

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4772788号  
(P4772788)

(45) 発行日 平成23年9月14日(2011.9.14)

(24) 登録日 平成23年7月1日(2011.7.1)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 20 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-517923 (P2007-517923)  
(86) (22) 出願日 平成18年5月26日(2006.5.26)  
(86) 国際出願番号 PCT/JP2006/310580  
(87) 国際公開番号 W02006/126684  
(87) 国際公開日 平成18年11月30日(2006.11.30)  
審査請求日 平成21年5月18日(2009.5.18)  
(31) 優先権主張番号 特願2005-155835 (P2005-155835)  
(32) 優先日 平成17年5月27日(2005.5.27)  
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000153498  
株式会社日立メディコ  
東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
(72) 発明者 浅房 勝徳  
東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
株式会社 日立メディコ内  
審査官 五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

造影剤が投与された被検体との間で超音波を所定時間にわたって送受する超音波探触子と、該超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を受信処理する受信手段と、該受信手段から出力される受信信号に処理を施す信号処理手段と、該信号処理手段から出力される信号に基づき超音波像を構成する画像処理手段と、前記超音波像を表示する表示手段とを備え、

前記信号処理手段は、前記受信手段から出力される受信信号の信号強度及び時間変化量を周波数帯域ごとに検出する手段を有し、

前記画像処理手段は、前記受信信号の信号強度及び時間変化量に基づき、前記受信信号が造影剤由来の信号であるか生体由来の信号であるかを判別する手段を有していることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像処理手段は、造影剤投与後の経過時間に基づいて、前記造影剤由来の信号の前記超音波像に生体由来の信号の超音波像とは異なる色相を割り当てて前記表示手段へ表示させ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】

前記画像処理手段は、前記造影剤由来の信号の前記超音波像に対し、造影剤投与後の経過時間における早期相に第1の色相、中期相に第2の色相、晚期相に第3の色相を割り当てて前記表示手段へ表示させることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 4】

前記画像処理手段は、前記受信信号の信号強度及び時間変化量に基づき、周波数帯域ごとに前記超音波像の画素単位で造影剤由来の信号と生体由来の信号とを判定する強調表示用演算手段を備え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 5】

前記画像処理手段は、該強調表示用演算手段の判定結果に基づき彩度、明度、色相の少なくとも1つを前記超音波像の各画素情報に割り当てるカラーエンコードテーブルを有する請求項4記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記強調表示用演算手段は、前記造影剤の投与時間から設定時相ごとに前記造影剤の染色状態を判定し、前記カラーエンコードテーブルは、前記強調表示用演算手段の判定処理が実行される度に、前記彩度、明度、色相の少なくとも1つを更新する請求項4記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 7】

前記画像処理手段は、前記信号処理手段により検出された信号強度及び時間変化量を周波数帯域ごとに記憶する複数のバッファメモリを備えてい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 8】

前記複数のバッファメモリから読み出した信号強度や経時変化パラメータに基づいて、超音波像の各ピクセルの情報が生体由来のものか、造影剤由来のものかを判別する判定手段を備えることを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 9】

前記画像処理手段は、前記被検体に造影剤を投与する前に白黒断層像を撮像し、前記白黒断層像をカラー超音波像に並べて、あるいは重ねることを特徴とする請求項8記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記信号処理手段は、超音波繰り返し間隔での単位時間変化量と、超音波繰り返し間隔での所定時間変化総和量と、フレーム間隔での所定時間変化総和量である経時変化パラメータを検出する経時変化検出手段を有することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 11】

前記信号処理手段は、前記時間変化量として、前記単位時間変化量と、該単位時間よりも長い所定時間の時間変化量の少なくとも1つを検出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 12】

前記信号処理手段は、前記時間変化量として、超音波繰り返し間隔での時間変化量と、フレーム間隔での時間変化量の少なくとも1つを検出する請求項1記載の超音波診断装置。

## 【請求項 13】

前記信号処理手段は、前記受信手段から出力される受信信号を周波数帯域ごとに分けて抽出する複数の周波数帯域分離手段と、該各周波数帯域分離手段から出力される信号を超音波伝播時間に応じて補正する複数の乗算手段と、該各乗算手段から出力された信号の強度を検出する信号強度検出手段と、前記乗算手段から出力された信号及び前記信号強度検出手段から出力された信号強度に基づき前記時間変化量を求める経時変化検出手段とを有することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 14】

前記乗算手段は、周波数帯域ごとに可変制御することを特徴とする請求項13記載の超音波診断装置。

## 【請求項 15】

前記乗算手段は、生体由来の信号又は造影剤由来の信号を強調したい場合、重み関数を

50

変更することを特徴とする請求項13記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記超音波探触子は、比帯域が100%よりも大きい請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項17】

前記超音波探触子は、cMUTによる振動子で構成されてい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18】

前記受信信号を周波数帯域ごとに分けて抽出する複数の周波数帯域分離手段を備え、それぞれが帯域通過フィルタを有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19】

前記画像処理手段は、前記表示手段に表示させる造影剤由来の信号を前記経過時間で選択する選択手段を有することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項20】

被検体との間で超音波を送受して得られる受信信号の信号強度及び時間変化量を周波数帯域ごとに検出し、

周波数帯域ごとの信号強度及び時間変化量に基づき、超音波像の造影剤由来の信号と生体由来の信号を判別し、

超音波像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の診断画像として超音波像を撮像する装置及び表示する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の診断画像として超音波像を撮像する超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体との間で超音波を送受し、超音波探触子から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成するものである。

【0003】

このような超音波診断装置においては、超音波造影剤(以下、造影剤という)の造影効果を画像化するいわゆるハーモニックイメージング法が知られている。例えば、被検体に造影剤を投与して診断部位に拡散させる。拡散した造影剤に超音波を照射すると、造影剤の非線形性に由来する高調波が発生する。発生した高調波を検出して画像化することにより、血管形状の診断や、組織を鑑別することが行われる(例えば、特許文献1)。

