

(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2005-168570

(P2005-168570A)

(43) 公開日 平成17年6月30日(2005.6.30)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

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 2 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2003-408977 (P2003-408977)

(22) 出願日 平成15年12月8日 (2003.12.8)

(71) 出願人 594021175

旭化成マイクロシステム株式会社
東京都新宿区西新宿一丁目23番7号

(74) 代理人 100066980

弁理士 森 哲也

(74) 代理人 100075579

弁理士 内藤 嘉昭

(74) 代理人 100103850

弁理士 崔 秀▲てつ▼

(72) 発明者 竹内 誠二

神奈川県厚木市岡田3050番地 旭化成
マイクロシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE04 EE09 JB11 JB29 JB37

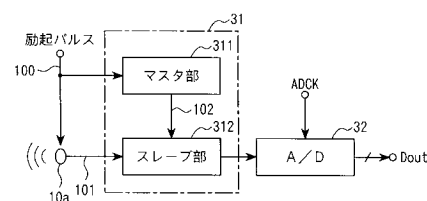
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 時間経過に応じてフィルタの濾波特性を変化させることによって良好な画像を表示させることのできる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 送受波素子10aによって診断対象からエコー信号を受波する。その受波信号を濾波するフィルタ31は、送受波素子10aを励起する励起パルス100を参照信号として動作するマスタ部311と、周波数特性が時間の経過に応じて変化するようにマスタ部311によって制御されるスレーブ部312とによって構成される。フィルタ31の濾波出力をA/D変換回路32による変換後のデジタル信号を用いて、診断対象を画像表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

診断対象からエコー信号を受波する探触子と、前記探触子による受波信号を濾波するフィルタとを含み、前記フィルタの濾波出力を用いて前記診断対象を画像表示する超音波診断装置であって、前記フィルタは、前記探触子を励起する励起パルスを参照信号として動作するマスタ部と、周波数特性が時間の経過に応じて変化するように前記マスタ部によって制御されるスレーブ部と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記マスタ部から送出される制御信号を外部から制御される増幅率で増幅する増幅部を更に含み、前記増幅部の出力信号によって前記スレーブ部を制御することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に診断対象からのエコーを用いて画像表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般的な超音波診断装置について、図 6 を参照して説明する。同図に示されている超音波診断装置は、非特許文献 1 に開示されている。同図に示されている超音波診断装置において、送信器 20 から出力されるパルス波は、探触子を介して診断対象に向けて送出される。診断対象からのエコー信号は、同じ探触子によって受信され、受信器 30 に入力される。受信器 30 では、受信信号が増幅され、検波器 40 に送られる。検波器 40 では受信信号についてアナログ信号からデジタル信号への変換が行われる。この検波器 40 から出力されるデジタル信号は、ラインメモリ 50 に記憶される。ラインメモリ 50 に記憶されたデータは、読出されてスキャンコンバージョンメモリ 60 に記憶され、それが読出されてディスプレイ画面 70 等に表示される。

20

【0003】

ところで、診断対象中を伝搬する超音波は、生体がもっている周波数依存性減衰 (Frequency Dependent Attenuation; 以下 F D A と略称する) の影響を受ける。このため、探触子から診断対象までの距離によっては、診断対象から得られるエコーの周波数成分が送信波のスペクトルを保持することはできない。すなわち、探触子から診断対象までの距離が短い場合、送信波のスペクトルを保持したエコーが得られる。これに対し、探触子から診断対象までの距離が長い場合、F D A の影響により、高い周波数ほど大きく減衰し、エコーの周波数成分は低いほうへシフトしたスペクトラムとなる。

30

【0004】

そこで、この性質を考慮して、超音波診断装置では、近距離での分解能を高め、遠距離での S N 比 (Signal to Noise Ratio) を上げる工夫がなされている。これはダイナミックフィルタと呼ばれる。このダイナミックフィルタの特性について図 7 を参照して説明する。図 7 (a) ~ (f) において、横軸は周波数 f 、縦軸は周波数スペクトル $S (f)$ である。同図 (a) ~ (c) には固定式フィルタのスペクトラム、同図 (d) ~ (f) にはダイナミックフィルタのスペクトラム、が示されている。同図には、ノイズのスペクトラム N 、エコーのスペクトラム S 、が示されている。また、同図 (a) 及び (d) には近距離でのスペクトラム、同図 (b) 及び (e) には中距離でのスペクトラム、同図 (c) 及び (f) には遠距離でのスペクトラム、が示されている。

