

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4225614号
(P4225614)

(45) 発行日 平成21年2月18日 (2009.2.18)

(24) 登録日 平成20年12月5日 (2008.12.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

A 6 1 N 5/10

P

G 2 1 K 1/02 (2006.01)

G 2 1 K 1/02

R

請求項の数 9 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平10-271805

(22) 出願日 平成10年9月25日 (1998.9.25)

(65) 公開番号 特開平11-169471

(43) 公開日 平成11年6月29日 (1999.6.29)

審査請求日 平成17年9月22日 (2005.9.22)

(31) 優先権主張番号 08/936299

(32) 優先日 平成9年9月25日 (1997.9.25)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 593063105

シーメンス メディカル ソリューション
ズ ユーエスエー インコーポレイテッド
Siemens Medical Sol
utions USA, Inc.アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マル
ヴァーン ヴァレー ストリーム パーク
ウェイ 5151 Valley Stream Pa
rkway, Malvern, PA 19
355-1406, U. S. A.

(74) 代理人 100061815

弁理士 矢野 敏雄

(74) 代理人 100094798

弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線源から物体に放射線を照射する装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線源から物体へ放射線を照射する装置であって、

前記物体上に所定の放射線フィールドを画定する手段と、

前記画定手段に結合され、照射すべき前記フィールドの所定の数を指定する手段と、

前記指定手段に結合され、前記画定手段を制限する手段と、を有し、

前記制限手段は前記所定の放射線フィールドの照射を最適化する手段を有し、

前記最適化手段は、前記画定手段によって画定された前記所定の放射線フィールドに基づき、処方線量体積ヒストグラムを算出する手段を有していることを特徴とする、

放射線源から物体に放射線を照射する装置。

10

【請求項 2】

前記画定手段が、1つ又は複数の、放射線源からの放射線を阻止可能なプレートを有する、請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

前記画定手段が複葉コリメータを含む、請求項 2 記載の装置。

【請求項 4】

前記指定手段が、前記 1 又は複数のプレートの 1 つか複数の設定を指定するよう構成されている、請求項 1 記載の装置。

【請求項 5】

前記指定手段が、前記物体に照射する線量を規定する第 1 の線量体積ヒストグラムを指

20

定する手段を含む、請求項 1 記載の装置。

【請求項 6】

前記最適化手段が、前記算出された処方線量体積ヒストグラムと、前記第 1 の線量体積ヒストグラムとを比較する、請求項 5 記載の装置。

【請求項 7】

前記制限手段が、前記算出された処方線量体積ヒストグラムが前記第 1 の線量体積ヒストグラムの所定の値内にあれば、放射線を前記算出された処方線量体積ヒストグラムに従って照射する手段を含む、請求項 6 記載の装置。

【請求項 8】

前記最適化手段が、シミュレートされたアニーリングを用いて前記最適化を行うよう構成されている、請求項 1 記載の装置。

【請求項 9】

放射線源から放射線を物体に対して照射する装置であって、該装置は前記物体に照射する線量を規定する処方線量体積ヒストグラムを指定するよう構成されており、該装置はさらに、

前記物体上に所定の放射線フィールドを画定する手段と、

前記処方線量体積ヒストグラムに応じて放射線照射を特定する手段と、

前記画定手段によって画定された前記所定の放射線フィールドに基づき、前記特定する手段に応じて、前記処方線量体積ヒストグラムに近似する算定線量体積ヒストグラムを決定する手段と、

前記算定線量体積ヒストグラムが、前記物体に照射する線量を規定する第 1 の線量体積ヒストグラムの所定の値内にあれば、前記算定線量体積ヒストグラムに従って放射線照射を行う手段とを有した、

放射線源から放射線を物体に対して照射する装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は放射線照射装置に関し、より詳細には放射線治療を能率的に行うための装置と方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

