

(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2007-7482

(P2007-7482A)

(43) 公開日 平成19年1月18日(2007.1.18)

(51) Int.Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

F I

A61B 8/06

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-287973 (P2006-287973)
 (22) 出願日 平成18年10月23日 (2006.10.23)
 (62) 分割の表示 特願平10-285219の分割
 原出願日 平成10年10月7日 (1998.10.7)

(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
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

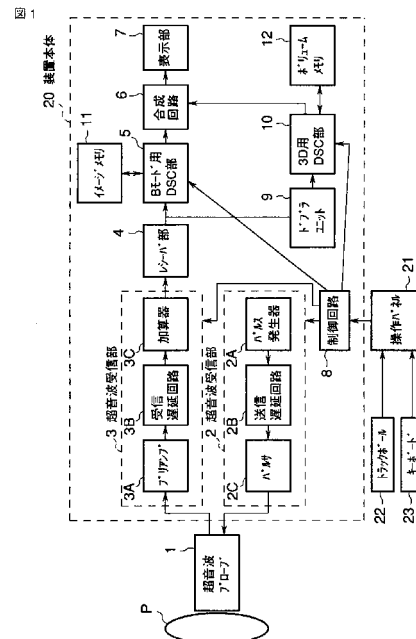
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】リアルタイムで3次元画像を表示する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】ある断層面に対して従来の2次元超音波診断装置以上の画質のBモード用スキャンを行い、従来装置以上のエコー輝度を示す断層像を得て、このBモード用スキャンと混在して、少なくともこの断層面を含む限られた3次元領域についてドブラモード用スキャンを行い、3次元血流画像を得て、断層像に3次元血流画像を重畳して表示する。このため、3次元血流画像が断層像の上に浮き出て見え、従来の2次元診断装置による診断に比較的近い形式で、しかも奥行き方向の情報までが観察でき、正確な診断を容易に下すことができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を超音波ビームで走査してエコー信号を収集する収集手段と、
前記収集手段による 2 次元領域の走査によって収集されたエコー信号に基づいて 2 次元断層像を得る手段と、

前記収集手段による 3 次元領域の走査によって収集されたエコー信号に基づいて 3 次元情報を得る手段と、

前記収集手段を制御して 2 次元断層像を生成するための走査と 3 次元情報を生成するための走査とを混在して行わせる走査制御手段とを具備し、

前記 3 次元領域は、前記 2 次元領域と交わることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記 2 次元領域を含む平面の一部分が前記 3 次元領域と交わ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 3 次元情報は血流情報であ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 4】

前記 3 次元情報は複数断層面の 2 次元断層像情報であ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 5】

前記 3 次元情報は前記断層像内に設定された関心領域を前記断層像に対して直交する方向に走査することにより得られることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記関心領域を前記断層像に対して直交する方向に走査する範囲は前記関心領域の周辺になるにつれて小さいことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記 3 次元情報は前記断層像より手前側の複数断層面、あるいは手前側及びその後ろ側の両方向の複数断層面の情報であ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 8】

前記表示手段は前記 3 次元情報の写像を前記断層像に重畳させて表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記表示手段は前記写像を示す補助フレームも表示することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示手段は、前記断層像のみを表示する第 1 のモードと、前記 3 次元情報のみを表示する第 2 のモードと、前記 3 次元情報と前記断層像とを重畳表示する第 3 のモードと、表示モードを第 1 乃至第 3 のいずれかのモードに切替え設定する手段とを具備す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 11】

前記収集手段は 2 次元配列振動子を具備し、

40

前記断層像は任意方向の断層面に関して得られ、

前記 3 次元情報は任意方向に対するエコー信号を基に得られ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 12】

3 次元領域を超音波ビームで走査してエコー信号を収集する手段と、

前記エコー信号に基づいて 2 次元断層像を得る手段と、

前記エコー信号に基づいて 3 次元情報を得る手段と、

前記 3 次元情報を前記 2 次元断層像に重畳させて表示する手段と、

前記収集手段を制御して 2 次元断層像を生成するための走査と 3 次元情報を生成するための走査とを混在して行わせる走査制御手段とを具備し、

50

前記 3 次元情報を生成するための走査は少なくとも前記 2 次元断層像を含む領域であり

、
前記 3 次元情報は前記断層像内に設定された関心領域を前記断層像に対して直交する方向に走査することにより得られ、

前記関心領域を前記断層像に対して直交する方向に走査する範囲は前記関心領域の周辺になるにつれて小さいことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、診断部位の 3 次元情報をリアルタイムに表示する超音波診断装置に関する。 10

