

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2008年8月28日 (28.08.2008)

PCT

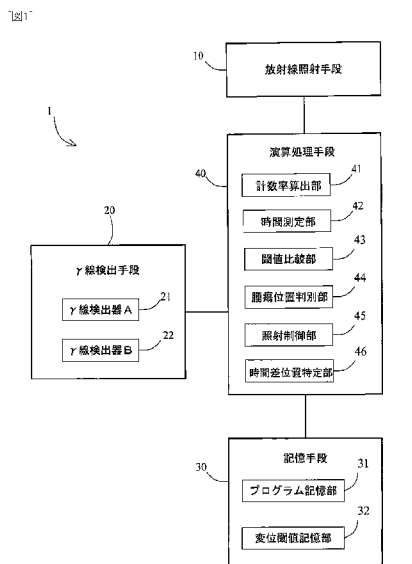
(10) 国際公開番号
WO 2008/102843 A1

- (51) 国際特許分類:
A61N 5/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2008/052944
- (22) 国際出願日: 2008年2月21日 (21.02.2008)
- (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2007-041373 2007年2月21日 (21.02.2007) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 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8番地 Hokkaido (JP). 独立行政法人 国立高等専門学校機構 (INSTITUTE OF NATIONAL COLLEGES OF TECHNOLOGY, JAPAN) [JP/JP]; 〒1930834 東京都八王子市東浅川町7-0-1番2 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 金子 純一 (KANEKO, Junichi) [JP/JP]. 白土 博樹 (SHIRATO, Hiroki) [JP/JP]. 藤田 文行 (FUJITA, Fumiyuki) [JP/JP]. 高田 英治 (TAKADA, Eiji) [JP/JP].
- (74) 代理人: 佐川 慎悟 (SAGAWA, Shingo); 〒0600042 北海道札幌市中央区大通西1-0丁目4番16号 ダンロップSKビル3階 佐川慎悟国際特許事務所 Hokkaido (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,

[続葉有]

(54) Title: DYNAMIC TUMOR RADIATION TREATMENT APPARATUS AND DYNAMIC TUMOR RADIATION TREATMENT PROGRAM

(54) 発明の名称: 動的腫瘍の放射線治療装置および動的腫瘍の放射線治療プログラム



- 20 GAMMA RAY DETECTING MEANS
- 21 GAMMA RAY DETECTOR A
- 22 GAMMA RAY DETECTOR B
- 10 RADIATION IRRADIATION MEANS
- 40 COMPUTING MEANS
- 41 COUNTING RATE COMPUTING SECTION
- 42 TIME MEASURING SECTION
- 43 THRESHOLD COMPARING SECTION
- 44 TUMOR POSITION JUDGING SECTION
- 45 IRRADIATION CONTROL SECTION
- 46 TIME DIFFERENCE POSITION SPECIFYING SECTION
- 30 STORAGE MEANS
- 31 PROGRAM STORAGE SECTION
- 32 DISPLACEMENT THRESHOLD STORAGE SECTION

(57) Abstract: [PROBLEMS] To provide a dynamic tumor radiation treatment apparatus and program for detecting the position of a tumor with high accuracy without imposing a burden on the patient, continuously detecting a tumor with high detection efficiency, and effectively irradiating only a malignant tumor with radiation to reduce the radiation exposure dose. [MEANS FOR SOLVING PROBLEMS] A dynamic tumor radiation treatment apparatus comprises gamma ray detecting means (20) for detecting an annihilation gamma ray, displacement threshold storage means (32) for storing the threshold of counting rate, gamma ray counting rate computing means (41) for computing the counting rate according to the detection signal of an annihilation gamma ray, threshold comparing means (43) for comparing the counting rate of annihilation gamma rays acquired from the gamma ray counting rate computing means (41) with the threshold of the counting rate acquired from the displacement threshold storage means (32), tumor position judging means (44) for judging whether or not the tumor displaces out of the radiation irradiation spot, and irradiation control means (45) for making a control to stop radiation irradiation or outputting a stop command signal.

(57) 要約: 【課題】 患者の体への負担を与えないこと、腫瘍位置を高精度に検出すること、高い検出効率で連続的に腫瘍を検出し放射線を悪性の腫瘍のみに効果的に照射して被爆量を低減することができる動的腫瘍の放射線治療装置および動的腫瘍の放射線治療プログラムを提供する。【解決手段】 消滅γ線を検出するγ線検出手段20と、計数率の閾値を記憶する変位閾値記憶手段32と、消滅γ線の検出信号に基づいて計数率を算出するγ線計数率算出手段41と、γ線計数率算出手段41から取得した消滅γ線の計数率と変位閾値記憶手段32から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段43と、腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段44と、放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段45とを有する。

WO 2008/102843 A1



SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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).

(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,

添付公開書類:
— 国際調査報告書

明 細 書

動的腫瘍の放射線治療装置および動的腫瘍の放射線治療プログラム 技術分野

[0001] 本発明は、腫瘍に放射線を照射して治療を行うための放射線治療装置であって、特に、肺癌や胃癌のように呼吸や臓器の動きによって腫瘍が動的変位を行う場合に好適な動的腫瘍の放射線治療装置および動的腫瘍の放射線治療プログラムに関するものである。

背景技術

[0002] 従来、癌などの悪性の腫瘍に対して放射線を照射し、当該悪性腫瘍を死滅させて治療する放射線治療装置が提案されている。また、その腫瘍が肺癌のように患者の呼吸によって変位する場合には、その動きを捕らえて放射線を照射するための技術もいくつか提案されている。

[0003] 例えば、特許第3053389号公報には、体内の腫瘍近傍に金などのX線透視装置により検知できるマーカを体内に埋め込み、X線透視装置で得られた画像に基づいて濃淡正規化相互相関法による画像解析を行い、マーカの位置を計算することによって動的に変位する腫瘍の位置を追跡する動体追跡照射装置が提案されている(特許文献1)。これにより、体内を動的に変位する腫瘍に対して選択的に放射線の照射を行い、正常組織への被曝を低減できるとしている。

[0004] 特許文献1:特許第3053389号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特許文献1に記載された発明においては、体内にマーカとなる金等を埋め込む必要があるため苦痛を伴うし、患者の体には大きな負担となる。また、マーカを埋め込む際に腫瘍を傷つけると癌細胞が散って転移してしまうため、腫瘍近傍に埋め込むことになるが、その埋め込む作業は困難を極めるものであり、限界がある。仮にうまく埋め込めたとしてもその後にマーカの位置がずれてしまうことがあるため、積極的な利用が進んでいないという現状がある。

[0006] また、特許文献1における腫瘍部の検出には、X線透視装置により得られた画像をデジタル化し、濃淡正規化し、それを先に撮られた腫瘍マーカのテンプレートと相互相関法により画像解析を行い、解析結果より腫瘍位置の座標を得る、という多くの手順を必要とする。したがって、強いX線を患者に照射し続けることによる被曝の問題がある。また、撮影から位置座標を算出するまでの処理負荷が大きいので腫瘍の速い動きを追跡できない場合もあり、しかも処理能力の高い計算機が必要となるためコストが増大するという問題がある。

[0007] 本発明は、このような問題点を解決するためになされたものであって、患者の体への負担を与えないこと、腫瘍位置を高精度に検出すること、高い検出効率で連続的に腫瘍を検出し放射線を悪性の腫瘍のみに効果的に照射して被曝量を低減することができる動的腫瘍の放射線治療装置および動的腫瘍の放射線治療プログラムを提供することを目的としている。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明に係る動的腫瘍の放射線治療装置の特徴は、体内に投与されることで腫瘍に蓄積する放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を検出する γ 線検出手段と、消滅 γ 線の計数率と線源の変位との関係に基づいて定められた前記計数率の閾値を記憶する変位閾値記憶手段と、前記 γ 線検出手段により検出された消滅 γ 線の検出信号に基づいて計数率を算出する γ 線計数率算出手段と、前記 γ 線計数率算出手段から取得した消滅 γ 線の計数率と前記変位閾値記憶手段から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段と、前記閾値比較手段による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段と、前記腫瘍位置判別手段により腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段による放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段とを有する点にある。

[0009] また、本発明において、前記 γ 線検出手段は、一対の γ 線検出器を腫瘍を間にし対向配置して消滅 γ 線を検出するとともに、前記 γ 線計数率算出手段は、消滅 γ 線を同時計数して計数率を算出することが好ましい。

[0010] また、本発明に係る動的腫瘍の放射線治療装置の特徴は、体内に投与されること

で腫瘍に蓄積する放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を、腫瘍境界部分または腫瘍が変位する静止境界部分に複数の測定領域を設定して検出する γ 線検出手段と、消滅 γ 線の計数率と線源の変位との関係に基づいて定められた前記計数率の閾値を記憶する境界閾値記憶手段と、前記 γ 線検出手段により検出された消滅 γ 線の検出信号に基づいて計数率を算出する γ 線計数率算出手段と、前記 γ 線計数率算出手段から取得した消滅 γ 線の計数率と前記境界閾値記憶手段から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段と、前記閾値比較手段による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段と、前記腫瘍位置判別手段により腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段による放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段とを有する点にある。

- [0011] さらに、本発明において、前記 γ 線検出手段は、各測定領域に一对の γ 線検出器を対向配置し、前記 γ 線計数率算出手段がそれら一对の γ 線検出器により検知される消滅 γ 線を同時計数することにより消滅 γ 線の計数率を算出することが好ましい。
- [0012] さらにまた、本発明において、閾値比較手段は、経過時間に伴って減少する消滅 γ 線の計数率に応じてその時間での閾値を取得することが好ましい。
- [0013] また、本発明において、前記 γ 線検出手段は、対向配置した前記一对の γ 線検出器に対してさらに他の一对の γ 線検出器を交叉方向に対向配置し、前記 γ 線計数率算出手段が消滅 γ 線を同時計数することにより計数率を算出することが好ましい。
- [0014] さらに、本発明において、一对の γ 線検出器に到達する消滅 γ 線の到達時間差を求め、この到達時間差から一对の γ 線検出器間における奥行き方向の線源位置を特定する時間差位置特定手段を備えていることが好ましい。
- [0015] また、本発明に係る動的腫瘍の放射線治療プログラムの特徴は、体内に投与されることで腫瘍に蓄積する放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を検出する γ 線検出手段と、消滅 γ 線の計数率と線源の変位との関係に基づいて定められた前記計数率の閾値を記憶する変位閾値記憶手段と、前記 γ 線検出手段により検出された消滅 γ 線の検出信号に基づいて計数率を算出する γ 線計数率算出手段と、前記 γ 線計

数率算出手段から取得した消滅 γ 線の計数率と前記変位閾値記憶手段から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段と、前記閾値比較手段による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段と、前記腫瘍位置判別手段により腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段による放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段としてコンピュータを機能させる点にある。

- [0016] さらに、本発明に係る動的腫瘍の放射線治療プログラムの特徴は、体内に投与されることで腫瘍に蓄積する放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を、腫瘍境界部分または腫瘍が変位する静止境界部分に複数の測定領域を設定して検出する γ 線検出手段と、測定領域における消滅 γ 線の計数率と線源の変位との関係に基づいて定められた計数率の閾値を記憶する境界閾値記憶手段と、前記 γ 線検出手段により検出された消滅 γ 線の検出信号に基づいて計数率を算出する γ 線計数率算出手段と、前記 γ 線計数率算出手段から取得した消滅 γ 線の計数率と前記境界閾値記憶手段から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段と、前記閾値比較手段による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段と、前記腫瘍位置判別手段により腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段による放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段としてコンピュータを機能させる点にある。

