

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5525789号
(P5525789)

(45) 発行日 平成26年6月18日(2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日(2014.4.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
G 0 1 N 29/24 (2006.01) G 0 1 N 29/24 5 0 2

請求項の数 11 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-227547 (P2009-227547)
 (22) 出願日 平成21年9月30日(2009.9.30)
 (65) 公開番号 特開2011-72587 (P2011-72587A)
 (43) 公開日 平成23年4月14日(2011.4.14)
 審査請求日 平成24年5月24日(2012.5.24)

(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
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 佐藤 良彰
 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
 審査官 樋口 宗彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波を送信し、エコーに応じた受信信号を出力する超音波プローブと、前記超音波プローブから伝送された前記受信信号に基づいて断層画像を生成する本体とからなり、

前記超音波プローブは、

基本周波数の超音波を送受信する第1超音波トランスデューサと、前記基本周波数の整数倍の周波数を有する高調波を受信可能な第2超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、

前記超音波トランスデューサアレイがエコーを受信したときに出力する信号を増幅するとともに、A/D変換する受信手段と、

参照信号を用いて前記受信信号を検波する検波手段と、

前記検波手段で検波された前記受信信号をシリアル化するシリアル化手段と、

エコーに応じて前記第1超音波トランスデューサが出力する信号を前記第2超音波トランスデューサが出力する信号に合算して前記受信手段へ入力させる第1モードと、前記第2超音波トランスデューサが出力する信号だけを前記受信手段へ入力させる第2モードとを切り替える切り替え手段と、

前記切り替え手段の状態に応じて、前記参照信号の角周波数を変化させる制御手段と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

10

20

前記第2超音波トランスデューサと前記受信手段との間に、共振周波数が可変の共振回路を備え、

前記制御手段は、前記角周波数を前記共振周波数に対応した角周波数に調節することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記制御手段は、前記第1モード時に前記共振周波数を前記基本周波数に調節し、前記第2モード時に前記共振周波数を前記高調波の周波数に調節することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記第1モード時に、エコーの受信時刻に応じて前記共振周波数を変化させることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

前記共振回路は、インダクタと可変容量キャパシタを並列に接続して形成され、前記共振周波数は、前記可変容量キャパシタのキャパシタンスにより調節されることを特徴とする請求項2ないし4いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記可変容量キャパシタがバリキャップであることを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記第1超音波トランスデューサは、無機材料からなる圧電素子から形成され、前記第2超音波トランスデューサは、有機材料からなる圧電素子から形成されることを特徴とする請求項1ないし6いずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項8】

前記第1超音波トランスデューサと前記第2超音波トランスデューサは積層して設けられることを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記超音波プローブと前記本体とは、持ち運び可能な可搬型であることを特徴とする請求項1ないし8いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記超音波プローブと前記本体を接続し、前記受信信号を伝送するケーブルを備え、前記ケーブルがUSB3.0、SATAgen2、10Gbasetのいずれかであることを特徴とする請求項1ないし9いずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項11】

前記超音波プローブから前記本体への前記受信信号の伝送が無線通信により行われることを特徴とする請求項1ないし9いずれか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、被検体に超音波を送信し、そのエコーに基づいて被検体内を観察する超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、エコーの基本周波数成分からなる受信信号とともに、エコーの高調波成分からなる受信信号を用いて被検体内を観察する超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、非侵襲的にリアルタイムに被検体の断層画像を観察することができるので、腹部検査や乳腺・甲状腺検査等、様々な部位の検査に利用されている。従来の超音波診断装置では、超音波トランスデューサから所定周波数の超音波を被検体内にパルス送信し、そのエコーを超音波の送信に用いた超音波トランスデューサで受信して、エコーに応じた受信信号を出力させ、これに基づいて被検体の断面を画像化する。

50

【0003】

超音波トランスデューサは、例えば、チタン酸ジルコン酸鉛（以下、PZTという）等の圧電材料を所定形状に形成した圧電素子からなる。このため、圧電素子の表裏に電圧を印加することにより、これに応じた周波数の超音波が被検体内に送信される。一方、被検体内から超音波トランスデューサにエコーが入射すると、入射したエコーの周波数に応じて圧電素子が伸縮して表裏に電位差が生じ、超音波トランスデューサはこれを受信信号として出力する。また、圧電素子の共振周波数は、その大きさや形状から予め定まっているので、超音波トランスデューサからは主に共振周波数（以下、基本周波数という）の超音波が送信されるとともに、超音波トランスデューサが出力する受信信号は入射したエコーの基本周波数成分（以下、基本波成分という）が主として反映されたものとなっている。

10

【0004】

さらに、エコーには基本周波数以外の周波数成分が含まれていることが知られている。こうした基本周波数以外の周波数成分は、生体による超音波の散乱が非線形現象であるために生じるものであり、より細かな被検体内の組織構造を反映している。このため、近年では、基本波の整数倍の周波数成分（以下、高調波成分という）を利用して断層画像を生成するハーモニックイメージングという手法が用いられるようになってきた。ハーモニックイメージングでは、多重反射やサイドローブによる影響を抑えられる。このため、高調波成分を利用して生成した断層画像は、基本波成分だけを利用する場合よりも、方位分解能やコントラスト分解能を向上させることができ、より鮮鋭な断層画像が得られることが知られている（特許文献1, 2）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第4192598号

【特許文献2】特開平11-276478号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

超音波診断装置は、従来、据え置き型の大型装置であり、大病院に設置されるものであったが、近年ではクリニック等の小病院や、病棟のベットサイド等に持ち運んで使用することが可能な可搬型の超音波診断装置が普及している。こうした可搬型の超音波診断装置は、内蔵するバッテリーからの電力供給だけで駆動させることを考慮して、超音波診断装置内の消費電力をできるだけ抑えることが求められる。しかし、超音波を送受信する超音波トランスデューサを低電圧駆動すると、被検体内からのエコー自体が弱くなるために感度不足となり、断層画像の画質が低下する。特に、エコーに含まれる高調波成分の低下が顕著であり、微細な組織構造の観察は困難になり、正確な診断が難しくなるという問題がある。

