(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5397861号
(P5397861)
(45)発行日　平成26年1月22日(2014.1.22)　(24)登録日　平成25年11月1日(2013.11.1)

(51)Int.Cl.　F I
A61N 5/10 (2006.01)　A61N 5/10 P

請求項の数 25　(全 25 頁)

(21)出願番号　特願2009-544749(P2009-544749)
(86)(22)出願日　平成20年12月5日(2008.12.5)
(86)国際出願番号　PCT/JP2008/072178
(87)国際公開番号　WO2009/072618
(87)国際公開日　平成21年6月11日(2009.6.11)
審査請求日　平成23年11月14日(2011.11.14)
(31)優先権主張番号　特願2007-317653(P2007-317653)
(32)優先日　平成19年12月7日(2007.12.7)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(73)特許権者　000006208
三菱重工業株式会社
東京都港区港南二丁目１６番５号
(73)特許権者　504132272
国立大学法人京都大学
京都府京都市左京区吉田本町３６番地１
(74)代理人　100102864
弁理士　工藤　実
(72)発明者　高橋　邦夫
広島県広島市西区観音新町四丁目６番２２号　三菱重工業株式会社広島製作所内
(72)発明者　高山　賢二
広島県広島市西区観音新町四丁目６番２２号　三菱重工業株式会社広島製作所内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】放射線治療計画装置および放射線治療計画装置の作動方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

単一の時刻における被検体の複数部位が配置される複数位置を示す３次元データを収集する３次元データ収集部と、

前記被検体の周期的な運動に連動して変化する前記複数部位のうちの特定部位の特定位置を時系列的に測定するマーカ位置測定部と、

前記３次元データ収集部で収集された、前記単一の時刻における前記被検体の前記複数部位が配置される前記複数位置を示す前記３次元データと、前記マーカ位置測定部で測定された時系列的な特定位置とに基づいて時系列的な前記複数部位の位置を算出する位置算出部と、

治療用放射線の出射方向である予定基準照射角度と前記予定基準照射角度毎に出射する治療用放射線の予定線量と前記位置算出部で算出される時系列的な複数部位の位置とに基づいて、前記複数部位の各々に照射される放射線の線量を算出する線量算出部

とを具備する放射線治療計画装置。

【請求項２】

請求項１において、

前記被検体の周期的な運動に基づいて変化するように制御される治療用放射線を照射する照射方法が入力される照射方法入力装置を備え、前記照射方法入力装置に入力された照射方法を収集する照射方法収集部を更に具備し、

前記線量算出部は、前記照射方法入力装置に入力されて前記照射方法収集部により収集

された前記照射方法により制御された場合の治療用放射線の線量を算出する
放射線治療計画装置。
【請求項３】
請求項１または請求項２のいずれかにおいて、
被検体の周期的な運動の複数位相に対応する複数時刻を検出する位相検出部を更に具備し、
前記マーカ位置測定部で測定される前記特定部位の位置は、前記位相検出部で検出した複数時刻での位置を示す
放射線治療計画装置。
【請求項４】
請求項１～請求項３のいずれかにおいて、
前記複数部位の中からいずれかを選択する情報が入力される選択部位入力装置を備え、
前記線量算出部は、前記選択部位入力装置に入力された情報に基づいて選択された前記複数部位のうちの選択部位に照射される放射線の線量を更に算出する
放射線治療計画装置。
【請求項５】
請求項１～請求項４のいずれかにおいて、
前記３次元データは、前記被検体における、放射線照射を予定する患部部位、放射線照射の回避を予定する危険部位、及び、前記マーカ位置測定部で測定可能な部位に関する位置を示す
放射線治療計画装置。
【請求項６】
請求項１～請求項５のいずれかにおいて、
前記マーカ位置測定部で測定される前記特定部位は、前記マーカ位置測定部で測定可能な、前記被検体自身の構成要素、前記被検体の体表面に設けられたマーカ、又は前記被検体の体内に設けられたマーカである
放射線治療計画装置。
【請求項７】
請求項１～請求項６のいずれかにおいて、
前記位置算出部での算出方法は、被検体に配置される固定部位から前記特定部位までの距離が拡大縮小する変化に合わせて前記固定部位から複数部位までの距離が拡大縮小するように推測する線形拡大縮小による
放射線治療計画装置。
【請求項８】
請求項１～請求項６のいずれかにおいて、
前記位置算出部での算出方法は、被検体に配置される固定部位と前記特定部位の位置とを予め設定されている人体モデルのシミュレーションを適用して複数部位の位置を推測するシミュレーション法による
放射線治療計画装置。
【請求項９】
３次元データ収集手段が、単一の時刻における被検体の複数部位が配置される複数位置を示す３次元データを収集するステップと、
マーカ位置測定手段が、前記被検体の周期的な運動に連動して変化する前記複数部位のうちの特定部位の特定位置を時系列的に測定するステップと、
位置算出手段が、前記単一の時刻における前記被検体の前記複数部位が配置される前記複数位置を示す前記３次元データと前記マーカ位置測定部で測定された時系列的な特定位置とに基づいて時系列的な前記複数部位の位置を算出するステップと、
線量算出手段が、治療用放射線の出射方向である予定基準照射角度と前記予定記基準照射角度毎に出射する治療用放射線の予定線量と時系列的な複数部位の位置とに基づいて、前記複数部位の各々に照射される放射線の線量を算出するステップ

とを具備する放射線治療計画装置の作動方法。

【請求項１０】

請求項９において、

照射方法収集手段が、照射方法入力装置から、前記被検体の周期的な運動に基づいて変化するように制御される治療用放射線を照射する照射方法を収集するステップと、

前記線量算出手段が、前記照射方法により制御された場合の治療用放射線の線量を算出するステップ

とをさらに具備する放射線治療計画装置の作動方法。

【請求項１１】

請求項９または請求項１０のいずれかにおいて、

位相検出手段が、被検体の周期的な運動の複数位相に対応する複数時刻を検出するステップを更に具備し、

前記特定部位の位置は、前記複数時刻での位置を示す

放射線治療計画装置の作動方法。

【請求項１２】

請求項９～請求項１１のいずれかにおいて、

前記線量算出手段が、選択部位入力装置に入力された情報に基づいて前記複数部位から選択された選択部位に照射される放射線の線量を更に算出するステップ

とをさらに具備する放射線治療計画装置の作動方法。

【請求項１３】

請求項９～請求項１２のいずれかにおいて、

前記３次元データは、前記被検体における、放射線照射を予定する患部部位、放射線照射の回避を予定する危険部位、及び、前記マーカ位置測定部で測定可能な部位に関する位置を示す

放射線治療計画装置の作動方法。

【請求項１４】

請求項９～請求項１３のいずれかにおいて、

前記特定部位は、前記被検体自身の構成要素、前記被検体の体表面に設けられたマーカ、又は前記被検体の体内に設けられたマーカである

放射線治療計画装置の作動方法。

【請求項１５】

請求項９～請求項１４のいずれかにおいて、

前記複数部位の位置は、被検体に配置される固定部位から前記特定部位までの距離が拡大縮小する変化に合わせて前記固定部位から複数部位までの距離が拡大縮小するように推測する線形拡大縮小により算出される

放射線治療計画装置の作動方法。

【請求項１６】

請求項９～請求項１４のいずれかにおいて、

前記複数部位の位置は、被検体に配置される固定部位と前記特定部位の位置とを予め設定されている人体モデルのシミュレーションを適用して複数部位の位置を推測するシミュレーション法により算出される

放射線治療計画装置の作動方法。

【請求項１７】

単一の時刻における被検体の複数部位が配置される複数位置を示す３次元データを収集する３次元データ収集部と、

前記被検体の周期的な運動に連動して変化する前記複数部位のうちの特定部位の特定位置を時系列的に測定するマーカ位置測定部と、

前記３次元データ収集部で収集された、前記単一の時刻における前記被検体の前記複数部位が配置される前記複数位置を示す前記３次元データと前記マーカ位置測定部で測定された時系列的な特定位置とに基づいて前記複数部位のうちの照射部位の照射位置を算出す

る位置算出部と、
前記照射位置に治療用放射線が照射されるように、駆動装置を用いて治療用放射線照射装置を移動させる照射制御部
とを具備する放射線治療装置制御装置。
【請求項１８】
請求項１７において、
前記位置算出部は、前記複数部位のうちの実質的に固定される固定部位から前記特定部位までの距離が拡大縮小する変化に合わせて前記固定部位から前記複数部位の各々までの距離が拡大縮小するように推測する線形拡大縮小により、前記照射位置を算出する
放射線治療装置制御装置。
【請求項１９】
請求項１７または請求項１８のいずれかにおいて、
前記特定部位の運動を測定して前記運動を示す運動情報を生成するマーカ運動測定部と、
前記３次元データと前記運動情報とに基づいて、特定位置運動集合を位置集合に対応付ける患部位置テーブルを作成する患部位置テーブル作成部とを更に具備し、
前記位置算出部は、前記患部位置テーブルを参照して、前記位置集合のうちから前記特定位置に対応する前記照射位置を算出する
放射線治療装置制御装置。
【請求項２０】
請求項１７～請求項１９のいずれかにおいて、
前記被検体の周期的な運動の複数位相に対応する複数時刻を検出する位相検出部を更に具備し、
前記位置集合は、前記複数時刻での前記特定部位の位置を示す
放射線治療装置制御装置。
【請求項２１】
単一の時刻における被検体の複数部位が配置される複数位置を示す３次元データを収集する３次元データ収集部と、
前記被検体の周期的な運動に連動して変化する前記複数部位のうちの特定部位の特定位置を時系列的に測定するマーカ位置測定部と、
前記３次元データ収集部で収集された前記単一の時刻における３次元データ内の複数部位の位置と前記マーカ位置測定部で測定された時系列的な特定位置とに基づいて、前記３次元データ内の複数部位の位置を時系列的に展開することにより、前記複数部位の動きを算出する位置算出部と、
治療用放射線の出射方向である予定基準照射角度と前記予定基準照射角度毎に出射する治療用放射線の予定線量と前記位置算出部で算出される前記複数部位の動きとに基づいて、前記複数部位の各々に照射される放射線の線量を算出する線量算出部
とを具備する放射線治療計画装置。
【請求項２２】
請求項２１において、
前記複数部位の動きは、呼吸位相毎の前記複数部位の位置を示す
放射線治療計画装置。
【請求項２３】
単一の時刻における被検体の複数部位が配置される複数位置を示す３次元データを収集する３次元データ収集部と、
前記被検体の周期的な運動に連動して変化する前記複数部位のうちの前記被検体の体表面に設けられた第１のマーカの動きと、前記複数部位のうちの前記被検体の体内に設けられた第２のマーカの動きとを測定するマーカ位置測定部と、
前記３次元データ収集部で収集された前記単一の時刻における３次元データ内の複数部位の位置と前記マーカ位置測定部で測定された前記第１のマーカの動きと前記第２のマー

