

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5167142号
(P5167142)

(45) 発行日 平成25年3月21日(2013.3.21)

(24) 登録日 平成24年12月28日(2012.12.28)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 N 5/10 (2006.01) A 6 1 N 5/10 M

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-543618 (P2008-543618)	(73) 特許権者	502017227
(86) (22) 出願日	平成18年12月12日(2006.12.12)		イオン ベアム アプリカスィオン エッ
(65) 公表番号	特表2009-518079 (P2009-518079A)		ス. アー.
(43) 公表日	平成21年5月7日(2009.5.7)		ベルギー, ベー1348 ルーバンラー
(86) 国際出願番号	PCT/BE2006/000133		ヌーブ, 3, シュマン デュ シクロトロ
(87) 国際公開番号	W02007/068066	(74) 代理人	100066267
(87) 国際公開日	平成19年6月21日(2007.6.21)		弁理士 白浜 吉治
審査請求日	平成21年11月20日(2009.11.20)	(74) 代理人	100134072
(31) 優先権主張番号	05447279.0		弁理士 白浜 秀二
(32) 優先日	平成17年12月12日(2005.12.12)	(72) 発明者	ヨンゲン, イーブス
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		ベルギー, ベー1348 ルーバンラー
			ヌーブ, パルピ ド ラ カンティレーヌ
			2/3

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線治療装置において標的容積を位置決めするための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人体模型または患者における腫瘍のような標的容積(112)に向かって放射線ビーム(105)を向ける放射線治療装置において前記標的容積(112)を位置決めするための装置であって、前記標的容積(112)を位置決めするための装置は、

標的を固定する標的支持体(100)と、

前記標的支持体(100)とは既知の幾何的關係に、固定手段(101, 102, 104, 106, 107; 301, 302, 304, 305, 306; 208, 209)によって固定され、前記放射線ビーム(105)との交差位置を検出することができる2次元放射線検知器(103)と、

前記検出された交差位置に基づいて、前記ビーム(105)と前記標的支持体(100)との相対位置を補正する補正手段と

を含み、

前記固定手段が、標的支持体(100)に、標識を付されている固定用孔(107)に固定された固定用フレーム(101, 102; 301, 302)であり、前記固定用フレームによって前記検知器(103)を標的(112)の近傍に配置できることを特徴とする前記装置。

【請求項 2】

人体模型または患者における腫瘍のような標的容積(112)に向かって放射線ビーム(105)を向ける放射線治療装置において前記標的容積(112)を位置決めするため

の装置であって、前記標的容積(112)を位置決めするための装置は、

標的を固定する標的支持体(100)と、

前記標的支持体(100)とは既知の幾何的關係に、固定手段(101, 102, 104, 106, 107; 301, 302, 304, 305, 306; 208, 209)によって固定され、前記放射線ビーム(105)との交差位置を検出することができる2次元放射線検知器(103)と、

前記検出された交差位置に基づいて、前記ビーム(105)と前記標的支持体(100)との相対位置を補正する補正手段とを含み、

前記固定手段が、レール(208)上を摺動する摺動可能なキャリッジ(209)を有する標的支持体(100)に固定された固定用フレーム(101, 102)を含み、前記固定用フレームにより前記検知器を標的(112)の近傍に配置できることを特徴とする前記装置。

10

【請求項3】

前記2次元放射線検知器(103)が第1の方向に向けられた第1組の電離箱と第2の方向に向けられた第2組の電離箱とを含むことを特徴とする請求項1または2に記載の装置。

【請求項4】

前記固定用フレーム(101, 102; 301, 302)が、円弧状または多角形の形状を有することを特徴とする請求項1から3までのいずれか1項に記載の装置。

20

【請求項5】

前記放射線ビーム(105)が前記検知器(103)とほぼ直交方向に交差するように前記検知器(103)および前記放射線ビーム(105)を配置することを特徴とする請求項1から請求項4までのいずれか1項に記載の装置。

【請求項6】

前記補正手段が、前記放射線ビーム(105)を正確に位置補正する手段を含むことを特徴とする請求項1から請求項5までのいずれか1項に記載の装置。

【請求項7】

前記補正手段が、前記標的支持体(100)を正確に位置補正する手段を含むことを特徴とする請求項1から請求項6までのいずれか1項に記載の装置。

30

【請求項8】

偏心ガントリーを有する放射線治療装置における請求項1から請求項7までのいずれか1項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線治療の分野に関する。より具体的には、本発明は、放射線治療装置において標的容積を位置決めする装置および方法に関する。前記標的としては、患者または照射試験において使用される前記患者を模した人体模型がある。

