

(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2018-153299

(P2018-153299A)

(43) 公開日 平成30年10月4日(2018.10.4)

(51) Int.Cl.
A61N 5/10 (2006.01)

F I
A61N 5/10

テーマコード(参考)
4C082

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2017-51076 (P2017-51076)
(22) 出願日 平成29年3月16日 (2017.3.16)

(71) 出願人 317015294
東芝エネルギーシステムズ株式会社
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地34
(71) 出願人 301032942
国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(74) 代理人 110001380
特許業務法人東京国際特許事務所
(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

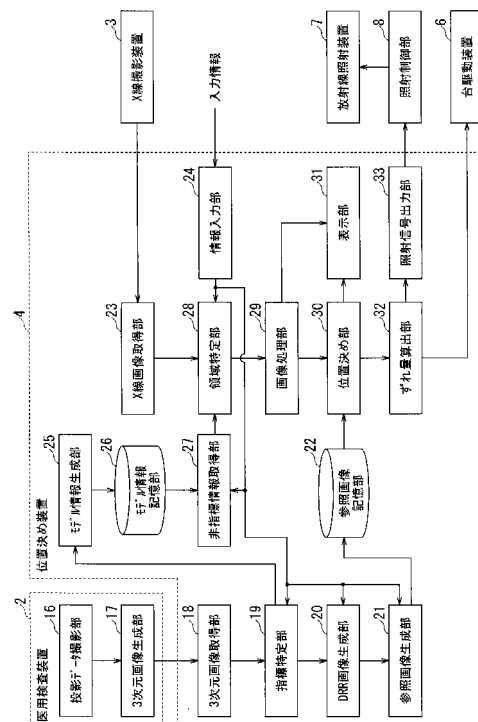
(54) 【発明の名称】 被検体の位置決め装置、被検体の位置決め方法、被検体の位置決めプログラムおよび放射線治療システム

(57) 【要約】

【課題】 撮影画像と参照画像との照合精度を向上させることができ、被検体の位置決めが行い易くなる被検体の位置決め技術を提供する。

【解決手段】 被検体の位置決め装置4は、透視撮影装置3を用いて撮影され、被検体の位置決めの際の指標となる指標部の第1像と指標部以外の非指標部の第2像とが写る撮影画像を取得する撮影画像取得部23と、非指標部の3次元モデル情報に基づいて撮影画像から特定した第1像と予め生成された参照画像の像とを照合して前記被検体の位置決めを行う位置決め部30とを備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

透視撮影装置を用いて撮影され、被検体の位置決め指標となる指標部の第 1 像と前記指標部以外の非指標部の第 2 像とが写る撮影画像を取得する撮影画像取得部と、
前記非指標部の 3 次元モデル情報に基づいて前記撮影画像から特定した前記第 1 像と予め生成された参照画像の像とを照合して前記被検体の位置決めを行う位置決め部と、
を備えることを特徴とする被検体の位置決め装置。

【請求項 2】

前記 3 次元モデル情報は、前記透視撮影装置に関する情報と、前記被検体を載置する載置台に関する情報と、前記被検体を固定する固定具に関する情報と、の少なくともいずれかの情報を含む請求項 1 に記載の被検体の位置決め装置。

10

【請求項 3】

前記第 2 像の画素値を前記第 1 像の画素値よりも低減させる画像処理を行う画像処理部を備える請求項 1 または請求項 2 に記載の被検体の位置決め装置。

【請求項 4】

前記位置決めを行う前に前記被検体の画像を含む 3 次元ボリューム画像を取得する 3 次元画像取得部と、

前記 3 次元画像取得部が取得した 3 次元ボリューム画像に基づいて 2 次元のデジタル再構成画像を生成する再構成画像生成部と、

を備え、

20

前記撮影画像は、前記位置決めを行うときに撮影される 2 次元の X 線画像であり、

前記参照画像は、前記デジタル再構成画像である請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の被検体の位置決め装置。

【請求項 5】

前記位置決めを行う前に前記被検体の画像を含む 3 次元ボリューム画像を取得する 3 次元画像取得部を備え、

前記撮影画像は、前記位置決めを行うときに撮影される 3 次元ボリューム画像であり、

前記参照画像は、前記位置決めを行う前に前記 3 次元画像取得部が取得した 3 次元ボリューム画像である請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の被検体の位置決め装置。

【請求項 6】

30

前記位置決めを行う前に前記被検体の画像を含む 3 次元ボリューム画像を取得する 3 次元画像取得部と、

前記 3 次元画像取得部が取得した 3 次元ボリューム画像に基づいて前記非指標部の 3 次元モデル情報を生成するモデル情報生成部と、

を備える請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の被検体の位置決め装置。

【請求項 7】

前記位置決めを行う前に前記被検体の画像を含む 3 次元ボリューム画像を取得する 3 次元画像取得部と、

前記 3 次元画像取得部が取得した 3 次元ボリューム画像に基づいて前記指標部および前記非指標部を特定する指標特定部と、

40

前記指標特定部が特定した前記指標部および前記非指標部に基づいて前記参照画像を生成する参照画像生成部と、

を備える請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の被検体の位置決め装置。

【請求項 8】

透視撮影装置を用いて撮影され、被検体の位置決め指標となる指標部の第 1 像と前記指標部以外の非指標部の第 2 像とが写る撮影画像を取得するステップと、

前記非指標部の 3 次元モデル情報に基づいて前記撮影画像から特定した前記第 1 像と予め生成された参照画像の像とを照合して前記被検体の位置決めを行うステップと、

を含むことを特徴とする被検体の位置決め方法。

【請求項 9】

50

透視撮影装置を用いて撮影され、被検体の位置決めの指標となる指標部の第1像と前記指標部以外の非指標部の第2像とが写る撮影画像を取得するステップと、

前記非指標部の3次元モデル情報に基づいて前記撮影画像から特定した前記第1像と予め生成された参照画像の像とを照合して前記被検体の位置決めを行うステップと、

をコンピュータに実行させることを特徴とする被検体の位置決めプログラム。

【請求項10】

請求項1から請求項7のいずれか1項に記載の被検体の位置決め装置と、

前記位置決めが行われた前記被検体におけるターゲット部に放射線を照射する放射線照射装置と、

を備えることを特徴とする放射線治療システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、放射線治療システムを用いて治療を行うときの被検体の位置決め技術に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線治療では、治療計画時にCT装置を用いて取得した3次元画像に基づいてDRR画像を生成し、このDRR画像と放射線照射前に患者を撮影したX線画像とを照合し、患者の位置合わせをしている。ここで、治療計画時の3次元画像に寝台および拘束具などの像が含まれている場合でも、患者の像のみが抽出されたDRR画像を生成する技術がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2016-101358号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

前述の技術にあっては、治療計画時に生成されるDRR画像（参照画像）から寝台および拘束具などの像が取り除かれるものの、放射線照射前のX線画像（撮影画像）には、寝台および拘束具などの像が写った状態であるので、この像が邪魔になってしまい、患者の位置決めが行い難いという課題がある。

30

【0005】

本発明の実施形態はこのような事情を考慮してなされたもので、撮影画像と参照画像との照合精度を向上させることができ、被検体の位置決めが行い易くなる被検体の位置決め技術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】

【0006】

本発明の実施形態に係る被検体の位置決め装置は、透視撮影装置を用いて撮影され、被検体の位置決めの指標となる指標部の第1像と前記指標部以外の非指標部の第2像とが写る撮影画像を取得する撮影画像取得部と、前記非指標部の3次元モデル情報に基づいて前記撮影画像から特定した前記第1像と予め生成された参照画像の像とを照合して前記被検体の位置決めを行う位置決め部と、を備える。

40

【発明の効果】

【0007】

本発明の実施形態により、撮影画像と参照画像との照合精度を向上させることができ、被検体の位置決めが行い易くなる被検体の位置決め技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0008】

50

- 【図 1】第 1 実施形態の放射線治療システムを示す図。
 【図 2】第 1 実施形態の位置決め装置を示すブロック図。
 【図 3】X 線照射部と X 線検出部と被検体との関係を示す概略図。
 【図 4】位置決め処理を示すフローチャート。
 【図 5】位置決め処理を示すフローチャート。
 【図 6】X 線画像の画像処理を示す説明図。
 【図 7】X 線画像と D R R 画像との照合処理を示す説明図。
 【図 8】変形例の X 線画像の画像処理を示す説明図。
 【図 9】変形例の X 線画像と D R R 画像との照合処理を示す説明図。
 【図 10】変形例の画像処理技術を示す説明図。
 【図 11】変形例の画像処理技術を示す説明図。
 【図 12】変形例の画像処理技術を示す説明図。
 【図 13】変形例の画像処理技術を示す説明図。
 【図 14】変形例の画像処理技術を示す説明図。
 【図 15】変形例の画像処理技術を示す説明図。
 【図 16】第 2 実施形態の放射線治療システムを示す図。
 【図 17】第 2 実施形態の位置決め装置を示すブロック図。
 【発明を実施するための形態】

10

【0009】

(第 1 実施形態)

20

以下、本実施形態を添付図面に基づいて説明する。まず、第 1 実施形態の被検体の位置決め装置について図 1 から図 15 を用いて説明する。図 1 の符号 1 は、患者 P の体内に発生した腫瘍などの患部 G に放射線 R を照射して治療を行うために用いる放射線治療システムである。なお、治療に用いる放射線 R には、X 線、 γ 線、電子線、陽子線、中性子線、重粒子線などが用いられる。

【0010】

なお、放射線治療を行うときには、十分な出力の放射線 R を患者 P (被検体) の患部 G (ターゲット部) の位置に正確に照射しなければならない。さらに、患部 G の近傍の正常な組織 (非ターゲット部) の被ばく量を抑える必要がある。そこで、本実施形態では、治療計画時に取得した患者 P の画像と、放射線照射時に撮影した患者 P の画像とを照合することで、患者 P の位置決めを行って放射線 R を照射する。

30

【0011】

図 1 に示すように、放射線治療システム 1 を用いた治療計画を立てる際に、3次元ボリューム画像を入手する。例えば、まず、患者 P (被検体) のコンピュータ断層撮影を行う。本実施形態では、コンピュータ断層撮影により患者 P の各種検査を行うための医用検査装置 2 が設けられている。この医用検査装置 2 は、X 線 CT 装置で構成される。そして、医用検査装置 2 を用いて患者 P の 3 次元ボリューム画像 (透視画像) を生成する。なお、3次元ボリューム画像は、例えば、ボクセルデータからなる。

【0012】

なお、本実施形態では、医用検査装置 2 として X 線 CT 装置を例示しているが、この医用検査装置 2 (診断装置) は、患者 P の 3 次元ボリューム画像を取得できるものであれば他の装置であっても良い。例えば、医用検査装置 2 は、MRI 装置 (Magnetic Resonance Imaging) であっても良いし、超音波画像診断装置であっても良い。

40

【0013】

本実施形態の放射線治療システム 1 は、患者 P を透視した像が写る X 線画像 40 (撮影画像、透視画像、図 6 参照) を撮影する X 線撮影装置 3 (透視撮影装置) と、この X 線画像 40 に基づいて患者 P の位置決めを行う位置決め装置 4 と、患者 P が載置される載置台 5 と、載置台 5 の位置を変更する台駆動装置 6 と、患者 P の患部 G に放射線を照射する放射線照射装置 7 と、放射線照射装置 7 を制御する照射制御部 8 と、を備える。また、患者 P は、載置台 5 に載置された状態で固定具 9 により固定される (図 3 参照)。

