

(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2014-94147

(P2014-94147A)

(43) 公開日 平成26年5月22日(2014.5.22)

(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 15 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2012-247390 (P2012-247390)
(22) 出願日 平成24年11月9日(2012.11.9)

(71) 出願人 504133110
国立大学法人電気通信大学
東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1
(71) 出願人 500305508
株式会社検査技術研究所
神奈川県川崎市川崎区川中島2-16-18
(71) 出願人 000173728
一般財団法人小林理学研究所
東京都国分寺市東元町3丁目20番41号
(74) 代理人 100067736
弁理士 小池 晃
(74) 代理人 100096677
弁理士 伊賀 誠司

最終頁に続く

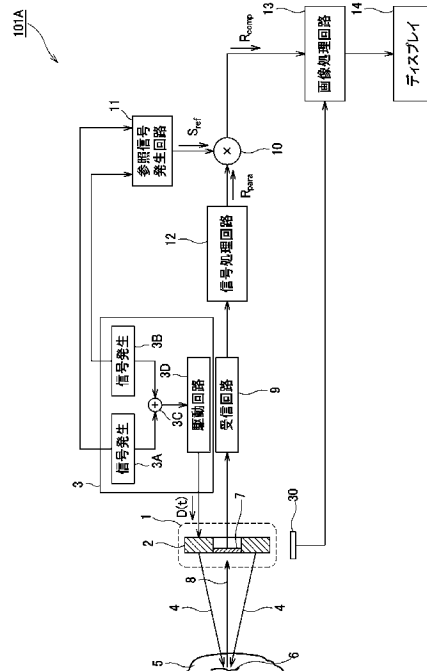
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断方法

(57) 【要約】

【課題】パラメトリック超音波信号を用いる場合には、伝搬方向分解能を改善させる必要がある。

【解決手段】超音波診断装置101Aは、超音波を発生する信号発生回路3と、送信用のリング状圧電振動子2と、受信用の円板状圧電振動子7と、受信した超音波信号の受信処理をする受信回路9と、受信処理された超音波信号の基本波成分を除去する信号処理回路12と、参照信号発生回路11により生成された参照信号と、信号処理回路12から出力される信号との相互相関をとる乗算回路10と、超音波トランスデューサ1の位置を特定し、位置特定信号を生成する位置特定センサ30と、位置特定センサ30の位置情報データ及び乗算回路10の演算結果データを処理して画像信号を生成する画像処理回路13とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の周波数特性を有する第 1 の駆動信号と、第 2 の周波数特性を有する第 2 の駆動信号との加算駆動信号を形成し、該加算駆動信号を超音波信号に変換し、該超音波信号を被測定媒体内に向けて送信する超音波送信手段と、

上記加算駆動信号の第 1 の駆動信号成分によって発生する第 1 の超音波信号、及び該加算駆動信号の第 2 の駆動信号成分によって発生する第 2 の超音波信号の伝搬とともに上記被測定媒体内に発生し、伝搬するパラメトリック超音波信号を受信し、パラメトリック受信信号に変換する超音波受信手段と、

上記パラメトリック受信信号から基本波成分を除去する基本波成分除去手段と、

上記基本波成分が除去されたパラメトリック受信信号の超音波伝搬方向の空間分解能を改善させる空間分解能改善手段と、

上記空間分解能が改善されたパラメトリック受信信号に基づいて超音波画像を形成する信号処理手段とを備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

上記超音波送信手段は、環状のコンポジット圧電振動子を含み、

上記超音波受信手段は、上記超音波送信手段の環状内径部に配設される多孔質ポリプロピレン樹脂によって形成された膜状圧電振動子を含み、

上記コンポジット圧電振動子及び上記膜状圧電振動子は、一体として形成された超音波トランスデューサであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

上記超音波受信手段は、上記膜状圧電振動子による電荷信号を電圧信号に変換するチャージアンプ手段と、該チャージアンプ手段からの電圧信号からノイズを除去するフィルタ手段とを有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】

上記空間分解能改善手段は、参照信号を生成する参照信号生成手段と、上記パラメトリック受信信号と該参照信号とを演算する演算手段とを含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

上記演算手段は、上記参照信号と上記パラメトリック受信信号との相互相関処理を行うパルス圧縮手段であることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

上記第 1 の駆動信号及び第 2 の駆動信号は、チャープ信号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】

上記演算手段は、上記パラメトリック受信信号の位相を検出する位相検出手段であることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

上記位相検出手段は、上記パラメトリック受信信号に、該パラメトリック受信信号と同じ周波数を有する参照信号を乗算する乗算器と、該乗算された信号の位相を検波する位相検波手段と、該位相検波手段から出力された信号を処理する低域通過フィルタ手段とを含むことを特徴とした請求項 7 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

上記基本波成分除去手段は、上記第 1 の駆動信号及び第 2 の駆動信号を加算することにより形成された第 1 の加算駆動信号と、該第 1 の加算駆動信号の位相を反転した第 2 の加算駆動信号とを、上記超音波送信手段によって順次送信し、上記被測定媒体を介して順次受信された、該第 1 の加算駆動信号に対応した第 1 のパラメトリック受信信号と、該第 2 の加算駆動信号に対応した第 2 のパラメトリック受信信号とを同位相で加算することによって、基本波成分を除去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 10】

50

上記基本波成分除去手段は、所定の周波数を中心周波数とする帯域通過フィルタを含むことを特徴とする請求項 9 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

第 1 の周波数特性を有する第 1 の駆動信号と、第 2 の周波数特性を有する第 2 の駆動信号との加算駆動信号を形成し、該加算駆動信号を超音波信号に変換し、該超音波信号を被測定媒体内に向けて送信する超音波送信手段と、

上記加算駆動信号の第 1 の駆動信号成分によって発生する第 1 の超音波信号、及び該加算信号の第 2 の駆動信号成分によって発生する第 2 の超音波信号の伝搬とともに上記被測定媒体内に発生、伝搬するパラメトリック超音波信号を受信し、パラメトリック受信信号に変換する超音波受信手段と、

上記受信されたパラメトリック受信信号を無線信号に変換し送信する無線送信インタフェース手段と、該送信された無線信号を受信し有線受信信号に変換する無線受信通信インタフェース手段とを有する無線通信インタフェース手段と、

上記変換されたパラメトリック受信信号から基本波成分を除去する基本波成分除去手段と、

上記基本波成分が除去されたパラメトリック受信信号の超音波伝搬方向の空間分解能を改善させる空間分解能改善手段と、

上記空間分解能が改善されたパラメトリック受信信号に基づいて超音波画像を形成する信号処理手段とを備える超音波診断装置。

【請求項 12】

上記無線インタフェースは、上記超音波受信手段に接続され、所定の周波数によって該超音波受信手段から出力される信号で発振する発振回路と、該発振回路の出力信号を送信する送信アンテナと、該送信アンテナから送信されてきた信号を受信する受信アンテナと、該受信アンテナから伝送される受信信号を復調して上記空間分解能改善回路に供給する復調回路とを含むことを特徴とする請求項 11 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

上記超音波受信手段は、静電容量型超音波振動子であり、該静電容量型超音波振動子が有する静電容量と直流抵抗又は共振コイルとで決まる周波数の発振信号を生成する発振回路と、該発振回路で生成される信号を無線信号として送信するアンテナ回路と、該変調回路及びアンテナ回路に電力を供給する電源端子とを有することを特徴とする請求項 11 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

上記無線通信インタフェースは、上記パラメトリック受信信号を、アナログ - デジタル変換する A / D 変換手段と、該 A / D 変換手段によってデジタル化されたパラメトリック受信信号を無線送信する送信アンテナと、該送信アンテナによって送信された信号を受信する受信アンテナと、該受信アンテナによって受信されたデジタル符号化された該パラメトリック受信信号をアナログ信号に変換する復号手段とを含むことを特徴とする請求項 11 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

超音波送信手段によって、第 1 の周波数を有する第 1 の駆動信号と、第 2 の周波数を有する第 2 の駆動信号との加算駆動信号を形成し、該加算駆動信号を超音波信号に変換し、該超音波信号を被測定媒体内に向けて送信するステップと、

