

(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  
2010年2月4日(04.02.2010)

PCT

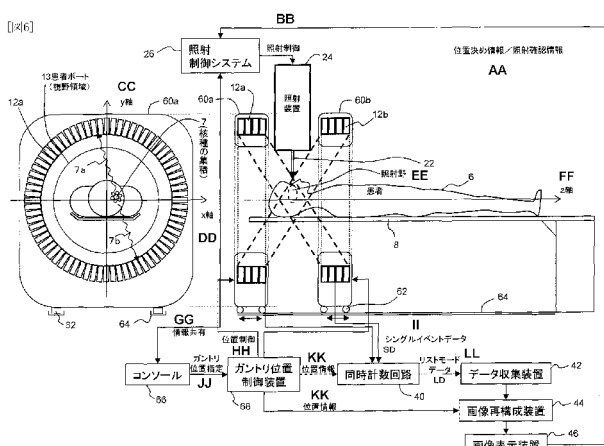
(10) 国際公開番号  
WO 2010/013346 A1

- (51) 国際特許分類:  
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/063862
- (22) 国際出願日: 2008年8月1日(01.08.2008)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 独立行政法人放射線医学総合研究所(NATIONAL INSTITUTE OF RADIOLOGICAL SCIENCES) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 Chiba (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 山谷 泰賀 (YAMAYA, Taiga) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内 Chiba (JP). 村山 秀雄 (MURAYAMA, Hideo) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内 Chiba (JP). 稲庭 拓 (INANIWA, Taku) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内 Chiba (JP).
- (74) 代理人: 高矢 諭, 外(TAKAYA, Satoshi et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木二丁目10番12号 南新宿ビル 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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, 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, LS, MW, MZ, NA, 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 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: RADIATION THERAPY/PET COMBINED DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線治療・PET複合装置



AA positioning information/  
irradiation confirmation information  
26 irradiation control system  
BB irradiation control  
13 subject port (visual field Region)  
24 radiation irradiation device  
CC y-axis  
7 nuclide accumulation  
DD x-axis  
EE irradiation Field  
6 subject  
FF z-axis

GG information sharing  
HH position control  
II single event data SD  
66 console  
JJ gantry position specification  
68 gantry position control device  
KK position information  
40 coincidence counting circuit  
LL list mode data LD  
42 data collection device  
44 image reconstruction device  
46 image display device

(57) Abstract: A radiation therapy/PET combined device comprises an open-type PET device in which detector rings formed of multi-rings are arranged opposite to each other with a space therebetween in a body axis direction and a radiation therapy device for performing radiation therapy from the space. When the states of a diseased part and therapy beams are imaged and monitored in radiation therapy performed by applying X rays, gamma rays, or particle rays to the diseased part, the region of interest of the irradiation field of the radiation therapy is included in the visual field of the open-type PET device by the radiation therapy/PET combined device to enable the positioning of the irradiation field and therapy monitoring with PET images.

(57) 要約: X線、ガンマ線や粒子線を患部に照射して行う放射線治療において、患部や治療ビームの様子を画像化してモニタリングする際に、マルチリングでなる検出器リングを体軸方向に互いに対向するように隙間を空けて配置した開放型PET装置と、前記隙間から放射線治療を行なうための放射線治療装置とを備えた放射線治療・PET複合装置により、放射線治療の照射野の関心領域が、開放型PET装置の視野に含まれるようにして、PET画像を用いた照射野の位置決めや治療モニタリングを可能とする。

WO 2010/013346 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

## 放射線治療・PET複合装置

## 技術分野

[0001] 本発明は、X線、ガンマ線や粒子線を患部に照射して行う放射線治療において、患部や治療ビームの様子を画像化してモニタリングすることが可能な放射線治療・PET複合装置に関する。

## 背景技術

[0002] 癌や脳血管障害、認知症等の早期診断に有効と注目されている陽電子放射断層撮像法(PET)は、極微量の陽電子放出核種で標識した化合物を投与し、体内から放出される消滅放射線を検出することで、糖代謝等、生体機能を画像化し、病気の有無や程度を調べる検査法であり、これを実施するためのPET装置が実用化されている。

[0003] PETの原理は次のとおりである。陽電子崩壊によって陽電子放出核種から放出された陽電子が周囲の電子と対消滅し、それによって生じる一对の511keVの消滅放射線を、対の放射線検出器で同時計数の原理によって測定する。これにより、核種の存在位置を、対の検出器同士を結ぶ1本の線分(同時計数線)上に特定することができる。患者の頭から足の方向に向かう軸を体軸と定義すると、体軸と垂直に交わる平面上の核種の分布は、その平面上において様々な方向から測定された同時計数線のデータから、2次元画像再構成によって求められる。

[0004] よって、初期のPET装置は、視野とする平面上に、視野を囲むように密に検出器をリング状に配置したシングルリング型検出器から構成されていた。その後、多数のシングルリング型検出器を体軸方向に密に配置したマルチリング型検出器の登場によって、2次元の視野が3次元化された。更に1990年代に入ると、異なる検出器リング間においても同時計数測定を行うことによって、感度を大幅に高めた3DモードのPET装置の開発が盛んに行われ、現代に至っている。

[0005] 一方、PET診断等で発見された癌に対する治療の役割も重要である。外科手術や薬物治療とは異なる方法として、X線やガンマ線などの放射線を患部に照射する放

射線治療がある。特に、重粒子線や陽子線を癌の部位に絞って照射する粒子線治療は、優れた治療効果と鋭い患部集中照射特性を併せ持つ方法として、大きな注目を集めている。照射は、別途撮影したX線CT画像などに基づいて綿密に計算された治療計画に従って、ビームの方向や線量を精密に制御して行う。

[0006] 治療計画に正確に従った治療を実現するためには、患者の位置決め精度が鍵となる。照射野の位置決めはX線画像に基づいて行われることが多いが、一般にX線画像では腫瘍と正常組織のコントラストが十分ではなく、腫瘍そのものを認識した位置あわせは困難である。このような患者セットアップ時の照射野位置ずれに加え、治療計画作成時から腫瘍の大きさが変化したり、呼吸などによって腫瘍位置が変動したりする問題も指摘されている。しかし現状は、治療計画通りの照射が行われたかどうかを正確に確認することは難しく、もし実際の照射野が治療計画ずれてしまったとしても、それを検知することは容易ではない。

[0007] 上記の問題を解決するために、PETの方法を用いて、照射野をリアルタイムに画像化する方法が注目されている。1つは、フルデオキシグルコース(FDG)などががん診断に用いられるPET薬剤を治療前に投与して、治療装置に併設されたPET装置にて画像化することによって、腫瘍の位置を直接的に見ながら照射野の位置決めを行う研究が行われている。もう1つは、PET薬剤を投与するのではなく、粒子線ビーム照射やX線照射において、入射核破砕反応、標的核破砕反応や光核反応を通して生じる消滅放射線をPETの原理を用いて画像化する方法である。消滅放射線の発生位置が、照射ビームの線量分布と強い相関性を持つため、治療モニターが可能であるとされる(W. Enghardt、他、"Charged hadron tumour therapy monitoring by means of PET," Nucl. Instrum. Methods A 525、pp. 284-288、2004。S. Janek、他、"Development of dose delivery verification by PET imaging of photonuclear reactions following high energy photon therapy," Phys. Med. Biol., vol. 51 (2006) pp. 5769-5783)。

[0008] 将来、腫瘍細胞や正常細胞の活性度を即時に判定できるような新しいPET薬剤が実用化されれば、腫瘍位置や線量分布の画像化だけでなく、腫瘍細胞への治療効果や周囲正常細胞への影響をリアルタイムにモニタリングして、照射をよりの確に制

御することも可能になると見込まれる。

- [0009] 通常のPET装置ではリング状に検出器を配置するが、治療装置に併せて設置するためには、治療ビームを遮ることのないように、検出器を配置する必要がある。これまでに、平面型の2つのPET検出器を治療装置のベッドを挟むように設置する対向ガンマカメラ型PET装置が検討されてきたが、検出器の隙間により、画像再構成に必要な情報が欠落するために分解能が不均一になってしまうことに加え、装置感度が低下するという決定的な問題点を有していた(P. Crespo, 他、“On the detector arrangement for in-beam PET for hadron therapy monitoring,” *Phys. Med. Biol.* 誌、vol. 51 (2006) pp. 2143–2163、山口哲、他、“患者セットアップのための分子イメージング装置の開発—Open-PET装置の基礎シミュレーション—,” *医学物理*、第28巻、Sup. 2 (2008) pp.256–257)。
- [0010] PET装置の感度を高めるためには、図1(a)に例示する如く、検出器をトンネル状に密に配置してマルチリング型検出器10を構成し、立体角を高める必要があるが、長いトンネル状の患者ポートは、検査中の患者6の心理的ストレスを高めると共に、患者への手当での障害にもなる。これに対して、出願人は、図1(b)に例示する如く、患者6の体軸方向に複数に分割したマルチリング型検出器(検出器リングとも称する)11、12を離して配置し、物理的に開放された視野領域(開放視野とも称する)を有する開放型PET装置を提案している。開放領域は、図2に示す如く、残存するマルチリング型検出器11、12間の同時計数線から、画像が再構成される。図において、8はベッドである。
- [0011] これまでに、図1(b)や図2に示すように、検出器を均等幅に2分割した開放型PET装置の設計が行なわれている(Taiga Yamaya, Taku Inaniwa, Shinichi Minohara, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Chih Fun g Lam and Hideo Murayama, “Aproposal of an open PET geometry,” *Phy. Med. Biol.*, 53, pp. 757–773, 2008.)。開放型PET装置は、検出器に干渉することなくビーム照射を行うことができるため、放射線治療のモニタリングに適している。
- [0012] ここで、図3に示す如く、それぞれの検出器リング11、12の体軸方向寸法(幅とも称する)をWとして、間の開放領域の体軸方向寸法(隙間とも称する)をGとすると、体軸

