

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-97261
(P2016-97261A)

(43) 公開日 平成28年5月30日 (2016.5.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D	4 C 0 9 3
G 0 6 T 7/60 (2006.01)	G 0 6 T 7/60 1 1 0	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	5 L 0 9 6
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	
	A 6 1 B 6/03 3 7 7	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2014-239143 (P2014-239143)
(22) 出願日 平成26年11月26日 (2014.11.26)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(74) 代理人 110001634
特許業務法人 志賀国際特許事務所
(72) 発明者 平井 隆介
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
(72) 発明者 坂田 幸辰
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
(72) 発明者 田口 安則
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

最終頁に続く

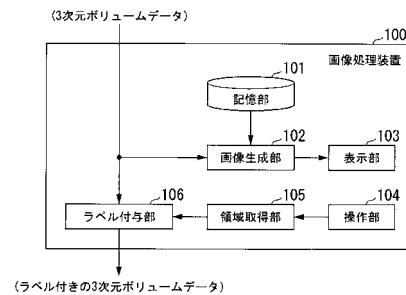
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理プログラム、画像処理方法及び治療システム

(57) 【要約】

【課題】 3次元ボリュームデータにおけるROIの設定を容易にすることができる画像処理装置、画像処理プログラム、画像処理方法及び治療システムを提供することである。

【解決手段】 実施形態の画像処理装置は、画像生成部と領域取得部とラベル付与部とを持つ。画像生成部は、対象の3次元ボリュームデータに基づいて第1の透視画像を生成する。領域取得部は、第1の透視画像上において指定された領域を取得する。ラベル付与部は、領域取得部により取得された第1の透視画像上の領域と当該第1の透視画像を生成する際の視点とに基づいて定められる錐体と3次元ボリュームデータとの重なる領域に対してラベルを付与する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象の 3 次元ボリュームデータに基づいて第 1 の透視画像を生成する画像生成部と、
前記第 1 の透視画像上において指定された領域を取得する領域取得部と、
前記領域取得部により取得された第 1 の透視画像上の領域と当該第 1 の透視画像を生成
する際の視点とに基づいて定められる錐体と前記 3 次元ボリュームデータとの重なる領域
に対してラベルを付与するラベル付与部と、
を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像生成部は、
異なる視点を用いて、前記 3 次元ボリュームデータに基づいた複数の第 1 の透視画像を
生成する
請求項 1 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 3】

前記画像生成部が生成した第 1 の透視画像を表示する表示部を更に備え、
前記画像生成部は、
複数の第 1 の透視画像のうちいずれかの第 1 の透視画像上において領域が指定されると
、ラベルが付与される領域に対応する領域を重畳した他の第 1 の透視画像を生成して前記
表示部に表示させる
請求項 2 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 4】

前記ラベル付与部は、
前記領域取得部が異なる前記第 1 の透視画像上それぞれにおいて領域が指定された場合
、指定された領域ごとに錐体を算出し、算出した複数の錐体と前記 3 次元ボリュームデー
タとの重なる領域に対してラベルを付与する、
請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記ラベル付与部は、
算出した錐体と前記 3 次元ボリュームデータとの重なる領域に含まれるボクセルのうち
、所定のボクセル値を有するボクセルに対してラベルを付与する
請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

30

【請求項 6】

前記ラベル付与部は、
第 1 の透視画像上において複数の領域が指定されると、当該領域で定められる錐体と前
記 3 次元ボリュームデータとの重なる領域ごとに異なるラベルを付与する
請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記対象を透視して撮影する撮像装置で取得した第 2 の透視画像と、前記ラベル付与部
によりラベルの付与された前記 3 次元ボリュームデータから生成される第 1 の透視画像と
の画像照合を行うことにより、第 2 の透視画像を撮影したときの対象の位置と前記 3 次元
ボリュームデータを取得したときの対象の位置とのずれを算出する画像照合部を更に備え
る、
請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

40

【請求項 8】

前記ラベル付与部によりラベルが付与された前記 3 次元ボリュームデータに基づいて、
放射線治療における線量分布を算出する線量算出部を更に備える、
請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記ラベル付与部によりラベルが付与された前記 3 次元ボリュームデータに基づいて、
ラベルが付与された領域の 3 次元画像を生成する 3 次元画像生成部を更に備える、

50

請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 0】

対象の 3 次元ボリュームデータに基づいて第 1 の透視画像を生成する画像生成部と、
前記第 1 の透視画像上において指定された領域を取得する領域取得部と、
前記領域取得部により取得された第 1 の透視画像上の領域と当該第 1 の透視画像を生成
する際の視点とに基づいて定められる錐体と前記 3 次元ボリュームデータとの重なる領域
に対してラベルを付与するラベル付与部と、
を備える画像処理装置としてコンピュータを機能させる画像処理プログラム。

【請求項 1 1】

対象の 3 次元ボリュームデータに基づいて第 1 の透視画像を生成する画像生成ステップ 10
と、
前記第 1 の透視画像上において指定された領域を取得する領域取得ステップと、
前記領域取得ステップにおいて取得された第 1 の透視画像上の領域と当該第 1 の透視画
像を生成する際の視点とに基づいて定められる錐体と前記 3 次元ボリュームデータとの重
なる領域に対してラベルを付与するラベル付与ステップと、
を有する画像処理方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 から請求項 9 のいずれか一項に記載の画像処理装置と、
前記対象を透視して撮影する撮像装置と、
治療計画及び前記対象の前記 3 次元ボリュームデータを記憶する計画装置と、 20
前記画像処理装置によりラベルが付与された 3 次元ボリュームデータから第 1 の透視画
像を生成し、生成した第 1 の透視画像と前記撮像装置により撮影された第 2 の透視画像と
の画像照合を前記ラベルの付与された領域に基づいて行うことにより、治療計画時の前記
対象の位置と前記撮像装置による撮影時の対象の位置とのずれを算出する制御装置と、
を備える治療システム。

【請求項 1 3】

前記対象に対して治療線を照射する治療装置と、
前記対象を乗せる可動台を有する寝台装置と、
を更に備え、
前記制御装置は、算出したずれに基づいて、前記対象の治療が施される部分に前記治療 30
線が照射される位置に前記可動台を移動させる、
請求項 1 2 に記載の治療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、画像処理装置、画像処理プログラム、画像処理方法及び治療シス
テムに関する。

【背景技術】

【0002】

C T (Computed Tomography : コンピュータ断層撮影) は、放射線など物体を透過する 40
粒子線を用いて物体を走査して物体内部の画像を構成する。C T で取得した 3 次元ボリュ
ームデータは物体内部の形状や構成の把握に利用できるので、C T は物体の非破壊検査や
医療用途など幅広く利用されている。例えば、物体の任意の断面画像や任意の視点からの
物体の透視投影画像を 3 次元ボリュームデータから再構成することで、物体内部の状態が
可視化される。

【0003】

放射線治療においては、C T で取得した 3 次元ボリュームデータから再構成する D R R
(Digital Reconstructed Radiograph) と、治療直前に患者を撮影して得られた X 線画像
との画像照合が行われ、病巣と放射線照射領域との位置合わせが画像照合の結果に基づい
て行われる。放射線治療は、患者の病巣に対して放射線を照射することで病巣の組織を破 50

壊する治療方法である。そのため、病巣と放射線照射領域との位置合わせにずれが生じた場合、病巣の組織が残ってしまう。病巣と放射線照射領域との位置合わせを正確に行うために、治療の前にCTで患者の3次元ボリュームデータが取得され、病巣の位置が3次元的に把握される。また、3次元的に把握された病巣の位置に基づいて、病巣に対して効率的に放射線を照射する方向や放射強度を定めた治療計画の策定が行われる。

【0004】

また、治療においては、治療計画に従って放射線を照射するため、治療計画を策定した際の患者の位置と治療を実施する際の患者の位置とを合わせることが必要となる。そのため、治療直前のX線撮影によって得られたX線画像と治療計画に用いられた3次元ボリュームデータから再構成された複数のDRRとの画像照合が行われ、X線画像に最も類似したDRRが探索される。そして、X線画像に最も類似したDRRの生成条件から、治療計画を策定した際の患者の位置と治療直前の患者の位置とのずれが算出され、算出されたずれに基づいて、患者を乗せた寝台を移動させる。この位置合わせは、3次元空間で行われるため、複数の方向から撮影したX線画像それぞれとDRRとの画像照合が行われる。

10

【0005】

X線画像を撮影した時刻と、DRRの元になる3次元ボリュームデータを取得した時刻とが異なるため、患者の姿勢などにずれが生じていることがある。例えば、患者の顎の開き具合が異なるなど関節においてずれが生じることがある。また、体内の軟部組織など変形が生じやすいためずれが生じることがある。関節及び形状のずれは、画像照合に対して悪影響を与える要因になりうる。そこで、画像照合に用いる画像上の領域又は画像照合に用いない画像上の領域、あるいは両方をユーザが設定することで、位置合わせの精度が向上することがある。以下、本明細書においてユーザが設定する領域をROI (Region of Interest) という。

