

(51) Int.Cl<sup>7</sup>  
A 6 1 B 8/14

識別記号

F I  
A 6 1 B 8/14

請求項の数 16 ( 全 13数 )

(21)出願番号	特願2000 - 271224(P2000 - 271224)	(73)特許権者	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9月7日(2000.9.7)	(72)発明者	曹 景文 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内
(65)公開番号	特開2001 - 299764(P2001 - 299764A)	(72)発明者	隈崎 健二 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内
(43)公開日	平成13年10月30日(2001.10.30)	(72)発明者	伊藤 貴司 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内
審査請求日	平成13年12月10日(2001.12.10)	(74)代理人	100075258 弁理士 吉田 研二 ( 外 2 名 )
(31)優先権主張番号	特願2000 - 39174(P2000 - 39174)	審査官	神谷 直慈
(32)優先日	平成12年2月17日(2000.2.17)		
(33)優先権主張国	日本(JP)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

1

(57)【特許請求の範囲】  
【請求項 1】 中心周波数  $f_0$  の第 1 基本波成分及び中心周波数  $2 f_0$  の第 2 基本波成分を含む第 1 送信信号と、前記第 1 送信信号の極性を反転した第 2 送信信号とをそれぞれ生体に向けて送信する送信手段と、前記第 1 送信信号に対するエコーに応じた第 1 受信信号と、前記第 2 送信信号に対するエコーに応じた第 2 受信信号とを出力する受信手段と、前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との加算に基づいて和信号を求める和信号生成手段と、前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との減算に基づいて差信号を求める差信号生成手段と、前記和信号及び前記差信号に基づく評価値を求める評価値算定手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置。

2

【請求項 2】 請求項 1 記載の超音波診断装置において、前記送信手段は、前記第 1 基本波成分を生成する第 1 基本波生成手段と、前記第 2 基本波成分を生成する第 2 基本波生成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置。  
【請求項 3】 請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記差信号生成手段は、前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との減算結果に含まれた前記第 2 基本波成分を前記差信号として抽出することを特徴とする超音波診断装置。  
【請求項 4】 請求項 3 記載の超音波診断装置において、前記差信号生成手段は、前記減算結果に含まれた前記第

2 基本波成分を通過・抽出するバンドパスフィルタ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 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置において、  
前記評価値算定手段は、前記和信号と前記差信号との振幅比を求め、当該振幅比に基づいて前記評価値を求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置において、  
前記和信号及び前記差信号それぞれの振幅変調を検波する検波手段を有し、  
前記評価値算定手段は、前記検波手段から出力される前記和信号及び前記差信号それぞれに応じた検波信号に基づいて前記評価値を求めること、  
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 5 記載の超音波診断装置において、  
前記振幅比の時間変化率を求める微分手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 請求項 7 記載の超音波診断装置において、  
前記微分手段は、高周波通過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 9】 請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置において、  
前記生体の断層面上での前記評価値に基づいて断層像を生成する断層像生成手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】 中心周波数  $f_0$  の第 1 基本波成分及び中心周波数  $2f_0$  の第 2 基本波成分を含む第 1 送信信号と、前記第 1 送信信号の極性を反転した第 2 送信信号とをそれぞれ生体に向けて送信する送信手段と、  
前記第 1 送信信号に対するエコーに応じた第 1 受信信号と、前記第 2 送信信号に対するエコーに応じた第 2 受信信号とを出力する受信手段と、  
前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との加算に基づいて和信号を求める和信号生成手段と、  
前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との減算に基づいて差信号を求める差信号生成手段と、  
前記差信号から、深さに応じた超音波の減衰特性を表す減衰特性信号を生成する減衰特性信号生成手段と、  
前記減衰特性信号を用いて前記和信号を規格化し、規格化信号を出力する規格化手段と、  
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 記載の超音波診断装置において、  
前記規格化信号に対して微分演算を行って微分信号を出力する微分手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】 請求項 10 記載の超音波診断装置にお

いて、  
前記減衰特性信号生成手段は、前記差信号のレベル変動を抑圧して前記減衰特性信号を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】 請求項 10 記載の超音波診断装置において、  
前記減衰特性信号生成手段は、前記差信号のレベル変動を所定レベルでクリッピングし、当該クリッピング後の差信号を平滑化して前記減衰特性信号を生成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 記載の超音波診断装置において、  
前記所定レベルは深さの関数であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】 中心周波数  $f_0$  の第 1 基本波成分及び中心周波数  $2f_0$  の第 2 基本波成分を含む第 1 送信信号と、前記第 1 送信信号の極性を反転した第 2 送信信号とをそれぞれ生体に向けて送信する送信手段と、  
前記第 1 送信信号に対するエコーに応じた第 1 受信信号と、前記第 2 送信信号に対するエコーに応じた第 2 受信信号とを出力する受信手段と、  
前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との加算に基づいて和信号を求める和信号生成手段と、  
前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との減算に基づいて差信号を求める差信号生成手段と、  
前記和信号に対して対数変換を行って対数形式和信号を出力する第 1 対数変換手段と、  
前記差信号に対して対数変換を行って対数形式差信号を出力する第 2 対数変換手段と、  
前記対数形式差信号から、深さに応じた超音波の減衰特性を表す対数形式減衰特性信号を生成する減衰特性信号生成手段と、  
前記対数形式減衰特性信号を用いて前記対数形式和信号を規格化し、対数形式規格化信号を出力する規格化手段と、  
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 16】 中心周波数  $f_0$  の第 1 基本波成分及び中心周波数  $2f_0$  の第 2 基本波成分を含む第 1 送信信号と、前記第 1 送信信号の極性を反転した第 2 送信信号とをそれぞれ生体に向けて送信する送信手段と、  
前記第 1 送信信号に対するエコーに応じた第 1 受信信号と、前記第 2 送信信号に対するエコーに応じた第 2 受信信号とを出力する受信手段と、  
前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との加算に基づいて和信号を求める和信号生成手段と、  
前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との減算に基づいて差信号を求める差信号生成手段と、  
前記和信号に対して対数変換を行って対数形式和信号を出力する第 1 対数変換手段と、  
前記差信号から、深さに応じた超音波の減衰特性を表す

減衰特性信号を生成する減衰特性信号生成手段と、前記減衰特性信号に対して対数変換を行って対数形式減衰特性信号を出力する第2対数変換手段と、前記対数形式減衰特性信号を用いて前記対数形式和信号を規格化し、対数形式規格化信号を出力する規格化手段と、を有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】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に 10 関し、特に生体にて生じる2次高調波成分に基づく診断を行う装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波を利用した生体内部の観察、診断に関し、近年、非線形パラメータと呼ばれる物理量に関心が集まっている。この非線形パラメータは、媒質である生体組織や微小気泡からなる超音波造影剤と音波との非線形な相互作用の程度を表すものであり、これに基づいて、生体組織における含水率等の情報や超音波造影剤の造影効果が得られると考えられている。

\* 20

$$A_2(z) = P_0(f_0) \cdot \exp(-2 \int_0^z p(2f_0, z) dz) \cdot \exp$$

(1)式右辺の因子“ $P_0(f_0) \cdot \exp(-2 \int_0^z p(2f_0, z) dz)$ ”は、距離 $z$ にて減衰された送信基本波の強度を表す。ちなみに、その指数中の因子“2”は、歪みが基本波の振幅の2乗(強度)に比例することによる。次の因子“ $\exp(-2 \int_0^z p(2f_0, z) dz)$ ”は、距離 $z$ で発生した2次高調波散乱波が探触子に達するまでに受けた減衰を表す。そして、最後の積分因子中の“ $h(z)$ ”は、距離 $z$ における

$$h = (B/A + 2) \cdot 2 \cdot f_0 / (4$$

なお、生体組織においては、最後の因子は、 $h(z)$ を距離 $z$ に対して積分したものであるが、これは送信超音波の伝搬に伴って発生する2次高調波成分が蓄積することに対応したものである。ただし、超音波造影剤の非線形な振動挙動によって発生する2次高調波成分は蓄積がなく、 $h(z)$ を距離に対して積分しないとする。

