

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4088618号
(P4088618)

(45) 発行日 平成20年5月21日(2008.5.21)

(24) 登録日 平成20年2月29日(2008.2.29)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 N	5/10	(2006.01)	A 6 1 N	5/10	P
A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 7 0
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 A

請求項の数 3 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2004-310097 (P2004-310097)	(73) 特許権者	000006208 三菱重工業株式会社 東京都港区港南二丁目16番5号
(22) 出願日	平成16年10月25日(2004.10.25)	(74) 代理人	100102864 弁理士 工藤 実
(65) 公開番号	特開2006-116230 (P2006-116230A)	(74) 代理人	100117617 弁理士 中尾 圭策
(43) 公開日	平成18年5月11日(2006.5.11)	(72) 発明者	高橋 邦夫 広島県広島市西区観音新町四丁目6番22号 三菱重工業株式会社広島研究所内
審査請求日	平成16年12月21日(2004.12.21)	審査官	内藤 真徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線治療装置および放射線治療計画法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の透過画像を取得するイメージャと、
前記透過画像に基づいて患部位置を解析する解析装置と、
追尾治療計画と非追尾治療計画とのうちから治療計画を選択する治療計画選択装置と、
前記追尾治療計画が選択されたときに前記患部位置に基づいて放射線が患部を動体追尾するように放射線治療装置を制御し、前記非追尾治療計画が選択されたときに放射線が前記患部を動体追尾しないで放射線が前記患部に照射されるように前記放射線治療装置を制御する制御装置とを具備し、
前記治療計画選択装置は、前記解析装置が前記透過画像での前記患部位置の判別ができなくなるときに前記非追尾治療計画を選択し、
前記制御装置は、放射線が前記患部を追尾するように前記放射線治療装置を制御している最中に前記治療計画選択装置が前記非追尾治療計画を選択したときに、放射線が前記患部を動体追尾しないで放射線が前記患部に照射されるように前記放射線治療装置を制御する放射線治療計画装置。

【請求項2】

請求項1において、
前記追尾治療計画と前記非追尾治療計画とは、それぞれ、照射回数とそれぞれの照射回数時における累積照射量が示されており、

前記治療計画選択装置は、前記累積照射量に基づいて今回放射する放射線照射量を指示し、

前記制御装置は、前記放射線照射量の放射線が前記患部に照射されるように前記放射線治療装置を制御する

放射線治療計画装置。

【請求項 3】

被検体の透過画像に基づいて患部位置を解析するステップと、

治療計画選択装置が追尾治療計画を選択したときに前記患部位置に基づいて放射線が患部を動体追尾するように放射線治療装置を制御するステップと、

前記治療計画選択装置が非追尾治療計画を選択したときに放射線が前記患部を動体追尾しないで放射線が前記患部に照射されるように前記放射線治療装置を制御するステップと

10

、放射線が前記患部を追尾するように前記放射線治療装置を制御している最中に前記治療計画選択装置が前記非追尾治療計画を選択したときに、放射線が前記患部を動体追尾しないで放射線が前記患部に照射されるように前記放射線治療装置を制御するステップとを具備し、

前記治療計画選択装置は、前記透過画像での前記患部位置の判別ができなくなったときに前記非追尾治療計画を選択する

放射線治療計画法。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、2種類の治療計画をリンクさせて放射線を照射する放射線治療装置および放射線治療計画法に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線治療においては、患者の患部（癌病巣部）に照射する放射線の照射精度を上げ、また、患部以外の正常な細胞組織に放射線が照射されるのを防ぐため、患者の呼吸等によって移動する患部を動体追尾しながら、患部に放射線を照射することが行われてきた。これにより、1回の照射治療で患部に照射される放射線量を増やし、逆に周囲にある正常な細胞組織に照射される照射量を極力減らすことができる。そして、患部に対する照射治療の回数を減らすことができる。その結果、患者の身体的負担を軽減できるほか、正常な細胞組織に対する放射線照射の影響を最小限に抑えることができる。

30

【0003】

従来の放射線治療装置の全体構成を図1に示す。従来の放射線治療装置1は、患者Pを寝かせる治療用寝台9と、治療用の放射線を放射する放射線発生装置2および患者Pの体内にある患部

