

(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2007-222264
(P2007-222264A)

(43) 公開日 平成19年9月6日(2007.9.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 5/20 (2006.01)	G 0 6 T 5/20 A	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2006-44899 (P2006-44899)	(71) 出願人	390029791
(22) 出願日	平成18年2月22日 (2006.2.22)		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	久津 将則
			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	曹 景文
			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)	4C601 BB02 EE04 JB33 JB45 JB46 JC04 JC09 JC10 JC21 KK12
			最終頁に続く

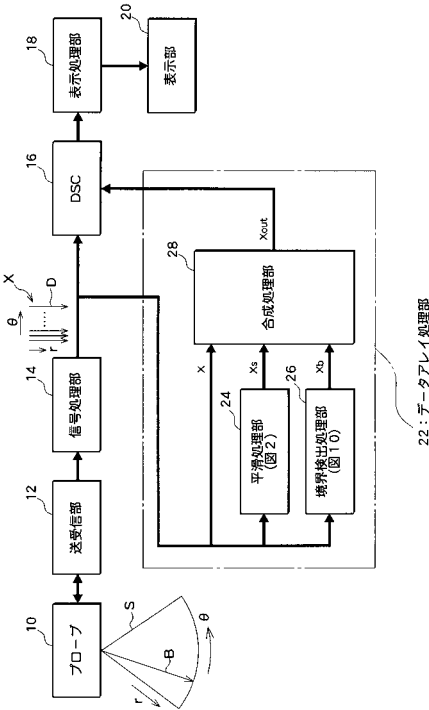
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、超音波画像に含まれるスペックルを低減しつつも組織の構造を明瞭に表示できるようにする。

【解決手段】超音波診断装置はデータアレイ処理部22を有する。データアレイ処理部22は平滑処理部24、境界検出処理部26及び合成処理部28を有している。平滑処理部24は入力データに対して方向性をもった平滑処理と無方向性の平滑処理とを選択的に適用する。境界検出処理部26は、入力データに対して方向性をもった2次微分型フィルタ処理を実行するものである。合成処理部28は各処理によって得られたデータを合成し、これによって合成値を生成する。平滑処理によりスペックルを低減しつつ境界検出によって組織構造を明瞭化することが可能となる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受波する送受波手段と、
前記超音波の送受波によって得られた空間的に整列するデータアレイを処理するデータアレイ処理手段と、
を含み、
前記データアレイ処理手段は、
前記データアレイにおける注目データごとに平滑処理を実行して平滑値を求める平滑処理部と、
前記データアレイにおける注目データごとに境界検出処理を実行して境界検出値を求める境界検出処理部と、
前記データアレイにおける注目データごとに前記平滑値及び前記境界検出値を合成して合成値を求める合成処理部と、
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 記載の装置において、
前記平滑処理部は、
前記注目データを通して複数の参照方向について複数の方向別平滑値を演算する方向別平滑部と、
前記注目データを中心とした局所領域について無方向性平滑値を演算する無方向性平滑部と、
前記複数の方向別平滑値及び前記無方向性平滑値に基づいて、前記注目データの平滑値を求める平滑値出力部と、
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 2 記載の装置において、
前記平滑処理部は、
前記注目データを通して複数の参照方向について複数の方向別分散値を演算する方向別分散値演算部と、
前記注目データを中心とした局所領域について無方向性分散値を演算する無方向性分散値演算部と、
を含み、
前記平滑値出力部は、前記複数の方向別分散値及び前記無方向性分散値を参照し、前記複数の方向別平滑値及び前記無方向性平滑値の中から前記注目データの平滑値を選択する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、
前記平滑値出力部は、前記複数の方向別分散値及び前記無方向性分散値の中の最小値を判定し、前記複数の方向別平滑値及び前記無方向性平滑値の中から前記最小値に対応する平滑値を選択する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、
前記境界検出処理部は、
前記注目データを中心とした参照範囲に対して作用する複数の方向別フィルタを用いて複数の方向別境界検出値を演算する境界検出値演算部と、
前記複数の方向別境界検出値に基づいて、前記注目データの境界検出値を求める境界検出値出力部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

50

【請求項 6】

請求項 5 記載の装置において、
前記複数の方向別フィルタは、それぞれ方向性をもった二次微分型フィルタである、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 5 記載の装置において、
前記境界検出値出力部は、前記複数の方向別境界検出値の中から特定の値を選択することによって又はそれらを合成することによって、前記注目データの境界検出値を求める、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の装置において、
前記合成処理部は、前記注目データの平滑値及び境界検出値を用いた乗算演算又は加算演算により前記合成値を求める、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 記載の装置において、
前記合成処理部は、前記注目データの平滑値及び境界検出値に加えて、前記注目データの原データ値を考慮して、前記注目データの合成値を求める、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波を送受波する送受波手段と、
前記超音波の送受波によって得られた空間的に整列するデータアレイを処理する手段であって、前記データアレイにおける注目データごとに平滑処理を実行する平滑処理部を有するデータアレイ処理手段と、
を含み、
前記平滑処理部は、
前記注目データを通過する複数の参照方向について複数の方向別平滑値を演算する方向別平滑部と、
前記注目データを中心とした局所領域について無方向性平滑値を演算する無方向性平滑部と、
前記複数の方向別平滑値及び前記無方向性平滑値に基づいて、前記注目データの平滑値を求める平滑値出力部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 記載の装置において、
前記方向別平滑部は、前記各参照方向について所定数のデータを参照して前記各方向別平滑値を演算する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 11 記載の装置において、
前記無方向性平滑部は、前記局所領域内の所定数のデータを参照して前記複数の無方向性平滑値を演算する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

超音波を送受波する送受波手段と、
前記超音波の送受波によって得られた空間的に整列するデータアレイを処理する手段であって、前記データアレイにおける注目データごとに境界検出処理を実行する境界検出処理部を有するデータアレイ処理手段と、
を含み、
前記境界検出処理部は、

前記注目データを中心とした参照範囲に対して作用する複数の二次微分型フィルタを用いて複数の方向別境界検出値を演算する境界検出値演算部と、

前記複数の方向別境界検出値に基づいて、前記注目データの境界検出値を求める境界検出値出力部と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 13 記載の装置において、

前記複数の二次微分型フィルタによる処理の実行に先立って、前記データアレイに対してスムージング処理を行う手段を含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 15】

請求項 13 記載の装置において、

前記境界検出値出力部は、前記複数の方向別境界検出値の中で最大の方向別境界検出値を選択し、それを前記注目データについての境界検出値として出力する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【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、超音波画像の画質を高めるためのデータ処理技術に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置においては、超音波の送受波によって得られた空間的配列を有するデータアレイ（データ集合）に対して各種の処理が適用される。例えば、送受波座標系から表示座標系への座標変換後のデータアレイ（つまり二次元画像データ）に対して、画像を滑らかにする処理や組織境界を強調する処理などが適用される。そのような処理は座標変換前のデータアレイ（ビームデータ集合）に対して適用されることもある。以下に、データアレイの一例として二次元画像データの処理を説明する。

【0003】

一般に、二次元画像データに対して平滑処理を適用すると、スペックル（超音波画像固有の斑点状ノイズ）や細かい高輝度ノイズを見かけ上低減することが可能であるが、その一方、組織の境界（組織の輪郭等）がぼやけてしまうことになる。それとは逆に、二次元画像に対して境界検出（強調）処理を適用すると、組織の輪郭を検出してそれを明瞭、強調した画像を得られるが、スペックル等も強調されてしまうことになる。画像上の全体にわたって組織性状にかかわらず一様な処理を行うと、以上のように画像全体として画質向上を図ることが困難となる。

30

【0004】

そこで、特許文献 1 には、スムージング処理及びエッジ強調処理を対象物の様子に応じて適応的に実行する超音波診断装置が開示されている。具体的には、データアレイを構成する各データを通過する複数の方向が設定され、各方向ごとに信号強度の分散値が演算される。その中で最小分散値に対応する方向が特定される。当該方向に直交する方向の分散値が求められ、それが所定値よりも大きい場合には最小分散値をとる方向が辺縁方向であると判定され、同方向に対してスムージング処理が適用され、一方、それに直交する方向に対してエッジ強調処理が適用される。