【0002】

40

関連技術の説明

患者の身体に腫瘍が発見されたら、さらなる診断のため、先ず腫瘍を可視化する必要がある。この可視化は、例えば、コンピューター断層撮影(CT)走査システムまたはMRI装置のような撮像システムで行なうことができる。これによって腫瘍容積の3D画像が得られる。こうして収集されたデータに基づいて臨床治療計画を作成することができる。ここで初めて放射線治療装置による実際の治療を開始することができる。

【0003】

例えば、陽子治療に使用されるような公知のハドロン粒子治療装置においては、サイクロトロンのような加速機によって加速された治療放射線ビームを、治療ベッドのような治療テーブルに患者が固定されている治療室へ誘導する。照射に先立って、患者の身体のうち

50

ち、照射を受ける部位が治療放射線ビームと整合するように位置決めシステムによって治療テーブルを正確に位置決めしなければならない。

【 0 0 0 4 】

多くの場合、照射はさまざまな異なる角度から行なわれる。その場合、放射線源を回転させるためにガントリー・システムが使用される。ハドロン粒子治療においては、例えば、陽子、中性子、アルファ粒子または炭素イオンのビームのような強粒子ビームを患者の特定標的部位、例えば、治療すべき腫瘍に向かってノズルから発射するのが典型的な方法である。腫瘍部位は、撮像システム（CT - スキャンまたはMRI）において、マーカーと一緒に、またはマーカーを介して判定される。マーカーとしては、診断用撮像システムで視認できる患者自身の骨、または患者の皮下に挿入されたゴールド・シード、またはCT - スキャン撮影の場合なら患者の皮膚に設けた放射線不透過インクによるマークのような人工的なマーカーが使用される。いずれの場合にも、診断用撮像システムにおいても、放射線治療装置に患者を位置決めするのに使用されるシステムにおいても、これらのマーカーを視認できることが必須条件である。

10

【 0 0 0 5 】

ガントリー型放射線治療装置においては、アイソセンターは、ノズルからのビーム経路軸がガントリーの回転軸と交差する点として定義される。このアイソセンターは治療の進行中、終始一定の位置に保たれる。

【 0 0 0 6 】

ビームが治療計画で定められた標的だけを照射するように、放射線治療装置に対して患者を正確に位置決めしなければならない。さもないと、ビームが患者の体内の健康な細胞を損傷する恐れがある。従って、治療開始前の患者位置決め of 正確さが治療を成功させる上で極めて重要になる。

20

【 0 0 0 7 】

多くの場合、治療の対象となる患者は、周期的な治療を受け、長期に亘って標的に繰返し照射が行なわれる。従って、毎回の治療において、患者を正確に位置決めする必要がある。

【 0 0 0 8 】

既に述べたように、適量の治療用放射線を照射する直前に標的容積の正確な位置を識別するプロセスは極めて重要である。治療装置に対して患者を正確に位置決めするため、先ず患者の体内の1つまたは2つ以上のモニュメントに対する標的の位置を正確に規定する。この作業は、PET - スキャナーのような外部診断撮像システムで行なわれる。標準的な患者位置決めにおいては、モニュメントは患者の骨構造上の点から成り、これらのモニュメントを基準にして標的位置が規定される。次いで、治療装置における患者位置決め装置のベッドに患者を配置する。患者位置決め装置をいわゆる「セットアップ位置」へ移動させ、この位置において、放射線写真、レーザー光線および/またはその他の、前記モニュメントを位置検出できる手段を利用して患者位置を決定する。必要に応じて補正量を求める。次いで、患者位置決め装置を使用して患者を適正な治療位置へ移動させる。セットアップ位置では、患者はアイソセンターまたはその近傍に位置する。このようなアプローチでは、CT - スキャンおよびすべての治療日の間に腫瘍が転位しないことを前提として

30

40

【背景技術】

【 0 0 0 9 】

公知技術の検討

米国特許第5, 117, 829号明細書は、患者位置整合システムおよび放射線治療方法を開示している。この文献に開示されている方法は、

治療すべき部位の3D画像をモニュメントと共に得、

治療装置内に配置された撮像システムが前記治療すべき部位およびモニュメントから得るであろう画像を表わすデジタル再現X - 線画像（DRR）を前記3D画像から算出し

50

モニユメントの位置を含むデジタルX - 線画像 (DR) を得、

DRRおよびDR上のモニユメント位置を比較し、この比較から患者位置に関する補正量を算出する
ステップを含む。

DRは、補正のタイプに応じて前後 (AP) 方向または左右方向に求めることができる。AP画像の場合、治療ビームの方向に沿って撮像ビームを向けるようにX線源をノズルに挿入し、治療ビームを発射する前に取り除かねばならない。但し、この方法は、発射される治療ビームに対する治療装置内の撮像装置の幾何学的関係が確実に既知であることを前提としている。このような患者位置決め方法においては、並進座標および角座標に対する補正手段を有する高精度且つ高再現性の機械的患者位置決め装置が要求される。

