

(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2009-201651

(P2009-201651A)

(43) 公開日 平成21年9月10日(2009.9.10)

(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2008-45976 (P2008-45976)
(22) 出願日 平成20年2月27日(2008.2.27)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和

(72) 発明者 小出 徹雄
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DE06 EE04 HH05 HH16
HH30 JC21 KK12

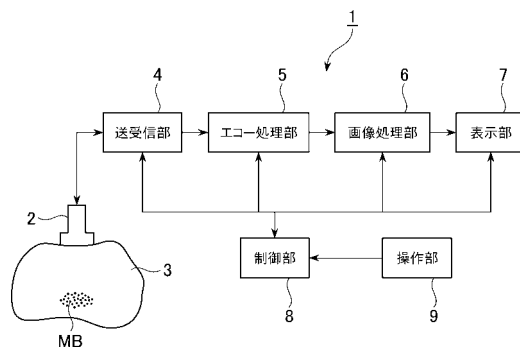
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波の送波音圧を比較的低くした超音波撮影を行わざるを得ない場合においても、超音波画像の明度を確保することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 制御部 8 による制御により、被検体内部の深さ方向のフォーカス位置が異なる超音波を 2 種類以上の送波音圧で超音波プローブから送波させる送波ビームフォーマー 4 2 と、フォーカス位置が異なる超音波に対する各エコー信号から一枚の画像データを合成する合成部 4 8 と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受信を行う超音波プローブと、
被検体内部の深さ方向のフォーカス位置が異なる超音波を前記超音波プローブから送波させる送波制御部と、
フォーカス位置が異なる超音波に対する各エコー信号から一枚の画像データを合成する合成部と、
を備え、
前記送波制御部は、前記プローブから送波される超音波の送波音圧を、2種類以上の音圧とする
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記送波制御部は、所定のフォーカス位置を有する超音波を所定の送波音圧で送波させ、また前記所定のフォーカス位置とは異なるフォーカス位置を有する超音波を、所望の明度の超音波画像が得られるように、前記所定の送波音圧よりも高い送波音圧で送波させ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】

前記合成部によって合成される各エコー信号は、被検体内部の深さ方向の位置が異なる超音波から得られた信号である
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記合成部によって合成される各エコー信号は、被検体内部の深さ方向の位置が重複する超音波から得られた信号であり、なおかつ超音波画像のコントラストができるだけ大きくなるような重み付け係数が乗算された信号である
ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

重み付け係数を設定する係数設定手段を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記係数設定手段は、超音波画像データに基づいて、超音波画像のコントラストができるだけ大きくなるように、重み付け係数を設定する
ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

フォーカス位置を設定するフォーカス位置設定手段を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記送波制御部は、フォーカス位置が異なる3種類以上の超音波を送波させ、少なくとも一の超音波の送波音圧とは異なる送波音圧で他の超音波を送波させるものである
ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記送波制御部は、造影剤が注入された造影剤撮影部位を第一フォーカス位置とする超音波を、造影剤が破壊される破壊閾値未満の第一送波音圧で送波させ、また前記造影剤撮影部位とは被検体内部の深さ方向において異なる部位を第二フォーカス位置とする超音波を、所望の明度の超音波画像が得られるように、第一送波音圧よりも高い第二送波音圧で送波させる
ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を送波して得られたエコー (e c h o) 信号に基づいて超音波画像を

50

作成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮影の一種として、被検体の病変部等に注入された直径が約1～数 μm の微小なカプセル（マイクロバブル）を造影剤として利用する造影撮影方法が知られている（例えば、特許文献1参照）。マイクロバブルの造影剤としての利用には、超音波を送波してマイクロバブルが破壊されたときの音を利用する方法と、マイクロバブルを破壊しない音圧の超音波を送波し、マイクロバブルからのエコーを利用する方法の2通りがある。いずれの方法においても、マイクロバブルを用いない場合よりも強調されたエコーが得られ、超音波画像の画質が向上する。

10

【特許文献1】特開2000-5167号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ここで、超音波の送波音圧は、超音波画像の明度に影響を及ぼす。具体的には、超音波の送波音圧が高くなるほど明度が高くなり、逆に超音波の送波音圧が低くなるほど、明度が低くなる。従って、マイクロバブルを破壊しない程度の比較的低音圧の超音波を送波して造影撮影を行った場合、得られた超音波画像において、マイクロバブルが注入された部位については、マイクロバブルの作用により十分な明度を得ることができるものの、それ以外の部位については、造影剤を使用しないで撮影したときよりも明度が低くなる。

20

【0004】

ところで、マイクロバブルが注入された病変部に穿刺針を刺入する場合がある。この場合、超音波画像を見ながら穿刺針の刺入が行われるが、体表から病変部までの間に、血管など穿刺針を刺してはいけない組織があったとしても、この部分にはマイクロバブルが注入されておらず、明度が低くなっているため、気づかずに誤って刺してしまうおそれがある。このようなことから、超音波画像において、造影剤撮影部位以外の部分についても明度を確保する必要性がある。

【0005】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、その解決しようとする課題は、超音波の送波音圧を比較的低くした超音波撮影を行わざるを得ない場合においても、超音波画像の明度を確保することができる超音波診断装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

この発明は、前記課題を解決するためになされたもので、第1の観点の発明は、超音波の送受信を行う超音波プローブと、被検体内部の深さ方向のフォーカス位置が異なる超音波を前記超音波プローブから送波させる送波制御部と、フォーカス位置が異なる超音波に対する各エコー信号から一枚の画像データを合成する合成部と、を備え、前記送波制御部は、前記プローブから送波される超音波の送波音圧を、2種類以上の音圧とすることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0007】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記送波制御部は、所定のフォーカス位置を有する超音波を所定の送波音圧で送波させ、また前記所定のフォーカス位置とは異なるフォーカス位置を有する超音波を、所望の明度の超音波画像が得られるように、前記所定の送波音圧よりも高い送波音圧で送波させることを特徴とする超音波診断装置である。

