

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 250798

(P2003 - 250798A)

(43)公開日 平成15年9月9日(2003.9.9)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ト* (参 考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2002 - 57403(P2002 - 57403)

(22)出願日 平成14年3月4日(2002.3.4)

(71)出願人 000112602

フクダ電子株式会社

東京都文京区本郷3丁目39番4号

(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 倉島 寛行

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

(74)代理人 100094330

弁理士 山田 正紀 (外 2 名)

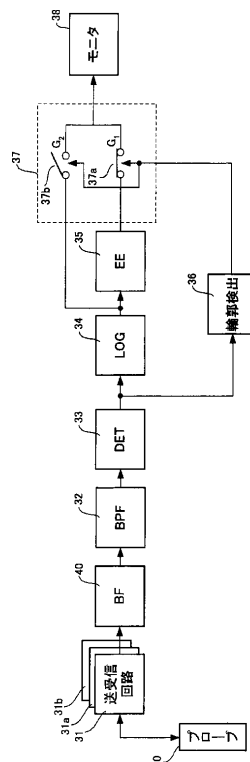
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】血管壁、胆のう壁、胃壁など人体組織の輪郭部分のみが強調されて画像表示される超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体内へ超音波ビームを送波し、該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の組織の断層像を輝度表示する超音波診断装置において、受信信号にエッジ強調処理を施すエッジ強調処理部35と、受信信号に基づいて被検体内の組織の断層像上にあらわれる輪郭を検出する輪郭検出部36と、受信信号のうちの輪郭検出部36で検出された輪郭に対応する第1の信号部分が受信信号のうちの第1の信号部分を除く第2の信号部分よりもエッジ強調処理部によるエッジ強調処理の作用を強く受けた受信信号を生成する信号生成部37とを備えた。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】被検体内へ超音波ビームを送波し、該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の組織の断層像を輝度表示する超音波診断装置において、前記受信信号にエッジ強調処理を施すエッジ強調処理部と、前記受信信号に基づいて前記被検体内の組織の前記断層像上にあらわれる輪郭を検出する輪郭検出部と、前記受信信号のうちの前記輪郭検出部で検出された輪郭 10 に対応する第 1 の信号部分が前記受信信号のうちの該第 1 の信号部分を除く第 2 の信号部分よりも前記エッジ強調処理部によるエッジ強調処理の作用を強く受けた受信信号を生成する信号生成部とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】前記輪郭検出部は、前記受信信号の低周波成分の変化が大きい領域を前記輪郭として検出す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】前記輪郭検出部は、前記受信信号の低周波成分の極大点および極小点を求め、相互に隣接する極大点と極小点の電位の差分の絶対値が大きい領域を前記変化が大きい領域とするものであることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】前記信号生成部は、前記第 1 の信号部分については前記エッジ強調処理部によるエッジ強調処理を受けた受信信号を採用し、前記第 2 の信号部分については前記エッジ強調処理部によるエッジ強調処理を受ける前の受信信号を採用す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 5】前記信号生成部は、前記エッジ強調処理部によるエッジ強調処理を受けた後の第 1 の受信信号と前記エッジ強調処理によるエッジ強調処理を受ける前の第 2 の受信信号とを重み付け加算するものであって、該信号生成部は、前記第 1 の信号処理部分について、前記第 2 の信号処理部分と比べ、前記第 1 の受信信号に、より大きな重み、前記第 2 の受信信号に、より小さな重みを付す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】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体の内部組織の断層像を表示する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、人体内部組織を画像表示する超音波診断装置は、超音波ビームを人体内部に向けて送波し、人体内部で反射した反射超音波を受信して受信信号を得るとともに、その受信信号の振幅に基づいて輝度変調させた断層像を 2 次元表示している。

【0003】しかし、人体内部組織は、構成する媒質に

よって超音波の減衰特性がそれぞれ異なるとともに、周波数が高くなるほど減衰が大きくなるという特性を有する。したがって、送波する超音波は、一般に 1 ~ 15 MHz の周波数範囲で使用され、あまり高い周波数は使用できない。また、超音波パルスを送波し、内部組織で反射した信号の波形は、周波数が高いほど強く減衰を受けるので、受信信号の波形はひずみ裾野の広い山形波形となる。このため、超音波パルスのパルス幅を狭くして分解能を高めるにも限度があり、内部組織で反射した受信信号をそのまま増幅して画像表示しても、内部組織の輪郭が不鮮明になる。そこで、受信した信号にエッジ強調処理を施して画像表示するのが一般的である。

