

(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2006-304930

(P2006-304930A)

(43) 公開日 平成18年11月9日(2006.11.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-129242 (P2005-129242)
 (22) 出願日 平成17年4月27日 (2005. 4. 27)

(71) 出願人 000112602
 フクダ電子株式会社
 東京都文京区本郷3-39-4
 (74) 代理人 100094330
 弁理士 山田 正紀
 (74) 代理人 100079175
 弁理士 小杉 佳男
 (74) 代理人 100109689
 弁理士 三上 結
 (72) 発明者 呉 弘敏
 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フク
 ダ電子株式会社内
 (72) 発明者 廣岡 衛
 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フク
 ダ電子株式会社内

最終頁に続く

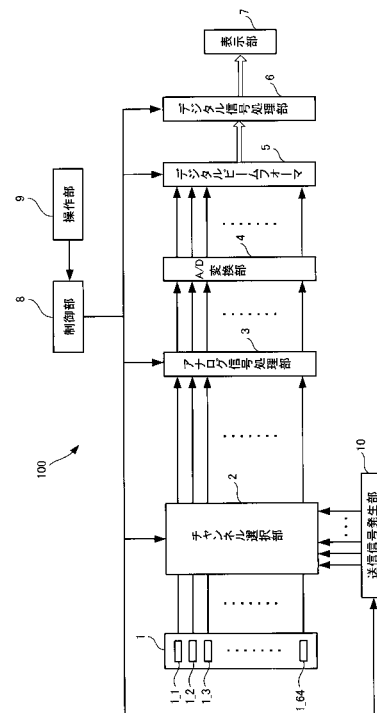
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波によるビーム形成の精度を落とさずに装置のコストを削減した超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波を送受する複数の素子が配列されたヘッド部と、これら複数の素子の中から所定数の素子を選択して該所定数の素子に超音波の送受を担わせる送受制御部と、それら所定数の素子それぞれで得られた所定数の第1の受信信号に基づいてヘッド部から被験者の体内に延びる所定の超音波ビームを表す第2の受信信号を生成するビームフォーミング部と、得られた第2の受信信号に基づく画像を表示する表示部とを備え、送受制御部が、ヘッド部に並ぶ複数の素子のうちの配列順で連続する素子からなる開口内の複数の素子の中に分散した、複数の素子よりも少数の所定数の素子を選択して選択した所定数の素子に互いに独立に超音波の送受を担わせる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受する複数の素子が配列されたヘッド部と、
前記ヘッド部に配列された複数の素子の中から所定数の素子を選択して該所定数の素子に超音波の送受を担わせる送受制御部と、

前記所定数の素子それぞれで得られた所定数の第 1 の受信信号に基づいて該ヘッド部から被験者の体内に延びる所定の超音波ビームを表す第 2 の受信信号を生成するビームフォーミング部と、

前記ビームフォーミング部で得られた第 2 の受信信号に基づく画像を表示する表示部とを備え、

前記送受制御部が、前記ヘッド部に並ぶ複数の素子のうちの配列順で連続する素子からなる開口内の該複数の素子の中に分散した、該複数の素子よりも少数の所定数の素子を選択して選択した所定数の素子に互いに独立に超音波の送受を担わせるものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送受制御部が、前記開口内の複数の素子の中から、該開口内の中央側ほど密に選択して所定数の素子に互いに独立に超音波の送受を担わせるものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送受制御部が、前記第 2 の受信信号により表された超音波ビームのメインローブの幅とサイドローブの強度が、前記開口内の素子全てを用いて生成される第 2 の受信信号により表された超音波ビームのメインローブの幅とほぼ同じでサイドローブの強度がさらに弱まるように前記ヘッド部に配列された複数の素子の中から不等間隔に所定数の素子を選択して該所定数の素子に超音波の送受を担わせるものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記送受制御部が、前記第 2 の受信信号により表された超音波ビームのメインローブの強度とサイドローブの強度との差が、前記開口内の素子全てを用いて生成される第 2 の受信信号により表された超音波ビームのメインローブの強度とサイドローブの強度との差以上になるように前記ヘッド部に配列された複数の素子の中から所定数の素子を選択して該所定数の素子に超音波の送受を担わせるものであることを特徴とする請求項 1 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、超音波を送受して受信信号に基づく画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

