(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4764125号
(P4764125)
(45)発行日　平成23年8月31日(2011.8.31)　(24)登録日　平成23年6月17日(2011.6.17)

(51)Int.Cl.　F I
A61B　8/00　(2006.01)　A61B　8/00

請求項の数 21　(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)
(65)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)
審査請求日　平成20年9月19日(2008.9.19)

(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
(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

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)【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、
所定の時間間隔内で、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、繰り返し実行させ、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前記２次元の平面からなるスキャン面を含む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、
所定の時間間隔内で、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切り換えるとともに、この切り換えを繰り返す切り換え信号を、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前記所定の時間間隔内で交互に前記２次元アレイ超音波プローブに、繰り返し実行させ、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前記２次元の平面からなるスキャン面を含む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２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２又は請求項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２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２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２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２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２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2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2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、前記２次元アレイ超音波プローブに対して、前記所定の時間間隔内で、前記第１のスキャンモードを実行する時間は、前記第２のスキャンモードを実行している時間より長い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１４】
前記シーケンシャル制御部は、前記所定の時間間隔内で、前記第１のスキャンモードを実行する時間は、前記第２のスキャンモードを実行している時間より長くなる切り換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して前記第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又は１３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した、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、又は請求項１４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又は１３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換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、又は請求項１４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、前記切り換え信号として、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換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、
所定の時間間隔内で、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繰り返して実行させ、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前記２次元の平面からなるスキャン面を含む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（レボビスト）などは、比較的高音圧の超音波が照射されることで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、一定の時間間隔を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】

超音波の走査線密度を減少させれば、ボリュー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、所定の時間間隔内で、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、繰り返し実行させ、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前記２次元の平面からなるスキャン面を含む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である。

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、所定の時間間隔内で、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切り換えるとともに、この切り換えを繰り返す切り換え信号を、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前記所定の時間間隔内で交互に前記２次元アレイ超音波プローブに、繰り返し実行させ、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前記２次元の平面からなるスキャン面を含む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である。

請求項３に記載の発明は、請求項２に記載の発明において、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。

請求項４に記載の発明は、請求項２又は請求項３のいずれかに記載の発明において、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。

請求項５に記載の発明は、請求項２から請求項４のいずれかに記載の発明において、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。

請求項６に記載の発明は、請求項２から請求項５のいずれかに記載の発明において、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７に記載の発明は、請求項６に記載の発明において、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。

請求項８に記載の発明は、請求項２から請求項５のいずれかに記載の発明において、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。

請求項９に記載の発明は、請求項２から請求項５のいずれかに記載の発明において、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。

請求項１０に記載の発明は、請求項２から請求項５のいずれかに記載の発明において、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。

請求項１１に記載の発明は、請求項２から請求項１０のいずれかに記載の発明において、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。

請求項１２に記載の発明は、請求項２から請求項１１のいずれかに記載の発明において、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。

請求項１３に記載の発明は、請求項１に記載の発明において、前記送受信部は、前記２次元アレイ超音波プローブに対して、前記所定の時間間隔内で、前記第１のスキャンモードを実行する時間は、前記第２のスキャンモードを実行している時間より長いことを特徴とする。

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発明において、前記シーケンシャル制御部は、前記所定の時間間隔内で、前記第１のスキャンモードを実行する時間は、前記第２のスキャンモードを実行している時間より長くなる切り換え信号を出力することを特徴とする。

請求項１５に記載の発明は、請求項１又は請求項１３のいずれかに記載の発明において、前記送受信部は、被検体の心臓の動きに同期して前記第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１６に記載の発明は、請求項２から請求項１２のいずれか、又は請求項１４に記載の発明において、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した、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１７に記載の発明は、請求項１又は請求項１３のいずれかに記載の発明において、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。

請求項１８に記載の発明は、請求項１７に記載の発明において、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。

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、又は請求項１４に記載の発明において、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換え信号を出力することを特徴とする。

請求項２０に記載の発明は、請求項１９に記載の発明において、　前記シーケンシャル制御部は、前記切り換え信号として、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換え信号を出力することを特徴とする。

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、所定の時間間隔内で、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繰り返して実行させ、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前記２次元の平面からなるスキャン面を含む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】

【００３６】
　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】
【００３７】
　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。
【００３８】
　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「レボビスト」を用いた場合について説明する。レボビストは、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、レボビ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、レボビ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。
【００４０】
　しかしながら、高音圧の超音波を受けるとレボビ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（レボビスト）が破壊され続ける。その結果、超音波造影剤（レボビスト）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（レボビスト）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（レボビスト）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（レボビスト）を関心領域に十分に行き渡らせることができる。
【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（レボビスト）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。
【００４３】

