

(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2011-189046

(P2011-189046A)

(43) 公開日 平成23年9月29日(2011.9.29)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2010-59020 (P2010-59020)  
(22) 出願日 平成22年3月16日 (2010.3.16)

(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  
(72) 発明者 堀内 亮  
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 EE04 HH11 JB44

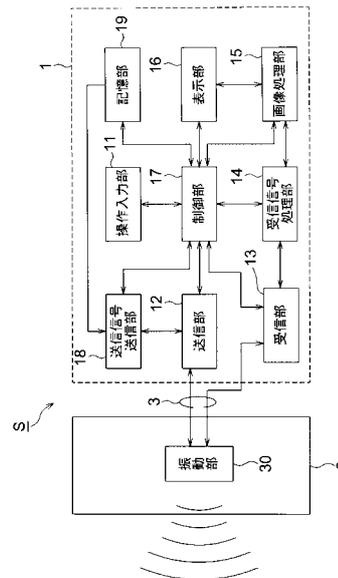
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】バーカー・コード等のコードを用いてコード励起化を行う際に、圧電素子の帯域制限によらず、復号時に高いS/N比を得ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】複数のパルスをコード化したパルス系列であって、当該複数のパルスの中で位相が変化する前後のパルスの振幅が他のパルスの振幅より大きいパルス系列の電気信号を生成する生成手段と、電気信号を超音波信号に変換する圧電素子を備えた送信手段と、送信手段が送信した超音波信号が被検体において反射して生成された第2超音波信号を受信し電気信号に変換する受信手段と、電気信号を圧縮してパルス系列を形成するデコード用フィルタ手段と、圧縮されたパルス系列から前記被検体内の超音波画像を生成する画像処理部と、を有する。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数のパルスをコード化したパルス系列であって、前記複数のパルスの中で位相が変化する前後のパルスの振幅が他のパルスの振幅より大きいパルス系列の電気信号を生成する生成手段と、

前記電気信号を超音波信号に変換する圧電部を備えた送信手段と、

前記送信手段が送信した超音波信号が被検体において反射して生成された反射超音波信号を受信し電気信号に変換する圧電部を備えた受信手段と、

前記電気信号を圧縮してパルス系列を形成するデコード用フィルタ手段と、

圧縮されたパルス系列から前記被検体内の超音波画像を生成する画像処理部と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記コードは、バーカー・コードであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記電気信号を超音波信号に変換する前記圧電部と、

前記反射超音波信号を受信し電気信号に変換する前記圧電部は別体であり、それぞれ別の材料であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記電気信号を超音波信号に変換する圧電部である第 1 圧電部と、前記反射超音波信号を受信し電気信号に変換する前記圧電部である第 2 圧電部の少なくとも一方を形成する圧電材料は有機圧電材料であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記有機圧電材料は、フッ化ビニリデンの重合体、または、フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内に超音波信号を送信し、反射波に基づいて被検体内部の超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

30

**【背景技術】****【0002】**

超音波は、通常、16000 Hz 以上の音波をいい、非破壊、無害および略リアルタイムでその内部を調べることが可能なことから、欠陥の検査や疾患の診断等の様々な分野に应用されている。その一つに、被検体内を超音波プローブからの超音波で走査し、被検体内からの超音波の反射波から生成した受信信号に基づいて該被検体内の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置は、医療用では、他の医療用画像装置に較べて小型で安価であり、そして X 線等の放射線被爆が無く安全性が高いこと、また、超音波の反射波に対して包絡線検波処理を施すことにより B モード画像等の医用画像を得ることが可能であることなどの様々な特長を有している。このため、超音波診断装置は、循環器系（例えば心臓の冠動脈等）、消化器系（例えば胃腸等）、内科系（例えば肝臓、膵臓および脾臓等）、泌尿器系（例えば腎臓および膀胱等）、及び産婦人科系等で広く利用されている。

40

**【0003】**

有用な医用画像を得るには、走査する超音波の照射量をより大きくすることが重要である。超音波の照射量をより大きくするには、超音波を送信する圧電素子に電圧を印加するパルサの印加電圧を大きくすればよいが、パルサの電圧にも限界がある。

