

(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2009-268807
(P2009-268807A)

(43) 公開日 平成21年11月19日(2009.11.19)

(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 4 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-123692 (P2008-123692)
(22) 出願日 平成20年5月9日 (2008.5.9)

(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 西尾 昌二
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
(72) 発明者 羽生 武
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

最終頁に続く

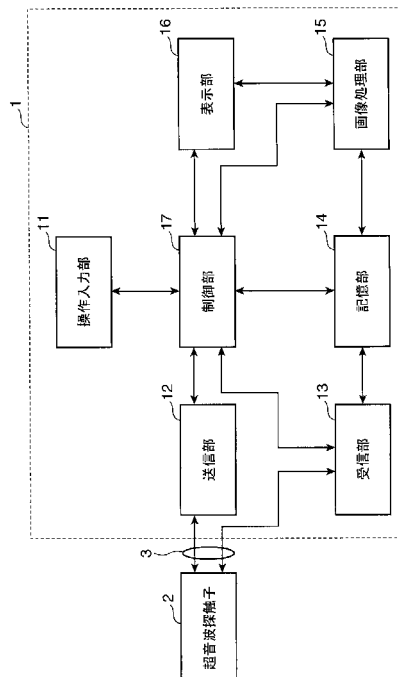
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体からの信号の情報量を減少させることなく、走査時間を短縮することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置Sは、圧電材料を備えてなり、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圧電部を有する超音波探触子2と、超音波探触子2で受信された被検体からの超音波信号に基づく信号から被検体の超音波画像を生成する画像処理部15とを備え、超音波探触子2は、被検体に対する複数の走査範囲を有し、画像処理部15は、それら複数の走査範囲からの超音波信号に基づく各信号を空間的に合成することで超音波画像を生成する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

圧電材料を備えてなり、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圧電部と、

前記圧電部で受信された被検体からの超音波信号に基づく信号から前記被検体の超音波画像を生成する画像処理部とを備え、

前記圧電部は、前記被検体に対する走査範囲が互いに異なる複数の部分を有し、

前記画像処理部は、前記圧電部の前記各部分で受信された前記被検体からの超音波信号に基づく各信号を空間的に合成することで超音波画像を生成する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記圧電部は、2次元アレイ状配列とされ、

前記アレイ状配列において行ごとに、前記被検体に対する走査範囲が異なる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記圧電部は、第 1 圧電部および第 2 圧電部を備え、

前記第 1 圧電部および前記第 2 圧電部は互いに積層されている請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記圧電部における前記第 1 圧電部の前記圧電材料は、無機圧電材料であり、

前記圧電部における前記第 2 圧電部の前記圧電材料は、有機圧電材料である請求項 3 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、超音波を用いて被検体内部を調べる超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波は、通常、16000Hz以上の音波をいい、非破壊および無害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応用されている。その一つに、被検体内を超音波で走査し、被検体内からの超音波の反射波（エコー）から生成した受信信号に基づいて当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、他の医療用画像機器に比べ小型で安価、X線のように被爆がなく安全性が高いおよびドップラー効果を応用して血流イメージングが可能等の特長を有している。そのため、循環器系（心臓の冠動脈）、消化器系（胃腸）、内科系（肝臓、膵臓、脾臓）、泌尿科系（腎臓、膀胱）および産婦人科系などで広く利用されている。超音波診断装置では、被検体に対して超音波を送受信する超音波探触子が用いられている。この超音波探触子は、圧電現象を利用することによって、送信の電気信号に基づいて機械振動して超音波を発生し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波の反射波を受けて受信の電気信号を生成する複数の圧電素子を備え、これら複数の圧電素子が例えばアレイ状に2次元配列されて構成されている（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

そして、近年では、超音波探触子から被検体内へ送信された超音波の周波数（基本周波数）成分ではなく、その高調波周波数成分によって被検体内の内部状態の画像を形成するハーモニックイメージング（Harmonic Imaging）技術が研究、開発されている（例えば、特許文献2参照）。このハーモニックイメージング技術は、基本周波数成分のレベルに比較してサイドローレベルが小さく、S/N比（signal to noise ratio）が良くなってコントラスト分解能が向上すること、周波数が高くなることによってビーム幅が細くなって横方向分解能が向上すること、近距離では音圧が小さくて音圧の変動が少ないために多重反射が抑制されること、および、焦点以遠の減衰が基本波並みであり高周波を基本波とする場合に較べて到達速度を大きく取れること等の様々な利点を有している。

10

20

30

40

50

【0004】

このハーモニクイメージング用の超音波探触子は、基本波の周波数から高調波の周波数までの広い周波数帯域が必要とされ、その低周波側の周波数領域が基本波を送信するための送信用に利用され、その高周波側の周波数領域が高調波を受信するための受信利用に利用される（例えば、特許文献3参照）。

【特許文献1】特開2004-088056号公報

【特許文献2】特開2001-286472号公報

【特許文献3】特開平11-276478号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

ところで、よりの確に検査や診断するためには、より高精度な画像が要望される。高精度の診断画像を得るためには、より詳細な情報を得る必要があることから、超音波による被検体の走査時間も長時間化する。

【0006】

本発明は、上述の事情に鑑みて為された発明であり、その目的は、被検体からの信号の情報量を減少させることなく、走査時間を短縮することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

