

(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2004-181094

(P2004-181094A)

(43) 公開日 平成16年7月2日(2004.7.2)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 8/00

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C301
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-354288 (P2002-354288)
(22) 出願日 平成14年12月5日 (2002.12.5)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 吉村 武浩
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
Fターム(参考) 4C301 AA02 CC02 EE07 GB39 HH46
HH48 HH49 JB13 JB29 JB39
JC14
4C601 EE04 GB42 GB47 HH26 HH35
JB11 JB13 JB28 JB34 JB45
JC15 JC20 JC21 KK12

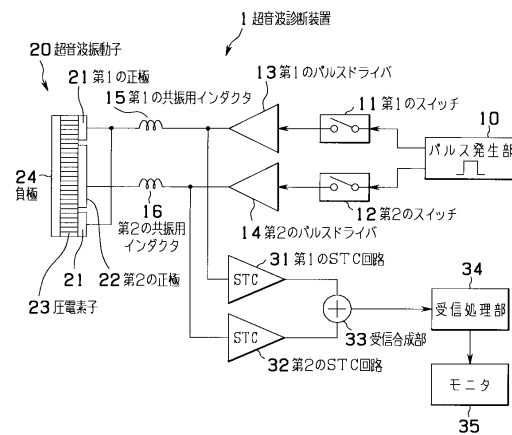
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】複合圧電素子振動子を励振して診断を行う超音波観測装置において、広帯域の利用と高周波側の超音波画質の改善を可能にする。

【解決手段】第1のスイッチ11と、第1のパルスドライバ13と、第1の共振用インダクタ15と、超音波振動子20の第1の正極21と、第1のSTC回路31は、第1の系統A1となっており、低周波に対応している。第2のスイッチ12と、第2のパルスドライバ14と、第2の共振用インダクタ16と、超音波振動子20の第2の正極22と、第2のSTC回路32は、第2の系統A2となっており、高周波に対応している。超音波診断装置1は、第1及び第2のスイッチ11, 12の切り換えにより、広帯域の利用するモードを選択したり高周波側の超音波画質の改善するモードを選択するようになっている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送受信して超音波エコー信号を得る複合圧電体振動子と、
前記複合圧電体振動子の第 1 の部分に第 1 の周波数の駆動信号の供給が可能な第 1 の周波数供給手段と、
前記複合圧電体振動子の第 2 の部分に第 2 の周波数の駆動信号の供給が可能な第 2 の周波数供給手段と、
前記第 1 の周波数供給手段と前記第 2 の周波数供給手段とのいずれか一方または同時に選択可能な送信選択手段と、
前記第 1 の周波数供給手段により前記複合振動子を駆動して得られる超音波エコー信号を増幅する第 1 の信号増幅手段と、
前記第 2 の周波数供給手段により前記複合振動子を駆動して得られる超音波エコー信号を増幅する第 2 の信号増幅手段と、
前記第 1 の信号増幅手段からの出力と前記第 2 の信号増幅手段からの出力とを合成する合成手段と、
を備えた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、複合圧電体振動子を用いて被検体内に超音波を送受信することで断面像を作り出す超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来技術】

従来、超音波診断装置は超音波内視鏡及び超音波プローブと接続して体腔内の断面像を作り出し、病変の深達度診断、臓器の実質診断等に用いられている。

【0003】

この超音波内視鏡及び超音波プローブの先端には超音波振動子が内蔵されている。超音波診断装置から送信される電気的な駆動パルスは、前記超音波振動子によって音響的な超音波パルスに変換され、体内組織に照射される。体内からはその反射波が返ってくるため、それを超音波振動子は電気的信号に変換する。超音波診断装置は、超音波振動子からの電気的信号に対して信号処理等を行って超音波断層像として表示するような仕組みになっている。

