

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5547010号
(P5547010)

(45) 発行日 平成26年7月9日(2014.7.9)

(24) 登録日 平成26年5月23日(2014.5.23)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-209516 (P2010-209516)	(73) 特許権者	000112602 フクダ電子株式会社 東京都文京区本郷3-39-4
(22) 出願日	平成22年9月17日(2010.9.17)	(74) 代理人	100094330 弁理士 山田 正紀
(65) 公開番号	特開2012-61236 (P2012-61236A)	(74) 代理人	100079175 弁理士 小杉 佳男
(43) 公開日	平成24年3月29日(2012.3.29)	(74) 代理人	100109689 弁理士 三上 結
審査請求日	平成25年9月10日(2013.9.10)	(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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、

前記受信信号に対し遅延および負の係数を乗じる処理を行った信号と該受信信号の信号レベルに正の係数を乗じる処理を行った信号とを加えることにより該受信信号の立上りエッジが強調された立上りエッジ強調信号を生成する立上りエッジ強調処理部と、前記受信信号に対し遅延および正の係数を乗じる処理を行った信号と該受信信号の信号レベルに負の係数を乗じる処理を行った信号とを加えることにより該受信信号の立下りエッジが強調された立下りエッジ強調信号を生成する立下りエッジ強調処理部とを含むエッジ強調信号生成部を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記エッジ強調信号生成部が、前記立上りエッジ強調処理部の出力と前記立下りエッジ強調処理部の出力を切り替えることにより、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たときの極小点の信号レベルと該極小点の次の極大点の信号レベルとの差が所定のしきい値より大きい第1の信号部分については前記立上りエッジ強調信号が採用され、極大点の値と該極大点の次の極小点の値との差が所定のしきい値より大きい第2の信号部分については前記立下りエッジ強調信号が採用されたエッジ強調信号を生成するエッジ強調信号切替部を有する請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記エッジ強調信号生成部が、前記立上りエッジ強調処理部の出力と前記立下りエッジ強調処理部の出力を互いに加算することにより、前記立上りエッジ強調信号と前記立下りエッジ強調信号が加算されたエッジ強調信号を生成するエッジ強調信号加算部を有する請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記受信信号のうち前記第 1 の信号部分および前記第 2 の信号部分については前記エッジ強調信号を相対的に強く増幅し、前記受信信号のうち前記第 1 の信号部分および前記第 2 の信号部分を除く第 3 の信号部分については、前記エッジ強調信号生成部に入力される前の受信信号を相対的に強く増幅して、該受信信号と該エッジ強調信号を互いに加算する信号生成部を有する請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の内部組織の診断像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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。

20

【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。

【0004】

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（エコー信号）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。

30

【0005】

ここで、組織の輪郭部分を強調して画像表示する超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0006】

図 1 は、従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0007】

図 1 に示す超音波診断装置 1 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 10 と、プローブ 10 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 11a 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 11b とを有する送受信回路 11 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（BF）回路 12 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（BPF）13 と、バンドパスフィルタ 13 の出力信号から、高周波成分を取り除く検波回路（DET）14 と、検波回路 14 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（LOG）15 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（EE）16 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 17 と、輪郭検出部 17 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 16 により振幅が強調された受信信号を採用し、輪

40

50

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 16 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 18 と、信号生成部 18 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 19 とを備えている。

【0008】

プローブ 10 と送受信回路 11 とは相互に接続され、送受信回路 11 の出力は、バンドパスフィルタ 13 に、バンドパスフィルタ 13 の出力は、検波回路 14 にそれぞれ入力され、検波回路 14 の出力は、増幅器 15 と輪郭検出部 17 に入力され、増幅器 15 の出力は、エッジ強調処理部 16 と信号生成部 18 に入力され、輪郭検出部 17 の出力は、信号生成部 18 に入力され、信号生成部 18 の出力は、表示部 19 に入力される。

10

【0009】

図 2 は、図 1 に示すエッジ強調処理部のブロック図である。

【0010】

図 2 に示すエッジ強調処理部 16 は、乗算回路 16a、16b と、遅延回路 16c と、加算回路 16d とを備えている。

【0011】

エッジ強調処理部 16 に入力された信号 $F(x)$ は、一方は、乗算回路 16a 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 16b 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 16d で加算されて、信号 $F(x)$ の立上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。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献 1】特許第 4105452 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

図 2 に示すエッジ強調処理部 16 では、信号のうち、立上りエッジおよび立下りエッジ双方ともエッジの直後の部分が強調される。立上りエッジの直後、すなわち信号レベルが低いレベルから高いレベルに移行した後の部分の信号レベルがエッジ強調処理により増加する方向に強調されることで、画像として明るく示される組織の一方の端部がより明るく強調され鮮明に表示される。しかし、立下りエッジの直後、すなわち信号レベルが高いレベルから低いレベルに移行した後の部分をエッジ強調処理しても、信号レベルは減少する方向に強調されることになり、画像として明るく示される組織の他方の端部では、より明るく鮮明に表示されるという強調の効果が表れにくい。

