

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5637960号
(P5637960)

(45) 発行日 平成26年12月10日(2014.12.10)

(24) 登録日 平成26年10月31日(2014.10.31)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2011-210349 (P2011-210349)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成23年9月27日(2011.9.27)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
(65) 公開番号	特開2013-70734 (P2013-70734A)	(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
(43) 公開日	平成25年4月22日(2013.4.22)	(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
審査請求日	平成24年12月21日(2012.12.21)	(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	大澤 敦 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

パッキング材の表面上に配列された複数の無機圧電素子と、
前記複数の無機圧電素子の上で且つ前記複数の無機圧電素子の全体にわたって延在する音響整合層と、

前記複数の無機圧電素子の配列ピッチよりも狭いピッチで前記音響整合層の上に配列され且つそれぞれ前記複数の無機圧電素子から送信される基本波の波長 に対して / 4 共振条件を満たす厚さと 10 pF 以下の静電容量を有する複数の有機圧電素子と、

前記複数の有機圧電素子を第2の音響整合層として前記複数の無機圧電素子から超音波を送信する送信回路と、

前記複数の有機圧電素子を非共振型の受信デバイスとして利用して超音波エコーを受信することにより得られた受信信号をそれぞれの前記有機圧電素子に対して 0.1 ~ 5 倍の静電容量を有する伝送ケーブルを介してアンプに伝送して増幅し、デジタル信号に変換した後、受信フォーカス処理してサンプルデータを生成する受信回路と、

前記受信回路で生成されたサンプルデータに基づいて前記複数の無機圧電素子から送信される基本波に対する n 次高調波の周波数で画像化することにより超音波画像を生成する画像生成部と

を備え、

前記複数の有機圧電素子は、

前記音響整合層の上に配列形成され且つ前記複数の有機圧電素子に対応して互いに分離

された複数の有機圧電素子用信号線電極層と、

前記複数の有機圧電素子用信号線電極層の上に接合され且つ前記複数の有機圧電素子用信号線電極層にわたって延在する有機圧電体と、

前記音響整合層とは反対側の前記有機圧電体の全面上に接合された有機圧電素子用接地電極層と

を有し、前記複数の有機圧電素子用信号線電極層のそれぞれは、前記複数の有機圧電素子に面する前記音響整合層の表面部に形成された溝を介して隣接する有機圧電素子用信号線電極層から分離されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記受信回路は、前記複数の無機圧電素子により得られた受信信号と前記複数の有機圧電素子により得られた受信信号の双方に基づいてサンプルデータを生成する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

パッキング材の表面上に配列された複数の無機圧電素子と、前記複数の無機圧電素子の上で且つ前記複数の無機圧電素子の全体にわたって延在する音響整合層と、前記複数の無機圧電素子の配列ピッチよりも狭いピッチで前記音響整合層の上に配列され且つそれぞれ前記複数の無機圧電素子から送信される基本波の波長 λ に対して $\lambda/4$ 共振条件を満たす厚さと 10 pF 以下の静電容量を有する複数の有機圧電素子とを含み、前記複数の有機圧電素子は、前記音響整合層の上に配列形成され且つ前記複数の有機圧電素子に対応して互いに分離された複数の有機圧電素子用信号線電極層と、前記複数の有機圧電素子用信号線電極層の上に接合され且つ前記複数の有機圧電素子用信号線電極層にわたって延在する有機圧電体と、前記音響整合層とは反対側の前記有機圧電体の全面上に接合された有機圧電素子用接地電極層とを有し、前記複数の有機圧電素子用信号線電極層のそれぞれは、前記複数の有機圧電素子に面する前記音響整合層の表面部に形成された溝を介して隣接する有機圧電素子用信号線電極層から分離されている超音波探触子を用い、前記複数の有機圧電素子を第 2 の音響整合層として前記複数の無機圧電素子から超音波を送信し、

