

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/068892

発行日 平成30年7月26日 (2018. 7. 26)

(43) 国際公開日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号	特願2017-546453 (P2017-546453)	(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/077144	(74) 代理人	110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所
(22) 国際出願日	平成28年9月14日 (2016. 9. 14)	(72) 発明者	吉川 秀樹 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(31) 優先権主張番号	特願2015-208282 (P2015-208282)	(72) 発明者	大坂 卓司 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(32) 優先日	平成27年10月22日 (2015. 10. 22)	Fターム(参考)	4C601 DD21 EE09 HH24 HH30 HH36 JB31 JB33 JB36 JB47 JC37 KK02 KK31 KK45
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

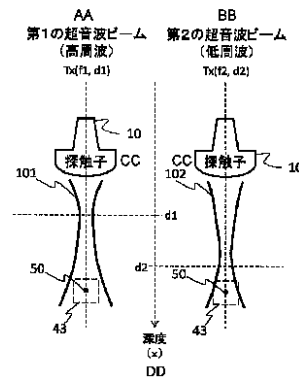
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、および、減衰特性計測方法

(57) 【要約】

超音波の拡散減衰が受信信号に与える影響を抑制して、吸収減衰を精度よく計測することのできる超音波診断装置を提供する。

探触子から対象物に対して第1および第2の超音波ビームを送信する。対象物の少なくとも所定の計測点50についての第1および第2の超音波ビームによる受信信号をそれぞれ得る。このとき第1の超音波ビームと第2の超音波ビームは、周波数および焦点深さがそれぞれ異なるように設定する。減衰特性算出部は、所定の計測点50について得た、第1の超音波ビームによる受信信号と第2の超音波ビームによる受信信号とを用いて対象物の減衰特性を求める。

図2



AA... FIRST ULTRASOUND BEAM (HIGH-FREQUENCY)
 BB... SECOND ULTRASOUND BEAM (LOW-FREQUENCY)
 CC... PROBE
 DD... DEPTH

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

探触子と、

前記探触子から撮像範囲内の対象物に対して第 1 および第 2 の超音波ビームを送信させる送信部と、

前記対象物からの超音波を受信した前記探触子の出力から、前記対象物の所定の計測点について前記第 1 および第 2 の超音波ビームによる受信信号をそれぞれ得る受信部と、

前記対象物の組織の減衰特性を算出する減衰特性算出部とを有し、

前記第 1 の超音波ビームと前記第 2 の超音波ビームは、周波数および焦点深さがそれぞれ異なり、

10

前記減衰特性算出部は、前記所定の計測点についての前記第 1 の超音波ビームによる受信信号と前記第 2 の超音波ビームによる受信信号とを用いて前記対象物の減衰特性を求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記第 2 の超音波ビームの周波数は、前記第 1 の超音波ビームの周波数よりも小さく、前記第 2 の超音波ビームの焦点深さは、前記第 1 の超音波ビームの焦点深さよりも深く設定されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記第 1 および 2 の超音波ビームの周波数および焦点深さは、前記計測点における前記第 1 の超音波ビームの拡散度合いと前記第 2 の超音波ビームの拡散度合いとが一致するように設定されていることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置であって、前記拡散度合いとは、前記第 1 および第 2 の超音波ビームの拡散後の単位面積当たりのエネルギーであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の超音波診断装置であって、前記計測点もしくは計測点を含み計測領域の設定を操作者から受け付ける受付部をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記送信部による前記超音波ビームの送信時または前記受信部による前記超音波ビームの受信時に、前記超音波ビームの周波数帯域を制御する帯域制御部をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記第 1 および第 2 の超音波ビームは、合成されて一つの超音波ビームとして送信されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置であって、前記減衰特性算出部は、前記受信部の前記受信信号から前記第 1 の超音波の周波数の帯域の受信信号と、前記第 2 の超音波の周波数の帯域の受信信号とを抽出し、抽出後の受信信号を用いて前記減衰特性を求めることを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 9】

請求項 5 に記載の超音波診断装置であって、前記受付部が受け付けた計測点の位置において、前記第 1 および第 2 の超音波ビームの拡散度合いを一致させるための前記第 1 および第 2 の超音波ビームのそれぞれの焦点深さを、予め求めておいた、前記計測点の位置と前記第 1 および第 2 の超音波ビームのそれぞれの焦点深さとの関係に基づいて求め、前記送信部に設定する制御部をさらに有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記減衰特性は、減衰率、または減衰率の

50

時間変化であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記第 1 および第 2 の超音波ビームによる前記受信信号のうち一方を用いて、前記撮像範囲の画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記減衰特性算出部は、前記減衰特性、または、前記減衰特性に別途求めておいた前記対象物の診断情報を組み合わせた情報を、評価指標とし、前記評価指標の値の計測日毎の変化、または、変化率を表示部にグラフまたは画像の形態で表示させることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 1 3】

請求項 1 2 に記載の超音波診断装置であって、前記減衰特性算出部は、前記評価指標の値を範囲分けして、その範囲の組織性状の深刻度合いを示す表示を、前記グラフと共に表示部に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、前記送信部は、前記撮像範囲の複数の方向に前記第 1 および第 2 の超音波ビームをそれぞれ送信し、

前記減衰特性算出部は、前記第 1 および第 2 の超音波ビームが照射された領域を 2 次元に複数の範囲に分割し、前記範囲ごとに前記減衰特性を算出し、前記減衰特性の 2 次元分布を生成することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 1 5】

撮像範囲内の対象物に対して、周波数および焦点深さがそれぞれ異なる第 1 および第 2 の超音波ビームを送信し、

前記対象物からの超音波を受信し、前記対象物の所定の計測点について前記第 1 および第 2 の超音波ビームによる受信信号をそれぞれ得て、

前記所定の計測点についての前記第 1 の超音波ビームによる受信信号と前記第 2 の超音波ビームによる受信信号とを用いて前記対象物の減衰特性を求めることを特徴とする減衰特性計測方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用の超音波診断装置に係り、検査対象の減衰率を計測する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波やMRI (Magnetic Resonance Imaging)、X線CT (Computed Tomography) に代表される医療用の画像表示装置は、目視できない生体内の情報を数値または画像の形態で提示する装置として広く利用されている。中でも超音波を利用した画像表示装置は、他の装置と比較して高い時間分解能を備えており、拍動下の心臓を滲みなく画像化できる性能を持つ。また、小型装置で対象物への探触子の接地だけで検査可能な簡便性と、被曝等のダメージを受けない非侵襲性の特長から、通常診断のみならず、術中、救急、在宅、健診など広範囲の用途で利用されている。

40

【0003】

超音波診断装置は、検査対象に向けて超音波を送信し、散乱体からの反射信号を受信して画像を構成する。基本的には送受信に要する時間と音速から散乱体までの距離を計測し、受信音圧に基づく輝度の空間分布を構成することで超音波画像が生成される。

【0004】

超音波画像は、体表に近い浅部領域は、高感度かつ高分解能に形成できるが、深部領域

50

では高周波成分が減衰するため、超音波画像の感度および分解能が共に低下する。そのため、特許文献1および特許文献2では、高周波成分が浅部領域に収束し、低周波成分が深部領域に収束するように、複数の周波数成分を送信し、着目する病変部位の感度低下を防ぐ技術が提案されている。具体的には、特許文献1では、送信に広帯域のチャープ波を送信し、浅部から高周波帯域、深部からは低周波帯域の信号を取得して画像を生成している。また、特許文献2では、浅部には高周波送信、深部には低周波送信を行い、特許文献1と同様に、浅部側と深部側とで形成した画像を合成して全体像を取得している。

【0005】

また、超音波診断装置により被検体組織の減衰特性を計測する技術も提案されている。例えば、特許文献3には、異なる周波数の2以上の超音波を被検体に送信し、得られた受信信号の強度差を求めることにより、被検体の周波数依存の減衰定数を求めて画像表示することが開示されている。また、特許文献4には、2以上の周波数の超音波が合成された合成超音波を位相変調して2回以上送信し、得られた受信信号を減算処理することにより、高周波を相殺した後、減衰量を算出する技術が開示されている。これにより、超音波の伝搬時に発生した高調波が、減衰量の算出に影響を及ぼすという現象を抑制している。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2002-58670号公報

【特許文献2】特開平03-261463号公報

20

【特許文献3】特公平3-24868号公報

【特許文献4】特許5349115号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

検査対象の内部を伝搬する超音波は、その経路で主に吸収、散乱、および、拡散の現象により減衰する。吸収は、伝搬に伴う超音波の振動エネルギーが、摩擦等の影響により熱的に損失する現象である。散乱は、超音波の波長と同程度のサイズを持つ構造体において、送信信号が多方向に分散する現象である。散乱によるエネルギーの損失はないが、一方向への送受信を行う超音波撮像装置においては、分散した信号の一部しか取得できないため、減衰の一因となる。医用超音波診断装置において汎用的に利用される周波数帯域(1MHz-20MHz)においては、超音波の減衰の要因は、散乱よりも吸収の影響が支配的であるとされている。一方、拡散は、送信時の焦点位置以降で伝搬方向が広がる現象である。拡散は、散乱同様にエネルギーの損失はないが、散乱と同様に一方向への送受信においては、拡散したエネルギーの一部しか取得できないため、やはり減衰の一因となる。このように、一言で減衰と言っても、その要因は、吸収、散乱、拡散に分けられ、評価する内容に応じて、適切な計測手法を選択する必要がある。