発明の効果

- [0017] 本発明によれば、患者の体へ負担を与えないこと、腫瘍位置を直接的に検出することで検出精度を向上させること、腫瘍の動きを精度よく追認して腫瘍以外の細胞に可能な限り放射線を照射しないようにすること、高い検出効率で連続的に腫瘍を検出し、放射線を悪性の腫瘍のみに効果的に照射して被爆量を低減し副作用を抑制することができる。

発明を実施するための最良の形態

- [0018] 本発明は、腫瘍に蓄積する性質を有する放射性薬剤を患者の体内に投与し、この放射性薬剤から放出される消滅 γ 線をマーカとして利用することにより、腫瘍位置を高精度に特定することを基本原理とするものである。

[0019] 以下、本発明に係る動的腫瘍の放射線治療装置の第1実施形態について図面を用いて説明する。図1は、本第1実施形態の全体構成を示すブロック図である。

[0020] 図1に示すように、本第1実施形態における動的腫瘍の放射線治療装置1は、主として、治療用の放射線を照射する放射線照射手段10と、 γ 線を検出する γ 線検出手段20と、本第1実施形態の放射線治療プログラムや各種のデータを記憶する記憶手段30と、各構成手段を制御するとともに各種の演算処理を行う演算処理手段40とから構成されている。

[0021] 以下、各構成手段について詳細に説明する。放射線照射手段10は、治療用の放射線を腫瘍50に照射するものである。本第1実施形態において、放射線照射手段10は的となる図示しない放射線照射スポットを有しており、この放射線照射スポット内に存在する腫瘍50に放射線を照射することで、その腫瘍50を死滅させるようになっている。

[0022] γ 線検出手段20は、腫瘍50に蓄積した放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を検出するものである。本第1実施形態において、 γ 線検出手段20は、一对の γ 線検出器21, 22から構成されており、腫瘍50を間にして対向配置されている。 γ 線検出器21, 22は、例えば、放射線を検出する図示しないシンチレータと、このシンチレータにより検出された放射線を電気信号へと変換する図示しない光電子増倍管と、シンチレータの検知面側に配置され、この検知面に対して垂直に入射する γ 線のみを通過させるコリメータ23とから構成されている。

[0023] 記憶手段30は、ハードディスク等から構成されており、本第1実施形態の放射線治療プログラムを格納するプログラム記憶部31と、変位閾値記憶部32とを有している。変位閾値記憶部32には、消滅 γ 線の計数率と線源61の変位との関係に基づいて定められた計数率の閾値が記憶されている。この閾値は、放射線照射スポット内に線源61である腫瘍50が入ったか否かを判定するためのものであり、後述するように、測定領域内に入ると消滅 γ 線の計数率が大きくなり、測定領域から外れるとその計数率が小さくなるという関係に基づいて定められる。また、消滅 γ 線を放出する放射性核種は、時間経過に伴って減少するという特徴がある。例えばF-フルオロデオキシグルコース(FDG)の場合、約2時間で半減する。そこで消滅 γ 線の閾値は時間経過

に伴って変更可能に設定されている。この閾値は予め経過時間に対応付けたテーブルとして記憶されてもよいし、経過時間の関数式を記憶しておき取得した経過時間を代入して算出するようにしてもよい。

[0024] また、演算処理手段40は、CPU (Central Processing Unit) 等から構成されており、プログラム記憶部31内の放射線治療プログラムを実行することにより、計数率算出部41と、時間測定部42と、閾値比較部43と、腫瘍位置判別部44と、照射制御部45として機能するようになっている。

[0025] 以下、演算処理手段40の各構成部についてより詳細に説明する。

[0026] 計数率算出部41は、 γ 線検出手段20により検出された消滅 γ 線の検出信号を取得して単位時間あたりに放出される消滅 γ 線の数、つまり計数率を算出するものである。本第1実施形態では、計数率算出部41は、 γ 線の同時計数回路を備えており、一対の検出器から出力される検出信号を同時計数して計数率を算出する。

[0027] 時間測定部42は、放射性薬剤における核種が時間経過に伴って減少するため、その時間を測定するためのものである。したがって、放射性薬剤が投入された時間あるいは変位閾値記憶部32に閾値が記憶された時間等を基準にして消滅 γ 線の計数率が減少する時間を測定するようになっている。

[0028] 閾値比較部43は、計数率算出部41により算出された消滅 γ 線の計数率を取得するとともに、変位閾値記憶部32から経過時間に応じた計数率の閾値を取得し、両者を比較するようになっている。つまり、閾値比較部43は、時間測定部42から経過時間を取得し、当該経過時間に対応する閾値を変位閾値記憶部32から取得するようになっている。閾値は経過時間に応じた算出式によって求められる場合には、閾値比較部43によって経過時間に基づいて閾値を算出するようになっている。

[0029] 腫瘍位置判別部44は、閾値比較部43による比較結果に基づいて腫瘍50が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別するものである。具体的には、検出した消滅 γ 線の計数率が閾値よりも低い場合には、腫瘍50が照射スポット外にあると判断し、検出した消滅 γ 線の計数率が閾値以上である場合には、腫瘍50が照射スポット内にあると判断するようになっている。

[0030] 照射制御部45は、放射線照射手段10の動作を制御するものである。本第1実施

形態において、照射制御部45は、腫瘍位置判別部44により腫瘍50が照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段10による放射線照射を停止させるようになっている。なお、図示しないディスプレイや警告灯等の出力手段に放射線の停止指示を表示させるようにしてもよい。使用者はその出力により停止すべき旨を確認し放射線照射手段10による照射を手動にて停止することができる。

[0031] つぎに、本第1実施形態における動的腫瘍の放射線治療プログラムによって実行される動的腫瘍の放射線治療装置1の作用について図2を参照しつつ説明する。本第1実施形態では、放射線治療を開始するにあたって、予め患者の体内に放射性薬剤を投与する。これにより、投与した放射性薬剤が腫瘍50に蓄積し消滅 γ 線を放出するのでこれを検出することになる。

[0032] まず、 γ 線検出手段20を使って消滅 γ 線を検知し(ステップS1)、腫瘍50の位置および動的位置を特定して測定領域51を設定する(ステップS2)。本第1実施形態では、腫瘍50を間にして対向配置された γ 線検出器21, 22により体内の放射性薬剤から放出する消滅 γ 線を検出する。ここで γ 線検出器21, 22は、 γ 線検出器21, 22の間で放出された消滅 γ 線のうち、検知面に対して垂直に入射してきたものを検出する。そして、 γ 線検出器21, 22からの検出信号を計数率算出部41が取得して同時計数により消滅 γ 線の計数率を算出し、この計数率と線源61の位置(距離)との関係により予め得られている閾値に基づいて腫瘍50の位置を特定する。なお γ 線検出手段20の測定領域51は動的な腫瘍50が静止する位置に設定するのが好ましい。

[0033] つづいて、放射線照射手段10の放射線照射スポットを設定する(ステップS3)。放射線照射スポットの設定は、前記 γ 線検出手段20の測定結果に基づいて動的腫瘍の位置及び動きを特定した上で腫瘍50が静止する位置に定める。放射線照射スポットの設定が完了した後、放射線照射スポット内の腫瘍50に放射線を照射する(ステップS4)。これにより、放射線を照射された腫瘍50は効果的に死滅する。

[0034] 一方、 γ 線検出手段20は、引き続き γ 線検出器21, 22により腫瘍50に蓄積された放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を検出する(ステップS5)。そして、計数率算出部41が γ 線検出器21, 22から消滅 γ 線の検出信号を受信して計数率を同時計

数により算出する。閾値比較部43は、前記計数率算出部41から計数率を取得するとともに、変位閾値記憶部32から計数率の閾値とを取得し、両者の大小比較を行う(ステップS6)。

[0035] つぎに、腫瘍位置判別部44が、閾値比較部43の比較結果に基づいて腫瘍50が放射線照射スポット内から外へ移動したか否かを判別する(ステップS7)。具体的には、計数率が閾値以上である場合には腫瘍50が照射スポット内にあると判断し、閾値以下である場合には腫瘍50が放射線照射スポット外へ変位したと判断する。

[0036] そして、照射制御部45において、前記腫瘍位置判別部44の判別結果に基づき、腫瘍50が放射線照射スポット外に変位したと判断された場合(ステップS7: YES)、放射線の照射を停止する制御を行う(ステップS8)。一方、腫瘍50が放射線照射スポット内に存在すると判断した場合(ステップS7: NO)、照射制御部は動作することなくステップS4へ戻り、放射線照射手段10による放射線照射を続ける。なお、放射線照射の照射および停止は自動に代えて、手動にしてもよい。この場合、ステップS8では、照射制御部45が放射線の照射停止指示をディスプレイや警告灯、警告音等によって指示出力手段に出力し、ユーザがこの指示を視覚や聴覚等により確認して、その都度、放射線照射の停止ボタン等を押すようにすればよい。

[0037] そして、放射線照射手段10による腫瘍50への放射線照射が放射線照射時間や放射線照射量に基づいた所定の条件に達したかを判断する(ステップS9)。条件に達していない場合はステップS4に戻り放射線照射を続け(ステップS9: NO)、所定の条件に達した場合は放射線の照射を停止し治療を終了する(ステップS9: YES)。

[0038] 以上のような本第1実施形態によれば、

1. 放射線治療に際し、患者の体への負担を低減することができる。
2. 腫瘍50の位置を直接的に検出することができるため検出精度が向上し、腫瘍50の動きを精度よく追認することができるため、腫瘍50への放射線照射が正確になる。
3. 腫瘍以外の細胞へ無駄な放射線照射することを極力低減することができるため患者の被爆量を低減することができ、副作用の影響も抑制できる等の効果を奏する。

[0039] なお、上述した γ 線検出手段20は、対向配置した前記一对の γ 線検出器21, 22に対し、さらに他の一对の γ 線検出器21, 22を交叉方向、特に直交方向に対向配

置してもよい。これによれば奥行き方向の変位も把握することができるため腫瘍の位置を精度よく特定できる。

[0040] また、対の γ 線検出器21, 22を複数組用いた場合、腫瘍位置判別手段によりいずれか一对の γ 線検出器21, 22に基づいて腫瘍が照射スポット外へ変位したと判断されたときは、放射線照射を停止させる、または停止指示表示するようになっている。

[0041] さらに、演算処理手段40は、一对の γ 線検出器21, 22に到達する消滅 γ 線の到達時間差を求め、この到達時間差から一对の γ 線検出器21, 22間における奥行き方向の線源位置を特定する時間差位置特定部46を備えてもよい。これによれば、 γ 線検出器21, 22を複数組使用しなくても一对の γ 線検出器21, 22における奥行き方向の腫瘍位置を特定することができるため、複雑な構成にならないという効果が得られる。

[0042] つぎに、本発明の第2実施形態について説明する。なお、本第2実施形態の構成のうち前述した第1実施形態の構成と同一若しくは同等の構成については同一の符号を付し、再度の説明を省略する。