【0008】

第3の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記合成部によって合成される各エコー信号は、被検体内部の深さ方向の位置が異なる超音波から得られた信号であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】

50

第4の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記合成部によって合成される各エコー信号は、被検体内部の深さ方向の位置が重複する超音波から得られた信号であり、なおかつ超音波画像のコントラストができるだけ大きくなるような重み付け係数が乗算された信号であることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

第5の観点の発明は、第4の観点の発明において、重み付け係数を設定する係数設定手段を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0011】

第6の観点の発明は、第5の観点の発明において、前記係数設定手段は、超音波画像データに基づいて、超音波画像のコントラストができるだけ大きくなるように、重み付け係数を設定することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【0012】

第7の観点の発明は、第1～6のいずれか一の観点の発明において、フォーカス位置を設定するフォーカス位置設定手段を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

第8の観点の発明は、第1～7のいずれか一の観点の発明において、前記送波制御部は、フォーカス位置が異なる3種類以上の超音波を送波させ、少なくとも一の超音波の送波音圧とは異なる送波音圧で他の超音波を送波させるものであることを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

20

第9の観点の発明は、第1～7のいずれか一の観点の発明において、前記送波制御部は、造影剤が注入された造影剤撮影部位を第一フォーカス位置とする超音波を、造影剤が破壊される破壊閾値未満の第一送波音圧で送波させ、また前記造影剤撮影部位とは被検体内部の深さ方向において異なる部位を第二フォーカス位置とする超音波を、所望の明度の超音波画像が得られるように、第一送波音圧よりも高い第二送波音圧で送波させることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0015】

第1の観点の発明によれば、被検体内部の深さ方向のフォーカス位置が異なる超音波に対する各エコーから一枚の画像データを合成するようになっており、しかも2種類以上の送波音圧で超音波が送波されるようになっているので、例えば送波音圧を比較的低くせざるを得ない部位をフォーカス位置として超音波を送波し、また別の部位をフォーカス位置としてより高い送波音圧で超音波を送波し、それぞれの超音波に対するエコーから一枚の画像データを合成することにより、比較的低い送波音圧の超音波を送波せざるを得ない場合においても、これよりも高い送波音圧で送波した部位について超音波画像の明度を確保することができる。

30

【0016】

第2の観点の発明によれば、前記送波制御部は、比較的送波音圧を低くせざるを得ない部位を所定のフォーカス位置とする超音波を比較的低い所定の送波音圧で送波させ、また前記所定のフォーカス位置とは異なるフォーカス位置を有する超音波を、所望の明度の超音波画像が得られるように、前記所定の送波音圧よりも高い送波音圧で送波させる。そして、前記合成部は、フォーカス位置及び送波音圧が異なる超音波に対する各エコーから一枚の画像データを合成するので、比較的低い送波音圧の超音波を送波せざるを得ない場合においても、これよりも高い送波音圧で送波した部位について超音波画像の明度を確保することができる。

40

【0017】

第3の観点の発明によれば、被検体内部の深さ方向の位置が異なるエコーを合成して得られた超音波画像の明度を確保することができる。

【0018】

第4の観点の発明によれば、被検体内部の深さ方向の位置が重複する部分を有し、重み

50

付け係数が乗算されたエコーを合成して得られた超音波画像の明度を確保することができるとともに、画像のコントラストを大きくすることができる。

【0019】

第5の観点の発明によれば、前記係数設定手段により超音波画像のコントラストができるだけ大きくなるように設定された重み付け係数を各エコー信号に乗算することができる。

【0020】

第6の観点の発明によれば、超音波画像データに基づいて、前記係数設定手段により適切な重み付け係数を設定することができる。

【0021】

第7の観点の発明によれば、前記フォーカス位置設定手段により、所望の位置にフォーカス位置を設定することができる。

【0022】

第8の観点の発明によれば、フォーカス位置が異なる3種類以上の超音波が送波され、少なくとも一の超音波の送波音圧とは異なる送波音圧で他の超音波が送波される。ここで、他の超音波の送波音圧は、それぞれ異なってもよいし、同じであってもよい。そして、フォーカス位置が異なる3種類以上の超音波に対する各エコーから一枚の画像データが合成される。これにより、よりフォーカス位置を多くすることができるので、得られる超音波画像の空間分解能を向上させることができる。

【0023】

第9の観点の発明によれば、造影剤撮影部位をフォーカス位置とする比較的低音圧の第一送波音圧の超音波が送波されても、この造影剤撮影部位については造影剤の作用により十分な明度の超音波画像を得ることができ、一方で造影剤撮影部位とは被検体内部の深さ方向において異なる部位をフォーカス位置とし、第一送波音圧よりも高い第二送波音圧の超音波が送波されるので、この部位の超音波画像における明度が低下することを防止することができる。第二送波音圧で送波される超音波の第二フォーカス位置は、造影剤撮影部位を外れた部位であるため、第二送波音圧で超音波を送波しても、造影剤が破壊されることを抑制することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図1は、本発明に係る第一実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0025】

超音波診断装置1は、超音波プローブ(probe)2を有する。この超音波プローブ2の内部には、図示しない複数の超音波トランスデューサ(transducer)のレイ(array)を有する。個々の超音波トランスデューサは、例えばPZT(チタン(Ti)酸ジルコン(Zr)酸鉛)セラミックス等の圧電材料によって構成される。

【0026】

前記超音波プローブ2は、被検体3に当接して使用される。被検体3には、造影剤として多数のマイクロバブルMBが注入されている。マイクロバブルMBは、生体に無害な気体を、生体に無害な物質で形成した殻に封入した微小な泡である。殻の直径は、例えば約1~数 μm である。マイクロバブルMBは、殻を破壊しないようにしてこの殻に送信された超音波のエコーを超音波撮影に用いるための造影剤として使用される。