【背景技術】

【0002】

従来公知の一般的な超音波診断装置は、1 次元配列（アレイ）振動子からなる探触子（超音波プローブ）を用いて超音波ビームを所定の断層面内で走査（スキャン）し、2 次元情報からなる断層像を表示するシステムである。これに対して、超音波プローブを移動させながら 3 次元空間を走査し、3 次元画像情報（いわゆる、ボリューム画像）を得る試みが、近年、盛んに行われている。超音波診断装置における 3 次元画像の表示は、新たな診断の可能性を開くものとして期待されている。具体的には、腹部用のコンベックスプローブやリニアアレイプローブを、手動または機械により移動させ超音波ビームの向きを変えたり、電子セクタプローブを回転させる機構を持った経食道用マルチプレーンプローブを用いる等の研究が進められている。 20

【0003】

このような 3 次元超音波診断装置は、3 次元情報を得るための 3 次元空間走査自体が従来の 2 次元超音波診断装置の断層走査に比べてかなりの時間を要するため、心臓などの動きの早い対象の場合は、動きの情報に追従できず、画像が大きく歪むことがある。また、動きが心臓ほど速くない腹部の場合でも、プローブの固定が十分ではなく、プローブの移動速度が一定ではない場合は、画像が大きく歪むことがある。

【0004】

そのため、電子走査式の 2 次元フェイズドアレイ振動子からなる 2 次元プローブを有し、超音波ビームを電子的に 3 次元空間で走査できる機能を持つ超音波プローブを備え、3 次元のボリューム像を 30 フレーム / 秒の実時間（リアルタイム）に近いフレームレートでスキャンし、3 次元画像を表示する超音波診断装置が開発されている。 30

【0005】

ここで、3 次元ボリューム像の利点は、言うまでもなく、従来の 2 次元的な断層像では得られなかった奥行き方向の情報が得られる点や、任意方向の視点から診断部位を観察可能な点である。しかし、これらの利点を生かした観察を行う場合、3 次元ボリューム像に対して、観察切断面の変更や回転などの操作が必須となる。この操作は、ある瞬間の画像を再生する場合や、数秒程度の動画を繰り返し再生する場合には比較的容易であるが、超音波診断画像のように連続した動画を扱う場合、処理速度の点から全ての 3 次元画像に対してこのような操作を行うわけにはいかない。また、全ての 3 次元画像に対して観察切断面の変更や回転などの操作が必要とは限らない。 40

【0006】

また、3 次元ボリューム像をリアルタイムで走査 / 表示する超音波診断装置において、3 次元ボリューム像を表示した場合でも、ある断層面については従来の 2 次元断層像とほぼ同一のフレームレートで画像を観察したい要求があると考えられるが、常に 3 次元空間を走査し、収集した 3 次元情報から 2 次元断層像を再構成する場合には、3 次元情報はリアルタイムのフレームレートを保つために解像度を多少犠牲にしているので、従来の 2 次元超音波診断装置と同等の画像の 2 次元情報を得るには、当該 3 次元空間に対して従来の 2 次元超音波診断装置以上の超音波エネルギーを与える必要があり、安全性の点で問題が 50

ある。

【特許文献１】特開平６－２２９６６号公報（段落００５０、段落００５２）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

このように従来の３次元超音波診断装置には、３次元情報の全てをリアルタイムに表示できないという欠点がある。また、２次元断層像を表示するためには、従来装置以上の超音波エネルギーが必要になる欠点がある。

【０００８】

本発明の目的は、従来の２次元超音波診断装置以上の画質の断層像を生成するとともに、少なくともこの断層像を含む３次元領域についての３次元画像を生成し、断層像に３次元画像を重畳して表示する超音波診断装置を提供することである。 10

【課題を解決するための手段】

【０００９】

前記課題を解決し目的を達成するために、本発明は以下に示す手段を用いている。

【００１０】

（１）本発明の一態様による超音波診断装置は、被検体を超音波ビームで走査してエコー信号を収集する収集手段と、前記収集手段による２次元領域の走査によって収集されたエコー信号に基づいて２次元断層像を得る手段と、前記収集手段による３次元領域の走査によって収集されたエコー信号に基づいて３次元情報を得る手段と、前記収集手段を制御して２次元断層像を生成するための走査と３次元情報を生成するための走査とを混在して行わせる走査制御手段とを具備し、前記３次元領域は、前記２次元領域と交わることを特徴とする。 20

