

(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  
2013年9月6日(06.09.2013)



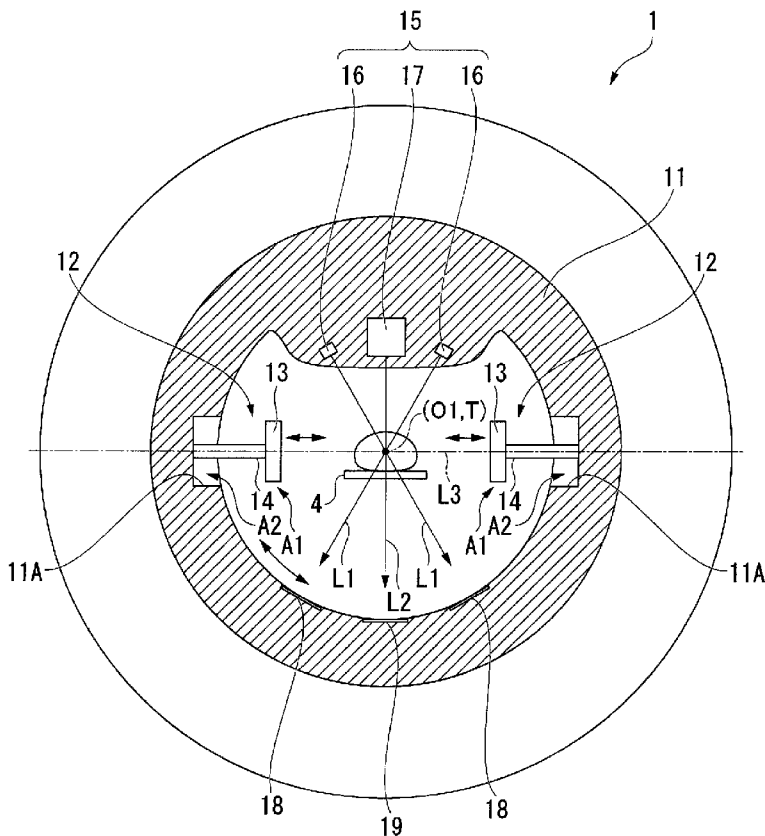
(10) 国際公開番号  
WO 2013/128770 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61N 5/10 (2006.01) G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/083484
- (22) 国際出願日: 2012年12月25日(25.12.2012)
- (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 2012-044535 2012年2月29日(29.02.2012) JP
- (71) 出願人: 三菱重工業株式会社 (MITSUBISHI HEAVY INDUSTRIES, LTD.) [JP/JP]; 〒1088215 東京都港区港南二丁目16番5号 Tokyo (JP). 国立大学法人北海道大学 (NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION HOKKAIDO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒0600808 北海道札幌市北区北8条西5丁目 Hokkaido (JP).
- (72) 発明者: 石川 正純 (ISHIKAWA Masayori); 〒0600808 北海道札幌市北区北8条西5丁目 国立大学法人北海道大学内 Hokkaido (JP). 吉田 光宏 (YOSHIDA Mitsuhiko); 〒1088215 東京都港区港南二丁目16番5号 三菱重工業株式会社内 Tokyo (JP). 半田 隆信 (HANDA Takanobu); 〒1088215 東京都港区港南二丁目16番5号 三菱重工業株式会社内 Tokyo (JP). 青井 辰史 (AOI Tatsufumi); 〒1088215 東京都港区港南二丁目16番5号 三菱重工業株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 森 隆一郎, 外 (MORI Ryuichirou et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目9番2号 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, 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,

[続葉有]

(54) Title: X-RAY THERAPY SYSTEM AND IRRADIATION FIELD DETERMINING METHOD

(54) 発明の名称: X線治療システム及び照射野決定方法



(57) Abstract: This X-ray therapy system is provided with a gantry (11), a detection apparatus for PET (12), which is provided in the gantry (11), and an irradiation unit (15), which is provided in the gantry (11), and radiates an X-ray to a patient. The detection apparatus for PET (12) has a pair of photon detecting units (13), and photon detecting unit moving apparatuses (14), which move the pair of photon detecting units (13) with respect to the gantry (11).

(57) 要約: このX線治療システムは、ガントリー(11)と、ガントリー(11)に設けられたPET用検出装置(12)と、ガントリー(11)に設けられ患者に対してX線を照射する照射部(15)と、を備える。PET用検出装置(12)は、一对の光子検出部(13)と、ガントリー(11)に対して一对の光子検出部(13)を移動させる光子検出部移動装置(14)と、を有している。

WO 2013/128770 A1



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, 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.

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).

(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

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

**発明の名称**： X線治療システム及び照射野決定方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、X線治療システム及び照射野決定方法に関する。本願は、2012年2月29日に、日本に出願された特願2012-044535号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

### 背景技術

[0002] 従来、コンピュータ断層撮影（CT）をするための装置と陽電子放射断層撮影（PET）をするための装置とが一体化されたシステムが知られている。たとえば、特許文献1には、X線CT検査をするためのCTガントリーと、PET検査をするためのPETガントリーとを備えた医用画像診断装置が開示されている。特許文献1に記載の装置によれば、一方のガントリーから他方のガントリーへ患者を移動させることによってX線CT検査とPET検査とを行なうことができる。

[0003] また、癌組織等の病変部に放射線を照射することによって病変部の治療をする場合に、病変部の位置を特定するためにPET検査装置を用いてPET検査を行っていることが知られている。この場合、PET検査を行なった後に患者を乗せたベッドを放射線治療装置へと移動させて放射線の照射を行なう場合がある。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1：特開2005-121530号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、PET検査装置と放射線治療装置とが別々に分かれて配置されていると、PET検査装置から放射線治療装置へと患者を移動させる必要がある。すると、PET検査装置を用いて得られた病変部の位置及びその他診断

情報に正確に対応する位置に放射線を照射するのが難しい。

また、特許文献1に記載されたように患者を乗せたベッドを移動させる場合にも、ベッドを移動させることによってベッド上における患者の位置が変化する可能性があり、厳密な位置合わせが困難である。

[0006] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、PET検査によって病変部の位置を検出した結果が精度良く放射線の照射位置に反映される放射線治療システム（例えばX線治療システム）及び照射野決定方法を提供することを目的とする。

### 課題を解決するための手段

[0007] 本発明の第一の態様に係るX線治療システムは、患者が内部に配置される環状のガントリーと、前記ガントリーに設けられ前記患者に対して陽電子放射断層撮影（PET）をするためのPET用検出装置と、前記ガントリーに設けられ前記患者に対してX線を照射する照射部と、前記ガントリーを所定の回転中心回りに回転動作させる回転駆動部と、を備える。前記PET用検出装置は、前記患者に投与されたトレーサー核種の核崩壊に基づいて患者から放出される光子を検出するために前記患者を間に挟んで対向配置された一对の光子検出部と、前記一对の光子検出部と前記ガントリーとの各々に連結され前記ガントリーに対して前記一对の光子検出部を移動させる光子検出部移動装置と、を有する。前記回転駆動部は、前記ガントリーを前記所定の回転中心回りに回転動作させることにより前記照射部および前記PET用検出装置を前記所定の回転中心回りに回転動作させる。前記光子検出部移動装置は、前記PETにおける光子の検出をする場合には前記患者から所定距離だけ離れた位置に前記一对の光子検出部を配置し、前記照射部から前記患者へ前記X線を照射する場合には前記X線の照射が開始される前に前記一对の光子検出部を前記患者から前記所定距離よりもさらに離れた退避位置へ移動させるように構成される。

[0008] 本発明の第二の態様によれば、第一の態様に係るX線治療システムにおいて、前記退避位置は、前記X線の照射範囲外であり、且つ前記X線による散

乱線が前記一对の光子検出部に到達可能な範囲外に位置し、前記所定距離は、前記X線の照射範囲内若しくは前記X線による散乱線が前記一对の光子検出部に到達可能な範囲内に設定される。

なお、検出位置が前記X線の照射範囲外であれば一对の光子検出部の退避は不要である。

[0009] 本発明の第三の態様によれば、第一の態様に係るX線治療システムにおいて、前記ガントリーの内周面には、前記一对の光子検出部が入り込む一对の凹形状部が開口され、前記凹形状部の内部が前記退避位置である。

