

(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2010-17527

(P2010-17527A)

(43) 公開日 平成22年1月28日(2010.1.28)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
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 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-65397 (P2009-65397)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成21年3月18日 (2009.3.18)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2008-150569 (P2008-150569)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成20年6月9日 (2008.6.9)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	山形 仁
			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
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE01 EE08 EE11 EE16
			FF03 GB06 HH16 HH17 JC21
			JC28 JC30 JC31 JC33 JC37
			KK12 KK18 KK22 KK25

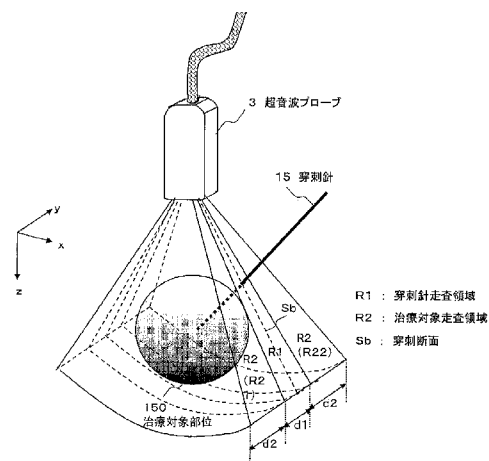
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】安全かつ正確な穿刺を支援する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】患者の治療対象部位150を含む3次元領域に対し、先ず、超音波プローブ3に装着された穿刺アダプタのニードルガイドに沿って刺入される穿刺針15の刺入方向が含まれた断面(穿刺断面)を基準として、スライス厚d1を有する穿刺針走査領域R1を設定し、次いで、穿刺断面に略垂直なy方向において穿刺針走査領域R1に隣接したスライス厚d2を有する2つの治療対象走査領域R2(R21及びR22)を設定する。そして、超音波を用いた第1の3次元走査によって取得された治療対象走査領域R2におけるボリュームデータと、第1の3次元走査より低いボリュームレートで行われた第2の3次元走査によって取得された穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータとに基づいて、穿刺支援を目的とした画像データの生成を行なう。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

穿刺針を用いた検査又は治療の対象部位に対する超音波の 3 次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて、画像データを生成する超音波診断装置であって、

前記対象部位に対し前記穿刺針の刺入方向を含む第 1 の 3 次元走査領域と、前記第 1 の 3 次元走査領域に隣接した 1 つ又は複数からなる第 2 の 3 次元走査領域とを設定し、前記第 1 の 3 次元走査領域及び前記第 2 の 3 次元走査領域に対する 3 次元走査を制御する走査制御手段と、

前記 3 次元走査により前記第 1 の 3 次元走査領域及び前記第 2 の 3 次元走査領域から得られた受信信号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手段と、

前記ボリュームデータを処理することで画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記画像データを表示する表示手段と、を備え、

前記走査制御手段は、前記第 2 の 3 次元走査領域より高いボリュームレートで、前記第 1 の 3 次元走査領域を 3 次元走査するための制御を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

穿刺針を用いた検査又は治療の対象部位に対する超音波の 3 次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて、画像データを生成する超音波診断装置であって、

前記対象部位に対し前記穿刺針の刺入方向を含む第 1 の 3 次元走査領域と、前記第 1 の 3 次元走査領域に隣接した 1 つ又は複数からなる第 2 の 3 次元走査領域とを設定し、前記第 1 の 3 次元走査領域及び前記第 2 の 3 次元走査領域に対する 3 次元走査を制御する走査制御手段と、

前記 3 次元走査により前記第 1 の 3 次元走査領域及び前記第 2 の 3 次元走査領域から得られた受信信号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手段と、

前記ボリュームデータを処理することで画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記画像データを表示する表示手段と、を備え、

前記走査制御手段は、前記第 2 の 3 次元走査領域より高い走査線密度で前記第 1 の 3 次元走査領域を走査するための制御を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記走査制御手段は、前記第 2 の 3 次元走査領域より高いボリュームレートで前記第 1 の 3 次元走査領域を 3 次元走査するための制御を行うとともに、前記第 2 の 3 次元走査領域より高い走査線密度で前記第 1 の 3 次元走査領域を走査するための制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記走査制御手段は、前記穿刺針の刺入方向が含まれる穿刺断面を基準とした所定スライス厚の穿刺針走査領域を、前記第 1 の 3 次元走査領域として設定し、前記穿刺断面の法線方向において前記穿刺針走査領域に隣接する所定スライス厚の治療対象走査領域を、前記第 2 の 3 次元走査領域として設定することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像データ生成手段は、前記第 1 の 3 次元走査領域において取得されたボリュームデータ、又は、前記第 1 の 3 次元走査領域と前記第 2 の 3 次元走査領域とにおいて取得されたボリュームデータを処理することで、MPR 画像データ、スラブ MPR 画像データ、スラブ MIP 画像データ及び 3 次元画像データの少なくとも何れかを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記画像データ生成手段は、前記第 1 の 3 次元走査領域において取得された前記ボリュームデータの平均ボクセル値を、前記穿刺針の刺入方向が含まれる穿刺断面の法線方向に対して算出することにより、前記スラブ MPR 画像データを生成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 7】

前記画像データ生成手段は、前記第 1 の 3 次元走査領域において取得された前記ボリュームデータの最大ボクセル値を、前記穿刺針の刺入方向が含まれる穿刺断面の法線方向に対して抽出することにより、前記スラブ MIP 画像データを生成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像データ生成手段は、前記第 1 の 3 次元走査領域において取得されたボリュームデータと前記第 2 の 3 次元走査領域において取得されたボリュームデータとを合成し、前記画像データ生成手段は、前記合成されたボリュームデータをレンダリング処理することで前記 3 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記画像データ生成手段は、前記第 1 の 3 次元走査領域において取得されたボリュームデータと前記第 2 の 3 次元走査領域において取得されたボリュームデータとを合成し、前記画像データ生成手段は、前記合成されたボリュームデータの所定断面におけるボクセル値を抽出して前記 MPR 画像データを生成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記スラブ MPR 画像データ又は前記スラブ MIP 画像データを用いて前記合成されたボリュームデータに対し表示断面を設定する表示断面設定手段を更に備え、

前記画像データ生成手段は、前記合成されたボリュームデータの前記表示断面におけるボクセル値を抽出して前記 MPR 画像データを生成することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 11】

前記表示断面設定手段は、前記穿刺針の刺入方向が含まれるスラブ断面に直交する 1 つ又は複数の前記 MPR 断面を設定することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、穿刺針を用いた治療や検査を支援するための画像を生成する超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

3 大疾患の 1 つである癌疾患の死亡率は年々増加の一途にあり、この癌疾患に対する早期診断及び治療が強く望まれている。例えば、肝癌の割合は癌疾患のなかで約 10 % を占めており、その数は増加の傾向にある。一方、超音波診断装置、MRI 装置、及び X 線 CT 装置などの医用画像診断装置の技術進歩は目覚しく、医用画像診断装置は、上述の肝癌をはじめとする各種の癌疾患の早期発見に必要不可欠なものとなってきている。

【0003】

特に、高速回転ヘリカルスキャンと 64 列等の多列検出器とを組み合わせた X 線 CT 装置による 3 次元撮像法が実用化されている。また、傾斜磁場系、高周波磁場系及び RF コイル系の性能向上により、高速撮像が可能となった MRI 装置による 3 次元撮像法が実用化されている。これらの 3 次元撮像法によって得られるボリュームレンダリング画像データなどを観察することにより、その診断能は、従来の 2 次元撮像法と比較して著しく向上している。

40

【0004】

一方、超音波診断装置は、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、2 次元画像データによるリアルタイム観測を可能にする。さらに、振動素子が 1 次元的に配列された超音波プローブを用いて、振動素子を機械的に揺動させることで、3 次元的な B モード画像データやカラードプラ画像データをリアルタイムに取得する方法が開発されて

50

いる。また、振動素子が２次元的に配列された所謂２次元アレイプローブにより、３次元的なＢモード画像データやカラードプラ画像データをリアルタイムに取得する方法が開発されている。

【０００５】

ところで、上述の肝癌の治療法として、（ａ）肝動脈内抗ガン剤注入療法、（ｂ）肝動脈塞栓術（Transcatheter Arterial Embolization；TAE）、（ｃ）低侵襲治療法、（ｄ）開腹手術等が一般に行われている。近年では、手技が簡単で、しかも患者への負担が少ない低侵襲治療法が特に注目されている。この低侵襲治療法には、PEIT（経皮的エタノール注入法：Percutaneous Ethanol Injection Technique）やマイクロ波焼灼法がある。これらの治療法において使用される穿刺針の患者への挿入は、リアルタイム表示される画像の観察下にて行なわれる。

