

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 117010

(P2003 - 117010A)

(43)公開日 平成15年4月22日(2003.4.22)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
A 6 1 N 5/10		A 6 1 N 5/10	P 4 C 0 8 2
			M 4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03	377	A 6 1 B 6/03	377 4 C 3 0 1
8/00		8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 B 5 B 0 5 7
審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 18数)			

(21)出願番号 特願2002 - 134380(P2002 - 134380)

(22)出願日 平成14年5月9日(2002.5.9)

(31)優先権主張番号 特願2001 - 242318(P2001 - 242318)

(32)優先日 平成13年8月9日(2001.8.9)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(71)出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72)発明者 澤田 晃

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三菱

電機株式会社内

(72)発明者 依田 潔

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号 三菱

電機株式会社内

(74)代理人 100062144

弁理士 青山 葆 (外 1 名)

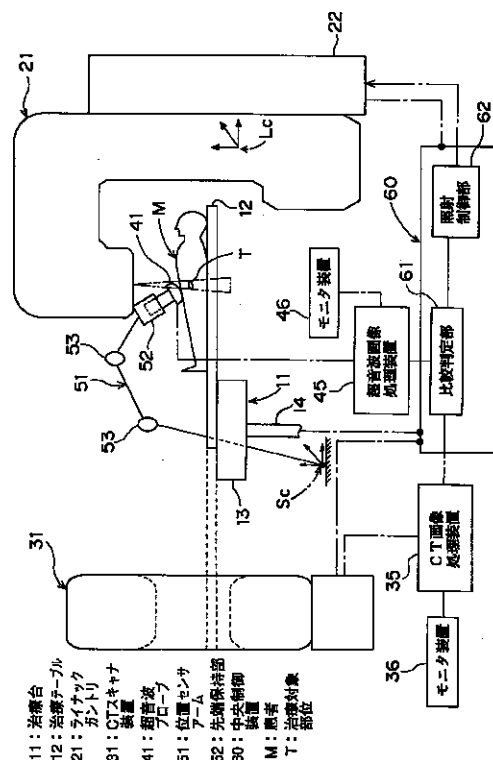
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 放射線治療装置、並びにプログラム及び該プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体

(57)【要約】

【課題】 装置自体の大型化や過度の複雑化を特に招来することなく、患者の呼吸や拍動もしくは体動などに起因する治療対象部位の挙動を検知して精度の高い放射線照射を行うことができる非侵襲性で且つ安全性の高い放射線治療装置並びに該装置を作動させる際に用いられるプログラム及び該プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供する。

【解決手段】 治療計画用C 画像の撮像時に治療計画用の超音波画像を同時撮像しておき、治療時には、リアルタイムに撮像した治療用超音波画像と上記治療計画用超音波画像とを比較して両超音波画像の相関値が所定値以上であるか否かを判定し、この相関値が所定値以上のときにのみ、治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、放射線照射手段を制御することを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 治療対象部位に放射線を照射し得る放射線照射手段と、

少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の C 画像を撮像する CT 撮像手段と、

該 C 撮像手段で得られた C 画像を画像処理する C 画像処理手段と、

少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の超音波画像を撮像する超音波撮像手段と、

該超音波撮像手段で得られた超音波画像を画像処理する 10 超音波画像処理手段と、

上記超音波撮像手段の位置を計測する位置計測手段と、

上記各手段に対して信号授受可能に接続され、各手段の作動を制御する制御手段と、

治療計画用の C 画像を撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像と、治療時に撮像した治療用の超音波画像とを比較し、両超音波画像の相関性を調べる比較手段と、を備え、

上記制御手段は、上記両超音波画像の相関値が所定値以上のときにのみ、上記治療対象部位に対する放射線照射 20 が行われるように、上記放射線照射手段の作動を制御することを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 2】 治療対象部位に放射線を照射し得る放射線照射手段と、

少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の C 画像を撮像する CT 撮像手段と、

該 C 撮像手段で得られた C 画像を画像処理する C 画像処理手段と、

少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の超音波画像を撮像する超音波撮像手段と、

該超音波撮像手段で得られた超音波画像を画像処理する 30 超音波画像処理手段と、

上記超音波撮像手段の位置を計測する位置計測手段と、

上記各手段に対して信号授受可能に接続され、各手段の作動を制御する制御手段と、

治療計画用の C 画像上に設定された放射線の照射領域と、治療時に撮像した治療用の超音波画像において上記照射領域に対応する対応領域とを比較し、上記照射領域の C 画像と上記対応領域の超音波画像の相関性を調べる比較手段と、を備え、

上記制御手段は、上記両画像の相関値が所定値以上のときにのみ、上記治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、上記放射線照射手段の作動を制御することを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 3】 上記治療計画用の C 画像を撮像する際には、患者の呼吸位相に応じた C 画像がそれぞれ撮像され、上記治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間する呼吸位相での C 画像が治療計画用のデータに用いられることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の放射線治療装置。

【請求項 4】 上記治療対象部位と注意対象臓器との離間状態は、上記治療計画用の C 画像を撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像に基づいて判定されることを特徴とする請求項 3 に記載の放射線治療装置。

【請求項 5】 上記治療計画用の C 画像を撮像する際には、患者の任意の呼吸位相に同期した C 画像が撮像され、該 C 画像に基づいて治療計画用のデータが得られることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の放射線治療装置。

【請求項 6】 治療計画にて放射線の照射領域が設定され、該照射領域が治療計画用および治療用の両超音波画像に設定され、上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とが比較される際には、上記照射領域を含む部分領域のみについて比較されることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線治療装置。

【請求項 7】 上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とが比較される際には、両超音波画像の画像データの一部を間引いて比較されことを特徴とする請求項 1 に記載の放射線治療装置。

【請求項 8】 上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とが比較される際には、放射線の照射標的の移動量がより大きい方向の画像データ長をより長く設定して比較されることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線治療装置。

【請求項 9】 上記超音波画像撮像手段の配設位置は、放射線の照射標的が超音波画像内に確認でき、且つ、上記放射線照射手段からの照射ビームと交錯しない位置に設定されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか一に記載の放射線治療装置。

【請求項 10】 上記位置計測手段はアーム状部材を有し、該アーム状部材には、上記超音波画像撮像手段を保持する保持部が設けられていることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか一に記載の放射線治療装置。

【請求項 11】 上記超音波画像撮像手段と上記アーム部材とは、該アーム部材の先端部が超音波画像撮像手段で覆われることなく外部に接触可能な状態で、相互に取り付けられていることを特徴とする請求項 10 に記載の放射線治療装置。

【請求項 12】 上記超音波画像撮像手段は治療台の患者載置領域内の所定部位に設置されていることを特徴とする請求項 1 から請求項 10 のいずれか一に記載の放射線治療装置。

【請求項 13】 上記超音波画像撮像手段を患者に固定するベルト手段が備えられていることを特徴とする請求項 1 から請求項 10 のいずれか一に記載の放射線治療装置。

【請求項 14】 上記超音波画像撮像手段がビデオ信号出力手段を備えた超音波画像診断装置を含んで構成される一方、上記超音波画像処理手段は少なくとも上記超音

波画像診断装置の外部に設けられた外部計算機システムで構成され、該外部計算機システムは上記ビデオ信号出力手段からのビデオ信号を受信入力し得るビデオ信号入力手段を備えており、該外部計算機システムは、上記超音波画像診断装置のビデオ信号出力手段から出力されたビデオ信号を上記ビデオ信号入力手段で読み込んで超音波画像処理を行うことを特徴とする請求項 1 から請求項 13 のいずれか一に記載の放射線治療装置。

【請求項 15】 コンピュータに、
少なくとも治療対象部位を含む所定領域について C 撮
像手段に治療計画用の C 画像を撮像させる機能と、
該治療計画用の C 画像を C 画像処理手段に画像処理
させる機能と、
上記治療計画用の C 画像を撮像する際に、少なくとも
上記治療対象部位を含む所定領域について超音波画像撮
像手段に治療計画用の超音波画像を同時撮像させる機能
と、
該治療計画用の超音波画像を超音波画像処理手段に画像
処理させる機能と、
少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域について上
記超音波画像撮像手段に治療用の超音波画像を撮像させ
る機能と、
該治療用の超音波画像を上記超音波画像処理手段に画像
処理させる機能と、
上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像
とを比較し、両超音波画像の相関値が所定値以上である
か否かを判定する機能と、
上記両超音波画像の相関値が所定値以上のときにのみ、
上記治療対象部位に対する放射線照射が行われるよう
に、放射線照射手段に対して制御信号を出力する機能 30
と、を実現させるためのプログラム。

【請求項 16】 コンピュータに、
少なくとも治療対象部位を含む所定領域について C 撮
像手段に治療計画用の C 画像を撮像させる機能と、
該治療計画用の C 画像を C 画像処理手段に画像処理
させる機能と、
少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域について上
記超音波画像撮像手段に治療用の超音波画像を撮像させ
る機能と、
該治療用の超音波画像を上記超音波画像処理手段に画像 40
処理させる機能と、
上記治療計画用の C 画像上に放射線の照射領域を設定
する機能と、
上記治療用の超音波画像上において上記照射領域に対応
する対応領域を設定する機能と、
上記照射領域の C 画像と上記対応領域の超音波画像と
を比較し、両画像の相関値が所定値以上であるか否かを
判定する機能と、
上記両画像の相関値が所定値以上のときにのみ、上記治
療対象部位に対する放射線照射が行われるように、放射* 50

*線照射手段に対して制御信号を出力する機能と、を実現
させるためのプログラム。

【請求項 17】 上記コンピュータに、
上記治療計画用の C 画像の撮像時に、上記 C 撮像手
段に患者の呼吸位相に応じた C 画像をそれぞれ撮像さ
せる機能と、
上記治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間す
る呼吸位相での C 画像を治療計画用のデータに用いる
機能と、を更に実現させるための請求項 15 又は請求項
16 に記載のプログラム。

【請求項 18】 上記コンピュータに、上記治療対象部
位と注意対象臓器との離間状態を、上記治療計画用の C
画像の撮像時と同時撮像で得られた治療計画用の超音
波画像に基づいて判定する機能を更に実現させるための
請求項 17 記載のプログラム。