【0004】図 1 および図 2 は、特公平 6 - 93895 号公報に開示されている、エッジ強調用の回路を設けた超音波診断装置を示す図であり、図 1 は、超音波診断装置の概略構成、図 2 は、エッジ強調されるまでの出力波形のプロセスを示している。

【0005】図 1 において、探触子 3 と、パルスを発生するパルサ回路 2 と、パルサ回路 2 にトリガをかけるレートパルス発生回路 1 と、探触子 3 で受信した反射波を対数増幅する対数増幅器 4 と、増幅した反射波から映像信号を得る検波回路 5 と、映像信号に遅延をかける遅延回路 6 と、遅延をかけた映像信号の位相を反転させて増幅する反転増幅器 7 と、遅延をかけない映像信号を増幅する増幅器 8 と、遅延をかけた映像信号と遅延をかけない映像信号とを加算する加算器 9 と、非表示信号を切り捨てる制限回路 10 と、A/D 変換器 11 と、フレームメモリ 12 と、D/A 変換器 13 と、映像信号を表示するモニタ 14 とを備えている。

【0006】図 2 において、(a) は、検波回路 5 の出力波形を示す。(b) は、遅延をかけない増幅器 8 の出力波形を示す。振幅が検波回路 5 の出力波形の $(1 + \alpha)$ 倍になっている。(c) は、遅延をかけ、位相を反転させる反転増幅器 7 の出力波形を示す。振幅が検波回路 5 の出力波形の $(-\alpha)$ 倍となり、位相が τ 遅れている。(d) は、加算器 9 の出力波形を示す。(e) は、制限回路 10 の出力波形を示す。(d)、(e) から明らかなように、(a) に示す検波回路 5 の出力波形とくらべて、波形の立ち上がり部分と立下り部分が強調されている。

【0007】なお、エッジ強調を施す方法は、このほかにも各種の方法が知られている。しかしながら、人体内部組織から受信した受信信号中には、内部組織の輪郭を構成する信号のほか、人体内部の軟組織で反射した微弱信号相互が干渉により強めあったり弱めあったりした信号が含まれている。この信号は、スペックル成分と呼ばれるものであり、受信信号に基づいて人体内部組織の断層像を輝度表示する際に、その断層像中に斑点状の輝点となって表示されるものである。

【0008】このため、受信信号にエッジ強調処理を施

すと、内部組織の輪郭を構成する信号のみならず、スペックル成分も同時に強調されてしまう。

【0009】図3は、検波後の信号をそのままエッジ強調し、輝度表示した画像の一例を示す図で、図解の都合上、輝度表示された部分を暗転させて示したものである。

【0010】図3からわかるように、スペックル成分が人体の軟組織に細かい斑点状をなし、組織の輪郭と同じような輝度で表示されるため、組織の輪郭が見にくい状態となってしまう。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上記事情に鑑み、血管壁、胆のう壁、胃壁など人体組織の輪郭部分のみが強調されて表示され、見易い診断像が表示される超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、被検体内へ超音波ビームを送波し、該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の組織の断層像を輝度表示する超音波診断装置において、上記受信信号にエッジ強調処理を施すエッジ強調処理部と、上記受信信号に基づいて上記被検体内の組織の上記断層像上にあらわれる輪郭を検出する輪郭検出部と、上記受信信号のうちの上記輪郭検出部で検出された輪郭に対応する第1の信号部分が上記受信信号のうちの該第1の信号部分を除く第2の信号部分よりも上記エッジ強調処理部によるエッジ強調処理の作用を強く受けた受信信号を生成する信号生成部とを備えたことを特徴とする。

【0013】ここで、上記輪郭検出部は、上記受信信号の低周波成分の変化が大きい領域を上記輪郭として検出するものであることが好ましく、また上記受信信号の低周波成分の極大点および極小点を求め、相互に隣接する極大点と極小点の電位の差分の絶対値が大きい領域を上記変化が大きい領域とするものであってもよい。