10

【０００６】

また、最近では、焼灼治療法の一つとしてRFA（高周波焼灼法：Radio Frequency Ablation）が脚光を浴び始め、既に臨床適用が開始されている。このRFAでは単一針であるCool Tipや、複数展開針のRITAが穿刺針として用いられている。腫瘍に対する穿刺針の挿入は、通常、画像の観察下にて体表面から経皮的に行われるが、腹腔鏡による肝表面の観察下にて行われることもある。また、穿刺針の挿入は、肝表面に配置した専用小型超音波プローブによって取得した超音波画像の観察下にて行われることもある。

20

【０００７】

超音波診断装置によってリアルタイムに取得される２次元画像データの観察下にて上述の穿刺治療を行なうことにより、その治療効率と治療に対する安全性とが、飛躍的に向上している。さらに、近年では、３次元画像の観察下で行なわれる各種の穿刺治療法が提案されている（例えば、特許文献１及び特許文献２）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】特開２００７－１２５１６９号公報

【特許文献２】特開２００７－２１５６７２号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

超音波診断装置によってリアルタイムで取得される３次元画像データの観察下で穿刺治療を行なう特許文献１又は特許文献２に係る方法によれば、穿刺針の刺入方向や先端部位置等を３次元的に把握することができる。そのため、治療対象部位に対する穿刺針の刺入精度は、２次元画像データの観察下で行なう穿刺治療の場合と比較して更に向上させることができる。

【００１０】

しかしながら、高い空間分解能と高い時間分解能（リアルタイム性）とを同時に満たした、広範囲を表す３次元画像データを取得することは困難である。従って、上述の従来技術に係る方法では、肝癌等が含まれる比較的広い治療対象部位を表す画像データと、この治療対象部位に対して刺入される穿刺針及び穿刺針の周辺を表す画像データとを取得する場合に、高い空間分解能が要求される治療対象部位を表す画像データと、穿刺針先端部を追尾するために高い時間分解能と高い空間分解能とが要求される穿刺針及び穿刺針の周辺を表す画像データとを、同時に取得することが困難であった。

40

【００１１】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、患者に対する超音波の３次元走査によって得られた画像データの観察下において、当該患者に対する穿刺針の刺入を行なう場合に、治療対象臓器を表す画像データと、この画像データより時間分解能に優れる穿刺針及

50

び穿刺針の周辺を表す画像データとを、略同時に取得することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

請求項1に記載の発明は、穿刺針を用いた検査又は治療の対象部位に対する超音波の3次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて、画像データを生成する超音波診断装置であって、前記対象部位に対し前記穿刺針の刺入方向を含む第1の3次元走査領域と、前記第1の3次元走査領域に隣接した1つ又は複数からなる第2の3次元走査領域とを設定し、前記第1の3次元走査領域及び前記第2の3次元走査領域に対する3次元走査を制御する走査制御手段と、前記3次元走査により前記第1の3次元走査領域及び前記第2の3次元走査領域から得られた受信信号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手段と、前記ボリュームデータを処理することで画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データを表示する表示手段と、を備え、前記走査制御手段は、前記第2の3次元走査領域より高いボリュームレートで、前記第1の3次元走査領域を3次元走査するための制御を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

10

また、請求項2に記載の発明は、穿刺針を用いた検査又は治療の対象部位に対する超音波の3次元走査によって得られたボリュームデータに基づいて、画像データを生成する超音波診断装置であって、前記対象部位に対し前記穿刺針の刺入方向を含む第1の3次元走査領域と、前記第1の3次元走査領域に隣接した1つ又は複数からなる第2の3次元走査領域とを設定し、前記第1の3次元走査領域及び前記第2の3次元走査領域に対する3次元走査を制御する走査制御手段と、前記3次元走査により前記第1の3次元走査領域及び前記第2の3次元走査領域から得られた受信信号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手段と、前記ボリュームデータを処理することで画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データを表示する表示手段と、を備え、前記走査制御手段は、前記第2の3次元走査領域より高い走査線密度で前記第1の3次元走査領域を走査するための制御を行なうことを特徴とする超音波診断装置である。

20

【発明の効果】

【0013】

この発明によると、超音波の3次元走査によって得られた画像データの観察下にて当該患者に対する穿刺針の刺入を行なう際、治療対象臓器を表す画像データと、この画像データより時間分解能に優れる穿刺針及び穿刺針の周辺を表す画像データとを略同時に取得することが可能となる。このため、検査対象臓器又は治療対象臓器の所望位置に対する穿刺針の正確な刺入が容易になる。そのことにより、穿刺針を用いた検査又は治療における安全性や効率が向上し、操作者や患者に対する負担を軽減することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】この実施形態に係る超音波診断装置が備える送受信部を示すブロック図である。

【図3】この実施形態に係る超音波プローブにおける座標と送受信方向との関係を示す図である。

40

【図4】この実施形態に係る治療対象走査領域及び穿刺針走査領域を示す図である。

【図5】この実施形態に係る超音波診断装置が備える受信信号処理部を示すブロック図である。

【図6】この実施形態に係る超音波診断装置が備えるボリュームデータ生成部及び画像データ生成部を示すブロック図である。

【図7】画像データが生成される断面と、この実施形態に係る表示データ生成部によって生成された表示用データの具体例とを示す図である。

【図8】この実施形態に係る穿刺針走査領域及び治療対象走査領域に対する3次元走査の順序と、ボリュームデータの更新タイミングとを示すタイムチャートである。

【図9】この実施形態に係る超音波診断装置において、穿刺支援を目的とした画像データ

50

の生成及び画像の表示の手順を示すフローチャートである。

【図 1 0】この実施形態において設定される治療対象走査領域及び穿刺針走査領域の変形例を示す図である。

【図 1 1】この実施形態に係る穿刺針走査領域及び治療対象走査領域に対する 3 次元走査の順序の変形例を示す図である。

【図 1 2】この実施形態に係る超音波診断装置が備えるセクタスキャン対応の超音波プローブにおける振動素子の配列を示す図である。

【図 1 3】穿刺針走査領域と治療対象走査領域とにおける超音波の走査線密度を示す図である。

【図 1 4】この実施形態に係る超音波診断装置が備えるコンベックスキャン対応又はリニア対応の超音波プローブにおける振動素子の配列を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 5】

以下、図面を参照して、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

【0 0 1 6】

以下に述べるこの発明の実施形態では、患者の治療対象部位を含む 3 次元領域に対し、先ず、超音波プローブに装着された穿刺アダプタのニードルガイドに沿って刺入される穿刺針の刺入方向が含まれる断面（以下、「穿刺断面」と称する場合がある）を基準として、所定スライス厚を有する穿刺針走査領域を設定する。次いで、穿刺断面に略垂直な y 方向（法線方向）において、穿刺針走査領域に隣接した所定スライス厚の治療対象走査領域を設定する。そして、超音波を用いた第 1 の 3 次元走査によって取得された穿刺針走査領域におけるボリュームデータと、第 1 の 3 次元走査より低いボリュームレートで行われた第 2 の 3 次元走査によって取得された治療対象走査領域を表すボリュームデータと、に基づいて穿刺支援を目的とした画像データを生成する。

【0 0 1 7】

尚、以下では、穿刺針を用いた治療（穿刺治療）を支援する超音波診断装置について述べるが、穿刺針を用いた検査を支援する超音波診断装置であっても構わない。

【0 0 1 8】

（装置の構成）

この実施形態に係る超音波診断装置について、図 1 から図 8 を用いて説明する。但し、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る。また、図 2、図 5 及び図 6 は、この超音波診断装置が備えた送受信部、受信信号処理部及びボリュームデータ生成部 / 画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0 0 1 9】

図 1 に示すこの実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブ 3 と、送受信部 2 と、受信信号処理部 4 と、ボリュームデータ生成部 5 とを備えている。超音波プローブ 3 は、複数の振動素子を備えている。複数の振動素子は、患者の治療対象部位を含む 3 次元領域に対して超音波パルス（送信超音波）を送信し、治療対象部位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。送受信部 2 は、3 次元領域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。受信信号処理部 4 は、整相加算後の受信信号を処理することで、B モードデータ又はカラードブラデータを生成する。ボリュームデータ生成部 5 は、治療対象部位に対する 3 次元走査によって得られた B モードデータ又は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することで、3 次元データ（ボリュームデータ）を生成する。

【0 0 2 0】

また、超音波診断装置 1 0 0 は、画像データ生成部 6 と、表示データ生成部 8 と、表示部 9 と、穿刺アダプタ 1 0 と、走査制御部 1 1 と、入力部 1 2 と、システム制御部 1 3 とを備えている。

