

(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2007-82649

(P2007-82649A)

(43) 公開日 平成19年4月5日(2007.4.5)

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2005-273265 (P2005-273265)

(22) 出願日 平成17年9月21日 (2005.9.21)

(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 100081411

弁理士 三澤 正義

(72) 発明者 橋本 新一

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社本社内

(72) 発明者 川岸 哲也

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本社内

最終頁に続く

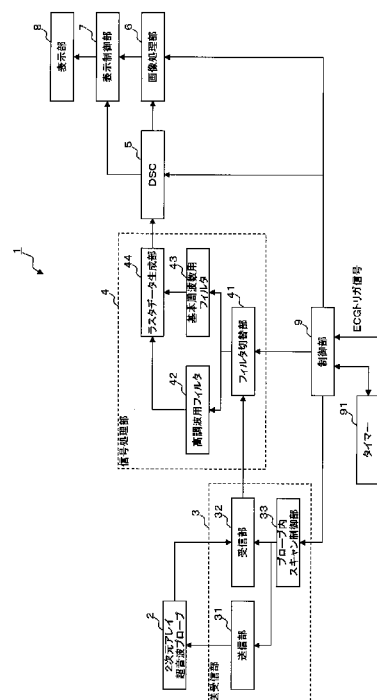
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 組織像についてはリアルタイム性を確保して映像化し、超音波造影剤については明瞭な3次元画像が得られる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 高音圧で破壊される超音波造影剤が被検体に注入された状態で、送受信部3は、2次元のスキャン面をスキャンする2Dスキャンと、3次元空間内をスキャンする3Dスキャンとを、交互に2次元アレイ超音波プローブ2に実行させる。2Dスキャンでは比較的低音圧の超音波を送受信し、3Dスキャンでは比較的高音圧の超音波を送受信する。2Dスキャンでは、リアルタイム性が良好で、Bモード断層像が動画として得られる。また、低音圧の超音波を送受信しているため、超音波造影剤は破壊されずに関心領域に浸透することができる。3Dスキャンでは、高音圧で超音波を送受信しているため、超音波造影剤は破壊され、高輝度の超音波造影剤の3次元画像が得られる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子が 2 次元的に配列された 2 次元アレイ超音波プローブと、
組織像を映像化するための第 1 のスキャンモードと、超音波造影剤を映像化するための第 2 のスキャンモードとを交互に前記 2 次元アレイ超音波プローブに実行させ、前記第 1 のスキャンモードでは 2 次元の平面からなるスキャン面を前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせ、前記第 2 のスキャンモードでは 3 次元空間内を前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせる送受信部と、
前記 3 次元空間内をスキャンした結果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し、前記スキャン面をスキャンすることにより得られたデータに基づいて 2 次元の断層像データを生成する画像生成部と、
前記画像データに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を表示部に表示させる表示制御部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波振動子が 2 次元的に配列された 2 次元アレイ超音波プローブと、
組織像を映像化するための第 1 のスキャンモードと、超音波造影剤を映像化するための第 2 のスキャンモードとの切り換え信号を、所定のシーケンシャルに従って出力するシーケンシャル制御部と、
前記切り替え信号に従って、前記第 1 のスキャンモードと前記第 2 のスキャンモードとを交互に前記 2 次元アレイ超音波プローブに実行させ、前記第 1 のスキャンモードでは 2 次元の平面からなるスキャン面を前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせ、前記第 2 のスキャンモードでは 3 次元空間内を前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせる送受信部と、
前記 3 次元空間内をスキャンした結果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し、前記スキャン面をスキャンすることにより得られたデータに基づいて 2 次元の断層像データを生成する画像生成部と、
前記画像データに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を表示部に表示させる表示制御部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送受信部は、前記第 1 のスキャンモードにおける超音波の送信音圧を、前記第 2 のスキャンモードにおける超音波の送信音圧よりも低音圧にして前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャン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】

前記表示制御部は、前記画像データに基づく画像と前記断層像とを同時に前記表示部に表示させ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】

前記送受信部は、前記第 1 のスキャンモードでは、互いに直交する 2 つのスキャン面を交互に前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせ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。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記ボリュームデータに基づいて前記超音波の送受信方向に略直交する平面に沿った画像データを生成し、

前記表示制御部は、該平面に沿った画像データに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 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】

前記画像生成部は、前記送受信方向に沿って所定の厚みの範囲において、前記平面に沿

った画像データを加算平均し、

前記表示制御部は、前記加算平均された画像データに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像生成部は、前記ボリュームデータに基づく画像データとして、所定の視線方向上における前記ボリュームデータの中からボクセル値が最大であるボクセルデータを投影して最大値投影画像データを生成することを特徴とする請求項 1 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 9】

前記画像生成部は、前記ボリュームデータに基づく画像データとして、所定の視線方向上における前記ボリュームデータの中からボクセル値が最小であるボクセルデータを投影して最小値投影画像データを生成することを特徴とする請求項 1 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 10】

前記画像生成部は、前記ボリュームデータに基づく画像データとして、前記ボリュームデータを所定の切断平面で切断することによって切断面を生成し、前記切断面に沿った画像データを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示制御部は、前記断層像データに基づく断層像に、前記ボリュームデータに基づいて生成された画像の位置を示すマーカを重畳させて前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示制御部は、前記ボリュームデータに基づいて生成された画像に、前記断層像データに基づく断層像の位置を示すマーカを重畳させて前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記送受信部は、所定の時間間隔で、前記第 1 のスキャンモードと前記第 2 のスキャンモードとを交互に前記 2 次元アレイ超音波プローブに実行させることを特徴とする請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記シーケンシャル制御部は、所定の時間間隔で前記切り替え信号を出力することを特徴とする請求項 2 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記送受信部は、被検体の心臓の動きに同期させて前記第 2 のスキャンモードを実行させることを特徴とする請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記シーケンシャル制御部は、被検体の心臓の動きに同期させて前記第 1 のスキャンモードから前記第 2 のスキャンモードへの切り替え信号を出力することを特徴とする請求項 2 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記送受信部は、ECG 信号に基づくトリガ信号を受け、前記トリガ信号に従って前記第 2 のスキャンモードを行うことを特徴とする請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記送受信部は、前記トリガ信号を受けてから所定時間経過後に、前記第 2 のスキャンモードを行い、新たなトリガ信号を受けるたびに、前記所定時間の長さを長くして前記第 2 のスキャンモードを行うことを特徴とする請求項 17 に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記シーケンシャル制御部は、ECG トリガ信号に基づくトリガ信号を受けると前記第

10

20

30

40

50

1 のスキャンモードから前記第 2 のスキャンモードへの切り替え信号を出力することを特徴とする請求項 2 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記シーケンシャル制御部は、前記トリガ信号を受けてから所定時間経過後に、前記第 1 のスキャンモードから前記第 2 のスキャンモードへの切り替え信号を出力し、新たなトリガ信号を受けるたびに、前記所定時間の長さを長くして前記第 1 のスキャンモードから前記第 2 のスキャンモードへの切り替え信号を出力することを特徴とする請求項 19 に記載の超音波診断装置。

【請求項 21】

超音波振動子が 2 次元的に配列された 2 次元アレイ超音波プローブを備えた超音波診断装置に、

組織像を映像化するための第 1 のスキャンモードと、超音波造影剤を映像化するための第 2 のスキャンモードとを交互に前記 2 次元アレイ超音波プローブに実行させ、前記第 1 のスキャンモードでは 2 次元の平面からなるスキャン面を前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせ、前記第 2 のスキャンモードでは 3 次元空間内を前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせる送受信機能と、

前記 3 次元空間内をスキャンした結果得られたボリウムデータに基づいて画像データを生成し、前記スキャン面をスキャンすることにより得られたデータに基づいて 2 次元の断層像データを生成する画像生成機能と、

前記画像データに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を表示部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、2 次元アレイ超音波プローブを備えて被検体内に超音波を送信し、被検体内からの反射波に基づいて被検体内の診断情報を得る超音波診断装置に関する。特に、超音波造影剤を使用したコントラストエコー法を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、いわゆる 1 次元超音波プローブを備えた超音波診断装置を用いて、超音波造影剤を使用したコントラストエコー法が行われている。コントラストエコー法は、気体を含む超音波造影剤では超音波の反射、散乱及び共鳴といった特性が生体組織と大きく異なることを利用して映像化する方法であり、超音波の照射により超音波造影剤から発生する高調波成分が生体組織と異なることなどを利用して映像化する手法である。

【0003】

コントラストエコー法は、生体内の血液中に超音波造影剤を注入し、血液の流れに沿って生体内に浸透していく超音波造影剤を明瞭に映像化することにより、生体内の血液の状態（血液の流れや血液の量など）や、血液が浸透した組織そのものをより明瞭に可視化することを目的としている。

【0004】

コントラストエコー法の具体的な映像化手法は様々なものが存在する。例えば、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードと、組織像を映像化するためのスキャンモードとで、送受信する超音波の音圧やフィルタの周波数帯域などを変えることにより、超音波造影剤と組織像とを明瞭に映像化する。

【0005】

また、超音波造影剤の種類によっては、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードで超音波を超音波造影剤に照射した瞬間に超音波造影剤が破壊してしまうものがある。例えば、超音波造影剤（レボピスト）などは、比較的高音圧の超音波が照射されることで

10

20

30

40

50

高帯域の超音波を発生するが、その瞬間に破壊されてしまう。

【0006】

このように超音波造影剤が破壊されてしまうと、超音波造影剤が血液の流れに沿って生体内を浸透していく様子を観察することができない。そのため、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードで継続して超音波を照射せずに、一定の時間間隔において超音波を照射する必要がある。この一定の時間間隔をおくことで、超音波が照射されない間に超音波造影剤が生体内を浸透していき、その後、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードで超音波を照射することにより、生体内を浸透した超音波造影剤を明瞭に映像化することが可能となる。そして、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードで超音波を照射する合間に、超音波の音圧やフィルタの周波数帯域などを変えてスキャンすることで、一定の時間間隔の合間に、組織像を映像化することが可能となる。

【0007】

このように、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードと、組織像を映像化するためのスキャンモードとを交互に実施することにより、超音波造影剤が生体内を浸透していく様子を明瞭に映像化することが可能となるとともに、組織像については、いわゆるリアルタイムで画像を収集して表示することが可能となる。

【0008】

また、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードでスキャンすると、超音波の音圧やフィルタの周波数帯域が異なるため、組織像を明瞭に映像化できない場合があるが、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードと、組織像を映像化するためのスキャンモードとを交互に実施することにより、組織像についても明瞭に映像化することができる。

【0009】

一方、超音波振動子が2次元的に配列された、いわゆる2次元アレイ超音波プローブを用いることにより、空間的にスキャン（以下、ボリュームスキャンと称する場合もある）して3次元的な生体情報を収集することができる。この2次元アレイ超音波プローブを備えた超音波診断装置を用いて超音波造影剤を使用したコントラストエコー法を実施する試みがなされているが（例えば特許文献1）、未だコントラストエコー法は確立されていない。

【0010】

2次元アレイ超音波プローブを用いてボリュームスキャンを行なうと、ボリュームデータが収集され、3次元画像の表示が可能となる。このボリュームスキャンは、2次元の平面からなるスキャン面をスキャンする場合と異なり、送受信される超音波の走査線数が格段と多くなるため、得られるデータ量も多くなる。そのため、ボリュームスキャンを行なうことにより、2次元のスキャン面をスキャンする場合と比べて、画像診断に有用な情報が多く得られる。

【0011】

【特許文献1】特開2000-333956号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、ボリュームスキャンを行なう場合、平面へのスキャンと比べて走査線数が多数となるため、一定時間内に映像化可能な画像のフレーム数は減少する。従って、ボリュームスキャンを行なって3次元画像を生成する場合は、2次元のスキャン面をスキャンして2次元画像を生成する場合と比較してボリュームレートが低下してしまう。その結果、2次元画像を生成する場合と比べてリアルタイム性が劣化してしまい、3次元画像を動画として認識することができない。このように、リアルタイム性が悪く、動画として認識できないため、生成された3次元画像を見ながら関心領域内にある診断部位を探したり、画像収集のタイミングを図ったりすることが困難であった。

【0013】

10

20

30

40

50

超音波の走査線密度を減少させれば、ポリウムレートが速くなってリアルタイム性が向上するが、走査線密度が減少することにより、詳細な画像が得られなくなる問題がある。

【0014】

この発明は上記の問題を解決するものであり、組織像についてはリアルタイム性を確保して映像化し、超音波造影剤については明瞭な3次元画像が得られる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】