40

【0005】

固定式のフィルタを採用した場合、エコー信号のスペクトラム S を全て通し、かつ、その帯域外のノイズを制限する。この場合、上述したように、同図 (a) に示されているように、近距離からのエコー信号のスペクトル S は、送信波のスペクトル成分をほぼそのま

50

ま保持するため、広い帯域幅を有する。しかしながら、遠距離になるに従って高い周波数成分が減衰するため、同図 (b)、(c) 中の矢印で示されているように、全体に低い周波数のほうへシフトする。

【0006】

固定式フィルタを用いると、近距離の場合、エコー信号が幅広いスペクトラム成分を含むため、超音波伝搬方向のパルス幅が短くなる。つまり、距離方向の分解能が上がる。しかし、低域の周波数成分を多く含むため、超音波ビームの収束率はあまり上がらず、結果として太いビームとなる。つまり、方位方向の分解能が上がらない。これは点ターゲットからのエコーが点として表示されずに、横に広い形の像として表示されることを意味する。

10

【0007】

一方、ダイナミックフィルタを用いた場合、図7(d)に示されているように、近距離での帯域を狭くして低周波成分をカットする。近距離ではFDAの影響をあまり受けないことから、低周波領域のエネルギーがカットされても、画像化に必要な感度は十分に確保できる。このダイナミックフィルタを用いることにより、距離方向の分解能は少し低下するが方位方向のそれは上がるので、分解能の縦横のバランスが良くなる。つまり、点ターゲットからのエコーが点に近い形の像として表示されることになる。

【0008】

遠距離の場合、一般に受信器で発生するノイズは広いスペクトル分布を有する。フィルタで帯域制限を受けた後のノイズのスペクトラムNは、図7中に示されているような分布となる。このノイズの帯域幅は、エコーの得られる距離に無関係で一定であるので、フィルタで制限された幅となる。したがって、スペクトラムNは一定である。一方、エコーのスペクトラムの勢力は、上述したように診断対象までの距離に応じて低域にシフトし小さくなる。このため、遠距離では近距離に比べてSN比が悪化する。ところが、ダイナミックフィルタではフィルタの帯域幅は変化せず、フィルタの中心周波数Ffcが診断対象までの距離に応じて低いほうへ変化する。このため、帯域内に占めるエコーの勢力はあまり変化しない。このように、ダイナミックフィルタは、固定式フィルタに比べてSN比が悪化しない利点を持っている。

20

【非特許文献1】伊東正安、望月剛共著「超音波診断装置」コロナ社 2002年8月、p. 83~90

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上述したダイナミックフィルタを超音波診断装置に採用した場合、フィルタの中心周波数Ffcが診断対象までの距離に応じて変化する。このことは、診断対象に向けて超音波信号を送信したタイミングからエコー信号を受波するまでの時間の経過に応じて、中心周波数Ffcが変化することを意味している。したがって、時間経過に合わせてフィルタの濾波特性を変化させれば、より良好な画像を得ることができると考えられる。しかしながら、非特許文献1に記載されているダイナミックフィルタでは、そのように濾波特性を変化させることが困難である。

40

本発明は上述した従来技術の欠点を解決するためになされたものであり、その目的は時間経過に応じてフィルタの濾波特性を変化させることによって良好な画像を表示させることのできる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の請求項1による超音波診断装置は、診断対象からエコー信号を受波する探触子(図1中の送受波素子10aに対応)と、前記探触子による受波信号を濾波するフィルタ(図1中のフィルタ31に対応)とを含み、前記フィルタの濾波出力を用いて前記診断対象を画像表示する超音波診断装置であって、前記フィルタは、前記探触子を励起する励起パルスを参照信号として動作するマスタ部(図1中のマスタ部311に対応)と、周波数

50

特性が時間の経過に応じて変化するように前記マスタ部によって制御されるスレーブ部（図 1 中のスレーブ部 3 1 2 に対応）と、を含むことを特徴とする。フィルタの周波数特性を時間の経過に応じて変化させることにより、良好な画像を表示させることができる。

【 0 0 1 1 】

本発明の請求項 2 による超音波診断装置は、請求項 1 において、前記マスタ部から送出される制御信号を外部から制御される増幅率で増幅する増幅部（図 4 中のプログラマブルゲインアンプ 1 3 に対応）を更に含み、前記増幅部の出力信号によって前記スレーブ部を制御することを特徴とする。スレーブ部への制御信号について、外部から制御される増幅率で増幅することにより、時間経過に合わせてフィルタの濾波特性を変化させることができる。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、診断対象からのエコーの受波信号を濾波するフィルタの周波数特性を、時間の経過に応じて変化させることにより、診断対象について良好な画像を表示させることができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。なお、以下の説明において参照する各図では、他の図と同等部分は同一符号によって示されている。

