

(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2014-28125

(P2014-28125A)

(43) 公開日 平成26年2月13日(2014.2.13)

(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 16 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2013-131455 (P2013-131455)
(22) 出願日 平成25年6月24日 (2013.6.24)
(31) 優先権主張番号 特願2012-148016 (P2012-148016)
(32) 優先日 平成24年6月29日 (2012.6.29)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久

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

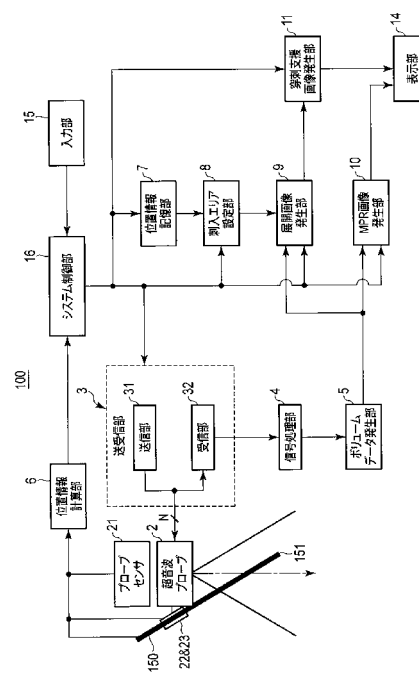
(57) 【要約】

【課題】超音波走査下における穿刺術の効率の向上。

【解決手段】超音波プローブ2は、複数の振動子を含む。送信部31は、複数の振動子を介して被検体の走査対象領域に超音波を送信する。受信部32は、複数の振動子を介して当該走査対象領域からの超音波を受信する。ボリュームデータ発生部5は、受信部32からの受信信号に基づいて当該走査対象領域に関するボリュームデータを発生する。刺入エリア設定部8は、ボリュームデータにおける穿刺針の刺入予定経路を中心軸とした所定の範囲に刺入エリアを設定する。展開画像発生部9は、ボリュームデータにおける刺入エリアの側面の輝度値分布を、当該中心軸回りの回転角度と当該中心軸の基準点からの距離とにより規定される2次元の極座標で表現する展開画像を発生する。表示部14は、展開画像を表示する。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の振動子を含む超音波プローブと、
前記複数の振動子を介して被検体の走査対象領域に超音波を送信する送信部と、
前記複数の振動子を介して前記走査対象領域からの超音波を受信する受信部と、
前記受信部からの受信信号に基づいて前記走査対象領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、
前記ボリュームデータにおける穿刺針の刺入予定経路を中心軸とした所定の範囲に注目領域を設定する注目領域設定部と、
前記ボリュームデータにおける前記注目領域の側面の輝度値分布を、前記中心軸回りの回転角度と前記中心軸の基準点からの距離とにより規定される 2 次元の極座標で表現する展開画像を発生する展開画像発生部と、
前記展開画像を表示する表示部と、
を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記基準点は、穿刺目標領域に含まれる点であり、
前記注目領域設定部は、前記穿刺目標領域の位置情報と前記穿刺針の先端部の初期位置とに基づいて前記注目領域の前記中心軸を設定する、
請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記注目領域設定部は、前記注目領域の前記中心軸を基準に所定半径を有する円柱状の画像領域を前記注目領域に設定する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記展開画像において前記穿刺針の位置の把握を支援するためのインジケータが前記展開画像に位置整合して重畳された穿刺支援画像を発生する穿刺支援画像発生部、をさらに備え、
前記表示部は、前記穿刺支援画像を表示する、
請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記穿刺支援画像発生部は、前記基準点からの距離を示す距離マークが前記展開画像に位置整合して重畳された前記穿刺支援画像を発生する、
請求項 4 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記距離マークは、前記展開画像において前記基準点から一定間隔毎に重畳される、請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記穿刺針の先端の位置情報を検出する検出部をさらに備え、
前記表示部は、前記距離マークのうちの前記穿刺針の先端部が通過した区間に対応する距離マークと未通過の区間に対応する距離マークとを視覚的に区別可能に表示する、
請求項 5 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記穿刺針の先端の位置情報を検出する位置検出部、をさらに備え、
前記穿刺支援画像発生部は、前記穿刺針の先端の位置情報と前記注目領域の側面の位置情報とに基づいて、前記穿刺針と前記注目領域の側面との交差位置を算出し、前記交差位置を示す交差位置マークが前記展開画像に位置整合して重畳された前記穿刺支援画像を発生する、
請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

操作者により指定された解剖学的領域に関する画素データを前記ボリュームデータから抽出する抽出部をさらに備え、

50

前記展開画像発生部は、前記注目領域の側面における輝度値分布を対象とする座標変換と同一の座標変換を前記画素データに施し、前記座標変換が施された画素データを前記展開画像に重畳する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 0】

前記解剖学的領域は、管腔領域である、請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記展開画像発生部は、前記穿刺針の先端部の位置を前記基準点として、前記展開画像の径方向の範囲を前記基準点から一定範囲に限定した他の展開画像を発生し、

前記表示部は、前記他の展開画像を表示する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記他の展開画像において前記穿刺針の位置の把握を支援するためのインジケータが前記他の展開画像に位置整合して重畳された穿刺支援画像を発生する穿刺支援画像発生部、をさらに備え、

前記表示部は、前記穿刺支援画像を表示する、

請求項 1 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記表示部は、実空間における前記展開画像の方位を示すための方位マークを表示する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記被検体内部の硬さ指標値の空間分布を表現する硬さボリュームデータを記憶する記憶部をさらに備え、

前記展開画像発生部は、前記ボリュームデータにおける前記注目領域の側面における輝度値分布を対象とする座標変換と同一の座標変換を前記硬さボリュームデータにおける前記注目領域の側面における硬さ指標値分布に施して他の展開画像を発生し、

前記表示部は、前記展開画像に前記他の展開画像を重畳して表示する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

穿刺対象である穿刺目標領域をユーザからの指示に従って設定する穿刺目標領域設定部と、

前記穿刺目標領域に対応する位置に、前記穿刺目標領域を示すマークが重畳された前記展開画像を発生する穿刺支援画像発生部と、をさらに備える、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

超音波診断装置に、

送信部により複数の振動子を介して被検体の走査対象領域に超音波を送信する機能と、

受信部により前記複数の振動子を介して前記走査対象領域からの超音波を受信する機能と、

前記受信部からの受信信号に基づいて前記走査対象領域に関するボリュームデータを発生する機能と、

前記ボリュームデータにおける穿刺針の刺入予定経路を中心軸とした所定の範囲に注目領域を設定する機能と、

前記ボリュームデータにおける前記注目領域の側面の輝度値分布を、前記中心軸回りの回転角度と前記中心軸の基準点からの距離とにより規定される 2 次元の極座標で表現する展開画像を発生する機能と、

前記展開画像を表示する機能と、

を実現させる制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び制御プログラムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動子から患者の体内に超音波パルスを放射する。超音波診断装置は、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振動子により受信する。超音波診断装置は、超音波反射波の受信により発生される受信信号に基づいて種々の生体情報を収集する。近年の超音波診断装置は、複数の振動子に供給する駆動信号や前記振動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できる。このような超音波診断装置を用いることにより操作者は、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画像をリアルタイムで容易に観察することができる。超音波診断装置は、生体臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

10

【 0 0 0 3 】

近年、このような超音波診断装置を用いて得られた画像の観察下において、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いる。例えば、穿刺針を含む断面において収集された２次元画像が表示される。当該２次元画像には病巣部と穿刺針とが描出される。操作者は、病巣部と穿刺針とを観察し、これらの位置関係を把握しながら病巣部に穿刺針を刺入する。

【 0 0 0 4 】

20

穿刺針の正確な刺入を支援することを目的として、２次元画像に穿刺ガイドラインが重ねられている。穿刺ガイドラインは、穿刺針の刺入予定経路を示す直線状のマークである。穿刺ガイドラインは、超音波プローブに取り付けられる穿刺用アダプタの情報などに基づいて作成される。

【 0 0 0 5 】

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。しかしながら、通常の穿刺針は十分な硬度を有していない。このため、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、穿刺ガイドラインが示す刺入予定経路とは異なる方向へ穿刺針が刺入される場合がある。穿刺針が２次元画像の断面から逸れた場合、穿刺針の先端部を当該２次元画像において把握することは出来ない。

30

【 0 0 0 6 】

このような問題点を解決するために次のような超音波診断装置が提案されている。この超音波診断装置は、２次元状に複数の振動子がされた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する。当該超音波診断装置は、穿刺針先端部を基準として互いに直交する複数の断面画像をボリュームデータに基づいて発生し、これら複数の断面画像を表示する。操作者は、これら複数の断面画像を観察することにより、穿刺針が曲がって刺入された場合においても、穿刺針の先端部を正確に把握することができる。

【 先行技術文献 】

40

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 0 - 1 8 5 0 4 1 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

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実際の刺入経路が刺入予定経路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。

【 0 0 0 9 】

50

しかしながら、上記表示方法により観察される領域は、穿刺針先端部を基準として設定された互いに直交するMPR断面に限定される。刺入前あるいは刺入中の穿刺針先端部を基準とする広範囲な形態情報を当該表示方法により効率よく観察することは困難である。

【0010】

実施形態の目的は、超音波走査下における穿刺術の効率を向上することが可能な超音波診断装置及び超音波画像処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の振動子を含む超音波プローブと、前記複数の振動子を介して被検体の走査対象領域に超音波を送信する送信部と、前記複数の振動子を介して前記走査対象領域からの超音波を受信する受信部と、前記受信部からの受信信号に基づいて前記走査対象領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、前記ボリュームデータにおける穿刺針の刺入予定経路を中心軸とした所定の範囲に注目領域を設定する画像領域設定部と、前記ボリュームデータにおける前記注目領域の側面の輝度値分布を、前記中心軸回りの回転角度と前記中心軸の基準点からの距離とにより規定される2次元の極座標で表現する展開画像を発生する展開画像発生部と、前記展開画像を表示する表示部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】図1の送受信部及び信号処理部の構成を示す図。

【図3A】図1の超音波プローブと超音波送受信方向との関係を説明するための図であり、超音波プローブ2とpqr直交座標系との位置関係を示す図。

【図3B】図1の超音波プローブと超音波送受信方向との関係を説明するための図であり、図3Aのpqr座標系のpr平面に超音波の送受信方向pが投影された図。

【図3C】図1の超音波プローブと超音波送受信方向との関係を説明するための図であり、図3Aのpqr座標系のqr平面に超音波の送受信方向qが投影された図。

【図4】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発生部の構成を示す図。

【図5】図1の位置情報計算部の構成を示す図。

【図6】図1の刺入エリア設定部により設定された刺入エリアを示す図。

【図7】図1の展開画像発生部の構成を示す図。

【図8】図1の展開画像発生部により発生される展開画像を示す図。

【図9】図1の展開画像発生部により発生される、管腔領域が重畳された展開画像を示す図。

【図10】図1の穿刺支援画像発生部により発生される、距離マークを含む穿刺支援画像の一例を示す図。

【図11】図1の穿刺支援画像発生部により発生される、穿刺針が通過済みの区間に対応する距離マークと未通過の区間に対応する距離マークとを含む穿刺支援画像の一例を示す図。

