

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2024年12月19日(19.12.2024)



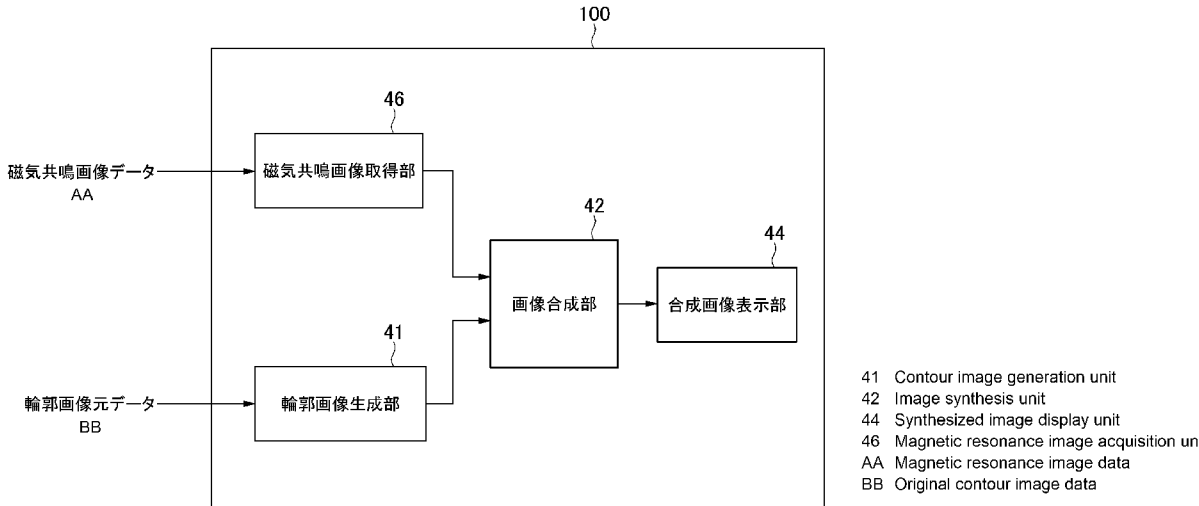
(10) 国際公開番号

WO 2024/257712 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2024/020982
- (22) 国際出願日: 2024年6月10日(10.06.2024)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2023-096858 2023年6月13日(13.06.2023) JP
- (71) 出願人: 公立大学法人大阪 (UNIVERSITY PUBLIC CORPORATION OSAKA) [JP/JP];  
〒5450051 大阪府大阪市阿倍野区旭町 1-2-7-601 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 澁谷 景子(SHIBUYA Keiko); 〒5998531 大阪府堺市中区学園町 1 番 1 号 大阪公立大学内 Osaka (JP). 井口 治男(INOKUCHI Haruo); 〒5998531 大阪府堺市中区学園町 1 番 1 号 大阪公立大学内 Osaka (JP). 棕本 宜学(MUKUMOTO Nobutaka); 〒5998531 大阪府堺市中区学園町 1 番 1 号 大阪公立大学内 Osaka (JP).
- (74) 代理人: 安彦 元(ABIKO Gen); 〒1020073 東京都千代田区九段北 1-5-10 九段クエストビル2階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN,

(54) Title: RADIATION TREATMENT ASSISTANCE DEVICE, RADIATION TREATMENT ASSISTANCE PROGRAM, AND RADIATION TREATMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 放射線治療支援装置、放射線治療支援プログラム及び放射線治療システム



(57) Abstract: [Problem] To provide a radiation treatment assistance device, a radiation treatment assistance program, and a radiation treatment system capable of monitoring, in real time during radiation exposure, that a tumor moving due to respiration, heart movement, intestinal peristalsis, or the like remains in a planning target volume irradiated with a therapeutic radiation beam during MR-guided online-adaptive radiotherapy. [Solution] The present invention is provided with: a magnetic resonance image acquisition unit that acquires magnetic resonance image data of a region including the planning target volume of a therapeutic radiation beam; and an image synthesis unit that synthesizes preset contour image data for the magnetic resonance image data. The magnetic resonance image acquisition unit acquires first magnetic resonance image data that is a magnetic resonance image when the radiation is being radiated, and second magnetic resonance image data that is a magnetic resonance image when the radiation is not being radiated. The image synthesis

CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

unit synthesizes the second magnetic resonance image data and contour image data including image data of the contours of a gross tumor volume and image data of the contours of the planning target volume.

(57) 要約: 【課題】MR画像誘導即時適応放射線治療において、呼吸や心臓の動き、腸管蠕動等により移動する腫瘍が治療用放射線ビームの照射される計画標的体積に留まることを放射線照射中に実時間監視できる放射線治療支援装置、放射線治療支援プログラム及び放射線治療システムを提供する。【解決手段】治療用放射線ビームの計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得部と、磁気共鳴画像データに対して予め設定された輪郭画像データを合成する画像合成部とを備える。磁気共鳴画像取得部は、放射線を照射しているときの磁気共鳴画像である第1磁気共鳴画像データと、放射線を照射していないときの磁気共鳴画像である第2磁気共鳴画像データとを取得し、画像合成部は、肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び計画標的体積の輪郭の画像データを含む輪郭画像データと、第2磁気共鳴画像データとを合成する。

## 明 細 書

発明の名称：

放射線治療支援装置、放射線治療支援プログラム及び放射線治療システム  
技術分野

[0001] 本発明は、放射線治療支援装置、放射線治療支援プログラム及び放射線治療システムに関するものである。

### 背景技術

[0002] 放射線治療は「がん治療の3本柱」のひとつとして、がん診療における重要な役割を担っている。放射線治療において、標的とする腫瘍の位置の把握は重要である。

[0003] MR (M a g n e t i c R e s o n a n c e : 磁気共鳴) 装置により撮像したMRI (M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g : 磁気共鳴画像) は、軟部組織における正常組織と腫瘍のコントラスト分解能がX線CT (C o m p u t e d T o m o g r a p h y) により撮像した画像よりも優れている。そのため、MR装置は、軟部組織に発生した腫瘍の位置を確認する際に多く用いられる。

[0004] 近年、MR装置とリニアックとを融合したMRリニアックの臨床応用が行われている。リニアック（線形加速器）とは、直線加速させた電子や陽子を金属に衝突させることで、高エネルギーのX線ビームや電子線ビーム等の治療用放射線ビームを発生させる装置である。MRリニアックは、治療用放射線ビームを照射しているとき（照射中）にMR画像を取得できるため、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積と腫瘍の位置との位置照合が可能である。

[0005] I C R U (I n t e r n a t i o n a l C o m m i s s i o n o n R a d i a t i o n U n i t s a n d M e a s u r e m e n t s : 国際放射線単位測定委員会) レポート83（非特許文献1）にて、標的とする腫瘍の空間的広がりが定義されている。肉眼的腫瘍体積 (G r o s s T u

m o r V o l u m e) とは、腫瘍の存在が肉眼的に確認できる体積である。肉眼的腫瘍体積の位置や大きさは、内視鏡、X線CT検査、MR検査、超音波検査等の画像診断によって決定される。計画標的体積 (P l a n n i n g T a r g e t V o l u m e) とは、放射線治療の不確実性を考慮して決定される標的体積である。

[0006] MR画像誘導即時適応放射線治療とは、患者が治療寝台上に配置された状態で、治療当日の三次元MR画像の取得、及びそれを基にした輪郭描出、新たな治療計画の作成、検証、照射を行う放射線治療である。MRリニアックによるMR画像誘導即時適応放射線治療においては、治療直前に作成した治療計画通りに照射されることを確認するために、治療用放射線ビームを照射中の腫瘍をMR画像により直接観察し、適切に治療用放射線ビームを制御することが重要である。具体的には、MR画像により肉眼的腫瘍体積を把握し、治療計画装置を用いて算出した計画標的体積を基にリニアックの治療用放射線ビームを制御する。

[0007] 特許文献1には、MR画像を高速イメージングシーケンスであるB-T-F-E (B a l a n c e d T u r b o F i e l d E c h o) シーケンスを用いてMR画像を再構成する方法が開示されている。

[0008] 特許文献2には、線形加速器と組み合わせたMR装置の構成が開示されている。1つまたはそれ以上の撮像スライスから迅速に得られたターゲット軌跡の一部を示す情報を、以前に取得されたボリューム基準画像から得られた情報と比較することにより、撮像スライスのより迅速な取得を行うシステムが開示されている。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0009] 特許文献1：特表2020-523075号公報

特許文献2：特表2022-544780号公報

### 非特許文献

[0010] 非特許文献1：International Commission on Radiation Units and Measurem

ents: Prescribing, Recording, and Reporting Proton-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), ICRU Report 83, Journal of the ICRU, Volume 10(1). Oxford University Press, 2010.

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

- [0011] 放射線照射の標的である腫瘍は、呼吸や心臓の動き、腸管蠕動等に伴って移動する。そのため、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積から大きくずれてしまうことがある。
- [0012] 治療用放射線ビームが照射される計画標的体積に対し、腫瘍の位置が大きくずれた場合には、迅速に治療用放射線ビームの照射を停止させる必要がある。この行為により、標的とする腫瘍以外の部分が、治療用放射線ビームの照射に伴い損傷することを抑制できる。このため、治療用放射線ビームの照射中に腫瘍の位置をリアルタイムに確認することは重要である。
- [0013] そのような理由から、MRリニアックでは、治療用放射線ビームの照射中においては時間分解能を優先させた高速イメージングシーケンスであるB-T F E等が用いられる。しかし、高速イメージングシーケンスは、データ更新時間を短縮していることから低コントラストである。このため、高速イメージングシーケンスでは、呼吸や心臓の動き、腸管蠕動等により移動する腫瘍が治療用放射線ビームの計画標的体積に留まることを治療用放射線ビームの照射中に実時間監視できないという問題があった。この点、特許文献1、特許文献2、及び非特許文献1における開示技術では、上述した問題を解決することが難しい。
- [0014] そこで本発明は、上述した問題点に鑑みて案出されたものであり、その目的とするところは、呼吸や心臓の動き、腸管蠕動等により移動する腫瘍が治療用放射線ビームの計画標的体積に留まることを治療用放射線ビーム照射中に実時間監視できる放射線治療支援装置、放射線治療支援プログラム及び放射線治療システムを提供することにある。

