(19)日本国特許庁(JP)　(12)公表特許公報(A)　(11)特許出願公表番号
特表2004-529665
(P2004-529665A)
(43)公表日　平成16年9月30日(2004.9.30)

(51)Int.Cl.[7]	F I		テーマコード（参考）
A61N 5/10	A61N 5/10	M	4C082
A61B 6/00	A61N 5/10	D	4C093
A61N 5/01	A61N 5/10	F	
	A61N 5/10	P	
	A61B 6/00	370	

審査請求 有　予備審査請求 有　（全 67 頁）　最終頁に続く

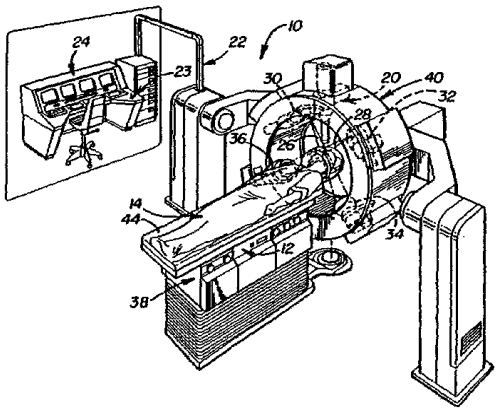
(21)出願番号　特願2002-526277(P2002-526277)
(86)(22)出願日　平成13年9月14日(2001.9.14)
(85)翻訳文提出日　平成15年3月14日(2003.3.14)
(86)国際出願番号　PCT/US2001/028686
(87)国際公開番号　WO2002/022019
(87)国際公開日　平成14年3月21日(2002.3.21)
(31)優先権主張番号　09/663,104
(32)優先日　平成12年9月15日(2000.9.15)
(33)優先権主張国　米国(US)

(71)出願人　501363143
アキュレイ　インコーポレイテッド
アメリカ合衆国　カリフォルニア州　９４０８６　サニーヴェイル　デル　レイ　アヴェニュー　５７０
(74)代理人　100067817
弁理士　倉内　基弘
(74)代理人　100085774
弁理士　風間　弘志
(72)発明者　アヒム　シュヴァイカルド
ドイツ連邦共和国　２０３５７　ハンブルク、フェラインシュトラーセ　７８７

最終頁に続く

(54)【発明の名称】フレームレス放射線外科療法システム及びその方法

(57)【要約】
放射線治療装置（１０）はデータプロセッサー（１２）、ディスクまたはテープ、及び、患者（１４）の三次元画像を格納する格納装置（１３）を含む。ビーム発生装置（２０）は目的領域（１８）に向けられる外科用平行電離ビームを照射する。ビーム発生装置はケーブル（２２）によってビーム発生装置（２０）に接続された制御卓（２４）に配置されたスイッチ（２３）を切り替えることにより、オペレーターによって起動される。



【特許請求の範囲】
【請求項１】
患者に処置用ビームを向けるためのシステムであって：
処置中に患者を支持する処置用ベッド；
処置中に患者に向けられる診断用ビームを生成するための２つまたはそれ以上の診断用ビーム発生器であって、各診断用ビームが他の診断用ビームに対してゼロ度以外の、予め決められた角度を持つように予め決められた異なった場所に配置された診断用ビーム発生器；及び、
全ての前記診断用ビーム発生器からの診断用ビームを受信し、前記診断用ビームによる画像を取り込むために、前記処置用ベッドに隣接して配置された画像記録装置、
から成るシステム。
【請求項２】
目的領域の三次元処置前画像を生成するための手段；
処置中の現在の前記目的領域の位置を決定するために、前記診断用ビーム発生器による前記画像を前記三次元画像と比較するための手段；及び、
前記三次元画像と前記診断用ビーム画像との前記比較への応答で、前記処置用ビームの目標付けを調節するための手段、
をさらに備えた、請求項１に記載のシステム。
【請求項３】
前記調節手段がさらに、前記処置用ビームの目標付けのための、コンピューター制御式ロボットを含む、請求項２に記載のシステム。
【請求項４】
診断用ビーム発生器がＸ線発生器である、請求項３に記載のシステム。
【請求項５】
前記画像記録装置がアモルファスシリコン画像記録装置である、請求項４に記載のシステム。
【請求項６】
前記処置用ビームが線形加速器によって生成される、請求項５に記載のシステム。
【請求項７】
患者に処置用ビームを向けるためのシステムであって：
処置中に患者を支持する処置用ベッド；
処置中に患者に向けられる診断用ビームを生成するための診断用ビーム発生器；
１つの場所から照射される診断用ビームが他の場所から照射される診断用ビームに対してゼロ度以外の、予め決められた角度を持つように、前記診断用ビーム発生器が複数の場所の間を移動することを可能にする、前記診断用ビーム発生器を支持するトラック；及び、
前記診断用ビーム発生器に対する全ての場所からの診断用ビームを受信し、前記診断用ビームからの画像を取り込むために、前記処置用ベッドに隣接して配置された画像記録装置、
から成るシステム。
【請求項８】
処置中に患者の呼吸動作を補正するために、呼吸サイクル中の患者の外部の動きを測定する呼吸動作検出装置をさらに備える、請求項７に記載のシステム。
【請求項９】
前記呼吸動作検出装置がさらに、呼吸サイクル中の予め決められた位相中に前記診断用ビーム発生器をトリガするための手段を備える、請求項８に記載のシステム。
【請求項１０】
前記呼吸動作検出装置がさらに、呼吸中に動く患者の外部に取り付けられた１つまたは複数のマーカー及び、前記マーカーの動きを検出するためのマーカー検出ビームを備える、請求項８に記載のシステム。
【請求項１１】

前記マーカー検出ビームが赤外線ビームである、請求項１０に記載のシステム。
【請求項１２】
目的領域の三次元処置前画像を生成するための手段；
処置中の現在の前記目的領域の位置を決定するために、前記診断用ビーム発生器からの画像を前記三次元画像と比較するための手段；及び、
前記三次元画像と前記診断用ビーム画像との前記比較への応答で、処置用ビームの目標付けを調節するための手段、
をさらに備えた、請求項７に記載のシステム。
【請求項１３】
前記調節手段がさらに、前記処置用ビームの目標付けのための、コンピューター制御式ロボットを含む、請求項１２に記載のシステム。
【請求項１４】
診断用ビーム発生器がＸ線発生器である、請求項１３に記載のシステム。
【請求項１５】
前記画像記録装置がアモルファスシリコン画像記録装置である、請求項１４に記載のシステム。
【請求項１６】
前記処置用ビームが線形加速器によって生成される、請求項１５に記載のシステム。
【請求項１７】
前記画像比較手段がさらに、
前記処置前画像の識別可能な構造と前記診断用ビーム画像の構造とが一致するように前記処置前画像を変形させるための手段；及び、
前記変形された画像に基づいて前記目的領域の位置を決定するための手段、
を備える、請求項１２に記載のシステム。
【請求項１８】
前記画像比較手段がさらに、
前記処置前画像の識別可能な構造と前記診断用ビーム画像の構造とが一致するように前記診断用ビーム画像を変形させるための手段；及び、
前記変形された画像に基づいて目的領域の位置を決定するための手段、
を備える、請求項１２に記載のシステム。
【請求項１９】
患者を処置するための方法であって：
処置用ビームによって処置される目的領域を含む患者の領域の三次元マッピングを利用すること；
患者に向けられる、１つまたは複数の診断用ビームを発生すること；
前記診断用ビームが互いに、ゼロ度以外の角度を持つように前記診断用ビームを患者に通過させ、前記診断用ビームが患者の前記目的領域を通過したときに、単一の画像記録装置で１つまたは複数の画像を取り込むこと；及び、
処置中に前記処置用ビームの動きを制御するために、前記診断用ビームからの前記画像を前記三次元マッピングと比較すること、
のステップから成る方法。
【請求項２０】
前記三次元マッピングを利用するステップがさらに、患者の処置の前に、前記領域の三次元コンピュータートモグラフィマッピングを生成することを含む、請求項１９に記載の方法。
【請求項２１】
処置中の患者の呼吸動作を補正するために、呼吸サイクル中に患者の外部の動きを決定することをさらに含む、請求項１９に記載の方法。
【請求項２２】
前記呼吸動作の補正ステップがさらに、呼吸中に動く患者の外部に取り付けられた、１つ

または複数のマーカーの動きを追跡することをさらに含む、請求項２１に記載の方法。
【請求項２３】
前記呼吸動作の補正ステップがさらに、呼吸サイクルの予め決められた位相中に、診断用ビームをトリガすることをさらに含む、請求項２１に記載の方法。
【請求項２４】
前記トリガステップがさらに、患者の呼吸を記録するセンサーへの応答でトリガすることをさらに含む、請求項２３に記載の方法。
【請求項２５】
前記画像比較ステップがさらに、
前記処置前画像の識別可能な構造と前記診断用ビーム画像の構造とが一致するように前記処置前画像を変形させること；及び、
前記変形に基づいて目的領域の位置を決定すること、
を含む、請求項１９に記載の方法。
【請求項２６】
前記画像比較ステップがさらに、
前記処置前画像の識別可能な構造と前記診断用ビーム画像とが一致するように前記診断用ビーム画像を変形させること；及び、
前記変形に基づいて目的領域の位置を決定すること、
を含む、請求項１９に記載の方法。
【請求項２７】
患者の目的領域に処置用ビームを向けるための方法であって：
処置前に患者の三次元画像を生成すること；
患者の呼吸サイクルを決定すること；
処置中に前記目的領域の場所を突きとめるために、呼吸サイクル中の予め決められた時間に、１つまたは複数の診断用ビームを励起すること；及び、
前記目的領域を処置するために、呼吸サイクル中の前記予め決められた時間と実質的に同じ時間に、前記処置用ビームを励起すること、
のステップから成る方法。
【請求項２８】
患者の目的領域に処置用ビームを向けるための装置であって：
処置前に患者の三次元画像を生成するための手段；
患者の呼吸サイクルを決定するための手段；
処置中に前記目的領域の場所を突きとめるために、呼吸サイクル中の予め決められた時間に、１つまたは複数の診断用ビームを励起するための手段；及び、
前記目的領域を処置するために、呼吸サイクル中の前記予め決められた時間と実質的に同じ時間に、前記処置用ビームを励起するための手段、
から成る装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
（関連する出願）
本出願は本出願によって１９９９年３月１６日に出願された米国特許出願Ｎｏ．０９／２７０，４０４「Ａｐｐａｒａｔｕｓ ａｎｄ Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｃｏｍｐｅｎｓａｔｉｎｇ ｆｏｒ Ｒｅｓｐｉｒａｔｏｒｙ ａｎｄ Ｐａｔｉｅｎｔ Ｍｏｔｉｏｎ Ｄｕｒｉｎｇ Ｔｒｅａｔｍｅｎｔ」の継続出願であり、その出願の内容は参照として本願にも組み込まれる。
【０００２】
（発明の背景）
本発明は患者を治療するシステム及び、その使用方法に関し、特に、患者に対する正確な投与量または線量を与えるために、治療または処置を制御するシステム及び方法に関する。さらに詳細に述べると、本発明は特定の基準点（または、参照点）を含む周辺領域に対

する目的領域の相対的な位置を示す、事前に取得された参照用データ（または、基準用データ）を利用して、患者の特定の目的領域に正確な外科的処置を実施するための装置及び方法に関する。

【０００３】

放射線治療（または、放射線外科）等の、外科的処置を制御するために、処置の目標付けを手動で操作することを含む、多様な技術が使用されている。これらの従来技術の多くは十分な程度な精度を有しておらず、多くの場合、目的領域の周辺の健康な組織にも不必要に（放射線等の）処置を施してしまい、それらを損傷または殺傷してしまう。また、十分な精度を有す他の従来技術は扱いが非常に困難であり、特定の種類の処置以外には使用されていない。そのような技術は、フレームベースの定位脳手術（ｓｔｅｒｅｏｔａｘｙ）等に代表されるように、通常、比較的容易に固定することができる身体部分に対してのみ使用される。

【０００４】

すなわち、フレームベースの定位脳手術は、脳腫瘍等の、脳の目的領域（または、目標部位）に放射線治療用のビームを正確に放射することができるように、患者の頭部を固定することを必要とする。これを実施するために、患者の頭部は、患者が処置用ベッドに載せされた後、処置用のテーブル等に動かないように取り付けられたフレームに、適当な取り付け手段によって動かないように固定される。これにより、処置中、患者は患者の頭部を全く動かすことができず、それによって、処置の正確な目標付けが可能になる。しかしながら、フレームベースのシステムは、数週または数ヶ月等の、特定の期間にわたって患者に少ない投与量または線量を繰り返し与えることが必要な反復的な処置（または、分割された処置）に対して使用できないという問題点を有する。

【０００５】

反復的な処置は健康な組織が回復すること可能にしながら、目的領域に全体として（または、結果として）比較的多量な（放射線等の）投与量または線量を与えることを可能にするので、多様な用途に利用されることが望まれている。しかしながら、（例えば、数週または数ヶ月等の）治療期間中、患者の頭部をフレームに固定したままにしておくことは実質的に不可能である。また、頭部から一旦、フレームを取り除き、次の治療時にフレームを前回と全く同じ場所に配置することも実質的に不可能である。したがって、フレームベースの定位脳手術は十分な精度を有しているが、繰り返して処置することが必要な治療等には使用することができない。

【０００６】

もう１つの典型的な位置付けシステムは、患者に物理的なフレームを取り付ける必要がない、フレームレス定位脳手術（ｆｒａｍｅｌｅｓｓ ｓｔｅｒｅｏｔａｘｙ）である。フレームレス定位脳手術システムの１つの例は本出願人の米国特許Ｎｏ．５，２０７，２２３に開示されており、その内容は参照として本願にも組み込まれる。フレームレス定位脳手術においては、一般に、コンピュータートモグラフィ（または、コンピューター断層撮影）によって、目的領域の周辺の領域の画像が処置前に取得される。そして、処置中、Ｘ線画像等によって、立体像（ｓｔｅｒｅｏ ｉｍａｇｅ）が生成される。そして、目的領域の場所を正確に突きとめるために、立体像と処置前に得られた画像とが相関（または、比較）させられる。そして、目的領域の周辺の健康な組織を不必要に損傷せずに、目的領域を正確に処置するために、処置前走査画像と立体像との間の相関に基づいて、ロボット（または、自動装置）上に配置された放射線源が自動的に目標付けられる。

【０００７】

しかしながら、現在のフレームレス定位技術（ｓｔｅｒｅｏｔａｘｉｃ ｔｅｃｈｎｉｑｕｅ）には、それの効果を制限してしまう制限が存在する。第１に、現存する多くの手術室が限られた空間しか持たないのに対し、従来のフレームレス定位システムは外科用（または、処置用）の放射線ビーム及び２つのビーム投影器（ｂｅａｍ ｉｍａｇｅｒ）を支持するロボット（または、自動装置）の動作のための、比較的広い空間を必要とする。第２に、２つのビーム発生器（ｂｅａｍ ｇｅｎｅｒａｔｏｒ）及び２つのビーム投影器（

ｂｅａｍ ｉｍａｇｅｒ）を備えることは非常にコスト高であり、治療システムの製造が非常に高価なものになってしまう。

【０００８】

また、システムが柔らかい組織の目標物の場所を突きとめるために使用された場合、システムは通常、マーカー等の、Ｘ線を使用して識別可能な、適当な形式の移植された基準物を必要とする。さらに、従来の多くのフレームレスシステムにおいて、呼吸やその他の患者の動作は目的領域の識別を妨げ、画像の品質を劣化させ、目的領域の追跡を困難にする。したがって、本発明の目的は上述の制限及び問題を克服する、改善したフレームレス放射線治療システム及び、その使用方法を提供することである。