【図12】図1の穿刺支援画像発生部により発生される、交差位置マークを含む穿刺支援画像の一例を示す図。

【図13】図1のシステム制御部の制御の下に行われる穿刺支援画像の発生/表示処理の典型例を示す図。

【図14A】応用例1に係る穿刺支援画像を示す図であり、区間[q2 - q5]に関する穿刺支援画像を説明するための図。

【図14B】応用例1に係る穿刺支援画像を示す図であり、区間[q0 - q3]に関する穿刺支援画像を説明するための図。

【図15】応用例1の変形例に係る穿刺支援画像を示す図であり、穿刺目標領域が重畳された展開画像を含む穿刺支援画像を示す図。

【図16A】本実施形態に係るプローブマークが取り付けられた超音波プローブを正面か

10

20

30

40

50

ら見た図。

【図 1 6 B】本実施形態に係るプローブマークが取り付けられた超音波プローブを上方から見た図。

【図 1 7】図 1 の穿刺支援画像発生部により発生される、方位マークを含む穿刺支援画像を示す図。

【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。

【0014】

本実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺術において利用される。本実施形態に係る穿刺針は、病巣部の組織採取を目的とした生検用（生体組織検査用）の穿刺針であっても良いし、病巣部の焼灼治療が可能な R F A 穿刺針等の焼灼治療用穿刺針であっても良い。以下、本実施形態の説明を具体的に行うため、本実施形態に係る穿刺針は生検用の穿刺針であるとする。

10

【0015】

本実施形態に係る超音波診断装置は、ボリュームデータを発生可能であれば、超音波プローブのタイプに制限を設けない。すなわち、本実施形態に係る超音波プローブは、2次元状に配列された複数の振動子を有する2次元アレイタイプであっても良いし、1次元状に配列された複数の振動子を有する1次元アレイタイプであっても良い。2次元アレイタイプの場合、超音波診断装置は、2次元状に配列された複数の振動子を介して3次元領域を超音波走査することによりボリュームデータを収集する。1次元アレイタイプの場合、超音波診断装置は、1次元の振動子列を機械的に移動させながら当該振動子列を介して走査面を繰り返し超音波走査することによりボリュームデータを収集する。

20

【0016】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 100 の全体構成を示すブロック図である。図 1 に示すように、超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、ボリュームデータ発生部 5、位置情報計算部 6、及び位置情報記憶部 7 を有する。

【0017】

超音波プローブ 2 は、複数の振動子を有している。複数の振動子は、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次元の走査領域に対して超音波（超音波パルス）を放射する。複数の振動子は、走査領域からの超音波（超音波反射波）を電気的な受信信号に変換する。超音波プローブ 2 の内部あるいは周辺部には、実空間における超音波プローブ 2 の位置や方向を把握するためのプローブセンサ 21 が設けられている。プローブセンサ 21 は、超音波プローブ 2 に設けられた位置センサである。プローブセンサ 21 は、超音波プローブ 2 の位置を検出する。超音波プローブ 2 の壁面には、穿刺用アダプタ 22 とアダプタセンサ 23 とが設けられている。穿刺用アダプタ 22 は、病巣部の検査あるいは治療に用いられる穿刺針 150 の刺入初期位置を規定すると共に穿刺針 150 を刺入方向に対してスライド自在に保持する。アダプタセンサ 23 は、穿刺用アダプタ 22 に設けられた位置センサである。アダプタセンサ 23 は、穿刺用アダプタ 22 の先端位置を検出する。穿刺用アダプタ 22 の先端位置は、穿刺針 150 の刺入の初期位置に対応する。穿刺針 150 の先端には穿刺針センサ 151 が設けられている。穿刺針センサ 151 は、穿刺針 150 の先端位置を検出する。

30

40

【0018】

送受信部 3 は、走査領域に対して超音波を放射するための駆動信号を複数の振動子へ供給する。送受信部 3 は、これら複数の振動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。信号処理部 4 は、整相加算後の受信信号を信号処理して B モードデータを発生する。ボリュームデータ発生部 5 は、超音波の送受信方向単位で得られた上述の B モードデータに基づいてボリュームデータを発生する。

【0019】

位置情報計算部 6 は、穿刺針センサ 151、プローブセンサ 21、及びアダプタセンサ

50

23からの位置信号に基づいて穿刺針150の先端の位置情報を計算する。以下、穿刺針150の先端の位置情報を針先位置情報と呼ぶことにする。針先位置情報は、超音波プローブ2に対する穿刺針150の先端の相対的な位置情報である。また、位置情報計算部6は、穿刺針センサ151、プローブセンサ21、及びアダプタセンサ23からの位置信号に基づいて穿刺針150の先端の初期位置情報を計算する。以下、穿刺針150の先端の初期位置情報を針先初期位置情報と呼ぶことにする。針先初期位置情報は、超音波プローブ2に対する、刺入直前における穿刺針150の先端の相対的な位置情報である。穿刺針150は、初期的には穿刺用アダプタ22の先端に位置している。すなわち、針先初期位置情報は、超音波プローブ2に対する穿刺用アダプタ22の先端の相対的な位置情報である。また、位置情報記憶部7は、位置情報計算部6により計算された針先位置情報と針先初期位置情報とを記憶する。

10

【0020】

図1に示すように、超音波診断装置100は、さらに、刺入エリア設定部8、展開画像発生部9、及びMPR画像発生部10を有している。

【0021】

刺入エリア設定部8は、ボリュームデータにおける穿刺針150の刺入予定経路を中心軸とする所定の範囲に画像領域を設定する。以下、この画像領域を刺入エリアと呼ぶことにする。具体的には、刺入エリア設定部8は、針先初期位置情報と穿刺目標領域とに基づいてボリュームデータに穿刺針150の刺入予定経路を設定する。例えば、穿刺目標領域は、操作者による入力部15を介したMPR画像に対する指示に従って設定される。そして刺入エリア設定部8は、刺入予定経路を中心軸とした所定の大きさを有する所定形状の画像領域を刺入エリアとして設定する。刺入エリアの形状は、円筒形状であっても良いし、多角柱形状であっても良い。以下、刺入エリアの形状は円筒形状であるとする。刺入エリアの半径は、操作者により入力部15を介して任意に設定可能である。

20

【0022】

展開画像発生部9は、ボリュームデータにおける刺入エリアの側面の輝度値分布を、当該刺入エリアの中心軸回りの回転角度と当該中心軸の基準点からの距離とにより規定される2次元極座標で表現する画像を発生する。以下、この画像を展開画像と呼ぶことにする。

【0023】

MPR画像発生部10は、ボリュームデータに基づいて所望断面のMPR (multi planar reconstruction) 画像データを発生する。

30

【0024】

さらに超音波診断装置100は、穿刺支援画像発生部11を有している。穿刺支援画像発生部11は、穿刺針150の位置の把握を支援するための穿刺インジケータが位置整合して重畳された展開画像を発生する。以下、穿刺インジケータが重畳された展開画像を穿刺支援画像と呼ぶことにする。

【0025】

図1に示すように、超音波診断装置100は、さらに表示部14、入力部15、及びシステム制御部16を有している。

40

【0026】

表示部14は、種々の情報を表示する。例えば、表示部14は、MPR画像や展開画像、穿刺支援画像を表示する。具体的には、表示部14は、図示しない表示データ発生部、データ変換部、及びモニタを備えている。表示データ発生部は、上述のMPR画像や穿刺支援画像を所定の表示フォーマットに変換して表示データを発生する。データ変換部は、上述の表示データに対しD/A変換やテレビフォーマット変換等の変換処理を行う。モニタは、変換処理後の表示データを表示する。

【0027】

入力部15は、操作者による種々の指示を入力機器を介して受け付ける。入力機器としては、例えば、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

50

ボタン、入力ボタン等が挙げられる。

【0028】

システム制御部16は、上述の各部を統括的に制御する。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ている。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。CPUは、上述の各種情報を用いて超音波診断装置100が備える各部を統括的に制御する。各部の統括制御により、当該患者の3次元領域に対する超音波走査が実行される。また、各部の統括制御により、超音波走査により収集さ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穿刺支援画像の発生と表示とが実行される。

【0029】

次に超音波走査からボリュームデータの発生の処理を説明する。

【0030】

図2は、送受信部3と信号処理部4との詳細な構成を示す図である。超音波プローブ2は、2次元配列されたN個($N = N1 \times N2$)の図示しない振動子をその先端部に有している。操作者は、超音波走査の際、超音波プローブ2の先端部を患者の体表に接触させる。振動子各々は、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。

【0031】

なお、超音波プローブ2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の様々なタイプがある。操作者は、好適な超音波プローブ2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。本実施形態においては、2次元配列されたN個の振動子をその先端部に有するセクタ走査用の超音波プローブ2を前提として説明する。

【0032】

図2に示すように送受信部3は、送信部31と受信部32とを有する。送信部31は、患者体内の所定方向に対し超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ2に含まれる複数の振動子に供給する。受信部32は、複数の振動子から供給される複数チャンネルの受信信号を整相加算する。

【0033】

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。

【0034】

レートパルス発生器311は、体内に放射され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発生する。レートパルス発生器311は、発生さ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個の振動子の中から選択されたNt個の送信用振動子と同数の独立な遅延回路から構成される。送信遅延回路312は、集束用遅延時間と偏向用遅延時間と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。集束用遅延時間は、所定の深さに送信超音波を集束するための遅延時間である。偏向用遅延時間は、所定方向に送信超音波を放射するための遅延時間である。駆動回路313は、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と偏向用遅延時間とが与えられた駆動用パルスを発生する。発生された駆動用パルスは、超音波プローブ2に内蔵されたNt個の送信用振動子に供給される。

【0035】

受信部32は、プリアンプ321、A/D変換器322、受信遅延回路323、及び加算器324を備えている。

【0036】

プリアンプ321は、超音波プローブ2に内蔵されたN個の振動子の中から選択された

10

20

30

40

50

N_r 個の受信用振動子に対応する N_r チャンネルだけ設けられている。プリアンプ 3 2 1 は、受信用振動子からの受信信号を増幅する。A / D 変換器 3 2 2 は、プリアンプ 3 2 1 から供給された N_r チャンネルの受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する。受信遅延回路 3 2 3 は、集束用遅延時間と偏向用遅延時間とを 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る。集束用遅延時間は、所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間である。偏向用遅延時間は、所定方向に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間である。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。すなわち、受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 とにより受信信号が整相加算される。