20

【0006】

ROIは、位置合わせの際に多数再構成されるDRRではなく、X線画像においてユーザによって設定されることが考えられる。しかし、X線画像においてROIが設定されると、複数回に亘って行われる放射線治療では、治療の度にROIを設定しなければいけないことになる。一方、3次元ボリュームデータに対してROIを設定すれば、治療の度にROIを設定することを省略できるので、3次元ボリュームデータに対してROIを設定することが望ましい。また、CTで得られた3次元ボリュームデータは患者の内部構成を表しているため、病巣や患部を直接ROIに設定することができる。

30

【0007】

3次元ボリュームデータにROIを設定するためには、断面画像上にROIを断面画像上にROIを指定することにより3次元ボリュームデータにROIを設定することができるが、3次元の領域をROIとして設定するには多数の断面画像上にROIを指定する必要があるため手間が掛かる場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特許第5416845号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明が解決しようとする課題は、3次元ボリュームデータにおけるROIの設定を容易にすることができる画像処理装置、画像処理プログラム、画像処理方法及び治療システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

実施形態の画像処理装置は、画像生成部と領域取得部とラベル付与部と持つ。画像生成部は、対象の3次元ボリュームデータに基づいて第1の透視画像を生成する。領域取得部

50

は、第 1 の透視画像上において指定された領域を取得する。ラベル付与部は、領域取得部により取得された第 1 の透視画像上の領域と当該第 1 の透視画像を生成する際の視点とに基づいて定められる錐体と 3 次元ボリュームデータとの重なる領域に対してラベルを付与する。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図 1】第 1 の実施形態の治療システムの構成を示すブロック図。

【図 2】DRR を生成する際の処理を示す図。

【図 3】第 1 の実施形態における画像処理装置の構成を示すブロック図。

【図 4】第 1 の実施形態におけるラベル付与部が行う動作の概要を示す図。

10

【図 5】第 1 の実施形態におけるラベル付与部が行う異なる動作の概要を示す図。

【図 6】第 1 の実施形態における画像処理装置が行うラベル付与の処理を示すフローチャート。

【図 7】第 2 の実施形態における画像処理装置の構成を示すブロック図。

【図 8】異なる 2 方向から対象 A を撮影する撮像装置における第 1 線源部及び第 2 線源部と第 1 撮像部及び第 2 撮像部との位置関係を示す図。

【図 9】第 3 の実施形態における画像処理装置の構成を示すブロック図。

【図 10】画像処理装置が行う処理の概要を示す図。

【図 11】第 4 の実施形態における画像処理装置の構成を示すブロック図。

【図 12】画像処理装置における画像の表示例を示す図。

20

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、実施形態の画像処理装置、画像処理プログラム、画像処理方法及び治療システムを、図面を参照して説明する。なお、以下の実施形態では、同一の参照符号を付した部分は同様の動作を行うものとして、重複する説明を適宜省略する。

【0013】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態における治療システム 10 の構成を示すブロック図である。治療システム 10 は、画像処理装置 100、制御装置 200、計画装置 300 及び撮像装置 400 を備える。治療システム 10 は、治療装置 500 及び寝台装置 600 を更に備えてもよい。治療システム 10 では、計画装置 300 を用いて策定された治療計画に基づいて、技師や医師などのユーザが画像処理装置 100、制御装置 200、撮像装置 400、治療装置 500 及び寝台装置 600 を操作して患者 A に対する治療を行う。以下、患者 A を対象という。

30

【0014】

計画装置 300 は、放射線治療、陽子線治療又は粒子線治療などが施される対象 A に対する治療計画を策定する装置である。計画装置 300 は、対象 A の内部構成を撮影した画像などの情報と、ユーザによる操作入力とに基づいて治療計画を定める。計画装置 300 において用いられる画像は、対象 A の内部を透視して撮影することが可能な撮像装置により撮像された画像である。このような撮像装置としては、例えば X 線装置、CT 装置、磁気共鳴画像 (Magnetic Resonance Imaging: MRI) 装置、PET (Positron Emission Tomography) 装置、SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) 装置などがある。また、計画装置 300 において用いられる画像は、2 次元画像と 3 次元画像とのいずれでもよい。本実施形態では、X 線 CT 装置によって収集された 3 次元ボリュームデータに基づく画像が、治療計画を定める際に用いられる場合について説明する。

40

【0015】

計画装置 300 は、データベース部 310、表示部 320、操作部 330 及び制御部 340 を備える。データベース部 310 は、対象 A を撮影して得られた 3 次元ボリュームデータを記憶する。データベース部 310 に記憶される 3 次元ボリュームデータは、対象 A を撮影して得られたボクセルデータそのものであってもよいし、撮影して得られたデータ

50

に対して、対数変換、オフセット補正、感度補正、ビームハードニング補正、散乱線補正等の補正処理を施したデータからなるボクセルデータであってもよい。また、データベース部 310 には、ボクセルデータに加えて、ボクセルデータから再構成された 2 次元画像が記憶されている場合についてもよい。本実施形態では、ボクセルデータの集合が 3 次元ボリュームデータ（ボリュームデータ）としてデータベース部 310 に記憶されている場合について説明する。

【0016】

表示部 320 は、制御部 340 による制御に基づいて、再構成画像を表示する。再構成画像はデータベース部 310 に記憶されているボクセルデータを再構成することにより得られる。本実施形態では、所定方向から対象 A を透視した場合に得られる画像をシミュレーションした画像（DRR：Digitally Reconstructed Radiograph）を再構成画像として用いる場合について説明する。表示部 320 が表示する再構成画像は、撮像装置 400 が撮影する画像の種類と対応していることが好ましい。例えば撮像装置 400 が X 線装置である場合、表示部 320 に表示される再構成画像は、X 線装置で撮影した画像をシミュレーションした DDR 画像であることが好ましい。

10

【0017】

操作部 330 は、ユーザによる操作入力を受け付け、受け付けた操作入力に応じた情報を制御部 340 に送る。制御部 340 は、操作部 330 から受け付けた情報に基づいて、計画装置 300 が備える各部の動作を制御する。制御部 340 は、例えば中央処理装置（CPU：Central Processing Unit）を有する情報処理装置であり、記憶されているプログラムに基づいて制御動作を行う。制御部 340 は、再構成画像や操作入力に応じた情報に基づいて、治療が施される対象 A の部位を示す情報をデータベース部 310 に記憶させる。

20

【0018】

撮像装置 400 は、X 線装置などであり、治療時における対象 A の内部を透視して撮影する装置である。本実施形態では、撮像装置 400 が X 線装置である場合について説明する。撮像装置 400 は、制御部 410、第 1 線源部 420、第 2 線源部 430、第 1 撮像部 440 及び第 2 撮像部 450 を備える。

【0019】

第 1 撮像部 440 は、第 1 線源部 420 から放出された X 線であって対象 A を透過した X 線に基づいて、対象 A を透視した透視画像を生成する。第 1 撮像部 440 は、フラット・パネル・ディテクタ（FPD：Flat Panel Detector）を有している。FPD は、対象 A を透過した X 線を受けてデジタル信号に変換する。第 1 撮像部 440 は、FPD により得られたデジタル信号に基づいて、透視画像を生成する。

30

【0020】

第 2 撮像部 450 は、第 1 撮像部 440 と同様に、第 2 線源部 430 から放出された X 線であって対象 A を透過した X 線に基づいて、対象 A を透視した透視画像を生成する。第 2 撮像部 450 は、第 1 撮像部 440 と同様に FPD を有している。第 2 撮像部 450 は、FPD により得られたデジタル信号に基づいて、透視画像を生成する。

【0021】

なお、第 1 撮像部 440 が対象 A を透視する方向と第 2 撮像部 450 が対象 A を透視する方向とは異なっている。例えば、第 1 撮像部 440 の FPD の撮像面と第 2 撮像部 450 の FPD の撮像面とが直交するように、第 1 線源部 420、第 2 線源部 430、第 1 撮像部 440 及び第 2 撮像部 450 は配置されている。なお、第 1 撮像部 440 及び第 2 撮像部 450 は、FPD に代えてイメージ・インテンシファイア（I.I.：Image Intensifier）を有している場合についてもよい。

40

【0022】

制御部 410 は、撮像装置 400 が備える各部を制御する。制御部 410 は、例えば中央処理装置（CPU）を有する情報処理装置であり、記憶するプログラムに基づいて制御動作を行う。制御部 410 は、第 1 撮像部 440 及び第 2 撮像部 450 が生成した対象 A の一対の透視画像を制御装置 200 に供給する。以下、撮像装置 400 から制御装置 20

