

(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2004-8380

(P2004-8380A)

(43) 公開日 平成16年1月15日(2004.1.15)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C301

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2002-164098 (P2002-164098)	(71) 出願人	390029791
(22) 出願日	平成14年6月5日 (2002.6.5)		アロカ株式会社
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
		(74) 代理人	100075258
			弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	望月 剛
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		(72) 発明者	山下 優子
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		Fターム(参考)	4C301 CC02 EE07 JC06 KK17
			4C601 EE04 JC25 JC26 KK12 KK21
			KK22

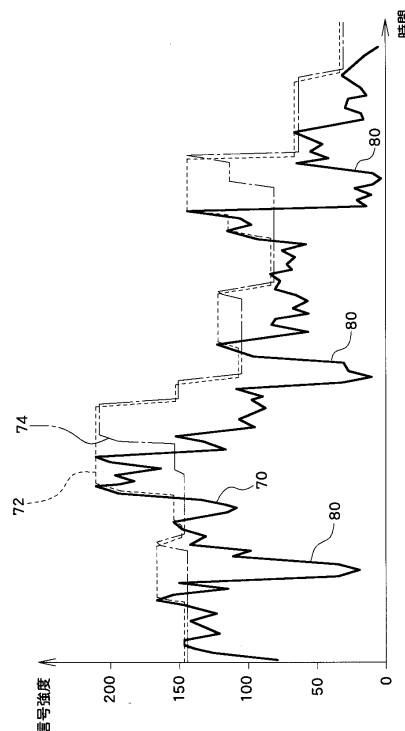
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、エコー強度が微弱であり、かつサイズが小さい血管は画像に識別容易に表現されない。

【解決手段】血管幅に応じたウィンドウ幅のモルフォロジーフィルタを用いて受信信号70に対しクロージング処理を施し、血管に対応した信号の谷部80が埋められた信号74を生成する。この信号74から元の受信信号70を減算して差分信号を生成する。差分信号には、谷部80が反転された山部が得られる。元の信号70におけるエコーの減衰による緩やかな変動はクロージング処理の影響を受けないので、差分処理により除去される。よって、この部分が谷部80と同程度の弱いエコー値であっても、差分信号では小さな値しか有さない。この差分信号を用いて超音波画像を生成すると、山部の信号値が画素値に大きく寄与し、血管が画像に好適に表現される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受波によって得られた受信データ空間を第 1 ウィンドウで走査し、各走査位置での前記第 1 ウィンドウ内の受信データに関して、最大値又は最小値の一方を媒介データとして検出し、各走査位置の前記第 1 ウィンドウにて検出された前記媒介データからなる媒介データ空間を生成する媒介データ空間生成手段と、
前記媒介データ空間を第 2 ウィンドウで走査し、各走査位置での前記第 2 ウィンドウ内の前記媒介データに関して、最大値又は最小値の他方を変換データとして検出し、各走査位置の前記第 2 ウィンドウにて検出された前記変換データからなる変換データ空間を生成する変換データ空間生成手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記受信データ空間に対し、前記第 1 ウィンドウの大きさに応じた周期より大きな周期の変動を抽出する平滑化処理を行って、平滑化データ空間を生成する平滑化データ空間生成手段と、
前記変換データ空間及び前記平滑化データ空間相互のデータの差分値を求め、前記差分値からなる差分値空間を生成する差分値空間生成手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記変換データ空間及び前記受信データ空間相互のデータの差分値を求め、前記差分値からなる差分値空間を生成する差分値空間生成手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記差分値を用いて超音波画像を生成する画像生成手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

音線に沿って得られたエコー信号を第 1 ウィンドウで走査し、各走査位置での前記第 1 ウィンドウ内のエコー信号に関して、最大値又は最小値の一方を媒介値として検出し、前記各走査位置の前記第 1 ウィンドウにて検出された前記媒介値からなる媒介信号を生成する媒介信号生成手段と、
前記媒介信号を第 2 ウィンドウで走査し、各走査位置での前記第 2 ウィンドウ内の前記媒介信号に関して、最大値又は最小値の他方を変換値として検出し、前記各走査位置の前記第 2 ウィンドウにて検出された前記変換値からなる変換エコー信号を生成する変換エコー信号生成手段と、
前記変換エコー信号と前記エコー信号との差分信号を生成する差分信号生成手段と、
前記差分信号を用いて超音波画像を生成する画像生成手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

30

40

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、所定の小さな生体組織からの受信信号を抽出し、また当該組織の認識容易な画像を生成する技術に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来より超音波診断装置では、超音波の送受波によって得られるエコー信号の強度に基づいて、被検体の断層画像や三次元画像が生成されている。