放射線照射装置は公知であり、例えば患者の放射線治療用装置として使用されている。放射線治療装置は一般的に、治療中に水平回転軸を中心として回転可能なガントリを有する。ガントリ内には線形加速器が配設され、治療用の高エネルギー放射線ビームを発生する。この高エネルギー放射線ビームは例えば電子ビーム又は光子（X 線）ビームである。治療中、放射線ビームはガントリ回転の等角点に横たわる患者の一定の領域に向けられる。

【0003】

物体に対して照射される放射線を制御するために、プレート装置やコリメータ等によるビーム遮蔽装置が、典型的には放射線源と物体間の放射線ビームの軌跡内に置かれる。プレートによるビーム遮蔽装置は例えば 4 枚のプレートから構成され、それらによって放射線ビームの開口が規定される。コリメータは例えば複数の比較的薄いプレートないしロッド等の薄片から構成されるビーム遮蔽装置であり、該薄片は通常互いに対向する薄片対として配置される。プレート自体は比較的高密度で放射線に対して不透過性の材料から形成され、一般的には個別に位置を変化させて放射線ビームの境界を画定することができるようになっている。

【0004】

ビーム遮蔽装置は、所定量の放射線が照射されるフィールドを対象物上に規定する。通常の治療フィールド形状によれば 3 次元の治療体積が得られる。該体積には正常な組織部分も含まれるため、腫瘍に与えることのできる線量が制限される。腫瘍に照射される線量を増大させるには、照射される正常な組織の量を減らし、正常な組織に対する照射量を減ら

10

20

30

40

50

す必要がある。どの程度腫瘍の周囲ないし上側にある器官に対する放射線照射を避けることができるかにより、腫瘍に照射される線量が決定される。

【 0 0 0 5 】

放射線治療装置による放射線照射は放射線腫瘍学者により処方され了承される。処方例えば特定の体積と該体積に対する許容照射レベルを定義したものである。放射線装置の実際の操作は通常セラピストにより行われる。セラピストが放射線腫瘍学者により処方された放射線治療を実際に行う際、放射線照射装置はその特定の治療を実行するようプログラムされる。治療のプログラミングの際、セラピストは実際の放射線出力を考慮し、プレート配置開口に基づいて線量を調節することにより、対象物の所望の深さにおける所定の放射線治療を達成する。

10

【 0 0 0 6 】

放射線セラピストにとって問題となるのは、いかにして最適なフィールド数と照射強度レベルを決定し、線量体積ヒストグラムを最適化するかということである。線量体積ヒストグラムは特定の体積に照射されるべき放射線の累積放射線レベルを規定する。典型的な最適化装置では、放射線腫瘍学者の処方、又は照射線量の3次元規格を考慮することにより線量体積ヒストグラムが最適化される。そのような最適化装置では、3次元体積がセルに分割され、個々のセルにより特定の照射放射線レベルが規定される。最適化装置は強度マップを出力する。強度マップは該マップ内の個々のセルにおける強度を変化させることにより決定される。強度マップは個々のセルにおける所望の（最適化された）強度レベルを規定する任意の数を指定する。フィールドは静的又は動的に変調を加えることによりフィールド内の個々の点毎に異なる累積線量が受け取られるようにすることができる。一旦放射線が強度マップに従って照射されると、個々のセルにおける蓄積線量、すなわち線量体積ヒストグラムは処方に可能な限り対応するのが理想である。しかし、上記のような最適化装置においてはビーム遮蔽装置自体が考慮されないため、出力強度マップは単に特定のセルに照射されるべき線量のレベルを表す。

20

【 0 0 0 7 】

より詳細には、最適化ルーチンにより一旦個々のセルにおける複数の強度レベルが規定されると、ビーム遮蔽装置の設定を出力フィールド数に従って選択しなければならない。しばしば、このようなルーチンの出力が規定するフィールド数はとてつもない照射時間を必要としたり、ビーム遮蔽装置によって物理的に達成不可能であったりする。従って実現可能な線量を得るためには、強度レベル又はフィールド数を減らす必要があり、その結果線量体積ヒストグラムの質が低下する。薄片位置を能率的に配列して強度マップに従った線量を照射可能にする方法は公知である（米国特許第5 6 6 3 9 9 9号公報を参照）が、このような装置によっても線量体積ヒストグラムの質低下を避けることはできない場合がある。

