

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線治療時の放射線の照射に関する計画を作成する治療計画装置であって、治療計画時に照射対象を撮像して得た治療計画時照射対象画像データに基づいて、治療時の放射線の照射パラメータを求めて治療計画データを作成する治療計画データ作成部と、前記照射対象が移動または変形する条件を指示する移動変形指示部と、前記治療計画時照射対象画像データで表現される照射対象を、前記移動変形指示部により指示された条件に基づいて移動または変形させることにより移動変形照射対象画像データを求める移動変形計算部と、前記治療計画データ作成部で作成された治療計画データを用いて前記移動変形照射対象画像データで表現される照射対象に放射線を照射した場合の、当該照射対象に形成される線量分布である移動変形線量分布を求める線量分布計算部と、前記移動変形線量分布に基づいた線量分布情報を表示する線量分布情報表示部とを備えたことを特徴とする治療計画装置。

10

【請求項 2】

前記移動変形指示部は、オペレータの入力に基づいて複数の移動または変形する条件を指示し、前記移動変形計算部は、前記複数の移動または変形する条件のそれぞれの条件に基づいて、複数の前記移動変形照射対象画像データを求め、前記線量分布計算部において、前記複数の前記移動変形照射対象画像データのそれぞれで表現されるそれぞれの照射対象についてそれぞれの前記移動変形線量分布を求め、前記線量分布情報表示部において、前記線量分布計算部において求めたそれぞれの前記移動変形線量分布に基づいたそれぞれの前記線量分布情報を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の治療計画装置。

20

【請求項 3】

前記照射対象のCT値誤差を与えて、このCT値誤差を含んだ移動変形照射対象画像データを求めるCT値誤差計算部を備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の治療計画装置。

【請求項 4】

治療時に患者の位置決めを行うときの患者位置決め誤差を与えて、与えられた患者位置決め誤差を含んだ移動変形照射対象画像データを求める患者位置決め誤差計算部を備えたことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の治療計画装置。

30

【請求項 5】

前記線量分布情報表示部において表示する前記線量分布情報は、線量体積ヒストグラムであることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の治療計画装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線や粒子線などを患者の病巣部に照射して治療を行う放射線治療における治療計画を行うための、好適な治療計画装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

放射線治療では、始めに、X線のCT(Computed Tomography)装置を用いて患者の患部を撮影した治療計画用3次元CTデータを取得し、このCTデータの診断結果に基づいて治療計画を立てる。このとき3次元CTデータに基づいて腫瘍患部の位置や形状を特定し、放射線を照射する方向や照射線量などを決める。次に、決定した治療計画に基づいて放射線治療を行うことになる。しかし、CT撮影時から放射線治療までの間にかなりの時間が経過していると、治療時における治療台の患者の位置や体位が治療計画作成時の患者の位置や体位と異なっていることが多い。そのため放射線治療を行う前に、現在の患者位置と治療計画時の患者位置のずれを補正して照射を行うことが行われている。

50

【0003】

患者位置のずれを補正するだけでは、照射対象である患部の変形や体位の変化に十分に
対応することができない場合がある。このような問題を解決する技術として、特許文献1
には、照射段階、すなわち治療時に移動や変形した患者のターゲットボリューム（患部）
に、照射段階の照射野が適合するように、計画段階の照射野を変換して照射する技術が開
示されている。また、特許文献2には、レーザー距離計やX線透視画像により、呼吸など
により移動する照射対象を監視し、移動量がある範囲内にあるときにゲート信号を出力し
、ゲート信号が出力されている間に一面照射するリペイント回数を決定することで、短時
間に一様な照射野を形成する技術が開示されている。

【0004】

特許文献3には、照射システムに起因する照射誤差を推定し、推定した照射誤差を加味
して照射パラメータを決定する技術が開示されている。また、特許文献4には、照射スポ
ットを移動させながら照射する、いわゆるスポットスキニング照射法における放射線照
射計画、特に照射時間の定量的な判断を容易にすることを目的として、経過時間と照射位
置の情報を算出し、呼吸による変動などで臓器が移動するあるタイミングにおいて照射さ
れるスポットを知ることにより線量分布への影響を実際に計算しながら検討する技術が開
示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-68093号公報