【 0 0 3 7 】

10

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 (pqr) における超音波の送受信方向 (p 、 q) を示す図である。図 3 A は、超音波プローブ 2 と pqr 直交座標系との位置関係を示す図である。図 3 A においては、一例として、 N 個の振動子が p 軸方向及び q 軸方向に 2 次元配列されている。すなわち、 p 軸と q 軸とにより規定される 2 次元面は N 個の振動子の配列面に一致する。 r 軸は振動子の配列面に直交する。 r 軸は振動子の配列面の中心を通るように規定さえる。図 3 B は、 pr 平面に超音波の送受信方向 p が投影された図である。図 3 C は、 qr 平面に超音波の送受信方向 q が投影された図である。

【 0 0 3 8 】

20

図 2 に示すように、受信信号処理部 4 は、包絡線検波器 4 1 と対数変換器 4 2 とを備えている。包絡線検波器 4 1 は、加算器 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。対数変換器 4 2 は、包絡線検波後の受信信号に対数変換処理を施す、対数変換により、より小さな信号振幅が相対的に強調される。対数変換処理後の受信信号は B モードデータと呼ばれている。B モードデータは、ボリュームデータ発生部 5 に供給される。

【 0 0 3 9 】

図 4 は、ボリュームデータ発生部 5 の詳細な構成を示す図である。ボリュームデータ発生部 5 は、B モードデータ記憶部 5 1、補間処理部 5 2、及びボリュームデータ記憶部 5 3 を備えている。

【 0 0 4 0 】

30

B モードデータ記憶部 5 1 は、超音波走査により収集された B モードデータを送受信方向 (p 、 q) の情報に関連付けて順番に記憶する。送受信方向の情報は、システム制御部 1 6 から供給される。

【 0 0 4 1 】

補間処理部 5 2 は、B モードデータ記憶部 5 1 から読み出した B モードデータを送受信方向 (p 、 q) に従ってメモリ内に配列する。そして補間処理部 5 2 は、配列された B モードデータに補間処理等を施しボリュームデータ (B モードボリュームデータ) を発生する。得られたボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部 5 3 に記憶される。

【 0 0 4 2 】

40

次に、位置情報計算部 6 の詳細について説明する、図 5 は、位置情報計算部 6 の詳細な構成を示す図である。図 5 に示すように、位置情報計算部 6 は、穿刺針位置情報計算部 6 1、アダプタ位置情報計算部 6 2、プローブ位置情報計算部 6 3、及び相対位置情報計算部 6 4 を備えている。穿刺針位置情報計算部 6 1 は、穿刺針センサ 1 5 1 から供給される位置信号に基づいて穿刺針 1 5 0 の先端の位置情報を計算する。アダプタ位置情報計算部 6 2 は、アダプタセンサ 2 3 から供給される位置信号に基づいて穿刺用アダプタ 2 2 の先端の位置情報 (すなわち、刺入前における穿刺針先端部の位置情報) を計算する。プローブ位置情報計算部 6 3 は、超音波プローブ 2 の内部あるいは周辺部に設けられた複数のプローブセンサ 2 1 から供給される位置信号に基づいて超音波プローブ 2 の位置情報 (位置及び方向) を計算する。

【 0 0 4 3 】

50

穿刺針 150、穿刺用アダプタ 22、及び超音波プローブ 2 の位置計算法として各種の方法が既に提案されている。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情報計算部 63 は、例えば、特開 2000-5168 号公報等に記載されている。すなわち、プローブ位置情報計算部 63 は、トランスミッタ（磁気発生部）と計算部とを備えている。トランスミッタ（磁気発生部）は、磁気を発生する。計算部は、発生された磁気を検出した複数の磁気センサ（プローブセンサ 21）から供給される位置信号を処理して超音波プローブ 2 の位置情報（位置及び方向）を計算する。

【0044】

なお、プローブセンサ 21 として利用される磁気センサは、通常、超音波プローブ 2 の表面に装着され、プローブ位置情報計算部 63 のトランスミッタは、超音波プローブ 2 の近傍に配置される。そして、上述の計算部は、複数の磁気センサの配列間隔と、磁気を利用して計測された前記磁気センサの各々とトランスミッタとの距離とに基づいて超音波プローブ 2 の位置や方向を計算する。

【0045】

図 5 に示すように相対位置情報計算部 64 は、プログラム保管部 641 と演算部 642 とを備えている。プログラム保管部 641 は、相対位置情報算出用プログラムを保管する。演算部 642 は、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。

【0046】

より詳細には、演算部 642 は、穿刺針位置情報計算部 61 から供給される穿刺針先端部の位置情報とプローブ位置情報計算部 63 から供給される超音波プローブ 2 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 の針先位置情報を計算する。

【0047】

同様に、演算部 642 は、アダプタ位置情報計算部 62 から供給される穿刺用アダプタ 22 の位置情報とプローブ位置情報計算部 63 から供給される超音波プローブ 2 の位置情報とに基づいて針先初期位置情報を計算する。

【0048】

針先位置情報や針先初期位置情報により、刺入前あるいは患者体内に刺入された穿刺針 150 の先端部とボリュームデータあるいはこのボリュームデータに基づく MPR 画像データとの対応付けが可能となる。

【0049】

針先位置情報と針先初期位置情報とは、図 1 の位置情報記憶部 7 に保存される。すなわち、位置情報記憶部 7 は、患者の体内に刺入された穿刺針 150 の先端の移動に伴って相対位置情報計算部 64 から繰り返し供給される針先位置情報を順番に記憶する。同様に、位置情報記憶部 7 は、穿刺用アダプタ 22 の位置 / 方向の設定や更新に伴って相対位置情報計算部 64 から供給される針先初期位置情報を記憶する。

【0050】

次に、図 6 を参照しながら刺入エリア設定部 8 の詳細について説明する。図 6 は、刺入エリア R_o を模式的に示す図である。図 6 に示すように、刺入エリア R_o は一点鎖線で示す中心軸 152 を有する。中心軸 152 は、穿刺針 150 の先端の初期位置 O_a と穿刺目標領域内の基準点 O_b とを結ぶ線分に設定される。初期位置 O_a は、穿刺用アダプタ 22 の位置情報（位置及び傾斜角度）によって一義的に決定される。基準点 O_b は、穿刺目標領域の中心点や重心点、端点等の任意の点に設定可能である。中心軸 152 は、刺入予定経路に一致する。刺入エリア R_o は、予め設定された値 g を半径とする円筒状の画像領域である。刺入エリア R_o には側面 S_c が規定される。

【0051】

刺入エリアの設定処理において刺入エリア設定部 8 は、位置情報記憶部 7 から針先初期位置情報を読み出す。また、刺入エリア設定部 8 は、操作者により入力部 15 を介して穿刺目標領域が入力されることを待機する。刺入エリア設定部 8 は、初期位置 O_a に対応する針先初期位置情報と穿刺目標領域の基準点 O_b の位置情報とに基づいてボリュームデー

10

20

30

40

50

タに刺入エリア R_o を設定する。具体的には、まず、刺入エリア設定部 8 は、針先初期位置情報と基準点 O_b の位置情報とに基づいてボリュームデータに刺入予定経路を設定する。なお、針先初期位置情報に基づく刺入開始位置と当該患者の基準点 O_b とが刺入予定経路を通過するように超音波プローブ 2 及び穿刺用アダプタ 22 の位置調整が予め行なわれている。例えば、刺入予定経路の角度が穿刺用アダプタ 22 の位置や傾斜角度によって一義的に決定される場合、刺入予定経路と基準点 O_b とが交差するように超音波プローブ 2 及び穿刺用アダプタ 22 の位置調整が行なわれる。この位置調整は、刺入予定経路と穿刺目標領域とが示された MPR 画像を観察しながら行われると良い。これにより刺入予定経路が確定される。そして、刺入エリア設定部 8 は、操作者による入力部 15 を介した指示に従って、刺入開始位置（穿刺針先端初期位置）と穿刺目標領域の基準点 O_b とを結ぶ直線状の線分、すなわち、刺入予定経路を刺入エリア R_o の中心軸 152 に設定する。

10

【0052】

次に、展開画像発生部 9 の処理について説明する。図 7 は、展開画像発生部 9 の詳細な構成を示す図である。図 7 に示すように、展開画像発生部 9 は、側面データ発生部 91、管腔データ発生部 93、及び座標変換部 95 を有している。

【0053】

側面データ発生部 91 は、ボリュームデータ発生部 5 からのボリュームデータから、刺入エリアの側面に存在する複数のボクセルを抽出する。刺入エリアの側面に存在する複数のボクセルの集合を側面データと呼ぶことにする。

【0054】

管腔データ発生部 93 は、ボリュームデータから所定の解剖学的領域に関する複数のボクセルを抽出する。抽出対象の解剖学的領域としては、例えば、血管や消化管等の管腔臓器が適している。例えば、管腔データ発生部 93 は、刺入エリアの内部に存在するボリュームデータのボクセル値を所定の閾値に対して比較することにより、抽出対象の管腔臓器に対応したボクセルを抽出する。所定の閾値は、抽出対象の管腔臓器に対応するボクセルが有する輝度値の典型値が採用される。管腔臓器に存在する複数のボクセルの集合を管腔データと呼ぶことにする。

20

【0055】

座標変換部 95 は、側面データに基づいて展開画像を発生する。より詳細には、座標変換部 95 は、所定の変換ルールに従って側面データに座標変換を施して展開画像を発生する。変換ルールは、直交 3 次元座標系を、展開画像を規定する 2 次元極座標系に変換するための座標変換式である。座標変換部 95 は、側面データに対する変換ルールと同一の変換ルールに従って管腔データに座標変換を施し、座標変換後の管腔データに対応する管腔領域を展開画像に重畳しても良い。

30

【0056】

図 8 は、展開画像 I_m の発生方法を説明するための図である。図 8 (a) は、ボリュームデータ V_o に設定された刺入エリア R_o を示し、図 8 (b) は、刺入エリア R_o の側面 S_c に関する展開画像 I_m を示す図である。図 8 に示すように、展開画像 I_m は、穿刺目標領域の基準点 O_b を原点とし、中心軸 152 回りの回転角度と中心軸 152 上の基準点 O_b からの距離とにより規定される 2 次元の極座標系を有している。基準点 O_b から距離 d_x にあり中心軸 152 に垂直な面と側面 S_c との交線 p_x は、展開画像 I_m における原点 O_b' を中心として距離 r_x の同心円 P_{p_x} に対応する。原点 O_b' は、基準点 O_b に対応する。展開画像発生部 9 は、交線 p_x 上の複数のボクセルの輝度値を展開画像 I_m における同心円 P_{p_x} 上の複数の画素に割り当てる。この割り当て処理を距離 d_x 、 r_x を変更しながら繰り返し行うことにより展開画像 I_m が発生される。なお上記の図 8 (b) においては、説明の簡単のため、展開画像 I_m に輝度値の濃淡を図示していない。実際には、刺入エリア R_o の側面の輝度値分布に応じた濃淡が展開画像において表示される。

