

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4941974号
(P4941974)

(45) 発行日 平成24年5月30日 (2012.5.30)

(24) 登録日 平成24年3月9日 (2012.3.9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 N 5/10 (2006.01)

A 6 1 N 5/10 M

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 N 5/10 P

G O 1 B 15/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 7 7

G O 1 B 15/00 H

請求項の数 17 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2007-72440 (P2007-72440)
 (22) 出願日 平成19年3月20日 (2007.3.20)
 (65) 公開番号 特開2008-228966 (P2008-228966A)
 (43) 公開日 平成20年10月2日 (2008.10.2)
 審査請求日 平成21年7月17日 (2009.7.17)

前置審査

(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 100077816
 弁理士 春日 譲
 (72) 発明者 長峯 嘉彦
 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
 株式会社日立製作所
 電力・電機開発研究所内
 (72) 発明者 佐々木 淑江
 茨城県日立市幸町三丁目1番1号
 株式会社日立製作所
 日立事業所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線治療用ベッド位置決めシステム、治療計画装置及びベッド位置決め装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線治療におけるベッド位置決めシステムにおいて、

入力手段の指示に基づいて X 線 C T 画像上にベッド位置決め演算に用いる第 1 計算点が指定されたとき、この第 1 計算点の三次元の座標値を計算して保存することで、前記 X 線 C T 画像に前記第 1 計算点を設定するとともに、前記 X 線 C T 画像を提供する C T 画像データに基づいてベッド位置決め参照画像である第 1 画像を提供する第 1 画像データを生成し、前記第 1 画像データに前記第 1 計算点の前記三次元の座標値を付加して保存し、第 1 画像ファイルを生成する第 1 画像ファイル生成装置と、

前記第 1 画像ファイルを用いて前記第 1 画像を表示するとともに、前記第 1 画像上の前記第 1 計算点に対応する位置に前記第 1 計算点の前記三次元の座標値から得た二次元の座標値を用いて前記第 1 計算点を表示し、かつベッド上の照射対象を撮影した現在画像である第 2 画像を表示するとともに、入力手段の指示に基づいて前記第 2 画像上の前記第 1 計算点に対応する位置にベッド位置決め演算に用いる第 2 計算点を設定し、この第 2 計算点の二次元の座標値を三次元の座標値に再構成する演算を行い、前記第 1 画像データに付加された前記第 1 計算点の前記三次元の座標値と前記第 2 画像上に設定した前記第 2 計算点の前記三次元の座標値とを用いてベッド位置決めデータを生成するベッド位置決め装置とを備えることを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 2】

請求項 1 記載のベッド位置決めシステムにおいて、

10

20

前記第 1 画像ファイル生成装置は、前記第 1 画像データとして、前記 X 線 C T 画像を提供する C T 画像データに基づいて X 線による撮像を模擬した X 線透視画像を演算処理によって生成することを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 3】

請求項 2 記載のベッド位置決めシステムにおいて、

前記第 1 画像ファイル生成装置は、前記 X 線 C T 画像に設定した前記第 1 計算点の三次元の座標値を用いて前記第 1 画像における前記第 1 計算点の二次元の座標値を演算し、前記第 1 画像ファイルに、前記第 1 計算点の座標値として、前記三次元の座標値と前記二次元の座標値を付加することを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載のベッド位置決めシステムにおいて、

前記ベッド位置決め装置は、前記第 2 画像として X 線画像撮像システムにより得た X 線透視画像を用いることを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載のベッド位置決めシステムにおいて、

前記ベッド位置決め装置は、前記第 2 画像に設定した仮の第 2 計算点を入力手段の指示に応じて移動する編集機能を備え、この編集機能による移動後の仮の第 2 計算点を前記第 2 計算点として設定することを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載のベッド位置決めシステムにおいて、

前記ベッド位置決め装置は、前記第 1 画像上に表示された前記第 1 計算点を前記第 2 画像上の同じ座標位置に仮の第 2 計算点として表示する転写機能と、前記第 2 画像上に表示された前記仮の第 2 計算点を入力手段の指示に応じて移動する編集機能とを備え、この編集機能による移動後の仮の第 2 計算点を前記第 2 計算点として設定することを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載のベッド位置決めシステムにおいて、

前記ベッド位置決め装置は、前記ベッド位置決めデータのベッド移動量を反映した新たな第 2 画像データ及び第 2 計算点の座標値を生成し、前記新たな第 2 画像データに前記新たな第 2 計算点の座標値を付加して保存し、第 2 画像ファイルを生成する第 2 画像ファイル生成装置を備えることを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 8】

請求項 7 記載のベッド位置決めシステムにおいて、

前記第 2 画像ファイル生成装置は、前記第 2 演算装置で生成したベッド位置決めデータに基づいて前記第 2 画像及び前記第 2 計算点の二次元の座標値を座標変換し、この座標変換後の第 2 画像を提供する第 2 画像データ及び第 2 計算点の座標値を前記新たな第 2 画像データ及び第 2 計算点の座標値として保存し、前記第 2 画像ファイルを生成することを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 9】

請求項 1 記載のベッド位置決めシステムにおいて、

前記第 1 画像ファイル生成装置は、

第 1 表示装置と、

この第 1 表示装置に前記 X 線 C T 画像を表示させ、この第 1 表示装置に表示された X 線 C T 画像に前記入力手段の指示に基づいて前記第 1 計算点を設定する第 1 演算装置と、

前記 X 線 C T 画像を提供する C T 画像データに基づいて X 線による撮像を模擬した画像データを前記第 1 画像データとして生成する第 2 演算装置と、

前記 C T 画像に設定した前記第 1 計算点の三次元の座標値を用いて前記第 1 画像における前記第 1 計算点の二次元の座標値を演算し、前記第 1 画像データに前記第 1 計算点の三次元の座標値と二次元の座標値を付加して保存し、前記第 1 画像ファイルを生成する第 3 演算装置とを有することを特徴とするベッド位置決めシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 0】

請求項 1 又は 9 記載のベッド位置決めシステムにおいて、
前記ベッド位置決め装置は、
第 2 表示装置と、

この第 2 表示装置に前記第 1 画像及び前記第 1 計算点と前記第 2 画像を表示させ、この第 2 表示装置に表示された第 2 画像上の目標位置に前記第 2 計算点を設定する第 4 演算装置と、

前記第 1 計算点の座標値と前記第 2 計算点の座標値とを用いて前記ベッド位置決めデータを生成する第 5 演算装置とを有することを特徴とするベッド位置決めシステム。

【請求項 1 1】

放射線治療における治療計画装置において、
表示装置と、

この表示装置に X 線 C T 画像を表示させ、入力手段の指示に基づいて前記表示装置に表示された X 線 C T 画像上にベッド位置決め演算に用いる第 1 計算点が指定されたとき、この第 1 計算点の三次元の座標値を計算して保存することで、前記 X 線 C T 画像に前記第 1 計算点を設定する第 1 演算装置と、

前記 X 線 C T 画像を提供する C T 画像データに基づいて X 線による撮像を模擬した第 1 画像を提供する第 1 画像データを生成する第 2 演算装置と、

前記 X 線 C T 画像に設定した前記第 1 計算点の三次元の座標値を用いて前記第 1 画像における前記第 1 計算点の二次元の座標値を演算し、前記第 1 画像データに前記第 1 計算点の三次元の座標値と二次元の座標値を付加して保存し、第 1 画像ファイルを生成する第 3 演算装置とを備えることを特徴とする治療計画装置。

【請求項 1 2】

放射線治療におけるベッド位置決め装置において、
表示装置と、

X 線 C T 画像を提供する C T 画像データに基づいて生成したベッド位置決めの参照画像である第 1 画像を提供する第 1 画像データに、前記 X 線 C T 画像上に予め設定されたベッド位置決め演算に用いる第 1 計算点の三次元の座標値を付加して保存する記憶装置と、

前記表示装置に前記ベッド位置決めの参照画像である第 1 画像を表示させるとともに、前記第 1 画像上の前記第 1 計算点に対応する位置に、前記第 1 計算点の前記三次元の座標値から得た二次元の座標値を用いて前記第 1 計算点を表示させ、かつベッド上の照射対象を撮影した現在画像である第 2 画像を表示させ、入力手段の指示に基づいて前記表示装置に表示された第 2 画像上の前記第 1 計算点に対応する位置にベッド位置決め演算に用いる第 2 計算点を設定する第 4 演算装置と、

前記第 3 演算装置により設定した前記第 2 計算点の二次元の座標値を三次元の座標値に再構成する演算を行い、前記第 1 計算点の三次元の座標値と前記第 2 計算点の三次元の座標値とを用いてベッド位置決めデータを生成する第 5 演算装置とを備えることを特徴とするベッド位置決め装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 2 記載のベッド位置決め装置において、
前記第 4 演算装置は、

前記第 1 画像上に表示された前記第 1 計算点を前記第 2 画像上の同じ座標位置に仮の第 2 計算点として表示する転写機能と、前記第 2 画像上に表示された前記仮の第 2 計算点を入力手段の指示に応じて移動する編集機能とを備え、この編集機能による移動後の仮の第 2 計算点を前記第 2 計算点として設定することを特徴とするベッド位置決め装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 2 記載のベッド位置決め装置において、