[0010] 本発明の第四の態様によれば、第一の態様に係るX線治療システムにおいて、前記一对の光子検出部は前記所定の回転中心を間に挟んで対向配置されている。

[0011] 本発明の第五の態様によれば、第一の態様に係るX線治療システムにおいて、前記一对の光子検出部はアイソセンターを間に挟んで対向配置されている。

[0012] 本発明の第六の態様によれば、第一の態様に係るX線治療システムにおいて、前記照射部は、X線透視画像とX線CT画像との少なくとも何れかを取得するためにkV-X線を照射するkV-X線照射部と、前記患者の体内の病変部に対する治療をするためにMVビームを照射するMVビーム照射部と、を有する。そして、前記一对の光子検出部は、前記kV-X線の照射方向と前記MVビームの照射方向との両方に交差する線上に配置されている。

[0013] 本発明の第七の態様に係る照射野決定方法は、第一から第六のいずれかの態様に係るX線治療システムを使用した照射野決定方法であって、前記X線を照射する所定の方向から前記一对の光子検出部を使用して患者の画像を取得し、前記画像に基づいて、MVビームの照射野内に病変部が含まれていることを確認し、前記回転駆動部が前記ガントリーを回転させることによって前記ガントリーに設けられた前記照射部を回転させて前記照射部からの前記X線の照射方向を前記所定の方向とし、前記照射部から前記X線を前記所定の方向へ照射する。

- [0014] 上記態様に係る照射野決定方法によれば、例えば治療直前に一对の光子検出部の軸がMVビーム照射方向と一致するように設定され、治療MVビームを照射する方向から前記患者の画像を取得してX線の照射対象の二次元の位置が決定される。次に、前記ガントリーを回転させることによって、MVビーム照射方向を光子検出部の軸と一致させる。この結果、決定された位置にX線を正確に照射することができる。
- [0015] 本発明の第八の態様によれば、第七の態様に係る照射野決定方法において、前記画像の取得後前記X線の照射前に、前記回転駆動部が前記ガントリーを回転させることによって、前記ガントリーに設けられた前記一对の光子検出部を回転させ、前記一对の光子検出部を使用して前記所定の方角であって前記所定の方角とは異なる方向から前記画像とは異なる前記患者の第二の画像を取得する。さらに、前記光子検出部を用いた画像の取得開始時から前記照射部を用いたX線の照射開始前までの間に前記X線の照射対象の位置を少なくとも前記画像と前記第二の画像とを用いて決定する。
- [0016] 上記態様に係る照射野決定方法においては、一对の光子検出部を備えたPET用検出装置が採用されており、光子検出面内の分解能が高い反面、光子検出面に垂直な方向の分解能がやや劣る場合がある。これに対して、ガントリーを回転させて取得される複数の画像を用いてX線照射対象の位置を決定することにより、光子検出面に垂直な方向の分解能を上げることができる。また、この場合、X線照射対象の三次元の位置を正確に決定することができる。
- [0017] 本発明の第九の態様によれば、第七または第八の態様に係る照射野決定方法において、X線透視画像と前記のPET画像とを重ねあわせることによって前記照射対象の位置を決定する。
- [0018] 本発明の第十の態様によれば、第七または第八の態様に係る照射野決定方法において、前記一对の光子検出部を使用して得られた画像に基づいて前記患者に対する治療計画を生成し、前記治療計画に沿って前記照射部から前記患者へ前記X線を照射する。そのため、例えば、前記患者に対する治療計画

を生成する場合に、前記一对の光子検出部を使用して得られた画像に基づいて照射部を評価することも可能である。

[0019] 本発明の第十一の態様によれば、第八の態様に係る照射野決定方法において、前記画像及び前記第二の画像に基づいて、前記MVビームの照射野内に病変部が含まれていることを確認する。

### 発明の効果

[0020] 上記放射線治療システムによれば、PET検査によって病変部の位置を検出した結果を、照射部からの放射線の照射位置に精度良く反映させることができる。さらに、照射部から放射線を照射する際に光子検出部移動装置が一对の光子検出部を退避させることができるので、照射部から照射される放射線による光子検出部への影響を低く抑えることができる。

### 図面の簡単な説明

- [0021] [図1]本発明の一実施形態に係る放射線治療システムを示す正面図である。
- [図2]本発明の一実施形態に係る放射線治療システムの一部を示す斜視図である。
- [図3]本発明の一実施形態に係る放射線治療システムの内部構造を示す正面図である。
- [図4]本発明の一実施形態に係る放射線治療システムの内部構造を示す斜視図である。
- [図5]本発明の一実施形態に係る放射線治療システムにおけるPET用検出装置を示す部分断面図である。
- [図6]本発明の一実施形態に係る放射線治療システムの使用時の動作を説明するためのフローチャートである。
- [図7]本発明の一実施形態に係る放射線治療システムの使用時の一過程を示す説明図である。
- [図8A]本実施形態に係るPET用検出装置と既存の対向型PET装置とにおける光子の検出状態を検討するための実験装置を示す模式図である。
- [図8B]本実施形態に係るPET用検出装置と既存の対向型PET装置とにお

ける光子の検出状態を検討するための実験装置を示す模式図である。

[図9]本実施形態に係るPET用検出装置を使用した検出結果を示す図である。

[図10]本実施形態に係るPET用検出装置を使用した検出結果と既存の対向型PET装置を使用した検出結果とを示すグラフである。

### 発明を実施するための形態

[0022] 本発明の一実施形態に係る放射線治療システム（例えばX線治療システム）について説明する。図1は、本実施形態に係る放射線治療システム1を示す正面図である。

[0023] 本実施形態に係る放射線治療システムは、患者の体内へ向かって放射線を照射することにより治療を行なう装置を備えたシステムである。

図1に示すように、放射線治療システム1は、カウチ2と、環状のガントリー11を備えたリング部7と、PET用検出装置12と、照射部15と、回転駆動部20とを備えている。

[0024] カウチ2は、患者をガントリー11内に配置するための装置である。カウチ2は、基台部3と、基台部3に対して相対移動するベッド4と、基台部3に対してベッド4を相対移動させる移動機構6とを有している。

[0025] 基台部3は、放射線治療システム1が設置される床面に載置若しくは固定されており、ガントリー11の高さ方向の寸法に対応した高さを有している。基台部3の高さは、環状のガントリー11の略中心にベッド4を配置することができる程度の高さで構成されており、ベッド4の厳密な位置は移動機構6によって規定される。

[0026] ベッド4は、略平板状の天面部5を有している。天面部5は、患者を寝た状態、その他診断や治療に必要な体位となる状態で乗せられるように構成されている。

[0027] 移動機構6は、鉛直軸Z1および互いに直交する2つの水平軸X1, Y1を自由度として有している。すなわち、移動機構6は、鉛直軸Z1方向へベッド4を進退移動させ、鉛直軸Z1回りにベッド4を回転移動させ、各水平

軸 X 1, Y 1 方向へベッド 4 を進退移動させ、各水平軸 X 1, Y 1 回りにベッド 4 を回転移動させることができる。移動機構 6 は、後述する PET 用検出装置 1 2 によって検出された結果に基づいてベッド 4 を移動させるように構成されている。

[0028] 図 2 は、本実施形態に係る放射線治療システム 1 の一部を示す斜視図である。図 3 は、本実施形態に係る放射線治療システム 1 の内部構造を示す正面図である。図 4 は、本実施形態に係る放射線治療システム 1 の内部構造を示す斜視図である。

図 2 に示すリング部 7 は、図 1 に示すカウチ 2 のベッド 4 上に乗せられた患者が内部に配置され、診断および治療を受けるための機構である。図 2 ないし図 4 に示すように、リング部 7 は、基部 8 と、環状の本体部 9 と、本体部 9 に連結されたガントリー 1 1 とを備える。