40

【0057】

発生された展開画像は、表示部 14 に表示される。上記の通り、展開画像は、穿刺針 150 の刺入予定経路（刺入エリアの中心軸）回りの全周方向の形態情報を示している。従

50

って操作者は、刺入予定経路の周囲の解剖学的情報を一画面で観察することができる。一方、従来に係る超音波診断装置は、刺入予定経路が描出されたMPR画像を表示することにより穿刺針の刺入を支援していた。穿刺針が刺入予定経路から逸れた場合、MPR画像に穿刺針領域が描出されなくなってしまう。MPR画像に穿刺針領域が描出されなくなることにより操作者は不安を感じてしまう。実際には、穿刺針150が刺入予定経路を一寸も逸脱することなく穿刺目標領域に到達しなければならないという事は無い。最終的に穿刺針150が穿刺目標領域に到達しさえすれば、穿刺針150が刺入予定経路から逸れても良い。上記の説明の通り、展開画像は、刺入予定経路を含んでいないが、穿刺目標領域を含んでいる。そのため、従来のMPR画像のように不要に穿刺針が描出されることが無いので、操作者は、一時的に刺入予定経路から実際の刺入経路が逸れることに起因するストレスを感じる事が無く、穿刺針150の刺入に専念することができる。

10

【0058】

上記の通り、展開画像には管腔領域が重畳されても良い。図9は、管腔領域RLが重畳された展開画像Im2の一例を示す図である。図9に示すように、展開画像Im2には、管腔領域RLが位置整合して重畳されている。展開画像Im2に含まれる他の画像領域RBは、側面データに由来する。表示部14は、管腔領域RLと他の画像領域RBとを視覚的に区別して表示する。例えば、表示部14は、管腔領域RLと他の画像領域RBとを異なる色で表示する。これにより、操作者は、展開画像Im2における管腔領域RLの存在範囲を明確に把握することができる。

20

【0059】

なお展開画像に管腔領域を重畳するか否かは、操作者により入力部15を介して任意に設定可能である。

【0060】

次に、穿刺支援画像発生部11の処理について説明する。穿刺支援画像発生部11は、穿刺インジケータを作成し、作成された穿刺インジケータを展開画像に位置整合して重畳する。これにより穿刺支援画像が発生される。

【0061】

穿刺インジケータとしては、例えば、距離マークが挙げられる。距離マークは、刺入予定経路上の基準点からの距離を展開画像上に一定間隔毎に記すマークである。基準点は、展開画像の原点、すなわち、穿刺目標領域の基準点に設定される。

30

【0062】

次に、距離マークを含む穿刺支援画像の発生処理について説明する。穿刺支援画像発生部11は、既定のマーク間隔に従って距離マークを作成する。

【0063】

図10は、距離マークを説明するための図である。図10(a)は、実空間におけるボリュームデータVoと穿刺針150と刺入エリアRoとを模式的に示す図である。図10(b)は距離マークMDを含む穿刺支援画像Im3を示す図である。例えば、操作者は、入力部15を介してマーク間隔dの値を入力する。穿刺支援画像発生部11は、入力されたマーク間隔dに従って距離マークMDを作成する。距離マークMDは、マーク間隔dに穿刺目標領域の基準点Obからの距離を示すための複数の目盛マークMmにより構成される。例えば、基準点Obから距離0の位置がq0、距離dの位置がq1、距離2dの位置がq2、距離3dの位置がq3、距離4dの位置がq4、距離5dの位置がq5であるとする。この場合、穿刺支援画像発生部11は、距離q0に対応する目盛マークMm0、距離q1に対応する目盛マークMm1、距離q2に対応する目盛マークMm2、距離q3に対応する目盛マークMm3、距離q4に対応する目盛マークMm4、及び距離q5に対応する目盛マークMm5を作成する。各目盛マークMmは、原点Ob'を中枢とする円形の線(図10においては点線)により形成される。各目盛マークMmn(nは任意の整数)の半径は、原点からqnまでの距離に対応する。各目盛マークMmの線種は点線に限定されず、実線や一点鎖線等のあらゆる線種の中から任意に選択されると良い。穿刺支援画像発生部11は、これら目盛マークを展開画像の対応位置に合成する。こ

40

50

れにより距離マークを含む穿刺支援画像 I m 3 が発生される。発生された穿刺支援画像 I m 3 は、表示部 1 4 により表示される。

【 0 0 6 4 】

この際、表示部 1 4 は、穿刺針 1 5 0 の先端部の位置を展開画像上において明示すると良い。例えば、表示部 1 4 は、穿刺針 1 5 0 の先端部の位置に応じて距離マークの表示態様を変化させても良い。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 は、穿刺針 1 5 0 の先端の位置に応じた距離マーク M D を含む穿刺支援画像 I m 3 ' の一例を示す図である。図 1 1 (a) は、実空間における穿刺針 1 5 0 と刺入エリア R o とを模式的に示す図である。図 1 1 (b) は距離マーク M D を含む穿刺支援画像を示す図である。図 1 1 (a) に示すように、穿刺針 1 5 0 の先端は、刺入予定経路 (中心軸 1 5 2) に沿って距離 q 3 と距離 q 4 との間の区間に位置しているものとする。

10

【 0 0 6 6 】

穿刺支援画像発生部 1 1 は、マーク間隔 d と針先位置情報とに基づいて穿刺針 1 5 0 の先端が位置する区間を特定する。区間は、刺入エリア R o を中心軸 1 5 2 に沿ってマーク間隔 d 毎に区切ることにより画定される。例えば、図 1 1 (a) においては、刺入エリアが区間 [q 0 - q 1]、区間 [q 1 - q 2]、区間 [q 2 - q 3]、区間 [q 3 - q 4]、及び区間 [q 4 - q 5] に区切られている。次に穿刺支援画像発生部 1 1 は、穿刺針 1 5 0 の先端が位置する区間に基づいて穿刺針 1 5 0 の先端が通過済みの区間 q A と未通過の区間 q B とを推定する。具体的には、穿刺支援画像発生部 1 1 は、穿刺針 1 5 0 の先端が位置する区間と当該区間よりも穿刺針 1 5 0 の初期位置側にある区間とを通過済みの区間 q A であると推定する。当該区間よりも穿刺針 1 5 0 の初期位置側にある区間は、針先位置情報と針先初期位置情報とに基づいて推定される。あるいは、当該検査における穿刺針 1 5 0 の先端の位置の履歴が保存されている場合、当該履歴を用いて通過済みの区間 1 A を特定しても良い。穿刺支援画像発生部 1 1 は、通過済みの区間 q A に対応する距離マーク M m A と未通過の区間 q B に対応する距離マーク M m B とに異なる視覚効果を割り当てる。これにより表示部 1 4 は、通過済みの区間 q A に対応する距離マーク M m A と未通過の区間 q B に対応する距離マーク M m B とを視覚的に区別可能に表示することができる。例えば、距離マーク M m A と距離マーク M m B とには異なるカラー値が割り当てられる。これにより表示部 1 4 は、距離マーク M m A と距離マーク M m B とを異なる色で表示することができる。なお表示部 1 4 は、距離マーク M m A と距離マーク M m B を異なる紋様で表示しても良い。これにより操作者は、展開画像 (あるいは穿刺支援画像) 上において穿刺針 1 5 0 の先端の現在位置を概略的に把握することができる。

20

30

【 0 0 6 7 】

なお、穿刺支援画像発生部 1 1 は、穿刺針 1 5 0 の先端が位置する区間に対応する距離マークと他の区間に対応する距離マークとに異なる視覚効果を割り当てても良い。これにより表示部 1 4 は、穿刺針 1 5 0 の先端が位置する区間に対応する距離マークと他の区間に対応する距離マークとを視覚的に区別可能に表示することができる。これにより操作者は、展開画像 (あるいは穿刺支援画像) 上において穿刺針の先端の現在位置を概略的に把握することができる。

40

【 0 0 6 8 】

種々の事情により、穿刺針 1 5 0 が刺入エリアから外れる場合がある。この場合、穿刺目標部位に穿刺針 1 5 0 を到達することができない可能性が高いので操作者に知らせることが望ましい。穿刺支援画像発生部 1 1 は、その旨を示すインジケータを展開画像に重畳させることができる。すなわち、穿刺支援画像発生部 1 1 は、患者体内に刺入された穿刺針 1 5 0 の先端と刺入エリアの側面との交差位置を示すマークを作成する。以下、交差位置を示すマークを交差位置マークと呼ぶことにする。

【 0 0 6 9 】

図 1 2 は、交差位置マーク P x o を含む穿刺支援画像 I m 4 の一例を示す図である。図 1 2 (a) は、実空間におけるボリュームデータ V o と穿刺針 1 5 0 と刺入エリア R o と

50

を模式的に示す図である。図 12 (b) は交差位置マーク Pxo を含む穿刺支援画像 $Im4$ を示す図である。図 12 (a) に示すように、穿刺針 150 の先端は、区間 $[q3 - q4]$ において刺入予定経路 (中心軸 152) から逸れて刺入エリア Ro の側面 Sc に交差しているものとする。

【0070】

まず、穿刺支援画像発生部 11 は、針先位置情報と側面 Sc の位置情報とに基づいて、ボリュームデータ Vo における側面 Sc と穿刺針 150 の先端との交差位置 Xo の座標を算出する。穿刺支援画像発生部 11 は、 pqr 直交座標系により規定される、交差位置 Xo の 3 次元座標を算出する。次に穿刺支援画像発生部 11 は、算出された 3 次元座標に対応する、展開画像 $Im4$ の極座標 Pxo を算出する。例えば、穿刺支援画像発生部は、3 次元座標に上記の変換ルールを施して極座標 Pxo を算出する。そして穿刺支援画像発生部 11 は、算出された極座標 Pxo の画素に交差位置マーク Pxo を付す。これにより交差位置マーク Pxo を含む穿刺支援画像 $Im4$ が発生される。穿刺支援画像 $Im4$ は、表示部 14 により表示される。表示部 14 は、操作者による穿刺針 150 の先端の位置の把握を容易にするため、穿刺支援画像 $Im4$ において交差位置マーク Pxo を強調すると良い。

10

【0071】

このように表示部 14 は、交差位置マークを表示することにより、穿刺針 150 が刺入エリア Ro の側面に交差したことを操作者に知らせることができる。これにより操作者は、穿刺針 150 の刺入経路が刺入予定経路から大きく逸れていることを認識することができる。

20

【0072】

(穿刺支援データの発生 / 表示手順)

次に、本実施形態における穿刺支援データの発生 / 表示手順につき図 13 のフローチャートに沿って説明する。患者に対するボリュームデータの収集に先立ち、操作者は、入力部 15 において患者情報を入力する。患者情報の入力後、操作者は、ボリュームデータ発生条件 / MPR 画像データ発生条件 / CPR 画像データ発生条件 / 管腔データ発生条件 / 発生条件 / 穿刺支援データ発生条件の設定や刺入エリア半径、マーク間隔、展開半径の設定等を行なう。そして、入力部 15 を介して入力された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 (ステップ S1)。

