

(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2005-319199

(P2005-319199A)

(43) 公開日 平成17年11月17日(2005.11.17)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/00

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 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-141432 (P2004-141432)  
(22) 出願日 平成16年5月11日(2004.5.11)

(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 100109900  
弁理士 堀口 浩  
(72) 発明者 浜田 賢治  
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社内  
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB07 BB08 BB21 BB23  
DE04 DE10 EE11 FE09 FF06  
GB06 GB07 GB12 HH29 HH30  
JC25 JC37 KK02 KK12 KK18  
KK25 KK31 KK34 KK44 KK47

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明によれば、超音波ビームの2方向に対するフォーカス位置の把握及び設定が容易である超音波診断装置の提供を目的とする。

【解決手段】 被検体に対し2次元的な自由度をもって超音波ビームを送受信する2次元

アレイプローブを用いた超音波診断装置において、X方向及びY方向に対応するフォーカ

ス点431、432を、2次元断層像18とともにそれぞれ表示する。表示されたフォー

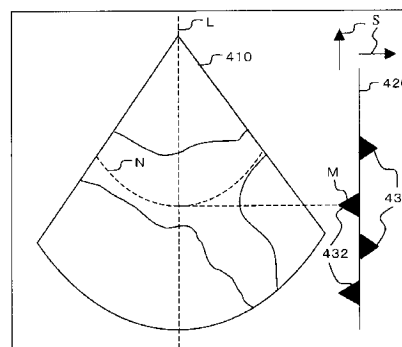
カス点431、432は、形態、色彩、位置等により判別が可能であり、それぞれ独立に

移動させることができる。オペレータは超音波画像を参照しながら関心領域が一様にフォー

カスされるようにフォーカス点431、432を移動させることにより、広範囲にわた

って一様な超音波画像を画質やフレームレートの低下を抑えて得ることができる。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に対し超音波プローブより超音波ビームを送信し、当該超音波プローブにより受信した反射超音波に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置において、

前記超音波ビームを、当該超音波ビームの送受信方向と略直交する 2 方向においてフォーカスさせて形成する超音波ビーム形成手段と、

前記超音波ビームのフォーカス位置を、フォーカスされる方向それぞれについて前記超音波画像とともに表示する表示手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記超音波プローブは、少なくとも 2 方向に配列された超音波振動子を備え、

10

前記ビーム形成手段は、

少なくとも前記超音波振動子の配列の 2 方向にしたがった遅延時間の制御を行って超音波の送受信を行う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】

前記表示手段は、前記フォーカス位置を、前記フォーカスされる方向により、位置、色彩、形態のうち少なくとも 1 つを異ならせて、どの方向に対応するものであるかを表示することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記表示手段は、送信される前記超音波ビームを表示するものであることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

## 【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、特に、フォーカス位置を表示することができ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、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生する超音波ビームを被検体内に照射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの 2 次元画像が容易に観察できるため、生体の各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

30

## 【0003】

超音波診断装置における超音波のスキャン方式の代表的なものとしては、電子スキャン方式が挙げられる。電子スキャン方式とは超音波プローブ先端に配列した複数の超音波振動子を電子スイッチや遅延回路などで制御するものであり、各超音波振動子の超音波送波タイミング及び受信信号の生成タイミングを個別に制御することにより、超音波振動子の配列方向における超音波ビームの方向やフォーカスを自由にコントロールすることが可能となっている。

40

## 【0004】

超音波ビームが最もフォーカスされる位置においては、他点に比べてより強い強度の超音波ビームの反射波を得ることができる。このことにより、フォーカス位置の近傍においては分解能の高い画像が得られるが、フォーカス位置から離れた位置においては分解能の低い画像しか得られない。したがって、各超音波振動子に接続された遅延回路によって所定遅延量を与え、フォーカス位置を被検体内部の観察したい部位に一致させる方法が採られている。