科学技術の発達した現代では、人間の聴覚では感知できない波長域の音波である超音波を用いたさまざまな測定技術が普及している。その 1 つに超音波を人体内部に向けて送波し、人体内部で反射した超音波（反射超音波）から得られる受信信号によって人体内部の様子を調べる超音波診断装置がある。この超音波診断装置を用いることで、直接人間の目では見ることができない人体内部の状態を、人体に影響を与えることなく簡単に調べることができるようになった。

【0003】

こうした超音波診断装置は、超音波を発生させると共に反射超音波の受信を行う素子が複数個一列に並んでいる構成を備えており、これらの素子がそれぞれ反射超音波からの受信信号を入手するためのチャンネルとなっている。全てのチャンネルをオンにして超音波による走査を行う方法が、受信する超音波の強度が最も高くなる方法であるが、この方法

10

20

30

40

50

では、走査にかかるシステムのハード規模が大きく、コストが高くなる。このため、複数の素子のうち一部の素子から得られる信号は間引いて捨ててしまったり、複数の素子のうちのいくつかの素子から得られる信号は加算して1チャンネル分の信号として扱うことで、ハード規模を縮小し、システムのコストを下げる工夫が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【特許文献1】特開2004-81386号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1記載の方法では、いくつかの素子からの信号を加算することを通じて、受信するチャンネルの数を減らし装置のコストを低減することはできても、1チャンネル内に含まれる素子のビーム形成の遅延精度が落ちて、有効受信素子幅が広がってしまうことにより、超音波ビームのメインローブ以外のサイドローブとグレーティングローブの強度が高くなる。 10

【0005】

本発明は、上記事情に鑑み、超音波によるビーム形成の精度を落とさずに装置のコストが削減された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】

【0006】

上記目的を達成するための本発明の超音波診断装置は、 20
超音波を送受する複数の素子が配列されたヘッド部と、

上記ヘッド部に配列された複数の素子の中から所定数の素子を選択して該所定数の素子に超音波の送受を担わせる送受制御部と、

上記所定数の素子それぞれで得られた所定数の第1の受信信号に基づいて該ヘッド部から被験者の体内に延びる所定の超音波ビームを表す第2の受信信号を生成するビームフォーミング部と、

上記ビームフォーミング部で得られた第2の受信信号に基づく画像を表示する表示部とを備え、

上記送受制御部が、上記ヘッド部に並ぶ複数の素子のうちの配列順で連続する素子からなる開口内の該複数の素子の中に分散した、該複数の素子よりも少数の所定数の素子を選択して選択した所定数の素子に互いに独立に超音波の送受を担わせるものであることを特徴とする。 30

【0007】

また、本発明の超音波診断装置において、「上記送受制御部が、上記開口内の複数の素子の中から、該中央側ほど密に選択して所定数の素子に互いに独立に超音波の送受を担わせるものである」という形態は好ましい形態である。

【0008】

このような形態の超音波診断装置により、ビーム形成の遅延精度を落とさずに超音波ビームのメインローブ幅を狭くしてサイドローブの強度を弱めることができる。

【0009】

また、本発明の超音波診断装置において、「上記送受制御部が、上記第2の受信信号により表された超音波ビームのメインローブの幅とサイドローブの強度が、上記開口内の素子全てを用いて生成される第2の受信信号により表された超音波ビームのメインローブの幅とほぼ同じでサイドローブの強度がさらに弱まるように上記ヘッド部に配列された複数の素子の中から不等間隔に所定数の素子を選択して該所定数の素子に超音波の送受を担わせるものである」という形態は好ましい形態である。 40

【0010】

このような形態の超音波診断装置により、ヘッド部に並ぶ複数の素子全てを用いた時よりも少数の素子を用いて、ヘッド部に並ぶ複数の素子全てを用いた時のビームより、メインローブの幅が狭くサイドローブとグレーティングローブの強度が弱められた超音波ビー 50

ムが実現され、装置のコストを低減しながら高い精度を持つ超音波診断を行うことができる。

【0011】

また、本発明の超音波診断装置において、「上記送受制御部が、上記第2の受信信号により表された超音波ビームのメインローブの強度とサイドローブの強度との差が、上記開口内の素子全てを用いて生成される第2の受信信号により表された超音波ビームのメインローブの強度とサイドローブの強度との差以上になるように上記ヘッド部に配列された複数の素子の中から所定数の素子を選択して該所定数の素子に超音波の送受を担わせるものである」という形態は好ましい形態である。