【特許文献2】特開2010-253250号公報

【特許文献3】特開2008-136523号公報

【特許文献4】特開2008-178569号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記のように、部位によっては呼吸により患部が移動したり変形したりする場合がある
。また、治療時に患者の体位が異なると、治療計画時の患部の形状から変形する場合があ
る。また、患部の部位によっては、例えば腸のガスの状態や膀胱の状態により患部の形状
や位置が変化する場合もある。さらに、装置の位置決め精度によっても、治療計画時の患
部位置と、治療時の位置がずれることも考えられる。あるいは、特許文献3に記載されて
いるように、照射システムに起因する照射誤差も考えられる。

【0007】

このように、治療時、すなわち照射時には、照射する部位により、移動や変形の原因が
異なることが考えられ、また位置決め精度や、照射システムの照射誤差など、種々の要因
により、照射対象である患者の体内に治療計画とは異なる照射野が形成、すなわち、治療
計画とは異なる線量分布が形成される場合がある。特許文献1～4に記載された先行技術
は、それぞれ、形成される線量分布が、ある一つの要因に基づいて治療計画と異なる線量
分布になることを解消するための技術である。例えば、特許文献3のように、照射システ
ムに起因する照射誤差を加味して照射パラメータを決定しても、照射対象が移動や変形を
すれば、照射対象に計画通りの線量分布を形成することができない。

【0008】

一方、治療計画で作成した照射パラメータにより照射することにより、照射対象が移動
や変形しても、形成される線量分布が治療として許容できる範囲に収まることもある。

【0009】

本発明は、上記のような問題点を解決するためになされたものであり、ある治療計画に
より照射した場合、照射対象によって移動や変形する要因が異なっても、形成される線量
分布が治療として許容できる範囲に収まる治療計画であるかどうかを適切に判断できる治
療計画装置を提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の治療計画装置は、治療計画時に照射対象を撮像して得た治療計画時照射対象画像データに基づいて、治療時の放射線の照射パラメータを求めて治療計画データを作成する治療計画データ作成部と、前記照射対象が移動または変形する条件を指示する移動変形指示部と、前記治療計画時照射対象画像データで表現される照射対象を、前記移動変形指示部により指示された条件に基づいて移動または変形させることにより移動変形照射対象画像データを求める移動変形計算部と、前記治療計画データ作成部で作成された治療計画データを用いて前記移動変形照射対象画像データで表現される照射対象に放射線を照射した場合の、当該照射対象に形成される線量分布である移動変形線量分布を求める線量分布計算部と、前記移動変形線量分布に基づいた線量分布情報を表示する線量分布情報表示部とを備えるようにしたものである。

10

【発明の効果】

【0011】

この発明によれば、照射対象によって移動や変形する要因が異なっても、形成される線量分布が治療として許容できる範囲に収まる治療計画であるかどうかを適切に判断できる治療計画装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】この発明の実施の形態1による治療計画装置の構成を示すブロック図である。

20

【図2】この発明の治療計画装置を含む放射線治療システムの構成を示すブロック図である。

【図3】この発明の実施の形態1による治療計画装置の動作を示すフローチャートである。

【図4】この発明の実施の形態1による治療計画装置の線量分布情報表示部が表示する線量分布情報の一例を示す図である。

【図5】この発明の実施の形態2による治療計画装置の構成を示すブロック図である。

【図6】この発明の実施の形態3による治療計画装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

30

実施の形態1

図2は、本発明の治療計画装置を含む粒子線治療システムの全体構成を示すブロック図である。本発明の対象である治療計画装置1と画像データ送信装置3と治療計画データ受信装置4が各装置間で通信を行うためのネットワーク2で結ばれている。画像データ送信装置3は、治療計画のための画像データ31を治療計画装置1に送信する。画像データ送信装置3は、例えば画像データ格納装置32や画像撮影装置33を備えている。画像データ31は、例えばCT・MR・PETなど、治療計画時に撮像した治療対象である患者の患部および患部の周辺を含んだ患者、すなわち放射線を照射する照射対象の画像データである。