[0029] 基部 8 は、放射線治療システム 1 が設置される床面に固定されており、本体部 9 の全体を支持する。本実施形態では、基部 8 の一部は床面内に配されており、基部 8 には、本実施形態における回転駆動部 2 0 の一部である水平揺動部 2 1 が配されている。水平揺動部 2 1 は、ガントリー 1 1 の回転中心 O 1 を通る鉛直軸回りにリング部 7 を所定の角度の範囲において回転駆動させる装置である。

[0030] 本体部 9 は、下端部が基部 8 に連結された環状のフレーム 1 0 を有している。本体部 9 は、基部 8 に設けられた水平揺動部 2 1 によって鉛直軸回りに揺動する。本実施形態では、本体部 9 における環状のフレーム 1 0 の中心は、ガントリー 1 1 の回転中心 O 1 と一致しており、照射部 1 5 から照射される放射線におけるアイソセンターとなる。

[0031] ガントリー 1 1 は、本体部 9 のフレーム 1 0 の内側に配され、フレーム 1 0 に沿って回転移動される環状部材である。ガントリー 1 1 には、PET 用検出装置 1 2 と、放射線を照射する照射部 1 5 と、回転駆動部 2 0 の周方向回転部 2 2 とが取り付けられている。

[0032] 図 5 は、本実施形態に係る放射線治療システム 1 における PET 用検出装

置 1 2 を示す部分断面図である。

図 5 に示すように、PET 用検出装置 1 2 は、患者に対して陽電子放射断層撮影 (PET) をするために設けられており、一对の光子検出部 1 3 と、光子検出部移動装置 1 4 とを有している。

[0033] 一对の光子検出部 1 3 は、患者に投与されたトレーサー核種の崩壊に基づいて患者から放出される光子を検出する目的で、患者を間に挟んで対向配置されるように設けられている。すなわち、一对の光子検出部 1 3 は、ガントリー 1 1 における所定の回転中心 O 1 を間に挟んで対向配置されている。また、本実施形態では、ガントリー 1 1 の回転中心 O 1 へ向けて照射部 1 5 から放射線が照射され、所定の回転中心 O 1 は放射線治療システム 1 におけるアイソセンターとなる。

本実施形態では、一对の光子検出部 1 3 の各々は平板形状を有する。また、光子検出部 1 3 は、図示しない PET 診断用コンピュータシステムに接続されている。

[0034] 光子検出部移動装置 1 4 は、光子検出部 1 3 をガントリー 1 1 に連結し、光子検出部 1 3 をガントリー 1 1 に対して移動させる装置である。本実施形態では、光子検出部移動装置 1 4 は、照射部 1 5 から照射される放射線若しくは放射線の散乱線が光子検出部 1 3 に当たることによる光子検出部 1 3 への悪影響を低く抑える目的で設けられている。すなわち、光子検出部移動装置 1 4 は、PET 検査における光子の検出をする場合には、患者から所定距離で離れた位置 (検査位置 A 1) に一对の光子検出部 1 3 を配置する。また、光子検出部移動装置 1 4 は、照射部 1 5 から患者へ放射線を照射する場合には、必要に応じて放射線の照射が開始される前に、患者から上記所定距離よりさらに離れた位置である退避位置 A 2 へ一对の光子検出部 1 3 を移動させる。

[0035] 退避位置 A 2 は、照射部 1 5 から照射される放射線の照射方向及び照射範囲に基づいて位置が設定されている。退避位置 A 2 は、放射線の照射範囲外であって且つ放射線による散乱線が光子検出部 1 3 に到達可能な範囲外に位

置している。具体的には、退避位置 A 2 は、ガントリー 1 1 内に設けられている。本実施形態では、ガントリー 1 1 の内周面には、一对の光子検出部 1 3 が入り込む一对の凹形状部 1 1 A が開口されている。そして、凹形状部 1 1 A 内が光子検出部 1 3 の退避位置 A 2 に設定されている。さらに、凹形状部 1 1 A の内面には、上記光子検出部移動装置 1 4 が固定されている。また、必要に応じて、凹形状部 1 1 A の開口部分には、放射線若しくは散乱線を遮蔽する蓋部材を配することもできる。

[0036] また、光子検出部移動装置 1 4 は、患者に対する光子検出部 1 3 の距離を変更することができる。たとえば、一对の光子検出部 1 3 間の距離を光子検出部移動装置 1 4 により変更することにより、PET 検査における感度と分解能のバランスを調整することができる。本実施形態では、上記所定距離は、放射線の照射範囲内若しくは放射線による散乱線が一对の光子検出部 1 3 に到達可能な範囲内に位置していてもよい。これは、PET 検査をする際には、照射部 1 5 から放射線が照射されないので、光子検出部 1 3 への悪影響が生じないからである。

光子検出部移動装置 1 4 の構造としては、ボールネジを用いた直動機構やパンタグラフを用いた伸縮機構等など、公知の構造を適宜選択して採用することができる。

[0037] 図 5 に示す照射部 1 5 は、図示しない放射線発生源によって発せられた放射線を患者に対して照射する。照射部 1 5 は、kV - X線照射部 1 6 と、MV ビーム照射部 1 7 とを有する。kV - X線照射部 1 6 は、X線透視撮影、およびX線CT画像を取得するためにkV - X線を照射する。MV ビーム照射部 1 7 は、患者の体内の病変部 T に対する治療をするためにMV ビームを照射する。

本実施形態では、kV - X線照射部 1 6 は、MV ビーム照射部 1 7 を間に挟んで2箇所設けられている。また、回転中心 O 1 を挟んでkV - X線照射部 1 6 と反対側には、kV - X線検出部 1 8 が設けられている。また、回転中心 O 1 を挟んでMV ビーム照射部 1 7 と反対側には、MV ビーム検出部

19が設けられている。

[0038] ここで、照射部15と光子検出部13との位置関係について説明する。

図5に示すように、一对の光子検出部13は、kV-X線の照射方向L1とMVビームの照射方向L2との両方に交差する線上に配置されている。具体的には、MVビーム照射部17とMVビーム検出部19とを結ぶ直線と直交する線L3上に光子検出部13が配置され、線L3に沿って一对の光子検出部13が進退動作されるように構成されている。本実施形態では、MVビーム照射部17とMVビーム検出部19とを結ぶ直線は、上記照射方向L2を示す線と一致している。

[0039] 回転駆動部20は、ガントリー11を所定の回転中心O1回りに回転動作させる。本実施形態において、「所定の回転中心O1」とは、環状に形成されたガントリー11の中心点である。また、回転駆動部20は、水平揺動部21と、周方向回転部22とを有する。水平揺動部21は、中心点を通る鉛直軸回りにガントリー11を回転させるために設けられる。周方向回転部22は、フレーム10に対してガントリー11を周方向に回転させるために設けられる。水平揺動部21と周方向回転部22とは、互いに独立して動作させることが可能である。

回転駆動部20は、ガントリー11を所定の回転中心O1回りに回転動作させることにより、照射部15およびPET用検出装置12を所定の回転中心O1回りに回転動作させる。これにより、照射部15とPET用検出装置12との相対位置関係が維持された状態で照射部15とPET用検出装置12とが一体として移動される。

[0040] 次に、本実施形態に係る放射線治療システム1の作用及び放射線治療システム1を用いた照射野決定方法について、放射線治療システム1を用いた治療方法とともに説明する。図6は、本実施形態に係る放射線治療システム1の使用時の動作を説明するためのフローチャートである。

放射線治療システム1の使用時には、まず、病変部Tに特異的なトレーサー核種を患者に投与する。その後、患者をカウチ2のベッド4に乗せる。さ

らに、事前の検査等によって把握した病変部 T の位置に好適に放射線を照射できる体位に保持されていることを確認する（図 6 に示すステップ S 1）。

トレーサー核種の種類は、検査対象に対応して適宜選択することができる。

[0041] 次に、従来の治療と同様に、X線撮影、もしくはコーンビームCTにより、患者の治療計画時の画像と照合することで、高精度でセットアップを行う。

続いて、PET用検出装置12及びPET診断用コンピュータシステムを用いてPET検査を行なう（ステップS2）。

PET検査においては、まず、光子検出部13が治療ビームを照射する方向での検出ができる位置に移動され、病変部Tが一对の光子検出部13の間に配置される。すると、患者に投与されたトレーサー核種が崩壊したタイミングで、患者の体外に光子が飛び出す。患者を間に挟むように対向配置された一对の光子検出部13に光子が到達すると、光子検出部13からPET診断用コンピュータシステムへ検出信号が出力される。PET診断用コンピュータシステムでは、光子検出部13への光子の入射状態に基づいて、三次元空間内においてトレーサー核種が崩壊した位置が特定される。PET検査では、トレーサー核種が崩壊した位置の情報に基づいてトレーサー核種の濃度が高い部位を検出し、三次元の位置情報を得る。トレーサー核種は病変部Tへ特異的に集積するので、PET検査により病変部Tの三次元の位置情報が得られる。本実施形態では、光子検出器面方向の分解能が優れていることから、正面および側面の2方向からPET検査を行うことにより、病変部Tの三次元の位置情報を高分解能で取得可能である。