50

【0014】

なお、位置決め装置4は、CPU、ROM、RAM、HDDなどのハードウェア資源を有し、CPUが各種プログラムを実行することで、ソフトウェアによる情報処理がハードウェア資源を用いて実現されるコンピュータで構成される。さらに、後述の位置決め方法は、プログラムをコンピュータに実行させることで実現される。

【0015】

また、位置決め装置4は、医用検査装置2とX線撮影装置3と台駆動装置6と照射制御部8とに接続される。なお、X線撮影装置3は、X線を患者Pに照射するX線照射部10と、患者Pを透過したX線を検出するX線検出部11と、を備える。また、X線検出部11は、フラットパネルディテクタ(FPD)またはイメージインテンシファイアなどで構成される。

10

【0016】

本実施形態では、1のX線照射部10および1のX線検出部11で1組の機器が合計2組設けられている。2組のX線照射部10およびX線検出部11で異なる2方向から同時にX線撮影を行う。なお、X線撮影を時系列に沿って連続して行うことで、X線画像40を用いた動画像を生成しても良い。

【0017】

なお、実際のX線撮影では、2組のX線照射部10およびX線検出部11を用いて、2方向(例えば、患者Pの右手側および左手側の2方向)から撮影した一对のX線画像40が得られる。さらに、後述のDRR画像50(Digitally Reconstructed Radiograph、デジタル再構成画像)についても、一对の画像が得られる。一对のX線画像40およびDRR画像50を用いることで、3次元的な位置決めを行うことが可能になる。しかしながら以下の説明では、理解を助けるために、患者Pを1方向から撮影したX線画像40およびDRR画像50を例示して説明する(図6から図15参照)。

20

【0018】

図3に示すように、放射線治療を行う際には、載置台5(寝台)の上に患者Pが載置される(典型的には、寝かされる)。例えば、脳腫瘍などの治療を行う場合は、患部Gが存在する患者Pの頭部を固定具9で固定する。この固定具9は、載置台5に固定される金属製の固定部材12と、患者Pの顔面を覆う樹脂製の拘束部13を備える。また、載置台5は、樹脂製の台本体14と、その内部に設けられた金属製のフレーム15などを備える。以下、患部Gが頭部に存在する場合を例に説明するが、本発明の適用対象を特に限定するものではなく、患部G(典型的には腫瘍)が全身のいずれに存在する場合にも本発明を適用することができる。

30

【0019】

なお、金属製の固定部材12およびフレーム15などは、X線を通し難いので、X線画像40に明瞭に写る。また、樹脂製の拘束部13および台本体14などは、X線を通し易いので、X線画像40に殆ど写らない。また、X線撮影装置3では、人体を構成する部分において、骨Sの部分が最も明瞭に写るようにX線の出力を調整される。そして、X線照射部10から照射されたX線がX線検出部11で検出され、骨Sの部分を写したX線画像40が得られる。

40

【0020】

また、本実施形態では、X線画像40に写る患者Pの骨Sの部分が位置決めの指標となる指標部となっている。そして、この骨S以外の部分、例えば、載置台5および固定具9などの部分を非指標部とする。なお、X線画像40において、人体を構成する骨S以外の臓器なども非指標部とする。

【0021】

さらに、治療計画時に、3次元ボリューム画像に基づいて、患者Pの骨Sの部分のみが写ったDRR画像50を生成する。さらに、放射線照射に適した位置に骨Sが存在するように生成したDRR画像50を参照画像とする。そして、放射線治療時にX線画像40に写る骨Sの位置と、DRR画像50に写る骨Sの位置とが一致するように載置台5を移動

50

させて患者 P の位置決めを行う（図 7 参照）。本実施形態では、放射線照射装置 7 の位置が固定されている。

【 0 0 2 2 】

なお、一般的に、治療計画を行ってから治療を開始するまでに数週間の時間差が生じる。そのため、患者 P と載置台 5 および固定具 9 などの位置関係が、治療計画時と放射線治療時とで異なってしまう場合がある。また、治療計画時に想定した患者 P の位置と放射線照射装置 7 の位置とが異なってしまう場合もある。そこで、治療計画時に取得した 3 次元ボリューム画像に基づく D R R 画像 5 0 と、放射線治療時に撮影する X 線画像 4 0 とを正確に照合させる必要がある。

【 0 0 2 3 】

ここで、X 線画像 4 0 には、固定具 9 および載置台 5 の金属部分の像が写り込んでしまう。このような像が X 線画像 4 0 に写った状態で、D R R 画像 5 0 との照合作業を行おうとすると、固定具 9 および載置台 5 の像が邪魔になり、位置決め精度の低下を招いてしまう。そこで、本実施形態では、X 線画像 4 0 における骨 S 以外の像を消去する画像処理を施す（図 3 および図 6 参照）。

【 0 0 2 4 】

なお、以下の説明では、X 線画像 4 0 に写る像において、患者 P の骨 S（指標部、患者部）の像を第 1 像 4 1 と称し、それ以外の固定具 9 など（非指標部、非患者部）の像を第 2 像 4 2 と称する場合がある（図 6 参照）。さらに、D R R 画像 5 0 に写る骨 S の像を基準像 5 1 と称する場合がある（図 7 参照）。

【 0 0 2 5 】

図 1 に示すように、位置決め装置 4 は、照射制御部 8 に接続されている。また、照射制御部 8 は、放射線照射装置 7 に接続されている。なお、照射制御部 8 は、位置決め装置 4 から出力される照射開始信号を受信したときに、放射線 R の照射を開始するように放射線照射装置 7 を制御する。

【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように、医用検査装置 2 は、患者 P の複数の方向からの投影データ（透視画像データ）を撮影する投影データ撮影部 1 6 と、この投影データ撮影部 1 6 により得られる 2 次元の複数の投影データに基づいて患者 P の立体的な 3 次元ボリューム画像を生成する 3 次元画像生成部 1 7 と、を備える。なお、3 次元ボリューム画像は、複数のボクセルの情報を含む。そして、3 次元画像生成部 1 7 は、3 次元ボリューム画像を位置決め装置 4 に向けて出力する。

【 0 0 2 7 】

なお、医用検査装置 2 は、コンピュータ断層撮影を時系列に沿って連続して行うことで、患者 P の立体的な動画像を生成しても良い。例えば、患部 G が動く部位である場合に、その 3 次元動的な動きを取得することができる。

【 0 0 2 8 】

また、位置決め装置 4 は、図 2 に示すように、患者 P の 3 次元ボリューム画像を医用検査装置 2 から取得する 3 次元画像取得部 1 8 と、3 次元ボリューム画像に含まれる指標部および非指標部の部分を特定する指標特定部 1 9 と、3 次元ボリューム画像に基づいて指標部の D R R 画像 5 0 を生成する D R R 画像生成部 2 0（再構成画像生成部）と、D R R 画像生成部 2 0 が生成した画像に基づいて参照画像となる D R R 画像 5 0 を生成する参照画像生成部 2 1 と、生成した参照画像（D R R 画像 5 0）を記憶する参照画像記憶部 2 2 と、を備える。

【 0 0 2 9 】

ここで、D R R 画像生成部 2 0 は、3 次元ボリューム画像と X 線撮影装置 3 のジオメトリ情報とに基づいて D R R 画像 5 0（Digitally Reconstructed Radiograph、デジタル再構成画像）を生成する。なお、D R R 画像 5 0 は、X 線撮影装置 3 を用いて撮影したときの X 線画像 4 0 を、3 次元ボリューム画像に基づいて仮想的に生成した画像である。また、X 線画像 4 0 および D R R 画像 5 0 は、ほぼ同じ構図の画像となる。なお、前述の指標

10

20

30

40

50

特定部 19 では、指標部および非指標部を特定する処理を行い、画像を消去する処理を行わない。また、DRR 画像生成部 20 が生成した DRR 画像 50 には、固定具 9 などが映り込んでいる。

【0030】

また、参照画像生成部 21 は、DRR 画像生成部 20 が生成した DRR 画像 50 から固定具 9 などが写った領域の像（非指標部と、この非指標部と重なっている指標部の一部の像を含む像）を消去して、参照画像となる DRR 画像 50 を生成する。そして、生成された参照画像（DRR 画像 50）が参照画像記憶部 22 に記憶される。このようにすれば、第 1 像 41（指標部）において消去されずに残された部分に相当する像のみが参照画像となる DRR 画像 50 に含まれるので、X 線画像 40 と DRR 画像 50 との照合精度を向上させることができる。

10

【0031】

なお、ジオメトリ情報には、X 線照射部 10 の位置、X 線検出部 11 の位置、および X 線検出部 11 において X 線を検出する面の向きを表すパラメータが含まれる。このジオメトリ情報は、X 線撮影装置 3 の設計図データ（CAD データ）などに基づいて予め構成される。このジオメトリ情報は、後述の情報入力部 24 に入力される入力情報である。

【0032】

また、ジオメトリ情報は、治療計画時にユーザ（例えば医師）が入力するものであっても良いし、外部機器から取得するものであっても良い。さらに、DRR 画像生成部 20 がジオメトリ情報を予め記憶していても良い。なお、情報入力部 24 は、X 線撮影装置 3 が可動式である場合に、可動に応じて変化する各状態のジオメトリ情報を継続的に取得しても良いし、予め記憶しておいても良い。

20

【0033】

また、医用検査装置 2 で撮影した 3 次元ボリューム画像には、患者 P の画像の他に、載置台 5 および固定具 9 の像も含まれる。また、患者 P の画像は、骨 S の部分および骨 S 以外の組織の部分の像が含まれる。これら各部分の CT 値は、それぞれ異なっている。そして、位置決め装置 4 の指標特定部 19 は、3 次元ボリューム画像の CT 値を識別することで、患者 P の骨 S の部分（指標部）および他の部分（非指標部）を特定することができる。また、情報入力部 24 に入力される入力情報を用いて骨 S 以外の部分（非指標部）を特定しても良い。

30

【0034】

なお、骨 S の部分および他の部分を識別する作業を、治療計画時にユーザの入力作業に基づいて行っても良い。例えば、ユーザが 3 次元ボリューム画像に含まれる骨 S の部分を特定する入力操作を行っても良い。さらに、ユーザを補助するために、コンピュータが自動的に骨 S の部分を特定し、その修正をユーザが行うものでも良い。

【0035】

また、位置決め装置 4 は、図 2 に示すように、X 線撮影装置 3 が撮影した X 線画像 40 を取得する X 線画像取得部 23（撮影画像取得部）と、載置台 5 の配置状態などの各種情報が入力される情報入力部 24 と、非指標部の 3 次元モデル情報を生成するモデル情報生成部 25 と、この非指標部の 3 次元モデル情報を記憶するモデル情報記憶部 26 と、をさらに備える。