【0003】

50

例えば、血液が生体組織内をどのように走行するかを三次元的に理解するために、ボリュームレンダリング法などを用い、血液のエコー信号から血管を三次元表示することが可能である。この場合、血液からのエコー信号は極めて微弱であるため、そのままのエコー信号にボリュームレンダリング法を適用したのでは、エコー強度の大きな他の組織に隠れてしまい、画像上で血管部分を識別することが困難となる。

【0004】

そこで、この場合には、エコー信号の強度を反転した上で、超音波画像の生成処理が行われる。この反転処理により、画素の輝度値に対し、エコー強度の大きな部位からの寄与が小さくなる一方、血管に対応する部分からの寄与が大きくなるので、血管部位が画像上で強調される。

10

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

超音波は、組織内を伝搬するにつれて減衰し、エコー信号が微弱になる。このエコー信号の微弱化は特に、筋肉等の超音波の減衰が大きな組織の後方で顕著となる。上述の反転処理では、この減衰によりエコー信号が微弱となった部分も、高輝度の信号に変換される。図10は、この反転処理に伴う問題を説明するためのエコー信号の一例を示す模式図であり、図において横軸である時間軸上の位置はエコーが得られる深さに対応し、右側位置ほど被検体の深い位置に対応する。また縦軸が各深さでの信号強度を表す。元のエコー信号2は、深い部位ほど全体的に強度が小さくなると共に、血管に対応する部位4にて顕著に微弱な値となる。このエコー信号2を反転したものが信号6である。ここで、反転処理は、信号レンジ（信号値0～255）の中間レベルを中心にして上下を逆にするものである。この反転信号6に対して例えば閾値を200に設定すると、反転信号6での血管部位8はこの閾値を超える信号値となり、血管の抽出が可能である。しかし、減衰によりエコー強度が低下する深い部分10でも、反転した信号値が閾値を超える。このような状態で三次元表示を行うと、血管の像以外に超音波減衰による不要なアーチファクト像が現れてしまう。以上は、強減衰特性を有する組織の後方で生じるエコー信号の微弱領域に起因するものであったが、関心部位である血管と超音波探触子との間に、血管より大きなサイズのエコー信号微弱領域、例えば空洞状の組織が存在する場合にも同様の問題が生じ得る。すなわち、その場合、ボリュームレンダリング法による視線に沿った累積演算処理が血管の前方に存在するエコー信号微弱領域で終了してしまい、当該領域の背後の血管が画像に表示されない可能性がある。

20

30

【0006】

なお、深さ方向のエコー信号の減衰に関しては、従来、深さ方向にエコー信号の増幅率を変えるSTC回路などが用いられている。しかし、それらの回路は、超音波探触子の位置から単調に増幅率を変化させるものであり、超音波ビームの途中に存在する筋肉や腫瘍等の組織の配置に依存した減衰までも補正することはできず、上述の問題を解決できなかった。

【0007】

本発明は上記問題点を解決するためになされたもので、血管等の比較的小さな生体組織に関心部位とする場合に、エコー信号の減衰や他の大きな組織に起因する信号から関心部位の信号を弁別することを可能とし、また、アーチファクトが軽減され関心部位が好適に表現される超音波画像を生成する超音波診断装置を提供することを目的とする。

40

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波によって得られた受信データ空間を第1ウィンドウで走査し、各走査位置での前記第1ウィンドウ内の受信データに関して、最大値又は最小値の一方を媒介データとして検出し、各走査位置の前記第1ウィンドウにて検出された前記媒介データからなる媒介データ空間を生成する媒介データ空間生成手段と、前記媒介データ空間を第2ウィンドウで走査し、各走査位置での前記第2ウィンドウ内の前記媒介データに関して、最大値又は最小値の他方を変換データとして検出し、各走査位