30

【0014】

本発明は上記問題点を解決し、組織の、立上りエッジおよび立下りエッジの双方に対応する端部が鮮明に表示された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。

40

【課題を解決するための手段】

【0015】

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、この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であって、

上記受信信号に対し遅延および負の係数を乗じる処理を行った信号とこの受信信号の信号レベルに正の係数を乗じる処理を行った信号とを加えることにより受信信号の立上りエッジが強調された立上りエッジ強調信号を生成する立上りエッジ強調処理部と、上記受信信号に対し遅延および正の係数を乗じる処理を行った信号とこの受信信号の信号レベルに

50

負の係数を乗じる処理を行った信号とを加えることにより受信信号の立下りエッジが強調された立下りエッジ強調信号を生成する立下りエッジ強調処理部とを含むエッジ強調信号生成部を有することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

本発明の超音波診断装置では、立上りエッジ強調処理部によって受信信号の立上りエッジ直後の信号部分が増幅され、また、立下りエッジ強調処理部によって受信信号の立下りエッジ直前の信号部分が増幅される。このため、組織の、立上りエッジおよび立下りエッジの双方に対応する端部が鮮明に表示された見易い診断像が表示される。

【 0 0 1 8 】

また本発明の超音波診断装置によれば、立上りエッジと立下りエッジとに対し、時間軸方向に対称な強調処理を簡潔な構成で行うことができる。

10

【 0 0 1 9 】

また、上記本発明の超音波診断装置において、エッジ強調信号生成部が、上記立上りエッジ強調処理部の出力と上記立下りエッジ強調処理部の出力を切り替えることにより、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たときの極小点の信号レベルとこの極小点の次の極大点の信号レベルとの差が所定のしきい値より大きい第1の信号部分については上記立上りエッジ強調信号が採用され、極大点の値とこの極大点の次の極小点の値との差が所定のしきい値より大きい第2の信号部分については上記立下りエッジ強調信号が採用されたエッジ強調信号を生成するエッジ強調信号切替部を有することが好ましい。

【 0 0 2 0 】

20

受信信号の低周波成分の極大点および極小点から求めた第1の信号部分について立上りエッジ強調信号が採用され、第2の信号部分について立下りエッジ強調信号が採用されることによって、立上りエッジに対応する輪郭部分、および立下りエッジに対応する輪郭部分の双方について、輪郭が鮮明に表示された診断像が表示される。

【 0 0 2 1 】

また、上記本発明の超音波診断装置において、上記エッジ強調信号生成部が、上記立上りエッジ強調処理部の出力と上記立下りエッジ強調処理部の出力を互いに加算することにより、上記立上りエッジ強調信号と上記立下りエッジ強調信号が加算されたエッジ強調信号を生成するエッジ強調信号加算部を有するものであってもよい。

【 0 0 2 2 】

30

立上りエッジ強調処理部の出力と立下りエッジ強調処理部の出力とを互いに加算する簡潔な構成で、立上りエッジおよび立下りエッジの双方に対応する端部が鮮明に表示された診断像が表示される。

【 0 0 2 3 】

また、上記本発明の超音波診断装置において、上記受信信号のうち上記第1の信号部分および上記第2の信号部分については上記エッジ強調信号を相対的に強く増幅し、上記受信信号のうち上記第1の信号部分および上記第2の信号部分を除く第3の信号部分については、上記エッジ強調信号生成部に入力される前の受信信号を相対的に強く増幅して、この受信信号とこのエッジ強調信号を互いに加算する信号生成部を有することが好ましい。

【 0 0 2 4 】

40

エッジ強調信号を相対的に強く増幅したり、受信信号を相対的に強く増幅したりした信号を互いに加算する構成によって、ユーザの好みに合わせてエッジ部分のコントラストを調整することもできる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 5 】

以上説明したように、本発明によれば、組織の、立上りエッジおよび立下りエッジの双方に対応する端部が鮮明に表示された見易い診断像が表示される超音波診断装置が実現する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

50

【図 1】従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示すエッジ強調処理部のブロック図である。

【図 3】本発明の第 1 実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 4】図 3 に示す検波回路の構成を示すブロック図である。

【図 5】図 3 に示す輪郭検出部の構成を示すブロック図である。

【図 6】図 3 に示す立上りエッジ強調処理部および立下りエッジ強調処理部の構成を示すブロック図である。

【図 7】立上りエッジ強調処理部および立下りエッジ強調処理部の、入力波形および出力波形を示す図である。

【図 8】信号生成部 38 による信号生成を説明する図である。

10

【図 9】図 3 に示す超音波診断装置内の受信信号の波形を例示した図である。

【図 10】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 11】図 10 に示す画像の輝度表示された部分を黒く示した図である。

