

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5416900号
(P5416900)

(45) 発行日 平成26年2月12日 (2014. 2. 12)

(24) 登録日 平成25年11月22日 (2013. 11. 22)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 16 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2007-303040 (P2007-303040)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年11月22日 (2007. 11. 22)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-125280 (P2009-125280A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年6月11日 (2009. 6. 11)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年10月22日 (2010. 10. 22)		東芝メディカルシステムズ株式会社
前置審査			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	滝本 雅夫
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	坂口 文康
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対する3次元走査によってボリュームデータを収集するボリュームデータ収集手段と、前記被検体に刺入された穿刺針の先端位置を検出する穿刺針位置検出手段と、検出された前記穿刺針の先端位置に基づき、前記穿刺針の先端位置から検査／治療部位としての腫瘍領域までの範囲に存在する生体組織の画像データとしての穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成手段と、前記穿刺支援データを表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記腫瘍領域の近傍に位置する血管領域及び臓器領域の少なくとも何れかを前記ボリュームデータに基づいて設定する領域設定手段を更に備え、前記穿刺支援データ生成手段は、前記血管領域及び前記臓器領域の少なくとも何れかのデータと前記腫瘍領域のデータに基づいて前記穿刺支援データを生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記穿刺支援データ生成手段は、前記血管領域又は前記臓器領域のデータに対し前記穿刺針の刺入方向を視線方向としたレンダリング処理あるいは投影処理を行なって前記穿刺支援データを生成することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記穿刺針の位置に基づいて前記腫瘍領域に対する予想刺入位置を算出する予想刺入位

20

置算出手段を更に備え、前記穿刺支援データ生成手段は、前記予想刺入位置を示す画像が重畳されるよう前記穿刺支援データを生成することを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記穿刺支援データ生成手段は、前記穿刺針の先端位置から前記腫瘍領域までの範囲に存在する前記血管領域及び前記臓器領域の少なくとも何れかのデータと前記腫瘍領域のデータと前記予想刺入位置のデータに基づいて、前記予想刺入位置を示す画像が重畳されるよう前記穿刺支援データを生成することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項6】

輪郭設定手段を備え、前記領域設定手段は、前記ボリュームデータの所望断面に対して生成された1つあるいは複数のM P R画像データにおける前記検査／治療部位に対し前記輪郭設定手段が設定した輪郭データに基づいて前記腫瘍領域を設定することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

10

【請求項7】

前記領域設定手段は、前記輪郭設定手段が前記M P R画像データに対して設定した輪郭データに基づき、球体あるいは回転楕円体で近似された3次元的な前記腫瘍領域を設定することを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項8】

M P R断面設定手段とM P R画像データ生成手段を備え、前記M P R画像データ生成手段は、前記M P R断面設定手段が前記ボリュームデータに対して設定したM P R断面に対応する前記ボリュームデータのボクセルに基づいて前記M P R画像データを生成することを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

20

【請求項9】

前記穿刺支援データ生成手段は、前記穿刺針の刺入方向を視線方向としてレンダリング処理あるいは投影処理した前記血管領域及び前記臓器領域の少なくとも何れかと前記腫瘍領域に対し前記予想刺入位置のデータを重畳して前記穿刺支援データを生成することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記予想刺入位置算出手段は、更に、前記穿刺針の先端位置及び刺入方向と前記穿刺針の材料情報又は前記被検体の生体組織情報に基づいて前記予想刺入位置の誤差範囲を示す刺入誤差領域を算出し、前記穿刺支援データ生成手段は、前記血管領域及び前記臓器領域の少なくとも何れかのデータと前記腫瘍領域のデータと前記予想刺入位置のデータと前記刺入誤差領域のデータに基づいて前記予想刺入位置を示す画像および前記刺入誤差領域を示す画像が重畳されるよう前記穿刺支援データを生成することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

30

【請求項11】

警告手段を備え、前記警告手段は、前記穿刺支援データにおける前記刺入誤差領域が前記血管領域あるいは前記臓器領域の少なくとも何れかと接触あるいは重なった場合、危険刺入を報知する警告信号を発生することを特徴とする請求項10記載の超音波診断装置。

【請求項12】

40

前記表示手段は、前記血管領域あるいは前記臓器領域の少なくとも何れかを前記被検体の体表面からの距離に対応させた色や輝度によって表示することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記表示手段は、前記腫瘍領域、前記血管領域及び前記臓器領域を異なる色や輝度によって表示することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記表示手段は、前記穿刺針の先端位置が前記腫瘍領域に到達した場合、前記穿刺支援データの前記腫瘍領域における前記予想刺入位置あるいはその近傍を点滅表示することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

50

【請求項 15】

視線方向設定手段と3次元データ生成手段を備え、前記3次元データ生成手段は、前記視線方向設定手段が設定した所望の視線方向に基づいて前記血管領域及び前記臓器領域の少なくとも何れかのデータと前記腫瘍領域のデータと前記穿刺針の刺入方向のデータに基づいて3次元データを生成することを特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

超音波診断装置に、被検体に対する3次元走査によってボリュームデータを収集するボリュームデータ収集機能と、前記被検体に刺入された穿刺針の先端位置を検出する穿刺針位置検出機能と、検出された前記穿刺針の先端位置に基づき、前記穿刺針の先端位置から検査／治療部位としての腫瘍領域までの範囲に存在する生体組織の画像データとしての穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成機能と、前記穿刺支援データを表示する表示機能とを実行させることを特徴とする穿刺支援用制御プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラムに係り、特に、超音波画像データの観察下にて穿刺治療等を行なう際に用いられる超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

20

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を前記振動素子によって受信してモニタ上に表示するものであり、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像データが容易に観測できるため、各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

【0003】

一方、超音波診断装置によって収集された2次元画像データの観察下にて、カテーテルや穿刺針等を用いた侵襲的な検査方向や治療方法も開発され、例えば、検査／治療部位に対する薬物投与や組織採取を目的とした穿刺を2次元画像データの観察下にて行なうことにより検査や治療における安全性は飛躍的に向上した。

30

【0004】

2次元画像データの観察下にて検査／治療部位に対する穿刺を行なう場合、穿刺針を超音波プローブに設けられた穿刺アダプタのニードルガイドに装着し、このニードルガイドに沿って刺入することにより検査／治療部位に対して穿刺針を正確に刺入することが可能な超音波プローブが提案されている（例えば、特許文献1及び特許文献2参照。）。

【0005】

図14は、従来の穿刺アダプタを備えた超音波プローブを示したものであり、図14(a)に示した特許文献1の超音波プローブ201aは、配列された複数の振動素子を有するヘッド部211aに対して着脱自在な穿刺アダプタ216aが装着され、この穿刺アダプタ216aの側面には穿刺針218aの刺入をガイドするニードルガイド217が設けられている。この場合、穿刺針218aの刺入方向は2次元画像データが生成される被検体のスライス断面と一致するようにニードルガイド217の方向が設定される。従って、ヘッド部211aを被検体の体表面に接触させた状態で穿刺針218aを穿刺アダプタ216aのニードルガイド217に沿って被検体内に刺入することにより、ヘッド部211aの端部近傍における体表面から検査／治療部位に向かって刺入された穿刺針218aの情報は検査／治療部位の2次元画像データに重畳して表示される。

40

【0006】

一方、図14(b)に示した特許文献2の超音波プローブ201bは、ヘッド部211bに形成された切り欠き溝219に対し穿刺アダプタ216bが着脱可能に装着され、この穿刺アダプタ216bは、所定の刺入角度が設定された図示しないニードルガイドを有

50

している。そして、図 1 4 (a) の場合と同様にして、ヘッド部 2 1 1 b を被検体の体表面に接触した状態で穿刺針 2 1 8 b を穿刺アダプタ 2 1 6 b のニードルガイドに沿って被検体に刺入することにより、穿刺針 2 1 8 b は、ヘッド部 2 1 1 b の切り欠き溝 2 1 9 直下における体表表面から検査 / 治療部位に向かって刺入され、この穿刺針 2 1 8 b の情報は検査 / 治療部位の 2 次元画像データに重畳して表示される。

【 0 0 0 7 】

更に、近年では、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを機械的に移動させる方法や複数の振動素子が 2 次元配列された超音波プローブを用いる方法によって被検体の 3 次元データ (ボリュームデータ) を収集する方法が開発され、このボリュームデータに基づいて生成される 3 次元画像データの観察下にて上述の穿刺針を用いた検査や治療を行なう方法が提案されている (例えば、特許文献 3 参照。) 。

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 1 4 7 9 8 4 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 3 4 2 1 0 9 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 0 - 1 8 5 0 4 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

上述の各種方法によれば、穿刺針の先端位置等を 2 次元画像データあるいは 3 次元画像データにて確認しながら検査 / 治療部位に対し穿刺針を刺入することができるため、これらの画像データを観察せずに行なう場合と比較し検査や治療における安全性は著しく向上した。

