

(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2005-318921

(P2005-318921A)

(43) 公開日 平成17年11月17日(2005. 11. 17)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/06

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2004-137148 (P2004-137148)
 (22) 出願日 平成16年5月6日(2004. 5. 6)

(71) 出願人 390029791
 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 佐藤 比呂光
 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 宮坂 好一
 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 DD03 EE04 JB31 JB45 JB48

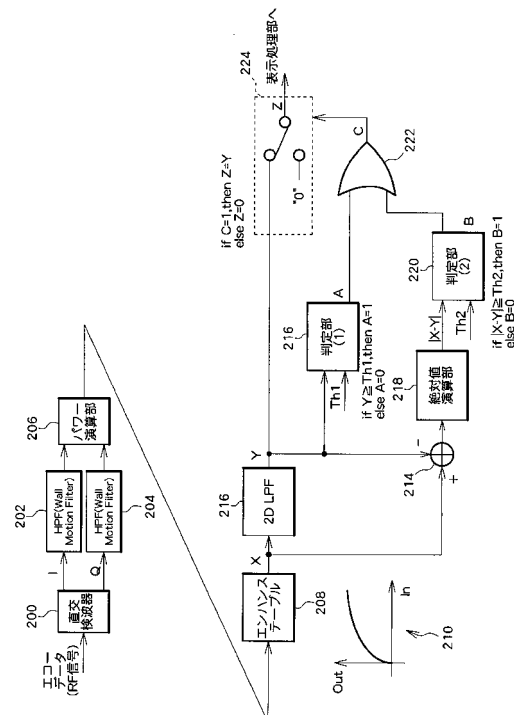
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 本来有効なデータとノイズデータ等との分別を的確に行う。

【解決手段】 2次元ローパスフィルタ212で算出された平均値Yは、第一の閾値判定を行うために判定部(1)216に与えられる。加算部214は、エンハンステーブル208から次々に出力されるパワーデータXと、2次元ローパスフィルタ212で算出された平均値Yの符号反転値とを加算して、パワーデータXとその平均値Yとの差分を求め、さらに、絶対値演算部218において差分の絶対値 $|X - Y|$ が求められ、第二の閾値判定を行うために判定部(2)220に与えられる。論理和ゲート222は、「A = 0」かつ「B = 0」ならば出力値Cとして「C = 0」を出力し、それ以外であれば「C = 1」を出力する。その結果、切替部224から、2次元ローパスフィルタ212の出力値Yのうち血流に相当する有効なデータのみが表示処理部へ出力される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象組織を含む空間内に超音波を送受波してエコーデータを取得する送受波部と、
取得されたエコーデータから得られるデータ列に基づいて対象組織に関する組織情報を生成する信号処理部と、
前記組織情報から超音波画像を形成する画像処理部と、
を有し、
前記信号処理部は、
前記データ列の各データに対して平滑化処理を実行する平滑化処理部と、
前記データ列の平滑化処理前データと平滑化処理後データとの差分を演算する差分演算部と、
前記平滑化処理後データおよび前記差分に基づいて、前記データ列の各データが対象組織に対応するものか否かを判断する判定部と、
を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

血流を含む空間内に超音波を送受波してエコーデータを取得する送受波部と、
取得されたエコーデータから得られるドプラ情報に基づいて、前記血流に関するパワー情報を含むパワーデータ列を生成する信号処理部と、
前記パワーデータ列から血流のパワー表示画像を形成する画像処理部と、
を有し、
前記信号処理部は、
前記パワーデータ列の各データに対して平滑化処理を実行する平滑化処理部と、
前記パワーデータ列の平滑化処理前データと平滑化処理後データとの差分を演算する差分演算部と、
前記平滑化処理後データおよび前記差分に基づいて、前記パワーデータ列の各データが血流に対応するものか否かを判断する判定部と、
を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記判定部は、前記平滑化処理後データが第一閾値以上又はそのデータに関する前記差分が第二閾値以上の場合にそのデータが血流に対応するデータであると判断する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