【0015】

請求項1に記載の発明は、超音波振動子が2次元的に配列された2次元アレイ超音波プローブと、組織像を映像化するための第1のスキャンモードと、超音波造影剤を映像化するための第2のスキャンモードとを交互に前記2次元アレイ超音波プローブに実行させ、前記第1のスキャンモードでは2次元の平面からなるスキャン面を前記2次元アレイ超音波プローブにスキャンさせ、前記第2のスキャンモードでは3次元空間内を前記2次元アレイ超音波プローブにスキャンさせる送受信部と、前記3次元空間内をスキャンした結果得られたポリウムデータに基づいて画像データを生成し、前記スキャン面をスキャンすることにより得られたデータに基づいて2次元の断層像データを生成する画像生成部と、前記画像データに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を表示部に表示させる表示制御部と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0016】

請求項2に記載の発明は、超音波振動子が2次元的に配列された2次元アレイ超音波プローブと、組織像を映像化するための第1のスキャンモードと、超音波造影剤を映像化するための第2のスキャンモードとの切り換え信号を、所定のシーケンシャルに従って出力するシーケンシャル制御部と、前記切り換え信号に従って、前記第1のスキャンモードと前記第2のスキャンモードとを交互に前記2次元アレイ超音波プローブに実行させ、前記第1のスキャンモードでは2次元の平面からなるスキャン面を前記2次元アレイ超音波プローブにスキャンさせ、前記第2のスキャンモードでは3次元空間内を前記2次元アレイ超音波プローブにスキャンさせる送受信部と、前記3次元空間内をスキャンした結果得られたポリウムデータに基づいて画像データを生成し、前記スキャン面をスキャンすることにより得られたデータに基づいて2次元の断層像データを生成する画像生成部と、前記

20

30

【0017】

請求項3に記載の発明は、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であって、前記送受信部は、前記第1のスキャンモードにおける超音波の送信音圧を、前記第2のスキャンモードにおける超音波の送信音圧よりも低音圧にして前記2次元アレイ超音波プローブにスキャンさせることを特徴とするものである。

【0018】

請求項4に記載の発明は、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であって、前記表示制御部は、前記画像データに基づく画像と前記断層像とを同時に前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

40

【0019】

請求項5に記載の発明は、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であって、前記送受信部は、前記第1のスキャンモードでは、互いに直交する2つのスキャン面を交互に前記2次元アレイ超音波プローブにスキャンさせることを特徴とするものである。

【0020】

請求項6に記載の発明は、請求項1から請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記画像生成部は、前記ポリウムデータに基づいて前記超音波の送受信方向に略直交する平面に沿った画像データを生成し、前記表示制御部は、該平面に沿った画像デ

50

ータに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

【0021】

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波診断装置であって、前記画像生成部は、前記送受信方向に沿って所定の厚みの範囲において、前記平面に沿った画像データを加算平均し、前記表示制御部は、前記加算平均された画像データに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

【0022】

請求項8に記載の発明は、請求項1から請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記画像生成部は、前記ボリュームデータに基づく画像データとして、所定の視線方向上における前記ボリュームデータの中からボクセル値が最大であるボクセルデータを投影して最大値投影画像データを生成することを特徴とするものである。

10

【0023】

請求項9に記載の発明は、請求項1から請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記画像生成部は、前記ボリュームデータに基づく画像データとして、所定の視線方向上における前記ボリュームデータの中からボクセル値が最小であるボクセルデータを投影して最小値投影画像データを生成することを特徴とするものである。

【0024】

請求項10に記載の発明は、請求項1から請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記画像生成部は、前記ボリュームデータに基づく画像データとして、前記ボリュームデータを所定の切断平面で切断することによって切断面を生成し、前記切断面に沿った画像データを生成することを特徴とするものである。

20

【0025】

請求項11に記載の発明は、請求項1から請求項10のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記表示制御部は、前記断層像データに基づく断層像に、前記ボリュームデータに基づいて生成された画像の位置を示すマーカを重畳させて前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

【0026】

請求項12に記載の発明は、請求項1から請求項11のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記表示制御部は、前記ボリュームデータに基づいて生成された画像に、前記断層像データに基づく断層像の位置を示すマーカを重畳させて前記表示部に表示させることを特徴とするものである。

30

【0027】

請求項13に記載の発明は、請求項1から請求項12のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記送受信部は、所定の時間間隔で、前記第1のスキャンモードと前記第2のスキャンモードとを交互に前記2次元アレイ超音波プローブに実行させることを特徴とするものである。

【0028】

請求項14に記載の発明は、請求項2から請求項12のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記シーケンシャル制御部は、所定の時間間隔で前記切り替え信号を出力することを特徴とするものである。

40

【0029】

請求項15に記載の発明は、請求項1から請求項12のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記送受信部は、被検体の心臓の動きに同期させて前記第2のスキャンモードを実行させることを特徴とするものである。

【0030】

請求項16に記載の発明は、請求項2から請求項12のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記シーケンシャル制御部は、被検体の心臓の動きに同期させて前記第1のスキャンモードから前記第2のスキャンモードへの切り替え信号を出力することを特徴とするものである。

50

【 0 0 3 1 】

請求項 17 に記載の発明は、請求項 1 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記送受信部は、ECG 信号に基づくトリガ信号を受け、前記トリガ信号に従って前記第 2 のスキャンモードを行うことを特徴とするものである。

【 0 0 3 2 】

請求項 18 に記載の発明は、請求項 17 に記載の超音波診断装置であって、前記送受信部は、前記トリガ信号を受けてから所定時間経過後に、前記第 2 のスキャンモードを行い、新たなトリガ信号を受けるたびに、前記所定時間の長さを長くして前記第 2 のスキャンモードを行うことを特徴とするものである。

【 0 0 3 3 】

請求項 19 に記載の発明は、請求項 2 から請求項 12 のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記シーケンシャル制御部は、ECG トリガ信号に基づくトリガ信号を受けると前記第 1 のスキャンモードから前記第 2 のスキャンモードへの切り替え信号を出力することを特徴とするものである。

【 0 0 3 4 】

請求項 20 に記載の発明は、請求項 19 に記載の超音波診断装置であって、前記シーケンシャル制御部は、前記トリガ信号を受けてから所定時間経過後に、前記第 1 のスキャンモードから前記第 2 のスキャンモードへの切り替え信号を出力し、新たなトリガ信号を受けるたびに、前記所定時間の長さを長くして前記第 1 のスキャンモードから前記第 2 のスキャンモードへの切り替え信号を出力することを特徴とするものである。

【 0 0 3 5 】

請求項 21 に記載の発明は、超音波振動子が 2 次元的に配列された 2 次元アレイ超音波プローブを備えた超音波診断装置に、組織像を映像化するための第 1 のスキャンモードと、超音波造影剤を映像化するための第 2 のスキャンモードとを交互に前記 2 次元アレイ超音波プローブに実行させ、前記第 1 のスキャンモードでは 2 次元の平面からなるスキャン面を前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせ、前記第 2 のスキャンモードでは 3 次元空間内を前記 2 次元アレイ超音波プローブにスキャンさせる送受信機能と、前記 3 次元空間内をスキャンした結果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し、前記スキャン面をスキャンすることにより得られたデータに基づいて 2 次元の断層像データを生成する画像生成機能と、前記画像データに基づく画像及び前記断層像データに基づく断層像を表示部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。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 6 】

この発明によると、超音波造影剤を映像化するためのスキャンモードでは 3 次元空間内をスキャンさせることで、超音波造影剤の明瞭な 3 次元画像が得られる。一方、組織像を映像化するためのスキャンモードでは 2 次元のスキャン面をスキャンすることで、リアルタイム性が確保されて組織像が動画として得られる。これにより、リアルタイム性が確保された組織像を観察することで、関心領域内への位置合わせなどが容易になるとともに、超音波造影剤が浸透した組織の明瞭な 3 次元画像を得ることが可能となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 7 】

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 から図 13 を参照しつつ説明する。

【 0 0 3 8 】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、被検体に超音波造影剤を注入した状態で用いられてコントラストエコー法を実施する。特にこの実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波造影剤を映像化する場合はボリュームスキャン（3D スキャン）を行い、被検体内の組織像を映像化する場合は 2 次元の平面からなる 2 次元スキャン面をスキャン（2D スキャンと称する）する。そして、超音波診断装置 1 は、ボリュームスキャン（3D スキャ

10

20

30

40

50

ン)と2Dスキャンとを交互に実施することにより、超音波造影剤については3次元画像として表示部に表示し、組織像については2次元の断層像として表示部に表示する。これにより、超音波造影剤が浸透した血管や組織などが立体的に明瞭に映像化され、それ以外の組織像についてはリアルタイム性が追求されて、操作者には動画として認識されることになる。

【0039】

超音波造影剤を映像化する場合、その超音波造影剤の特性に合わせて超音波の送受信や信号処理などを行う必要がある。例えば、一般的な超音波造影剤として「レボピスト」を用いた場合について説明する。レボピストは、比較的高い音圧(高い強度)の超音波を受けると破壊される。そして、レボピストが破壊する時に高帯域の超音波を発生する。そのため、レボピストを使用する場合は比較的高音圧(高い強度)で超音波を送信し、受信信号の高調波成分に基づいて画像を生成することにより、超音波造影剤を明瞭に映像化することができる。これにより、超音波造影剤が浸透した血管や組織をより明瞭に映像化することができる。

10

【0040】

しかしながら、高音圧の超音波を受けるとレボピストは破壊されてしまうため、高音圧の超音波を送信し続けると、血管や組織などにその後流入してくる超音波造影剤(レボピスト)が破壊され続ける。その結果、超音波造影剤(レボピスト)を関心領域に十分に行き渡らせることができないため、超音波造影剤(レボピスト)が浸透するはずの血管や組織などを明瞭に映像化することができない。従って、血管や組織などにその後流入してくる超音波造影剤(レボピスト)を破壊せずに、関心領域に十分に行き渡らせるために、高音圧の超音波の送信を一時的に停止する必要がある。このように高音圧の超音波の送受信を停止することにより、超音波造影剤(レボピスト)を関心領域に十分に行き渡らせることができる。

20

【0041】

ところが、高音圧の超音波の送受信を停止している間は、超音波造影剤(レボピスト)の映像化のみならず、それ以外の組織の映像化も不可能になる。

【0042】

そこで、この実施形態に係る超音波診断装置1は、高音圧の超音波の送受信を停止している間に、比較的低い音圧(低い強度)の超音波を送受信することにより、組織像を映像化する。その際、2Dスキャンを行なうことで、リアルタイム性を追求した2次元の断層像を得ることができる。

30

【0043】

この実施形態では、上記の超音波造影剤(レボピスト)を用いて、超音波造影剤と組織像を映像化する。超音波造影剤を映像化するために、比較的高音圧の超音波を送受信する。その際、3Dスキャンを行ない、受信信号の高調波成分に基づいて超音波造影剤の3次元画像データを得る。一方、超音波造影剤を関心領域まで行き渡らせるために3Dスキャンを一時的に中止している間、比較的低音圧の超音波を送受信する。その際、2Dスキャンを行なうことで、組織像の2次元画像データとしてのBモード断層像データを得る。

【0044】

以上のように3Dスキャンと2Dスキャンとを切り換えてスキャンすることにより、超音波造影剤が浸透した組織などの明瞭な3次元画像が得られ、また、組織像のBモード断層像が動画として得られることになる。つまり、3Dスキャンをすることで、超音波造影剤が浸透した組織などの3次元画像が得られ、2Dスキャンをすることで、リアルタイム性が向上され、組織像のBモード断層像が動画として得られる。

40

【0045】

ちなみに、ポリウムスキャン(3Dスキャン)は、2Dスキャンと比べて走査線数が多く、1つの3次元スキャン領域のスキャンに多大の時間を要する。例えば、2Dスキャンを120本程度の走査線でスキャンし、50フレーム/s程度のフレームレートでスキャンすることができたとしても、3Dスキャンでは、走査線密度を少なくして60×20

50

= 1 2 0 0 本の走査線にしたとしても、レートは5 ボリューム / s となってしまふ。従って、3 D スキャンの場合は、動画のリアルタイム性や時間分解能が著しく低下することになる。

【 0 0 4 6 】

この実施形態のように、高音圧の超音波で3 D スキャンを行なう超音波造影剤を映像化するスキャンモードの間に、低音圧の超音波で2 D スキャンを行なうことにより、リアルタイム性が良く、時間分解能が高いB モード断層像が得られる。