前記第 5 演算手段は、前記ベッド位置決めデータのベッド移動量を反映した新たな第 2 画像データ及び第 2 計算点の座標値を生成し、前記新たな第 2 画像データに前記新たな第 2 計算点の座標値を付加して保存し、第 2 画像ファイルを生成することを特徴とするベッ

10

20

30

40

50

ド位置決め装置。

【請求項 15】

請求項 14 記載のベッド位置決め装置において、

前記第 5 演算装置は、前記第 2 演算装置で生成したベッド位置決めデータに基づいて前記第 2 画像及び前記第 2 計算点の二次元の座標値を座標変換し、この座標変換後の第 2 画像を提供する第 2 画像データ及び第 2 計算点の座標値を前記新たな第 2 画像データ及び第 2 計算点の座標値として保存し、前記第 2 画像ファイルを生成することを特徴とするベッド位置決め装置。

【請求項 16】

請求項 12 記載のベッド位置決め装置において、

前記第 5 演算装置は、前記第 1 計算点の座標値と前記第 2 計算点の座標値との偏差を演算し、その偏差が最小となる前記第 2 計算点の移動量を演算し、この移動量に基づいて前記ベッド位置決めデータを生成することを特徴とするベッド位置決め装置。

【請求項 17】

請求項 16 記載のベッド位置決め装置において、

前記第 5 演算装置は、前記第 2 計算点の移動量に応じて前記第 2 画像及び前記第 2 計算点の二次元の座標値を座標変換して、前記表示装置に表示し、入力手段より承認通知を受信すると、前記ベッド位置決めデータを有効化することを特徴とするベッド位置決め装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線又は陽子線をはじめとする粒子線等の各種放射線を照射標的に照射して治療する放射線治療用ベッド位置決めシステム、治療計画装置及びベッド位置決め装置に関する。

【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ことを目的とする放射線治療は、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、陽子線をはじめとする粒子線を使った治療も行われている。

【0003】

放射線治療の重要なプロセスの一つにベッド位置決めがある。ベッド位置決めとは、一般に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算出し、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。

【0004】

DRR 画像は、X 線画像を模擬した画像であり、治療計画時に撮影された X 線 CT 画像から生成される。なお、ベッド位置決めでは、参照画像として上記 DRR 画像以外にも X 線シミュレータ等を用いて撮影した X 線透視画像を用いる場合もある。

【0005】

ベッド位置決め手法の代表的方法として、DRR 画像及び DR 画像上に参照点（計算点）を打つ方法がある。以下、この方法について説明する。

【0006】

ベッドの移動量を求めるために操作者は、DRR 画像及び X 線画像を並べて表示することのできる機能を備えたベッド位置決め装置を使用する。これは、画像表示のためのモニタ、位置決め演算を実施するための演算装置及びキーボードやマウス等の入力手段から構成されるものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

操作者は、ベッド位置決め装置のモニタ上に映し出された D R R 画像上の特徴的な点や治療計画時の C T 画像撮影前に埋め込まれ D R R 画像上にも現れている照射対象内に存在するマーカ（金属のペレット等）に重なるように、入力手段を使用し計算点を入力する。D R 画像に対しても同様に計算点を入力する。入力後、D R R 画像上の計算点と D R 画像上の計算点を例えば画像中心を原点とし座標値に変換する。変換した座標値を各々比較することによりベッドの移動量を算出する。このような方法は、例えば特許文献 1 のような方式である。さらに、使用する D R R 画像及び D R 画像は一般的には、照射方向と照射方向に垂直な方向から撮影したものであるため、合計 4 枚の画像が必要となる。

【 0 0 0 8 】

【特許文献 1】特表 2 0 0 0 - 5 1 0 0 2 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

従来技術の方法では、ベッド位置決め時、すなわち照射対象への照射直前に、D R R 画像及び D R 画像への計算点の入力（画像上の特徴的な構造や画像に写った照射対象内のマーカ上への計算点の入力）を実施するため、2 種類の画像に対して計算点を入力をせねばならず煩雑であり、かつベッド位置決め要求される精度を維持するのに多大な労力が必要であり、ベッド位置決めにかかる要因ともなっていた。

【 0 0 1 0 】

また、初回以降のベッド位置決めの際しても、初回のベッド位置決めと同様、D R R 画像及び D R 画像の 2 種類の画像に対して計算点を入力するため、D R R 画像上への初回のベッド位置決めの際しての計算点の入力座標の再現性及び D R 画像上への初回のベッド位置決めの際しての計算点の入力座標の再現性の両方が入力者の技量に依存してしまい、照射標的のベッド位置決めを実施する際の位置決め精度を維持するために多大な努力が必要であった。

【 0 0 1 1 】

本発明の目的は、ベッド位置決め時に操作者がこれまで強いられてきた入力の煩雑さを解消することにより、ベッド位置決め要求される精度を維持することが容易となり、ベッド位置決め時間の短縮化を可能とする放射線治療用ベッド位置決めシステムを提供することである。

【 0 0 1 2 】

本発明の他の目的は、初回以降のベッド位置決めの際して、ベッド位置決め時に操作者がこれまで強いられてきた入力の煩雑さを解消しつつ、計算点の入力座標の再現性向上を通して位置決め精度をさらに向上させる放射線治療用ベッド位置決め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】

【 0 0 1 3 】

上記課題は、ベッド位置決めシステムが、入力手段の指示に基づいて X 線 C T 画像上にベッド位置決め演算に用いる第 1 計算点が指定されたとき、この第 1 計算点の三次元の座標値を計算して保存することで、前記 X 線 C T 画像に前記第 1 計算点を設定するとともに、前記 X 線 C T 画像を提供する C T 画像データに基づいてベッド位置決めの参照画像である第 1 画像を提供する第 1 画像データを生成し、前記第 1 画像データに前記第 1 計算点の前記三次元の座標値を付加して保存し、第 1 画像ファイルを生成する第 1 画像ファイル生成装置と、

前記第 1 画像ファイルを用いて前記第 1 画像を表示するとともに、前記第 1 画像上の前記第 1 計算点に対応する位置に前記第 1 計算点の前記三次元の座標値から得た二次元の座標値を用いて前記第 1 計算点を表示し、かつベッド上の照射対象を撮影した現在画像である第 2 画像を表示するとともに、入力手段の指示に基づいて前記第 2 画像上の前記第 1 計算点に対応する位置にベッド位置決め演算に用いる第 2 計算点を設定し、この第 2 計算点

の二次元の座標値を三次元の座標値に再構成する演算を行い、前記第1画像データに付加された前記第1計算点の前記三次元の座標値と前記第2画像上に設定した前記第2計算点の前記三次元の座標値とを用いてベッド位置決めデータを生成するベッド位置決め装置とを備えることにより解決される。

【0014】

また、上記課題は、前記ベッド位置決め装置が、前記ベッド位置決めデータを反映した新たな第2画像データ及び第2計算点の座標値を生成し、前記新たな第2画像データに前記新たな第2計算点の座標値を付加して保存し、第2画像ファイルを生成する第2画像ファイル生成装置を備えることによっても解決される。

【0015】

10

上記課題の根本的な理由は、ベッド位置決め時にDRR画像とDR画像の両方に計算点を入力することである。このため入力座標の再現性や入力の煩雑さ及び、位置決め時間を短縮化できないという課題が発生する。

【0016】

上記課題を解決するために、治療計画時に使用する第1画像(X線CT画像から生成されるDRR画像)へのベッド位置決め時における計算点の入力を省略するための手段を本発明は提供する。

【0017】

具体的には、第1画像ファイル生成装置は、治療計画時に計算点(第1計算点)をX線CT画像上に設定し、設定した計算点の三次元座標値をDRR画像(第1画像)に設定する。ベッド位置決め装置は、DRR画像を画像サーバから読込んだ時点でDRR画像内に設定されている計算点座標値を読み取り、ベッド位置決め装置のモニタ(表示装置)にDRR画像と共に、画像上に計算点(第1計算点)を表示する。DRR画像は二次元の画像であるが、計算点は三次元の空間上に配置された計算点である。第2画像(DR画像)が撮像され、ベッド位置決め装置にDR画像データが読込まれると、ベッド位置決め装置はモニタ上にDR画像を表示するとともに、好ましくは、DRR画像上に設定されている計算点をDR画像上にも転写表示し、ベッド位置決め装置を操作する操作者はその計算点を第2計算点として目的位置に移動することにより第2計算点を設定する。

20

【0018】

これにより操作者は、DRR画像への計算点の入力を省略できるので、入力の手間を大幅に簡略化でき、入力の煩雑さを解消できる。また、DR画像への計算点の修正指示のみで済むので、ベッド位置決め精度維持、すなわち計算点の精度維持に応えるのが容易となり、ベッド位置決め時間も短縮できる。

30

【0019】

更に、初回以降のベッド位置決めの際しても、計算点を設定した第1画像(DRR画像)データを用いることにより、DRR画像及びDR画像の2種類の画像に対して計算点を入力する必要がなく、その結果、初回のベッド位置決め時と同様の効果が得られるだけでなく、計算点の入力座標の再現性が向上し、位置決め精度を更に向上させることができる。

【0020】

40

また、ベッド位置決め装置が、ベッド位置決めデータ(移動量)を反映した第2画像データと第2計算点の座標値とを保存した第2画像ファイルを生成する場合は、初回以降のベッド位置決めの際して、上記第1画像(DRR画像)データを用いる代わりに、その第2画像ファイルの第2計算点を設定した第2画像データを用いることによっても、同様の効果(計算点の入力座標の再現性及び位置決め精度向上)が得られる。