【0 0 2 1】

10

20

30

40

50

画像データ生成部 6 は、上述のボリュームデータに基づいて MPR (Multi-Planar-Reconstruction) 画像データや MIP (Maximum Intensity Projection) 画像データ等の 2 次元画像データや、ボリュームレンダリング画像データ等の 3 次元画像データを生成する。表示データ生成部 8 は、上述の各種画像データを用いて表示用データを生成する。表示部 9 は、表示データ生成部 8 によって生成された表示用データを表示する。穿刺アダプタ 10 は、穿刺針 15 の刺入方向をガイドするために超音波プローブ 3 に装着されている。走査制御部 11 は、穿刺針 15 の刺入方向を含む穿刺針走査領域と、この穿刺針走査領域に隣接した 2 つの治療対象走査領域とを当該治療対象部位に対して設定し、これらの走査領域に対する超音波の 3 次元走査を制御する。入力部 12 は、患者情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件の設定、画像データ表示条件の設定、穿刺針走査領域及び治療対象走査領域に対するスライス厚の設定、ボリュームデータに対する表示断面の設定、後述のスラブ MPR 画像データ又はスラブ MIP 画像データのスラブ厚の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう。システム制御部 13 は、超音波診断装置 100 が備える上述の各ユニットを統括的に制御する。以下に、この実施形態に係る超音波診断装置 100 が備えている各ユニットの具体例について説明する。

10

【0022】

図 1 の超音波プローブ 3 は、2 次元的に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、超音波の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、超音波の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。また、穿刺アダプタ 10 が、例えば、超音波プローブ 3 の側面に装着されている。穿刺アダプタ 10 は、治療対象部位に対する穿刺針 15 の刺入方向をガイドする図示しないニードルガイドを備えている。すなわち、穿刺治療に好適な穿刺アダプタ 10 のニードルガイドに沿って穿刺針 15 を刺入することにより、この穿刺針 15 の刺入方向を含む穿刺針走査領域を容易に設定することができる。

20

【0023】

尚、超音波プローブ 3 には、セクタスキャン対応の超音波プローブ、リニアスキャン対応の超音波プローブ、及び、コンベックスキャン対応の超音波プローブなどがある。操作者は、診断部位に応じて任意の超音波プローブを選択することができる。この実施形態では、N 個の振動素子が 2 次元的に配列されているセクタスキャン用の超音波プローブ 3 を用いた場合について述べる。

30

【0024】

次に、図 2 に示す送受信部 2 は、送信部 21 と受信部 22 とを備えている。送信部 21 は、患者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。受信部 22 は、振動素子から得られた N チャンネルの受信信号を整相加算（位相合わせして加算）する。

【0025】

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 とを備えている。レートパルス発生器 211 は、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 13 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。送信遅延回路 212 は、N チャンネルの独立な遅延回路を備えている。送信遅延回路 212 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（ θ_p 、 ϕ_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）と、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 213 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、前記レートパルスに基づいて生成する。

40

【0026】

一方、受信部 22 は、N チャンネルから構成されるプリアンプ 221、A/D 変換器 2

50

22及び受信遅延回路223と、加算器224とを備えている。プリアンプ221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することで十分なS/Nを確保する。このプリアンプ221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222にてデジタル信号に変換される。

【0027】

受信遅延回路223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(θ_p 、 ϕ_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とを、A/D変換器222から出力されるNチャンネルの受信信号の各々に与える。加算器224は、これら受信遅延回路223から供給される受信信号を加算して合成する。すなわち、受信遅延回路223と加算器224とにより、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。

10

【0028】

図3は、超音波プローブ3の中心軸をz軸とした直交座標系(x-y-z)に対する超音波の送受信方向(θ_p 、 ϕ_q)の関係を示す。例えば、N個の振動素子がx軸方向及びy軸方向に2次元的に配列された場合、角度 θ_p はx-z平面に投影された送受信方向を示し、角度 ϕ_q はy-z平面に投影された送受信方向を示している。そして、走査制御部11から供給される走査制御信号に従って、送信部21の送信遅延回路212と受信部22の受信遅延回路223とにおける遅延時間が制御され、穿刺針走査領域及び治療対象走査領域の各々に対する3次元走査が、異なる頻度で繰り返し行なわれる。

【0029】

20

次に、当該患者の3次元領域に対して設定される穿刺針走査領域及び治療対象走査領域について、図4を用いて説明する。

【0030】

この場合、治療対象部位150を含む3次元領域に対し、先ず、図示しないニードルガイドに沿って刺入される穿刺針15の刺入方向を含むスライス厚d1の領域が、穿刺針走査領域R1として設定される。次いで、穿刺針走査領域R1の中心断面(スラブ断面)に略垂直なy方向において、穿刺針走査領域R1に隣接したスライス厚d2を有する2つの治療対象走査領域R2(治療対象走査領域R21及びR22)が設定される。

【0031】

30

具体的には、穿刺針走査領域R1に対する3次元走査によって取得された画像データ(例えば、後述の2次元画像データや3次元画像データ)の観察下にて、治療対象部位150の穿刺位置と穿刺針15の刺入方向とが一致するように、超音波プローブ3の位置や方向が患者の体表面上で調整される。これらの調整により、治療対象部位150に対する穿刺針走査領域R1が設定される。

【0032】

そして、上述の穿刺針走査領域R1と治療対象走査領域R2とに対する3次元走査に際し、治療対象部位150に対して穿刺針15が刺入される穿刺針走査領域R1では、治療対象走査領域R2より高いボリウムレート(時間分解能)で3次元走査が行なわれる。

【0033】

40

次に、図5に示す受信信号処理部4は、Bモードデータ生成部41と、ドブラ信号検出部42と、カラードブラデータ生成部43とを備えている。Bモードデータ生成部41は、受信部22の加算器224から出力された受信信号を信号処理することで、Bモードデータを生成する。ドブラ信号検出部42は、前記受信信号を直交検波することでドブラ信号を検出する。カラードブラデータ生成部43は、検出されたドブラ信号に基づいて、血管内の血流情報を反映したカラードブラデータを生成する。

【0034】

Bモードデータ生成部41は、包絡線検波器411と、対数変換器412とを備えている。包絡線検波器411は、受信部22の加算器224から供給された整相加算後の受信信号の包絡線を検波する。対数変換器412は、包絡線が検波された後の受信信号を対数変換することで、Bモードデータを生成する。但し、包絡線検波器411と対数変換器4

50

1 2 とは、順序を入れ替えて構成してもよい。

【0035】

ドブラ信号検出部 4 2 は、 $\pi/2$ 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 を備えている。ドブラ信号検出部 4 2 は、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検波することで、ドブラ信号を検出する。

【0036】

カラードブラデータ生成部 4 3 は、ドブラ信号記憶回路 4 3 1 と、MTI フィルタ 4 3 2 と、自己相関演算器 4 3 3 とを備えている。ドブラ信号記憶回路 4 3 1 は、ドブラ信号検出部 4 2 によって検出されたドブラ信号を一旦保存する。MTI フィルタ 4 3 2 は、このドブラ信号に含まれる生体組織等の移動に起因したドブラ信号成分 (クラッタ成分) を排除し、血流に起因したドブラ信号成分を抽出する。自己相関演算器 4 3 3 は、抽出されたドブ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、カラードブラデータを生成する。

【0037】

次に、図 1 に示したボリュームデータ生成部 5 及び画像データ生成部 6 の具体的な構成について、図 6 を用いて説明する。ボリュームデータ生成部 5 は、図 6 に示すように B モードデータ記憶部 5 1、カラードブラデータ記憶部 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。

【0038】

B モードデータ記憶部 5 1 には、当該患者の穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とに対する 3 次元走査に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保存される。同様に、カラードブラデータ記憶部 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、前記送受信方向を付帯情報として保存される。

【0039】

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、穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とにおける 3 次元 B モードデータを形成する。さらに、補間処理部 5 3 は、これらの 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することで、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。

【0040】

同様に、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、穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とにおける 3 次元カラードブラデータを形成する。さらに、補間処理部 5 3 は、この 3 次元カラードブラデータを補間処理することで、ドブラモードボリュームデータを生成する。そして、穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 の各々において得られたこれらの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。

【0041】

尚、この実施形態では、穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 の各々に対する 3 次元走査が異なる頻度で繰り返し行なわれる。このとき取得された最新のボリュームデータにより、既に取得された同一走査領域における古いボリュームデータは更新される。この更新の詳細については後述する。