血流を含む空間内に超音波を送受波してエコーデータを取得する送受波部と、
取得されたエコーデータから得られるドプラ情報に基づいて、前記血流に関するパワー情報を含むパワーデータ列を生成する信号処理部と、
前記パワーデータ列から血流のパワー表示画像を形成する画像処理部と、
を有し、
前記信号処理部は、
前記パワーデータ列の各データに対して第一平滑化処理を施す第一平滑化処理部と、
前記パワーデータ列の各データに対して第二平滑化処理を施す第二平滑化処理部と、
前記パワーデータ列の平滑化処理前データと第二平滑化処理後データとの差分を演算する差分演算部と、
前記第一平滑化処理後データおよび前記差分に基づいて、前記パワーデータ列の各データが血流に対応するものか否かを判断する判定部と、
を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

10

20

30

40

50

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記判定部は、前記第一平滑化処理後データが第一閾値以上又はそのデータに関する前記差分が第二閾値以上の場合にそのデータが血流に対応するデータであると判断する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
前記信号処理部は、
前記ドブラ情報からクラッタ成分を除去するクラッタ除去部を含む、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【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向上させる技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を送受波して得られる血流のドブラ信号からパワー情報を取得して、血流に関するパワー表示を行う超音波診断装置が知られている。このパワー表示処理は、一般に、パワードブラあるいはカラーアンギオなどと呼ばれている（特許文献 1 参照）。

【0003】

ドブラ信号処理では、一般に、超音波を送受波して得られたエコー信号（RF 信号）を直交検波し、検波の結果得られる I 信号および Q 信号を利用して周波数解析が行われる。ところが、生体からの反射信号には、低周波でパワーの大きいクラッタ成分が混入している。パワー表示処理などにおいては、このクラッタ成分を十分に除去する必要があるため、例えば、周波数解析を行う前に直交検波後の I 信号および Q 信号からハイパスフィルタを利用するなどしてクラッタ成分を除去していた。

20

【0004】

さらに、パワー表示処理などにおいては、画質を向上させるために各種フィルタなどを利用してノイズ除去が行われる。従来から、ローパスフィルタによる空間平滑化や時間平滑化を行い、平滑化されたデータに対して閾値処理などを施してノイズを除去する手法が知られている。

30

【0005】

【特許文献 1】特開 2000 - 342585 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 262520 号公報

【特許文献 3】特開平 7 - 308318 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところが、ノイズ除去処理において、平滑化後に閾値処理を行うのみでは、本来有効なデータとノイズデータ等との的確な分別が困難であり、例えば、ノイズが除去されずに飛び地状の領域として画像に残留し、あるいは、対象組織画像の領域に黒抜けを生じさせるなど、画質の劣化に繋がりがかねない。

40

【0007】

そこで本発明は、本来有効なデータとノイズデータ等との分別を的確に行うことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、対象組織を含む空間内に超音波を送受波してエコーデータを取得する送受波部と、取得されたエコーデータから得られるデータ列に基づいて対象組織に関する組織情報を生成する信号処理部と、前記組織情報から超音波画像を形成する画像処理部と、を有し、前記信号処理部は、

50

前記データ列の各データに対して平滑化処理を実行する平滑化処理部と、前記データ列の平滑化処理前データと平滑化処理後データとの差分を演算する差分演算部と、前記平滑化処理後データおよび前記差分に基づいて、前記データ列の各データが対象組織に対応するものか否かを判断する判定部と、を含む、ことを特徴とする。

【0009】

上記構成において、対象組織に関する組織情報とは、例えば、対象組織から得られるエコーデータの振幅情報やエコーデータから得られるドプラ情報などである。そして、組織情報から形成される超音波画像とは、例えば、振幅情報から得られる断層画像、ドプラ情報から得られるカラードプラ画像、パワードプラ画像などである。

【0010】

上記構成では、平滑化処理後データおよび差分に基づいてデータ列の各データが対象組織に対応するものか否かを判断するため、単に閾値判定による判断に比べて、よりの確に対象組織のデータを認識できる。

【0011】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、血流を含む空間内に超音波を送受波してエコーデータを取得する送受波部と、取得されたエコーデータから得られるドプラ情報に基づいて、前記血流に関するパワー情報を含むパワーデータ列を生成する信号処理部と、前記パワーデータ列から血流のパワー表示画像を形成する画像処理部と、を有し、前記信号処理部は、前記パワーデータ列の各データに対して平滑化処理を実行する平滑化処理部と、前記パワーデータ列の平滑化処理前データと平滑化処理後データとの差分を演算する差分演算部と、前記平滑化処理後データおよび前記差分に基づいて、前記パワーデータ列の各データが血流に対応するものか否かを判断する判定部と、を含む、ことを特徴とする。