【特許文献1】特開平11-76231号公報

【0004】

ところで、造影剤を投与した被検体に超音波を照射すると、造影剤由来の高調波のほか、臓器などの生体組織からも高調波が拡散する。それら高調波を検出して画像化すると、造影剤由来の高調波に生体由来の高調波がブラインドノイズとして重畳して表示される。したがって、例えば造影剤由来の信号を超音波像上で的確に視認することが困難になり、造影剤の造影状態を把握できない場合がある。特許文献1のような方式は、このような点について配慮していない。また、2次高調波成分を除去する局所フィルタを用いているため、必要になるコントラストエコー信号も削除されてしまい、コントラストエコー信号の信号強度が落ちてしまう。したがって、その分、画質が悪くなってしまう恐れがある。

【0005】

そこで、造影剤由来の信号と生体由来の信号をより鮮明に画像化することが求められている。本発明の課題は、造影剤由来の信号と生体由来の信号をより鮮明に画像化するのに好適な超音波診断装置及び超音波画像表示方法を実現することにある。

【発明の開示】

【0006】

10

20

30

40

50

上記課題を解決するため、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子に駆動信号を供給する送信手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を受信処理する受信手段と、該受信手段から出力される受信信号に処理を施す信号処理手段と、該信号処理手段から出力される信号に基づき超音波像を構成する画像処理手段と、前記超音波像を表示する表示手段とを備え、前記信号処理手段は、前記受信手段から出力される受信信号の信号強度及び時間変化量を周波数帯域ごとに検出する手段を有し、

前記画像処理手段は、前記信号強度及び時間変化量に基づき、前記超音波像の造影剤由来の信号と生体由来の信号とを判別する手段を有した。

【0007】

また、被検体との間で超音波を送受して得られる受信信号の信号強度及び時間変化量を周波数帯域ごとに検出し、周波数帯域ごとの信号強度及び時間変化量に基づき、超音波像の造影剤由来の信号と生体由来の信号を判別し、超音波像を表示する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明を適用した一実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の周波数帯域分離手段の動作を説明する図である。

【図3】図1の乗算手段の動作を説明する第一図である。

【図4】図1の乗算手段の動作を説明する第二図である。

【図5】造影剤投与後の経過時間に対する染影状態を示す図である。

【図6】造影剤投与後の表示範囲を示す図である。

【図7】図1の探触子の周波数特性を説明するための図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明を適用した超音波診断装置の一実施形態について図面を参照して説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図1に示すように、超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子としての広帯域探触子10(以下、探触子10という)と、探触子10に駆動信号を送受分離手段11を介して供給する送信手段12と、探触子10から送受分離手段11を介して出力される受信信号を受信処理する受信手段14と、受信手段14から出力される信号に処理を施す信号処理手段16と、信号処理手段16から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成する画像処理手段18と、画像処理手段18から出力される超音波像を表示する表示手段20と、各部に制御指令を出力する制御手段21を備えている。なお、図示の便宜上、制御手段21から出力する制御指令の流れを示す線図を省略する。

【0010】

ここで本実施形態の超音波診断装置に適用する信号処理手段16は、受信信号の信号強度を周波数帯域ごとに検出する複数の信号強度検出手段36-1～36-mと、信号強度検出手段36-1～36-mから出力される信号強度と受信信号に基づき時間変化量を検出する経時変化検出手段22-1～22-mを有する。そして、画像処理手段18は、信号強度検出手段36-1～36-mから出力される信号強度と経時変化検出手段22-1～22-mから出力される時間変化量に基づき、超音波像の造影剤由来の信号と生体由来の信号とを強調する強調表示用演算手段24を備えている。

【0011】

より詳細に超音波診断装置について説明する。探触子10は、被検体との間で超音波を送受する振動子が複数配列されている。振動子として、例えば、超音波送受信感度を制御可能なcMUT(Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr. Vol45 pp. 678-690 May 1998)を複数配設したものを適用する。なお、振動子としては、複数の圧電体を配列した複合圧電体構造のものでもよいし、共振周波数が異なる圧電体を重ねた積層構造のものでもよい。要は、本実施形態の探触子10として、比帯域が例えば100%以上のものを適用するのが望ましい。ここでいう比帯域(FBW)は、探触子10の中心周波数をFc、帯域幅をBWとすると、 $FBW = BW / Fc$ と表される。

## 【 0 0 1 2 】

受信手段14は、探触子10から送受分離手段11を介して出力される受信信号を増幅する増幅アンプ26と、増幅アンプ26から出力される受信信号をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換器28(以下、ADC28)と、ADC28から出力される受信信号に対し整相加算処理を施して音響的のビーム集束をする整相加算手段30とを有する。

## 【 0 0 1 3 】

信号処理手段16は、受信手段14から出力される受信信号を周波数帯域ごとに分けて抽出する複数の周波数帯域分離手段32-1～32-mと、各周波数帯域分離手段32-1～32-mから出力される信号に所定の係数を乗算して超音波伝播時間に応じた補正を施す複数の乗算手段34-1～34-mと、各乗算手段34-1～34-mから出力される信号の強度を検出する複数の信号強度検出手段36-1～36-mと、各乗算手段34-1～34-m及び信号強度検出手段36-1～36-mから出力される信号の時間変化量を検出する複数の経時変化検出手段22-1～22-mとを備えている。また、各周波数帯域分離手段32-1～32-mに付与する抽出帯域の制御係数を設定する帯域制御係数設定手段38と、各乗算手段34-1～34-mに付与する乗算係数を設定する乗算係数設定手段40を有する。なお、自然数mは、抽出すべき周波数帯域の数に対応している。