30

【0073】

超音波診断装置 100 に対する上述の初期設定が終了した後、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画像発生の開始指示信号を、入力部 15 を介して入力する。入力された開始指示信号は、システム制御部 16 へ供給される。指示信号の供給を受けてシステム制御部 16 は、穿刺対象部位を含む患者体内の 3 次元領域を対象とするボリュームデータの収集を開始する。

【0074】

ボリュームデータの収集の際、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レートパルスを発生する。発生されたレートパルスは、送信遅延回路 312 に供給される。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レートパルスに与える。遅延時間が与えられたレートパルスは、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発生する。発生された駆動信号は、超音波プローブ 2 内の N 個の振動子に供給される。駆動信号の供給を受けた振動子は、患者体内に送信超音波を放射する。

40

【0075】

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より反射され、振動子によって受信される。振動子は、反射波を電気的な受信信号に変換する。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 32

50

2においてデジタル信号に変換された。デジタル信号に変換された受信信号は、Nチャンネルの受信遅延回路323により、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とが与えられる。これら遅延時間が与えられた受信信号は、加算器324により整相加算が施される。

【0076】

整相加算後の受信信号は、包絡線検波器41に供給される。包絡線検波器41は、この受信信号に包絡線検波を施す。包絡線検波が施された受信信号は、対数変換器42に供給される。対数変換器42は、供給された受信信号に対数変換を施し、Bモードデータを発生する。得られたBモードデータは、送受信方向(1、1)情報に関連付けられてボリュウムデータ発生部5のBモードデータ記憶部51に保存される。

10

【0077】

送受信方向(1、1)に対するBモードデータの発生と保存が終了したならば、超音波の送受信方向が方向にずつ更新された $q = 1 + (q - 1)$ ($q = 2$ 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情報に関連付けてBモードデータ記憶部51に保存される。

20

【0078】

ボリュウムデータ発生部5の補間処理部52は、Bモードデータ記憶部51から読み出したBモードデータを送受信方向(p 、 q)に従って配列することにより3次元Bモードデータを発生する。そして補間処理部52は、発生された3次元Bモードデータに補間処理を施してボリュウムデータ(Bモードボリュウムデータ)を発生する。発生されたボリュウムデータは、ボリュウムデータ記憶部53に保存される(ステップS2)。

【0079】

次いで、MPR画像発生部10は、ボリュウムデータ記憶部53から読み出したボリュウムデータの病巣部(穿刺対象部位)に対してMPR断面を設定する。MPR画像発生部10は、設定されたMPR断面におけるボクセルをボリュウムデータから抽出し、MPR画像を発生する(ステップS3)。発生されたMPR画像は、表示部14のモニタに表示される。

30

【0080】

操作者は、表示部14に表示されたMPR画像を観察し、入力部15の入力機器を介して、病巣部に穿刺目標領域を設定するための操作を行う。当該操作に従って刺入エリア設定部8は、ボリュウムデータ内の病巣部に穿刺目標領域の基準点を設定する(ステップS4)。

【0081】

更に、操作者は、表示部14に表示された穿刺予定経路が上述の穿刺目標領域に交わるように、超音波プローブ2と穿刺用アダプタ22とを位置決めする(ステップS5)。

40

【0082】

このとき、プローブ位置情報計算部63は、プローブセンサ21から供給される位置信号に基づいて患者体表面に配置された超音波プローブ2の位置情報(位置及び方向)を計算し、アダプタ位置情報計算部62は、アダプタセンサ23から供給される位置信号に基づいて患者体表面の近傍に配置された穿刺用アダプタ22の先端の位置情報を計算する。

【0083】

相対位置情報計算部64は、アダプタ位置情報計算部62から供給された穿刺用アダプタ22の先端の位置情報とプローブ位置情報計算部63から供給された超音波プローブ2の位置情報とに基づいて針先初期位置情報を計算する(ステップS6)。針先初期位置情報は、位置情報記憶部7に保存される。

50

【 0 0 8 4 】

刺入エリア設定部 8 は、位置情報記憶部 7 から読み出した針先初期位置情報と穿刺目標領域の基準点の位置情報とに基づいて、ボリュームデータに刺入エリアの中心軸を設定する（ステップ S 7）。そして、刺入エリア設定部 8 は、設定された中心軸の位置情報と入力部 1 5 を介して入力された半径情報とに基づいて刺入エリアを設定する（ステップ S 8）。

【 0 0 8 5 】

刺入エリアが設定されたことを契機として側面データ発生部 9 1 は、刺入エリアの側面に存在するボリュームデータのボクセルを抽出し、側面データを発生する。

【 0 0 8 6 】

一方、管腔データ発生部 9 3 は、例えば、刺入エリアの内部に存在するボリュームデータのボクセル値と所定の閾値とを比較し、管腔臓器に対応するボクセルを抽出し、これらのボクセルに基づいて管腔データを発生する。

【 0 0 8 7 】

そして、座標変換部 9 5 は、側面データと管腔データとを所定の変換ルールに従って座標変換し、展開画像を発生する（ステップ S 9）。

【 0 0 8 8 】

穿刺支援画像発生部 1 1 は、針先初期位置情報、穿刺目標領域の位置情報、及びマーク間隔に基づいて穿刺目標領域から穿刺針先端初期位置までの距離が示された距離マークを作成する（ステップ S 1 0）。

【 0 0 8 9 】

そして穿刺支援画像発生部 1 1 は、距離マークを展開画像に重畳することにより第 1 の穿刺支援画像を発生する。発生された第 1 の穿刺支援画像は、表示部 1 4 により表示される（ステップ S 1 1）。

【 0 0 9 0 】

操作者は、表示部 1 4 に表示された第 1 の穿刺支援画像の観察下で穿刺用アダプタ 2 2 にスライド自在に取り付けられた穿刺針 1 5 0 の先端部を患者の体内に刺入する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 9 1 】

一方、穿刺針位置情報計算部 6 1 は、穿刺針センサ 1 5 1 から供給される位置信号に基づいて、穿刺針 1 5 0 の先端の位置情報を計算する。相対位置情報計算部 6 4 は、プローブ位置情報計算部 6 3 から供給された超音波プローブ 2 の位置情報と穿刺針位置情報計算部 6 1 から供給された穿刺針 1 5 0 の先端の位置情報とに基づいて針先位置情報を計算する（ステップ S 1 3）。

【 0 0 9 2 】

次いで、穿刺支援画像発生部 1 1 は、位置情報計算部 6 から供給された針先位置情報を上述のステップ S 1 0 において作成した距離マークに付加することにより距離マークの更新を行なう（ステップ S 1 4）。また、穿刺支援画像発生部 1 1 は、上述の針先位置情報と刺入エリアの側面の位置情報とに基づいて、刺入エリアの側面と穿刺針 1 5 0 とが交差しているか否かを判定する（ステップ S 1 5）。穿刺支援画像発生部 1 1 は、交差していると判定した場合、交差位置を算出する（ステップ S 1 6）。

【 0 0 9 3 】

そして、穿刺支援画像発生部 1 1 は、展開画像発生部 9 から供給された展開画像に更新後の距離マークと交差位置マークとを重畳することにより第 2 の穿刺支援画像を発生する。発生された第 2 の穿刺支援画像は、表示部 1 4 により表示される（ステップ S 1 7）。

【 0 0 9 4 】

操作者は、表示部 1 4 に表示された第 2 の穿刺支援画像を観察する。観察の結果、操作者は、穿刺針 1 5 0 の刺入方向が不適当であると認識する場合がある。この場合、操作者は、穿刺針 1 5 が刺入エリアの側面に交差しなくなるまで超音波プローブ 2 及び穿刺用アダプタ 2 2 の位置決めを繰り返す（ステップ S 5）。再び位置決めが行われるとステップ

10

20

30

40

50

S 6 以降の工程がシステム制御部 1 6 の制御の下に繰り返される。

【0095】

一方、上述のステップ S 1 5 において刺入エリアの側面に穿刺針 1 5 0 が交差ししないと判定された場合、穿刺支援画像発生部 1 1 は、更新後の距離マークを展開画像に重畳することにより第 2 の穿刺支援画像を発生する。第 2 の穿刺支援画像は、表示部 1 4 により表示される（ステップ S 1 8 ）。

【0096】

そして、表示部 1 4 に表示された第 2 の穿刺支援画像の観察により、穿刺針 1 5 0 の刺入方向が適当であると判断した場合、操作者は、穿刺目標領域に向けて穿刺針先端部を刺入し続ける（ステップ S 1 2 ）。穿刺針 1 5 0 の刺入に伴いステップ S 1 3 以降の工程がシステム制御部 1 6 の制御の下に繰り返される。

10

【0097】

以上で、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 の動作例の説明を終了する。

【0098】

本実施形態によれば、患者体内の穿刺目標領域に穿刺針 1 5 0 を刺入させる際、刺入前あるいは刺入中における穿刺針 1 5 0 の先端の前方情報や周囲情報を正確に把握することができる。このため、当該患者に対して安全な穿刺術を効率よく施行することが可能となる。

【0099】

特に超音波診断装置 1 0 0 は、穿刺針 1 5 0 の刺入予定経路を中心軸とする刺入エリアの側面の輝度値分布が極座標に展開されてなる展開画像を表示する。操作者は、展開画像を観察することにより、穿刺針 1 5 0 が刺入され得る領域の状態を正確に把握することが可能となる。また超音波診断装置 1 0 0 は、展開画像に別途発生された血管や消化管等の管腔領域を重畳して表示する。この展開画像を把握することにより操作者は、穿刺目標領域に至るまでの刺入難易度を事前に推定することができる。

20

【0100】

更に超音波診断装置 1 0 0 は、上述の展開画像に距離マークを重畳して表示する。操作者は、この展開画像を観察することにより、刺入前あるいは刺入中の穿刺針 1 5 0 の先端から穿刺目標領域までの距離を正確に計測することが可能となる。また超音波診断装置 1 0 0 は、穿刺針 1 5 0 の先端が通過した区間に対応する距離マークと他の区間に対応する距離マークとを視覚的に区別して表示することができる。この展開画像を観察することにより操作者は、刺入エリア内における穿刺針 1 5 0 の先端の位置（刺入深度）をより正確に把握することができる。

30

【0101】

また超音波診断装置 1 0 0 は、穿刺針 1 5 0 と刺入エリアの側面との交差の有無を検出し、交差が検出された場合、展開画像内の交差位置にマークを重畳する。この展開画像を観察することにより操作者は、穿刺針の再刺入の要否を容易に判定することができる。

【0102】

なお本実施形態は、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。

40

【0103】

上記の実施形態においてボリュームデータは、B モードデータに基づいて発生されるとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。超音波診断装置 1 0 0 は、例えば、カラードプラデータ等の他の超音波データに基づいて上述のボリュームデータを発生してもよい。