【0021】

また、ベッド位置決めデータ(移動量)を反映した第2画像データと第2計算点の座標値とを保存した第2画像ファイルを生成する場合は、そのファイルデータを用いてベッド位置決め後に、ベッド位置決め精度や状態の妥当性の検証をいつでも確実に容易に実施できる。

50

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、ベッド位置決めを実施しようとする操作者は、第1画像（DRR画像）への計算点の入力を省略できるので、入力の手間を大幅に簡略化でき、入力の煩雑さを解消できる。また、第2画像（DR画像）への計算点の修正指示のみで済むので、ベッド位置決めの精度維持に応えるのが容易となり、ベッド位置決め時間も短縮できる。

【0023】

また、本発明によれば、初回以降のベッド位置決めの際しても、計算点を設定した第1画像（DRR画像）データを用いることにより、DRR画像及びDR画像の2種類の画像に対して計算点を入力する必要がなく、その結果、初回のベッド位置決め時と同様の効果が得られるだけでなく、計算点の入力座標の再現性が向上し、位置決め精度を更に向上させることができる。

10

【0024】

また、本発明によれば、初回以降のベッド位置決めの際して、第1画像（DRR画像）データを用いる代わりに、第2画像ファイルの第2計算点を設定した第2画像データを用いることによって、同様の効果（計算点の入力座標の再現性及び位置決め精度向上）が得られる。また、第2画像ファイルを生成する場合は、そのファイルデータを用いてベッド位置決め後に、ベッド位置決めの精度や状態の妥当性の検証をいつでも確実に容易に実施できる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0025】

以下、図面を参照して本発明を実施するための最良の形態を詳細に説明する。

<装置構成>

図1は、本発明の一実施の形態に係わる放射線治療用ベッド位置決めシステムの全体構成を示す図である。この図1を用いて、まず、システムを構成する各装置について説明する。

【0026】

本システムは、治療計画装置101と、画像データサーバ109と、ベッド位置決め装置115と、X線画像撮像システム114と、ベッド制御装置123とを備えている。

【0027】

30

治療計画装置101は第1ファイル生成装置を提供するものであり、治療計画を演算するための装置を内部に備える治療計画演算装置104と、治療計画演算装置104の演算結果を表示するモニタ102（第1表示装置）と、治療計画演算装置104に対しモニタ102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入力手段103とから構成される。入力手段103は、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。

【0028】

治療計画演算装置104は、ネットワーク124に接続し通信をするための通信装置105、演算結果やCT画像等のデータ及び治療計画プログラムを保存するための記憶装置106、治療計画プログラムの演算処理及び治療計画装置101を制御するための治療計画演算処理装置107、治療計画演算処理装置107にて治療計画プログラムを演算する際に記憶装置106に保存してある治療計画プログラム及び処理に必要なデータを一時的に保管するための主記憶装置108を備える。

40

【0029】

画像データサーバ109は、ネットワーク124に接続し他の装置とデータの交換をするための通信装置110、データを保存するための記憶装置111、画像データサーバ109の各内部装置を制御し、データに対し例えばデータ容量の圧縮等の演算を実施するデータ演算処理装置112、及びデータ演算処理装置112が使用する処理プログラムや処理対象データを一時的に格納するための主記憶装置113から構成される。

50

【 0 0 3 0 】

ベッド位置決め装置 1 1 5 は、ベッド位置決め演算を実施するためのベッド位置決め演算装置 1 1 8 と、演算結果の表示及びユーザインタフェースを表示するためのモニタ 1 1 6 (第 2 表示装置) と、モニタ 1 1 6 上に表示されるユーザインタフェースを通じベッド位置決め演算装置 1 1 8 及びベッド制御装置 1 2 3 への指示を入力するための入力手段 1 1 7 とから構成される。入力手段 1 1 7 としては、キーボードやマウス等が用いられる。さらに、ベッド位置決め演算装置 1 1 8 は、入力データ及び演算結果を送信するための通信装置 1 1 9、データ及びベッド位置決め演算プログラムを保存するための記憶装置 1 2 0、ベッド位置決め演算を実行するためのベッド位置決め演算処理装置 1 2 1、演算プログラムや入力データ等をベッド位置決め演算処理装置 1 2 1 にて使用するために一時的に格納するための主記憶装置 1 2 2 より構成される。

10

【 0 0 3 1 】

ベッド制御装置 1 2 3 は、簡略化して示しているが、放射線を照射する照射標的 (患者) を載せるベッド 1 2 6 を制御するための制御装置であり、ベッド位置決め装置 1 1 5 が演算により算出したベッドの移動量を受信し、ベッド 1 2 6 に含まれ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 1 2 6 及びベッド制御装置 1 2 3 は本明細書では詳細には記述しないが、放射線照射システム 1 2 5 の一部を構成するものである。放射線照射システム 1 2 5 は、その他に、放射線を出射する照射ヘッド (ノズル) 1 2 7 や照射ヘッド 1 2 7 を保持するガントリ 1 2 8、照射ヘッド 1 2 7 やガントリ 1 2 8 を制御するための治療装置制御部 1 2 9、治療装置制御部 1 2 9 に指示を与えるための治療装置操作卓 1 3 0 からなる。ガントリ 1 2 8 は一般に回転機構を備える。

20

【 0 0 3 2 】

X 線画像撮像システム 1 1 4 は、X 線画像撮影装置 1 3 5 及び X 線画像撮影装置制御操作卓 1 3 1 から構成される。X 線画像撮影装置 1 3 5 は、X 線源 1 3 2 及び X 線源 1 3 2 に対向する位置に配置された X 線受像装置 1 3 3 から構成される。ベッド 1 2 6 は X 線源 1 3 2 と X 線受像装置 1 3 3 の間に位置し、ベッド 1 2 6 上に照射標的が存在する。X 線画像撮影装置 1 3 5 はベッド 1 2 6 上の照射標的を撮像するために使用する。また、X 線受像装置 1 3 3 はフラットパネルディテクタやイメージインテンシファイア等を使用する。X 線画像撮影装置制御操作卓 1 3 1 は、X 線画像撮影装置 1 3 5 に対し撮像のための例えば X 線源の電圧や撮影時間等の撮影に必要な撮影条件を設定する機能と、それらを X 線撮影装置制御部 1 3 4 に送信する機能を持つ。X 線撮影装置制御部 1 3 4 は受信した操作卓 1 3 1 からの指示を X 線源 1 3 2 及び受像装置 1 3 3 に送信する。さらに、X 線画像撮影装置 1 3 5 にて撮影された X 線画像を X 線画像撮影装置 3 5 より受信し、画像データサーバ 1 0 9 に送信する機能を持つ。

30

【 0 0 3 3 】

治療計画装置 1 0 1、画像データサーバ 1 0 9、ベッド位置決め装置 1 1 5、X 線画像撮像システム 1 1 4、ベッド制御装置 1 2 3 はネットワーク 1 2 4 を介して接続されており、データをネットワーク経由で送受信することが可能である。

< データのフローの概要 >

図 1 に示すシステムにおけるデータの流れについて図 2 を用いて説明する。データは、治療計画装置 1 0 1、X 線画像撮像システム 1 1 4 にて生成され、それらが画像データサーバ 1 0 9 に蓄積され、ベッド位置決め装置 1 1 5 にて使用される。

40

< 治療計画装置 1 0 1 >

まず、照射標的への照射やベッド位置決め以前に、治療計画装置 1 0 1 を用いてベッド位置決め使用する D R R 画像を生成する。そのために、治療計画装置 1 0 1 において、治療計画立案のための C T 画像データを画像データサーバ 1 0 9 から読み込み、C T 画像を記憶装置 1 0 6 及び主記憶装置 1 0 8 に格納する (ステップ 2 0 1 , 2 0 2)。C T 画像上に表示されているマーカや特徴点上に計算点 (第 1 計算点 ; 参照点) を設定する (ステップ 2 0 3)。その後、計算点が設定された C T 画像を用いて D R R 画像を生成する (ステップ 2 0 4)。生成した D R R 画像は、画像データサーバ 1 0 9 に送信し (ステップ 2

50

05)、画像データサーバ109では受信したDRR画像を記憶装置111に保存する(ステップ206, 207)。CT画像上に計算点を設定するステップ203からDRR画像を生成するステップ204までの処理内容については、後述する。

< X線画像撮像システム114 >

X線画像撮像システム114では、照射標的の照射前に、ベッド上に照射標的を置いた状態でベッド上の照射標的をX線撮影し(ステップ208)、得られたX線データをX線画像撮影装置制御操作卓131に送信する(ステップ209)。X線画像撮影装置制御操作卓131にてX線データをDR画像(現在画像)を提供するDR画像データに変換し(ステップ210)、変換したDR画像データを画像データサーバ109に送信する(ステップ211)。DR画像データをX線画像撮像システム114より受信した画像データサーバ109は、DR画像データを記憶装置111に保存する(ステップ212, 213)。ここで、DR画像データは、ベッド位置決め装置115の分野にて一般的に使用されているダイコム(DICOM)フォーマットであるとする。ただし、その他の画像フォーマットでもかまわない。また、DRR画像も同様である。