50

置の前記第２ウィンドウにて検出された前記変換データからなる変換データ空間を生成する変換データ空間生成手段とを有する。

【０００９】

本発明によれば、受信データ空間に対してモルフォロジーフイルタによるクロージング処理又はオープニング処理が実施され、受信データの変動のうち、第１ウィンドウのサイズ以下の広がりを持つ谷部が埋められ、又は山部が削られる処理がなされる。具体的には、媒介データ空間生成手段が第１ウィンドウ内の受信データの最大値を検出する場合には、変換データ空間生成手段は第２ウィンドウ内の媒介データの最小値を検出するように構成され、この場合には、受信データの変動に対してクロージング処理が実施され、第１ウィンドウのサイズより狭い谷部が埋められた変換データ空間が生成される。一方、媒介データ空間生成手段が第１ウィンドウ内の受信データの最小値を検出する場合には、変換データ空間生成手段は第２ウィンドウ内の媒介データの最大値を検出するように構成され、この場合には、受信データの変動に対してオープニング処理が実施され、第１ウィンドウのサイズより幅の小さい山部が削られた変換データ空間が生成される。ここで、受信データはエコー信号の他、例えばドップラ信号でもよい。また各データ空間は、一次元、二次元、三次元のいずれでもよい。また、第１ウィンドウ、第２ウィンドウはデータ空間に応じた次元を有し、それぞれ受信データ空間、媒介データ空間の一部を指定する。一般的には第１ウィンドウ及び第２ウィンドウのサイズは同等に設定される。例えば、音線に沿って得られた一次元のエコー信号に血管の太さに応じた幅を持つ第１ウィンドウ及び第２ウィンドウを用いて本発明の信号処理回路により、オープニング処理を施した場合について述べる。この場合、得られた変換データ空間である信号には血管に対応するエコー信号の谷部は残るが、同等の幅以下の山部は除去される。このような変換により血管部位の抽出が容易となる。

【００１０】

他の本発明に係る超音波診断装置は、前記受信データ空間に対し、前記第１ウィンドウの大きさに応じた周期より大きな周期の変動を抽出する平滑化処理を行って、平滑化データ空間を生成する平滑化データ空間生成手段と、前記変換データ空間及び前記平滑化データ空間相互のデータの差分値を求め、前記差分値からなる差分値空間を生成する差分値空間生成手段とを有する。

【００１１】

本発明によれば、モルフォロジーフイルタによって、ウィンドウサイズ以下の受信データの山部又は谷部のうち、関心部位に対応した一方を残しつつ、不要な他方を除去することができると共に、平滑化データ空間との差分を取ることで、関心部位より大きな変動も除去又は軽減される。例えば、深さ方向のエコー信号の減衰の影響を除去することができ、差分値空間には、血管部位のデータが好適に抽出される。よって、この差分値空間を用いた超音波画像では、アーチファクトが低減され、血管が良好に表される。

【００１２】

さらに他の本発明に係る超音波診断装置は、前記変換データ空間及び前記受信データ空間相互のデータの差分値を求め、前記差分値からなる差分値空間を生成する差分値空間生成手段とを有する。

【００１３】

本発明によれば、ウィンドウサイズ以下の受信データの山部又は谷部のうち、関心部位に対応した一方を、媒介データ空間生成手段及び変換データ空間生成手段によるモルフォロジーフイルタで一旦、除去して、これにより変換データ空間が生成される。この変換データ空間と元の受信データ空間との差分を取ることで、モルフォロジーフイルタで除去された部分の受信データからなる差分値空間が生成される。この際、例えば、深さ方向のエコー信号の減衰といった関心部位より大きな受信データの変動が除去される。よって、差分値空間には例えば、血管部位のデータが好適に抽出され、この差分値空間を用いた超音波画像では、アーチファクトが低減され、血管が良好に表される。

【００１４】

本発明の好適な態様は、前記差分値を用いて超音波画像を生成する画像生成手段を有する超音波診断装置である。

【0015】

別の本発明の好適な態様は、音線に沿って得られたエコー信号を第1ウィンドウで走査し、各走査位置での前記第1ウィンドウ内のエコー信号に関して、最大値又は最小値の一方を媒介値として検出し、前記各走査位置の前記第1ウィンドウにて検出された前記媒介値からなる媒介信号を生成する媒介信号生成手段と、前記媒介信号を第2ウィンドウで走査し、各走査位置での前記第2ウィンドウ内の前記媒介信号に関して、最大値又は最小値の他方を変換値として検出し、前記各走査位置の前記第2ウィンドウにて検出された前記変換値からなる変換エコー信号を生成する変換エコー信号生成手段と、前記変換エコー信号と前記エコー信号との差分信号を生成する差分信号生成手段と、前記差分信号を用いて超音波画像を生成する画像生成手段とを有する超音波診断装置である。

10

【0016】

【発明の実施の形態】

次に、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0017】

[実施形態1]

図1は、本発明の第1の実施形態である超音波診断装置の概略のブロック構成図である。本装置は、被検体内を三次元表示するものであり、特に血管を三次元表示する機能を有する。

20

【0018】

超音波探触子20は、例えばリニアアレイ型の超音波振動子を有し、その超音波振動子を電子走査(リニア走査、セクタ走査)することによって、走査面が形成される。この走査面を当該面の法線方向へ例えば機械的に走査することによって、三次元空間でのエコーデータが取得される。ここで、超音波探触子20の機械的な走査は図示しない駆動部によって行われている。