【図 12】立下りエッジの強調を行わない比較例の画像である。

【図 13】図 12 に示す画像の輝度表示された部分を黒く示した図である。

【図 14】本発明の第 2 実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

20

【0028】

図 3 は、本発明の第 1 実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0029】

図 3 に示す超音波診断装置 3 は、プローブ 30 と、送受信回路 31 と、ビーム・フォーミング (BF) 回路 32 と、バンドパスフィルタ (BPF) 33 と、検波回路 (DET) 34 と、増幅器 (LOG) 35 と、エッジ強調処理部 (EE) 36 と、輪郭検出部 37 と、信号生成部 38 と、表示部 39 とを備えている。

【0030】

プローブ 30 には、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 (図示せず) が複数配列されている。送受信回路 31 は、パルス発生回路 31a および受信回路 31b を備えており、パルス発生回路 31a はプローブ 30 の各振動子にパルス電圧を印加し、受信回路 31b は各振動子により受信された信号から受信信号を得る。ビーム・フォーミング (BF) 回路 32 は、受信信号をビーム・フォーミングする。バンドパスフィルタ (BPF) 33 は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。検波回路 (DET) 34 は、バンドパスフィルタ 33 の出力信号から、高周波成分を取り除く。検波回路 34 の内部構成については後述する。増幅器 (LOG) 35 は、検波回路 34 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。エッジ強調処理部 (EE) 36 は、対数増幅された超音波ビームごとの受信信号に対し、立上りエッジの部分および立下りエッジの部分のそれぞれが大きくなるように強調するものであり、立上りエッジ強調処理部 (LENH) 361、および立下りエッジ強調処理部 (RENH) 362 を備えている。立上りエッジ強調処理部 361 は、信号の立上りエッジ直後の信号部分を増幅することにより、立上りエッジが強調された立上りエッジ強調信号を生成する。また、立下りエッジ強調処理部 362 は、信号の立下りエッジ直前の信号部分を増幅することにより、立下りエッジが強調された立下りエッジ強調信号を生成する。立上りエッジ強調処理部 361、および立下りエッジ強調処理部 362 の詳細は後に説明する。輪郭検出部 37 は、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 37 の内部構成については後述する。信号生成部 38 は、輪郭検出部 37 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 36 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 36 により強調を受ける

30

40

50

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 38 は、エッジ強調信号切替部 38a と、乗算回路 38b, 38c と、加算回路 38d と、ルックアップ・テーブル（以下、「LUT」と呼ぶ。）38e とを有する。表示部 39 は、信号生成部 38 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。

【0031】

プローブ 30 と送受信回路 31 とは相互に接続され、送受信回路 31 の出力は、ビーム・フォーミング回路 32 を介してバンドパスフィルタ 33 に、バンドパスフィルタ 33 の出力は、検波回路 34 にそれぞれ入力され、検波回路 34 の出力は、増幅器 35 と輪郭検出部 37 に入力され、増幅器 35 の出力は、エッジ強調処理部 36 と信号生成部 38 に入力され、輪郭検出部 37 の出力は、信号生成部 38 に入力され、信号生成部 38 の出力は、表示部 39 に入力される。

10

【0032】

ここで、エッジ強調処理部 36 および信号生成部 38 の組合せが、本発明にいうエッジ強調信号生成部の一例に相当する。

【0033】

図 4 は、図 3 に示す検波回路の構成を示すブロック図である。

【0034】

図 4 に示す検波回路 34 は受信信号の直交検波を行う回路であり、乗算回路 341, 345 と、ローパスフィルタ (LPF) 342, 346 と、デシメータ (DEC) 343, 347 と、自乗処理部 (SQU) 344, 348 と、平方根処理部 (SQRT) 349 とを備えている。検波回路 34 では、入力されてきた受信信号に乗算回路 341 で余弦信号を乗じた I 信号と、受信信号に乗算回路 345 で正弦信号を乗じた Q 信号とが生成される。I 信号および Q 信号のそれぞれに対し、ローパスフィルタ 342, 346 およびデシメータ 343, 347 による処理を行い、自乗処理部 344, 348 および平方根処理部 349 によって平方平均を求めることで検波がなされる。

20

【0035】

図 5 は、図 3 に示す輪郭検出部の構成を示すブロック図である。

【0036】

図 5 に示す輪郭検出部 37 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ックル成分（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。