【 0 0 0 9 】

しかしながら、特許文献 1 あるいは特許文献 2 に記載された超音波プローブを用いて収集される 2 次元画像データの観察下にて検査 / 治療部位に対する穿刺を行なう場合、穿刺針の刺入経路における生体組織特性の不均一性に起因して穿刺針の刺入方向は所定のスライス断面から逸脱する可能性を有している。そして、このような場合、穿刺針の刺入状態を 2 次元画像データによって確認することが不可能となり検査 / 治療部位に対する正確な穿刺が困難となる。

【 0 0 1 0 】

一方、特許文献 3 に記載された 3 次元画像データの観察下にて穿刺針の刺入を行なう方法によれば、検査 / 治療部位に対する穿刺針の大まかな位置を安定して捉えることは可能であるが、この検査 / 治療部位の近傍に位置する血管や臓器等の影響を受け検査 / 治療部位に対する穿刺針の刺入位置や周囲の血管や臓器に対する誤刺入の有無等を正確に把握することは不可能であった。

【 0 0 1 1 】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、周囲の血管等を損傷させること無く腫瘍等の検査 / 治療部位に対する穿刺を正確に行なうことが可能な超音波診断装置及び穿刺支援用制御プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

上記課題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する 3 次元走査によってボリュームデータを収集するボリュームデータ収集手段と、前記被検体に刺入された穿刺針の先端位置を検出する穿刺針位置検出手段と、検出された前記穿刺針の先端位置に基づき、前記穿刺針の先端位置から検査 / 治療部位としての腫瘍領域までの範囲に存在する生体組織の画像データとしての穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成手段と、前記穿刺支援データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

【 0 0 1 3 】

又、請求項 1 6 に係る本発明の穿刺支援用制御プログラムは、超音波診断装置に、被検体に対する 3 次元走査によってボリュームデータを収集するボリュームデータ収集機能と

10

20

30

40

50

、前記被検体に刺入された穿刺針の先端位置を検出する穿刺針位置検出機能と、検出された前記穿刺針の先端位置に基づき、前記穿刺針の先端位置から検査／治療部位としての腫瘍領域までの範囲に存在する生体組織の画像データとしての穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成機能と、前記穿刺支援データを表示する表示機能とを実行させることを特徴としている。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、周囲の血管等を損傷させることなく腫瘍等の検査／治療部位に対する穿刺を正確に行なうことが可能となる。このため、検査／治療における安全性と効率が飛躍的に向上するのみならず操作者や被検体に対する負担が軽減される。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0016】

以下に述べる本発明の実施例では、被検体に対する3次元走査によって収集したボリュームデータに基づいて穿刺対象となる検査／治療部位の領域（以下では腫瘍領域と呼ぶ。）や穿刺針による刺入を極力避けるべき前記腫瘍領域近傍の主要血管の領域（以下では血管領域と呼ぶ。）及び主要臓器の領域（以下では臓器領域と呼ぶ。）を設定する。一方、前記被検体に対する刺入直前及び刺入中における穿刺針の先端位置及び刺入方向を検出し、更に、前記先端位置及び刺入方向と穿刺針の特性等に基づいて腫瘍領域に対する予想刺入位置と刺入誤差領域を算出する。そして、上述の腫瘍領域、臓器領域及び血管領域のデータと予想刺入位置及び刺入誤差領域に関するデータを合成して安全な穿刺を支援するための穿刺支援データを生成する。

20

【0017】

尚、以下の実施例では、複数の振動素子が2次元配列された、所謂2次元アレイ超音波プローブによって収集した3次元的なBモードデータ及びカラードブラデータに基づいてボリュームデータを生成し、これらのボリュームデータを用いて球体あるいは回転楕円体等で近似した3次元的な腫瘍領域及び臓器領域と3次元的な血管領域を設定する場合について述べるが、これに限定されない。例えば、2次元アレイ超音波プローブの替わりに振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動させることにより上述のボリュームデータを収集してもよく、又、カラードブラデータの替わりに造影剤投与時のBモードデータに基づくボリュームデータを用いて血管領域の設定を行なってもよい。

30

【0018】

（装置の構成）

本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図12を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置が備えた送受信部及び受信信号処理部のブロック図を、又、図4は、ボリュームデータ生成部と領域設定部のブロック図を夫々示す。

【0019】

図1に示す本実施例の超音波診断装置100は、被検体の3次元領域に対して超音波パルス（送信超音波）を送信し前記被検体から得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数の振動素子を備えた超音波プローブ3と、被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を超音波プローブ3の前記振動素子に供給しこれらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を信号処理してBモードデータ及びカラードブラデータを生成する受信信号処理部4と、被検体に対する3次元走査によって得られた上述のBモードデータ及びカラードブラデータを超音波の送受信方向に対応させて配列し3次元データ（ボリュームデータ）を生成するボリュームデータ生成部5を備えている。

40

【0020】

50

又、超音波診断装置 100 は、B モードデータに基づくボリュームデータ（B モードボリュームデータ）に対して後述の入力部 14 が設定するスライス断面の MPR（Multi-Planar-Reconstruction）画像データを生成する MPR 画像データ生成部 6 と、この MPR 画像データ上の腫瘍やその近傍に位置する主要臓器に対し入力部 14 が設定した輪郭データに基づいて 3 次元的な腫瘍領域及び臓器領域を設定し、更に、カラードブラデータに基づくボリュームデータ（カラードブラボリュームデータ）を輪郭抽出することにより 3 次元的な血管領域を設定する領域設定部 7 と、上述の腫瘍領域、臓器領域及び血管領域のデータを合成してモニタリング用の 3 次元データを生成する 3 次元データ生成部 8 と、超音波プローブ 3 に装着された後述する穿刺アダプタ 16 のニードルガイド 161 に沿って被検体内に挿入される穿刺針 150 の先端位置及び刺入方向を検出する穿刺針位置検出部 9 と、穿刺針 150 の先端位置及び刺入方向や後述する穿刺針 150 等の諸元に基づいて腫瘍領域に対する穿刺針 150 の予想刺入位置や刺入誤差領域を算出する予想刺入位置算出部 10 を備えている。

【0021】

更に、超音波診断装置 100 は、上述の腫瘍領域、臓器領域及び血管領域のデータと刺入予想位置及び刺入誤差領域のデータに基づいて穿刺支援データを生成する穿刺支援データ生成部 11 と、上述の MPR 画像データ、3 次元データ及び穿刺支援データを表示する表示部 12 と、穿刺支援データにおける臓器領域あるいは血管領域が刺入誤差領域に含まれる場合に警告信号を発生する警告部 13 と、MPR 画像データ用スライス断面（以下では、MPR 断面と呼ぶ。）の設定や MPR 画像データ上の腫瘍及びその近傍における主要臓器に対する輪郭設定等を行なう入力部 14 と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 15 を備えている。

【0022】

以下に、本実施例の超音波診断装置 100 が備えた上述の各ユニットの詳細について説明する。

【0023】

超音波プローブ 3 は、2 次元配列された図示しない N 個の振動素子とその先端部に有し、これら振動素子の各々は、N チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 2 の入出力端子に接続されている。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、又、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、被検体に対する穿刺針 150 の刺入方向をガイドするニードルガイド 161 を有した穿刺アダプタ 16 が超音波プローブ 3 に装着されている。即ち、操作者によって選択された好適な穿刺アダプタ 16 が備えるニードルガイド 161 に沿って穿刺針 150 を被検体に刺入することにより、超音波プローブ 3 によって収集されたボリュームデータに対する穿刺針 150 の刺入位置及び刺入方向は一義的に決定される。

【0024】

尚、超音波プローブ 3 には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施例では、N 個の振動素子が 2 次元配列されているセクタ走査用の超音波プローブを用いた場合について述べる。

【0025】

次に、図 2 に示す送受信部 2 は、当該被検体に対して送信超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ 3 に設けられた N 個の振動素子に供給する送信部 21 と、前記振動素子から得られた N チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう受信部 22 を備えている。

【0026】

送信部 21 は、レートパルス発生器 211 と、送信遅延回路 212 と、駆動回路 213 を備え、レートパルス発生器 211 は、送信超音波の繰返し周期を決定するレートパルスを、システム制御部 15 から供給される基準信号を分周することによって生成する。送

10

20

30

40

50

信遅延回路 2 1 2 は、N チャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を集束するための遅延時間（集束用遅延時間）と所定の送受信方向（ p 、 q ）に送信超音波を放射するための遅延時間（偏向用遅延時間）を前記レートパルスに与える。そして、N チャンネルの独立な駆動回路 2 1 3 は、超音波プローブ 3 に内蔵された N 個の振動素子を駆動するための駆動パルスを実記レートパルスに基づいて生成する。

【0027】

一方、受信部 2 2 は、N チャンネルから構成されるプリアンプ 2 2 1、A/D 変換器 2 2 2 及び受信遅延回路 2 2 3 と、加算器 2 2 4 を備えている。プリアンプ 2 2 1 は、上述の振動素子によって電気信号に変換された微小な受信信号を増幅して十分な S/N を確保し、このプリアンプ 2 2 1 において増幅された N チャンネルの受信信号は A/D 変換器 2 2 2 にてデジタル信号に変換される。受信遅延回路 2 2 3 は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と所定の送受信方向（ p 、 q ）に対して強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を、A/D 変換器 2 2 2 から出力される N チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 2 2 4 は、これら受信遅延回路 2 2 3 から供給される受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 2 2 3 と加算器 2 2 4 により、所定方向から得られた受信信号は整相加算（位相合わせして加算）される。