30

【0008】

本願の目的は、超音波の拡散による減衰が受信信号に与える影響を抑制して、吸収による減衰を精度よく計測することのできる超音波診断装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、探触子と、探触子から撮像範囲内の対象物に対して第1および第2の超音波ビームを送信させる送信部と、対象物からの超音波を受信した探触子の出力から、対象物の所定の計測点について第1および第2の超音波ビームによる受信信号をそれぞれ得る受信部と、受信信号を用いて対象物の組織の減衰特性を算出する減衰特性算出部とを有する。第1の超音波ビームと第2の超音波ビームは、周波数および焦点深さがそれぞれ異なる。減衰特性算出部は、所定の計測点についての第1の超音波ビームによる受信信号と第2の超音波ビームによる受信信号とを用いて対象物の減衰特性を求める。

50

【発明の効果】

【0010】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波の拡散減衰が受信信号に与える影響を抑制して、組織性状に強く関係する吸収減衰を高精度に計測できる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】実施形態1および2の超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

【図2】実施形態1の第1および第2の超音波ビームの周波数および焦点位置が異なることを示す説明図である。

【図3】実施形態2の超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

10

【図4】(a)実施形態2の超音波診断装置の送信および受信の方位方向と撮像範囲と計測領域を示す説明図、(b)実施形態2の第1送受シーケンスと第2送受シーケンスの一例を示す説明図である。

【図5】実施形態2の表示部の表示形態の一例を示す図である。

【図6】実施形態2の第2送受シーケンスの詳しい処理工程を示すフローチャートである。

【図7】実施形態2の減衰率を線形フィッティングにより求めることを説明するグラフである。

【図8】(a)比較例の受信信号の深度(x)方向の音圧の変化を示すグラフ、(b)実施形態2の第1および第2の超音波ビームの受信信号の深度(x)方向の音圧の変化を示すグラフである。

20

【図9】実施形態2において、計測される減衰率の誤差の分布を、第1および第2の超音波ビームの焦点深さの組み合わせについて示すマップである。

【図10】実施形態2において計測される減衰率と、対象物(ファントム)の真の減衰率とのずれを示すグラフである。

【図11】(a)実施形態2の超音波診断装置の送信および受信の方位方向と撮像範囲と計測領域を示す説明図、(b)実施形態2の第1送受シーケンスと第2送受シーケンスの別の例を示す説明図である。

【図12】実施形態2の表示部の表示形態の一例を示す図である。

【図13】(a)は実施形態3の減衰率()と伝搬距離(深度)(x)との積の変化を示すグラフ、(b)は(a)を深度方向に分割した範囲ごとに線形フィッティングした結果を示すグラフ、(c)は(b)の範囲ごとに減衰率に応じて色情報を割り当てた二次元カラーマップを示す説明図である。

30

【図14】実施形態3の表示部の表示形態の一例を示す図である。

【図15】(a)実施形態3の超音波診断装置の送信および受信の方位方向と撮像範囲と計測領域を示す説明図、(b)実施形態3の第2送受シーケンスの二つの例を示す説明図である。

【図16】実施形態3の表示部の表示形態の一例を示す図である。

【図17】実施形態3の表示部の表示形態の一例を示す図である。

【図18】実施形態3において、第2の超音波ビームの受信信号で画像生成部が画像生成を行うことを示す説明図である。

40

【図19】実施形態4において、第1の超音波ビームと第2の超音波ビームとを合成した超音波ビームを示す説明図である。

【図20】実施形態4の第2送受シーケンスの詳しい処理工程を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

発明者らは、生体組織の性状評価を精度よく行うためには、組織性状と強く関連する吸収減衰を精度よく計測する必要があることを見出した。本実施形態では、吸収減衰を精度よく計測するために、超音波の拡散減衰が受信信号に与える影響を抑制する。具体的には

50

、所定の計測点における拡散が同程度となるように、送信する超音波の周波数ごとに焦点位置を設定する。

【0013】

以下、本発明の実施形態を図面を用いて説明する。

【0014】

<<実施形態1>>

図1のように、実施形態1の超音波診断装置は、探触子10と、送信部101と、受信部102と、減衰特性算出部14とを備えている。探触子10は、対象物に対して超音波を送信し、対象物からの超音波を受信する。送信部(以下、送信ビームフォーマと呼ぶ)21は、図2のように探触子10から対象物に対して第1の超音波ビーム101および第2の超音波ビーム102を送信させる。受信部(以下、受信ビームフォーマと呼ぶ)22は、超音波を受信した探触子10の出力から、対象物の所定の点についての第1および第2の超音波ビーム101, 102による受信信号をそれぞれ得る(受信ビームフォーミング)。減衰特性算出部14は、受信ビームフォーマ22が得た受信信号を用いて対象物の組織の減衰特性を算出する。すなわち、減衰特性算出部14は、図2の対象物の所定の計測点50について受信ビームフォーマ22が得た、第1の超音波ビーム101による受信信号と第2の超音波ビーム102による受信信号との比または差を求めることにより、対象物の減衰特性を求める。対象物の組織の減衰特性は、上記受信信号の比または差に対応している。減衰特性算出部14の算出する減衰特性としては、減衰率や、減衰率の時間変化率等、減衰に関する指標であればどのようなものであってもよい。

10

20

【0015】

このとき、送信ビームフォーマ21は、第1および第2の超音波ビーム101, 102のそれぞれの焦点深さ d_1 、 d_2 を、それぞれの周波数 f_1 、 f_2 に応じて予め定めた異なる位置になるように送信する(送信ビームフォーミング)。これにより、計測点50における第1および第2の超音波ビーム101の拡散が同程度となるよう設定することができる。

【0016】

このような構成にすることにより、第1および第2の超音波ビーム101, 102は、所定の計測点における拡散の度合いが同程度となるため、拡散減衰の影響を軽減して、吸収減衰を計測することができる。以下、さらに説明する。

30

【0017】

第1および第2の超音波ビーム101, 102の焦点深さより深い領域での拡散は、焦点に近い領域ではフレネル回折により、焦点から離れた領域ではフラウンホーファ回折等により生じ、その拡散角度は、それぞれの超音波ビームの周波数 f_1 、 f_2 に依存する。そのため、それぞれの超音波ビームの拡散角度と、その焦点深さから計測点50までの距離とによって、超音波エネルギーの拡散度合いが異なる。本実施形態では、計測点50における第1および第2の超音波ビームの拡散度合いが同一になるように、第1および第2の超音波ビームの周波数および焦点深さを設定する。

【0018】

ここでいう拡散度合いは、単位面積を有する計測点50に到達する第1および第2の超音波ビームの拡散後の単位面積当たりのエネルギーをいう。計測点50に到達する時点で、第1および第2の超音波ビームの単位面積当たりのエネルギーが同一になるように、第1および第2の超音波ビームの周波数および焦点深さを設定することにより、拡散による減衰の影響を抑制し、吸収による減衰を精度よく計測することが可能になる。

40

【0019】

第1および第2の超音波ビームの拡散度合いが、計測点50において一致するように設定した場合、第2の超音波ビーム102の周波数 f_2 は、第1の超音波ビーム101の周波数 f_1 よりも小さく、第2の超音波ビーム102の焦点深さ d_2 は、第1の超音波ビーム101の焦点深さ d_1 よりも深くなる。

【0020】

50

なお、第1および第2の超音波ビーム101, 102の拡散度合いを一致させる計測点50は、予め定めた深さに設定することが可能である。この場合、計測点50において拡散度合いが一致するように、予め計算または実験により求めておいた、周波数 f_1 、 f_2 および焦点深さ d_1 、 d_2 を送信ビームフォーマ21に設定しておく。

【0021】

また、計測点50を含む計測領域43の設定を操作者から受け付ける受付部25と、制御部23とを超音波診断装置が備える構成にすることも可能である。この場合、受付部25が受け付けた計測領域43の計測点50の深さに合わせて、拡散度合いが一致する周波数 f_1 、 f_2 および焦点深さ d_1 、 d_2 を、制御部23が、計算により、または予め求めておいたテーブル等を参照して求める。これにより、操作者が所望の深さに設定した計測点50に応じて、周波数 f_1 、 f_2 および焦点深さ d_1 、 d_2 を設定できる。

10

【0022】

なお、第1および第2の超音波ビーム101、102は、対象物の同一の計測点50に向けて送信されるように設定する。また、第1および第2の超音波ビーム101、102を送信する順番は、どのような順番であってもよい。

【0023】

また、第1および第2の超音波ビーム101、102は、別々の超音波ビームとして送信することも可能であるし、2つの超音波ビームを合成して一つの超音波ビームとして送信し、受信時にそれぞれの周波数の受信信号を抽出する構成にすることも可能である。