### 課題を解決するための手段

- [0015] 第1発明に係る放射線治療支援装置は、MR画像誘導即時適応放射線治療に用いられる放射線治療支援装置であって、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得部と、前記磁気共鳴画像取得部により取得された前記磁気共鳴画像データに対して予め設定された輪郭画像データを合成する画像合成部とを備え、前記磁気共鳴画像取得部は、前記治療用放射線ビームを照射しているときの磁気共鳴画像である第1磁気共鳴画像データと、前記治療用放射線ビームを照射していないときの磁気共鳴画像である第2磁気共鳴画像データとを取得し、前記画像合成部は、前記第2磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び前記計画標的体積の輪郭の画像データを含む前記輪郭画像データを合成することを特徴とする。
- [0016] 第2発明に係る放射線治療支援装置は、第1発明において、前記第2磁気共鳴画像データは、前記第1磁気共鳴画像データよりも更新時間が長いことを特徴とする。
- [0017] 第3発明に係る放射線治療支援装置は、第1発明において、前記輪郭画像データは、リスク臓器の輪郭の画像データ又は線量分布の輪郭の画像データを含むことを特徴とする。
- [0018] 第4発明に係る放射線治療支援装置は、第1発明において、前記磁気共鳴画像取得部は、前記第1磁気共鳴画像データの取得と、前記第2磁気共鳴画像データの取得とを交互に切り替えることを特徴とする。
- [0019] 第5発明に係る放射線治療支援装置は、第1発明において、前記輪郭画像データは、前記肉眼的腫瘍体積の画像データの多値情報を用いて輪郭線を抽出した画像データを含むことを特徴とする。
- [0020] 第6発明に係る放射線治療支援装置は、第1発明において、前記第2磁気共鳴画像データを分配又は切替し前記画像合成部に入力させる合成画像選択部をさらに備えることを特徴とする。
- [0021] 第7発明に係る放射線治療支援プログラムは、MR画像誘導即時適応放射線治療に用いられる放射線治療支援プログラムであって、コンピュータに、

治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得機能と、前記磁気共鳴画像取得機能により取得された前記磁気共鳴画像データに対して予め設定された輪郭画像データを合成する画像合成機能とを実行させ、前記磁気共鳴画像取得機能は、前記治療用放射線ビームを照射しているときの磁気共鳴画像である第1磁気共鳴画像データと、前記治療用放射線ビームを照射していないときの磁気共鳴画像である第2磁気共鳴画像データとを取得し、前記画像合成機能は、前記第2磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び前記計画標的体積の輪郭の画像データを含む前記輪郭画像データを合成することを特徴とする。

[0022] 第8発明に係る放射線治療システムは、MR画像誘導即時適応放射線治療に用いられる放射線治療システムであって、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む照射計画を作成する治療計画部と、前記治療計画部により作成された前記照射計画に基づいて前記治療用放射線ビームを照射する照射部と、前記照射部により治療用放射線ビームが照射される前記計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得部と、前記磁気共鳴画像取得部により取得された前記磁気共鳴画像データに対して予め設定された輪郭画像データを合成する画像合成部とを備え、前記磁気共鳴画像取得部は、前記治療用放射線ビームを照射しているときの磁気共鳴画像である第1磁気共鳴画像データと、前記治療用放射線ビームを照射していないときの磁気共鳴画像である第2磁気共鳴画像データとを取得し、前記画像合成部は、前記第2磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び前記計画標的体積の輪郭の画像データを含む前記輪郭画像データを合成することを特徴とする。

## 発明の効果

[0023] 上述した構成からなる本発明によれば、画像合成部は、第2磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び計画標的体積の輪郭の画像データを含む輪郭画像データを合成する。このため、空間分解能（コ

ントラスト分解能を含む。)を優先させた画像を得ることができる。これにより、呼吸や心臓の動き、腸管蠕動等により移動する腫瘍が治療用放射線ビームの計画標的体積に留まることを治療用放射線ビーム照射中に実時間監視できる。

### 図面の簡単な説明

[0024] [図1]図1は、放射線治療支援装置の一例を示す図である。

[図2]図2は、第1実施形態に係る放射線治療システムの一例を示す図である。  
。

[図3]図3は、第2実施形態に係る放射線治療システムの一例を示す図である。  
。

[図4]図4は、第3実施形態に係る放射線治療システムの一例を示す図である。  
。

[図5]図5は、第4実施形態に係る放射線治療システムの一例を示す図である。  
。

[図6]図6(a)及び図6(b)は、深呼吸における呼吸性移動する腫瘍を示す図である。

[図7]図7(a)～図7(e)は、腫瘍が生じている臓器、リスク臓器及び計画標的体積を示す図である。

[図8]図8は、放射線治療支援プログラムの動作の一例を示すフローチャートである。

### 発明を実施するための形態

[0025] 以下、本発明を適用した放射線治療支援装置、放射線治療支援プログラム及び放射線治療システムについて、図面を参照しながら詳細に説明をする。

[0026] 図1は、放射線治療支援装置100の一例を示す図である。放射線治療支援装置100は、MR画像誘導即時適応放射線治療に用いられる装置である。放射線治療支援装置100は、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積又は計画標的体積の近傍の少なくとも何れかを含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得部46と、磁気共鳴画像データに対して

輪郭画像データを合成する画像合成部42とを備える。磁気共鳴画像データは、MR装置により患者を対象に撮像することで得ることができる。例えば肝臓がん患者であれば、肝臓腫瘍を含む領域に対して撮像することで、磁気共鳴画像データが生成される。放射線治療支援装置100は、例えば輪郭画像データを生成する輪郭画像生成部41を備えてもよく、例えば合成画像表示部44を備えてもよい。磁気共鳴画像取得部46が取得した磁気共鳴画像データ、及び輪郭画像生成部41が輪郭画像元データから生成した輪郭画像データは、画像合成部42に入力される。なお、輪郭画像元データは、例えば公知の治療計画装置を用いて生成される。また、画像合成部42は、例えば公知の治療計画装置を用いて生成された輪郭画像データを取得してもよく、輪郭画像データの生成及び取得方法は、用途に応じて任意に設定することができる。輪郭画像データは、肉眼的腫瘍体積、臨床標的体積、計画標的体積、標的近傍の臓器体積、リスク臓器体積又は計画リスク臓器体積の輪郭画像を含む。

[0027] 磁気共鳴画像取得部46は、治療用放射線ビームを照射しているときの磁気共鳴画像である第1磁気共鳴画像データと、治療用放射線ビームを照射していないときの磁気共鳴画像である第2磁気共鳴画像データとを取得する。磁気共鳴画像取得部46が取得する磁気共鳴画像データは、例えば公知のMRリニアックシステムを用いて生成される。

[0028] 画像合成部42は、第2磁気共鳴画像データに対して予め設定された肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び計画標的体積の輪郭の画像データを含む輪郭画像データを合成する。第2磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び計画標的体積の輪郭の画像データを含む輪郭画像データを合成した画像データを以下では輪郭合成画像データという。なお、各画像データを合成する方法として、公知の画像合成技術を用いることができる。

[0029] 画像合成部42で合成された輪郭合成画像データは、合成画像表示部44に表示される。合成画像表示部44は、例えばノートブック型パーソナルコ

ンピュータのディスプレイである。

[0030] MR装置から取得される磁気共鳴画像データは、静止画像データやシネ画像（動画像）データである。

[0031] 次に、図1の放射線治療支援装置100の動作について説明をする。

[0032] 放射線治療装置にMR装置を融合したMRリニアックでは、治療用放射線ビームの照射中に磁気共鳴画像データを取得できることが特長である。磁気共鳴画像データは、例えばMRリニアックに搭載されているMR装置が撮像する画像データである。MRリニアックは、治療用放射線ビームを照射していないときに加えて、治療用放射線ビームを照射しているときにも磁気共鳴画像データを取得することができる。

[0033] ここで、治療用放射線ビームの照射中には、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積に対し、腫瘍の位置が大きくずれた場合には迅速に治療用放射線ビームの照射を停止させる必要がある。このため、時間分解能を優先させた高速イメージングシーケンスによる撮像が用いられる。高速イメージングシーケンスであるB-TFEで撮像された磁気共鳴画像データの画素強度は横緩和時間と縦緩和時間の比に比例することが知られているが、例えば肝臓腫瘍と正常な肝臓組織においては、緩和時間の比がほぼ同一になる。このため、肝臓腫瘍と正常な肝臓組織のコントラストがつかないことが多い。そのため、治療用放射線ビーム照射中において、呼吸性移動する肝臓腫瘍位置等の腫瘍を、照射中に実時間監視することが難しい。

[0034] これに対し、放射線治療支援装置100では、治療用放射線ビームの照射中において、時間分解能を優先させた第1磁気共鳴画像データを表示しつつ、合成画像表示部44にて、照射していないときに撮像した空間分解能を優先させた第2磁気共鳴画像データに対して輪郭画像データを合成した輪郭合成画像データを表示させることができる。

[0035] 第1磁気共鳴画像データに用いるB-TFE高速イメージングシーケンスは毎秒約5枚の画像を表示できるため、ほぼ実時間で腫瘍の動きを監視できるが、腫瘍のコントラストが不十分であることが問題となっていた。他方、

第2磁気共鳴画像データに用いるT1強調高速イメージングシーケンスまたはT2強調高速イメージングシーケンスなど高速イメージングシーケンスは、毎秒1〜3枚程度の画像を表示でき、表示速度は劣るものの、腫瘍のコントラストが向上する利点がある。治療用放射線ビームを照射していないときには、空間分解能を優先させた第2磁気共鳴画像データを取得できる。そのため、照射していないときには、空間分解能を優先させた第2磁気共鳴画像データを磁気共鳴画像取得部46に入力することができる。空間分解能を優先させた第2磁気共鳴画像データは、例えば、2次元T1強調シネ画像や2次元T2強調シネ画像である。

[0036] 輪郭画像元データは、肉眼的腫瘍体積の画像データ及び計画標的体積の画像データを含む画像データである。輪郭画像生成部41は、輪郭画像元データが入力されたとき、肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び計画標的体積の輪郭の画像データを含む輪郭画像データを生成する。なお、輪郭画像生成部41は、公知の技術を用いて、肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び計画標的体積の輪郭の画像データを含む輪郭画像データを生成することができる。

