

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5889095号
(P5889095)

(45) 発行日 平成28年3月22日 (2016. 3. 22)

(24) 登録日 平成28年2月26日 (2016. 2. 26)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006. 01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 26 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-91774 (P2012-91774) (22) 出願日 平成24年4月13日 (2012. 4. 13) (65) 公開番号 特開2013-220132 (P2013-220132A) (43) 公開日 平成25年10月28日 (2013. 10. 28) 審査請求日 平成26年7月15日 (2014. 7. 15)</p>	<p>(73) 特許権者 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (72) 発明者 劉 磊 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 審査官 伊藤 幸仙</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 穿刺計画支援装置、医用画像装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

穿刺針を刺入する時の被検体の体表面における超音波プローブの推奨配置を示すプローブ配置画像を表示させるプローブ配置画像設定部を備えており、該プローブ配置画像設定部は、前記超音波プローブに対する前記穿刺針の位置及び角度を参照して、前記被検体に対する前記穿刺針の刺入位置及び刺入方向が、予め設定された前記被検体への前記穿刺針の刺入予定経路と一致するように、前記プローブ配置画像を表示させることを特徴とする穿刺計画支援装置。

【請求項 2】

前記プローブ配置画像設定部は、前記穿刺針の刺入位置及び刺入方向が、前記被検体の体表面における前記穿刺針の刺入予定点及び前記刺入予定経路の角度と一致するように、前記プローブ配置画像を表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺計画支援装置。

10

【請求項 3】

前記被検体の医用画像データにおける前記プローブ配置画像の位置情報を記憶する記憶部を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の穿刺計画支援装置。

【請求項 4】

前記穿刺針から照射されるラジオ波による焼灼範囲の位置と、前記穿刺針の回避対象の位置とに基づいて、前記刺入予定経路を設定する刺入予定経路設定部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の穿刺計画支援装置。

20

【請求項 5】

前記穿刺針の種類、焼灼温度及び焼灼時間に基づいて前記焼灼範囲を設定する焼灼範囲設定部を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の穿刺計画支援装置。

【請求項 6】

前記焼灼範囲設定部は、前記焼灼範囲が、少なくとも焼灼対象を含んでいる場合にその旨を報知することを特徴とする請求項 5 に記載の穿刺計画支援装置。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の穿刺計画支援装置を有することを特徴とする医用画像装置。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の穿刺計画支援装置を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

前記超音波診断装置が有する超音波プローブの位置と、記憶された前記プローブ配置画像の位置との位置関係を示す位置関係画像を表示させる位置関係画像表示制御部を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記位置関係画像は、前記超音波プローブと前記プローブ配置画像との距離に応じた表示形態を有する画像であることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体に対して穿刺針を刺入する操作者の支援を行なう穿刺計画支援装置、医用画像装置及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

生体組織の採取（生検）や、ラジオ波による焼灼治療（RFA: radio-frequency ablation）を行なうために、被検体に対して穿刺針を刺入することがある。この穿刺針の刺入の際には、血管などの脈管を傷つけないようにすることが必要とされる。また、刺入経路上に骨があると刺入の妨げになる。そこで、穿刺を行なう前に、脈管や骨などを避けて穿刺針の刺入経路を決定している。例えば、特許文献 1 には、リアルタイム（real time）の超音波画像を見ながら穿刺針の刺入経路を決定するプランニングエコーを行なうことが記載されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2011 - 229837 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかし、刺入経路の決定と穿刺とが別の日に行われることもある。この場合、穿刺を行なう時に、特に不慣れな者にとっては、プランニングエコーで決めた刺入経路に穿刺針を刺入するために、被検体の表面に対し、どの位置にどのような角度で超音波プローブを当接したらよいかを把握することが困難な場合もある。

【課題を解決するための手段】**【0005】**

上述の課題を解決するためになされた発明は、予め設定された被検体への穿刺針の刺入予定経路に基づいて、該穿刺針を刺入する時の前記被検体の体表面における超音波プローブの推奨配置を示すプローブ配置画像を表示させるプローブ配置画像設定部を備えることを特徴とする穿刺計画支援装置である。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0006】

上記観点の発明によれば、前記プローブ配置画像が表示されるので、被検体の表面に対し、どの位置にどのような角度で超音波プローブを当接したらよいかを容易に把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の第一実施形態の穿刺計画支援装置、医用画像装置及び超音波診断装置を示す図である。

【図2】図1に示す穿刺計画支援装置の構成を示すブロック図である。

10

【図3】図1に示す超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図4】穿刺ガイド治具によって第一磁気センサが取り付けられた超音波プローブを示す図である。

【図5】図3に示す超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図6】治療計画の処理を示すフローチャートである。

【図7】腫瘍の輪郭がマーキングされたMRI画像が表示された表示部を示す図である。

【図8】針先位置の決定の処理を示すフローチャートである。

【図9】焼灼範囲及び三次元MRI画像が表示された表示部を示す図である。

【図10】焼灼範囲が三次元腫瘍像に重ねられた状態の表示部を示す図である。

【図11】複数の焼灼範囲によって腫瘍像が覆われた状態を示す図である。

20

【図12】刺入予定経路の設定の説明図である。

【図13】決定された刺入予定経路を示す図である。

【図14】プローブ配置画像が表示された表示部を示す図である。

【図15】プローブ配置画像の設定の説明図である。

【図16】被検体に前記穿刺針を刺入して焼灼を行なう場合の処理を示すフローチャートである。

【図17】超音波画像とMRI画像とが並んで表示された表示部を示す図である。

【図18】位置関係画像が表示された表示部を示す図である。

【図19】位置関係画像が表示された表示部を示す図である。

【図20】穿刺針の軌跡を示す軌跡画像が表示された表示部を示す図である。

30

【図21】穿刺針の軌跡を示す軌跡画像が表示された表示部を示す図である。

【図22】本発明の第二実施形態の穿刺計画支援装置、医用画像装置及び超音波診断装置を示す図である。

【図23】第二実施形態の超音波診断装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図24】第二実施形態において、被検体に前記穿刺針を刺入して焼灼を行なう場合の処理を示すフローチャートである。

【図25】穿刺計画支援装置、医用画像装置及び超音波診断装置の他例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

40

以下、本発明の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について、図1～図21に基づいて説明する。図1に示すように、本例の穿刺計画支援装置100は、医用画像装置200で取得された被検体の医用画像データが入力され、この医用画像データに基づいて穿刺計画を行なう。医用画像装置200は、例えばMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置やX線CT(Computed Tomography)装置などである。そして、前記穿刺計画支援装置100で行われた穿刺計画に基づいて、超音波診断装置300によって被検体の超音波画像を表示して穿刺を行なう。本例では、後述の穿刺針42(図3等参照)からラジオ波を照射して腫瘍に対する焼灼治療を行なう場合を例に挙げて説明する。

50

【0009】

前記穿刺計画支援装置100は、例えばワークステーション(work station)であり、汎用のパーソナルコンピュータ(personal computer)であってもよい。前記穿刺計画支援装置100は、図2に示すように制御部1、記憶部2、入力部3及び表示部4を有している。

【0010】

前記制御部1は、抽出部11、焼灼範囲設定部12、刺入予定経路設定部13及びプローブ配置画像設定部14を有している。前記抽出部11は、前記医用画像データにおける腫瘍を抽出する。この腫瘍は、前記穿刺針42による焼灼対象である。詳細は後述する。

【0011】

前記焼灼範囲設定部12は、前記穿刺針42による焼灼範囲Rを設定する。前記刺入予定経路設定部13は、前記医用画像データに基づいて前記表示部4に表示された医用画像において、前記穿刺針42の刺入予定経路Wを設定する。前記プローブ配置画像設定部14は、被検体の体表面における超音波プローブの推奨配置を示すプローブ配置画像Pを前記表示部4に表示させる。それぞれ詳細は後述する。前記焼灼範囲設定部12は、本発明における焼灼範囲設定部の実施の形態の一例である。前記刺入予定経路設定部13は、本発明における刺入予定経路設定部の実施の形態の一例である。前記プローブ配置画像設定部14は、本発明におけるプローブ配置画像設定部の実施の形態の一例である。

【0012】

ちなみに、前記プローブ配置画像Pは、超音波プローブ、穿刺ガイド治具、穿刺針及び磁気センサを示す画像である(図14参照)。このプローブ配置画像Pにおける磁気センサの位置(医用画像データの座標系における位置)は、前記記憶部2に記憶される。

【0013】

前記記憶部2は、HDD(ハードディスクドライブ: Hard Disk Drive)やメモリ(memory)などである。前記入力部3は、キーボード(keyboard)やマウス(mouse)などを含む。前記表示部4は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などである。

【0014】

次に、図3に基づいて前記超音波診断装置300について説明する。前記超音波診断装置300は、超音波プローブ31、送受信部32、エコーデータ処理部33、表示制御部34、表示部35、操作部36、制御部37、記憶部38を備える。

【0015】

前記超音波プローブ31は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子(図示省略)を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。前記超音波プローブ31は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

【0016】

前記超音波プローブ31には、例えばホール素子で構成される第一磁気センサ39が設けられている。この第一磁気センサ39により、例えば磁気発生コイルで構成される磁気発生部40から発生する磁気を検出されるようになっている。前記第一磁気センサ39における検出信号は、前記表示制御部34へ入力されるようになっている。前記第一磁気センサ39における検出信号は、図示しないケーブルを介して前記表示制御部34へ入力されてもよいし、無線で前記表示制御部34へ入力されてもよい。前記第一磁気センサ39及び前記磁気発生部40は、後述のように前記超音波プローブ31の位置及び傾き(前記超音波プローブ31の配置)を検出するためのものである。

【0017】

前記第一磁気センサ39は、前記超音波プローブ31に取り付けられた穿刺ガイド治具41に取り付けられている。図4に示すように、第一磁気センサ39は、本例では二つ取り付けられている。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

前記穿刺針ガイド治具 4 1 には、穿刺針 4 2 (図 4 では図示省略) が取り付けられる。従って、前記穿刺針 4 2 は、前記穿刺ガイド治具 4 1 を介して前記超音波プローブ 3 1 に取り付けられる。

【 0 0 1 9 】

前記穿刺針 4 2 には、前記磁気発生部 4 0 から発生する磁気を検出する第二磁気センサ 4 3 が設けられている。この第二磁気センサ 4 3 は、例えば筒状に形成された前記穿刺針 4 2 の先端部分の中空部に設けられる。前記磁気発生部 4 0 及び前記第二磁気センサ 4 3 は、この第二磁気センサ 4 3 が設けられた前記穿刺針 4 2 の先端部分の位置を検出するためのものである。