【0004】

近年になってから、この超音波振動子に CPM (複合圧電素子) を使用した広帯域な振動子が登場した (例えば、特許文献 1 参照)。

【0005】

振動子の帯域が大幅に広がったことで、従来の PZT 振動子 {二成分系圧電セラミックス Pb (Ti, Zr) O₃} では周波数ごとに素子を分け、複数存在していた超音波内視鏡を 1 本にて実現することが可能となった。反面、1 素子で多周波数に対応するため、画質を重視する高周波を使用する場合において問題が生じてきた。

【0006】

即ち、PZT では Q 値が非常に高く高周波用の振動子において低周波成分は超音波振動子の特性によっておおよそ排除できていた。これに対して CPM では低周波と高周波を超音波振動子では分別できないため、その切り分けを送受信回路に依るところが大きくなった。しかし現状の構成では、完全に低周波をカットできず低周波成分による分解能の劣化が起こる。

【0007】

ここで、従来、超音波診断装置としては、超音波振動子の CPM と PZT の送信波形を変更する技術があるが、この場合、CPM と PZT の送信波形は変更していても CPM では広域帯の送信を行うのみである (例えば、特許文献 2 参照)。

【0008】

超音波診断装置としては、CPMからの電気信号の受信フィルタを切替えて使用する技術があり、これでPZTとまったく同様な性能の実現は可能であるが、CPMの特徴である広帯域を利用した近距離は高周波で受け高画質な画質、遠距離では低周波を利用した深達度のある画像を作るようなことができなくなる（例えば、特許文献3参照）。

【0009】

このことに対応して、可変容量（バリキャップダイオード）を使用した可変フィルタを利用して前述したCPMの特徴を出す技術がある（例えば、特許文献4参照）。しかし、この技術では可変容量の限界で、固定フィルタよりQ値が低くなり、結果高周波側で低周波成分を完全に除去できていなかった。

10

【0010】

さらに、従来のPZTでは高周波の超音波振動子を用いる際は、低周波の超音波振動子より開口を一回り小さくし、焦点を近距離にすると共にビームの拡散を防いでいた。しかしCPMでは、低周波から高周波まで一定の開口径であるため、高周波側では焦点が遠方にずれ、拡散も早く、方位方向の分解能が悪くなることが挙げられる（例えば、特許文献3参照）。

【0011】

【特許文献1】

特開2001-46379号公報（第3-4頁、図2）

【0012】

20

【特許文献2】

特開2001-57978号公報（第4-7頁、図1-4）

【0013】

【特許文献3】

特開2001-161682号公報（第3-4頁、図1）

【0014】

【特許文献4】

特開2001-46379号公報（第5-6頁、図6-8）

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

30

このような従来の超音波振動子にCPM（複合圧電素子）を使用した超音波診断装置では、CPMの特徴である広帯域の利用と高周波側での低周波のカットを両立できず、遠距離で低周波を利用した深達度のある画像を作れなくなるか、または、高周波側で低周波成分による分解能の劣化するという問題があった。また、CPMでは、低周波から高周波まで一定の開口径であるため、高周波側では焦点が遠方にずれ、拡散も早く、方位方向の分解能が悪くなっていた。

【0016】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたものであり、複合圧電素子振動子を励振して診断を行う超音波観測装置において、広帯域の利用と高周波側の超音波画質の改善が可能な超音波診断装置を提供することを目的としている。

40

【0017】

【課題を解決するための手段】

前記目的を達成するため請求項1に記載の超音波診断装置は、被検体に超音波を送受信して超音波エコー信号を得る複合圧電体振動子と、前記複合圧電体振動子の第1の部分に第1の周波数の駆動信号の供給が可能な第1の周波数供給手段と、前記複合圧電体振動子の第2の部分に第2の周波数の駆動信号の供給が可能な第2の周波数供給手段と、前記第1の周波数供給手段と前記第2の周波数供給手段とのいずれか一方または同時に選択可能な送信選択手段と、前記第1の周波数供給手段により前記複合振動子を駆動して得られる超音波エコー信号をSTC処理する第1のSTC処理手段と、前記第2の周波数供給手段により前記複合振動子を駆動して得られる超音波エコー信号をSTC処理する第2のSTC

