

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5380121号
(P5380121)

(45) 発行日 平成26年1月8日(2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月4日(2013.10.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2009-65397(P2009-65397)
 (22) 出願日 平成21年3月18日(2009.3.18)
 (65) 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)
 審査請求日 平成24年3月6日(2012.3.6)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-150569(P2008-150569)
 (32) 優先日 平成20年6月9日(2008.6.9)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 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
 審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

振動子を配列した超音波プローブを有し、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次元走査領域または前記第2の3次元走査領域を走査期間毎に選択的に3次元走査を制御し、かつ記第1の3次元走査領域を3次元走査する場合は前記第2の3次元走査領域より高いボリュームレートまたは高い走査線密度で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次元走査領域及び第2の3次元走査領域のそれぞれからの受信信号が得られる度に、それぞれの受信信号に基づいて新たな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、

前記第1の3次元走査領域から受信信号に基づくボリュームデータが生成される度に、その最新の第1の3次元走査領域におけるボリュームデータと、それ以前に生成された前記第2の3次元走査領域における最新のボリュームデータと、を基に、新たな画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記新たな画像データが生成される度にそれまで表示していた画像データを前記新たな画像データに更新して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

20

【請求項 2】

前記超音波プローブにおいて、前記振動子は 2 次元に配列され、その中央の位置における前記第 1 の 3 次元操作領域を走査するための振動子の密度を高く配列し、前記中央の位置を除く周囲に前記第 2 の他の 3 次元操作領域を走査するための振動子の密度を、前記中央の位置の密度より低く配列されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【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ポリウムレートで前記第 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 又は 2 に記載の超音波診断装置。

10

【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ポリウムデータ、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ポリウムデータを処理することで、M P R 画像データ、スラブ M P R 画像データ、スラブ M I P 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。

20

【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ポリウ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 M P R 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 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ポリウ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 M I P 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。

30

【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ポリウムデータと前記第 2 の 3 次元走査領域において取得されたポリウムデータとを合成し、前記画像データ生成手段は、前記合成されたポリウ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。

【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ポリウムデータと前記第 2 の 3 次元走査領域において取得されたポリウムデータとを合成し、前記画像データ生成手段は、前記合成されたポリウ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 M P R 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。

40

【請求項 10】

前記スラブ M P R 画像データ又は前記スラブ M I P 画像データを用いて前記合成されたポリウ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、前記合成されたポリウ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 M P R 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。

50

【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。

【背景技術】

10

【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た。

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

【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

50

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

【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等位置等を3次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、肝臓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。

【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、振動子を配列した超音波プローブを有し、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次元走査領域または前記第2の3次元走査領域を走査期間毎に選択的に3次元走査を制御し、かつ前記第1の3次元走査領域を3次元走査する場合は前記第2の3次元走査領域より高いボリュームレートまたは高い走査線密度で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次元走査領域及び第2の3次元走査領域のそれぞれからの受信信号が得られる度に、それぞれの受信信号に基づいて新たな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、前記第1の3次元走査領域から受信信号に基づくボリュームデータが生成される度に、その最新の第1の3次元走査領域におけるボリュームデータと、それ以前に生成された前記第2の3次元走査領域における最新のボリュームデータと、を基に、新たな画像データを生成する画像データ生成手段と、前記新たな画像データが生成される度にそれまで表示していた画像データを前記新たな画像データに更新して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である。

【発明の効果】

【0013】

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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１０】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１１】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１２】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１３】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。

30

【図１４】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】

【００１５】

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。

【００１６】

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。

40

【００１７】

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。

【００１８】

50

(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。

【0019】

図1に示すこの実施形態に係る超音波診断装置100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プ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プラデータを、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。

【0020】

また、超音波診断装置100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10と、走査制御部11と、入力部12と、システム制御部13とを備えている。

【0021】

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。

【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個の振動素子をその先端部に有し、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。

【0023】

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 4 】

次に、図 2 に示す送受信部 2 は、送信部 2 1 と受信部 2 2 とを備えている。送信部 2 1 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 2 2 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。

10

【 0 0 2 5 】

送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 1 1 と、送信遅延回路 2 1 2 と、駆動回路 2 1 3 とを備えている。レートパルス発生器 2 1 1 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 1 3 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 2 1 2 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 2 1 2 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（ p 、 q ）に送信超音波を放射するための遅延時間（偏向用遅延時間）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 2 1 3 は、超音波プローブ 3 に内蔵された N 個の振動素子を駆動するための駆動パルスを、前記レートパルスに基づいて生成する。

