

(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2010-263936

(P2010-263936A)

(43) 公開日 平成22年11月25日(2010.11.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

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 3 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2009-115342 (P2009-115342)
(22) 出願日 平成21年5月12日(2009.5.12)

(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地
(72) 発明者 谷口 哲哉
東京都日野市さくら町1番地コニカミノル
タエムジー株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB06 DE08 DE13 EE01 EE04
GB04 HH25 HH35 JB31 KK12

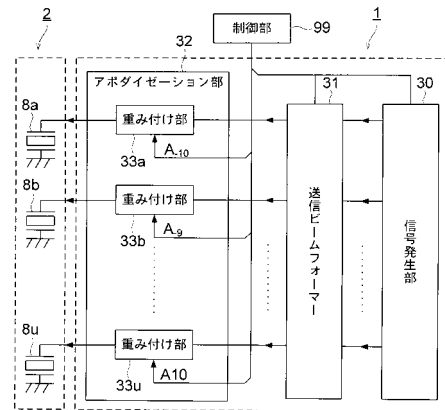
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】基本波モードにおけるサイドロープの影響を抑制するとともに、非基本波モードでは、表示領域を狭くすることなく非基本波による高画質な画像を形成することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】基本波モードでは、アポダイゼーション手段を複数の圧電素子の中心素子に対応するアポダイゼーション係数を1、周辺素子に対応する前記アポダイゼーション係数を1より小に設定して重み付けを行い、非基本波モードではアポダイゼーション手段による重み付けを行わないか、または基本波モードでのアポダイゼーション係数の平均値よりも、平均値が大きいアポダイゼーション係数にアポダイゼーション手段を設定して重み付けすることを特徴とする超音波診断装置。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の圧電素子を配列した超音波探触子に駆動信号をタイミングを変えて印加し、該圧電素子から発生する超音波をビーム状に形成して被検体の内部の所定の深さで収束するように送信し、該被検体から反射した反射波の受信信号に含まれる前記駆動信号の基本周波数の成分を主体として前記被検体の内部を映像化する基本波モードと、前記受信信号に含まれる前記基本周波数以外の非基本周波数の成分を主体として前記被検体内を映像化する非基本波モードと、の何れかのモードを選択して動作するように構成された超音波診断装置であって、

前記駆動信号および前記受信信号の少なくとも一つに、設定されたアポダイゼーション係数に応じた重み付けをするアポダイゼーション手段を有し、

前記基本波モードでは、前記アポダイゼーション手段を前記複数の圧電素子の中心素子に対応する前記アポダイゼーション係数を 1、周辺素子に対応する前記アポダイゼーション係数を 1 より小に設定して重み付けを行い、

前記非基本波モードでは前記アポダイゼーション手段による重み付けを行わないか、または前記基本波モードでのアポダイゼーション係数の平均値よりも、平均値が大きいアポダイゼーション係数に前記アポダイゼーション手段を設定して重み付けすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記アポダイゼーション手段は、

前記駆動信号に、設定されたアポダイゼーション係数に応じた重み付けを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】

前記非基本波モードでは、

前記反射波に含まれる前記基本周波数の 3 次高調波の成分を主体として前記被検体内を映像化することを特徴とする請求項 1 または 2 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、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を低侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X線などの被爆がなく安全性が高い、ドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等の特長を有している。そのため、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、膵臓、脾臓）、泌尿科系（腎臓、膀胱）、及び産婦人科系などで広く利用されている。

【0003】

従来、このような超音波診断装置では、超音波の非線形な伝播により生じる高調波成分を取りだし、この高調波成分に基づいて超音波画像を生成し、表示するハーモニックイメージング（HI）法と呼ばれている手法が用いられてきた。

【0004】

上記ハーモニックイメージングは、超音波の受信信号に含まれる高調波成分を検出して、映像化する手法であり（例えば 2 MHz の超音波を送信し、4 MHz の高調波でイメージング）、微小気泡よりなる超音波造影剤をより効率的に検出することを目的として開発された。

【0005】

微小気泡は強い非線形散乱特性を有しており、その散乱信号は生体組織と比べて大きな高調波成分を含んでいる。そこで、この高調波成分のみを検出することにより、通常（基

10

20

30

40

50

本波)では周囲組織からのエコーに埋もれてしまうような微小な血流(パフュージョン)の映像化が可能となる。

【0006】

近年、組織ハーモニック映像法(Tissue Harmonic Imaging; THI)が注目されている。これはハーモニックイメージング法が有する画質改善効果に着目したもので、どのような患者でもノイズの低減された高コントラストのBモード画像が得られ、心内膜等の描出に優れることが特徴である。組織ハーモニック映像法では、送信された超音波が生体内を歪みながら“伝播”するいわゆる伝播の非線形性により発生する高調波を映像化している。

【0007】

この高調波の振幅は、超音波の伝播距離および基本波の音圧の二乗に比例するため、超音波ビームの中心軸上(音圧の高い領域)に集中して発生する。すなわち基本波を用いた場合に比べ、メインローブが細くかつサイドローブレベルが低いシャープな超音波ビームが形成可能である。

【0008】

このようにハーモニック映像法ではビーム幅が狭くかつサイドローブレベルの低いビーム形成が可能のため、ビーム幅の低減により方位方向分解能が向上し、またサイドローブレベルの低減によりコントラスト分解能が向上する。

【0009】

しかしながら、実際に組織ハーモニックイメージングを行うと、(1)高調波があまり効率的に発生せず思ったほど画質が向上しない、(2)超音波を収束させているはずの関心領域において画質があまり向上しない、(3)通常のイメージングと組織ハーモニックイメージングとを切り替えると、その都度、画質の高い領域の場所が変わってしまう、(4)関心領域が体表から浅い領域にあるような場合には、十分な伝播距離を確保できず、高調波成分があまり発生せず、映像化が困難となる、といったいろいろな問題が生じている。

【0010】

このような問題を解決するため、基本波モードと非基本波モードとを選択可能に構成し、非基本波モードのときの開口を基本波モードより大きくすることによって超音波の収束強度を基本波モードのときよりも高くする方法が提案されている(例えば、特許文献1参照)。