## 【0005】

しかし、超音波の送波による診断画像のみからではフォーカス位置を認識することは困難である。そこで、診断画像上のどの部位にフォーカスされているのか把握するため、特

50

許文献 1 に挙げられる超音波診断装置が開発されている。これは、超音波ビームのフォーカス位置を認識するビーム特性認識手段とこのビーム特性認識手段で認識されたビーム特性を表示する表示手段を具備したものである。この超音波診断装置によれば、超音波の送受波によって表示される診断画像のうちどの部分が最高の分解能であるかを認識できる。

【0006】

ところで、種々の場合においては、超音波ビーム送受波方向の超音波の強度の均一性や画像分解能の均一性が重要となる。例えば、コントラストエコー法と呼ばれる手法においては、被検体の血管内に注入した空気の微小泡（バブル）の微強超音波による破壊に伴う高調波信号を測定する。ここで、微強超音波が均一でないバブルの破壊が均一に行われず、観察したい血管を正確に把握できない。

10

【0007】

また、カラーフローマッピング法（CFM）と呼ばれる手法では、ドプラ法によって得られた血流などの流速の情報を、形態を表す超音波画像に重畳して表示する。ここでも観察したい部位は血管などであり、広範囲にわたっての比較、対照が重要であるため、画質の均一性が求められる。

【0008】

さらに、被検体に対して穿刺針を挿入する際にも、被検体内の穿刺針の視認のために超音波診断装置がよく用いられる。この場合においても、体表付近から穿刺針挿入の目的部位までの広範囲の領域が均一な画質で表示されたほうが穿刺針の挿入経路の把握が容易である。

20

【0009】

このように種々の手法においては、局所的な画質の良さよりは、超音波の強度の均一性や全体の画質の均一性が重要視される。したがって従来、上述したような手法を用いるときは、わざと超音波ビームをデフォーカスしたり、またフォーカスの位置を変化させながら複数回の送波を行う多段フォーカスと呼ばれる手法を用いたりして、診断画像の分解能を均一にし、画質の均一性を向上させることが通例である。

【0010】

このような場合においても、特許文献 1 に示される技術は有用である。表示されたビーム特性を参照しながら、フォーカス位置を調節することによって、所望の画質を得ることができる。

30

【0011】

ところで、近年において提案されている 2 次元アレイプローブなどでは、超音波振動子が 2 次元的に配列され、超音波振動子の配列される 2 方向それぞれについて遅延制御を行うことができる。上述したような診断画像の均一性が重要であるときは、この 2 方向に対応するフォーカス位置をそれぞれ独立に制御し、関心領域を挟むように異なる位置に 2 つのフォーカスを配置すると、関心領域が一様に近く表示されることとなる。ビームのデフォーカスや多段フォーカスを行って画質の均一性を向上させる場合には、それぞれ画質の低下やフレームレートの低下という欠点があるので、2 方向のフォーカス位置を独立に制御することは非常に有用な手法である。

【特許文献 1】特公昭 62 - 25375 号公報

40

【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、特許文献 1 に示されるような従来技術は 1 次元的な方向に対する超音波スキャンを前提として構築されたものであり、1 次元プローブの超音波振動子の配列方向である 1 方向のみのフォーカス制御しか表示されない構成となっている。したがって超音波振動子の配列される 2 方向のフォーカス制御が可能である 2 次元アレイプローブのフォーカス制御に適用して、フォーカス位置の把握や設定を行うことまでは考慮されていない。したがって、特許文献 1 に示されるような従来技術を、2 次元アレイプローブを用いた超音波診断装置を用いて診断を行う場合に適応すると、超音波振動子の配列される 2

50

方向それぞれに対するフォーカス位置を互いの関係を把握しながら設定することが容易ではないという課題があった。

【0013】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、超音波ビームの2方向に対するフォーカス位置の把握及び設定が容易である超音波診断装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、被検体に対し超音波プローブより超音波ビームを送信し、当該超音波プローブにより受信した反射超音波に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置において、前記超音波ビームを、当該超音波ビームの送受信方向と略直交する2方向においてフォーカスさせて形成する超音波ビーム形成手段と、前記超音波ビームのフォーカス位置を、フォーカスされる方向それぞれについて前記超音波画像とともに表示する表示手段を含むことを特徴としている。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、超音波ビームの2方向に対するフォーカス位置の把握及び設定が容易である超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明に係る超音波診断装置の好ましい実施形態を図面を参照して説明する。図1に示す超音波診断装置は、超音波ビームを2次元的方向に対してスキャンさせてその3次元画像を取得するシステムを適用したもので、超音波ビームの2次元のスキャンが可能な2次元アレイプローブ100と、この2次元アレイプローブ100が接続される装置本体200と、この装置本体200に接続されるモニタ300とを備えている。