30

【0037】

輪郭検出部 37 は、ローパスフィルタ (LPF) 371 と、増幅器 (LOG) 372 と、Sensitivity Time Control (STC) 373 と、検知部 (ED) 374 とを有する。ローパスフィルタ 371 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、Sensitivity Time Control 373 は、プローブ 30 からの距離に応じた受信信号の減衰を補正し、検知部 374 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閾値と比較することにより、識別信号を出力する。このようにして、輪郭検出部 37 は、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断層像上にあらわれる輪郭として検出する。検知部 374 は、受信信号の低周波成分のうち、極小点の信号レベルと次の極大点の信号レベルとの差がしきい値より大きい第 1 の信号部分と、極大点の値と次の極小点の値との差がしきい値より小さい第 2 の信号部分とを区別して検出する。輪郭検出部 37 は、第 1 の信号部分の検出結果および第 2 の信号部分の検出結果を識別信

40

50

号として出力する。

【0038】

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。

【0039】

図6は、図3に示す立上りエッジ強調処理部および立下りエッジ強調処理部の構成を示すブロック図である。

【0040】

図6に示す立上りエッジ強調処理部361は、乗算回路361a、361bと、遅延回路361cと、加算回路361dとを備えており、受信信号に対し遅延および負の係数を乗じる処理を行った信号と受信信号の信号レベルに正の係数を乗じる処理を行った信号とを加える処理を行う。

10

【0041】

より詳細には、立上りエッジ強調処理部361に入力された信号 $F(x)$ は、一方は、乗算回路361aで、1以上の係数 $(1 + \alpha)$ を掛け合わされて信号 $(1 + \alpha)F(x)$ となり、他方は、遅延回路361cで時間 τ だけ遅延させ乗算回路361bで負の係数 $(-\alpha)$ を乗じた信号 $(-\alpha)F(x + \tau)$ となる。それら双方の信号は、さらに加算回路361dで加算されて、信号 $F(x)$ の立上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。

20

【0042】

このようにして、立上りエッジ強調処理部361は、立上りエッジ直後の信号部分を増幅することにより立上りエッジが強調された立上りエッジ強調信号を生成する。なお、立上りエッジ強調処理部361は、立下りエッジ直後の相対的に信号レベルが低い部分の信号レベルも、より低下させるが、信号レベルが低い部分については表示の鮮明さに貢献しない。

【0043】

図6に示す立下りエッジ強調処理部362は、立上りエッジ強調処理部361と同様に、乗算回路362a、362bと、遅延回路362cと、加算回路362dとを備えているが、これらの組合せが異なる。立下りエッジ強調処理部362は、受信信号に対し遅延および正の係数を乗じる処理を行った信号と受信信号の信号レベルに負の係数を乗じる処理を行った信号とを加える。

30

【0044】

立下りエッジ強調処理部362に入力された信号 $F(x)$ は、一方は、遅延回路362cで時間 τ だけ遅延させ乗算回路362aで1以上の係数 $(1 + \alpha)$ を乗じた信号 $(1 + \alpha)F(x + \tau)$ となる。他方は、乗算回路362bで、負の係数 $(-\alpha)$ を掛け合わされて信号 $(-\alpha)F(x)$ となり、それら双方の信号は、さらに加算回路362dで加算されて、信号 $F(x)$ の立上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 $(1 + \alpha)F(x + \tau) + (-\alpha)F(x)$ となって出力される。

【0045】

40

このようにして、立下りエッジ強調処理部362は、立下りエッジ直前の信号部分を増幅することにより、立下りエッジ強調信号を生成する。

【0046】

図6に示すように、立上りエッジ強調処理部361は、受信信号に対し遅延および負の係数を乗じる処理を行った信号と受信信号の信号レベルに正の係数を乗じる処理を行った信号とを加える構成であり、立下りエッジ強調処理部362では、受信信号に対し遅延および正の係数を乗じる処理を行った信号と受信信号の信号レベルに負の係数を乗じる処理を行った信号とを加える構成である。このような立上りエッジ強調処理部361と立下りエッジ強調処理部362とによって、互いに時間軸方向に対称な強調処理が行われる。

【0047】

50

立下りエッジ強調処理部 362 の強調処理は、立上りエッジ直前の相対的に信号レベルが低い部分の信号レベルも、より低下させるが、信号レベルが低い部分については表示の鮮明さに貢献しない。

【0048】

図7は、立上りエッジ強調処理部および立下りエッジ強調処理部の、入力波形および出力波形を示す図である。

【0049】

図7には、立上りエッジ強調処理部 361 および立下りエッジ強調処理部 362 に、単発の矩形波 *Input* が入力された場合における、立上りエッジ強調処理部 361 から出力される立上りエッジ強調信号 *Output A* と、立下りエッジ強調処理部 362 から出力される立下りエッジ強調信号 *Output B* とが示されている。

【0050】

立上りエッジ強調信号 *Output A* では、立上りエッジ直後の信号レベルがより増大している。立上りエッジ直後の部分は、画像上では明るく表示される組織の部分に対応しており、この部分の信号レベルが増大することで、明るく表示される組織の端部がより明るく表示される。立上りエッジ強調信号 *Output A* では、立下りエッジ直後の信号レベルがより低下することでエッジ強調されているが、立下りエッジ直後の部分は、画像上では明るく表示される組織以外の部分、つまり暗く表示される部分に対応しており、暗く表示される部分の強調は表示の鮮明さにほとんど貢献しない。