< ベッド位置決め演算装置118 >

ベッド位置決め演算装置118では、ベッド位置決め演算を実施するために、DRR画像(参照画像)及びDR画像(現在画像)を画像データサーバ109から受信し、演算処理装置121内に読み込み(ステップ215)、主記憶装置122及び記憶装置120に保存する(ステップ216)。読み込んだDRR画像及びDR画像とをモニタ116上に表示し(ステップ217)、DR画像上に表示された特徴点やマーカ上に計算点(第2計算点)を設定し、DRR画像上に表示された計算点(第1計算点)とDR画像上に設定した計算点(第2計算点)の位置座標値を用いて位置決め演算を実施する(ステップ218)。位置決め演算後に、得られたベッド移動量をベッド制御装置123に送信する(ステップ219)。ベッド移動量送信後、座標変換したDR画像DRR画像は、画像データサーバ109に送信し(ステップ220)、画像データサーバ109では受信した座標変換後のDR画像を記憶装置111に保存する(ステップ221, 222)。ここで、モニタ117上に画像データを表示するステップ217からベッド制御装置123へ移動量を送信するステップ219までの処理内容については、後述する。

< 各ステップ単位での詳細 >

図2に示すステップ203, 204, 217, 218の詳細を図3を用いて説明する。

【0034】

図2及び図3において、ステップ203(ステップ203(1)~ステップ203(4))は、表示装置(モニタ102)にX線CT画像を表示させ、この表示装置に表示されたX線CT画像に計算点(第1計算点)を設定する第1演算装置を構成し、ステップ204のステップ204(1)は、前記X線CT画像を提供するCT画像データに基づいてX線による撮像を模擬した第1画像(DRR画像)を提供する第1画像データを生成する第2演算装置を構成し、ステップ204のステップ204(2)及びステップ204(3)及びステップ205~ステップ207は、前記X線CT画像に設定した第1計算点の三次元の座標値を用いて前記第1画像(DRR画像)における前記第1計算点の二次元の座標値を演算し、前記第1画像データに前記第1計算点の三次元の座標値と二次元の座標値を付加して保存し、第1画像ファイルを生成する第3演算装置を構成する。

【0035】

また、図3において、ステップ217(ステップ217(1)~ステップ217(3))は、表示装置(モニタ116)にベッド位置決めの参照画像である第1画像(DRR画像)を表示させるとともに、前記第1画像上の設定済みの第1計算点に対応する位置に前記第1計算点を表示させ、かつベッド上の照射対象を撮影した現在画像である第2画像(DR画像)を表示させ、この表示装置(モニタ116)に表示された第2画像(DRR画像)上の目標位置に第2計算点を設定する第4演算装置を構成し、ステップ218(ステップ218(1)~ステップ218(7))は、前記設定済みの第1計算点の座標値と前記第2計算点の座標値とを用いてベッド位置決めデータを生成する第5演算装置を構成す

る。

【 0 0 3 6 】

更に、図 2 及び図 3 において、ステップ 2 2 0 ~ ステップ 2 2 2 は、前記ベッド位置決めデータのベッド移動量を反映した新たな第 2 画像データ及び第 2 計算点の座標値を生成し、前記新たな第 2 画像データに前記新たな第 2 計算点の座標値を付加して保存し、第 2 画像ファイルを生成する第 2 画像ファイル生成装置を構成する。

[D R R の生成まで (治療計画)]

D R R 画像に対し計算点の三次元座標値を設定する方法について説明する。

【 0 0 3 7 】

まず、ステップ 2 0 3 における計算点の設定について説明する。治療計画装置 1 0 1 では、画像データサーバから読み込み記憶装置 1 0 6 に保存した C T 画像データを治療計画演算処理装置 1 0 4 を用いて主記憶装置 1 0 8 に読み込み、モニタ 1 0 2 に表示する (ステップ 2 0 3 (1)) 。 C T 画像は通常複数枚の画像ファイルから構成され、その 1 枚をスライスと呼ぶ。モニタ 1 0 2 上には、複数枚読み込んだスライスの特定の 1 枚が表示される。治療計画装置 1 0 1 を操作する操作者は、入力手段 1 0 3 であるマウスやキーボード等を用いながら、例えばスライス上の計算点 (第 1 計算点) となるべき位置にカーソルを移動し、その位置を指定する。治療計画演算処理装置 1 0 4 は入力手段 1 0 3 から計算点入力信号を受け取り、スライス上に計算点を設定する (ステップ 2 0 3 (2)) 。 C T 画像撮影以前に照射標的にマーカが埋め込まれている場合、C T 画像にマーカも撮影されているため、C T 画像に写ったマーカ上にも計算点を設定する。また、背骨や骨盤等のはっきりとした構造物の端点等にも計算点を設定する。設定された計算点は、C T 画像のスライス上に重ねてモニタ上に点として表示される (ステップ 2 0 3 (3)) 。

【 0 0 3 8 】

治療計画装置 1 0 1 は複数枚の C T 画像スライスを記憶装置 1 0 6 及び主記憶装置 1 0 8 に格納するが、それらは治療計画演算処理装置 1 0 7 により、二次元の断面の集合ではなく三次元データとして保持されている。これをボクセルと呼ぶ。図 4 にボクセルデータとなった C T 画像の三次元データの模式図及び本実施の形態で用いるボクセルデータに設定する座標系を示す。スライスを重ねる方向に Y 軸があり、Y 軸と直交しかつスライス面と平行な方向に X 軸と Z 軸を持つ。X 軸と Z 軸は互いに直交する。1 個のボクセルは、図 4 に示すように、X 軸方向にサイズ r_x 、Y 軸方向にサイズ r_y 、Z 軸方向にサイズ r_z を持つ。本実施の形態では単位は mm (ミリメートル) である。一般に r_x 、 r_z は C T 画像データファイルに解像度データとして格納されており、 r_y は C T 画像データファイルにスライス厚として埋め込まれている値を使用するか、もしくは C T 画像データファイルに入っているスライス位置を使用し、2 枚のスライスのスライス位置を引き算することで求める。これらの演算処理は、治療計画演算装置 1 0 7 により実施される。

【 0 0 3 9 】

C T 画像のスライス上に設定された計算点は、原点からの距離に応じた三次元の座標値として計算され (ステップ 2 0 3 (4)) 、主記憶装置 1 0 8 に保持される。座標値の演算は、治療計画演算処理装置 1 0 7 にて実施される。計算点の座標値を指定するための原点は、どこに置いてもよく、治療計画装置 1 0 1 を操作する操作者が自由に変更可能である。一般には、D R R 画像生成時における利便性を考え、アイソセンタ点を原点とすることが多い。なお、アイソセンタ点は本実施の形態ではスライスの 1 つに設定されるものとする。

【 0 0 4 0 】

具体的な計算点の三次元座標値の算出方法について説明する。図 5 は計算点の座標値の算出方法を説明するための図である。ここでは、アイソセンタを原点としている。また、説明の簡略化のために、スライス内の座標値である X 及び Z の座標値の算出方法について説明する。Y 軸の座標値は、アイソセンタ点のあるスライスの Y 座標値から計算点のあるスライスが何枚離れているか (これをスライスインデックスと呼ぶことにする) に r_y を乗ずることにより求まる。今、計算点 a が図 5 に示す位置にあるとすると、この点は、X 軸

の正方向に 2 ボクセル、Z 軸方向の正方向に 1 ボクセルの位置にある。そのため、計算点 a の座標値は、(X、Z) で表現すると (2、1) となる。単位は mm である。図 5 ではボクセルのサイズを 1 mm としている。また、Y 軸の座標値は、仮にこのスライスがアイソセンタのあるスライスから Y 軸の正方向に 2 スライスの位置にあるとすると、Y 軸の座標値は 2 mm となる。

【 0 0 4 1 】

計算点としては 1 個以上の点が設定される。設定された複数個の計算点を区別するために計算点一つ一つに独立な番号をつける。例えば、番号 1 の点、番号 2 の点というように番号をつける。計算点に対する番号と座標値を主記憶装置 1 0 8 に格納する。番号を指定すれば、その番号を表す計算点の座標値が得られる。

10

【 0 0 4 2 】

アイソセンタ点は、放射線を照射する際の照射中心を表す。治療計画装置 1 0 1 には、照射標的に対しどの領域を照射するのかが設定する機能があり、これを照射領域設定と呼び、設定された領域を照射領域と呼ぶ。また、設定された照射領域に対し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する機能を照射計画機能と呼ぶ。通常、治療計画装置は照射領域の重心位置や照射領域の外接直方体の中心位置をアイソセンタ点に設定する。当然、操作者の指示によりアイソセンタ点の位置を変更可能である。ベッド位置決めでは、治療計画装置にて設定されたアイソセンタ点と放射線を照射する際の照射中心を一致させることが目的である。