【請求項 19】 上記コンピュータに、上記治療計画用
の C 画像の撮像時に、上記 C 撮像手段に患者の任意
の呼吸位相に同期した C 画像を撮像させる機能と、
該 C 画像に基づいて治療計画用のデータを得る機能
と、を更に実現させるための請求項 15 又は請求項 16
に記載のプログラム。

【請求項 20】 上記コンピュータに、
治療計画にて放射線の照射領域を設定する機能と、
該照射領域を治療計画用および治療用の両超音波画像に
設定する機能と、
上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像
とを比較する際に、上記照射領域を含む部分領域のみに
ついて比較する機能と、を更に実現させるための請求項
15 記載のプログラム。

【請求項 21】 上記コンピュータに、
上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像
とを比較する際には、両超音波画像の画像データの一部
を間引いて比較する機能を更に実現させるための請求項
15 記載のプログラム。

【請求項 22】 上記コンピュータに、
上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像
とを比較する際には、放射線の照射標的の移動量がより
大きい方向の画像データ長をより長く設定して比較する
機能を更に実現させるための請求項 15 記載のプログラ
ム。

【請求項 23】 上記請求項 15 から請求項 22 のいづ
れか一に記載のプログラムを記録したコンピュータ読み
取り可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、放射線治療装
置、並びに該装置を作動させる際に用いられるプログラ
ム及びかかるプログラムを記録したコンピュータ読み取
り可能な記録媒体に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、患者の治療対象部位に放射線を照射して放射線治療を施す場合、患者自身の呼吸や拍動もしくは体動などに起因して、照射標的たる治療対象部位に動きが生じることが、放射線照射の精度向上を図る上で一つの大きな障害要因になっていた。

【0003】この問題に関して、例えば、Hiroki Shirato 等による論文 "FOUR-DIMENSIONAL TREATMENT PLANING AND FLUOROSCOPIC REAL-TIME TUMOR TRACKING RADIOTHERAPY FOR MOVING TUMOR" (Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., vol.48, No.2, pp.435-442, 2000) には、予め患者の体内に金球を埋め込んでおき、この金球を X 線 V カメラで撮像し追跡することにより、患者の呼吸や拍動もしくは体動などに起因する照射標的の挙動を検知し、これを当該患者に対する放射線治療の治療計画、ひいては実際の放射線照射に利用することが提案されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、この従来技術では、患者の体内に金球を埋め込むという侵襲性の高い処置が必要であり、しかも、この標的（金球）を追跡している間は絶えず X 線を患者に照射する必要があるため好ましくなく、また、装置自体もかなり大掛かりなものになるという難点があった。

【0005】この発明は、上記技術的課題に鑑みてなされたもので、装置自体の大型化や過度の複雑化を特に招来することなく、患者の呼吸や拍動もしくは体動などに起因する治療対象部位の挙動を検知して精度の高い放射線照射を行うことができる非侵襲性で且つ安全性の高い放射線治療装置、並びに該装置を作動させる際に用いられるプログラム及び該プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供することを基本的な目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】このため、本願請求項 1 の発明に係る放射線治療装置は、治療対象部位に放射線を照射し得る放射線照射手段と、少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の C 画像を撮像する CT 撮像手段と、該 C 撮像手段で得られた C 画像を画像処理する C 画像処理手段と、少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の超音波画像を撮像する超音波撮像手段と、該超音波撮像手段で得られた超音波画像を画像処理する超音波画像処理手段と、上記超音波撮像手段の位置を計測する位置計測手段と、上記各手段に対して信号授受可能に接続され、各手段の作動を制御する制御手段と、治療計画用の C 画像を撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像と、治療時に撮像した治療用の超音波画像とを比較し、両超音波画像の相関性を調べる比較手段とを備え、上記制御手段は、上記両超音波画像の相関値が所定値以上のときにのみ、上記治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、上記放

射線照射手段の作動を制御することを特徴としたものである。

【0007】また、本願請求項 2 の発明に係る放射線治療装置は、治療対象部位に放射線を照射し得る放射線照射手段と、少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の C 画像を撮像する CT 撮像手段と、該 C 撮像手段で得られた C 画像を画像処理する C 画像処理手段と、少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の超音波画像を撮像する超音波撮像手段と、該超音波撮像手段で得られた超音波画像を画像処理する超音波画像処理手段と、上記超音波撮像手段の位置を計測する位置計測手段と、上記各手段に対して信号授受可能に接続され、各手段の作動を制御する制御手段と、治療計画用の C 画像上に設定された放射線の照射領域と、治療時に撮像した治療用の超音波画像において上記照射領域に対応する対応領域とを比較し、上記照射領域の C 画像と上記対応領域の超音波画像の相関性を調べる比較手段とを備え、上記制御手段は、上記両画像の相関値が所定値以上のときにのみ、上記治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、上記放射線照射手段の作動を制御することを特徴としたものである。

【0008】更に、本願請求項 3 の発明は、上記請求項 1 または請求項 2 の発明において、上記治療計画用の C 画像を撮像する際には、患者の呼吸位相に応じた C 画像がそれぞれ撮像され、上記治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間する呼吸位相での C 画像が治療計画用のデータに用いられることを特徴としたものである。

【0009】また更に、本願請求項 4 の発明は、上記請求項 3 の発明において、上記治療対象部位と注意対象臓器との離間状態は、上記治療計画用の C 画像を撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像に基づいて判定されることを特徴としたものである。

【0010】また更に、本願請求項 5 の発明は、上記請求項 1 または請求項 2 の発明において、上記治療計画用の C 画像を撮像する際には、患者の任意の呼吸位相に同期した C 画像が撮像され、該 C 画像に基づいて治療計画用のデータが得られることを特徴としたものである。

【0011】また更に、本願請求項 6 の発明は、上記請求項 1 の発明において、治療計画にて放射線の照射領域が設定され、該照射領域が治療計画用および治療用の両超音波画像に設定され、上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とが比較される際には、上記照射領域を含む部分領域のみについて比較されることを特徴としたものである。

【0012】また更に、本願請求項 7 の発明は、上記請求項 1 の発明において、上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とが比較される際には、両超音波画像の画像データの一部を間引いて比較されることを

特徴としたものである。

【0013】また更に、本願請求項 8 の発明は、上記請求項 1 の発明において、上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とが比較される際には、放射線の照射標的の移動量がより大きい方向の画像データ長をより長く設定して比較されることを特徴としたものである。

【0014】また更に、本願請求項 9 の発明は、上記請求項 1 から請求項 8 の発明のいずれか一において、上記超音波画像撮像手段の配設位置は、放射線の照射標的が超音波画像内に確認でき、且つ、上記放射線照射手段からの照射ビームと交錯しない位置に設定されていることを特徴としたものである。

【0015】また更に、本願請求項 10 の発明は、上記請求項 1 から請求項 9 の発明のいずれか一において、上記位置計測手段はアーム状部材を有し、該アーム状部材には、上記超音波画像撮像手段を保持する保持部が設けられていることを特徴としたものである。

【0016】また更に、本願請求項 11 の発明は、上記請求項 10 の発明において、上記超音波画像撮像手段と上記アーム部材とは、該アーム部材の先端部が超音波画像撮像手段で覆われることなく外部に接触可能な状態で、相互に取り付けられていることを特徴としたものである。

【0017】また更に、本願請求項 12 の発明は、上記請求項 1 から請求項 10 の発明のいずれか一において、上記超音波画像撮像手段は治療台の患者載置領域内の所定部位に設置されていることを特徴としたものである。

【0018】また更に、本願請求項 13 の発明は、上記請求項 1 から請求項 10 の発明のいずれか一において、上記超音波画像撮像手段を患者に固定するベルト手段が備えられていることを特徴としたものである。

【0019】また更に、本願請求項 14 の発明は、上記請求項 1 から請求項 13 の発明のいずれか一において、上記超音波画像撮像手段がビデオ信号出力手段を備えた超音波画像診断装置を含んで構成される一方、上記超音波画像処理手段は少なくとも上記超音波画像診断装置の外部に設けられた外部計算機システムで構成され、該外部計算機システムは上記ビデオ信号出力手段からのビデオ信号を受信入力し得るビデオ信号入力手段を備えており、該外部計算機システムは、上記超音波画像診断装置のビデオ信号出力手段から出力されたビデオ信号を上記ビデオ信号入力手段で読み込んで超音波画像処理を行うことを特徴としたものである。

【0020】また更に、本願請求項 15 の発明に係るプログラムは、コンピュータに、少なくとも治療対象部位を含む所定領域について C 撮像手段に治療計画用の C 画像を撮像させる機能と、該治療計画用の C 画像を C 画像処理手段に画像処理させる機能と、上記治療計画用の C 画像を撮像する際に、少なくとも上記治療対

象部位を含む所定領域について超音波画像撮像手段に治療計画用の超音波画像を同時撮像させる機能と、該治療計画用の超音波画像を超音波画像処理手段に画像処理させる機能と、少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域について上記超音波画像撮像手段に治療用の超音波画像を撮像させる機能と、該治療用の超音波画像を上記超音波画像処理手段に画像処理させる機能と、上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とを比較し、両超音波画像の相関値が所定値以上であるか否かを判定する機能と、上記両超音波画像の相関値が所定値以上のときにのみ、上記治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、放射線照射手段に対して制御信号を出力する機能と、を実現させるためのものであることを特徴としたものである。

【0021】また更に、本願請求項 16 の発明に係るプログラムは、コンピュータに、少なくとも治療対象部位を含む所定領域について C 撮像手段に治療計画用の C 画像を撮像させる機能と、該治療計画用の C 画像を C 画像処理手段に画像処理させる機能と、少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域について上記超音波画像撮像手段に治療用の超音波画像を撮像させる機能と、該治療用の超音波画像を上記超音波画像処理手段に画像処理させる機能と、上記治療計画用の C 画像上に放射線の照射領域を設定する機能と、上記治療用の超音波画像上において上記照射領域に対応する対応領域を設定する機能と、上記照射領域の C 画像と上記対応領域の超音波画像とを比較し、両画像の相関値が所定値以上であるか否かを判定する機能と、上記両画像の相関値が所定値以上のときにのみ、上記治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、放射線照射手段に対して制御信号を出力する機能と、を実現させるためのものであることを特徴としたものである。