**【0004】**

そこで、送信時にコード化励起を用いると共に受信時にパルス圧縮を用いる超音波診断装置が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

50

## 【 0 0 0 5 】

コード化励起は、長い送信パルスを、受信時に殆どのエネルギーが短い時間に集中するように圧縮することができる。この手法を用いると、大きさは小さいが深部に位置する対象部位に対する超音波診断の測定感度を最大化することができる。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開平 1 1 - 3 0 9 1 4 5 号公報

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

10

## 【 0 0 0 7 】

特許文献 1 に記載の技術におけるコード励起化においては、目的の理想的なパルス列を生成するには、広い変調帯域を有する圧電素子が必要となる。

## 【 0 0 0 8 】

図 6 はパーカー・コードに相当する電気信号の電気信号波形の一例である。図 6 に記載のパーカー・コードは 1 3 b i t のパーカー・コードであり、キャリア周波数は約 3 M H z であり、ビットの値  $\pm 1$  を図中に記している。係る電気信号波形においては、図中の R で示す信号の位相が偏移する時点にて電気出力の変化率が非常に大きくなる。従って、係る電気信号波形に応じた超音波信号を出力する圧電素子には、広い変調帯域が求められることとなる。

20

## 【 0 0 0 9 】

しかし、通常の圧電素子の帯域は、図 7 に示すように、キャリア周波数が応答する帯域は有しているが、上記のようなパーカー・コードにおける位相が変移する周波数にまで応答するほど広い帯域を有さない。そのため、図 7 のような周波数特性を有する圧電素子が送信する超音波信号は、図 8 ( a ) に示すように、位相の偏移する時点で周波数応答が伴わず、電気信号出力が変形した超音波信号となってしまう。

## 【 0 0 1 0 】

係る電気信号波形を図 8 ( b ) に示すように、自らと同じ電気信号波形でコンボリューションして復号、すなわちパルス圧縮を行っても、図 8 ( c ) に示すように、デコードされたパルス波形は、ピーク値が低く、サイドローブの大きい波形となってしまう。従って、ピーク値とサイドローブ値の比である S / N 比が下がってしまい、符号化の効果が十分に得られないこととなる。

30

## 【 0 0 1 1 】

本発明は、パーカー・コード等のコードを用いてコード励起化を行う際に、圧電素子の帯域制限によらず、復号時に高い S / N 比を得ることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 2 】

前述の目的は、下記に記載する発明により達成される。

## 【 0 0 1 3 】

40

1 . 複数のパルスをコード化したパルス系列であって、前記複数のパルスの中で位相が変化する前後のパルスの振幅が他のパルスの振幅より大きいパルス系列の電気信号を生成する生成手段と、

前記電気信号を超音波信号に変換する圧電部を備えた送信手段と、

前記送信手段が送信した超音波信号が被検体において反射して生成された反射超音波信号を受信し電気信号に変換する圧電部を備えた受信手段と、

前記電気信号を圧縮してパルス系列を形成するデコード用フィルタ手段と、

圧縮されたパルス系列から前記被検体内の超音波画像を生成する画像処理部と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

## 【 0 0 1 4 】

50

２．前記コードは、パーカー・コードであることを特徴とする前記１に記載の超音波診断装置。

【００１５】

３．前記電気信号を超音波信号に変換する前記圧電部と、前記反射超音波信号を受信し電気信号に変換する前記圧電部は別体であり、それぞれ別の材料であることを特徴とする前記１または２に記載の超音波診断装置。

【００１６】

４．前記電気信号を超音波信号に変換する圧電部である第１圧電部と、前記反射超音波信号を受信し電気信号に変換する前記圧電部である第２圧電部の少なくとも一方を形成する圧電材料は有機圧電材料であることを特徴とする前記３に記載の超音波診断装置。

10

【００１７】

５．前記有機圧電材料は、フッ化ビニリデンの重合体、または、フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体であることを特徴とする前記４に記載の超音波診断装置。

【発明の効果】

【００１８】

パーカー・コード等のコードを用いてコード励起化を行う際に、圧電素子の帯域制限によらず、復号時に高いＳ／Ｎ比を得ることができる超音波診断装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【００１９】

