

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) **公開特許公報** (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 186622

(P2002 - 186622A)

(43)公開日 平成14年7月2日(2002.7.2)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ト* (参考)

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 8/14

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 386866(P2000 - 386866)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(22)出願日 平成12年12月20日(2000.12.20)

(72)発明者 近藤 祐司

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外 2 名)

Fターム(参考) 4C301 AA02 AA03 CC02 GB09 HH51

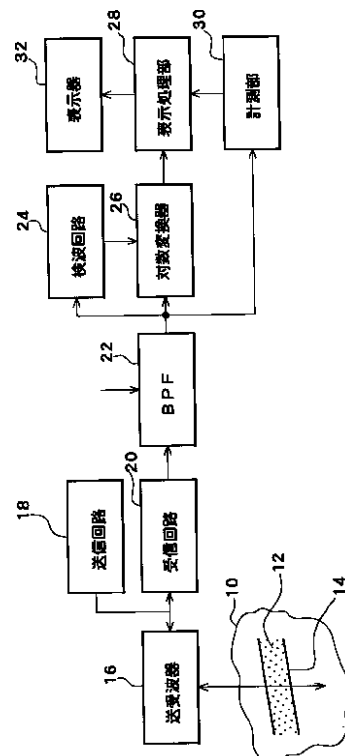
HH55 JB38

(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、生体組織の非線形性あるいは超音波コントラスト剤の非線形性に基づいて生成された低域側成分を取得する。

【解決手段】 バンドパスフィルタ22によってベースバンド信号成分が抽出され、その信号成分が対数変換を経た後、二次元画像として画像表示される。バンドパスフィルタ22は送信帯域の低域側でかつDC成分を含まない通過帯域特性を有する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 所定帯域をもった超音波を生体内に送波し、生体内からの反射波を受波する送受波器と、前記送受波器からの受信信号の中で、生体内反射体の非線形性によって前記所定帯域よりも低域側に生じたベースバンド信号成分に基づいて画像を形成する画像形成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 所定帯域をもった超音波を送波し、反射波を受波する送受波器と、前記送受波器からの受信信号の中で、生体内反射体の非線形性によって前記所定帯域よりも低域側に生じたベースバンド信号成分に基づいて計測を行う計測回路と、

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1又は2記載の装置において、前記受信信号からベースバンド信号成分を抽出するバンドパスフィルタを含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】 請求項3記載の装置において、前記バンドパスフィルタは、直流成分を排除しつつ前記ベースバンド信号成分を抽出する通過帯域特性を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項1又は2記載の装置において、前記送受波器は前記所定帯域及び前記ベースバンド信号成分の双方をカバーする送受波帯域特性を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項1又は2記載の装置において、前記送受波器は、前記所定帯域をカバーする送波帯域特性をもった送波用振動子と、前記ベースバンド信号成分をカバーする受波帯域特性をもった受波用振動子と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 請求項1又は3記載の装置において、前記送受波器と前記画像形成手段との間に、前記ベースバンド信号成分を対数圧縮する対数圧縮回路が設けられたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 超音波コントラスト剤が注入された生体内に、所定帯域をもった超音波を送波し、生体内からの反射波を受波する送受波器と、前記送受波器からの受信信号の中で、超音波コントラスト剤の非線形性によって前記所定帯域よりも低域側に生じたベースバンド信号成分に基づいて画像を形成し、あるいはベースバンド信号成分に基づいて計測を実行する回路と、

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】

【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、特に生体組織又は超音波コントラスト剤（超音波造

影剤）による超音波歪の画像化あるいは計測に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体組織の非線形性の画像化あるいは計測が行われている。生体に超音波を送波すると、生体組織の非線形性に従って、反射波の波形が歪む。つまり、非線形効果が生じる。よって、その歪みを画像化すれば、あるいは、その歪みを計測すれば、生体組織の特性や性状を知る手がかりとなる。

【0003】送信時の超音波の中心周波数を f とすると、超音波の反射に伴って、 $2f$ 、 $3f$ 、 \dots の歪み成分が生じることが知られている。それらの成分は高調波といわれる。近年、そのような高調波を画像化して、ハーモニック画像を形成するハーモニックイメージング装置が実用化されている。超音波はその伝搬距離が長くなる程大きな減衰を受けるが、一方、反射波の歪み量は、超音波の伝搬距離が長くなる程大きくなる。よって、基本波を画像化する場合には、どうしても深い部分の画質が低下するが、ハーモニック画像によれば、特に深い部分の画質を向上できるという利点がある。