[0043] 前述した第1実施形態では、 γ 線検出器21, 22による測定領域51を静止する腫瘍の中心に設定しているが、本第2実施形態では、腫瘍が動的に変位する境界部分52, 53に一箇所または複数箇所設定されることを特徴としている。この第2実施形態の目的は、放射性薬剤が腫瘍だけでなくその近傍の細胞にも蓄積し、そこから発せられる消滅 γ 線による誤差の影響を改善することにある。

[0044] 以下、本発明に係る動的腫瘍の放射線治療装置1の第2実施形態について図面を用いて説明する。図3は、本第2実施形態の全体構成を示すブロック図である。

[0045] 図3に示すように、本第2実施形態における動的腫瘍の放射線治療装置1は、主として、治療用の放射線を照射する放射線照射手段10と、 γ 線を検出する γ 線検出手段20と、本第2実施形態の放射線治療プログラムや各種のデータを記憶する記憶手段30と、各構成手段を制御するとともに各種の演算処理を行う演算処理手段40とから構成されている。

[0046] 以下、各構成手段について詳細に説明する。

[0047] 本第2実施形態において、 γ 線検出手段20は、腫瘍が変位する境界部分52, 53

に設定された1つまたは複数の測定領域51から放出される消滅 γ 線を検出するものである。本第2実施形態において、 γ 線検出手段20は、各測定領域51に対して、一对の γ 線検出器21, 22が対向配置されるように構成されており、検出した消滅 γ 線を検出信号として計数率算出部41へ出力するようになっている。本第2実施形態では、図5(A), (B)に示すように、測定領域51を腫瘍境界部分52に設定してもよいし、腫瘍の動的変位に合わせて静止位置の境界部分53に設定してもよい。

[0048] また、記憶手段30は、本第2実施形態の放射線治療プログラムを格納するプログラム記憶部31と、境界閾値記憶部33とを有している。境界閾値記憶部33には、腫瘍の境界部分52あるいは腫瘍の静止位置における境界部分53について、消滅 γ 線の計数率と変位との関係に基づいて定められた計数率の閾値が記憶されている。この閾値は、境界部分52, 53に設定した測定領域51内に線源61である腫瘍50が入ったか否かを判定するためのものである。なお、第1実施形態と同様、消滅 γ 線を放出する放射線核種は経過時間に応じて減少するため、計数率の閾値も経過時間に応じて小さくなっている。また当該閾値は時間経過との関数式によって適当な時間間隔で算出するようにしてもよい。

[0049] また、演算処理手段40は、プログラム記憶部内の放射線治療プログラムを実行することにより、計数率算出部41と、時間測定部42と、閾値比較部43と、腫瘍位置判別部44と、照射制御部45として機能するようになっている。

[0050] 以下、演算処理手段40の各構成部についてより詳細に説明する。計数率算出部41および時間測定部42は、第1実施形態と同様、 γ 線検出手段20から取得した検出信号に基づいて消滅 γ 線の計数率を算出するものである。

[0051] また、閾値比較部43は、前記計数率算出部41により算出された消滅 γ 線の計数率を取得するとともに、時間測定部42による経過時間に基づいて境界閾値記憶部33から閾値を取得し、両者を比較するようになっている。

[0052] 腫瘍位置判別部44は、閾値比較部43による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット内にあるか否かを判別するものである。本第2実施形態では、 γ 線検出器21, 22の測定領域51が、腫瘍境界部分52に設定されているか、腫瘍の動的変位における静止位置の境界部分53に設定されているかで異なる。つまり、図5(A)に

示すように、複数の測定領域を腫瘍境界部分52に設定した場合、腫瘍位置判別部44は、すべての測定領域51において消滅 γ 線の計数率が閾値より大きいときには腫瘍が放射線照射スポット内に存在すると判別し、逆に、いずれか一つの測定領域51においてでも消滅 γ 線の計数率が閾値より小さくなったときには腫瘍が放射線照射スポット内からずれたと判別するようになっている。

[0053] 一方、図5(B)に示すように、複数の測定領域51を腫瘍の動的変位における静止位置の境界部分53に設定した場合、腫瘍位置判別部44は、すべての測定領域51において消滅 γ 線の計数率が閾値より小さいときには腫瘍が放射線照射スポット内に存在すると判別し、いずれか一つの測定領域51においてでも消滅 γ 線の計数率が閾値より大きくなったときには腫瘍が放射線照射スポット内から外へずれたと判別するようになっている。このように3次元方向に変位する腫瘍の動きを正確に把握し、腫瘍以外の細胞に放射線を照射してしまうことを極力避けるようになっている。

[0054] つぎに、本第2実施形態における動的腫瘍の放射線治療プログラムによって実行される動的腫瘍の放射線治療装置1の作用について図4を参照しつつ説明する。なお、第1実施形態と同様に、放射線治療を開始する前に患者の体内に放射性薬剤を投与する。

[0055] まず、前述した第1実施形態と同様、 γ 線検出手段20により消滅 γ 線を検知し(ステップS11)、腫瘍の位置および動的変位を把握して、腫瘍境界部分52ないし腫瘍が変位する静止境界部分53に測定領域51を設定する(ステップS12)。つづいて、放射線照射手段10の放射線照射スポットを設定する(ステップS13)。放射線照射スポットの設定は、前記 γ 線検出手段20の測定結果に基づいて動的腫瘍の位置及び動きを特定した上で腫瘍が静止する位置に定める。この放射線照射スポットの設定が完了した後、放射線照射手段10により放射線照射スポット内の腫瘍に放射線を照射し治療を開始する(ステップS14)。

[0056] そして、引き続き γ 線検出手段20の γ 線検出器21, 22により腫瘍近傍の測定領域に蓄積した放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を検出する(ステップS15)。ここで γ 線検出器21, 22は、 γ 線検出器21, 22の間で放出した消滅 γ 線のうち、検知面に対して垂直に入射してきたものを検出する。

- [0057] つぎに、計数率算出部41が、前記 γ 線検出手段20から検出信号を取得して消滅 γ 線の計数率を算出する。閾値比較部43は、その計数率を取得するとともに、境界閾値記憶部33から計数率の閾値を取得し、両者の大小比較を行う(ステップS16)。
- [0058] つぎに、腫瘍位置判別部44では、閾値比較部43の比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する(ステップS17)。具体的には、測定領域51を図5(A)に示すように設定した場合、すべての測定領域において消滅 γ 線の計数率が閾値以上であるときには、腫瘍が放射線照射スポット内に存在すると判別し、いずれか一つの測定領域でも消滅 γ 線の計数率が閾値以下になったときには腫瘍が放射線照射スポット外へずれたと判別する。一方、測定領域を図5(B)に示すように設定した場合、すべての測定領域において消滅 γ 線の計数率が閾値以下であるときには、腫瘍が放射線照射スポット内に存在すると判別し、いずれか一つの測定領域において消滅 γ 線の計数率が閾値以上になったときには腫瘍が放射線照射スポット外へずれたと判別するようになっている。
- [0059] そして、照射制御部45は、第1実施形態と同様、前記腫瘍位置判別部44の判別結果に基づき、腫瘍が放射線照射スポット外内に存在するときには放射線を照射し、放射線照射スポット外へずれたときには放射線照射を停止する制御を行う(ステップS17, S18)。
- [0060] そして、腫瘍への放射線照射が、放射線照射時間や放射線照射量に基づいた所定の条件に達したかを判断し(ステップS19)、条件に達していない場合はステップS14に戻り放射線照射を続け(ステップS19:NO)、所定の条件に達した場合は放射線の照射を停止し治療を終了する(ステップS19:YES)。
- [0061] 以上のような本第2実施形態によれば、上述した第1実施形態により奏される効果に加えて、腫瘍近傍の細胞に蓄積した放射性薬剤からの消滅 γ 線による誤認を防止し、より高精度で腫瘍位置を特定することができるため、患者に腫瘍以外の細胞へ無駄な放射線を照射することが低減できて副作用等の治療によるダメージを軽減することができる。
- [0062] なお、本第2実施形態では、腫瘍の位置特定をより高精度に行うことを目的とすれば γ 線検出器21, 22の測定領域を腫瘍近傍の境界部分52に複数箇所設定するこ

とが好ましいところ、 γ 線検出器21, 22を多数配置することは複雑な構成になり、コストも高くなる。この問題を解消するために前述した時間差位置特定部46を備えることが好ましい。

実施例 1

[0063] つぎに、消滅 γ 線の計数率の閾値を決定するための実験を実施例1として説明する。

[0064] 図6は実験で使用した肺を模した水ファントムの概略図である。人体による γ 線の減衰を模擬するため直径12cmの円筒状の水ファントム60を作製し、肺を模した部分には発泡スチロールを使用した。精度向上が必要な場合には肺の平均密度 $\rho = 0.3\text{g}/\text{cm}^3$ とすることも容易な構造となっている。水ファントム60の中心にはF-フルオロデオキシグルコース(FDG)を想定して ^{22}Na β^+ 線源61を配置した。また、水ファントム60は水が満たされたアクリル製の容器62に入れられ、コンピュータ制御されたアクチュエータ63によって0.1mmの精度で移動可能とされている。呼吸によって腫瘍50が移動する距離は5~15mm、周期は4~6秒を想定して実験を進めた。なお、本実施例1における ^{22}Na 線源61の強さは1.2MBqであり、正常細胞に対して5倍のFDGが直径3cmの癌に集積している場合と等価である。

[0065] また、測定系として、図6に示すように、水ファントムを間にして線源61の移動方向(z方向)に対して直交方向に一对の γ 線検出器21, 22を配置した。 γ 線検出器21, 22のシンチレータには、直径2インチのGSO(Gd_2SiO_5)単結晶シンチレータを用いている。コリメータ23としては、直径3cmの鉛コリメータ23と、直径1cmの鉛コリメータおよびフォーカスドコリメータ23を準備した。 γ 線検出器21, 22によって検出された消滅 γ 線の検出信号を同時計数回路を使用して同時計数し、計数率を得る。

[0066] 以上の状態で線源61(水ファントム)をアクチュエータ63によりz方向に0.5cm刻みで変位させ、それぞれの測定位置における消滅 γ 線の計数率を求めた。

[0067] 図7は直径3cmの鉛コリメータ23を用いたときの計測結果である。線源61が一对の γ 線検出器21, 22の間の中心線上であるとき($z=0$)に最も計数率は高い。そして、線源61が変位して一对の γ 線検出器21, 22の間の中心線上から離れるに従って計数率が低くなり、1.5cmのときにはほぼ計数率は0となる。