20

本発明者は、種々検討した結果、上記目的は、以下の本発明により達成されることを見出した。すなわち、本発明に係る超音波新断層値の一態様では、圧電材料を備えてなり、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圧電部と、前記圧電部で受信された被検体からの超音波信号に基づく信号から前記被検体の超音波画像を生成する画像処理部とを備え、前記圧電部は、前記被検体に対する走査範囲が互いに異なる複数の部分を有し、前記画像処理部は、前記圧電部の前記各部分で受信された前記被検体からの超音波信号に基づく各信号を空間的に合成することで超音波画像を生成する。

【0008】

これにより、短い走査時間で、高コントラストおよび高解像度の超音波画像を得ることができる。

30

【0009】

また、上述の超音波診断装置は、前記圧電部は、2次元アレイ状配列とされ、前記アレイ状配列において行ごとに、前記被検体に対する走査範囲が異なることが好ましい。

【0010】

これにより、圧電部に被検体に対する走査範囲が異なる部分を適切に設置することができる。

【0011】

また、上述の超音波診断装置は、前記圧電部は、第1圧電部および第2圧電部を備え、前記第1圧電部および前記第2圧電部は互いに積層されていることが好ましい。

40

【0012】

これにより、圧電部が2層の第1および第2圧電部を備えるので、その一方を、例えば、第1圧電部を、超音波信号を送信する超音波送信部に用いると共に、その他方を、例えば、第2圧電部を、超音波信号を受信する超音波受信部に用いることができる。このため、超音波送信部の第1圧電部を送信用により適したものとすることができると共に、超音波受信部の第2圧電部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および第2圧電部がそれぞれ超音波送信部および超音波受信部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および第2圧電部が積層されているので、小型化が可能となる。

【0013】

50

また、上述の超音波診断装置は、前記圧電部における前記第1圧電部の前記圧電材料は、無機圧電材料であり、前記圧電部における前記第2圧電部の前記圧電材料は、有機圧電材料であることが好ましい。

【0014】

これにより、送信パワーを大きくすることが可能な無機圧電素子を第1圧電部に用いると共に、超音波を比較的広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電素子を第2圧電部に用いた超音波探触子が提供される。

【発明の効果】

【0015】

本発明は、被検体からの信号の情報量を減少させることなく、走査時間を短縮す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。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明に係る実施の一形態を図面に基づいて説明する。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。

【0017】

図1は、実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。図2は、実施形態における超音波診断装置の電氣的な構成を示すブロック図である。図3は、実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す図である。

【0018】

超音波診断装置5は、図1および図2に示すように、図略の生体等の被検体に対して超音波（超音波信号）を送信すると共に、被検体で反射した超音波の反射波（エコー）を受信する超音波探触子2と、超音波探触子2とケーブル3を介して接続され、超音波探触子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探触子2に被検体に対して超音波を送信させると共に、超音波探触子2で受信された被検体内からの超音波の反射波に応じて超音波探触子2で生成された電気信号の受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として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。なお、超音波探触子2は、複数の走査範囲を有して、これらの走査範囲を別個独立に走査することができる。例えば、これら複数の走査範囲を同時並行に走査することができる。そして、超音波診断装置5は、このようにそれぞれ独立の走査により得られた信号を空間的に合成することで超音波画像を生成する。

20

30

【0019】

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、画像処理部15と、表示部16と、制御部17と、記憶部14とを備えて構成されている。

【0020】

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。

【0021】

送信部12は、制御部17の制御に従って、超音波探触子2へケーブル3を介して電気信号の送信信号を供給して超音波探触子2に超音波を発生させる回路である。送信部12は、例えば、高電圧のパルス生成する高圧パルス発生器等を備えて構成される。受信部13は、制御部17の制御に従って、超音波探触子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、この受信信号を画像処理部15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。また、記憶部14は例えばRAM（Random Access Memory）等であって、受信部13からの電気信号の受信信号等を記憶する。

40

【0022】

50

画像処理部 15 は、制御部 17 の制御に従って、所定の信号から画像を生成する。具体的には、被検体で反射した超音波信号（エコー）に基づく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、空間合成技術等を用いて被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成する回路であり、例えばマイクロプロセッサ等の演算回路を備えて構成される。なお、画像処理部 15 は、超音波画像を生成する際には、記憶部 14 に記憶された受信信号を用いる。また、画像処理部 15 は、例えば B モード処理回路、ドブラ処理回路またはカラーモード処理回路等を備えている。受信回路部から出力されたデータはこれら処理回路にて所定の処理を施される。例えば、B モード処理回路は受信信号の振幅情報の映像化を行い、受信信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。また、ドブラ処理回路は受信信号からドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらに FFT（高速フーリエ変換）処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。また、カラーモード処理回路は、速度、分散、パワー等の情報を含む血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。前記血流情報には、2 値化情報として得られる。また、画像処理部 15 は、前記超音波ラスタデータを直交座標で表されるデータに変換する。

10

20

30

40

50

【0023】

また、本実施形態に係る超音波診断装置 S は、3 次元表示が可能であることが好ましい。例えば、画像処理部 15 では、まず被検体の組織形状を 2 次元情報として表す多数の断層像データを生成する。さらに、画像処理部 15 は、超音波探触子 2 の位置情報に基づいて、この断層像を 3 次元的に並べ、断層像間の間隙を補間し、ボクセル（voxel）と呼ばれる輝度の値を持った小さな立方体の集合体であるボリュームデータを構築し、さらにレンダリング処理により 3 次元画像を生成する。

