

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-268944

(P2010-268944A)

(43) 公開日 平成22年12月2日(2010.12.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2009-122897 (P2009-122897)
(22) 出願日 平成21年5月21日 (2009. 5. 21)(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地
(74) 代理人 100067828
弁理士 小谷 悦司
(74) 代理人 100115381
弁理士 小谷 昌崇
(74) 代理人 100111453
弁理士 櫻井 智
(72) 発明者 根本 喜久郎
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
ルタエムジー株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD19 EE11 EE12 JB24 KK12
KK24 KK27

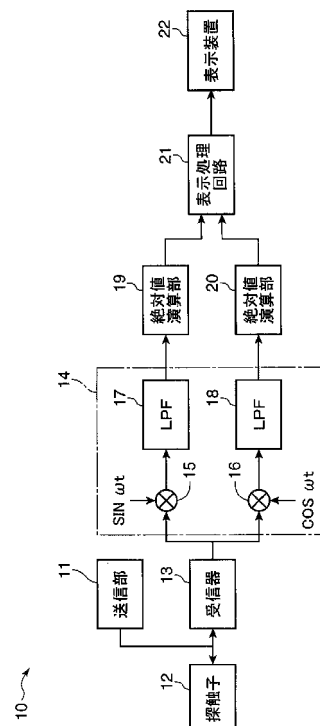
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断方法および装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像診断装置において、簡単な構成で生体組織の弾性率分布を表示する。

【解決手段】受信部13での受信信号を直交検波部14で直交検波し、実数部と虚数部とを求めて、それぞれ絶対値演算部19、20で絶対値を求める(包絡線検波する)ことで、表示処理回路21は、前記実数部からは受信(反射)超音波の大きさに応じた輝度の信号を作成して従来のBモード表示を行うとともに、前記虚数部からは、受信(反射)波の位相が送信波と同相であるか、逆相であるかから、反射界面の深部側と浅部側との、相対的にどちらが硬くて、どちらが軟らかいかの弾性率の変化情報を得て、前記Bモード画像に合成して、或いはBモード画像に置換えて表示を行う。したがって、送受信超音波のみから反射強度情報と弾性率変化情報とを表示し、Bモード表示の全領域で弾性率変化の分布を観察できるとともに、測定対象の生体組織を選ぶこともない。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内へ超音波を送信し、それによる被検体内部での反射超音波に基づいて前記被検体内の断層画像を作成する超音波画像診断方法において、

前記送信超音波に対して、反射超音波の位相を比較し、同相であるか逆相であるかを判定するステップと、

前記の判定結果に応答し、同相である場合には反射界面より深部側が浅部側よりも相対的に硬いと判定し、逆相である場合には深部側が浅部側よりも相対的に軟らかいと判定するステップと、

前記断層画像に前記硬さの判定結果を合成または切換え表示するステップとを含むことを特徴とする超音波画像診断方法。

10

【請求項 2】

第 1 の超音波信号を被検体内へ送信する送信部と、前記第 1 の超音波信号が被検体内で反射された第 2 の超音波信号を受信する受信部と、前記受信部での受信信号に基づいて前記被検体内の断層画像を作成する画像生成部と、前記画像生成部で作成された断層画像を表示する表示部とを備えて構成される超音波画像診断装置において、

前記第 1 および第 2 の超音波信号を入力とし、それらの間の位相比較を行い、第 1 の超音波信号に対して、第 2 の超音波信号が同相であるか逆相であるかを判定する位相判定部と、

前記位相判定部の判定結果に応答し、同相である場合には反射界面より深部側が浅部側よりも相対的に硬いと判定し、逆相である場合には深部側が浅部側よりも相対的に軟らかいと判定し、前記画像生成部で作成された前記断層画像にその判定結果を合成または切換え表示させる硬さ情報合成部とを含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、撮影対象内に超音波を入射し、反射波から前記撮影対象の 2 次元断層画像を撮影する、いわゆる超音波エコーと称される超音波画像診断方法および装置に関し、特に被検体の硬さ情報も表示するものに関する。

