

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002-306617
(P2002-306617A)

(43)公開日 平成14年10月22日 (2002. 10. 22)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 N	5/10	A 6 1 N 5/10	M 4 C 0 8 2
G 2 1 K	5/00	G 2 1 K 5/00	H
	5/04	5/04	R
			A

審査請求 未請求 請求項の数3 O L (全 4 頁)

(21)出願番号 特願2001-112196(P2001-112196)

(22)出願日 平成13年4月11日(2001. 4. 11)

(71)出願人 397022885

財団法人若狭湾エネルギー研究センター
福井県敦賀市東洋町1番1号

(72)発明者 福本 貞義

茨城県つくば市東2丁目17-21

(72)発明者 山本 和高

福井県敦賀市津内町2-10-33信開ウエラ
コート津内203号室

(74)代理人 100086287

弁理士 伊東 哲也

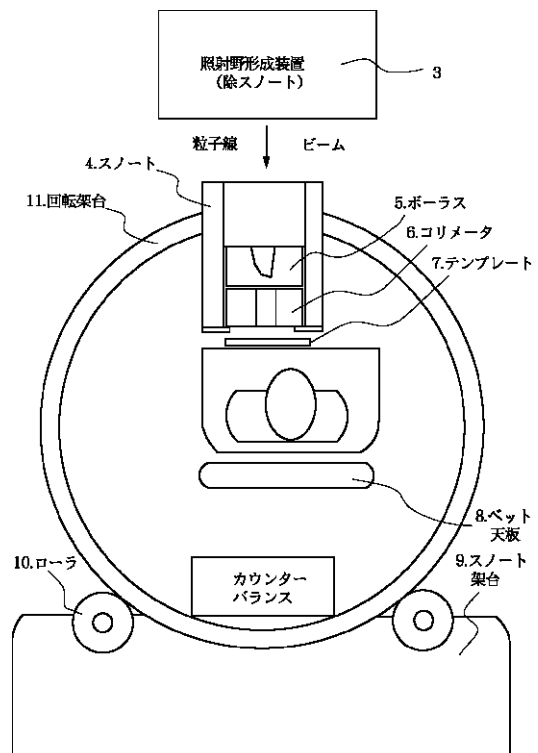
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 分離型スノートを有する粒子線治療装置

(57)【要約】

【課題】 粒子線治療において、精度の高いX線CT装置による位置合わせを可能とし、粒子線治療装置の稼働効率を大幅に改善し、併せて作業性と安全性を向上する。

【解決手段】 荷電粒子線によるがんの治療装置において、照射野形成装置を構成する患者コリメータ6・ポラス5部分(スノート4)を、該照射野形成装置の他の構成要素及びビーム輸送系から分離して独立に移動可能にする手段と、前記患者コリメータ6・ポラス5部分(スノート4)の開口部と同一形状の、または開口部に光源と患者間の距離(SSD)の補正を加えた形状のテンプレート7と、X線撮影装置により、照射位置以外において、がんに対して前記テンプレート7の位置合わせを行う手段と、患者と前記テンプレートの相対位置を一定に保ちながら、患者を照射位置に移動させる手段と、前記テンプレート7と前記患者コリメータ6・ポラス5部分を合致させる手段と、を具備する事を特徴とする粒子線治療装置。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 荷電粒子線によるがんの治療装置において、照射野形成装置を構成する患者コリメータ・ボラス部分（スノート）を、該照射野形成装置の他の構成要素及びビーム輸送系から分離して独立に移動可能にする手段と、前記患者コリメータ・ボラス部分（スノート）の開口部と同一形状の、または開口部に光源と患者間の距離（SSD）の補正を加えた形状のテンプレートと、X線撮影装置により、照射位置以外において、前記テンプレートの位置合わせを行う手段と、患者と前記テンプレートの相対位置を一定に保ちながら、患者を照射位置に移動させる手段と、前記テンプレートと前記患者コリメータ・ボラス部分を合致させる手段と、を具備する事を特徴とする粒子線治療装置。

【請求項 2】 前記荷電粒子線が陽子ビーム、ヘリウムイオンビーム、または炭素イオンビームであることを特徴とする請求項 1 に記載の粒子線治療装置。

【請求項 3】 前記 X 線撮影装置が X 線 CT 装置、単純 X 線装置、または X 線シミュレータであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の粒子線治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【従来の技術】陽子や炭素イオン等の荷電粒子線によるがんの放射線治療は、一般に用いられているガンマ線、X線又は電子線による放射線治療を大幅に改善するものである。それはガンマ線、X線又は電子線が人体を含む媒体内を進行する際に指数関数的に減衰するので、体表面近くの正常組織が受ける線量の許容限度のため、深部のがんには治療に必要な線量が付与できないのに対して、陽子や炭素イオン等の荷電粒子線は媒体内でエネルギーによって決まる飛程を持ち、入射からほぼ一様に線量を付与しながら、飛程終端の直前でブラッグピークと呼ばれる線量付与の極大が生じるので、これをがんに一致させることにより、治療効果を向上させることが可能となる。