【0042】

画像データ生成部 6 は、2 次元画像データ生成部 6 1 と 3 次元画像データ生成部 6 2 とを備えている。また、2 次元画像データ生成部 6 1 は、MPR 画像データ生成部 6 1 1 と MIP 画像データ生成部 6 1 2 とを備えている。

【 0 0 4 3 】

そして、M P R 画像データ生成部 6 1 1 は、ポリウムデータ生成部 5 のポリウムデータ記憶部 5 4 から供給された穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 におけるポリウムデータと、入力部 1 2 にて設定された表示断面情報とに基づいて、2 種類の表示画像である M P R 画像データ又はスラブ M P R 画像データの生成を行なう。

【 0 0 4 4 】

この場合、M P R 画像データは、設定された表示断面上のボクセル値又は近傍のボクセル値を補間することで生成される画像データであり、その厚みは零と見なしている画像データである。また、スラブ M P R 画像データは、上記の M P R 画像データに対して所定の厚み（スラブ厚）が設定されており、穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とにおけるポリウムデータにおいて設定された表示断面を中心として、その表示断面の法線方向にある上記スラブ厚内の複数のボクセル値の平均値に基づいて生成される画像データである。

10

【 0 0 4 5 】

一方、M I P 画像データ生成部 6 1 2 は、穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 と、入力部 1 2 が設定した表示断面情報と、に基づいてスラブ M I P 画像データを生成する。この場合、スラブ M I P 画像データは、穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とにおけるポリウムデータにおいて設定された表示断面を中心として、その表示断面の法線方向にある上記スラブ厚内の複数のボクセル値の最大値に基づいて生成される画像データである。

20

【 0 0 4 6 】

3 次元画像データ生成部 6 2 は、不透明度・色調設定部 6 2 1 と、レンダリング処理部 6 2 2 とを備えている。不透明度・色調設定部 6 2 1 は、ポリウムデータ生成部 5 のポリウムデータ記憶部 5 4 から供給される穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とにおけるポリウムデータのボクセル値に基づいて、不透明度や色調を設定する。

【 0 0 4 7 】

一方、レンダリング処理部 6 2 2 は、不透明度・色調設定部 6 2 1 が設定した不透明度や色調の情報に基づき、上述のポリウムデータをレンダリング処理することで、ポリウムレンダリング画像データやサーフェスレンダリング画像データ等の 3 次元画像データを生成する。そして、2 次元画像データ生成部 6 1 において生成された M P R 画像データ、スラブ M P R 画像データ及びスラブ M I P 画像データ等の 2 次元画像データや、3 次元画像データ生成部 6 2 において生成された 3 次元画像データは、画像データ記憶部 6 3 に保存される。

30

【 0 0 4 8 】

図 1 へ戻って、表示データ生成部 8 について説明する。表示データ生成部 8 は、画像データ生成部 6 の 2 次元画像データ生成部 6 1 にて生成されたスラブ M P R 画像データ（あるいはスラブ M I P 画像データ）及び M P R 画像データと、3 次元画像データ生成部 6 2 にて生成された 3 次元画像データとに対し、所定表示フォーマットに基づく座標変換と合成とを行ない、更に、患者情報等の付帯情報を重畳することで表示用データを生成する。一方、表示部 9 は、図示しない変換回路とモニタとを備えている。変換回路は、表示データ生成部 8 にて生成された上述の表示用データに対し、D / A 変換とテレビフォーマット変換とを行なって前記モニタに表示する。

40

【 0 0 4 9 】

図 7 は、表示データ生成部 8 によって生成され、表示部 9 において表示される表示用データの具体例を説明するための図である。但し、ここで具体例として表示する 2 次元画像データは M P R 画像データとする。図 7 (a) は、例えば、y 方向に略垂直な M P R 画像データが生成される穿刺針走査領域 R 1 の表示断面 m 1 と、z 方向に略垂直な M P R 画像データが生成される穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 の表示断面 m 2 と、x 方向に略垂直な M P R 画像データが生成される穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 の表示断面 m 3 とを示している。

50

【 0 0 5 0 】

一方、図 7 (b) に示す領域 (b - 1) には、図 7 (a) に示す表示断面 m 1 に対して画像データ生成部 6 の 2 次元画像データ生成部 6 1 が生成したスラブ M P R 画像データ D 1 が示されている。また、領域 (b - 2) には、表示断面 m 2 に対して 2 次元画像データ生成部 6 1 が生成した M P R 画像データ D 2 が示されている。また、領域 (b - 3) には、表示断面 m 3 に対して 2 次元画像データ生成部 6 1 が生成した M P R 画像データ D 3 が示されている。また、領域 (b - 4) には、穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とにおけるポリウムデータに基づいて、3 次元画像データ生成部 6 2 が生成した 3 次元画像データ D 4 が示されている。領域 (b - 1) に示されている M P R 画像データ D 1 には、入力部 1 2 によって設定された M P R 画像データ D 2 の断面位置を示すカーソル K a と、M P R 画像データ D 3 の断面位置を示すカーソル K b とが重畳されている。そして、表示データ生成部 8 は、M P R 画像データ D 1、M P R 画像データ D 2、M P R 画像データ D 3、及び 3 次元画像データ D 4 を、所定表示フォーマットに基づいて合成することにより表示用データを生成する。

10

【 0 0 5 1 】

即ち、表示部 9 に表示された表示用データにおける M P R 画像データ D 1 を観察した操作者は、入力部 1 2 が備えた後述の表示断面設定部 1 2 2 を操作して、M P R 画像データ D 1 に重畳されたカーソル K a とカーソル K b とを所望の位置に移動させることにより、M P R 画像データの位置 (M P R 断面) を設定する。そして、カーソル K a によって設定された表示断面 m 2 における M P R 画像データ D 2 と、カーソル K b によって設定された表示断面 m 3 における M P R 画像データ D 3 とが、図 7 (b) に示す領域 (b - 2) 及び領域 (b - 3) にそれぞれ表示される。

20

【 0 0 5 2 】

尚、図 7 では、穿刺針走査領域 R 1 におけるポリウムデータに基づいて生成された y 方向に略垂直な M P R 画像データを用いた表示断面の設定について述べたが、M P R 画像データの替わりにスラブ M P R 画像データ又はスラブ M I P 画像データを用いて M P R 断面の設定を行なってもよい。

【 0 0 5 3 】

一方、図 1 に示した走査制御部 1 1 は、入力部 1 2 において設定された穿刺針走査領域 R 1 のスライス厚 d 1 と治療対象走査領域 R 2 のスライス厚 d 2 とに基づき、当該治療対象部位 1 5 0 に対して穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とを設定し (図 4 参照)、これらの走査領域に対する 3 次元走査を、所定の順序で繰り返すための制御を行なう。

30

【 0 0 5 4 】

次に、走査制御部 1 1 の制御下にて行なわれる穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 に対する 3 次元走査の具体例について、図 8 を用いて説明する。

【 0 0 5 5 】

図 8 は、穿刺針走査領域 R 1 と 2 つの治療対象走査領域 R 2 (即ち、治療対象走査領域 R 2 1 及び R 2 2) とに対する 3 次元走査の順序と、これらの 3 次元走査に伴うポリウムデータの更新タイミングと、を示したタイムチャートである。図中の記号 $\blacktriangle$ は、治療対象走査領域 R 2 におけるポリウムデータの更新タイミングを示している。記号 $\blacktriangledown$ は、穿刺針走査領域 R 1 におけるポリウムデータの更新タイミングを示している。

40

【 0 0 5 6 】

例えば、期間 [t 1 0 - t 1 1] において、治療対象走査領域 R 2 1、穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 2 に対する 3 次元走査が順次行なわれる。そして、このとき得られた受信信号に基づいて、夫々の走査領域におけるポリウムデータの生成 (更新) が行なわれ、更に、このポリウムデータを用いて 2 次元画像データ及び 3 次元画像データの生成と表示とが行なわれる (図 7 参照)。

【 0 0 5 7 】

次に、期間 [t 1 1 - t 1 2] にて穿刺針走査領域 R 1 に対する 3 次元走査が行なわれ

50

、このとき新たに得られたボリュームデータを用いて、期間[$t_{10} - t_{11}$]にて取得された穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータを更新する。そして、期間[$t_{10} - t_{11}$]において取得された治療対象走査領域R21及びR22におけるボリュームデータと、期間[$t_{11} - t_{12}$]にて更新された穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータと、を用いた2次元画像データ及び3次元画像データの生成と表示とが、同様の手順によって行なわれる。

【0058】

同様にして、期間[$t_{12} - t_{13}$]、期間[$t_{13} - t_{14}$]及び期間[$t_{14} - t_{20}$]における穿刺針走査領域R1に対する3次元走査によって、この穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータを順次更新する。そして、期間[$t_{10} - t_{11}$]にて取得された治療対象走査領域R21及びR22におけるボリュームデータと、上述の各期間にて更新された穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータと、を用いた2次元画像データ及び3次元画像データの生成と表示とが繰り返し行なわれる。