30

【0007】

また、超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波プローブで取得した受信信号の信号処理を行う本体とからなり、超音波プローブと本体とを接続するケーブルが超音波プローブの扱いの妨げになることがある。特に可搬型の超音波診断装置では、本体が容易に移動してしまうような小型サイズとなっているので、超音波プローブと本体とを接続するケーブルが太かったり、硬かったりすると、超音波プローブの動きに応じて本体までもが動き、診断の妨げになる。こうしたことから、超音波プローブと本体間のケーブルを細径化（あるいは無線化）することが求められている。

40

【0008】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、低電圧駆動であっても高調波成分を高感度を受信する超音波診断装置を提供することを目的とする。同時に、超音波プローブと本体との間のケーブルを細径化し、超音波プローブを扱い易い超音波診断装置を提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送信し、エコーに応じた受信信号を出力する超音波プローブと、前記超音波プローブから伝送された前記受信信号に基づいて断層画像を生成する本体とからなり、前記超音波プローブは、基本周波数の超音波を送受信する第1超音波トランスデューサと、前記基本周波数の整数倍の周波数を有する高調波を受信可能な第2超音波トランスデューサを含む超音波トランスデューサアレイと、前記超音波トランスデューサアレイがエコーを受信したときに出力する信号を増幅するとともに、A/D変換する受信手段と、参照信号を用いて前記受信信号を検波する検波手段と、前記検波手段で検波された前記受信信号をシリアル化するシリアル化手段と、エコーに応じて前記第1超音波トランスデューサが出力する信号を前記第2超音波トランスデューサが出力する信号に合算して前記受信手段へ入力させる第1モードと、前記第2超音波トランスデューサが出力する信号だけを前記受信手段へ入力させる第2モードとを切り替える切り替え手段と、前記切り替え手段の状態に応じて、前記参照信号の角周波数を変化させる制御手段と、を備えることを特徴とする。

10

【0010】

前記第2超音波トランスデューサと前記受信手段との間に、共振周波数が可変の共振回路を備え、前記制御手段は、前記角周波数を前記共振周波数に対応した角周波数に調節することが好ましい。

【0011】

前記制御手段は、前記第1モード時に前記共振周波数を前記基本周波数に調節し、前記第2モード時に前記共振周波数を前記高調波の周波数に調節することが好ましい。

20

【0012】

前記第1モード時に、エコーの受信時刻に応じて前記共振周波数を変化させることが好ましい。

【0013】

前記共振回路は、インダクタと可変容量キャパシタを並列に接続して形成され、前記共振周波数は、前記可変容量キャパシタのキャパシタンスにより調節されることが好ましい。

【0014】

前記可変容量キャパシタがバリキャップであることが好ましい。

30

【0015】

前記第1超音波トランスデューサは、無機材料からなる圧電素子から形成され、前記第2超音波トランスデューサは、有機材料からなる圧電素子から形成されることが好ましい。

【0016】

前記第1超音波トランスデューサと前記第2超音波トランスデューサは積層して設けられることが好ましい。

【0017】

前記超音波プローブと前記本体とは持ち運び可能な可搬型であることが好ましい。

40

【0018】

前記超音波プローブと前記本体を接続し、前記受信信号を伝送するケーブルを備え、前記ケーブルがUSB3.0、SATA Gen2、10Gbasetのいずれかであることが好ましい。

【0019】

前記超音波プローブから前記本体への前記受信信号の伝送が無線通信により行われることが好ましい。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、低電圧駆動であっても高調波成分を高感度に受信することができる。

50

同時に、超音波プローブと本体との間のケーブルを細径化し、超音波プローブを扱いやすくすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】可搬型の超音波診断装置の外観を示す構成図である。

【図2】超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図3】基本波受信時の回路図である。

【図4】高調波受信時の回路図である。

【図5】超音波診断装置の動作様態を示すタイミングチャートである。

【図6】超音波トランスデューサの感度を概略的に示す説明図である。

【図7】別の動作様態を示すタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図1に示すように、超音波診断装置10は、可搬型の超音波診断装置であり、本体11と超音波プローブ12とから構成される。本体11は、プロセッサ13とカバー14とからなる。プロセッサ13の上面には、種々の操作指示を入力するための複数のボタンやトラックボールが設けられた操作部16が配されている。カバー14の内面には、断層画像をはじめとして様々な操作画面を表示するモニタ17が設けられている。

【0023】

カバー14は、ヒンジ18を介してプロセッサ13に取り付けられており、操作部16とモニタ17とを露呈させる図示する開き位置と、プロセッサ13の上面とカバー14の内面を対面させて、操作部16とモニタ17を互いに覆って保護する閉じ位置（図示せず）との間で回動自在である。プロセッサ13の側面にはグリップ（図示せず）が取り付けられており、プロセッサ13とカバー14を閉じた状態で超音波診断装置10を持ち運ぶことができる。プロセッサ13のもう一方の側面には、超音波プローブ12が着脱自在に接続されるプローブ接続部19が設けられている。

【0024】

超音波プローブ12は、術者が把持して被検体にあてがう走査ヘッド21と、プローブ接続部19に接続されるコネクタ22と、これらをつなぐケーブル23とからなる。走査ヘッド21の先端部には、複数チャンネルの超音波トランスデューサをアジマス（AZ）方向に一直線に並べた超音波トランスデューサアレイ24が内蔵されている。

【0025】

図2に示すように、超音波トランスデューサアレイ24は、エレベーション（EL）方向の断面を見ると、ガラスエポキシ樹脂等の平板状の台座（図示しない）の上に、バックキング材31、第1電極32、第1圧電素子33、共通電極34、第2圧電素子36、第2電極37、音響整合層38、音響レンズ39が順次積層された構造となっている。これらのうち、第1電極32、第1圧電素子33、共通電極34から第1超音波トランスデューサ41が形成され、共通電極34、第2圧電素子36、第2電極37から第2超音波トランスデューサ42が形成される。このため、超音波トランスデューサアレイ24は1チャンネルに第1超音波トランスデューサ41と第2超音波トランスデューサ42が各々1つずつ積層された構造となっている。

【0026】

バックキング材31は、例えばエポキシ樹脂やシリコン樹脂からなり、超音波トランスデューサ33から台座側に発せられる超音波を吸収する。バックキング材31は、EL方向に垂直な断面がほぼ蒲鉾様に形成された凸状である。

