

(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2012-254373

(P2012-254373A)

(43) 公開日 平成24年12月27日(2012.12.27)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)F1  
A61B 8/06テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-221530 (P2012-221530)  
(22) 出願日 平成24年10月3日 (2012.10.3)  
(62) 分割の表示 特願2001-3841 (P2001-3841)  
の分割  
原出願日 平成13年1月11日 (2001.1.11)  
(31) 優先権主張番号 特願2000-12108 (P2000-12108)  
(32) 優先日 平成12年1月20日 (2000.1.20)  
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(74) 代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊  
(74) 代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘  
(74) 代理人 100103034  
弁理士 野河 信久  
(74) 代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎  
(74) 代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

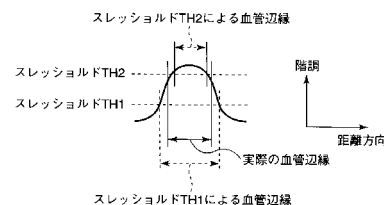
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】本発明の目的は、パワードブラにおいて、距離分解能の向上、感度の向上、クラッタ除去効果の向上、およびフレームレートの向上を図ることにある。

【解決手段】本発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、超音波プローブを介して被検体を超音波で走査する送受信回路2、3と、送受信回路から出力される受信信号に基づいてBモードデータを発生するBモードプロセッサ4と、送受信回路から出力される受信信号であって、バースト波数がBモードデータと同一又は略同一であるという送信条件のもとで収集された受信信号に基づいてパワードブラデータを発生するパワードブラプロセッサ5と、Bモードデータとパワードブラデータとを部分的に合成して、1フレームの合成画像データを発生する合成部7と、合成画像データを表示するものであって、Bモードデータの部分をグレースケールの表示マップを用いて表示し、パワードブラデータの部分を前記表示マップと同じ表示マップを用いて表示する表示器とを具備する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体を超音波で走査する送受信手段と、

前記送受信手段から出力される受信信号に基づいて B モードデータを発生する B モード処理手段と、

前記送受信手段から出力される受信信号であって、バースト波数が前記 B モードデータと同一又は略同一であるという送信条件のもとで収集された受信信号に基づいてパワードブラデータを発生するパワードブラ処理手段と、

前記 B モードデータを前記パワードブラデータとを合成して、1 フレームの合成画像データを発生する合成手段と、

前記合成画像データを表示するものであって、前記 B モードデータと前記パワードブラデータとをグレースケールを用いて共に表示する表示器とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記 B モード処理手段は、前記バースト波数が 1 又は 2 であるという送信条件のもとで収集された受信信号に基づいて前記 B モードデータを発生し、

前記パワードブラ処理手段は、前記バースト波数が 1 又は 2 であるという送信条件のもとで収集された受信信号に基づいて前記パワードブラデータを発生することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記パワードブラ処理手段は、前記バースト波数が前記 B モードデータと同一であるという送信条件のもとで収集された受信信号に基づいて前記パワードブラデータを発生することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記表示器は、前記 B モードデータをグレースケールの表示マップを用いて表示し、前記パワードブラデータを前記表示マップと同じグレースケールの表示マップを用いて表示する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記送信条件においてアンサンブル数は 2 ～ 10 の中のいずれかであることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記信号変換手段により処理された B モードデータの画素値とパワードブラデータの画素値とを比較する比較手段を更に備え、

前記合成手段は、前記比較手段に出力に基づいて前記 B モードデータの画素値と前記パワードブラデータの画素値との高い方の値を選択した選択結果を合成されたデータとして出力する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記 B モード処理手段と前記合成手段との間に内挿され、前記 B モードデータに対して後処理を施す第 1 のダミー後処理手段と、

前記パワードブラ処理手段と前記合成手段との間に内挿され、前記パワードブラデータに対して、前記第 1 のダミー後処理手段と同等の後処理を施す第 2 のダミー後処理手段とを更に有することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記 B モード処理手段は、アンサンブル送受信により得られた複数の前記受信信号のいずれか又は加重平均した受信信号に基づいて前記 B モードデータを発生する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】**

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、カラードブラ対応の超音波診断装置に係り、特に血流からのパワーを表示するパワードブラ画像の性能向上に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

血流を2次元的に表示する方法として、カラードブラ法がある。カラードブラ法では、血液の流れにより生じるドブラシフト（周波数偏移）を抽出して、そのドブラシフトから平均流速、分散、パワーという3種類の血流情報を発生する。この血流情報に関する2次元の画像をカラーで表示する。典型的には、このカラー画像は、モノクロの断層像（Bモード画像）に重ねられる。

10

## 【0003】

なお、ここでは、血流のパワー情報を表示する方法をパワードブラ法と称し、血流の速度、分散情報を表示する方法をカラードブラ法と称して、両者を区別する。

## 【0004】

パワードブラは、感度および分解能が、カラードブラよりも優れている。従って、主に、心臓以外の部位の表示方法として好まれる傾向がある。

## 【0005】

しかし、パワードブラ（カラードブラも同様）では、組織の形態を映像化するBモードに比べて、フレームレート（時間分解能）がかなり低くなる。また、パワードブラは、距離分解能が、Bモードよりも劣る。

20

## 【0006】

パワードブラの距離分解能がBモードに比べて劣る原因はいくつかあるが、主な原因は、クラッタ信号に比べて血流信号がかなり小さいために、波連長を長く設定する必要があることにある。また、受信に際しては、狭帯域でフィルタをかける。このように波連長を長くするので、距離分解能の低下は避けられない。