20

前記複数の有機圧電素子を非共振型の受信デバイスとして利用して超音波エコーを受信し、

前記複数の有機圧電素子により得られた受信信号をそれぞれの前記有機圧電素子に対して $0.1 \sim 5$ 倍の静電容量を有する伝送ケーブルを介してアンプに伝送して増幅し、デジタル信号に変換した後、受信フォーカス処理してサンプルデータを生成し、

30

生成されたサンプルデータに基づいて前記複数の無機圧電素子から送信される基本波に対する n 次高調波の周波数で画像化することにより超音波画像を生成する

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、アレイ状に配列された複数の有機圧電素子を用いて超音波の送受信を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、超音波探触子から被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを超音波探触子で受信して、その受信信号を電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

また、近年、より正確な診断を行うために、被検体の非線形性により超音波波形が歪むことで発生する高調波成分を受信して映像化するハーモニックイメージングが脚光を浴びつつある。

このハーモニックイメージングに適した超音波探触子として、例えば、特許文献 1 に開

50

示されているように、チタン酸ジルコン酸鉛（PZT）等の無機圧電体を用いた複数の無機圧電素子とポリフッ化ビニリデン（PVDF）等の有機圧電体を用いた複数の有機圧電素子とを積層形成したものが提案されている。

無機圧電素子により高出力の超音波ビームを送信し、有機圧電素子により高調波の信号を高感度に受信することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平11-155863号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子との間には、無機圧電素子から発せられた超音波を効率よく送出させるために音響整合層が配置される。この音響整合層は、無機圧電素子から送信される基本波の波長 λ に対して $\lambda/4$ 共振条件を満たす厚さを有し、これにより、音響整合層の表面での反射を防止すると共に、無機圧電素子の音響インピーダンスと生体である被検体の音響インピーダンスとの中間的な値の音響インピーダンスを有する材料から形成されることで、音響インピーダンスのマッチングを行い、無機圧電素子から送信される超音波を効率よく被検体内に入射させるように構成されている。

【0006】

しかしながら、無機圧電素子と被検体とは、固有の音響インピーダンスが大きく異なるため、1つの音響整合層では十分なマッチング効果を得ることができない場合がある。

互いに異なる音響インピーダンスを有する複数の音響整合層を音響インピーダンスの値の順序で積層して使用方法もあるが、超音波探触子の構造が複雑になってしまう。

【0007】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、簡単な構造の超音波探触子を用いながらも、効率よく超音波の送出を行って高画質の超音波画像を生成することができる超音波診断装置および超音波画像生成方法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】

【0008】

この発明に係る超音波診断装置は、バックグ材の表面上に配列された複数の無機圧電素子と、複数の無機圧電素子の上で且つ複数の無機圧電素子の全体にわたって延在する音響整合層と、複数の無機圧電素子の配列ピッチよりも狭いピッチで音響整合層の上に配列され且つそれぞれ複数の無機圧電素子から送信される基本波の波長 λ に対して $\lambda/4$ 共振条件を満たす厚さと 10 pF 以下の静電容量を有する複数の有機圧電素子と、複数の有機圧電素子を第2の音響整合層として複数の無機圧電素子から超音波を送信する送信回路と、複数の有機圧電素子を非共振型の受信デバイスとして利用して超音波エコーを受信することにより得られた受信信号をそれぞれの有機圧電素子に対して $0.1 \sim 5$ 倍の静電容量を有する伝送ケーブルを介してアンプに伝送して増幅し、デジタル信号に変換した後、受信フォーカス処理してサンプルデータを生成する受信回路と、受信回路で生成されたサンプルデータに基づいて複数の無機圧電素子から送信される基本波に対する n 次高調波の周波数で画像化することにより超音波画像を生成する画像生成部とを備え、複数の有機圧電素子は、音響整合層の上に配列形成され且つ複数の有機圧電素子に対応して互いに分離された複数の有機圧電素子用信号線電極層と、複数の有機圧電素子用信号線電極層の上に接合され且つ複数の有機圧電素子用信号線電極層にわたって延在する有機圧電体と、音響整合層とは反対側の有機圧電体の全面上に接合された有機圧電素子用接地電極層とを有し、複数の有機圧電素子用信号線電極層のそれぞれは、複数の有機圧電素子に面する音響整合層の表面部に形成された溝を介して隣接する有機圧電素子用信号線電極層から分離されているものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