【背景技術】

30

【0002】

超音波画像診断装置は、体表等から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波画像診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X 線などの被爆がなく安全性が高い等の特長を有し、心臓、冠動脈等の循環器系、胃腸等の消化器系、肝臓、膵臓、腎臓、脾臓、胆嚢等内科系、前立腺、膀胱等の泌尿器系、および産婦人科系などで広く利用されている。

【0003】

このような超音波画像診断装置において、組織形状だけではなく、組織の硬さ情報、すなわち弾性特性を画像化して診断に利用する分野がある。これは、組織の弾性特性が病理状態と深く関係しており、たとえば乳癌や甲状腺癌などの硬化性癌、ならびに肝硬変や動脈硬化症などは、正常組織よりも病変部分が硬くなることが知られており、医療従事者による触診のみではなく、硬さ情報を得ることで、診断の精度を向上させることができるからである。

40

【0004】

前記の弾性特性の計測方法としては、圧力を加えて組織を圧縮変形させ、その圧力を加えた前後の断層画像における対応点の移動（ずれ）量から組織内部の歪みを計測し、歪みから弾性特性を評価する超音波エラストグラフィと呼ばれる手法が用いられている。たとえば、特許文献 1 では、体腔内圧力計測手段を用い、それによって計測または推定された生体組織に加わっている圧力と、その圧力を加える前後の時系列画像における前記対応点の移動（ずれ）量から、血管の弾性特性（ヤング率）を計測している。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平5-317313号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述の超音波エラストグラフィ法では、圧力の加減による生体組織の移動量から弾性特性を測定するので、特に特許文献1では、測定できる生体組織としては、運動組織（前記特許文献1では血管）に限定されてしまうという問題がある。また、生体組織に加えた圧力の検出手段（特許文献1では、血圧を測定する血管内カテーテルや血圧計）を必要とするという問題もある。さらにまた、Bモードイメージ中の特定した関心領域（ROI）内の弾性率を表示しているので、その関心領域の特定に時間がかかるという問題もある。

10

【0007】

本発明の目的は、測定対象の生体組織を選ぶことなく、送受信超音波のみから前記生体組織の硬さを判定することができる超音波画像診断方法および装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の超音波画像診断方法は、被検体内へ超音波を送信し、それによる被検体内部での反射超音波に基づいて前記被検体内の断層画像を作成する超音波画像診断方法において、前記送信超音波に対して、反射超音波の位相を比較し、同相であるか逆相であるかを判定するステップと、前記の判定結果に応答し、同相である場合には反射界面より深部側が浅部側よりも相対的に硬いと判定し、逆相である場合には深部側が浅部側よりも相対的に軟らかいと判定するステップと、前記断層画像に前記硬さの判定結果を合成または切換え表示するステップとを含むことを特徴とする。

20

【0009】

また、本発明の超音波画像診断装置は、第1の超音波信号を被検体内へ送信する送信部と、前記第1の超音波信号が被検体内で反射された第2の超音波信号を受信する受信部と、前記受信部での受信信号に基づいて前記被検体内の断層画像を作成する画像生成部と、前記画像生成部で作成された断層画像を表示する表示部とを備えて構成される超音波画像診断装置において、前記第1および第2の超音波信号を入力とし、それらの間の位相比較を行い、第1の超音波信号に対して、第2の超音波信号が同相であるか逆相であるかを判定する位相判定部と、前記位相判定部の判定結果に応答し、同相である場合には反射界面より深部側が浅部側よりも相対的に硬いと判定し、逆相である場合には深部側が浅部側よりも相対的に軟らかいと判定し、前記画像生成部で作成された前記断層画像にその判定結果を合成または切換え表示させる硬さ情報合成部とを含むことを特徴とする。