【0059】

そして、期間[$t_{10} - t_{20}$]における上述の3次元走査と、画像データの生成及び表示とは、期間[$t_{20} - t_{30}$]、期間[$t_{30} - t_{40}$]・・・においても同様の手順で繰り返される。このような走査方法を行なうことにより、穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータは、治療対象走査領域R2より高い頻度(フレームレート)で更新される。そのため、治療対象部位150に刺入される穿刺針15の状態を、優れた時間分解能で観察することが可能となる。

【0060】

次に、図1に示した入力部12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る。入力部12は、スライス厚設定部121と、表示断面設定部122とを備えている。スライス厚設定部121は、穿刺針走査領域R1のスライス厚 d_1 と治療対象走査領域R2のスライス厚 d_2 とを設定する。表示断面設定部122は、MPR画像データ、スラブMPR画像データ、又はスラブMIP画像データに対して表示断面を設定する。さらに、患者情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件の設定、画像データ表示条件の設定、及び、各種コマンド信号の入力等が、上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【0061】

システム制御部13は、図示しないCPUと記憶回路とを備えている。記憶回路には、入力部12の各ユニットにて入力/設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記CPUは、上述の入力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、画像データの生成と表示とを行なう。

【0062】

(画像データの生成/表示手順)

次に、この実施形態における穿刺支援を目的とした画像データの生成/表示手順について、図9に示すフローチャートと、既に示した図8のタイムチャートとを参照して説明する。尚、ここでも穿刺針走査領域R1の表示断面 m_1 における2次元画像データとしてMPR画像データを生成する場合について述べるが、スラブMPR画像データや通常のスラブMIP画像データを生成してもよい。

【0063】

穿刺支援を目的とした画像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12において患者情報の入力、ボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件の設定、画像データ表示条件の設定、穿刺針走査領域R1のスライス厚 d_1 の設定、及び治療対象走査領域R2のスライス厚 d_2 の設定等を行なった後、超音波プローブ3を患者の体表面に配置して、走査領域及び表示断面の設定を目的とした第1の画像データ生成開始コマンドを入力する(図9のステップS1)。

【0064】

システム制御部 13 を介して第 1 の画像データ生成開始コマンドを受信した走査制御部 11 は、穿刺針 15 の刺入方向が含まれてスライス厚 d_1 を有する穿刺針走査領域 R_1 と、この穿刺針走査領域 R_1 に隣接したスライス厚 d_2 を有する 2 つの治療対象走査領域 R_2 (治療対象走査領域 R_{21} 及び R_{22}) とを設定 (図 4 参照) する。さらに、走査制御部 11 は、送受信部 2 の送信遅延回路 212 と受信遅延回路 223 とにおける遅延時間を制御して、穿刺針走査領域 R_1 に対する 3 次元走査を開始する。

【0065】

一方、操作者は、穿刺針走査領域 R_1 に対する 3 次元走査によって生成された MPR 画像データの観察下にて、超音波プローブ 3 の位置や方向を患者の体表面上で調整する。上述の MPR 画像データに重畳表示された穿刺針 15 の刺入方向を示す穿刺マーカと、治療対象部位 150 の刺入位置とが一致した状態で、超音波プローブ 3 の位置や方向を固定することにより、上述の穿刺針走査領域 R_1 と治療対象走査領域 R_2 とを当該治療対象部位 150 に対して設定する (図 9 のステップ S2)。

【0066】

更に、操作者は、入力部 12 の表示断面設定部 122 を用い、上述の MPR 画像データ上に重畳表示されたカーソル K_a とカーソル K_b とを所望の位置に移動させることにより (図 7 (b) 参照)、治療対象部位 150 に対して表示断面 m_2 と表示断面 m_3 とを設定する (図 9 のステップ S3)。

【0067】

治療対象部位 150 に対する穿刺針走査領域 R_1 及び治療対象走査領域 R_2 の設定と、表示断面 m_2 及び m_3 の設定とが終了したならば、操作者は、入力部 12 において治療支援を目的とした第 2 の画像データ生成開始コマンドを入力する。システム制御部 13 を介して第 2 の画像データ生成開始コマンドを受信した走査制御部 11 は、送受信部 2 の送信遅延回路 212 と受信遅延回路 223 とにおける遅延時間を制御する。例えば、走査制御部 11 は、図 8 の期間 $[t_{10} - t_{11}]$ において治療対象走査領域 R_{21} 、穿刺針走査領域 R_1 及び治療対象走査領域 R_{22} に対する 3 次元走査を順次行なう (図 9 のステップ S4)。

【0068】

一方、ボリュームデータ生成部 5 は、上述の 3 次元走査によって得られた受信信号に基づいて、穿刺針走査領域 R_1 と治療対象走査領域 R_2 とにおけるボリュームデータを生成する (図 9 のステップ S5)。画像データ生成部 6 は、これらのボリュームデータを処理することで、穿刺針走査領域 R_1 の表示断面 m_1 における MPR 画像データ D_1 と、穿刺針走査領域 R_1 及び治療対象走査領域 R_2 に設定された表示断面 m_2 における MPR 画像データ D_2 と、穿刺針走査領域 R_1 及び治療対象走査領域 R_2 に設定された表示断面 m_3 における MPR 画像データ D_3 と、穿刺針走査領域 R_1 及び治療対象走査領域 R_2 における 3 次元画像データ D_4 とを生成する (図 9 のステップ S6)。次いで、表示データ生成部 8 は、これらの画像データを用いて表示用データを生成し、表示部 9 のモニタに表示する (図 9 のステップ S7)。

【0069】

次に、走査制御部 11 は、期間 $[t_{11} - t_{12}]$ において、送信遅延回路 212 と受信遅延回路 223 とにおける遅延時間を制御して、穿刺針走査領域 R_1 に対する 3 次元走査を行ない (図 9 のステップ S8)、このとき新たに得られたボリュームデータを用いて、期間 $[t_{10} - t_{11}]$ にて取得された穿刺針走査領域 R_1 におけるボリュームデータを更新する (図 9 のステップ S5)。そして、期間 $[t_{10} - t_{11}]$ において取得された治療対象走査領域 R_2 におけるボリュームデータと、期間 $[t_{11} - t_{12}]$ にて更新された穿刺針走査領域 R_1 におけるボリュームデータと、を用いた 2 次元画像データ及び 3 次元画像データの生成と表示とが、同様の手順によって行なわれる (図 9 のステップ S6 及びステップ S7)。

【0070】

同様にして、期間 $[t_{12} - t_{13}]$ 、期間 $[t_{13} - t_{14}]$ 及び期間 $[t_{14} - t$

10

20

30

40

50

20]における穿刺針走査領域R1の3次元走査により、この穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータを順次更新する。そして、期間[t10 - t11]にて取得された治療対象走査領域R2におけるボリュームデータと、上述の各期間にて更新された穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータと、を用いた2次元画像データ及び3次元画像データの生成と表示とが行なわれる(図9のステップS5からステップS8)。

【0071】

更に、期間[t10 - t20]と同様な3次元走査と画像データの生成及び表示とは、期間[t20 - t30]、期間[t30 - t40]・・・においても繰り返し行なわれる(図9のステップS4からステップS8)。

【0072】

以上述べた本発明の実施形態によれば、超音波の3次元走査によって得られた画像データの観察下にて、当該患者に対する穿刺針の刺入を行なう際、治療対象走査領域における画像データと、この画像データより時間分解能に優れる穿刺針走査領域における画像データと、を略同時に観察することが可能となる。このため、治療対象部位に対する穿刺針の正確な刺入が容易となり、穿刺治療における安全性や効率が向上し、操作者や患者に対する負担が軽減される。

【0073】

特に、3次元走査によって取得されたボリュームデータに基づいて生成される所望断面におけるMPR画像データ、スラブMPR画像データ、又はスラブMIP画像データや、3次元画像データが略同時に表示され、更に、これらの画像データにおける穿刺針走査領域の情報は高いボリュームレートで更新されるため、治療対象部位に刺入される穿刺針の状態をより正確に捉えることが可能となる。