50

0へ供給される一対の透視画像を第2の透視画像という。

【0023】

画像処理装置100は、計画装置300のデータベース部310に記憶されている3次元ボリュームデータを読み出し、3次元ボリュームデータにおける領域をROIに設定する。画像処理装置100は、設定したROIに基づいてラベルを付与した3次元ボリュームデータを制御装置200へ供給する。

【0024】

制御装置200は、画像処理装置100から取得した3次元ボリュームデータと撮像装置400から取得した第2の透視画像とに基づいて、3次元ボリュームデータを取得したときの対象Aの位置と第2の透視画像を撮影したときの対象Aの位置とのずれを算出する。制御装置200は、算出したずれに基づいて、寝台装置600を制御する。

10

【0025】

制御装置200は、表示部210、操作部220及び変位差算出部230を備える。表示部210は、3次元ボリュームデータから再構成するDRRと第2の透視画像とを含む画像を表示する。以下、3次元ボリュームデータから再構成するDRRを第1の透視画像という。操作部220は、ユーザによる操作入力を受け付け、受け付けた操作入力に応じた情報を変位差算出部230へ送る。操作部220は、例えばキーボードや、マウス又はある。表示部210がタッチパネルディスプレイである場合、表示部210と操作部220とは一体として構成されていてもよい。

【0026】

変位差算出部230は、3次元ボリュームデータから視点が異なる複数の第1の透視画像を生成し、複数の第1の透視画像と一対の第2の透視画像とで画像照合を行う。変位差算出部230は、画像照合の結果に基づいて、一対の第2の透視画像それぞれに最も類似した第1の透視画像を検出する。変位差算出部230は、検出した第1の透視画像を生成した際の生成条件から、3次元ボリュームデータを取得したときの対象Aの位置と第2の透視画像を撮影したときの対象Aの位置とのずれを算出する。変位差算出部230は、算出したずれに基づいて、寝台装置600を制御する。なお、変位差算出部230によるずれの算出は、公知の技術を適用して行ってもよい。

20

【0027】

治療装置500は、対象Aに対して放射線治療、陽子線治療又は粒子線治療を施す装置である。治療装置500は、制御部510及び複数の線源部520を備える。制御部510は、治療装置500が備える各部を制御する。制御部510は、例えば中央処理装置(CPU)を有する情報処理装置であり、記憶されたプログラムに基づいて制御動作を行う。制御部510は、寝台装置600が対象Aを移動させたことを検出した後に、線源部520を稼働可能状態にする。複数の線源部520それぞれは、稼働可能状態になるとユーザの制御に基づいて対象Aに向けて放射線、陽子線又は粒子線を照射する。複数の線源部520は、各線源部520から照射される放射線、陽子線又は粒子線が一点(アイソセンタ)で交わるように、配置されている。

30

【0028】

寝台装置600は対象Aを乗せる可動台を備えている。寝台装置600は、制御装置200において算出されたずれに基づいて、対象Aを乗せる可動台を移動させる。これにより、治療計画時に定めた対象Aの病巣とアイソセンタとの位置が一致し、治療装置500から治療線が照射されることで病巣の組織が破壊される。なお、可動台には、寝床や椅子などの形状を有するものが用いられる。

40

【0029】

ここで、治療システム10において用いられるDRRの生成方法について説明する。DRRは、X線画像をシミュレーションするために生成される画像であるので、まずX線画像の撮影モデルについて説明してから、DRRの生成方法について説明する。

【0030】

X線画像の撮影モデルについて説明する。X線画像の撮影では、X線源から被写体に向

50

けて照射された X 線が被写体を通過して F P D に到達したときの X 線のエネルギーの大きさを画素値に変換して画像化が行われる。F P D には 2 次元平面上に X 線検出器が配置されており、各 X 線検出器が検出する X 線のエネルギーが画素値に変換される。X 線が被写体を通過して F P D に到達したときの X 線のエネルギーは、被写体内の組織に応じて減衰しているため、X 線画像は被写体内を透視した画像になる。X 線画像における各画素の位置 ($i \in R^2$) に配置されている X 線検出器に到達する X 線のエネルギー P_i は式 (1) で表すことができる。

【0031】

【数1】

$$P_i = P_0 \exp \left\{ - \int \mu(l, p) dl \right\} \quad \dots (1)$$

10

【0032】

式 (1) において、 P_0 は被写体に入射したときの X 線のエネルギーである。 $\mu(l, p)$ は位置 l における物体の線源弱係数 (linear attenuation coefficient) である。線源弱係数は物質を通過する X 線のエネルギー P に応じて変化する値である。線源から画素位置 i に配置されている X 線検出器に到達するまでの X 線の経路上にある物質の線源弱係数を線積分して得られた値が、X 線検出器に到達する X 線のエネルギーである。X 線検出器の検出特性は P_i の対数をとったものに対して線形になるように設計されているので、X 線検出器が出力する信号を画素値に線形変換することにより X 線画像が得られる。すなわち、X 線画像の各画素の画素値 T_i は式 (2) で表すことができる。なお、 $\log(P_0)$ は定数である。

20

【0033】

【数2】

$$\begin{aligned} T_i(P_0) &= \log(P_i) \\ &= \text{Log}(P_0) - \int \mu(l, p) dl \quad \dots (2) \end{aligned}$$

30

【0034】

上記のように、X 線撮影で得られる X 線画像の各画素は、線源から照射される X 線が F P D の X 線検出器に到達する経路上の対象 A の線源弱係数の積和に応じて画素化される。

【0035】

D R R の生成方法について説明する。D R R は、例えば 3 次元ボリュームデータで表される対象 A を寝台装置 600 上に仮想的に配置したときに、任意の方向から透視投影をして生成される。図 2 は、D R R を生成する際の処理を示す図である。アイソセンタを原点とする 3 次元空間座標系における座標を (x, y, z) とし、再構成画像における 2 次元座標を (u, v) とする。再構成画像の座標 (u, v) における画素の画素値 $I(u, v)$ は式 (3) により算出される。

40

【0036】

【数3】

$$I(u, v) = \int W(V) V(x, y, z) dl \quad \dots (3)$$

50

【 0 0 3 7 】

式 (3) において、 $V(x, y, z)$ は寝台装置 6 0 0 に仮想的に配置された対象 A の座標 (x, y, z) における 3 次元ボリュームデータの値である。画素値 $I(u, v)$ は、光線 L 上の 3 次元ボリュームデータの値の積分によって得られることを式 (3) は示している。 $W(V)$ は、3 次元ボリュームデータの値に掛かる重み係数である。重み係数 $W(V)$ を制御することにより、特定の 3 次元ボリュームデータの値を強調した DRR を生成することができる。重み係数 $W(V)$ の制御は、DRR と X 線画像とを照合する際に注目する組織を強調したり、ユーザが注目する組織を強調して視認性を向上させたりすることができる。

【 0 0 3 8 】

データ値 $V(x, y, z)$ は、位置 (x, y, z) に位置する物質の線源弱係数に基づく値である。そこで、光線 L の経路上になる物質の線源弱係数の和を用いて DRR を生成した場合、X 線画像も式 (2) で示すように光線上の線源弱係数の和で画素値が決定されるので、DRR と X 線画像とは類似する。

【 0 0 3 9 】

DRR を生成するためには、光線の経路 L と対象 A の 3 次元ボリュームデータの位置とを定める必要がある。治療システム 1 0 において対象 A の位置決めをする際には、治療時に対象 A の透視画像を撮影するときの撮像装置 4 0 0 における X 線が FPD に到達する経路に基づいて、DRR を生成するための光線の経路 L と対象 A の位置とを定める。

【 0 0 4 0 】

DRR 以外の再構成画像として MIP (Maximum Intensity Projection) 画像がある。MIP 画像は、最大値投影画像とも呼ばれ、DRR と同様に 3 次元ボリュームデータから再構成される画像である。MIP 画像の各画素値は、DRR と同様に光線の経路上のデータ値 $V(x, y, z)$ から求める。DRR との違いは、光線の経路上のデータ値の積分値ではなく、光線の経路上のデータ値の最大値を画素値とすることである。

