

(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9月30日(30.09.2010)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2010/109585 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/055701
- (22) 国際出願日: 2009年3月23日(23.03.2009)
- (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). 吉田 英治(YOSHIDA, Eiji) [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). 錦戸 文彦(NISHIKIDO, Fumihiko) [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). 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).

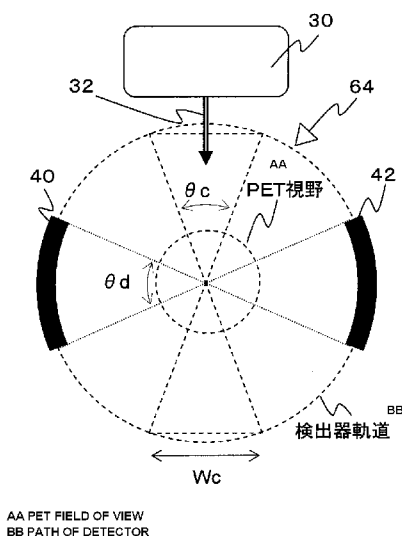
- (74) 代理人: 高矢 諭, 外(TAKAYA, Satoshi et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木二丁目10番12号 南新宿ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, 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,

[続葉有]

(54) Title: DETECTOR-ROTATION-TYPE RADIOTHERAPY/IMAGING COMBINED DEVICE

(54) 発明の名称: 検出器回転型放射線治療・画像化複合装置

【図3】



AA PET FIELD OF VIEW  
BB PATH OF DETECTOR

(57) Abstract: In an imaging device incorporated with a radiotherapy device, particularly a PET device, a gamma-camera-opposed-type PET device, or an open-type PET device, a detector is rotated, thereby reducing the amount of nuclear fragments entering the detector. For example, in the gamma-camera-opposed-type PET device, the irradiation with a beam is synchronized with the rotation of the detector, thereby preventing interference between the detector and a radiotherapy beam and reducing the amount of nuclear fragments entering the detector. Therefore, the interference with the radiotherapy beam does not occur, and the amount of nuclear fragments entering the detector is reduced. Annihilation radiation is measured immediately after irradiation or during irradiation, and a three-dimensional image of the irradiation field is generated.

(57) 要約: 放射線治療装置に組み合わせた画像化装置、特にPET装置や対向ガンマカメラ型PET装置または開放型PET装置において、検出器を回転させることで、検出器への核破砕片の入射を低減する。例えば、対向ガンマカメラ型PET装置においては、ビーム照射と検出器の回転を同期させることによって、検出器が治療ビームと干渉するのを避けると共に、核破砕片の検出器への入射を低減することができる。これにより、治療ビームと干渉せず且つ核破砕片の検出器への入射を低減して、照射直後あるいは照射中に消滅放射線を計測し、照射野

を3次元的に画像化できる。

WO 2010/109585 A1

GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, 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). 添付公開書類:  
— 國際調查報告 (條約第 21 條(3))

## 明 細 書

### 検出器回動型放射線治療・画像化複合装置

#### 技術分野

[0001] 本発明は、X線や粒子線を患部に照射して行う放射線治療において、放射線（ビームともいう）照射によって照射野から生じる消滅放射線を検出するためのモニタリングに際して、治療ビームと干渉せず且つ核破砕片の検出器への入射を低減して、照射直後あるいは照射中に消滅放射線を計測し、照射野を3次元的に画像化できる放射線治療・画像化複合装置に関する。

#### 背景技術

[0002] 癌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、代謝機能を画像化し、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、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。粒子線の照射方法としては、患部に形状を合わせるようにして照射するビームを広げる従来のボラス照射に加えて、ペンシルビームを患部形状などに合わせて走査させるスポットスキニング照射が研究されている。いずれも、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、照射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合わせは困難である。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から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。これは、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.誌、vol. 51 (2006) pp. 5769–5783)。さらに重粒子線治療においては、 $^{12}\text{C}$ など通常安定核の代わりに、 $^{11}\text{C}$ など陽電子放出核を直接照射することによって、消滅放射線の発生位置と線量分布のミスマッチをなくすと共にPET画像のS/N比を高めることが可能になる。

[0008] 照射野をリアルタイムに画像化するPET(以下、ビームオンラインPETと称する)のための装置要件は、以下の4点に集約される。

1. 検出器が治療ビームを遮らないこと。
2. 検出器が核破碎片(入射粒子と標的核との衝突で生じる荷電粒子や中性子)によって性能低下しないこと。
3. PET画像の高精度化および患者拘束時間の短縮化のために、短寿命RIを効率よく計測できるよう、照射直後もしくは照射中からもPET計測が可能であること。
4. 照射野を3次元的に画像化できること。

[0009] 前記要件2については、核破碎片が検出器に入射すると、検出器を構成するシンチレータ自身が放射化してしまい、計測対象である消滅放射線を数え落とししたり、位置情報に誤差を与えたりする恐れがある。なお、核破碎片としては、重粒子線照射では荷電粒子と中性子の両者が発生するが、陽子線照射では中性子が支配的になると考えられる。いずれも、核破碎片は治療ビームに対し前方指向性を持って生成されるが、広い角度を伴うことが報告されている(N.Matsufuji, et al., "Spatial fragmentation distribution from a therapeutic pencil-like carbon beam in water," *Physics in Medicine and Biology* 50(2005) 3393-3403、S. Yonai, et al., "Measurement of neutron ambient dose equivalent in passive carbon-ion and proton radiotherapies," *Medical Physics* 35 (2008) 4782-4792)。

[0010] 前記要件3については、放射線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、照射中の即時PET計測が求められる。

[0011] ドイツのGSI研究所及び国立がんセンター東病院では、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装置を用いて、ビームオンラインPETを試行している(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、T. Nishio, 他, "Dose-volume delivery guided proton therapy using beam ON-LINE PET system," *Med. Phys.* 誌、vol. 33(2006)pp. 4190-4197)。この対向ガンマカメラ型装置は、ビーム経路から遠ざけて検出器を配置で

きるため、要件1、2および3を満足する。しかし、計測できる同時計数線の方向が大きく偏り画像再構成に必要な情報が欠損するため、検出器面に対して垂直方向の分解能が著しく低下してしまい、要件4を満たすことはできない。

[0012] 要件4を満たすためには、多方向から同時計数線を計測することが必要である。PET単体装置においては、対向ガンマカメラ型装置を回転させる装置が提案されているが(David Townsend, et al., “A Rotating PET Camera using BGO Block Detectors,” Conference Record of the 1991 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference)、放射線治療装置と組み合わせた場合、PET検出器と治療ビームが干渉してしまうため、今度は要件1と2を満たさなくなる。

[0013] 治療ビームの照射装置自体が患者の周囲を回転する回転型治療ガントリ上に、対向ガンマカメラ型PETを搭載する方法も提案されているが(特開2008-22994、特開2008-173299)、多方向から連続的にビーム照射するような希少例を除いて、対向ガンマカメラ型PETを回転できるのはビーム照射後となってしまう、要件3を満たすことはできない。

[0014] 治療ビームを通す隙間を有し、且つPET装置を回転させることなく3次元の画像化が可能な方法として、出願人は、図1に示すように、患者8の体軸方向に2分割したマルチリング型検出器22、24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(Taiga Yamaya, Taku Inanawa, Shinichi Minohara, Eiji Yoshida, Naoko Inadama, Fumihiko Nishikido, Kenji Shibuya, Chih Fung Lam and Hideo Murayama, “A proposal of an open PET geometry,” *Phy. Med. Biol.*, 53, pp. 757-773, 2008.)。開放視野は、分割された双方の検出器リング22、24間の同時計数線から、画像が再構成される。図において、10はベッド、12はベッドの架台、26はガントリカバーである。この開放型PET装置は、要件1、3および4を満足するが、開放視野の幅が十分でなければ、照射ポート30から開放視野に入射した治療ビーム32によって生じる核破碎片34が開放視野両端の検出器に入射してしまう。よって、治療強度が極端に強い場合、検出器が放射化してしまい、要件2を満たさなくなる恐れがある。

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、治療ビームと干渉せず且つ核破砕片の検出器への入射を低減して、照射直後あるいは照射中に消滅放射線を計測し、照射野を3次元的に画像化できるようにすることを課題とする。
- [0016] 本発明は、放射線治療装置に組み合わせた画像化装置、特にPET装置や対向ガンマカメラ型PET装置または開放型PET装置において、検出器を回動させることで、検出器への核破砕片の入射を低減するものである。
- [0017] 例えば、対向ガンマカメラ型PET装置においては、ビーム照射と検出器の回動を同期させることによって、検出器が治療ビームと干渉するのを避けると共に、核破砕片の検出器への入射を低減することができる。
- [0018] 本発明は、上記の知見に基づいてなされたもので、放射線照射によって患部から生じる二次的な放射線を測定し得るように検出器が配設され、該検出器の視野へ照射される放射線に同期して照射後あるいは照射中に照射野の画像化を行う画像化装置を含む放射線治療・画像化複合装置であって、放射線を被検体の該画像化装置の視野に位置する部位に向けて所定方向から照射する放射線治療装置と、前記視野周りに回動可能に配置された前記検出器と、前記放射線照射により被検体から照射方向前方へ飛翔する核破砕片の検出器への入射を緩和するように検出器の回動を制御する手段と、を備えることにより前記課題を解決したものである。
- [0019] ここで、前記検出器が、被検体から生じる一对の消滅放射線を同時計数測定し得るように被検体を挟んで対向してペアーを形成する検出器群であり、前記画像化装置が、被検体の断層撮影を行うPET装置であることができる。
- [0020] 又、前記検出器の回動軌道上の領域において、核破砕片が前記検出器に入射しない領域で放射線を照射し、検出器が核破砕片が入射する領域にさしかかると放射線の照射を停止することができる。
- [0021] 又、前記検出器群を被検体軸周りに不連続なリング状に形成し、被検体に放射線を照射する放射線照射経路を前記不連続リングを通過するように設け、放射線照射中は放射線照射経路を跨ぐ位置にリングの不連続位置があるように検出器群の回動を制御することで、放射線が不連続部を通して被検体に照射されるようにすることができる。

