

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4115675号  
(P4115675)

(45) 発行日 平成20年7月9日(2008.7.9)

(24) 登録日 平成20年4月25日(2008.4.25)

|                               |         |        |
|-------------------------------|---------|--------|
| (51) Int. Cl.                 | F 1     |        |
| <b>GO 1 T</b> 1/02 (2006.01)  | GO 1 T  | 1/02 A |
| <b>A 6 1 N</b> 5/10 (2006.01) | A 6 1 N | 5/10 Q |
| <b>GO 1 T</b> 1/00 (2006.01)  | GO 1 T  | 1/00 A |
| <b>GO 1 T</b> 1/20 (2006.01)  | GO 1 T  | 1/00 B |
| <b>GO 1 T</b> 7/00 (2006.01)  | GO 1 T  | 1/20 B |

請求項の数 4 (全 12 頁) 最終頁に続く

|           |                               |           |  |
|-----------|-------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2001-72172 (P2001-72172)    | (73) 特許権者 | 000006013<br>三菱電機株式会社<br>東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 |
| (22) 出願日  | 平成13年3月14日(2001.3.14)         | (74) 代理人  | 100101454<br>弁理士 山田 卓二                     |
| (65) 公開番号 | 特開2002-267754 (P2002-267754A) | (74) 代理人  | 100081422<br>弁理士 田中 光雄                     |
| (43) 公開日  | 平成14年9月18日(2002.9.18)         | (74) 代理人  | 100098280<br>弁理士 石野 正弘                     |
| 審査請求日     | 平成18年10月26日(2006.10.26)       | (74) 代理人  | 100100479<br>弁理士 竹内 三喜夫                    |
|           |                               | (74) 代理人  | 100062144<br>弁理士 青山 稜                      |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 強度変調療法用吸収線量測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

プラスチックシンチレータからなり、その走向が放射線ビームの入射方向に垂直となるように配置された検出部と、透明なプラスチックからなり、検出部をプラスチックシンチレータの走向と平行な方向に挟むように形成されたファントムと、プラスチックシンチレータの走向と平行な方向にみて、検出部の一方の端面から放射される光の強度分布を測定する画像計測器と、検出部とファントムと画像計測器とを含む組立体を、プラスチックシンチレータの走向と平行な方向に移動させ、または検出部中心部を通して鉛直方向に伸びる回転軸まわりに回転させる組立体駆動部と、画像計測器によって測定されたデータを処理するデータ処理手段とを備えている、強度変調療法におけるファントム内の吸収線量分布を測定する強度変調療法用吸収線量測定装置であって、

それぞれ所定の照射条件で行われる複数回の放射線ビーム照射の各々において、

組立体駆動部が上記組立体をプラスチックシンチレータの走向と平行な方向に移動させ、または上記回転軸まわりに回転させたときに、データ処理手段がファントム内における3次元吸収線量分布データを採取し、さらに、3次元線量分布合成手段が、各放射線ビーム照射についての3次元吸収線量分布データを足し合わせることにより、ファントム内における3次元積算吸収線量分布を得るようになっており、

3次元積算吸収線量分布の測定時における放射線ビームの入射方向がファントムと検出部の結合体の上面と垂直な方向に固定された状態で、強度変調療法において計画された放射線の入射角に関する情報を回転角情報出力手段が出力し、この入射角に関する情報を上

10

20

記3次元線量分布合成手段に入力し、上記3次元線量分布合成手段は上記入射角に関する情報を考慮して3次元吸収線量分布データを足し合わせるによりファントム内の3次元積算吸収線量分布を得るようになっていることを特徴とする強度変調療法用線量測定装置。

【請求項2】

検出部が、プラスチックシンチレーションファイバをブロック状に束ねることにより形成されたプラスチックシンチレータからなることを特徴とする請求項1に記載の強度変調療法用線量測定装置。

【請求項3】

検出部が、板状のプラスチックシンチレータからなることを特徴とする請求項1に記載の強度変調療法用線量測定装置。

10

【請求項4】

ファントムと検出部の結合体の断面形状が、人間の断面形状に似ていることを特徴とする請求項2または3に記載の強度変調療法用線量測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、X線や、電子線等の粒子線を用いたがん治療用の強度変調療法（以下、「IMRT」という。）において、ファントム中の3次元積算吸収線量分布の測定ないしは評価を行うためのIMRT用吸収線量測定装置に関するものである。