カの動きと時系列的な特定位置とに基づいて、前記３次元データ内の複数部位の位置を時系列的に展開することにより、前記複数部位の動きを算出する位置算出部と、

治療用放射線の出射方向である予定基準照射角度と前記予定基準照射角度毎に出射する治療用放射線の予定線量と前記位置算出部で算出される前記複数部位の動きとに基づいて、前記複数部位の各々に照射される放射線の線量を算出する線量算出部

とを具備する放射線治療計画装置。

【請求項２４】

単一の時刻における被検体の複数部位が配置される複数位置を示す３次元データを収集する３次元データ収集部と、

前記被検体の周期的な運動に連動して変化する前記複数部位のうちの特定部位の特定位置を時系列的に測定するマーカ位置測定部と、

前記３次元データ収集部で収集された、前記単一の時刻における前記被検体の前記複数部位が配置される前記複数位置を示す前記３次元データと、前記マーカ位置測定部で測定された時系列的な特定位置とに基づいて時系列的な前記複数部位の位置を算出する位置算出部と、

治療用放射線の出射方向である予定基準照射角度と前記予定基準照射角度毎に出射する治療用放射線の予定線量と前記位置算出部で算出される時系列的な複数部位の位置とに基づいて、前記複数部位の各々に照射される放射線の線量を算出する線量算出部とを具備し、

前記位置算出部での算出方法は、前記被検体のうちのカウチに接触している固定部位から前記特定部位までの距離が拡大縮小する変化に合わせて前記固定部位から複数部位までの距離が拡大縮小するように推測する線形拡大縮小による

放射線治療計画装置。

【請求項２５】

単一の時刻における被検体の複数部位が配置される複数位置を示す３次元データを収集する３次元データ収集部と、

前記被検体の周期的な運動に連動して変化する前記複数部位のうちの特定部位の特定位置を時系列的に測定するマーカ位置測定部と、

前記３次元データ収集部で収集された、前記単一の時刻における前記被検体の前記複数部位が配置される前記複数位置を示す前記３次元データと、前記マーカ位置測定部で測定された時系列的な特定位置とに基づいて時系列的な前記複数部位の位置を算出する位置算出部と、

治療用放射線の出射方向である予定基準照射角度と前記予定基準照射角度毎に出射する治療用放射線の予定線量と前記位置算出部で算出される時系列的な複数部位の位置とに基づいて、前記複数部位の各々に照射される放射線の線量を算出する線量算出部とを具備し、

前記位置算出部での算出方法は、前記被検体の骨盤又は背骨から前記特定部位までの距離が拡大縮小する変化に合わせて前記骨盤又は背骨から複数部位までの距離が拡大縮小するように推測する線形拡大縮小による

放射線治療計画装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、放射線治療計画装置および放射線治療計画方法に関し、特に、患部に放射線を照射することにより患者を治療する放射線治療の治療計画を作成するときに利用される放射線治療計画装置および放射線治療計画方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

患部（腫瘍）に治療用放射線を照射することにより患者を治療する放射線治療が知られている。その治療用放射線としては、Ｘ線が例示される。その放射線治療としては、患部

が移動する移動分を考慮してその患部の大きさより広い範囲を照射すること、呼吸同期照射（ゲイテッドイラディエイション）、動体追尾照射、ＩＭＲＴ（Ｉｎｔｅｎｓｉｔｙ Ｍｏｄｕｌａｔｅｄ Ｒａｄｉａｔｉｏｎ Ｔｈｅｒａｐｙ：強度変調放射線治療）が知られている。その呼吸同期照射は、観測される患者の運動に基づいて治療用放射線を照射したり照射を停止したりする手法である。このような呼吸同期照射は、たとえば、呼吸位相がある状態のときにしか照射しないために、治療時間が長くなってしまうという欠点があり、患者に負担をかけると共に、医療の効率でも改善が求められている。その動体追尾照射は、患部の位置を観測し、その位置に治療用放射線を照射する手法である。ＩＭＲＴは、複数のビームを組み合わせることで、患者の部位毎に照射される放射線の量に強弱をつけ、腫瘍の形に適した放射線治療を行う照射方法である。その放射線治療は、治療効果が高いことが望まれ、より適切に評価されることが望まれている。

【０００３】

呼吸の位相毎に３次元画像が取得できる４Ｄ－ＣＴが知られている。このような３次元画像を用いて、動くターゲットへの線量分布予測を行う四次元放射線治療計画装置が開発されるとともに、Ｘ線照射方向がリアルタイムに変更でき追尾できる放射線治療システムが知られている。さらに、Ｘ線撮像だけでなく、放射線治療装置にＭＲＩ装置を組み合わせ、リアルタイムに体内臓器の位置を確認することができる技術が知られている。さらに、これらの臓器の動きや体輪郭の変更、毎回の治療実績を元に治療を修正しながら行うＡＤＡＰＴＩＶＥ治療が知られている。

【０００４】

４Ｄ－ＣＴにより呼吸の複数位相に準じた断層画像を用いて計画する四次元治療計画装置が知られている。その四次元治療計画装置は、まず、４Ｄ－ＣＴを用いて呼吸の各位相（例えば８位相）に対応した複数の断層画像を取得する。その四次元治療計画装置は、次いで、呼吸に伴って変形する臓器の形状とその呼吸位相との対応関係を構築する。その四次元治療計画装置は、入力された治療計画が実施されたときに、各位相の断層像から抽出された臓器が照射された線量を算出する。その四次元治療計画装置は、その各位相での線量をその対応関係に基づいて足し合わせることにより、その臓器に照射された線量を算出する。４Ｄ－ＣＴは、一般に、患者に照射されるＸ線の線量が大きく、時間分解能が粗い。患者に照射されるＸ線の線量が小さく、かつ、放射線治療で患者に照射される線量がより正確に算出されることが望まれている。

【０００５】

特開平０８－０８９５８９号公報には、放射線照射領域について動きのある被検体の複数の状態を考慮して治療計画を立てることが可能な放射線治療計画に用いる表示方法が開示されている。その放射線治療計画に用いる表示方法は、複数の異なる状態のそれぞれで得た一連のＣＴ画像を読み込んで放射線照射領域と放射線非照射領域並びに放射線治療パラメータを設定し、放射線照射領域と放射線非照射領域とについて、放射線照射と同じ幾何学条件を用いて照射野面上に投影して、複数の異なる状態における投影形状を生成し、複数の異なる状態毎に生成した放射線照射領域についての投影形状を各照射角度毎に重ね合わせ、各照射角度毎に重ね合わされた放射線照射領域と設定された放射線治療パラメータとにより各照射角度毎の照射野形状を生成し、重ね合わされた放射線照射領域と生成された照射野形状とを各照射角度毎に重ね合わせて表示することを特徴としている。

【０００６】

特開２００１－３２７５１４号公報には、被検体の呼吸、心拍等に応じて変化する病変部の位置・形状等を正確に反映した設定を行うことができ、もってより緻密かつ正確な放射線治療を実施することが可能な放射線治療計画装置が開示されている。その放射線治療計画装置は、被検体にＸ線を曝射することにより取得される画像に基づいて放射線治療の計画を策定する放射線治療計画装置において、前記被検体に関する位相データの相違に応じた複数の画像を生成する画像生成手段と、前記画像に対し、当該画像上に存在する目標部位に対するターゲット形状を設定・入力する入力手段と、前記位相データの相違に応じた複数の画像及び前記ターゲット形状を重畳表示する画像表示手段とを有していることを

特徴としている。

【０００７】

特許第３７４６７４７号公報（特開２００４－０９７６４６号公報）には、放射線の照射治療中においても、リアルタイムに治療野の状態をモニタすることが可能な放射線治療装置が開示されている。その放射線治療装置は、被検体の治療野へ治療用放射線を照射する放射線照射ヘッドと、前記被検体の前記治療野に診断用Ｘ線を照射するＸ線源と、前記被検体を透過した前記診断用Ｘ線の透過Ｘ線を検出して、診断画像データとして出力するセンサアレイと、を具備し、前記センサアレイは、前記放射線照射ヘッドの移動に連動して動く。

【０００８】

特開２００６－０２１０４６号公報には放射線の照射治療中においても、リアルタイムに治療野の状態をモニタすることが可能な放射線治療装置が開示されている。その放射線治療装置は、Ｏ型ガントリと、前記Ｏ型ガントリに移動可能に設けられ、被検体の治療野へ治療用放射線を照射する放射線照射ヘッドと、前記Ｏ型ガントリに移動可能に設けられ、前記被検体の前記治療野に診断用Ｘ線を照射するＸ線源と、前記Ｏ型ガントリに移動可能に設けられ、前記被検体を透過した前記診断用Ｘ線の透過Ｘ線を検出して、診断画像データとして出力するセンサアレイとを具備し、前記センサアレイは、前記放射線照射ヘッドを挟んで対象な位置に設けられ、前記Ｏ型ガントリ上を前記放射線照射ヘッドの移動に連動して動き、前記Ｘ線源は、前記センサアレイの動きに連動して動く。

【０００９】

特開２００７－２３６７６０号公報には、運動する被検体の一部分に放射線をより確実に照射する放射線治療装置制御装置が開示されている。その放射線治療装置制御装置は、被検体の一部分に治療用放射線を照射する治療用放射線照射装置と、前記被検体の運動を検出する運動検出装置と、前記被検体に対して前記治療用放射線照射装置を移動させる駆動装置とを備える放射線治療装置を制御する放射線治療装置制御装置であり、運動集合を位置集合に対応付ける患部位置データベースと、前記運動を前記運動検出装置から収集する運動収集部と、前記位置集合のうちの前記運動に対応する位置に前記治療用放射線が照射されるように、前記駆動装置を用いて前記治療用放射線照射装置を移動させる照射位置制御部とを具備している。

【００１０】

特表２００８－５１４３５２号公報には、運動中の標的を動的に追跡する信頼性があって効率的な方法が開示されている。その方法は、１つ又は２つ以上の基準構造を含む解剖学的領域内の１つ又は２つ以上の標的を動的に追跡して治療用放射線を前記解剖学的領域の運動中、前記標的に投与する方法であって、前記運動中の解剖学的領域内の前記基準構造に対する前記標的の存在場所をリアルタイムで突き止めるステップと、前記運動中の解剖学的領域内の前記標的にリアルタイムで投与されるべき前記治療用放射線の所望の量を処方する放射線量分布を生じさせるステップとを有し、前記放射線量分布は、前記運動中における前記解剖学的領域の変形を計算に入れている。