この実施形態では、上記の超音波造影剤（レボビスト）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。

【００４５】

ちなみに、ボリュームスキャン（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＝１２００本の走査線にしたとしても、レートは５ボリューム／ｓとなってしまう。従って、３Ｄ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。

【００４６】

この実施形態のように、高音圧の超音波で３Ｄスキャンを行なって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２Ｄ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。

【００４７】

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（ＰＷ）又は連続波ドプラ（ＣＷ））、血流情報を２次元的に表示するＣＦＭ（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。

【００４８】

（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。

【００４９】

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。

【００５０】

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。

【００５１】

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。

【００５２】

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。

【００５３】

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（３Ｄスキャン）又は２Ｄ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。

【００５４】

プローブ内スキャン制御部３３は、制御部９から送られる、３Ｄスキャンと２Ｄスキャンの切り換え命令に従って、ボリュームスキャン（３Ｄスキャン）と２Ｄスキャンの切り替えを行なう。送信部３１と受信部３２は、そのスキャンの切り替えに従って、３Ｄスキャン又は２Ｄ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１０、又は、２次元の平面からなる２次元スキャン面１１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。

【００５５】

送信部３１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を発生し、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。

【００５６】

受信部３２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３２によって加算処理された信号を「ＲＦデータ（または、生データ）」と称する。受信部３２から出力されたＲＦデータは、信号処理部４に出力される。

【００５７】

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４１、高調波用フィルタ４２、基本周波数用フィルタ４３、及びラスタデータ生成部４４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、エコーのドプ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。

【００５８】

フィルタ切替部４１は、制御部９から送られる、３Ｄスキャンと２Ｄ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ＲＦデータを高調波用フィルタ４２又は基本周波数用フィルタ４３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３Ｄスキャンが行なわれるため、フィルタ切替部４１は、３Ｄスキ

ャンを行なった場合に得られるＲＦデータを高調波用フィルタ４２に出力する。また、組織像を映像化する場合は２Ｄスキャンが行なわれるため、フィルタ切替部４１は、２Ｄスキャンを行なった場合に得られるＲＦデータを基本周波数用フィルタ４３に出力する。

【００５９】

高調波用フィルタ４２及び基本周波数用フィルタ４３は、送受信部３から送られるＲＦ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４２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４４に出力する。一方、基本周波数用フィルタ４３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４４に出力する。

【００６０】

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。

【００６１】

超音波造影剤を映像化するために３Ｄスキャンを行なう場合は、フィルタ切替部４１は、その３Ｄスキャンにより得られたＲＦデータを高調波用フィルタ４２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２Ｄスキャンを行う場合は、フィルタ切替部４１は、その２Ｄスキャンにより得られたＲＦデータを基本周波数用フィルタ４２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。

【００６２】

ラスタデータ生成部４４は、高調波用フィルタ４２又は基本周波数用フィルタ４３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４４は、高調波用フィルタ４２又は基本周波数用フィルタ４３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。

【００６３】

また、信号処理部４は、既知のドプラモード処理部やＣＦＭ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（ＰＷドプラ法）又は連続波ドプラ法（ＣＷ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ＦＦＴ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、ＣＦＭ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、ＣＦＭ処理部は、位相検波回路、ＭＴＩ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ＣＦＭ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（ＭＴＩ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。

【００６４】

ＤＳＣ５（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。
【００６５】
３Ｄスキャンが実行された場合、ＤＳＣ５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。また、ＤＳＣ５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、２Ｄスキャンが実行された場合、ＤＳＣ５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。
【００６６】
画像処理部６は、ボリュームスキャン（３Ｄスキャン）が行われた場合に、ＤＳＣ５から出力されたボクセルデータ（ボリュームデータ）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（ボリュームデータ）に対してボリューム・レンダリング（Ｖｏｌｕｍｅ　Ｒｅｎｄｅｒｉｎｇ：以下、ＶＲ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。このボリューム・レンダリングは、超音波診断装置以外のＸ線ＣＴ装置やＭＲＩ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。
【００６７】
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。
【００６８】
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ＭＰＲ画像処理などを施すことも可能である。
【００６９】
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（ＭＩＰ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（ＭＩＮＩＰ画像）と称する。
【００７０】
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、ＭＰＲ（Ｍｕｌｔｉ　Ｐｌａｎｅ　Ｒｅｃｏｎｓｔｒｕｃｔｉｏｎ）画像と称する。
【００７１】
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。
【００７２】
表示制御部７は、ＤＳＣ６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ＭＰＲ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ＭＰＲ画像などを表示部８に表示させる。また、表示制御部７は、２Ｄスキャンで得られたＢモード断層像と、３Ｄ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。
【００７３】
表示部８はＣＲＴ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ＭＰＲ画像などが表示される。