【0011】

一方、通常のビームフォーミングにおいて解決すべき課題としては、超音波ビームの「サイドローブ」の問題がある。超音波ビームが人体又は他の媒体を通過するときに、超音波ビームの望ましいメインローブに付随する側方部分(すなわち「サイドローブ」)を形成しながらビームが回折する現象が発生する。サイドローブ位置に超音波の反射体があれば、本来観察すべきメインローブ位置に反射体がなくともエコーが生じ、偽像が得られてしまう。

【0012】

サイドローブを抑制するために従来から、中心素子に対し周辺素子の放射する超音波のエネルギーを減衰させるアポダイゼーションが各種の手法で行われている。この方法では放射した超音波ビームのサイドローブを減衰させて超音波画像の解像度を改善することができる。

【0013】

例えば、通常はガウス関数又はハニング関数である振幅アポダイゼーション関数を電気信号に適用して、アレイによって受波される電気信号を成形し、サイドローブを抑制する方法が開示されている(例えば、特許文献2参照)。特許文献2に開示されている方法では、アポダイゼーション関数は、信号のサンプリング領域の端辺部を滑らかにゼロに減衰させるように適用される。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0014】

【特許文献1】特許4116143号公報

【特許文献2】米国特許第4,841,492号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

しかしながら、特許文献1に開示されている方法では、非基本波モードで開口を大きく設定するので、その分非基本波モードでの電子スキャン可能領域が減少し、表示領域が狭くなるという問題があった。

【0016】

一方、特許文献2に開示されている方法では、通常、圧電素子を駆動する最大駆動エネルギーは限られており、アポダイゼーションは駆動エネルギーを減少する方向で重み付けを行うため、同一開口の時は、アポダイゼーションによって焦点の音圧は低下してしまう。また実質的に開口を狭めてビームフォーミングすることになるため、開口幅/焦点距離の値が減少してメインローブのビーム集束性が低下し、ビームが太くなるという弊害もあった。

【0017】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであって、基本波モードにおけるサイドローブの影響を抑制するとともに、非基本波モードでは、表示領域を狭くすることなく非基本波による高画質な画像を形成することができる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】

【0018】

上記の課題を解決するため、本発明は以下のような特徴を有するものである。

【0019】

1. 複数の圧電素子を配列した超音波探触子に駆動信号をタイミングを変えて印加し、該圧電素子から発生する超音波をビーム状に形成して被検体の内部の所定の深さで収束するように送信し、該被検体から反射した反射波の受信信号に含まれる前記駆動信号の基本周波数の成分を主体として前記被検体の内部を映像化する基本波モードと、前記受信信号に含まれる前記基本周波数以外の非基本周波数の成分を主体として前記被検体内を映像化する非基本波モードと、の何れかのモードを選択して動作するように構成された超音波診断装置であって、

前記駆動信号および前記受信信号の少なくとも一つに、設定されたアポダイゼーション係数に応じた重み付けをするアポダイゼーション手段を有し、

前記基本波モードでは、前記アポダイゼーション手段を前記複数の圧電素子の中心素子に対応する前記アポダイゼーション係数を1、周辺素子に対応する前記アポダイゼーション係数を1より小に設定して重み付けを行い、

前記非基本波モードでは前記アポダイゼーション手段による重み付けを行わないか、または前記基本波モードでのアポダイゼーション係数の平均値よりも、平均値が大きいアポダイゼーション係数に前記アポダイゼーション手段を設定して重み付けすることを特徴とする超音波診断装置。

【0020】

2. 前記アポダイゼーション手段は、

前記駆動信号に、設定されたアポダイゼーション係数に応じた重み付けをすることを特徴とする前記1に記載の超音波診断装置。

【0021】

3. 前記非基本波モードでは、

前記反射波に含まれる前記基本周波数の3次高調波の成分を主体として前記被検体内を映像化することを特徴とする前記1または2に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、サイドローブが問題となる基本波モードではアポダイゼーションを行い、サイドローブ程度の音圧では非基本波の発生が少なく、相対的にサイドローブの影響度が小さい非基本波モードにおいてはアポダイゼーションを行わないか、または基本波モードよりアポダイゼーション係数の平均値を高くする。

【0023】

したがって、基本波モードにおけるサイドローブの影響を抑制するとともに、非基本波モードでは、表示領域を狭くすることなく非基本波による高画質な画像を形成することができる超音波診断装置を提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態における超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【図3】本実施形態の超音波探触子2と送信処理部1の内部を説明する図である。

【図4】本実施形態の超音波探触子2と受信処理部3の内部を説明する図である。

【図5】開口幅Dと焦点深度 Z_0 の関係を説明する図である。

【図6】実施例1、実施例2と比較例3の基本波のビーム形状を示すグラフである。

【図7】実施例1、実施例2と比較例3の3次高調波のビーム形状を示すグラフである。

【図8】実施例1または実施例2と比較例3の基本波、第2次高調波の中心軸音圧を示すグラフである。

20

【図9】実施例1または実施例2と比較例3の第3次高調波の中心軸音圧を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明するが、本発明は該実施の形態に限られない。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【0026】

図1は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

30

【0027】

超音波診断装置100は、図略の生体等の被検体に対して超音波（超音波信号）を送信し、受信した被検体で反射した超音波の反射波（エコー、超音波信号）から被検体内の内部状態を超音波画像として画像化し、モニタ10に表示する。

【0028】

超音波探触子2は、被検体に対して超音波（超音波信号）を送信し、被検体で反射した超音波の反射波を受信する。超音波探触子2は、図1に示すように、ケーブル15を介して超音波診断装置本体14と接続されている。

【0029】

入力部13は、スイッチやキーボードなどから構成され、ユーザが診断開始を指示するコマンドの入力や、後に説明する基本波モードまたは非基本波モードの選択、被検体の個人情報等のデータのを入力するために設けられている。

40

【0030】

モニタ10は、液晶パネルなどから成り、画像化した超音波画像を表示する。

【0031】

図2は、本実施形態に係る超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図、図3は、送信処理部1と周辺回路のブロック図、図4は受信処理部3と周辺回路のブロック図である。

【0032】

最初に、図2を用いて全体の構成を説明する。

50

【 0 0 3 3 】

超音波探触子 2 の先端部分には、電気信号と音響信号とを相互変換するための複数の圧電素子 8 が配列されている（図 2 には図示せず）。なお、ここでは、1 つの圧電素子が 1 チャンネルを構成するものとして説明する。超音波探触子 2 には、送信処理部 1 が接続されている。

