(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
2012 年 7 月 26 日(26.07.2012)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/098604 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/04 (2006.01) *G01N 23/04* (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01) *G01T 1/161* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/006268

(22) 国際出願日: 2011 年 11 月 9 日(09.11.2011)

(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 2011-008724 2011 年 1 月 19 日(19.01.2011) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社島津製作所 **(SHIMADZU CORPORATION)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 佐藤 允信 **(SATO, Masanobu)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 山川 善之 **(YAMAKAWA, Yoshiyuki)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 赤澤 礼子 **(AKAZAWA, Ayako)** [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町１番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 杉谷 勉 **(SUGITANI, Tsutomu)**; 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満１丁目１０番８号 西天満第１１松屋ビル Osaka (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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

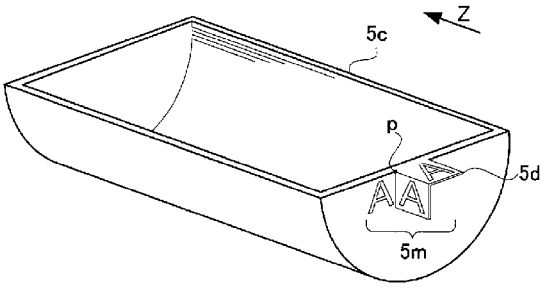
添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

(54) **Title**: RADIATION TOMOGRAPHY DEVICE

(54) 発明の名称 : 放射線断層撮影装置

[図3]



(57) **Abstract**: Provided is a radiation tomography device used when a plurality of subjects is imaged at once, wherein it is possible to improve the work efficiency of an experiment. The present invention makes it possible to provide an X-ray tomography device (1) having improved work efficiency. Specifically, according to the present invention, a holder is provided, to which is provided a marker (5m) indicating the position of a subject (M). Three-dimensional spatial data is generated, and subsequently the position of each of the markers (5m) contained therein is specified, and the three-dimensional spatial data is allocated on the basis of the positions of each of the markers (5m). The three-dimensional spatial data is thereby reliably allocated into allocated data containing a single subject (M). This makes it possible for data to be analyzed with respect to each of the subjects (M) without the need for an experimenter to perform a complicated trimming operation, and therefore the X-ray tomography device (1) has a higher work efficiency.

(57) 要約: 複数の被検体を一括して撮影するときに用いられる放射線断層撮影装置において、実験の作業効率を向上することができる放射線断層撮影装置を提供する。本発明によれば、作業効率が向上されたＸ線断層撮影層装置１が提供できる。すなわち、本発明によれば被検体Ｍの位置を示すマーカ５ｍが設けられたホルダを備える。３次元空間データが生成された後、これに包含されている各マーカ５ｍの位置を特定が特定され、各マーカ５ｍの位置の基づいて３次元空間データが分割される。これにより、３次元空間データ確実に単一の被検体Ｍを包含した分割データに分割される。これにより、実験者が煩雑なトリミング作業をすることなく被検体Ｍの各々についてデータ解析ができるので、Ｘ線断層撮影層装置１の作業効率は高いものとなる。

WO 2012/098604 A1

明　細　書

発明の名称 ： 放射線断層撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、複数の被検体を一括して撮影するときに用いられる放射線断層撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 研究対象としての被検体をイメージングする装置の一つに放射線断層撮影装置がある。この装置は、被検体の断層画像を生成することができるものであり、術者は、この画像を参照して被検体の内部の構造を知ることができる。

[0003] この様な放射線断層撮影装置の従来の構成について説明する。従来装置は、図１５に示す様に、開口が設けられたガントリ５１を有し、このガントリ５１の内部には、被検体に注射投与された放射性薬剤から発生する放射線を検出する検出器リング６２が設けられている。被検体は検出器リング６２の開口の内部に導入される。

[0004] ところで生理的な実験一般においては、実験条件を変更させながら複数の実験を行うのが一般的である。つまり、小動物を用いた実験においては、実験処理を少しずつ違えながら複数の小動物について行い、何らかの傾向を示した実験結果を得ることがよく行われる。従って、小動物用放射線断層撮影装置のイメージングは、複数の小動物について行うのが通常である。

[0005] 実験の作業効率を高めるには、一度の撮影で複数の被検体を撮影するようにすればよい。そこで、従来の構成においては、複数の被検体を収納できるホルダを備えている。このホルダがガントリ５１内部に載置された状態で断層画像の撮影が行われる（例えば特許文献１，特許文献２，特許文献３参照）。

[0006] 取得された断層画像は、ホルダ全体が写り込んでいる。ホルダには複数の被検体が収納されているのであるから、断層画像には複数の被検体が写り込

んでいることになる。実験者は断層画像に現れた被検体の断面像について種々の解析をして、実験結果を導き出す。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開２００４－１２１２８９号公報

特許文献2：特開２００５－１４０５６０号公報

特許文献3：特開２００５－１４０５６１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、従来の構成によれば、次のような問題点がある。

すなわち、１つの断層画像に複数の被検体の断面像が写り込んでいると、解析作業が困難となるという問題点がある。被検体の条件を変えて実験を行う場合、被検体の断面像は互いに異なった様子で断層画像写り込む。例えば、１つの断層画像に写り込む断層像の輝度が複数の被検体の間でまちまちとなる。断層画像を視認しやすいように輝度調節をするときに、断層画像に明るく写り込んでいる被検体の断層像に基準にすると、他の暗く写り込んでいる被検体の断層像が更に暗くなりすぎて視認性が悪化する。逆に輝度調節の際、断層画像に暗く写り込んでいる被検体の断層像に基準にすると、他の明るく写り込んでいる被検体の断層像が更に明るくなりすぎて視認性が悪化する。

[0009] このように、被検体の断層像個別に輝度調節などの画像処理を行わなければならない場合は、実験者が１つの断層画像に写り込む複数の被検体の断層像を個別にトリミングして、単一の断層像が写り込んだ画像を生成しなければならない。この作業は実験者にとってかなり煩雑である。

[0010] この様な事情は輝度調節に限らない。すなわち、被検体の体重で放射性薬剤の発生強度を補正しようとするときも同様なトリミング作業が必要となる。

[0011] 本発明は、この様な事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、複数の被検体を一括して撮影するときに用いられる放射線断層撮影装置において、実験の作業効率を向上することができる放射線断層撮影装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0012] 本発明は上述の課題を解決するために次のような構成をとる。

すなわち、本発明に係る放射線断層撮影装置は、放射線を検出する検出手段と、被検体の位置を示すマーカが設けられた複数被検体保持用のホルダと、検出手段が出力する検出信号を基に、複数のマーカおよび複数の被検体を包含した３次元空間データを生成するデータ生成手段と、３次元空間データにおける各マーカの位置を特定するマーカ特定手段と、特定されたマーカの位置に基づいて３次元空間データを分割して単一の被検体を包含した分割データを生成する分割手段を備ることを特徴とするものである。

[0013] ［作用・効果］本発明によれば、作業効率が向上された放射線断層撮影装置が提供できる。すなわち、本発明によれば被検体の位置を示すマーカが設けられたホルダを備える。３次元空間データが生成された後、これに包含されている各マーカの位置が特定され、各マーカの位置の基づいて３次元空間データが分割される。これにより、３次元空間データは確実に単一の被検体を包含した分割データに分割される。つまり、実験者が煩雑なトリミング作業をすることなく被検体の各々についてデータ解析ができるので、本発明の放射線断層撮影装置の作業効率は高いものとなる。

[0014] また、上述の放射線断層撮影装置において、ホルダには、１つの被検体について、それぞれ直交する３方向における被検体の位置を示す３つのマーカが設けられていればより望ましい。

[0015] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線断層撮影装置のより具体的な構成を示すものとなっている。すなわち、ホルダに１つの被検体について、それぞれ直交する３方向における被検体の位置を示す３つのマーカが設けられていれば、３次元空間データにおける被検体の３次元的な位置が確実に

１つに定まることになる。

[0016] また、上述の放射線断層撮影装置において、マーカ特定手段は３次元空間データの断層画像を生成して、各断層画像のうちからマーカが写り込んだ画像を検索することによりマーカの位置を特定すればより望ましい。

[0017] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線断層撮影装置のより具体的な構成を示すものとなっている。すなわち、３次元空間データのマーカの位置を特定する際に、３次元空間データの断層画像を生成して、各断層画像のうちからマーカが写り込んだ画像を検索するようにすれば、マーカ特定手段は、３次元空間データにおけるマーカの位置を確実に特定することができる。

[0018] また、上述の放射線断層撮影装置において、ホルダには被検体を個別に載置するトレイと、トレイを導入する凹部とが設けられており、マーカはトレイに備えられていればより望ましい。

[0019] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線断層撮影装置のより具体的な構成を示すものとなっている。すなわち、マーカが被検体を個別に載置するトレイに設けられていれば、３次元空間データにおけるマーカの位置は、確実に３次元空間データにおける被検体の各々の位置を示すことになる。

[0020] また、上述の放射線断層撮影装置において、マーカは、トレイを凹部から引き出すときの引手に設けられていればより望ましい。

[0021] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線断層撮影装置のより具体的な構成を示すものとなっている。マーカがトレイをホルダの凹部から引き出すときの引手となっていれば、実験者は容易に被検体をホルダに導入することができるので、一段と作業効率が向上した放射線断層撮影装置が提供できる。

[0022] また、上述の放射線断層撮影装置において、マーカは、３次元空間データにおいて各被検体を識別する記号となっていればより望ましい。

[0023] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線断層撮影装置のより具体的な構成を示すものとなっている。マーカが３次元空間データにおいて各被検