超音波受信手段によって、上記加算駆動信号の第 1 の駆動信号成分によって発生する第 1 の超音波信号、及び該加算駆動信号の第 2 の駆動信号成分によって発生する第 2 の超音波信号の伝搬とともに上記被測定媒体内に発生し、伝搬するパラメトリック受信信号を受信し、パラメトリック受信信号に変換するステップと、

基本波成分除去手段によって、上記パラメトリック受信信号から基本波成分を除去するステップと、

空間分解能改善手段によって、上記基本波成分が除去されたパラメトリック受信信号の超音波伝搬方向の空間分解能を改善させるステップと、

10

20

30

40

50

信号処理手段によって、上記空間分解能が改善されたパラメトリック受信信号に基づいて超音波画像を形成するステップとを有する超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び方法に関し、特に、パラメトリック超音波を用いた超音波診断装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、非線形超音波の利用が盛んになり、特にその高調波利用の画像形成技術は、すでに心エコー診断についてはハーモニックイメージングとして医用画像診断装置に應用されている。また、非線形超音波の一種であるサブハーモニック信号は、造影超音波として利用されている。ハーモニックイメージングに用いられる高調波は、基本周波数 f_0 に対して、 $2 \cdot f_0$ あるいは $3 \cdot f_0$ の周波数成分を有する信号であり、通常 f_0 は、 $1 \text{ MHz} \sim 5 \text{ MHz}$ である。造影超音波に用いられるサブハーモニック信号は、基本周波数 f_0 に対して、その整数分の1の周波数 $(1/n) \cdot f_0$ (n は、2以上の整数) であり、通常、 f_0 は、 $1 \sim 10 \text{ MHz}$ 、 $n = 2$ である。

【0003】

これら高調波やサブハーモニックは、いずれも非線形信号であるため、信号レベルは基本波に対して 20 dB 程度低い。信号レベルは、コントラスト分解能に關与するサイドローブが目立つほど小さいながら、同じ周波数の基本波よりも焦点以遠の減衰を小さくすることができるので、信号の深達度をとることができる。また、高調波やサブハーモニックは、近距離での音圧変動が小さく、多重反射によるアーティファクトが発生しにくいという特徴を有しており、超音波画像構築に好適で、鮮明な超音波診断画像の形成が可能となる。

【0004】

一方、非線形超音波の一種であるパラメトリック超音波は、超指向性スピーカ(パラメトリックスピーカ)として実用化され、利用されている。パラメトリックスピーカでは、周波数 f_1 の基本波成分及び周波数 f_2 の基本波成分を有する2つの超音波を混合し、音声信号で変調した超音波信号を空気中に送信すると、差周波数 $|f_1 - f_2|$ を有するパラメトリック超音波が発生し、伝搬する。パラメトリック超音波が空中を伝搬することによって、変調信号の音声信号部分が復調されて音声として認識される。パラメトリック超音波は、同じ周波数の基本波に比べて、超音波ビームのビーム幅が小さいので、超指向性のスピーカが実現される。

【0005】

特許文献1～特許文献3には、超音波画像処理に関する技術が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平8-080300号公報

【特許文献2】特開2003-116848号公報

【特許文献3】米国特許出願公開番号第2011/0160582号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1には、中心周波数に一定幅の周波数の振幅変調をかけた振幅変調波(又は2つの周波数成分をもつ超音波)を送波する送波部と、被検体からのエコーを受波する受波部を具備する超音波プローブと、被検体内で発生する少なくとも差周波数成分を含むエコーを受波して超音波画像を得る信号処理手段と、信号処理手段の出力を表示する表示手段とを具備する超音波診断装置が記載されている。特許文献1では、送波周波数の上限は、

10

20

30

40

50

送波超音波周波数 f_0 の $1/2$ 程度のものが好ましいとしており、たとえば、繰り返し周波数が 4 kHz 、 f_0 が 2 MHz であれば、周波数帯域は $40\text{ Hz} \sim 1\text{ MHz}$ となる。そして、実用的には、 $100\text{ Hz} \sim 500\text{ kHz}$ 程度でも A モード (Amplitude Mode) 像を観測するには十分であるとして、送信周波数とパラメトリック超音波信号の周波数の関係を例示している。しかしながら、超音波イメージとして必要なのは B モード (Brightness Mode) 像であり、特許文献 1 に記載された超音波診断装置で用いられている $100\text{ Hz} \sim 500\text{ kHz}$ 程度では診断に必要な超音波伝搬方向の分解能が得られず、高信頼性の超音波診断像が得られないという問題がある。

【0008】

また、特許文献 1 には、超音波プローブとして、同心円状に 2 分割され、内側の部分を送波部として超音波を送波し、外側の部分を受波部としてエコーを受波するものを用いると、受波効率を高めることができる旨の記載がされている。ここで、たとえばパラメトリック受信信号の周波数を B モード像形成に最適な 100 kHz とし、受信用圧電振動子として一般的な PZT セラミクスを用いる場合を考える。この場合には、共振応答によって 100 kHz の周波数信号に高効率で応答させるために、PZT セラミクスでは、 15 mm 程度もの厚さが必要となる。さらに、ダンピング層も、 15 mm 以上の厚さが必要となり、超音波内視鏡など小型化が必要な用途には向かないという問題がある。

【0009】

特許文献 2 には、1 つ以上の超音波振動子から照射した超音波を順次受信して表示装置で表示する超音波診断装置において、患部の形状等を明確に表示できず、輪郭がぼんやりとした画像しか得られないことを改善する技術が記載されている。すなわち、第 1 の周波数の超音波を人体の患部に向けて照射するとともに、第 1 の超音波振動子からの照射方向に対し所望の角度で第 2 の超音波振動子から第 2 の周波数の超音波を照射する。そして、第 1 の超音波振動子で患部から反射された第 1 及び第 2 の周波数を含む反射波を受信し、その差周波数信号、和周波数信号、及びそれらの高調波あるいは分周波を重ねて受信する。これらを 1 つの表示装置に表示し、患部の位置や輪郭を明確に表示できるとする。しかしながら、差周波数や分周波数超音波は、周波数が低いため、超音波伝搬方向の空間分解能が低下するという問題がある。さらに超音波送受信センサが一体でないため、通常の体外エコー診断や超音波内視鏡診断には適用できないとの問題もある。

【0010】

特許文献 3 には、無線通信システムを超音波診断装置に応用する技術が記載されている。この超音波診断装置は、超音波センサ、モータ、超音波送受信器、高速データサンプリングモジュール、モータ・コントローラ及びマスタ制御モジュールからなるワイヤレス超音波スキャナである。超音波センサによって取得された超音波の受信信号は、超音波送受信器によって増幅され、高速データサンプリングモジュールによって、RF 信号に変換されて無線でマスタ制御モジュールに伝送される。マスタ制御モジュールによって、走査モードをセット等し、制御信号等を高速データサンプリングモジュールに無線伝送する。また、高速データサンプリングモジュールは、A/D コンバータ等を含むデジタル信号処理回路であり、無線通信インタフェースは、Bluetooth (登録商標) 等であることが記載されている。しかしながら、特許文献 3 には無線通信の使用周波数帯域について明示がなく、医療分野で用いられることが多い $1 \sim 10\text{ MHz}$ の周波数の超音波を想定しているものと考え、無線通信インタフェースへの負荷が大き過ぎるとの問題がある。

【0011】

そこで、高い超音波伝搬方向の分解能を実現しつつ、小型化を可能とす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】

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、第 1 の周波数特性を有する第 1 の駆動信号と、第 2 の周波数特性を有する第 2 の駆動信号との加算駆動信号を形成し、加算駆動信号を超音波信号に変換し、超音波信号を被測定媒体内に向けて送信する超音波送信手段と、加算駆動信

10

20

30

40

50

号の第1の駆動信号成分によって発生する第1の超音波信号、及び加算駆動信号の第2の駆動信号成分によって発生する第2の超音波信号の伝搬とともに被測定媒体内に発生し、伝搬するパラメトリック超音波信号を受信し、パラメトリック受信信号に変換する超音波受信手段と、パラメトリック受信信号から基本波成分を除去する基本波成分除去手段と、基本波成分が除去されたパラメトリック受信信号の超音波伝搬方向の空間分解能を改善させる空間分解能改善手段と、空間分解能が改善されたパラメトリック受信信号に基づいて超音波画像を形成する信号処理手段とを備える。