【図１】実施形態に係る超音波診断装置の外観構成を示す概要図である。

20

【図２】実施形態に係る超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。

【図３】実施形態に係る超音波診断装置の超音波プローブの構成を示す概要図である。

【図４】ＰＳＫを利用してコード化された本実施形態に係るパルス列の電気信号波形の一例である。

【図５】コード励起化とパルス圧縮を説明する図である。図５（ａ）は、位相が偏移する前後のパルスＰの振幅ＡＰが他のパルスの振幅より大きく生成された電気信号波形を入力された圧電素子が送信する超音波信号の第１超音波信号の波形、図５（ｂ）は、コンボリューションに用いる自らと同じ電気信号波形、図５（ｃ）は、パルス圧縮後の電気信号波形を表す。

【図６】パーカー・コードに相当する電気信号の電気信号波形の一例である。

30

【図７】通常の圧電素子の帯域を表す図である。

【図８】コード励起化とパルス圧縮を説明する図である。図８（ａ）は、圧電素子が送信する超音波信号の波形、図８（ｂ）は、コンボリューションに用いる自らと同じ電気信号波形、図８（ｃ）は、パルス圧縮後の電気信号波形を表す。

【発明を実施するための形態】

【００２０】

以下に本発明の実施形態を図面により説明するが、本発明は以下に説明する実施形態に限られるものではない。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

【００２１】

図１は、実施形態に係る超音波診断装置の外観構成を示す概要図である。図２は、実施形態に係る超音波診断装置の電気的な構成を示すブロック図である。図３は、実施形態に係る超音波診断装置の超音波プローブの構成を示す概要図である。

40

【００２２】

超音波診断装置Ｓは、図１および図２に示すように、図略の生体等の被検体Ｈに対して超音波信号（以後、第１超音波信号とも称す）を送信すると共に、被検体Ｈで反射した超音波信号の反射超音波信号（以後、第２超音波信号とも称す）を受信する超音波プローブ２と、超音波プローブ２とケーブル３を介して接続され、超音波プローブ２へケーブル３を介して電気信号の送信信号を送信することによって超音波プローブ２に被検体Ｈに対して第１超音波信号を送信させると共に、超音波プローブ２で受信された被検体Ｈ内からの

50

第2超音波信号に応じて超音波プローブ2で生成された電気信号の受信信号に基づいて被検体H内の内部状態を超音波画像として医用画像に画像化する超音波診断装置本体1とを備えて構成される。超音波診断装置本体1には、超音波プローブ2を使用しない時に、超音波プローブ2を保持させておく超音波プローブホルダ4が備えられている。

【0023】

超音波診断装置本体1は、例えば、図2に示すように、操作入力部11と、送信部12と、受信部13と、受信信号処理部14と、画像処理部15と、表示部16と、制御部17と、記憶部19と、本発明の送信信号処理部18と、を備えて構成されている。

【0024】

操作入力部11は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体Hの個人情報等のデータを入力するものであり、例えば、複数の入力スイッチを備えた操作パネルやキーボード等である。

【0025】

本発明の送信信号処理部18は、制御部17の制御に従って、後述する第1圧電部321を駆動する電気信号の送信信号を生成する機能を有する回路である。詳細は後述する。

【0026】

送信部12は、送信信号処理部18が生成した電気信号を増幅し、超音波プローブ2内の第1圧電部へ、ケーブル3を介して送信信号を供給し、超音波プローブ2に第1超音波信号を発生させる。送信部12は、例えば、高電圧のパルスを生成する高圧パルス発生器等を備えて構成される。

【0027】

受信部13は、制御部17の制御に従って、超音波プローブ2からケーブル3を介して電気信号の受信信号を受信する回路であり、この受信信号を受信信号処理部14へ出力する。受信部13は、例えば、受信信号を予め設定された所定の増幅率で増幅する増幅器、および、この増幅器で増幅された受信信号をアナログ信号からデジタル信号へ変換するアナログ-デジタル変換器等を備えて構成される。

【0028】

受信信号処理部14は、制御部17の制御に従って、受信部13からの電気信号に、所定の信号処理を施す回路であり、その信号処理した反射受信信号を画像処理部15へ出力する。後述するように、第2超音波信号のデコードを行う。