【 0 0 4 1 】

前述のように、DRR や MIP 画像などの再構成画像は、光線の経路を定める視点及び投影面を定めれば、多数の視線方向からの透視画像を得ることができる。

【 0 0 4 2 】

図 3 は、第 1 の実施形態における画像処理装置 1 0 0 の構成を示すブロック図である。同図に示すように、画像処理装置 1 0 0 は、記憶部 1 0 1、画像生成部 1 0 2、表示部 1 0 3、操作部 1 0 4、領域取得部 1 0 5 及びラベル付与部 1 0 6 を備える。記憶部 1 0 1 は、画像生成部 1 0 2 が 3 次元ボリュームデータから第 1 の透視画像を生成する際に用いるパラメータを予め記憶する。記憶部 1 0 1 に記憶されるパラメータは、3 次元ボリュームデータに対する視点及び投影面を定める座標を含む情報である。このパラメータに、例えば撮像装置 4 0 0 の第 1 線源部 4 2 0 と第 1 撮像部 4 4 0 との位置関係、及び、第 2 線源部 4 3 0 と第 2 撮像部 4 5 0 との位置関係に基づいて定められたパラメータを用いてもよい。

【 0 0 4 3 】

画像生成部 1 0 2 は、計画装置 3 0 0 のデータベース部 3 1 0 から対象 A の 3 次元ボリュームデータを読み出す。画像生成部 1 0 2 は、3 次元ボリュームデータとデータベース部 3 1 0 に記憶されているパラメータとに基づいて、前述した方法により第 1 の透視画像を生成する。画像生成部 1 0 2 は、生成した第 1 の透視画像を表示部 1 0 3 へ出力する。表示部 1 0 3 は、画像生成部 1 0 2 により生成され第 1 の透視画像を表示する。表示部 1 0 3 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) を含み構成され、ユーザが視認できるように第 1 の透視画像を表示する。

【 0 0 4 4 】

操作部 1 0 4 は、ユーザによる操作入力を受け付け、受け付けた操作入力に応じた情報を領域取得部 1 0 5 へ送る。操作部 1 0 4 は、例えばキーボードや、マウス又はタッチペンなどのポインティングデバイスである。ユーザは、操作部 1 0 4 を通じて、表示部 1 0

10

20

30

40

50

3に表示された第1の透視画像上において領域を指定する。操作部104から領域取得部105へ送られる情報は、ユーザが指定した領域を示す情報である。領域を指定する際には、例えば表示部103に表示されている第1の透視画像上に四角形や円などの基本的な図形を貼り合わせて領域を指定する方法や、第1の透視画像上をポインティングデバイスでなぞった範囲を領域として扱う方法などがある。

【0045】

領域取得部105は、第1の透視画像においてユーザにより指定された領域を示す情報を操作部104から取得し、取得した情報をラベル付与部106へ出力する。ラベル付与部106は、計画装置300のデータベース部310から対象Aの3次元ポリウムデータを読み出す。ラベル付与部106は、第1の透視画像上に指定された領域と第1の透視画像を生成する際に用いられた視点とで定められる錐体に基づいて、3次元ポリウムデータにおけるROIを定める。ラベル付与部106は、3次元ポリウムデータにおいて定めたROIに基づいて、3次元ポリウムデータを構成する各ボクセルに対してラベルを付与する。ラベル付与部106は、ラベルを含む3次元ポリウムデータを制御装置200へ送る。

10

【0046】

図4は、第1の実施形態におけるラベル付与部106が行う動作の概要を示す図である。同図に示すように、第1の透視画像上に四角形状の領域R10が指定された場合、ラベル付与部106は、領域R10と視点V10とを結ぶ錐体C10を算出する。この場合、錐体C10は、四角錐になる。3次元ポリウムデータにおいて錐体C10と交差する面のうち、視点V10側の面を領域R11とし第1の透視画像側の面を領域R12とすると、錐体C10と3次元ポリウムデータとが重なり合う領域は、領域R11と領域R12とを底面とする四角錐台となる。第1の透視画像において領域R10が指定された場合、この四角錐台に含まれるボクセルがROIとして特定される。ラベル付与部106は、四角錐台に含まれるボクセルに対してラベルを付与する。

20

【0047】

なお、ラベル付与部106は、特定された領域に含まれるボクセルのうち、予め定められた範囲内のCT値を有するボクセルに対してラベルを付与するようにしてもよい。ボクセルのCT値は当該ボクセル位置における対象Aの組織に応じて値が異なるため、CT値に応じて組織を識別することができる。この性質を利用して、例えば特定された領域に含まれるボクセルのうち、骨を示すCT値の範囲に含まれるCT値を有するボクセルに対してのみラベルを付与するようにしてもよい。

30

【0048】

また、第1の透視画像上において指定する領域を、2枚の第1の透視画像それぞれにおいて領域を指定してもよい。図5は、第1の実施形態におけるラベル付与部106が行う異なる動作の概要を示す図である。同図に示す動作では、領域R10の指定に加えて領域20が指定されている。2つの第1の透視画像それぞれにおいて領域R10、R20が指定された場合、ラベル付与部106は、視点V10に基づいて生成された第1の透視画像上に指定された領域R10と視点V10とを結ぶ推定C10を算出する。また、ラベル付与部106は、視点V20に基づいて生成された第1の透視画像上に指定された領域R20と視点V20とを結ぶ推定C20を算出する。

40

【0049】

3次元ポリウムデータにおいて錐体C20と交差する面のうち、視点V20側の面を領域R21とし第1の透視画像側の面を領域R22とすると、推定C20と3次元ポリウムデータとが重なり合う領域は、領域R21と領域R22とを底面とする四角錐台となる。ラベル付与部106は、3次元ポリウムデータにおいて錐体C10と錐体C20とが重なり合う領域に含まれるボクセルに対してラベルを付与する。

【0050】

図6は、第1の実施形態における画像処理装置100が行うラベル付与の処理を示すフローチャートである。画像処理装置100において処理が開始されると、画像生成部10

50

2 及びラベル付与部 106 は、計画装置 300 のデータベース部 310 から 3 次元ボリュームデータを取得する（ステップ S101）。画像生成部 102 は、3 次元ボリュームデータと記憶部 101 に記憶されているパラメータとに基づいて、少なくとも 1 つの第 1 の透視画像を生成する（ステップ S102）。画像生成部 102 により生成された第 1 の透視画像は、表示部 103 に表示される。

【0051】

領域取得部 105 は、表示部 103 に表示される第 1 の透視画像上においてユーザが指定する領域を示す情報を、操作部 104 を介して取得する（ステップ S103）。ラベル付与部 106 は、領域取得部 105 により取得された情報に基づいて、3 次元ボリュームデータにおいて情報で示される領域に対応する各ボクセルに対してラベルを付与する（ステップ S104）。ラベル付与部 106 は、ラベルを付与されたボクセルを含む 3 次元ボリュームデータを制御装置 200 へ送り（ステップ S105）、処理を終了させる。

【0052】

前述の処理を行う画像処理装置 100 を用いることにより、ユーザは第 1 の透視画像において関心のある領域を指定することで、第 1 の透視画像を生成した際の視点と領域とに基づいて定められる錐体と 3 次元ボリュームデータとの重なる領域に対してラベルを付与することで、3 次元ボリュームデータにおいて関心領域（ROI）を容易に設定することができる。

【0053】

なお、画像生成部 102 は、領域取得部 105 が第 1 の透視画像上において指定された領域を示す情報を取得すると、当該情報に基づいて錐体を算出して、当該錐体に含まれる領域を重畳した第 1 の透視画像を生成してもよい。例えば、図 5 に示した例において、領域 R10 が指定された場合に、画像生成部 102 は、錐体 C10 に対応する領域を、視点 V20 に基づいて生成された第 1 の透視画像上に重畳した第 1 の透視画像を生成してもよい。このように、他の第 1 の透視画像上に指定した領域に対応する領域が他の第 1 の透視画像上に示されることにより、ユーザが指定した領域で定まる錐体に対応する領域を他の第 1 の透視画像上において視認することができる。これにより、ユーザは、複数の第 1 の透視画像において領域を容易に指定することができる。

【0054】

また、図 4 及び図 5 に示した例では、1 つ又は 2 つの第 1 の透視画像それぞれに領域を指定する場合を示した。しかし、画像生成部 102 が 3 つ以上の第 1 の透視画像を生成し、ユーザがそれぞれの第 1 の透視画像上に領域を指定する場合、ラベル付与部 106 は、3 次元ボリュームデータにおいて少なくとも 2 つの錐体が重なり合う領域のボクセルに対してラベルを付与する。また、この場合、ラベル付与部 106 は、3 次元ボリュームデータにおいてすべての錐体が重なり合う領域のボクセルにラベルを付与してもよい。

【0055】

また、ラベル付与部 106 は、3 次元ボリュームデータにおいて錐体で特定される領域に含まれるボクセルのうち、予め定められたボクセル値を有するボクセルに対してラベルを付与するようにしてもよい。CT 値をボクセル値とする場合、CT 値に基づいて内部組織を特定することができるので、特定の CT 値を有するボクセルに対してラベルを付与することにより、内部組織を選択してラベルを付与することができる。CT 値に基づいて特定できる内部組織には、例えば骨や血管などがある。