【0022】また更に、本願請求項 17 の発明は、上記請求項 15 または請求項 16 の発明において、上記コンピュータに、上記治療計画用の C 画像の撮像時に、上記 C 撮像手段に患者の呼吸位相に応じた C 画像をそれぞれ撮像させる機能と、上記治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間する呼吸位相での C 画像を治療計画用のデータに用いる機能と、を更に実現させるためのものであることを特徴としたものである。

【0023】また更に、本願請求項 18 の発明は、上記請求項 17 の発明において、上記コンピュータに、上記治療対象部位と注意対象臓器との離間状態を、上記治療計画用の C 画像の撮像時と同時撮像で得られた治療計画用の超音波画像に基づいて判定する機能を更に実現させるためのものであることを特徴としたものである。

【0024】また更に、本願請求項 19 の発明は、上記請求項 15 または請求項 16 の発明において、上記コンピュータに、上記治療計画用の C 画像の撮像時に、上記 C 撮像手段に患者の任意の呼吸位相に同期した C

画像を撮像させる機能と、該 C 画像に基づいて治療計画用のデータを得る機能と、を更に実現させるためのものであることを特徴としたものである。

【0025】また更に、本願請求項 20 の発明は、上記請求項 15 の発明において、上記コンピュータに、治療計画にて放射線の照射領域を設定する機能と、該照射領域を治療計画用および治療用の両超音波画像に設定する機能と、上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とを比較する際に、上記照射領域を含む部分領域のみについて比較する機能と、を更に実現させるための 10 のものであることを特徴としたものである。

【0026】また更に、本願請求項 21 の発明は、上記請求項 15 の発明において、上記コンピュータに、上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とを比較する際には、両超音波画像の画像データの一部を間引いて比較する機能を更に実現させるためのものであることを特徴としたものである。

【0027】また更に、本願請求項 22 の発明は、上記請求項 15 の発明において、上記コンピュータに、上記治療計画用の超音波画像と上記治療用の超音波画像とを 20 比較する際には、放射線の照射標的の移動量がより大きい方向の画像データ長をより長く設定して比較する機能を更に実現させるためのものであることを特徴としたものである。

【0028】また更に、本願請求項 23 の発明に係るプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体は、上記請求項 15 から請求項 22 のいずれかに記載されたプログラムを記録したものであることを特徴としたものである。

【0029】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を、添付図面に基づいて詳細に説明する。

実施の形態 1．図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る放射線治療装置の全体構成を概略的に示す説明図である。この図に示すように、本実施の形態に係る放射線治療装置は、治療台 11 のテーブル 12 上に載置された患者 M について、その治療対象部位（例えば腫瘍部など）に放射線を照射し得る放射線照射手段としてのライナックガントリ 21 と、少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の C（Computed Tomography: コンピュータ断層 X 線撮影）画像を撮像する CT 撮像手段としての C スキャナ装置 31 と、少なくとも上記治療対象部位を含む所定領域の超音波画像を撮像する超音波撮像手段としての超音波プローブ 41 とを備えている。尚、上記治療台 11 のテーブル 12 は、治療台支持軸 14 を中心にして回転可能とされている。

【0030】上記 C スキャナ装置 31 には、該装置 31 で得られた C 画像を画像処理する C 画像処理装置 35 が電氣的に接続され、また、超音波プローブ 41 には該プローブ 41 で得られた超音波画像を画像処理する 50

超音波画像処理装置 45 が電氣的に接続されている。更に、これら画像処理装置 35、45 には、液晶画面もしくは CR 画面を備えたモニタ装置 36、46 がそれぞれ付設されている。

【0031】上記超音波プローブ 41 は、アーム部材 51（位置センサアーム）の先端ホルダ部 52 に装着され保持されている。この位置センサアーム 51 は、その基端部が治療室（例えば、治療室の床面）に設置されている。尚、患者 M の固定用に固定具を用いる治療においては、より好ましくは、この固定具に位置センサアーム 51 の基端部が設置される。上記位置センサアーム 51 は、三次元位置調節可能なもので、好ましくは複数の自在継手 53 を有して組み立てられた自由度の高い多関節タイプのものであり、より好ましくは所謂ロボットアームとして構成されている。そして、該アーム 51 を駆動制御することにより、その先端ホルダ部 52 に装着・保持された超音波プローブ 41 を所望の三次元位置に位置させることができ、且つ、この位置センサ系で定義される位置センサ座標系（Sc）での上記超音波プローブ 41 の位置を正確に検知し計測することができるようになっている。

【0032】このように、超音波撮像手段（超音波プローブ 41）の位置を検知し計測する位置計測手段（位置センサアーム 51）がアーム状部材を有し、該アーム状部材には超音波プローブ 41 を保持する保持部（先端保持部 52）が設けられているので、上記超音波プローブ 41 を保持するための専用の部材を別途に設ける必要は無い。つまり、上記位置センサアーム 51 により、超音波プローブ 41 の位置計測と該超音波プローブ 41 の保持および患者 M に対する固定とを併せて行うことができるので、放射線治療装置の構造をより簡素化することができるのである。

【0033】図 4 は位置センサアームの他の例を示したものである。この場合についても、位置センサアーム 51' は、複数の自在継手 53' を有して組み立てられた自由度の高い多関節タイプのロボットアームとして構成され、その先端には、超音波プローブ 41 を装着保持する保持部 52' が設けられており、図 1 で示した位置センサアーム 51 と同様の作用を行うことができる。

【0034】上記放射線治療装置では、以上の各構成要素の作動を総合的に制御するために中央制御装置 60 が設けられている。この中央制御装置 60 は、例えばマイクロコンピュータを主要部として構成され、上記各構成要素に対して（具体的には、各構成要素個々の制御部に対して）信号授受可能に接続されている。本実施の形態では、この中央制御装置 60 に、治療計画用の C 画像を撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像と、治療時に撮像した治療用の超音波画像とを比較し、両超音波画像の相関性を調べる比較手段としての比較判定部 61 が設けられている。

【0035】この比較判定部61には、上記ライナックガントリ21の制御部22に対して放射線照射の制御信号を送信する照射制御部62が信号授受可能に接続されている。そして、上記比較判定部61により両超音波画像の相関値演算され、この相関値が所定値以上のときにのみ、上記治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、上記照射制御部62から放射線照射の制御信号が出力されるようになっている。

【0036】以上の構成要素を備えた放射線治療装置は、その使用に先立って種々の調整やセッティングが行われる。例えば、超音波画像データと超音波プローブ41の撮像特性、或いは位置センサアーム51による位置検出データと超音波プローブ41の実際位置などについては、予めキャリブレーション（較正）を完了しておく。このキャリブレーションには、例えば、所謂ファントム（phantom）等を用いることができる。

【0037】また、ライナックガントリ21と位置センサアーム51、つまり、ライナックガントリ21が定義するライナック座標系Lcと位置センサ系が定義する上記位置センサ座標系Scとは、例えば機器設置時にキャリブレーションしておく。このキャリブレーションには、例えば、所謂ファントム等を用いることができる。これにより、超音波プローブ41で撮像された超音波画像は、位置センサ座標系Scを介してライナック座標系Lcに変換される。尚、上記位置センサ座標系Scの原点は、例えば治療台11のベース13の回転中心線上にあり、また、ライナック座標系Lcの原点はライナックガントリ21の回転中心線上にある。

【0038】以上のように構成され調整された放射線治療装置を用いて放射線治療計画を立案し、この計画に沿って放射線治療を行う基本的な手順等について、主として図2のフローチャートを参照しながら説明する。まず、治療計画を立案するために、ステップ#1で、上記Cスキャナ31により、患者Mの治療対象部位を含む所定領域について治療計画用のC画像（Cp）を撮像する。また、このステップ#1の工程と同時に進行されるステップ#2で、上記治療計画用C画像（Cp）の撮像と同時に（同時相で）治療計画用の超音波画像（Up）が撮像される。このとき、位置センサアーム51により超音波プローブ41の位置が計測される。

【0039】次に、担当医師等を中心とした治療スタッフは、患者Mが短時間息止めした状態で撮像された上記治療計画用C画像（Cp）などに基づいて、治療対象部位を確認するとともに放射線の照射標的を特定する。また、例えばこの照射標的の近傍にある等の理由により、放射線照射の際に特に注意対象とすべき他の臓器（本願発明で言う、所謂、注意対象臓器）を指定する。そして、治療計画が立案される。これにより、治療計画用C画像（Cp）に基づいた放射線照射領域の設定が行われることになる（ステップ#3）。

【0040】以上のようにして患者Mに対する放射線治療計画が立案されるが、上記治療計画用のC画像Cpを撮像する際には（上記ステップ#1参照）、好ましくは、患者Mの呼吸制御をして撮像される。すなわち、患者Mの種々の呼吸位相について、各呼吸位相に応じたC画像がそれぞれ撮像される。具体的には、例えば、患者Mの呼吸位相が最大呼吸、通常呼吸下での最大吸気、中間の状態等の種々の段階について、それぞれ息止め状態でC画像Cpを撮像する。そして、上記治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間する（好ましくは、最も離間する）呼吸位相でのC画像を治療計画用のデータに用いる。

【0041】このように、治療計画用のC画像Cpを患者Mの呼吸制御下で撮像することにより、患者Mの呼吸位相に応じた治療対象部位の挙動に対して、より安全で効率的な治療計画を立案することができる。特に、上記治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間する（好ましくは、最も離間する）呼吸位相でのC画像を治療計画用のデータに用いることにより、治療計画自体の精度を高めることができるのである。また、治療対象部位（照射標的）周囲の誤認識要素となる注意対象臓器の影響を抑制することができるので、治療時に撮像する治療用超音波画像との相関精度も高めることができる。

【0042】尚、上記のような患者Mの呼吸制御に基づいた治療計画を立案する場合、上記治療対象部位と注意対象臓器との離間状態を、治療計画用C画像Cpを撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像Upに基づいて視覚的に判断するようにしても良い。この場合には、治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間する（好ましくは、最も離間する）C画像が得られる呼吸位相を、リアルタイムで且つ高精度で求めることが可能になる。

【0043】以上のようにして立案された治療計画に基づいて放射線治療を行う場合、まず予め、患者Mの治療計画時に設定したアイソセンタ位置をライナックガントリ21のアイソセンタの位置に一致するように治療台11を位置合せしておく。次に、位置センサアーム51の先端ホルダ部52に装着保持された超音波プローブ41を患者Mに接触させる。その際、治療対象部位（照射標的）が視認できる位置に超音波プローブ41を設定する。尚、この超音波プローブ41の配設位置は、より好ましくは、放射線の照射標的が超音波画像内に確認でき、且つ、ライナックガントリ21からの照射ビームと交錯しない位置に設定される。このように位置設定することにより、立案された治療計画をより精度良く実行することができる。