【００７４】
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３３及びフィルタ切替部４１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。
【００７５】
制御部９にはタイマー９１が接続されている。このタイマー９１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９１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３３及びフィルタ切替部４１に出力する。
【００７６】
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（ＥＣＧ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（ＥＣＧ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ＥＣＧ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。
【００７７】
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３３及びフィルタ切替部４１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４１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４２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。
【００７８】
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、ＤＳＣ５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。
【００７９】
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。
【００８０】
（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。
【００８１】
（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。

【００８２】

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３３及びフィルタ切替部４１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９１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３３及びフィルタ切替部４１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。

【００８３】

まず、被検体に超音波造影剤（レボビスト）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。さらに、制御部９は、タイマー９１をリセットし、時間計測開始の命令をタイマー９１に出力する。これにより、タイマー９１は、２Ｄスキャンが開始されてからの時間を計測し始める。

【００８４】

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（レボビスト）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（レボビスト）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。

【００９２】

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（レボビスト）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（レボビスト）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（レボビスト）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。

【００９３】

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Ｓ０４）、再び２Ｄスキャンが実施される（ステップＳ０１）。

【００９４】

このように、一定時間ごとに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。

【００９５】

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、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に出力しても良い。この場合、制御部９に、３Ｄ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（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。

【００９６】

以上のように、ボリュームスキャン（３Ｄ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（３Ｄスキャン）を行う間に、２Ｄ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（レボビスト）は、ボリュー

ムスキャン（３Ｄスキャン）を行うことで破壊されるが、３Ｄスキャンを一時的に中止することで、超音波造影剤（レボビスト）を関心領域まで浸透させることができ、超音波造影剤（レボビスト）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、３Ｄ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２Ｄ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２Ｄスキャンを行なっている間に、超音波造影剤（レボビスト）を関心領域まで浸透させることが可能となる。

【００９７】

また、比較的低音圧で２Ｄ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。

【００９８】

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１１ａとスキャン面１１ｂとを交互にスキャンさせる。スキャン面１１ａとスキャン面１１ｂとは互いに直交する面である。これにより、スキャン面１１ａにおけるＢモード断層像データとスキャン面１１ｂ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２Ｄ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８ａ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１１ａとスキャン面１１ｂとをスキャンさせる。このスキャンの結果、ＤＳＣ５にて、スキャン面１１ａのＢモード断層像データと、スキャン面１１ｂ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８ａ上に、収集されたＢモード断層像１２ａと、Ｂモード断層像１２ａに直交するＢモード断層像１２ｂとを表示させる。Ｂモード断層像１２ａは、図４に示すスキャン面１１ａ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１２ｂは、図４に示すスキャン面１１ｂ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、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。これにより、比較的高音圧の超音波で３Ｄ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、２Ｄ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（レボビスト）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、ＭＰＲ処理を行って任意断面の画像データ（ＭＰＲ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、３Ｄ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ＭＰＲ処理を行って、任意断面のＭＰＲ画像データを生成する。

【０１０４】

上述したように３Ｄ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（ＭＰＲ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ＭＰＲ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ＭＰＲ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。

【０１０５】

また、画像処理部６は、ＭＰＲ画像の厚み方向にある複数のＭＰＲ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ＭＰＲ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ＭＰＲ画像を生成する。なお、切断面の他、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。