- [0022] 又、前記不連続部を複数箇所設け、予め定められた計画に基づき放射線照射休止中に前記放射線照射経路を跨ぐ不連続部が入れ替わるようにすることができる。
- [0023] 又、前記検出器群を被検体軸周りにリング状に形成し、該リング状検出器の二つを互いに隙間を空けて対向するように配設し、その隙間に被検体に放射線を照射する放射線照射経路を設け、前記リング状検出器のリング上の検出器を欠損することができる。
- [0024] 又、前記リング状検出器のリング上の対向する両側の検出器を欠損することができる。
- [0025] 又、前記検出器をリング状に形成し、放射線が照射される際に該リング状検出器が連続回転することにより各検出器の放射化の程度を分散させることができる。
- [0026] 又、放射線が周期的に照射されるとき、前記リング状検出器の回転周期が、放射線の照射周期の整数倍でないようにすることができる。
- [0027] 又、前記核破砕片により放射化される検出器の放射化の程度を検出し、検出部位の放射化の程度が所定値以上に達したことが検出されると、前記リング状検出器を放射化が緩和される位置まで所定角度回動させ待避させることができる。
- [0028] 又、前記所定角度を、あらかじめ設定された角度とすることができる。
- [0029] 又、前記所定角度を、前記検出手段が検出部位の放射化の程度が前記の第一の所定値以上に達したことを検出した後、該検出手段が検出する放射化の濃度が第一の所定値以下の濃度である第二の所定値以下になるまで前記リング状検出器を回動する角度とすることができる。
- [0030] 又、前記リング状検出器の二つを互いに隙間を空けて対向するように配設し、その隙間に被検体に放射線を照射する放射線照射経路を設けることができる。
- [0031] 又、前記リング状検出器の軸を被検体軸に対して傾斜させることができる。
- [0032] 又、前記検出器群を被検体の側方に対向して配設することができる。
- [0033] 又、前記核破砕片により放射化される検出器の放射化の程度を検出し、前記リング状に形成された検出器群に不連続部が複数箇所あって、前記検出部位の放射化の程度が所定値以上に達したことが検出されると、放射線照射休止中に前記放射線照射経路を跨ぐ不連続部が入れ替わるようにすることができる。



- [0034] 又、前記放射化の程度を、検出器の要素毎に計算した、単位時間当りの計測値から検出することができる。
- [0035] 又、前記検出器群を揺動運動させることができる。
- [0036] 又、前記揺動角度を360°以下とすることができる。
- [0037] 本発明は、又、放射線照射によって患部から生じる放射線を測定し得るように検出器が被検体周りに回動可能に配設され、該検出器の視野へ照射される放射線に同期して照射後あるいは照射中に照射野の画像化を行う画像化装置を含む放射線治療・画像化複合装置の制御プログラムであって、前記放射線照射により被検体から照射方向前方へ飛翔する核破砕片の検出器への入射を緩和するように検出器の回動を制御することを特徴とする検出器回動型放射線治療・画像化複合装置の制御プログラムを提供するものである。
- [0038] ここで、前記検出器が、被検体から生じる一对の消滅放射線を同時計数測定し得るように被検体を挟んで対向してペアーを形成する検出器群であり、前記画像化装置が、被検体の断層撮影を行うPET装置であることができる。
- [0039] 又、前記核破砕片により放射化される検出器の放射化の程度が所定値以上に達したことを検出すると、検出器群をあらかじめ設定された角度回動させることができる。
- [0040] 又、前記核破砕片により放射化される検出器の放射化の程度が第一の所定値以上に達したことを検出すると、検出する放射化の濃度が第一の所定値以下の濃度である第二の所定値以下になるまでリング状検出器を回動させることができる。
- [0041] 又、前記検出器群を360°以下の揺動角度で揺動運動させることができる。
- [0042] 本願発明によれば、X線や粒子線を患部に照射して行う放射線治療において、放射線照射によって照射野から生じる消滅放射線を検出するためのモニタリングに際して、治療ビームと干渉せず且つ核破砕片の検出器への入射を低減して、照射直後あるいは照射中からも消滅放射線を計測し、照射野を3次元的に画像化できる。

#### 図面の簡単な説明

- [0043] [図1]出願人が提案した開放型PET装置を示す正面図及び側面図  
[図2]従来の問題点を示す側面図  
[図3]本発明の実施形態を示す側面図

[図4]前記実施形態でビーム照射と検出器の回転を同期させる構成を示すブロック図

[図5]本発明による検出器回転に同期したビーム照射の代表的な手順を示すフローチャート

[図6]図5の手順の変形例を示すフローチャート

[図7]前記実施形態でビーム照射と検出器の回転を同期させて、検出器が治療ビームと干渉したり核破碎片の影響を受けたりするのを避ける様子を示すタイムチャート

[図8]本発明の他の実施形態を示す側面図

[図9]本発明による検出器回動型放射線治療・PET複合装置の実施例を示す正面から見た縦断面図

[図10]図9の中央付面の横断面図

[図11]本発明によるPET検出器回転を開放型PET装置に適用した実施例の要部を示す斜視図

[図12]PET検出器リングを斜めに配置した例を示す平面図

[図13]対向ガンマカメラ型PET装置に本発明を適用した例を示す斜視図

[図14]本発明により、放射化の程度を検知して検出器を回転させて、破碎片の入射を分散させ検出器のダメージを低減する際の、代表的な手順を示すフローチャート

[図15]本発明による回転型PETの方法を開放型PET装置に適用したもう一つの実施例の要部を示す斜視図

[図16]図15において、不要な隙間に検出器を充填してPET計測の感度を高めた構成を示す斜視図

[図17]図16の側面図

[図18]本発明によりビーム照射と検出器の回転を同期させて、核破碎片の検出器への入射を避ける様子を示すタイムチャート

発明を実施するための最良の形態

[0044] 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。

[0045] 本発明の実施形態において、ベッドを挟むように設置した2つの検出器は、照射ポートとは独立して、ベッドを中心にして回転する機構を持つ。検出器は平面型形状でもよいが、ここでは円弧型形状とする。また、照射ポートは、回転型治療ガントリでもよ

いが、ここでは固定の照射ポートとする。

[0046] 図2は、検出器が、治療ビーム32と干渉したり核破碎片34の影響を受けたりする状況を図示したものである。Wcは、ビーム照射する際に検出器が遮ってはいけない範囲(以下、危険領域と称する)を示す。検出器の回転中心から見た見込み角を $\theta_c$ とすると、Wcとの関係は、 $\theta_c = 2\sin^{-1}(Wc/(2R))$ で表される。Rは、検出器軌道の半径である。粒子線の照射方法としては、患部に形状を合わせるようにビームを広げて照射する従来のボーラス照射に加えて、ペンシルビームを患部形状などに合わせて走査させるスポットスキニング照射が研究されている。いずれの場合も、治療ビーム自体の幅は、照射野の最大幅程度であるが、実際は、照射ポート30内部のレンジシフタ(図示省略)などから生じたり、患者8の体内から生じたりする核破碎片34の広がりの方が大きいと考えられる。よって、Wcまたは $\theta_c$ は、検出器軌道上において、上記核破碎片34の影響が及ぶ範囲として定義する。

[0047] 図3は、本実施形態の構成を示したものである。検出器の回転中心から見た見込み角が $\theta_d$ となる、一对の円弧状の検出器40、42を対向して配置した構造となる。

[0048] 図4は、ビーム照射と検出器40、42の回転を同期させる仕組みを図示したものである。治療ビーム32の照射周期は、加速器制御システム52によって制御される。シンクロトロン54は、ビーム照射のON・OFFが繰り返される間欠運転が基本となるが、シンクロトロンから連続的にビームを取り出す技術の開発も進んでいる。図において、56はビーム取出部である。

[0049] 検出器回転制御システム60は、加速器制御システム52から受け取る同期信号に検出器40、42の回転が同調するように、モーター制御装置62に回転制御信号を送る。検出器40、42の位置や回転速度に関する情報は、回転センサ64から検出器回転制御システム60に逐一送信される。

[0050] 検出器、例えばPET検出器で検出された消滅放射線のシングルイベントデータは、同時計数回路44にて同時計数線を特定するコインシデンスデータに変換され、データ収集システム46に順次保存される。そして、一定時間の計測データを蓄積した後、画像再構成システム48にて画像再構成演算を行い、照射野の画像を表示したり保存したりする。計測データを蓄積する時間幅を時間フレームと呼ぶ。基本的に、P

ET計測データの処理系は、加速器制御システム52や検出器回転制御システム60と関わることなく、計測データの処理や収集を続けていてよいが、コインシデンスデータに検出器位置信号を含めるなどして、同時計数線の絶対位置が特定できるようにする必要がある。

[0051] 図5は、検出器回転に同期したビーム照射の代表的な手順を示したものである。検出器回転制御システム60は、照射準備命令を取得する(ステップ100)と、シンクロトロン(シンクロトロン)の運転周期と検出器回転が同調するように調整を行う(ステップ102)。具体的には、両者の周期と位相を合わせればよい。そして、照射と検出器回転の同期が成立する(ステップ104)と、検出器が危険領域に存在しない時のみに照射を行う回転同期照射(ステップ106)を、治療が終了する(ステップ108)まで繰り返す。ここでは、シンクロトロン(シンクロトロン)の運転周期に検出器回転を合わせる制御を示したが、シンクロトロンから連続的にビームを取り出す場合などは、検出器回転が安定化した後に、検出器回転に照射タイミングが合うように、ビーム取り出し部56の制御を行っても良い。

[0052] 図5は、照射・回転同期が安定して成立しているという前提において、回転同期照射は加速器制御システム52が制御するフローを示したが、例えば検出器回転が安定しない場合などは、図6に示すように、検出器回転制御システム60が、検出器位置を確認して照射タイミング情報を加速器制御システム52に送るようにしてもよい(ステップ110、112)。