【0012】

一般に、超音波ビームのメインローブが超音波による診断に用いられ、サイドローブは、超音波による診断を行う上ではアーチファクトの原因となる。本発明の超音波診断装置において、メインローブの強度とサイドローブの強度との差を、ヘッド部に並ぶ複数の素子全てを用いた時よりも大きくなるようにすることで、ヘッド部に並ぶ複数の素子全てを用いた時と比べて、装置のコストを低減しながらアーチファクトが少ない優れた画質を得る超音波ビームを実現できる。

【発明の効果】

【0013】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波によるビーム形成の精度を落とさずに装置のコストを削減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の超音波診断装置の一実施形態について説明する。

【0015】

図1は、本発明の超音波診断装置の一実施形態の機能ブロック図である。

【0016】

この超音波診断装置100は、それぞれが超音波を人体内部に向けて送波し、人体内部で反射した超音波（反射超音波）を受信してアナログの受信信号を生成する64個の素子1—1, 1—2, 1—3～1—64を備えたプローブ1、これら64個の素子のうちいずれの素子を使用するかを選択するチャンネル選択部2、超音波のビームの基になる送信信号を発生する送信信号発生部10、生成されたアナログの受信信号の増幅を行うアナログ信号処理部3、これらのアナログの受信信号をデジタル化するA/D変換部4を有している。さらにA/D変換部4の後段には、各素子からのデジタル受信信号を、遅延させた後で合成するデジタルビームフォーマ5が設けられており、さらに、この合成されたデジタル信号の処理を行い、このデジタル信号に基づき、診断の目的に適したモードで表示部7上に画像として表示させるデジタル信号処理部6が備えられている。また、チャンネル選択部2、アナログ信号処理部3、デジタルビームフォーマ5、デジタル信号処理部6、送信信号発生部10がそれぞれ行う動作は、制御部8により、超音波診断装置100のユーザが操作部9によって与える指示に基づいて制御される。特に、この制御部8は、チャンネル選択部2において選択されたチャンネルに対応した素子が超音波を発生するタイミングの制御を行うことで、各素子から送られる超音波が目標となるフォーカス点で強め合うようにするとともに、フォーカス点で反射された超音波が各素子で受信されてその受信信号がデジタルビームフォーマ5に送られてくると、デジタルビームフォーマ5において各受信信号に対し各素子の位置に応じて遅延させる時間の制御を行うことで、受信信号の位相を一致させて合成させるようにする役割を果たす。

【0017】

本実施形態の超音波診断装置100は、このプローブ1に電子セクタ方式が採用された超音波診断装置であるが、本発明の超音波診断装置は、他の方式を採用した超音波診断装置であってもよい。

【0018】

10

20

30

40

50

以上の構成において、本実施形態の超音波診断装置100の特徴は、チャンネル選択部2が64個の素子のうちの限られた数の素子を選択的に用いることで、超音波診断装置100が、64個の素子全てを用いて超音波による走査を行ったときと比べ、ビーム形成の遅延精度を落とさずにユーザの目的に見合う走査を行う点にある。具体的には、この超音波診断装置100では、使用される素子から発せられる超音波のビームが、ユーザの目的に見合う走査を実行する上で、64個の素子全てを用いたときのビームと比べて同等以上の好ましい形状になるように素子の選択を行うことができる。以下では、このような素子の選択について説明する。

【0019】

ここでは例として、これら64個の素子をそれぞれ表す64チャンネル（以下chと略す）のうち48chだけを用いて、超音波のビームのうち走査においてメインビームとなるメインローブの幅が、64chを用いた場合のメインローブの幅と同等のビームであって、かつこのメインローブと、副次的に生じるサイドローブとの差が、64chを用いた場合のメインローブとサイドローブとの差以下となっているビームを実現することを目指とする。このようなビームを実現することにより、超音波の走査に主要な役割を担うメインローブが、64chを用いた場合と同等以上の鋭さのピークを持ち、かつサイドローブの強度も弱められ、低コストで精度の高い走査を行うことができる。