40

【0036】

また、情報入力部 24 に入力される各種情報には、X 線撮影装置 3 のジオメトリ情報と、患者 P を載置する載置台 5 の配置状態を示す台情報と、患者 P を固定する固定具 9 の配置状態を示す固定具情報などが含まれる。なお、情報入力部 24 では、ユーザに各種情報の入力が行われても良いし、他の機器からネットワークを介して各種情報の入力が行われても良い。

【0037】

また、モデル情報生成部 25 は、例えば、前述の指標特定部 19 が 3 次元ボリューム画像において特定した骨 S 以外の部分（非指標部）に基づいて非指標部の 3 次元モデル情報

50

を生成する。典型的には、3次元ボリューム画像の骨Sの部分（指標部）と、骨S以外の部分（非指標部）とを分離することで、非指標部の3次元ボリューム画像を取得する。そして、この非指標部の3次元ボリューム画像に基づいて非指標部の3次元モデル情報を生成する。

【0038】

例えば、モデル情報生成部25は、3次元ボリューム画像を画素値（ボクセル値）と画素の空間的な連続性を利用して複数の領域に分割する。そして、それぞれの領域の平均画素値、サイズ、形状、位置関係といった情報に基づいて、指標部と非指標部とを決定する。

【0039】

また、予め用意したラベルを各画素に付与し、これらのラベルに基づいて3次元ボリューム画像を分割しても良い。例えば、指標部の画素に指標ラベルを付与し、非指標部の画素に非指標ラベルを付与した画像を予め用意する。さらに、この画像の画素の周辺パターンから抽出した特徴量によって、その画素の非指標部らしさを算出する辞書を作成しておく。そして、3次元ボリューム画像の各画素に対して辞書を適用することで、非指標部らしさを算出し、閾値処理を行うことで非指標部の画素を分離する。なお、治療計画時に入力された非指標部を表す情報がある場合は、その情報に基づいて3次元ボリューム画像を分割しても良い。

【0040】

また、非指標部の3次元モデル情報には、載置台5および固定具9などの構成を示す情報と、患者Pを構成する部分で骨S以外の部分を示す情報とを含んでも良い。このようにすれば、治療計画時などに取得可能な患者Pの3次元ボリューム画像によって、載置台5および固定具9などの非指標部の3次元モデル情報を取得できるので、非指標部の3次元モデル情報（載置台5および固定具9の設計図データなど）を別途に準備する手間を省くことができる。なお、3次元ボリューム画像から分離された非指標部の部分は、3次元モデル情報として生成され、モデル情報記憶部26に記憶される。

【0041】

なお、3次元ボリューム画像を基に非指標部の3次元モデル情報を生成する方法を例として説明したが、3次元モデル情報の生成方法は、特にこれに限定されない。例えば、情報入力部24に入力される台情報または固定具情報を参照して非指標部の3次元モデル情報を生成しても良い。或いはまた、非指標部の3次元モデル情報は、医用検査装置2以外の装置から入力されても良いし、医用画像を蓄積するサーバから入力されても良いし、CDまたはDVDなどの記憶媒体（メディア）から入力されても良いし、他の機器からネットワークを介して入力されても良い。

【0042】

また、位置決め装置4は、図2に示すように、モデル情報記憶部26に記憶された非指標部の3次元モデル情報を取得する非指標情報取得部27と、非指標部の3次元モデル情報に基づいてX線画像40における非指標部の第2像42の領域を特定する領域特定部28と、特定された領域に画像処理を施す画像処理部29と、画像処理が施されたX線画像40の指標部の第1像41と参照画像としてのDRR画像50の基準像51とを照合して患者Pの位置決めを行う位置決め部30と、画像処理が施されたX線画像40を表示する表示部31と、X線画像40の第1像41と参照画像としてのDRR画像50の基準像51とのずれ量を算出するずれ量算出部32と、ずれ量に基づいて載置台5を移動させる台駆動装置6と、ずれ量が予め定められた閾値以下である場合に照射開始信号を出力する照射信号出力部33と、をさらに備える。

【0043】

図6(A)は、X線撮影装置3を用いて撮影したX線画像40である。このX線画像40には、患者Pの頭蓋骨Sの第1像41と、固定具9などの第2像42とが写っている。ここで、領域特定部28は、非指標情報取得部27が取得した非指標部の3次元モデル情報と、情報入力部24に入力された各種情報とに基づいて、X線画像40において固定具

10

20

30

40

50

9などの第2像42が写っている特定領域Q(図6(A)において破線で示す)を特定する。なお、図6(A)の例では、第2像42の一部が第1像41の一部(頭蓋骨Sの側頭部)と重なっている。なお、特定領域Qは、第2像42と重なった部分であるが、図6(A)では、理解を助けるために、特定領域Qを示す破線と第2像42を示す実線とを、ずらして図示している。

【0044】

本実施形態では、領域特定部28が情報入力部24に入力された各種情報に基づいて特定領域Qを特定することで、X線撮影装置3と載置台5と固定具9の配置状態により写り方が変化する特定領域Q(第2像42が写る領域)を特定することができる。なお、情報入力部24に入力された全ての入力情報を用いる必要はなく、各装置の配置状態を示すい

10

【0045】

図6(B)に示すように、画像処理部29は、X線画像40において特定領域Qに写る像を消去する画像処理を行う。なお、第1実施形態では、特定領域Qに写る第1像41および第2像42の双方を消去する。この画像処理は、特定領域Qの画素値(輝度値)を固定値で置き換えるようにすると良い。例えば、X線画像40の画素値は、必ず正の値を持つため、特定領域Qの画素値を-1に置き換えることで、特定領域Qと特定領域以外の領域(非特定領域)とを区別することができる。このようにすると、X線画像40には、特定領域以外に写る第1像41(頭蓋骨Sの部分)のみが残る。つまり、特定領域Qに写る

20

【0046】

さらに、表示部31は、画像処理が施されたX線画像40を表示する。なお、この表示部31に表示されたX線画像40をユーザが見ることができる。つまり、位置決め部30による照合状態を、表示部31を用いてユーザが見ることができる。ここで、表示部31は、X線画像40とDRR画像50とを重複した状態で表示する。また、表示部31は、X線画像40とDRR画像50とを並べて表示しても良いし、双方を交互に切り替えて表示しても良い。このようにすれば、指標部を用いて患者Pの位置決めを行うときに、その状態を表示部31に表示されるX線画像40によってユーザが把握することができる。ここで、画像処理が施されたX線画像40を変更または修正するユーザの操作を受け付ける

30

【0047】

また、第1実施形態において、表示部31に画像処理後のX線画像40を表示するときには、消去した特定領域Qに所定の色彩を付して表示しても良いし、特定領域Qの画素を反転させて表示しても良いし、特定領域を一色で塗り潰して表示しても良い。

【0048】

図7に示すように、位置決め部30は、画像処理が施されたX線画像40(図7(A))と、参照画像として生成されたDRR画像50(図7(B))とを照合して患者Pの位置決めを開始する。なお、DRR画像50の特定領域Qに写る像は、参照画像生成部において参照画像が生成される際に予め消去されている。また、X線画像40とDRR画像50とを照合する位置決め作業は、互いの画像の類似度(患者Pの位置のずれ量)が閾値以下であると判定されるまで実行される(図7(C))。本実施形態において、2つの画像の類似度は、当該画像に写る患者Pの位置のずれ量を示し、類似度を示す値が小さいほど両画像が類似していることを示すものとする。なお、基準像51は、第1像41と重なった部分であるが、図7(C)では、理解を助けるために、基準像51を示す破線と第1像41を示す実線とを、ずらして図示している。

40

【0049】

また、ずれ量算出部32は、患者Pの位置のずれ量を示す値であって、X線画像40とDRR画像50との類似度を算出する。例えば、X線画像40とDRR画像50との類似度が閾値を超えている場合は、台駆動装置6を用いて患者Pを載せた載置台5を移動させ

50

る。そして、再び X 線撮影を行って X 線画像 40 を取得する。さらに、再び X 線画像 40 と D R R 画像 50 とを照合し、かかる載置台 5 の移動から X 線画像 40 と D R R 画像 50 とを照合するまでの作業を、X 線画像 40 と D R R 画像 50 との類似度が閾値以下になるまで繰り返す。

【0050】

ここで、D R R 画像 50 と X 線画像 40 の各画素の各座標位置を (u, v) とした場合に、D R R 画像 50 の画素位置 (u, v) における画素値を $I(u, v)$ とし、X 線画像 40 の画素位置 (u, v) における画素値を $X(u, v)$ として表す。また、D R R 画像 50 (参照画像) と X 線画像 40 (撮影画像) の類似度 (患者 P の位置のずれ量) を示す誤差を e とした場合に、以下の数式 1 および数式 2 のように計算する。数式 1 および数式 2 は、X 線画像 40 の特定領域 Q の画素値を -1 に置き換える場合のずれ量の計算式である。なお、 ϕ は所定の関数である。

10

【0051】

【数 1】

$$\phi(u, v) = \begin{cases} 0 & \text{if } X(u, v) = -1 \\ (I(u, v) - X(u, v))^2 & \text{otherwise} \end{cases}$$

【0052】

【数 2】

20

$$e = \sum_u \sum_v \phi(u, v)$$

【0053】

そして、誤差 e が予め定められた閾値以下になるまで、X 線画像 40 の撮影と載置台 5 の移動を繰り返すと良い。

【0054】

なお、患者 P の位置決め作業が完了した後 (すなわち、ずれ量算出部 32 において類似度が閾値以下であると判定されると)、照射信号出力部 33 が照射制御部 8 に向けて照射開始信号を出力する。また、照射制御部 8 は、位置決め装置 4 から出力される照射開始信号を受信したときに、放射線照射装置 7 を用いた放射線 R の照射を開始する。

30

【0055】

次に、位置決め装置 4 が実行する位置決め処理 (位置決め方法) について図 4 および図 5 を用いて説明する。なお、フローチャートの各ステップの説明にて、例えば「ステップ S11」と記載する箇所を「S11」と略記する。

【0056】

まず、治療計画時において、患者 P を医用検査装置 2 で検査することで 3 次元ボリューム画像が生成される。そして、位置決め装置 4 において、3 次元画像取得部 18 は、医用検査装置 2 から 3 次元ボリューム画像を取得する (S11)。次に、X 線撮影装置 3 のジオメトリ情報と載置台 5 の台情報と固定具 9 の固定具情報などが、情報入力部 24 に入力される (S12)。

40

【0057】

次に、指標特定部 19 は、3 次元ボリューム画像の骨 S の部分 (指標部) と、骨 S 以外の部分 (非指標部) とを特定する (S13)。次に、D R R 画像生成部 20 は、3 次元ボリューム画像と X 線撮影装置 3 のジオメトリ情報とに基づいて D R R 画像 50 を生成する (S14)。次に、参照画像生成部 21 は、D R R 画像生成部 20 が生成した D R R 画像 50 から固定具 9 など (非指標部) の部分を消去して、参照画像となる D R R 画像 50 を

50

生成する（S15）。

【0058】

次に、モデル情報生成部25は、骨Sの部分（指標部）と、骨S以外の部分（非指標部）とが特定された3次元ボリューム画像に基づいて、固定具9など（非指標部）の3次元モデル情報を生成する（S16）。次に、非指標情報取得部27は、固定具9などの3次元モデル情報を取得する（S17）。