【0013】

本発明の超音波診断装置は、好ましくは、超音波送信手段は、環状のコンポジット圧電体によって形成された圧電振動子を含み、超音波受信手段は、超音波送信手段の環状の内径部に配設される多孔質ポリプロピレンによって形成された膜状圧電振動子を含み、圧電振動子及び膜状圧電振動子は、一体として形成された超音波トランスデューサである。さらに、超音波受信手段は、膜状圧電振動子からの電荷信号を電圧信号に変換するチャージアンプ手段と、チャージアンプ手段からの電圧信号からノイズを除去するフィルタ手段とを有しており、これらが一体として形成されていることが好ましい。

10

【0014】

また、本発明に係る超音波診断装置は、第1の周波数特性を有する第1の駆動信号と、第2の周波数特性を有する第2の駆動信号との加算駆動信号を形成し、加算駆動信号を超音波信号に変換し、超音波信号を被測定媒体内に向けて送信する超音波送信手段と、加算駆動信号の第1の駆動信号成分によって発生する第1の超音波信号、及び加算信号の第2の駆動信号成分によって発生する第2の超音波信号の伝搬とともに被測定媒体内に発生し、伝搬するパラメトリック超音波信号を受信し、パラメトリック受信信号に変換する超音波受信手段と、受信されたパラメトリック受信信号を無線信号に変換し送信する無線送信インタフェース手段と、送信された無線信号を受信し有線受信信号に変換する無線受信通信インタフェース手段とを有する無線通信インタフェース手段と、変換されたパラメトリック受信信号から基本波成分を除去する基本波成分除去手段と、基本波成分が除去されたパラメトリック受信信号の超音波伝搬方向の空間分解能を改善させる空間分解能改善手段と、空間分解能が改善されたパラメトリック受信信号に基づいて超音波画像を形成する信号処理手段とを備える。

20

【0015】

また、本発明に係る超音波診断方法は、超音波送信手段によって、第1の周波数を有する第1の駆動信号と、第2の周波数を有する第2の駆動信号との加算駆動信号を形成し、加算駆動信号を超音波信号に変換し、超音波信号を被測定媒体内に向けて送信するステップと、超音波受信手段によって、加算駆動信号の第1の駆動信号成分によって発生する第1の超音波信号、及び加算駆動信号の第2の駆動信号成分によって発生する第2の超音波信号の伝搬とともに被測定媒体内に発生し、伝搬するパラメトリック受信信号を受信し、パラメトリック受信信号に変換するステップと、基本波成分除去手段によって、パラメトリック受信信号から基本波成分を除去するステップと、空間分解能改善手段によって、基本波成分が除去されたパラメトリック受信信号の超音波伝搬方向の空間分解能を改善させるステップと、信号処理手段によって、空間分解能が改善されたパラメトリック受信信号に基づいて超音波画像を形成するステップとを有する。

30

40

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、パラメトリック受信信号から基本波成分を除去する基本波成分除去手段と、基本波成分が除去されたパラメトリック受信信号の超音波伝搬方向の空間分解能を改善させる空間分解能改善手段とを備えることによって、超音波伝搬軸方向の空間分解能を改善させることができる。

【0017】

また、圧電振動子、膜状圧電振動子が一体として形成された超音波トランスデューサであり、更に、チャージアンプ手段と、フィルタ手段とが超音波トランスデューサと一体と

50

して構成することによって、小型、軽量の超音波トランスデューサを含む超音波プローブを実現することも可能となる。

【0018】

また、本発明の超音波診断装置は、比較的低周波のパラメトリック超音波を用いて信号処理を行うので、少ない負担で無線通信インタフェースを用いることができ、分解能の高い超音波画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明が適用された第1の実施の形態の超音波診断装置の基本構成を示すブロック図である。

10

【図2】本発明が適用された超音波診断装置を構成する超音波トランスデューサの構造を示す図である。(A)は、超音波トランスデューサの側断面図である。(B)は、全面共通接地電極型の超音波トランスデューサの正面図である。(C)は、接地電極分割型の超音波トランスデューサの正面図である。

【図3】多孔質ポリプロピレン圧電振動子の内部構造の概略を示す断面模式図である。(A)は、全体の断面図、(B)は、(A)図における破線内A部の拡大図、(C)は、セル部分の拡大図である。

【図4】多孔質ポリプロピレン圧電振動子と、他の圧電振動子の性能パラメータをまとめた表からなる図である。

【図5】図1の構成において、受信回路の構成例を示すブロック図である。

20

【図6】図1の構成において、信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図7】図1の構成の信号処理回路等において、基本波成分を除去する方法を示す信号処理手順である。

【図8】基本波超音波とパラメトリック超音波との水中における伝搬方向及びビーム幅方向の距離に対する音圧レベルの変化を示すシミュレーションによるグラフである。(A)は、基本波における伝搬軸方向距離に対する音圧レベルの変化を示し、(B)は、パラメトリック超音波における伝搬軸方向距離に対する音圧レベルの変化を示す。(C)は、基本波におけるビーム幅方向距離に対する音圧レベルの変化を示し、(D)は、パラメトリック超音波におけるビーム幅方向距離に対する音圧レベルの変化を示す。

【図9】本発明の超音波診断装置の超音波伝搬方向の空間分解能を改善させる動作を説明するための動作波形図である。(A)及び(B)は、送信される超音波信号 S_1 、 S_2 の波形である。(C)は、受信したパラメトリック受信信号 R_{para} の波形である。(D)は、参照信号 S_{ref} の波形である。(E)は、 R_{para} と S_{ref} との相互相関処理がなされてパルス圧縮されたパルス圧縮信号 R_{comp} の波形である。

30

【図10】本発明が適用された第2の実施の形態の超音波診断装置の基本構成を示すブロック図である。

【図11】図10の構成において、第1及び第2の信号処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図12】図10の構成において、位相情報を抽出する方法を示すシグナルフローチャートである。

40

【図13】本発明が適用された第3の実施の形態の超音波診断装置の基本構成を示すブロック図である。

【図14】本発明が適用された第4の実施の形態の超音波診断装置の基本構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明を実施するための形態について図面を参照して詳細に説明する。なお、説明は、以下の順序で説明する。

【0021】

1. 第1の実施の形態における超音波診断装置の構成例

50

- 1 - 1 . 超音波診断装置の構成例
- 1 - 2 . 超音波トランスデューサの構成例
- 1 - 3 . 超音波受信用の圧電振動子
- 1 - 4 . 受信回路の構成例
- 1 - 5 . 信号処理回路の構成例
- 2 . 超音波診断装置の動作原理及び動作
 - 2 - 1 . パラメトリック超音波信号の特長
 - 2 - 2 . 超音波診断装置の動作
 - 2 - 3 . パルス圧縮技術
- 3 . 第 2 の実施の形態における超音波診断装置の構成例
- 4 . 第 3 の実施の形態における超音波診断装置の構成例
- 5 . 第 4 の実施の形態における超音波診断装置の構成例

10

【 0 0 2 2 】

- 1 . 第 1 の実施の形態における超音波診断装置の構成例
 - 1 - 1 . 超音波診断装置の構成例

本発明が適用された超音波診断装置 1 0 1 A は、図 1 に示すように、超音波を発生する信号発生回路 3 と、生成された超音波を生体組織 5 内に送信するリング状圧電振動子 2 と、生体組織 5 内の異常組織 6 等からの超音波の反射を受信する円板状圧電振動子 7 とを備える。また、超音波診断装置 1 0 1 A は、円板状圧電振動子 7 で受信した超音波信号の受信処理をする受信回路 9 と、受信回路 9 によって受信処理された超音波信号の基本波成分を除去する信号処理回路 1 2 と、参照信号発生回路 1 1 により生成された参照信号と信号処理回路 1 2 から出力される信号との相互相関処理を行う乗算回路 1 0 とを備える。また、超音波診断装置 1 0 1 A は、生体組織 5 内に送信する超音波の位置を特定するために、超音波トランスデューサ 1 の位置を特定し、その位置特定信号を生成する位置特定センサ 3 0 と、位置特定センサ 3 0 の位置情報データ及び乗算回路 1 0 の演算結果データを処理して超音波画像を構成する画像信号を生成する画像処理回路 1 3 とを備える。好ましくは、画像処理回路 1 3 の画像信号データを入力して画像を表示するディスプレイ 1 4 を備える。