【0008】(1)式から理解されるように、エコー信号に含まれる2次高調波成分は、周波数依存減衰特性、後方散乱特性に依存する因子を含んでおり、これをそのまま非線形パラメータの評価値として用いることができない。

【0009】そこで、送信基本波の周波数を $2f_0$ にし \*

$$A_{11}(z) = A_0(2f_0) \cdot \exp(-2 \int_0^z (2f_0, z) dz) \cdot$$

ちなみに(3)式の減衰因子の指数中の定数“(23)”は往復伝搬に対応している。

【0012】さて、生体組織の周波数依存減衰特性

$$(2f_0, z) = 2 \cdot (f_0, z)$$

よって、(3)式で(1)式を(除算し、更に(4)式を用いて、減衰特性及び散乱特性の影響が除去された次式を得る。

\*【0003】生体組織の音響的非線形性に起因し生体を伝搬する超音波は、音圧が高いほど音速が速くなることによって歪みを起し、2次高調波成分が蓄積的に生成していく。また、超音波造影剤の非線形な振動特性に基づいて2次高調波エコーが生じる。発生する2次高調波の振幅は、超音波の歪みが大きい場合では、基本波の強度(振幅の2乗)に比例することが知られている。また、媒質の非線形パラメータにも依存している。

【0004】そこで、従来、生体へ中心周波数 $f_0$ の基本波を送波し、受信エコーに含まれる周波数 $2f_0$ の2次高調波成分に基づいて非線形パラメータを定義することが提案されている。

【0005】送信超音波の強度を $P_0(f_0)$ 、探触子からの距離を $z$ 、周波数依存減衰係数を周波数 $f$ と距離 $z$ の関数 $(f, z)$ とすれば、後方散乱特性 $(f, z)$ を持つ散乱体から受信されたエコー信号の2次高調波の振幅 $A_2(z)$ は次式で表される。

【0006】

【数1】

\*媒質の(非線形)パラメータ $(B/A)$ を反映する項であり、平衡時の媒質の密度 $\rho_0$ 、音速 $C_0$ を含む次式で表される。 $B/A$ の値は生体組織では5~11程度であるが、気泡媒質では遙かに大きいと言われている。

【0007】

【数2】

$$\rho_0 C_0^3$$

\*て、生体の同一箇所に向けて再度送信動作を行い、そのエコー信号が2次高調波 $A_2(z)$ と同様の減衰特性、散乱特性を受けることを利用して、それらの影響を除去することが提案されている(電子通信学会論文誌'85/7 vol. J68-C No.7, p.588-589)。

【0010】具体的には、以下の処理によって減衰特性、散乱特性の影響の除去が行われる。周波数を $2f_0$ とした送信基本波の送信振幅を $A_0(2f_0)$ とすると、受信されたエコー信号の基本波振幅 $A_{11}(z)$ は次式で表される。

【0011】

【数3】

は、一般的には線形であるため、次式が成り立つ。

【0013】

【数4】

【0014】

【数5】

$$A_2(z)/A_{11}(z) = (P_0(f_0)/A_0(2f_0)) \cdot h \quad 8$$

そして、距離  $z$  についで微分することにより  $h(z)$  が次式で与えられる。 【0015】

$$h(z) = d\{A_2(z)/A_{11}(z)\}/dz \cdot \{A_0(2f_0)/P_0(f_0)\} \quad \text{【数6】}$$

$P_0(f_0)$ 、 $A_0(2f_0)$  は送信の強度や振幅であり、既知であるため、(6)式により、非線形パラメータ(B/A)を反映する  $h(z)$  が、 $A_2(z)$  と  $A_{11}(z)$  を用いて推定される。

【0016】さて、ここで、基本波を送信したときのエコー信号中の2次高調波の振幅  $A_2(z)$  を求める方法として、バンドパスフィルタ(BPF)を用いて、エコー信号から基本波の帯域を除去するという方法がある。しかし、この方法では、基本波の帯域と2次高調波の帯域とがオーバーラップしている場合、微弱である2次高調波成分を正確に検出することができない。

【0017】これを解決する技術として、周波数  $f_0$  の基本波とは別に、それとは180°位相をずらした周波数  $f_0$  の基本波を送信し、両者のエコー信号を加算するという方法が提案されている。この方法によれば、互いに極性が反対の2つの基本波は相殺されて、2次高調波成分のみが取り出される。

【0018】

【発明が解決しようとする課題】すなわち、従来の技術によって、2次高調波成分を精度良く取り出して、さらに減衰特性、散乱特性の影響が除去された非線形パラメータの評価値を得ようとした場合、周波数  $f_0$  の基本波を互いに異なる極性にて2回送信し、さらに周波数  $2f_0$  の基本波を送信しなければならない。すなわち、送受信回数が増えるという問題があった。一方向に対する送受信回数が増えると、データレートが低下する。そのため例えば非線形パラメータを映像化する場合、画像レートが低下するといった問題を生じる。また、データ採取中における生体の動きによって、誤差が大きくなりうる。

【0019】また、従来は、非線形パラメータ評価値を抽出し映像化する点に主眼をおいているため、上述のように生体組織内での減衰特性及び散乱特性の両方の影響を除去している。ここで、散乱特性は生体組織の構造情報を含んでおり、この散乱特性を除去することにより、従来の画像では組織の構造的表現が弱められる。一方、診断等の装置の使用目的によっては、非線形パラメータ評価値と共に、例えば筋、膜、弁などの強い反射・散乱エコーを生じる生体組織の構造が明確に表示された画像が有用である場合がある。上述の従来技術では、生体組織の構造のエッジがぼやけるため、このような要求には十分に應えることができなかった。この問題に対して、装置のSTC(Sensitivity Time Control)機能を用いて、2次高調波の振幅  $A_2$  から減衰特性のみの除去を図ることが考えられる。しかし、このSTCの調整は、方位方向に関しては一律であり、超音波ビー

ムごとに調整することができない。そのため、減衰特性の影響を十分に除去することができず、画質の改善には限界があった。

【0020】本発明は上記問題点を解消するためになされたもので、より簡単な構成で精度良く非線形パラメータを評価することができ、また非線形パラメータ評価値に基づく画像の画質が向上した超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0021】

【課題を解決するための手段】本発明に係る超音波診断装置は、中心周波数  $f_0$  の第1基本波成分及び中心周波数  $2f_0$  の第2基本波成分を含む第1送信信号と、前記第1送信信号の極性を反転した第2送信信号とをそれぞれ生体に向けて送信する送信手段と、前記第1送信信号に対するエコーに応じた第1受信信号と、前記第2送信信号に対するエコーに応じた第2受信信号とを出力する受信手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号との加算に基づいて和信号を求める和信号生成手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号との減算に基づいて差信号を求める差信号生成手段と、前記和信号及び前記差信号に基づく評価値を求める評価値算定手段とを有するものである。

【0022】本発明によれば、2回の超音波の送受信によって非線形パラメータ等の評価値が求められる。各回の送信にて周波数が  $f_0$  と  $2f_0$  との2つの基本波が合わせて送信される。また1回目と2回目とは、各周波数成分の位相が互いに180°ずれている。その結果、第1送信信号と第2送信信号とは互いに極性が反対であり、両者を足し合わせると相殺される関係にある。送信手段は、第1送信信号を送信する手段と第2送信信号を送信する手段とを別個に備えてもよいし、共通の構成により両信号を生成するようにしてもよい。両信号は基本的にタイミングをずらして生体の同一部位へ送波され、それぞれのエコーが受信手段にて受信される。和信号生成手段は、第1受信信号と第2受信信号とを加算し、その加算結果又はそれに応じた信号を和信号として出力する。また差信号生成手段は、第1受信信号と第2受信信号とを減算し、その減算結果又はそれに応じた信号を差信号として出力する。第1受信信号と第2受信信号とは、それぞれ基本的に送信信号に由来する互いに反対極性の成分と、生体中での相互作用によって生じうる互いに同一極性の成分とを含有している。このことから和信号は、反対極性の成分が相殺され、媒質と超音波との非線形相互作用等によって生じる成分に応じた信号を基本的に含むこととなる。一方、差信号は、反対に同一極性の成分が相殺され、送信信号に由来する成分を基本的に