【0027】

前記超音波プローブ2は、送受信部4と接続されている。この送受信部4は、前記超音波プローブ2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。また、この送受信部4は、前記超音波プローブ2が受波したエコー信号を受信する。この送受信部4の詳細については後述する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

前記送受信部 4 は、エコー処理部 5 と接続されている。前記送受信部 4 では、エコー信号を処理して音線毎のエコー信号が作成され、この信号は、前記エコー処理部 5 へ入力される。前記エコー処理部 5 は、入力されたエコー信号を処理して音線毎の画像信号を形成する。

【 0 0 2 9 】

前記エコー処理部 5 は、画像処理部 6 と接続されている。前記エコー処理部 5 から出力される音線毎の画像信号は、前記画像処理部 6 へ入力される。前記画像処理部 6 は、入力された画像信号に基づいて超音波画像を作成する。画像作成にあたって、前記画像処理部 6 は、スキャン変換により、画像信号の配列を音線順次の配列から 2 次元空間における格子状の配列に変換する。

10

【 0 0 3 0 】

前記画像処理部 6 は、表示部 7 と接続されている。この表示部 7 は、前記画像処理部 6 から出力された超音波画像を表示する。前記表示部 7 は、CRT (Cathode - Ray Tube) や液晶ディスプレイ等である。

【 0 0 3 1 】

以上の前記送受信部 4 , 前記エコー処理部 5 , 前記画像処理部 6 及び前記表示部 7 は、制御部 8 と接続されている。この制御部 8 は、これら各部へ制御信号を与えてその動作を制御する。また、前記制御部 8 には、被制御の前記各部から各種の報知信号が入力される。

20

【 0 0 3 2 】

前記制御部 8 には操作部 9 が接続されている。この操作部 9 は、操作者によって操作され、前記制御部に適宜の指令や情報を入力するようになっている。前記操作部 9 は、例えばキーボード (keyboard) やポインティングデバイス (pointing device) 及びその他の操作具 (それぞれ図示省略) を備えている。

【 0 0 3 3 】

前記送受信部 4 について図 2 に基づいて詳しく説明する。図 2 は、送受信部 4 の概略構成を示すブロック図である。図 2 に示すように、送受信部 4 は、送波信号発生部 4 1 と、送波ビームフォーマ 4 2 と、送受切換部 4 3 と、切出部 4 4 と、加算部 4 5 と、第一メモリ 4 6 と、第二メモリ 4 7 と、合成部 4 8 とを有している。

30

【 0 0 3 4 】

前記送波タイミング信号発生部 4 1 は、送波タイミング信号を周期的に発生して前記送波ビームフォーマ 4 2 へ入力する。送波タイミング信号の周期は、前記制御部 8 により制御される。

【 0 0 3 5 】

前記送波ビームフォーマ 4 2 は、送波のビームフォーミングを行うもので、送波タイミング信号に基づいて、所定の方位の超音波ビームを形成するためのビームフォーミング信号を発生する。ビームフォーミング信号は、方位に対応した時間差が付与された複数の駆動信号からなる。ビームフォーミングは、前記制御部 8 によって制御され、これにより超音波ビームの集束領域であるフォーカス位置が制御される。前記制御部 8 は、本発明におけるフォーカス位置設定手段の実施の形態の一例である。フォーカス位置は、前記操作部 9 によって入力され前記制御部 8 へ入力されるようになっている。

40

【 0 0 3 6 】

また、前記送波ビームフォーマ 4 2 は、所定の送波音圧になるようなビームフォーミング信号を発生する。送波音圧も前記制御部 8 によって制御される。送波音圧、前記操作部 9 によって入力され前記制御部 8 へ入力されるようになっている。

【 0 0 3 7 】

前記送波ビームフォーマ 4 2 及び前記制御部 8 は、後述するように、被検体内部の深さ方向のフォーカス位置が異なる超音波を、2 種類以上の送波音圧で前記超音波プローブから送波させるようになっており、本発明における送波制御部の実施の形態の一例である。

50

【0038】

前記送受切換部43は、ビームフォーミング信号を超音波トランスデューサアレイへ出力する。超音波トランスデューサアレイにおいて、送波アパーチャを構成する複数の超音波トランスデューサは、駆動信号を受けて超音波をそれぞれ発生させ、これら超音波の波面合成により、所定方位の音線に沿った超音波ビームが形成される。

【0039】

前記送受切換部43には、切出部44が接続されている。前記送受切換部43は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数の受波エコー信号を前記切出部44へ出力する。

【0040】

前記切出部44は、受波アパーチャを構成する複数の超音波トランスデューサアレイからの各受波エコー信号の切り出しを行う。ここで、本例では後述するように送波音圧及びフォーカス位置が異なる2種類の超音波が送波されるようになっており、各受波エコー信号における切り出し部分は、超音波の種類によって異なっており、切出された信号は、被検体3内部の深さ方向の位置が異なる超音波から得られた信号になっている。詳細については後述する。

【0041】

前記切出部44で切り出された各受波エコー信号(以下、「部分受波エコー信号」という)は、前記加算部45へ入力される。この加算部45は、送波の音線に対応した受波のビームフォーミングを行うものであり、超音波トランスデューサ毎の複数の部分受波エコー信号を加算して所定方位の音線に沿った部分エコー受信信号を作成する。

【0042】

ここで、エコー信号とは、ビームフォーミングされる前の超音波トランスデューサ毎のエコー信号、すなわち受波エコー信号と、ビームフォーミング後の音線毎のエコー信号、すなわちエコー受信信号とを含む概念である。

【0043】

前記加算部45で作成された音線毎の部分エコー受信信号は、前記第一メモリ46又は前記第二メモリ47に記憶される。前記第一メモリ46に記憶される部分エコー受信信号は、後述するように、第一送波音圧で送波され第一フォーカス位置を有する超音波に対するエコー受信信号である。また、第二メモリ47に記憶される部分エコー受信信号は、同じく後述するように、第二送波音圧で送波され第二フォーカス位置を有する超音波に対するエコー受信信号である。