【0004】また、従来において、多数の微小気泡体からなる超音波コントラスト剤を生体内に注入し、その状態で超音波の送受波を行うことにより、血流を造影する手法も知られている。その場合、超音波コントラスト剤からの反射波の内で基本波を検出する場合や反射波の内で高調波を検出する場合もある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】上記のように、生体組織あるいは超音波コントラスト剤という生体内反射体における超音波の反射時に、実際には高調波と同時にベースバンド領域においても信号成分が生じることが実験レベルで知られている。つまり、直流成分を中心とした信号帯域をもった信号成分である。しかしながら、従来装置においては、そのようなベースバンド信号成分を画像化あるいは計測するようなことは行われていない。

【0006】後述のように、高調波の信号成分とベースバンド信号成分は、それぞれ生体内反射体の非線形特性に従って生じたものであるが、詳しくは、それぞれの発生要因は若干異なっており、それらは異なる物理的性質を指標するパラメータとも言い得る。

【0007】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、従来計測されていなかった信号成分を取得して、組織診断に役立つ新しい情報を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】（1）原理説明
生体による歪み特性（非線形性）に応じた情報を検出し、これを計測あるいは映像化することが本発明の目的である。その効果として、サイドロープの低減やデータ抜けの防止が図られるばかりでなく、生体による歪みを定量的情報として取得することも可能である。

【0009】生体内での超音波歪みは超音波伝播によるものと、超音波反射によるものとが考えられる。超音波伝播による歪みは音圧による音速の変化によって説明されている。たとえば、図1に元の信号(送信信号)102及び歪み信号(受信信号)100を示すように、音圧が大きくなると音速が増し、音圧が小さくなると音速が減少することから、伝播信号である受信信号はN字形状に歪むことになる。そして、この歪み波の周波数成分104は図2のようになる。図1において歪みを受けていない送信信号の波形はガウス波形となしているので、この信号周波数成分には基本波成分しか存在しない。しかし、歪みによってその高調波成分が出現する。

【0010】現在、超音波診断装置で行われているハーモニック映像化は、この高調波信号を取り出し映像化するものである。この高調波信号の出現は超音波伝播によるものであるから、一般に伝播経路が長くなるとひずみの程度は大きくなる。すなわち、近距離においては高調波は少なく遠距離で高調波が多くなる。ただし、遠距離では音波の減衰を伴うため徐々にまた高調波成分は少なくなっていく。この高調波成分は超音波伝播経路における歪みの程度を表すものであり、通常診断装置が見ている反射信号の状況を表すものではない。

【0011】次に、反射における超音波歪みについて考えてみる。異なる2つの媒質の境界面における超音波の反射はそれぞれの媒質の固有音響インピーダンスの違いにより生じることはよく知られている。式(1)は固有音響インピーダンスが Z_0 から Z_1 に進入する音の反射係数を示す。

【0012】

【数1】

$$P_r = \frac{Z_1 - Z_0}{Z_1 + Z_0} \quad (1)$$

ここで、通常、固有音響インピーダンス Z は密度と音速 c の積 ρc として定義され、それは物質固有の定数であるが、実際にはこの固有音響インピーダンスは音の進入とともにダイナミックに変化する。

【0013】いま、物質の密度を ρ 、体積弾性率を $K(P)$ とすれば固有音響インピーダンスは

【数2】

$$Z(P) = \sqrt{\rho K(P)} \quad (2)$$

となる。

【0014】たとえば、気体が反射体として存在する場合には上記固有音響インピーダンスは音圧に比例する。そして実際の反射信号波形106は図3のようになる。ここでこの反射信号波形の周波数分布108は図4のようになる。伝播歪み同様に高調波成分が出現するが、それと同時にベースバンド信号108Aが出現する。これは図3に示すように波形の歪みが上下非対称であるため

に生じたもので、反射信号歪みに特有のものである。

【0015】上記の説明より、受信信号中のベースバンド信号のみを検出し映像化すれば超音波反射によって生じた歪み成分のみを取り出すことができる。これは、超音波の伝播経路に影響されず反射特性のみを表した指標であり、通常のBモード画像と信号の発生源が同じである。さらに、単なる反射強度の映像化ではなく、反射歪みの映像化であるため新たな診断情報になり得るものである。

【0016】上記の方法は、通常の検波による映像法では実現できない。映像化する対象となる受信信号はすでにベースバンドにあるため、検波する必要はない。例えば、十分に広い帯域を有する探触子により信号を受信し、単に帯域通過フィルターによって信号を選択したのちそのまま映像化すればよい。

