換算部530は、第1の実施形態における管球情報記憶部521に相当する管球情報記憶部531、及び、第1の実施形態における補間・補外部523に相当する補間・補外部532を含み構成されている。

[0177] 撮影条件取得部810は、放射線発生部110の放射線撮影に係る撮影条件を取得する。スペクトル換算部530は、管球情報記憶部531に記憶されている放射線発生部110の過渡応答特性に基づき撮影条件取得部810で取得された撮影条件を処理して、放射線101のスペクトルを換算する。

[0178] 管球情報記憶部531は、放射線発生部110である放射線管球の過渡応答特性に関する情報を記憶する。具体的に、管球情報記憶部531は、放射線発生部110の過渡応答特性として、キャリブレーション条件（設定管電圧、設定管電流、設定パルス幅、放射線管球の温度、放射線管球のヒートユニット）に紐づけられた放射線101のスペクトル（横軸がフォトン1つのエネルギー、縦軸がフォトン個数であるヒストグラム）を記憶している。この際のスペクトルは、低エネルギーの第1管電圧 V_1 に対応するスペクトル、高エネルギーの第2管電圧 V_2 に対応するスペクトルがそれぞれ記憶されている。また、同じ第2管電圧 V_2 でも、第1管電圧 V_1 の値が異なると第2管電圧 V_2 のスペクトルの形状が変化するため、第1管電圧 V_1 が異なる場合には、それぞれの第1管電圧 V_1 における第2管電圧 V_2 のスペクトルを保持してもよい。

[0179] 補間・補外部532は、管球情報記憶部531に記憶されている放射線発生部110の過渡応答特性を用いて撮影条件取得部810で取得された撮影条件を補間・補外して、放射線101のスペクトルを換算する。

[0180] 上述した第1の実施形態では、管電圧導出部520が管球情報記憶部521を具備する形態であったが、第2の実施形態では、管電圧の導出が不要であるために管電圧導出部520を構成しない。このため、第1の実施形態にお

ける管球情報記憶部 521 に相当する管球情報記憶部 531 をスペクトル換算部 530 に具備する形態となっている。

[0181] 図 19 は、図 18 に示すスペクトル算出部 132-2 の処理手順の一例を示すフローチャートである。この図 19 において、図 4 に示す処理と同様の処理については同じステップ番号を付しており、その詳細な説明は省略する。

[0182] まず、図 19 のステップ S401 において、スペクトル算出部 132-2 は、モード遷移や状態変化を検知した場合に、検知したモード遷移や状態変化に関する情報を取得する。

[0183] 続いて、ステップ S1901 において、スペクトル算出部 132-2 は、ステップ S401 で取得した情報に基づいて、放射線 101 のスペクトルを算出する。ここで、本実施形態において、スペクトルは、フォトン 1 個のエネルギーの関数であるだけでなく、管電流と入力パルス幅の関数でもある。この場合、スペクトル算出部 132-2 は、管電圧を固定し、複数の入力パルス幅或いは管電流でデータを取得し、取得したデータを図 20 の表示領域 2001 に示すような x 軸をパルス幅、y 軸を管電流、z 軸をフォトン個数の 3 次元グラフに並べる（図 20 の表示領域 2001 の測定値（黒点））。そして、スペクトル算出部 132-2 は、これらの点について曲面となる関数 $\Phi(E : mA, ms)$ （ただし、E はフォトン 1 個のエネルギー、mA は管電流、ms はパルス幅）を 2 次元フィッティングすることで、任意の管電流、パルス幅についてフォトンの個数を求める。そして、スペクトル算出部 132-2 は、この関数 $\Phi(E : mA, ms)$ を、各エネルギー E について保持することにより、図 20 の表示領域 2002 に示すように、取得した撮影条件から放射線 101 のスペクトルを求めることができる。

[0184] なお、入力パルス幅が長く、管電流が大きいところでは、入力パルス幅・管電流依存性が見られない。そうした入力パルス幅・管電流のところでは、データ取得を省略する。

[0185] また、本実施形態では、同じ第 2 管電圧 V_2 においても、第 1 管電圧 V_1 が異なる場合には、それぞれの第 1 管電圧 V_1 における第 2 管電圧 V_2 のスペクトルを

保持することとしたが、精度を考慮する必要が無い場合には、同じ第2管電圧 V_2 の間でデータを共有してもよい。また、逆に、同じ第1管電圧 V_1 において、第2管電圧 V_2 が異なる場合でも、それぞれの第2管電圧 V_2 における第1管電圧 V_1 のスペクトルを保持してもよい。

[0186] また、測定されたスペクトルの取得は、測定器160に具備されたスペクトロメータを用いて取得する。そして、取得されたスペクトルは、第1管電圧 V_1 、第2管電圧 V_2 、管電流、パルス幅に紐づけられて、管球情報記憶部531に保存される。

[0187] また、第2の実施形態は、第1の実施形態における管電圧波形の第1取得例と異なり、キャリブレーション時に予め用意された情報から過渡応答を計算することができるため、放射線画像取得中に、管電圧等の放射線101のスペクトルに関連する情報の測定が困難な場合は有効な手段である。また、キャリブレーションは放射線撮影の前に行うものとしたが、放射線撮影の後に行うこともできる。一般には、画像形成のための放射線照射時以外に取得される。

[0188] 上記実施形態によれば、放射線のスペクトルを精度良く算出することができる。

[0189] (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。このプログラム及び当該プログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、本発明に含まれる。

[0190] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本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、本発明の範囲を公にするために以下の請求項を添付する。

[0191] 本願は、２０１７年１０月１６日提出の日本国特許出願特願２０１７－２００５７４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。

符号の説明

[0192] １００：放射線撮影装置、１０１：放射線、１０２：放射線フィルタ、１０３：架台、１０４：温度計、１１０：放射線発生部、１２０：放射線検出部、１３０：処理・制御部、１３１：前処理部、１３２：スペクトル算出部、１３３：スペクトル空間情報算出部、１３４：ＡＥＣ処理部、１４０：操作部、１５０：表示部、１６０：測定器

請求の範囲

- [請求項1] 放射線を用いて撮影対象物を撮影する放射線撮影装置であって、
前記放射線を発生させる放射線発生部と、
前記放射線発生部の過渡応答特性に基づいて、前記放射線のスペクトルを算出するスペクトル算出部と、
を有する、放射線撮影装置。
- [請求項2] 前記放射線発生部と対向する位置に配置され、前記放射線発生部で発生させた前記放射線を検出する放射線検出部と、
前記放射線検出部の前記検出により得られた画像と前記スペクトル算出部で算出された前記スペクトルとに基づいて、前記スペクトルに関する空間情報を算出する空間情報算出部と、
を更に有する、請求項1に記載の放射線撮影装置。
- [請求項3] 前記スペクトル算出部は、
前記放射線発生部の過渡応答特性に基づいて、前記放射線発生部の電圧波形を導出する電圧導出部と、
前記電圧波形に基づいて、前記スペクトルを換算するスペクトル換算部と、
を含み構成されている、請求項1又は2に記載の放射線撮影装置。
- [請求項4] 前記放射線発生部の電圧波形を取得する波形取得部を更に有し、
前記電圧導出部は、前記波形取得部で取得された電圧波形に基づいて、前記放射線発生部の電圧波形を導出する、請求項3に記載の放射線撮影装置。
- [請求項5] 前記電圧導出部は、
前記放射線発生部の過渡応答特性を記憶する記憶部と、
前記放射線発生部の過渡応答特性を用いて前記波形取得部で取得された電圧波形を処理し、前記放射線発生部の電圧波形を導出する波形処理部と、
を含み構成されている、請求項4に記載の放射線撮影装置。

- [請求項6] 前記波形処理部は、
前記波形取得部で取得された電圧波形を平滑化する処理を行う平滑化部と、
前記波形取得部において時系列で取得された複数の電圧波形について前記平滑化部で処理された複数の電圧波形を平均化する波形平均部と、
を含み構成されている、請求項5に記載の放射線撮影装置。
- [請求項7] 前記放射線発生部の前記撮影に係る撮影条件を取得する撮影条件取得部を更に有し、
前記電圧導出部は、前記放射線発生部の過渡応答特性と前記撮影条件取得部で取得された撮影条件とに基づいて、前記放射線発生部の電圧波形を導出する、請求項3に記載の放射線撮影装置。
- [請求項8] 前記電圧導出部は、
前記放射線発生部の過渡応答特性を記憶する記憶部と、
前記過渡応答特性を用いて前記撮影条件取得部で取得された撮影条件をもとに補間・補外して、前記放射線発生部の電圧波形を導出する補間・補外部と、
を含み構成されている、請求項7に記載の放射線撮影装置。
- [請求項9] 前記過渡応答特性は、インパルス応答の特性であり、
前記電圧導出部は、前記インパルス応答に係る計算を行うインパルス応答計算部を含み構成されている、請求項7又は8に記載の放射線撮影装置。
- [請求項10] 前記記憶部は、前記過渡応答特性に係る応答モデルを記憶しており、
前記電圧導出部は、前記応答モデルを用いて、前記放射線発生部の電圧波形を導出する、請求項8に記載の放射線撮影装置。
- [請求項11] 前記電圧導出部は、前記応答モデルに係るフィッティングの処理を行うフィッティング部を更に含み構成されている、請求項10に記載

の放射線撮影装置。

[請求項12] 前記放射線発生部の前記撮影に係る撮影条件を取得する撮影条件取得部を更に有し、

前記スペクトル算出部は、前記放射線発生部の過渡応答特性に基づき前記撮影条件取得部で取得された撮影条件を処理して前記スペクトルを換算するスペクトル換算部を含み構成されている、請求項1又は2に記載の放射線撮影装置。