[0042] 次に、PET検査において得られた病変部Tの三次元の位置情報に基づいて、病変部Tの位置がアイソセンター（本実施形態では所定の回転中心O1）に一致するように移動機構6によりベッド4を移動させる（ステップS3）。その後、必要に応じてPET検査によって病変部Tの位置がアイソセンターに一致していることを確認する（ステップS4）。

[0043] 図7は、本実施形態に係る放射線治療システム1の使用時の一過程を示す

説明図であり、必要に応じてPET検査の終了後、光子検出部13を退避位置A2へ移動させる状態が示されている。

病変部Tの位置がアイソセンターに一致したことがPET検査により確認された後、光子検出部移動装置14によって、光子検出部13を凹形状部11A内へと移動させる（ステップS5、図7参照）。これにより、光子検出部13は、照射部15から照射される放射線の影響を受けない退避位置A2に配置される。

[0044] 続いて、照射部15を、照射する位置にガントリーの回転により移動させ、その後、MVビームをアイソセンターへ向けて照射する（ステップS6）。PET検査の終了後からMVビームの照射開始までの間は、カウチ2及びガントリー11は移動しないため、ベッド4上に乗せられた患者はPET検査終了時の姿勢が保たれる。これにより、MVビームの照射時において、患者の病変部Tの位置はアイソセンターに位置している。

[0045] 必要な線量のMVビームが病変部Tに照射された後、照射部15からのMVビームの照射は停止され、ガントリー11が所定の角度だけフレーム10の周方向に移動される（ステップS7）。例えば、ガントリー11がフレーム10の周方向に45°移動されて停止する。これにより、病変部Tに対するPET用検出装置12の角度と、病変部Tに対する照射部15の角度とが、上記所定の角度ずれる。PET用検出装置12と照射部15とが所定の角度ずれた新たな位置関係において、上記ステップS2からステップS6までの各ステップを順に行い、病変部Tに対してMVビームを照射する。その後、再び上記ステップS7を行なってガントリー11をフレーム10の周方向に回転させる。

なお、位置確認をPET検査によって行なうステップ（上記ステップS4）は、不要な場合には省略することもできる。

[0046] ステップS2からステップS7までを繰り返すことにより、アイソセンターに対して異なる角度からMVビームを照射することができる。このとき、PET検査を行なった後にベッド4を移動させることなく放射線の照射を開

始することができる。これにより、ベッド4を動かすことによってベッド4上における患者の姿勢が変わったり患者の位置がずれたりする可能性を低く抑えることができる。

[0047] また、本実施形態に係る放射線治療システム1の他の使用方法としては、照射部15からMVビームを照射する前に、ガントリー11を回転させ、MVビームを照射する角度から複数のPET検査画像を取得してもよい。その後、ガントリー11を回転させMVビーム照射部を前記角度に設定し照射することが可能である。

[0048] 以上説明したように、本実施形態の放射線治療システム1によれば、PET検査によって病変部Tの位置を検出した結果が照射部15からの放射線の照射位置に精度良く反映される。これにより、治療用のビーム（例えばMVビーム）を照射する直前に病変部Tの正確な位置を把握することができる。その結果、BEV（Beam's Eye View）を用いて患部を確認して正確な治療をすることができる。

また、光子検出面内の分解能に対して、面に垂直な方向の分解能を上げる手段として、回転するガントリー11に設けられたPET用検出装置12を用いて複数の方向から病変部Tの画像を取得し、病変部Tの三次元的に正確な位置を確認することができる。例えばガントリー12の回転中心回りに45°ごとに1枚のPET検査画像を取得し、複数のPET検査画像を重ね合わせることによって病変部Tの正確な位置を画像化することができる。また、この結果から3次元の腫瘍位置を同定することも可能である。

[0049] さらに、本実施形態の放射線治療システム1によれば、照射部15から放射線を照射する際に光子検出部移動装置14が一对の光子検出部13を退避させるので、照射部15から照射される放射線による光子検出部13への影響を低く抑えることができる。

また、本実施形態の放射線治療システム1によれば、ガントリー11が環状であるので、従来のCアーム構造を有する場合と比較して剛性が高く、位置精度の高い治療をすることができる。さらに、剛性が高い環状のガントリー

— 11 に一对の光子検出部 13 が配置されているので、高い位置精度を保ちつつ、照射部 15 と光子検出部 13 とが干渉しない。

[0050] また、本実施形態の放射線治療システム 1 によれば、ガントリー 11 に設けられた凹形状部 11A 内に光子検出部 13 を入れて配置することにより、ガントリー 11 によって放射線およびその散乱線の一部を遮蔽することができる。

[0051] また、本実施形態の放射線治療システム 1 によれば、一对の光子検出部 13 がアイソセンターを間に挟んで対向配置されている。この結果、照射部 15 における kV - X線照射部 16、MVビーム照射部 17、kV - X線検出部 18、及びMVビーム検出部 19 に干渉しない位置に一对の光子検出部 13 が配された状態で好適に PET 検査をすることができる。

[0052] また、対向配置された光子検出部 13 を用いた PET 検査では、一对の光子検出部 13 間の距離による分解能の変化が少ない。このため、PET 検査時において、一对の光子検出部 13 を患者に近づけて高感度の PET 検査を行なうことができる。

[0053] さらに、本実施形態の放射線治療システム 1 によれば、X線透視撮影、および CT 検査と PET 検査との両方を行うことができる。そのため、たとえば X線透視画像では病変部 T の確認が難しい場合に PET 検査にて病変部 T の確認をするなど、互いの不具合を補完して確実に病変部 T の位置を特定することができる。

[0054] 以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

[0055] 例えば、上記実施形態においては kV - X線を使用した X線透視撮影、および CT 検査をする場合についての説明は省略されている。しかし、必要に応じて、PET 検査の前後いずれか若しくは両方のタイミングで X線透視撮影、および CT 検査をしてもよい。また、ステップ 1 (S1) とステップ 2 (S2) の間で、X線透視画像、もしくは X線 CT 画像によるセットアップ

をすることもできる。

[0056] また、ガントリー 11 をフレーム 10 の周方向に移動させ、放射線の照射をせずに所定角度ごとに PET 検査を行なうことによって、PET 検査によって得られた画像の重ね合わせによる病変部 T の詳細な位置情報及び形状情報を得ることができる。このようにして得られた詳細な位置情報及び形状情報を使用して、上記ステップ S2 からステップ S7 までの各ステップを行なって放射線の照射をしてもよい。

[0057] また、本実施形態の放射線治療システム 1 によれば、PET 検査によって得られた画像を用いて治療計画を作成することができ、PET 検査による診断後直ちに当該治療計画に沿って放射線の照射をすることもできる。例えば、骨転移がある症例においては、治療計画を作成するための他の機器を用いた事前検査を省略することによって迅速に治療を行なうことができるので、高い治療効果を得ることができる。

[0058] また、上述の実施形態では、治療用の X 線を患者に照射することによって患者の治療を行なう例を示した。しかし、X 線以外の放射線や、放射線に代えて粒子線を患者に照射することによって患者の治療を行なう装置及び照射野決定方法を同様に構成することもできる。