【0024】

表示部 16 は、制御部 17 の制御に従って、画像処理部 15 で生成された被検体内の内部状態の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、有機 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。

【0025】

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、送信回路 12、受信回路 13、画像処理部 15、表示部 16 および記憶部 14 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。

【0026】

超音波探触子（超音波プローブ）2 は、例えば、図 3 に示すように、熱伝導層 21 と、音響制動部材 22 と、圧電部 23 と、第 1 音響整合層 24 と、音響レンズ 25 と、圧電部 23 に電気信号を送受信するための第 1 および第 2 信号線 27、29 と、接地線 28 と、基板 26 とを備えて構成される。

【0027】

熱伝導層 21 は、熱伝導性の高い材料、例えば金属等により構成されていて、圧電素子が機械振動することにより発生する熱を放熱するために、超音波探触子 2 の外部へと導く。音響制動部材 22 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 23 から音響制動部材 22 方向へ放射される超音波を吸収するものである。

【0028】

圧電部 23 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 23 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の電気信号を超音波信号へ変換してこの超音波信号を送信すると共に、受信した超音波信号を電気信号に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。超音波探触子 2 が被検体に当てられることによって圧電部 23 で生成された超音波信号が被検体内へ送信され、被検体内からの超音波の反射波が圧電部 23 で受信される。

【0029】

圧電部 23 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 および第 2 圧電部 231、234 を備え、第 1 および第 2 圧電部 231、234 は、互いに積層されている。具体的には、第 1 圧電部 231 上に第 2 圧電部 234 が積層され、第 2 圧電部 234 の前方に超音波信号の送受信面がある。なお、本実施形態では、第 1 および第 2 圧電部 231、234 の間には、互いに積層された第 2 および第 3 音響整合層 232、233 が配置されている。この第 2 および第 3 音響整合層 232、233 は、第 1 圧電部 231 と第 2 圧電部 234 とを積層するための部材であり、第 1 圧電部 231 と第 2 圧電部 234 との音響インピーダンスを整合させるものである。なお、第 1 圧電部 231 と第 2 圧電部 234 との間の音響整合層は、第 2 および第 3 音響整合層 232、233 の 2 層構造とすることで、1 層構造に比べて受信周波数の広帯域化が可能であり、整合させる音響インピーダンスの範囲が広がり、より効率良く超音波を伝えることができる。

10

20

30

40

50

【0030】

このように第 1 および第 2 圧電部 231、234 からなる 2 層構造の圧電部を備えているため、その一方を、例えば、第 1 圧電部 231 を、超音波信号を送信する超音波送信部に用いると共に、その他方、例えば、第 2 圧電部 234 を、超音波信号を受信する超音波受信部に用いることができる。このため、超音波送信部の第 1 圧電部 231 を送信用により適したものとすることができると共に、超音波受信部の第 2 圧電部 234 を受信用により適したものとすることができると共に、超音波送信部および超音波受信部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 および第 2 圧電部 231、234 が積層されているので、小型化が可能となる。

【0031】

また、本実施形態では、例えば、圧電部 23 における第 1 圧電部 231 は、無機圧電材料を備えて構成されており、この無機圧電材料から成る所定の厚さの圧電体における両面に一对の電極を備えて構成されている。この圧電体の厚さは、例えば、送信すべき超音波の周波数や無機圧電材料の種類等によって適宜に設定される。無機圧電材料は、例えば、いわゆる PZT、水晶、ニオブ酸リチウム (LiNbO_3)、ニオブ酸タンタル酸カリウム ($\text{K}(\text{Ta}, \text{Nb})\text{O}_3$)、チタン酸バリウム (BaTiO_3)、タンタル酸リチウム (LiTaO_3) およびチタン酸ストロンチウム (SrTiO_3) 等である。本実施形態では、このように送信パワーを大きくすることが可能な無機圧電素子が第 1 圧電部 231 に用いられている。

【0032】

そして、本実施形態では、例えば、圧電部 23 における第 2 圧電部 234 は、有機圧電材料を備えて構成されており、この有機圧電材料から成る所定の厚さの圧電体における両面に一对の電極を備えて構成されている。この圧電体の厚さは、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、この圧電体の厚さは、約 50 μm である。有機圧電材料は、例えば、フッ化ビニリデンの重合体を用いることができる。また例えば、有機圧電材料は、フッ化ビニリデン (VDF) 系コポリマを用いることができる。このフッ化ビニリデン系コポリマは、フッ化ビニリデンと他の単量体との共重合体 (コポリマ) であり、他の単量体としては、3 フッ化エチレン、テトラフルオロエチレン、パーフルオロアルキルビニルエーテル (PFA)、パーフルオロアルコキシエチレン (PAE) およびパーフルオロヘキサエチレン等を用いることができる。フッ化ビニリデン系コポリマは、その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、超音波探触子の仕様等に応じて適宜な共重合比が採用される。例えば、フッ化ビニリデン / 3 フッ化エチレンのコポリマの場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が 60 mol% ~ 99 mol% が好ましく、有機圧電素子が無機圧電素子に積層する複合素子の場合では、フッ化ビニリデンの共重合比が 85 mol% ~ 99 mol% がより好ましい。また、このような複合素子の場合では、他の単量体は、パーフルオロアルキルビニルエーテル (PF