【0027】

第1電極32は、共通電極34とともに第1圧電素子33を挟持するように配置される。第1電極32には第1圧電素子33の駆動パルス（Tx）が入力される。一方、第1圧電素子33が被検体内からのエコーを受信した時には、第1圧電素子33による受信信号は、第1電極32を通じて取得される。

10

20

30

40

50

【0028】

第1圧電素子33は、無機材料からなる圧電素子であり、例えば、チタン酸ジルコン酸鉛(PZT)からなる。第1圧電素子33は、EL方向に長い短冊状に形成され、AZ方向に複数、等間隔に配列される。各々の第1圧電素子33は、対応して設けられた第1電極32に駆動パルスが入力されると、駆動パルスに応じて伸縮し、形状から定まる周波数(基本周波数) f_1 の超音波を送信する。一方、被検体内からのエコーを受信すると、第1電極32と共通電極34との間にエコーに応じた電位差を生じさせる。こうして生じた電位差は、第1電極32を通じて第1受信信号として取得される。第1圧電素子33の共振周波数は第1圧電素子33の形状から定まるため、こうして第1圧電素子33から取得される第1受信信号は、基本周波数 f_1 近傍に高感度な受信信号である。第1超音波トランスデューサ41は送受信兼用の超音波トランスデューサである。

10

【0029】

共通電極34は、第1圧電素子33と第2圧電素子36との間に設けられ、走査ヘッド21の外装に接地される。同時に、共通電極34は、音響整合層として機能し、第1圧電素子33と第2圧電素子36間の音響インピーダンスの差を緩和する。

【0030】

第2圧電素子36は、有機材料からなる圧電素子であり、例えば、ポリフッ化ビニリデン(PVDF)からなる。第2圧電素子36は、第1圧電素子33と同様に、EL方向に短冊状に形成され、AZ方向に複数、等間隔に配列され、これらの間には充填材が充填される。第2圧電素子36は、有機材料からなるために明確な共振特性を示さないが、第2圧電素子36の厚さは概ね2次高調波(周波数 $2f_1$)のエコーに対して共振するように定められている。このため、第2圧電素子36がエコーを受信すると、共通電極34と第2電極37との間にエコーに応じた電位差を生じさせるが、この電位差は、2次高調波成分を含む広い周波数成分を反映したシグナルとなる。同時に、第2圧電素子36は、音響整合層として機能し、周囲の構造との音響インピーダンスの差を緩和する。第2圧電素子36からは超音波は発振せず、第2超音波トランスデューサ42は、受信専用の超音波トランスデューサである。

20

【0031】

第2電極37は、共通電極34とともに第2圧電素子36を挟持するように配置される。前述のように、第2圧電素子36がエコーを受信して共通電極34と第2電極37との間に生じさせる電位差は、第2電極37を通じて、第2受信信号として取得される。

30

【0032】

音響整合層38は、超音波トランスデューサアレイ24と被検体との音響インピーダンスの差を緩和する。音響レンズ39は、シリコーン樹脂等からなり、EL方向にほぼ蒲葦様に湾曲して設けられる。このため、音響レンズ39は、第1超音波トランスデューサ41から送信される超音波を、被検体内の観察部位に向けてEL方向に収束させる。

【0033】

超音波プローブ12は、上述のように形成される超音波トランスデューサアレイ24とともに、マルチプレクサ(MUX)51、52、送信回路53、共振回路54、受信回路56、直交検波部57、シリアル変換部58、通信IF61、制御部62を備える。

40

【0034】

マルチプレクサ51は、複数の第1超音波トランスデューサ41(第1電極32)と送信回路53とを切り替え自在に複数同時に接続する。また、マルチプレクサ51は、第1超音波トランスデューサ41でエコーを受信するときに、複数の第1超音波トランスデューサ41を選択し、モード切り替えスイッチ(以下、単にスイッチという)SWを介して受信回路56に接続させる。一方、マルチプレクサ52は、第2超音波トランスデューサ42でエコーを受信するときに、複数の第2超音波トランスデューサ42(第2電極37)を選択し、受信回路56に接続する。

【0035】

送信回路53は、マルチプレクサ51を介して接続された第1超音波トランスデューサ

50

4 1 に超音波を送信させる駆動パルスを入力する。このとき送信回路 5 3 は、複数の超音波トランスデューサ 4 1 のうち、所定数の第 1 超音波トランスデューサ 4 1 に選択的に駆動パルスを入力するとともに、所定のタイミングで遅延させながら駆動パルスをそれぞれ異なる組み合わせの第 1 超音波トランスデューサ 4 1 に入力する。これにより、超音波トランスデューサアレイ 2 4 は、所定の深さで A Z 方向に焦点を結ぶ超音波ビームを被検体内に送信する。

【 0 0 3 6 】

共振回路 5 4 は、第 2 超音波トランスデューサ 4 2 の近傍に、第 2 超音波トランスデューサ 4 2 と並列に接続される。この共振回路 5 4 は、後述するように、共振周波数が可変となっており、第 2 超音波トランスデューサ 4 2 から受信回路 5 6 に入力される第 2 受信信号の周波数を調節する。スイッチ S W がオフの場合には、第 2 超音波トランスデューサ 4 2 から第 2 受信信号が単独で、受信信号として受信回路 5 6 に入力される。このとき、共振回路 5 4 の共振周波数が調節されることによって、受信回路 5 6 に入力される受信信号（第 2 受信信号）の周波数が選択される。また、スイッチ S W がオンの場合には、第 1 超音波トランスデューサ 4 1 からの第 1 受信信号と、第 2 超音波トランスデューサ 4 2 からの第 2 受信信号が、同一の信号出力線を通して、合算された受信信号として受信回路 5 6 に入力される。このとき、共振回路 5 4 は、受信回路 5 6 に入力される受信信号のうち、第 2 受信信号由来の成分にのみ作用する。したがって、スイッチ S W がオンの場合には、第 1 受信信号と、共振回路 5 4 によって周波数が選別された第 2 受信信号とを合算した受信信号が受信回路 5 6 に入力される。