【 0 0 3 4 】

送信処理部 1 は、超音波をビーム状に形成し、また任意の深さで収束させて焦点を形成するように遅延処理をかけた駆動信号を、モードに応じて重み付けを行って超音波探触子 2 の各チャンネルに印加する。これにより、各チャンネルの圧電素子は振動し、超音波を発生する。なお、この超音波の周波数スペクトラムは、駆動信号の周波数（基本周波数 f_0 ）を中心として通常は若干分散している。

10

【 0 0 3 5 】

超音波探触子 2 から発生された超音波は、被検体に送信され、被検体内部を伝播し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で反射し、エコーとして超音波探触子 2 に返ってくる。このエコーには、基本周波数 f_0 の基本波成分の他に、超音波が生体内を歪みながら“伝播”する、いわゆる伝播の非線形性により基本周波数 f_0 以外の非基本波周波数の成分が発生する。非基本波周波数の成分のなかでも、基本周波数 f_0 の 2 倍の 2 次高調波成分、3 倍の 3 次高調波成分などを診断のための画像形成に利用することができる。

【 0 0 3 6 】

また、非基本波周波数の成分は、少なくとも 2 種類の基本周波数で超音波を送信した場合の、この 2 種類の基本周波数どうしの和あるいは差の周波数成分でもよいし、2 種類の基本周波数それぞれの高調波周波数の和あるいは差の周波数成分でもよい。さらに、2 種類の基本周波数とそれぞれの高調波周波数との和あるいは差の周波数成分でもよい。

20

【 0 0 3 7 】

超音波探触子 2 に返ってきたエコーは、送信時とは逆に、超音波探触子 2 に配列された図 2 には図示せぬ圧電素子 8 を機械的に振動させ、微弱な電気信号を発生させる。この信号は、受信信号処理部 3 に取り込まれ、プリアンプで増幅され、送信時と同じ遅延処理を経て加算される。

【 0 0 3 8 】

この受信信号は、基本波モード（通常のイメージング法）時には、受信信号から基本波成分を主に抽出するために通過帯域が基本周波数 f_0 を中心とした所定の帯域に設定されている基本波用帯域通過型フィルタ（BPF）4 を通って B モード処理系 6 に送られる。

30

【 0 0 3 9 】

また非基本波モード（組織ハーモニック映像法）時には、受信信号から高調波成分を抽出するために通過帯域が基本周波数 f_0 の 2 倍または 3 倍の周波数を中心とした所定の帯域に設定されている高調波用帯域通過型フィルタ（BPF）5 を通って、B モード処理系 6 に送られる。

【 0 0 4 0 】

B モード処理系 6 は、基本波モード時には基本波用帯域通過型フィルタ 4 からの基本波成分に基づいて通常の B モード像を生成し、また非基本波モード時には高調波用帯域通過型フィルタ 5 からの高調波成分に基づいて組織ハーモニック画像を生成する。これらの画像はデジタルスキャンコンバータ（DSC）9 によって再構成された後、ビデオ信号に変換され、モニタ 10 に表示される。

40

【 0 0 4 1 】

制御部 99 は、CPU 98（中央処理装置）と記憶部 96 等から構成され、記憶部 96 は、RAM（Random Access Memory）、ROM（Read Only Memory）等から構成される。制御部 99 は、記憶部 96 の ROM に記憶されているプログラムを RAM に読み出し、当該プログラムに従って超音波診断装置 100 の各部を制御する。

【 0 0 4 2 】

50

制御部 99 は、操作者によって入力部 13 から入力されたモード（基本波モード又は非基本波モード）に対応する送信条件を記憶部 96 から読み出し、読み出した送信条件に従って送信処理部 1 を制御してアポダイゼーション係数を設定する。

【0043】

なお、本実施形態では、操作者が入力部 13 でモード切り替え操作したときに基本波モードと非基本波モードとが、切り替わる例を説明するが、例えば、1 断面分を 1 回走査する毎に、または 1 回送受信する毎に自動的に切り替えるようにしてもよい。

【0044】

次に、図 3、図 5 を用いて超音波探触子 2 と送信処理部 1 の内部を説明する。図 3 は、本実施形態の超音波探触子 2 と送信処理部 1 の内部を説明する図、図 5 は、開口幅 D と焦点深度 Z_0 の関係を説明する図である。

10

【0045】

図 3 に示すように超音波探触子 2 には、電気信号と音響信号とを相互変換するための複数の圧電素子 $8a \sim 8u$ がアレイ状に配列されている。ここでは、1 つの圧電素子 8 が 1 チャンネルを構成するものとして説明する。基本波モード、非基本波モードとも開口素子数は同じであり、表示領域を狭くすることはない。なお、本実施形態では、基本波モード、非基本波モードとも開口素子数は同じ 21 チャンネルの例を説明するが、チャンネル数はこの例に限定されるものではない。

【0046】

本実施形態の送信処理部 1 は、信号発生部 30、送信ビームフォーマ 31 とアポダイゼーション部 32 から成る。アポダイゼーション部 32 は、駆動信号および受信信号の少なくとも一つにアポダイゼーション係数を用いて重み付けする本発明のアポダイゼーション手段である。

20

【0047】

信号発生部 30 は、所定の繰り返し周期で超音波を送信するためのパルスを発生し、 n チャンネルの送信ビームフォーマ 31 にパルスを送る。送信ビームフォーマ 31 は、超音波をビーム状に形成して被検体の内部の所定の深さで収束するように送信するビームフォーミングを行うため、送信ビームフォーマ 31 に入力された n チャンネルのパルス信号にそれぞれ位相の遅延を与える。

【0048】

制御部 99 は、信号発生部 30 に信号を送り、パルス発生時期、パルス繰り返し周期を制御し、また送信ビームフォーマ 31 を制御して焦点深度 Z_0 に収束する超音波ビームを形成させる。

30

【0049】

アポダイゼーション部 32 は、 n チャンネルの重み付け部 $33a \sim 33u$ を有し、送信ビームフォーマ 31 から入力された n チャンネルのパルス信号にそれぞれ所定のアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ で重み付けを行って、重み付け部 $33a \sim 33u$ にそれぞれ接続されている圧電素子 $8a \sim 8u$ を駆動する。