方向視野は $2W + G$ となる。図3(c)に示す如く、開放領域隙間 $G$ が $W$ を越えると、画像化できる領域が体軸方向に断続してしまうため、体軸方向に連続した視野を得るための開放領域隙間 $G$ の上限は、図3(b)に示す如く、 $W$ となる。しかし、開放領域の中央に感度が集中し、開放領域の周辺で感度が極端に低下してしまう。開放領域の両端における極端な感度低下を抑制するためには、図3(a)に示すように、 $G$ を $W$ より小さく設定する必要があるが、開放領域隙間及び体軸方向視野が減少してしまう(上記文献参照)。

[0013] このように、出願人が先に提案した開放型PET装置では、開放領域の中央に感度が集中し、開放領域の周辺で感度が極端に低下してしまう問題があるため、この局所的な感度低下を抑制するためには、 $G$ に対して相対的に $W$ を拡大する必要があった。また、開放領域隙間は $W$ に制限されるため、開放領域隙間を更に拡大するためにも、 $W$ 自体を拡大する必要があった。しかし、1つのマルチリング型検出器を構成する検出器数の増加により、装置が高価格化、大型化、複雑化してしまうという問題点を有していた。

[0014] 特に、開放型PET装置を用いて粒子線治療のモニタリングを行う際、ビーム照射中は、検出器の回路自体が影響を受けるなどして検出器の性能が低下したり故障したりする恐れがある。よって、ビーム照射中は、検出器を照射野から数十cm離しておく必要がある。しかし、先に述べた通り、開放領域隙間 $G$ を拡大するためには、検出器の体軸方向寸法 $W$ 自体を拡張する必要があるが、装置の高価格化、大型化、複雑化は望ましくない。あるいは、照射終了後に照射野近辺へ移動させてからPET計測を行う方法が考えられるが、移動時間の分だけ患者の拘束時間を増やしてしまう問題がある。加えて、ビーム照射によって生成される核種の半減期は数十秒から20分程度と非常に短いことに加え、血流などの影響によって生体内で核種が移動してしまうことから、照射直後からPET計測を行うことが望ましい。

#### 発明の開示

[0015] 本発明は、前記従来の問題点を解決するべくなされたもので、X線、ガンマ線や粒子線を患部に照射して行う放射線治療において、患部や治療ビームを画像化してモニタリングできるようにすることを課題とする。

[0016] (1)開放視野と照射野の関係について

図4は、第1検出器リング11と第2検出器リング12から構成される開放型PET装置であり、第1検出器リング11のリング径をD1、体軸方向の感度エリア幅をW1、第2検出器リング12のリング径をD2、体軸方向の感度エリア幅をW2とし、検出器リング間の隙間をGとしている。図4は、Gが大きすぎて不感領域が生じている場合を図示している。文献(Taiga Yamaya, Taku Inaniwa, Shinichi Minohara, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Kengo Shibuya, Chih Fung Lam and Hideo Murayama, "Aproposal of an open PET geometry," Phy. Med. Biol. , 53, pp. 757-773, 2008. )に示されているように、視野中に不感領域が生じると、不感領域の周囲で画像にアーティファクトが発生してしまう。

[0017] しかし、図4に示した、直径DO、長さWOの円筒形の視野(開放視野と称する)に核種分布、すなわち照射野が内包されていれば、Gの大きさに寄らず、不感領域からの影響を受けずに画像化が可能となる。ここで、DOおよびWOは次式により計算される。

$$WO = (D1 \times W2 + D2 \times W1) / (D1 + D2) \quad \dots (1)$$

$$DO = D1 \times D2 \times WO / (D1 \times H2 + D2 \times H1) \quad \dots (2)$$

$$H1 = D1 \times (G + W2) / (D1 + D2) \quad \dots (3)$$

$$H2 = D2 \times (G + W1) / (D1 + D2) \quad \dots (4)$$

[0018] 第1の検出器リング11と第2の検出器リング12が同一サイズである、すなわちD1 = D2、W1 = W2である場合、開放視野の直径および長さは、

$$WO = W1$$

$$DO = W1 \times D1 / (G + W1)$$

となる。

[0019] (2)W1やW2の拡大について

開放視野を拡大するためには、第1および第2の検出器リングの体軸方向視野であるW1およびW2自体を拡大する必要があるが、検出器リングをより細かな検出器リングに分割し、体軸方向に隙間を空けて配置することで、実際の検出器数を増やさずに、W1やW2を拡大することができる。

- [0020] 図5のステップ1に示す如く、幅Wの検出素子又は検出素子ブロックで構成される要素検出器リング11をユニット[0]とし、D個のユニット[0]を $\alpha W$ の間隔を空けて配置した構成全体を、第1レベルのユニット[1]とする。このユニット[1]の幅W[1]は、 $(D + (D - 1) \alpha) W$ となる。
- [0021] 次に、図5のステップ2に示す如く、D個のユニット[1]を $\alpha W[1]$ の間隔を空けて配置した構成全体を、第2レベルのユニット[2]とする。このユニット[2]の幅W[2]は、 $(D + (D - 1) \alpha)^2 W$ となる。
- [0022] 上記のステップを計N回繰り返して、図5のステップNに示す如く、第Nレベルのユニット[N]を得る。即ち、幅 $D^N W$ 分の要素検出器リングで、体軸方向視野 $(D + (D - 1) \alpha)^N W$ をカバーすることができる。
- [0023] ここで、視野拡大の倍率は $\{(D + (D - 1) \alpha) / D\}^N$ と定義される。例えばD=2、 $\alpha = 0.5$ の場合、N=5なら倍率は約3倍、N=10なら約9倍、N=20なら約87倍となる。
- [0024]  $\alpha$ は、体軸方向視野の拡大効果と、感度むらの低減効果のバランスを調整するパラメータであり、 $0 < \alpha \leq 1$ の範囲であれば、ユニット毎またはステップ毎に値を変えてもよい。 $\alpha$ を小さくする程、局所的な感度低下が抑制される一方、体軸方向視野の拡大効果は減少する。逆に、 $\alpha$ を最大値である1に固定すれば、体軸方向視野は最大化されるが、局所的な感度低下が強調されてしまう。
- [0025] なお説明上、要素検出器リング幅W、ステップ内での配置数D、 $\alpha$ は、一定値としているが、Wは均一でなくてもよく、また $\alpha$ 及びDもステップ毎に固定である必要はない。
- [0026] なお本発明に一见類似するものとして、検出器を隙間を空けてまばらに配置することによって、同時計数線のサンプリングの粗密をまばらにして均一性を高めると共に、視野領域を広げる技術思想が提案されている(特開平9-211130号公報、特開2001-141827号公報参照)。特に、特開平9-211130号公報においては、受光面幅Wの検出器を一方向に配列し、端の検出器とその隣の検出器の受光面中心点間距離をLとし、端を除く任意の検出器の隣同士の受光面中心点間距離をL'としたとき、 $W \leq L \leq 2W$ かつ $L' = 2L$ とすることが明記されている。L'の最大値は4Wとなるが



、これは、隣り合う検出器の受光面の端から端までの距離が $3W$ であることを意味している。

[0027] しかし、本技術思想は、平面撮像のポジトロンイメージング装置を対象にして考案されたものであり、画像化の原理が根本的に異なる断層撮影装置であるPET装置への適用については一切言及していない。仮に、本技術思想に従って、リング上に検出器をまばらに配置した場合、画像再構成に必要な同時計数線が欠落してしまうため、画質の低下は避けられない。あるいは、リング上には検出器を密に配置するが、体軸方向にのみ本技術思想を応用して、個々のシングルリング型検出器をまばらに配置するPET装置とした場合、体軸方向視野の拡大率は約2倍が上限となり有益性は少ない。

[0028] 本発明は、上記知見に基づいてなされたもので、マルチリングでなる検出器リングを体軸方向に互いに対向するように各検出器リングの幅よりも大きな隙間を空けて配置した開放型PET装置と、前記隙間から放射線ビームを患部にむけて照射して放射線治療を行なうための放射線治療装置とを備え、放射線治療の照射野に内在する関心領域が、開放型PET装置の視野に含まれるようにされ、PET画像を用いた照射野の位置決めやビームモニタリング、治療モニタリングが可能とされていることを特徴とする放射線治療・PET複合装置を提供するものである。

[0029] ここで、前記照射野の全てが、PET装置の視野に含まれるようにすることができる。

[0030] 又、前記検出器リングにおいて、各々所定数の検出素子リングからなる所定数の要素検出器ユニットを互いに隙間を空けて配列し、該隙間が各々隙間を形成する二つの要素検出器ユニット幅の平均以下とすることができる。

[0031] 又、前記検出器リングにおいて、各々所定数の検出素子リングからなる所定数の要素検出器ユニットを互いに隙間を空けて配列し、該隙間が各々隙間を形成する二つの要素検出器ユニット幅の平均以下である第1のリングセットと、所定数の要素検出器ユニットから構成される第2のリングセットが、第1のリングセットの幅と第2のリングセットの幅の平均以下となる隙間を隔てて配列することができる。

[0032] 又、前記開放型PET装置の体軸方向の隙間を、可変とすることができる。

[0033] 又、前記開放型PET装置において、照射野を含む隙間によって分断された

第1の検出器リングと第2の検出器リングが同一サイズで、直径 $D1=D2$ 、長さ $W1=W2$ であり、隙間 $G$ を空けて配置されている場合、開放視野の直径および長さを、

$$WO=W1$$

$$DO=W1 \times D1 / (G+W1)$$

とすることができる。

[0034] 又、前記開放型PET装置において、第1の検出器リングと第2の検出器リングが照射野を含む隙間を形成する場合、第1の検出器リング同士、または第2の検出器リング同士では同時計数測定を行わず、第1の検出器リングと第2の検出器リングの間のみにて同時計数測定を行うことができる。