【 0 0 4 7 】

なお、この実施形態に係る超音波診断装置1は、B モード断層像を表示するB モード、超音波ビーム方向の反射源の時間的位置変化を運動曲線として表示するM モード、血流情報を表示するドプラモード（パルスドプラ（P W ）又は連続波ドプラ（C W ））、血流情報を2 次元的に表示するC F M （カラーフローマッピング）モードなどの既知のモードに応じて動作可能な装置である。

【 0 0 4 8 】

（構成）

以下、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成について図1を参照しつつ説明する。図1は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 9 】

2次元アレイ超音波プローブ2は、既知の2次元アレイ超音波プローブからなる。2次元アレイ超音波プローブ2は、超音波振動子がマトリックス（格子）状に配置され、走査（スキャン）することによって3 次元的に超音波を送信し、プローブ表面から放射状に広がる形状の3次元データをエコー信号として受信することができる。また、2次元アレイ超音波プローブ2は、2次元のスキャン面内をスキャンして2次元データをエコー信号として受信することができ、そのスキャン面を傾斜してスキャンすることもできる。

【 0 0 5 0 】

ここで、2次元アレイ超音波プローブ2のスキャン可能な領域について、図2を参照しつつ説明する。図2は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置がスキャンする領域及びスキャン面を説明するための模式図である。

【 0 0 5 1 】

図2に示すように、2次元アレイ超音波プローブ2がスキャンできる3次元スキャン領域10は、3 次元的な空間である。2次元アレイ超音波プローブ2は、3次元スキャン領域10内においては、2 次元的な面内をスキャンすることもできる。つまり、2次元アレイ超音波プローブ2は、図2に示す2次元のスキャン面11などをスキャンして、2次元画像を得ることができる。なお、スキャン面11は2次元アレイ超音波プローブ2の直下にあるスキャン面である。

【 0 0 5 2 】

また、2次元アレイ超音波プローブ2は、スキャン面11を中心として、スキャン面を電子的に傾けることもできる。このように、2次元アレイ超音波プローブ2を用いると、超音波プローブを手で傾けなくても、2次元のスキャン面を電子的に傾けることが可能となる。

【 0 0 5 3 】

送受信部3は、2次元アレイ超音波プローブ2にボリュームスキャン（3 D スキャン）又は2 D スキャンを実行させる。具体的には、送受信部3は、送信部31、受信部32及びプローブ内スキャン制御部33を備えて構成されている。送信部31は既知の送信部からなり、2次元アレイ超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波を発生させる。受信部32は既知の受信部からなり、2次元アレイ超音波プローブ2からの信号を受信する。

【 0 0 5 4 】

プローブ内スキャン制御部33は、制御部9から送られる、3 D スキャンと2 D スキャンの切り換え命令に従って、ボリュームスキャン（3 D スキャン）と2 D スキャンの切り

10

20

30

40

50

替えを行なう。送信部 3 1 と受信部 3 2 は、そのスキャンの切り替えに従って、3 D スキャン又は 2 D スキャンを 2 次元アレイ超音波プローブ 2 に実行させる。つまり、送受信部 3 は、2 次元アレイ超音波プローブ 2 に 3 次元スキャン領域 1 0、又は、2 次元の平面からなる 2 次元スキャン面 1 1 のいずれかをスキャンさせる。そのスキャンの切り替えは、制御部 9 からのスキャンの切り替え命令に従って行なわれることになる。

【 0 0 5 5 】

送信部 3 1 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）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、2 次元アレイ超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するようになっている。

10

【 0 0 5 6 】

受信部 3 2 は、図示しないプリアンプ回路、A / D 変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、2 次元アレイ超音波プローブ 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・加算回路は、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、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、受信部 3 2 によって加算処理された信号を「R F データ（または、生データ）」と称する。受信部 3 2 から出力された R F データは、信号処理部 4 に出力される。

20

【 0 0 5 7 】

信号処理部 4 はいわゆる B モード処理部を含んで構成され、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。具体的には、信号処理部 4 は、フィルタ切替部 4 1、高調波用フィルタ 4 2、基本周波数用フィルタ 4 3、及びラスタデータ生成部 4 4 を備えて構成されている。尚、この実施形態では、信号処理部 4 として B モード処理部のみを説明しているが、B モード処理部のみに限られない。信号処理部 4 は、エコーのドブラ情報の映像化を行うカラー処理部を含んで構成されても良い。

【 0 0 5 8 】

フィルタ切替部 4 1 は、制御部 9 から送られる、3 D スキャンと 2 D スキャンの切り換え命令に従って、送受信部 3 から出力される R F データを高調波用フィルタ 4 2 又は基本周波数用フィルタ 4 3 のいずれかのフィルタに出力する。この実施形態では、超音波造影剤を映像化する場合は 3 D スキャンが行なわれるため、フィルタ切替部 4 1 は、3 D スキャンを行なった場合に得られる R F データを高調波用フィルタ 4 2 に出力する。また、組織像を映像化する場合は 2 D スキャンが行なわれるため、フィルタ切替部 4 1 は、2 D スキャンを行なった場合に得られる R F データを基本周波数用フィルタ 4 3 に出力する。

30

【 0 0 5 9 】

高調波用フィルタ 4 2 及び基本周波数用フィルタ 4 3 は、送受信部 3 から送られる R F データに対してバンドパスフィルタ処理を行う。高調波用フィルタ 4 2 は、例えば、送信周波数（基本周波数）の 2 倍の周波数となる高調波成分を取り出してラスタデータ生成部 4 4 に出力する。一方、基本周波数用フィルタ 4 3 は、送信周波数（基本周波数）の成分を取り出してラスタデータ生成部 4 4 に出力する。

40

【 0 0 6 0 】

超音波造影剤からのエコー信号には、送信周波数（基本周波数）の 2 倍、3 倍、・・・の周波数となる高調波成分が含まれている。また、生体組織からのエコー信号の周波数は、送信周波数と等しくなる。つまり、生体組織からのエコー信号には、基本周波数成分が多く含まれている。そこで、基本周波数の 2 倍の周波数のみを通過するバンドパスフィルタに通すと、生体組織からのエコー信号は大きな減衰を受ける。一方、超音波造影剤からのエコー信号は、基本周波数の 2 倍の高調波成分が含まれているため、そのバンドパスフィルタを通すことにより、2 次高調波成分を取り出して、映像化することができる。

50

【 0 0 6 1 】

超音波造影剤を映像化するために 3 D スキャンを行なう場合は、フィルタ切替部 4 1 は、その 3 D スキャンにより得られた R F データを高調波用フィルタ 4 2 に出力する。これにより、高調波成分を取り出すバンドパスフィルタを用いてフィルタ処理が行われ、高調波成分を取り出すことができる。一方、組織像を映像化するために 2 D スキャンを行う場合は、フィルタ切替部 4 1 は、その 2 D スキャンにより得られた R F データを基本周波数用フィルタ 4 2 に出力する。これにより、基本周波数成分を取り出すバンドパスフィルタを用いてフィルタ処理が行われ、基本周波数成分を取り出すことができる。

【 0 0 6 2 】

ラスタデータ生成部 4 4 は、高調波用フィルタ 4 2 又は基本周波数用フィルタ 4 3 から出力された信号に基づいて B モード超音波ラスタデータ（信号処理後のデータ）を生成する。具体的には、ラスタデータ生成部 4 4 は、高調波用フィルタ 4 2 又は基本周波数用フィルタ 4 3 から出力された、フィルタ処理後の信号から包絡線を検波し、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。

【 0 0 6 3 】

また、信号処理部 4 は、既知のドプラモード処理部や C F M 処理部を備えていても良い。ドプラモード処理部は、パルスドプラ法（ P W ドプラ法）又は連続波ドプラ法（ C W ドプラ法）により血流情報を生成する。ドプラモード処理部は、送受信部 4 から送られる信号に対して、所定の大きさを有する血流観測点内における受信信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、さらに F F T 処理を施して、所定の大きさを有する血流観測点内の血流速度を表すドプラ周波数分布を生成する。また、C F M 処理部は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。具体的には、C F M 処理部は、位相検波回路、M T I フィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器から構成されている。この C F M 処理部は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理（M T I フィルタ処理）が行われ、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、組織信号を低減及び削減するための非線形処理が行われる場合もある。

【 0 0 6 4 】

D S C 5（デジタルスキャンコンバータ）は、信号処理部 4 から出力された走査線信号列で表される信号処理後のデータを読み込んで、空間情報に基づいた座標系のデータに変換する（スキャンコンバージョン処理）。つまり、超音波走査に同期した信号列をテレビ走査方式の表示部 8 で表示できるようにするために、標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより走査方式を変換している。

【 0 0 6 5 】

3 D スキャンが実行された場合、D S C 5 は、信号処理部 4 から出力される信号処理後のデータに基づいてボクセルデータ（ボリウムデータ）を生成し、そのボクセルデータ（ボリウムデータ）を画像処理部 6 に出力する。また、D S C 5 は何も処理を行わず、画像処理部 6 が、信号処理後のラスタデータをボクセルデータに変換しても良い。また、2 D スキャンが実行された場合、D S C 5 は、信号処理部 4 から出力される信号処理後のデータに基づいて B モード断層像データを生成し、その B モード断層像データを表示制御部 7 に出力する。

【 0 0 6 6 】

画像処理部 6 は、ボリウムスキャン（3 D スキャン）が行われた場合に、D S C 5 から出力されたボクセルデータ（ボリウムデータ）に対して画像処理を施す。例えば、画像処理部 6 は、ボクセルデータ（ボリウムデータ）に対してボリウム・レンダリング（V o l u m e R e n d e r i n g : 以下、V R 処理と称することがある）を施して 3 次元画像データを生成する。このボリウム・レンダリングは、超音波診断装置以外の X 線 C T 装置や M R I 装置などの医用画像診断装置においても広く用いられている 3 次元画像の表示手法である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

このボリューム・レンダリングは、ボクセルデータ（ボリュームデータ）に対して所定の視線方向（投影光線の投影方向）を決めて、任意の視線から光線追跡処理を行い、視線上のボクセル値（輝度値など）の積分値や重み付き累積加算値を投影面上の画像ピクセルに出力することによって、臓器などを立体的に抽出して３次元画像データを生成するものである。

【 0 0 6 8 】

また、画像処理部 6 は、ボリューム・レンダリングの他に、最大値 / 最小値投影画像処理や M P R 画像処理などを施すことも可能である。

【 0 0 6 9 】

投影光線によって貫かれた各ボクセル値の中から最大値を計算し、得られた最大値をピクセルに格納することによって生成される画像を、最大値投影画像（M I P 画像）と称する。また、各ボクセル値の中から最小値を計算し、得られた最小値をピクセルに格納することによって生成される画像を、最小値投影画像（M I N I P 画像）と称する。

【 0 0 7 0 】

また、ボクセルデータ（ボリュームデータ）を特定の平面（切断平面）で切断することによって得られる切断面により生成される任意断面の画像を、M P R（M u l t i P l a n e R e c o n s t r u c t i o n）画像と称する。

【 0 0 7 1 】

なお、画像処理部 6 における画像処理の内容は、操作者が任意に決定することができる。

【 0 0 7 2 】

表示制御部 7 は、D S C 6 から出力される B モード断層像データを受けて、その B モード断層像データに基づく B モード断層像を表示部 8 に表示させる。また、表示制御部 7 は、画像処理部 6 から出力される３次元画像データや M P R 画像データなどを受けて、それらのデータに基づく３次元画像や M P R 画像などを表示部 8 に表示させる。また、表示制御部 7 は、2 D スキャンで得られた B モード断層像と、3 D スキャンで得られた３次元画像などとを同時に表示部 8 に表示させる。これにより、リアルタイム性が追求された、組織像を表す B モード断層像と、超音波造影剤が表された３次元画像などとが、表示部 8 に表示されることになる。

【 0 0 7 3 】

表示部 8 は C R T や液晶ディスプレイなどのモニタからなり、そのモニタ画面上に B モード断層像、３次元画像、又は M P R 画像などが表示される。

【 0 0 7 4 】

制御部 9 は、超音波診断装置 1 の各部に接続され、超音波診断装置 1 の各部を制御する。この実施形態においては、制御部 9 は、所定のシーケンシャルに従ってスキャンの切り替え命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。この制御部 9 がこの発明の「シーケンシャル制御部」に相当する。