[0053] 図7は、ビーム照射と検出器の回転を同期させて、検出器が、治療ビームと干渉したり核破碎片の影響を受けたりするのを避ける様子を図示したものである。検出器が危険領域に入らない時のみ治療ビーム照射を行い、検出器が危険領域にさしかかると治療ビーム照射をOFFにする。治療ビームは、 $t_i$ 秒の照射のあと $t_s$ 秒休止する、 $T = t_i + t_s$ 秒周期で運転されているとする。PET装置は、 $2T$ 秒で一回転するとする。このとき、検出器サイズに関わるパラメータである $\theta_d$ の条件について、以下に述べる。まず、 $\theta_d$ の下限値は、検出器軌道半径を $R$ 、PET視野半径を $r$ とすると、

$$\theta_d \geq 2\sin^{-1}(r/R)$$

となる。一方、 $\theta_d$ の上限値は、

$$\theta_d \leq t_s/T \times 180^\circ - \theta_c$$

となる。

[0054] シンクロトロンから連続的にビームを取り出せる場合などは、 $t_i$ 秒の照射のあと $t_s$ 秒休止するように、検出器回転に照射タイミングが合うように、ビーム取り出し部56の制御を行っても良い。スポットスキニング照射においては、レンジシフタを切り替える時間を $t_s$ 秒の休止時間に割り合てることもできる。照射時間 $t_i$ や休止時間 $t_s$ が変化する場合、それに合わせて検出器回転速度を可変にすることもできる。一連の照射が続くような照射パターン、あるいは休止時間 $t_s$ が極端に短い場合においては、一連の照射に相当する時間をまとめて照射時間 $t_i$ にあててもよい。

[0055] PET計測は、常にコインシデンスデータを収集しつつ、後から指定した時間フレーム分のデータを取り出して画像再構成する。あるいは、先に時間フレームを指定し、指定した時間フレーム分のみ、PET計測するようにしてもよい。いずれにしても、画像再構成には、様々な角度からの同時計数線が必要であるため、画像化できる照射野の時間フレームの最小値は、PET検出器の180度回転に相当するT秒の照射クロックとなる。消滅放射線の計測カウント数が少ない場合は、時間フレームをT秒よりも長く設定して、計測データのSN比を高めればよい。なお、照射中に照射野からは、消滅放射線の他に、即発性のガンマ線(即発ガンマ線)が放出されることが知られており、PET計測にとってはノイズ成分となる偶発同時計数を高めてしまう。この対策法としては、 $t_i$ 秒の照射中にもマイクロ秒オーダーのオン/オフ周期性があることに着眼して、オン状態における計測データは除外し、オフ状態における計測データのみを画像再構成に利用する方法が提案されている(P.Crespo, et al., "Suppression of random coincidences during in-beam PET measurements at ion beam radiotherapy facilities," IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, VOL. 52, NO. 4, AUGUST 2005)。

[0056] なお、画像化装置は必ずしもPET装置である必要はなく、図8に示すガンマカメラによるSPECT装置などでもよい。その場合、消滅放射線の他に、上記で述べた即発ガンマ線も信号として計測することが可能になると考えられる。図において、70はコリメータ、72は検出器である。

実施例

[0057] 放射線医学総合研究所の重粒子線がん治療装置(HIMAC)では、 $T=3.3$ 秒周期で治療ビーム制御を行っている。ここでは、HIMACへの適用を前提として、本発明の説明を行う。検出器軌道半径 $R=50$ cm、PET視野半径 $r=20$ cmとすると、 $\theta d$ の下限値は $\theta d \geq 47.2^\circ$ である。照射時間 $t_i$ および危険領域幅 $W_c$ を変化させた場合の、 $\theta d$ の上限値を表1に示す。 $t_s=3.3-t_i$ である。なお、上限値が下限値を下回る場合は、装置として成立しない(表中、不可と表示)。現実的には、PET装置感度を高めるために、 $\theta d$ は最大値を採用することが好ましい。

[0058] [表1]

	$W_c=20$ cm	$W_c=30$ cm	$W_c=40$ cm	$W_c=50$ cm	$W_c=60$ cm
$t_i=0.5$ 秒	$129.7^\circ$	$117.8^\circ$	$105.6^\circ$	$92.7^\circ$	$79.0^\circ$
$t_i=1.0$ 秒	$102.4^\circ$	$90.5^\circ$	$78.3^\circ$	$65.5^\circ$	$51.7^\circ$
$t_i=1.5$ 秒	$75.1^\circ$	$63.3^\circ$	$51.0^\circ$	不可	不可
$t_i=2.0$ 秒	$47.8^\circ$	不可	不可	不可	不可

[0059] 実施例は、照射ポートが1つの場合であったが、本発明は、例えば垂直方向と水平方向など、複数の照射ポートを持つ場合にも対応できる。通常、複数照射ポートから同時に治療ビーム照射を行うことはない。よって、ビーム照射を行うポートの移動に合わせて、PET回転の位相またはビーム照射の位相を相対的に変化させればよい。回転型照射ガントリの場合でも、同様である。

[0060] 図9は、本発明による検出器回転型放射線治療・PET複合装置の実現例を示す。両端の支持リング80の間に、回転モータ82で回転するPET検出器40、42が挟まれる。支持リングの台車部分84が、治療室の床面に設置されるレール86上に固定される。回転するPET検出器40、42と支持リング80間においては、スリップリング88を介して、電源供給や信号伝達を行う。図において、90はボールベアリング、92はフロントエンド回路である。

[0061] 図10は、図9の実施例における、中央付近の断面図である。検出器サイズとして、 $W_c=30$ cm( $\theta_c=34.9^\circ$ )、 $t_i=1.5$ 秒における、最大許容値である $\theta d=63.3^\circ$ を採用した例である。

[0062] 図11は、本発明によるPET検出器回転を開放型PET装置に適用した例である。開放型PET装置では、開放空間を通じて、検出器と干渉することなく治療ビームを照射野へ導くことができるが、図1に示したとおり、検出器へ入射する核破碎片には注意しなくてはならない。核破碎片は治療ビームに対し前方指向性を持って生成されるため、リング状に並べられた検出器22、24のうち、照射ポートに近い側とその対向側に位置する検出器に、集中的に核破碎片が入射してしまう。照射ポートに近い側の検出器については、ガントリ部材に遮蔽材を含めるなど、照射ポートと検出器の間に遮蔽材を挿入することにより、核破碎片の入射を抑制することができる。しかし、遮蔽材は、核破碎片だけでなく計測対象である消滅放射線も低減してしまうため、対向側に位置する検出器の前面に設置することは好ましくない。そこで、検出器リング22、24を回転すれば、核破碎片の入射によるPET検出器の放射化の程度を分散し低下することができる。

[0063] 具体的には、少なくとも照射中は検出器リング22、24を回転させる。連続回転でもよいが、前例で述べたような高速な回転は必要でないため、 $\pm 180^\circ$ での折り返し回転のほうが、スリップリングを用いることなく配線が可能になるため、装置が簡略化できる。回転は、連続でもステップ毎の断続でもよく、速度も等速でも可変速でもよい。また、回転速度や方向は、2リング同士で必ずしも同じである必要はない。本方式は、加速器からの治療ビームの取り出し方法を限定しない点が特徴であり、連続的に治療ビームを照射してもよい。治療ビームがT秒周期で照射される場合、検出器への核破碎片の入射が偏らないように、回転周期がTの整数倍にならないようにすることが好ましい。

[0064] 照射中は回転しないが、核破碎片の入射によるPET検出器の放射化の程度を検知して、ダメージ蓄積が均一になるように、検出器リングを回転させて、核破碎片が入射する検出器の位置を変更することもできる。

[0065] 図11で示した方法では、角度方向の検出器の欠損がないため、常に、画像再構成に必要な任意の角度からの同時計数線を計測できる。よって、回転対向ガンマカメラの方法とは異なり、任意の時間フレームにおいて、照射野の画像化が可能であるという特徴も有する。

- [0066] 本発明により、少なくとも照射中はPET検出器を回転させる、もしくは放射化の程度を検知して検出器を回転させる方法は、開放型PET装置以外にも適用できる。図12は、通常のPET検出器リング20を斜めに配置した先行例である(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)。ビーム照射経路は確保されているが、図に示すように核破碎片34が検出器に入射してしまう。これに対して、少なくとも照射中は、図中の矢印に示すように、検出器リング20を、その中心線の回りに回転させる、もしくは放射化の程度を検知して検出器リング20を回転させれば、核破碎片34の入射を分散させ検出器のダメージを低減できる。
- [0067] 図13は、先行例である対向ガンマカメラ型PET装置(特開2008-022994、特開2008-173299)に、本発明を適用した例である。装置の感度を高めるためには、PET検出器40、42を大型化する必要があるが、PET検出器40、42の下端に核破碎片34が入射してしまう恐れがある。その場合、放射化の程度を検知し、図中の矢印に示すようにPET検出器40、42を、回転駆動装置41、43により90度あるいは180度回転させれば、核破碎片34の入射を分散させ検出器のダメージを低減できる。
- [0068] 図14は、放射化の程度を検知して検出器を回転させて、破碎片の入射を分散させ検出器のダメージを低減する際の、代表的な手順を示す。検出器の放射化の程度の検知は、特に特定の検出装置を設けることなく、通常のPET計測システムの一部機能を用いて実行できる点に特徴がある。具体的には、まず、患者を視野に入れず照射も行わない、すなわち視野内に線源を一切置かずに、バックグラウンドの放射線計測を行う(ステップ200)。計測は、同時計数測定してもよいが、消滅放射線以外のいわゆる単光子の放射線を効率よく計測するためには、同時計数を取る前の、シングルイベントデータを蓄積することが望ましい。そして一定時間計測を継続した後、ブロック単位など検出器の要素毎に、単位時間当たりの計測値を計算する。検出器診断(ステップ202)では、その計測値が既定値を超えた検出器要素を異常であると判断する(ステップ204)。そして、異常の検出器要素を核破碎片の入射位置から遠ざけるように検出器の回転角を計算し(ステップ206)、検出器を回転させる(ステップ208)。



[0069] 図15は、本発明による回転型PETの方法を開放型PET装置に適用したもう一つの実現例である。図9及び図10に示した装置を2台、患者の体軸方向に離して配置し、2台のPET装置の回転位相を揃える制御を行う。あるいは、図9及び図10に示したPET検出器40、42の中央の一部検出器を取り除く、すなわち2台の回転PET装置が物理的に結合された形態にしてもよい。