【 0 0 4 3 】

20

CT 画像上への計算点の設定が終了すると、治療計画装置 1 0 1 はベッド位置決め用に DRR 画像を生成する。DRR 画像は、DR 画像をコンピュータシミュレーションにより模擬した画像であり、X 線透視画像を模擬したものとなる。DRR 画像は X 線の照射標的内での減衰を治療計画演算装置 1 0 1 にて演算することで生成する (ステップ 2 0 4 (1))。ここで、X 線の照射標的内での減衰はその密度分布に応じて計算できることが知られている。より具体的には、X 線画像撮像システム 1 1 4 にある X 線源 1 3 2 から照射標的に向けて照射される X 線の照射標的内での減衰は、照射標的の密度分布を表す CT 画像データである CT 値を用いることで算出可能である。複数枚の CT スライスから構成されるボクセルデータの要素に対し、X 線源 1 3 2 から仮想的なレイと呼ばれる X 線を模擬した線を通して、X 線源 1 3 2 からの距離とボクセルデータの要素に格納されている CT 値に比例して X 線の減衰を計算する。そして、X 線受像装置 1 3 3 の位置における減衰したレイの強度を求める。X 線受像装置 1 3 3 の位置にて例えば画像サイズ 5 1 2 × 5 1 2 マトリックス及び予め設定した解像度で二次元のメッシュ上の領域を構成し、これらの各要素中心でのレイの減衰を求める。このような演算を二次元のメッシュ内の要素全てに対し実施することで、X 線受像装置 1 3 3 の位置における DRR 画像を生成できる。また、DRR 画像上には照射標的内に埋め込まれたマーカも写っている。

30

【 0 0 4 4 】

ところで、一般的にベッド位置決め用には DRR 画像は、X 線受像装置位置ではなく、アイソセンタ面と呼ぶアイソセンタ点が存在し放射線の照射方向と垂直な面上に X 線受像装置位置にて生成した DRR 画像を投影した画像を用いる。投影計算は、X 線源 1 3 2 の位置と X 線受像装置 1 3 3 の位置とを結ぶ直線の長さ、X 線源 1 3 2 の位置とアイソセンタ面位置とを結ぶ直線の長さとの比を用いて求める。

40

[参照点を DRR 画像に設定する方法]

ベッド位置決め用の DRR 画像の生成が終了すると、引き続き治療計画装置 1 0 1 は、計算点を DRR 画像に付加する処理を実施する。CT 画像上に入力された計算点 (参照点) は CT 値として CT 画像内に存在している訳ではないため、DRR 画像の生成過程において自動的に DRR 画像上に写りこむことはない。そのため、三次元座標値である計算点が DRR 画像すなわち X 線受像装置 1 3 3 上のどこに投影されるか、さらにアイソセンタ面に投影した場合はアイソセンタ面上のどこに位置するかを計算する (ステップ 2 0 4 (2))。演算には CT 画像から DRR 画像を計算する方法と同様の方法を使用する。

50

【 0 0 4 5 】

図 3 に計算点の X 線受像装置 1 3 3 の位置への投影計算の模式図を示す。ボクセルで構成された C T 画像データ内に計算点 a , b , c が設定されているとする。また計算点には各々番号が割り振られている。C T 画像データは実際は照射標的の密度分布である C T 値の集合であるが、ここでは C T 画像データの外郭である直方体のみを図示している。各計算点は三次元の座標値を持つ。計算点を通る直線を X 線源 1 3 2 の位置を出発点とし、X 線受像装置まで引く直線と X 線受像装置 1 3 3 が交わる点を X 線受像装置位置での D R R 画像上の計算点の座標とする。また、アイソセンタ点は、D R R 画像では画像の中心に位置するが、これは X 線受像装置 1 3 3 の中心でもある。そのため、D R R 画像上に投影された計算点の座標値もアイソセンタ点が投影された点である D R R 画像の中心を原点とする。なお C T 画像上において計算点が設定されている位置にマーカがあった場合、D R R 画像上にはマーカも写りこんでおり、投影された計算点はその写りこんだマーカ上に位置する。また、C T 画像データ上の計算点と D R R 画像上への投影された計算点は同じ番号が割り振られるため、1 対 1 に対応しており、容易に特定可能である。さらに、D R R 画像におけるアイソセンタ面への投影演算と同様に、計算点もアイソセンタ面へ投影する。

10

【 0 0 4 6 】

D R R 画像の生成演算が終了すると、それを放射線医療装置間で交換するためのデータフォーマットに変換する。これらのデータフォーマットは広く使用されているダイコム(DICOM)フォーマットであったり、JPEG 画像のようなフォーマットであったりする。いずれにしても画素値の他にその画像データに付随する様々なデータを付加するためのタグ領域やヘッダ領域と呼ばれる付加データ領域を持つフォーマットを使用する。

20

【 0 0 4 7 】

D R R 画像の画素値とともに付加データ領域に計算点の座標値を付加する(ステップ 2 0 4 (3))。このようにすることで、ベッド位置決め装置 1 1 5 で容易に治療計画装置 1 0 1 にて設定した計算点を再現することが可能となる。付加データの構成としては例えば以下のような構成がある。まず、C T 画像データ上に設定した計算点には治療計画演算処理装置 1 0 7 により番号が割り付けられる。計算点は、番号に引き続き三次元の座標値 X , Y , Z を持つ。この座標値を模式的に表した図を図 7 に示す。この順序で同じ処理を設定した計算点の個数分繰り返す。なお、これらは主記憶装置 1 0 8 に格納される。さらに、D R R 画像上に投影された計算点にも二次元の座標値が割り振られる。その模式図を図 8 に示す。番号は共通である。番号を指定することで計算点の三次元座標値及び投影された二次元座標値を検索することができる。D R R 画像データへの計算点座標データ付加を模式的に表した図を図 9 に示す。図 9 の二重線の外枠は 1 枚の D R R 画像を象徴的に表現したものである。多数ある四角の箱はデータの構成単位すなわち主記憶装置や記憶装置内においてそれらが占める領域を表す。また、記号 < > はそれぞれの後続のデータが何を表すかを表すデータタイプ識別記号である。< 3D Point > は、C T 画像データ上に設定した三次元座標値を持つ計算点であることを表し、< 2D Point > は D R R 画像上に投影された二次元座標値を持つ計算点であることを表す。< 画像 > は、画像データを格納していることを表す。その他、データタイプ識別記号としては、一般に照射標的の I D 番号や画像の撮影日、D R R 画像の解像度、マトリックスサイズや X 線源からの距離等が挙げられるが、これらは図示していない。番号は、計算点の番号を表す。また番号に続く X , Y , Z 及び X , Y の並びは計算点の座標値を表す。< 画像 > に続く値は、画素値すなわちこの場合は、D R R 画像の値を表す。このような D R R 画像ファイルを治療計画演算処理装置 1 0 7 にて作成し、主記憶装置 1 0 8 及び必要があれば記憶装置 1 0 6 に格納する。生成した D R R 画像ファイルを通信装置 1 0 5 を経由し、画像データサーバ 1 0 9 へと送信し、画像データサーバ 1 0 9 では受信した D R R 画像ファイルを記憶装置 1 1 1 に保存する(ステップ 2 0 5 ~ ステップ 2 0 7)。する。

30

40

[2 方向の D R R 画像の必要性について]

D R R 画像ファイル生成の説明の都合上 1 枚の D R R 画像ファイルしか生成しないかのように記述を進めてきたが、実際は 2 枚以上の D R R 画像ファイルをベッド位置決めにお

50

いて使用するのが一般的である。つまり、異なる方向からアイソセンタ点に向けて撮影したDRR画像を用いる。異なる方向から生成した2枚のDRR画像を用いることで、三次元空間内での平行移動及び各平行移動軸まわりの回転量（これを6自由度と呼ぶ）を求めることが可能となる。1枚のDRR画像では二次元のデータであり、その二次元面内の2つの平行移動及び二次元面に垂直な方向まわりの回転量しか求めることができない。そのため、少なくとも2枚のDRR画像が必要である。実際に6自由度を求める演算方法については、後述する。また、いずれのDRR画像ファイルにおいても前述したDRR画像に計算点の座標値を付加する処理が実施される。

[位置決め演算について]

ステップ217以降のベッド位置決め演算装置115の動作について説明する。画像データサーバ109から読み込まれたDRR画像（参照画像）及びDR画像（現在画像）はモニタ116上に表示される。例えば、図10のような配置で表示される（ステップ217）。この配置を2×2表示と呼ぶことにする。その他にもベッド位置決め演算装置は、2方向のDRR画像もしくはDR画像のみを表示する表示方法や特定の1方向のDRR画像及びDR画像を表示する表示方法を備える。これらの表示方法の切り替えは、モニタに表示されているGUI部品であるボタンやコンボボックス等を用いて、ベッド位置決め演算処理装置121に指示を与えることで実現する。図10では、表示されている画像の内容については省略し、画像を表示する領域の配置のみを示した。モニタ116内には、2枚のDRR画像を表示するために第1DRR画像表示領域701と第2DRR画像表示領域702がある。また、同様の目的をDR画像に対し実現するために第1DR画像表示領域703と第2DR画像表示領域704がある。さらに、表示切替や画像のコントラスト調整その他の操作をGUIにて実現するために操作パネル705がある。もちろん、図10に示す表示領域701～704及び操作パネル705の配置は任意の並びが可能である。

【0048】

DRR画像が読み込まれると第1及び第2DRR画像表示領域701、702に画像が表示されるとともに、画像ファイル中の付加データ領域中に存在する計算点（第1計算点或いは参照点）の座標値をベッド位置決め演算処理装置121が演算し、それぞれの表示領域に点として表示する（ステップ217（1））。例えば、点の形状としては、×やや等である。また、計算点の番号に応じて点の色を変更しても良い。画像表示領域への計算点の表示は、付加領域に埋め込まれている<2D Point>の座標値すなわち投影された計算点の座標値を使用する。仮に、<2D Point>が画像ファイル中に存在しなかった場合は、<3D Point>からベッド位置決め演算処理装置121がX線源132とX線受像装置133の距離を使用して自動的に演算を実施し、画像表示領域に計算点を表示する。