20

【 0 0 2 3 】

リング状圧電振動子 2 と円板状圧電振動子 7 とは、好ましくは、同一ハウジング内に一体化されて超音波トランスデューサ 1 を構成し、超音波トランスデューサ 1 は、より好ましくは、受信回路 9 と一体とされてプローブの主要部をなす。

30

【 0 0 2 4 】

信号発生回路 3 は、第 1 の周波数 f_1 の第 1 の超音波信号 S_1 を生成する第 1 の超音波信号発生部 3 A と、第 2 の周波数 f_2 の第 2 の超音波信号 S_2 を生成する第 2 の超音波信号発生部 3 B と、第 1 及び第 2 の超音波信号 S_1 , S_2 の加算信号を生成する加算器 3 C とを有する。第 1 及び第 2 の超音波信号 S_1 , S_2 は、後述するように、好ましくは、所定のインタバル周期を有し、開始周波数及び終了周波数とも周波数が相違するチャープ信号である。また、信号発生回路 3 は、駆動回路において、第 1 及び第 2 の超音波 S_1 , S_2 を加算器 3 C によって加算して、加算信号 $S_+ = S_1 + S_2$ を生成し、加算信号 S_+ とは位相が 180° 異なる反転信号 $S_- = -(S_1 + S_2)$ を生成して、駆動回路 3 D によって、それぞれ所定の電圧増幅を行った後、送信用の圧電振動子であるリング状圧電振動子 2 を駆動する。

40

【 0 0 2 5 】

受信回路 9 は、生体組織内を伝搬してきたパラメトリック超音波信号を受信する円板状圧電振動子 7 により変換された圧電信号を、インピーダンス変換し、増幅して後段回路に渡す。

【 0 0 2 6 】

信号処理回路 1 2 は、受信回路 9 によって受信され受信処理されたパラメトリック超音波信号のうち基本波成分を除去し、差周波数成分のみを抽出する。

50

【 0 0 2 7 】

乗算回路 1 0 は、参照信号発生回路 1 1 とともに、基本波成分が除去されたパラメトリック超音波信号の相互相関処理を行うことによって、パルス圧縮を行い、超音波伝搬方向の分解能を改善させる。

【 0 0 2 8 】

位置特定センサ 3 0 は、超音波トランスデューサ 1 が含まれるプローブ内に配設され、超音波トランスデューサ 1 の生体組織 5 上の位置を特定する情報を取得し、位置特定情報データを画像処理回路 1 3 に送る。位置特定センサ 3 0 は、たとえば磁気センサを用いて構成される。

【 0 0 2 9 】

画像処理回路 1 3 は、伝搬方向の空間分解能が改善された超音波信号データと、位置特定センサ 3 0 によって生成された位置情報信号データとを入力して、画像表示するための画像信号を生成し、この画像信号にしたがって超音波画像データを生成する。画像処理回路 1 3 は、たとえば、スキャンコンバータにより実現される。なお、画像処理回路 1 3 から出力される超音波画像データを、上述のように、ディスプレイ 1 4 で動画、静止画として表示してもよいが、データを加工し、あるいはそのまま他の媒体、たとえば外部記憶装置に記憶させたり、プリンタで印刷出力するようにしてもよいし、音や振動の五感に訴える信号に変換して人に対して呈示することでも良いのは言うまでもない。

【 0 0 3 0 】

1 - 2 . 超音波トランスデューサの構成例

超音波トランスデューサは、超音波送信用トランスデューサと超音波受信用トランスデューサとを別々に準備して構成してもよいが、利用の簡便さと性能の向上のためにこれらを一体として構成することが好ましい。

【 0 0 3 1 】

図 2 に示すように、超音波トランスデューサ 1 は、送信用トランスデューサとしてのリング状圧電振動子 2 と、受信用トランスデューサとしての円板状圧電振動子 7 とを一体として備えている。図 2 (A) は、一体型の超音波トランスデューサの側断面図であり、図 2 (B) は、接地電極 1 7 を超音波トランスデューサ 1 のほぼ全面を覆うように成形した場合 (全面電極共通型) の正面図であり、図 2 (C) は、接地電極を、リング状圧電振動子 2 の接地電極 2 7 と、円板状圧電振動子 7 の接地電極 2 8 とに分離して形成し、超音波トランスデューサ組立時に、接続導通配線 4 A , 4 B , 4 C により接続した場合 (電極分割型) の正面図である。

【 0 0 3 2 】

図 2 (A) に示すように、超音波トランスデューサ 1 は、リング状圧電振動子 2 と円板状圧電振動子 7 とを有しており、リング状圧電振動子 2 のリング内部に、間隙 2 9 を設けて円板状圧電振動子 7 が配設される。リング状圧電振動子 2 及び円板状圧電振動子 7 の一方の面は、それぞれ接地電極 1 7 に接続され、金属製のハウジング 1 5 に内部接地配線 2 3 及び外部接地配線 2 6 を介して、回路の接地電位に接続される。

【 0 0 3 3 】

円板状圧電振動子 7 には、後述するように、1 0 0 k H z 程度の比較的低い周波数領域でも薄型化、軽量化をはかることが可能な多孔質ポリプロピレン (以下、「セルラー P P 」ともいう。) を用いるが、セルラー P P は、P Z T 等の圧電振動子に比べると、弾性率が格段に低いので、バッキング層として金属を用いることが好ましい。そこで、円板状圧電振動子 7 の接地電極 1 7 に接続された面とは反対側の面に、間隙 2 9 を設けて金属バッキング板 1 6 を配設する。金属バッキング板 1 6 は、円板状圧電振動子 7 を所定の位置に安定して固定する押圧部材の役割も兼ねる。

【 0 0 3 4 】

円板状圧電振動子 7 は、金属バッキング板 1 6 の円板状圧電振動子 7 が接続された面とは反対側の面から接続内部配線 2 5 及び外部回路接続用のコネクタ 2 0 を介して外部回路に接続される。リング状圧電振動子 2 は、リング状圧電振動子 2 の接地電極 1 7 が接続さ

10

20

30

40

50

れた面とは反対型の面に接続用電極 18 が接続され、接続内部配線 24 及びコネクタ 19 を介して外部回路に接続される。

【0035】

上述のように構成された圧電振動子は、外部環境からの保護のためにハウジング 15 に収納される。このような一体とされた超音波トランスデューサ 1 によって小型かつ軽量化されたプローブを実現することができる。なお、超音波トランスデューサ 1 の正面形状は、図 2 (B) 及び図 2 (C) に示すように、円形状であることが、超音波の放射効率等の観点から好ましいが、円形状に限らず、楕円形状や、方形、あるいは他の形状であってもよい。

【0036】

1-3. 超音波受信用の圧電振動子

本発明が適用された超音波診断装置で用いられるパラメトリック超音波の周波数は、100kHz 程度なので、円板状圧電振動子 7 にコンポジットタイプの圧電体を用いても、厚さが非常に厚くなり、小型化、軽量化が困難である。そこで、低周波でも薄型化が可能な圧電振動子が必要となる。このような薄型化が可能な圧電材料として、多孔質ポリプロピレン (セルラー PP) がある。

【0037】

セルラー PP は、図 3 (A) に示すように、ポリプロピレン樹脂 34 を基材とする発泡性樹脂材料である。ポリプロピレン樹脂 34 の内部には、多数のセル 35 (気泡、気孔) が形成されている。このような厚さ t の膜状あるいは薄板状のポリプロピレン樹脂 34 の両面に金属電極 32, 33 を形成し、電極面に対して垂直方向に振動を与えると、図 3 (B) 及び図 3 (C) に示すように、セルの表面に電荷が誘起される。金属電極 32, 33 に外部回路を接続することによって、振動による変位に応じた電位変動が発生するので、セルラー PP は、圧電振動子として機能させることができる。