【0019】

送信器22は超音波探触子20に対して送信信号を供給する。振動子アレイを構成する個々の振動子が発する超音波の合成により超音波ビームが形成されるように、送信器22は各振動子へ位相をずらして励振パルスを供給する。

30

【0020】

受信器24は超音波探触子20の各振動子から出力された受信信号を整相加算し、被検体の表面から深さ方向に延びる音線に沿った受信信号を出力する。

【0021】

検波器26は、受信器24から出力される受信信号を検波して、ベースバンドの受信信号を抽出する。受信信号は、受信器24又は検波器26にてAD(Analog-to-Digital)変換され、検波器26からは受信信号がデジタルデータとして出力される。

【0022】

モルフォロジーフイルタ部28は、検波器26から入力された受信信号に対し、その時間軸方向に関する一次元のクロージング処理又はオープニング処理を行うモルフォロジーフイルタを備えている。

40

【0023】

メモリ部30は、モルフォロジーフイルタ部28から音線に沿って出力されるデータを記憶する。メモリ部30には、超音波探触子20により走査された三次元空間に対応したデータが格納される。

【0024】

三次元画像構築部32は、メモリ部30に格納された三次元のデータ空間に対して、複数の視線を設定する。そして、各視線に沿ってボリュームレンダリング法などによる三次元画像生成処理を行い、視線ごとに三次元画像の画素値が求められる。

50

【 0 0 2 5 】

フレームバッファ 3 4 は、三次元画像構築部 3 2 から視線ごとに出力される画素値を順次記憶する。これによりフレームバッファ 3 4 には、一画面分の三次元画像が格納される。

【 0 0 2 6 】

表示部 3 6 は、フレームバッファ 3 4 に格納された画像データを所定の順序・速度で読み出し、画像表示する。

【 0 0 2 7 】

図 2 はモルフォロジーフイルタ部 2 8 の概略構成を示すブロック図である。モルフォロジーフイルタ 5 0 は、入力された所定幅のデータ列において最大値を検出する最大値演算回路 5 2 と、入力された所定幅のデータ列において最小値を検出する最小値演算回路 5 4 とから構成される。ここでは、最大値演算回路 5 2 の後に最小値演算回路 5 4 を直列接続し、これらの直列接続体がモルフォロジーフイルタ 5 0 を構成する。この構成のモルフォロジーフイルタ 5 0 は、ウィンドウ幅の谷部を埋めるクロージング処理を行う。さらに、モルフォロジーフイルタ部 2 8 は、モルフォロジーフイルタ 5 0 での処理時間に応じた遅延を生じる遅延回路 5 6 及び減算回路 5 8 を備える。

10

【 0 0 2 8 】

検波器 2 6 から入力されたデータ列は、モルフォロジーフイルタ 5 0 及び遅延回路 5 6 にそれぞれ入力される。そして、減算回路 5 8 は、モルフォロジーフイルタ 5 0 の出力データから、遅延回路 5 6 の出力データを減算し、これをモルフォロジーフイルタ部 2 8 から出力する。

20

【 0 0 2 9 】

図 3 ~ 図 5 は、モルフォロジーフイルタ部 2 8 の各部での信号波形の一例を示す信号波形図であり、これを用いてモルフォロジーフイルタ部 2 8 の処理内容を説明する。図 3 ~ 図 5 において横軸は時間軸であり、その右方向が超音波の伝搬方向（深さ方向）に対応する。また縦軸は信号強度を表す。図 3 は、最大値演算回路 5 2 への入力信号 7 0（実線）、最大値演算回路 5 2 の出力信号 7 2（点線）、及び最小値演算回路 5 4 の出力信号 7 4（一点鎖線）を対比して示している。ここで、入力信号 7 0 において、信号強度が落ち込む谷部 8 0 は血管により生じた波形であり、その谷部 8 0 の幅が血管の幅に対応する。本装置では、この谷部 8 0 をモルフォロジーフイルタ 5 0 によるクロージング処理で埋めることによって、後に明らかとなるように血管が好適に表された三次元画像が生成される。この谷部 8 0 を埋めるクロージング処理に対応して、最大値演算回路 5 2 及び最小値演算回路 5 4 のウィンドウ幅は、この谷部の幅より少し大きめに設定される。