【0050】

表 1 は、重み付け部 $33a \sim 33u$ にそれぞれ設定されるアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ の係数値の例である。このような係数値は予め記憶部 96 に記憶されている。

40

【0051】

制御部 99 は、設定されたモードに応じて記憶部 96 から読み出したアポダイゼーション係数をアポダイゼーション部 32 に設定する。

【0052】

【表 1】

アポダイゼーション係数	係数值 1	係数值 2	係数值 3
A_{-10}	0	0.5	1
A_{-9}	0.03	0.35	1
A_{-8}	0.09	0.57	1
A_{-7}	0.21	0.61	1
A_{-6}	0.32	0.69	1
A_{-5}	0.54	0.77	1
A_{-4}	0.65	0.85	1
A_{-3}	0.78	0.91	1
A_{-2}	0.91	0.95	1
A_{-1}	0.97	0.98	1
A_0	1	1	1
A_1	0.97	0.98	1
A_2	0.91	0.95	1
A_3	0.78	0.91	1
A_4	0.65	0.85	1
A_5	0.54	0.77	1
A_6	0.32	0.69	1
A_7	0.21	0.61	1
A_8	0.09	0.57	1
A_9	0.03	0.35	1
A_{10}	0	0.5	1
平均値	0.476	0.731	1

10

20

30

【0053】

表 1 の係数值 1 は、制御部 99 が基本波モードのときアポダイゼーション部 32 に設定するアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ の一例であり、係数值 2、係数值 3 は、制御部 99 が非基本波モードのときアポダイゼーション部 32 に設定するアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ の一例である。

【0054】

最初に、基本波モードの場合を説明する。

【0055】

係数值 1 のアポダイゼーション係数が重み付け部 33a ~ 33u にそれぞれ設定されると、アレイ状に配列された圧電素子 8a ~ 8u の中心の位置にあたる圧電素子 8_k に接続されている重み付け部 33k には、アポダイゼーション係数 $A_0 = 1$ が設定される。すると、圧電素子 8_k には送信ビームフォーマ 31 から入力されたパルス信号は重み付け 1、すなわち減衰せずにそのままの信号が印加される。

40

【0056】

また、圧電素子 8_k の両側に位置する圧電素子 8_j、圧電素子 8_l に接続されている重み付け部 33j、33l にはそれぞれアポダイゼーション係数 $A_{-1} = A_1 = 0.97$ が設定されるので、送信ビームフォーマ 31 から入力されたパルス信号は重み付け 0.97、すなわち 0.97 倍に減衰された信号が圧電素子 8_j、圧電素子 8_l に印加される。

【0057】

同様に、中央に位置する圧電素子 8_k から離れるほど重み付け部 33 に小さいアポダイ

50

ゼーション係数が設定され、圧電素子 8 に印加される励振エネルギーが減衰されるので、圧電素子 8 の放射する超音波のエネルギーも減衰される。

【 0 0 5 8 】

アレイ状に配列された圧電素子 8 a ~ 8 u の両端の位置にあたる圧電素子 8 a、圧電素子 8 u に接続されている重み付け部 3 3 a、3 3 u にはそれぞれアポダイゼーション係数 $A_{-10} = A_{10} = 0$ が設定されるので、0 倍になり圧電素子 8 から超音波は放射されない。

【 0 0 5 9 】

このように、係数値 1 にアポダイゼーション係数を設定すると、中心の位置の圧電素子 8 k に対し周辺の圧電素子 8 の放射する超音波のエネルギーを減衰させるので、超音波ビームのサイドローブを抑制することができる。

10

【 0 0 6 0 】

次に、非基本波モードの場合を説明する。

【 0 0 6 1 】

係数値 2 のアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ の平均値は表 1 に示すように 0.731 であり、係数値 1 のアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ の平均値 0.476 より大きくなっている。

【 0 0 6 2 】

係数値 2 を用いた場合、例えば、アレイ状に配列された圧電素子 8 a ~ 8 u の両端の位置にあたる圧電素子 8 a、圧電素子 8 u に接続されている重み付け部 3 3 a、3 3 u にはそれぞれアポダイゼーション係数 $A_{-10} = A_{10} = 0.5$ が設定されるので、0.5 倍に減衰された信号が圧電素子 8 j、圧電素子 8 l に印加される。

20

【 0 0 6 3 】

係数値 3 のアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ は全て 1 であり、アポダイゼーション部 3 2 による重み付けを行わないことになる。すなわち全ての圧電素子 8 に送信ビームフォーマ 3 1 からの信号がそのまま印加される。

【 0 0 6 4 】

このように、非基本波モードにおいて、アポダイゼーション係数の平均値が大きい係数値 2、または係数値 3 に設定すると、圧電素子 8 の放射する超音波のエネルギーの減衰量が基本波モードよりも少なくなるか、または全く減衰させないので、メインローブの音圧を高く保つことができる。また、高い音圧で送信できるので、生体内で発生する非基本波成分も高い音圧で発生し、高画質な画像が得られる。

30

【 0 0 6 5 】

一方、サイドローブの抑制効果は係数値 1 より少なくなるが、非基本波モードではサイドローブ程度の音圧では非基本波の発生が少なく、相対的にサイドローブの影響度が小さく特に問題にならない。また、非基本波モードでも、基本波モードと同じ開口幅にできるのでスキャン可能領域を減少させることなく、基本波モードと同等の距離まで超音波ビームを到達させることができる。

【 0 0 6 6 】

なお、本実施形態では基本波モードと非基本波モードとでアポダイゼーション係数をそれぞれ設定する例を説明したが、例えば係数値 1 のアポダイゼーション部 3 2 と係数値 2 のアポダイゼーション部 3 2 とを設け、モードに応じて切り替えても良い。あるいは、基本波モードでは圧電素子 8 と送信ビームフォーマ 3 1 との間に係数値 1 のアポダイゼーション部 3 2 を接続し、基本波モードでは圧電素子 8 と送信ビームフォーマ 3 1 とを直接接続するように切り替えるように構成しても良い。