A)、パーフルオロアルコキシエチレン(PAE)およびパーフルオロヘキサエチレンが好ましい。また例えば、有機圧電材料は、ポリ尿素を用いることができる。このポリ尿素の場合では、蒸着重合で圧電体を作製することが好ましい。ポリ尿素用のモノマとして、一般式、 $H_2N-R-NH_2$ 構造を挙げることができる。ここで、Rは、任意の置換基で置換されてもよいアルキレン基、フェニレン基、2価のヘテロ環基、ヘテロ環基を含んでもよい。ポリ尿素は、尿素誘導体と他の単量体との共重合体であってもよい。好ましいポリ尿素として、4,4'-ジアミノジフェニルメタン(MDA)と4,4'-ジフェニルメタンジイソシアナート(MDI)を用いる芳香族ポリ尿素を挙げることができる。本実施形態では、このように超音波を比較的広い周波数に亘って受信可能な特性を持つ有機圧電素子が第2圧電部234に用いられている。

10

【0033】

第1および第2信号線27、29は、超音波診断装置本体1の送信部12および受信部13と、ケーブル3を介して電氣的に接続されている。第1および第2信号線27、29は、それぞれ第2圧電部234から受信部13への電気信号および送信部12から第1圧電部231への電気信号を伝達する。また、接地線27は、第1および第2圧電部231、234を接地するためのものである。基板26には、電子回路素子が実装されていて、第1および第2信号線27、29および接地線27が接続されている。例えば、基板26には、超音波探触子2における超音波ビーム形成処理等の処理速度が向上するような回路が実装されることとすれば好ましい。例えば、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)や、例えばザイリングス(Xilinx)社のイージーパス(Easy Path)(登録商標)等のFPGA(Field Programmable Gate Array)を用いて基板26に実装される回路を構成すればよい。

20

【0034】

本実施形態では、圧電部23の第1圧電部231は、超音波診断装置本体1の送信部12からケーブル3および第2信号線29を介して電気信号が入力され、この電気信号を超音波信号へ変換し、この変換した超音波信号を第2および第3音響整合層232、233、第2圧電部234、第1音響整合層24および音響レンズ25を介して被検体へ送信する。そして、圧電部23の第2圧電部234は、超音波信号が音響レンズ25および第1音響整合層24を介して被検体から受信され、この受信された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第1信号線27およびケーブル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231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23を備えた超音波探触子2は、高調波のエコーを得るために比較的大きなパワーで基本波の超音波信号を送信することが必要なハーモニクイメーキ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234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23を備えた超音波探触子2は、高調波の超音波信号を受信することが必要なハーモニクイメーキ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。

30

【0035】

また、本実施形態の超音波探触子2は、複数の走査範囲を有するように構成されている。具体的には、圧電部23は被検体に対する走査範囲が互いに異なる複数の部分を有する。これら各部分の走査範囲を合わせた範囲が、超音波探触子2の被検体に対する全走査範囲である。例えば、圧電部23は、複数行を有する2次元アレイ状配列であるとし、それら各行ごとに互いに異なる走査範囲を有することとすればよい。具体的には、圧電部23は音響制動部材22上に、互いに所定の間隔を空けて平面視にて線形独立な2方向、例えば、互いに直交する2方向にm行×n列で配列される2次元アレイ状に配列されている(m、nは、正の整数である)。なお、これら複数の圧電素子の相互干渉を低減するために、これら複数の圧電素子間に、超音波を吸収する音響吸収材が充填されてもよい。この音響吸収材によって各圧電素子間におけるクロストークの低減が可能となる。

40

50

【0036】

図4は、実施形態に係る圧電部の構成を説明するための斜視図である。図4に示すように、本実施形態における圧電部23は、熱伝導層21および音響制動部材22上にm行×n列、図4に示す例では3行×4列の配列の2次元アレイ状に形成されている。圧電部23は、第1行23a、第2行23b、第3行23cを備えて構成され、これら各行は、被検体に対してそれぞれ異なる走査範囲を有している。図5は、圧電部の走査範囲を説明するための図であって、図5(A)は第1行の走査範囲を示す図であり、図5(B)は第2行の走査範囲を示す図であり、図5(C)は第3行の走査範囲を示す図である。図5(D)は走査範囲の全体を示す図である。図5(A)～(D)において、行方向は紙面に対して垂直方向であり、その方向に沿って第1行23a、第2行23b、第3行23cが配列されている。

10

【0037】

本実施形態に係る超音波探触子2は、音響レンズ25から被検体に向けて、放射状に超音波信号を放射する、いわゆるコンベックス型である。図5(D)に示すように、本実施形態に係る超音波探触子2の被検体に対する超音波31は放射状に放射され、その走査範囲は170度程度まで可能である。図5(A)に示すように、超音波探触子2における圧電部23の第1行23aによる被検体に対する超音波31による走査範囲30aは、図5(D)に示す全走査範囲30において、ほぼ3分の1程度の範囲であり、図において走査範囲30の右端とすればよい。また、図5(B)に示すように、超音波探触子2における圧電部23の第2行23bによる被検体に対する超音波31による走査範囲30bは、図5(D)に示す全走査範囲30において、ほぼ3分の1程度の範囲であり、図において走査範囲30の左端とすればよい。また、図5(C)に示すように、超音波探触子2における圧電部23の第3行23cによる被検体に対する超音波31による走査範囲30cは、図5(D)に示す全走査範囲30において、ほぼ3分の1程度の範囲であり、走査範囲30の中央部である。