- [0068] 図8は直径1cmの鉛コリメータ23を用いたときの計測結果である。直径3cmの鉛コリメータ23を用いたときと同様に $z=0$ のときに計数率が最も高く、変位が大きくなるに従って計数率が低くなる。
- [0069] ここで、図7と図8とを比較してわかるように、消滅 γ 線の計数率は、直径1cmの鉛コリメータとするよりも直径3cmの鉛コリメータを用いたときの方が全体的に高い。図8のように計数率が全体的に低いと、計数率1に対する誤差が大きくなってしまう。本実施例1の場合、計数率が1違うと誤差が全体の約8%になるのでできるだけ計数率は高い方がよい。直径3cmの鉛コリメータ23の場合、5mm以下の腫瘍50の変位が識別できることがわかる。また、直径1cmの鉛コリメータ23を使用した場合は3mm以下の変位を識別可能である。
- [0070] このように腫瘍50の変位誤差を小さくする意味では、コリメータ23の直径が大きい方が適しているが、より微小な変位を識別するためにはコリメータ23の直径が小さい方が適している。たとえば腫瘍50が体内の深部で発症したり、腫瘍50が小さいことにより線源61からの γ 線量が少ない場合は、計数率を高く維持するためコリメータ23の直径を大きくするのが好ましい。一方、線源61から得られる消滅 γ 線が十分に多い場合は、コリメータ23の直径を小さくして、ズレに対する感度を向上させるのがよい。
- [0071] また、コリメータ23としてフォーカスドコリメータ23を用いる方法もある。フォーカスドコリメータ23は、任意の距離で焦点を結ぶものであり、計数率を維持したまま位置検出感度を向上させることができる。図9は γ 線検出器21, 22に距離15cmで焦点を結ぶフォーカスドコリメータ23を用いたときの計測結果である。フォーカスドコリメータ23は焦点距離に線源61が位置するようにセッティングされている。線源61は $z=0$ の位置から0.5cmまでを0.1cm刻みで変位させ、 $z=0.5$ から2.5cm間は0.5cm刻みで変位させた。図7と比較すればわかるとおり、計数率は高く維持され、変位が大きくなるに従って計数率が低くなる割合も大きい。よって、より正確に腫瘍50の位置を特定するには、フォーカスドコリメータ23を用いることが好ましい。

実施例 2

- [0072] つぎに、変位閾値記憶部32に記憶される消滅 γ 線の計数率の閾値を決定する基

準について実施例2を説明する。

[0073] 図10は直径3cmの鉛コリメータ23を用い、線源61を振幅15mm、5秒周期で振動変位させてたきの計測結果である。実際の線源位置と時間との関係は点線で表されている。まず、線源61は $z = -15\text{mm}$ の位置にある。その後約1.4秒間かけて $z = 0\text{mm}$ の位置まで変位する。そして、そのまま約2.2秒間静止した後、約1.4秒間で元の $z = -15\text{mm}$ の位置に戻る。線源61はこの振動変位を繰り返す。

[0074] また、図10は300ms間隔で計測した計数率およびその統計誤差を折れ線およびエラーバーで示している。計数率は線源変位と略同調して増減を繰り返しており、計数率に基づいて線源61の変位を特定することが可能といえる。

[0075] そして、図10の結果に基づいて計数率の閾値を決定する場合、線源61が $z = 0$ に存在するか否かを判断するには計数率が130cps以上であるか否かを判別すればよい。なぜなら、計数率が130cps以上のときに対応する線源位置はすべて $z = -5\text{mm}$ から 0mm の間にあり、統計変動を加味したとしても線源61のズレは5mm以下に抑えることができるからである。

[0076] したがって、放射線照射治療を開始する前に予め消滅 γ 線の計数率と線源61の変位との関係を計測し、それに基づいて閾値を決定する。このとき、消滅 γ 線の核種が時間とともに減少するため、閾値を経過時間に対応させて決定するようになっている。あるいは経過時間の関数式に基づいて適当な時間間隔で閾値を算出するようにしてもよい。

実施例 3

[0077] つぎに、実施例3において、コンピュータを用いた計算シミュレーションにより腫瘍変位計測の計測精度についての検討を行った。図12は、腫瘍50の変位に対する消滅 γ 線の計数値の関係を表した計算結果である。

[0078] また、計算シミュレーションは以下の条件で行った。図11に示すように、人体を模した一辺20cmの正六面体の人体ファントム64(密度 $\rho = 1.0\text{g}/\text{cm}^3$)の略中心に肺を模した直径12cmの円筒状の肺ファントム65(密度 $\rho = 0.3\text{g}/\text{cm}^3$)を設け、その肺ファントム65の中に直径50mmの球状の腫瘍50を配置した。なお、腫瘍50の中心の初期位置を $z = 0$ とし、 z 軸方向の変位に対する計数値の計算を行った。

- [0079] 腫瘍50および各ファントム64, 65(正常細胞)から発せられる消滅 γ 線からの線源61の強さは、線源61にF-フルオロデオキシグルコース(FDG)を使用した場合を想定して、それぞれ18.5kBq/ccと3.7kBq/ccとし、腫瘍50の中心から点対称に放射状に放出されるものとする。
- [0080] γ 線検出器21, 22は2対4台からなり、 $z=0$ の点から z 軸方向に対して直交方向に約50cmの間隔を隔てて対向するように配置されている。また、1対の消滅 γ 線が2台の γ 線検出器21, 22に入った場合、2台の γ 線検出器21, 22に同時に計数される確率、つまり検出効率 η は0.68とした。この検出効率の値は、実施例1で用いた直径2インチのGSO(Gd_2SiO_5)単結晶シンチレータによる実機での測定値に基づいて設定した。
- [0081] また、計数値の測定は、腫瘍50を z 軸上で移動させ、 γ 線検出器21, 22により300ms内に検出される消滅 γ 線の計数を測定をする。本実施例3では、腫瘍50を z 軸上に沿って変位させて各位置で静止させた状態で測定した。
- [0082] 以上のような条件に従った測定結果をグラフにて図12に示す。グラフ横軸は腫瘍50の中心の z 軸上の変位を表しており、グラフ縦軸は γ 線検出器21, 22により300ms内に検出された消滅 γ 線の計数の平均値を表している。また、各点の計数値に設けられたエラーバーは、計数の平均値からのばらつきを表す標準偏差 σ に基づいた、平均値を中心とした $\pm\sigma$ を表したものである。統計上、平均値からのずれを $\pm\sigma$ 以内とした場合、実際の計数値がこの $\pm\sigma$ の範囲に含まれる確率はおよそ95%になる。
- [0083] 例えば、 $z=15$ mmにおいて、エラーバーの上限は約155counts/300msecであり、エラーバーの下限は約140counts/300msecである。よって、 $z=15$ mmにおいて計数測定を行った場合、およそ95%の確率で約140~155counts/300msecの範囲内の計数値を示す。
- [0084] 同様に、 $z=20$ mmにおける計数値は、約120~135counts/300msecの範囲内になる。
- [0085] つぎに、これらの計算結果に基づいて腫瘍変位計測の計測精度についての検討する。計数のばらつきはポアソン分布に従うことが知られており、計数の平均値が20を大きく超えることから正規分布の近似として扱うことができる。したがって、統計上、 z

=15mmの位置における平均計数値である約149counts/300msecに閾値を設け、この値以上の計数が計測されたときに放射線照射手段10より腫瘍に放射線を照射する場合には、照射動作率は約50%となり、4mm以上ずれた誤照射の確率は約1.22%となる。また、平均計数値+ σ 、すなわちエラーバーの上限値である約155counts/300msecに閾値を設けた場合には、照射動作率は約16%となり、4mm以上ずれた誤照射の確率は約0.14%となる。

[0086] なお、本実施例3に基づいて実際に腫瘍50の位置を特定する場合は、つぎのように行えばよい。まず、 γ 線検出器21, 22を本実施例3における $z=15\text{mm}$ の直交方向に配置し、腫瘍50の有無を特定する閾値を $z=15\text{mm}$ の計数値のうちで平均値より高い計数値に設定する。 γ 線検出器21, 22の実測値が閾値より高い計数値を示した場合には腫瘍50に放射線照射を行い、閾値より低い場合は放射線照射を停止する。このときの、変位特定精度は、腫瘍50の5mm移動を95%以上の確率で識別することができる。閾値の設定については許容可能な誤照射の確率と装置の照射動作割合を勘案し決定する。

[0087] 以上のような本実施例1~3によれば、線源61から放出される消滅 γ 線の計数率に基づいて動的腫瘍の移動とその位置を特定できることがわかる。そして、その計数率の閾値を基準にして50の存否を精度よく判別しうることがわかる。

実施例 4

[0088] つぎに、本実施形態における γ 線検出手段20として飛行時間法を利用する実施例4について説明する。ここでいう飛行時間法は、一対の γ 線検出器21, 22に到達する消滅 γ 線の到達時間差を求め、この到達時間差から一対の γ 線検出器21, 22間における奥行き方向の線源位置を特定する方法である。飛行時間法の概念図を図13に示す。

[0089] 一般的な同時計数は、一対の γ 線検出器21, 22が同時に γ 線を検出した事象をカウントするものである。カウントされた γ 線は、一対の γ 線検出器21, 22の略中心で放出したものだと解される。しかし、同時計数では、一対の γ 線検出器21, 22間における奥行き方向に関しては何処に線源61があるかはわからない。したがって、 γ 線検出器方向に対する線源61の動きに対して感度が低いため、直交する方向にも

他の一対の γ 線検出器21, 22を配置することにより位置検出の精度を向上させている。

[0090] 一方、飛行時間法は、一対の γ 線検出器21, 22の間に任意の測定領域を設定し、その領域で放出した消滅 γ 線のみを捕らえることにより、従来は二対必要であった γ 線検出器21, 22を一対で γ 線検出器21, 22間における奥行き方向の精度も向上させるものである。

[0091] 例えば、測定領域が図13の一対の γ 線検出器21, 22の間の中心よりも検出器21側に設けたとすると、その測定領域51内で放出した γ 線は検出器21に到達し、その後時間差を持って検出器22に到達する。本実施例3においては、この時間差を考慮して同時計数を行い、その計数率から測定領域51内に線源61があるか否かの判断が可能となる。

[0092] 以上のような本実施例4によれば、装置全体を簡素化することができ、腫瘍50に蓄積した放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を効率よく計測することができる。

実施例 5

[0093] つぎに、腫瘍50と正常な細胞との境界付近に測定領域を複数設けることにより、3次元方向に変位する腫瘍50の動きを正確に把握し、空間的な精度を向上させる実施例5について説明する。

[0094] 図5は1つの腫瘍50に対して四対の γ 線検出器21, 22による位置検出を行う場合の腫瘍50と測定領域との位置関係を示した図である。境界付近に測定領域51を設ける方法には、すべての測定領域51の計数率が閾値以上のときに放射線をオンにし、いずれかの計数率が閾値以下のときに放射線照射手段10をオフにする方法(図5(A))と、すべての測定領域の計数率が閾値以下のときに放射線をオンにし、いずれかの計数率が閾値以上のときに放射線照射手段10をオフにする方法(図5(B))との2通りがある。以下に、各方法を用いた実施例について説明する。

[0095] まず、測定領域51のすべての計数率が閾値以上のときに放射線照射手段10をオンにする方法(A)を説明する。この場合、予め位置や動きを把握した腫瘍50に対し、測定領域51および放射線照射スポットを決定しておく。その測定領域51は腫瘍境界部分52に設けられる。腫瘍位置判別部44は、すべての測定領域において消滅 γ

線の計数率が閾値より大きいときには腫瘍50が放射線照射スポット内に存在すると判別し、逆に、いずれか一つの測定領域51においてでも消滅 γ 線の計数率が閾値より小さくなったときには腫瘍50が放射線照射スポット内からずれたと判別する。もし、腫瘍50が放射線照射スポット内に存在すると判別した場合は、放射線照射手段20によって放射線照射スポット内の腫瘍50に放射線を照射し、その腫瘍50を死滅させる。

