

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-240369
(P2013-240369A)

(43) 公開日 平成25年12月5日(2013.12.5)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-113866 (P2012-113866)
(22) 出願日 平成24年5月17日 (2012.5.17)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100149803
弁理士 藤原 康高
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩
(74) 代理人 100156579
弁理士 寺西 功一
(72) 発明者 小笠原 洋一
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

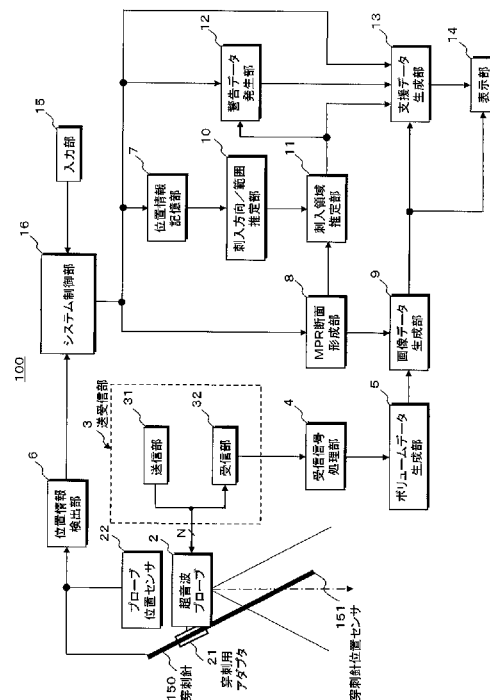
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針を用いた検査/治療に有効な支援データの生成

【解決手段】 超音波診断装置100は、患者の病巣部を含む体内の3次元領域に対し超音波送受信を行なう超音波プローブ2と、前記患者の体内に刺入された穿刺針先端部の前記超音波プローブに対する相対的な位置情報を検出する位置情報検出部6と、前記3次元領域のボリュームデータに基づいて前記病巣部を含む画像断面における画像データを生成する画像データ生成部9と、時系列的に検出される前記穿刺針先端位置情報に基づいて、前記病巣部における前記穿刺針先端部の予想刺入領域あるいは予想刺入位置の少なくとも何れかを推定する刺入領域推定11と、前記予想刺入領域あるいは前記予想刺入位置の少なくとも何れかを前記画像データに付加して支援データを生成する支援データ生成部13と、前記支援データを表示する表示部14を備える

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の病巣部を含む体内の 3 次元領域に対し超音波送受信を行なう超音波プローブと、前記患者の体内に刺入された穿刺針先端部の位置信号と前記超音波プローブの位置信号とに基づいて前記超音波プローブに対する前記穿刺針先端部の相対的な位置情報を穿刺針先端位置情報として検出する位置情報検出手段と、前記超音波プローブを用いて収集された前記 3 次元領域のボリュームデータに基づいて前記病巣部を含んだ画像断面における画像データを生成する画像データ生成手段と、時系列的に検出される前記穿刺針先端位置情報に基づいて、前記病巣部における前記穿刺針先端部の予想刺入領域あるいは予想刺入位置の少なくとも何れかを推定する刺入領域推定手段と、前記予想刺入領域あるいは前記予想刺入位置の少なくとも何れかを前記画像データに付加することによって支援データを生成する支援データ生成手段と、前記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。

10

【請求項 2】

前記支援データ生成手段は、前記画像データ生成手段が前記ボリュームデータに基づいて生成した B モード画像データ、カラードプラ画像データあるいは弾性画像データ（エラストグラフィ）の少なくとも何れかに前記予想刺入領域あるいは前記予想刺入位置の少なくとも何れかを付加することにより前記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。

20

【請求項 3】

前記ボリュームデータの基準 M P R 断面において生成された基準 M P R 画像データの病巣部に対して目標刺入位置及び許容刺入領域を設定する刺入位置 / 領域設定手段を備え、前記支援データ生成手段は、前記刺入領域推定手段によって推定された前記予想刺入領域あるいは前記予想刺入位置の少なくとも何れかと前記刺入位置 / 領域設定手段によって設定された前記目標刺入位置あるいは前記許容刺入領域の少なくとも何れかを前記画像データに付加することによって前記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。

30

【請求項 4】

M P R 断面形成手段を備え、前記 M P R 断面形成手段は、前記穿刺針先端部が前記患者の体表面に刺入された場合に前記位置情報検出手段から供給される前記穿刺針先端部の初期位置情報と前記基準 M P R 画像データの病巣部に対して設定された目標刺入位置の位置情報とに基づき、前記目標刺入位置を含み互いに直交する複数の M P R 断面を形成し、前記画像データ生成手段は、前記ボリュームデータの前記 M P R 断面におけるボクセルを抽出することによって前記 M P R 断面における画像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。

40

【請求項 5】

前記 M P R 断面形成手段は、前記穿刺針先端部の初期位置、前記目標刺入位置及び前記超音波プローブの中心を含む第 1 の M P R 断面と、前記穿刺針先端部の初期位置及び前記目標刺入位置を含み前記第 1 の M P R 断面に垂直な第 2 の M P R 断面と、前記目標刺入位置を含み前記目標刺入位置と前記前記穿刺針先端部の初期位置を通る直線を法線とする第 3 の M P R 断面を形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。

40

【請求項 6】

前記刺入領域推定手段は、前記予想刺入範囲と前記第 3 の M P R 断面との交差領域あるいは前記予想刺入方向と前記第 3 の M P R 断面との交点に基づいて前記病巣部における前記穿刺針先端部の予想刺入領域あるいは予想刺入位置の少なくとも何れかを推定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記支援データ生成手段は、前記刺入方向及び前記刺入範囲の情報が付加された前記第

50

1のMPR断面及び第2のMPR断面における画像データと前記予想刺入位置、前記予想刺入領域、前記目標刺入位置、前記許容刺入領域の少なくとも何れかの情報が付加された前記第3のMPR断面における画像データに基づいて前記支援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。

【請求項8】

警告信号発生手段を備え、前記警告信号発生手段は、前記許容刺入領域と前記予想刺入領域との領域比較結果及び前記体内に刺入された穿刺針の最新先端位置と前記予想刺入位置との距離計測結果に基づいて所定の警告信号を発生することを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記支援データ生成手段は、前記穿刺針の最新先端位置と前記予想刺入位置との距離計測結果を更に付加することによって前記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10】

前記体内における前記穿刺針先端部の刺入に伴って時系列的に検出される前記穿刺針先端位置情報に基づいて前記穿刺針先端部の予想刺入方向及び予想刺入範囲を推定する刺入方向/範囲推定手段を備え、前記刺入領域推定手段は、前記予想刺入範囲と前記画像断面との交差領域あるいは前記予想刺入方向と前記画像断面との交点に基づいて前記画像データに示された前記病巣部における前記穿刺針先端部の予想刺入領域あるいは予想刺入位置の少なくとも何れかを推定することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項11】

患者の病巣部を含む3次元領域において収集したボリュームデータに基づいて前記病巣部の検査あるいは治療に好適な支援データを生成する超音波診断装置に対し、前記患者の体内に刺入された穿刺針先端部の位置信号と前記3次元領域に対して超音波送受信を行なう超音波プローブの位置信号とに基づいて前記超音波プローブに対する前記穿刺針先端部の相対的な位置情報を穿刺針先端位置情報として検出する位置情報検出機能と、前記超音波プローブを用いて収集された前記3次元領域のボリュームデータに基づいて前記病巣部を含んだ画像断面における画像データを生成する画像データ生成機能と、時系列的に検出される前記穿刺針先端位置情報に基づいて、前記病巣部における前記穿刺針先端部の予想刺入領域あるいは予想刺入位置の少なくとも何れかを推定する刺入領域推定機能と、前記予想刺入領域あるいは前記予想刺入位置の少なくとも何れかを前記画像データに付加することによって支援データを生成する支援データ生成機能と、前記支援データを表示する表示機能を実行させることを特徴とする制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、患者の検査/治療対象部位を含む3次元領域から収集されたボリュームデータに基づいて穿刺針を用いた検査あるいは治療に有効な支援データの生成と表示を行なう超音波診断装置及び制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルス患者の体内に放射し、生体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により受信して種々の生体情報を収集するものである。複数の振動素子に供給する駆動信号や前記振動素子から得られる受信信号の遅延時間を制御することにより超音波の送受信方向や集束点を電子的に制御することが可能な近年の超音波診断装置では、超音波プローブの先端部を体表面に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの画像

10

20

30

40

50

データを容易に観察することができるため、生体臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

一方、近年では、このような超音波診断装置を用いて得られた画像データの観察下で患者の病巣部（検査／治療対象部位）に穿刺針を刺入することにより所定の検査あるいは治療を行なう方法が開発されており、例えば、穿刺針を含む断面において収集された2次元画像データにて病巣部と共に表示される穿刺針の位置情報を観察しながら病巣部に対する穿刺針の刺入が行われる。