【0002】このことは、しかしながら、ブラッグピークを正確にがんに一致させなければ、がん治療が行われないだけでなく正常組織が損傷され、かえって有害となることを意味する。従って正確な照射のため、従来の放射線治療では使われていない照射野形成装置が必要となる。

【0003】治療に必要な荷電粒子線は、粒子加速器により供給される。一般に加速器から供給される粒子線は細いビーム状で、その断面はがんより遥かに小さい。そこでがんを全面的に照射するために、粒子ビームは照射野形成装置により 3 次元的に広げられる。ビームを粒子の進行方向に垂直な 2 次元方向に広げる方法としては、

ビームを磁場で偏向させるスキャンニング法と、ビームを原子番号の大きい金属薄板に入射させ、クーロン多重散乱で広げる散乱体法がある。前者は技術的な問題とこれに関連する安全性から、すでに 20 年以上前から試みられているにも拘わらず、実用化にはなお多くの技術開発が必要とされる状況で、これまでの殆ど全ての治療は基本的には後者の散乱体法を用いて実施されている。

【0004】散乱体によって広げられたビームは軸対称で、その強度は中心軸から離れるに従って減衰し、その強度分布はガウス分布曲線で近似出来る。これをがんの断面形状に合わせて切り取るために、先ずビームを長方形や円形の単純な形状のブロックコリメータと呼ばれる金属のスリットを透過させることにより、周辺に大きく広がった強度の低い成分を止める。次に患者の近くで、X線CTにより計測されたがんの断面形状に基づいて加工された開口部を持つ患者コリメータ（以下コリメータ）により、ビームの断面形状をがんの断面形状に一致させて、がんに照射する。コリメータはがんの形状と合致した開口部以外に入射したビームを阻止するために、そのエネルギーに対応した厚さが必要で、例えば 200 MeV 陽子ビームではコリメータ素材に黄銅を用いた場合、その厚さは 7 cm となる。

【0005】一般に単一エネルギーの荷電粒子ビームのブラッグピークの幅は、がんの深部方向の大きさよりは狭い。そこでがんの深部方向の大きさに対応するようにブラッグピークの幅を広げるために、リッジフィルタやレンジモジュレータにより、入射エネルギーに広がりをもたせる。そしてがんの形状に従って、それぞれの方向に異なるエネルギー分布を持つビームを入射しなければならぬ。このためにがんの形状に基づいてボラスと呼ばれるエネルギー吸収体を、陽子を散乱させる機能の少ないプラスチック等で作り、コリメータと併せて使用する。このコリメータ・ボラス部分はスノートと呼ばれる。

【0006】光学との類似で言えば、ビームの光源に相当する部分は、点ではなくある広がりをもつ面である。従って、コリメータにより切り取られたビームの周辺には半影（penumbra）とよばれる部分が生じる。スノートを患者の近くに置くのは、コリメータの半影を低減させて、がんを正確に照射するとともに、半影による正常組織の被曝を減少させるためである。

【0007】散乱体は加速器からのビームを照射装置に輸送するビームトランスポートの終端に設置され、線量計等の治療に必要な装置は散乱体の近くに配置される。従来のスノートはビームトランスポート、散乱体、線量計等と同様にビーム軸上に固定されていて、患者の方向には若干可動である以外の移動の自由度は無い。このため患者位置決め作業、すなわちレーザーポイントと皮膚に手書きしたマークやベッドの標識によりベットを移動させて概略の位置を決め、単純 X 線装置をビーム軸上

に移動させて、X線撮影によりコリメータとがんが合致するようにベッドを微動させ、その後単純X線装置を撤去してコリメータ・ボラスを装着する作業が、粒子線照射よりも遥かに長時間を要する。典型的な例ではビームの実照射時間は2分程度であるに拘わらず、1回の照射を30分以内に実施することは容易ではなく、粒子線照射装置の利用効率を著しく低下させている。