50

処理手段と、前記第1のSTC処理手段からの出力と前記第2のSTC処理手段からの出力とを合成する合成手段と、を備えたことを特徴とする。

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

(実施の形態)

図1乃至図8は本発明の超音波診断装置の実施の形態に係り、図1は超音波診断装置の回路構成を示すブロック図、図2は超音波振動子の正極を示す平面図、図3はパルス生成部の出力パルスの周波特性を示すグラフ、図4は第1の共振用インダクタを通過した出力パルスの周波特性を示すグラフ、図5は第2の共振用インダクタを通過した出力パルスの周波特性を示すグラフ、図6は第1及び第2のSTC回路の第1の設定を示す説明図、図7は第1及び第2のSTC回路の第2の設定を示す説明図、図8は第1及び第2のSTC回路の第3の設定を示す説明図である。

10

【0019】

(構成)

図1に示すように、超音波診断装置1は、パルス発生部10と、第1及び第2のスイッチ11、12と、第1及び第2のパルスドライバ13、14と、第1及び第2の共振用インダクタ15、16と、CPM(複合圧電体)振動子による超音波振動子20と、第1及び第2のSTC(Sensitivity Time Control=感度時間制御)回路31、32と、受信合成部33と、受信処理部34と、モニタ35とを含んで構成されている。

20

【0020】

ここで、STC回路は、超音波診断装置においては音波減衰量自動補正回路とも呼ばれている。

【0021】

また、第1のスイッチ11と、第1のパルスドライバ13と、第1の共振用インダクタ15と、超音波振動子20の第1の正極21と、第1のSTC回路31は、第1の系統A1となっており、低周波側(例えば3MHz~10MHz程度)に対応している。

【0022】

第2のスイッチ12と、第2のパルスドライバ14と、第2の共振用インダクタ16と、超音波振動子20の第2の正極22と、第2のSTC回路32は、第2の系統A2となっており、高周波側(例えば10MHz~25MHz程度)に対応している。

30

【0023】

以下、本実施の形態をさらに詳細に説明する。

超音波診断装置1は、内部のパルス発生部10において、前記の第1の系統A1および第2の系統A2の周波数を含むパルスを発生する。

【0024】

前記パルス発生部10の出力線は2系統に分岐しそれぞれ第1及び第2のスイッチ11、12の一方の端子に接続される。前記第1及び第2のスイッチ11、12の他方の端子は、それぞれ第1及び第2のパルスドライバ13、14に接続される。

40

【0025】

第1及び第2のパルスドライバ13、14は、それぞれ第1及び第2のスイッチ11、12からパルス信号を増幅してそれぞれの出力端子から出力する。

【0026】

前記第1及び第2のパルスドライバ13、14の出力端子は、それぞれ値の異なる第1及び第2の共振用インダクタ15、16を経て、超音波内視鏡内部の超音波振動子20の第1及び第2の正極21、22にそれぞれ接続される。

【0027】

第1及び第2の正極21、22は超音波振動子20の振動面で2分割されている。

【0028】

50

超音波振動子 20 は、圧電素子 23 の一面に第 1 及び第 2 の正極 21, 22 を形成し、圧電素子 23 の他面に負極 24 を形成したものである。負極 24 は、図示しない配線を介してパルス発生部 10 の負極に接続される。

【0029】

前記第 1 の共振用インダクタ 15 と第 1 のパルスドライバ 13 との間からは、配線が分岐しており、この分岐した配線には第 1 の S T C 回路 31 の入力端子が接続している。

【0030】

前記第 2 の共振用インダクタ 16 と第 2 のパルスドライバ 14 との間からは、配線が分岐しており、この分岐した配線には第 2 の S T C 回路 32 の入力端子が接続している。