【0044】

前記第一メモリ46及び前記第二メモリ47に記憶された同一音線についての部分エコー受信信号は、前記合成部48へ入力されて合成され、1音線分のエコー受信信号となる。前記合成部48は、フォーカス位置及び送波音圧が異なる超音波に対する各エコー信号から一枚の画像データを合成する本発明における合成部の実施の形態の一例である。

【0045】

さて、前記超音波診断装置1の作用について説明する。前記超音波プローブ2から超音波を送波する際には、前記送受信部4は、例えば図3に示すような走査を行う。すなわち、音線SLの放射点100を円弧状の軌跡101に沿って移動させ、扇面状の2次元領域102を方向へ走査し、いわゆるコンベックスキャンを行う。ただし、前記送受信部4は、セクタスキャンやリニアスキャン等を行ってもよい。

【0046】

前記送受信部4の送波ビームフォーマ42は、被検体内部の深さ方向のフォーカス位置及び送波音圧が異なる超音波を前記超音波プローブ2から送波させる。本例では、図4(A)に示すように、フォーカス位置が第一フォーカス位置F1である超音波USaを第一送波音圧P1で送波させ、また図4(B)に示すようにフォーカス位置が第二フォーカス位置F2である超音波USbを第二送波音圧P2で送波させる。超音波USaの音線をSLa、超音波USbの音線をSLbとする。超音波USaの送波と超音波USbの送波の

10

20

30

40

50

方法としては、先ず超音波 US b を送波してある走査面について一通り走査した後、同じ走査面について超音波 US a を送波して走査を行ってもよいし、その逆の順序で超音波 US a , US b を送波してもよい。また、超音波 US b と超音波 US a を交互に送波してもよい。

【 0 0 4 7 】

第一フォーカス位置 F 1 と第二フォーカス位置 F 2 の位置関係について説明する。図 4 において上方側が被検体の体表側になっており、第二フォーカス位置 F 2 は、第一フォーカス位置 F 1 よりも体表側となっている。ちなみに、第一フォーカス位置 F 1 は、被検体 3 内部の深さ方向の位置が、後述する造影剤撮影部位 A の位置と一致している。

【 0 0 4 8 】

第一送波音圧 P 1 は、マイクロバブル MB の殻の破壊に最低限必要な破壊閾値未満の値である。かかる第一送波音圧 P 1 は、破壊閾値に対してある程度の余裕をもって設定される。

【 0 0 4 9 】

また、第二送波音圧 P 2 は、所望の明度の超音波画像が得られるように設定される。本例では、所望の明度とは、第一送波音圧 P 1 の超音波を送波して得られた超音波画像の明度よりも高い明度であり、第二送波音圧 P 2 は、第一送波音圧 P 1 よりも高くなっている。ただし、第二送波音圧 P 2 は、マイクロバブル MB の殻を破壊しない値に設定される。従って、第二送波音圧 P 2 は、マイクロバブル MB の殻を破壊しない程度に、第一送波音圧 P 1 よりもできるだけ高く設定される。

【 0 0 5 0 】

ここで、造影剤撮影部位 A は超音波 US b のフォーカス位置である第二フォーカス位置 F 2 から外れたアウトフォーカス位置となっているため音圧が分散によって低下する。従って、第二送波音圧 P 2 が破壊閾値以上になってもマイクロバブル MB の殻が破壊されない場合もある。以上より、第二送波音圧 P 2 は、マイクロバブル MB の殻を破壊しない限りにおいて、破壊閾値よりも高い値になってもよい。

【 0 0 5 1 】

前記超音波プローブ 2 で受波された超音波トランスデューサ毎の受波エコー信号は、前記切出部 4 4 において所定の部分が切り出される。切り出し部分は、超音波 US a に対する受波エコー信号と超音波 US b に対する受波エコー信号とで異なる。具体的に図 5 に基づいて説明する。図 5 は、超音波 US a に対する受波エコー信号 E a 、及び超音波 US b に対する受波エコー信号 E b の切り出しを説明するための説明図である。この図 5 に示す各受波エコー信号 E a , E b は、振幅が省略され直線で示されている。ちなみに、図 5 において、左側が体表側、右側が体表から遠い側になっている。

【 0 0 5 2 】

図 5 に示すように、超音波 US a に対する受波エコー信号 E a の切り出しにあっては、音線 S L a (図 4 (A) 参照) における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも深い部分 X に相当する部分の部分受波エコー信号 E a が切り出される。また、超音波 US b に対する受波エコー信号 E b の切り出しにあっては、音線 S L b (図 4 (B) 参照) における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも体表側の部分 Y に相当する部分の部分受波エコー信号 E b が切り出される。深さ D の位置は、この深さ D よりも深い部分に、造影剤撮影部位 A が含まれるように設定される。

【 0 0 5 3 】

前記切出部 4 4 で切り出された超音波トランスデューサ毎の部分受波エコー信号 E a , E b は、前記加算部 4 5 で加算され、所定方位の音線に沿った部分エコー受信信号 E A , E B が作成される。そして、前記第一メモリ 4 6 に、部分エコー受信信号 E A が記憶され、また前記第二メモリ 4 7 に、部分エコー受信信号 E B が記憶される。

【 0 0 5 4 】

部分エコー受信信号 E A と部分エコー受信信号 E B は、前記合成部 4 8 で同一音線のものが合成され、1 音線分のエコー受信信号 E となる。図 6 は、合成されたエコー受信