[0096] つぎに、測定領域51のすべての計数率が閾値以下のときに放射線照射手段20をオンにする方法(B)を説明する。この場合、予め腫瘍50の位置および動きを把握し、測定領域51および照射スポットを決定しておく。その測定領域51は腫瘍50の動的変位における静止位置の境界部分53に設定される。腫瘍位置判別部44は、すべての測定領域51において消滅 γ 線の計数率が閾値より小さいときには腫瘍50が放射線照射スポット内に存在すると判別し、いずれか一つの測定領域51においてでも消滅 γ 線の計数率が閾値より大きくなったときには腫瘍50が放射線照射スポット内から外へずれたと判別する。そして放射線照射スポット内に存在すると判別した場合は、放射線照射スポット内の腫瘍50に放射線を照射し、その腫瘍50を死滅させる。

[0097] このように3次元方向に変位する腫瘍50の動きを正確に把握し、腫瘍以外の細胞に放射線を照射してしまうことを極力避けることができる。

[0098] なお、本発明に係る動的腫瘍の放射線治療装置1および動的腫瘍の放射線治療プログラムは、前述した実施例に限定されるものではなく、適宜変更することができる。

[0099] 例えば、実施例4において、 γ 線検出手段20および放射線治療プログラムを飛行時間法に対応させてもよい。それにより、腫瘍50のみからの消滅 γ 線を計測できるので、信号雑音比を向上させ、腫瘍域の決定精度を上げることができる。

[0100] また、演算処理手段20の計数率算出部41は、 γ 線検出手段20に設けてもよい。

図面の簡単な説明

[0101] [図1]本発明に係る動的腫瘍の放射線治療装置の第1実施形態の全体構成を示すブロック図である。

[図2]本第1実施形態における動的腫瘍の放射線治療プログラムによって実行される

動的腫瘍の放射線治療装置の作用を示すフローチャートである。

[図3]本第2実施形態の全体構成を示すブロック図である。

[図4]本第2実施形態における動的腫瘍の放射線治療プログラムによって実行される動的腫瘍の放射線治療装置の作用を示すフローチャートである。

[図5]本第2実施形態における腫瘍と測定領域との位置関係を示した図である。

[図6]実験で使用した肺を模した水ファントムの概略図である。

[図7]本実施例1において、直径3cmの鉛コリメータを用いたときの計測結果である。

[図8]本実施例1において、直径1cmの鉛コリメータを用いたときの計測結果である。

[図9]本実施例1において、フォーカスドコリメータを用いたときの計測結果である。

[図10]本実施例2において、直径3cmの鉛コリメータを用い、線源を振幅15mm、5秒周期で振動変位させたときの計測結果である。

[図11]本実施例3において、消滅 γ 線を計数した値と腫瘍変位との関係を表した計算結果である。

[図12]本実施例3における腫瘍および γ 線検出器の位置関係を模した斜視図である。

[図13]実施例4における飛行時間法の概念図である。

符号の説明

- [0102] 1 動的腫瘍の放射線治療装置
- 10 放射線照射手段
 - 20 γ 線検出手段
 - 30 記憶手段
 - 40 演算処理手段
 - 50 腫瘍
 - 60 水ファントム
 - 21 γ 線検出器
 - 22 γ 線検出器
 - 23 コリメータ
 - 31 プログラム記憶部

- 32 変位閾値記憶部
- 33 境界閾値記憶部
- 41 計数率算出部
- 42 時間測定部
- 43 閾値比較部
- 44 腫瘍位置判別部
- 45 照射制御部
- 46 時間差位置特定部
- 51 測定領域
- 52 腫瘍境界部分
- 53 腫瘍の動的変位における静止位置の境界部分
- 61 線源
- 62 アクリル容器
- 63 アクチュエータ
- 64 人体ファントム
- 65 肺ファントム

請求の範囲

- [1] 体内に投与されることで腫瘍に蓄積する放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を検出する γ 線検出手段と、
- 消滅 γ 線の計数率と線源の変位との関係に基づいて定められた前記計数率の閾値を記憶する変位閾値記憶手段と、
- 前記 γ 線検出手段により検出された消滅 γ 線の検出信号に基づいて計数率を算出する γ 線計数率算出手段と、
- 前記 γ 線計数率算出手段から取得した消滅 γ 線の計数率と前記変位閾値記憶手段から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段と、
- 前記閾値比較手段による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段と、
- 前記腫瘍位置判別手段により腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段による放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段と
- を有することを特徴とする動的腫瘍の放射線治療装置。
- [2] 請求項1において、前記 γ 線検出手段は、一対の γ 線検出器を腫瘍を間にして対向配置して消滅 γ 線を検出するとともに、前記 γ 線計数率算出手段は、消滅 γ 線を同時計数して計数率を算出することを特徴とする動的腫瘍の放射線治療装置。
- [3] 体内に投与されることで腫瘍に蓄積する放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を、腫瘍境界部分または腫瘍が変位する静止境界部分に複数の測定領域を設定して検出する γ 線検出手段と、
- 消滅 γ 線の計数率と線源の変位との関係に基づいて定められた前記計数率の閾値を記憶する境界閾値記憶手段と、
- 前記 γ 線検出手段により検出された消滅 γ 線の検出信号に基づいて計数率を算出する γ 線計数率算出手段と、
- 前記 γ 線計数率算出手段から取得した消滅 γ 線の計数率と前記境界閾値記憶手段から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段と、
- 前記閾値比較手段による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変

位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段と、

前記腫瘍位置判別手段により腫瘍が放射能照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段による放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段と

を有することを特徴とする動的腫瘍の放射線治療装置。

- [4] 請求項3において、前記 γ 線検出手段は、各測定領域に一对の γ 線検出器を対向配置し、前記 γ 線計数率算出手段がそれら一对の γ 線検出器により検知される消滅 γ 線を同時計数することにより消滅 γ 線の計数率を算出することを特徴とする動的腫瘍の放射線治療装置。
- [5] 請求項1または請求項3において、閾値比較手段は、経過時間に伴って減少する消滅 γ 線の計数率に応じてその時間での閾値を取得することを特徴とする動的腫瘍の放射線治療装置。
- [6] 請求項2または請求項4において、前記 γ 線検出手段は、対向配置した前記一对の γ 線検出器に対してさらに他の一对の γ 線検出器を交叉方向に対向配置し、前記 γ 線計数率算出手段が消滅 γ 線を同時計数することにより計数率を算出することを特徴とする動的腫瘍の放射線治療装置。
- [7] 請求項2または請求項4において、一对の γ 線検出器に到達する消滅 γ 線の到達時間差を求め、この到達時間差から一对の γ 線検出器間における奥行き方向の線源位置を特定する時間差位置特定手段を備えていることを特徴とする動的腫瘍の放射線治療装置。
- [8] 体内に投与されることで腫瘍に蓄積する放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を検出する γ 線検出手段と、
消滅 γ 線の計数率と線源の変位との関係に基づいて定められた前記計数率の閾値を記憶する変位閾値記憶手段と、
前記 γ 線検出手段により検出された消滅 γ 線の検出信号に基づいて計数率を算出する γ 線計数率算出手段と、
前記 γ 線計数率算出手段から取得した消滅 γ 線の計数率と前記変位閾値記憶手段から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段と、

前記閾値比較手段による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段と、

前記腫瘍位置判別手段により腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段による放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段

としてコンピュータを機能させることを特徴とする動的腫瘍の放射線治療プログラム。

- [9] 体内に投与されることで腫瘍に蓄積する放射性薬剤から放出される消滅 γ 線を、腫瘍境界部分または腫瘍が変位する静止境界部分に複数の測定領域を設定して検出する γ 線検出手段と、

測定領域における消滅 γ 線の計数率と線源の変位との関係に基づいて定められた計数率の閾値を記憶する境界閾値記憶手段と、

前記 γ 線検出手段により検出された消滅 γ 線の検出信号に基づいて計数率を算出する γ 線計数率算出手段と、

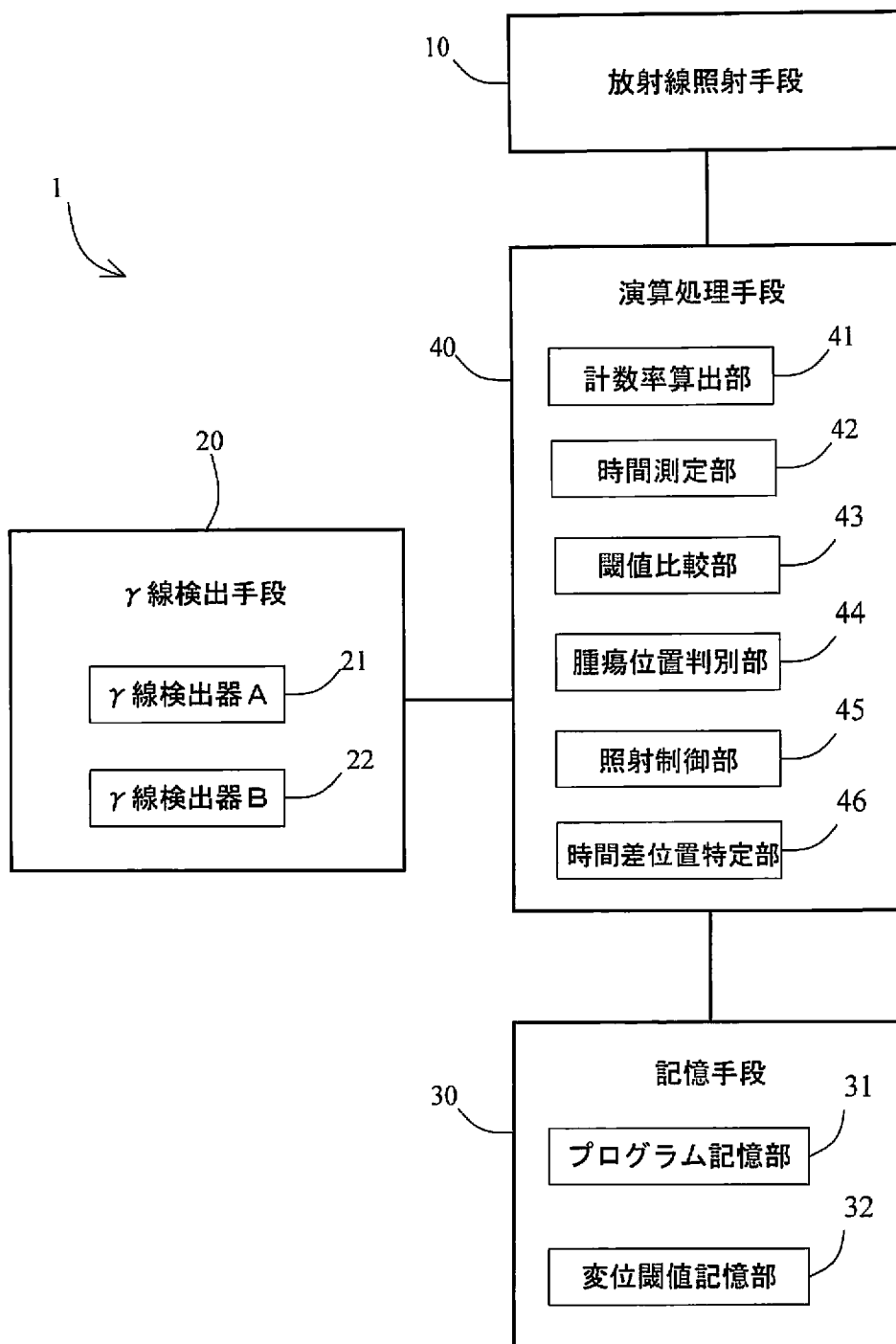
前記 γ 線計数率算出手段から取得した消滅 γ 線の計数率と前記境界閾値記憶手段から取得した計数率の閾値とを比較する閾値比較手段と、