体を識別する記号となっていれば、実験者にとってもマーカ特定手段にとっても各被検体を識別することができることになり、実験者が被検体を取り違えて実験結果を導出することが防止できる。

[0024] また、上述の放射線断層撮影装置において、ホルダを載置する天板と、天板を放射線断層装置の開口部の直交方向に移動させる天板移動手段とを備えればより望ましい。

[0025] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線断層撮影装置のより具体的な構成を示すものとなっている。ホルダが載置可能で摺動自在の天板を備えるようにすれば、容易に被検体を撮影視野内に導入することができる放射線断層撮影装置が提供できる。

[0026] また、上述の放射線断層撮影装置において、放射線を照射する放射線源と、放射線源および検出手段を回転させる回転手段とを備え、検出手段は、放射線源から発生して被検体を透過してきた放射線を検出すればより望ましい。

[0027] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線断層撮影装置のより具体的な構成を示すものとなっている。本発明をコンピューター断層撮影装置に適用すれば、容易にＣＴ画像が取得できる放射線断層撮影装置が提供できる。

[0028] また、上述の放射線断層撮影装置において、検出手段は被検体から発せられる放射線を検出する検出器リングであり、ポジトロン放出断層撮影装置として構成されていればより望ましい。

[0029] ［作用・効果］上述の構成は、本発明の放射線断層撮影装置のより具体的な構成を示すものとなっている。本発明を陽電子放出型断層撮影装置に適用すれば、容易にＰＥＴ画像が取得できる放射線断層撮影装置が提供できる。

発明の効果

[0030] 本発明によれば、作業効率が向上された放射線断層撮影装置が提供できる。すなわち、本発明によれば被検体の位置を示すマーカが設けられたホルダを備える。３次元空間データが生成された後、これに包含されている各マーカの位置が特定され、各マーカの位置の基づいて３次元空間データが分割さ

れる。これにより、３次元空間データは確実に単一の被検体を包含した分割データに分割される。つまり、実験者が煩雑なトリミング作業をすることなく被検体の各々についてデータ解析ができるので、本発明の放射線断層撮影装置の作業効率は高いものとなる。

図面の簡単な説明

[0031] [図1]実施例１に係るＸ線断層撮影装置の構成を説明する機能ブロック図である。

[図2]実施例１に係るホルダの構成について平面図である。

[図3]実施例１に係るトレイの構成について斜視図である。

[図4]実施例１に係るトレイの構成について断面図である。

[図5]実施例１に係る空間データを説明する模式図である。

[図6]実施例１に係るデータ処理を説明する模式図である。

[図7]実施例１に係るデータ処理を説明する模式図である。

[図8]実施例１に係るデータ処理を説明する模式図である。

[図9]実施例１に係る分割データを説明する模式図である。

[図10]実施例１に係るＸ線断層撮影装置の動作を説明するフローチャートである。

[図11]実施例１に係るＸ線断層撮影装置の動作を説明する断面図である。

[図12]実施例２に係る放射線線断層撮影装置の動作を説明する機能ブロック図である。

[図13]本発明の１変形例に係るトレイの構成について斜視図である。

[図14]本発明の１変形例に係るデータ処理を説明する模式図である。

[図15]従来構成の放射線線断層撮影装置の動作を説明する模式図である。

発明を実施するための形態

[0032] 以降、本発明の実施例について説明する。

実施例 1

[0033] 次に、実施例１に係る放射線断層撮影装置について説明する。実施例１における放射線断層撮影装置は、被検体Ｍの構造を断層撮影するＣＴ装置とな

っている。実施例１におけるＸ線は本発明における放射線に相当し、ＦＰＤはフラットパネル・ディテクタの略である。また、実施例１に係る放射線断層撮影装置は小動物撮影用となっている。

[0034] まず、実施例１に係るＸ線断層撮影装置について説明する。Ｘ線断層撮影装置１は、図１に示す様に被検体Ｍを載置する天板２と、天板２の伸びる方向に貫通した貫通孔を有するガントリ１０とを備えている。天板２は、ガントリ１０の貫通孔に挿通されており、天板２を支持する支持台２ａに対して天板２の伸びる方向（放射線断層装置の開口部の直交方向）に進退自在に移動することができる。この天板２の移動は天板移動機構１５が行う。天板移動制御部１６は、天板移動機構１５を制御するものである。天板移動機構１５は、本発明の天板移動手段に相当する。

[0035] ガントリ１０の内部には、Ｘ線を照射するＸ線管３と、Ｘ線を検出するＦＰＤ４とが設けられている。Ｘ線管３から照射されたＸ線は、ガントリの貫通孔を横切るように通過して、ＦＰＤ４に到達する。Ｘ線管３は、本発明の放射線源に相当し、ＦＰＤ４は、本発明の検出手段に相当する。

[0036] Ｘ線管制御部６は、所定の管電流、管電圧、パルス幅でＸ線管３を制御する目的で設けられている。ＦＰＤ４は、Ｘ線管３から発せられ、被検体Ｍを透過したＸ線を検出して検出信号を生成する。この検出信号は、画像生成部１１に送出され、そこで被検体Ｍの投影像が写り込んだ透視画像Ｐ０が生成される。空間データ生成部１２は、画像生成部１１で生成された透視画像Ｐ０を基に、Ｘ線の吸収係数を表した輝度が３次元的に配列された３次元空間データＤ１を生成する。空間データ生成部１２は、本発明のデータ生成手段に相当する。

[0037] 天板２には、被検体Ｍを保持するためのホルダ５が載置されている。このホルダ５の構造について説明する。ホルダ５は、図２に示す様に、５つの円（立体として捕らえればＺ方向に伸びた円柱）の形状の開口５ａを有している。この開口５ａの各々に被検体Ｍが一体ずつ挿入されることになる。開口５ａの内壁を形成する円筒５ｂは、Ｚ方向に伸びた複数の貫通孔がレンコン

状に開けられた発泡スチロール製の円筒支持体５ｂ１における貫通孔の各々に埋め込まれることで支持されている。また、円筒５ｂは、Ｘ線を透過しやすいアクリル樹脂で構成される。ホルダ５は、天板２に近い側の一段目に３個の開口５ａが、天板２に遠い側の二段目に２個の開口５ａが形成されているような形状をしている。開口５ａは、本発明の凹部に相当する。

[0038] 開口５ａの各々には、被検体Ｍを載置するトレイ５ｃの各々が導入される。このトレイ５ｃの各々には被検体Ｍが個別に載置される。開口５ａは５個あることからすると、トレイ５ｃも５個あることになる。従って、図２におけるホルダ５は、５体の被検体Ｍを一度に保持することができる複数被検体保持用のホルダである。

[0039] トレイ５ｃの具体的な構成について説明する。トレイ５ｃは、図３に示す様にＺ方向に伸びる樋状の部材である。トレイ５ｃのＺ方向の両端には、Ｚ方向直交する面（端面）が設けられている。したがって、トレイ５ｃの内部は、鉛直方向に開いた半円柱状の切欠部となっている。この切欠部には被検体Ｍが載置される。切欠部に被検体Ｍを載置すると、被検体Ｍがトレイ５ｃに囲まれることになるので、トレイ５ｃと被検体Ｍの位置関係はズレることがない。トレイ５ｃは、例えばアクリル樹脂などで構成される。

[0040] トレイ５ｃに設けられている２面の端面のうち、１つの面には、被検体Ｍの位置を明確にする目的で設けられた板状のマーカ５ｍが設けられている。トレイ５ｃには同一形状のマーカ５ｍが３つ設けられており、マーカ５ｍのうちの１つは、端面に貼り付けられている。残り２つのマーカ５ｍは、Ｚ方向に伸びた樋状となっているトレイ５ｃを更に延伸する方向に突出した引手５ｄに設けられている。引手５ｄは、２つの面を有するＬ状となっており、引手５ｄの一面は鉛直方向に沿っており、もう一面は鉛直方向と直交する。そして、２つの面はトレイ５ｃの端面と直交する。マーカ５ｍは、引手５ｄの両面の各々に１つずつ設けられている。このマーカ５ｍは金属などのトレイ５ｃとは異なる部材で構成される。トレイ５ｃをくり抜いてマーカ５ｍを構成してもよい。

[0041] このマーカ５ｍは、被検体Ｍの位置を表す目的で設けられている。従って、トレイ５ｃには、１つの被検体Ｍについて、それぞれ直交する３方向における被検体Ｍの位置を示す３つのマーカ５ｍが設けられていることになる。なお、図３における交点ｐは、３つのマーカ５ｍが貼り付けられている３平面が互いに交わる交点である。

[0042] マーカ５ｍの形状について説明する。ホルダ５は５つの開口５ａを有していることからするホルダ５は５つのトレイ５ｃを有することになる。トレイ５ｃに設けられているマーカ５ｍの形状は、トレイ５ｃ毎に異なる。すなわち、図３におけるトレイ５ｃに設けられた３つのマーカ５ｍはいずれもアルファベットのＡの文字を象っている。図示しないが、ホルダ５に設けられる他の４つのトレイ５ｃには、それぞれ、アルファベットのＢ，Ｃ，Ｄ，Ｅを象ったマーカ５ｍが３つずつ設けられている。マーカ５ｍは、各被検体Ｍを識別するときの記号としても機能する。トレイ５ｃによって形状の異なるマーカ５ｍは、実験者と後述のマーカ特定部１７との両者にとって各トレイ５ｃを識別する指標となっている。マーカ特定部１７は、本発明のマーカ特定手段に相当する。