【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。

【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。

【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。こられＣ面画像は、超音波造影剤を映像化した画像である。
【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スキャンとしてバイプレー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及び１４ｃの位置、つまり、Ｃ面１３ａ、１３ｂ及び１３ｃ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１３ｃの位置を示すため、表示制御部７は、Ｂモード断層像１２ａ上にＣ面１３ｃの位置を示すマーカ１５を表示させ、Ｂモード断層像１２ｂ上にＣ面１３ｃの位置を示すマーカ１６を表示させる。Ｃ面１３ａ及びＣ面１３ｂについてもＣ面１３ｃと同様に、Ｂモード断層像１２ａ及びＢモード断層像１２ｂ上に、それらの位置を示すマーカを表示させる。
【０１１６】
同様に、表示制御部７は、Ｃ面画像１４ａ、１４ｂ及び１４ｃ上にＢモード断層像１２ａ及び１２ｂの位置、つまり、２次元スキャン面１１ａ及び１１ｂ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１２ａの位置、つまり、２次元スキャン面１１ａの位置を示すため、表示制御部７は、Ｃ面画像１４ａ、１４ｂ及び１４ｃ上に２次元スキャン面１１ａの位置を示すマーカ１７を表示させる。また、Ｂモード断層像１２ｂの位置、つまり、２次元スキャン面１１ｂの位置を示すため、表示制御部７は、Ｃ面画像１４ａ、１４ｂ及び１４ｃ上に２次元スキャン面１１ｂの位置を示すマーカ１８を表示させる。２次元スキャン面１１ａ及び１１ｂは互いに直交しているため、マーカ１７及び１８も互いに直交して表示される。
【０１１７】
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１３ａを中心とした厚み付きＣ面画像、Ｃ面１３ｂを中心とした厚み付きＣ面画像、及びＣ面１３ｃ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。
【０１１８】
さらに、表示制御部７は、Ｂモード断層像１２ａ及び１２ｂ上にＣ面１３ａ、１３ｂ及び１３ｃの位置を示すマーカ１５及び１６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１２ｂ上にＣ面１３ｃを示すマーカ１６を表示させるとともに、Ｃ面１３ｃを中心とした厚み方向の幅を示すマーカ１６ａ及び１６ｂを表示させる。Ｃ面１３ａ及びＣ面１３ｂについてもＣ面１３ｃと同様に、Ｂモード断層像１２ａ及びＢモード断層像１２ｂ上に、厚み方向の幅を示すマーカを表示させる。
【０１１９】
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。

【０１２０】

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、３Ｄ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。

【０１２１】

上述したように３Ｄ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、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。

【０１２２】

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。

【０１２３】

（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、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。

【０１２４】

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。

【０１２５】

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（レボビスト）を使用する。

【０１２６】

まず、被検体に超音波造影剤（レボビスト）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）。

【０１２７】

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。

【０１２８】

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。

【０１２９】

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。

【０１３０】

そして、心電計（図示しない）が被検体の心電信号（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。

【０１３１】

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、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（レボビスト）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のフィルタ切替部４１に出力する。

【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。

【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（レボビスト）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（レボビスト）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（レボビスト）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。

【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スキュンを中止して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）。
【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。
【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（レボビスト）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、その２Ｄスキャンを行なっている間に超音波造影剤（レボビスト）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、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。
【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。
【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（レボビスト）を使用する。
【０１４３】
　まず、被検体に超音波造影剤（レボビスト）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）。
【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。

【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データは高調波用フィルタ４２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（ボリュームデータ）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ボリューム・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ＭＰＲ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。

【０１４８】

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Ｓ２３）、２Ｄスキャンが実行されて（ステップＳ２３）、Ｂモード断層像が動画として表示部８に表示される。

【０１４９】

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回のボリュームスキャンを行なった後、制御部９が２Ｄスキャン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に出力しても良い。この場合、カウンタにより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（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。

【０１５０】

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、２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$Ｉ_2$とする。

【０１５１】

制御部９がＥＣＧトリガ信号$Ｉ_2$を受信すると（ステップ２４）、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、２Ｄスキャンを送受信部３に継続させる。制御部９は、ＥＣＧトリガ信号$Ｉ_2$を受信すると、タイマー９１をリセットし、タイマー９１に時間を計測させる。そして、タイマー９１が、制御部９がＥＣＧ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δｔが経過すると、制御部９はスキャン変更命令（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。時間δｔ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、ＥＣＧトリガ信号$Ｉ_1$を受けて直ちにスキャン変更命令（３Ｄスキャンの実施命令）を出力しているため、今回は、時間δｔだ

け時相をずらして（遅らせて）３Ｄスキャンを行なう。

【０１５２】

制御部９から３Ｄ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Ｓ２５）。

【０１５３】

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、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。

【０１５４】

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δｔ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、ＥＣＧ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δｔ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δｔ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３Ｄ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。

【０１５５】

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、スキャン切替命令（２Ｄ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２Ｄ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、２Ｄスキャンが実行されて（ステップＳ２３）、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Ｓ２４）、直ちにスキャンの切り換え命令を出力せずに、２Ｄスキャンを送受信部３に継続させる。そして、タイマー９１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（２δｔ）経過すると、制御部９はスキャン変更命令（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。

【０１５８】

前回、ＥＣＧトリガ信号$Ｉ_{2}$を受けてから時間δｔ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δｔだけ時相を遅らせて３Ｄスキャンを行なう（ステップＳ２５）。つまり、ＥＣＧトリガ信号$Ｉ_{3}$を受けてから時間（２δｔ）が経過すると、制御部９はスキャン変更命令（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。