30

【0010】

上記の構成によれば、送信部から第1の超音波信号を被検体内へ送信し、それによる被検体内部で反射された第2の超音波信号を受信部で受信し、画像生成部がその受信信号に基づいて前記被検体内の断層画像を作成し、表示部に表示させる超音波画像診断方法および装置において、硬さ情報合成部が、前記画像生成部で作成された前記断層画像に生体組織の硬さの情報を合成または切換えて表示するにあたって、前記硬さ情報を求めるために位相判定部を設ける。そして、この位相判定部は、前記第1および第2の超音波信号を入力とし、それらの間の位相比較を行い、第1の超音波信号に対して、第2の超音波信号が同相であるか逆相であるかを判定する。その判定結果から、前記硬さ情報合成部は、同相である場合には反射界面より深部側が浅部側よりも相対的に硬いと判定し、逆相である場合には深部側が浅部側よりも相対的に軟らかいと判定し、前記断層画像に合成または切換え表示する。すなわち、超音波の受信信号を複素信号に変換し、その複素信号の絶対値を従来のBモード表示に使用するとともに、そのBモードの全イメージ領域において、複素

40

50

信号の位相の正負を表示する。

【 0 0 1 1 】

したがって、送受信超音波のみから、反射強度情報と弾性率変化情報とを表示するものであり、Bモード表示の全領域での弾性率変化の分布を観察でき、肝硬変など疑わしい部位の特定が容易に行え、次の検査移行への判断を容易にすることができる。また、圧力センサなどの別途のセンサを設けたり、さらには圧力を加えたり複数のフレーム画像を求めたりするなどの煩雑な作業も行うことなく、しかも測定対象の生体組織を選ぶこともない。こうして、簡単な構成で、生体組織の弾性率の分布状態を表示することができ、利便性を向上することができる。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 2 】

本発明の超音波画像診断方法および装置は、以上のように、送信部から第1の超音波信号を被検体内へ送信し、それによる被検体内部で反射された第2の超音波信号を受信部で受信し、画像生成部がその受信信号に基づいて前記被検体内の断層画像を作成し、表示部に表示させる超音波画像診断方法および装置において、硬さ情報合成部が前記画像生成部で作成された前記断層画像に生体組織の硬さの情報を合成または切換えて表示するにあたって、前記硬さ情報を求めるために位相判定部を設け、この位相判定部が、第1の超音波信号に対して、第2の超音波信号が同相であるか逆相であるかを判定し、その判定結果から、前記硬さ情報合成部は、同相である場合には反射界面より深部側が浅部側よりも相対的に硬いと判定し、逆相である場合には深部側が浅部側よりも相対的に軟らかいと判定し、前記断層画像に合成または切換え表示する。

20

【 0 0 1 3 】

それゆえ、送受信超音波のみから反射強度情報と弾性率変化情報とを表示し、Bモード表示の全領域で弾性率変化の分布を観察できるとともに、測定対象の生体組織を選ぶこともない。こうして、簡単な構成で、生体組織の弾性率の分布状態を表示することができ、利便性を向上することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本発明の原理を説明するための図であり、異なる音響インピーダンスを有する組織層の界面からの反射波および透過波の様子を模式的に示す図である。

30

【 図 2 】 本発明の実施の一形態に係る超音波画像診断装置のブロック図である。

【 図 3 】 音響インピーダンスの異なる組織層が積層されたシミュレーションモデルの模式的な図である。

【 図 4 】 図 3 のモデルに対する従来の B モード断層画像の図である。

【 図 5 】 図 3 のモデルに対する本発明の断層画像の図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

図 1 は、本発明の原理を説明するための図である。超音波は、音響インピーダンスの異なる境界（組織間）で反射し、受信信号の振幅（反射波の強度）は、音響インピーダンス差に比例する。また、前記音響インピーダンス差によって位相が変化する。図 1 は、超音波の伝搬方向に 2 つの媒質 1, 2 が存在する場合の送信超音波の前記境界 3 を越えての透過および前記境界 3 での反射の様子を示す波形図である。入射面 4 から入射された超音波を参照符号 1 で示す。浅部側の媒質 1 の音響インピーダンスを Z_0 とし、深部側の媒質 2 の音響インピーダンスを Z_1 とするとき、図 1 (a) は $Z_0 < Z_1$ の場合を示し、図 1 (b) は $Z_0 > Z_1$ の場合を示す。なお、前記音響インピーダンス Z_0 は、媒質 1 の密度を ρ_0 とし、音速を c_0 とするとき、 $Z_0 = \rho_0 \cdot c_0$ で表すことができ、同様に媒質 2 の密度を ρ_1 とし、音速を c_1 とするとき、 $Z_1 = \rho_1 \cdot c_1$ で表すことができる。