【0004】

又、穿刺針及び超音波プローブに設けられた位置検出器によって得られる各々の位置情報に基づいて穿刺針の予想挿入方向を示す直線状の穿刺ガイドラインを生成し、この穿刺ガイドラインを病巣部が示された2次元画像データに重畳して表示することにより更に正確な穿刺針の刺入を可能とする方法も開発されている。

10

【0005】

しかしながら、上述した何れの方法においても、穿刺針は患者の体内において直線的に刺入されることを前提としているが、通常の穿刺針は十分な硬度を有していないため、例えば、刺入経路における生体組織の弾性（硬さ）特性が不均一な場合には、穿刺ガイドライン等によって予め設定された予想刺入方向とは異なる方向へ刺入される。そして、特に、実際の刺入方向が2次元画像データの断面から逸れた場合には、穿刺針先端部を画像データ上で把握することが不可能になるという問題点を有していた。

20

【0006】

このような問題点を解決するために、最近では、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を用いて病巣部を含んだ患者体内の3次元領域におけるボリュームデータ（3次元の画像情報）を収集するとともに当該3次元領域に刺入された穿刺針の先端位置情報を検出し、穿刺針先端部を基準として形成された互いに直交する複数の断面を前記ボリュームデータに対して設定することにより収集された各々の断面における画像データとこの画像データに重畳表示された穿刺針先端部の位置情報を観測することにより、穿刺針が曲がって刺入された場合においてもその先端部を正確に把握することが可能な方法が提案されている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2000-185041号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ボリュームデータを用いた上述の方法によれば、生体組織における弾性特性の不均一性に起因して穿刺針の刺入方向が予め設定された予想刺入方向から逸れた場合においても、穿刺針先端部の位置情報を正確に捉えることができる。

【0009】

40

しかしながら、上述の方法では、予定刺入方向あるいはこの予定刺入方向を中心とする予定刺入範囲に基づいて病巣部における予定刺入位置や予定刺入領域を推定する機能を有していないため、刺入された穿刺針の先端部が病巣部に対して正確に到達するか否かを初期の段階で把握することができない。即ち、刺入方向の良否は、病巣部あるいはその近傍領域に穿刺針が刺入されるまで正確に判定することができないため、不適当な方向に刺入された穿刺針に対して再刺入を行なう場合、患者に対して多大な負担を与えるという問題点を有していた。

【0010】

本開示は、上述の問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、画像データの観察下で患者の病巣部に対し穿刺針を刺入させて所定の検査あるいは治療を行なう際、刺入さ

50

れた穿刺針の先端部が目標領域に対して正確に到達するか否かを初期の段階で把握することが可能な支援データの生成と表示を行なう超音波診断装置及び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】

【0011】

上記課題を解決するために、本開示の実施形態における超音波診断装置は、患者の病巣部を含む体内の3次元領域に対し超音波送受信を行なう超音波プローブと、前記患者の体内に刺入された穿刺針先端部の位置信号と前記超音波プローブの位置信号とに基づいて前記超音波プローブに対する前記穿刺針先端部の相対的な位置情報を穿刺針先端位置情報として検出する位置情報検出手段と、前記超音波プローブを用いて収集された前記3次元領域のボリュームデータに基づいて前記病巣部を含んだ画像断面における画像データを生成する画像データ生成手段と、時系列的に検出される前記穿刺針先端位置情報に基づいて、前記病巣部における前記穿刺針先端部の予想刺入領域あるいは予想刺入位置の少なくとも何れかを推定する刺入領域推定手段と、前記予想刺入領域あるいは前記予想刺入位置の少なくとも何れかを前記画像データに付加することによって支援データを生成する支援データ生成手段と、前記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。

10

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本実施形態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】本実施形態の超音波診断装置が備える送受信部の具体的な構成を示すブロック図

20

。【図3】本実施形態の超音波プローブに対する座標系と超音波送受信方向の関係を説明するための図。

【図4】本実施形態の超音波診断装置が備える受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図5】本実施形態の超音波診断装置が備えるボリュームデータ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図6】本実施形態のMPR断面形成部において形成されるMPR断面の具体例を示す図

。【図7】本実施形態の刺入方向／範囲推定部によって推定された患者体内における穿刺針の予想刺入方向及び予想刺入範囲を説明するための図。

30

【図8】本実施形態の刺入領域推定部によって推定された病巣部における穿刺針の予想刺入位置及び予想刺入領域の具体例を示す図。

【図9】本実施形態の超音波診断装置が備える警告データ発生部の具体的な構成を示すブロック図。

【図10】本実施形態の支援データ生成部において生成される支援データの具体例を示す図。

【図11】本実施形態における支援データの生成／表示手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照して本開示の実施形態を説明する。

40

【0014】

(実施形態)

以下に述べる本実施形態の超音波診断装置は、先ず、病巣部を含んだ患者体内の3次元領域に対する超音波送受信によって収集されたボリュームデータに基づき、前記病巣部の中心部において互いに直交した3つの画像断面におけるMPR (Multi Planar Reconstruction) 画像データを収集する。次いで、患者体内に刺入される穿刺針の先端位置情報を時系列的に検出し、これらの先端位置情報に基づいて体内における穿刺針の予想刺入方向及び予想刺入範囲と病巣部に対する予想刺入位置及び予想刺入領域を推定する。そして、得られたこれらの予想刺入情報を上述のMPR画像データに付加することにより当該病巣

50

部の検査あるいは治療に有効な支援データを生成する。

【0015】

尚、以下の実施形態では、病巣部の組織採取を目的とした生検（生体組織検査）用の穿刺針を画像データの観察下で患者の体内に刺入する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、病巣部の焼灼治療が可能なRFA穿刺針等の焼灼治療用穿刺針を刺入するような場合であっても構わない。又、複数個の振動素子が2次元配列された超音波プローブを用いて収集されるボリュームデータに基づいて穿刺針を用いた検査あるいは治療に有効な支援データを生成する場合について述べるが、複数個の振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回動させて収集されるボリュームデータに基づいて上述の支援データを生成してもよい。

10

【0016】

（装置の構成及び機能）

本実施形態における超音波診断装置の構成と機能につき図1乃至図10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及び図4は、こ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である。又、図5及び図9は、上述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警告データ発生部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0017】

図1に示す本実施形態の超音波診断装置100は、穿刺針150の刺入前あるいは刺入中における患者体内の3次元領域に対して送信超音波（超音波パルス）を放射し、この送信超音波により前記3次元領域から得られた受信超音波（超音波反射波）を電気的な受信信号に変換する複数個の振動素子を備えた超音波プローブ2と、前記3次元領域の所定方向に対して送信超音波を放射するための駆動信号を上述の振動素子へ供給し、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3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、カラードブラデータ及び弾性データを生成する受信信号処理部4と、超音波の送受信方向単位で得られた上述のBモードデータ、カラードブラデータ及び弾性データに基づいて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と、穿刺針150の先端部に設けられた穿刺針位置センサ151及び超音波プローブ2に設けられたプローブ位置センサ22の検出信号に基づいて超音波プローブ2に対する穿刺針先端部の相対的な位置情報（以下、穿刺針先端位置情報と呼ぶ。）を検出する位置情報検出部6と、患者に対する穿刺針150の刺入に伴って位置情報検出部6から時系列的に供給される穿刺針先端位置情報を順次保存する位置情報記憶部7を備えている。

20

30

【0018】

又、超音波診断装置100は、患者の体表面に穿刺針150が刺入された場合に位置情報検出部6から供給される穿刺針先端位置情報（以下、穿刺針先端部の初期位置情報と呼ぶ。）や後述の基準MPR画像データにおける病巣部の中心位置（目標刺入位置）等に基づいて互いに直交する3つの画像断面（MPR断面）を形成するMPR断面形成部8と、ボリュームデータ生成部5から供給される上述のボリュームデータに基づいて前記MPR断面における2次元の画像データ（MPR画像データ）を生成する画像データ生成部9と、位置情報記憶部7から読み出した刺入方向に隣接する複数の穿刺針先端位置情報に基づいて体内における穿刺針150の予想刺入方向及び予想刺入範囲を推定する刺入方向／範囲推定部10と、得られた予想刺入方向及び予想刺入範囲とMPR断面設定部8により病巣部に対して設定されたMPR断面とに基づいて前記予想刺入方向に略垂直なMPR画像データの病巣部に対する予想刺入位置及び予想刺入領域を推定する刺入領域推定部11を備えている。

40

【0019】

更に、超音波診断装置100は、穿刺針150の先端位置と予想刺入位置との距離（以下、刺入距離と呼ぶ。）及び基準MPR画像データの病巣部に基づいて設定された許容刺入領域と上述の予想刺入領域との比較結果に基づいて穿刺方向の再設定（刺入のやり直し）を促すための警告データや警告文言（以下では、これらを纏めて警告データと呼ぶ。）

