

(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2009-172073
(P2009-172073A)

(43) 公開日 平成21年8月6日(2009.8.6)

(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 8 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2008-12177 (P2008-12177)
(22) 出願日 平成20年1月23日(2008.1.23)

(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 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(74) 代理人 100081411
弁理士 三澤 正義
(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

最終頁に続く

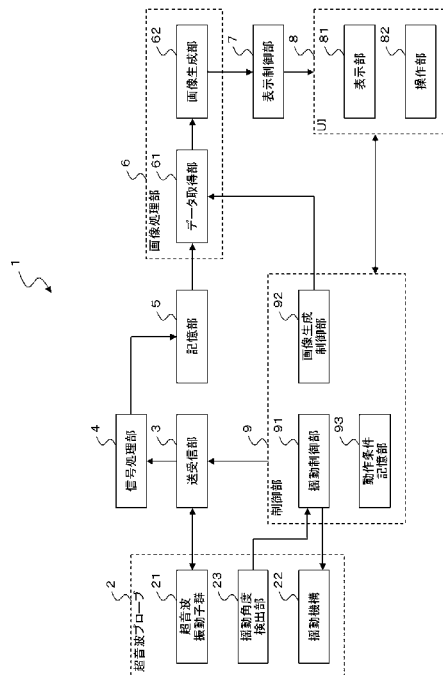
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 穿刺対象を表す画像を取得しつつ、穿刺針を表す画像のリアルタイム性を向上させることが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブ2と送受信部3は制御部9の制御の下、3次元の第1走査領域と、第1走査領域よりも小さく第1走査領域に含まれる第2走査領域とを超音波の走査対象として、第2走査領域を複数回連続して走査することで、第2走査領域におけるボリュームデータを連続して取得し、走査を切り替えて、第1走査領域を走査することで、第1走査領域におけるボリュームデータを取得する。画像処理部6は、第1走査領域におけるボリュームデータに基づいて第1走査領域における超音波画像データを生成し、第2走査領域におけるボリュームデータが取得されるたびに、第2走査領域におけるボリュームデータを更新して新たな超音波画像データを生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元の走査領域を走査することで、前記走査領域におけるボリュームデータを取得するスキャン手段と、

3次元の第1走査領域を前記スキャン手段に走査させることで、前記第1走査領域におけるボリュームデータを取得させ、前記第1走査領域よりも小さく前記第1走査領域に含まれる第2走査領域を複数回連続して前記スキャン手段に走査させることで、前記第2走査領域におけるボリュームデータを連続して取得させる制御手段と、

前記第1走査領域におけるボリュームデータに基づいて、前記第2走査領域を含む前記第1走査領域における超音波画像データを生成し、前記複数回連続して走査することで前記第2走査領域におけるボリュームデータが取得されるたびに、前記第2走査領域におけるボリュームデータを更新して新たな超音波画像データを生成する画像生成手段と、

前記生成された超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させ、前記新たな超音波画像データが生成されるたびに、前記表示手段に表示されている超音波画像を更新して前記表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記第1走査領域を1回走査する度に、前記第2走査領域を前記複数回連続して前記スキャン手段に走査させ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】

前記スキャン手段は、

複数の超音波振動子が所定方向に1列に配置された超音波振動子群と、

前記超音波振動子群を前記所定方向に直交する揺動方向に揺動させる揺動手段と、

前記超音波振動子群に超音波を送受信させることで、前記所定方向に沿ったスキャン面内を超音波で走査する送受信手段と、を有し、

前記送受信手段が、前記スキャン面内を超音波で走査しながら、前記揺動手段が前記超音波振動子群を前記揺動方向に揺動させることで、前記走査領域におけるボリュームデータを取得し、

前記制御手段は、前記揺動手段による揺動を制御して、前記第1走査領域に対応する第1の揺動角度の範囲内で前記超音波振動子群を揺動させることで、前記第1走査領域におけるボリュームデータを前記スキャン手段に取得させ、前記第2走査領域に対応し、前記第1の揺動角度よりも狭い第2の揺動角度の範囲内で前記超音波振動子群を複数回連続して揺動させることで、前記第2走査領域におけるボリュームデータを連続して前記スキャン手段に取得させることを特徴とする請求項1又は請求項2のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記第1走査領域における前記超音波振動子群の前記揺動方向への揺動速度と、前記第2走査領域における前記超音波振動子群の前記揺動方向への揺動速度とを等しくして前記超音波振動子群を揺動させることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記第1走査領域における前記超音波振動子群の前記揺動方向への揺動速度を、前記第2走査領域における前記超音波振動子群の前記揺動方向への揺動速度よりも速くして前記超音波振動子群を揺動させることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記第1の揺動角度の範囲内において前記揺動方向の略中央における範囲を前記第2の揺動角度の範囲として、前記第1の揺動角度の範囲内で前記超音波振動子群を揺動させ、

10

20

30

40

50

前記画像生成手段は、前記第2走査領域におけるボリュームデータ、又は、前記第1走査領域におけるボリュームデータであって前記第2走査領域以外の領域におけるボリュームデータが前記スキャン手段によって取得されるたびに、それぞれの領域におけるボリュームデータを更新して前記新たな超音波画像データを生成することを特徴とする請求項3から請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記画像生成手段は、前記第2走査領域においては、前記スキャン面に沿った断面における画像データを生成することを特徴とする請求項3から請求項6のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項8】

3次元の走査領域を超音波で走査することで、前記走査領域におけるボリュームデータを取得するスキャン手段と、前記ボリュームデータに基づく画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置を制御するコンピュータに、

3次元の第1走査領域を前記スキャン手段に走査させることで、前記第1走査領域におけるボリュームデータを取得させ、前記第1走査領域よりも小さく前記第1走査領域に含まれる第2走査領域を複数回連続して前記スキャン手段に走査させることで、前記第2走査領域におけるボリュームデータを連続して取得させる制御機能と、

前記第1走査領域におけるボリュームデータに基づいて、前記第2走査領域を含む前記第1走査領域における超音波画像データを生成し、前記複数回連続して走査することで前記第2走査領域におけるボリュームデータが取得されるたびに、前記第2走査領域におけるボリュームデータを更新して新たな超音波画像データを生成する画像生成機能と、

前記生成された超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示手段に表示させ、前記新たな超音波画像データが生成されるたびに、前記表示手段に表示されている超音波画像を更新して前記表示手段に表示させる表示制御機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、3次元の領域を超音波で走査する超音波診断装置と、超音波診断装置を制御するプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

肝癌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。この肝癌の診断には、超音波診断装置、MRI装置、又はX線CT装置などの医用画像診断装置が用いられている。特に、X線CT装置やMRI装置では、3次元の撮像法が確立してきたため、2次元画像による診断に比べて診断能が向上している。

【0003】

ところで、肝癌の治療として、肝動脈内抗がん剤注入療法、肝動脈塞栓療法、低侵襲治療法、又は、開腹外科手術の治療法が行われている。

【0004】

上記の治療法において特に多く施行されているものは低侵襲治療法である。この治療は他の方法と比べて手技が簡単で患者への負担も少ないからである。低侵襲治療法として、PEIT（経皮的エタノール注入法：Percutaneous Ethanol Injection Technique）やマイクロ波穿刺焼灼法が施行されている。穿刺による焼灼治療法においては、超音波診断装置によって穿刺針をリアルタイムに撮影し、穿刺針の位置を追跡して、穿刺針の位置を確認しながら治療を行っている。また、焼灼治療法においては、RFA（高周波焼灼法：Radio-Frequency Ablation）が施行されており、単一針や複数展開針などを用いた治療法が行われている。

【0005】

穿刺針の位置を追跡するためには、3次元領域の撮影が可能な超音波診断装置が用いら

10

20

30

40

50

れている。複数の超音波振動子が所定方向（走査方向）に1列に配置された1次元アレイプローブを用いて3次元領域を超音波で走査する場合、揺動機構を備えた1次元アレイプローブが用いられる（例えば特許文献1）。揺動機構を備えた1次元アレイプローブは、走査方向に1列に配置された超音波振動子を、走査方向に直交する方向（揺動方向）に機械的に揺動させることで3次元領域を超音波で走査し、ボリュームデータを取得することが可能となっている。このような1次元アレイプローブには、複数の超音波振動子を揺動させるためのモータが設置されており、そのモータによって超音波振動子を揺動方向に機械的に揺動させることで、3次元領域を走査してボリュームデータを取得する。

【0006】

超音波による走査によって取得されたボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、被検体内の組織を立体的に表す3次元画像データを生成して、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示することができる。また、ボリュームデータにMPR処理（Multi Planar Reconstruction）を施すことで、ボリュームデータを任意の断面で切断し、その切断した面における画像データ（MPR画像データ）を生成して、そのMPR画像データに基づくMPR画像を表示することもできる。

10

【0007】

従来においては、穿刺針による焼灼治療の対象となる穿刺対象（患部）と穿刺針とを、超音波による走査の対象となる3次元の走査領域に含ませることで、穿刺対象と穿刺針とを立体的に表す3次元画像データを取得していた。操作者はその3次元画像を参照することで、穿刺対象に対する穿刺針の位置を確認し、穿刺針による穿刺の過程を観察していた。

20

【0008】

そして、穿刺対象と穿刺針の両方が3次元の走査領域に含まれるように、超音波振動子を揺動させる最大の揺動角度を設定し、その最大の揺動角度で規定される3次元の走査領域を走査していた。すなわち、穿刺対象と穿刺針の両方が3次元の走査領域に含まれるように、全体の走査領域を走査していた。

【0009】

【特許文献1】特開2007-21018号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0010】

以上のような揺動機構を有する1次元アレイプローブにおいては、ボリュームレートは、単位時間あたりにおける超音波振動子の揺動の回数に依存する。すなわち、単位時間あたりにおける揺動の回数が増えるとボリュームレートが速くなり、回数が少なくなるとボリュームレートは遅くなる。

【0011】

焼灼治療において、穿刺対象に対する穿刺針による穿刺の過程を観察するためには、穿刺対象（患部）が表された画像を取得して表示しつつ、穿刺針の位置をリアルタイムに追跡することが要求される。そのためには、穿刺対象が表された3次元画像やMPR画像を取得して表示しつつ、穿刺針が表された3次元画像やMPR画像をリアルタイムに取得して表示することが要求される。しかしながら従来においては、全体の走査領域を走査していたため、穿刺対象と穿刺針とが表された画像を取得して表示することができていたが、単位時間あたりにおける超音波振動子の揺動の回数が少なくなり、その結果、ボリュームレートが遅くなってしまいう問題があった。そのことにより、穿刺針が表された3次元画像やMPR画像をリアルタイムに取得して表示することが困難になるため、穿刺針の位置をリアルタイムに追跡することが困難であった。