[0070] 開放型PET装置ではそもそも、開放空間を通じて検出器と干渉することなく治療ビームを照射野へ導くことができる。また、照射ポートに近い側の検出器に核破碎片が入射する問題については、ガントリ部材に遮蔽材を含めるなど、照射ポートと検出器の間に遮蔽材を挿入することにより、核破碎片の入射を抑制することができる。よって、図15では検出器リングの両側を除去した構成を示したが、検出器リングの欠損は片側のみで十分である。図16は、不要な隙間に検出器を充填し、PET計測の感度を高めた構成である。

[0071] 図17は、図16に示すPET装置の構成を示したものである。検出器の回転中心から見た見込み角が $\theta d'$ となる、円弧状のPET検出器を配置した構造となる。 $\theta d$ は、検出器の回転中心に対して、点対称にPET検出器が存在する範囲であり、 $\theta d' = \theta d + 180^\circ$  の関係を満たすとする。

[0072] 図18は、ビーム照射と検出器の回転を同期させて、核破碎片の検出器への入射を避ける様子を図示したものである。検出器が危険領域に入らない時のみ治療ビーム照射を行い、検出器が危険領域にさしかかると治療ビーム照射をOFFにする。治療ビームは、 $t_i$ 秒の照射のあと $t_s$ 秒休止する、 $T = t_i + t_s$ 秒周期で運転されているとする。図7では、PET装置は $2T$ 秒で一回転するとしたが、検出器の欠損が一箇所である本形態では、 $T$ 秒で一回転しなくてはならない。このとき、 $\theta d$ の下限値は、検出器軌道半径を $R$ 、PET視野半径を $r$ とすると、図7と同様に

$$\theta d \geq 2 \sin^{-1}(r/R)$$

となる。一方、 $\theta d$ の上限値は、

$$\theta d \leq 180^\circ - t_i/T \times 360^\circ - \theta c$$

となる。

[0073] 表2は、同じくビーム照射周期 $T = 3.3$ 秒、検出器軌道半径 $R = 50$ cm、PET視野

半径 $r=20\text{cm}$ の条件下で、照射時間 $t_i$ および危険領域幅 $W_c$ を変化させた場合の、 $\theta_d$ の上限値をまとめたものである。 $\theta_d$ の下限値は $\theta_d \geq 47.2^\circ$ であり、上限値が下限値を下回る場合は、装置として成立しない(表中、不可と表示)。現実的には、PET装置感度を高めるために、 $\theta_d$ は最大値を採用することが好ましい。なお、検出器の回転中心から見た見込み角 $\theta_d'$ は、 $\theta_d' = \theta_d + 180^\circ$ である。表1のケースと比較して、ビーム照射周期 $T$ が同じ場合、PET検出器の回転速度が2倍になるため、より短い照射時間 $t_i$ が求められる。

[0074] [表2]

	$W_c=20\text{cm}$	$W_c=30\text{cm}$	$W_c=40\text{cm}$	$W_c=50\text{cm}$	$W_c=60\text{cm}$
$t_i=0.5$ 秒	$102.3^\circ$	$90.5^\circ$	$78.3^\circ$	$65.5^\circ$	$51.7^\circ$
$t_i=1.0$ 秒	$47.8^\circ$	不可	不可	不可	不可
$t_i=1.5$ 秒	不可	不可	不可	不可	不可
$t_i=2.0$ 秒	不可	不可	不可	不可	不可

### 産業上の利用の可能性

[0075] X線や粒子線を患部に照射して行う放射線治療において、放射線照射によって照射野から生じる消滅放射線を検出するためのモニタリングに際して、治療ビームと干渉せず且つ核破砕片の検出器への入射を低減して、照射直後あるいは照射中からも消滅放射線を計測し、照射野を3次元的に画像化できる。

## 請求の範囲

- [1] 放射線照射によって患部から生じる二次的な放射線を測定し得るように検出器が配設され、該検出器の視野へ照射される放射線に同期して照射後あるいは照射中に照射野の画像化を行う画像化装置を含む放射線治療・画像化複合装置であつて、
- 放射線を被検体の該画像化装置の視野に位置する部位に向けて所定方向から照射する放射線治療装置と、
- 前記視野周りに回動可能に配置された前記検出器と、
- 前記放射線照射により被検体から照射方向前方へ飛翔する核破砕片の検出器への入射を緩和するように検出器の回動を制御する手段と、
- を備えたことを特徴とする検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [2] 前記検出器が、被検体から生じる一対の消滅放射線を同時計数測定し得るように被検体を挟んで対向してペアーを形成する検出器群であり、前記画像化装置が、被検体の断層撮影を行うPET装置であることを特徴とする請求項1に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [3] 前記検出器の回動軌道上の領域において、核破砕片が前記検出器に入射しない領域で放射線を照射し、検出器が核破砕片が入射する領域にさしかかると放射線の照射を停止することを特徴とする請求項1又は2に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [4] 前記検出器群が被検体軸周りに不連続なリング状に形成され、被検体に放射線を照射する放射線照射経路が前記不連続リングを通過するように設けられており、放射線照射中は放射線照射経路を跨ぐ位置にリングの不連続位置があるように検出器群の回動を制御することで、放射線が不連続部を通して被検体に照射されることを特徴とする請求項1又は2に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [5] 前記不連続部が複数箇所設けられており、予め定められた計画に基づき放射線照射休止中に前記放射線照射経路を跨ぐ不連続部が入れ替わることを特徴とする請求項4に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [6] 前記検出器群は被検体軸周りにリング状に形成されており、該リング状検出器の二

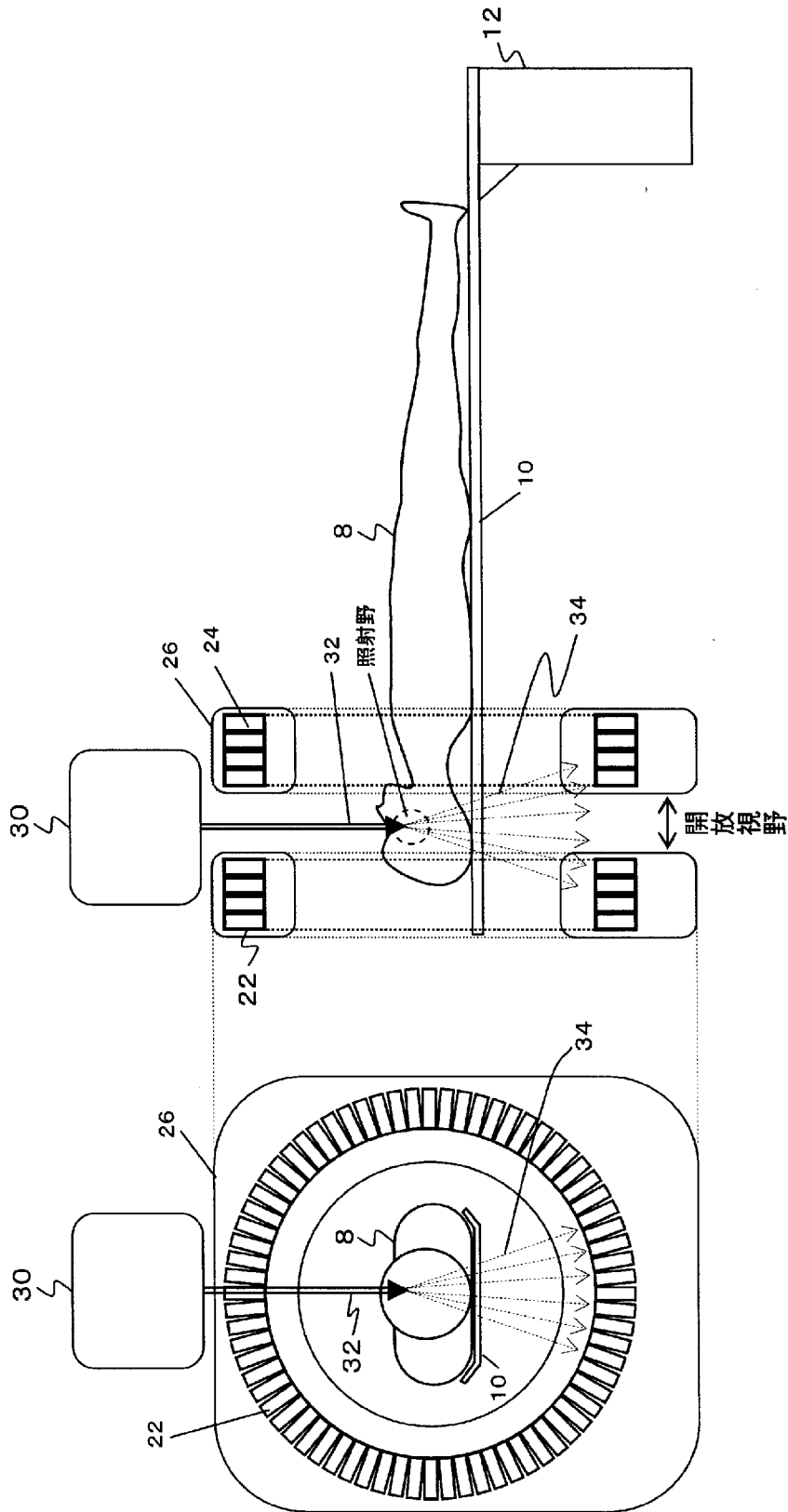
つが互いに隙間を空けて対向するように配設され、その隙間に被検体に放射線を照射する放射線照射経路が設けられており、前記リング状検出器のリング上の検出器が欠損されていることを特徴とする請求項3に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。