の位置を確認するための透視画像を取得するための複数の放射線源13a、13bおよび検出器14a、14b（イメージャ）とを備えている。

【0004】

40

放射線治療装置1のシステム全体は、後に述べるアイソセンタ10を原点として座標系が設定されている。そして、放射線発生装置2から放射される放射線の放射線軸Aは、このアイソセンタ10を原点とする座標系で位置制御される。

【0005】

治療用の放射線を放射する放射線発生装置2と、患者Pの体内にある患部の位置を確認するための複数の放射線源13a、13bおよび検出器14a、14b（イメージャ）は、ガイド3の円柱内に内接されて回転軸Gまわりに360度回転自在な回転部材15に配設されている。ガイド3は、その両支持軸を支持部材4に嵌合されており、支持部材4に配設されている駆動モータ4aの駆動により傾倒軸11まわりに回転自在である。回転軸Gと傾倒軸11とは直交関係にある。ガイド3の円筒面が垂直向きになるときに、放射線発生

50

装置 2 は図 1 に見られるように、ガイド 3 の円柱の中心を通る垂線上に可動部材 5 を介して配設される。また、複数の放射線源 1 3 a、1 3 b および検出器 1 4 a、1 4 b (イメージャ) は、放射線発生装置 2 に対して対象となる回転部材 1 5 上の位置に配設され、それぞれの放射線放射軸 E、F は、ガイド 3 の円柱の中心に向けられる。

【 0 0 0 6 】

放射線発生装置 2 は、既述したように可動部材 5 を介して回転部材 1 5 に搭載されており、可動部材 5 は直交する回転軸 C および D の 2 軸方向に対して回転自在である。このため、放射線発生装置 2 の放射線放射軸 A は V および U 方向に対して微動され、放射線の放射軸 A の指向方向が調整される。また、放射線発生装置 2 の放射線放射軸 A が V および U 方向に対して微動されることにより、放射線発生装置 2 から照射される放射線の照射対象である患者 P の患部に対する動体追尾がなされる。

10

【 0 0 0 7 】

イメージャの放射線源 1 3 a および 1 3 b の放射線軸 E および F がアイソセンタ 1 0 を通るように微調整される。また、イメージャの検出器 1 4 a および 1 4 b は、回転部材 1 5 に常に配設されている。これにより、放射線の照射対象である患者 P の患部は、イメージャによりリアルタイムでモニタされる。

【 0 0 0 8 】

以下に、患者 P の患部に放射線を動的追尾照射するため、患者 P の患部中心に放射線発生装置 2 の放射線軸 A を追尾させる手順を説明する。

【 0 0 0 9 】

放射線治療前に X 線 CT スキャナー (Computed Tomography Scanner) により患者の患部近傍の CT 断層像が撮影される。この CT 画像に基づき、患部に照射される放射線の方向、照射範囲および放射線量が決められて治療計画が作成される。治療計画が作成されると、コンピュータにより線量分布シミュレーションが実行され、患部と臓器部分における放射線吸収量が算出される。シミュレーションにより、患部における放射線量が十分かどうかの確認が行われ、問題が無ければ放射線治療の段階となる。また、放射線治療実施時の位置照合のために、上記 CT 画像に基づき DRR (Digital Reconstructed Radiograph) 画像が再構成される。

20

【 0 0 1 0 】

放射線治療においては、図 1 に示されているように患者 P が治療用寝台 9 上に寝かされて固定される。治療用寝台 9 が患者 P の患部中心をアイソセンタ 1 0 に概略一致させるように移動調整される。患者 P の患部がおおよそアイソセンタ 1 0 に設定されると、イメージャの放射線源 1 3 a、1 3 b から透視画像取得のための放射線がそれぞれ放射線軸 E、F に沿って放射され、患者 P の患部領域の画像がリアルタイムでイメージャの検出器 1 4 a および 1 4 b により取得される。取得されたイメージャの画像は解析装置 7 に入力される。解析装置 7 には、既に治療計画時に作成されて患部の位置情報を備えた DRR 画像が入力されている。DRR 画像における患部の位置と取得された現在のイメージャ画像との相対位置関係から、現在の患部がアイソセンタ 1 0 に対してどの位ズレているのかが算出される。算出された患部とアイソセンタ 1 0 とのズレ量のデータは解析装置 7 から制御装置 8 へ入力される。制御装置 8 は、入力されたズレ量のデータに基づいて、放射線発生装置 2 の放射線放射軸 A を V および U 方向に微動することにより、放射線発生装置 2 から照射される放射線の患部に対する動体追尾がなされる。