40

【0012】

この発明は上記の問題を解決するものであり、穿刺対象を表す画像を取得しつつ、穿刺針を表す画像のリアルタイム性を向上させることが可能な超音波診断装置と、その超音波診断装置の制御プログラムとを提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0013】

請求項1に記載の発明は、3次元の走査領域を走査することで、前記走査領域におけるボリュームデータを取得するスキャン手段と、3次元の第1走査領域を前記スキャン手段に走査させることで、前記第1走査領域におけるボリュームデータを取得させ、前記第1走査領域よりも小さく前記第1走査領域に含まれる第2走査領域を複数回連続して前記スキャン手段に走査させることで、前記第2走査領域におけるボリュームデータを連続して取得させる制御手段と、前記第1走査領域におけるボリュームデータに基づいて、前記第2走査領域を含む前記第1走査領域における超音波画像データを生成し、前記複数回連続して走査することで前記第2走査領域におけるボリュームデータが取得されるたびに、前記第2走査領域におけるボリュームデータを更新して新たな超音波画像データを生成する画像生成手段と、前記生成された超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させ、前記新たな超音波画像データが生成されるたびに、前記表示手段に表示されている超音波画像を更新して前記表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

10

また、請求項8に記載の発明は、3次元の走査領域を超音波で走査することで、前記走査領域におけるボリュームデータを取得するスキャン手段と、前記ボリュームデータに基づく画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置を制御するコンピュータに、3次元の第1走査領域を前記スキャン手段に走査させることで、前記第1走査領域におけるボリュームデータを取得させ、前記第1走査領域よりも小さく前記第1走査領域に含まれる第2走査領域を複数回連続して前記スキャン手段に走査させることで、前記第2走査領域におけるボリュームデータを連続して取得させる制御機能と、前記第1走査領域におけるボリュームデータに基づいて、前記第2走査領域を含む前記第1走査領域における超音波画像データを生成し、前記複数回連続して走査することで前記第2走査領域におけるボリュームデータが取得されるたびに、前記第2走査領域におけるボリュームデータを更新して新たな超音波画像データを生成する画像生成機能と、前記生成された超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示手段に表示させ、前記新たな超音波画像データが生成されるたびに、前記表示手段に表示されている超音波画像を更新して前記表示手段に表示させる表示制御機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

20

30

【発明の効果】

【0014】

この発明によると、第2走査領域を複数回連続して走査することで、第2走査領域におけるボリュームデータを更新するレートが速くなるため、第2走査領域における超音波画像のリアルタイム性を向上させることが可能となる。さらに、第2走査領域よりも大きい第1走査領域を走査することで、撮影対象の全体像を取得することが可能となる。穿刺針を第2走査領域に含ませることで、第1走査領域に含まれる穿刺対象を表す超音波画像を取得して表示しつつ、穿刺針を表す超音波画像のリアルタイム性を向上させることが可能となる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図1を参照して説明する。図1は、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。

【0016】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、信号処理部4、記憶部5、画像処理部6、表示制御部7、ユーザインターフェース(UI)8、及び制御部9を備えている。

【0017】

超音波プローブ2には、複数の超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元アレイプローブであって、走査方向に直交する方向(揺動方向)に複数の超音波振動子を機械

50

的に揺動させることで3次元の領域を走査することが可能な機械式1次元アレイプローブが用いられる。また、超音波プローブ2には、複数の超音波振動子が2次元的に配置された2次元アレイプローブを用いても良い。この実施形態では、1例として、機械式1次元アレイプローブを超音波プローブ2に用いた場合について説明する。

【0018】

ここで、機械式1次元アレイプローブとしての超音波プローブ2について図2を参照して説明する。図2は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置に設置された超音波プローブの機構を示す模式図である。図2(a)は、超音波プローブを揺動方向(Y方向)から見た図であり、図2(b)は、超音波プローブを走査方向(X方向)から見た図である。

10

【0019】

機械式1次元アレイプローブとしての超音波プローブ2は、機械的な揺動と電子走査とを併用して、3次元の走査領域を超音波によって走査する。超音波プローブ2は、超音波振動子群21と、揺動機構22と、揺動角度検出部23とを備えている。超音波振動子群21は、走査方向に1列に配置された図示しない複数の超音波振動子を備えている。図2(a)に示すように、超音波振動子の配列方向(走査方向)に沿った2次元のスキャン面S内が、超音波によって電子走査が行われる。ここで、超音波振動子群21の配列方向(走査方向)をX方向とし、超音波ビームが形成される深さ方向をZ方向とする。揺動機構22はモータ機構を備えている。そして、図2(b)に示すように、揺動機構22は、そのモータ機構によって超音波振動子群21を、X方向とZ方向とに直交するY方向(揺動方向)に揺動させることで、機械的な走査を行う。図2(b)において、角度が変えられた状態の超音波振動子群21を破線で示す。例えば図2(a)に示すように、スキャン面S内を超音波によって電子走査を行いながら、図2(b)に示すように、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に揺動させることで、揺動方向に並んだ複数のスキャン面Sを電子走査し、その結果、3次元の走査領域Vを超音波によって走査する。例えば、揺動の中心位置を揺動角度の0度とし、その中心位置を挟んで、超音波振動子群21を揺動方向の+方向と-方向との間で往復運動させることで、3次元の走査領域Vを超音波によって走査する。

20

【0020】

揺動角度検出部23は、揺動機構22のモータの回転量を検出するエンコーダを備え、揺動機構22による揺動の角度を検出することができる。揺動角度検出部23は、検出した揺動角度情報を揺動制御部91に出力する。揺動制御部91は、その揺動角度情報に従って揺動機構22のモータを制御する。

30

【0021】

揺動制御部91は、超音波プローブ2に設置されている揺動機構22を、動作条件記憶部93に記憶されている揺動条件に従って駆動させる。これにより、超音波プローブ2に設置されている超音波振動子群21が揺動され、機械的な走査が可能となる。このとき、揺動制御部91は、揺動角度を示す揺動角度情報と揺動速度を示す揺動速度情報とを含む揺動条件に従って、所定の揺動角度の範囲内を所定の揺動速度で超音波振動子群21を揺動させる。揺動速度は、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に揺動させる速度である。

40

【0022】

なお、操作者は操作部82を用いて、揺動角度情報と揺動速度情報とを入力することができる。操作部82から入力された揺動角度情報と揺動速度情報は、ユーザインターフェース(UI)8から制御部9に出力され、制御部9の動作条件記憶部93に揺動条件として記憶される。

【0023】

送受信部3は送信部と受信部とを備え、制御部9の制御の下、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ2が受信したエコー信号を受信する。送受信部3は、図2(a)に示す走査方向(X方向)の角度によって規定され

50

るスキャン面 S 内を超音波プローブ 2 によって走査することで、そのスキャン面 S 内を電子走査する。このとき、制御部 9 は、走査方向 (X 方向) における角度を示す情報や、走査線密度などを含む電子走査条件に従って、送受信部 3 による電子走査を制御することで、スキャン面 S 内を電子走査させる。

【 0 0 2 4 】

なお、操作者は操作部 8 2 を用いて、走査線密度などの電子走査条件を入力することができる。操作部 8 2 から入力された電子走査条件は、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 へ出力され、制御部 9 の動作条件記憶部 9 3 に記憶される。

【 0 0 2 5 】

なお、送受信部 3 の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路 (チャンネル) の数に応じたパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に振動エネルギーを供給するようになっている。

10

【 0 0 2 6 】

また、送受信部 3 の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延回路は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算回路は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部 3 によって加算処理された信号を「 R F 信号」と称する。送受信部 3 から出力された R F 信号は、信号処理部 4 へ出力される。

20

【 0 0 2 7 】

信号処理部 4 は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する B モード処理部を備えている。B モード処理部は、送受信部 3 から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、信号処理部 4 は、ドブラ処理部を備えていても良い。ドブラ処理部は、例えば、送受信部 3 から送られる受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、FFT 処理を施すことで、血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。送受信部 3 から出力された信号は、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。信号処理部 4 は超音波ラスタデータを記憶部 5 へ出力する。

30

【 0 0 2 8 】

記憶部 5 は、メモリやハードディスクなどの記憶装置で構成され、信号処理部 4 により生成された超音波ラスタデータを記憶する。この実施形態では、機械的な走査と電子走査とを行うことで 3 次元の走査領域を走査し、その結果、複数のスキャン面で構成されるボリュームデータを取得して記憶部 5 に記憶する。

40

【 0 0 2 9 】

この実施形態においては、穿刺針による焼灼治療の対象となる穿刺対象 (患部) と、穿刺針とが、超音波による走査の対象となる 3 次元の走査領域に含まれるように、超音波振動子群 2 1 を揺動させる。ここで、この実施形態において、超音波による走査の対象となる 3 次元の走査領域と、その走査領域を走査するためのシーケンスとについて、図 3 と図 4 とを参照して説明する。図 3 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって走査される 3 次元の走査領域を示す概念図である。図 4 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって走査される 3 次元の走査領域と、その走査領域を走査するためのシーケンスとを示す概念図である。

【 0 0 3 0 】

50

図3に示すように、超音波プローブ2の超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に揺動させながらX方向に電子走査を行うことで、3次元の走査領域Vを走査することができる。この実施形態では、所定の大きさを有する3次元の第1走査領域V1を超音波によって走査し、さらに、その第1走査領域V1よりも小さく、第1走査領域V1に含まれる3次元の第2走査領域V2を超音波によって走査する。穿刺対象(患部)と穿刺針とを撮影する場合、第1走査領域V1に穿刺対象100を含ませ、第2走査領域V2に穿刺針24を含ませる。換言すると、穿刺対象100が含まれるように第1走査領域V1を設定し、穿刺針24が含まれるように第2走査領域V2を設定する。