【０００９】

（発明の要約）

本発明は患者内の目的物の場所を正確かつ選択的に突きとめ、処置するための方法及び装置を提供する。目的物の周辺の三次元マッピング（または、三次元写像）が外科的操作と結合される。目的物の場所を正確に突きとめ、処置するために、互いに、ゼロ度以外の、既知の角度を持った２つまたはそれ以上の診断用ビーム（ｄｉａｇｎｏｓｔｉｃ ｂｅａｍ）が、マッピング領域内（または、処置前にマッピングされた領域内）の投射の像を生成するためにマッピング領域内を通過させられる。

【００１０】

処置に対する正確な位置付け及び目標付けを達成するために、目的領域（または、目標部位）を含む患者の身体の一部に対する三次元マッピングが生成され、基準用データまたは参照用データとして格納される。その後、互いに、ゼロ度以外の、予め決められた角度を持った２つまたはそれ以上の診断用ビームがマッピング領域（または、マッピングされた領域）を通過させられる。１つまたはそれ以上の診断用ビームからの画像を取得するために、Ａｄｌｅｒの米国特許Ｎｏ．５，２０７，２２３等に開示されている、単一の画像用カメラまたは記録媒体が使用されてもよい。詳細に述べると、単一の画像用カメラまたは記録媒体は１つまたはそれ以上の部分に区分化され、第１の診断用ビームからの画像が記録媒体の第１の部分に取り込まれ、第２の診断用ビームからの画像が記録媒体の第２の部分に取り込まれる。さらに、取り込まれた画像がコンピューターにダウンロードされ、次の診断用ビームからの画像が取り込まれる。

【００１１】

診断用画像が生成されると、Ａｄｌｅｒ特許に開示されているように、それらは患者及び目的領域に対する情報を生成するために、事前に格納された三次元基準データと比較される。診断用画像は予め決められた時間間隔で、事前に取得され三次元基準データと比較されてもよい。比較の結果は、外科処置用ビームの焦点を目的領域に維持し、処置用ビームの線量を適当に制御することを確実にするために、処置用ビームの目標付けの調節をするために使用される。本発明のこの構成により、より正確な処置を行うことができ、損傷を受ける健康な細胞及び組織及び、それによる合併症の併発を減少させることができ、結果として、より強力で効果的な処置を行うことが可能になる。

【００１２】

本発明の第１の実施例に従うと、１つまたは複数の診断用ビーム装置及び、患者の下または患者の寝台の付近に配置された単一の記録媒体が使用される。１つの実施例において、単一の診断用ビーム装置は診断用ビームが予め決められた複数の異なった場所から予め決められた角度で目的領域（または、目標部位）を通過するように、予め決められた異なった場所に予め決められた様式で移動する。したがって、診断用ビーム装置によって生成された各々の画像は互いに、ゼロ度以外の、予め決められた角度を持つ（または、互いに、ゼロ度以外の、予め決められた角度で投射される）。そして、診断用画像が生成されると、それらの診断用画像の情報を使用して外科処置用ビームの制御処理が実施される。

【００１３】

本発明の好まれる実施例に従うと、１つの診断用ビーム装置が使用され、上述されたように、１つの記録媒体が患者の下に配置される。好まれる実施例において、診断用ビーム装

置の移動によって形成される目的領域の診断用画像は呼吸や脈搏等の患者の動きに対してゲート制御（ｇａｔｅ）される。この構成により、処置中の患者の動きが補正されるので、診断用ビームによって取得された画像は、従来技術のように、呼吸動作等の目的領域の動きによって画像及び、その画像を使用して行われる目標付けの精度が劣化することがない。

【００１４】

移動する診断用ビームによって形成された一連の診断用ビーム画像は処置前に得られた正確なＣＴスキャン（コンピュータートモグラフィスキャン）と比較される、患者の（比較的粗い）ＣＴスキャンを生成するために処理される。また、診断用ビーム及び処置用ビームは目的領域の正確な位置付けを確実にするために、患者の呼吸サイクル中の予め決められたタイミングで（または、予め決められた位相中に）励起されトリガされる（または、照射される）。

【００１５】

本発明の１つの側面に従うと、本発明は外科処置用ビームを患者に向けるためのシステムを提供する。システムは処置中患者を支持するための処置用ベッド及び、処置中患者に向けられる診断用ビームを発生するための、１つまたは複数の診断用ビーム発生器を備える。診断用ビームは、ビームが互いに他のビームに対してゼロ度以外の、予め決められた角度で照射されるように、予め決められた、異なった場所に配置される。システムはさらに、２つまたはそれ以上の診断用ビーム発生器からの診断用ビームを受信するために、処置ベッドに隣接して配置された単一の画像受信装置（または、画像受信素子）を含む。画像受信装置は全ての診断用ビームからの画像を取り込むことができるように配置される。

【００１６】

本発明のもう１つの側面に従うと、処置用ビームを患者に向けるためのシステムは処置中、患者を支持するための処置用ベッド及び、処置中、患者に向けられる診断用ビームを発生するための、単一の診断用ビーム発生器を備える。システムはさらに、診断用ビーム発生器が１つまたは複数の場所の間を移動することを可能にする、診断用ビーム発生器を支持するトラック（または、レール）を備える。この構成により、診断用ビーム発生器は互いに、異なった場所に配置された場合に対して、ゼロ度以外の、予め決められた角度で照射される。システムはさらに、異なった場所で照射された、診断用ビーム発生器からの診断用ビームを、連続的な様式（または、順次的な様式）で受信するために、処置ベッドに隣接して配置された画像受信装置（または、画像受信素子）を含む。画像受信装置は全ての診断用ビームからの画像を取り込むことができるように配置される。

【００１７】

本発明のもう１つの側面に従うと、患者を処置（または、治療）するための方法が提供される。方法は、処置用ビームによって処置（または、治療）される目的領域（または、目標部位）を含む、患者の一部の領域の三次元マッピングを利用すること、及び、患者に向けられる１つまたは複数の診断用ビームを発生することを含む。そして、診断用ビームが互いに、ゼロ度以外の角度で患者の目的領域を通過したときに、１つまたは複数の画像が１つまたは複数の画像記録装置（または、画像記録素子）に取り込まれる（または、キャプチャーされる）。そして、処置中に処置用ビームの動き（または、ビームの焦点の位置及び線量）を制御するために、診断用ビームからの画像と三次元マッピングからの画像が比較される。

【００１８】

画像の比較を実施するために、この分野で周知の方法で、処置中／現況画像（または、処置中の現在の画像）と処置前データ（または、処置前に得られたデータ）とが相関されてもよい。処置前データは解剖学的構造の相対的な配置に対する空間的な情報を与え、それによって、処置中の目的領域（または、目標部位）の現在の位置が計算される。目的領域の位置を正確に計算するために、相関方法は処置前データが処置中画像データに最適な状態で一致するように、処置前データを変形させること、または、その逆に、処置中データが処置前データにより良く一致するように処置中データを変形させることを含んでもよい

。
【００１９】
（好まれる実施例の詳細な説明）
本発明は特に、放射線治療システム及び放射線治療方法に適しているので、以下の説明において、本発明は放射線治療と共に説明される。しかしながら、本発明に従ったシステムがバイオプシーニードル（または、生検用針）の配置、アブレーティブ（ａｂｌａｔｉｖｅ）、超音波及び他のエネルギー集中型処置、レーザー治療のレーザービームの配置、または、小線源照射療法のための放射線シード（ｒａｄｉｏａｃｔｉｖｅ ｓｅｅｄ）の配置等の、健康な組織の損傷を避けるために、処置を患者の目的領域に正確に配置することが必要な、他の医療用器具を使用する他の処置または治療等に対しても大きな有用性を有することは明白である。以下の説明において、本発明の理解を助けるために、本発明を説明する前に、まず、典型的な放射線治療措置について説明する。
【００２０】
図１－３は脳定位固定放射線治療用装置１０の例を図示している。放射線治療装置１０はマイクロプロセッサー１２等のデータプロセッサー及び、患者１４の三次元画像を格納するテープ格納装置１３を含んでもよい（図３参照）。三次元画像は外科処置中に生成される画像との比較のために、（既にロードされている場合を除いて）データプロセッサーにロードされる。三次元画像はコンピューター支援トモグラフィ（ＣＡＴ）スキャンや磁気共鳴画像（ＭＲＩ）等の、多様な技術を使用して生成することができるだろう。
【００２１】
放射線治療装置１０はまた、起動されたときに、目的領域（または、目標部位）１８に向けられた外科用平行電離ビーム（ｃｏｌｌｉｍａｔｅｄ ｓｕｒｇｉｃａｌ ｉｏｎｉｚｉｎｇ ｂｅａｍ）を照射するビーム装置（または、ビーム発生装置）２０を含んでもよい（図２参照）。外科用平行電離ビームは目的領域を壊死させるために十分な程度の強度を持つ。線形加速器（好まれるものとして、Ｘ線線形加速器）等の、電離ビームや重粒子ビーム（ｈｅａｖｙ ｐａｒｔｉｃｌｅ ｂｅａｍ）を発生するための、多様なビーム発生装置を使用することができるだろう。例えば、Ｘ線ビーム装置は商業上入手可能なものであってもよい。ビーム装置はケーブル２２を介してビーム装置２０に接続された制御卓２４に配置されたスイッチ２３を切り替えることにより、オペレーターによって起動されてもよい。
【００２２】
放射線治療装置１０はまた、三次元画像によって事前に画像が取得された領域を通過する第１診断用ビーム２６及び第２診断用ビーム２８を出力するための装置を含んでもよい。診断用ビームは、図２に示されているように、互いに、例えば９０度等の、ゼロ度以外の予め決められた角度を持つように配置される。診断用ビームは第１Ｘ線発生器３０及び第２Ｘ線発生器３２によってそれぞれ生成される。第１及び第２の画像受信器３４及び３６、または、単一の受信器は診断用ビーム２６及び２８によって投射される画像を生成するために、診断用ビームを受信し、受信した診断用画像を三次元画像と比較するために、診断用画像をマイクロプロセッサー１２に供給する（図４参照）。
【００２３】
放射線治療装置１０はまた、電離ビームの焦点が連続的に（または、常に）目的領域１８に合うように、処置用ビーム装置２０及び（または）患者１４の相対的な位置を調節するための装置を含んでもよい。図１に示された放射線治療装置において、処置用ビーム装置及び患者の位置は構台（または、ガントリー）４０と傾斜可能な先端４４を備えた可動手術台３８により６つの自由度と共に変更することができる。患者に対する処置用ビーム装置の位置はまた、ビーム装置が患者の身体に対して縦方向または横方向に前後する動きを含む、患者の周囲での多様な動きをすることを可能にするための、プロセッサーによって制御可能なロボットアームメカニズム（ｒｏｂｏｔｉｃ ａｒｍ ｍｅｃｈａｎｉｓｍ）を使用することによって達成されてもよい。
【００２４】

図３は上述した、マイクロプロセッサー１２、テープ装置１３、ビーム装置２０、ロボットアーム４６または構台４０、Ｘ線カメラ装置３０、３２、３４、３６、及び、オペレーター用制御卓２４を含む放射線治療装置１０のブロック図である。また、装置１０はビーム装置が偶発的に起動されないことを確実にするための連動式安全装置（または、セーフティーインターロック）５０を含んでもよい。装置１０はまた、処置の進行状況の追跡及び処置の制御のための、オペレーター用ディスプレイ４８を備えてもよい。放射線治療の詳細な情報は本出願人の米国特許Ｎｏ．５，２０７，２２３に説明されており、その内容は本願にも参照として組み込まれる。

【００２５】

上述のシステムは呼吸や脈拍による動きが処置用ビームの精度に影響を与えない、（例えば、画像上で見ることができる骨格構造等に対して）静的な目的領域（または、目標部位）の処置または治療に対して非常に適している。しかしながら、上述のシステムは呼吸等の動作の影響を受ける解剖学的な場所または部位の治療が困難であるという欠点を持つ。本発明に従ったフレームレス治療システムは図１－３と共に上述された従来のシステムに改善をもたらす。本発明に従ったフレームレス治療システム及び治療方法を以下に詳細に説明する。

【００２６】

図４は本発明に従ったフレームレス治療システム１８０の好まれる実施例を図示している。本発明のこの実施例は（例えば、骨等の）容易に識別可能な周辺領域が存在せず、呼吸の動作が目的領域（または、目標部位）の位置に影響を与える場所または部位の治療において、埋め込み式のマーカーを使用せずに目的領域（または、目標部位）を識別することが必要な場合等に、特に有用である。この実施例に対する、例としての目的領域は肺の腫瘍である。

【００２７】

治療システム１８０は処置中に患者１０３が載せられる手術台または寝台１０２を含んでもよい。治療システムはまた、手術台の下または患者の下に配置される診断用ビーム記録装置（または、診断用ビーム記録素子）１０４及び、１つまたは複数の診断用ビーム発生器１０６（図４には１つだけ図示）を含んでもよい。記録装置１０４は診断用ビーム装置が予め決められた、１つまたは複数の異なった場所で起動されたときに投射される画像を記録する。記録装置１０４は診断用ビームによって生成される画像を取り込む（または、キャプチャーする）ことができれば、どのような装置または素子であってもよい。

【００２８】

好まれる実施例において、記録装置１０４は診断用ビーム発生器１０６によって発生されたＸ線ビームを取り込むことができるアモルファスシリコン板（ａｍｏｒｐｈｏｕｓ ｓｉｌｉｃｏｎ ｐｌａｔｅ）である。記録装置１０４は記録装置及び診断用ビーム発生器の動作を制御するコンピューターに接続されていてもよい。この実施例の記録装置はまた、第１診断用ビームを取り込む第１部分１０５及び、第２診断用ビームを取り込む第２部分１０７を含む。診断用ビームは同時的に励起（または、作動）されてもよいし、連続的に（または、順次的に）励起（または、作動）されてもよい。本出願人が所有するＡｄｌｅｒの米国特許Ｎｏ．５，２０７，２２３には、１つまたは複数の診断用ビームに対する記録媒体が開示されている。

【００２９】

図４にはロボット（または、自動装置）及び処置用ビーム発生器（図５参照）は図示されていない。システムはまた、診断用ビーム発生器が異なった場所に移動することを可能にするトラック（または、レール）１５２を含んでもよい。（図４において、第１位置１５４に配置されたときの診断用ビーム発生器１０６は実線で示されており、第２位置に配置されたときの診断用ビーム発生器は点線で示されている。）診断用ビームは異なった場所に配置された場合に、互いの場所に対して、ゼロ度以外の角度を持つように構成されている。したがって、この実施例において、診断用ビーム発生器１０６は上述のように異なった角度からの画像を生成するために、周期的に第１位置１５４から他の位置に移動する。

【００３０】
図５に示されている構成要素に加え、システムはまた、診断用ビーム発生器の位置を制御するためのコントローラーを含んでもよい。診断用ビーム発生器の位置はまた、コンピューターによって制御されてもよい。上述の構成に加え、システム１８０はまた、外部マーカー追跡装置１８２を含んでもよい。外部マーカー追跡装置１８２は光学カメラで位置を検出することが可能な受動マーカー（ｐａｓｓｉｖｅ ｍａｒｋｅｒ）や、赤外線ビーム等の１つまたは複数の外部マーカー追跡ビーム１８４を発生する、１つまたは複数の外部マーカー追跡ビーム発生器１８４を備えてもよい。システムはまた、本出願人による前記出願に詳細に説明されているような、呼吸動作中に患者の外側の動き（または、患者の胸の表面の動き）を測定するための、患者に取り付けられた、１つまたは複数の外部マーカー１８８を含んでもよい。以下に、システムの動作を詳細に説明する。