前記閾値比較手段による比較結果に基づいて腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したか否かを判別する腫瘍位置判別手段と、

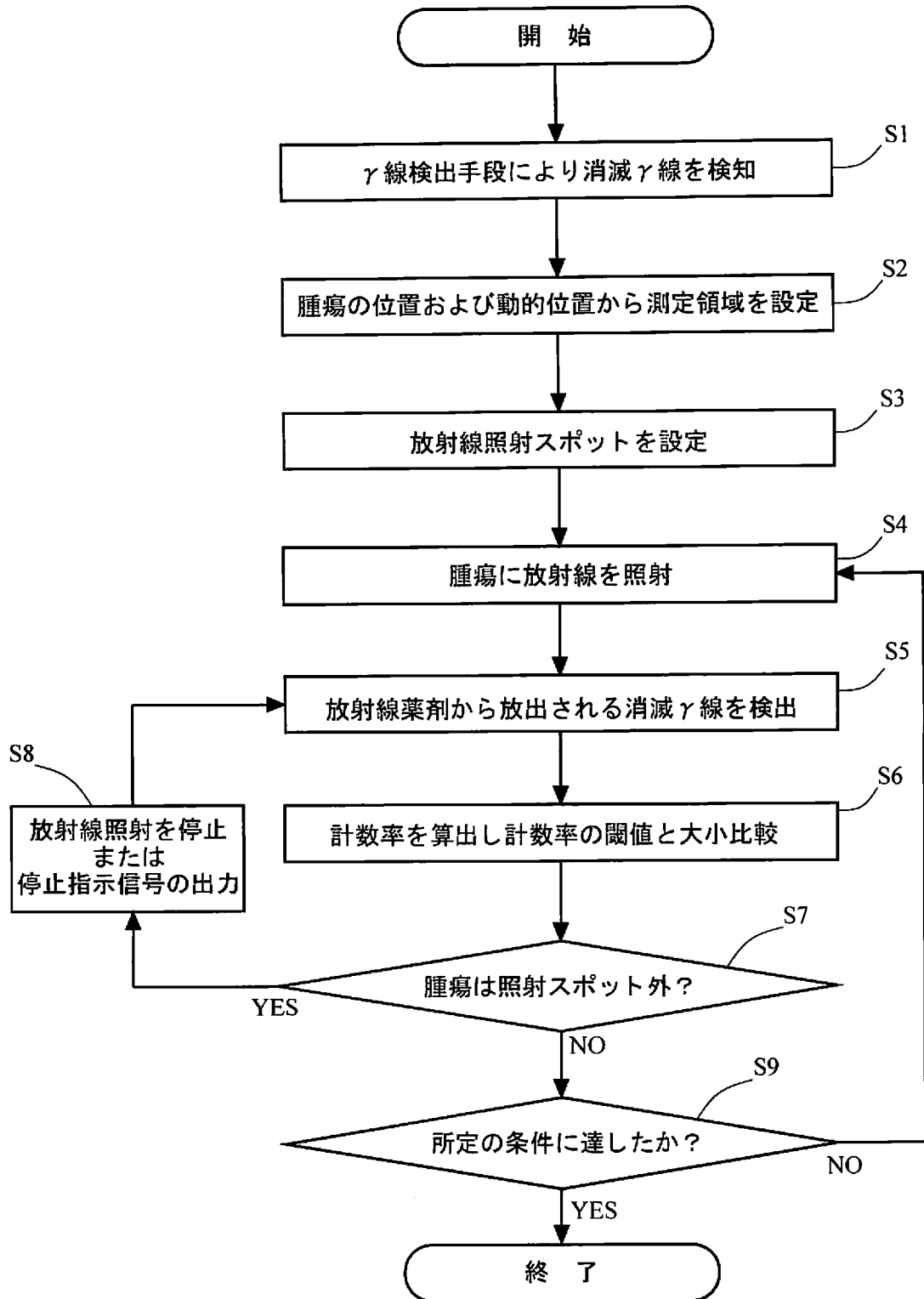
前記腫瘍位置判別手段により腫瘍が放射線照射スポット外へ変位したと判断されたとき、放射線照射手段による放射線照射を停止制御する、または停止指示信号を出力する照射制御手段

としてコンピュータを機能させることを特徴とする動的腫瘍の放射線治療プログラム。

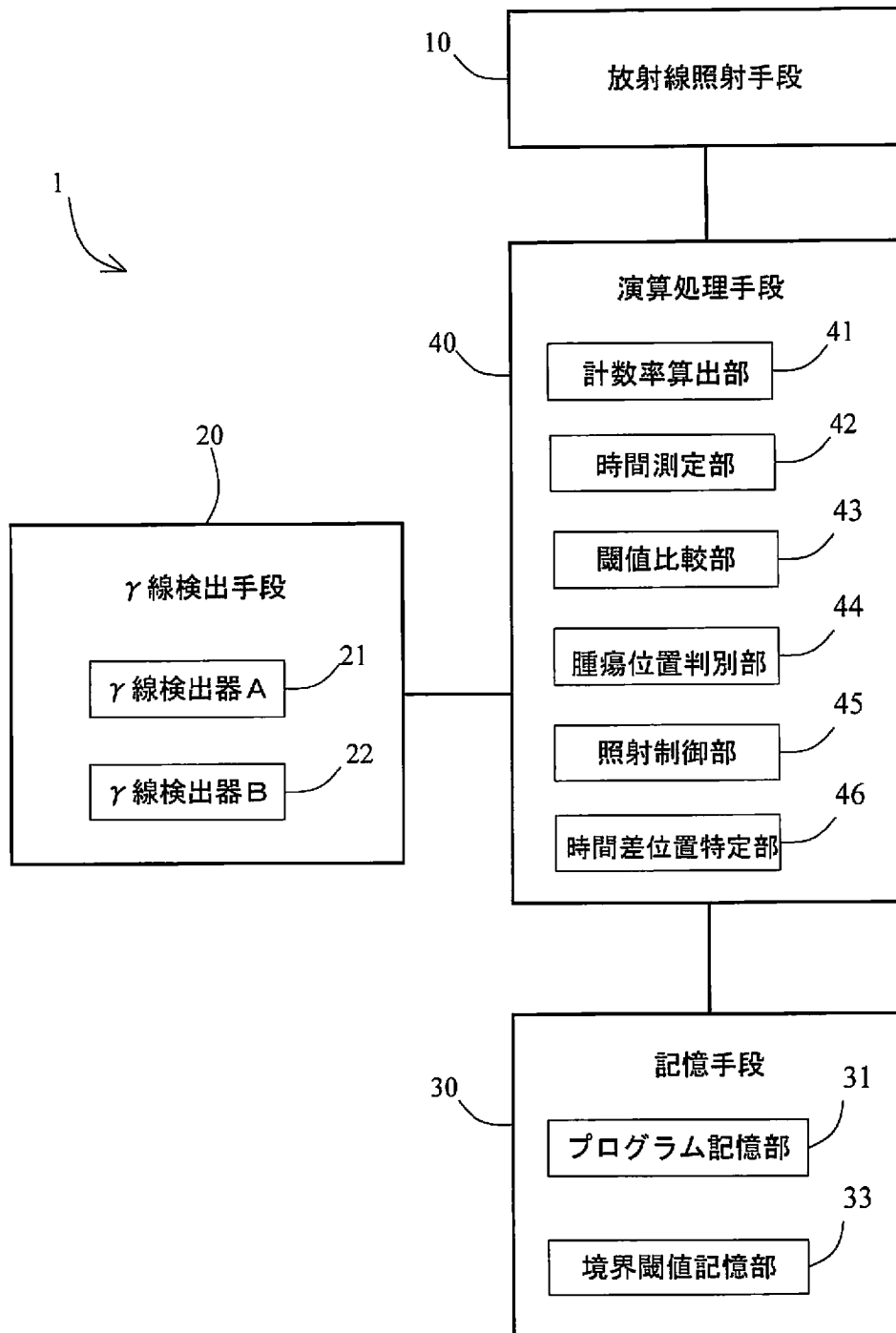
[図1]



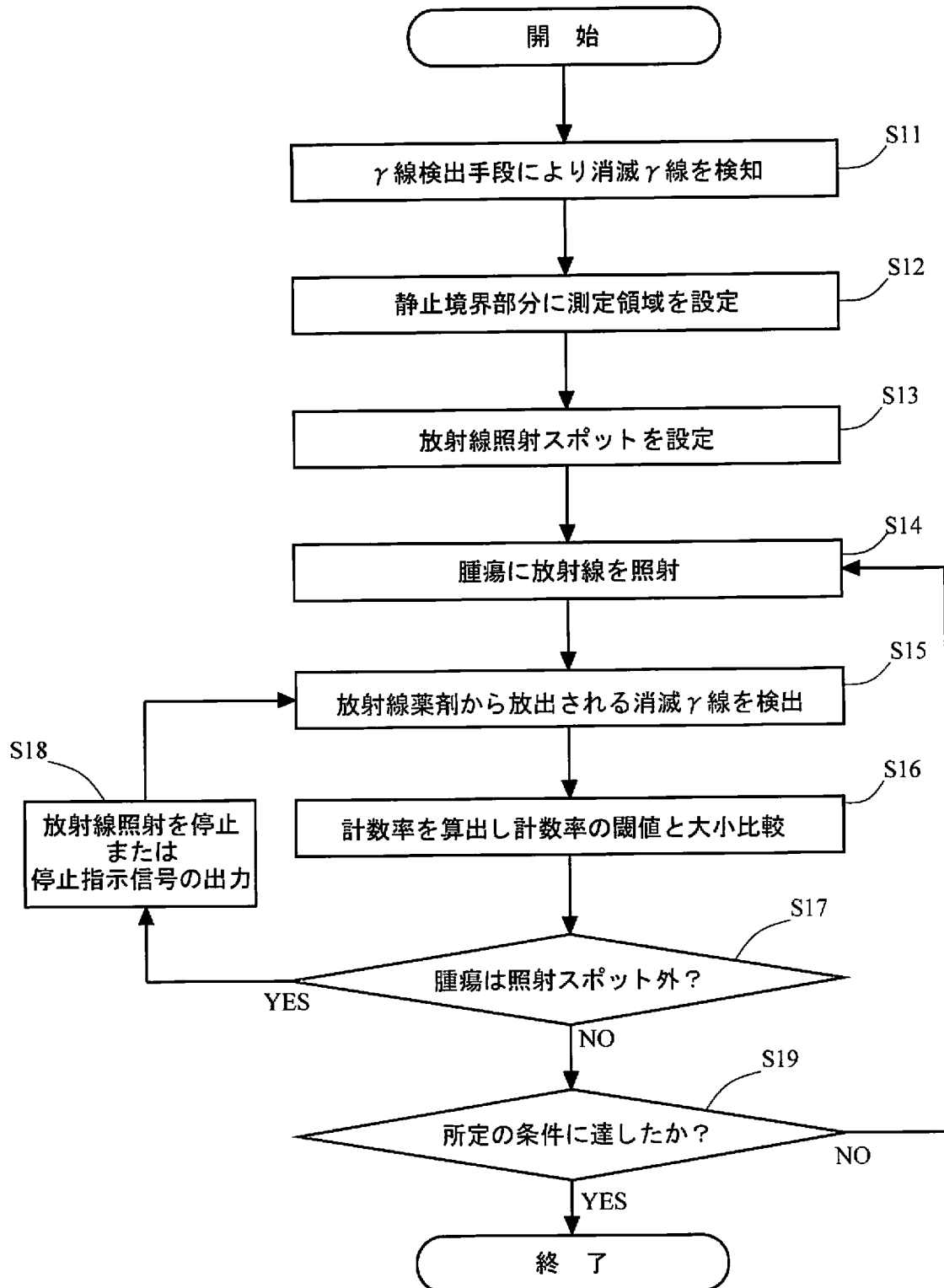
[図2]