【 0 0 7 5 】

制御部 9 にはタイマー 9 1 が接続されている。このタイマー 9 1 は、例えば、スキャンの切り替え命令を出力するタイミングを計る場合に用いられる。このタイマー 9 1 で所定時間を計測し、制御部 9 は所定時間ごとにスキャンの切り替え命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。

【 0 0 7 6 】

また、スキャンの切り換え命令を出力するタイミングとして、心電波形を用いることもできる。この場合、超音波診断装置 1 の外部に、心電計（図示しない）を設置しておく。この心電計は、被検体の心電波形（E C G 信号）を取得する。心電計には、R 波を検出した際にトリガ信号（E C G トリガ信号と称する）を発生する信号発生器が備えられており、その信号発生器にて発生させられた E C G トリガ信号は超音波診断装置 1 内の制御部 9 に出力される。なお、心電計を超音波診断装置 1 の内部に設置しても構わない。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 7 】

制御部 9 は、心電計（図示しない）から ECG トリガ信号を受けると、プローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 にスキャンの切り替え命令を出力する。この実施形態においては、制御部 9 は ECG トリガ信号を受けると、3D スキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。プローブ内スキャン制御部 3 3 は、そのスキャン切り替え命令に従って、2D スキャンを 3D スキャンに切り換える。また、フィルタ切替部 4 1 は、そのスキャン切り替え命令に従って、送受信部 3 から出力される RF データを、高調波用フィルタ 4 2 に出力する。このように、心電波形に基づく ECG トリガ信号に従ってスキャンを切り換えても良い。

【 0 0 7 8 】

制御部 9 には ROM 又は RAM などのメモリからなる記憶装置（図示しない）が接続されている。その記憶装置には、超音波診断装置 1 の各部を制御するための制御プログラムが記憶されている。制御部 9 は例えば CPU で構成され、記憶装置に記憶されている制御プログラムを実行することにより、超音波診断装置 1 の各部を制御して、送受信部 3 の機能、信号処理部 4 の機能、DSC 5 の機能、画像処理部 6 の機能、及び表示制御部 7 の機能を実行させる。

【 0 0 7 9 】

また、超音波診断装置 1 には操作部（図示しない）が設置されている。操作部は、超音波の送受信条件などに関する各種設定などを行うための入力装置である。この操作部で入力された情報又は命令は制御部 9 に出力され、制御部 9 はその命令に従って処理を行う。例えば、操作者が操作部を用いて、ボクセルデータ（ボリュームデータ）に対する投影光線の投影方向（視線方向）を指定する。具体的には操作部は、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、マウス、キーボード又は TCS（Touch Command Screen）などで構成されている。

【 0 0 8 0 】

（作用）

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 の作用について説明する。この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、以下の第 1 の動作、第 2 の動作、第 3 の動作及び第 4 の動作を実行する。

【 0 0 8 1 】

（第 1 の動作）

まず、この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 の第 1 の動作について、図 3 を参照しつつ説明する。図 3 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の第 1 の動作を順番に示すフローチャートである。

【 0 0 8 2 】

この第 1 の動作では、制御部 9 は、予め設定された時間間隔で、スキャンの切り替え命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。この時間間隔は、操作者によって予め決定されて、制御部 9 に接続されている記憶装置（図示しない）に予め記憶させておく。そして、制御部 9 から時間計測開始の命令を受けると、タイマー 9 1 が時間を計測し、予め設定された時間が経過すると、制御部 9 は、スキャンの切り替え命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。なお、その時間間隔は、操作者によって任意の時間間隔に変更することが可能である。

【 0 0 8 3 】

まず、被検体に超音波造影剤（レボピスト）を注入する。制御部 9 は、2D スキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。さらに、制御部 9 は、タイマー 9 1 をリセットし、時間計測開始の命令をタイマー 9 1 に出力する。これにより、タイマー 9 1 は、2D スキャンが開始されてからの時間を計測し始める。

【 0 0 8 4 】

プローブ内スキャン制御部 3 3 が制御部 9 から 2D スキャンの実施命令を受けると、送信部 3 1 及び受信部 3 2 はその 2D スキャン実施命令に従って、2次元アレイ超音波プロ

10

20

30

40

50

ープ2に2次元の平面からなる2次元スキャン面をスキャンさせる(ステップS01)。例えば、図2に示す、2次元アレイ超音波プローブ2の直下にある2次元スキャン面11をスキャンさせる。このとき、送信部31は、比較的低音圧の超音波を2次元アレイ超音波プローブ2に送信させる。比較的低音圧の超音波を送信することにより、超音波造影剤(レボピスト)は破壊されずに血管内や組織などに浸透していくことができる。

【0085】

受信部32は、2次元アレイ超音波プローブ2から出力されたエコー信号を増幅、A/D変換、及び、遅延・加算処理を行ってRFデータを生成し、信号処理部4のフィルタ切替部41に出力する。

【0086】

フィルタ切替部41は受信部32からRFデータを受けると、制御部9からの2Dスキャン実施命令に従って、そのRFデータを基本周波数用フィルタ43に出力する。基本周波数用フィルタ43は、RFデータに対してバンドパスフィルタ処理を行い、基本周波数成分を取り出してラスタデータ生成部44に出力する。ラスタデータ生成部44は、基本周波数用フィルタ43から出力されたデータに基づいてBモード超音波ラスタデータを生成し、DSC5に出力する。DSC5は、そのBモード超音波ラスタデータに対してスキャンコンバージョン処理を施して、テレビ走査方式の表示部8に表示できるBモード断層像データを生成する。表示制御部7は、DSC5からBモード断層像データを受けると、表示部8のモニタ画面上にBモード断層像を表示させる。

【0087】

そして、制御部9からスキャンの切り替え命令が出力されるまで、送受信部3は2Dスキャンを継続し、信号処理部4はBモード超音波ラスタデータを生成し、DSC5はBモード断層像データを生成する。そして、表示制御部7は、2次元画像としてのBモード断層像を表示部8に表示させる。2Dスキャンはフレームレートが速いため、表示部8に表示されるBモード断層像は動画として表示される。これにより、リアルタイム性が追求されたBモード断層像が表示されることになる。

【0088】

そして、タイマー91が2Dスキャン開始からの時間を計測し、予め設定された時間が経過すると(ステップS02、Yes)、制御部9は、スキャンの切り換え命令をプローブ内スキャン制御部33及びフィルタ切替部41に出力する。この場合、先に2Dスキャンが行なわれていたため、制御部9は、3Dスキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部33及びフィルタ切替部41に出力する。

【0089】

プローブ内スキャン制御部33が制御部9から3Dスキャンの実施命令を受けると、送信部31及び受信部32はその3Dスキャンの実施命令に従って、2次元アレイ超音波プローブ2に3次元空間をスキャンさせる(ステップS03)。例えば、図2に示す、3次元スキャン領域10をスキャンさせる。このとき、送信部31は、比較的高音圧の超音波を2次元アレイ超音波プローブ2に送信させる。比較的高音圧の超音波を送信することにより、超音波造影剤(レボピスト)が破壊されて、高帯域の超音波が発生することになる。

【0090】

そして、受信部32は、2次元アレイ超音波プローブ2から出力されたエコー信号に対して遅延・加算処理などを施してRFデータを生成し、信号処理部4のフィルタ切替部41に出力する。

【0091】

フィルタ切替部41は受信部32からRFデータを受けると、制御部9からの3Dスキャン実施命令に従って、そのRFデータを高調波用フィルタ42に出力する。高調波用フィルタ42は、RFデータに対してバンドパスフィルタ処理を行い、高調波成分を取り出してラスタデータ生成部44に出力する。ラスタデータ生成部44は、高調波用フィルタ42から出力されたデータに基づいてBモード超音波ラスタデータを生成し、DSC5に

10

20

30

40

50

出力する。D S C 5 は、その B モード超音波ラスタデータに基づいてボクセルデータ（ボリュームデータ）を生成し、そのボクセルデータ（ボリュームデータ）を画像処理部 6 に出力する。

【 0 0 9 2 】

画像処理部 6 は、そのボクセルデータに対してボリューム・レンダリング処理や、M P R 処理などを施すことにより、3 次元画像データや M P R 画像データなどを生成する。表示制御部 7 は、画像処理部 6 から出力される 3 次元画像データなどを受けると、3 次元画像などを表示部 8 に表示させる。この 3 次元画像は、超音波造影剤（レボピスト）で発生した高調波成分に基づいて作成されているため、超音波造影剤（レボピスト）が 3 次元的に映像化されている。これにより、超音波造影剤（レボピスト）が浸透している血管や組織などを 3 次元的に明瞭に映像化することが可能となる。

10

【 0 0 9 3 】

そして、タイマー 9 1 が予め設定された時間を計測すると、制御部 9 は 3 D スキャンを中止して 2 D スキャンを実行させるために、スキャン切替命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。今度は、2 D スキャンの実施命令を出力する。これにより、3 D スキャンが中止され（ステップ S 0 4 ）、再び 2 D スキャンが実施される（ステップ S 0 1 ）。

【 0 0 9 4 】

このように、一定時間ごとに 3 D スキャンと 2 D スキャンとを切り換えてスキャンすることで、超音波造影剤の 3 次元画像が得られ、さらに、組織像を 2 次元の動画として得ることが可能となる。

20

【 0 0 9 5 】

なお、設定された時間が経過しなくても、1 回のボリュームスキャンが終了した場合に、制御部 9 が、2 D スキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力しても良い。この場合、制御部 9 に、3 D スキャンの回数をカウントするカウンタ（図示しない）を設ける。そのカウンタが 1 回のボリュームスキャンをカウントすると、制御部 9 がスキャン切替命令（2 D スキャンの実施命令）をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。

【 0 0 9 6 】

以上のように、ボリュームスキャン（3 D スキャン）を比較的高音圧の超音波で行うことで、超音波造影剤の明瞭な 3 次元画像が得られる。さらに、ボリュームスキャン（3 D スキャン）を行う間に、2 D スキャンを比較的低音圧の超音波で行うことで、リアルタイム性が向上し、組織像が動画として得られる。超音波造影剤（レボピスト）は、ボリュームスキャン（3 D スキャン）を行うことで破壊されるが、3 D スキャンを一時的に中止することで、超音波造影剤（レボピスト）を関心領域まで浸透させることができ、超音波造影剤（レボピスト）が浸透していく様子を 3 次元画像として表示し、観察することができる。そして、3 D スキャンを一時的に中止している間に、比較的低音圧の超音波で 2 D スキャンを行なうことで、組織像が動画として得られる。つまり、比較的低音圧の超音波で 2 D スキャンを行なっている間に、超音波造影剤（レボピスト）を関心領域まで浸透させることが可能となる。

30

40

【 0 0 9 7 】

また、比較的低音圧で 2 D スキャンを行なう場合に、いわゆるバイプレーンスキャンを実施しても良い。このバイプレーンスキャンは、互いに直交する 2 次元スキャン面を交互にスキャンすることで、互いに直交する B モード断層像を得るスキャンである。このバイプレーンスキャンについて図 4 及び図 5 を参照しつつ説明する。図 4 は、バイプレーンスキャンにおけるスキャン面を説明するための模式図である。図 5 は、スキャンを行なうことで得られた画像を示す図である。

【 0 0 9 8 】

ここで、バイプレーンスキャンを行なう場合のスキャン面について図 4 を参照しつつ説明する。図 4 に示すように、送受信部 3 は 2 次元アレイ超音波プローブ 2 にスキャン面 1

50

1 a とスキャン面 1 1 b とを交互にスキャンさせる。スキャン面 1 1 a とスキャン面 1 1 b とは互いに直交する面である。これにより、スキャン面 1 1 a における B モード断層像データとスキャン面 1 1 b における B モード断層像データとが得られる。

【0099】

送受信部 3 は、制御部 9 から 2 D スキャンの実施命令を受けると、2 次元アレイ超音波プローブ 2 に比較的低音圧の超音波でバイプレーンスキャンを実行させて、互いに直交するスキャン面の B モード断層像データを収集し、B モード断層像を表示部 8 のモニタ画面 8 a 上に表示する。例えば、図 4 に示すように、送受信部 3 は、2 次元アレイ超音波プローブ 2 に 2 次元のスキャン面 1 1 a とスキャン面 1 1 b とをスキャンさせる。このスキャンの結果、D S C 5 にて、スキャン面 1 1 a の B モード断層像データと、スキャン面 1 1 b の B モード断層像データが生成される。