【００３１】
図５は図４の治療システム１００を詳細に示すためのブロック図である。詳細に述べると、システム１００はビーム発生器１０６、１０８及び画像記録装置１０４を含む、システムの多様な構成要素の動作を制御するコンピューター１１０を含む。システムはまた、処置用ビームを発生する（線形加速器等の）処置用ビーム装置１１２及び、処置用ビームの位置付け（または、目標付け）をするロボット（または、線形加速器操縦装置）１１４を含んでもよい。処置用ビーム装置及びロボット１１４はコンピューター１１０によって制御されてもよい。また、コンピューター１１０はマルチプロセッサーコンピューターであってもよい。コンピューターは処置用ビーム発生器１１２、ロボット１１４、及びビーム発生器１０６、１０８に制御命令を送信し、それらから状態信号を受信する。コンピューターはまた、上述したように、画像記録装置１０４の動作を制御するために画像記録装置に制御信号を送信し、画像記録装置から画像データを受信する。

【００３２】
システムはまた、例えば患者以外の人への放射線による悪影響を避けるために、患者以外の全ての人が処置室からいなくなるまで診断用ビーム及び処置用ビームが起動されないことを確実にするための、連動式安全装置（または、セーフティーインターロック）１１６を含んでもよい。（ビームはコンピューターに状態信号が受信されたときのみ起動される。）システムはまた、画像記録装置によって生成された画像、処置前に取得されたＣＴ三次元画像及び、画像の比較を実施し、処置用ビームの動きを制御する、多様な処置計画ソフトウェア（ｔｒｅａｔｍｅｎｔ ｐｌａｎｎｉｎｇ ｓｏｆｔｗａｒｅ）等を格納するための格納装置（または、テープ装置）１１８を含んでもよい。

【００３３】
システムはさらに、外科医等のユーザーがシステムを操作し、処置を監視することを可能にする、オペレーター用制御卓１２０及びオペレーター用ディスプレイ１２２を含んでもよい。コンピューターの処置計画ソフトウェアは処置中に、処置ロボットをどのように制御し、処置用ビームをどのように照射するかを決定するために、処置前画像（または、処置前に取得された画像）を診断用ビーム発生器による画像と比較する。そして、コンピューターは比較結果及び外科医が入力したコマンドに基づいて、目的領域（または、目標部位）の周辺の健康な組織に損傷を与えることなく、患者に適当な投与量または線量を適用するために処置用ビームを制御する。以下に、好まれる実施例を使用した処置方法を詳細に説明する。

【００３４】
図６は図４のシステムを使用した、本発明に従った処置方法２００を図示しているフローチャートである。ステップ２０２において、処置または治療の前に、目的領域（または、目標部位）を含む患者の一部の場所または部位の三次元マッピングが生成される。三次元マッピングはコンピュータートモグラフィ（ＣＴ）、磁気共鳴トモグラフィ（ＭＲ）等の、この分野で周知の装置を使用して生成することができるだろう。作成された三次元マッピングは格納装置１１８に格納される。マッピングは周辺の領域に対する目的領域の場所を突きとめるために、マッピング内で識別可能な周辺の領域に対する目的領域の相対的な

配置を示す。例えば、目的領域は肺の腫瘍であってもよい。
【００３５】
そして、実際の治療日に、患者は、図４に示されているように、処置ベッドに載せられる。次に、ステップ２０３において、患者の呼吸サイクルが決定される。患者の呼吸サイクルは処置中の他の多様な時間にも測定される。呼吸サイクルは光学式または超音波式ディジタイザー及び（または）ストレインゲージ（ｓｔｒａｉｎ ｇａｕｇｅ）によって胸の表面の動きを観測することによって決定されてもよいし、患者が吐き出す空気の流量の測定によって決定されてもよいし、あるいは、他の周知の方法を使用して決定されてもよい。ステップ２０４において、システムは連動式安全装置の状態に基づいて、処置を始動できるかを決定する。処置の始動が安全でない場合、方法は安全が確認されるまで、連動式安全装置の状態をチェックする。
【００３６】
ステップ２０６において、記録装置（または、記録素子）上に画像を生成するために、コンピューターによって診断用ビーム発生器がトラック上の適当な位置に配置され、励起（または、作動）させられる。好まれる実施例において、診断用ビーム発生器はＸ線発生器であり、画像記録装置（または、画像記録素子）はＸ線への応答で画像を生成する、この分野で周知の、アモルファスシリコン画像生成器（ａｍｏｒｐｈｏｕｓ ｓｉｌｉｃｏｎ ｉｍａｇｅｒ）である。そして、ステップ２０８において、第１の診断用ビームによって生成された画像はコンピューターによって、コンピューターに接続した格納装置にダウンロードされ、画像記録装置はリセットされる（または、画像記録装置内の画像が消去される）。図７及び図８と共に後で説明されるように、各画像は呼吸サイクル中の同じ位相（または、同じタイミング）で取得される。
【００３７】
ステップ２１０において、診断用ビームに対する他の配置があるかどうかが決定される。診断用ビームに対して他の配置が存在する場合、方法は他の配置で発生器を励起し、画像を生成し、さらに生成された画像を格納装置にダウンロードするためにステップ２０６に戻る。この実施例において、診断用ビーム発生器のトラック（または、レール）に沿った動きは、各画像が互いに、ゼロ度以外の角度を持ち、かつ、呼吸サイクルの同じ位相（または、同じタイミング）で取得される複数の画像を生成するように制御される。本発明に従うと、方法は連続的（または、順次的）な様式で画像を生成するために、診断用ビーム発生器を異なった場所で連続的（または、順次的）に励起（または、作動）する。本発明に従うと、処置中の異なった時間における目的領域の位置を決定するために、診断用ビーム発生器によって、一連の反復的な画像が周期的に生成されてもよい。
【００３８】
生成された一連の診断用ビーム画像は処置中の患者の３Ｄ画像（または、三次元画像）を生成するために、従来のＣＴと同等のアルゴリズムを使用して処理されてもよい。一連の診断用画像が３Ｄ画像に変換された後、ステップ２１２において、その３Ｄ画像は特定の時間における目的領域の場所または位置を決定するために、この分野で周知の方法で、事前に作成された三次元処置前マッピングと比較される。そして、ステップ２１４において、処置用ビームの焦点が常に目的領域（または、目標部位）に合うように、比較結果に基づいて、処置用ビームの目標付けが調節される。診断用画像が反復して作成される場合、新規の画像の組が生成されるたびに、新規の画像がマッピングと比較され、目的領域の位置の変化を補正するために処置用ビームの目標付けが調節される。この様式により、目的領域は正確に追跡され、処置用ビームの焦点は常に目的領域に合わされる。
【００３９】
処置中の３Ｄ画像の再構成において、特定の構造の配置が可視（または、識別可能）である場合もあるが、特定の構造または目的領域がどちらも全く（または、ほとんど）不可視（または、識別不可能）である場合もあるし、または、可視可能（または、識別可能）であっても、コンピューターによって自動的にセグメント化（ｓｅｇｍｅｎｔ）するのが困難である場合もある。このような場合、システムは明らかに識別可能な構造の位置が処置

前画像データに最も良くマッチする（または、一致する）ような様式で、処置中画像を変形（ｄｅｆｏｒｍ）するステップを含んでもよい。また、このような方法を使用することによって、解剖学的領域全体の正確な変形のパターンが推定されてもよい。処置前画像データ中において識別可能であるが、処置中データにおいて明確に識別可能でない目的領域及び（または）健康で重要な組織は図１３と共に後で詳細に説明される様式で推定されてもよい。

【００４０】

図７はサイン波によって表されている、人間の典型的な呼吸サイクルのグラフ２６０を図示している。グラフのｙ軸は胸の動きを示しており、呼吸サイクル中に胸が外側及び内側に動いていることを示している。呼吸サイクル中の第１点２６２は胸が最大に拡張したときを示しており、第２点２６４は胸が拡張及び収縮していないときを示している。呼吸サイクルは上述したように、多様な技術を使用して決定することができるだろう。本発明に従うと、診断用ビーム及び処置用ビームの励起（または、作動）は励起（または、作動）が呼吸サイクル中の第１点または第２点に対応する点で起きるように、周期的なタイミングで行われてもよい。また、ビームの励起は呼吸サイクル中に複数回行われてもよい。これにより、ビームは呼吸サイクル中の常に同じ位相またはタイミングで励起（または、作動）されるので、処置または治療の精度が改善される。

【００４１】

図８は本発明に従った、呼吸サイクルに基づいた診断用ビームまたは処置用ビームを励起（または、作動）するための方法２７０のフローチャートである。ステップ２７２において、処置が開始され、患者の呼吸サイクルが決定される。ステップ２７４において、システムは呼吸サイクル中の予め決められた点であるかを決定し、予め決められた点でない場合、予め決められた点になるまで待機する。呼吸サイクル中の予め決められた点に到達した後、システムはステップ２７６でビームを励起してもよい。以下に、本発明の第２の実施例を説明する。

【００４２】

図９は本発明に従ったフレームレス治療システム１５０の第２の実施例を図示している。本発明のこの実施例は、目的領域（または、目標部位）の周辺の領域の位置を突きとめることが可能であるが、周辺の領域が目的領域に対して（例えば、骨等の）固定した関係を持たない場合であって、かつ、呼吸動作が目的領域の場所に影響を及ぼさない、目的領域の基準物不在目標付け（ｆｉｄｕｃｉａｌ－ｌｅｓｓ ｔａｒｇｅｔｉｎｇ）に対して特に有効である。この実施例の目的領域の１つの例は前立腺である。

【００４３】

システム１５０は手術台１０２、画像記録装置１０４、診断用ビーム発生器１０６等の、前述の実施例と同様な部材を含んでもよく、それらの部材は前述の実施例と同一または同様な番号で示されている。前述の実施例と同様に、ロボット（または、自動装置）及び処置用ビーム発生器は図示されていない。この実施例においても、治療システムのコストを削減するために、単一の診断用ビーム発生器１０６が使用されてもよい。

【００４４】

この実施例において、システムはまた、診断用ビーム発生器が異なった場所に移動することを可能にするトラック（または、レール）１５２を含む。（図９において、第１位置１５４に配置されたときの診断用ビーム発生器１０６は実線で示されており、第２位置に配置されたときの診断用ビーム発生器は点線で示されている。）診断用ビームは異なった場所に配置された場合に、互いの場所に対して、ゼロ度以外の角度を持つように構成されている。したがって、この実施例において、診断用ビーム発生器１０６は上述のように、異なった角度からの画像を生成するために、周期的に第１位置１５４から他の位置に移動する。実施例はまた、図５に示されている部材と同様な部材を含んでもよく、また、コンピューターによって制御される、診断用ビームを配置するためのコントローラーを含んでもよい。以下に、第２の実施例を使用して処置または治療を行うための方法を詳細に説明する。

【００４５】
図１０は図９のシステムを使用して、本発明に従った処置または治療を行うための方法１６０のフローチャートである。ステップ１６２において、処置または治療の前に、目的領域（または、目標部位）を含む患者の一部の場所または部位の三次元マッピングが生成される。三次元マッピングはコンピュータートモグラフィ（ＣＴ）等の、この分野で周知の装置を使用して生成されてもよい。生成された三次元マッピングは格納装置１１８に格納される。
【００４６】
マッピングは周辺の領域に対する目的領域の場所を突きとめるために、マッピング内で識別可能な周辺の領域に対する目的領域の相対的な場所または位置を示す。例えば、目的領域は前立腺の腫瘍であってもよく、周辺領域は膀胱であってもよい。そして、実際の治療日に、患者は、図９に示されているように、処置ベッドに載せられる。ステップ１６４において、システムは連動式安全装置（ｓａｆｅｔｙ ｉｎｔｅｒｌｏｃｋ）の状態に基づいて、処置を開始できるかを決定する。処置の開始が安全でない場合、方法は安全が確認されるまで、連動式安全装置の状態をチェックする。
【００４７】
ステップ１６６において、記録装置上に画像を生成するために、コンピューターによって診断用ビーム発生器がトラック上の適当な位置に配置され、励起（または、作動）させられる。好まれる実施例において、診断用ビーム発生器はＸ線発生器であり、画像記録装置はＸ線への応答で画像を生成する、この分野で周知の、アモルファスシリコン画像生成器（ａｍｏｒｐｈｏｕｓ ｓｉｌｉｃｏｎ ｉｍａｇｅｒ）である。そして、ステップ１６８において、第１の診断用ビームによって生成された画像はコンピューターによって、コンピューターに接続した格納装置にダウンロードされ、画像記録装置はリセットされる（または、画像記録装置の画像が消去される）。
【００４８】
ステップ１７０において、診断用ビームに対する他の配置があるかどうかが決定される。診断用ビームに対して他の配置が存在する場合、方法は他の配置で発生器を励起し、画像を生成し、さらに生成された画像を格納装置にダウンロードするためにステップ１６６に戻る。この実施例において、診断用ビーム発生器のトラックに沿った動きは、各画像が互いに、ゼロ度以外の角度を持つように取得された複数の画像を生成するように制御される。
【００４９】
本発明に従うと、方法は時間的に連続的（または、順次的）な様式で画像を生成するために、診断用ビーム発生器を異なった場所で連続的（または、順次的）に励起（または、作動）する。本発明に従うと、（処置中の）異なった時間における目的領域の場所または位置を決定するために、診断用ビーム発生器によって、一連の反復的な画像が周期的に生成されてもよい。診断用ビームによって生成された二次元（２Ｄ）画像は処置前３Ｄマッピングと比較するために、従来のＣＴと同等な（または、ＣＴに類似した）画像を生成するために処理されてもよい。
【００５０】
診断用画像が生成された後、ステップ１７２において、特的の時間における目的領域の場所を決定するために、２つまたはそれ以上の画像が、周知の技術を使用して、取得された三次元処置前マッピングと比較される。前述の実施例と同様に、この比較処理は変形（ｄｅｆｏｒｍ）のステップを含んでもよい。ステップ１７４において、処置用ビームの焦点が常に目的領域に合うように、比較結果に基づいて、処置用ビームの目標付けが調節される。診断用画像が反復して生成される場合、新規の画像の組が生成されるたびに、新規の画像がマッピングと比較され、目的領域の位置の変化を補正するために処置用ビームの目標付けが調節される。この様式により、目的領域は正確に追跡され、処置用ビームの焦点は常に目的領域に合わされる。
【００５１】

図１１は特に、骨等の、固定された基準点または参照点と固定した関係を持つ目的領域を処置または治療するのに適した、本発明に従ったフレームレス治療システム１００のもう１つの実施例を図示している。すなわち、本発明のこの実施例の目的領域は骨等の周辺または骨に囲まれた部分であるので、この実施例は、例えば患者の脊椎や脳を処置または治療するのに適している。もちろん、本発明の他の実施例が他の目的領域の処置または治療にも適していることは理解されなければならない。

【００５２】

この実施例においては、単一の検出装置または記録装置が患者の寝台の下に配置される。この実施例では、２つの診断用ビーム使用され、ビームは連続的（または、順次的）に励起（または、作動）されてもよいし、同時に励起（または、作動）されてもよい。そして、各ビームからの各画像は単一の検出板／カメラの異なった領域に投射される。診断用ビームの同時的な起動は、任意の３Ｄ配置の明確な時間を表すタイムスタンプ（または、時刻表示）が必要な場合に、特に有用である。

【００５３】

治療システム１００は処置中に患者が載せられる手術台または寝台１０２を含む。図示されている実施例は、患者の脳を処置または治療する例を示している。治療システムはまた、手術台の下または患者の下に配置される診断用ビーム記録装置１０４及び、１つまたは複数の診断用ビーム発生器１０６、１０８（図１１には２つの診断用ビーム発生器を図示）を含んでもよい。記録装置（または、記録素子）１０４は診断用ビーム装置１０６、１０８が励起（または、作動）されたときに生成される画像を記録する。