20

【0017】

2次元アレイプローブ100は、複数の超音波振動子101がX方向、Y方向の2方向に2次元状に配列されるものである。この各超音波振動子は、装置本体200による制御の基で駆動され、予め設定された超音波ビームフォームにしたがって、超音波ビームを被検体OBJ内の診断部位に向けて送信する。

30

【0018】

これとともに、2次元アレイプローブ100は、この超音波ビームに対して被検体OBJ内の音響インピーダンス境界での反射や微小散乱体による散乱により2次元アレイプローブ100に戻ってくる超音波エコー信号を微弱な電圧のエコー信号に変換して受信し、その受信信号を装置本体200に送る。

【0019】

装置本体200は、2次元アレイプローブ100に接続され、超音波送信部210及び超音波受信部220と、この超音波受信部220の出力側に接続される画像処理部240と、この画像処理部に接続される表示ユニット250と、上述した装置本体200の各部に接続されるホストCPU260と、このホストCPUに接続される操作パネル270とを備えている。

40

【0020】

超音波送信部210は、パルサ211と、送信遅延回路212を備える。送信遅延回路212によって遅延を与えられたパルスがパルサ211によって生成され、2次元アレイプローブ100を駆動させることによって、パルス状の超音波を被検体OBJの関心部位に送信する。このとき、送信遅延回路212の遅延処理により2次元アレイプローブ100から発せられる超音波のフォーカス位置制御が可能となる。

【0021】

本実施例においては2次元アレイプローブを用いているため、超音波振動子101の配列のX方向Y方向に対する遅延処理を行うことにより、X方向及びY方向の2方向に対す

50

るフォーカス制御が行われる。

【0022】

超音波受信部220は、プリアンプ221と、受信遅延回路222と、加算器223と、レシーバ部224を備える。2次元アレイプローブ100からチャンネル毎に出力される受信信号は、チャンネル毎にプリアンプ221にて増幅され、A/D変換される。プリアンプ221からの出力信号は受信遅延回路222にて、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられる。受信遅延回路222からの出力信号は加算器223にて加算される。この加算により受信指向性に応じた方向からの受信信号が強調される。レシーバ部224は、加算器223からの出力信号を受ける図示しない対数増幅器、包絡線検波回路を備え、その出力を画像処理部240へと出力する。

10

【0023】

画像処理部240はエコープロセッサ241及びドブラプロセッサ242からなり、レシーバ部224からの受信信号が必要に応じて送信される。エコープロセッサ241は、受信遅延回路5からの受信信号に対して所定のリファレンス周波数を用いて直交検波し、その検波信号の信号振幅に応じた被検体OBJ内の3次元形態情報（造影剤投与の場合は造影剤の情報も含むコントラスト画像）を示す3次元空間分布画像データを生成し、この画像データを表示ユニット250に送る。また、ドブラプロセッサ242は、受信遅延回路5からの受信信号に対してその位相の時間変化を計測することにより被検体OBJの血流情報を示す速度、パワー、分散などの3次元空間分布画像データを生成し、この画像データを表示ユニット250に送る。

20

【0024】

表示ユニット250は、超音波画像生成機能253と、X方向フォーカス点生成機能251と、Y方向フォーカス点生成機能252と、画像合成機能254を備える。超音波画像生成機能253は、画像処理部240からの3次元画像データに対して、任意断面を切り出しする処理や、所定の2次元写像法を用いて任意の視点から2次元平面上にマッピングする処理などを行い、超音波画像情報を生成し、画像合成機能254へ送る。

