

(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2015-186493

(P2015-186493A)

(43) 公開日 平成27年10月29日(2015.10.29)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-168862 (P2012-168862)
(22) 出願日 平成24年7月30日 (2012.7.30)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100098017
弁理士 吉岡 宏嗣
(74) 代理人 100120053
弁理士 小田 哲明
(72) 発明者 浅房 勝徳
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
日立アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB23 DD15 EE04 EE06 HH02
HH15 HH31 JC21

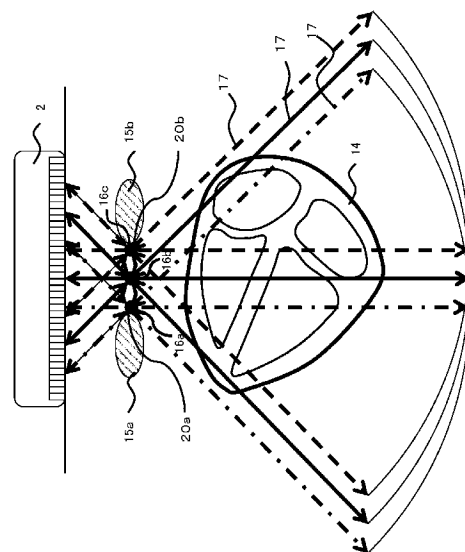
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 障害物の奥側の診断部位の診断画像を容易に取得できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 送信ビーム及び受信ビームからなる走査線の伝搬障害となる障害物の奥側の診断部位に扇形走査範囲が及ぶように、扇形走査範囲の扇形走査の走査中心を位置させて少なくとも1つ設定し、設定された走査中心16を通るように扇形走査の走査条件を設定して走査線を走査する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に当接させて用いる超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して前記被検体内に照射する送信ビームを生成するとともに、前記超音波探触子で受信した反射エコー信号を受信処理して受信ビームを生成する送受信部と、前記送信ビーム及び前記受信ビームを走査線として前記被検体内の診断部位を扇形走査させるように前記送受信部を制御する制御部と、前記送受信部により走査して生成された前記受信ビームに基づいて診断画像を生成する画像構成部と、前記診断画像を表示する表示部とを備え、

前記画像構成部により生成された診断部位の断層画像に基づいて、前記送信ビームの伝搬障害となる障害物の奥側の診断部位に扇形走査範囲が及ぶように、扇形走査範囲の扇形走査の走査中心を位置させて少なくとも 1 つ設定する走査中心設定部を設け、

前記制御部は、設定された前記走査中心を通るように前記扇形走査の走査条件を設定し、前記走査条件に従って前記送受信部を制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記走査中心設定部は、前記走査中心を、前記扇形走査範囲の一方の端の扇形走査線が前記障害物に遮られない位置に設定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 3】

前記走査中心設定部は、前記走査中心を、前記超音波探触子から見た前記障害物の側面の空間領域に設定す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】

前記走査中心設定部は、前記障害物が複数存在する場合、該複数の障害物に挟まれる隙間に前記扇形走査の走査中心を少なくとも 1 つ設定することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記走査中心設定部は、前記走査中心を複数設定するものとされ、

前記制御部は、設定された複数の前記走査中心を通るように複数の前記扇形走査の走査条件を設定し、前記走査条件に従って前記送受信部を制御するものとされ、

前記画像構成部は、前記走査中心ごとに生成される複数の前記診断画像を合成して前記診断画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記走査中心は、前記超音波探触子の超音波放射面に対して複数存在することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記走査中心は、前記超音波探触子の超音波放射面に垂直に複数存在す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】

前記走査中心は、前記超音波探触子の超音波放射面に沿って隣り合う前記障害物を結ぶ直線と、前記超音波探触子の超音波放射面とで画成される空間に設定されることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記送受信部は、前記走査中心ごとに当該走査中心を通る前記走査線の前記送信ビームを異なる変調符号で変調するとともに、当該走査線の前記受信ビームを前記変調符号に対応して設定された復調符号で復調することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、被検体の診断部位を含む領域を超音波送受信ビーム

10

20

30

40

50

の走査線で扇形走査して、各種の診断画像を生成して表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、例えば超音波断層像等の診断画像を生成して表示している。特に、心機能診断等の診断画像の取得においてはフェーズドアレイを用いて、超音波の送受信ビームにより診断部位を扇形走査することが多い。フェーズドアレイ型の超音波探触子は、送受信口径（以下、単に口径という。）の複数の振動子から放射する超音波の位相をそれぞれ制御して、特定の集束点に超音波を集束させた送信ビームと受信ビームを生成でき、かつビーム方向を偏向することができる。したがって、電子スキャンにより一对の送信ビームと受信ビームを走査線として扇形走査（セクタスキャン）して診断画像を取得することが、一般に採用されている。

10

【0003】

ところで、超音波探触子を用いて被検体の体表から心臓との間で超音波を送受信する場合、超音波伝搬の障害となる肋骨等の障害物による超音波の反射、乱反射、回折などのために、診断画像にアーチファクトが生じるという問題がある。そこで、肋骨の間の音響窓（アコースティックウィンドウ）から走査線を放射する肋間走査が一般に採用されている。しかし、肋間走査によっても、ジャミングノイズやシャドーアーチファクト等の肋間走査特有のアーチファクトが生ずる。また、一般的なスペckルノイズ等があり、これらのアーチファクトが画像診断の妨げとなる。

20

【0004】

肋間走査特有のアーチファクトを回避するため、例えば、複数の振動子が配列された超音波探触子を複数の肋骨に跨って被検体に当接したとき、超音波探触子で受信される反射エコー信号の強度分布に基づいて肋骨の位置を検出し、肋骨の真上に位置する振動子の駆動を停止することが提案されている（特許文献1）。

【0005】

また、肋骨の影響を低減するため、超音波探触子の複数の振動子を走査方向に凹面状に配列して、扇形走査の走査中心（扇形頂点）を肋骨の間に設定し、走査中心よりも前方、つまり肋骨よりも奥側の被検体内に扇形走査領域を形成することが提案されている（例えば、特許文献2）。

30

【0006】

また、超音波診断における一般的なスペckルノイズを低減するため、診断部位を異なる方向から走査して複数の診断画像を取得し、それらの診断画像を空間合成することが提案されている（例えば、特許文献3）。特に、同文献3によれば、空間合成を行う複数の診断画像を取得するために、フェーズドアレイを曲面アレイと等価にする超音波探触子の駆動方法が提案されている。

【0007】

さらに、心臓のように比較的動きの早い臓器の診断は、高フレームレートで診断画像を取得することが望まれる。そこで、複数の口径を設定し、それぞれの口径から異なる符号で変調した送信ビームを送波し、それぞれの口径で受信した受信信号を復号化して受信ビームを生成し、同一時に複数の送信ビームと受信ビームを形成することにより、フレームレートを高くすることが提案されている（例えば、特許文献4）。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2002-253548号公報