【0017】(2)解決手段上記目的を達成するために、本発明は、所定帯域をもった超音波を生体内に送波し、生体内からの反射波を受波する送受波器と、前記送受波器からの受信信号の中で、生体内反射体の非線形性によって前記所定帯域よりも低域側に生じたベースバンド信号成分に基づいて画像を形成する画像形成手段と、を含むことを特徴とする。

【0018】上記構成によれば、所定帯域をもった超音波(送信波)が生体内へ送波され、生体内組織で反射した反射波が受波されるが、その反射波には生体組織の超音波に対する非線形性などによって生じた周波数成分が含まれ、その内でベースバンド信号成分(直流側の低域成分)が抽出される。そのベースバンド信号成分を画像化することにより非線形性を画像表示できる。

【0019】また、上記目的を達成するために、本発明は、所定帯域をもった超音波を送波し、反射波を受波する送受波器と、前記送受波器からの受信信号の中で、生体反射体の非線形性によって前記所定帯域よりも低域側に生じたベースバンド信号成分に基づいて計測を行う計測回路と、を含むことを特徴とする。

【0020】上記構成によれば、非線形性の画像化に代えてあるいはそれと同時に、非線形性を利用した演算が実行される。例えば、非線形性を表すパラメータが演算される。そのようなパラメータは数値表示されあるいは画像化される。

【0021】望ましくは、前記受信信号からベースバンド信号成分を抽出するバンドパスフィルタを含む。望ましくは、前記バンドパスフィルタは、直流成分を排除しつつ前記ベースバンド信号成分を抽出する通過帯域特性を有する。直流成分は回路上の動作特性から生じる場合があり、非線形性のみを確実に評価するために、直流成分を除外しつつベースバンド信号成分が抽出される。

【0022】望ましくは、前記送受波器は前記所定帯域及び前記ベースバンド信号成分の双方をカバーする送受波帯域特性を有する。あるいは、望ましくは、前記送受

10

20

30

40

50

波器は、前記所定帯域をカバーする送波帯域特性をもった送波用振動子と、前記ベースバンド信号成分をカバーする受波帯域特性をもった受波用振動子と、を含む。このように、広帯域の送受波器（超音波振動子など）を利用するようにしてもよいが、DC付近から数MHzまでの帯域をカバーする超音波振動子の製作は一般に困難であることに鑑み、送信及び受信で専用の超音波振動子を利用するようにしてもよい。その場合、送信用の超音波振動子自体が一種のバンドパスフィルタとして機能することになる。

【0023】望ましくは、前記送受波器と前記画像形成手段との間に、前記ベースバンド信号成分を対数圧縮する対数圧縮回路が設けられる。通常のBモード画像の形成の場合と同様に人間の視覚特性に合わせてあるいは階調分布を良好にするために、ベースバンド信号成分に対して対数変換処理をなすのが望ましい。

【0024】また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波コントラスト剤が注入された生体内に、所定帯域をもった超音波を送波し、生体内からの反射波を受波する送受波器と、前記送受波器からの受信信号の中で、超音波コントラスト剤非線形性によって前記所定帯域よりも低域側に生じたベースバンド信号成分に基づいて画像を形成し、あるいはベースバンド信号成分に基づいて計測を実行する回路と、を含むことを特徴とする。

【0025】超音波コントラスト剤は非線形性を有するため、生体組織の非線形性の画像化（あるいは計測）と同様に、超音波コントラスト剤の非線形性を画像化（あるいは計測）するものである。

【0026】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を30 図面に基いて説明する。

【0027】図5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5はその全体構成を示すブロック図である。図5において、生体内の臓器10の内部には血管14が走行しており、その血管14内には必要に応じて生体内に注入された超音波コントラスト剤12が存在している。本実施形態に係る超音波診断装置は、生体組織自体の非線形性を計測するものであり、あるいは図5に示されるような超音波コントラスト剤12の非線形性を計測するものである。

【0028】送受波器16は、超音波探触子で構成され、その送受波器16はアレイ振動子を有している。アレイ振動子は複数の超音波振動素子によって構成され、そのアレイ振動子上において形成された超音波ビームは電子走査される。本実施形態においては、生体内からのエコーを広帯域で受波するため、送受波器16としては広帯域性をもったアレイ振動子を利用するのが望ましい。ただし、後に説明するように、送信用の送受波器と受信用の送受波器とを分けるようにしてもよい。

【0029】送信回路18は、アレイ振動子を構成する 50

超音波振動素子に対して送信信号を供給する回路であり、いわゆる送信ビームフォーマーとして機能する。受信回路12は、アレイ振動子を構成する各超音波振動素子からの受信信号に対して整相加算処理を実行する回路であり、いわゆる受信ビームフォーマーとして機能する。