40

【 0 0 6 7 】

次に、図 4 を用いて超音波探触子 2 と受信処理部 3 の内部を説明する。

【 0 0 6 8 】

本実施形態では、図 4 に示すように、図 3 で説明した複数の圧電素子 8 a ~ 8 u は、それぞれ受信処理部 3 にも接続され、送信、受信ともに用いられているものとする。なお、

50

送信用の圧電素子と、受信用の圧電素子とがそれぞれ設けられ、送信処理部 1、受信処理部 3 がそれぞれの圧電素子に接続されるように構成しても良い。

【0069】

本実施形態の受信処理部 3 は、プリアンプ 4 2、アポダイゼーション部 3 2、受信ビームフォーマ 4 1、加算ユニット 4 3 とから成る。アポダイゼーション部 3 2 は、送信処理部 1 と同じ構成であり、プリアンプ 4 2 a ~ 4 2 u を介して入力された圧電素子 8 a ~ 8 u の受信信号に、重み付け部 3 3 a ~ 3 3 u でそれぞれ所定のアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ の重み付けを行って、受信ビームフォーマ 4 1 に送信する。

【0070】

受信ビームフォーマ 4 1 は、受信ビームフォーマ 4 1 に入力された n チャンネルの受信信号にそれぞれ位相の遅延を与え、ビームフォーミングを行って加算ユニット 4 3 に出力する。加算ユニット 4 3 は各チャンネルの信号を加算して出力する。

10

【0071】

本実施形態では、制御部 9 9 は、送信処理部 1 と同じアポダイゼーション係数を受信処理部 3 のアポダイゼーション部 3 2 にも設定するものとする。すなわち、基本波モードのときは、表 1 の係数値 1 をアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ として設定し、非基本波モードのときは係数値 2 または 3 を設定するものとする。

【0072】

最初に、基本波モードの場合を説明する。

【0073】

係数値 1 のアポダイゼーション係数が重み付け部 3 3 a ~ 3 3 u にそれぞれ設定されると、アレイ状に配列された圧電素子 8 a ~ 8 u の中心の位置にあたる圧電素子 8 _k にプリアンプ 4 2 _k を介して接続されている重み付け部 3 3 k には、アポダイゼーション係数 $A_0 = 1$ が設定される。すると、圧電素子 8 _k から入力された受信信号は重み付け 1、すなわち減衰せずにそのままの受信ビームフォーマ 4 1 に送信される。

20

【0074】

また、圧電素子 8 _k の両側に位置する圧電素子 8 _j、圧電素子 8 _l に接続されている重み付け部 3 3 j、3 3 l にはそれぞれアポダイゼーション係数 $A_{-1} = A_1 = 0.97$ が設定されるので、圧電素子 8 _j、圧電素子 8 _l から入力された受信信号は重み付け 0.97、すなわち 0.97 倍に減衰された信号が受信ビームフォーマ 4 1 に送信される。

30

【0075】

同様に、中央に位置する圧電素子 8 _k から離れるほど重み付け部 3 3 に小さいアポダイゼーション係数が設定され、受信信号が減衰される。

【0076】

このように、中心の位置の圧電素子 8 _k に対し周辺の圧電素子 8 の受信信号を減衰させるので、サイドローブによる偽像の発生を抑制することができる。

【0077】

次に、非基本波モードの場合を説明する。

【0078】

前述のように、係数値 2 のアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ の平均値は 0.731 であり、係数値 1 のアポダイゼーション係数 $A_{-10} \sim A_{10}$ の平均値 0.476 より大きくなっている。

40

【0079】

このように、非基本波モードにおいて、アポダイゼーション係数の平均値が大きい係数値 2、または係数値 3 に設定すると、圧電素子 8 の受信した受信信号の減衰量が基本波モードよりも少なくなるか、または全く減衰させないので、受信感度を高く保つことができる。

【0080】

なお、本実施形態では、受信処理部 3 のアポダイゼーション部 3 2 と、送信処理部 1 のアポダイゼーション部 3 2 とにそれぞれ同じアポダイゼーション係数を設定する例を説明

50

したが、それぞれに最適なアポダイゼーション係数を設定しても良い。

【0081】

また、送信処理部1と受信処理部3にそれぞれアポダイゼーション部32を設けた例を説明したが、送信処理部1と受信処理部3の何れか一方にアポダイゼーション部32を設けても良い。特に、送信処理部1にアポダイゼーション部32を設け本実施形態のようにアポダイゼーション係数を設定すると、基本波モードでサイドローブを抑制しながら、非基本波モードでは高い音圧で送信することができるので、受信時の高調波の発生も多くS/Nの良い画像が得られるのでより好ましい。

【0082】

また、本実施形態では基本波モードと非基本波モードとでアポダイゼーション係数をそれぞれ設定する例を説明したが、例えば係数値1のアポダイゼーション部32と係数値2のアポダイゼーション部32とを設け、モードに応じて切り替えても良い。あるいは、基本波モードではプリアンプ42と受信ビームフォーマ41との間に係数値1のアポダイゼーション部32を接続し、基本波モードではプリアンプ42と受信ビームフォーマ41とを直接接続するように切り替えるように構成しても良い。

10

【実施例】

【0083】

以下、実施例を挙げて本発明を説明するが、本発明はこれら実施例に限定されるものではない。

【0084】

図1～図4で説明した超音波診断装置100を用いて実験し、本発明の効果を確認した。実験では、超音波ビームのビーム形状と中心軸音圧の比較と、超音波診断装置100による同一の被検者の同じ患部の画像評価を行った。

20

【0085】

[実験条件]

実験では基本波モード、非基本波モードとも開口幅 $D = 20 \text{ mm}$ 、焦点深度 $Z_0 = 26 \text{ mm}$ の条件でビームフォーミングを行った。また、非基本波モードでは基本波の2次高調波を用いた場合と3次高調波を用いた場合とをそれぞれ評価した。

【0086】

[実施例1、実施例2]

実施例1では、基本波モードではアポダイゼーション係数を係数値1に設定し、非基本波モードではアポダイゼーション係数を、係数値1より平均値の高い係数値2に設定した。実施例2では、基本波モードではアポダイゼーション係数を係数値1に設定し、非基本波モードではアポダイゼーション係数を係数値3、すなわちアポダイゼーション無し、に設定した。

30

【0087】

[比較例1、比較例2、比較例3]