[0035] 又、前記放射線ビームを呼吸フェーズに合わせて照射する呼吸同期照射において、ビーム照射の合間に合わせて計測を行うことができる。

[0036] 又、前記検出器リングの構成を、各々の検出器リングによって変えることができる。

#### 図面の簡単な説明

[0037] [図1](a)従来一般的なPET装置、及び、(b)出願人が先に提案した開放型PET装置の構成を示す斜視図及び断面図

[図2]開放型PET装置における画面再構成の原理を示す断面図

[図3]開放型PET装置の開放領域隙間と感度の関係を示す断面図及びグラフ

[図4]開放視野と照射野の関係を示す図

[図5]開放視野の拡大方法を示す図

[図6]本発明の第1実施形態の構成を示す図

[図7]第1実施形態の作用を示す図

[図8] $G=W$ で円筒ファントムを計測する場合の検出器配置と再構成画像の断面を示す図

[図9] $G=2W$ で円筒ファントムを計測する場合の検出器配置と再構成画像の断面を示す図

[図10] $G=W$ で球体ファントムを計測する場合の検出器配置と再構成画像の断面を示す図

[図11] $G=2W$ で球体ファントムを計測する場合の検出器配置と再構成画像の断面

を示す図

[図12]G=2Wにおける感度分布を示す図

[図13]本発明の第2実施形態を示す図

[図14]本発明の第3実施形態を示す図

[図15]呼吸同期制御の一例を示す図

[図16]呼吸同期制御の他の例を示す図

[図17]呼吸同期制御の作動を示すフローチャート

発明を実施するための最良の形態

[0038] 以下図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

[0039] 図6に、リング状の2つの同一の検出器リング12a、12bを、独立したガントリ(60a、60b)として平行に配置し、検出器リング12a、12b間に、放射線照射装置24を挿入することによって、治療と同一時刻に同一部位をPETで確認する治療モニタリングを実現した第1実施形態の構成を示す。検出器リング12a、12bの位置はベッド8や照射装置24に対して固定されていてもよいが、ここでは検出器リング間の隙間を可変にする構成としている。

[0040] 具体的には、検出器リング12a、12b、それぞれを囲うガントリカバー60a、60b、患者6が横たわるベッド8で構成され、それぞれのガントリには車輪62を装着し、共通又は別々のレール64の前後に移動できる機能を持つ。

[0041] 開放視野を体軸方向にずらす際は、固定ベッド8に対して検出器リング12a及び12bを移動させるか、又は、検出器リング12a及び12bを固定させてベッド8を移動させる。

[0042] 放射線照射装置24から発生された治療ビーム22は、検出器リング12a、12b間の隙間領域を通り、PETのガントリ(60a、60b)と干渉することなく、患者6の照射野に向けて照射される。放射線照射装置24は、照射装置制御システム26によって制御される。検出器リング12a、12b間の隙間は、治療ビーム22とPETガントリ(60a、60b)が干渉しないことに加え、ビームの破砕片が検出器に影響を与えないように余裕をもって決定する。得られたPET画像は、照射装置制御システム26にフィードバックされ、照射野の位置決め、治療効果の確認や治療計画の修正に用いられる。

- [0043] 次に、計測データの処理方法について述べる。患者6の体内の核種7からは、ほぼ180°の角度をなして飛行する一対の消滅放射線7a、7bが四方八方に放出される。検出器リング12a及び12bにおいて、一対の消滅放射線7a、7bのうちの片側の計測データであるシングルイベントデータSDは、共通の同時計数回路40に送られて、検出器リング12aと12bの間の同時計数ペアの情報であるリストモードデータLDに変換される。
- [0044] このリストモードデータLDは、データ収集装置42にて記録媒体に保存された後、画像再構成装置44に送られて、画像再構成演算を行なった後、画像表示装置46にて再構成画像が表示される。
- [0045] 検出器リング12a、12bの移動は、コンソール装置66から指定されたガントリ位置情報に基づき、ガントリ位置制御装置68によって制御される。ガントリ位置情報は、同時計数回路40を通じてリストモードデータLD内に含めるか、あるいは、画像再構成装置44に直接送る等して、画像再構成演算の際に、実際の検出器の位置情報に基づいて計算が行なえるようにする。
- [0046] ビーム照射中は、PET計測にとってノイズ成分となる即発性のガンマ線が多く発生することが知られており、ビーム照射中のPET計測データは画像化に適さない。よって、データ収集システムの負荷を避けるためには、画像再構成に使うデータのみを選択した後にデータ収集することが望ましいが、データ収集システムに余裕があれば、常にデータ収集まで行うようにして、画像再構成の前段階において、データ選択の処理を入れることも可能である。
- [0047] 次に、図7を参照して、第1実施形態の動作を説明する。
- [0048] 本実施形態は、第1検出器リング12aと第2検出器リング12bを結ぶ一部又は全ての検出器ペアにて同時計数測定を行なうだけでなく、第1検出器リング12a内の一部又は全ての検出器ペア、及び、第2検出器リング12b内の一部又は全ての検出器ペアにて同時係数測定を行うことも出来るが、開放視野のみを画像化する場合は、第1検出器リング12aと第2検出器リング12bの間の同時計数測定のみで十分である。これによって、不要なシングルイベントデータSDをデータストリームの中から除去できるため、スループットが改善し、ダイナミックレンジを拡大することができる。得られたリス

トモードデータLDは、データ収集装置42、画像再構成装置44を經由し、画像化される。

- [0049] 次に、市販のPET装置を基にして、直径827mmの円周上に576個の検出素子(シンチレータ)が並んだ検出器素子リング(幅4.8mm)32本から構成される検出器リング(体軸方向感度エリア幅 $W=153.6\text{mm}$ )を左右に配置した計算機シミュレーションを行なった。左右の検出器リングの隙間 $G$ は、不感領域が生じない上限である $G=W$ の場合と、この上限を超えたケースとして $G=2W$ の場合をシミュレートした。数値ファントムは、開放視野よりも大きな円筒ファントムと、開放視野内に内包される球体ファントムをシミュレートした。円筒ファントムは、一様な円筒状線源(直径230mm、長さ614.4mm)の中に直径4.0mmのスポットを63個含むものであり、円筒とスポットのコントラスト比は1:5とした。球体ファントムは、直径120mmの球体状線源の内部に、直径10mmのスポットを9個、直径30mmのスポットを2個含むものであり、球体とスポットのコントラスト比は1:3とした。
- [0050] 図8から図11は、検出器配置と再構成画像の断面を合わせて図示したものである。表示している断面画像は、視認性を高める目的で、輪郭抽出処理を施している。図8は、円筒ファントムを $G=W$ の条件で計測した場合の結果、図9は、円筒ファントムを $G=2W$ の条件で計測した場合の結果である。これより、物体すなわち照射野が開放視野より大きな場合、 $G$ が $W$ を超えると、不感領域の発生によって、正しく画像化できないことが分かる。
- [0051] 一方、図10は、球体ファントムを $G=W$ の条件で計測した場合の結果、図11は、球体ファントムを $G=2W$ の条件で計測した場合の結果である。これより、物体すなわち照射野が開放視野に内包される場合、 $G$ の大きさに依らず、正しく画像化できることが分かる。
- [0052]  $G=2W$ における、感度の分布を図12に示す。これは、体軸上における感度分布を相対値でプロットしたものである。開放視野の体軸幅は、 $W$ すなわち153.6mmに限定される。
- [0053] これに対し、図13は、検出器リングを要素検出器リングに分割した第2実施形態を示している。この第2実施形態における左右の検出器リングは、それぞれ、4本の検

出素子リングをユニット[0]として( $W=19.2\text{mm}$ )、 $D=2$ 、 $\alpha=0.5$ 、 $N=3$ の条件で検出器を配置した結果である。用いている検出素子リングの総数は図12と同じであるが、開放視野を $297.6\text{mm}$ にまで拡張しており、より大きな照射野にも対応できるようにする。

[0054] 図14は、さらに、検出器影響を避けるために検出器を照射野から離れた第3実施形態を示す図である。

[0055] なお、胸部の治療などにおいては、呼吸等による患部の移動を考慮する必要がある。具体的には、例えば呼吸サイクルの呼気状態など比較的安定的な呼吸フェーズにおいて照射する治療計画を作成し、治療においては、胸部に装着したマーカーなどの動きを検出する呼吸モニタリングを行い、治療計画における呼吸フェーズと一致したときのみ、照射を行う制御を行う。

[0056] 図15は、呼吸信号の呼気フェーズに応じて、照射をONにする制御を図示したものである。このとき、照射がOFFになっているタイミング(吸気フェーズ)に合わせてPET計測を行うことによって、一連の照射の最中において効率的にPET計測を行うことができる。

[0057] 図15は、加速器から連続的に照射ビームを取り出せるケースを想定していたが、周期的に断続して照射ビームを取り出すケースもある。図16は後者において、呼吸同期の照射を行う場合である。呼気フェーズと照射クロックが合致したときのみ、照射を行うことができる。よって、図15のケースよりも照射可能なタイミングが限られてしまうが、一方で、PET計測が可能なタイミングは増加し、PET計測時間を短縮することができる。なお、治療において考慮すべき体動には、呼吸に限らず、心拍やその他の動きも含まれる。

[0058] 図17(A)に示すフローチャートにおいて、まず、検出器で放射線を検出すると(S11)、既知の技術により同時計数判定を行う(S12)。同時に、放射線照射部近傍に設けたマーカーの動きを検出分析するなどして得ている呼吸モニタリングデータを参照し(S13)、呼吸フェーズ以外のフェーズを選んで(S14)、同時計数と判定したデータを収集し(S15)、照射が終了して計測も終了する(S16)と、収集したデータを基に画像再構成をおこない(S17)、画像を出力する(S18)。