10

20

30

40

50

信号 E を説明するための図である。図 6 においても、エコー受信信号 E は振幅を省略して直線で示されている。この図 6 に示すように、エコー受信信号 E は部分エコー受信信号 E A と部分エコー受信信号 E B とからなっている。すなわち、エコー受信信号 E において、部分エコー受信信号 E A からなる部分は、超音波 U S a (図 4 (A) 参照) の音線 S L a における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも深い部分 X に相当する部分の信号であり、また部分エコー受信信号 E B からなる部分は、超音波 U S b (図 4 (B) 参照) の音線 S L b における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも体表側の部分 Y に相当する部分の信号になっている。

【 0 0 5 5 】

音線毎のエコー受信信号 E は、前記エコー処理部 5 で処理されて音線毎の画像信号となり、この画像信号に基づいて前記画像処理部 6 で超音波画像が作成される。この画像処理部 6 で作成された超音波画像は、前記表示部 7 に表示される。

10

【 0 0 5 6 】

前記表示部 7 に表示される超音波画像の一例を図 7 に示す。この図 7 に示す超音波画像 G において、A はマイクロバブル M B が注入された造影剤撮影部位であり、この造影剤撮影部位 A が第一フォーカス位置 F 1 (図 7 では図示省略) となっている。また、造影剤撮影部位 A よりも体表側の部位が第二フォーカス位置 F 2 (図 7 では図示省略) となっている。そして、超音波画像 G において、造影剤撮影部位 A を含む下側の領域 g 1 (音線 S L a における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも深い部分 X に相当する部分) については、第一送波音圧 P 1 で送波され第一フォーカス位置 F 1 を有する超音波 U S a に対するエコー信号に基づいて作成された画像である。また、超音波画像 G において、領域 g 1 よりも体表側で、血管 B が存在している領域 g 2 (音線 S L b における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも体表側の部分 Y に相当する部分) については、第二送波音圧 P 2 で送波され第二フォーカス位置 F 2 を有する超音波 U S b に対するエコー信号に基づいて作成された画像である。

20

【 0 0 5 7 】

以上説明した本例の超音波診断装置 1 によれば、得られた超音波画像 G のうち、領域 g 1 についてはマイクロバブル M B が破壊されない比較的低音圧の第一送波音圧 P 1 で送波された超音波に対するエコー信号に基づいて画像が作成されるものの、かかる領域 g 1 の造影剤撮影部位 A については、マイクロバブルの作用によって十分な明度を得ることができ、また領域 g 1 よりも体表側の領域 g 2 については第一送波音圧 P 1 よりも高音圧の第二送波音圧 P 2 で送波された超音波に対するエコー信号に基づいて画像が作成されるので、かかる領域 g 2 の明度を確保することができる。従って、病変である造影剤撮影部位 A へ向かって穿刺針 (図示省略) を刺入するときに、体表から造影剤撮影部位 A までの間に血管 B のような刺してはならない組織があったとしても、これを超音波画像 G において容易に確認することができる。

30

【 0 0 5 8 】

次に、第一実施形態の変形例について、図 8、図 9 に基づいて説明する。この変形例においては、前記送受信部 4 の送波ビームフォーマ 4 2 は、フォーカス位置が異なる 3 種類の超音波を送波させ、少なくとも一の超音波の送波音圧とは異なる送波音圧で他の超音波を送波させる。具体的に説明すると、前記送受信部 4 の送波ビームフォーマ 4 2 は、図 8 (A) に示すように、フォーカス位置が第一フォーカス位置 F 1 である超音波 U S a を第一送波音圧 P 1 で送波させ、また図 8 (B) に示すように、フォーカス位置が第二フォーカス位置 F 2 である超音波 U S b を第二送波音圧 P 2 で送波させ、さらに図 8 (C) に示すように、フォーカス位置が第三フォーカス位置 F 3 である超音波 U S c を第三送波音圧 P 3 で送波させる。ちなみに、第一フォーカス位置 F 1、第二フォーカス位置 F 2 及び第三フォーカス位置 F 3 の位置関係は、第一フォーカス位置 F 1 が体表から一番遠く、一方で第三フォーカス位置 F 3 が体表に一番近く、第一フォーカス位置 F 1 と第三フォーカス位置 F 3 との間に、第二フォーカス位置 F 2 が存在している。第一フォーカス位置 F 1 は、上記で説明したとおり、被検体 3 内部の深さ方向の位置が、造影剤撮影部位 A の位置と

40

50

一致している。

【0059】

第一送波音圧 P 1 は、上記で説明したとおり、マイクロバブル M B の殻の破壊に最低限必要な破壊閾値未満の値である。第二送波音圧 P 2 及び第三送波音圧 P 3 については、上記第二送波音圧 P 2 についての説明がそのままあてはまり、少なくとも第一送波音圧 P 1 よりも高く、所望の明度の超音波画像が得られるように設定される。また、第二送波音圧 P 2 及び第三送波音圧 P 3 は、同じ音圧であってもよいし、異なってもよい。第二送波音圧 P 2 と第三送波音圧 P 3 とを異なる音圧にする場合、体表から遠い側のフォーカス位置になっている超音波 U S b の送波音圧である第二送波音圧 P 2 の方の音圧を低くすることが、マイクロバブルを破壊しないという観点から好ましい。

10

【0060】

超音波 U S a、超音波 U S b 及び超音波 U S c が送波されると、これらに対するエコー信号について、前記切出部 4 4 による切出しが行われる。切り出し部分は、超音波 U S a については、上記説明と同様であり、音線 S L a における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも深い部分 X に相当する部分の部分受波エコー信号が切り出される。また、超音波 U S b については、音線 S L b における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分と D である部分とに挟まれた部分 Y に相当する部分の部分受波エコー信号が切り出される。さらに、超音波 U S c については、音線 S L c における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも体表側の部分 Z に相当する部分の部分受波エコー信号が切り出される。そして、このようにして前記切出部 4 4 によって切り出された信号に基づいて、上記で説明したようにして画像信号が作成され、超音波画像が作成される。