【0020】

図2は、図1に示すプローブ中の64個の素子（64チャンネル）を全て用いた状況を表す図、図3は、48個の素子（48チャンネル）を選択的に用いた状況を表す図である。

【0021】

図2および図3では、斜線で示す素子（例えば、図3に示す素子1__1）が超音波の発生および受信のために使用されている素子を表しており、白抜きで示す素子（例えば、図3に示す素子1__12）が、使用されていない素子を表している。

【0022】

図3に示す状態では、両端部分の素子群である、素子1__1から素子1__12までの素子群A₁および素子1__53から素子1__64までの素子群A₂では、使用する素子と使用しない素子とが1つ置きに配置されている。また、これらの素子群A₁、A₂よりも内（中央）側の素子群である、素子1__13から素子1__18までの素子群B₁および素子1__47から素子1__52までの素子群B₂では、使用する素子と使用しない素子とが2対1の割合で配置され、中央部の素子群である素子1__19から素子1__46までの素子群Cでは、残りの28個の素子全てが使用される構成となっている。このような配置をとることにより、プローブ1の中央付近に鋭いピークを持つメインローブを形成することができる。また、図2のように規則的に並んだ素子を使用して超音波を発生させた場合には、これら等間隔に並んだ素子の間の距離に対応して各素子からの超音波が干渉して強め合う方向が現れ、メインローブのピークとは別に、サイドローブまたはグレーティングローブのピークが生じることがある。このようなサイドローブとグレーティングローブの存在は、画像上にアーチファクトが現れやすい原因となるが、本実施形態のように使用する素子の間の距離を不規則にすることで各素子からの超音波がの位相干渉が阻害され、にアーチファクトが現れることを抑えることができる。

【0023】

次にこのような48個の素子（48ch）を用いて超音波を発生させたときのビームについて説明する。

【0024】

図4は、48個の素子（48ch）を用いて人体内に超音波を送波し、反射した超音波を各素子で受信して得られた信号を合成するシミュレーションにおいて、深さ約118mmの点にフォーカスして得られたビームを表す図、図5は、深さ約156mmの点にフォーカスして得られたビームを表す図である。

【0025】

図4においては、ビームにおいて主要なピークを与えるメインローブ40の幅として、超音波の強度が -6 [dB]になったときのメインローブ40の幅が両矢印Aで示されており、同様に図5においても、超音波の強度が -6 [dB]になったときのメインローブ50の幅が両矢印Bで示されている。図4および図5において、メインローブ40, 50以外にも強度のピークが見られるが、これらはサイドローブのピークであり、各図には、それらのサイドローブのうち、メインローブの右隣にあるサイドローブ41, 51とメインローブ40, 50との高さの差が両矢印 C_1 , C_2 で示されている。これら図4および図5においては、使用する素子の間の距離が不規則であるため、サイドローブの強度が弱められ、アーチファクトによる影響は小さくなっている。

【0026】

一般に、超音波の合成波によるビーム形成では、サイドローブやグレーティングローブを抑えるため、アポダイズと呼ばれる重みつけ（ゲイン）を、プローブの両端付近のチャンネルから得られる信号に対し、中心付近のチャンネルから得られる信号に比べて相対的に小さくかける方法が採用されることが多い。この結果、メインローブを強調する（メインローブの強度とサイドローブやグレーティングローブの強度との差を大きくする）ことができるが、その代償としてメインローブの幅が広くなることが知られている。上記の図4および図5の結果は、このようなアポダイズを全くかけない（すなわち、すべてのチャンネルについて重みが1となっている）設定において得られたビームであるが、次に説明するように、64chすべて使用して、さらに受信した信号に対してアポダイズを調整して得られるビームと同等以上の鋭さを持つメインローブが実現できる。

【0027】

以下では、以上説明した、図3に示す48chを用いたシミュレーションの結果を、64ch全て用いて行われたシミュレーションの結果と比較する。

【0028】

図6は、64個の素子（64ch）を用いて人体内に超音波を送波し、反射した超音波を各素子で受信して得られた信号を合成するシミュレーションにおいて、深さ約118mmの点にフォーカスして得られたビームを表す図、図7は、深さ約156mmの点にフォーカスして得られたビームを表す図、図8および図9は、それぞれの深さの場合のアポダイズを表した図である。