【 0 0 3 7 】

受信回路 5 6 は、アンプ 6 3、ローパスフィルタ（L P F）6 4、A / D 変換回路（A / D）6 6 からなる。受信回路 5 6 には、前述のようにスイッチ S W の状態に応じて、スイッチ S W がオンのときには第 1 受信信号と第 2 受信信号を合算したアナログの受信信号が入力され、スイッチ S W がオフのときには第 2 超音波トランスデューサ 4 2 から取得したアナログの第 2 受信信号が入力される。受信回路 5 6 は、入力された受信信号をアンプ 6 3 で増幅し、ローパスフィルタ 6 4 を通して高周波数のノイズを除去した後に、A / D 変換回路 6 6 によってデジタルの受信信号に変換し、直交検波部 5 7 に入力する。なお、受信回路 5 6 は、エコーの受信時にマルチプレクサ 5 1、5 2 によって一度に選択される第 1、第 2 超音波トランスデューサ 4 1、4 2 の個数に応じて、アンプ 6 3、ローパスフィルタ 6 4、A / D 変換回路 6 6 を複数セット備えている。このため、受信回路 5 6 は、同時に入力される複数の受信信号に対して上述の処理を同時に施し、これらを並列に直交検波部 5 7 に入力する。

【 0 0 3 8 】

直交検波部 5 7 は、受信回路 5 6 から入力された受信信号に対して直交検波処理を施して I 相信号及び Q 相信号を生成するとともに、所定のサンプリング周波数でサンプリングして、複素ベースバンド化する。なお、後述するように、直交検波部 5 7 は、共振回路 5 4 の共振周波数に応じた参照信号を用いて直交検波処理を施す。また、前述のように、直交検波部 5 7 は、受信回路 5 6 から同時に入力される複数の受信信号に、同時に直交検波処理を施し、それぞれ複素ベースバンド化し、シリアル変換部 5 8 に入力する。

【 0 0 3 9 】

シリアル変換部 5 8 は、直交検波部 5 7 から同時に入力される複数の受信信号をシリアル化する。こうしてシリアル化された受信信号は、コネクタ 2 2 やケーブル 2 3 等からなる通信 I F 6 1 を介して所定のプロトコルで本体 1 1 に転送される。また、操作部 1 6 から入力された情報等は、通信 I F 6 1 を介して制御部 6 2 に入力される。

【 0 0 4 0 】

制御部 6 2 は、超音波プローブ 1 2 内の各部と接続され、これらを統括的に制御する。例えば、制御部 6 2 は、超音波トランスデューサアレイ 2 4 から所定の超音波ビームが送信されるように、前述のように送信回路 5 3 を制御する。制御部 6 2 は、操作部 1 6 からの入力にしたがって、スイッチ S W のオンオフを切り替えることにより、超音波診断装置

10

20

30

40

50

10の動作モードを切り替える。さらに、制御部62は、スイッチSWのオンオフの状態等に応じて、共振回路54の共振周波数を調節すると同時に、調節後の共振回路54の共振周波数に対応する参照信号で直交検波処理が行われるように直交検波部57を制御する。

【0041】

本体11は、画像生成部71、制御部72、バッテリー76等を備える。画像生成部71は、超音波プローブ12から転送された受信信号から断層画像を生成する。このとき、画像生成部71は、まず、通信IF73を介して取得された受信信号を、元のパラレルデータに変換し、整相加算することにより受信フォーカス処理を施し、予め定められている走査線に沿った音線データを生成する。その後、画像生成部71は、1フレーム分の音線データから、Bモード画像やMモード画像といった断層画像を設定に応じて生成し、モニタ17に表示する。

10

【0042】

制御部72は、操作部16からの入力を受け、本体11の各部を統括的に制御するとともに、通信IF73を介して超音波プローブ12の制御部62に制御信号を入力し、超音波プローブ12の動作を制御する。

【0043】

バッテリー76は、本体11の各部に電力を供給するとともに、プローブ接続部19、コネクタ22、ケーブル23等(図1参照)を介して超音波プローブ12の各部に電力を供給する。

20

【0044】

上述のように構成される超音波診断装置10は、スイッチSWのオンオフの切り替えにより、エコーの基本波成分から断層画像を生成する通常モードと、高調波成分から断層画像を生成するティッシュハーモニックイメージング(THI)モードの2つの状態で動作する。いずれの動作モードにおいても、送信回路53から第1超音波トランスデューサ41に駆動パルスを入力することにより、超音波トランスデューサアレイ24から被検体内に超音波ビームを送信させる点は共通である。このとき、超音波診断装置10は、通常モード、THIモードのいずれの場合にも超音波トランスデューサアレイ24を低電圧で駆動することにより、バッテリー76の電力消費を抑える。

【0045】

図3に示すように、超音波診断装置10を通常モードで動作させる場合、スイッチSWはオンに切り替えられ、第1超音波トランスデューサ41からの信号出力線と、第2超音波トランスデューサ42の信号出力線が結ばれる。このため、通常モードでは、第1超音波トランスデューサ41からの第1受信信号と、第2超音波トランスデューサ42からの第2受信信号が合算された受信信号が受信回路56に入力される。

30

【0046】

なお、第1超音波トランスデューサ41及び第2超音波トランスデューサ42は、各々キャパシタンスが C_a 、 C_b のキャパシタとみなすことができる。また、共振回路54は、インダクタンスLのインダクタ(以下、インダクタLという)と、キャパシタンス C_v が可変の可変容量キャパシタ(以下、可変容量キャパシタ C_v という)を並列接続して形成されるとともに、ダンピング用の抵抗Rを介して信号出力線に接続される。ここでは、可変容量キャパシタ C_v として、印加する直流電圧の大きさによって空乏層の厚さを積極的に変更可能にしたダイオード(いわゆるバリキャップ)を用いる。

40

【0047】

通常モードでは、超音波プローブ12の制御部62は、共振回路54の共振周波数が基本周波数 f_1 となるように、 $f_1 = 1 / 2 (L \times C_1)$ を満たす C_1 に可変容量キャパシタ C_v を調節する。こうすると、共振回路54は、基本周波数 f_1 の信号に対してはほぼ無限大のインピーダンスを持つ回路として機能し、基本周波数 f_1 と異なる信号に対しては受信回路56よりも低インピーダンスの回路として機能する。このため、基本周波数 f_1 以外の周波数の第2受信信号は共振回路54を介してグラウンドに吸収される。一