10

## 【 0 0 1 4 】

周波数帯域分離手段32-1～32-mは、それぞれが帯域通過フィルタ(BPF)を有する。信号強度検出手段36-1～36-mは、絶対値演算手段や搬送波の除去処理手段などを有する。経時変化検出手段22-1～22-mは、高域通過フィルタや積算手段を有する。接続形態としては、例えば、周波数帯域分離手段32-1は、乗算手段34-1を介して、信号強度検出手段36-1と経時変化検出手段22-1との双方に接続されている。周波数帯域分離手段32-1を代表して説明したが、他の周波数帯域分離手段32-2～32-mも同様に、乗算手段34-2～34-mを介して、信号強度検出手段36-2～36-mと経時変化検出手段22-2～22-mに接続されている。

20

## 【 0 0 1 5 】

経時変化検出手段22-1は、乗算手段34-1から出力される受信信号と信号強度検出手段36-1から入力される信号強度に基づき、経時変化パラメータを検出する。ここでの経時変化パラメータとは、超音波繰り返し間隔での単位時間変化量と、超音波繰り返し間隔での所定時間変化総和量と、フレーム間隔での所定時間変化総和量である。ここでいう超音波繰り返し間隔とは、探触子10から同一走査ラインに対して超音波パルスを繰り返して送波する周期(PRF)に対応し、走査線繰り返し間隔と称してもよい。フレーム間隔とは、超音波像の1フレーム分に対応する超音波パルスの送波を開始してから、次のフレームに対応する超音波パルスの送波を開始するまでの間隔に対応する。経時変化検出手段22-1を代表して説明したが、他の経時変化検出手段22-2～22-mも同様である。

30

## 【 0 0 1 6 】

画像処理手段18は、信号強度検出手段36-1～36-mにより検出された信号強度と経時変化検出手段22-1～22-mにより検出された経時変化パラメータを周波数帯域ごとに記憶する複数のバッファメモリ42-1～42-mを備えている。また、各バッファメモリ42-1～42-mから読み出された信号強度や経時変化パラメータに基づいて、超音波像の各ピクセルの情報が生体由来のものか、造影剤由来のものかを判別する判定手段としての強調表示用演算手段24と、強調表示用演算手段24の判定結果に基づき、超音波像の各ピクセルの情報に彩度、明度、色相を割り当てるカラーエンコードテーブル44と、カラーエンコードテーブル44から出力される信号を合成して超音波像を構成するフレーム合成手段46とが設けられている。また、カラーエンコードテーブル44のカラーマップの切替えや、カラーマップの色相を調整するテーブル設定手段48が配設されている。

40

## 【 0 0 1 7 】

ここでのバッファメモリ42-1は、制御指令に応じて、信号強度や経時変化パラメータを強調表示用演算手段24に渡す。例えば、スキャンコンパートやズームなどの超音波計測状態、診断内容、休止後の画像再構成など所望の状態に応じて、信号強度情報、経時変化パラメータをリアルタイムまたは休止状態で連続フレーム分、あるいは数百フレーム間隔の数フレーム分の情報は、バッファメモリ42-1から強調表示用演算手段24に出力される。パ

50

ッファメモリ42-1を代表して説明したが、他のバッファメモリ42-2～42-mも同様である。なお、バッファメモリ42-1～42-mの設置数については、受信信号を分離する周波数帯域の数に対応した数だけを設けた例を図示したが、適宜増やしてもよい。

#### 【0018】

強調表示用演算手段24は、四則演算手段や比較手段などを有するプロセッサを備えて構成されている。このプロセッサは、バッファメモリ42-1から出力された経時変化パラメータである信号強度、単位時間変化量、所定時間変化総和量の3種の情報に対して、超音波造影剤や生体組織情報を強調表示するため又は強調表示しないための積和演算と、超音波造影剤由来と生体組織由来の信号強度レシオを求める演算とを診断内容に応じて行う機能と、後段のカラーエンコードテーブル44に対する彩度、明度、色調などのカラー表示パラメータを割り付ける機能を有する。

10

#### 【0019】

制御手段21は、入力手段52から出力される例えば撮像開始指令に応じ、送信手段12、受信手段14、信号処理手段16、画像処理手段18などに制御指令を出力する。入力手段52は、キーボード、マウス、スイッチ、つまみなどから構成されている。例えば、つまみは、テーブル設定手段48のカラーマップの切替えや色相調整に使用される。スイッチは、診断種類の切替えに使用される。

#### 【0020】

このように構成される超音波診断装置の動作について図2ないし図4を参照して説明する。図2は、周波数帯域分離手段32-1～32-mの動作を説明する図である。図3及び図4は、乗算手段34-1～34-mの動作を説明する図である。

20

#### 【0021】

まず、被検体に超音波造影剤(以下、造影剤という)を投与して診断部位に拡散させる。また被検体の体表に探触子10を接触させる。撮像開始指令に応じ、送信手段12により駆動信号が生成される。生成された駆動信号が送受分離手段11を介して探触子10に供給されると、探触子10から超音波が被検体に送波される。この送波において、探触子10からは探触子10の帯域幅をほぼ $n$ 分割した分割点(内部点)の最も低い周波数( $CF_0$ )で超音波を送波する。なお、同一走査ラインに対して単数又は複数(例えば2個)のパルス波が超音波繰り返し間隔(PRF)で送波される。各走査ラインについても同様にパルス波が送波される。なお、走査ライン数については、超音波像の撮像視野の大きさと方位方向分解能に対応して設定されている。

30

#### 【0022】

探触子10から送波された超音波は、被検体内を伝播する過程で反射エコーとして反射する。反射エコーは、基本波のほか、造影剤の非線形性に由来する高調波や、生体組織に由来する高調波を含んでいる。このような反射エコーは、探触子10により受波される。受波された反射エコーは、電気信号に変換された後、受信信号として探触子10から受信手段14に出力される。