【発明の開示】

【００１１】

本発明の課題は、放射線治療の治療計画をより適切に評価する放射線治療計画装置を提供することにある。

本発明の他の課題は、放射線治療の治療計画の作成の負担を軽減する放射線治療計画装置を提供することにある。

本発明のさらに他の課題は、危険部位に照射される放射線の線量をより正確に算出する放射線治療計画装置を提供することにある。

本発明のさらに他の課題は、危険部位に照射される放射線の線量がより小さい治療計画を作成する放射線治療計画装置を提供することにある。

本発明のさらに他の課題は、危険部位に照射される放射線の線量がより小さい放射線治療計画方法を提供することにある。

本発明のさらに他の課題は、危険部位に照射される放射線の線量がより小さい放射線治療装置制御装置および放射線照射方法を提供することにある。

【００１２】

本発明による放射線治療計画装置は、静止状態又は一時点の状態における被検体の複数部位が配置される複数位置を示している３次元データを収集する３次元データ収集部と、被検体の周期的な運動に連動して変化する複数部位のうちの特定部位の特定位置を時系列的に測定するマーカ位置測定部と、３次元データ収集部で収集された３次元データとマーカ位置測定部で測定された時系列的な特定位置とに基づいて時系列的な複数部位の位置を算出する位置算出部と、治療用放射線の出射方向である予定基準照射角度と予定基準照射角度毎に出射する治療用放射線の予定線量と位置算出部で算出される時系列的な複数部位の位置とに基づいて、複数部位の各々に照射される放射線の線量を算出する線量算出部とを備えている。

【００１３】

本発明による放射線治療計画装置は、簡易な装置で構成されることができ、被検体の周期的な運動に連動して位置が変化する複数部位に照射される治療用放射線の線量をより正確かつ迅速に推算できる。本発明による放射線治療計画装置は、さらに、４Ｄ－ＣＴにより測定された情報に基づいて被検体の複数部位の運動を算出することに比較して、被検体の複数部位の運動を算出するときに被検体に照射される放射線の線量を低減することができる。さらに、その放射線の線量の情報を利用して放射線治療計画を作成・修正することより、患部により確実に放射線を照射するとともに危険部位を避けて放射線を放射することは勿論、患部以外の部位に照射する放射線量をより少なくする精密な放射線治療に資することができる。

【００１４】

本発明による放射線治療計画装置は、被検体の周期的な運動に基づいて変化するように制御される治療用放射線を照射する照射方法が入力される照射方法入力装置を備え、その照射方法入力装置に入力された照射方法を収集する照射方法収集部をさらに備えている。このとき、線量算出部は、その照射方法入力装置に入力されて照射方法収集部により収集された照射方法により制御された場合の治療用放射線の線量を算出する。すなわち、本発明による放射線治療計画装置は、任意の照射方法が実行されるときの複数部位の各々に照射される治療用放射線の線量を算出することができる。

【００１５】

本発明による放射線治療計画装置は、被検体の周期的な運動の複数位相に対応する複数時刻を検出する位相検出部をさらに備えている。このとき、マーカ位置測定部で測定される特定部位の位置は、位相検出部で検出した複数時刻での位置を示している。

【００１６】

本発明による放射線治療計画装置は、複数部位の中からいずれかを選択する情報が入力される選択部位入力装置を備えている。このとき、線量算出部は、その選択部位入力装置に入力された情報に基づいて選択された複数部位のうちの選択部位に照射される放射線の線量をさらに算出する。すなわち、本発明による放射線治療計画装置は、ユーザにより指定される任意の部位に照射される治療用放射線の線量を算出することができる。

【００１７】

３次元データは、被検体における、放射線照射を予定する患部部位、放射線照射の回避を予定する危険部位、及び、マーカ位置測定部で測定可能な特定部位に関する位置を示している。マーカ位置測定部で測定される特定部位は、マーカ位置測定部で測定可能な、被検体自身の構成要素、被検体の体表面に設けられたマーカ、又は被検出体の体内に設けられたマーカである。

【００１８】

位置算出部での算出方法は、被検体に配置される固定部位から特定部位までの距離が拡大縮小する変化に合わせてその固定部位から複数部位までの距離が拡大縮小するように推測する線形拡大縮小によることが処理量がより小さい点で好ましい。

【００１９】
位置算出部での算出方法は、被検体に配置される固定部位と特定部位の位置とを予め設定されている人体モデルのシミュレーションを適用して複数部位の位置を推測するシミュレーション法によることが誤差がより小さい点で好ましい。
【００２０】
本発明による放射線治療計画方法は、静止状態又は一時点の状態における被検体の複数部位が配置される複数位置を示している３次元データを収集するステップと、その被検体の周期的な運動に連動して変化するその複数部位のうちの特定部位の特定位置を時系列的に測定するステップと、その３次元データとそのマーカ位置測定部で測定された時系列的な特定位置とに基づいて時系列的なその複数部位の位置を算出するステップと、治療用放射線の出射方向である予定基準照射角度とその予定記基準照射角度毎に出射する治療用放射線の予定線量と時系列的な複数部位の位置とに基づいて、その複数部位の各々に照射される放射線の線量を算出するステップとを備えている。
【００２１】
本発明による放射線治療計画方法は、請求項９において、照射方法入力装置から、その被検体の周期的な運動に基づいて変化するように制御される治療用放射線を照射する照射方法を収集するステップと、その照射方法により制御された場合の治療用放射線の線量を算出するステップとをさらに備えている。
【００２２】
本発明による放射線治療計画方法は、被検体の周期的な運動の複数位相に対応する複数時刻を検出するステップをさらに備えている。その特定部位の位置は、その複数時刻での位置を示している。
【００２３】
本発明による放射線治療計画方法は、選択部位入力装置に入力された情報に基づいてその複数部位から選択された選択部位に照射される放射線の線量をさらに算出するステップとをさらに備えている。
【００２４】
その３次元データは、その被検体における、放射線照射を予定する患部部位、放射線照射の回避を予定する危険部位、及び、そのマーカ位置測定部で測定可能な部位に関する位置を示している。
【００２５】
その特定部位は、その被検体自身の構成要素、その被検体の体表面に設けられたマーカ、又はその被検体の体内に設けられたマーカである。
【００２６】
その複数部位の位置は、被検体に配置される固定部位からその特定部位までの距離が拡大縮小する変化に合わせてその固定部位から複数部位までの距離が拡大縮小するように推測する線形拡大縮小により算出される。
【００２７】
その複数部位の位置は、被検体に配置される固定部位とその特定部位の位置とを予め設定されている人体モデルのシミュレーションを適用して複数部位の位置を推測するシミュレーション法により算出される。
【００２８】
本発明による放射線治療装置制御装置は、被検体の複数部位が配置される複数位置を示している３次元データを収集する３次元データ収集部と、複数部位のうちの特定部位の特定位置を測定するマーカ位置測定部と、その３次元データと特定位置とに基づいて複数部位のうちの照射部位の照射位置を算出する位置算出部と、その照射位置に治療用放射線が照射されるように、駆動装置を用いて治療用放射線照射装置を移動させる照射制御部とを備えている。被検体の運動に連動して変化する患部を治療する放射線治療では、被検体の複数の部位の位置を時系列的に特定することが必要であり、その患部の位置を時系列的に特定することが必要である。本発明による放射線治療装置制御装置は、４Ｄ－ＣＴにより

測定された情報に基づいて被検体の複数部位の時系列的な位置を算出することに比較して、被検体の複数部位の時系列的な位置を算出するときに被検体に照射される放射線の線量を低減することができる。

【００２９】

位置算出部は、複数部位のうちの実質的に固定される固定部位から特定部位までの距離が拡大縮小する変化に合わせて固定部位から複数部位の各々までの距離が拡大縮小するように推測する線形拡大縮小により、照射位置を算出することが処理量がより小さい点で好ましい。

【００３０】

本発明による放射線治療装置制御装置は、特定部位の運動を測定して運動を示している運動情報を生成するマーカ運動測定部と、その３次元データと運動情報とに基づいて、特定位置運動集合を位置集合に対応付ける患部位置テーブルを作成する患部位置テーブル作成部とをさらに備えている。このとき、位置算出部は、患部位置テーブルを参照して、位置集合のうちから特定位置に対応する照射位置を算出することが処理量がより小さい点で好ましい。

【００３１】

本発明による放射線治療装置制御装置は、被検体の周期的な運動の複数位相に対応する複数時刻を検出する位相検出部をさらに備えている。このとき、患部位置テーブルの位置集合は、その複数時刻での特定部位の位置を示していることが好ましい。

【図面の簡単な説明】

【００３２】

【図１】図１は、放射線治療システムの実施の形態を示すブロック図である。

【図２】図２は、放射線治療装置を示す斜視図である。

【図３】図３は、本発明による放射線治療計画装置の実施の形態を示すブロック図である。

【図４】図４は、患者を示す図である。

【図５】図５は、ＤＶＨ（Ｄｏｓｅ　Ｖｏｌｕｍｅ　Ｈｉｓｔｏｇｒａｍｓ）を示すグラフである。

【図６】図６は、本発明による放射線治療計画方法の実施の形態を示すフローチャートである。

【図７】図７は、本発明による放射線治療装置制御装置の実施の形態を示すブロック図である。

【図８】図８は、患部位置テーブルを示す図である。

【図９】図９は、患部位置テーブルを作成する動作を示すフローチャートである。

【図１０】図１０は、放射線治療する動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための最良の形態】

【００３３】

図面を参照して、本発明による放射線治療システムの実施の形態を記載する。その放射線治療システム１は、図１に示されているように、放射線治療計画装置２と放射線治療装置３とスパイロメータ４とコンピュータ断層撮影装置５と赤外線カメラ６とを備えている。放射線治療計画装置２は、パーソナルコンピュータに例示されるコンピュータである。放射線治療計画装置２は、双方向に情報を伝送することができるように放射線治療装置３に接続され、スパイロメータ４とコンピュータ断層撮影装置５と赤外線カメラ６とに接続されている。

【００３４】

スパイロメータ４は、患者が呼吸するときの換気量を測定し、その換気量を放射線治療計画装置２に出力する。コンピュータ断層撮影装置５は、各方向からＸ線を人体に透過させて複数の透過画像を撮影し、その複数の透過画像をコンピュータで画像処理してその人体の断面の画像を生成し、その複数の透過画像をコンピュータで画像処理してその人体の内部の状態を示す３次元データを生成する。その３次元データは、その人体を形成する複

数の部位のＸ線が吸収される程度を示している。赤外線カメラ６は、患者に照射される赤外線の反射光を用いて患者の赤外線画像を撮像し、その赤外線画像を放射線治療計画装置２に出力する。