20

【0061】

この変形例において得られ、前記表示部 7 に表示される超音波画像の一例を図 9 に示す。この図 9 に示す超音波画像 G において、造影剤撮影部位 A を含む下側の領域 g 1 (音線 S L a における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも深い部分 X に相当する部分) については、第一送波音圧 P 1 で送波され第一フォーカス位置 F 1 を有する超音波 U S a に対するエコー信号に基づいて作成された画像である。また、超音波画像 G において、領域 g 1 のすぐ上(体表側)の領域 g 2 (音線 S L b における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分と D である部分とに挟まれた部分 Y に相当する部分)については、第二送波音圧 P 2 で送波され第二フォーカス位置 F 2 を有する超音波 U S b に対するエコー信号に基づいて作成された画像である。さらに、超音波画像 G において、領域 g 2 のすぐ上(体表側)の領域 g 3 (音線 S L c における放射点 1 0 0 からの深さが D である部分よりも体表側の部分 Z に相当する部分)については、第三送波音圧 P 3 で送波され第三フォーカス位置 F 3 を有する超音波 U S c に対するエコー信号に基づいて作成された画像である。

30

【0062】

この変形例によれば、フォーカス位置が異なる超音波 U S a、U S b、U S c に基づいて超音波画像 G が作成され、よりフォーカス位置が多くなるので、得られる画像の空間分解能を向上させることができる。また、第二送波音圧 P 2 よりも第三送波音圧 P 3 の方の音圧を高くした場合には、超音波画像 G のうち、第三送波音圧 P 3 で送波された超音波 U S c に対するエコー信号に基づいて作成された領域 g 3 の明度をより高くすることができる。

40

【0063】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。この第二実施形態においては、前記切出部 4 4 及び前記合成部 4 8 の作用が第一実施形態と異なっている。先ず、前記切出部 4 4 の作用について説明する。なお、以下の説明では、第一フォーカス位置 F 1 を有する超音波 U S a 及び第二フォーカス位置 F 2 を有する超音波 U S b を送波して超音波画像を作成する例について説明する。

【0064】

50

図10は、受波エコー信号Ea, Ebを示し、前記切出部44の作用を説明するための説明図である。この図10においても、受波エコー信号Ea, Ebは、振幅が省略され直線で示されている。本例では、前記切出部44は、超音波USaに対する受波エコー信号Eaが入力されたときには信号の切出しを行わず、超音波USbに対する受波エコー信号Ebについてのみ部分エコー信号Ebの切り出しを行う。

【0065】

そして、前記加算部45では受波エコー信号Eaが加算されて所定方位の音線に沿ったエコー受信信号EAが作成され、この信号は前記第一メモリ46に記憶される。部分受波エコー信号Ebが前記加算部45で加算されて部分エコー受信信号EBが作成され、この信号が前記第二メモリ47に記憶される点については第一実施形態と同様である。

10

【0066】

次に、前記合成部48の作用について説明する。図11は、前記合成部48で合成されたエコー受信信号Eを示し、前記合成部48の作用を説明するための説明図である。この図11においても、エコー受信信号Eは振幅が省略され直線で示されている。本例においては、前記合成部48では、同一音線についてのエコー受信信号EAと部分エコー受信信号EBとが合成され、1音線分のエコー受信信号Eとなる。

【0067】

図12(A)は、第二実施形態において、第一フォーカス位置F1を有する超音波USaを示す概念図、図12(B)は、第二実施形態において、第二フォーカス位置F2を有する超音波USbを示す概念図である。エコー受信信号EAは、超音波USaの音線SLaの全長Xに相当する信号である。従って、エコー受信信号EAと部分エコー受信信号EBは、超音波USa, USbの音線SLa, SLbにおける放射点100からの深さがDである部分よりも体表側の部分Yに相当する部分において重複している。このように被検体3内部の深さ方向の位置が重複する部分を有する信号を合成することにより、得られた信号の信号強度が大きくなって、超音波画像のコントラストを大きくすることが可能になる。ただし、合成される各信号の時相のずれやノイズ等により、各信号が互いに減殺され、かえってコントラストが小さくなるおそれもある。そこで、前記合成部48では、エコー受信信号EAと部分エコー受信信号EBのそれぞれに、超音波画像のコントラストができるだけ大きくなるような所定の重み付け係数を乗算した後、これらの信号を合成する。

20

30

【0068】

重み付け係数は、前記操作部9から入力されて前記制御部8へ入力され、この制御部8によって設定されてもよい。前記制御部8は、本発明における係数設定手段の実施の形態の一例である。また、重み付け係数は、超音波画像データに基づいて、超音波画像のコントラストができるだけ大きくなるように、前記制御部8によって算出され設定されるようになっていてもよい。ここでは、超音波画像データとして、最初の1フレーム分のエコー受信信号を用いる。具体的には、最初の1フレーム分について、前記合成部48は音線毎のエコー受信信号EA, EBのそれぞれに図示しない記憶部に記憶された任意の重み付け係数を乗算してこれらの信号の合成を行う。そして、合成された音線毎のエコー受信信号Eの最初の1フレーム分について、前記制御部8は、信号強度(超音波画像における輝度に相当)が所定の第一閾値よりも大きくなっている画素についての信号強度の平均値と、第一閾値より小さい値である第二閾値よりも低い信号強度になっている画素についての信号強度の平均値との差DSを算出する。前記制御部8は、このような差DSの算出を、同じフレーム分について、前記記憶部に記憶された複数の異なる任意の重み付け係数を用いて行う。そして、前記制御部8は、差DSが最も大きくなったときの重み付け係数を、次フレーム以降の重み付け係数として設定し、前記合成部48による合成を行う。ただし、このような設定方法に限られるものではない。

