

(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 - 299649

(P2003 - 299649A)

(43)公開日 平成15年10月21日(2003.10.21)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-コ-ド* (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 3 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2002 - 109661(P2002 - 109661)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(22)出願日 平成14年4月11日(2002.4.11)

(72)発明者 宮木 浩仲

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

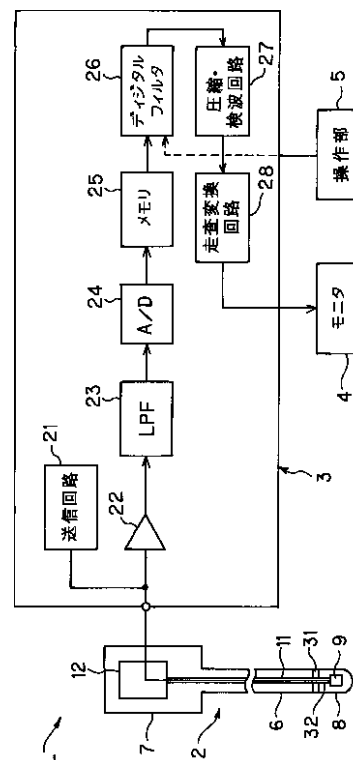
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 簡単にかつ高精度に多重エコーを除去することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 ラジアル走査する超音波振動子9を音響キャップ内に内蔵した超音波プローブ2が着脱自在に接続される超音波観測装置3には、超音波振動子9で受信して生成した超音波エコー信号をA/D変換などして音線に沿ったデータをメモリ25に複数フレーム分記憶し、そのメモリ25からのデータをデジタルフィルタ26に入力して時間変動の少ない成分を除去するフィルタ処理を行うことにより、超音波振動子9と音響キャップとの間での多重エコー成分を簡単にかつ高精度で除去できるようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を超音波診断画像として表示する超音波診断装置において、前記超音波エコー信号から、前記被検体の超音波エコー信号として予測される超音波エコー信号に比べ、超音波エコー信号の中の所定成分の所定要素の変動の少ない超音波エコー信号を多重エコーとして除去するフィルタ手段と、

前記フィルタ手段により前記多重エコー成分の除去された超音波エコー信号を処理して超音波画像を得る画像処理手段と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記フィルタ手段は、前記超音波エコー信号から、前記被検体の超音波エコー信号として予測される超音波エコー信号に比べ、超音波エコー信号の中の所定成分の時間要素の変動の少ない超音波エコー信号を多重エコーとして除去す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】 前記フィルタ手段は、前記超音波エコー信号から、前記被検体の超音波エコー信号として予測される超音波エコー信号に比べ、超音波エコー信号の音線と垂直方向要素の所定成分の変動の少ない超音波エコー信号を多重エコーとして除去す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】本発明は被検体に超音波を送受信して超音波診断画像を表示する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】受信信号の信号処理により多重エコーを除去する従来の技術として、特開2000-107177がある。

【0003】この特開2000-107177公報では、求めようとする音線データの前後複数本の音線データの平均値を用いて多重エコーを除去するものである。基本原理としては、計算に用いる複数本の音線すべてについて多重エコーの帰ってくる時間及び振幅が一致することを前提としている。

【0004】しかし、現実には製造上の寸法のばらつきや超音波振動子と反射体の間の角度のばらつきにより、多重エコーの帰ってくる時間及び振幅は音線ごとに変動するため多重エコーの除去は難しくなる。

【0005】そこで、特開2000-107177では多重エコーの原因となる反射体と超音波振動子との間隔が各音線において一定でない場合にも対応するため、反射体と超音波振動子の間隔を示す情報をあらかじめ記憶する間隔情報メモリ部を備える構成についても記載している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、この構成では超音波探触子（超音波プローブ）の種類ごとに超音波振動子と反射体の間隔をあらかじめ測定し、メモリに格納しておく必要がある。また、製造上のばらつき等により、超音波振動子と反射体の間隔がメモリに格納された間隔値と一致しない場合は、多重エコーを効果的に除去できないという問題がある。

【0007】（発明の目的）本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、簡単かつ高精度に多重エコーを除去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。