## 【0007】

また、カラードブラやパワードブラの時間分解能がBモードよりも低い主な原因は、カラードブラやパワードブラでは、同一方向に超音波パルスを送受信を何回も繰り返すことにある。通常は8乃至20回、典型的には16回繰り返す。この繰り返し回数は、アンサンブル数と称される。このアンサンブル数が少ない場合には、ウォールフィルタでクラッタが完全に除去されずに残るという問題がある。このためにアンサンブル数をあまり少なくすることができない。従って、時間分解能の向上は望めない。

30

## 【0008】

ところで近年、マイクロバブルを主成分とする超音波造影剤を経静脈に注入して超音波診断を行いうコントラストエコー法が脚光を浴びている。その映像法としては大きく、ハーモニックスBモード法、基本波による通常のパワードブラ法、ハーモニックスパワードブラ法の3通りがある。これら3つの方法の中では、基本波によるパワードブラ法が最も血流感度が高いが、コントラストエコーの場合は、組織内血流、つまりパヒュージョンを観察する機会が多いので、基本波によるパワードブラ法ではクラッタが問題になることが多い。

40

## 【0009】

ハーモニックスパワードブラ法の場合、クラッタがなくなるという有利があるものの、分解能はハーモニックスBモードより劣り、また感度も大きな差がないことから、一般にハーモニックスBモードが使用される場合が多い。コントラストエコー法の場合は、血管内に入った造影剤がエコーを増強するので、Bモードでも血流を観察することができるのである。

## 【0010】

コントラストエコー法でパヒュージョンを効果的に映像化するためには、超音波の被検体におけるパワーを表すMI値（Mechanical Index）を高く設定することが有効である。

50

通常、組織内血流からの反射エコーは小さいのであるが、高いMI値で超音波を送信することで、マイクロバブルを壊し、強い反射エコーを発生させることができる。これによりパヒュージョンを効果的に映像化することができる。その反面、高いMI値の超音波は殆どのマイクロバブルを崩壊してしまうので、フレッシュなマイクロバブルの流入を待って次の超音波送信を行う必要がある。そのため高いMI値で超音波送信を間欠的に繰り返すいわゆるフラッシュエコー法が開発されている。このフラッシュエコー法は、特開平8-280674号公報に開示されている。しかし、このフラッシュエコー法は、時間分解能が低いというデメリットを有している。

#### 【0011】

このデメリットを解決するためにパワーパルスインバージョン法が開発されている。この方法では、バブルをあまり壊さないように、低いMI値で超音波が送信される。この低いMI値による血流の感度低下を、基本波のクラッタを除去するとともに、血流信号として基本波と高調波との両方を利用することで補っている。つまり、この方法は、高調波と共に基本波を使って血流を映像化するので、従来のハーモニックスドブラ法に比べて感度が向上する。また、パワードブラ法は、血流の描出感度がBモードよりも高いので、低いMI値でバブルをあまり壊さないで連続送信しながらパヒュージョンを観察することが可能になった。しかし、分解能はBモードの血流表示には及ばない。

10

#### 【0012】

コントラストエコー法において距離分解能を向上させるために、パワードブラのバースト波数をBモード法のように1～2波にすることが試みられている。しかし、距離分解能は、Bモードのそれには及ばない。

20

#### 【0013】

一方、Bモードで直接的に血流をイメージングする方法が、特開平11-318902号公報に開示されている。この方法は、Bモード帯域(DC付近)の成分の一部をウォールフィルタをスルーさせることで、組織像と血流像とを同時に表示するものである。この方法では、組織像と血流像が完全に同一パルスから作られるために、組織像の分解能(高周波で広帯域パルスが有効)と血流像のペネトレーション(低周波で狭帯域が有効)を両立することが困難であるという問題がある。

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

30

#### 【0014】

本発明の目的は、パワードブラにおいて、距離分解能の向上、感度の向上、クラッタ除去効果の向上、およびフレームレートの向上を図ることにある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0015】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体を超音波で走査する送受信手段と、前記送受信手段から出力される受信信号に基づいてBモードデータを発生するBモード処理手段と、前記送受信手段から出力される受信信号であって、バースト波数が前記Bモードデータと同一又は略同一であるという送信条件のもとで収集された受信信号に基づいてパワードブラデータを発生するパワードブラ処理手段と、前記Bモードデータを前記パワードブラデータとを合成して、1フレームの合成画像データを発生する合成手段と、前記合成画像データを表示するものであって、前記Bモードデータと前記パワードブラデータとをグレースケールを用いて共に表示する表示器とを具備する。

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0016】

【図1】図1は、従来において、スレッシュドテクニックを使って画像を合成する場合の問題点を示す図。

【図2】(a)は、本発明において、ディスプレイ上に単独で表示したパワードブラ画像の一例を示す中間調画像、(b)は、本発明において、ディスプレイ上に単独で表示した

50

Bモード画像の一例を示す中間調画像、(c)は、本発明において、ディスプレイ上に表示したパワードブラ画像とBモード画像との合成画像の一例を示す中間調画像。

【図3】本発明の実施形態による超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図4】(a)は、本実施形態において、Bモード単独のスキャンオペレーションによる超音波パルスの送信波形を示す図、(b)は、本実施形態において、パワードブラモード単独のスキャンオペレーションによる超音波パルスの送信波形を示す図、(c)は、本実施形態において、Bモードとパワードブラモードとを混成した新規なスキャンオペレーションによる超音波パルスの送信波形を示す図。

【図5】超音波走査線の一例を示す図。

【図6】本実施形態による走査手順を示す図。

【図7】図3の受信回路の出力信号の距離方向に関する周波数特性を示す図。

【図8】図3の受信回路の出力信号のドブラ周波数特性を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明による超音波診断装置を好ましい実施形態により説明する。