受信回路は、複数の無機圧電素子により得られた受信信号と複数の有機圧電素子により得られた受信信号の双方に基づいてサンプルデータを生成することもできる。

【 0 0 1 0 】

この発明に係る超音波画像生成方法は、バッキング材の表面上に配列された複数の無機圧電素子と、複数の無機圧電素子の上で且つ複数の無機圧電素子の全体にわたって延在する音響整合層と、複数の無機圧電素子の配列ピッチよりも狭いピッチで音響整合層の上に配列され且つそれぞれ複数の無機圧電素子から送信される基本波の波長 λ に対して $\lambda/4$ 共振条件を満たす厚さと 10 pF 以下の静電容量を有する複数の有機圧電素子とを含み、複数の有機圧電素子は、音響整合層の上に配列形成され且つ複数の有機圧電素子に対応して互いに分離された複数の有機圧電素子用信号線電極層と、複数の有機圧電素子用信号線電極層の上に接合され且つ複数の有機圧電素子用信号線電極層にわたって延在する有機圧電体と、音響整合層とは反対側の有機圧電体の全面上に接合された有機圧電素子用接地電極層とを有し、複数の有機圧電素子用信号線電極層のそれぞれは、複数の有機圧電素子に面する音響整合層の表面部に形成された溝を介して隣接する有機圧電素子用信号線電極層から分離されている超音波探触子を用い、複数の有機圧電素子を第2の音響整合層として複数の無機圧電素子から超音波を送信し、複数の有機圧電素子を非共振型の受信デバイスとして利用して超音波エコーを受信し、複数の有機圧電素子により得られた受信信号をそれぞれの有機圧電素子に対して $0.1 \sim 5$ 倍の静電容量を有する伝送ケーブルを介してアンプに伝送して増幅し、デジタル信号に変換した後、受信フォーカス処理してサンプルデータを生成し、生成されたサンプルデータに基づいて複数の無機圧電素子から送信される基本波に対する n 次高調波の周波数で画像化することにより超音波画像を生成する方法である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

この発明によれば、複数の有機圧電素子を第2の音響整合層として複数の無機圧電素子から超音波を送信すると共に、複数の有機圧電素子を非共振型の受信デバイスとして利用して超音波エコーを受信するので、簡単な構造の超音波探触子を用いながらも、効率よく超音波の送出を行って高画質の超音波画像を生成することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 この発明の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 実施の形態で用いられた超音波探触子の構造を示す断面図である。

【 図 3 】 実施の形態における超音波探触子と受信回路の接続状態を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

図 1 に、実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、この超音波プローブ 1 に接続された診断装置本体 2 とを備えている。

超音波プローブ 1 は、超音波探触子 3 を有し、この超音波探触子 3 に送信回路 4 と受信回路 5 が接続され、送信回路 4 および受信回路 5 にプローブ制御部 6 が接続されている。

【 0 0 1 4 】

診断装置本体 2 は、超音波プローブ 1 の受信回路 5 に接続された信号処理部 11 を有し、この信号処理部 11 に D S C (Digital Scan Converter) 12、画像処理部 13、表示制御部 14 および表示部 15 が順次接続されている。画像処理部 13 には、画像メモリ 16 が接続され、信号処理部 11、D S C 12、画像処理部 13 および画像メモリ 16 により画像生成部 17 が形成されている。信号処理部 11、D S C 12 および表示制御部 14 に本体制御部 18 が接続されており、本体制御部 18 に操作部 19 および格納部 20 がそれぞれ接続されている。

また、超音波プローブ 1 のプローブ制御部 6 と診断装置本体 2 の本体制御部 18 が互い

10

20

30

40

50

に接続されている。

【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 1 の超音波探触子 3 は、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。

送信回路 4 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、プローブ制御部 6 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、超音波探触子 3 の複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサに供給する。