【0028】

図 3 は、超音波プローブ 3 の中心軸を Z 軸とした直交座標（X 軸 - Y 軸 - Z 軸）に対する超音波の送受信方向（ p 、 q ）の関係を示す。例えば、N 個の振動素子は X 軸方向及び Y 軸方向に 2 次元配列され、 p 及び q は、X 軸 - Z 軸平面及び Y 軸 - Z 軸平面に投影された送受信方向を示している。

【0029】

次に、図 2 の受信信号処理部 4 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から出力された受信信号を信号処理して B モードデータを生成する B モードデータ生成部 4 1 と、前記受信信号を直交位相検波してドプラ信号を検出するドプラ信号検出部 4 2 と、検出されたドプラ信号に基づいて主要血管内の血流情報を反映したカラードプラデータを生成するカラードプラデータ生成部 4 3 を備えている。B モードデータ生成部 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波する包絡線検波器 4 1 1 と、包絡線検波後の受信信号を対数変換する対数変換器 4 1 2 を備えている。但し、包絡線検波器 4 1 1 と対数変換器 4 1 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0030】

一方、ドプラ信号検出部 4 2 は、 90° 移相器 4 2 1、ミキサ 4 2 2 - 1 及び 4 2 2 - 2、LPF（低域通過フィルタ）4 2 3 - 1 及び 4 2 3 - 2 を備え、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給された受信信号を直交位相検波してドプラ信号を検出する。

【0031】

カラードプラデータ生成部 4 3 は、ドプラ信号検出部 4 2 によって検出されたドプラ信号を一旦保存するドプラ信号記憶回路 4 3 1 と、このドプラ信号に含まれる生体組織等の移動に起因したドプラ信号成分（クラッタ成分）を排除し血流に起因したドプラ信号成分を抽出する MTI フィルタ 4 3 2 と、抽出されたドプラ信号成分に対して自己相関演算を行ない、この演算結果に基づいて得られた 3 種類の特性値（例えば、血流の平均速度値、分散値、パワー値）を用いてカラードプラデータを生成する自己相関演算器 4 3 3 を備えている。

【0032】

次に、図 1 に示したボリュームデータ生成部 5 の具体的な構成につき図 4 を用いて説明する。このボリュームデータ生成部 5 は、図 4 に示すように B モードデータ記憶部 5 1、カラードプラデータ記憶部 5 2、補間処理部 5 3 及びボリュームデータ記憶部 5 4 を備えている。B モードデータ記憶部 5 1 には、当該被検体に対する 3 次元走査によって得られた受信信号に基づき受信信号処理部 4 の B モードデータ生成部 4 1 が生成した B モードデータが超音波の送受信方向を付帯情報として順次保存され、同様にして、カラードプラデ

10

20

30

40

50

ータ記憶部 5 2 には、前記受信信号に基づき受信信号処理部 4 のカラードブラデータ生成部 4 3 が生成したカラードブラデータが送受信方向を付帯情報として保存される。

【 0 0 3 3 】

一方、補間処理部 5 3 は、B モードデータ記憶部 5 1 から読み出した所定時相における複数の B モードデータを送受信方向に対応させて配列することにより 3 次元 B モードデータを形成し、更に、この 3 次元 B モードデータを構成する不等間隔のボクセルを補間処理して等方的なボクセルで構成される B モードボリュームデータを生成する。

【 0 0 3 4 】

同様にして、補間処理部 5 3 は、カラードブラデータ記憶部 5 2 から読み出した所定時相における複数のカラードブラデータを送受信方向に対応させて配列することにより 3 次元カラードブラデータを形成し、この 3 次元カラードブラデータを補間処理してカラードブラボリュームデータを生成する。そして、得られた B モードボリュームデータ及びカラードブラボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部 5 4 に一旦保存される。

【 0 0 3 5 】

図 1 に戻って、M P R 画像データ生成部 6 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 4 に保存された B モードボリュームデータを読み出し、後述する入力部 1 4 の M P R 断面設定部 1 4 1 から供給される M P R 断面の情報に基づいて B モードボリュームデータに複数の断面を設定する。そして、各々の M P R 断面に対応した B モードボリュームデータのボクセルを抽出して M P R 画像データを生成する。

【 0 0 3 6 】

図 5 は、腫瘍 T m を含む B モードボリュームデータ V b に対して設定される 3 つの M P R 断面 P m 1 乃至 P m 3 とこれら M P R 断面 P m 1 乃至 P m 3 において生成される M P R 画像データ M p 1 乃至 M p 3 を説明するための図であり、通常、M P R 断面 P m 1 乃至 P m 3 の各々は互いに直交し、その交点が腫瘍 T m の中心と略一致するように設定される。

【 0 0 3 7 】

例えば、図 3 に示した超音波プローブ 3 の中心軸 Z o に垂直な M P R 断面 P m 3、X o - Z o 平面に平行な M P R 断面 P m 1 及び Y o - Z o 平面に平行な M P R 断面 P m 2 が夫々設定される。そして、M P R 画像データ生成部 6 は、上述の M P R 断面 P m 1 乃至 P m 3 に対応する B モードボリュームデータのボクセルを抽出して 3 つの M P R 画像データ M p 1 乃至 M p 3 を生成する。

【 0 0 3 8 】

次に、図 1 に示した領域設定部 7 の具体的な構成につき図 4 を再度用いて説明する。この領域設定部 7 は、腫瘍領域設定部 7 1、臓器領域設定部 7 2 及び血管領域設定部 7 3 を有している。

【 0 0 3 9 】

そして、腫瘍領域設定部 7 1 は、M P R 画像データ生成部 6 において生成され表示部 1 2 に表示された上述の M P R 画像データ M p 1 乃至 M p 3 の各々における腫瘍 T m に対し入力部 1 4 の輪郭設定部 1 4 2 が設定した輪郭に基づいて、例えば、その表面にワイヤフレームが示された球体や回転楕円体等によって近似される 3 次元的な腫瘍領域を設定する。同様にして、臓器領域設定部 7 2 は、M P R 画像データ M p 1 乃至 M p 3 における腫瘍 T m の近傍に位置した主要臓器に対し輪郭設定部 1 4 2 が設定した輪郭データに基づいて球体や回転楕円体等によって近似される 3 次元的な臓器領域を設定する。

【 0 0 4 0 】

一方、血管領域設定部 7 3 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 4 に保存されたカラードブラボリュームデータを読み出し、このカラードブラボリュームデータにおける血流情報に基づいて腫瘍 T m の近傍を走行する主要血管を 3 次元的な血管領域として設定する。

【 0 0 4 1 】

次に、図 1 の 3 次元データ生成部 8 は、上述の 3 次元的な腫瘍領域、臓器領域及び血管領域の情報と穿刺針位置検出部 9 によって検出される穿刺針 1 5 0 の先端位置及び刺入方

10

20

30

40

50

向の情報を合成してモニタリング用の３次元データを生成する。図６は、３次元データ生成部８によって生成される３次元データの具体例を示したものであり、腫瘍Ｔｍをワイヤフレームが示された球体で近似した腫瘍領域Ｔｒ、骨等の周辺主要臓器を回転楕円体で近似した臓器領域Ｒｒ及び腫瘍Ｔｍの近傍を走行する４本の主要血管を示す血管領域Ｖｒ１乃至Ｖｒ４、更には、穿刺針１５０の刺入方向や予想刺入位置等を示す穿刺マーカＢｎを合成することにより上述の３次元データは生成される。

【００４２】

尚、この３次元データを表示する際の視線方向は、後述する入力部１４の視線方向設定部１４４において任意に設定することが可能であり、腫瘍領域Ｔｒに対する穿刺マーカＢｎの刺入方向や予想刺入位置が血管領域Ｖｒや臓器領域Ｒｒに妨げられることなく観察可能となるような視線方向が視線方向設定部１４４において設定される。

10

【００４３】

一方、図１に示した穿刺針位置検出部９は、穿刺針１５０の被検体への刺入直前あるいは刺入中における先端位置と刺入方向を検出する。即ち、穿刺針位置検出部９は、入力部１４から入力される穿刺アダプタ１６の識別情報に従ってシステム制御部１５が供給するニードルガイド１６１の傾斜角度情報を受信し、この傾斜角度情報に基づいて前記刺入直前における穿刺針１５０の刺入位置及び刺入方向を検出する。

【００４４】

更に、被検体に対する３次元走査を行ないながらその体内に刺入された穿刺針１５０の先端部から得られる反射超音波に基づいて刺入中における穿刺針１５０の先端位置を検出し、この先端位置の時間的な変化から穿刺針１５０の刺入方向を検出する。この場合、穿刺針１５０の先端表面に微小な凹凸を形成することにより生体組織から得られる反射超音波より大きな振幅を有する反射超音波を前記先端表面より得ることが可能となり、穿刺針１５０の先端位置を高い精度で検出することができる。