40

【0005】

【特許文献 1】特開 2004 - 242836 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記のように、超音波画像の画質を高めるためには、組織の輪郭や境界を明瞭に表現す

50

る一方において、スペックルなどのノイズを効果的に低減することが望まれる。つまり、組織の局所的な性状に応じて画像処理条件を適応的に変化させることが望まれる。

【0007】

上記特許文献1においては、注目する点を通過する複数の方向について複数の分散値が参照され、その中から最小となる分散値が特定されている。そこには方向依存型処理のみが記載されており、方向性があまり見られないような局所領域について適切な処理を行えないおそれがある。つまり、微小構造物が画像上で埋没してしまう可能性がある。また、スムージング方向とエッジ強調方向とが必ず直交することになるので、状況に応じた適切な柔軟な処理を行えない可能性がある。

【0008】

本発明の目的は、組織性状に応じて各データごとに適切なデータ処理を適用できるようにして超音波画像の画質を向上することにある。

【0009】

本発明の他の目的は、組織性状に応じて各データごとに適切な平滑処理が行われるようにして超音波画像の画質を向上することにある。

【0010】

本発明の他の目的は、組織性状に応じて各データごとに適切な境界検出（強調）処理が行われるようにして超音波画像の画質を向上することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

(1) 本発明は、超音波を送受波する送受波手段と、前記超音波の送受波によって得られた空間的に整列するデータアレイを処理するデータアレイ処理手段と、を含み、前記データアレイ処理手段は、前記データアレイにおける注目データごとに平滑処理を実行して平滑値を求める平滑処理部と、前記データアレイにおける注目データごとに境界検出処理を実行して境界検出値を求める境界検出処理部と、前記データアレイにおける注目データごとに前記平滑値及び前記境界検出値を合成して合成値を求める合成処理部と、を有することを特徴とする。

【0012】

上記構成によれば、平滑処理と境界検出（強調）処理とを組み合わせることで各注目データごとに合成値を生成することができる。これにより、各処理の長所を生かしつつも短所を補い合うことが可能となる。特に、スペックルの平滑化と、微小構造や境界の保全、強調と、を両立させることが可能となる。望ましくは、平滑処理及び境界検出処理の内で一方又は双方が方向依存性をもった処理を含有し、複数の方向別処理結果の中から最適な処理結果が選択され、あるいは、それらを合成することによって最適な処理結果が生成される。

【0013】

望ましくは、前記平滑処理部は、前記注目データを通過する複数の参照方向について複数の方向別平滑値を演算する方向別平滑部と、前記注目データを中心とした局所領域について無方向性平滑値を演算する無方向性平滑部と、前記複数の方向別平滑値及び前記無方向性平滑値に基づいて、前記注目データの平滑値を求める平滑値出力部と、を有する。この構成によれば、方向性をもった平滑処理と方向性をもたない平滑処理とを併用あるいは選択して、組織の局所的な状況に適合した平滑値を採用できる。

【0014】

望ましくは、前記平滑処理部は、前記注目データを通過する複数の参照方向について複数の方向別分散値を演算する方向別分散値演算部と、前記注目データを中心とした局所領域について無方向性分散値を演算する無方向性分散値演算部と、を含み、前記平滑値出力部は、前記複数の方向別分散値及び前記無方向性分散値を参照し、前記複数の方向別平滑値及び前記無方向性平滑値の中から前記注目データの平滑値を選択する。この構成によれば、分散値を基準として、境界の有無及び境界方向を判別でき、それに相応しい平滑値を選択できる。分散値はデータ値のばらつきを示す値であり、分散値としては偏差の値その他を用いることができる。

10

20

30

40

50

【0015】

望ましくは、前記平滑値出力部は、前記複数の方向別分散値及び前記無方向性分散値の中の最小値を判定し、前記複数の方向別平滑値及び前記無方向性平滑値の中から前記最小値に対応する平滑値を選択する。いずれかの方向別分散値が最小値となる場合、当該方向に境界が伸びていると推察されるので、当該方向に対応する方向別平滑値が選択される。無方向性分散値が最小値となる場合、注目している局所的な部位には境界が存在であることが推認されるので、無方向性平滑値が選択される。このように、辺縁の有無に応じて、実際に利用する処理方法を切り替えているので、微小構造物が特定方向に沿ってぼやけてしまう問題等を未然に防止できる。

【0016】

10

望ましくは、前記境界検出処理部は、前記注目データを中心とした参照範囲に対して作用する複数の方向別フィルタを用いて複数の方向別境界検出値を演算する境界検出値演算部と、前記複数の方向別境界検出値に基づいて、前記注目データの境界検出値を求める境界検出値出力部と、を有する。この構成によれば、境界が伸びている方向に適合した境界検出処理結果を得られる。よって、境界の抽出精度、識別精度を向上でき、組織の輪郭、形状、構造を明瞭に表現することが可能となる。

【0017】

望ましくは、前記複数の方向別フィルタは、それぞれ方向性をもった二次微分型フィルタである。本発明者らが実験したところによれば、方向性をもった二次微分型フィルタを用いた場合、自然で良好な輪郭抽出を行えることが確認されている。

20

【0018】

望ましくは、前記境界検出値出力部は、前記複数の方向別境界検出値の中から特定の値を選択することによって又はそれらを合成することによって、前記注目データの境界検出値を求める。最大値が得られる方向は境界方向であると推察される。境界方向に適合した境界検出処理結果を採用すれば、より境界を明瞭に表現できる。これについては後述する。

【0019】

望ましくは、前記合成処理部は、前記注目データの平滑値及び境界検出値を用いた乗算演算又は加算演算により前記合成値を求める。いずれにしても、平滑値と境界検出値の適切なブレンドによって（場合により、それらの選択によって）、超音波画像の画質を高められる。特に、組織の輪郭、辺縁、形状、構造を明瞭に表現する一方において、超音波画像固有のスペックル等のノイズを効果的に低減することが可能となる。望ましくは、前記合成処理部は、前記注目データの平滑値及び境界検出値に加えて、前記注目データの原データ値を考慮して、前記注目データの合成値を求める。この構成によれば、生の受信情報により近い画像を構成可能である。なお、例えば、超音波画像を見ながら、画像処理条件あるいは合成条件等をマニュアルで変更できるように構成するのが望ましい。送受信条件、診断科目その他に応じて、画像処理条件あるいは合成条件を自動的に切り替えるようにしてもよい。

30

【0020】

(2) 本発明は、超音波を送受波する送受波手段と、前記超音波の送受波によって得られた空間的に整列するデータアレイを処理する手段であって、前記データアレイにおける注目データごとに平滑処理を実行する平滑処理部を有するデータアレイ処理手段と、を含み、前記平滑処理部は、前記注目データを通過する複数の参照方向について複数の方向別平滑値を演算する方向別平滑部と、前記注目データを中心とした局所領域について無方向性平滑値を演算する無方向性平滑部と、前記複数の方向別平滑値及び前記無方向性平滑値に基づいて、前記注目データの平滑値を求める平滑値出力部と、を有することを特徴とする。この構成によれば、境界の有無あるいは方向に応じて最適な平滑値を採用できるので、必要な方向について平滑処理を施しつつ、不必要な方向についての平滑処理を回避できる。

40

【0021】

50

望ましくは、前記方向別平滑部は、前記各参照方向について所定個のデータを参照して前記各方向別平滑値を演算する。各参照方向で同じ個数のデータを参照すれば処理条件を揃えられる。望ましくは、前記無方向性平滑部は、前記局所領域内の所定個のデータを参照して前記無方向性平滑値を演算する。この場合にも、同じ個数のデータが参照されるので、処理条件を全体として揃えられる。

【0022】

(3) 本発明は、超音波を送受波する送受波手段と、前記超音波の送受波によって得られた空間的に整列するデータアレイを処理する手段であって、前記データアレイにおける注目データごとに境界検出処理を実行する境界検出処理部を有するデータアレイ処理手段と、を含み、前記境界検出処理部は、前記注目データを中心とした参照範囲に対して作用する複数の二次微分型フィルタを用いて複数の方向別境界検出値を演算する境界検出値演算部と、前記複数の方向別境界検出値に基づいて、前記注目データの境界検出値を求める境界検出値出力部と、を有することを特徴とする。この構成によれば、複数の方向別境界検出値に基づいて、あるいは、それらの中から、境界方向に応じた適切な境界検出値を求めることができる。