【0012】

望ましくは、前記判定部は、前記平滑化処理後データが第一閾値以上又はそのデータに関する前記差分が第二閾値以上の場合にそのデータが血流に対応するデータであると判断する、ことを特徴とする。

【0013】

また上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、血流を含む空間内に超音波を送受波してエコーデータを取得する送受波部と、取得されたエコーデータから得られるドプラ情報に基づいて、前記血流に関するパワー情報を含むパワーデータ列を生成する信号処理部と、前記パワーデータ列から血流のパワー表示画像を形成する画像処理部と、を有し、前記信号処理部は、前記パワーデータ列の各データに対して第一平滑化処理を施す第一平滑化処理部と、前記パワーデータ列の各データに対して第二平滑化処理を施す第二平滑化処理部と、前記パワーデータ列の平滑化処理前データと第二平滑化処理後データとの差分を演算する差分演算部と、前記第一平滑化処理後データおよび前記差分に基づいて、前記パワーデータ列の各データが血流に対応するものか否かを判断する判定部と、を含む、ことを特徴とする。

【0014】

望ましくは、前記判定部は、前記第一平滑化処理後データが第一閾値以上又はそのデータに関する前記差分が第二閾値以上の場合にそのデータが血流に対応するデータであると判断する、ことを特徴とする。望ましくは、前記信号処理部は、前記ドプラ情報からクラッタ成分を除去するクラッタ除去部を含む、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明により、本来有効なデータとノイズデータ等との分別を的確に行うことができ超音波画像の画質が向上する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成図である。

【 0 0 1 8 】

プローブ 1 0 0 は、生体 1 0 1 内に超音波を送波して、生体 1 0 1 内からエコーデータを取得する超音波探触子である。このプローブ 1 0 0 は、複数の振動素子を有しており、各振動素子から出力される超音波パルスの送波タイミングなどが適宜制御され、電子走査方式による超音波ビームの走査が実現される。電子走査方式としては、例えばリニア走査やセクタ走査などが挙げられる。本実施形態に係る超音波診断装置は、血流のパワー（エコー値の大きさに依存）を計測するのに適しており、計測にあたっては、超音波ビームの走査によって形成される走査面が血流を含むように、プローブ 1 0 0 の生体 1 0 1 表面への当接位置や当接姿勢が調整される。

【 0 0 1 9 】

送信ビームフォーマ 1 0 2 は、プローブ 1 0 0 に対して送信信号を供給する。送信信号は、送信波形生成器 1 0 4 から出力される送信パルスを利用して、走査制御部 1 0 6 による電子走査制御に基づいて生成される。また、受信ビームフォーマ 1 0 8 は、プローブ 1 0 0 から出力される各振動素子ごとのエコーデータに対して増幅や整相加算などの処理を行う。受信ビームフォーマ 1 0 8 の動作は走査制御部 1 0 6 によって制御される。

【 0 0 2 0 】

走査制御部 1 0 6 は、送信ビームの形成及び受信ビームの形成を行うための送受信制御を実行する。つまり、走査制御部 1 0 6 は、送信ビームフォーマ 1 0 2 および受信ビームフォーマ 1 0 8 を制御して超音波ビームをステアリングさせて送受波の走査面を形成する。その結果、受信ビームフォーマ 1 0 8 から、走査面内の各超音波ビームごとのエコーデータ（整相加算後のエコーデータ）が出力される。

【 0 0 2 1 】

組織断層エコー処理部 1 1 0 は、受信ビームフォーマ 1 0 8 から出力されるエコーデータに基づいて、いわゆる B モード画像を形成する。B モード画像の形成処理には周知の技術が利用され、各エコーデータに対してその振幅の大きさに応じた画素値が割り当てられ B モード画像が形成される。形成された B モード画像は表示処理部 1 1 6 へ出力される。