50

を発生する警告データ発生部 12 と、画像データ生成部 9 において生成された上述の MPR 画像データに刺入領域推定部 11 から供給された予想刺入位置や予想刺入領域の推定結果、刺入方向/範囲推定部 10 から刺入領域推定部 11 を介して供給された予想刺入方向及び予想刺入範囲の推定結果、入力部 15 からシステム制御部 16 を介して供給された許容刺入領域、更には、警告データ発生部 12 から供給された刺入距離の計測結果や警告データ等を重畳することにより穿刺針 150 を用いた検査や治療に好適な支援データを生成する支援データ生成部 13 と、病巣部の中心位置に対応する目標刺入位置の設定及び病巣部領域に対応する許容刺入領域の設定を目的として画像データ生成部 9 が生成した基準 MPR 画像データや支援データ生成部 13 が生成した互いに直交する 3 つの MPR 画像データをベースとした支援データを表示する表示部 14 と、患者情報の入力、ボリュームデータ収集条件及び画像データ生成条件の設定、支援データ生成条件の設定、基準 MPR 画像データに示された病巣部に対する目標刺入位置及び許容刺入領域の設定、各種指示信号の入力等を行なう入力部 15 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 16 を備えている。

10

20

30

40

50

【0020】

超音波プローブ 2 は、2次元配列された N 個 ($N = N1 \times N2$) の図示しない振動素子とその先端部に有し、この先端部を患者の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。そして、前記振動素子の各々は、図示しない N チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部 3 に接続されている。これらの振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には駆動信号(電気パルス)を送信超音波(超音波パルス)に変換し、受信時には受信超音波(超音波反射波)を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。

【0021】

又、超音波プローブ 2 の壁面には、その先端部に穿刺針位置センサ 151 を有し当該病巣部の検査あるいは治療に用いられる穿刺針 150 の刺入方向を設定すると共にこの穿刺針 150 を刺入方向に対してスライド自在に保持する穿刺用アダプタ 21 と、超音波プローブ 2 の位置及び方向を把握するための複数からなるプローブ位置センサ 22 が備えられている。

【0022】

尚、超音波プローブには、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、超音波診断装置 100 を操作する医療従事者(以下、操作者と呼ぶ。)は、好適な超音波プローブを検査/治療部位に応じて任意に選択することが可能であるが、本実施形態では、2次元配列された N 個の振動素子とその先端部に有するセクタ走査用の超音波プローブ 2 を用いた場合について述べる。

【0023】

次に、図 2 に示す送受信部 3 は、患者体内の所定方向に対し各種撮影モード(即ち、Bモード、カラードプラモード及び弾性モード)の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 2 の振動素子へ供給する送信部 31 と、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受信部 32 を備え、送信部 31 は、レートパルス発生器 311、送信遅延回路 312 及び駆動回路 313 を備えている。

【0024】

レートパルス発生器 311 は、体内に放射する送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、システム制御部 16 から供給される基準信号を分周することによって生成し、得られたレートパルスを送信遅延回路 312 へ供給する。送信遅延回路 312 は、例えば、超音波プローブ 2 に内蔵された N 個の振動素子の中から選択された Nt 個の送信用振動素子と同数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集束用遅延時間と所定方向に対して前記送信超音波を放射するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器 311 から供給された上述のレートパルスに与える。駆動回路 313 は、超音波プローブ 2 に内蔵された Nt 個の送信用振動素子を駆動する機能を有し、送信遅延回路 312 から供給されるレートパルスに基づいて上述の集束用遅延時間及び偏向用遅延時間を有する駆動用パルスを生成する。

【 0 0 2 5 】

一方、受信部 3 2 は、超音波プローブ 2 に内蔵された N 個の振動素子の中から選択された N_r 個の受信用振動素子に対応する N_r チャンネルのプリアンプ 3 2 1、A/D 変換器 3 2 2 及び受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 を備え、B モード、カラードプラモード及び弾性モードにおいて受信用振動素子からプリアンプ 3 2 1 を介して供給された N_r チャンネルの受信信号は A/D 変換器 3 2 2 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 3 2 3 へ送られる。受信遅延回路 3 2 3 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と所定方向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 3 2 2 から出力された N_r チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 3 2 4 は、受信遅延回路 3 2 3 から出力された N_r チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 により、所定方向からの受信超音波に対応した受信信号は整相加算される。

10

【 0 0 2 6 】

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

【 0 0 2 7 】

次に、図 1 に示した受信信号処理部 4 の具体的な構成につき図 4 のブロック図を用いて説明する。この受信信号処理部 4 は、受信部 3 2 の加算部 3 2 4 から出力される整相加算後の受信信号を処理して 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、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 2 と弾性データを生成する弾性データ生成部 4 3 を備えている。

20

【 0 0 2 8 】

B モードデータ生成部 4 1 は、加算部 3 2 4 から出力された受信信号の各々に対して包絡線検波を行なう包絡線検波器 4 1 1 と、包絡線検波後の受信信号に対する対数変換処理により小さな信号振幅を相対的に強調して B モードデータを生成する対数変換器 4 1 2 を備えている。

【 0 0 2 9 】

カラードプラデータ生成部 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 3 2 の整相加算部 3 2 3 から出力された受信信号を直交位相検波して複素信号 (I 信号及び Q 信号) を生成する。

30

【 0 0 3 0 】

更に、カラードプラデータ生成部 4 2 は、ドプラ信号記憶部 4 2 4、MTI フィルタ 4 2 5 及び自己相関演算器 4 2 6 を備え、直交位相検波によって得られた複素信号は、ドプラ信号記憶部 4 2 4 に一旦保存される。一方、高域通過用デジタルフィルタである MTI フィルタ 4 2 5 は、ドプラ信号記憶部 4 2 4 に保存された上述の複素信号を読み出し、この複素信号に含まれた臓器の固定反射体あるいは臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因するドプラ成分 (クラッタ成分) を除去する。そして、自己相関演算器 4 2 6 は、MTI フィルタ 4 2 5 によって抽出された血流情報のドプラ成分に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値、分散値、パワー値等を算出してカラードプラデータを生成する。

40

【 0 0 3 1 】

一方、弾性データ生成部 4 3 は、超音波プローブ 2 の表面近傍に設けられ、この超音波プローブ 2 の所定方向に対する低周波振動によって体表面に加えられた圧力を計測する圧力計測部 4 3 1 と、低周波振動時に受信部 3 2 の加算器 3 2 4 から所定時間間隔で供給される受信信号を相関処理することによって病巣部やその周辺組織の変位を計測する変位計測部 4 3 2 と、変位計測部 4 3 2 から供給される変位データと圧力計測部 4 3 1 から供給される圧力データに基づいて体内における歪みデータや弾性率データ等の弾性データを算

50

出する演算部 4 3 3 を備えている。尚、弾性データの具体的な生成方法については特開 2 0 0 5 - 1 3 2 8 3 号公報等に記載されているため詳細な説明は省略する。

【 0 0 3 2 】

次に、図 1 のポリウムデータ生成部 5 は、図 5 に示すように超音波データ記憶部 5 1、補間処理部 5 2 及びポリウムデータ記憶部 5 3 を備え、超音波データ記憶部 5 1 には、当該患者に対する 3 次元の超音波走査によって得られた受信信号に基づいて受信信号処理部 4 が生成した B モードデータ、カラードブラデータ及び弾性データが、システム制御部 1 6 から供給される送受信方向 (p、 q) の情報を付帯情報として順次保存される。

【 0 0 3 3 】

一方、補間処理部 5 2 は、超音波データ記憶部 5 1 から読み出した B モードデータ、カラードブラデータ及び弾性データを送受信方向 (p、 q) に対応させて配列することにより 3 次元超音波データ (3 次元 B モードデータ、3 次元カラードブラデータ及び 3 次元弾性データ) を生成し、更に、これらの 3 次元超音波データに対し補間処理等を行なってポリウムデータ (B モードポリウムデータ、カラードブラポリウムデータ及び弾性ポリウムデータ) を生成する。そして、得られたこれらのポリウムデータは、ポリウムデータ記憶部 5 3 に一旦保存される。

【 0 0 3 4 】

図 1 へ戻って、位置情報検出部 6 は、図示しない穿刺針先端位置検出部、プローブ位置検出部及び相対位置情報算出部を備えている。穿刺針先端位置検出部は、超音波プローブ 2 の穿刺用アダプタ 2 1 においてスライド自在に装着されている穿刺針 1 5 0 の先端部近傍に設けられた穿刺針位置センサ 1 5 1 から供給される位置信号に基づいて患者の体内に刺入された穿刺針 1 5 0 の先端位置を検出し、プローブ位置検出部は、超音波プローブ 2 の内部あるいは表面に設けられた複数からなるプローブ位置センサ 2 2 から供給される位置信号に基づいて患者の体表面に配置された超音波プローブ 2 のプローブ位置 (位置及び方向) を検出する。