#### 【0023】

受信手段14に入力した受信信号は、増幅アンプ26により増幅される。増幅された受信信号は、ADC28によりデジタル信号に変換される。デジタル化された受信信号は、整相加算手段30により整相加算された後、受信手段14から信号処理手段16に出力される。

40

#### 【0024】

信号処理手段16に入力した受信信号は、周波数帯域分離手段32-1～32-mのそれぞれに入力され、ここにおいて $m$ 種類の設定周波数帯域ごとに分離抽出された受信信号になる。例えば、図2に示すように、受信信号に含まれる基本波( $F_0$ )に対応する信号は、周波数帯域分離手段32-1により抽出される。受信信号に含まれる二次高調波( $2F_0$ )に対応する信号は、周波数帯域分離手段32-2により抽出される。受信信号に含まれる三次高調波( $3F_0$ )に対応する信号は、周波数帯域分離手段32-3により抽出される。なお、この形態に限らず、高次高調波成分を抽出することに加えて、中間周波(例えば、Sub Harmonic、1.5 Harmonic、3rd Harmonic)を抽出してもよい。

50

## 【 0 0 2 5 】

各周波数帯域分離手段32-1～32-mから出力される信号は、図3に示すように、乗算手段34-1～34-mにより信号強度が補正される。例えば、周波数帯域分離手段32-1から出力された受信信号は、乗算手段34-1に入力され、ここで所定の乗算係数が乗算されて信号強度が補正される。同様に、周波数帯域分離手段32-2から出力された受信信号は乗算手段34-2により、また周波数帯域分離手段32-3から出力された受信信号は乗算手段34-3によりそれぞれ補正される。

## 【 0 0 2 6 】

ここでの乗算係数については、例えば、図4に示すように、乗算係数設定手段40により周波数帯域ごと、つまり乗算手段34-1～34-mごとに超音波伝播時間に対して可変制御する。より具体的には、受信信号(F0)については、超音波伝播時間の増大にほぼ比例して乗算係数を増大させる。受信信号(2F0)については、所定の超音波伝播時間までは乗算係数を徐々に増大させ、その時間を超えると乗算係数を徐々に減少させる。受信信号(3F0)については、受信信号(2F0)の場合と基本的に同じように乗算係数を可変するが、乗算係数が最大になる超音波伝播時間は受信信号(2F0)の場合よりも小さい。このように乗算係数を超音波伝播時間に対して可変制御することにより、超音波が被検体内を伝播する過程で生じる減衰や散乱に起因する信号強度の低下が補正される。

## 【 0 0 2 7 】

乗算手段34-1～34-mにより補正された各受信信号は、信号強度検出手段36-1～36-mと経時変化検出手段22-1～22-mの双方に入力される。信号強度検出手段36-1～36-mに入力された受信信号は、ここで例えば絶対値演算や搬送波の除去処理などが施される。これによって、m種類の設定周波数帯域ごとに信号強度が検出される。検出された各信号強度は、経時変化検出手段22-1～経時変化検出手段22-mに出力されるとともに、バッファメモリ42-1～42-mに周波数帯域ごとに保持される。

## 【 0 0 2 8 】

一方、経時変化検出手段22-1～22-mにおいては、乗算手段34-1～34-mを介して入力された受信信号と信号強度検出手段36-1～36-mから入力された信号強度に基づき、m種類の設定周波数帯域ごとに経時変化パラメータが検出される。ここでの経時変化パラメータは、超音波繰り返し間隔での単位時間変化量と、超音波繰り返し間隔での所定時間変化総和量と、フレーム間隔での所定時間変化総和量である。例えば、信号強度を $I(t)$ とした場合、各周波数帯域の経時変化パラメータは、経時変化検出手段22-1～22-mにより表1のように求められる。求められた経時変化パラメータは、バッファメモリ42-1～42-mにm種類の周波数帯域ごとに保持される。

【表1】

		経時変化パラメータ
単位時間変化量	超音波繰り返し間隔周期 $t_p$ フレーム間隔周期 $t_f$	$ dI(t_p)/dtp $ $ dI(t_f)/dtf $
所定時間変化総和量	超音波繰り返し間隔周期 $t_p$ フレーム間隔周期 $t_f$	$\Sigma( dI(t_p)/dtp )$ $\Sigma( dI(t_f)/dtf )$

## 【 0 0 2 9 】

ここでの経時変化パラメータについて補足する。単位時間変化量については、信号強度が大きくかつ急激な変化のときに大きくなるが、信号強度が小さくかつ変化が緩やかなときに小さくなる。所定時間変化総和量は、所定時間における単位時間変化量の総和であり、所定時間の単位時間変化が大きくかつ継続するときに大きくなるが、単位時間変化が小さくかつ単発なときに小さくなる。より具体的に言えば、造影剤、静的生体組織(例えば腎臓)、動的生体組織(例えば心臓や血管)、血球に関しては、超音波周波数帯域および時間変化量には表2に示すような特徴がある。表2に示すように、造影剤の特徴は、生体との音響インピーダンスの差が大きいために信号強度が大きなものになる点や、超音波の照射に

10

20

30

40

50

よる体積変化が非線形に振動するために基本波、二次高調波、三次高調波ともに大きなものになる点や、比較的移動しやすいために単位時間変化量、所定時間変化総和量ともに大きなものになる点にある。生体組織の特徴は、造影剤よりも体積が変化しないために比較的三次高調波が小さい点にある。例えば、静的生体組織の特徴は、信号強度は大きいものとなるが、動きが少ないために単位時間変化量及び所定時間変化量がともに小さなものになる。動的生体組織の特徴は、信号強度は大きいものになるが、ゆっくり移動するために超音波繰り返し間隔の単位時間変化量は比較的小さなものに、フレーム間隔の所定時間変化総和量は大きいものになる。血球の特徴は、生体組織よりも信号強度が小さなものになるが、体内を自由に移動するために単位時間変化量および所定時間変化総和量は静的生体組織よりも大きいものになる。