【0031】

超音波振動子 20 で受信した超音波は電気信号に変換され、第 1 及び第 2 の正極 21, 22 からそれぞれ第 1 及び第 2 の共振用インダクタ 15, 16 を経て、それぞれ第 1 及び第 2 の S T C 回路 31, 32 に入力され、時間的に重み付けされる。

【0032】

前記第 1 及び第 2 の S T C 回路 31, 32 の出力は、受信合成部 33 で 1 系統に合成され、受信処理部 34 にて信号処理される。

【0033】

前記受信処理部 34 にて処理された信号はモニタ 35 に表示される。

図 2 に示すように、超音波振動子 20 の第 1 及び第 2 の正極 21, 22 は同心円で分割されている。第 1 の正極 21 が同心円の外側、第 2 の正極 22 が同心円の内側になっている。

【0034】

このような構造により、超音波振動子 20 は、被検体に超音波を送受信して超音波エコー信号を得る複合圧電体振動子となっている。超音波振動子 20 の第 1 及び第 2 の正極 21, 22 は、それぞれ前記複合圧電体振動子の第 1 及び第 2 の部分となっている。

【0035】

第 1 のパルスドライバ 13 及び第 1 の共振用インダクタ 15 は、前記複合圧電体振動子の第 1 の部分に第 1 の周波数の駆動信号の供給が可能な第 1 の周波数供給手段となっている。

【0036】

第 2 のパルスドライバ 14 及び第 2 の共振用インダクタ 16 は、前記複合圧電体振動子の第 2 の部分に第 2 の周波数の駆動信号の供給が可能な第 2 の周波数供給手段となっている。

【0037】

第 1 及び第 2 のスイッチ 11, 12 は、前記第 1 の周波数供給手段と前記第 2 の周波数供給手段とのいずれか一方または同時に選択可能な送信選択手段となっている。

【0038】

第 1 の S T C 回路 31 は、前記第 1 の周波数供給手段により前記複合振動子を駆動して得られる超音波エコー信号を S T C 処理する第 1 の S T C 手段となっている。

【0039】

第 2 の S T C 回路 32 は、前記第 2 の周波数供給手段により前記複合振動子を駆動して得られる超音波エコー信号を S T C 処理する第 2 の S T C 処理手段となっている。

【0040】

受信合成部 33 は、前記第 1 の S T C 処理手段からの出力と前記第 2 の S T C 処理手段からの出力とを合成する合成手段となっている。

【0041】

(作用)

以下に、本実施の形態の作用について説明する。

図 3 に示す S 1 は、前記パルス発生部 10 の出力パルスの周波特性であり、パルス発生部 10 が広帯域のパルスを送出していることを表している。

10

20

30

40

50

【0042】

図4に示すS2は、パルス発生部10のパルスが第1の系統A1側の前記第1の共振用インダクタ15を通過した後の周波特性であり、前記第1の共振用インダクタ15を通過した後のパルスが狭帯域の低周波のパルスになることを示している。

【0043】

図5に示すS3は、パルス発生部10のパルスが第2の系統A2側の前記第2の共振用インダクタ16を通過した後の周波特性であり、前記第2の共振用インダクタ16を通過した後のパルスが狭帯域の高周波のパルスになることを示している。

【0044】

即ち、図4及び図5は、第1の共振用インダクタ15側が低周波、第2の共振用インダクタ16側が高周波に設定されていることを示している。 10

【0045】

次に前記実施の形態での具体的な動作を説明する。

第1のモード（低周波モード）では、図1の第1のスイッチ11をオン（接続）し、第2のスイッチ12をオフ（断続）するとともに、第1及び第2のSTC回路31, 32の設定を図6に示す状態にする。これにより、図1の第1の共振用インダクタ15によって低周波の送信パルスが超音波振動子20の外側（図2の点線外側）から送出される。