【0056】

（第 2 の実施形態）

第 2 の実施形態における画像処理装置は、第 1 の実施形態における画像処理装置 100（図 3）と同様に、治療システム 10（図 1）において用いられる。図 7 は、第 2 の実施形態における画像処理装置 100A の構成を示すブロック図である。同図に示すように、画像処理装置 100A は、記憶部 101、画像生成部 102、表示部 103、操作部 104、領域取得部 105、ラベル付与部 116 及び画像照合部 117 を備える。画像処理装置 100A は、ラベル付与部 106 に代えてラベル付与部 116 を備えることと、画像照

10

20

30

40

50

合部 1 1 7 を備えることとが第 1 の実施形態の画像処理装置 1 0 0 と異なる。

【 0 0 5 7 】

ラベル付与部 1 1 6 は、ラベル付与部 1 0 6 と同様に、第 1 の透視画像上においてユーザにより定められた領域に基づいて、3次元ボリュームデータに含まれるボクセルに対してラベルを付与する。ラベル付与部 1 1 6 は、ボクセルに対して一つ又は複数の種類のラベルを付与する。

【 0 0 5 8 】

画像照合部 1 1 7 は、撮像装置 4 0 0 において撮影された第 2 の透視画像を取得する。画像照合部 1 1 7 は、第 2 の透視画像と、ラベルの付与された 3 次元ボリュームデータから生成された複数の第 1 の透視画像それぞれとの類似度を算出する。画像照合部 1 1 7 は、算出した類似度に基づいて、複数の第 1 の透視画像のうち最も第 2 の透視画像に類似する第 1 の透視画像を検出する。画像照合部 1 1 7 は、第 2 の透視画像に最も類似する第 1 の透視画像を生成した際の 3 次元ボリュームデータの位置から、第 2 の透視画像を撮影したときの対象 A の位置とのずれ（変位置量）を算出する。画像照合部 1 1 7 は、算出した変位置量を制御装置 2 0 0 へ送る。制御装置 2 0 0 は、取得した変位置量に基づいて、寝台装置 6 0 0 を制御する。

10

【 0 0 5 9 】

前述のように、治療計画を定める際に用いる対象 A の 3 次元ボリュームデータの位置と、治療をする際に撮像装置 4 0 0 で撮影したときの対象 A の位置とのずれを合わせる位置合わせは、第 2 の透視画像（DRR）と第 1 の透視画像（X線画像）との画像照合結果に基づいて行われる。この位置合わせは、3次元空間で行う処理であるため、少なくとも 2 つの異なる方向から撮影した第 1 の透視画像が用いられる。

20

【 0 0 6 0 】

図 8 は、異なる 2 方向から対象 A を撮影する撮像装置 4 0 0 における第 1 線源部及び第 2 線源部と第 1 撮像部及び第 2 撮像部との位置関係を示す図である。同図に示すように、第 1 線源部 4 2 0 及び第 2 線源部 4 3 0 それぞれと対をなす第 1 撮像部 4 4 0 及び第 2 撮像部 4 5 0 が撮像装置 4 0 0 に備えられる。第 2 の透視画像を生成する際の投影面に対応する第 1 撮像部 4 4 0 及び第 2 撮像部 4 5 0 は、前述のように、FPDを有している。第 1 線源部 4 2 0 から出力される X 線は、対象 A の内部を通過して第 1 撮像部 4 4 0 に到達する。第 1 撮像部 4 4 0 は、対象 A を透過してきた X 線のエネルギーに基づいて第 2 の透視画像を生成する。同様に、第 2 線源部 4 3 0 から出力される X 線は、対象 A の内部を通過して第 2 撮像部 4 5 0 に到達する。第 2 撮像部 4 5 0 は、対象 A を透過してきた X 線のエネルギーに基づいて第 2 の透視画像を生成する。

30

【 0 0 6 1 】

撮像装置 4 0 0 において、第 2 の透視画像それぞれを撮像する、第 1 線源部 4 2 0 及び第 1 撮像部 4 4 0 の組と第 2 線源部 4 3 0 及び第 2 撮像部 4 5 0 の組とは、撮影位置の校正が行われている。撮像装置 4 0 0 において定義される 3 次元空間座標系と、第 1 撮像部 4 4 0 と第 2 撮像部 4 5 0 とにおける投影面との間で座標変換を行うための透視投影行列が予め定められている。

40

【 0 0 6 2 】

このように、撮像装置 4 0 0 が校正済みである場合、X線の線源と投影面との位置関係、すなわち第 1 線源部 4 2 0、第 2 線源部 4 3 0、第 1 撮像部 4 4 0 及び第 2 撮像部 4 5 0 の位置関係が既知である。この場合、画像処理装置 1 0 0 において、第 1 の透視画像を生成する際に使用する光線の経路 l を、X線の線源の位置を視点とし FPD の検出面を投影面として定める。

【 0 0 6 3 】

前述のように、第 1 の透視画像を生成する際の視点及び投影面を定めることで、CT装置などで 3 次元ボリュームデータを取得したときの対象 A の位置が、撮像装置 4 0 0 で対象 A の第 2 の透視画像を撮影したときの位置と一致するならば、第 1 の透視画像と第 2 の透視画像とが最も類似する。第 1 の透視画像を生成する際のパラメータを、第 2 の透視画

50

像を撮影する撮像装置 400 に基づいて定めることにより、第 1 の透視画像と第 2 の透視画像との間の画像照合が容易になる利点がある。

【0064】

ラベル付与部 116 は、図 8 に示された投影面（第 2 の透視画像）上において指定された領域と視点とから定まる錐体と、3次元ボリュームデータとが重なる範囲に位置するボクセルに対してラベルを付与する。このとき、ラベルを付与するボクセルは、同一のラベルが付与されるボクセルに限ってもよい。例えば、ラベルを付与するボクセルは、治療計画時に 3次元ボリュームデータに付加された情報に基づいて選択してもよい。

【0065】

例えば、放射線治療の治療計画では、放射線ビームの照射方向及び照射強度を定める。このとき、3次元ボリュームデータにおいて放射線を照射すべき標的の範囲を示す CTV (Clinical Target Volume)、正常な臓器などの放射線を照射すべきでない範囲を示す PRV (Planning organ at Risk Volume) などが設定される。ラベルが付与されるボクセルは、第 1 の透視画像上において指定された領域により定められる錐体と重なる範囲のボクセルのうち、治療計画において CTV 及び PRV に設定されたボクセルに対してラベルを付与してもよい。

10

【0066】

また、画像生成部 102 は、生成する第 1 の透視画像上に、治療計画において定められた CTV や PRV の領域を重畳した画像を生成してもよい。これにより、ユーザは、表示部 103 に表示される CTV や PRV が重畳された第 1 の透視画像に基づいて領域することができ、領域の指定が容易になる。

20

【0067】

ここで、ラベル付与部 116 が付与するラベルの種類について説明する。ラベルの種類としては、例えば計算領域ラベルと非計算領域ラベルとを定めることができる。計算領域ラベルは、治療計画で定められた CTV や PRV が含まれるように領域が指定されたときにボクセルに対して付与されるラベルである。非計算領域ラベルは、画像照合において類似度の算出対象外として領域が指定されたときにボクセルに対して付与されるラベルである。ラベルは、数値によって表現されてもよい。例えば、非計算領域ラベルに対しては小さい数値を割り当て、計算領域ラベルに対しては大きい数値を割り当てる。なお、いずれのラベルをボクセルに対して割り当てるかの選択は、ユーザが第 1 の透視画像上に領域を指定する際に行われる。

30

【0068】

画像照合部 117 は、複数の第 1 の透視画像と第 2 の透視画像と類似度を算出し、第 2 の透視画像に対する類似度が最も高い第 1 の透視画像を検出する。画像照合部 117 は、検出した類似度の最も高い第 1 の透視画像を生成する際に用いたパラメータから対象 A の位置を算出し、算出した位置と第 2 の透視画像を撮影したときの対象 A の位置とのずれを算出する。画像照合部 117 は、算出したずれを制御装置 200 へ送る。制御装置 200 は、画像照合部 117 が算出したずれに基づいて寝台装置 600 を制御し、対象 A の病巣の位置とアイソセンタと合わせる。

【0069】

画像照合部 117 は、例えば式 (4) を用いて類似度 E を算出する。式 (4) で算出される類似度 E は、値が小さいほど類似度が高いことを表す。式 (4) において、 i は第 1 の透視画像及び第 2 の透視画像における画素位置を示す位置ベクトルである。 S は、第 1 の透視画像及び第 2 の透視画像における画素位置すべての集合である。 w_i は画素 i に対する重みであり、画像照合における画素 i の重要度が高いほど高い値になる。 W は、重み w_i の総和であり、式 (5) で算出される。 $I(i)$ は第 1 の透視画像における画素 i の画素値である。 $T(i)$ は第 2 の透視画像における画素 i の画素値である。