【0104】

上記の実施形態においては、MPR 画像を用いて穿刺目標領域を設定する場合について説明した。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。超音波診断装置 1 0 0 は、例えば、ボリュームデータに基づいて発生されたボリュームレンダリング画像等の 3 次元画像を用いて穿刺目標領域を設定しても良い。

50

【0105】

上記の実施形態においては、超音波センサあるいは磁気センサを用いて穿刺針先端部の位置情報を検出する場合について説明した。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。超音波診断装置100は、MPR画像や3次元画像に表示された穿刺針150の先端を画像処理等によって抽出することにより、当該先端の位置情報を検出しても良い。

【0106】

上記の実施形態においては、穿刺用アダプタ22の先端の位置情報に基づいて針先初期位置情報を計算する場合について説明した。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。例えば、穿刺針150の先端の刺入前についての位置情報に基づいて針先初期位置情報が計算されても良い。

10

【0107】

上記の実施形態においては、穿刺針150の刺入予定経路を穿刺用アダプタ22の位置情報に基づいて決定し、当該刺入予定経路が穿刺目標領域と一致するように超音波プローブ2や穿刺用アダプタ22の位置や方向を調整する場合について説明した。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。例えば、穿刺針150の先端部等に複数の位置センサを配置し、これら複数の位置センサから供給される位置信号に基づいて刺入予定経路が決定されても良い。

【0108】

以下、本実施形態の応用例について説明する。

【0109】

20

(応用例1)

上述の実施形態における展開画像発生部9は、刺入予定経路に沿って穿刺目標領域から針先初期位置までの線分を中心軸とする刺入エリアの側面に関する展開画像を発生するとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。展開画像発生部9は、穿刺予定経路に沿って穿刺針先端位置から特定位置までの線分を中心軸とする刺入エリアの側面に関する展開画像を発生しても良い。換言すれば、展開画像発生部9は、展開画像の径方向を穿刺針先端位置から特定位置までの範囲に限定しても良い。穿刺支援画像発生部11は、このような径方向の範囲が限定された展開画像に基づく穿刺支援画像を発生することができる。

【0110】

30

図14Aと図14Bとは、応用例1に係る穿刺支援画像を示す図である。図14Aは、区間[q2 - q5]に関する穿刺支援画像Im5Aを説明するための図である。図14A(a)は、穿刺針150の先端が初期位置Oaにある場合の穿刺針150と刺入エリアRoとの位置関係を示す図である。図14A(b)は、区間[q2 - q5]に関する穿刺支援画像Im5Aを示す図である。穿刺支援画像(展開画像)Im5Aは、穿刺針先端位置から所定距離doまでの線分を中心軸とする刺入エリアの側面の輝度値分布を上記の2次元極座標で表した画像である。図14A(b)に示すように、穿刺支援画像(展開画像)Im5Aには、穿刺針先150の先端から所定距離doまでの区間に関する距離マークMDが重畳されている。図14Bは、区間[q0 - q3]に関する穿刺支援画像Im5Bを説明するための図である。図14B(a)は、穿刺針150の先端が基準点Obから距離doにある場合の穿刺針150と刺入エリアRoとの位置関係を示す図である。図14B(b)は、区間[q0 - q3]に関する穿刺支援画像Im5Bを示す図である。穿刺支援画像(展開画像)Im5Bは、穿刺針150の先端から基準点Obまでの線分を中心軸とする刺入エリアRoの側面の輝度値分布を上記の2次元極座標で表した画像である。図14B(b)に示すように、穿刺支援画像(展開画像)Im5Bには、穿刺針先150の先端から所定距離doまでの区間に関する距離マークMDが重畳されている。所定距離doは、操作者により入力部15を介して任意に設定可能である。なお、図14A(a)と図14B(a)とのマーク間隔は、図10のマーク間隔dxと同一であるとする。

40

【0111】

なお穿刺支援画像発生部11は、径方向の表示範囲が狭い展開画像の表示倍率を、径方

50

向の表示範囲が広い展開画像の表示倍率に比して大きく設定すると良い。これにより操作者は、穿刺針先端部の近傍領域をより高い精度で観察することができる。

【0112】

応用例1に係る展開画像は、穿刺針150の先端が操作者により移動される毎に展開画像発生部9により更新される。このように応用例1によれば、穿刺針150の先端から一定距離の範囲の輝度値分布を展開画像により即時的に表示することができる。従って操作者は、穿刺針150の先端に目線を置いた臨場感ある展開画像を観察することができる。

【0113】

応用例1に係る展開画像について種々の変形例が可能である。例えば、ユーザにより設定された穿刺目標領域が応用例1に係る展開画像に重畳されると良い。

10

【0114】

図15は、穿刺目標領域 R_t が重畳された展開画像 I_m5 を含む穿刺支援画像 I_m6 を示す図である。図15(a)はボリュームデータ内における刺入エリア R_o と穿刺目標領域 R_t を示す図である。刺入エリア R_o の中心軸152は、穿刺目標領域 R_t の基準点 O_b と穿刺針150の初期位置 O_a とを結ぶ線分に設定されている。図15において穿刺針150の先端は基準点 O_b から所定距離 d_o の位置 q_3 に到達しているものとする。展開画像 I_m5 には、区間 $[q_0 - q_3]$ に関する距離マーク MD が重畳されている。さらに、穿刺目標領域 R_t が展開画像 I_m5 の対応位置に重畳されている。穿刺目標領域 R_t は、操作者により入力部15を介して設定される。穿刺目標領域 R_t の展開画像 I_m5 への重畳は、例えば、以下のように穿刺支援画像発生部11により実行される。

20

【0115】

まず、穿刺支援画像発生部11は、ボリュームデータ内における穿刺目標領域 R_t の3次元座標を特定する。特定される3次元座標は、 pqr 3次元直交座標系である。次に穿刺支援画像発生部11は、穿刺目標領域 R_t の3次元座標に基づいて展開画像 I_m5 を規定する極座標系における穿刺目標領域 R_t の存在範囲を特定する。具体的には、穿刺支援画像発生部11は、刺入エリア R_o の側面上での穿刺目標領域 R_t の存在範囲を特定する。次に穿刺支援画像発生部11は、特定された存在範囲に、刺入エリア R_o の側面を規定する座標系から展開画像 I_m5 の極座標系への変換式を適用し、展開画像 I_m5 での穿刺目標領域 R_t の存在範囲を計算する。穿刺支援画像発生部11は、展開画像 I_m5 での穿刺目標領域 R_t の存在範囲に、穿刺目標領域 R_t を示すマーク M_t を重畳し、穿刺支援画像 I_m6 を発生する。マーク M_t は、例えば、穿刺目標領域の存在範囲を、展開画像 I_m5 内の他の領域から視覚的に区別可能な色を有している。これにより展開画像 I_m5 においてマーク M_t が強調され、操作者は、穿刺目標領域の存在範囲を展開画像 I_m5 において容易に把握することができる。また、展開画像 I_m5 と穿刺支援画像 I_m6 とは、穿刺針150の先端が移動する毎に更新されると良い。更新表示により、穿刺針150の先端の移動に連動して展開画像 I_m5 における穿刺目標領域の存在範囲が即時的に変化する。これにより操作者は、穿刺針150の前方の解剖学的情報を即時的に把握することができる。

30

【0116】

なお穿刺支援画像発生部11は、基準点を基準とした同心円状の距離マークを作成する場合について述べた。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。穿刺支援画像発生部11は、刺入前あるいは刺入中における穿刺針先端部を基準とした同心円状の距離マークを作成しても良い。

40

【0117】

(応用例2)

操作者は、穿刺支援画像に含まれる展開画像を観察しながら穿刺針を穿刺目標領域に進める。展開画像と実空間との位置関係がわからなければ操作者は、穿刺針を刺入する方向を決定しづらい。応用例2に係る穿刺支援画像発生部11は、実空間における展開画像の方位を示す方位マークを含む穿刺支援画像を発生する。

【0118】

50

穿刺支援画像発生部 11 は、超音波プローブ 2 に取り付けられたプローブマークを利用して方位マークを作成する。図 16A は、プローブマーク Mp が取り付けられた超音波プローブ 2 を正面から見た図である。図 16B は、プローブマーク Mp が取り付けられた超音波プローブ 2 を上方から見た図である。図 16A 及び図 16B に示すように、超音波プローブ 2 は既定のスキャン方向に沿って順番に超音波を送受信しながら走査領域を超音波で走査する。超音波プローブ 2 の表面にはプローブマーク Mp が取り付けられている。プローブマーク Mp は、本来、操作者が超音波プローブ 2 におけるスキャン方向の向きを把握するために取り付けられている。具体的には、プローブマーク Mp は、超音波プローブ 2 の筐体表面におけるスキャン方向の基準点（例えば、開始位置）側に設けられる。穿刺支援画像発生部 11 は、プローブマーク Mp の実空間位置を記憶している。例えば、プローブマーク Mp の実空間位置は、超音波プローブ 2 の中心軸 Lc 回りの角度により表される。あるいは、プローブマーク Mp の実空間位置は、超音波プローブ 2 の中心軸 Lc を基準とした方位により表されても良い。例えば、図 16A 及び図 16B の場合、プローブマーク Mp の実空間位置は、270°や右である。なお、プローブマーク Mp の実空間位置は、東西南北等の記号により表現されても良い。操作者は、プローブマーク Mp の位置を頼りにして超音波プローブ 2 の向きを調整している。

10

20

30

【0119】

図 17 は、方位マーク Md を含む穿刺支援画像 Im7 を示す図である。図 17 に示すように、展開画像 Im8 の周囲の対応箇所には方位マーク Md が重畳されている。方位マーク Md の重畳箇所は、プローブマーク Mp の実空間位置に基づいて穿刺支援画像発生部 11 により決定される。例えば、以下のように決定される。穿刺支援画像発生部 11 は、実空間における刺入エリアの姿勢を特定する。実空間における刺入エリアの姿勢は、ボリュームデータにおける刺入エリアの姿勢に基づいて特定される。刺入エリアの中心軸回りの角度は、展開画像 Im8 の原点周りの角度に対応付けられている。従って、穿刺支援画像発生部 11 は、実空間における展開画像 Im8 の方位を実空間における刺入エリアに基づいて決定することができる。そして穿刺支援画像発生部 11 は、実空間における展開画像 Im8 の方位とプローブマークの実空間位置とに基づいて、展開画像 Im8 の座標系におけるプローブマークの配置位置を特定する。穿刺支援画像発生部 11 は、穿刺支援画像 Im7 内の特定された配置位置に方位マーク Md を重畳する。方位マーク Md が重畳された穿刺支援画像 Im7 は表示部 14 により表示される。これにより、表示部 14 は、図 17 に示すように、実空間における展開画像 Im8 の方位を示す方位マークを表示することができる。例えば、図 16A 及び図 16B のようにプローブマーク Mp の実空間位置が 270°（右）の場合、穿刺支援画像 Im7 における展開画像 Im8 を基準とした 270°側に方位マーク Md が表示される。