【００５４】

記録装置１０４は診断用ビームによって生成される画像を取り込む（または、キャプチャーする）ことができれば、どのような装置または素子であってもよい。好まれる実施例において、記録装置１０４は診断用ビーム発生器１０６、１０８によって発生されたＸ線ビームを取り込むことができる、アモルファスシリコン板（ａｍｏｒｐｈｏｕｓ ｓｉｌｉｃｏｎ ｐｌａｔｅ）である。記録装置１０４は記録装置及び診断用ビーム発生器の動作を制御するコンピューターに接続されていてもよい。この実施例の記録装置は第１診断用ビームを取り込む第１部分１０５及び、第２診断用ビームを取り込む第２部分１０７を含む。診断用ビームは同時的に励起（または、作動）されてもよいし、連続的に（または、順次的に）励起（または、作動）されてもよい。

【００５５】

本発明に従うと、診断用ビーム発生器１０６、１０８は、各診断用ビーム発生器が異なった時間、または同時に画像を生成するように、予め決められた時間間隔で、異なった時間に、または同時に励起するようにコンピューターによって制御されてもよい。また、診断用ビーム発生器は、各診断用ビームがゼロ度以外の、異なった角度で患者を通過し、それによって、診断用ビーム間の角度もまたゼロ度以外の角度になるように異なった場所に配置される。この構成は２つの画像から二次元または三次元の画像を生成することを可能にする。

【００５６】

動作中、まず、第１の診断用ビーム発生器１０６が目的領域を通過し、記録装置（または、記録素子）上に画像を生成する診断用ビームを照射するために励起される。記録装置によって現像または生成された画像はコンピューターにダウンロードされ、記録装置自体の画像（または、画像情報）は消去される。次に、第２の診断用ビーム発生器１０８が励起され、第２の診断用ビームによって生成された画像が、記録装置（または、記録素子）によって記録される。この画像もまたコンピューターにダウンロードされ、第１画像と共にコンピューターに格納される。

【００５７】

そして、これらの診断用画像（または、診断用画像の合成画像）をＣＴスキャン等の、処置前３Ｄ画像と比較することにより、治療システムの処置用ビーム（図示せず）を目的領域（または、目標部位）に正確に目標付ける（または、診断用ビームの焦点を合わせ、診

断用ビームの線量を制御する）ことができる。図１１において、図解を明瞭にするために、処置用ビーム発生器及び処置用ビームロボットは図示されていない。以下に、図１２と共に、この実施例の動作を詳細に説明する。

【００５８】

図１２は、図１１のシステムを使用して、本発明に従った処置の方法１３０を図示しているフローチャートである。詳細に述べると、まず、処置または治療の前に、ステップ１３２において、目的領域を含む患者の部分または部位の三次元マッピングが生成される。三次元マッピングはコンピュータートモグラフィ等の、従来の技術を使用して生成することができるだろう。そして、領域の三次元マッピングは格納装置１１８に格納される。マッピングはマッピング内で識別可能であり、かつ、画像記録装置によって生成されるＸ線画像にも現れる周辺領域に対する目的領域の場所または位置を示す。例えば、目的領域は脳腫瘍であり、周辺領域は頭蓋骨であってもよい。

【００５９】

そして、実際の治療日に、患者は、図１１に示されているように、処置ベッドに載せられる。ステップ１３４において、システムは連動式安全装置の状態に基づいて、処置を開始できるかを決定する。処置の開始が安全でない場合、方法は安全が確認されるまで、連動式安全装置の状態をチェックする。

【００６０】

ステップ２０６において処置または治療が開始されると、記録装置上に画像を生成するために、コンピューターによって第１の診断用ビーム発生器が励起（または、作動）させられる。好まれる実施例において、診断用ビーム発生器はＸ線発生器であり、画像記録装置はＸ線への応答で画像を生成する、この分野で周知の、アモルファスシリコン画像生成器（ａｍｏｒｐｈｏｕｓ ｓｉｌｉｃｏｎ ｉｍａｇｅｒ）である。そして、ステップ１３８において、第１の診断用ビームによって生成された画像はコンピューターによって、コンピューターに接続した格納装置にダウンロードされ、画像記録装置はリセットされる。

【００６１】

ステップ１４０において、励起されるべき他の診断用ビームがあるかどうかが決定される。励起すべき他の診断用ビームが存在する場合、方法は他の診断用ビーム発生器を励起し、画像を生成し、さらに生成された画像を格納装置にダウンロードするためにステップ１３６に戻る。この実施例においては、互いに、ゼロ度以外の、予め決められた角度を持って配置された２つの診断用ビーム発生器が存在する。本発明に従うと、方法は連続的または同時的な様式で、各診断用ビームからの画像を生成するために、診断用ビーム発生器を連続的または同時的に励起（または、作動）する。本発明に従うと、処置中の異なった時間における目的領域の場所または位置を決定するために、各診断用ビーム発生器からの、反復的な画像の組が周期的に生成されてもよい。

【００６２】

診断用画像が生成された後、ステップ１４２において、特定の時間における目的領域の場所または位置を決定するために、生成された２つの画像は、この分野で周知の方法で、三次元処置前マッピングと比較される。ステップ１４４において、処置用ビームの焦点が常に、目的領域に合うように、比較結果に基づいて、処置用ビームの目標付けが調節される。診断用画像が反復して生成される場合、新規の画像の組が生成されるたびに、新規の画像がマッピングと比較され、目的領域の位置の変化を補正するために処置用ビームの目標付けが調節される。この様式により、目的領域は正確に追跡され、処置用ビームの焦点は常に目的領域に合わされる。

【００６３】

図１３は処置前画像２５０及び、診断用ビームによって生成された処置中画像データ２５２を図示している。示されているように、診断用ビームによって生成された処置中画像は（処置前画像に比べて）不鮮明であり、画像中の構造及び（または）目的領域を見つけ出すのが困難である。一方、処置前画像２５０は非常に鮮明であり、身体の各構造を明確に識別することができる。それゆえ、示されている処置中画像から目的領域の位置を推定す

ることを可能にするために、処置中画像（または、処置前画像）は線形補間（ｌｉｎｅａｒ ｉｎｔｅｒｐｏｌａｔｉｏｎ）やワーピング（ｗａｒｐｉｎｇ）等の、多様な周知の変形技術を使用して、処置中画像（または、処置前画像）及び画像内の構造が処置前画像（または、処置中画像）に最もマッチ（または、一致）するまで変形（ｄｅｆｏｒｍ）させられ、結果として、変形画像２５４が形成される。そして、変形が完了した後、構造の配置から目的領域の配置が推定される。変形技術は上述した全ての実施例に対して使用することができる。

【００６４】

上述の実施例は単一の診断用ビーム源（または、複数の診断用ビーム源）を使用した実施例を示しているが、本発明の実施例は単一の診断用ビーム源（または、複数の診断用ビーム源）を使用した実施例には限定されない。例えば、システムは５つの固定式のビーム源を使用してもよいし、２つ以上の移動式のビーム源を使用して構成されてもよい。固定式のビーム源を使用した場合、それらは呼吸サイクル中の特定のタイミングで起動されてもよい。米国特許出願Ｎｏ．０９／２７０，４０４に記載されているように、そのような構成を使用することにより、呼吸動作に対応する変形モデルに対する、より詳細な情報を得ることができる。

【００６５】

ここまで、本発明は本発明の特定の実施例に関連して説明されてきたが、付随する請求の範囲によって規定される本発明の意図及び範囲から外れることなく、これらの実施例に対して多用な変更または改良を行うことができることは当業者に明白であるだろう。

【図面の簡単な説明】

【図１】

典型的なフレームレス放射線治療システムを図示している図である。

【図２】

図１に示されているシステムの診断用ビーム及び処置用ビームを図示している。

【図３】

図１のシステムの治療システムのブロック図である。

【図４】

本発明に従ったフレームレス治療システムの好まれる実施例を図示している図である。

【図５】

図４の治療システムの詳細を図示するためのブロック図である。

【図６】

図４のシステムを使用した、本発明に従った処置の方法を図示しているフローチャートである。

【図７】

患者の呼吸サイクルを図示しているグラフである。

【図８】

本発明に従った、呼吸追跡と共に患者を処置する方法を図示しているフローチャートである。

【図９】

本発明に従ったフレームレス治療システムの第２の実施例を図示している。

【図１０】

図９のシステムを使用して、本発明に従った処置の方法を図示しているフローチャートである。

【図１１】

本発明に従ったフレームレス治療システムの第３の実施例を図示している。

【図１２】

図１１のシステムを使用して、本発明に従った処置の方法を図示しているフローチャートである。

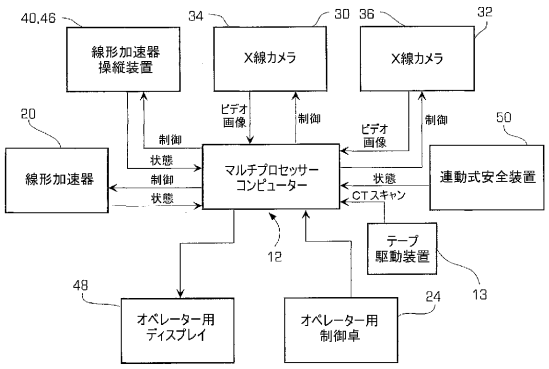
【図１３】

処置前データと処置中データとの最適な一致を確立し、より正確な目的位置を推論するための、処置前データ及び（または）処置中データの変形を図示している。

【符号の説明】

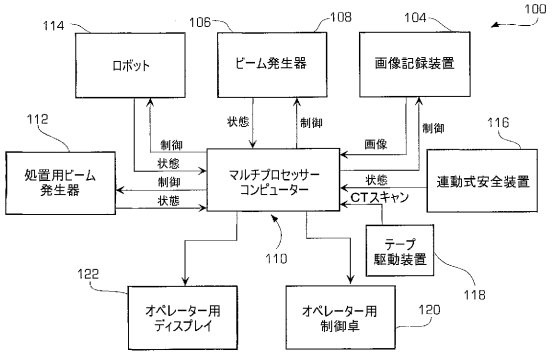
１０　放射線治療装置
１２　データプロセッサー
１３　格納装置（テープ装置）
１４　患者
１８　目的領域
２０　処置用ビーム発生装置
２２　ケーブル
２３　スイッチ
２４　オペレーター用制御卓
２６，２８　診断用ビーム
３０，３２　Ｘ線発生器
３４，３６　画像受信器
３８　可動手術台
４０　構台（ガントリー）
４４　傾斜可能な先端
４６　ロボットアーム
４８　オペレーター用ディスプレイ
５０　連動式安全装置（セーフティーインターロック）
１００　フレームレス治療システム
１０２　手術台
１０３　患者
１０４　画像記録装置
１０５　画像記録装置の第１部分
１０６　診断用ビーム発生器
１０７　画像記録装置の第２部分
１０８　診断用ビーム発生器
１１０　コンピューター
１１２　処置用ビーム発生器
１１４　ロボット（自動装置）
１１６　連動式安全装置（セーフティーインターロック）
１１８　格納装置（テープ装置）
１２０　オペレーター用制御卓
１２２　オペレーター用ディスプレイ
１５０　フレームレス治療システム
１５２　トラック（レール）
１５４　診断用ビーム発生器の第１位置
１８０　フレームレス治療システム
１８２　外部マーカー追跡装置
１８４　外部マーカー追跡ビーム発生器
１８８　外部マーカー
２５０　処置前画像データ
２５２　処置中画像データ
２５４　変形された処置前画像データ
２６０　呼吸サイクルのグラフ
２６２　呼吸サイクルの第１点（胸が最大に拡張した点）
２６４　呼吸サイクルの第２点（胸が拡張及び収縮していない点）