【 0 0 2 2 】

カラードブラ処理部 1 1 2 は、受信ビームフォーマ 1 0 8 から出力されるエコーデータに基づいて、いわゆるカラードブラ画像を形成する。カラードブラ画像の形成処理には周知の技術が利用される。つまり、血流に対応するエコーデータから血流の速度情報が抽出され、断層画像上において、血流内の各部ごとにその速度に対応した色付け処理が施されカラードブラ画像が形成される。形成されたカラードブラ画像は表示処理部 1 1 6 へ出力される。

【 0 0 2 3 】

パワードブラ処理部 1 1 4 は、受信ビームフォーマ 1 0 8 から出力されるエコーデータに基づいて、パワードブラ画像を形成する。パワードブラ画像とは、断層画像上において、血流内の各部ごとにそのパワー値に対応した色付け処理を施したものである。パワードブラ処理部 1 1 4 内で実行される処理については、後に図 2 から図 4 を利用して詳述する。形成されたパワードブラ画像は表示処理部 1 1 6 へ出力される。

【 0 0 2 4 】

表示処理部 1 1 6 は、例えばユーザ操作に基づいて、B モード画像、カラードブラ画像およびパワードブラ画像のいずれかを表示画像として選択して表示器 1 1 8 へ表示させる。もちろん、ユーザの要求などに応じて、B モード画像、カラードブラ画像およびパワードブラ画像の少なくとも二つの画像を同時表示させた表示画像を形成してもよい。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、パワードブラ処理部（図 1 の符号 1 1 4）の内部構成を示す図である。以下、図 1 に示した部分には図 1 の符号を付して、パワードブラ処理部 1 1 4 の内部構成を説明

10

20

30

40

50

する。

【 0 0 2 6 】

直交検波器 2 0 0 は、受信ビームフォーマ 1 0 8 から出力されるエコーデータに対して直交検波処理を施す。受信ビームフォーマ 1 0 8 から出力されるエコーデータは、超音波ビームごとのエコーデータ (R F 信号) である。直交検波器 2 0 0 は、エコーデータに対して検波処理を行い、直交関係にある I 信号および Q 信号を抽出する。

【 0 0 2 7 】

ハイパスフィルタ (H P F) 2 0 2 , 2 0 4 は、それぞれ、I 信号および Q 信号に対応したウォールモーションフィルタ (W M F) として機能し、I 信号および Q 信号それぞれの低速度成分を抑圧する。一般に、W M F は低周波領域に存在するクラッタを抑圧するために設けられる。クラッタを効率よく抑圧するためには、H P F 2 0 2 , 2 0 4 それぞれのカットオフ周波数を高域側 (高い周波数側) に設定することが望ましい。しかしながら、エコーデータ内に血流部分が含まれる場合、カットオフ周波数を高域側に設定すると、カットオフ周波数よりも低域側 (低い周波数側) の血流速度成分が抑圧されてしまう。このため、実際には血流が存在するにも関わらずクラッタと誤認され、パワードプラ画像上において血流部分に「黒抜け」を生じさせる可能性がある。本実施形態では、後述する処理においてこの「黒抜け」の発生が抑えられるため、H P F 2 0 2 , 2 0 4 それぞれのカットオフ周波数を、クラッタを効率よく除去できる程度に、高域側に設定することができる。

10

【 0 0 2 8 】

パワー演算部 2 0 6 は、I 信号および Q 信号の二乗和を算出する。H P F 2 0 2 , 2 0 4 それぞれにおいて低域成分が抑圧されて主に血流部分が抽出されているため、I 信号および Q 信号の二乗和は、血流部分より抽出されたパワー情報 (血流パワー情報) として出力される。

20

【 0 0 2 9 】

エンハンステーブル 2 0 8 は、血流部分のパワーを強調する (大きくする) ものであり、入力される血流部分に相当するパワー情報 (パワー値) を強調する。エンハンステーブル 2 0 8 は、エンハンス関数 2 1 0 を利用してパワー値を強調する。エンハンス関数 2 1 0 は、横軸を入力パワー値、縦軸を出力パワー値とする関数であり、入力パワー値が小さい領域では出力パワー値が抑えられ、入力パワー値が大きくなるに従って出力パワーを持ち上げている。その結果、血流部分のパワー値が強調される。