【0029】

図6および図7に示すビームは、それぞれ図8および図9に示すように、プローブ1の中央部付近のチャンネルには重み1となり、両端のチャンネルに向かうにつれて小さくなるアポダイズをかけることで、サイドローブやグレーティングローブを抑えてメインローブを強調する工夫がなされている。

【0030】

また、図6においては、超音波の強度が -6 [dB]になったときのメインローブ60の幅が両矢印Dで示されており、同様に図7においても、超音波の強度が -6 [dB]になったときのメインローブ70の幅が両矢印Eで示されている。さらに、図6および図7において、メインローブ60, 70とその右隣にあるサイドローブとの強度の差が両矢印 F_1 , F_2 で表されている。

【0031】

これらの結果を、48個の素子（48ch）を用いた場合とを比べてみると、図6の両矢印Dおよび図7の両矢印Eそれぞれで示される幅は、48個の素子（48ch）を用いた場合のメインローブにおける、図4の両矢印Aおよび図5の両矢印Bそれぞれで示される幅とほぼ同じ幅となっていることがわかる。一方、サイドローブとメインローブとの強度の差に関しては、図6の両矢印 F_1 が示す差は、図4の両矢印 C_1 が示す差と同じ程度であるが、図7の両矢印 F_2 が示す差は、図5の両矢印 C_2 が示す差よりも小さくなっている。

【0032】

以上のことから、深さ約118mmの点で形成されるビームについては、図3に示す配

10

20

30

40

50

置で48個の素子(48ch)を用いることにより、64個の素子(64ch)全てを用いたときのメインローブと同等の鋭さのメインローブを持つビームを実現でき、また、深さ約156mmの点で形成されるビームについては、図3に示す配置で48個の素子(48ch)を用いることにより、64個の素子(64ch)全てを用いたときのメインローブと同等のメインローブで、かつサイドローブを抑えたビームを実現できることがわかる。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施形態の機能ブロック図である。

【図2】図1に示すプローブ中の64個の素子(64チャンネル)を全て用いた状況を表す図である。 10

【図3】図1に示すプローブ中の48個の素子(48チャンネル)を選択的に用いた状況を表す図である。

【図4】48個の素子(48ch)を用いて人体内に超音波を送波し、反射した超音波を各素子で受信して得られた信号を合成するシミュレーションにおいて、深さ約118mmの点にフォーカスして得られたビームを表す図である。

【図5】48個の素子(48ch)を用いて人体内に超音波を送波し、反射した超音波を各素子で受信して得られた信号を合成するシミュレーションにおいて、深さ約156mmの点にフォーカスして得られたビームを表す図である。

【図6】64個の素子(64ch)を用いて人体内に超音波を送波し、反射した超音波を各素子で受信して得られた信号を合成するシミュレーションにおいて、深さ約118mmの点にフォーカスして得られたビームを表す図である。 20

【図7】64個の素子(64ch)を用いて人体内に超音波を送波し、反射した超音波を各素子で受信して得られた信号を合成するシミュレーションにおいて、深さ約156mmの点にフォーカスして得られたビームを表す図である。

【図8】64個の素子(64ch)を用いて人体内に超音波を送波し、反射した超音波を各素子で受信して得られた信号を合成するシミュレーションにおいて、深さ約118mmの場合のアポダイズを表した図である。

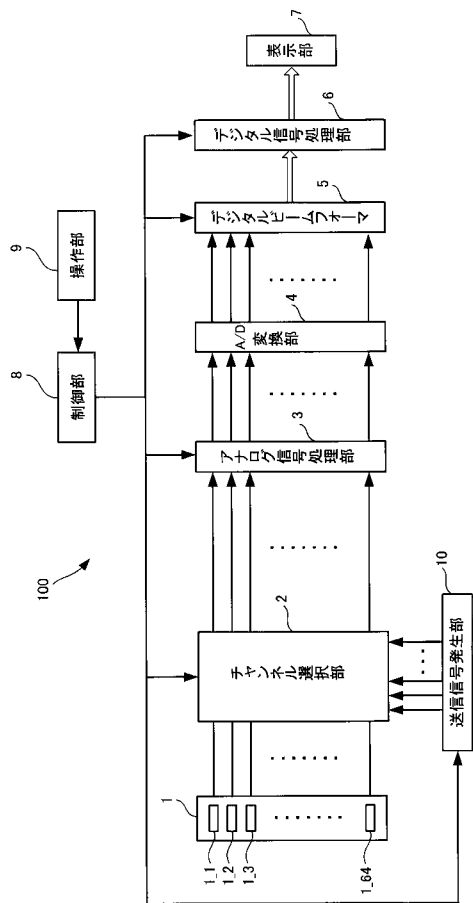
【図9】64個の素子(64ch)を用いて人体内に超音波を送波し、反射した超音波を各素子で受信して得られた信号を合成するシミュレーションにおいて、深さ約156mmの場合のアポダイズを表した図である。 30