## 実施例

[0059] 次に、実施例を用いて本発明の放射線治療システムについてより詳細に説明する。

本実施例では、上記実施形態で説明した放射線治療システムと、既存の対向型 PET 装置とを比較して、病変部の位置を確認する際の感度及び精度に関する検討を行なった。

下記表 1 に、既存の対向型 PET 装置（比較例）の構成と、本実施例における PET 用検出装置（実施例）の構成とを示す。

[0060]

[表1]

	比較例	実施例
検出素子数	$1,980 \times 2 = 3,960$	$11,664 \times 2 = 23,328$
結晶サイズ	$2 \times 2 \times 20 \text{ mm}^3$	$2.5 \times 2.5 \times 25 \text{ mm}^3$
検出面積	$16 \times 16 \text{ cm}^2$	$40 \times 40 \text{ cm}^2$

[0061] また、図8A及び図8Bは、本実施形態に係るPET用検出装置と既存の対向型PET装置とにおける光子の検出状態を検討するための実験装置を示す模式図である。図9は、本実施形態に係るPET用検出装置を使用した検出結果（実施例）を示す図である。図10は、本実施形態に係るPET用検出装置を用いた場合の位置合わせの精度を説明するためのグラフである。図10において、左側の3つのバーは、 $^{18}\text{F}$ 放射性トレーサー核種を模した放射線源（図8Aに示す直径12mmの放射線源）に対する暴露時間をそれぞれ1min、3min、5minとした場合における位置誤差（Registration Error）をそれぞれ示し、最も右側のバーは、X線透視装置を使用した対照実験における位置誤差を示している。

[0062] 図8A及び図8Bに示すように、本実施例及び比較例では、スラブファントムを使用し、既存のX線透視装置と本実施形態に係るPET用検出装置とを比較した。

図9に示すように、本実施形態に係るPET用検出装置はX線透視装置と同様に放射線源の像を得ることができた。また、図10に示すように、本実施形態に係るPET用検出装置では、位置合わせの誤差は1mm以下であり、セットアップマージン内に収まる精度で病変部の位置を確認することができることが示唆された。

また、上記表1に示すように、本実施例では、比較例と比べて検出素子数が多く検出面積が広いので、感度及び分解能の面で有利であると考えられる。

。

## 産業上の利用可能性

[0063] 上記放射線治療システムは、放射線照射を行なう位置をPET検査により特定し、特定された位置に放射線を照射する装置及びシステムに適用することができる。

## 符号の説明

- [0064]
- 1 放射線治療システム
  - 2 カウチ
  - 3 基台部
  - 4 ベッド
  - 5 天面部
  - 6 移動機構
  - 7 Oリング部
  - 8 基部
  - 9 本体部
  - 10 フレーム
  - 11 ガントリー
  - 11A 凹形状部
  - 12 PET用検出装置
  - 13 光子検出部
  - 14 光子検出部移動装置
  - 15 照射部
  - 16 kV-X線照射部
  - 17 MVビーム照射部
  - 18 kV-X線検出部
  - 19 MVビーム検出部
  - 20 回転駆動部
  - 21 水平揺動部
  - 22 周方向回転部

- A 1 検査位置
- A 2 退避位置
- L 1 k V - X線の照射方向
- L 2 MVビームの照射方向
- L 3 光子検出部の配置及び移動方向を示す線
- O 1 回転中心
- T 病変部
- X 1, Y 1 水平軸
- Z 1 鉛直軸

## 請求の範囲

[請求項1]

患者が内部に配置される環状のガントリーと、  
前記ガントリーに設けられ前記患者に対して陽電子放射断層撮影（PET）をするためのPET用検出装置と、  
前記ガントリーに設けられ前記患者に対してX線を照射する照射部と、  
前記ガントリーを所定の回転中心回りに回転動作させる回転駆動部と、  
を備え、  
前記PET用検出装置は、  
前記患者に投与されたトレーサー核種の核崩壊に基づいて患者から放出される光子を検出するために前記患者を間に挟んで対向配置された一对の光子検出部と、  
前記一对の光子検出部と前記ガントリーとの各々に連結され前記ガントリーに対して前記一对の光子検出部を移動させる光子検出部移動装置と、  
を有し、  
前記回転駆動部は、  
前記ガントリーを前記所定の回転中心回りに回転動作させることにより前記照射部および前記PET用検出装置を前記所定の回転中心回りに回転動作させ、  
前記光子検出部移動装置は、  
前記PETにおける光子の検出をする場合には前記患者から所定距離だけ離れた位置に前記一对の光子検出部を配置し、  
前記照射部から前記患者へ前記X線を照射する場合には前記X線の照射が開始される前に前記一对の光子検出部を前記患者から前記所定距離よりもさらに離れた退避位置へ移動させるように構成されたX線治療システム。

- [請求項2] 請求項1に記載のX線治療システムであって、  
前記退避位置は、前記X線の照射範囲外であって且つ前記X線による散乱線が前記一对の光子検出部に到達可能な範囲外に位置し、  
前記所定距離は、前記X線の照射範囲内若しくは前記X線による散乱線が前記一对の光子検出部に到達可能な範囲内である  
X線治療システム。
- [請求項3] 請求項1に記載のX線治療システムであって、  
前記ガントリーの内周面には、前記一对の光子検出部が収納される  
一对の凹形状部が開口され、  
前記凹形状部の内部が前記退避位置であるX線治療システム。
- [請求項4] 請求項1に記載のX線治療システムであって、  
前記一对の光子検出部は前記所定の回転中心を間に挟んで対向配置  
されているX線治療システム。
- [請求項5] 請求項1に記載のX線治療システムであって、  
前記一对の光子検出部はアイソセンターを間に挟んで対向配置され  
ているX線治療システム。
- [請求項6] 請求項1に記載のX線治療システムであって、  
前記照射部は、  
X線透視画像とX線CT画像との少なくとも何れかを取得するた  
めにkV - X線を照射するkV - X線照射部と、  
前記患者の体内の病変部に対する治療をするためにMVビームを  
照射するMVビーム照射部と、  
を有し、  
前記一对の光子検出部は、前記kV - X線の照射方向と前記MVビ  
ームの照射方向との両方に交差する線上に配置されているX線治療シ  
ステム。
- [請求項7] 請求項1から請求項6のいずれか一項に記載のX線治療システムを  
用いた照射野決定方法であって、

前記X線を照射する所定の方向から前記一对の光子検出部を使用して患者の画像を取得し、前記画像に基づいて、MVビームの照射野内に病変部が含まれていることを確認し、

前記回転駆動部が前記ガントリーを回転させることによって前記ガントリーに設けられた前記照射部を回転させて前記照射部からの前記X線の照射方向を前記所定の方向とし、

前記照射部から前記X線を前記所定の方向へ照射する照射野決定方法。

[請求項8]

請求項7に記載の照射野決定方法であって、

前記画像の取得後前記X線の照射前に、前記回転駆動部が前記ガントリーを回転させることによって前記ガントリーに設けられた前記一对の光子検出部を回転させ、

前記一对の光子検出部を使用して前記所定の方向であって前記所定の方向とは異なる方向から前記画像とは異なる前記患者の第二の画像を取得し、

前記光子検出部を用いた画像の取得開始時から前記照射部を用いたX線の照射開始前までの間に前記X線の照射対象の位置を少なくとも前記画像と前記第二の画像とを用いて決定する照射野決定方法。

[請求項9]

請求項7または請求項8に記載の照射野決定方法であって、

X線透視画像とPET画像とを重ねあわせることによって前記照射対象の位置を決定する照射野決定方法。

[請求項10]