30

【 0 0 3 0 】

エンハンステーブル 2 0 8 から出力される強調処理後のパワー値は、2 次元ローパスフィルタ (2 D L P F) 2 1 2 および加算器 2 1 4 へ出力される。パワー値は、各超音波ビームごとに次々に出力される。パワー値はアナログ信号として連続的に出力されてもよく、所定のサンプリング間隔ごとのデジタルデータとして出力されてもよい。以降の説明では、パワー値がデジタルデータとして出力されるものとして説明する。

【 0 0 3 1 】

2 次元ローパスフィルタ 2 1 2 は、2 次元の平滑処理を行うフィルタである。2 次元ローパスフィルタ 2 1 2 は、エンハンステーブル 2 0 8 から超音波ビームごとに次々に出力されてくるデジタル化されたパワー値 (パワーデータ列) の中の対象パワーデータに関して、画像上においてその近傍に位置するパワーデータとの平均値を算出する。平均値を算出するための処理領域は、例えば、超音波ビーム 3 本分で、各超音波ビームごとに超音波ビーム方向に 2 0 データ分の領域 (つまり 6 0 個分のパワーデータからなる領域) として形成される。

40

【 0 0 3 2 】

処理領域は、エンハンステーブル 2 0 8 から次々に出力される各パワーデータが中心に位置するように設定される。処理領域が超音波ビーム 3 本分で各超音波ビームごとに 2 0 データ分の領域である場合、対象となるパワーデータが、中央の超音波ビームの深さ方向で 1 0 番目あるいは 1 1 番目のデータとなるように処理領域が設定される。処理領域はエ

50

ンハンステーブル 208 から次々に出力される各パワーデータごとに設定される。

【0033】

そして、2次元ローパスフィルタ 212 は、設定された各処理領域内において、各点のパワーデータの平均値 Y を演算する。処理領域が 60 個分のパワーデータからなる場合、その 60 個のパワーデータの平均が平均値 Y として算出される。2次元ローパスフィルタ 212 は、次々に入力してくる各パワーデータごとに平均値 Y を算出する。

【0034】

2次元ローパスフィルタ 212 で算出された平均値 Y は、第一の閾値判定を行うために判定部 (1) 216 に与えられ、閾値 $Th1$ と比較される。判定部 (1) 216 は、平均値 Y が閾値 $Th1$ 以上であれば、その平均値 Y の対象パワーデータ (その平均値 Y を算出した際の処理領域の中心に位置するパワーデータ) が血流に相当すると判定して出力値 A として「 $A = 1$ 」を出力する。逆に、平均値 Y が閾値 $Th1$ より小さければ「 $A = 0$ 」を出力する。

【0035】

加算部 214 は、エンハンステーブル 208 から次々に出力される各パワーデータ (以下「パワーデータ X 」と称する) と、2次元ローパスフィルタ 212 で算出された平均値 Y の符号反転値とを加算 (つまり、 X から Y を減算) して、パワーデータ X とその平均値 Y との差分を求め、さらに、絶対値演算部 218 において差分の絶対値 $|X - Y|$ が求められ、第二の閾値判定を行うために判定部 (2) 220 に与えられる。

【0036】

判定部 (2) 220 は、差分の絶対値 $|X - Y|$ が閾値 $Th2$ 以上であれば、パワーデータ X が血流に相当する可能性があるとして判定して出力値 B として「 $B = 1$ 」を出力する。逆に、差分の絶対値 $|X - Y|$ が閾値 $Th2$ より小さければ「 $B = 0$ 」を出力する。

【0037】

判定部 (1) 216 の出力値 A と判定部 (2) 220 の出力値 B は、論理和ゲート 222 に出力される。論理和ゲート 222 は、「 $A = 0$ 」かつ「 $B = 0$ 」ならば出力値 C として「 $C = 0$ 」を出力し、それ以外であれば「 $C = 1$ 」を出力する。

【0038】

切替部 224 は、論理和ゲート 222 の出力値 C に応じた切替動作を行う。切替部 224 は、「 $C = 1$ 」であれば 2次元ローパスフィルタ 212 の出力値 Y を選択して表示処理部 (図 1 の符号 116) へ出力し、「 $C = 0$ 」であればノイズであるとみなして出力値「0」を選択して表示処理部へ出力する。その結果、2次元ローパスフィルタ 212 の出力値 Y のうち、血流に相当する有効なデータのみが表示処理部へ出力される。