[0059] 呼吸同期照射にPET計測を適用した例は、これまでにない。図17(B)に示すフローチャートは、呼吸同期照射ではない通常の照射において、呼吸モニタリングデータを参照する代わりにステップS13において加速器情報を参照している既知の技術を示す。本発明に於いては呼吸モニタリングデータを参照しているので、照射システムに影響することなく簡便にPET計測のための同期データを取得できるほか、呼吸フェーズ毎にPET画像再構成を行うなどして、呼吸によるPET画像のぶれを抑制することも可能になる。

[0060] なお、リング形状は円に限定されず、八角形や六角形等の多角形でも良い。

#### 産業上の利用の可能性

[0061] X線、ガンマ線や粒子線を患部に照射して行う放射線治療において、患部や治療ビームの様子を画像化してモニタリングできるようになる。

## 請求の範囲

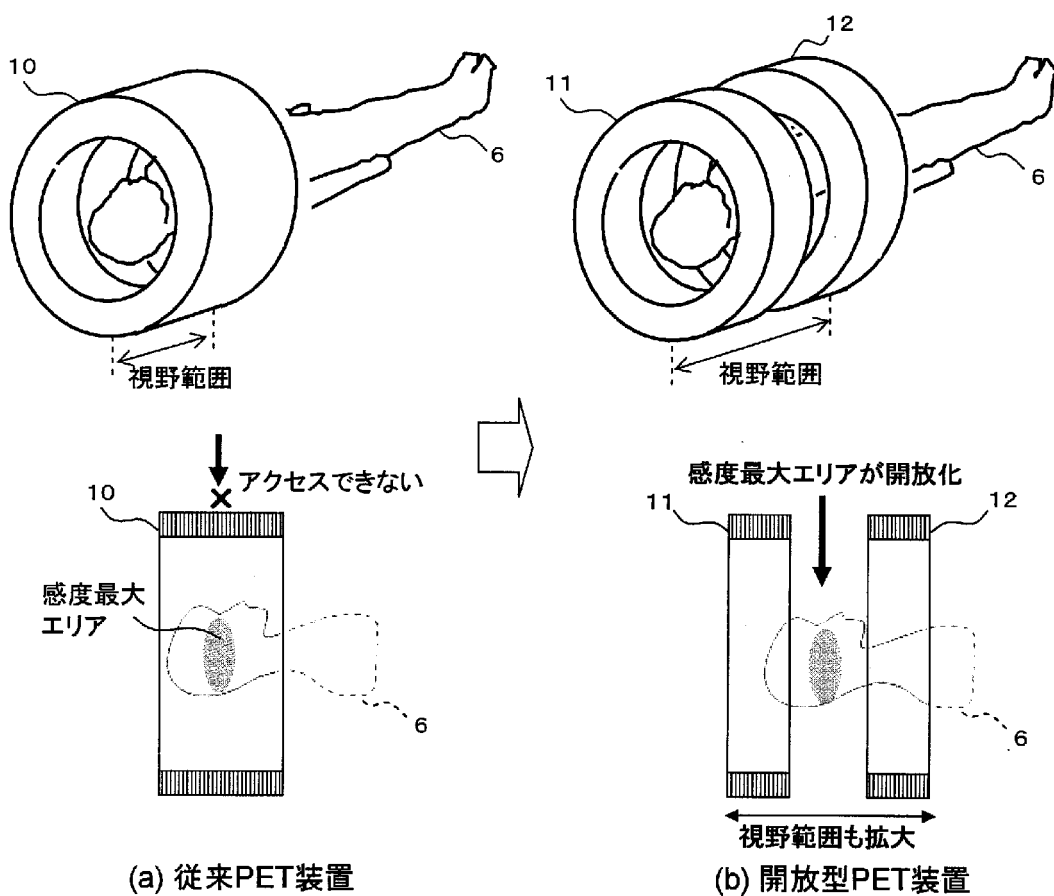
- [1] マルチリングでなる検出器リングを体軸方向に互いに対向するように各検出器リングの幅よりも大きな隙間を空けて配置した開放型PET装置と、  
前記隙間から放射線ビームを患部に向けて照射して放射線治療を行なうための放射線治療装置とを備え、  
放射線治療の照射野に内在する関心領域が、開放型PET装置の視野に含まれるようにされ、PET画像を用いた照射野の位置決めやビームモニタリング、治療モニタリングが可能とされていることを特徴とする放射線治療・PET複合装置。
- [2] 前記照射野の全てが、PET装置の視野に含まれることを特徴とする請求項1に記載の放射線治療・PET複合装置。
- [3] 前記検出器リングにおいて、各々所定数の検出素子リングからなる所定数の要素検出器ユニットが互いに隙間を空けて配列されており、該隙間が各々隙間を形成する二つの要素検出器ユニット幅の平均以下であることを特徴とする請求項1又は2に記載の放射線治療・PET複合装置。
- [4] 前記検出器リングにおいて、各々所定数の検出素子リングからなる所定数の要素検出器ユニットが互いに隙間を空けて配列されており、  
該隙間が各々隙間を形成する二つの要素検出器ユニット幅の平均以下である第1のリングセットと、所定数の要素検出器ユニットから構成される第2のリングセットが、第1のリングセットの幅と第2のリングセットの幅の平均以下となる隙間を隔てて配列されていることを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の放射線治療・PET複合装置。
- [5] 前記開放型PET装置の体軸方向の隙間が、可変とされていることを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の放射線治療・PET複合装置。
- [6] 前記開放型PET装置において、照射野を含む隙間によって分断された第1の検出器リングと第2の検出器リングが同一サイズで、直径 $D1=D2$ 、長さ $W1=W2$ であり、隙間 $G$ を空けて配置されている場合、開放視野の直径および長さが、  
 $WO=W1$   
 $DO=W1 \times D1 / (G+W1)$



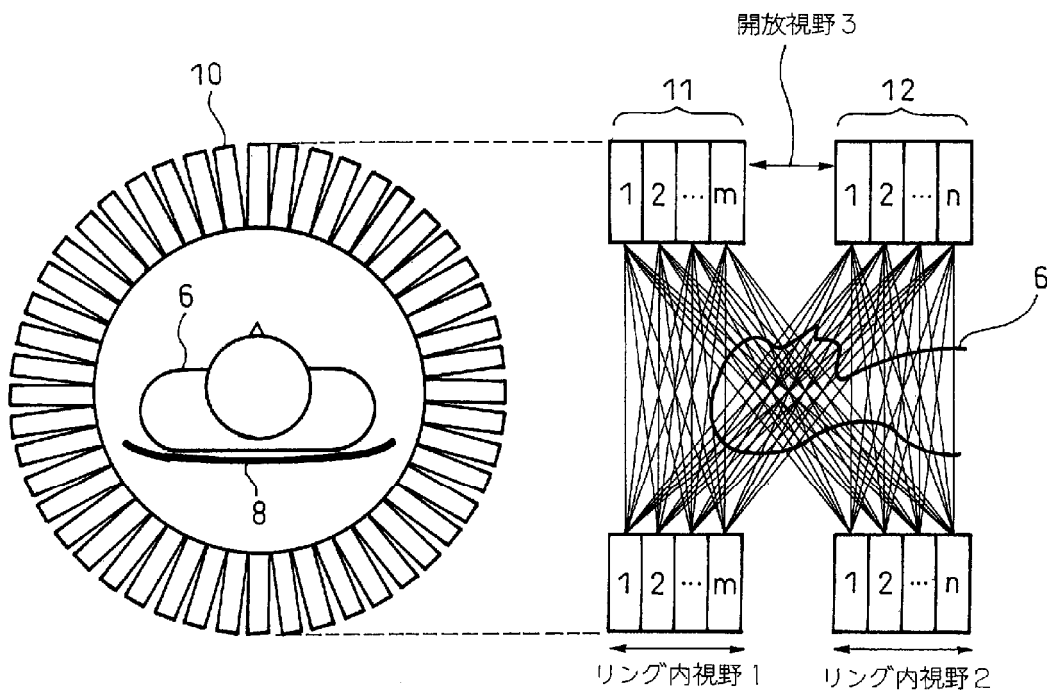
であることを特徴とする請求項1乃至5のいずれかに記載の放射線治療・PET複合装置。

- [7] 前記開放型PET装置において、第1の検出器リングと第2の検出器リングが照射野を含む隙間を形成する場合、第1の検出器リング同士、または第2の検出器リング同士では同時計数測定を行わず、第1の検出器リングと第2の検出器リングの間のみにて同時計数測定を行うことを特徴とする請求項1乃至6のいずれかに記載の放射線治療・PET複合装置。
- [8] 前記放射線ビームを呼吸フェーズに合わせて照射する呼吸同期照射において、ビーム照射の合間に合わせてPET計測を行うことを特徴とする請求項1乃至7のいずれかに記載の放射線治療・PET複合装置。
- [9] 前記検出器リングの構成を、各々の検出器リングによって変えることを特徴とする請求項1乃至8のいずれかに記載の放射線治療・PET複合装置。