30

【 0 0 0 8 】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の課題は装置の物理的制約を考慮することのできる放射線照射量決定装置及び方法を提供することである。

【 0 0 0 9 】

40

【課題を解決するための手段】

本発明によれば上記課題は以下の様な構成を有した方法及び装置により解決される。即ち本発明によれば、1つか複数の最適化された強度マップの決定後に任意の数のビーム遮蔽装置設定を決めるのではなく、最適化放射線治療を決定する際にビーム遮蔽装置の物理的特性が考慮される。これら物理的特性は例えば実現可能なプレート及び/又はコリメータの配置を含む。従ってフィールドに対するフィールド及び強度レベルの最適な組み合わせが選択され、実際の装置に最適化されたビーム遮蔽装置設定のシーケンスが出力される。

【 0 0 1 0 】

本発明の実施例の1つでは、使用者が任意の数のビームとコリメータ及び/又はプレート

50

フィールドを選択する。使用者は又、個々の対象体積に対する線量体積ヒストグラム即ち処方を選択する。ルーチンは次に個々のフィールドに対する薄片位置とフィールド強度の初期の組み合わせを選択する。この初期選択は薄片フィールドを腫瘍の形状に構成し、腫瘍体積の大きいところでは強度を高く選択することにより決定される。そして線量体積ヒストグラムが計算され、計算による線量体積ヒストグラムがいかに緊密に対象領域における特定された線量体積制約に一致するかを示す性能指数が決定される。引き続いて薄片位置と個々のフィールドにおけるフィールド強度が、シミュレーションによるアニーリング等の最適化アルゴリズムに従って変化され、性能指数が再び評価される。この動作は性能指数の向上が見られなくなるか、又は所定の閾値に達する時点まで繰り返される。そして個々のビームに対するフィールドが自動シーケンスにより構成され、薄片の移動量が低減される。

10

【 0 0 1 1 】

【 発明の実施の形態 】

図面、特に図 1 には本発明の実施例である放射線治療装置が示されており、概して番号 2 により参照される。放射線治療装置 2 は治療ヘッド 4 内に配設されたビーム遮蔽装置（図示しない）と、ハウジング 9 内の制御ユニット、及び本発明による治療ユニット 200 を有する。放射線治療装置 2 は治療中に水平回転軸 8 を中心として回転可能なガントリ 6 を含む。治療ヘッド 4 はガントリ 6 の突起部に固定されている。ガントリ 6 内には線形加速器が配設されており、治療に必要とされる高出力放射線を発生する。線形加速器から照射される放射線束の軸には参照番号 10 が付されている。治療には電子、陽子、その他の検出可能な放射線が利用できる。

20

【 0 0 1 2 】

治療中、放射線ビームは治療する患者等、ガントリ回転の等角点に横たわる物体 13 の領域 12 上に向けられる。ガントリ 6 の回転軸 8、治療テーブル 16 の回転軸 14、及びビーム軸 10 は等角点において交差する。

【 0 0 1 3 】

治療ヘッド 4 内のビーム遮蔽装置のプレートないし薄片は照射放射線ビームに対して実質的に不透過性である。これらコリメータ薄片ないしプレートは放射線源と患者間に配置され、フィールドの輪郭を画定する。このようにして、人体の健康な組織等の領域にさらされる放射線が最小限に抑えられるか、又は好適にはゼロにされる。プレートないし薄片は可動であるので、フィールド上の放射線分布が均一でなくとも良い（特定の領域に対してより高い線量を与えることができる）。さらに、ガントリを回転させることにより、患者を動かさずにビーム角度と放射線分布を変化させることができる。

30

【 0 0 1 4 】

放射線治療装置 2 はまた、中央治療処理ないし制御ユニット 200 を有する。該ユニットは典型的には放射線治療装置 2 からは離れて配置される。放射線治療装置 2 は通常別の部屋に置かれて放射線からセラピストを保護している。治療ユニット 200 は少なくとも 1 つの画像表示ユニットないしモニタ 70 等の出力装置と、キーボード 19 等の入力装置を有する。データはデータ記憶装置や、確認 / 記録ないし自動設定装置等のデータ担体を介しても入力できる。