【0044】そして、患者Mの治療対象部位を含む所定領域について超音波画像（治療用超音波画像Ut）をリアルタイムで撮像する（図2：ステップ#4）。この

治療用超音波画像 (U t) は、治療計画用のものと同様に、位置センサ座標系 S c を介してライナック座標系 L c に変換される。次に、この治療用超音波画像 (U t) が、治療計画用 C 画像 (C p) と同時撮像された治療計画用超音波画像 (U p) と比較され、両画像の相関性が調べられる。すなわち、中央制御装置 60 の比較判定部 61 で、両超音波画像の相関値が演算され (ステップ # 5)、この相関値が予め設定された所定値 (閾値) 以上であるか否かが判定される (ステップ # 6)。この相関としては、例えば、3次元での照射標的の動きを検知するために、超音波画像の3次元データを用いた正規化相関が求められる。

【0045】そして、このステップ # 6 での判定結果が Y E S の場合には、照射制御部 62 からライナックガントリ 21 の制御部 22 に照射信号が送信され (ステップ # 7)、照射標的に対して放射線が照射される。その後、ステップ # 4 以降の各ステップが繰り返して実行される。一方、ステップ # 6 での判定結果が N O の場合には、上記照射制御部 62 から照射信号が送信されることはなく、ステップ # 4 以降の各ステップが繰り返して実行される。以上のステップ # 4 以降の各ステップを繰り返すことにより、上記照射標的に対して治療計画に基づいた所定量の放射線が照射されると、治療は終了する。

【0046】図 3 (a) 及び (b) は、以上の治療計画および治療ステップで撮像され、治療時に比較され相関が演算される治療計画用超音波画像 U p 1 と治療用超音波画像 U t 1 とを模式的に表わした説明図である。これらの図において、符号 p は治療計画時の照射標的 (治療対象部位) を示し、符号 t は治療時のある時点における照射標的を示している。図 3 (a) の状態では、両超音波画像 U t 1, U p 1 の相関が低く、この状態で放射線が照射されることはない。一方、図 3 (b) の場合には、両超音波画像 U t 1, U p 1 の相関が十分に高い (相関値が閾値以上である) ので、照射標的 t への放射線の照射が行われる。

【0047】以上のような各ステップは、基本的には中央制御装置 60 のコンピュータを利用して放射線治療装置を作動させ制御することにより順次実行されるのであるが、コンピュータにかかる機能を実現させるためのプログラムは、例えば、具体的には図示しなかったが中央制御装置 60 のメモリ部に記憶されており、放射線治療装置を作動させる際に呼び出して適用される。尚、かかるプログラムをコンピュータ読み取り可能な記録媒体 (例えば、コンパクトディスク (C D) や D V D 等の光ディスク媒体など) に記録しておき、必要時にかかる記録媒体を中央制御装置 60 の読み出し装置 (若しくは、該中央制御装置 60 に電氣的に接続された外部の読み出し装置) に装着し、プログラムを読み出して利用するようにしても良い。

【0048】以上、説明したように、本実施の形態によれば、治療計画用の C 画像 C p を撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像 U p と、治療時にリアルタイムに撮像した治療用の超音波画像 U t とが比較され、両超音波画像 U p, U t の相関性を調べてその相関値が所定値以上のときにのみ、つまり、患者 M の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動が治療計画時における挙動と一致度の高いときにのみ、治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、ライナックガントリ 21 の作動が制御される。従って、患者 M の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動に関して、治療計画時と極めて一致度が高い状態での放射線照射が可能となり、より精度の高い放射線治療を行うことができる。この場合において、予め患者 M の体内に例えば金球等のを埋め込んでおきこれを X 線 V カメラで撮像し追跡するようにした従来方法のように、放射線治療装置自体の大型化や過度の複雑化を特に招来することではなく、また、侵襲性も無い。すなわち、非侵襲性で患者 M の負担が軽く、且つ、安全性の高い放射線治療を行うことができるのである。

【0049】実施の形態 2. 次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。尚、以下の説明において、上記第 1 の実施の形態における場合と、同様の構成を備え同様の作用を有するものについては同一の符号を付し、それ以上の説明は省略する。上述のように、治療計画立案時には治療計画用 C 画像と治療計画用超音波画像とが同時撮像されるのであるが、この治療計画用超音波画像として、例えば、アイソセンタを含むスライス画像を 1 枚使う場合は、照射標的が最も大きく変位するスライス方向を選択することが、照射標的の動きを伴う場合の放射線治療の精度を高める上で望ましい。

【0050】そのため、例えば図 5 に模式的に示すように、患者 M 上に超音波プローブ 41 を設定して種々の方向について治療計画用の超音波画像 U p 2, U p 3, U p 4 を撮像し、最も好ましいスライス方向を、例えば、目視または照射標的の速度場から設定する。尚、図 6 は、ある治療計画用超音波画像 U p 5 の特定のスライス面 F s 5 上の照射標的 p 及びその変位状態を示している。この状態で撮像された治療計画用超音波画像と治療用超音波画像とを比較して両者の相関を求めると、正確に照射標的の位置を検知した放射線治療を行うことができる。この場合、治療用超音波画像は、アイソセンタを含み、治療計画時と同じスライス平面における画像とする。

【0051】また、超音波プローブ 41 の位置は、前述のように、治療時にライナックガントリ 21 の照射ビームの方向と交錯しないことが望ましい。そのため、超音波プローブ 41 の形状モデルを作成し、位置センサ座標系 S c からライナック座標系 L c に変換して、ライナックガントリ 21 のビームと 3 次元的な交錯の有無を判定

する。そして、条件を満たす位置に超音波プローブ 41 が設置される。この場合、治療時、治療計画上のビーム方向が考慮されているので、超音波プローブ 41 の設置を効率良く行うことができる。

【0052】実施の形態 3 . 次に、本発明の第 3 の実施の形態について説明する。この第 3 の実施の形態は、主として、治療計画用および治療用の両超音波画像を比較して両者の相関値を演算する際の処理時間の短縮を図るものである。前述のように、放射線治療計画の立案時には、治療計画用 C 画像に放射線の照射領域が設定される。図 7 (a) は、照射標的 p を含む所定範囲に照射領域 A c p が設定された治療計画用 C 画像 C p 6 を模式的に示したものである。

【0053】次いで、上記治療計画用 C 画像 C p 6 と同時撮像した治療計画用超音波画像 U p 6 (図 7 (b) 参照) 内に上記照射領域を設定する。この設定は、例えば、治療計画用 C 画像 C p 6 内の各データをライナック座標系 L c に変換することによって行われる。一方、治療計画用超音波画像 U p 6 については、当該画像内の各データが、位置センサ座標系 S c に変換された後、更にライナック座標系 L c に変換される。尚、これらの変換行列は、機器設置時にファントムを用いたキャリブレーションを行うことによって求められる。両画像 C p 6 , U p 6 の各データを同じ座標系に配置した結果、治療計画用 C 画像 C p 6 内の照射領域 A c p を、図 7 (b) に示すように、治療計画用超音波画像 U p 6 内に設定することができる (照射領域 A u p) 。

【0054】そして、治療時に治療用超音波画像 U t 6 (図 7 (c) 参照) をリアルタイムに撮像する。この治療用超音波画像 U t 6 は、治療計画用超音波画像 U p 6 の場合と同様にして、画像内の各データが、位置センサ座標系 S c に変換された後、更にライナック座標系 L c に変換され、治療用超音波画像 U t 6 の照射領域 A u t 内と治療計画用超音波画像 U p 6 の照射領域 A u p 内における相関演算が行われる。この相関演算を行う場合、実際には、治療用超音波画像 U t 6 の照射領域 A u t にある程度のマージン領域を加えた領域と、治療計画用超音波画像 U p 6 の照射領域 A u p に上記と同じマージン領域を加えた領域とについて、両者の相関値を求める相関演算を行うことがより好ましい。これは、実際には、照射領域内のみの相関だけでは判断が難しい場合が多く、照射領域外に両者の相関値を大きくするような目印となる領域があった場合に、かかる領域をマージンとして含ませることが有効だからである。

【0055】すなわち、治療計画にて放射線の照射領域を設定するとともに、該照射領域を治療計画用および治療用の両超音波画像 U p 6 , U t 6 に設定し、治療計画用の超音波画像 U p 6 と治療用の超音波画像 U t 6 とを比較する際には、各々の照射領域 A u p , A u t となる部分領域のみ (実際には、上記マージン領域を含む領

域) について比較するので、両超音波画像 U p 6 , U t 6 を比較して相関値を求める際の処理時間が短縮でき、しかも、放射線の照射領域 A u p , A u t 内のみ (実際には、上記マージン領域を含む領域) での比較となり誤認識対象が無くなるため、精度のより高い相関値を得ることができる。そして、変位する照射標的 u をリアルタイムにゲーティング照射することができるのである。

【0056】実施の形態 4 . 次に、本発明の第 4 の実施の形態について説明する。この第 4 の実施の形態も、主として、治療計画用および治療用の両超音波画像を比較して両者の相関値を演算する際の処理時間の短縮を図るものである。本実施の形態では、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較する際には、両超音波画像の画像データの一部を間引いて比較される。

【0057】図 8 は、超音波画像の 3 次元画像データを 1 方向について間引く場合を示す超音波画像 U 8 の模式的な説明図である。この場合には、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較するに際して、両超音波画像の 3 次元画像データの一部を間引いて、例えば図 8 に示すように、1 方向 (図における上下方向) の平行なスライス面 F V 1 ~ F V 3 上の画像データについてのみ比較し、この少数の画像データについてのみ相関値の演算が行われる。

【0058】また、図 9 は、超音波画像の画像データを直交する 2 方向について間引く場合を示す超音波画像 U 9 の模式的な説明図である。この場合には、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較するに際して、両超音波画像の 3 次元画像データの一部を間引いて、図 9 に示すように、1 方向 (図における上下方向) の平行なスライス面 F V 1 ~ F V 3 上の画像データ、及びこれらスライス面 F V 1 ~ F V 3 に直交するスライス面 F H 1 ~ F H 3 上の画像データについてのみ比較し、この少数の画像データについてのみ相関値の演算が行われる。