50

方、基本周波数 f_1 の第2受信信号は信号出力線を通して受信回路56に伝達される。したがって、受信回路56に入力される受信信号は、第1超音波トランスデューサ41から出力されるほぼ基本波成分の第1受信信号と、第2超音波トランスデューサ42から出力される第2受信信号の基本波成分を合算したものなる。このとき、制御部62は、共振回路54の共振周波数 f_1 に合わせて、直交検波部57で用いられる参照信号の角周波数を $f_1 / 2 = \omega_1$ に調節する。

【0048】

直交検波部57は、受信回路56から出力された受信信号を2つに分岐する。一方では、参照信号 $\cos \omega_1 t$ を乗算し、ローパスフィルタ(LPF)81を通すことによってI相信号を生成し、サンプリング回路82によって所定のサンプリング周波数でサンプリングすることによりベースバンド化されたI相の受信信号をシリアル変換部58に入力する。他方では、参照信号 $\sin \omega_1 t$ を乗算し、ローパスフィルタ(LPF)83を通すことによってQ相信号を生成し、サンプリング回路84によってサンプリング回路82と同様にサンプリングすることにより、ベースバンド化されたQ相信号をシリアル変換部58に入力する。

10

【0049】

シリアル変換部58は、上述のように処理された受信信号をシリアルデータに変換して、本体11に転送する。本体11では、上述のようにして取得した受信信号から断層画像を生成し、モニタ17に表示する。したがって、通常モードでモニタ17上に表示される断層画像は、エコーの基本波成分によって被検体内を可視化したものである。

20

【0050】

一方、図4に示すように、超音波診断装置10をTHIモードで動作させる場合には、スイッチSWはオフに切り替えられ、第1超音波トランスデューサ41からの信号出力線は、受信回路56から切り離される。このため、受信回路58に入力される受信信号は、第2超音波トランスデューサ42からの第2受信信号に限られる。

【0051】

このとき、超音波プローブ12の制御部62は、共振回路54の共振周波数が2次高調波の周波数 $2f_1$ となるように、 $2f_1 = 1 / 2(L \times C_2)$ を満たす C_2 に可変容量キャパシタ C_v を調節する。このため、前述と同様に、共振回路54は、周波数 $2f_1$ の信号に対してはほぼ無限大のインピーダンスを持つ回路となり、これと異なる周波数の信号に対しては受信回路56よりも低インピーダンスの回路となる。このため、受信回路56に入力される受信信号は、第2超音波トランスデューサ42から出力される第2受信信号の2次高調波成分に制限される。これにより、超音波診断装置10は、超音波トランスデューサアレイ24を低電圧駆動しているにもかかわらず、2次高調波成分を高感度に受信する。このとき、制御部62は、共振回路54の共振周波数 $2f_1$ に合わせて、直交検波部57で用いられる参照信号の角周波数を $2f_1 / 2 = \omega_2$ に調節する。

30

【0052】

直交検波部57は、通常モードの場合と同様にして受信回路56から出力された受信信号を2つに分岐するが、上述のように定められた角周波数 ω_2 の参照信号 ($\cos \omega_2 t$ 、 $\sin \omega_2 t$) を各々乗算してローパスフィルタ81, 83を通すことにより、I相信号とQ相信号を各々生成する。そして、サンプリング回路82, 84によりサンプリングし、ベースバンド化したI相信号及びQ相信号をシリアル変換部58に入力する。

40

【0053】

その後は、通常モードの場合と同様に、本体11で断層画像が生成され、モニタ17上に表示される。但し、通常モードでは、基本波成分から生成された断層画像が表示されるのに対し、THIモードでは2次高調波成分から生成された断層画像が表示される。したがって、通常モード、THIモードはともに超音波トランスデューサアレイ24を低電圧駆動するが、THIモードにおける断層画像は、通常モードにおける断層画像よりも、より高精細である。

【0054】

50

超音波診断装置 10 では、操作部 16 の操作により、上述の通常モードと T H I モードをほぼ任意のタイミングで切り替えることができるようになっている。図 5 に示すように、超音波トランスデューサアレイ 24 から超音波ビームを送信させる駆動パルス T_x がある時刻 t_1 に入力（オン）された後、次の超音波ビームを送信させる駆動パルス T_x が時刻 t_2 に入力されるまでの間に操作部 16 から通常モードから T H I モードに切り替える操作がなされたとする。

【 0 0 5 5 】

このとき、制御部 62 は本体 11 の制御部 72 からモードを切り替える制御信号を受け、制御部 62 は、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの間は、スイッチ S_W をオンに維持する。同時に、可変容量キャパシタ C_v のキャパシタンスを C_1 に、直交検波部 57 における参照信号の角周波数 ω_1 を ω_1 に調節しながら、通常モードで超音波プローブ 12 を駆動する。このため、時刻 t_1 から時刻 t_2 までの間は、受信回路 56 に入力される受信信号 R_x は、基本周波数 f_1 の受信信号となる。

10

【 0 0 5 6 】

次いで、時刻 t_2 に制御部 62 は、スイッチ S_W をオフに切り替える。同時に、制御部 62 は、可変容量キャパシタ C_v のキャパシタンスを C_2 に、直交検波部 57 における参照信号の角周波数 ω_2 を ω_2 に調節し、T H I モードで超音波プローブ 12 を駆動する。このため、時刻 t_2 以降は、受信回路 56 に入力される受信信号 R_x は、第 2 超音波トランスデューサ 42 が出力した第 2 受信信号の 2 次高調波成分となる。

20

【 0 0 5 7 】

上述のように、超音波診断装置 10 は、スイッチ S_W により通常モードと T H I モードとを切り替え自在に設けられ、直交検波部 57 で使用する参照信号の角周波数 ω を各動作モードに適した角周波数に変更する。これにより、超音波トランスデューサアレイ 24 を低電圧駆動して消費電力を抑え、送信パワーが低下したことにもなって受信感度が低下した場合であっても、直交検波部 57 によって直交検波処理を施すことにより、各動作モードで必要な周波数成分が他の周波数成分よりも相対的に強調された受信信号となる。特に、T H I モードでは、低電圧駆動時にも 2 次高調波成分を高感度に受信することができる。