10

【 0 0 2 0 】

前記送受信部 3 2 は、前記超音波プローブ 3 1 から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部 3 7 からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ 3 1 に供給する。また、前記送受信部 3 2 は、前記超音波プローブ 3 1 で受信したエコー信号について、A / D 変換、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部 3 3 へ出力する。

【 0 0 2 1 】

前記エコーデータ処理部 3 3 は、前記送受信部 3 2 から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部 3 3 は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を含む B モード処理を行って B モードデータを作成したりする。

20

【 0 0 2 2 】

前記表示制御部 3 4 は、図 5 に示すように、配置算出部 3 4 1、距離算出部 3 4 2、表示画像制御部 3 4 3 を有する。前記配置算出部 3 4 1 は、前記第一磁気センサ 3 9 からの磁気検出信号に基づいて、前記磁気発生部 4 0 を原点とする三次元空間における前記超音波プローブ 3 1 の位置及び傾きの情報 (以下、「プローブ配置情報」と云う) を算出する。さらに、前記配置算出部 3 4 1 は、前記プローブ配置情報に基づいてエコーデータの前記三次元空間における位置情報を算出する。

【 0 0 2 3 】

また、前記配置算出部 3 4 1 は、前記第二磁気センサ 4 3 からの磁気検出信号に基づいて、前記三次元空間における前記穿刺針 4 2 の先端部分の位置情報を算出する。前記第二磁気センサ 4 3、前記磁気発生部 4 0、前記配置算出部 3 4 1 により、前記穿刺針 4 2 の先端部分の位置が検出される。

30

【 0 0 2 4 】

前記距離算出部 3 4 2 は、前記三次元空間における前記超音波プローブ 3 1 に取り付けられた前記第一磁気センサ 3 9 の位置とプローブ配置画像 P における磁気センサの位置との距離 D_d を算出する。また、前記距離算出部 3 4 2 は、前記第二磁気センサ 4 3 の位置と後述の治療計画において設定された穿刺針の針先 N T との距離 D_{dd} を算出する。詳細は後述する。

【 0 0 2 5 】

前記表示画像制御部 3 4 3 は、スキャンコンバータ (Scan Converter) によって前記 B モードデータを B モード画像データに走査変換する。そして、前記表示画像制御部 3 4 3 は、前記 B モード画像データに基づく B モード画像を前記表示部 3 5 に表示させる。また、前記表示画像制御部 3 4 3 は、B モード画像とともに M R I 画像も表示させる。

40

【 0 0 2 6 】

また、前記表示画像制御部 3 4 3 は、リアルタイムの超音波画像を表示させている時に、前記超音波プローブ 3 1 の位置と、前記プローブ配置画像 P との位置関係を示す位置関係画像 X (図 1 8 , 1 9) を前記表示部 3 5 に表示させる。前記表示画像制御部 3 4 3 は、本発明における位置関係画像表示制御部の実施の形態の一例である。

50

【 0 0 2 7 】

さらに、前記表示画像制御部 3 4 3 は、被検体に刺入された前記穿刺針 4 2 の軌跡を示す軌跡画像 T (図 2 0 , 2 1) を表示させる。

【 0 0 2 8 】

前記表示部 3 5 は、LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube) など構成される。前記操作部 3 6 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス (図示省略) などを含んで構成されている。

【 0 0 2 9 】

前記制御部 3 7 は、CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 3 7 は、前記記憶部 3 8 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

10

【 0 0 3 0 】

さて、本例の作用について説明する。ここでは、前記穿刺針 4 2 からラジオ波を照射して腫瘍を焼灼治療する際の作用について説明する。まず、前記穿刺計画支援装置 1 0 0 により、焼灼治療の治療計画を立てる。具体的に図 6 のフローチャートに基づいて説明する。

【 0 0 3 1 】

まず、ステップ S 1 では、治療対象の被検体について前記医用画像装置 2 0 0 によって予め取得された MRI 画像や X 線 CT 画像のボリュームデータ (volume data) を、前記穿刺計画支援装置 1 0 0 の前記記憶部 2 に記憶する。ここでは、MRI 画像のボリュームデータが前記記憶部 2 に記憶される。MRI 画像のボリュームデータには、T 1 強調画像、T 2 強調画像、造影画像のデータなどが含まれる。

20

【 0 0 3 2 】

次に、ステップ S 2 では、前記記憶部 2 に記憶された MRI 画像において、腫瘍を抽出する。具体的には、図 7 に示すように、前記表示部 4 に表示された二次元の MRI 画像 M G ₂ D において、操作者が前記入力部 3 のマウス等を用いて腫瘍の輪郭をなぞりマーキング M を設定する。操作者は、互いに直交する二方向のそれぞれについて、複数断面の MRI 画像においてマーキングを行なう。

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 3 では、前記抽出部 1 1 が操作者による複数断面におけるマーキングに基づいて補間演算を行ない腫瘍の三次元形状を抽出する。また、前記抽出部 1 1 は、抽出された腫瘍を前記表示部 4 に表示させる。

30

【 0 0 3 4 】

次に、ステップ S 4 では、操作者は、表示された腫瘍の三次元形状を変更したい場合、前記入力部 3 において非承認の入力を行なう (ステップ S 4 で「NO」)。このステップ S 4 で非承認の入力が行われると、前記ステップ S 2 の処理へ戻って再びマーキングを行ない、前記ステップ S 3 で腫瘍の抽出を行なう。

【 0 0 3 5 】

一方、操作者は、表示された腫瘍の三次元形状で問題ない場合、前記入力部 3 において承認の入力を行なう (ステップ S 4 で「YES」)。

40

【 0 0 3 6 】

ちなみに、焼灼対象となる腫瘍が複数ある場合、これらすべてについてステップ S 2 ~ S 4 の処理を行なう。

【 0 0 3 7 】

前記ステップ S 4 で承認の入力が行われると、ステップ S 5 では、焼灼を行なう時の穿刺針 4 2 の刺入予定経路及び針先の位置を決定する。このステップ S 5 における刺入予定経路及び針先位置の決定について、図 8 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S 5 1 では、操作者が前記入力部 3 において、前記穿刺針 4 2 の種類、焼灼温度、焼灼時間を入力する。入力された前記穿刺針 4 2 の種類、焼灼温度、焼灼時間は、前記記

50

憶部 2 に記憶される。

【 0 0 3 8 】

次に、ステップ S 5 2 では、前記焼灼範囲設定部 1 2 は、前記ステップ S 5 1 で入力された前記穿刺針の種類、焼灼温度、焼灼時間に基づいて、焼灼範囲の大きさを演算して焼灼範囲 R を前記表示部 4 に表示させる。図 9 に示すように、焼灼範囲 R は、三次元で表示され、具体的には球形で表示される。前記焼灼範囲設定部 1 2 は、前記焼灼範囲 R を前記表示部 4 における予め設定された所定の位置に表示させる。このように、前記焼灼範囲 R が自動的に表示されるので、操作者にとって便宜である。

【 0 0 3 9 】

ちなみに、図 9 において、符号 $M G_{3D}$ は MRI 画像のボリュームデータに基づく三次元 MRI 画像であり、符号 C はこの三次元 MRI 画像 $M G_{3D}$ において前記抽出部 1 1 によって抽出された腫瘍の三次元画像（以下、「腫瘍像」と云う）である。図 9 において、前記三次元 MRI 画像 $M G_{3D}$ は、単純化して立方体で示されている。

10

【 0 0 4 0 】

ステップ S 5 2 で前記焼灼範囲 R が表示されると、ステップ S 5 3 では、図 1 0 に示すように、操作者は前記入力部 3 を用いて前記焼灼範囲 R を前記腫瘍像 C に重ねる。操作者は前記焼灼範囲 R が腫瘍像 C を含むように前記焼灼範囲 R を設定する。さらに詳細には、操作者は、腫瘍像 C に対してセーフティマージン (safety margin) を有するように前記焼灼範囲 R を設定する。設定された焼灼範囲 R は、前記 MRI 画像の座標系における位置情報とともに前記記憶部 2 に記憶されてもよい。

20

【 0 0 4 1 】

このステップ S 5 3 においては、前記焼灼範囲 R が前記腫瘍像 C を含むように、前記穿刺針 4 2 の種類、焼灼温度、焼灼時間を変更して前記焼灼範囲 R の大きさを調節してもよい。また、前記焼灼範囲 R が前記腫瘍像 C を含むように、図 1 1 に示すように、焼灼範囲 R を複数表示させて、この複数の焼灼範囲 R によって腫瘍像 C を覆ってもよい（図 1 1 では二次元で示す）。焼灼範囲 R が複数表示される場合には、図 1 1 に示すようにそれぞれの焼灼範囲 R について数字（図では「 1 」～「 4 」）を設定してもよい。この数字は焼灼範囲 R と関連付けて記憶されてもよい。

【 0 0 4 2 】

ちなみに、図 1 1 においては、腫瘍像 C 及び焼灼範囲 R のみ示されており、前記三次元 MRI 画像 $M G_{3D}$ は図示省略されている。

30

【 0 0 4 3 】

前記焼灼範囲設定部 1 2 は、単数又は複数の前記焼灼範囲 R が腫瘍像 C（あるいは、腫瘍像 C にセーフティマージンを加えた範囲）を含んでいる場合に、その旨を報知するようにしてもよい。例えば、前記焼灼範囲設定部 1 2 は、前記焼灼範囲 R が腫瘍像 C を含んでいる場合と含んでいない場合とで前記焼灼範囲 R の輪郭の色を変えることにより、焼灼範囲 R が腫瘍像 C を含んでいることを報知してもよい。

【 0 0 4 4 】

焼灼対象となる腫瘍が複数ある場合、ステップ S 5 3 において、設定された焼灼範囲 R に対し、アルファベット等の文字や数字などの識別標識を付してもよい。

40

【 0 0 4 5 】

ステップ S 5 3 において焼灼範囲 R が設定されると、ステップ S 5 4 では刺入予定経路 W を設定する。この刺入予定経路 W は、被検体に対して前記穿刺針 4 2 を刺入する目標となる経路である。

【 0 0 4 6 】

前記刺入予定経路 W の設定について具体的に図 1 2 及び図 1 3 に基づいて説明する。ちなみに、図 1 2 及び図 1 3 では、説明の便宜上、二次元の画像になっているが、三次元画像において前記刺入予定経路が設定されてもよい。