【0059】

次に、放射線治療を開始する。この放射線治療の開始時において、X線撮影装置3は、患者PのX線画像40を撮影する（S18）。次に、X線画像取得部23は、患者Pの位置決め指標となる骨Sの部分（指標部）の第1像41と、骨S以外の部分（非指標部）の第2像42とが写るX線画像40をX線撮影装置3から取得する（S19）。

10

【0060】

次に、領域特定部28は、X線画像40において固定具9などの第2像42が写っている特定領域Qを特定する（S20）。次に、画像処理部29は、X線画像40において特定領域Qに写る像を消去する画像処理を行う（S21）。次に、表示部31は、画像処理が施されたX線画像40を表示する（S22）。

【0061】

次に、位置決め部30は、画像処理が施されたX線画像40と、参照画像として生成されたDRR画像50とを照合して患者Pの位置決め作業を開始する（S23）。次に、ずれ量算出部32は、患者Pの位置のずれ量を示す値であって、X線画像40とDRR画像50との類似度を算出する（S24）。

20

【0062】

次に、ずれ量算出部32は、算出されたずれ量（類似度）が閾値以下であるか否かを判定する（S25）。ここで、ずれ量が閾値以下である場合は、照射信号出力部33から照射制御部8へ照射開始信号を出力し（S26）、位置決め処理を終了する。一方、ずれ量が閾値を超えている場合は、台駆動装置6を用いて患者Pを載せた載置台5を移動させる（S27）。そして、前述のS18に戻る。なお、載置台5を移動させるときには、X線画像40とDRR画像50とのずれ量（差分）に基づいて、載置台5の移動方向または移動量を調整しても良い。

【0063】

なお、本実施形態の各フローチャートにおいて、各ステップが直列に実行される形態を例示しているが、必ずしも各ステップの前後関係が固定されるものでなく、一部のステップの前後関係が入れ替わっても良い。また、一部のステップが他のステップと並列に実行されても良い。

30

【0064】

なお、第1実施形態では、X線画像40から第2像42を除去するなどの画像処理を行う前に、領域特定部28がX線画像40における特定領域Q（第2像42が写る領域）を特定するので、X線画像40の全体に画像処理を行う必要が無い。即ち、画像処理を行う面積（画素数）を最小限度にすることができる。そのため、リアルタイム処理を効率的に行うことができる。このように、第1実施形態に記載の技術によると、特定領域Qの画素の処理で済み、画像全体の画素を処理することと比較して、画像処理の負荷を低減することができる。例えば、患者P（被検体）の位置合わせをするときには、患者Pの位置が変更される度にX線画像40の再撮影を行うので、多量のX線画像40の処理を行わなければならないが、第1実施形態では、その処理負荷を低減させることができる。

40

【0065】

また、第1実施形態では、撮影画像が、患者Pの位置決めを行うときに撮影される2次元のX線画像40であり、位置決め部30は、DRR画像50を参照画像として患者Pの位置決めを行うようにしている。このようにすれば、位置決め用いる撮影画像の撮影を行うときには、2次元のX線画像40の撮影で済むので、患者Pの被ばく量を低減することができる。

50

【 0 0 6 6 】

なお、第 1 実施形態では、画像処理部 2 9 が、特定領域 Q に写る第 1 像 4 1 および第 2 像 4 2 の双方を完全に消去するようにしているが、特定領域 Q に写る第 1 像 4 1 および第 2 像 4 2 の双方を完全に消去しなくても良い。例えば、特定領域 Q に写る第 1 像 4 1 および第 2 像 4 2 の画素値を、特定領域以外に写る第 1 像 4 1 の画素値よりも低減させるものであっても良い。

【 0 0 6 7 】

なお、第 1 実施形態では、非指標部の 3 次元モデル情報を治療計画時に撮影した 3 次元ボリューム画像に基づいて生成しているが、その他の態様で 3 次元モデル情報を取得しても良い。例えば、非指標部の 3 次元モデル情報が外部から入力されても良い。

10

【 0 0 6 8 】

次に、変形例における X 線画像 4 0 の画像処理について図 8 および図 9 を用いて説明する。なお、前述した実施形態に示される構成部分と同一構成部分については同一符号を付して重複する説明を省略する。

【 0 0 6 9 】

図 8 (A) に示すように、X 線画像 4 0 (撮影画像、透視画像) には、患者 P の頭蓋骨 S の第 1 像 4 1 と、固定具 9 などの第 2 像 4 2 とが写っている。ここで、領域特定部 2 8 は、非指標情報取得部 2 7 が取得した非指標部の 3 次元モデル情報と、情報入力部 2 4 に入力された各種情報とに基づいて、X 線画像 4 0 において固定具 9 などの第 2 像 4 2 が写っている特定領域 Q を特定する。なお、図 8 (A) の例では、第 2 像 4 2 の一部が第 1 像 4 1 の一部 (頭蓋骨 S の側頭部) と重なっている。なお、特定領域 Q は、第 2 像 4 2 と重なった部分であるが、図 8 (A) では、理解を助けるために、特定領域 Q を示す破線と第 2 像 4 2 を示す実線とを、ずらして図示している。

20

【 0 0 7 0 】

図 8 (B) に示すように、画像処理部 2 9 は、前述の位置決め処理の画像処理のステップ (S 2 1) にて、X 線画像 4 0 において特定領域 Q に写る第 2 像 4 2 を消去する画像処理を行う。なお、前述の第 1 実施形態では、特定領域 Q に写る第 1 像 4 1 および第 2 像 4 2 の双方を消去しているが、変形例では、特定領域 Q に写る第 1 像 4 1 を残し、第 2 像 4 2 のみを消去する。

【 0 0 7 1 】

この画像処理は、DRR 画像生成部 2 0 が生成した DRR 画像 5 0 (図 9 (B)) に基づいて、予め X 線画像 4 0 に写ることが想定される第 2 像 4 2 の画素値 (輝度値) を算出しておく。なお、算出した画素値は、画像の各画素に対応している。そして、算出した画素値を、実際に撮影された X 線画像 4 0 における各画素から減算することで、第 2 像 4 2 のみを消去することができる。なお、基準像 5 1 は、第 1 像 4 1 と重なった部分であるが、図 9 (C) では、理解を助けるために、基準像 5 1 を示す破線と第 1 像 4 1 を示す実線とを、ずらして図示している。

30

【 0 0 7 2 】

このようにすると、第 1 像 4 1 に第 2 像 4 2 の一部が重なっている場合でも、第 2 像 4 2 のみが消去され、第 1 像 4 1 (頭蓋骨 S の部分) の全部が X 線画像 4 0 (図 9 (A)) に残るので、指標部を指標とした位置決めが行い易くなる (図 9 (C)) 。なお、第 1 像 4 1 に第 2 像 4 2 の一部が重なっている場合に、第 2 像 4 2 のみを消去する画像処理技術には、様々なものを適用することができる。

40

【 0 0 7 3 】

なお、変形例では、画像処理部 2 9 が、第 2 像 4 2 を完全に消去するようにしているが、第 2 像 4 2 を完全に消去しなくても良い。例えば、第 2 像 4 2 の画素値を第 1 像 4 1 の画素値よりも低減させるものであっても良い。また、第 1 像 4 1 の全部が X 線画像 4 0 に残るようにしているが、特定領域 Q の第 1 像 4 1 の画素値が低減されるものであっても良い。その場合に、第 1 像 4 1 の画素値の低減量が、第 2 像 4 2 の画素値の低減量よりも小さくなっていけば良い。

50

【 0 0 7 4 】

また、変形例において、表示部 3 1 に画像処理後の X 線画像 4 0 を表示するときには、第 2 像 4 2 を消去した部分に所定の色彩を付して表示しても良いし、第 2 像 4 2 を消去した X 線画像 4 0 と第 2 像 4 2 を消去する前の X 線画像 4 0 との差分画像を表示しても良いし、第 2 像 4 2 を消去した X 線画像 4 0 と第 2 像 4 2 を消去する前の X 線画像 4 0 とを切り換えて表示しても良い。

【 0 0 7 5 】

次に、X 線画像 4 0 から第 2 像 4 2 のみを消去する変形例の画像処理技術について図 1 0 ~ 図 1 5 を用いて説明する。なお、図 1 0 ~ 図 1 5 では、理解を助けるために、X 線画像 4 0 (撮影画像、透視画像) の頭蓋骨 S (第 1 像 4 1、指標部) の中央近傍に、固定具 9 (第 2 像 4 2、非指標部) が写っているものを例示する。なお、図 1 0 ~ 図 1 5 中のライン L は、同じ位置である。

10

【 0 0 7 6 】

また、骨 S および固定具 9 などの X 線を透過し難い部分が X 線画像 4 0 上で暗く写るものとして説明する。さらに、X 線画像 4 0 において、明るい部分の輝度値が大きく、暗い部分の輝度値が小さくなる。つまり、この輝度値が小さい部分は、骨 S の形状を示す第 1 像 4 1、または固定具 9 の形状を示す第 2 像 4 2 を構成する情報を含んでいる場合がある。

【 0 0 7 7 】

なお、X 線画像 4 0 は、白黒反転 (明暗反転) させることが可能である。白黒反転した場合には、X 線を透過し難い部分が X 線画像 4 0 上で明るく写る場合がある。以下の説明で述べる「明るい」と「暗い」の文言、および輝度値の大小は、X 線画像 4 0 の白黒反転に応じて任意に変更可能である。

20

【 0 0 7 8 】

図 1 0 (A) は、画像処理前の X 線画像 4 0 である。この X 線画像 4 0 には、患者 P の頭蓋骨 S の第 1 像 4 1 と、固定具 9 の第 2 像 4 2 とが写っている。なお、特定領域 Q は、第 2 像 4 2 と重なった部分であるが、図 1 0 (A) では、理解を助けるために、特定領域 Q を示す破線と第 2 像 4 2 を示す実線とを、ずらして図示している。また、図 1 0 (B) のグラフにおいて、横軸は、X 線画像 4 0 のライン L 上の位置 (u 軸) を示し、縦軸は、X 線画像 4 0 のライン L に対応した各画素の輝度値 (明るさ) を示している。なお、X 線画像 4 0 において、第 1 像 4 1 の部分の輝度値 4 3 が小さくなっている。さらに、第 1 像 4 1 と第 2 像 4 2 とが重なった部分の輝度値 4 4 が最も小さくなっている。

30

【 0 0 7 9 】

図 1 1 (A) は、固定具 9 の第 2 像 4 2 が写った D R R 画像 5 0 である。この D R R 画像 5 0 は、非指標部の 3 次元モデル情報に基づいて生成される。また、図 1 1 (B) のグラフにおいて、横軸は、D R R 画像 5 0 のライン L 上の位置 (u 軸) を示し、縦軸は、D R R 画像 5 0 のライン L に対応した各画素の輝度値 (明るさ) を示している。なお、D R R 画像 5 0 において、第 2 像 4 2 の部分の輝度値 5 2 が小さくなっている。