【0100】

表示制御部 7 は、例えば、図 5 に示す表示部 8 のモニタ画面 8 a 上に、収集された B モード断層像 1 2 a と、B モード断層像 1 2 a に直交する B モード断層像 1 2 b とを表示させる。B モード断層像 1 2 a は、図 4 に示すスキャン面 1 1 a をスキャンすることにより得られた 2 次元画像であり、B モード断層像 1 2 b は、図 4 に示すスキャン面 1 1 b をスキャンすることにより得られた 2 次元画像である。

【0101】

そして、上述したように予め設定された時間が経過すると、制御部 9 は、3 D スキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。これにより、比較的高音圧の超音波で 3 D スキャンが実施されて超音波造影剤の 3 次元画像が得られる。

【0102】

このように、2 D スキャンを行なう場合に、バイプレーンスキャンを行なって互いに直交する B モード断層像を表示することにより、組織像を立体的に把握することができ、超音波造影剤を浸透させる関心領域の位置を的確に把握することが可能となる。

【0103】

また、超音波造影剤（レボピスト）を映像化する場合、画像処理部 6 にてボリューム・レンダリングを行って 3 次元画像データを生成する代わりに、M P R 処理を行って任意断面の画像データ（M P R 画像データ）を生成しても良い。具体的には、画像処理部 6 が、3 D スキャンで得られたボクセルデータ（ボリュームデータ）に対して M P R 処理を行って、任意断面の M P R 画像データを生成する。

【0104】

上述したように 3 D スキャンが行なわれると、D S C 5 にてボクセルデータ（ボリュームデータ）が生成され、そのボクセルデータが D S C 5 から画像処理部 6 に出力される。画像処理部 6 は、そのボクセルデータに対して、操作者によって指定された特定の平面を切断し、その切断面の画像データ（M P R 画像データ）を生成する。切断面は、操作部（図示しない）を用いて操作者によって指定される。この切断面は、任意に指定することが可能である。このようにして生成された M P R 画像データは、画像処理部 6 から表示制御部 7 に出力される。表示制御部 7 は、超音波造影剤が表された M P R 画像と、2 D スキャンを行なって得られた B モード断層像とを、表示部 8 に同時に表示させる。

【0105】

また、画像処理部 6 は、M P R 画像の厚み方向にある複数の M P R 画像を加算し、さらに平均することで新たな画像（以下、「厚み付き M P R 画像」と称する）を生成しても良い。つまり、指定された切断面の厚み方向に、指定された幅の範囲内にある画素値を加算して平均することで、厚み付き M P R 画像を生成する。なお、切断面その他、厚み方向の幅も操作者によって指定され、その幅も任意に指定することができる。

【0106】

また、超音波造影剤を映像化する場合、画像処理部 6 にてボリューム・レンダリングを行って 3 次元画像データを生成する代わりに、2 次元アレイ超音波プローブ 2 の直下にあ

10

20

30

40

50

る２次元スキャン面１１に直交する２次元の平面の画像データ（以下、「Ｃ面画像データ」と称する場合がある）を生成して表示しても良い。ここで、２次元スキャン面１１に直交する２次元の平面について、図６を参照しつつ説明する。図６は、３次元スキャン領域におけるＣ面の位置を説明するための模式図である。

【０１０７】

図６に示すように、２次元アレイ超音波プローブ２の直下にある２次元スキャン面１１に直交する２次元の平面を、Ｃ面とする。このＣ面は、超音波の送受信方向にほぼ直交する。ここでは、１例として３つのＣ面を設定し、２次元アレイ超音波プローブ２から近い順番に、Ｃ面１３ａ、Ｃ面１３ｂ、Ｃ面１３ｃとする。このＣ面の指定は、操作部（図示しない）を用いて操作者によって指定される。例えば、２次元アレイ超音波プローブ２からの距離を指定することで、Ｃ面の位置が指定される。

10

【０１０８】

上述したように３Ｄスキャンが行なわれると、ＤＳＣ５からボクセルデータ（ボリュームデータ）が生成され、そのボクセルデータがＤＳＣ５から画像処理部６に出力される。画像処理部６は、そのボクセルデータに対して、操作者によって指定されたＣ面を切断し、そのＣ面の画像データ（Ｃ面画像データ）を生成する。例えば、操作者によってＣ面１３ａ、Ｃ面１３ｂ、及びＣ面１３ｃが指定された場合は、画像処理部６は、ボクセルデータに基づいてそれらＣ面に沿う画像データ（Ｃ面画像データ）を生成する。

【０１０９】

このようにして生成されたＣ面画像データは、画像処理部６から表示制御部７に出力される。表示制御部７は、超音波造影剤を表すＣ面画像と、２Ｄスキャンを行なって得られたＢモード断層像とを、表示部８に同時に表示させる。

20

【０１１０】

また、画像処理部６は、Ｃ面の厚み方向にある複数のＣ面画像を加算し、さらに平均することで新たな画像（以下、「厚み付きＣ面画像」と称する）を生成しても良い。この加算平均処理について図７を参照しつつ説明する。図７は、３次元スキャン領域におけるＣ面の位置と、厚み方向にあるＣ面画像の加算平均処理を説明するための模式図である。

【０１１１】

例えば、Ｃ面１３ｂを中心とした厚み付きＣ面画像を生成する場合について説明する。図７に示すように、Ｃ面１３ｂが操作者によって指定され、さらに、そのＣ面１３ｂを中心として、厚み方向に所定の幅が操作者に指定されると、画像処理部６は、指定されたＣ面１３ｂの厚み方向に、指定された幅の範囲内にある画素値を加算して平均することで、Ｃ面１３ｂを中心とした厚み付きＣ面画像を生成する。

30

【０１１２】

以上のようにして生成された超音波造影剤を表すＣ面画像と、２Ｄスキャンで得られたＢモード画像の表示例を図８に示す。図８は、Ｂモード断層等とＣ面画像の表示例を示す図である。

【０１１３】

図８に示すように、表示制御部７はＣ面画像として、Ｃ面１３ａにおけるＣ面画像１４ａ、Ｃ面１３ｂにおけるＣ面画像１４ｂ、及びＣ面１３ｃにおけるＣ面画像１４ｃを表示部８のモニタ画面８ａ上に表示させる。これらＣ面画像は、超音波造影剤を映像化した画像である。

40

【０１１４】

さらに、表示制御部７はＢモード画像をＣ面画像と同時に表示部８のモニタ画面８ａ上に表示させる。また、上述したように２Ｄスキャンとしてパイプレンスキャンが実施された場合は、表示制御部７は、互いに直交するＢモード断層像１２ａとＢモード断層像１２ｂを表示部８に表示させる。Ｂモード断層像は２Ｄスキャンすることで得られた画像であるため、操作者は動画として認識することができる。

【０１１５】

また、表示制御部７は、Ｂモード断層像１２ａ及び１２ｂ上にＣ面画像１４ａ、１４ｂ

50

及び 1 4 c の位置、つまり、C 面 1 3 a、1 3 b 及び 1 3 c の位置を示すマーカを表示させることもできる。操作部（図示しない）を用いて C 面の位置（2 次元アレイ超音波プローブ 2 からの距離）が指定されると、C 面の位置を示す情報が表示制御部 7 に出力される。表示制御部 7 は、その C 面の位置を示す情報を受けると、B モード断層像上に C 面の位置を示すマーカを重畳させて表示部 8 に表示させる。図 8 に示すように、例えば C 面 1 3 c の位置を示すため、表示制御部 7 は、B モード断層像 1 2 a 上に C 面 1 3 c の位置を示すマーカ 1 5 を表示させ、B モード断層像 1 2 b 上に C 面 1 3 c の位置を示すマーカ 1 6 を表示させる。C 面 1 3 a 及び C 面 1 3 b についても C 面 1 3 c と同様に、B モード断層像 1 2 a 及び B モード断層像 1 2 b 上に、それらの位置を示すマーカを表示させる。

【0 1 1 6】

10

同様に、表示制御部 7 は、C 面画像 1 4 a、1 4 b 及び 1 4 c 上に B モード断層像 1 2 a 及び 1 2 b の位置、つまり、2 次元スキャン面 1 1 a 及び 1 1 b の位置を示すマーカを表示させることもできる。図 8 に示すように、例えば、B モード断層像 1 2 a の位置、つまり、2 次元スキャン面 1 1 a の位置を示すため、表示制御部 7 は、C 面画像 1 4 a、1 4 b 及び 1 4 c 上に 2 次元スキャン面 1 1 a の位置を示すマーカ 1 7 を表示させる。また、B モード断層像 1 2 b の位置、つまり、2 次元スキャン面 1 1 b の位置を示すため、表示制御部 7 は、C 面画像 1 4 a、1 4 b 及び 1 4 c 上に 2 次元スキャン面 1 1 b の位置を示すマーカ 1 8 を表示させる。2 次元スキャン面 1 1 a 及び 1 1 b は互いに直交しているため、マーカ 1 7 及び 1 8 も互いに直交して表示される。

【0 1 1 7】

20

また、厚み付き C 面画像データが生成された場合は、表示制御部 7 は、C 面 1 3 a を中心とした厚み付き C 面画像、C 面 1 3 b を中心とした厚み付き C 面画像、及び C 面 1 3 c を中心とした厚み付き C 面画像を表示部 8 に表示させる。

【0 1 1 8】

さらに、表示制御部 7 は、B モード断層像 1 2 a 及び 1 2 b 上に C 面 1 3 a、1 3 b 及び 1 3 c の位置を示すマーカ 1 5 及び 1 6 などを表示させるとともに、厚みの幅を示すマーカも同時に表示させても良い。図 8 に示すように、表示制御部 7 は、B モード断層像 1 2 b 上に C 面 1 3 c を示すマーカ 1 6 を表示させるとともに、C 面 1 3 c を中心とした厚み方向の幅を示すマーカ 1 6 a 及び 1 6 b を表示させる。C 面 1 3 a 及び C 面 1 3 b についても C 面 1 3 c と同様に、B モード断層像 1 2 a 及び B モード断層像 1 2 b 上に、厚み

30

【0 1 1 9】

以上のように、C 面画像の位置を示すマーカ、又は B モード断層像の位置を示すマーカを表示することで、深さ方向の C 面画像の位置を容易に把握することが可能となる。C 面画像と B モード断層像とを両方表示することで、超音波造影剤が注入されている部位の位置を容易に把握することが可能となる。

【0 1 2 0】

また、超音波造影剤を映像化する場合、画像処理部 6 にてボリューム・レンダリングを行って 3 次元画像を生成する代わりに、MIP 画像又は MINIP 画像を生成しても良い。具体的には、画像処理部 6 が、3 D スキャンで得られたボクセルデータ（ボリュームデータ）に対して最大値 / 最小値投影処理を行って、MIP 画像データ又は MINIP 画像データを生成する。

40

【0 1 2 1】

上述したように 3 D スキャンが行なわれると、DSC5 にてボクセルデータ（ボリュームデータ）が生成され、そのボクセルデータが DSC5 から画像処理部 6 に出力される。画像処理部 6 は、そのボクセルデータについて、投影光線によって貫かれる（視線方向上の）各ボクセル値の中から最大値又は最小値を計算し、得られた最大値又は最小値をピクセルに格納することで最大値（最小値）投影画像データを生成する。このようにして生成された MIP 画像データ又は MINIP 画像データは、画像処理部 6 から表示制御部 7 に出力される。表示制御部 7 は、MIP 画像又は MINIP 画像と、2 D スキャンを行なっ

50

て得られた B モード断層像とを、表示部 8 に同時に表示させる。

【 0 1 2 2 】

なお、最大値又は最小値投影処理を行う場合、操作部（図示しない）によって操作者が投影方向（視線方向）とボクセルの範囲を指定することで、投影方向（視線方向）などが設定される。

【 0 1 2 3 】

（第 2 の動作）

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 の第 2 の動作について、図 9 及び図 10 を参照しつつ説明する。図 9 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の第 2 の動作を順番に示すフローチャートである。図 10 は、ECG トリガ信号に従った、ポリユームスキャン（3D スキャン）と 2D スキャンとの切り替えのタイミングを説明するための図である。

10

【 0 1 2 4 】

この第 2 の動作では、超音波診断装置 1 は、心電計（図示しない）から出力される ECG トリガ信号に従って 3D スキャンと 2D スキャンとを切り換えてスキャンを行なう。つまり、ECG 信号に同期させてスキャンを切り換えてスキャンを行なうことにより、毎回のスキャンで同じ時相における超音波造影剤の画像を得ることができる。