【0024】

また、第1および第2の超音波ビームの周波数特性によっては、伝搬過程で発生する非線形成分が、例えば第1の超音波ビームによる受信信号に含まれ、第2の超音波ビームによる受信信号には含まれないという、不均衡が発生する可能性がある。例えば、1MHzから5MHzの受信周波数帯域を持つ探触子10を用い、周波数が2MHzの第2の超音波ビーム102と、周波数が4MHzの第1の超音波ビーム101を送信した場合、周波数2MHzの超音波ビームの送信に伴って発生する周波数4MHzの非線形成分(第2次高調波)は、探触子10の受信帯域に含まれるが、周波数4MHzの超音波ビームの送信に伴う8MHzの非線形成分は受信周波数帯域に含まれない。このような不均衡が、受信信号に含まれた場合、減衰計測の誤差要因となる。これを回避するため、送信ビームフォーマ21による超音波ビーム101, 102の送信時または受信ビームフォーマ22による超音波の受信時に、超音波ビームの周波数帯域を制御する帯域制御部をさらに配置することが可能である。具体的には、例えば、帯域制御部は、受信ビームフォーマ22に配置された所定の狭帯域の受信フィルタを含み、受信信号を受信フィルタに通過させることにより狭帯域化し、周波数2MHzの第2の超音波ビーム102の送信に対する受信信号から周波数4MHz付近の非線形成分を除去する。または、帯域制御部は、送信ビームフォーマ21の第1および第2の超音波ビーム101, 102の周波数特性に合わせて、送信波数を増加させて、送信される超音波ビーム101, 102を狭帯域化する送信波数調整部を含んでもよい。送信波数調整部が、超音波ビーム101, 102を狭帯域化することにより、発生する高調波の帯域を狭めることができるため、超音波ビームの周波数によって非線形成分が探触子10の受信帯域に含まれたり、含まれなかったりする不均衡を軽減できる。このように帯域制御部を配置することにより、伝搬過程で発生する非線形成分に起因する計測誤差を軽減することができる。

20

30

40

【0025】

以下、実施形態2以降により、実施形態の超音波診断装置を具体的に説明する。

【0026】

<<実施形態2>>

本発明の実施形態2の超音波診断装置および減衰率の計測法について、以下説明する。

【0027】

まず、図1を用いて、実施形態2の超音波診断装置の構成について説明する。実施形態2の超音波診断装置は、実施形態1と同様に、探触子10、送信ビームフォーマ21、受

50

信ビームフォーマ２２、減衰特性算出部１４と、受付部２５と、制御部２３とを備えている。これらに加えて、実施形態２の超音波診断装置は、画像生成部１３と、メモリ２４と、表示部１５とを備えている。送信ビームフォーマ２１と受信ビームフォーマ２２とメモリ２４は、超音波の送受信を探触子１０に行わせる送受信部１１を構成している。また、画像生成部１３と、減衰特性算出部１４は、受信信号を処理する信号処理部１２を構成している。

【００２８】

メモリ２４には、計測点５０を設定可能な複数の位置の情報が予め格納されている。また、メモリ２４には、設定可能な計測点５０の位置ごとに、周波数 f_1 の第１の超音波ビーム１０１と周波数 f_2 の第２の超音波ビーム１０２との拡散度合いを一致させるための、第１の超音波ビーム１０１の焦点深さ d_1 と第２の超音波ビーム１０２の焦点深さ d_2 の組み合わせが、テーブルまたは関数として予め格納されている。 d_1 、 d_2 の値は、予め計算により、または、実験により求めた値である。周波数 f_1 、 f_2 は、予め定めた値に固定しておくことも可能であるし、周波数 f_1 、 f_2 を所定の範囲から操作者の操作により、または撮影条件により制御部２３が選択可能とすることも可能である。周波数 f_1 、 f_2 を所定の範囲内で選択可能とする場合には、選択可能な f_1 と f_2 の組み合わせごとに、設定可能な計測点５０のそれぞれについて、第１および第２の超音波ビームこれらの焦点深さ d_1 、 d_2 の値が、テーブルまたは関数として予めメモリ２４に格納されている。

10

【００２９】

なお、図１には、本実施形態の超音波診断装置の重要な部分のみを示し、従来の超音波診断装置と同様の構成については図示を省略している。

20

【００３０】

次に、図１の超音波診断装置の各部の動作を図３のフローチャート等を参照しながら説明する。

【００３１】

本実施形態の超音波診断装置では、操作者が探触子１０を把持して、図４に示す対象物（検査対象）１００を含む撮像範囲４２の超音波画像を取得し、それを見ながら対象物１００の減衰率を計測すべき領域を探索する工程（ステップ３００～３０５）と、対象物１００の減衰率を計測する工程（ステップ３０６～３１０）の２段階である。各工程のうち、減衰計測モードの開始（ステップ３００）、ROI入力受け付け（ステップ３０４、３０５）、計測開始（ステップ３０６）、停止（ステップ３１０）の処理は、受付部２５により、汎用的な仕組みにより操作者から操作を受け付けることにより実行される。例えば、受付部２５が操作パネル（不図示）を有し、操作者が操作パネルを操作することにより受け付けるように構成することができる。また、受付部２５が、表示部１５の表示画面上に配置したタッチパネル（不図示）を備え、操作者が表示画面を見ながらタッチパネルをタッチすることにより受け付けるように構成することができる。また、受付部２５が、通信回線等を介して、外部機器と接続され、超音波診断装置とは離れた位置の操作者から操作を受け付ける構成にすることも可能である。

30

【００３２】

まず、操作者は、受付部２５を介して、減衰率計測モードの開始を指示すると、制御部２３は、これを受け付け（ステップ３００）、制御部２３に内蔵されるメモリに予め格納されている減衰率計測プログラムを読み込んで実行することにより、各部の動作を制御し、以下の各ステップの動作を実現させる。

40

【００３３】

まず、制御部２３は、予め定めておいた第１送受シーケンスの条件をメモリ２４から読みこみ、これを送信ビームフォーマ２１に設定する。第１送受シーケンスの条件としては、送信焦点深さ、送信方向の角度範囲（撮像範囲４２）および角度間隔、受信走査線の角度範囲および角度間隔等が含まれる。制御部２３は、第１送受シーケンスを送信ビームフォーマ２１および受信ビームフォーマ２２に実行させる（ステップ３０１）。第１送受シ

50

ーケンスでは、送信ビームフォーマ21は、探触子10を構成する複数の振動子に、設定された送信焦点深さに焦点を結ぶように、それぞれ遅延量を設定した送信信号をA/D変換器(不図示)を介して受け渡す。探触子10の各振動子では、電気信号が音響信号に変換され、設定された送信焦点深さに送信焦点をもつ所定の超音波ビームが送信される。撮像範囲42の組織等で反射された超音波(エコー)は、再び探触子10の各振動子で受信され、D/A変換機(不図示)を介して受信ビームフォーマ21に入力される。受信ビームフォーマ21は、各振動子の出力を、所定の受信走査線上の受信焦点に焦点を合わせるように遅延させた後加算することにより、受信信号を生成する(ビームフォーミング)。これを受信走査線上の複数の受信焦点について順次繰り返す(ダイナミックフォーカシング)。例えば、予め定めた深さに送信焦点をもつ超音波ビームを、図4(a)に示すように、撮像範囲42の送信方向(方位方向:L0からLN)に順次送信し、送信のたびに、送信方向に一致した受信走査線について受信信号を取得する。

10

【0034】

生成された受信信号は、送受信部11から信号処理部12の画像生成部13に送られ、ゲイン調整、対数圧縮、包絡線検波など、公知の超音波診断装置内で用いられる画像生成処理が行われ、対象物100を含む撮像範囲42の内部の形態情報を表す超音波画像51が出力される(ステップ302)。図5のように、超音波画像51は、表示部15の表示画面の左側領域に配置した画像表示領域52に表示される(ステップ303)。

【0035】

なお、送信焦点は、必ずしも撮像範囲42の内部になくてもよく、送信焦点が探触子10よりも手前側に送信方向に対して仮想的に位置する超音波ビームを送信してもよい。

20

【0036】

制御部23は、上記ステップ301~303の動作を、ステップ304において操作者がROI入力の操作を行うまで繰り返す。これにより、操作者は、表示部15の超音波画像51を見て、対象物100の組織の断層像を把握することができる。また、操作者は、減衰率を計測すべき領域(ROI)が見つかるまで、探触子10を所望の位置に移動させながら、その位置の超音波画像51を随時表示させることができる。

【0037】

操作者は、表示された超音波画像を見て、減衰率を計測すべき領域が見つかったならば、計測領域(ROI)43を受付部25を操作して、超音波画像51上に入力する(ステップ304)。制御部23は、入力されたROI43を受け付ける(ステップ305)。ここでは一例として、図4(a)のように、Lnの方向にROI43が設定されている。

30

【0038】

操作者が、減衰率の計測の開始を、受付部25を介して指示したならば(ステップ306)、制御部11は、第2送受シーケンスを実行する(ステップ307)。

【0039】

第2送受シーケンス307の動作について、図6のフローチャートを用いて詳しく説明する。制御部11は、まず、設定されたROI43の中心位置を算出し、この位置を計測点50とする(ステップ601)。そして、算出した計測点50に対応する第1の超音波ビーム101の周波数 f_1 および焦点深さ d_1 と第2の超音波ビーム102の周波数 f_2 および焦点深さ d_2 の組み合わせを、メモリ24から読み出す(ステップ602)。読み出された組み合わせは、計測点50において、第1の超音波ビーム101の拡散度合いと第2の超音波ビーム102の拡散度合いを同一にするための条件である。

40

【0040】

制御部23は、送信ビームフォーマ21に周波数 f_1 および焦点深さ d_1 、および、操作者が設定したROI43の方向(ここではLn)を設定する。これにより、送信ビームフォーマ21は、探触子10の各振動子に焦点深さ d_1 に焦点を結ぶように遅延を掛けた、周波数 f_1 の送信信号を受け渡す。これにより、探触子10から周波数 f_1 および焦点深さ d_1 の第1の超音波ビーム101が送信方向Lnに向かって送信され、撮像範囲42の組織等で反射された超音波(エコー)は探触子10によって受信される。制御部23は

50

、受信ビームフォーマ22に、探触子10の各振動子の出力から周波数f1の信号を抽出させ、少なくともROI43内の受信走査線の受信焦点について焦点を合わせるように、振動子ごとに遅延させた後加算させることにより、受信信号を順次生成させる(ステップ603)。生成した受信信号は、メモリ24に格納する。