【0014】

40

治療計画装置1で作成された治療計画データ41が治療計画装置1の出力データとして治療計画データ受信装置4に送信される。治療計画データ受信装置4は、例えば治療計画データ格納装置42や治療装置43などを備えている。治療計画装置1において主要な処理を行うのは治療計画計算機11である。治療計画装置1には、治療計画計算機11に指示を行うための入力装置12や、治療計画計算機11において処理した情報をユーザーに提示するための表示装置13などが備えられている。入力装置12は、キーボード・マウス・ペンタブレットなど、およそ計算機を使用する場合に想定される入力装置であればどのようなものであってもよい。表示装置13は、液晶ディスプレイやタッチパネル式のタブレット型ディスプレイあるいはプロジェクターなど、およそ計算機を使用する場合に想定される表示装置であればどのようなものであってもよい。

50

【0015】

図1は、本発明の実施の形態1による治療計画装置1の治療計画計算機11の構成を示すブロック図である。画像データ入力部P1が画像データ31を治療計画計算機11に取り込む。治療計画計算機11に取り込んだ画像データ31を治療計画計算機11内の画像データ格納部P2に保存する。ユーザーは、画像データ選択部P3で画像データ格納部P2に保存された画像データを選択する(画像データ選択作業)。選択した画像データを、ここでは治療計画時照射対象画像データと呼ぶ。ユーザーは、輪郭データ作成部P4により、治療計画時照射対象画像データに重畳するように輪郭データを作成する(輪郭データ作成作業)。輪郭データとしては、治療対象を示すターゲットや、治療において照射をさける必要のある重要臓器や、患者の体の形を示す体輪郭など、およそ治療計画に必要な輪郭データが含まれる。治療計画では、輪郭データを用いて、例えば、患部に線量を集中させ、重要臓器の線量が低くなるような照射パラメータを決定する。また、本発明では、後述のように移動変形した照射対象に照射した場合に、患部の線量、および重要臓器の線量がどのようになるかを評価する場合にも輪郭データが使用される。輪郭データ作成部P4で作成した輪郭データは輪郭データ格納部P5に保存される。

10

【0016】

治療計画データ作成部P6が、治療計画時照射対象画像データ・輪郭データを使用し治療計画データを作成する。この際、治療計画作成において、ユーザーが入力すべき条件があれば入力する(治療計画データ作成作業)。治療計画データとしては、粒子の種類など照射するビームの種類、ビームのエネルギー、ガントリ角度などのビームの方向、処方する線量・分割回数など、およそ治療計画に必要な放射線の照射パラメータが含まれる。治療計画データ作成部P6で作成した治療計画データは治療計画データ格納部P7に保存される。

20

【0017】

移動変形指示部P8は、実際に治療する際に、治療部位が移動したり、変形したりする様子を想定して指示する。移動・変形の原因や移動・変形の様子は、治療部位により異なるため、移動変形指示部P8が、治療部位に応じて臓器の移動や変形を指示する。移動変形指示部P8による移動や変形の指示としては、輪郭データの移動量を数値で入力したり、輪郭データの移動先・変形した形をユーザーが描画ツール等で指定したり、あるいは、患者の呼吸位相に合わせて撮影された複数の画像データから自動的に移動量・変形量を計算するよう指示するなど、およそ輪郭データの幾何学情報や画像データの幾何学情報、あるいは画像データに含まれる呼吸位相などのメタ情報を利用することが含まれる(移動変形量指示作業)。移動変形計算部P9において、移動変形指示部P8で指定された方法により輪郭データに対し移動量・変形量を計算し、移動・変形した輪郭データ、および輪郭データと同様に治療計画時照射対象画像データを移動変形した画像データを、移動変形照射対象画像データとして一時的にメモリ上に作成する。このように、移動変形照射対象画像データには、治療計画時照射対象画像データを移動変形させた画像データ、および移動変形した輪郭データが含まれる。

30

【0018】

線量分布計算部P10において、治療計画データおよび移動変形照射対象画像データを用いて、移動変形照射対象画像データで表現される移動変形された照射対象に、治療計画データの照射パラメータにより放射線を照射した場合の、当該照射対象に形成される線量分布である移動変形線量分布を計算する。線量分布計算部P10で求めた移動変形線量分布は、線量分布情報表示部P11において表示する。線量分布情報表示部P11における表示としては、一般的に治療計画装置として線量分布を表示するために想定される、線量の強さに応じた色による分布表示、あるいは線量体積ヒストグラム(DVH、Dose Volume Histogram)による表示など、およそ治療計画装置として想定される線量分布情報による表示であればどのような表示であってもよい。治療計画データ41は治療計画データ出力部P12から治療計画データ受信装置4に送信される。

