

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6095112号  
(P6095112)

(45) 発行日 平成29年3月15日(2017.3.15)

(24) 登録日 平成29年2月24日(2017.2.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

F 1

A 6 1 N 5/10  
A 6 1 N 5/10M  
P

請求項の数 3 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2013-89918 (P2013-89918)  
 (22) 出願日 平成25年4月23日 (2013.4.23)  
 (65) 公開番号 特開2014-212820 (P2014-212820A)  
 (43) 公開日 平成26年11月17日 (2014.11.17)  
 審査請求日 平成27年10月13日 (2015.10.13)

(73) 特許権者 000005108  
 株式会社日立製作所  
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  
 (74) 代理人 110001829  
 特許業務法人開知国際特許事務所  
 (74) 代理人 100077816  
 弁理士 春日 譲  
 (74) 代理人 100156524  
 弁理士 猪野木 雄一  
 (72) 発明者 松崎 和喜  
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地  
 株式会社日立製作所  
 中央研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線治療システム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

放射線治療の治療計画を作成するとともに、治療計画画像に關心領域を設定する治療計画装置と、

前記治療計画画像を保存するとともに、前記治療計画装置において設定された前記關心領域を保存する画像サーバと、

放射線を照射する対象の位置決め用の断層画像を撮像する断層撮像装置と、

患者をのせるベッドと、

放射線治療にあたって前記ベッドの位置決めを行う位置決めシステムであって、

前記画像サーバに保存された前記治療計画画像と前記断層撮像装置によって撮像された前記断層画像との位置合せを行い、この位置合せの結果から第1ベッド位置決めパラメータを演算する第1画像位置合せ部、

前記断層撮像装置で撮像された前記断層画像に対して前記治療計画装置において設定された關心領域を設定する領域設定部、

この領域設定部で設定された前記關心領域の位置に関する特徴量を演算する特徴量演算部、

この特徴量演算部で演算された前記特徴量を学習する特徴量学習部、

前記特徴量学習部で学習した前記特徴量を利用して前記画像サーバに保存された前記治療計画画像と前記断層撮像装置によって撮像された前記断層画像との位置合せを行い、この位置合せの結果から第2ベッド位置決めパラメータを演算する第2画像位置合せ部、

10

20

\_\_\_\_\_を有する位置決めシステムと、  
前記第1ベッド位置決めパラメータと前記第2ベッド位置決めパラメータとの入力を受けた上で、前記ベッドを移動させて位置決め制御するベッド位置制御装置と、を備えたことを特徴とする放射線治療システム。

【請求項2】

請求項1に記載の放射線治療システムにおいて、  
前記特徴量演算部で演算された前記特徴量から特徴量の信頼度を演算して学習する前記特徴量学習部、この特徴量学習部で学習した前記特徴量および前記信頼度を利用して前記画像サーバに保存された前記治療計画画像と前記断層撮像装置によって撮像された前記断層画像との位置合せを行う画像位置合せ部を有する前記位置決めシステムを更に備えたことを特徴とする放射線治療システム。 10

【請求項3】

請求項1または2に記載の放射線治療システムにおいて、  
前記画像サーバに保存された前記治療計画画像と前記断層撮像装置によって撮像された前記断層画像との位置合せ結果を表示する表示部を更に備えた  
ことを特徴とする放射線治療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線や陽子線をはじめとする粒子線等の各種放射線を患部に照射して治療する放射線治療において、画像内に描出された対象を位置合せする位置合せシステムを備えた放射線治療システムに関する。 20

【背景技術】

【0002】

腫瘍細胞を各種放射線を照射することで壊死させる放射線治療は、近年広く行われつつある。用いられる放射線としては、最も広く利用されているX線だけでなく、陽子線を始めとする粒子線を使った治療も行われている。

【0003】

放射線治療は、主に診断、治療計画、治療、経過観察の4つのステップで実施される。この各ステップにおいて画像もしくは画像処理技術を用い、より高精度な治療を目指して画像誘導放射線治療（Image Guided Radiation Therapy：IGRT）が実施されるようになっている。例えば、診断のステップでは、診断装置の種類の増加、高性能化に伴い、従来治療計画に用いられていたX線CT（Computed Tomography）画像に加え、MR（Magnetic Resonance）画像の形態画像や、PET（Positron Emission Tomography）画像といった機能画像が、治療計画における治療領域決定に利用されるようになっている。 30

【0004】

また、治療の重要なプロセスの一つにベッド位置決めがある。これは治療直前の患者セットアップにおいて、現在のベッド位置を治療計画位置に一致させることである。一般的に放射線治療は、放射線を複数回（治療部位によるが数十回）に分けて放射線を患部に照射するため、ベッド位置決めは、その照射毎に毎回実施される。具体的には、治療計画装置から出力されたDRR（Digital Reconstructed Radiograph）画像と、放射線照射前にX線撮像装置を用いて治療用ベッド（以下、ベッドと省略する）の上に患者を寝かせた状態で撮影するX線画像（DR画像、Digital Radiograph画像）とを技師または医師が比較することにより、治療計画で決定した照射標的の位置と現在のベッド上の照射標的の位置とのズレを演算し、二種類の画像が一致するようにベッドの移動量を求め、ベッドを移動させるプロセスである。 40

【0005】

このベッドの位置合せの手法の一つとして、非特許文献1には、関心領域に重み付けし 50

た評価関数を用いた標的や危険臓器を基準とした自動の画像位置合せ方法が提案されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】Jinkoo Samuel B. P. et al., "Spatially weighted mutual information image registration for image guided radiation therapy", Medical Physics, vol.37, No.9, September 2010.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0007】

上述のように、放射線治療におけるベッド位置決め方法は広く普及している。このうち、DR画像とDRR画像を用いたベッド位置決め（以下DR-DRRベッド位置決め）では、平行移動3自由度および撮影方向を軸とする回転（平面内回転）2自由度とを精度良く検出可能である。しかし、X線の撮影方向に直行する軸周りの回転（平面外回転）を自動で検出することは困難であることが知られており、この手法によるより高精度なベッド位置合せの実現は難しい。

【0008】

従来のDR-DRRベッド位置決めと同一の機器で、自動で6自由度を検出可能な位置決め方法として、ベッド位置決めシステムにてCT画像とDR画像を用いる方法（以下、CT-DRベッド位置決め）が知られている。DR-DRRベッド位置決めでは、治療計画位置でのみ生成したDRR画像とDR画像とを画素値を比較し移動量を演算するのに対し、CT-DRベッド位置決めでは治療計画CT画像から様々な角度でDRR画像を作成し、DR画像と画素値を比較することで移動量を演算する。治療計画CT画像から全方位のDRR画像を作成可能なため、6自由度を検出可能である。