【0008】加えて、照射角度によっては、簡単にはコリメータを装着出来ない。それは照射位置に空間的余裕が無い場合、コリメータの重量が十数kgになるに拘わらず、手作業で装着しなければならないからである。そしてがんによっては単純X線では位置・形状の同定が出来ず、X線CTにより初めて位置・形状が認識可能となる。しかしながら横型の一般的なX線CT装置を粒子線治療の照射位置に配置する事は機器の大きさから不可能である。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】そこで、従来のX線治療とは格段に厳しい精度が要求される粒子線治療において、遥かに精度の高いX線CT装置による位置合わせを可能とし、同時に照射位置を位置合わせのために占有する時間を低減することにより、X線治療装置よりは遥かに大型で高額の粒子線治療装置の稼働効率を大幅に改善し、併せて作業性と安全性を向上させることが求められていた。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明の粒子線治療装置は、荷電粒子線によるがんの治療装置において、照射野形成装置を構成する患者コリメータ・ボラス部分（スノート）を、前記照射野形成装置の他の構成要素及びビーム輸送系から分離して独立に移動可能にする手段と、前記患者コリメータ・ボラス部分（スノート）の開口部と同一形状の、または開口部に光源と患者間の距離（SSD）の補正を加えた形状のテンプレートと、X線撮影装置により、照射位置以外において、がんに対して前記テンプレートの位置合わせを行う手段と、患者と前記テンプレートの相対位置を一定に保ちながら、患者を照射位置に移動させる手段と、前記テンプレートと前記患者コリメータ・ボラス部分を合致させる手段と、を具備する事を特徴とする。

【0011】ここで、前記荷電粒子線としては陽子ビーム、ヘリウムイオンビーム、または炭素イオンビームが用いられ、X線撮影装置としてはX線CT装置、単純X線装置、またはX線シミュレータが用いられる。

【0012】

【作用】本発明は、患者コリメータ・ボラス部分（スノート）を他の照射野形成装置の構成要素から分離して移動可能とし、コリメータの装着を照射位置から離れた場所で行うことにより、作業性を向上させるとともに、コリメータ装着時の患者の安全性を確保する。そし

てがんを精度良く照射するにはコリメータをがんに対して正確に位置させる事が必須の条件であるが、このため横型の一般的なX線CT装置またはX線シミュレータにより、患者とテンプレートを同時撮影して、患者位置決め精度を向上させると共に、位置決めに必要な時間を短縮して、粒子線照射装置の稼働効率を著しく向上させるものである。ここでテンプレートを使用するのは、X線CT装置による患者とコリメータの同時撮影が不可能なためである。

【0013】

【実施例】本発明の一実施例である粒子線治療装置の構成とその操作法を図を用いて説明する。図1は、粒子線治療装置の機器の配置を示す。図2は、本発明における構成要素と照射時におけるその配置の例を示す。まず、X線CTにより、がんの位置と形状を計測し、照射方向と照射範囲を特定する。治療計画に基づいてコリメータ6・ボラス5の設計・製作を行う。コリメータ6を加工する際に、金属またはプラスチックの薄板にコリメータ6の開口部と同形の開口部を持つテンプレート7を製作する。

【0014】X線CT装置のベッド天板8に、患者固定具とテンプレート7の支持具を固定する。患者位置決めのために、患者とテンプレート7とを、X線CT装置により2または3スライス面で同時撮影して、照射方向から見たがんとテンプレート7の相対位置を測定する。その結果からテンプレートの位置を修正し、再び同時撮影により両者が合致していることを確認する。可能であればボラス5も同時撮影して深さ方向の線量分布を確認する。

【0015】スノート4を搭載する回転架台11は、スノート4がビームの方向に向くようにローラ10により水平軸の回りに回転可能な構造とし、予めスノート4を照射野形成装置3からのビーム方向に設定する。そしてコリメータ6をスノート4に装着してから、スノート架台を移動して、スノート4を照射位置に置く。

【0016】X線CTによりビームの照射方向から見てがんとテンプレート7を合致させた後は、患者とテンプレートの相対位置を一定に保ちながら、ベッド天板8を移動させて、患者をX線CT撮影位置から移動させる。そしてベッドを水平移動させ、ベッド天板8をX線CT撮影時のベッドに対する同一位置に戻してから、再びベッドを移動させて、患者をスノート4を搭載した回転架台11の中の照射位置まで動かす。そしてベッドの上下の移動と天板の微調により、スノートのコリメータ6とテンプレート7を正確に合致させる。

【0017】そして、ボラス5を装着後治療計画に基づいて、粒子加速器1からのビームを、ビーム輸送系2を経て、照射野形成装置を介して粒子線照射を行う。ボラス5は軽量のため、照射位置での装着は容易である。またX線CT撮影時と粒子線照射時の、ベッドに対