20

【0038】

これら第1、第2および第3行23a、23b、23cから送信された超音波は、それぞれ独立に各走査範囲30a、30b、30cを走査する。具体的には、制御部17が各部を制御することで走査がなされる。なお、これらの範囲を同時に走査する際は、超音波の送受信において超音波同士の干渉が生じないようにすることが好ましい。例えば、各走査範囲30a、30b、30cにおいて、図5における右側から一斉に走査を開始することとすればよい。それにより、第1、第2および第3行23a、23b、23cの各走査により、互いに超音波による干渉が生じて超音波画像が劣化することはない。

30

【0039】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置Sは、被検体に対する全走査範囲30を一度に走査するのではなく、3つに分割して走査するため、例えば、これらを同時に並行処理することで走査時間が3分の1に短縮できる。このようにして、第1、第2および第3行23a、23b、23cのそれぞれにより得られた、被検体で反射された超音波信号に基づく各電気信号は受信部13を介して記憶部14に記憶される。画像処理部15は、記憶部14に記憶されている被検体で反射した超音波信号に基づく受信信号を、空間的に合成(空間合成処理)することで超音波画像を生成する。なお、隣接する走査範囲においては、重複して走査を行う可能性がある。例えば、走査範囲30aおよび走査範囲30cの境界付近では、第1行23aおよび第3行23cが互いに重複する範囲を走査する可能性がある。また、走査範囲30cおよび走査範囲30bの境界付近では、第3行23cおよび第2行23bが互いに重複する範囲を走査する可能性がある。ここで、これら重複する箇所の受信信号が超音波画像の生成において不要であれば、除去処理、平均化処理、輝度による調整処理等の画像処理により取り除けばよい。

40

【0040】

ここで、空間合成処理とは、具体的には、空間的に異なる方向からの複数の超音波ビームによる被検体からの反射受信信号を整相加算(位相を合わせて加算)することである。

50

これにより、得られた超音波画像において、被検体の組織性状に起因しない不規則に発生するスペックルノイズおよびアーチファクトを減少させることができ、超音波画像のコントラスト分解能が高まる。また、S/N比も向上する。なお、アーチファクトとは、例えば、屈折、多重反射、滑面の反射、超音波の指向性、減衰等により、超音波画像に現れる虚像である。また、スペックルノイズとは、アーチファクトの一種であって、被検体において、送信される超音波波長に比べ遥かに小さな反射体が密集している場合に、超音波の反射波や散乱波が干渉し合い生じる虚像である。

【0041】

具体的に、超音波ビームのスペックル信号を変化させるためには、超音波の伝播経路を変える方法および送信周波数を変える方法等がある。本実施形態では、上述のように、複数の異なる走査範囲を有しており、これら異なる走査範囲ごとに受信信号を得ることから、伝播経路の異なる受信信号を得ているといえる。そこで、画像処理部15は、第1、第2および第3行23a、23b、23cのそれぞれにより得られた、被検体で反射された超音波信号に基づく受信信号を整相加算することで、空間的に合成された超音波画像を生成することができる。これにより、高コントラストおよび高解像度の超音波画像を生成できる。なお、画像処理部15は整相加算回路を有することとすればよい。それにより、複数の受信信号を整相加算することができる。

10

【0042】

なお、圧電部23は、3行配列以外でもよい。行数を増やすことで、走査範囲30の分割数が増えるため、それらを同時に並行して走査することで走査時間をより短縮することができる。しかし、走査範囲30の分割数が増えると、圧電部23の各行で走査する走査範囲が狭くなるため、各行における超音波31の走査位置が近接することになり、走査時に干渉が生じる可能性が高い。そこで、分割数は10程度までが好ましい。

20

【0043】

また、圧電部23の1行ごとに異なる走査範囲を走査することとしたが、異なる走査範囲を有する部分を行ごととする必要はない。例えば、2次元アレイ状配列の圧電部23のうち、複数行を1つの組として複数組を構成し、これら各組ごとに被検体に対して異なる走査範囲を走査することとしてもよい。

【0044】

また、本実施形態では、第1圧電部231の圧電素子の個数と第2圧電部234の圧電素子の個数を同一とし、第1圧電部231の各圧電素子上に第2圧電部234の各圧電素子が積層される構成としたが、これらの個数は異なってもよい。例えば、第2圧電部234の圧電素子の個数が第1圧電部231の圧電素子の個数より多くてもよい。このように構成されることにより、第1圧電部231における1個の圧電素子のサイズ(大きさ)を大きくすることが可能となり、その送信パワーを大きくすることができると共に、第2圧電部234の圧電素子の個数を多くすることが可能となり、その受信分解能を向上させることが可能となる。

30

【0045】

また、第1音響整合層24は、圧電部23の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。より具体的には、本実施形態では、第1音響整合層24は、第1圧電部231の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとると共に、第2圧電部234の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの整合をとる部材である。音響レンズ25は、圧電部23から被検体に向けて送信される超音波信号を収束する部材であり、例えば、図3に示すように、円弧状に膨出した形状とされている。