【0059】尚、以上のように間引いて得られた各スライス面 F V 1 ~ F V 3 及び / 又はスライス面 F H 1 ~ F H 3 について、更に、その面上からデータを間引いて、演算処理を行うデータ量を低減しても良い。また、間引いた結果、相関値の演算処理を行うべき画像データが、2 次元スライス画像 1 枚だけであっても良い。

【0060】本実施の形態では、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較する際には、両超音波画像の画像データの一部を間引いて比較するので、両超音波画像を比較して相関値を求める際の処理時間が短縮でき、リアルタイムでのゲーティング照射が可能となる。

【0061】また、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較する際には、放射線の照射標的 u の移動量がより大きい方向の画像データ長をより長く設定して比較することがより好ましい。この場合には、両

超音波画像を比較して相関値を求めるに際して、限られた処理時間に対してより精度の高い相関演算を行うことが可能になる。

【0062】実施の形態5．次に、本発明の第5の実施の形態について説明する。この第5の実施の形態は、主として、超音波プローブ41の設置方法に関するものである。図10は、本実施の形態に係る超音波プローブ41の設置構造を模式的に示す説明図である。この図に示すように、本実施の形態では、超音波プローブ41は、治療テーブル12において患者Mが載置される領域内の所定部位に配設されている。具体的には、治療テーブル12上に例えば腹臥位で横たわった患者Mと治療テーブル12との間に配設されたクッション部材19に設置されている。

【0063】また、図11は、本実施の形態に係る超音波プローブ41の固定構造の変形例を模式的に示す説明図である。この場合には、患者Mと治療テーブル12との間にはクッション部材は配設されておらず、超音波プローブ41は治療テーブル12に直接に設置されている。尚、図10及び図11においては、治療テーブル12上に腹臥位で横たわった患者Mの腹部側に超音波プローブ41を設定するために、該プローブ41又はこれに加えて先端保持部52を含む位置センサアーム51の一部を挿通させる開口部（不図示）が治療テーブル12の所定部位に設けられる。また、この開口部を挿通して位置設定された上記超音波プローブ41及び／又は先端保持部52を、上記クッション部材19又は治療テーブル12自体に設置する際には、例えばネジ止め或いはバンド若しくはベルトによる固定など、種々の公知の方法を適用することができるが、例えば、この設置部分に自在継手等を適用することにより、超音波プローブ41及び／又は先端保持部52の方位を容易に調節し得るように設置することが好ましい。

【0064】放射線による治療対象部位が例えば前立腺である場合などでは、放射線治療を施すに際して、例えば図10や図11に示されるように、患者Mは、通常、治療テーブル12上で腹臥位の姿勢をとる。このような場合、図1で示したような超音波プローブ41の保持方法で、患者Mの背部側から撮像したのでは、脊椎等の影響で有用な超音波画像を得ることが一般に困難であるので、患者Mが腹臥位の姿勢でその腹部側から超音波撮像を行わざるを得ない場合が生じ得る。

【0065】このような場合には、例えば上記図10や図11に示されるように、超音波プローブ41を治療台の患者載置領域内の所定部位（例えば、治療テーブル12上のクッション部材19や治療テーブル12自体）に設置することにより、上記超音波プローブ41は、治療テーブル12上に例えば腹臥位で載置された患者Mの体重によって当該患者Mに対してより確実かつ強く圧着されるので、より高解像度の超音波画像を得ることができ

るのである。

【0066】実施の形態6．次に、本発明の第6の実施の形態について説明する。この第6の実施の形態も、主として、超音波プローブ41の設置方法に関するものである。図12は、本実施の形態に係る超音波プローブ41の設置構造を模式的に示す説明図である。この図に示すように、本実施の形態では、超音波プローブ41を患者Mに対して圧着固定するためにプローブ圧着用ベルト71が備えられている。このベルト71は、例えばゴム等の所定の弾性を有する材料で製作されており、かかる圧着用ベルト71を用いて超音波プローブ41を患者Mの所定部位に固定することにより、その弾性作用で超音波プローブ41は患者Mに対して確実な接触状態を維持して固定される。

【0067】患者Mについてその所定部位の超音波画像を撮像する場合、良好な超音波画像を得るためには、周知のように、超音波プローブ41は患者Mに対して確実に接触状態を保つ必要があるが、患者Mの呼吸動作や若干の体動等による動きのために、超音波プローブ41と患者Mとの接触が弱くなる場合があり得る。このような場合には、上記プローブ圧着用ベルト71を用いて超音波プローブ41を患者Mに対して固定しておくことにより、超音波プローブ41を患者Mに対してより確実かつ強固に固定することができ、例えば患者の呼吸や拍動若しくは体動などによって超音波プローブ41が患者Mから離間することを確実に防止し、高解像度の超音波画像を安定して得ることができるのである。

【0068】実施の形態7．次に、本発明の第7の実施の形態について説明する。この第7の実施の形態は、超音波プローブと位置センサアームとの固定構造に関するものである。図13は、本実施の形態に係る超音波プローブ41と位置センサアーム91との固定構造を模式的に示す説明図である。この図に示すように、本実施の形態では、超音波画像処理装置を含む超音波診断装置80の超音波プローブ41を、三次元位置センサとしての位置センサアーム91に固定する際に、該位置センサアーム91のセンサ素子に取り付けられた先端部91aが超音波プローブ41に覆われることが無く、また同時に、上記先端部91aが外部の観測点に接触できるように（好ましくは、上記先端部91aが超音波プローブ41からある程度以上突き出るように）固定が行われる。

【0069】かかる固定構造を採用することにより、超音波プローブ40は位置センサアーム91に固定されているので、前述の各実施の形態における放射線治療装置に有効に適用することができる。しかも、その場合において、位置センサアーム91のセンサ素子が設けられた先端部91aが超音波プローブ41で覆われることなく外部に接触可能に（つまり、ある程度以上突き出た状態で）、両者が固定されているので、超音波プローブ41と三次元位置センサ91とのキャリブレーションを行う

際に、両者を互いに取り外す必要無しにファントムの参照点位置を求めることができ、キャリブレーション精度を効果的に高めることができる。

【0070】実施の形態 8 . 次に、本発明の第 8 の実施の形態について説明する。この第 8 の実施の形態は、主として、治療計画用 C 画像の撮像時に治療計画用超音波画像を同時撮像することができない場合についてのものである。例えば、位置センサアーム 51 と C スキャナ装置 31 等との配置関係などにより超音波プローブ 41 を所要の位置に配置できず、治療計画時に C 画像の撮像と超音波画像の撮像とを同時に行うことができない場合には、治療計画用の C 画像上に設定された放射線の照射領域と、治療時にリアルタイムに撮像した治療用の超音波画像において上記照射領域に対応する対応領域とを比較して、両者の相関値を求める。

【0071】具体的には、治療計画用の C 画像上に設定された放射線の照射領域を所謂マスク領域として、治療時に撮像した治療用の超音波画像にマスク処理を行い、これらマスク領域内の画素値の平均、分散を求め、予め求めておいた超音波画像内での照射領域の平均、分散との類似度を演算する。この類似度が第 1 の実施の形態における相関値に相当する。そして、両者の相関値（上記類似度）が以上のときにのみ、つまり、患者 M の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動が治療計画時における挙動と一致度の高いときにのみ、治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、ライナックガントリ 21 の作動が制御されるようになっている。

【0072】従って、本実施の形態によれば、基本的には、上記第 1 の実施の形態における場合と同様の作用効果を奏することができ、特に、治療計画用 C 画像の撮像時に治療計画用超音波画像を同時撮像することができない場合でも、患者 M の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動に関して、治療計画時と極めて一致度が高い状態での放射線照射を行うことが可能になる。

【0073】実施の形態 9 . 次に、本発明の第 9 の実施の形態について説明する。この第 9 の実施の形態も、主として、治療計画用の C 画像の撮像方法に関するものである。本実施の形態では、治療計画用の C 画像を撮像する際に、患者の任意の呼吸位相に同期した C 画像が撮像される。具体的には、治療計画用 C 画像を撮像する際には、呼吸センサにより患者 M の通常呼吸下で撮像を行い、呼吸ゲーティング C 撮像または後処理により、任意の呼吸位相画像を再構成することができる。

【0074】上記呼吸センサとしては、体外設置型ストレーンゲージや超音波画像などを適用することができる。また、上記後処理とは、C スキャナ装置の X 線管回転における各投影データに呼吸位相情報を与えておき、所定の呼吸位相に対する投影データのみから画像を

再構成する方法である。複数の呼吸位相の C 画像を一挙に得ることが可能である。

【0075】本実施の形態によれば、上記治療計画用の C 画像を撮像する際に、患者 M の任意の呼吸位相に同期した C 画像を撮像することにより、患者 M の任意の呼吸位相での呼吸によるブレのない治療計画用 C 画像を得ることができ、かかる C 画像に基づいて治療計画用のデータを得るので、治療計画の精度をより高めることができる。

【0076】実施の形態 10 . 次に、本発明の第 10 の実施の形態について説明する。上述の各実施の形態では、例えば図 1 に示されるように、少なくとも治療対象部位を含む所定領域の超音波画像を撮像する超音波撮像手段（超音波プローブ 41）と、該超音波撮像手段で得られた超音波画像を画像処理する超音波画像処理手段（超音波画像処理装置 45）とは、同一システム若しくは装置内に存在するものとして設けられている。しかしながら、これら両手段は必ずしも 1 つのシステム内に設けられる必要はない。

【0077】本実施の形態では、図 14 のブロック構成図に示すように、上記超音波画像撮像手段がビデオ信号出力手段 102 を備えた超音波画像診断装置 100 を含んで構成されている。一方、超音波画像処理手段は、少なくとも上記超音波画像診断装置 100 の外部、より好ましくは当該放射線治療装置の外部に設けられた外部計算機システム 110 で構成されている。この外部計算機システム 110 は、超音波画像診断装置 100 のビデオ信号出力手段 102 からのビデオ信号を受信入力し得るビデオ信号入力手段 112 を備えている。尚、この外部計算機システムは、当該放射線治療装置に対する専用のものである必要はない。