10

【0010】

放射線治療装置において患者を位置決めする公知の方法の多くは、ガントリー放射線治療装置を念頭に設計されている。このような方法および装置の1例が、上記米国特許第5,117,829号明細書に開示されている。この文献では、治療ビームを向けるべき治療容積内の特定位置を識別するため、標的のアイソセンター位置を選択し、マークする。放射線治療装置アイソセンターは、ビームの起点であるガントリー周りの位置に関係なく、ビームが集束するガントリーの中心における点90である。従って、治療計画の目的は、問題の組織容積、即ち、標的のアイソセンターを放射線治療装置のアイソセンター90と所定の幾何学的関係にあるスペース内の特定の点に合わせることにある。多くの場合、治療計画として、標的のアイソセンターを放射線治療装置のアイソセンター90に直接整合させる。しかし、全く異なる原理に基づいて設計された放射線治療装置もある。特許文献としての国際公開第2005/053794号パンフレットは、いわゆる「偏心」ガントリーが前記ガントリーの回転軸から2つ以上の別の治療ルームに向かってビームを移動させる構成を開示している。適切な遮蔽構造を設けることにより、別の患者が別の治療ルームに待機している間、患者はこれら複数の治療ルームの1つで治療を受けることができる。この装置では、アイソセンターというコンセプトは存在しない。

20

【0011】

従って、アイソセンターのコンセプトを欠く装置にも適用でき、高い精度と信頼性を以って、放射線治療装置において患者を位置決めできる装置および方法の実現が望まれる。

【発明の開示】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

発明の概要

本発明は、公知技術の問題点を克服し、公知装置では意図されなかった他の利点を達成することができる。

【0013】

本発明は、その第1の対象として、人体模型または患者における腫瘍のような標的容積に向かって放射線ビームを向ける放射線治療装置において、前記標的容積を位置決めするための装置を開示する。この装置は有益な構成として、

標的を固定する標的支持体と、

40

標的支持体とは既知の幾何学的関係に、固定手段によって固定され、放射線ビームとの交差位置を検出することができる2次元放射線検知器と、

前記検出された交差位置に基づいて、ビームと標的支持体との相対位置を補正する補正手段と

を含むことを特徴とし、固定手段として、標的支持体に、例えば、標識を付されている固定用孔に固定された固定用フレームを採用することができ、この固定用フレームによって検知器を標的の可能な限り近傍に配置することができる。検知器を標的、特に患者の腫瘍の近傍に配置することによって検知器の解像度と同様に高い位置決め精度が得られる。

【0014】

本発明は、その第2の対象として、人体模型または患者における腫瘍のような標的容積

50

に向かって放射線ビームを向ける放射線治療装置において、前記標的容積を位置決めするための装置を開示する。この装置は有益な構成として、

標的を固定する標的支持体と、

標的支持体とは既知の幾何的關係に、固定手段によって固定され、放射線ビームとの交差位置を検出することができる２次元放射線検知器と、

前記検出された交差位置に基づいて、ビームと標的支持体との相対位置を補正する補正手段と

を含むことを特徴とし、固定手段を、レール上を摺動する摺動可能なキャリッジを有する標的支持体に固定された固定用フレームとして構成することも可能であり、この固定用フレームにより検知器を標的、特に患者の腫瘍の近傍に連続的に位置決めすることができる

10

。【 0 0 1 5 】

装置は、第 1 の方向に向けられた第 1 組の電離箱と、第 2 の方向に向けられた第 2 組の電離箱とを含み、交差点を求めることを可能にする。マトリックス装置を使用することが可能である。

【 0 0 1 7 】

固定用フレームを円弧状または多角形状に形成することができる。

【 0 0 1 8 】

好ましくは、放射線ビームが検知器とほぼ直角方向に交差するように検知器および前記放射線ビームを位置させることにより、交差点の精度を高くする。

20

【 0 0 1 9 】

補正手段は、放射線ビームを正確に位置補正する手段として構成することができる。この構成は、特にビームを移動させるための走査マグネットを有する放射線治療装置に好適である。この場合、補正オフセットを走査マグネットに適用するだけでよい。補正手段は、標的支持体を正確に位置補正する手段として構成することもできる。検知器は標的の前方に配置される。