【特許文献2】特開2000-201928号公報

【特許文献3】特表2010-538746号公報

【特許文献4】特開2002-233526号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、心臓の診断の場合、いろいろな角度から取得した心臓の診断画像に基づいて診断するのが一般的であるが、肋骨間の音響窓は肋骨の位置によって異なる。つまり、位置によって肋骨間の音響窓の大きさが変わるとともに、体表から肋骨までの深さが変わる。しかし、特許文献1～4に記載された技術では、音響窓の大きさ及び肋骨の深さ位置が肋骨の位置によって変化することが考慮されていないから、いろいろな角度から心臓の診断画像を取得する場合に制約を受ける。例えば、特許文献1によれば、肋骨の相関窓が狭い位置では肋間走査が難しいから、いろいろな角度から心臓の診断画像を取得することができない場合がある。また、特許文献2によれば、複数の振動子を配列した凹面により走査中心が決まってしまうので、肋骨の深さが変わると肋間走査できない場合がある。このような問題は、肋骨等の障害物に限られるものではなく、こめかみ等の頭蓋骨の隙間から脳組織を撮像して診断画像を得る場合にも共通する問題である。さらに、骨などの障害物の隙間から診断画像を取得する場合に限らず、1つの障害物の場合でも、超音波探触子側から見た障害物の奥側の診断部位を撮像したい場合がある。このような場合も、特許文献1, 2の技術では考慮されていない。

10

【0010】

一方、特許文献3によれば、いろいろな角度から診断部位の断層像を取得でき、かつ画像合成によりスペックルノイズ等を低減できるが、肋骨の間の音響窓を介して肋骨の奥側の診断部位、あるいは障害物の奥側の診断部位を、扇形走査することについては考慮されていない。また、特許文献4についても、肋骨等の障害物を回避して、高フレームレートで診断画像を取得することは何ら考慮されていない。

20

【0011】

本発明が解決しようとする第1の課題は、障害物の奥側の診断部位の診断画像を容易に取得できる超音波診断装置を提供することにある。

また、第2の課題は、第1の課題に加えて、アーチファクトの影響を低減できる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記の第1の課題を解決する本発明の第1の態様は、被検体に当接させて用いる超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して前記被検体内に照射する送信ビームを生成するとともに、前記超音波探触子で受信した反射エコー信号を受信処理して受信ビームを生成する送受信部と、前記送信ビーム及び前記受信ビームを走査線として前記被検体内の診断部位を扇形走査させるように前記送受信部を制御する制御部と、前記送受信部により走査して生成された前記受信ビームに基づいて診断画像を生成する画像構成部と、前記診断画像を表示する表示部とを備え、前記画像構成部により生成された診断部位の断層画像に基づいて、前記送信ビームの伝搬障害となる障害物の奥側の診断部位に扇形走査範囲が及ぶように、扇形走査範囲の扇形走査の走査中心を位置させて少なくとも1つ設定する走査中心設定部を設け、前記制御部は、設定された前記走査中心を通るように前記扇形走査の走査条件を設定し、前記走査条件に従って前記送受信部を制御することを特徴とする。

30

40

【0013】

すなわち、本発明の第1の態様においては、障害物の奥側の前記診断部位に扇形走査範囲が及ぶように、扇形走査の走査中心を少なくとも1つ設定し、走査中心ごとに走査条件、すなわち最大走査角度、走査線ピッチ、走査線数、口径、集束位置、等々を設定することができる。これにより、障害物の体表からの深さが異なっても、これに対応して扇形走査の頂点である走査中心を、障害物の奥側の診断部位に扇形走査範囲が及ぶ位置に容易に変更設定できる。その結果、障害物に遮られることなく走査線を障害物の奥側に診断部位に扇形走査できるから、超音波探触子の位置を変えた異なる角度からでも、容易に診断画像を取得することができる。

【0014】

50

本発明の第２の態様は、第１の態様において、障害物の奥側の前記診断部位に扇形走査範囲が及ぶ位置に、扇形走査の走査中心を複数設定し、前記走査中心ごとに当該走査中心を通るように前記走査条件を複数設定し、前記各走査条件に従って前記送受信部を制御し、前記画像構成部は、前記走査中心ごとに生成された複数の前記診断画像を合成して前記診断画像を生成することを特徴とする。これによれば、アーチファクトの影響を低減することができる。

【発明の効果】

【００１５】

本発明の第１の態様によれば、障害物の奥側の診断部位の診断画像を容易に取得することができる。

10

【００１６】

また、本発明の第２の態様によれば、第１の態様の効果に加えて、アーチファクトの影響を低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】本発明の超音波診断装置の実施例１のブロック構成図である。

【図２】本発明の解決課題を説明する従来例の肋間走査の一例を示す図である。

【図３】本発明の実施例１による肋間走査例１を示す図である。

【図４】本発明の実施例１による肋間走査例２を示す図である。

【図５】本発明の実施例１による肋間走査例３を示す図である。

20

【図６】本発明の実施例１による肋間走査例４を示す図である。

【図７】実施例１の走査中心と走査条件を自動で設定する一例を説明する図である。

【図８】本発明の超音波診断装置の実施例２のブロック構成図である。

【図９】実施例２による肋間走査例１を示す図である。

【図１０】実施例２の符号変調送信信号の例を示す図である。

【図１１】実施例２の各振動子に印加する超音波送信信号の例を示す図である。

【図１２】図１１の超音波送信信号の例の音場分布の模式図である。

【図１３】実施例２の各振動子に印加する超音波送信信号の他の例を示す図である。

【図１４】図１３の超音波送信信号の例の音場分布の模式図である。

【発明を実施するための形態】

30

【００１８】

本発明を適用してなる超音波診断装置の実施例について、図を用いて説明する。

（実施例１）

図１に示すように、本実施例の超音波診断装置１は、被検体１３に当接させて用いる超音波探触子２と、超音波探触子２を駆動する超音波信号を生成するとともに、超音波探触子２で受信した反射エコー信号を受信処理して受信信号を生成するパルスレシーバ４と、パルスレシーバ４を制御して被検体１３内に照射する送信ビームを形成する送信ビームフォーマ３と、パルスレシーバ４から出力される受信信号を入力して受信ビームを形成する受信ビームフォーマ５とを備えて形成されている。送信ビームフォーマ３とパルスレシーバ４と受信ビームフォーマ５とにより、本発明の送受信部が形成されている。

40

【００１９】

受信ビームフォーマ５から出力される受信ビームデータは、空間合成部６に入力される。空間合成部６は、空間合成用メモリ７に記憶された空間合成用の受信ビームデータからなる受信フレームデータを用いて空間合成を行うようになっている。画像処理部８は、空間合成部６により合成された受信フレームデータから診断情報を抽出して、診断画像を生成して表示部９に表示するようになっている。これらの空間合成部６と空間合成用メモリ７と画像処理部８とによって、本発明の画像構成部が形成されている。