30

40

【 0 0 1 1 】

実際の放射線治療時には、さらに患者 P の呼吸等に起因する患部の動きが加わる。患者 P の呼吸等による患部の動きは ± 20 mm 程度あり、この動きを追尾するため、放射線発生装置 2 の放射線放射軸 A が V および U 方向に対して微動され、上記患者 P の呼吸等に起因する患部の動きに対する動的追尾が行われている。

【 0 0 1 2 】

また、放射線治療では、放射線により体内の腫瘍細胞を死滅させることが目的ではあるが、照射対象である患部周辺の正常な組織も放射線の被曝の影響を受ける。そこで、正常

50

細胞の回復効果により被爆による副作用を低減するために、腫瘍細胞を死滅させるに十分な線量を1度に照射するのではなく、数回～数十回に分割して、毎日または数日おきに照射を行う手法が一般的に行われている。

【0013】

しかしながら、患部を放射線源13a、13bおよび検出器14a、14b（イメージャ）による透視画像で判別し、照射対象である患部の移動を追尾しながら照射を行う動体追尾照射においては、分割した治療を行っていく過程において、治療により患部が縮小した場合に、透視画像で患部を判別できなくなるため、動的追尾照射が続行できなくなる。その場合には、一般に行われているように、呼吸等による患部の移動範囲全てを患部と考えて立案した治療計画に基づき照射を行う。この治療計画の立案は、患部周辺の被爆量を低減しながら、患部に必要な線量を集中させるために、複数照射方向最適化する作業であり、その立案には数日を要する。しかしながら、治療途中の患者に対して中断期間を置くと、放射線により縮小した腫瘍が回復するため、前述のような状況が発生した場合には、すぐに別の治療計画に切り替えられるように、あらかじめ代替となる治療計画を立案しておく必要がある。さらに、この2種類の治療計画は、同一の人体を対象としたものであるため、事前に動的追尾照射を行った分の影響を考慮して治療計画を切り替えなければ、正常細胞が許容できる放射線線量をオーバーして照射する可能性があり、放射線による副作用が発生する危険性がある。

10

【0014】

このような技術に関連して、以下に示すような提案がなされている。

20

【0015】

特開2001-327514号公報に開示されている「放射線治療計画装置及び放射線治療計画法」では、被検体にX線を曝射することにより取得される画像に基づいて放射線治療の計画を策定する放射線治療計画装置において、被検体に関する位相データの相違に応じた複数の画像を生成する画像生成手段と、画像に対し、当該画像上に存在する目標部位に対するターゲット形状を設定・入力する手段と、位相データの相違に応じた複数の画像及びターゲット形状を重畳表示する画像表示手段とを有している放射線治療計画装置が提案されている。

【0016】

【特許文献1】特開2001-327514号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

本発明の目的は、動的追尾を行う放射線治療装置において、患部が認識できないために治療を続けられなくなった場合に、過去に照射した放射線量を考慮して、新規の治療計画への切り替えを実施することにより、患者に照射する放射線量を確実に把握し、過大な放射線の照射による副作用を防止する放射線治療装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0018】

以下に、[発明を実施するための最良の形態]で使用する番号・符号を括弧付きで用いて、課題を解決するための手段を説明する。これらの番号・符号は、[特許請求の範囲]の記載と[発明を実施するための最良の形態]の記載との対応関係を明らかにするために付加されたものであるが、[特許請求の範囲]に記載されている発明の技術的範囲の解釈に用いてはならない。

40

【0019】

本発明の放射線治療装置(10)は、放射軸(A)に沿って放射線を出射する放射線発生装置(20)と、アイソセンタ(100)を通る放射軸(E, F)に沿って放射線を出射する複数の透視画像用放射線発生装置(130a、130b)と、複数の透視画像用放射線発生装置(130a、130b)のそれぞれに対応してアイソセンタ(100)に対して対称となる位置に配置される複数の検出器(140a、140b)と、治療計画時画