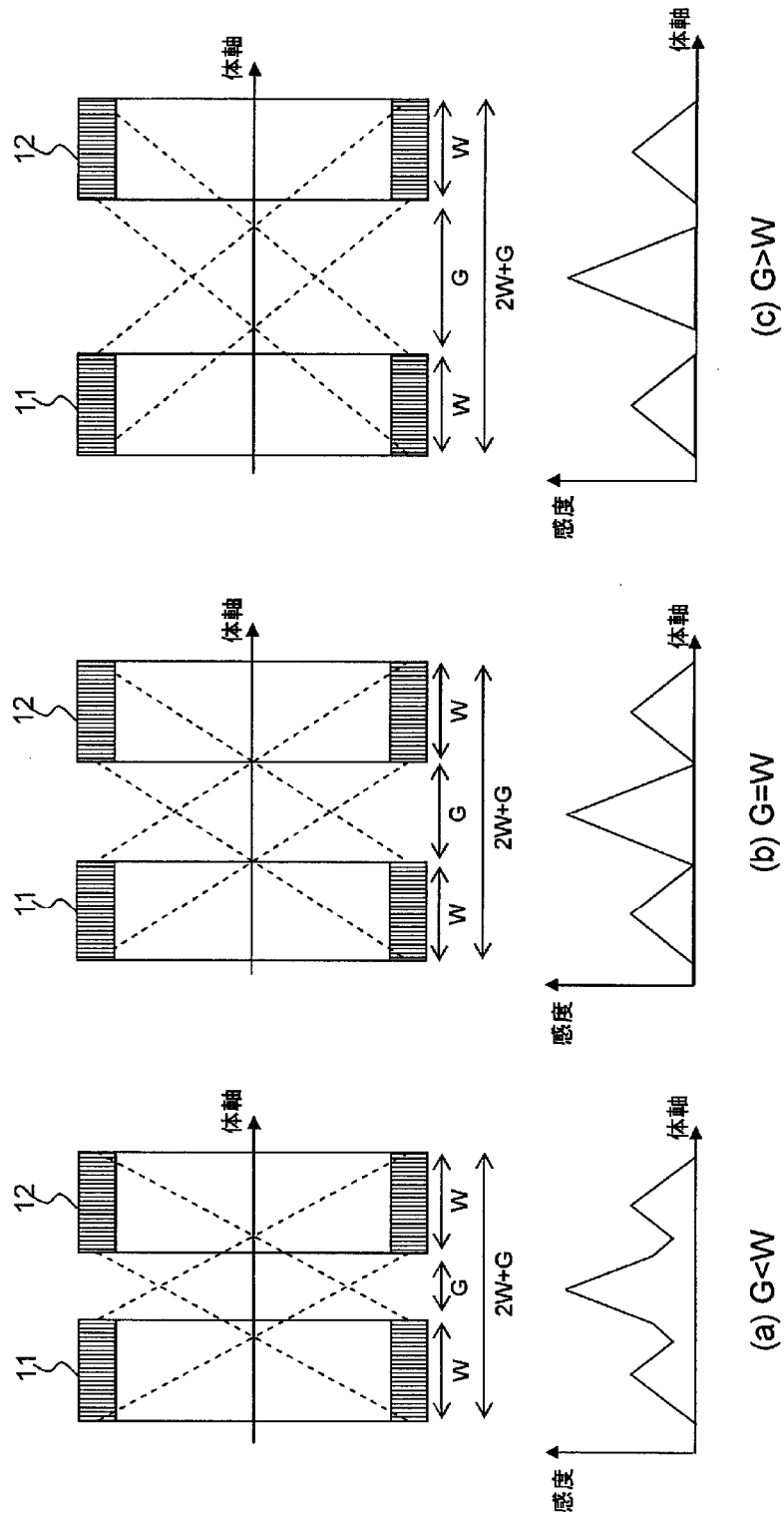
[図1]



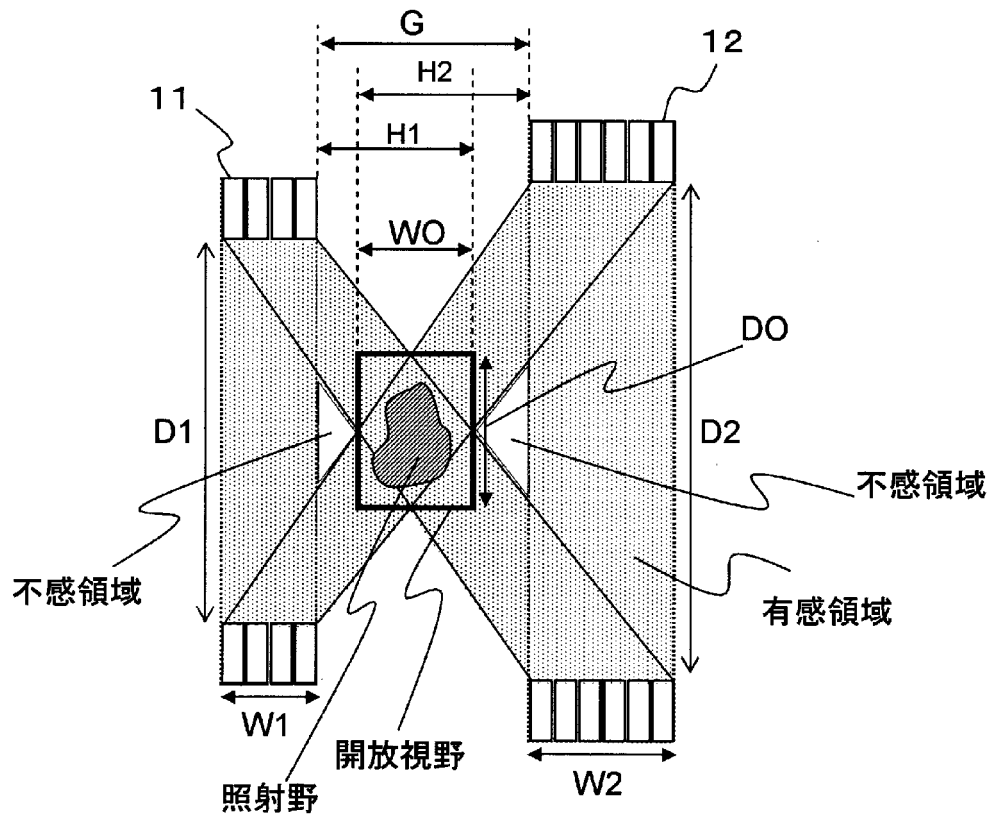
[図2]



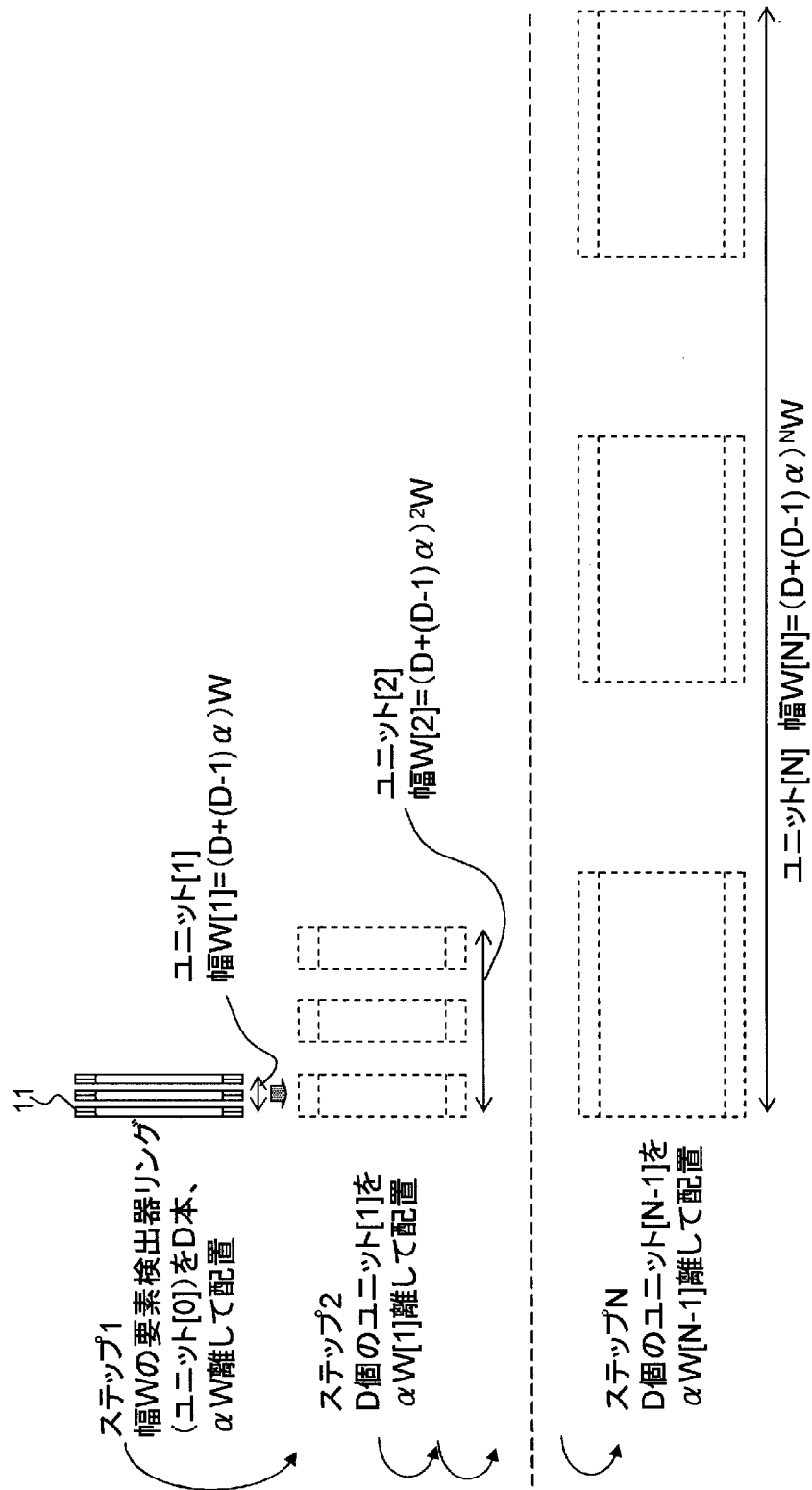
[図3]