【 0 0 8 0 】

図 1 2 (A) は、画像処理後の X 線画像 4 0 である。この X 線画像 4 0 は、固定具 9 の第 2 像 4 2 が消去され、患者 P の頭蓋骨 S の第 1 像 4 1 のみが写っている。また、図 1 2 (B) のグラフにおいて、横軸は、X 線画像 4 0 のライン L 上の位置 (u 軸) を示し、縦軸は、X 線画像 4 0 のライン L に対応した各画素の輝度値 (明るさ) を示している。なお、画像処理後の X 線画像 4 0 では、前述の図 1 0 (B) の最も小さい輝度値 4 4 が消去され、第 1 像 4 1 の輝度値 4 3 が残っている。

40

【 0 0 8 1 】

X 線画像 4 0 から第 2 像 4 2 のみを消去する画像処理技術について詳述すると、D R R 画像 5 0 と X 線画像 4 0 の各画素の各座標位置を (u , v) とした場合に、図 1 0 に示す画像処理前の X 線画像 4 0 の画素位置 (u , v) における画素値を X (u , v) とし、図 1 1 に示す D R R 画像 5 0 の画素位置 (u , v) における画素値を I (u , v) とし、図 1 2

50

に示す画像処理後のX線画像40の画素位置 (u, v) における画素値を $A(u, v)$ として表す。例えば、図10に示す画像処理前のX線画像40の画素値 $X(u, v)$ から、図11に示すDRR画像50の画素値 $I(u, v)$ を減算することで、図12に示す画像処理後のX線画像40の画素値 $A(u, v)$ が生成される。

【0082】

また、画像処理技術の一例として、図10に示すX線画像40に対して、画像処理としてのインペインティング処理を施すことができる。このインペインティング処理を施すことで、図12に示すX線画像40が生成される。なお、インペインティング処理が施される部分は、固定具9の第2像42が写っている画素が集合した特定領域Qの部分である。この特定領域Qは、前述の固定具9など(非指標部)の3次元モデル情報に基づいて決定することができる。

10

【0083】

なお、X線画像40には、患者Pの頭蓋骨Sの形状に関する細部情報を含んでいる。この細部情報は、頭蓋骨Sの表面の凹凸、または頭蓋骨Sの内部の詳細な構造などの情報を含んでいる。前述のインペインティング処理では、このような細部情報が消去されてしまう場合がある。そこで、前述の図12に示すX線画像40の画素値 $A(u, v)$ に対して細部情報を残した画像処理を行う例を次に説明する。なお、実際のX線画像40は細部情報を含むものであるが、理解を助けるために、図12に示すX線画像40が細部情報を含まないものとして説明をする。

【0084】

図13(A)は、画像処理前のX線画像40である。このX線画像40には、患者Pの頭蓋骨Sの第1像41と、固定具9の第2像42とが写っている。なお、特定領域Qは、第2像42と重なった部分であるが、図13(A)では、理解を助けるために、特定領域Qを示す破線と第2像42を示す実線とを、ずらして図示している。また、図13(B)の画像処理前のX線画像40の画素値 $X(u, v)$ のグラフにおいて、横軸は、X線画像40のラインL上の位置(u軸)を示し、縦軸は、X線画像40のラインLに対応した各画素の輝度値(明るさ)を示している。なお、X線画像40において、第1像41と第2像42とが重なった部分の輝度値44に、頭蓋骨Sの表面の凹凸、または頭蓋骨Sの内部の詳細な構造などを示す細部情報45が含まれる。

20

【0085】

図13(C)は、減算用の画素値 $Y(u, v)$ のグラフである。このグラフには、第1像41の部分の輝度値43と、第1像41と第2像42とが重なった部分の輝度値44とが含まれる。なお、第1像41の部分の輝度値43と、第1像41と第2像42とが重なった部分の輝度値44とは、DRR画像生成部20で生成されるDRR画像50に基づいて予め生成することができる。

30

【0086】

ここで、図13(B)の画像処理前のX線画像40の画素値 $X(u, v)$ から、図13(C)の減算用の画素値 $Y(u, v)$ を減算することで、図14(B)の減算後の画素値 $T(u, v)$ のグラフを得ることができる。なお、図14(A)は、減算後の画素値 $T(u, v)$ のX線画像40である。このX線画像40は、第2像42と重なった部分(図13(A)参照)の第1像41の一部41Aを含む。また、図14に示すように、減算後のX線画像40では、第1像41における細部情報45が含まれる部分のみが残る。

40

【0087】

なお、前述した態様では、減算用の画素値 $Y(u, v)$ をDRR画像生成部で生成されるDRR画像50に基づいて生成する場合を例として説明したが、これに限定されない。例えば、図14(B)に示す画素値 $T(u, v)$ を推定する場合は、X線画像40における特定領域Qを参照したエッジ保存型の平滑化による処理を行い、図13(C)の減算用の画素値 $Y(u, v)$ を推定する。さらに、図13(B)の画素値 $X(u, v)$ から図13(C)の画素値 $Y(u, v)$ を減算することで、図14(B)の減算後の画素値 $T(u, v)$ を推定すると良い。また、エッジ保存型の平滑化としては、例えば、ジョイントバイラ

50

テラルフィルタまたはガイドドフィルタなどを用いることができる。

【0088】

そして、図14(B)の画素値 $T(u, v)$ を、図12(B)の画素値 $A(u, v)$ に加算することで、図15(A)に示す細部情報45を含む第1像41を生成することができる。図15(B)に示すように、細部情報45を含むX線画像40の画素値 $A(u, v)$ を生成することができる。

【0089】

なお、X線画像40に対してインペインティング処理を施す画像処理を例示したが、インペインティング処理を用いない画像処理を行っても良い。例えば、類似度(患者Pの位置のずれ量)を示す誤差を e とした場合に、以下の数式3のように計算する。

【0090】

【数3】

$$e = \sum_u \sum_v (I(u, v) - A(u, v))^2$$

【0091】

ここで、 $A(u, v)$ は、X線撮影装置3の被写体に固定具9など(非指標部)がなかったと仮定した場合に、X線照射部10からX線照射部10にX線が多く到達すると想定できる画素値を示す。また、 $X(u, v)$ は、実際に撮影されたX線画像40に基づく既知の画像値である。つまり、X線画像40から固定具9の第2像42を仮想的に除去した画素値 $A(u, v)$ のX線画像40を生成する場合に、固定具9の第2像42の画素値 $I(u, v)$ を推定する必要がある。

【0092】

この画素値 $I(u, v)$ を推定するときには、まず、治療計画時に取得される3次元ボリューム画像に基づいて、固定具9の第2像42が写るDRR画像50を生成する。このDRR画像50の画素値を $D(u, v)$ とする。例えば、画素値 $I(u, v)$ を画素値 $D(u, v)$ の一次変換で表現し、その係数を推定することで、画素値 $I(u, v)$ が得られる。この推定は、不良設定問題であるものの、係数が局所的に一定であるなどの仮定を置くことで解ける。こうして画素値 $I(u, v)$ が得られることで、画素値 $A(u, v)$ が生成される。

【0093】

なお、第1像41および第2像42が写ったX線画像40から第2像42が仮想的に除去された画像を機械学習により生成するようにしても良い。さらに、画素値 $I(u, v)$ を各画素に持つ画像を出力する関数を機械学習により取得しても良い。また、機械学習には、Deep Learning、SVMなどを利用することができる。そして、機械学習を行った所定の画像処理装置に、第1像41および第2像42が写ったX線画像40を入力して、第2像42を仮想的に除去されたX線画像40が生成されても良い。また、所定の画像処理装置に、第1像41および第2像42が写ったX線画像40と、第2像42が写ったDRR画像50と、を入力して、第2像42を仮想的に除去されたX線画像40が生成されても良い。

【0094】

なお、患者Pの位置決めを行う場合に、DRR画像50(参照画像)とX線画像40(撮影画像)の類似度(患者Pの位置のずれ量)を示す誤差 e を、以下の数式4のように計算すると良い。この例では、X線画像40から固定具9など(非指標部)の第2像42が除去されているので、前述の第1実施形態と異なり、誤差 e の計算に用いる画素を、特定領域 Q と特定領域以外の領域(非特定領域)とで区別する必要がない。

【0095】

10

20

30

40

【数 4】

$$e = \sum_u \sum_v (I(u,v) - X(u,v))^2$$

【0096】

このようにすれば、X線画像40に写る第1像41とDRR画像50の基準像51との照合精度を向上させることができ、患者Pの位置決めが行い易くなる。

【0097】

なお、本実施形態では、X線画像40（撮影画像）に画像処理を施した後に、DRR画像50（参照画像）と照合しているが、X線画像40に画像処理を施さずに、つまり、第2像42を消去していないDRR画像50と照合しても良い。例えば、DRR画像50の生成は、放射線治療システム1における実際の機器の配置に合わせて行われる。このため、DRR画像50を構成する各画素のうち、第2像42が写る部分（典型的には特定領域Q）の画素を生成することができる。

【0098】

例えば、X線照射部10からX線検出部11の各画素を結ぶ仮想線Kが（図3参照）、固定具9などと交差するか否かを判定し、交差する画素を特定領域の画素として生成する。また、3次元ボリューム画像に基づいて生成する場合に、X線照射部10からX線検出部11の各画素を結ぶ仮想線K上に存在する全てのCT値を積算することで、X線検出部11の各画素の画素値（輝度値）を計算し、閾値処理によって特定領域Qの画素を生成することができる。さらに、2値化するのではなく、例えば、閾値を増やすことで3値のように、離散化された複数の非連続な値を用いても良いし、画素値そのものを用いて連続値としても良い。

【0099】

そして、X線画像40と、第2像42を消去していないDRR画像50とを照合し、互いの画像における画素値の誤差が閾値以下になるまで載置台5の移動を繰り返すときに、特定領域Qの画素値を用いないようにする。例えば、X線画像40の特定領域Qの画素値が2値（0または1）の場合は、特定領域Qの画素値を誤差計算に利用しない。また、X線画像40の特定領域Qの画素値が連続値（0～n）の場合は、誤差計算時に画素値の重みを制御すると良い。

【0100】

ここで、DRR画像50とX線画像40の各画素位置を（u，v）とし、DRR画像50の画素位置における画素値をI（u，v）とし、X線画像40の画素位置における画素値をX（u，v）とし、特定領域Qまたは特定領域Q以外の領域の各画素値を補正する補正值をL（u，v）とし、DRR画像50とX線画像40の類似度（患者Pの位置のずれ量）を示す誤差をeとした場合に、以下の数式5のように計算する。

【0101】

【数 5】

$$e = \sum_u \sum_v L(u,v) (I(u,v) - X(u,v))^2$$

【0102】

また、特定領域Qの画素値が2値の場合は、特定領域Qに対応する補正值をL（u，v）= 0とし、特定領域Q以外に対応する補正值をL（u，v）= 1とする。また、特定領域Qの画素値が連続値の場合は、特定領域Qに対応する補正值（L（u，v））を0に近づけるようにし、特定領域Q以外に対応する補正值（L（u，v））を1に近づけるよう

10

20

30

40

50

にすると良い。そして、誤差 e が予め定められた閾値以下になるまで、X線画像40の撮影と載置台5の移動を繰り返すと良い。

【0103】

このようにすれば、X線画像40の画像処理を行わなくても、X線画像40の第1像41とDRR画像50の基準像51とを照合して位置決めを行うことができる。なお、本実施形態では、誤差を画素値の2乗誤差としているが、これに限定されるものではなく、例えば、絶対値誤差または正規化相関などの画像の差を表すものを用いても良い。