【0029】

画像処理部15は、制御部17の制御に従って、受信信号処理部14で信号処理された反射受信信号に基づいて、例えばハーモニクイメーキング技術等を用いて被検体H内の内部状態の超音波画像を生成する回路である。例えば、反射受信信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、第2超音波信号の振幅強度に対応したBモード信号を生成する。

【0030】

記憶部19はRAMやROMで構成され、制御部17に用いられるプログラムが記録され、また、表示部16で表示する各種画像のテンプレートが記録されている。

【0031】

制御部17は、例えば、マイクロプロセッサ、記憶素子およびその周辺回路等を備えて構成され、これら操作入力部11、送信部12、受信部13、受信信号処理部14、画像処理部15、表示部16、送信信号処理部18、記憶部19を当該機能に応じてそれぞれ制御することによって超音波診断装置Sの全体制御を行う回路である。

【0032】

表示部16は、制御部17の制御に従って、画像処理部15で生成された超音波画像を表示する装置である。表示部16は、例えば、CRTディスプレイ、LCD、ELディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印刷装置等である。

【0033】

一方、超音波プローブ2は、振動部30を備える。振動部30は、図略の生体等の被検体Hに対して第1超音波信号を送信すると共に、被検体Hからの第2超音波信号を受信す

10

20

30

40

50

る。振動部 30 は、例えば、図 3 に示すように、音響制動部材 31 と、圧電部 32 と、音響整合層 33 と、音響レンズ 34 とを備えて構成される。

【0034】

音響制動部材 31 は、超音波を吸収する材料から構成された平板状の部材であり、圧電部 32 から音響制動部材 31 方向へ放射される超音波を吸収するものである。

【0035】

圧電部 32 は、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換するものである。圧電部 32 は、超音波診断装置本体 1 の送信部 12 からケーブル 3 を介して入力された送信信号の電気信号を第 1 超音波信号へ変換して第 1 超音波信号を送信すると共に、受信した第 2 超音波信号を電気信号へ変換してこの電気信号（受信信号）を、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 13 へ出力する。超音波プローブ 2 が被検体 H に当接されることによって圧電部 32 で生成された第 1 超音波信号が被検体 H 内へ送信され、被検体 H 内からの第 2 超音波信号が圧電部 32 で受信される。

10

【0036】

圧電部 32 は、例えば、本実施形態では、圧電材料を備えて成り、圧電現象を利用することによって電気信号と超音波信号との間で相互に信号を変換することができる第 1 圧電部 321 および第 2 圧電部 323 を備え、第 1 圧電部 321 および第 2 圧電部 323 は、互いに積層されている。

【0037】

本実施形態では、第 1 圧電部 321 および第 2 圧電部 323 は、中間層 322 を介して互いに積層されている。この中間層 322 は、第 1 圧電部 321 と第 2 圧電部 323 とを積層するための部材であり、第 1 圧電部 321 と第 2 圧電部 323 との音響インピーダンスを整合させるものである。

20

【0038】

このように圧電部が 2 層の第 1 圧電部 321 および第 2 圧電部 323 を備える。第 1 圧電部 321 は第 1 超音波信号を送信する複数の送信用圧電素子からなる。第 2 圧電部 323 は第 2 超音波信号を受信する複数の受信用圧電素子からなる。

【0039】

このため、第 1 圧電部 321 を送信用により適したものとすることができると共に、第 2 圧電部 323 を受信用により適したものとすることができると共に、第 1 圧電部 321 および第 2 圧電部 323 がそれぞれ第 1 超音波信号の送信用圧電素子、および第 2 超音波信号の受信用圧電素子として最適化が可能となり、より高精度な画像を得ることが可能となる。さらに、第 1 圧電部 321 および第 2 圧電部 323 が積層されているので、小型化が可能となる。

30

【0040】

そして、本実施形態では、例えば、圧電部 32 における第 2 圧電部 323 は、有機圧電材料を材料とする有機圧電素子から構成されており、有機圧電素子は両面に一对の電極を備えて構成されている。この有機圧電素子の厚さは、例えば、受信すべき超音波の周波数や有機圧電材料の種類等によって適宜に設定されるが、例えば、中心周波数 8 MHz の超音波を受信する場合は、この有機圧電素子の厚さは、約 50 μm である。