【 0 0 3 5 】

穿刺針 1 5 0 や超音波プローブ 2 の位置検出法として各種の方法が既に提案されているが、検出精度、コスト及び大きさを考慮した場合、超音波センサあるいは磁気センサを位置センサとして用いる方法が好適である。磁気センサを用いたプローブ位置検出部は、例えば、特開 2 0 0 0 - 5 1 6 8 号公報等に記載されているように磁気を発生するトランスミッタ (磁気発生部) と、この磁気を検出した複数の磁気センサ (プローブ位置センサ 2 2) から供給される位置信号を処理して超音波プローブ 2 のプローブ位置 (位置及び方向) を算出する位置算出部 (何れも図示せず) を備えている。

【 0 0 3 6 】

尚、プローブ位置センサ 2 2 としての磁気センサは、通常、超音波プローブ 2 の表面に装着され、プローブ位置検出部のトランスミッタは、超音波プローブ 2 の近傍に設置される。そして、上述の位置算出部は、磁気によって計測された複数からなる磁気センサの各々とトランスミッタとの距離に基づいて超音波プローブ 2 のプローブ位置を算出する。

【 0 0 3 7 】

次いで、位置情報検出部 6 の相対位置情報算出部は、相対位置情報算出用プログラムが予め保管された図示しない演算プログラム保管部とこの相対位置情報算出用プログラムを用いて所定の演算処理を行なう演算部を備えている。即ち、演算部は、上述の穿刺針先端位置検出部から供給される穿刺針先端部の位置データとプローブ位置検出部から供給される超音波プローブ 2 の位置データを演算プログラム保管部から読み出した相対位置情報算出用プログラムへ入力することにより超音波プローブ 2 に対する穿刺針先端部の相対的な位置情報 (穿刺針先端位置情報) を算出する。相対位置情報算出部において得られた穿刺針先端位置情報により、患者の体内に刺入された穿刺針 1 5 0 の先端部とポリウムデータ生成部 5 において生成されたポリウムデータあるいはこのポリウムデータに基づいて生成された各種の M P R 画像データとの対応付けが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

そして、上述の相対位置情報算出部において得られた穿刺針先端位置情報は位置情報記憶部7に保存される。即ち、位置情報記憶部7には、患者の体内に刺入された穿刺針先端部の移動に伴って位置情報検出部6の相対位置情報算出部から時系列的に供給される穿刺針先端部の相対的な位置情報が順次保存される。

【 0 0 3 9 】

次に、MPR断面形成部8は、穿刺針150が患者の体表面に刺入された場合に位置情報検出部6の相対位置情報算出部から供給される穿刺針先端部の相対的な位置情報（初期位置情報）と基準MPR画像データに示された病巣部に基づいて設定された目標刺入位置の位置情報とに基づいて、例えば、目標刺入位置を含み互いに直交する3つのMPR断面を形成する。

10

【 0 0 4 0 】

図6は、MPR断面形成部8において形成されるMPR断面の具体例を示したものであり、所定の基準MPR断面をボリュームデータ生成部5のボリュームデータ記憶部53から読み出したボリュームデータVbに対して設定することにより得られる基準MPR画像データが表示部14に表示され、この基準MPR画像データに示された病巣部に対して目標刺入位置Bxと図示しない許容刺入領域Byが入力部15によって設定された場合、MPR断面形成部8は、例えば、上述の目標刺入位置Bxと体表面における穿刺針先端部の初期位置a0及び超音波プローブ2の中心Px（図3に示す直交座標系（p-q-r）の原点）を含む第1のMPR断面Pm1、目標刺入位置Bxと上述の初期位置a0を含む第1のMPR断面Pm1に垂直な第2のMPR断面Pm2、目標刺入位置Bxを含み目標刺入位置Bxと初期位置a0を通る直線を法線とする第3のMPR断面Pm3を形成する。

20

【 0 0 4 1 】

再び図1へ戻って、画像データ生成部9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53から読み出したボリュームデータ（Bモードボリュームデータ、カラードブラボリュームデータ及び弾性ボリュームデータ）とこれらのボリュームデータに対して設定された基準MPR断面や第1のMPR断面乃至第3のMPR断面に基づいて各種のMPR画像データを生成する機能を有し、図示しないデータ抽出部とデータ合成部を備えている。

【 0 0 4 2 】

そして、基準MPR画像データの生成におけるデータ抽出部は、例えば、Bモードボリュームデータの病巣部に対し所定の基準MPR断面を設定し、この基準MPR断面におけるボクセルを抽出することにより目標刺入位置及び許容刺入領域の設定を目的とした基準MPR画像データを生成する。

30

【 0 0 4 3 】

又、第1のMPR画像データの生成におけるデータ抽出部は、Bモードボリュームデータ、カラードブラボリュームデータ及び弾性ボリュームデータの各々にMPR断面形成部8が形成した第1のMPR断面を設定し、このMPR断面におけるボクセルを抽出することにより2次元のBモード画像データ、カラードブラ画像データ及び弾性画像データ（エラストグラフィ）を生成する。一方、データ合成部は、得られたBモード画像データ、カラードブラ画像データ及び弾性画像データを合成することにより第1のMPR画像データを生成する。

40

【 0 0 4 4 】

同様にして、第2のMPR画像データ及び第3のMPR画像データの生成におけるデータ抽出部は、上記ボリュームデータの各々に対して設定した第2のMPR断面及び第3のMPR断面におけるボクセルを抽出することによりBモード画像データ、カラードブラ画像データ及び弾性画像データを生成し、データ合成部は、得られたこれらの画像データを合成することにより第2のMPR画像データ及び第3のMPR画像データを生成する。

【 0 0 4 5 】

次に、刺入方向/範囲推定部10は、患者の体内に対する穿刺針150の刺入に伴って

50

位置情報検出部 6 から時系列的に供給され位置情報記憶部 7 に一旦保存された複数からなる穿刺針先端位置情報に基づいて患者体内における穿刺針 150 の予想刺入方向及び予想刺入範囲を推定する機能を有し、図示しない刺入方向推定部と刺入範囲推定部を備えている。

【0046】

刺入方向推定部は、位置情報記憶部 7 に保存された穿刺針先端位置情報の中から最新の穿刺針先端位置情報及びこの穿刺針先端位置情報に隣接する 1 つあるいは複数の穿刺針先端位置情報を読み出す。そして、これらの穿刺針先端位置情報を用いた外挿補間処理によって患者体内における穿刺針 150 の予想刺入方向を推定する。一方、刺入範囲推定部は、刺入方向推定部によって推定された予想刺入方向を中心軸とし最新の穿刺針先端位置を頂点とする円錐形状の予想刺入範囲を推定する。

10

【0047】

図 7 は、位置情報記憶部 7 から読み出した最新の穿刺針先端位置情報 a 1 とこの穿刺針先端位置情報 a 1 に隣接する穿刺針先端位置情報 a 2 及び a 3 に基づいて刺入方向 / 範囲推定部 10 が推定した穿刺針 150 の予想刺入方向及び予想刺入範囲を説明するための図であり、刺入方向推定部は、上述の穿刺針先端位置情報 a 1 乃至 a 3 を刺入方向へ外挿補間することにより予想刺入方向 A x を推定し、刺入範囲推定部は、この予想刺入方向 A x を中心軸とし穿刺針先端位置情報 a 1 を頂点とする円錐形状の予想刺入範囲 A y を推定する。尚、予想刺入範囲 A y の拡がり角度は、通常、入力部 15 において初期設定される。

20

【0048】

次に、図 1 の刺入領域推定部 11 は、MPR 断面形成部 8 によって形成された第 3 の MPR 断面（図 6 参照）と刺入方向 / 範囲推定部 10 の刺入方向推定部によって推定された予想刺入方向との交点を算出することにより第 3 の MPR 断面の病巣部における予想刺入位置を推定し、更に、第 3 の MPR 断面と刺入方向 / 範囲推定部 10 の刺入範囲推定部によって推定された予想刺入範囲との交差領域を算出することにより上述の病巣部における予想刺入領域を推定する。

【0049】

図 8 は、刺入領域推定部 11 によって推定された病巣部における予想刺入位置及び予想刺入領域を説明するための図であり、この図 8 に示すように、第 3 の MPR 画像データ I m 3 の病巣部 O b に対する穿刺針 150 の予想刺入位置 D x 及び予想刺入領域 D y は、MPR 断面形成部 8 によって形成された第 3 の MPR 断面 P m 3 と刺入方向 / 範囲推定部 10 によって推定された予想刺入方向 A x 及び予想刺入範囲 A y との交点及び交差領域によって推定される。

30

【0050】

次に、図 1 の警告データ発生部 12 は、図 9 に示すように領域比較部 121、刺入距離計測部 122 及び警告データ生成部 123 を備えている。

【0051】

領域比較部 121 は、基準 MPR 画像データの病巣部に対して入力部 15 が設定した許容刺入領域と、刺入領域推定部 11 が第 3 の MPR 断面と予想刺入範囲との交差領域に基づいて推定した予想刺入領域（図 8 参照）とを比較し、予想刺入領域の全てあるいはその一部が許容刺入領域の外部に存在する場合、その旨を示す刺入領域判定結果を警告データ生成部 123 に対して出力する。