[0037] 画像合成部42は、磁気共鳴画像取得部46の取得した第2磁気共鳴画像データに対して、輪郭画像生成部41により生成されて予め設定された輪郭画像データを合成する。このように構成することで、空間分解能を優先させた腫瘍が視認できる画像と、輪郭画像データとを重ね合わされた画像とを合成した輪郭合成画像データを取得し、合成画像表示部44に表示することができる。

[0038] このように、放射線治療支援装置100では、空間分解能を優先させた第2磁気共鳴画像データを取得しておき、第2磁気共鳴画像データに対して輪郭画像データを合成することができる。このため、第2磁気共鳴画像データに対して輪郭画像データを合成した輪郭合成画像データを得ることができる。また、例えば取得した輪郭合成画像データを合成画像表示部44に表示することで、治療用放射線ビームの照射中において、合成画像表示部44を確

認することができる。これにより、呼吸や心臓の動き、腸管蠕動等により移動する腫瘍が治療用放射線ビームの計画標的体積に留まることを治療用放射線ビームの照射中に実時間監視することができる。治療用放射線ビームの照射中において、T 1 強調高速イメージングシーケンスまたはT 2 強調高速イメージングシーケンスによる腫瘍のコントラストは腫瘍に依存するため、両者のシーケンスにより得られた画像を交互に表示し、より良いコントラストを与えるシーケンスを選択して用いることが可能である。なお、自由呼吸下または腹部圧迫による抑制呼吸下では、腫瘍は呼吸性移動するため、腫瘍の輪郭は呼吸性移動した範囲となり、この腫瘍輪郭に照射マージン（例えば3 mmないし5 mm）を追加した体積が計画標的体積となる。これに対して、息止め下で照射する場合は、腫瘍は呼吸性移動しないため、腫瘍の輪郭は移動しない状態で輪郭抽出される。この場合の計画標的体積は呼吸性移動しない腫瘍の輪郭に照射マージンを追加して定義すればよい。

[0039] ここで、第2磁気共鳴画像データは、第1磁気共鳴画像データよりも更新時間が長くてもよい。この場合、コントラストが向上し前記標的を肉眼的視認可能あるいは画像解析により検出可能となる。これにより、治療用放射線ビーム照射中における腫瘍に対する監視の精度向上を図ることができる。例えば、第1磁気共鳴画像データはB-T F Eで撮像されたシネ画像であり、第2磁気共鳴画像データは、2次元T 1 強調シネ画像である。

[0040] 図2は、第1実施形態に係る放射線治療システム1の一例を示す図である。放射線治療システム1は、MRリニアックシステム2と、ネットワークを介して接続される治療計画装置3とを備える。MRリニアックシステム2に搭載されているMR装置により撮像された磁気共鳴画像データは磁気共鳴画像生成部22から映像出力1/F 221により出力され画像合成部42に入力される。治療計画装置3が出力する輪郭画像元データは輪郭画像生成部41に入力される。輪郭画像生成部41の出力は、画像合成部42に入力される。画像合成部42から出力される輪郭合成画像データは、合成画像表示部44に入力される。

- [0041] MRリニアックシステム2は、MR装置とリニアックを融合したシステムである。MRリニアックシステム2は、磁気共鳴画像生成部22と、放射線照射部21とを備える。磁気共鳴画像生成部22が生成した磁気共鳴画像データは、映像出力I/F221により、MRリニアックシステム2の外部に信号を出力する。また、MRリニアックシステム2は、ネットワークI/F27と記憶部24と、データ処理部251と、操作部26と、表示部23、映像入力I/F231を備える。
- [0042] 放射線照射部21は、例えば、リニアックである。
- [0043] 磁気共鳴画像生成部22は、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを生成するMR装置である。
- [0044] 映像出力I/F221は、磁気共鳴画像生成部22が生成した画像データを出力するインターフェースである。
- [0045] ネットワークI/F27は、有線LANや無線LANにより外部の装置と接続するインターフェースである。
- [0046] 記憶部24は、磁気共鳴画像データ等が記憶される公知の記憶装置である。例えば、DRAM (Dynamic Random Access Memory) のような揮発性記憶装置であってもよいし、フラッシュメモリのような不揮発性記憶装置であってもよい。
- [0047] データ処理部251は、例えば、マイクロコントローラ (Microcontroller Unit) によるデータ処理を行う電子部品である。CPU (Central Processing Unit) のような汎用的なプロセッサでもよいし、FPGA (Field Programmable Gate Array) による専用のプロセッサでもよい。
- [0048] 操作部26は、操作ボタンやタッチセンサによる入力装置を有する装置である。
- [0049] 表示部23は、MRリニアックシステム2の状態や、磁気共鳴画像生成部22が撮像した画像を表示する表示装置である。
- [0050] 映像入力I/F231は、入力された画像データを表示部23に表示させ

るインターフェースである。

[0051] 画像データを転送する画像信号は、例えば、HDMI（登録商標）（High-Definition Multimedia Interface）やDVI（Digital Visual Interface）等の映像規格によるデジタル信号である。

[0052] ここで、治療計画装置3から輪郭画像生成部41への接続はHDMI（登録商標）等の映像規格による接続であってもよいが、イーサネット（Ethernet）のようなネットワークの通信規格による接続であってもよい。このように、画像データの転送は、LAN等の通信規格による転送に置き換えることが可能であるため、画像データを転送するための接続は、LAN等の通信規格による接続であってもよい。

[0053] 画像合成部42は、映像出力1／F221から磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得部46を備えてもよい。画像合成部42は、例えばFPGAやASIC（Application Specific Integrated Circuit）のようなハードウェアによる合成を実施してもよいし、マイクロコントローラによるソフトウェアによる合成を実施してもよい。

[0054] 合成画像表示部44は、入力された画像を表示する。合成画像表示部44は、画面を発光させて像を映し出すディスプレイ装置であってもよいし、通信を介してタブレット端末やスマートフォンの画面に表示させる形態をとってもよい。

[0055] 図3は、第2実施形態に係る放射線治療システム1の一例を示す図である。以下、第2実施形態において、上述した第1実施形態と同一の構成要素、部材に関しては同一の符号を付すことにより以下での説明は省略する。

[0056] 第2実施形態に係る放射線治療システム1は、磁気共鳴画像記憶部43を有する。磁気共鳴画像記憶部43は、空間分解能を優先させた第2磁気共鳴画像データを記憶する。

[0057] 磁気共鳴画像生成部22が生成した磁気共鳴画像データは、映像出力1／

F 2 2 1 を介して磁気共鳴画像記憶部 4 3 に入力される。磁気共鳴画像記憶部 4 3 の出力は、画像合成部 4 2 に入力される。

[0058] 治療用放射線ビーム照射中において、磁気共鳴画像生成部 2 2 は第 1 磁気共鳴画像データを出力するところ、照射していないときに撮像した空間分解能を優先させた第 2 磁気共鳴画像データを磁気共鳴画像記憶部 4 3 に記憶しておくことができる。このように構成することで、磁気共鳴画像記憶部 4 3 に記憶された第 2 磁気共鳴画像データに対して輪郭画像データを合成した輪郭合成画像データを合成画像表示部 4 4 に表示させることができる。

[0059] 磁気共鳴画像記憶部 4 3 は、磁気共鳴画像生成部 2 2 が生成した磁気共鳴画像データを記憶する。磁気共鳴画像記憶部 4 3 は、D R A M のような揮発性記憶装置であってもよいし、フラッシュメモリのような不揮発性記憶装置であってもよい。

[0060] また、ノートブック型パーソナルコンピュータや、デスクトップ型パーソナルコンピュータにより、磁気共鳴画像記憶部 4 3、輪郭画像生成部 4 1、画像合成部 4 2、合成画像表示部 4 4 を構成してもよい。ノートブック型パーソナルコンピュータにより構成した場合には、磁気共鳴画像記憶部 4 3 は、パーソナルコンピュータの D R A M であり、輪郭画像生成部 4 1 と画像合成部 4 2 によるデータ処理は C P U によるデータ処理であり、合成画像表示部 4 4 はノートブック型パーソナルコンピュータのディスプレイとなる。

[0061] 図 4 は、第 3 実施形態に係る放射線治療システム 1 の一例を示す図である。以下、第 3 実施形態において、上述した第 1 実施形態と同一の構成要素、部材に関しては同一の符号を付すことにより以下での説明は省略する。

[0062] 第 3 実施形態では、第 1 実施形態と比べて、選択部 4 5 2 を有する。

[0063] 映像出力 I / F 2 2 1 が出力する磁気共鳴画像データは、選択部 4 5 2 に入力される。選択部 4 5 2 の出力の一方は、MR リニアックシステム 2 の映像入力 I / F 2 3 1 に入力され、他方は画像合成部 4 2 に入力される。

[0064] 選択部 4 5 2 は、第 2 磁気共鳴画像データを分配又は切替し前記画像合成部に入力させる合成画像選択部である。選択部 4 5 2 は、入力された映像信

号を選択的に出力する。選択部452は、例えばMRリニアックシステム2の映像入力I/F231又は画像合成部42の何れかに出力する。選択部452は、入力された映像信号が第1磁気共鳴画像データの場合は映像入力I/F231に出力し、入力された映像信号が第2磁気共鳴画像データの場合は画像合成部42に出力することができる。

[0065] 選択部452は、映像記憶装置を内蔵していてもよい。その場合には、選択された一方の出力には入力された映像信号をスルーさせ、他方の出力には予め映像記憶装置に記憶された映像の映像信号を出力することができる。また、選択部452は、入力された映像信号をスルーさせて両方へ出力する分配を行い、画像合成部42が第2磁気共鳴画像データを合成する構成としてもよい。

[0066] 磁気共鳴画像取得部46の取得する磁気共鳴画像データを分配又は切替し画像合成部42に入力させる選択部452を設けることで、映像入力I/F231に磁気共鳴画像生成部22の生成する磁気共鳴画像データを戻すことができる。これにより、治療用放射線ビーム照射中における腫瘍に対する監視の作業性向上を図ることができる。

[0067] 図5は、第4実施形態に係る放射線治療システム1の一例を示す図である。以下、第4実施形態において、上述した第3実施形態と同一の構成要素、部材に関しては同一の符号を付すことにより以下での説明は省略する。