【００２０】

送信ビームフォーマ３、受信ビームフォーマ５、空間合成部６、画像処理部８、表示部９は、それぞれシステムバス１２を介して制御部１０とユーザインタフェース（ＵＩ）１

50

1に接続され、それらの間で必要なデータ及び制御指令が送受可能に形成されている。制御部10は、超音波診断装置1の全体を制御するとともに、送信ビームフォーマ3と受信ビームフォーマ5を制御して、被検体13に送信する送信ビーム及び被検体13から受信する反射エコー信号の受信ビームを形成させるようになっている。また、制御部10は、送信ビームと受信ビームを走査線として、扇形走査するように送信ビームフォーマ3と受信ビームフォーマ5を制御するようになっている。ユーザインタフェース(UI)11は、操作者が超音波診断装置1を操作し、かつ動作させるための入力設定部を備えている。

【0021】

超音波探触子2は、フェーズドアレイであり、複数の振動子を配列して形成され、被検体13との間で超音波を送受信する機能を有している。パルスレシーバ4は、超音波探触子2を駆動して超音波を発生させるための送波パルスと生成するとともに、超音波探触子2で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅して受信信号を生成する。送信ビームフォーマ3は、送信される超音波の収束点を設定深さに応じた送信ビームを形成し、パルスレシーバ4を介して超音波探触子2を駆動制御する。受信ビームフォーマ5は、パルスレシーバ4から受信信号を入力し、設定される一点又は複数の収束点に応じて整相してなる受信ビームを形成する。これにより、送信ビームと受信ビームの合成からなる走査線が形成される。画像処理部8は、各種フィルタ、検波、反射強度画像輝度変換、血流速度演算、スキャンコンバート処理、各モードの画像や、キャラクタや、スケールなどのオーバーレイを施して診断画像データを得る。表示部9は、画像処理部8で生成された診断画像データを診断画像として画面に表示する。

【0022】

ここで、本実施例の超音波診断装置1の特徴部分の動作について説明する。制御部10は、CPU、メインメモリ、HDDなどから構成され、システムバス12及びシリアルインターフェース、ネットワークなどを介して超音波診断装置1の各部の制御を行うようになっている。つまり、制御部10は、システムバス12に接続されたユーザインタフェース11から入力される操作者の操作に応じた指令に従って、超音波診断装置1の各部の動作を制御するようになっている。ユーザインタフェース11には、トラックボール、キーボード、スイッチなどから構成されている。

【0023】

空間合成部6は、空間合成用メモリ7に少なくとも1つ以上のフレームの受信ビームデータを記憶し、2つ目以降のフレームの受信ビームデータと、記憶したフレームの対応する位置の受信ビームデータを用いて、合成受信ビームデータをフレーム単位で生成するようになっている。空間合成は、周知の合成方法を適用することができ、例えば複数フレームの受信ビームデータを画素単位で加算平均して、合成受信ビームデータからなる合成受信フレームデータを生成する。画像処理部8は、空間合成部6から出力される合成受信フレームデータの各合成受信ビームデータを、必要に応じてフィルタ処理、検波処理、反射強度画像輝度変換処理、血流速度演算、スキャンコンバート処理、等の処理を施して所望の診断画像を生成するようになっている。つまり、空間合成部6と空間合成用メモリ7と画像処理部8とによって、後述する走査中心ごとに扇形走査して生成された受信ビームに基づいて複数の診断画像を生成し、それらの複数の診断画像を合成した合成診断画像を生成する画像構成部が形成されている。

【0024】

このように構成される実施例1の診断画像生成方法について図1～図6を参照して説明する。本実施例では、図1に示すように、被検体13内の診断部位として心臓14の診断画像を取得するものとして説明する。同図に示すように、超音波探触子2と心臓14との間に障害物である肋骨15が位置している。従来一般のフェーズドアレイの超音波探触子2を用いて扇形走査により診断画像を取得する場合、図2に示すように、扇形走査の走査中心16を超音波探触子2の超音波放射面の複数の振動子の配列中心に位置させて設定される。この場合、肋骨15が心臓14に対して走査線17を遮る領域18が生じるため、音響陰影により心臓14の一部が隠れた画像となる。また、肋骨15で超音波が乱反射す

る結果、アーチファクト 19 が生じ、診断の妨げとなる。

【0025】

そこで、本実施例では、図 3 に示すように、扇形走査の走査中心 16 を 2 本の肋骨 15 a、b の間に形成される隙間である音響窓に走査中心 16 を設定する。図 3 では、2 本の肋骨 15 a、b の隙間の最も狭い隙間の最狭点 20 a、b を結ぶ線上の 3 点にそれぞれ走査中心 16 a、b、c を設定している例を示している。しかし、これに限られるものではなく、肋骨 15 a、b 間の例えば最狭点 20 a、b を結ぶ線上の少なくとも 1 点に走査中心 16 を設定するだけでもよい。要は、障害物である 1 つの肋骨 15 a 又は 15 b の奥側の診断部位に扇形走査範囲が及ぶように、走査中心 16 を少なくとも 1 点に設定する。この走査中心 16 の設定は、例えば心臓 14 の診断画像を取得する準備段階で、超音波探触子 2 を被検体 13 の体表に当接して得られる肋骨 15 を含む診断部位 14 の断層画像を表示部 9 に表示し、その断層画像上で操作者が走査中心設定部を構成するユーザインタフェース 11 から走査中心 16 を設定することができる。また、後述するように、制御部 10 により自動で走査中心 16 を設定することができる。

10

【0026】

ユーザインタフェース 11 により走査中心 16 が設定されると、制御部 10 は、設定された走査中心 16 を通る扇形走査の走査条件を設定する。走査条件は、扇形走査範囲の最大走査角度、走査線ピッチ、走査線数、口径、集束位置などを含むパラメータであり、予め設定されている走査条件の基準に従って設定する。そして、制御部 10 は、設定した走査条件に従って送信ビームフォーマ 3 及び受信ビームフォーマ 5 を制御して、パルスレーバ 4 と超音波探触子 2 を介して被検体 13 に送信ビームを送信し、かつ、反射エコー信号から受信ビームを生成する。

20

【0027】

図 3 では、簡略にするために各走査中心 16 a～16 c について、それぞれ走査線 17 を 3 本示している。つまり、扇形走査範囲の中心と、両端の走査線を示しているが、通常の走査線数は数十から数百本である。走査中心 16 a、b、c のそれぞれの扇形走査で得られた 3 つの受信ビームデータは、空間合成部 6 により空間合成用メモリ 7 に記憶され、それぞれの受信ビームデータからなるフレームデータの走査領域が重なり合う同一空間の受信ビームデータが空間合成され、画像処理部 8 にて合成診断画像が生成される。