40

【0052】

一方、刺入距離計測部 122 は、穿刺針 150 の刺入に伴って位置情報検出部 6 からシステム制御部 16 を介して略リアルタイムで供給される穿刺針先端位置情報と刺入領域推定部 11 から供給される予想刺入位置の位置情報とに基づいて患者体内に刺入された穿刺針 150 の先端部と第 3 の MPR 断面における予想刺入位置との距離を刺入距離として計測し、得られた刺入距離が所定の閾値より短い場合、その旨を示す刺入距離判定結果を警告データ生成部 123 及び支援データ生成部 13 に対して出力する。

50

【0053】

そして、警告データ生成部123は、領域比較部121から供給される刺入領域判定結果及び刺入距離計測部122から供給される刺入距離判定結果に基づいて所定の警告データを生成する。具体的には、穿刺針150の先端部が上述の予想刺入位置に対して所定距離（閾値）以下に接近した時点で第3のMPR断面において推定された予想刺入領域の全てあるいはその一部が許容刺入領域の外部に存在する場合、病巣部の周囲に存在する正常組織に対して穿刺針150による刺入が行なわれる危険性があるため、当該検査/治療を目的として超音波診断装置100を操作する操作者に対し穿刺針150の再刺入を促すための警告データ（警告信号あるいは警告文言）を生成する。

【0054】

次に、図1に示した支援データ生成部13は、画像データ生成部9において生成された第1のMPR画像データ乃至第3のMPR画像データに入力部15が設定した目標刺入位置及び許容刺入領域、刺入領域推定部11から供給された予想刺入領域及び予想刺入位置の推定結果、刺入方向/範囲推定部10から刺入領域推定部11を介して供給された予想刺入方向及び予想刺入範囲の推定結果、更には、警告データ発生部12から供給された刺入距離の計測結果や警告データを重畳することにより穿刺針150を用いた検査あるいは治療に好適な支援データを生成する。

【0055】

図10は、第1のMPR画像データ乃至第3のMPR画像データをベースとして支援データ生成部13が生成した支援データの具体例を示したものであり、この支援データAdxの左上領域には、例えば、病巣部領域Obが示された第1のMPR画像データIm1に目標刺入位置Bx、予想刺入方向Ax、予想刺入範囲Ay、予想刺入位置Dx、穿刺針150、第2のMPR断面Pm2及び第3のMPR断面Pm3等の情報を重畳することによって生成された第1のサブ支援データAd1が配置され、同様に、支援データAdxの右上領域には、病巣部領域Obが示された第2のMPR画像データIm2に目標刺入位置Bx、予想刺入方向Ax、予想刺入範囲Ay、予想刺入位置Dx、穿刺針150、第1のMPR断面Pm1及び第3のMPR断面Pm3を重畳することによって生成された第2のサブ支援データAd2が配置される。

【0056】

更に、支援データAdxの左下領域には、病巣部Obが示された第3のMPR画像データIm3に目標刺入位置Bx、許容刺入領域By、予想刺入位置Dx、第1のMPR断面Pm1及び第2のMPR断面Pm2の情報や穿刺距離の計測結果等を重畳することによって生成された第3のサブ支援データAd3が配置される。

【0057】

尚、第3のサブ支援データAd3に示された許容刺入領域Byは、既に述べたように病巣部Obの境界線に沿って設定され、この第3のサブ支援データに示された刺入距離が閾値より短くなった時点で予想刺入範囲Dyの全てあるいはその一部が許容刺入領域Byの外部に存在する場合、警告データ発生部12において生成された再刺入を促すための警告データ（警告文言）が支援データAdxの右下領域等において示される。

【0058】

次に、図1の表示部14は、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備え、表示データ生成部は、病巣部の中心位置に対応する目標刺入位置の設定及び病巣部領域に対応する許容刺入領域の設定を目的として画像データ生成部9が生成した基準MPR画像データや互いに直交する第1のMPR画像データ乃至第3のMPR画像データをベースとして支援データ生成部13が生成した上述の支援データを所定の表示フォーマットに変換して表示データを生成し、データ変換部は、前記表示データに対しD/A変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行なってモニタに表示する。

【0059】

一方、入力部15は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、患者情報の入力、ボリュームデー

10

20

30

40

50

タ収集条件及び画像データ生成条件の設定、支援データ生成条件の設定、ボリュームデータに対する基準MPR断面の設定、基準MPR画像データに示された病巣部に対する目標刺入位置及び許容刺入領域の設定、予想刺入範囲拡がり角度及び閾値の設定、各種指示信号の入力等を行なう。

【0060】

システム制御部16は、図示しないCPUと入力情報記憶部を備え、入力部15において入力あるいは設定された上述の各種情報は入力情報記憶部に保存される。一方、CPUは、上述の各種情報を用いて超音波診断装置100が備える各ユニットを統括的に制御することにより当該患者の3次元領域に対する超音波送受信を実行させ、更に、このとき得られたボリュームデータに基づいて穿刺針150を用いた検査あるいは治療に有効な支援データの生成と表示を実行させる。

10

【0061】

(支援データの生成/表示手順)

次に、本実施形態における支援データの生成/表示手順につき図11のフローチャートに沿って説明する。当該患者に対するボリュームデータの収集に先立ち、超音波診断装置100の操作者は、入力部15において患者情報を入力した後、ボリュームデータ収集条件及び画像データ生成条件の設定、支援データ生成条件の設定、予想刺入範囲拡がり角度及び閾値の設定等を行なう。そして、入力部15における上述の入力情報や設定情報は、システム制御部16が備える入力情報記憶部に保存される(図11のステップS1)

20

【0062】

超音波診断装置100に対する上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ2を患者の体表面に配置した状態で支援データ生成開始指示信号を入力部15において入力し(図11のステップS2)、この指示信号がシステム制御部16へ供給されることにより、病巣部(検査/治療対象部位)を含んだ患者体内の3次元領域に対するボリュームデータ(Bモードボリュームデータ、カラードプラボリュームデータ及び弾性ボリュームデータ)の収集が開始される。

【0063】

Bモードボリュームデータの収集に際し、送信部31のレートパルス発生器311は、システム制御部16からの制御信号に従って生成したレートパルスを送信遅延回路312へ供給する。送信遅延回路312は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための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313へ供給する。次いで、駆動回路313は、送信遅延回路312から供給されたレートパルスに基づいて所定の遅延時間と形状を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ2において2次元配列されたN個の振動素子へ供給し患者体内に送信超音波を放射する。

30

【0064】

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臓器境界面や組織にて反射し、前記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、受信部32のプリアンプ321においてゲイン補正されA/D変換器322においてデジタル信号に変換された後、Nチャンネルの受信遅延回路323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遅延時間が与えられ、加算器324にて整相加算される。

40

【0065】

一方、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、得られたBモードデータは送受信方向(1、1)の情報を付帯情報としてボリュームデータ生成部5の超音波データ記憶部51に保存される。

50

【0066】

送受信方向（ 1 、 1 ）に対するBモードデータの生成と保存が終了したならば、超音波の送受信方向が方向に 1 ずつ更新された $q = 1 + (q - 1)$ （ $q = 2$ 乃至 Q ）によって設定される送受信方向（ 1 、 2 乃至 Q ）に対して超音波送受信を行ない、更に、送受信方向が方向に 1 ずつ更新された $p = 1 + (p - 1)$ （ $p = 2$ 乃至 P ）によって設定される送受信方向 2 乃至 P の各々に対し上述の 1 乃至 Q の超音波送受信を繰り返すことによって3次元走査が行なわれる。そして、これらの超音波送受信によって得られたBモードデータも上述の送受信方向を付帯情報としてボリュームデータ生成部5の超音波データ記憶部51に保存される。

【0067】

同様にして、患者体内の3次元領域に対するカラードプラモードの超音波送受信及び弾性モードの超音波送受信によって得られた整相加算後の受信信号を受信した受信信号処理部4のカラードプラデータ生成部42及び弾性データ生成部43は、これらの受信信号に対し所定の信号処理を行なうことによりカラードプラデータ及び弾性データを生成し、得られたカラードプラデータ及び弾性データに送受信方向の情報を付加して超音波データ記憶部51に保存する。

【0068】

一方、ボリュームデータ生成部5の補間処理部52は、超音波データ記憶部51から読み出したBモードデータ、カラードプラデータ及び弾性データを送受信方向（ p 、 q ）に対応させて配列することにより3次元超音波データ（3次元Bモードデータ、3次元カラードプラデータ及び3次元弾性データ）を生成し、得られた3次元超音波データを補間処理して生成したボリュームデータ（Bモードボリュームデータ、カラードプラボリュームデータ及び弾性ボリュームデータ）をボリュームデータ記憶部53に保存する（図11のステップS3）。