[0068] 第4実施形態に係る放射線治療システム1は、画像合成内蔵MRリニアックシステム5を備える。

[0069] 画像合成内蔵データ処理部252は、磁気共鳴画像取得部46と輪郭画像生成部41と、画像合成部42を備える。また、画像合成内蔵データ処理部252は、輪郭画像元データを生成する輪郭画像生成部41を備える。磁気共鳴画像取得部46が取得した磁気共鳴画像データと輪郭画像生成部41が生成した輪郭画像データは、画像合成部42に入力される。

[0070] 画像合成内蔵データ処理部252の磁気共鳴画像取得部46は、磁気共鳴画像生成部22が生成した磁気共鳴画像データを取得する。このように構成

することで、画像合成内蔵MRリニアックシステム5の内部にて、腫瘍の輪郭と、計画標的体積の輪郭とを合成した輪郭合成画像データを表示部23に表示することができる。表示部23は、公知のMRリニアックシステムにて表示される第1磁気共鳴画像データ及び第2磁気共鳴画像データに加えて、輪郭合成画像データをピクチャインピクチャ表示としてもよい。

[0071] リスク臓器とは、腫瘍が生じている臓器の周囲にある正常な臓器である。リスク臓器とは、例えば肺がんの場合、肺に隣接する気管や心臓などの正常な臓器である。リスク臓器に治療用放射線ビームが当たると合併症等のリスクが生じるため、リスク臓器に治療用放射線ビームが当たらないように実時間監視する必要がある。輪郭画像生成部41は、リスク臓器を含む輪郭画像元データからリスク臓器の輪郭の画像データを生成する。このため、磁気共鳴画像データに対してリスク臓器の輪郭の画像データを含む輪郭画像データを画像合成部42で合成することにより輪郭合成画像データを得ることができる。これにより、リスク臓器が計画標的体積に入っていないことを治療用放射線ビーム照射中に実時間監視できる。

[0072] 線量分布とは、治療計画装置で計画された線量の分布である。輪郭画像生成部41は、線量分布を含む輪郭画像元データから線量分布の画像データを生成する。このため、磁気共鳴画像データに対して線量分布の輪郭の画像データを含む輪郭画像データを画像合成部42で合成することにより輪郭合成画像データを得ることができる。これにより、線量分布と計画標的体積との相対的な位置関係を治療用放射線ビーム照射中に実時間監視できる。

[0073] 磁気共鳴画像取得部46は、第1磁気共鳴画像の取得と、第2磁気共鳴画像の取得とを交互に切り替えることにより、第2磁気共鳴画像データを更新し最新の腫瘍位置を反映した画像を合成することができる。これにより、治療用放射線ビーム照射中における腫瘍に対する監視の精度向上を図ることができる。また、治療用放射線ビーム照射中にMR装置の高速イメージングシーケンスであるB-T-F-Eによる撮像をしない場合には、治療用放射線ビーム照射中においても低速ではあるが高コントラストなT2シネ画像が撮像可

能である。その場合には、磁気共鳴画像取得部 4 6 は、高速イメージングシーケンスによる画像データと、低速ではあるが高コントラストな T 2 シネ画像データを交互に切り替えてもよい。

[0074] 画像合成部 4 2 は、磁気共鳴画像生成部 2 2 が生成した第 2 磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の画像データの多値情報を用いて輪郭線を抽出した画像データを合成することで、腫瘍の輪郭画像データの精度が向上し、治療用放射線ビーム照射中における腫瘍に対する監視の精度向上を図ることができる。ここで、多値情報とは、白黒画像データ等の 2 値情報に対するグレースケール画像やカラー画像を含む。画像データから輪郭線を抽出する際に、ラプラスフィルタやラプラス・ガウスフィルタなどを用いて 2 値化を行う公知の技術が多く用いられている。しかしながら、2 値化では、画像ノイズなど本来輪郭ではない部分が抽出される場合や、必要な輪郭部分が抽出されない場合がある。そこで、0 と 1 といった 2 値のみではなく、その間の多階調を含む多値情報を用いることで腫瘍の輪郭画像データの精度向上を行うことができる。また、解像度が低い画像の高周波成分を予測又は復元する超解像技術を用いることで、画像データの解像度を高めることができる。

[0075] 次に、図 2 を用いて第 1 実施形態に係る放射線治療システム 1 の動作について説明をする。

[0076] 画像合成部 4 2 は、MR リニアックシステム 2 の磁気共鳴画像生成部 2 2 で生成された第 2 磁気共鳴画像データに対して映像出力 I / F 2 2 1 を介して出力される輪郭画像データを合成する。合成された輪郭合成画像データは、合成画像表示部 4 4 に表示される。ここで、治療用放射線ビーム照射中において、MR リニアックシステム 2 の表示部 2 3 は、磁気共鳴画像生成部 2 2 により生成された第 1 磁気共鳴画像データ又は第 2 磁気共鳴画像データが表示されるが、合成画像表示部 4 4 は、第 2 磁気共鳴画像データに対して輪郭画像データを合成した輪郭合成画像データを表示する。

[0077] 治療用放射線ビーム照射中において、時間分解能を優先させた第 1 磁気共鳴画像データを表示部 2 3 に表示しつつ、合成画像表示部 4 4 には、空間分

解能を優先させた第2磁気共鳴画像データに対して予め設定された輪郭画像データを合成した輪郭合成画像データを表示することができる。そのため、呼吸や心臓の動き等により移動する腫瘍が計画標的体積に留まることを治療用放射線ビーム照射中に実時間監視できる。

[0078] 次に、図3を用いて第2実施形態に係る放射線治療システム1の動作について説明をする。

[0079] MRリニアックシステム2の磁気共鳴画像生成部22で生成された第2磁気共鳴画像は、映像出力1/F221を介して磁気共鳴画像記憶部43に入力されて記憶される。このように構成することで、治療用放射線ビーム照射中において、第2磁気共鳴画像のデータを読み出しすることができる。これにより、治療用放射線ビーム照射中に空間分解能を優先させた腫瘍が視認できる画像と輪郭画像データとを重ね合わされた輪郭合成画像データを合成画像表示部44に表示することができる。

[0080] 次に、図4を用いて第3実施形態に係る放射線治療システム1の動作について説明をする。

[0081] MRリニアックシステム2の磁気共鳴画像生成部22で生成された第2磁気共鳴画像は、映像出力1/F221を介して選択部452に入力される。磁気共鳴画像生成部22から、第1磁気共鳴画像と第2磁気共鳴画像が出力されるところ、選択部452にて、画像合成部42に入力する磁気共鳴画像を選択することができる。ここで、選択部452は内部に記憶装置を有していてもよく、その場合には、選択部452は内部の記憶装置に記憶された磁気共鳴画像データを出力する。

[0082] 次に、図5を用いて第4実施形態に係る放射線治療システム1の動作について説明をする。

[0083] 画像合成内蔵データ処理部252の磁気共鳴画像取得部46は、磁気共鳴画像生成部22で生成された第2磁気共鳴画像データを取得する。取得された第2磁気共鳴画像データと、輪郭画像生成部41が生成した輪郭画像データは、画像合成部42で合成される。合成された輪郭合成画像データは、表

示部 23 に表示される。このように、画像合成内蔵データ処理部 252 に画像合成部 42 を内蔵した画像合成内蔵 MR リニアックシステム 5 としてもよい。

[0084] 放射線治療支援プログラムについて、下記に説明をする。

[0085] 図 8 は、放射線治療支援プログラムの動作の一例を示すフローチャートである。放射線治療支援プログラムは、コンピュータに、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを生成する磁気共鳴画像生成機能と、輪郭画像データと磁気共鳴画像データとを合成する画像合成機能とを実行させる。コンピュータとは、デスクトップ PC (Personal Computer)、ノート PC、スマートフォン、タブレット端末、又は組み込みシステムのマイコン等である。第 1 ステップ S110 は、ループの始まりであり、第 4 ステップ S140 はループの終わりである。自動更新モードが TRUE の間、第 1 ステップ S110 と第 4 ステップ S140 の間の処理は繰り返される。第 2 ステップ S120 は、治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得機能が行う処理である。ここで、磁気共鳴画像取得機能は、治療用放射線ビームを照射しているときの磁気共鳴画像である第 1 磁気共鳴画像データと、治療用放射線ビームを照射していないときの磁気共鳴画像である第 2 磁気共鳴画像データとを取得する。第 3 ステップ S130 は、画像合成機能が行う処理である。画像合成機能は、第 2 磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び計画標的体積の輪郭の画像データを含む輪郭画像データを合成し輪郭合成画像データを出力する。自動更新モードが TRUE で無くなると、第 4 ステップ S140 のループを抜け、処理を終了する。

[0086] 図 6 は、深呼吸における呼吸性移動する腫瘍を示す図である。

[0087] 計画標的体積 61 は、治療計画装置 3 にて算出した治療用放射線ビームが照射される体積である。深呼吸を行う前の腫瘍 62A は、深呼吸を行うことで腫瘍 62B の位置に移動する。放射線治療システム 1 においては、決めら

れた放射線量が腫瘍に照射され、周囲の正常組織に照射される放射線量が最小となるように治療計画部により照射計画が作成される。治療計画部は、例えば公知の治療計画装置である。

[0088] 図7は、腫瘍が生じている臓器、リスク臓器及び計画標的体積を示す図である。

[0089] 図7(a)は、治療用放射線ビームを照射しているため時間分解能を優先させた高速イメージングシーケンス画像の一例であり、低コントラストのため、腫瘍位置(図7(b)の腫瘍71参照。)が確認できない例である。図7(b)は、治療用放射線ビームを照射していないため空間分解能を優先させて得た高コントラストの2次元T1強調シネ画像や2次元T2強調シネ画像であり、腫瘍が生じている臓器74中の腫瘍71及びリスク臓器72の位置が明確に確認できることを示す図である。腫瘍71は、肉眼的腫瘍体積を示す。図7(c)は、腫瘍が生じている臓器の輪郭741、腫瘍の輪郭711、リスク臓器の輪郭721及び計画標的体積の輪郭731である。図7(d)は、図7(b)と図7(c)を合成した輪郭合成画像データである。図7(d)では、腫瘍71と腫瘍の輪郭711、そして、リスク臓器72とリスク臓器の輪郭721は同一の位置にある。図7(e)は、呼吸や心臓の動きに伴う移動を示す図である。図7(e)では、腫瘍71と腫瘍の輪郭711、リスク臓器72とリスク臓器の輪郭721は異なった位置となっていることがわかる。また、計画標的体積731に着目して図7(d)と図7(e)を見ると、図7(e)では、呼吸や心臓の動きに伴ってリスク臓器72が計画標的体積731に入り込んでいることが分かる。このような状況が確認された場合には、治療用放射線ビームの照射を中断する等の判断が必要となる。