【００１１】

（２）本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記（１）に記載した超音波診断装置であって、前記２次元領域を含む平面の一部分が前記３次元領域と交わることを特徴とする。

【００１２】

（３）本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記（１）に記載した超音波診断装置であって、前記３次元情報は血流情報であることを特徴とする。 30

【００１３】

（４）本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記（１）に記載した超音波診断装置であって、前記３次元情報は複数断層面の２次元断層像情報であることを特徴とする。

【００１４】

（５）本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記（１）に記載した超音波診断装置であって、前記３次元情報は前記断層像内に設定された関心領域を前記断層像に対して直交する方向に走査することにより得られることを特徴とする。

【００１５】

（６）本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記（５）に記載した超音波診断装置であって、前記関心領域を前記断層像に対して直交する方向に走査する範囲は前記関心領域の周辺になるにつれて小さいことを特徴とする。 40

【００１６】

（７）本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記（１）に記載した超音波診断装置であって、前記３次元情報は前記断層像より手前側の複数断層面、あるいは手前側及びその後ろ側の両方向の複数断層面の情報であることを特徴とする。

【００１７】

（８）本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記（１）に記載した超音波診断装置であって、前記表示手段は前記３次元情報の写像を前記断層像に重畳させて表示することを特徴とする。

【００１８】

(9) 本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記 (8) に記載した超音波診断装置であって、前記表示手段は前記写像を示す補助フレームも表示することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

(1 0) 本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記 (1) に記載した超音波診断装置であって、前記表示手段は、前記断層像のみを表示する第 1 のモードと、前記 3 次元情報のみを表示する第 2 のモードと、前記 3 次元情報と前記断層像とを重畳表示する第 3 のモードと、表示モードを第 1 乃至第 3 のいずれかのモードに切替え設定する手段とを具備することを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

(1 1) 本発明の他の態様による超音波診断装置は、上記 (1) に記載した超音波診断装置であって、前記収集手段は 2 次元配列振動子を具備し、前記断層像は任意方向の断層面に関して得られ、前記 3 次元情報は任意方向に対するエコー信号を基に得られることを特徴とする。 10

【 0 0 2 1 】

(1 2) 本発明の他の態様による超音波診断装置は、3次元領域を超音波ビームで走査してエコー信号を収集する手段と、前記エコー信号に基づいて2次元断層像を得る手段と、前記エコー信号に基づいて3次元情報を得る手段と、前記3次元情報を前記2次元断層像に重畳させて表示する手段と、前記収集手段を制御して2次元断層像を生成するための走査と3次元情報を生成するための走査とを混在して行わせる走査制御手段とを具備し、前記3次元情報を生成するための走査は少なくとも前記2次元断層像を含む領域であり、前記3次元情報は前記断層像内に設定された関心領域を前記断層像に対して直交する方向に走査することにより得られ、前記関心領域を前記断層像に対して直交する方向に走査する範囲は前記関心領域の周辺になるにつれて小さいことを特徴とする。 20

【発明の効果】

【 0 0 2 2 】

以上説明したように本発明によれば、従来の2次元超音波診断装置以上のレベルの走査条件で1断層面について2次元走査し、従来装置以上の画質のエコー輝度を示す断層像を表示し、少なくともこの断層面を含み、従来の3次元超音波診断装置の走査範囲より狭い3次元領域について3次元情報を得る走査を行い、少なくとも断層像を含む領域の3次元画像を得て、断層像に3次元画像を重畳して表示する。このように断層像が主となる表示において、3次元画像がその上に浮き出て見える表示手法を採用したため、従来の2次元診断装置による診断に比較的近い形式で、しかも奥行き方向の情報までが観察可能となり、正確な診断を容易に下すことができる。また、断層像表示が主であり、3次元走査範囲は従来よりも狭い限られた領域だけであるので、リアルタイムの観察が可能である。 30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 3 】

以下、図面を参照して本発明による超音波診断装置の好ましい実施形態を説明する。

【 0 0 2 4 】

第 1 実施形態

図 1 は本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。本実施形態は、電子走査式の 2 次元フェイズドアレイ超音波振動子からなり、超音波ビームを立体的に走査できる機能を持つ超音波プローブ 1 を備え、超音波プローブ 1 は被検体 P の体表面から体内の 3 次元空間に向けて超音波ビームを送信することができる。 40