40

【0041】

有機圧電材料には、例えば、フッ化ビニリデンの重合体や、フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体を用いることができる。フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体の場合、共重合比によって厚み方向の電気機械結合定数（圧電効果）が変化するので、例えば、前者の共重合比が 60 ~ 99 モル% が好ましいが、無機圧電素子と有機圧電素子を重ねる時に使用する有機結合剤の使用方法にもよるので、その最適値は変化する。最も好ましい前者の共重合比の範囲は 85 ~ 99 モル% である。フッ化ビニリデンを 85 ~ 99 モル% にして、パーフルオロアルキルビニルエーテル、パーフルオロアルコキシエチレン、パーフルオロヘキサエチレン等を 1 ~ 15 モル% にしたポリマーは、送

50

信用無機圧電素子と受信用有機圧電素子との組み合わせにおいて、送信における基本周波数を抑制して、高調波受信の感度を高めることができる。

【0042】

フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体は、薄膜化、大面積化等の加工性に比較的優れ、任意の形状、形態の物が作ることができ、弾性率が低い、誘電率が低い等の特徴を持つため、超音波信号を受信する圧電素子としての使用に際しては、高感度な検出を可能とする特徴を持っている。また、これらの有機圧電材料は、高周波特性、広帯域特性を必要とするハーモニックイメージング技術における圧電材料として適している。

【0043】

また、本実施形態では、圧電部32の第1圧電部321は、超音波診断装置本体1の送信部12からケーブル3を介して電気信号が入力され、この電気信号を第1超音波信号へ変換し、この変換した第1超音波信号を中間層322、第2圧電部323、音響整合層33および音響レンズ34を介して被検体Hへ送信する。そして、圧電部32の第2圧電部323は、第2超音波信号が音響レンズ34および音響整合層33を介して被検体Hから受信され、この受信された第2超音波信号を電気信号へ変換し、この変換した電気信号を受信信号としてケーブル3を介して超音波診断装置本体1の受信部13へ出力する。本実施形態では、上述したように第1圧電部321が無機圧電素子であり、送信パワーを比較的簡単な構造で大きくすることが可能となるため、このような圧電部32を備えた超音波プローブ2は、高調波の反射波を得るために比較的大きなパワーで基本波の第1超音波信号を送信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。そして、本実施形態では、上述したように第2圧電部323が有機圧電素子であり、周波数帯域を比較的簡単な構造で広帯域にすることが可能となるため、このような圧電部32を備えた超音波プローブ2は、高調波の第2超音波信号を受信することが必要なハーモニックイメージング技術に好適であり、より高精度な超音波画像の提供が可能となる。

10

20

【0044】

次いで、本発明の送信信号処理部18と受信信号処理部14について詳細に説明する。

【0045】

本発明の送信信号処理部18は、図4に示す送信信号の電気信号を生成する。図4は、PSKを利用してコード化された本実施形態に係るパルス列の電気信号波形の一例である。PSK(Phase-shift keying)とは、コード化方式の一例であり位相を偏移させてコード化する方式である。横軸は時間軸であり、縦軸は信号電圧を表す。

30

【0046】

本実施形態に係るパルス列の電気信号波形は、図6に示したバーカー・コードに相当する電気信号の電気信号波形を基に生成したものである。

【0047】

本実施形態に係るパルス列の電気信号波形においては、同位相ではパルスPが全体として正弦波をなすように時系列に連続している。パルスPの周期は任意に選択でき、図4では、継続時間は0.32μ秒程度とされている。

40

【0048】

パルスPは、時間Rの時点で時間的に位相を偏移されている。時間Rの時点とは、バーカー・コードの位相が偏移する時点である。

【0049】

従来のように、圧電素子の変調帯域より広い変調速度でパルスPの位相が偏移されると、図8(a)で示したように、位相の偏移の時点で電気信号に含まれる高周波成分に相当する超音波信号成分が圧電素子で超音波信号に変換されない。そのため、位相の偏移の時点で電気信号には、圧電素子の変調帯域を越える周波数成分の超音波信号は被検体Hに向けて送信されない。従って、位相の偏移の時点でのパルスAPに振幅が小さくなってしまふ。