【0041】

つぎに、制御部23は、送信ビームフォーマ21に周波数f2および焦点深さd2、および、操作者が設定したROI43の方向(ここではLn)を設定し、探触子10から周波数f2および焦点深さd2の第2の超音波ビーム102を送信方向Lnに向かって送信させる。撮像範囲42の組織等で反射された超音波(エコー)は探触子10によって受信される。受信ビームフォーマ22は、探触子10の各振動子の出力から周波数f2の信号を抽出し、少なくともROI43内の受信走査線の受信焦点について焦点を合わせた受信信号を順次生成する(ステップ604)。生成した受信信号は、メモリ24に格納する。

10

【0042】

つまり、図2に示すように、周波数f1の第1の超音波ビーム101は、撮像範囲42の浅部領域の焦点深さd1に送信焦点を持つように送信される。一方、周波数f1よりも低い周波数f2の第2の超音波ビーム102は、撮像範囲42の深部領域の焦点位置d2に送信焦点を持つように送信される。これは、拡散の影響が周波数に応じて異なり、高周波ほど拡散による広がり角(指向角)が小さい、すなわち、減衰の影響が小さいことに基づく。一例として、式(1)は、平面状の圧電単板で作成された探触子を想定した場合での指向角を算出する式であり、Dが圧電単板の幅、λが、超音波の波長である。

20

【数1】

$$\theta \approx 1.22 \frac{\lambda}{D} \quad [\text{rad}] \quad \dots (1)$$

式(1)から、高周波ほど指向角が小さくなることが判る。よって、高周波(f1)の第1の超音波ビーム101の焦点深さd1よりも、低周波(f2)の第2の超音波ビーム102の焦点深さd2を深く設定することにより、焦点深さd1、d2よりも深い位置にある計測点50に到達した時点の超音波の拡散度合いを同等にすることができる。よって、第1および第2の超音波ビーム101、102を照射された計測点50についてそれぞれ得た受信信号は、拡散による減衰作用が同等であり、吸収による減衰作用の反映した信号強度(例えば音圧)を有する。

30

【0043】

減衰特性算出部14は、ROI43内の複数の受信焦点について、第1の超音波101の送受信で得た受信信号(以下、Rx(f1、d1)と表す)および第2の超音波102の送受信で得た受信信号(Rx(f2、d2)と表す)をメモリ24から読み出して、以下のように、減衰特性を算出する(ステップ308)。まず、減衰特性算出部14は、ガウシアンフィルタや移動平均フィルタなど汎用的な平滑化フィルタにより、受信信号(Rx(f1、d1)、Rx(f2、d2))の雑音成分を除去する(ステップ605)。そして、下式(2)を用いて、同一の受信焦点における2つの受信信号の音圧比率を計算し、求めた音圧比率を用いて、式(3)により、減衰率()と距離(x)との積(すなわち、減衰した音圧)を算出することができる(ステップ606)。なお、式(3)において、距離(x)は、探触子10からその受信焦点までの伝搬距離(=深さ)である。

40

【数 2】

$$I(d) = \frac{Rx(f_2, d_2)}{Rx(f_1, d_1)} \quad \dots (2)$$

ただし、

$$f_1 \geq f_2, \quad d_1 \leq d_2$$

【数 3】

$$\alpha \cdot x = \frac{\log|I(d)|}{2(f_1 - f_2)} \quad [\text{Neper/MHz}] \quad \dots (3)$$

10

20

30

40

50

減衰特性算出部 14 は、図 7 のように、式 (3) により ROI 43 内の各受信焦点について得た減衰率 () と伝搬距離 (x) との積 (· x) を縦軸に、伝搬距離 (x) を横軸とするグラフにプロファイルし、得られた減衰プロファイルに対して線形フィッティングを実行し、勾配の数値 () を算出する。これにより、減衰率 () を算出する (ステップ 607)。

【0044】

算出した減衰率 () は、図 3 のステップ 309 において、表示部 15 に表示する (ステップ 309)。例えば、図 5 に示すように、表示部 15 の表示画面の右側領域に配置した計測表示領域 53 に減衰率 () の値を縦軸、減衰率を計測した時刻を横軸とするグラフにプロットして表示することが可能である。そして、図 3 のステップ 310 において、操作者が計測停止の指示をするまで、ステップ 301 ~ 308 を繰り返し行って、減衰率 () をその都度求めて、図 5 の計測表示領域 53 に表示する。これにより、操作者が減衰率の計測を所望する ROI 43 の減衰率 () の変化をグラフとして表示することができる。また、グラフの下に、減衰率 () の、予め設定した時間範囲における数値変動 (標準偏差や分散などの統計値) を同時に表示することも可能である。

【0045】

このように、表示部 15 の左側領域には画像表示領域 52 が配置され、画像生成部 13 で生成された画像 51 および計測領域 (ROI) 43 が表示され、右側領域には計測領域 (ROI) 43 における減衰率の計測結果が表示される。画像と計測結果は、ステップ 310 において操作者が計測停止の指示をするまで随時更新される。さらに、減衰率 () の計測結果の数値変動 (標準偏差や分散などの統計値) を同時に表示することにより、操作者は、時間軸上での結果の推移を見ることができる。この表示部 15 の表示画面を見ることより、操作者は、ステップ 305 において計測領域 (ROI) 43 を設定する際に、画像 51 を確認しながら明らかな構造物 (血管や組織境界) を避けることが可能である。更に、数値変動が安定的に低値になるタイミングを待つことで、信頼性が高い高精度な減衰率 () の計測結果を取得できる。

【0046】

また、減衰率 () を用いた診断の効率を向上させるために有効な表示 54 ~ 56 を表示部 15 に表示することも可能である。図 5 の例では、測表示領域 53 にその減衰率 () の値が示す疾患病態が、深刻か、正常か、その中間かを示すカラーバー 54 ~ 56 を表示している。そして、減衰率 () の平均値を示す破線 60 と、その数値を表示部 15 に表示する。これにより、破線 60 の示す減衰率の平均値が、カラーバー 54 ~ 56 のどの領域に含まれるかを、操作者が認識することにより、疾患病態が深刻かどうかを把握できる。よって、健診など多くの患者を診断する場合でも、病態が深刻かどうかを視覚的に短

時間で判断できるため、診断効率を向上させることができる。カラーバー54～56が示す減衰率の範囲は、予め実験や統計的に病態の深刻度との関係を求めて設定しておく。

【0047】

なお、図5の計測表示領域53のグラフは、減衰率()が短時間で大きく変化する場合も、見やすく表示するために、所定の時間間隔 t ごとに減衰率の平均とその最大値と最小値を算出し、平均値を黒丸57で、最大値と最小値をそれぞれバー58および59で表示している。なお、本実施形態の減衰率()の表示方法は、図5の表示方法に限定されるものではなく、単に、計測時刻ごとに減衰率()をプロットしてもよい。

【0048】

本実施形態のステップ607において、算出した減衰率()と伝搬距離(x)との積を縦軸、伝搬距離(x)すなわち深度を横軸にとり、プロットしたグラフを図8(b)に示す。図8(b)は、第1の超音波ビーム101の周波数 $f_1 = 4 \text{ MHz}$ 、送信焦点深度 30 mm 、第2の超音波ビーム102の周波数 $f_2 = 2 \text{ MHz}$ 、送信焦点深度 90 mm とした場合のそれぞれの受信信号 $R_x(4 \text{ MHz}, 30 \text{ mm})$ 、 $R_x(2 \text{ MHz}, 90 \text{ mm})$ の音圧と、式(3)により求めた減衰率()と距離(x)との積を示している。一方、図8(a)は、比較例として、第1の超音波ビーム101と第2の超音波ビーム102の送信焦点深度を、いずれも 30 mm とした場合のそれぞれの受信信号 $R_x(4 \text{ MHz}, 30 \text{ mm})$ 、 $R_x(2 \text{ MHz}, 30 \text{ mm})$ の音圧と、式(3)により求めた減衰率()と距離(x)との積を示している。

10

【0049】

本実施形態の図8(b)のグラフにより、低周波 f_2 の第2の超音波ビーム102の送信焦点深度 d_2 を、高周波 f_1 の第1の超音波ビーム101の送信焦点深度 d_1 よりも深くしたことにより、第2の超音波ビーム102の受信信号 $R_x(2 \text{ MHz}, 90 \text{ mm})$ の音圧が、図8(a)の比較例よりも深い領域まで大きく、拡散減衰の影響が軽減できていることがわかる。その結果、減衰した音圧を示す減衰率()と距離(x)との積のプロファイルは、図8(a)の焦点位置が一致している場合に比べて勾配が大きくなっており、低周波 f_2 の第2の超音波ビーム102の拡散による減衰作用を抑止できていることがわかる。よって、本実施形態により、低周波 f_2 の第2の超音波ビーム102の送信焦点深度を、高周波 f_1 の第1の超音波ビーム101の送信焦点深度よりも深くしたことにより、拡散による減衰の影響を抑制し、減衰率()の過小評価を修正できることが判る。