[請求項13] 前記スペクトル換算部は、

前記放射線発生部の過渡応答特性を記憶する記憶部と、

前記放射線発生部の過渡応答特性を用いて前記撮影条件取得部で取得された撮影条件をもとに補間・補外して、前記スペクトルを換算する補間・補外部と、

を含み構成されている、請求項12に記載の放射線撮影装置。

[請求項14] 放射線を用いて撮影対象物を撮影する放射線撮影装置の動作方法であって、

前記放射線を放射線発生部から発生させる放射線発生ステップと、

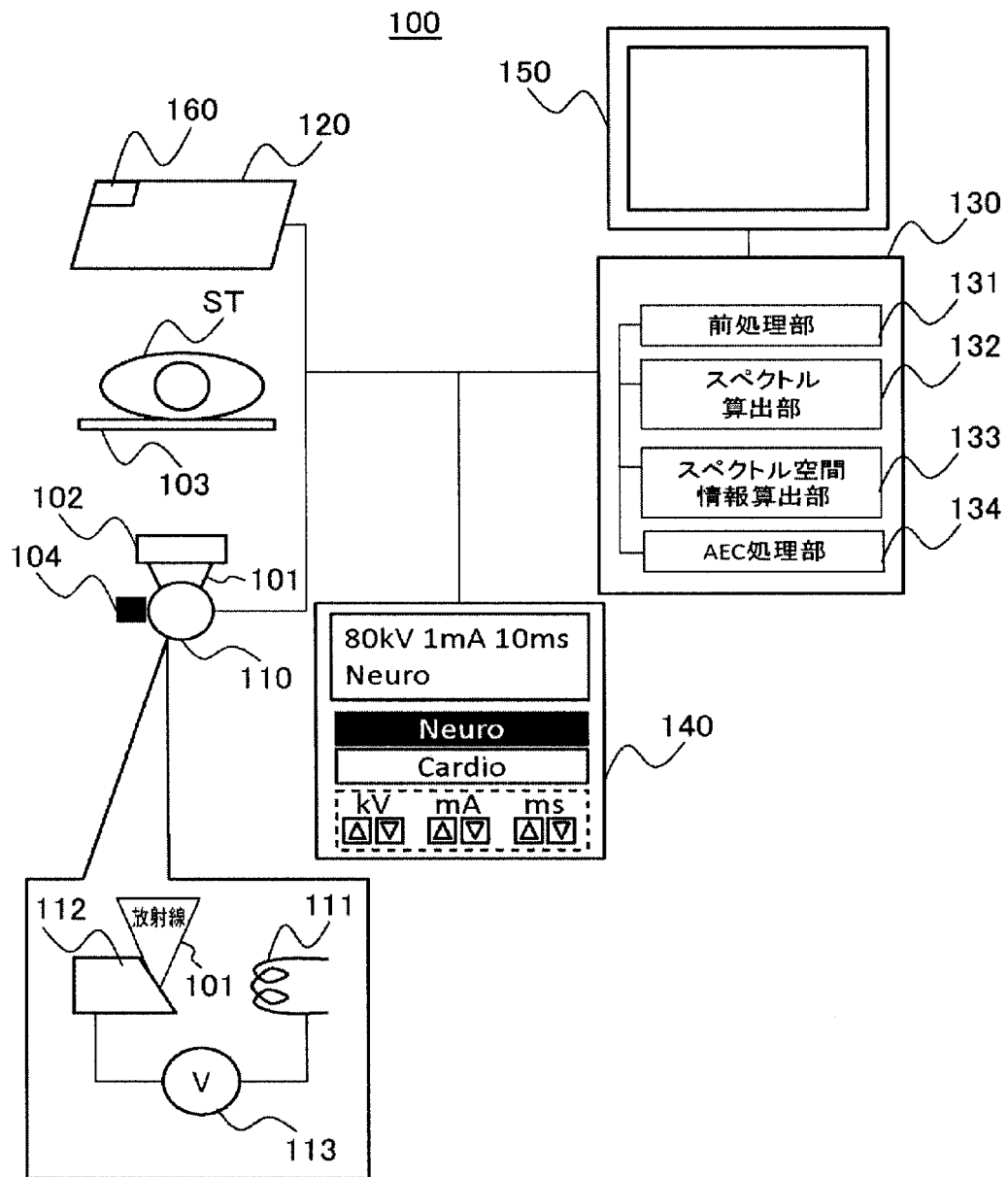
前記放射線発生部の過渡応答特性に基づいて、前記放射線のスペクトルを算出するスペクトル算出ステップと、
を有する、放射線撮影装置の動作方法。

[請求項15] コンピュータによって実行されると、放射線を用いて撮影対象物を撮影する放射線撮影装置の動作方法を該コンピュータに実行させるためのプログラムであって、

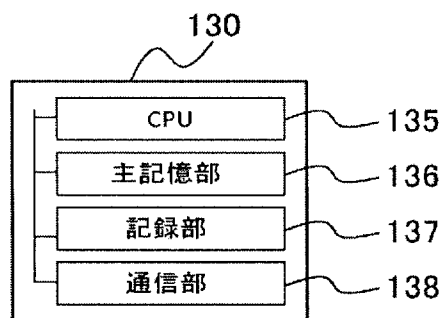
前記放射線を放射線発生部から発生させる放射線発生ステップと、

前記放射線発生部の過渡応答特性に基づいて、前記放射線のスペクトルを算出するスペクトル算出ステップと、
を前記コンピュータに実行させるためのプログラム。

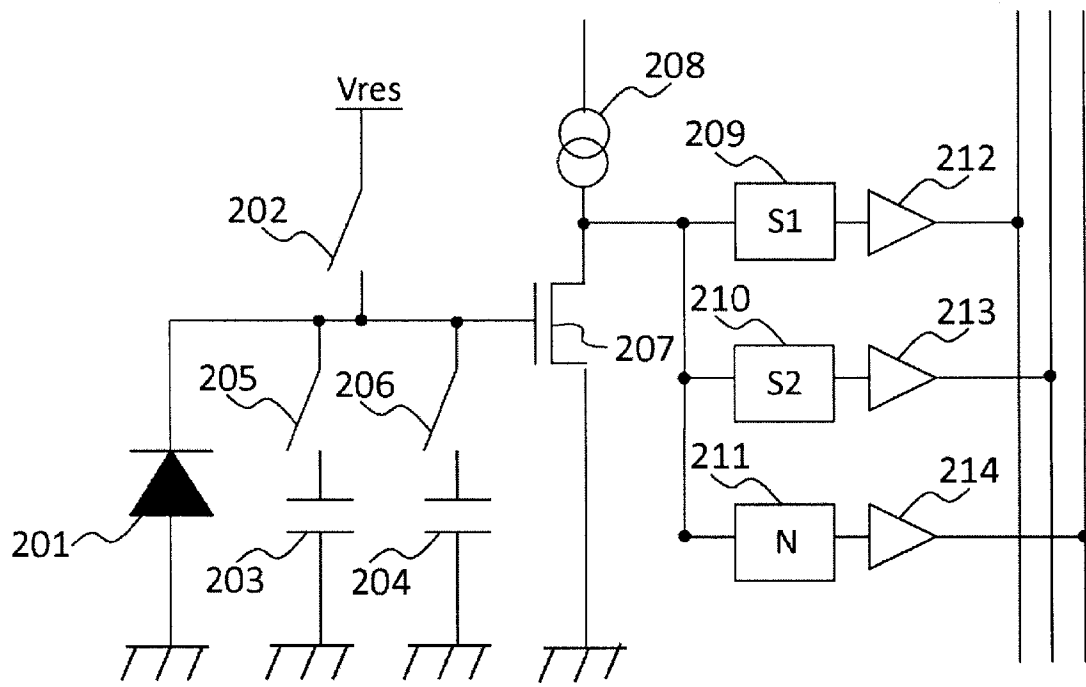
[図1A]



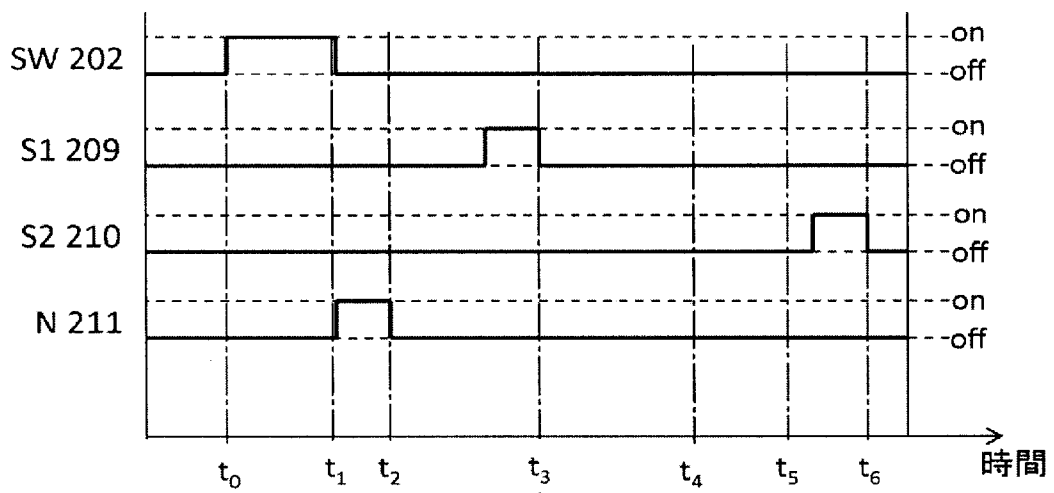
[図1B]