30

【0028】

このように、図 3 に示した扇形走査によれば、障害物である肋骨 15 の間に走査中心 16 を設定して、超音波ビームを送受できるので、診断部位である心臓 14 を肋骨 15 の音響陰影に隠れることなく描出することができる。したがって、超音波探触子 2 の位置によって肋骨 15 間の隙間の大きさや、体表からの深さが変化しても、これに対応して扇形走査の頂点である走査中心 16 を複数の障害物の隙間に容易に変更できるから、走査線が障害物に遮られることなく扇形走査できる。これにより、超音波探触子 2 の位置を種々変えて、異なる角度から見た診断画像を容易に取得することができる。

【0029】

また、肋骨 15 による不要な乱反射が低減できるのでジャミングノイズなどのアーチファクトを低減することができる。さらに、走査中心 16 を複数設定して、順次、扇形走査して得られる受信ビームデータからなるフレームデータ取得し、それらのフレームデータを空間合成して診断画像を構成できるから、スペckルノイズを低減することができる。

40

【0030】

図 4 に、図 3 の変形例を示す。図 4 (b) は、図 3 の肋骨 15 a、b の中心付近に設定した走査中心 16 b の扇形走査の走査線数を、図 4 (a)、(c) のように、肋骨 15 a、b の近くに設定した走査中心 16 a、c を扇形走査の走査線数よりも増加させている。このように、肋骨 15 から比較的遠く、隣り合う 2 つの肋骨 15 の隙間の中心付近に位置する走査中心 16 の扇形走査の走査線数を増加することにより、画像の表示範囲を拡大することができる。なお、図 3 及び図 4 では、走査線数を左右対称に設定しているが、左右の比率を変更することで表示範囲を拡大することもできる。

50

【0031】

図5に、2点の走査中心16a、cを2本の肋骨15a、bの内側に近い位置に設定するとともに、走査線数を増加させた例を示す。このように、走査中心16の位置及び走査条件を変えることにより、空間合成の効果を高めることができる。また、走査線密度を調整することで、空間分解能を改善する効果と、アーチファクトの低減効果を調整することができる。

【0032】

図3～図5に示した走査中心の設定例では、2本の肋骨15の隙間の最も狭い隙間の最狭点20a、bを結ぶ線上に、複数の走査中心を設定する場合を示した。しかし、本発明はこれに限られるものではなく、図6に示すように、走査中心16を深度方向にずらして、2点設定することができる。本例の場合でも、心臓14の診断画像に係る受信ビームデータを2組取得できるから、それらを空間合成することにより、スペックルノイズ等によるアーチファクトを軽減することができる。図6の例は、障害物である肋骨15の間隔が狭い場合などで有効である。特に、障害物間の隙間が狭い例としては、こめかみの隙間から脳組織を撮像して診断画像を得る場合がある。

【0033】

図7を参照して、実施例1の制御部10において、走査中心16と走査条件を自動で設定する一例を説明する。心臓14の診断画像を取得する準備段階で、ユーザインタフェース11を操作して、超音波探触子2を被検体13の体表に当接して肋骨15を含む図7に示すような断層画像が取得されたとする。図7の断層画像に基づいて、前述したように、操作者が走査中心設定部を含むユーザインタフェース11から走査中心16を設定することができる。これに対し、制御部10は、図7の断層画像に表示された肋骨15B1、15B2の中心間距離Aと、肋骨15B1、15B2の最大幅W、超音波放射面から肋骨15B1、15B2の中心間を結ぶ直線の中心Oまでの距離 y_0 を求める。そして、中心Oを走査中心16と設定し、予め定められた口径Dの中心Cと走査中心16を結ぶ線を送受信ビームの中心線として設定して、走査線の偏向角 θ を求める。さらに、ユーザインタフェース11等から予め設定された送受信ビームの集束点Fと、口径Dの両端の振動子chを結んで、それらを結ぶ線が肋骨15のB1、B2に遮られないことを確認する。そのために、集束点Fを通り肋骨15B1、15B2に遮られないことがない偏向角 θ_{th} を予め算出しておき、口径Dの両端の振動子chと集束点Fを結ぶ直線の偏向角 θ' が θ_{th} 未満であることを確認する。 $\theta' \geq \theta_{th}$ の場合は、 $\theta' < \theta_{th}$ になるように、口径Dを小さく変更するか、走査線の偏向角 θ を小さく変更する。このようにして、制御部10において走査中心16を自動で設定するとともに、走査条件のうちの最大走査角度及び口径を設定することができる。また、走査線ピッチ、走査線数、集束位置は、予め設定しておけば、制御部10において扇形走査に係る送受信ビームを制御することができる。

【0034】

以上説明した実施例1は、2本の肋骨15a、bの隙間から、肋骨15a、bの奥側の診断部位を撮像する例を説明したが、本発明はこれに限られるものではない。すなわち、実施例1によれば、1本の肋骨15a又は15bの奥側の診断部位の診断画像を取得できる。このことから、送受信ビームの伝搬障害となる障害物が1つの場合でも、その障害物の奥側の診断部位に扇形走査範囲が及ぶように、扇形走査の走査中心を少なくとも1つ設定することにより、障害物の奥側の診断部位の診断画像を容易に取得できる。この場合、走査中心設定部は、走査中心を、扇形走査範囲の一方の端の扇形走査線が障害物に遮られない位置に設定することができる。また、走査中心を、超音波探触子から見た障害物の側面の空間領域に設定することができる。さらに、走査中心を複数設定した場合、画像構成部は、走査中心ごとに生成される複数の診断画像を合成した診断画像を生成することにより、診断画像の画質を向上させることができる。

【0035】

(実施例2)

本発明を適用してなる超音波診断装置の実施例2について、図8～図14を参照して説

10

20

30

40

50

明する。図 8 は、本実施例の超音波診断装置 1 のブロック構成図である。本実施例は、送信ビームを符号変調し、受信ビームを符号復調して受信ビームデータを生成することを特徴とする。したがって、図 1 に示した実施例 1 と異なる点は、送信変調部 2 1 を設けて送信ビームフォーマ 3 により生成される送信ビームデータを符号変調し、受信復調部 2 2 を設けて受信ビームフォーマ 5 から出力される受信ビームデータを符号復調して、空間合成部 6 に出力するようにしたことにある。なお、送信変調部 2 1 と受信復調部 2 2 はそれぞれシステムバス 1 2 を介して制御部 1 0 とユーザインタフェース 1 1 に接続されている。その他の構成は、実施例 1 と同一であることから同一の符号を付して、説明を省略する。