【0050】

50

そこで、本実施形態においては、パルス A P の振幅を他のパルス P の振幅より大きく生成する。すなわち、本実施形態に係る電気信号波形のパルス系列においては、このように複数のパルス P をコード化したパルス系列において、当該複数のパルス P の中で位相が偏移する前後のパルス P の振幅 A P が他のパルスの振幅より大きく生成されている。

【0051】

このように、他のパルス P の振幅より振幅を大きく生成したパルス A P を含むパルス系列を圧電素子に入力し、圧電素子が生成した第 1 超音波信号は、図 5 ( a ) に示すように、パルス A P の振幅が、図 8 ( a ) で示した従来のパルス A P の振幅より増加させることが可能となる。従って、このように、他のパルス P の振幅より振幅を大きく生成したパルス A P を含むパルス系列を図 5 ( b ) に示すように、受信信号処理部 1 4 において、自らと同じ電気信号波形でパルス圧縮を行えば、図 5 ( c ) に示すように、復号されたパルス波形は、ピーク値が高くなり、サイドローブが小さくなる。従って、S / N 比は向上し、符号化の効果が十分に得られることとなる。

10

【0052】

パルス P の中で位相が偏移する前後のパルス P の振幅 A P が他のパルスの振幅より大きく生成するには、超音波を送信する圧電素子に電圧を印加する送信部 1 2 に備えられた不図示のパルサの振幅 A P 部分の印加電圧を大きくすればよい。パルサに印加する電圧の波形は予め記憶部 1 9 に記憶させておき、制御部 1 7 は、第 1 超音波信号の送信時に記憶部 1 9 からパルサの印加電圧を取り出して送信部 1 2 を制御する。なお、パルサに印加する電圧の波形は、予め送信部 1 2 に備えられた不図示の記憶部に記憶させておいてもよい。

20

【0053】

このように、第 2 超音波信号を受信信号処理部 1 4 にてパルス圧縮を行った後、所定の信号処理を施し、超音波画像を生成し、画像処理部 1 5 へ出力し、表示する。

【0054】

なお、本実施形態においては、超音波プローブ 2 は超音波診断装置本体 1 と有線接続されていても、無線接続されていてもよい。

【0055】

以上のように、本実施形態によれば、複数のパルスをコード化したパルス系列であって、当該複数のパルスの中で位相が変化する前後のパルスの振幅が他のパルスの振幅より大きいパルス系列の電気信号を生成する生成手段と、電気信号を超音波信号に変換する圧電素子を備えた送信手段と、送信手段が送信した超音波信号が被検体において反射して生成された第 2 超音波信号を受信し電気信号に変換する受信手段と、電気信号を圧縮してパルス系列を形成するデコード用フィルタ手段と、圧縮されたパルス系列から前記被検体内の超音波画像を生成する画像処理部と、を有することで、圧電素子の帯域制限によらず、復号時に高い S / N 比を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

30

【0056】

また、本実施の形態によれば、コードは、バーカー・コードを用い、位相が偏移する前後のパルス P の振幅 A P が他のパルスの振幅より大きく生成することで、圧電素子の帯域制限によらず、復号時に高い S / N 比を得ることができる超音波診断装置を提供することができる。

40

【0057】

また、本実施の形態によれば、第 1 圧電部と第 2 圧電部の少なくとも一方を形成する圧電材料に有機圧電材料を採用することで、高周波の第 2 超音波信号を広帯域に受信することができるので、鮮明な超音波画像を得ることができる。

【0058】

また、本実施の形態によれば、有機圧電材料に、フッ化ビニリデンの重合体、または、フッ化ビニリデンとトリフルオロエチレンの共重合体を用いることで、第 2 超音波信号の高感度な検出が可能となり、より鮮明な超音波画像を得ることができる。