10

【0023】

望ましくは、前記複数の二次微分型フィルタによる処理の実行に先立って、前記データアレイに対してスムージング処理を行う手段を含む。すなわち、微分処理に先立って、それに悪影響を生じさせるノイズ等を除去しておくのが望ましい。望ましくは、前記境界検出値出力部は、前記複数の方向別境界検出値の中で最大の方向別境界検出値を選択し、それを前記注目データについての境界検出値として出力する。この構成によれば、境界方向に応じた適切な境界検出値を採用できる。

20

【発明の効果】

【0024】

以上説明したように、本発明によれば、組織性状に応じて各データごとに適切なデータ処理を適用できる。あるいは、本発明によれば、平滑処理によってスペックルを低減しつつも微小構造物あるいは組織境界を保全、明瞭化することができ、超音波画像の画質を向上できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

30

【0026】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の全体構成がブロック図として示されている。超音波診断装置は、生体に対して超音波の送受波を行って、それにより得られた受信信号に基づいて断層画像等の超音波画像を形成する医療用の装置である。

【0027】

プローブ10は、超音波送受波器として機能し、超音波の送波及び受波を行う。具体的には、プローブ10は複数の振動素子からなるアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子によって超音波ビームBが形成され、その超音波ビームBは電子的に走査される。電子走査方式としては、電子リニア、電子セクタ走査などが知られている。図1においては、電子セクタ走査を行って形成される走査面Sが概念的に示されている。この走査面Sは、深さ方向であるr方向に沿った超音波ビームBを θ 方向に走査することによって形成される扇状のデータ取込空間である。

40

【0028】

プローブ10は、一般に体表面上に当接して用いられるが、プローブ10が体腔内に挿入されるプローブであってもよい。プローブ10内に複数の振動素子を二次元配列して構成される2Dアレイ振動子を設けることも可能である。そのような2Dアレイ振動子を用いれば三次元エコーデータ取込空間を形成することができる。

【0029】

送受信部12は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。すな

50

わち、送信時において、送受信部 12 は所定の遅延関係をもった複数の送信信号をプローブ 10 に供給する。具体的には、複数の送信信号は複数の振動素子に供給され、これによって送信ビームが形成される。生体内からの反射波が複数の振動素子にて受波されると、複数の振動素子から複数の受信信号が出力され、それらが送受信部 12 に入力される。送受信部 12 においては電子的に受信ビームを形成するために複数の受信信号に対する整相加算処理を実行し、整相加算後の受信信号を出力する。

【0030】

送受信部 12 の後段に設けられた信号処理部 14 は、整相加算後の受信信号（ビームデータ）に対して基本波成分又は高調波成分の抽出や、検波、対数圧縮、ノイズ除去などの信号処理を実行する。信号処理部 14 の出力端には複数のビームデータが現れることになる。それらのビームデータは送受信空間上に存在するデータアレイを構成する。図 1 においては、データアレイ X が複数のビームデータ D の集合体として示されている。概念的には、複数のビームデータ D は θ 方向に整列し、各ビームデータは r 方向に沿ったエコーデータ列としての複数のエコーデータによって構成される。データアレイ X を構成する各ビームデータ D は DSC（デジタルスキャンコンバータ）16 に送られる他、必要に応じてデータアレイ処理部 22 へ出力される。このデータアレイ処理部 22 の構成及び作用については後に詳述する。

10

【0031】

DSC 16 は、周知のように、座標変換機能、補間処理機能などを有している。すなわち、DSC 16 は送受信座標系にしたがって取得されたデータアレイ（ビームデータ集合）に基づいて B モード画像（断層画像）を形成する処理を実行する。これによって、送受信座標系にしたがったデータ集合が表示座標系にしたがったデータ集合に変換されることになる。DSC 16 から出力される断層画像のデータは表示処理部 18 を経由して表示部 20 に送られる。表示部 20 には白黒の断層画像が表示されることになる。その断層画像は上記で説明した走査面 S 上において取得された複数のエコーデータを表したものである。

20

【0032】

なお、図 1 に示される超音波診断装置がドブラ画像を形成するモジュールを具備していてもよいし、また三次元画像を形成するモジュールを具備していてもよい。

【0033】

次に、図 1 に示したデータアレイ処理部 22 について詳述する。データアレイ処理部 22 は、本実施形態において座標変換前のデータアレイに対して画像処理に相当するデータ処理を実行するモジュールである。もちろん、DSC 16 から出力された画像データに対して同様の処理を適用することも可能である。信号処理部 14 から出力された各ビームデータ D（データアレイ X）がデータアレイ処理部 22 に入力されており、そのデータアレイに対して平滑処理、境界検出処理、合成処理などの各種の処理を経て生成された新しいデータアレイが DSC 16 に出力されている。図 1 において、データアレイ処理部 22 に入力される各データが x で表されており、そこから出力される各データが x_{out} で表されている。このデータアレイ処理部 22 は本実施形態において DSC 16 の処理に先だってデータアレイに対して画質を操作する処理を実行するものである。

30

40

【0034】

データアレイ処理部 22 は図 1 に示されるように平滑処理部 24、境界検出処理部 26 及び合成処理部 28 を有しており、以下にそれらの構成について具体的に説明する。なお、データアレイ処理部 22 は、デジタルシグナルプロセッサ（DSP）等の専用プロセッサとして、あるいは、CPU によって動作されるデータ処理プログラムの作用として実現することが可能である。

【0035】

図 2 には、図 1 に示した平滑処理部 24 の具体的な構成例が示されている。図示されるように、平滑処理部 24 は、並列配置された複数の平均処理器 30 - 38 と、これと同様に並列配置された複数の偏差演算器 40 - 48、及び、セクタ 50 を有している。複数

50

の平均処理器 30 - 38 の内で、平均処理器 30 - 36 は方向性をもった平均処理を実行する回路であり、一方、平均処理器 38 は、無方向性の平均処理を実行する回路である。平均処理器 30 - 36 はそれぞれ所定の角度方向に対応付けられており、具体的には、平均処理器 30 は 0° 方向の平均処理を担当しており、平均処理器 32 は 45° 方向の平均処理を担当しており、平均処理器 34 は 90° 方向の平均処理を担当しており、平均処理器 36 は 135° 方向の平均処理を担当している。本実施形態においては 4 つの方向について平均処理が行われているが、それ以上あるいはそれ以下の数の方向について平均処理を行うようにしてもよい。

【0036】

図 3 には、図 2 に示した平均処理器 30 - 36 の作用が概念的に示されている。ちなみに、図 3 において (A) ~ (D) に示されるマトリクスは部分的なデータ配列を示しており、紙面左右方向は θ 方向に相当しており、紙面上下方向が r 方向に相当している。ここでは、 5×9 個のデータがデータ配列を構成している。(A) には図 2 に示した平均処理器 30 の作用が示されている。(A) に示されるように、平均処理器 30 は注目データ Q を通過する 0° 方向に向いた参照ライン L 上に存在する 5 つのデータ R_1, R_2, Q, R_3, R_4 を参照する。そして、それらの 5 つのデータ値の平均値を出力する。その平均値が図 2 においては x_s^0 で表されている。

10

【0037】

図 3 における (B) には図 2 に示した平均処理器 32 の作用が示されている。平均処理器 32 は 45° 方向に向いた参照ライン L 上に存在する 5 つのデータ R_1, R_2, Q, R_3, R_4 を参照する。そして、平均処理器 32 はそれらのデータ値の平均値 x_s^{45} を求めて、それを出力する。(C) には図 2 に示した平均処理器 34 の作用が示されている。平均処理器 34 は 90° 方向に沿った参照ライン L 上に存在する 5 つのデータ、 R_1, R_2, Q, R_3, R_4 を参照し、それらの平均値 x_s^{90} を求める。同様に、図 2 に示した平均処理器 36 は、図 3 における (D) に示されるように、135° 方向に向いた参照ライン L 上に存在する 5 つのデータ R_1, R_2, Q, R_3, R_4 を参照し、それらの平均値 x_s^{135} を求めて出力する。