【0074】

以上、本発明の実施形態について述べてきたが、本発明は、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、図4に示すように、穿刺針15の刺入方向を含む断面を穿刺断面Sbとし、この穿刺断面Sbを基準として所定のスライス厚を有する穿刺針走査領域R1及び治療対象走査領域R2を設定する場合について述べた。この他、図10(a)に示すように、穿刺針15の刺入方向に略垂直な断面を基準にして穿刺針走査領域R1を設定し、刺入方向において穿刺針走査領域R1に隣接した2つの治療対象走査領域R2を設定してもよい。この場合、図10(b)の領域(b-1)に示されるスラブMPR画像データ又はスラブMIP画像データでは、治療対象部位150に刺入される穿刺針15の位置が点として表示される。そのため、治療対象部位150に対する刺入位置を、より正確に把握することが可能となる。

【0075】

尚、穿刺針走査領域R1及び治療対象走査領域R2に対する3次元走査は、図8に示した方法に限定されるものではなく、例えば、図11に示すような方法であっても構わない。例えば図11(a)に示すように、治療対象走査領域R2(治療対象走査領域R21及びR22)を1回走査した後、穿刺針走査領域R1を複数回走査し、引き続き、治療対象走査領域R2と穿刺針走査領域R1とを走査する。このように、治療対象走査領域R2に対する走査の頻度よりも、穿刺針走査領域R1に対する走査の頻度を多くすることで、より高いボリュームレートで穿刺針走査領域R1を走査することが可能となる。そのことにより、時間分解能に優れる穿刺針走査領域R1における画像データを生成することが可能となる。

【0076】

または、図11(b)に示すように、治療対象走査領域R21、穿刺針走査領域R1、治療対象走査領域R22、穿刺針走査領域R1、・・・の順番で、治療対象走査領域R21(又は治療対象走査領域R22)と穿刺針走査領域R1とを交互に走査する。特に、図11(b)に示す方法によれば、ボリュームレートを大幅に向上させることは不可能であるが、穿刺針走査領域R1における3次元走査が等しい時間間隔で行なわれる。そのため、滑らかな動きを示す穿刺針15を、この3次元走査によって取得された2次元画像デー

10

20

30

40

50

タや 3 次元画像データにて観察することができる。

【0077】

また、上述の実施形態では、穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とにおける走査線密度については特に言及しなかったが、既に述べたように、本発明の目的は治療対象部位 150 に刺入される穿刺針 15 の状態を正確に捉えることにある。即ち、穿刺針 15 が表示される穿刺針走査領域 R 1 に対し、時間分解能と空間分解能とに優れた 2 次元画像データや 3 次元画像データが要求される。このため、走査制御部 11 には、治療対象走査領域 R 2 より高い走査線密度と高いポリウムレートとで、穿刺針走査領域 R 1 を 3 次元走査するための制御が要求される。尚、上述の走査線密度とポリウムレート（即ち、時間分解能）とは一般に背反関係にあるが、穿刺針走査領域 R 1 を狭く設定することにより、これらの要求を同時に満たした治療対象部位 150 に対する 3 次元走査が容易に実現可能となる。

10

【0078】

1 例として、超音波プローブ 3 としてセクタスキャン対応の超音波プローブを用いた場合における空間分解能の設定例について、図 12 と図 13 とを参照して説明する。図 12 の平面図には、セクタスキャン対応の超音波プローブ 3 における振動素子 31 の配列を示している。例えば、セクタスキャン対応の超音波プローブ 3 においては、同一の形状及び同一の大きさを有する複数の振動素子 31 が、 $x - y$ 平面において、一定の間隔を置いて 2 次元的に配列されている。

【0079】

20

このセクタスキャン対応の超音波プローブ 3 を用いる場合、走査制御部 11 は、送受信部 2 を制御することで、治療対象走査領域 R 2 より高い走査線密度で穿刺針走査領域 R 1 を 3 次元走査する。例えば図 13 に示すように、走査制御部 11 は、穿刺針走査領域 R 1 における走査線 S の密度（単位体積当たりの走査線 S の数）を、治療対象走査領域 R 2 （治療対象走査領域 R 2 1 及び R 2 2 ）における走査線 S の密度よりも高くして、穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とを 3 次元走査する。このように穿刺針走査領域 R 1 における走査線 S の密度を高くして 3 次元走査することで、空間分解能に優れた 2 次元画像データや 3 次元画像データを生成することが可能となる。

【0080】

なお、穿刺針走査領域 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 に対する 3 次元走査と、ポリウムデータの更新とは、上述したように、図 8 又は図 11 に示すタイムチャートに従ったタイミングで実行される。このように、3 次元走査とポリウムデータの更新とを図 8 などに示すタイムチャートに従って実行し、また、穿刺針走査領域 R 1 における走査線密度を治療対象走査領域 R 2 よりも高くして 3 次元走査を行うことで、時間分解能と空間分解能とに優れた穿刺針走査領域 R 1 における 2 次元画像データや 3 次元画像データを生成することが可能となる。

30

【0081】

また、超音波プローブ 3 として、コンベックスキャン対応又はリニアスキャン対応の超音波プローブを用いる場合には、振動素子の配列によって、穿刺針走査領域 R 1 における空間分解能を高める。この振動素子の配列の 1 例を図 14 に示す。図 14 の平面図には、コンベックスキャン又はリニアスキャン対応の超音波プローブ 3 における振動素子 31 の配列を示している。例えば、穿刺針走査領域 R 1 に対応する位置における振動素子 31 の密度（単位面積当たりの振動素子 31 の数）を、治療対象走査領域 R 2 （治療対象走査領域 R 2 1 及び R 2 2 ）に対応する位置における振動素子 31 の密度（単位面積当たりの振動素子 31 の数）よりも高くして、振動素子 31 を 2 次元の $x - y$ 平面に 2 次元的に配列する。1 例として、 $x - y$ 平面に配列した複数の振動素子 31 のうち、穿刺針走査領域 R 1 に対応する中央の位置における振動素子 31 の密度を、穿刺針走査領域 R 1 に隣接する 2 つの治療対象走査領域 R 2 1 及び R 2 2 に対応する位置における振動素子 31 の密度よりも高くして、複数の振動素子 31 を配列する。また、図 14 に示す例では、穿刺針走査領域 R 1 に対応する位置における振動素子 31 の大きさを、治療対象走査領域 R 2 に

40

50

対応する位置における振動素子 3 1 の大きさよりも小さくして、複数の振動素子 3 1 を配列する。

【 0 0 8 2 】

図 1 4 に示すコンベックスキャン対応又はリニアスキャン対応の超音波プローブ 3 を用いることで、振動素子 3 1 の配列の密度が高い穿刺針走査領域 R 1 においては、治療対象走査領域 R 2 よりも、空間分解能が高い 2 次元画像データや 3 次元画像データを生成することが可能となる。

【 0 0 8 3 】

なお、コンベックスキャン対応又はリニアスキャン対応の超音波プローブ 3 を用いた場合も、上述したように、図 8 又は図 1 1 に示すタイムチャートに従ったタイミングで、3 次元走査とボリュームデータの更新とを行う。このように、3 次元走査とボリュームデータの更新とを図 8 などに示すタイムチャートに従って実行し、また、穿刺針走査領域 R 1 に対応する位置における振動素子 3 1 の密度を高くして 3 次元走査することで、時間分解能と空間分解能とが優れた穿刺針走査領域 R 1 における 2 次元画像データや 3 次元画像データを生成することが可能となる。

10

【 0 0 8 4 】

また、図 1 4 に示す例では、2 次的に配列された複数の振動素子 3 1 のうち、中央の領域における振動素子 3 1 の密度（単位面積当たりの振動素子 3 1 の数）を高くしたが、穿刺針走査領域 R 1 の位置に対応させて、振動素子 3 1 の密度が高い領域を変えても良い。例えば、2 次的に配列された複数の振動素子 3 1 のうち、端部付近の領域における振動素子 3 1 の密度を高くしてもよい。また、図 1 4 に示すように、中央の領域における振動素子 3 1 の密度を高くした場合であっても、超音波ビームを偏向させて送受信することで、超音波プローブ 3 に対して角度を持った領域について、空間分解能に優れた画像データを生成することが可能となる。

20

【 0 0 8 5 】

なお、上述の実施形態では、穿刺針走査領域 R 1 と、この穿刺針走査領域 R 1 に隣接する 2 つの治療対象走査領域 R 2 1 及び R 2 2 とを設定する場合について述べた。この他、治療対象走査領域は何れか一方のみであってもよく、又、治療対象走査領域 R 2 1 及び R 2 2 は異なるスライス厚を有していてもよい。更に、穿刺針走査領域 R 1 のスライス厚と治療対象走査領域 R 2 1 及び R 2 2 のスライス厚とが、入力部 1 2 のスライス厚設定部 1 2 1 において設定される場合について述べたが、システム制御部 1 3 の記憶回路等において予め保管されたスライス厚のデータを使用してもよい。