【0036】

送信変調部 2 1 は送信される送信ビームを例えば Barker や Golay や、Chirp などの符号係数を用いて変調する。受信復調部 2 2 は、送信変調部 2 1 で変調した符号に応じた符号復調係数を用いて受信ビームを復調する。

【0037】

図 9 に、本実施例により、扇形走査の走査中心 1 6 を 3 本の肋骨 1 5 a、b、c の間に形成される隙間を利用して、扇形走査により心臓 1 4 の診断画像を取得する例を説明する。本実施例では、3 本の肋骨 1 5 a、b、c の隙間に、ユーザインタフェース 1 1 を用いて 2 つの走査中心 1 6-1、1 6-2 を設定する。制御部 1 0 は、走査中心 1 6-1、1 6-2 について、扇形走査範囲の最大走査角度、走査線ピッチ、走査線数、口径、集束位置などを含むパラメータを、予め設定した走査条件に従って設定し、送信ビームフォーマ 3 と受信ビームフォーマ 5 を制御して扇形走査する。図 9 の例では、2 つの走査中心 1 6-1、1 6-2 に 1 つの超音波探触子 2 から同一時に送受信ビームを形成して走査する。走査中心 1 6-1、1 6-2 の 2 点でそれぞれ得られた 2 つの受信ビームデータは、空間合成部 6 により空間合成用メモリ 7 に記憶され、実施例 1 と同様に空間合成される。しかし、同一の扇形領域に送受信ビームが混在するから、それらのコンタミネーションを避けなければならない。

【0038】

そこで、本実施例では、走査中心 1 6-1、1 6-2 の扇形走査に係る 2 つの送信ビームに対して異なる符号変調を行って送信し、かつ、受信ビームを対応する符号で符号復調することにより、送信ビームと受信ビームを対応付けるようにしている。これにより、同時に 2 並列処理を行うことができるから、それぞれの走査中心 1 6-1、1 6-2 の扇形走査に係る 2 つの送受信ビームを分離することができ、それらのコンタミネーションを防止できる。

【0039】

例えば、特許文献 4 に記載された $M=28$ の例の異なる符号 4 種類のうちの 2 種類を用いて符号変調した場合に、送信変調部 2 1 で生成される符号変調送信信号について説明する。走査中心 1 6-1 に対応する第一の符号変調送信信号 A と、走査中心 1 6-2 に対応する第二の符号変調送信信号 B は、基本波：s、第一の送信符号：CA=[-, +, +, -, +, +, -, +, +, -, +, -, +, -, +, +, +, +, +, -, -, -, +, +, -, -, -]、第二の送信符号：CB=[-, +, +, +, -, -, -, -, +, +, +, -, +, +, +, -, +, +, -, +, -, -, +, -]とすると、次式で表せる。なお、本例の「+」符号は正相、「-」符号は逆相を意味する。また、次式において「*」は、畳み込み積分処理を表す。

$$\begin{aligned} A &= s * CA \\ B &= s * CB \end{aligned}$$

図 10 に、基本波：S に sin 波（1 波数）の場合の第一の符号変調送信信号 A、及び第二の符号変調送信信号 B の一例を示す。

【0040】

次に、図 11～図 14 を参照して、本実施例の送信の動作の一例を示す。図 12 に示すように、ch 01～ch 38 の振動子を有する超音波探触子 2 に対し、第一から第三の肋骨 1 5 a～1 5 c が位置するものとする。ここで、ユーザインタフェース 1 1 で第一の肋骨 1 5 a と第二の肋骨 1 5 b の間に第一の走査中心 1 6-1 を配置し、第二の肋骨 1 5 b

10

20

30

40

50

と第三の肋骨 15 c の間に第二の走査中心 16-2 を配置する。制御部 10 は、第一の走査中心 16-1 と第二の走査中心 16-2 の位置、及び送受信ビームの偏向角 θ 、集束位置 19 の深度、送信口径を算出して、送信ビームフォーマ 3 を制御する。ここで、送信口径については送受信ビームが肋骨 15 によって遮られないように、送信周波数、集束位置、偏向角、振動子ピッチの情報から、肋骨の間隔より狭くなるように算出する。また、送信ビームを収束する各振動子の遅延量は、口径内の各振動子と集束位置との距離、被検体 13 の音速から算出する。

【0041】

図 11 及び図 12 では、第一の口径と、第二の口径から同時に偏向角 $+45^\circ$ の送信ビームを形成する例を示している。図 11 は、各振動子 ch01～ch38 に印加する超音波送信信号の時間波形の例を示す。本例の場合、第一の口径は ch17～ch24、第二の口径は ch31～ch38 の各 8 ch である。右に行くほど遅い時間を示す。第一の口径 ch17～ch24 において、ch24 が最も早く、ch17 が最も遅く遅延処理された符号変調送信信号 A が超音波送信信号として印加される。第二の口径 ch31～ch38 において、ch38 が最も早く、ch31 が最も遅く遅延処理された符号変調送信信号 B が超音波送信信号として印加される。

【0042】

図 12 は、図 11 のように超音波送信信号が印加されたときの音場分布の例を示す。各振動子に印加された超音波送信信号は、電気信号から超音波信号に変換され被検体 13 を伝搬する。本来は、各振動子の指向特性により伝搬するが、図 12 では送信信号を整相し、集束位置 19 に集束することを分かりやすく説明するために、拡散や、他方向へ伝搬する波面の表示を割愛している。第一の口径 ch17 から ch24 の振動子に図 11 のように遅延処理された超音波送信信号が印加することにより、送信ビームは集束位置 19-1 に集束する。同様に、第二の口径 ch31 から ch38 の振動子に図 11 のように遅延処理された超音波送信信号が印加することにより、送信ビームは集束位置 19-2 に集束する。本例では第一の口径の中心と送信ビームは集束位置 19-1 を結ぶ直線上に、走査中心 16-1 が配置され、第二の口径の中心と送信ビームは集束位置 19-2 を結ぶ直線上に走査中心 16-2 が配置される。

【0043】

図 13 と図 14 に、第一の口径と、第二の口径から同時に偏向角 0° の送信ビームを形成する例を示す。図 13 は各振動子 ch01～ch38 に印加する超音波送信信号の時間波形の例を示す。本例の場合、第一の口径は ch07～ch14、第二の口径は ch21～ch28 の各 8 ch である。右に行くほど遅い時間を示す。第一の口径 ch07～ch14 において、ch07 と ch14 が最も早く、ch10 と ch11 が最も遅く遅延処理された符号変調送信信号 A が超音波送信信号として印加される。第二の口径 ch21～ch28 において、ch21 と ch28 が最も早く、ch24 と ch25 が最も遅く遅延処理された符号変調送信信号 B が超音波送信信号として印加される。