【0031】

第1走査領域V1と第2走査領域V2は、それぞれ揺動角度によって規定される。例えば図4に示すように、揺動の中心位置を揺動角度の0度とし、揺動角度が+度から-度までの範囲を第2走査領域V2とし、揺動角度が+度から-度までの範囲を第1走査領域V1とする。+度と-度の絶対値は、+度と-度の絶対値よりも大きいいため、第2走査領域V2は第1走査領域V1に含まれる。すなわち、+度から-度は、+度から-度の間に含まれるため、第2走査領域V2は第1走査領域V1に含まれる。この実施形態においては、第1走査領域V1内において揺動方向(Y方向)の略中央における範囲を第2走査領域V2の範囲に設定している。また、第1走査領域V1以外の領域についても、揺動角度によって規定される。例えば、揺動角度が+度から+度までの範囲を第3走査領域V3とし、揺動角度が-度から-度までの範囲を第4走査領域V4とする。なお、揺動角度が+度から-度までの範囲が、この発明の「第2の揺動角度の範囲」の1例に相当し、揺動角度が+度から-度までの範囲が、この発明の「第1の揺動角度の範囲」の1例に相当する。

【0032】

操作者は操作部82を用いて、第1走査領域V1を規定するための揺動角度情報(+度と-度)を入力し、第2走査領域V2を規定するための揺動角度情報(+度と-度)を入力することができる。例えば、操作者は操作部82を用いて、第1走査領域V1を規定するための揺動角度情報(±度)として±30度を入力し、第2走査領域V2を規定するための揺動角度情報(±度)として±10度を入力する。操作部82から入力された揺動角度情報(±度と±度)は、ユーザインターフェース(UI)8から制御部9に出力され、制御部9の動作条件記憶部93に揺動条件として記憶される。また、操作者は操作部82を用いて、第1走査領域V1における揺動速度を示す揺動速度情報と、第2走査領域V2における揺動速度を示す揺動速度情報とを入力する。なお、第1走査領域V1における揺動速度と、第2走査領域V2における揺動速度とは、同じ速度であっても良いし、異なる速度であっても良い。

【0033】

送受信部3が超音波振動子群21に超音波ビームを発生させ、超音波ビームを走査方向(X方向)に電子的に走査することでスキャン面Sを走査し、その電子走査を行いながら、揺動機構22が揺動制御部91の制御の下、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に-度から+度まで機械的に揺動させることで、3次元の第2走査領域V2が超音波ビームによって走査される。その結果、第2走査領域V2におけるボリュームデータが取得される。さらに、揺動機構22が揺動制御部91の制御の下、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に+度から-度まで機械的に揺動させることで、第2走査領域V2が超音波ビームによって走査され、その結果、第2走査領域V2におけるボリュームデータが取得される。すなわち、第2走査領域V2において超音波振動子群21を1往復揺動させることで、第2走査領域V2における2つのボリュームデータが取得される。

【0034】

同様に、送受信部3が超音波ビームを走査方向(X方向)に電子的に走査することでスキャン面Sを走査し、その電子走査を行いながら、揺動機構22が揺動制御部91の制御の下、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に-度から+度まで機械的に揺動させることで、3次元の第1走査領域V1が超音波ビームによって走査される。その結果、

第1走査領域V1におけるボリュームデータが取得される。第1走査領域V1には、第2走査領域V2と第3走査領域V3と第4走査領域V4が含まれるため、第1走査領域V1におけるボリュームデータには、第2走査領域V2におけるボリュームデータと、第3走査領域V3におけるボリュームデータと、第4走査領域V4におけるボリュームデータとが含まれる。すなわち、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に-度から+度まで揺動させることで、第4走査領域V4と第2走査領域V2と第3走査領域V3とが、順番に超音波ビームによって走査される。そのことにより、第4走査領域V4におけるボリュームデータと、第2走査領域V2におけるボリュームデータと、第3走査領域V3におけるボリュームデータとが、順番に取得される。さらに、揺動機構22が揺動制御部91の制御の下、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に+度から-度まで機械的に揺動させることで、第1走査領域V1が超音波ビームによって走査され、その結果、第1走査領域V1におけるボリュームデータが取得される。すなわち、第1走査領域V1において超音波振動子群21を1往復揺動させることで、第1走査領域V1における2つのボリュームデータが取得される。

10

【0035】

さらに、送受信部3が超音波ビームを走査方向(X方向)に電子的に走査することでスキャン面Sを走査し、その電子走査を行いながら、揺動機構22が揺動制御部91の制御の下、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に+度から-度まで機械的に揺動させることで、第2走査領域V2と第4走査領域V4とが超音波ビームによって順番に走査される。その結果、第2走査領域V2におけるボリュームデータと、第4走査領域V4におけるボリュームデータとが順番に取得される。さらに、揺動機構22が揺動制御部91の制御の下、超音波振動子群21を揺動方向(Y方向)に+度から-度まで機械的に揺動させることで、第3走査領域V3と第2走査領域V2とが超音波ビームによって順番に走査される。その結果、第3走査領域V3におけるボリュームデータと、第2走査領域V2におけるボリュームデータとが順番に取得される。

20

【0036】

この実施形態では、揺動制御部91は、穿刺針を対象とした第2走査領域V2においては、超音波振動子群21を複数回連続して揺動させることで、送受信部3は第2走査領域V2を複数回連続して走査する。そのことにより、送受信部3は、複数回連続して、第2走査領域V2におけるボリュームデータを取得する。この実施形態では、超音波振動子群21の揺動において、その揺動の折り返しから次の折り返しまでの走査を1回の走査とする。例えば、-度から+度までの範囲を揺動させることで1回の走査とする。同様に、+度から-度までの範囲を揺動させる場合も1回の走査とする。揺動制御部91は、揺動の折り返しの回数をカウントして、第2走査領域V2においては、超音波振動子群21を複数回連続して揺動させる。

30

【0037】

例えば、揺動制御部91は、第2走査領域V2において超音波振動子群21を複数回連続して揺動させ、その後、第1走査領域V1において超音波振動子群21を1回揺動させる。換言すると、揺動制御部91は、第1走査領域V1において超音波振動子群21を1回揺動させる度に、第2走査領域V2において超音波振動子群21を複数回連続して揺動させる。具体的には、揺動制御部91は、揺動の折り返しの回数をカウントしながら、第2走査領域V2において超音波振動子群21を複数回連続して揺動させ、その後、第1走査領域V1において超音波振動子群21を1回揺動させ、その後、第2走査領域V2において超音波振動子群21を複数回連続して揺動させ、以後、第1走査領域V1に対する走査と第2走査領域V2に対する走査とを切り替えながら繰り返して実行する。そのことにより、送受信部3は、複数回連続して第2走査領域V2におけるボリュームデータを取得し、さらに、第1走査領域V1におけるボリュームデータを取得する。すなわち、送受信部3は、複数回連続した走査の間に、第4走査領域V4におけるボリュームデータ、第2走査領域V2におけるボリュームデータ、及び第3走査領域V3におけるボリュームデータを取得する。

40

50

【 0 0 3 8 】

操作者は操作部 8 2 を用いて、第 2 走査領域 V 2 を連続して走査する回数を入力することができる。操作部 8 2 から入力された回数を示す回数情報は、ユーザインターフェース (U I) 8 から制御部 9 に出力され、制御部 9 の動作条件記憶部 9 3 に揺動条件として記憶される。揺動制御部 9 1 は、揺動条件に含まれる回数情報に従って揺動機構 2 2 による揺動動作を制御することで、第 2 走査領域 V 2 において、複数回連続して超音波振動子群 2 1 を揺動させる。

【 0 0 3 9 】

以上のように、この実施形態に係る揺動条件には、揺動角度情報と揺動速度情報と回数情報とが含まれて、動作条件記憶部 9 3 に記憶されている。

10

【 0 0 4 0 】

画像処理部 6 は、データ取得部 6 1 と画像生成部 6 2 とを備えている。データ取得部 6 1 は、画像生成制御部 9 2 の制御の下、記憶部 5 から各走査領域におけるボリュームデータを取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成制御部 9 2 は、揺動条件に含まれる揺動角度を示す揺動角度情報と、揺動角度によって規定される各走査領域が走査された時間を示す時間情報とをデータ取得部 6 1 に出力する。各走査領域が走査された時間は、スキャン開始時を基準にして、揺動角度と揺動速度とによって求められる。例えば、制御部 9 は、揺動角度と揺動速度とに基づいて、各走査領域が走査された時間を求める。データ取得部 6 1 は、画像生成制御部 9 2 から出力された揺動角度情報と時間情報とに従って、揺動角度によって規定される各走査領域におけるボリュームデータであって、直近の時間に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。

20

【 0 0 4 1 】

例えば、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータが取得された場合、データ取得部 6 1 は、画像生成制御部 9 2 から出力された第 2 走査領域 V 2 の範囲を表す揺動角度情報と時間情報とに従って、直近の時間に取得された第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータを記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。また、第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータが取得された場合、データ取得部 6 1 は、第 3 走査領域 V 3 の範囲を表す揺動角度情報と時間情報とに従って、直近の時間に取得された第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータを記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。また、第 4 走査領域 V 4 におけるボリュームデータが取得された場合、データ取得部 6 1 は、第 4 走査領域 V 4 の範囲を表す揺動角度情報と時間情報とに従って、直近の時間に取得された第 4 走査領域 V 4 におけるボリュームデータを記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。

30

【 0 0 4 2 】

画像生成部 6 2 は、複数のスキャン面で構成されるボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことにより、被検体の組織形状を立体的に表す 3 次元画像データを生成する。また、画像生成部 6 2 は、ボリュームデータに M P R 処理 (M u l t i P l a n n a r R e c o n s t r u c t i o n) を施すことにより、ボリュームデータを任意の断面で切断し、その切断面における画像データ (M P R 画像データ) を生成しても良い。また、画像生成部 6 2 は、ボリュームデータに M I P 処理 (M a x i m u m I n t e n s i t y P r o j e c t i o n) を施すことで、最大値投影画像データ (M I P 画像データ) を生成しても良い。画像生成部 6 2 は、3 次元画像データや M P R 画像データなどの超音波画像データを表示制御部 7 に出力する。表示制御部 7 は、3 次元画像データに基づく 3 次元画像や、M P R 画像データに基づく M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。

40

【 0 0 4 3 】

また、画像生成部 6 2 は、各スキャン面における超音波ラスタデータにデジタルスキャンコンバージョン処理を施すことにより、ボクセル単位の輝度値に変換して、等方性ボクセルデータ、又は非等方性ボクセルデータを生成しても良い。そして、画像生成部 6 2 は、そのボクセルデータにボリュームレンダリング又は M P R 処理を施すことで、3 次元画像データや M P R 画像データを生成しても良い。