【0078】一般的な超音波画像診断装置は、多くの場合ビデオプリンタを備えており、殆どの場合ビデオ信号出力手段（例えば、所謂 N S C ビデオ信号出力手段）を標準的に備えている。従って、本実施の形態においても、超音波画像診断装置 100 で得られた超音波画像データをビデオ信号として出力するに際して、該超音波画像診断装置 100 に標準装備されたビデオ信号出力手段 102 を用いることができ、かかる出力用の装備（ビデオ信号出力手段）を新たに設ける必要はない。また、超音波画像データをビデオ信号レベルで転送する場合には、上記超音波画像診断装置 100 の内部のプログラムを変更する必要性も無い。従って、上記外部計算機システム 110 の所謂 P C I バスに、ビデオ信号入力用のボードを挿入するだけで、本実施の形態に係る方式を容易に実現することができ、実用上非常に有利である。

【0079】以上の構成において、上記超音波画像診断装置 100 で得られた超音波画像データは、ビデオ信号出力手段 102 を介して、外部計算機システム 110 のビデオ信号入力手段 112 に対し、ビデオ信号レベルで

実時間転送され入力される。すなわち、この外部計算機システム 110 が、上記超音波画像診断装置 100 のビデオ信号出力手段 102 から出力されたビデオ信号を上記ビデオ信号入力手段 112 で読み込んで超音波画像処理を行うようになっている。

【0080】尚、ビデオ入力手段としては、上述の N S C ビデオ信号（段落番号 [0078] 参照）に対応するものが利用できる。また、これ以外のビデオ入力手段としては、超音波画像診断装置 100 の C R T モニタへ供給される V G A , S V G A , X G A , S X G A 規格の信号に対応するものも市販されている。この場合、ビデオ信号出力手段 102 としては、通常の計算機で用いられているビデオカードを用いることができる。更に、近年では、デジタル出力のビデオカードも実用に供されているので、デジタル信号を入力できるビデオ信号入力手段を用いることができる。これらの手法によれば、上述の N T S C 信号よりも空間分解能が高いビデオ映像情報を伝送できるというメリットが得られる。

【0081】このように、超音波撮像手段（超音波画像診断装置 100）で得られた超音波画像を画像処理する超音波画像処理手段として上記外部計算機システム 110 を用いることにより、超音波画像診断装置 100 の構成、ひいては放射線治療装置自体の構成の複雑化を特に招来すること無く、高速処理可能な計算機システムを利用することができ、画像処理時間の短縮化を図ることができ、また、複雑で大量のデータ処理を要する画像処理にもより容易に対応することが可能になる。

【0082】本実施の形態では、上記超音波画像診断装置 100 で得られた超音波画像データを外部計算機システム 110 に高速転送する必要がある。この転送方式としては、上述のようなビデオ信号レベルでの転送による方式以外にも、両装置のメモリ間をローカル・エリア・ネットワーク等の通信回線で結んで、例えばソケット通信方式などの方法により高速でデータ転送する方式を適用することも可能である。

【0083】尚、図 1 に示した実施の形態では、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較して両超音波画像の相関性を調べる比較判定部 61、及びライナックガントリ 21 に対して放射線照射の制御信号を送信する照射制御部 62 は共に、中央制御装置 60 内に設けられていたが、かかる比較判定部や照射制御部を上記中央制御装置 60 とは別体に設けるようにしても良い。このように、本発明は、上記実施態様に限定されることなく、その要旨を逸脱しない範囲において、種々の変更或いは設計上の改良などを行い得るものであることは、言うまでも無い。

【0084】

【発明の効果】本願請求項 1 の発明によれば、治療計画用の C 画像を撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像と、治療時にリアルタイムに撮像し

た治療用の超音波画像とが比較され、両超音波画像の相関性を調べてその相関値が所定値以上のときにのみ、つまり、患者の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動が治療計画時における挙動と一致度の高いときにのみ、治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、放射線照射手段の作動が制御される。従って、患者の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動に関して、治療計画時と極めて一致度が高い状態での放射線照射が可能となり、より精度の高い放射線治療を行うことができる。この場合において、予め患者の体内にマーカ（例えば金球）を埋め込んでおきこれを X 線 V カメラで撮像し追跡するようにした従来方法のように、装置自体の大型化や過度の複雑化を特に招来することはなく、また、侵襲性も無い。すなわち、非侵襲性で且つ安全性の高い放射線治療を行うことができる。

【0085】また、本願請求項 2 の発明によれば、治療計画用の C 画像上に設定された放射線の照射領域と、治療時にリアルタイムに撮像した治療用の超音波画像において上記照射領域に対応する対応領域とが比較され、上記照射領域の C 画像と上記対応領域の超音波画像の相関性を調べてその相関値が所定値以上のときにのみ、つまり、患者の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動が治療計画時における挙動と一致度の高いときにのみ、治療対象部位に対する放射線照射が行われるように、放射線照射手段の作動が制御される。従って、患者の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動に関して、治療計画時と極めて一致度が高い状態での放射線照射が可能となり、より精度の高い放射線治療を行うことができる。特に、治療計画用 C 画像の撮像時に治療計画用超音波画像を同時撮像することができない場合でも、患者の呼吸や拍動若しくは体動などに起因する治療対象部位の挙動に関して、治療計画時と極めて一致度が高い状態での放射線照射を行うことが可能になる。この場合において、予め患者の体内にマーカ（例えば金球）を埋め込んでおきこれを X 線 V カメラで撮像し追跡するようにした従来方法のように、装置自体の大型化や過度の複雑化を特に招来することはなく、また、侵襲性も無い。すなわち、非侵襲性で且つ安全性の高い放射線治療を行うことができる。

【0086】更に、本願請求項 3 の発明によれば上記請求項 1 または請求項 2 の発明と同様の効果を奏することができる。特に、上記治療計画用の C 画像を撮像する際に、患者の呼吸位相に応じた C 画像をそれぞれ撮像し、上記治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間する呼吸位相での C 画像を治療計画用のデータに用いるので、患者の呼吸位相に応じた治療対象部位の挙動に対して、より安全で効率的な治療計画を立案することができる。また、上記治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間する呼吸位相での C 画像を治療計画用

のデータに用いることにより、治療計画自体の精度を高めることができる。更に、治療対象部位（照射標的）周囲の誤認識要素となる注意対象臓器の影響を抑制することができるので、治療時に撮像する治療用超音波画像との相関精度も高めることができる。

【0087】また更に、本願請求項4の発明によれば上記請求項3の発明と同様の効果を奏することができる。特に、上記治療対象部位と注意対象臓器との離間状態を、上記治療計画用のC 画像を撮像する際に同時撮像して得られた治療計画用の超音波画像に基づいて判定するので、治療対象部位と注意対象臓器とが所定値以上離間するC 画像が得られる呼吸位相を、リアルタイムで且つ高精度で求めることが可能になる。

【0088】また更に、本願請求項5の発明によれば上記請求項1または請求項2の発明と同様の効果を奏することができる。特に、上記治療計画用のC 画像を撮像する際に、患者の任意の呼吸位相に同期したC 画像を撮像することにより、患者の任意の呼吸位相での呼吸によるブレのない治療計画用C 画像を得ることができ、かかるC 画像に基づいて治療計画用のデータを得るので、治療計画の精度をより高めることができる。

【0089】また更に、本願請求項6の発明によれば上記請求項1の発明と同様の効果を奏することができる。特に、治療計画にて放射線の照射領域を設定するとともに、該照射領域を治療計画用および治療用の両超音波画像に設定し、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較する際には、上記照射領域を含む部分領域のみについて比較するので、両超音波画像を比較して相関値を求める際の処理時間が短縮でき、しかも、放射線の照射領域を含む部分領域内のみでの比較となり誤認識対象が少なくなるため、精度のより高い相関値を得ることができる。

【0090】また更に、本願請求項7の発明によれば上記請求項1の発明と同様の効果を奏することができる。特に、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較する際には、両超音波画像の画像データの一部を間引いて比較するので、両超音波画像を比較して相関値を求める際の処理時間が短縮でき、リアルタイムでのゲーティング照射が可能となる。

【0091】また更に、本願請求項8の発明によれば上記請求項1の発明と同様の効果を奏することができる。特に、治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像とを比較する際には、放射線の照射標的の移動量がより大きい方向の画像データ長をより長く設定して比較するので、両超音波画像を比較して相関値を求めるに際して、限られた処理時間でより精度の高い相関演算を行うことが可能になる。

【0092】また更に、本願請求項9の発明によれば、上記請求項1から請求項8の発明のいずれか一同様の効果を奏することができる。特に、超音波画像撮像手段

の配設位置は、放射線の照射標的が超音波画像内に確認でき、且つ、放射線照射手段からの照射ビームと交錯しない位置に設定されているので、立案された治療計画をより精度良く実行することができる。

【0093】また更に、本願請求項10の発明によれば、上記請求項1から請求項9のいずれか一の発明と同様の効果を奏することができる。特に、位置計測手段はアーム状部材を有し、該アーム状部材には超音波画像撮像手段を保持する保持部が設けられているので、上記超音波画像撮像手段を保持するための専用の部材を別途に設ける必要は無い。つまり、超音波画像撮像手段の位置計測と該超音波画像撮像手段の保持および患者に対する固定とを併せて行うことが可能になり、装置の構造をより簡素化することができる。

【0094】また更に、本願請求項11の発明によれば、上記請求項10の発明と同様の効果を奏することができる。特に、アーム部材と超音波画像撮像手段とが、アーム部材の先端部が超音波画像撮像手段で覆われることなく外部に接触可能な状態で、相互に取り付けられているので、両者のキャリブレーションを行う際に両者を互いに取り外す必要が無く、キャリブレーション精度を効果的に高めることができる。

【0095】また更に、本願請求項12の発明によれば、上記請求項1から請求項10のいずれか一の発明と同様の効果を奏することができる。特に、超音波画像撮像手段は治療台の患者載置領域内の所定部位に設置されているので、上記超音波画像撮像手段は、治療台上に例えば腹臥位などで載置された患者の体重によって当該患者に対してより確実かつ強く圧着され、より高解像度の超音波画像を得ることができる。