請求項7または請求項8に記載の照射野決定方法であって、

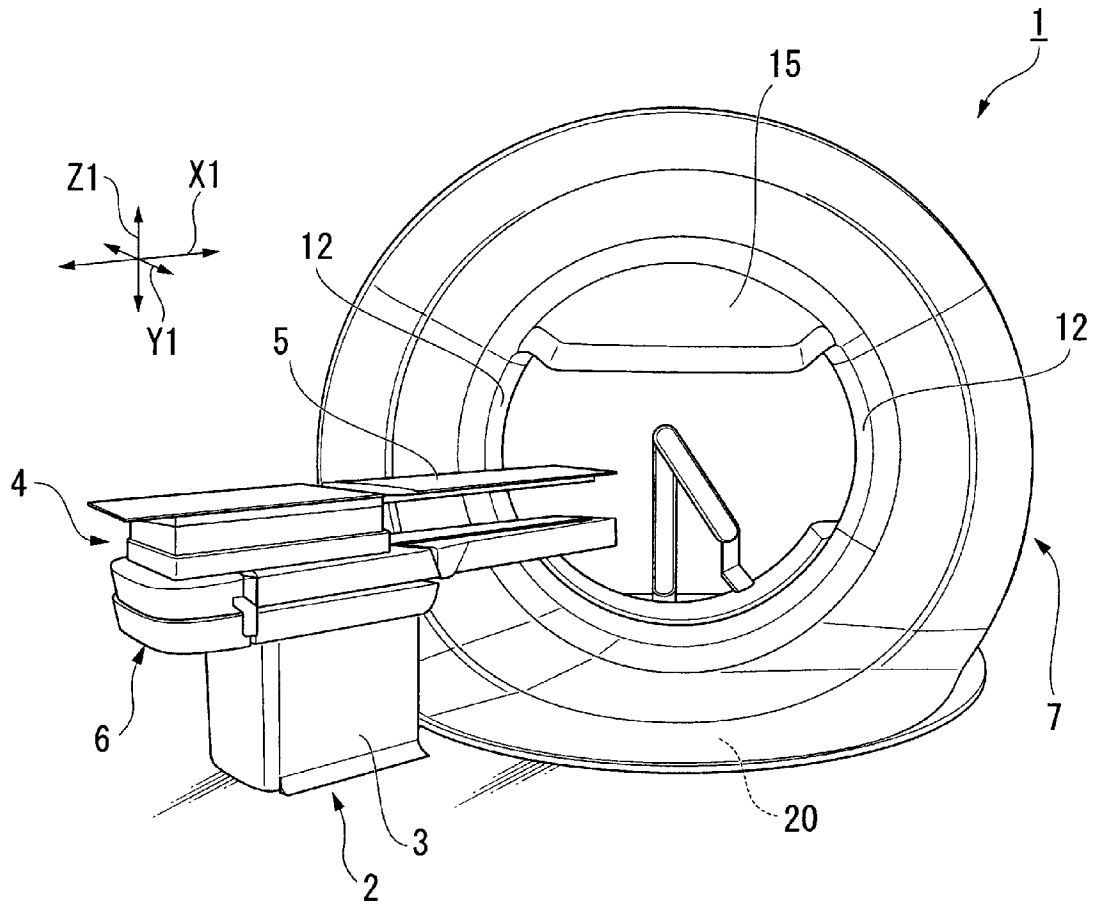
前記一对の光子検出部を使用して得られた画像に基づいて前記患者に対する治療計画を生成し、前記治療計画に沿って前記照射部から前記患者へ前記X線を照射する照射野決定方法。

[請求項11]

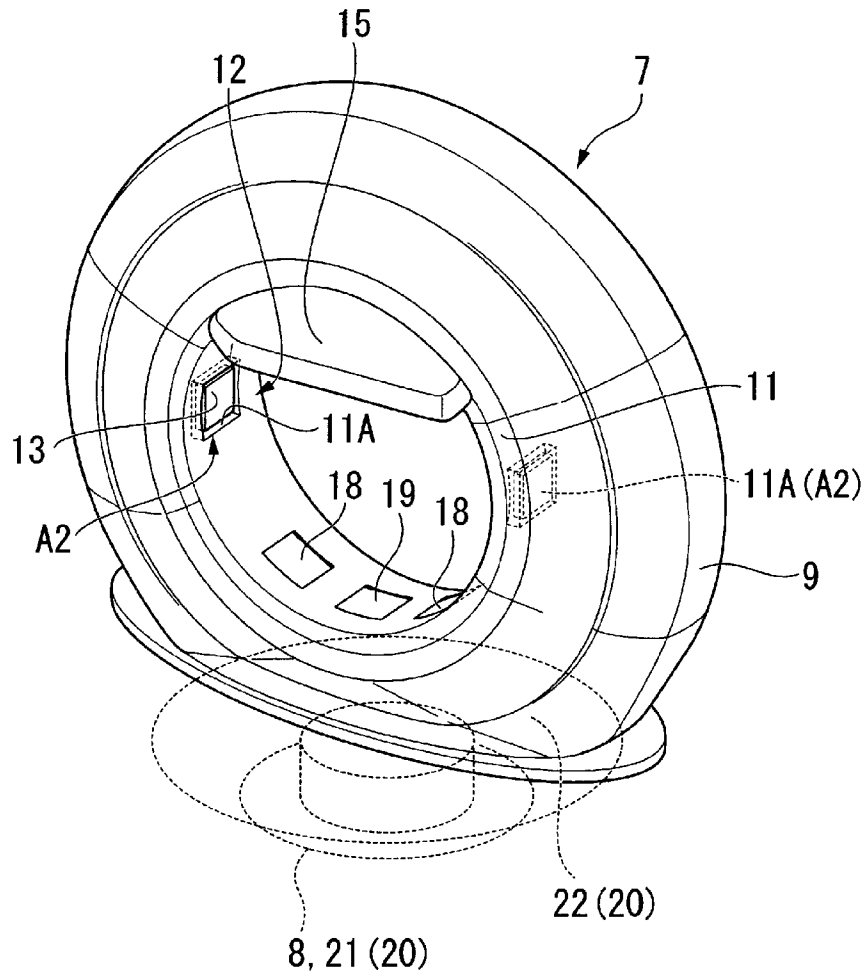
請求項8に記載の照射野決定方法であって、

前記画像及び前記第二の画像に基づいて、前記MVビームの照射野内に病変部が含まれていることを確認する照射野決定方法。

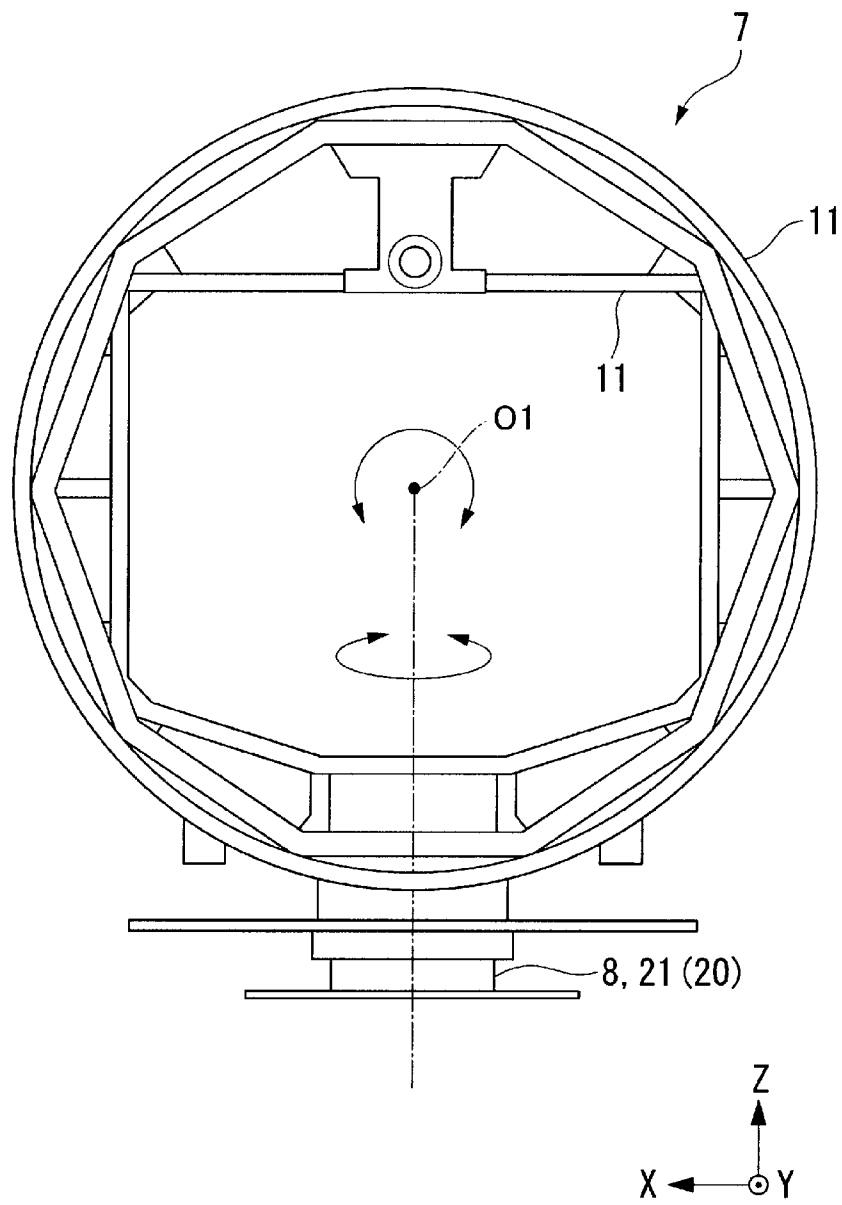
[図1]