【0049】

DR画像がモニタ116に表示されると、ベッド位置決め演算装置118は、DRR画像ファイルに付加されていた計算点の二次元座標値に対応するDR画像上の座標位置にも計算点（仮の第2計算点）表示する（ステップ217（2））。この際、DR画像の中心を原点とする。また、同時に主記憶装置122にもDR画像用の計算点二次元座標値の記憶領域を生成し、その計算点の二次元座標値を保存する。

【0050】

DR画像上に表示された計算点は、一般的にはDRR画像作成時に設定した特徴点やマーカ上からはズレている。これは、放射線照射前に照射標的をベッドに載せるがその際に誤差が発生しているからであり、ベッド位置決めを実施しなければならない理由でもある。そのため、ベッド位置決め装置115の操作者は、DR画像上にベッド位置決め演算装置118により自動的に表示された計算点を特徴点やマーカ上に移動させるために編集作業を実施する。編集作業は、マウスやキーボード等の入力手段117を用い、モニタ116上に表示される計算点とDR画像とを確認しながら実施する（ステップ217（3））。計算点が特徴点やマーカ上に移動すると（両者の位置が一致すると）、その計算点（第2計算点）の二次元座標値は上記記憶領域に保存される。ベッド位置決め演算装置118は、計算点の編集機能（計算点を移動する機能）及び編集結果を表示し保存する機能を提

供する。編集機能には、計算点を最初の設定値に戻すリセット機能を含めてもよい。

【 0 0 5 1 】

D R 画像上での計算点の移動、設定作業が済むと操作者は、D R R 画像つまり治療計画時と比較し、どのくらい照射標的が照射中心からずれているかを計算するための指示をベッド位置決め演算装置 1 1 8 に与える。指示は、G U I である操作パネル 7 0 5 より入力手段 1 1 7 を用いて位置決め演算処理装置 1 2 1 に伝達される（ステップ 2 1 8（１））。位置決め演算処理装置 1 2 1 は、指令が伝達されると位置決め演算を開始する（ステップ 2 1 8（２））。

【 0 0 5 2 】

位置決め演算処理装置 1 2 1 が実施する位置決め演算について説明する。位置決め演算は、計算点の三次元座標値を利用する。D R R 画像上の第 1 計算点と D R 画像上の第 2 計算点とが一致するということは、以下の関係式（式 1）が二つの画像上に設定された計算点間に成立することを意味する。

【 0 0 5 3 】

【数 1】

$$\begin{pmatrix} x_drr \\ y_drr \\ z_drr \\ 1 \end{pmatrix} = M \begin{pmatrix} x_dr \\ y_dr \\ z_dr \\ 1 \end{pmatrix} \quad (\text{式1})$$

【 0 0 5 4 】

M は、座標の変換行列を表す。x_D R R、y_D R R、z_D R R は D R R 上の計算点の座標であり、x_D R、y_D R、z_D R は対応する D R 画像上の計算点の座標である。つまり、同じ番号を割り当てられた計算点間で式 1 が成立する。行列 M は、6 自由度である平行移動 3 成分と回転 3 成分とを含む。

【 0 0 5 5 】

【数 2】

$$\begin{pmatrix} c(\phi)c(\theta)-s(\phi)s(\psi)s(\theta) & -c(\psi)s(\theta) & c(\phi)s(\psi)s(\theta)+s(\phi)c(\theta) & x \\ c(\phi)s(\theta)+s(\phi)s(\psi)c(\theta) & c(\psi)c(\theta) & s(\phi)s(\theta)-c(\phi)s(\psi)c(\theta) & y \\ -s(\phi)c(\psi) & s(\psi) & c(\phi)c(\psi) & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{式2})$$

【 0 0 5 6 】

ここで、式 2 中の、 ϕ 、 ψ 、 θ は回転量であり、 x 、 y 、 z は平行移動量である。また、 $s()$ 、 $c()$ の記法はそれぞれ $\sin()$ 、 $\cos()$ を表している。ベッド位置決め演算では、式 1 の関係が成立するように式 2 中の回転量及び平行移動量を求める。それがベッドの移動量となる。

【 0 0 5 7 】

まず最初に D R 画像上の計算点の三次元座標を算出しなければならない。これは、D R 画像上の計算点は操作者により移動させられているからである。そのため、D R 画像上の計算点の二次元座標値から三次元座標値を再構成する演算を実施する。図 1 1 に D R 画像上の二次元座標値から三次元座標値を再構成するための模式図を示す。 $r 1$ は第 1 D R 画像表示領域に表示されている D R 画像であり、 $r 2$ は第 2 D R 画像表示領域に表示されている D R 画像である。図 1 1 中の x 、 y 、 z 軸は現在の照射中心を原点とする互いに直交する軸である。また、 $r 1$ 及び $r 2$ 上にその中心を原点とする座標軸 $x r 1$ 、 $y r 1$ 及び

x_{r2} 、 y_{r2} が設定されている。実際の $r1$ 及び $r2$ は、照射中心を含む面として定義されるが、ここでは演算方法の説明の便宜上図11に示す位置に $r1$ 、 $r2$ が位置するとしている。この位置は、X線受像装置133の位置と同じである。しかしながら、本手法の特徴は第1DR画像と第2DR画像のそれぞれに、X線源132の位置と画像上の計算点とを直線で結び、その交点または2直線の最も近い距離の点を求めることにある。そのため、二次元座標値がどの面上であるかということは本手法においては重要ではない。点B及び点Dが計算点である。また、点A及び点CはX線源132の位置を表す。さらに点Aと点Bとを通る直線を $L0$ と呼び、点Cと点Dとを通る直線を $L1$ と呼ぶ。2直線 $L0$ と $L1$ との交点または、2直線 $L0$ と $L1$ の最小距離を表す点をNとする。

【0058】

10

理想的には、直線 $L0$ と $L1$ とは交差する。しかしながら、DR画像上に設定した計算点である点B及び点Dは、操作者による移動指示により必ずしも二直線が交差する位置にはない可能性がある。そのため、2直線の距離が最小になる点を交点Nとみなす。直線 $L0$ 、 $L1$ を媒介変数 s 、 t を用いて表示すると、

【0059】

【数3】

$$\begin{aligned}\vec{L}_0(s) &= \vec{OA} + s\vec{AB} \\ \vec{L}_1(t) &= \vec{OC} + t\vec{CD}\end{aligned}\quad (\text{式3})$$

20

【0060】

となる。ここで、 OA は原点から点Aへのベクトル、 AB は点Aと点Bとを結ぶベクトル、 OC は原点から点Cへのベクトル、 CD は点Cと点Dとを結ぶベクトルである。また、式中では OA 等の上に矢印がついているが、これはベクトルであることを表す記号である。2直線間の距離 $N(s, t)$ は、

【0061】

【数4】

$$N(s, t) = \left| \vec{L}_0(s) - \vec{L}_1(t) \right|^2 \quad (\text{式4})$$

30

【0062】

である。式4を s 及び t で偏微分することで、2直線の最小距離を求めることができる。偏微分した結果の各係数を以下のようにすると、

【0063】

【数5】

$$\begin{aligned}a &\equiv AB_z^2 + AB_y^2 + AB_x^2 \\ b &\equiv -AB_zCD_z - AB_yCD_y - AB_xCD_x \\ d &\equiv CD_z^2 + CD_y^2 + CD_x^2 \\ e &\equiv AB_zOC_z + AB_yOC_y + AB_xOC_x \\ &\quad - AB_zOA_z - AB_yOA_y - AB_xOA_x \\ f &\equiv OA_zCD_z + OA_yCD_y + OA_xCD_x \\ &\quad - CD_zOC_z - CD_yOC_y - CD_xOC_x\end{aligned}\quad (\text{式5})$$

40

50

【 0 0 6 4 】

2 直線が最小になる場合の媒介変数 s 、 t は、以下の式 6 にて求めることができる。

【 0 0 6 5 】

【 数 6 】

$$\begin{pmatrix} s \\ t \end{pmatrix} = \frac{1}{ad-b^2} \begin{pmatrix} de-bf \\ -be+af \end{pmatrix} \quad (\text{式6})$$

【 0 0 6 6 】

10

式 6 を式 4 に代入することで、交点 N を求めることができる。このような演算処理により DR 画像上の計算点の三次元座標値を求める（ステップ 2 1 8（3））。本演算処理は、計算点の数だけ繰り返す。また求めた三次元座標値は、前述したデータ構造を用いて主記憶装置 1 2 2 に格納される。

【 0 0 6 7 】

このように DR 画像に設定された三次元座標値が求まると、式 1 が成立するための式 2 に示される平行移動量及び回転量を求める処理が位置決め演算処理装置 1 2 1 にて実施される。まず、 DRR 画像に設定された計算点の三次元座標値とその計算点と同一の番号を持つ DR 画像に設定された計算点の三次元座標値の誤差 E を計算する。ここで、 DR 画像に設定された計算点の三次元座標値は式 1 を用いて座標変換されているものとする。また、 E は全ての計算点間の誤差である。 E の式を式 7 に示す。