40

【0070】

【数 4】

$$E = \sum_{i \in \Omega} \left[\frac{w_i}{W} \{I(i) - T(i)\}^2 \right] \quad \dots (4)$$

【0071】

【数 5】

$$W = \sum_{i \in \Omega} w_i \quad \dots (5)$$

10

【0072】

重み w_i は、例えば第 1 の透視画像の画素 i を生成する際に使用する光線上に、計算領域ラベルが付与されたボクセルがあれば 1 が割り当てられ、なければ 0 が割り当てられる。また、3次元ボリュームデータのボクセルに対して計算領域ラベル、ラベルなし、非計算領域ラベルの 3 種類のラベルが付与されている場合、計算領域ラベル、ラベルなし、非計算領域ラベルの順に値が小さくなるように重みが割り当てられる。例えば、「計算領域ラベル」に対して 1 が割り当てられ、「ラベルなし」に対して 0.5 が割り当てられ、「非計算領域ラベル」に対して 0 が割り当てられる。ラベルが前述の条件を満たす数値で与えられている場合、その値を重み w_i として用いてもよい。また、第 1 の透視画像を生成する際の光線上に位置するボクセルに複数種類のラベルが付与されている場合、ラベルに対応する重みのうち最も高い重みを用いてもよい。

20

【0073】

第 2 の実施形態における画像処理装置 100A を用いることにより、3次元ボリュームデータに基づいて生成された第 1 の透視画像上にユーザが領域を指定することで、3次元ボリュームデータに対して関心領域 (ROI) を設定することができる。また、3次元ボリュームデータに対して設定した関心領域に基づいた画像照合を行うことにより、関心領域に着目した対象 A のずれを算出することができ、放射線治療に適した位置合わせを行うことができる。

30

【0074】

なお、第 2 の実施形態においては、画像処理装置 100A と制御装置 200 とが異なる装置として説明したが、画像処理装置 100A と制御装置 200 とが一つの装置として構成されてもよい。例えば、制御装置 200 が、画像処理装置 100A の構成要素を備え、画像照合部 117 が算出したずれを変位差算出部 230 へ供給するようにしてもよい。

【0075】

(第 3 の実施形態)

図 9 は、第 3 の実施形態における画像処理装置 100B の構成を示すブロック図である。同図に示すように、画像処理装置 100B は、記憶部 101、画像生成部 102、表示部 103、操作部 104、領域取得部 105、ラベル付与部 106、断面画像生成部 127、対象領域検出部 128 及び線量算出部 129 を備える。画像処理装置 100B は、断面画像生成部 127、対象領域検出部 128 及び線量算出部 129 を更に備えることが第 1 の実施形態の画像処理装置 100 と異なる。

40

【0076】

断面画像生成部 127 は、3次元ボリュームデータに含まれるボクセルのうち、ラベル付与部 106 によりラベルが付与されたボクセルが含まれる範囲に対して複数の断面画像を生成する。断面画像生成部 127 は、断面画像を対象領域検出部 128 へ送る。対象領域検出部 128 は、断面画像生成部 127 から取得した複数の断面画像それぞれに対して

50

領域分割を行う。対象領域検出部 128 は、分割された領域のうち病巣の腫瘍に対応する領域を対象領域として検出し、腫瘍の輪郭を特定する。対象領域検出部 128 は、3次元ボリュームデータにおいて、対象領域に対応するボクセルに対して更にラベルを付与する。なお、対象領域検出部 128 が付与するラベルは、ラベル付与部 106 が付与するラベルと異なるラベルである。

【0077】

線量算出部 129 は、対象領域検出部 128 によりラベルが付与されたボクセルを腫瘍として線量分布計算を行って、治療計画を決定する。なお、画像処理装置 100B においてラベル付与部 106 に代えてラベル付与部 116 が備えられる場合、線量算出部 129 は、ラベル付与部 116 により付与された CTV、PRV のラベルに基づいて、治療計画を決定してもよい。例えば、線量算出部 129 は、CTV、PRV のラベルが付与された 3次元ボリュームデータを入力し、CTV の形状及び位置、CTV と PRV との位置関係に基づいて、放射線ビームの強度及び照射方向などを決定する。更に、線量算出部 129 は、3次元ボリュームデータを用いて線量分布計算を行って、適切な治療計画を決定する。

10

【0078】

図 10 は、画像処理装置 100B が行う処理の概要を示す図である。ラベル付与部 106 により ROI が設定された 3次元ボリュームデータが生成される。ROI は、第 1 の透視画像において指定された領域で定まる複数の錐体が 3次元ボリュームデータと重なり合う交差領域である。ROI が設定された領域に含まれるボクセルにはラベルが付与されている。また、ROI には、治療において放射線の照射対象となる腫瘍であって CTV の対象となる腫瘍が含まれている。

20

【0079】

断面画像生成部 127 は、所定の方向に平行な複数の面で 3次元ボリュームデータを切断した場合の複数の断面画像を含む断面画像群を、3次元ボリュームデータから生成する。断面画像それぞれにおける各画素値は、画素に対応するボクセルのボクセル値から得られる。断面画像生成部 127 は、生成した断面画像のうち、ラベルが付与されたボクセルに対応する画素を含む断面画像を対象領域検出部 128 へ供給する。

【0080】

対象領域検出部 128 は、断面画像生成部 127 から取得した複数の断面画像ごとに、断面画像においてラベルが付与されている画素を含む領域に対して領域分割を行う。対象領域検出部 128 は、領域分割して得られた複数の部分領域のうち腫瘍に対応する部分領域を特定することで、腫瘍の輪郭を検出する。例えば図 10 において、断面画像 01a はラベルが付与された領域であって ROI として指定された領域の断面である錐体断面 01b を含み、錐体断面 01b は腫瘍の断面である腫瘍断面 01c が含まれている。断面画像群のうち ROI を含む断面画像すべてにおいて、腫瘍断面の輪郭を示す輪郭情報が得られれば、3次元ボリュームデータにおける腫瘍の輪郭を得ることができる。

30

【0081】

断面画像における錐体断面に対する領域分割は、対象領域検出部 128 が公知の領域分割の方法を錐体断面に対して適用することで行う。例えば領域分割の方法として、各画素の特徴量に応じて 2 クラスに分割する K - M e a n s 法を用いてもよい。K - M e a n s 法における特徴量には、画素値を用いることができる。また、推定断面における閉領域の境界を求める S n a k e s 法を利用してもよい。他の領域分割手法としては、L e v e l S e t 法、G r a p h C u t 法などを用いてもよい。

40

【0082】

なお、対象領域検出部 128 は、領域分割の結果として、錐体断面において複数の閉領域が検出された場合、複数の閉領域のうち面積が最も大きい閉領域を腫瘍に対応する対象領域として検出してもよい。また、対象領域検出部 128 は、錐体断面において複数の閉領域が検出された場合、各閉領域に対応するボクセルのボクセル値 (CT 値) に基づいて、いずれかを選択してもよい。対象領域検出部 128 は、選択した閉領域を腫瘍に対応す

50

る対象領域として検出する。また、対象領域検出部 128 は、錐体断面において閉領域が検出されなかった場合に、腫瘍に対する R O I の設定が不適切である可能性があることをユーザに通知するメッセージを出力するようにしてもよい。

【0083】

第3の実施形態における画像処理装置 100B を用いることにより、3次元ボリュームデータに基づいて生成された第1の透視画像上にユーザが領域を指定することで、3次元ボリュームデータに対して関心領域 (R O I) を設定することができる。更に、3次元ボリュームデータにおける R O I の断面画像に基づいて、病巣の腫瘍の輪郭を特定することができ、適切な治療計画を決定することができる。

【0084】

なお、第3の実施形態における画像処理装置 100B は、第1及び第2の実施形態における画像処理装置と同様に、治療システムに適用してもよい。この場合、画像処理装置 100B は、対象領域として特定した腫瘍に対応するボクセルに対して R O I と異なるラベルを付与するようにしてもよい。

【0085】

(第4の実施形態)

第4の実施形態における画像処理装置は、第1の実施形態における画像処理装置 100 (図3) と同様に、治療システム 10 (図1) において用いられる。図11は、第4の実施形態における画像処理装置 100C の構成を示すブロック図である。同図に示すように、画像処理装置 100C は、記憶部 101、画像生成部 102、3次元画像表示部 133、操作部 104、領域取得部 105、ラベル付与部 106 及び3次元画像生成部 137 を備える。画像処理装置 100C は、表示部 103 に代えて3次元画像表示部 133 を備えることと、3次元画像生成部 137 を備えることが第1の実施形態の画像処理装置 100 と異なる。