20

30

【0050】

なお、減衰特性算出部14は、ステップ606において、ROI43の外側にある受信走査線上の受信信号についても、式(2)、(3)により、減衰率()と伝搬距離(x)との積($\cdot x$)を算出することが可能である。この場合、ステップ607において線形フィッティングを実行する範囲は、ROI43に限定せず、ROI43の外側の $\cdot x$ まで含めて行うことも可能であるが、探触子10に近い近距離音場での波動場の乱れと、探触子10から遠い遠距離音場での感度低下、更に計測対象の位置とを考慮してフィッティング範囲を決定することが望ましい。例えば肝臓を対象とする場合、体表面から 20 mm 付近に肝表面が位置すること、 4 MHz の感度が約 100 mm 程度に限界があることを考慮して、 30 mm 付近から 80 mm 付近の範囲をフィッティング範囲とすることが妥当

40

【0051】

なお、波動場の乱れや深部感度の低下は線形フィッティングの精度に強く影響するため、図7に示すフィッティングの際の近似精度を表す指標(例えば相関値 R 、最小二乗誤差)は、減衰率計測の信頼性を判断する指標として有効である。よって、近似精度を表す指標を減衰率等とともに表示部15に表示することも好ましい。

【0052】

上述してきたように、本実施形態の超音波診断装置では、周波数によって拡散の度合いが異なる現象を抑制し、吸収による減衰を精度よく求めた減衰率を表示することができる。

50

【 0 0 5 3 】

また、図3のフローのステップ301～308の動作（シーケンス）は、図4（b）にその送受タイミングを示すように、画像生成の第1送受シーケンスと減衰率の計測の第2送受シーケンスが繰り返される。よって、画像生成と減衰率計測が、同時に繰り返し実行できるという効果も得られる。このシーケンスは、画像生成と特定の領域における計測とを両立する手法として、例えばドプラ血流計測やMモード計測に類似する方式である。（Mモードとは、特定の方向に送受信して得た輝度情報を時系列に表示する表示形態。）

【 0 0 5 4 】

なお、図3のステップ301の第1送受シーケンスとしては、上述したように複数の方向に順次送信ビームを送信して、受信走査線について受信信号を得て、一つの撮像範囲について画像生成するシーケンスであったが、本実施形態は、このシーケンスに限られるものではない。例えば、送信回数を低減してフレームレートを向上するために、焦点を持たない平面波送信を送信することも可能である。その場合、一回の送信で超音波を撮像範囲42の全体に伝搬させ、探触子10で取得した受信信号から伝搬方向等を解析して画像生成を行なう。

【 0 0 5 5 】

本実施形態の超音波診断装置の効果を実験により確認するため、第1の超音波ビーム101の周波数 f_1 を4MHz、第2の超音波ビーム102の周波数 f_2 を2MHzとし、それぞれの送信焦点深度 d_1 、 d_2 を変化させて、予め吸収による減衰率が既知の生体模擬ファントムを対象物（検査対象）として、本実施形態の超音波診断装置で減衰率を測定した。その結果を図9に示す。図9は、焦点深度 d_1 を横軸、焦点深度 d_2 を縦軸とする二次元マップ上に、計測により求めた減衰率と、既知の生体模擬ファントムの吸収による減衰率との誤差を濃淡で示したものである。誤差が小さい領域は、図9の左側中央（すなわち、 $d_1 < d_2$ の範囲）に集中している。このことから、低周波数 f_2 の第2の超音波ビーム102の焦点深度 d_2 を、高周波数 f_1 の第1の超音波ビーム101の焦点深度 d_1 よりも深く設定する本実施形態の超音波診断装置は、拡散減衰の影響を軽減して、吸収による減衰率を精度よく計測できることが裏付けられた。

【 0 0 5 6 】

また、図10には、周波数 $f_1 = 4\text{MHz}$ 、周波数 $f_2 = 2\text{MHz}$ 、 $d_1 = 20\text{mm}$ 、 $d_2 = 90\text{mm}$ に設定した本実施形態の超音波診断装置で、吸収による減衰率が予めわかっているファントムの減衰率を計測した結果を示している。図10のように、本実施形態の超音波診断装置を用いることにより、高精度に吸収による減衰率が計測できていることを示す結果が得られた。

【 0 0 5 7 】

また、画像生成の第1送受シーケンスと減衰率の計測の第2送受シーケンスの動作タイミングは、図11（a）、（b）に示すように、1回の第1送受シーケンスに対し、複数の送信方向（受信走査線方向）について第2送受シーケンスを行うことも可能である。これにより、対象物100の位置ずれの影響を抑制しながら、減衰計測用のデータ（受信信号）を複数の送信方向（受信走査線）について取得することが可能である。取得したデータ（受信信号）を加算平均して減衰率算出に用いることで、雑音を抑制した高感度な計測を実現することができる。

【 0 0 5 8 】

なお、本実施形態の超音波診断装置では、減衰率という対象物100の物性値を計測する装置であるが、対象物100が生体である場合、ファントムのように予め減衰率が明らかかな物質から構成されているわけではない上、生体組織の対象物100をすべて取り出して別の計測方法で減衰率を計測することは不可能である。そのため、本実施形態の超音波診断装置で計測された減衰率の計測精度は、対象物100である生体から摘出した切片や病理診断によって別の方法で測定した減衰率との整合（誤差）を求めること検証するのが限界である。すなわち、生体内の減衰率を実計測結果と比較することは困難である。また、生体内での音響特性は、患者ならびにその組織（対象物100）毎に異なることが知ら

10

20

30

40

50

れており、このことが、超音波診断装置で計測された減衰率の精度保証が難しい要因の一つである。一方、病態の進行度を判断する上では、計測結果の変化率が極めて重要であり、物性値の正確性よりも計測の再現性が重要視されることも少なくない。また、このような検査数値（計測された減衰率）に関しては、患者毎に正常域が異なる。このような状況を考慮し、表示部 15 の表示画面に表示する減衰率を、あえて減衰率と明示せずに、図 12 のように、評価指標（例えば脂肪指標）と表示し、時間経過（検査日毎）の評価指標（減衰率）の値の推移を示すグラフ 121 等を表示する表示形態も有効である。また、評価指標の変化率を示すグラフ 122 は、計測精度や正常域における個人差の影響を排除することができるため、評価指標（減衰率）の特徴を操作者に表示する表示態様として、診断上で極めて有効である。

10

【0059】

なお、本実施形態の減衰率計測において本質的な部分は、計測点における拡散が同等になるように、送信周波数に応じて送信焦点位置を変更することにある。そのため、上記説明では、例示的に第 1 および第 2 の超音波ビームの周波数が、2 MHz および 4 MHz である場合について示したが、使用する周波数の値、およびその組み合わせは、上記例に限定されない。また、対象物（検査対象）100 も、例示した肝臓に限られるものではなく、超音波信号が到達する範囲にある生体組織は検査対象となる。

【0060】

また、装置実装の簡易化を図るために、第 1 の超音波ビームと第 2 の超音波ビームとして、同一の周波数帯域の超音波を用い、送信焦点位置のみを変更することも可能である。この場合、受信ビームフォーマ 22 が第 1 の超音波ビームの受信信号をビームフォーミングする際に、探触子の出力信号から高周波帯域をバンドパスフィルタ等により抽出してビームフォーミングを行い、第 2 の超音波ビームの受信信号をビームフォーミングする際に、探触子の出力信号から低周波帯域をバンドパスフィルタで抽出する。これにより、減衰率計測に必要な周波数の異なる受信信号を取得できる。なお、送信する超音波の周波数帯域の中心周波数は、受信ビームフォーマ 22 が抽出する周波数帯域の中心付近に設定するのが適切である。このように、同一の周波数帯域の超音波を第 1 および第 2 の超音波ビームとして用いる構成は、周波数を送信のたびに切替える構成よりも実装コストの面で有利であり、様々な超音波診断装置への適合性が高まる。

20

【0061】

以上に説明した実施形態により、拡散の影響を抑制した高精度な減衰率計測が実現される。また画像生成と減衰率計測を同時に行なう送受信シーケンスおよび表示形態を含めることで、計測領域の適切な設定と診断の迅速化が実現される。その結果、性状評価機能を備えた超音波診断による、診断確度の向上と検査効率の向上が期待できる。

30

【0062】

<<実施形態 3 >>

本発明の実施形態 3 の超音波診断装置に説明する。

【0063】

実施形態 2 では、ROI 43 の領域内について減衰率の計測を行ったが、実施形態 3 の超音波診断装置は、減衰特性算出部 14 が、ROI 43 の範囲のみならず、撮像範囲 42 の全体に対して拡張して減衰率の計測を行う。実施形態 3 の超音波診断装置の装置構成は、実施形態 2 の図 1 の構成と同様である。以下、実施形態 2 の超音波診断装置の動作と異なる点について説明し、実施形態 2 と同様の動作については説明を省略する。

40

【0064】

実施形態 3 では、図 3 のステップ 307 の第 2 送受シーケンスにおいて、実施形態 2 と同様に、所定の方位方向（例えば L0）を送信方向として第 1 および第 2 の超音波ビーム 101, 102 を送信し、送信方向と同一の方位の受信走査線について受信信号を生成する。計測点 50 の設定は、実施形態 2 と同様に行う。実施形態 2 では、減衰特性算出部 14 が式 (2)、(3) により減衰率 () と伝搬距離 (x) との積 (すなわち、減衰した音圧信号) を算出し、そのプロファイルに線形フィッティングを行うことにより、ROI

50

43 についての減衰率() (勾配) を算出する構成であった(図7参照)。本実施形態3では、減衰特性算出部14は、実施形態2と同様に求めた減衰率() と伝搬距離(x) との積(すなわち、減衰した音圧信号) のプロファイル(図13(a)参照) を、深度方向(伝搬距離xの方向) について複数の範囲を設定して細分化し(図13(b)参照)、それぞれの範囲ごとに線形フィッティングを実行して減衰率() を算出する。これにより、ROI43のみならず、深度方向(x) に設定した範囲ごとに減衰率の分布を算出することができる。減衰率の値の大小に色を割り当てるカラーコードを予め用意しておく。減衰特性算出部14は、算出した減衰率() の値を、カラーコードを参照して色情報に変換することにより、図13(c)のように、深度(x) の方向の減衰率分布を表す1次元カラーマップを生成する(ステップ308)。