比較例1では、アポダイゼーション係数を基本波モードと非基本波モードとで同じ係数値1を設定した。比較例2では、アポダイゼーション係数を基本波モードと非基本波モードとで同じ係数値2を設定した。比較例3では、アポダイゼーション係数を基本波モードと非基本波モードで同じ係数値3、すなわちアポダイゼーション無し、に設定した。

40

【0088】

表2に実施例、比較例の条件設定を示す。

【0089】

【表 2】

	基本波モード	非基本波モード	
		2次高調波	3次高調波
実施例 1	係数值 1	係数值 2	係数值 2
実施例 2	係数值 1	係数值 3	係数值 3
比較例 1	係数值 1	係数值 1	係数值 1
比較例 2	係数值 2	係数值 2	係数值 2
比較例 3	係数值 3	係数值 3	係数值 3

10

【 0 0 9 0 】

[結果 1]

図 6 は、実施例 1 または実施例 2 と比較例 3 の基本波のビーム形状を示すグラフ、図 7 は、実施例 1、実施例 2 と比較例 3 の 3 次高調波のビーム形状を示すグラフである。

【 0 0 9 1 】

図 6、図 7 の横軸は、メインローブ 5 0 のピーク位置を 0 とした時の超音波ビームのアジマス方向の位置 F (mm) である。縦軸は、メインローブ 5 0 のピーク音圧を 1 とした時の相対音圧 B である。図 6 の はアポダイゼーション係数を係数值 1 に設定した実施例 1 の基本波のビーム形状、 はアポダイゼーション係数を係数值 3 に設定した比較例 3 の基本波のビーム形状である。図 7 の はアポダイゼーション係数を係数值 2 に設定した実施例 1 の 3 次高調波のビーム形状、 はアポダイゼーション係数を係数值 3 に設定した実施例 2 または比較例 3 の 3 次高調波のビーム形状である。

20

【 0 0 9 2 】

図 6、図 7 の図中に示す閾値 L_u は、サイドローブ 5 1 がこの相対音圧値を越えると、被検体が音波の低反射体であっても画像が劣化し画像診断を行う際に問題となるレベルである。一方、閾値 L_l は、サイドローブ 5 1 がこの相対音圧値を下回れば、被検体に音波の高反射体が存在しても全く画質に影響をおよぼさないレベルである。本実施例の超音波診断装置 1 0 0 の閾値 L_u は 0 . 3、閾値 L_l は 0 . 1 である。

30

【 0 0 9 3 】

図 6、図 7 のようにサイドローブのピーク音圧の相対音圧 B を、実施例 1、実施例 2、比較例 1、比較例 2、比較例 3 のそれぞれ基本波、2 次高調波、3 次高調波について求めた結果を表 3 に示す。

【 0 0 9 4 】

【表 3】

	サイドローブピーク音圧(相対値)		
	基本波モード	非基本波モード	
	基本波	2次高調波	3次高調波
実施例 1	0.13	0.08	0.02
実施例 2	0.13	0.13	0.05
比較例 1	0.13	0.02	0.01
比較例 2	0.28	0.08	0.02
比較例 3	0.35	0.13	0.05

40

【 0 0 9 5 】

50

表 3 と図 6 からわかるように、実施例 1、実施例 2 の基本波のサイドローブは 0.13 であり閾値 L_u の 0.3 を大きく下回り、画像診断を行う際に問題にならないレベルである。一方、比較例 3 の基本波のサイドローブのピーク値 0.35 であり閾値 L_u を越え、画像診断を行う際に問題になるレベルである。なお、比較例 1 のサイドローブは実施例 1、実施例 2 と同じレベルの 0.13 であり、比較例 2 のサイドローブは実施例 1、実施例 2 と比較例 3 との中間のレベルの 0.28 であった。

【0096】

このように、実施例 1、実施例 2 では係数値 1 にアポダイゼーション係数を設定することによりサイドローブ 5.2 の画質への影響を軽減し、画像診断を行う際に問題にならないレベルにできた。

【0097】

一方、表 3 と図 7 からわかるように、実施例 1、実施例 2、比較例 1、比較例 2、比較例 3 の 3 次高調波のサイドローブ 5.1 は、いずれも閾値 L_u の 0.3 を大きく下回り画像診断を行う際に問題にならないレベルであった。

【0098】

図 8 は、実施例 1 または実施例 2 と比較例 3 の基本波、第 2 次高調波の中心軸音圧を示すグラフである。図 9 は、実施例 1 または実施例 2 と比較例 3 の第 3 次高調波の中心軸音圧を示すグラフである。

【0099】

図 8、図 9 の横軸は超音波探触子 2 の放射面からの距離 Z (mm)、 Z_0 は焦点距離であり、縦軸は超音波ビームの中心軸音圧 C を実施例 1 の基本波のピーク音圧を 1 として正規化した相対音圧である。図 8 は、基本波、第 2 次高調波の距離 Z に対する中心軸音圧 C を示し、図 9 は、図 8 と縦軸のスケールを変えて、第 3 次高調波の距離 Z に対する中心軸音圧 C を示している。図 9 の図中に示す閾値 B_m は、メインローブがこの相対音圧値以下では、画像化ができなくなるレベルである。本実施例の超音波診断装置 100 の B_m は 0.01 である。

【0100】

図 8 の b はアポダイゼーション係数を係数値 1 に設定した実施例 1 または実施例 2 の基本波のグラフ、a はアポダイゼーション係数を係数値 3 に設定した比較例 3 の基本波のグラフである。また、c はアポダイゼーション係数を係数値 3 に設定した実施例 2 または比較例 3 の 2 次高調波のグラフ、d はアポダイゼーション係数を係数値 2 に設定した実施例 1 の 2 次高調波のグラフ、e はアポダイゼーション係数を係数値 1 に設定した比較例 1 の 2 次高調波のグラフである。

【0101】

図 9 の g はアポダイゼーション係数を係数値 2 に設定した実施例 1 または比較例 2 の 3 次高調波のグラフ、f はアポダイゼーション係数を係数値 3 に設定した実施例 2 または比較例 3 の 3 次高調波のグラフ、h はアポダイゼーション係数を係数値 1 に設定した比較例 1 の 3 次高調波のグラフである。