【0025】

X方向フォーカス点表示機能251はホストCPU260から得た超音波振動子101の配列のX方向に対するフォーカス位置情報を取得し、現在設定されている超音波ビームフォームのX方向に対するフォーカス位置を画像化する。画像化されたフォーカス点はX方向フォーカス点画像情報として画像合成機能254に送られる。Y方向フォーカス点生成機能252も同様に、現在設定されている超音波ビームフォームのY方向に対するフォーカス位置を画像化し、Y方向フォーカス点画像情報として画像合成機能254に送る。画像合成機能254はX方向フォーカス点画像情報と、Y方向フォーカス点画像情報と、超音波画像情報を合成し、モニタ300に対応した走査線信号列に変換して表示画像情報をモニタに送る。

30

【0026】

ホストCPU260は、超音波ビームフォーム設定機能261と、X方向遅延量算出機能262と、Y方向遅延量算出機能263と、送信遅延信号生成機能264と、受信遅延信号生成機能265とを有する。また、図示しないが、ホストCPUは装置全体を統括的に制御する機能を有する。

40

【0027】

超音波ビームフォーム設定機能261は、超音波送信における超音波ビームフォームを設定する。ここで、超音波送信における超音波ビームフォームの設定は操作パネル270からの入力によって行われる。また、受信における超音波ビームフォームの設定においては、反射超音波は被検体における対象部位と2次元アレイプローブ100の距離に応じ順次受信されるので、超音波送信とその超音波の反射波の受信までの時間間隔に対応させて自動的に設定される。受信については、被検体の各部からの反射超音波が、プローブと被検体部位との距離に応じて順次受信されるため、一回の超音波送受信の際には、時系列的に複数段のフォーカス制御を行いながら受信することができる。

50

## 【0028】

超音波ビームフォーム設定機能261は、この超音波ビームフォームを表す情報をX方向遅延量算出手段262及びY方向遅延量算出手段263へ送信する。また、超音波ビームフォーム設定機能261は、設定された超音波ビームフォームを基に、フォーカス点の位置を示す情報を表示ユニット250に送信する。

## 【0029】

X方向遅延量算出機能262及びY方向遅延量算出機能263は、超音波ビームフォーム設定手段261で設定された超音波ビームフォームに基づいて、X方向、Y方向それぞれの方向に対応する遅延量を算出する。

## 【0030】

この算出されたX方向及びY方向に対応する遅延量は、送信遅延信号生成機能264及び受信遅延信号生成機能265に送信される。送信遅延信号生成機能264及び受信遅延信号生成機能265ではこれらの遅延量を基に、駆動される超音波振動子101それぞれに対する送信遅延信号及び受信遅延信号を生成する。この送信遅延信号は超音波送信部210に送られ送信遅延回路212によって超音波送信信号の遅延処理が行われ、受信遅延信号は超音波受信部220に送られ受信遅延回路222によって超音波受信信号の遅延処理が行われる。

## 【0031】

操作パネル270には、超音波ビームの送受信条件等に関する各種設定・変更用のジョイスティックやトラックボール等の入力デバイス（その他スイッチ、各種ボタン、キーボード等）が搭載され、ここでの入力操作でオペレータにより指示された情報がホストCPU260に送られ、これにより装置本体200内の各部で設定・変更される。例えば、オペレータがモニタ300の画面を見ながら操作パネル270を操作することで超音波ビームのフォーカス点が設定・変更可能となっている。このフォーカス点の設定・変更方法については後述する。

## 【0032】

次に図2乃至図6を用いて、フォーカス点の表示について説明する。図2に表示ユニット250が生成する画像の一例を示す。ここで表示ユニットの生成する画像は、2次元断層像410と、その横に2次元アレイプロブ100によって送波される超音波ビームの方向を示す方向線420とフォーカス点431、432であり、方向線420上に超音波ビームがフォーカスされている位置を表すためのフォーカス点431、432が表示される。

## 【0033】

このフォーカス点431、432は、2次元断層像410中の中央のラインL付近の画像と、画像上の横方向でほぼ対応している。オペレータは、フォーカス点431、432と2次元断層像410を併せて見ることによって、2次元断層像410上のどの位置に超音波ビームがフォーカスされているのが把握することができる。例えば、オペレータは図2のMで示されるフォーカス点を参照することにより、超音波ビームが2次元断層像410の弧Nで示される付近にフォーカスされていると把握することができる。尚、ラインL及び、弧Nは表示されなくてもよい。