【 0 0 2 3 】

本発明の第 3 の対象は、偏心ガントリーを有する放射線治療装置における本発明の装置である。

【 0 0 2 4 】

本発明のその他の対象および利点の詳細を添付図面に示す実施形態を例にとって以下に説明する。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 5 】

実施形態の詳細な説明

図 1 は、本発明の装置を利用する放射線治療装置の部分図である。放射線ビーム 1 0 5 は、患者支持体 1 0 0 に横たわる患者 1 1 1 に向けられる。照射ノズルは、偏向マグネット 1 1 3 として象徴的に図示されている。本発明では、図 1 に断面図で示す放射線検知器 1 0 3 を、患者 1 1 1 およびその腫瘍 1 1 2 の近くに位置する患者支持体 1 0 0 に固定し、ほぼ直角の状態ではビーム 1 0 5 を検知器 1 0 3 と交差させる。

40

【 0 0 2 6 】

図 2 を参照して、放射線治療装置における患者の位置決めの基本となる幾何学的原理を説明する。(図示しないが)患者はベッド 1 0 0 またはその他の患者支持体上に臥せている。患者座標系 (X_p, Y_p, Z_p) は、その原点を腫瘍における基準点に有する。 Y_p 軸はベッド 1 0 0 の長軸と平行である。 X_p 軸はベッド 1 0 0 の短軸と平行である。 Z_p 軸は垂直である。治療ビーム 1 0 5 はノズル 1 1 0 によって供給される。ノズル 1 1 0 には座標系 (X_n, Y_n, Z_n) を対応させる。軸 Z_n は治療ビームと共線関係にある。軸 X_n および Y_n はノズルにおけるアパーチャの方向を規定する。

【 0 0 2 7 】

治療ビーム 1 0 5 の位置は、下記条件によって決定される。即ち、

50

1. 治療ビーム105は、(腫瘍中の基準点は患者座標系の中心に位置するから)患者座標系の中心と交差しなければならない。

2. 患者座標系の原点とノズルとの間の距離Dは、治療計画システムによって規定される。この距離を正確に測定することは必須条件ではない。即ち、患者における粒子の飛程は組織の厚さに応じて異なる。もし距離Dが大きすぎると(または小さすぎると)、患者とノズルとの間の空隙が広過ぎる(または狭過ぎる)ことになる。組織の厚さは変わらない。従って、空隙が広くなる(狭くなる)ことは、患者における粒子飛程に大した影響を及ぼすことはない。

3. 治療ビームと(X_p, Y_p)平面との間の仰角は、治療計画ソフトウェア(TPS)によって決められる。この角度はガントリー角度に関連する。

10

4. Y_p 軸を中心とする(X_p, Y_p)平面における治療ビームの発射の水平回転角度は、TPSによって規定される。この角度はベッドの回転角度に関連する。

5. 放射線ビームを中心とする(X_n, Y_n)座標系の回転は、TPSに従って計算される角度によって規定される。この角度は患者に対するビーム・アパーチャーの回転角度を規定する。シンメトリカル・ビームの場合、この角度は重要ではない。

【0028】

結論として、患者座標系(X_p, Y_p, Z_p)とノズル座標系(X_n, Y_n, Z_n)との相対位置を規定するのに6つのパラメータが必要である：

- ・ノズル座標系における患者座標系の原点の位置を規定する3つの座標。これら3つの座標は条件(1)および(2)によって規定される。

20

- ・患者座標系とノズル座標系との相対方向を規定する3つの角度(α, β, γ)。これら3つの角度は条件(3), (4)および(5)によって規定される。

【0029】

患者とノズルとの相対位置および相対方向は、図2に示す座標系中の6つのパラメータによって規定されている。勿論、上記座標系とは異なる座標系を使用することも可能である。例えば、図2に示すような角度(α, β, γ)に代えてベッドの回転、ピッチおよびロール角度を規定することができる。但し、いかなる座標系を使用する場合でも、3つの角度および3つの位置座標を規定することが必須条件である。座標変換を行なうことによって座標系をコンバートすることができる。従って、普遍性を損なわないように、ここでは図2に示す座標系に基づいて説明する。

30

【0030】

公知の位置決め装置および位置決め方法においては、ノズル座標系と既知の幾何学的関係にある撮像光源および撮像受光器から成る撮像システムを患者に向ける。前記撮像システムは、腫瘍基準点と既知の幾何学的関係にある可視標識の位置を識別する。これらの標識の予期位置と検知された位置との差から、補正ベクトルを算出する。