[0043] 図４は、トレイ５ｃが使用される様子を示している。図４に示すように、トレイ５ｃは、その切欠部に被検体Ｍを載置した状態でホルダ５の開口５ａに挿入されることができる。この動作の際、実験者は引手５ｄを保持することで容易にトレイ５ｃを開口５ａに挿入することもできるし、容易にトレイ５ｃを開口５ａから引き出すこともできる。また、トレイ５ｃの底部は、トレイ５ｃを円筒５ｂにスムーズに導入できるように、円筒５ｂの円柱形状に倣った樋状の曲面となっている。

[0044] マーカ特定部１７，分割部１３に関係する３次元空間データＤ１について説明する。３次元空間データＤ１は、図５に示す様に、複数の被検体（マウス）を３次元空間上に包含する３次元マトリックスデータとなっている。この３次元空間データＤ１は、放射線断層撮影装置により検出されたデータ（例えば輝度）が各ボクセルに配列されているものである。３次元空間データ

Ｄ１は、放射線断層撮影装置の撮影視野内に複数の被検体Ｍを導入した状態で取得されたものであり、被検体Ｍの各々の位置を表示するマーカ５ｍもこの３次元空間データＤ１に表されている。３次元空間データＤ１は、直方体の空間内にボクセルが配列されて構成される。３次元空間データＤ１が直方体を表すものとなっているのは、この様にするとデータの保持に都合がよいからである。分割部１３は、本発明の分割手段に相当する。

[0045] このように、３次元空間データＤ１は、放射線断層撮影装置が断層画像を生成する前の段階の３次元再構成データに相当している。

[0046] 図５の３次元空間データＤ１には、５体の被検体Ｍと、これに対応する５個のマーカ５ｍとが表されている。図５においては、トレイ５ｃの端面に設けられたマーカ５ｍしか表されていないが、これは図面の簡潔化の結果であり、実際は、トレイ５ｃの端面と直交する平面に存する２つのマーカ５ｍも３次元空間データＤ１に表されている。

[0047] マーカ特定部１７は、３次元空間データＤ１における各マーカの位置を特定する目的で設けられている。マーカ特定部１７の動作について説明する。マーカ特定部１７は、３次元空間データＤ１を基に断層画像を生成する。具体的には、マーカ特定部１７は、３次元空間データＤ１の直方体形状を形成する６つの面のうちの１つと平行な断層画像を生成する。マーカ特定部１７は裁断位置を変更しながら断層画像を生成するので、断層画像は複数枚生成されることになる。そしてマーカ特定部１７は、図６に示すようにマーカ５ｍが写り込んでいる裁断面（マーカ含有断面）における断層画像を生成された複数の断層画像のうちから検索する。マーカ特定部１７は、３次元空間データＤ１におけるマーカ含有断面の位置を取得する。図６においては、トレイ５ｃの端面に設けられたマーカ５ｍについてのマーカ含有断面が取得されている（図３参照）。

[0048] マーカ特定部１７の実際の動作について説明する。マーカ特定部１７がＡの形状についてマーカ含有断面を取得しようとするときには、まず記憶部２８に記憶されているＡの形状を示す画像パターンを読み出す。そして、マー

カ特定部１７は、各断層画像についてパターンマッチング処理をすることにより、断層画像に写り込むＡの形状を検索するのである。

[0049] マーカ特定部１７は、直方体形状を形成する６つの面のうち、互いに直交する３面について同様の動作をする。すなわち、マーカ特定部１７は、図７に示すように、先程検索して得られたマーカ含有断面と直交する２つのマーカ含有断面を検索する。この様にすることで、マーカ特定部１７は、互いに直交するマーカ含有断面上でトレイ５ｃに設けられた３つのマーカ５ｍをそれぞれ発見することになる（図３参照）。そして、マーカ特定部１７は、３つのマーカ含有断面の交点の位置を特定する。この交点の位置は、３次元空間データＤ１におけるトレイ５ｃの交点ｐ（図３参照）の位置を表している。

[0050] マーカ特定部１７は、５つのトレイ５ｃの各々について交点の位置の特定を行う。これによりトレイ５ｃの各々についての交点の位置が特定されることになる。このとき、パターンマッチング処理に用いられるパターンは、異なる形状のマーカ５ｍを探索する度にそれに合わせて変更されることになる。こうして、マーカ特定部１７は、３次元空間データＤ１に存するＡ～Ｅ形状の位置と、これらに対応する交点ｐＡ～ｐＥを特定する。マーカ特定部１７が特定した５つの交点ｐを区別してｐＡ，ｐＢ，ｐＣ，ｐＤ，ｐＥとする。マーカ特定部１７は、図８に示すように、５体の被検体Ｍに固有の交点ｐＡ～ｐＥの３次元空間データＤ１における位置を特定する。

[0051] 次に、分割データＤ２について説明する。分割データＤ２は、図９に示す様に、単一の被検体Ｍを３次元空間上に包含する３次元マトリックスデータとなっている。この分割データＤ２は、３次元空間データＤ１と同様、放射線断層撮影装置により検出されたデータが各ボクセルに配列されているものである。分割データＤ２は、ボクセルが配列されて構成され、３次元空間データＤ１が円柱形に切り取られたものである。また、データの保持を容易とする目的で円柱形となっている分割データＤ２の外側にヌルデータのボクセルを付加して長方形に整形してもよい。

[0052] 分割部１３は、３次元空間データＤ１の一部を取り出して、分割データＤ２を生成する。このような動作をすることで、複数の被検体Ｍを包含していた３次元空間データＤ１は、単一の被検体Ｍを包含した分割データＤ２に変換される。分割部１３は、３次元空間データＤ１に包含される被検体Ｍの各々について分割データＤ２を生成する。したがって、３次元空間データＤ１から複数の分割データＤ２が生成されることになる。

[0053] 分割部１３は、マーカ特定部１７が特定した交点ｐＡ～ｐＥを基に３次元空間データＤ１の切り出しを実行する。すなわち、分割部１３が交点ｐＡに対応する被検体Ｍを３次元空間データＤ１から取り出そうとするとき、分割部１３は、交点ｐＡに対して所定の位置関係にある円柱形の領域を認識して、この領域を３次元空間データＤ１から取り出すことで分割データＤ２を生成するのである。分割部１３が認識する円柱形の領域と交点ｐとの位置関係を示すデータは、記憶部２８に記憶されている。

[0054] 分割部１３が認識する円柱形の領域は、図３におけるトレイ５ｃの有する被検体載置用の切欠部の全領域が収まるように定義されている。図３を参照すれば分かるように交点ｐとトレイ５ｃの切欠部の位置関係は、トレイ５ｃがホルダ５のどの位置にあろうとも一定である。したがって、３次元空間データＤ１においても、マーカ特定部１７が特定した交点ｐＡの位置と、Ａのマーカ５ｍが付されたトレイ５ｃの切欠部に相当する領域の位置とは、常に一定である。言い換えれば、３次元空間データＤ１における交点ｐＡの位置が分かれば、自ずと３次元空間データＤ１における被検体Ｍの位置が分かるということである。

[0055] 分割データＤ２は、解析画像生成部１４に送出される。解析画像生成部１４は、３次元マトリックスデータとなっている分割データＤ２を用いて２次元画像Ｐを生成する。生成される２次元画像Ｐとしては、例えば断層画像などがある。

[0056] 断層画像は、被検体Ｍの断層像を写し込んだ画像である。解析画像生成部１４は、分割データＤ２の全体に輝度調節などのデータ処理をして、被検体

Ｍをある平面で裁断したときの断層像が写り込んだ断層画像を生成する。

[0057] Ｘ線管３およびＦＰＤ４の回転について説明する。Ｘ線管３およびＦＰＤ４は、回転機構７により、天板２の伸びる方向に伸びた中心軸を中心に一体的に回転される。回転制御部８は回転機構７を制御するものである。回転機構７は、本発明の回転手段に相当する。

[0058] 表示部２５は、Ｘ線撮影により取得された２次元画像Ｐを表示する目的で設けられている。操作卓２６は、実験者によるＸ線照射開始などの指示を入力させる目的で設けられている。また、主制御部２７は、各制御部を統括的に制御する目的で設けられている。この主制御部２７は、ＣＰＵによって構成され、各種のプログラムを実行することにより各制御部６，８，１６および各部１１，１２，１４，１７を実現している。また、上述の各部は、それらを担当する演算装置に分割されて実行されてもよい。記憶部２８は、撮影に用いられるパラメータ、画像処理に伴って生成される中間画像等のＸ線断層撮影装置１の制御に関するパラメータの一切を記憶する。

[0059] ＜Ｘ線断層撮影装置の動作＞

次に、Ｘ線断層撮影装置の動作について説明する。Ｘ線断層撮影装置は、図１０のフローチャートに示す各ステップを実行することにより行われる。以降これらの各ステップについて順を追って説明する。下記の動作説明は、複数の被検体Ｍを一度に撮影してその被検体Ｍの各々についての解析画像を取得する場合におけるものである。

[0060] ＜被検体載置ステップＳ１＞

撮影に先立って、被検体Ｍが撮影中に移動しない様に被検体Ｍを麻酔しておく。ホルダ５に複数の被検体Ｍを収納する。そして、複数の被検体Ｍを収納したホルダ５は天板２に載置される。

[0061] ＜撮影開始ステップＳ２＞

実験者が操作卓２６を通じてＸ線断層撮影装置２０に断層撮影開始の指示を行うと、天板２が摺動し、被検体Ｍがガントリ１０の貫通孔の内部に導入される（図５参照）。Ｘ線管制御部６は、記憶部２８に記憶されている照射