20

【 0 0 6 8 】

【 数 7 】

$$E = \sum_i \left((DRR_i(x) - DR_i(x))^2 + (DRR_i(y) - DR_i(y))^2 + (DRR_i(z) - DR_i(z))^2 \right) \quad (\text{式7})$$

【 0 0 6 9 】

30

ここで、添え字 i は i 番目の DRR 画像及び座標変換された DR 画像の計算点である。また、 $DRR()$ の記法は、括弧の中に x 、 y 、 z が入ることによりそれぞれに対応した座標値成分となることを意味する。

【 0 0 7 0 】

誤差 E が最小になるように、式 2 の各移動量を求めることでベッド移動量を求める（ステップ 2 1 8（4））。そして再び誤差 E を計算するというように繰り返し計算を実施する。そのため、誤差 E を最小にするためには、最小二乗法の様な最適化アルゴリズムを使用する。そして誤差 E が最小になったところでベッド移動量を求める処理が終了する。

【 0 0 7 1 】

ベッド移動量の算出が終了すると、ベッド位置決め装置 1 1 5 は、モニタ 1 1 6 上に操作者に対し移動量を表示し、また DR 画像を移動量に基づき座標変換し、座標変換後の DR 画像を画面上に表示する（ステップ 2 1 8（5））。座標変換の演算はベッド位置決め演算処理装置 1 2 1 にて実施する。同様に、求めた移動量に基づき DR 画像上に入力及び設定された計算点に対してもベッド位置決め演算処理装置 1 2 1 にて座標変換処理を実施し、モニタ 1 1 6 上に表示する。そして操作者に対し、演算結果を承認するか否かを確認するための GUI によるダイアログボックス等を表示する。操作者が GUI を通じ入力手段 1 1 7 を用いて演算結果を承認し、その指令をベッド位置決め演算処理装置 1 2 1 が受け取ると（ステップ 2 1 8（6））、位置決め演算処理装置 1 2 1 は、ベッド移動量をベッド制御装置に送信する。また、操作者が GUI を通じ不承認の指示を位置決め演算処理装置 1 2 1 に伝達した場合は、位置決め演算処理装置 1 2 1 はステップ 2 1 7 に戻り、

40

50

操作者の指示を待つ。

〔D R 画像の保存〕

ベッド移動量をベッドへと送信し終わりベッド位置決めが完了すると（ステップ 2 1 9）、位置決め演算装置 1 1 8 はベッド位置決め演算処理装置 1 2 1 を用い、主記憶装置 1 2 2 上に存在する D R 画像と D R 画像上に設定された計算点とを D R 画像ファイルへと変換し、記憶装置 1 2 0 に書き込み保存する（ステップ 2 2 0）。ファイルのフォーマットは、例えば図 9 に示すような D R R 画像ファイルと同様な形式を用いる。また、事前に D R 画像はベッド移動量に基づき座標変換されており、計算点も同様に座標変換されている。そして、ベッド位置決め演算装置 1 1 8 は生成した D R 画像ファイルを通信装置 1 1 9 を経由して画像データサーバ 1 0 9 へと送信し、画像データサーバ 1 0 9 では受信した D R 画像ファイルを記憶装置 1 1 1 に保存する（ステップ 2 2 0 ～ステップ 2 2 2）。これら一連の処理の目的は、ベッド位置決め時の情報を検証及び確認するためであり、また翌日以降のベッド位置決め時に D R R 画像の代わりに D R 画像を使用するためである。

10

【 0 0 7 2 】

一般に照射標的への照射は 1 回ではなく複数日にわけ複数回実施される。その際に、本実施例では D R R 画像と D R 画像とを用いることをこれまで説明したが、D R R 画像の代わりに画像データサーバ 1 0 9 へと保存した前述の D R 画像を用いることもできる（この画像を基準 D R 画像と呼ぶ）。その場合もベッド位置決め演算装置 1 1 8 は D R R 画像に対して施す処理と同一の処理を基準 D R 画像に対して実施し、ベッド位置決め時に撮影した D R 画像を用いてベッド位置決め処理を実施する。

20

【 0 0 7 3 】

以上のように説明した本発明によれば、治療計画装置 1 0 1 にて C T 画像上に計算点を生成し、その座標値をベッド位置決め使用する D R R 画像ファイルに付加情報として付加し、さらにベッド位置決め演算装置 1 1 8 により D R R 画像を読み上げた際に計算点を自動的にモニタ 1 1 6 上に表示し、D R 画像へも転送表示するので、操作者は第 D R R 画像への計算点の入力を省略でき、D R 画像への計算点の修正指示をするだけで済み、操作者の入力の手間を大幅に簡略化できる。また、操作者は D R 画像への計算点の修正指示のみで済むので、ベッド位置決め精度維持、すなわち計算点の精度維持に応えるのが容易となり、ベッド位置決め時間も短縮できる。

【 0 0 7 4 】

また、初回以降のベッド位置決めの際には、計算点を設定した D R R 画像、或いは D R 画像ファイルに保存した計算点を D R 画像（基準 D R 画像）を用いることにより、初回のベッド位置決め時と同様、2 種類の画像に対して計算点を入力する必要がなく、同様の効果が得られる。また、2 種類の画像に対して計算点を入力する必要がないので、計算点の入力座標の再現性が向上し、位置決め精度を更に向上させることができる。

30

【 0 0 7 5 】

更に、D R 画像上に設定した計算点もベッド位置決め終了後に D R 画像ファイルとして保存するため、ベッド位置決め後のベッド位置決め精度や状態の妥当性の検証が容易になる。

【 0 0 7 6 】

本発明は説明した実施の形態に限らず実施が可能である。例えば、画像データサーバ 1 0 9 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、直接治療計画装置 1 0 1 とベッド位置決め装置 1 1 5 とが通信し、データファイルを交換しても良い。また、D R 画像ファイルは、画像データサーバ 1 0 9 に保管せずにベッド位置決め演算装置 1 1 8 の記憶装置 1 2 0 に補完しても良い。さらに、治療計画装置 1 0 1 及びベッド位置決め演算装置 1 1 8 は 1 台の装置であってもかまわない。また、ネットワーク 1 2 4 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たと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。

40

【 0 0 7 7 】

また、本発明の実施の形態では、ベッド位置決めを実施する際に、ベッド位置決め演算

50

装置 1 1 8 に D R 画像データが読み込まれると、ベッド位置決め演算装置 1 1 8 はモニタ 1 1 6 上に D R 画像を表示するとともに、D R R 画像上に設定されている計算点を D R 画像上にも自動で転写表示し、操作者はその計算点（第 2 計算点）を編集機能により目的位置に移動した。しかし、本発明において、D R 画像上への計算点の転写表示は、自動でなく、操作者の入力手段 1 1 7 による指示によって行ってもよい。更に、D R 画像上への計算点の転写表示は本発明に必須の機能ではなく、計算点を転写表示する代わりに、操作者が入力手段 1 1 7 を用いて入力してもよい。しかし、D R 画像上に計算点を転写表示する場合の方が、操作者は D R 画像上への計算点の表示操作を省略できるので、その分、より入力の手間を減らすことができ、入力の煩雑さを低減できる。

【 0 0 7 8 】

10

本発明の実施の形態では、D R R 画像上に設定した計算点を移動すなわち編集及び変更することについては説明していないが、もちろん操作者の判断によりそのような編集及び変更も可能であり、この場合、ベッド位置決め演算装置 1 1 8 は D R R 画像に対しても上記の計算点の編集機能を提供する。これは、治療計画装置 1 0 1 にて設定した計算点がベッド位置決め時に撮像した D R 画像の状態にそぐわなかった場合に使用される機能である。

【 0 0 7 9 】

また、本実施の形態では、治療計画装置 1 0 1 からベッド位置決め演算装置 1 1 8 に提供されるベッド位置決め用の画像は D R R 画像であるが、計算点の座標値を渡すことが目的であることを考えると、C T 画像データをそのままベッド位置決め演算装置 1 1 8 に提供してもかまわない。その場合、D R R 画像に計算点の座標値を付加したのと同様に C T 画像ファイルに対して計算点の座標値情報を付加する。

20

【 0 0 8 0 】

さらに、本実施の形態では照射標的内のマーカもしくは特徴点を用いることを前提としているが、これらはその両方を用いてもまた一方のみを用いてもかまわない。また、照射標的の周囲に治具を設置しそれをマーカとしてもよいし、照射標的の表面に例えば X 線を透過させないようなシールのようなものを貼りそれをマーカとしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 1 】