[0090] 本発明の実施形態において、X線ビームや電子線ビームによる放射線治療としての例を提示したが、ガンマ線治療、陽子線治療及び重粒子線治療にも適応を行うことができる。

[0091] 本発明の実施形態を説明したが、こ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。このような新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。この実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、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。

## 符号の説明

- [0092] 1 放射線治療システム
- 2 MRリニアックシステム
- 2 1 放射線照射部
- 2 2 磁気共鳴画像生成部
- 2 2 1 映像出力 I / F
- 2 3 表示部
- 2 3 1 映像入力 I / F
- 2 4 記憶部
- 2 5 1 データ処理部
- 2 5 2 画像合成内蔵データ処理部
- 2 6 操作部
- 2 7 ネットワーク I / F
- 3 治療計画装置
- 4 1 輪郭画像生成部
- 4 2 画像合成部
- 4 3 磁気共鳴画像記憶部
- 4 4 合成画像表示部
- 4 5 2 選択部
- 4 6 磁気共鳴画像取得部
- 5 画像合成内蔵MRリニアックシステム
- 6 1 計画標的体積
- 6 2 A (深呼吸を行う前の) 腫瘍

6 2 B (深呼吸を行ったときの呼吸性移動する) 腫瘍

7 1 腫瘍

7 1 1 腫瘍の輪郭

7 2 リスク臓器

7 2 1 リスク臓器の輪郭

7 3 1 計画標的体積の輪郭

7 4 腫瘍が生じている臓器

7 4 1 腫瘍が生じている臓器の輪郭

1 0 0 放射線治療支援装置

## 請求の範囲

- [請求項1]           MR画像誘導即時適応放射線治療に用いられる放射線治療支援装置であって、
- 治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得部と、
- 前記磁気共鳴画像取得部により取得された前記磁気共鳴画像データに対して予め設定された輪郭画像データを合成する画像合成部と
- を備え、
- 前記磁気共鳴画像取得部は、
- 前記治療用放射線ビームを照射しているときの磁気共鳴画像である第1磁気共鳴画像データと、
- 前記治療用放射線ビームを照射していないときの磁気共鳴画像である第2磁気共鳴画像データと
- を取得し、
- 前記画像合成部は、前記第2磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び前記計画標的体積の輪郭の画像データを含む前記輪郭画像データを合成すること
- を特徴とする放射線治療支援装置。
- [請求項2]           前記第2磁気共鳴画像データは、前記第1磁気共鳴画像データよりも更新時間が長いこと
- を特徴とする請求項1に記載の放射線治療支援装置。
- [請求項3]           前記輪郭画像データは、リスク臓器の輪郭の画像データ又は線量分布の輪郭の画像データを含むこと
- を特徴とする請求項1に記載の放射線治療支援装置。
- [請求項4]           前記磁気共鳴画像取得部は、前記第1磁気共鳴画像データの取得と、前記第2磁気共鳴画像データの取得とを交互に切り替えること
- を特徴とする請求項1に記載の放射線治療支援装置。
- [請求項5]           前記輪郭画像データは、前記肉眼的腫瘍体積の画像データの多値情

報を用いて輪郭線を抽出した画像データを含むこと

を特徴とする請求項 1 に記載の放射線治療支援装置。

[請求項6] 前記第 2 磁気共鳴画像データを分配又は切替し前記画像合成部に入力させる合成画像選択部をさらに備えること

を特徴とする請求項 1 に記載の放射線治療支援装置。

[請求項7] MR 画像誘導即時適応放射線治療に用いられる放射線治療支援プログラムであって、

コンピュータに、

治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得機能と、

磁気共鳴画像取得機能により取得された前記磁気共鳴画像データに対して予め設定された輪郭画像データを合成する画像合成機能と

を実行させ、

前記磁気共鳴画像取得機能は、

前記治療用放射線ビームを照射しているときの磁気共鳴画像である第 1 磁気共鳴画像データと、

前記治療用放射線ビームを照射していないときの磁気共鳴画像である第 2 磁気共鳴画像データと

を取得し、

前記画像合成機能は、前記第 2 磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び前記計画標的体積の輪郭の画像データを含む前記輪郭画像データを合成すること

を特徴とする放射線治療支援プログラム。

[請求項8] MR 画像誘導即時適応放射線治療に用いられる放射線治療システムであって、

治療用放射線ビームが照射される計画標的体積を含む照射計画を作成する治療計画部と、

前記治療計画部により作成された前記照射計画に基づいて前記治療

用放射線ビームを照射する照射部と、

前記照射部により前記治療用放射線ビームが照射される前記計画標的体積を含む領域の磁気共鳴画像データを取得する磁気共鳴画像取得部と、

前記磁気共鳴画像取得部により取得された前記磁気共鳴画像データに対して予め設定された輪郭画像データを合成する画像合成部とを備え、

前記磁気共鳴画像取得部は、

前記治療用放射線ビームを照射しているときの磁気共鳴画像である第1磁気共鳴画像データと、

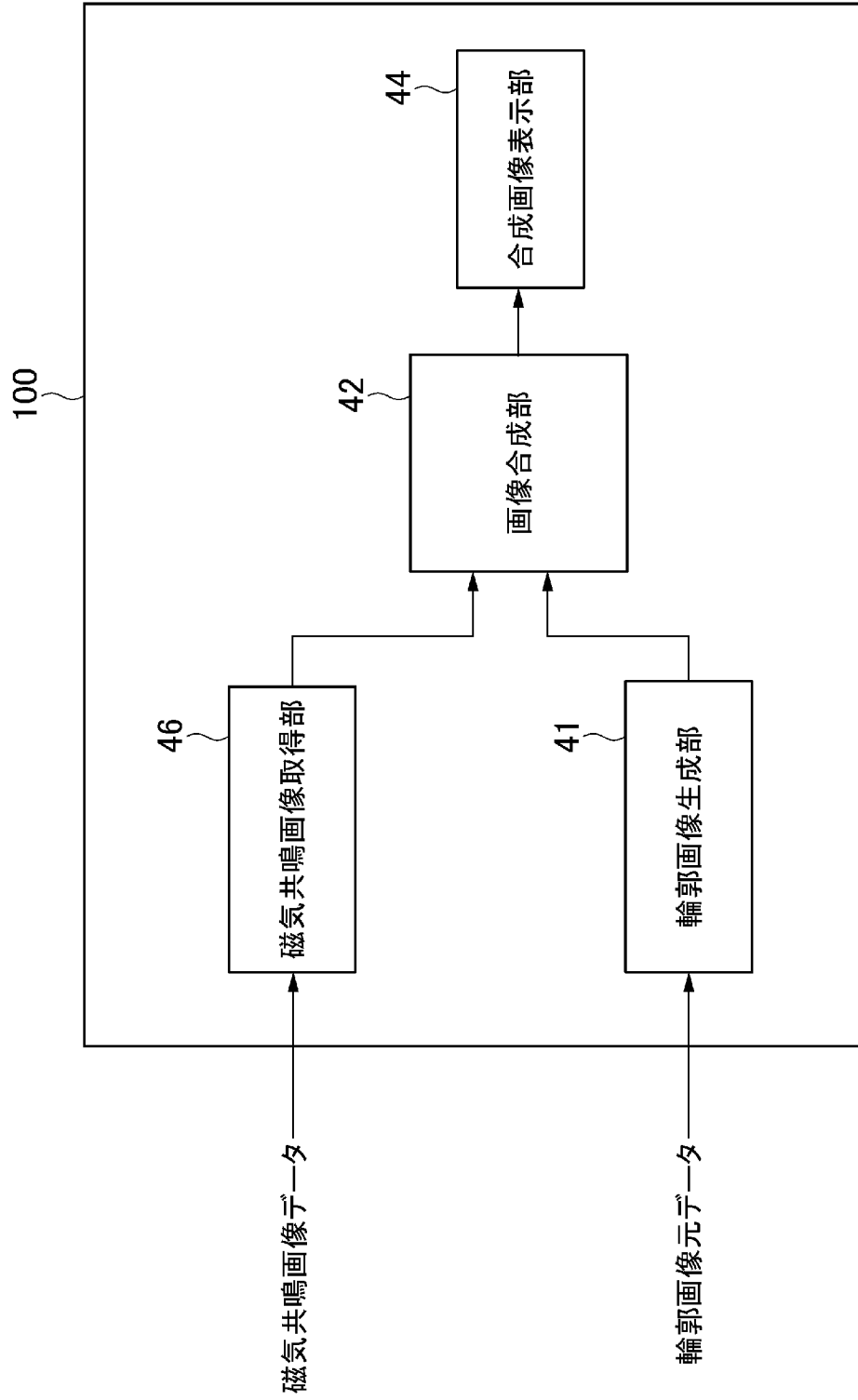
前記治療用放射線ビームを照射していないときの磁気共鳴画像である第2磁気共鳴画像データと