## 【0034】

なお、ここでは、平面的に構成された超音波振動子101からの遅延制御によって、扇型に超音波をスキャンさせるセクタ方式の場合を説明したが、超音波振動子101の平面と略垂直な方向に超音波を送信するリニア方式でも本実施例の適用が可能である。その場合、フォーカス点431、432と2次元断層像410を画像上の横方向で対応するように表示する。

## 【0035】

また、このフォーカス点431、432は図2のように2種類の形態で表示される。それぞれの種類のフォーカス点は立体的に送波される超音波ビームを、異なる2面で投影した時にフォーカスされる位置にそれぞれ対応するものである。異なる2面とは、図3のよ

10

20

30

40

50

うに超音波送波方向である矢印R上で直交し、超音波振動子101の配列方向X方向、Y方向に従った2面A、Bである。

#### 【0036】

ここで、2次元断層像410は、超音波画像生成機能253の機能により任意の断面においての画像化が可能である。ここで、フォーカス点431、432に対応するX方向、Y方向が2次元断層像とどのような関係にあるのかの表示を行う。図2において、2次元断層像410はX方向に平行な面において生成されるとすると、矢印Sが図のように表示されフォーカス点431、432に対応する面との位置関係を表示する。フォーカス点431上の矢印Sは横向きに表示されるので、オペレーターは、フォーカス点431に対応するフォーカス制御は2次元断層像410に対応する面と略平行な面において行われることを感覚的に把握することができる。

10

#### 【0037】

この場合、図2のフォーカス点431は、図3で表される面Aと送波される超音波ビームとの交わる領域を基に得られるフォーカス点であり、フォーカス点432は面Bと超音波ビームとの交わる領域を基に得られるフォーカス点である。

#### 【0038】

また、フォーカスの位置を変化させながら複数回の送波を行う多段フォーカスを行う場合には、段数に応じた数のフォーカス点431、432をそれぞれ表示する。例えば、同一方向に対して、2回の超音波送波を行う場合には、フォーカス点431、432はそれぞれ2つずつ生成される。

20

#### 【0039】

ここで、フォーカス点431、432と方向線410の表示態様としては図2に示されるものの他にも以下のようなものが考えられる。まず図4に示される例では方向線420を、421、422のように二つ表示し、方向線421にはフォーカス点431が接し、面Aにおける超音波ビームがフォーカスされる位置を表し、方向線422にはフォーカス点432が接し、面Bにおける超音波ビームがフォーカスされる位置を表す。

#### 【0040】

また、図5に示される例では、フォーカス点431とフォーカス点432の色彩を変えることによって、双方の区別が付きやすいようにしている。さらに図6における例では、超音波ビームフォームを上述した面A、Bに投影したときの形状をそれぞれ表すビームフォームマーク441、442が表示される。

30

#### 【0041】

次に、フォーカス点の設定・変更を行う際の装置の動作を図7を用いて説明する。フォーカス点の設定、変更はX方向又はY方向の双方に対して行うことができるが、ここではY方向のフォーカス点の設定・変更を行う場合の動作を説明する。まず、予め設定されている超音波ビームフォームに基づくフォーカス点が図2などに示される態様でモニタ300に表示されている。ここで表示されている2次元断層像410は被検体OBJの関心部位のスキャンによって得られる画像であり、リアルタイムに取得されている画像であっても、予め撮影された静止像であってもよい。ここでは2次元断層像410はリアルタイム画像であるとして説明する。

40

#### 【0042】

ステップS1として、オペレーターは2次元断層像410を観察し、関心部位を一様に表示するために操作パネル270を用いてY方向に対応するフォーカスの位置を変更する。具体的には操作パネル270に設けられたスイッチやマウス、又はトラックボールなどを操作することにより操作パネル270からフォーカスの位置の変動量を表す情報がホストCPU260に送られる。

#### 【0043】

次に、ステップS2として、このフォーカスの位置の変動量の情報を基に、ホストCPU260の超音波ビームフォーム設定機能261が超音波ビームフォームを設定する。さらに超音波ビームフォーム設定機能261は設定された超音波ビームフォームにおけるフ