30

【 0 0 3 0 】

最大値演算回路 5 2 及び最小値演算回路 5 4 は、ウィンドウ幅分のデータ列の入力を待って、そのデータ列中での最大値又は最小値を検出する。最大値演算回路 5 2 及び最小値演算回路 5 4 では、入力されたデータ列から最大値又は最小値を検出する比較演算そのものの処理時間の他に、ウィンドウ幅のデータ列の入力を待って比較演算が開始されるというウィンドウ処理に起因する比較的大きな遅延が生じる。遅延回路 5 6 の遅延時間は、2つの回路 5 2, 5 4 それぞれでの比較演算の処理時間と上述のウィンドウ処理に起因する遅延時間との合計量に設定される。

40

【 0 0 3 1 】

図 4 は、モルフォロジーフイルタ 5 0 から出力された信号 7 4 と遅延回路 5 6 から出力された信号 9 0 とを対比して示している。減算回路 5 8 にはこれら 2 つの信号 7 4, 9 0 が入力され、信号 7 4 の信号値から信号 9 0 の信号値を減算して、図 5 に示す差分信号 9 2 が生成される。差分信号 9 2 において、山部 9 4 が、信号 7 0 における谷部 8 0 に対応する。

【 0 0 3 2 】

この差分信号 9 2 がモルフォロジーフイルタ部 2 8 から出力される。減算回路 5 8 での減算処理により、モルフォロジーフイルタ 5 0 でのクロージング処理で埋められた部分の信号波形が、反転された形で差分信号 9 2 として抽出される。また、この減算処理により、

50

被検体の深い部分や減衰の大きな組織の後方での比較的大きな空間スケールで生じるエコー強度の低下が相殺される。すなわち、信号 92 には基本的に最大値演算回路 52 や最小値演算回路 54 に設定されたウィンドウより小さな空間スケールでのエコー強度の落ち込みのみが抽出され、血管に起因するエコー信号の波形が好適に抽出される。

【0033】

また、エコー信号が落ち込んだ部分の波形が反転されて抽出されるので、血管に対応する谷部 80 は、モルフォロジーフイルタ部 28 の出力にて大きな信号値に変換される。よって、三次元画像構築部 32 での処理において、画素値に対する血管部分の寄与が大きくなり、生成される三次元画像に血管が明瞭に表現され得る。

【0034】

[実施形態 2]

本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の概略のブロック構成は、図 1 に示す第 1 の実施形態と同様であるが、モルフォロジーフイルタ部 28 の構成において相違する。図 6 は本実施形態のモルフォロジーフイルタ部 28 の概略構成を示すブロック図である。図において第 1 の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付し説明の簡素化を図る。本実施形態は第 1 の実施形態とは逆に、モルフォロジーフイルタにより血管部分の谷部 80 を残すように構成される。図 7 ~ 図 9 は、この実施形態のモルフォロジーフイルタ部 28 の各部の信号波形図である。例えば、まず反転回路 100 で信号 70 を反転し、この反転信号 150 に対してモルフォロジーフイルタ 50 を適用する。図 7 は、反転した信号 150 と、これに対するモルフォロジーフイルタ 50 の出力信号 152 とを示している。この図では、モルフォロジーフイルタ 50 にて生じる遅延時間分、出力信号 152 を時間軸方向左側にシフトして記し、両信号の対比を容易としている。この場合には、元の信号 70 における大きなエコー値に対応した部分をクロージング処理で削ることになる。最大値演算回路 52、最小値演算回路 54 のウィンドウの幅は、削る対象である大きなエコー値を有する部分のサイズに応じて設定される。すなわち血管のサイズとは関係なく定められる。

【0035】

一方、反転信号 150 はローパスフィルタ 102 にも入力される。ローパスフィルタ 102 は、反転信号 150 の山谷の双方を平滑化した信号 154 を生成する。図 8 は、モルフォロジーフイルタ 50 から出力された信号 152 と、ローパスフィルタ 102 から出力された平滑化信号 154 とを対比して示している。減算回路 58 を用いて、信号 152 から信号 154 を減算して、図 9 に示す差分信号 156 が生成される。この差分信号 156 がモルフォロジーフイルタ部 28 の出力信号とされる。

【0036】

信号 152 と信号 154 との減算処理により、モルフォロジーフイルタ 50 では除去しきれなかった緩やかな信号変動を相殺し取り除くことができる。ローパスフィルタ 102 のカットオフ周波数は、この相殺が十分に達成されるように定められ、具体的には最大値演算回路 52 及び最小値演算回路 54 のウィンドウ幅に応じて定めることができる。なぜならば、モルフォロジーフイルタ 50 は、反転信号 150 の波形の凸部は残すように作用する一方、凹部に対しては一種のローパスフィルタとして作用し、そのカットオフ周波数はウィンドウに応じて定まるからである。