20

【0038】

平均処理器 30 - 36 が参照するデータの個数はいずれも 5 つ、つまり同数であって、参照するデータの個数を揃えることにより処理条件を均一にでき、また処理結果の直接的な対比が可能となる。これは、以下に説明するような注目点を中心とする局所領域について平均値を求める場合についても同様に言えることである。ちなみに、本実施形態においては、5 つのデータ値に対して単純平均処理が適用されていたが、いわゆる重み付け平均処理を適用するようにしてもよい。

30

【0039】

図 4 には、図 2 に示した平均処理器 38 の作用が概念的に示されている。平均処理器 38 は、注目点 Q を中心とした所定形状を有する局所領域 (図 4 においてハッチングで示されている) 内の各データを参照する。具体的には、データ Q, R_1, R_2, R_3, R_4 を参照し、それらの平均値 x_{s0} を求める。ちなみに、図 4 においては + 形を有する局所領域が示されていたが、その局所領域の形状は図示のものには限られず、円形であってもよいし矩形であってもよい。あるいはそれ以外の形体であってもよい。

40

【0040】

いずれにしても、本実施形態においては、複数の方向性をもった平均処理と無方向性の平均処理とが並列的に実行されている。後に詳述するように、セクタ 50 においては、それらの中から現在注目している局所部位に適合する平均値を選択的に利用することが可能である。なお、二次元のデータアレイを構成する各データが注目点として設定される。すなわち、各データについて個別的に上述した複数の平均処理が適用される。ただし、データアレイ中における特定の領域あるいは特定のポイントに対して上述した平均処理が限定的に適用されるようにしてもよい。

【0041】

50

図 2 に戻って、平均処理器 30 - 38 において求められた平均値 x_s^0 , x_s^{45} , x_s^{90} , x_s^{135} , x_{s0} はそれぞれセクタ 50 に出力されると共に、以下に説明する偏差演算器 40 - 48 に出力されている。各偏差演算器 40 - 48 は、以下の (1) 式を実行するものである。

【 0 0 4 2 】

【 数 1 】

$$d^\phi = \sum_{i=1}^5 |x_i^\phi - x_s^\phi| \quad \dots (1)$$

10

【 0 0 4 3 】

上記の (1) 式において、 d^ϕ は ϕ 方向における偏差を表している。偏差はデータ値のばらつきを表すものであり、それは分散値と称することも可能である。 $\phi = 0, 45, 90, 135$ であるが、本発明はそれらの数値に限定されるものでない。上記 (1) 式において、 x_i^ϕ は図 3 に示した各参照ライン上あるいは局所領域内における各データ値を示している。本実施形態において i は 1, 2, ..., 5 であるが、そのような数値に限られないことは上述の通りである。また、上記 (1) 式において x_s^ϕ は上述のように参照ラインあるいは局所領域内において参照されたデータ値の平均値を表している。なお、平均処理器 38 は方向性を有しない平均処理を実行するものであるため、その場合には (1) 式の左辺は d_0 となる。

20

【 0 0 4 4 】

以上のように求められた各偏差 d^0 , d^{45} , d^{90} , d^{135} 及び d_0 はそれぞれセクタ 50 にリファレンスデータとして与えられている。セクタ 50 は、入力された複数の偏差の中で最小値を判定し、その最小値に対応する方向あるいは無方向を特定する。つまり、例えば平均処理の方向が構造の流れに沿った方向つまり輪郭方向に相当する場合、当該方向において偏差の値は非常に小さくなる。したがって当該方向に対して平滑処理を行ったとしても画質も著しく低下させることはなく、むしろスペックルの低減効果を十分に発揮させることが可能となる。そこで、セクタ 50 は上述した偏差を参照して、その大小関係から最適な平滑処理方向を判定しており、あるいは、方向性をもった平滑処理を行うのではなく無方向性をもった平滑処理が最適なものであると判定している。具体的に説明すると、セクタ 50 は、偏差 d^0 が最小値であれば、平均値 x_s^0 を当該注目点についての平滑値 (平均値) x_s として出力する。このことは平均値 x_s^{45} , x_s^{90} , x_s^{135} についても同様である。一方、偏差 d_0 が最小値をとる場合、特定の方向に対して平滑処理を行うのは望ましくないので、セクタ 50 は平均値 x_{s0} を当該注目点についての平滑値 x_s として選択する。なお、平滑処理に関しては多様なバリエーションを採用することができ、例えば平滑処理を行う方向についても 4 つには限られず、それ以上あるいはそれ以下の個数を選択することができる。例えば 8 方向等であってもよい。そのような場合には局所部位の構造により適切な平均値を得られるという利点がある。また図 3 の (A) ~ (D) 及び図 4 に示した各窓 (参照エリア) のサイズについても図示したものには限られず、より大きなあるいはより小さな窓を採用することも可能である。更に、上述した実施形態においては、方向に依存して飛び飛びのサンプル点を参照するようにしたが、参照する条件は状況に応じて適宜変更することが可能である。いずれにしても、特許文献 1 に記載した手法においては常に方向性をもった平滑処理が適用されてしまうため、場合によっては、微小構造物を特定の方向に沿ってぼやかしてしまうという問題があったが、本実施形態においては方向性をもった平滑処理に加えて無方向性の平滑処理を選択的に適用できるように構成したため、微小構造物に関しては無方向性の平滑処理を選択的に利用して、その輝度の低下あるいは形状の崩れといった問題を回避することが可能である。もちろん、それぞれの領域あるいは外形についてはその方向に適合した平滑処理を適用できる。

30

40

【 0 0 4 5 】

50

次に、実際の超音波画像を参照しつつ、平滑処理部 24 の作用を説明する。図 5 には、原画像が示されている。この原画像は上述した平滑処理を経ていない画像である。ちなみに図 5 及び以下に説明する各画像はコンベックス型プローブを用いて取得されたものである。図 6 には方向性をもった平滑処理のみを適用した画像が示されている。すなわち、図 2 に示した平滑処理部 24 の構成の中で平均処理器 38 及び偏差演算器 48 を除外した構成による処理結果を表すものがある。図 5 と図 6 の対比から明らかなように、方向性をもった平滑処理によれば、画像上に分散的に存在するスペックルを効果的に目立たなくすることが可能である。また各輪郭あるいは境界についてもある程度はっきりとした形状を保存できる。その一方、数サンプルの集合に相当するような微小構造物についての輝度は極端に落ちており、組織中における微小構造の観察を充分に行えないことが危惧される。これに対し、本実施形態においては、上述したように、平滑処理部 24 が、更に無方向性の平均化処理を実行する平均処理器 38 を備えており、またそれに伴って偏差演算器 48 が設けられている。

【0046】

その作用を図 7 ~ 図 9 を用いて説明する。図 7 ~ 図 9 には複数のワイヤーを有するファントムに対して超音波の送受波を行って形成された超音波画像が示されている。図 7 は、特別な画像処理を行っていない原画像を示しており、図 8 は方向性をもった平滑処理のみを適用した画像を示している。図 9 は、方向性をもった平滑処理に加えて上記のような無方向性の平滑処理を選択的に適用した画像を示している。各図の対比から明らかなように、原画像に対して方向性をもった平滑処理を適用すれば、スペックルを大幅に軽減できるが、その一方において微小構造がぼけてしまう。その一方、図 9 に示すように選択的に無方向性の平滑処理を適用することにより、微小構造物を明瞭に表現することが可能となり、すなわちスペックルの低減と、境界及び微小構造の保存を両立させることが可能となる。本実施形態においては、各注目点ごとに偏差すなわち分散値を基準として平滑処理内容を切り替えているが、偏差以外の情報を基準として処理の切換を行うようにしてもよい。いずれにしても、上述した実施形態においては、方向性をもった平滑処理と無方向性の平滑処理とを組み合わせているので、上述したように、見かけ上、スペックルを効果的に低減しつつ、組織構造を明瞭に表現できるという利点がある。ただし、平滑処理はアベレーシング処理に相当しているため、組織の辺縁あるいはエッジをより強調するために境界検出処理部 26 (図 1 参照) が設けられており、これについて以下に詳述する。