【 0 0 4 7 】

前記刺入予定経路設定部 1 3 は、例えば MRI 画像 M G において特定の腫瘍像 C（図 1

50

2, 13では図示省略)に設定された特定の焼灼範囲Rの識別標識(数字やアルファベット等)が入力されると、その焼灼範囲Rと、前記表示部4に表示されたポインタ(pointer)Ptとを結ぶライン(line)lを表示させる。ラインlは、前記焼灼範囲Rの円(又は球)の中心O(図示省略)と前記ポインタPtの先端とを結び、さらに前記中心Oに対してポインタPtとは反対側において前記焼灼範囲Rの輪郭と交わる部分まで引かれた線分である。この中心Oに対してポインタPtとは反対側において前記焼灼範囲Rの輪郭とラインlとが交わる部分が、焼灼時における穿刺針42の針先の位置NT(図13参照)になる。

【0048】

前記刺入予定経路設定部13は、前記ラインlと、穿刺針42の刺入を回避すべき回避対象である脈管及び骨との距離に応じて異なる色の前記ラインlを表示させる。前記刺入予定経路設定部13は、MRI画像のボリュームデータにおいて特定される脈管や骨と、前記ラインl上の複数個所との距離を算出し、最も小さい距離に応じた色で前記ラインlを表示させる。例えば、前記刺入予定経路設定部13は、前記ラインlと脈管や骨とが交差している場合は、前記ラインlを赤で表示させる。また、前記刺入予定経路設定部13は、前記ラインlと脈管や骨との距離Dが、 $0 < D < d_1$ である場合、前記ラインlを黄色で表示させ、 $D > d_1$ である場合、前記ラインlを緑色で表示させる。d1は、前記穿刺針42を脈管や骨との関係で安全に刺入することができる距離に設定される。

【0049】

操作者は、前記ポインタPtを移動して前記ラインlが緑色で表示される場所を探し、刺入予定経路Wを決定する入力を行なう。これにより、脈管や骨を避けて刺入予定経路Wが容易に設定される。刺入予定経路Wが決定されると、焼灼の時の穿刺針42の針先の位置が確定される。例えば、刺入予定経路Wが図13に示されたラインlに決定されると、針先は符号NTの位置に確定される。決定されたラインl(刺入予定経路W)及び針先NTのMRI画像の座標系における位置情報は、前記記憶部2に記憶される。

【0050】

焼灼対象の腫瘍が複数ある場合、各腫瘍に対してステップS5の処理を行なう。また、一つの腫瘍に対して複数の焼灼範囲Rが設定されている場合、各焼灼範囲Rに対してステップS5の処理を行う。そして、ステップS5において、刺入予定経路W及び針先NTの位置が決定されるとステップS6の処理へ移行する。ステップS6では、操作者は、前記入力部3において、焼灼治療に用いる超音波プローブ31の種類を入力する。入力された超音波プローブ31の種類は前記記憶部2に記憶される。

【0051】

次に、ステップS7では、図14に示すように、前記プローブ配置画像設定部14は、前記プローブ配置画像Pを前記表示部4に表示させる。前記プローブ配置画像Pは、前記穿刺針42を刺入する時の被検体の体表面における超音波プローブ31の推奨配置(穿刺位置)、すなわち推奨される超音波プローブ31の位置及び角度を示す画像である。

【0052】

前記プローブ配置画像Pは、前記ステップS6において入力された種類の超音波プローブ31の画像31を含む。また、プローブ配置画像Pには、予め記憶された穿刺ガイド治具41の画像41や穿刺ガイド治具41に取り付けられた第一磁気センサ39の画像39が含まれる。さらに、前記プローブ配置画像Pには、穿刺針42の画像42も含まれる。このようなプローブ配置画像Pが表示されることにより、穿刺針42を刺入する時の前記超音波プローブ31の位置及び角度を容易に知ることができる。ちなみに、ここで操作者が知ることができる超音波プローブ31の位置及び角度は、被検体のMRI画像における組織の形状等との関係における位置及び角度である。

【0053】

前記プローブ配置画像Pは、三次元MRI画像MG_{3D}における被検体の体表面S上に表示されている。前記三次元MRI画像MG_{3D}には、焼灼範囲Rが表示されている。また、前記プローブ配置画像Pは、前記体表面S上において所定の位置及び角度で置かれて

10

20

30

40

50

いる。前記プローブ配置画像設定部 14 は、被検体に対する穿刺針 42 の刺入予定経路 W に基づいて、前記プローブ配置画像 P を表示させる。具体的には、図 15 に示すように、前記プローブ配置画像設定部 14 は、前記ステップ S5 において決定された刺入予定経路 W と被検体の体表面 S との交点である穿刺針刺入予定点 I_p と刺入予定経路の角度とに基づいて、前記プローブ配置画像 P の位置及び角度を設定し、これを表示させる。前記プローブ配置画像設定部 14 は、前記超音波プローブ 31 の種類、穿刺ガイド治具 41 の種類及び穿刺ガイド治具 41 における穿刺針の取り付け角度によって決まる超音波プローブ 31 に対する前記穿刺針 42 の位置及び角度を参照して、穿刺針 42 の刺入位置及び刺入方向が刺入予定経路 W と一致するように、前記プローブ配置画像 P の位置及び角度を設定する。

10

【0054】

設定されたプローブ配置画像 P の体表面 S における位置及び角度は前記記憶部 2 に記憶される。また、MRI 画像の座標系における前記第一磁気センサ 39 の画像の位置情報も前記記憶部 2 に記憶される。

【0055】

次に、被検体に前記穿刺針 42 を刺入して焼灼を行なう場合の処理について、図 16 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S11 では、前記ステップ S7 で記憶された情報及び MRI 画像のボリュームデータを前記超音波診断装置 300 の前記記憶部 38 に記憶する。また、前記ステップ S5 で記憶された針先 NT の位置も前記記憶部 38 に記憶する。

20

【0056】

次に、ステップ S12 では、前記超音波プローブ 31 によって超音波の送受信を開始して、エコー信号を取得し、図 17 に示すように、前記表示部 35 にリアルタイムの超音波画像 UG を表示させる。また、MRI 画像のボリュームデータに基づく二次元の MRI 画像 M_{G_{2D}} を前記超音波画像 UG と並べて前記表示部 35 に表示させる。

【0057】

次に、ステップ S13 では、前記超音波画像 UG の座標系と前記 MRI 画像 M_{G_{2D}} の座標系との位置合わせ処理を行なう。具体的には、操作者は前記表示部 6 に表示された前記超音波画像 UG と前記 MRI 画像 M_{G_{2D}} とを見比べながら、いずれか一方又は両方の画像の断面を移動させ、同一断面の超音波画像 UG と MRI 画像 M_{G_{2D}} とを表示させる。前記超音波画像 UG の断面の移動は、前記超音波プローブ 31 の位置を変えることによって行なう。また、前記 MRI 画像 M_{G_{2D}} の断面の移動は、前記操作部 36 を操作して断面を変更する指示を入力することにより行なう。

30

【0058】

同一断面か否かは、例えば操作者が特徴的な部位を参照するなどして判断する。操作者は、同一断面についての超音波画像 UG 及び MRI 画像 M_{G_{2D}} が表示されると、前記操作部 36 のトラックボール等を用いて、前記超音波画像 UG の任意の点を指定する。また、操作者は前記超音波画像 UG において指定された点と同一位置と思われる点を前記 MRI 画像 M_{G_{2D}} においても指定する。操作者は、このような点の指定を複数点について行なう。

40

【0059】

ここで、前記 MRI 画像 M_{G_{2D}} のデータは位置情報を有している。従って、上述のように前記超音波画像 UG と前記 MRI 画像 M_{G_{2D}} とで同一位置と思われる点を指定すると、これら超音波画像 UG の座標系と MRI 画像 M_{G_{2D}} の座標系との対応位置が特定される。そして、前記超音波画像 UG の座標系と MRI 画像 M_{G_{2D}} の座標系との対応点が複数点特定されることで、前記超音波画像 UG の座標系と前記 MRI 画像 M_{G_{2D}} の座標系との座標変換が可能になる。以上により位置合わせ処理が完了する。

【0060】

ステップ S13 において位置合わせが完了すると、前記表示画像制御部 343 は、リアルタイムの超音波画像 UG とともに、前記配置算出部 341 で算出されたエコー信号の位

50

置に対応する断面についてのMRI画像 MG_{2D} を前記ボリュームデータに基づいて表示させる。これにより、被検体における同一断面の超音波画像UG及びMRI画像 MG_{2D} が表示される。

【0061】

ステップS14では、操作者は、図18及び図19に示すように、表示画像制御部343によって前記表示部35に表示される位置関係画像Xを参照して、前記超音波プローブ31を、前記ステップS7で表示された推奨される位置及び角度に配置することにより、穿刺位置に配置する。

【0062】

前記位置関係画像Xについて説明する。前記位置関係画像Xは、前記超音波プローブ31の位置と前記プローブ配置画像Pとの位置関係を示す画像である。より詳細には、前記位置関係画像Xは、前記超音波プローブ31に取り付けられた前記第一磁気センサ39と前記プローブ配置画像Pの第一磁気センサ39の画像39との距離Ddに応じた表示形態を有する画像である。

10

【0063】

ここで、前記超音波プローブ31に取り付けられた前記第一位置センサ39の位置座標は、超音波画像UGの座標系における位置座標である。一方、前記プローブ配置画像Pの第一磁気センサ39の画像39の位置座標は、前記MRI画像MGの座標系における位置座標である。前記距離算出部342は、前記超音波画像UGの座標系と前記MRI画像の座標系との間で座標変換を行なって、前記距離Ddを算出する。前記表示画像制御部343は、前記距離Ddに基づいて、前記位置関係画像Xを表示させる。

20

【0064】

位置関係画像Xは、第一磁気センサ39が二つあることに対応して二つの図形からなる。具体的には、前記位置関係画像Xは、四角形又は十字形である。前記位置関係画像Xは、前記距離Ddが大きくなるほど四角形の面積が大きくなり、前記距離Ddが小さくなるほど四角形の面積が小さくなる。そして、前記距離Ddが零、すなわち前記超音波プローブ31に取り付けられた前記第一磁気センサ39と前記プローブ配置画像Pの第一磁気センサ39の画像39の位置が一致した場合、前記位置関係画像Xは、図19に示すように十字形になる。このように前記位置関係画像Xが十字形になると、前記超音波プローブ31が穿刺位置に配置されたことになる。

30

【0065】

前記表示画像制御部343は、前記ステップS14の前に（例えば前記ステップS11とステップS12の間など）、前記三次元MRI画像 MG_{3D} 及び前記プローブ配置画像P（図14参照）を前記表示部35に表示させてもよい。これにより、操作者が前記超音波プローブ31を穿刺位置に配置する際の参考とすることができる。

【0066】

操作者は、ステップS14において前記超音波プローブ31を穿刺位置に配置すると、ステップS15において、被検体に対して前記穿刺針42を刺入する。操作者は、前記ステップS5において決定された針先NTの位置まで前記穿刺針42を刺入する。