50

【 0 0 4 4 】

この実施形態においては、画像生成部 6 2 は、データ取得部 6 1 によって取得された各走査領域におけるボリュームデータを結合し、結合した 1 つのボリュームデータにボリュームレンダリングや M P R 処理を施すことで、3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。そして、表示制御部 7 は、結合されたボリュームデータに基づく 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 0 4 5 】

例えば、送受信部 3 によって第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータが取得され、そのボリュームデータがデータ取得部 6 1 から画像生成部 6 2 に出力されると、画像生成部 6 2 は、そのボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、第 2 走査領域 V 2 における 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、3 次元画像には、第 2 走査領域 V 2 に含まれる組織や穿刺針が立体的に表され、M P R 画像には、第 2 走査領域 V 2 に含まれる組織や穿刺針の断面が表される。

10

【 0 0 4 6 】

また、送受信部 3 によって第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータが取得され、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータと第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータとがデータ取得部 6 1 から画像生成部 6 2 に出力されると、画像生成部 6 2 は、それら 2 つのボリュームデータを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、第 2 走査領域 V 2 と第 3 走査領域 V 3 とにおける 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、3 次元画像には、第 2 走査領域 V 2 と第 3 走査領域 V 3 とに含まれる組織や穿刺針が立体的に表され、M P R 画像には、第 2 走査領域 V 2 と第 3 走査領域 V 3 とに含まれる組織や穿刺針の断面が表される。

20

【 0 0 4 7 】

そして、送受信部 3 によって各走査領域におけるボリュームデータが順番に取得されると、データ取得部 6 1 は、各走査領域におけるボリュームデータであって、直近の時間に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、各走査領域におけるボリュームデータを直近の時間に取得されたボリュームデータに更新して、直近の時間における 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、更新された 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、各走査領域における 3 次元画像や M P R 画像が更新されて表示部 8 1 に表示される。

30

【 0 0 4 8 】

この実施形態では、穿刺針を対象とした第 2 走査領域 V 2 においては、超音波振動子群 2 1 を複数回連続して揺動させることで、送受信部 3 は第 2 走査領域 V 2 を複数回連続して走査する。そのことにより、送受信部 3 によって第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータが連続して取得され、画像生成部 6 2 は、第 2 走査領域 V 2 における 3 次元画像データや M P R 画像データを複数回連続して生成する。そして、表示制御部 7 は、第 2 走査領域 V 2 における画像が更新された 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。

40

【 0 0 4 9 】

以上のように、第 1 走査領域 V 1 を 1 回走査する度に、第 2 走査領域 V 2 を複数回連続して走査することで、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータを更新するタイミングが速くなるため、穿刺針を表す 3 次元画像や M P R 画像のリアルタイム性が向上する。また、第 1 走査領域 V 1 を走査することで、穿刺対象（患部）の全体像を表す 3 次元画像や M P R 画像を取得して表示することができる。このように、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、穿刺対象（患部）の全体像を表す 3 次元画像や M P R 画像を取得して表示しつつ、穿刺針を表す 3 次元画像や M P R 画像のリアルタイム性を向上させることが可能となる。そのことにより、穿刺対象（患部）の全体像を確認しながら、穿刺針の位置をリアルタイムに追跡して、穿刺対象に対する穿刺針による穿刺の過程を観察することが

50

可能となる。

【0050】

なお、超音波振動子群21を揺動させずにスキャン面を超音波で走査した場合、画像生成部62は、そのスキャン面における超音波画像データを生成しても良い。例えば、画像生成部62はDSC(Digital Scan Converter:デジタルスキャンコンバータ)を備え、直交座標系で表される画像を得るために、信号処理部4にて処理された後のデータを直交座標系で表される画像データに変換しても良い(スキャンコンバージョン処理)。1例として、画像生成部62は、Bモード超音波ラスタデータに基づいて2次元情報としての断層像データを生成し、表示制御部7は、その断層像データに基づく断層像を表示部81に表示させる。

10

【0051】

制御部9は、揺動制御部91と、画像生成制御部92と、動作条件記憶部93とを備えている。上述したように、揺動制御部91は、超音波プローブ2の揺動機構22による揺動動作を制御する。また、画像生成制御部92は、画像処理部6のデータ取得部61によるデータの取得を制御する。また、動作条件記憶部93には、揺動角度と揺動速度と回数情報とを含む揺動条件や、超音波ビームの走査線密度などの条件が記憶されている。また、制御部9は、送受信部3による超音波の送受信を制御する。

【0052】

ユーザインターフェース(UI)8は、表示部81と操作部82とを備えている。表示部81はCRTや液晶ディスプレイなどのモニターで構成され、3次元画像やMPR画像を表示する。操作部82は、揺動角度、揺動速度、又は走査線密度などの条件の入力を受け付ける。この操作部82は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又はTCS(Touch Command Screen)などで構成されている。

20

【0053】

なお、画像処理部6、表示制御部7、及び制御部9は、CPUとROM、RAMなどの記憶装置とによって構成されている。記憶装置には、画像処理部6の機能を実行するための画像処理プログラムと、表示制御部7の機能を実行するための表示制御プログラムと、制御部9の機能を実行するための制御プログラムとが記憶されている。画像処理プログラムには、データ取得部61の機能を実行するためのデータ取得プログラムと、画像生成部62の機能を実行するための画像生成プログラムとが含まれている。また、制御プログラムには、揺動制御部91の機能を実行するための揺動制御プログラムと、画像生成制御部92の機能を実行するための画像生成制御プログラムとが含まれている。そして、CPUがデータ取得プログラムを実行することで、記憶部5から各走査領域におけるボリュームデータを取得し、さらに、CPUが画像生成プログラムを実行することで、そのボリュームデータにボリュームレンダリングなどの画像処理を施す。また、CPUが表示制御プログラムを実行することで、3次元画像などの画像を表示部81に表示させる。また、CPUが揺動制御プログラムを実行することで、超音波プローブ2の揺動機構22の動作を制御する。また、CPUが画像生成制御プログラムを実行することで、データ取得部61によるデータの読み込みを制御する。なお、制御プログラムと、画像処理プログラムと、表示制御プログラムとによって、この発明の「超音波診断装置の制御プログラム」の1例を構成する。

30

40

【0054】

次に、超音波振動子群21の揺動動作の1例について説明する。

【0055】

(第1の動作例)

まず、第1の動作例について図5を参照して説明する。図5は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による第1の動作例を説明するための概念図である。図5に示すグラフにおいて、横軸は時間tを表し、縦軸は揺動角度を表している。図5において、各走査領域におけるデータ取得のタイミング、画像生成の対象となるデータ、及び表示の更新の

50

タイミングを示す。

【 0 0 5 6 】

第 1 の動作例においては、超音波振動子群 2 1 を揺動させる揺動速度を一定にし、第 2 走査領域 V 2 における揺動角度の範囲の幅（ - 度から + 度までの範囲）と、第 3 走査領域 V 3 における揺動角度の範囲の幅（ + 度から + 度までの範囲）と、第 4 走査領域 V 4 における揺動角度の範囲の幅（ - 度から - 度までの範囲）とを等しくして走査を行う。すなわち、各走査領域の揺動方向（ Y 方向）における幅を、第 2 走査領域 V 2 と第 3 走査領域 V 3 と第 4 走査領域 V 4 とで等しくして走査を行う。

【 0 0 5 7 】

また、この実施形態では、1 例として、第 1 走査領域 V 1 を 1 回走査する度に、第 2 走査領域 V 2 を 4 回連続して走査する場合について説明する。これにより、揺動制御部 9 1 は、揺動の折り返しをカウントしながら、第 2 走査領域 V 2 においては超音波振動子群 2 1 を連続して 4 回揺動させる。

【 0 0 5 8 】

まず、送受信部 3 が制御部 9 の制御の下、超音波振動子群 2 1 に超音波ビームを発生させ、超音波ビームを走査方向（ X 方向）に電子的に走査することでスキャン面 S を走査し、その電子走査を行いながら、揺動機構 2 2 が揺動制御部 9 1 の制御の下、超音波振動子群 2 1 を揺動方向（ Y 方向）に - 度から + 度まで機械的に揺動させる。これにより、送受信部 3 は、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 1 を取得し、そのボリュームデータ A 1 は記憶部 5 に記憶される。

【 0 0 5 9 】

データ取得部 6 1 は画像生成制御部 9 2 の制御の下、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータであって、直近の時間に取得されたボリュームデータ A 1 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 1 に基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成し、表示制御部 7 は、3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、第 2 走査領域 V 2 に含まれる組織や穿刺針の立体的な形状や、断面の形状が表示される。

【 0 0 6 0 】

一方、揺動角度検出部 2 3 によって揺動角度が検出され、揺動制御部 9 1 は、検出された揺動角度が + 度になると、揺動機構 2 2 に折り返しの指示を与える。揺動機構 2 2 は、揺動制御部 9 1 からの指示を受けて、超音波振動子群 2 1 を + 度から - 度まで機械的に揺動させる。これにより、送受信部 3 は、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 2 を取得し、そのボリュームデータ A 2 は記憶部 5 に記憶される。そして、データ取得部 6 1 は画像生成制御部 9 2 の制御の下、第 2 走査領域 V 2 におけるデータであって、直近の時間に取得されたボリュームデータ A 2 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 2 に基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、穿刺針が含まれる第 2 走査領域 V 2 における 3 次元画像や M P R 画像が更新されて表示部 8 1 に表示される。

【 0 0 6 1 】

引き続き、揺動機構 2 2 は、揺動制御部 9 1 からの指示を受けて、超音波振動子群 2 1 を - 度から + 度まで機械的に揺動させ、さらに、超音波振動子群 2 1 を + 度から - 度まで機械的に揺動させる。これにより、送受信部 3 は第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 3、A 4 を順番に取得する。データ取得部 6 1 は、ボリュームデータ A 3、A 4 を順番に記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力し、画像生成部 6 2 はボリュームデータ A 3、A 4 にそれぞれ基づく 3 次元画像データや M P R 画像データを順番に生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、穿刺針が含まれる第 2 走査領域 V 2 における 3 次元画像や M P R 画像が順次、更新されて表示部 8 1 に表示される。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