【0102】

図 8、図 9 からわかるように 2 次高調波、3 次高調波と高次の高調波になるに従い、中心軸音圧のピークは徐々に遠くなる。図 8、図 9 のように中心軸音圧の相対音圧 C を、実施例 1、実施例 2、比較例 1、比較例 2、比較例 3 のそれぞれ基本波、2 次高調波、3 次高調波について求めた結果を表 4 に示す。

【0103】

10

20

30

40

【表 4】

	中心軸音圧(相対値)		
	基本波モード	非基本波モード	
	基本波	2次高調波	3次高調波
実施例 1	1	0.2	0.015
実施例 2	1	0.5	0.043
比較例 1	1	0.08	0.008
比較例 2	1.35	0.2	0.015
比較例 3	1.7	0.5	0.043

10

【0104】

表 4 と図 9 からわかるように、実施例 1、実施例 2 とともに基本波、2 次高調波、3 次高調波の中心軸音圧は閾値 B_m の値 0.01 を上回っており画像化することができる。一方、比較例 1 の 3 次高調波を用いた場合は中心軸音圧は 0.008 であり閾値 B_m の値 0.01 を下回っており画像化できない。

【0105】

[結果 2]

表 5 に実施例 1、実施例 2 と比較例 1、比較例 2、比較例 3 の画像評価結果を示す。

20

【0106】

【表 5】

	基本波モード	非基本波モード	
		2次高調波	3次高調波
実施例 1	○	○	○
実施例 2	○	○	○
比較例 1	○	△	×
比較例 2	△	○	○
比較例 3	×	○	○

30

【0107】

表中、高画質な画像が得られた場合は ○、やや不鮮明な画像の場合は △、画像が得られない場合や不鮮明な場合は × で示す。

【0108】

表 5 のように、実施例 1、実施例 2 の基本波モードでは、十分にサイドローブが抑制され偽像の無い画像が得られ、2 次高調波を用いた非基本波モード、3 次高調波を用いた非基本波モードでも高画質な画像が得られた。

40

【0109】

一方、比較例 1 の基本波モードでは、偽像の無い画像が得られたが、2 次高調波を用いた非基本波モードでは時々画像が不鮮明になることがあり、3 次高調波を用いた非基本波モードでは画像が得られなかった。比較例 2 の基本波モードでは、薄い偽像が発生しやや不鮮明な画像になることがあった。比較例 3 の基本波モードでは、サイドローブのため偽像が発生し不鮮明な画像になり画像診断を行う際に問題になるレベルだった。

【0110】

以上このように、本発明によれば、基本波モードにおけるサイドローブの影響を抑制するとともに、非基本波モードでは、表示領域を狭くすることなく非基本波による高画質な

50

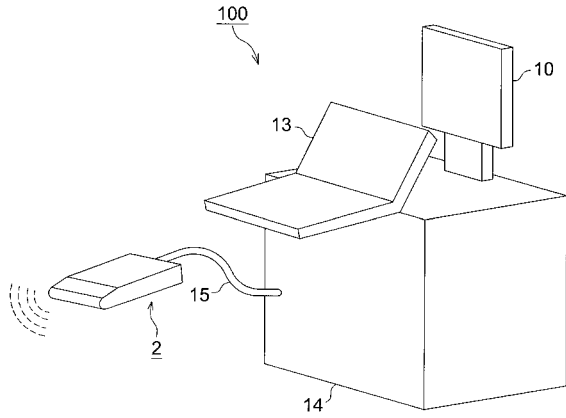
画像を形成することができる超音波診断装置を提供することができる。

【符号の説明】

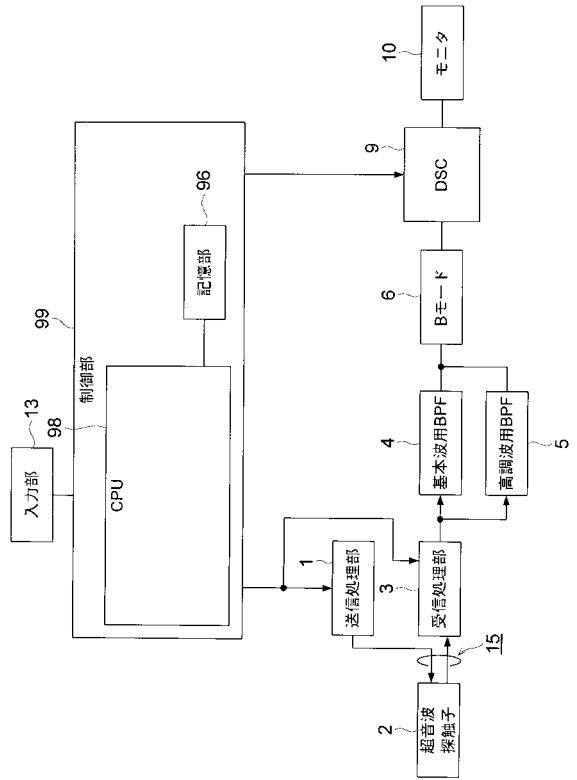
【0111】

- | | | |
|-----|---------------|----|
| 1 | 送信処理部 | |
| 2 | 超音波探触子 | |
| 3 | 受信処理部 | |
| 4 | 基本波用帯域通過型フィルタ | |
| 5 | 高調波用帯域通過型フィルタ | |
| 6 | Bモード処理系 | |
| 8 | 圧電素子 | 10 |
| 9 | デジタルスキャンコンバータ | |
| 10 | 表示部 | |
| 13 | 入力部 | |
| 14 | 超音波診断装置本体 | |
| 15 | ケーブル | |
| 30 | 信号発生器 | |
| 31 | 送信ビームフォーマ | |
| 32 | アポダイゼーション部 | |
| 33 | 重み付け部 | |
| 41 | 送信ビームフォーマ | 20 |
| 42 | プリアンプ | |
| 43 | 加算ユニット | |
| 50 | メインローブ | |
| 51 | サイドローブ | |
| 96 | 記憶部 | |
| 98 | CPU | |
| 99 | 制御部 | |
| 100 | 超音波診断装置 | |