時間・管電流・管電圧に従い、Ｘ線を間欠的に照射する。その間に回転機構７は、Ｘ線管３およびＦＰＤ４を回転させる。ＦＰＤ４は、Ｘ線管３が照射したＸ線のうち被検体Ｍを通過してきたＸ線を検出し、このときの検出データを画像生成部１１に送出する。

[0062] 画像生成部１１は、ＦＰＤ４から送出された検出データを画像化して、Ｘ線の強さがマッピングされた透視画像Ｐ０を生成する。ＦＰＤ４は、Ｘ線管３がＸ線を照射する度に検出データを画像生成部１１に送出するので、画像生成部１１は、複数枚の透視画像Ｐ０を生成することになる。Ｘ線管３およびＦＰＤ４が回転移動されながら複数枚の透視画像Ｐ０が取得されるのであるから、透視画像Ｐ０の各々には、被検体Ｍの透視像が透視する方向を変えながら写り込んでいることになる。Ｘ線管３およびＦＰＤ４が撮影開始から一回転したところで、Ｘ線管３はＸ線の照射を終了する。

[0063] 撮影開始後の天板２の移動について説明する。Ｘ線断層撮影装置２０は、一度の撮影で被検体Ｍの一部分しか撮影できない。Ｘ線断層撮影装置２０の撮影視野におけるＺ方向の幅が被検体ＭのＺ方向の幅よりも小さいからである。そこで、実施例１の構成によれば、上述のＸ線管３・ＦＰＤ４が一回転して終了する撮影を複数回行うことで、被検体Ｍの全体像について断層画像を取得するようにしている。すなわち、図１１の左側が示すように、まず被検体Ｍの尾部の撮影を行った後、天板２が摺動されることにより被検体Ｍとガントリ１０の相対位置を変更し、今度は図１１の中央が示すように、被検体Ｍの腹部の撮影を行う。その後、再び天板２を摺動して今度は図１１の右側が示すように被検体Ｍの頭部の撮影を行う。こうして、被検体全身について透視画像Ｐ０が取得される。

[0064] ＜空間データ生成ステップＳ３＞

透視画像Ｐ０は、空間データ生成部１２に送出される。空間データ生成部１２では、方向を変えながら撮影されることにより被検体Ｍの立体的な構造に関する情報を有している一連の透視画像Ｐ０を再構成してＸ線の通過の易さを表した輝度が３次元的に配列された３次元空間データＤ１を生成する。

[0065] ＜マーカ特定ステップＳ４＞

３次元空間データＤ１は、マーカ特定部１７および分割部１３に送出される。マーカ特定部１７は、３次元空間データＤ１にマーカ特定処理を施すことにより、３次元空間データＤ１における各トレイ５ｃが有する交点ｐの位置を特定する。この位置情報Ｄｍは、分割部１３に送出される。位置情報Ｄｍには、交点ｐの位置情報の他、トレイ５ｃを区別するための識別番号が付与されている。マーカ特定部１７は、異なる交点ｐＡ～ｐＥを検索する過程において、異なる交点を検索する度にこの位置情報に異なる識別番号を位置情報Ｄｍに付す。これにより、位置情報Ｄｍが示す交点ｐがどのトレイ５ｃについてのものなのかが判然とする。

[0066] ＜分割データ生成ステップＳ５＞

分割部１３は、位置情報Ｄｍを基に、３次元空間データＤ１を分割して単一の被検体Ｍを包含した分割データＤ２を３次元空間データＤ１に包含されている交点ｐ毎に生成する。この分割データＤ２には、マーカ特定部１７が位置情報Ｄｍに付した識別番号が受継されている。

[0067] ＜２次元画像生成ステップＳ６＞

分割データＤ２は解析画像生成部１４に送出される。解析画像生成部１４は、３次元ボクセルデータとなっている分割データＤ２に画像処理を施し、断層画像などの２次元画像Ｐ１を生成する。解析画像生成部１４は、分割データＤ２に付された識別番号を２次元画像Ｐ１に重ねて、表示部２５に送出する。表示部２５に２次元画像Ｐ１が表示されてＸ線断層撮影装置の動作は終了となる。

[0068] 以上のように、実施例１の構成によれば、作業効率が向上されたＸ線断層撮影層装置１が提供できる。すなわち、実施例１の構成によれば被検体Ｍの位置を示すマーカ５ｍが設けられたホルダ５を備える。３次元空間データＤ１が生成された後、これに包含されている各マーカ５ｍの位置を特定が特定され、各マーカ５ｍの位置の基づいて３次元空間データＤ１が分割される。これにより、３次元空間データＤ１は確実に単一の被検体Ｍを包含した分割

データＤ２に分割される。これにより、実験者が煩雑なトリミング作業をすることなく被検体Ｍの各々についてデータ解析ができるので、Ｘ線断層撮影層装置１の作業効率は高いものとなる。

[0069] また、ホルダ５に１つの被検体Ｍについて、それぞれ直交する３方向における被検体Ｍの位置を示す３つのマーカ５ｍが設けられていれば、３次元空間データＤ１における被検体Ｍの３次元的な位置が確実に１つに定まることになる。

[0070] また、上述のように３次元空間データＤ１のマーカ５ｍの位置を特定する際に、３次元空間データＤ１の断層画像を生成して、各断層画像のうちからマーカ５ｍが写り込んだ画像を検索するようにすれば、マーカ特定部１７は、３次元空間データＤ１におけるマーカ５ｍの位置を確実に特定することができる。

[0071] 上述のように、マーカ５ｍが被検体Ｍを個別に載置するトレイ５ｃに設けられていれば、３次元空間データＤ１におけるマーカ５ｍの位置は、確実に３次元空間データＤ１における被検体Ｍの各々の位置を示すことになる。

[0072] また、マーカ５ｍがトレイ５ｃをホルダ５の開口５ａから引き出すときの引手５ｄとなっていれば、実験者は容易に被検体Ｍをホルダ５に導入することができるので、一段と作業効率が向上したＸ線断層撮影層装置１が提供できる。

[0073] 上述のように、マーカ５ｍが３次元空間データＤ１において各被検体Ｍを識別する記号となっていれば、実験者にとってもマーカ特定部１７にとっても各被検体Ｍを識別することができることになり、実験者が被検体Ｍを取り違えて実験結果を導出することが防止できる。

実施例 2

[0074] 続いて実施例２に係る放射線断層撮影装置２０について説明する。実施例２に係る放射線断層撮影装置２０は、ＰＥＴ(Positron Emission Tomography)装置に組み込んだものとなっている。γ線は本発明における放射線に相当する。また、実施例１に係る放射線断層撮影装置は小動物撮影用となっている

。

[0075] 放射線断層撮影装置２０は、図１２に示す様に、ガントリ１０ａを有している。このガントリ１０ａは、Ｚ方向に伸びた貫通孔を有しており、天板２が挿通されている。

[0076] ガントリ１０ａの内部にはガントリ１０ａの形状にならって開口を有し、リング状となっている検出器リング３２が設けられている。この検出器リング３２は、γ線を検出可能な検出器がリング状に配列されて構成されている。検出器リング３２は、本発明の検出手段に相当する。

[0077] 同時計数部３３は、検出器リング３２から出力された検出データに同時計数処理を施す目的で設けられている。この同時計数部３３により検出器リング３２の異なる部分に同時に入射した消滅γ線対の検出頻度と検出位置とが特定される。同時計数部３３は、同時計数の結果を空間データ生成部３４に出力する。空間データ生成部３４は、同時計数部３３が特定した消滅γ線対の検出頻度と検出位置とを基に、消滅γ線対の発生位置を算出し、消滅γ線対の発生強度が３次元的にマッピングされた３次元空間データＤ１を生成する。放射線断層撮影装置２０は、実施例１と同様に分割部１３，解析画像生成部１４，およびマーカ特定部１７を有している。

[0078] 放射線断層撮影装置２０を用いて２次元画像Ｐ１を生成するには、まず、被検体Ｍに陽電子放出型の放射性薬剤が注射される。放射性薬剤は、被検体Ｍの病巣などの特定の部分に集中する性質を有している。放射性薬剤は陽電子を放出し、この陽電子は１８０度反対方向に飛び去る消滅γ線対を発生させる。したがって、被検体Ｍからは、消滅γ線対が放射されることになる。放射性薬剤の分布は被検体内で異なっているのであるから、消滅γ線対の発生の頻度は被検体Ｍの部分によって異なっていることになる。

[0079] 放射性薬剤の注射から十分に時間が経過した後、被検体Ｍは麻酔され、実施例１と同様にトレイ５ｃに導入され、ホルダ５に収納される。このときトレイ５ｃには実施例１と同様に被検体Ｍの位置を明確にする目的で設けられた板状のマーカ５ｍが設けられている。このマーカ５ｍは、ＰＥＴの３次元

空間データとして構成するため、対消滅放射線を発生する密封線源部材または放射性薬剤を注入できる容器として構成される。そして、複数の被検体Ｍを収納した状態となったホルダ５は、天板２に載置される。実験者が操作卓２６を通じて放射線断層撮影装置２０にＰＥＴ画像撮影開始の指示を行うと、天板２が摺動し、被検体Ｍがガントリ１０ａの貫通孔の内部に導入される（図１２参照）。この時点から検出器リング３２は、消滅γ線対の検出を開始し、空間データ生成部３４が消滅γ線対の発生強度が３次元的にマッピングされた３次元空間データＤ１を生成する。なお、撮影の際に、放射線断層撮影装置２０のＺ方向における視野範囲が被検体Ｍの全身をカバーしきれないときは、天板２をＺ方向に摺動させながら３次元空間データＤ１の生成をするようにしてもよい。