【 0 0 2 5 】

所定のスキャン法にしたがって超音波プローブ 1 を駆動し、かつ超音波プローブ 1 の受信信号を処理する装置本体 2 0 が超音波プローブ 1 に接続される。装置本体 2 0 にはトラックボール 2 2、キーボード 2 3 等の指示入力装置が接続、あるいは設置され、オペレータからの指示情報を装置本体 2 0 に入力可能な操作パネル 2 1 が接続される。トラックボール 2 2、キーボード 2 3 等の入力装置は、従来の装置では装置条件の設定、関心領域 (R O I : Region of Interest) の設定を行うものであるが、本発明でも同様に諸条件を設 50

定、変更するために使用される。

【0026】

装置本体20は、超音波プローブ1に接続される超音波送信部2と超音波受信部3とを具備する。

【0027】

超音波送信部2は、パルス発生器2A、送信遅延回路2Bおよびパルサ2Cからなり、超音波プローブ1からパルス状の超音波ビームを生成し被検体Pの内部の3次元領域を走査する。2次元アレイからなる超音波プローブ1においては、送信遅延回路2Bの遅延制御により、空間的に任意の方向のエコー信号を得るためのフォーカス点の制御に加えて、断層像と垂直方向の音場制御も行うことにより、1次元アレイプローブに比べてより焦域を絞ったエコー信号が得られる。 10

【0028】

図2(a)、(b)にそれぞれセクタ方式、リニア方式の走査を行った場合の3次元/2次元断層音場のモデルを示す。2次元フェーズドアレイ超音波プローブ1によって、3次元のエコー信号を同時受信し、2次元のビームフォーミングをによって3次元的な情報を得る。また、2次元フェーズドアレイ超音波プローブ1は1枚の2次元断層像の画質改善にも使用されることがある。この場合、従来の1次元アレイプローブでは変更不可能であった音響レンズ方向の音場についても、2次元プローブにてy方向のビームフォーミングを行うことができるため、レンズ方向(y方向)のビーム音場の広がりを少なくすることができ、高画質化が図れる。3次元音場20,30は2次元フェーズドアレイ超音波プローブ1の全ての振動子にて同時受信ができる場合のものである。2次元断層音場21,31は超音波プローブ1のx方向の1列の振動子、あるいはレンズ方向(y方向)の音場の広がりを少なくするために複数列の振動子を用いて2次元ビームフォーミングを行う。なお、2次元断層音場21,31はx方向に平行の場合を示したが、y方向に平行な場合はy方向の1列、あるいは複数列の振動子を用いることになる。さらに、2次元断層音場21,31は遅延時間を制御することにより、x方向でもy方向でもない任意の斜め方向に形成することも可能である。 20

【0029】

超音波プローブ1から振動子、あるいは所定数の振動子からなるチャンネル毎に出力されるエコー信号は、超音波受信部3に取り込まれる。エコー信号は、チャンネル毎にプリアンプ3Aで増幅され、受信遅延回路3Bにより受信指向性を決定するのに必要な遅延時間が与えられ、加算器3Cで加算される。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射エコー成分が強調される。送信遅延回路2Bによる送信指向性と受信遅延回路3Bによる受信指向性とにより送受信の総合的な指向性を持った超音波ビームが形成される。 30

【0030】

超音波受信部3の出力はレシーバ部4(図示しないが、対数増幅器、包絡線検波回路、アナログディジタルコンバータ(A/Dコンバータ)から構成される)を介してBモード(断層像)用ディジタル走査コンバータ(DSC)部5、ドブラユニット9に供給される。Bモード用DSC部5は、超音波スキャンのラスト信号列をビデオフォーマットのラスト信号列からなるBモード断層像情報(以下、Bモード像と称する)に変換する。 40

【0031】

Bモード用DSC部5にはBモード像を格納するイメージメモリ11が接続される。イメージメモリ11は、Bモード用DSC部5の信号(超音波スキャンのラスト信号列、ビデオフォーマットのラスト信号列のいずれか一方、または両者)を記憶保持する半導体メモリから成る。Bモード用DSC部5の出力は合成回路6に供給される。