【0047】

図 10 には、境界検出処理部 26 の具体的な構成例が示されている。この境界検出処理部 26 は図 1 に示したように平滑処理部 24 に対して並列的に設けられるものである。境界検出処理部 26 は、以下に説明するように境界を検出しあるいは境界を強調する処理を実行する。図 10 に示す具体例において、境界検出処理部 26 は移動平均器 52、並列的に設けられた複数の 2 次微分型フィルタ 54 - 60、及び、セクタ 62 を有している。境界検出処理部 26 には、図 1 に示した信号処理部 14 から出力されたデータ x が入力されており、境界検出処理部 26 から所定の処理を経たデータ x_b が出力される。

【0048】

移動平均器 52 は、データ x の集合体としてのデータアレイに対して移動平均処理を実行する回路である。例えば、データアレイを構成する各データ x をそれぞれ注目点とし、その注目点を中心とする所定のサイズをもった窓を設定する。その窓は例えば 5 ~ 7 のサイズを有しており、窓内に存在するデータ値について平均値を求め、その平均値を注目点についてのデータの値として置き換える。このような処理を移動平均器 52 が順次実行しており、その処理結果として移動平均化処理が行われた後のデータアレイが得られることになる。そのデータアレイは各 2 次微分型フィルタ 54 - 60 に並列的に出力される。移動平均処理によりノイズ等を除去できるので、その後の微分処理によりノイズ等が検出されてしまう問題を回避できる。各 2 次微分型フィルタ 54 - 60 は、それぞれ所定の方向に 2 次微分処理を実行するものであり、それらの具体例が図 11 に示されている。

【0049】

10

20

30

40

50

本発明者らの実験によれば、境界検出のために１次微分型フィルタ（Roberts, Sobel, Prewitt等のフィルタ）や方向性を有しない２次微分型フィルタ（Laplacian等のフィルタ）を用いると、画像上に存在しているある程度の太さの線が２本の線として検出されてしまったり、あるいは画像上に存在している線の中心を検出できるものの連続性をもってその検出を行えないという問題が認められている。図１２には、１次微分型フィルタとしてのSobelフィルタを用いて原画像の画像処理を行った結果を表すものであるが、図示されるように太い線が二重に検出されており、非常に違和感を与える画像内容となっている。また、図１３に示す画像は原画像に対して方向性をもたない２次微分型フィルタとしてのLaplacianフィルタを適用した結果を示すものであるが、上述したように、各線の中心を検出できているものの、検出結果において各線は途切れ途切れであり、すなわち連続性が低下している。そのようなフィルタを用いて良好な超音波画像を構成するのは困難である。

10

【００５０】

そこで、本実施形態においては、図１０及び図１１に示したように、方向性をもった２次微分型フィルタ５４－６０が利用されている。すなわち、本実施形態においては、０°方向、４５°方向、９０°方向及び１３５°方向のそれぞれの方向について２次微分型のフィルタリング作用を発揮するフィルタが用いられている。もちろん、図１１に示す各フィルタは一例であって、同様の作用を発揮するフィルタであれば他のフィルタを用いることが可能である。ちなみに、図１１において紙面左右方向はθ方向に相当しており、紙面上下方向は r 方向に相当している。図１１に示す例では各フィルタが５×７のサイズを有しているが、それ以上のあるいはそれ以下のサイズをもったフィルタを利用することも可能である。またいずれの点をサンプル点とするのかについても多様なバリエーションが考えられる。

20

【００５１】

図１０におけるセクタ６２は、本実施形態において、複数の２次微分型フィルタ５４－６０から出力されるフィルタリング後の境界検出値 x_b の中で最大値を選択し、あるいは、それらの値の平均値をとることによって当該注目データについての境界検出値を求める。この場合において、最大値あるいは平均値を採用するのではなく、それぞれのフィルタの出力結果を所定の条件にしたがって合成するようにしてもよい。いずれにしても、それぞれの方向に適合した２次微分型フィルタリング処理を適用し、それらの結果を相互に比較参照しつつ最適な境界検出値を求めることにより、各局所領域の状態に応じた最適な

30

【００５２】

図１４には、図１０に示した境界検出処理部２６の処理結果が示されている。図１４に示す画像と、図１２及び図１３に示した画像との対比から明らかなように、本実施形態によれば、ある太さをもった線が二重に検出されてしまったりあるいは線の検出が途切れ途切れとなってしまう問題を防止して、輪郭を明瞭に検出できる。

【００５３】

次に、図１に戻って、合成処理部２８の処理内容を説明する。合成処理部２８は、平滑処理部２４から出力された平滑処理後のデータ（平滑値） x_s と、境界検出処理部２６から出力された境界検出処理後のデータ（境界検出値） x_b を合成処理することにより、合成されたデータ（合成値） x_{out} を求めるモジュールである。この合成処理はデータアレイ上の各データ（各座標）ごとに実行される。そのような合成処理にあたって、必要に応じて更に原画像データ x を併わせて参照するようにしてもよい。合成処理部２８は、本実施形態において例えば以下の（２）式を実行することにより、各データごとに合成値を求めている。

40

【００５４】

【数 2】

$$X_{out} = X_s \cdot \{1 + \alpha \cdot (X_b/X_{max})\} \quad \dots (2)$$

【0055】

上記(2)式において、 α は強調の度合いを操作する係数を表しており、例えば α は0.2であるが、それをユーザーによってあるいは自動的に可変するようにしてもよい。 x_{max} は最大階調に相当しており、その最大階調で x_b を規格化し、それに対して上記の α を乗算することにより、 x_s と x_b とに与える重みが調整されている。いずれにしても、上記の(2)式のような演算を実行することにより、平滑処理結果と境界検出処理結果とを適宜加味して合成値を求めることができ、すなわちスペックルを効果的に低減しつつも組織境界をより強調したメリハリのある超音波画像を構成することが可能となる。

【0056】

図15には、合成処理部28の処理結果が示されており、図示されるようにスペックルは大幅に低減されており、また組織構造に不自然さはなく、かつ境界線が強調されており、疾病診断上有益な情報を提供できるものであることが確認できる。

【0057】

上記の(2)式においては、 x_s を主体として x_b を重みとして作用させたが、 x_s 及び x を主体として重み付け加算を行うこともできる。そのような計算式が以下の(3)式に示されている。

【0058】

【数 3】

$$X_{out} = (X_b/X_{max}) \cdot X_s + (1 - X_b/X_{max}) \cdot X \quad \dots (3)$$

【0059】

また、以下の(4)式に示す計算式を用いることも可能である。すなわち、加算演算あるいは乗算演算を基本とする計算式を用いて2つの値を合成し、これによってそれぞれの処理の長所を生かしつつも互いの欠点を補い合った良好な画像を形成することが可能となる。ちなみに、上記の(3)式に示したように、更に、原データ x を考慮すれば、受信信号により忠実な合成画像を形成できるという利点がある。

【数 4】

$$X_{out} = (1 - \alpha) \cdot X_s + \alpha \cdot X_b \quad \dots (4)$$

【0060】

本実施形態においては、DSC16の前段においてデータアレイの処理を行ったが、もちろんDSC16の後段においてデータアレイの処理を実行するようにしてもよい。また、本実施形態におけるデータアレイの処理は、動画像を構成する各フレームのデータに対して逐次的に実行することも可能であるし、メモリに記憶された静止画像に対して適用することも可能である。本実施形態におけるデータアレイ処理部は、各図に示したように簡易な構成で実現されているが、上述したように良好な超音波画像の画質を得られるという利点がある。上述した実施形態においては、二次元画像への適用について説明したが、もちろん三次元画像に対しても同様の処理を適用することが可能である。その場合においては各フィルタとして三次元構造をもったフィルタを利用すればよい。なお、図1に示したデータアレイ処理部22が有する平滑処理部24及び境界検出処理部26はそれら単独であるいは更に別の構成と組み合わせて利用することも可能であり、それらは単独で技術的

価値があるものである。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】図1に示す平滑処理部の具体的な構成例を示すブロック図である。