【0067】

図20に示すように、前記表示画像制御部343は、被検体に刺入された前記穿刺針42の軌跡を示す軌跡画像Tを、前記超音波画像UGに表示させる。前記軌跡画像Tは、前記穿刺針42の刺入経路を示すラインT1と、前記穿刺針42の針先を示すインジケータTnとを含んでいる。前記インジケータTnは、前記穿刺針42の針先と前記ステップS5において決定された針先NTとの距離Dddに応じた面積の図形からなる。具体的には、前記インジケータTnは、前記位置関係画像Xと同様に、四角形又は十字形である。前記インジケータTnは、前記距離Dddが大きくなるほど四角形の面積が大きくなり、前記距離Dddが小さくなるほど四角形の面積が小さくなる。そして、前記距離Dddが零、すなわち前記超音波プローブ31の針先と前記ステップS5において決定された針先NTとが一致した場合、前記インジケータTnは、図21に示すように十字形になる。

40

50

【 0 0 6 8 】

前記ステップ S 5 において決定された針先 N T の位置情報は、M R I 画像の座標系における位置情報であり、前記ステップ S 1 1 で前記記憶部 3 8 に記憶されている。この記憶部 3 8 に記憶されている針先 N T の位置情報は、超音波画像 U G の座標系の位置情報に座標変換される。前記距離算出部 3 4 2 は、超音波画像 U G の座標系の位置情報に座標変換された前記針先 N T の位置と、前記第二磁気センサ 4 3 の検出信号に基づいて算出される前記穿刺針 4 2 の針先の位置情報とに基づいて前記距離 D d d を算出する。そして、前記表示画像制御部 3 4 3 は、前記距離 D d d に基づいて、前記インジケータ T n を表示させる。

【 0 0 6 9 】

前記ステップ S 1 5 において、前記ステップ S 5 で決定された針先 N T の位置まで前記穿刺針 4 2 が刺入されると、ステップ S 1 6 では前記穿刺針 4 2 からラジオ波を照射して焼灼治療を行なう。

【 0 0 7 0 】

焼灼治療の対象が複数ある場合、各治療対象について前記ステップ S 1 4 ~ S 1 6 の処理を行なう。この場合、各治療対象についてステップ S 1 4 ~ S 1 6 の処理を行なう前に、それぞれの治療対象に応じた前記穿刺針 4 2 の種類、焼灼時間、前記ステップ S 6 で入力された前記超音波プローブ 3 1 の種類などの焼灼治療に必要な情報が、前記表示部 3 5 に表示されてもよい。これにより、操作者は焼灼治療に必要な情報を知ることができる。

【 0 0 7 1 】

以上説明した本例によれば、穿刺計画や穿刺針 4 2 の刺入を従来よりも容易に行なうことができる。

【 0 0 7 2 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態と同一の構成については同一の符号を付して詳細な説明を省略する。

【 0 0 7 3 】

本例では、図 2 2 に示すように、前記超音波診断装置 3 0 0 が前記穿刺計画支援装置 1 0 0 を有している。具体的には、図 2 3 に示すように、本例の超音波診断装置 3 0 0 の制御部 3 7 は、第一実施形態の穿刺計画支援装置 1 0 0 の制御部 1 と同様に、抽出部 1 1、焼灼範囲設定部 1 2、穿刺予定経路設定部 1 3 及びプローブ配置画像設定部 1 4 を有している。また、第一実施形態の穿刺計画支援装置 1 0 0 の記憶部 2、入力部 3 及び表示部 4 は、本例では前記超音波診断装置 3 0 0 の記憶部 3 8、操作部 3 6 及び表示部 3 5 に該当する。

【 0 0 7 4 】

本例においても、図 6 において示されたステップ S 1 ~ S 7 及び図 8 において示されたステップ S 5 1 ~ S 5 4 と基本的には同一の処理によって、前記超音波診断装置 3 0 0 において治療計画を行なう。ただし、前記ステップ S 1 では、M R I 画像のボリュームデータを前記超音波診断装置 3 0 0 の記憶部 3 8 に記憶する。

【 0 0 7 5 】

また、本例においては、図 2 4 において示されたステップ S 1 2 ~ S 1 6 の処理を行なって、焼灼治療を行なう。この図 2 4 のフローチャートは、図 1 6 のフローチャートのステップ S 1 1 の処理が無い他は、この図 1 6 のフローチャートと同一である。

【 0 0 7 6 】

以上説明した本例によっても、第一実施形態と同一の効果を得ることができる。

【 0 0 7 7 】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、図 2 5 に示すように、前記穿刺計画装置 1 0 0 は、前記医用画像装置 2 0 0 が有していてもよい。さらに、上記各実施形態では焼灼治療を例に挙げて説明したが、生検を行なう際に本発明を適用してもよい。

10

20

30

40

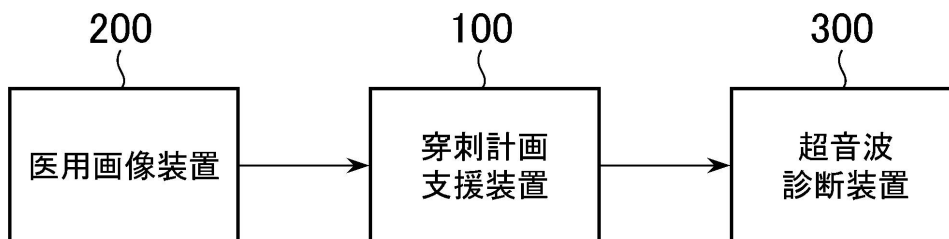
50

【符号の説明】

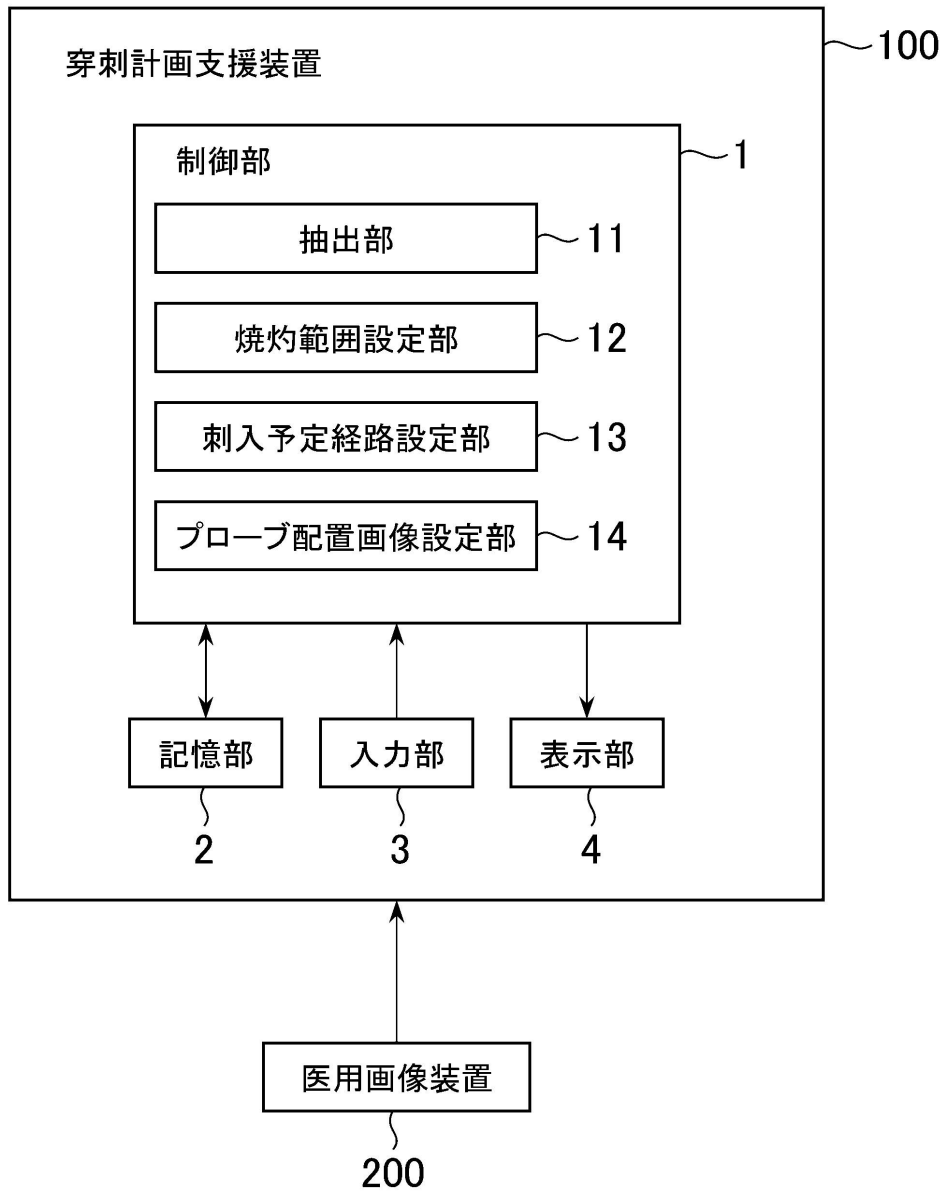
【0078】

- 2 記憶部
- 12 焼灼範囲設定部
- 13 刺入予定経路設定部
- 14 プローブ配置画像設定部
- 31 超音波プローブ
- 100 穿刺計画支援装置
- 200 医用画像装置
- 300 超音波診断装置
- P プローブ配置画像
- W 刺入予定経路
- R 焼灼範囲