【0039】

図 3 は、図 2 に示したパワードブラ処理部において実行される血流とノイズの分別判定の具体例を説明するための図である。以下、図 2 に示した部分には図 2 の符号を利用して、その具体例を説明する。

【0040】

図 3 (A) には、本具体例の対象となるパワードブラ画像 (パワーフロー画像) 300 の模式図が示されている。このパワードブラ画像 300 は、エンハンステーブル 208 から次々に出力される各パワーデータを画像上の対応する位置に配置したものである。パワードブラ画像 300 には、エンハンステーブル 208 で強調された血流 302 が示されている。本具体例では、パワードブラ画像 300 上の対象ライン 304 における判定処理を説明する。

【0041】

図 3 (B) には、対象ライン 304 上における判定処理過程が示されている。図 3 (B) の (a) は、エンハンステーブル 208 から出力されるパワーデータ X (細線) および 2次元ローパスフィルタ 212 で算出された平均値 Y (太線) が示されている。細かいノイズ等の影響で激しい起伏のパワーデータ X が、近傍データとの平滑化処理 (平均値処理) の結果、細かいノイズ等が除去されて平均値 Y に変換された様子が示されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

図 3 (B) の (b) は、図 3 (B) の (a) に示した平均値 Y に対して単に閾値 $Th1$ だけで閾値判定した場合の出力を示している。図 3 (B) の (b) に示されるように、単に閾値判定したのみの場合、血流部分に欠落が発生し、また、血流部分の外側において残留クラッタが抽出されてしまう。この血流部分の欠落が画像上において「黒抜け」となって顕在化し、また抽出された残留クラッタが画像上において高輝度に現れてしまう。本実施形態では、平均値 Y の閾値判定のみではなく、平均値 Y とパワーデータ X との差分を利用して、血流部分の欠落や残留クラッタが除去される。

【 0 0 4 3 】

図 3 (B) の (c) は、絶対値演算部 218 から出力される絶対値 $|X - Y|$ を示している。つまり、図 3 (B) の (a) におけるパワーデータ X (細線) と平均値 Y (太線) の差分の絶対値に相当する。 10

【 0 0 4 4 】

本実施形態では、論理和ゲート 222 において、平均値 Y が閾値 $Th1$ 以上又は差分の絶対値 $|X - Y|$ が閾値 $Th2$ 以上の場合に出力 Z として平均値 Y を出力し、それ以外の場合には出力 Z として値「0」を出力する。図 3 (B) の (d) は、本具体例における出力 Z を示している。

【 0 0 4 5 】

図 3 (B) の (b) と (d) との比較から明らかなように、図 3 (B) の (b) において血流部分に存在した欠落や血流部分の外側の残留クラッタが、図 3 (B) の (d) において除去されている。このように、本実施形態では、2次元ローパスフィルタ 212 の出力値 Y のうち、血流に相当する有効なデータが的確に抽出される。その結果、「黒抜け」や高輝度ノイズが除去された極めて高品質な画像を得ることができる。 20

【 0 0 4 6 】

図 4 は、本発明の別の好適な実施形態を説明するための図であり、パワードブラ処理部 (図 1 の符号 114) の別の内部構成を示す図である。つまり、図 4 の構成は、図 2 の構成の変形例に相当する。以下、図 2 に示した部分には図 2 の符号を付して、パワードブラ処理部 114 の内部構成を説明する。

【 0 0 4 7 】

図 4 において、直交検波器 200 からエンハンステーブル 208 までの処理は、図 2 に示したものと同様であり、エンハンステーブル 208 から血流部分が強調処理されたパワーデータ X が出力される。 30

【 0 0 4 8 】

図 4 において、2次元ローパスフィルタ (1) 212 a は、2次元の平滑処理を行うフィルタであり、その機能は、図 2 に示した 2次元ローパスフィルタ 212 と同様である。つまり、エンハンステーブル 208 から次々に出力されてくるパワーデータ列のうちの対象パワーデータに関して、画像上においてその近傍に位置するパワーデータとの平均値 Y を算出する。