【 0 0 5 8 】

また、前述のように、第 2 超音波トランスデューサ 42 は、概ね 2 次高調波（周波数 $2f_1$ ）に共振するように設けられているため、共振回路 54 を接続しなくても、2 次高調波成分を強調して受信することができるが、上述の実施形態のように、第 2 超音波トランスデューサ 42 に対して共振回路 54 を設けておくことにより、2 次高調波成分をさらに高感度に受信することができる。これにより、超音波トランスデューサアレイ 24 を低電圧駆動した場合であっても、T H I モードで、さらに高精細な断層画像を容易に得ることができる。

30

【 0 0 5 9 】

さらに、超音波トランスデューサ 10 は、超音波プローブ 12 内で超音波トランスデューサアレイ 24 からの受信信号を検波し、シリアル化して本体 11 に伝送するので、本体 11 と超音波プローブ 12 間のケーブル 23 を細径化（あるいは無線化）することができる。超音波プローブ 12 を扱い易くすることができる。

40

【 0 0 6 0 】

なお、上述の実施形態では、超音波診断装置 10 を通常モードで動作させるときに、可変容量キャパシタ C_v のキャパシタンスを C_1 に調節する例を説明したが、通常モード時に広い視野（深い位置）を観察するときには、以下のように可変容量キャパシタ C_v のキャパシタンス等を調節しながら超音波プローブ 12 を駆動することが好ましい。

【 0 0 6 1 】

図 6 に示すように、第 1 超音波トランスデューサ 41（P Z T）の感度特性と、第 2 超音波トランスデューサ 42（P V D F）の感度特性の概要を示す。第 1 超音波トランスデューサ 41 の感度は、基本周波数 f_1 を含む低周波数帯で高く、ある一定の周波数以上で

50

は周波数が高くなるにつれて感度が小さくなる。一方、第2超音波トランスデューサ42の感度は、2次高調波の周波数 $2f_1$ で共振するように設けられているものの、第1超音波トランスデューサ41に感度がある周波数の範囲では殆ど一定の感度となっている。このため、第1超音波トランスデューサ41の感度がほぼ0になる周波数を f_H 、第1超音波トランスデューサ41と第2超音波トランスデューサ42の感度特性のグラフが交わる周波数を f_L とすると、周波数 f_L から周波数 f_H の間の周波数帯の信号は、第1超音波トランスデューサ41よりも第2超音波トランスデューサ42の方が高感度に受信することができる。

【0062】

超音波は伝播距離に応じて減衰すると同時に、周波数の大きさに応じて減衰することが知られている。特に、生体内では、超音波は、周波数に比例して減衰することが知られており、被検体内の深い位置で生じたエコーは、被検体内の浅い位置で発生したエコーに比べて高周波数の成分が損なわれる。このため、深い位置からのエコーを受信すると、エコーの発生時点で中心周波数が基本周波数 f_1 のエコーが生じたとしても、超音波トランスデューサアレイ24で受信する時点では、第1超音波トランスデューサ41と第2超音波トランスデューサ42で感度が逆転するような周波数帯($f_L \sim f_H$)の信号はほとんど失われ、被検体の組織構造を観察できるような精細な断層画像を生成することができなくなる。

【0063】

このため、図7に示すように、通常モード下において、浅い位置Aからのエコーの受信時には上述の実施形態で説明したように、可変容量キャパシタ C_v のキャパシタンスを C_1 に、直交検波部57で用いる参照信号の角周波数を ω_1 に調節して受信信号を取得する。一方、深い位置Bからのエコーを可変容量キャパシタ C_v のキャパシタンスを C_1 、直交検波部57で用いる参照信号の角周波数を ω_1 に調節したままで受信すると、高周波数の成分の減衰により、二点鎖線で模式的に示すように受信信号 R_x は断層画像の生成にはほとんど意味を成さなくなる。

【0064】

したがって、深い位置Bのエコーを受信するときには、可変容量キャパシタ C_v のキャパシタンスを C_L から C_H に時間に比例して増加させる。ここで、キャパシタンス C_L は、 $f_L = 1/2(L \times C_L)$ を満たすように定められ、キャパシタンス C_H は $f_H = 1/2(L \times C_H)$ を満たすように定められる。同様に、深い位置Bのエコーを受信するときには、直交検波部57で用いる参照信号の角周波数を ω_L から ω_H に時間に比例して減少させる。ここで、角周波数 ω_L は $\omega_L = f_L/2$ で定められる周波数であり、角周波数 ω_H は $\omega_H = f_H/2$ で定められる周波数である。このようにキャパシタンス C_v や角周波数を調節すると、深い位置Bからのエコーによる受信信号 R_x は第2超音波トランスデューサ42が出力する第2受信信号が大部分を占める。

【0065】

こうして、深い位置Bからのエコーを受信するとき、高周波数の成分の減衰が小さければ、本来、第1超音波トランスデューサ41で受信できる周波数範囲(基本周波数範囲)内で、上述のようにキャパシタンス C_v や角周波数を調節することにより、深い位置Bでも診断に用いることが可能な程度に精細な断層画像を得ることができる。

【0066】

なお、上述のようにキャパシタンス C_v を C_1 から C_L に(角周波数を ω_1 から ω_L に)変化させる境界の深さは、操作部16からの制御信号の入力によって可変となっている。このように、通常モード下で、キャパシタンス C_v 及び角周波数を C_1 及び ω_1 から変化させ始まる深さは、超音波ビームの焦点の深さ、超音波ビームの音圧、観察する部位の性状等に応じて自動的に調節されるようにすることが好ましい。

【0067】

なお、上述の実施形態では、ケーブル23で超音波プローブ12と本体11とを接続する例を説明したが、超音波診断装置10は、超音波プローブ12内で受信信号をデジタル

10

20

30

40

50

化するとともに、シリアル化して本体 1 1 に伝送するので、ケーブル 2 3 としてはデジタルデータ伝送用の細径のケーブルを用いることができる。超音波診断装置 1 0 に用いるケーブル 2 3 としては、特に USB 3.0、SATA Gen 2、10GbASE-T のいずれかであることが好ましい。こうした細径のケーブルを用いる場合には、超音波プローブ 1 2 の扱いが特に容易になる。