そして、図 5 に示す例では、揺動制御部 9 1 は、第 2 走査領域 V 2 において超音波振動子群 2 1 を 4 回連続して揺動させた後、超音波振動子群 2 1 を - 度から - 度まで揺動させる。すなわち、揺動制御部 9 1 は、第 2 走査領域 V 2 における揺動の折り返しの回数をカウントして、その数が 4 回になると、超音波振動子群 2 1 を - 度から - 度まで揺動させる。これにより、送受信部 3 は、第 4 走査領域 V 4 におけるボリュームデータ B 1 を取得する。データ取得部 6 1 は、画像生成制御部 9 2 から揺動角度情報と時間情報とを受けて、各走査領域におけるボリュームデータであって、直近の時間に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から取得して画像処理部 6 に出力する。

【 0 0 6 3 】

例えば、データ取得部 6 1 は、第 2 走査領域 V 2 についてはボリュームデータ A 4 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 1 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。そして、画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 4 とボリュームデータ B 1 とを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、第 2 走査領域 V 2 と第 4 走査領域 V 4 とが表された 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 0 6 4 】

そして、揺動制御部 9 1 は、超音波振動子群 2 1 を - 度から + 度までを揺動させる。これにより、送受信部 3 は、第 4 走査領域 V 4 と、第 2 走査領域 V 2 と、第 3 走査領域 V 3 とを順番に走査する。その結果、送受信部 3 は、第 4 走査領域 V 4 におけるボリュームデータ B 2 と、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 5 と、第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータ C 1 とを順番に取得する。

【 0 0 6 5 】

このとき、データ取得部 6 1 は画像生成制御部 9 2 の制御の下、第 2 走査領域 V 2 についてはボリュームデータ A 4 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 2 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 4 とボリュームデータ B 2 とを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。すなわち、画像生成部 6 2 は、第 4 走査領域 V 4 については、ボリュームデータ B 1 に代えて、直近の時間に取得されたボリュームデータ B 2 を用い、ボリュームデータ B 2 とボリュームデータ A 4 とを結合する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、第 4 走査領域 V 4 における 3 次元画像や M P R 画像が更新されて表示部 8 1 に表示される。

【 0 0 6 6 】

その後、データ取得部 6 1 は、第 2 走査領域 V 2 については、直近の時間に取得されたボリュームデータ A 5 を記憶部 5 から取得し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 2 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 5 とボリュームデータ B 2 とを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。すなわち、画像生成部 6 2 は、第 2 走査領域 V 2 については、ボリュームデータ A 4 に代えて、直近の時間に取得されたボリュームデータ A 5 を用い、ボリュームデータ A 5 とボリュームデータ B 2 とを結合する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、穿刺針が含まれる第 2 走査領域 V 2 における 3 次元画像や M P R 画像が更新されて表示部 8 1 に表示される。

【 0 0 6 7 】

その後、データ取得部 6 1 は、第 2 走査領域 V 2 については、ボリュームデータ A 5 を記憶部 5 から取得し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 2 を記憶部 5 から取得し、第 3 走査領域 V 3 については、直近の時間に取得されたボリュームデータ C 1 を記憶部 5 から記憶して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ

10

20

30

40

50

A 5 とボリュームデータ B 2 とボリュームデータ C 1 を結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、第 2 走査領域 V 2 と第 3 走査領域 V 3 と第 4 走査領域 V 4 とが表された 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、全体の走査領域 V 1 を表す 3 次元画像や M P R 画像が表示部 8 1 に表示されることになる。すなわち、穿刺対象（患部）の全体像を表す 3 次元画像や M P R 画像が表示部 8 1 に表示されることになる。

【 0 0 6 8 】

そして、揺動制御部 9 1 は、超音波振動子群 2 1 を + 度から - 度まで揺動させる。これにより、送受信部 3 は、第 3 走査領域 V 3 と第 2 走査領域 V 2 とを順番に走査する。その結果、送受信部 3 は、第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータ C 2 と、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 6 とを順番に取得する。

10

【 0 0 6 9 】

このとき、データ取得部 6 1 は画像生成制御部 9 2 の制御の下、第 2 走査領域 V 2 についてはボリュームデータ A 5 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 2 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力し、第 3 走査領域 V 3 については、直近の時間に取得されたボリュームデータ C 2 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 5 とボリュームデータ B 2 とボリュームデータ C 2 とを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。すなわち、画像生成部 6 2 は、第 3 走査領域 V 3 については、ボリュームデータ C 1 に代えて、直近の時間に取得されたボリュームデータ C 2 を用い、ボリュームデータ C 2 とボリュームデータ B 2 とボリュームデータ A 5 とを結合する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、第 3 走査領域 V 3 における 3 次元画像や M P R 画像が更新されて表示部 8 1 に表示される。

20

【 0 0 7 0 】

その後、データ取得部 6 1 は、第 2 走査領域 V 2 については、直近の時間に取得されたボリュームデータ A 6 を記憶部 5 から取得し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 2 を記憶部 5 から取得し、第 3 走査領域 V 3 についてはボリュームデータ C 2 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 6 とボリュームデータ B 2 とボリュームデータ C 2 とを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。すなわち、画像生成部 6 2 は、第 2 走査領域 V 2 については、ボリュームデータ A 5 に代えて、直近の時間に取得されたボリュームデータ A 6 を用い、ボリュームデータ A 6 とボリュームデータ B 2 とボリュームデータ C 2 とを結合する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、穿刺針が含まれる第 2 走査領域 V 2 における 3 次元画像や M P R 画像が更新されて表示部 8 1 に表示される。

30

【 0 0 7 1 】

以降、揺動制御部 9 1 は、上述した揺動のシーケンスを繰り返して実行することで、揺動機構 2 2 は、第 2 走査領域 V 2 においては超音波振動子群 2 1 を複数回連続して揺動させる。

40

【 0 0 7 2 】

図 5 に示す例では、1 秒間で穿刺針が含まれる第 2 走査領域 V 2 を 6 回分、走査し、第 1 走査領域 V 1 を 1 . 5 回分、走査したことになる。具体的には、1 秒間で、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 1 ~ A 6 が取得され、第 4 走査領域 V 4 におけるボリュームデータ B 1、B 2 が取得され、第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータ C 1、C 2 が取得される。

【 0 0 7 3 】

なお、図 5 に示す例では、1 回の走査において、それぞれの走査領域を 1 0 0 [m s]

50

の時間をかけて走査している。具体的には、100 [ms] の時間をかけて第2走査領域V2を走査している。第3走査領域V3と第4走査領域V4のそれぞれについても、同様に、100 [ms] の時間をかけて走査している。また、1つのスキャン面Sを走査する時間を25 [ms] とした場合、4つのスキャン面Sを走査することで、1つの走査領域を走査したことになる。

【0074】

図5に示す例では、第2走査領域V2、第3走査領域V3、及び第4走査領域V4のそれぞれにおいて、同じ時間(100 [ms]) をかけて走査しているが、それぞれの走査領域を走査する時間の長さを変えても良い。例えば、揺動速度を一定にした場合、各走査領域の範囲の大きさを変えることで、それぞれの走査領域を走査する時間の長さを変えても良い。また、それぞれの走査領域において、1つのスキャン面Sを走査する時間の長さを変えることで、それぞれの走査領域を走査する時間の長さを変えても良い。また、それぞれの走査領域におけるスキャン面Sの数を変えても良い。

10

【0075】

(従来技術との比較)

ここで、この実施形態に係る超音波診断装置1による揺動の動作と、従来技術に係る揺動の動作とを、図5と図9とを参照して比較する。図9は、従来技術に係る揺動の動作を説明するための概念図である。図9に示すグラフにおいて、横軸は時間tを表し、縦軸は揺動角度を表している。

20

【0076】

図9に示すように、従来技術においては、超音波振動子群を揺動方向(Y方向)に - 度から + 度まで機械的に揺動させ、その後、+ 度から - 度まで揺動させ、この揺動を繰り返して行う。従来技術に係る揺動速度を、この実施形態に係る揺動速度と等しくした場合、従来技術に係る揺動の動作では、第2走査領域V2は1秒間で3回走査されて、3つのボリュームデータが取得されることになる。一方、この実施形態に係る超音波診断装置1によると、上述したように、1秒間で第2走査領域V2を6回走査することができ、その結果、6つのボリュームデータを取得することができる。

【0077】

以上のように、この実施形態によると、従来技術と比べて、第2走査領域V2を約倍の回数走査することが可能となるため、その分、第2走査領域V2におけるボリュームレートが向上して、第2走査領域V2における3次元画像やMPR画像のリアルタイム性が向上する。従って、穿刺針を第2走査領域V2に含ませることで、穿刺針を表す3次元画像やMPR画像のリアルタイム性が向上して、穿刺針の位置をリアルタイムに確認することが可能となる。さらに、この実施形態によると、第1走査領域V1を走査することで、穿刺対象(患部)全体像を表す3次元画像やMPR画像を取得して表示しつつ、穿刺針を表す3次元画像やMPR画像のリアルタイム性を向上させることが可能となる。

30

【0078】

(第2の動作例)

次に、第2の動作例について図6と図7とを参照して説明する。図6と図7は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による第2の動作例を説明するための概念図である。図6と図7とに示すグラフにおいて、横軸は時間tを表し、縦軸は揺動角度を表している。また、図7に示すグラフは、図6における時間t1から時間t2の間を拡大したグラフである。図7において、各走査領域におけるデータ取得のタイミング、及び画像生成の対象となるデータ、表示の更新のタイミングを示す。

40

【0079】

第2の動作例においては、超音波振動子群21の揺動において、揺動の折り返しから次の折り返しまでに要する時間を、一定にして各走査領域を走査する。具体的には、穿刺針が含まれる第2走査領域V2における揺動速度よりも、第3走査領域V3と第4走査領域V4を含む走査領域の間における揺動速度を速くして各走査領域を走査する。

【0080】

50

操作者は操作部 8 2 を用いて、例えば、各走査領域を規定するための揺動角度（+ 度、- 度、+ 度、- 度）と、第 2 走査領域 V 2 における第 1 揺動速度と、第 2 走査領域 V 2 を連続して走査する回数とを入力する。操作部 8 2 から入力された揺動角度情報と揺動速度情報と回数情報は、ユーザインターフェース（UI）8 から制御部 9 に出力され、動作条件記憶部 9 3 に記憶される。制御部 9 は、第 2 走査領域 V 2 における第 1 揺動速度と第 2 走査領域 V 2 の範囲（- 度から + 度）とに基づいて、第 2 走査領域 V 2 を 1 回走査するために要する時間を求める。すなわち、第 2 走査領域 V 2 において、超音波振動子群 2 1 を - 度から + 度まで揺動するために要する時間を求める。この時間が、折り返しから次の折り返しまでに要する時間となり、第 2 の動作例では、この時間を一定にして各走査領域を走査する。