20

【００４５】

尚、穿刺針１５０の先端位置の検出は、ニードルガイドに設けられた図示しないセンサ等によって検出される穿刺針の刺入距離に基づいて行なってもよい。ここでセンサとは、機械的に穿刺針１５０に作用するエンコーダのようなものであってもよく、光センサや磁気センサ等であっても構わない。更に、ニードルガイド１６１を用いずに自由な状態で穿刺針１５０の刺入を行なう場合には、穿刺針１５０の一部に装着された位置センサを用いてその先端部の位置を検出してよい。

30

【００４６】

次に、予想刺入位置算出部１０は、刺入直前あるいは刺入中における穿刺針１５０の先端位置と刺入方向の情報を穿刺針位置検出部９から受信し、前記先端位置と腫瘍領域までの距離（穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離）を算出する。そして、この穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離や穿刺針１５０の刺入方向に基づき、穿刺針１５０が生体組織中を直進すると仮定した場合の腫瘍領域に対する予想刺入位置を算出する。

【００４７】

更に、予想刺入位置算出部１０は、穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離やシステム制御部１５から供給される穿刺針１５０の材料情報や被検体の生体組織情報（例えば、穿刺針１５０の硬度や刺入経路における生体組織の硬度）等に基づいて刺入時における穿刺針１５０の湾曲度を推定し、このとき発生する予想刺入位置の誤差範囲を刺入誤差領域として算出する。

40

【００４８】

一方、穿刺支援データ生成部１１は、領域設定部７から供給される腫瘍領域、血管領域及び臓器領域の情報と穿刺針位置検出部９から供給される穿刺針１５０の刺入方向の情報、更には、予想刺入位置算出部１０から供給される予想刺入位置及び刺入誤差領域の情報に基づいて穿刺支援データを生成する。

【００４９】

次に、穿刺支援データ生成部１１によって生成される穿刺支援データの具体例につき図

50

7乃至図9を用いて説明する。図7は、穿刺アダプタ16のニードルガイド161に沿って穿刺針150が取り付けられた場合の穿刺支援データであり、システム制御部15から供給されるニードルガイド161の傾斜角度 θ に関する情報に基づいて穿刺針位置検出部9が検出した刺入直前における穿刺針150の刺入方向を視線方向として腫瘍領域Tr、被検体の体表から腫瘍領域Trまでの深さ範囲に存在する血管領域Vr1乃至Vr4及び臓器領域Rrのデータをレンダリング処理あるいは投影処理し、更に、処理後のデータに予想刺入位置Pi及び刺入誤差領域Avのデータを重畳して穿刺支援データを生成する。この場合、腫瘍領域Tr、臓器領域Rr及び血管領域Vr1乃至Vr4の各々には深さや領域に対応した色情報や輝度情報が付帯情報として付加される。

【0050】

10

一方、図8(a)乃至図8(e)は、穿刺針150が被検体の体内に刺入された場合に得られる穿刺支援データ的具体例であり、穿刺針位置検出部9から供給される穿刺針150の刺入方向を視線方向として腫瘍領域Tr、穿刺針150の先端位置から腫瘍領域Trまでの深さ範囲に存在する血管領域Vr及び臓器領域Rrのデータと腫瘍領域Trに対する予想刺入位置Pi及び刺入誤差領域Avのデータが上述と同様の方法によって合成され穿刺支援データが生成される。

【0051】

即ち、穿刺針150が被検体の体表面に刺入された直後は、図8(a)に示すように被検体の体表から腫瘍領域Trまでの深さ範囲に存在する血管領域Vr1乃至Vr4と臓器領域Rrが含まれた穿刺支援データが生成される。そして、穿刺針刺入深度の増大に伴ないまず体表に最も近い距離に存在する血管領域Vr1と臓器領域Rrが穿刺支援データから消失し、次いで体表に近い血管領域Vr2、血管領域Vr3、血管領域Vr4の順に穿刺支援データから消失する(図8(b)乃至図8(e))。尚、穿刺針刺入深度の増大に伴なって穿刺針150の先端位置から腫瘍領域Trまでの距離は短縮されるため刺入誤差領域Avの範囲も次第に縮小し、穿刺針150の先端部が腫瘍領域Trの表面に到達した時点で予想刺入位置Piの周囲に形成されていた刺入誤差領域Avは図8(e)に示すように消失する。

20

【0052】

一方、図9は、被検体に対する穿刺針150の刺入前あるいは刺入中に生成される腫瘍領域後方の穿刺支援データであり、穿刺針位置検出部9から供給される穿刺針150の先端位置や刺入方向等の情報に基づいて腫瘍領域Tr、腫瘍領域Trの後方に存在する血管領域Vr5及び図示しない臓器領域、腫瘍領域Trに対する予想刺入位置Pi及び刺入誤差領域Av等のデータが合成されて穿刺支援データが生成される。

30

【0053】

尚、上述の穿刺支援データの生成における視線方向は、穿刺針150の刺入方向によって設定される。例えば図10に示すように、刺入方向が方向Aに初期設定された場合の刺入前における穿刺支援データの視線方向は方向Aとなり、被検体内での湾曲によって穿刺針150の刺入方向が方向Bに更新された場合、刺入中における穿刺支援データの視線方向は方向Bに更新される。

【0054】

40

次に、図1の表示部12は、MPR画像データ生成部6にて生成されたMPR画像データ(図5参照)や3次元データ生成部8にて生成された3次元データ(図6参照)、更には、穿刺支援データ生成部11にて生成された穿刺前あるいは穿刺中の穿刺支援データ(図7乃至図9参照)を表示する機能を有し、図示しない表示データ生成回路と変換回路とモニタを備えている。

【0055】

前記表示データ生成回路は、上述の各ユニットから供給されるMPR画像データ、3次元データ及び穿刺支援データに対し被検体情報等の付帯情報を重畳して表示データを生成し、前記変換回路は、前記表示データに対しD/A変換とテレビフォーマット変換を行なって前記モニタに表示する。このとき、血管領域Vrは深さに対応させた色や輝度を用い

50

て表示してもよい。例えば、図 7 に示した血管領域 $V_r 1$ 乃至 $V_r 4$ の各々を白色、黄色、橙色及び赤色を用いて表示することにより深さ情報を容易に把握することができる。又、腫瘍領域、臓器領域及び血管領域を異なる色や輝度を用いて表示してもよく、この方法によれば夫々の領域の識別が更に容易となる。

【0056】

尚、表示部 12 のモニタに穿刺支援データを表示する際、図 11 (a) 及び図 11 (b) に示すように腫瘍領域 T_r の中心あるいは腫瘍領域 T_r に対する予想刺入位置 P_i がモニタの中央部に位置するように表示することが望ましいが、特に限定されない。そして、穿刺針 150 の先端部が腫瘍領域 T_r に到達したならば（即ち、穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離がゼロになったならば）この腫瘍領域 T_r における刺入位置あるいはその近傍が点滅表示される。

10

【0057】

一方、警告部 13 は、穿刺支援データにおける臓器領域 R_r あるいは血管領域 V_r に予想刺入位置 P_i や刺入誤差領域 A_v が重畳あるいは接触している場合には、穿刺針 150 の刺入位置や刺入方向の変更を含む穿刺計画の再設定を促すための警告信号を発生する。例えば、警告部 13 は、警告ランプ、警告ブザー、警告文言表示器等を用いて前記警告信号を操作者に報知する。

【0058】

図 12 は、表示部 12 のモニタに表示される腫瘍領域前方（即ち、体表から腫瘍領域 T_r までの深さ範囲）における穿刺支援データの具体例を示したものであり、図 12 (a) に示すように血管領域 $V_r 1$ 乃至 $V_r 4$ の一部に刺入誤差領域 A_v が重なった穿刺支援データが表示部 12 に表示された場合、警告部 13 は、腫瘍 T_m の近傍を走行する主要血管を誤って穿刺する可能性がある旨の警告信号を発生する。そして、上述の穿刺支援データを観測し、更に、警告信号を受けた操作者は、図 12 (b) のように血管領域 $V_r 1$ 乃至 $V_r 4$ に刺入誤差領域 A_v が重ならない穿刺支援データが得られるまで穿刺針 150 の刺入方向を更新する。そして、更新後の穿刺支援データにおいて刺入に対する安全性が確認されたならば被検体に対する穿刺針 150 の刺入を開始する。

20

【0059】

尚、図 12 では、腫瘍領域前方における穿刺支援データについて述べたが、腫瘍領域後方（即ち、腫瘍領域 T_r より深部）における穿刺支援データを用いて刺入に対する安全性を確認し、主要血管を誤って穿刺する可能性がある場合には穿刺針 150 の刺入方向を更新する。この場合の表示部 12 における腫瘍領域前方の穿刺支援データ及び腫瘍領域後方の穿刺支援データの切り替え表示は、後述する入力部 14 の支援データ選択部 143 によって行なわれる。