20

【0009】

ここで、X線画像（DR画像）やDRR画像は、いわゆる投影画像であり、主にX線吸収率の高い骨等の構造物が映るため、臓器等の軟組織に腫瘍領域が存在する場合に、直接腫瘍位置を画像から観察するのが困難な場合があり、臓器自身の輪郭や領域も不鮮明になる。この理由として、X線画像が人体の3次元構造を2次元面に投影したデータであること、また骨と比較して軟組織のX線吸収係数が低く、また臓器毎の係数値の差が小さいために投影方向に関して複数の軟組織が重なっているとその境界判別が難しくなること、等が挙げられる。

30

このため、X線画像を用いるベッド位置決めでは、腫瘍領域（軟組織）と骨との位置関係が大きく変化しないと想定し位置決めを実施していた。しかし、実際には体内の臓器の位置はわずかながら毎日変化する。したがって、必ずしも治療計画時のCT画像における臓器位置と治療時のベッド上での臓器位置は一致していない場合もある。

【0010】

治療計画CT画像は元々3次元画像であることから、近年では、放射線治療システムのガントリに付属したX線管とフラットパネル検出器を用い、患者の周囲を回転して撮像するコーンビームCT装置により、治療直前の患者3次元画像を取得し、これらを用いたベッド位置決め（以下、CT-CTベッド位置決め）が行われ始めている。

40

コーンビームCT画像は、治療計画CT画像と比較し画質は劣るもの、3次元断層像が撮像可能である。これにより、前述したDR-DRRベッド位置決めの課題であった自由度の精度不足や、CT-DRベッド位置決めの投影画像による課題を解決可能である。さらに放射線治療システムに付属のコーンビームCT装置に代わり、治療室内にCT装置を設置し、共通の寝台で患者を撮像するインルームCT撮像も行われるようになっており、治療計画CT画像と同等の画質でベッド位置決めが行われている。

【0011】

このようにベッド位置決めは、従来の2次元投影画像を用いたDR-DRRベッド位置

50

決め、CT - DRR ベッド位置決めから、3次元画像を用いた CT - CT ベッド位置決めが主流になりつつある。これは2次元投影画像同士の位置合せから、3次元断層画像同士の位置合せになったことにより、画像に含まれる情報量が増えるためであり、従来認識が困難であった標的や危険臓器といった軟組織も認識可能となったからである。

しかし一方で、画像に含まれる情報量が増えることにより、位置合せ可能な部位が増え、どの部位をどの程度位置合せする必要があるかといった基準や、その方法は従来と比較して複雑になっている。また、前述した通り、標的や臓器といった軟組織の位置はわずかながら毎日変化するため、3次元画像同士の位置合せをより複雑にしている。

#### 【0012】

実際の治療において、3次元画像同士の位置合せは、画像位置合せ機能を搭載したシステムによる自動位置合せと、操作者が画像を見ながら手動で位置合せを行う手動位置合せがある。

一般的には、まず自動位置合せを実行したのち、それらの結果を手動位置合せで補正する、という手順で行われている。

自動位置合せは、システムに実装された評価関数により、ベッド位置合せの6自由度を決定するものである。しかし、従来利用されている評価関数では、位置合せの判断基準が一定で有るもの、画像全体の位置を合せるものであり、標的や危険臓器といった操作者の関心領域を基準とした位置合せは困難である。

一方、手動位置合せでは、操作者の関心領域を基準とした位置合せが可能である。しかし、その基準は操作者に依存するため、位置合せ結果にはばらつきが生じてしまい、高精度なベッド位置決めが困難である。

#### 【0013】

さらに最近では、腫瘍領域の近傍にある周辺臓器への線量付与をなるべく避け、腫瘍領域（患部）へ放射線を集中させる3次元放射線治療が盛んになっている。例えば、IMRT（Intensity Modulated Radiation Therapy）や粒子線を用いる放射線治療などである。このような標的に線量を集中して照射するためにも、より高精度なベッド位置決めおよび画像位置合せが求められている。

#### 【0014】

このような3次元断層撮像装置を備えた放射線治療システムにおいて、治療計画 CT 画像と患者の3次元画像を用いたベッド位置決めでは、従来の投影画像を用いた位置決めでは困難であった、標的や危険臓器といった放射線治療における関心領域が描出されるため、それらを基準に位置合せが可能となるという利点がある。

#### 【0015】

しかし3次元画像を用いる場合、標的や危険臓器といった関心領域が描出されるという利点は有るもの、基準となり得る領域が複数描出されるため、どの領域をどの程度位置を合せるかは不明瞭なままである。

#### 【0016】

これら画像の自動位置合せ法として、上述の非特許文献1に記載の位置決め方法は関心領域に重みをつけた評価関数を用いているが、重み付けすべき領域は操作者が決定しており、また最適な重みを決定する方法に関しての記載はない。

また、操作者が手動位置合せをする場合においても、治療毎に行われる位置決めにおいては、異なる操作者によって判断される場合もあり、またどの領域をどの程度位置を合せるかは操作者の経験に依存するため、その結果にはばらつきが生じる可能性がある。

#### 【0017】

本発明は、放射線治療で用いられる画像位置合せの際に、画像内に描出されている位置決めの基準となる部位もしくは領域と、治療対象部位もしくは領域との位置合せに要する時間を短縮することができる位置決めシステムを備えた放射線治療システムを提供することを目的とする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0018】

10

20

30

40

50

上記課題を解決するために、例えば特許請求の範囲に記載の構成を採用する。

本発明は、上記課題を解決する手段を複数含んでいるが、その一例を挙げるならば、放射線治療の治療計画を作成するとともに、治療計画画像に関心領域を設定する治療計画装置と、前記治療計画画像を保存するとともに、前記治療計画装置において設定された前記関心領域を保存する画像サーバと、放射線を照射する対象の位置決め用の断層画像を撮像する断層撮像装置と、患者をのせるベッドと、放射線治療にあたって前記ベッドの位置決めを行う位置決めシステムであって、前記画像サーバに保存された前記治療計画画像と前記断層撮像装置によって撮像された前記断層画像との位置合せを行い、この位置合せの結果から第1ベッド位置決めパラメータを演算する第1画像位置合せ部、前記断層撮像装置で撮像された前記断層画像に対して前記治療計画装置において設定された関心領域を設定する領域設定部、この領域設定部で設定された前記関心領域の位置に関する特徴量を演算する特徴量演算部、この特徴量演算部で演算された前記特徴量を学習する特徴量学習部、前記特徴量学習部で学習した前記特徴量を利用して前記画像サーバに保存された前記治療計画画像と前記断層撮像装置によって撮像された前記断層画像との位置合せを行い、この位置合せの結果から第2ベッド位置決めパラメータを演算する第2画像位置合せ部、を有する位置決めシステムと、前記第1ベッド位置決めパラメータと前記第2ベッド位置決めパラメータとの入力を受けた上で、前記ベッドを移動させて位置決め制御するベッド位置制御装置と、を備えたことを特徴とする。10