- [7] 前記リング状検出器のリング上の対向する両側の検出器が欠損されていることを特徴とする請求項6に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [8] 前記検出器がリング状に形成され、放射線が照射される際に該リング状検出器が連続回転することにより各検出器の放射化の程度を分散させることを特徴とする請求項1又は2に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [9] 放射線が周期的に照射されるとき、前記リング状検出器の回転周期が、放射線の照射周期の整数倍でないことを特徴とする請求項8に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [10] 前記核破砕片により放射化される検出器の放射化の程度を検出し、検出部位の放射化の程度が所定値以上に達したことが検出されると、前記リング状検出器を放射化が緩和される位置まで所定角度回動させ待避させることを特徴とする請求項1又は2に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [11] 前記所定角度が、あらかじめ設定された角度であることを特徴とする請求項10に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [12] 前記所定角度が、前記検出手段が検出部位の放射化の程度が前記の第一の所定値以上に達したことを検出した後、該検出手段が検出する放射化の濃度が第一の所定値以下の濃度である第二の所定値以下になるまで前記リング状検出器を回動する角度であることを特徴とする請求項10に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [13] 前記リング状検出器の二つが互いに隙間を空けて対向するように配設され、その隙間に被検体に放射線を照射する放射線照射経路が設けられていることを特徴とする請求項8乃至12のいずれかに記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [14] 前記リング状検出器の軸が被検体軸に対して傾斜していることを特徴とする請求項8乃至13のいずれかに記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。

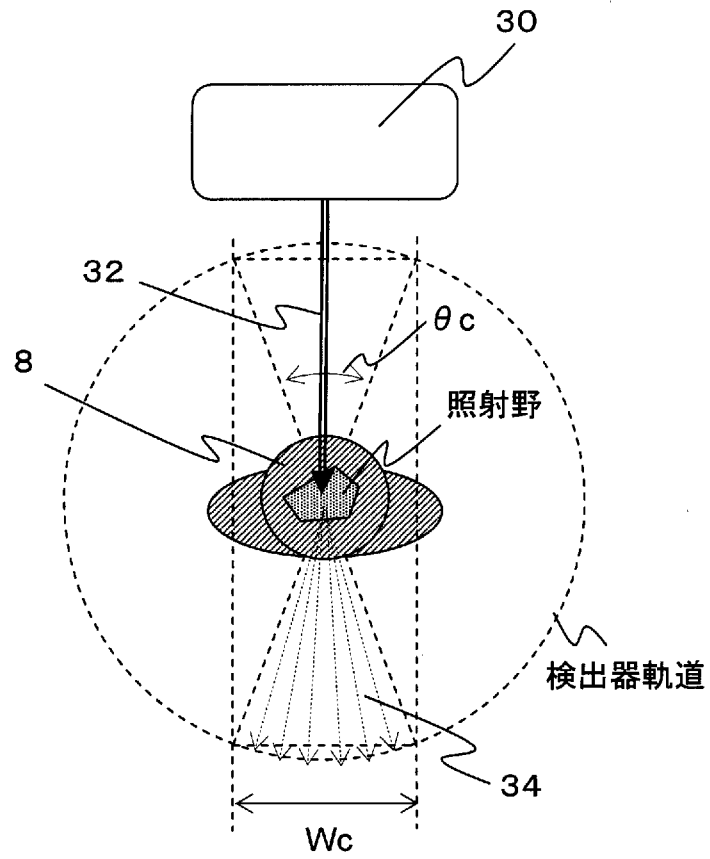
- [15] 前記検出器群は被検体の側方に対向して配設されていることを特徴とする請求項8乃至12のいずれかに記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [16] 前記核破砕片により放射化される検出器の放射化の程度を検出し、前記リング状に形成された検出器群に不連続部が複数箇所あって、前記検出部位の放射化の程度が所定値以上に達したことが検出されると、放射線照射休止中に前記放射線照射経路を跨ぐ不連続部が入れ替わることを特徴とする請求項10に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [17] 前記放射化の程度を、検出器の要素毎に計算した、単位時間当りの計測値から検出することを特徴とする請求項8乃至16のいずれかに記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [18] 前記検出器群が揺動運動することを特徴とする請求項1乃至17のいずれかに記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [19] 前記揺動角度が $360^{\circ}$ 以下であることを特徴とする請求項18に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置。
- [20] 放射線照射によって患部から生じる放射線を測定し得るように検出器が被検体周りに回動可能に配設され、該検出器の視野へ照射される放射線に同期して照射後あるいは照射中に照射野の画像化を行う画像化装置を含む放射線治療・画像化複合装置の制御プログラムであって、  
前記放射線照射により被検体から照射方向前方へ飛翔する核破砕片の検出器への入射を緩和するように検出器の回動を制御することを特徴とする検出器回動型放射線治療・画像化複合装置の制御プログラム。
- [21] 前記検出器が、被検体から生じる一対の消滅放射線を同時計数測定し得るように被検体を挟んで対向してペアーを形成する検出器群であり、前記画像化装置が、被検体の断層撮影を行うPET装置であることを特徴とする請求項20に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置の制御プログラム。
- [22] 前記核破砕片により放射化される検出器の放射化の程度が所定値以上に達したことを検出すると、検出器群をあらかじめ設定された角度回動させることを特徴とする請求項21に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置の制御プログラム。

- [23] 前記核破砕片により放射化される検出器の放射化の程度が第一の所定値以上に達したことを検出すると、検出する放射化の濃度が第一の所定値以下の濃度である第二の所定値以下になるまでリング状検出器を回動させることを特徴とする請求項21に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置の制御プログラム。
- [24] 前記検出器群を360°以下の揺動角度で揺動運動させることを特徴とする請求項21に記載の検出器回動型放射線治療・画像化複合装置の制御プログラム。

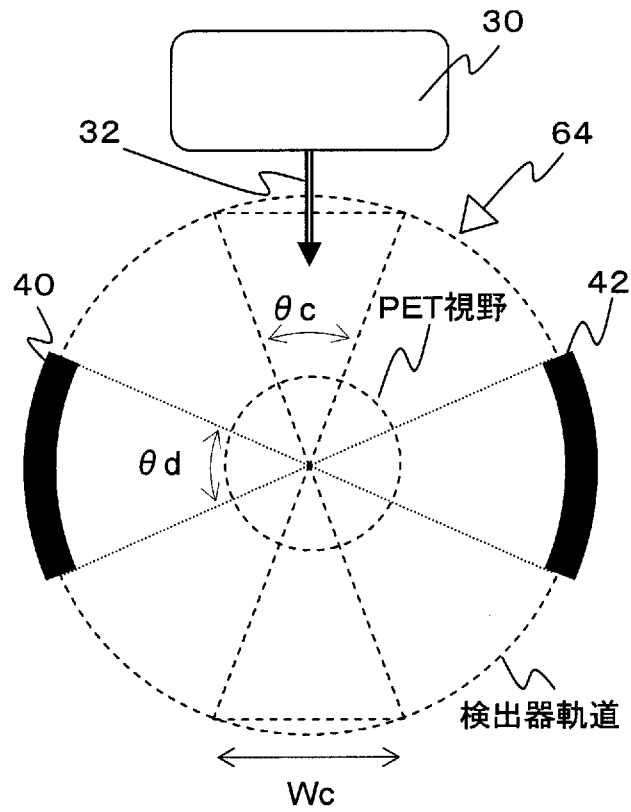
[図1]



[図2]

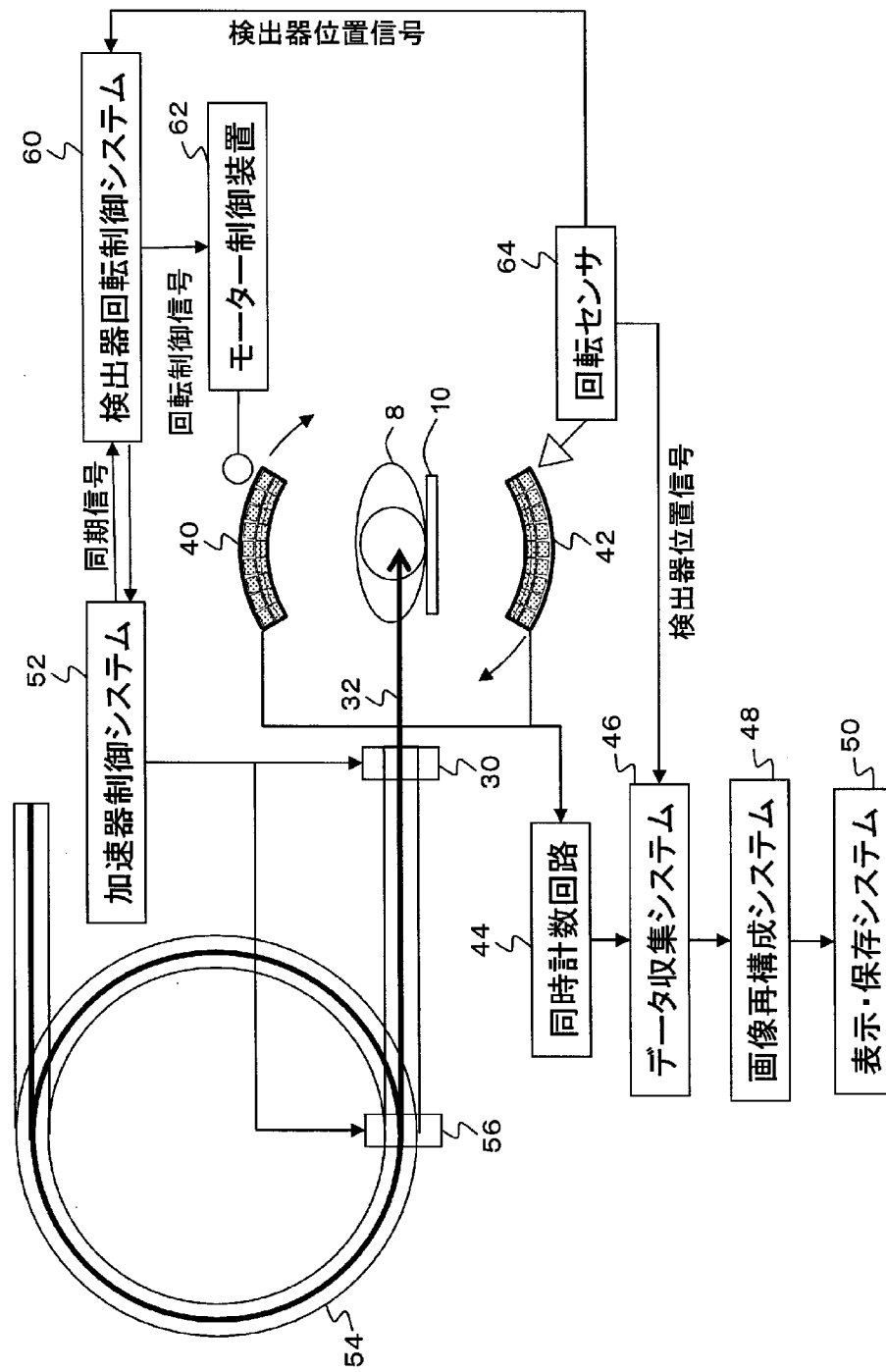


[図3]