50

像における照射対象の位置情報を保持し、複数の検出器（140a、140b）により検出された照射対象近傍の検出画像の画像情報と治療計画時画像における照射対象の位置情報とを照合することにより、検出画像における照射対象位置を判別する画像照合装置（200）と、検出画像における照射対象位置に基づき、照射対象位置とアイソセンタ（100）との相対位置を演算する解析装置（80）と、照射対象位置とアイソセンタ（100）との相対位置情報に基づき、照射対象の中心へ照射軸移動し、設定された治療計画に基づいて放射線を出射するように放射線発生装置（20）を制御する制御装置（80）とを備える。

【0020】

また、本発明の放射線治療装置（10）に係わる治療計画は、動的追尾治療計画、または非追尾治療計画である。

10

【0021】

また、本発明における放射線治療装置（10）は、さらに、複数の治療計画候補を保持し、治療計画候補のうちから治療計画を選択する治療計画選択装置（300）を備える。

【0022】

また、本発明の治療計画選択用プログラムは、放射線治療装置（10）に備えられて制御装置（80）に対して選択対象となる治療計画に基づいた放射線の出射制御を行わせるための治療計画選択用プログラムであって、放射線治療装置（10）に備えられている治療計画選択装置（300）はバスライン（300c）に接続されたCPU（300a）とRAM（300b）とを有し、RAM（300b）には治療計画選択用プログラムが収納され、CPU（300a）によりバスライン（300c）を介して治療計画選択用プログラムが読み込まれ、読み込まれた治療計画選択用プログラムがCPU（300a）により実行されて制御装置（80）に対して選択対象となる治療計画に基づいた放射線の出射制御をさせる。

20

【0023】

また、本発明の放射線治療計画法は、予め、放射線発生装置（20）と、複数の透視画像用放射線発生装置（130a、130b）と、複数の透視画像用放射線発生装置（130a、130b）のそれぞれに対応してアイソセンタ（100）に対して対称となる位置に配置される複数の検出器（140a、140b）と、治療計画時画像における照射対象の位置情報を保持する画像照合装置（200）と、解析装置（70）と、制御装置（80）と、複数の治療計画候補を保持する治療計画選択装置（300）とを備える放射線治療装置（10）において、治療計画選択装置（300）が治療計画候補のうちから治療計画を選択するステップと、複数の検出器（140a、140b）で照射対象近傍の画像を検出するステップと、画像照合装置（200）において検出画像の画像情報を治療計画時画像における照射対象の位置情報に照合して検出画像における照射対象の位置を測定するステップと、解析装置（70）において検出画像における照射対象のアイソセンタ（100）からの相対位置を算出するステップと、制御装置（80）が、照射対象のアイソセンタ（100）からの相対位置情報に基づき照射対象の中心へ放射線発生装置から照射される放射線の照射軸を移動するステップと、治療計画に基づいて制御装置（80）が放射線発生装置を制御するステップとを備える。

30

40

【0024】

また、本発明の放射線治療計画法に係わる複数の治療計画は、動的追尾治療計画および非追尾治療計画である。

【0025】

また、本発明の放射線治療計画法に係わる治療計画時画像はDRR画像であり、検出画像は透視画像である。

【0026】

また、本発明の放射線制御方法に係わる治療計画時画像はDRR画像であり、検出画像はCT画像である。

【0027】

50

また、本発明の放射線制御方法に係わる治療計画時画像は3次元DRR画像であり、検出画像はDRR画像である。

【0028】

また、本発明に係わる放射線制御方法においては、検出画像の照射対象の状態に基づいて治療計画選択装置(300)により選択される治療計画が決められる。

【発明の効果】

【0029】

本発明により、治療に必要な線量を確実に照射対象に照射することができる放射線照射装置および放射線治療計画法を提供することができる。

【0030】

また、本発明により、照射対象の周辺臓器の吸収線量を把握することが出来、放射線による副作用の発生を低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