含むこととなる。和信号及び差信号は、それぞれ生体中で周波数依存減衰特性や後方散乱特性等に関して同様の影響を受ける。よって、両信号を用いることによって例えば、それらの影響を除去するといったデータ処理が可能である。評価値算定手段は和信号及び差信号を用いて、それらに基づく評価値を求める。

【0023】本発明の好適な態様は、前記送信手段が、前記第1基本波成分を生成する第1基本波生成手段と、前記第2基本波成分を生成する第2基本波生成手段とを有する超音波診断装置である。

【0024】他の本発明に係る超音波診断装置においては、前記差信号生成手段が、前記第1受信信号と前記第2受信信号との減算結果に含まれた前記第2基本波成分を前記差信号として抽出する。

【0025】和信号は、主として、生体内での非線形相互作用により生じる第1基本波成分の2次高調波成分を含み得る。すなわち、和信号は、例えば減衰等の周波数に依存した影響をその周波数 $2f_0$ に応じて受ける。一方、減算結果は第1送信信号及び第2送信信号それぞれに含まれる第1基本波成分及び第2基本波成分の和に応じた信号となる。本発明によれば、これらのうち第2基本波成分が差信号として抽出される。抽出された第2基本波成分からなる差信号は、和信号の主成分と同じ帯域であるため、生体内での減衰等の影響を同じように受ける。よって、本発明では、和信号に含まれる生体内での減衰等の影響を容易に相殺・除去し得る。

【0026】本発明の好適な態様は、前記差信号生成手段が、前記減算結果に含まれた前記第2基本波成分を通過・抽出するバンドパスフィルタを有する超音波診断装置である。

【0027】別の本発明に係る超音波診断装置においては、前記評価値算定手段は、前記和信号と前記差信号との振幅比を求め、当該振幅比に基づいて前記評価値を求める。

【0028】生体内での減衰等の影響は、信号に対する乗算因子として表される。本発明によれば、和信号と差信号との振幅比を求めることにより、この乗算因子を相殺することができ、その影響を受けない評価値を求めることができる。

【0029】さらに別の本発明に係る超音波診断装置は、前記和信号及び前記差信号それぞれの振幅変調を検波する検波手段を有し、前記評価値算定手段は、前記検波手段から出力される前記和信号及び前記差信号それぞれに応じた検波信号に基づいて前記評価値を求めるものである。

【0030】評価値を求める処理は、もっぱら和信号、差信号の振幅情報を用いて行われる。本発明によれば、周波数 $2f_0$ 等にて振動する和信号、差信号の振幅の変化が検波信号として取り出される。この検波信号を用いることによって評価値を求める処理が容易化されう。

【0031】また他の本発明に係る超音波診断装置は、前記振幅比の時間変化率を求める微分手段を有する。

【0032】本発明によれば、振幅比の時間変化率を求めることにより、超音波の経路上の各深さでの振幅比の変化率が求められる。そして、この深さの関数としての振幅比変化率を用いて、超音波経路上の各点での評価値を定義することができる。

【0033】本発明の好適な態様は、前記微分手段が高周波通過フィルタである超音波診断装置である。

10 【0034】本発明に係る超音波診断装置は、前記生体の断層面上での前記評価値に基づいて断層像を生成する断層像生成手段を有するものである。

【0035】本発明によれば、送信手段から送信される超音波で生体を走査して、生体の断層面の各点での評価値が求められる。この評価値を映像化することにより、評価値に基づいた生体の診断が容易に行われる。

【0036】さらに別の本発明に係る超音波診断装置は、中心周波数 $f_0$ の第1基本波成分及び中心周波数 $2f_0$ の第2基本波成分を含む第1送信信号と、前記第1送信信号の極性を反転した第2送信信号とをそれぞれ生体に向けて送信する送信手段と、前記第1送信信号に対するエコーに応じた第1受信信号と、前記第2送信信号に対するエコーに応じた第2受信信号とを出力する受信手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号との加算に基づいて和信号を求める和信号生成手段と、前記第1受信信号と前記第2受信信号との減算に基づいて差信号を求める差信号生成手段と、前記差信号から、深さに応じた超音波の減衰特性を表す減衰特性信号を生成する減衰特性信号生成手段と、前記減衰特性信号を用いて前記和信号を規格化し、規格化信号を出力する規格化手段とを有するものである。

【0037】本発明によれば、上述の発明と同様に2回の超音波の送受信によって、媒質と超音波との非線形相互作用に関する情報が取得される。既に述べたように、和信号及び差信号はそれぞれ生体内で周波数依存減衰特性や後方散乱特性に関して同様の影響を受ける。減衰特性信号生成手段は、差信号から減衰特性信号を生成する。減衰特性信号には、差信号が有していた生体の深さに応じた超音波の周波数依存減衰特性の影響が基本的に残され、一方、後方散乱特性の影響が部分的に又は全部取り除かれる。規格化手段はこの減衰特性信号を用いて和信号を規格化して規格化信号を生成する。規格化信号からは、和信号が有していた周波数依存減衰特性の影響が除去され、一方、後方散乱特性の影響は規格化信号に残される。すなわち、規格化信号には和信号が有していた非線形相互作用の情報と後方散乱特性の情報とが残存する。規格化信号は後方散乱特性の情報を含むので、非線形相互作用の情報のみの信号よりも、生体組織の構造的表現に好適である。

50 【0038】また他の本発明に係る超音波診断装置は、

前記規格化信号に対して微分演算を行って微分信号を出力する微分手段を有する。

【0039】規格化信号に含まれる非線形性相互作用の成分は、各深さまでの超音波の往復経路における当該非線形性相互作用を積算したものに相当する。本発明によれば、規格化信号に対して深さ方向に関する微分演算が行われ、その結果得られる微分信号は超音波の経路上の各深さでの非線形性相互作用の強さを表す。

【0040】別の本発明に係る超音波診断装置においては、前記減衰特性信号生成手段が、前記差信号のレベル変動を抑圧して前記減衰特性信号を生成する。

【0041】差信号は、超音波の減衰特性に応じて、深いところからの信号値ほど弱くなるという緩やかな巨視的な傾向を有する一方で、生体組織の構造を反映した後方散乱特性に応じて、より小さい距離スケールでのレベル変動を伴う。この後方散乱特性に起因して起こりうる微視的なレベル変動の振幅は比較的大きなものとなり得る。本発明によれば、この微視的なレベル変動を抑圧することにより、差信号に含まれる後方散乱特性の影響を低減して、減衰特性信号が生成される。

【0042】本発明に係る超音波診断装置においては、前記減衰特性信号生成手段は、前記差信号のレベル変動を所定レベルでクリッピングし、当該クリッピング後の差信号を平滑化して前記減衰特性信号を生成する。

【0043】本発明によれば、差信号のレベル変動に対して、所定レベルの上限閾値もしくは下限閾値、又はそれら両方が設定される。そして、差信号がその閾値を超えるレベル変動を生じた場合には、その閾値の値で信号値を置き換えるクリッピング処理を行う。さらにクリッピングされた信号に対して平滑化処理を行うことにより、微視的なレベル変動が平滑化される。これらクリッピング処理と平滑化処理とによって、差信号のレベル変動が抑圧され、後方散乱特性の影響が低減された減衰特性信号が得られる。