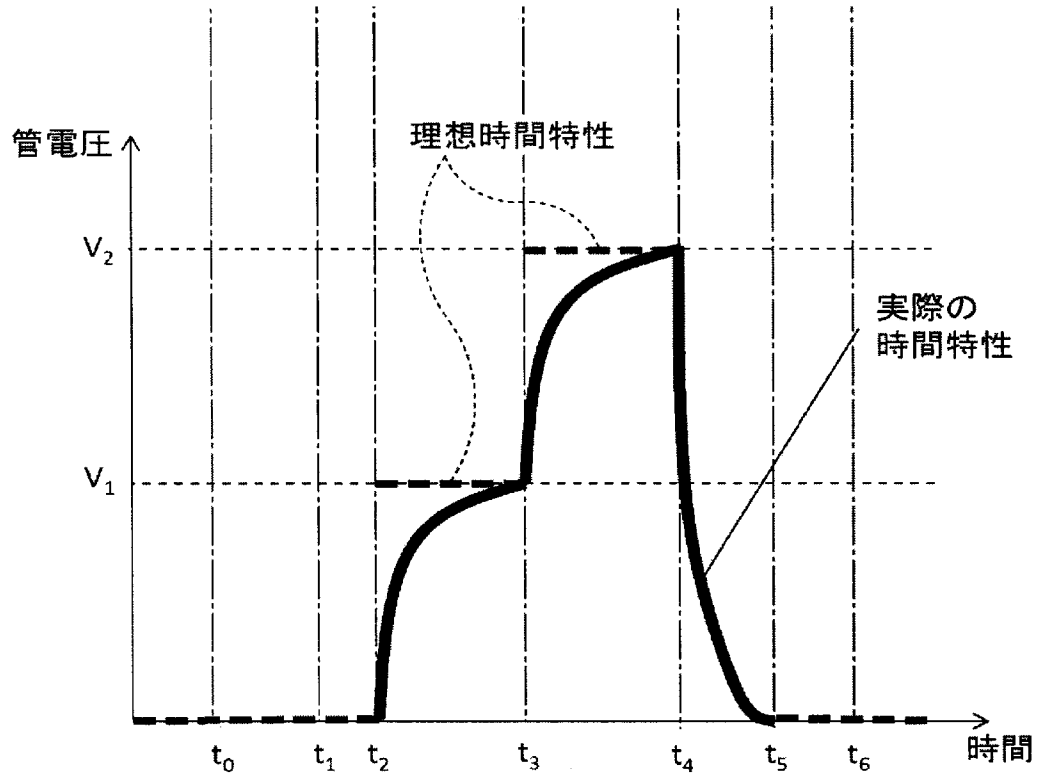
[図2]

121

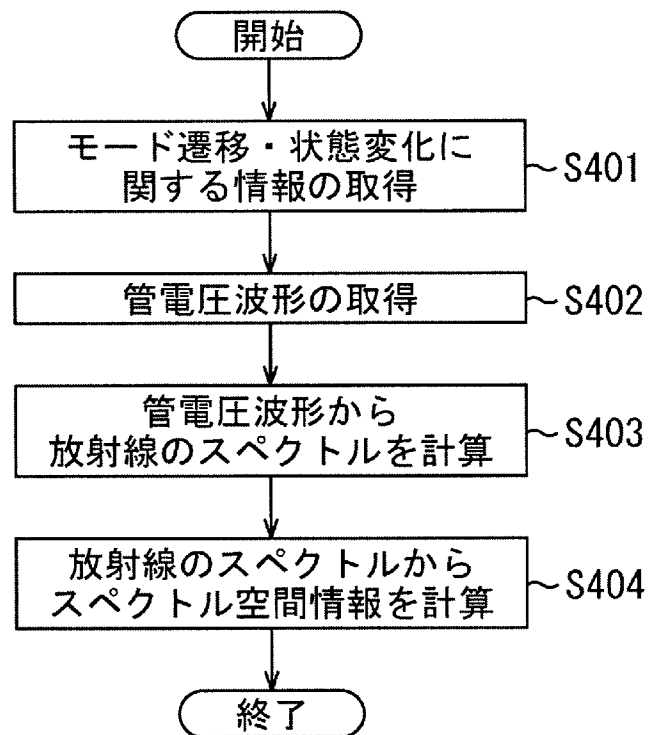
[図3A]



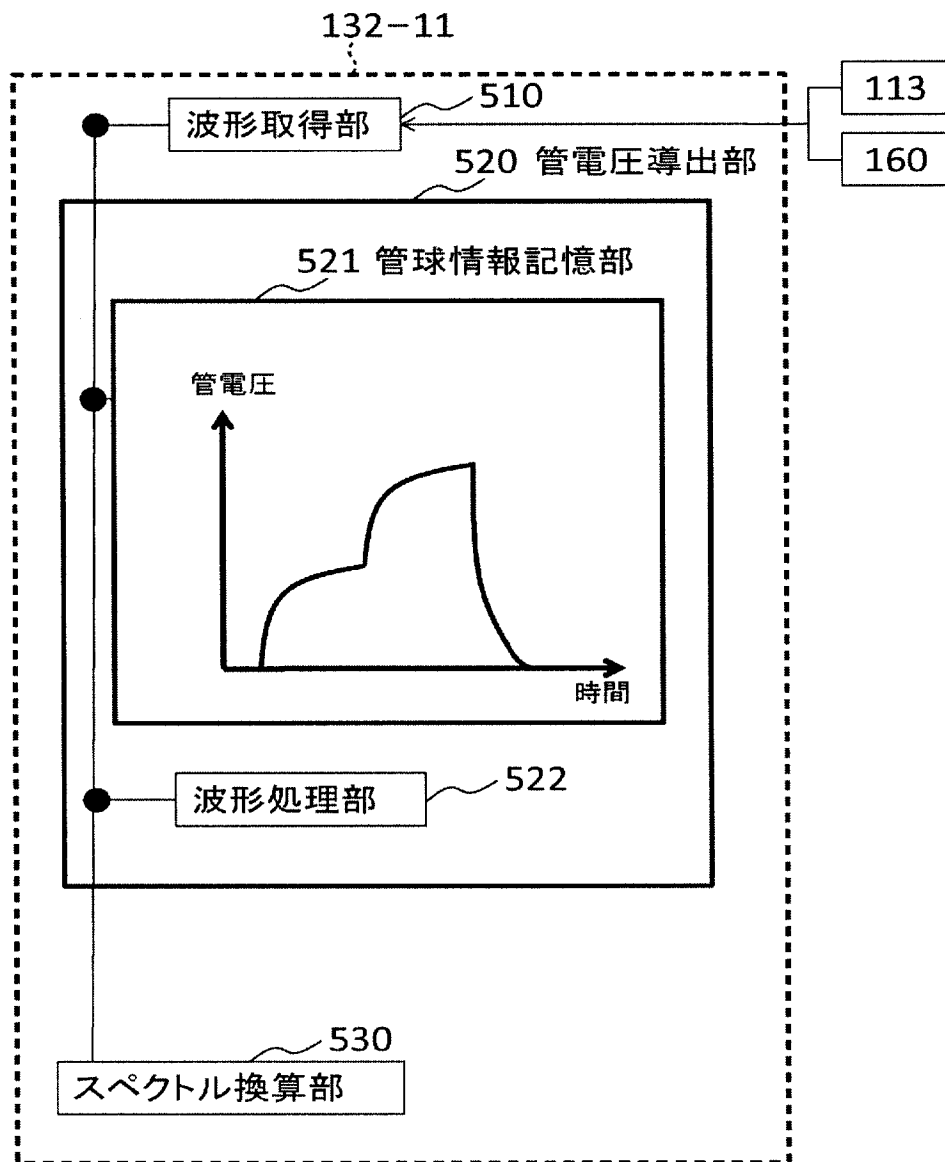
[図3B]



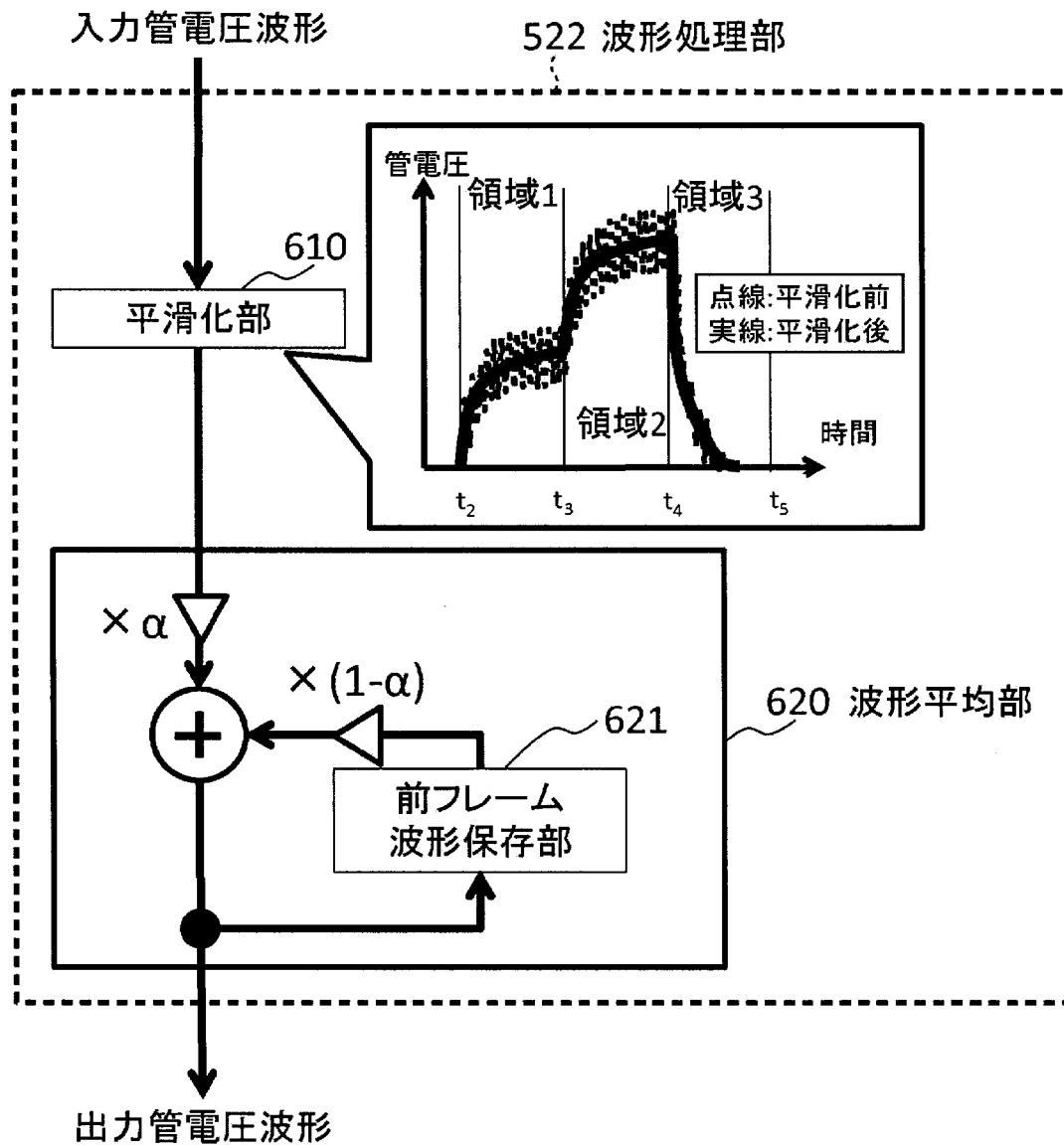
[図4]