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、放射線治療におけるベッド位置決め、特に3次元画像を用いた位置決めの際に、高精度なベッド位置決めが可能となる。これにより、画像内に描出されている位置決めの基準となる部位もしくは領域と、治療対象部位もしくは領域との位置合せにおける操作者による修正およびその修正に要する時間を少なくすることができるようになり、位置決め時間を短縮でき、治療のスループットを向上することが可能となる。20

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の放射線治療システムの実施形態の構成の一例を示す概要図である。

【図2】本発明の放射線治療システムの実施形態における位置合せシステムと関連する構成のシステム構成の一例を示す図である。30

【図3】本発明の放射線治療システムの実施形態におけるベッド位置決めにおける学習の流れの一例を示す図である。

【図4】本発明の放射線治療システムの実施形態における関心領域の特徴量の概要の一例を示す図である。

【図5】本発明の放射線治療システムの実施形態における特徴量を反映した弱識別器から強識別器を作成する機械学習の概念を示す図である。

【図6】本発明の放射線治療システムの実施形態におけるベッド位置決めにおける学習結果利用の流れの一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

本発明の放射線治療システムの実施形態を、図1乃至図6を用いて説明する。

図1は本発明の放射線治療システムの実施形態の構成の一例を示す概要図、図2は本発明の放射線治療システムの実施形態における位置合せシステムと関連する構成のシステム構成の一例を示す図、図3は本発明の放射線治療システムの実施形態におけるベッド位置決めにおける学習の流れの一例を示す図、図4は本発明の放射線治療システムの実施形態における関心領域の特徴量の概要の一例を示す図、図5は本発明の放射線治療システムの実施形態における特徴量を反映した弱識別器から強識別器を作成する機械学習の概念を示す図、図6は本発明の放射線治療システムの実施形態におけるベッド位置決めにおける学習結果利用の流れの一例を示す図である。

【0022】

50

20

30

40

50

図1において、放射線治療システム1は、放射線照射システム10、治療計画装置101、画像サーバ102、3次元断層撮像装置103、ベッド位置決めシステム104等を概略備えている。

#### 【0023】

放射線照射システム10は、放射線を発生させるための放射線発生装置12、放射線発生装置12で発生させた放射線を照射装置14に輸送するための輸送系13、放射線を射出する照射ヘッド(照射ノズル)やガントリ等を備える照射装置14、これら放射線発生装置12、輸送系13、照射装置14等を制御するための制御部11、患者をのせるベッド15、ベッド駆動装置105等を概略備える。

照射装置14におけるガントリは、一般に回転機構を備え、この回転ガントリを回転駆動することによって治療用の放射線の照射方向を任意に変更することができる。 10

#### 【0024】

(位置決めの基準となる部位や領域とその重みを学習する構成および流れ)

本発明において位置決め基準となる部位とその重みを学習する基本構成を図2を参照して以下説明する。

#### 【0025】

治療計画装置101は、放射線治療の治療計画を作成するための装置を内部に備えている。また、治療計画CT画像(治療計画画像)に対して治療標的領域や危険臓器といった放射線治療において重要な領域(関心領域)を設定する。治療計画装置101は、ネットワークを介して画像サーバ102と接続されている。 20

画像サーバ102は、治療計画装置101にて治療計画の立案に用いた治療計画CT画像や、治療計画時に設定した標的や危険臓器といった関心領域に関する情報を保存する。これら画像および情報のネットワークを介した通信や保存は、医療分野にて一般的に使用されているDICOM(Digital Image and Communication Of Medicine)フォーマットを用いることにより、容易に実現可能である。

#### 【0026】

3次元断層撮像装置103は、ベッド15上の患者の3次元断層画像(CT、位置決め画像)を取得する。この3次元断層撮像装置103は、具体的には、放射線照射システム10内のガントリに搭載されたコーンビームCT装置や、照射装置14と同室に設置されたCT装置である。3次元断層撮像装置103で得られる3次元断層画像は、上述のDICOMフォーマットを用いることにより、ネットワークを介して通信することが可能である。 30

#### 【0027】

位置決めシステム104は、画像サーバ102から治療計画装置101にて治療計画に用いた治療計画CT画像および関心領域を、また3次元断層撮像装置103から3次元断層画像を、それぞれネットワークを介して取得可能である。

#### 【0028】

また位置決めシステム104は、放射線照射システム10内のベッド駆動装置105(ベッド位置制御装置)と接続され、位置決めシステム104にて演算された位置決めパラメータをベッド駆動装置105に対して送信することで、ベッド15を所定の位置に移動させ、治療を実施する準備を行う。 40

#### 【0029】

この位置決めシステム104は、第1画像処理部108、学習部113、入力部106、モニタ107(表示部)、学習した位置決めに用いる部位もしくは領域とその重みを用いて位置決めするための第2画像処理部116を備えている。

#### 【0030】

第1画像処理部108は、第1画像位置合せ部109、領域設定部111および領域特徴量演算部112とから概略構成される。

#### 【0031】

10

20

30

40

50

第1画像処理部108の第1画像位置合せ部109は、画像サーバ102に保存された治療計画CT画像と、3次元断層撮像装置103によって撮像された位置決め用の3次元断層画像との画像位置合せを行う。そして、この位置合わせ結果からベッド位置決めパラメータを演算して、ベッド駆動装置105に演算したベッド位置決めパラメータを出力する。この第1画像位置合せ部109は、評価式に基づき位置合せの評価を行う第1位置合せ評価部110を備える。

#### 【0032】

第1画像処理部108の領域設定部111は、治療計画装置101にて設定された関心領域を、3次元断層撮像装置103で撮像された3次元断層画像に対して設定する。

#### 【0033】

第1画像処理部108の領域特徴量演算部112は、領域設定部111において設定した関心領域に関する特徴量を、治療計画CT画像および3次元断層画像に対して演算する。

領域特徴量演算部112で演算する特徴量や、この特徴量の演算処理の詳細に関しては後述する。

#### 【0034】

学習部113は、第1画像処理部108における画像処理から得られる特徴量を学習するための部分であり、領域特徴量演算部112で演算された特徴量およびこの特徴量の信頼度を学習する特徴量学習部114と、この特徴量学習部114での学習結果を保存する学習データベース115とから概略構成される。特徴量の学習の詳細に関しては後述する。