【0046】

図6の設定により、第1のSTC回路31側の増幅度が第2のSTC回路32側の増幅度に比べ大きくなるため、超音波振動子20から第1の共振用インダクタ15側を通過した低周波信号が増幅され、超音波振動子20から第2の共振用インダクタ16側を通過した高周波信号が減衰される。このため、受信処理部34に入力する信号には高域成分がほとんど混入せず、低域成分の遠方まで深達度のある画像が得られる。さらに、高周波側の帯域を低周波側の整数倍となるように設定しておき、第1及び第2のSTC回路31, 32の設定を図8とし、比較的低い周波数で送信した信号をその整数倍（例えば2倍）の高周波で受け取ることで、ハーモニックイメージにも応用できる。 20

【0047】

第2のモード（広帯域モード）では、図1の第1及び第2のスイッチ11, 12を同時或いはほぼ同時に両方オン（接続）するとともに、第1及び第2のSTC回路31, 32の設定を図7に示す状態にする。これにより、図1の第1及び第2の共振用インダクタ15, 16によって低周波および高周波の送信パルスが超音波振動子20の外側及び内側から同時に送出される。 30

【0048】

図7の設定により、比較的超音波振動子20に近い部位では第1のSTC回路31側の増幅が第2のSTC回路32側の増幅度に比べ小さくなり、比較的超音波振動子20に遠い部位では第1のSTC回路31側の増幅が第2のSTC回路31側の増幅度に比べ大きくなるように、第1及び第2のSTC回路31, 32の増幅を経時的に徐々に変化させる。

【0049】

このため、超音波受信は、比較的超音波振動子20に近い部位では超音波振動子20の中心付近で受けた高周波側の画像を使い、超音波振動子20から比較的遠い部位では低周波側の画像を使うようになる。これにより、超音波振動子20に近い部位では高分解能の画像が得られ、かつ遠方まで深達度のある画像が得られる。 40

【0050】

第3のモード（高周波モード）では、図1の第1のスイッチ11をオフ（断続）し、第2のスイッチ12をオン（接続）するとともに、第1及び第2のSTC回路31, 32の設定を図8に示す状態にする。これにより、図1の第2の共振用インダクタ16によって高周波の送信パルスが超音波振動子20の中心部（図2の点線より内側）から送出される。このため、従来より超音波振動子20の開口径を小さくできる。

【0051】

図8の設定により第2のSTC回路32側の増幅が第1のSTC回路31側の増幅度に比 50

べ大きくなるため、超音波振動子 20 から第 1 の共振用インダクタ 15 側を通過した低周波信号が減衰され、超音波振動子 20 から第 2 の共振用インダクタ 16 側を通過した高周波信号が増幅される。このため、受信処理部 34 に入力する信号に低域成分はほとんど混入せず、高周波側の画像が改善される。

【0052】

(効果)

以上説明したように、本実施の形態によれば、CPM振動子を励振して診断を行う超音波観測装置において、広帯域の利用と高周波側の超音波画質改善が可能となり、CPM振動子を励振して診断を行う超音波観測装置の汎用性を高めることができる。また、高周波側の帯域を低周波側の整数倍となるように設定しておくことで、ハーモニックイメージにも

10

【0053】

図9は図1の実施の形態の変形例を示す回路図であり、図1から変更した部分を示している。

【0054】

図1に示す超音波診断装置1は、第1及び第2の共振用インダクタ15、16を、超音波振動子20に対して直列に接続したが、図9に示す本変形例の超音波診断装置51は、第1及び第2の共振用インダクタ55、56を、超音波振動子20に対して並列に接続している。

【0055】

さらに詳しく説明すると、図9に示すように、前記第1及び第2のパルスドライバ13、14の出力端子は、超音波振動子20の第1及び第2の正極21、22にそれぞれ直接接続されるとともに、それぞれ値の異なる第1及び第2の共振用インダクタ55、56を経て、圧電素子23の負極24に接続される。