40

【0046】

このような構成の超音波診断装置5では、例えば、操作入力部11から診断開始の指示が入力されると、制御部17は、受信信号を得るべく各部を制御し、次いで反射受信信号を得るべく各部を制御する。すなわち、制御部17の制御によって送信部12で電気信号の送信信号が生成される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル3を介して超

50

音波探触子 2 へ供給される。この生成された電気信号の送信信号は、ケーブル 3 および第 2 信号線 2 9 を介して超音波探触子 2 の第 1 圧電部 2 3 1 へ供給される。第 1 圧電部 2 3 1 は、この電気信号の送信信号が供給されることによって超音波信号を放射する。第 1 圧電部 2 3 1 から音響制動部材 2 2 方向へ放射された超音波信号は、音響制動部材 2 2 によって吸収される。また、第 1 圧電部 2 3 1 から第 2 および第 3 音響整合層 2 3 2、2 3 3 方向へ放射された超音波信号は、第 2 および第 3 音響整合層 2 3 2、2 3 3、第 2 圧電部 2 3 4、第 1 音響整合層 2 4 および音響レンズ 2 5 を介して放射される。超音波探触子 2 が被検体に例えば当接されていると、これによって超音波探触子 2 から被検体に対して超音波が送信される。なお、超音波探触子 2 は、被検体の表面上に当接して用いられてもよいし、被検体の内部に挿入して、例えば、生体の体腔内に挿入して用いられてもよい。この被検体に対して送信された超音波は、被検体内部における音響インピーダンスが異なる 1 または複数の境界面で反射され、超音波の反射波（エコー）となる。この反射波には、送信された超音波信号の周波数（基本波の基本周波数）成分だけでなく、基本周波数の整数倍の高調波の周波数成分も含まれる。例えば、基本周波数の 2 倍、3 倍、4 倍、5 倍および 6 倍等の第 2 高調波成分、第 3 高調波成分、第 4 高調波成分、第 5 高調波成分および第 6 高調波成分等も含まれる。この反射波の超音波信号は、超音波探触子 2 で受信される。より具体的には、この反射波の超音波信号は、音響レンズ 2 5 および第 1 音響整合層 2 4 を介して圧電部 2 3 の第 2 圧電部 2 3 4 で受信され、第 2 圧電部 2 3 4 で機械的な振動が電気信号に変換されて反射受信信号として取り出される。この取り出された電気信号の反射受信信号は、ケーブル 3 を介して超音波診断装置本体 1 の受信部 1 3 へ出力される。受信部 1 3 は、この入力された反射受信信号を受信処理し、より具体的には、例えば増幅した後にアナログ信号からデジタル信号へ変換する。そして、そのデジタル信号は記憶部 1 4 で記憶される。

10

20

30

40

50

【0047】

ここで、上述したように、圧電部 2 3 は 2 次元アレイ状配列における行ごとに、それぞれ異なる走査範囲を有しており、それらは独立して、被検体に対して超音波を送信し、各走査範囲における反射受信信号を得る。つまり、各走査範囲において別個に、第 1 圧電部 2 3 1 における複数の圧電素子から順次に超音波信号が被検体に向けて送信され、被検体で反射した超音波信号は走査範囲ごとに第 2 圧電部 2 3 4 で受信される。受信された走査範囲ごとの超音波信号は、制御部 1 7 の制御によって、受信部 1 3 を経て、記憶部 1 4 に記憶される。

【0048】

画像処理部 1 5 は、制御部 1 7 の制御によって、記憶部 1 4 に記憶されている走査範囲ごとの受信信号を空間的に合成させて全走査範囲における被検体内の内部状態の画像（超音波画像）を生成する。なお、超音波画像の生成には、送信から受信までの時間や受信強度等も考慮される。そして、表示部 1 6 は、制御部 1 7 の制御によって、画像処理部 1 5 で生成された被検体内の内部状態の画像を表示する。なお、上述のように、3 次元画像を表示することも可能である。

【0049】

また、画像処理部 1 5 における超音波画像の生成においては、高調波成分を用いるハーモニクイメーキング技術も用いる。このハーモニクイメーキング技術は、大別すると、フィルタ法と位相反転法（パルスインバージョン法）との 2 つの方法がある。このフィルタ法は、高調波検出フィルタにより基本波成分と高調波成分とを分離し、高調波成分だけを抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。また、この位相反転法は、同一方向に続けて互いに位相が反転している第 1 および第 2 送信信号を送信し、これら第 1 および第 2 送信信号に対応する第 1 および第 2 受信信号を加算することによって高調波成分を抽出し、この高調波成分から超音波画像を生成する方法である。

【0050】

また、本実施形態の超音波診断装置 S を実際に作製して診断を行った結果、従来のように被検体に対する走査範囲を分割せずに連続して全走査範囲を走査する超音波診断装置と