【0032】

ドブラユニット9の出力は3次元画像(3D)用DSC部10に供給される。ドブラユニット9はドブラ信号を検波し、血流の速度、あるいはパワー情報を計算する。本発明では、カラードブラの3次元情報を得て、3D用DSC部10にて血流の情報を示す3次元画像を再構築し、3次元画像を所望の2次元写像法を用いて2次元平面にマッピングし(50

鳥瞰図を生成し)、合成回路6においてBモード像に重畳する。

【0033】

3D用DSC部10には3次元画像を格納するボリュームメモリ12が接続される。ボリュームメモリ12は、イメージメモリ11と同様に、3D用DSC部5の信号(カラードブラの3次元情報、血流像の3次元画像情報のいずれか一方、または両者)を記憶保持する半導体メモリから成る。イメージメモリ11、ボリュームメモリ12の記憶情報は、例えば診断の後に操作者が呼び出して利用することが可能となっており、その場合、DSC部5、10、合成回路6を経由して表示部7に出力される。

【0034】

合成回路6は両DSC部5、10からの画像信号を重畳し、処理結果を表示部7で表示する。合成回路6は、画像と図示しないホストCPUから供給される設定パラメータ等の情報を並べる、あるいは重ねるなどしてビデオ信号として表示部7に対して出力もする。操作パネル21からの種々の制御指示信号が供給される制御回路8が超音波送信部2、超音波受信部3、Bモード用DSC部5、3D用DSC部10に接続される。

【0035】

次に、本実施形態の作用を説明する。本実施形態は、Bモード用の2次元スキャンとカラードブラ用の3次元スキャンとを混在して行うものである。各スキャンについて説明する。

【0036】

Bモード用の2次元スキャン

本発明で撮影するBモード断層像は、従来のBモード専用装置で撮影した画像と同程度、あるいはそれ以上の画質(解像度)が得られるように、超音波ビームのラスト密度が設定されている。2次元スキャンは、超音波プローブ1の2次元アレイ振動子のx方向のある1列、あるいは複数列の振動子を用いて2次元ビームフォーミングを行い、2次元断層面を走査することにより行われる。なお、x方向のある列の振動子を含む断層面に限らず、送信遅延量を制御することにより、x、y方向だけではなく任意の斜め方向の断層面の画像を得ることもできる。この場合、操作者は操作パネル21上のキーボード23あるいはトラックボール22等を使って撮影する断層面の角度を設定・調整可能である。

【0037】

カラードブラ用の3次元スキャン

従来の2次元カラードブラ超音波診断装置と同様に、Bモード用のスキャンと混在して、カラードブラ用のスキャンを行う。ただし、本実施形態では、カラードブラ用のスキャンはBモード用の断層面だけの2次元スキャンではなく、複数の断層面において行われる3次元スキャンである点が従来装置と異なる。なお、断層面の数は、従来の3次元ボリュームスキャンのように縦横同じサイズの領域を同じ解像度でスキャンするだけの多数ではなく、Bモード用のスキャンを行った断層面を含む数センチメートル程度の限られた領域でよい。

【0038】

例えば、図3に示すように、基準となるBモード断層像(右上から左下への斜線)の前後の厚さが数センチメートルに限られた領域(左上から右下への斜線)についてのみカラードブラ用の3次元スキャンを行う。このように、3次元スキャン領域を制限することにより、画質を低下することなく、リアルタイムに近いフレームレートを実現することができる。

【0039】

また、一般的にはBモード断層像内の一部に関心領域ROIを設けて、ROIのみの血流情報を観る場合が多い。この場合は、図4に示すように、ROIの大きさで、かつ基準となるBモード断層像(右上から左下への斜線)の前後の厚さが数センチメートルに限られた領域についてのみ走査すればよい。

【0040】

さらに、図5に示すように、Bモード断層像の前(視点側)の厚さが数センチメートル

10

20

30

40

50

に限られた領域についてのみ走査してもよい。また、図 4、図 5 の変形例を組み合わせ、R O I の大きさで、B モード断層像の前の厚さが数センチメートルに限られた領域についてのみ走査してもよい。

【 0 0 4 1 】

さらに、上述のスキャン法では、B モード断層像に対して均一な厚さの領域をスキャンしたが、カラードプラ用の 3 次元スキャン領域は B モード断層像に直交する方向における厚みが均一でなくてもよい。例えば、図 6 に示すように、R O I の中心部のみを厚く、周辺は薄くスキャンしてもよい。