50

フォーカス位置が、モニター300に表示されている画像である方向線420のどの位置に相当するかを計算する。計算されたフォーカス点432の位置情報は、Y方向フォーカス点生成機能252に送信される。また、超音波ビームフォームの情報はY方向遅延量算出機能263へも送信されて変更された超音波ビームフォームの条件で被検体OBJがスキャンされる。

【0044】

次に、ステップS3として、ステップS2で生成された位置情報を基に、フォーカス点432の画像データが生成される。それぞれの画像情報は画像合成機能254へと送信される。

【0045】

次に、ステップS4では、これらの画像情報を、超音波画像生成機能253が生成する2次元断層画像情報と合成し、モニター300に送信する。モニター300には、フォーカス位置の変更に伴った、フォーカス点432が表示される。

【0046】

ステップS5において、オペレータは、モニター300に表示された画像を参照し、フォーカスの位置が所望の位置にあるかを判断する。具体的には、2次元断層像410の関心領域とフォーカス点431と432の位置関係や、2次元断層像410の関心領域における画質等を観察することにより、フォーカス位置が適切であるかどうかを判断する。適切であると判断した場合には、フォーカス位置の変更はおわりとなり、診断やその他の調整を行うこととなる。適切でないと判断した場合にはステップS1に戻る。

【0047】

このようにして、フォーカス点431、432は、フォーカス位置が変更されると逐一更新され、略リアルタイムで、面A及び面Bの2面におけるビームフォームの情報と超音波画像が表示されることとなる。

【0048】

次に、全体の動作の説明として、被検体OBJ内に注入した空気の微小泡である造影剤を2次元アレイプローブから発する超音波によって破壊し、その際に発生する高調波信号を測定するコントラストエコー法を実施する場合を図8を参照して説明する。

【0049】

まず、ステップS11として、オペレータは2次元アレイプローブ100からの超音波ビームが被検体OBJ内の関心領域を含むようにスキャンする。これにより、装置本体200内に2次元断層像が生成され、図2等に示される態様でモニター300に表示される。ここで、フォーカス点431、432は、予め設定されているビームフォームに基づいた位置に表示されている。

【0050】

次に、ステップS12において、オペレータは表示された2次元断層像410を参照しながら、超音波ビームフォームを設定する。設定はフォーカス点431、432を、操作パネル270を操作して、移動させる事により行われる。オペレータは関心領域が略一様にフォーカスされるようにフォーカス点431、432を移動させる。

【0051】

フォーカス点431、432の移動は操作パネル270を用いて行う。その操作情報が操作パネル270よりホストCPU260に送られ、超音波ビームフォームが設定されることにより、超音波振動子それぞれに与えるべき超音波送受信の遅延量が計算される。

【0052】

ステップS13において、コントラストエコー法による撮影が行われる。具体的には、記憶された遅延量を基に形成された超音波ビームが被検体OBJ内の関心領域に対して一様の強度で照射されることとなり、被検体OBJ内の関心領域において造影剤が一様に破壊され、破壊に伴う高調波信号が測定される。

【0053】

ステップS14においては、得られた高調波信号を基にエコープロセッサ241が3次

10

20

30

40

50

元コントラスト画像データを生成する。生成された3次元コントラスト画像データは表示ユニット250に送られ、表示ユニット250は予め設定された断面上に沿った複数の2次元断層像を生成するなどし、これらの断層像を単独又は種々の3次元画像と共にモニタ300上に表示させる。

#### 【0054】

この他にも、被検体OBJ内に穿刺針を挿入する時に、穿刺針の位置確認を行う場合や、Bモード断層像に血流情報をカラー表示で重畳させるカラーフローマッピング法を用いて血管の連続性を確認する場合でも、広範囲での画像の均一性が求められるため、上述したようなフォーカス点の調整を行う必要がある。この場合の装置の動作は図8に示される動作と類似している。具体的には、オペレータは被検体OBJの2次元断層像などを参照しながら、穿刺針を到達させる予定である目的部位から穿刺針を差し込む被検体OBJの体表近傍までが一様に表示されるようにフォーカス位置を調節する。