40

【 0 0 1 6 】

したがって、図 1 (a) は、たとえば媒質 1 が軟らかい脂肪細胞などで、媒質 2 が硬い骨などの場合を表している。このため、前記参照符号 1 で示す入射超音波で、境界 3 を

50

越えて透過した成分は、参照符号 2 で示すように振幅が拡大している。これに対して、前記境界 3 で反射した成分は、参照符号 3 で示すように、振幅は小さくなるものの、同位相の正相で入射面 4 へ戻っている。

【0017】

これに対して、図 1 (b) で示す媒質 2 が媒質 1 より軟らかい場合は、前記参照符号 1 で示す入射超音波に対して、境界 3 を越えて透過する成分は、参照符号 2' で示すように振幅が小さくなってそのまま透過し、前記境界 3 で反射する成分は、参照符号 3' で示すように、振幅は小さくなって、かつ逆位相の負相で入射面 4 へ戻っている。

【0018】

このように音響インピーダンスが小さい組織から音響インピーダンスが大きい組織への境界で超音波が反射すると位相は正相であり (図 1 (a))、音響インピーダンスが大きい組織から音響インピーダンスが小さい組織への境界で超音波が反射すると位相は負相になる (図 1 (b)) ことが知られている。そして、弾性率を k とするとき、 $c = (k / \rho)$ であって、音響インピーダンス Z は弾性率 k に比例しているので、本発明は、この位相特性を利用して、組織の弾性率 k の大小の分布や変化を検知する。

【0019】

このため、図 2 で示すように、本発明の実施の一形態に係る超音波画像診断装置 10 は、各圧電素子のためのビームフォーミングを行い、第 1 の超音波信号である送信信号を作成する送信部 11 と、前記圧電素子を備え、前記送信信号を対応する各圧電素子から生体内へ送信し、それによる第 2 の超音波信号である生体内の異なる音響インピーダンスの生体組織層からの反射波を受信する超音波探触子 12 と、前記超音波探触子 12 の各圧電素子で受信された受信信号のビームフォーミングを行う受信部 13 と、前記受信部 13 の受信信号を後述するようにして複素信号に変換する直交変換部 14 と、前記直交変換で得られた受信信号の実数部を包絡線検波する絶対値演算部 19 と、前記直交変換で得られた受信信号の虚数部を包絡線検波する絶対値演算部 20 と、前記絶対値演算部 19 からの出力で従来の B モード画像を作成するとともに、前記絶対値演算部 20 からの出力で弾性率の画像を作成し、前記 B モード画像に合成して、或いは B モード画像に置換えて、実際の表示信号を作成する表示処理回路 21 と、液晶ディスプレイなどで実現される表示装置 22 とを備えて構成される。

【0020】

前記直交変換部 14 は、ミキサ 15、16 に、ローパスフィルタ (LPF) 17、18 を備えて構成される。前記ミキサ 15、16 には、送信信号 (\sin 波) と同じ周波数で、位相が 90 度異なる、 $\sin t$ と、 $\cos t$ との参照波が入力されており、前記受信信号と、これらの参照信号とをそれぞれ掛け合わせ、その出力信号はローパスフィルタ (LPF) 17、18 を介して、前記受信信号の実数部と虚数部との複素信号となって出力される。前記絶対値演算部 19 は、前記複素信号の実数部を、従来の B モード画像の輝度レベルとする絶対値演算を行い、前記絶対値演算部 20 は、前記複素信号の虚数部から、位相の同相 / 逆相の判定演算を行う。

【0021】

したがって、前記直交変換部 14 のミキサ 15 およびローパスフィルタ (LPF) 17 ならびに絶対値演算部 19 および表示処理回路 21 は、前記 B モード画像を生成する画像生成部を構成し、前記直交変換部 14 のミキサ 16 およびローパスフィルタ (LPF) 18 ならびに絶対値演算部 20 は、硬さ情報を求める位相判定部を構成し、前記表示処理回路 21 はまた、その判定結果の硬さ情報を前記 B モード画像に合成して、或いは B モード画像に置換えて、表示信号を作成する硬さ情報合成部を構成する。