20

【 0 0 2 6 】

一方、受信部 2 2 は、N チャンネルから構成されるプリアンプ 2 2 1、A / D 変換器 2 2 2 及び受信遅延回路 2 2 3 と、加算器 2 2 4 とを備えている。プリアンプ 2 2 1 は、上述の振動素子によって電気信号に変換された微小な受信信号を増幅することで十分な S / N を確保する。このプリアンプ 2 2 1 において増幅された N チャンネルの受信信号は、A / D 変換器 2 2 2 にてデジタル信号に変換される。

【 0 0 2 7 】

受信遅延回路 2 2 3 は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定の送受信方向（ p 、 q ）に対して強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間とを、A / D 変換器 2 2 2 から出力される N チャンネルの受信信号の各々に与える。加算器 2 2 4 は、これら受信遅延回路 2 2 3 から供給される受信信号を加算して合成する。すなわち、受信遅延回路 2 2 3 と加算器 2 2 4 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。

30

【 0 0 2 8 】

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（ p 、 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 p は $x - z$ 平面に投影された送受信方向を示し、角度 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 1 1 から供給される走査制御信号に従って、送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 と受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 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。

40

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

この場合、治療対象部位 1 5 0 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 1 5 の刺入方向を含むスライス厚 $d 1$ の領域が、穿刺針走査領域 R 1 として設定される。次いで、穿刺針走査領域 R 1 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 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 2 1 及び R 2 2）が設定される。

50

【 0 0 3 1 】

具体的には、穿刺針走査領域 R 1 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 1 5 0 の穿刺位置と穿刺針 1 5 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 1 5 0 に対する穿刺針走査領域 R 1 が設定される。

【 0 0 3 2 】

そして、上述の穿刺針走査領域 R 1 と治療対象走査領域 R 2 とに対する 3 次元走査に際し、治療対象部位 1 5 0 に対して穿刺針 1 5 が刺入される穿刺針走査領域 R 1 では、治療対象走査領域 R 2 より高いボリュームレート（時間分解能）で 3 次元走査が行なわれる。

10

【 0 0 3 3 】

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 4 1 と、ドブラ信号検出部 4 2 と、カラードブラデータ生成部 4 3 とを備えている。B モードデータ生成部 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から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 4 2 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 4 3 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。

【 0 0 3 4 】

B モードデータ生成部 4 1 は、包絡線検波器 4 1 1 と、対数変換器 4 1 2 とを備えている。包絡線検波器 4 1 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給された整相加算後の受信信号の包絡線を検波する。対数変換器 4 1 2 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 4 1 1 と対数変換器 4 1 2 とは、順序を入れ替えて構成してもよい。

20

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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。

30

【 0 0 3 7 】

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。

40

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

50

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。

【 0 0 4 0 】

同様にして、補間処理部 5 3 は、カラードブラデータ記憶部 5 2 から読み出した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

10

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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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、M P R 画像データ生成部 6 1 1 と M I P 画像データ生成部 6 1 2 とを備えている。

20

【 0 0 4 3 】

そして、M P R 画像データ生成部 6 1 1 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 4 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 におけるボリュームデータと、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 とにおけるボリュー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。

30

【 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 とにおけるボリュー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。

40

【 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、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 4 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 とにおけるボリュー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、上述のボリュームデータをレンダリング処理することで、ボリュ

50

ー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61において生成されたMPR画像データ、スラブMPR画像データ及びスラブMIP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62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63に保存される。

【0048】

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61にて生成されたスラブMPR画像データ(あるいはスラブMIP画像データ)及びMPR画像データと、3次元画像データ生成部62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。

10

【0049】

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MPR画像データとする。図7(a)は、例えば、y方向に略垂直なMPR画像データが生成される穿刺針走査領域R1の表示断面m1と、z方向に略垂直なMPR画像データが生成される穿刺針走査領域R1及び治療対象走査領域R2の表示断面m2と、x方向に略垂直なMPR画像データが生成される穿刺針走査領域R1及び治療対象走査領域R2の表示断面m3とを示している。