[0080] この３次元空間データＤ１は、被検体Ｍの放射性薬剤分布とマーカ５ｍを包含している。この３次元空間データＤ１は、マーカ特定部１７および分割部１３に送出され、分割データＤ２に分割される。そして、分割データＤ２は、解析画像生成部１４に送出され断層画像やＳＵＶ画像などの２次元画像Ｐ１に変換される。従って、分割部１３，解析画像生成部１４，マーカ特定部１７では、画像処理を被検体Ｍごとに独立して施すことにより２次元画像Ｐ１を生成するのである。この様にして生成された２次元画像Ｐ１が各被検体Ｍを区別する識別番号とともに表示部２５に表示されて撮影は終了となる。

[0081] ＳＵＶ(Standardized Uptake Value)画像は、ポジトロン放出断層撮影装置で３次元空間データＤ１を取得する場合に、放射性薬剤の分布を正規化して得られたＳＵＶ値を２次元的に配列した断層画像である。解析画像生成部１４は、被検体Ｍに投与した放射性薬剤の量と、被検体Ｍの体重とによって分割データＤ２の全体を正規化して、ＳＵＶ値を取得する。

[0082] 上述の構成は、本発明を放射線断層撮影装置２０に適用したものとなっている。すなわち、分割部１３，解析画像生成部１４，マーカ特定部１７を被検体Ｍから放射される放射線を測定することにより断層像を取得するタイプ

の放射線断層撮影装置２０に適用すれば、放射線断層撮影装置２０で一度に複数の被検体Ｍの撮影をしたとしても、実験の作業効率が低下しない放射線断層撮影装置２０が提供できる。

[0083] 本発明は、上述の構成に限られず、下記のように変形実施をすることができる。

[0084] （１）実施例１におけるトレイ５ｃの引手５ｄは、図３に示すようなＬ状となっていたが、これに代えて引手５ｄを図１３の左側に示すようなＴ状としてもよい。また、図３に示すように、実施例１においてはトレイ５ｃの引手５ｄが設けられている面にマーカ５ｍの１つが設けられていたが、これに代えてマーカ５ｍを図１３の右側に示すようにトレイ５ｃの端面のうち、引手５ｄが設けられていない面にマーカ５ｍを設けるようにしてもよい。このようにマーカ５ｍの配置は、適宜変更することができる。トレイ５ｃにおけるマーカ５ｍの位置を変更すれば、交点ｐの位置もこれに合わせて変更されることになる。

[0085] （２）上述の構成によれば、分割データＤ２は、３次元空間データＤ１を円柱形に切り出して生成されたものであるが、本発明はこれに限らない。分割部１３が３次元空間データＤ１を切り出すときの形状は、適宜変更可能である。また、操作卓２６を通じて切り出しの形状を実験者に選択させるようにしてもよい。

[0086] （３）また、分割部１３は、３次元空間データＤ１を直列に並ぶ被検体Ｍのデータの各々を分断するようにして分割データＤ２を切り出すようにしてもよい。すなわち、分割部１３は、交点ｐを参照しながら図１４に示すように３体直列して並ぶ被検体Ｍのデータを被検体Ｍごとに切り出すように図１４に示す破線の位置で３次元空間データＤ１を分割して分割データＤ２を生成するようにしてもよい。

[0087] （４）実施例１に係るデータ処理装置は、Ｘ線撮影装置やＰＥＴ装置に限られず、ＭＲＩやＳＰＥＣＴなどのその他の断層撮影装置にも搭載できる。また複数の断層装置を組み合わせた装置たとえばＰＥＴ－ＣＴ装置にも搭載

できる。

産業上の利用可能性

[0088] 本発明は、研究用の放射線断層撮影装置に適している。

符号の説明

[0089] Ｄ１　３次元空間データ

Ｄ２　分割データ

２　天板

３　Ｘ線管（放射線源）

４　ＦＰＤ（検出手段）

５　ホルダ

５ａ　開口（凹部）

５ｃ　トレイ

５ｄ　引手

５ｍ　マーカ

７　回転機構（回転手段）

１２　空間データ生成部（データ生成手段）

１３　分割部（分割手段）

１５　天板移動機構（天板移動手段）

１７　マーカ特定部（マーカ特定手段）

３２　検出器リング（検出手段）

請求の範囲

[請求項1] 放射線を検出する検出手段と、

被検体の位置を示すマーカが設けられた複数被検体保持用のホルダと、

前記検出手段が出力する検出信号を基に、複数の前記マーカおよび複数の被検体を包含した３次元空間データを生成するデータ生成手段と、

前記３次元空間データにおける各マーカの位置を特定するマーカ特定手段と、

特定された前記マーカの位置に基づいて前記３次元空間データを分割して単一の被検体を包含した分割データを生成する分割手段を備えることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項2] 請求項１に記載の放射線断層撮影装置において、

前記ホルダには、１つの被検体について、それぞれ直交する３方向における被検体の位置を示す３つの前記マーカが設けられていることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項3] 請求項１または請求項２に記載の放射線断層撮影装置において、

前記マーカ特定手段は前記３次元空間データの断層画像を生成して、各断層画像のうちから前記マーカが写り込んだ画像を検索することにより前記マーカの位置を特定することを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項4] 請求項１ないし請求項３のいずれかに記載の放射線断層撮影装置において、

前記ホルダには被検体を個別に載置するトレイと、前記トレイを導入する凹部とが設けられており、前記マーカは前記トレイに備えられていることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項5] 請求項４に記載の放射線断層撮影装置において、

前記マーカは、前記トレイを前記凹部から引き出すときの引手に設

けられていることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項6] 請求項１ないし請求項５のいずれかに記載の放射線断層撮影装置において、

前記マーカは、前記３次元空間データにおいて各被検体を識別する記号となっていることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項7] 請求項１ないし請求項６のいずれかに記載の放射線断層撮影装置において、

前記ホルダを載置する天板と、

前記天板を放射線断層装置の開口部の直交方向に移動させる天板移動手段とを備えることを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項8] 請求項１ないし請求項７のいずれかに記載の放射線断層撮影装置において、

放射線を照射する放射線源と、

前記放射線源および前記検出手段を回転させる回転手段とを備え、

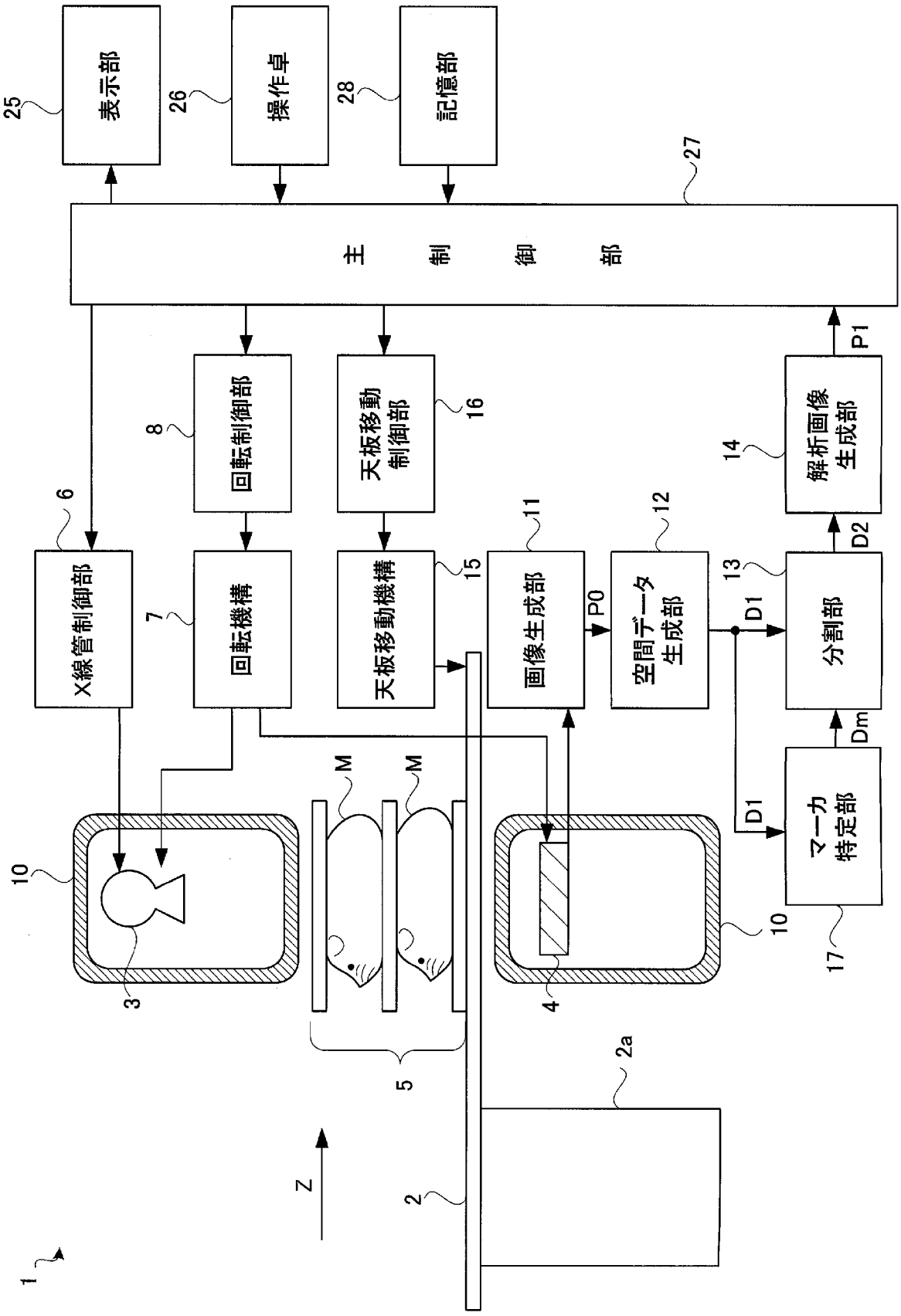
前記検出手段は、前記放射線源から発生して被検体を透過してきた放射線を検出することを特徴とする放射線断層撮影装置。