【 0 0 1 6 】

受信回路 5 は、超音波探触子 3 の各超音波トランスデューサで得られた受信信号を増幅して A / D 変換した後、プローブ制御部 6 からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、各受信信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれたサンプルデータ（音線信号）が生成される。

プローブ制御部 6 は、診断装置本体 2 の本体制御部 1 8 から伝送される各種の制御信号に基づいて、超音波プローブ 1 の各部の制御を行う。

【 0 0 1 7 】

診断装置本体 2 の信号処理部 1 1 は、超音波プローブ 1 の受信回路 6 で生成されたサンプルデータに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

D S C 1 2 は、信号処理部 1 1 で生成された B モード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。

画像処理部 1 3 は、D S C 1 2 から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 1 4 に出力する、あるいは画像メモリ 1 6 に格納する。

【 0 0 1 8 】

表示制御部 1 4 は、画像処理部 1 3 によって画像処理が施された B モード画像信号に基づいて、表示部 1 5 に超音波診断画像を表示させる。

表示部 1 5 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 1 4 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

【 0 0 1 9 】

操作部 1 9 は、操作者が入力操作を行うためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

格納部 2 0 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

【 0 0 2 0 】

本体制御部 1 8 は、操作者により操作部 1 9 から入力された各種の指令信号等に基づいて、診断装置本体 2 内の各部の制御を行うものである。

なお、信号処理部 1 1、D S C 1 2、画像処理部 1 3 および表示制御部 1 4 は、C P U と、C P U に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

【 0 0 2 1 】

ここで、超音波探触子 3 の構造を図 2 に示す。

バッキング材 3 1 の表面上に複数の無機圧電素子 3 2 が配列形成されている。複数の無機圧電素子 3 2 は、互いに分離された複数の無機圧電体 3 2 a を有し、それぞれの無機圧電体 3 2 a の一方の面に信号線電極層 3 2 b が接合され、他方の面に接地電極層 3 2 c が接合されている。すなわち、それぞれの無機圧電素子 3 2 は、専用の無機圧電体 3 2 a と信号線電極層 3 2 b と接地電極層 3 2 c から形成されている。

10

20

30

40

50

このような複数の無機圧電素子 3 2 の上に音響整合層 3 3 が接合されている。音響整合層 3 3 は、複数の分断されることなく、複数の無機圧電素子 3 2 の全体にわたって延在している。

【 0 0 2 2 】

この音響整合層 3 3 の上に複数の有機圧電素子 3 4 が配列形成されている。複数の有機圧電素子 3 4 は、これら複数の有機圧電素子 3 4 にわたって延在する共通の有機圧電体 3 4 a を有している。そして、音響整合層 3 3 に対向する有機圧電体 3 4 a の面上に複数の有機圧電素子 3 4 に対応して互いに分離された複数の信号線電極層 3 4 b が接合され、音響整合層 3 3 とは反対側の有機圧電体 3 4 a の全面上に複数の有機圧電素子 3 4 にわたって延在する共通の接地電極層 3 4 c が接合されている。

10

【 0 0 2 3 】

すなわち、それぞれの有機圧電素子 3 4 は、専用の信号線電極層 3 4 b と、複数の有機圧電素子 3 4 に共通の有機圧電体 3 4 a および接地電極層 3 4 c から形成されている。このため、複数の有機圧電素子 3 4 の配列ピッチは、有機圧電体 3 4 a の面上に接合された複数の信号線電極層 3 4 b の配列ピッチのみにより決定されることとなる。この実施の形態においては、複数の信号線電極層 3 4 b は、無機圧電素子 3 2 の配列ピッチよりも狭いピッチで配列され、これにより、無機圧電素子 3 2 よりも狭いピッチで配列された複数の有機圧電素子 3 4 が形成されている。