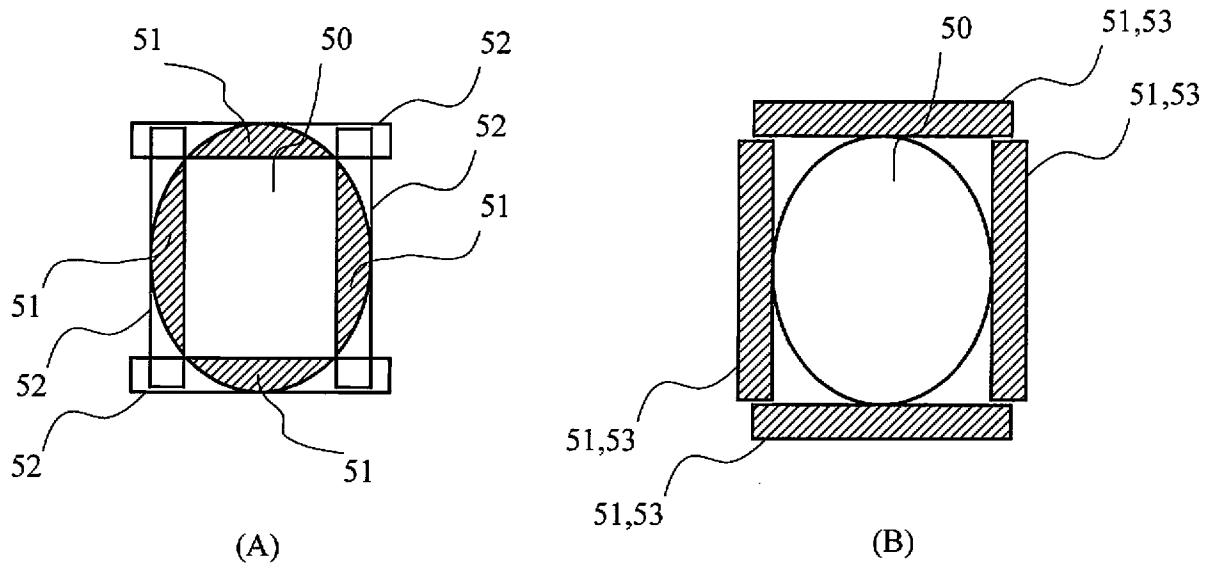
[図3]



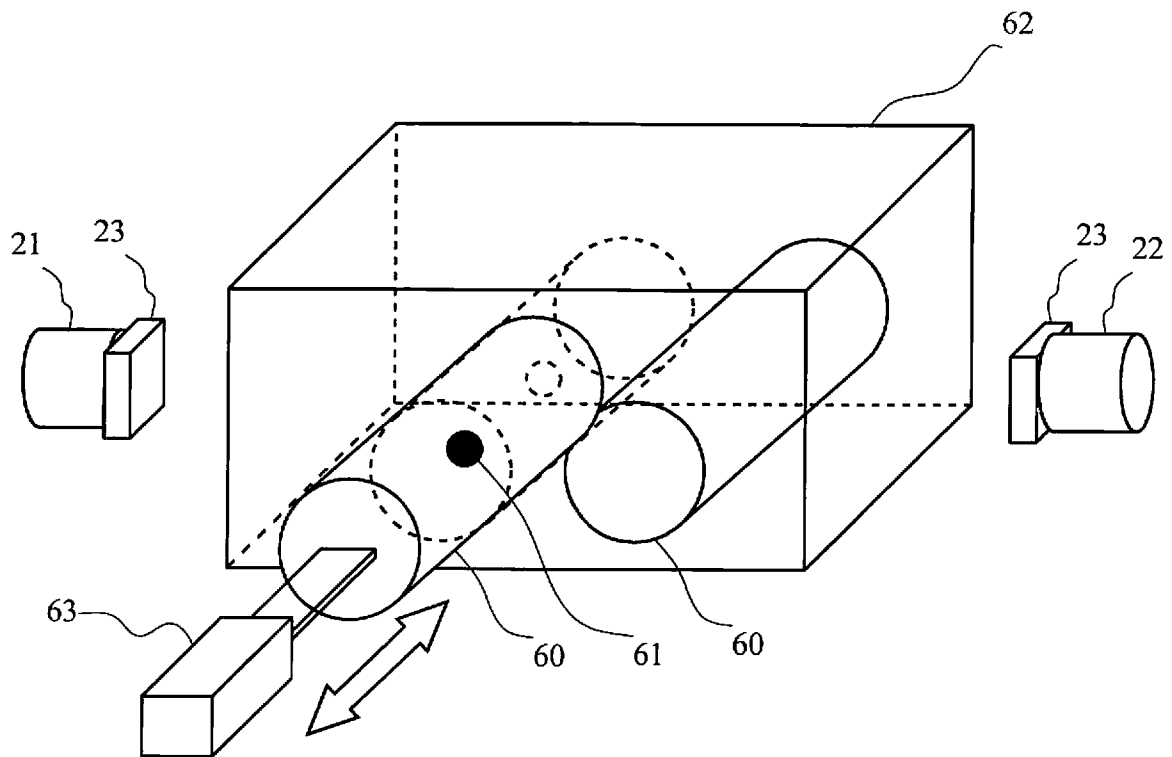
[図4]



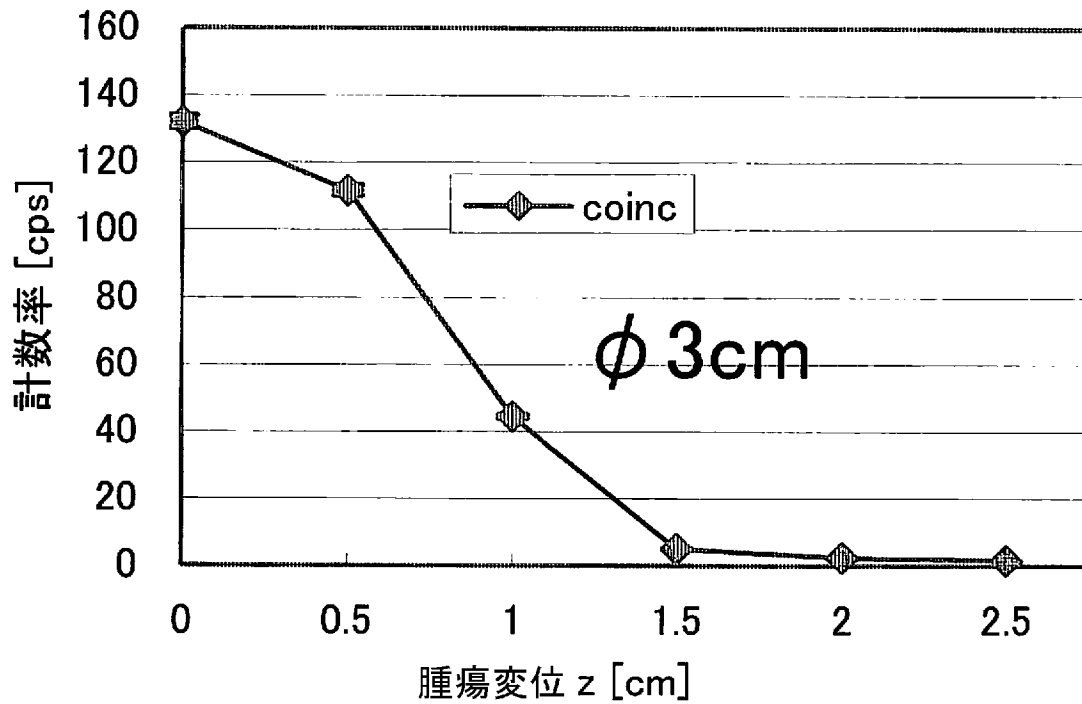
[図5]



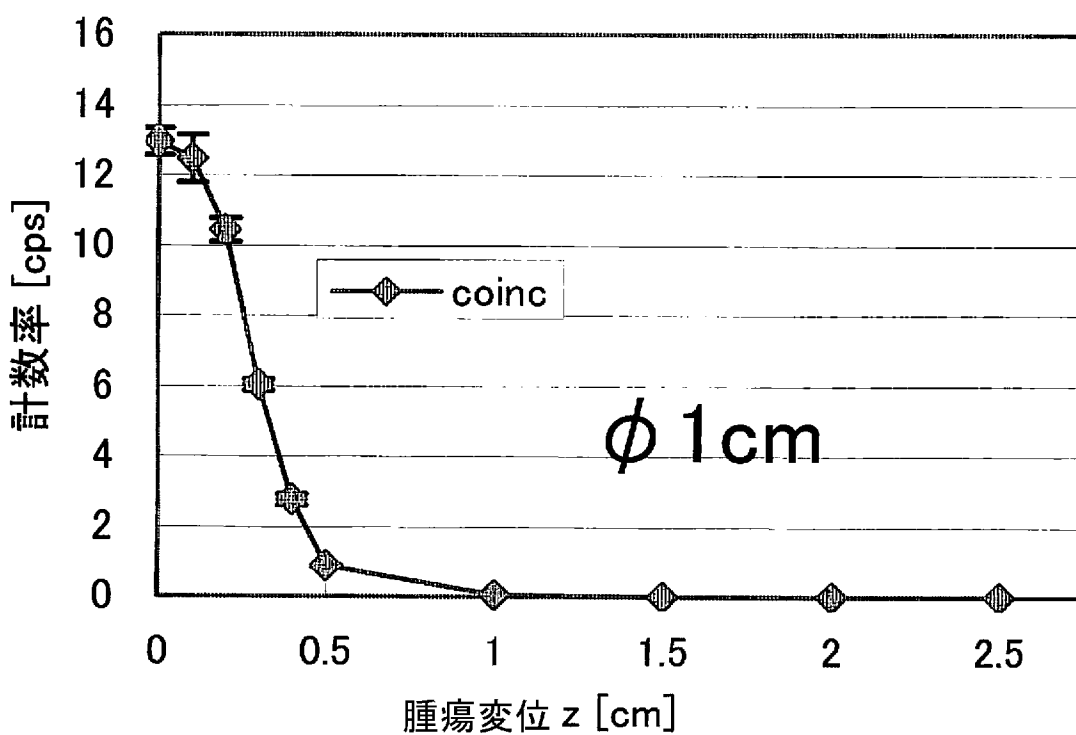
[図6]