【００３５】

図２は、放射線治療装置３を示している。放射線治療装置３は、旋回駆動装置１１とＯリング１２と走行ガントリ１４と首振り機構１５と治療用放射線照射装置１６とを備えている。旋回駆動装置１１は、回転軸１７を中心に回転可能にＯリング１２を土台に支持し、図示されていない放射線治療装置制御装置により制御されて回転軸１７を中心にＯリング１２を回転させる。回転軸１７は、鉛直方向に平行である。Ｏリング１２は、回転軸１８を中心とするリング状に形成され、回転軸１８を中心に回転可能に走行ガントリ１４を支持している。回転軸１８は、鉛直方向に垂直であり、回転軸１７に含まれるアイソセンタ１９を通る。回転軸１８は、さらに、Ｏリング１２に対して固定され、すなわち、Ｏリング１２とともに回転軸１７を中心に回転する。走行ガントリ１４は、回転軸１８を中心とするリング状に形成され、Ｏリング１２のリングと同心円になるように配置されている。放射線治療装置３は、さらに、図示されていない走行駆動装置を備えている。その走行駆動装置は、放射線治療装置制御装置により制御されて回転軸１８を中心に走行ガントリ１４を回転させる。

【００３６】

首振り機構１５は、走行ガントリ１４のリングの内側に固定され、治療用放射線照射装置１６が走行ガントリ１４の内側に配置されるように、治療用放射線照射装置１６を走行ガントリ１４に支持している。首振り機構１５は、パン軸２１およびチルト軸２２を有している。チルト軸２２は、走行ガントリ１４に対して固定され、回転軸１８に交差しないで回転軸１８に平行である。パン軸２１は、チルト軸２２に直交している。首振り機構１５は、放射線治療装置制御装置により制御されて、パン軸２１を中心に治療用放射線照射装置１６を回転させ、チルト軸２２を中心に治療用放射線照射装置１６を回転させる。

【００３７】

治療用放射線照射装置１６は、放射線治療装置制御装置により制御されて、治療用放射線２３を放射する。治療用放射線２３は、パン軸２１とチルト軸２２とが交差する交点を通る直線に概ね沿って放射される。治療用放射線２３は、一様強度分布を持つように形成されている。治療用放射線照射装置１６は、図示されていないＭＬＣ（マルチリーフコリメータ）を備え、治療用放射線２３は、さらに、そのＭＬＣにより一部が遮蔽されて治療用放射線２３が患者に照射されるときの照射野の形状が放射線治療装置制御装置により制御される。

【００３８】

治療用放射線２３は、このように治療用放射線照射装置１６が走行ガントリ１４に支持されることにより、首振り機構１５で治療用放射線照射装置１６がアイソセンタ１９に向かうように一旦調整されると、旋回駆動装置１１によりＯリング１２が回転し、または、その走行駆動装置により走行ガントリ１４が回転しても、常に概ねアイソセンタ１９を通る。即ち、走行・旋回を行うことで任意方向からアイソセンタ１９に向けて治療用放射線２３の照射が可能になる。

【００３９】

放射線治療装置３は、さらに、複数のイメージャシステムを備えている。すなわち、放射線治療装置３は、診断用Ｘ線源２４、２５とセンサアレイ３２、３３とを備えている。診断用Ｘ線源２４は、走行ガントリ１４に支持されている。診断用Ｘ線源２４は、走行ガントリ１４のリングの内側に配置され、アイソセンタ１９から診断用Ｘ線源２４を結ぶ線分とアイソセンタ１９から治療用放射線照射装置１６を結ぶ線分とがなす角が鋭角になるような位置に配置されている。診断用Ｘ線源２４は、放射線治療装置制御装置により制御されてアイソセンタ１９に向けて診断用Ｘ線３５を放射する。診断用Ｘ線３５は、診断用Ｘ線源２４が有する１点から放射され、その１点を頂点とする円錐状のコーンビームである。診断用Ｘ線源２５は、走行ガントリ１４に支持されている。診断用Ｘ線源２５は、走

行ガントリ１４のリングの内側に配置され、アイソセンタ１９から診断用Ｘ線源２５を結ぶ線分とアイソセンタ１９から治療用放射線照射装置１６を結ぶ線分とがなす角が鋭角になるような位置に配置されている。診断用Ｘ線源２５は、放射線治療装置制御装置により制御されてアイソセンタ１９に向けて診断用Ｘ線３６を放射する。診断用Ｘ線３６は、診断用Ｘ線源２５が有する１点から放射され、その１点を頂点とする円錐状のコーンビームである。

【００４０】

センサアレイ３２は、走行ガントリ１４に支持されている。センサアレイ３２は、診断用Ｘ線源２４により放射されてアイソセンタ１９の周辺の被写体を透過した診断用Ｘ線３５を受光して、その被写体の透過画像を生成する。センサアレイ３３は、走行ガントリ１４に支持されている。センサアレイ３３は、診断用Ｘ線源２５により放射されてアイソセンタ１９の周辺の被写体を透過した診断用Ｘ線３６を受光して、その被写体の透過画像を生成する。センサアレイ３２、３３としては、ＦＰＤ（Ｆｌａｔ　Ｐａｎｅｌ　Ｄｅｔｅｃｔｏｒ）、Ｘ線ＩＩ（Ｉｍａｇｅ　Ｉｎｔｅｎｓｉｆｉｅｒ）が例示される。

【００４１】

このようなイメージャシステムによれば、センサアレイ３２、３３により得た画像信号に基づき、アイソセンタ１９を中心とする透過画像を生成することができる。

【００４２】

放射線治療装置３は、さらに、センサアレイ３１を備えている。センサアレイ３１は、センサアレイ３１と治療用放射線照射装置１６とを結ぶ線分がアイソセンタ１９を通るように配置されて、走行ガントリ１４のリングの内側に固定されている。センサアレイ３１は、治療用放射線照射装置１６により放射されてアイソセンタ１９の周辺の被写体を透過した治療用放射線２３を受光して、その被写体の透過画像を生成する。センサアレイ３１としては、ＦＰＤ、Ｘ線ＩＩが例示される。

【００４３】

放射線治療装置３は、さらに、カウチ４１とカウチ駆動装置４２とを備えている。カウチ４１は、放射線治療システム１により治療される患者４３が横臥することに利用される。カウチ４１は、図示されていない固定具を備えている。その固定具は、その患者が動かないように、その患者をカウチ４１に固定する。カウチ駆動装置４２は、カウチ４１を土台に支持し、放射線治療装置制御装置により制御されてカウチ４１を移動させる。

【００４４】

図３は、放射線治療計画装置２を示している。放射線治療計画装置２は、コンピュータであり、図示されていないＣＰＵと記憶装置と入力装置と出力装置とインターフェースとを備えている。そのＣＰＵは、放射線治療計画装置２にインストールされる複数のコンピュータプログラムを実行して、その記憶装置と入力装置と出力装置とインターフェースとを制御する。その記憶装置は、そのコンピュータプログラムを記録し、そのＣＰＵに利用される情報を記録し、そのＣＰＵにより生成される情報を記録する。その入力装置は、ユーザに操作されることにより生成される情報をそのＣＰＵに出力する。その出力装置は、そのＣＰＵにより生成された情報をユーザに認識可能に出力する。その入力装置としては、キーボード、マウスが例示される。その出力装置としては、そのＣＰＵにより生成された画面を表示するディスプレイが例示される。さらに、その入力装置または出力装置としては、リムーバブルメモリドライブ、通信装置が例示される。そのリムーバブルメモリドライブは、リムーバブルメモリに記録されている情報をそのＣＰＵに出力し、そのＣＰＵにより生成された情報をそのリムーバブルメモリに記録する。そのリムーバブルメモリとしては、フラッシュメモリ、磁気ディスク（フレキシブルディスク、ハードディスク）、磁気テープ（ビデオテープ）、光ディスク（ＣＤ、ＤＶＤ）、光磁気ディスクが例示される。その通信装置は、通信回線網を介してそのＣＰＵにより生成された情報を他のコンピュータに送信し、その通信回線網を介して他のコンピュータから出力された情報をそのＣＰＵに出力する。その通信回線網としては、ＬＡＮ、インターネット、専用回線が例示される。そのインターフェースは、放射線治療計画装置２に接続される外部機器により生成

される情報をそのＣＰＵに出力し、そのＣＰＵにより生成された情報をその外部機器に出力する。その外部機器は、放射線治療装置３とスパイロメータ４とコンピュータ断層撮影装置５とを含んでいる。

【００４５】

そのコンピュータプログラムは、３次元データ収集部５１と位相検出部５２とマーカ位置測定部５３と位置算出部５４と照射方法収集部５５と線量算出部５６と治療計画データ確定部５７とを含んでいる。

【００４６】

３次元データ収集部５１は、コンピュータ断層撮影装置５により生成された患者４３の３次元データをコンピュータ断層撮影装置５から収集して、その３次元データを患者４３の識別情報に対応付けて記憶装置に記録する。その３次元データは、患者４３の複数の部位のＸ線の透過量の程度を示している。

【００４７】

位相検出部５２は、患者４３が呼吸するときの換気量をスパイロメータ４から収集する。位相検出部５２は、スパイロメータ４により測定された換気量に基づいて患者４３の呼吸を複数の段階（呼吸位相）に分割し、スパイロメータ４により測定された換気量に基づいてその呼吸が各段階になる複数の時刻を検出する。

【００４８】

マーカ位置測定部５３は、放射線治療装置３のイメージャシステムを用いて患者４３の透過画像を撮影時刻に対応付けて時系列的に撮像する。マーカ位置測定部５３は、その透過画像と位相検出部５２により検出された時刻とに基づいてマーカ（詳細は後述される）の動き（運動）を算出する。そのマーカの動きは、位相検出部５２により検出された複数の時刻毎のマーカの位置を示し、呼吸位相毎のマーカの位置を示している。マーカ位置測定部５３は、さらに、赤外線カメラ６を用いて患者４３の赤外線画像を撮影時刻に対応付けて時系列的に撮像し、その赤外線画像と位相検出部５２により検出された時刻とに基づいてマーカの動きを算出することを付加してもよい。

【００４９】

位置算出部５４は、３次元データ収集部５１により収集された３次元データとマーカ位置測定部５３により算出されたマーカの動きとに基づいて、患者４３の複数の部位の動き（運動）を算出する。その部位の動きは、呼吸位相毎のその部位の位置を示している。このような位置の算出方法としては、線形拡大縮小、シミュレーションが例示される。その線形拡大縮小は、複数の部位のうちの実質的に固定された固定部位（カウチに接触していて固定されている部位もしくは実質的に固定されている部分）からマーカまでの距離が拡大縮小する変化に合わせて、その固定部位から複数の部位の各々までの距離が線形に拡大縮小するように、複数の部位の全部の位置を推測する方法である。その固定部位としては、骨盤、背骨が例示される。そのシミュレーションは、数学的な人体モデルを用いて、複数の部位のうちの固定された固定部位の位置とマーカの位置とに基づいて、複数の部位の全部の位置を推測する方法である。