【0068】

また、上述の実施形態では、ケーブル 2 3 を用いて、超音波プローブ 1 2 と本体 1 1 とを有線で接続する例を説明したが、超音波プローブ 1 2 と本体 1 1 とのデータの送受信は無線で行うことが好ましい。この場合、通信 IF 6 1, 7 3 を無線通信用の IF とする。

【0069】

なお、上述の実施形態では、第 1 超音波トランスデューサ 4 1 と第 2 超音波トランスデューサ 4 2 を重ねて設ける例を説明したが、これに限らず、第 1 超音波トランスデューサ 4 1 と第 2 超音波トランスデューサ 4 2 を AZ 方向に交互に配置する等、別の様態で配列しても良い。

【0070】

なお、上述の実施形態では、可変容量キャパシタ C_v としてバリキャップを用いる例を説明したが、可変容量キャパシタ C_v は、キャパシタンスが可変のキャパシタであれば他の周知のものを用いることができる。

【0071】

なお、上述の実施形態では、第 2 超音波トランスデューサ 4 2 は 2 次高調波の受信に適した様態に設ける例を説明したが、これに限らず、3 次以上の高次高調波の受信に適した様態に第 2 超音波トランスデューサ 4 2 を設けても良い。

【0072】

また、上述の実施形態では、第 1 圧電素子 3 3 に PZT を用い、第 2 圧電素子 3 6 に PVDf を用いる例を説明したが、第 1 圧電素子 3 3 には基本周波数 f_1 の超音波を送受信可能な材料であれば任意の圧電材料を用いることができ、第 2 圧電素子 3 6 には高調波の受信が可能であれば任意の圧電材料を用いることができる。但し、上述の実施形態のように、第 1 超音波トランスデューサ 4 1 と第 2 超音波トランスデューサ 4 2 を積層して設ける場合には、基本波送信用の第 1 圧電素子 3 3 には PZT 等の無機材料を用い、高調波受信用の第 2 圧電素子 3 6 には PVDf 等の有機材料を用いることが好ましい。

【0073】

なお、上述の実施形態では、可搬型の超音波診断装置 1 0 の例を説明したが、これに限らず、据え置き型の超音波診断装置にも本発明を好適に用いることができる。

【0074】

なお、上述の実施形態では、駆動パルス T_x が超音波トランスデューサアレイ 2 4 に入力されるタイミングで通常モードから THIMode へ切り替える例を説明したが、動作モードを切り替えるタイミングはこれに限らない。例えば、操作部 1 6 からモード切り替えの制御信号が入力された後、1 フレームの断層画像を出力した後に、動作モードを切り替えるようにしても良い。THIMode から通常モードに切り替える場合も同様である。

【符号の説明】

【0075】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 1 本体
- 1 2 超音波プローブ
- 1 9 プローブ接続部
- 2 1 走査ヘッド
- 2 2 コネクタ
- 2 3 ケーブル
- 2 4 超音波トランスデューサアレイ
- 3 2 第 1 電極

10

20

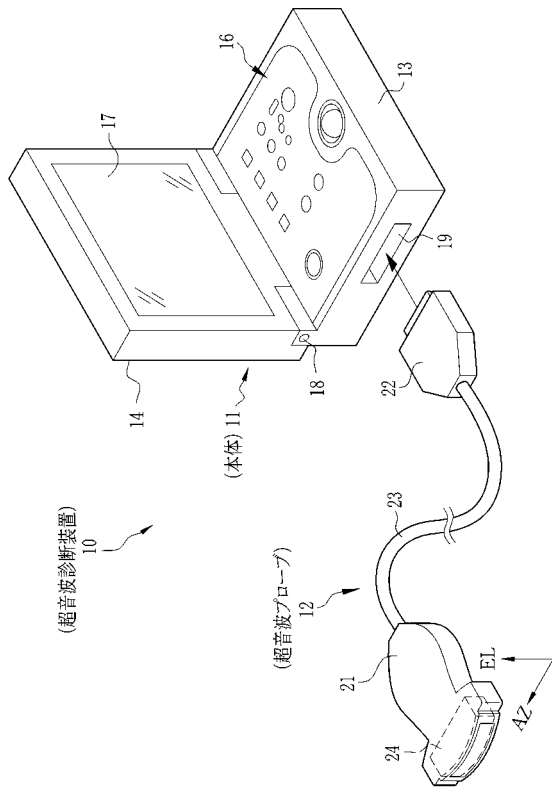
30

40

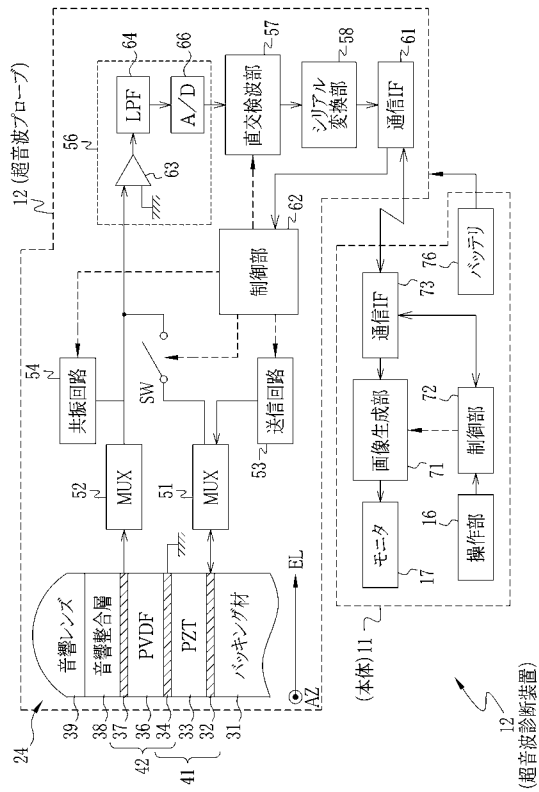
50

- 3 3 第 1 圧電素子
- 3 4 共通電極
- 3 6 第 2 圧電素子
- 3 7 第 2 電極
- 4 1 第 1 超音波トランスデューサ
- 4 2 第 2 超音波トランスデューサ
- 5 3 送信回路
- 5 4 共振回路
- 5 6 受信回路
- 5 7 直交検波部
- 5 8 シリアル変換部
- 6 2 , 7 2 制御部
- 6 1 , 7 3 通信 I F
- 6 3 アンプ
- 6 6 A / D 変換回路
- 7 1 画像生成部
- 7 6 バッテリ