【 0 0 4 2 】

これらの 2 つのスキャンを混在して行うことにより得られるエコー情報は、B モード用のスキャンによれば 2 次元断層像が、カラードプラ用のスキャンによれば 2 次元断層像を含む厚さ数センチメートル程度の血流情報からなる 3 次元ボリュームデータである。2 つのスキャンの混在の方法は種々考えられ、要はカラードプラ用のスキャンの途中に B モード用のスキャンを割込み的に実行させればよい。この割込みは周期的であっても、ランダムであってもよい。

【 0 0 4 3 】

3 次元ボリュームデータは、ドプラユニット 9 においてドプラ解析され、血流を示すカラー情報とされ、さらに、3 D 用 D S C 部 1 0 において 3 次元再構成がなされ、一般的に知られている M I P 法などを用いて、所定の視点方向から見た写像（鳥瞰図）が計算され、いわゆる 3 次元画像が作成される。この 3 次元画像は、合成回路 6 において、B モード用 D S C 部 5 で得られた B モード像と合成され、表示部 7 にて表示される。

【 0 0 4 4 】

合成回路 6 は、図 7 (a) に示すように B モード断層像にカラーの立体像を重畳する。この場合、カラー画像の奥行きを表現する必要があるため、例えば図 7 に示すように、B モード断層面に対して斜め上から鳥瞰したような写像を表示するのが望ましい。また、この時、鳥瞰していることが明確に解るように、補助フレーム F R を表示することは有用である。ただし、鳥瞰する方向は B モード断層面に対して斜め上に限定されず、斜め下等でも構わない。

【 0 0 4 5 】

B モード断層像とカラー 3 次元像の重畳の方法はいくつか考えられる。例えば、(i) B モード断層像の前面に現れる血流情報のみを 3 次元立体表示する、(ii) B モード像を透過的に表示することにより、B モード断層像の前後に現れる血流情報を全部表示する等がある。

【 0 0 4 6 】

ここで、操作パネル 2 1 等を使った操作者の指示により、本発明の B モード断層像・カラー 3 次元像重畳表示と、通常の B モード断層像のみの表示、あるいは B モード断層像にカラードプラの断層像を重畳して表示する表示とが瞬時に切り替わることができるものとする。図 7 (b) は通常の B モード断層像のみの表示を示す。両者は、断層像の表示に関してはほとんど変わらないので、操作者にとっての表示形態や操作方法が大きく変わることがなく、切り換えを非常にスムーズに行なうことができる。

【 0 0 4 7 】

次に、本実施形態の臨床的操作例について説明する。例として、肝臓を走査して肝臓癌の診断を行う場合の操作を説明する。まず、B モード断層像にて、占拠性病変（腫瘍のような形状）を探す。B モード断層像は、当然ながら、少なくとも従来程度の解像度を持つ画像とする。次に、占拠性病変を見つけた場合、カラードプラモードに切り換え、腫瘍を取り巻く血流の有無を観察する。もし、腫瘍に流入する血流があれば、腫瘍を栄養する血管と判断され、この病変は原発性肝臓癌の疑いが強いと診断される。この時、本発明の B モード断層像・カラー 3 次元像重畳表示に切換えれば、B モード断層像で病変の断層面を表示させながら、病変を取り巻く血管を立体的に表示することが可能となる。これらの位置関係は、断層像のみの場合に比べてより正確で観察が容易である。通常、超音波診断によ

10

20

30

40

50

るスクリーニングおよび鑑別診断は4センチメートル以下の肝癌を扱う場合が多い。よって、Bモード断層像において病変の最大径を断層面表示した場合、カラードプラモードのための3次元スキャン領域の厚さは断層像の手前・奥方向にそれぞれ2センチメートル程度あれば十分である。

【0048】

以上説明したように本実施形態によれば、従来と同程度以上の解像度で1断層面を2次元スキャンしてBモード断層像を得るとともに、この断層像を含み、従来の3次元スキャンよりも狭い範囲の3次元領域をフレームレートを落とすことなく略リアルタイムで3次元スキャンして血流像を得て、両者を重畳表示することにより、Bモード断層像の上に血流像が浮き出て見えることになり、Bモード断層像とほぼ同じ感覚で、しかも奥行き方向の情報まで観察可能となり、正確な診断が容易に可能となる。