【0038】

このようなセルラー PP は、既存の圧電材料に対して有利な特性を有する。たとえば、図 4 に示すように、一般的な piezo 振動子 PZT-5 では、電圧出力定数 g_{33} が 0.011 V m / N 、強誘電性ポリマ PVDf (ポリフッ化ビニリデン、PolyVinylidene Difluoride) でも 0.2 V m / N であるのに対して、セルラー PP では、 $60 \sim 180 \text{ V m / N}$ と桁違いに大きい。また、圧電歪係数 d_{33} も、PZT-5 では、 171 pC / N 、PVDf では、 20 pC / N であるのに対し、セルラー PP では、 $400 \sim 1200 \text{ pC / N}$ と格段に大きい。したがって、セルラー PP は、より効率よく圧電出力を生成することができる。また、セルラー PP は、樹脂であるため軟らかく、弾性率の大きい他の圧電材料に比べて、同じ厚さの場合には、より低い共振周波数を有する。よって、本発明の超音波診断装置に用いられる比較的 low 周波のパラメトリック超音波を受信するのに適しているといえる。さらに 100kHz 付近で共振するように厚さを適切に選定することによって、他の周波数成分を除外するフィルタ効果を期待することもできる。セルラー PP は、発泡性の樹脂であるため、密度が他の圧電性材料に比べて低く ($\rho = 330 \text{ kg / m}^3$ 、PZT-5 では 7500 kg / m^3 等)、小型化とともに、軽量化にも資することができる。なお、本発明の超音波診断装置においては、上述のような圧電振動子に限らず、PZT、PVDf 等バルクタイプの圧電素子を用いることができるのは言うまでもない。

【0039】

1-4. 受信回路の構成

円板状圧電振動子 7 によって受信されたパラメトリック超音波は、受信回路 9 に入力される。以下に限るものではないが、受信回路 9 は、図 5 に示すように、円板状圧電振動子 7 の出力に電氣的に接続されるチャージアンプ回路 9A と、チャージアンプ回路 9A の出力に接続されるフィルタ回路 9B とを有する。

【0040】

チャージアンプ回路 9A は、その入力外部接続配線 22 及びコネクタ 20 を介して円板状圧電振動子 7 に電氣的に接続される。圧電振動子の出力インピーダンスは非常に高い

10

20

30

40

50

ので、高入力インピーダンス増幅器を用いてインピーダンス変換を行う必要がある。そこで、インピーダンス変換機能も併せ持つチャージアンプ回路 9 A を、受信回路 9 のフロントエンドに用いるのが好ましい。チャージアンプ回路 9 A を用いることによって、電荷信号を電圧信号変換されたパラメトリック超音波信号を得ることができる。ここで、パラメトリック超音波信号には、圧電振動子の機械的寄生振動等による不要なノイズが重畳しており、精密な測定の妨げになるためノイズ除去用にフィルタ回路 9 B を用いるのが好ましい。不要なノイズが除去された電圧信号に変換されたパラメトリック超音波信号は、チャージアンプ回路 9 A の増幅機能によって増幅され、安定した信号を後段の信号処理回路 1 2 に送ることができるようになる。

【 0 0 4 1 】

受信回路 9 は、回路機能ブロックとして、他の信号処理回路等と同一筐体に搭載するようにしてもよいが、上述したように、受信されて出力される超音波信号は、微小かつ外来ノイズ等に弱いので、超音波トランスデューサ 1 のハウジングに実装してプローブとして一体として構成するのが好ましい。

【 0 0 4 2 】

1 - 5 . 信号処理回路の構成

円板状圧電振動子 7 によって受信されたパラメトリック超音波は、受信回路 9 において上述の受信処理がされた後、信号処理回路 1 2 に入力される。後述するように、受信されるパラメトリック超音波の非線形周波数成分は、基本波成分に比べて、40 dB 以上も音圧レベルが低いので、非線形周波数成分を抽出するために基本波成分を除去する必要がある。そこで、信号処理回路 1 2 は、受信され受信処理されたパラメトリック受信信号の基本波成分及び不要な高次の高調波成分を除去するために用いられる。

【 0 0 4 3 】

信号処理回路 1 2 は、図 6 に示すように、受信回路 9 の出力に接続される記憶回路 1 2 A と、記憶回路 1 2 A の出力に接続される帯域通過フィルタ 1 2 B とを有する。記憶回路 1 2 A に入力されるパルス信号を検出するようにダブルパルス検出回路 1 2 C が接続され、ダブルパルス検出回路 1 2 C は、ダブルパルスを検出してリセット信号を発生し、記憶回路 1 2 A にリセット信号を入力する。第 1 及び第 2 の超音波信号 S_1 , S_2 の加算信号 S_+ に対する受信加算信号 R_+ と、 S_+ とは位相が 180° 異なる S_+ から一定の遅延時間をもって生成される反転信号 S_- に対する受信反転信号 R_- が記憶回路 1 2 A に入力される。 R_+ に続いて、 R_- が記憶回路 1 2 A に入力されると、ダブルパルス検出回路 1 2 C は、ダブルパルスを検出し、リセット信号を発生する。

【 0 0 4 4 】

たとえば、ダブルパルス検出回路 1 2 C は、受信回路 9 から出力され信号処理回路 1 2 に入力される信号を包絡線検波する機能を備えており、この機能によって得られた信号波形が、2つの包絡線パルスからなるダブルパルスの場合に、記憶回路 1 2 A にリセット信号を返し、記憶回路 1 2 A の記憶情報がリセットされる。一方、記憶回路 1 2 A は、A/D 変換の機能と、2つの受信パルスのうち、1つめの受信パルス R_+ を入力した時には R_+ 波形を記憶し、2つめの受信パルス R_- を入力した時には記憶した R_+ を読み出し、これらの位相をそろえて加算する。

【 0 0 4 5 】

図 7 は、パラメトリック受信信号の基本波成分を除去する信号処理回路 1 2 の機能ブロックを含めた信号の流れを示すシグナルフロー図である。信号処理回路 1 2 は、信号発生回路 3 によって生成された、第 1 の周波数 f_1 ($= \omega_1 / 2$) の第 1 の超音波信号 S_1 と、第 2 の周波数 f_2 ($= \omega_2 / 2$) の第 2 の超音波信号 S_2 との加算信号 $S_+ = S_1 + S_2$ 、及びこの加算信号の反転信号 $S_- = -(S_1 + S_2)$ が生体組織 5 内を伝搬し、異常組織 6 等で反射された超音波信号を受信し、受信回路 9 によって受信処理されたパラメトリック超音波の受信信号 R_+ , R_- が入力される。反転信号 S_- は、加算信号 S_+ から、一定の遅延時間だけ遅れて送信される。したがって、 R_- も R_+ から同じ遅延時間 t_{DLY} だけ遅れて受信される。ここで、加算信号 S_+ に基づく受信信号 R_+ 、反転信号 S_-

10

20

30

40

50

に基づき受信信号 R_{\pm} は、それぞれ以下のように表わされる。

【0046】

$$R_{+} = S_{+} + S_{+}^2, R_{-} = S_{-} + S_{-}^2$$

【0047】

このように、生体組織 5 内を伝搬する超音波には、非線形成分 S_{+}^2 、 S_{-}^2 が含まれる。そこで、上述のようにして R_{+} と R_{-} とを加算すると、基本波成分 S_{+} 、 S_{-} が打ち消されて非線形項 S_{+}^2 、 S_{-}^2 のみを残すことができる。なお、 S_{+} と S_{-} とは互いに位相が反転しているだけの信号であり、2乗することによって、 $S_{+}^2 = S_{-}^2$ の関係になり、加算することによって、振幅が2倍になることは言うまでもない。

【0048】

信号処理回路 12 から出力されるパラメトリック受信信号 $R = R_{+} + R_{-}$ は、図 7 に示すように、

【0049】

$$R_{+} + R_{-} = 2 + 2 \cos(\omega_1 - \omega_2) t^2 - \{ \cos(2\omega_1) t + \cos(2\omega_2) t + 2 \cos(\omega_1 + \omega_2) t^2 + \dots \}$$

【0050】

となり、基本波成分 $\omega_1 (= 2 \cdot f_1)$ 、 $\omega_2 (= 2 \cdot f_2)$ を有した信号が除去される。

【0051】

帯域通過フィルタ 12 B の中心周波数は、「差音」成分 $2 \cos(\omega_1 - \omega_2) t^2$ を抽出できる周波数に設定されている。よって、帯域通過フィルタ 12 B を通過した超音波信号は、基本波成分の高調波や非線形成分の高調波等も除去され、「差音」の周波数成分のみの信号を取り出すことができる。