【0096】また更に、本願請求項13の発明によれば、上記請求項1から請求項10のいずれか一の発明と同様の効果を奏することができる。特に、超音波画像撮像手段を患者に固定するベルト手段が備えられているので、該ベルト手段を用いることにより、超音波画像撮像手段を患者に対してより確実かつ強固に固定することができ、例えば患者の呼吸や拍動若しくは体動などによって超音波画像撮像手段が患者から離間することを防止し、高解像度の超音波画像を安定して得ることができる。

【0097】また更に、本願請求項14の発明によれば、上記請求項1から請求項13のいずれか一の発明と同様の効果を奏することができる。特に、超音波撮像手段（超音波画像診断装置）で得られた超音波画像を画像処理する超音波画像処理手段として、少なくとも上記超音波画像診断装置の外部に設けられた外部計算機システムを用いるようにしたので、超音波画像診断装置の構成、ひいては放射線治療装置自体の構成の複雑化を特に招来すること無く、高速処理可能な計算機システムを利用することができ、画像処理時間の短縮化を図ることが

できる。また、複雑で大量のデータ処理を要する画像処理にもより容易に対応することが可能になる。更に、上記超音波画像診断装置で得られた超音波画像データの外部計算機システムへの転送はビデオ信号レベルで行われるので、超音波画像データをビデオ信号として出力する際には、超音波画像診断装置に一般的に標準装備されているビデオ信号出力手段を用いることができ、かかる出力用の装備（ビデオ信号出力手段）を新たに設ける必要は無く、また、超音波画像診断装置の内部のプログラムを変更する必要性も特に無い。従って、外部計算機システムにビデオ信号入力手段を設けるだけで容易に実現することができる。

【0098】また更に、本願請求項15から請求項22の発明によれば、コンピュータを利用して実質的に上記請求項1から請求項8の発明と同様の作用効果をそれぞれ実現させるためのプログラムを提供することができる。

【0099】また更に、本願請求項23の発明によれば、上記請求項15から請求項22の発明のいずれかに記載されたプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の実施の形態に係る放射線治療装置の全体構成を概略的に示す説明図である。

【図2】 上記放射線治療装置による放射線治療の手順を概略的に説明するためのフローチャートである。

【図3】 治療計画用の超音波画像と治療用の超音波画像の一例を模式的に示す説明図である。

【図4】 位置センサアームの変形例を示す説明図である。

【図5】 本発明の第2の実施の形態における超音波撮像状態を模式的に示す説明図である。

【図6】 上記第2の実施の形態における超音波撮像で

得られた画像の一例を模式的に示す説明図である。

【図7】 本発明の第3の実施の形態における治療計画用C 画像、治療計画用および治療用超音波画像をそれぞれ模式的に示す説明図である。

【図8】 本発明の第4の実施の形態において、超音波画像の3次元画像データを1方向について間引く場合を示す超音波画像の模式的な説明図である。

【図9】 上記第4の実施の形態において、超音波画像の3次元画像データを直交する2方向について間引く場合を示す超音波画像の模式的な説明図である。

【図10】 本発明の第5の実施の形態に係る超音波プローブの設置構造を模式的に示す説明図である。

【図11】 上記第5の実施の形態に係る超音波プローブの設置構造の変形例を模式的に示す説明図である。

【図12】 本発明の第6の実施の形態に係る超音波プローブの設置構造を模式的に示す説明図である。

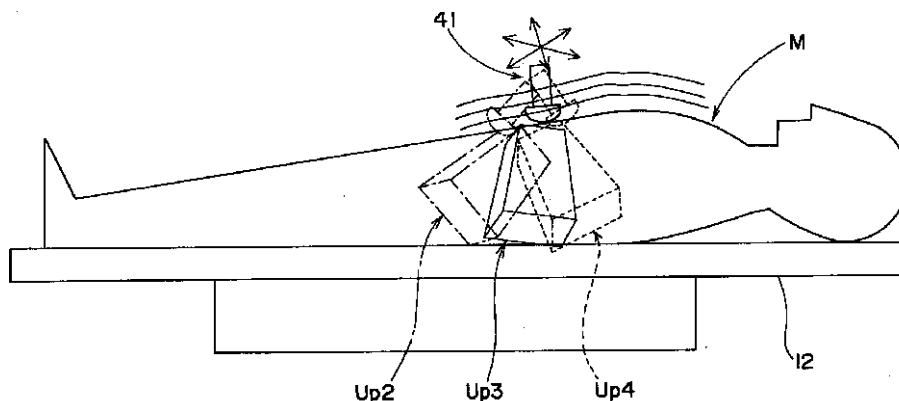
【図13】 本発明の第7の実施の形態に係る超音波プローブと位置センサアームとの固定構造を模式的に示す説明図である。

【図14】 本発明の第10の実施の形態に係る超音波画像診断装置と外部計算機システムを示すブロック構成図である。

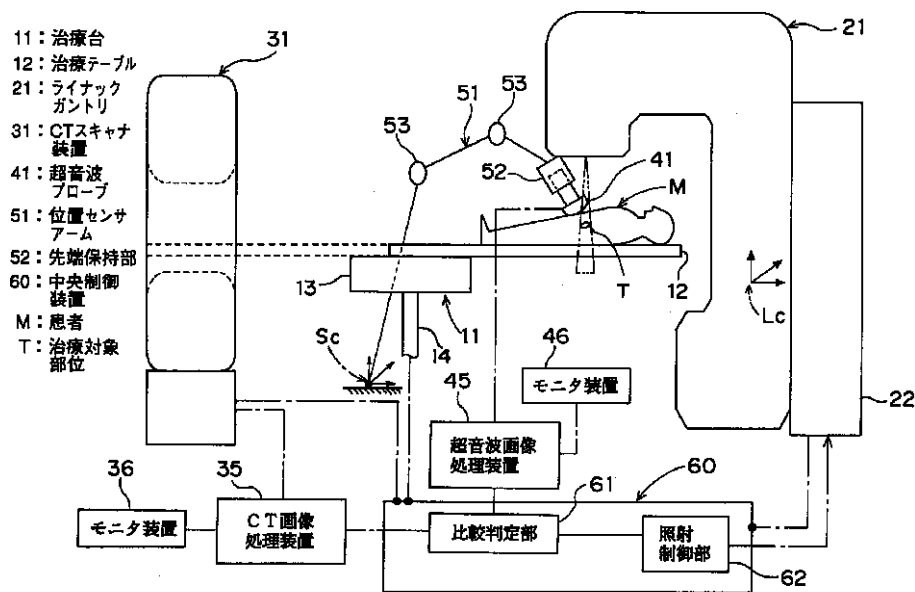
【符号の説明】

11 治療台、12 治療テーブル、21 ライナックガントリ、31 C スキャナ装置、35 C 画像処理装置、41 超音波プローブ、45 超音波画像処理装置、51 位置センサアーム、52 (位置センサアームの)先端保持部、60 中央制御装置、61 比較判定部、62 照射制御部、71 プローブ圧着用ベルト、100 超音波画像診断装置、102 ビデオ信号出力手段、110 外部計算機システム、112 ビデオ信号入力手段、M 患者、治療対象部位(照射標的)。