【0037】

差分信号 156 には、元の信号 70 の谷部 80 に対応して、山部 158 が現れる。

【0038】

【発明の効果】

本発明の超音波診断装置によれば、血管等の比較的小さなサイズを有する生体組織を関心部位とする場合に、エコー信号の減衰や他の大きな組織に起因する信号から関心部位の信号を弁別することが可能となり、また、アーチファクトが軽減され関心部位が好適に表現される超音波画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明の実施形態である超音波診断装置の概略のブロック構成図である。

【図 2】第 1 の実施形態のモルフォロジーフイルタ部の概略構成を示すブロック図である。

【図 3】図 2 に示すモルフォロジーフイルタの各部での信号波形の一例を示す信号波形図である。

【図 4】図 2 に示すモルフォロジーフイルタの出力及び遅延回路の出力の信号波形の一例を示す信号波形図である。

【図 5】図 2 に示す減算回路にて生成させる差分信号の信号波形の一例を示す信号波形図である。

【図 6】第 2 の実施形態のモルフォロジーフイルタ部の概略構成を示すブロック図である 10

【図 7】図 6 に示すモルフォロジーフイルタの各部での信号波形の一例を示す信号波形図である。

【図 8】図 6 に示すモルフォロジーフイルタの出力及びローパスフィルタの出力の信号波形の一例を示す信号波形図である。

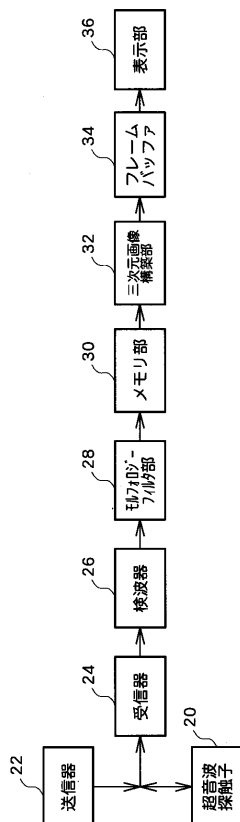
【図 9】図 6 に示す減算回路にて生成させる差分信号の信号波形の一例を示す信号波形図である。

【図 10】従来の超音波診断装置での処理に伴う問題を説明するためのエコー信号の一例を示す模式図である。

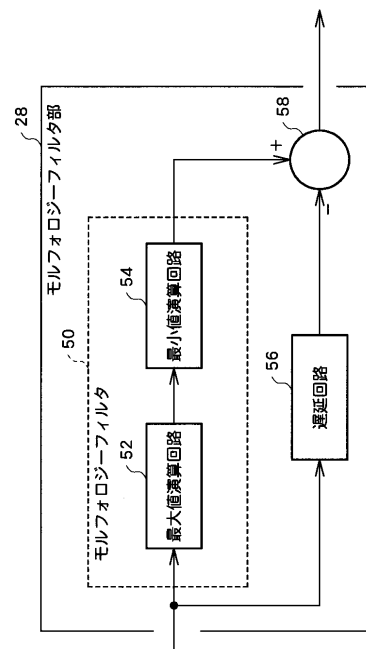
【符号の説明】

20 超音波探触子、22 送信器、24 受信器、26 検波器、28 モルフォロジーフイルタ部、30 メモリ部、32 三次元画像構築部、34 フレームバッファ、36 表示部、50 モルフォロジーフイルタ、52 最大値演算回路、54 最小値演算回路、56 遅延回路、58 減算回路、100 反転回路、102 ローパスフィルタ