10

#### 【0055】

次に本実施例の変形例について、図9を参照して説明する。上述の実施例においては、送信における超音波ビームフォームのみを設定可能であるとしたが、受信におけるフォーカス点も操作パネル270を用いて設定可能であるとしても本実施例と略同様の適応が可能である。この場合、図9に示されるように、送波におけるフォーカス位置と受波におけるフォーカス位置を異なる態様で表示し、それぞれの段数に対応させて表示する。具体的には、送信の場合と同様に、方向線520上に、X方向に対応する受信フォーカス点531、及びY方向に対応する受信フォーカス点532を参照し受信における超音波ビームフォームの把握及び設定を行う。

20

#### 【0056】

また、本実施例においては2次元アレイプローブを用いた超音波診断装置の例を説明してあるが、これに搭載された表示ユニット250及びホストCPU260による、フォーカス点設定手段は2面以上のフォーカス設定が可能である超音波診断装置であれば適応可能である。例えば、1.5Dアレイプローブを用いた超音波診断装置においても2方向のフォーカス制御が可能であるので、このような超音波診断装置にも適応が可能である。

#### 【0057】

以上説明したように、本実施例によれば、超音波ビームの2方向に対するフォーカス位置の把握及び設定が容易である超音波診断装置を提供することができる。

30

#### 【0058】

本実施例においては、2つの面における超音波ビームのフォーカス点を、2次元断層像とともに同時に表示しているため、オペレータは一見して、超音波ビームフォームを想定することができる。さらに、同時に表示された2次元断層像を参照することによって、被検体内の関心領域と、超音波ビームフォームの位置関係の把握が容易となる。

#### 【0059】

さらに、この2種類のフォーカス点を、2次元断層像を参照しながら移動させることにより、超音波ビームの形状を設定・変更するので、2面に対応する超音波ビームフォームの設定が容易となる。

40

#### 【0060】

また、2面におけるフォーカス点の設定が容易なので、例えば図3の面A、面Bにおけるフォーカス点をずらすことにより、広い領域にわたってフォーカスが略一様である超音波ビームフォームを設定することが容易となる。これは、送信多段フォーカスがフレームレートを低下させること、及び超音波ビームのデフォーカスが画質の大幅な劣化を伴うことを考えると、本実施例によれば従来に比べてフレームレートの低下を招くことなく広範囲にわたって一様かつ良好な画質の超音波画像を得ることが容易となるといえる。