#### 【0035】

入力部106は、治療計画装置101に対しモニタ107上に表示されたユーザーインターフェースを通して指示を与えるための手段であり、一般的にはキーボードやマウス等である。また、ユーザーインターフェースとしてはグラフィカルユーザーインターフェース(GUI)が良く用いられる。

表示部107は、画像サーバ102に保存された治療計画CT画像と3次元断層撮像装置103によって撮像された3次元断層画像との位置合せ結果を表示して正しく位置決めできているか否かの判断材料を医療従事者に提供し、位置合せ結果の正否判断を容易にする。

これら入力部106および表示部107とにより、操作者からの指示の入力、入力情報や計算結果の画像などの情報を表示することが可能となっている。

#### 【0036】

ベッド駆動装置105は、放射線を照射する照射標的を載せるベッド15を制御するための制御装置である。ベッド駆動装置105は、ベッド位置決めシステム104が演算により演算したベッド15の移動量(ベッド位置決めパラメータ)を受信し、ベッド15が備える駆動機構に対し移動指令を送出する機能を持つ。ベッド15およびベッド駆動装置105は、放射線照射システム10の一部を構成する。

#### 【0037】

図2に示すような放射線治療システムの位置合せシステムとそれに関連するシステムによる位置決め処理の流れについて、図3乃至図5を用いて説明する。

なお、治療計画CT画像および標的や危険臓器といった関心領域は治療計画装置101で生成され、画像サーバ102に蓄積される。また、3次元断層画像は、3次元断層撮像装置103にて生成される。これらの画像データおよび関心領域データは、ネットワークを介して位置決めシステム104にて使用される。

#### 【0038】

図3において、まず治療計画装置101では、治療計画立案のための治療計画CT画像を画像サーバ102からネットワークを介して読み込む。

なお、治療計画CT画像は、あらかじめ3次元断層撮像装置103や他の撮像装置によって撮像しておき、画像サーバ102に保存しておく。

10

20

30

40

50

その後、治療計画装置 101 は、照射標的に対してどの領域を照射するのかを設定する機能により照射領域を設定する。また、設定された照射領域に対してどの方向からどのように放射線を照射するかを、操作者の指示に基づき計算機能により演算し、治療計画を作成する。この際、照射領域と同時に危険臓器といった放射線治療において関心の高い領域（関心領域）も設定する（ステップ S201）。

この設定した照射領域や危険臓器領域のデータを、ネットワークを介して画像サーバ 102 に出力し、治療計画 CT 画像とともに画像サーバ 102 において保存する（ステップ S202）。

ここまででは一般的な治療計画の手順と略同じである。

#### 【0039】

放射線治療では、治療開始前に、照射標的への放射線照射前に患者内の腫瘍に設定された照射標的と照射中心点とを一致させる必要があり、ベッド位置決めが実施される。以下ベッド位置決めについて説明する。

#### 【0040】

まず、3次元断層撮像装置 103 は、患者をベッド 15 上に安定させた状態で3次元断層画像を撮像する（ステップ S203）。このとき、患者内の標的が照射中心点近くになるようにレーザーマーカ等の光学的装置と、予め患者上に貼られたまたは描かれたシールや十字線等のマーカを目印に目測でベッドを移動して、3次元断層画像を撮像することもある。

#### 【0041】

次いで、治療計画装置 101 で立案された治療計画 CT 画像や標的、危険臓器といった関心領域に関する情報、3次元断層撮像装置 103 にて撮像された位置決め用の3次元断層画像を、ネットワークを介して位置決めシステム 104 に送信する（ステップ S204）。

#### 【0042】

次いで、位置決めシステム 104 では、送信された治療計画 CT 画像と3次元断層画像とを第1画像処理部 108 へ送り、第1画像位置合せ部 109 において第1位置合せ評価部 110 に実装された評価式を用いて位置合せを行う（ステップ S205）。

この評価式は、例えば、画像位置合せの分野で広く知られている相互情報量最大化法を使用する。相互情報量最大化法は、二つの画像を移動、回転の6自由度を変化させながら情報量を計算、その値が最大となる位置を探索し、その場合が最も位置が合っていると判断する手法である。

#### 【0043】

次いで、第1位置合せ評価部 110 で判断された位置合せ結果をモニタ 107 で表示し（ステップ S206）、操作者がその結果の正否を判断して、入力部 106 を介して成否を位置決めシステム 104 に入力する。位置合せが正しい場合には、治療計画 CT 画像と3次元断層画像との位置関係、つまり移動、回転の6自由度を求めるため、この6自由度を求め、標的（照射領域）を放射線照射システムの照射中心へ移動させるためのベッド移動量を求めるためにステップ S208 に処理を移行する。一方、位置が間違っている場合には、操作者が治療計画 CT 画像と3次元断層画像を見ながら正しい位置を入力部 106 を用いて入力して修正する。第1位置合せ評価部 110 は、修正を認識したら（ステップ S207）、修正した位置から治療計画 CT 画像と3次元断層画像との位置関係である6自由度を求めるため、位置決めが正しい場合と同様に、ベッド移動量を求めるためにステップ S208 に処理を移行する。

ここまででは一般的なベッド位置決めの手順である。本発明では、この治療計画 CT 画像と3次元断層画像との位置合せ結果に関して機械学習する処理が加わる。以下にその処理を説明する。

#### 【0044】

次いで、正しく位置決めされた結果、つまり最終的な位置決め結果である治療計画 CT 画像と3次元断層画像に対し、治療計画装置 101 で設定した標的および危険臓器といっ

10

20

30

40

50

た関心領域のデータを、領域設定部 111 にてそれぞれ適用する（ステップ S208）。領域設定部 111 では、関心領域を設定するのみでなく、必要に応じて、例えばその輪郭情報を使って、その内部もしくは内外に位置する領域の抽出を行っても良い。

#### 【0045】

次に、領域特徴量演算部 112 において、治療計画 CT 画像と 3 次元断層画像とに適用した関心領域に関して、その領域の位置に関する特徴量を演算する（ステップ S209）。具体的な特徴量に関して、図 4 を用いて説明する。

図 4 は、それぞれの関心領域の重心間の距離の例を示している。

まず、重心は領域内に含まれる画素値の重心を用いて求める。また、領域設定部 111 で領域の抽出を行っていれば、その抽出領域の重心を用いても良い。このように治療計画 CT 画像および 3 次元断層画像においてそれぞれ対応する領域の重心の距離を特徴量にする。10