【0051】

立下りエッジ強調信号 *Output B* では、立上りエッジ強調信号 *Output A* とは逆に、立下りエッジ直前の信号レベルがより増大している。立下りエッジ直前の部分は、画像上では明るく表示される組織の部分に対応しており、この部分の信号レベルが増大することで、明るく表示される組織の端部がより明るく表示される。立下りエッジ強調信号 *Output B* では、立上りエッジ直前の信号レベルがより低下することでエッジ強調されているが、立上りエッジ直前の部分は、暗く表示される部分に対応しており、表示の鮮明さにほとんど貢献しない。

【0052】

図3に示す信号生成部 38 のエッジ強調信号切替部 38a は、輪郭検出部 37 から出力された識別信号に基づいて、立上りエッジ強調処理部 361 の出力と前記立下りエッジ強調処理部 362 の出力を切り替えることでエッジ強調信号を生成する。

【0053】

エッジ強調信号切替部 38a は、輪郭検出部 37 によって、低周波成分のうち、極小点の信号レベルと次の極大点の信号レベルとの差がしきい値より大きいと検出された第1の信号部分については、立上りエッジ強調処理部 361 の立上りエッジ強調信号を採用し、極大点の値と次の極小点の値との差がしきい値より小さいと検出された第2の信号部分については、立下りエッジ強調処理部 362 の立下りエッジ強調信号を採用する。

【0054】

信号生成部 38 では、エッジ強調信号切替部 38a の切替えによって生成されたエッジ強調信号と、増幅器 35 からエッジ強調処理部 36 を経ずに供給されてきた信号とのそれぞれに対し、輪郭検出部 37 からの識別信号に基づいて係数の重み付けを行い加算した信号を出力する。信号生成部 38 の *LUT 38e* は、輪郭検出部 37 から出力された識別信号に基づいて係数 (k_1 、 k_2) を出力し、またエッジ強調信号切替部 38a の切替えのための信号を出力する。決定された係数は、乗算回路 38b、38c によって、エッジ強調信号切替部 38a の切替えによって生成されたエッジ強調信号と、増幅器 35 からエッジ強調処理部 36 を経ずに供給されてきた信号とのそれぞれに掛け合わせられる。掛け合わせられた2つの信号は、加算回路 38d によって加算される。

【0055】

LUT 38e に設定されている係数 k_1 、 k_2 は、加算回路 38d において、エッジ強調処理部 36 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

10

20

30

40

50

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。

【0056】

LUT38eは、輪郭検出部37によって第1の信号部分が検出された場合には、立上りエッジ強調処理部361の立上りエッジ強調信号を採用するようにエッジ強調信号切替部38aを切り替えさせ、輪郭検出部37によって第2の信号部分が検出された場合には、立下りエッジ強調処理部362の立下りエッジ強調信号を採用するようにエッジ強調信号切替部38aを切り替えさせる。また、LUT38eは、第1の信号部分および第2の信号部分が検出された場合には、エッジ強調信号切替部38aの切替えによって生成されたエッジ強調信号に相対的に大きな重み付けを行う係数($K_2 > K_1$)を出力し、第1の信号部分および第2の信号部分を除く第3の信号部分が検出された場合には、エッジ強調処理部36を経ずに供給されてきた信号に相対的に大きな重み付けを行う係数($K_2 < K_1$)を出力する。

【0057】

図8は、図3に示す信号生成部の信号生成を説明する図である。

【0058】

信号生成部38には、立上りエッジ強調処理部361の立上りエッジ強調信号(A)と、立下りエッジ強調処理部362の立下りエッジ強調信号(B)と、エッジ強調処理部36を経ずに供給されてきた信号とが供給されている。信号生成部38は、第1の信号部分(1)については、立上りエッジ強調信号(A)と立下りエッジ強調信号(B)のうち、立上りエッジ強調信号(A)を選択し、第2の信号部分(2)については、立下りエッジ強調信号(B)を選択する。また、選択したエッジ強調信号と、エッジ強調処理部36を経ずに供給されてきた信号とのそれぞれに、重み付け係数を乗じて互いに加算するが、第1の信号部分(1)および第2の信号部分(2)については、選択したエッジ強調信号に大きな重み付けを行い、第1の信号部分(1)および第2の信号部分(2)のいずれでもない第3の信号部分(3)については、エッジ強調処理部36を経ずに供給されてきた信号に大きな重み付けを行う。信号生成部38から出力された受信信号は表示部39に入力され、表示部39には、画像に明るく示される組織の輪郭うち、立上りエッジおよび立下りエッジの双方に対応する端部が鮮明に表示された、コントラストの強い断層像が輝度表示される。また、第3の信号部分(3)に対応する、組織の輪郭でない部分については、エッジ強調が弱い、すなわちコントラストの弱い像が表示される。