【図３】



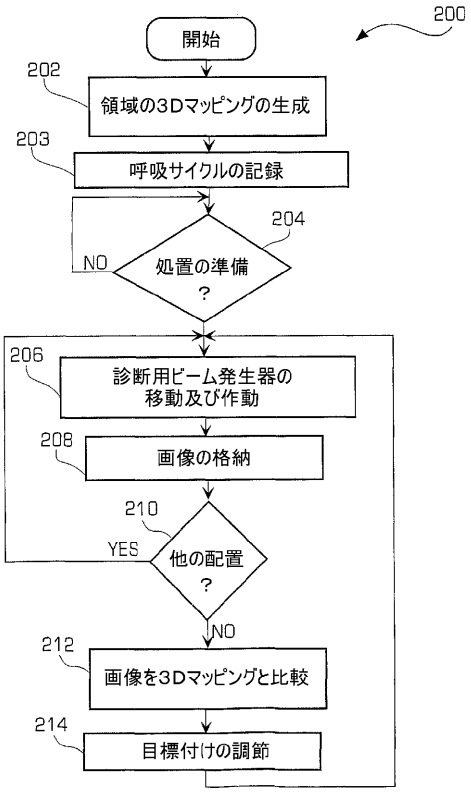
システムブロック図

【図５】

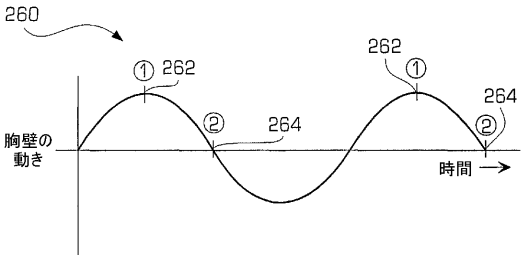


システムブロック図

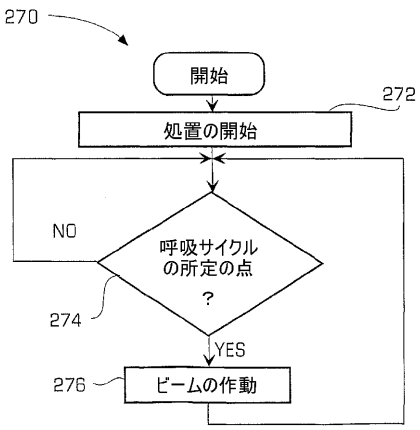
【図６】



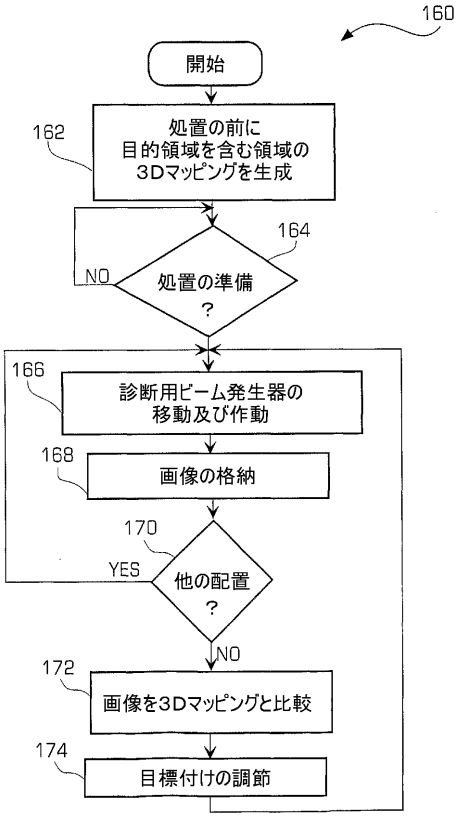
【図７】



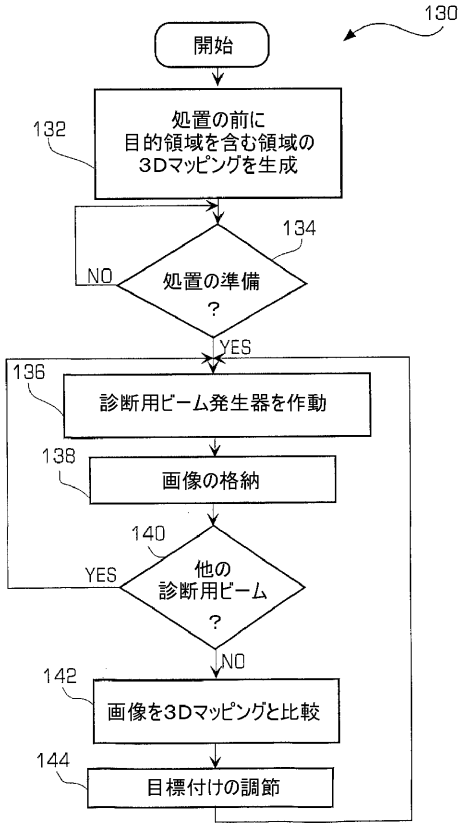
【図８】



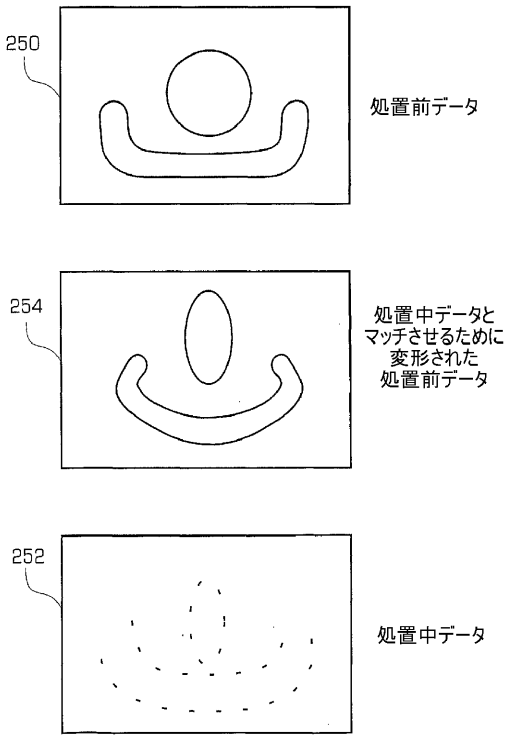
【図１０】



【図１２】


130
開始
132
処置の前に
目的領域を含む領域の
3Dマッピングを生成
134
NO
処置の準備
？
YES
136
診断用ビーム発生器を作動
138
画像の格納
140
YES
他の
診断用ビーム
？
NO
142
画像を3Dマッピングと比較
144
目標付けの調節

【図１３】


250
処置前データ
254
処置中データと
マッチさせるために
変形された
処置前データ
252
処置中データ

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau

(43) International Publication Date
21 March 2002 (21.03.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/22019 A1

(51) International Patent Classification[7]: A61B 6/00

(21) International Application Number: PCT/US01/28686

(22) International Filing Date:
14 September 2001 (14.09.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
09/663,104 15 September 2000 (15.09.2000) US

(71) Applicant: **ACCURAY, INC.** [US/US]; 570 Del Rey Avenue, Sunnyvale, CA 94080 (US).

(72) Inventors: **SCHWEIKARD, Achim**; Vereinstrasse 787, 20357 Hamburg (DE). **ADLER, John, R.**; 894 Tolman Avenue, Stanford, CA 94305 (US).

(74) Agent: **LOHSE, Timothy, W.**; Gray Cary Ware & Freidenrich LLP, 1755 Embarcadero Road, Palo Alto, CA 94303-3340 (US).

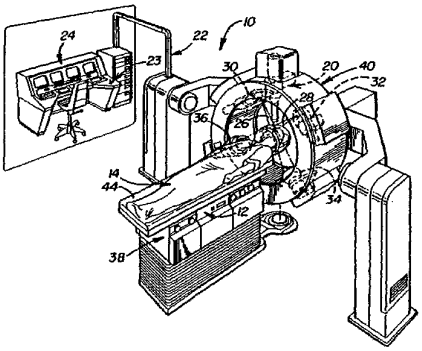
(81) Designated States *(national)*: AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(84) Designated States *(regional)*: ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:
— *with international search report*

[Continued on next page]

(54) **Title:** FRAMELESS RADIOSURGERY TREATMENT SYSTEM AND METHOD



(57) **Abstract:** The technical features mentioned in the abstract do not include a reference sign between parentheses (PCT Rule 8.1(d)). The radiation treatment device (10) may include a data processor (12), a disk or tape and a storage unit (13) which may store a three dimensional image of the patient (14). A beaming apparatus (20) emits a collimated surgical ionizing beam directed at a target region (18). The beaming apparatus may be activated by an operator throwing as switch (23) at a control console (24) connected to the beaming apparatus (20) by a cable (22).

WO 02/22019 A1

WO 02/22019 A1

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

FRAMELESS RADIOSURGERY TREATMENT SYSTEM AND METHOD

Related Application

This application is a continuation in part of US Patent Application Serial No. 09/270,404, filed March 16,1999 entitled "Apparatus and Method for Compensating for Respiratory and Patient Motion During Treatment" which is owned by the same assignee as the present invention and is incorporated herein by reference.

Background of the Invention

This invention relates generally to a system and method for treating a patient and in particular to a system and method for controlling a treatment to administer a precise dose to a patient. In more detail, the invention relates to an apparatus and method for performing accurate surgical procedures on a particular target region within a patient utilizing previously obtained reference data indicating the position of the target region with respect to its surrounding which may contain certain reference points.

In order to control a surgical procedure, such as radiosurgery, many different prior techniques have been used including the manual targeting of the treatment. Many of the prior techniques are not sufficiently accurate so that healthy tissue surrounding the target region is often unnecessarily irradiated and damaged or killed. Other techniques are clumsy and cannot be used for particular types of treatments. For example, one prior technique involved frame-based stereotaxy that was often used for body parts and regions that could be easily physically immobilized. For example, the frame based stereotaxy was often used to immobilize the head of the patient so that a target region in the brain, such

as a brain tumor, could be irradiated by the radiosurgical beam. To do so, the patient was positioned on a treatment bed and then his/her head was immobilized by a frame that was securely attached to the person's head with some attachment means and that was also securely attached to an immovable object such as a treatment table. Thus, during the treatment, the patient was not able to move his/her head at all which permitted an accurate targeting of the treatment. The problem is that a frame-based system cannot be used for fractionated treatment in which repeated smaller does are given to the patient over some predetermined period of time, such as a couple of weeks or a month. A fractionated treatment plan is often desirable since it permits larger overall doses of treatment, such as radiation, to be applied to the target region while still permitting the healthy tissue to heal. Clearly, it is extremely difficult to leave the frame secured to the patient's head for that period of time. In addition, it is impossible to remove the frame and later reposition the frame in the exact same location for the next treatment. Thus, the frame based stereotaxy provides the desired accuracy, but cannot be used with various desirable treatment schedules.

Another typical positioning system is a frameless stereotaxy system wherein a physical frame attached to the patient is not necessary. An example of a frameless stereotaxy system is disclosed in US Patent No. 5,207,223 which is owned by the same assignee as the present invention and is incorporated herein by reference. In general, a preoperative imaging of the region surrounding the target region is completed, such as by computer tomography. Then, during the treatment, a stereo image is generated, such as by X-ray imaging. The stereo image is then correlated to the preoperative image in order

to locate the target region accurately. Then, a radiation source located on a robot is automatically positioned based on the correlation between the preoperative scans and the stereo images in order to accurately treat the target region without unnecessarily damaging the healthy tissue surrounding the target region.

The current frameless stereotaxic techniques have some limitations which limit their effectiveness. First, most surgical operation rooms have limited workspace and the current stereotaxic frameless systems require a large space due to the movement of the robot supporting the surgical radiation beam and the two beam imagers. Second, the cost of having two beam generators and two imagers is very high making the treatment system very expensive. These systems also typically require some form of implanted fiducials, such as markers that are viewable using an X-ray, to track soft tissue targets. Finally, for most current frameless systems, breathing and other patient motion may interfere with the target region identification and tracking due to a degradation of the images. Thus, it is desirable to provide a frameless radiosurgery treatment system and method that overcomes the above limitations and problems and it is to this end that the present invention is directed.

Summary of the Invention

A method and apparatus for selectively and accurately localizing and treating a target within a patient are provided. A three dimensional mapping of a region surrounding the target is coupled to a surgical intervention. Two or more diagnostic beams at a known non-zero angle to one another may pass through the mapping region to

produce images of projections within the mapping region in order to accurately localize and treat the target.

To accomplish the accurate positioning and targeting, a three-dimensional ("3-D") mapping of the patient is generated for a portion of the patient's body having the target region and stored as reference data. Then, two or more diagnostic beams are passed through the mapping region wherein the beams are at predetermined non-zero angle with respect to each other. A single image camera or recording medium may be used to capture the images from the one or more diagnostic beams such as shown in US Patent No. 5,207,223 to Adler. In more detail, the single image camera or recording medium may be segmented into one or more pieces so that the image from the first diagnostic beam is captured on a first piece of the recording medium, the image from the second diagnostic beam is captured on a second piece of the recording medium, the images are downloaded to a computer and then images from the subsequent diagnostic beams are captured.

Once the diagnostic images are generated, they are compared to the stored 3-D reference data to generate information about the patient and the location of the target region as is known from the Adler patent. At predetermined small time intervals, the diagnostic images are obtained and compared to the reference data. The results of the comparison may be used to adjust the targeting of the treatment beam on the target region to ensure that the dose of the surgical treatment beam remains focused on the target region. This results in a more accurate treatment so that fewer healthy cells and tissue are

damaged by the treatment which results in fewer complications following the treatment and permits more aggressive and effective treatments.

In accordance with a first embodiment of the invention, there may be a diagnostic beam device or one or more diagnostic beam devices and a single recording medium underneath the patient or close to the patient couch. In one embodiment, the single diagnostic beam device moves in a predetermined manner to predetermined different positions so that the diagnostic beam, at each position, passes through the target region at predetermined angles. Thus, each image generated by the diagnostic beam device is at a predetermined non-zero angle with respect to the other images. Once the diagnostic images are generated, the above treatment control process is used.

In accordance with a preferred embodiment of the invention, a diagnostic beam device is used and a recording medium is located underneath the patient as described above. In this embodiment, the diagnostic images of the target region, formed by moving the diagnostic beam device, are gated with respect to real-time measurement of involuntary patient motion, such as respiration or pulsation. Thus, in this embodiment, the motion is compensated for as the treatment of the patient occurs and the images acquired by the diagnostic beams are not degraded by the movement of the target region.

The series of diagnostic beam images formed by the moving diagnostic beam generates a rough computer tomography (CT) scan of the patient that may be compared to the more precise pre-operative CT scan. In addition, the diagnostic beams and

treatment beam may be energized and triggered during predetermined times during the respiration cycle of the patient to ensure accurate positioning of the target region.

Thus, in accordance with the invention, a system for directing a treatment beam towards a patient is provided. The system may comprise a treatment bed that supports the patient during the treatment and one or more diagnostic beam generators for generating diagnostic beams directed towards the patient during the treatment. The diagnostic beam generators may be located at different predetermined positions so that the beam from each diagnostic beam generator is at a predetermined non-zero angle with respect to the beams of the other diagnostic beam generators. The system may further comprise a single image recording device located adjacent to the treatment bed for receiving the diagnostic beams from the two or more diagnostic beam generators so that the image recording device captures the images from all of the diagnostic beams.

In accordance with another aspect of the invention, a system for directing a treatment beam towards a patient is provided that comprises a treatment bed that supports the patient during the treatment and a diagnostic beam generator for generating a diagnostic beam directed towards the patient during the treatment. The system further comprises a track that supports the diagnostic beam generator to move the diagnostic beam generator between one or more different positions so that the beam from each diagnostic beam generator is at a predetermined non-zero angle with respect to the beam of the diagnostic beam generator at a different position. The system further comprises one or more image recording device(s) located adjacent to the treatment bed for receiving the diagnostic beams from the diagnostic beam generator at the different positions in a

sequential manner so that the image recording device captures the images from all of the diagnostic beams.

In accordance with yet another aspect of the invention, a method for treating a patient is provided wherein a three-dimensional mapping of a region of the patient including a target region to be treated by a treatment beam is utilized and one or more diagnostic beams directed towards the patient are generated. Then, one or more images are captured in one or more image recorder(s) when the diagnostic beams pass through the target region of the patient wherein the diagnostic beams pass through the patient at non-zero angles with respect to each other. Finally, the images from the diagnostic beams and the three-dimensional mapping are compared in order to control the movement of the treatment beam during the treatment.

To perform the comparison, the intra-treatment/live images are correlated to the pre-operation data as is well known. The pre-operative data provides spatial information on the relative placement of the anatomical structures from which the current intra-treatment position of the target region may be computed. To compute the target region position, the correlation method may comprise deforming the pre-operative data so that it optimally corresponds to the intra-treatment image data, or vice versa so that the deformation of the intra-treatment data better matches the pre-operative data.

Brief Description of the Drawings

Figure 1 is a diagram illustrating a typical frameless radiosurgical treatment system;

Figure 2 is a diagram illustrating the diagnostic and treatment beams of the system shown in Figure 1;

Figure 3 is a block diagram illustrating the treatment system of Figure 1;

Figure 4 is a diagram illustrating a preferred embodiment of the frameless treatment system in accordance with the invention;

Figure 5 is a block diagram illustrating more of the details of the treatment system of Figure 4;

Figure 6 is a flowchart illustrating a method for treatment in accordance with the invention using the system of Figure 4;

Figure 7 is a diagram illustration a respiration cycle of a patient;

Figure 8 is a flowchart illustrating a method for treating a patient with respiration tracking in accordance with the invention;

Figure 9 is a diagram illustrating a second embodiment of the frameless treatment system in accordance with the invention;

Figure 10 is a flowchart illustrating a method for treatment in accordance with the invention using the system of Figure 9;

Figure 11 is a diagram illustrating a third embodiment of the frameless treatment system in accordance with the invention;

Figure 12 is a flowchart illustrating a method for treatment in accordance with the invention using the system of Figure 11; and

Figure 13 illustrates the deformation of the pre-treatment and/or intra-treatment data to establish optimal correspondence to infer better target positions.

Detailed Description of a Preferred Embodiment

The invention is particularly applicable to a radiosurgical treatment system and method and it is in this context that the invention will be described. It will be appreciated, however, that the system and method in accordance with the invention has greater utility, such as to other types of treatments wherein it is necessary to accurately position a treatment at a target region within the patient in order to avoid damaging healthy tissue such as to other types of medical procedures with other types of medical instruments, such as positioning biopsy needles, ablative, ultrasound or other focused energy treatments, positioning a laser beam for laser beam treatment or positioning radioactive seeds for brachytherapy. Prior to describing the invention, a typical radiosurgery device will be described to provide a better understanding of the invention.

Figures 1 - 3 are diagram illustrating an example of a stereotaxic radiation treatment device 10. The radiation treatment device 10 may include a data processor 12, such as a microprocessor, and a disc or tape storage unit 13 (shown in Figure 3) which may store a three dimensional image of a patient 14. The three dimensional image may be loaded into the data processor, if not already there, to compare the three dimensional image to images generated during the surgical procedure. The three dimensional image

may be generated by various conventional techniques such as computer aided tomography (CAT) scan or magnetic resonance imaging (MR). The radiation treatment device 10 may also include a beaming apparatus 20 which, when activated, emits a collimated surgical ionizing beam directed at a target region 18 (shown in Figure 2). The collimated surgical ionizing beam may have sufficient strength to cause the target region to become necrotic. A variety of different beaming apparatus may be used which generate an ionizing radiation or heavy particle beam such as a linear accelerator and preferably an x-ray linear accelerator. Such an x-ray beaming apparatus is commercially available. The beaming apparatus may be activated by the operator throwing a switch 23 at a control console 24 connected to the beaming apparatus 20 by a cable 22.