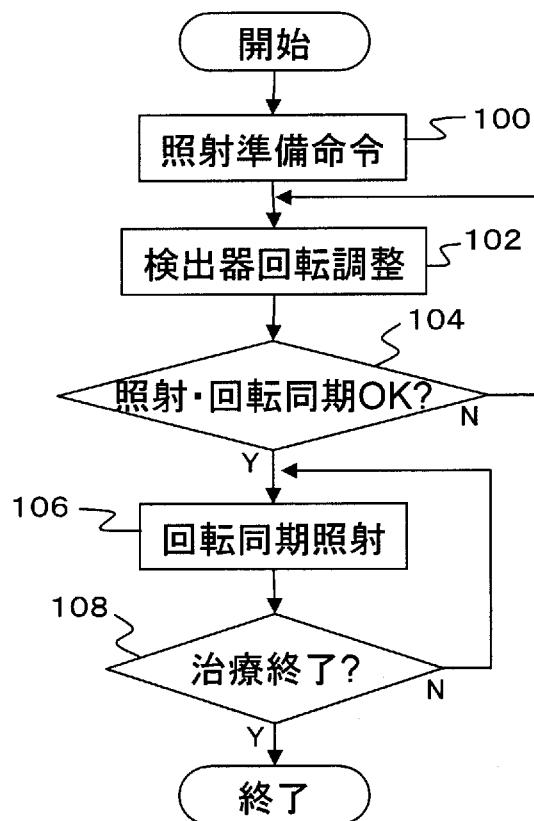




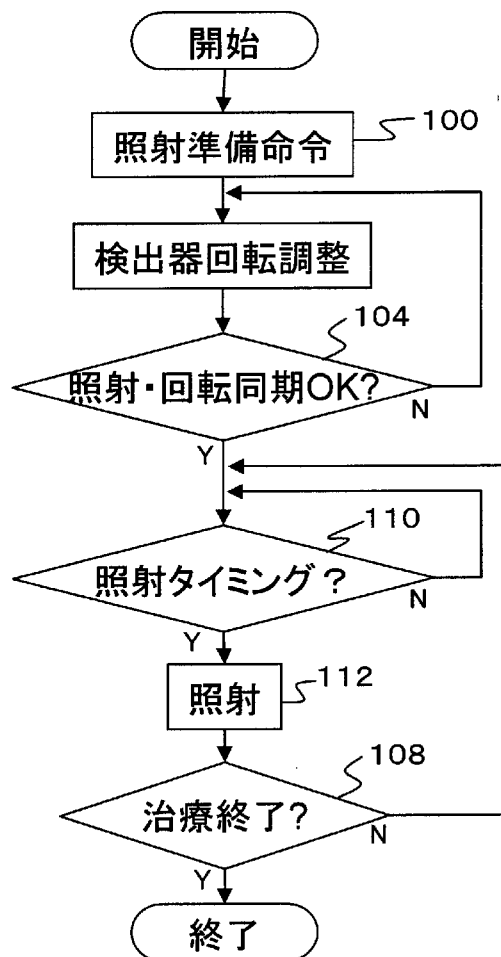
[図4]



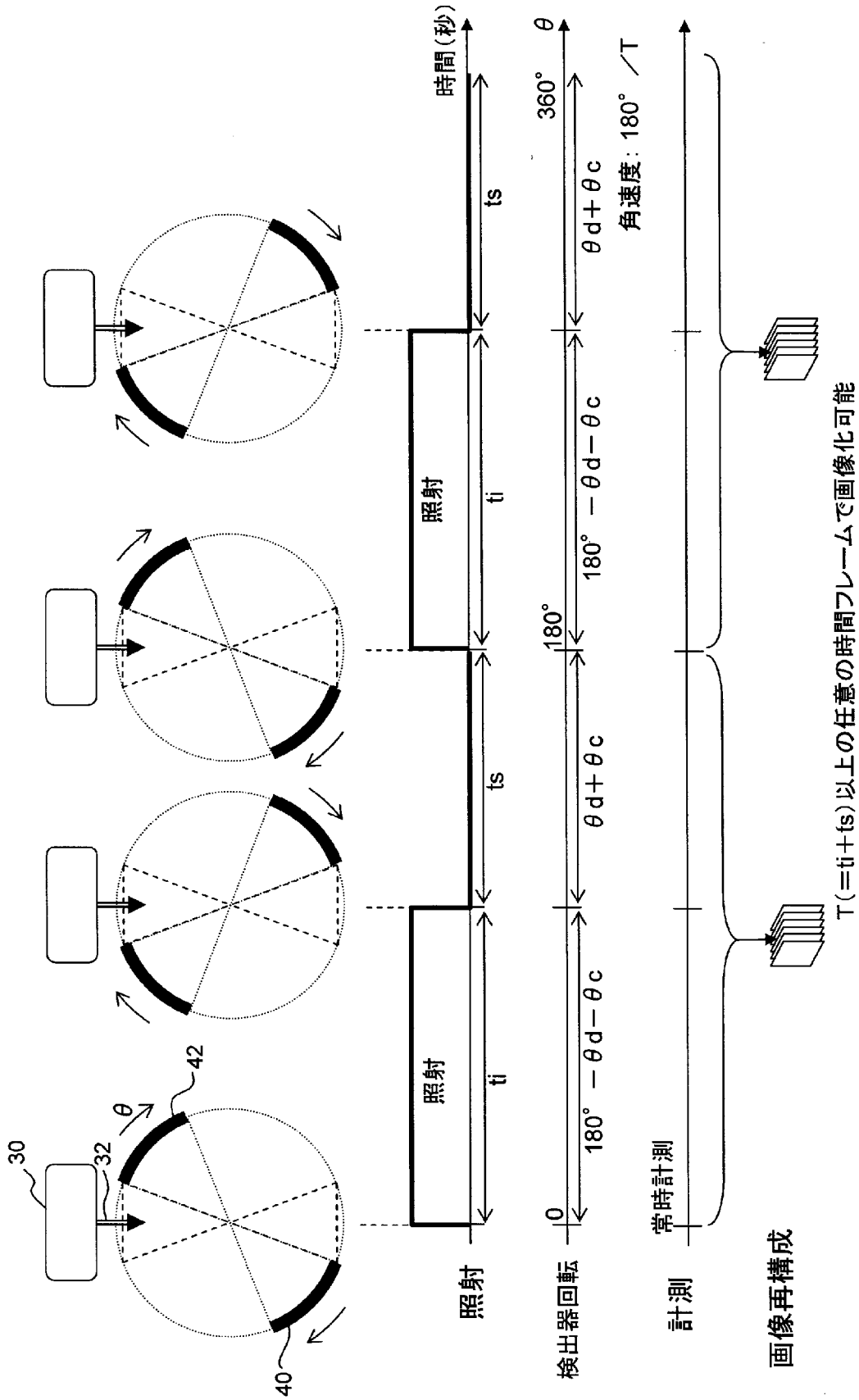
[図5]



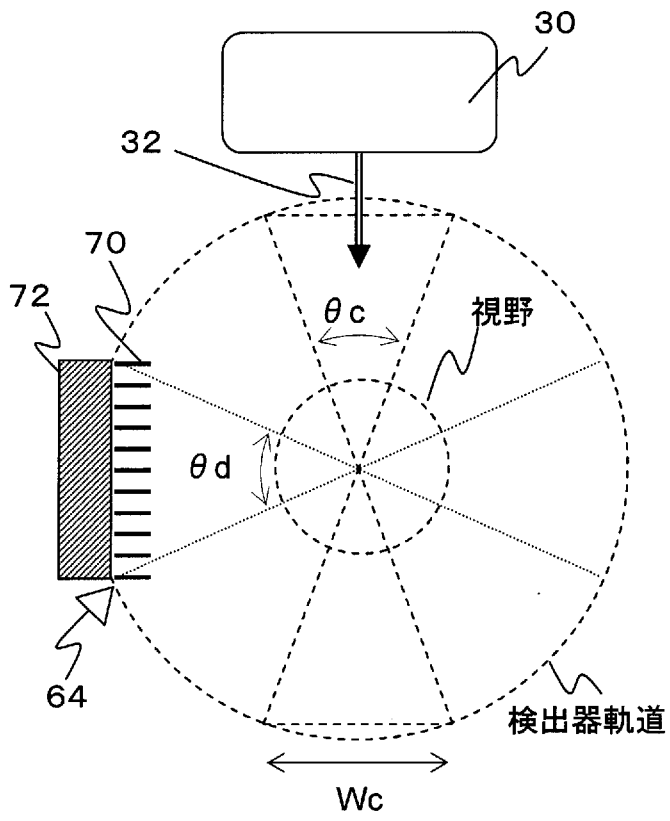
[図6]