【0044】本発明の好適な態様は、前記所定レベルが深さの関数である超音波診断装置である。減衰特性の影響により差信号は生体の浅いところから深いところに向かってレベルが低下する傾向を有する。この傾向に応じて、差信号に対する閾値となる所定レベルを深さの関数とすることにより、好適に後方散乱特性が除去され、一

方で減衰特性が残された減衰特性信号が得られる。

【0045】本発明に係る超音波診断装置は、中心周波数  $f_0$  の第 1 基本波成分及び中心周波数  $2f_0$  の第 2 基本波成分を含む第 1 送信信号と、前記第 1 送信信号の極性を反転した第 2 送信信号とをそれぞれ生体に向けて送信する送信手段と、前記第 1 送信信号に対するエコーに応じた第 1 受信信号と、前記第 2 送信信号に対するエコーに応じた第 2 受信信号とを出力する受信手段と、前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との加算に基づいて和信号を求める和信号生成手段と、前記第 1 受信信号と前記

第 2 受信信号との減算に基づいて差信号を求める差信号生成手段と、前記和信号に対して対数変換を行って対数形式和信号を出力する第 1 対数変換手段と、前記差信号に対して対数変換を行って対数形式差信号を出力する第 2 対数変換手段と、前記対数形式差信号から、深さに応じた超音波の減衰特性を表す対数形式減衰特性信号を生成する減衰特性信号生成手段と、前記対数形式減衰特性信号を用いて前記対数形式和信号を規格化し、対数形式規格化信号を出力する規格化手段とを有するものである。

【0046】本発明によれば、差信号を対数変換した後、後方散乱特性の影響が低減された減衰特性信号が生成される。そしてこの対数形式減衰特性信号を用いて対数形式和信号の規格化が行われる。

【0047】他の本発明に係る超音波診断装置は、中心周波数  $f_0$  の第 1 基本波成分及び中心周波数  $2f_0$  の第 2 基本波成分を含む第 1 送信信号と、前記第 1 送信信号の極性を反転した第 2 送信信号とをそれぞれ生体に向けて送信する送信手段と、前記第 1 送信信号に対するエコーに応じた第 1 受信信号と、前記第 2 送信信号に対するエコーに応じた第 2 受信信号とを出力する受信手段と、前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との加算に基づいて和信号を求める和信号生成手段と、前記第 1 受信信号と前記第 2 受信信号との減算に基づいて差信号を求める差信号生成手段と、前記和信号に対して対数変換を行って対数形式和信号を出力する第 1 対数変換手段と、前記差信号から、深さに応じた超音波の減衰特性を表す減衰特性信号を生成する減衰特性信号生成手段と、前記減衰特性信号に対して対数変換を行って対数形式減衰特性信号を出力する第 2 対数変換手段と、前記対数形式減衰特性信号を用いて前記対数形式和信号を規格化し、対数形式規格化信号を出力する規格化手段とを有するものである。

【0048】本発明によれば、後方散乱特性の影響が低減された減衰特性信号を差信号から生成した後、対数変換を行って対数形式減衰特性信号を生成する。そしてこの対数形式減衰特性信号を用いて対数形式和信号の規格化が行われる。

【0049】

【発明の実施の形態】 実施の形態 1

〔原理〕図 1 は、本発明の実施形態である超音波診断装置が送波する各送信信号の周波数スペクトラムを示す模式図である。本装置は、中心周波数  $f_0$  の基本波（第 1 基本波  $50$ ）と中心周波数  $2f_0$  の基本波（第 2 基本波  $52$ ）を合成した送信信号を、互いに極性を反転させて 1 回ずつ生体に向けて送波する。そして、これら 2 回の送信に対するエコーがそれぞれ受信される。

【0050】生体中では音響との相互作用の非線形性に起因して 2 次高調波が発生する。すなわち、第 1 基本波に対して周波数  $2f_0$  の 2 次高調波（振幅  $A_2$ ）が生体中

にて発生する。この 2 次高調波は、送信音圧の 2 乗(強度)に比例し、送信波形の極性に依存しない。よって、2 回の受信信号を加算すると、エコー中に含まれる送信信号に由来し互いに極性が反対の成分が相殺され、2 次高調波成分の 2 倍、すなわち  $2A_2$  が得られる。一方、2 回の受信信号を減算すると、生体中で発生した 2 次高調波成分が相殺され、第 1 基本波及び第 2 基本波の反射波成分の 2 倍が得られる。例えば、BPF を用いて、第 2 基本波の帯域を抽出することにより、上述した  $2A_1$  が得られる。

【0051】本装置では、このように第 1 基本波と第 2 基本波とを合成して送信し、その受信信号の和、差を生成することによって、信号  $A_2$ 、 $A_1$  を得る。これらを包絡検波した後、除算回路で比  $(A_2 / A_1)$  を求める。比を求めることにより、生体中での周波数依存減衰特性、後方散乱特性の影響が除去され、生体内での 2 次高調波成分に関する情報が得られる。さらに、距離  $z$  に対する微分処理を行えば、生体組織の各深さでの非線形パラメータ  $(B / A)$  を反映する項  $h(z)$  が得られる。

【0052】[ 具体的構成及び動作 ] 次に、本発明の第 1 の実施形態である超音波診断装置の具体的構成及び動作を図面を参照して説明する。図 2 は本装置の概略のブロック構成図である。生体との間での超音波の送受信は、探触子 2 を用いて行われる。例えば、探触子 2 はビームフォーミング可能なように振動子アレイにて構成される。

【0053】送信系は送信パルス発生回路 4、送信遅延回路 6、送波ドライバ 8 を含んで構成される。制御回路 10 によるタイミング制御の下で、送信パルス発生回路 4 にて発生され出力された送信パルスは、送信遅延回路 6 にて振動子アレイの各チャンネルごとに遅延される。この遅延量は、送波される超音波がビームを形成するように、制御回路 10 によって定められる。また制御回路 10 は各チャンネルの遅延量を調整することにより、送波ビームの方向を変えて、生体を走査する制御を行う。

【0054】送波ドライバ 8 は、各チャンネルごとに遅延された送信パルスを送信遅延回路 6 から受けて、探触子 2 の各チャンネルの振動子を励振するパルスを出力する。

【0055】本装置の送信系は、第 1 基本波と第 2 基本波とを同時に生体へ送波するように構成される。例えば、探触子 2 を構成する振動子の形状等を調整して、ある周波数  $f_0$  とその倍の周波数  $2f_0$  との送受信が可能な振動子アレイを得、これを用いて両基本波の同時送受信を実現することができる。また、各々が周波数  $f_0$ 、 $2f_0$  の送受信を担当する 2 つの振動子アレイによって探触子 2 を構成してもよい。

【0056】また、本装置の送信系は、同一のビーム軸方向に対して、極性が互いに反対の 2 つの送信信号を相次いで送信する。すなわち、送信遅延回路 6 における 1 つのビームフォーミング条件に対して、反対極性を有す

る一対の送信信号が順次、探触子 2 から送波される。ちなみに、2 つの送信信号の極性が反対であるとは、2 つの送信信号の振幅の時間変化が反転した関係であり、その場合、2 つの送信信号が含む各周波数成分の位相は、それら送信信号の間で互いに  $180^\circ$  ずれている。例えば、そのような 2 つの送信信号は、送波ドライバ 8 が探触子 2 に供給する電圧パルスの極性を反対にすることにより得られる。

【0057】一方、受信系は、受信増幅器 12、受信整相加算回路 14、非線形性評価値抽出部 16、画像形成回路 18、表示器 20 を含んで構成される。探触子 2 から出力された各振動子ごと(チャンネルごと)の受信信号は、受信増幅器 12 にて増幅された後、制御回路 10 の制御の下で動作する受信整相加算回路 14 にて加算され 1 つのエコー信号が生成される。エコー信号は非線形性評価値抽出部 16 に入力される。