20

【0002】

【従来の技術】

放射線療法の1つであるIMRT(Intensity Modulated Radio Therapy)はよく知られている。そして、IMRTでは、放射線の照射野形状を様々に変え、さらに放射線の入射方向も様々に変えて放射線を患者に照射し、これらの放射線照射による積算吸収線量を、治療対象となっている患部の形状に適合させるようにしているので、放射線を患部に正確に集中させて有効に放射線治療を施すことができる。

【0003】

ところで、このようなIMRTを実施する際には、まず治療計画をたてて、患部に対して所定の吸収線量分布の放射線照射を正確に行うことができる照射条件を設定することになるが、このような治療計画の妥当性は実験的に検証ないしは評価する必要がある。そして、このような検証には、一般に、IMRT用吸収線量測定装置（以下、「IMRT用線量測定装置」という。）が用いられる。

30

【0004】

以下、従来のIMRT用線量測定装置における吸収線量分布の測定手法を説明する。図6は、従来の代表的なIMRT用線量測定装置における吸収線量分布の測定手法を示している。図6に示すように、従来のIMRT用線量測定装置は、プラスチック製ファントム102中の複数の位置に、それぞれ、X線フィルム103が挟まれた構造を有している。

【0005】

上記構造を有する従来のIMRT用線量測定装置では、X線や、電子線等の粒子線などの放射線101a、101bがファントム102に照射され、その結果ファントム102に挟まれている各X線フィルム103が放射線との相互作用により感光する。そして、感光したX線フィルム103の黒化度の分布を測定することにより、そのX線フィルム103の位置における2次元吸収線量分布が得られる。そして、すべてのX線フィルム103についての2次元吸収線量分布に基づいて、ファントム102内の3次元吸収線量分布を得るようにしている。

40

【0006】

また、特開平9-230053号公報、特開平10-153662号公報あるいは特開平10-153663号公報には、X線フィルムを用いずにファントム中の吸収線量分布を

50

短時間で測定することができる深部線量測定装置が開示されている。

図7は、例えば特開平10-153663号公報に開示された、がん治療用放射線発生装置の品質保証管理を目的とする深部線量測定装置の概略構成を示している。図7に示すように、この深部線量測定装置では、検出部111は、人体組織とほぼ等価なプラスチック製シンチレーションファイバブロック113と透明プラスチックブロック114とからなる。そして、シンチレーションファイバブロック端面の光強度分布を測定する画像計測器112が設けられている。

#### 【0007】

この深部線量測定装置では、上方から検出部111に対してその上面に垂直に放射線が照射される。ここで、検出部111は、人体組織とほぼ等価であるので、放射線エネルギーの吸収特性が人体のそれとほぼ同等であり、吸収線量分布を正確に測定することができる。なお、この場合、検出部111および画像計測器112を一体的に回転移動あるいは直線移動させれば、放射線発生装置からの定常ビーム放射線を用いて、検出部111内の3次元吸収線量分布を測定することができる。

10

#### 【0008】

##### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、例えば図6に示された、X線フィルムを用いた従来のIMRT用線量測定装置では、X線フィルムの放射線エネルギーの吸収特性が人体のそれと大きく異なるので、吸収線量分布を正確に測定することができないといった問題がある。また、X線フィルムは、製造ロットの違いや現像条件の違いにより、同じ線量を吸収した場合でも、その出力にばらつきが生じることが多いので、測定精度を確保することが困難であるといった問題がある。さらに、X線フィルムを現像し、あるいは黒化度を測定する作業には、多くの手間と時間がかかるといった問題がある。

20

#### 【0009】

他方、例えば図7に示された従来の深部線量測定装置では、一般的には、吸収線量分布を正確かつ迅速に測定することができるものの、これをIMRTに利用するのは困難であるといった問題がある。すなわち、IMRTでは、放射線の照射野形状および入射方向を様々に変えて積算吸収線量を測定ないしは評価するようにしているので、定常ビームの放射線を想定している上記従来の深部線量測定装置では、IMRTにおける積算吸収線量分布を測定したり評価したりするのは困難である。

30

#### 【0010】

本発明は、上記従来の問題を解決するためになされたものであって、IMRTにおけるファントム内での3次元吸収線量分布の測定ないしは評価を、短時間で正確に行うことができるIMRT用線量測定装置を提供することを目的ないしは解決すべき課題とする。