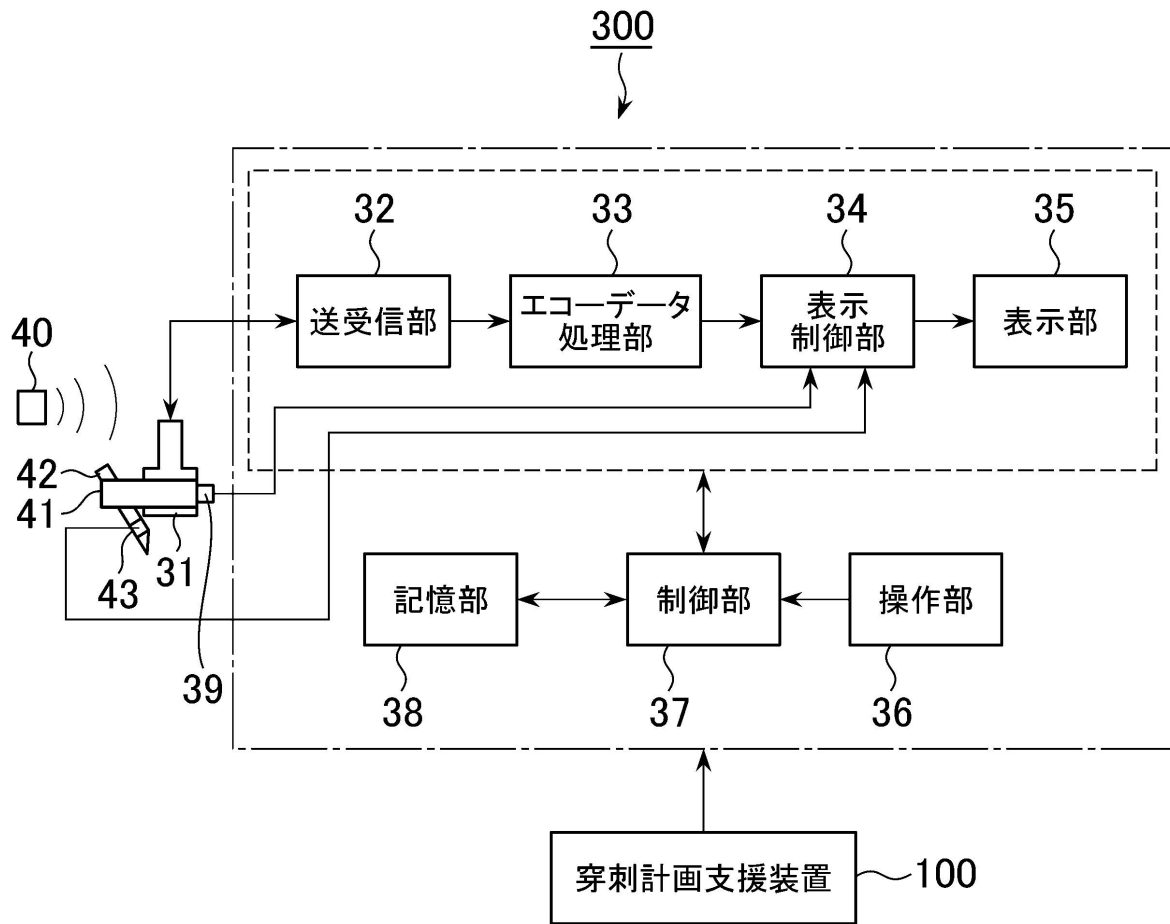
【図1】



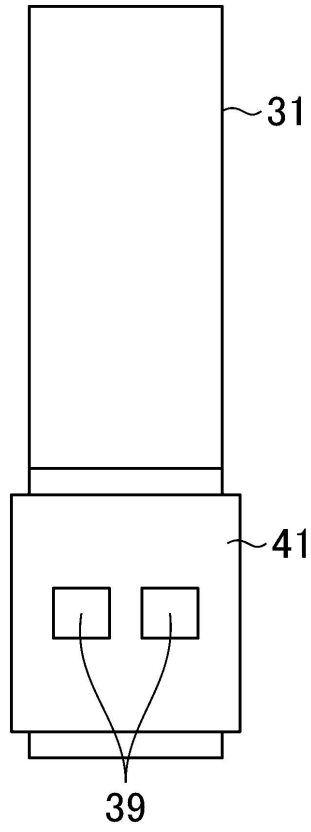
【図2】



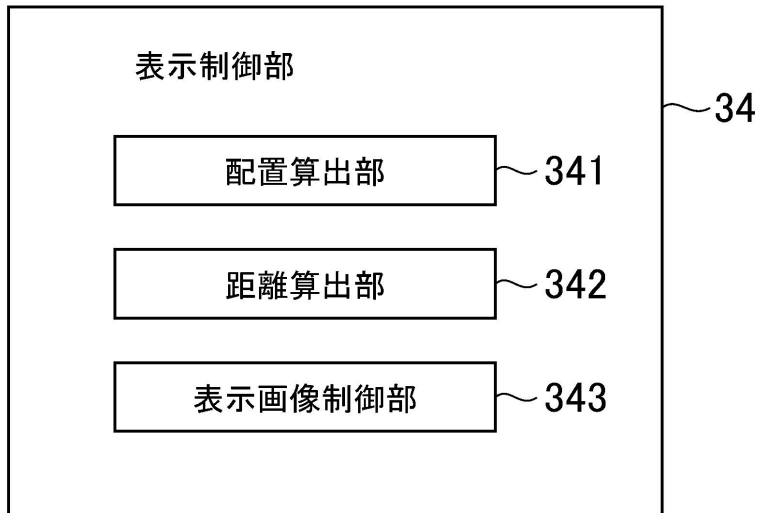
【図3】



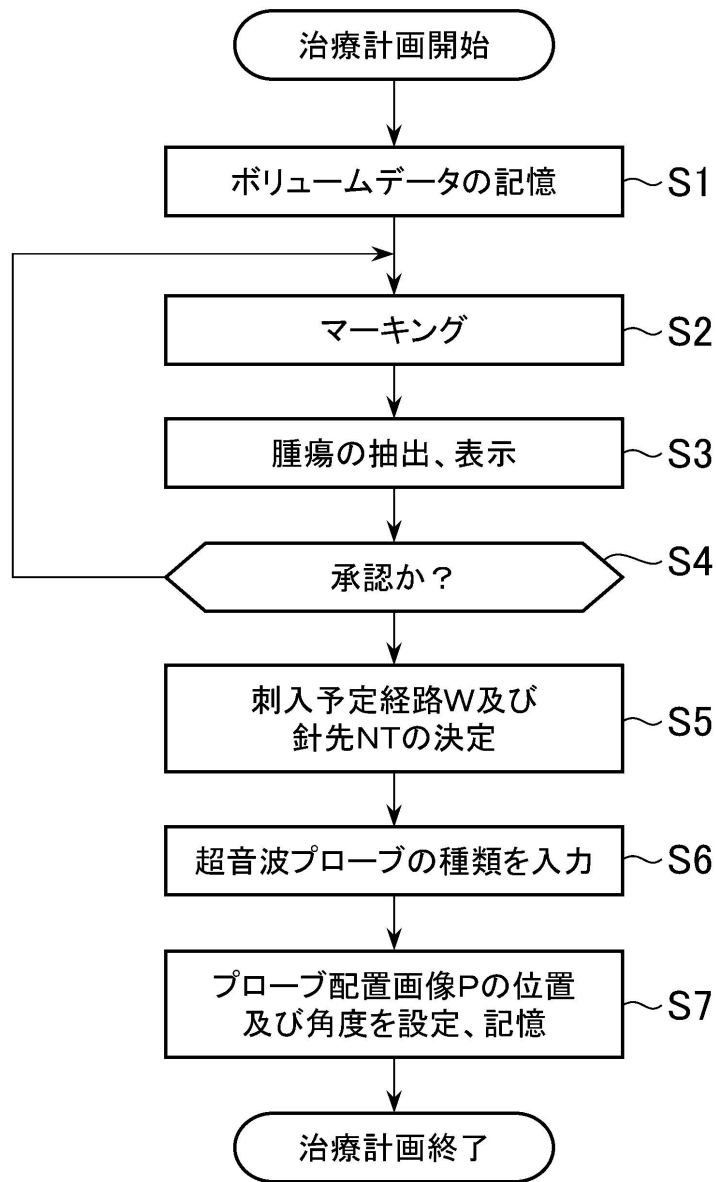
【 図 4 】



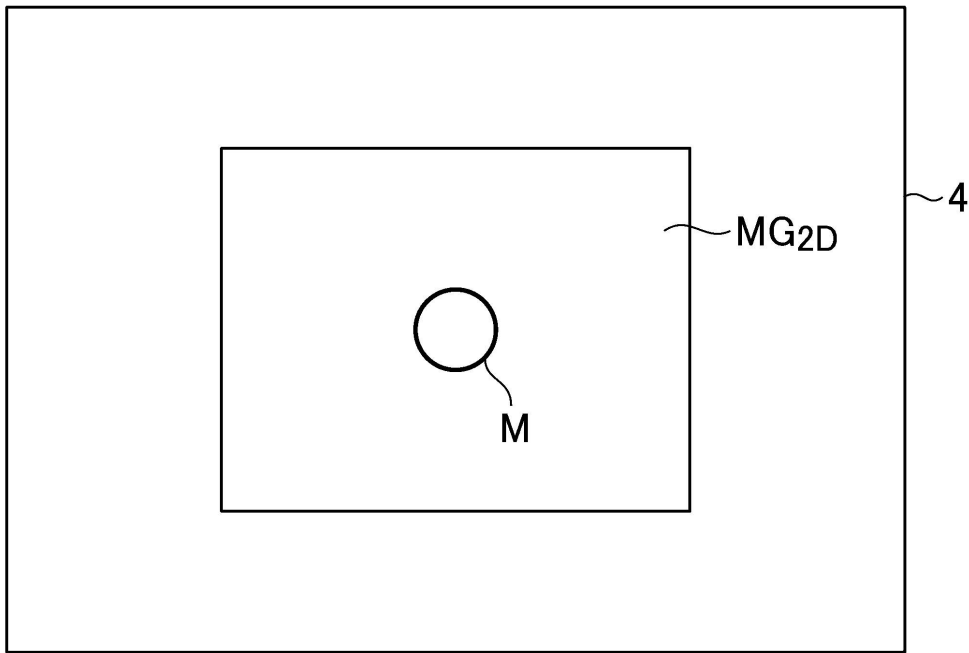
【 図 5 】



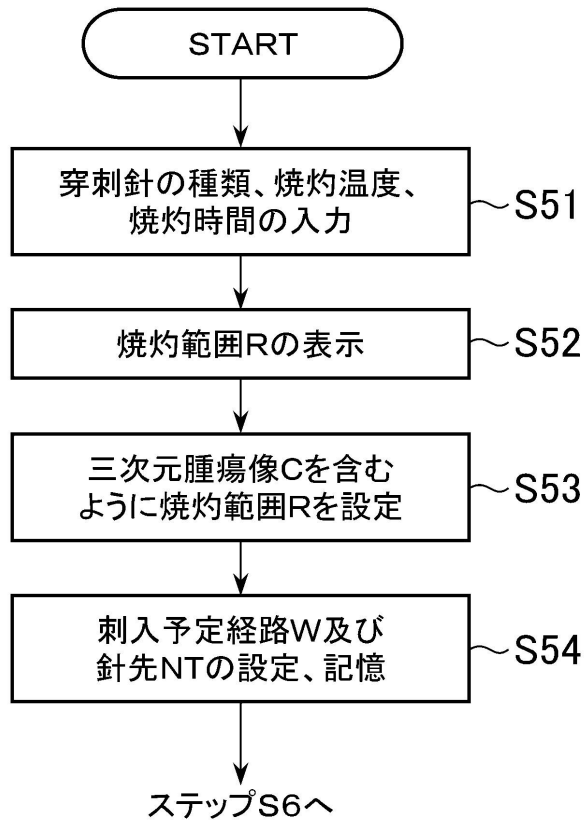
【図6】



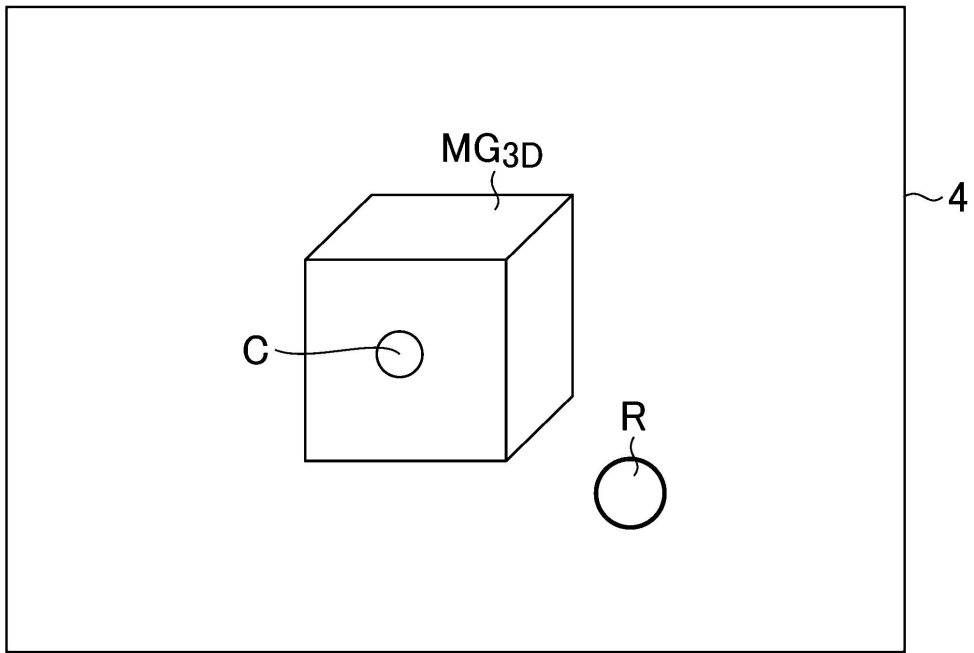
【図7】



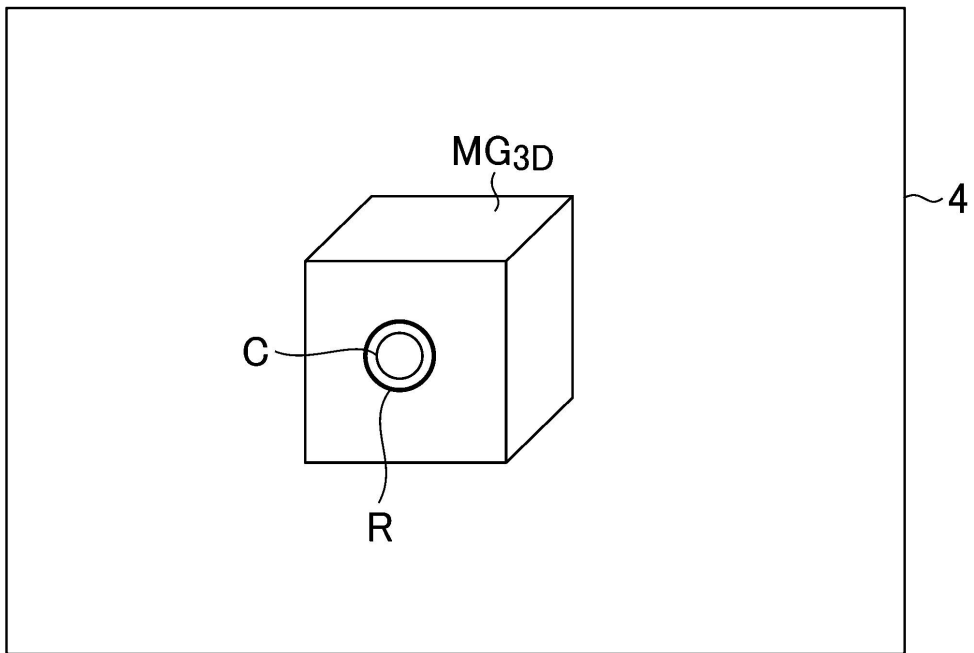
【図8】



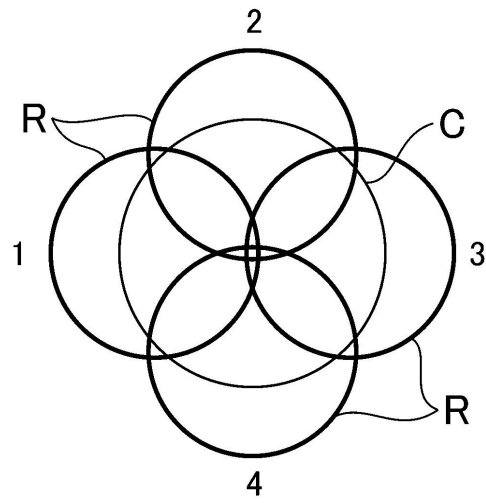
【 図 9 】



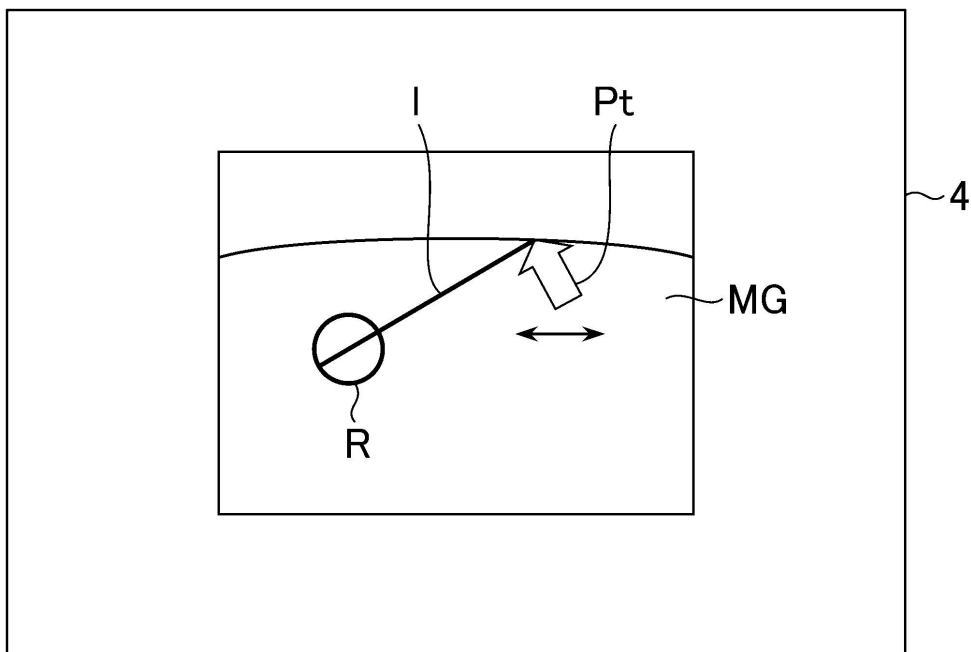
【 図 10 】



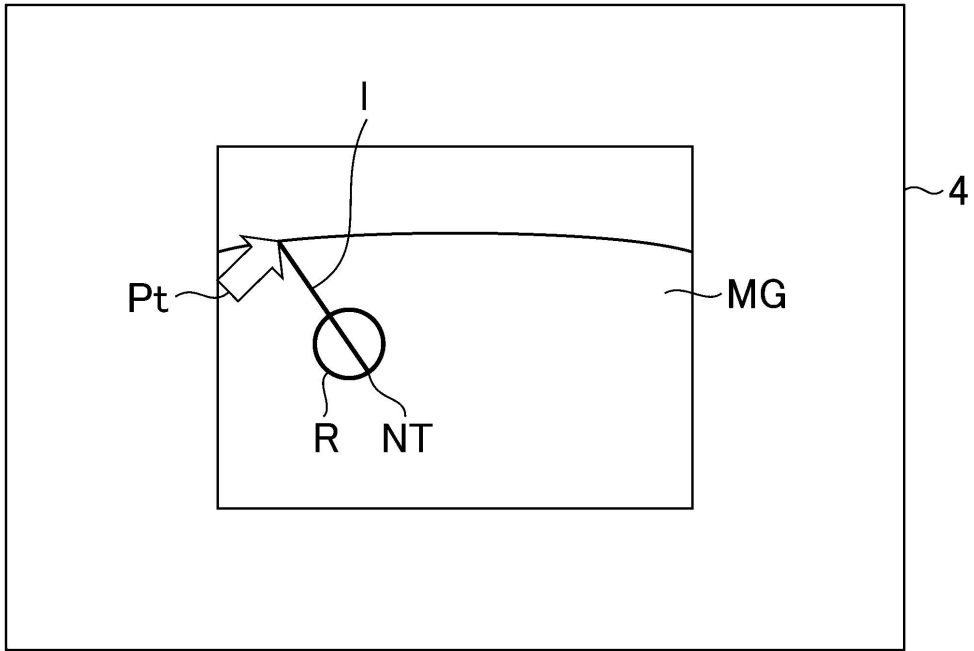
【図11】



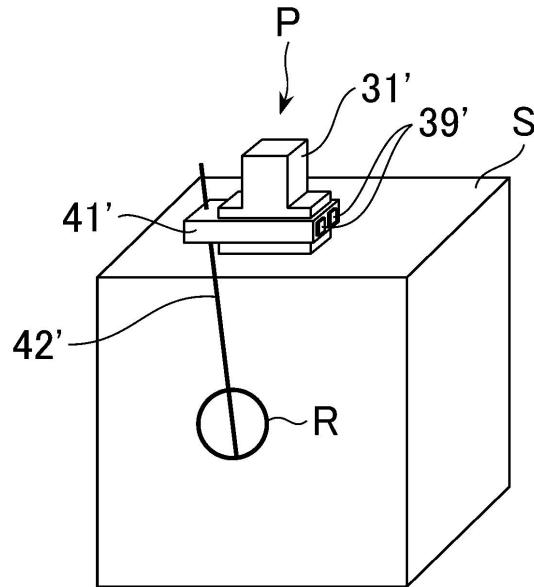
【図12】



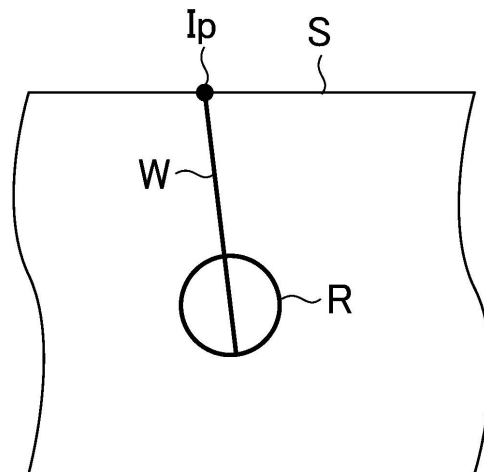
【図13】