【００５０】

照射方法収集部５５は、ユーザにより入力装置に照射方法が入力されたときに、入力装置からその照射方法を収集する。その照射方法は、基準照射角度と処方線量と照射手法とを示している。その基準照射角度は、患者４３の患部に治療用放射線２３を照射する方向を示し、走行角と旋回角とを示している。その走行角は、走行駆動装置により回転されたときの走行ガントリ１４の向きを示している。その旋回角は、旋回駆動装置１１により回転されたときのＯリング１２の向きを示している。その処方線量は、その各基準照射角度から患部に照射される治療用放射線２３の線量を示している。

【００５１】

その照射手法としては、動体追尾照射と呼吸同期照射とが例示される。その動体追尾照射は、位置補正追尾照射、形状補正追尾照射（ＭＬＣ制御）、位置補正追尾照射と形状補正追尾照射との組み合わせが例示される。その位置補正追尾照射は、スパイロメータ４（

またはイメージャシステム）を用いて計測される測定値に基づいて患者４３に対する治療用放射線２３の相対位置を変化させる手法である。その形状補正追尾照射は、スパイロメータ４（またはイメージャシステム）を用いて計測される測定値に基づいて治療用放射線２３の照射野の形状を変化させる手法である。その呼吸同期照射は、治療用放射線２３を照射する手法であり、スパイロメータ４（またはイメージャシステム）を用いて計測される測定値に基づいて治療用放射線２３を照射したり照射を停止したりする手法である。

【００５２】

照射方法収集部５５は、さらに、その入力された照射手法に基づいて詳細な照射手法を算出する。たとえば、照射方法収集部５５は、照射手法に位置補正追尾照射が選択されたときに、呼吸位相とともに患者４３に対する治療用放射線２３の相対位置がどのように変化するかを算出し、すなわち、首振り機構１５を用いてパン軸２１およびチルト軸２２を中心に治療用放射線照射装置１６をどのように回転させるかを算出する。照射方法収集部５５は、照射手法に形状補正追尾照射が選択されたときに、呼吸位相とともに治療用放射線２３の照射野がどのように変化するかを算出し、すなわち、治療用放射線照射装置１６のＭＬＣをどのように制御するかを算出する。照射方法収集部５５は、照射手法に呼吸同期照射が選択されたときに、呼吸位相のどのタイミングで照射を停止しまたは開始するかを算出する。

【００５３】

線量算出部５６は、位置算出部５４により算出された動きに基づいて、照射方法収集部５５により収集された照射方法により患者４３に治療用放射線２３が照射されたときに複数の部位の各々に照射される治療用放射線２３の線量を算出する。その線量は、その照射方法が実行されている期間から分割された複数の微小期間の各々に照射された放射線の線量の合計を示す累積の線量を示している。

【００５４】

線量算出部５６は、さらに、その３次元データをユーザに認識可能にディスプレイに表示し、その複数の部位のうちのユーザにより入力された輪郭に対応する部位の位置を算出する。線量算出部５６は、さらに、照射方法収集部５５により収集された照射方法により患者４３に治療用放射線２３が照射されたときにその選択された部位に照射される治療用放射線２３の累積の線量を算出し、その選択される部位に関するＤＶＨ（Ｄｏｓｅ　Ｖｏｌｕｍｅ　Ｈｉｓｔｏｇｒａｍｓ）を算出する。その選択される部位としては、患者４３の患部と危険臓器とが例示される。

【００５５】

治療計画データ確定部５７は、線量算出部５６により算出された線量が適正であるときに、治療計画を作成して完成させる。その治療計画は、照射方法収集部５５により特定された照射方法と、照射方法収集部５５により算出された詳細な照射手法の組み合わせから形成される。

【００５６】

図４は、３次元データ収集部５１により収集される３次元データを示している。その３次元データは、被写体を立体的に示し、複数のＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）に複数の透過率を対応付けている。ＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）は、それぞれ、被写体（患者４３）が配置される空間を隙間なく充填する複数の立方体に対応している。その立方体の一辺の長さとしては、１ｃｍが例示される。ＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）の各ＶＯＸＥＬ７１－（ｘ，ｙ，ｚ）（ｘ＝０，１，２，…，Ｘ、ｙ＝０，１，２，…，Ｙ、ｚ＝０，１，２，…，Ｚ）に対応する透過率は、ある時刻で（ある呼吸位相で）、その１つのＶＯＸＥＬ７１－（ｘ，ｙ，ｚ）に対応する位置（ｘ，ｙ，ｚ）に配置される立方体のＸ線の透過率を示している。

【００５７】

その３次元データは、患者４３を示している。患者４３は、患部６１と危険臓器６０とを有している。患部６１は、病気がある部位を示し、治療用放射線２３を照射すべき部位

を示している。患部６１としては、肺の一部が例示される。危険臓器６０は、患部６１と異なる臓器を示し、治療用放射線２３を照射すべきでない部位を示している。危険臓器６０としては、骨髄が例示される。患者４３は、さらに、体表面マーカ６２と金マーカ６３とが配置されている。体表面マーカ６２は、赤外線カメラ６により撮像される赤外線画像に映し出されるものであり、患者４３の体表面に貼り付けられている。金マーカ６３は、金から形成される球であり、患者４３の呼吸と連動して運動するように患者４３の体内に埋め込まれている。

【００５８】

なお、金マーカ６３は、球と異なる形状に形成されることもできる。その形状としては、コイル状が例示される。金マーカ６３は、金と異なる材料から形成されることもできる。その材料としては、白金が例示される。金マーカ６３は、患者４３の呼吸と連動して運動する他のランドマークに置換されることもできる。そのランドマークは、イメージャシステムにより検出されるものであり、その患者の臓器が例示される。その臓器としては、骨（肋骨）、横隔膜、患部そのものが例示される。金マーカ６３は、イメージャシステムと異なる他の検出器により検出される他のマーカに置換されることができる。そのマーカとしては、電波を発生するカプセルが例示される。

【００５９】

このとき、マーカ位置測定部５３は、放射線治療装置３のイメージャシステムを用いて時系列的に撮像された患者４３の透過画像と位相検出部５２により検出された時刻とに基づいて金マーカ６３の動きを算出する。マーカ位置測定部５３は、赤外線カメラ６を用いて時系列的に撮像された患者４３の赤外線画像と位相検出部５２により検出された時刻とに基づいて体表面マーカ６２の動きを算出する。

【００６０】

位置算出部５４は、この３次元データとマーカ位置測定部５３により算出された体表面マーカ６２の動きと金マーカ６３の動きとに基づいて、患者４３のＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）に対応する複数の部位がどのように移動するかを算出する。すなわち、位置算出部５４は、その３次元データとマーカの動きとに基づいて、位相検出部５２により検出された複数の呼吸位相毎の複数の３次元データを作成する。その複数の３次元データは、それぞれ、３次元データ収集部５１により収集された３次元データと同様にして、複数のＶＯＸＥＬから構成され、異なる呼吸位相に対応する３次元データのあるＶＯＸＥＬ７１－（ｘ，ｙ，ｚ）に対応する位置が異なるように、算出される。なお、その複数の部位の動きの算出には、体表面マーカ６２の動きと金マーカ６３の動きとの両方が必須でなく、位置算出部５４は、体表面マーカ６２の動きと金マーカ６３の動きとのうちのいずれか一方に基づいてその複数の部位の動きを算出することもできる。

【００６１】

さらに、ＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）のうちの患部６１に対応するＶＯＸＥＬの個数は、複数である。ＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）のうちの危険臓器６０に対応するＶＯＸＥＬの個数は、複数である。このようにＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）の大きさを設計することによれば、位置算出部５４は、患部６１（または危険臓器６０）を分割した複数の部位毎に動きを算出することができ、その結果、患部６１（または危険臓器６０）の変形を算出することができる。このようにＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）の大きさを設計することによれば、さらに、線量算出部５６は、患部６１（または危険臓器６０）を分割した複数の部位毎に照射される線量を算出することができる。

【００６２】

図５は、線量算出部５６により算出されたＤＶＨを示している。そのＤＶＨは、ユーザの操作により選択された部位に対して、ある線量以上が照射される部位の割合を示している。その部位としては、心臓、肺、せき髄、ＰＴＶ（計画標的体積；Ｐｌａｎｎｉｎｇ　Ｔａｒｇｅｔ　Ｖｏｌｕｍｅ）が例示される。そのＰＴＶは、内的標的体積と設定誤差（ＳＭ；Ｓｅｔ－ｕｐ　Ｍａｒｇｉｎ）とを含む領域を示している。その設定誤差は、その

内的標的体積の周辺の領域を示し、毎回の照射における領域を示している。その内的標的体積は、臨床的標的体積とインターナルマージン（ＩＭ；Ｉｎｔｅｒｎａｌ　Ｍａｒｇｉｎ）とを含む領域を示している。そのインターナルマージンは、その臨床的標的体積の周辺の領域を示し、呼吸、嚥下、心拍動、蠕動、膀胱の膨張などの体内臓器の動きにより、その臨床的標的体積が移動する領域を示している。その臨床的標的体積は、肉眼的腫瘍体積と微小部分とを含む領域を示している。その微小部分は、その肉眼的腫瘍体積の周辺の顕微鏡的な進展範囲を示し、または、腫瘍が所属するリンパ節を含んだ領域を示している。その肉眼的腫瘍体積は、画像診断、触診、視診により腫瘍が存在すると判断される領域を示している。このようなＤＶＨによれば、ユーザ、特に、医者は、治療用放射線２３が適切に照射されているかどうかをより容易に判別することができる。

【００６３】

図６は、本発明による放射線治療計画方法の実施の形態を示している。ユーザは、まず、コンピュータ断層撮影装置５を用いて患者４３の患部とその患部の周辺の部位との３次元データを作成する（ステップＳ１）。放射線治療計画装置２は、コンピュータ断層撮影装置５により生成された３次元データに基づいて、患者４３の患部とその患部の周辺の臓器とを示す画像を生成し、その画像をディスプレイに表示する。ユーザは、放射線治療計画装置２を用いてその画像を閲覧し、その画像のうちの患部６１が映し出される領域の輪郭を示す情報を放射線治療計画装置２に入力し、その画像のうちの危険臓器６０が映し出される領域の輪郭を示す情報を放射線治療計画装置２に入力する。放射線治療計画装置２は、その情報に基づいて、患部６１の位置と危険臓器６０の位置とを算出する。