10

【0065】

実施形態3では、上記ステップ307, 308の動作を、撮像範囲42の各方位方向について順次実行し、各方位方向について減衰率分布を表す1次元カラーマップを形成する。そして、1次元カラーマップを各方位方向に並べて配置することにより、図14のように、減衰率の2次元カラーマップを生成し、表示部15に表示する。2次元カラーマップは、検査対象(対象物)100の性状(減衰率)を、空間的な領域や範囲として視覚的に捉えることができるため、操作者は、性状(減衰率)を容易に把握することができ、診断に用いるのに好適である。

【0066】

減衰率の2次元カラーマップを生成するために、ステップ307において各方位方向に第1の超音波ビーム101および第2の超音波ビーム102を送信する順番(シーケンス)について図15(a), (b)を用いて説明する。図15(a)に示した撮像範囲42の方位方向L0~LNにそれぞれ第1および第2の超音波ビーム101, 102を送信する。この場合、図15(b)のAまたはBのシーケンスを用いることができる。

20

【0067】

図15(b)のAに示したシーケンスは、まず撮像範囲42の特定の方向(L0)に向けて、第1の超音波ビーム101と、第2の超音波ビーム102を順次送信し、それぞれ受信信号を受信し、続いて方位方向が僅かにずれた方向(L1)に向けて、同様の送受信を実行する。以降、撮像範囲42の全ての方位方向L2~LNで実行する。このシーケンスは、所定の方位方向に第1の超音波ビーム101と第2の超音波ビーム102の送受信を行うごとに、減衰特性算出部14は、その方向の1次元のカラーマップを形成することができる。よって、最後の方向(LN)に送受信を行った後、LNの方位方向について1次元カラーマップを生成したならば、方位方向L0~LNの全ての1次元カラーマップを並べて配置することで、2次元カラーマップを生成できる。

30

【0068】

一方、図15(b)のBに示したシーケンスは、方位方向の全体(L0からLN)にまず第1の超音波ビーム101の送受信を実行し、続いて第2の超音波ビーム102の送受信を実行する。その後、減衰特性算出部14が、各方向について、減衰率の1次元カラーマップを生成した後、2次元カラーマップを形成する。Bのシーケンスは、同じ周波数の超音波ビームを連続して送信することができるため、送信ごとの周波数の切替が不要であり、送信ビームフォーマ22の動作を簡素化できる。Bのシーケンスは、超音波ビームの空間の各方位の精度良い送信の動作に重点を置いた送受信方法である。

40

【0069】

また、別の表示形態として、ステップ301, 302で生成した画像と重畳して、減衰率の二次元カラーマップを図16のように表示することも可能である。例えば、ステップ301, 302で生成したBモード画像に、減衰率の2次元カラーマップを半透明化した状態で重畳させることができる。

【0070】

また、図13(b)の減衰率() の値を範囲ごとにカラーマップにする方法の他に、減衰率() の時間変化率を各範囲について図12のグラフ122のように求め、変化率

50

の大きさを表示指標としてカラーマップを生成することも可能である。変化率の大きさを色で表すカラーマップの表示例を図17に示す。図17のように、減衰率の変化率を評価指標とする画像は、病態進展を把握する上で有効である。

【0071】

なお、本実施形態では、画像生成のためのステップ302の第1送受信シーケンスを全方位に行って、それとは別に、減衰率計測のためにステップ307で全方位に第2送受信シーケンスを行うため、送受信回数が多くなり、フレームレートが低下する。そこで、図18に示すように、低周波数 f_2 の第2の超音波ビームの送受信で得た受信信号を用いて、ステップ302の画像生成を行う構成にすることが可能である。この構成によれば画像生成のための第1送受信シーケンスを省略できるため、フレームレートを向上させることができ、実施形態2と同等のフレームレートを維持することができる。また、第2の超音波ビーム102の受信信号を用いて画像生成を行うことにより、深部の感度を向上させることができる。なお、第1の超音波ビーム101の周波数 f_1 の受信信号でも十分な感度が得られる場合には、第1の超音波ビーム101の受信信号を画像生成に利用することも可能である。

10

【0072】

また、上述してきた説明により、減衰率の大きさまたは減衰率の変化率を色で表す2次元カラーマップが得られるが、第1の送受信シーケンスおよび第2の送受信シーケンスを更にスライス方向に展開して行うことにより、スライス方向の各平面について2次元カラーマップを生成することができる。得られた2次元カラーマップをスライス方向に並べて配置することにより、3次元カラーマップを生成することも可能である。

20

【0073】

以上説明したように、実施形態3により、減衰率の2次元分布または3次元分布を表示することができるため、検査対象(対象物)100の性状(減衰率)を撮像範囲の全体について観察することが可能になるため、診断精度の向上が期待できる。

【0074】

<<実施形態4>>

本発明の実施形態4の超音波診断装置について説明する。実施形態4の超音波診断装置は、図19のように、実施形態1~3で用いた第1及び第2の超音波ビーム101, 102を合成した超音波ビーム103を生成し、1回で送信し、受信する。実施形態4の超音波診断装置の構成は、実施形態2の図1の構成と同様であるが、減衰特性算出部14にバンドパスフィルタ機能が追加されている点が実施形態2とは異なる。以下、実施形態4の超音波診断装置の動作について、実施形態2の図3および図6のフローと異なる点について以下説明する。同様の動作については説明を省略する。

30

【0075】

実施形態4では、図3のステップ307の第2送受信シーケンスおよびステップ308の減衰率計測処理において、図6のフローの代わりに、図20のフローを実行する。図20のフローは、図6の第1および第2の超音波ビーム101, 102を送受信するステップ603, 604の代わりに、第1および第2の超音波ビームを合成した超音波ビーム103を送受信するステップ201と、バンドパスフィルタにより受信信号から2つの帯域を抽出するステップ202とを備えている。図20の他のステップは、図6のステップと同様である。

40

【0076】

図20のステップ201において、送信ビームフォーマ21は、図19に示すように、周波数 f_1 で焦点深さ d_1 の第1の超音波ビーム101と、周波数 f_2 で焦点深さ d_2 の第2の超音波ビーム102とを合成した超音波ビーム103が探触子10から送信されるように、探触子10の各振動子に受け渡す送信信号を生成する。合成後の超音波ビーム103は、周波数 f_1 の成分と、周波数 f_2 の成分を含む帯域幅をもち、周波数 f_1 の成分は焦点深さが d_1 であり、周波数 f_2 の成分が焦点深さが d_2 である。撮像範囲42内の組織等で反射された超音波ビーム103のエコーは、探触子10の各振動子に受信され、

50

受信ビームフォーマ22は、各振動子の出力を受信走査線上の各受信焦点について焦点が合わせるように遅延後加算して受信信号を生成する。

【0077】

次に、減衰特性計測部14は、バンドパスフィルタの機能により、受信信号から二つの帯域f1とf2の信号を抽出する。これにより、第1および第2の超音波ビームをそれぞれ送信する実施形態2と同様の2つの周波数f1、f2の受信信号を得ることができる。その後の処理のステップ605, 607は、実施形態2、3に記載の内容と同様に行う。これにより、ROI43または撮像範囲42の全体について減衰率を求め、表示することができる。

【0078】

なお、合成された超音波ビーム103の周波数帯域の中心周波数は、減衰率の算出に用いる2つの周波数f1、f2の中間付近に設定するのが強度バランスの観点から望ましい。

【0079】

実施形態4の超音波診断装置は、超音波ビームの送信回数を低減でき、しかも、高精度な減衰率計測を実現できる。すなわちフレームレート向上させることができ、しかも、他の実施形態と同様に、拡散による減衰を抑制した高精度な減衰率計測が可能である。よって、精度よく計測された減衰率やその変化率等を表示指標とする画像を、高フレームレートで表示することができるため、操作者による診断の精度向上が期待できる。

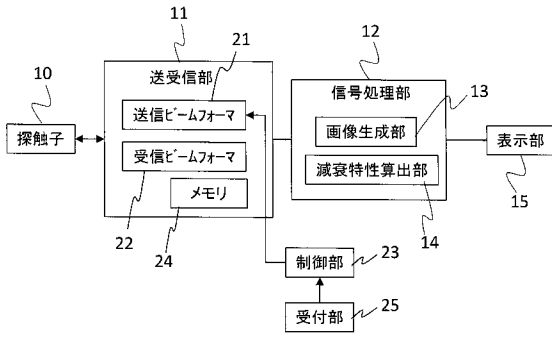
【符号の説明】

【0080】

10...探触子、11...送受信部、12...信号処理部、13...画像生成部、14...減衰特性算出部、15...表示部、21...送信部(送信ビームフォーマ)、22...受信部(受信ビームフォーマ)、23...制御部、25...受付部、42...撮像範囲、43...計測領域(ROI)、50...計測点、51...超音波画像101...第1の超音波ビーム、102...第2の超音波ビーム、103...合成された超音波ビーム