#### 【0011】

##### 【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するためになされた本発明の第1の態様にかかるIMRT用線量測定装置（強度変調療法用吸収線量測定装置）は、プラスチックシンチレータからなり、その走向が放射線ビームの入射方向に垂直となるように配置された検出部と、透明なプラスチックからなり、検出部をプラスチックシンチレータの走向と平行な方向に挟むように形成されたファントムと、プラスチックシンチレータの走向と平行な方向にみて、検出部の一方の端面から放射される光の強度分布を測定する画像計測器と、検出部とファントムと画像計測器とを含む組立体を、プラスチックシンチレータの走向と平行な方向に移動させ、または検出部中心部を通して鉛直方向に伸びる回転軸まわりに回転させる組立体駆動部と、画像計測器によって測定されたデータを処理するデータ処理手段とを備えている、強度変調療法におけるファントム内の吸収線量分布を測定する強度変調療法用吸収線量測定装置であって、

40

それぞれ所定の照射条件で行われる複数回の放射線ビーム照射の各々において、

組立体駆動部が上記組立体をプラスチックシンチレータの走向と平行な方向に移動させ、または上記回転軸まわりに回転させたときに、データ処理手段がファントム内にお

50

る3次元吸収線量分布データを採取し、3次元線量分布合成手段が各放射線ビーム照射についての3次元吸収線量分布データを足し合わせることにより、ファントム内における3次元積算吸収線量分布を得るようになっており、

3次元積算吸収線量分布の測定時における放射線ビームの入射方向がファントムと検出部の結合体の上面と垂直な方向に固定された状態で、強度変調療法において計画された放射線の入射角に関する情報を回転角情報出力手段が出力し、この入射角に関する情報を上記3次元線量分布合成手段に入力し、上記3次元線量分布合成手段は上記入射角に関する情報を考慮して3次元吸収線量分布データを足し合わせることによりファントム内の3次元積算吸収線量分布を得るようになっていることを特徴とする。

【0012】

本発明の第2の態様にかかるIMRT用線量測定装置は、本発明の第1の態様にかかるIMRT用線量測定装置において、検出部が、プラスチックシンチレーションファイバをブロック状に束ねることにより形成されたプラスチックシンチレータからなることを特徴とするものである。

【0013】

本発明の第3の態様にかかるIMRT用線量測定装置は、本発明の第1の態様にかかるIMRT用線量測定装置において、検出部が、板状のプラスチックシンチレータからなることを特徴とするものである。

【0014】

本発明の第4の態様にかかるIMRT用線量測定装置は、本発明の第2または第3の態様にかかるIMRT用線量測定装置において、ファントムと検出部の結合体の断面形状が、人間の断面形状に似ていることを特徴とするものである。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を具体的に説明する。

実施の形態1.

以下、本発明の実施の形態1を説明する。図1は本発明の実施の形態1にかかるIMRT用線量測定装置の要部の概略構成を示している。図1に示すように、このIMRT用線量測定装置においては、X線や、電子線等の粒子線などの放射線201a、201bが、ファントム202aおよびシンチレーションファイバブロック204a(検出部)からなる四角柱形ないしは直方体状の結合体ないしは組立体(以下、「ファントム結合体」という。)に照射される。そして、シンチレーションファイバブロック204aの一方の端面から出る光の強度分布がCCDカメラなどの画像計測器205によって測定される。

【0017】

両矢印206は、吸収線量分布データの採取時に、ファントム202a、シンチレーションファイバブロック204aおよび画像計測器205を含む組立体(以下、「装置可動部」という。)が移動する方向を示している。なお、以下では便宜上、ファントム202a、シンチレーションファイバブロック204aおよび画像計測器205の配列方向にみて、画像計測器205側を「前」といい、これと反対側を「後」という。

【0018】

ファントム202aは、それぞれ透明なプラスチックで形成された前側および後側の2つの部分で構成されている。シンチレーションファイバブロック204aは、多数のシンチレーションファイバが束ねられてなるブロック状のものであって、ファントム202aの前側の部分と後側の部分とに挟まれている。ここで、シンチレーションファイバブロック204aの放射線吸収特性は、ファントム202aのそれとほぼ等しくなっている。なお、ファントム202aおよびシンチレーションファイバブロック204aの放射線吸収特性は、人体組織のそれと等価である。

【0019】

ファントム202aないしはファントム結合体の前後方向の寸法(長さ)、すなわち両矢印206で示す移動方向の寸法(長さ)は、吸収線量分布データを採取する際に装置可動

10

20

30

40

50

部がどの位置にあっても、放射線 201 a、201 b がファントム結合体に照射されるよう、好ましく設定されている。また、放射線 201 a、201 b は、ファントム結合体に対して、シンチレーションファイバブロック 204 a の走向（すなわち、シンチレーションファイバの軸線方向、ないしはブロックの前後方向）に垂直な方向に入射される。すなわち、シンチレーションファイバブロック 204 a は、その走向が放射線 201 a、201 b のビームに垂直となるように配置されている。