【0049】

以下、本発明による超音波診断装置の他の実施形態を説明する。他の実施形態の説明において第1の実施形態と同一部分は同一参照数字を付してその詳細な説明は省略する。

【0050】

第2実施形態

第2の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図を図8に示す。第1実施形態はBモード断層像にカラードプラ画像を重畳したのに対して、本実施形態は同様の手法をBモード断層像のみで行う。すなわち、第1実施形態のドプラユニット9、3D用DSC部10、ボリュームメモリ12が省略され、Bモード用DSC部5、イメージメモリ11の代わりにBモード・3D用DSC部24、ボリュームメモリ25を設け、複数断層面の断層像を基に3次元ボリューム像を再構成する。

【0051】

すなわち、図9に示すように、従来と同程度以上の解像度で1断層面を2次元スキャンしてBモード断層像を得るとともに、その断層像を含み、従来の3次元スキャンよりも狭い範囲の3次元領域中の複数の断層面をスキャンして複数の断層像データを得る。複数の断層像データをMIP法などを用いて、所定の視点方向から見た写像(3次元像)を作成する。この3次元画像が合成回路6においてBモード像と合成され、表示部7にて表示される。このため、図10(a)に示すように、Bモード断層像において病変部を立体的に観察可能となる。図10(b)は通常のBモード断層像のみの表示を示す。本実施形態でも、操作者は操作パネルを使って、通常のBモード断層表示とBモード断層像・Bモード立体像重畳表示とを瞬時に切り替えることができる。例えば、占拠性疾患の最大径を断層表示して、本手法に切り替えれば、その病変の立体的形状・構造がリアルタイムに観察可能となる。なお、第2実施形態の3次元スキャン範囲も図3から図6に示した第1実施形態と同様に適宜設定可能である。

【0052】

このように第2実施形態によれば、カラー表示の血流像ではなく、腫瘍等の形状を示すモノクロ像をBモード断層像に重畳して表示することにより、Bモード断層像において病変部を立体的に観察することができ、診断の精度の向上につながる。

【0053】

本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。例えば、上述の説明では、セクタ走査を例にとったが、リニア走査方式にも適用可能である。また、鳥瞰図はBモード断層像のプロープの位置を視点とした写像としたが、視線方向はこれに限らず、任意に設定可能である。さらに、3次元画像の生成法はMIP法に限らず、他の3次元画像表示法を用いてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明による超音波診断装置の第1の実施形態の構成を示すブロック図。

【図2】本発明による超音波診断装置における3次元/2次元断層音場のモデルを示す。

【図3】本発明による超音波診断装置の第1の実施形態のBモード用2次元スキャン/カ

10

20

30

40

50

ラードブラ用 3 次元スキャンのスキャン範囲の一例を示す。

【図 4】本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態の B モード用 2 次元スキャン / カラー Doppler 用 3 次元スキャンのスキャン範囲の他の例を示す。

【図 5】本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態の B モード用 2 次元スキャン / カラー Doppler 用 3 次元スキャンのスキャン範囲の他の例を示す。

【図 6】本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態の B モード用 2 次元スキャン / カラー Doppler 用 3 次元スキャンのスキャン範囲の他の例を示す。

【図 7】本発明による超音波診断装置の第 1 の実施形態の B モード断層像 / カラー 3 次元像の重畳表示例を示す。

【図 8】本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態の構成を示すブロック図。

10

【図 9】本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態の B モード用 2 次元スキャン / カラー Doppler 用 3 次元スキャンのスキャン範囲の例を示す。