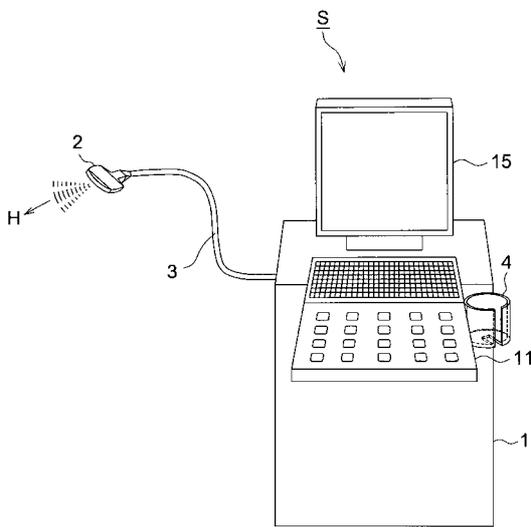
【符号の説明】

【0059】

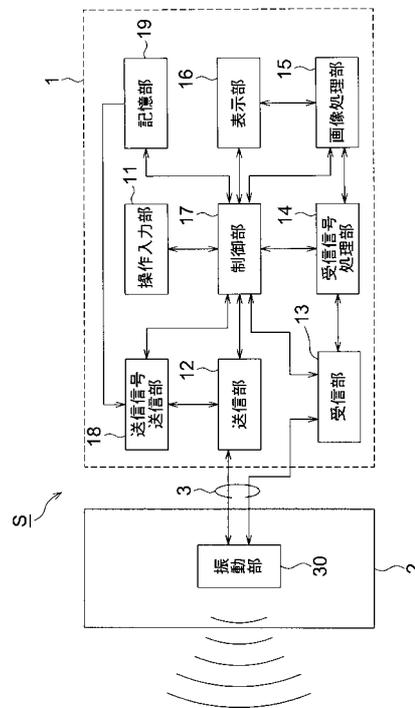
50

- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波プローブ
- 3 ケーブル
- 4 超音波プローブフォルダ
- 11 操作入力部
- 12 送信部
- 13 受信部
- 14 受信信号処理部
- 15 画像処理部
- 16 表示部
- 17 制御部
- 18 送信信号処理部
- 19 記憶部
- H 被検体
- S 超音波診断装置

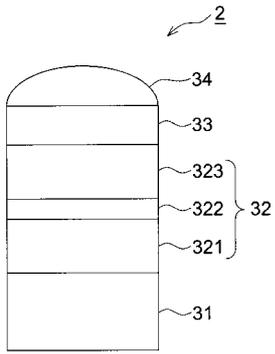
【図1】



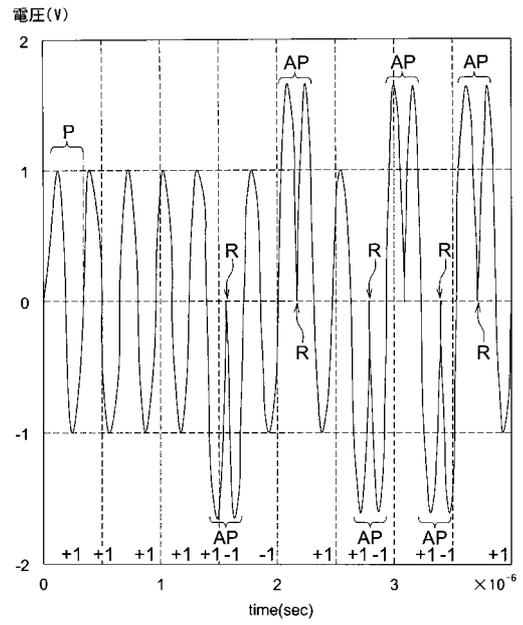
【図2】



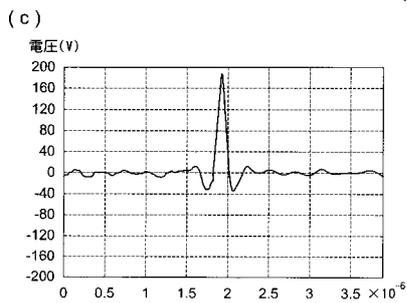
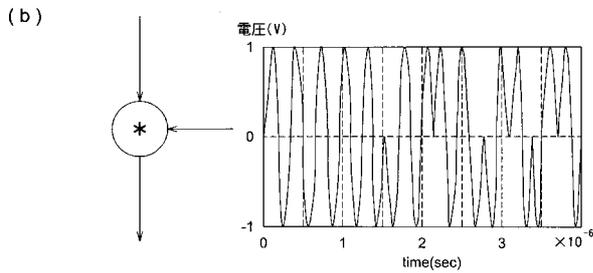
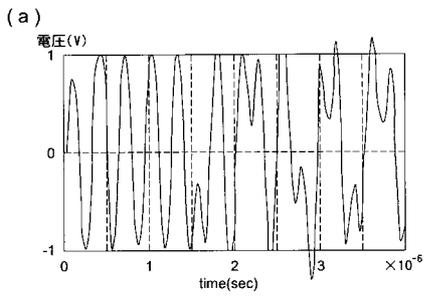
【 図 3 】