20

【0056】

前記第1の共振用インダクタ55と第1のパルスドライバ13との間からは、配線が分岐しており、この分岐した配線には第1のSTC回路31の入力端子が接続している。

【0057】

前記第2の共振用インダクタ56と第2のパルスドライバ14との間からは、配線が分岐しており、この分岐した配線には第2のSTC回路32の入力端子が接続している。

30

【0058】

これ以外の超音波診断装置51の構成は、図1に示す超音波診断装置1と同様である。

【0059】

このような変形例の超音波診断装置51によっても、図1に示す超音波診断装置1と同様の効果が得られる。

【0060】

[付記]

以上詳述したような本発明の前記実施の形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0061】

(付記項1) 被検体に超音波を送受信して超音波エコー信号を得るCPM(複合圧電体)振動子と、

40

前記CPM振動子に第1の周波数の駆動信号の供給が可能な第1周波数供給手段と、

前記CPM振動子に第2の周波数の駆動信号の供給が可能な第2周波数供給手段と、

前記第1周波数供給手段と前記第2周波数供給手段とのいずれか一方または同時に選択可能な送信選択手段と、

前記第1周波数供給手段により前記CPM振動子を駆動して得られたエコー信号をSTC処理する第1STC手段と、

前記第2周波数供給手段により前記CPM振動子を駆動して得られたエコー信号をSTC処理する第2STC手段と、

50

前記第 1 S T C 手段からの出力と前記第 2 S T C 手段からの出力とを合成する合成手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【 0 0 6 2 】

(付記項 2) 前記 C P M 振動子の正極は 2 系統の分割されており、一方に第 1 周波数供給手段が、他方に第 2 の周波数供給手段が接続することを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置。

【 0 0 6 3 】

【 発明の効果 】

以上述べた様に本発明によれば、複合圧電素子振動子を励振して診断を行う超音波観測装置において、広帯域の利用と高周波側の超音波画質の改善が可能となり、超音波観測装置の汎用性を高めることができる。また、高周波側の帯域を低周波側の整数倍となるように設定しておくことで、ハーモニックイメージにも応用できる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】本発明の実施の形態に係る超音波内視鏡内部の送受信部のブロック図。