添付図面を参照して、本発明による放射線治療装置および放射線治療計画法を実施するための最良の形態を以下に説明する。

【0032】

本発明は、放射線発生装置からの放射線を照射対象に照射する際に、照射対象のサイズに基づいて動的追尾照射するか、あるいは非追尾照射するか判断し、この2種類の照射形態に基づく2種類の治療計画(照射計画)をリンクさせて放射線を照射する。これにより、必要な線量を確実に照射対象に照射することのできる放射線治療装置および放射線治療計画法(放射線照射計画法)に係わるものである。

【0033】

(本発明の実施形態)

本発明の実施形態に係わる放射線治療装置の全体構成を図2に示す。本実施の形態の放射線治療装置10は、患者Pを寝かせる治療用寝台90、治療用の放射線を放射する放射線発生装置20、患者Pの体内にある患部の位置を確認するための透視画像取得用の複数の放射線源130a、130bおよび検出器140a、140b(イメージャ)、イメージャにより取得された透視画像の患部位置座標を測定する画像照合装置200、画像照合装置200により測定された患部の現在位置とアイソセンタ100との相対位置を演算する解析装置80、解析装置80により演算された患部の現在位置とアイソセンタ100との相対位置に基づき患部および放射線発生装置20の放射線軸Aとの位置合わせをする制御装置80、そしてイメージャにより取得される透視画像で判別される患部領域の大きさによって、治療計画を動的追尾計画と通常非追尾計画との間で選択する治療計画選択装置300を備えている。また、放射線発生装置20には、動的追尾照射のできる駆動機構が備えられている。

【0034】

放射線治療装置10のシステム全体は、後に述べるアイソセンタ100を原点として座標系が設定されている。そして、放射線発生装置20から放射される放射線の放射線軸Aは、このアイソセンタ100を原点とする座標系で位置制御される。また、患者Pの患部も放射線照射時にアイソセンタ100にその中心が来るように位置合わせが行われる。

【0035】

治療用の放射線を放射する放射線発生装置20と、患者Pの体内にある患部の位置を確認するための複数の放射線源13a、13bおよび検出器140a、140b(イメージャ)とは、ガイド30の円枠内に内接されて回動軸Gまわりに360度回動自在な回転部材150に配設されている。ガイド30は、その両支持軸を支持部材40に嵌合されており、支持部材40に設置されている駆動モータ40aの駆動により傾倒軸110まわりに回動自在である。回動軸Gと傾倒軸110とは直交関係にある。ガイド30の円筒面が垂直向きのときに、放射線発生装置20は図2に見られるように、ガイド30の円枠の中心を通る垂線上に可動部材50を介して配設され、放射線発生装置20の放射線放射軸Aは

10

20

30

40

50

ガイド 30 の円柱の中心に向けられる。また、複数の放射線源 130 a、130 b および検出器 140 a、140 b は、放射線発生装置 20 に対して対象となる位置に配設され、それぞれの放射線放射軸 E、F は、放射線発生装置 20 の放射線放射軸 A と同様にガイド 30 の円柱の中心に向けられる。

【0036】

放射線発生装置 20 は、既述したように可動部材 50 を介して回転部材 150 に搭載されており、可動部材 50 は直交する回転軸 C および D の 2 軸方向に対して回転自在である。このため、放射線発生装置 20 の放射線放射軸 A は V および U 方向に対して微動され、放射線の放射軸 A の指向方向が可動である。

【0037】

また、本実施の形態においては、回転軸 C および D のそれぞれに駆動部 50 a および 50 b が設置されている。これにより、放射線発生装置 20 から照射される放射線放射軸 A は、照射対象である患部に対して U 方向および V 方向に動的追尾が行われる。

【0038】

上記したアイソセンタ 100 は、ガイド 30 の円柱の中心軸 G と傾倒軸 110 との交点に設定されており、放射線発生装置 20 の放射線放射軸 A、イメージャの放射線源 130 a および 130 b からの放射線放射軸 E、F は全てこのアイソセンタ 100 において 1 点に交わる。

【0039】

イメージャの検出器 140 a および 140 b については、回転部材 150 に常に配設されているため、患者 P の患部はイメージャによりリアルタイムでモニタされる。また、回転部材 150 を回転軸 G まわりに回転させて複数の角度から透視画像が取得されることにより、患部の CT 画像を構成することができる。さらに、複数の CT 画像から DRR (Digital Reconstructed Radiograph) 画像が再構成される。