【0030】受信回路20から出力された整相加算後の受信信号は、本実施形態においてバンドパスフィルタ（BPF）22に入力されている。このBPF22は、10 通過帯域及び通過中心周波数を可変設定可能な回路であり、本実施形態において、受信信号中に含まれるベースバンド信号成分を抽出する際には、図4の符号110で示すような通過帯域特性をもったフィルタ特性が設定される。すなわち、送信周波数帯域よりも低域側に生じたベースバンド信号成分を抽出するものであり、その際において直流成分は除外されている。

【0031】ちなみに、通常のBモード画像の形成などを行う場合には、BPF22に基本波を抽出するフィルタ特性が設定される。さらに、広域側の高調波を抽出する場合には当該高調波を抽出するためのフィルタ特性が設定される。検波回路24は、通常のBモード画像を形成する場合及び高調波をBモード画像として表示する場合において機能するものであり、受信信号に対して検波を実行する。

【0032】その検波後の受信信号は対数変換器26に出力される。一方、BPF22においてベースバンド信号成分が抽出される場合、検波回路24は動作せず、BPF22から出力された受信信号がそのまま対数変換器26に入力される。対数変換器26は入力された受信信号に対して対数変換処理（対数圧縮）を実行し、その対数変換後の受信信号を表示処理部28に出力する。

【0033】表示処理部28は例えばデジタルスキャンコンバータ（DSC）によって構成され、表示処理部28から出力された画像データが表示器32に出力され、その表示器32に二次元画像などが表示される。

【0034】計測部30は、ベースバンド信号成分に対して生体組織あるいは超音波コントラスト剤の非線形性を表すパラメータを演算する機能を有しており、その演算結果は表示処理部28を介して表示器32に表示される。したがって、図5に示す構成例によれば、BPF22においてベースバンド信号成分を抽出することにより（図4において符号110参照）、そのベースバンド信号成分に対して対数変換を行って、最終的にBモード画像としてその情報を画像表示することが可能となる。あるいは、計測部30において生体組織あるいは超音波コントラスト剤の非線形性を表すパラメータを演算することが可能となる。

【0035】よって、従来において画像化あるいは計測されていなかった情報を取得できるので、疾病診断上、貴重な情報を提供できるという利点がある。

【0036】図6には、送受波器の他の構成例が示されている。この構成例では送受波器16が第1アレイ振動子34及び第2アレイ振動子36を有している。第1アレイ振動子は送信時においてのみ機能するものであり、送信時の基本周波数をカバーする帯域特性をもっている。第2アレイ振動子はベースバンド信号成分を受波するための帯域特性をもっているものである。このように送波用振動子及び受波用振動子を分離することにより、超音波振動子の製造が簡易になるという利点がある。

【0037】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、従来画像化あるいは計測されていなかった情報を取得することが可能となり、疾病診断上、新しい情報を提供できるという利点がある。

*【図面の簡単な説明】

【図1】 元の信号と歪み信号とを示す波形図である。

【図2】 歪み信号のスペクトラムを示す図である。

【図3】 元の信号と歪み信号を示す波形図である。

【図4】 歪み信号のスペクトラムを示す図である。

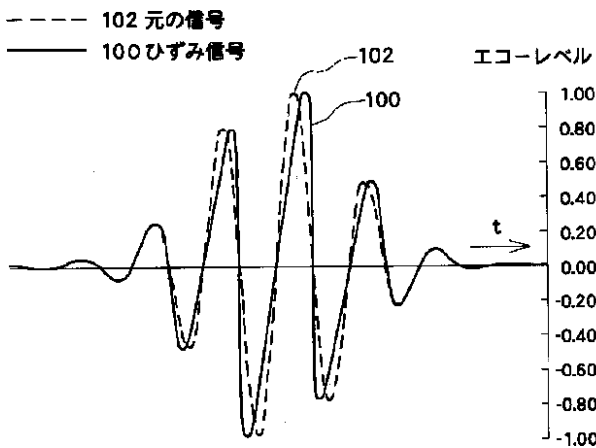
【図5】 超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図6】 送受波器の他の構成例を示す図である。