[請求項9] 請求項１ないし請求項７のいずれかに記載の放射線断層撮影装置において、

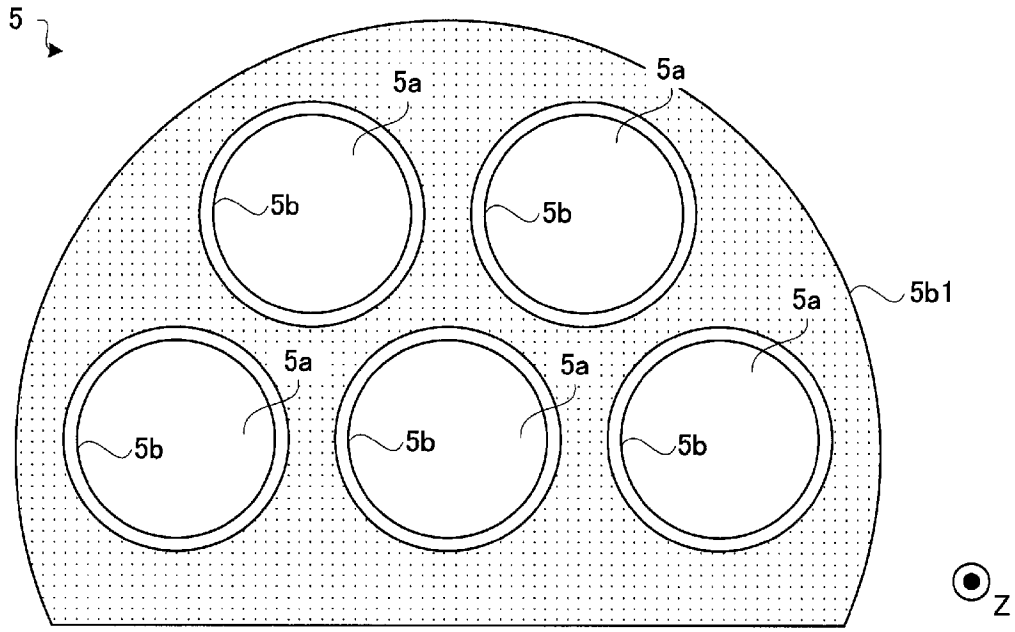
前記検出手段は被検体から発せられる放射線を検出する検出器リングであり、

ポジトロン放出断層撮影装置として構成されていることを特徴とする放射線断層撮影装置。

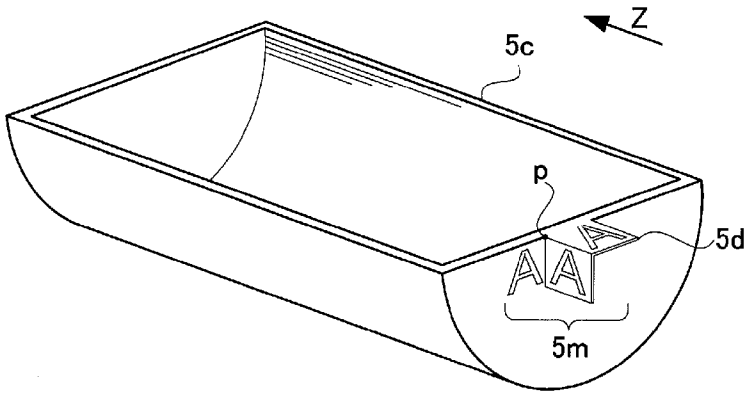
[図1]


表示部
操作卓
記憶部
主制御部
回転制御部
天板移動制御部
解析画像生成部
X線管制御部
回転機構
天板移動機構
画像生成部
空間データ生成部
分割部
マーカ特定部
25
26
28
27
8
16
14
6
7
15
11
12
13
17
P1
D2
P0
D1
Dm
M
10
3
4
5
2
2a
Z
1

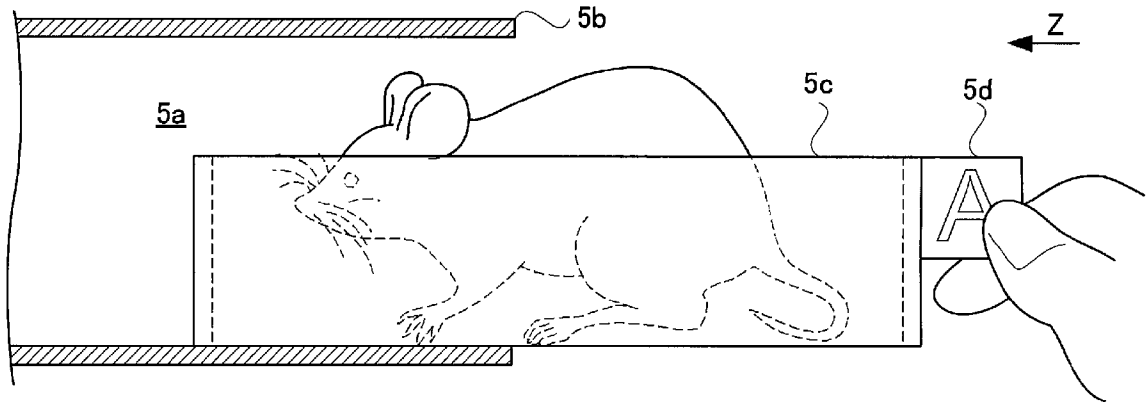
[図2]



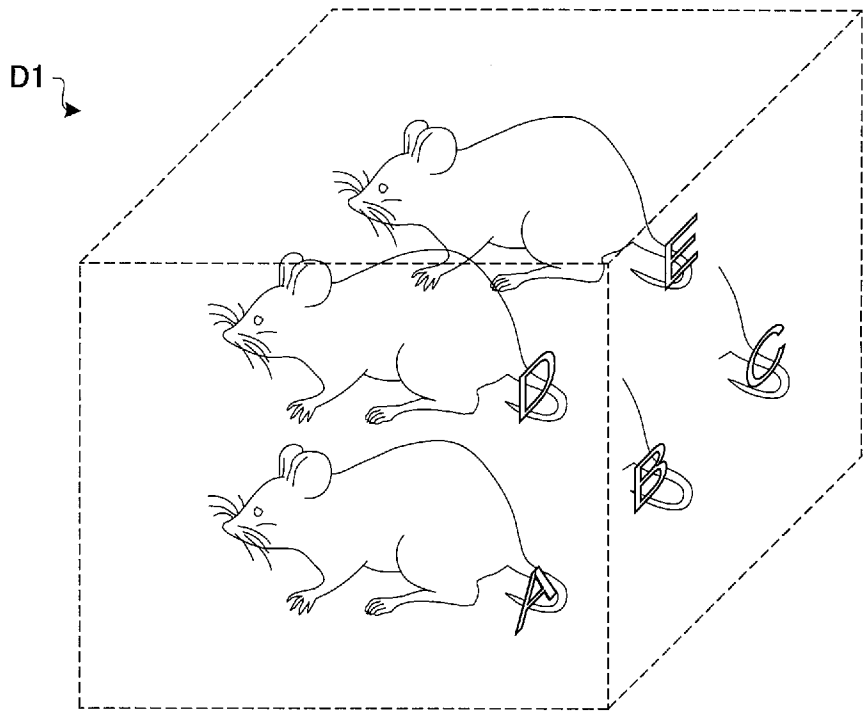
[図3]



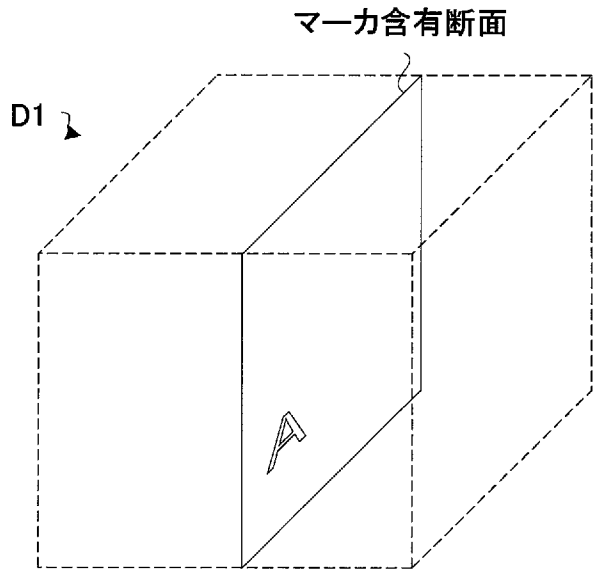
[図4]