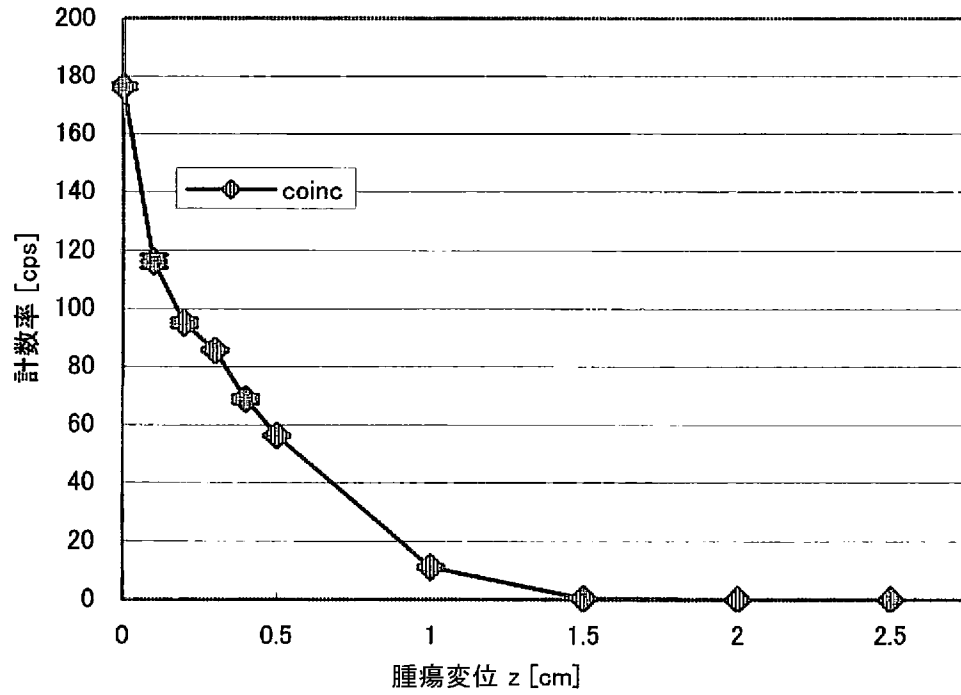
[図7]



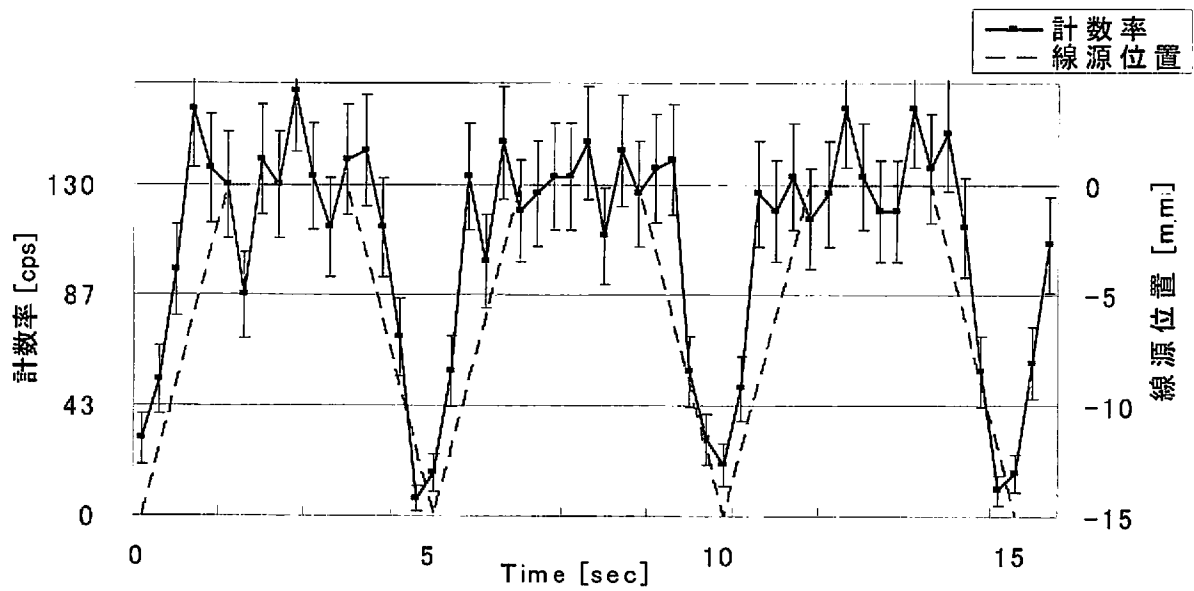
[図8]



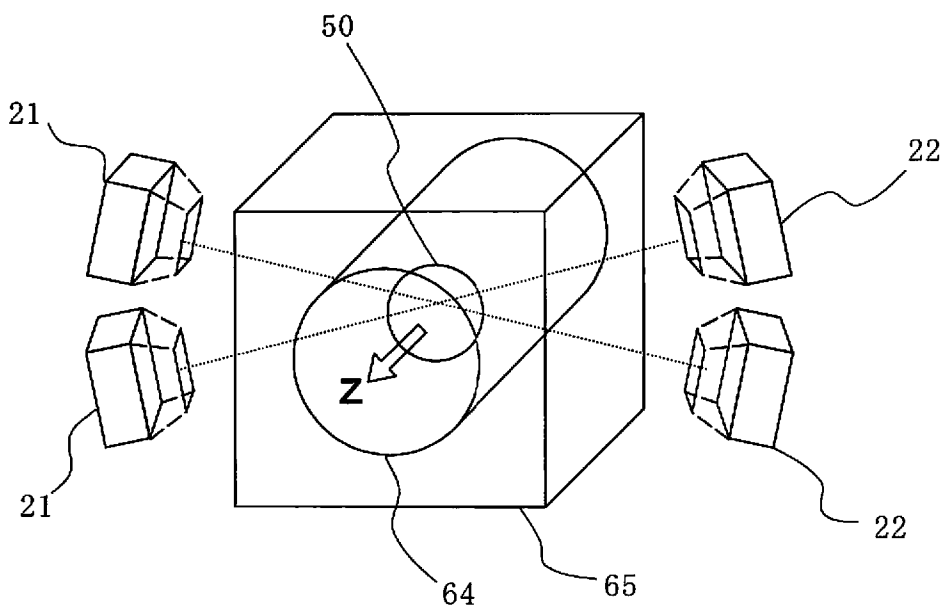
[図9]



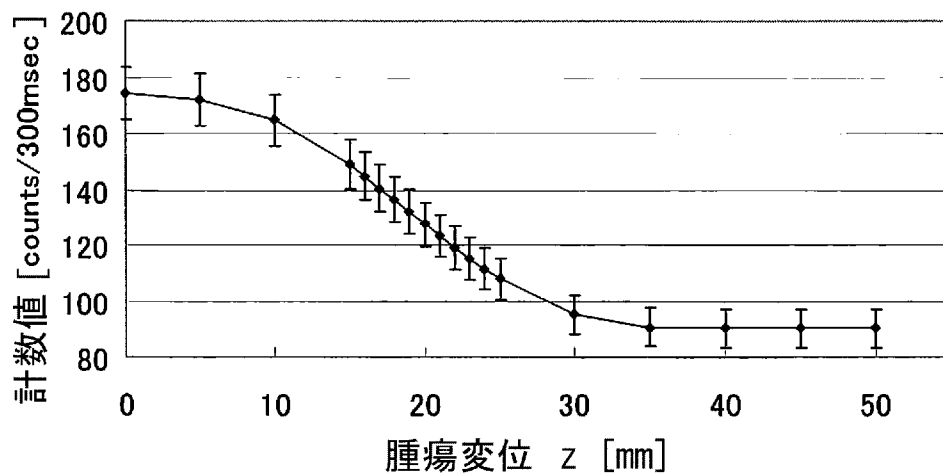
[図10]



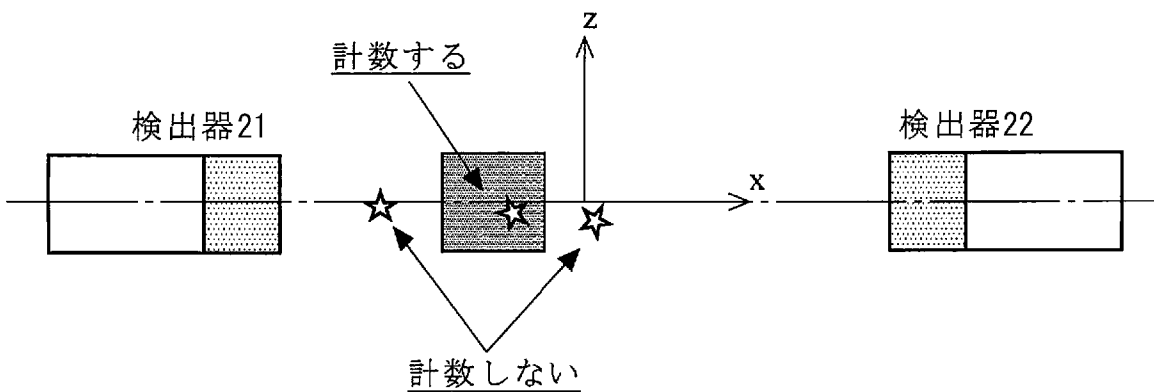
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2008/052944

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, A61B6/00

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)
JMEDPlus (JDream2), JSTPlus (JDream2)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-514969 A (Calypso Medical Technologies, Inc.), 26 May, 2005 (26.05.05), Full text; all drawings & US 2002/0193685 A1 & WO 2002/100485 A1	1-9
A	JP 2004-533273 A (Senorx, Inc.), 04 November, 2004 (04.11.04), Full text; all drawings & US 2001/0002250 A1 & WO 2002/043563 A2	1-9
A	JP 2-099075 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 April, 1990 (11.04.90), Full text; all drawings (Family: none)	1-9

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 18 March, 2008 (18.03.08)	Date of mailing of the international search report 01 April, 2008 (01.04.08)
--	---

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

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2008/052944

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 64-027569 A (Mitsubishi Electric Corp.), 30 January, 1989 (30.01.89), Full text; all drawings (Family: none)	1-9

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, A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2008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)
 JMEDPlus(JDream2), JSTPlus(JDream2)

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
A	JP 2005-514969 A (カリプソー メディカル テクノロジーズ インコーポレイテッド) 2005.05.26, 全文、全図 & US 2002/0193685 A1 & WO 2002/100485 A1	1-9
A	JP 2004-533273 A (セノルックス・インコーポレーテッド) 2004.11.04, 全文、全図 & US 2001/0002250 A1 & WO 2002/043563 A2	1-9
A	JP 2-099075 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.04.11, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9

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。

<p>* 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</p>	<p>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</p>
---	---

国際調査を完了した日 18.03.2008	国際調査報告の発送日 01.04.2008
--------------------------	--------------------------

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) 内藤 真徳	3 I	3 6 1 9
	電話番号 03-3581-1101 内線 3346		

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
A	JP 64-027569 A (三菱電機株式会社) 1989.01.30, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9