【0052】

2. 超音波診断装置の動作原理及び動作

2-1. パラメトリック超音波信号の特長

図 8 (A) 及び図 8 (B) は、水中を伝搬する超音波の音圧レベルと伝搬方向に沿った伝搬距離 (以下、伝搬軸方向距離という。) との関係を示シミュレーションによって計算したグラフである。超音波の伝搬媒体を水中としたのは、超音波診断装置において測定対象とする生体組織 5 と伝搬特性が類似するからである。図 8 (A) は、0.95 MHz (黒丸、実線) と 1.05 MHz (白丸、破線) の基本周波数を有する超音波を水中で伝搬させた場合をそれぞれ計算してプロットしたグラフである。これより、伝搬軸方向距離が長くなるにしたがって、音圧レベルが減衰することが示される。図 8 (B) は、100 kHz の周波数を有するパラメトリック超音波を水中に伝搬させた場合を計算してプロットしたグラフである。これより、伝搬軸方向距離が長くなっても、音圧レベルがほとんど減衰しないことが示される。

【0053】

図 8 (C) 及び図 8 (D) は、超音波の伝搬方向に垂直な方向、すなわち超音波ビームの幅方向の距離 (以下、ビーム幅方向距離という。) に対する超音波音圧レベルを示シミュレーションによって計算したグラフである。図 8 (C) に示すように、基本周波数 0.95 MHz、1.05 MHz の超音波の基本波を水中で伝搬させた場合には、中心のピークに近接するサイドローブが発生しており、コントラスト分解能に關与するスペックルノイズが多くなることが示唆される。これに対して、図 8 (D) に示すように、100 kHz のパラメトリック超音波を水中に伝搬させた場合には、サイドローブの発生がなく、かつ、横方向分解能に寄与するビーム幅が、図 8 (D) の一点鎖線で示した 100 kHz の基本波の超音波を水中に伝搬させた場合に比較してはるかに小さくなることを示している。

【0054】

このように、100 kHz 程度のパラメトリック超音波を用いることによって、超音波伝搬軸方向に沿って、すなわち生体組織内の深さ方向に対して超音波信号の分解能を上げ

10

20

30

40

50

て測定をすることができ、また同時に、コントラスト分解能に係るサイドローブレベルが小さく、横方向分解能に影響するビーム幅も同じ周波数の基本波に比べはるかに良好であり、その結果、空間分解能と、コントラスト分解能に優れた超音波画像が得られることが示される。

【 0 0 5 5 】

2 - 2 . 超音波診断装置の動作

上述のようなパラメトリック超音波を生成するために、図 9 (A) 及び図 9 (B) に示すように、信号発生回路 3 によって 2 つの超音波信号 S_1 , S_2 を発生する。2 つの超音波信号 S_1 , S_2 は、第 1 の周波数 f_1 を開始周波数とし、 $f_1 + f_1$ を終了周波数とする第 1 のチャープ信号 S_1 と、第 2 の周波数 f_2 を開始周波数とし、 $f_2 + f_2$ を終了周波数とする第 2 のチャープ信号 S_2 である。なお、これらのチャープ波は、図示されるように、所定のパルス幅 T と特定の周期をもって反復される。

10

【 0 0 5 6 】

信号発生回路 3 によって、生成された第 1 及び第 2 のチャープ信号 S_1 , S_2 は、加算され、増幅されてリング状圧電振動子 2 を駆動する。リング状圧電振動子 2 によって送信された第 1 及び第 2 のチャープ信号 S_1 , S_2 の加算信号 S_+ は、生体組織 5 内をパラメトリック超音波として伝搬し、異常組織 6 等で反射される。なお、基本波成分除去動作のために、上述したように、加算信号 S_+ とは 180° 位相の異なる反転信号 S_- を生成して、 S_+ との加算をする処理を行う必要があるが、簡単のために以下の説明では、加算信号 S_+ に基づく信号処理の部分のみを取り出して説明することにする。

20

【 0 0 5 7 】

図 9 (C) は、上述した信号処理回路 1 2 によって基本波成分等が除去され、差周波数成分が抽出されたパラメトリック受信信号 R_{para} の概略波形を示す。図 9 (C) に示すように、受信され、波形処理されたパラメトリック受信信号 R_{para} は、開始周波数 $|f_1 - f_2|$ 、終了周波数 $|f_1 - f_2| + |f_1 - f_2|$ の周波数成分を有する。概略的に示されているように、パラメトリック受信信号は、メインピーク値に対してサブピーク値、すなわち時間軸サイドローブレベルが大きく、時間分解能、すなわち超音波伝搬軸方向分解能が低いので、これを改善させる必要がある。

【 0 0 5 8 】

図 9 (D) は、参照信号発生回路 1 1 によって生成され出力される参照信号 S_{ref} の波形である。パラメトリック受信信号 R_{para} と参照信号 S_{ref} との相互相関処理を行うことによって、図 9 (E) に示すようなメインピーク値 V_{m1} に対してサブピーク値 V_{si} (i は正の整数) を持つ $Sinc$ 関数波形形状のパルス圧縮波形が得られる。このパルス圧縮波形は小さな半値幅のメインピーク V_{m1} とその両側に、時間軸サイドローブ V_{s2} 、 V_{s3} 等を伴っている。もし、この時間軸サイドローブ V_{s2} 、 V_{s3} 等のピークレベルが、メインピーク V_{m1} のピーク値の $1/10$ 以下であれば、この圧縮パルスのパルス幅はメインピーク V_{m1} の半値幅 τ_{para} に等しくなり、この半値幅 τ_{para} を狭めることによって超音波伝搬軸方向分解能を改善させる。パルス圧縮技術の詳細については、後述するが、パラメトリック受信信号 R_{para} の周波数と一致した周波数を有する参照信号 S_{ref} と、パラメトリック受信信号 R_{para} を乗算回路 1 0 によって乗算することによって相互相関をとり、パルス圧縮を行う。パルス圧縮によって、図 9 (E) に概略的に示すように、パルス圧縮信号 R_{comp} の波形は、片側の極性において鋭いピークを有し、他方の側の極性において丸みを帯びた非線形信号独特の形状を呈する。実際には、メインピーク波 V_{m1} に相当する波形を有効に抽出するために、パラメトリック超音波を受信した段階で、あるいは、乗算回路 1 0 で相互相関をとった後に、不要な周波数成分を除去する回路を挿入することが好ましい。

30

40

【 0 0 5 9 】

2 - 3 . パルス圧縮技術

図 1 及び図 9 に示すように、パラメトリック受信信号 R_{para} と、参照信号 S_{ref} との相互相関をとることによって、パルス幅 (あるいは半値幅) τ_{comp} (= τ_{para})

50

a) がより狭く、ピーク電圧 V_p が高い信号波形を生成することを、パルス圧縮技術という。十分パルス圧縮された信号波形が得られれば、より高い分解能を有する超音波画像信号データが得られる。

【0060】

以下、図1の構成にしたがって、パルス圧縮技術の原理について説明する。

【0061】

信号発生回路3から出力される駆動信号 $D(t)$ ($= A_t \cdot V_{t r a n s}(t)$)、 A_t は、リング状圧電振動子2を駆動するための高電圧出力アンプである駆動回路3Dの電圧増幅率)、乗算回路10に入力される参照信号を $S_{r e f}(t)$ とする。

【0062】

生体組織5内を伝搬する送信超音波4のパルス信号 $S_{T X}(t)$ を、以下便宜的に $T(t)$ と表し、その周波数特性を $T(\quad)$ とし、また同様にして受信超音波パルス信号 $S_{R X}(t)$ を、以下 $R(t - \quad)$ と表し、その周波数特性を $R(\quad)$ と表す。なお、周波数特性 $T(\quad)$ 及び $R(\quad)$ は、それぞれ時間特性 $T(t)$ 及び $R(t - \quad)$ をフーリエ変換 (FFT 処理) した関係にあるものとする。