10

【0081】

また、操作者が操作部 8 2 を用いて、揺動の折り返しから次の折り返しまでに要する時間を入力しても良い。この場合、制御部 9 は、第 2 走査領域 V 2 の範囲とその時間とに基づいて、第 2 走査領域 V 2 における第 1 揺動速度を求める。

【0082】

そして、制御部 9 は、揺動の折り返しから次の折り返しまでに要する時間と、第 2 走査領域 V 2 と第 4 走査領域 V 4 の範囲（+ 度から - 度）とに基づいて、第 2 走査領域 V 2 と第 4 走査領域 V 4 を続けて走査するときの第 2 揺動速度を求める。同様に、制御部 9 は、揺動の折り返しから次の折り返しまでに要する時間と、第 1 走査領域の範囲（- 度から + 度）とに基づいて、第 1 走査領域 V 1 の全体を続けて走査するときの第 3 揺動速度を求める。

20

【0083】

超音波振動子群 2 1 の揺動において、揺動の折り返しから次の折り返しまでの時間を一定にした場合、より広い走査領域を続けて走査するときの揺動速度が一番速くなり、より狭い走査領域を走査するときの揺動速度が一番遅くなる。上述した例では、第 1 走査領域 V 1 を続けて走査するときの第 3 揺動速度が一番速くなり、第 2 走査領域 V 2 と第 4 走査領域（又は第 3 走査領域 V 3）とを続けて走査するときの第 2 揺動速度が 2 番目に速くなり、第 2 走査領域 V 2 を走査するときの第 1 揺動速度が一番遅くなる。第 1 揺動速度、第 2 揺動速度、及び第 3 揺動速度は、揺動条件として動作条件記憶部 9 3 に記憶され、揺動制御部 9 1 は各揺動速度に従って超音波振動子群 2 1 を揺動させる。

30

【0084】

第 1 揺動速度、第 2 揺動速度、及び第 3 揺動速度を用いた揺動の制御について、図 6 と図 7 を参照して説明する。図 6 と図 7 に示すように、送受信部 3 が制御部 9 の制御の下、超音波振動子群 2 1 に超音波ビームを発生させ、超音波ビームを走査方向（X 方向）に電子的に走査することでスキャン面 S を走査し、その電子走査を行いながら、揺動機構 2 2 が揺動制御部 9 1 の制御の下、第 1 揺動速度に従って、超音波振動子群 2 1 を揺動方向（Y 方向）に - 度から + 度まで機械的に揺動させる。これにより、図 7 に示すように、送受信部 3 は、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 1 を取得し、そのボリュームデータ A 1 は記憶部 5 に記憶される。

【0085】

データ取得部 6 1 は画像生成制御部 9 2 の制御の下、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータであって、直近の時間に取得されたボリュームデータ A 1 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 1 に基づいて 3 次元画像データや MPR 画像データを生成し、表示制御部 7 は、3 次元画像や MPR 画像を表示部 8 1 に表示させる。

40

【0086】

同様に、揺動機構 2 2 は揺動制御部 9 1 の制御の下、第 1 揺動速度に従って、超音波振動子群 2 1 を + 度から - 度まで機械的に揺動させ、さらに、超音波振動子群 2 1 を - 度から + 度まで機械的に揺動させる。これにより、送受信部 3 は第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 2、A 3 を順番に取得する。データ取得部 6 1 は、ボリューム

50

データ A 2、A 3 を順番に記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力し、画像生成部 6 2 はボリュームデータ A 2、A 3 にそれぞれ基づく 3 次元画像データや M P R 画像データを順番に生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 0 8 7 】

そして、図 6 と図 7 に示す例では、揺動制御部 9 1 は、第 2 走査領域 V 2 において超音波振動子群 2 1 を第 1 揺動速度で 3 回連続して揺動させた後、揺動速度を第 1 揺動速度から第 2 揺動速度に変えて、超音波振動子群 2 1 を + 度から - 度まで揺動させる。すなわち、揺動制御部 9 1 は、第 2 走査領域 V 2 における揺動の回数をカウントして、設定された回数 (4 回) よりも 1 回少ない回数 (3 回) をカウントした場合、揺動速度を第 1 揺動速度から第 2 揺動速度に変えて、超音波振動子群 2 1 を + 度から - 度まで揺動させる。これにより、送受信部 3 は第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 4 と、第 4 走査領域 V 4 におけるボリュームデータ B 1 とを順番に取得する。データ取得部 6 1 は、第 2 走査領域 V 2 については直近の時間に取得されたボリュームデータ A 4 を記憶部 5 から取得し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 1 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。そして、画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 4 とボリュームデータ B 1 とを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、第 2 走査領域 V 2 と第 4 走査領域 V 4 とが表された 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 0 8 8 】

そして、揺動制御部 9 1 は、揺動速度を第 2 揺動速度から第 3 揺動速度に変えて、超音波振動子群 2 1 を - 度から + 度まで揺動させる。これにより、送受信部 3 は、第 4 走査領域 V 4 と、第 2 走査領域 V 2 と、第 3 走査領域 V 3 とを順番に走査する。その結果、送受信部 3 は、第 4 走査領域 V 4 におけるボリュームデータ B 2 と、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 5 と、第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータ C 1 とを順番に取得する。

【 0 0 8 9 】

このとき、データ取得部 6 1 は画像生成制御部 9 2 の制御の下、第 2 走査領域 V 2 についてはボリュームデータ A 4 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 2 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 4 とボリュームデータ B 2 とを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、第 4 走査領域 V 4 における 3 次元画像や M P R 画像が更新されて表示部 8 1 に表示される。

【 0 0 9 0 】

その後、データ取得部 6 1 は、第 2 走査領域 V 2 については、直近の時間に取得されたボリュームデータ A 5 を記憶部 5 から取得し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 2 を記憶部 5 から取得して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ A 5 とボリュームデータ B 2 とを結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たな 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、穿刺針が含まれる第 2 走査領域 V 2 における 3 次元画像や M P R 画像が更新されて表示部 8 1 に表示される。

【 0 0 9 1 】

その後、データ取得部 6 1 は、第 2 走査領域 V 2 については、ボリュームデータ A 5 を記憶部 5 から取得し、第 4 走査領域 V 4 についてはボリュームデータ B 2 を記憶部 5 から取得し、第 3 走査領域 V 3 については、直近の時間に取得されたボリュームデータ C 1 を記憶部 5 から記憶して画像生成部 6 2 に出力する。画像生成部 6 2 は、ボリュームデータ

A 5 とボリュームデータ B 2 とボリュームデータ C 1 を結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データや M P R 画像データを生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、第 2 走査領域 V 2 と第 3 走査領域 V 3 と第 4 走査領域 V 4 とが表された 3 次元画像や M P R 画像を表示部 8 1 に表示させる。これにより、全体の走査領域 V 1 を表す 3 次元画像や M P R 画像が表示部 8 1 に表示されることになる。すなわち、穿刺対象（患部）の全体像を表す 3 次元画像や M P R 画像が表示部 8 1 に表示されることになる。

【 0 0 9 2 】

そして、図 6 に示すように、揺動機構 2 2 は揺動制御部 9 1 の制御の下、揺動速度を第 3 揺動速度から第 2 揺動速度に変えて、超音波振動子群 2 1 を + 度から - 度まで揺動させる。これにより、送受信部 3 は、第 3 走査領域 V 3 と第 2 走査領域 V 2 とを順番に走査する。その結果、送受信部 3 は、第 3 走査領域 V 3 におけるボリュームデータ C 2 と、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータ A 6 とを順番に取得する。

10

【 0 0 9 3 】

以降、揺動制御部 9 1 は、上述した揺動のシーケンスを繰り返して実行することで、揺動機構 2 2 は、第 2 走査領域 V 2 においては第 1 揺動速度で超音波振動子群 2 1 を複数回連続して揺動させ、第 2 走査領域 V 2 と第 3 走査領域 V 3（又は第 4 走査領域 V 4）との間を続けて走査する場合には、第 2 揺動速度で超音波振動子群 2 1 を揺動させ、第 1 走査領域 V 1 の間を続けて走査する場合には、第 1 揺動速度で超音波振動子群 2 1 を揺動させる。

20

【 0 0 9 4 】

なお、図 6 と図 7 に示す例では、超音波振動子群 2 1 の揺動において、揺動の折り返しから次の折り返しまでに要する時間を 1 0 0 [m s] とし、走査を行っている。

【 0 0 9 5 】

この第 2 の動作によると、第 1 の動作と同様に、第 1 走査領域 V 1 を 1 回走査する度に、第 2 走査領域 V 2 を複数回連続して走査することで、穿刺対象（患部）の全体像を表す 3 次元画像や M P R 画像を取得して表示しつつ、穿刺針を表す 3 次元画像や M P R 画像のリアルタイム性を向上させることが可能となる。さらに、第 2 の動作によると、揺動の折り返しから次の折り返しまでに要する時間が一定であるため、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータが取得される時間の間隔のばらつきが少なくなり、ほぼ同じ時間の間隔で取得することが可能となる。具体的には、ボリュームデータ A 1、A 2、A 3 の間においては、データが取得される時間の間隔が一定になり、さらに、ボリュームデータ A 3 と、ボリュームデータ A 4 と、ボリュームデータ A 5 との間においては、データが取得される時間の間隔がほぼ一定になる。このように、第 2 走査領域 V 2 におけるボリュームデータが、ほぼ一定の時間間隔で取得されるため、第 2 走査領域 V 2 における 3 次元画像や M P R 画像をほぼ一定の時間間隔で更新して表示することが可能となる。