【0008】

【課題を解決するための手段】被検体に超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を超音波診断画像として表示する超音波診断装置において、前記超音波エコー信号から、前記被検体の超音波エコー信号として予測される超音波エコー信号に比べ、超音波エコー信号の中の所定成分の所定要素の変動の少ない超音波エコー信号を多重エコーとして除去するフィルタ手段と、前記フィルタ手段により前記多重エコー成分の除去された超音波エコー信号を処理して超音波画像を得る画像処理手段と、を備えたことにより、超音波エコー信号の中の例えば時間に対する変動等の少ない多重エコーを有効に除去できるようにしている。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0010】（第1の実施の形態）図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の超音波診断装置の全体構成を示し、図2は超音波プローブの先端部の構造を示し、図3は多重エコー、被検体からのエコー信号、超音波振動子で受信されるエコー信号の信号波形例を示し、図4はデジタルフィルタの周波数に対する特性を示し、図5は図3のような信号波形により、デジタルフィルタにより多重エコーが除去される説明図を示す。

【0011】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置1は被検体内に挿入され、超音波の送受を行う超音波プローブ2と、この超音波プローブ2が着脱自在に接続され、超音波画像を構築する処理を行う超音波診断装置本体（超音波観測装置）3と、この超音波観測装置3から出力される映像信号が入力されることにより超音波断層画像を表示するモニタ4と、超音波観測装置3に対する設定指示や、多重エコー除去のパラメータ変更等の指示入力を行う操作部5とから構成される。

【0012】超音波プローブ2は、被検体内等に挿入し易いように細長に形成した挿入部6と、この挿入部6の後端に設けた操作部（把持部）7とを有し、挿入部6の

先端部 8 には超音波振動子 9 が内蔵されている。

【0013】この超音波振動子 9 は、挿入部 6 内を挿通されたフレキシブルシャフト 11 の先端側に取り付けられ、このフレキシブルシャフト 11 の後端は例えば操作部 7 に設けた回転駆動部 12 に接続され、回転駆動部 12 内部の図示しないモータによりフレキシブルシャフト 11 と共に、超音波振動子 9 は回転駆動される。

【0014】この超音波振動子 9 はフレキシブルシャフト 11 内部を挿通された信号線を介して超音波観測装置 3 内部に設けた送信回路 21 と増幅回路 22 とに接続される。

【0015】送信回路 21 はパルス状の送信信号を発生し、その送信信号を超音波振動子 9 に印加し、超音波振動子 9 は励振されることにより超音波に変換してその超音波を被検体側に送信し、被検体側で反射された反射超音波を受信して超音波エコー信号に変換して増幅回路 22 に出力する。

【0016】なお、増幅回路 22 は超音波エコー信号の受信時間が大きくなるにつれて増幅度を大きくする機能、いわゆる S T C 機能も備えている。また、大きな信号が入力されたときに出力信号が飽和してしまうのを避けるため、A G C 機能を備える構成としても良い。

【0017】増幅回路 22 で増幅された超音波エコー信号はアンチエイジングフィルタ（折り返し除去フィルタ）として機能するローパスフィルタ（L P F と略記）23 により不要な高周波信号成分が除去された後、A / D 変換器 24 に入力される。

【0018】この A / D 変換器 24 によりアナログ信号からデジタル信号（デジタル信号データ）に変換された後、メモリ 25 に入力され、デジタル信号は一時記憶される。このメモリ 25 はパルス状の超音波の送受信のたびにデータが書き込まれ、その結果、1 フレーム分のデータが距離方向、方位方向からなる 2 次元の画像データを時間軸方向に数フレーム分集めた 3 次元の超音波受信データが逐次格納される。

【0019】メモリ 25 に格納された超音波受信データは、デジタルフィルタ 26 において後述する方法により、多重エコー信号が除去される。この多重エコー信号が除去された超音波受信データは圧縮・検波回路 27 に入力され、圧縮・検波回路 27 により超音波受信データを対数値に変換及びその後には検波処理される。

【0020】検波された信号データは走査変換回路 28 に入力され、モニタ 4 の画面表示に適した画像信号（映像信号）に変換され、モニタ 4 に出力され、モニタ 4 の表示面には 2 次元の超音波断層像等が表示される。

【0021】また、超音波プローブ 2 において、挿入部 6 内に挿通されたフレキシブルシャフト 11 は先端部 8 付近において、軸受け 31 で回転自在に支持された硬質のシャフト 32 を介して超音波振動子 9 に接続されている。