【0059】

図9は、図3に示す超音波診断装置内の受信信号の波形を例示した図である。

【0060】

図9において、第1段の(A)は、増幅器35から出力された、立上りエッジ強調処理部361および立下りエッジ強調処理部362で強調処理がされる前の受信信号の波形を示し、第2段の(B)は、輪郭検出部37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3段の(C)は、立上りエッジ強調処理部361で強調された受信信号の波形を示し、第4段の(D)は、立下りエッジ強調処理部362で強調された受信信号の波形を示し、第5段の(E)は、信号生成部38から出力された、輪郭検出部で検出された輪郭部分(第1の信号部分および第2の信号部分)に強調処理が施され、それ以外の第3の信号部分は強調処理が施されていない受信信号の波形を示し、第6段の(F)は、(E)の信号のうち、強調処理が施された領域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。

【0061】

第2段(B)は、第1段(A)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、極小点の信号レベルと次の極大点の信号レベルとの差がしきい値より大

10

20

30

40

50

きい第 1 の信号部分 (1) と、極大点の値と次の極小点の値との差がしきい値より小さい第 2 の信号部分 (2) とを輪郭部分として検出する。

【 0 0 6 2 】

第 3 段 (C) および第 4 段 (D) の波形は、第 1 段 (A) 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。特に、第 3 段 (C) の波形は、立上りエッジ、典型的には (L) 部分において信号レベルが増大している。第 4 段 (D) の波形は、立下りエッジ、典型的には (R) 部分において信号レベルが特に増大している。

【 0 0 6 3 】

第 5 段の (E) の波形は、第 2 段 (B) における、第 1 の信号部分 (1) の区間では第 3 段 (C) の波形が相対的に強く反映され、第 2 の信号部分 (2) の区間では第 4 段 (D) の波形が相対的に強く反映され、第 1 の信号部分 (1) および第 2 の信号部分 (2) を除く第 3 の信号部分の区間では、第 1 段 (A) の波形が相対的に強く反映されている。

【 0 0 6 4 】

図 1 0 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 1 1 は、図解の都合上、図 1 0 に示す画像の輝度表示された部分を黒く示したものである。

【 0 0 6 5 】

図 1 2 は、エッジ強調処理のうち立上りエッジ直後の信号部分の増幅のみを行い、立下りエッジ直前の信号部分の増幅は行わない比較例の画像であり、図 1 3 は、図解の都合上、図 1 2 に示す画像の輝度表示された部分を黒く示したものである。

【 0 0 6 6 】

図 1 0 ~ 図 1 3 は、いずれも同じ、体内の血管を表す画像である。なお、図の上側は体表の側であり、先に説明した図 9 に示す波形の例は、図 1 0 に示す破線部分を表す信号部分に対応している。

【 0 0 6 7 】

図 1 0 , 1 1 に示す、本実施形態の超音波診断装置の画像でも、図 1 2 , 1 3 に示す比較例の画像でも、内側 (体表から遠い側) の血管膜 Q は、立上りエッジ直後の信号部分の増幅によって、同程度の鮮明さで表示されている。さらに、図 1 0 , 1 1 に示す、本実施形態の超音波診断装置の画像は、図 1 2 , 1 3 に示す比較例の画像と比べ、外側 (体表に近い側) の血管膜 P までより鮮明に表示されている。このように、組織の輪郭部分がさらに見分け易い状態で断層像が表示されている。

【 0 0 6 8 】

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。以下の第 2 実施形態の説明にあたっては、これまで説明してきた実施形態における各要素と同一の要素には同一の符号を付けて示し、前述の実施形態との相違点について説明する。

【 0 0 6 9 】

図 1 4 は、本発明の第 2 実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 0 0 7 0 】

図 4 に示す超音波診断装置 4 の信号生成部 3 8 は、エッジ強調信号切替部 3 8 a (図 3 参照) の代わりに、加算回路 4 8 a を有する。加算回路 4 8 a は、立上りエッジ強調処理部 3 6 1 から出力された立上りエッジ強調信号と、前記立下りエッジ強調処理部 3 6 2 から出力された立下りエッジ強調信号とを加算する。

【 0 0 7 1 】

第 2 実施形態の超音波診断装置 4 では、第 1 実施形態のようなエッジ強調信号切替部 3 8 a によって信号の切替えを行う場合に比べ、立上りエッジか立下りエッジかを切替える必要がないため構成が簡潔である。また、輪郭検出部 3 7 の検出においても、極大点の値と次の極小点の値か、あるいは、極大点の値と次の極小点の値かを区別することなく、互いに隣り合う極大点と極小点の値の差によって輪郭を検出すればよいため、構成が簡潔になる。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