The radiation treatment device 10 may also include an apparatus for passing a first diagnostic beam 26 and a second diagnostic beam 28 through the region previously imaged by the three-dimensional image. The diagnostic beams are positioned at a predetermined non-zero angle with respect to each other, such as being orthogonal as shown in Figure 2. The diagnostic beams may be generated by a first x-ray generator 30 and a second x-ray generator 32, respectively. A first and second image receiver 34, 36 or a single receiver may receive the diagnostic beams 26, 28 to generate an image from the diagnostic beams which is fed into the microprocessor 12 (as shown in Figure 4) so that the diagnostic images may be compared to the three-dimensional image.

The radiation treatment device 10 may also include a device for adjusting the relative positions of the beaming apparatus 20 and/or the patient 14 so that the ionizing beam is continuously focused on the target region 18. In the radiation treatment device

shown in Figure 1, the positions of the beaming apparatus and the patient may be altered with six degrees of freedom by a gantry 40 and a moveable operating table 38 with a tilting top 44. The positions of the beaming apparatus relative to the patient may also be accomplished by using a processor controllable robotic arm mechanism that permits the beaming apparatus to be moved freely about the patient's body including up, down, longitudinally along or laterally along the body of the patient.

Figure 3 is a block diagram of the radiation treatment device 10 including the microprocessor 12, the tape drive 13, the beaming apparatus 20, the robotic arm 46 or the gantry 40, the x-ray cameras 30, 32, 34 and 36, and the operator control console 24 as described above. In addition, the device 10 may include safety interlocks 50 to ensure that the beaming apparatus is not activated accidentally. The device 10 may also include an operator display 48 for tracking the progress of the treatment and controlling the treatment. Any further details of the radiosurgery device may be found in U.S. Patent No. 5,207,223 which is owned by the assignee of this application and which is incorporated herein by reference.

The above system is well suited for the treatment of stationary target regions (e.g., stationary with respect to bony structures that can be seen on an image) wherein respiratory motion or pulsation motion do not affect the accuracy of the treatment beam. The drawback of the above system is that anatomic sites subject to respiratory motion are difficult to treat. In accordance with the invention, the frameless treatment system may improve upon the system shown in Figures 1-3. The frameless treatment system and

method in accordance with the invention with the above advantages will now be described.

Figure 4 is a diagram illustrating a preferred embodiment of the frameless treatment system 180 in accordance with the invention. This embodiment of the invention is particular applicable to the targeting of a target region without embedded markers wherein there is no surrounding region that can be easily located (e.g., no bones are present) and respiration motion may affect the position of the target region. An example of a target region for this embodiment is a lung tumor.

The treatment system 180 may include a patient treatment table or couch 102 on which a patient 103 may rest during the treatment. The treatment system may also include a diagnostic beam recording device 104 that may be located underneath the treatment table and underneath the patient and one or more diagnostic beam generators 106 (one is shown in this example). The recording device 104 may record the images generated when the diagnostic beam device is energized at one or more different predetermined positions. The recording device 104 may be any device that can be used to capture the image generated by the diagnostic beams. In a preferred embodiment, the recording device 104 may be the amorphous silicon plate that captures the x-ray beams being generated by the diagnostic beam generators 106. The recording device 104 may be connected to a computer that controls the operation of the recording device and the diagnostic beam generator. The recording device in this embodiment may also have a first portion 105 and a second portion 107 wherein the first diagnostic beam is captured by the first portion and the second diagnostic beam is captured by the second portion. Thus, the

diagnostic beams may be simultaneously energized or may be sequentially energized. A recording medium with one or more diagnostic beams is also shown in US Patent No. 5,207,223 to Adler which is owned by the same assignee as the present invention.

The robot and the treatment beam generator (shown in Figure 5) are not shown in Figure 4. The system may further include a track 152 in which the diagnostic beam generator moves so that the diagnostic beam generator may be moved to different positions (see the diagnostic beam generator 106 in a first position 154 and the other positions shown by the phantom pictures of the generator) wherein the diagnostic beam generator is at a different non-zero angle with respect to the other positions. Thus, in this embodiment, the diagnostic beam generator 106 is moved from the first position 154 to other positions at periodic times in order to generate the images of the target region as described above. In addition to the elements shown in Figure 5, the system may also include a controller, to position of the diagnostic beam generator, that may be controlled by the computer.

In addition to the above, this system 180 may also include an external marker tracking device 182 that may include one or more external marker tracking generators 184 that generate one or more external marker tracking beams 184, such as infrared beams or passive markers whose position is detectable with optical cameras. The system may also include one or more external markers 188 attached to the patient that measure the external movement of the patient during respiratory motion as described in more detail in the co-pending application that was incorporated by reference. Now, the system will be described in more detail.

Figure 5 is a block diagram illustrating more of the details of the treatment system 100 of Figure 4. In particular, the system 100 may include a computer 110 that controls the operation of the various elements of the system including the beam generators 106, 108 as well as the image recorder 104. The system may also include a treatment beam device 112, such as a linear accelerator (LINAC) in this embodiment, that generates a treatment beam and a robot 114 that positions the treatment beam (a LINAC manipulator in this embodiment) that are both controlled by the computer 110 that may be a multi-processor computer in this embodiment. The computer may issue control commands and receive back status commands from the treatment beam generator 112, the robot 114 and the beam generators 106, 108. For the image recorder 104, the computer may issue control signals to control the operation of the image recorder as described above and may receive image data from the image recorder.

The system may also include safety interlocks 116 that ensures that the diagnostic beams and the treatment beam cannot be activated (the beams are only energized when a status signal is received by the computer) unless all people other than the patient are out of the treatment room due to the radiation danger. The system may also include a tape drive 118 for storing the images generated by the image recorder, the pre-operative CT three-dimensional images and any treatment planning software that may perform the comparison of the images and control the movement of the treatment beam. The system may further include an operator control console 120 and an operator display 122 that permit a user of the system, such as a surgeon, to interact with and operate the system and monitor the treatment. The treatment planning software in the computer may

compare the pre-operative image to the images from the diagnostic beam generators to determine how to control the treatment robot and therefore the treatment beam during the treatment. The computer, based on the comparison and the surgeon's manual commands, may then control the treatment beam in order to deliver the appropriate dose to the patient without damaging the healthy tissue surrounding the target region. Now, a method of treatment using the preferred embodiment will be described.

Figure 6 is a flowchart illustrating a method 200 for treatment in accordance with the invention using the system of Figure 4. In step 202, a three-dimensional mapping of a region of the patient including the target region is generated prior to the treatment. The three-dimensional mapping may be done using typical equipment such as computer tomography, magnetic resonance tomography or the like. The three-dimensional mapping of the region is stored in the storage device 118. The mapping shows the relative locations of the target region with respect to other surrounding regions that may be seen in the mapping to locate the target region relative to the surrounding regions. For example, the target region may be a lung tumor.

On the day of treatment, the patient may be positioned on the treatment bed as shown in Figure 9. The respiratory cycle of the patient may then be determined in step 203 and at various different times during the treatment. The respiratory cycle may be determined by monitoring chest wall surface movement with optical or ultrasound digitizers, and/or by using a strain gauge, by the measurement of the airflow exiting the patient or by other well known methods. In step 204, the system may determine if the treatment can begin based on the status of the safety interlocks. If it is not safe to begin

the treatment, then the method loops back to test the safety interlocks until a safe condition is indicated.

In step 206, a diagnostic beam generator is positioned along the track in the appropriate position and energized by the computer in order to generate an image on the recording device. In a preferred embodiment, the diagnostic beam generator is an x-ray generators and the image recorder is an amorphous silicon imager that generates an image in response to x-rays as is well known. The image generated by the first diagnostic beam in the image recorder may then be downloaded by the computer to the storage device attached to the computer in step 208 and the image recorder may be reset. Each image is acquired at the same phase of the respiratory cycle as described below with respect to Figures 7 and 8.

In step 210, the method determines if there are any other positions for the diagnostic beam. If there are other positions for the diagnostic beam, the method loops back to step 206 to energize that generator at the other position, generate an image and download the image to the storage device. In this embodiment, the movement of the diagnostic beam generator along the track generates multiple images wherein each image is at a non-zero angle with respect to the other images and acquired during the same phase of the respiratory cycle. In accordance with the invention, the method sequentially energizes the diagnostic beam generator at different positions to generate the images in a sequential manner. In accordance with the invention, repeated sequence of images from the diagnostic beam generator may be generated at periodic times so that the location of the target region at different times may be determined.

The series of diagnostic beam images may be processed using a CT-like algorithm to generate a 3-D image of the patient during the treatment. Once the series of diagnostic images are processed into a 3-D image, the 3-D image is compared to the three-dimensional pre-operative mapping as is well known to determine the location of the target region at the particular time in step 212. In step 214, the targeting of the treatment beam is adjusted based on the comparison so that the treatment beam is always focused on the target region. If there are repeated diagnostic images generated, after each new set of images is generated, the images are compared to the mapping and the treatment beam targeting is adjusted to compensate for changes in the position of the target region. In this manner, the target region is accurately tracked so that the treatment beam is focused on the target region.

In some cases, the placement of certain structures is visible in the intra-treatment 3-D reconstruction, but the target region or critical region is either not visible at all, not clearly visible, or is visible but difficult to segment automatically by computer. In this case, the system may comprise the step of deforming the intra-treatment images in such a way that the positions of the clearly visible structures best match the pre-operative image data. From this, the exact deformation pattern of the entire anatomical area can be inferred. The exact position of the target and/or healthy critical tissue visible in the pre-operative image data, but not clearly visible in the intra-treatment data may be inferred as described in more detail with reference to Figure 13.

Figure 7 is a chart 260 illustrating a typical respiration cycle for a human being wherein the respiration cycle is represented by a sine wave. The y-axis of the chart is the

movement of the chest wall thus showing that the chest wall moves out and in during the respiration cycle. A first point 262 in the respiration cycle with maximum expansion of the chest and a second point 264 in the respiration cycle with no chest movement are shown. The respiration cycle may be determined using the various techniques described above. In accordance with the invention, the energizing of the diagnostic beams and the treatment beam may be periodically timed so that the energizing occurs at the corresponding points in the respiration cycle such as at the first point or the second point. In addition, the energizing of the beams may occur at more than one time during the respiration cycle. Thus, the accuracy of the treatment is improved since the beams are energized at the same time in the respiration cycle.

Figure 8 is a flowchart illustration of a method 270 for energizing a diagnostic or treatment beam based on the respiration cycle in accordance with the invention. In step 272, the treatment is started and the respiration cycle of the patient is determined. In step 274, the system determines if at predetermined point in the respiration cycle has occurred and waits until the predetermined point has occurred. Once the predetermined point in the respiration cycle is reached, the system may energize the beam in step 276. Now, a second embodiment of the invention will be described.

Figure 9 is a diagram illustrating a second embodiment of the frameless treatment system 150 in accordance with the invention. This embodiment of the invention is particular applicable to fiducial-less targeting of a target region wherein a surrounding region can be located, but the surrounding region does not have a fixed relationship with the target region (e.g., no bones are present) and respiration motion does not affect the

position of the target region. An example of a target region for this embodiment is the prostate.

The system 150 may include the same elements as the prior embodiment as designated by like reference numerals such as the treatment table 102, the image recorder 104 and the diagnostic beam generator 106. As with the prior embodiment, the robot and the treatment beam generator are not shown. In this embodiment, a single diagnostic beam generator 106 may be used to further reduce the cost of the treatment system. In this embodiment, the system may further include a track 152 in which the diagnostic beam generator moves so that the diagnostic beam generator may be moved to different positions (see the diagnostic beam generator 106 in a first position 154 and the other positions shown by the phantom pictures of the generator) wherein the diagnostic beam generator is at a different non-zero angle with respect to the other positions. Thus, in this embodiment, the diagnostic beam generator 106 is moved from the first position 154 to other positions at periodic times in order to generate the images of the target region as described above. The embodiment may have similar elements as those shown in Figure 5 and may also include a controller, to position the diagnostic beam generator, that may be controlled by the computer. Now, the method of treatment using the second embodiment will be described.

Figure 10 is a flowchart illustrating a method 160 for treatment in accordance with the invention using the system of Figure 9. In step 162, a three-dimensional mapping of a region of the patient including the target region is generated prior to the treatment. The three-dimensional mapping may be done using typical equipment such as computer

tomography or the like. The three-dimensional mapping of the region is stored in the storage device 118. The mapping shows the location of the target region with respect to other surrounding regions that may be seen in the mapping to locate the target region relative to the surrounding regions. For example, the target region may be a prostate tumor and the other surrounding regions may be the bladder. On the day of treatment, the patient may be positioned on the treatment bed as shown in Figure 7. In step 164, the system may determine if the treatment can begin based on the status of the safety interlocks. If it is not safe to begin the treatment, then the method loops back to test the safety interlocks until a safe condition is indicated.

In step 166, a diagnostic beam generator is positioned along the track in the appropriate position and energized by the computer in order to generate an image on the recording device. In a preferred embodiment, the diagnostic beam generators is an x-ray generator and the image recorder is an amorphous silicon imager that generates an image in response to x-rays as is well known. The image generated by the first diagnostic beam in the image recorder may then be downloaded by the computer to the storage device attached to the computer in step 168 and the image recorder may be reset. In step 170, the method determines if there are any other positions for the diagnostic beam. If there are other positions for the diagnostic beam, the method loops back to step 166 to energize that generator at the other position, generate an image and download the image to the storage device. In this embodiment, the movement of the diagnostic beam generator along the track generates multiple images wherein each image is at a non-zero angle with respect to the other images. In accordance with the invention, the method

sequentially energizes the diagnostic beam generator at different positions to generate the images in a time sequential manner. In accordance with the invention, repeated sequence of images from the diagnostic beam generator may be generated at periodic times so that the location of the target region at different times may be determined. The 2-D images generated by the diagnostic beams are processed to yield a CT-like image which may then be compared to the pre-operative 3-D mapping.

Once the diagnostic images are generated, the two or more images are compared to the three-dimensional pre-operative mapping as is well known to determine the location of the target region at the particular time in step 172. The comparison may again include the step of deformation as described above. In step 174, the targeting of the treatment beam is adjusted based on the comparison so that the treatment beam is always focused on the target region. If there are repeated diagnostic images generated, after each new set of images is generated, the images are compared to the mapping and the treatment beam targeting is adjusted to compensate for changes in the position of the target region. In this manner, the target region is accurately tracked so that the treatment beam is focused on the target region.

Figure 11 is a diagram illustrating another embodiment of the frameless treatment system 100 in accordance with the invention that may be particularly suited for treating target regions that have a fixed relationship to a fixed reference point, such as bones. Thus, this embodiment of the invention may be used for treating, for example, the spine of a patient or the brain of the patient since these target regions are near or surrounded by bones. The other embodiments of the invention described below may be particularly

suited for the treatment of other target regions. In this figure, only one detector under the patient couch is used. The two diagnostic beams in this case may either be activated sequentially or the two beams may be activated simultaneously while projecting their respective images to a different portion of the single detector plate/camera. The simultaneous activation of the diagnostic beams is particularly useful when time-stamps are needed so that the exact time of a given 3-D position is known.