まず、本発明の特徴について簡単に説明する。本発明は、以下の処理を行うことを特徴とする。

(1) パワードブラモードに際して、Bモードと同等の1又は2波駆動の送信パルスを使用する。好ましくは2波駆動である。換言すると、パワードブラモード時には、Bモードと同等に、短い波連長で広帯域の送信パルスを使用する。

(2) パワードブラモード時のアンサンブル数は、2 - 10の中から選択され、好ましくは2 - 6の中から選択され、更に最も好ましいのは4である。なお、ドブラモードでは、同一方向に超音波パルスを何度も繰り返して送信することが必要とされるが、この繰り返し回数が、アンサンブル数と称される。カラードブラモードのアンサンブル数は、8 - 20回、典型的には16回である。

(3) Bモード専用の送信は行わず、パワードブラモードで収集した受信信号をパワードブラ処理とBモード処理とで共用する。

(4) (3)において、Bモード用のビームを作成するのに、パワードブラ用に送信した同一方向のビームを使用して平均演算処理を行う。

(5) 同じ受信信号から生成され、スキャンコンバートされたBモード画像とパワードブラ画像とを部分的に合成して1フレーム分の画像を発生するに際して、画素ごとにBモード画像の画素値とパワードブラ画像の画素値とを比較し、その高いほうの値を選択する。

【0018】

上記5つの特徴について以下に補足説明をする。

(1') パワードブラ用の送信パルスとして、Bモードと同等の1又は2波駆動の送信パルスを使用することで、パワードブラ画像がBモード画像と本質的に同等の情報を持つことができる。例えばウォールフィルタをスルーにすれば、パワードブラ画像とBモード画像とはほぼ同じ画像になる。このことは、画像の合成方法と密接な関係がある。

【0019】

(2') ドブラのアンサンブル数は、通常、8 - 20に設定される。アンサンブル数が少ないと、ウォールフィルタでクラッタを十分に除去できない。しかし、本発明では、このアンサンブル数を非常に少ない例えば4に設定する。これによりクラッタ成分が多く残留するが、このクラッタは組織の動きに由来した情報、つまりBモードと略同等の組織情報である。従って、パワードブラ画像とBモード画像とを部分的に合成することで、組織形態がパワードブラ画像部分とBモード画像部分とで連続的につながる。また、アンサンブル数を少なくすることで、時間分解能(フレームレート)の向上を図ることができる。

【0020】

10

20

30

40

50

(3') パワードブラモードとBモードとで送信条件がまったく同じでよいとき、Bモードのための超音波パルスのパワードブラモードのための超音波パルスとは別個に送信する必要が無く、超音波パルスの送信を両モードで共用することができる。

【0021】

(4') パワードブラモードとBモードとで送信条件がまったく同じでよいとき、Bモード画像を作成するビームとして1本だけを使用するのではなく、同一方向のビーム全て使用することができる。アンサンプル数が4のとき、各方向のビーム数は4であり、この4つの信号を検波前に加算することにより、S/Nを向上することができる。また、4つの信号を異なる受信フィルタ特性を通し、検波し、加算することにより、スペckルノイズを低減することも可能である。

【0022】

(5') 従来の問題で示したコントラストエコー法において、パワードブラ法の駆動条件をBモードのように1波で行っても、高い距離分解能が得られなかった原因について考える。もちろん距離方向のフィルタはBモードと同条件に設定する。コントラストエコー法なので、比較的高い血流感度が確保されている。高い距離分解能が得られなかった原因は、パワードブラ画像とBモード画像との合成方法にある。パワードブラ画像とBモード画像とを合成する方法としては、従来は、画素ごとにパワードブラ画像の画素値とBモード画像の画素値とのいずれかを選択し、それぞれ固有のカラーマップで表示している。選択アルゴリズムとしては、パワードブラ画像の画素値が所定のスレッシュホールド以上を示す場合、その画素にはパワードブラ画像の画素値を選択し、逆に、パワードブラ画像の画素値が所定のスレッシュホールド未満を示す場合、その画素にはBモード画像の画素値を選択する。そのためスレッシュホールドの設定値に依存して、血流の太さが決定される。つまり、図1に示すように、スレッシュホールドが過度に低く設定されたとき、血管が実際よりも太く表現され、分解能が低く見える。逆に、スレッシュホールドが過度に高く設定されたとき、血管が実際よりも細く表現され、感度が低く見える。コントラストエコー法の場合、感度は十分なので、相対的にスレッシュホールドが低くなり、血管が実際よりも太く表現される傾向が強く、Bモード画像よりも分解能が低く見えることになる。スレッシュホールド処理を排除して、パワードブラ画像を単独で表示する場合には、Bモードの組織像が分かり難くなる。また、パワードブラ画像を透過像としてBモード画像に重ねて表示する場合、微細な血流がBモード画像に埋もれて見えなくなってしまう。