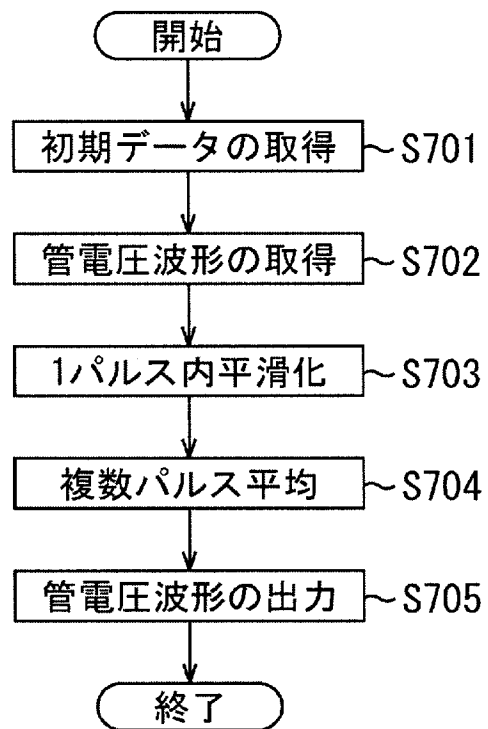
[図5]



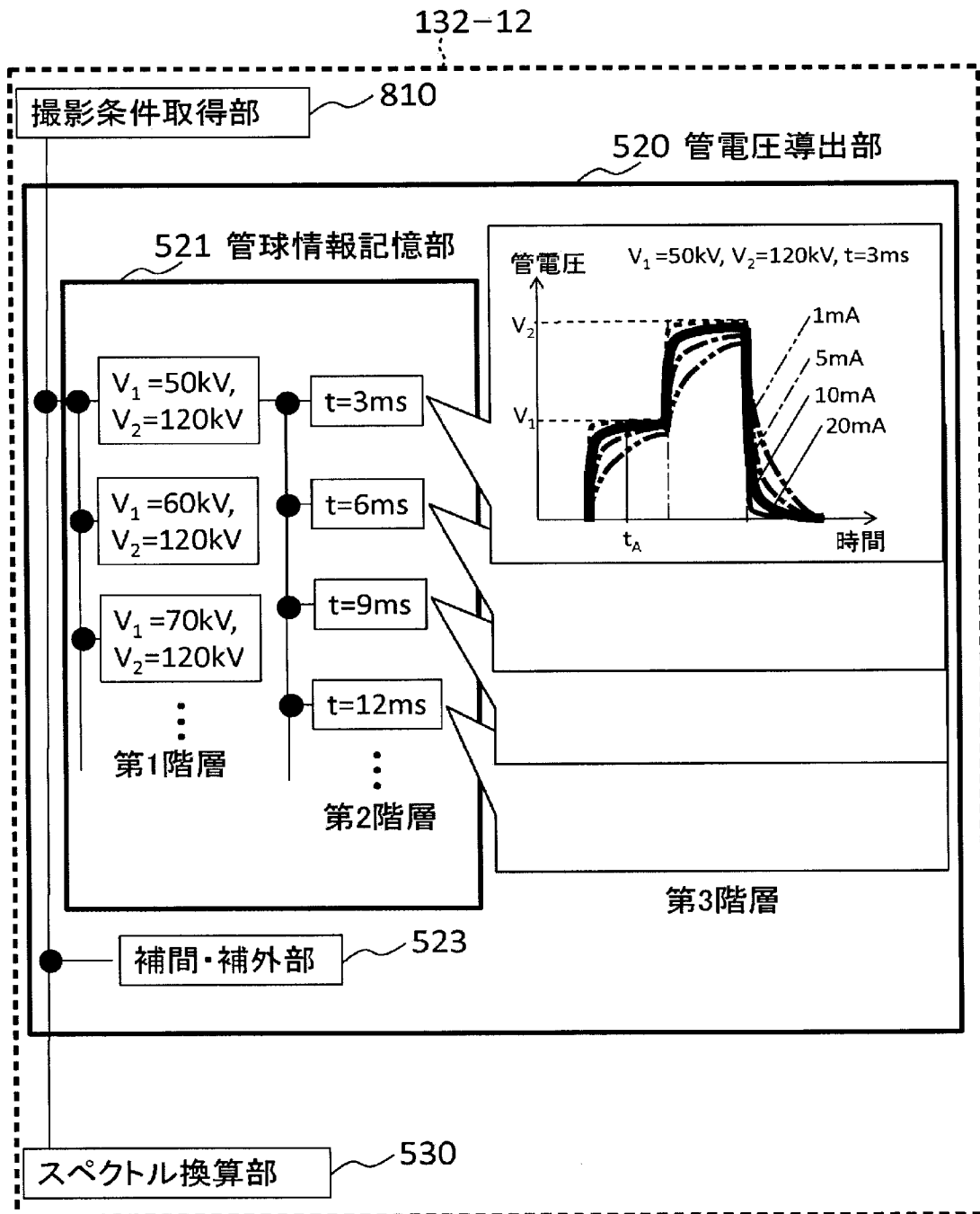
[図6]



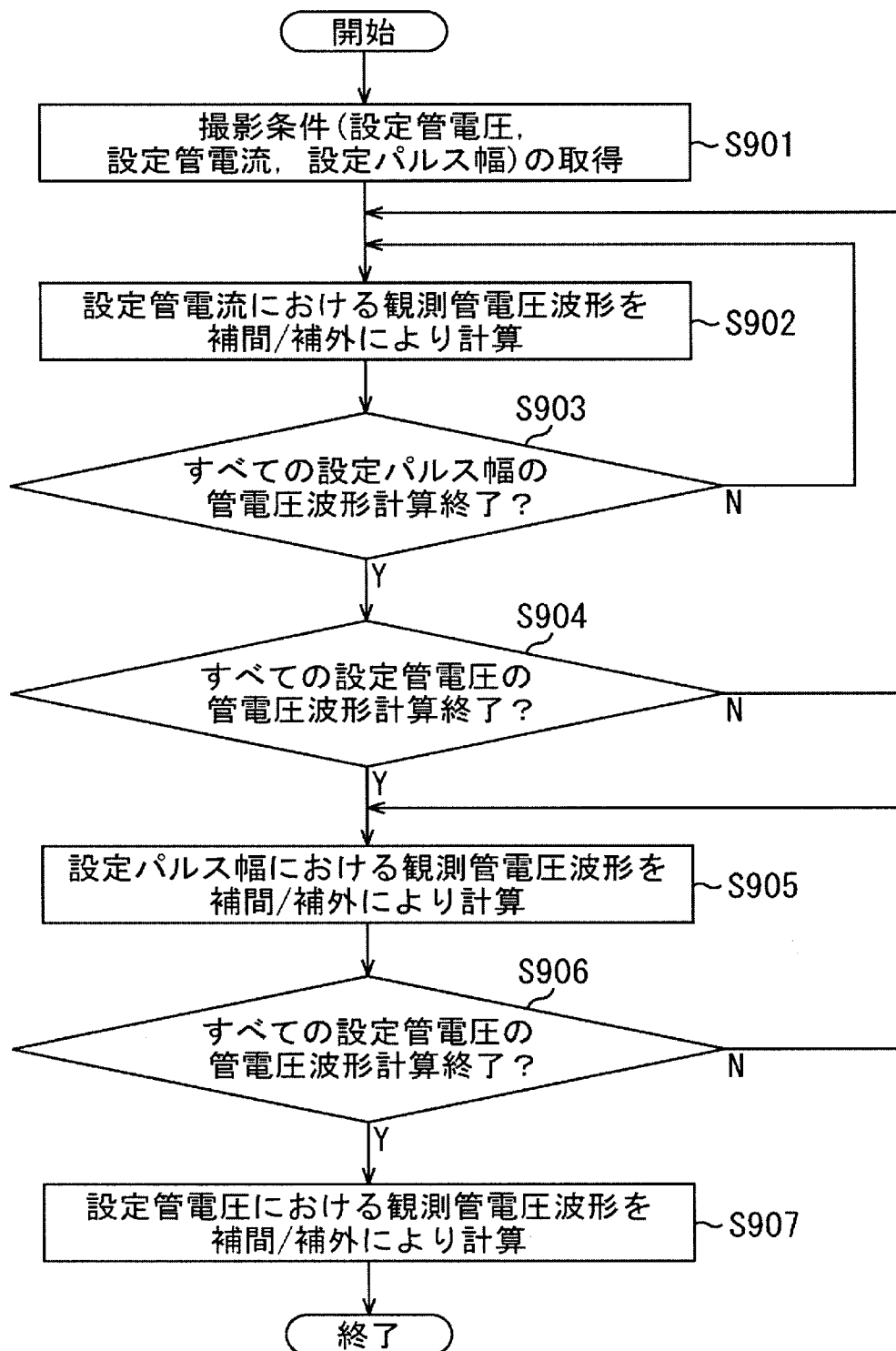
[図7]