【0031】

発明者は本発明の構成に新しい座標系を導入する。測定平面120が治療ビーム105内に存在すれば、ビーム・プロファイルはこの平面内で測定される。理想的には、この平面は治療ビームと直交する。測定平面は2つの座標軸： X_d, Y_d によって規定される。3つの角度($\alpha_d, \beta_d, \gamma_d$)がノズル座標系に対する測定平面座標の相対方向を規定する。

40

【0032】

治療中、ノズルに対する患者の方向角度(α, β, γ)は、適正なベッド回転角度、ベッド・ピッチ角度およびロール角度およびガントリー回転角度を選択することによって設定される。ベッドの適正な方向角度およびガントリーの適正なガントリー回転角度は、治療室環境の幾何学的条件を知ることによって得られる。さらに、これらの位置は、公知技術(例えば、ノズルおよび患者またはベッドにおけるマーカーの位置をチェックするための、例えば、文献US 2002/0065461号に記載されているようなステレオ・カメラ)を利用してチェックすることができる。

【0033】

50

患者の方向角度をチェックしたら、患者の並進位置を検証しなければならない。既に述べたように、並進方向の1つ（Z n軸）に沿った位置は重要ではない。本発明は残る2つの並進方向：X nおよびY n軸に沿った患者と治療ビームとの相対位置をチェックする方法を開示する。

【0034】

患者はベッド100上に臥せることになる（図3参照）。ベッド100には2列の固定用孔107が設けてある。これらの孔には標識を付してあり、患者固定装置をベッド100に取り付けるのに使用される。こうすることによって、ベッド100上での患者の位置決めが高い再現性を提供することになる。平面放射線検知器103は放射線ビーム105の強さの2次元空間分布を測定する。放射線検知器は放射線ビーム105の軸とほぼ直交する平面における2次元の強さ分布を測定することができる。この放射線検知器は、1つの方向に延びる細長い第1電離箱と、他の方向に延びる細長い第2電離箱とで構成することができる。放射線検知器103をピクセル電離箱として構成することもできる。半導体またはフィルムのようなタイプの放射線検知器を利用することもできる。治療中、取り付けたままにして置いてよいという点で、放射線透過性の放射線検知器を選択することが好ましい。放射線検知器103の平面と放射線ビームとの間の角度値は既知である。

【0035】

ベッド100または患者に少なくとも3つの位置マーカー108を取り付ける。位置マーカー108は、CTスキャナーでも治療室に設置された患者位置決めシステム（例えば、立体視赤外線カメラまたはX-線撮像システム）でも視認可能な材料から製造する。これらのマーカーは、例えば、米国特許第6,865,253号明細書から公知である。

【0036】

ベッドには2つのフレームを取り付ける。フレーム集合体には幾つかのタイプがある。即ち、第1の実施形態では、フレームは半円形を呈する（図3参照）。固定用孔107を利用して2つのフレーム101, 102をベッド100に固定する。フレーム101, 102を取り付ける際に利用される固定用孔107は、患者における腫瘍の凡その位置と第1フレーム101との間の距離が腫瘍と第2固定用フレーム102との間の距離とほぼ等しくなるように選択される。従って、腫瘍は2つのフレームのほぼ中間位置に来る。粒子ビームがベッドの上方から来る場合には、半円形フレームをベッドの頂部に取り付けことができる。粒子ビームがベッドの下方から来る場合には、ベッドの底部に取り付けることができる。図3は、陽子ビームがベッドの上方から来る場合の形態のみを示している。円弧状固定用フレーム101, 102のリムには固定用孔401が等間隔に形成されている（図6参照）。固定用孔には標識が付されている。3本の固定用脚104, 106が固定用孔401に挿入される。放射線検知器103は固定用脚に挿入される。3つの固定用孔401と固定用脚104, 106の長さは、放射線検知器103が放射線ビームとほぼ直交する平面内で放射線の場合を測定するように選択される。固定用脚は患者ごとに異なる。適正な固定用孔401が使用されるように機構が構成されている（図6参照）。固定用フレーム101または102のリムにはプラスチック片402が取り付けられている。プラスチック片402には2つの孔403が形成されている。固定用フレーム102を被覆するプラスチックには1つの孔が形成されている。放射線検知器103の脚104, 106を固定するのに使用されるリムの孔を除いて、プラスチック片はリムの孔401すべてを被覆する。プラスチック片402には、固定用フレーム101, 102のリムにおける固定点405, 406にプラスチック片を取り付ける2つの固定システム410, 411を設ける。固定システム410, 411は対称であるから、プラスチック片402をリムに当接させる位置は1つだけである。これら2つのフレームのプラスチック片が裏返しになるのを避けるため、フレーム101および102に使用される固定システムが互いに異なるように構成されている。孔403の位置は、測定平面放射線検知器が放射線ビームとほぼ直交するように慎重に選択される。従って、孔の位置は個々の患者ごとに異なる。プラスチック片と患者とを独自にリンクさせるため、プラスチック片402に標識412を貼り付ける。標識としては、例えば、バー・コードを採用することができる。固定用脚10