なお、ここでは重心を例に説明したが、重心以外にも、対応する領域の輪郭線間の距離なども特徴量として定義することが可能である。

求めた重心の距離からなる特徴量のデータは、機械学習における教師データのうち正解データとなる。

#### 【0046】

一方、ステップ S206 において間違っていた場合は、第 1 位置合せ評価部 110 が示した位置決め結果、つまり操作者が修正する前の結果に関して、ステップ S209, S210 に示した方法と同様の方法によって、治療計画 CT 画像と 3 次元断層画像に対して領域設定部 111 にて関心領域を設定する（ステップ S210）。そして、領域特徴量演算部 1112 にて、位置に関する特徴量を演算する（ステップ S211）。これらのデータは、機械学習における教師データのうち不正解データとなる。20

#### 【0047】

ステップ S209 やステップ S211 において領域特徴量演算部 112 にて演算された特徴量を、学習部 113 の特徴量学習部 114 に送る。

その後、特徴量学習部 114 は、この学習結果が保存された学習データを学習データベース 115 から取得し（ステップ S212）、正解データ、不正解データを基にして、送られた特徴量に関する機械学習をする（ステップ S213）。

#### 【0048】

このステップ S213 における機械学習法は、いくつか提案されているが、ここでは機械学習の一手法である Adaboost アルゴリズムを用いて説明する。

一般に、Adaboost による学習では、逐次的に学習サンプルの重みを変化させ、弱識別器と呼ばれる異なる識別器を作り、それらを組合せた強識別器を得る。単純で弱い識別器を逐次的に学習する、つまり重みを更新することにより精度を向上させる手法である。

#### 【0049】

入力パターン  $x$  に対し、 $T$  個の弱識別器  $h_t(x)$  から学習することにより求まる強識別器  $H_t(x)$  は、次式（1）で表わされる。

#### 【数 1】

$$H(x) = \text{sign} \left[ \sum_{t=1}^T \alpha_t h_t(x) \right] \quad \cdots (1)$$

但し、 $t$  は信頼度で、 $T$  は識別器の数である。

このように  $T$  個の弱識別器  $h_t(x)$  を信頼度  $t$  で重み付けて結合することにより強識別器が構成される。

#### 【0050】

また弱識別器  $h_t(x)$  は、次式（2）で設計することが一般的である。

10

20

30

40

50

## 【数2】

$$h(t) = \begin{cases} 1 & \text{if } pz(x) > p\theta \\ -1 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \cdots (2)$$

但し、 $z(x)$  はある特徴量の参照値、 $p$  は符号の向きを表すパリティ、 $\theta$  は閾値を表す。

## 【0051】

弱識別器  $h_t(x)$  は、ある特徴量が設定した閾値より大きい場合、つまり識別ができる場合には 1 を、閾値より小さい場合、つまり識別できない場合には -1 を返す関数である。もちろんパリティにより符号の向きを変更し、その逆（閾値よりも小さい）が成り立つような特徴量でも同様である。10

## 【0052】

本発明で用いる特徴量および弱識別器から強識別器の詳細を、図 4 および図 5 を用いて説明する。ここでは、図 3 に示した位置決め処理が N 回実施された、つまり学習サンプルが N 個集まつた状況を考える。

前述した通り、図 4 では特徴量として関心領域の重心間距離の例を示した。そのうちの一つの重心間距離を  $z$  とする。

図 5において、ステップ S 2 0 9 やステップ S 2 1 1 で求めた値は N 個存在するため、そこから閾値  $\theta$  が求まる。この  $\theta$  を満たす率が高い場合には信頼度  $t$  が高くなり、その特徴量が表す弱識別器の信頼度  $t$  は高くなる。これらを弱識別器 T 個繰り返して行うことにより、各弱識別器の信頼度  $t$  が更新される。20

このようにして求めた弱識別器を図 5 に示すように信頼度  $t$  で重み付けて多数決をとることによって強識別器  $H_t(x)$  を求める。

## 【0053】

次に、この信頼度  $t$  の求め方について説明する。

M 個の学習サンプル（特徴量）が与えられた場合の学習手順を以下に示す。

まず、各サンプルの重み  $D_t$  ( $t = 1, \dots, T$  ( $T$  は弱識別器の数)) は、すべてのサンプルに均等として、 $D_t = 1 / M$  で初期化する。30

サンプルは、「正」もしくは「誤り」のどちらかの情報を保持している（正解データあるいは不正解データ）ため、次にサンプルに基づき、そのうちの誤りサンプルの重みの和がサンプルに対する誤り率  $\epsilon_t$  を次式 (3) により演算する。

## 【数3】

$$\epsilon_t = \sum D_t(i) \quad \cdots (3)$$

但し、 $i$  はサンプル番号、 $D_t$  はサンプルの重みである。

この誤り率  $\epsilon_t$  は、例えば 2 つのクラスの識別を行う場合、適当に割り振っても誤り率は 0.5 である。この誤り率を用いて、信頼度  $t$  を次式 (4) により求める。40

## 【数4】

$$\alpha_t = \frac{1}{2} \log \left( \frac{1 - \epsilon_t}{\epsilon_t} \right) \quad \cdots (4)$$

すなわち、誤り率が大きいほど信頼度  $t$  の値は小さくなり、逆に誤り率が小さいほど信頼度  $t$  の値は高くなる。50

これらを弱識別器の数 T 個に関して繰り返すことにより学習サンプルに対する信頼度 t を求める。

【 0 0 5 4 】

以上のように機械学習で求めた、弱識別器、つまり弱識別器を構成する特徴量とその信頼度を学習データベース 115 に保存する（ステップ S 214）。

【 0 0 5 5 】

以上の流れにより、放射線治療における操作者の関心が高い領域、すなわちどの領域を用いて位置合せすべきかの基準となる領域として、機械学習の結果である、最も信頼度の高い弱識別器を構成する特徴量を求めた領域を用いる。

また、その位置合せ度合いを、信頼度の値を用いることにより求めることが可能となる 10  
。

【 0 0 5 6 】

（学習した位置決めに用いる部位もしくは領域とその重みを用いて位置決めする構成および流れ）

本発明により、学習によって求まる結果を新たな位置決めに利用する基本構成を図 2 を参考して以下説明する。なお、位置決めの基準となる部位や領域とその重みを学習する構成と異なる構成について説明し、重複する構成の説明は省略する。

【 0 0 5 7 】

位置決めシステム 104 は、第 2 画像処理部 116、学習部 113、入力部 106、モニタ 107（表示部）、位置決めの基準となる部位や領域とその重みを学習するための第 1 画像処理部 108 を備えている。 20

【 0 0 5 8 】

第 2 画像処理部 116 は、学習データベース 115 に保存された学習結果から、画像位置合せに必要な領域および特徴量を演算する領域抽出部 117 と、それらを用いた画像位置合せを行う第 2 画像位置合せ部 118 とで概略構成される。