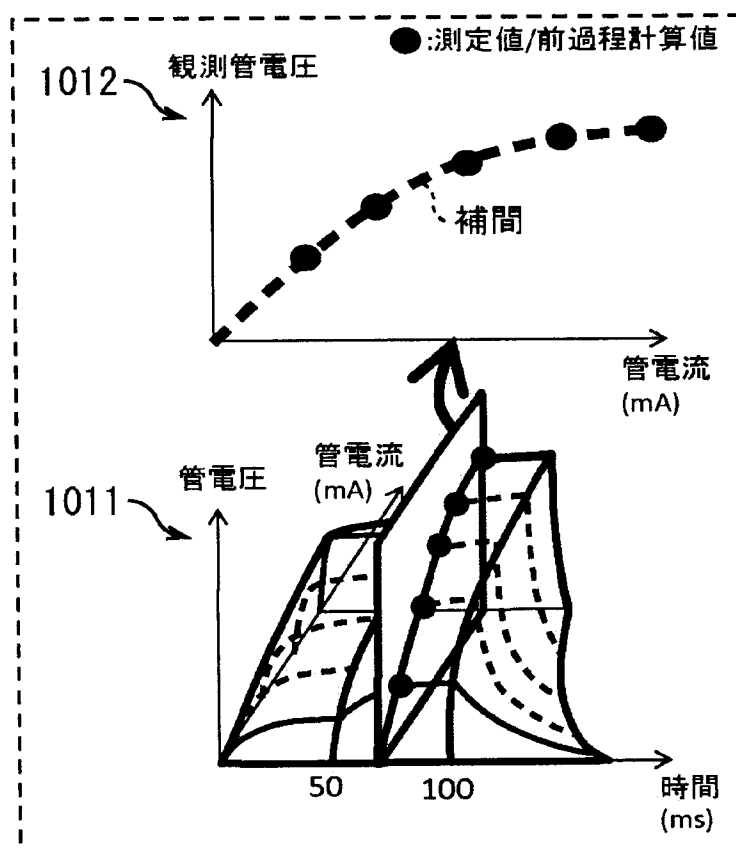
[図8]



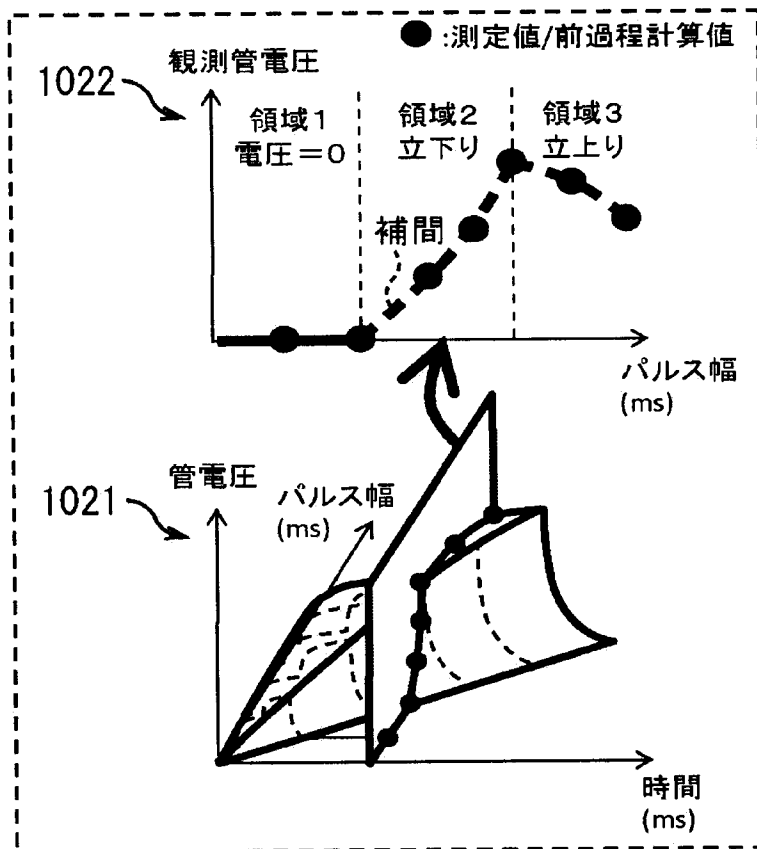
[図9]



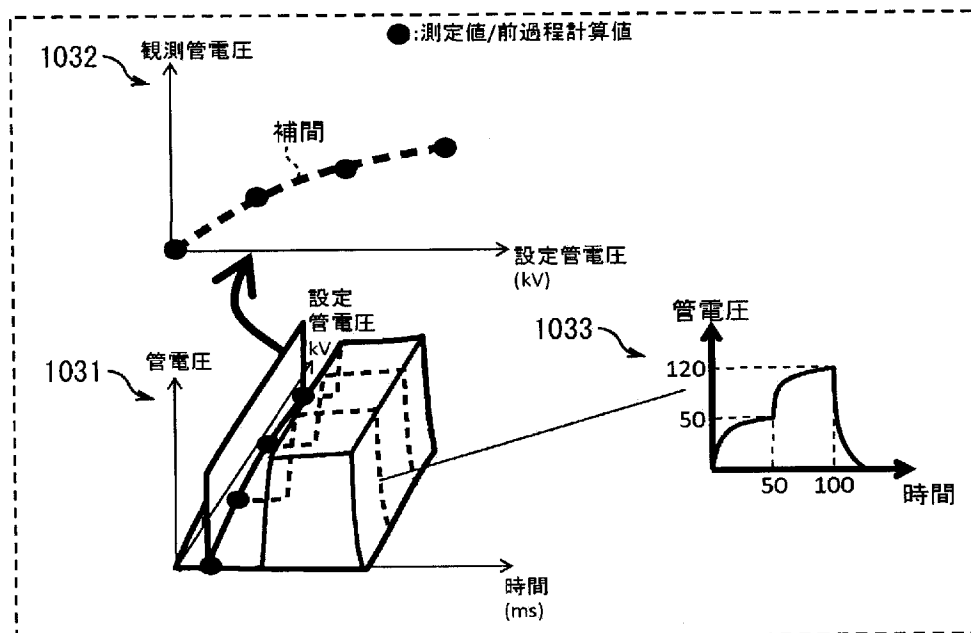
[図10A]



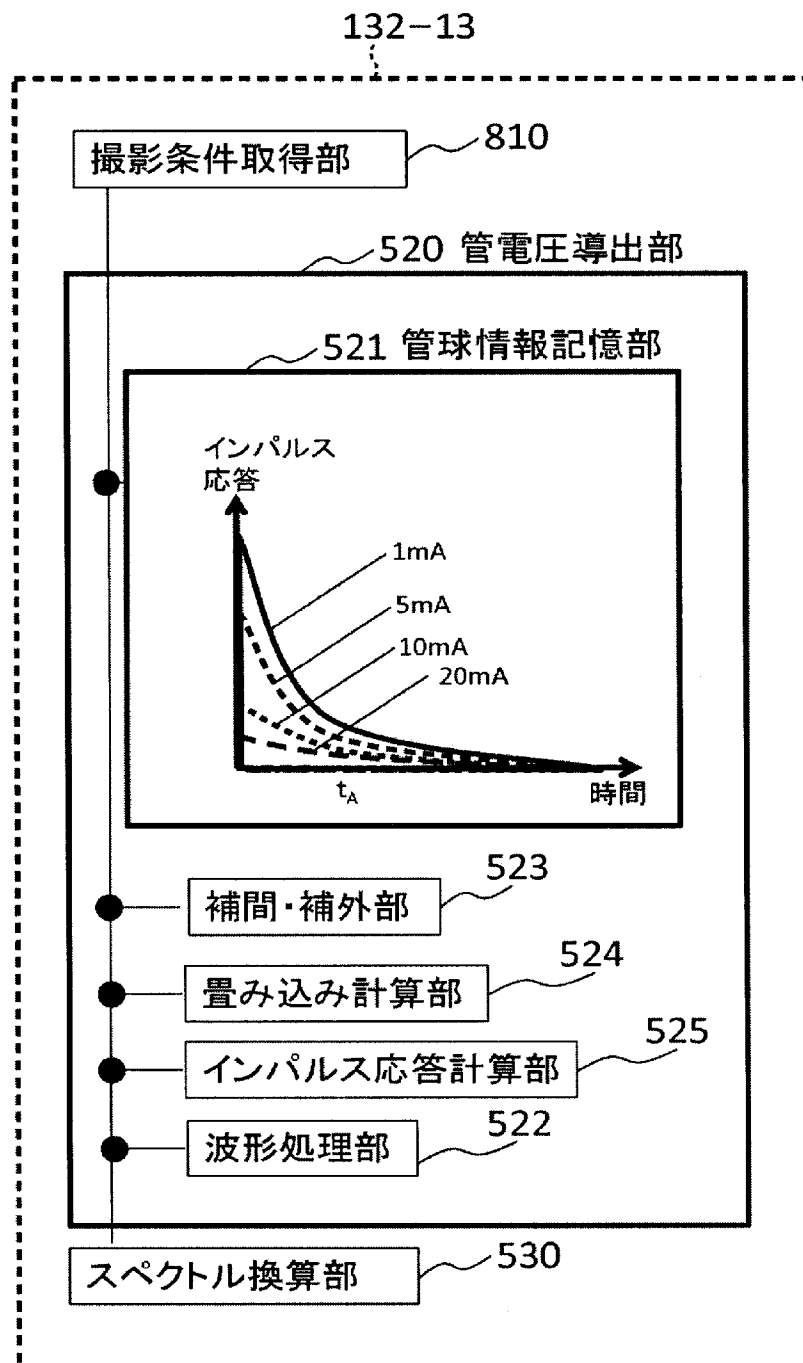
[図10B]