【0023】

本発明では、上述した通り、画素ごとにBモード画像の画素値とパワードブラ画像の画素値とを比較し、その高いほうの値を選択することで、Bモード画像とパワードブラ画像とを部分的に合成する。この合成した画像では、パワードブラ画像部分とBモード画像部分とが滑らかにつながる。これが従来の合成方法と決定的な相違である。このつながりをより滑らかにするためには、表示カラーマップとしては、Bモード表示用のグレースケールを使用するのが好ましいと考えられる。このようにスレッシュホールドを使わないでパワードブラ画像とBモード画像とを部分的に合成するので、分解能の劣化は原理的に解消され得る。さらに、アンサンプル数を少なくしたことでパワードブラ画像部分にクラッタが残留するが、このクラッタは、Bモード画像部分の組織像と滑らかにつながることで、血流像を邪魔するアーチファクトではなく、組織像として有効に活用することができる。上述したように、パワードブラ画像のクラッタは、Bモード画像と、本質的に同じ情報である。クラッタは、パワードブラ画像の中では、ノイズ(アーチファクト)として認識されてしまうが、Bモード画像と合成することで、ノイズではなく、意味のある情報として活かされる。仮に、ある画素において、パワードブラ画像のクラッタの階調レベルが、Bモードの階調レベルよりも高く、その画素としてクラッタが選択されたとしても、それは組織像として認識することができる。従来、カラードブラ及びパワードブラでは、以下にしてクラッタを除去するかということを経験的な課題として様々な技法が試みられてきたが、本発明では、クラッタの残留それ自体が問題にはならず、逆に有効に活用できることになる。また、従来では、フィルタでクラッタを十分除去するために、そのカットオフ周波数を

10

20

30

40

50

比較的高く設定して、そのために低速の血流成分がクラッタとともに除去される問題があったが、本発明では、クラッタを除去する必要が無いので、低速の血流に対する感度が向上する。

【0024】

図2(a)、図2(b)、図2(c)に実際の画像例を示している。図2(a)にパワードブラ画像、図2(b)にBモード画像、図2(c)に合成画像をそれぞれ示している。パワードブラ画像には、血流像とともに、クラッタ(組織像)が含まれている。このクラッタは、合成画像では、Bモード画像部分の組織像とつながり、アーチファクトではなく、組織像として認識され得る。

【0025】

なお、本発明では、組織が非常に高い輝度を示すとき、その高輝度の組織の中に血流が埋もれて隠れて見え難くなってしまうことが想定されるが、本法は本来的にコントラストエコー、つまり超音波造影剤の使用環境下での適用を想定したものであり、この場合、血流エコーが強く、しかも血流がチラチラと時間変動を伴って見えることから、血流像を組織像と容易に識別することができる。なお、このためには、パーシスタンス等のフレーム方向(時間軸方向)の画像処理は行わないことが好ましい。

【0026】

図3に本発明の好ましい実施形態に係る超音波診断装置のブロック図を示す。超音波プローブ1は、1次元又は2次元に配列された複数の振動子を備えている。送信回路2は、各振動子に駆動信号(高周波の電圧パルス)を供給する。それにより超音波プローブ1から超音波パルスが送信される。送信回路2は、後述する所定のパルスシーケンスに従って駆動信号を発生する。それにより所定のパルスシーケンスでスキャンオペレーションが行われる。受信回路3は、プローブ1を介して被検体から返ってきたエコー信号を受信し、整相加算処理を行った後、高周波信号からI、Qの直交信号に変換する。IQ信号は、2系統の増幅器13a、13bを介してBモード処理ユニット4とパワードブラ処理ユニット5に供給される。増幅器13aはBモード処理ユニット4の入力段に設けられ、また増幅器13bはパワードブラ処理ユニット5の入力段に設けられる。このように増幅器13a、13bを処理ユニット4、5に対してそれぞれ個別に設けたことにより、Bモード処理に関するゲインと、パワードブラ処理に関するゲインとを、ゲインコントローラ15により個別に設定することができる。

【0027】

Bモード処理ユニット4は、Bモード画像を発生するために、エコーフィルタ4a、検波回路4b、対数圧縮回路(LOG)4cを備えている。Bモード画像としては、送信パルス周波数と同じ基本波の成分を使って生成する方法と、基本波の2倍の周波数成分(2次高調波成分)を使って生成するいわゆるハーモニック法とがある。本実施形態としては、後者のハーモニック法でBモード画像を生成するものとする。

【0028】

超音波の各ビームは、デジタルスキャンコンバータ(DSC)6aでTVに表示できる直交座標に変換される。一方、IQ信号はカラードブラ処理ユニット5にも入力され、一度、コーナータニングバッファ5aに格納されてから、同一方向へのビームを取り出して、ウォールフィルタ5bに送られる。ウォールフィルタ5aは、ハイパス特性を備えており、静止した組織からのクラッタを除去し、また動いている組織からのクラッタを低減する。なお、ここではウォールフィルタ5aとしては、クラッタの平均周波数を求めて、その値によってフィルタ係数を適応的に変化させる方式を採用している。

【0029】

平均化/対数圧縮回路5cは、ウォールフィルタ5aの出力信号列のパワーを平均し、その平均信号を対数圧縮する。この出力信号は、デジタルスキャンコンバータ6bで直交座標に変換される。Bモード系のDSC6aから出力されるBモード画像と、パワードブラ系のDSC6bから出力されるパワードブラ画像とは、画像合成ユニット7で部分的に合成され、そして後処理部9を介してディスプレイ8に送られ、濃淡画像として表示さ

10

20

30

40

50

れる。後処理部 9 は、ルックアップテーブルを使って入力信号を R G B 信号に変換する。ルックアップテーブルを使い分ける、又はルックアップテーブルのパラメータを切り替えることで、入出力変換特性を変更して、表示ダイナミックレンジを変更する、表示ゲインを変更する、特定の階調を強調する、階調を反転する等の様々な処理を調整することができる。