比較して、鮮明で解像度の高い断層像が得られることを確認した。なお、この際に使用した超音波診断装置 S は、128 行 × 9 列の 2 次元アレイ状配列の圧電部 23 を有し、第 1 圧電部 231 には超音波用 PZT を用い、第 2 圧電部 234 にはフッ化ビニリデン / 3 フッ化エチレン共重合体を用いた。なお、アレイ間隔（圧電素子の幅と圧電素子間の幅との和）は 300 μm、溝間隔（圧電素子間の幅）は 30 μm とした。また、共振周波数が 4 MHz になるように設計し、高次高調波受信に感度が高くなるように有機圧電素子を 8 MHz 受信に最適になるように共振周波数を調整した。また、全走査範囲を 36 度、72 度、116 度、144 度とする 4 種類の場合について、それぞれ走査範囲を 9 分割して、これら各走査範囲を同時に走査することとした。つまり、これら 9 フレームについての信号を一旦、記憶部 14 に記憶させ、画像処理部 15 によって空間合成処理により超音波画像を生成し、480 フレーム / 秒を得た。これらにおいて、上記 4 種類の走査範囲の違いにかかわらず、鮮明で解像度の高い断層像が得られることを確認した。

10

【0051】

また、本実施形態の超音波診断装置 S は、上述のように走査時間を短縮することができることから、被検体の診断時間が短くてすむ。そのため、例えば呼吸等による被検体の動きや、超音波探触子 2 を操作する際に生じる手ぶれ等の誤差を生じにくくすることができる。それにより、画質が向上する。つまり、本実施形態の超音波診断装置 S においては、走査時間が短縮されるだけでなく、画質も向上するという効果を奏する。なお、走査範囲を 9 分割にした場合では、走査範囲を分割しない従来のものに比べて、画質においては、S/N 比で 12 ~ 18 dB 以上、向上することが確認された。

20

【0052】

なお、上述の説明では、2 次元アレイ状配列された圧電部 23 の各行である第 1 ~ 第 3 行 23a、23b、23c が、それぞれ走査範囲 30a、30b、30c を走査することとした。すなわち、第 1 ~ 第 3 行 23a、23b、23c の走査範囲は、それぞれ走査範囲 30a、30b、30c とされていた。しかし、第 1 ~ 第 3 行 23a、23b、23c の各行は、走査範囲 30a、30b、30c を順次走査していくこととし、各行がすべての走査範囲を走査することとしてもよい。そして、それら走査範囲ごとに得られた受信信号を空間合成することで、超音波画像を生成してもよい。例えば、第 1 行 23a は、走査範囲 30a を走査した後に走査範囲 30c および走査範囲 30b を順次走査する。また、例えば、第 2 行 23b は、走査範囲 30b を走査した後に走査範囲 30a および走査範囲 30c を順次走査する。また、例えば、第 3 行 23c は、走査範囲 30c を走査した後に走査範囲 30b および走査範囲 30a を順次走査する。より具体的には、例えば、まず、第 1 ~ 第 3 行 23a、23b、23c は、それぞれ走査範囲 30a、30b、30c を走査する。次に、第 1 ~ 第 3 行 23a、23b、23c は、それぞれ走査範囲 30c、30a、30b を走査する。さらに次に、第 1 ~ 第 3 行 23a、23b、23c は、それぞれ走査範囲 30b、30c、30a を走査することとすればよい。これら走査は、具体的には、制御部 17 が各部を制御することで行われる。このように、第 1 ~ 第 3 行 23a、23b、23c が各走査範囲 30a、30b、30c を走査することで得られた、被検体で反射された超音波信号に基づく各電気信号は受信部 13 を介して記憶部 14 に記憶される。そして、画像処理部 15 は、記憶部 14 に記憶されている被検体で反射した超音波信号に基づく受信信号を、空間的に合成することで超音波画像を生成する。このようにすることで、空間合成される受信信号が多くなり、よりスペckルノイズが低減された超音波画像を生成することができる。

30

40

【0053】

本発明を表現するために、上述において図面を参照しながら実施形態を通して本発明を適切且十分に説明したが、当業者であれば上述の実施形態を変更および / または改良することは容易に為し得ることであると認識すべきである。したがって、当業者が実施する変更形態または改良形態が、請求の範囲に記載された請求項の権利範囲を離脱するレベルのものでない限り、当該変更形態または当該改良形態は、当該請求項の権利範囲に包括されると解釈される。

50

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】実施形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態におけ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】実施形態の超音波診断装置における超音波探触子の構成を示す図である。

【図4】実施形態に係る圧電部の構成を説明するための斜視図である。

【図5】圧電部の走査範囲を説明するための図であって、図5(A)は第1行の走査範囲を示す図であり、図5(B)は第2行の走査範囲を示す図であり、図5(C)は第2行の走査範囲を示す図である。図5(D)は走査範囲の全体を示す図である。