【0022】

一般に、超音波が音響インピーダンス Z_0 の媒質から Z_1 の媒質へ垂直に入射するときの境界面での音圧反射係数 R は、

$$\begin{aligned} R &= (Z_1 - Z_0) / (Z_1 + Z_0) \\ &= (\rho_1 \cdot c_1 - \rho_0 \cdot c_0) / (\rho_1 \cdot c_1 + \rho_0 \cdot c_0) \end{aligned}$$

10

20

30

40

50

となる。したがって、入射音圧を P_{in} とすると、反射による音圧 P_r は、

$$P_r = \{ (1 \cdot c_1 - 0 \cdot c_0) / (1 \cdot c_1 + 0 \cdot c_0) \} \cdot P_{in}$$

となる。前記絶対値演算部 19 は、この反射音圧 P_r を絶対値検波（包絡線検波）し、表示処理回路 21 は、その絶対値 $|P_r|$ を輝度レベル表示している。すなわち、前記媒質 1, 2 間の音響インピーダンス Z_0 と Z_1 との差のレベルを輝度レベルで表示している。

【0023】

一方、前記絶対値演算部 20 では、前記反射音圧 P_r が入射音圧 P_{in} に対し、正の値、すなわち同位相なら前記図 1 (a) で示す $Z_0 < Z_1$ 、すなわち $0 \cdot c_0 < 1 \cdot c_1$ 、または負の値、すなわち逆位相なら前記図 1 (b) で示す $Z_0 > Z_1$ 、すなわち $0 \cdot c_0 > 1 \cdot c_1$ と判定する。このような反射波の入射波に対する極性は、前記直交検波部 4 以外にも、受信高周波信号のゼロクロスコンパレータや最大振幅の極性検出回路など、既存の回路技術で容易に検出できる。

【0024】

ここで、たとえば図 3 で示す被検体 30 に超音波 0 を入射したときを考える。被検体 30 は、入射側から組織 31, 32, 33 が積層構造となっており、組織 31, 32, 33 の音響インピーダンス Z_{31}, Z_{32}, Z_{33} は、それぞれ $1 \cdot c_1, 2 \cdot c_2, 1 \cdot c_1$ とする。これに空中の音響インピーダンス Z_{30}, Z_{34} が、共に $0 \cdot c_0$ とする。そして、 $0 \cdot c_0 < 1 \cdot c_1 < 2 \cdot c_2$ とし、空気および各組織 31, 32, 33 の界面 (a), (b), (c), (d) での反射波を a, b, c, d とすると、この図 3 で示すように、空気と組織 31 との界面 (a) での反射波 a は、組織 31 側の音響インピーダンス Z_{31} が $1 \cdot c_1$ と大きいので、同相で反射される。同様に、組織 31, 32 の界面 (b) での反射波 b は、組織 32 側の音響インピーダンス Z_{32} が $2 \cdot c_2$ と大きいので、同相で反射される。

【0025】

これに対して、組織 32, 33 の界面 (c) での反射波 c は、組織 33 側の音響インピーダンス Z_{33} が $1 \cdot c_1$ と小さいので、逆相で反射される。同様に、組織 33 と空気との界面 (d) での反射波 d は、組織 33 側の音響インピーダンス Z_{33} が $1 \cdot c_1$ と大きいので、逆相で反射される。

【0026】

しかしながら、このような構造において、従来の B モード画像では、反射強度のみが表示されるので、図 4 で示すような画像になる。これに対して、上述のように構成される本発明の超音波画像診断装置 10 では、図 5 で示すような、各界面 (a), (b), (c), (d) での弾性率変化情報、すなわち各界面 (a), (b), (c), (d) より深部側が浅部側よりも相対的に硬いか軟らかいかを、前記 B モード画像に合成して、或いは切換えて表示することが可能になる。