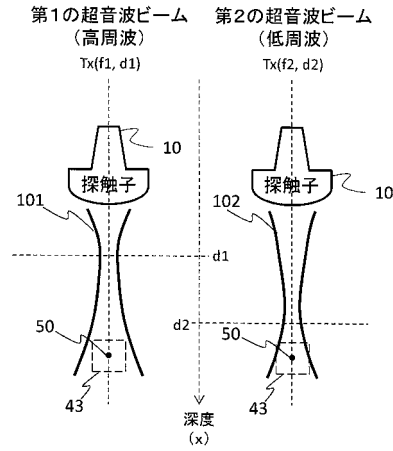
【 図 1 】

図1



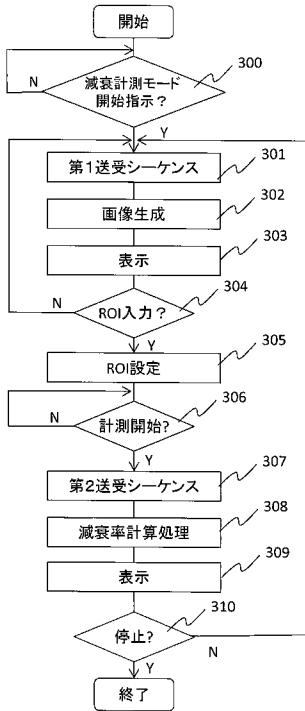
【 図 2 】

図2



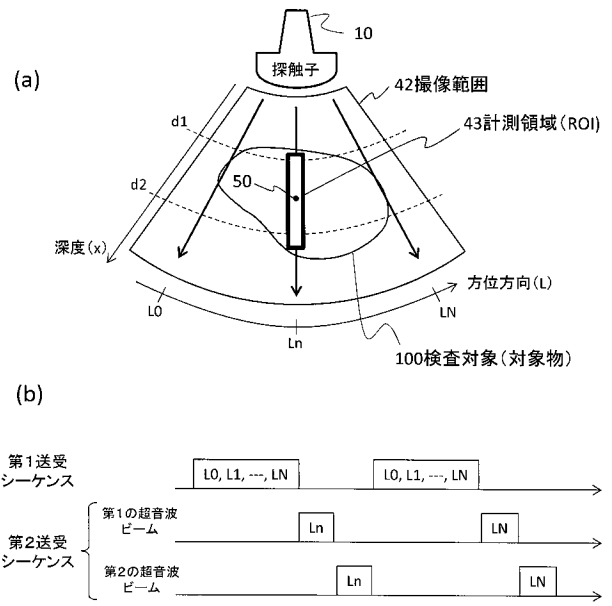
【 図 3 】

図3

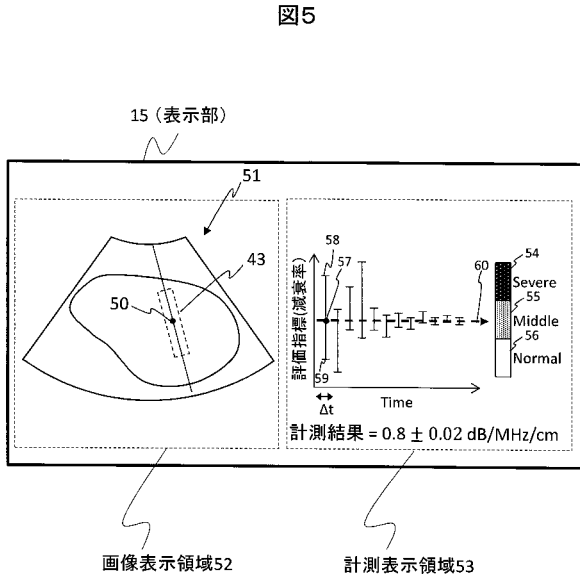


【 図 4 】

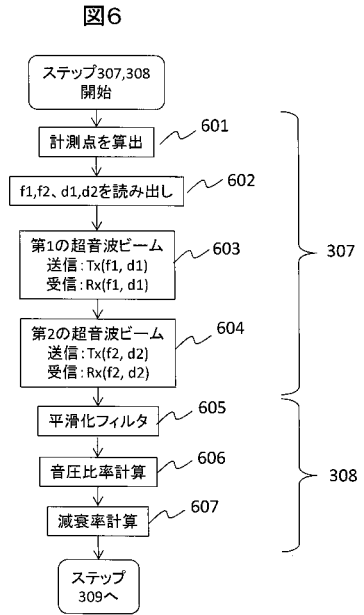
図4



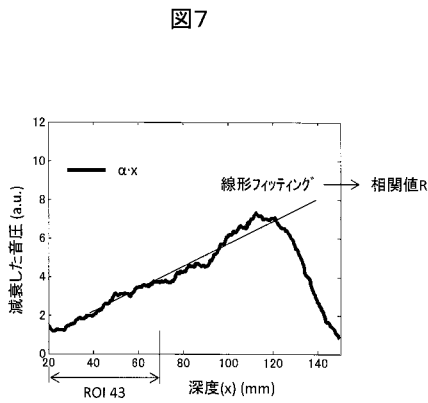
【 図 5 】



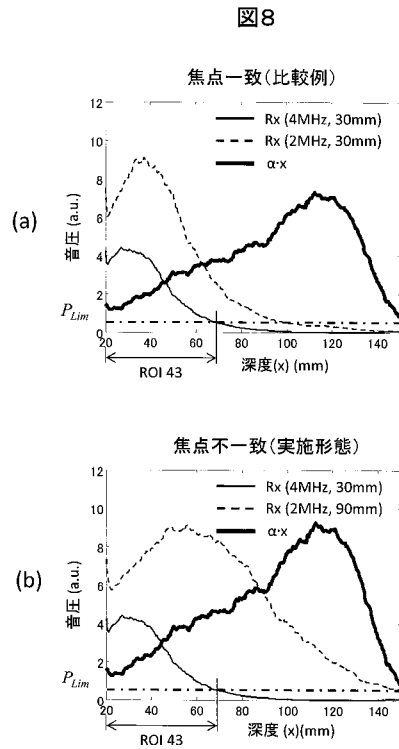
【 図 6 】



【 図 7 】

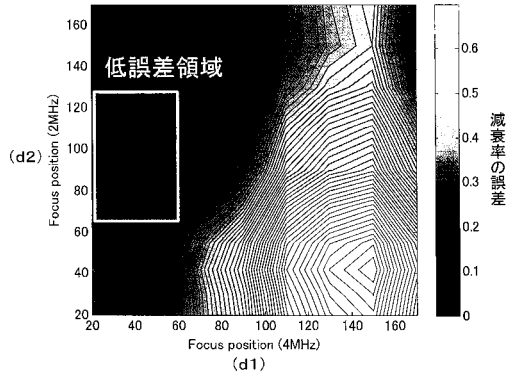


【 図 8 】



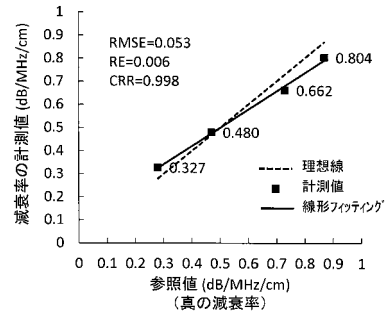
【 図 9 】

図9



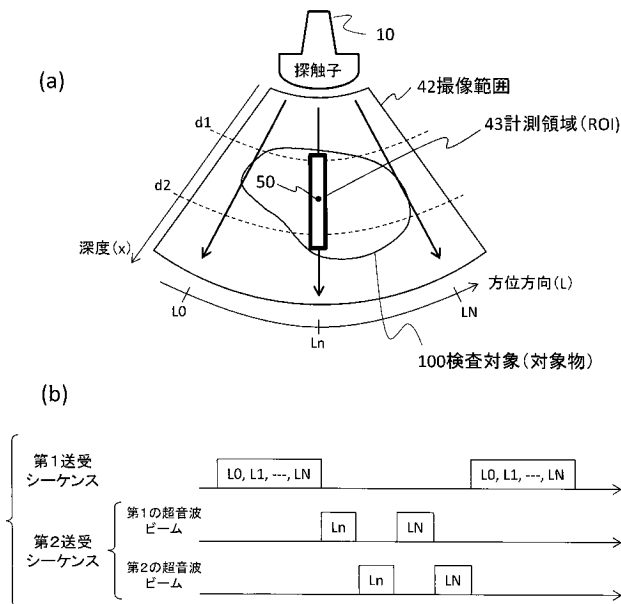
【 図 1 0 】

図10



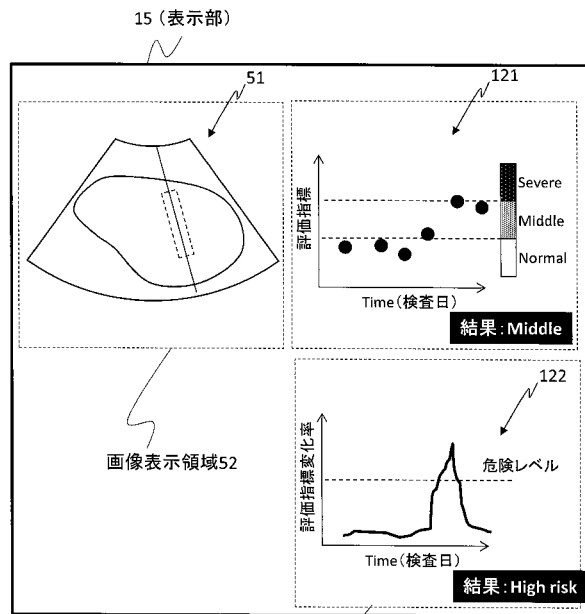
【 図 1 1 】

図11



【 図 1 2 】

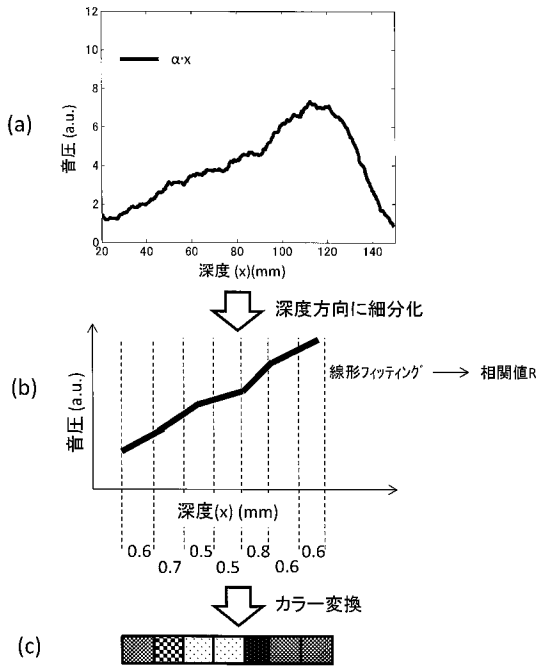
図12



計測表示領域53

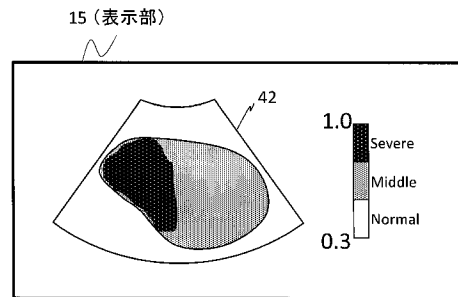
【 図 1 3 】

図13



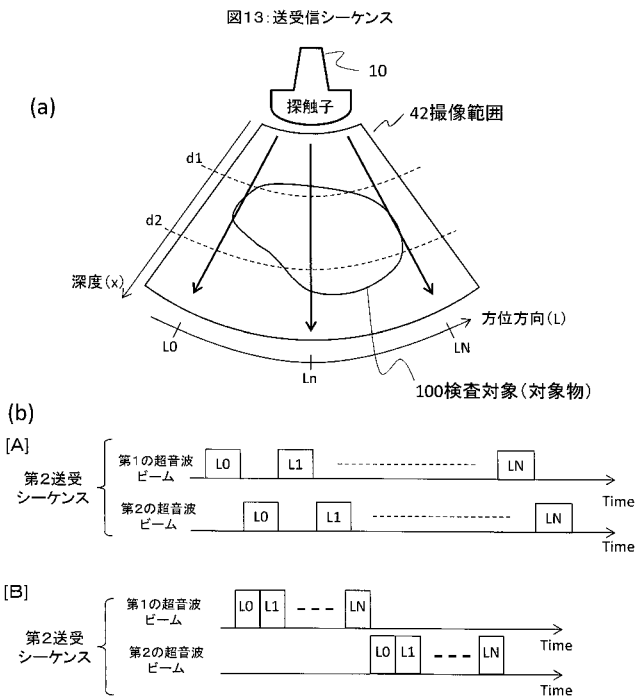
【 図 1 4 】

図14



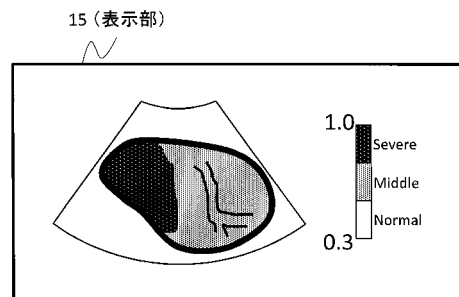
【 図 1 5 】

図15



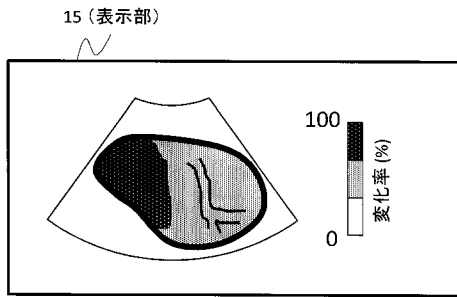
【 図 1 6 】

図16



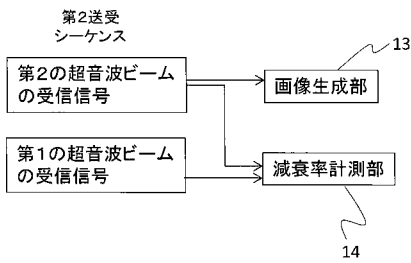
【 図 1 7 】

図17



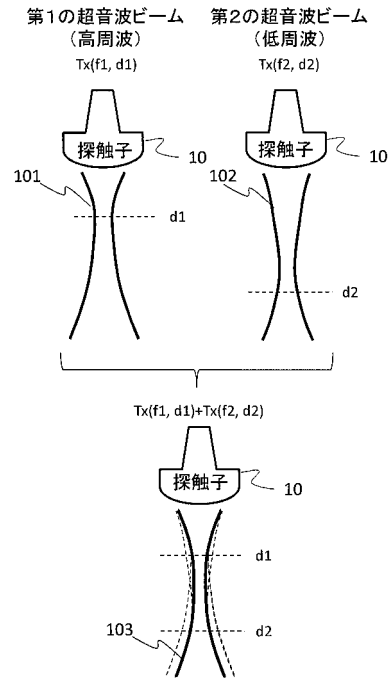
【 図 1 8 】

図18



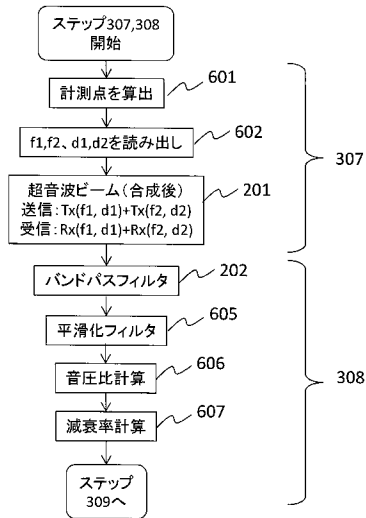
【 図 1 9 】

図19



【 図 2 0 】

図20



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/077144

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/14(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/14		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-170512 A (National University Corporation Chiba University), 10 September 2012 (10.09.2012), claims 1 to 10; paragraphs [0018] to [0070]; fig. 1 to 8 (Family: none)	1-15
A	JP 5349115 B2 (Toshiba Corp.), 20 November 2013 (20.11.2013), claims 1 to 6; paragraphs [0017] to [0056]; fig. 1 to 10 & JP 2010-233859 A & US 2010/0249590 A1 claims 1 to 10; paragraphs [0027] to [0070]; fig. 1 to 11B & CN 101849840 A	1-15
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 25 October 2016 (25.10.16)	Date of mailing of the international search report 08 November 2016 (08.11.16)	