10

20

30

40

50

4 または 106 は孔 401 に挿入される。脚 104, 106 の端部には、マーカー 407 が配置される。これらのマーカーは放射線検知器の位置をシミュレートする。マーカーは CT スキャナーで視認することができる。固定用フレーム 101, 102 は円弧状であり、固定用孔 401 が等間隔に配置されているから、患者を中心に広い角度範囲内で放射線検知器 103 を固定することができる。角度範囲は不連続角度ステップによってカバーされる。

【0037】

第 2 の実施形態でも、フレームは半円形に形成される (図 4)。ベッド 100 の両側に 2 本のレール 208 が配置されている。レール 208 上を摺動するキャリッジ 209 に 2 つの半円形フレーム 101, 102 が取り付けられている。レール上でのキャリッジの位置は、半円形フレームを規定の位置へ再現可能に移動させることができるように割出しする。腫瘍が 2 つの固定用フレーム 101, 102 のほぼ中間位置に来るようにキャリッジを移動させる。放射線検知器は、第 1 実施形態に関して上述したように、フレーム 101, 102 に固定する。プラスチック片 402 も第 1 実施形態に関して上述したように使用する。

10

【0038】

第 3 実施形態では、フレームが非円弧状の形状を有し、例えば、台形を有することができる (図 5 参照)。これら 2 つの台形フレーム 301, 302 を、固定用孔 107 を用いてベッド 100 に固定する。台形固定用フレーム 301 のそれぞれの側に 2 つの固定用孔を設ける。台形フレーム 302 のそれぞれの側には 1 つの固定用孔を設ける。放射線検知器 103 の脚 304, 305 および 306 をこれらの固定用孔に挿入する。この実施形態では、患者を中心とする 3 つの異なる位置に放射線検知器を配置することができる。

20

【0039】

患者位置決め方法は 2 つのステップを含む。即ち、治療に先立って放射線検知器を較正するステップと、治療中に患者を実際に位置決めするステップである。

【0040】

第 1 のステップである放射線検知器の較正について以下に説明する。即ち、新しい放射線検知器を使用する際には、較正しなければならない。放射線検知器は測定平面における放射線の強度分布を測定する。この強度分布は放射線検知器の座標系 (図 2 の X_d, Y_d) で表わされる。この座標系の原点の位置および軸の方向はそれぞれの放射線検知器ごとに異なる。また、座標系の原点の位置とマーカー 407 の相対位置もそれぞれの検知器ごとに異なる。しかも、マーカー位置 407 に対する放射線検知器 403 の座標軸の方向も、それぞれの放射線検知器ごとに異なる。較正はマーカー 407 に対する放射線検知器座標系の原点の位置を発見することにある。較正はまた、マーカー 407 に対する放射線検知器座標系の軸の方向を発見することでもある。この較正プロセスは公知の方法を利用して行なわれる。この較正は新しい放射線検知器を使用する度に実施しなければならない。

30

【0041】

患者を実際に位置決めする第 2 ステップは、下記ステップを含む。即ち、

1. CT スキャナーにおいて患者の CT スキャンを入手し;
2. 治療計画ソフトウェアを利用して、オペレーターは腫瘍の位置を特定し、治療ビームの入射角を求め、治療計画に備え;
3. それぞれ異なる治療ビームの入射角が判明すると、オペレーターはそれぞれの治療ビームに偏心ガントリーのどの治療ルームを使用するかを決める。さらに、オペレーターは、固定用フレーム 101, 102 における放射線検知器 103 の最適位置、固定用フレーム 101, 102 の使用すべき固定用孔 401、および固定用脚 104, 106 の最適長さを決定する。放射線検知器の測定平面が治療ビームとほぼ直交するようにパラメータを選択する。適正位置に孔 403 が形成されているプラスチック片 402 を用意する。
4. 治療日に、患者はベッド 101 上に臥せる。オペレーターは患者をベッド上のほぼ正確な位置に固定するため、患者に固定用装置を取り付ける。オペレーターはベッドに