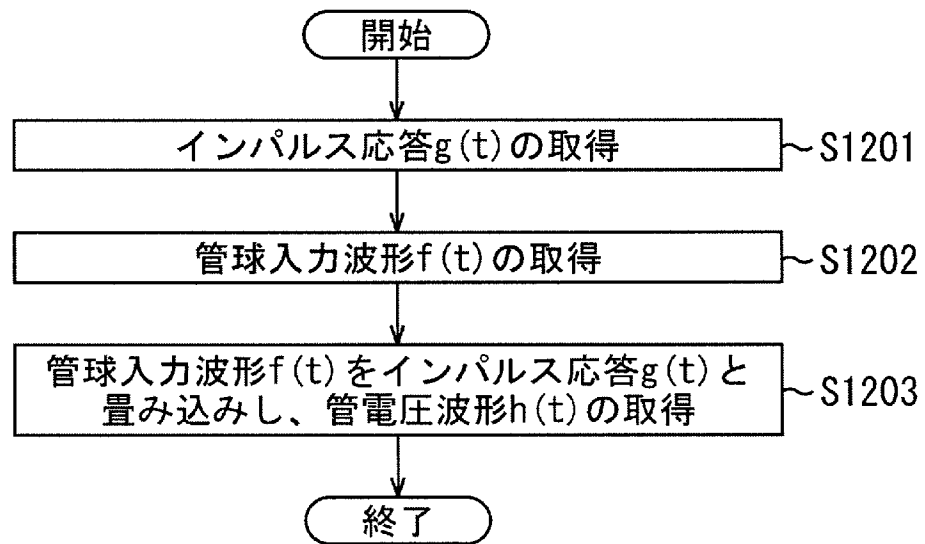
[図10C]



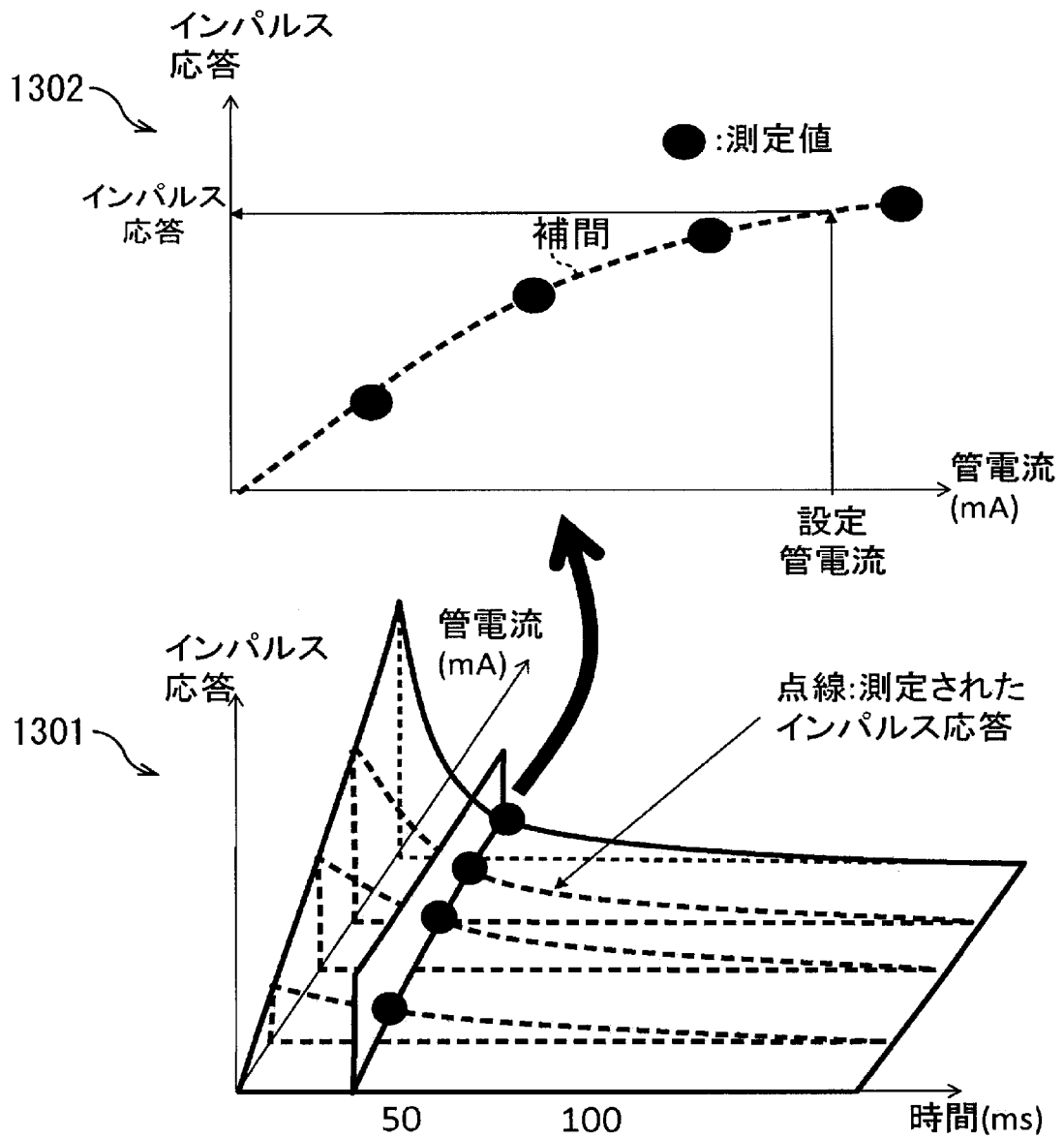
[図11]



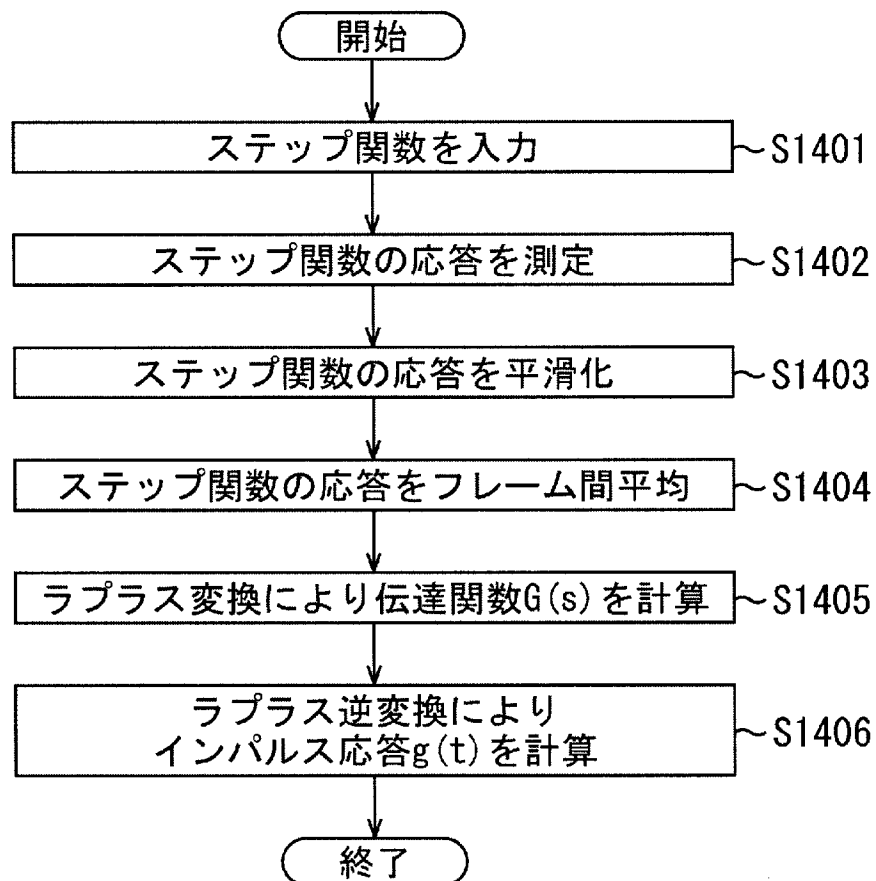
[図12]