（超音波診断装置の主要部分の構成）

20

図 1 は本発明による超音波診断装置の主要部分の構成例を示すブロック図である。同図に示されているように、超音波診断装置は、励起パルス 1 0 0 によって振動して診断対象に音波を出力すると共に診断対象からのエコーを受波する送受波素子 1 0 a と、この送受波素子 1 0 a による受波信号 1 0 1 を濾波するフィルタ 3 1 と、このフィルタ 3 1 の濾波出力をデジタル信号に変換する A D 変換回路（A / D）3 2 とを含んで構成されている。本装置では、A D 変換回路 3 2 による変換後のデジタル信号 D o u t を用いて診断対象を画像表示する。

【 0 0 1 4 】

送受波素子 1 0 a が複数用いられることにより、探触子（図 6 中の探触子 1 0 に相当）が構成される。そして、複数の送受波素子 1 0 a それぞれに対応してフィルタ 3 1、A D 変換回路 3 2 が設けられている。

30

フィルタ 3 1 や A D 変換回路 3 2 は、例えば図 6 中の受信器 3 0 や検波器 4 0 内に設けられる。

A D 変換回路 3 2 は、クロック A D C K をサンプリング信号とし、その遷移タイミングで A D 変換処理を行う。

【 0 0 1 5 】

（フィルタの構成）

フィルタ 3 1 は、マスタ部 3 1 1 と、スレーブ部 3 1 2 とを含んで構成され、例えば周知の G m - C フィルタ構成になっている。マスタ部 3 1 1 は、励起パルス 1 0 0 を参照信号として動作する。スレーブ部 3 1 2 は、送受波素子 1 0 a の受波信号 1 0 1 を入力とし、制御信号 1 0 2 によって制御され濾波出力を A D 変換回路 3 2 に与える。

40

スレーブ部 3 1 2 は、周波数特性が時間の経過に応じて変化するようにマスタ部 3 1 1 によって制御される。先述したように、診断対象までの距離に応じて中心周波数 F f c が変化するので、本例のように、フィルタの濾波特性を時間経過に応じて変化させれば、より良好な画像を得ることができる。

【 0 0 1 6 】

（フィルタの内部構成例）

図 1 中のフィルタ 3 1 は、例えば図 2 に示されているように構成される。すなわち、図 2 に示されているように、フィルタ 3 1 のマスタ部 3 1 1 は、G m アンプと容量とから構成される G m - C フィルタ 1 5 1 と、遅延回路 1 5 6 と、比較器 1 5 4 及び 1 5 5 と、排

50

他の論理回路 (E X O R) によって実現される位相比較器 1 5 2 と、G m アンプと容量とから構成され積分器として動作する G m - C 型低域通過フィルタ (L P F) 1 5 3 とを含んで構成され、P L L (P h a s e L o c k e d L o o p) 回路として機能する。

【0017】

G m - C フィルタ 1 5 1 は、低域通過フィルタ特性を有すると共に、図 3 に示されているように低域では位相シフトが 0 °、高域では位相シフトが 1 8 0 °、カットオフ周波数 f_c のところで位相シフトが 9 0 °となる特性を有する。すなわち、入力信号の周波数がカットオフ周波数に一致している場合には、フィルタ入力信号及びフィルタ出力信号が比較器 1 5 4 及び 1 5 5 を通過し、さらに位相比較器 1 5 2 を通過することにより、周波数が入力信号の 2 倍でかつ高レベル論理と低レベル論理それぞれの期間が等しくなる、いわゆるデューティ比 5 0 % の出力信号となる。このときには、位相比較器 1 5 2 から出力された信号を、低域通過フィルタ 1 5 3 を通しても、低域通過フィルタ 1 5 3 の直流出力レベルには変動はなく、位相ロック状態が実現できる。

10

【0018】

このような構成において、G m - C フィルタ 1 5 1 のカットオフ周波数が設計値よりも小さいときには位相遅れが設計値 (9 0 °) よりも大きくなり、位相比較器 1 5 2 の出力信号は高レベル論理の期間が低レベル論理の期間よりも短くなるため、積分器として動作する G m - C 型低域通過フィルタ 1 5 3 の出力レベルを下げる方向に動作する。この結果、G m 値を上げるようなバイアス電圧が G m - C フィルタ 1 5 1 に入力され、カットオフ周波数が上昇することになる。