40

【0019】

50

図3は本発明の実施の形態1の治療計画装置による治療計画データの作成手順を示すフローチャートである。治療計画データの作成は、画像データ選択S1から開始する。画像データ選択部P3において、治療計画データを作成する対象の治療計画時照射対象画像データの選択を行う(ステップS1)。治療計画時照射対象画像データの選択方法としては、画像データ格納部P2から特定の患者の画像データリストを取得し、ユーザーに画像データを選ばせたり、あるいは画像撮影装置33から治療計画装置1に対し画像データ31を直接送信したりするなど、治療計画作成時に一般的に使用されている方法が採用される。

【0020】

次に、輪郭データ作成部P4において、選択された治療計画時照射対象画像データに対し重畳する輪郭データを作成する(ステップS2)。輪郭データ作成後、治療計画データ作成部P6において、この輪郭データに対応する治療計画データを作成する(ステップS3)。治療計画データは、治療計画時照射対象画像データに基づいて作成された輪郭データに対応して作成されるので、結局、治療計画データは治療計画時照射対象画像データに基づいて作成されることになる。ここまでの、ステップS1~S3は、従来の治療計画の方法と同じである。次に、移動変形指示部P8において、輪郭データの、想定される移動変形(患者の呼吸による移動変形や、患者体位の傾きなど重力の影響による移動変形など)を指示し、その指示を受けて移動変形計算部P9が輪郭データを含む治療計画時照射対象画像データの移動・変形を行い、輪郭データを含む治療計画時照射対象画像データが移動・変形された結果である移動変形照射対象画像データをメモリ内に得る(ステップS4)。

移動変形照射対象画像データとしては、輪郭データを含まない治療計画時照射対象画像データが移動変形された画像データと移動変形された輪郭データとをメモリ内に別々に保存するようにしても良いし、輪郭データが含まれた画像データとして保存するようにしても良く、そのデータ形式はどのようなものであってもよい。

【0021】

移動変形指示部P8において指示する移動・変形は、複数の移動変形を指示しても良い。複数の移動変形が指示された場合、移動変形計算部P9では、それぞれの移動変形について移動変形照射対象画像データを得る、すなわち複数の移動変形照射対象画像データを得る。

【0022】

線量分布計算部P10において、ステップS4で与えられた諸条件(治療計画時照射対象画像データ・輪郭データ・治療計画データ・移動変形照射対象画像データなど)を使用し、それぞれの条件における線量分布の計算を行い(ステップS5)、結果を線量分布情報表示部P11に表示する。前述のように、線量分布情報表示部P11に表示するのは、線量の強さに応じた色による分布表示、あるいはDVHなど、ユーザーが、治療計画データの有効性・妥当性を判断するための線量分布情報である。線量分布情報としてDVHを表示した例を図4に示す。図4では、例えば呼吸により臓器が移動する場合の移動を推定して求めた線量分布をDVHで表現した線量分布情報を移動1、患者の姿勢により臓器が変形する場合を推定して求めた線量分布をDVHで表現した線量分布情報を変形1として示している。表示には、治療計画から移動変形が無い場合のDVHを治療計画として合わせて表示している。このように表示することで、重要臓器に対する線量が許容範囲に収まっているか、治療臓器に対する線量が治療に必要な線量となっているかなどにより、ユーザーが、この治療計画が妥当であるかどうかを判断することができる。

【0023】

以上説明したように、ステップS1~S3では、治療計画時に撮像した患者の患部を含む治療計画時照射対象画像データ、例えばCTデータに基づいて治療計画データを作成する。すなわち、治療計画時に撮像したときの患部に最適な線量分布を与えるための照射パラメータが治療計画データとして作成される。実際の照射は、治療計画とは異なる時点、異なる場所において行われるため、患者の患部は種々の原因により治療計画時とは、移動したり変形したりすることが想定される。治療計画時から、患者の患部、すなわち治療対