【００６４】

ユーザは、さらに、コンピュータ断層撮影装置５により３次元データを採取したときと同様の姿勢に放射線治療装置３のカウチ４１に患者４３を固定し、患者４３の呼吸が監視されるようにスパイロメータ４をセットする。放射線治療計画装置２は、スパイロメータ４から換気量を収集し、その換気量に基づいてその呼吸が各段階になる複数の時刻を検出する（ステップＳ２）。放射線治療計画装置２は、スパイロメータ４を用いて呼吸位相を検出しながら、赤外線カメラ６を用いて患者４３の赤外線画像を撮像する。放射線治療計画装置２は、スパイロメータ４を用いて呼吸位相を検出しながら、診断用Ｘ線源２４を用いて診断用Ｘ線３５を患者４３に照射し、センサアレイ３２を用いて患者４３の患部の透過画像を撮像する。放射線治療計画装置２は、さらに、スパイロメータ４を用いて呼吸位相を検出しながら、診断用Ｘ線源２５を用いて診断用Ｘ線３６を放射し、センサアレイ３３を用いて患者４３の患部の透過画像を撮像する。

【００６５】

放射線治療計画装置２は、その赤外線画像に基づいて体表面マーカ６２が呼吸に伴ってどのように移動するかを算出する。すなわち、放射線治療計画装置２は、その赤外線画像に基づいて、呼吸が各段階になる複数の時刻での体表面マーカ６２の位置を算出する。

【００６６】

放射線治療計画装置２は、さらに、その透過画像に基づいて金マーカ６３が呼吸に伴ってどのように移動するかを算出する。すなわち、放射線治療計画装置２は、その透過画像に基づいて、呼吸が各段階になる複数の時刻での金マーカ６３の位置を算出する（ステップＳ３）。

【００６７】

放射線治療計画装置２は、その体表面マーカ６２の動きと金マーカ６３の動きとに基づいて、ＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）に対応する患者４３の複数の部位の動きを算出し、呼吸位相毎の患者４３の複数の部位の位置を算出する（ステップＳ４）。

【００６８】

ユーザは、次いで、放射線治療に適切と思われる照射方法を放射線治療計画装置２に入力する（ステップＳ５）。その照射方法は、基準照射角度と処方線量と照射手法とを示している。その基準照射角度は、患者４３の患部に治療用放射線２３を照射する方向を示し

ている。その処方線量は、その各基準照射角度から患部に照射される治療用放射線２３の線量を示している。放射線治療計画装置２は、その照射手法が位置補正追尾照射を示しているときに、呼吸位相とともに患者４３に対する治療用放射線２３の相対位置がどのように変化するかを算出する。放射線治療計画装置２は、その照射手法に形状補正追尾照射を示しているときに、呼吸位相とともに治療用放射線２３の照射野がどのように変化するかを算出し、すなわち、治療用放射線照射装置１６のＭＬＣをどのように制御するかを算出する。放射線治療計画装置２は、その照射手法が呼吸同期照射を示しているときに、呼吸位相のどのタイミングで照射を停止し開始するかを算出する。

【００６９】

放射線治療計画装置２は、その算出された複数の部位の動きに基づいて、その照射方法により患者４３に治療用放射線２３が照射されたときに複数の部位に照射される治療用放射線２３の線量を算出する。放射線治療計画装置２は、さらに、ユーザにより入力された輪郭に基づいて患部６１の位置を特定し、患部６１に照射される治療用放射線２３の線量を算出し、患部６１のＤＶＨを算出する。放射線治療計画装置２は、さらに、ユーザにより入力された輪郭に基づいて危険臓器６０の位置を特定し、危険臓器６０に照射される治療用放射線２３の線量を算出し、危険臓器６０のＤＶＨを算出する（ステップＳ６）。

【００７０】

ユーザは、患部６１のＤＶＨと危険臓器６０のＤＶＨとに基づいてその照射方法が適否を判別する（ステップＳ７）。ユーザは、その照射方法が不適切であるときに（ステップＳ７、ＮＧ）、再度、放射線治療に適切と思われる照射方法を放射線治療計画装置２に入力する（ステップＳ５）。ユーザは、その照射方法が適切であるときに（ステップＳ７、ＯＫ）、その照射方法を含むように、治療計画を作成し、治療計画を確定する（ステップＳ８）。

【００７１】

このように作成された治療計画に基づく放射線治療は、周知の放射線治療と同様にして、放射線治療装置３により実行される。すなわち、放射線治療装置３は、ユーザにより位置補正追尾照射が選択されたときに、スパイロメータ４から収集される量またはイメージャシステムを用いて計測される量に基づいて患部の位置を算出し、治療用放射線２３がその患部の位置を透過するように、首振り機構１５を用いて治療用放射線照射装置１６を移動させる。放射線治療装置３は、ユーザにより形状補正追尾照射が選択されたときに、スパイロメータ４から収集される量またはイメージャシステムを用いて計測される量に基づいて、治療用放射線２３の照射野の形状を変化させる。放射線治療装置３は、ユーザにより呼吸同期照射が選択されたときに、スパイロメータ４から収集される量またはイメージャシステムを用いて計測される量に基づいて、治療用放射線２３を照射・停止させる。

【００７２】

このような放射線治療計画方法によれば、治療計画を作成するときに、コンピュータ断層撮影装置５により１つの３次元データを作成するだけでよく、４Ｄ－ＣＴにより測定された情報に基づいて患者４３の複数のＶＯＸＥＬに対応する複数の部位の動きを算出することに比較して、患者４３の複数のＶＯＸＥＬに対応する複数の部位の動きを算出するときに患者４３に照射される放射線の線量をより低減することができる。このような放射線治療計画方法によれば、さらに、４Ｄ－ＣＴを用いて算出される複数の部位の動きを用いて線量を算出するときと同様に、放射線治療で患者４３の各部位に照射される治療用放射線２３の線量を正確に算出することができる。

【００７３】

４Ｄ－ＣＴにより検出される３次元データは、一般に、時間分解能が粗く、その時間分解能をスパイロメータ４を用いて分割される呼吸位相より高精度にすることが困難である。このような放射線治療計画方法によれば、さらに、４Ｄ－ＣＴに比較してマーカの動きを検出する時間分解能をより容易に向上させることができ、このとき、放射線治療で患者４３の各部位に照射される治療用放射線２３の線量をより正確に算出することができる。

【００７４】

ユーザは、４Ｄ－ＣＴにより測定された情報に基づいて患部６１または危険臓器６０に照射される放射線の線量を算出するときに、複数の時刻毎に検出された複数の３次元データの各々に関して患部６１または危険臓器６０の輪郭を放射線治療計画装置に入力する必要がある。本発明による放射線治療計画方法によれば、ユーザは、患部６１または危険臓器６０に照射される累積の線量を算出するときに、１つの呼吸位相に対応する３次元データに関して患部６１または危険臓器６０の輪郭を放射線治療計画装置に入力するだけでよく、４Ｄ－ＣＴにより測定された情報に基づいてその累積の線量を算出することに比較して、ユーザの手間を軽減することができ、治療計画をより速く作成することできる。

【００７５】

なお、スパイロメータ４は、換気量と異なる他の物理量を測定する他の呼吸計に置換されることができる。その呼吸計としては、カメラが例示される。そのカメラは、患者の胸の表面を撮像し、その表面の位置を測定する。スパイロメータ４は、さらに、人体の呼吸と異なる他の運動を監視する運動検出装置に置換されることができる。その運動としては、周期的な運動と周期的でない運動とが例示される。その周期的な運動としては、心拍動が例示される。その心拍動を検出する運動検出装置としては、心電図計と脈拍計と血圧計とが例示される。その心電図計は、患者の心電図を作成する装置であり、患者の心臓の活動量を測定する。その脈拍計は、患者の脈拍を測定する。その周期的でない運動としては、嚥下、膀胱の膨張が例示される。

【００７６】

なお、放射線治療装置３のイメージャシステムは、金マーカ６３（または呼吸と連動して運動するランドマーク）の位置を測定する他の装置に置換することできる。その装置としては、ＭＲＩ装置、ＰＥＴ（Ｐｏｓｉｔｒｏｎ Ｅｍｉｓｓｉｏｎ Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ）検査装置、ＳＰＥＣＴ（Ｓｉｎｇｌｅ Ｐｈｏｔｏｎ Ｅｍｉｓｓｉｏｎ Ｃｏｍｐｕｔｅｄ Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ）、超音波検査装置が例示される。そのＭＲＩ装置は、核磁気共鳴を利用して人体の細胞が有する磁気を検出し、その磁気をコンピュータにより画像化し、その人体の内部の状態を示す３次元データを生成する。そのＰＥＴ検査装置は、陽電子崩壊する核種で標識された化合物を放射性トレーサーとして用いて、その人体の内部の状態を示す３次元データを生成する。そのＳＰＥＣＴは、体内に投与した放射性同位体から放出されるγ線の分布を検出し、その分布に基づいて人体の内部の状態を示す３次元データを生成する。その超音波検査装置は、人体に向けて超音波を発生し、反射した超音波（エコー）に基づいてその人体の内部の状態を示す３次元データを生成する。

【００７７】

なお、赤外線カメラ６は、体表面マーカ６２の位置を測定するための他の装置に置換することできる。その装置としては、ＣＣＤカメラ、レーザ計測器が例示される。そのＣＣＤカメラは、患者に照射される可視光の反射光を用いて患者の画像を撮像し、その画像を放射線治療計画装置２に出力する。そのレーザ計測器は、体表面マーカ６２が配置される領域に赤外線レーザをスキャンし、その赤外線レーザが体表面マーカ６２とセンサの間を往復する時間とその赤外線レーザを発射した方向とに基づいて体表面マーカ６２の位置を測定する。

【００７８】

なお、位相検出部５２は、赤外線カメラ６により撮像される赤外線画像に基づいて体表面マーカ６２の位置を算出し、その位置に基づいて患者４３の呼吸が各段階になる時刻を検出することもできる。さらに、位相検出部５２は、放射線治療装置３のイメージャシステムにより撮像される透過画像に基づいて金マーカ６３の位置を算出し、その位置に基づいて患者４３の呼吸が各段階になる時刻を検出することもできる。このとき、放射線治療システム１は、スパイロメータ４を備える必要がなく、好ましい。

【００７９】

なお、本発明による放射線治療計画方法は、放射線治療装置３と異なる他の放射線治療装置にも適用することができる。このような放射線治療装置は、動体追尾照射または呼吸同期照射を実行することができる周知の放射線治療装置を含んでいる。その周知の放射線

治療装置としては、治療用放射線照射装置１６をロボットアームで支持する装置、治療用放射線照射装置１６を支持する部材がＯリング形状と異なる形状に形成されている放射線治療装置が例示される。その形状としては、Ｃ型、Ω型、Ｌ型が例示される。