#### 【0020】

次に、図 1 に示す IMRT 用線量測定装置の動作ないしは機能を説明する。まず、ファントム結合体に対して、その上方から放射線 201 a が入射される。これにより、ファントム 202 a の前側部分と後側部分とに挟まれたシンチレーションファイバブロック 204 a を構成する各シンチレーションファイバは、その吸収線量に比例した強度の光を発する。そして、シンチレーションファイバブロック 204 a の前側の端面における光の強度分布が、画像計測器 205 によって測定される。かくして、シンチレーションファイバブロック 204 a が存在する位置における 2 次元吸収線量分布が即座に測定される。

10

#### 【0021】

さらに、装置可動部を、両矢印 206 で示す方向、すなわちシンチレーションファイバブロック 204 a を構成するシンチレーションファイバの長手方向（すなわち、軸線方向）のいずれか一方に所定距離だけ移動させた上で、上記と同様の手法でシンチレーションファイバブロック 204 a が存在する位置における 2 次元吸収線量分布を測定するといった操作を繰り返す。これにより、所定の間隔を隔てた複数の 2 次元吸収線量分布データが逐次得られ、これらの 2 次元吸収線量分布データに基づいてファントム 202 a 内における 3 次元線量分布データを得ることができる。なお、装置可動部を、このように直線的に移動させるのではなく、シンチレーションファイバブロック中心部を通して上下方向に伸びる回転軸まわりに回転させても、3 次元線量分布データを得ることができる。

20

#### 【0022】

ところで、一般に IMRT では、放射線の照射野形状を様々に変え、さらに放射線の入射方向を様々に変えて、すなわち放射線の照射条件を様々に変えて、繰り返し患者に放射線が照射される。このため、この IMRT 用線量測定装置では、このような様々な照射条件（照射野形状および入射方向）において、それぞれ、ファントム 202 a 内の 3 次元吸収線量分布を測定し、全ての照射条件についての測定が終了した後、各位置での線量を足し合わせる（合成する）ことにより、IMRT におけるファントム内の 3 次元積算吸収線量分布を迅速かつ正確に測定するようにしている。そして、こようにして得られた 3 次元積算吸収線量分布データを、治療計画（治療計画装置）において同一条件で模擬された計算値と照合することにより、該治療計画の妥当性を検証ないしは評価する。

30

#### 【0023】

実施の形態 2 .

以下、図 2 を参照しつつ、本発明の実施の形態 2 を説明する。ただし、実施の形態 2 にかかる IMRT 用線量測定装置は、図 1 に示された実施の形態 1 にかかる IMRT 用線量測定装置と多くの共通点をもつ。したがって、以下では、説明の重複を避けるため、実施の形態 1 と共通する部分については説明を省略し、主として実施の形態 1 と異なる部分を説明する。

40

#### 【0024】

図 2 は、本発明の実施の形態 2 にかかる IMRT 用線量測定装置の要部の概略構成を示している。なお、図 2 において、実施の形態 1 と共通する部材については、実施の形態 1 の場合と同一の参照番号を付してその個々の説明は省略する。前記のとおり、実施の形態 1 にかかる IMRT 用線量測定装置では、ファントム 202 a およびファイバブロック 204 a からなるファントム結合体は、四角柱形ないしは直方体状に形成されている。これに対して、実施の形態 2 にかかる IMRT 用線量測定装置では、ファントム 202 b およびファイバブロック 204 a からなるファントム結合体は、人体と類似の形状を有している。これが、実施の形態 1 と実施の形態 2 との唯一の実質的な相違点である。

50

## 【 0 0 2 5 】

このように、実施の形態 2 にかかる I M R T 用線量測定装置では、ファントム結合体が人体の形状と類似しているため、放射線を患者に照射する前に、I M R T におけるファントム内の吸収線量分布を、迅速かつ正確に測定・評価することができる。また、このように測定された吸収線量分布を、治療計画装置による吸収線量分布の計算値と照合することにより、治療計画の妥当性を検証ないしは評価することができる。

## 【 0 0 2 6 】

実施の形態 3 .