【図3】図2に示した平均処理部の作用を説明するための概念図である。

【図4】図2に示した平均処理部の作用を説明するための図である。

【図5】原画像を示す図である。

【図6】原画像に対して方向性をもった平滑処理のみを適用した場合の処理結果を示す図である。

10

【図7】ファントムを表す原画像を示す図である。

【図8】原画像に対して方向性をもった平滑処理のみを適用した結果を示す図である。

【図9】原画像に対して方向性をもった平滑処理に加えて無方向性の平滑処理を組み合わせ適用した結果を示す図である。

【図10】図1に示した境界検出処理部の具体的な構成例を示すブロック図である。

【図11】図10に示す各二次微分型フィルタの具体的な内容を示す概念図である。

【図12】比較例として一次微分型フィルタを適用した結果を示す図である。

【図13】比較例として方向性を有しない二次微分型フィルタを適用した結果を示す図である。

【図14】図1に示した境界検出処理部の処理結果を表す図である。

20

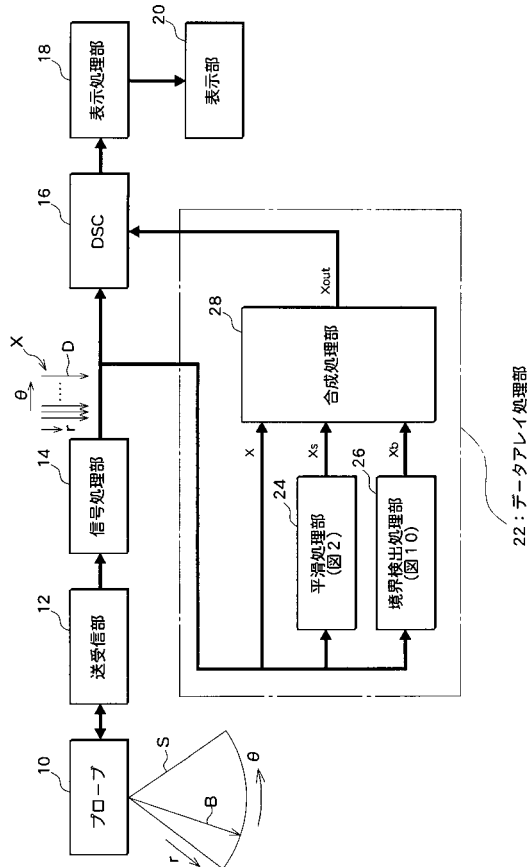
【図15】図1に示したデータアレイ処理部の処理結果を示す図である。

【符号の説明】

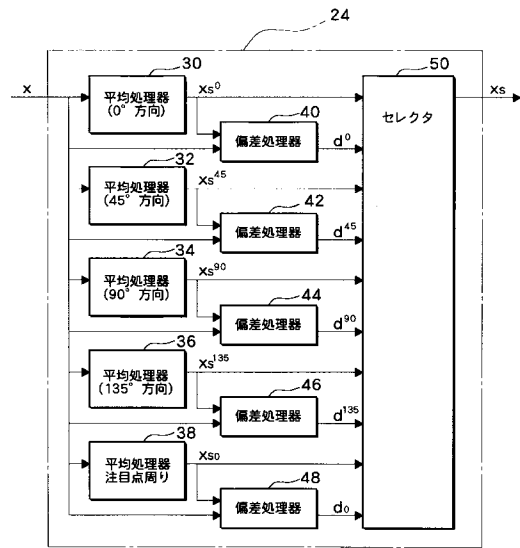
【0062】

10 プローブ、12 送受信部、14 信号処理部、16 DSC（デジタルスキャンコンバータ）、18 表示処理部、20 表示部、22 データアレイ処理部、24 平滑処理部、26 境界検出処理部、28 合成処理部。