30

【0060】

入力部 14 は、表示パネルやキーボード、各種スイッチ、選択ボタン、マウス等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、当該被検体に対する 3 次元走査によって収集されたボリュームデータに対し 1 つあるいは複数の MPR 断面を設定する MPR 断面設定部 141、これらの MPR 断面において生成された MPR 画像データにおける腫瘍やこの腫瘍の近傍に存在する主要臓器に対し輪郭を設定する輪郭設定部 142、腫瘍領域前方における穿刺支援データ及び腫瘍領域後方における穿刺支援データの選択を行なう支援データ選択部 143、3 次元データの視線方向を設定する視線方向設定部 144 を備えている。

40

【0061】

更に、ボリュームデータ収集条件の設定、MPR 画像データ、3 次元データ及び穿刺支援データに対する表示条件の設定、更には、各種コマンド信号の入力等が入力部 14 に付けられた上述の入力デバイスを用いて行なわれる。

【0062】

システム制御部 15 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、前記記憶回路には入力部 14 の各ユニットにて入力 / 選択 / 設定された上述の各種情報が保存される。そして、前

50

記CPUは、上述の入力情報、選択情報及び設定情報に基づいて超音波診断装置100の各ユニットを制御し、穿刺支援データの生成と表示を行なう。

【0063】

(穿刺支援データの生成手順)

次に、本実施例における穿刺支援データの生成手順につき図13のフローチャートを用いて説明する。

【0064】

穿刺支援データの生成に先立ち超音波診断装置100の操作者は、入力部14において被検体情報の入力、穿刺アダプタ識別情報の入力、ボリュームデータ収集条件の設定、MPR画像データ/3次元データ/穿刺支援データの表示条件設定等を行なった後超音波プローブ3を被検体表面の所望位置に配置し、この超音波プローブ3に装着された穿刺アダプタ16のニードルガイド161に沿って穿刺針150を設定する(図13のステップS1)。

【0065】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、入力部14にて穿刺支援データの生成開始コマンドを入力し(図13のステップS2)、入力されたコマンド信号がシステム制御部15に供給されることにより、穿刺支援データの生成が開始される。

【0066】

穿刺支援データの生成に用いるボリュームデータの収集に際し、図2に示した送信部21のレートパルス発生器211は、システム制御部15から供給される基準信号を分周してレートパルスを生成し送信遅延回路212に供給する。送信遅延回路212は、所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、最初の送受信方向(1、1)に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをNチャンネルの駆動回路213に供給する。次いで、駆動回路213は、送信遅延回路212から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ3におけるN個の振動素子に供給して被検体内に送信超音波を放射する。

【0067】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体の臓器境界面や組織にて反射し、送信時と同じ振動素子によって受信されてNチャンネルの電気的な受信信号に変換される。次いで、この受信信号は、プリアンプ221にて増幅された後受信部22のA/D変換器222においてデジタル信号に変換され、更に、Nチャンネルの受信遅延回路223において所定の深さからの受信超音波を収束するための集束用遅延時間と送受信方向(1、1)からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間が与えられた後加算器224にて整相加算される。

【0068】

そして、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部4の包絡線検波器411及び対数変換器412は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なってBモードデータを生成し、ボリュームデータ生成部5のBモードデータ記憶部51に送受信方向を付帯情報として保存する。

【0069】

送受信方向(1、1)におけるBモードデータの生成と保存が終了したならば、システム制御部15は、送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路223における遅延時間を制御して方向に、方向にずつ順次更新された送受信方向(p、q)($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 2 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 2 \sim Q$))の各々に対して同様の手順で超音波を送受信して3次元走査を行なう。そして、各々の送受信方向にて得られたBモードデータも送受信方向を付帯情報としてBモードデータ記憶部51に保存する。

【0070】

更に、システム制御部15は、上述の送受信方向(p、q)($p = 1 \sim P$ 、 $q = 1 \sim Q$)に対するBモードデータの収集を目的とした超音波送受信と略並行してこれらの送

10

20

30

40

50

受信方向に対するカラードブラデータの収集を目的とした超音波送受信を行なう。

【 0 0 7 1 】

即ち、システム制御部 1 5 は、先ず、送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 における送信遅延時間と受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 における受信遅延時間を制御して送受信方向 (1、 1) に対する超音波送受信を所定回数 (L 回) 繰り返し、各々の超音波送受信において受信部 2 2 から得られた受信信号は、受信信号処理部 4 のドブラ信号検出部 4 2 に供給される。次いで、この受信信号は、ドブラ信号検出部 4 2 において直交位相検波されてドブラ信号が検出され、このドブラ信号はカラードブラデータ生成部 4 3 のドブラ信号記憶回路 4 3 1 に一旦保存される。

【 0 0 7 2 】

送受信方向 (1、 1) に対する所定回数 (L 回) の超音波送受信によって得られたドブラ信号の保存が終了したならば、システム制御部 1 5 は、ドブラ信号記憶回路 4 3 1 に保存されているドブラ信号の中から所定位置 (深さ) に対応した L 個のドブラ信号を順次読み出して M T I フィルタ 4 3 2 に供給する。そして、M T I フィルタ 4 3 2 は、供給されたドブラ信号をフィルタ処理して血流に起因したドブラ成分を抽出し、自己相関演算器 4 3 3 に供給する。

【 0 0 7 3 】

自己相関演算器 4 3 3 は、M T I フィルタ 4 3 2 から供給されたドブラ信号を用いて自己相関演算を行ない、更に、この演算結果に基づいて血流情報を算出する。このような演算を他の位置 (深さ) に対しても行ない、算出された送受信方向 (1、 1) における血流情報をボリュームデータ生成部 5 のカラードブラデータ記憶部 5 2 に送受信方向を付帯情報として保存する。

【 0 0 7 4 】

更に、システム制御部 1 5 は、送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 における遅延時間を制御し送受信方向 (p、 q) ($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 2 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 2 \sim Q$)) の各々に対して同様の手順で超音波を送受信して 3 次元走査を行ない、各々の送受信方向にて得られたカラードブラデータも送受信方向を付帯情報としてカラードブラデータ記憶部 5 2 に保存する。

【 0 0 7 5 】

一方、ボリュームデータ生成部 5 の補間処理部 5 3 は、B モードデータ記憶部 5 1 から読み出した複数の B モードデータを送受信方向 (p、 q) ($p = 1 + (p - 1)$ ($p = 1 \sim P$)、 $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 1 \sim Q$)) に対応させて配列することにより 3 次元 B モードデータを形成し、更に、この 3 次元 B モードデータを補間処理して B モードボリュームデータを生成する。同様にして、カラードブラデータ記憶部 5 2 から読み出した複数のカラードブラデータを前記送受信方向に対応させて配列することにより 3 次元カラードブラデータを形成し、この 3 次元カラードブラデータを補間処理してカラードブラボリュームデータを生成する。そして、生成した B モードボリュームデータ及びカラードブラボリュームデータをボリュームデータ記憶部 5 4 に保存する (図 1 3 のステップ S 3) 。

【 0 0 7 6 】

一方、M P R 画像データ生成部 6 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 4 に保存された B モードボリュームデータを読み出し、入力部 1 4 の M P R 断面設定部 1 4 1 から供給された M P R 断面情報に基づいて腫瘍の所望位置にて交叉する複数の M P R 断面を B モードボリュームデータに設定する。そして、これらの M P R 断面に対応した B モードボリュームデータのボクセルを抽出して複数の M P R 画像データを生成し、得られた M P R 画像データを表示部 1 2 のモニタに表示する (図 1 3 のステップ S 4) 。

【 0 0 7 7 】

表示部 1 2 に表示された複数の M P R 画像データを観察した操作者は、入力部 1 4 の輪郭設定部 1 4 2 において M P R 画像データの各々に示された腫瘍やこの腫瘍の近傍に位置

10

20

30

40

50

する主要臓器の輪郭を設定する。そして、輪郭設定部 142 からシステム制御部 15 を介して腫瘍の輪郭データを受信した領域設定部 7 の腫瘍領域設定部 71 は、この輪郭データに基づいて球体や回転楕円体等で近似した 3 次元的な腫瘍領域を設定し、同様に、輪郭設定部 142 から主要臓器の輪郭データを受信した領域設定部 7 の臓器領域設定部 72 は、この輪郭データに基づいて球体や回転楕円体等で近似した 3 次元的な臓器領域を設定する（図 13 のステップ S5）。

【0078】

一方、血管領域設定部 73 は、ポリリュームデータ生成部 5 のポリリュームデータ記憶部 54 に保存されたカラードプラポリリュームデータを読み出し、このカラードプラポリリュームデータにおける血流情報に基づいて腫瘍の近傍を走行する 3 次元的な主要血管を血管領域

10

【0079】

上述のポリリュームデータ及び MPR 画像データに基づく腫瘍領域、臓器領域及び血管領域の設定と並行し、穿刺針位置検出部 9 は、システム制御部 15 から供給されるニードルガイド 161 の傾斜角度情報に基づいて穿刺針 150 の刺入直前における先端位置及び刺入方向を検出する（図 13 のステップ S7）。