さらに、複数の有機圧電素子 3 4 の上に保護層 3 5 を介して音響レンズ 3 6 が接合されている。

20

【 0 0 2 4 】

無機圧電素子 3 2 の無機圧電体 3 2 a は、チタン酸ジルコン酸鉛 (P Z T) に代表される圧電セラミックまたはマグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体 (P M N - P T) に代表される圧電単結晶から形成されている。一方、有機圧電素子 3 4 の有機圧電体 3 4 a は、ポリフッ化ビニリデン (P V D F) またはポリフッ化ビニリデン三フッ化エチレン共重合体等の高分子圧電素子から形成されている。

【 0 0 2 5 】

音響整合層 3 3 は、複数の無機圧電素子 3 2 から送信される基本波の波長 λ に対して $\lambda/4$ 共振条件を満たす厚さを有すると共に、複数の無機圧電素子 3 2 から送信される超音波を効率よく被検体内に入射させるように、無機圧電素子 3 2 の音響インピーダンスと有機圧電素子 3 4 の音響インピーダンスの中間的な値の音響インピーダンスを有する材料から形成されている。

30

【 0 0 2 6 】

図 3 に示されるように、受信回路 5 には、複数の無機圧電素子用 A / D コンバータ 5 1 と、複数の有機圧電素子用アンプ 5 2 および複数の有機圧電素子用 A / D コンバータ 5 3 が内蔵されており、それぞれの無機圧電素子 3 2 の信号線電極層 3 2 b に受信回路 5 内の対応する無機圧電素子用 A / D コンバータ 5 1 が接続され、それぞれの有機圧電素子 3 4 の信号線電極層 3 4 b に伝送ケーブル 5 4 を介して受信回路 5 内の対応する有機圧電素子用アンプ 5 2 および有機圧電素子用 A / D コンバータ 5 3 が順次接続されている。また、それぞれの無機圧電素子 3 2 の接地電極層 3 2 c およびそれぞれの有機圧電素子 3 4 の接地電極層 3 4 c は共に接地されている。

40

さらに、図 3 に示されていないが、それぞれの無機圧電素子 3 2 の信号線電極層 3 2 b に送信回路 4 が接続されている。

【 0 0 2 7 】

また、複数の有機圧電素子 3 4 は、複数の無機圧電素子 3 2 による超音波の送信時には、音響整合層 3 3 に続く第 2 の音響整合層として利用される。このため、それぞれの有機圧電素子 3 4 の有機圧電体 3 4 a は、複数の無機圧電素子 3 2 から送信される基本波の波長 λ に対して $\lambda/4$ 共振条件を満たす厚さ D を有すると共に、音響整合層 3 3 の音響インピーダンスと生体である被検体の音響インピーダンスの中間的な値の音響インピーダンスを有している。

50

例えば、無機圧電体 3 2 a を構成するチタン酸ジルコン酸鉛 (P Z T) は、約 3.5×10^6 ($\text{kg} / \text{m}^2 \text{s}$)、有機圧電体 3 4 a を構成するポリフッ化ビニリデン (P V D F) は、約 4×10^6 ($\text{kg} / \text{m}^2 \text{s}$)、生体物質は、骨部を除くと、 $1 \sim 2 \times 10^6$ ($\text{kg} / \text{m}^2 \text{s}$) 程度の固有の音響インピーダンスを有している。そこで、音響整合層 3 3 の音響インピーダンスを、無機圧電体 3 2 a の音響インピーダンスと有機圧電体 3 4 a の音響インピーダンスの中間的な値に設定すれば、無機圧電素子 3 2 から音響整合層 3 3 および有機圧電素子 3 4 を介して被検体まで、次第に音響インピーダンスの値が小さくなるような配列となり、十分なマッチング効果を発揮することができる。

【 0 0 2 8 】

また、複数の有機圧電素子 3 4 は、超音波エコーの受信時には、非共振型の受信デバイスとして利用される。一般に、有機圧電体 3 4 a を構成するポリフッ化ビニリデン (P V D F) またはポリフッ化ビニリデン三フッ化エチレン共重合体等の高分子圧電素子は、チタン酸ジルコン酸鉛 (P Z T) 等の圧電セラミックに比べて、機械的品質係数 Q_m が極めて低く、超音波診断における超音波エコーを受信する際に共振受信をすることがほとんどない。そこで、複数の有機圧電素子 3 4 を非共振型の受信デバイスとして扱うことで、幅広い波長の超音波を受信することができ、任意の周波数で画像化することが可能となる。