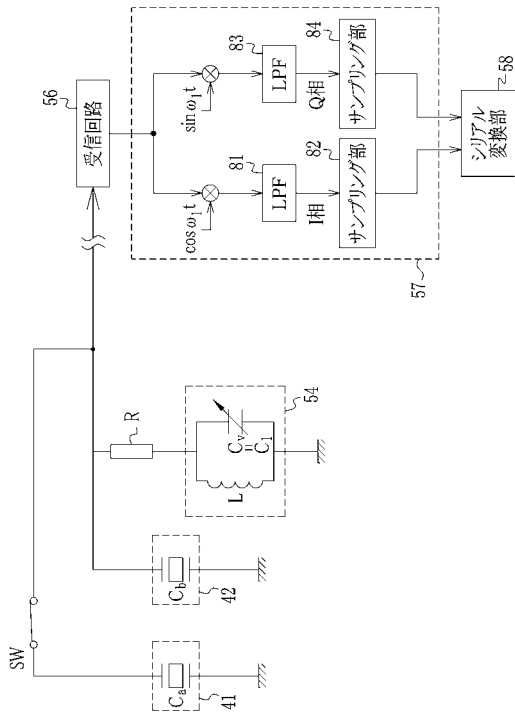
【 図 1 】



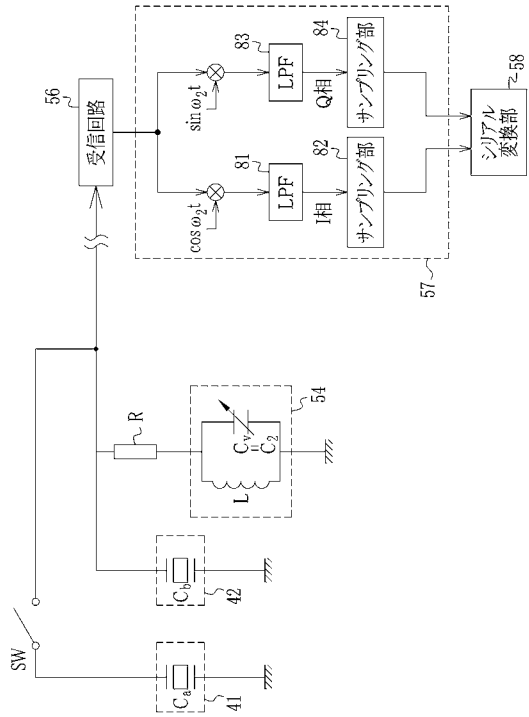
【 図 2 】



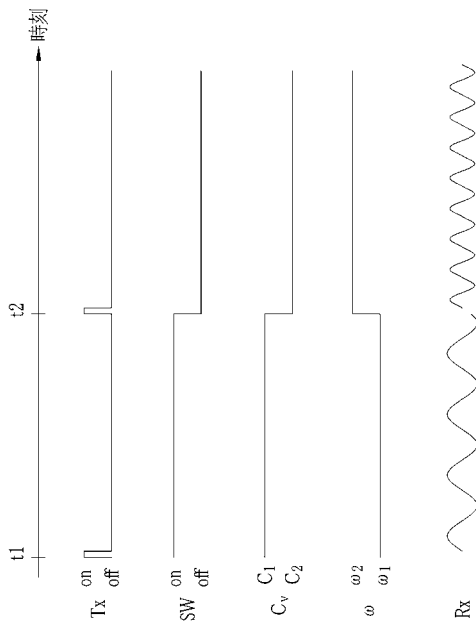
【図3】



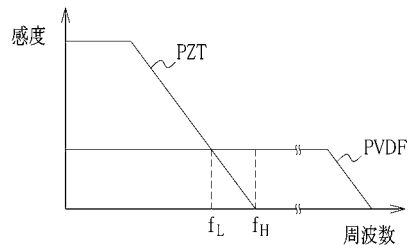
【図4】



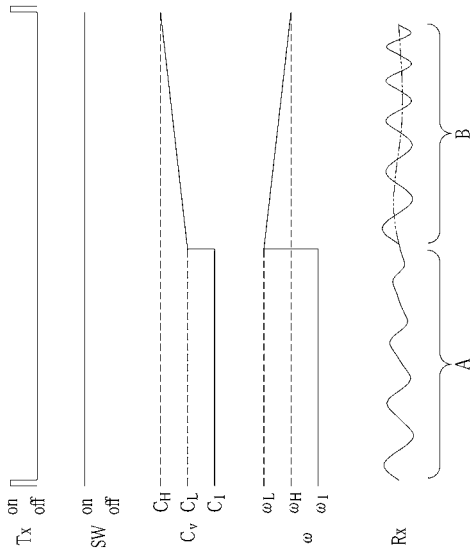
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-208918(JP,A)
特開2003-305043(JP,A)
特開平08-308842(JP,A)
特開2008-183184(JP,A)
特開平08-280681(JP,A)
特開2003-299648(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5525789B2	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	JP2009227547	申请日	2009-09-30
[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	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4427 A61B8/4472 A61B8/4477 A61B8/56 A61B2560/0431 G01S7/003 G01S7/52038 G01S7/5208 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24.502 G01N29/06 G01N29/34		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/EA05 2G047/GB02 2G047/GB35 2G047/GB36 4C601/DE08 4C601/GB18 4C601/GB41 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/GB24		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2011072587A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使在低电压驱动下也能获得高灵敏度的谐波分量。超声波诊断装置(10)包括超声波探头(12)和主体(11)。超声波探头12具有超声波换能器阵列24，接收电路56，正交检波部57，串行转换单元58，一个开关SW，控制单元62。超声换能器阵列24包括用于发送和接收的基频，该第二超声换能器42能够接收的谐波的超声波的第一超声换能器41。接收电路56放大超声换能器阵列24接收的信号并输出回波并执行A/D转换。正交检测单元57使用参考信号对接收信号执行正交检测处理。串行转换单元58串行化接收的信号。开关SW切换操作模式。控制单元62根据开关SW的状态改变参考信号的角频率。The