10

20

30

40

50

象の臓器が移動したり変形したりしたすると、ステップS1～S3で作成した治療計画データ通りの照射を行った場合、照射対象である患者に形成される線量分布は治療計画時に設定した線量分布にはならない。線量分布計算部P10では、臓器の移動や変形を想定し、移動や変形が発生した臓器に対して、治療計画データに従った照射を行った場合の線量分布を計算して、線量分布そのものあるいはDVHといった線量分布情報をユーザーに提示することにより、ユーザーが提示された線量分布情報により線量分布評価を行い、治療計画データの有効性・妥当性を評価する(ステップS6)。治療計画データの有効性・妥当性が不十分で再計画が必要とユーザーが判断した場合(ステップS6 YES)、ステップS3の治療計画データ作成からやり直すことができる。治療計画データの有効性・妥当性が十分と判断された場合は(ステップS6 NO)、治療計画データ受信装置に対し、治療計画データを出力する(ステップS7)。以上により、治療計画データの作成手順は終了となる。

【0024】

本発明の実施の形態1による治療計画装置によると、治療計画を立案していく過程において、臓器の移動や変形による線量分布誤差を推定する過程を設けたので、実際の照射時に発生する臓器移動や変形に対する影響を評価することが可能となる。スキャン照射は、小さなサイズのビームをスポット毎に照射していくことにより三次元の線量分布を得る照射法であるため、照射中に臓器が移動したり変形したりすると治療計画で立案した際の線量分布から誤差を生じる可能性が高く、影響の評価は特に重要となる。本発明の実施の形態1による治療計画装置では、臓器移動や変形に対する影響を評価することが可能であり、より適切な治療計画を立案することができるようになる。

【0025】

実施の形態2 .

図5は、本発明の実施の形態2による治療計画装置の治療計画計算機111の構成を示すブロック図である。本実施の形態2による治療計画計算機111は、実施の形態1の治療計画計算機11の構成に、CT値誤差計算部P13を追加した構成となっている。

【0026】

放射線、特に粒子線を照射した場合に、粒子線が吸収される割合は照射対象のいわゆるCT値に関係する。CT値とは、X線CT画像から得られる電子密度に対応した値である。CT値と粒子線が吸収される割合の関係は、臓器によって誤差を含んだものになる場合があるため、線量分布計算においてCT値誤差を考慮することにより、より物理現象としての線量分布に近い線量分布をユーザーに提示することができる。例えば、移動変形指示部P8において、考慮すべきCT値誤差をも指定することにより、CT値誤差計算部P13において、指定されたCT値誤差に基づいて移動変形計算部P9で求めた移動変形照射対象画像データにCT値誤差を与える。線量分布計算部P10においては、与えられたCT値誤差を考慮した線量分布を求め、CT値誤差を含んだ線量分布情報を提示することにより、精度の高い治療計画データを作成するための支援を行うことが可能となる。

【0027】

実施の形態3 .

図6は、本発明の実施の形態3による治療計画装置の治療計画計算機211の構成を示すブロック図である。本実施の形態3による治療計画計算機211は、実施の形態1の治療計画計算機11の構成に、患者位置決め誤差計算部P14を追加した構成となっている。

【0028】

例えば、移動変形指示部P8において、考慮すべき患者位置決め誤差をも指定することにより、患者位置決め誤差計算部P14において、指定された患者位置決め誤差に基づいて移動変形計算部P9で求めた移動変形照射対象画像データに位置決め誤差による誤差を与える。線量分布計算部P10においては、与えられた位置決め誤差を考慮した線量分布を求め、位置決め誤差を含んだ線量分布情報を提示する。このように、患者位置決め誤差を考慮することにより、患者位置決め誤差が発生した場合の線量分布情報をユーザーに提