#### 【 0 0 3 0 】

画像合成ユニット 7 は、画素ごとに B モード画像の画素値とパワードブラ画像の画素値とを比較し、その高いほうの値を当該画素の値として選択する機能を備えるものである。画像合成ユニット 7 は、後処理を受けた画素値どうしで比較する必要がある。そのため画像合成ユニット 7 は、後処理部 9 と同じ処理を行うダミーの後処理部 1 0 a , 1 0 b を備えている。一方のダミー後処理部 1 0 a は B モード画像に対して後処理を行い、他方のダミー後処理部 1 0 b はパワードブラ画像に対して後処理を行うために設けられている。このようにダミーの後処理部 1 0 a , 1 0 b を 2 系統設けたことで、B モードとパワードブラとで並列処理が可能になり、リアルタイム性を確保している。なお、上述したように後処理部 9 は変換特性が変更可能であるが、これと同様に、ダミーの後処理部 1 0 a , 1 0 b も変換特性が可変である。後処理部 9 の変換特性に合わせて、ダミーの後処理部 1 0 a , 1 0 b の変換特性も変更するために、後処理制御部 1 4 が設けられている。これにより比較回路 1 1 において、実際の表示階調に従って、B モード画像の画素値とパワードブラ画像の画素値とを画素ごとに比較することができる。この比較結果は、マルチプレクサ ( M U X ) 1 2 に出力される。マルチプレクサ 1 2 は、比較回路 1 1 の比較結果に従って、B モード画像の画素値とパワードブラ画像の画素値とを画素ごとに選択的に出力する。なお、後処理部 9 、ダミーの後処理部 1 0 a , 1 0 b 、比較回路 1 1 、マルチプレクサ 1 2 、後処理制御部 1 4 は、R A M 又は R O M で実装するようにしてもよい。

#### 【 0 0 3 1 】

次に、本実施形態の特徴的な部分について詳しく説明する。図 4 ( a ) には B モード単独で超音波走査する場合の超音波パルスの送信波形を示し、図 4 ( b ) にはパワードブラモード単独で超音波走査する場合の超音波パルスの送信波形を示している。B モードでは、典型的には、送信パルスの波数 ( パースト波数 ) は 2 ( 又は 1 ) に設定される。この場合、基本周波数を  $f_0$  とすると、波連長は  $2 / f_0$  で与えられる。一方、パワードブラモードでは、典型的には、パースト波数は 4 に設定される。この場合、波連長は  $4 / f_0$  で与えられる。なお、P R F はパルス繰り返し周波数を表している。図 4 ( c ) には、B モードも兼ねた新規なパワードブラモードによる超音波パルスの送信波形を示しており、送信回路 2 から発信する送信パルスの波数 ( パースト波数 ) は、B モードの場合と同等の 2 ( 又は 1 ) に設定される。

#### 【 0 0 3 2 】

さらに、図 5 、図 6 に示すように、同一方向への送信繰り返し回数、つまりアンサンブル数は、4 に設定される。つまり、各方向に超音波パルスがそれぞれ 4 回ずつ繰り返し送信される。このシーケンスでは、B モード専用のパルス送信は行わないで、パワードブラ用の送信と兼用する。B モード表示用に使える受信信号は方向 ( 走査線 ) ごとにそれぞれ 4 本ずつあるが、このうちの 1 本だけを使う。これ以外に、検波回路 4 b 以前の段階で、4 本の受信信号を加算平均してもよい。こうすると、S / N が約 6 d B 改善する。また、同じ方向の 4 つの受信信号にそれぞれ異なるエコーフィルタをかけて、L O G 圧縮回路 4 c の後段で加算平均しても良い。こうすると、スペックルが低減した B モード画像が得られる。

#### 【 0 0 3 3 】

なお、受信回路 3 の後段には、B モード画像のゲインと、パワードブラ画像のゲインとを別々に調節可能なように 2 系統の増幅器 1 3 a , 1 3 b が設けられており、これにより B モードの組織像の最高階調と、パワードブラの血流像の最高階調とが、画像合成ユニット 7 の入力段階で略同等になるようにそれぞれのゲインを調整することができる。画像合成ユニット 7 では、上述したように、B モード系の D S C 6 a からの B モード画像とパワ

10

20

30

40

50



ードブラ系の D S C 6 b からのパワードブラ画像の表示階調のうち大きい方を選択的に出力する。この出力をディスプレイ 8 においてグレースケールで表示する。合成後の画像が最適になるように、画像合成ユニット 7 には、B モード画像、パワードブラ画像それぞれに適切な階調変換処理を行うためのダミーの後処理部 10 a , 10 b が設けられている。パワードブラ画像用の階調変換カーブとしては、振幅の小さいノイズを抑えて、中間階調を広げて、クラッタと思われる振幅の大きい信号を飽和させるような S 字型のカーブが適当である。

#### 【0034】

なお、本方式を実施する場合は、パーススタンス等のフレーム方向の画像処理を行わないか、ごく弱くすることが好ましい。これは、血流像が時間的に変化して見える様子を強調又は維持するためである。

10

#### 【0035】

本実施形態の効果的な使用方法は、超音波造影剤を使用する方法（コントラストエコー法）である。超音波造影剤はパワードブラの血流像の感度を向上させる。B モード単独で見た場合よりも、本実施形態による方式の方が血流描出感度が向上する。しかも、血流の空間分解能は B モードとほぼ同等である。血流の描出感度が向上しているので、B モード単独で見ていた場合よりも、M I 値を下げる、好ましくは 0.3 以下に落とすことができる。これにより、パブルから構成されている超音波造影剤の崩壊を少なくすることができ、超音波造影剤の持続時間を長くすることができる。

20

#### 【0036】

M I 値を高くした場合でも、従来の B モードのハーモニックイメージングに比べて優れている。高 M I で連続スキャンをした場合に、造影剤のパブルの大部分は崩れてしまっており、B モードのハーモニックイメージングで映像化することは困難であるが、本発明ではドブラ法を使用するために、残っている造影剤を交換度に映像化することが可能である。