【００８０】

図７は、本発明による放射線治療装置制御装置の実施の形態を示している。その放射線治療装置制御装置８０は、コンピュータであり、図示されていないＣＰＵと記憶装置と入力装置と出力装置とインターフェースとを備えている。そのＣＰＵは、放射線治療装置制御装置８０にインストールされるコンピュータプログラムを実行して、その記憶装置と入力装置と出力装置とを制御する。その記憶装置は、そのコンピュータプログラムを記録し、そのＣＰＵに利用される情報を記録し、そのＣＰＵにより生成される情報を記録する。その入力装置は、ユーザに操作されることにより生成される情報をそのＣＰＵに出力する。その入力装置としては、キーボード、マウスが例示される。その出力装置は、そのＣＰＵにより生成された情報をユーザに認識可能に出力する。その出力装置としては、ディスプレイが例示される。そのインターフェースは、放射線治療装置制御装置８０に接続される外部機器により生成される情報をそのＣＰＵに出力し、そのＣＰＵにより生成された情報をその外部機器に出力する。その外部機器は、スパイロメータ４とコンピュータ断層撮影装置５と赤外線カメラ６と放射線治療装置３の旋回駆動装置１１と走行駆動装置と首振り機構１５と治療用放射線照射装置１６とＭＬＣとイメージャシステム（診断用Ｘ線源２４、２５、センサアレイ３１、３２、３３）とカウチ駆動装置４２とを含んでいる。

【００８１】

そのコンピュータプログラムは、患部位置データベース８１と３次元データ収集部８２と位相検出部８３とマーカ運動測定部８４と患部位置テーブル作成部８５とマーカ位置測定部８６と位置算出部８７と照射制御部８８とを含んでいる。

【００８２】

患部位置データベース８１は、マーカの位置と患部の位置との関係を示す患部位置テーブルを他のコンピュータプログラムにより検索可能に、かつ、変更可能に記憶装置に記録する。

【００８３】

３次元データ収集部８２は、３次元データ収集部５１と同様にして、コンピュータ断層撮影装置５により生成された患者４３の３次元データをコンピュータ断層撮影装置５から収集して、その３次元データを記憶装置に記録する。その３次元データは、患者４３の複数の部位のＸ線の透過量の程度を示している。

【００８４】

位相検出部８３は、位相検出部５２と同様にして、患者４３が呼吸するときの換気量をスパイロメータ４から収集する。位相検出部８３は、スパイロメータ４により測定された換気量に基づいて患者４３の呼吸を複数の段階（呼吸位相）に分割し、スパイロメータ４により測定された換気量に基づいてその呼吸が各段階になる複数の時刻を検出する。

【００８５】

マーカ運動測定部８４は、マーカ位置測定部５３と同様にして、放射線治療装置３のイメージャシステムを用いて患者４３の透過画像を撮影時刻に対応付けて時系列的に撮像する。マーカ運動測定部８４は、その透過画像と位相検出部８３により検出された時刻とに基づいて金マーカ６３の動き（運動）を算出する。マーカ運動測定部８４は、さらに、赤外線カメラ６を用いて患者４３の赤外線画像を撮影時刻に対応付けて時系列的に撮像し、その赤外線画像と位相検出部５２により検出された時刻とに基づいて体表面マーカ６２の動きを算出する。このようなマーカの動きは、位相検出部８３により検出された複数の時刻毎のマーカの位置を示し、呼吸位相毎のマーカの位置を示している。

【００８６】

患部位置テーブル作成部８５は、マーカ運動測定部８４により算出される呼吸位相毎のマーカの位置と３次元データ収集部８２により収集される３次元データとに基づいて、患者４３の複数の部位の動き（運動）を算出する。その部位の動きは、呼吸位相毎のその部

位の位置を示している。このような位置の算出方法としては、線形拡大縮小、シミュレーションが例示される。患部位置テーブル作成部８５は、その複数の部位の動きとマーカ運動測定部８４により算出される呼吸位相毎のマーカの位置とに基づいて、患部の動きを算出し、患部位置データベース８１により記録される患部位置テーブルを作成する。

【００８７】

マーカ位置測定部８６は、放射線治療装置３のイメージャシステムを用いて患者４３の透過画像を撮像する。マーカ位置測定部８６は、その透過画像に基づいて金マーカ６３の位置を算出する。マーカ位置測定部８６は、さらに、赤外線カメラ６を用いて患者４３の赤外線画像を撮影時刻に対応付けて時系列的に撮像し、その赤外線画像に基づいて体表面マーカ６２の位置を算出する。

【００８８】

位置算出部８７は、患部位置データベース８１により記録される患部位置テーブルを参照して、マーカ位置測定部８６により収集されるマーカの位置に対応する患部位置を算出する。

【００８９】

照射制御部８８は、位置算出部８７により算出される患部位置を治療用放射線２３が透過するように、首振り機構１５を用いて治療用放射線照射装置１６を駆動し、ＭＬＣを用いて治療用放射線２３の照射野の形状を制御する。照射制御部８８は、さらに、治療用放射線照射装置１６を駆動した後に、治療用放射線照射装置１６を用いて治療用放射線２３をその患部位置に照射する。なお、照射制御部８８は、その患部位置を治療用放射線２３が透過するように、旋回駆動装置１１または走行駆動装置またはカウチ駆動装置４２をさらに用いて、患者４３と治療用放射線照射装置１６との位置関係を変更することもできる。

【００９０】

図８は、患部位置データベース８１により記憶装置に記録される患部位置テーブルを示している。その患部位置テーブル９１は、体表面マーカ位置集合９２と金マーカ位置集合９３とを患部位置集合９４に対応付けている。すなわち、体表面マーカ位置集合９２のうちの任意の要素と金マーカ位置集合９３のうちの任意の要素との組み合わせは、患部位置集合９４のうちの１つの要素に対応している。体表面マーカ位置集合９２の要素は、マーカ運動測定部８４により算出された呼吸位相毎の体表面マーカ６２の位置を示している。金マーカ位置集合９３の要素は、マーカ運動測定部８４により算出された呼吸位相毎の金マーカ６３の位置を示している。患部位置集合９４の要素は、患部６１の位置を示し、体表面マーカ位置集合９２の要素が示す位置に体表面マーカ６２が配置され、かつ、金マーカ位置集合９３の要素が示す位置に金マーカ６３が配置されるときに患部６１が配置される位置を示している。

【００９１】

すなわち、照射制御部８８は、患部位置テーブル９１を参照して、患部位置集合９４のうちからマーカ位置測定部８６により収集された体表面マーカ６２の位置と金マーカ６３の位置とに対応する患部位置を算出し、治療用放射線２３がその患部位置を透過するように、首振り機構１５を用いて治療用放射線照射装置１６を駆動し、ＭＬＣを用いて治療用放射線２３の照射野の形状を制御する。

【００９２】

本発明による放射線照射方法の実施の形態は、放射線治療装置制御装置８０により実行され、患部位置テーブル９１を作成する動作と放射線治療する動作とを備えている。

【００９３】

図９は、患部位置テーブル９１を作成する動作を示している。ユーザは、まず、コンピュータ断層撮影装置５を用いて患者４３の患部とその患部の周辺の部位との３次元データを作成する（ステップＳ１１）。放射線治療装置制御装置８０は、コンピュータ断層撮影装置５により生成された３次元データに基づいて、患者４３の患部とその患部の周辺の臓器とを示す画像を生成し、その画像をディスプレイに表示する。ユーザは、放射線治療装

置制御装置８０を用いてその画像を閲覧し、その画像のうちの患部６１が映し出される領域の輪郭を示す情報を放射線治療装置制御装置８０に入力する。放射線治療装置制御装置８０は、その情報に基づいて、患部６１の位置を算出する。

【００９４】

ユーザは、さらに、コンピュータ断層撮影装置５により３次元データを採取したときと同様の姿勢に放射線治療装置３のカウチ４１に患者４３を固定し、患者４３の呼吸が監視されるようにスパイロメータ４をセットする。放射線治療装置制御装置８０は、スパイロメータ４から換気量を収集し、その換気量に基づいてその呼吸が各段階になる複数の時刻を検出する（ステップＳ１２）。放射線治療装置制御装置８０は、スパイロメータ４を用いて呼吸位相を検出しながら、赤外線カメラ６を用いて患者４３の赤外線画像を撮像する。放射線治療装置制御装置８０は、さらに、スパイロメータ４を用いて呼吸位相を検出しながら、診断用Ｘ線源２４を用いて診断用Ｘ線３５を患者４３に照射し、センサアレイ３２を用いて患者４３の患部の透過画像を撮像する。放射線治療装置制御装置８０は、さらに、スパイロメータ４を用いて呼吸位相を検出しながら、診断用Ｘ線源２５を用いて診断用Ｘ線３６を放射し、センサアレイ３３を用いて患者４３の患部の透過画像を撮像する。

【００９５】

放射線治療装置制御装置８０は、その赤外線画像に基づいて体表面マーカ６２が呼吸に伴ってどのように移動するかを算出する。すなわち、放射線治療装置制御装置８０は、その赤外線画像に基づいて、呼吸が各段階になる複数の時刻での体表面マーカ６２の位置を算出する。

【００９６】

放射線治療装置制御装置８０は、さらに、その透過画像に基づいて金マーカ６３が呼吸に伴ってどのように移動するかを算出する。すなわち、放射線治療装置制御装置８０は、その透過画像に基づいて、呼吸が各段階になる複数の時刻での金マーカ６３の位置を算出する（ステップＳ１３）。

【００９７】

放射線治療装置制御装置８０は、その体表面マーカ６２の動きと金マーカ６３の動きとに基づいて、ＶＯＸＥＬ７１－（０，０，０）～７１－（Ｘ，Ｙ，Ｚ）に対応する患者４３の複数の部位の動きを算出し、呼吸位相毎の患者４３の複数の部位の位置を算出し、呼吸位相毎の患部６１の位置を算出する（ステップＳ１４）。

【００９８】

放射線治療装置制御装置８０は、ステップＳ１３で算出された呼吸位相毎の体表面マーカ６２の位置と呼吸位相毎の金マーカ６３の位置とがステップＳ１４で算出された呼吸位相毎の患部６１の位置に対応するように、患部位置テーブル９１を作成して記憶装置に記録する（ステップＳ１５）。

【００９９】

図１０は、放射線治療する動作を示している。ユーザは、まず、コンピュータ断層撮影装置５または放射線治療装置３のイメージャシステムにより３次元データを採取したときと同様の姿勢に放射線治療装置３のカウチ４１に患者４３を固定する。放射線治療装置制御装置８０は、診断用Ｘ線源２４を用いて診断用Ｘ線３５を放射し、センサアレイ３２を用いて診断用Ｘ線３５に基づいて生成される患者４３の透過画像を撮像する。放射線治療装置制御装置８０は、さらに、診断用Ｘ線源２５を用いて診断用Ｘ線３６を放射し、センサアレイ３３を用いて診断用Ｘ線３６に基づいて生成される患者４３の透過画像を撮像する。放射線治療装置制御装置８０は、その透過画像に基づいて金マーカ６３の位置を算出する。放射線治療装置制御装置８０は、さらに、赤外線カメラ６を用いて患者４３の赤外線画像を撮影時刻に対応付けて時系列的に撮像し、その赤外線画像に基づいて体表面マーカ６２の位置を算出する（ステップＳ２１）。