以下、図 3 を参照しつつ、本発明の実施の形態 3 を説明する。ただし、実施の形態 3 にかかる I M R T 用線量測定装置は、図 1 に示された実施の形態 1 にかかる I M R T 用線量測定装置と多くの共通点をもつ。したがって、以下では、説明の重複を避けるため、実施の形態 1 と共通する部分については説明を省略し、主として実施の形態 1 と異なる部分を説明する。

10

## 【 0 0 2 7 】

図 3 は、本発明の実施の形態 3 にかかる I M R T 用線量測定装置の概略構成を示している。なお、図 3 において、実施の形態 1 と共通する部材については、実施の形態 1 の場合と同一の参照番号を付してその個々の説明は省略する。前記のとおり、実施の形態 1 にかかる I M R T 用線量測定装置では、ファントム 2 0 2 a の前側部分と後側部分とに挟まれた、吸収線量を検出するための部材（検出部）は、多数のシンチレーションファイバが束ねられてなるシンチレーションファイバブロック 2 0 4 a である。

20

## 【 0 0 2 8 】

これに対して、実施の形態 3 にかかる I M R T 用線量測定装置では、ファントム 2 0 2 a の前側部分と後側部分とに挟まれた、吸収線量を検出するための部材（検出部）は、薄い板状のプラスチックシンチレータ 2 0 4 b である。これが、実施の形態 1 と実施の形態 3 との唯一の実質的な相違点である。なお、この場合、プラスチックシンチレータ 2 0 4 b の走向は、その厚み方向（前後方向）である。

## 【 0 0 2 9 】

この実施の形態 3 にかかる I M R T 用線量測定装置では、プラスチックシンチレータ 2 0 4 b の厚みが薄いので、放射線の入射により発生した光の拡散が低減され、優れた位置分解能が得られる。また、板状のプラスチックシンチレータ 2 0 4 b の製作が容易であるので、該プラスチックシンチレータ 2 0 4 b については I M R T 用線量測定装置の製作コストが低減される。

30

なお、ファントム 2 0 2 a およびプラスチックシンチレータ 2 0 4 b からなるファントム結合体を、前記の実施の形態 2 の場合と同様に、人体と類似の形状をもつように形成してもよい。

## 【 0 0 3 0 】

実施の形態 4 .

以下、図 4 および図 5 を参照しつつ、本発明の実施の形態 4 を説明する。

図 4 は、本発明の実施の形態 4 にかかる I M R T 用線量測定装置の概略構成を示している。図 4 に示すように、この I M R T 用線量測定装置においては、放射線発生装置 2 0 8 から放射された X 線や、電子線等の粒子線などの放射線 2 0 1 a が、ファントム 2 0 2 a およびシンチレーションファイバブロック 2 0 4 a からなる四角柱形ないしは直方体状のファントム結合体に照射される。そして、シンチレーションファイバブロック 2 0 4 a の前端面から出る光の強度分布が、CCD カメラなどの画像計測器 2 0 5 によって測定される。なお、ファントム 2 0 2 a、シンチレーションファイバブロック 2 0 4 a および画像計測器 2 0 5 の構成ないしは機能は、実施の形態 1 の場合と同様である。

40

## 【 0 0 3 1 】

ここで、ファントム 2 0 2 a、シンチレーションファイバブロック 2 0 4 a および画像計測器 2 0 5 を含む装置可動部は、吸収線量分布データの採取時に、ファントム結合体の中心を通過して鉛直方向に伸びる鉛直中心軸 L 1 まわりに、両矢印 2 0 7 方向に回転する。

50

## 【 0 0 3 2 】

また、IMRT用線量測定装置には、放射線発生装置208のファントム結合体の中心を通る水平中心軸L2まわりの相対的な回転角（IMRTの放射線の入射角度に対応する）に関する情報を出力する回転角情報出力手段209が設けられている。さらに、IMRT用線量測定装置には、その線量分布の測定を制御するとともに画像計測器205によって測定された画像データを処理する測定制御・データ処理手段210と、該測定制御・データ処理手段210によって処理された画像データに基づいて3次元吸収線量分布を合成する3次元線量分布合成手段211とが設けられている。

## 【 0 0 3 3 】

次に、実施の形態4にかかるIMRT用線量測定装置の動作ないしは機能を説明する。まず、放射線発生装置208から放射された放射線201aが、ファントム202aおよびシンチレーションファイバブロック204aからなるファントム結合体に上方から入射される。これにより、ファントム202aの前側部分と後側部分とに挟まれたシンチレーションファイバブロック204aの各シンチレーションファイバは、その吸収線量に比例した強度の光を発する。そして、シンチレーションファイバブロック204aの前端面における光の強度分布が、画像計測器205によって測定される。かくして、シンチレーションファイバブロック204aが存在する位置における2次元吸収線量分布が即座に測定される。