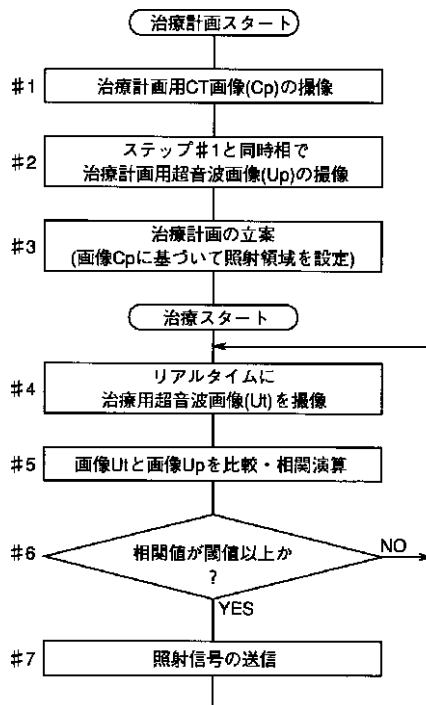
【図5】



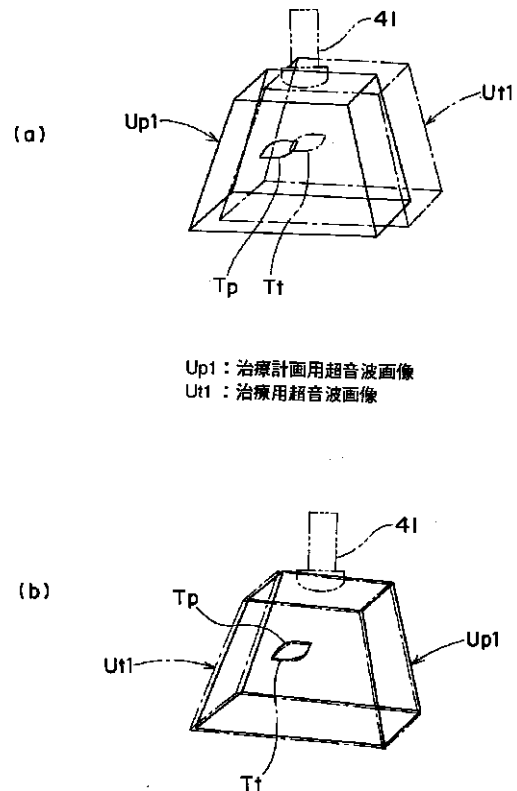
【図1】



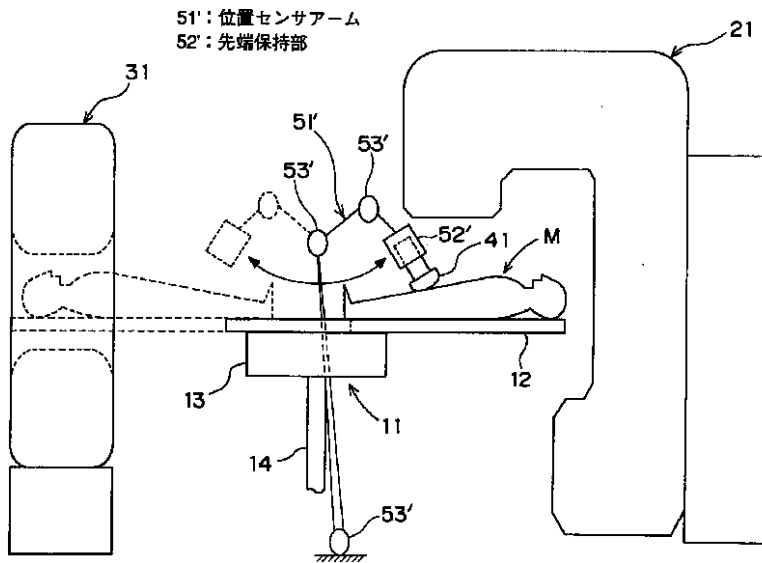
【図2】



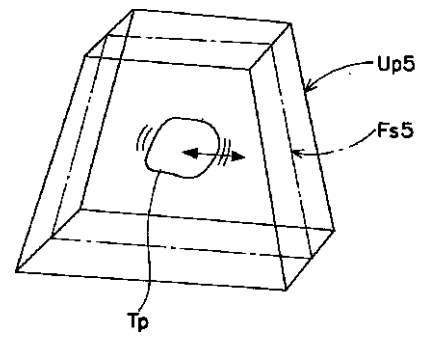
【図3】



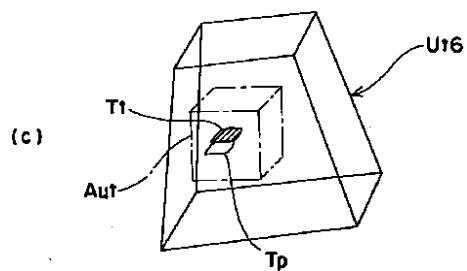
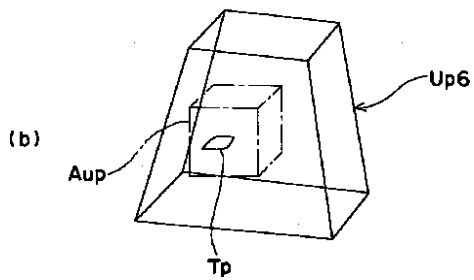
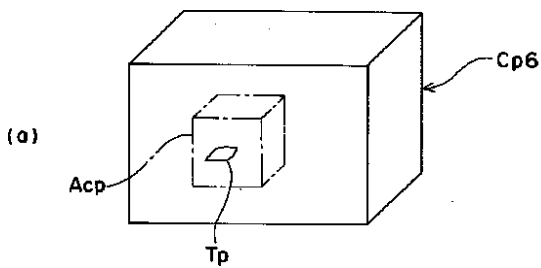
【図4】



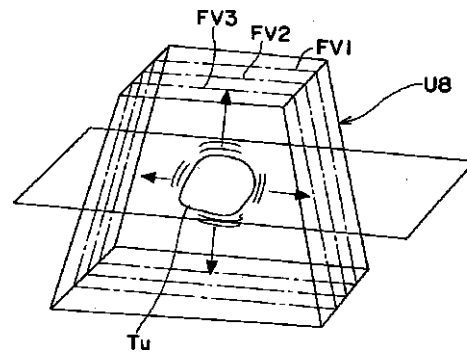
【図6】



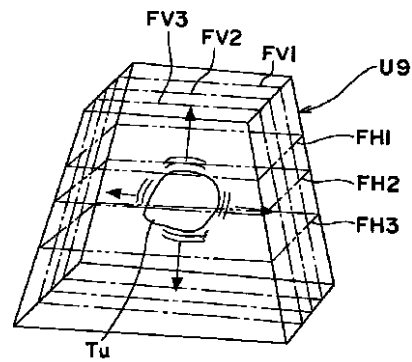
【図7】



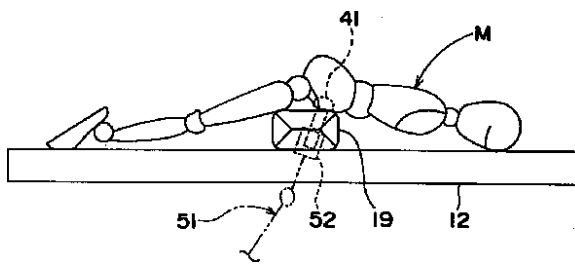
【図8】



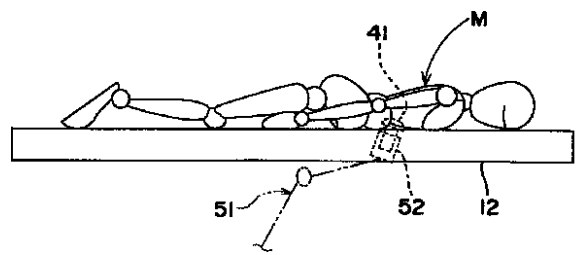
【図9】



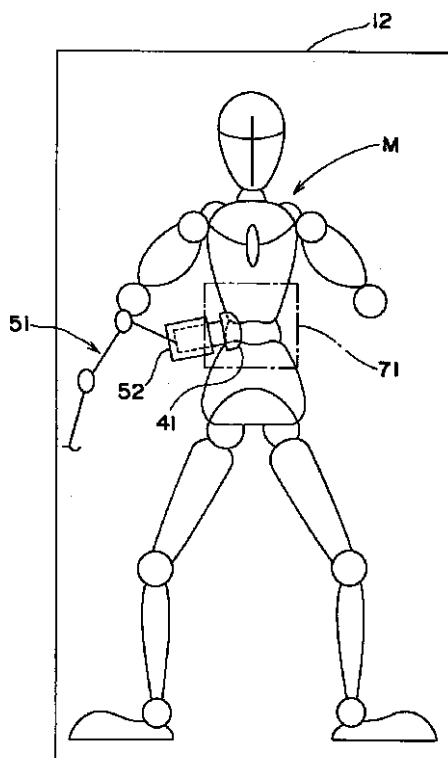
【図10】



【図11】

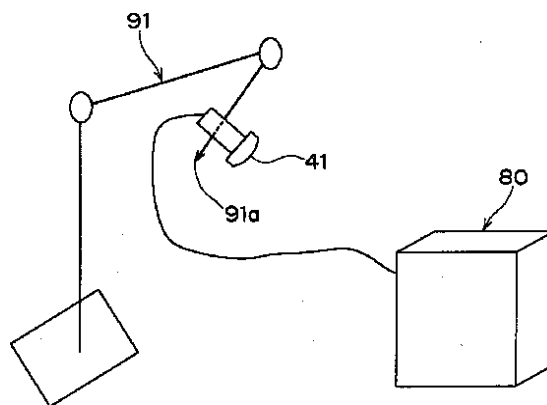


【図12】

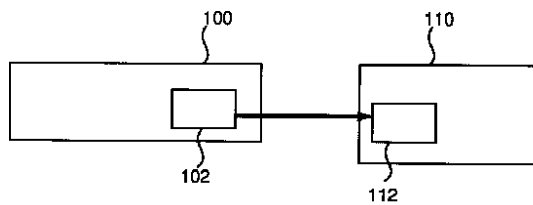


71：プローブ圧着用ベルト

【図13】



【図14】



100：超音波画像診断装置
 102：ビデオ信号出力手段
 110：外部計算機システム
 112：ビデオ信号入力手段

フロントページの続き

(72)発明者	平岡 真寛	Fターム(参考)	4C082 AA01 AC02 AE01 AJ08 AJ11
	京都府京都市左京区聖護院川原町54 京都		AN02 AN05 AP07 AP08
	大学大学院医学研究科内		4C093 AA21 CA15 CA21 FA47 FF27
(72)発明者	永田 靖		4C301 AA02 BB13 EE11 EE19 FF25
	京都府京都市左京区聖護院川原町54 京都		FF27 GA01 GD03 JB28 JC14
	大学大学院医学研究科内		KK17 KK18
(72)発明者	小久保 雅樹		4C601 BB03 EE09 EE16 FF08 FF11
	京都府京都市左京区聖護院川原町54 京都		FF15 GA01 GA17 GA18 GA21
	大学大学院医学研究科内		GA22 JB34 JB41 JC15 JC20
			JC21 JC25 JC26 KK21 KK22
			5B057 AA09 BA03 BA05 CH18 DA07
			DB02 DB05 DB09 DC34 DC36

专利名称(译)	辐射治疗设备和计划		
公开(公告)号	JP2003117010A	公开(公告)日	2003-04-22
申请号	JP2002134380	申请日	2002-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	三菱电机株式会社		
申请(专利权)人(译)	三菱电机株式会社		
[标]发明人	澤田 晃 依田 潔 平岡 真寛 永田 靖 小久保 雅樹		
发明人	澤田 晃 依田 潔 平岡 真寛 永田 靖 小久保 雅樹		
IPC分类号	A61N5/10 A61B6/03 A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61N5/10.P A61N5/10.M A61B6/03.377 A61B8/00 G06T1/00.290.B G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C082/AA01 4C082/AC02 4C082/AE01 4C082/AJ08 4C082/AJ11 4C082/AN02 4C082/AN05 4C082/AP07 4C082/AP08 4C093/AA21 4C093/CA15 4C093/CA21 4C093/FA47 4C093/FF27 4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/EE11 4C301/EE19 4C301/FF25 4C301/FF27 4C301/GA01 4C301/GD03 4C301/JB28 4C301/JC14 4C301/KK17 4C301/KK18 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF08 4C601/FF11 4C601/FF15 4C601/GA01 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA22 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/CH18 5B057/DA07 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC34 5B057/DC36 4C601/DD05 4C601/LL33 4C601/LL38 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA03 5L096/CA18 5L096/CA22 5L096/CA24 5L096/EA14 5L096/EA35 5L096/EA45 5L096/FA34 5L096/FA69 5L096/GA26 5L096/GA51 5L096/HA01 5L096/JA18		
优先权	2001242318 2001-08-09 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种非侵入性和高安全性的放射治疗装置，能够通过检测由患者的呼吸和搏动引起的治疗部位的行为或者身体的运动而不会扩大或过度地高精度地施加辐射。使设备本身复杂化，并提供用于操作设备的程序，以及记录该程序的计算机可读记录介质。解决方案：在获取治疗计划的CT图像的同时拾取治疗计划的超声图像，基于超声图像的比较确定两个超声图像的相关值是否大于预定值用于治疗中用于治疗计划的超声图像实时采集的治疗，并且控制辐射施加装置以仅在相关值大于预定值时将辐射施加到治疗部分。