【0058】非線形性評価値抽出部 16 では、まず受信ビーム処理回路 22 によって、エコー信号に含まれる 2 次高調波成分の振幅  $A_2$ 、及び第 2 基本波成分のエコー振幅  $A_1$  が求められる。図 3 は、受信ビーム処理回路 22 の概略の構成を示すブロック図である。受信ビーム処理回路 22 は、生体の同一方向に送波された一組の送信信号に対するエコー信号から  $A_2$ 、 $A_1$  を求める。受信整相加算回路 14 から入力された先行する送信信号(第 1 送信信号)に対するエコー信号はラインメモリ 30 に記憶される。続くもう 1 つの送信信号(第 2 送信信号)に対するエコー信号が受信整相加算回路 14 から入力すると、当該エコー信号とラインメモリ 30 から読み出された先行するエコー信号とが、それぞれ加算回路 32 及び減算回路 34 に入力される。なお、これら動作のタイミング制御は制御回路 10 が行う。上述した原理により、加算回路 32 から出力される信号は 2 つの基本波成分が相殺され、もっぱら 2 次高調波成分からなる信号であり、減算回路 34 から出力される信号は、2 次高調波成分が相殺され、もっぱら基本波成分からなる信号である。

【0059】加算回路 32、減算回路 34 の出力にそれぞれ設けられるバンドパスフィルタ(BPF) 36、38 は、各出力から  $2f_0$  帯域の成分を抽出するものである。減算回路 34 の出力には第 1 基本波のエコーと第 2 基本波のエコーとが含まれている。BPF 38 によって、その減算回路 34 の出力から  $2A_1$  の振幅を有する第 2 基本波のエコー成分が取り出される。一方、加算回路 32 側に関しては、加算によって 2 つのエコー信号に含まれる各基本波成分は相殺され、加算回路 32 の出力から直ちに  $2A_2$  の振幅を有する 2 次高調波成分が得られるはずであり、基本的に BPF 36 は省略することができる。しかし、本装置では 2 つのエコー信号に関する送受信タイミングは完全には一致していないことなどから、基本波成分がわずかながらも残る可能性があること



を考慮して、BPF 36 を設け、2 次高調波の検出精度の向上を図っている。

【0060】BPF 36, 38 からそれぞれ出力される中心周波数  $2f_0$  の信号は、各々、検波回路 40, 42 に入力される。検波回路 40, 42 は周波数  $2f_0$  の信号を包絡検波し、その包絡振幅信号を抽出する。検波回路 40 の出力する振幅信号は  $2A_2$  の時間的变化を表しており、一方、検波回路 42 の出力する振幅信号は  $2A_{11}$  の時間的变化を表している。

【0061】除算回路 44 は、検波回路 40 から出力される信号の振幅を検波回路 42 から出力される信号の振幅で除算し、両者の比 ( $A_2 / A_{11}$ ) を求める。

【0062】除算回路 44 から出力される比の時間的变化は、生体の各深さでの非線形パラメータ ( $B/A$ ) を反映する項  $h(z)$  の  $z$  方向の積分値の変化を表す。除算回路 44 の出力に設けられた高周波通過フィルタ (High Pass Filter: HPF) 46 は、比 ( $A_2 / A_{11}$ ) の時間的变化率を取得する微分手段である。HPF 46 により、近接する深さ間での比 ( $A_2 / A_{11}$ ) の差分が求められ、この差分は生体各深さでの  $h(z)$  に相当する。

【0063】このようにして 1 つのビーム軸上の各深さでの  $h(z)$  が求められ、ビームを走査することにより、生体の断層面上の各点での  $h(z)$  が得られる。画像形成回路 18 は、非線形性評価値抽出部 16 から出力された生体断層面の各点での  $h(z)$  に基づいて断層像の画像信号を生成し、表示器 20 がこれを表示する。

【0064】本装置の使用者は、表示器 20 に表された非線形パラメータの評価値  $h(z)$  に基づく断層像によって、生体内の診断を行うことができる。

【0065】なお、ここでは HPF 46 を用いて微分処理を行ったが、この微分処理を行わずに、積分値  $h^* =$

$$\frac{A_2(z)}{A_{11}(z)} = (P_0(f_0) / A_0(2f_0)) \cdot \int_{k(2f_0, z)} h(z) dz$$

このように ( $A_2 / A_{11}$ ) においては、 $A_2$  と  $A_{11}$  との減衰特性は相殺され除去されるが、散乱特性に関しては  $A_{11}$  が散乱特性を除去された分だけ、 $A_2$  の散乱特性が相殺されずに残存する。ここで、散乱特性は生体組織の構造的表現に寄与する。よって ( $A_2 / A_{11}$ ) に基づいて、生体組織の構造情報を保持しつつ減衰特性だけが除去された 2 次高調波成分の評価値を求めることができる。この評価値を用いて画像を形成することにより、2 次高調波成分による画像の中に、強い反射・散乱エコーを生じる例えば、筋、膜、弁などの生体組織構造が明確に表現される。

【0070】[ 具体的構成及び動作 ] 次に、本発明の第 2 の実施形態である超音波診断装置の具体的構成及び動作を図面を参照して説明する。図 4 は本装置の概略のブロック構成図である。以下の説明において上記第 1 の実施形態の装置と同様の構成要素には同一の符号を付し、説明の簡略化を図る。

$^*(z)dz$  を用いて断層像を形成してもよい。

#### 【0066】 実施の形態 2

[ 原理 ] 上記第 1 の実施の形態の原理と同様にして、第 1 基本波と第 2 基本波とを合成して送信し、その受信信号の和、差を生成することによって、信号  $A_2$ 、 $A_{11}$  を得る。

【0067】包絡検波後の信号  $A_{11}$  は、(3) 式に示されるように周波数依存減衰特性に依存する因子と後方散乱特性に関する因子とを含んでいる。信号  $A_{11}$  中の減衰特性に依存する乗算項  $\{ \exp(-2 \int_{k(2f_0, z)} (2f_0, z) dz) \}$  は、深さ  $z$  の増加と共に緩やかに減少する。一方、信号  $A_{11}$  は散乱特性を乗算項  $\{ (2f_0, z) \}$  として含んでいる。この  $\{ (2f_0, z) \}$  は正負いずれの符号をも採り得るものであり、一般に生体組織の構造に応じて局所的に増減し得る。すなわち、減衰特性に起因する  $A_{11}$  の空間的变化は、散乱特性に起因する  $A_{11}$  の空間的变化に比べて大分穏やかであると考えられる。そこで、 $A_{11}$  の局所的なレベル変動を除去・抑圧することによって、 $A_{11}$  が含む減衰特性の影響を抽出した信号を得ることができ、ここでは、この信号を減衰特性信号  $A_{11}$  と称する。 $A_{11}$  は、 $A_{11}$  が含む減衰特性の影響を保持する一方で、 $A_{11}$  が含む散乱特性の影響を除去又は低減された信号である。元の信号  $A_{11}$  に対する  $A_{11}$  における散乱特性の影響の低減率を  $k$  ( $0 \leq k \leq 1$ ) で表す。ちなみに散乱特性の影響が完全に除去されたとき  $k = 1$  である。

【0068】包絡検波後の信号  $A_2$  と、減衰特性信号  $A_{11}$  との比 ( $A_2 / A_{11}$ ) は次式で与えられる。

#### 【0069】

##### 【数 7】

【0071】本装置は、上記第 1 の実施形態の装置と同様に、第 1 基本波と第 2 基本波とを同時に生体へ送波し、また受波するように構成される。

【0072】送信系は送信パルス発生回路 4、送信遅延回路 6、送波ドライバ 8 を含んで構成される。制御回路 60 は、送信パルス発生回路 4 及び送信遅延回路 6 を制御し、送波ビームの生成及びその方向を制御する。