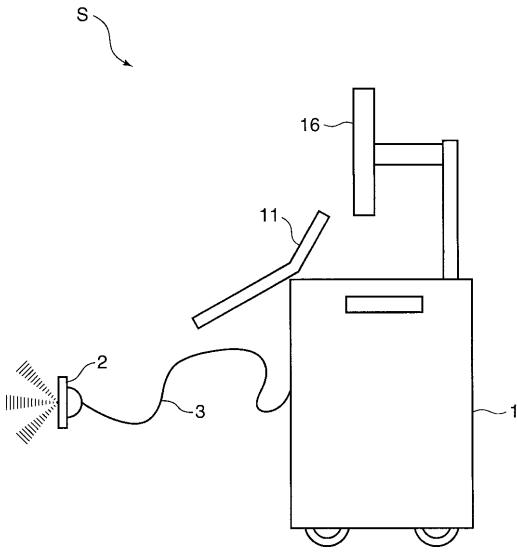
【符号の説明】

10

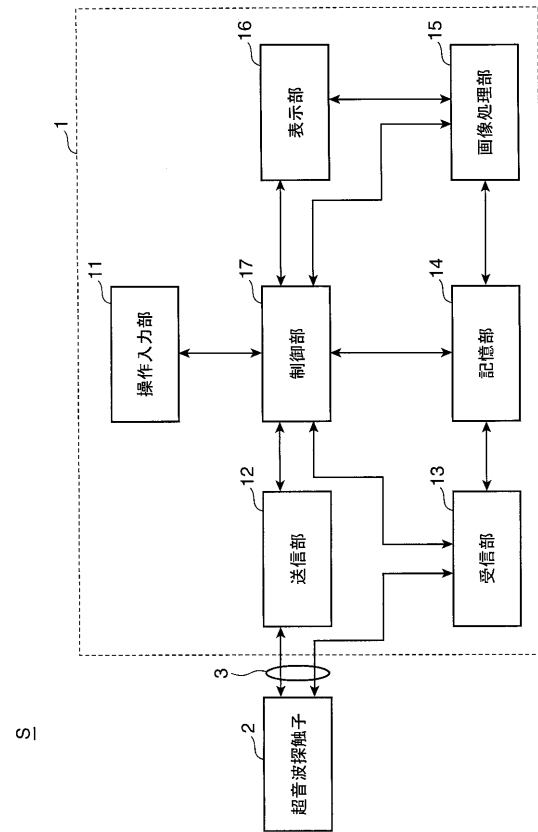
【0055】

1	超音波診断装置本体	
2	超音波探触子	
3	ケーブル	
11	操作入力部	
12	送信部	
13	受信部	
14	記憶部	
15	画像処理部	
16	表示部	20
17	制御部	
21	熱伝導層	
22	音響制動部材	
23	圧電部	
23a	第1行	
23b	第2行	
23c	第3行	
24	第1音響整合層	
25	音響レンズ	
26	基板	30
27	第1信号線	
28	接地線	
29	第2信号線	
30、30a、30b、30c	走査範囲	
31	超音波	
231	第1圧電部	
232	第2音響整合層	
233	第3音響整合層	
234	第2圧電部	
S	超音波診断装置	40

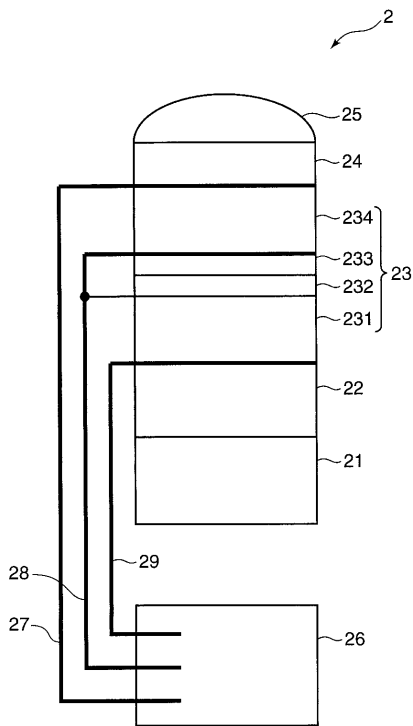
【 図 1 】



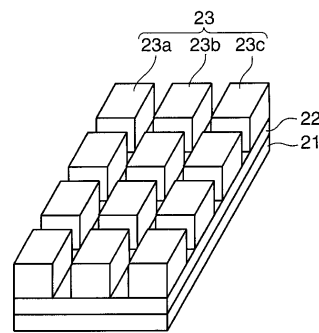
【 図 2 】



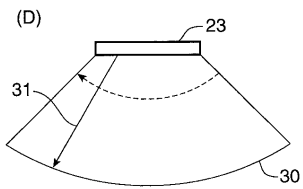
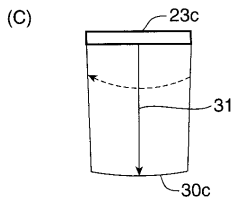
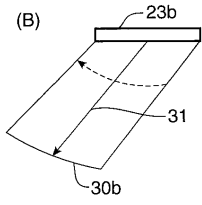
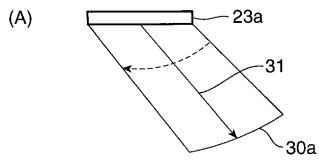
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 EE04 EE08 GB06 GB12 GB15 HH14 JC04 JC20

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009268807A	公开(公告)日	2009-11-19
申请号	JP2008123692	申请日	2008-05-09
[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	西尾昌二 羽生武		
发明人	西尾 昌二 羽生 武		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/GB12 4C601/GB15 4C601/HH14 4C601/JC04 4C601/JC20		
代理人(译)	樱井 智		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断设备，以缩短扫描时间，而不会减少来自受试者的信号信息量。解决方案：超声波诊断装置S包括：超声波探头2，其具有压电材料的压电部件，并且通过使用压电现象在电信号和超声波信号之间相互转换信号；图像处理部分15用于根据超声波探头2接收的信号并基于来自对象的超声波信号产生对象的超声波图像。超声波探头2具有相对于对象的多个扫描范围。图像处理部分15通过基于来自多个扫描范围的超声信号在空间上合成各个信号来产生超声图像。 Z