【符号の説明】

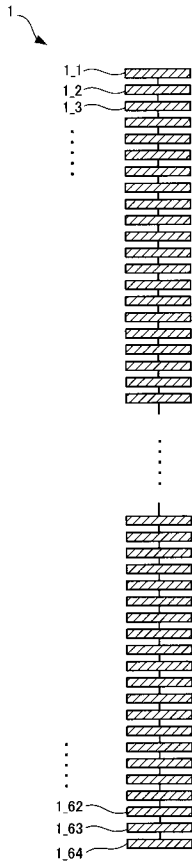
【0034】

- 1 プローブ
- 1__1, 1__2, ..., 1__64 素子
- 2 チャンネル選択部
- 3 アナログ信号処理部
- 4 A/D変換部
- 5 デジタルビームフォーマ
- 6 デジタル信号処理部
- 7 デジタル信号処理部
- 8 制御部
- 9 操作部
- 10 送信信号発生部
- 100 超音波診断装置
- A₁, A₂, B₁, B₂, C 素子群

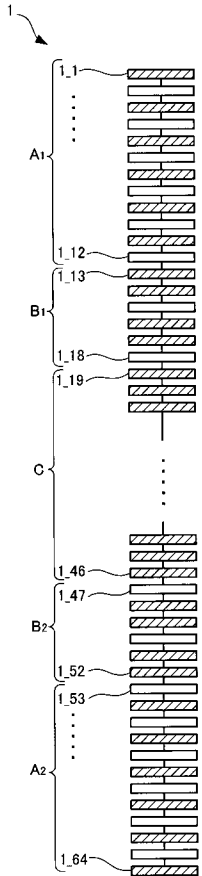
【図 1】



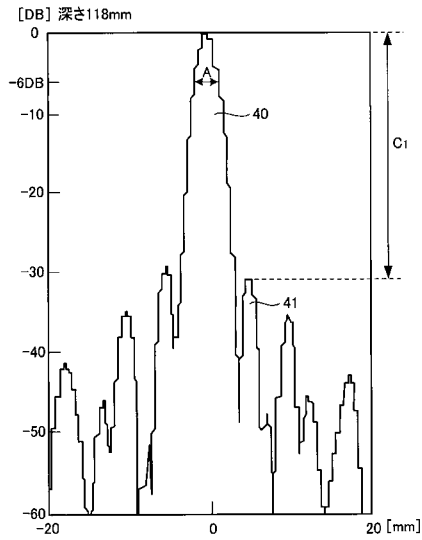
【図 2】



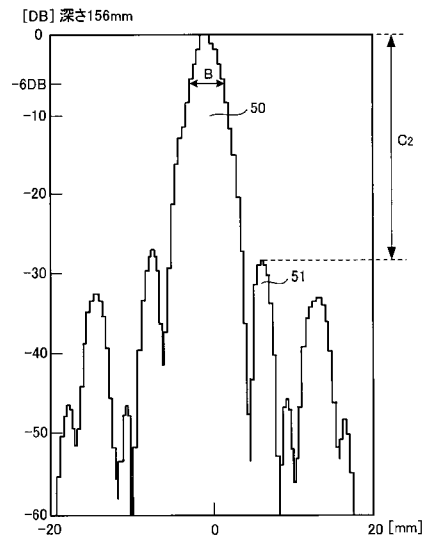
【図 3】



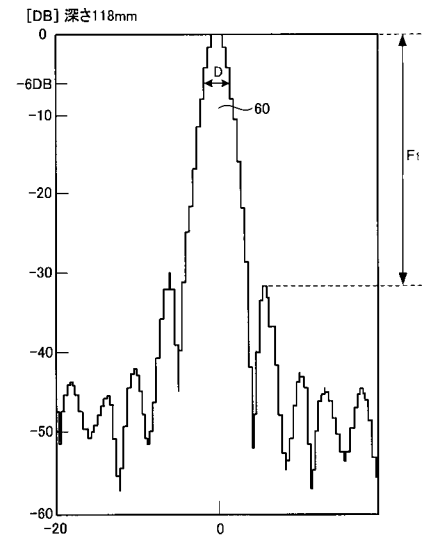
【図 4】



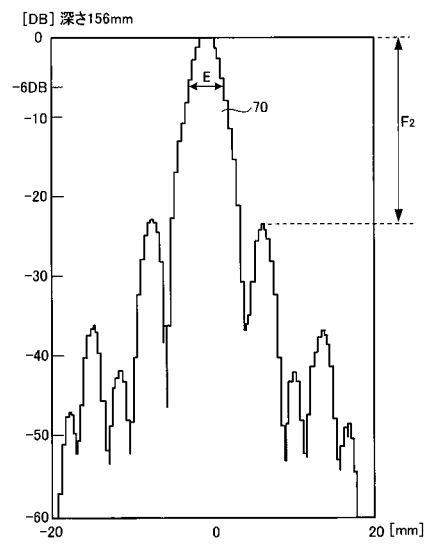
【図 5】



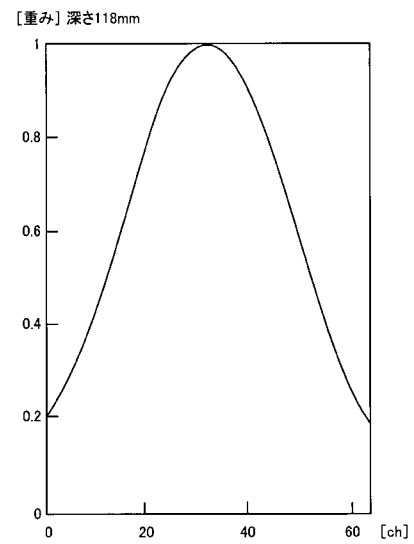
【図 6】



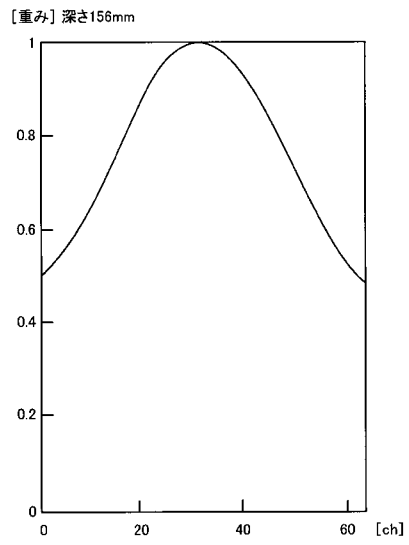
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 倉島 寛行

東京都文京区本郷3丁目3番4号 フクダ電子株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE12 EE14 GB04 HH02 HH25

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006304930A	公开(公告)日	2006-11-09
申请号	JP2005129242	申请日	2005-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
[标]发明人	吳弘敏 廣岡衛 倉島寛行		
发明人	吳 弘敏 廣岡 衛 倉島 寛行		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/GB04 4C601/HH02 4C601/HH25		
代理人(译)	山田正树		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其中在不降低超声波束形成精度的情况下降低了设备成本。 解决方案：主机单元，其中布置了多个用于发送和接收超声波的元件，以及一个发送/接收控制，用于从多个元件中选择预定数量的元件，并使预定数量的元件发送和接收超声波。 以及波束形成单元，其基于由预定数量的元件中的每一个获得的预定数量的第一接收信号，生成表示从头部延伸到被检体内的预定超声束的第二接收信号。 并且，显示单元基于所获得的第二接收信号来显示图像，并且发送/接收控制单元在由布置在头部中的多个元件的布置顺序中的连续元件形成的开口中包括多个元件。 选择分散在多个元素中的预定数量的元素，该数量小于多个元素，并且预定数量的所选元素独立地负责发送和接收超声波。 [选型图]图1