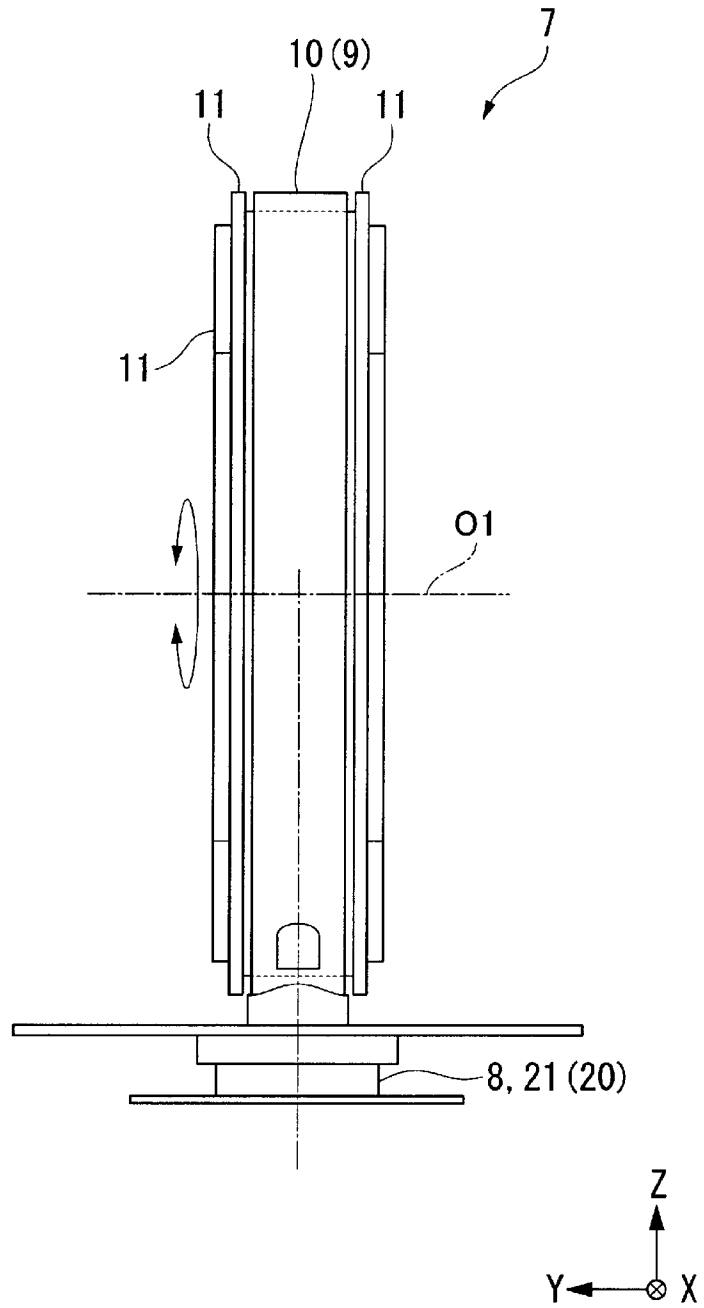
[図2]



[図3]

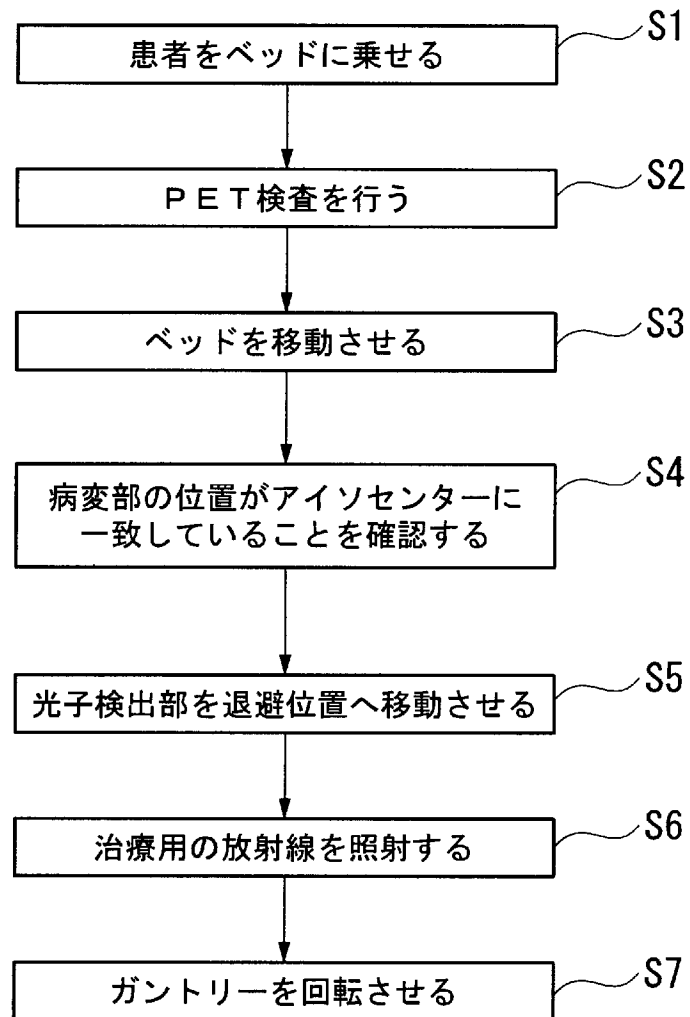


[図4]



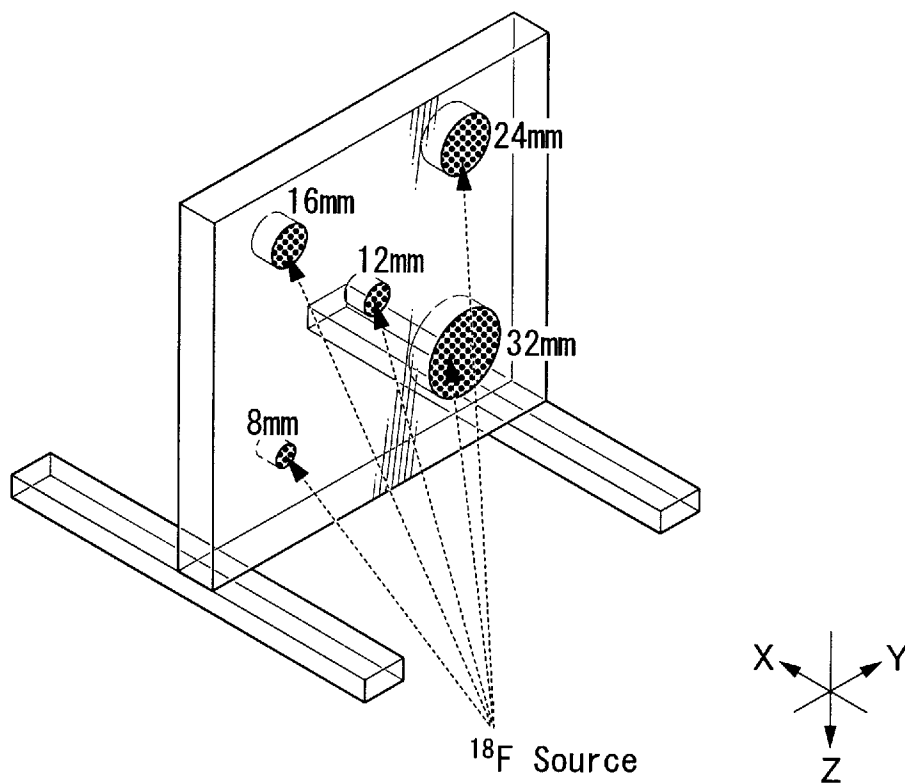


[図6]