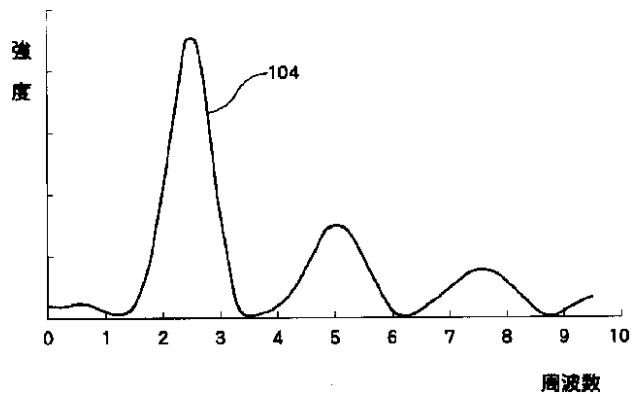
【符号の説明】

- 10 16 送受波器、18 送信回路、20 受信回路、22 バンドパスフィルタ(BPF)、24 検波回路、26 対数変換器、28 表示処理部、30計測部、32 表示器。

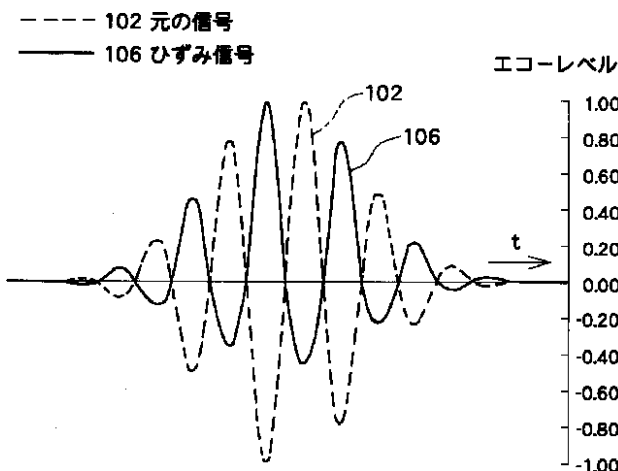
【図1】



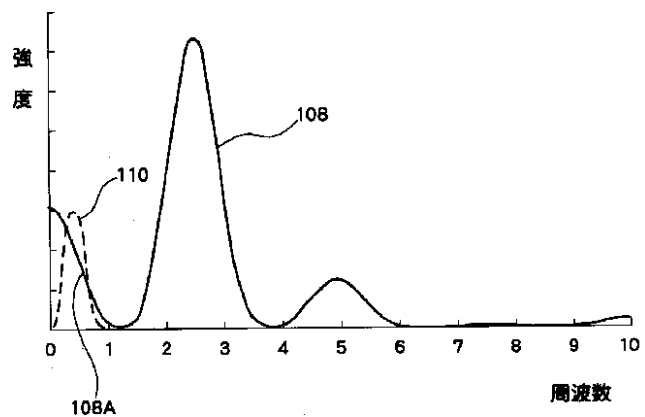
【図2】



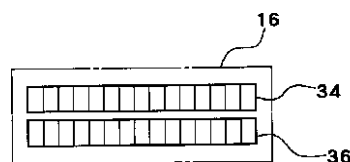
【図3】



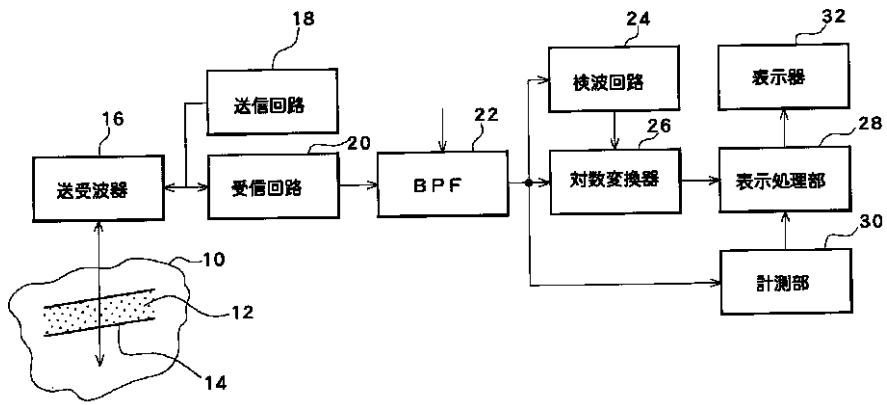
【図4】



【図6】



【図5】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002186622A	公开(公告)日	2002-07-02
申请号	JP2000386866	申请日	2000-12-20
[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	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/AA03 4C301/CC02 4C301/GB09 4C301/HH51 4C301/HH55 4C301/JB38 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB25 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/KK12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声波诊断装置中，获得基于生物体的非线性或超声波造影剂的非线性而产生的低频侧成分。通过带通滤波器22提取基带信号分量，对该信号分量进行对数变换，然后显示为二维图像。带通滤波器22在传输频带的低频侧具有通带特性，并且不包含DC分量。