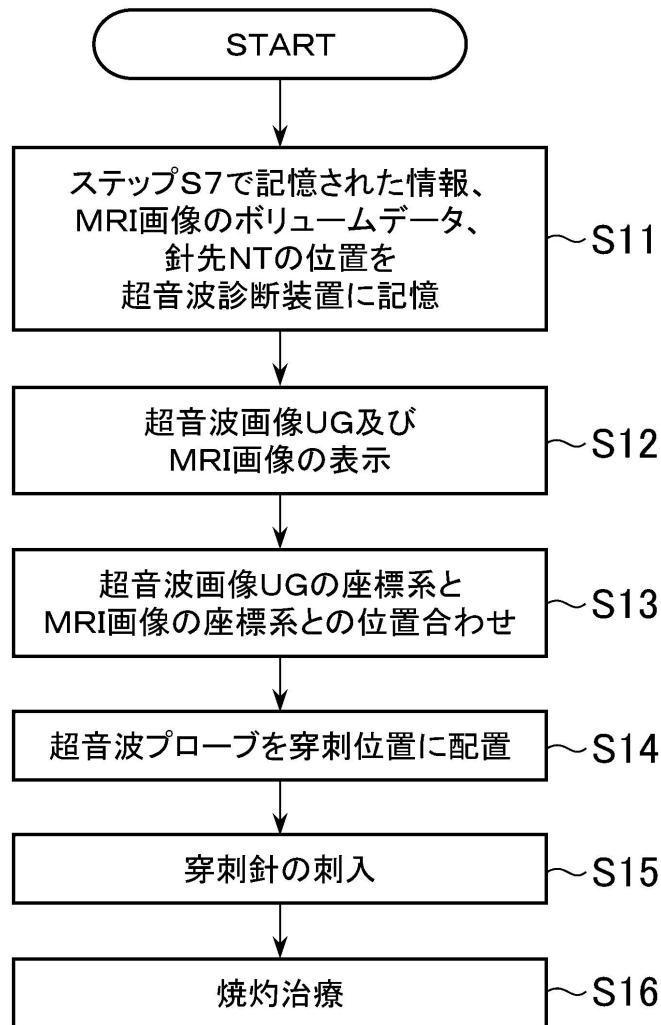
【図14】



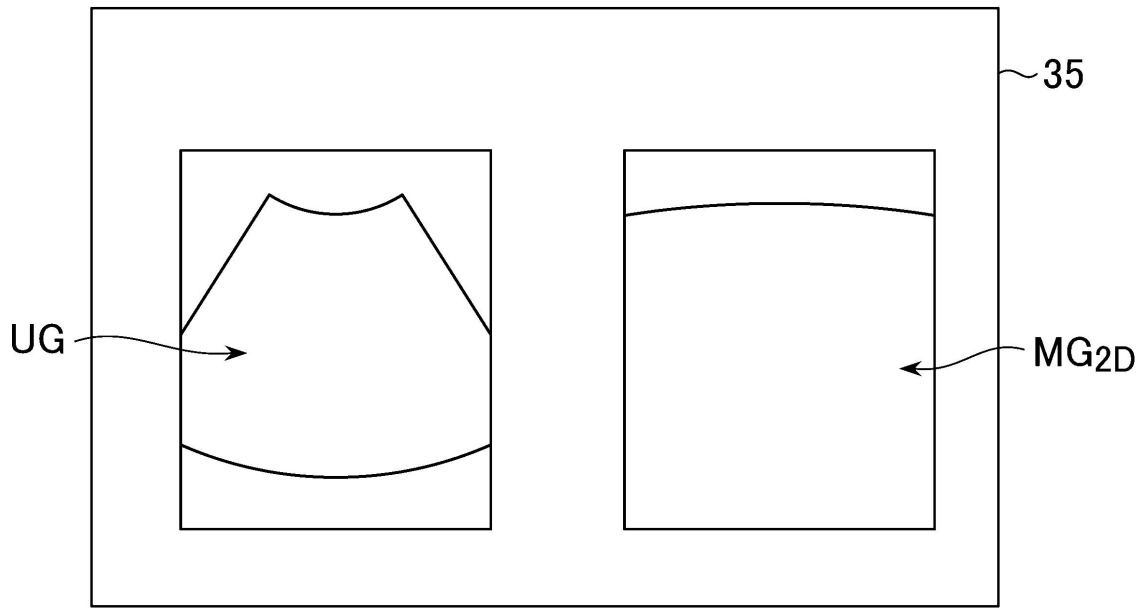
【図15】



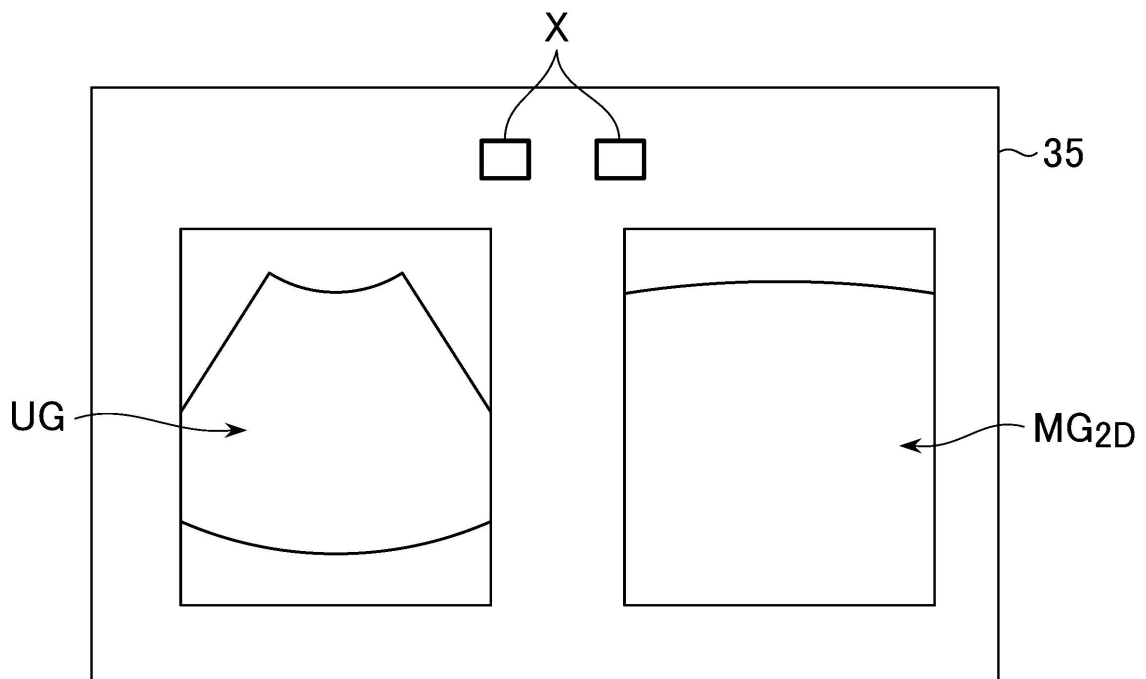
【図16】



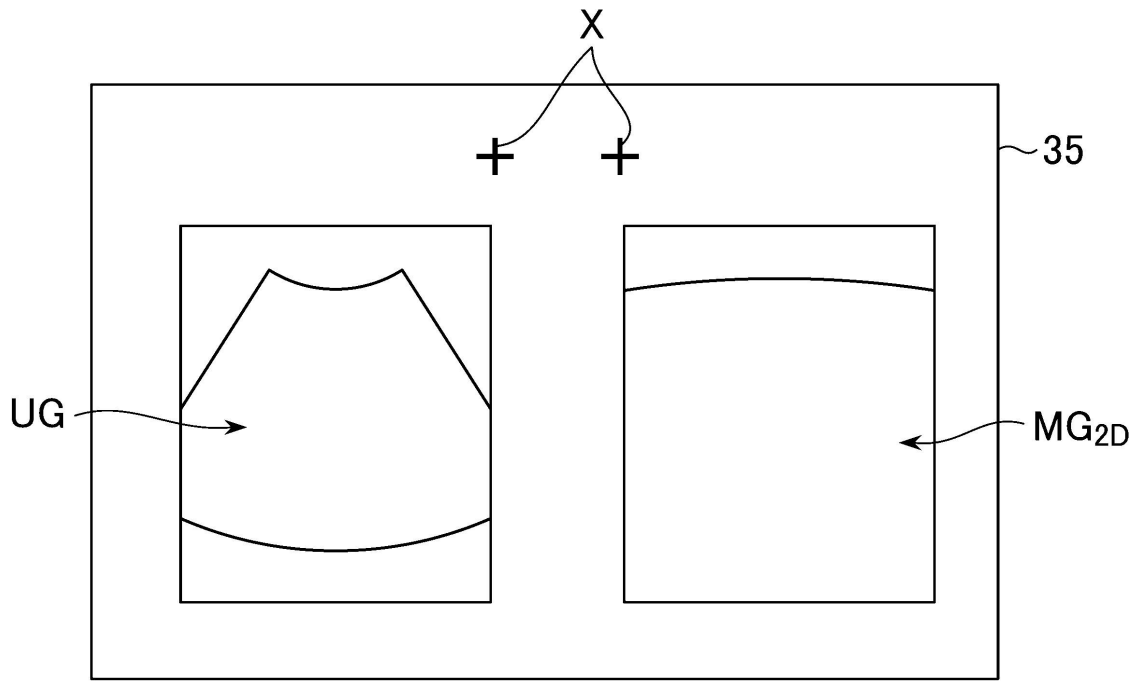
【 図 17 】



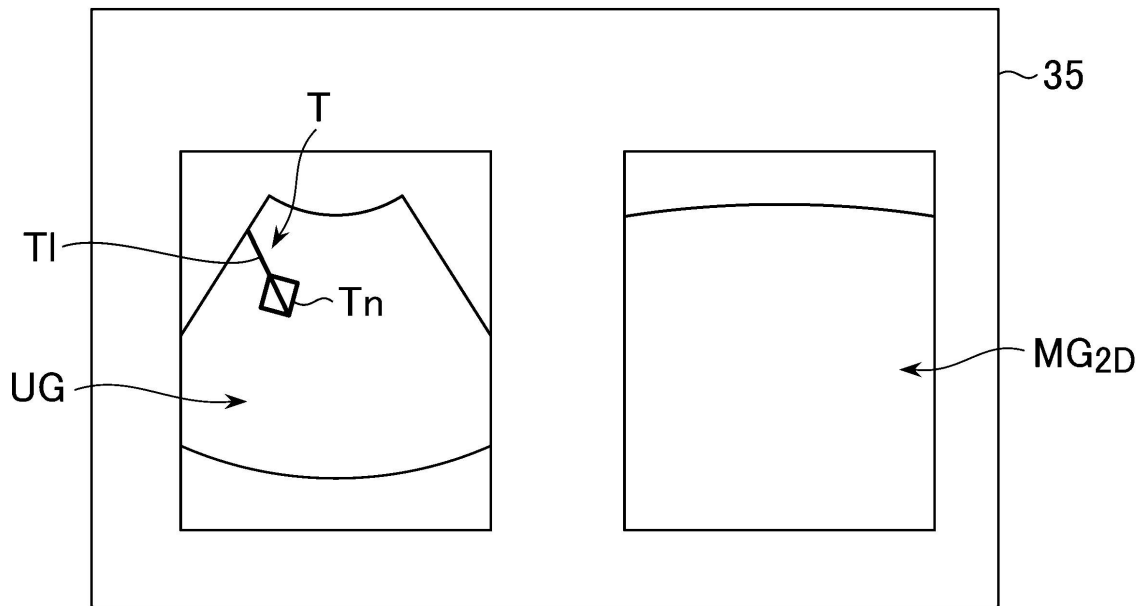
【 図 18 】



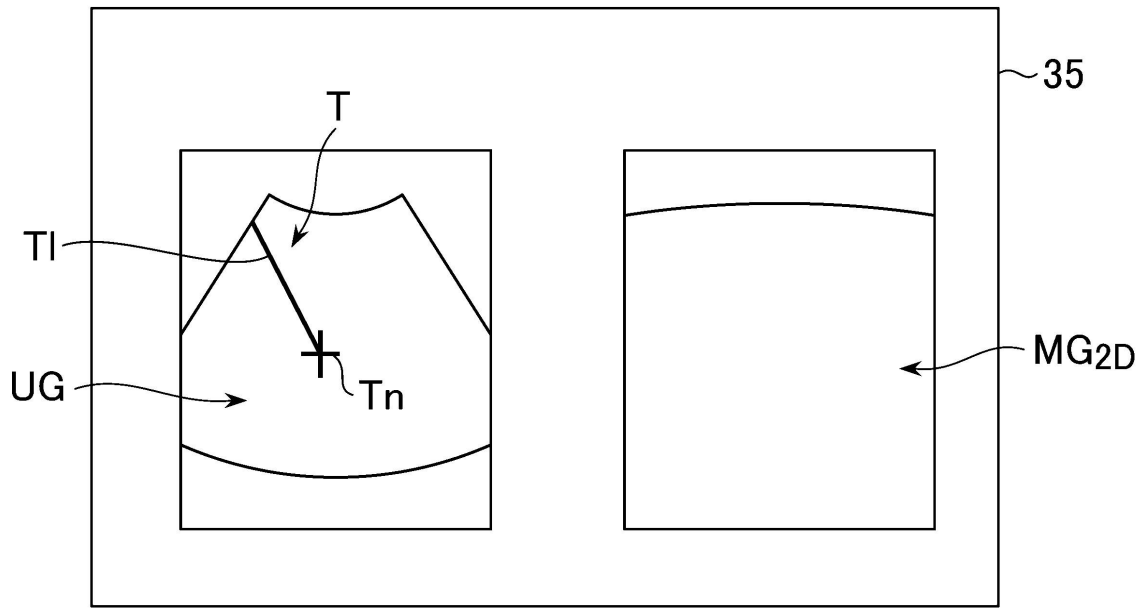
【図19】



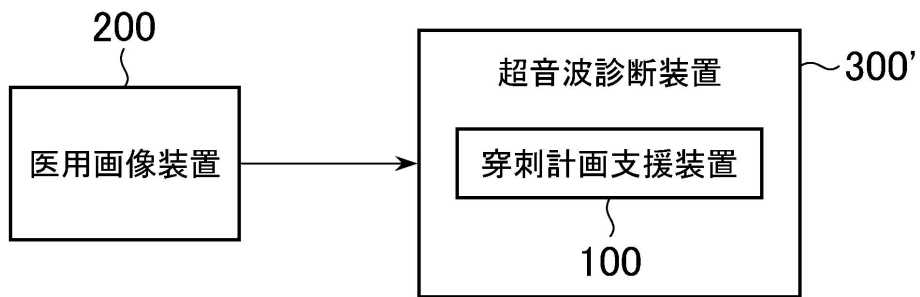
【図20】



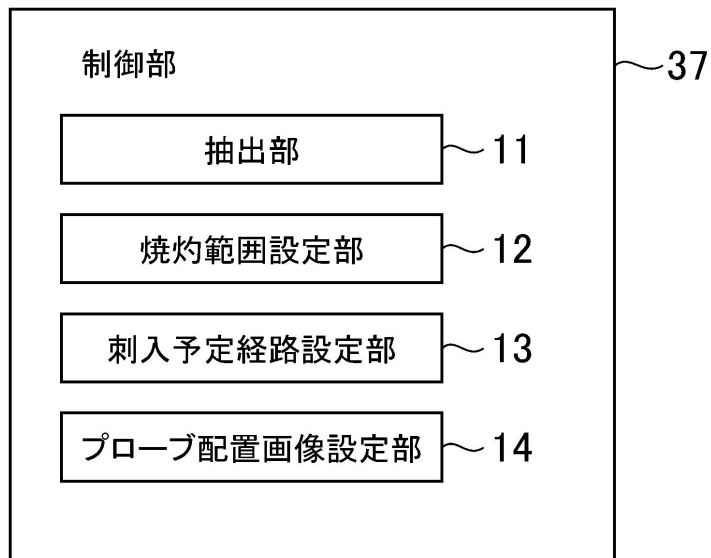
【図 2 1】



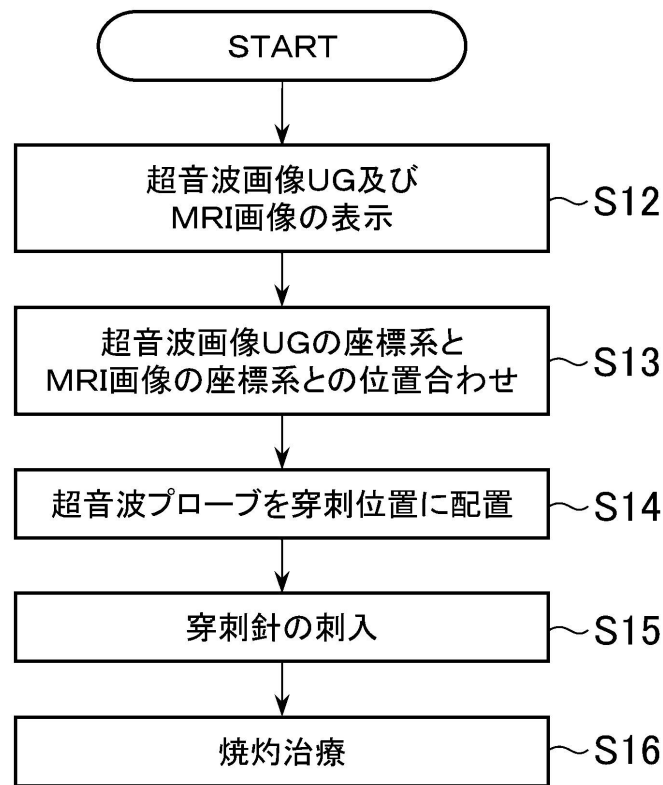
【図 2 2】



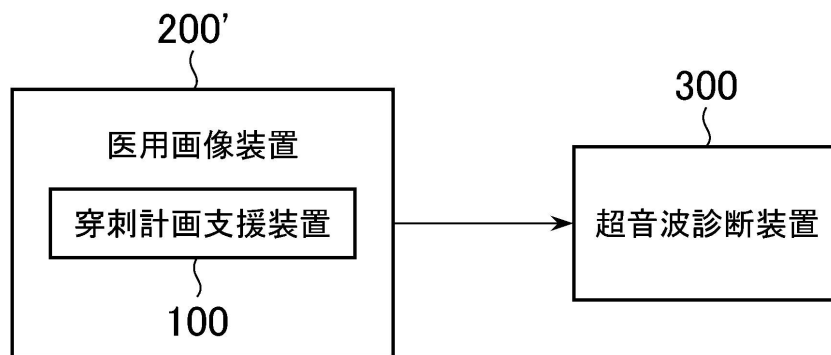
【図 2 3】



【図24】



【図25】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2012-040220(JP,A)
特開2002-112998(JP,A)
特開2009-160013(JP,A)
特開2010-158294(JP,A)