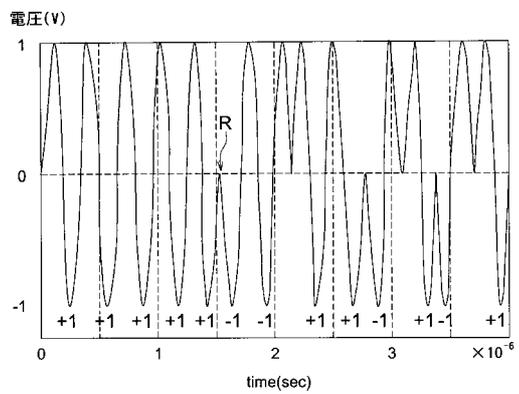
【 図 4 】



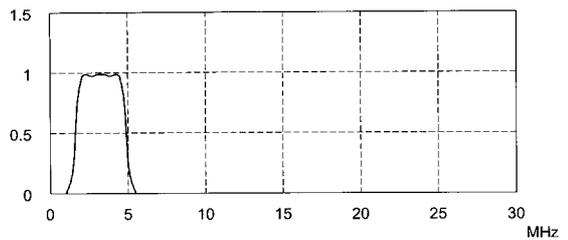
【 図 5 】



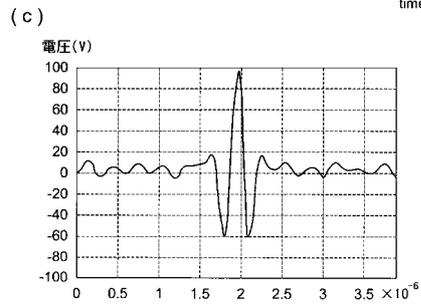
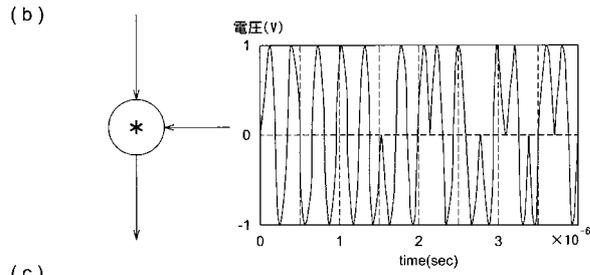
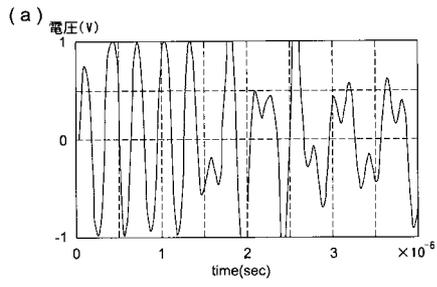
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011189046A</a>	公开(公告)日	2011-09-29
申请号	JP2010059020	申请日	2010-03-16
[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	堀内亮		
发明人	堀内亮		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH11 4C601/JB44		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，当使用诸如巴克码之类的代码执行代码激励时，无论压电元件的频带限制如何，都能够解码时获得高S/N比。 解决方案：该脉冲序列对多个脉冲进行编码并产生脉冲序列的电信号，其中在多个脉冲之间的相位变化之前和之后的脉冲的幅度大于其他脉冲的幅度。一种发送单元，包括：压电元件，用于将电信号转换为超声信号；第二发送单元，用于接收由发送单元发送的超声信号产生的第二超声信号被对象反射，一种解码装置，用于压缩电信号以形成脉冲序列；以及图像处理部分，用于从压缩脉冲序列产生对象中的超声图像。 .The