示することができ、よりロバスト性の高い治療計画データを作成するための支援を行うことが可能となる。

【0029】

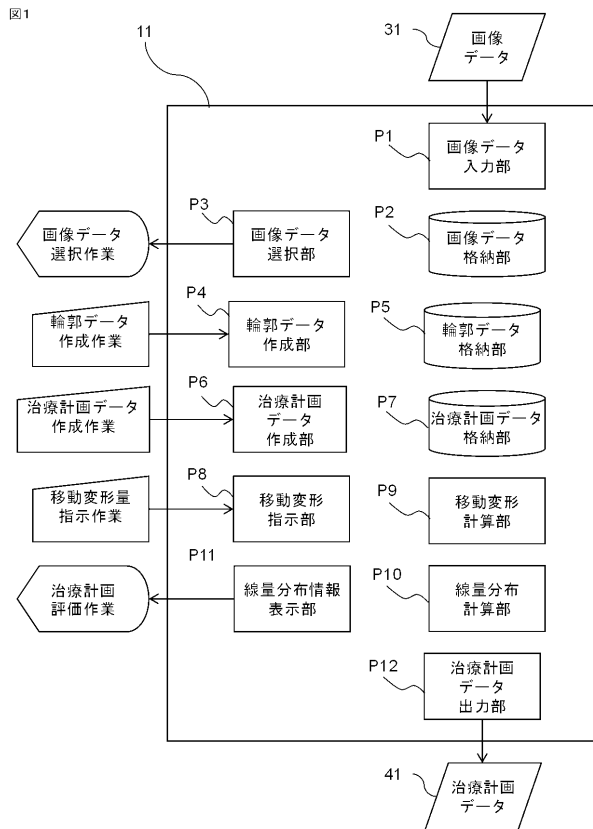
なお、本発明は、その発明の範囲内において、各実施の形態を適宜、変形、省略したりすることが可能である。

【符号の説明】

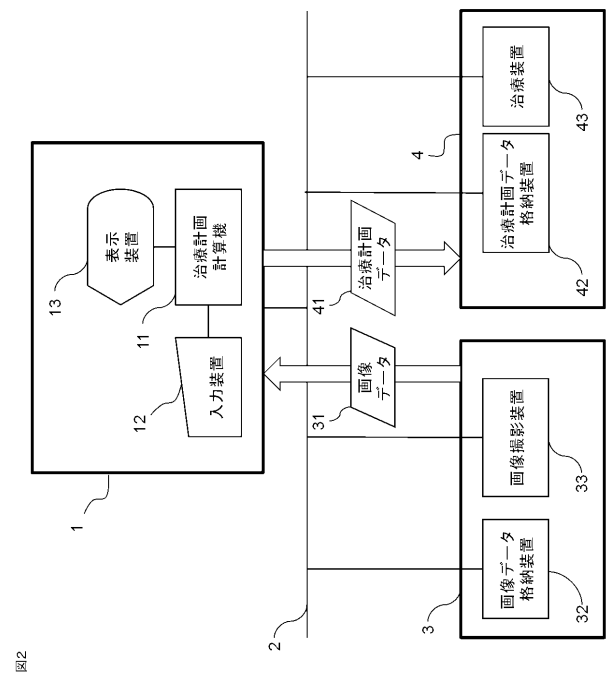
【0030】

1 治療計画装置、31 治療計画データ、P6 治療計画データ作成部、P8 移動変形指示部、P9 移動変形計算部、P10 線量分布計算部、P11 線量分布情報表示部、P13 CT値誤差計算部、P14 患者位置決め誤差計算部