10

## 【 0 0 3 4 】

さらに、装置可動部を、ファントム結合体の鉛直中心軸L1を回転中心として両矢印207で示す回転方向のいずれか一方に、所定の角度だけ回転させた上で、上記と同様の手法でシンチレーションファイバブロック204aが存在する位置における2次元吸収線量分布を測定するといった操作を繰り返す。これにより、上記所定の角度を挟む複数の2次元吸収線量分布データが逐次得られ、これらの2次元吸収線量分布データに基づいてファントム202a内における3次元吸収線量分布データを得ることができる。

20

## 【 0 0 3 5 】

ところで、実際のIMRTでは、患者の姿勢を固定した上で、放射線の照射野形状を様々に変えながら、様々な入射方向から患者に放射線が照射される。しかしながら、この実施の形態4にかかるIMRT用線量測定装置では、吸収線量分布を測定する際における放射線201aの入射方向は、ファントム結合体の上面に対して垂直な方向のみに固定される。

30

## 【 0 0 3 6 】

IMRTによる実際の治療時には、治療計画装置によって作成された治療計画に従って放射線発生装置を回転させ、様々な入射角度で患者（あるいはファントム）に放射線を入射させる。このIMRT用線量測定装置では、回転角情報出力手段209からこの入射角度についての情報を出力させ、この情報が3次元線量分布合成手段211に入力される。このようにすれば、放射線発生装置とこのIMRT用線量測定装置とが、水平中心軸L2のまわりにあたかも回転しているかのように模擬することができる。そして、3次元線量分布合成手段211では、様々な入射角度における3次元吸収線量分布を作成する。

## 【 0 0 3 7 】

また、画像計測器205によって測定された吸収線量分布のデータは、測定制御・データ処理手段210によって処理される。そして、測定制御・データ処理手段210の出力データと回転角情報出力手段209の出力データとが、3次元線量分布合成手段211に入力される。かくして、3次元線量分布合成手段211では、これらのデータを処理することにより、放射線発生装置208が回転して様々な方向から放射線が入射したときと同様の3次元吸収線量分布が構築される。このようにして得られた吸収線量分布データを、IMRTにおける治療計画において同一条件で模擬された計算値と照合することにより、該治療計画の妥当性を検証ないしは評価することができる。

40

## 【 0 0 3 8 】

ところで、実際のIMRTにおける放射線の照射時間は、一般に、1つの照射条件（照射

50

野形状および入射方向)において数秒以下である。しかしながら、このIMRT用線量測定装置で3次元線量分布を測定する際には、1つの3次元吸収線量分布を測定する際に、装置可動部を1回転させるのに、数十秒から数分を要することがある。よって、このIMRT用線量測定装置で3次元吸収線量分布を測定する際には、便宜的に、どの照射条件についても同じ割合で照射時間を長くして測定を行うことにより、3次元吸収線量分布を正確に測定評価することができる。なお、これは、装置可動部を直線的に移動させる前記の実施の形態1～3についてもあてはまる。

#### 【0039】

このようにしてIMRT用線量測定装置によって測定されたデータを、例えば、図5に示すような治療計画を模擬した計算値と照合することにより、該治療計画の妥当性を確認ないしは評価することができる。図5において、201a、201bおよび201cはそれぞれ放射線を示している。202c、202dおよび202eはそれぞれファントムを示している。212はファントム202c、202d、202eないしは放射線発生装置の回転中心を示している、また、213a、213b、213cおよび213dは、それぞれ等線量線の計算値を模擬したものである。

#### 【0040】

治療計画では、様々な入射方向の放射線201a、201b、201cが模擬されるが、その際ファントム202c、202d、202eも放射線201a、201b、201cの入射方向に運動して同様に回転させられる。なお、このとき、放射線201a、201b、201cの入射方向は、常にファントム202c、202d、202eの上面に垂直である。このような位置で模擬された治療計画シミュレーションにより計算された吸収線量分布を各入射方向について足し合わせる(合成することにより、3次元吸収線量分布計算値213d(3次元位置における吸収線量分布計算値)が得られる。この3次元吸収線量分布計算値213dと、図4に示すIMRT用線量測定装置を用いて測定された3次元吸収線量分布値とを比較することにより、治療計画の妥当性を検証ないしは評価することができる。