【 0 0 5 9 】

第 2 画像位置合せ部 118 は、特徴量学習部 114 で学習し、学習データベース 115 に保存された特徴量と、その特徴量に対する信頼度を反映した評価式を用いて位置合せを行い、この位置合せの結果からベッド位置決めパラメータを演算する。そして、放射線照射システム 10 内にあるベッド駆動装置 105 に演算したベッド位置決めパラメータを出力する。ベッド駆動装置 105 は、入力したパラメータにしたがってベッド 15 を移動させ、治療準備を実施する。この第 2 画像位置合せ部 118 は、評価式に基づき位置合せ結果を評価する第 2 位置合せ評価部 119 を備える。 30

【 0 0 6 0 】

ベッド駆動装置 105 は、第 1 画像処理部 108 と第 2 画像処理部 116 の両方から位置決めパラメータを入力されたときは、第 2 画像処理部 116 から入力された位置決めパラメータを優先して用いる。

なお、第 1 画像処理部 108 と第 2 画像処理部 116 からのパラメータを重み付けした上で用いてもよいし、第 1 画像処理部 108 を優先してもよい。

【 0 0 6 1 】

次に、図 2 に示すような放射線治療システムの位置合せシステムと関連するシステムによる位置決め処理の流れについて、図 6 を用いて説明する。 40

【 0 0 6 2 】

図 6 において、まず治療計画装置 101 では、照射領域を設定する。また、設定された照射領域に対してどの方向からどのように放射線を照射するかを計算して治療計画を立案する。この際、照射領域と同時に危険臓器といった放射線治療において関心の高い領域（関心領域）も設定する（ステップ S 501）。

また設定した照射領域や危険臓器領域のデータを、ネットワークを介して画像サーバ 102 に出力し、治療計画 CT 画像とともに画像サーバ 102 において保存する（ステップ S 502）。 50

**【0063】**

次に、3次元断層撮像装置103では、患者をベッド上に置いた状態で3次元断層画像である3次元断層画像を撮像する(ステップS503)。

**【0064】**

次いで、治療計画装置101で立案された治療計画CT画像、標的や危険臓器といった関心領域に関する情報、3次元断層撮像装置103にて撮像された3次元断層画像を、位置決めシステム104にネットワークを介して送信する(ステップS504)。

**【0065】**

次いで、学習データベース115から位置決めに用いる領域を取得する(ステップS505)。 10

**【0066】**

次いで、位置決めシステム104において、領域抽出部117は、画像サーバ102から関心領域および学習データベース115から学習結果の関心領域を取得する。そして、領域抽出部117では、先のステップS505において取得した画像サーバ102から送られた関心領域および学習データベース115から学習結果の関心領域との整合をとり、関心領域を治療計画CT画像および3次元断層画像から抽出する(ステップS506)。

更に、領域抽出部117は、学習データベース115から位置決めに用いる領域の重みのデータを取得する(ステップS507)。

**【0067】**

次いで、ステップS506において抽出した関心領域のデータとステップS507において取得した重みのデータとを位置決め評価式に設定する(ステップS508)。 20

**【0068】**

次いで、第2画像位置合せ部118に実装された第2位置合せ評価部119は、領域抽出部117で抽出された領域について、学習した結果である弱識別器を構成する特徴量を用いて位置合せを行い、その特徴量によって求まる6自由度を演算する。

その際、学習に用いた弱識別器がT個ある場合には、各弱識別器に関して、位置合せの6自由度を演算することが可能である。また各弱識別器に関して求まる各6自由度に関して、学習結果として保存されている弱識別器の信頼度を重みとして、最終的な位置決めの6自由度を決定する(ステップS509)。

**【0069】**

より具体的には、位置決めパラメータは、各弱識別器に関して求まった6自由度に対して重みで規格化した次式で求めることが可能である。

**【数5】**

$$x = \frac{\alpha_1 x_1 + \alpha_2 x_2 + \cdots + \alpha_T x_T}{\sum_{t=1}^T \alpha_t} \quad \dots (5-1) \quad \theta_x = \frac{\alpha_1 \theta_{x1} + \alpha_2 \theta_{x2} + \cdots + \alpha_T \theta_{xT}}{\sum_{t=1}^T \alpha_t} \quad \dots (5-4)$$

$$y = \frac{\alpha_1 y_1 + \alpha_2 y_2 + \cdots + \alpha_T y_T}{\sum_{t=1}^T \alpha_t} \quad \dots (5-2) \quad \theta_y = \frac{\alpha_1 \theta_{y1} + \alpha_2 \theta_{y2} + \cdots + \alpha_T \theta_{yT}}{\sum_{t=1}^T \alpha_t} \quad \dots (5-5) \quad 40$$

$$z = \frac{\alpha_1 z_1 + \alpha_2 z_2 + \cdots + \alpha_T z_T}{\sum_{t=1}^T \alpha_t} \quad \dots (5-3) \quad \theta_z = \frac{\alpha_1 \theta_{z1} + \alpha_2 \theta_{z2} + \cdots + \alpha_T \theta_{zT}}{\sum_{t=1}^T \alpha_t} \quad \dots (5-6)$$

但し、x, y, zは直行座標系の平行移動パラメータ、またx, y, zは各軸の 50

回転パラメータ、 $t$  は信頼度、 $T$  は識別器の数である。

これにより、学習結果に基づく領域について、位置決め度合いの重みを考慮した位置決めが可能となる。

#### 【0070】

次いで、演算した位置決めパラメータを放射線照射システム 10 内にあるベッド駆動装置 105 に送信し（ステップ S510）、終了する。

#### 【0071】

放射線治療で行われる画像位置合せ、特に患者の 3 次元断層画像と治療計画 CT 画像とを用いるベッド位置決めにおいて、位置決めの基準となる部位もしくは領域と、その部位もしくは領域の位置合せ度合いが不明瞭な要因の一つは、位置決めに用いる画像が従来の 2 次元投影画像から 3 次元断層画像になったことにより、情報量が増加、つまり位置決めの基準となる部位や領域が増えたために位置決めが複雑になり、その基準が不明瞭になる点にある。10

#### 【0072】

位置決めシステムによる評価関数を用いた自動位置決めにおいては、特定の部位や領域を基準に位置合せするものも提案されているが、その基準はトライアンドエラーで操作者が得た経験に基づいて設定するに留まっている。また操作者が画像を確認しながら行う手動位置合せにおいても、位置合せ基準は操作者の経験に依存する部分が多く、操作者により異なっている場合がある。20

#### 【0073】

また、従来は、ベッド位置決めが、放射線治療期間のうち、放射線を分割して照射する毎に行われているが、3 次元断層画像は、その都度撮像した 3 次元断層画像と治療計画 CT 画像が用いられるのみであり、過去に行われた 3 次元断層画像やその結果は利用されていない。