10

【表 2】

		造影剤	血球	静的生体	動的生体
信号強度	基本波	大	中	大	大
	2次高調波	大	中	大	大
	3次高調波	大	小	小	小
単位時間変化量	超音波繰り返し間隔	大	中	小	中
所定時間変化総和量	超音波繰り返し間隔	大	中	小	中
	フレーム間隔	大	中	小	大

20

## 【 0 0 3 0 】

バッファメモリ42-1～42-mに保持された信号強度や経時変化パラメータは、強調表示用演算手段24により読み出される。この際、スキャンコンバートやズーム、あるいは超音波計測状態を休止後の画像再構成など所望の状態に応じて読み出される。読み出された信号強度や経時変化パラメータに基づき、超音波像の各ピクセルの情報が生体由来のものか、造影剤由来のものかが強調表示用演算手段24により判別される。強調表示用演算手段24の判定結果に基づき、超音波像の各ピクセルの情報に彩度、明度、色相がカラーエンコードテーブル44により割り当てられる。カラーエンコードテーブル44から出力される信号に基づき、フレーム合成手段46により超音波像が構成される。構成された超音波像は、表示手段20に表示される。

30

## 【 0 0 3 1 】

より詳細に強調表示用演算手段24の処理内容を説明する。まず、信号処理手段16により各周波数帯域に分離された信号のそれぞれは、造影剤由来の信号と生体由来の信号が重畳している。このことは基本波(F0)の信号Sig(F0)、二次高調波(2F0)の信号Sig(2F0)、三次高調波(3F0)の信号Sig(3F0)についても同様である。

## 【 0 0 3 2 】

そして強調表示用演算手段24により造影剤由来の信号と生体由来の信号とを強調するための演算式として数式(1)が与えられている。数式(1)のA、B、Cは各信号に乗算される重み係数である。

$$A \cdot \text{Sig}(F0) + B \cdot \text{Sig}(2F0) + C \cdot \text{Sig}(3F0) \quad (1)$$

40

数式(1)に基づき、造影剤由来信号強調係数による演算や、生体由来信号強調係数による演算や、強調処理しない演算が強調表示用演算手段24により実行される。より具体的には、造影剤は、弾性体を超音波が伝播する非線形現象に加え、造影剤の元の半径に応じて、硬さと慣性の結果から共振周波数を有する(例えばIEEE Ultrasonics Symposium 1996 P 1451)。このため造影剤由来の信号は比較的高次の高調波もある程度の信号強度を有するが、生体由来の信号は比較的高次の高調波の信号強度は小さなものになる。したがって、造影剤由来の信号を強調したいときは、重み係数を“C 1、A B 0”として数式(1)を演算する。生体由来の信号を強調したいときは、重み係数を“A 0.5～1.0、B 0.5～1.0、C 0～-1.0”として数式(1)を演算する。ここでのA、B、Cの総和は一定値(例えば、「1」)に設定される。また強調処理をしない場合は、重み係数を“C A B 1/3”として数

50



式(1)を演算する。

【0033】

数式(1)の演算結果(総和)は、強調表示用演算手段24において経時変化パラメータと併用することにより、造影剤由来の信号と生体由来の信号とを判定するのに利用されることになる。より具体的には、強調表示用演算手段24、例えば信号Sig(F0)の信号強度、単位時間変化量、所定時間変化総和量の3種の情報のそれぞれに対し、生体由来信号強調係数による生体由来強調演算と、造影剤由来信号強調係数による造影剤由来強調演算と、強調しない演算を数式(1)に基づいて実行することによって、計9信号を生成する。また、生体由来と造影剤の信号強度レシオを算出する。このような演算処理が画像ピクセル単位で実行される。

10

【0034】

そして、前記9信号と信号強度レシオに基づき、カラーエンコードテーブル44により彩度または明度あるいは色相が画像ピクセル単位で割り当てられる。例えば、リアルタイム心臓診断の場合は、超音波繰り返し間隔での単位時間変化量の強調処理をしていない信号を彩度に用い、信号強度に対する生体由来と造影剤の信号強度レシオにより造影剤強調に赤、生体組織に青の色相を用いる。これによって、造影剤由来の画像は、鮮明な赤色に染影される。静的生体組織由来の画像は、薄暗青色に染影される。動的生体組織由来の画像は、薄青色に染影される。このようなカラーマッピングは、血管相のリアルタイム診断として腫瘍などの血管形状を診断する場合にも有効である。

【0035】

20

また、単純に信号強度に対して造影剤由来を強調した信号を赤、生体由来を強調した信号を青に割り付け、それぞれを重ねて色素表示することで、造影剤で染影された部位を強調してもよい。要するに、強調表示用演算手段24カラーエンコードテーブル44対し、前記9信号と信号強度レシオを割り付ける組合せを選択すればよい。カラーエンコードテーブル44より彩度等が割り当てられた超音波像を表示することにより、造影剤由来の画像と生体由来の画像との判別が容易になる。

【0036】

このような超音波診断装置は、造影剤の染影状態に基づいた組織性状の鑑別に適用できる。ここでいう組織性状とは、組織の状態や性質あるいは良悪性のことである。図5は、組織鑑別診断の一例であり、造影剤投与後の経過時間に対する染影状態を示す図である。図5の横軸は造影剤投与後の経過時間を示し、縦軸は信号強度を示す。図5に示すように、血管は、早期相で染影し、染影の立ち上がり及び立ち下がりが急峻である。門脈は、早期相の血管よりも遅れた時間から染影が開始し、染影の立ち上がりが急峻であり、立ち下がりが緩やかである。肝臓は、中期相から染影が開始し、染影の立ち上がり、立ち下がりがともに緩やかである。そして、新生血管の多い腫瘍は、早期相に染影が開始し、染影の立ち下がりが緩やかである。懷死を伴う腫瘍は染まらない。このような染影作用により、病理組織の鑑別診断をすることが可能になる。