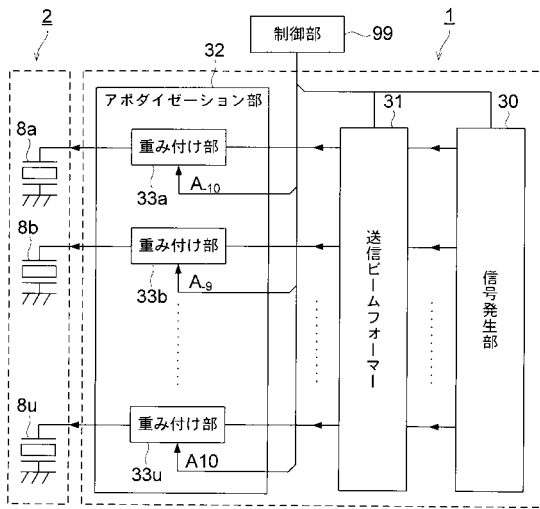
【 図 1 】



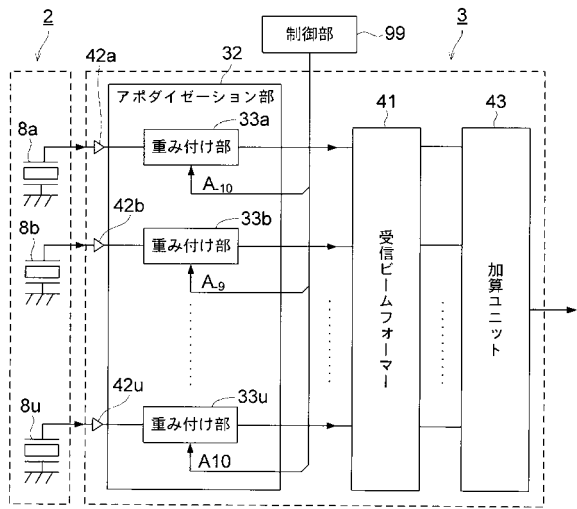
【 図 2 】



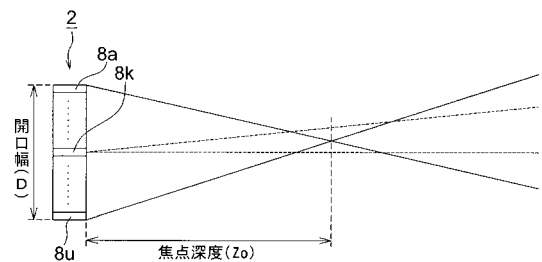
【 図 3 】



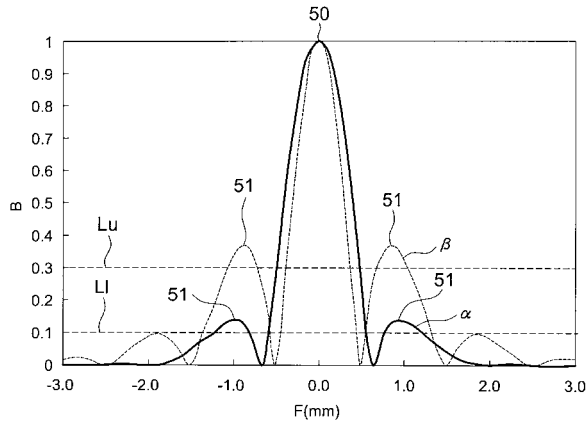
【 図 4 】



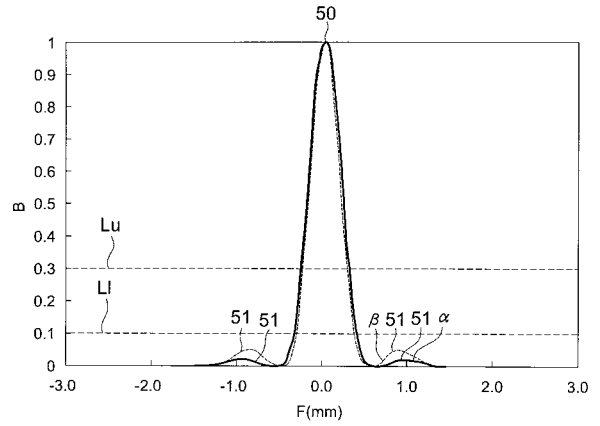
【 図 5 】



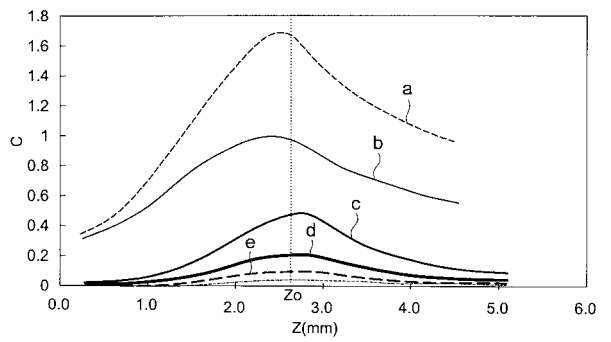
【 図 6 】



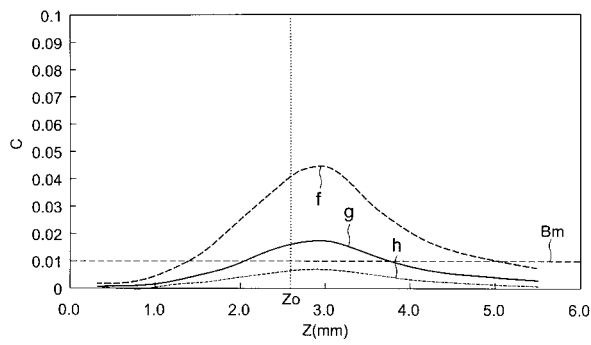
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010263936A	公开(公告)日	2010-11-25
申请号	JP2009115342	申请日	2009-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	谷口哲哉		
发明人	谷口 哲哉		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE08 4C601/DE13 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH25 4C601/HH35 4C601/JP31 4C601/KK12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波检查器，用于抑制基波模式中的旁瓣的影响，并通过非基波形成高图像质量的图像，而不会使非基波模式中的显示区域变窄。解决方案：超声波检查器将对应于多个压电元件的中心元件的切趾系数设置为1，并且对应于外围元件的切趾系数在切趾装置中设置为小于1以在基波模式中执行加权，并且不进行加权。通过切趾手段进行加权；或者将切趾装置设置为切趾系数，该切趾系数的平均值大于基波模式中切趾系数的平均值，以在非基波模式下执行加权。