【0063】

この場合、受信超音波8のパルス信号 $S_{R X}(t)$ の周波数特性 $R(\quad)$ は、以下の(1)式のように表わされる。

【0064】

$$R(\quad) = T(\quad) \cdot F(\quad) \cdot H_r(\quad) \quad (1)$$

【0065】

ここで、 $F(\quad)$ は、生体組織5の伝達関数、 $H_r(\quad)$ は、受信用の円板状圧電振動子7の伝達関数である。

【0066】

さらに、送信超音波4のパルス信号 $S_{T X}(t)$ の周波数特性 $T(\quad)$ は、以下の(2)式のように表わされる。

【0067】

$$T(\quad) = D(\quad) \cdot H_t(\quad) \quad (2)$$

【0068】

ここで、 $D(\quad)$ は、駆動信号 $D(t)$ の周波数特性、 $H_t(\quad)$ は、送信用のリング状圧電振動子2の伝達関数である。

【0069】

受信超音波8のパルス信号 $S_{R X}(t)$ を円板状圧電振動子7で受信することにより受信回路9で得られる受信パルス信号 $R_{p a r a}(t - \quad)$ は、超音波受信のための円板状圧電振動子7により受信した受信超音波8のパルス信号 $S_{R X}(t - \quad)$ の周波数特性 $R(\quad)$ として、以下の(3)式のように表わすことができる。

【0070】

$$R_{p a r a}(\quad) = R(\quad) \cdot A_r(\quad) \quad (3)$$

【0071】

受信回路9から出力される受信パルス信号 $R_{p a r a}(t - \quad)$ は、乗算回路10に供給されて、駆動信号 $D(t)$ と以下の関係のある参照信号 $S_{r e f}(t)$ との間で相互相関処理が行われる。

【0072】

なお、(3)式における $A_r(\quad)$ は、受信回路9の電圧増幅率の周波数特性であり、ここでは、高調波成分を含む周波数帯域において一定であるものとする。また、 $R_{p a r a}(\quad)$ は、 $R_{p a r a}(t - \quad)$ の周波数特性である。

【0073】

また、(2)式における $D(\quad)$ は下式(4)で表される。

【0074】

$$D(\quad) = S_+(\quad) \cdot A_t(\quad) \quad (4)$$

10

20

30

40

50

【0075】

ここで、 $A_t(\)$ は、信号発生回路3に備えられた駆動回路3Dの電圧増幅率の周波数特性であり、ここでは、第1及び第2の超音波信号発生器3A、3Bより生成される加算信号 $S_+(t)$ の周波数特性 $S_+(\)$ の帯域内において一定であるものとする。以上より、以下の(5)式を得る。

【0076】

$$R_{para}(\) = H_t(\) \cdot D(\) \cdot F(\) \cdot H_r(\) \cdot A_r(\) \quad (5)$$

【0077】

ここで、加算信号 $S_+(t)$ の周波数特性 $S_+(\)$ は、以下の(6)式のように表わすことができる。

【0078】

$$S_+(\) = D(\) / A_t \quad (6)$$

【0079】

ここで、 A_t 、 A_r は、定数である。

【0080】

次に、相互相関関数 $R_{xy}(j)$ を考える。相互相関関数 $R_{xy}(j)$ は、信号 $x(t)$ 、 $y(t)$ の離散データを $x(i)$ ($i=0, 1, 2, \dots, N-1$)、 $y(i)$ ($i=0, 1, 2, \dots, N-1$)とすると、以下の(7)式にて定義される。

【0081】

【数1】

$$R_{xy}(j) = \frac{1}{N-j} \sum_{i=0}^{N-1-j} x(i) \cdot y(i+j) \quad (j=0, 1, 2, \dots, N-1) \quad (7)$$

【0082】

ここで、 $x(i) = S_{ref}(t)$ 、 $y(i+j) = R_{para}(t - \)$ と置くと、 $R_{xy}(j) = R_{xy}(\)$ となる。なお、 $S_+(t)$ 、 $R_{para}(t - \)$ は、 $S_+(\)$ 、 $R_{para}(\)$ をフーリエ逆変換して求めたものである。

【0083】

(7)式を参照することにより、 $R_{xy}(\)$ は、 $S_{ref}(t)$ と $R_{para}(t - \)$ 間の類似度が上がるほど、位相における値が1に近づいていき、同時に位相におけるメインピークの半値幅 t が狭くなることを示す。したがって、位相の値の精度が高まることになる。なお、 $S_{ref}(t)$ と $R(t)$ の波形の類似度は $S_{ref}(\)$ と $R_{para}(\)$ の類似度、すなわち相互相関対象の信号の周波数特性の類似度と考えてもよい。

【0084】

さらに、送信パルス信号 $D(t)$ をチャープ波とする。チャープ波送信パルス信号 $p(t)$ は、振幅 P_0 として、以下の(8)式で表すことができる。

【0085】

【数2】

$$p(t) = \begin{cases} P_0 \sin\left(\omega_s t + \frac{1}{2} \mu t^2\right) & (0 \leq t \leq T) \\ 0 & (\text{elsewhere}) \end{cases} \quad (8)$$

【0086】

ここで、 $\omega_s (= 2\pi f_s)$ は初期角周波数(f_s は初期周波数)、 T は掃引時間、 μ

10

20

30

40

50

は角周波数掃引率である。また、 f_e を最終周波数、 $2f_s$ を掃引角周波数とすると、 $\mu = (f_e - f_s) / T = 2(f_e - f_s) / T$ の関係にある。チャープ波のパルス圧縮比は Tf_s で与えられ、 f_s を大きくするほどパルス幅は狭くなり、さらに伝搬軸方向分解能を高めることができる。

【0087】

なお、パルス圧縮の効果があるのは、周波数変調信号であるチャープ波の他、位相変調信号、すなわち符号化系列信号であるバーカー（Barker）系列信号、相補系列信号、M系列信号などでも同様の効果があるが、チャープ波を用いた場合に、最もSN比を高くすることができる。

【0088】

3. 第2の実施の形態における超音波診断装置の構成例

次に本発明が適用された超音波診断装置の第2の実施の形態について説明する。この実施の形態による超音波診断装置は、パラメトリック超音波信号の超音波伝搬方向の空間分解能を改善するためのもう1つの物理量である位相シフト量を使って、超音波診断イメージを得るものである。

【0089】

図10には、超音波診断装置101Bの構成例のブロック図を示す。第1の実施の形態の超音波診断装置（図1）と同一の構成要素については、同一の名称及び符号を付す。

【0090】

本発明が適用された超音波診断装置101Bは、図10に示すように、超音波を発生する信号発生回路3Eと、生成された超音波を生体組織5内に送信するリング状圧電振動子2と、生体組織5内の異常組織6等からの超音波の反射を受信する円板状圧電振動子7とを備える。また、超音波診断装置101Bは、円板状圧電振動子7で受信した超音波信号の信号処理をする受信回路9と、受信回路9によって受信処理された超音波信号の基本波成分を除去する第1の信号処理回路12Dと、参照信号発生回路11によって生成された参照信号 S_{ref} と、第1の信号処理回路12Dから出力される信号 $r(t)$ との積を計算する乗算回路10と、乗算回路10の出力から位相情報を抽出する第2の信号処理回路12Eとを備える。また、超音波診断装置101Bは、生体組織5内に送信する超音波の位置を特定し、位置特定信号を生成する位置特定センサ30と、位置特定センサ30の位置情報データ及び乗算回路10の演算結果データを処理して画像信号を生成する画像処理回路13とを備える。好ましくは、画像処理回路13の画像信号データを入力して画像を表示するディスプレイ14を備える。

【0091】

リング状圧電振動子2と円板状圧電振動子7とは、第1の実施の形態と同様に、好ましくは、一体化されて超音波トランスデューサ1を構成し、超音波トランスデューサ1は、より好ましくは、受信回路9と一体化されて探触子（プローブ）の主要部をなす。

【0092】

信号発生回路3Eは、第1の中心周波数 f_1 を有する第1の超音波信号 S_1 を生成する第1の信号発生部3Fと、第2の中心周波数 f_2 を有する第2の超音波信号 S_2 を生成する第2の信号発生部3Gと、第1及び第2の超音波信号 S_1, S_2 を加算する加算器3Hとを有する。第1及び第2の超音波信号 S_1, S_2 は、それぞれ同一の位相 s を有する。信号発生回路3Eは、第1及び第2の超音波信号 S_1, S_2 を加算器3Hにより加算して、加算信号 $S_+ = S_1 + S_2$ を生成し、それぞれ所定の電圧増幅を行った後、送信用の振動子であるリング状圧電振動子2を駆動する。さらに、信号発生回路3Eは、第1及び第2の超音波信号 S_1, S_2 を参照信号発生回路11に供給する。供給された信号に基づいて参照信号発生回路11は、差周波数 $|f_1 - f_2|$ の周波数成分と、位相 s とを有する参照信号 $S_{ref} = \sin\{(f_1 - f_2)(t - s)\}$ を生成する。