#### 【0037】

造影剤使用時に、本実施形態の方法で映像化を行う利点は、血流をリアルタイムで高分解能に表示できる点にある。従来のハーモニック法やパルスインバージョン法では、組織由来の高調波成分と血流由来の高調波成分とを同一情報として表示するために、血流が非常に見え難いという問題があった。しかし、本実施形態の方法では、血流像と組織像とを画素ごとに選択して、部分的に合成するので、両画像のバランスを容易に調整することができる。従って必要に応じて血流像を組織像に対して強調することが容易に可能である。つまり、B モードのゲインをドブラゲインよりも非常に低くした場合は、血流を最大の感度で観察することができる。また、本実施形態の方法では、パワードブラ像には血流像と共にクラッタ像が混入しているが、クラッタは組織に由来するもので、従って B モード像と滑らかにつながって消える。また、本実施形態の方法にフラッシュエコー法を併用することにより、パヒュージョンをさらに高い感度で映像化することができる。

30

#### 【0038】

従来、組織内血流（パヒュージョン）を観察するには、高い M I 値の超音波パルスを間欠的に送信して、パブルを壊すことで行ってきた。これは、パヒュージョンを映像化するためには感度が足りないために、パルスを壊して強い超音波エコーを得るためである。しかし、本方式を使用すれば、低い M I 値による連続送信でパヒュージョンを映像化することが可能となる。以下、コントラストエコー時における本実施形態の動作を説明する。

40

#### 【0039】

エコーフィルタ 4 a の入力信号の周波数特性は、図 7 に示すように、基本波成分と、超音波造影剤（マイクロパブル）からの反射 and/or 非線形伝播による 2 次高調波成分とを主成分としている。エコーフィルタ 4 a により、主に 2 次高調波だけが抽出される。ここでは、フィルタ法におけるハーモニック B モード画像の作成方法について説明しているが、極性の異なる 2 つのパルスから 2 次高調波を抽出するパルスインバージョン法も公知であり、ここで使用することができる。図 7 の信号はパワードブラ処理ユニット 5 にも入力される。

50

## 【 0 0 4 0 】

図 8 はドブラ周波数特性である。ここで注目する点は、1 波駆動の距離方向に広帯域な信号がパワードブラ処理ユニット 5 にも入力されるために、基本波のクラッタ、2 次高調波のクラッタ、基本波もしくは 2 次高調波の血流が図 8 のように分布する点である。

## 【 0 0 4 1 】

従来の 4 ~ 8 波の送信駆動では、狭帯域なために、原理的に基本波のドブラ成分しか現れない。ここで、基本波のクラッタはある程度低減できるフィルタ特性をウォールフィルタ 5 b に与える。するとフィルタ 5 b を通過する信号は、基本波のクラッタの漏れと、2 次高調波のクラッタの一部と、基本波の血流と、2 次高調波の血流とである。すなわち、従来のハーモニックパワードブラ法が 2 次高調波の血流だけを出力していたのに比べて、基本波の血流成分も通過するので、血流描出感度は向上する。基本波、2 次高調波のクラッタの漏れは、前述の B モード画像との合成により有効に活用され得る。なお、この説明は、パルスインバージョンを行わない方法で行ったが、パルスインバージョンドブラ法も公知であり、パルスインバージョンドブラ法で行った場合も同様な効果が得られる。

## 【 0 0 4 2 】

本実施形態による方法で、超音波造影剤を用いない場合でも心臓血流や頸動脈、門脈、肝静脈といった太い血管内の血流や流速の速い血流は描出可能である。このような血流動態と組織像を高分解能で表示することが可能である。

## 【 0 0 4 3 】

以下に、本実施形態の作用効果についてまとめる。

( 1 ) パワードブラの送信条件を B モードと同等、具体的にはパワードブラ用の送信パルスはバースト波形 ( パルス列 ) であるが、このバースト波数を、従来の 4 乃至 8 波より少ない B モードと同等の 1 又は 2 波に設定する。これにより、パワードブラに、B モードと本質的に同等の距離分解能を与えることを可能とする。例えば、ウォールフィルタ 5 b をスルーにすれば、パワードブラ画像と B モード画像は同一の情報を持つこととなる。この事象は、後述する画像の合成方法と密接な関係がある。

## 【 0 0 4 4 】

( 2 ) パワードブラのアンサンブル数、つまり同一方向に繰り返し送受信する回数を、2 - 10 のいずれか、好ましくは 2 - 6 のいずれか、更に好ましくは 4 に設定する。従来のパワードブラのアンサンブル数は 8 - 20 のいずれか、典型的には 16 に設定される。アンサンブル数が少ないと、ウォールフィルタ 5 b でクラッタが十分に除去できない。しかし、本実施形態ではアンサンブル数を 4 程度に小さく設定するので、クラッタを除去しきれないが、そもそもクラッタは動く組織を発生源とするもので、つまりは、このクラッタのパワーは B モードと同等の組織情報を表している。このクラッタは、パワードブラ画像を B モード画像と部分的に合成することで、B モード画像部分の組織像とつながって組織情報として活用することができる。このようにアンサンブル数を 4 程度にすることで、従来のパワードブラ法に比べて、2 倍以上のフレームレート ( 時間分解能 ) の向上が図れる。