【 0 1 2 5 】

また、この第 2 の動作においても第 1 の動作と同様に、比較的高音圧の超音波を受けると破壊される超音波造影剤（レボピスト）を使用する。

20

【 0 1 2 6 】

まず、被検体に超音波造影剤（レボピスト）を注入する。制御部 9 は、2D スキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部 33 及びフィルタ切替部 41 に出力する。プローブ内スキャン制御部 33 が制御部 9 から 2D スキャンの実施命令を受けると、送信部 31 及び受信部 32 は、その 2D スキャン実施命令に従って、2次元アレイ超音波プローブ 2 に比較的低音圧の超音波で 2次元スキャン面をスキャンさせる（ステップ S10）。

【 0 1 2 7 】

受信部 32 は、2次元アレイ超音波プローブ 2 から出力されたエコー信号を遅延・加算処理などを施すことにより RF データを生成し、信号処理部 4 のフィルタ切替部 41 に出力する。

30

【 0 1 2 8 】

フィルタ切替部 41 は、受信部 32 から RF データを受けると、制御部 9 から出力された 2D スキャン実施命令に従って、その RF データを基本周波数用フィルタ 43 に出力する。基本周波数用フィルタ 43 は、基本周波数成分を取り出してラスタデータ生成部 44 に出力する。ラスタデータ生成部 44 は、基本周波数フィルタ 43 から出力されたデータに基づいて B モード超音波ラスタデータを生成し、DSC5 に出力する。DSC5 は、その B モード超音波ラスタデータに対してスキャンコンバージョン処理を施して、B モード断層像データを生成する。表示制御部 7 は、その B モード断層像データに基づく B モード断層像を表示部 8 に表示させる。

【 0 1 2 9 】

そして、制御部 9 からスキャンの切り替え命令が出力されるまで、送受信部 3 は 2D スキャンを継続する。2D スキャンはフレームレートが速いため、表示部 8 には、B モード断層像が動画として表示される。

40

【 0 1 3 0 】

そして、心電計（図示しない）が被検体の心電信信号（ECG 信号）を収集し、図 10 に示すように R 波が検出されると、心電計に設置されている信号発生器（図示しない）が ECG トリガ信号を発生して、その ECG トリガ信号を制御部 9 に出力する。

【 0 1 3 1 】

制御部 9 は、心電計から ECG トリガ信号を受信すると（ステップ S11）、スキャン変更命令をプローブ内スキャン制御部 33 及びフィルタ切替部 41 に出力する。この場合

50

、先に２Ｄスキャンが行なわれているため、制御部９は、３Ｄスキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部３３及びフィルタ切替部４１に出力する。

【０１３２】

プローブ内スキャン制御部３３が制御部９から３Ｄスキャンの実施命令を受けると、送信部３１及び受信部３２は、その３Ｄスキャンの実施命令に従って、２次元アレイ超音波プローブ２に３次元空間をスキャンさせる（ステップＳ１２）。このとき、送信部３１は、比較的高音圧の超音波を２次元アレイ超音波プローブ２に送信させる。比較的高音圧の超音波を送信することにより、超音波造影剤（レボピスト）が破壊されて、高帯域の超音波が発生する。そして、受信部３２は、２次元アレイ超音波プローブ２から出力されたエコー信号に対して遅延・加算処理などを施してＲＦデータを生成し、信号処理部４のフィ

10

【０１３３】

フィルタ切替部４１は受信部３２からＲＦデータを受けると、制御部９からの３Ｄスキャン実施命令に従って、そのＲＦデータを高調波用フィルタ４２に出力する。高調波用フィルタ４２は、ＲＦデータに対してバンドパスフィルタ処理を行い、高調波成分を取り出してラスタデータ生成部４４に出力する。ラスタデータ生成部４４は、高調波用フィルタ４２から出力されたデータに基づいてＢモード超音波ラスタデータを生成し、ＤＳＣ５に出力する。ＤＳＣ５は、そのＢモード超音波ラスタデータに基づいてボクセルデータ（ボリュームデータ）を生成し、そのボクセルデータ（ボリュームデータ）を画像処理部６に出力する。

20

【０１３４】

画像処理部６は、そのボクセルデータに対してボリューム・レンダリング処理や、ＭＰＲ処理などを施すことにより、３次元画像データやＭＰＲ画像データなどを生成する。表示制御部７は、画像処理部６から出力される３次元画像データなどを受けると、３次元画像などを表示部８に表示させる。この３次元画像は、超音波造影剤（レボピスト）で発生した高調波成分に基づいて作成されているため、超音波造影剤（レボピスト）が３次的に映像化されている。これにより、超音波造影剤（レボピスト）が浸透している血管や組織などを３次的に明瞭に映像化することが可能となる。

【０１３５】

そして、タイマー９１が予め設定された時間を計測すると、制御部９は３Ｄスキャンを中止して２Ｄスキャンを実行させるために、スキャン切替命令をプローブ内スキャン制御部３３及びフィルタ切替部４１に出力する。今度は、２Ｄスキャンの実施命令を出力する。これにより、３Ｄスキャンが中止され（ステップＳ１３）、再び２Ｄスキャンが行なわれる（ステップＳ１０）。

30

【０１３６】

第１の動作と同様に、設定された時間が経過しなくても、１回のボリュームスキャンが終了した場合に、制御部９が、スキャン切替命令をプローブ内スキャン制御部３３及びフィルタ切替部４１に出力しても良い。この場合、カウンタを備えて３Ｄスキャンの回数をカウントし、そのカウンタが１回のボリュームスキャンをカウントすると、制御部９がスキャン切替命令を出力する。

40

【０１３７】

制御部９が再びＥＣＧトリガ信号を受けると（ステップＳ１１）、３Ｄスキャンを実行して超音波造影剤を映像化する（ステップＳ１２）。図１０に示すように、Ｒ波が検出されてＥＣＧトリガ信号が制御部９に出力されるたびに、３Ｄスキャンを行ない、その３Ｄスキャンの間に２Ｄスキャンを実行する。

【０１３８】

以上のように、ＥＣＧトリガ信号に従って３Ｄスキャンを実行することで、同じ時相における超音波造影剤の３次元画像が得られる。つまり、超音波造影剤（レボピスト）が浸透した血管又は組織などの同じ時相の３次元画像が得られる。そして、３Ｄスキャンの間に２Ｄスキャンを行なうことで、組織像を２次元の動画として得ることができ、さらに、

50

その２Ｄスキャンを行なっている間に超音波造影剤（レボピスト）を関心領域まで浸透させることが可能となる。これにより、超音波造影剤が浸透していく様子を３次元画像として表示し、観察することが可能となる。

【０１３９】

なお、この第２の動作においても、第１の動作と同様に、２Ｄスキャンとしてパイプラインスキャンを実施して、互いに直交するＢモード断層像を表示部８に表示しても良い。また、３Ｄスキャンを行なうことでボクセルデータ（ボリュームデータ）が得られた場合、そのボクセルデータに対してボリューム・レンダリングを行って３次元画像を生成する代わりに、Ｃ面像、ＭＩＰ画像又はＭＩＮＩＰ画像などを生成して表示部８に表示しても良い。

10

【０１４０】

（第３の動作）

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置１の第３の動作について、図１１及び図１２を参照しつつ説明する。図１１は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の第３の動作を順番に示すフローチャートである。図１２は、ＥＣＧトリガ信号に従った、ボリュームスキャン（３Ｄスキャン）と２Ｄスキャンとの切り換えのタイミングを説明するための図である。

【０１４１】

この第３の動作では、超音波診断装置１は、心電計（図示しない）から出力されるＥＣＧトリガ信号に従って３Ｄスキャンと２Ｄスキャンとを切り換えてスキャンを行なう。また、前回行った３Ｄスキャンのタイミングと、今回行なう３Ｄスキャンのタイミングを所定の時間だけずらして３Ｄスキャンを行なう。これにより、毎回、異なる時相における超音波造影剤の３次元画像を得ることができる。

20

【０１４２】

また、この第３の動作においても第１の動作と同様に、比較的高音圧の超音波を受けると破壊される超音波造影剤（レボピスト）を使用する。

【０１４３】

まず、被検体に超音波造影剤（レボピスト）を注入する。制御部９は、２Ｄスキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部３３及びフィルタ切替部４１に出力する。これにより、送受信部３は、２次元アレイ超音波プローブ２に比較的低音圧の超音波で２次元スキャン面をスキャンさせる（ステップＳ２０）。

30

【０１４４】

上述した第１の動作及び第２の動作と同様に、２Ｄスキャンを行なった場合、ＲＦデータは基本周波数用フィルタ４３にてフィルタ処理が施され、その後、ラスタデータ生成部４４にてＢモード超音波ラスタデータが生成され、ＤＳＣ５にてＢモード断層像データが生成され、Ｂモード断層像が表示部８に表示される。そして、制御部９からスキャンの切り替え命令が出力されるまで、送受信部３は２Ｄスキャンを継続する。これにより、表示部８には、Ｂモード断層像が動画として表示される。

【０１４５】

そして、心電計（図示しない）が被検体の心電波形（ＥＣＧ信号）を収集し、図１２に示すようにＲ波が検出されると、ＥＣＧトリガ信号が制御部９に出力される。ここで、最初に出力されたＥＣＧトリガ信号を、便宜的にＥＣＧトリガ信号 I_1 とする。

40

【０１４６】

制御部９が、心電計からＥＣＧトリガ信号 I_1 を受信すると（ステップＳ２１）、スキャン変更命令をプローブ内スキャン制御部３３及びフィルタ切替部４１に出力する。この場合、制御部９は３Ｄスキャン実施命令を出力する。これにより、送受信部３は、２次元アレイ超音波プローブ２に比較的高音圧の超音波で３次元スキャン領域１０をスキャンさせる（ステップＳ２２）。

【０１４７】

上述した第１の動作及び第２の動作と同様に、３Ｄスキャンを行なった場合、ＲＦデー

50

タは高調波用フィルタ 4 2 にてフィルタ処理が施され、その後、ラスタデータ生成部 4 4 にて B モード超音波ラスタデータが生成され、D S C 5 にてボクセルデータ（ポリウムデータ）が生成され、そのボクセルデータ（ポリウムデータ）は画像処理部 6 に出力される。画像処理部 6 は、そのボクセルデータに対してポリウム・レンダリング処理などを施すことにより、3 次元画像データや M P R 画像データなどを生成する。これにより、表示部 8 には、超音波造影剤を表す 3 次元画像などが表示される。

【 0 1 4 8 】

そして、タイマー 9 1 が予め設定された時間を計測すると、制御部 9 は 3 D スキャンを中止して 2 D スキャンを実行させるために、スキャン切替命令をプロープ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。今度は、2 D スキャンの実施命令を出力する。これにより、3 D スキャンが中止され（ステップ S 2 3 ）、2 D スキャンが実行されて（ステップ S 2 3 ）、B モード断層像が動画として表示部 8 に表示される。

10

【 0 1 4 9 】

なお、第 1 の動作と同様に、設定された時間が経過する前であっても、1 回のポリウムスキャンを行なった後、制御部 9 が 2 D スキャン実施命令をプロープ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力しても良い。この場合、カウンタにより 3 D スキャンの回数をカウントし、そのカウンタが 1 回のポリウムスキャンをカウントすると、制御部 9 がスキャン切替命令（2 D スキャンの実施命令）をプロープ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。

【 0 1 5 0 】

20

そして、心電計により次の R 波が検出されると、再び E C G トリガ信号が制御部 9 に出力される。ここで、2 番目に出力された E C G トリガ信号を、便宜的に E C G トリガ信号 I_2 とする。

【 0 1 5 1 】

制御部 9 が E C G トリガ信号 I_2 を受信すると（ステップ 2 4 ）、制御部 9 は直ちにスキャンの切り換え命令を出力せずに、2 D スキャンを送受信部 3 に継続させる。制御部 9 は、E C G トリガ信号 I_2 を受信すると、タイマー 9 1 をリセットし、タイマー 9 1 に時間を計測させる。そして、タイマー 9 1 が、制御部 9 が E C G トリガ信号 I_2 を受信してからの時間を計測し、予め設定された時間 t が経過すると、制御部 9 はスキャン変更命令（3 D スキャンの実施命令）をプロープ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。時間 t は、操作者によって予め決定され、制御部 9 に接続されている記憶装置（図示しない）に予め記憶させておく。前回、E C G トリガ信号 I_1 を受けて直ちにスキャン変更命令（3 D スキャンの実施命令）を出力しているため、今回は、時間 t だけ時相をずらして（遅らせて）3 D スキャンを行なう。