【0040】

以下に、本実施の形態に係わる放射線治療計画法に基づき、放射線治療装置 10 により患者 P の患部に放射線を照射する手順について説明する。

【0041】

放射線治療前に、X 線 CT スキャナ (Computed Tomography Scanner) により患者 P の患部近傍の CT 断層像が撮影される。この CT 画像により、患者 P の患部の位置や状況が診断され、患部に照射される放射線の方向、照射範囲および放射線量が決められて治療計画が作成される。また、撮影された複数の CT 画像を元に、指定された臓器および患部 (癌病巣部) の DRR (Digital Reconstructed Radiograph) 画像が作成される。治療計画が作成されると、コンピュータにより線量分布シミュレーションが実行され、患部と臓器部分における放射線吸収量が算出される。シミュレーションにより、患部における放射線量が十分かどうかの確認が行われ、問題が無ければ放射線治療の段階となる。

【0042】

放射線治療においては、図 2 に示されているように患者 P が治療用寝台 90 上に寝かされて固定される。治療用寝台 90 が患者 P の患部をアイソセンタ 100 に位置させるように移動調整される。患者 P の患部がおおよそアイソセンタ 100 に設定されると、イメージャの放射線源 130 a、130 b から透視画像取得のための放射線がそれぞれ放射線軸 E、F に沿って放射され、患者 P の患部領域の画像がリアルタイムでイメージャの検出器 140 a および 140 b により取得される。取得されたイメージャの画像情報は、画像照合装置 200 に入力される。画像照合装置 200 には、既に治療計画時に作成された DRR の画像情報が入力されている。画像照合装置 200 において、DRR 画像における患部の位置と、今回取得された透視画像における患部対応部位とが照合される。そして、今回取得された透視画像の患部位置が判別されて、患部の位置座標が測定される。

【0043】

10

20

30

40

50

本実施の形態においては、放射線源 130 a、130 b および検出器 140 a、140 b (イメージャ) を回転部材 150 により回転軸 G まわりに回転させながら患部領域の透視画像を撮影することにより、イメージャによる患部領域の CT 画像を構成することができる。さらに、複数の CT 画像により、DRR 画像を再構成することができる。イメージャによる CT 画像および DRR 画像を、患部位置の記録された治療計画時における DRR 画像と照合することにより、現状における更に詳細な患部位置が判別される。

【0044】

測定された患部の位置座標の座標データは、解析装置 70 に入力される。解析装置 70 において、現在の患部がアイソセンタ 100 に対してどの位ズレているのかが算出される。算出された患部とアイソセンタ 100 とのズレ量のデータは解析装置 70 から制御装置 80 へ入力される。制御装置 80 は、入力されたズレ量のデータに基づいて、軸 U、V まわりに放射線放射軸 A をリアルタイムで患部中心へ移動させる。

10

【0045】

本実施の形態においては、さらに治療計画選択装置 300 が備わっており、この治療計画選択装置 300 から制御装置 80 に対して動的追尾治療計画および通常の非追尾治療計画の 2 種類の治療計画のいずれか 1 つの治療計画に対応した選択信号が送信される。制御装置 80 で通常の非追尾治療計画に対応した信号が受信されると、治療用寝台 90 の位置、ガイド 30 の傾倒軸 110 の角度および回転部材 150 のガイド 30 に対する相対位置を適宜最適な組み合わせで移動調整することにより、リアルタイムで患部中心をアイソセンタ 100 に移動させる制御が行われる。また、制御装置 80 で動的追尾治療計画に対応した信号が受信されると、さらに、呼吸等に伴う患部の動きとアイソセンタ 100 の位置合わせをするために、放射線発生装置 20 の放射線放射軸 A は V および U 方向に対して駆動され、放射線の放射線放射軸 A は動体患部に対して動的追尾される。図 3 (a) に、放射線治療における動的追尾照射の無い場合の患部に対する照射野の模式図を示す。また、図 3 (b) に、動的追尾照射する場合の患部に対する照射野の模式図を示す。図 3 (a) および (b) に示されているように、動的追尾照射する場合の患部に対する照射野の方が、動的追尾照射の無い場合の患部に対する照射野よりも、より患部のみに対して放射線を照射することが出来る。このため、動的追尾照射が可能である場合には、動的追尾照射による放射線治療の方が、患部のみに強めの放射線を照射して治療回数を減らせるほか、患部周縁部の正常な細胞組織に対する放射線による副作用を減らすことができる。