【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δｔづつ時間を遅らせてスキャン変更命令（３Ｄ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（３Ｄ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、３Ｄスキャンを行なう時相が時間δｔづ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Ｓ２３からステップＳ２５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、２Ｄ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、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。

【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３Ｄスキャンを行なったが、２以上の心拍中に１回の３Ｄスキャンを行っても良い。例えば、超音波造影剤（レボビスト）の浸透状態に合わせて３Ｄスキャンの実行回数を調整すれば良い。超音波造影剤（レボビスト）が浸透し難い場合は、複数の心拍中に１回の割合で３Ｄスキャンを行なうことで、超音波造影剤（レボビスト）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１３を参照しつつ説明する。図１３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（レボビス）と異なり、低ＭＩ（Ｍｅｃｈａｎｉｃａｌ　Ｉｎｄｅｘ）の超音波造影剤を用いる。この低ＭＩ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、３Ｄスキャンを実施することが可能となる。

【０１６４】

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。

【０１６５】

まず、被検体に低ＭＩの超音波造影剤を注入する。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は、制御部９からの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。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。

【０１６６】

そして、心電計（図示しない）によりＲ波が検出され、ＥＣＧ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。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１０をスキャンさせる。

【０１６７】

上述した第１から第３の動作と同様に、３Ｄ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ＭＩの超音波造影剤を表す３次元画像などが表示される。

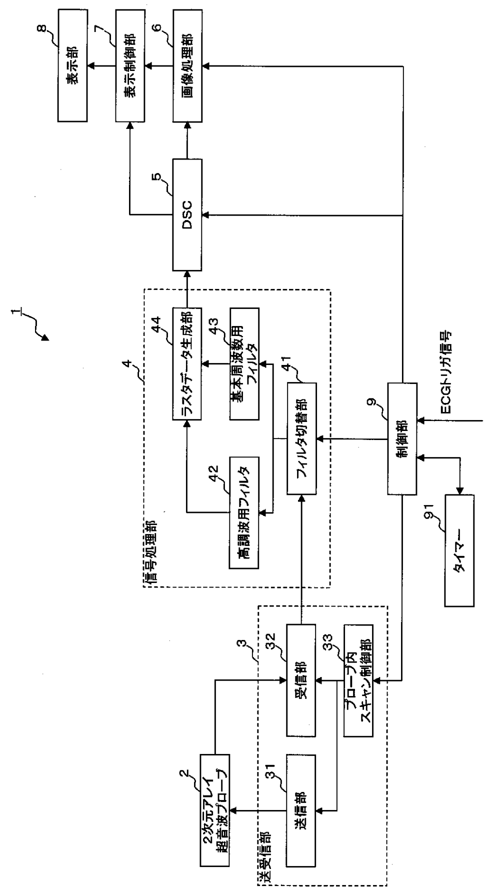
【０１６８】

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、スキャン切替命令（２Ｄ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、２Ｄ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

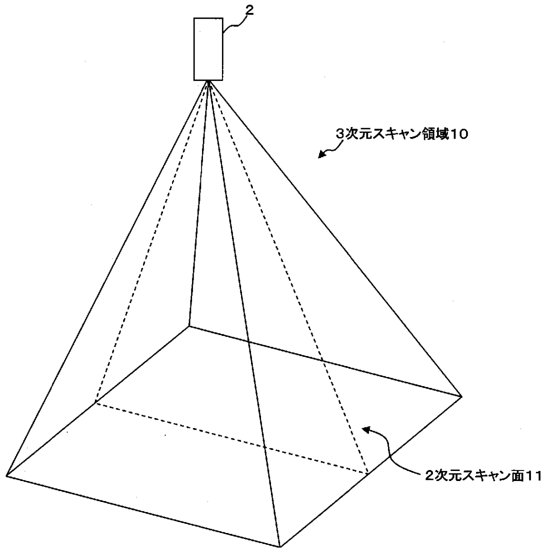
１回のボリュームスキャンをカウントした場合に、制御部９が２Ｄスキャン実施命令を送受信部３などに出力しても良い。
【０１６９】
そして、２Ｄスキャンを行なっているときに、タイマー９１が時間を計測し、予め設定された時間が経過すると、制御部９は、スキャン切替命令（３Ｄスキャンの実施命令）をプローブ内スキャン制御部３３及びフィルタ切替部４１に出力する。
【０１７０】
低ＭＩの超音波造影剤は超音波が照射されても破壊されないため、３Ｄスキャンの時間間隔を短くしても、超音波造影剤を関心領域まで浸透させることが可能となる。従って、第１から第３の動作で行ったスキャンと異なり、１心拍中に複数回、３Ｄスキャンを行うことができる。このように１心拍中に複数回、３Ｄ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、３Ｄ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、３Ｄスキャンの間に２Ｄ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。
【０１７１】
そして、制御部９が、次の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、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することが可能となる。
【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】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】スキャンを行なうことで得られた画像を示す図である。
【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。
【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
５　ＤＳＣ
６　画像処理部
７　表示制御部
８　表示部
９　制御部
３１　送信部
３２　受信部
３３　プローブ内スキャン制御部
４１　フィルタ切替部
４２　高調波用フィルタ
４３　基本周波数用フィルタ
４４　ラスタデータ生成部
９１　タイマー