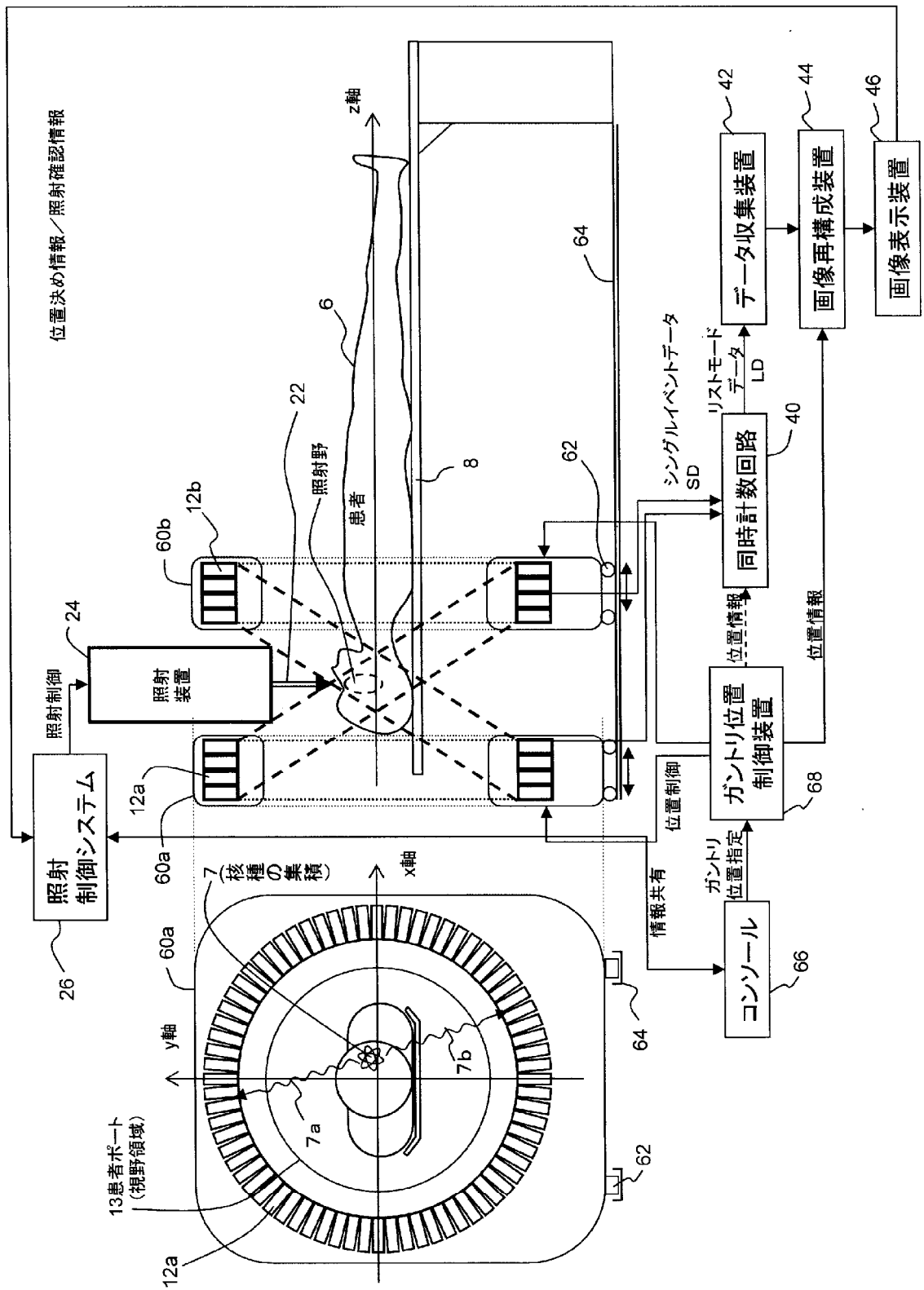
[図4]



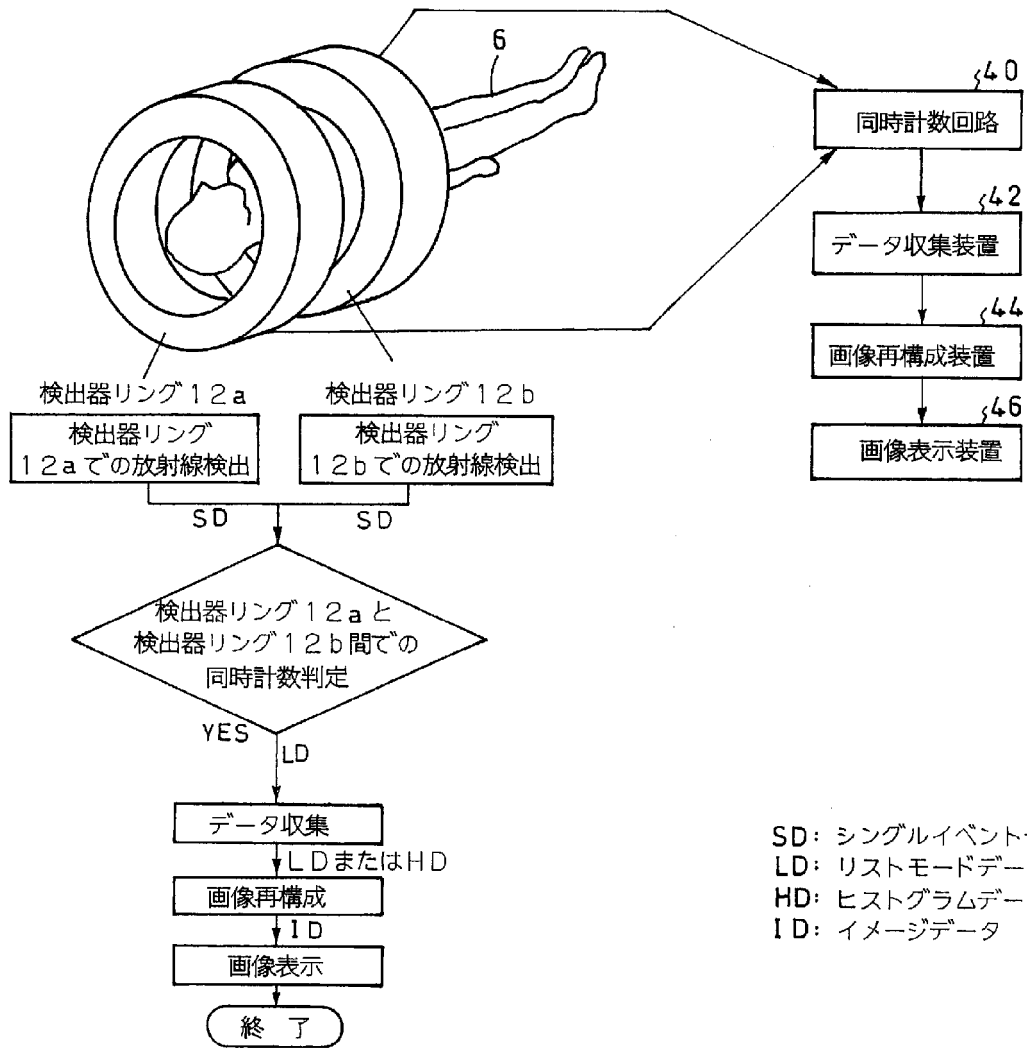
[図5]



[図6]



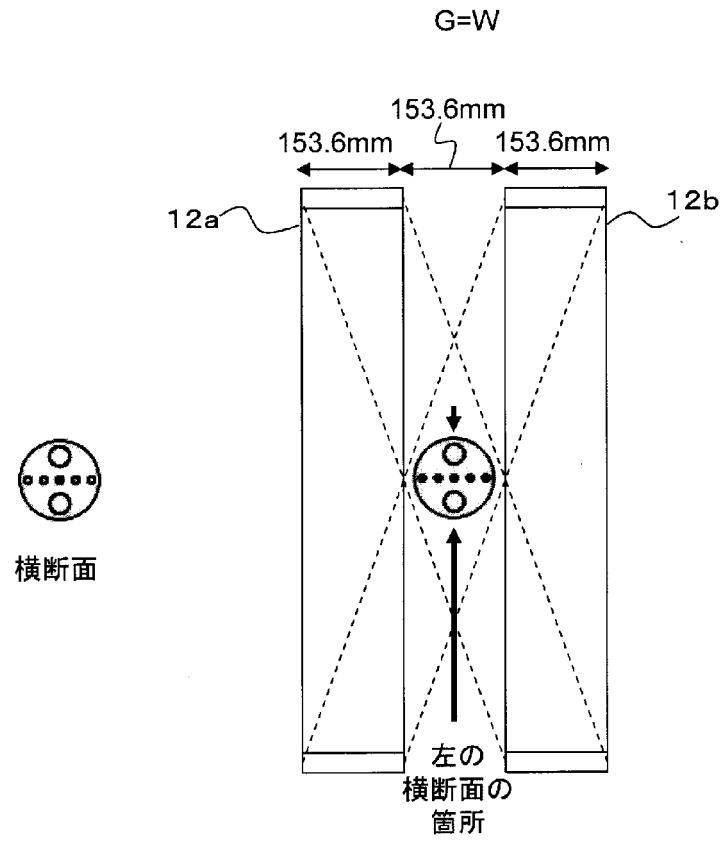
[図7]