を取得し、

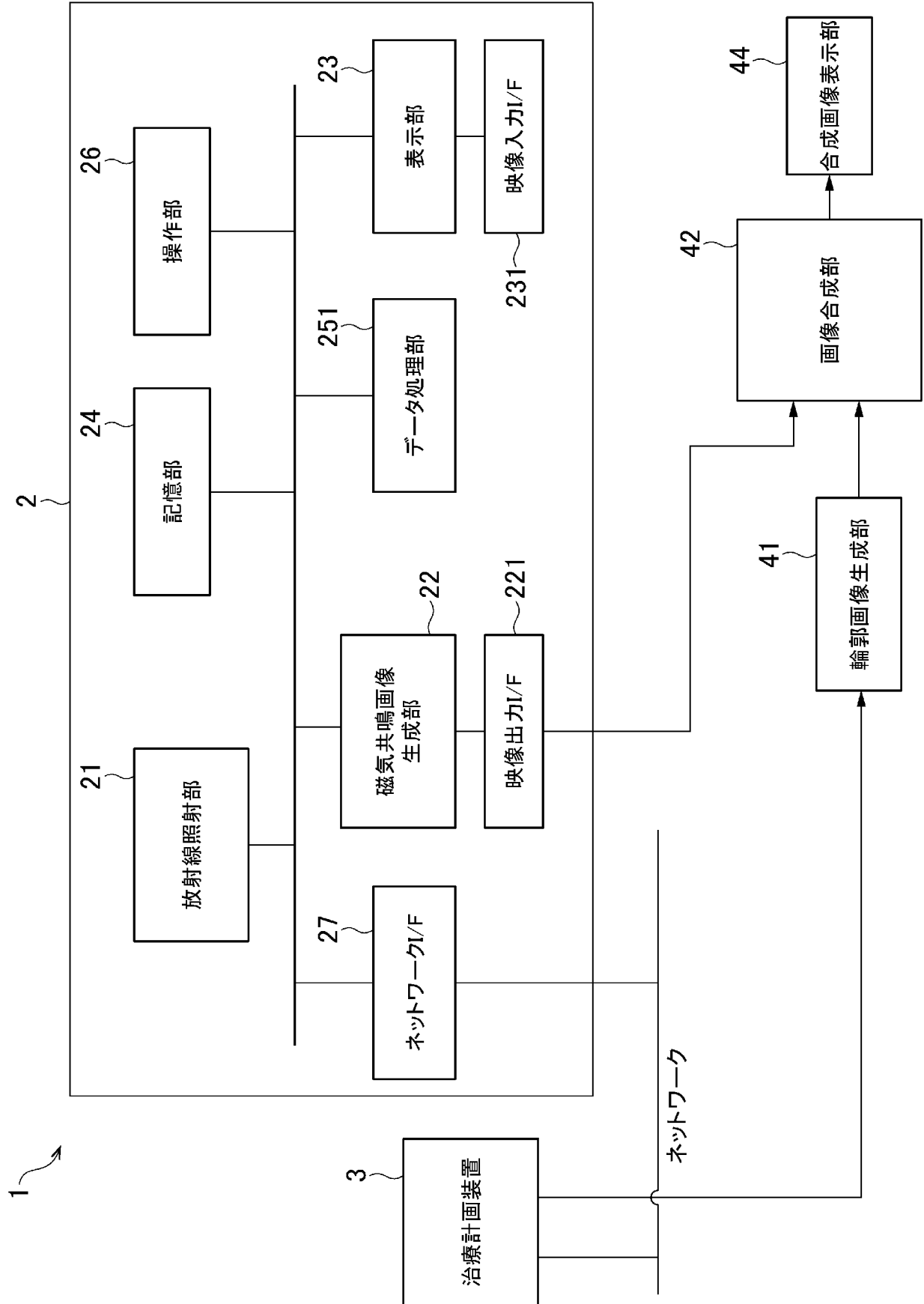
前記画像合成部は、前記第2磁気共鳴画像データに対して肉眼的腫瘍体積の輪郭の画像データ及び前記計画標的体積の輪郭の画像データを含む前記輪郭画像データを合成すること

を特徴とする放射線治療システム。

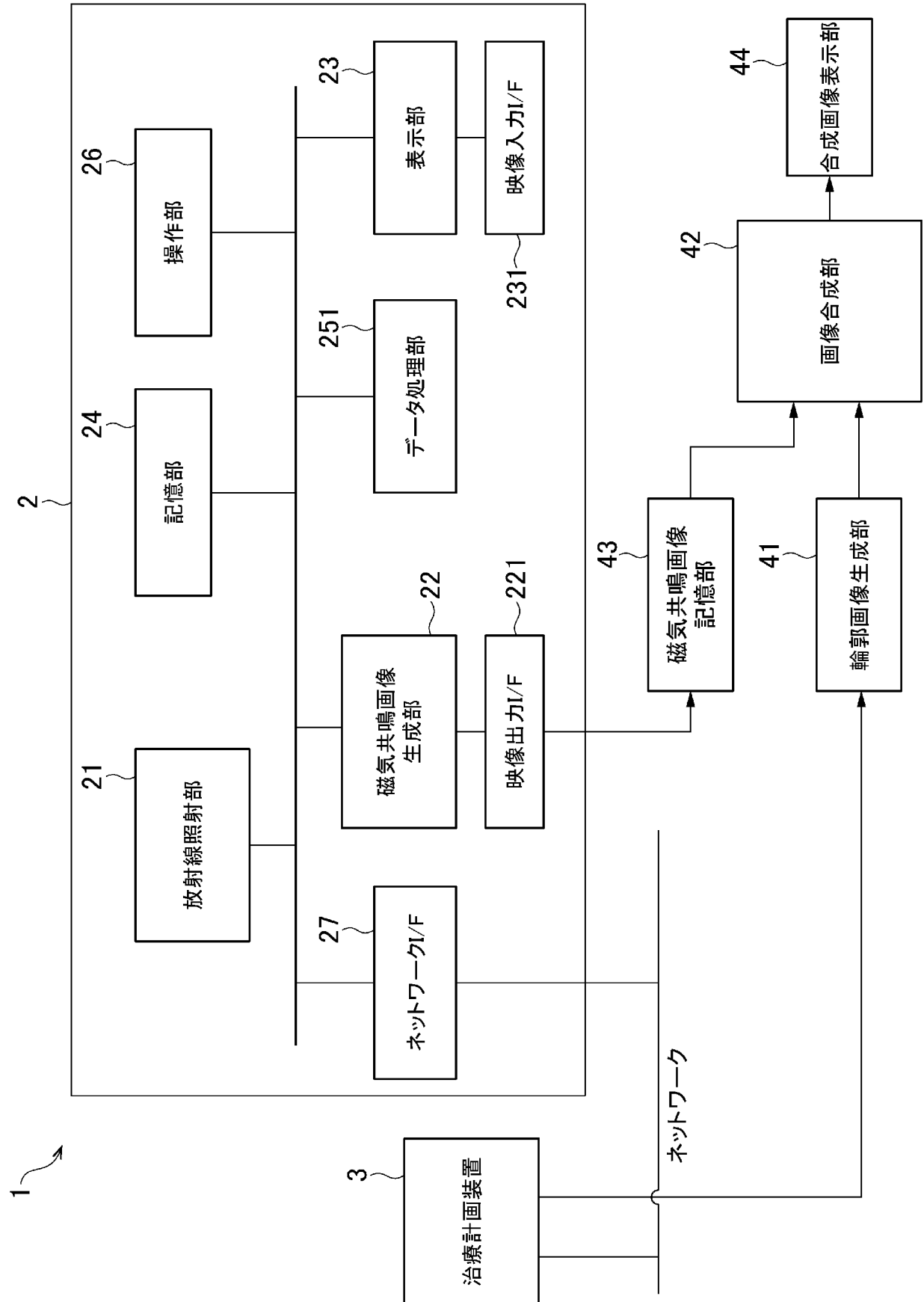
[図1]



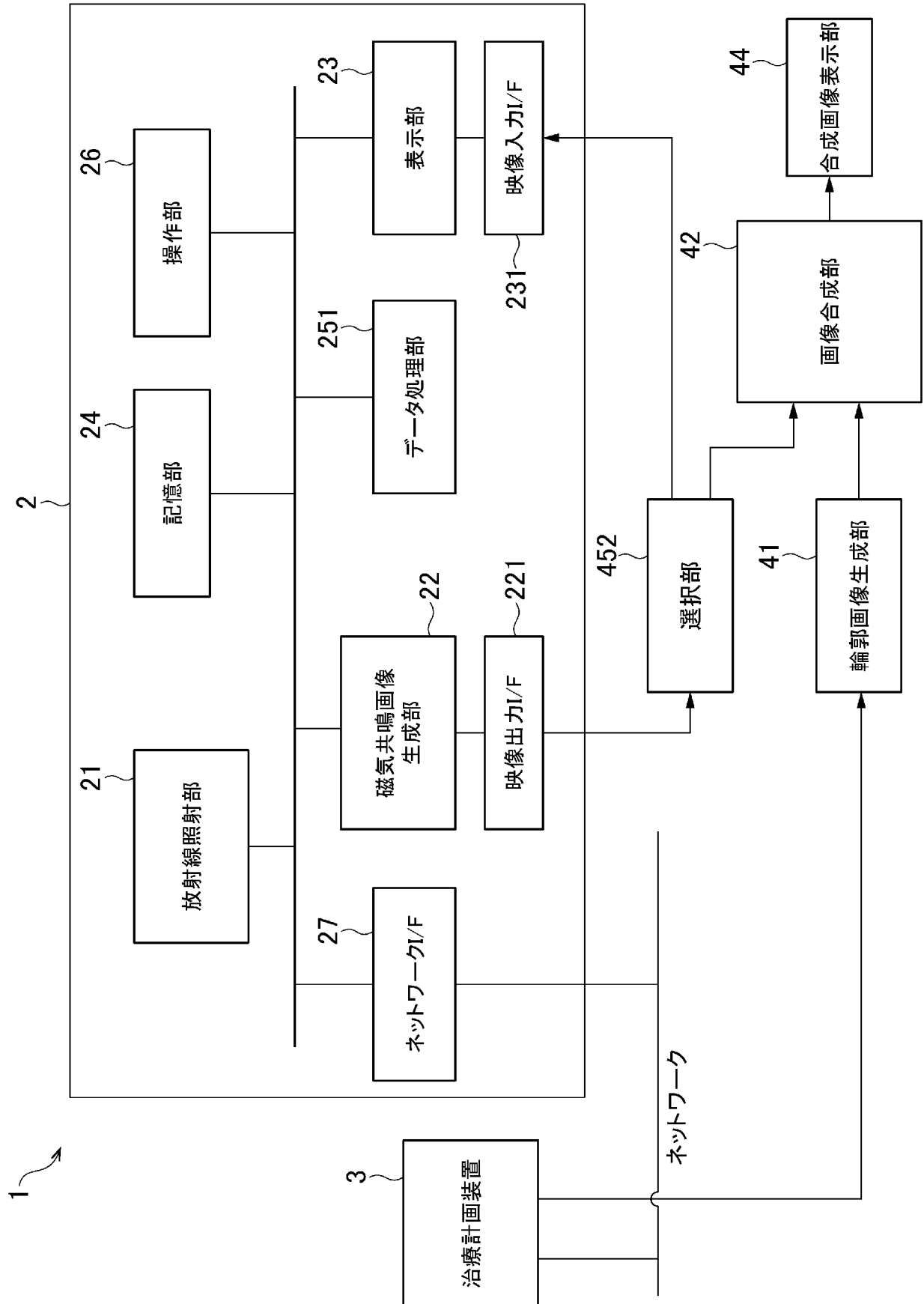
[図2]