30

【 0 0 9 6 】

（第 3 の動作）

上述した第 1 の動作においては、揺動速度を一定にして揺動を行い、第 2 の動作においては、揺動の折り返しから次の折り返しまでに要する時間を一定にして揺動を行っている。この実施形態に係る超音波診断装置 1 による揺動の動作はこれらに限定されず、揺動速度を任意に変えても良いし、次の折り返しまでに要する時間を任意に変えても良い。例えば、第 2 の動作において、第 1 揺動速度と第 2 揺動速度とを同じ速度にし、第 3 揺動速度のみを変えて揺動を行っても良い。この場合、次の折り返しまでに要する時間が一定にならないが、第 2 走査領域 V 2 を複数回連続して走査することで、穿刺針を表す 3 次元画像や M P R 画像のリアルタイム性を向上させることができる。また、各走査領域の範囲を変えても良い。具体的には、第 2 走査領域 V 2 を規定する揺動角度の範囲と、第 3 走査領域 V 3 を規定する揺動角度の範囲と、第 4 走査領域 V 4 を規定する揺動角度の範囲とをそれぞれ変えても、この実施形態に係る効果を奏することができる。

40

【 0 0 9 7 】

50

(表示される画像)

次に、画像生成部 6 2 によって生成されて表示部 8 1 に表示される 3 次元画像や M P R 画像の 1 例について、図 8 を参照して説明する。図 8 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって取得された画像の表示例を示す画面の図である。

【 0 0 9 8 】

例えば、画像生成部 6 2 は、各走査領域におけるボリュームデータを結合したボリュームデータに基づいて、3次元画像データと、揺動方向(Y方向)から見た画像データと、走査方向(X方向)から見た画像データと、深さ方向(Z方向)から見た画像データを生成し、表示制御部 7 はそれらの画像を表示部 8 1 に表示させる。例えば、表示制御部 7 は 4 つの画像を同時に表示部 8 1 に表示させる。

10

【 0 0 9 9 】

画像の表示例を図 8 に示す。例えば図 8 に示すように、表示制御部 7 は、穿刺対象 2 4 1 と穿刺針 2 4 2 とが立体的に表された 3 次元画像 2 4 0 を表示部 8 1 に表示させる。この 3 次元画像 2 4 0 において、破線で示す領域 2 4 3 が第 2 走査領域 V 2 に対応している。また、表示制御部 7 は、画像 2 1 0、2 2 0、2 3 0 を同時に表示部 8 1 に表示させる。画像 2 1 0 は、揺動方向(Y方向)から見た M P R 画像であり、第 2 走査領域 V 2 においてスキャン面 S に沿った断面における画像に相当する。この画像 2 1 0 には、揺動方向から見た穿刺対象 2 1 1 と穿刺針 2 1 2 とが表されている。また、画像 2 2 0 は、走査方向(X方向)から見た M P R 画像であり、走査方向から見た穿刺対象 2 2 1 と穿刺針 2 2 2 とが表されている。この画像 2 2 0 において、破線で示す領域 2 2 3 が第 2 走査領域 V 2 に対応している。また、画像 2 3 0 は、深さ方向(Z方向)から見た M P R 画像であり、深さ方向から見た穿刺対象 2 3 1 と穿刺針 2 3 2 とが表されている。この画像 2 3 0 において、破線で示す領域 2 3 3 が第 2 走査領域 V 2 に対応している。

20

【 0 1 0 0 】

画像 2 1 0 は揺動方向(Y方向)から見た M P R 画像であり、第 2 走査領域 V 2 においてスキャン面 S に沿った断面における画像であるため、第 2 走査領域 V 2 における画像のみが含まれる。一方、画像 2 2 0 は走査方向(X方向)から見た M P R 画像であり、画像 2 3 0 は深さ方向(Z方向)から見た M P R 画像であるため、穿刺針を対象とした第 2 走査領域 V 2 における画像と、それ以外の第 3 走査領域 V 3 と第 4 走査領域 V 4 における画像とが含まれている。また、表示制御部 7 は、画像 2 2 0 の断面の位置を示す座標情報を受けて、画像 2 2 0 の断面の位置を示すライン 2 1 3 を画像 2 1 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させても良い。同様に、表示制御部 7 は、画像 2 3 0 の断面の位置を示す座標情報を受けて、画像 2 3 0 の断面の位置を示すライン 2 1 4 を画像 2 1 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させても良い。

30

【 0 1 0 1 】

なお、画像 2 1 0、2 2 0、2 3 0 は M P R 画像の他に、M I P 画像や、厚み付きの M I P 画像又は厚み付きの M P R 画像などであっても良い。また、図 8 に示す画像は 1 例であり、4 つの画像を表示部 8 1 に表示せずに、所望の方向から見た画像のみを表示部 8 1 に表示しても良い。

【 0 1 0 2 】

また、操作者は表示部 8 1 に表示されている画像を観察して、穿刺針が第 2 走査領域 V 2 に含まれるように、操作部 8 2 を用いて第 2 走査領域 V 2 の範囲を指定しても良い。具体的には、操作者は操作部 8 2 によって、第 2 走査領域 V 2 を規定する揺動角度の範囲を入力する。操作部 8 2 によって入力された揺動角度情報は、ユーザインターフェース(U I) 8 から制御部 9 に出力され、動作条件記憶部 9 3 に揺動条件として記憶される。揺動制御部 9 1 は、新たに設定された揺動条件に従って超音波振動子群 2 1 の揺動を制御する。このように、穿刺を行っているときに第 2 走査領域 V 2 の範囲を任意に変えることで、穿刺針の位置が第 2 走査領域 V 2 から外れた場合であっても、穿刺針を第 2 走査領域 V 2 の範囲内に含ませて走査を行うことが可能となる。

40

【 0 1 0 3 】

50

なお、第2走査領域V2を設定するために、穿刺対象(患部)を含むように3次元の走査領域を超音波で走査して、表示部81に全体像を表す3次元画像を表示する。操作者は、表示部81に表示されている3次元画像を観察して、操作部82を用いて、第1走査領域V1と第2走査領域V2を指定する。具体的には、操作者はその3次元画像を観察しながら、操作部82を用いて第1走査領域V1の揺動角度の範囲と第2走査領域V2の揺動角度の範囲を入力する。また、操作者は操作部82を用いて、第2走査領域V2の揺動角度の範囲、第3走査領域V3の揺動角度の範囲、及び第4走査領域V4の揺動角度の範囲を入力しても良い。

【0104】

(変型例)

次に、超音波診断装置1の変型例について説明する。上述した実施形態においては、超音波プローブ2に機械式1次元アレイプローブを用い、超音波振動子群21の揺動を制御することで3次元の走査領域を走査する。その変型例として、超音波プローブ2に2次元アレイプローブを用いて、第1走査領域V1を1回走査する度に、第2走査領域V2を複数回連続して走査しても良い。

【0105】

例えば図5に示すように、送受信部3は制御部9の制御の下、第2走査領域V2を4回連続して走査することで、4回連続して第2走査領域V2におけるボリュームデータを取得し、その後、第1走査領域V1を1回走査することで、第1走査領域V1におけるボリュームデータを取得する。このように、2次元アレイプローブを用いた場合であっても、第1走査領域V1を1回走査する度に、第2走査領域V2を複数回連続して走査することで、穿刺対象(患部)の全体像を表す3次元画像やMPR画像を取得して表示しつつ、穿刺針を表す3次元画像やMPR画像のリアルタイム性を向上させることが可能となる。

【0106】

また、この実施形態においては、画像生成部62が各走査領域におけるボリュームデータを結合し、結合したボリュームデータに基づいて3次元画像データやMPR画像データを生成する。この結合方法は1例であり、ボリュームデータを結合せずに、3次元画像データやMPR画像データを結合しても良い。例えば、画像生成部62が、各走査領域におけるボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、各走査領域を表す3次元画像データを生成する。そして、画像生成部62は、各走査領域における3次元画像データを結合することで全体を表す3次元画像データを生成し、表示制御部7は、全体を表す3次元画像データに基づく3次元画像を表示部81に表示させる。画像生成部62は、各走査領域におけるボリュームデータが新たに取得されると、その走査領域におけるボリュームデータに基づいて、その走査領域における3次元画像データを生成する。そして、画像生成部62は、その走査領域における3次元画像データと、他の走査領域における3次元画像データとを結合することで、全体を表す3次元画像データを生成する。このように、レンダリング後の画像データを結合した場合も、上述した実施形態と同じ効果を奏することができる。また、表示制御部7が、各走査領域における3次元画像を繋ぎ合わせて表示部81に表示させても良い。

【図面の簡単な説明】

【0107】

【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】この発明の実施形態に係る超音波診断装置に設置された超音波プローブの機構を示す模式図である。

【図3】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって走査される3次元の走査領域を示す概念図である。

【図4】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって走査される3次元の走査領域と、その走査領域を走査するためのシーケンスとを示す概念図である。

【図5】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による第1の動作例を説明するための概念図である。

10

20

30

40

50

【図6】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による第2の動作例を説明するための概念図である。

【図7】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による第2の動作例を説明するための概念図である。