【0014】このように、受信信号の低周波成分の変化が大きい領域から断層像の輪郭部分を検出するとともに、検出された輪郭部分はエッジ強調処理の作用を強く受けた受信信号を生成して断層像を輝度表示するので、輪郭部分が鮮明でノイズの少ない画像が得られる。

【0015】また、上記信号生成部は、上記第1の信号部分については上記エッジ強調処理部によるエッジ強調処理を受けた受信信号を採用し、上記第2の信号部分については上記エッジ強調処理部によるエッジ強調処理を受ける前の受信信号を採用するものであってもよく、また上記エッジ強調処理部によるエッジ強調処理を受けた後の第1の受信信号と上記エッジ強調処理によるエッジ強調処理を受ける前の第2の受信信号とを重み付け加算するものであって、上記第1の信号処理部分について、上記第2の信号処理部分と比べ、上記第1の受信信号

に、より大きな重み、上記第2の受信信号に、より小さな重みを付するものであってもよい。

【0016】このように、強調処理を行った信号と強調処理を行っていない信号とを切り替えて輝度表示したり、強調処理を行った信号と強調処理を行っていない信号とを重み付け加算した信号を用いて輝度表示することができるので、ユーザの好みに合わせて輪郭部分のコントラストを調整することもできる。

【0017】

10 【発明の実施の形態】以下に、本発明の超音波診断装置の実施形態について説明する。

【0018】図4は、本発明の第1の実施形態の超音波診断装置を示す図である。

【0019】図4において、超音波診断装置は、被検体内に超音波ビームを送波するとともに、被検体内で反射した反射超音波を受波する振動子が複数配列されたプローブ30と、プローブ30の各振動子（図示せず）にパルス電圧を印加するパルス発生回路31aおよび各振動子により受信された信号から受信信号を得る受信回路31bとを有する送受信回路31と、受信信号をビーム・フォーミングするビーム・フォーミング回路40と、超音波ビームごとの受信信号から不要な信号を除去するバンドパスフィルタ32と、バンドパスフィルタ32の出力信号から、高周波成分を取り除く検波回路33と、検波回路33により高周波成分を取り除いた断層像の信号を対数増幅する増幅器34と、対数増幅された超音波ビームごとの受信信号を、振幅の立上がり部分と立下り部分それぞれが大きくなるように強調するエッジ強調処理部35と、超音波ビームごとの受信信号により形成される低周波成分から、その低周波成分の変化が大きい領域を輪郭部分として検出する輪郭検出部36と、輪郭検出部36により輪郭部分として検出された領域は、エッジ強調処理部35により振幅が強調された受信信号を採用し、輪郭部分として検出された領域以外の領域は、エッジ強調処理部35により強調を受ける前の受信信号を採用することにより、輪郭部分のみが強調された受信信号を生成する信号生成部37と、信号生成部37により輪郭部分のみが強調された受信信号に基づいて断層像を輝度表示する表示部38とを備えている。

40 【0020】プローブと送受信回路とは相互に接続され、送受信回路の出力は、バンドパスフィルタ32に、バンドパスフィルタ32の出力は、検波回路33にそれぞれ入力され、検波回路33の出力は、増幅器34と輪郭検出部36に入力され、増幅器34の出力は、エッジ強調処理部35と信号生成部37に入力され、輪郭検出部36の出力は、信号生成部37に入力され、信号生成部37の出力は、表示部38に入力される。

50 【0021】ここで、増幅器34は、バンドパスフィルタ32と検波回路33の間に設け、検波回路33の出力を輪郭検出部36、エッジ強調処理部35および信号生

成部 37 に入力してもよい。

【0022】本実施形態のエッジ強調処理部 35 は、図 5 にブロック図を示すように、乗算回路 35a、35b と、遅延回路 35c と、加算回路 35d とを備える公知のエッジ強調回路により構成されているが、これに限定されない。エッジ強調処理部 35 に入力された信号 $F(x)$ は、一方は、乗算回路 35a で係数 $(1 + \alpha)$ を掛け合わされて信号 $(1 + \alpha)F(x)$ となり、他方は、遅延回路で時間 τ だけ遅延させ乗算回路 35b で係数 $(-\alpha)$ を掛け合わされた信号 $(-\alpha)F(x + \tau)$ となる。それら双方の信号は、さらに加算回路 35c で加算されて、信号 $F(x)$ の立ち上がり部分と立ち下がり部分とが強調されて、振幅が大きくなった信号 $(1 + \alpha)F(x) + (-\alpha)F(x + \tau)$ となって出力される。