30

【0037】

造影剤の染影状態に基づいた組織性状の鑑別診断について図5及び表3を参照して更に説明する。表3は、肝臓における造影剤注入後経過時間と血管内、肝細胞、肝癌の造影剤染影状態を示す。生体へ注入された造影剤は、血管内から次第に全身に行き渡り、やがて肺や、腎臓の働きにより体外へ排出される。吞食細胞などに捕食されたものは比較的長く滞留する。ここで造影剤を注入開始時刻からの経過時間により早期、中期、晩期と区分した場合、例えば、血管内における造影剤濃度は、注入開始時刻から急激に増加し、ある時間を境に緩やかに減少する。したがって、血管内に由来する信号は、早期において単位時間変化量、所定時間変化総和量、信号強度総和量ともに大きいものになる。また中期及び晩期においては血管中の造影剤濃度が低下するために単位時間変化量、所定時間変化総和量、信号強度総和量ともに小さいものになる。

40

【0038】

肝細胞における造影剤濃度は、中期から緩やかに増加し、吞食細胞の捕食により非常に

50

長く滞留する。よって、肝細胞に由来する信号は、単位時間変化量、所定時間変化総和量、信号強度総和量は早期において小さいものになる。また中期において次第に大きくなり、晩期においては最大になる。

#### 【 0 0 3 9 】

肝癌における造影剤濃度は、新生血管が豊富に存在することに起因して早期において血管内と同様に注入開始時刻から急激に増加し、ある時間を境に急激に減少する。よって、肝癌に由来する信号は、早期において単位時間変化量、所定時間変化総和量、信号強度総和量ともに大きいものになる。また、新生血管に存在する不正な穴に造影剤が詰まりやすいことから、中期において血管内と異なり、単位時間変化量、所定時間変化総和量、信号強度総和量ともにある程度の値を有する。また、吞食細胞がないために晩期において単位時間変化量、所定時間変化総和量、信号強度総和量ともに小さくなる。このように肝臓において造影剤注入後経過時間と血管内、肝細胞、肝癌の造影剤染影状態が異なる。なお、肝臓の組織鑑別の例を説明したが、他の臓器の組織鑑別にも適用できる。例えば、循環器系では心臓から直接に生体組織へ流れる血管と、小腸を経由する門脈では染影時間が異なる。また壊死の細胞で血流が流れていない部位、膿瘍などへは染影されないことがある。このように明瞭な染影画像を視認することにより、肝細胞の組織性状を的確に鑑別できる。

#### 【 表 3 】

		血管内	肝細胞 (吞食細胞)	肝癌 (新生血管、吞食細胞ない)
早期	単位時間変化量	大	小	大
	所定時間変化総和量	大	小	大
	信号強度総和量	大	小	大
中期	単位時間変化量	小	中	中
	所定時間変化総和量	小	中	中
	信号強度総和量	小	大	中
晩期	単位時間変化量	小	大	小
	所定時間変化総和量	小	大	小
	信号強度総和量	小	大	小

#### 【 0 0 4 0 】

すなわち、組織性状鑑別用のカラーマッピングの例として、造影剤を強調する係数を設定し、かつ超音波繰り返し間隔で単位時間変化量に彩度を設定し、フレーム間隔での時間変化量に明度を設定する。そして造影剤投与後の経過時間における早期相に赤の色相、中期相に緑の色相、晩期相に青の色相を割り当てる。これによって、造影剤の染影状態を判別できる。例えば、染影の立ち上がり、立ち下がりが急峻であるか否かについて判別できる。また、染影が継続するか否かについて判定できる。さらに、早期相、中期相、晩期相のいずれの相が染影されるか、あるいは染影されないかについて判定できる。このような造影剤染影状態に基づき、組織性状を鑑別できる。なお、本例のカラーマッピングは、静止画像、または一旦保存した動画、あるいはオンザフライによる腹部診断の場合に適用すればよい。

#### 【 0 0 4 1 】

具体的には、図5によると、肝臓内に注目していれば、早期相において肝臓内が赤で色付けられ、中期相において緑で色付けられたなら、その色付けられた部位が肝癌であることが分かる。特に中期相前半部は肝臓内において肝癌しか色付けされていないため、その相を観察するだけで肝癌の所在が分かる。カラーエンコードテーブル44において、中期相前半部に色付けられた部位のみを表示するよう設定することにより、肝癌の部位のみを表示することができる。そして、フレーム合成手段46、生体由来の信号から作成された画像と

肝癌のみ色付けられた画像とを重ね合わせる。このように超音波像を作成することにより、生体中のどの部位に肝癌があるのかが分かる。

【 0 0 4 2 】

図6に示すように、造影剤由来の信号を選択的に表示するバー100示手段20下段に表示させ、入力手段52を用いて、造影剤由来の信号を選択的に表示する。時相バー100早期相と中期相と晚期相に分けられている。これらの境界は破線で示されている。時相バー100は、開始を示す開始ポイント101了を示す終了ポイント102表示されている。入力手段52開始ポイント101了ポイント102作し、操作された情報が制御部21送信され、制御部21カラーエンコードテーブル44制御する。カラーエンコードテーブル44、開始ポイント101了ポイント102間の造影剤由来の信号を用いて色付けを行う。

10

【 0 0 4 3 】

開始ポイント101が表示された時相から色付けが始まり、終了ポイント102が表示された時相で色付けが終わる。図6の例では、中期相前半部に色付けられた部位のみを表示するよう、開始ポイント101と終了ポイント102とを中期相の前半部に設定することにより、肝癌の部位のみを表示することができる。なお、肝細胞のみを観察したい場合、晚期相の後半部に開始ポイント101と終了ポイント102とを設定する。