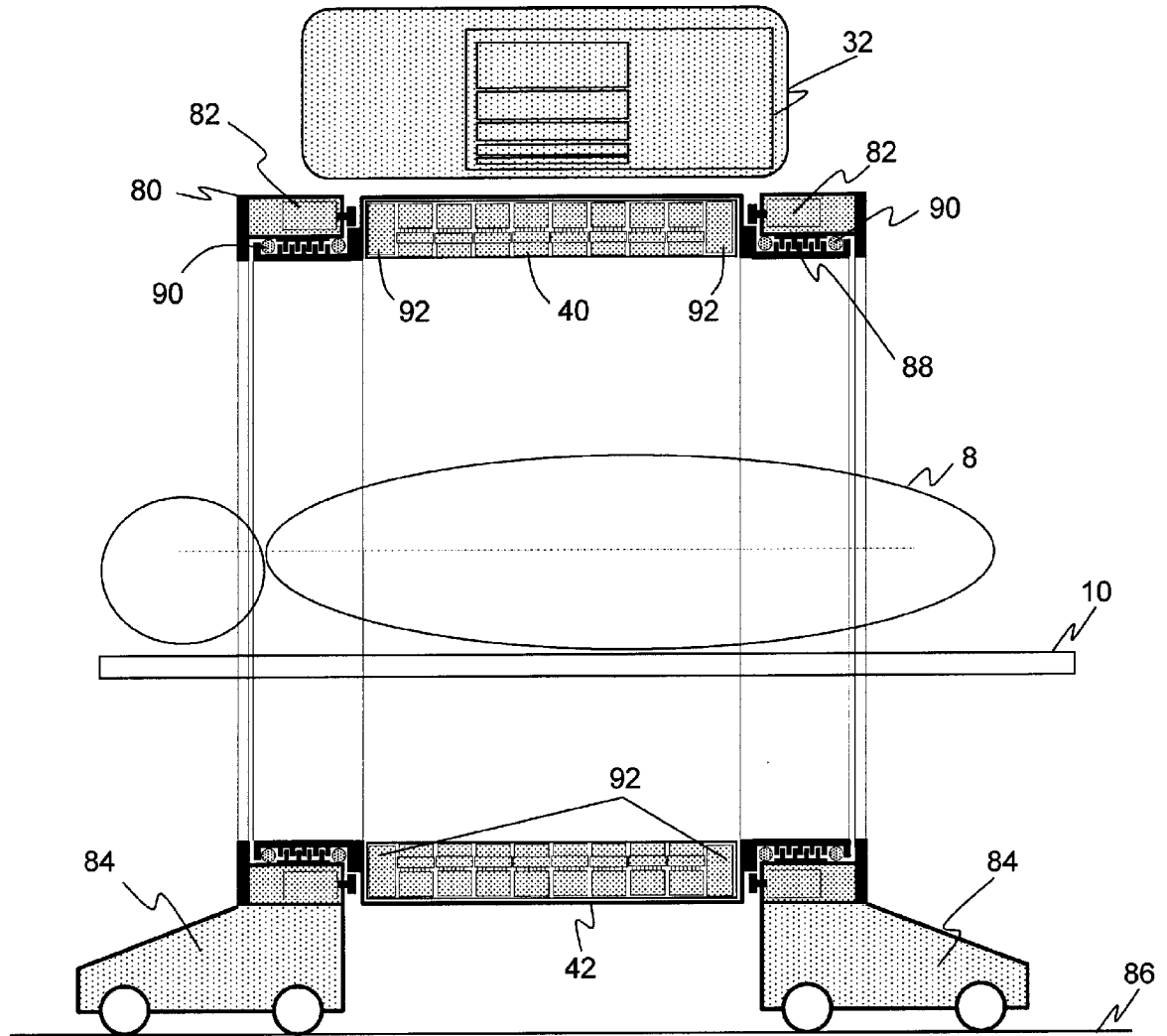
[図7]



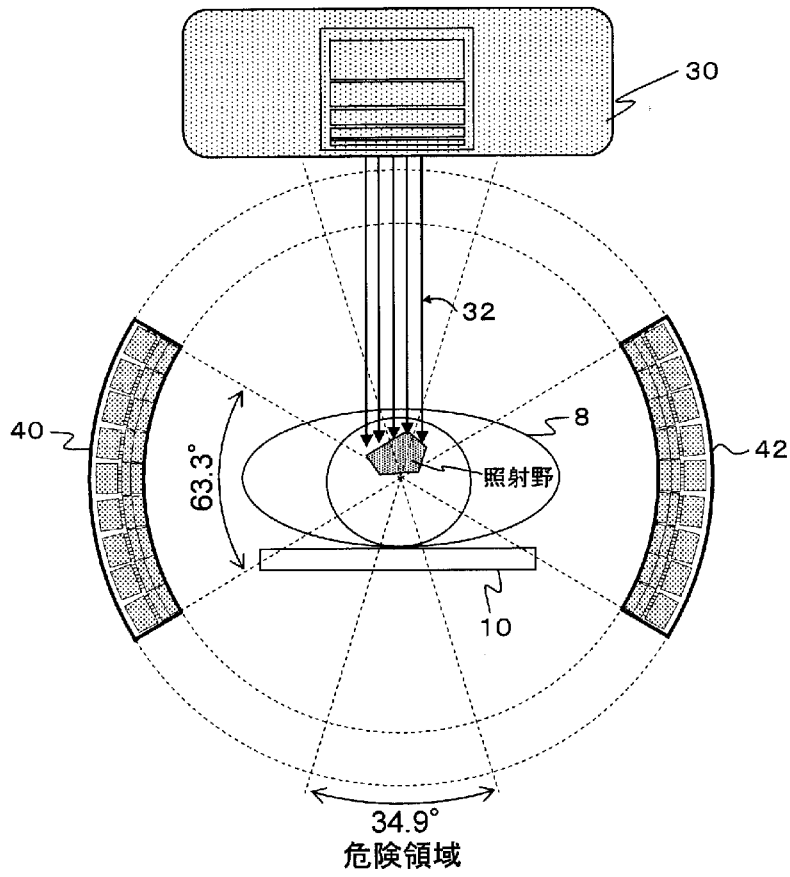
[図8]



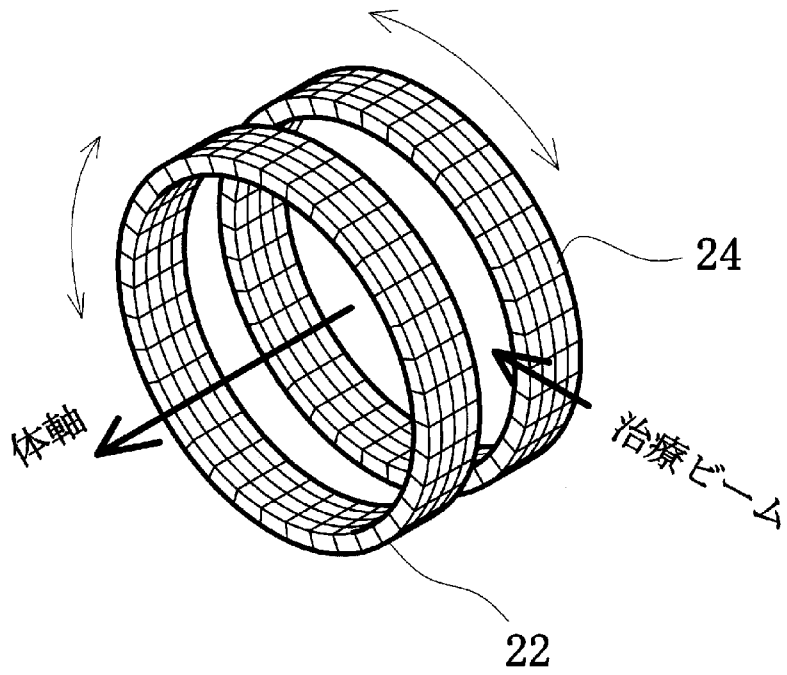
[図9]



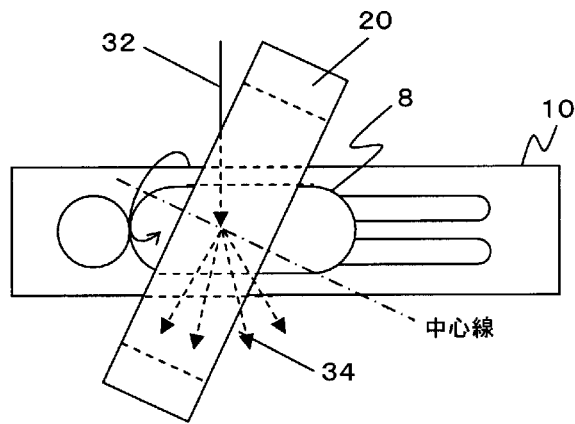
[図10]



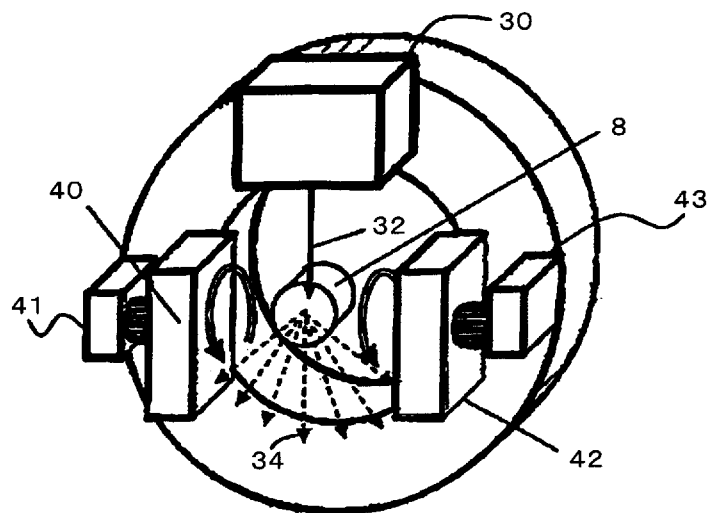
[図11]



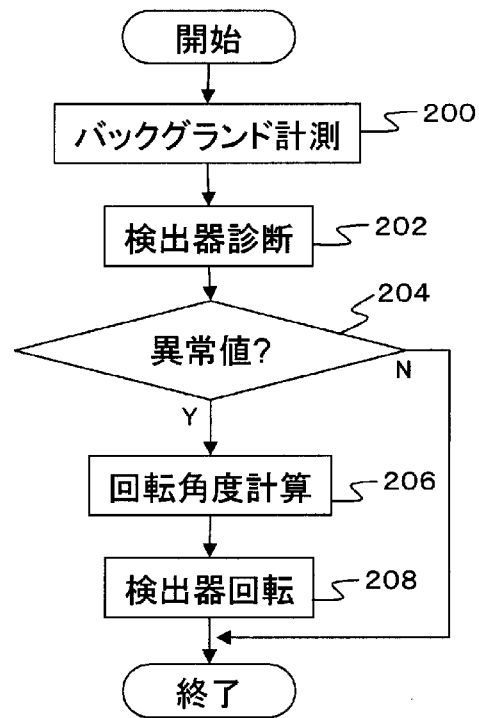
[図12]