特開2011-097985(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	穿刺計画支援装置、医用画像装置及び超音波診断装置		
公开(公告)号	JP5889095B2	公开(公告)日	2016-03-22
申请号	JP2012091774	申请日	2012-04-13
申请(专利权)人(译)	GE医療システム環球技術公司有限責任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医療システム環球技術公司有限責任公司		
[标]发明人	劉磊		
发明人	劉磊		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B17/34.310 A61B17/34.510 A61B5/05.390 A61B5/055.390 A61B6/03.360.P A61B6/03.377		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA15 4C093/FA03 4C093/FF42 4C096/AA18 4C096/AB50 4C096/DC20 4C096/DC28 4C096/DC36 4C096/DD13 4C160/FF52 4C160/MM32 4C601/FF04 4C601/FF06 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK34 4C601/KK50 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2013220132A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种穿刺计划支持装置，其能够容易地抓住超声波探头应该抵靠对象表面的什么位置和角度。解决方案：基于穿刺针42'的预设计划的计划插入路径，在插入穿刺针42'时，在对象的体表S上推荐超声波探头31'的布置。提供显示表示这些的探针配置图像P的探针配置图像设定部。基于通过从穿刺针42'照射的无线电波的烧灼范围R的位置和诸如血管或骨骼的穿刺针42'的回避目标的位置来设定计划的插入路径。基于穿刺针42'的类型，消融温度和消融时间设定消融范围R。[选定图]图14

(21) 出願番号	特願2012-91774 (P2012-91774)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年4月13日 (2012. 4. 13)		
(65) 公開番号	特開2013-220132 (P2013-220132A)		
(43) 公開日	平成25年10月28日 (2013. 10. 28)		
審査請求日	平成26年7月15日 (2014. 7. 15)		
		(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	劉磊 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		審査官	伊藤 幸山
			最終頁に続く