なお、上述した第 1 実施形態では、信号生成部 38 において、LUT 38e に設定されている係数 k_1 、 k_2 に基づき、エッジ強調処理部 36 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と説明したが、例えば、重み付けの係数 k_1 、 k_2 は「0」「1」の組み合わせ、つまり単純な切替えであってもよい。

【0073】

また、上述した実施形態では、輪郭検出部 37 が、極大値と極小値との差をしきい値と比較した結果を出力すると説明したが、本発明はこれに限られるものでなく、例えば輪郭検出部が識別信号として極大値と極小値との差を表す多値の信号を出力し、信号生成部では、多値の識別信号に応じた重み付け係数を LUT に出力させることとしてもよい。

【符号の説明】

10

【0074】

3, 4 超音波診断装置

30 プローブ

31 送受信回路

32 ビーム・フォーミング回路

33 バンドパスフィルタ

34 検波回路

35 増幅器

36 エッジ強調処理部

37 輪郭検出部

20

38 信号生成部

38a エッジ強調信号切替部

38b, 38c 乗算回路

38d 加算回路

39 表示部

361 立上リエッジ強調処理部

362 立下リエッジ強調処理部

362a, 362b, 361a, 361b 乗算回路

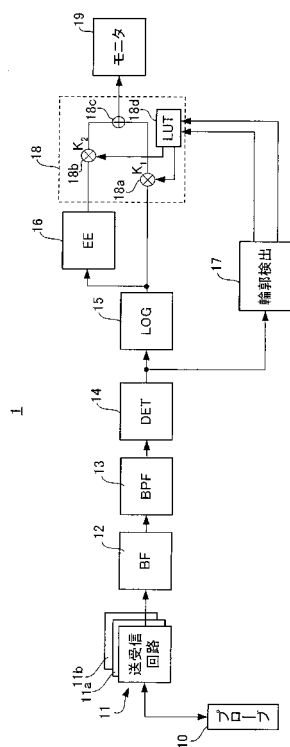
361d, 362d 加算回路

361c, 362c 遅延回路

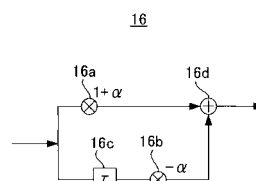
30

48a 加算回路

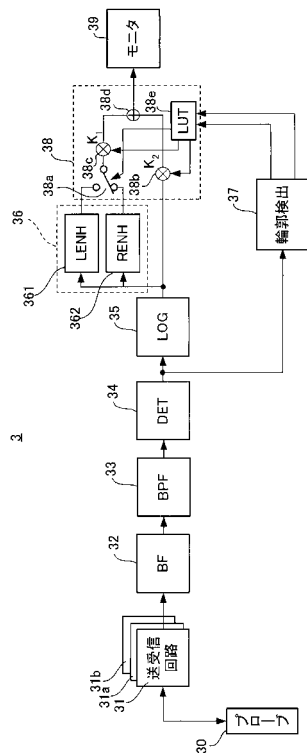
【圖 1】



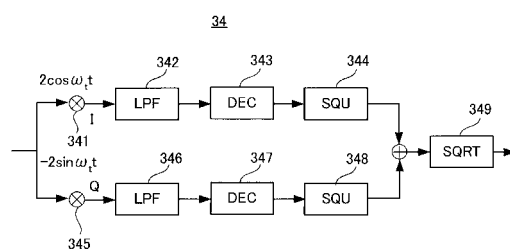
【圖 2】



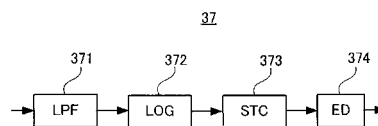
【 図 3 】