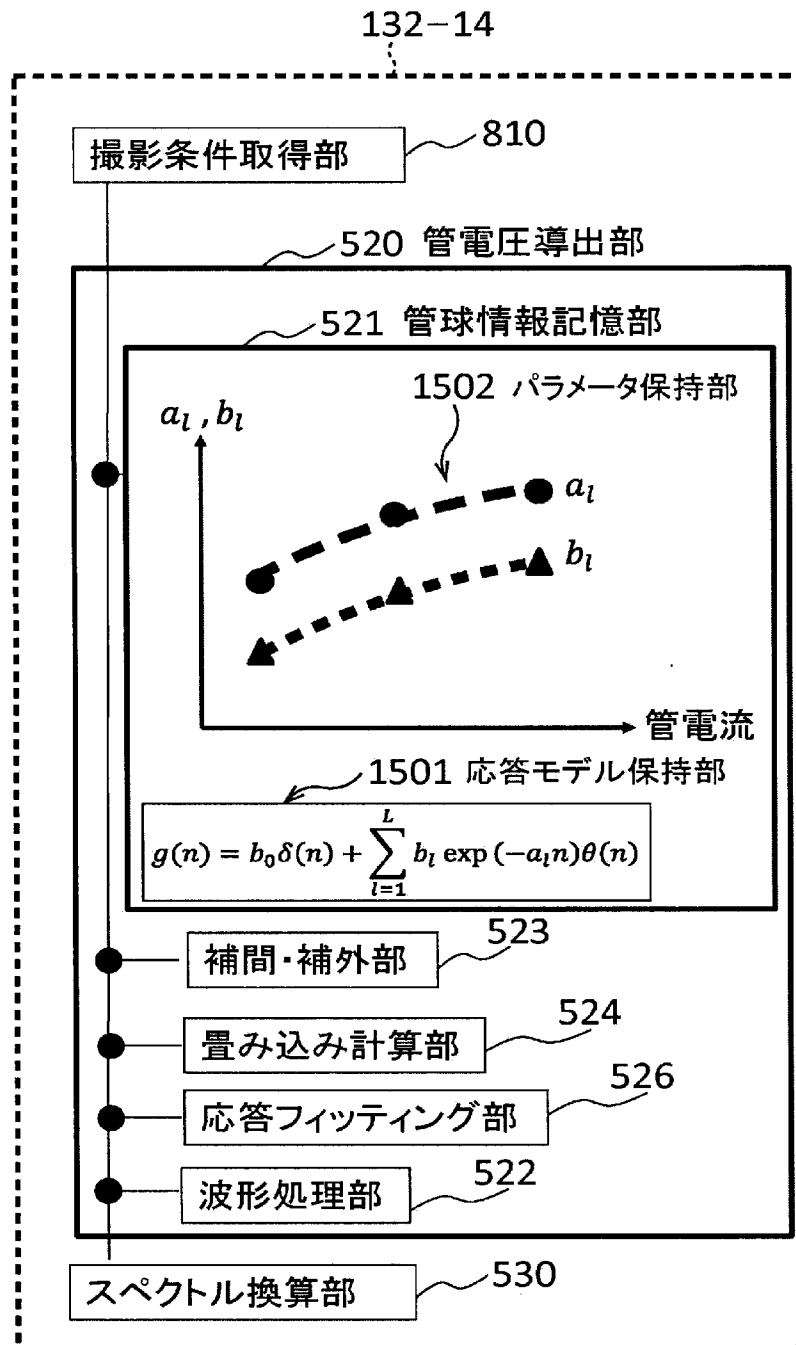
[図13]



[図14]

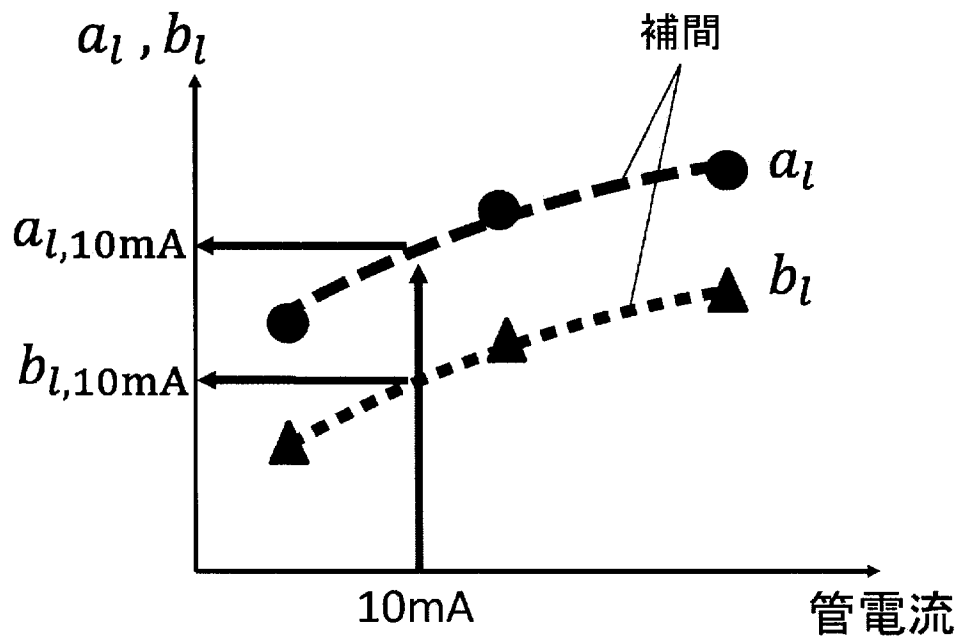


[図15]

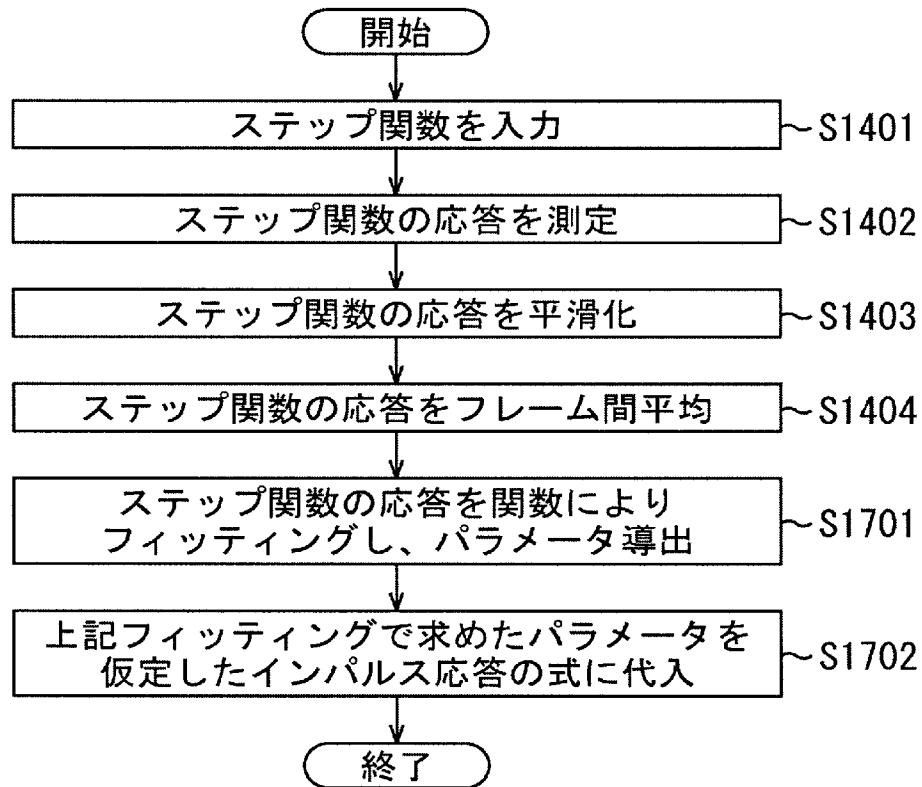


[図16]

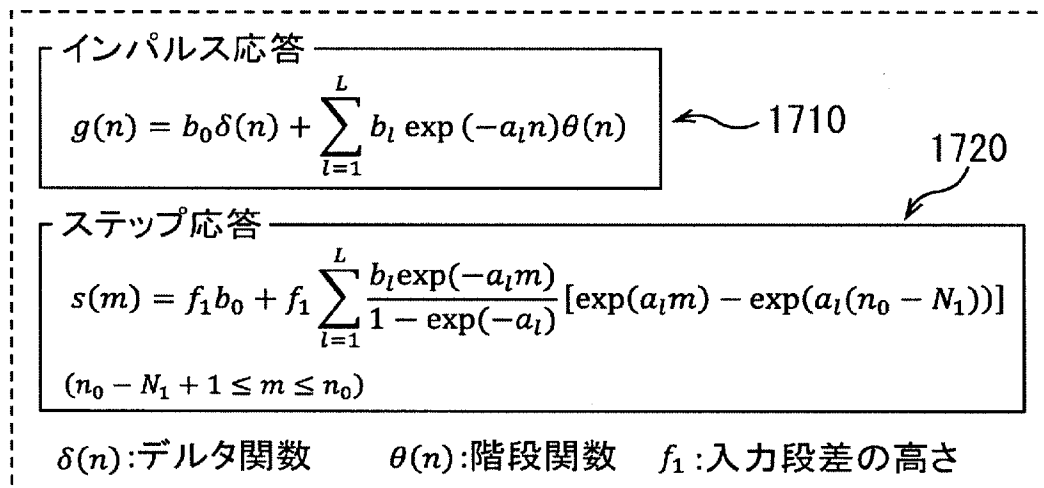
1610 → インパルス応答: $g(n) = b_0 \delta(n) + \sum_{l=1}^L b_l \exp(-a_l n) \theta(n)$