The treatment system 100 may include a patient treatment table or couch 102 on which a patient 103 may rest during the treatment. In the example shown, the brain of the patient is being treated. The treatment system may also include a diagnostic beam recording device 104 that may be located underneath the treatment table and underneath the patient and one or more diagnostic beam generators 106, 108 (two are shown in this example). The recording device 104 may record the images generated when each diagnostic beam device 106, 108 is energized. The recording device 104 may be any device that can be used to capture the image generated by the diagnostic beams. In a preferred embodiment, the recording device 104 may be the amorphous silicon plate that captures the x-ray beams being generated by the diagnostic beam generators 106, 108. The recording device 104 may be connected to a computer that controls the operation of the recording device and the diagnostic beam generators. The recording device in this embodiment may have a first portion 105 and a second portion 107 wherein the first diagnostic beam is captured by the first portion and the second diagnostic beam is captured by the second portion. Thus, the diagnostic beams may be simultaneously energized or may be sequentially energized.

In accordance with the invention, the diagnostic beam generators 106, 108 may be controlled by the computer to be energized at different predetermined time intervals or simultaneously so that each diagnostic beam generator is producing an image on the recording device at a different time or simultaneously. In addition, the diagnostic beam generators are located at different positions so that the diagnostic beams pass through the patient at different non-zero angles so that the angle between the two diagnostic beams is also non-zero which permits a two-dimensional image of the target region to be generated from the two images.

In operation, the first diagnostic beam generator 106 may be energized to emit a diagnostic beam that passes through the target region and generates an image on the recording device. The image developed by the recording device is then downloaded to the computer and the recording device is erased. Next, the second diagnostic beam 108 is energized and an image generated by the second diagnostic beam is received by the recording device. This image is also downloaded to the computer where it is stored with the first image. By comparing these diagnostic images in combination with the pre-operative 3-D CT scan or the like, the treatment beam (not shown) of the treatment system may be accurately targeted at the target region. For purposes of illustration, the treatment beam generator and the treatment beam robot are not shown in Figure 11. The operation of this embodiment of the treatment system is described in more detail below with reference to Figure 12.

Figure 12 is a flowchart illustrating a method 130 for treatment in accordance with the invention using the system of Figure 11. In particular, in step 132, a three-

dimensional mapping of a region of the patient including the target region is generated prior to the treatment. The three-dimensional mapping may be done using typical equipment such as computer tomography or the like. The three-dimensional mapping of the region is stored in the storage device 118. The mapping shows the location of the target region with respect to other surrounding regions that may be seen in the mapping and appear on X-ray images made with the image recorder. For example, the target region may be a brain tumor and the other surrounding regions may be the skull bones. On the day of treatment, the patient may be positioned on the treatment bed as shown in Figure 4. In step 134, the system may determine if the treatment can begin based on the status of the safety interlocks. If it is not safe to begin the treatment, then the method loops back to test the safety interlocks until a safe condition is indicated.

In step 136 when the treatment begins, a first diagnostic beam generator is energized by the computer in order to generate an image on the recording device. In a preferred embodiment, the diagnostic beam generators are x-ray generators and the image recorder is an amorphous silicon imager that generates an image in response to x-rays as is well known. The image generated by the first diagnostic beam in the image recorder may then be downloaded by the computer to the storage device attached to the computer in step 138 and the image recorder may be reset. In step 140, the method determines if there are any other diagnostic beams to be energized. If there are other diagnostic beams to energize, the method loops back to step 136 to energize that generator, generate an image and download the image to the storage device. In this embodiment, there may be two diagnostic beam generators that are at a predetermined non-zero angle with respect

to each other. In accordance with the invention, the method sequentially energizes the diagnostic beam generators to generate the images from each of the diagnostic beams in a time sequential manner. In accordance with the invention, repeated pairs of images from the diagnostic beam generators may be generated at periodic times so that the location of the target region at different times may be determined.

Once the diagnostic images are generated, the two images are compared to the three-dimensional pre-operative mapping as is well known to determine the location of the target region at the particular time in step 142. In step 144, the targeting of the treatment beam is adjusted based on the comparison so that the treatment beam is always focused on the target region. If there are repeated diagnostic images generated, after each new set of images is generated, the images are compared to the mapping and the treatment beam targeting is adjusted to compensate for changes in the position of the target region. In this manner, the target region is accurately tracked so that the treatment beam is focused on the target region.

Figure 13 illustrates a pre-operative image 250 and intra-treatment image data 252 generated by the diagnostic beams. As shown, the intra-treatment images generated by the diagnostic beams are less clear and it is difficult to make out all of the structures or even the target region in the image. The pre-operative image 250, on the other hand, is very clear and each structure of the body can be clearly seen. Therefore, in order to make it possible to infer the position of the target region from the intra-treatment images shown, the intra-treatment image is deformed, using various well known deformation techniques such as linear interpolation or warping, to form a deformed image 254 until the

intra-treatment images and its structures form the best match with the pre-operative images. Once the deformation is completed, the position of the target region may be inferred from the position of the structures. This deformation technique may be used with all of the embodiments of the invention described above.

Although the above embodiments show a single diagnostic beam source being used, the invention is not limited to a single diagnostic beam source. In fact, the system may use five fixed sources that generate the diagnostic beams and two or more moving sources that generate the diagnostic beams. For the fixed sources, they may be activated at specific time points throughout the respiration cycle. More detailed information about the deformation model corresponding to respiratory motion may then be obtained as set forth in the US Patent Application Serial No. 09/270,404.

While the foregoing has been with reference to particular embodiments of the invention, it will be appreciated by those skilled in the art that changes in these embodiments may be made without departing from the principles and spirit of the invention, the scope of which is defined by the appended claims

Claims:

1. A system for directing a treatment beam towards a patient, comprising:

a treatment bed that supports the patient during the treatment;

two or more diagnostic beam generators for generating diagnostic beams directed towards the patient during the treatment, the diagnostic beam generators being located at different predetermined positions so that the beam from each diagnostic beam generator is at a predetermined non-zero angle with respect to the beams of the other diagnostic beam generators; and

an image recording device located adjacent the treatment bed for receiving the diagnostic beams from the two or more diagnostic beam generators so that the image recording device captures the images from all of the diagnostic beams.

2. The system of Claim 1 further comprising means for generating a three-dimensional pre-operative image of the target region, means for comparing the images from the diagnostic beam generators to the three-dimensional image to determine the position of the target region at that time and means for adjusting the targeting of a treatment beam in response to the comparison of the three-dimensional image and the diagnostic beam images.

3. The system of Claim 2, wherein the adjusting means further comprises a computer-controlled robot for positioning the treatment beam.

4. The system of Claim 3, wherein the diagnostic beam generators comprises x-ray beam generators.

5. The system of Claim 4, wherein the image recorder comprises an amorphous silicon image recorder.

6. The system of Claim 5, wherein the treatment beam is generated by a linear accelerator.

7. A system for directing a treatment beam towards a patient, comprising:

a treatment bed that supports the patient during the treatment;

a diagnostic beam generator for generating a diagnostic beam directed towards the patient during the treatment;

a track that supports the diagnostic beam generator to move the diagnostic beam generator between one or more different positions so that the beam from each diagnostic beam generator is at a predetermined non-zero angle with respect to the beam of the diagnostic beam generator at a different position; and

an image recording device located adjacent to the treatment bed for receiving the diagnostic beams from the diagnostic beam generator at the different positions so that the image recording device captures the images from all of the diagnostic beams.

8. The system of Claim 7 further comprising a respiratory motion detection system that determines the external movement of the patient during a respiratory cycle to compensate for respiratory motion of the patient during the treatment.

9. The system of Claim 8, wherein the respiratory motion detection system further comprises means for triggering the diagnostic beam generator during a predetermined phase of the respiratory cycle.

10. The system of Claim 8, wherein the respiratory motion detector further comprises one or more markers attached to the exterior of the patient that move during respiration and a marker detection beam for detecting the movement of the markers.

11. The system of Claim 10, wherein the marker detection beam is a infrared beam.

12. The system of Claim 7 further comprising means for generating a three-dimensional pre-operative image of the target region, means for comparing the images from the diagnostic beam generators to the three-dimensional image to determine the position of the target region at that time and means for adjusting the targeting of a treatment beam in response to the comparison of the three-dimensional image and the diagnostic beam images.

13. The system of Claim 12, wherein the adjusting means further comprises a computer-controlled robot for positioning the treatment beam.

14. The system of Claim 13, wherein the diagnostic beam generators comprises x-ray beam generators.

15. The system of Claim 14, wherein the image recorder comprises an amorphous silicon image recorder.

16. The system of Claim 15, wherein the treatment beam is generated by a linear accelerator.

17. The system of Claim 12, wherein the image comparison means comparison further comprises means for deforming the pre-operative image so that the visible structures in the pre-operative image and the diagnostic beam images match and means for determining the location of a target region based on the deformation.

18. The system of Claim 12, wherein the means image comparison further comprises means for deforming the diagnostic beam images so that the visible structures in the pre-operative image and the diagnostic beam images match and means for determining the location of a target region based on the deformation.

19. A method for treating a patient, comprising:

utilizing a three-dimensional mapping of a region of the patient including a target region to be treated by a treatment beam;

generating one or more diagnostic beams directed towards the patient;

capturing one or more images in a single image recorder when the diagnostic beams pass through the target region of the patient wherein the diagnostic beams pass through the patient at non-zero angles with respect to each other; and

comparing the images from the diagnostic beams to the three-dimensional mapping in order to control the movement of the treatment beam during the treatment.

20. The method of Claim 19, wherein utilizing the three-dimensional mapping further comprises generating three-dimensional computer tomography mapping of the region prior to the treatment of the patient.

21. The method of Claim 19 further comprising determining the external movement of the patient during a respiratory cycle to compensate for respiratory motion of the patient during the treatment.

22. The method of Claim 21, wherein the respiratory motion detection further comprises tracking the movement of one or more markers attached to the exterior of the patient that move during respiration.

23. The method of Claim 21, wherein the respiratory motion detection further comprises triggering the diagnostic beam generator during a predetermined phase of the respiratory cycle.

24. The method of Claim 23, wherein the triggering further comprises triggering based on the sensors recording the respiration of the patient.

25. The method of Claim 19, wherein comparing the images further comprises deforming the pre-operative image so that the visible structures in the pre-operative image and the diagnostic beam images match and determining the location of a target region based on the deformation.

26. The system of Claim 19, wherein comparing the images further comprises deforming the diagnostic beam images so that the visible structures in the pre-operative image and the diagnostic beam images match and determining the location of a target region based on the deformation.

27. A method for directing a treatment beam towards a target region in a patient, comprising:

generating a three-dimensional image of the patient prior to the treatment;

determining the respiration cycle of the patient;

energizing one or more diagnostic beams at a predetermined time during the respiration cycle to locate the target region during the treatment; and

energizing a treatment beam at the same predetermined time during the respiration cycle to treat the target region.

28. An apparatus for directing a treatment beam towards a target region in a patient, comprising:

means for generating a three-dimensional image of the patient prior to the treatment;

means for determining the respiration cycle of the patient;

means for energizing one or more diagnostic beams at a predetermined time during the respiration cycle to locate the target region during the treatment; and

means for energizing a treatment beam at the same predetermined time during the respiration cycle to treat the target region.