#### 【0074】

これに対して、上述した本発明の放射線治療システムの実施形態では、ベッド位置決め用に撮像された 3 次元断層画像に対して、治療計画装置 101 にて設定された標的、危険臓器といった関心領域の位置に関する特徴量を演算し、また治療計画 CT 画像から抽出可能な領域の位置に関する特徴量を演算する。その上で、この演算した特徴量を弱識別器とする機械学習を実施する。放射線治療の実施、つまりベッド 15 の位置決め毎に位置決め結果が取得されるため、これらの位置決め結果を基にした機械学習を繰り返して、放射線治療における関心領域もしくは画像上の特徴領域のうち、位置合せすべき部位や領域と、その位置合せ度合い（重み）を求める。更に、求めた部位や領域および重みを用いた位置決め用の評価式を作成し、この評価式を用いてベッド 15 の位置決めパラメータを演算する。30

これにより、操作者の意図する部位で位置決めされた過去の位置決め結果を基にして放射線治療の標的や危険臓器といった領域や操作者の意図する部位を学習し、この学習結果を基準としてベッドの位置決めを行うため、位置決めシステムの学習用サンプル数が増えるごとに、より操作者の意図する位置合せに近い自動の位置合せが可能となる。従って、どの領域をどの程度位置を合せるかが、治療が行われるごとに明瞭になるとともに、操作者の経験に依存することなく、位置合せ結果にはらつきが生じにくくなり、操作者による位置の修正が少なくなって、画像内に描出されている位置決めの基準となる部位もしくは領域と、治療対象部位もしくは領域との位置合せに要する時間を短縮することができる。よって、放射線治療における位置決め時間を短縮、治療時間の短縮を図ることが可能となる。40

#### 【0075】

また、機械学習により求めた操作者の関心が高い領域と、位置合せ度合いとして信頼度  $t$  の値を重みとして用いることで、より高精度な位置決めが可能となる。

#### 【0076】

なお、本発明は上記の実施形態に限られず、種々の変形、応用が可能なものである。50

## 【0077】

例えば、一つの特徴量を弱識別器として説明したが、複数の特徴量を用いて弱識別器とすることができる。

例えば、図4に示した領域1および領域2に関する重心距離の和を特徴量として、前述したN個のサンプルを用いて学習することにより、領域1と領域2の位置を合せることの信頼度を求めることができる。また、領域1、領域2、領域3に関する重心距離の和を用いることも可能である。

## 【0078】

また、距離に関する特徴量以外にも、前述した相互情報量の値を特徴量とすることも可能である。すなわち、距離の値を相互情報量の値に置き換えるだけで、同様に学習するこ  
10 とが可能である。

## 【0079】

更に、学習結果の信頼度を重みとした加算平均位置を、学習結果に基づく6自由度パラメータとして求めたが、この重みの利用は、式(3)に限ったものではない。例えば非特許文献1で行われている、相互情報量計算における重みとして利用し、位置決めの6自由度を計算することができる。

## 【0080】

また、信頼度tを利用して、特徴量学習部114で学習した特徴量のみを利用して画像サーバ102に保存された治療計画CT画像と3次元断層撮像装置103によって撮像された3次元断層画像との位置合せを行うことも可能である。  
20

## 【0081】

上述の実施形態では、機械学習法としてAdaboost法を用いた手法を述べたが、Adaboost以外の手法でも、学習することができる。

例えばSupport Vector Machine(SVN)では、識別関数として次式(6)により強識別器を求める。

## 【数6】

$$H(x) = \text{sign} \left[ \sum_{i:SV} \alpha_i K(x, x_i) + b \right] \quad \cdots (6)$$

但し、iは信頼度、Kはカーネル関数、bは定数である。

カーネル関数K(x, xi)がサポートベクターxiと入力xとの類似度を意味し、Adaboostの弱識別器に対応する。

したがって、SVNを用いた場合にも学習結果として得られる信頼度tを求め、利用することが可能である。

## 【0082】

更に、本発明はその機能を損なうことなく上述の実施形態に述べた構成以外にも適用が可能である。

例えば、実施形態では、治療計画装置101と位置決めシステム104を独立した装置として記述したが、これらは全てがひとつの装置であっても構わない。  
40

## 【0083】

また、上述の実施形態では、図2に示すように位置決めシステム104において学習時に用いる第1画像処理部108と、学習結果を利用するときに用いる第2画像処理部116を別々に記載しているが、これらの処理部は一つでも構わない。

## 【0084】

また、上述の実施形態では、治療計画CT画像や、3次元断層画像のフォーマット(データ形式)にDICOMフォーマットを使用しているが、もちろん他のフォーマット、例えばJPEG画像やビットマップ画像等のフォーマットを用いることができる。

更に、画像サーバ102にデータファイルを保存するような構成を取っているが、治療  
50

計画装置 101 と位置決めシステム 104 とが直接通信し、データファイルを交換しても良い。

また、ネットワークによるデータファイル等の通信を用いる形態を説明したが、データファイルの交換手段として他の記憶媒体、例えばフレキシブルディスクや C D - R 等の大容量記憶媒体を用いても良い。

#### 【0085】

更に、照射対象が、放射線治療システム 1 のベッド 15 に置かれた場合について述べたが、放射線治療システムと同様のベッドと 3 次元を持つ部屋でベッド位置決めが行われた場合にも、本発明は適用することができる。