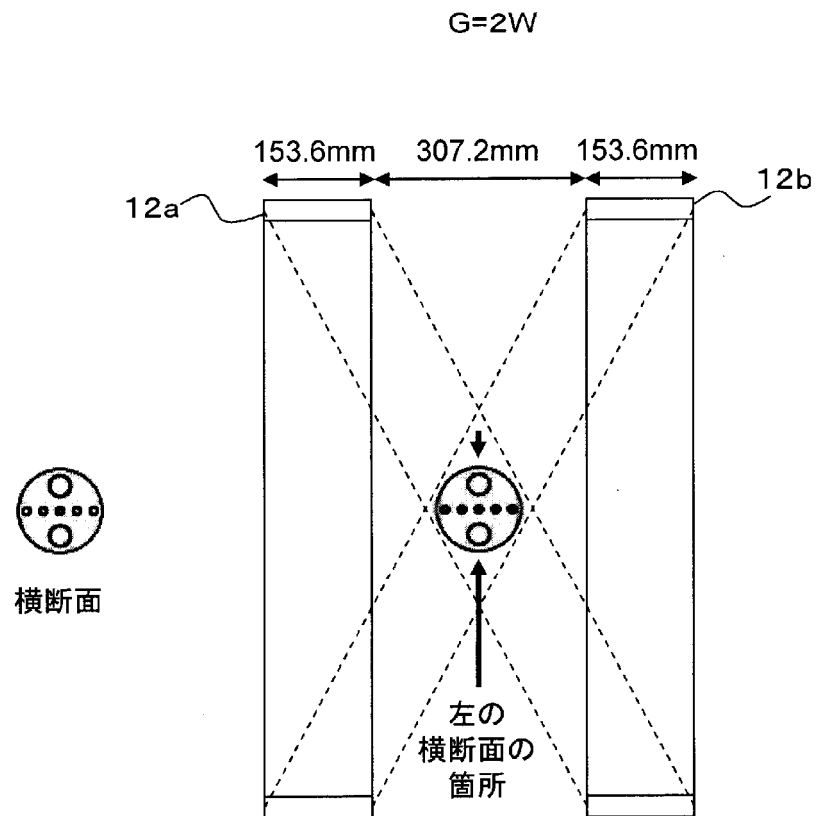




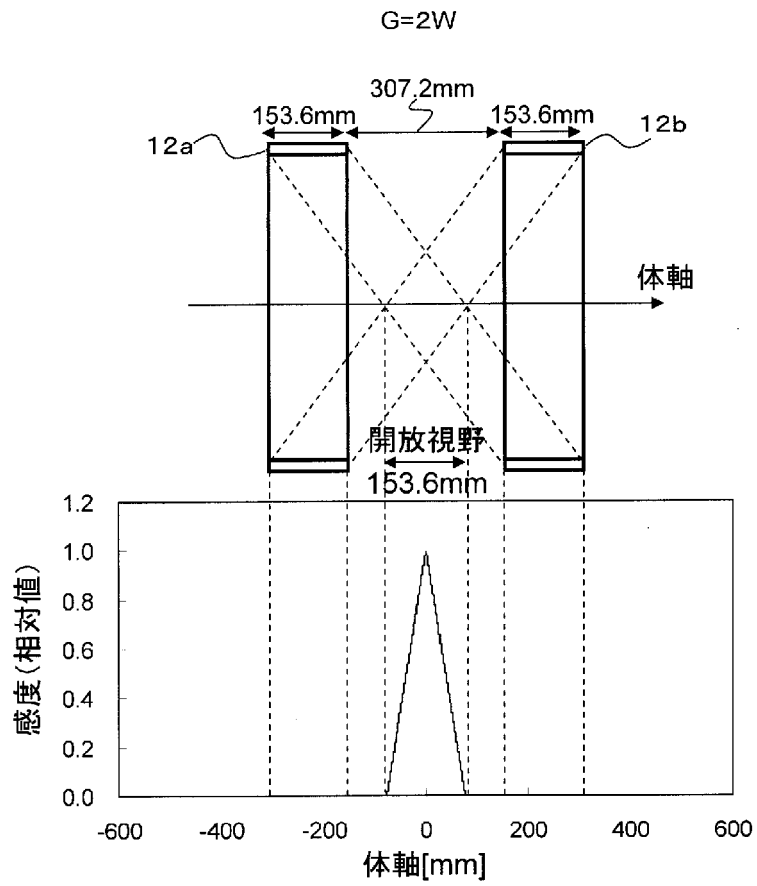
[図10]



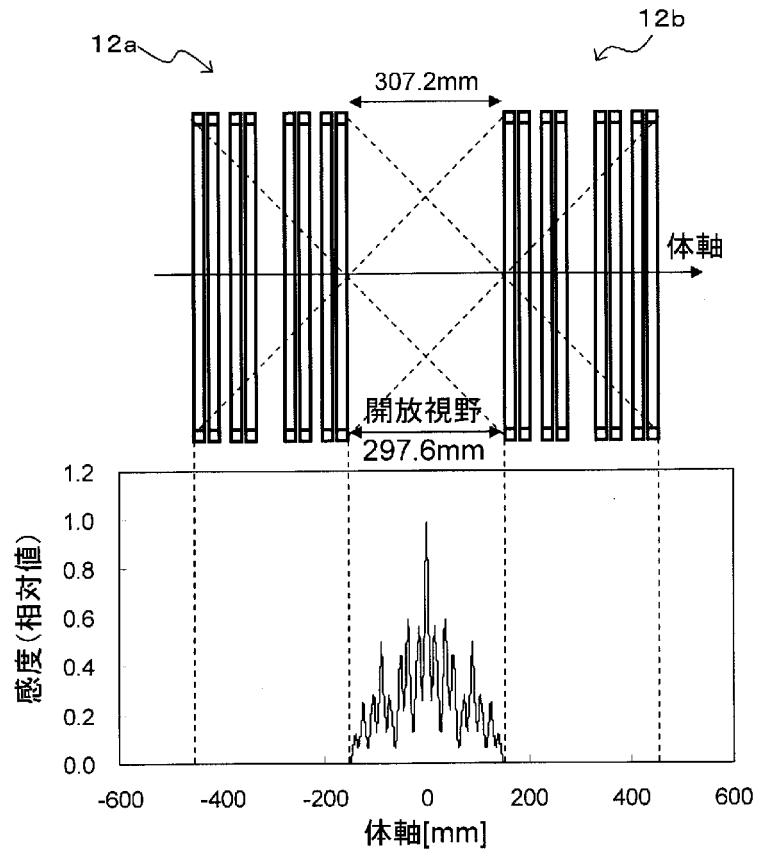
[図11]



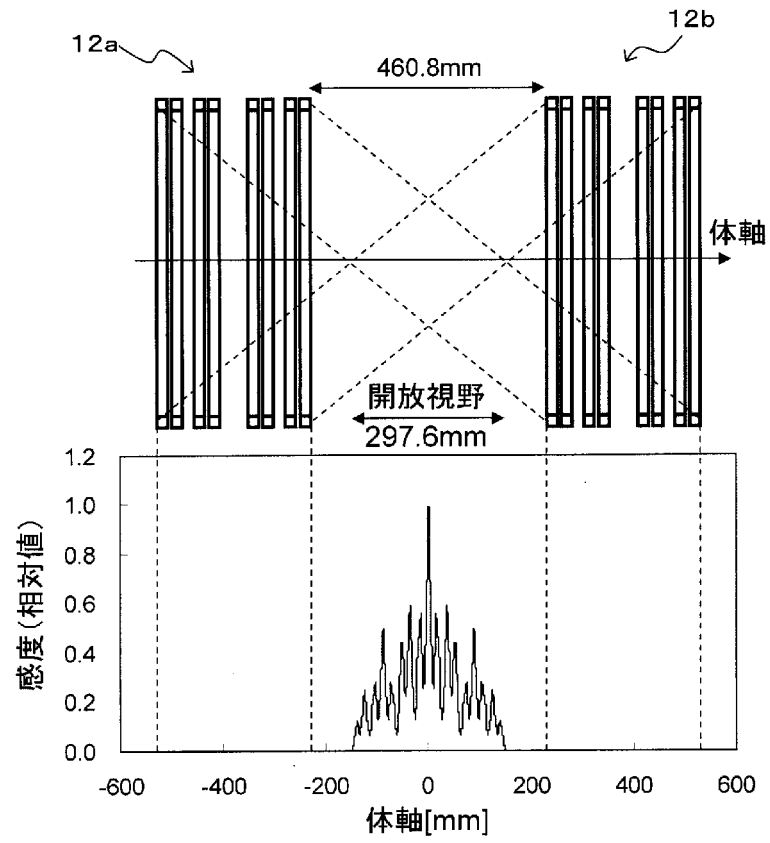
[図12]



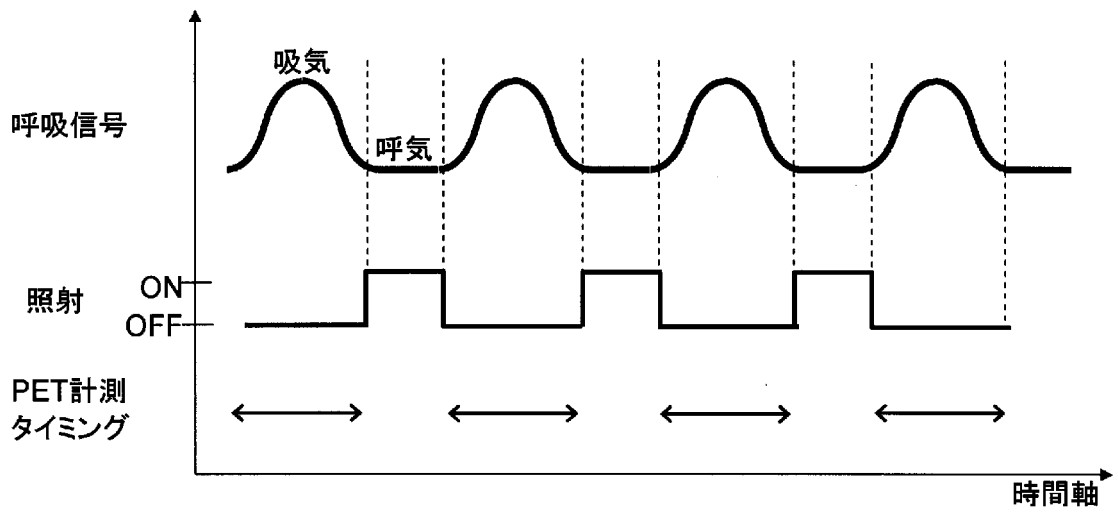
[図13]