40

50

固定用フレーム 101, 102 を取り付ける。オペレーターはこの患者のためのプラスチック片 402 を取り付ける。オペレーターは固定用フレームに固定用脚 104, 106 を取り付ける。オペレーターは固定用脚にマーカー 407 を配置する。

5. 患者、マーカー 108 およびマーカー 407 の CT スキャンまたは CBCT スキャンを得る。位置決めソフトウェアを利用して、オペレーターは腫瘍とマーカー 407 との相対位置を求める。オペレーターはまた、マーカー 108 に対する患者座標系の方向およびマーカー 108 に対する腫瘍の位置を求める。

6. マーカー 407 の位置および上記較正処理に基づいて、ソフトウェアは患者座標系に対する検知器座標系の位置および方向を求める。患者座標系における治療ビームの入射角、腫瘍の位置および測定平面の位置に関する知見に基づいて、ソフトウェアは放射線
10
ビームと測定平面との交差点を求める。放射線検知器座標系で表わされる交差点 501 の理論上の座標は、放射線ビームの中心が向かう点である。

7. 患者はベッド上で不動の状態にある。ベッドは CT スキャナーから治療装置へ移動させられる。患者はその腫瘍がほぼ放射線ビームの軸上に来るように治療ビーム発射ノズルの前方に位置させられる。

8. 治療ビームに対する患者の方向角度は、公知の技術（例えば、ステレオビジョン赤外線カメラ）を利用してマーカー 108 の位置を測定することによって検証される。患者の方向角度は、マーカー 108 の方向角度測定値が適正値となるまで、ベッドのピッチ、ロールおよび回転角度を変えることによって調整される。これによって患者の方向角度が最適化される。
20

9. ここで、オペレーターは、図 2 の X_n および Y_n 軸に沿って患者とビームとの相対並進位置を調整しなければならない。治療ビームと放射線検知器平面 103 との交差点の理論上の座標は、ステップ 6 において算出されている。治療レベル以下の強度の粒子ビーム 500 を、治療ビームによって使用されるのと全く同じ起動に沿って患者に照射する。このビームの強度は、放射線検知器 103 によって検知されるのに充分であるが、患者に何らかの損傷を与えるほど高くはない。患者と治療ビームとの相対並進位置は下記方法のいずれか 1 つを利用して治療レベルに達しない強度のビーム 500 によって調整される
:

a. 治療レベルに達しない強度のビーム 500 が、理論位置 501 において検知器平面と交差するまで、 (X_n, Y_n) 平面に平行な軸に沿ってベッドを移動させる。これは二重散乱モードには好ましい整合方法である。
30

b. 理論位置 501 において検知器平面と交差するまで治療レベルに達しない強度のビーム 500 を (X_n, Y_n) 平面内を横方向に移動させる。治療レベルに達しない強度のビーム 500 を移動させるために、ビーム走査マグネットに DC 電圧を印加する。均一走査およびペンシル・ビーム走査にはこの方法が好ましい。

これらのステップは、いずれもテクニカル・オペレーターによって、またはテクニカル・オペレーターの制御下に専用のソフトウェア計算機を介してコンピューターによって行なわれる。

これらのステップがすべて行なわれた後、初めて、本発明の方法には含まれない治療ステップである、例えば、患者への放射線照射である最終ステップが行なわれる。
40

照射試験の場合、人体模型に対して照射ビームが当てられる。治療の場合、ステップ 9 において上述のように、患者位置と治療レベルに達しない強度のビーム位置を調整した後、治療ビームにこれと同じ設定を使用する。この最後のステップだけは、ドクターのコントロール下に行われる。

なお、検知器は、患者または人体模型の前方に位置させることが好ましい。このことは、照射ビームによる患者治療中、検知器が透過性であるか、さもなければそれぞれの位置から除去しなければならないことを意味する。

【0042】

本発明の装置および方法を使用することによって、治療ビームに対する患者の位置決め精度を高めることができる。この装置および方法は、他にも用途はあるが、特に、偏心ガ
50

ントリーを有する放射線治療装置用として好適である。放射線検知器は、患者の肌に近接しているから、ビームに対する患者の位置決め誤差は放射線検知器の解像度と同様に小さい。ビームをオフセットすることによって位置補正を行なう方法および装置の実施形態を採用することによって、高精度の患者位置決め装置の複雑さと高コストを回避することができる。患者支持体の名目位置は本発明の解決における重要な要素ではない。さらに、本発明の構成では、ビーム発射手段ではなく患者に対する実ビーム位置が求められる。従って、ノズルに対する治療ビームの整合誤差を招く恐れはない。