【図 10】本発明による超音波診断装置の第 2 の実施形態の B モード断層像 / カラー 3 次元像の重畳表示例を示す。

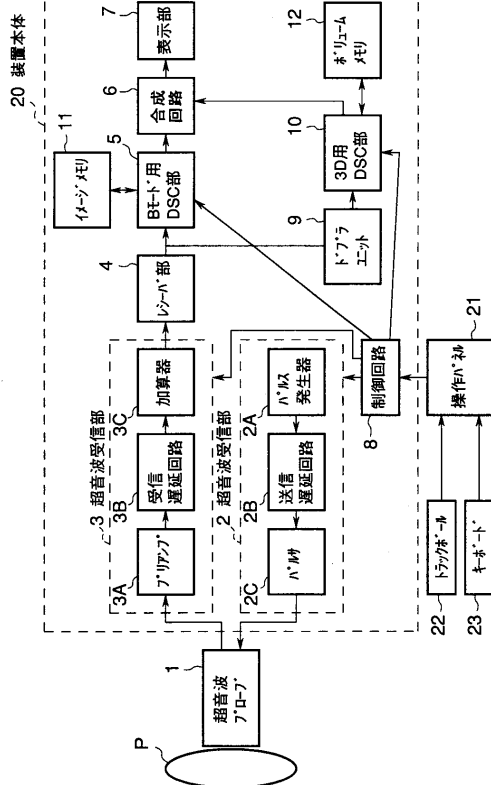
【符号の説明】

【0055】

1 ... 超音波プローブ、2 ... 超音波送信部、3 ... 超音波受信部、5 ... B モード用 DSC 部、6 ... 合成回路、9 ... ドプラユニット、10 ... 3D 用 DSC 部、11 ... イメージメモリ、12 ... ボリュームメモリ

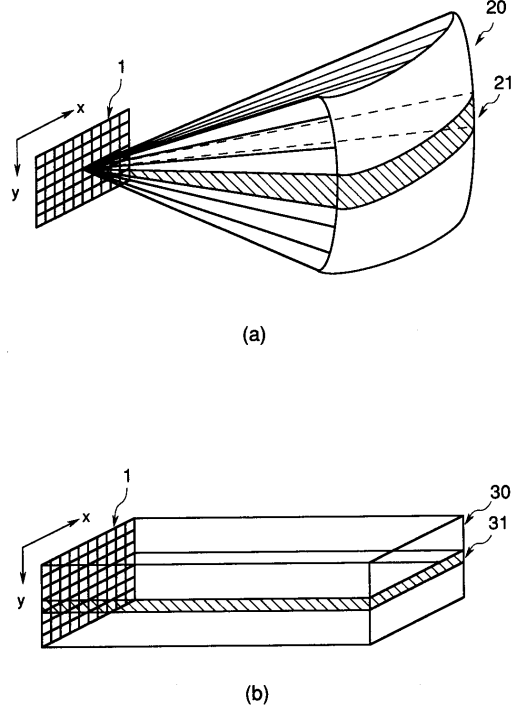
【図 1】

図 1



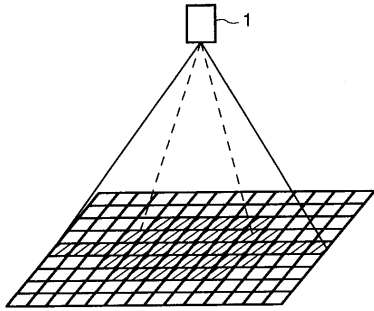
【図 2】

図 2



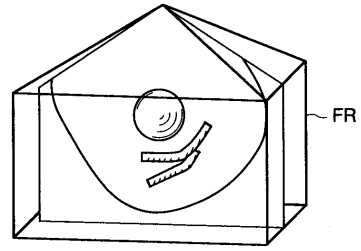
【 図 9 】

図 9

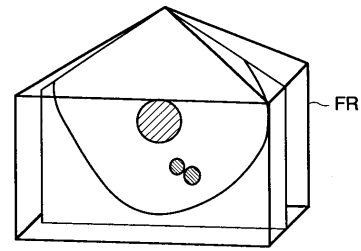


【 図 10 】

図 10



(a)



(b)

フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 小笠原 洋一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 DD03 DE04 EE08 EE09 GB06 JC21 JC30 JC31

JC37 KK12 KK19 KK22 KK24 LL04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007007482A	公开(公告)日	2007-01-18
申请号	JP2006287973	申请日	2006-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	神山直久 小笠原洋一		
发明人	神山 直久 小笠原 洋一		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8993 G01S7/52085 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/JC21 4C601/JC30 4C601/JC31 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/LL04		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP4543025B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于实时显示三维图像的超声诊断设备。 解决方案：对某个断层平面进行B模式扫描，其图像质量高于常规二维超声诊断设备的图像质量，获得显示回波亮度高于常规设备的断层图像，并将其与该B模式扫描混合。然后，在至少包括该断层摄影平面的有限的三维区域上进行多普勒模式扫描，获得三维血流图像，并将三维血流图像叠加并显示在断层图像上。因此，三维血流图像看起来出现在断层图像的上方，并且可以以相对接近于传统二维诊断装置的诊断的格式观察深度方向上的信息，并且可以容易地进行准确的诊断。 你可以 [选型图]图1