【0069】

次いで、画像データ生成部9は、上述のボリュームデータ記憶部53から読み出したボリュームデータ（例えば、Bモードボリュームデータ）の病巣部に対して所定の基準MPR断面を設定し、この基準MPR断面におけるボクセルを抽出することによって基準MPR画像データを生成する。そして、得られた基準MPR画像データを表示部14のモニタに表示する（図11のステップS4）。

【0070】

一方、超音波診断装置100の操作者は、表示部14に表示された基準MPR画像データにおける病巣部の中心に目標刺入位置を設定し、病巣部と正常組織との境界線に基づいて病巣部の形状や拡がりに対応した許容刺入領域を設定する（図11のステップS5）。

【0071】

次いで、操作者は、表示部14に表示された穿刺針150の刺入方向に対応する穿刺ガイドラインが上述の目標刺入位置と一致するように患者の体表面に配置された超音波プローブ2及びこの超音波プローブ2の穿刺用アダプタ21に取り付けられた穿刺針150の位置や方向を微調整した後、患者体内に対する穿刺針150の刺入を開始する。

【0072】

一方、位置情報検出部6の穿刺針先端位置検出部は、穿刺針150の先端部近傍に設けられた穿刺針位置センサ151から供給される位置信号に基づいて患者の体内に刺入された穿刺針150の先端位置を検出し、位置情報検出部6のプローブ位置検出部は、超音波プローブ2の内部あるいは表面に設けられた複数からなるプローブ位置センサ22から供給される位置信号に基づいて患者の体表面に配置された超音波プローブ2の位置及び方向を検出する。そして、位置情報検出部6の相対位置情報算出部は、上述の穿刺針先端位置検出部から供給される穿刺針先端部の位置データとプローブ位置検出部から供給される超音波プローブ2の位置データ及び方向データを所定の相対位置情報算出用プログラムへ入力することにより超音波プローブ2に対する穿刺針先端部の相対的な位置情報（穿刺針先端位置情報）を算出し、得られた穿刺針先端位置情報を位置情報記憶部7に保存する（図

10

20

30

40

50

11のステップS6)。

【0073】

次に、MPR断面形成部8は、穿刺針150が患者の体表面に刺入された場合に位置情報検出部6の相対位置情報算出部から供給された最初の穿刺針先端位置情報と基準MPR画像データの病巣部中心に対して設定された目標刺入位置の位置情報とに基づいて、例えば、目標刺入位置と体表面に刺入された穿刺針先端部の初期位置及び超音波プローブ2の中心を含む第1のMPR断面、目標刺入位置と上述の初期位置を含み第1のMPR断面に垂直な第2のMPR断面、目標刺入位置を含み前記初期位置と目標刺入位置を通る直線を法線とする第3のMPR断面を形成する(図11のステップS7)。

【0074】

次いで、画像データ生成部9は、ポリウムデータ生成部5のポリウムデータ記憶部53から読み出したBモードポリウムデータ、カラードブラポリウムデータ及び弾性ポリウムデータの各々にMPR断面形成部8が形成した第1のMPR断面乃至第3のMPR断面を設定し、これらのMPR断面におけるボクセルを抽出することによって2次元のBモード画像データ、カラードブラ画像データ及び弾性画像データ(エラストグラフィ)を生成する。そして、得られたこれらの画像データをMPR断面単位で合成することにより第1のMPR画像データ乃至第3のMPR画像データを生成する(図11のステップS8)。

【0075】

一方、刺入方向/範囲推定部10の刺入方向推定部は、位置情報記憶部7に保存された穿刺針先端位置情報の中から最新の穿刺針先端位置情報及びこの穿刺針先端位置情報に隣接する1つあるいは複数の穿刺針先端位置情報を読み出し、これらの穿刺針先端位置情報を外挿補間することによって患者体内における穿刺針150の予想刺入方向を推定する。又、刺入方向/範囲推定部10の刺入範囲推定部は、刺入方向推定部によって推定された予想刺入方向を中心軸とし最新の穿刺針先端位置を頂点とする円錐形状の予想刺入範囲を推定する(図11のステップS9)。

【0076】

次いで、刺入領域推定部11は、MPR断面形成部8によって形成された第3のMPR断面と上述の刺入方向推定部によって推定された予想刺入方向との交点を算出することにより第3のMPR断面の病巣部における予想刺入位置を推定し、更に、第3のMPR断面と刺入範囲推定部によって推定された予想刺入範囲との交差領域を算出することにより上述の病巣部における予想刺入領域を推定する(図11のステップS10)。

【0077】

一方、警告データ発生部12の刺入距離計測部122は、位置情報検出部6からシステム制御部16を介して略リアルタイムで供給される穿刺針先端位置情報と刺入領域推定部11から供給される予想刺入位置の位置情報とに基づき、患者の体内に刺入された穿刺針150の先端部と第3のMPR断面における予想刺入位置との距離を刺入距離として計測する(図11のステップS11)。

【0078】

次いで、支援データ生成部13は、画像データ生成部9において生成された第1のMPR画像データ乃至第3のMPR画像データに入力部15が設定した目標刺入位置及び許容刺入領域、刺入領域推定部11から供給された予想刺入領域及び予想刺入位置の推定結果、刺入方向/範囲推定部10から刺入領域推定部11を介して供給された予想刺入方向及び予想刺入範囲の推定結果、更には、警告データ発生部12から供給された刺入距離の計測結果等を付加して当該検査/治療に好適な支援データを生成し、得られた支援データを表示部14のモニタに表示する(図11のステップS12)。

【0079】

そして、刺入距離計測部122において計測された刺入距離が所定の閾値より長い場合、上述のステップS6とステップS9乃至ステップS12を繰り返すことによって穿刺針150の刺入、予想刺入方向/範囲/位置/領域の推定、刺入距離の計測及び支援デー

10

20

30

40

50

タの生成 / 表示を行なう。

【 0 0 8 0 】

一方、刺入距離計測部 1 2 2 において計測された刺入距離が閾値 より短くなった時点、即ち、穿刺針 1 5 0 の先端部が予想刺入位置に対して閾値 以下に接近した時点で警告データ発生部 1 2 の領域比較部 1 2 1 は、基準 M P R 画像データの病巣部に対して入力部 1 5 が設定した許容刺入領域と刺入領域推定部 1 1 が第 3 の M P R 断面と予想刺入範囲との交差領域に基づいて推定した予想刺入領域とを比較する。そして、予想刺入領域の全てあるいはその一部が許容刺入領域の外部に存在する場合、警告データ発生部 1 2 の警告データ生成部 1 2 3 は、操作者に対して穿刺針 1 5 0 の再刺入（刺入のやり直し）を促すための警告データ（警告文言）を生成し、この警告データを支援データ生成部 1 3 によって生成された上述の支援データに付加して表示部 1 4 に表示する（図 1 1 のステップ S 1 3 ）。

10

【 0 0 8 1 】

次いで、この警告データを観察した操作者は、患者の体内から抜き出した穿刺針 1 5 0 の刺入方向を好適な方向へ再設定した後（図 1 1 のステップ S 1 4 ）、上述のステップ S 6 乃至ステップ S 1 2 を繰り返すことにより新たな支援データの生成と表示を行なう。そして、穿刺針 1 5 0 の先端部が病巣部の許容刺入領域に到達したならば当該病巣部に対する検査あるいは治療が開始される（図 1 1 のステップ S 1 5 ）。

【 0 0 8 2 】

以上述べた本実施形態によれば、画像データの観察下で患者の病巣部に対し穿刺針を刺入させて所定の検査あるいは治療を行なう際、刺入された穿刺針の先端部が病巣部に対して正確に到達するか否かを初期の段階で把握することが可能となる。このため、再刺入が必要になった場合における患者の負担を軽減することができる。

20

【 0 0 8 3 】

特に、時系列的に検出される複数の穿刺針先端位置情報に基づいて推定した患者体内における予想刺入方向及び予想刺入範囲と病巣部中心に対して設定された M P R 断面との交差領域に基づいて病巣部における予想刺入位置及び予想刺入領域を正確に推定することができ、得られた予想刺入領域と病巣部領域に対応する許容刺入領域とを比較表示することにより、穿刺針が好適な方向に対して刺入されているか否かを容易に把握することが可能となる。

30

【 0 0 8 4 】

又、上述した予想刺入領域と許容刺入領域との比較結果に基づいて警告データの生成及び表示を行なうことにより、当該検査 / 治療を担当する医療従事者に対して穿刺針の再刺入を促すことができる。

【 0 0 8 5 】

更に、上述の実施形態では、病巣部の中心を含み互いに直交する 3 つの断面において収集された M P R 画像データに上述の予想刺入方向、予想刺入範囲、予想刺入領域、予想刺入位置、更には、予想刺入位置と穿刺針先端部との距離を示す刺入距離等を付加して表示することにより、病巣部と穿刺針先端部との位置関係を容易に把握することができる。

40

【 0 0 8 6 】

又、支援データに用いられる M P R 画像データは、上述の断面において生成された生体組織の形状や機能を示す B モード画像データ及びカラードプラ画像データと生体組織の弾性（硬さ）特性を示す弾性画像データ（エラストグラフィ）を合成することによって生成されるため、体内における穿刺針の局所的な刺入難度を把握することが可能となり、予め推定された予想刺入方向を前記刺入難度に基づいて補正することができる。