【0044】

図 14 は、超音波送信信号が図 13 のように印加されたときの音場分布の例を示す。各振動子に印加された超音波送信信号は電気信号から超音波信号に変換され被検体 13 を伝搬する。本来は、各振動素子の指向特性により伝搬するが、図 12 では送信信号を整相し、集束位置 19 に集束することを分かりやすく説明するために、拡散や、他方向へ伝搬する波面の表示を割愛している。第一の口径 ch07～ch14 の振動子に図 11 のように遅延処理された超音波送信信号を印加することにより。送信ビームは集束位置 19-1 に集束する。同様に、第二の口径 ch21～ch28 の振動子に図 11 のように遅延処理された超音波送信信号を印加することにより、送信ビームは集束位置 19-2 に集束する。本例では、第一の口径の中心と集束位置 19-1 を結ぶ直線上に走査中心 16-1 が配置され、第二の口径の中心と集束位置 19-2 を結ぶ直線上に走査中心 16-2 が配置される。

【0045】

ちなみに、第一の口径と、第二の口径から同時に偏向角 -45° の超音波送信ビームを形成する場合、図11と図12における走査中心16-1、16-2を基準にして対称の位置となる。また、受信に関しては図示していないが、受信ビームフォーマ5では、各走査線上から超音波エコーが反射して、各振動子にて受信する時間に相当する遅延処理を第一の口径と第二の口径に対応するパルスレシーバ4で増幅された受信信号に対して随時行うことによって各受信ビームを形成する。また、受信復調部22は、送信変調部21で生成した符号変調送信信号Aと符号変調送信信号Bを復調するために、符号復調フィルタAと符号復調フィルタBにより、例えばタイムインバースフィルタや、ミスマッチドフィルタ処理して復調するようになっている。

【0046】

10

以上説明したように、実施例2によれば、送受信ビームをそれぞれ符号変調及び符号復調処理することにより、同一時に2つの走査領域の受信ビームデータを生成でき、かつ、それら走査領域の情報を相互に分離して、コンタミネーションを防ぐことができる。

【0047】

以上、実施例1、2に基づいて本発明を説明したが、本発明によれば、障害物の位置、間隔などの状況から走査中心の位置と、走査線数を任意に設定することにより、超音波送受信することができるので、診断部位を障害物の音響陰影に隠れることなく描出することができる。

【0048】

また、障害物による不要な乱反射を低減できるので、ジャミングノイズなどのアーチファクトを低減することができる。さらに、走査中心を複数設定して複数の扇形領域について扇形走査し、得られる複数の受信ビームデータを空間合成しているから、スペckルノイズを低減することができる。さらに、走査中心ごとに口径、整相、符号変調復調処理をしているから、相互情報を分離しコンタミネーションを防いだ空間データを生成できる。また、フレームレートを高くできるので、最適な診断画像を得ることができる。

20

【0049】

また、空間合成において、複数の走査中心のうち障害物から遠い空間データの情報の影響が大きくなるように、合成する際に係数を乗算して合成することができる。これによれば、一層、障害物の影響を低減することができる。この係数として、例えばハニングや、ハミング、ブラックマンなど走査中心の配列に対して連続的にアポダイズすることが望ましい。

30

【0050】

また、実施例では、超音波探触子2として振動子を平面状に配列した例を示したが、本発明はこれに限らず、曲面状に振動子を配列した超音波探触子にも適用可能である。要は、位相及び遅延量を制御して走査線を偏向する機能を有するフェーズドアレイであれば、適用できる。また、本発明では走査中心ごとに異なる符号変調復調処理をする例を示したが、異なる走査線方位において異なる符号変調復調処理をすることができる。

【符号の説明】

【0051】

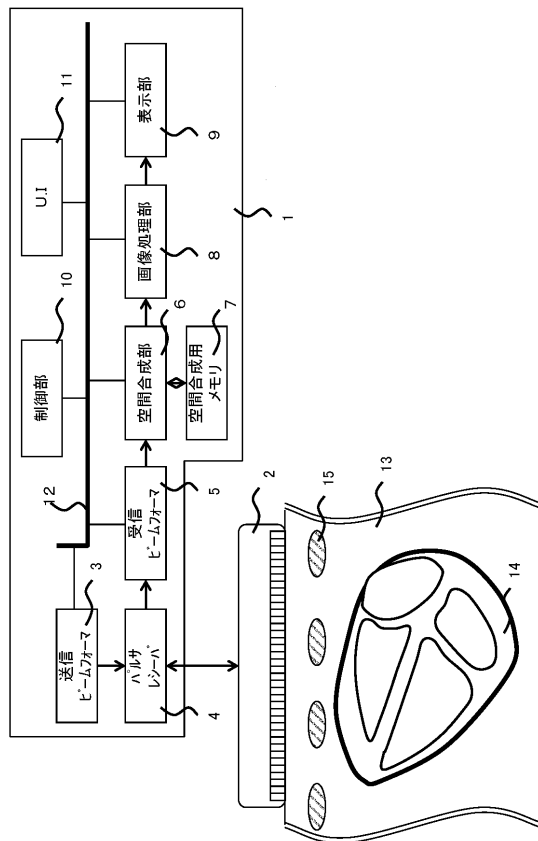
40

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波探触子
- 3 送信ビームフォーマ
- 4 パルスレシーバ
- 5 受信ビームフォーマ
- 6 空間合成部
- 7 空間合成用メモリ
- 8 画像処理部
- 9 表示部
- 10 制御部
- 11 ユーザインタフェース