30

【 0 0 8 6 】

また、B モードデータとカラードブラデータとを用いてボリュームデータを生成する場合について述べたが、何れか一方あるいは他の超音波データを用いてボリュームデータを生成してもよい。更に、穿刺治療を支援する超音波診断について述べたが、穿刺針 1 5 を用いた検査を支援する超音波診断装置であっても構わない。

【 0 0 8 7 】

また、図 7 では、M P R 画像データを用いた表示断面の設定について述べたが、M P R 画像データの替わりにスラブ M P R 画像データやスラブ M I P 画像データを用いて表示断面の設定を行なってもよい。

40

【 0 0 8 8 】

また、図 1 では、穿刺針が穿刺アダプタに装着されている場合について述べたが、穿刺針が穿刺アダプタに装着されていない場合でも、ニードルガイド無しで穿刺針の画像を見ながら運用してもよい。また、図 6 に示す補間処理部 5 3 では、不等間隔のボクセルを等方的なボクセルに補間しているが、この処理を画像データ生成部 6 の 2 次元画像データ生成部 6 1 又は 3 次元画像データ生成部 6 2 において行なってもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 9 】

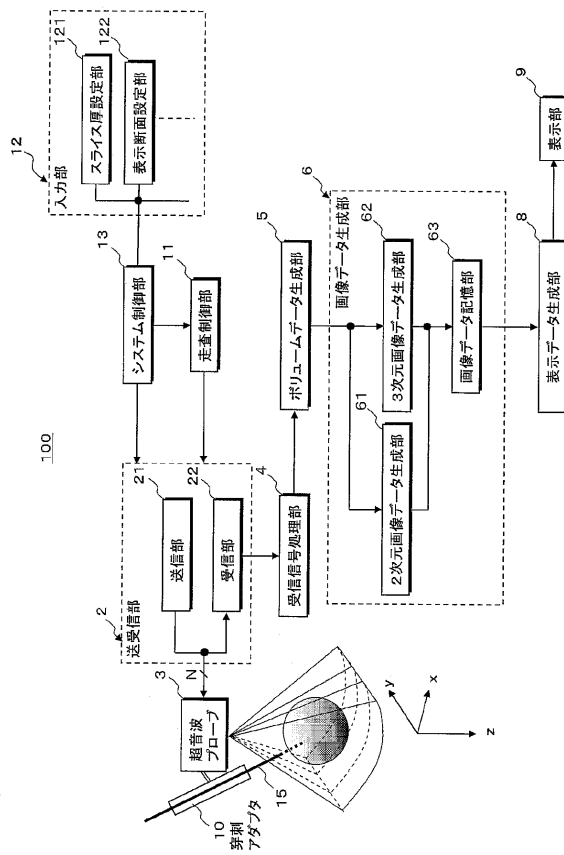
2 送受信部

50

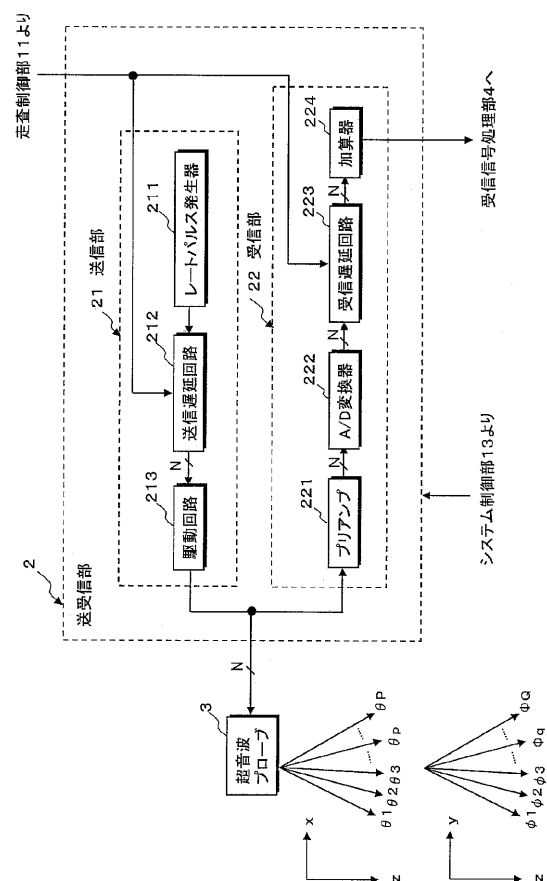
- 3 超音波プローブ
- 4 受信信号処理部
- 5 ボリュームデータ生成部
- 6 画像データ生成部
- 8 表示データ生成部
- 9 表示部
- 10 穿刺アダプタ
- 11 走査制御部
- 12 入力部
- 13 システム制御部
- 15 穿刺針
- 21 送信部
- 22 受信部
- 61 2次元画像データ生成部
- 62 3次元画像データ生成部
- 63 画像データ記憶部
- 100 超音波診断装置
- 121 スライス厚設定部
- 122 表示断面設定部