#### 【0041】

##### 【発明の効果】

本発明の第1の態様にかかるIMRT用線量測定装置によれば、例えばコンピュータ等からなるデータ処理部によって、複数回の放射線ビーム照射の各回において、ファントム内の3次元吸収線量分布データが採取され、さらに複数回の放射線ビーム照射についての3次元吸収線量分布を足し合わせるによりIMRTにおける3次元積算吸収線量分布が得られる。このようなコンピュータ等を用いたデータ処理により3次元積算吸収線量分布を得るようにしているので、3次元積算吸収線量分布を短時間で高精度に測定することができる。

#### 【0042】

本発明の第2の態様にかかるIMRT用線量測定装置によれば、まず、本発明の第1の態様にかかるIMRT用線量測定装置の場合と同様の効果が得られる。さらに、プラスチックシンチレーションファイバがブロック状に束ねられてなるプラスチックシンチレータが用いられているので、検出部内で放射線によって生成される光が、シンチレーションファイバによって確実に導かれて検出部端面に到達する。このため、検出部内の光の強度分布が検出部端面に正確に現れ、3次元積算吸収線量分布の測定精度が高められる。

#### 【0043】

本発明の第3の態様にかかるIMRT用線量測定装置によれば、まず、本発明の第1の態様にかかるIMRT用線量測定装置の場合と同様の効果が得られる。さらに、検出部が薄い板状のプラスチックシンチレータで形成されているので、検出部内で放射線によって生成される光の散乱が低減され、3次元積算吸収線量分布の測定精度が高められる。また、検出部ひいてはIMRT用線量測定装置の製作コストが低減される。

#### 【0044】

本発明の第4の態様にかかるIMRT用線量測定装置によれば、まず、本発明の第2また

10

20

30

40

50

は第3の態様にかかるIMRT用線量測定装置の場合と同様の効果が得られる。さらに、ファントムと検出部の結合体の断面形状が、人間の断面形状に似ているので、治療計画に従って患者に放射線を照射する前に、IMRTにおける人体内での吸収線量分布を、より正確に評価することができる。

【0045】

本発明の第5の態様にかかるIMRT用線量測定装置によれば、まず、本発明の第1～第4の態様のいずれか1つにかかるIMRT用線量測定装置の場合と同様の効果が得られる。さらに、ファントムおよび検出部への放射線ビームの入射方向を変化させることなく、様々な入射方向の放射線ビームを照射した場合の3次元吸収線量分布データを測定することができるので、放射線発生装置ひいてはIMRT用線量測定装置の構造を簡素化しつつ、IMRTにおける3次元積算吸収線量分布を短時間で高精度に測定することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施の形態1にかかるIMRT用線量測定装置の要部の概略構成を示す斜視図である。