【 0 0 8 7 】

以上、本開示の実施形態について述べてきたが、本開示は、上述の実施形態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、上述の実施形態では、病巣部の組織採取を目的とした生検（生体組織検査）用の穿刺針 1 5 0 を画像データの観察下で患者の体内に刺入する場合について述べたが、病巣部の焼灼治療が可能な R F A 穿刺

50

針等の治療用穿刺針を刺入するような場合であっても構わない。

【0088】

又、複数個の振動素子が2次元配列された超音波プローブ2を用いて収集されるボリュームデータに基づいて穿刺針150を用いた検査あるいは治療に有効な支援データを生成する場合について述べたが、複数個の振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転させて収集されるボリュームデータに基づいて上述の支援データを生成してもよい。

【0089】

更に、上述の実施形態では、穿刺針150が体表面に刺入される際に得られる穿刺針先端位置情報（初期位置情報）と基準MPR画像データの病巣部中心に対して設定された目標刺入位置の位置情報とに基づいて目標刺入位置を含み互いに直交した3つの断面におけるMPR画像データを生成し、これらのMPR画像データに予想刺入方向等の予想刺入情報を付加して支援データを生成する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、患者の体内に刺入された穿刺針先端部の最新位置情報と予想刺入位置の位置情報とに基づいて予想刺入位置を含み互いに直交する3つの断面を新たに形成し、これらの断面において生成されたMPR画像データに上述の予想刺入情報を付加して支援データを生成してもよい。この方法によれば、予想刺入位置と最新の穿刺針先端位置とを含む断面において第1のMPR画像データ及び第2のMPR画像データが生成されるため病巣部を含む体内組織と各種予想刺入情報との位置関係を更に正確に把握することが可能となる。

10

20

【0090】

又、図10に示した支援データでは、刺入中の穿刺針150に対する予想刺入方向を第1のMPR画像データ及び第2のMPR画像データに付加する場合について述べたが、再刺入が行なわれた場合には、再刺入時に推定された予想刺入方向と再刺入前に推定された過去の予定刺入方向を上述のMPR画像データに付加しても構わない。この方法によれば、過去の予定刺入方向に関する情報を参考にしながら再刺入時における刺入方向を設定することができる。

【0091】

一方、警告データ発生部12において生成された警告データ（警告文言）を支援データに付加して表示する場合について述べたが、警告文言や警告信号等の警告データは、入力部15が備える表示パネルに出力してもよく、又、操作パネル等に設けられた図示しない点滅ランプやスピーカ等の警告音発生器に出力しても構わない。

30

【0092】

尚、本実施形態の超音波診断装置100に含まれる各ユニットは、例えば、CPU、RAM、磁気記憶装置、入力装置、表示装置等で構成されるコンピュータをハードウェアとして用いることでも実現することができる。例えば、超音波診断装置100の各ユニットを制御するシステム制御部16は、上記のコンピュータに搭載されたCPU等のプロセッサに所定の制御プログラムを実行させることにより各種機能を実現することができる。この場合、上述の制御プログラムをコンピュータに予めインストールしてもよく、又、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体への保存あるいはネットワークを介して配布された制御プログラムのコンピュータへのインストールであっても構わない。

40

【0093】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、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、変更を行なうことができる。これら実施形態やその変形例は、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】

【0094】

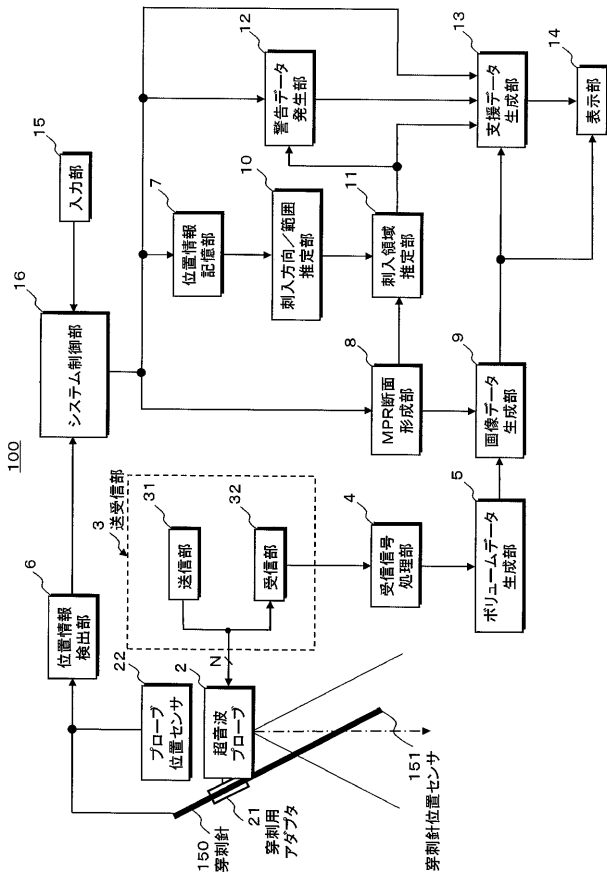
50

- 2 ... 超音波プローブ
- 2 1 ... 穿刺用アダプタ
- 2 2 ... プローブ位置センサ
- 3 ... 送受信部
- 3 1 ... 送信部
- 3 2 ... 受信部
- 4 ... 受信信号処理部
- 5 ... ボリュームデータ生成部
- 6 ... 位置情報検出部
- 7 ... 位置情報記憶部
- 8 ... MPR断面形成部
- 9 ... 画像データ生成部
- 10 ... 刺入方向/範囲推定部
- 11 ... 刺入領域推定部
- 12 ... 警告データ発生部
- 13 ... 支援データ生成部
- 14 ... 表示部
- 15 ... 入力部
- 16 ... システム制御部
- 150 ... 穿刺針
- 151 ... 穿刺針位置センサ
- 100 ... 超音波診断装置