10

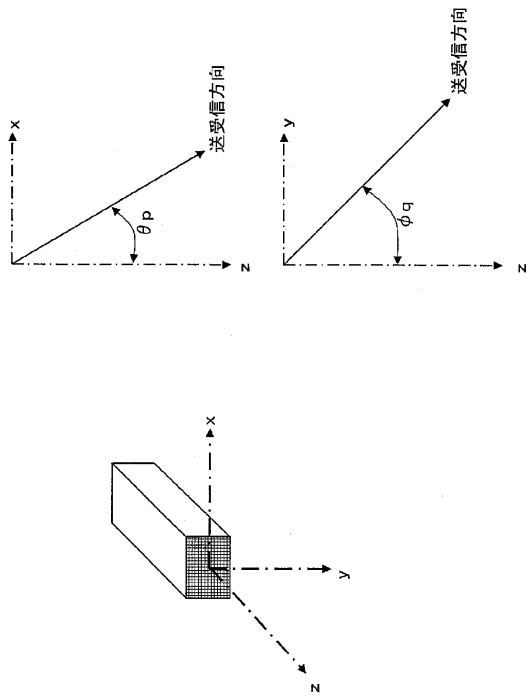
【図1】



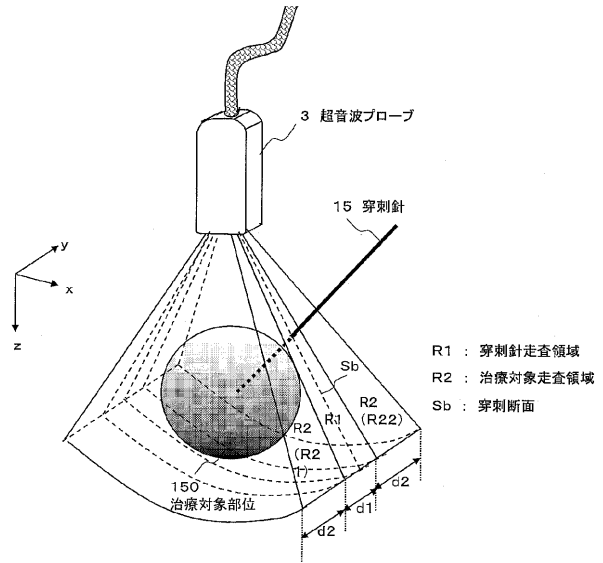
【図2】



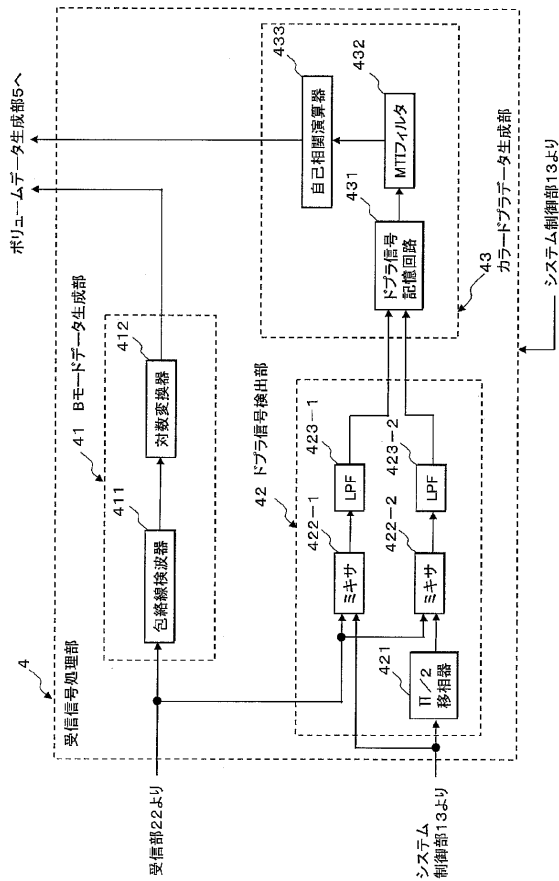
【図 3】



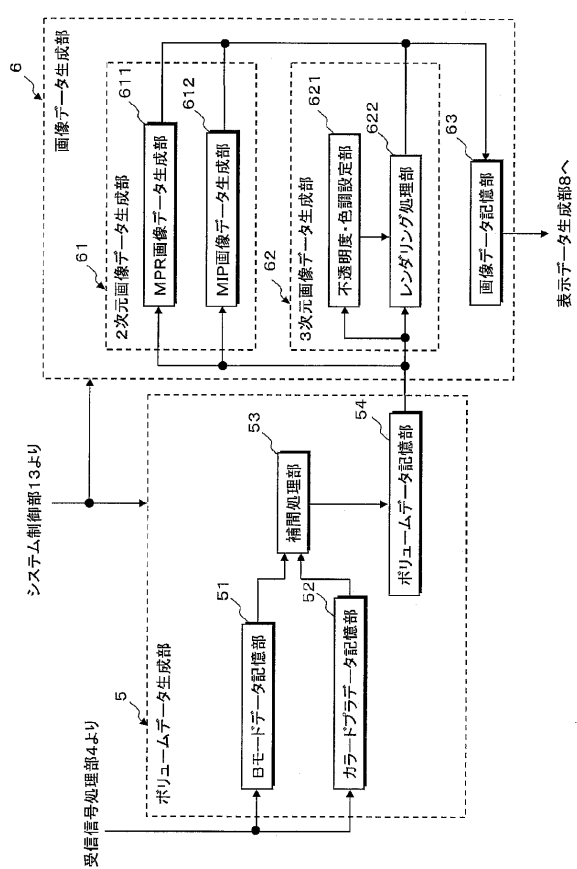
【図 4】



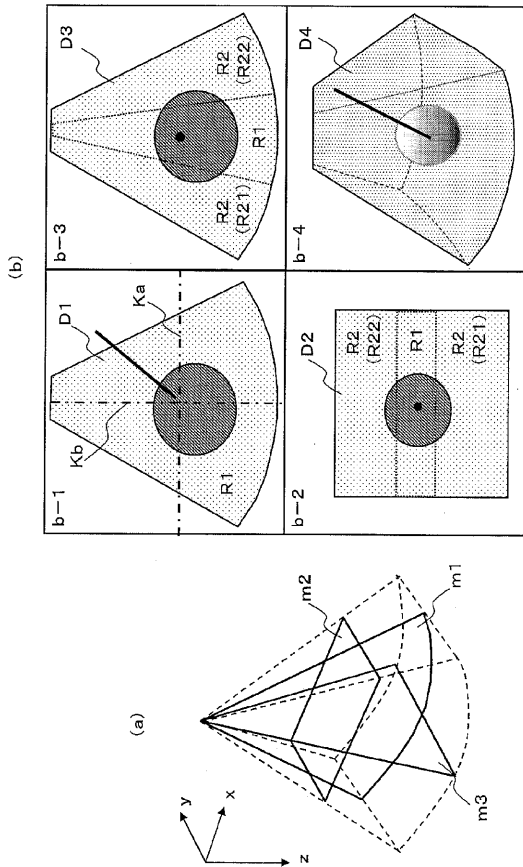
【図 5】



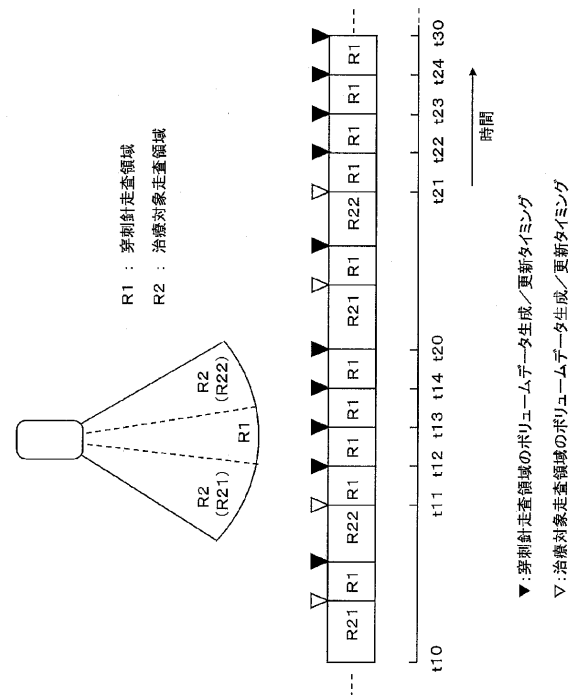
【図 6】



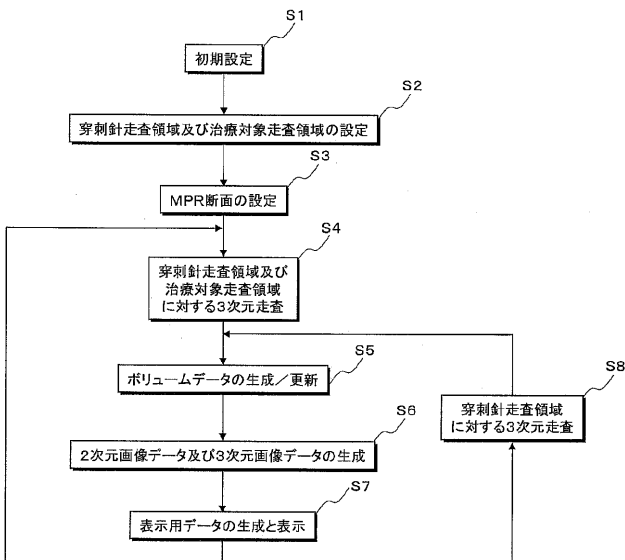
【図 7】



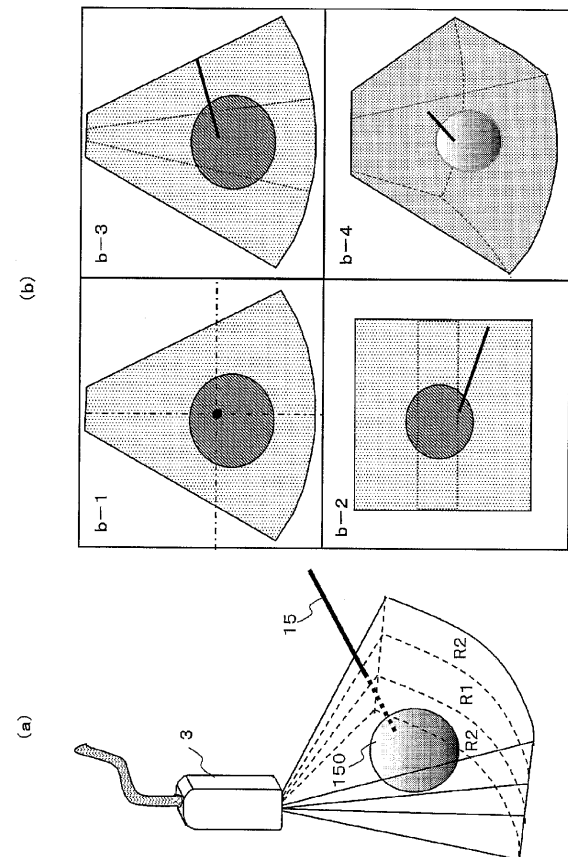
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010017527A	公开(公告)日	2010-01-28
申请号	JP2009065397	申请日	2009-03-18
[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	山形仁		
发明人	山形 仁		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/06 A61B8/0841 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52063 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/8925 G01S15/899 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE01 4C601/EE08 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/GB06 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/JC21 4C601/JC28 4C601/JC30 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK22 4C601/KK25		
优先权	2008150569 2008-06-09 JP		
其他公开文献	JP5380121B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供支持安全和准确穿刺的超声诊断设备。 到3维区域包括A的治疗目标部位的患者的150中，首先，包括穿刺针15的插入方向沿着安装在超声波探头3的穿刺适配器的导针器被刺穿是基于横截面（穿刺部）设置穿刺针扫描区域具有切片厚度d1 R1，然后，这两个具有切片厚度d2相邻的穿刺针扫描区域R1中基本上垂直的y方向上的穿刺部并设定治疗目标扫描区域R2（R21和R22）。然后，通过三维扫描，通过第一下部体积率小于3维扫描使用超声波进行的第二三维扫描获得的处理过的扫描区域R2第一和体积数据获取并且，生成穿刺针扫描区域R中的体数据，用于穿刺支持的图像数据。 点域4