【図8】この発明の実施形態に係る超音波診断装置によって取得された画像の表示例を示す画面の図である。

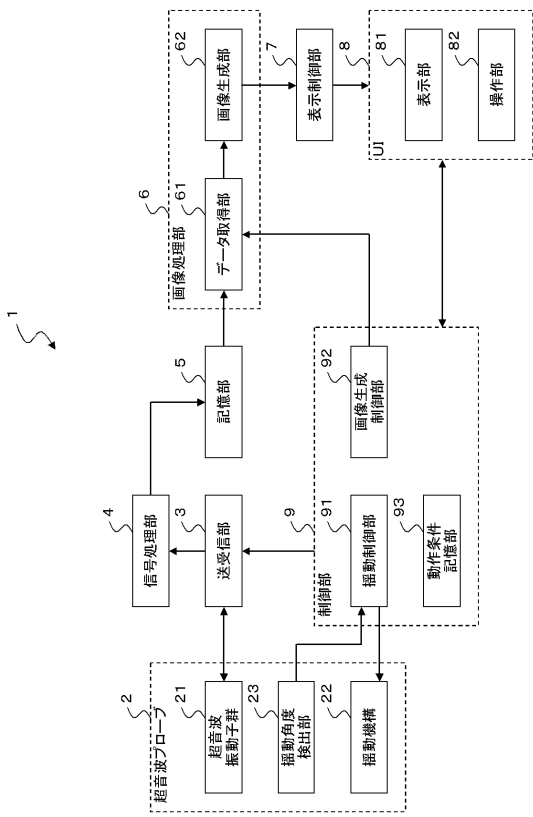
【図9】従来技術に係る揺動の動作を説明するための概念図である。

【符号の説明】

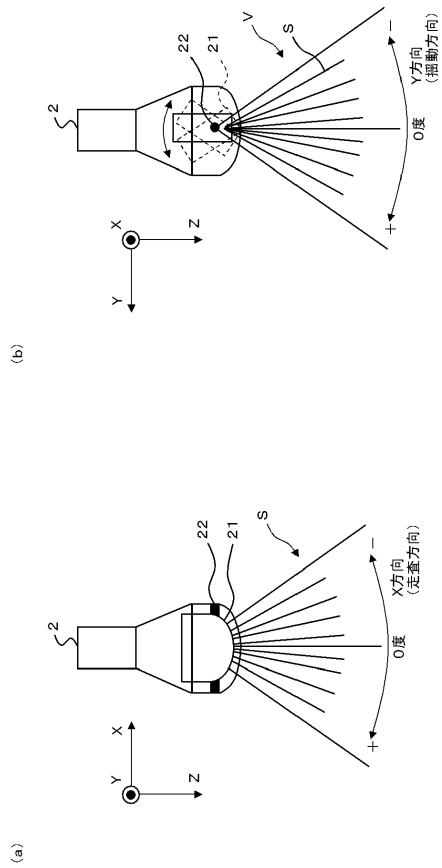
【0108】

- | | | |
|----|---------------------|----|
| 1 | 超音波診断装置 | 10 |
| 2 | 超音波プローブ | |
| 3 | 送受信部 | |
| 4 | 信号処理部 | |
| 5 | 記憶部 | |
| 6 | 画像処理部 | |
| 7 | 表示制御部 | |
| 8 | ユーザインターフェース (U I) | |
| 9 | 制御部 | |
| 21 | 超音波振動子群 | |
| 22 | 揺動機構 | 20 |
| 23 | 揺動角度検出部 | |
| 61 | データ取得部 | |
| 62 | 画像生成部 | |
| 81 | 表示部 | |
| 82 | 操作部 | |
| 91 | 揺動制御部 | |
| 92 | 画像生成制御部 | |
| 93 | 動作条件記憶部 | |

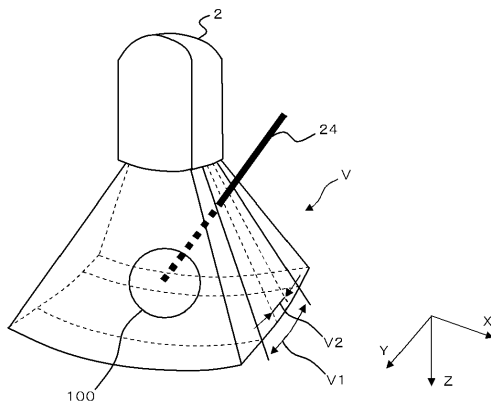
【 図 1 】



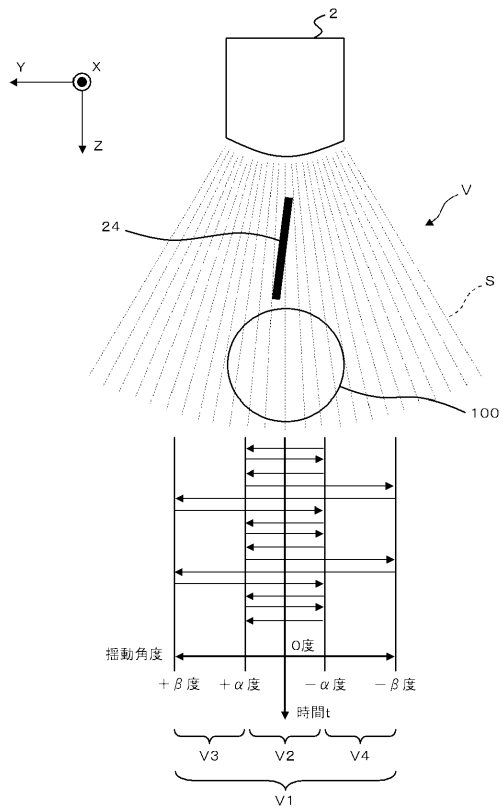
【 図 2 】



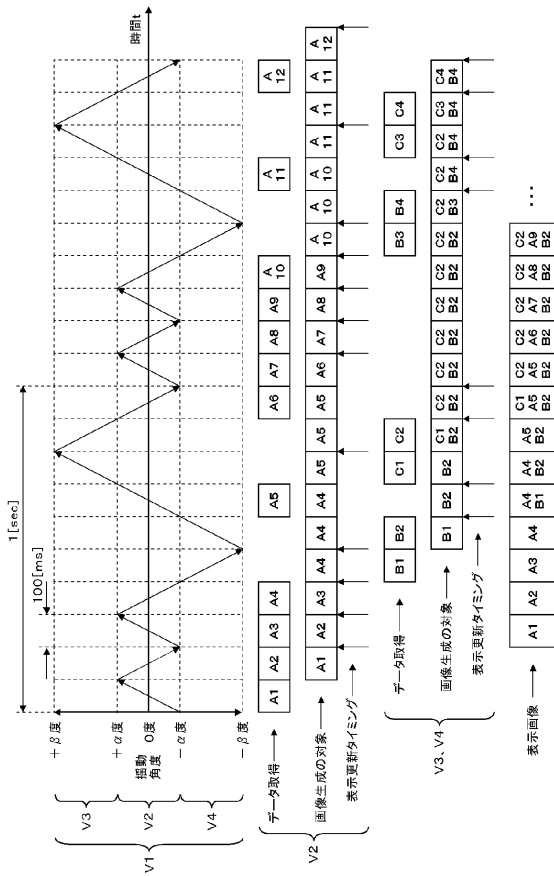
【 図 3 】



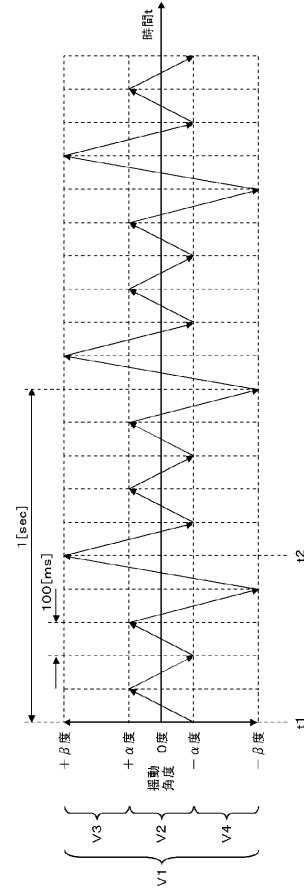
【 図 4 】



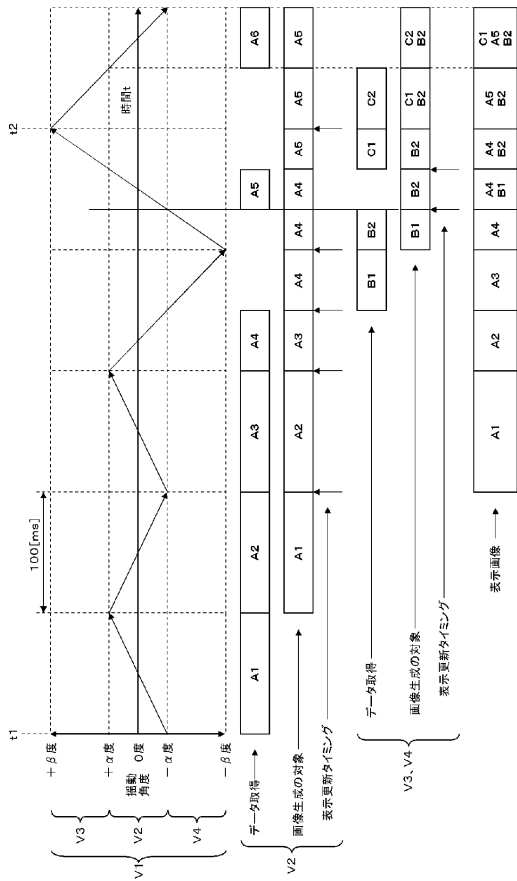
【図 5】



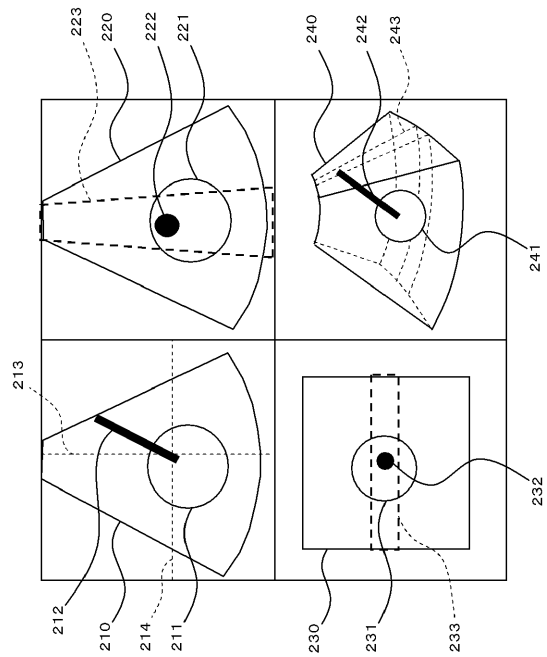
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB08 BB15 BB16 EE04 EE08 FF03 FF15 FF16 GA03
GA21 GB04 HH15 HH16 HH17 JC30 JC33 KK12 KK22 LL38

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2009172073A	公开(公告)日	2009-08-06
申请号	JP2008012177	申请日	2008-01-23
[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	A61B8/483 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/14 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/892 G01S15/894 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB08 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/FF03 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GA03 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/JC30 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/LL38		
其他公开文献	JP5231822B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够在获取表示穿刺对象的图像的同时提高表示穿刺针的图像的实时性的超声波诊断装置。解决方案：超声波探头2和发送/接收部分3在控制部分9的控制下，通过用三维第一扫描区域多次串行扫描第二扫描区域，连续地获取第二扫描区域中的体数据，所述第二扫描区域小于所述第一扫描区域并且被包括在所述第一扫描区域中作为用于用超声波扫描的对象，并且通过切换所述扫描并扫描所述第一扫描区域来获取所述第一扫描区域中的体数据。图像处理部6基于第一扫描区域中的体数据生成第一扫描区域中的超声波图像数据，每当获取第二扫描区域中的体数据时更新第二扫描区域中的体数据，并生成新的超声波图像数据。