40

【 0 0 1 5 】

治療処理ユニット 200 は通常はセラピストにより操作され、セラピストはキーボード 19 又は他の入力装置を使用して、放射線腫瘍学者の処方した放射線治療を実際に行う。セラピストは患者等に対して放射線腫瘍学者の処方に従って照射されるべき線量を規定するデータを治療ユニット 200 の制御ユニットに入力する。プログラムは別の入力装置、例えばデータ記憶装置を介して入力することもできる。様々なデータをモニタ 70 の画面上に治療前および治療中に表示できる。

【 0 0 1 6 】

図 2 には放射線装置 2 のブロック図と治療ユニット 200 の一部の詳細が図示されている。電子ビーム 1 は電子加速器 20 内で発生される。電子加速器 20 は電子銃 21、導波管

50

22、及び真空エンベロープないし案内マグネット23を含む。トリガ装置3はインジェクタトリガ信号を発生し、それらをインジェクタ5に供給する。これらインジェクタトリガ信号に基づいて、インジェクタ5はインジェクタパルスを発生し、該パルスは電子ビーム1を得るために加速器20内の電子銃21に供給される。電子ビーム1は導波管22により加速され案内される。この目的で、高周波源(図示しない)が設けられ、導波管22に供給される電磁界を発生するための無線周波数信号を供給する。インジェクタ5により放出され電子銃21により発射された電子はこの導波管22内の電磁界により加速され、電子ビーム1として電子銃21とは反対側の端部より出射される。電子ビーム1は次に案内マグネット23に入り、そこから軸10に沿って窓7を通して案内される。第2散乱フォイル15を通過後、ビームは遮蔽ブロック50の通路51を介して平面化フィルタ17に突入する。引き続きビームは測定チャンバ60に送られ、線量が測定される。散乱フォイルをターゲットで置き換える場合、放射線ビームはX線ビームである。この場合、平面化フィルタが用いられない場合もあるが、典型的には使用される。

【0017】

最後に、ビーム遮蔽装置401が放射線ビーム1の進路上に設けられており、それによって測定対象の照射フィールドが決定される。図示のように、ビーム遮蔽装置401は複数の対向するプレート41、42を含む。図では簡略化のために2つだけ示されている。実施例の1つでは、さらにプレートの対(図示しない)がプレート41、42に直交して配設される。プレート41、42は軸10に対して駆動ユニット43(図2ではプレート41に関してのみ示されている)により移動され、照射フィールドの寸法を変化させる。駆動ユニット43はプレート41、42に結合された電気モータを含み、該電気モータはモータ制御手段40により制御される。プレート41、42には位置センサ44、45がさらに結合されており、プレートの位置を検出している。前述のように、プレート装置401は多数の放射線遮蔽薄片を有する複葉コリメータ(MLC)により構成することもできる。

【0018】

そのような複葉コリメータを構成する薄片の詳細が図3に示されている。対向する薄片ないしロッドの対41a~41n、42a~42nはそれぞれモータないし駆動ユニット43a~43n、47a~47n、をそれぞれ有する。駆動ユニットはロッドないし薄片を駆動し治療フィールドから出し入れすることにより、所望のフィールド形状を形成する。ロッドないし薄片は比較的狭い幅を有し、等角点において0.5ないし1センチメートルの影を投射する。

【0019】

図2を再び参照して、モータ制御手段40が線量ユニット61に結合されている。線量ユニットは線量測定コントローラを有し、中央処理ユニット18に結合されている。中央処理ユニット16は所定の等線量曲線を達成するための放射線ビーム用の設定値を供給する。放射線ビームの出力は測定チャンバ60により測定される。設定値と実際値の偏差に応じて、線量制御ユニット61はトリガ装置3に信号を送り、該トリガ装置は公知の方法によりパルス繰り返し周波数を変化させ、設定値と放射線ビーム出力の実際値間の偏差を最小にする。このような放射線装置では、物体13により吸収される線量はコリメータ薄片の動きに依存する。