【0120】

展開画像に方位マークが重畳されることにより操作者は、実空間と展開画像との位置関係を容易に理解することができる。従って操作者は、展開画像を観察しながら、穿刺針を穿刺目標に確実に進めることができる。

【0121】

（応用例 3）

患者の内部は組織の種類や場所等の様々な容易により複雑な硬さ分布を有している。そのため操作者は、穿刺針を直線状に進められない場合がある。応用例 3 に係る展開画像発生部は、硬さ指標値に関する展開画像（以下、硬さ値展開画像と呼ぶことにする。）を発生する。なお、硬さ値展開画像と区別するため、上記の B モードのボリュームデータに基づく展開画像を B モード展開画像と呼ぶことにする。また、B モードのボリュームデータを B モードボリュームデータと呼ぶことにする。

【0122】

硬さ指標値は、シアウェーブ・エラストグラフィ（SWE：shear wave elastography）モードを利用して既知の方法により算出することができる。送受信部は、SWE モードによる超音波走査を実行する。ボリュームデータ発生部は、受信部からの受信信号に基づ

40

50

いて、組織の硬さをカラーで表現するボリュームデータ（以下、SWEボリュームデータと呼ぶことにする。）を発生する。SWEボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部53に記憶される。なお、SWEボリュームデータは、上記のように超音波診断装置100により発生されても良いし、PACSや他の超音波診断装置からネットワークを介して送信されても良い。

【0123】

展開画像発生部9は、SWEボリュームデータに基づいて、刺入エリアRoの側面の硬さ指標値分布を2次元極座標で表した硬さ値展開画像を発生する。SWEボリュームデータに設定される刺入エリアとBモードボリュームデータに設定される刺入エリアとは同一である。また、硬さ値展開画像とBモード展開画像との座標系は同一である。硬さ値展開画像は、表示部14により表示される。また、表示部14は、Bモード展開画像に硬さ値展開画像を位置整合して重畳して表示しても良い。この際、表示部14は、硬さ値展開画像とBモード展開画像との両方を視認可能なように、硬さ値展開画像に適切な透明度を割り当てると良い。硬さ値展開画像を観察することにより操作者は、患者内部の組織の硬さ分布を把握することができる。従って組織の硬さを考慮して穿刺針150を刺入することができる。

10

【0124】

かくして、本実施形態によれば、超音波走査下における穿刺術の効率の向上を実現することができる。

【0125】

なお、本実施形態の超音波診断装置100に含まれる各部は、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が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。

20

【0126】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、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。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、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ものである。

30

【符号の説明】

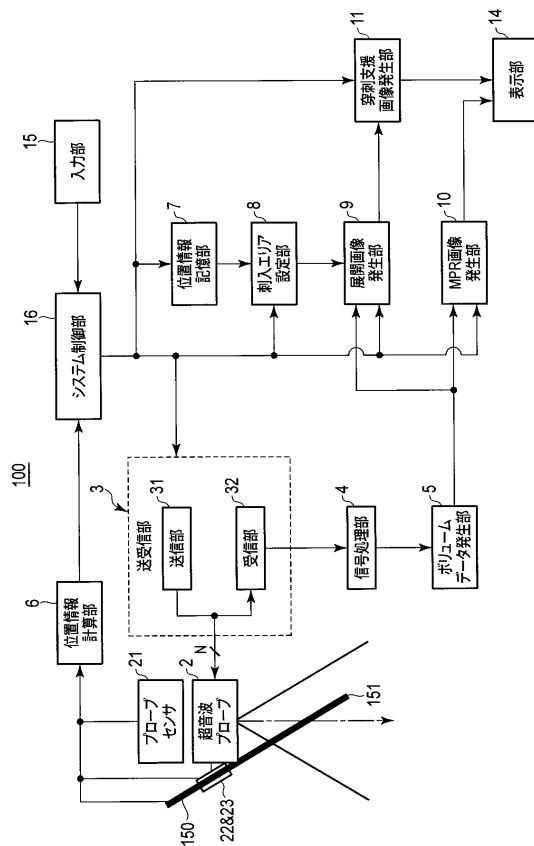
【0127】

2...超音波プローブ、21...プローブセンサ、22...穿刺用アダプタ、23...アダプタセンサ、3...送受信部、31...送信部、32...受信部、4...受信信号処理部、5...ボリュームデータ生成部、6...位置情報計算部、7...位置情報記憶部、8...刺入エリア設定部、9...展開画像発生部、10...MPR画像発生部、11...穿刺支援画像発生部、14...表示部、15...入力部、16...システム制御部、150...穿刺針、151...穿刺針センサ、100...超音波診断装置