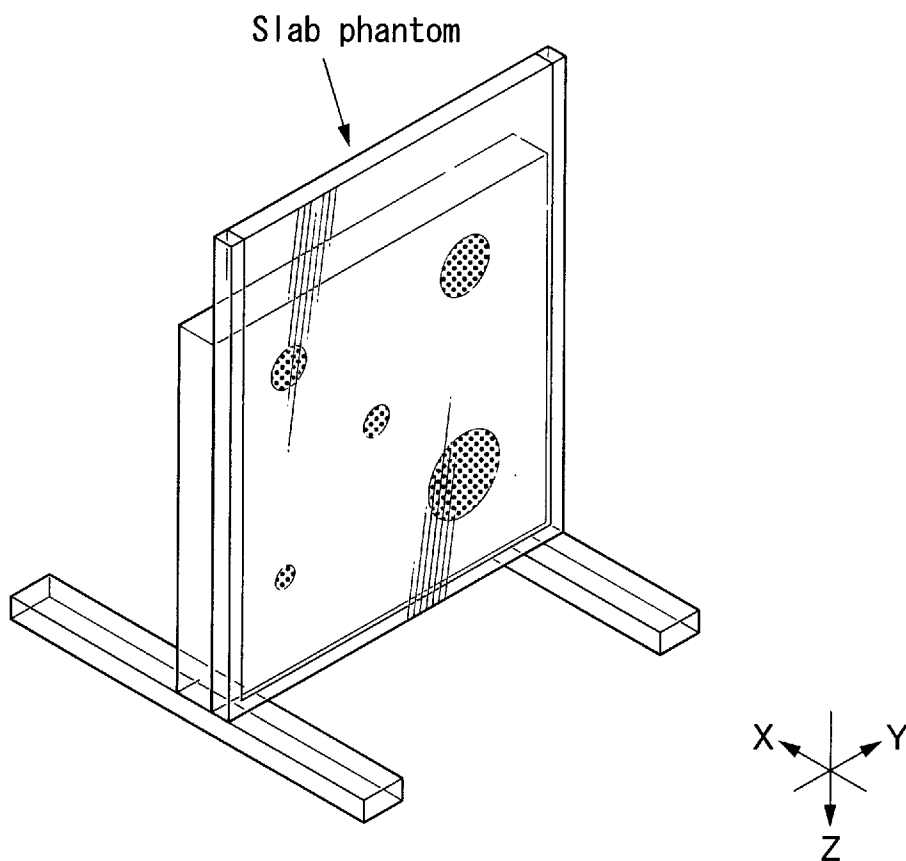




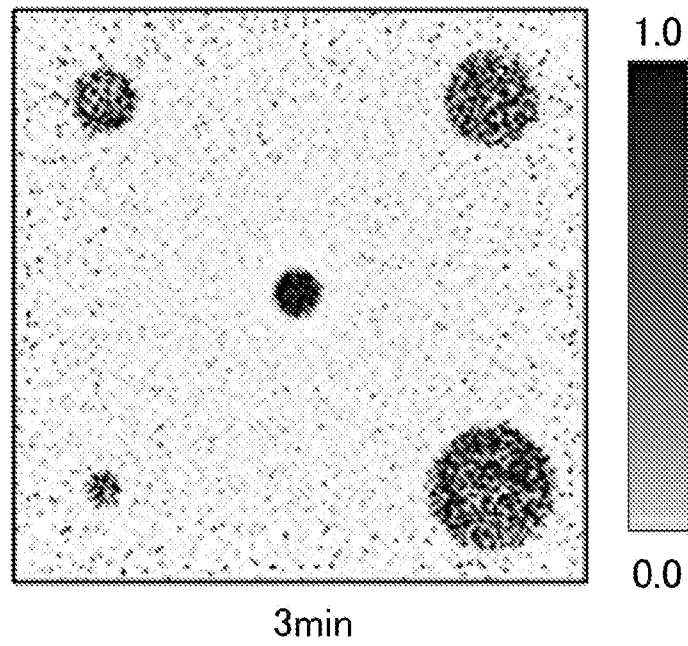
[8A]



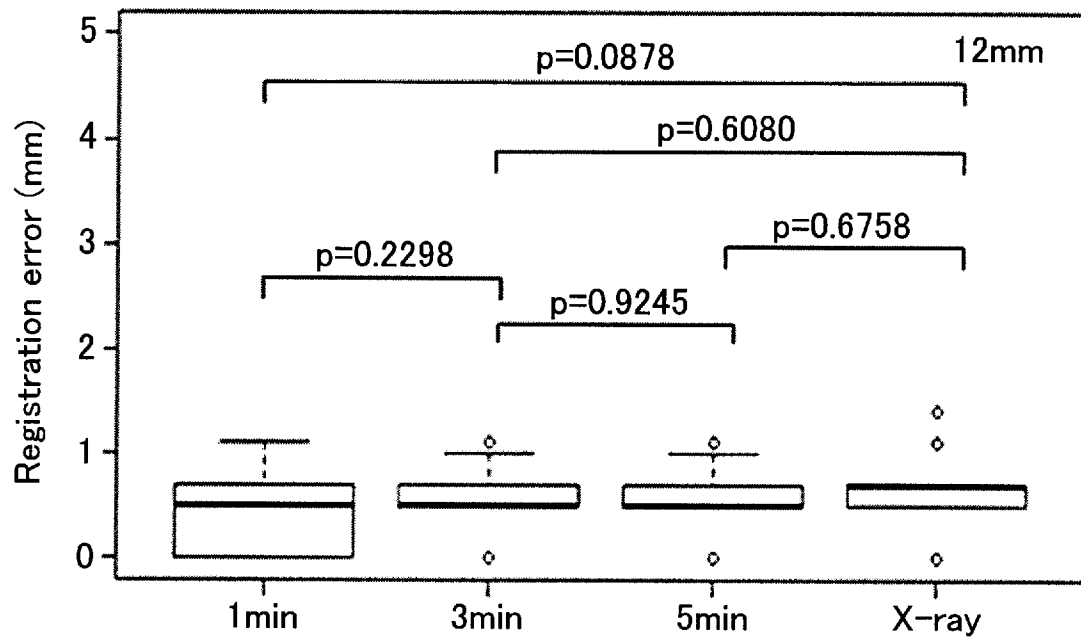
[8B]



[図9]



[図10]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/083484

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N5/10(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)

A61N5/10, G01T1/161

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
X	JP 2012-10759 A (Sumitomo Heavy Industries, Ltd.), 19 January 2012 (19.01.2012), paragraphs [0019] to [0028], [0043] to [0054]; fig. 2, 4 (Family: none)	1-11
A	JP 2012-5888 A (National Cancer Center, Sumitomo Heavy Industries, Ltd.), 12 January 2012 (12.01.2012), entire text (Family: none)	1-11

 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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
10 January, 2013 (10.01.13)Date of mailing of the international search report  
22 January, 2013 (22.01.13)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61N5/10(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. A61N5/10, G01T1/161

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	1971-2013年
日本国実用新案登録公報	1996-2013年
日本国登録実用新案公報	1994-2013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
X	JP 2012-10759 A (住友重機械工業株式会社) 2012.01.19, 段落【0019】 - 【0028】, 【0043】 - 【0054】, 図 2, 4 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2012-5888 A (独立行政法人国立がん研究センター, 住友重機械工業株式会社) 2012.01.12, 全文 (ファミリーなし)	1-11

☐ 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

10.01.2013

国際調査報告の発送日

22.01.2013

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)

村上 聡

3 I

9 4 2 4

電話番号 03-3581-1101 内線 3346