40

【0069】

以上説明した第二実施形態によれば、第一実施形態と同様の効果を得ることができるほか、前記制御部8によって設定された重み付け係数が乗算されたエコー受信信号EA, E

50

B が前記合成部 48 で合成されるので、超音波画像のコントラストを大きくすることができる。

【0070】

ちなみに、上記説明では、フォーカス位置が異なる 2 種類の超音波を送波した例について説明したが、フォーカス位置が異なる 3 種類以上の超音波を送波した場合についても、同様に適用することができる。

【0071】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、この発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、第一送波音圧 P1 よりも高い第二送波音圧 P2 で送波される超音波の第二フォーカス位置 F2 は、第一フォーカス位置 F1、すなわち造影剤撮影部位 A よりも被検体 3 内部において深くなってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図 1】本発明に係る第一実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】送受信部の概略構成を示すブロック図である。

【図 3】音線走査の概念を示す図である。

【図 4】(A) は、第一フォーカス位置を有する超音波を示す概念図、(B) は、第二フォーカス位置を有する超音波を示す概念図である。

【図 5】エコー信号の切り出しを説明するための説明図である。

【図 6】合成部で合成されたエコー受信信号を示し、合成部の作用を説明するための説明図である。

【図 7】超音波画像の一例を示す図である。

【図 8】(A) は、第一実施形態の変形例において、第一フォーカス位置を有する超音波を示す概念図、(B) は、第一実施形態の変形例において、第二フォーカス位置を有する超音波を示す概念図、(C) は、第一実施形態の変形例において、第三フォーカス位置を有する超音波を示す概念図である。

【図 9】第一実施形態の変形例において作成された超音波画像の一例を示す図である。

【図 10】第二実施形態において、エコー信号を示し、切出部の作用を説明するための説明図である。

【図 11】第二実施形態において、合成部で合成されたエコー受信信号を示し、合成部の作用を説明するための説明図である。

【図 12】(A) は、第二実施形態において、第一フォーカス位置を有する超音波を示す概念図、(B) は、第二実施形態において、第二フォーカス位置を有する超音波を示す概念図である。

【符号の説明】

【0073】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 8 制御部
- 42 送波ビームフォーマ
- 48 合成部

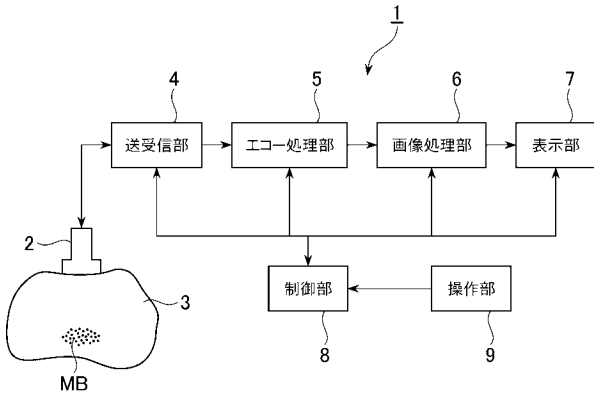
10

20

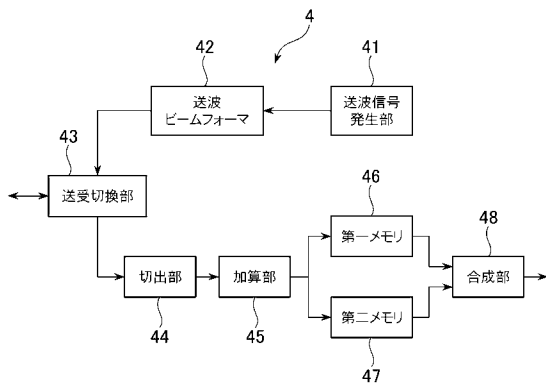
30

40

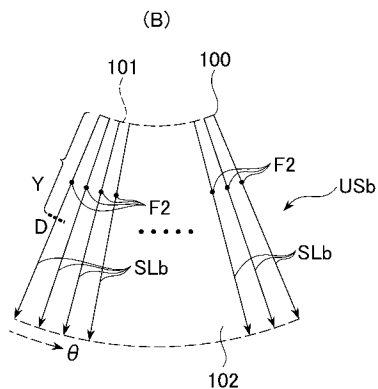
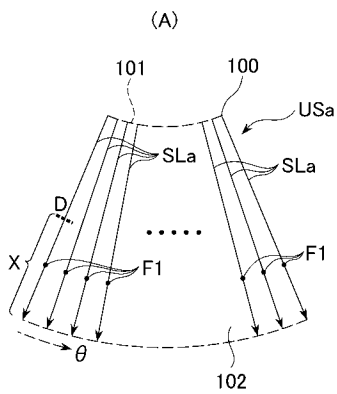
【 図 1 】