【 0 0 4 9 】

図 4 の構成と図 2 の構成との大きな相違は、図 4 において、差分判定用の 2次元ローパスフィルタ (2) 212 b が設けられた点である。2次元ローパスフィルタ (2) 212 b は、2次元の平滑処理を行うフィルタであり、その機能は、図 2 に示した 2次元ローパスフィルタ 212 と同様である。つまり、エンハンステーブル 208 から次々に出力されてくるパワーデータ列のうちの対象パワーデータに関して、画像上においてその近傍に位置するパワーデータとの平均値 Y' を算出する。 40

【 0 0 5 0 】

図 4 に示す変形例では、平均値 Y および平均値 Y' を求めるフィルタを別々に設けたことにより、パワーデータとして利用する平均値 Y と差分判定用の平均値 Y' を、それぞれに適した異なる平均化処理で算出することが可能になる。例えば、2次元ローパスフィルタ (1) 212 a では、平均値を求める際の処理領域を小さく、つまり、平均化処理を弱 50

めに設定して画像の鮮明さを損なわないようにし、一方、２次元ローパスフィルタ（２）２１２ｂでは、平均値を求める際の処理領域を大きく、つまり、平均化処理を強めに設定して血流部分とノイズ等との区別をより明確にすることなどが可能になる。

【００５１】

２次元ローパスフィルタ（１）２１２ａで算出された平均値Ｙは、第一の閾値判定を行うために判定部（１）２１６に与えられ、閾値Ｔｈ１と比較される。判定部（１）２１６は、平均値Ｙが閾値Ｔｈ１以上であれば、その平均値Ｙの対象パワーデータ（その平均値Ｙを算出した際の処理領域の中心に位置するパワーデータ）が血流に相当すると判定して出力値Ａとして「Ａ＝１」を出力する。逆に、平均値Ｙが閾値Ｔｈ１より小さければ「Ａ＝０」を出力する。

10

【００５２】

加算部２１４は、エンハンステーブル２０８から次々に出力される各パワーデータＸと、２次元ローパスフィルタ（２）２１２ｂで算出された平均値Ｙ'の符号反転値とを加算（つまり、ＸからＹ'を減算）して、パワーデータＸとその平均値Ｙ'との差分を求め、さらに、絶対値演算部２１８において差分の絶対値 $|X - Y'|$ が求められ、第二の閾値判定を行うために判定部（２）２２０に与えられる。

【００５３】

判定部（２）２２０は、差分の絶対値 $|X - Y'|$ が閾値Ｔｈ２以上であれば、パワーデータＸが血流に相当する可能性があるとして判定して出力値Ｂとして「Ｂ＝１」を出力する。逆に、差分の絶対値 $|X - Y'|$ が閾値Ｔｈ２より小さければ「Ｂ＝０」を出力する。

20

【００５４】

判定部（１）２１６の出力値Ａと判定部（２）２２０の出力値Ｂは、論理和ゲート２２２に出力される。論理和ゲート２２２は、「Ａ＝０」かつ「Ｂ＝０」ならば出力値Ｃとして「Ｃ＝０」を出力し、それ以外であれば「Ｃ＝１」を出力する。

【００５５】

切替部２２４は、論理和ゲート２２２の出力値Ｃに応じた切替動作を行う。切替部２２４は、「Ｃ＝１」であれば２次元ローパスフィルタ（１）２１２ａの出力値Ｙを選択して表示処理部（図１の符号１１６）へ出力し、「Ｃ＝０」であればノイズであるとみなして出力値「０」を選択して表示処理部へ出力する。その結果、２次元ローパスフィルタ（１）２１２ａの出力値Ｙのうち、血流に相当する有効なデータのみが表示処理部へ出力される。