【 図 2 】本発明の実施の形態に係る超音波振動子の正極を示す平面図。

【 図 3 】本発明の第 2 の実施の形態に係るパルス生成部の出力パルスの周波特性を示すグラフ。

【 図 4 】本発明の実施の形態に係る第 1 の共振用インダクタを通過した出力パルスの周波特性を示すグラフ。

20

【 図 5 】本発明の実施の形態に係る第 2 の共振用インダクタを通過した出力パルスの周波特性を示すグラフ。

【 図 6 】本発明の実施の形態に係る第 1 及び第 2 の S T C 回路の第 1 の設定を示す説明図。

【 図 7 】本発明の実施の形態に係る第 1 及び第 2 の S T C 回路の第 2 の設定を示す説明図である。

【 図 8 】本発明の実施の形態に係る第 1 及び第 2 の S T C 回路の第 3 の設定を示す説明図である。

【 図 9 】本発明の実施の形態の変形例の共振用インダクタと超音波振動子の接続を示す回路図。

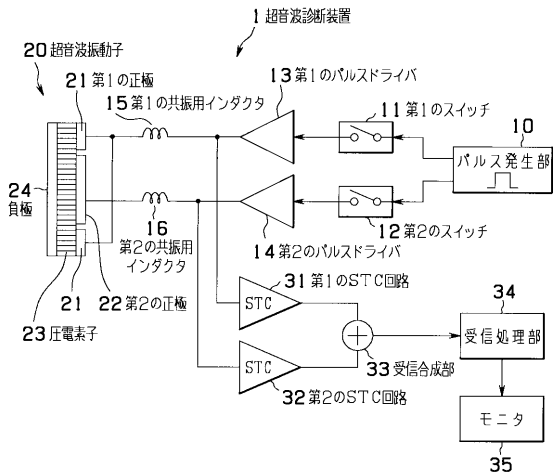
30

【 符号の説明 】

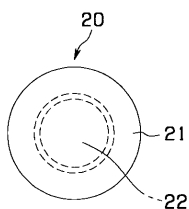
1	... 超音波診断装置
1 0	... パルス発生部
1 1 , 1 2	... 第 1 及び第 2 のスイッチ
1 3 , 1 4	... 第 1 及び第 2 のパルスドライバ
1 5 , 1 6	... 第 1 及び第 2 の共振用インダクタ
2 0	... 超音波振動子
2 1 , 2 2	... 第 1 及び第 2 の正極
2 3	... 圧電素子
2 4	... 負極
3 1 , 3 2	... 第 1 及び第 2 の S T C 回路
3 3	... 受信合成部
3 4	... 受信処理部
3 5	... モニタ

40

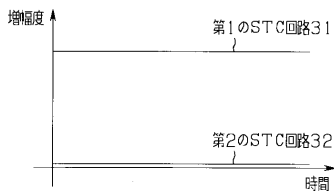
【 図 1 】



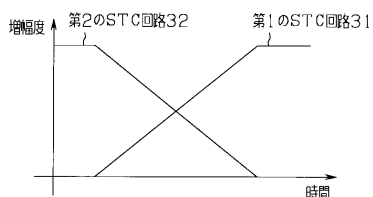
【 図 2 】



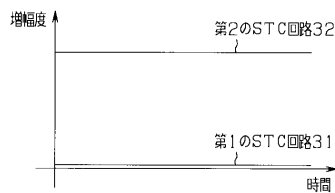
【 図 6 】



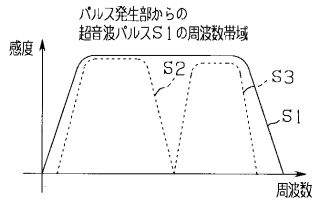
【 図 7 】



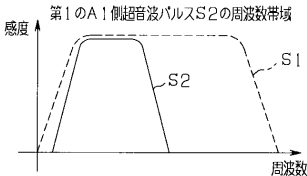
【 図 8 】



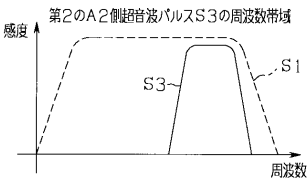
【 図 3 】



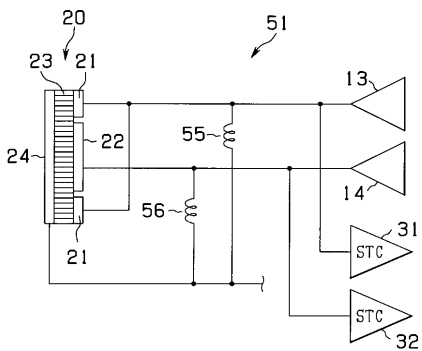
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	JP2004181094A	公开(公告)日	2004-07-02
申请号	JP2002354288	申请日	2002-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	吉村武浩		
发明人	吉村 武浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/EE07 4C301/GB39 4C301/HH46 4C301/HH48 4C301/HH49 4C301/ JB13 4C301/ JB29 4C301/ JB39 4C301/ JC14 4C601/ EE04 4C601/ GB42 4C601/ GB47 4C601/ HH26 4C601/ HH35 4C601/ JB11 4C601/ JB13 4C601/ JB28 4C601/ JB34 4C601/ JB45 4C601/ JC15 4C601/ JC20 4C601/ JC21 4C601/ KK12		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了激发用于诊断的复合压电元件振荡器的超声观察装置中的宽带利用并提高高频侧的超声图像质量。 解决方案：第一开关11，第一脉冲驱动器13，第一谐振电感器15，超声振荡器20的第一正电极21和第一STC电路31是它是系统A1的1，并且与低频兼容。 第二开关12，第二脉冲驱动器14，第二谐振电感器16，超声换能器20的第二正电极22和第二STC电路32是第二系统A2。 它对应于高频。 超声诊断设备1被配置为通过切换第一开关11和第二开关12来选择用于使用宽带的模式或用于改善高频侧上的超声图像质量的模式。 [选型图]图1