20

【0019】

一方、G m - C フィルタ 1 5 1 のカットオフ周波数が設計値よりも大きいときには、逆に、高レベル論理の期間が低レベル論理の期間よりも長くなるため、G m - C 型低域通過フィルタ 1 5 3 の出力レベルを上げる方向に動作する。この結果、G m 値を下げるようなバイアス電圧が G m - C フィルタ 1 5 1 に入力され、カットオフ周波数が低下することになる。

このように、G m - C 型低域通過フィルタ 1 5 3 から出力されるバイアス電圧は、G m - C フィルタ 1 5 1 のカットオフ周波数が設計値に等しくなる方向にシフトし、最終的に位相比較器 1 5 2 の出力信号のデューティ比が 5 0 % になったとき、すなわち G m - C フィルタ 1 5 1 のカットオフ周波数が設計値に等しくなったときに、G m - C 型低域通過フィルタ 1 5 3 の出力は一定レベルに落ちつくことになる。

30

【0020】

ここで、図 4 に示されているように、マスタ部 3 1 1 とスレーブ部 3 1 2 との間に、プログラマブルゲインアンプ (以下、P G A と略称する) 1 3 を追加し、この P G A 1 3 の出力信号によってスレーブ部 3 1 2 を制御しても良い。カウンタ 1 2 は、励起パルス同士の間において、クロック A D C K によってカウント動作を行う。そして、P G A 1 3 は、カウンタ 1 2 のカウント値によって増幅率が制御される。

【0021】

また、必要であれば、図 5 に示されているように、P G A 1 3 とカウンタ 1 2 との間に、カウンタ 1 2 のカウント値を読み出しアドレスとするメモリ 1 5 を更に設け、このメモリ 1 5 から読み出されたデータを制御入力として P G A 1 3 に与えても良い。この場合には、メモリ 1 5 から読み出されたデータにより、P G A 1 3 の増幅率が制御される。

40

これらのように構成すれば、診断対象までの距離すなわち診断対象に向けて超音波信号を送信したタイミングからエコー信号を受波するまでの時間の経過に応じて、スレーブ部 3 1 2 の周波数特性すなわち濾波特性を変化させることができる。よって、このように構成されたフィルタを超音波診断装置に用いれば、より良好な画像を得ることができることになる。

【産業上の利用可能性】

【0022】

以上説明したように本発明では、時間経過に合わせて濾波特性の変化するフィルタを超

50

音波診断装置に採用することにより、診断対象について、より良好な画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明による超音波診断装置の実施の一形態の主要部分構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 中のフィルタの内部構成例を示す図である。

【図 3】G m - C フィルタ 1 5 1 の周波数特性を示す図である。

【図 4】図 1 中のフィルタの他の内部構成例を示す図である。

【図 5】図 4 のフィルタの変形例を示す図である。

10

【図 6】一般的な超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 7】(a) ~ (c) は固定式フィルタの特性を示す図、(d) ~ (f) にはダイナミックフィルタの特性を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 2 4 】