20

30

【0046】

実際の放射線治療時には、放射線治療の回数が増えていくに連れ、患部領域が小さくなり、ついにはイメージャによる透視画像での判別ができなくなる。判別できなくなった患部に対しては、動的追尾照射することができず、治療計画選択装置 300 から制御装置 80 に通常の非追尾治療計画に基づく照射を選択する信号が送信される。この際、治療計画選択装置 300 はバスライン 300 c に接続された CPU 300 a と RAM 300 b とを有し、RAM 300 b には動的追尾治療計画および通常治療計画の 2 種類の治療計画をリンクさせた放射線治療計画が収納されている。CPU 300 a によりバスライン 300 c を介して上記放射線治療計画が読み込まれる。CPU 200 a は、そのときに設定されている治療計画の種類と今回の照射回数に基づき、制御装置 80 に対して治療計画の種類と今回放射する放射線照射量とを指示するデータを送信する。

40

【0047】

図 4 に、本実施の形態における動的追尾治療計画および通常治療計画 (通常の非追尾治療計画) の 2 種類の治療計画をリンクさせた放射線治療計画が示されている。放射線治療計画には、照射回数と、それぞれの照射回数時における動的追尾治療計画および通常治療計画に基づく累積照射量が示されている。

【0048】

放射線治療初期の、患部領域の大きい時期には動的追尾治療計画に則って照射が行われる。図 4 において、例えば 6 回目の放射線治療においてイメージャによる透視画像で患部領域の判別ができなくなったと仮定する。6 回目の動的追尾治療計画に基づく放射線治療

50

の次の照射線治療からは、治療計画選択装置300から制御装置80へ送信される選択信号により、通常治療計画に基づくものへと切り替えられる。6回目の照射線治療終了時において、動的追尾治療計画による患部に対する累積照射量は600cGyであり、この累積照射線量に対応するのは通常治療計画における7回目(累積照射量560cGy)、あるいは8回目(累積照射量640cGy)である。この通常治療計画における7回目(累積照射量560cGy)、あるいは8回目(累積照射量640cGy)のどちらの照射回数に移行されるのかについては、患部の治癒状況に応じてその都度判断される。そして、通常治療計画に基づき、患部に対する累積照射量が治療計画時に規定された量に達すると、放射線治療は終了する。

【0049】

10

本実施の形態により、治療に必要な線量を確実に患部領域のみに照射することができる。また、動的追尾治療計画および通常治療計画の2種類の治療計画をリンクさせた放射線治療計画に基づいて放射線治療を実施するため、患部および患部周辺臓器の吸収線量を正確に把握することが出来、放射線による副作用の発生を低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】従来の放射線治療装置を示す斜視図である。

【図2】本発明の実施の形態に係わる放射線治療装置を示す斜視図である。

【図3】本発明の実施の形態に係わる(a)動的追尾照射の無い場合の患部に対する照射野の模式図である。(b)動的追尾照射する場合の患部に対する照射野の模式図である。

20

【図4】本発明の実施の形態に係わる放射線治療計画法に基づく放射線治療計画(動的追尾治療計画および通常治療計画の2種類の治療計画をリンクさせたもの)を示す図である。