【0104】

なお、本実施形態では、2組のX線照射部10およびX線検出部11が設けられているが、1組のX線照射部10およびX線検出部11を用いて1方向以上からX線画像を取得し、この画像を用いて患者Pの位置決めを行っても良い。さらに、3組以上のX線照射部10およびX線検出部11を用いて3方向以上からX線画像を取得し、この画像を用いて患者Pの位置決めを行っても良い。

10

【0105】

なお、本実施形態では、治療計画時に生成したDRR画像50を参照画像とし、このDRR画像50と放射線治療時に撮影したX線画像40とを照合しているが、DRR画像50以外の画像を参照画像として用いても良い。例えば、放射線治療時に複数回のX線画像40の撮影を行う場合に、先に撮影したX線画像40を参照画像とし、このX線画像40と後に撮影したX線画像40とを照合しても良い。また、複数回の放射線治療を行う場合に、1回目の放射線治療時に位置決め用いたX線画像40を参照画像とし、このX線画像40と2回目の放射線治療時に撮影したX線画像40とを照合しても良い。これらの場合にもX線画像40から特定領域を算出し、位置決めを行うことで、患者Pの指標部のみに注目した位置決めを行うことができる。

20

【0106】

(第2実施形態)

次に、第2実施形態の被検体の位置決め装置4Aについて図16から図17を用いて説明する。なお、前述した実施形態に示される構成部分と同一構成部分については同一符号を付して重複する説明を省略する。また、以下に特段の説明をしない構成については、前述の第1実施形態で説明したものと同様の構成を特に限定なく適用することができる。

【0107】

図16に示すように、第2実施形態の放射線治療システム1Aは、患者Pの3次元ボリューム画像(透視画像)を撮影する3次元撮影装置34(透視撮影装置)と、この3次元ボリューム画像に基づいて患者Pの位置決めを行う位置決め装置4Aと、載置台5と、台駆動装置6と、放射線照射装置7と、照射制御部8と、を備える。

30

【0108】

また、3次元撮影装置34は、患者Pの複数の方向からの投影データ(透視画像データ)を撮影する投影データ撮影部35と、この投影データ撮影部35により得られる2次元の複数の投影データに基づいて患者Pの立体的な3次元ボリューム画像を生成する3次元画像生成部36と、を備える。

【0109】

第2実施形態の3次元撮影装置34は、前述の第1実施形態の医用検査装置2とほぼ同じ構成のX線CT装置となっている。つまり、治療計画を立てる際に、放射線治療システム1Aの3次元撮影装置34を用いて患者P(被検体)のコンピュータ断層撮影を行うことができる。なお、3次元撮影装置34は、MRI装置であっても良いし、超音波画像診断装置であっても良い。

40

【0110】

また、位置決め装置4Aは、3次元撮影装置34と台駆動装置6と照射制御部8とに接続される。この第2実施形態では、治療計画時に3次元撮影装置34を用いて撮影した3次元ボリューム画像に基づいて参照画像を生成する。

【0111】

50

例えば、位置決め装置 4 A の 3 次元画像取得部 1 8 が、3 次元撮影装置 3 4 から 3 次元ボリューム画像を取得する。そして、指標特定部 1 9 は、3 次元ボリューム画像の C T 値を識別することで、患者 P の骨 S の部分（指標部）を特定する。さらに、参照画像生成部 2 1 は、特定された骨 S の部分に基づいて指標像を生成する。そして、この指標像を含む参照画像（3 次元ボリューム画像）を参照画像記憶部 2 2 に記憶する。

【 0 1 1 2 】

なお、第 2 実施形態では、載置台 5 および固定具 9 など（非指標部）の 3 次元モデル情報が外部から入力される。この非指標部の 3 次元モデル情報は、モデル情報記憶部 2 6 に記憶される。また、指標特定部 1 9 は、情報入力部 2 4 に入力される各種情報に基づいて、載置台 5 および固定具 9 などの部分（非指標部）を特定し、これらの部分を 3 次元ボリューム画像から消去しても良い。これによって、3 次元ボリューム画像から参照画像が生成される。

10

【 0 1 1 3 】

この第 2 実施形態では、放射線治療時に患者 P の位置決めを行うときに、3 次元撮影装置 3 4 を用いて患者 P の 3 次元ボリューム画像（撮影画像）を撮影する。そして、この 3 次元ボリューム画像を 3 次元画像取得部 1 8 が取得する。この取得した 3 次元ボリューム画像が領域特定部 2 8 に送られる。そして、領域特定部 2 8 は、モデル情報記憶部 2 6 に記憶された非指標部の 3 次元モデル情報に基づいて、3 次元ボリューム画像に含まれる固定具 9 など（非指標部）の第 2 像の領域を特定する。なお、画像処理部 2 9 では、3 次元ボリューム画像における固定具 9 などの第 2 像を消去する画像処理を行う。この第 2 実施形態における第 2 像を消去する画像処理方法は、第 1 実施形態で説明した方法を特に限定なく適用することができる。

20

【 0 1 1 4 】

そして、位置決め部 3 0 は、放射線治療時に撮影した 3 次元ボリューム画像（撮影画像）の骨 S の第 1 像と、治療計画時に撮影した 3 次元ボリューム画像（参照画像）の指標像とを照合して、患者 P の位置決めを行う。このようにすれば、3 次元ボリューム画像同士を照合するので、骨 S の部分（指標部）の 3 次元的な位置合わせが行い易くなる。

【 0 1 1 5 】

なお、第 2 実施形態では、非指標部の 3 次元モデル情報が外部から入力されるが、その他の態様で 3 次元モデル情報を取得しても良い。例えば、第 2 の実施態様についても、第 1 の実施形態と同様に、非指標部の 3 次元モデル情報を治療計画時に撮影した 3 次元ボリューム画像に基づいて生成しても良い。

30

【 0 1 1 6 】

本実施形態に係る被検体の位置決め装置を第 1 実施形態から第 2 実施形態に基づいて説明したが、いずれか 1 の実施形態において適用された構成を他の実施形態に適用しても良いし、各実施形態において適用された構成を組み合わせても良い。

【 0 1 1 7 】

なお、本実施形態の所定の値（ずれ量）と判定値（閾値）との判定において「判定値以下か否か」の判定をしているが、この判定は、「判定値未満か否か」の判定でも良いし、「判定値以上か否か」の判定でも良いし、「判定値を超えているか否か」の判定でも良い。

40

【 0 1 1 8 】

なお、位置決め装置 4 は、専用のチップ、F P G A（Field Programmable Gate Array）、G P U（Graphics Processing Unit）、または C P U（Central Processing Unit）などのプロセッサを高集積化させた制御装置と、R O M（Read Only Memory）または R A M（Random Access Memory）などの記憶装置と、H D D（Hard Disk Drive）または S S D（Solid State Drive）などの外部記憶装置と、ディスプレイなどの表示装置と、マウスまたはキーボードなどの入力装置と、通信 I / F とを、備えており、通常のコンピュータを利用したハードウェア構成で実現できる。

【 0 1 1 9 】

50

なお、位置決め装置 4 で実行されるプログラムは、ROM などに予め組み込んで提供される。もしくは、このプログラムは、インストール可能な形式または実行可能な形式のファイルで CD-ROM、CD-R、メモ리카ード、DVD、フレキシブルディスク (FD) などのコンピュータで読み取り可能な記憶媒体に記憶されて提供するようにしても良い。

【0120】

また、位置決め装置 4 で実行されるプログラムは、インターネットなどのネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせて提供するようにしても良い。また、位置決め装置 4 は、構成要素の各機能を独立して発揮する別々のモジュールを、ネットワークまたは専用線で相互に接続し、組み合わせて構成することもできる。

10

【0121】

なお、本実施形態では、被検体として人間である患者 P を例示しているが、犬、猫などの動物を被検体とし、これらの動物に放射線治療を行う際に、位置決め装置 4 を用いても良い。

【0122】

なお、本実施形態の位置決め装置 4 では、X線画像 40 または DRR 画像 50 などを表示する表示部 (モニタ) を備えているが、表示部の構成を省略しても良い。

【0123】

なお、本実施形態では、患者 P の骨 S の部分が指標部となっているが、骨 S 以外の部分、例えば、患部 G を指標部としても良く、その場合には、患者 P の骨 S の部分を非指標部として、患者 P の位置決めを行っても良い。

20

【0124】

なお、本実施形態では、患者 P を載せた載置台 5 を移動させることで、患者 P の位置決めを行っているが、放射線照射装置 7 を移動させることで、患者 P の位置決めを行っても良い。例えば、載置台 5 を固定し、放射線照射装置 7 を移動可能とする。また、仮想空間内において、DRR 画像 50 に含まれる基準像 51 の位置と放射線照射装置 7 の位置とを固定しておく。そして、仮想空間内で、基準像 51 が、患者 P の X 線画像 40 の第 1 像 41 と一致するように移動させると、放射線照射装置 7 の位置が任意に決定される。

【0125】

以上説明した実施形態によれば、第 1 像と予め生成された参照画像の像とを照合して被検体の位置決めを行う位置決め部を備えることにより、撮影画像と参照画像との照合精度を向上させることができ、被検体の位置決めが行い易くなる。

30

【0126】

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、組み合わせ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。

40

【符号の説明】

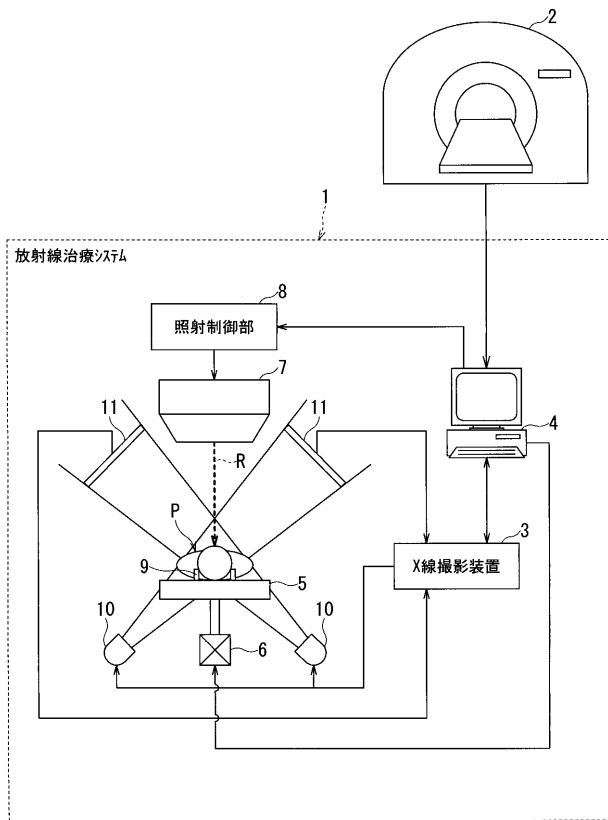
【0127】

1 (1A) ... 放射線治療システム、2 ... 医用検査装置、3 ... X線撮影装置、4 (4A) ... 位置決め装置、5 ... 載置台、6 ... 台駆動装置、7 ... 放射線照射装置、8 ... 照射制御部、9 ... 固定具、10 ... X線照射部、11 ... X線検出部、12 ... 固定部材、13 ... 拘束部、14 ... 台本体、15 ... フレーム、16 ... 投影データ撮影部、17 ... 3次元画像生成部、18 ... 3次元画像取得部、19 ... 指標特定部、20 ... DRR 画像生成部、21 ... 参照画像生成部、22 ... 参照画像記憶部、23 ... X線画像取得部、24 ... 情報入力部、25 ... モデル情報生成部、26 ... モデル情報記憶部、27 ... 非指標情報取得部、28 ... 領域特定部、29 ... 画像処理部、30 ... 位置決め部、31 ... 表示部、32 ... ずれ量算出部、33 ... 照射信号