【0086】

3次元画像表示部 133 は、画像を立体表示できる表示装置を含む。立体表示できる表示装置とは、例えば特殊な眼鏡をユーザが装着し、眼鏡を通して表示装置の表示面を見ることにより立体視を可能とする表示装置である。あるいは、3次元画像表示部 133 が含む表示装置は、特殊な眼鏡を用いずに立体視を可能とする表示装置であってもよい。3次元画像表示部 133 は、立体視できる画像を表示するとともに、画像生成部 102 が生成

【0087】

3次元画像生成部 137 は、ラベルの付与された3次元ボリュームデータを取得し、3次元ボリュームデータに基づいて立体視のための視差画像を3次元画像として生成する。3次元画像生成部 137 は、3次元画像を3次元画像表示部 133 へ供給し、3次元画像表示部 133 に表示させる。3次元画像生成部 137 は、3次元ボリュームレンダリング法を用いて、右目と左目とに対応する異なる視点ごとの画像を生成することにより、視差画像を生成する。

【0088】

3次元ボリュームデータから画像を生成する方法として、ボリュームレンダリング法がある。ボリュームレンダリング法では、画像上に表示する C T 値に対して不透明度を与え、画像上に表示しない C T 値に対して透明度を割り当てる。その後、特定の視点から見た場合の光線の透過と反射とを計算した陰影付けと色付けとによるレンダリングを行うことで画像を生成する方法である。このようにレンダリングすることで、D R R や M I P 画像、断面画像と異なり、より実態に近い画像を得ることができる。

【0089】

レンダリングを行う際に、同じ C T 値を有するボクセルであっても、ラベルが付与されているボクセルとラベルが付与されていないボクセルとに対して異なる色を割り当てることにより、ラベルが付与されている領域を、レンダリングで得られる画像において特定することができる。

10

20

30

40

50

【0090】

図12は、画像処理装置100Cにおける画像の表示例を示す図である。同図には、3次元画像表示部133の表示面において、3次元画像生成部137により生成された3次元画像と、画像生成部102により生成された2つの第1の透視画像とが表示されている例が示されている。2つの第1の透視画像は、異なる視点に基づいて生成された画像である。第1の透視画像上においてユーザが領域R41及び領域R42を指定すると、ラベル付与部106が領域R41及び領域R42で定まる錐体それぞれを算出する。ラベル付与部106は、3次元ポリウムデータにおいて2つの錐体が重なり合う領域に含まれるに対してラベルを付与する。3次元ポリウムデータにおいてラベルが付与されたボクセルは、3次元画像生成部137によって不透明度を与えられて、3次元画像において視認できる像として表現され、3次元画像におけるラベルの付与された領域R40として表示される。

10

【0091】

第4の実施形態における画像処理装置100Cを用いることにより、3次元ポリウムデータに基づいて生成された第1の透視画像上にユーザが領域を指定することで、3次元ポリウムデータに対して関心領域(ROI)を設定することができる。また、3次元ポリウムデータに対して設定した関心領域における特定のCT値に対応する組織を立体視することにより、適切な関心領域を設定できたか否かをユーザが把握することができる。

【0092】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、第1の透視画像上において指定された領域と第1の透視画像を生成した際の視点とから錐体を算出し、3次元ポリウムデータと錐体とが重なり合う領域を関心領域(ROI)に設定するラベル付与部を持つことにより、3次元ポリウムデータにおけるROIの設定を容易にすることができる。

20

【0093】

なお、各実施形態において説明した画像処理装置は、例えば汎用のコンピュータ装置を基本ハードウェアとして用いることでも実現することが可能である。すなわち、画像処理装置が備える各構成要素は、上記のコンピュータ装置に搭載されたプロセッサにプログラムを実行させることにより実現することができる。このとき、画像処理装置は、上記のプログラムをコンピュータ装置に予めインストールすることで実現してもよいし、CD-ROMなどの記憶媒体に記憶して、あるいはネットワークを介して上記のプログラムを配布して、このプログラムをコンピュータ装置に適宜インストールすることで実現してもよい。

30

【0094】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

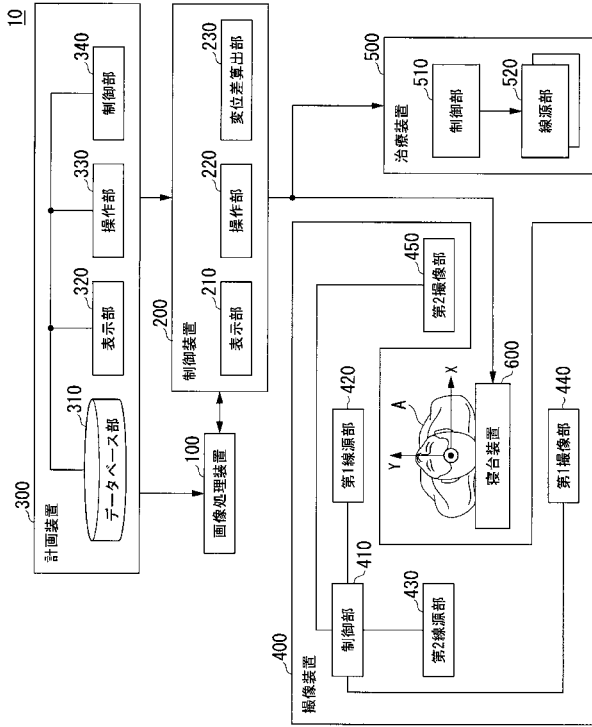
40

【0095】

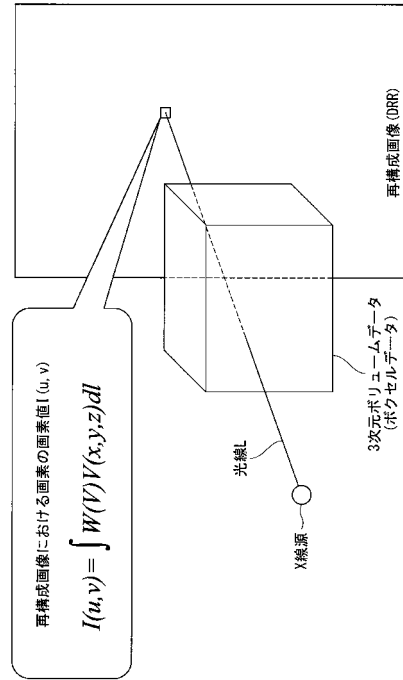
10...治療システム、100、100A、100B、100C...画像処理装置、101...記憶部、102...画像生成部、103...表示部、104...操作部、105...領域取得部、106、116...ラベル付与部、117...画像照合部、127...断面画像生成部、128...対象領域検出部、129...線量算出部、133...3次元画像表示部、137...3次元画像生成部、200...制御装置、210...表示部、220...操作部、230...変位差算出部、300...計画装置、310...データベース部、320...表示部、330...操作部、340...制御部、400...撮像装置、410...制御部、420...第1線源部、430...第2線源部、440...第1撮像部、450...第2撮像部、500...治療装置、510...制御部、520...線源部、600...寝台装置