【0022】この先端部 8 は図 2 に示すように超音波を透過する音響キャップ 33 で覆われ、超音波振動子 9 の周囲は超音波を伝達（伝播）する超音波伝播媒体 34 で満たされている。なお、図 1 に示す軸受け 31 は超音波伝播媒体 34 を音響キャップ 33 から後方側に漏れるのを防止するシール機能も有する。

【0023】上述のように回転駆動部 12 が回転することにより、シャフト 32 に取り付けられた超音波振動子 9 も図 2 の矢印で示すように回転駆動され、超音波を放射状に送信し、ラジアル走査する。つまり、本実施の形態は機械走査式の超音波プローブである。

【0024】具体的には、超音波振動子 9 から放射状に送信される超音波はその周囲の超音波伝播媒体 34 及び円筒形状の音響キャップ 33 を透過してその外側表面が当接される被検体側に送信される。

【0025】そして、被検体側における音響インピーダンスの変化部分で反射された音線に沿った反射超音波を音響キャップ 33 を透過させて超音波振動子 9 で受信し、超音波エコー信号に変換する。

【0026】この場合、超音波振動子 9 から送信される超音波の一部が音響キャップ 33 で反射され、超音波振動子 9 で受信されると共に、さらにその一部が超音波振動子 9 で反射されて音響キャップ 33 側に進行するという具合となり、超音波振動子 9 と音響キャップ 33 とで多重反射が起こり、超音波振動子 9 はその多重反射の超音波も受信する。

【0027】従って、本来検出しようとする被検体側からの反射超音波を受信した超音波エコー信号には、音響キャップ 33 による多重エコーが重畳された形となる。図 3 の (A) ~ (C) は、多重エコー信号、被検体からの（超音波）エコー信号、超音波振動子 9 で（実際に）受信されるエコー信号の関係を示す。

【0028】図 3 に示すように、(A) の多重エコー信号と (B) の被検体からのエコー信号を足し合わせたものが (C) の超音波振動子 9 で受信されるエコー信号となる。

【0029】なお、本実施の形態の図示に従って機械走査式の超音波プローブの場合で説明したが、電子走査式の超音波プローブにおいても、その場合の超音波振動子と、その超音波振動子の前面に設けた音響整合層及び音響レンズの間で超音波の反射が起こり（多重反射となり）、従って被検体からのエコー信号にその多重反射による多重エコーが重畳する現象が同様に起こる。

【0030】以下に説明する多重エコーの除去手段は、機械走査式の超音波プローブの場合にも、電子走査式の超音波プローブにおいても同様に適用することができる。

【0031】上述したように超音波振動子 9 で受信した超音波エコー信号（以下では、受信信号ともいう）は増幅回路 22 で増幅され、L P F 23 で不要な高周波成分

が除去され、A/D変換器24でデジタル量の受信データに変換された後、メモリ25に数フレーム分のデータが格納される。

【0032】メモリ25に格納された受信データは、デジタルフィルタ26により多重エコー信号線分が除去される。次にこのデジタルフィルタ26の作用を説明する。

$$\begin{bmatrix} d_{11}^N & d_{12}^N & \dots & d_{1n}^N \\ d_{21}^N & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^N & \dots & \dots & d_{mn}^N \end{bmatrix}_{out} = \begin{bmatrix} d_{11}^N & d_{12}^N & \dots & d_{1n}^N \\ d_{21}^N & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^N & \dots & \dots & d_{mn}^N \end{bmatrix}_{in} + \frac{B}{L} \sum_{k=N-L+1}^{N-1} \begin{bmatrix} d_{11}^k & d_{12}^k & \dots & d_{1n}^k \\ d_{21}^k & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^k & \dots & \dots & d_{mn}^k \end{bmatrix}_{in} \quad (1)$$

ここで、 d_{xy}^N はメモリ25に格納されているNフレーム目の距離方向にy番目、方位方向にx番目の受信データである。また、B、Lはフィルタ係数であり、それぞれ操作部5からユーザが可変設定することができる。

【0035】上記式(1)における右辺第1項は、フィルタ処理前の原データ、第2項はLフレームにわたって時間平均値を求める項を示す。

【0036】係数Bは-1から0までの任意の値から選択可能である。例えば、係数BをB=-1にすると、原データから時間平均値が引き算されるので、出力データには時間平均値が残らない。つまり、デジタルフィルタ27により、受信データから時間変動の少ない成分を完全に除去する。