【0023】また、輪郭検出部 36 は、超音波ビームごとの受信信号に含まれる、低レベルで高周波のスペクル成分（例えば人体組織の軟壁で反射し、相互に干渉しあって強めあったり、弱めあったりした信号）を除去し、高レベルで低周波の成分のみを取り出し、取り出した低周波成分の変化が大きい領域を人体組織の輪郭部分として検出するものであり、受信信号の低周波成分の極大点と極小点とを、例えば隣接する振幅の差分の極性が反転する点から求め、その極大点と極小点との差分の信号レベル（電圧など）の絶対値が大きい領域を輪郭部分として検出する機能を有する。そして、受信信号を、輪郭部分として検出した領域と検出しない領域とに 2 値化し、輪郭部分として検出した領域については識別信号（1）、検出しない領域については識別信号（0）を出力する。

【0024】具体的には、例えばローパスフィルタ、比較演算回路により輪郭検出部 36 を構成することができる。ローパスフィルタは、超音波ビームごとの受信信号の検波出力の低周波成分を検出し、比較演算回路は、隣接する数値の差分を求めて、極性がプラスからマイナスに転ずる点を極大点、極性がマイナスからプラスに転ずる点を極小点とし、隣接する極大点と極小点との差分の絶対値を求めて所定の閾値と比較することにより、2 値化された識別信号を出力する。

【0025】なお、本実施形態では、ローパスフィルタは、カットオフ周波数が任意に設定可能であって、線形の位相特性を有する FIR フィルタが用いられているが、これに限定されるものではない。また、比較演算回路は、2 値化された識別記号のほか、極大点と極小点との差分の信号レベルに応じて多値化された識別記号を出力することも可能である。なお、多値化された識別記号を用いた超音波診断装置については、第 2 の実施形態で説明する。

【0026】信号生成部 37 は、論理ゲートを備えており、輪郭検出部 36 により出力される識別記号（0 又は

1）に基づいて、ゲートを開閉する。識別記号が 1 の場合は、ゲート（G1）37a を閉じてエッジ強調処理を受けた受信信号を通過させるとともに、ゲート（G2）37b は開けてエッジ強調を受ける前の受信信号は阻止する。一方、識別記号が 0 の場合は、ゲート（G1）37a は開けてエッジ強調を受けた受信信号は阻止し、ゲート（G2）37b は閉じてエッジ強調処理を受ける前の受信信号を通過させる。したがって、信号生成部 37 からは、輪郭検出部 36 により輪郭であると検出された領域に限り、エッジ強調処理部 35 で強調処理が施された受信信号が出力され、それ以外の領域は、エッジ強調処理を受ける前の受信信号が出力される。

【0027】信号生成部 37 から出力された受信信号は表示部 38 に入力されるので、表示部 38 には輪郭部分の強調処理が施された、コントラストの強い断層像が輝度表示される。

【0028】図 6 は、第 1 の実施形態のエッジ強調処理部あるいは輪郭検出部周辺における受信信号の波形を示した図である。

【0029】図 6 において、第 1 段は、増幅器から出力された、エッジ強調処理部で強調される前の受信信号の波形を示し、第 2 段は、エッジ強調処理部で強調された受信信号の波形を示し、第 3 段は、輪郭検出部で求めた低周波成分の極大点と極小点とを黒丸で示し、第 4 段は、輪郭検出部で検出された輪郭部分に強調処理が施され、それ以外は強調処理が施されていない受信信号の波形を示し、第 5 段は、第 4 段で示した信号レベルから第 2 段で示した信号レベルを減ずることにより、エッジ強調処理が施された領域のみを取り出した信号の波形（参考）を示す。なお、各段とも、縦軸は信号のレベルを、横軸は、プローブから超音波ビームを送波し、反射波を受信するまでの時間（深さ）を示す。