50

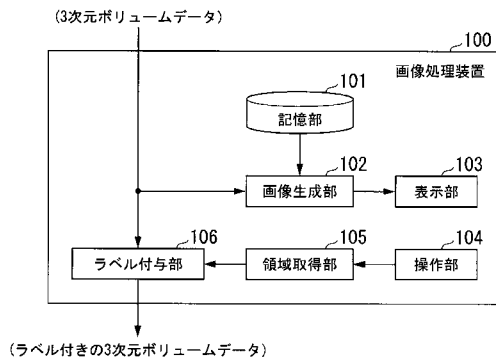
【図1】



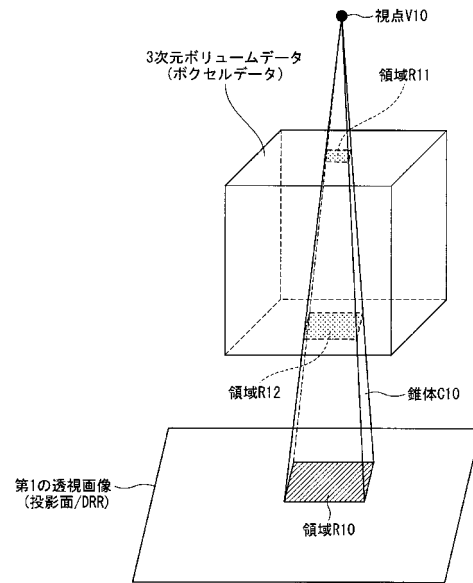
【図2】



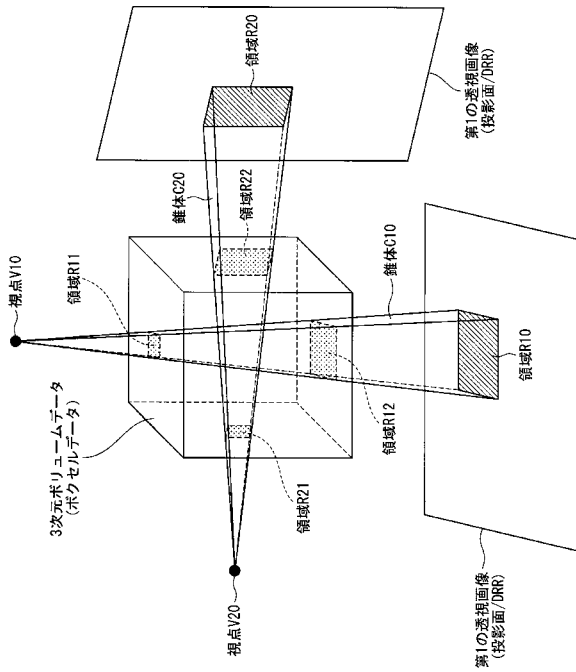
【図3】



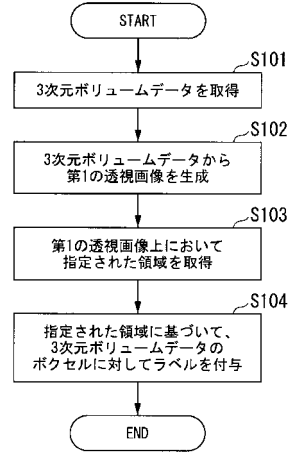
【図4】



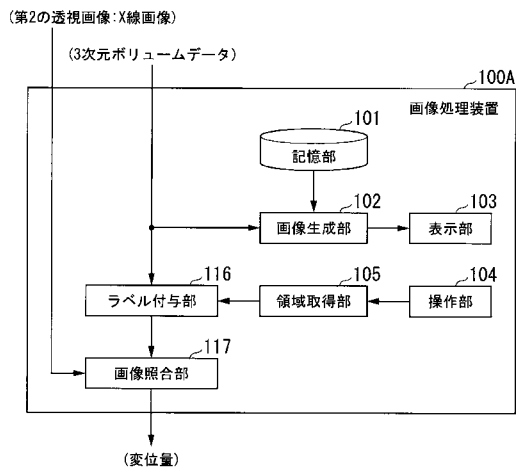
【図5】



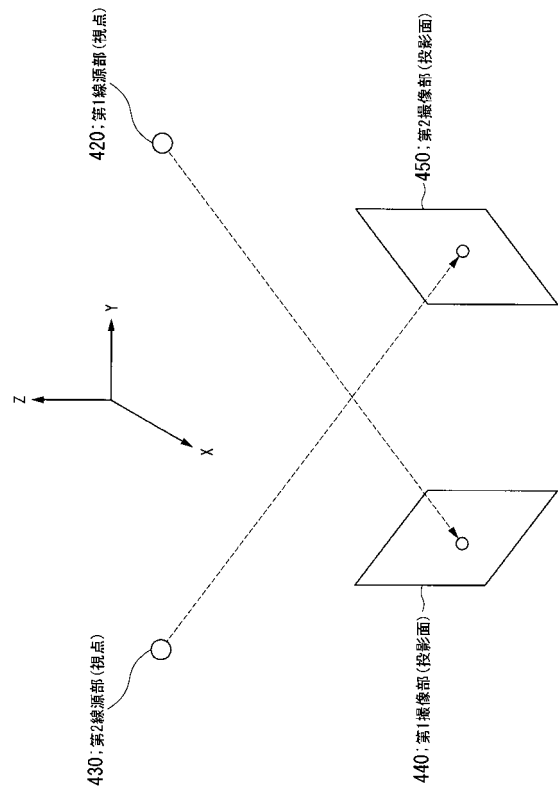
【図6】



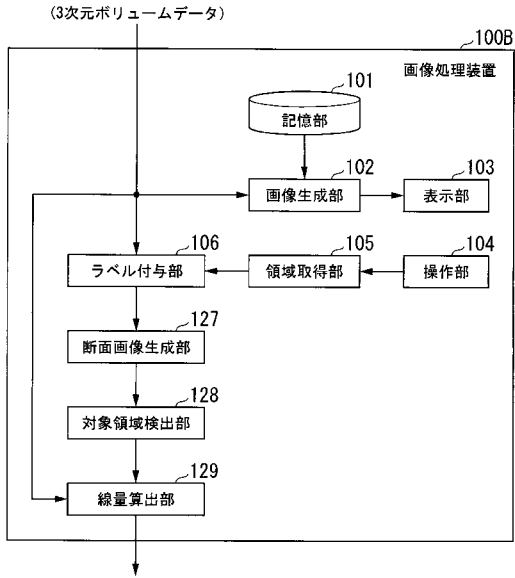
【図7】



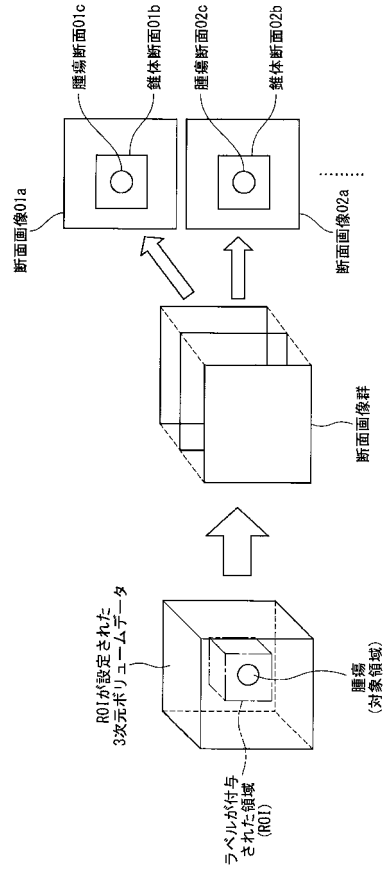
【図8】



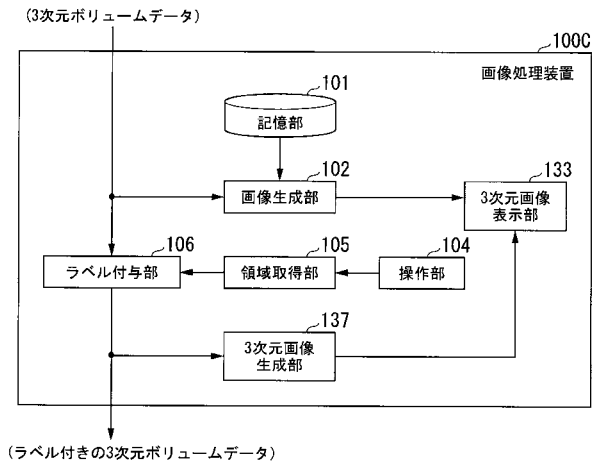
【 図 9 】



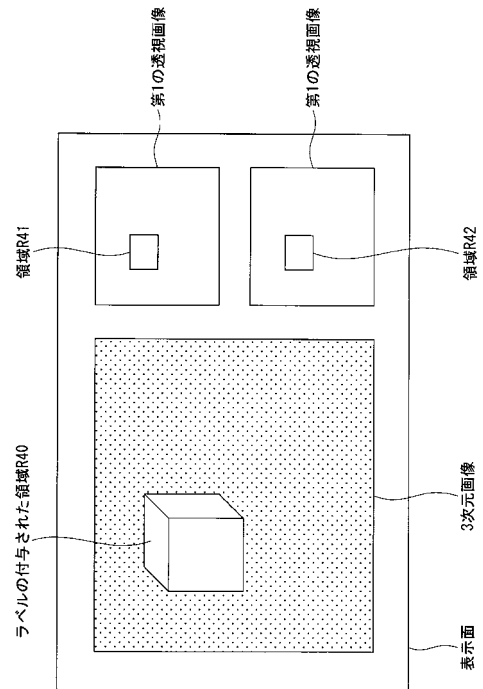
【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

(72)発明者 武口 智行

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

Fターム(参考) 4C093 AA09 AA22 AA25 CA15 FD12 FF27 FF28 FF33 FF37 FF42
5B057 AA09 BA03 BA19 BA24 CA08 CA12 CA13 CA16 CB08 CB12
CB13 CB16 CD14 CH11 DA07 DA16 DB02 DB03 DB06 DB09
DC09 DC14 DC19
5L096 AA06 AA09 BA13 CA24 DA01 EA39 FA38 FA69 GA34 JA03