【0020】

中央処理ユニット18はセラピストにより放射線腫瘍学者の指示に従ってプログラムされ、本発明による最適化を実行することにより、放射線治療装置は処方された放射線治療を行う。放射線治療の実行はキーボード19を介して入力される。中央処理ユニット18はさらに、トリガ装置3を制御するための放射線の所望の値を発生する線量制御ユニット61に結合されている。トリガ装置3はパルス放射周波数その他のパラメータを、適当な公知の方法により適合させる。中央処理ユニット18はさらに制御ユニット76を有する。制御ユニット76はプログラムの実行及びコリメータプレート41、42の開閉を本発明に従って制御し、所望の強度プロファイルに対応する放射線を照射させる。

【 0 0 2 1 】

図 4 には放射線により治療される体積が 3 次元で示されている。体積 4 0 0 に照射されるべき放射線の量は体積全体にわたって均一というわけではない。典型的には、照射される放射線量は中心において最大であり、外側に行くに従って小さくなる。ただし、その変化は均一ではない。従って、例えばボクセル 4 0 0 a と 4 0 0 b に照射される放射線の量が異なることも有り得る。

【 0 0 2 2 】

放射線を特定の体積に照射するために、複数のビーム設定が典型的には使用される。例えば、図 4 には図 4 a の体積 4 0 0 の 2 次元スライスが示されている。一对の交差放射線ビーム 4 0 2 a , 4 0 2 b により、所定の線量が該体積に照射される。放射線は体積 4 0 0 d と 4 0 0 e に対して個々のビーム経路を介して照射され、ビーム 4 0 2 a と 4 0 2 b は斜線で示された領域 4 0 0 c 内で交差する。言うまでもなく放射線治療においては、処方された線量要求事項に可能な限り近い線量をボクセル 4 0 0 a , 4 0 0 b 等に照射することが要求される。治療最適化においては、この治療要件を達成するための最良の方法を決定することが必要である。図 4 b に示すように、強度プロファイル 4 0 4 、 4 0 4 b それぞれから特定のガントリ角度において投射される放射線ビーム 4 0 2 a , 4 0 2 b (強度プロファイルとは、スライスに対応する放射線の線上における放射線フィールドである) は線量体積ヒストグラム 4 0 4 a に影響を与える。ただし、個々のガントリ角度により照射されるべき複数の放射線フィールドを規定することもできる。フィールドはそれぞれ、特定のガントリ角度において所与の体積に照射されるべき複数のモニタ単位線量として定義される。複葉コリメータの各薄片により放射線ビームの外形が特定の角度において規定され、特定のガントリ角度におけるフィールドが規定される。

【 0 0 2 3 】

典型的な最適化装置により、出来るだけ線量体積ヒストグラムに近い線量を照射するために必要とされる、治療領域上の非均一強度レベル分布が決定される。しかし、照射時間を適当な長さに抑えるために、セラピストは強度レベルを少なく選択することにより意図的に所定の数のフィールドを、ガントリ角度設定数を含む、照射されるべき最大フィールド数として選択する場合がある。この最大 M L C (複葉コリメータ) フィールド数は最適化の後に決定されるため、実際の治療照射が最適化されないことが多い。本発明によれば、照射されるべき静的フィールド数がコントローラ 1 8 に最適化変数として入力される。同様に、コリメータ薄片設定が所定の位置において定義され、最適化変数として利用される。従って、複葉コリメータの制約と照射時間が、以下に詳細に説明するように明確に最適化ルーチンに組み込まれる。