20

【0050】

一方、図7(b)に示す領域(b-1)には、図7(a)に示す表示断面m1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61が生成したスラブMPR画像データD1が示されている。また、領域(b-2)には、表示断面m2に対して2次元画像データ生成部61が生成したMPR画像データD2が示されている。また、領域(b-3)には、表示断面m3に対して2次元画像データ生成部61が生成したMPR画像データD3が示されている。また、領域(b-4)には、穿刺針走査領域R1と治療対象走査領域R2とにおけるボリュームデータに基づいて、3次元画像データ生成部62が生成した3次元画像データD4が示されている。領域(b-1)に示されているMPR画像データD1には、入力部12によって設定されたMPR画像データD2の断面位置を示すカーソルKaと、MPR画像データD3の断面位置を示すカーソルKbとが重畳されている。そして、表示データ生成部8は、MPR画像データD1、MPR画像データD2、MPR画像データD3、及び3次元画像データD4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。

30

【0051】

即ち、表示部9に表示された表示用データにおけるMPR画像データD1を観察した操作者は、入力部12が備えた後述の表示断面設定部122を操作して、MPR画像データD1に重畳されたカーソルKaとカーソルKbとを所望の位置に移動させることにより、MPR画像データの位置(MPR断面)を設定する。そして、カーソルKaによって設定された表示断面m2におけるMPR画像データD2と、カーソルKbによって設定された表示断面m3におけるMPR画像データD3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。

40

【0052】

尚、図7では、穿刺針走査領域R1におけるボリュームデータに基づいて生成されたy方向に略垂直なMPR画像データを用いた表示断面の設定について述べたが、MPR画像データの替わりにスラブMPR画像データ又はスラブMIP画像データを用いてMPR断面の設定を行なってもよい。

【0053】

50

一方、図 1 に示した走査制御部 11 は、入力部 12 において設定された穿刺針走査領域 R1 のスライス厚 d1 と治療対象走査領域 R2 のスライス厚 d2 とに基づき、当該治療対象部位 150 に対して穿刺針走査領域 R1 と治療対象走査領域 R2 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。

【0054】

次に、走査制御部 11 の制御下にて行なわれる穿刺針走査領域 R1 及び治療対象走査領域 R2 に対する 3 次元走査の具体例について、図 8 を用いて説明する。

【0055】

図 8 は、穿刺針走査領域 R1 と 2 つの治療対象走査領域 R2（即ち、治療対象走査領域 R21 及び R22）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 は、治療対象走査領域 R2 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 は、穿刺針走査領域 R1 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。

【0056】

例えば、期間 [t10 - t11] において、治療対象走査領域 R21、穿刺針走査領域 R1 及び治療対象走査領域 R22 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）。

【0057】

次に、期間 [t11 - t12] にて穿刺針走査領域 R1 に対する 3 次元走査が行なわれ、このとき新たに得られたポリウムデータを用いて、期間 [t10 - t11] にて取得された穿刺針走査領域 R1 におけるポリウムデータを更新する。そして、期間 [t10 - t11] において取得された治療対象走査領域 R21 及び R22 におけるポリウムデータと、期間 [t11 - t12] にて更新された穿刺針走査領域 R1 におけるポリウムデータと、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 [t12 - t13]、期間 [t13 - t14] 及び期間 [t14 - t20] 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 におけるポリウ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 R21 及び R22 におけるポリウムデータと、上述の各期間にて更新された穿刺針走査領域 R1 におけるポリウムデータと、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 [t10 - t20] 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 [t20 - t30]、期間 [t30 - t40]・・・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 におけるポリウムデータは、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 d1 と治療対象走査領域 R2 のスライス厚 d2 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、ポリウ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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 6 1 】

システム制御部 1 3 は、図示しない C P U と記憶回路とを備えている。記憶回路には、入力部 1 2 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 C P U 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 1 0 0 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。

【 0 0 6 2 】

(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 R 1 の表示断面 m 1 における 2 次元画像データとして M P R 画像データを生成する場合について述べるが、スラブ M P R 画像データや通常のスラブ M I P 画像データを生成してもよい。

【 0 0 6 3 】

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 1 0 0 の操作者は、入力部 1 2 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 R 1 のスライス厚 d 1 の設定、及び治療対象走査領域 R 2 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 S 1) 。