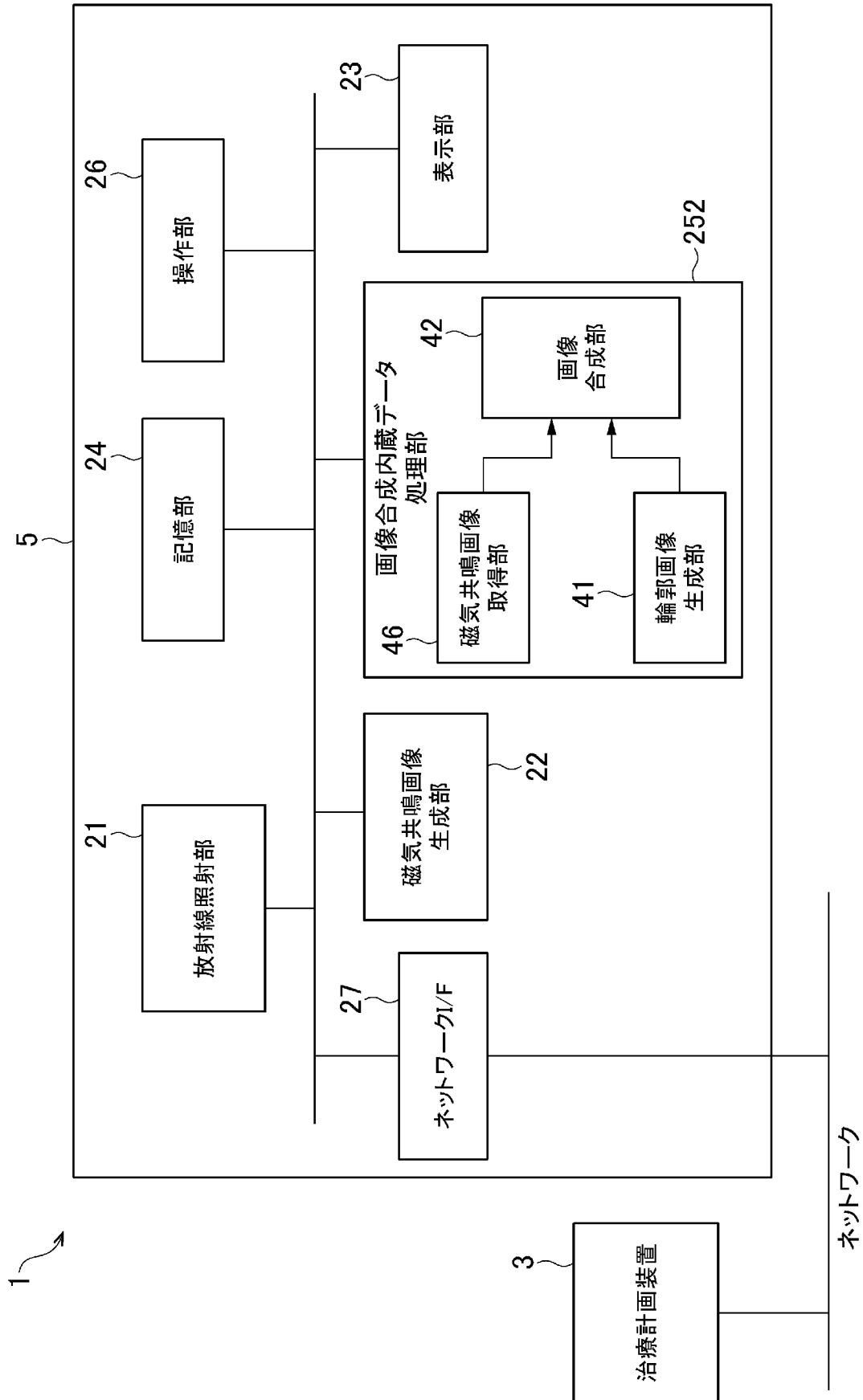
[図3]



[図4]

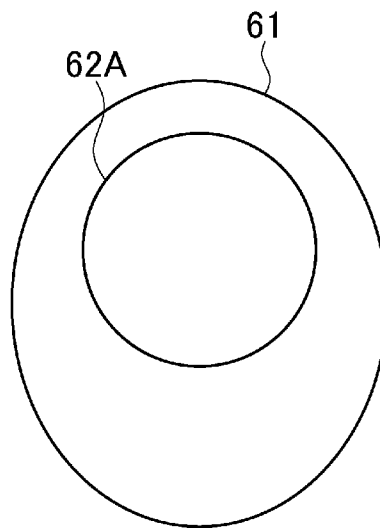


[図5]

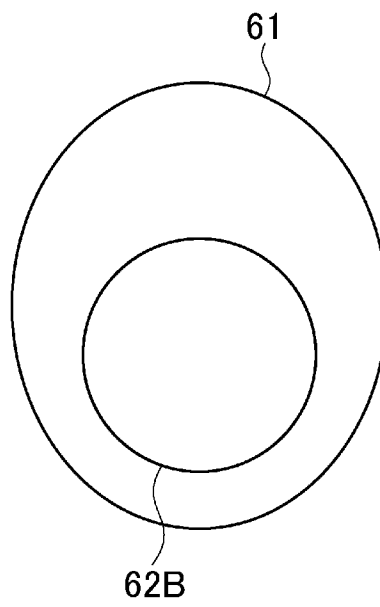


[図6]

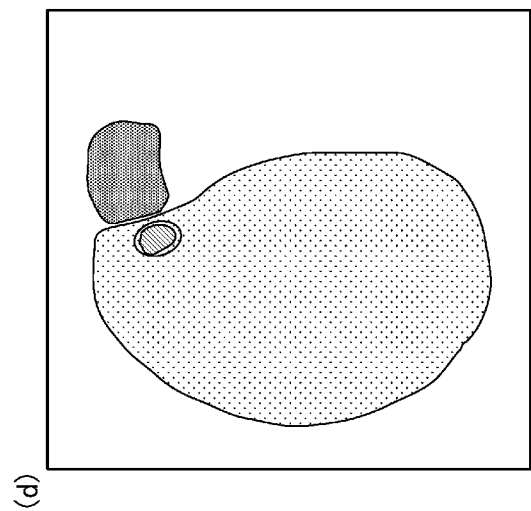
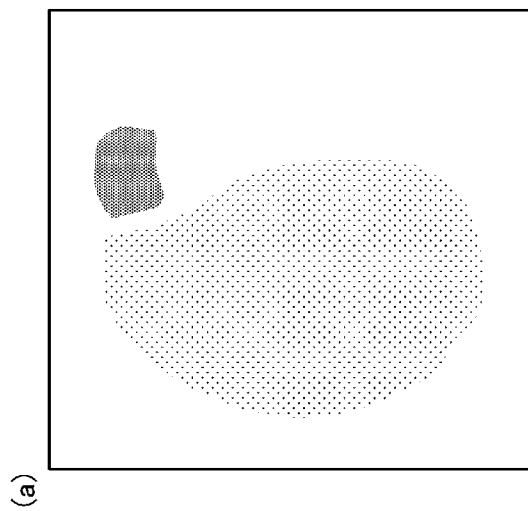
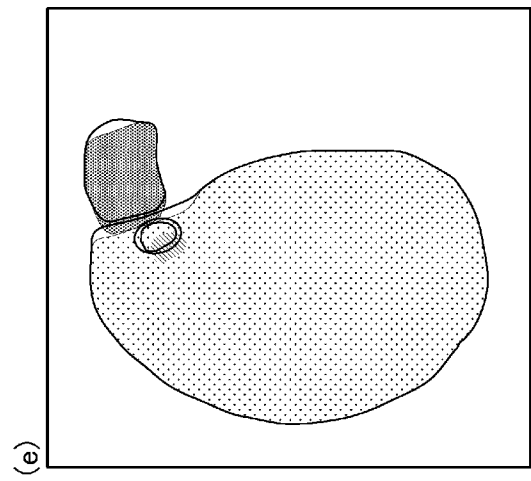
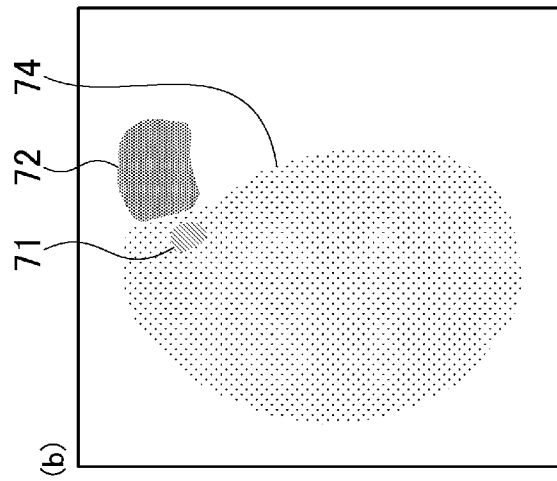
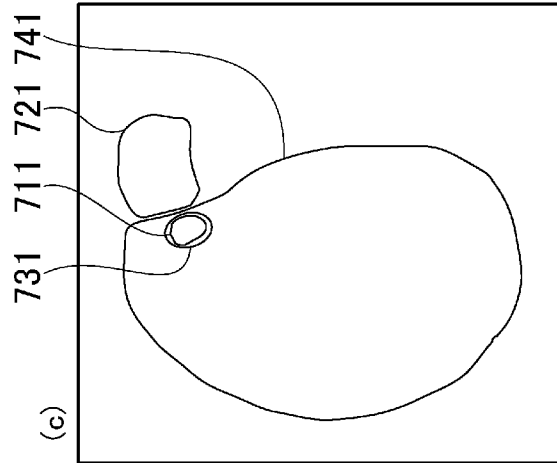
(a)