【０１００】

放射線治療装置制御装置８０は、患部位置テーブル９１を参照して、患部位置集合９４のうちからステップＳ２１で算出された体表面マーカ６２の位置と金マーカ６３の位置と

に対応する患部位置を算出する（ステップＳ２２）。放射線治療装置制御装置８０は、治療用放射線２３がその患部位置を透過するように、首振り機構１５を用いて治療用放射線照射装置１６を駆動し、ＭＬＣを用いて治療用放射線２３の照射野の形状を制御する（ステップＳ２３）。放射線治療装置制御装置８０は、その追尾動作により治療用放射線照射装置１６が移動した直後に治療用放射線照射装置１６を用いて治療用放射線２３をその患部に照射する（ステップＳ２４）。放射線治療装置制御装置８０は、ステップＳ２１～ステップＳ２４の動作を周期的に繰り返して実行することにより、患者４３を放射線治療する。

【０１０１】

このような放射線照射方法によれば、位置補正追尾照射または形状補正追尾照射が適用されるときに、コンピュータ断層撮影装置５により１つ時点の３次元データを作成するだけでよく、４Ｄ－ＣＴにより測定された情報に基づいて患者４３の複数の部位の動きを算出することに比較して、患者４３の患部６１の動きを算出するときに患者４３に照射される放射線の線量をより低減することができる。

【０１０２】

４Ｄ－ＣＴにより検出される３次元データは、一般に、時間分解能が粗く、その時間分解能をスパイロメータ４を用いて分割される呼吸位相より高精度にすることが困難である。このような放射線照射方法によれば、さらに、４Ｄ－ＣＴに比較してマーカの動きを検出する時間分解能をより容易に向上させることができ、このとき、患者４３の患部６１に治療用放射線２３をより高精度に照射することができる。

【０１０３】

本発明による放射線照射方法の実施の他の形態は、既述の実施の形態におけるステップＳ２２の動作が他の動作に置換されている。その動作では、ステップＳ２１で体表面マーカ６２の位置と金マーカ６３の位置とが算出される毎に、その体表面マーカ６２の位置と金マーカ６３の位置と放射線治療装置制御装置８０がコンピュータ断層撮影装置５により生成された３次元データとに基づいて患者４３の複数の部位の位置を算出し、患部６１の患部位置を算出する。

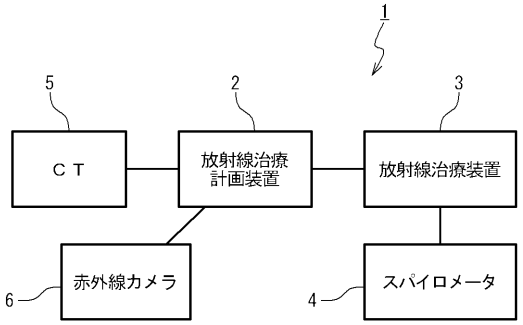
【０１０４】

このような放射線照射方法は、患者４３の透過画像と赤外線画像とが入力されてから所定の時間内に患部６１の患部位置を算出することができる程度に放射線治療装置制御装置８０のＣＰＵの処理速度が十分に速いときに、適用することができる。このような放射線照射方法によれば、既述の実施の形態における放射線照射方法と同様にして、患者４３の患部６１の位置を算出するときに患者４３に照射される放射線の線量をより低減することができ、患者４３の患部６１に治療用放射線２３をより高精度に照射することができる。このような放射線照射方法は、さらに、患部位置テーブル９１を作成する必要がなく、好ましい。

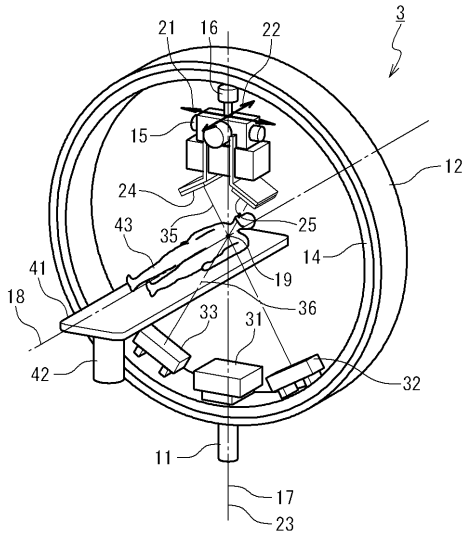
【０１０５】

本発明による放射線治療計画装置および放射線治療計画方法は、放射線治療で被検体の各部位に照射される治療用放射線の線量をより正確に算出することができる。本発明による放射線治療計画装置および放射線治療計画方法は、さらに、被検体の各部位に照射される治療用放射線の線量をより正確に算出するときに、すなわち、治療用放射線が照射されるときの被検体の動きを算出するときに、その被検体に照射される放射線の線量を低減することができる。

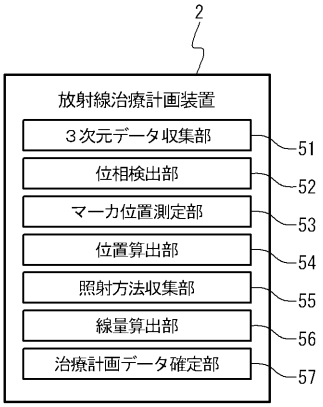
【図１】


1
5
2
3
ＣＴ
放射線治療
計画装置
放射線治療装置
6
赤外線カメラ
4
スパイロメータ

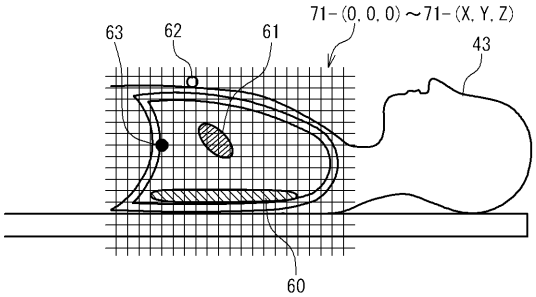
【図２】


3
21
16
22
15
12
24
25
43
35
14
41
19
18
36
33
31
42
32
11
17
23

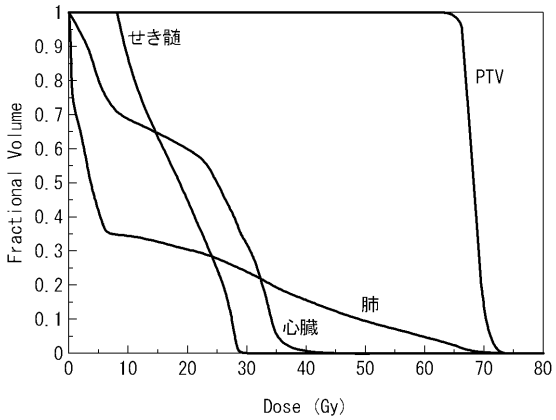
【図３】


2
放射線治療計画装置
３次元データ収集部
51
位相検出部
52
マーカ位置測定部
53
位置算出部
54
照射方法収集部
55
線量算出部
56
治療計画データ確定部
57

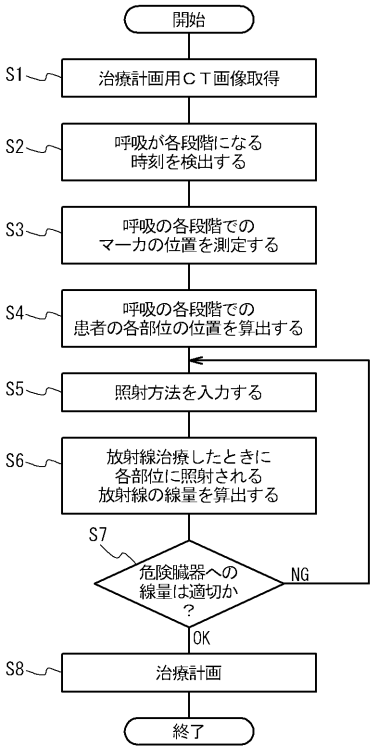
【図４】


71-(0, 0, 0)～71-(X, Y, Z)
63
62
61
43
60

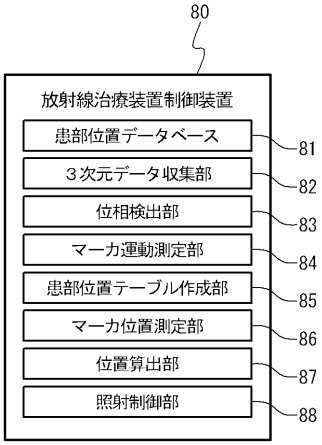
【図５】


Fractional Volume
1
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0
せき髄
PTV
肺
心臓
0
10
20
30
40
50
60
70
80
Dose (Gy)

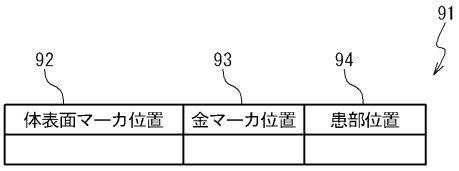
【図６】



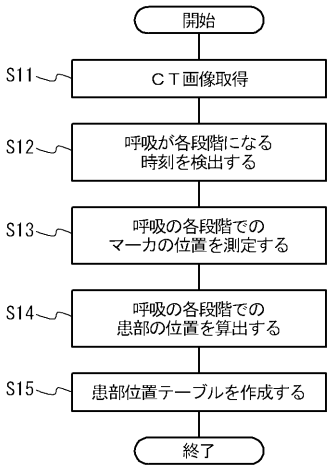
【図７】



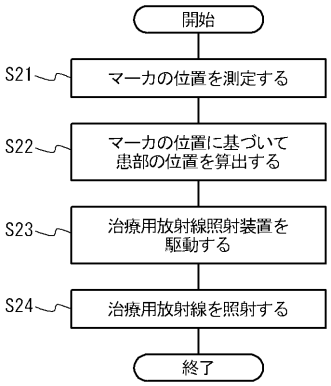
【図８】



【図９】



【図１０】



フロントページの続き

(72)発明者　宮部　結城
京都府京都市左京区吉田本町　国立大学法人京都大学大学院工学研究科内
(72)発明者　成田　雄一郎
京都府京都市左京区聖護院川原町５４　国立大学法人京都大学大学院医学研究科内
(72)発明者　溝脇　尚志
京都府京都市左京区吉田近衛町　国立大学法人京都大学大学院医学研究科内

審査官　武山　敦史

(56)参考文献　国際公開第２００６／０３９００９（WO，Ａ２）
特開２００７－２３６７６０（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－０５１０６４（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－１８０９１０（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－１８６６７８（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－３２７５１４（ＪＰ，Ａ）
特開平０８－０８９５８９（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｎ　　５／１０