【0073】本装置の送信系は、上記第 1 の実施形態と同様に、同一のビーム軸方向に対して、極性が互いに反対の 2 つの送信信号を相次いで送信する。

【0074】一方、受信系は、受信増幅器 12、受信整相加算回路 14、非線形性評価値抽出部 62、画像形成回路 18、表示器 20 を含んで構成される。なお、受信整相加算回路 14 は制御回路 60 の制御の下で動作する。

【0075】図 5 は、非線形性評価値抽出部 62 の概略の構成例を示すブロック図である。非線形性評価値抽出



部 6 2 では、受信ビーム処理回路 2 2 が互いに反対極性の送信信号に対する各受信信号の和信号及び差信号を生成する。受信ビーム処理回路 2 2 から出力される和信号、差信号はそれぞれ中心周波数  $2f_0$  を有し、これらは検波回路 4 0, 4 2 により包絡検波され、それら信号の包絡振幅信号が抽出される。検波回路 4 0 の出力する振幅信号は生体内で生成される 2 次高調波成分の振幅  $A_2$  の時間的変化を表しており、一方、検波回路 4 2 の出力する振幅信号は第 2 基本波成分のエコー振幅  $A_{11}$  の時間的変化を表している。検波回路 4 0, 4 2 の出力はそれぞれ対数変換器 7 0, 7 1 にて対数変換され、対数変換器 7 0 からは信号  $\log A_2$ 、対数変換器 7 1 からは信号  $\log A_{11}$  が出力される。

【0076】対数変換器 7 1 の出力  $\log A_{11}$  は、減衰特性抽出部 7 2 に入力される。減衰特性抽出部 7 2 は閾値設定部 7 4 から閾値レベルを設定され、以下に述べる処理を行う。減衰特性抽出部 7 2 の出力は減算回路 7 6 に入力される。一方、対数変換器 7 0 の出力  $\log A_2$  は、遅延器 7 8 を介して減算回路 7 6 に入力される。なお、この遅延器 7 8 は、信号  $\log A_2$  と減衰特性抽出部 7 2 の出力信号との同期をとるためのものである。

【0077】図 6 及び図 7 は減衰特性抽出部 7 2 が行う処理を説明する説明図である。図 6 及び図 7 の縦軸は  $\log A_{11}$  を表す。また横軸は時間  $t$  であり、これは探触子 2 からの距離  $z$  に相当する。図 6 に示す特性 8 0 は、対数変換器 7 1 の出力信号である。この出力信号は、生体組織内の各点での後方散乱特性 に応じて、比較的小さい時間スケールで変動しながら、減衰特性 に起因して緩やかに減少する。閾値設定部 7 4 は制御回路 6 0 の制御に従って、この特性 8 0 に対応した上限閾値レベル 8 2 及び下限閾値レベル 8 4 を設定する。上限閾値レベル 8 2 は強い反射・散乱エコーをクリップするように設定される。また、下限閾値レベル 8 4 は雑音レベルのやや上に設定され、雑音をクリップするためのものである。

【0078】減衰特性抽出部 7 2 は、上限閾値レベル 8 2 によるクリッピング処理により、特性 8 0 が上限閾値\*

$$\log [A_2(z) / A_{11}(z)] = \log A_2(z) - \log$$

であるので、減算回路 7 6 の処理は、上記第 1 の実施形態における除算回路 4 4 の処理後の対数変換に相当することが理解される。すなわち、この減算回路 7 6 により、原理で述べた (7) 式の処理が行われる。その結果、信号  $\log [A_2(z) / A_{11}(z)]$  からは減衰特性が除去される。一方、 $\log A_{11}(z)$  が後方散乱特性を低減された分、信号  $\log [A_2(z) / A_{11}(z)]$  は後方散乱特性を保持することができる。特に、例えばピーク 8 6, 8 8 のような反射・散乱の強い部分は、クリッピングにより  $\log A_{11}(z)$  において大きく低減された結果、信号  $\log [A_2(z) / A_{11}(z)]$  においては大きく残存し、信号値が大きくなる。

【0083】したがって、画像形成回路 1 8 が信号  $\log$

\*レベル 8 2 を上回る値をとる場合、その値をこの上限閾値レベル 8 2 の値で置き換える。これにより例えば信号のピーク 8 6, 8 8 が除去される。このクリッピング処理により、クリッピングされた場所での後方散乱特性が低減される。また減衰特性抽出部 7 2 は同様に、特性 8 0 が下限閾値レベル 8 4 を下回る値をとる場合には、その値をこの下限閾値レベル 8 4 の値で置き換える。

【0079】図 7 に示す特性 9 0 は特性 8 0 をクリッピング処理して得られる信号を表している。減衰特性抽出部 7 2 は、さらにクリッピング後の特性 9 0 を平滑化する。曲線 9 2 はこの平滑化処理の結果得られる信号  $\log A_{11}$  を表している。ここで記号  $S$  は信号  $S$  に対する減衰特性抽出部 7 2 の処理結果の信号を意味する。この平滑化処理により、後方散乱特性 に起因する局所的な変動は抑圧されるが、減衰特性 に起因する緩やかな変動はほぼ保存される。

【0080】なお、上述の例では、各閾値レベル 8 2, 8 4 は距離  $z$  に依らずに一定レベルとした。しかし、信号  $A_{11}$  のレベルが減衰特性 により距離  $z$  の増加と共に基本的に減少することに対応して、各閾値レベルを距離  $z$  の増加と共に徐々に低下するように設定することも好適である。図 8 は、この距離  $z$  の増加に連動して閾値レベルが低下する場合を示す説明図である。この図においては特性 8 0 は上限閾値レベル 1 0 0 と下限閾値レベル 1 0 2 とに基づいてクリッピング処理され、さらに平滑化処理され、曲線 1 0 4 で表される信号に変換される。

【0081】以上の減衰特性抽出部 7 2 の処理により、入力された信号  $\log A_{11}$  の後方散乱特性 が抑圧され、信号  $\log A_{11}$  に含まれる減衰特性 の影響を抽出した信号である減衰特性信号  $\log A_{11}$  が得られる。この信号  $\log A_{11}$  は減衰特性抽出部 7 2 から出力され、減算回路 7 6 に入力される。

【0082】減算回路 7 6 は、信号  $\log A_2(z)$  から信号  $\log A_{11}(z)$  を減算する。ここで、

【数 8】

$[A_2(z) / A_{11}(z)]$  を用いて生成する断層画像は、生体内で発生する 2 次高調波成分の情報を表示すると共に、生体組織の構造も明確に表現する。特に、強い反射・散乱エコーを生じてクリッピングされた部分は高輝度に表示される。また、減衰特性 の除去は、上記第 1 の実施形態と同様に各超音波ビームごとに、当該超音波ビーム軸に沿った減衰特性を除去することにより行われる。すなわち、深さ方向に生じる減衰の補正が超音波ビームごとに精度良く行われるので、得られる断層画像の画質が良好である。

【0084】図 9 は、非線形性評価値抽出部の他の構成例を示す概略のブロック図である。この非線形性評価値抽出部 1 1 0 と上記非線形性評価値抽出部 6 2 との主た

る相違点は、対数変換器 7 1 と減衰特性抽出部 7 2 との順序が互いに逆である点である。すなわち、図 9 に示す非線形性評価値抽出部 1 1 0 では、クリッピング処理及び平滑化処理を行った後に、対数変換が行われる。この非線形性評価値抽出部 1 1 0 によっても、非線形性評価値抽出部 6 2 と同様の効果が得られる。