【0027】

これによって、送受信超音波のみから、反射強度情報（従来の B モード画像）と、弾性率変化情報とを表示することができる。しかも、特に関心領域 (ROI) を設定することなく、B モード表示の全領域での弾性率変化の分布を観察でき、肝硬変など疑わしい部位の特定が容易に行え、次の検査移行への判断を容易にすることができる。また、圧力センサなどの別途のセンサを設けたり、さらには圧力を加えたり複数のフレーム画像を求めたりするなどの煩雑な作業も行うことなく、しかも測定対象の生体組織を選ぶこともない。こうして、簡単な構成で、生体組織の弾性率の分布状態を表示することができ、利便性を向上することができる。

【0028】

ここで、特開平 11 - 113893 号公報には、受信信号を直交検波して実数部と虚数部とを抽出し、それぞれで B モード画像を作成することで、組織境界での位相の回転まで判定し、その反射波を発生させた組織の性状の特定に使用することが、概念としては記載されているが、前記組織の硬さについては記載されておらず、認識されていない。

【符号の説明】

10

20

30

40

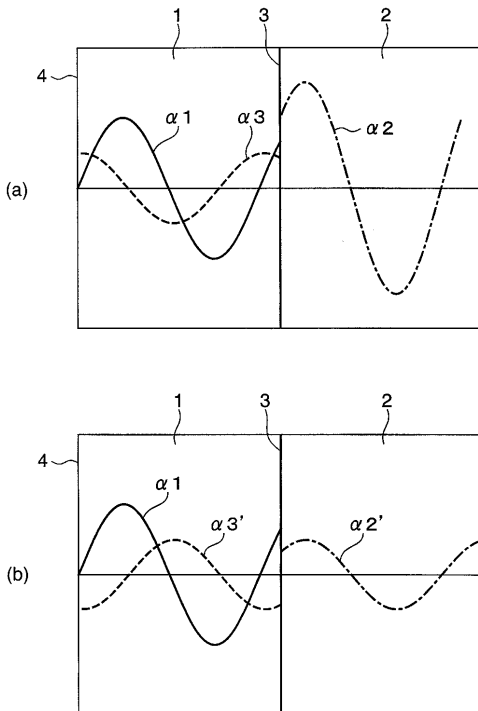
50

【 0 0 2 9 】

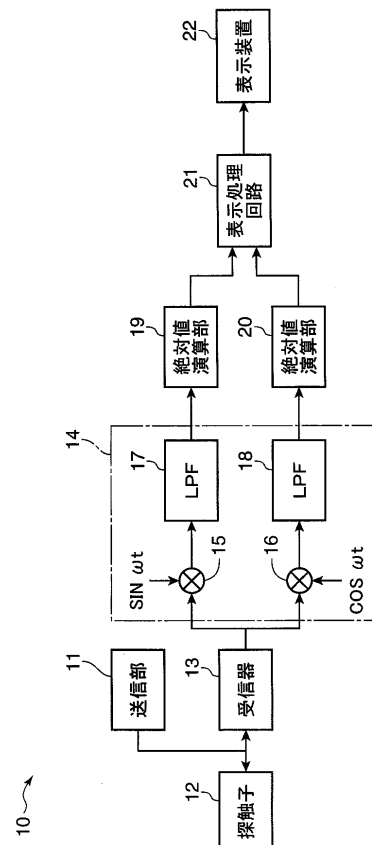
- 1, 2 媒質
 3 境界
 4 入射面
 10 超音波画像診断装置
 11 送信部
 12 超音波探触子
 13 受信部
 14 直交変換部
 15, 16 ミキサ
 17, 18 ローパスフィルタ
 19, 20 絶対値演算部
 21 表示処理回路
 22 表示装置
 30 被検体
 31, 32, 33 組織