【 0 0 4 4 】

上述のとおり、本実施形態によれば、受信手段14から出力される受信信号の時間変化量を周波数帯域ごとに抽出し、各信号の強度及び時間変化量を検出することにより、超音波像の各ピクセルの情報が造影剤由来のものなのか、あるいは生体由来のものなのかについて判定できる。その結果、判定結果に基づいて造影剤由来の信号と生体由来の信号とを強調してカラー表示することにより、造影剤由来の信号と生体由来の信号とをそれぞれ鮮明に画像化することができる。

20

これにより、造影剤の染影状態に基づいた組織性状の鑑別をするときでも、より正確な染影画像を得ることができるため、組織鑑別を的確に行うことができる。

【 0 0 4 5 】

また、被検体に造影剤を投与する前に白黒断層像を撮像し、撮像した白黒断層像を本実施形態のカラー超音波像に並べて、あるいは重ねて表示してもよい。これにより、カラー超音波像に対して白黒断層像がバッググランドイメージとなるので、診断すべき臓器を画像上で視認しながら手技を進めることが容易になる。

30

【 0 0 4 6 】

ここで本実施形態の探触子10について詳細に説明する。本実施形態の探触子10として、比帯域が例えば100%以上のものを適用しているため、比較的高次の高調波でも高感度で受信できる。この点について図7を参照して説明する。図7Aは、本実施形態の探触子10の周波数帯域特性を点線で示す図である。図7Bは、探触子10から送波する超音波の周波数帯域を示す図である。図7Cは、探触子10により受波した超音波の周波数帯域を示す図である。なお、図7の横軸は周波数を示し、縦軸は信号強度を示す。周波数帯域は低域F0、中心2F0、高域3F0とする。

【 0 0 4 7 】

まず、本実施形態との比較として、PZT(ジリコン酸チタン酸鉛)により形成される振動子を配列した探触子の場合を説明する。この探触子は、比帯域が60%~80%程度であるため、例えば中心周波数が5MHzの場合、周波数帯域は低域周波数3MHzから高域周波数7MHzである。ここで、探触子の超音波送信周波数を3MHzとすると、二次高調波は6MHz、三次高調波は9MHzとなる。しかし、三次高調波9MHzは、探触子の高域周波数7MHz以上、つまり周波数帯域外となるため、感度が著しく低下する場合がある。また、送信周波数を例えば2MHzという低周波数に設定することにより、二次高調波を4MHz、三次高調波は6MHzとして周波数帯域内で高調波を受信する方式もあるが、送信周波数が周波数帯域外であるため効率が悪くなる場合がある。

40

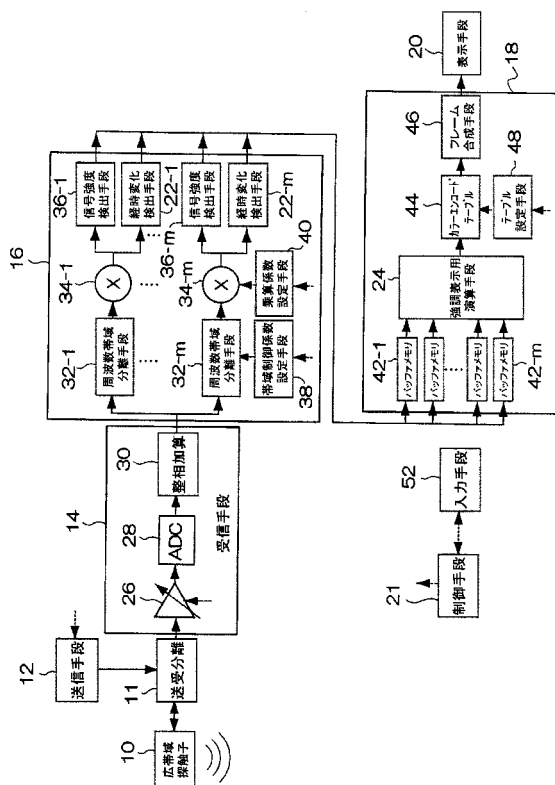
【 0 0 4 8 】

この点、本実施形態の探触子10は、比帯域が100%以上であるため、例えば中心周波数

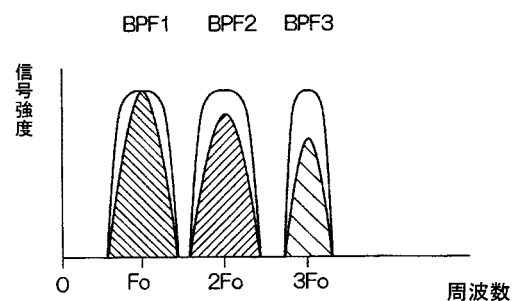
50

が5MHzの場合、周波数帯域は低域周波数2.5MHzから高域周波数7.5MHzとなる。ここで、図7Bに示すように探触子10の送信周波数( $F_0$ )を2.5MHzとすると、図7Cに示すように、二次高調波( $2F_0$ )は5MHz、三次高調波( $3F_0$ )は7.5MHzとして周波数帯域内で高調波を受信できる。換言すると、造影剤由来又は生体由来の基本波帯域、および造影剤由来又は生体由来の高周波帯域の信号を高感度で受信できる。要するに、比較的高次の高調波でも高感度で受信できるため、造影剤由来又は生体由来の信号をより鮮明に画像化できる。