## 【 0 0 4 5 】

( 3 ) B モード専用の送受信は行わずに、パワードブラのために送信した超音波パルスの受信信号を B モード画像生成のために使用する、具体的にはスキャンで得た受信信号を、B モード画像生成とパワードブラ画像生成とで兼用 ( 共用 ) する。つまり、パワードブラの送信条件が B モードと全く同一でよいのなら、B モード用に超音波をパワードブラと別個に送信する必要がなくなる。このようにスキャンを B モードとパワードブラとで兼用する場合、パワードブラのために収集した方向が同じ 4 つ ( アンサンブル数が 4 ) の受信信号のいずれかを使って B モード画像を生成してもよいし、又は検波前に 4 つの受信信号を加算平均してその出力に基づいて B モード画像を生成すれば、S / N を向上することができるし、若しくは受信フィルタ特性を変えて検波後に加算平均すればスペックル除去効果を得ることができる。

## 【 0 0 4 6 】

(4) 直交座標変換を行い、かつ後処理と同等の処理(ダミー後処理)を施したBモード画像とパワードブラ画像とを、画素ごとに階調が大きい方を選択して部分的に合成する。このような合成法によれば、従来のスレッシュホールド法による合成に起因する問題を解決することができる。この理由は上述したとおりである。

【0047】

以上のようにパワードブラのクラッタの起源はBモード組織像と同一のものである。パワードブラ画像として表示されるとクラッタ(ノイズ)となるが、Bモード画像と合成することで、パワードブラのクラッタの方がBモード画像よりも階調が高くて合成後に残留したとしても、それは組織像として認識することができるのである。従来、カラードブラ法やパワードブラ法ではいかにしてクラッタを除去するかが最大の問題であった。しかし、本実施形態により、クラッタの発生が大きな問題ではなくなった点を強調したい。従来は、クラッタを除去するために、低流速の血流も除去してしまったが、本実施形態ではクラッタを完全に除去する必要がないので、低流速の血流感度が向上する効果も達成され得る。

【0048】

(変形例)

上述の説明では、Bモードとパワードブラで、送信パルスを兼用したが、Bモードの高分解能とパワードブラの感度を両立させるために、Bモードでは1波駆動、パワードブラでは2波駆動というように、別の送信パルスを使用しても良い。

【0049】

また、画像合成方法として、Bモード画像とパワードブラ画像とで画素ごとに階調の高い方を選択的に出力する方法を説明したが、これ以外に、加算する方法もある。画像合成方法として重要なことは、Bモード画像とパワードブラ画像で処理を区別しないことである。

【0050】

さらに、加算するBモード画像、パワードブラ画像は、座標変換後として説明したが、座標変換前に同様な合成論理により合成し、その後に座標変換を行っても良い。こうすることで、表示系に関わる回路規模を小さくすることができる。

【0051】

以上のように本発明によれば、パースト波数をBモード画像と同一又は略同一に短縮することで、距離分解能が向上する。また、アンサンブル数、つまり同一方向に超音波パルスを送受する回数を2乃至6に少なくすることで、時間分解能が向上する。このように距離分解能及び時間分解能の向上を図ると、クラッタが増大するものであるが、Bモード画像とパワードブラ画像とを階調の大小に従って部分的に合成することにより、そもそも組織エコーであるクラッタを、Bモードの組織像の中に埋め込んでBモードと共に組織構造を表す有用な情報として活用し、実質的にノイズとしての側面を解消することができる。また、血流とクラッタ(組織)とを合成すると、両者の識別が困難になるおそれがあるが、血流は、クラッタに比べて動きが速く、しかも時間分解能が向上することもあるため、フリッカー効果(チラチラ感)が増し、それが少ないクラッタとの識別性は十分確保されるものである。

【0052】

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【符号の説明】

【0053】

- 1 ... 超音波プローブ、
- 2 ... 送信回路、

10

20

30

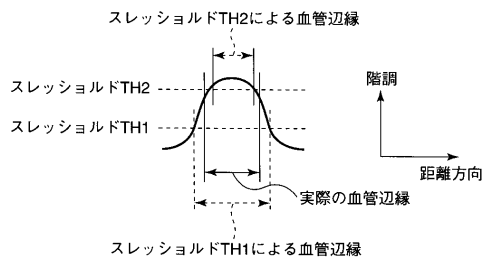
40

50

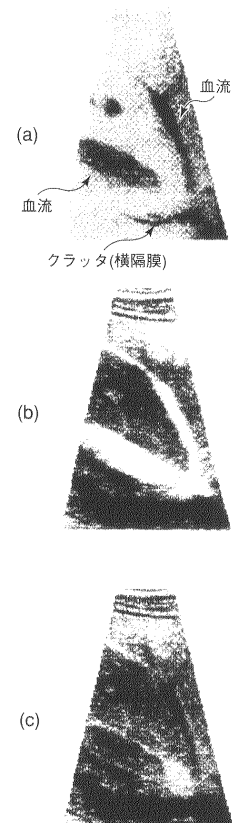
- 3 ... 受信回路、
- 4 ... Bモード処理ユニット、
- 4 a ... エコーフィルタ、
- 4 b ... 検波回路、
- 4 c ... 対数圧縮回路 ( L O G )、
- 5 ... パワードプラ処理ユニット、
- 5 a ... コーナターニングバッファ、
- 5 b ... ウォールフィルタ、
- 5 c ... 平均化 / 対数圧縮回路、
- 6 a、6 b ... デジタルスキャンコンバータ ( D S C )、
- 7 ... 画像合成ユニット、
- 8 ... ディスプレイ、
- 9 ... 後処理部、
- 10 a、10 b ... ダミーの後処理部、
- 11 ... 比較回路、
- 12 ... マルチプレクサ、
- 13 a、13 b ... 増幅器、
- 14 ... 後処理制御部。