10

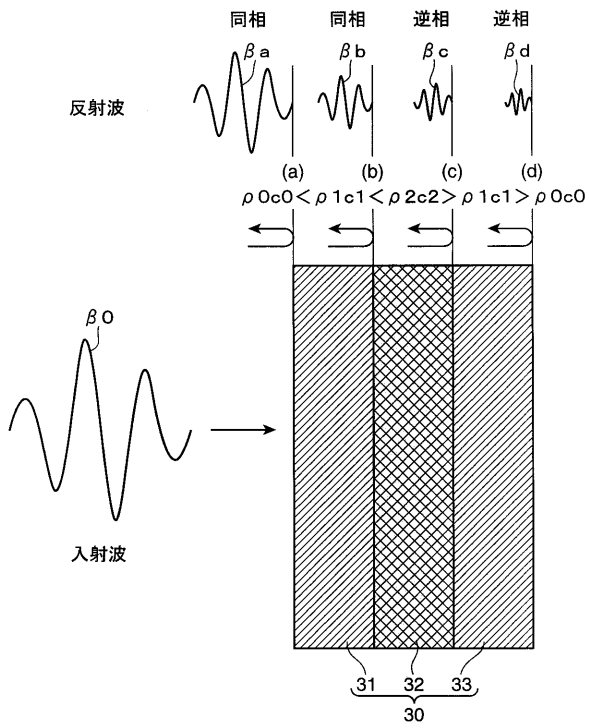
【 図 1 】



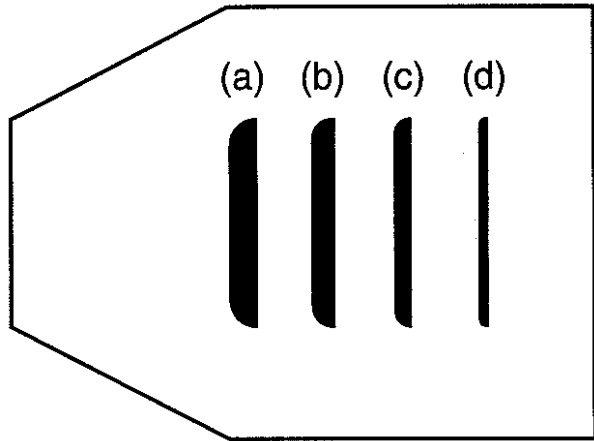
【 図 2 】



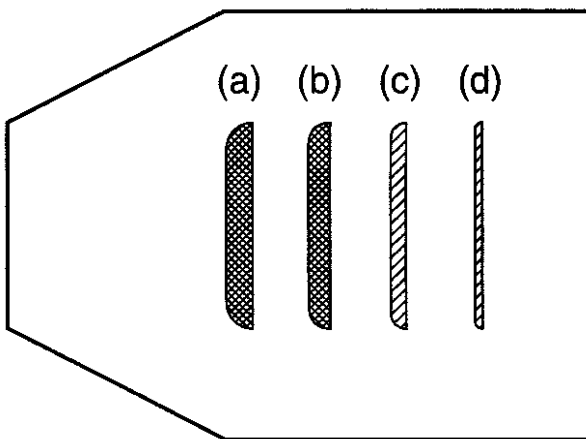
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声波成像诊断方法和装置		
公开(公告)号	JP2010268944A	公开(公告)日	2010-12-02
申请号	JP2009122897	申请日	2009-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	根本喜久郎		
发明人	根本 喜久郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/EE12 4C601/JB24 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK27		
代理人(译)	樱井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波诊断成像装置中通过简单的结构显示活组织的弹性模量的分布。解决方案：在正交检测部分14中正交检测由接收部分13接收的接收信号，以找到实数部分和虚数部分，并且通过绝对值计算部分19和20计算绝对值（检测包络）。然后，显示处理电路21产生与来自实数部分的接收（反射）超声波的大小相对应的亮度的信号，并以常规B模式显示该信号。显示处理电路21获取关于变化的信息基于所接收的（反射的）波的相位是否与来自虚数的发射波的相位相同或相反，弹性模量在反射界面的深侧和浅侧之间相对更硬或更软部分，并将获取的信息与B模式图像组合，或者将信息替换为要显示的B模式图像。因此，仅从发送/接收的超声波显示关于反射强度的信息和关于弹性模量的变化的信息，从而可以在B模式的所有区域中观察到弹性模量的变化的分布。显示而不选择目标活组织测量。