10

【 0 0 2 9 】

なお、アレイ化された有機圧電素子 3 4 は、数 $\text{pF} \sim 10 \text{ pF}$ 程度の極めて小さな静電容量を有するので、有機圧電素子 3 4 で得られた受信信号の減衰を防ぐため、それぞれの有機圧電素子 3 4 の信号線電極層 3 4 b と受信回路 5 内の有機圧電素子用アンプ 5 2 とを接続する伝送ケーブル 5 4 の静電容量が、有機圧電素子 3 4 の静電容量に対して $0.1 \sim 5$ 倍の範囲内の値に制限される。可能であれば、有機圧電素子用アンプ 5 2 が有機圧電素子 3 4 の信号線電極層 3 4 b に直結されるのが望ましい。

20

【 0 0 3 0 】

次に、この実施の形態の動作について説明する。

例えば、複数の無機圧電素子 3 2 が超音波の送信専用のトランスデューサとして、複数の有機圧電素子 3 4 が超音波の受信専用のトランスデューサとしてそれぞれ使用される。

超音波プローブ 1 の送信回路 4 からの駆動信号に従って、複数の無機圧電素子 3 2 の信号線電極層 3 2 b と接地電極層 3 2 c の間にそれぞれパルス状または連続波の電圧が印加され、それぞれの無機圧電素子 3 2 の無機圧電体 3 2 a が伸縮してパルス状または連続波の超音波が発生する。これらの超音波は、音響整合層 3 3、有機圧電素子 3 4、保護層 3 5 および音響レンズ 3 6 を介して被検体内に入射する。このとき、複数の有機圧電素子 3 4 が音響整合層 3 3 に続く第 2 の音響整合層として作用するため、十分なマッチング効果が発揮され、超音波が効率よく被検体内に入射することとなる。

30

被検体内に入射した超音波は互いに合成され、超音波ビームを形成して被検体内を伝搬する。

【 0 0 3 1 】

被検体からの超音波エコーが音響レンズ 6 および保護層 5 を介してそれぞれの有機圧電素子 3 4 に入射すると、有機圧電体 3 4 a が超音波の高調波成分に高感度に応答して伸縮し、信号線電極層 3 4 b と接地電極層 3 4 c の間に電気信号が発生し、受信信号として出力される。このとき、有機圧電素子 3 4 は、非共振型の受信デバイスとして利用されるので、幅広い波長の超音波を受信することができ、例えば、複数の無機圧電素子 3 2 から送信される基本波に対する n 次高調波成分も受信することができる。

40

【 0 0 3 2 】

それぞれの有機圧電素子 3 4 の信号線電極層 3 4 b から出力された受信信号は、受信回路 5 内の有機圧電素子用アンプ 5 2 で増幅された後、有機圧電素子用 A / D コンバータ 5 3 で A / D 変換され、さらに受信フォーカス処理が行われてサンプルデータが生成される。このとき、有機圧電素子 3 4 の静電容量に対し $0.1 \sim 5$ 倍の範囲内の静電容量を有する伝送ケーブル 5 4 を介してそれぞれの有機圧電素子 3 4 の信号線電極層 3 4 b から受信信号が受信回路 5 内の有機圧電素子用アンプ 5 2 に伝送されるため、伝送に伴う受信信号

50

の減衰を軽減することができる。

【 0 0 3 3 】

複数の有機圧電素子 3 4 からの受信信号により受信回路 5 で生成されたサンプルデータに基づいて、診断装置本体 2 の画像生成部 1 7 で高調波画像に対する画像信号が生成され、さらに、この画像信号に基づいて表示制御部 1 4 により高調波画像が表示部 1 5 に表示される。