【図 1】本発明の一実施の形態に係わる放射線治療用ベッド位置決めシステムの全体構成を示す図である。

30

【図 2】本発明の一実施の形態に係わる放射線治療用ベッド位置決めシステムにおける処理内容のデータの流れを示すフローである。

【図 3】図 2 のステップ 2 0 3 , 2 0 4 , 2 1 7 , 2 1 8 の詳細を示すフローである。

【図 4】ボクセルデータとなった C T 画像の三次元データの模式図及び本実施の形態で用いるボクセルデータに設定する座標系を示す図である。

【図 5】計算点の座標値の算出方法を説明するための図である。

【図 6】D R R 画像への三次元計算点の投影計算方法を模式的に示す図である。

【図 7】計算点のデータ様式を示す図である。

【図 8】計算点のデータ様式を示す図である。

40

【図 9】D R R 画像データへの計算点等の付加データの付加方法を模式的に示す図である。

【図 1 0】ベッド位置決め装置のモニタ上における D R R 画像及び D R 画像、操作領域の配置の一例を示す図である。

【図 1 1】二次元座標値を持つ計算点から三次元座標値を再構成する方法を模式的に示した図である。

【符号の説明】

【 0 0 8 2 】

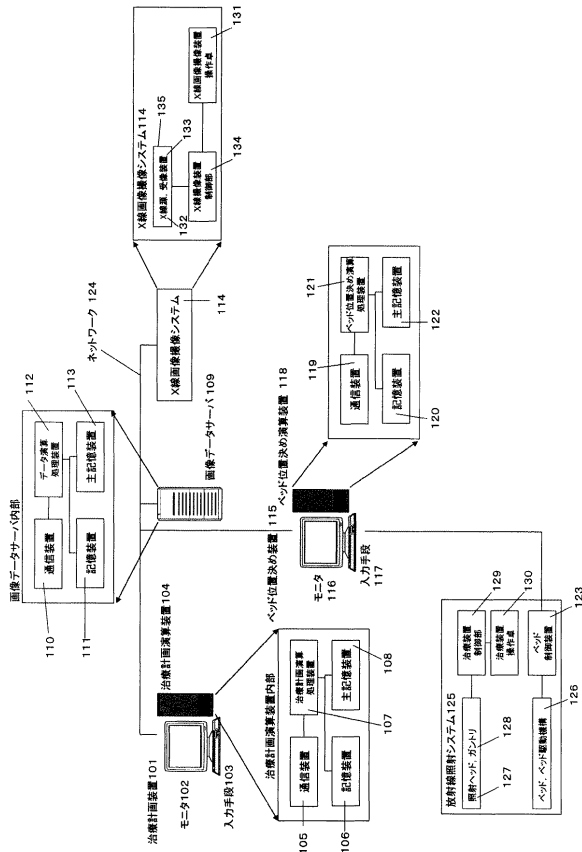
1 0 1 治療計画装置

1 0 2 モニタ（第 1 表示装置）

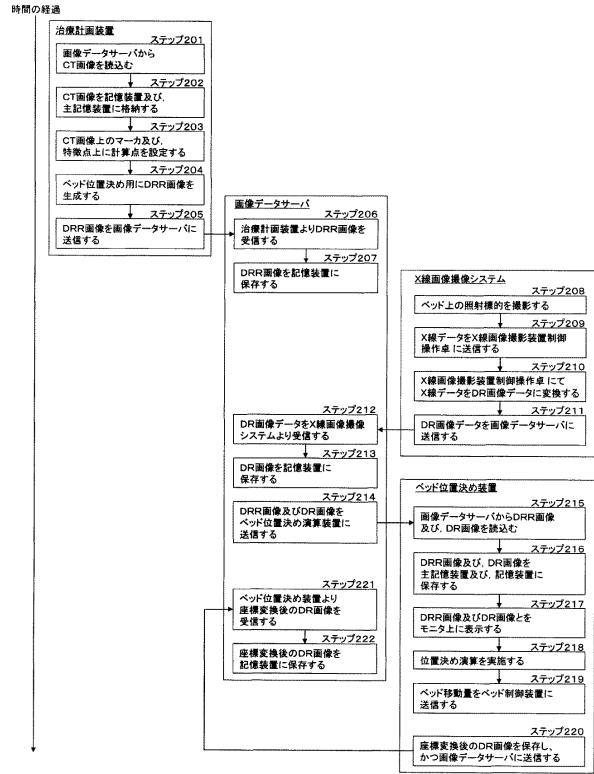
50

1 0 3	入力手段	
1 0 4	治療計画演算装置（第 1 画像ファイル生成装置）	
1 0 5	通信装置	
1 0 6	記憶装置	
1 0 7	治療計画演算処理装置	
1 0 8	主記憶装置	
1 0 9	画像データサーバ	
1 1 0	通信装置	
1 1 1	記憶装置	
1 1 2	データ演算処理装置	10
1 1 3	主記憶装置	
1 1 4	X線画像撮像システム	
1 1 5	ベッド位置決め装置（第 2 画像ファイル生成装置を含む）	
1 1 6	モニタ（第 2 表示装置）	
1 1 7	入力手段	
1 1 8	ベッド位置決め演算装置	
1 1 9	通信装置	
1 2 0	記憶装置	
1 2 1	ベッド位置決め演算処理装置	
1 2 2	主記憶装置	20
1 2 3	ベッド制御装置	
1 2 4	ネットワーク	
7 0 1	第 1 D R R 画像表示領域	
7 0 2	第 2 D R R 画像表示領域	
7 0 3	第 1 D R 画像表示領域	
7 0 4	第 2 D R 画像表示領域	
7 0 5	操作パネル	

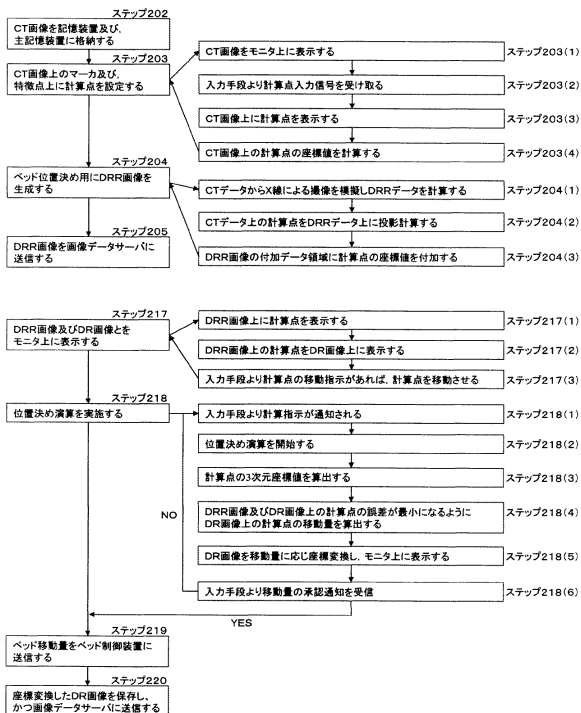
【図1】



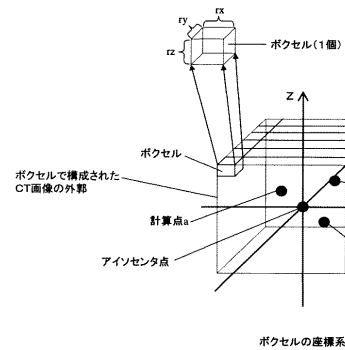
【図2】



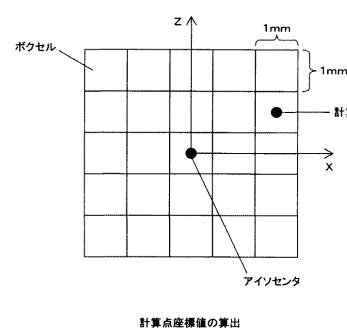
【図3】



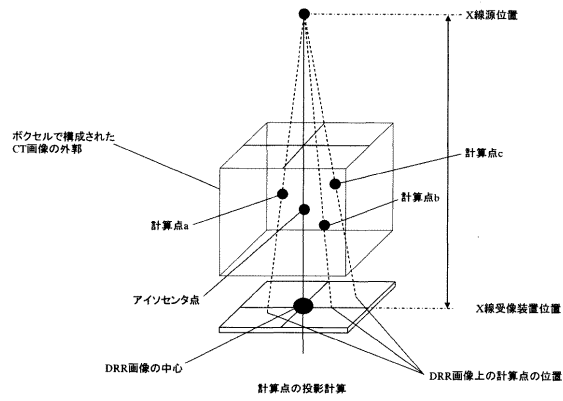
【図4】



【図5】



【図 6】



【図 7】

番号	X	Y	Z
----	---	---	---

計算点のデータ表現様式

【図 8】

番号	X	Y
----	---	---

計算点のデータ表現様式

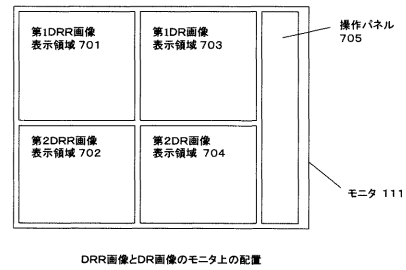
【図 9】

<3D Point>	番号	X	Y	Z	番号	X	Y	Z	番号	X	Y	Z
<2D Point>	番号	X	Y	番号	X	Y	番号	X	Y			
<画像>	値	値							値	値		

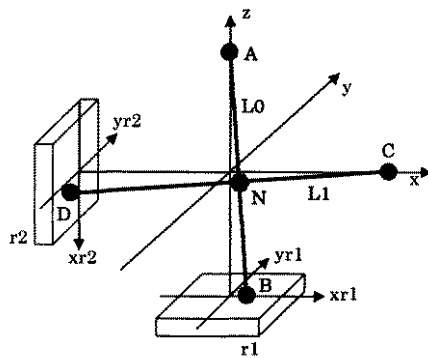
付加データ領域

DRR画像データへの計算点座標値の付加

【図 10】



【図 11】



計算点の3次元座標値再構成

フロントページの続き

(72)発明者 木谷 貴雄

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 小宮 寛之

(56)参考文献 特開平04-295339(JP,A)

特開平01-313895(JP,A)

特開2004-267250(JP,A)

特表平04-507048(JP,A)

特表2000-510023(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 5/00-5/10