【図1】

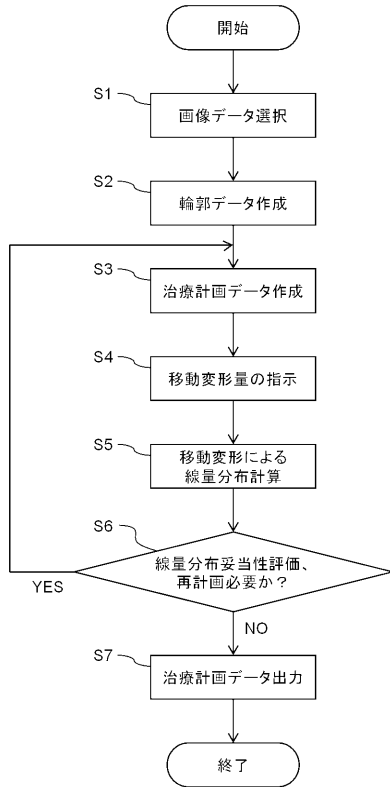


【図2】



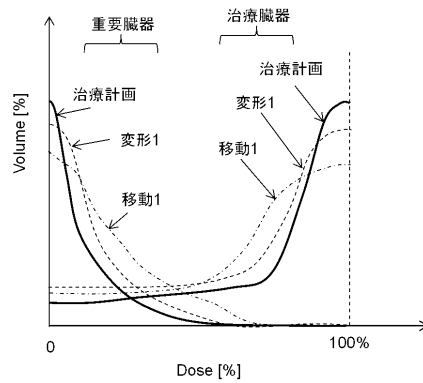
【 図 3 】

図3



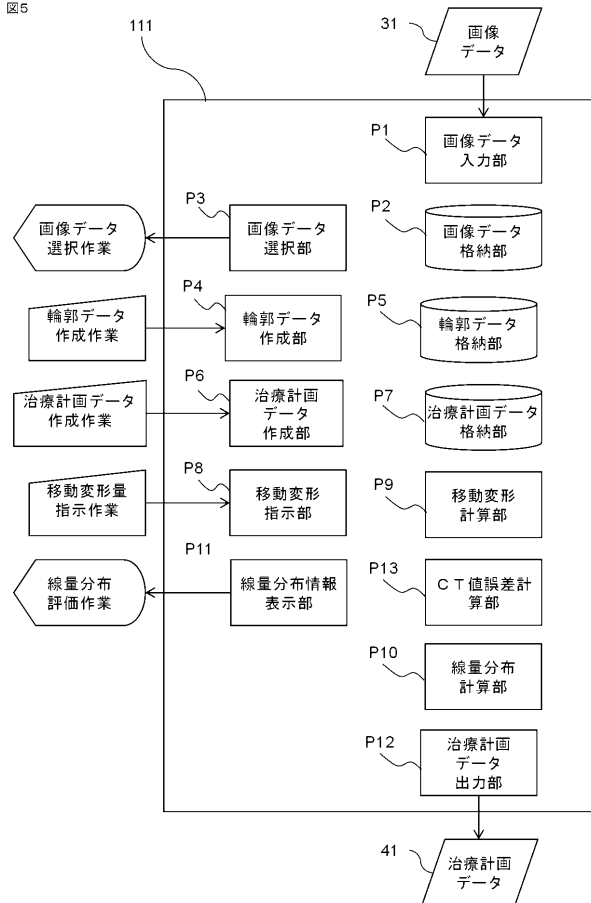
【 図 4 】

図4



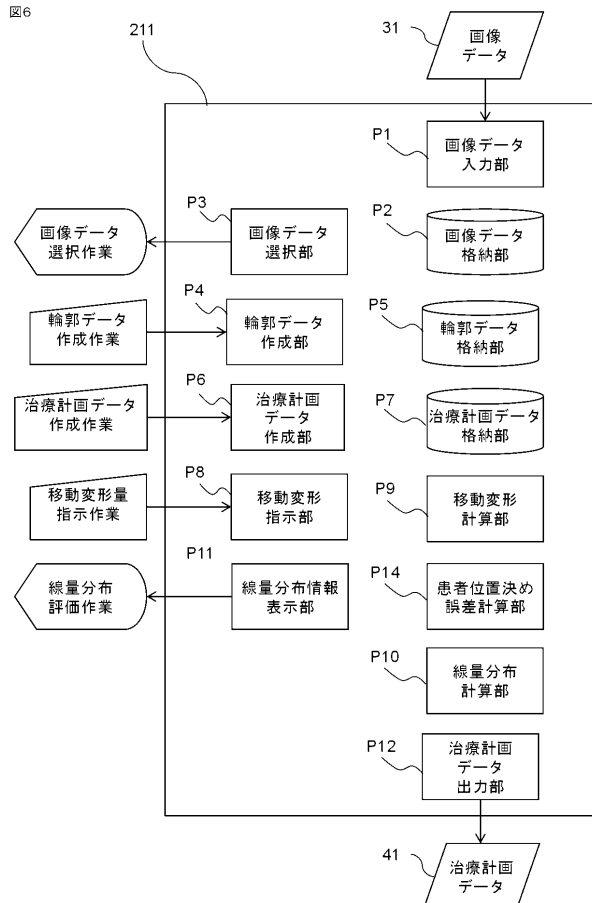
【 図 5 】

図5



【 図 6 】

図6



フロントページの続き

(72)発明者 池田 昌広

東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内

Fターム(参考) 4C082 AC04 AE01 AN02 AN04 AN05 AR11