【0037】反対に、係数BをB=0に近づけることで、フィルタの機能を下げ、(実際に受信した)原画像に近づけることができる。係数Lは任意の自然数から選択可能であり、時間変動の除去の特性を決定する。

【0038】一方、係数Lの値によりカットオフ周波数fcが、

$$f_c = SRF / L \quad (2)$$

という式(2)決定され、デジタルフィルタ26は図4に示すフィルタ特性となる。ここで、SRFは超音波の走査の繰り返し周波数である。

【0039】このようにデジタルフィルタ26を通すフィルタ処理することで、時間変動の少ない成分、即ち多重エコー信号が簡単な構成で高精度に除去される。

【0040】一方、被検体としての生体からのエコー信号は、ゆっくりではあるが必ず変動しており、デジタルフィルタ26では除去されない。デジタルフィルタ26による多重エコーの除去の例を図5の(A)~(D)に示す。

【0041】図5(A)~(C)は図3(A)~(C)と同じであり、図5(D)がデジタルフィルタ26を通した後のエコー信号(受信データ)である。つまり、図5(C)に示すデジタルフィルタ26を通す前のエ

【0033】このデジタルフィルタ26では、メモリ25から読み出された3次元の受信データを用いて以下の式(1)の演算を行い、添え字inで示す右辺の第1項と第2項で示す演算処理を行って、添え字outで示すような左辺の受信データを得る。

【0034】

コー信号はデジタルフィルタ26を通すことにより、図5(D)に示すようになり、図5(B)に示すエコー信号と殆ど同じエコー信号を得ることができる。

【0042】図5に示すようにデジタルフィルタ26によって多重エコーが除去された後、圧縮・検波回路27で対数特性に圧縮され、検波された後、走査変換回路28で直交座標系に変換されてモニタ4に出力され、モニタ4の表示面には多重エコーが殆どない被検体に対する超音波断層像を表示することができる。

【0043】本実施の形態によれば、機械走査式の場合には超音波振動子9と先端キャップ33との間隔、電子走査式の場合には超音波振動子と音響整合層及び音響レンズとの間隔の情報を必要とすることなく、デジタルフィルタ26による簡単な構成で多重エコーを高精度に除去でき、多重エコーに影響されない質の良い超音波断層像を得ることができる。

【0044】また、本実施の形態によれば、上記間隔が製造上でばらつくような場合にも対応できる。

【0045】このため、超音波観測装置3に実際に接続される超音波プローブ2が異なる場合にも、多重エコーを有効に除去できる。つまり、ユーザ側では、超音波プローブ2の仕様が大きく異なるような種類の場合のみ、操作部5等からその仕様等に応じた変更設定を行うのみで、簡単に多重エコーを有効に除去できる。このため、操作性を大幅に向上して、質の良い超音波断層像を得ることができる。

【0046】従って、本実施の形態は以下の効果を有する。

【0047】本実施の形態によれば、時間変動の少ない超音波エコー信号、すなわち多重エコー信号を簡単に除去でき、生体からのエコー信号のみを画像化した質の良い超音波断層像を得ることができる。また、操作性を向上できる。

【0048】(第2の実施の形態)次に本発明の第2の実施の形態を図6を参照して説明する。本実施の形態の

超音波診断装置は図1に示す第1の実施の形態と同様の構成であり、超音波観測装置3におけるデジタルフィルタ26のフィルタ処理が異なる。

【0049】従って、以下では第2の実施の形態におけるデジタルフィルタ26によるフィルタ処理を説明す*

$$\begin{aligned}
 & \begin{bmatrix} d_{11}^N & d_{12}^N & \dots & d_{1n}^N \\ d_{21}^N & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^N & \dots & \dots & d_{mn}^N \end{bmatrix}_{out} = \begin{bmatrix} d_{11}^N & d_{12}^N & \dots & d_{1n}^N \\ d_{21}^N & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^N & \dots & \dots & d_{mn}^N \end{bmatrix}_{in} \\
 & + \frac{B}{L} \sum_{k=N}^{N-L+1} \begin{bmatrix} d_{11}^k & d_{12}^k & \dots & d_{1n}^k \\ d_{21}^k & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^k & \dots & \dots & d_{mn}^k \end{bmatrix}_{in} \\
 & + C \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & \dots & k_{1m} \\ k_{21} & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ k_{m1} & \dots & \dots & k_{mm} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_{11}^N & d_{12}^N & \dots & d_{1n}^N \\ d_{21}^N & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^N & \dots & \dots & d_{mn}^N \end{bmatrix}_{in} \quad (3)
 \end{aligned}$$