1 0 探触子

1 0 a 送受波素子

1 2 カウンタ

1 3 プログラマブルゲインアンプ

1 5 メモリ

20

2 0 送信器

3 0 受信器

3 1 フィルタ

3 2 A D 変換回路

4 0 検波器

4 1 マルチフェーズジェネレータ

4 2 位相セレクタ

5 0 ラインメモリ

6 0 スキャンコンバージョンメモリ

7 0 ディスプレイ画面

30

1 0 0 励起パルス

1 0 1 受波信号

1 0 2 制御信号

1 5 1 G m - C フィルタ

1 5 2 位相比較器

1 5 3 低域通過フィルタ

1 5 4、1 5 5 比較器

1 5 6 遅延回路

3 1 1 マスタ部

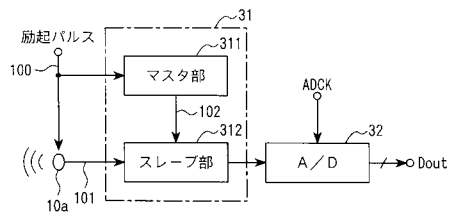
3 1 2 スレーブ部

40

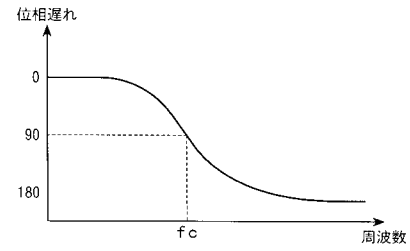
A D C K クロック

D o u t デジタル信号

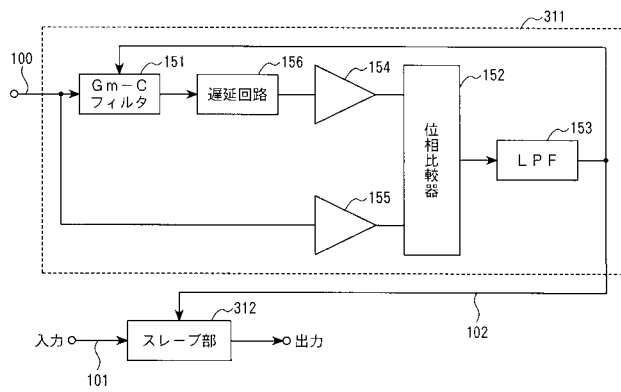
【図 1】



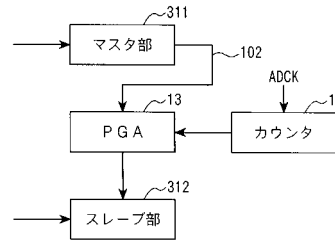
【図 3】



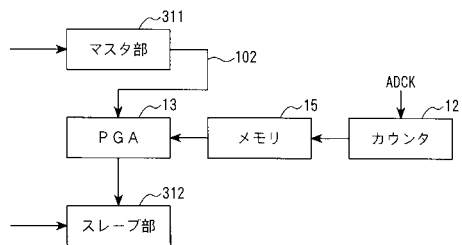
【図 2】



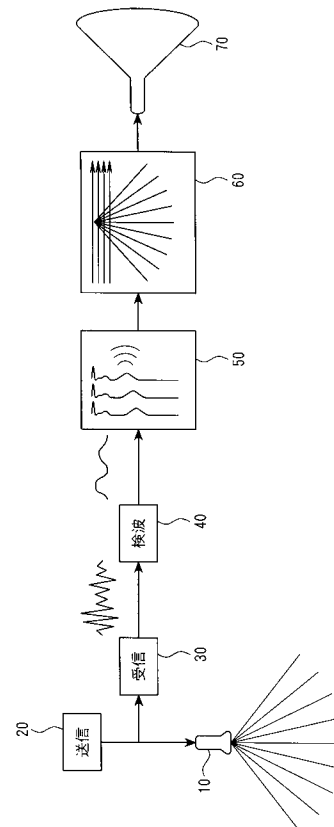
【図 4】



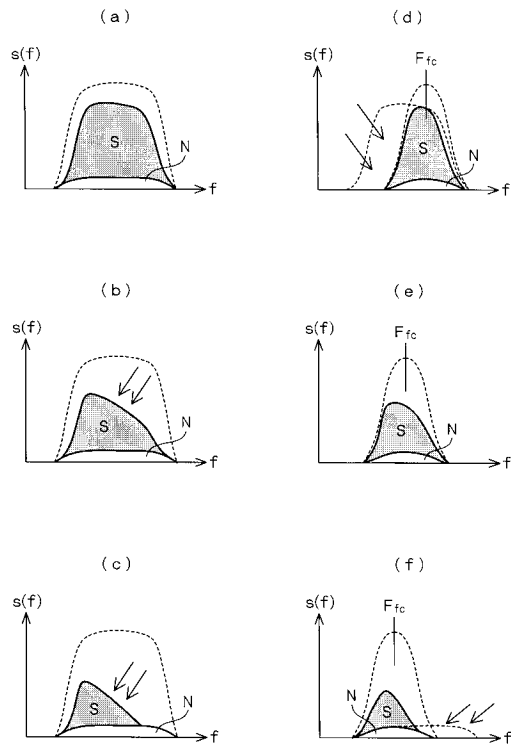
【図 5】



【図 6】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005168570A	公开(公告)日	2005-06-30
申请号	JP2003408977	申请日	2003-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	旭化成电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭化成微有限公司		
[标]发明人	竹内誠二		
发明人	竹内 誠二		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB11 4C601/JB29 4C601/JB37		
代理人(译)	森哲也		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过根据时间的推移改变滤波器的滤波特性来显示令人满意的图像的超声波诊断设备。 解决方案：换能器元件10a从诊断对象接收回波信号。用于对接收波信号进行滤波的滤波器31包括主部311和主部311，主部311通过使用激励脉冲100来激励换能器元件10a作为参考信号进行操作，主部311控制频率特性以便随时间变化。并且要形成从单元312。在通过AD转换电路32转换滤波器31的滤波输出之后，通过使用数字信号显示要诊断的图像。 点域1