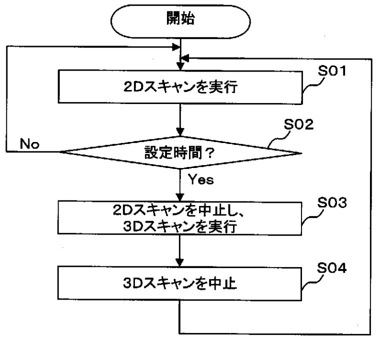
【図１】


1
表示部
8
表示制御部
7
画像処理部
6
DSC
5
信号処理部
4
ラスタデータ生成部
44
基本周波数用フィルタ
43
フィルタ切替部
41
高調波用フィルタ
42
制御部
9
ECGトリガ信号
タイマー
91
送受信部
3
受信部
32
プローブ内スキャン制御部
33
送信部
31
2次元アレイ超音波プローブ
2

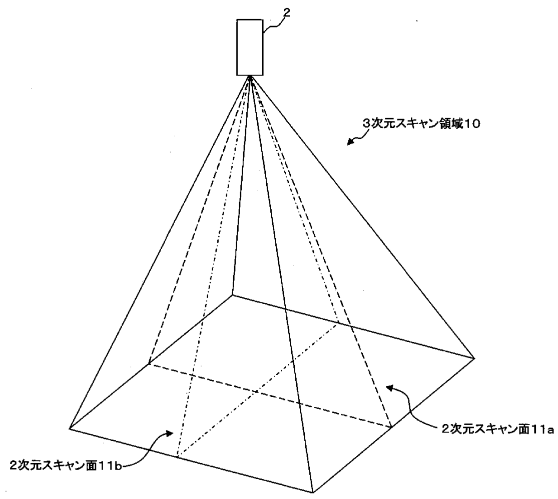
【図２】


2
3次元スキャン領域10
2次元スキャン面11

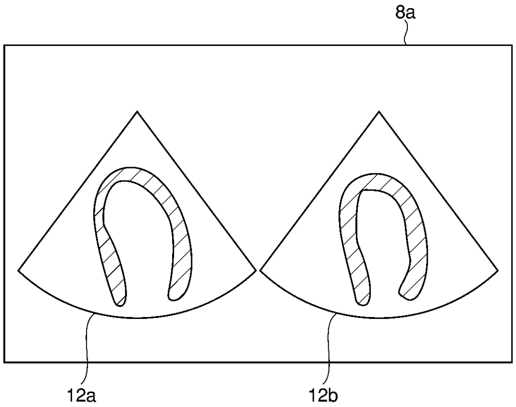
【図３】


開始
2Dスキャンを実行
S01
設定時間？
S02
No
Yes
2Dスキャンを中止し、
3Dスキャンを実行
S03
3Dスキャンを中止
S04

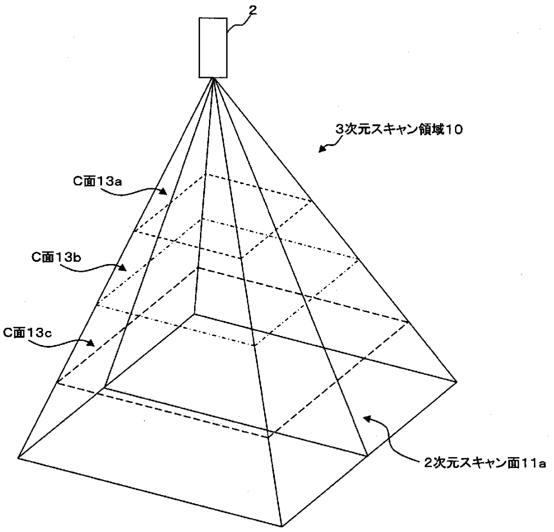
【図４】


2
3次元スキャン領域10
2次元スキャン面11a
2次元スキャン面11b

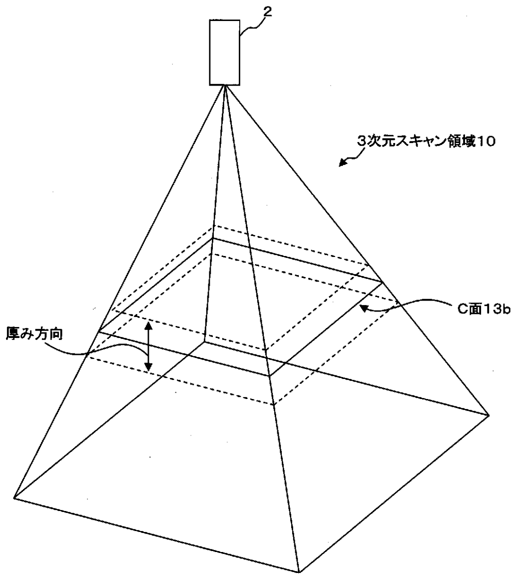
【図５】


8a
12a
12b

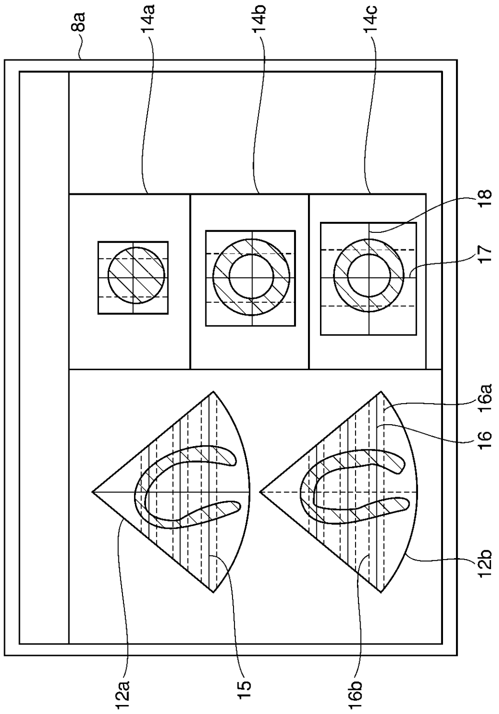
【図６】


2
3次元スキャン領域10
C面13a
C面13b
C面13c
2次元スキャン面11a

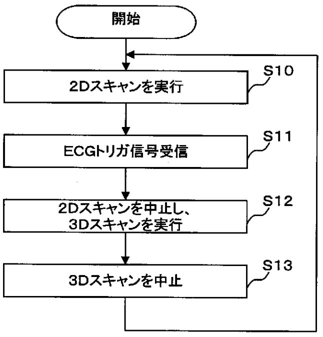
【図７】


2
3次元スキャン領域10
厚み方向
C面13b

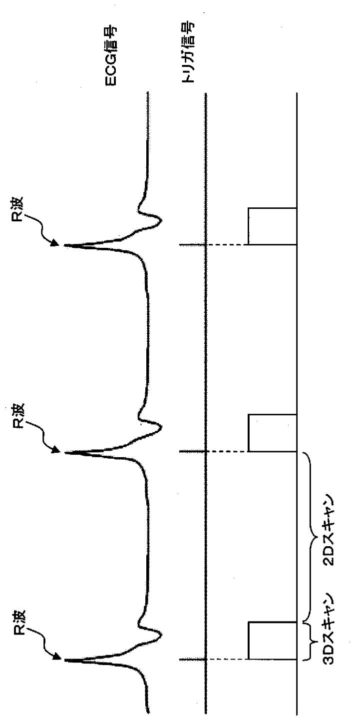
【図８】


8a
14a
14b
14c
18
17
16a
16
12b
12a
15
16b

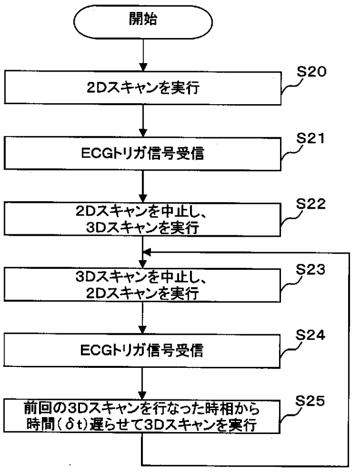
【図９】