30

【 0 1 5 2 】

制御部 9 から 3 D スキャンの実施命令が出力されると、送受信部 3 は、2 次元アレイ超音波プロープ 2 に比較的高音圧の超音波で 3 次元スキャン領域 1 0 をスキャンさせる（ステップ S 2 5 ）。

【 0 1 5 3 】

上述した第 1 の動作及び第 2 の動作と同様に、3 D スキャンを行なった場合、画像処理部 6 にて 3 次元画像データなどが生成され、表示部 8 に超音波造影剤を表す 3 次元画像などが表示される。

40

【 0 1 5 4 】

このとき表示される 3 次元画像は、R 波が検出されてから時間 t が経過した時にスキャンされて得られた画像である。従って、E C G トリガ信号 I_1 に従ってスキャンすることで得られた 3 次元画像と、時間 t が経過した時にスキャンされて得られた 3 次元画像とでは、収集された時相が異なり、時間 t だけずれている（遅れている）。このように、前回の時相と異なる時相で 3 D スキャンを行なうことで、異なる時相の 3 次元画像を表示して、観察することが可能となる。

【 0 1 5 5 】

50

そして、タイマー 9 1 が予め設定された時間を計測すると、制御部 9 は、スキャン切替命令（2 D スキャンの実施命令）を送受信部 3 などに出力する。なお、カウンタにより 1 回のボリュームスキャンがカウントされた場合に、制御部 9 が 2 D スキャン実施命令を送受信部 3 などに出力しても良い。これにより、2 D スキャンが実行されて（ステップ S 2 3）、B モード断層像が動画として表示部 8 に表示される。

【0156】

そして、心電計により次の R 波が検出されると、再び ECG トリガ信号が制御部 9 に出力される。ここで、3 番目に出力された ECG トリガ信号を、便宜的に ECG トリガ信号 I_3 とする。

【0157】

制御部 9 が ECG トリガ信号 I_3 を受信すると（ステップ S 2 4）、直ちにスキャンの切り換え命令を出力せずに、2 D スキャンを送受信部 3 に継続させる。そして、タイマー 9 1 が、制御部 9 が ECG トリガ信号 I_3 を受信してから時間を計測し、時間（2 t）経過すると、制御部 9 はスキャン変更命令（3 D スキャンの実施命令）をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。

【0158】

前回、ECG トリガ信号 I_2 を受けてから時間 t が経過したときにスキャン変更命令を出力しているため、今回は、さらに時間 t だけ時相を遅らせて 3 D スキャンを行なう（ステップ S 2 5）。つまり、ECG トリガ信号 I_3 を受けてから時間（2 t）が経過すると、制御部 9 はスキャン変更命令（3 D スキャンの実施命令）をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。

【0159】

以上のように、制御部 9 は、心電計から ECG トリガ信号を受けるたびに、時間 t ずつ時間を遅らせてスキャン変更命令（3 D スキャンの実施命令）を送受信部 3 などに出力する。つまり、制御部 9 は新たな ECG トリガ信号を受けるたびに、スキャン変更命令（3 D スキャンの実施命令）を出力するタイミングを遅らせる。これにより、3 D スキャンを行なう時相が時間 t ずつ遅れることになるため、毎回、異なる時相の 3 次元画像を得ることができる。そして、ステップ S 2 3 からステップ S 2 5 を繰り返し実施する。

【0160】

なお、この第 3 の動作においても、第 1 の動作と同様に、2 D スキャンとしてバイプレーンスキャンを実施して、互いに直交する B モード断層像を表示部 8 に表示しても良い。また、3 D スキャンを行なうことでボクセルデータ（ボリュームデータ）が得られた場合、そのボクセルデータに対してボリューム・レンダリングを行って 3 次元画像を生成する代わりに、C 面像、MIP 画像又は MINIP 画像などを生成して表示部 8 に表示しても良い。

【0161】

なお、上記第 2 の動作及び第 3 の動作においては、1 心拍中に 1 回の 3 D スキャンを行なったが、2 以上の心拍中に 1 回の 3 D スキャンを行っても良い。例えば、超音波造影剤（レボピスト）の浸透状態に合わせて 3 D スキャンの実行回数を調整すれば良い。超音波造影剤（レボピスト）が浸透し難い場合は、複数の心拍中に 1 回の割合で 3 D スキャンを行なうことで、超音波造影剤（レボピスト）を破壊せずに関心領域まで浸透させることができる。

【0162】

（第 4 の動作）

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 の第 4 の動作について、図 1 3 を参照しつつ説明する。図 1 3 は、ECG トリガ信号に従った、ボリュームスキャン（3 D スキャン）と 2 D スキャンとの切り替えのタイミングを説明するための図である。

【0163】

この第 4 の動作では、上記の第 1 から第 3 の動作で用いた超音波造影剤（レボピスト）と異なり、低 MI（Mechanical Index）の超音波造影剤を用いる。この低

10

20

30

40

50

M I の超音波造影剤は、高音圧の超音波が照射されなくても高い造影効果が得られ、高輝度の画像が得られる。従って、この第 4 の動作では、上述した第 1 から第 3 の動作と異なり、比較的低音圧の超音波によりスキャンを行なう。その結果、超音波造影剤は超音波を受けても破壊されないため、1 心拍中に複数回、3 D スキャンを実施することが可能となる。

【 0 1 6 4 】

また、この第 4 の動作では、超音波診断装置 1 は第 2 の動作及び第 3 の動作と同様に、心電計（図示しない）から出力される E C G トリガ信号に従って 3 D スキャンと 2 D スキャンとを切り換えてスキャンを行なう。

【 0 1 6 5 】

まず、被検体に低 M I の超音波造影剤を注入する。制御部 9 は、2 D スキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。プローブ内スキャン制御部 3 3 は、制御部 9 からの 2 D スキャンの実施命令を受けると、送信部 3 1 及び受信部 3 2 は、その 2 D スキャン実施命令に従って、2 次元アレイ超音波プローブ 2 に比較的低音圧の超音波で 2 次元スキャン面をスキャンさせる。そして、上記の第 1 から第 3 の動作と同様に、組織像の B モード断層像を表示部 8 に表示させる。制御部 9 からスキャンの切り替え命令が出力されるまで、送受信部 3 は 2 D スキャンを継続する。これにより、表示部 8 には、B モード断層像が動画として表示される。

【 0 1 6 6 】

そして、心電計（図示しない）により R 波が検出され、E C G トリガ信号が制御部 9 に出力されると、制御部 9 は、スキャン変更命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。この場合、先に 2 D スキャンが行なわれているため、制御部 9 は、3 D スキャンの実施命令をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。これにより、送受信部 3 は、2 次元アレイ超音波プローブ 2 に比較的低音圧の超音波で 3 次元スキャン領域 1 0 をスキャンさせる。

【 0 1 6 7 】

上述した第 1 から第 3 の動作と同様に、3 D スキャンを行なうことで、画像処理部 6 にて 3 次元画像データなどが生成され、表示部 8 には低 M I の超音波造影剤を表す 3 次元画像などが表示される。

【 0 1 6 8 】

そして、タイマー 9 1 が予め設定された時間を計測すると、制御部 9 は、スキャン切替命令（2 D スキャンの実施命令）を送受信部 3 などに出力する。これにより、2 D スキャンが実行されて、B モード断層像が動画として表示部 8 に表示される。なお、カウンタが 1 回のボリュームスキャンをカウントした場合に、制御部 9 が 2 D スキャン実施命令を送受信部 3 などに出力しても良い。

【 0 1 6 9 】

そして、2 D スキャンを行なっているときに、タイマー 9 1 が時間を計測し、予め設定された時間が経過すると、制御部 9 は、スキャン切替命令（3 D スキャンの実施命令）をプローブ内スキャン制御部 3 3 及びフィルタ切替部 4 1 に出力する。

【 0 1 7 0 】

低 M I の超音波造影剤は超音波が照射されても破壊されないため、3 D スキャンの時間間隔を短くしても、超音波造影剤を関心領域まで浸透させることが可能となる。従って、第 1 から第 3 の動作で行ったスキャンと異なり、1 心拍中に複数回、3 D スキャンを行うことができる。このように 1 心拍中に複数回、3 D スキャンを行なっても、超音波造影剤は破壊されないため、関心領域まで浸透させることができる。そして、1 心拍中で複数回、3 D スキャンを行なうことで、超音波造影剤が血管を浸透していく様子を 3 次元画像で観察することが可能となる。また、3 D スキャンの間に 2 D スキャンを行なうことで、組織像を動画として表示部 8 に表示させることができる。

【 0 1 7 1 】

そして、制御部 9 が、次の E C G トリガ信号を受けると、3 D スキャンの実施命令をブ

10

20

30

40

50

ローブ内スキャン制御部 33 及びフィルタ切替部 41 に出力し、3D スキャンを実施する。以後、上記のスキャンを繰り返して実施する。

【0172】

なお、この第4の動作においても、第1の動作と同様に、2D スキャンとしてパイプレンスキャンを実施して、互いに直交するBモード断層像を表示部8に表示しても良い。また、3D スキャンを行なうことでボクセルデータ(ボリュームデータ)が得られた場合、そのボクセルデータに対してボリューム・レンダリングを行って3次元画像を生成する代わりに、C面像、MIP画像又はMINIP画像などを生成して表示部8に表示しても良い。

【0173】

また、上記第2から第4の動作では、ECGトリガ信号に従って3D スキャンの実施のタイミングを計っていたが、2D スキャンを行なうことで得られるBモード断層像の形状変化に従って3D スキャンの実施のタイミングを計ることもできる。

【0174】

例えば、心臓を撮像している場合、2D スキャンを行なうことで、心臓のBモード断層像を動画として表示部8に表示することができる。画像処理部6は、順次収集されるBモード断層像データを受けて、Bモード断層像の形状の変化から心臓の動きの1周期を求める。そして、制御部9は、1周期ごとに3D スキャン実施命令を送受信部3等に出力する。このように、ECG信号によらなくても、Bモード断層等の形状変化からも心臓の動作周期を求めることができ、心臓の動きに同期させて超音波造影剤の3次元画像などを収集

10

20

【図面の簡単な説明】

【0175】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成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がスキャンする領域及びスキャン面を説明するための模式図である。

【図3】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の第1の動作を順番に示すフローチャートである。

【図4】パイプレンスキャンにおけるスキャン面を説明するための模式図である。

【図5】スキャンを行なうことで得られた画像を示す図である。

30

【図6】3次元スキャン領域におけるC面の位置を説明するための模式図である。

【図7】3次元スキャン領域におけるC面の位置と、厚み方向にあるC面画像の加算平均処理を説明するための模式図である。

【図8】Bモード断層像とC面画像の表示例を示す図である。

【図9】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の第2の動作を順番に示すフローチャートである。

【図10】ECGトリガ信号に従った、ボリュームスキャン(3D スキャン)と2D スキャンとの切り替えのタイミングを説明するための図である。

【図11】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の第3の動作を順番に示すフローチャートである。

40

【図12】ECGトリガ信号に従った、ボリュームスキャン(3D スキャン)と2D スキャンとの切り替えタイミングを説明するための図である。

【図13】ECGトリガ信号に従った、ボリュームスキャン(3D スキャン)と2D スキャンとの切り替えタイミングを説明するための図である。

【符号の説明】

【0176】

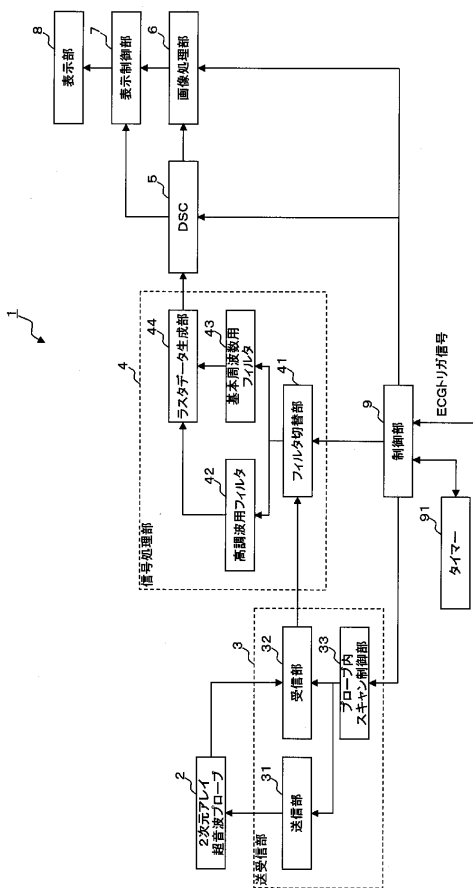
- 1 超音波診断装置
- 2 2次元アレイ超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部