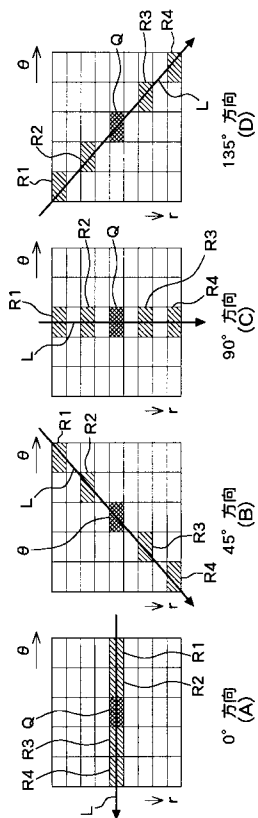
【図 1】



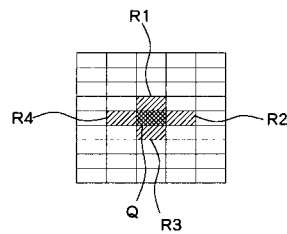
【図 2】



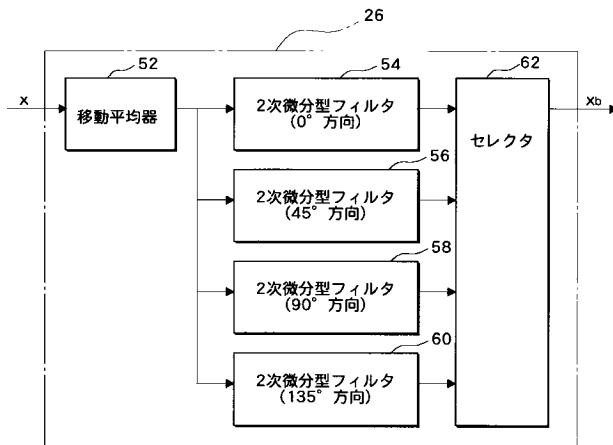
【図 3】



【図 4】



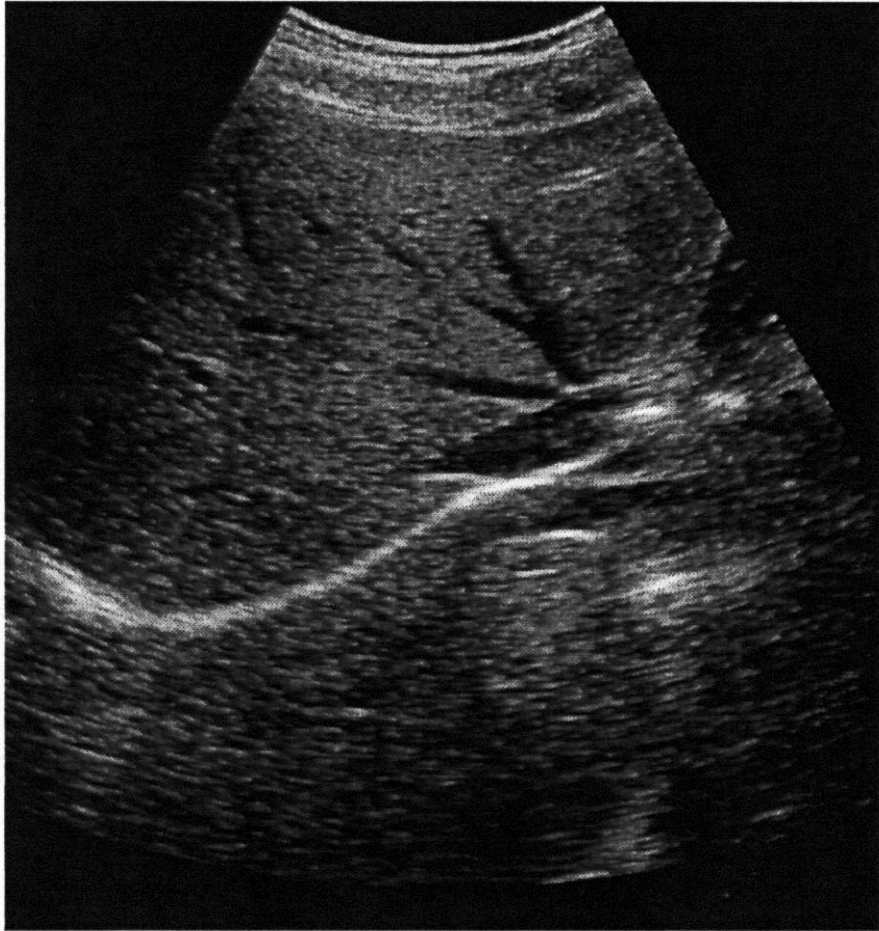
【図 10】



【図 11】

<table><tr><td>-1</td><td>0</td><td>-2</td><td>0</td><td>-1</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>2</td><td>0</td><td>4</td><td>0</td><td>2</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>-1</td><td>0</td><td>-2</td><td>0</td><td>-1</td></tr></table> (a) 0° 方向	-1	0	-2	0	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	4	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-1	0	-2	0	-1	<table><tr><td>-2</td><td>-1</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>2</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>-1</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>4</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>-1</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr></table> (b) 45° 方向	-2	-1	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	-1	0	0	0	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	<table><tr><td>-1</td><td>0</td><td>2</td><td>0</td><td>-1</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>-2</td><td>0</td><td>4</td><td>0</td><td>-2</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>-1</td><td>0</td><td>2</td><td>0</td><td>-1</td></tr></table> (c) 90° 方向	-1	0	2	0	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-2	0	4	0	-2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-1	0	2	0	-1	<table><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>-1</td><td>-2</td></tr><tr><td>0</td><td>2</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>4</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>-1</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>-2</td><td>0</td><td>-1</td><td>-2</td></tr></table> (d) 135° 方向	0	0	0	-1	-2	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	0	0	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-2	0	-1	-2
-1	0	-2	0	-1																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
2	0	4	0	2																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
-1	0	-2	0	-1																																																																																																																																																					
-2	-1	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	2	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
-1	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	4	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	-1																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
-1	0	2	0	-1																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
-2	0	4	0	-2																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
-1	0	2	0	-1																																																																																																																																																					
0	0	0	-1	-2																																																																																																																																																					
0	2	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	4	0	0																																																																																																																																																					
-1	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	0	0	0	0																																																																																																																																																					
0	-2	0	-1	-2																																																																																																																																																					