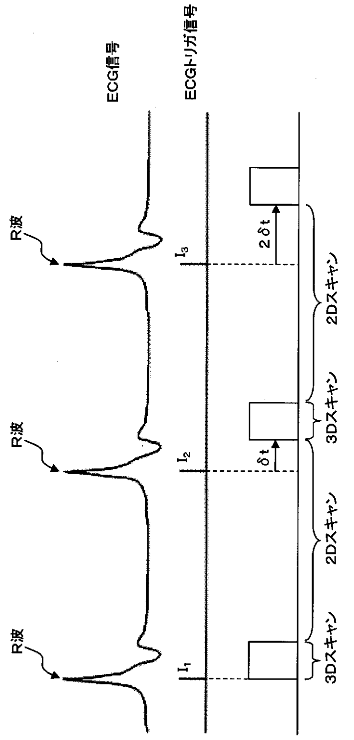
【図１０】



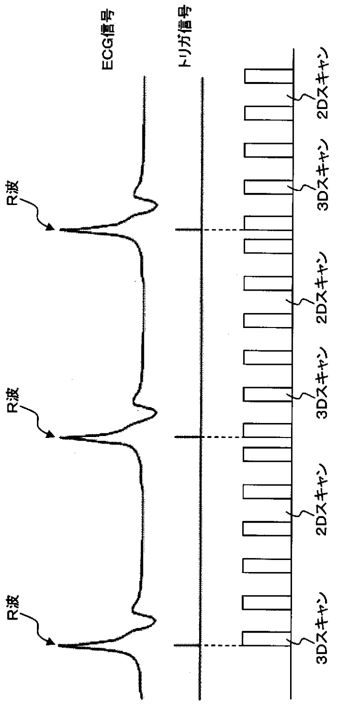
【図１１】



【図１２】



【図１３】


ECG信号
トリガ信号
R波
R波
R波
2Dスキャン
3Dスキャン
2Dスキャン
3Dスキャン
2Dスキャン
3Dスキャン

フロントページの続き

(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
(72)発明者　神田　良一
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　阿部　康彦
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　潟口　宗基
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

審査官　宮澤　浩

(56)参考文献　特開２０００－１３５２１７（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－１５９７２２（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－２４３３４２（ＪＰ，Ａ）
特開２００４－１４１５２３（ＪＰ，Ａ）
特開平１０－０７５９５１（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－１０７１８２（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－１０７１８５（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－３４０３４０（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－０４５３６０（ＪＰ，Ａ）