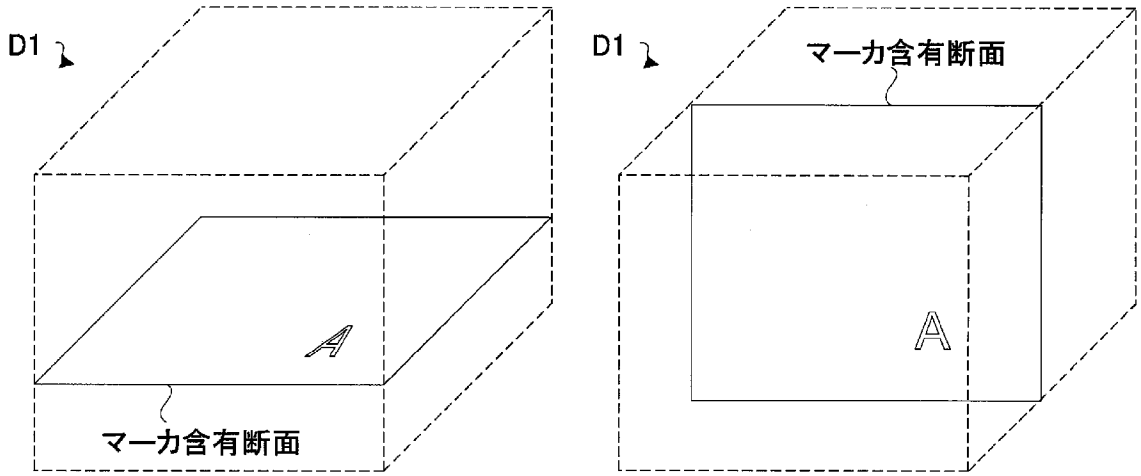
[図5]



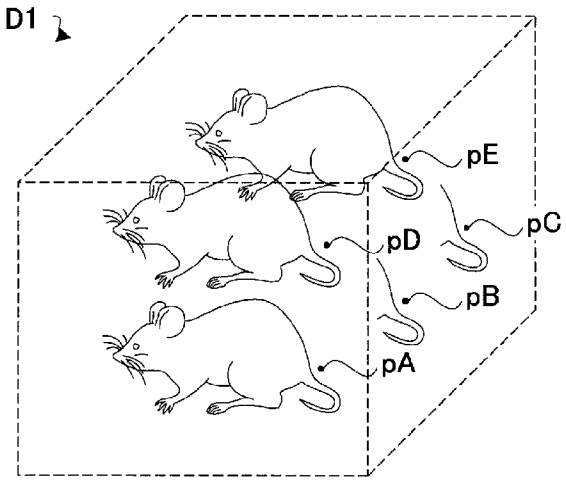
[図6]



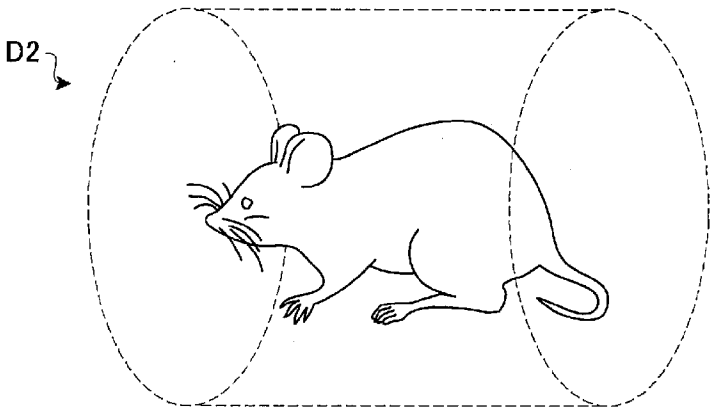
[図7]



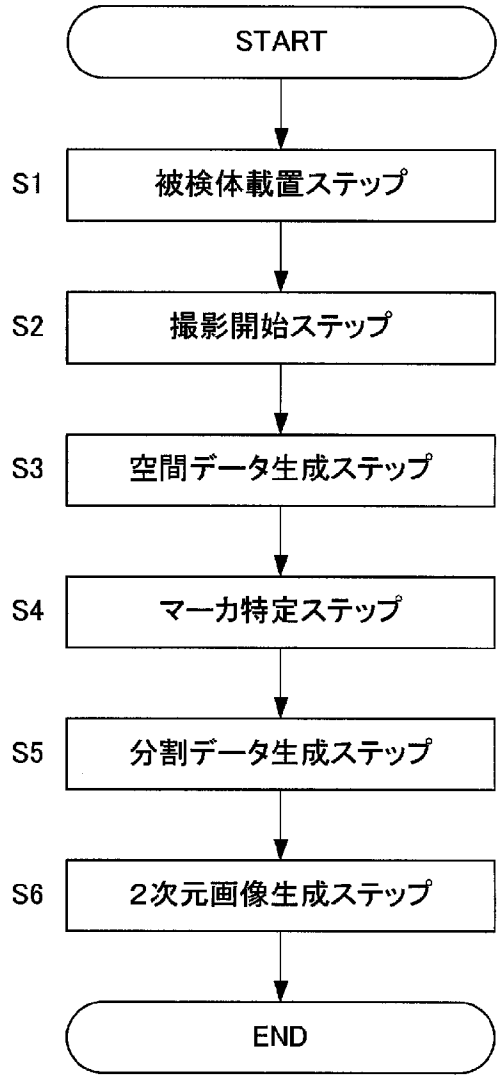
[図8]



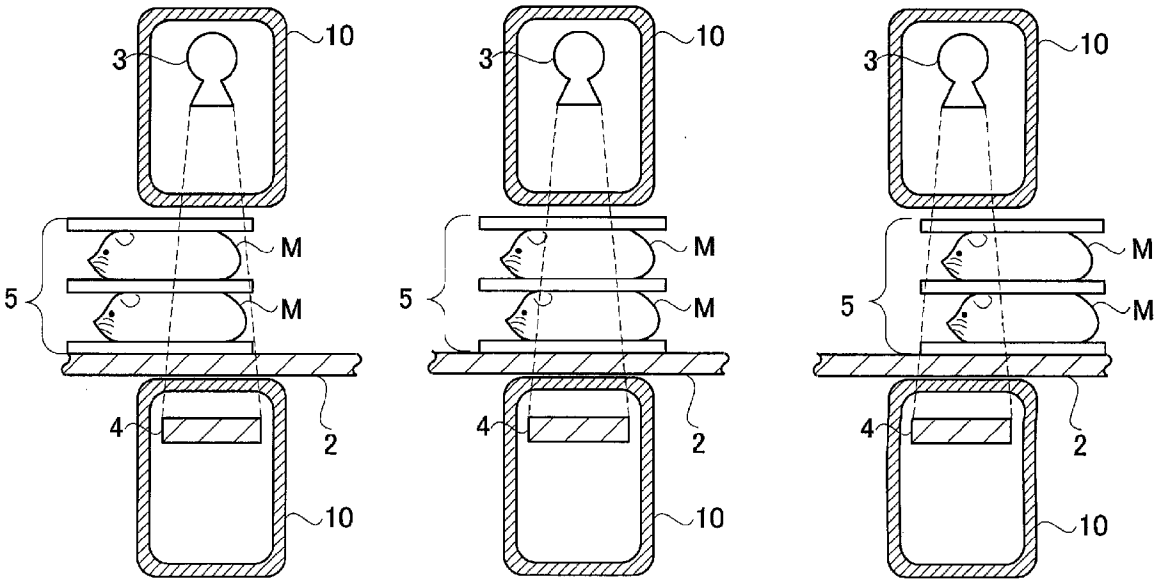
[図9]



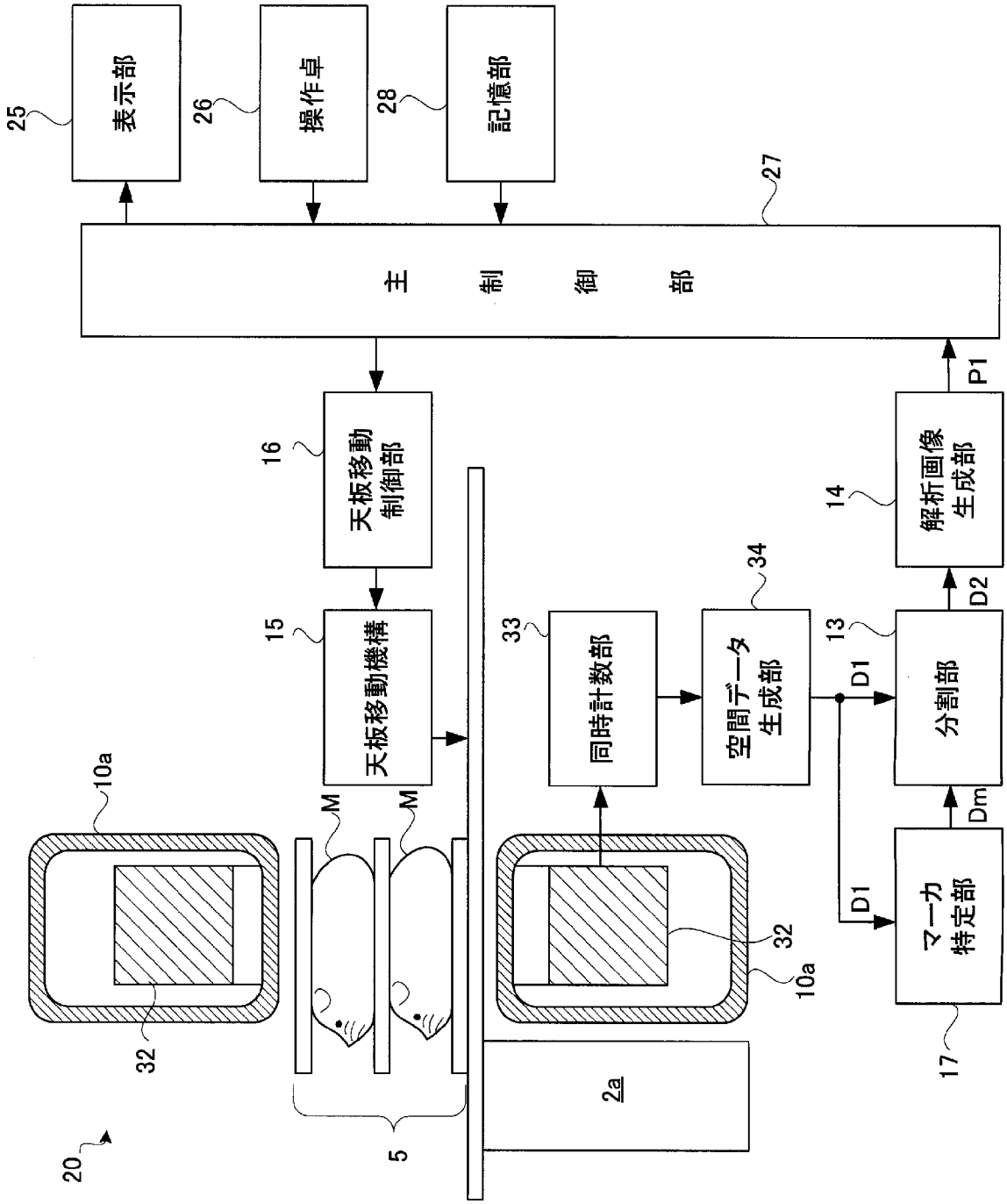
[図10]