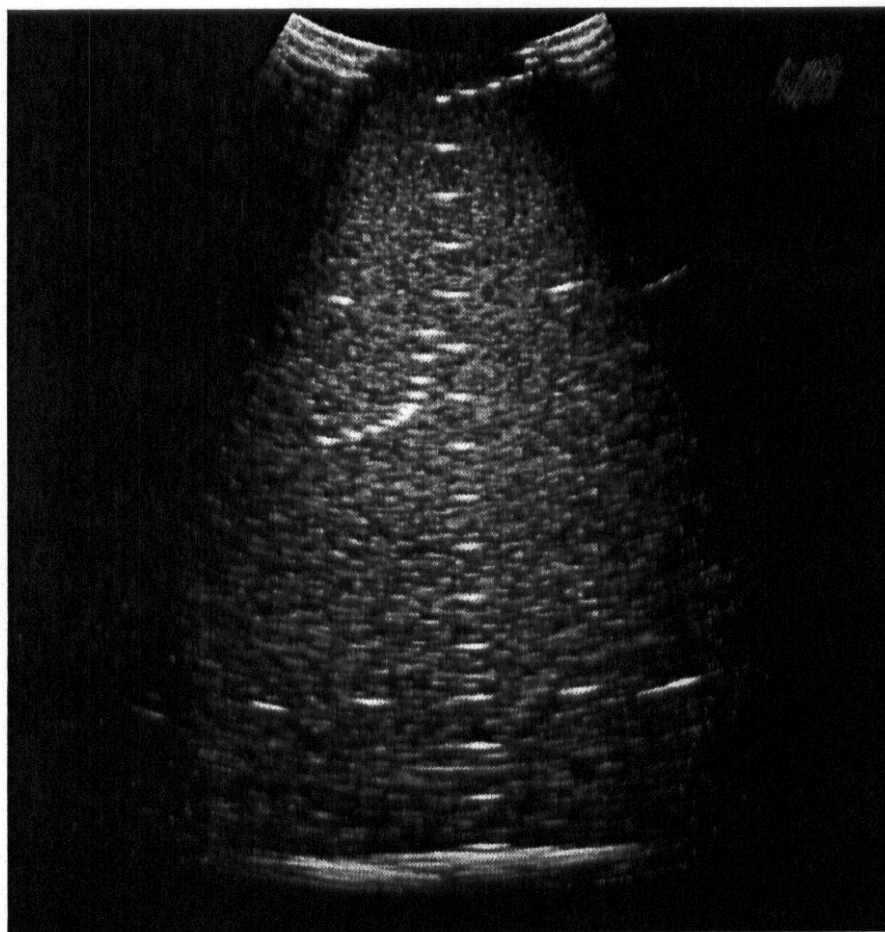
【図 5】



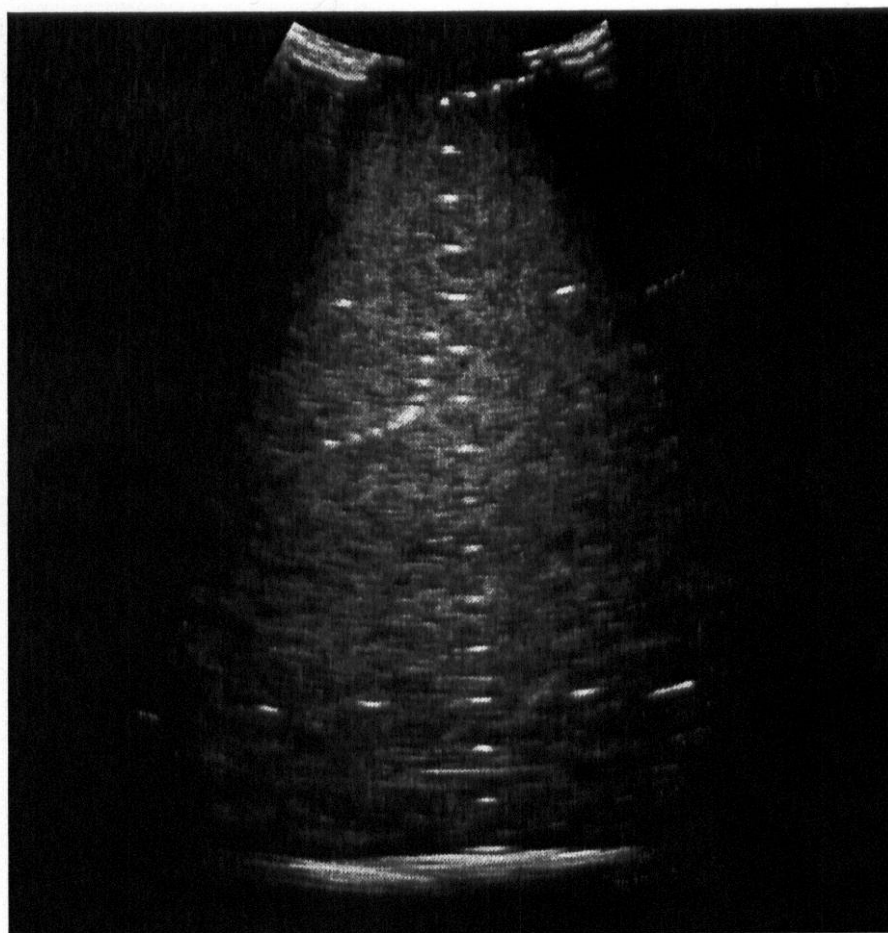
【図 6】



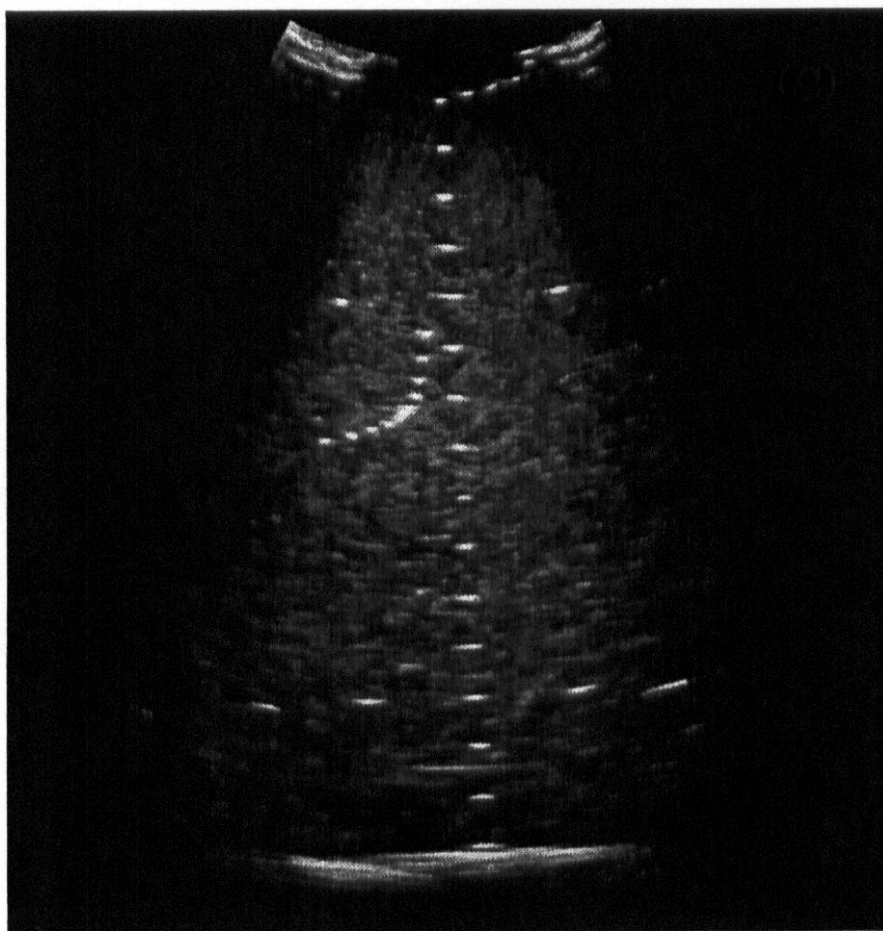
【図 7】



【 図 8 】



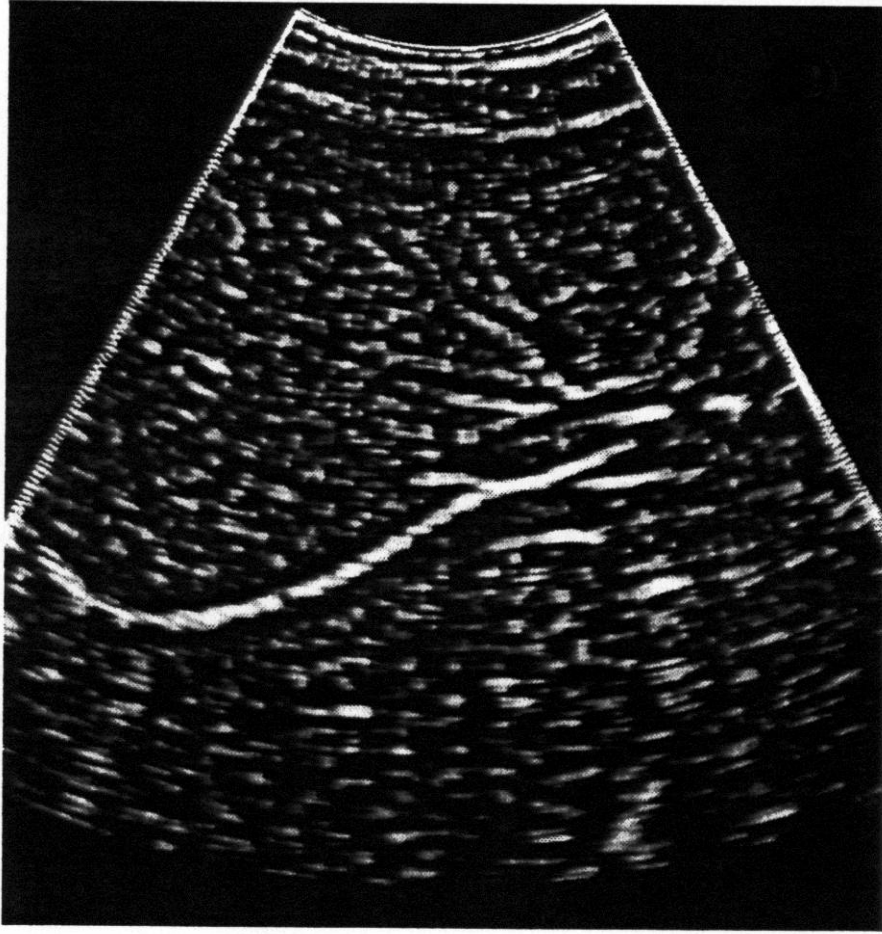
【図 9】



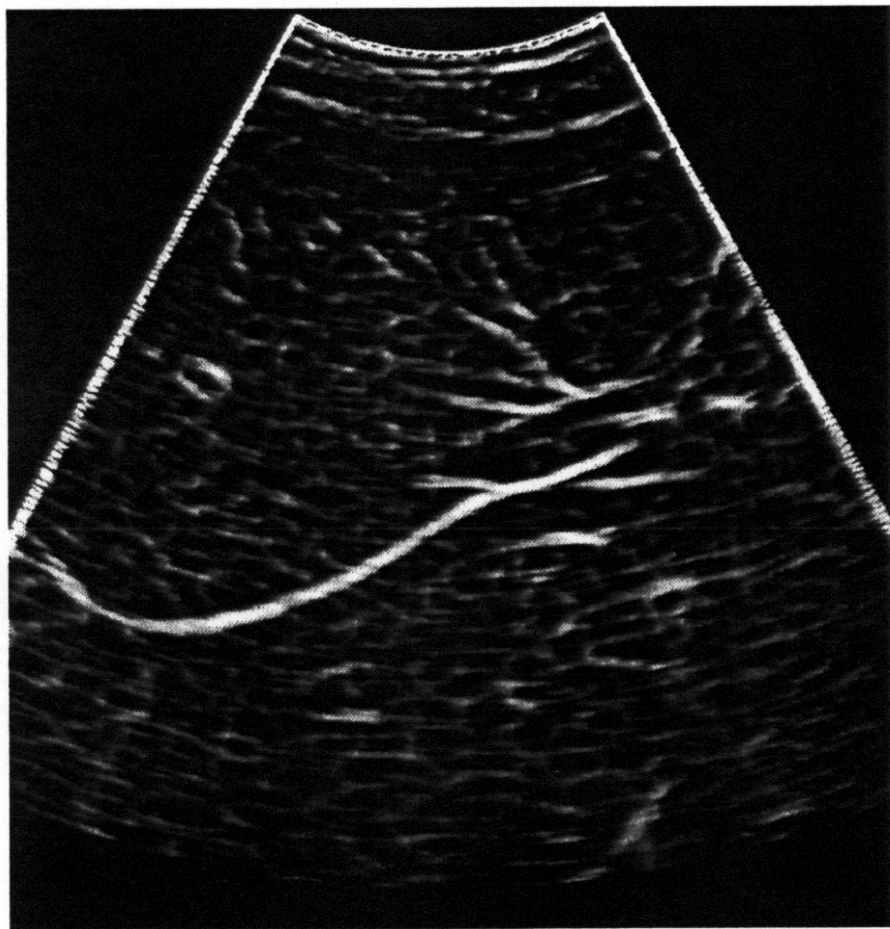
【図 12】



【図 13】



【 図 1 4 】



【図 15】



フロントページの続き

F ターム(参考) 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CE05 CE06
CE08 CH09 DA16 DB02 DB09 DC16

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007222264A	公开(公告)日	2007-09-06
申请号	JP2006044899	申请日	2006-02-22
[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	久津将则 曹景文		
发明人	久津 将则 曹 景文		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T5/20		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T5/20.A A61B8/14 G06T5/20 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/JB33 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC21 4C601/KK12 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE05 5B057/CE06 5B057/CE08 5B057/CH09 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC16 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA06 5L096/FA33 5L096/GA55		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4778325B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波检查，清晰显示组织结构，同时减少超声波图像中的斑点。解决方案：超声波检查仪包括数据阵列处理部分22，其包括平滑处理部分24，边界检测处理部分26和合成处理部分28。平滑处理部分24选择性地应用方向平滑处理和非方向平滑处理。输入数据。边界检测处理部分26对输入的数据执行方向二次差分滤波处理。合成处理部分28合成通过每个处理获取的数据，从而由此创建合成值。因此，超声波检查仪通过平滑处理减少斑点，并通过检测边界使组织结构清晰。Z