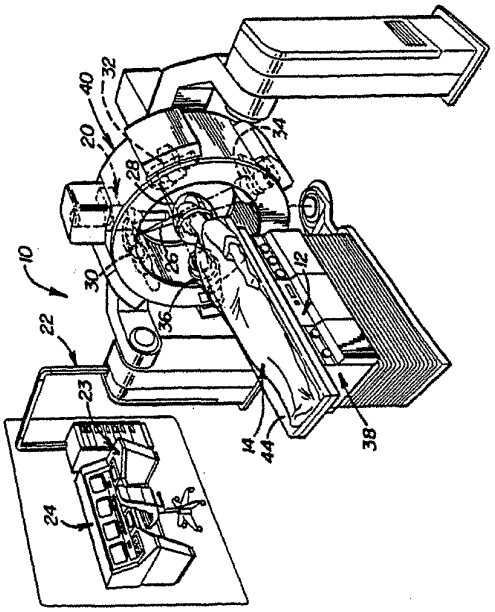


FIGURE 1

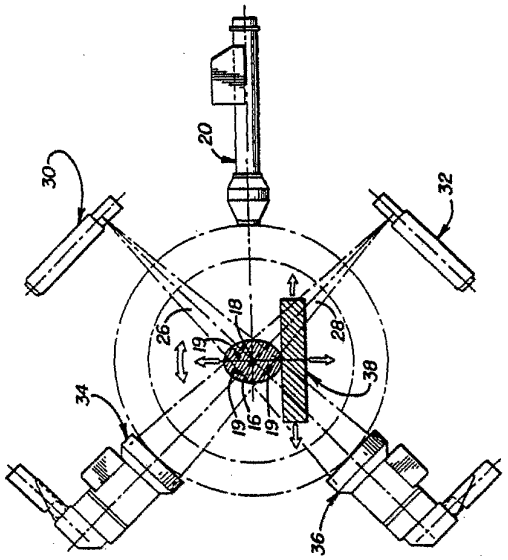


FIGURE 2

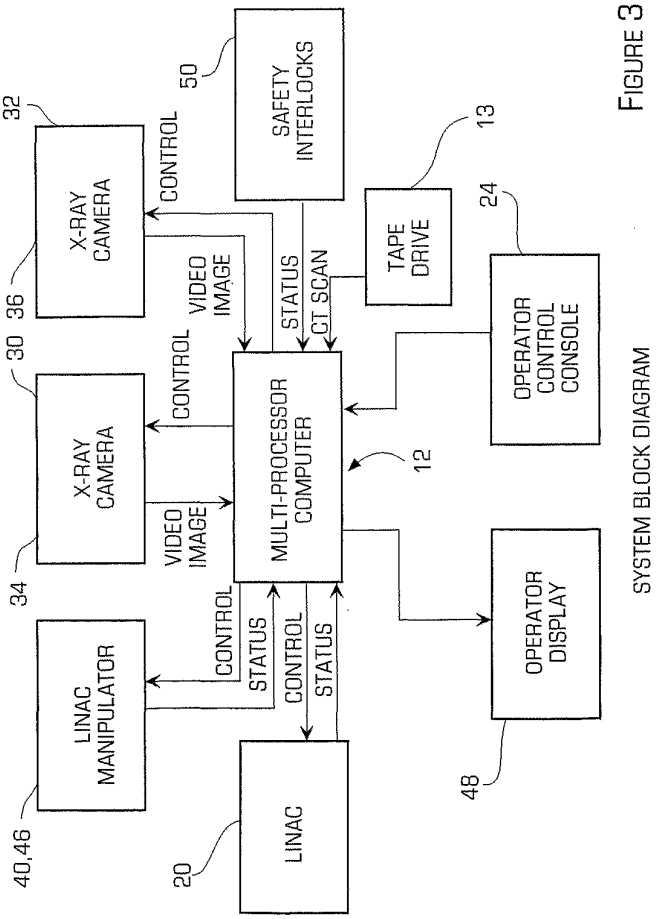


FIGURE 3

SYSTEM BLOCK DIAGRAM

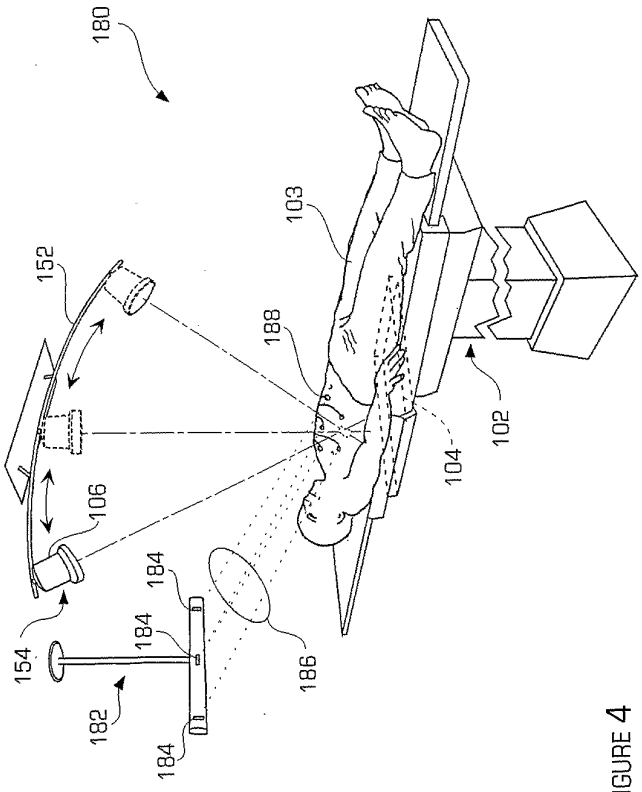


FIGURE 4

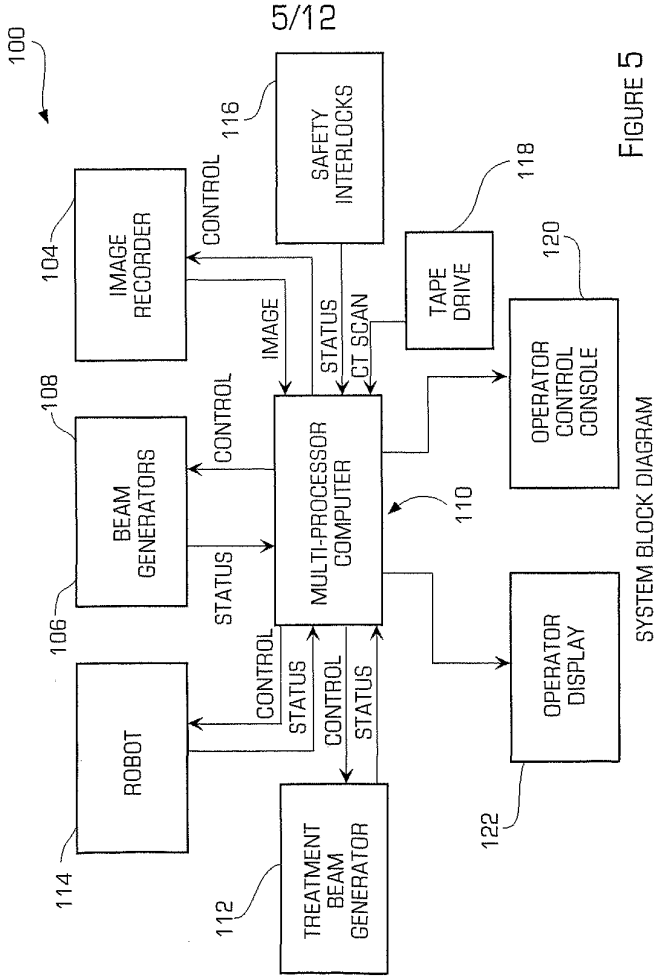


FIGURE 5
SYSTEM BLOCK DIAGRAM

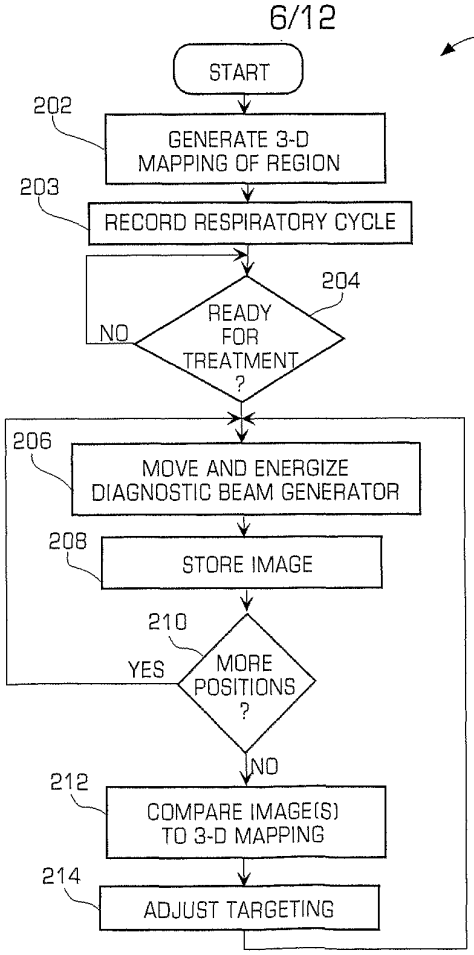

200
START
202
GENERATE 3-D MAPPING OF REGION
203
RECORD RESPIRATORY CYCLE
204
READY FOR TREATMENT ?
NO
206
MOVE AND ENERGIZE DIAGNOSTIC BEAM GENERATOR
208
STORE IMAGE
210
MORE POSITIONS ?
YES
NO
212
COMPARE IMAGE(S) TO 3-D MAPPING
214
ADJUST TARGETING

FIGURE 6

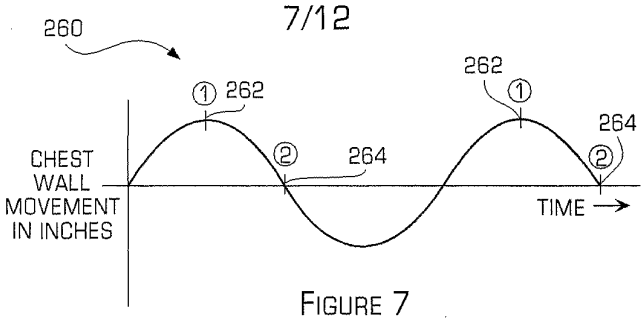


FIGURE 7

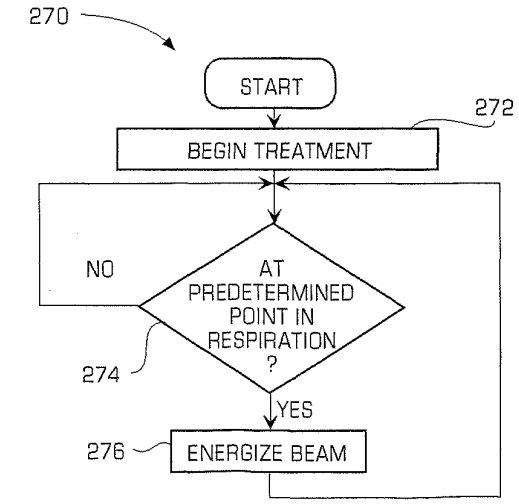


FIGURE 8

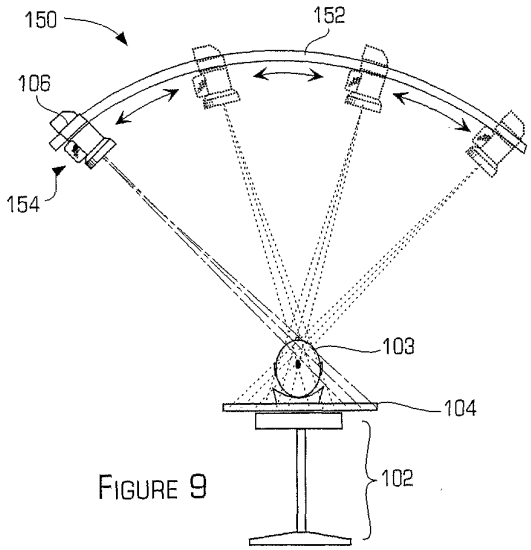


FIGURE 9

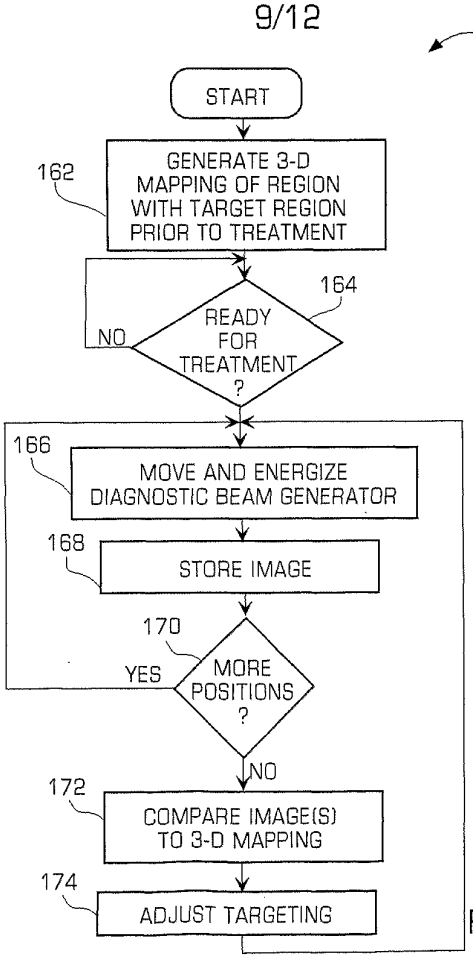

160
START
162
GENERATE 3-D MAPPING OF REGION WITH TARGET REGION PRIOR TO TREATMENT
164
NO
READY FOR TREATMENT ?
166
MOVE AND ENERGIZE DIAGNOSTIC BEAM GENERATOR
168
STORE IMAGE
170
YES
MORE POSITIONS ?
NO
172
COMPARE IMAGE(S) TO 3-D MAPPING
174
ADJUST TARGETING

FIGURE 10

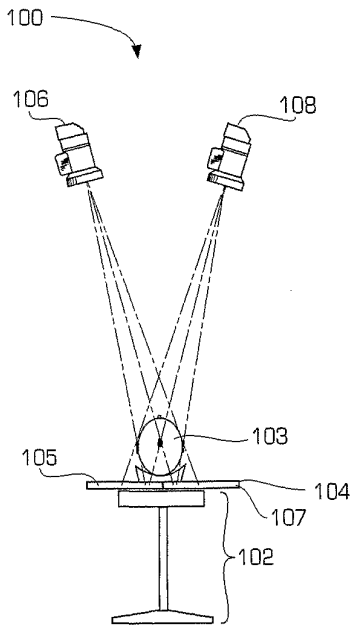


FIGURE 11

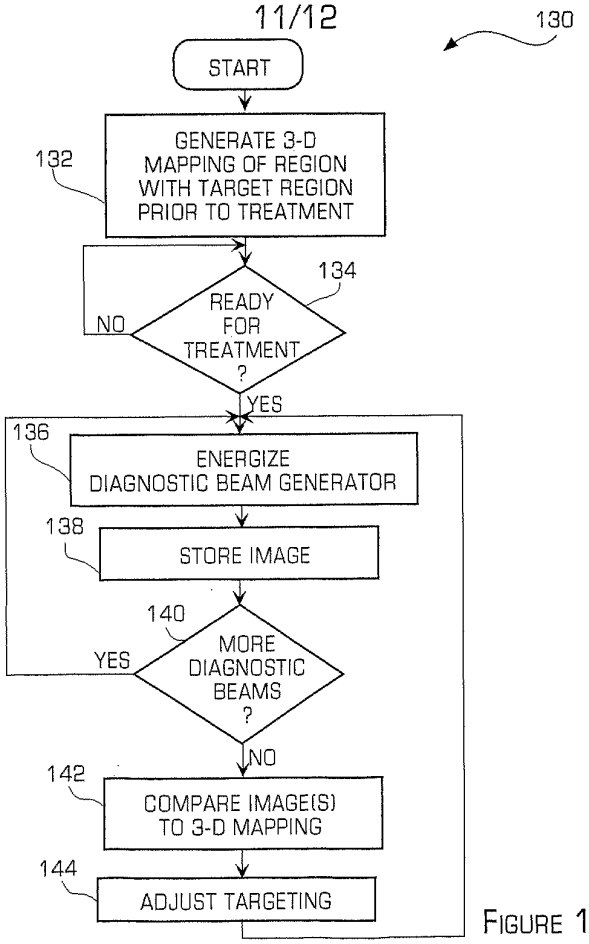

130
START
GENERATE 3-D MAPPING OF REGION WITH TARGET REGION PRIOR TO TREATMENT
132
134
READY FOR TREATMENT ?
NO
YES
136
ENERGIZE DIAGNOSTIC BEAM GENERATOR
138
STORE IMAGE
140
MORE DIAGNOSTIC BEAMS ?
YES
NO
142
COMPARE IMAGE(S) TO 3-D MAPPING
144
ADJUST TARGETING

FIGURE 12

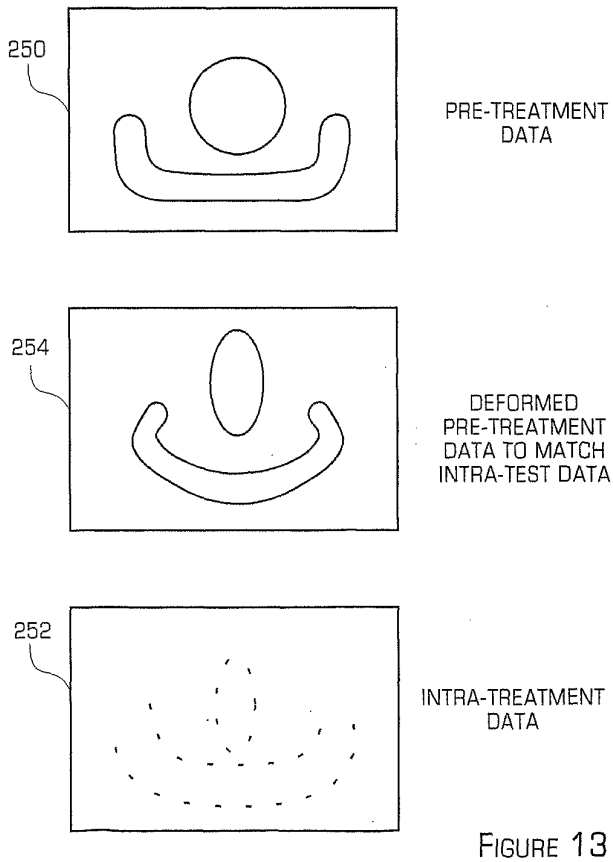

250
PRE-TREATMENT DATA
254
DEFORMED PRE-TREATMENT DATA TO MATCH INTRA-TEST DATA
252
INTRA-TREATMENT DATA

FIGURE 13

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US01/28686

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC(7) : A61B 6/00
US CL : 600/427
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
U.S. : 600/427, 429, 439, 437, 428, 425, 426; 378/69, 205, 196-199; 356/375; 606/130

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5,207,223 A (ADLER) 04 May 1993, (04.05.1993) see entire document.	1-28
Y,P	US 6,144,875 A (SCHWEIKARD et al) 07 November 2000, (07.11.2000) see entire document.	1-28

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
01 November 2001 (01.11.2001)

Date of mailing of the international search report
03 JAN 2002

Name and mailing address of the ISA/US
Commissioner of Patents and Trademarks
Box PCT
Washington, D.C. 20231
Facsimile No. (703)305-3230

Authorized officer
Marvin Lateef
Telephone No. 703 308-0858

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

フロントページの続き

(51)Int.Cl.[7]	FI	テーマコード（参考）
	Ａ６１Ｎ　5/01	Ｚ

(81)指定国　AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,CA,CH,CN,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,NO,NZ,PH,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(72)発明者　ジョン　アール．アドラー
アメリカ合衆国　９４３０５　カリフォルニア、スタンフォード、トルマン　アベニュー　８９４

Ｆターム(参考)　4C082 AA01 AC02 AE02 AG02 AG08 AG51 AJ01 AJ05 AJ10 AN02
AP01 AP07 AP08
4C093 AA09 AA25 DA04 EA02 EA06 EA18 EB12 EB13 EB17 FA19
FA47 FF42 GA01