このようにして、複数の有機圧電素子 3 4 で得られた受信信号を、複数の無機圧電素子 3 2 から送信される基本波に対する n 次高調波の周波数で画像化する等、任意の周波数で画像化して、超音波画像を生成することができる。

【 0 0 3 4 】

また、複数の無機圧電素子 3 2 を超音波の送受信兼用のトランスデューサとして使用することもできる。

この場合には、音響レンズ 3 6 および保護層 3 5 を介して有機圧電素子 3 4 で受信された超音波エコーが、さらに有機圧電素子 3 4 および音響整合層 3 3 を介してそれぞれの無機圧電素子 3 2 に入射し、無機圧電体 3 2 a が主に超音波の基本波成分に共振して伸縮し、信号線電極層 3 2 b と接地電極層 3 2 c の間に電気信号を発生する。この電気信号が、受信信号として出力され、受信回路 5 内の無機圧電素子用 A / D コンバータ 5 1 で A / D 変換される。

【 0 0 3 5 】

そして、A / D 変換された、複数の無機圧電素子 3 2 から得られた基本波成分に対応する受信信号と複数の有機圧電素子 3 4 から得られた高調波成分に対応する受信信号の双方に基づいて、受信回路 5 でサンプルデータが生成され、診断装置本体 2 の画像生成部 1 7 で画像信号が生成され、さらに、この画像信号に基づいて表示制御部 1 4 により超音波画像が表示部 1 5 に表示される。

このようにして、基本波成分と高調波成分を複合したコンパウンド画像を生成することができる。

【 0 0 3 6 】

この実施の形態においては、超音波エコーの受信時に、複数の有機圧電素子 3 4 を非共振型の受信デバイスとして利用するので、複数の無機圧電素子 3 2 からの送信超音波の波長を任意に設定することができる。また、複数の無機圧電素子 3 2 から送信される基本波が広帯域で、いわゆるリングングが極めて少なく、高画質の超音波画像の生成を図ることができる。

さらに、複数の有機圧電素子 3 4 により幅広い波長の超音波を受信することができるため、奥行き分解能が向上すると共に、検波周波数 / フィルタ周波数を任意に 2 種類以上の周波数に設定することができ、画像設計の自由度が向上する。

【 0 0 3 7 】

なお、複数の有機圧電素子 3 4 は、必ずしも複数の無機圧電素子 3 2 の配列ピッチより狭いピッチで配列形成する必要はなく、例えば、複数の有機圧電素子 3 4 を複数の無機圧電素子 3 2 と同じ配列ピッチ、または、複数の無機圧電素子 3 2 の配列ピッチより広いピッチで配列してもよい。ただし、図 2 に示したように、複数の有機圧電素子 3 4 が、複数の無機圧電素子 3 2 の配列ピッチよりも狭いピッチで配列されていれば、有機圧電素子 3 4 により高次の高調波成分を受信しても、グレーティングローブが発生しにくくなり、高画質の超音波画像を生成することが可能となる。

【 0 0 3 8 】

また、超音波プローブ 1 と診断装置本体 2 との接続は、有線による接続および無線通信による接続のいずれの形態をとることもできる。

【 符号の説明 】

【 0 0 3 9 】

1 超音波プローブ、2 診断装置本体、3 超音波探触子、4 送信回路、5 受信回路、6 プローブ制御部、11 信号処理部、12 D S C、13 画像処理部、14