【図2】 本発明の実施の形態2にかかるIMRT用線量測定装置の要部の概略構成を示す斜視図である。

【図3】 本発明の実施の形態3にかかるIMRT用線量測定装置の要部の概略構成を示す斜視図である。

【図4】 本発明の実施の形態4にかかるIMRT用線量測定装置の概略構成を示す斜視図である。

20

【図5】 本発明の実施の形態4における、治療計画装置による3次元吸収線量分布の計算方法を示す図である。

【図6】 従来のIMRT用線量測定装置の要部の概略構成を示す斜視図である。

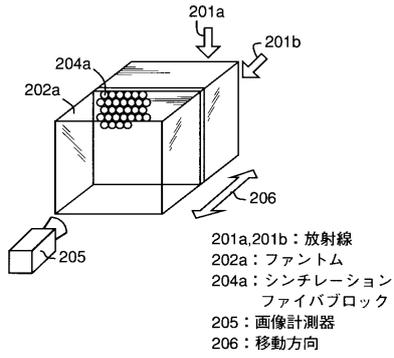
【図7】 従来の深部線量測定装置の要部の概略構成を示す斜視図である。

【符号の説明】

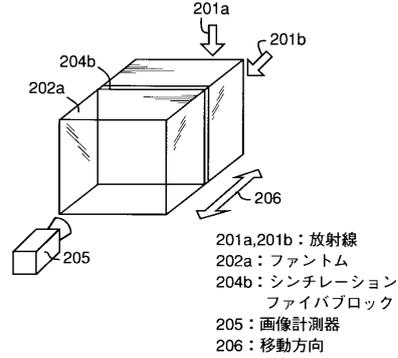
101a 放射線、 101b 放射線、 102 ファントム、 103 X線フィルム、 111 検出部、 112 画像計測器、 113 シンチレーションファイバブロック、 114 透明プラスチックブロック、 201a 放射線、 201b 放射線、 201c 放射線、 202a ファントム、 202b ファントム、 202c ファントム、 202d ファントム、 202e ファントム、 204a シンチレーションファイバブロック、 204b プラスチックシンチレータ、 205 画像計測器、 206 移動方向、 207 回転方向、 208 放射線発生装置、 209 回転角情報出力手段、 210 測定制御・データ処理手段、 211 3次元線量分布合成手段、 212 回転中心、 213a 等線量線計算値、 213b 等線量線計算値、 213c 等線量線計算値、 213d 等線量線計算値、 214a 3次元直交座標軸、 214b 3次元直交座標軸、 214c 3次元直交座標軸。

30

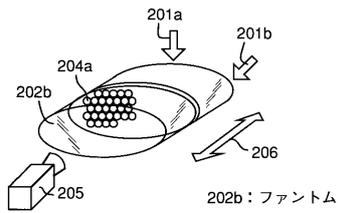
【図1】



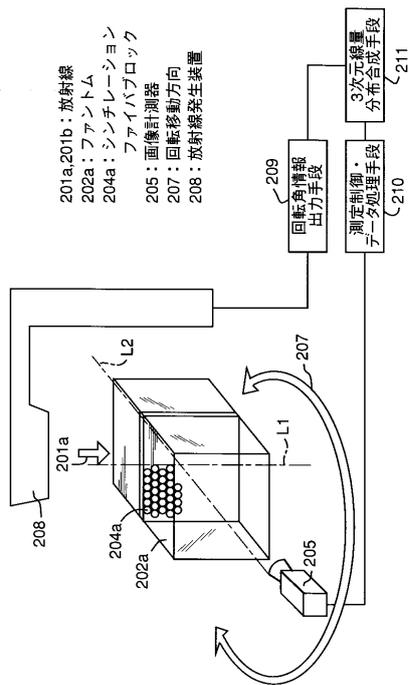
【図3】



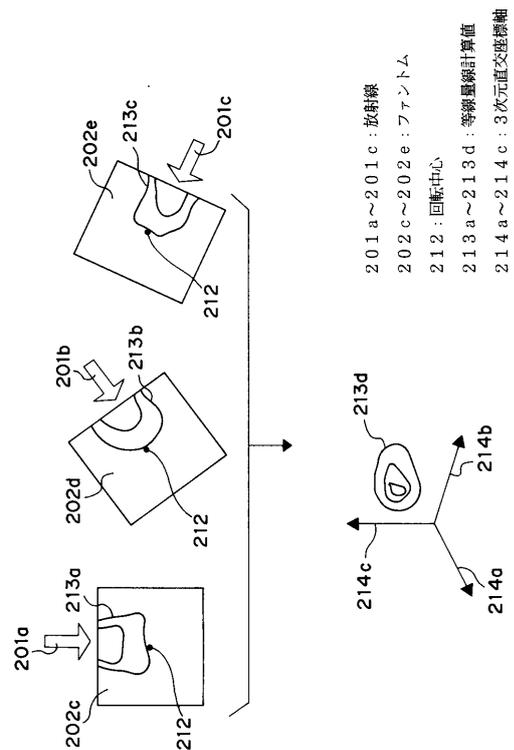
【図2】



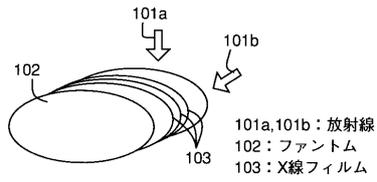
【図4】



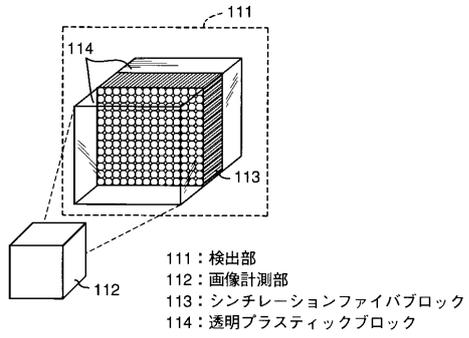
【図5】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 0 1 T 7/00 C

(72)発明者 西沢 博志  
東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三菱電機株式会社内

(72)発明者 依田 潔  
東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三菱電機株式会社内

(72)発明者 松尾 慶一  
東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三菱電機株式会社内

審査官 木下 忠

(56)参考文献 特開平10-153662(JP,A)  
特開平10-153663(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
G01T1/00-7/12