30

【００５６】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【００５７】

【図１】本発明に係る超音波診断装置の全体構成図である。

【図２】パワードブラ処理部の内部構成を示す図である。

【図３】パワードブラ処理部において実行される処理の具体例を説明するための図である。

40

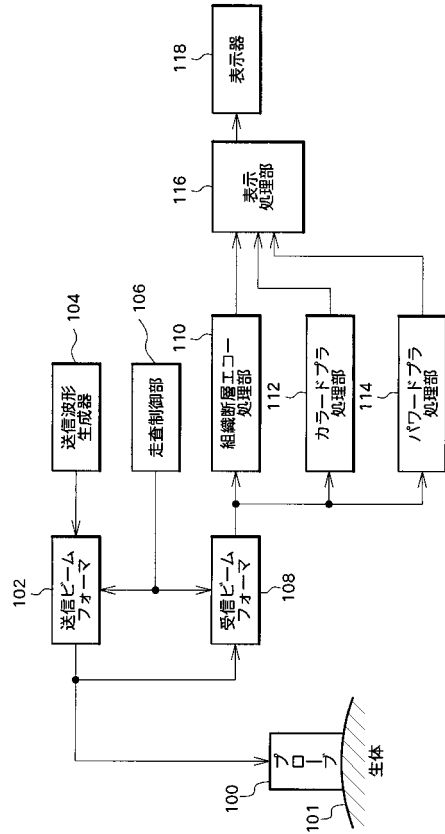
【図４】本発明の別の好適な実施形態を説明するための図である。

【符号の説明】

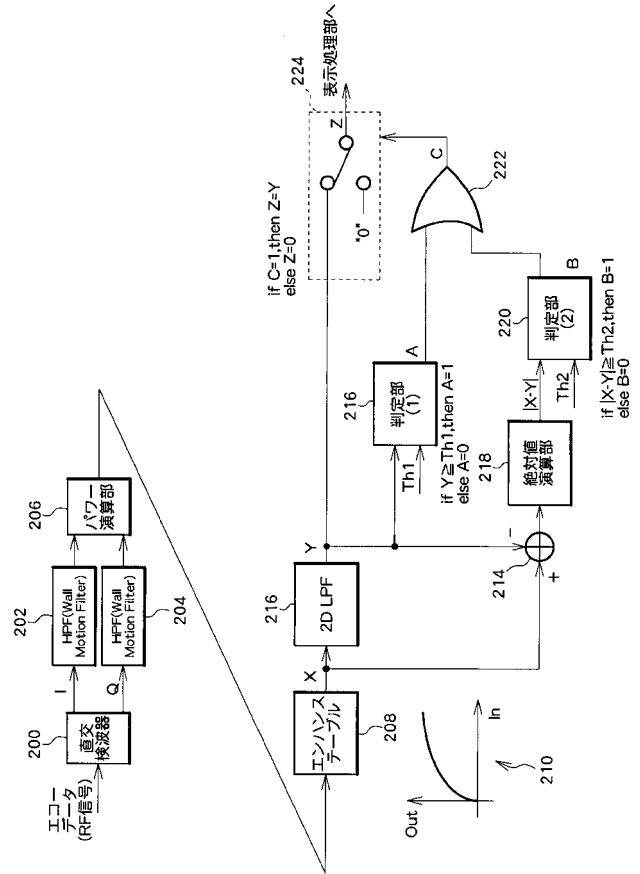
【００５８】

１１４ パワードブラ処理部、２１２ ２次元ローパスフィルタ、２１６ 判定部（１）、２１８ 絶対値演算部、２２０ 判定部（２）、２２２ 論理和ゲート。

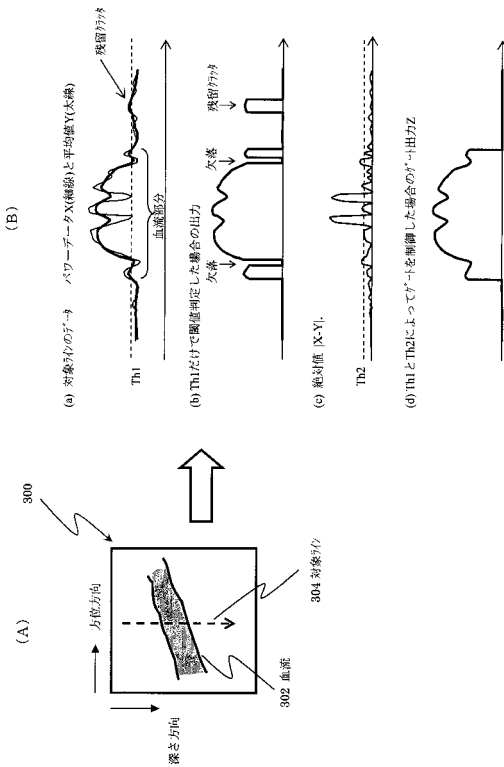
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