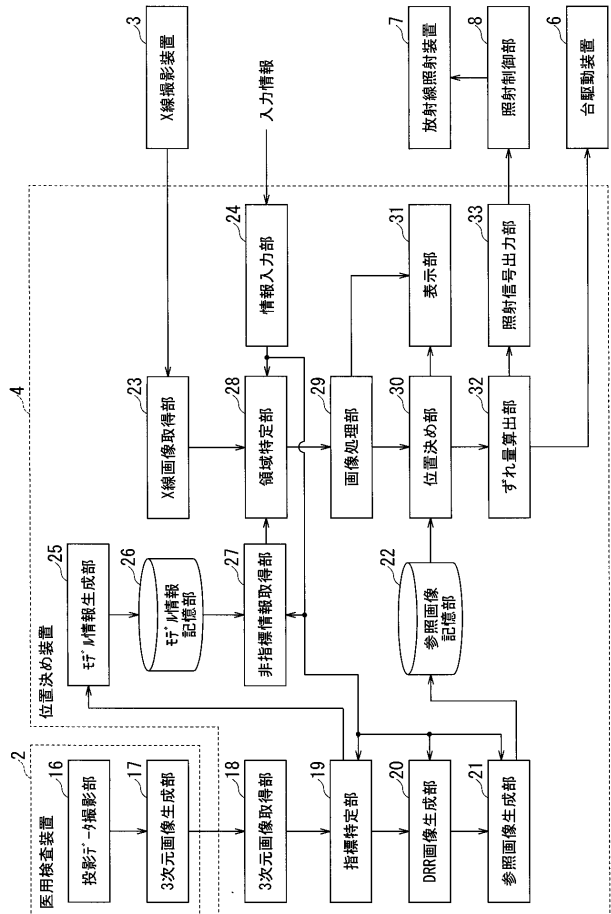
50

出力部、34...3次元撮影装置、35...投影データ撮影部、36...3次元画像生成部、40...X線画像、41(41A)...第1像、42...第2像、43...輝度値、44...輝度値、45...細部情報、50...DRR画像、51...基準像、52...輝度値。