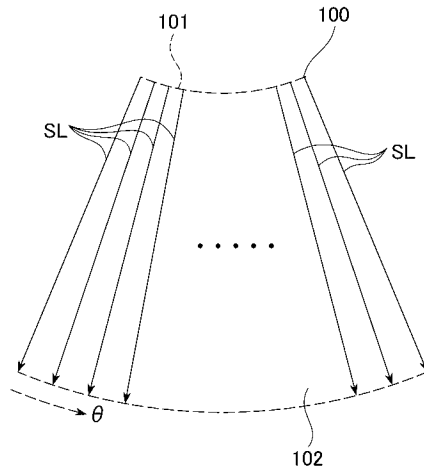
【 図 2 】



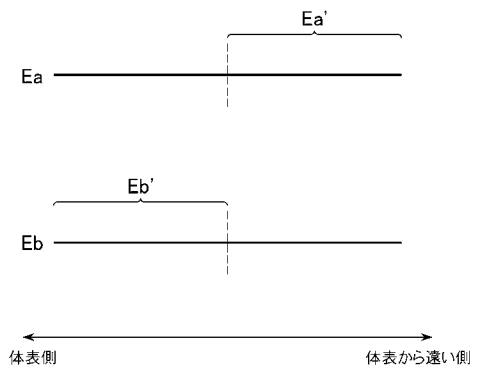
【 図 4 】



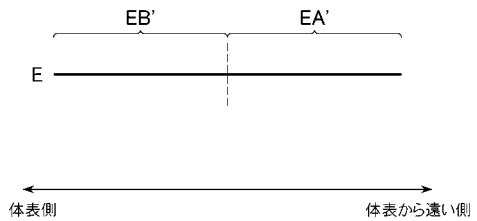
【 図 3 】



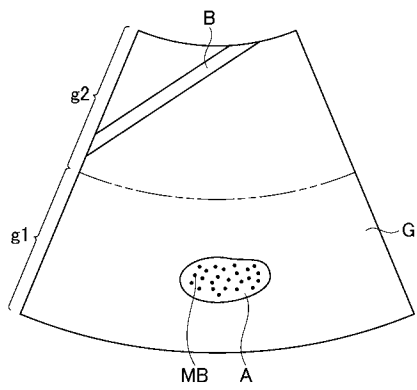
【 図 5 】



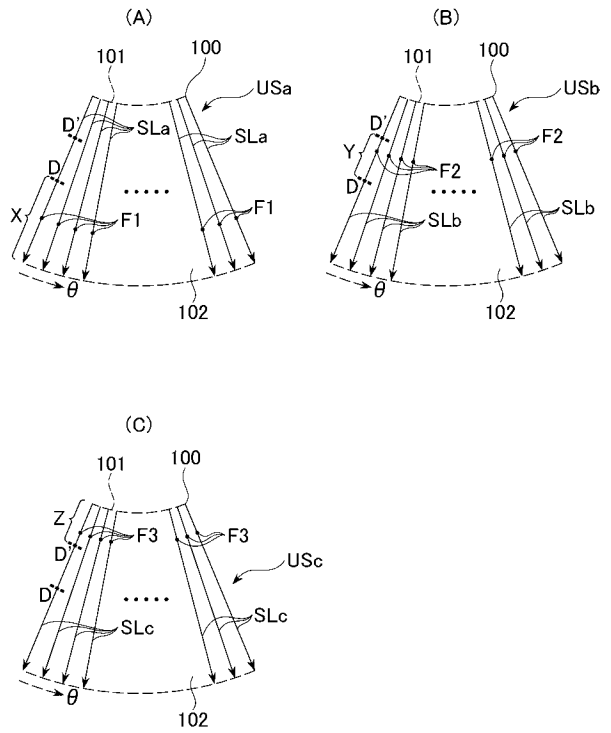
【 図 6 】



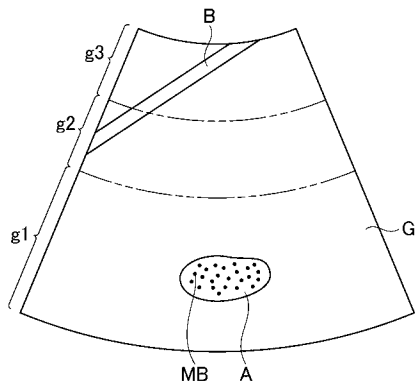
【 図 7 】



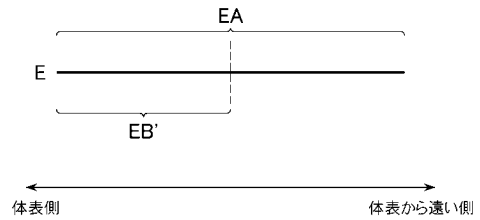
【 図 8 】



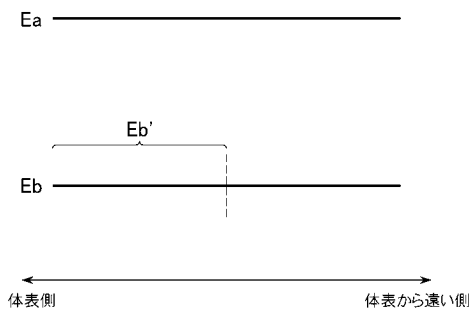
【 図 9 】



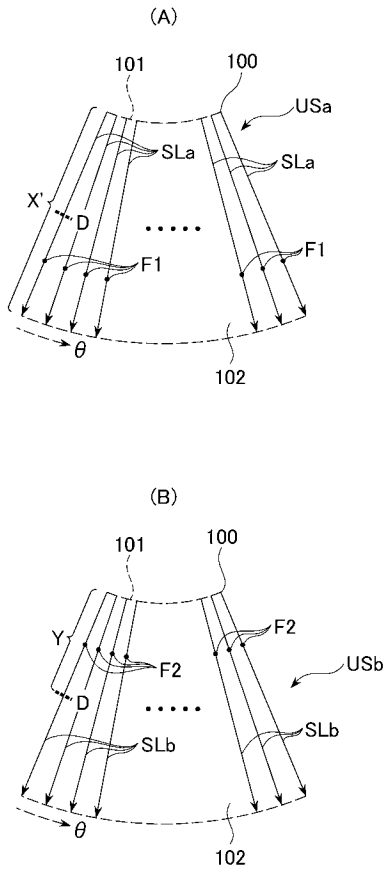
【 図 1 1 】



【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009201651A	公开(公告)日	2009-09-10
申请号	JP2008045976	申请日	2008-02-27
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	小出 徹雄		
发明人	小出 徹雄		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/HH05 4C601/HH16 4C601/HH30 4C601/JC21 4C601/KK12		
代理人(译)	伊藤亲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，即使在不可避免地进行超声波的传输声压相对较低的超声波成像时，也能够确保超声波图像的亮度。 解决方案：超声诊断设备包括发射波束形成器42，用于通过控制部分8的控制，在两种或更多种传输声压下利用超声探头在对象内部的深度方向上发射具有不同焦点位置的超声波，以及组合单元，其组合来自每个回波信号的一条图像数据相对于不同位置的超声波。 点域1