ここで、フィルタ係数B、Lは第1の実施の形態で説明したものと同一である。また、フィルタ係数C、及びk_{xy}は、フィルタ係数B及びLと同様に操作部5からユーザが可変設定することができる。この式(3)における右辺の第3項は、振動子面に平行な方向の平均値を求め項である。

【0052】係数Cは-1から0までの任意の値から選択可能である。例えばC=-1に設定すると、原データから振動子面(音線と垂直な方向の面)に平行な方向の平均値が引き算される。従って、デジタルフィルタ26により、振動子面に平行な方向に変動の少ない成分が除去される。

【0053】反対に、C=0に近づけることで、フィルタの機能を下げ、原画像に近づけることができる。一方、係数k_{xy}は振動子に平行なデータの除去の特性を決定するパラメータであり、具体的には以下のような形を取る。

【0054】

$$\begin{bmatrix} 1/e & \dots & 1/e & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1/e & \dots & 1/e & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1/e & \dots & 1/e & 0 & \dots & 1/e \end{bmatrix}$$

ここで、j行目には、j列目を先頭にj+e-1列目までj+e-1という計数がe個並ぶ構成となっている。j+e-1がm列目を越える場合は、1列目に戻り、1/eという係数が行中に常にe個存在するようにする。

*。このフィルタ処理は、より具体的にはフィルタ係数が異なる。

【0050】このフィルタ係数は、以下の式(3)で与えられる。

$$\begin{aligned}
 & \begin{bmatrix} d_{11}^N & d_{12}^N & \dots & d_{1n}^N \\ d_{21}^N & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^N & \dots & \dots & d_{mn}^N \end{bmatrix}_{in} \\
 & + \frac{B}{L} \sum_{k=N}^{N-L+1} \begin{bmatrix} d_{11}^k & d_{12}^k & \dots & d_{1n}^k \\ d_{21}^k & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^k & \dots & \dots & d_{mn}^k \end{bmatrix}_{in} \\
 & + C \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & \dots & k_{1m} \\ k_{21} & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ k_{m1} & \dots & \dots & k_{mm} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} d_{11}^N & d_{12}^N & \dots & d_{1n}^N \\ d_{21}^N & & & \vdots \\ \vdots & & & \vdots \\ d_{m1}^N & \dots & \dots & d_{mn}^N \end{bmatrix}_{in} \quad (3)
 \end{aligned}$$

eは任意の自然数であり、操作部5を用いてユーザーが可変することができる。

【0055】この係数k_{xy}はe個のデータの平均をとるためのものである。eを大きくすると、多重エコー信号のみを確実に除去できるようになるが、演算時間が多くかかる。一方、eを小さくすると多重エコー以外の信号が誤って除去されてしまう可能性はあるが、演算時間を短縮できる。ユーザーは両者のバランスを見ながらパラメータeを調整する。

【0056】このとき、図6に示すように方位方向にe本以上に渡って変動のないデータを除去するフィルタ特性となる。本実施の形態では、デジタルフィルタ26から出力される超音波受信データは時間変動が少なく、かつ方位方向に変動の少ない信号成分、すなわち多重エコー信号を除去したものとなる。

【0057】その後は第1の実施の形態と同様に超音波断層像が作成され、モニタ4に表示される。

【0058】本実施の形態は以下の効果を有する。

40 【0059】時間変動が少ないと同時に超音波振動子面に平行な超音波エコー信号、すなわち多重エコー信号が除去され、生体からのエコー信号のみを画像化した超音波断層像を得ることができる。

【0060】なお、デジタルフィルタ26は、CPUやDSP等で構成しても良い。

【0061】[付記]

1. 被検体に超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を超音波断層像として表示することにより被検体の検査を行う超音波診断装置において、前記エコー信号から被検体の期待される超