するベッド天板の位置をほぼ等しくするのは、ベッド天板の撓みによる誤差を避けるためである。

【0018】

【発明の効果】以上の説明から明らかなように、本発明によれば、従来のX線治療とは格段に厳しい精度が要求される粒子線治療において、皮膚への手書きのマークや単純X線装置によるビームとがんの位置合わせより遥かに精度の高いX線CT装置による位置合わせが可能となり、同時に照射位置を位置合わせのために占有する時間が低減されることにより、X線治療装置よりは遥かに大型で高額な粒子線治療装置の稼働効率を大幅に改善し、

併せて作業性と安全性が向上する。

【図面の簡単な説明】

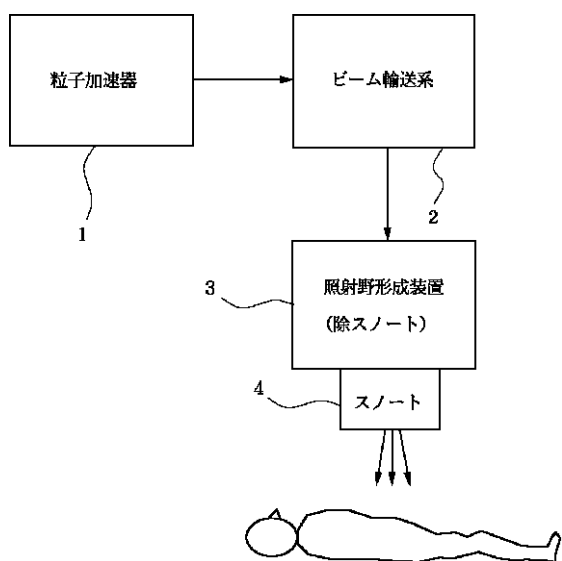
【図1】 粒子線治療装置の機器の配置を示す。

【図2】 本発明における構成要素と照射時におけるその配置の例を示す。

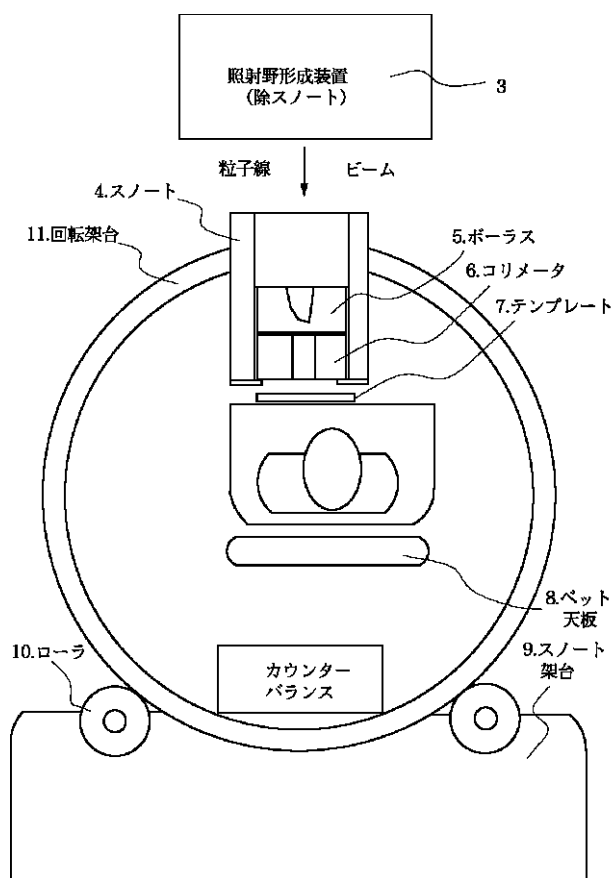
【符号の説明】

1：粒子加速器、2：ビーム輸送系、3：照射野形成装置、4：スノート、5：ポータス、6：コリメータ、7：テンプレート、8：ベッド天板、9：スノート架台、10：ローラ、11：回転架台。

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 福田 茂一
福井県敦賀市舞崎町10 - 41信開ドムス舞崎
320号

(72)発明者 久米 恭
福井県敦賀市舞崎町10 - 41信開ドムス舞崎
318号

(72)発明者 鍵谷 豪
福井県敦賀市相生2 - 21ヴィラ松下503号

(72)発明者 近藤 道也
大阪府高槻市大和1 - 5 - 6
Fターム(参考) 4C082 AC05 AE01 AG22 AG32 AJ07
AJ08 AJ16