【0085】また図 10 は、非線形性評価値抽出部のさらに別の構成例を示す概略のブロック図である。この非線形性評価値抽出部 1 2 0 では信号  $A_2$ 、 $A_{11}$  に対する対数変換は行われず、上記第 1 の実施形態と同様に除算回路 4 4 が用いられる。検波回路 4 2 の出力信号  $A_{11}$  は減衰特性抽出部 7 2 に入力される。減衰特性抽出部 7 2 は減衰特性を除去・軽減された信号  $A_{11}$  を生成する。この信号  $A_{11}$  と検波回路 4 0 の出力信号  $A_2$  とが除算回路 4 4 に入力され、除算回路 4 4 はこの両者の比 ( $A_2 / A_{11}$ ) を計算して出力する。また、非線形性評価値抽出部 1 2 0 は H P F 4 6 を有する。この H P F 4 6 は上記第 1 の実施形態と同様に、除算回路 4 4 による除算結果の時間的変化率を取得する微分手段である。H P F 4 6 により、近接する深さ間での比 ( $A_2 / A_{11}$ ) の差分が求められる。なお、H P F 4 6 は、図 8、図 9 に示す対数変換を行う非線形性評価値抽出部にも採用することができ、微分処理された信号に基づいて画像を形成するように構成することもできる。

【0086】また、非線形性評価値抽出部が、上述したクリッピング処理と平滑化処理とのうちいずれか一方、例えば閾値を用いたクリッピング処理のみを行うように構成しても、後方散乱特性を保持しながら、超音波ビームごとに減衰特性を除去・軽減することができる。

【0087】

【発明の効果】本発明の超音波診断装置によれば、非線形パラメータを反映する情報を精度良く得るために、超音波の送受信が 1 ビーム方向当たり 2 回で済み、装置の構成、処理が簡単になるという効果が得られる。また、基本波の帯域がブロードであっても、微弱な 2 次高調波成分を精度良く抽出できる。よって、ブロードな基本波を用いて距離分解能が向上した非線形パラメータ情報、及びそれに基づく断層像が得られる。

\*【0088】また本発明の超音波診断装置によれば、2 次高調波の振幅から減衰特性の影響が超音波ビームごとに除去・軽減され、生体組織の構造情報が残存した断層像が得られる。これにより、生体組織の構造が明確に表現された断層像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の実施形態である超音波診断装置が送波する各送信信号の周波数スペクトラムを示す模式図である。

【図 2】 本発明の第 1 の実施形態である超音波診断装置の概略のブロック構成図である。

【図 3】 受信ビーム処理回路の概略の構成を示すブロック図である。

【図 4】 本発明の第 2 の実施形態である超音波診断装置の概略のブロック構成図である。

【図 5】 非線形性評価値抽出部の概略の構成例を示すブロック図である。

【図 6】 減衰特性抽出部が行う処理を説明する説明図である。

【図 7】 減衰特性抽出部が行う処理を説明する説明図である。

【図 8】 減衰特性抽出部に設定される閾値レベルが距離  $z$  の増加に連動して低下する場合を示す説明図である。

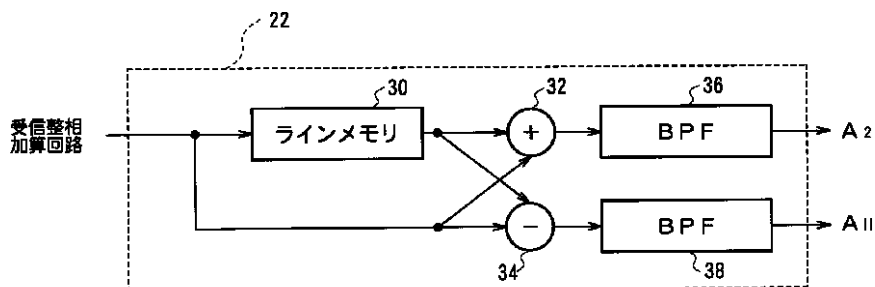
【図 9】 非線形性評価値抽出部の他の構成例を示す概略のブロック図である。

【図 10】 非線形性評価値抽出部のさらに別の構成例を示す概略のブロック図である。

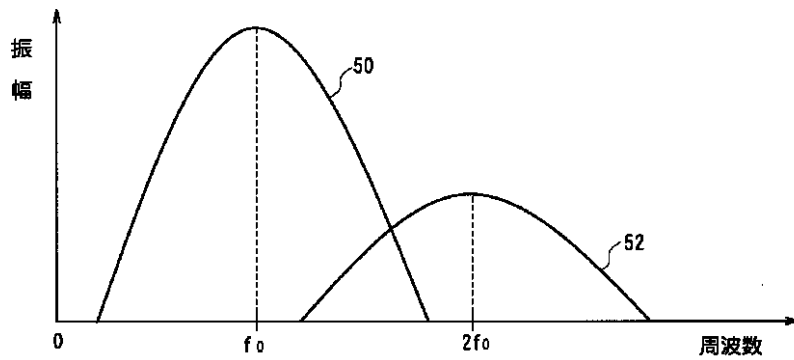
【符号の説明】

2 探触子、4 送信パルス発生回路、6 送信遅延回路、8 送波ドライバ、10、60 制御回路、12 受信増幅器、14 受信整相加算回路、16、62、110、120 非線形性評価値抽出部、18 画像形成回路、20 表示器、22 受信ビーム処理回路、30 ラインメモリ、32 加算回路、34 減算回路、36 B P F、38 B P F、40、42 検波回路、44 除算回路、46 H P F、70、71 対数変換器、72 減衰特性抽出部、74 閾値設定部、76 減算回路。