音波エコー信号に比べ、超音波エコー信号の中の所定成分の時間変動の少ない超音波エコー信号を多重エコー成分として除去するフィルタ手段と、前記フィルタ手段で前記多重エコー成分の除去された超音波エコー信号を処理して超音波画像を得る画像処理手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【0062】(付記1の効果)付記1の構成によると、時間変動の少ない超音波エコー信号、すなわち多重エコー信号が除去され、生体からのエコー信号のみを画像化した超音波断層像を得ることができる。

【0063】2.被検体に超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を超音波診断画像として表示することにより被検体の検査を行う超音波診断装置において、前記エコー信号から被検体の期待される超音波エコー信号に比べ、超音波エコー信号の中の所定成分の時間変動の少なくかつ振動子面と平行な方向に変動の少ない超音波エコー信号を多重エコー成分として除去するフィルタ手段と、前記フィルタ手段で前記多重エコー成分の除去された超音波エコー信号を処理して超音波画像を得る画像処理手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【0064】(付記2の効果)付記2に記載の構成によると、時間変動が少ないと同時に超音波振動子面に平行な超音波エコー信号、すなわち多重エコー信号が除去され、生体からのエコー信号のみを画像化した超音波断層像を得ることができる。

【0065】3.被検体に超音波を送受信して超音波走査を行う超音波振動子を内蔵した超音波プローブが着脱自在に装着され、超音波振動子により受信して得られた超音波エコー信号を超音波診断画像として表示することにより被検体の検査を行う超音波診断装置において、前記エコー信号から被検体の期待される超音波エコー信号に比べ、超音波エコー信号の中の所定成分の時間変動の少ない超音波エコー信号を多重エコー成分として除去するフィルタ手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【0066】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体に超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を超音波診断画像として表示する超音波診断装置において、前記超音波エコー信号が*

*ら、前記被検体の超音波エコー信号として予測される超音波エコー信号に比べ、超音波エコー信号の中の所定成分の所定要素の変動の少ない超音波エコー信号を多重エコーとして除去するフィルタ手段と、前記フィルタ手段により前記多重エコー成分の除去された超音波エコー信号を処理して超音波画像を得る画像処理手段と、を備えているので、超音波エコー信号の中の例えば時間に対する変動等の少ない多重エコーを有効に除去できる。

【図面の簡単な説明】

10 【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の全体構成図。

【図2】超音波プローブの先端部の構造を示す断面図。

【図3】多重エコー、被検体からのエコー信号、超音波振動子で受信されるエコー信号の信号波形例を示す図。

【図4】デジタルフィルタの周波数に対する特性図。

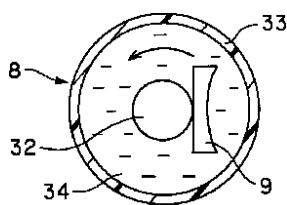
【図5】デジタルフィルタにより多重エコーが除去される説明図。

【図6】本発明の第2の実施の形態におけるデジタルフィルタの周波数に対する特性図。

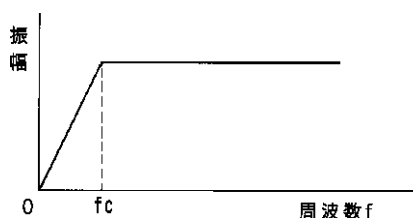
【符号の説明】

- 1...超音波診断装置
- 2...超音波プローブ
- 3...超音波観測装置
- 4...モニタ
- 5...操作部
- 6...挿入部
- 7...操作部
- 8...先端部
- 9...超音波振動子
- 21...送信回路
- 22...増幅回路
- 23...LPF
- 24...A/D変換器
- 25...メモリ
- 26...デジタルフィルタ
- 27...圧縮・検波回路
- 28...走査変換回路
- 32...シャフト
- 33...音響キャップ
- 34...超音波伝播媒体