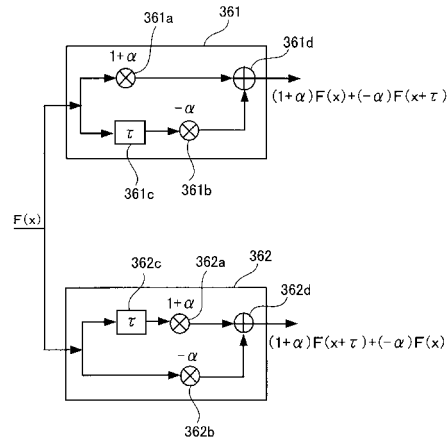
【圖 4】



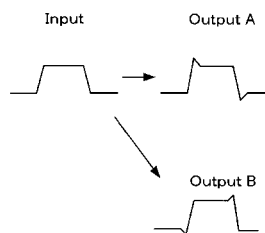
【 図 5 】



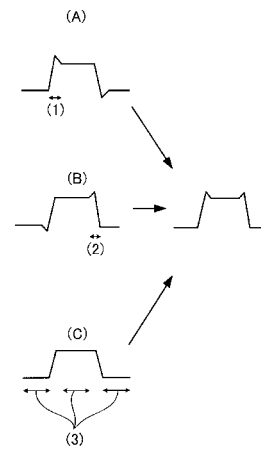
【図 6】



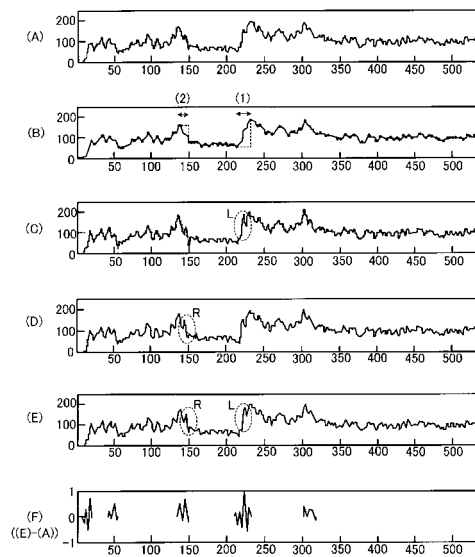
【図 7】



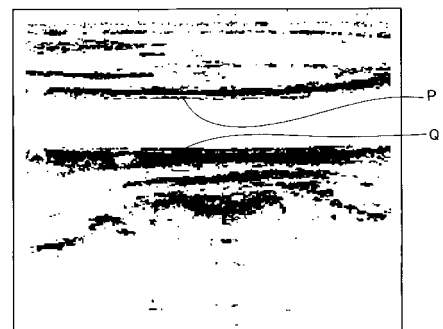
【図 8】



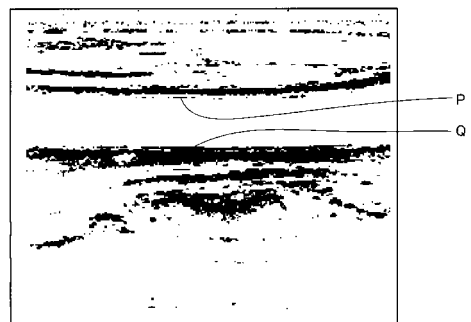
【図 9】



【図 11】

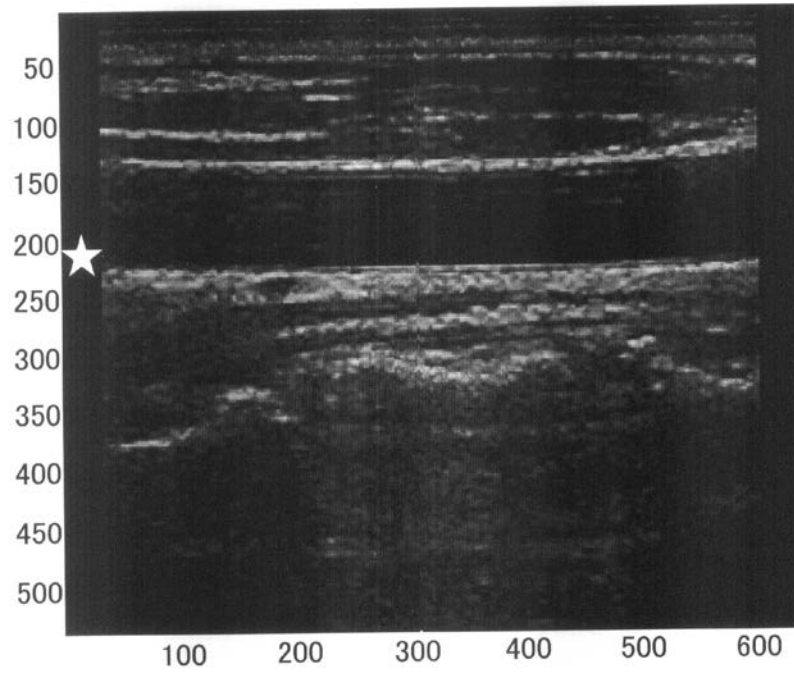


【図 13】



【図 12】

LEE



フロントページの続き

(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

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2003-250798(JP,A)
特開昭64-029247(JP,A)
特開昭57-209043(JP,A)
特開昭62-005338(JP,A)
特開2007-125273(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

亲切代码：明亮地显示给组织图像的部分的，一种超声波诊断设备很容易看到的诊断图像的亮度都被增强相邻部分和上升沿下降沿的相邻部分被显示。一超声波到被检体通过超声波束发射到所述超声波发送的断层图像的显示亮度和基于所述反射的超声波的接收信号中的对象接收的组织区域反射，并在对象返回的在诊断装置中，一个上升边缘增强处理单元361，以产生一个上升缘增强信号上升沿是由刚刚接收到的信号之前放大信号部分立即上升的接收信号中，下降沿的信号部分的边缘强调并且下降沿强调处理部分362用于产生下降沿强调信号，其中通过放大强调下降沿。点域