【0030】第 2 段の波形は、第 1 段と較べて波形が強調処理されて振幅の変化が大きくなり、波形が鋭くなっている。第 3 段は、第 1 段の信号をローパスフィルタに通して低周波成分を取り出したものであり、隣接する極大点と極小点との差分の絶対値が大きい領域が、この低周波成分の変化が大きい領域であり、輪郭部分として検出される。また、この変化が大きい領域は、第 5 段に示した、エッジ強調処理が施された区間と一致している。したがって、第 4 段に示した、信号生成部から出力される受信信号の波形は、輪郭検出部で検出された、低周波成分の変化が大きい領域のみに強調処理が施された波形であると確認できる。

【0031】図 7 は、本実施形態の超音波診断装置において輪郭部分が強調されて輝度表示された画像を示す図であり、図解の都合上、輝度表示された部分を暗転させて示したものである。なお、比較のために、図 3 に示したのと同じ診断部位が表示されている。

【0032】図 7 に示す断層像は、図 3 に示したものと

異なり、輪郭部分のコントラストが強く表示されるとともに、軟組織部分におけるコントラストの強い斑点部分がなくなっている。したがって、組織の輪郭部分が見分け易い状態で断層像が表示される。

【0033】次に、本発明の第2の実施形態について説明する。

【0034】図8は、本発明の第2の実施形態の超音波診断装置を示す図である。第2の実施形態の超音波診断装置は、図4に示した第1の実施形態の超音波診断装置と比べて、輪郭検出部から出力される識別信号と信号生成部とが相違するが、それ以外は共通するので、同一の構成要素には同一の符号を付し、相違点についてのみ説明する。

【0035】輪郭検出部36は、ローパスフィルタを通過させることにより受信信号の低周波成分を検出し、比較演算器により極大点と極小点とを求めるとともに低周波成分の変化の大きさを検出し、その変化の大きさに応じて多値化された識別信号を出力する。

【0036】信号生成部39は、輪郭検出部36から出力された識別信号に基づいて、係数(k_1 、 k_2)を決めるルックアップ・テーブル(以下、「LUT」と呼ぶ。)39dと、その決定された係数を、エッジ強調処理部35から入力されるエッジ強調処理を受けた受信信号および増幅器34から入力されるエッジ強調処理を受けていない受信信号に、それぞれ掛け合わせる乗算回路39a、39bと、それぞれの係数を掛け合わされた受信信号を加算する加算回路39cとを備えている。

【0037】ここで、LUT39dに設定されている係数 k_1 、 k_2 は、加算回路39cにおいて、エッジ強調処理部35から入力される受信信号と増幅器34から入力される受信信号とを重み付け加算するための係数であり、例えば、 k_1 と k_2 とを加算したときに1になるように、重みを変化させた複数の係数が準備されている。オペレータは、表示された診断像のコントラストに基づいて、例えばLUTに設定された複数の係数の何れかを選択することにより、コントラストを調整することができる。

【0038】本実施形態では、輪郭検出部36が検出した低周波成分の、隣接する極大点と極小点の差分の絶対値に応じて異なる識別記号が出力されるように構成されているので、信号生成部39は、その識別記号に則し、LUT39dを参照して係数 k_1 、 k_2 を設定する。係数 k_1 、 k_2 が設定されると、乗算回路39aは、エッジ強調処理部35から入力された受信信号に k_1 を乗算し、乗算回路39bは、対数増幅器から入力された受信信号に k_2 を乗算する。そして、加算回路39cは、係数 k_1 、 k_2 がそれぞれ乗算された受信信号を加算し、重み付け加算された受信信号を出力する。

【0039】ここで、係数 k_1 は、係数 k_2 より大きな値に設定されている。したがって、信号生成部39は、*

輪郭検出部により輪郭部分が検出されたときは、エッジ強調処理部35から入力された受信信号に、増幅器34から入力された受信信号よりも大きな係数 k_1 を掛け合わせて重み付け加算するので、 k_1 、 k_2 の大きさに応じて、強調の程度が変化した受信信号が出力される。