【0080】

次いで、穿刺針 150 の刺入直前における先端位置と刺入方向の情報を穿刺針位置検出部 9 から受信した予想刺入位置算出部 10 は、穿刺針 150 の先端位置と腫瘍領域までの距離（穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離）を算出し、更に、穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離や穿刺針 150 の刺入方向に基づき穿刺針 150 が生体組織中を直進すると仮定した場合の腫瘍領域に対する予想刺入位置を算出する（図 13 のステップ S8）。

20

【0081】

更に、予想刺入位置算出部 10 は、穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離やシステム制御部 15 から供給される穿刺針 150 の材料情報や被検体の生体組織情報等に基づいて穿刺針 150 の刺入時における湾曲度を推定し、このとき発生する予想刺入位置の誤差範囲を刺入誤差領域として算出する（図 13 のステップ S9）。

【0082】

そして、穿刺支援データ生成部 11 は、領域設定部 7 から供給された腫瘍領域、血管領域及び臓器領域の情報、穿刺針位置検出部 9 から供給された穿刺針 150 の刺入方向の情報、予想刺入位置算出部 10 から供給された腫瘍領域に対する予想刺入位置及び刺入誤差領域の情報に基づいて刺入直前の穿刺支援データを生成し、得られた穿刺支援データを表示部 12 のモニタに表示する（図 13 のステップ S10）。

30

【0083】

又、穿刺支援データの生成と並行して 3 次元データ生成部 8 は、上述の 3 次元的な腫瘍領域、臓器領域及び血管領域の情報と穿刺針位置検出部 9 によって検出された穿刺針 150 の先端位置及び刺入方向の情報を合成して 3 次元データを生成し穿刺支援データの参照データとして必要に応じて表示部 12 に表示する。

【0084】

表示部 12 のモニタに表示された穿刺支援データを観察した操作者は、この穿刺支援データにおける臓器領域あるいは血管領域に予想刺入位置や刺入誤差領域が重畳あるいは接触していないこと（即ち、穿刺針 150 による危険刺入の可能性が無いこと）を確認したならば被検体に対する穿刺針 150 の刺入を開始する（図 13 のステップ S12）。一方、穿刺支援データにおける臓器領域あるいは血管領域に予想刺入位置や刺入誤差領域が重畳あるいは接触している場合には超音波プローブ 3 の位置や穿刺針 150 の刺入方向及び刺入位置を更新した後（図 13 のステップ S11）、上述のステップ S3 乃至 S10 の手順を繰り返す。

40

【0085】

そして、上述のステップ S12 において被検体に刺入した穿刺針 150 の先端部が腫瘍領域に未だ到達していない場合、被検体に対する 3 次元走査によって穿刺針 150 の先端

50

部から得られる反射超音波の情報を送受信部 2 の受信部 22 を介して受信した穿刺針位置検出部 9 は、この受信信号に基づいて刺入中における穿刺針 150 の先端位置を検出し、更に、この先端位置の時間的变化から刺入方向を検出する（図 13 のステップ S7）。

【0086】

次いで、穿刺針 150 の刺入中における先端位置と刺入方向の情報を穿刺針位置検出部 9 から受信した予想刺入位置算出部 10 は、穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離）を算出し、更に、穿刺針先端 - 腫瘍領域間距離やシステム制御部 15 から供給される穿刺針 150 の材料情報及び被検体の生体組織情報等に基づいて腫瘍領域に対する予想刺入位置及び刺入誤差領域を算出する（図 13 のステップ S8 乃至ステップ S9）。

【0087】

そして、穿刺支援データ生成部 11 は、領域設定部 7 から供給された腫瘍領域、血管領域及び臓器領域の情報と穿刺針位置検出部 9 から供給された穿刺針 150 の刺入中における刺入方向の情報、更には、予想刺入位置算出部 10 から供給された腫瘍領域に対する予想刺入位置及び刺入誤差領域の情報に基づいて穿刺中の穿刺支援データを生成し表示部 12 のモニタに表示する（図 13 のステップ S10）。

【0088】

そして、表示部 12 における穿刺支援データの観察下にて被検体に対する穿刺針 150 の刺入を継続して行ない（図 13 のステップ S12）、穿刺針 150 の先端部が腫瘍領域に到達したことが確認された場合には、刺入を停止した状態で腫瘍に対する薬物投与や組織採取等の検査／治療を行ない（図 13 のステップ S13）、所定の検査／治療が終了したならば穿刺針 150 を被検体内から抜出する（図 13 のステップ S14）。

【0089】

以上述べた本発明の実施例によれば、周囲の主要血管や主要臓器等を損傷させることなく腫瘍等の検査／治療部位に対する穿刺を正確に行なうことが可能となる。

【0090】

特に、本実施例によれば、腫瘍及びこの腫瘍の近傍に位置する主要臓器を球体や回転楕円体等で近似した腫瘍領域及び臓器領域に主要血管の輪郭を示す血管領域を合成して穿刺支援データを生成しているため、穿刺針を用いた検査／治療において特に注目すべき腫瘍、主要臓器及び主要血管を強調して表示することが可能となる。

【0091】

又、穿刺針の刺入に伴ない、その先端部より体表側に位置した主要臓器や主要血管を示す臓器領域及び血管領域を穿刺支援データから削除することにより、危険刺入の対象となる臓器領域及び血管領域のみが強調表示された穿刺支援データを生成することができる。

【0092】

更に、穿刺支援データにおける血管領域や臓器領域を体表からの距離に対応させた色や輝度を用いて表示することにより相互の位置関係を容易に把握することが可能となり、又、腫瘍領域、臓器領域及び血管領域を異なる色や輝度を用いて表示することにより夫々の領域を容易に識別することが可能となる。

【0093】

一方、穿刺支援データにおける臓器領域及び血管領域に予想刺入位置や刺入誤差領域が重畳あるいは接触して表示された場合、穿刺針の刺入位置や刺入方向の変更を含む穿刺計画の再設定を促すための警告信号が発生するため危険刺入を確実に防止することができ、更に、穿刺支援データに示された予想刺入位置あるいはその周囲の点滅表示により穿刺針の先端部が腫瘍に到達したタイミングを正確に把握することができるため腫瘍に対する過度の刺入を防ぐことができる。

【0094】

又、穿刺支援データは、穿刺針の刺入方向を視線方向とした腫瘍領域、臓器領域及び血管領域と予想刺入位置及び刺入誤差領域の合成によって生成されるため、腫瘍領域、臓器領域及び血管領域に対する穿刺針の位置関係を正確かつ容易に把握することができる。

【0095】

以上の理由により、本実施例によれば穿刺針を用いた検査／治療における安全性と効率が飛躍的に向上するのみならず操作者や被検体に対する負担が大幅に軽減される。

【0096】

特に、穿刺支援データにおける腫瘍領域には穿刺針の予想刺入領域のみならず刺入時における穿刺針の湾曲を考慮した刺入誤差領域が設定されるため検査／治療における安全性は更に向上する。

【0097】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、複数の振動素子が2次元配列された、所謂2次元アレイ超音波プローブによって収集した3次元的なBモードデータ及びカラードブラデータに基づいてボリュームデータを生成し、これらのボリュームデータを用いて球体あるいは回転楕円体等で近似した3次元的な腫瘍領域及び臓器領域と3次元的な血管領域を設定する場合について述べたが、2次元アレイ超音波プローブの代わりに振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動させることにより上述のボリュームデータを収集してもよく、又、カラードブラデータの代わりに造影剤投与時のBモードデータに基づくボリュームデータを用いて血管領域の設定を行なってもよい。

【0098】

更に、上述の実施例では、MPR画像データに対しマニュアル設定された腫瘍や主要臓器の輪郭データに基づいて球体や回転楕円体等で近似された3次元的な腫瘍領域や臓器領域を設定する場合について述べたが、ボリュームデータに対し2値化処理等の処理を行なって腫瘍領域や臓器領域を自動設定しても構わない。

【0099】

尚、上述の穿刺針として腫瘍等の検査／治療部位に対して焼灼治療を行なうRFA穿刺針や前記検査／治療部位に対して薬物投与や組織採取等を行なう各種カテーテルを含んでいる。

【図面の簡単な説明】

【0100】

【図1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図3】同実施例における超音波プローブの座標と送受信方向の関係を示す図。