【 0 0 2 4 】

このプロセスを示す流れ図が図 5 に示されている。ステップ 5 0 2 では初期化が行われる。初期化により、特定の対象体積、例えば図 4 a の体積 4 0 0 に対する線量条件が特定される。さらに、放射線ビームの輪郭を画定するための静的 M L C フィールドの総数が特定される。上述のように、静的 M L C フィールドの数はガントリ及び薄片の所定の設定数に関連している。ステップ 5 0 4 では、プロセッサ 1 8 により最良ビーム、即ちビーム経路における臨界的要素(生理学的に重要な、心臓、肺、脊髄等)の量を最小限にすることのできるようなガントリ及びテーブル角度を決定する。ステップ 5 0 6 では、個々の静的 M L C フィールドに対する初期薄片位置と放射線フィールド強度レベルの組み合わせが、腫瘍の量と個々のビーム内における腫瘍の形に従って選択される。次に、ステップ 5 0 8 では、静的 M L C に対する薄片位置と強度レベルが、選択された最適化方法に従ってプロセッサ 1 8 により変化される。最適化方法としては例えばシミュレーションによるアニーリング、ネルダー・ミードダウンヒル・シンプレックス法、共役傾き法、混合整数プログラミング法等の公知の方法がある。これらは一例であり、他の最適化アルゴリズムも使用可能である。ステップ 5 1 0 では、線量ヒストグラムと、それに対応する、選択された最適化法に適した性能指数が計算される。選択された最適化法に対応する、算定線量体積ヒストグラムはステップ 5 0 2 において初期化された処方線量体積条件と比較される。性能指

数が所定の許容値に達したら（ステップ 5 1 2）（すなわち、計算による線量体積ヒストグラムと処方によるそれが互いの所定値内にある時）、ステップ 5 1 4 において静的 MLC が順序付けられて、ステップ 5 1 4 における照射時間が最小化される。ステップ 5 1 2 において性能指数が特定の回数繰り返しても改善されない場合、ステップ 5 1 4 が繰り返される。従って、最適化された強度マップに対して物理的ビーム遮蔽装置の設定を適合化させることによりビーム遮蔽装置の設定を決めるのではなく、本発明の装置では物理的ビーム遮蔽装置設定を最適化手順内において調節するのである。このようにして、より最適化された線量体積ヒストグラムが得られる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施例における放射線治療装置と治療コンソールを示す図である。