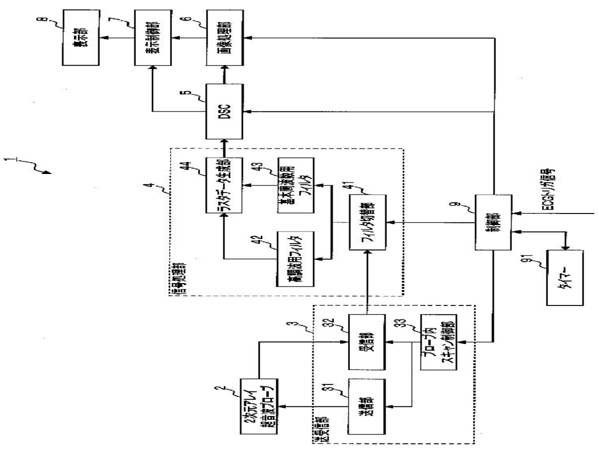
(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　８／００

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	JP4764125B2	公开(公告)日	2011-08-31
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		
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	橋本新一 川岸哲也 神田良一 阿部康彦 潟口宗基		
发明人	橋本 新一 川岸 哲也 神田 良一 阿部 康彦 潟口 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		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2007082649A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在确保实时特性的同时对组织成像，并利用超声造影剂获得清晰的三维图像的超声诊断设备。解决方案：发射/接收部件3使得二维阵列超声探头2执行用于扫描二维扫描表面的2D扫描和用于交替扫描三维空间的3D扫描，同时被超声造影剂破坏。将高声压注入受试者体内。在2D扫描中发送/接收具有相对低声压的超声波，并且在3D扫描中发送/接收具有相对高声压的超声波。获得B模式断层图像作为在2D扫描中具有优异实时特性的运动图像。由于在2D扫描中发送/接收具有低声压的超声波，超声造影剂可以渗透到相关区域而不被破坏。此外，由于在3D扫描中以高声压发送/接收超声波，超声造影剂被破坏，并且可以获得超声造影剂的高亮度三维图像。 Ž

【 図 1 】



【 図 3 】