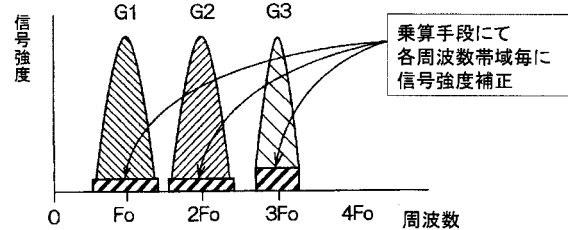
【図1】



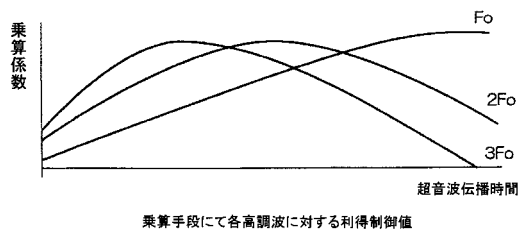
【図2】



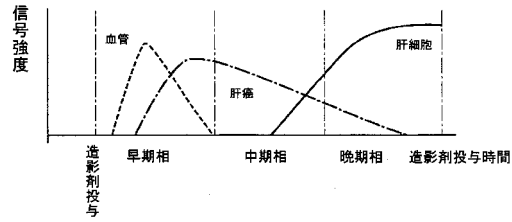
【図3】



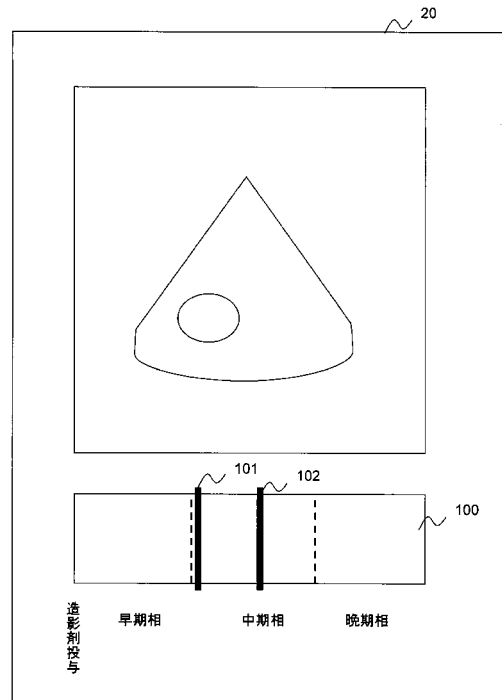
【図 4】



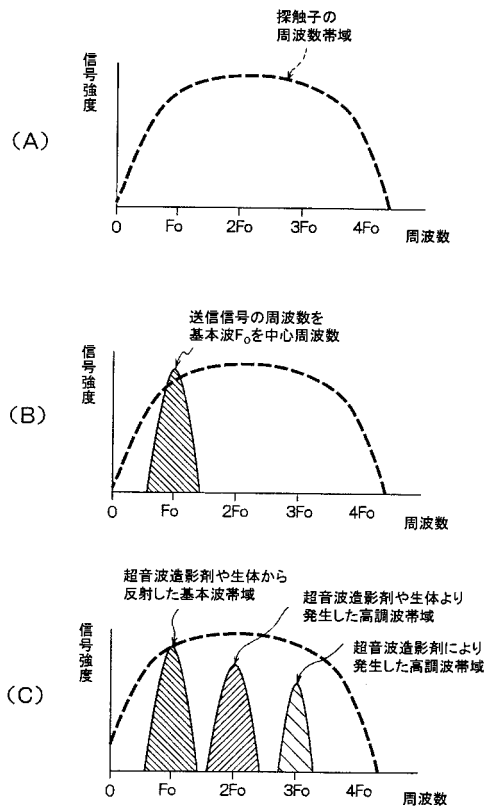
【図 5】



【図 6】



【図 7】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 1 4 9 1 6 ( J P , A )  
特開 2 0 0 3 - 8 8 5 2 4 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 3 3 0 2 4 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 0 6 / 0 3 0 3 5 4 ( W O , A 1 )  
特開平 1 1 - 7 6 2 3 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 3 6 0 5 6 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 5 - 9 5 3 7 6 ( J P , A )  
特開 2 0 0 4 - 2 0 8 9 1 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 2 3 8 9 0 0 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波画像表示方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4772788B2</a>	公开(公告)日	2011-09-14
申请号	JP2007517923	申请日	2006-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	浅房勝徳		
发明人	浅房 勝徳		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52039 A61B8/481 G01S7/52038		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2005155835 2005-05-27 JP		
其他公开文献	JPWO2006126684A1 JPWO2006126684A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

为了实现适合于更清楚地成像来自造影剂的信号和来自活体的信号的超声波诊断装置和超声波图像显示方法，用于向物体发送超声波和从物体接收超声波的超声波探头探测器10，用于向超声探头10提供驱动信号的传输装置12，用于接收和处理从超声探头10输出的接收信号的接收装置14，以及来自接收装置14的输出用于处理接收信号的信号处理装置16，用于根据从信号处理装置16输出的信号构造超声图像的图像处理装置18，以及用于显示超声图像的显示装置20。信号处理装置16具有用于检测从每个频带的接收装置14输出的接收信号的信号强度和时间变化的装置，并且图像处理装置18改变每个频带的信号强度和时间。基于量，来自超声图像的造影剂的信号和生物来源它必须确定问题的手段。另外，对于每个频带，检测通过向对象发送和从对象接收超声波而获得的接收信号的信号强度和时间变化，并且基于每个频带的信号强度和时间变化，识别来自造影剂的信号和来自活体的信号，并显示超声图像。

		経時変化パラメータ
単位時間変化量	超音波繰り返し間隔周期 $t_p$	$ dI(t_p)/dtp $
	フレーム間隔周期 $t_f$	$ dI(t_f)/dtf $
所定時間変化総和量	超音波繰り返し間隔周期 $t_p$	$\Sigma( dI(t_p)/dtp )$
	フレーム間隔周期 $t_f$	$\Sigma( dI(t_f)/dtf )$