10

【図 2】本発明の装置を部分的に詳細に示す図である。

【図 3】本発明の実施例における複葉コリメータを示す図である。

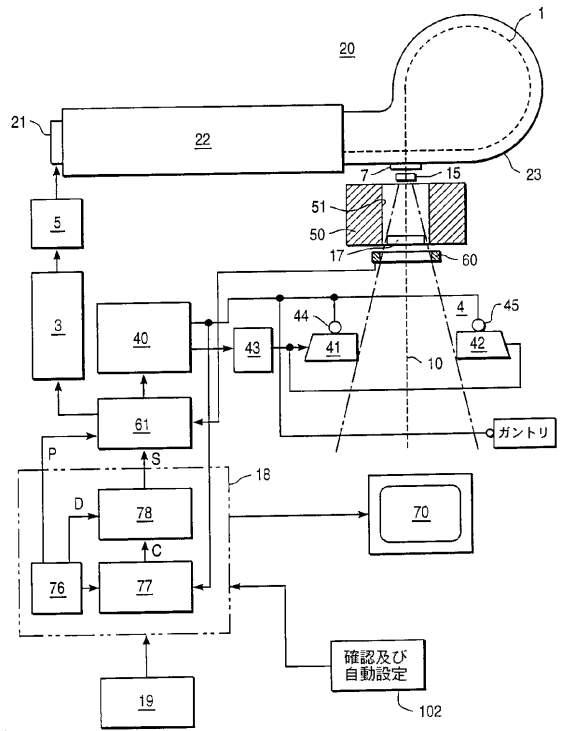
【図 4】強度プロファイルの例を示す図である。

【図 5】本発明による方法を説明するための流れ図である。

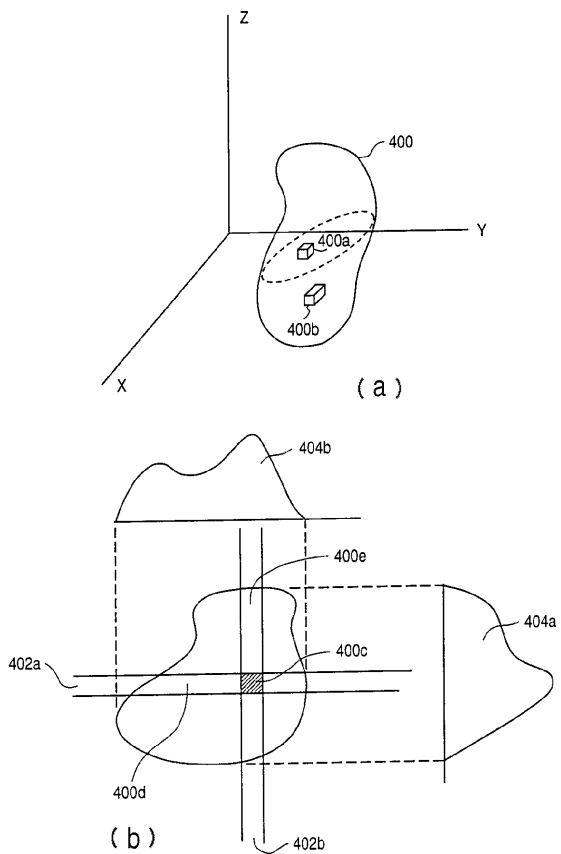
【符号の説明】

2	放射線治療装置	
3	トリガ装置	
4	治療ヘッド	
6	ガントリ	
7	窓	20
9	ハウジング	
1 2	等角点	
1 3	物体（患者）	
1 5	散乱フォイル	
1 6	治療テーブル	
1 7	平面化フィルタ	
1 8	中央処理ユニット	
1 9	キーボード	
2 0	電子加速器	
2 1	電子銃	30
2 2	導波管	
2 3	案内マグネット	
4 0	モータ制御装置	
4 1、4 2	プレート	
4 1 a ~ 4 1 n、4 2 a ~ 4 2 n	薄片又はロッド	
4 4、4 5	位置センサ	
6 0	測定チャンバ	
6 1	線量制御ユニット	
7 0	モニタ	
7 6	制御ユニット	40
2 0 0	治療ユニット	
4 0 0	体積	
4 0 1	ビーム遮蔽（プレート）装置	

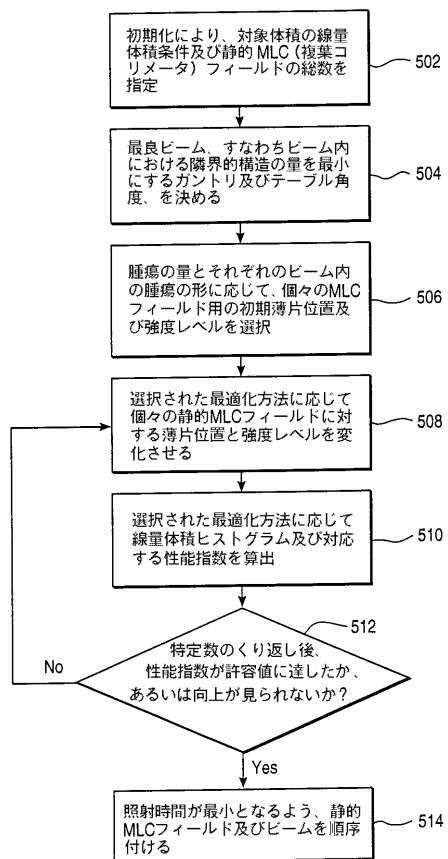
【 図 2 】



【 図 4 】



【図 5】



フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 レイモン アルフレード シオチ

アメリカ合衆国 カリフォルニア フェアフィールド ノースウッド ドライヴ 1602

審査官 川端 修

(56)参考文献 米国特許第05663999(US,A)

米国特許第05647663(US,A)

特表平09-508294(JP,A)

特開平08-280824(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 5/10

G21K 1/02