40

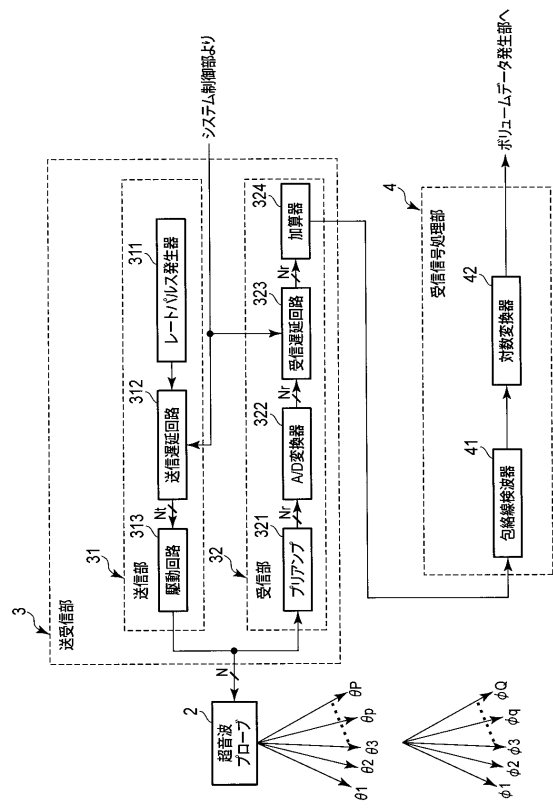
【図 1】

図 1



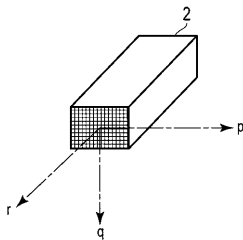
【図 2】

図 2



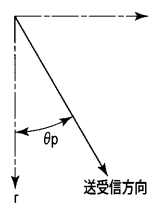
【図 3 A】

図 3A



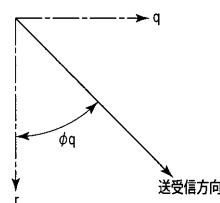
【図 3 B】

図 3B



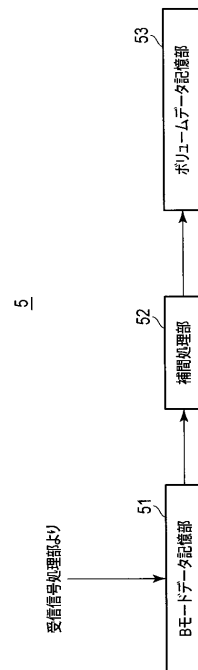
【図 3 C】

図 3C



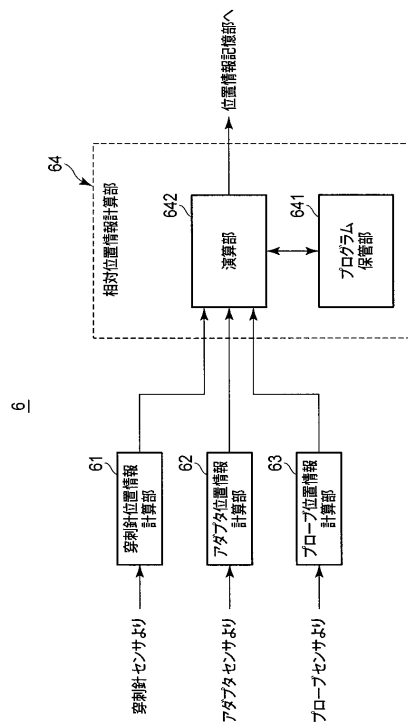
【図 4】

図 4



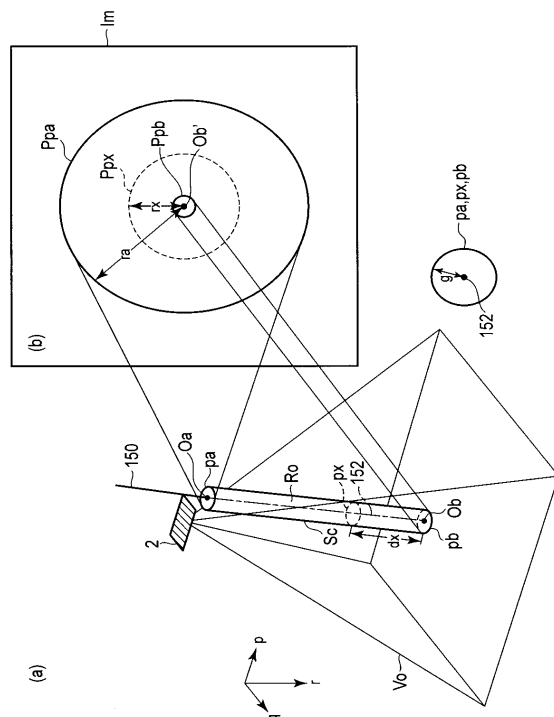
【図 5】

図 5



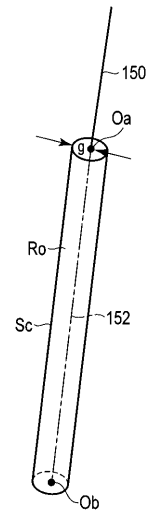
【図 8】

図 8



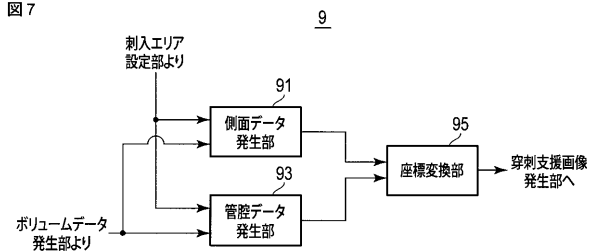
【図 6】

図 6



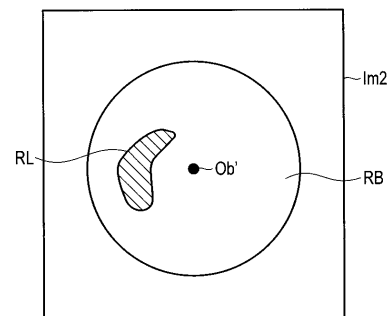
【図 7】

図 7



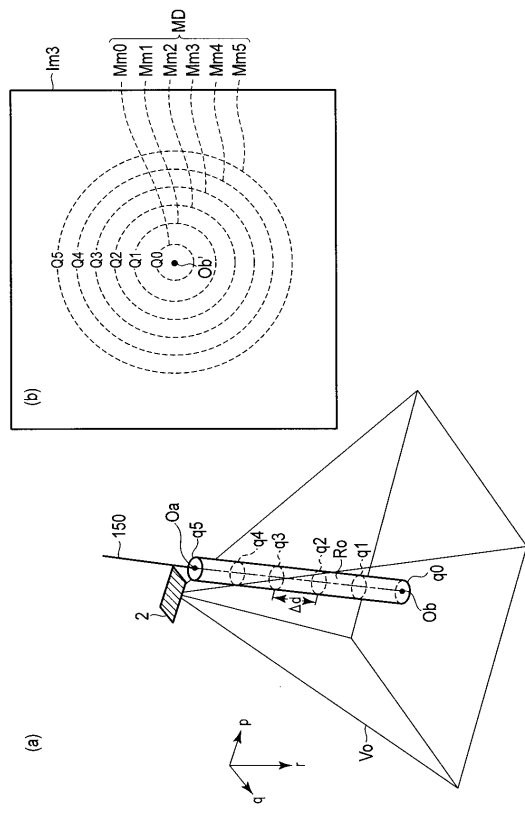
【図 9】

図 9



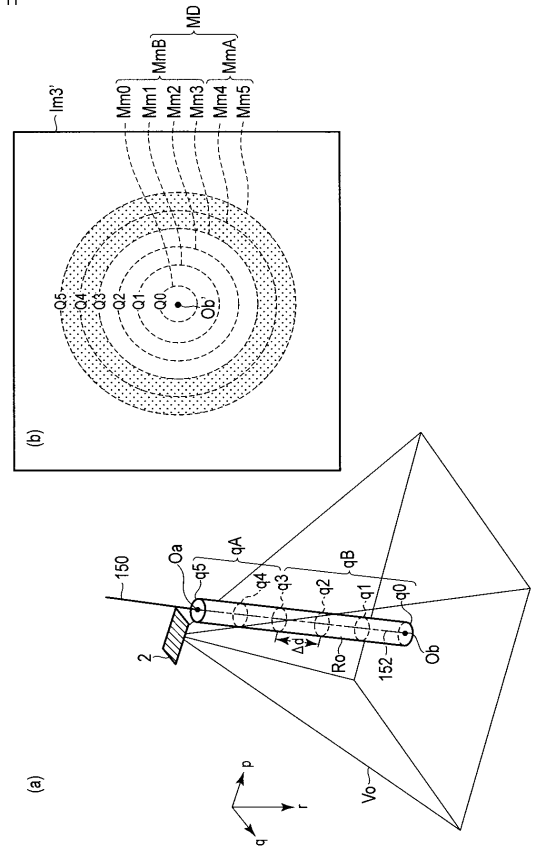
【図 10】

図 10



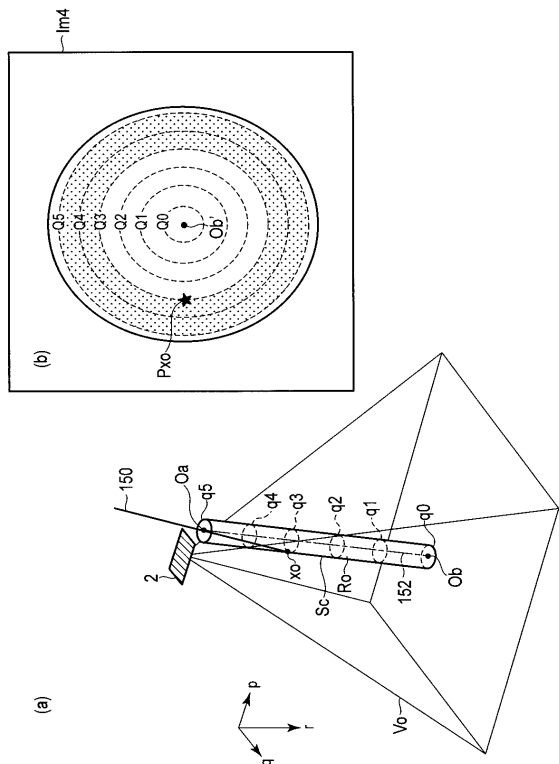
【図 11】

図 11



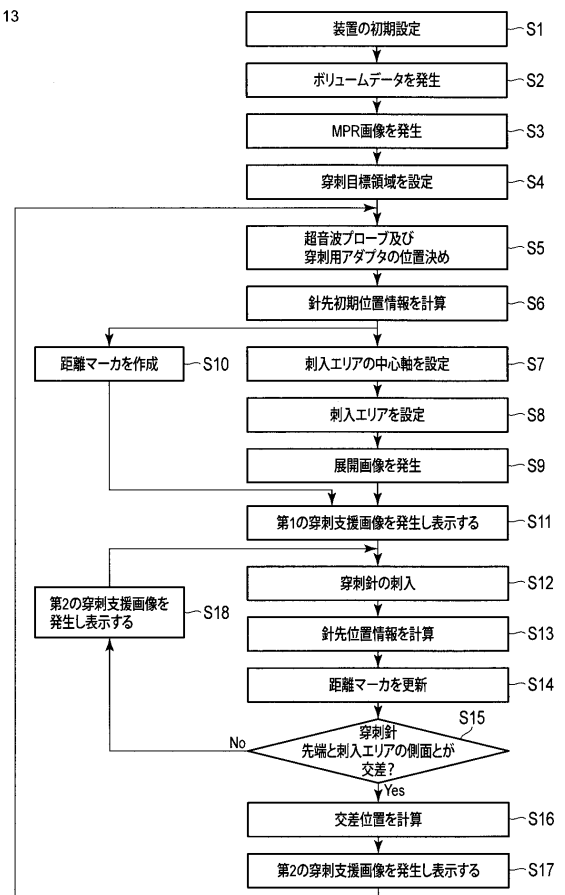
【図 12】

図 12



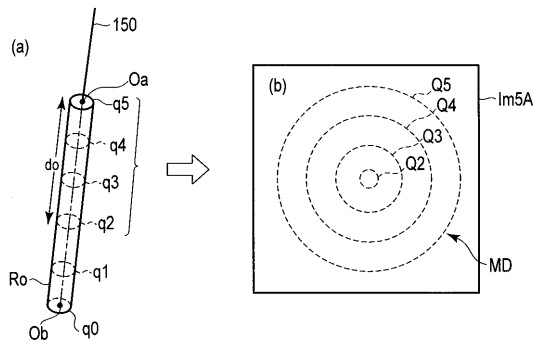
【図 13】

図 13



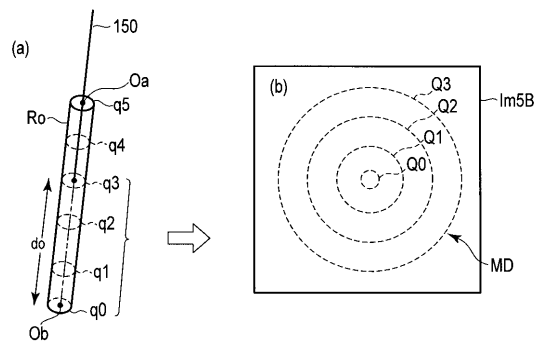
【図 14 A】

図 14A



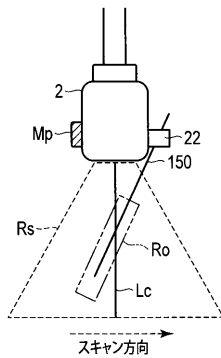
【図 14 B】

図 14B



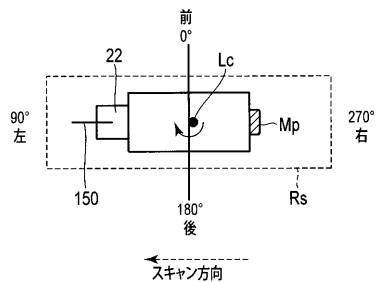
【図 16 A】

図 16A



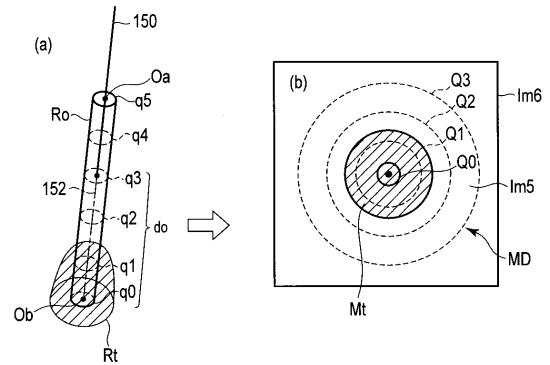
【図 16 B】

図 16B



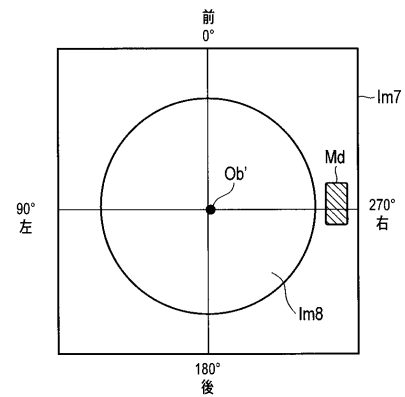
【図 15】

図 15



【図 17】

図 17



フロントページの続き

(74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三

(74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄

(74)代理人 100179062
弁理士 井上 正

(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 市岡 健一
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本社内

(72)発明者 佐々木 琢也
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本社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD19 DD23 EE09 EE11 EE16 FF03 FF04 FF06 GA18
GA25 GB04 GB06 JC11 JC21 JC32 JC33 KK02 KK24 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2014028125A	公开(公告)日	2014-02-13
申请号	JP2013131455	申请日	2013-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	市岡健一 佐々木琢也		
发明人	市岡 健一 佐々木 琢也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/0841 A61B8/145 A61B8/4254 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/523 A61B17/3403 A61B2017/3413		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/FF04 4C601/FF06 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC11 4C601/JC21 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	中村誠 河野直樹 井上 正 岡田隆		
优先权	2012148016 2012-06-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提高超声扫描下穿刺的效率。解决方案：超声波探头2包括多个振动器。发送部31经由多个振动器将超声波发送到检查对象的扫描对象区域。接收部分32经由多个振动器从扫描对象区域接收超声波。体数据生成部分5基于来自接收部分32的接收信号生成与扫描对象区域有关的体数据。插入区域设置部分8将预定范围内的插入区域设置为经腹腔穿刺的预定插入路径将体积数据中的针作为中心轴。显影图像生成部分9通过由围绕中心轴的旋转角度和距参考点的距离指定的二维极坐标生成表示体数据中的插入区域的横向平面的亮度值分布的显影图像。中轴。显示部分14显示显影图像。