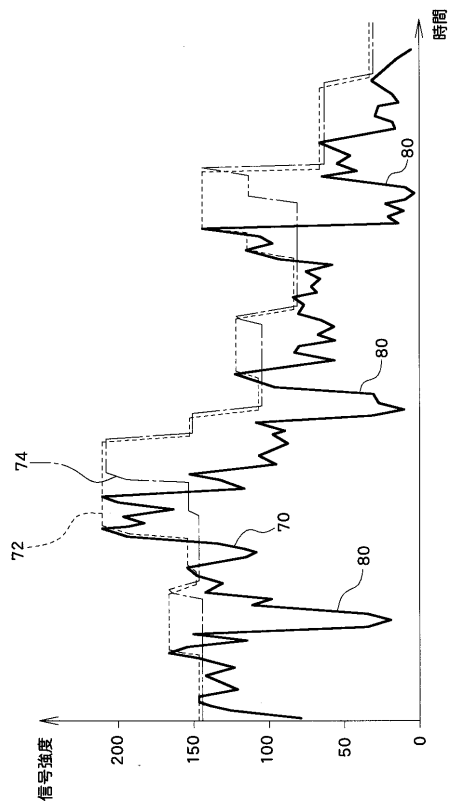
【図 1】



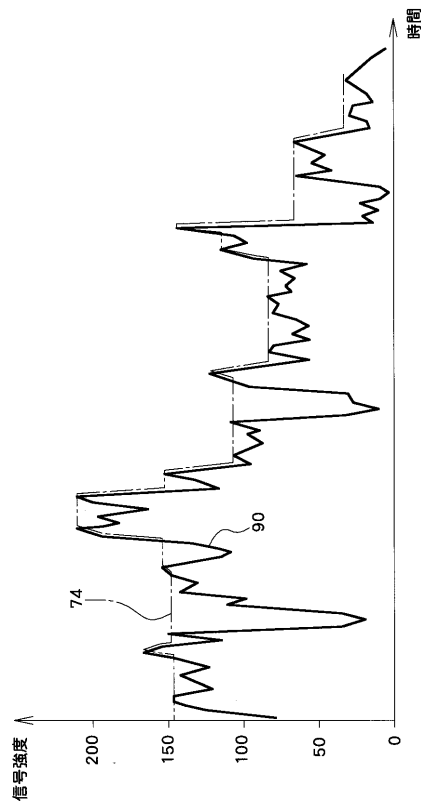
【図 2】



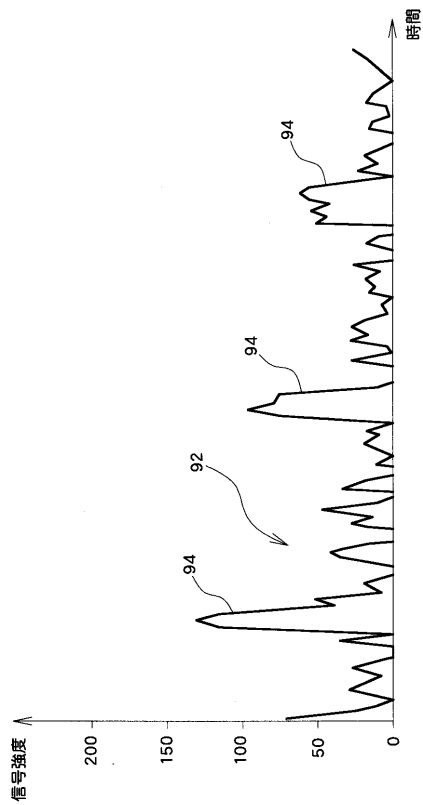
【図 3】



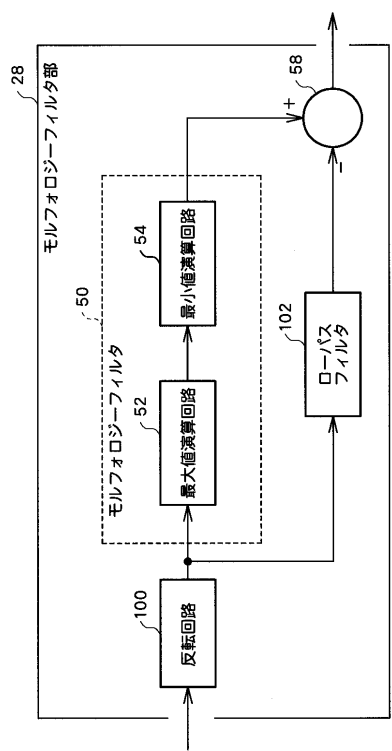
【図 4】



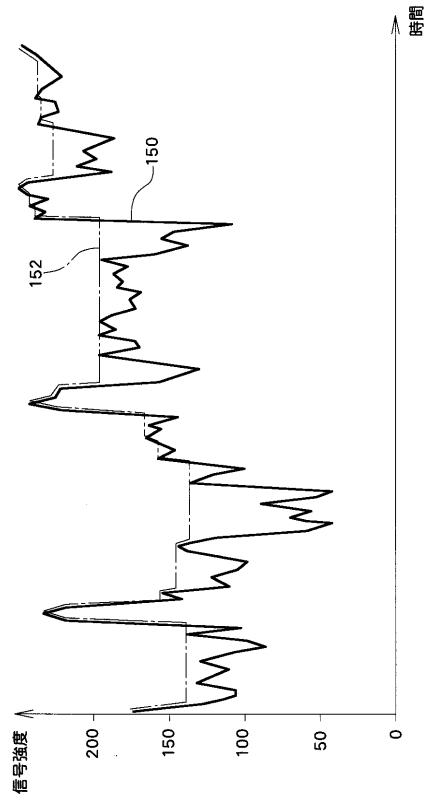
【図 5】



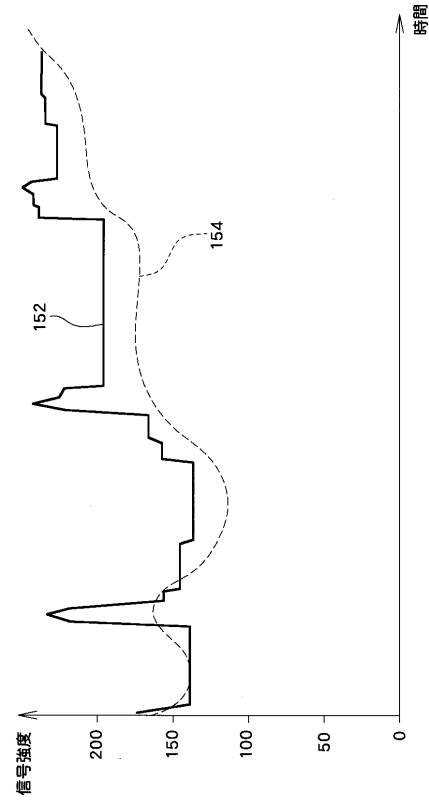
【図 6】



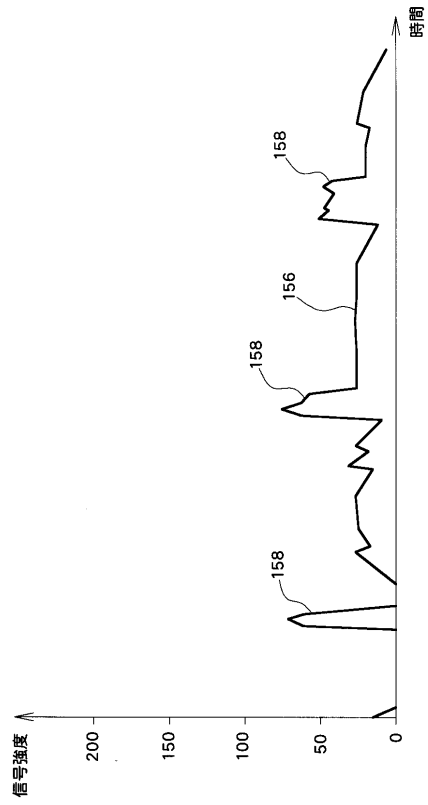
【図 7】



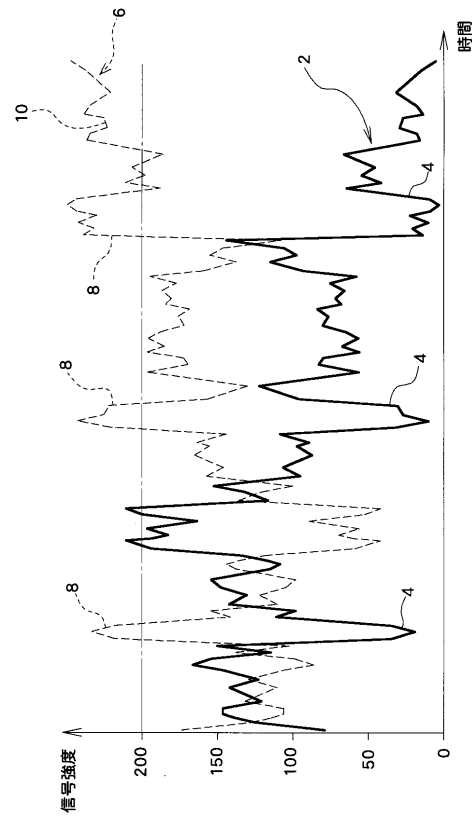
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004008380A	公开(公告)日	2004-01-15
申请号	JP2002164098	申请日	2002-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	望月剛 山下優子		
发明人	望月 剛 山下 優子		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/EE07 4C301/JC06 4C301/KK17 4C601/EE04 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK22		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP3802450B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声波诊断装置中容易且容易地识别图像中回声强度弱且尺寸小的血管。使用具有与血管宽度相对应的窗口宽度的形态滤波器来关闭接收到的信号70，以生成信号74，其中填充了与血管相对应的信号的谷部80。从该信号74减去原始接收信号70以产生差分信号。在差分信号中，获得其中谷部80被反转的山部。由于原始信号70中的回声的衰减而引起的逐渐波动不受闭合过程的影响，因此被差分过程消除。因此，即使该部分具有类似于谷部80的弱回声值，差信号也仅具有较小的值。当使用该差信号生成超声波图像时，山部的信号值极大地贡献于像素值，并且在图像中适当地表达了血管。[选择图]图3