【0040】加算回路39cにより重み付け加算された受信信号は、表示部38に入力され、コントラストが調整された断層像が表示される。

【0041】

【発明の効果】以上、説明したように、本発明の超音波診断装置によれば、受信信号に基づいて人体内部の断層像の輪郭部分を検出し、その検出された輪郭部分については強調処理を施された受信信号を採用して断層像を輝度表示するので、ノイズが少なくて見易い上、人体組織の輪郭部分とそれ以外の部分とのコントラストが強く、輪郭部分が見分けやすい診断画像を表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】特公平6-93895号公報に開示されている、エッジ強調回路を用いた超音波診断装置を示す図である。

【図2】エッジ強調されるまでの出力波形のプロセスを示す図である。

【図3】検波後の信号をそのままエッジ強調し、輝度表示した画像の一例を示す図で

【図4】本発明の第1の実施形態の超音波診断装置を示す図である。

【図5】エッジ強調処理部のブロック図を示す。

【図6】第1の実施形態のエッジ強調処理部あるいは輪郭検出部周辺における受信信号の波形を例示した図である。

【図7】本実施形態の超音波診断装置において輪郭部分が強調されて輝度表示された画像を示す図である。

【図8】本発明の第2の実施形態の超音波診断装置を示す図である。

【符号の説明】

30 プローブ

31 送受信回路

32 バンドパスフィルタ

33 検波回路

34 増幅器

35 エッジ強調処理部

35a、35b、39a、39b 乗算回路

35c 遅延回路

35d、39c 加算回路

36 輪郭検出部

37、39 信号生成部

37a ゲート(G_1)

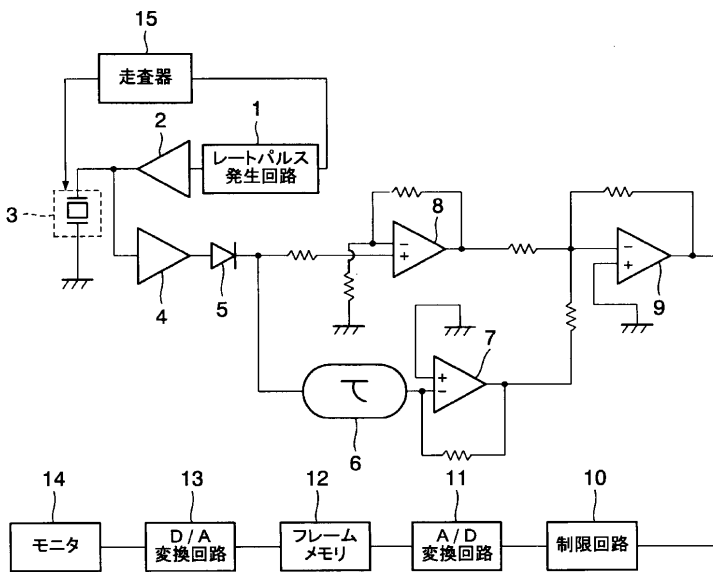
37b ゲート(G_2)