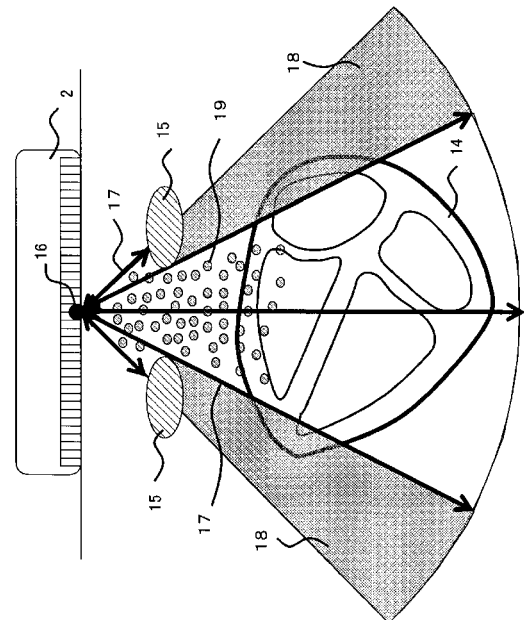
50

- 1 3 被検体
- 1 4 診断部位
- 1 5 障害物
- 1 6 走査中心
- 2 1 送信変調部
- 2 2 受信復調部

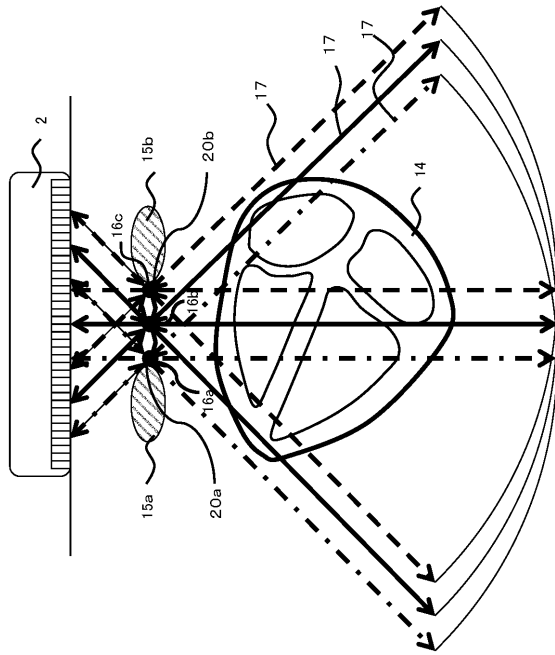
【図 1】



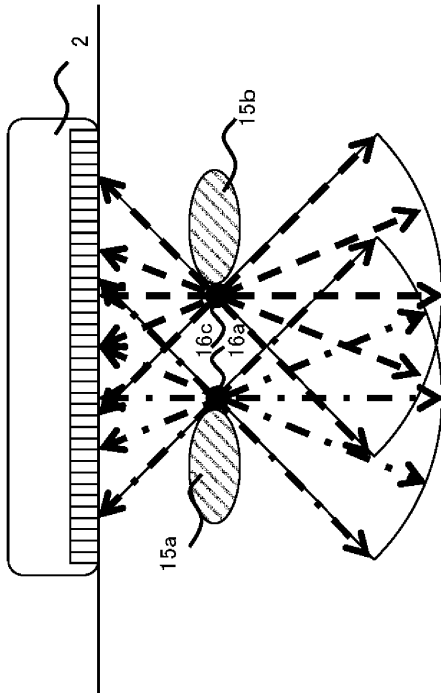
【図 2】



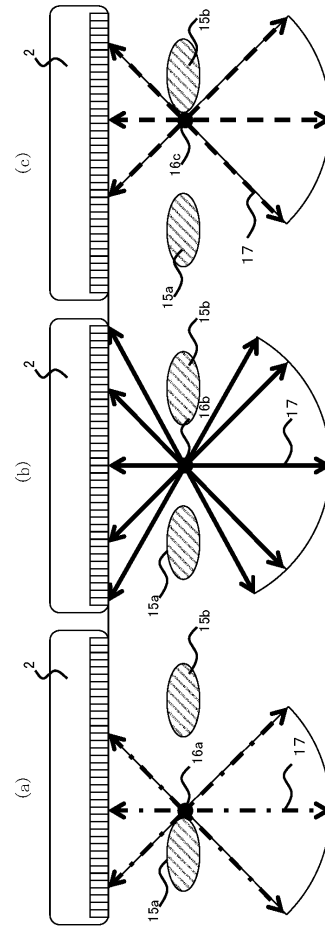
【図 3】



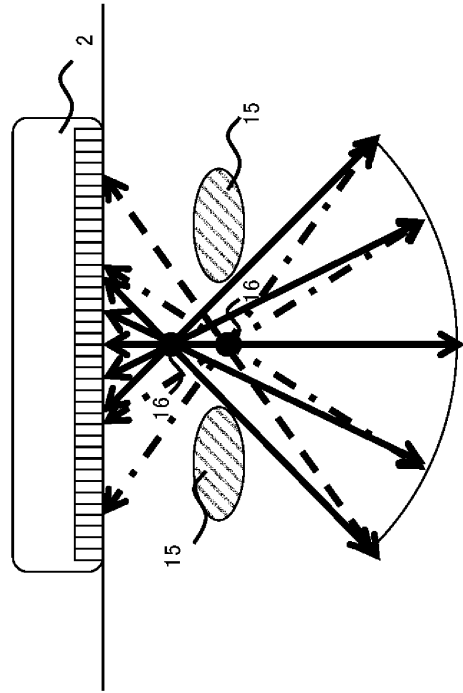
【図 5】



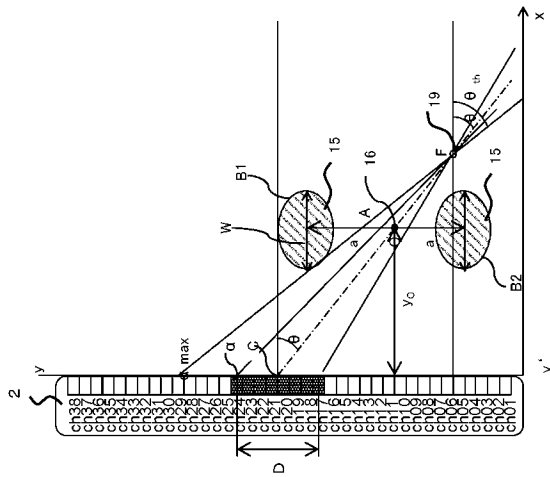
【図 4】



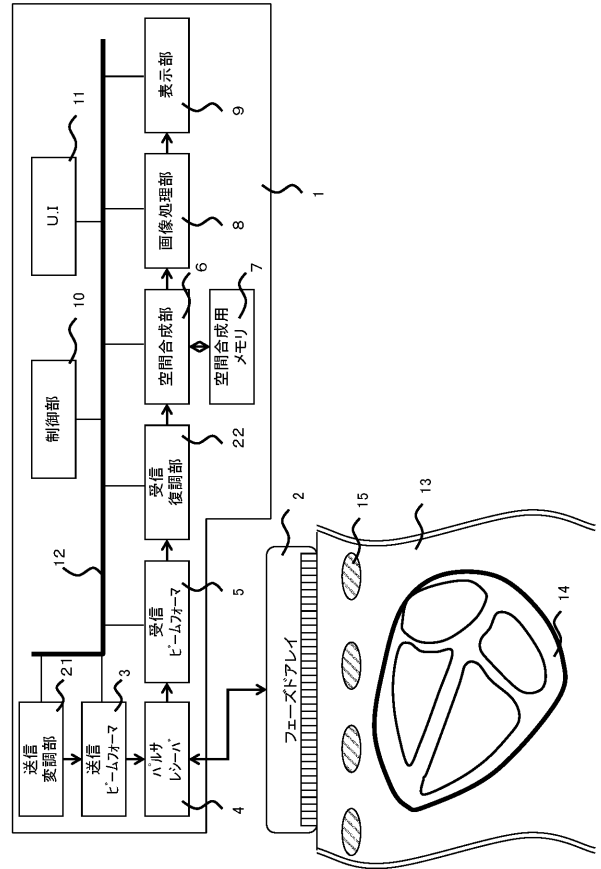
【図 6】



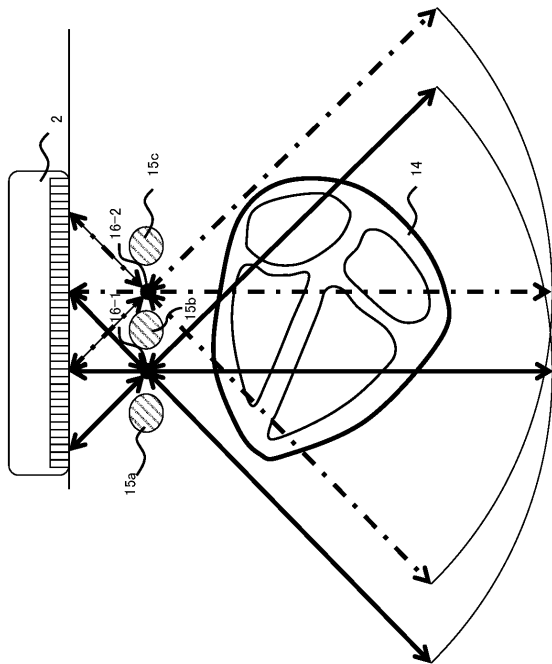
【図 7】



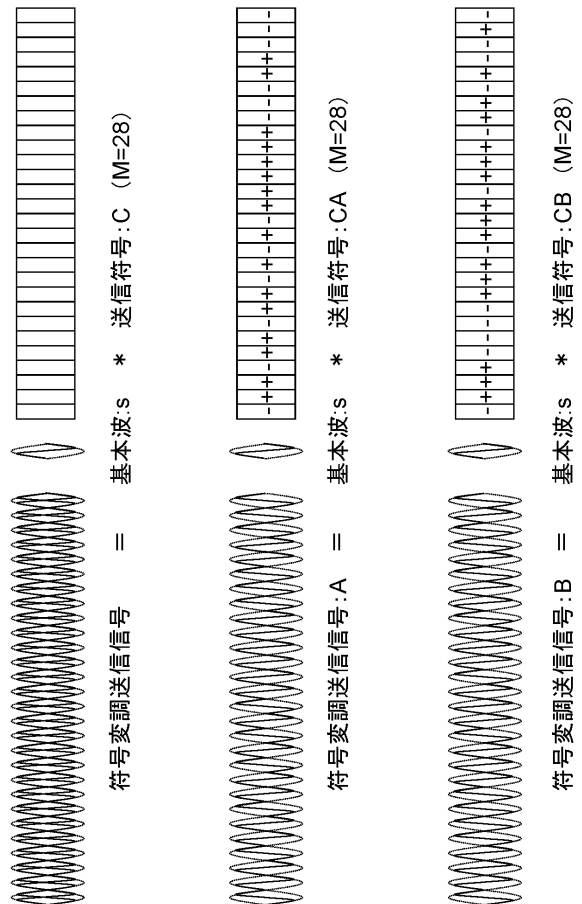
【図 8】



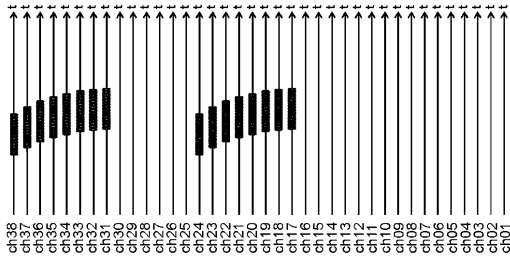
【図 9】



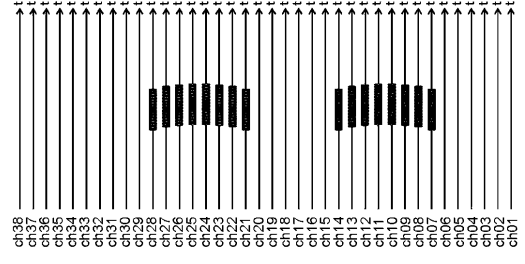
【図 10】



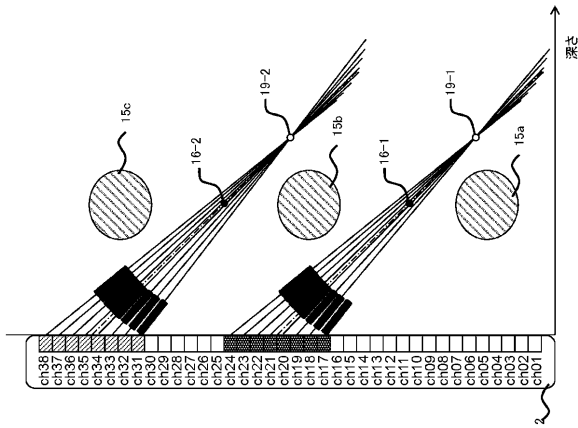
【図 1 1】



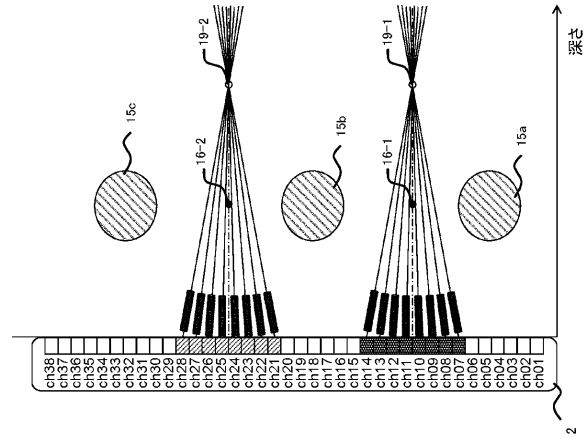
【図 1 3】



【図 1 2】



【図 1 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015186493A	公开(公告)日	2015-10-29
申请号	JP2012168862	申请日	2012-07-30
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	浅房勝徳		
发明人	浅房 勝徳		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/HH02 4C601/HH15 4C601/HH31 4C601/JC21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够容易地获取障碍物背面的诊断区域的诊断图像。 解决方案：扇形扫描范围的扇形扫描的扫描中心至少位于1.以使扇形扫描范围延伸到障碍物背面的诊断区域，该障碍物成为由发射光束和接收光束组成的扫描线的传播障碍物。 然后，设置扇形扫描的扫描条件以通过设置的扫描中心16，并且扫描扫描线。 [选择图]图3

(21) 出願番号	特願2012-168862 (P2012-168862)	(71) 出願人	390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成24年7月30日 (2012.7.30)	(74) 代理人	100098017 弁理士 吉岡 宏嗣
		(74) 代理人	100120053 弁理士 小田 哲明
		(72) 発明者	浅房 勝徳 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB23 DD15 EE04 EE06 HH02 HH15 HH31 JC21