【符号の説明】

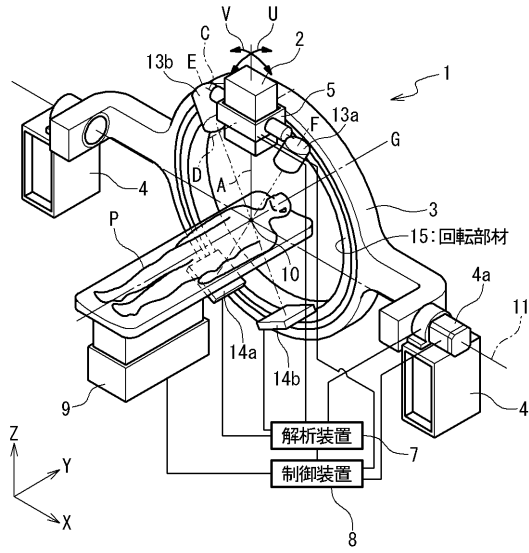
【0051】

- 1、10...放射線治療装置
- 2、20...放射線発生装置
- 3、30...ガイド
- 4、40...支持部材
- 4a、40a...駆動用モータ
- 5、50...可動部材
- 7、70...解析装置
- 8、80...制御装置
- 9、90...治療用寝台
- 10、100...アイソセンタ
- 11、110...傾倒軸
- 13a、13b、130a、130b...放射線源
- 14a、14b、140a、140b...検出器
- 15、150...回転部材
- 50a...C軸まわり駆動部
- 50b...D軸まわり駆動部
- 200...画像照合装置
- 300...治療計画選択装置
- 300a...CPU
- 300b...RAM
- 300c...バスライン
- A、E、F...照射軸
- C、D、G...回動軸
- U、V...首振り方向

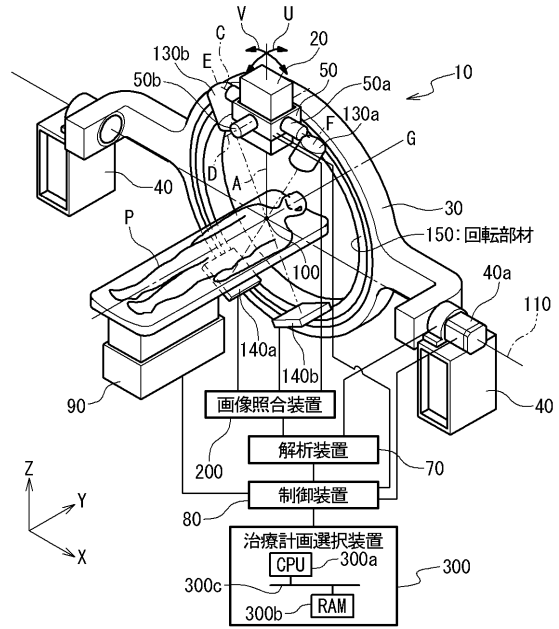
30

40

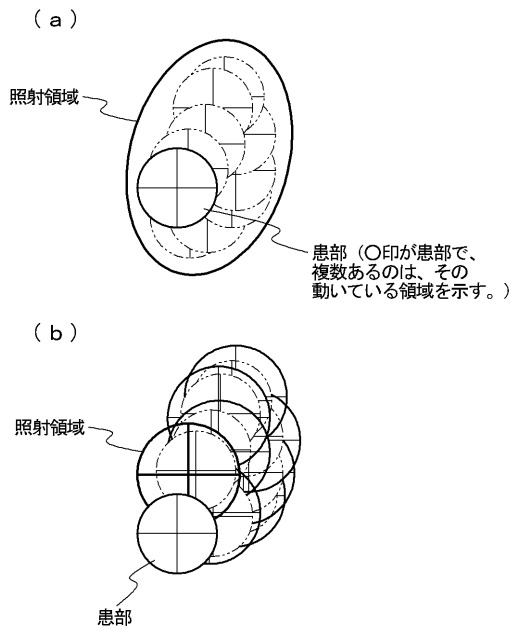
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

照射回数	動的追尾治療計画 による累積照射量(cGr) ※1回の照射量は100cGr	通常治療計画 による累積照射量(cGr) ※1回の照射量は80cGr
1	100	80
2	200	160
3	300	240
4	400	320
5	500	400
6	600	480
7	700	560
8	800	640
9	900	720
10	1000	800
11	1100	880
12	1200	960
13	1300	1040
14	1400	1120
15	1500	1200
16	1600	1280
17	1700	1360
18	1800	1440
19	1900	1520
20	2000	1600
21	2100	1680

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08 - 164217 (JP, A)
特開2004 - 097646 (JP, A)
特開2004 - 166975 (JP, A)
特開平07 - 255719 (JP, A)
特表2003 - 522576 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 N	5 / 1 0
A 6 1 B	6 / 0 0