#### 【0086】

また、本発明が適用可能な放射線治療は、X 線治療装置はもちろん、X 線以外の粒子線を用いる粒子線治療装置にも本発明は適用可能である。

10

#### 【符号の説明】

#### 【0087】

1 … 放射線治療システム、

10 … 放射線照射システム、

11 … 制御部、

12 … 放射線発生装置、

13 … 輸送系、

14 … 照射装置、

20

15 … ベッド、

101 … 治療計画装置、

102 … 画像サーバ、

103 … 3 次元断層像撮像装置、

104 … 位置決めシステム、

105 … ベッド駆動装置、

106 … 入力部、

107 … 表示部、

108 … 第 1 画像処理部、

109 … 第 1 画像位置合せ部、

30

110 … 第 1 位置合せ評価部、

111 … 領域設定部、

112 … 領域特徴量演算部、

113 … 学習部、

114 … 特徴量学習部、

115 … 学習データベース、

116 … 第 2 画像処理部、

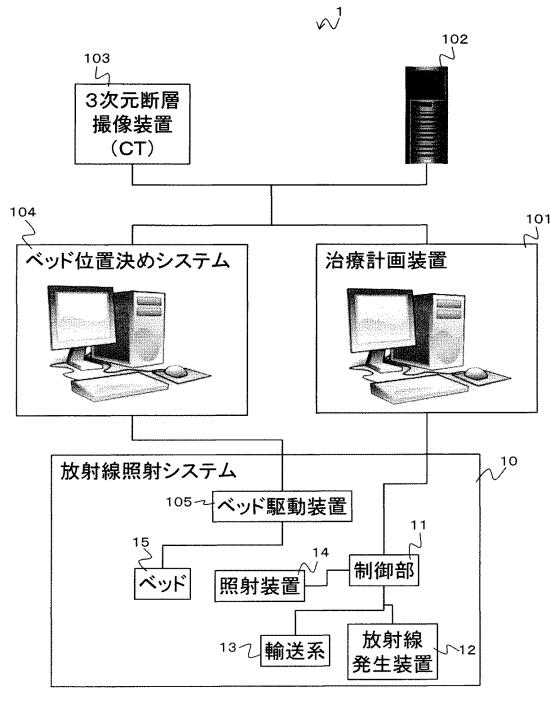
117 … 領域抽出部、

118 … 第 2 画像位置合せ部、

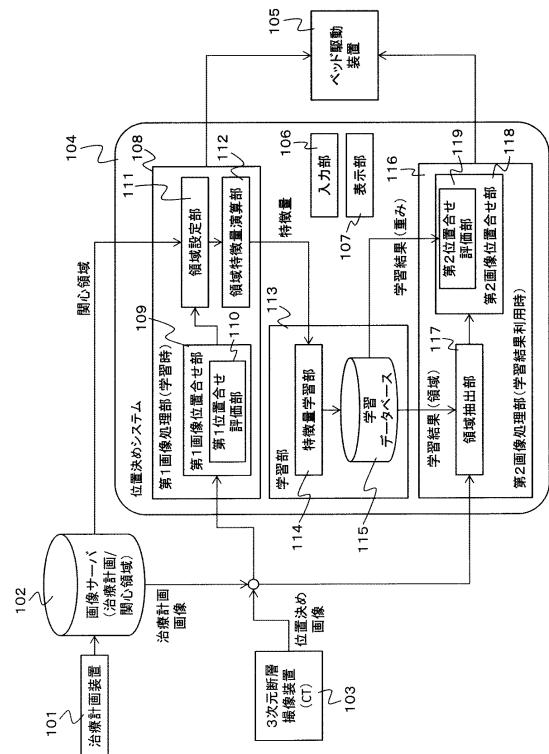
119 … 第 2 位置合せ評価部。

40

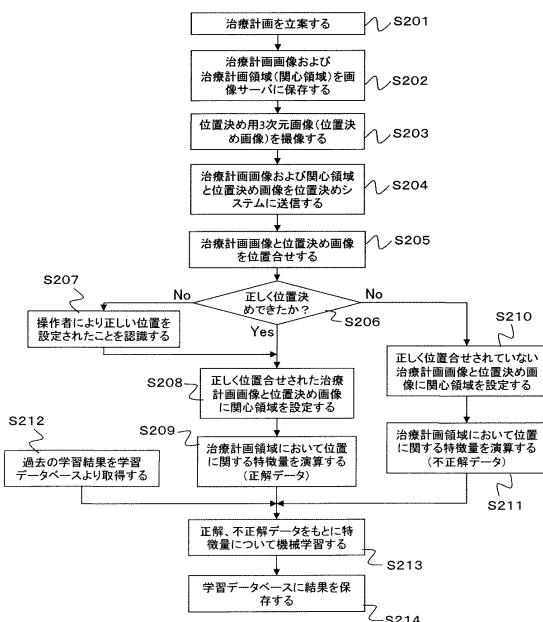
【図1】



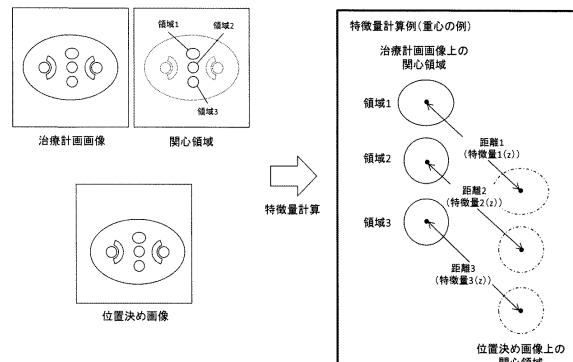
【図2】



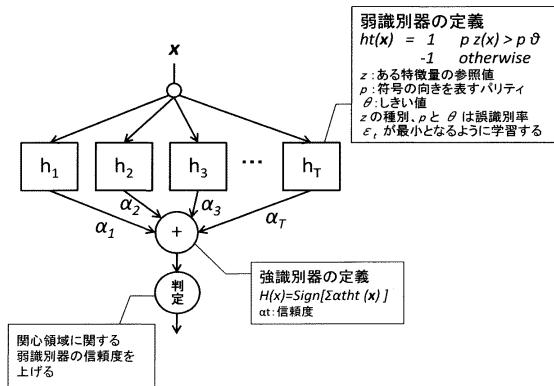
【図3】



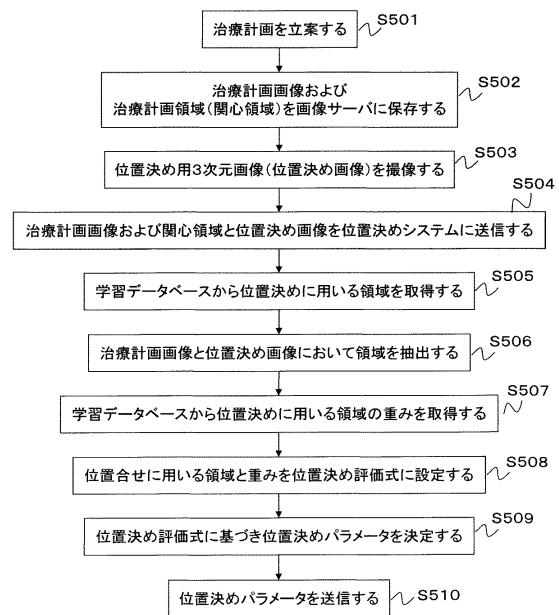
【図4】



【図5】



【図6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 梅川 徹

茨城県日立市大みか町七丁目1番1号  
内

株式会社日立製作所 日立研究所

(72)発明者 長峯 嘉彦

茨城県日立市幸町三丁目1番1号  
内

株式会社日立製作所 日立事業所

審査官 川島 徹

(56)参考文献 特表2005-518908 (JP, A)

特開2012-024145 (JP, A)

特開2010-246883 (JP, A)

特開2010-057810 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 N        5 / 1 0