【図4】同実施例の超音波診断装置が備えるボリュームデータ生成部及び領域設定部の具体的な構成を示すブロック図。

【図5】同実施例のBモードボリュームデータに対して設定されるMPR断面とこのMPR断面において生成されるMPR画像データを説明するための図。

【図6】同実施例の3次元データ生成部によって生成される腫瘍領域、臓器領域及び血管領域の3次元データを示す図。

【図7】同実施例の刺入直前における腫瘍領域前方の穿刺支援データを示す図。

【図8】同実施例の刺入中における腫瘍領域前方の穿刺支援データを示す図。

【図9】同実施例の刺入直前あるいは刺入中における腫瘍領域後方の穿刺支援データを示す図。

【図10】同実施例の穿刺支援データにおける視線方向を説明するための図。

【図11】同実施例の穿刺支援データを表示する際の表示中心を示す図。

【図12】同実施例において危険刺入の可能性を有する腫瘍領域前方の穿刺支援データを示す図。

【図13】同実施例における穿刺支援データの生成手順を示すフローチャート。

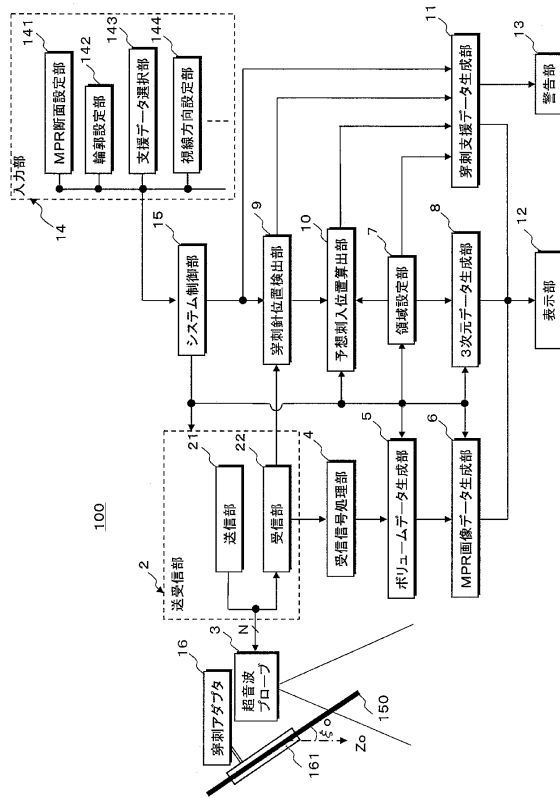
【図14】従来の穿刺用超音波プローブを説明するための図。

【符号の説明】

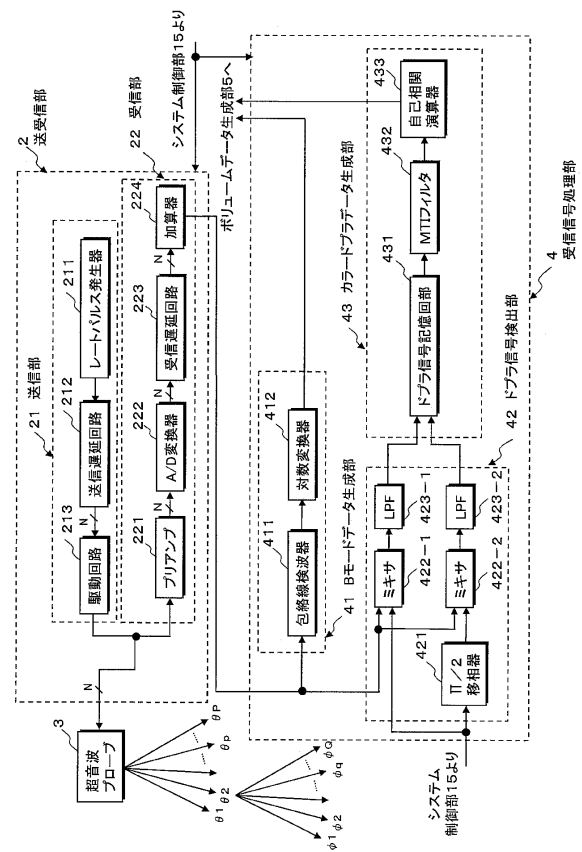
【0101】

2 ...送受信部	
2 1 ...送信部	
2 2 ...受信部	
3 ...超音波プローブ	
4 ...受信信号処理部	
4 1 ... B モードデータ生成部	
4 2 ...ドブラ信号検出部	
4 3 ...カラードプラデータ生成部	
5 ...ボリュームデータ生成部	
5 1 ... B モードデータ記憶部	10
5 2 ...カラードプラデータ記憶部	
5 3 ...補間処理部	
5 4 ...ボリュームデータ記憶部	
6 ...M P R 画像データ生成部	
7 ...領域設定部	
7 1 ...腫瘍領域設定部	
7 2 ...臓器領域設定部	
7 3 ...血管領域設定部	
8 ...3次元データ生成部	
9 ...穿刺針位置検出部	20
1 0 ...予想刺入位置算出部	
1 1 ...穿刺支援データ生成部	
1 2 ...表示部	
1 3 ...警告部	
1 4 ...入力部	
1 4 1 ...M P R 断面設定部	
1 4 2 ...輪郭設定部	
1 4 3 ...支援データ選択部	
1 4 4 ...視線方向設定部	
1 5 ...システム制御部	30
1 6 ...穿刺アダプタ	
1 6 1 ...ニードルガイド	
1 0 0 ...超音波診断装置	