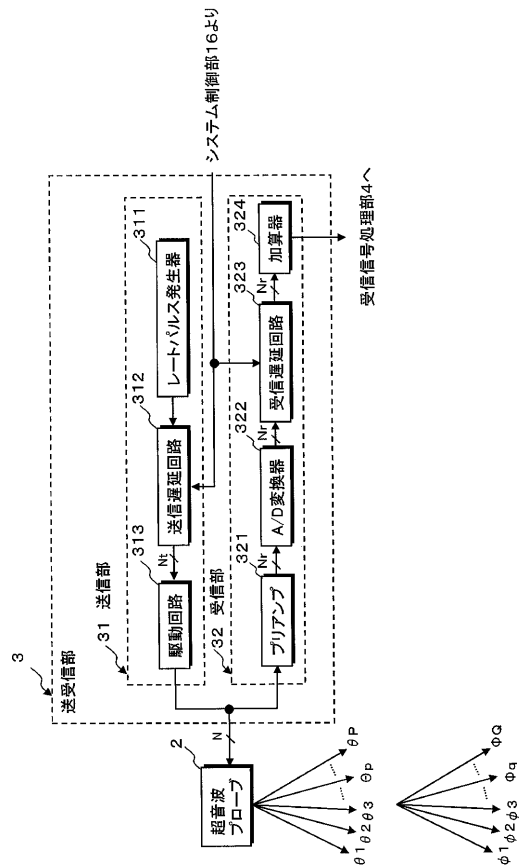
10

20

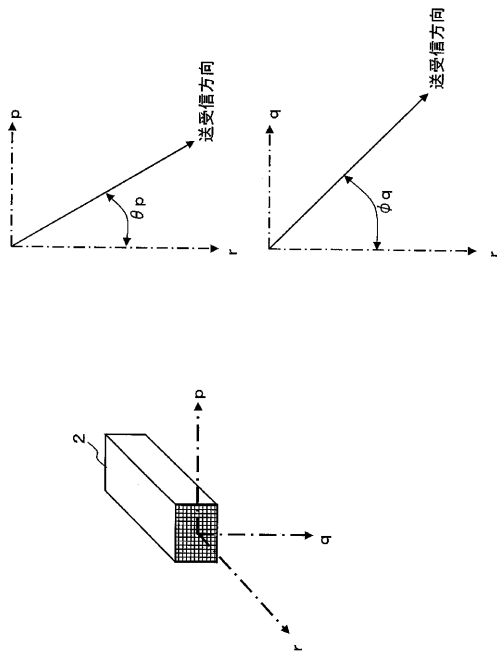
【図1】



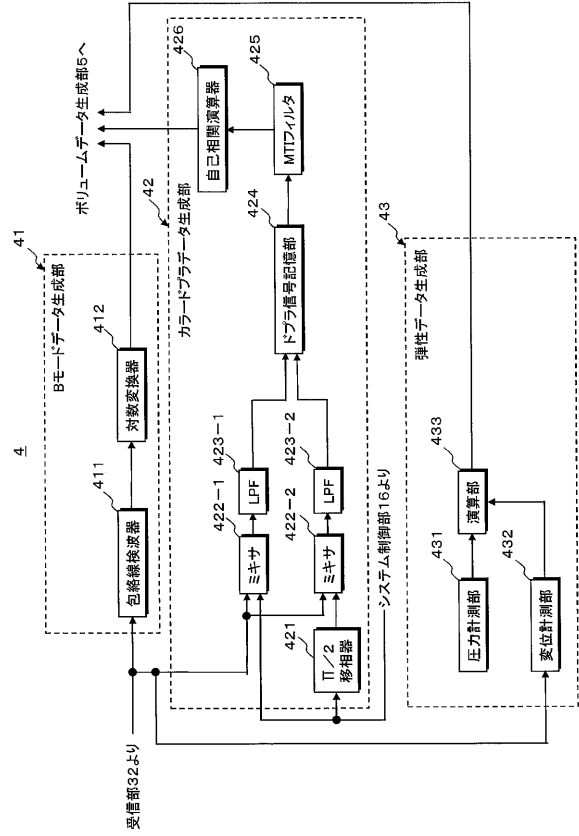
【図2】



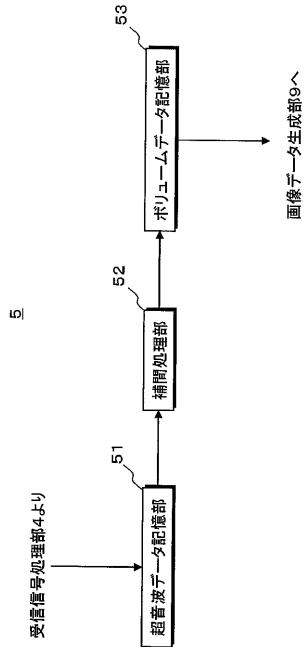
【 図 3 】



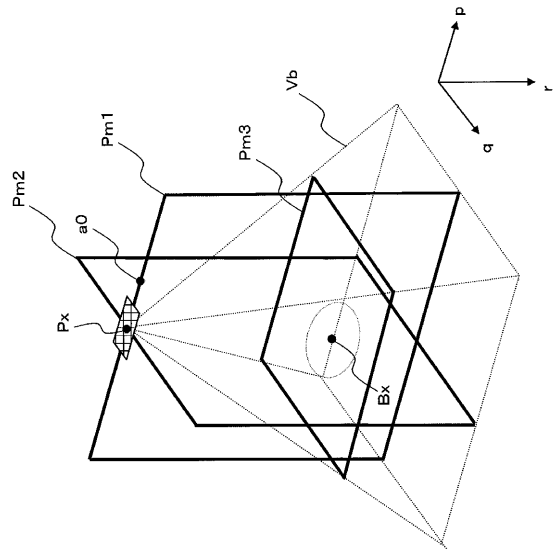
【 図 4 】



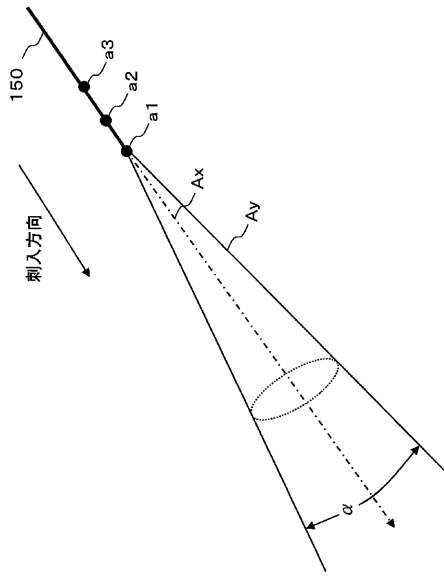
【 図 5 】



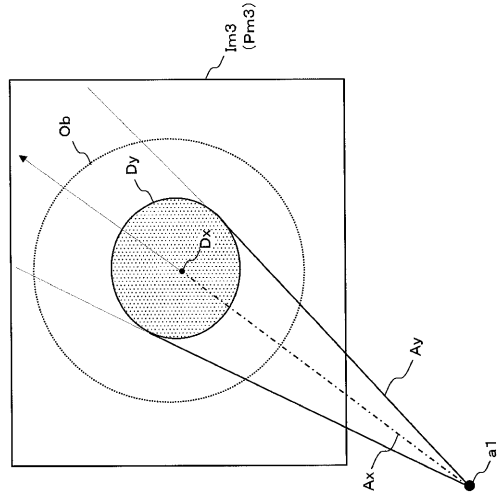
【 図 6 】



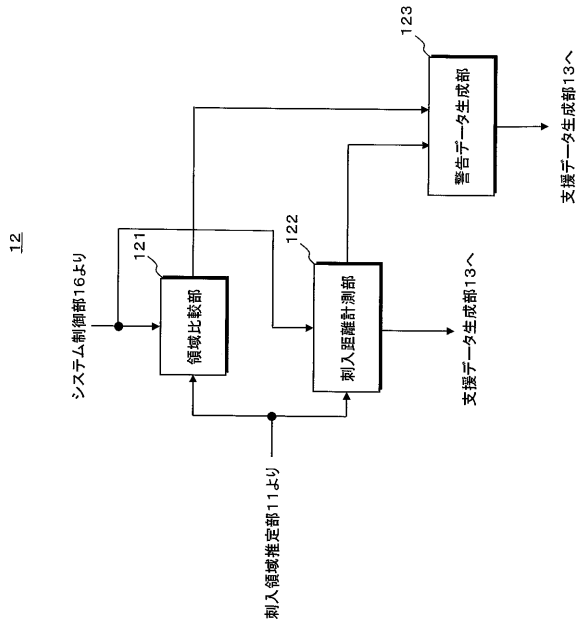
【 図 7 】



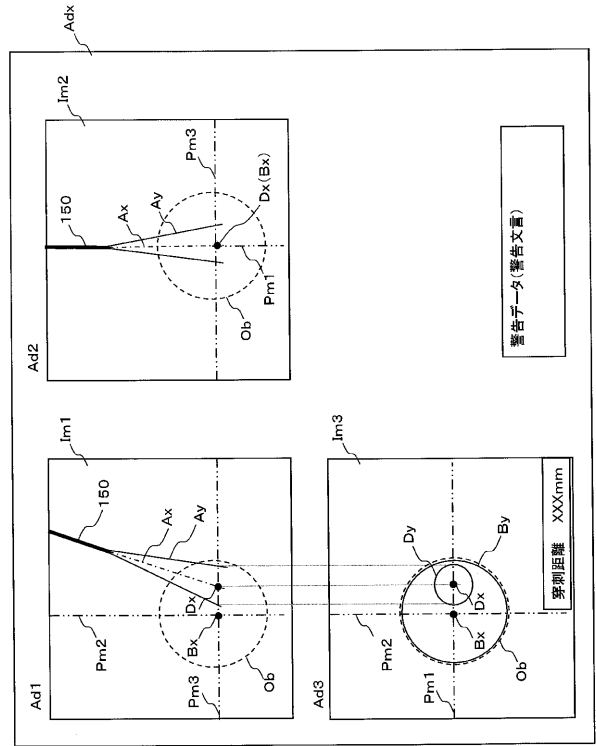
【 図 8 】



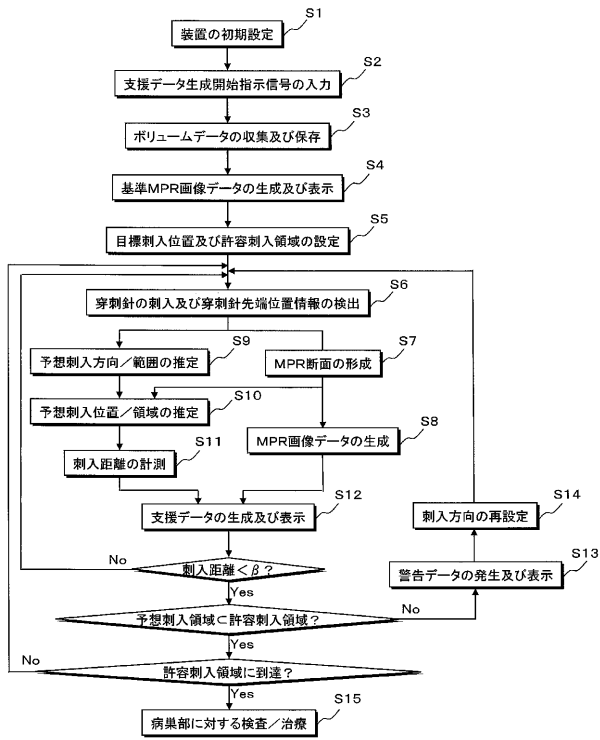
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 敬介

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD01 DD19 DD23 DE04 EE10 EE20 FF03 FF16 GA18
GA25 JC20 KK24 KK25 KK28 KK31 LL38