【 0 0 6 4 】

システム制御部 1 3 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 1 1 は、穿刺針 1 5 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 2 1 及び R 2 2) とを設定 (図 4 参照) する。さらに、走査制御部 1 1 は、送受信部 2 の送信遅延回路 2 1 2 と受信遅延回路 2 2 3 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。

【 0 0 6 5 】

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 M P R 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 M P R 画像データに重畳表示された穿刺針 1 5 の刺入方向を示す穿刺マーカと、治療対象部位 1 5 0 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 1 5 0 に対して設定する (図 9 のステップ S 2) 。

【 0 0 6 6 】

更に、操作者は、入力部 1 2 の表示断面設定部 1 2 2 を用い、上述の M P R 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 1 5 0 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 S 3) 。

【 0 0 6 7 】

治療対象部位 1 5 0 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 1 2 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 1 3 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 1 1 は、送受信部 2 の送信遅延回路 2 1 2 と受信遅延回路 2 2 3 とにおける遅延時間を制御する。例えば、走査制御部 1 1 は、図 8 の期間 [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 次元走査を順次行なう (図 9 のステップ S 4) 。

【 0 0 6 8 】

一方、ポリウムデータ生成部 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 とにおけるポリウムデータを生成する（図 9 のステップ S 5）。画像データ生成部 6 は、これらのポリウ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 M P R 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 M P R 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 M P R 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 S 6）。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 S 7）。

10

【 0 0 6 9 】

次に、走査制御部 1 1 は、期間 [t 1 1 - t 1 2] において、送信遅延回路 2 1 2 と受信遅延回路 2 2 3 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 S 8）、このとき新たに得られたポリウムデータを用いて、期間 [t 1 0 - t 1 1] にて取得された穿刺針走査領域 R 1 におけるポリウムデータを更新する（図 9 のステップ S 5）。そして、期間 [t 1 0 - t 1 1] において取得された治療対象走査領域 R 2 におけるポリウムデータと、期間 [t 1 1 - t 1 2] にて更新された穿刺針走査領域 R 1 におけるポリウムデータと、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 S 6 及びステップ S 7）。

20

【 0 0 7 0 】

同様に、期間 [t 1 2 - t 1 3]、期間 [t 1 3 - t 1 4] 及び期間 [t 1 4 - t 2 0] における穿刺針走査領域 R 1 の 3 次元走査により、この穿刺針走査領域 R 1 におけるポリウムデータを順次更新する。そして、期間 [t 1 0 - t 1 1] にて取得された治療対象走査領域 R 2 におけるポリウムデータと、上述の各期間にて更新された穿刺針走査領域 R 1 におけるポリウムデータと、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 S 5 からステップ S 8）。

【 0 0 7 1 】

更に、期間 [t 1 0 - t 2 0] 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 [t 2 0 - t 3 0]、期間 [t 3 0 - t 4 0]・・・においても繰り返し行なわれる（図 9 のステップ S 4 からステップ S 8）。

30

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

特に、3 次元走査によって取得されたポリウムデータに基づいて生成される所望断面における M P R 画像データ、スラブ M P R 画像データ、又はスラブ M I P 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ポリウ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。

40

【 0 0 7 4 】

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 1 5 の刺入方向を含む断面を穿刺断面 S b とし、この穿刺断面 S b 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 R 1 及び治療対象走査領域 R 2 を設定する場合について述べた。この他、図 1 0 (a) に示すように、穿刺針 1 5 の刺入

50

方向に略垂直な断面を基準にして穿刺針走査領域 R 1 を設定し、刺入方向において穿刺針走査領域 R 1 に隣接した 2 つの治療対象走査領域 R 2 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 M P R 画像データ又はスラブ M I P 画像データでは、治療対象部位 1 5 0 に刺入される穿刺針 1 5 の位置が点として表示される。そのため、治療対象部位 1 5 0 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。

【 0 0 7 5 】

尚、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 1 1 に示すような方法であっても構わない。例えば図 1 1 (a) に示すように、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) を 1 回走査した後、穿刺針走査領域 R 1 を複数回走査し、引き続き、治療対象走査領域 R 2 と穿刺針走査領域 R 1 とを走査する。このように、治療対象走査領域 R 2 に対する走査の頻度よりも、穿刺針走査領域 R 1 に対する走査の頻度を多くすることで、より高いポリウムレートで穿刺針走査領域 R 1 を走査することが可能となる。そのことにより、時間分解能に優れた穿刺針走査領域 R 1 における画像データを生成することが可能となる。