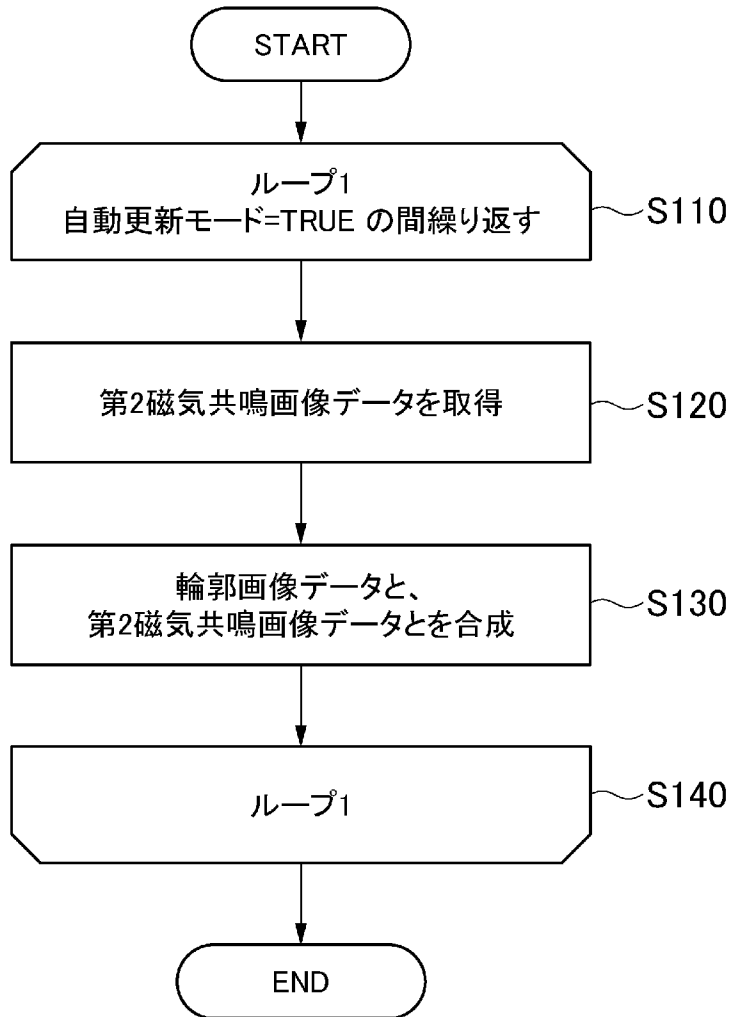
(b)



[図7]



[図8]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/020982

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER****A61B 5/055**(2006.01)i

FI: A61B5/055 380

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/055; A61N5/00-5/10; G01R33/20-33/64

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996  
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2024  
Registered utility model specifications of Japan 1996-2024  
Published registered utility model applications of Japan 1994-2024

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                   | Relevant to claim No. |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Y         | JP 2018-522683 A (SIRIS MEDICAL INC.) 16 August 2018 (2018-08-16)<br>particularly paragraphs [0008]-[0012], [0055]-[0085], fig. 1, 7, 9              | 1-8                   |
| Y         | JP 2020-509854 A (KONINKLIJKE PHILIPS NV) 02 April 2020 (2020-04-02)<br>particularly paragraphs [0016], [0025], [0037]-[0048], [0068]-[0072], fig. 1 | 1-8                   |
| Y         | JP 2018-516713 A (ACCURAY INC.) 28 June 2018 (2018-06-28)<br>particularly paragraph [0043]                                                           | 3                     |
| Y         | JP 2013-059576 A (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) 04 April 2013 (2013-04-04)<br>particularly paragraphs [0026]-[0030]                                      | 5                     |
| A         | JP 2014-502541 A (VIEWRAY INC.) 03 February 2014 (2014-02-03)<br>entire text, all drawings                                                           | 1-8                   |
| A         | JP 2021-115014 A (CANON MEDICAL SYSTEMS CORP.) 10 August 2021 (2021-08-10)<br>entire text, all drawings                                              | 1-8                   |



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance  
“D” document cited by the applicant in the international application  
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date  
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)  
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means  
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

**15 August 2024**

Date of mailing of the international search report

**27 August 2024**

Name and mailing address of the ISA/JP

**Japan Patent Office (ISA/JP)**  
**3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915**  
**Japan**

Authorized officer

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

**PCT/JP2024/020982**

### C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                   | Relevant to claim No. |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | WO 2009/113069 A1 (NAVOTEK MEDICAL LTD.) 17 September 2009 (2009-09-17)<br>entire text, all drawings | 1-8                   |
| -----     |                                                                                                      |                       |

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/JP2024/020982**

| Patent document<br>cited in search report |             |    | Publication date<br>(day/month/year) | Patent family member(s)                                                                                                                                                         | Publication date<br>(day/month/year) |
|-------------------------------------------|-------------|----|--------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------|
| JP                                        | 2018-522683 | A  | 16 August 2018                       | US 2018/0214714 A1<br>particularly paragraphs [0017]-<br>[0021], [0064]-[0095], fig. 1,<br>7, 9<br>WO 2017/027879 A1<br>CN 108463270 A<br>KR 10-2018-0040648 A<br>CA 2995473 A1 |                                      |
| JP                                        | 2020-509854 | A  | 02 April 2020                        | US 2020/0038683 A1<br>particularly paragraphs [0016],<br>[0025], [0046]-[0057], [0077]-<br>[0081], fig. 1<br>WO 2018/167324 A1<br>EP 3375485 A1<br>CN 110461415 A               |                                      |
| JP                                        | 2018-516713 | A  | 28 June 2018                         | US 2016/0361568 A1<br>particularly paragraph [0079]<br>WO 2016/200463 A1<br>CN 107921278 A                                                                                      |                                      |
| JP                                        | 2013-059576 | A  | 04 April 2013                        | US 2014/0161339 A1<br>particularly paragraphs [0048]-<br>[0052]<br>WO 2013/039018 A1<br>CN 103209736 A                                                                          |                                      |
| JP                                        | 2014-502541 | A  | 03 February 2014                     | US 2012/0165652 A1<br>WO 2012/088321 A1<br>EP 2654574 B1<br>CN 103281968 A<br>CA 2822287 A1                                                                                     |                                      |
| JP                                        | 2021-115014 | A  | 10 August 2021                       | US 2021/0220675 A1                                                                                                                                                              |                                      |
| WO                                        | 2009/113069 | A1 | 17 September 2009                    | US 2011/0118588 A1                                                                                                                                                              |                                      |

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

A61B 5/055(2006.01)i  
FI: A61B5/055 380

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））  
A61B5/055; A61N5/00-5/10; G01R33/20-33/64

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの  
日本国実用新案公報 1922 - 1996年  
日本国公開実用新案公報 1971 - 2024年  
日本国実用新案登録公報 1996 - 2024年  
日本国登録実用新案公報 1994 - 2024年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）  
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の<br>カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示                                                                                         | 関連する<br>請求項の番号 |
|-----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| Y               | JP 2018-522683 A（シリス メディカル インコーポレイテッド）16.08.2018（2018 - 08 - 16）<br>特に段落[0008]-[0012], [0055]-[0085], 図1, 7, 9            | 1-8            |
| Y               | JP 2020-509854 A（コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ）02.04.2020（2020 - 04 - 02）<br>特に段落[0016], [0025], [0037]-[0048], [0068]-[0072], 図1 | 1-8            |
| Y               | JP 2018-516713 A（アキュレイ インコーポレイテッド）28.06.2018（2018 - 06 - 28）<br>特に段落[0043]                                                | 3              |
| Y               | JP 2013-059576 A（株式会社東芝）04.04.2013（2013 - 04 - 04）<br>特に段落[0026]-[0030]                                                   | 5              |
| A               | JP 2014-502541 A（ビューレイ・インコーポレイテッド）03.02.2014（2014 - 02 - 03）<br>全文, 全図                                                    | 1-8            |

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☒ パテントファミリーに関する別紙を参照。

\* 引用文献のカテゴリー  
“A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技术水準を示すもの  
“D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献  
“E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
“L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）  
“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
“P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
“X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
“Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
“&” 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日  
15. 08. 2024

国際調査報告の発送日  
27. 08. 2024

名称及びあて先  
日本国特許庁(ISA/JP)  
〒100-8915  
日本国  
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

権限のある職員（特許庁審査官）  
  
佐藤 賢斗 2U 2545  
  
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

### C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の<br>カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示                                                | 関連する<br>請求項の番号 |
|-----------------|----------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| A               | JP 2021-115014 A (キヤノンメディカルシステムズ株式会社) 10, 08, 2021 (2021 - 08 - 10)<br>全文, 全図    | 1-8            |
| A               | WO 2009/113069 A1 (NAVOTEK MEDICAL LTD.) 17, 09, 2009 (2009 - 09 - 17)<br>全文, 全図 | 1-8            |

国際調査報告  
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2024/020982

| 引用文献 |             |    | 公表日        | パテントファミリー文献                                                                                                                                         | 公表日 |
|------|-------------|----|------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| JP   | 2018-522683 | A  | 16.08.2018 | US 2018/0214714 A1<br>特に段落[0017]-[0021],<br>[0064]-[0095], 図1, 7, 9<br>WO 2017/027879 A1<br>CN 108463270 A<br>KR 10-2018-0040648 A<br>CA 2995473 A1 |     |
| JP   | 2020-509854 | A  | 02.04.2020 | US 2020/0038683 A1<br>特に段落[0016], [0025],<br>[0046]-[0057], [0077]-<br>[0081], 図1<br>WO 2018/167324 A1<br>EP 3375485 A1<br>CN 110461415 A           |     |
| JP   | 2018-516713 | A  | 28.06.2018 | US 2016/0361568 A1<br>特に段落[0079]<br>WO 2016/200463 A1<br>CN 107921278 A                                                                             |     |
| JP   | 2013-059576 | A  | 04.04.2013 | US 2014/0161339 A1<br>特に段落[0048]-[0052]<br>WO 2013/039018 A1<br>CN 103209736 A                                                                      |     |
| JP   | 2014-502541 | A  | 03.02.2014 | US 2012/0165652 A1<br>WO 2012/088321 A1<br>EP 2654574 B1<br>CN 103281968 A<br>CA 2822287 A1                                                         |     |
| JP   | 2021-115014 | A  | 10.08.2021 | US 2021/0220675 A1                                                                                                                                  |     |
| WO   | 2009/113069 | A1 | 17.09.2009 | US 2011/0118588 A1                                                                                                                                  |     |