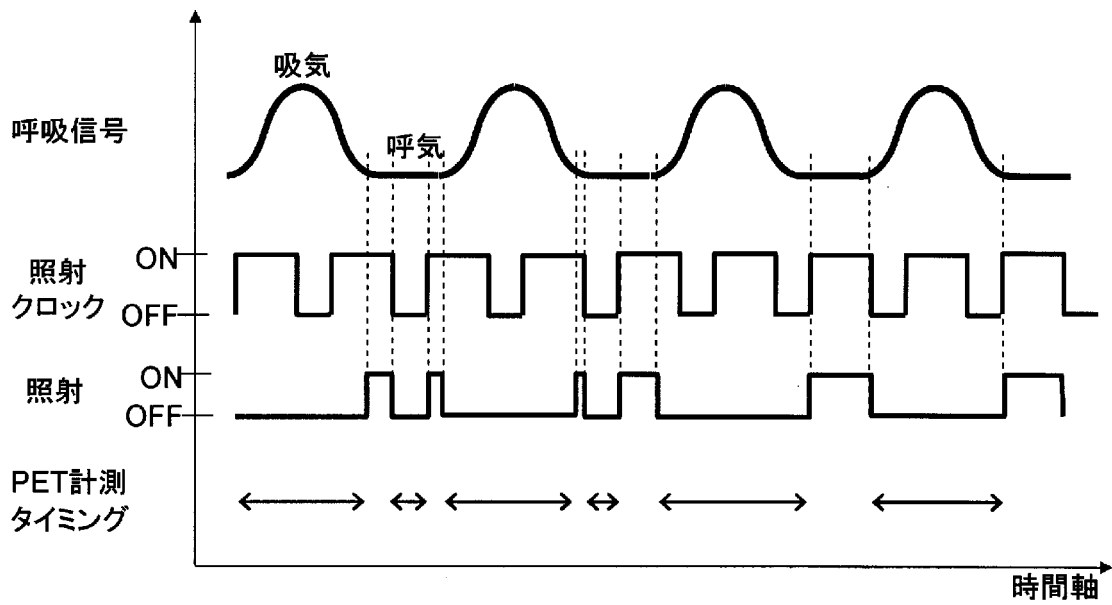
[図14]



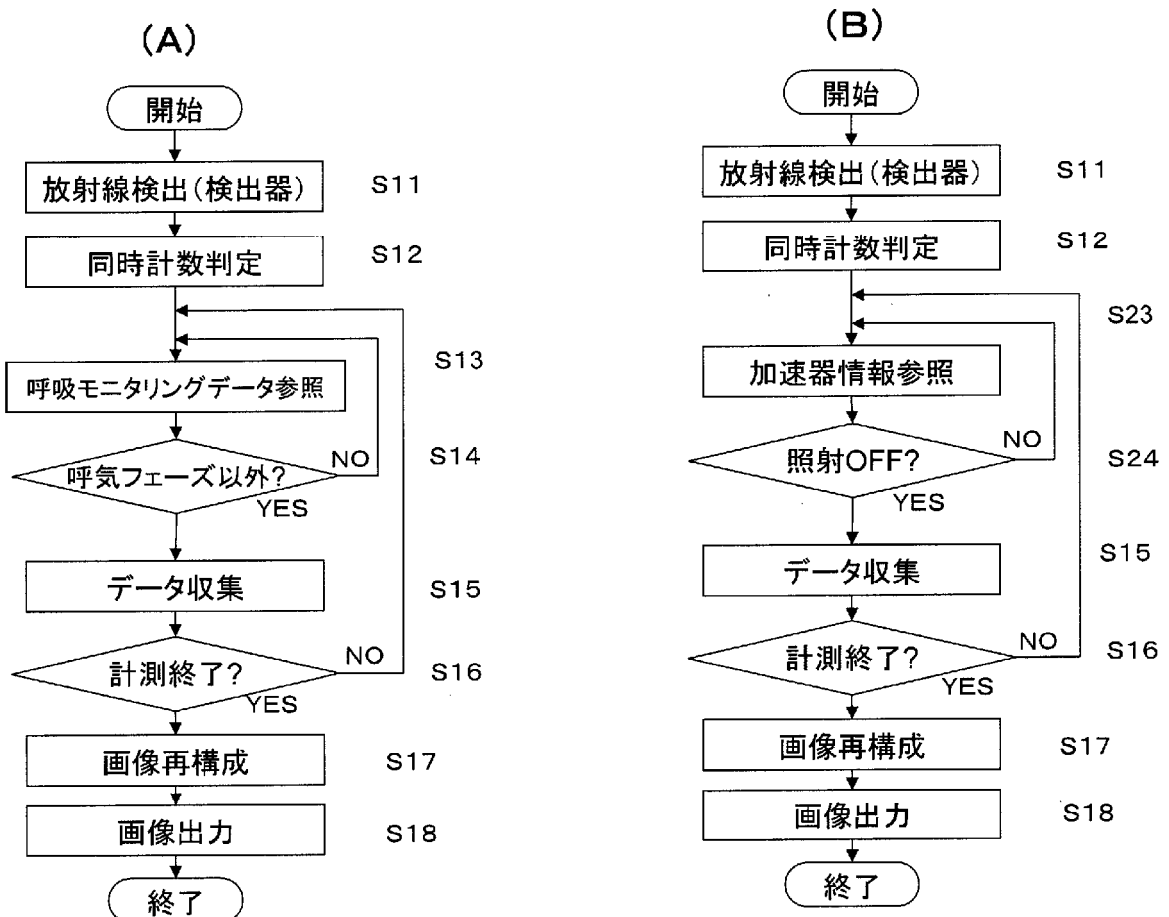
[図15]



[図16]



[図17]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/JP2008/063862

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
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)  
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	1996-2008
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2008	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2008

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

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2008-134205 A (Shimadzu Corp.), 12 June, 2008 (12.06.08), (Family: none)	1-6, 8, 9 7
Y	JP 2004-166975 A (Mitsubishi Heavy Industries, Ltd.), 17 June, 2004 (17.06.04), (Family: none)	1-6, 8, 9
Y	JP 2008-173297 A (President of National Cancer Center), 31 July, 2008 (31.07.08), (Family: none)	1-6, 8, 9
Y	JP 2005-52308 A (Toshiba Corp.), 03 March, 2005 (03.03.05), (Family: none)	1-6, 8, 9

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

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

Date of the actual completion of the international search 29 September, 2008 (29.09.08)	Date of mailing of the international search report 07 October, 2008 (07.10.08)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/063862

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 2001-346773 A (Toshiba Corp.), 18 December, 2001 (18.12.01), (Family: none)	8
Y	JP 2007-3264 A (Shimadzu Corp.), 11 January, 2007 (11.01.07), Par. No. [0006] (Family: none)	8
Y	JP 2007-111535 A (Siemens AG.), 10 May, 2007 (10.05.07), Par. No. [0002] & US 2007/092123 A1	8
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 128900/1988 (Laid-open No. 48888/1990) (Shimadzu Corp.), 04 April, 1990 (04.04.90), (Family: none)	9
A	JP 2001-141827 A (Hamamatsu Photonics Kabushiki Kaisha), 25 May, 2001 (25.05.01), & US 6774370 B1 & WO 2001/036996 A1	7
A	JP 4-268484 A (Shimadzu Corp.), 24 September, 1992 (24.09.92), (Family: none)	1-9
A	JP 9-211130 A (Shizuoka-Ken), 15 August, 1997 (15.08.97), (Family: none)	1-9
A	JP 2006-513410 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 20 April, 2006 (20.04.06), & US 2006/124855 A1 & WO 2004/061477 A1	1-9

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. 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. 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	1971-2008年
日本国実用新案登録公報	1996-2008年
日本国登録実用新案公報	1994-2008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 請求の範囲の番号
Y A	JP 2008-134205 A (株式会社島津製作所) 2008.06.12, (ファミリーなし)	1-6, 8, 9 7
Y	JP 2004-166975 A (三菱重工業株式会社) 2004.06.17, (ファミリーなし)	1-6, 8, 9
Y	JP 2008-173297 A (国立がんセンター総長) 2008.07.31, (ファミリーなし)	1-6, 8, 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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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)	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日  
29.09.2008

国際調査報告の発送日  
07.10.2008

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)  
小田倉 直人  
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q 9163

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 請求の範囲の番号
Y	JP 2005-52308 A (株式会社東芝) 2005.03.03, (ファミリーなし)	1-6, 8, 9
Y	JP 2001-346773 A (株式会社東芝) 2001.12.18, (ファミリーなし)	8
Y	JP 2007-3264 A (株式会社島津製作所) 2007.01.11, 段落【0006】 (ファミリーなし)	8
Y	JP 2007-111535 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2007.05.10, 段落【0002】 & US 2007/092123 A1	8
Y	日本国実用新案登録出願63-128900号(日本国実用新案登録出願公開 2-48888号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイ クロフィルム(株式会社島津製作所)1990.04.04, (ファミリーな し)	9
A	JP 2001-141827 A (浜松ホトニクス株式会社) 2001.05.25, & US 6774370 B1 & WO 2001/036996 A1	7
A	JP 4-268484 A (株式会社島津製作所) 1992.09.24, (ファミリーなし)	1-9
A	JP 9-211130 A (静岡県) 1997.08.15, (ファミリーなし)	1-9
A	JP 2006-513410 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2006.04.20, & US 2006/124855 A1 & WO 2004/061477 A1	1-9