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/077144

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-125082 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 19 May 2005 (19.05.2005), paragraphs [0009] to [0042] & US 2005/0070796 A1 paragraphs [0020] to [0056]	1-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 7 1 4 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2012-170512 A (国立大学法人 千葉大学) 2012.09.10, 請求項 1-10 段落[0018]-[0070] 第1-8 図 (ファミリーなし)	1-15	
A	JP 5349115 B2 (株式会社東芝) 2013.11.20, 請求項 1-6 段落 [0017]-[0056] 第1-10 図 & JP 2010-233859 A & US 2010/0249590 A1 請求項 1-10 段落[0027]-[0070] 第1-11B 図 & CN 101849840 A	1-15	
A	JP 2005-125082 A (富士写真フイルム株式会社) 2005.05.19, 段落 [0009]-[0042] & US 2005/0070796 A1 段落[0020]-[0056]	1-15	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。	
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 25.10.2016		国際調査報告の発送日 08.11.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2U 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG

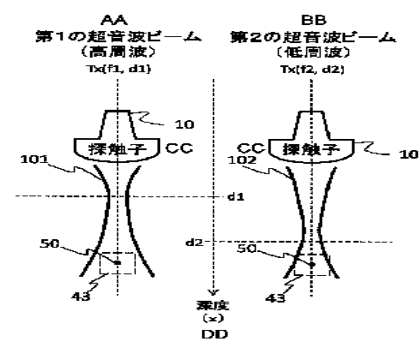
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和衰减特性测量方法		
公开(公告)号	JPWO2017068892A1	公开(公告)日	2018-07-26
申请号	JP2017546453	申请日	2016-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	吉川秀樹 大坂卓司		
发明人	吉川 秀樹 大坂 卓司		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/HH24 4C601/HH30 4C601/HH36 4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/JB36 4C601/JB47 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK31 4C601/KK45		
优先权	2015208282 2015-10-22 JP		
其他公开文献	JP6457107B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其能够通过抑制超声波扩散衰减对接收信号的影响来正确地测定吸收衰减。探头将第一和第二超声波束传输到对象。分别获得第一超声波束和第二超声波束对物体的至少预定测量点50的接收信号。此时，第一超声波束和第二超声波束被设置为具有不同的频率和不同的焦深。衰减特性计算单元使用在预定测量点50处获得的第一超声波束的接收信号和第二超声波束的接收信号来获得目标物体的衰减特性。

图2



AA... FIRST ULTRASOUND BEAM (HIGH-FREQUENCY)
 BB... SECOND ULTRASOUND BEAM (LOW-FREQUENCY)
 CC... PROBE
 DD... DEPTH