【 0 0 7 6 】

または、図 1 1 (b) に示すように、治療対象走査領域 R 2 1、穿刺針走査領域 R 1、治療対象走査領域 R 2 2、穿刺針走査領域 R 1、・・・の順番で、治療対象走査領域 R 2 1 (又は治療対象走査領域 R 2 2) と穿刺針走査領域 R 1 とを交互に走査する。特に、図 1 1 (b) に示す方法によれば、ポリウ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 R 1 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 1 5 を、この 3 次元走査によって取得された 2 次元画像データや 3 次元画像データにて観察することができる。

【 0 0 7 7 】

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 1 5 0 に刺入される穿刺針 1 5 の状態を正確に捉えることにある。即ち、穿刺針 1 5 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 1 1 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 1 5 0 に対する 3 次元走査が容易に実現可能となる。

【 0 0 7 8 】

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 1 2 と図 1 3 とを参照して説明する。図 1 2 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 3 1 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 3 1 が、x - y 平面において、一定の間隔をおいて 2 次元的に配列されている。

【 0 0 7 9 】

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 1 1 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 1 3 に示すように、走査制御部 1 1 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。

【 0 0 8 0 】

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、ボリュームデータの更新とは、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実行される。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。

【 0 0 8 1 】

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 1 4 に示す。図 1 4 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 3 1 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 3 1 の密度（単位面積当たりの振動素子 3 1 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 3 1 の密度（単位面積当たりの振動素子 3 1 の数）よりも高くして、振動素子 3 1 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 3 1 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 3 1 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 3 1 の密度よりも高くして、複数の振動素子 3 1 を配列する。また、図 1 4 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 3 1 の大きさを、治療対象走査領域 R 2 に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。

【 0 0 8 4 】

また、図 1 4 に示す例では、2 次元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 次元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。

【 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。その他、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

２２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Ｒ１のスライス厚と治療対象走査領域Ｒ２１及びＲ２２のスライス厚とが、入力部１２のスライス厚設定部１２１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１３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。

【００８６】

また、Ｂモードデータとカラードプ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１５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。

【００８７】

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

【００８８】

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５３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６１又は３次元画像データ生成部６２において行なってもよい。