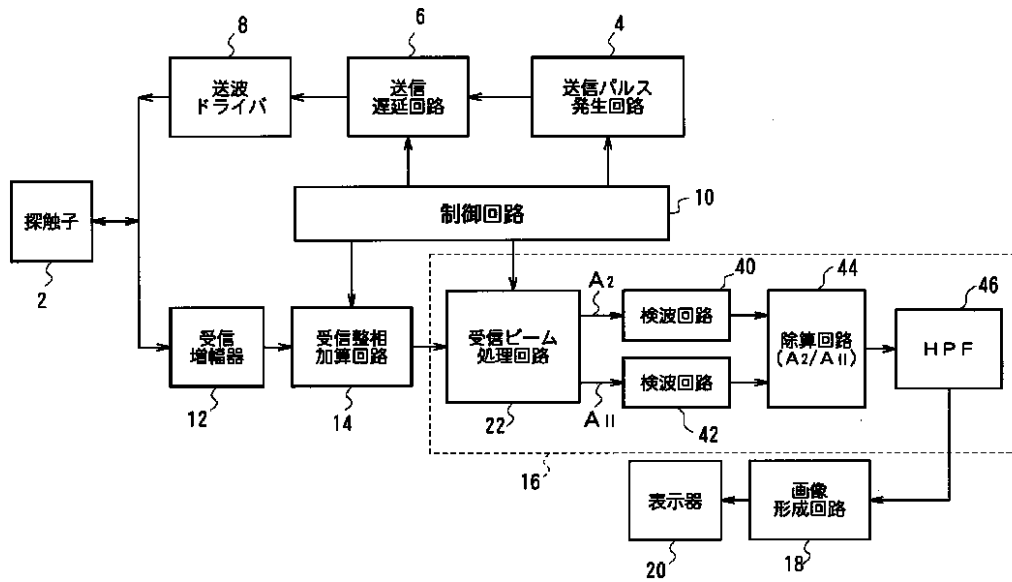
【図 3】



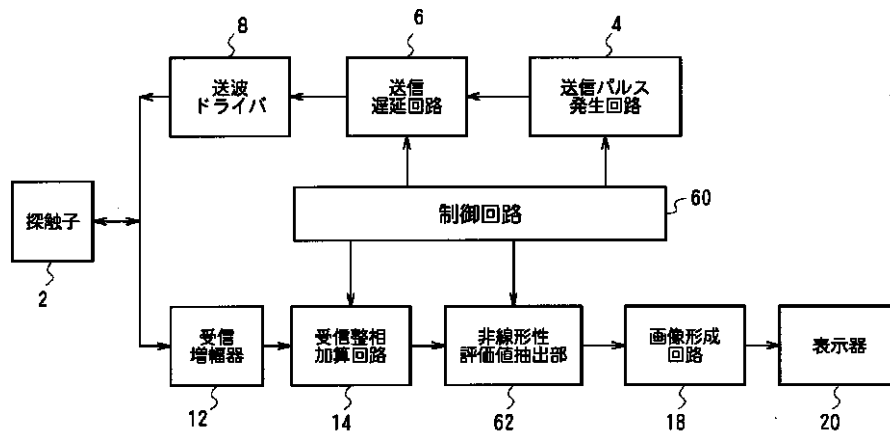
【図 1】



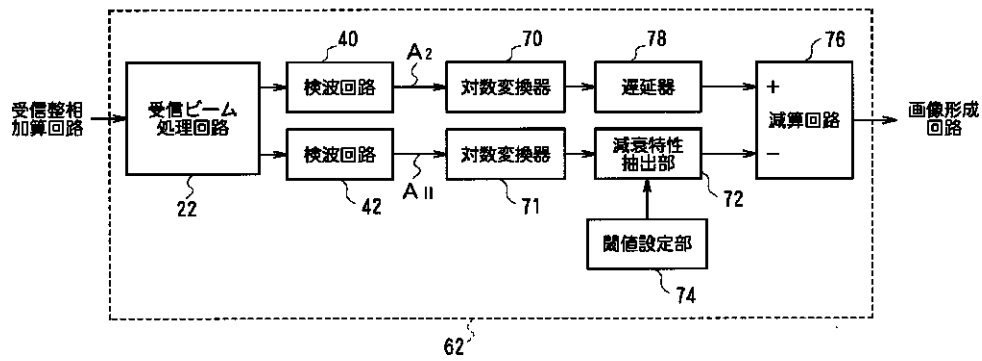
【図 2】



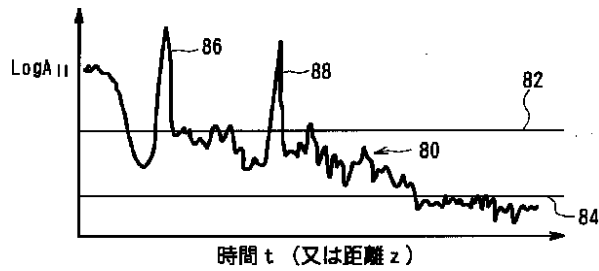
【図 4】



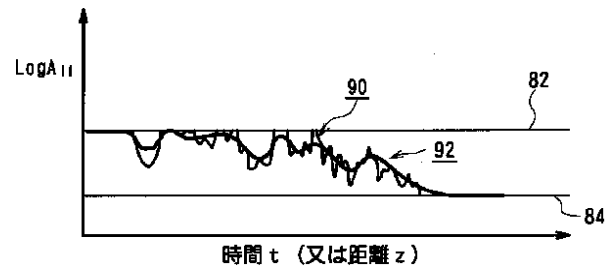
【図 5】



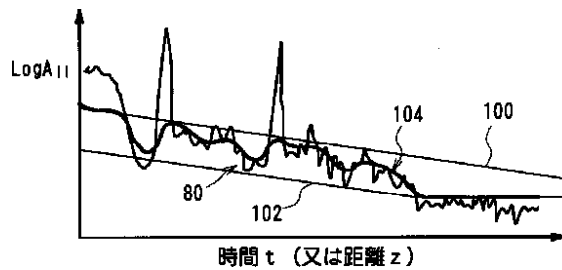
【図 6】



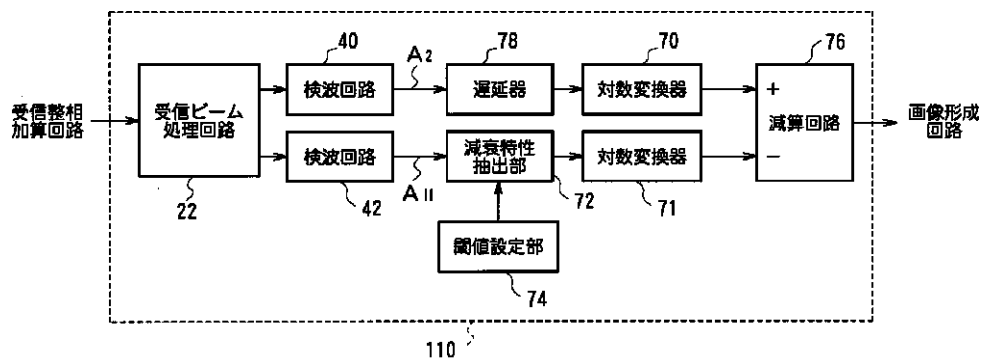
【図 7】



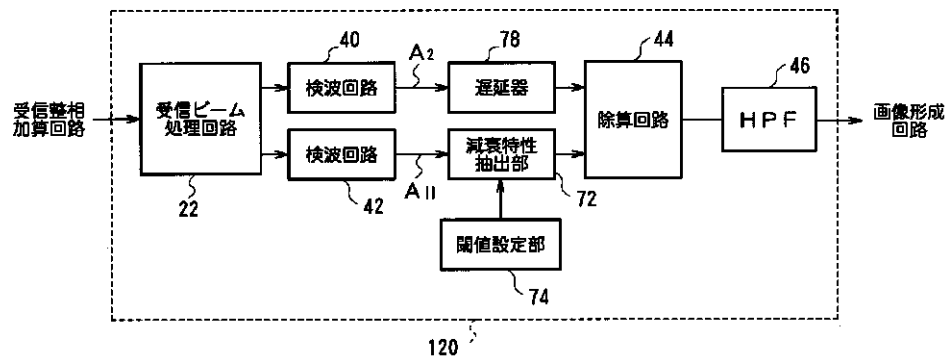
【図 8】



【図 9】



【図 1 0】



フロントページの続き

(72)発明者 若松 立也

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号 アロ  
カ株式会社内

(56)参考文献

特開 平 2 - 136135 ( J P , A )

米国特許 5632277 ( U S , A )

秋山いわき 外 2 名, 超音波エコー方式による非線形パラメータ断層映像法の提案, 電子通信学会論文誌, 日本, 社団法人 電子通信学会, 1985 年 7 月 25 日, V o l . J 68 - C M o . 7 , p . 588 - 589

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, D B 名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3432204B2</a>	公开(公告)日	2003-08-04
申请号	JP2000271224	申请日	2000-09-07
[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		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	曹景文 隈崎健二 伊藤貴司 若松立也		
发明人	曹 景文 隈崎 健二 伊藤 貴司 若松 立也		
IPC分类号	A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00		
CPC分类号	G01S15/8952 G01S7/52038 G01S7/5205 G01S15/8959		
FI分类号	A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/DD13 4C301/DD18 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/EE15 4C301/HH46 4C301/HH47 4C301/HH48 4C301/JB23 4C301/JB27 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JB38 4C601/DD18 4C601/DD21 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/HH26 4C601/HH35 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JB46 5B057/AA09 5B057/BA05		
优先权	2000039174 2000-02-17 JP		
其他公开文献	JP2001299764A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：在超声波仪器中，使用非线性相互作用的评估值，可以容易且高精度地确定超声波与生物体之间的非线性相互作用的评估值。

解决方案：发送包含频率 $f_0$ 和 $2f_0$ 的第一传输信号，然后传输具有与第一传输信号的极性相反的极性的第二传输信号。在接收波束处理电路22中，产生两个发送信号的回波相加的信号和从中减去回波的信号。通过添加消除基波分量，第二谐波分量 $A_2$ 保留在相加的信号中。与此相反，通过减去消除第二高次谐波分量，基波分量保留在减去的信号中。从减法信号中提取频率为 $2f_0$ 的基波分量 $A_{II}$ ，并且通过减法电路44计算比率 ( $A_2 / A_{II}$ )。通过用HPF 46进行微分，反映出每个深度的非线性参数的评估值。活体是坚定的。

【図3】