50

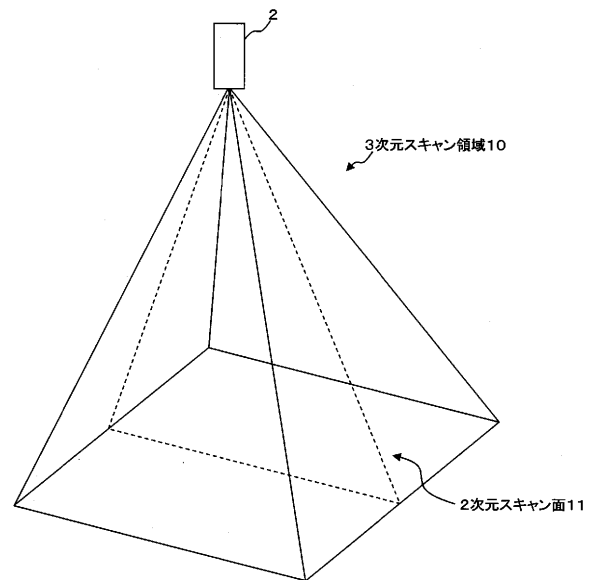
- 5 D S C
- 6 画像処理部
- 7 表示制御部
- 8 表示部
- 9 制御部
- 3 1 送信部
- 3 2 受信部
- 3 3 プロープ内スキャン制御部
- 4 1 フィルタ切替部
- 4 2 高調波用フィルタ
- 4 3 基本周波数用フィルタ
- 4 4 ラスタデータ生成部
- 9 1 タイマー

10

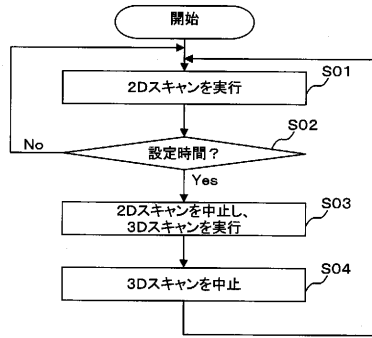
【図 1】



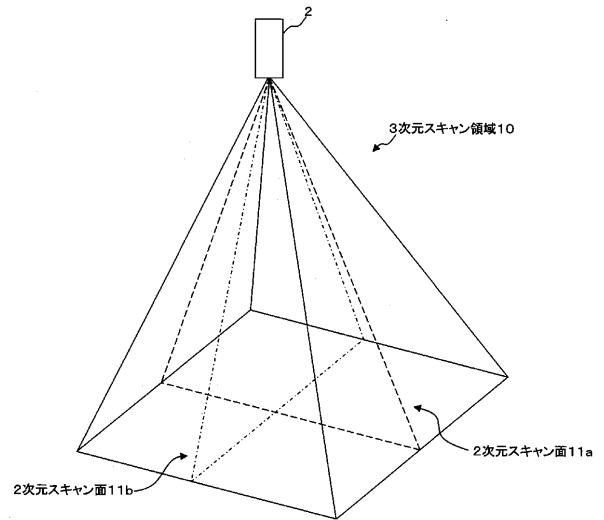
【図 2】



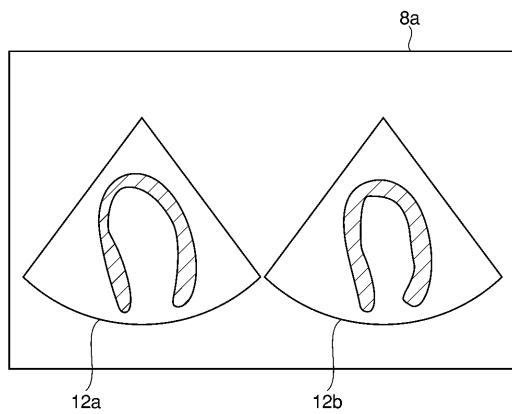
【図 3】



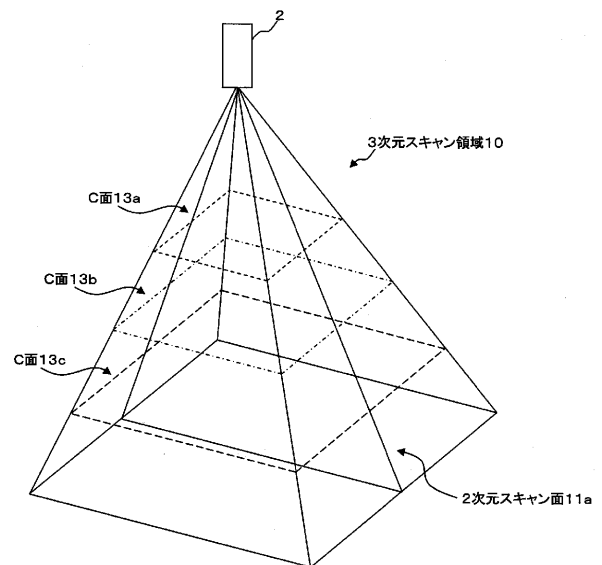
【図 4】



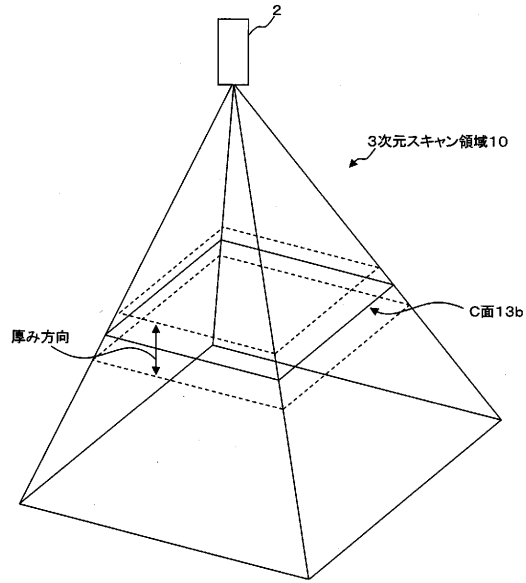
【図 5】



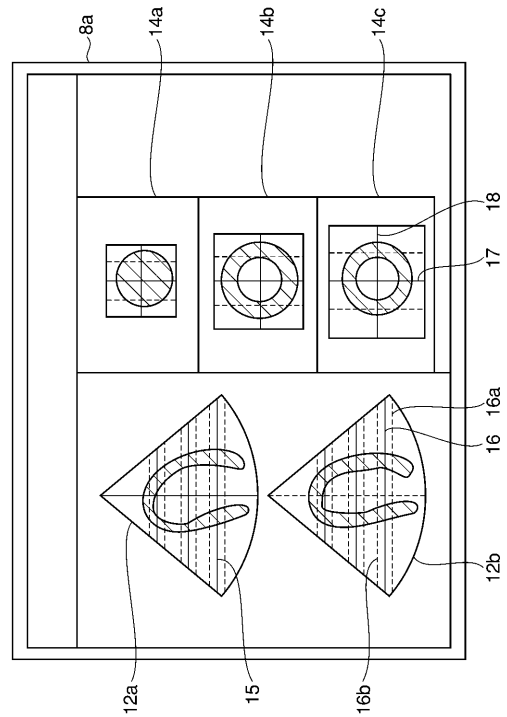
【図 6】



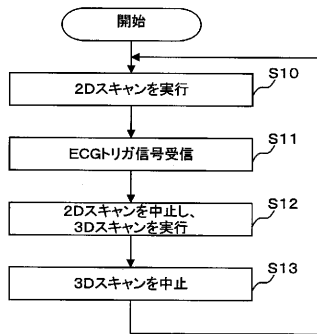
【図 7】



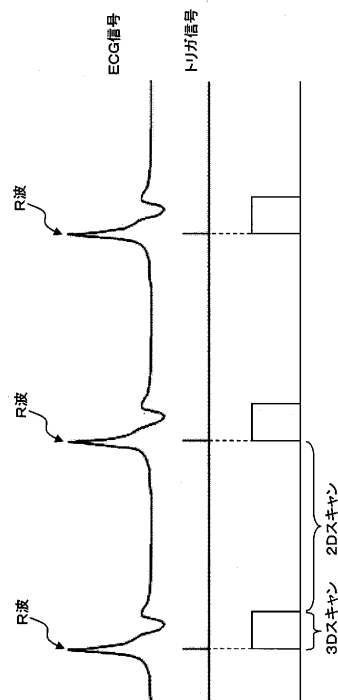
【図 8】



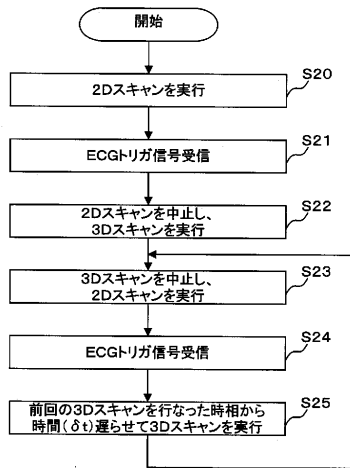
【図 9】



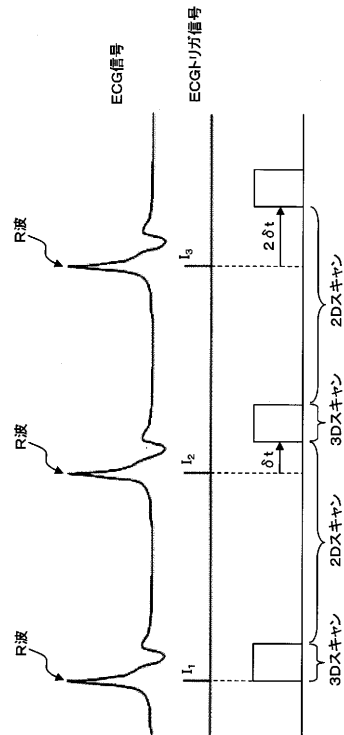
【図 10】



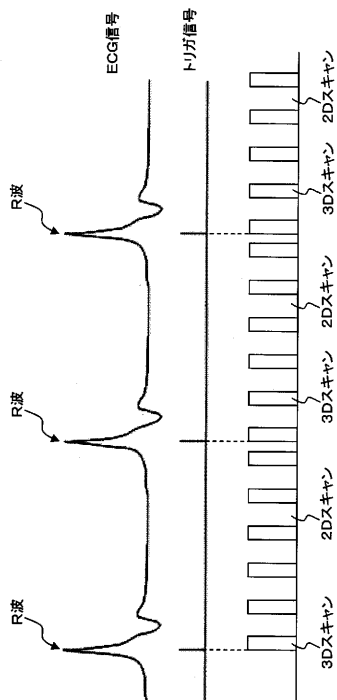
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

(72)発明者 神田 良一

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

(72)発明者 阿部 康彦

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

(72)発明者 潟口 宗基

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

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 DD03 DE06 DE10 EE05 EE07 EE22 FF08
GB06 HH05 HH12 HH15 HH16 JB45 JB48 JC21 JC30 JC31
JC33 JC37 KK12 KK15 KK19 KK21 KK24 KK25 KK31 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	JP2007082649A	公开(公告)日	2007-04-05
申请号	JP2005273265	申请日	2005-09-21
[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	橋本新一 川岸哲也 神田良一 阿部康彦 瀧口宗基		
发明人	橋本 新一 川岸 哲也 神田 良一 阿部 康彦 瀧口 宗基		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE05 4C601/EE07 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/HH05 4C601/HH12 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC21 4C601/JC30 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
其他公开文献	JP4764125B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断装置，其能够获得组织图像的实时图像并获得超声造影剂的清晰的三维图像。 SOLUTION：在将被高压声破坏的超声造影剂注入对象的状态下，收发器3扫描2D扫描平面，而3D扫描则扫描3D空间。并且由二维阵列超声波探头2交替执行。2D扫描发送和接收相对较低的声压超声波，而3D扫描发送和接收相对较高的声压超声波。在2D扫描中，实时性能良好，并且可以将B模式断层图像作为运动图像获得。此外，由于发送和接收低声压的超声波，所以超声波造影剂可以穿透感兴趣的区域而不被破坏。在3D扫描中，由于在高压下发送和接收超声波，所以超声造影剂被破坏并且获得具有高亮度的超声造影剂的三维图像。[选型图]图1