【符号の説明】

【００８９】

- ２ 送受信部
- 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

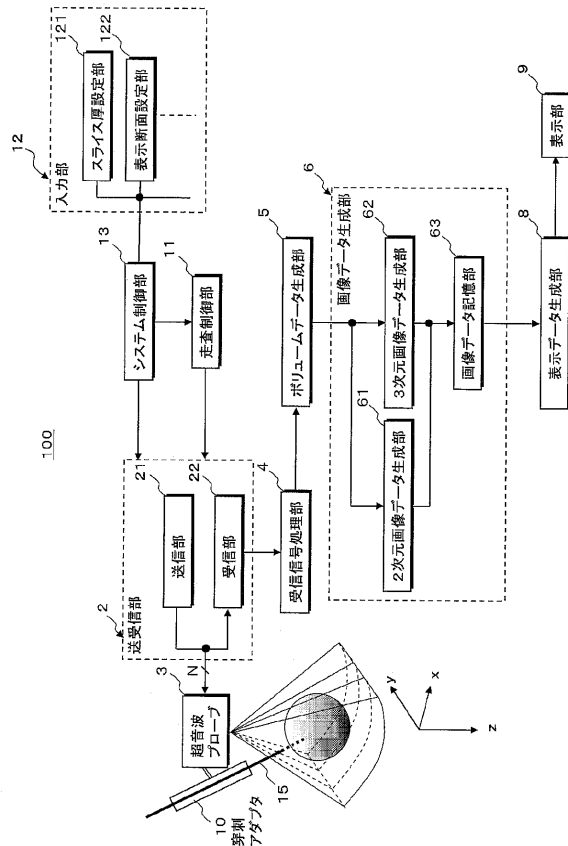
10

20

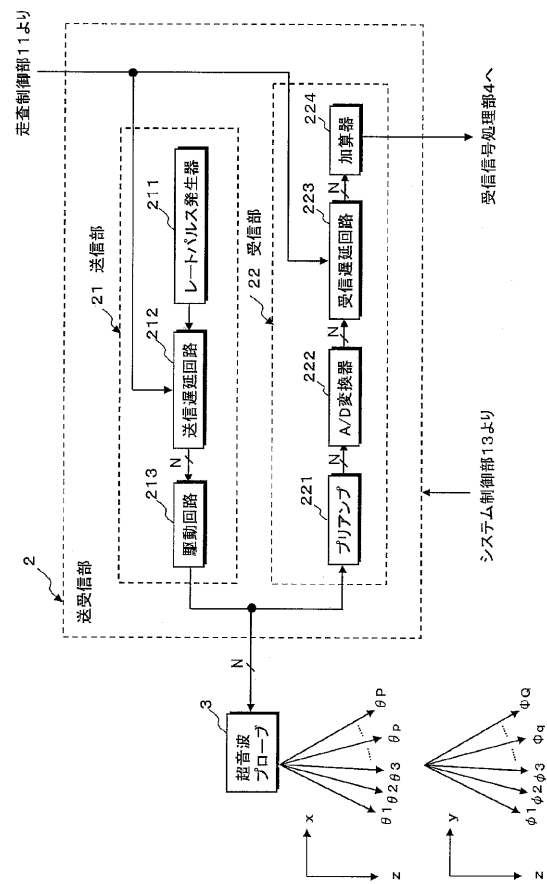
30

40

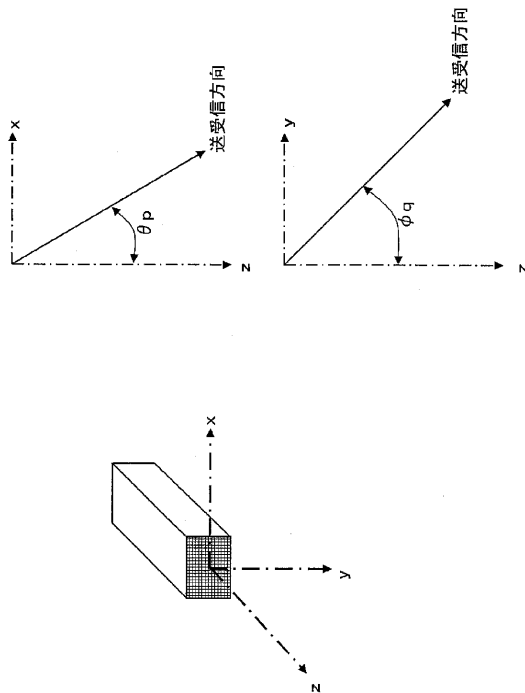
【図 1】



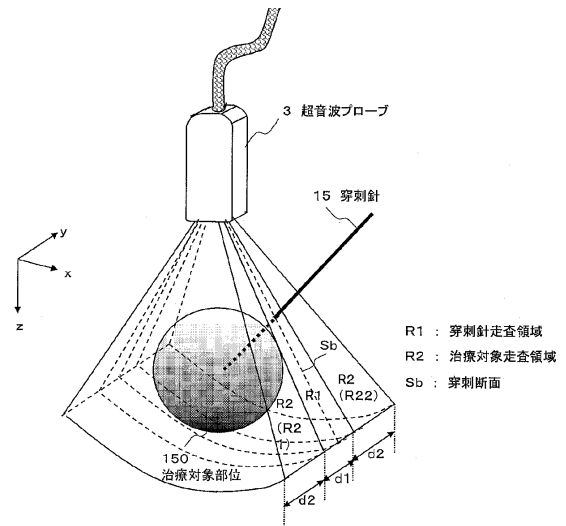
【図 2】



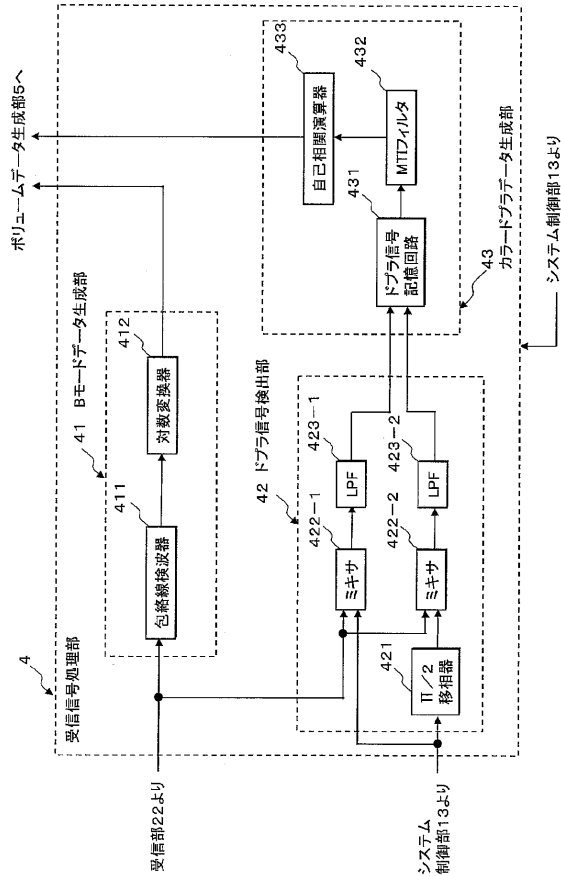
【図 3】



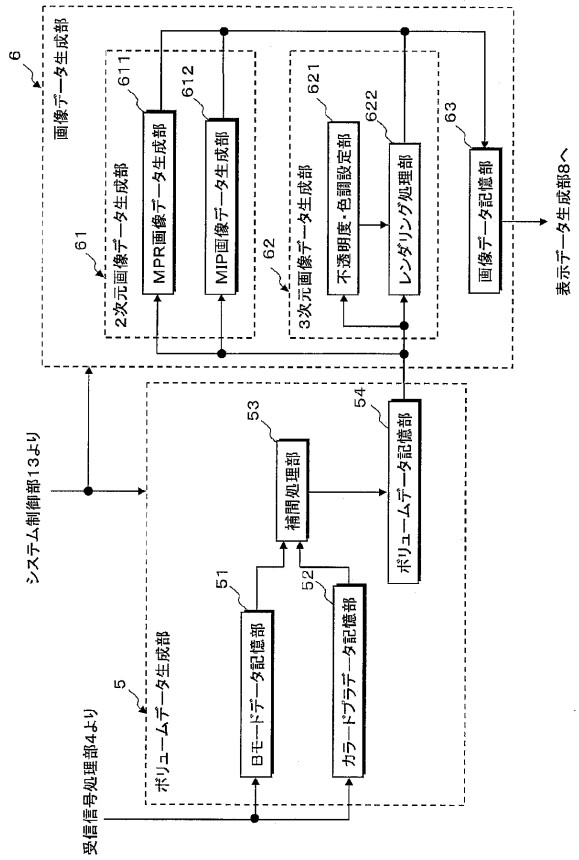
【図 4】



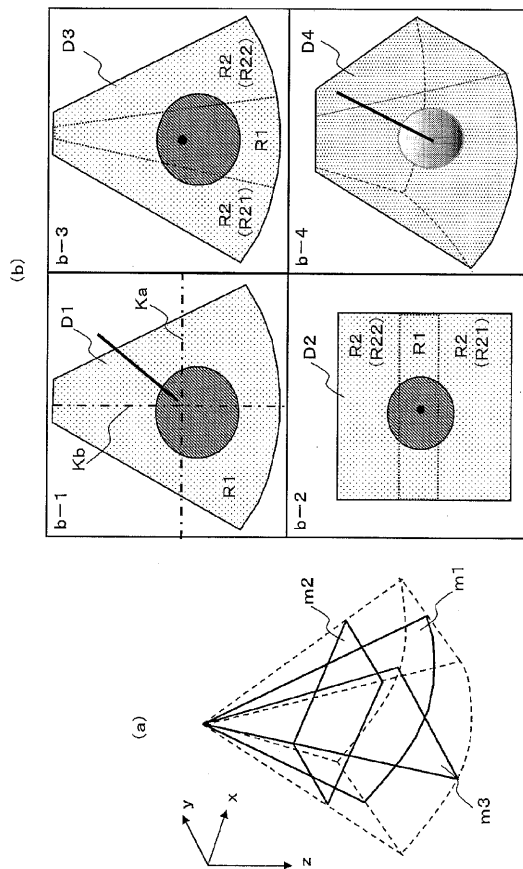
【 図 5 】



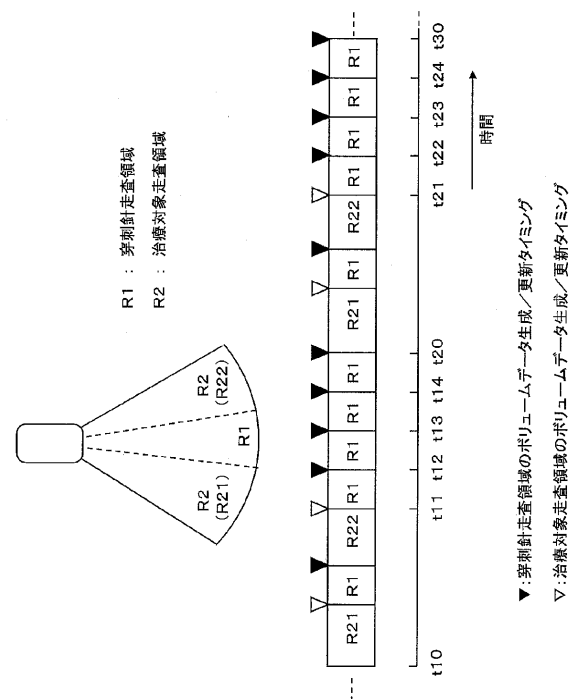
【 図 6 】



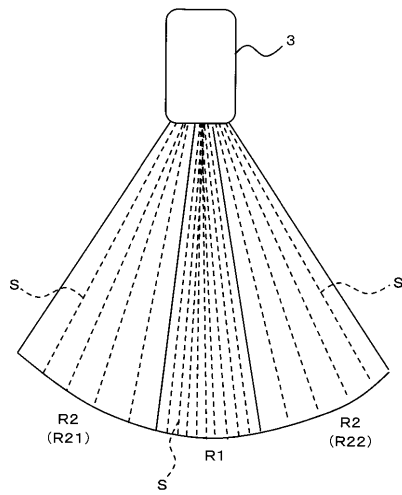
【圖 7】



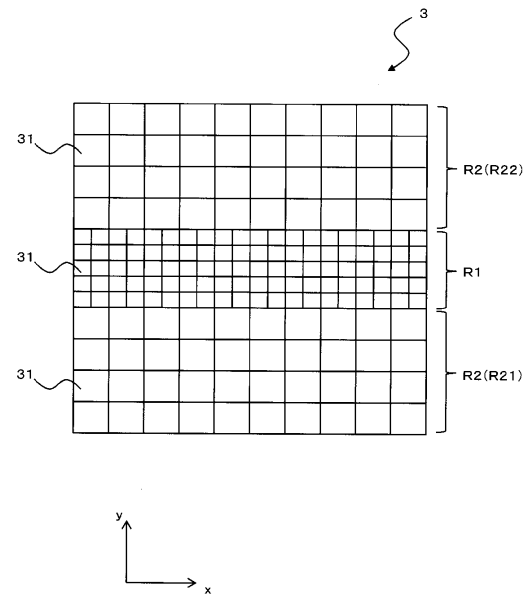