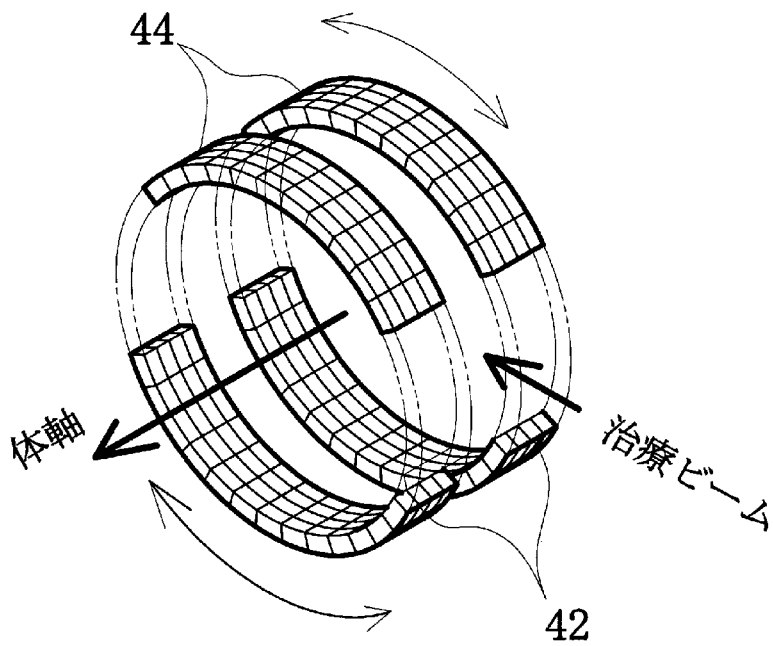
[図13]



[図14]

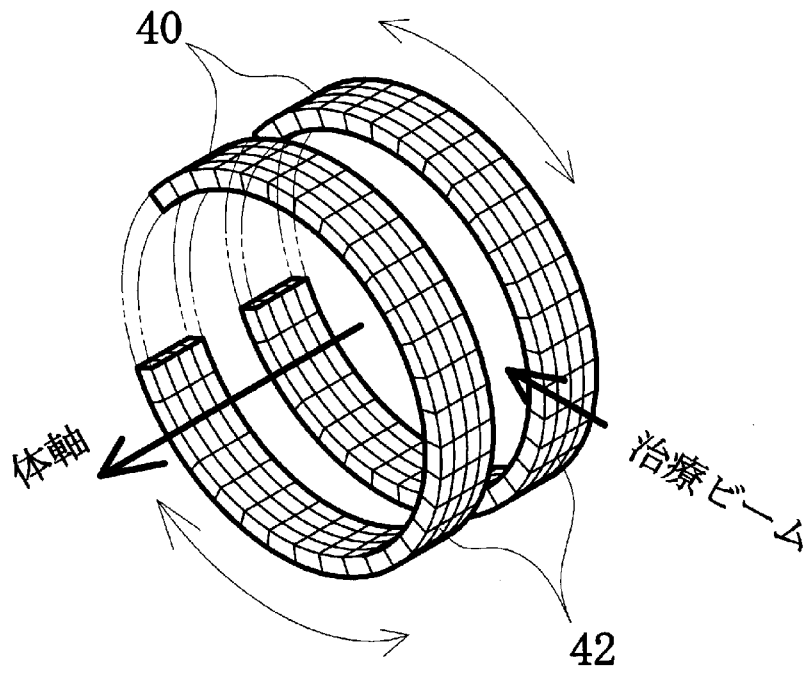


[図15]

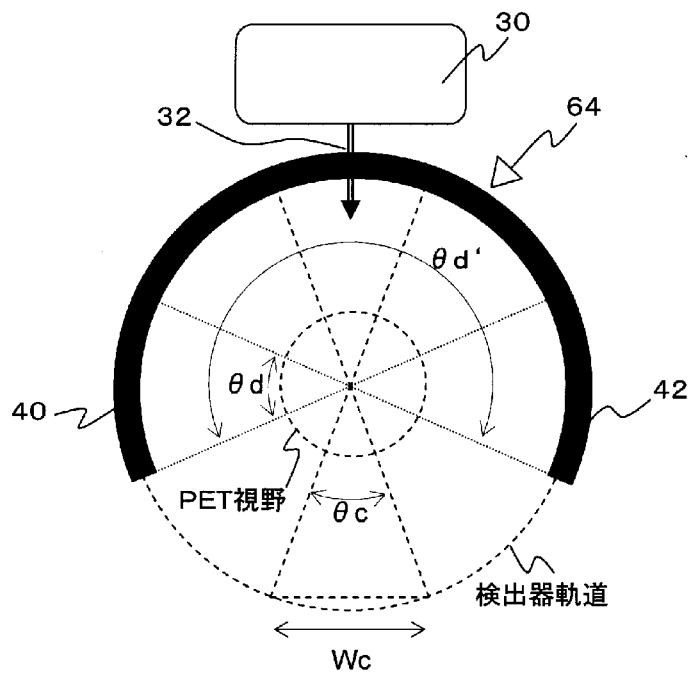




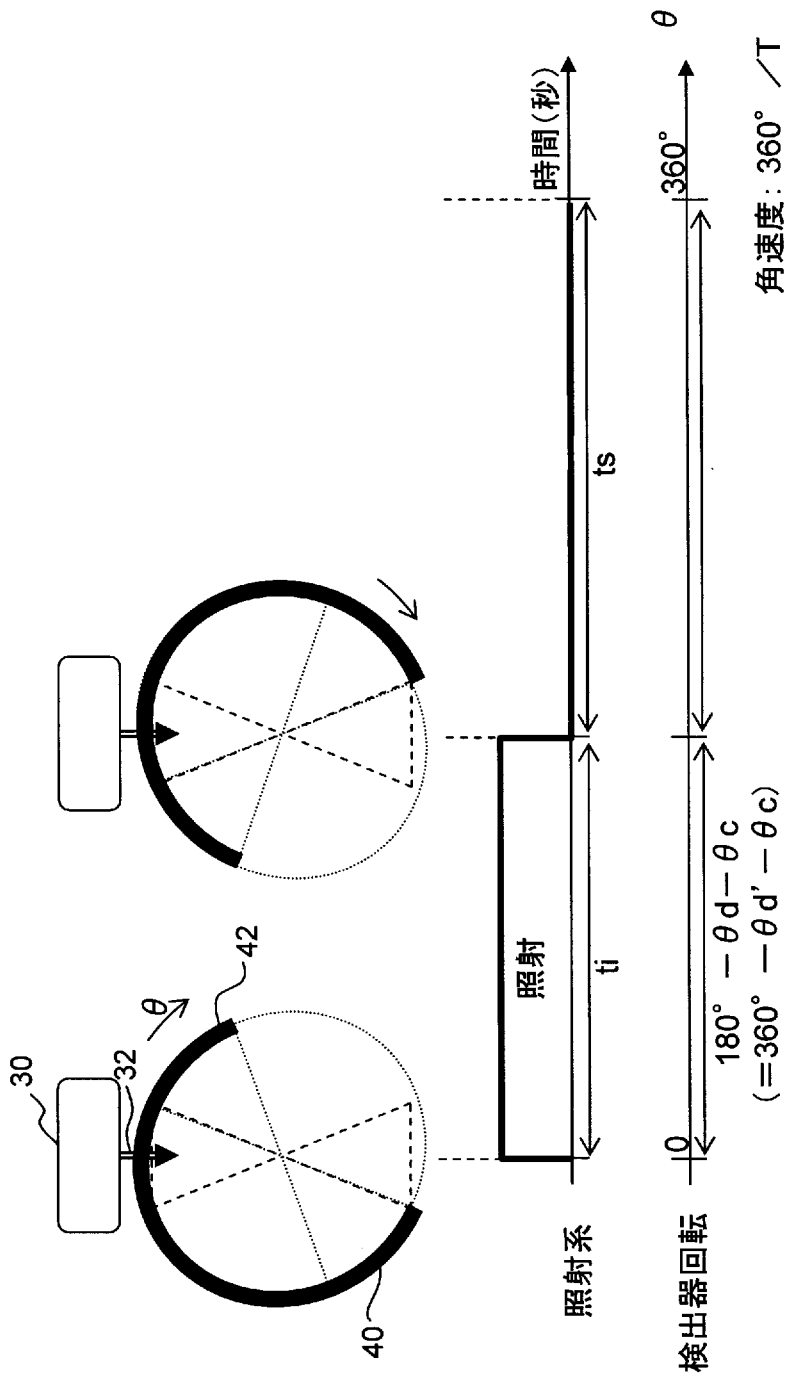
[図16]



[図17]



[図18]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/055701

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N5/10 (2006.01) i

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

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N5/10

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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

JSTPlus (JDreamII), JMEDPlus (JDreamII)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2008/129666 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 30 October, 2008 (30.10.08), Full text; all drawings (Family: none)	1-24
A	JP 2008-173299 A (President of National Cancer Center et al.), 31 July, 2008 (31.07.08), Full text; all drawings (Family: none)	1-24
A	JP 2008-022994 A (Japan Atomic Energy Agency), 07 February, 2008 (07.02.08), Full text; all drawings (Family: none)	1-24

 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  
30 April, 2009 (30.04.09)Date of mailing of the international search report  
19 May, 2009 (19.05.09)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/055701

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 09-189769 A (Mitsubishi Electric Corp.), 22 July, 1997 (22.07.97), Full text; all drawings (Family: none)	1-24

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

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

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	1971-2009年
日本国実用新案登録公報	1996-2009年
日本国登録実用新案公報	1994-2009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), JMEDPlus(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
A	WO 2008/129666 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2008.10.30, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-24
A	JP 2008-173299 A (国立がんセンター総長、外1) 2008.07.31, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-24
A	JP 2008-022994 A (独立行政法人 日本原子力研究開発機構) 2008.02.07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-24

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

30.04.2009

国際調査報告の発送日

19.05.2009

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)

武山 敦史

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

31

3619

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
A	JP 09-189769 A (三菱電機株式会社) 1997.07.22, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-24