10

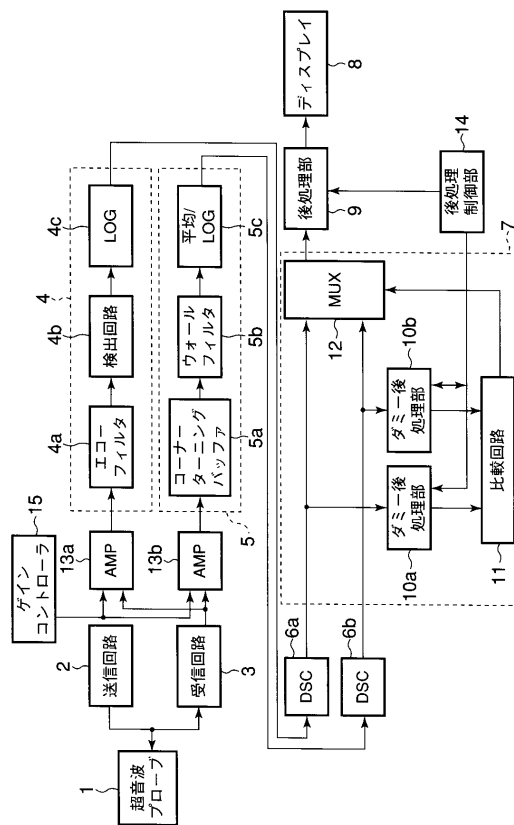
【 図 1 】



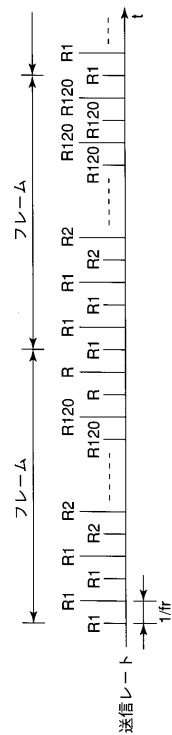
【 図 2 】



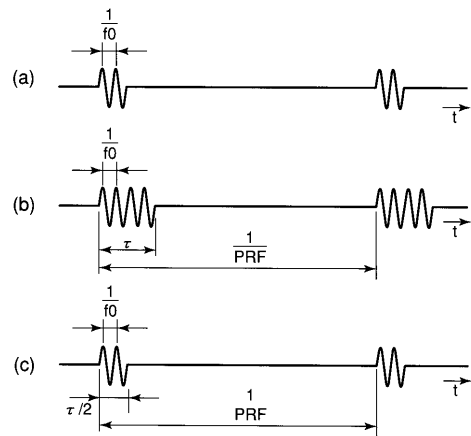
【 図 3 】



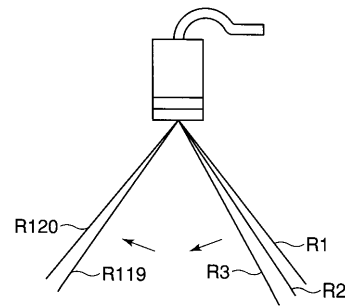
【 図 6 】



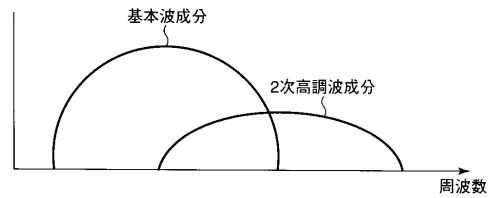
【 図 4 】



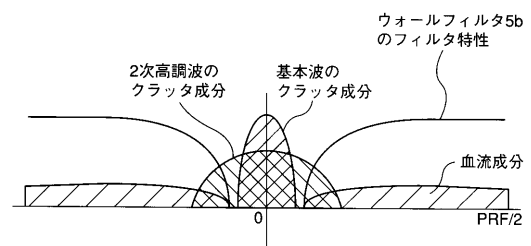
【 図 5 】



【 圖 7 】



【 図 8 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎

(74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三

(74)代理人 100172580  
弁理士 赤穂 隆雄

(74)代理人 100179062  
弁理士 井上 正

(74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子

(74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓

(72)発明者 佐藤 武史  
栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 小柳 正道  
栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 嶺 喜隆  
栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

F ターム(参考) 4C601 DE05 EE01 EE03 EE04 EE08 HH08 HH16 JB36 JC17 JC21  
KK12 KK18 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012254373A</a>	公开(公告)日	2012-12-27
申请号	JP2012221530	申请日	2012-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	佐藤武史 小柳正道 嶺喜隆		
发明人	佐藤 武史 小柳 正道 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/8979 G01S15/8988		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE05 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH08 4C601/HH16 4C601/JB36 4C601/JC17 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK24		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆		
优先权	2000012108 2000-01-20 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明的目的是改善功率多普勒中的距离分辨率，灵敏度，杂波去除效果和帧速率。根据本发明的超声波诊断装置包括：超声波探头1，用于通过超声波探头用超声波扫描被检体的发送/接收电路2和3，以及从发送/接收电路输出的接收信号。B模式处理器4基于接收信号生成B模式数据，该接收信号是从发送/接收电路输出的接收信号，并且在突发波数与B模式数据相同或基本相同的发送条件下收集。功率多普勒处理器5基于信号生成功率多普勒数据，合并单元7将B模式数据和功率多普勒数据部分地合并，并生成一帧的合并图像数据和合并图像数据。使用灰度显示图来显示B模式数据部分，并且使用与上述显示图相同的显示图来显示功率多普勒数据部分。以及用于显示的显示器。[选型图]图1