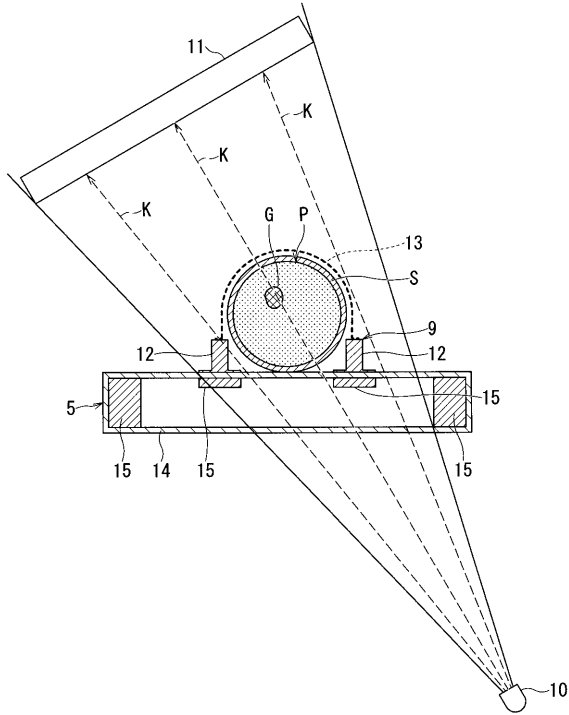
【図1】



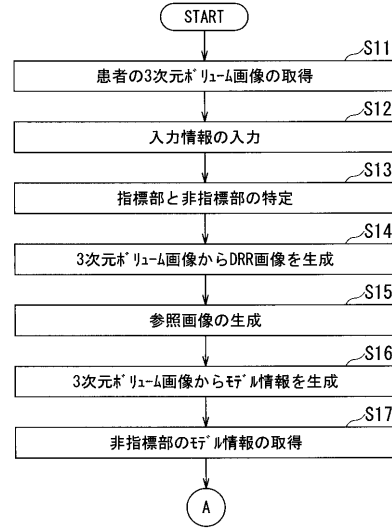
【図2】



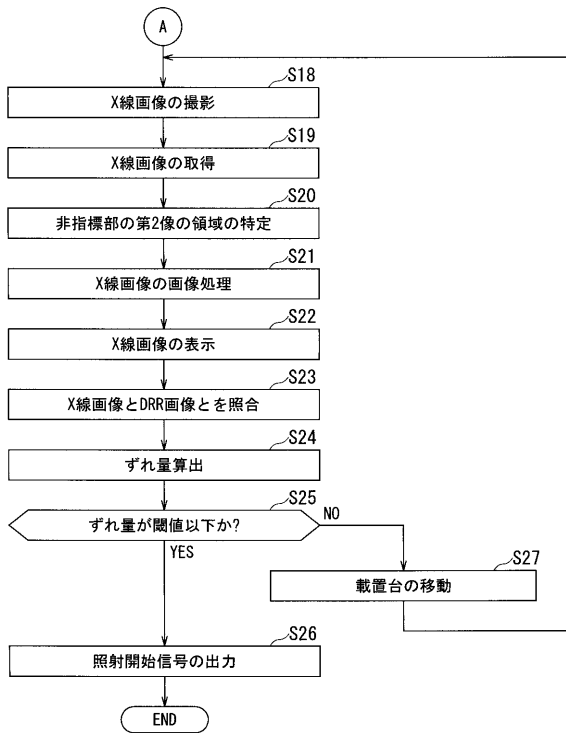
【 図 3 】



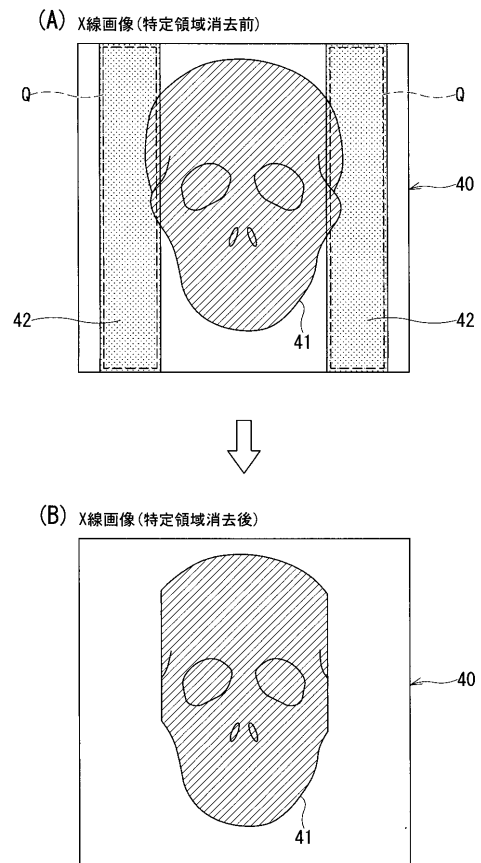
【 図 4 】



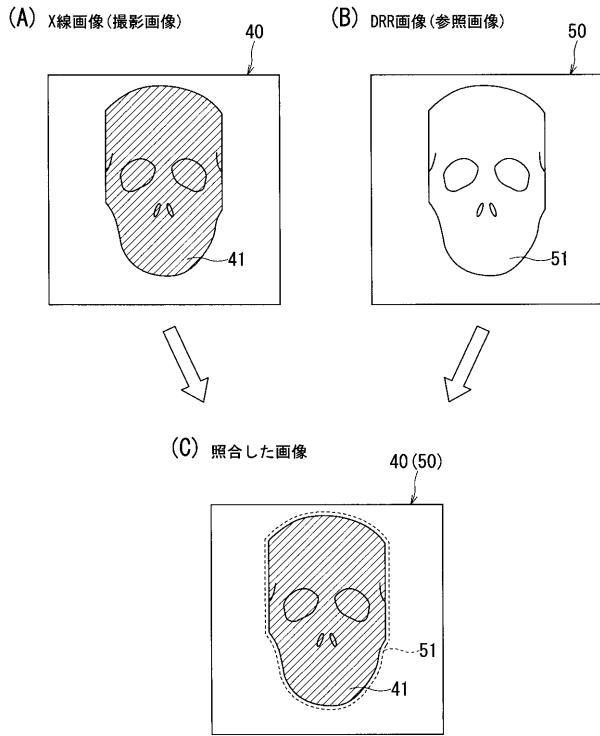
【 図 5 】



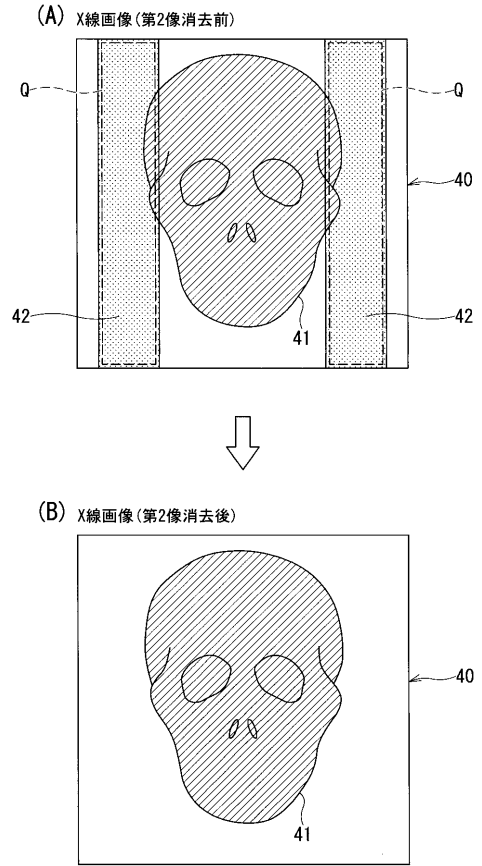
【 図 6 】



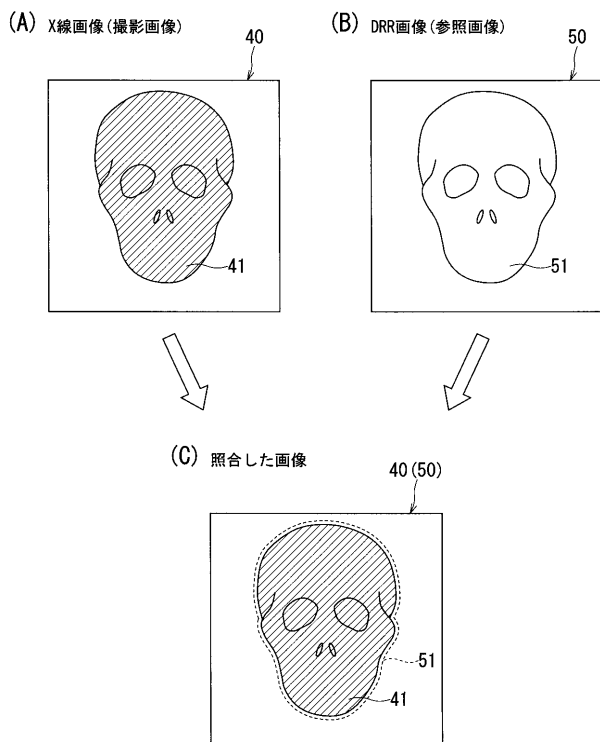
【 図 7 】



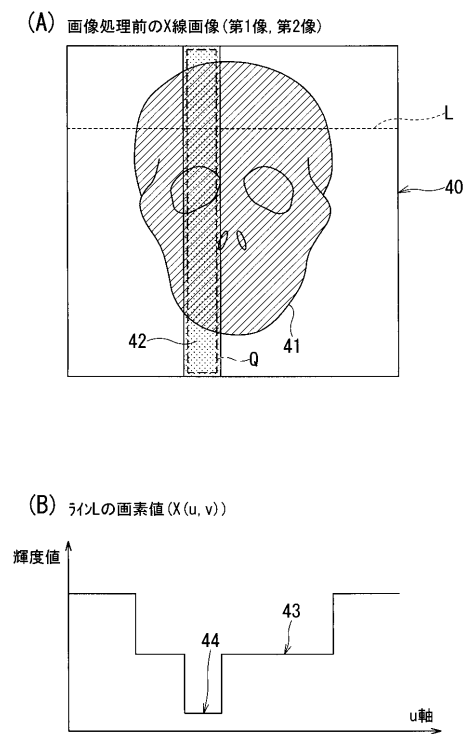
【 図 8 】



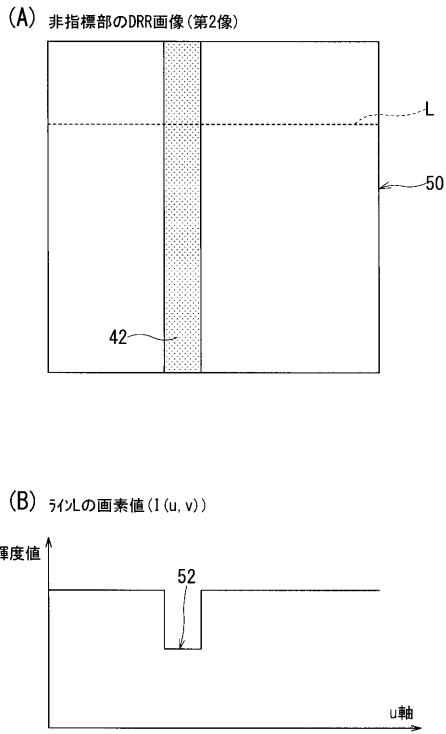
【 図 9 】



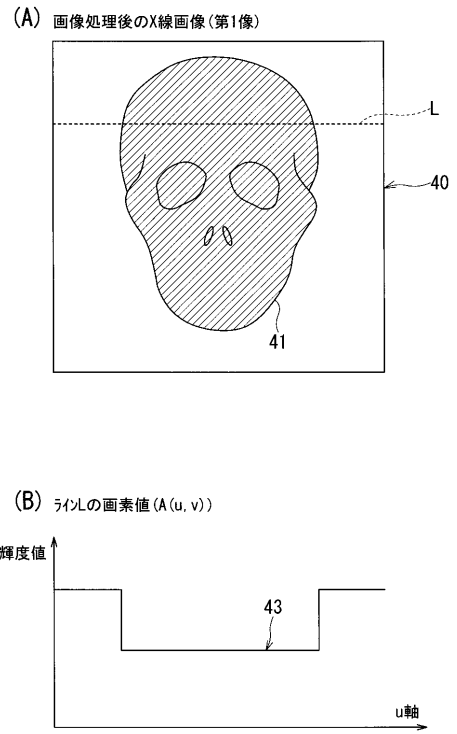
【 図 10 】



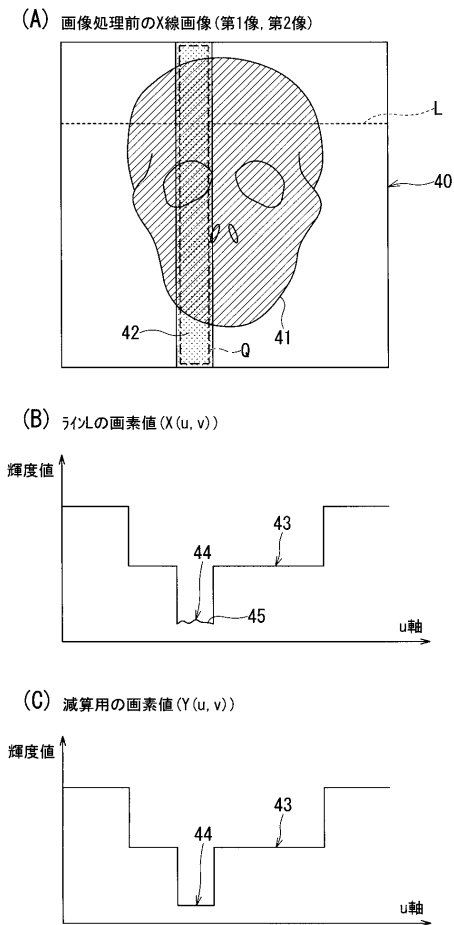
【 図 1 1 】



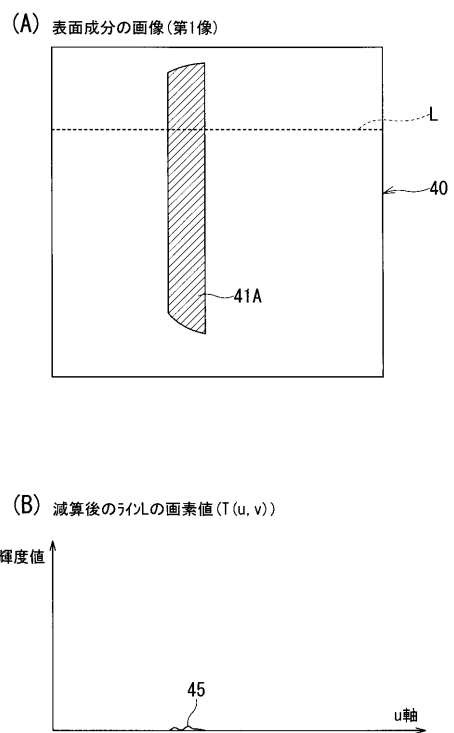
【 図 1 2 】



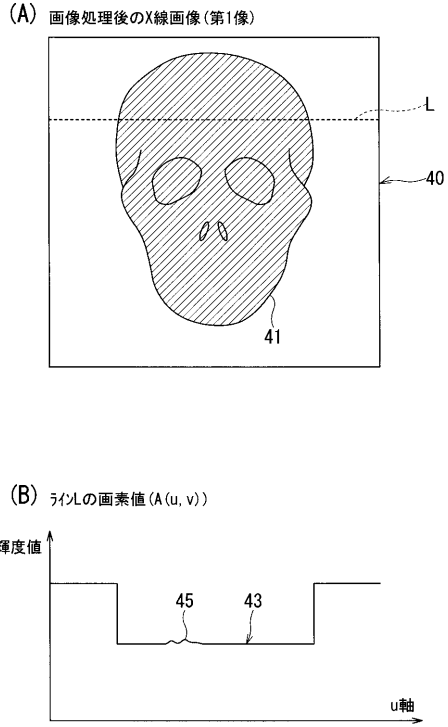
【 図 1 3 】



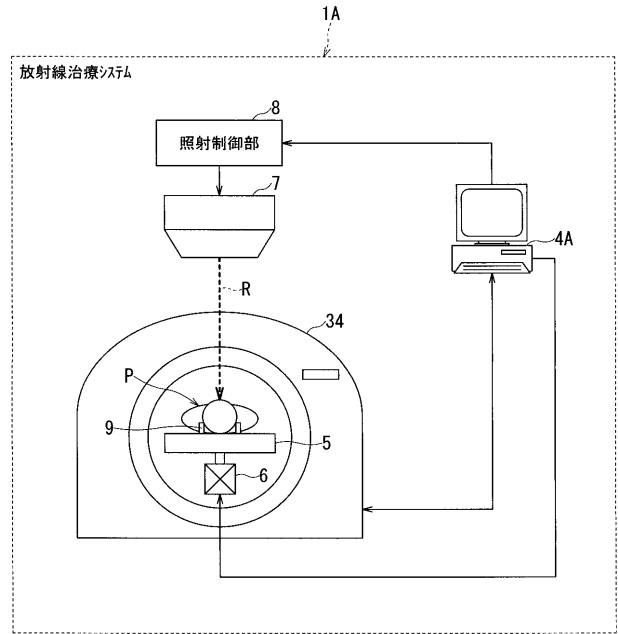
【 図 1 4 】



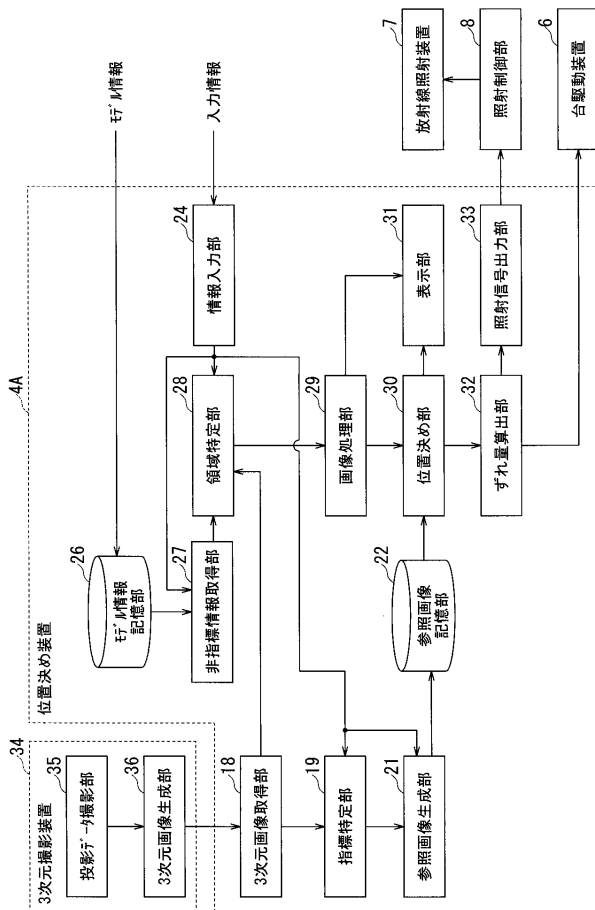
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

(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 岡屋 慶子

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 森 慎一郎

千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構内

Fターム(参考) 4C082 AC02 AC03 AC05 AC06 AC07 AE01 AJ08 AJ11 AJ14 AL06

AP07