【 図 8 】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 3 3 0 2 1 (J P , A)
特表 2 0 0 6 - 5 2 1 1 4 6 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 0 0 0 2 2 6 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 3 6 7 6 7 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 8 7 5 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 8 5 0 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 5 2 3 4 6 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 2 3 6 6 9 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 1 1 6 1 4 9 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 3 1 4 6 8 9 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5380121B2	公开(公告)日	2014-01-08
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		
当前申请(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		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2008150569 2008-06-09 JP		
其他公开文献	JP2010017527A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断装置，以确保安全性和准确性。

ŽSOLUTION：对于包括患者的目标治疗部150的三维范围，设置包括沿着安装在超声波探头3上的穿刺适配器的导针器插入的穿刺针15的穿刺方向的部分（穿刺部）。以供参考。设定具有切片厚度d1的穿刺针扫描范围R1，并且将与穿刺针扫描范围R1相邻的切片厚度d2的两个目标治疗扫描范围R2（R21和R22）设定在与穿刺大致垂直的y方向上。部分。基于通过使用超声波的第一次三维扫描获得的目标治疗扫描范围R2中的体积数据，以及以比第一次比率低的体积率进行的第二次三维扫描获得的穿刺针扫描范围R1中的体积数据。为了辅助穿刺，生成三维扫描，图像数据。Ž

【图1】