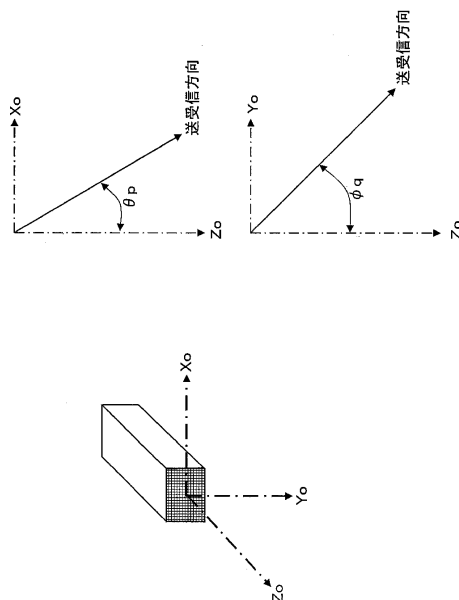
【図 1】



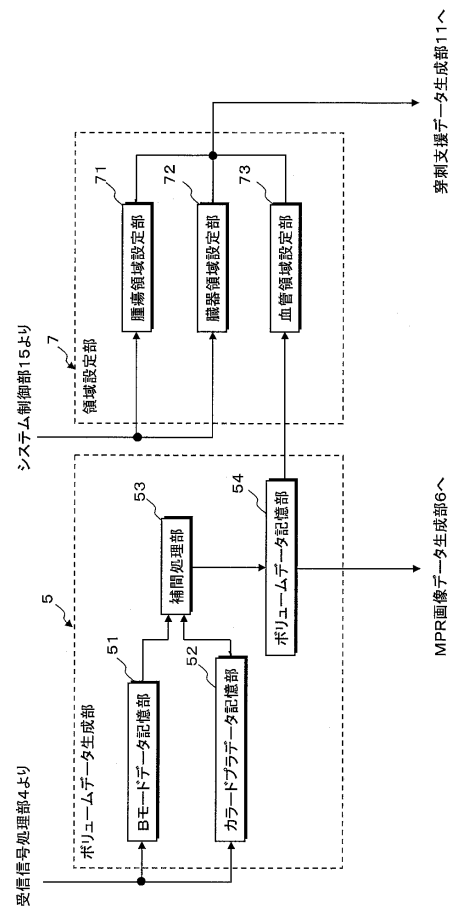
【図 2】



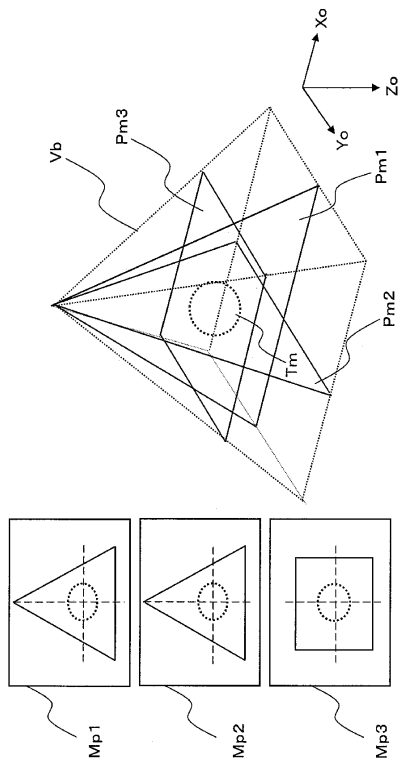
【図 3】



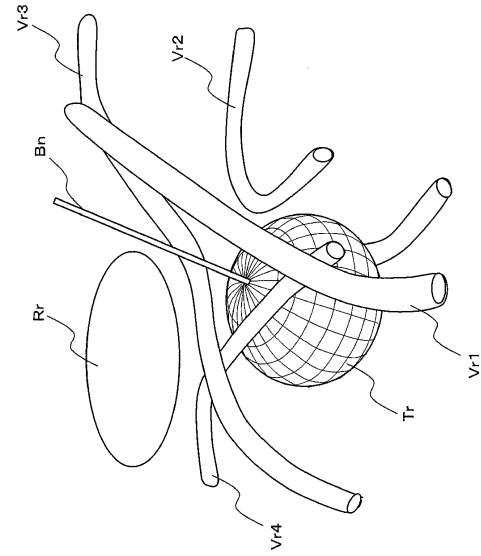
【図 4】



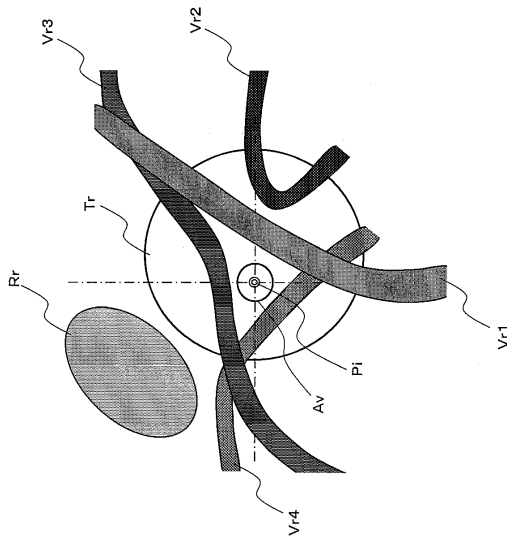
【図 5】



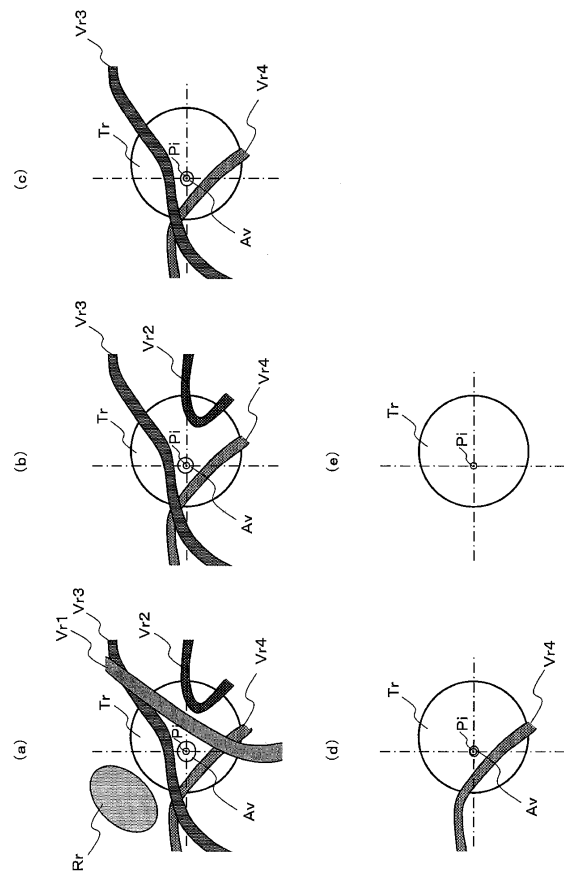
【図 6】



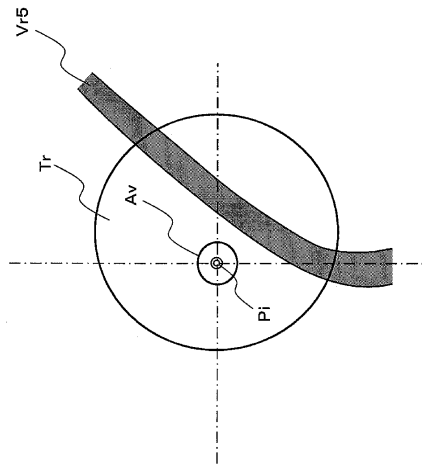
【図 7】



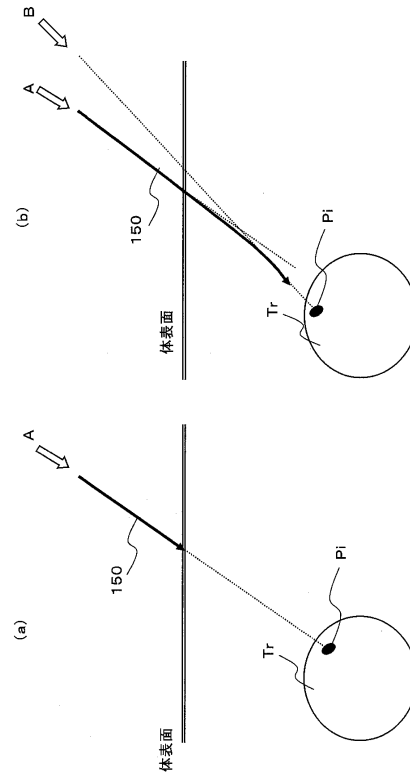
【図 8】



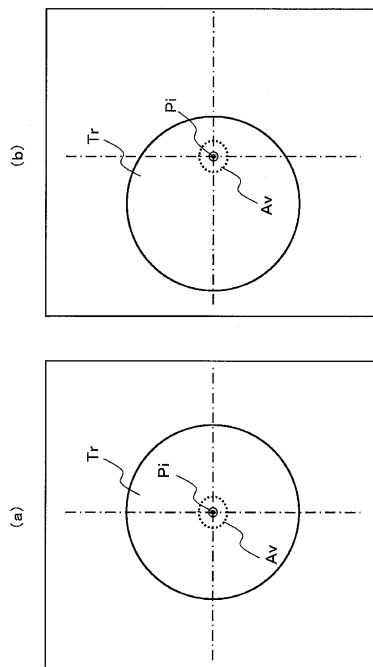
【図 9】



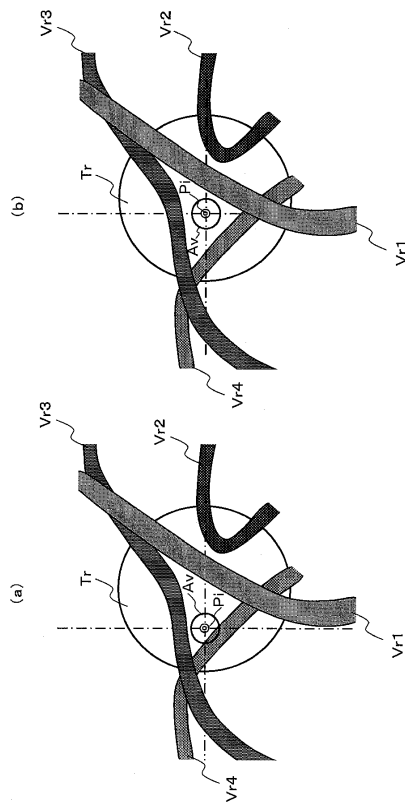
【図 10】



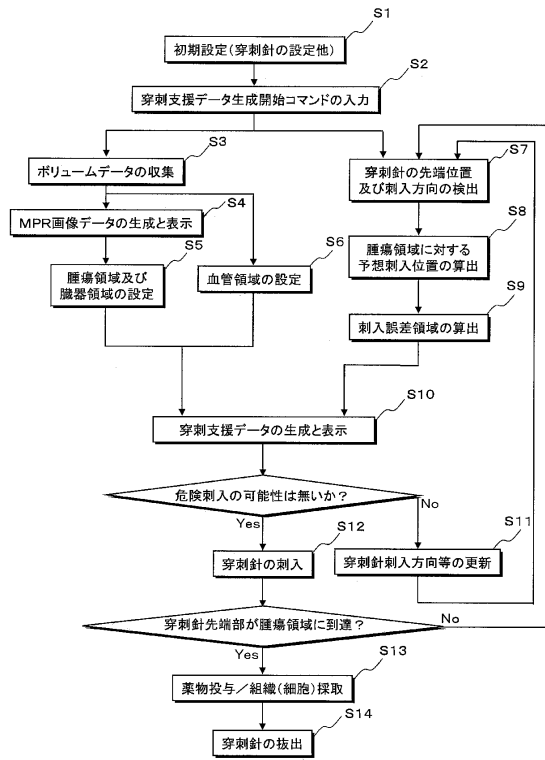
【図 11】



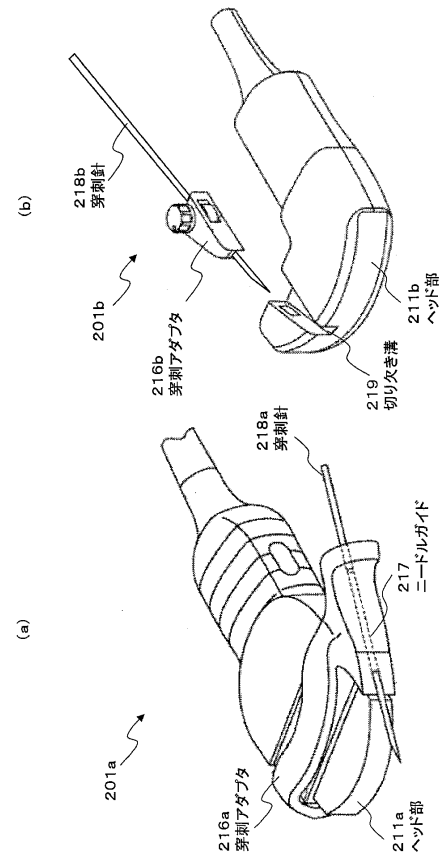
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開2000-185041(JP,A)
特開2007-000226(JP,A)
特開2004-298476(JP,A)
特開2003-019133(JP,A)
特開2004-215701(JP,A)
特開2004-159811(JP,A)
特開2006-055407(JP,A)
特開平05-329155(JP,A)
特開平05-277091(JP,A)
特開平04-227239(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00-8/15
A61B6/00~6/14

【 図 1 】

[illegible]