START
S1
被検体載置ステップ
S2
撮影開始ステップ
S3
空間データ生成ステップ
S4
マーカ特定ステップ
S5
分割データ生成ステップ
S6
2次元画像生成ステップ
END

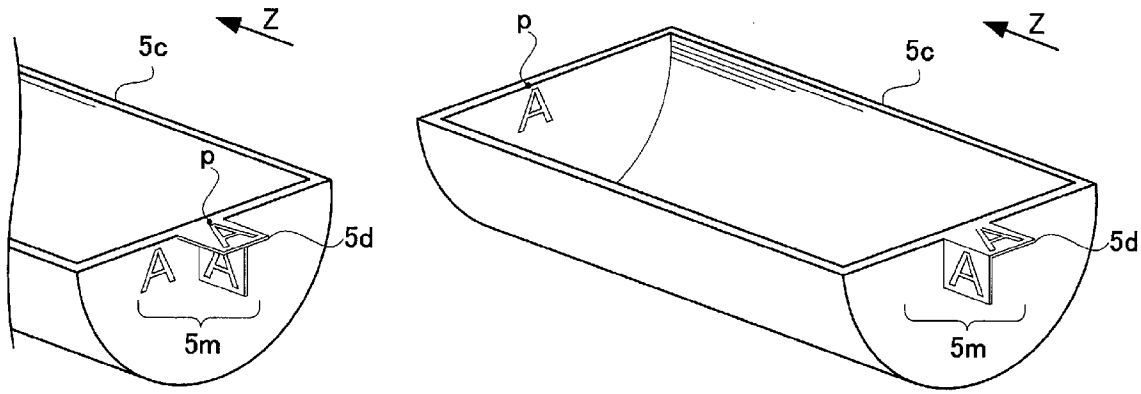
[図11]


10
3
M
M
5
4
2
10
10
3
M
M
5
4
2
10
10
3
M
M
5
4
2
10

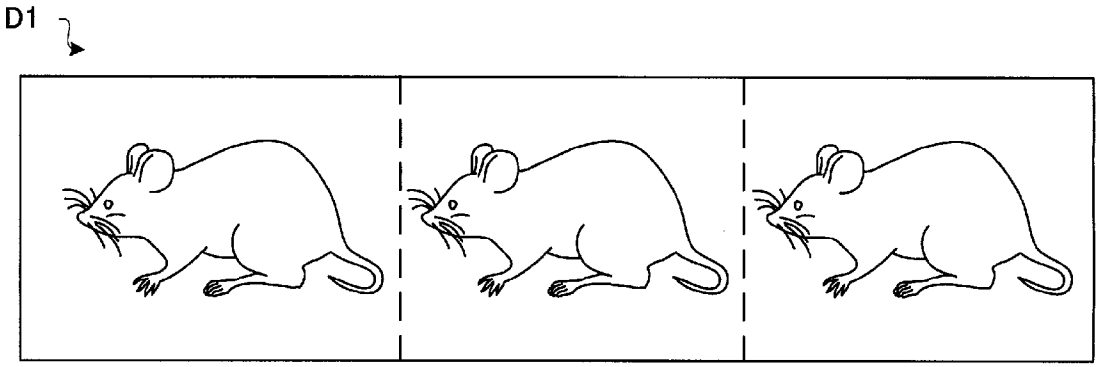
[図12]


25
表示部
26
操作卓
28
記憶部
27
主制御部
16
天板移動制御部
15
天板移動機構
33
同時計数部
34
空間データ生成部
13
分割部
14
解析画像生成部
P1
D2
D1
Dm
マーカ特定部
17
10a
M
M
32
2a
5
20

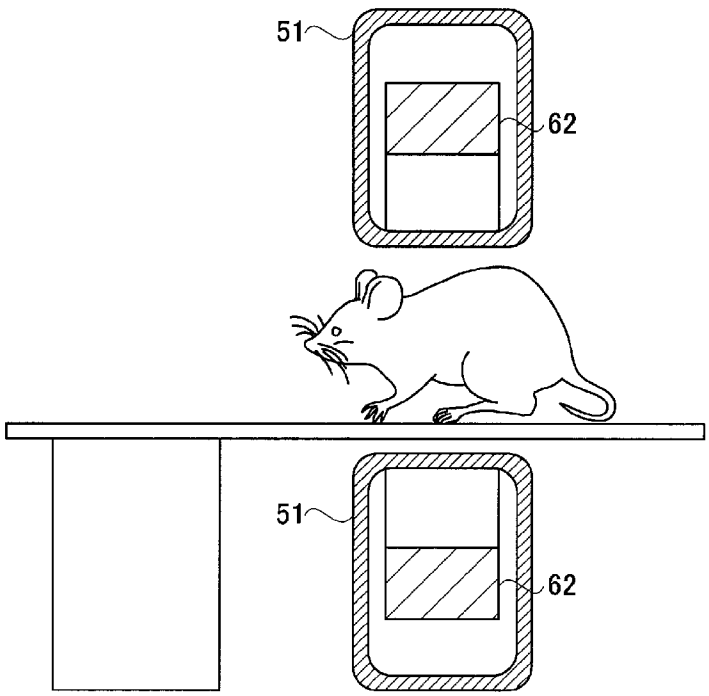
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/006268

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/04(2006.01)i, *A61B6/03*(2006.01)i, *G01N23/04*(2006.01)i, *G01T1/161*(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)
G01N23/00-G01N23/227, G01B15/00-G01B15/08, A61B6/04-A61B6/14, G01T1/00-G01T1/40

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2005-140561 A (Aloka System Engineering Co., Ltd.), 02 June 2005 (02.06.2005), paragraphs [0047], [0059], [0063]; fig. 1, 4, 8 (Family: none)	1-4,6-9 5
Y	JP 2009-281764 A (Aloka Co., Ltd.), 03 December 2009 (03.12.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-4,6-9
Y	JP 2003-302500 A (Chubu Medical Co., Ltd.), 24 October 2003 (24.10.2003), claim 6 (Family: none)	6,9

☒ 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	Date of mailing of the international search report
31 January, 2012 (31.01.12)	14 February, 2012 (14.02.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/006268

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 6-7161 B2 (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 26 January 1994 (26.01.1994), fig. 1 (Family: none)	9
A	JP 2006-84467 A (Hitachi, Ltd.), 30 March 2006 (30.03.2006), entire text; all drawings & US 2006/0056577 A1 & EP 1635168 A2	1-9
A	JP 60-214244 A (Hitachi Medical Corp.), 26 October 1985 (26.10.1985), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／００６２６８

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/04(2006.01)i, A61B6/03(2006.01)i, G01N23/04(2006.01)i, G01T1/161(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.　G01N23/00-G01N23/227, G01B15/00-G01B15/08
A61B 6/04-A61B 6/14 ,
G01T 1/00-G01T 1/40 ,

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	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２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）

JSTPlus(JDreamII)

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 A	JP 2005-140561 A（アロカシステムエンジニアリング株式会社）2005.06.02,　【００４７】,【００５９】,【００６３】,図１，図４，図８（ファミリーなし）	1-4,6-9 5
Y	JP 2009-281764 A（アロカ株式会社）2009.12.03,　全文，全図（ファミリーなし）	1-4,6-9
Y	JP 2003-302500 A（株式会社中部メディカル）2003.10.24,　請求項６（ファミリーなし）	6,9

☑　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 ３１．０１．２０１２	国際調査報告の発送日 １４．０２．２０１２
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｗ　４００５ 比嘉　翔一 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　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 6-7161 B2（浜松ホトニクス株式会社）1994.01.26，図１（ファミリーなし）	9
A	JP 2006-84467 A（株式会社日立製作所）2006.03.30，全文，全図 & US 2006/0056577 A1 & EP 1635168 A2	1-9
A	JP 60-214244 A（株式会社日立メディコ）1985.10.26，全文，全図（ファミリーなし）	1-9