#### 【0061】

広範囲にわたって一様かつ良好な画質の超音波画像を得ることは、コントラストエコー法における造影剤の破壊や、カラーフローマッピング法における血管連続性の視認、2次

50

元断層像や3次元画像などの形態画像を用いての穿刺針の視認などの場合には非常に有効である。したがって、本実施例によれば病症部位の発見や治療が容易となる。

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】本発明に係る実施例の構成を示す図。

【図2】図1の表示ユニットが生成する画像の第1の例を示す図。

【図3】フォーカス点と超音波ビームフォームの関係を説明するための図。

【図4】図1の表示ユニットが生成する画像の第2の例を示す図。

【図5】図1の表示ユニットが生成する画像の第3の例を示す図。

【図6】図1の表示ユニットが生成する画像の第4の例を示す図。

10

【図7】本実施例におけるフォーカス位置の変更動作を示すフローチャート。

【図8】本実施例におけるコントラストエコー法での動作の一例を示すフローチャート。

【図9】本実施例における変形例において生成される画像の一例を示す図。

【符号の説明】

【0063】

100 2次元アレイプローブ

101 超音波振動子

200 装置本体

210 超音波送信部

211 パルス

20

212 送信遅延回路

220 超音波受信部

221 プリアンプ

222 受信遅延回路

223 加算機

224 レシーバ部

240 画像処理部

241 エコープロセッサ

242 ドブラプロセッサ

250 表示ユニット

30

251 X方向フォーカス点生成機能

252 Y方向フォーカス点生成機能

253 超音波画像生成機能

254 画像合成機能

260 ホストCPU

261 超音波ビームフォーム設定機能

262 X方向遅延量算出機能

263 Y方向遅延量算出機能

264 送信遅延信号生成機能

265 受信遅延信号生成機能

40

270 操作パネル

300 モニタ

410 2次元断層像

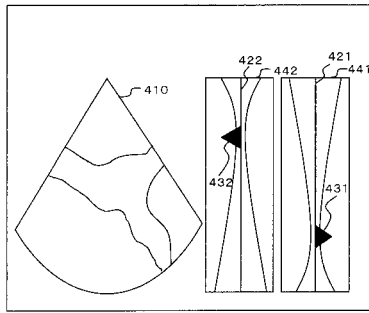
420、421、422、520 方向線

431、432、531、532 フォーカス点

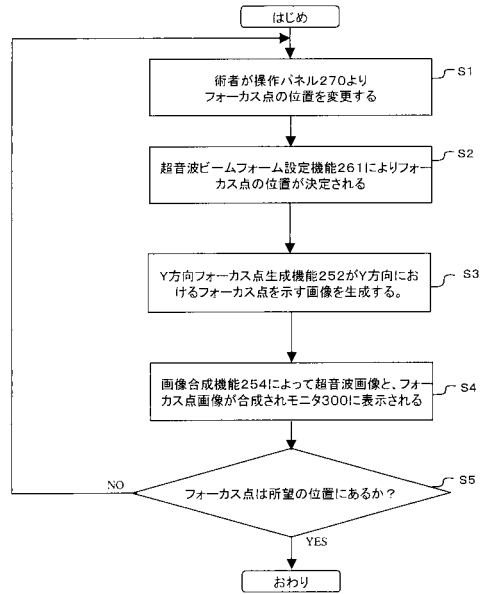
441、442 ビームフォームマーク



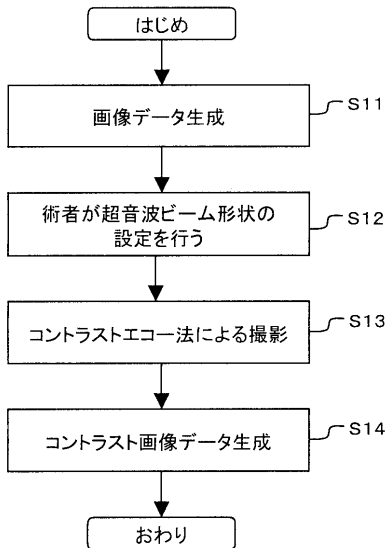
【 図 6 】



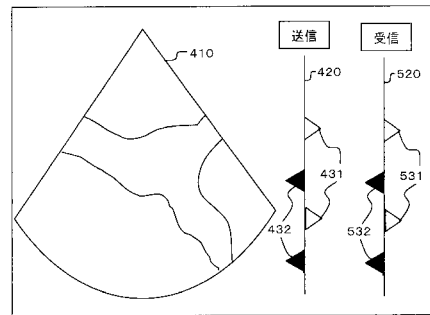
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005319199A</a>	公开(公告)日	2005-11-17
申请号	JP2004141432	申请日	2004-05-11
[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	浜田賢治		
发明人	浜田 賢治		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S7/52063 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/461 A61B8/463 G01S7/52041 G01S15/8925 G01S15/8988		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB08 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/DE04 4C601/DE10 4C601/EE11 4C601/FE09 4C601/FF06 4C601/GB06 4C601/GB07 4C601/GB12 4C601/HH29 4C601/HH30 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK34 4C601/KK44 4C601/KK47		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

根据本发明，在超声波束的两个方向上抓住并设置焦点位置。本发明的目的是提供一种易于确定的超声波诊断设备。具有二维自由度的对象的超声波束的二维发送/接收 在使用阵列探头的超声诊断设备中，使用了与X和Y方向相对应的焦点。点431和点432与二维断层图像18一起显示。显示的照片 残渣点431和432可以通过形式，颜色，位置等来区分并且独立地。可以移动。操作员参考超声图像并均匀扫描感兴趣区域。通过移动焦点431和432，使得 因此，可以在抑制图像质量和帧率降低的同时获得均匀的超声图像。 [选择图]图2