10

20

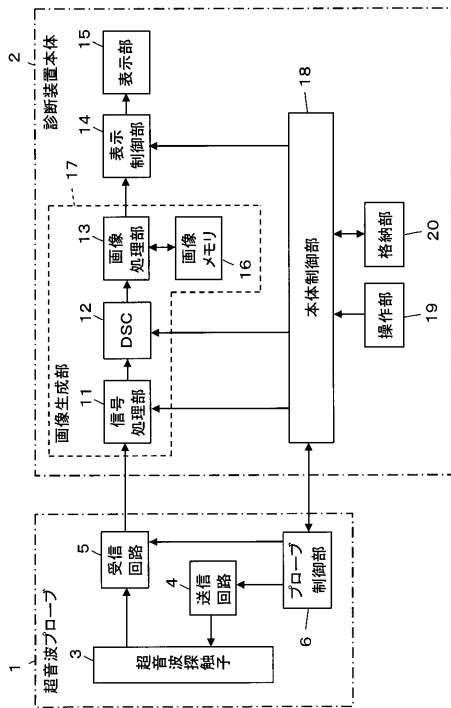
30

40

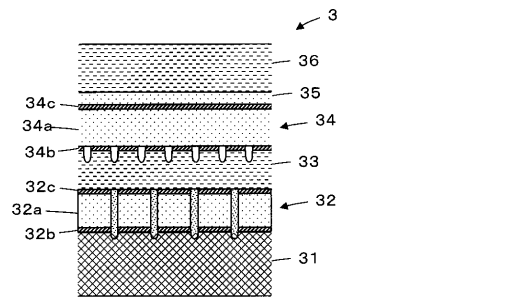
50

表示制御部、15 表示部、16 画像メモリ、17 画像生成部、18 本体制御部、19 操作部、20 格納部、31 バッキング材、32 無機圧電素子、32a 無機圧電体、32b 信号線電極層、32c 接地電極層、33 音響整合層、34 有機圧電素子、34a 有機圧電体、34b 信号線電極層、34c 接地電極層、35 保護層、36 音響レンズ、51 無機圧電素子用A/Dコンバータ、52 有機圧電素子用アンプ、53 有機圧電素子用A/Dコンバータ、54 伝送ケーブル、D 有機圧電体の厚さ。

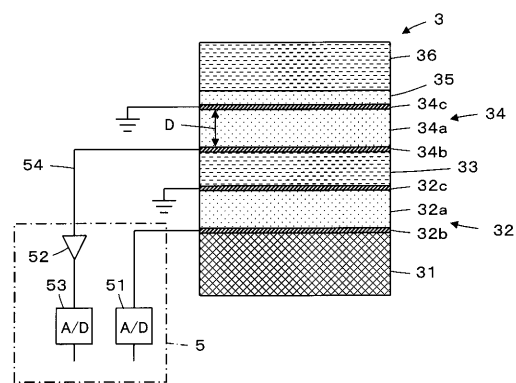
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

審査官 杉田 翠

- (56)参考文献 特開平11-155863(JP,A)
特開2011-062224(JP,A)
特開平06-030934(JP,A)
国際公開第2010/131394(WO,A1)
特開2011-010794(JP,A)
特開2011-160856(JP,A)
特開平09-033638(JP,A)
国際公開第2011/010413(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15
G01N29/00-29/02
29/04-29/06
29/09
29/12-29/26
29/28-29/30
29/38
29/44
H04R1/00
1/02
1/06
1/20
1/22
1/24
1/26
1/28
1/30
1/32
1/34
1/40
1/44
3/00
7/00
9/00
13/00
15/00
17/00
17/10
19/00
23/00
29/00
31/00

专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像产生方法		
公开(公告)号	JP5637960B2	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	JP2011210349	申请日	2011-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	大澤敦		
发明人	大澤 敦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	H01L41/1875 A61B8/4483 A61B8/4494 H01L41/0825 H01L41/193		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/GB03 4C601/GB29 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GB48		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2013070734A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其能够在使用具有简单结构的超声波探头的同时有效地传输超声波并产生高质量的超声波图像。有机压电元件34的有机压电体34a具有相对于从无机压电元件32传输的超声波的波长 λ 和信号线电极层34b满足 $\lambda/4$ 谐振条件的厚度D。用于接收电路5中的有机压电元件的放大器52经由传输电缆54连接，该传输电缆54具有在有机压电元件34的电容的0.1至5倍的范围内的电容，以及在接收时用作非共振接收装置，并且接收信号通过传输电缆54从信号线电极层34b传输到有机压电。在被传输到元件放大器52并被放大之后，该信号由用于有机压电元件的A/D转换器53进行A/D转换。[选中图]图3

【图 1】