38 表示部

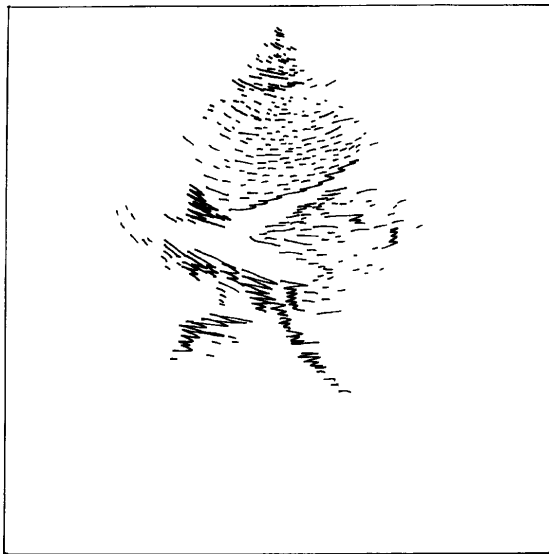
39d LUT

* *40 ビーム・フォーミング回路

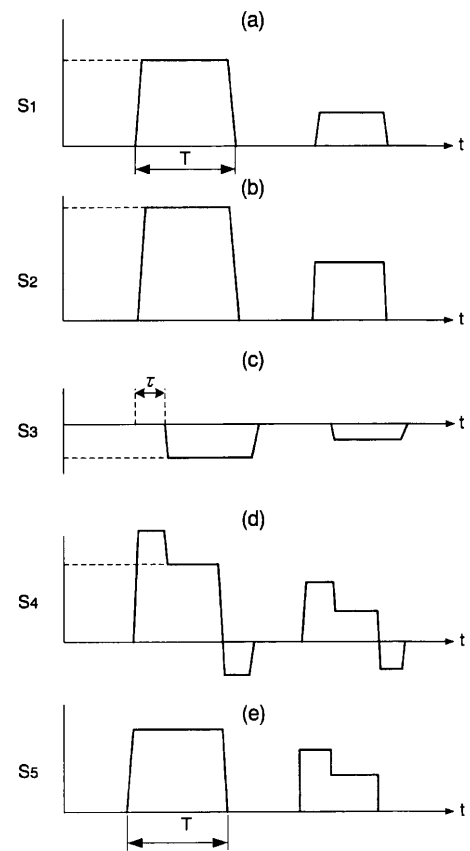
【図1】



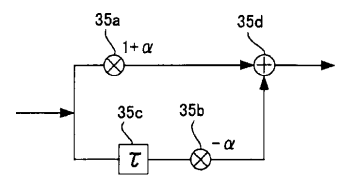
【図3】



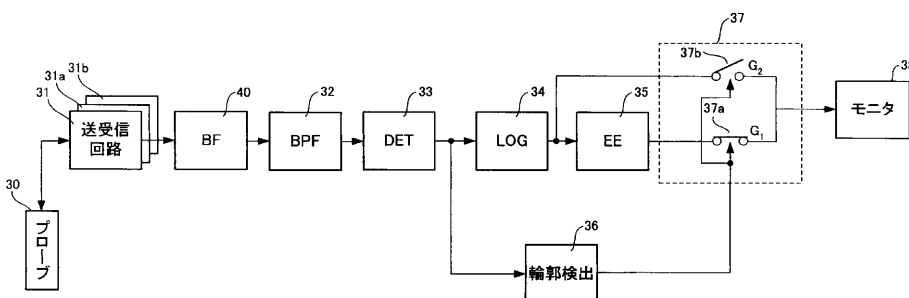
【図2】



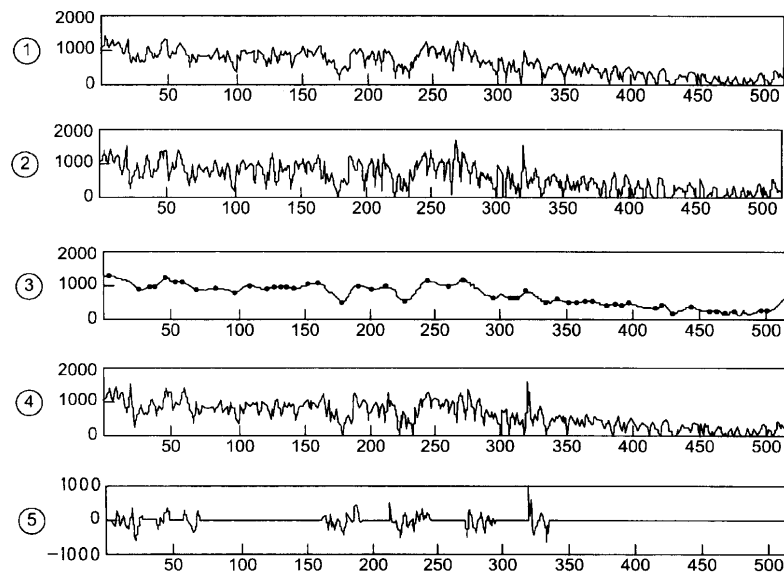
【図5】



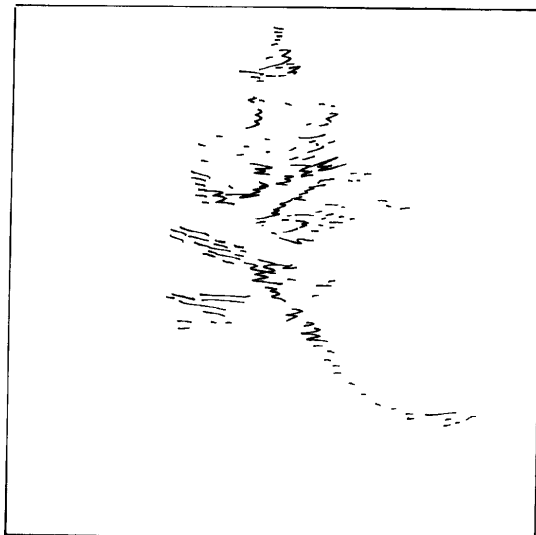
【図4】



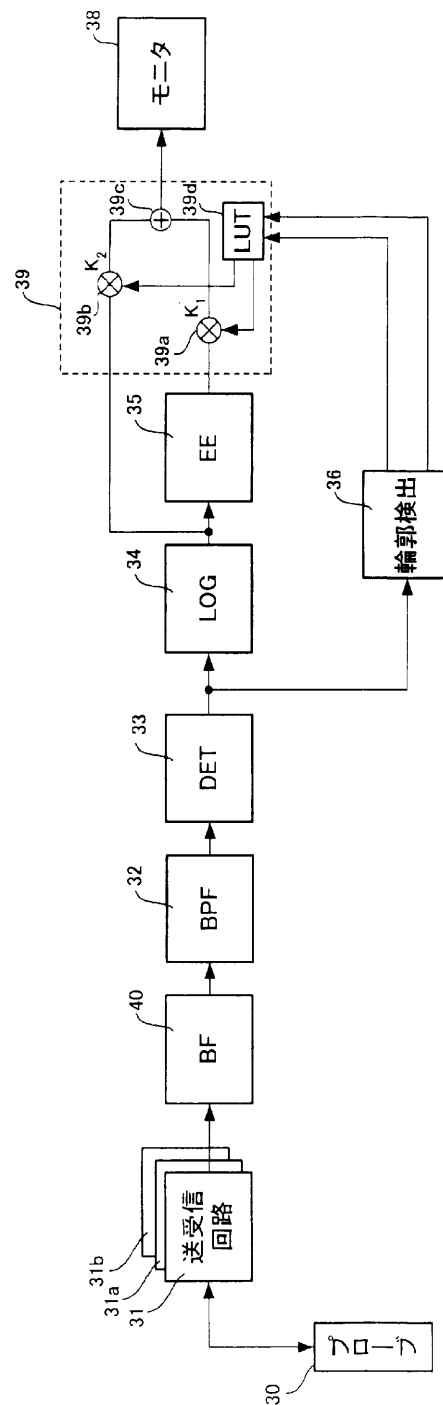
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 坪根 泉
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

F ターム(参考) 4C301 CC01 EE04 EE11 HH52 JB07
JB23 JB27 JB29 JB32 JB38
JC08 JC13
4C601 EE02 EE09 JB16 JB21 JB22
JB28 JB31 JB34 JB35 JB36
JB40 JB45 JB47 JC09 JC15
JC20

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003250798A	公开(公告)日	2003-09-09
申请号	JP2002057403	申请日	2002-03-04
[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	呉弘敏 倉島寛行 坪根泉		
发明人	呉 弘敏 倉島 寛行 坪根 泉		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/CC01 4C301/EE04 4C301/EE11 4C301/HH52 4C301/JB07 4C301/JB23 4C301/JB27 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB38 4C301/JC08 4C301/JC13 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/JB16 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/DD14 4C601/JB50		
其他公开文献	JP4105452B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其中仅强调和图像显示人体组织的轮廓部分，例如血管壁，胆囊壁和胃壁。ŽSOLUTION：超声波束被传输到对象中，并且基于在对象中反射和返回的反射超声波的接收信号，对对象中的超声波发送/接收区域中的组织的断层图像进行亮度显示。通过这种超声诊断设备。这种超声波诊断装置配备有边缘强调处理单元35，该边缘强调处理单元35对接收信号应用边缘强调处理，轮廓检测单元36基于检测到对象中组织的断层图像上出现的轮廓。在这种情况下，信号形成单元37形成接收信号，其中对应于由轮廓检测单元36检测到的接收信号的轮廓的第一信号部分具有更强的接收信号，接收信号和信号形成单元37。边缘强调处理单元的边缘强调处理的动作比除了接收信号的第一信号部分之外的第二信号部分的动作。Ž