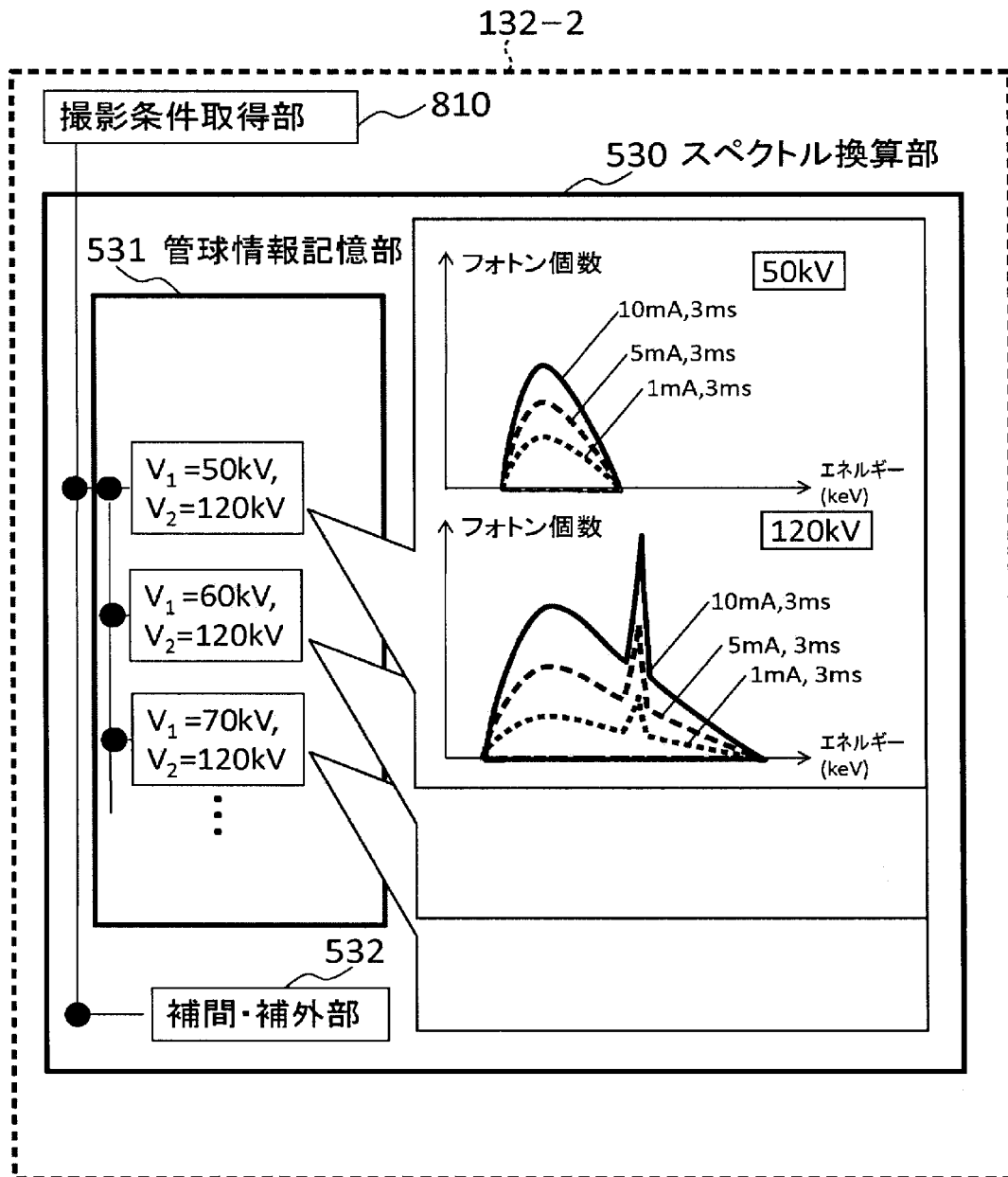
[図17A]



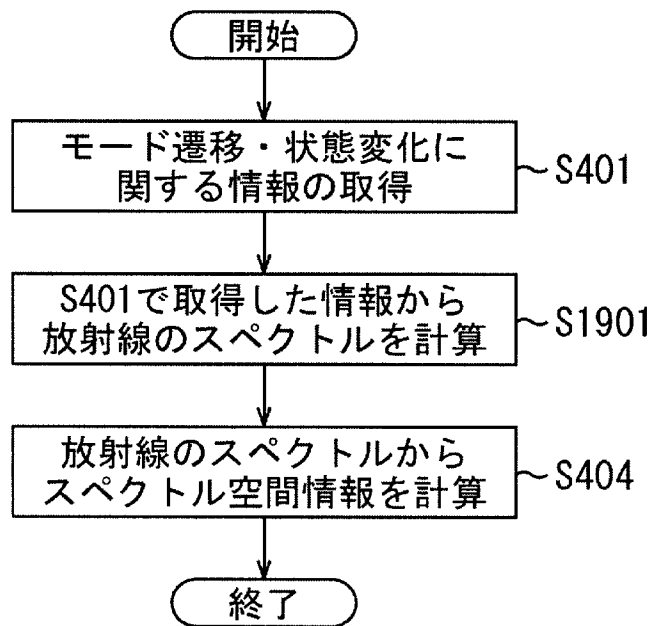
[図17B]



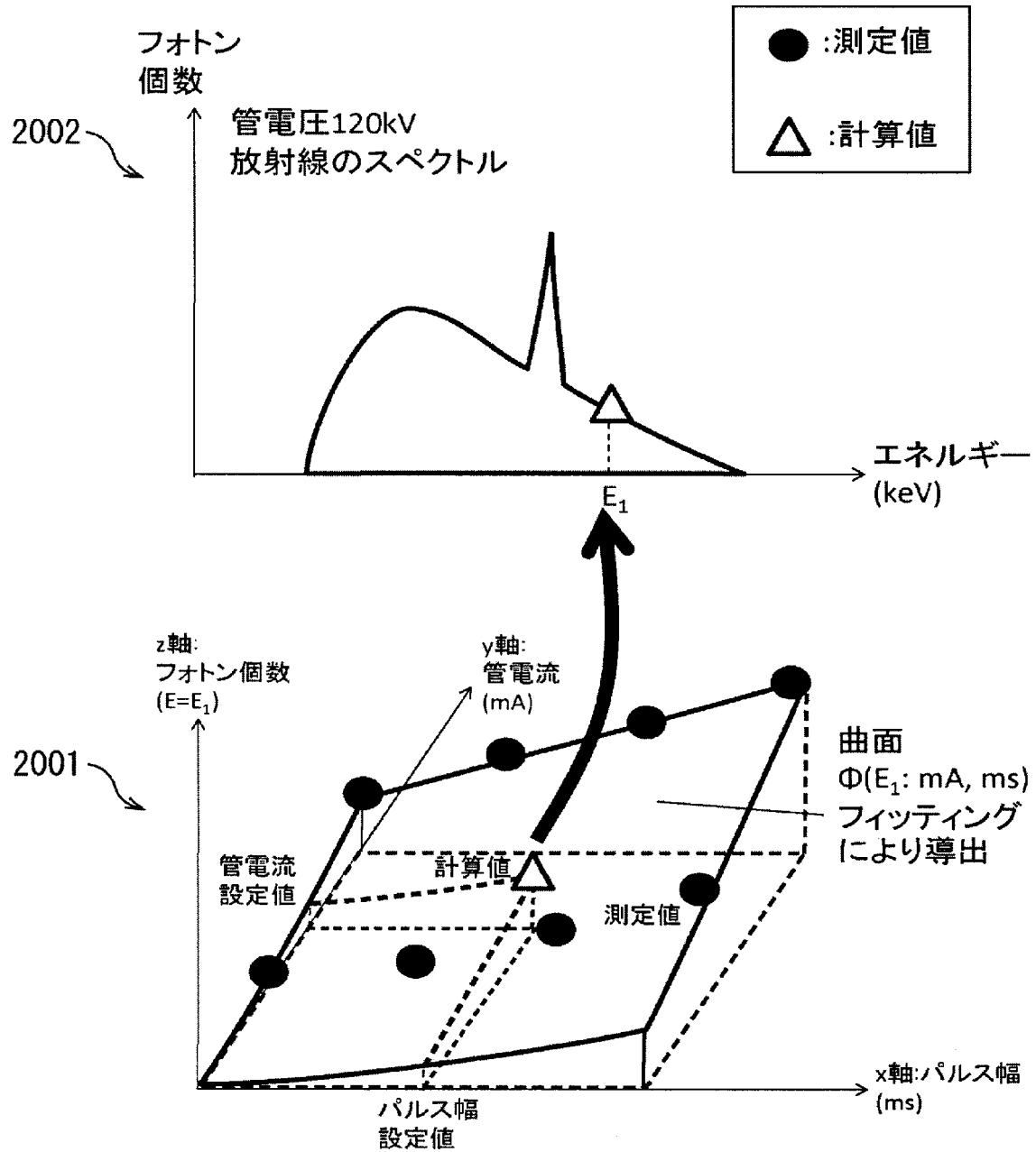
[図18]



[図19]



[図20]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/037867

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B6/00 (2006.01) i, H05G1/00 (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)

Int.Cl. A61B6/00, H05G1/00

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	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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	WO 2008/072175 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N. V.) 19 June 2008, page 17, line 9 to page 21, line 22 & JP 2010-512826 A	1-15
A	BHAT et al., "Diagnostic x-ray spectra: A comparison of spectra generated by different computational methods with a measured spectrum", Medical Physics, January 1998, vol. 25, issue 1, pp. 114-120	1-15

☐ 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

"I" 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
14 December 2018 (14.12.2018)

Date of mailing of the international search report
08 January 2019 (08.01.2019)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, H05G1/00(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 (IPC))

Int.Cl. A61B6/00, H05G1/00

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

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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	WO 2008/072175 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2008.06.19, 第17頁第9行目-第21頁第22行目 & JP 2010-512826 A	1-15
A	BHAT et al., Diagnostic x-ray spectra: A comparison of spectra generated by different computational methods with a measured spectrum, Medical Physics, 1998.01, vol. 25, Issue 1, 114 - 120頁	1-15

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

14.12.2018

国際調査報告の発送日

08.01.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
郵便番号 100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 昭治

2U

4077

電話番号 03-3581-1101 内線 3292