【 0 0 4 3 】

本明細書中における用語および記述内容はあくまでも説明のためのものであって本発明を制限するものではない。当業者には明らかなように、後記する請求項において定義される本発明およびその等価物の思想および範囲内で多様な変更が可能である。後記する請求項において、すべての用語はいずれも特に断らない限り、最も広い意味に理解されるべきである。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 4 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の装置を利用する放射線治療装置の簡略図である。

【 図 2 】 図 2 は、標的支持体の座標系およびノズル座標系の定義を示す。

【 図 3 】 本発明のベッドの第 1 実施態様を示す。

【 図 4 】 本発明のベッドの第 2 実施態様を示す。

【 図 5 】 本発明のベッドの第 3 実施態様を示す。

20

【 図 6 】 図 6 は、円弧状固定用フレームの簡略図である。

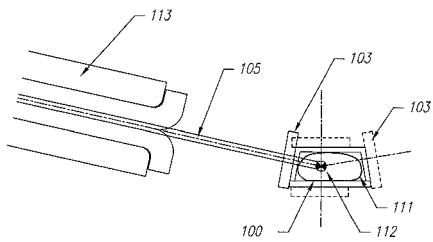
【 符号の説明 】

【 0 0 4 5 】

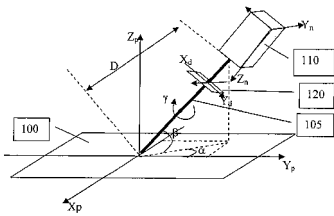
1 0 0	標的支持体 (ベッド)	
1 0 1	固定用フレーム (半円)	
1 0 2	固定用フレーム	
1 0 3	放射線検知器	
1 0 4	固定用脚	
1 0 6	固定用脚	
1 0 5	治療ビーム	30
1 0 7	固定用孔	
1 0 8	位置マーカー	
1 1 0	ノズル	
1 1 1	患者	
1 1 2	標的 (腫瘍または人体模型)	
1 1 3	ガントリー・マグネット	
1 2 0	測定平面	
3 0 1	台形フレーム	
3 0 2	台形フレーム	
3 0 4	脚	40
3 0 5	脚	
3 0 6	脚	
2 0 8	ベッド両側における 2 本のレール	
2 0 9	キャリッジ	
4 0 1	固定用孔	
4 0 2	プラスチック片	
4 0 3	放射線検知器	
4 0 3	孔	
4 0 5	固定点	
4 0 6	固定点	50

- 4 0 7 マーカー
- 4 1 0 固定用システム
- 4 1 1 固定用システム
- 4 1 2 標識
- 5 0 0 低治療レベル粒子ビーム
- 5 0 1 交差点

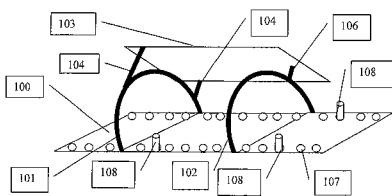
【図 1】



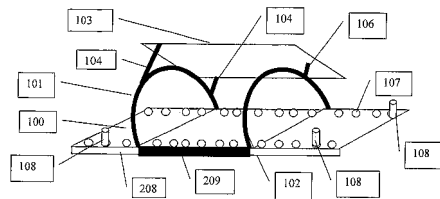
【図 2】



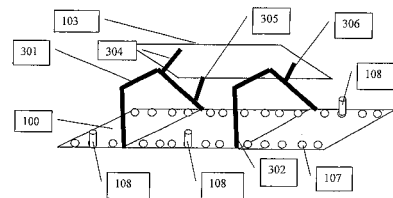
【図 3】



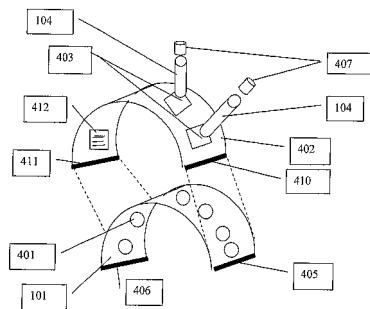
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 ラバーベ, リュディ
ベルギー, ベ - 4 1 0 2 ウグレ, リュ ドゥ プルミエ メ 6 / 3 4

審査官 津田 真吾

(56)参考文献 米国特許第 6 8 6 5 2 5 3 (U S , B 2)
国際公開第 2 0 0 5 / 0 5 3 7 9 4 (W O , A 1)
特開 2 0 0 4 - 1 2 1 4 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 3 4 3 8 3 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 1 9 2 3 4 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 5 / 0 1 8 7 3 4 (W O , A 1)
特表平 0 4 - 5 0 7 0 4 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61N 5/10