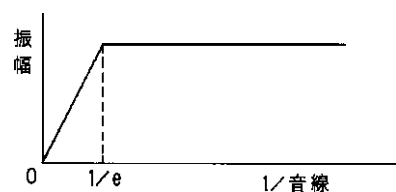
【図2】



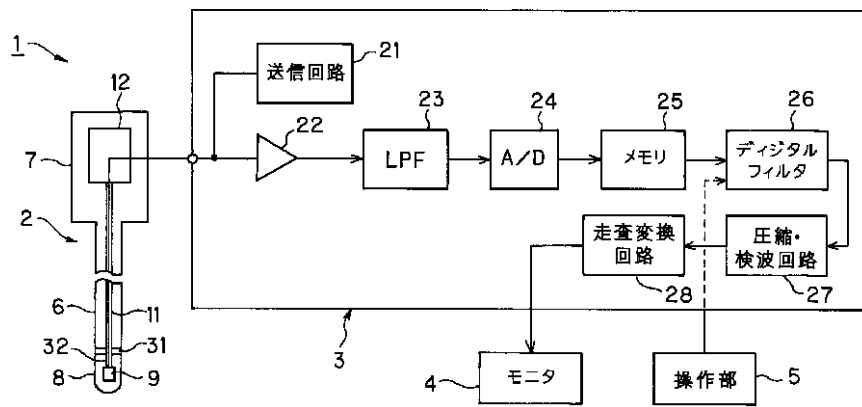
【図4】



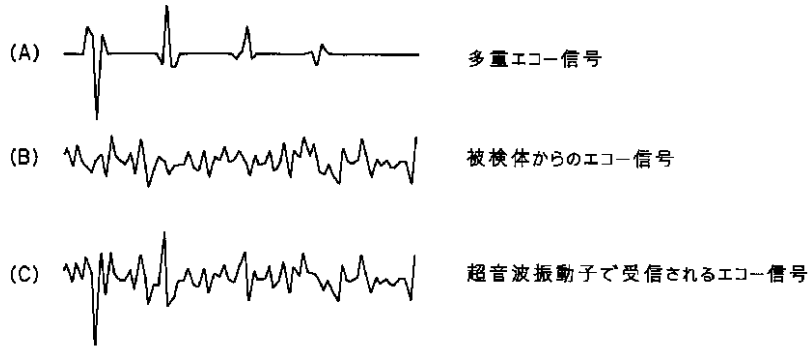
【図6】



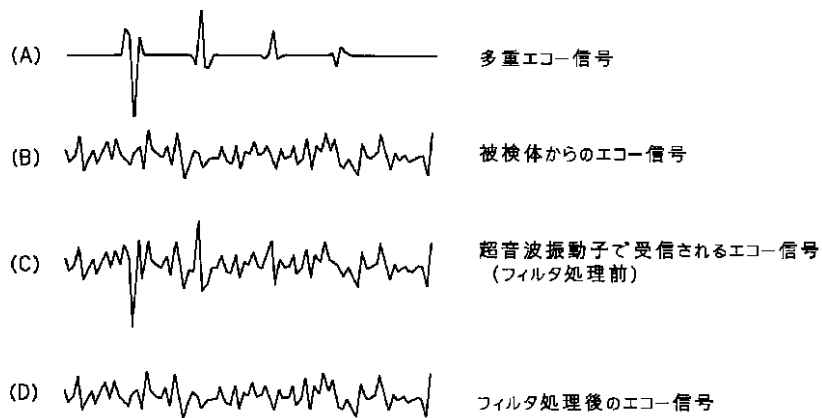
【図1】



【図3】



【図5】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 BB03 BB30 EE04 EE11
JB02 JB23 JB25 JB29 JB38
JB42 JC07 LL05
4C601 BB05 BB09 BB12 BB14 BB24
EE02 EE09 JB28 JB31 JB33
JB34 JB35 JB36 JB38 JB45
JC04 LL01 LL05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003299649A	公开(公告)日	2003-10-21
申请号	JP2002109661	申请日	2002-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	宮木浩仲		
发明人	宮木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB03 4C301/BB30 4C301/EE04 4C301/EE11 4C301/JB02 4C301/JB23 4C301/ JB25 4C301/JB29 4C301/JB38 4C301/JB42 4C301/JC07 4C301/LL05 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/ JB33 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB38 4C601/JB45 4C601/JC04 4C601/LL01 4C601/LL05		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP3828450B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易且准确地去除多个回波的超声诊断设备。 解决方案：提供了一种超声观察装置3，在该超声观察装置3上可拆卸地连接了超声探头2，在超声探头2中内置有用于径向扫描的超声换能器9。一种滤波器，用于通过声波回波信号的A/D转换将沿声波的数据存储在存储器25中的多个帧，并将该数据从存储器25输入到数字滤波器26，以去除具有很小时间波动的分量。通过执行该处理，可以容易地以高精度容易地去除超声换能器9与声罩之间的多重回声分量。