【0093】

受信回路9は、生体組織内を伝搬してきた超音波信号を受信する円板状圧電振動子7により変換された圧電信号をインピーダンス変換し、増幅して後段回路に渡す。好ましい構

10

20

30

40

50

成は、第 1 の実施の形態の 1 - 4 項において説明したものと同様である。

【 0 0 9 4 】

第 1 の信号処理回路 1 2 D は、受信されたパラメトリック超音波信号のうち基本波成分を除去し、差周波数成分のみを抽出する。第 1 の信号処理回路 1 2 D の構成は、第 1 の実施の形態において説明した記憶回路 1 2 A 等に加えて、以下に限るものではないが、図 1 1 に示すような構成としてもよい。第 1 の信号処理回路 1 2 D は、パラメトリック信号以外の信号を除去するために受信回路 9 の出力に接続された帯域通過フィルタ 9 1 と、超音波の深達距離による音圧レベルの減衰を補う対数増幅回路 9 2 と、距離減衰を補正し、特定の距離範囲の輝度を増減させる調整をする S T C (Sensitivity Time Control) 回路 9 4 とを縦続に接続して含むのが好ましい。

10

【 0 0 9 5 】

第 2 の信号処理回路 1 2 E は、図 1 1 に示すように、乗算回路 1 0 からの出力信号の位相情報を抽出する位相検波回路 6 3 と、位相検波回路 6 3 の出力から周波数特性を有する部分を除去する低域通過フィルタ 6 4 とを有する。

【 0 0 9 6 】

位置特定センサ 3 0 は、たとえば磁気センサやエンコーダを用いて構成され、超音波トランスデューサ 1 の物理的位置を特定し、位置特定情報データを生成して画像処理回路 1 3 に送る。

【 0 0 9 7 】

画像処理回路 1 3 は、伝搬方向の空間分解能が改善された超音波信号データと、位置特定センサ 3 0 によって生成された位置情報信号データとを入力して、画像表示するための画像信号を生成し、この画像信号にしたがって超音波画像データを生成する。画像処理回路 1 3 は、たとえば、スキャンコンバータ 6 5 により実現される。なお、画像処理回路 1 3 から出力される超音波画像データを、上述のように、ディスプレイ 1 4 で動画、静止画として表示してもよいが、データを加工し、あるいはそのまま他の媒体、たとえば外部記憶装置に記憶させたり、プリンタで印刷出力するようにしてもよいのは第 1 の実施の形態と同様である。

20

【 0 0 9 8 】

図 1 2 にしたがって、第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置 1 0 1 B の動作について説明する。図 1 2 は、超音波診断装置 1 0 1 B の各機能ブロックによって生成、加工等された信号の流れを示すシグナルフローチャートである。なお、基本波成分除去動作のために、加算信号 S_+ とは 180° 位相の異なる反転信号 S_- を生成して、 S_+ との加算をする処理を第 1 の信号処理回路 1 2 D を用いて行う必要があるが、簡単のために以下の説明では、加算信号 S_+ に基づく信号処理の部分のみを取り出して説明することにする。

30

【 0 0 9 9 】

信号発生回路 3 E 内の第 1 の信号発生回路 3 F によって、第 1 の中心周波数 f_1 (= $\omega_1 / 2$) の第 1 の超音波信号 S_1 が生成され、第 2 の信号発生回路 3 G によって、第 2 の中心周波数 f_2 (= $\omega_2 / 2$) の第 2 の超音波信号 S_2 が生成され、これらを加算器 3 H によって加算し、加算信号 $S_+ = S_1 + S_2$ が生成される。この加算信号 S_+ は、所定の電圧に電圧増幅された送信信号 $s(t)$ として送受信一体型の超音波トランスデューサ 1 のリング状圧電振動子 2 に印加され、生体組織 5 内に送信される。

40

【 0 1 0 0 】

$$s(t) = A_s \cdot \sin(\omega_s t - \phi_s)$$

【 0 1 0 1 】

ここで、 A_s は、電圧振幅を表わし、本実施の形態の周波数領域においては、一定値であるものとする。 ϕ_s は、第 1 及び第 2 の超音波信号 S_1 , S_2 の初期位相を表わす。

【 0 1 0 2 】

異常組織 6 の境界で反射されたパラメトリック超音波信号は、受信用の円板状圧電振動子 7 によって受信され、電気信号に変換され、第 1 の信号処理回路 1 2 D 等で、基本波成分が除去される。この受信処理されたパラメトリック超音波の $r(t)$ は、以下のように

50

表わされる。

【0103】

$$\begin{aligned} r(t) &= A_r \cdot \sin\{s(t - \tau) - \phi(z)\} \\ &= A_r \cdot \sin\{s t - s \tau - \phi(z)\}, \\ s &= 2\pi f \end{aligned}$$

【0104】

ここで、 τ は超音波伝搬時間、 $\phi(z)$ は位置 z における位相である。なお、 A_r は、受信回路の電圧増幅率であり、本実施の形態の周波数帯域において一定値であるものとする。 $\phi(z)$ は、音速の異なる組織を通過するごとに変化する。したがって、 $\phi(z)$ の値で位置情報に基づいてマッピングすることによって、超音波診断像を構築することができる。

10

【0105】

そして、受信信号 $r(t)$ に、参照信号 $S_{ref} = A_1 \cdot \sin(s t - \phi_1)$ を、乗算回路 10 によって乗算することによって、以下の形式の信号を得る。

【0106】

$$A_r A_1 [\sin\{2(s t - \phi_1) - \phi(z)\} + \sin(\phi(z))]$$

【0107】

さらに、この信号を低域通過フィルタに通すことによって周波数に依存しない $\sin(\phi(z))$ なる成分を抽出することができる。すなわち、生体組織 5 の情報である $\sin(\phi(z))$ と超音波振動子の位置情報とから画像処理回路 13 によって画像処理し、生成された画像信号によってディスプレイ 14 に画像表示して、超音波診断像が得られる。

20

【0108】

以上のように、パラメトリック受信信号の位相情報を用いて超音波画像構築する方法は、1 サイクル内の位相が周波数に関係なく $0^\circ \sim 360^\circ$ 変化するものであり、100 kHz 程度の低い周波数でも MHz オーダの分解能を実現できるとの考え方に基づくものである。第 2 の実施の形態では、第 1 の実施の形態の構成例よりも、より簡易な構成で、超音波伝搬軸方向の空間分解能を改善させることができる。

【0109】

4. 第 3 の実施の形態における超音波診断装置の構成例

本発明が適用された超音波診断装置は、上述のように受信したパラメトリック超音波信号を有線で信号処理回路等に伝送し、画像信号処理等することに限らず、パラメトリック信号が比較的低い周波数であることを活かして、無線通信インタフェースに対する負担の少ない無線信号伝送を行うことができる。

30

【0110】

図 13 は、本発明が適用された超音波診断装置の第 3 の実施の形態の構成例のブロック図である。超音波受信信号を無線で遠隔地に伝送したり、病院内において同時に複数の医師が超音波像をその医師の好みに応じて超音波イメージを構築し、超音波診断することができる。

【0111】

本発明が適用された超音波診断装置 101C は、図 13 に示すように、上述した第 1 の実施の形態における、リング状圧電振動子 2 及び円板状圧電振動子 7 を含む超音波トランスデューサ 1 と、信号発生回路 3 と、受信回路 9 と、位置特定センサ 30 とを備える。第 1 の実施の形態と相違するのは、受信回路 9 によって受信処理されたパラメトリック受信信号をデジタル信号に変換する第 1 の A/D 変換器 71 と、位置特定センサによって生成された超音波トランスデューサ 1 の位置特定情報をデジタル信号に変換する第 2 の A/D 変換器 72 と、第 1 及び第 2 の A/D 変換器 71, 72 によって、パラメトリック受信信号をデジタル信号に変換し、その変換信号でキャリア信号を適切に変調し、符号化し、無線送信する送信用無線通信インタフェース 73 と、無線送信されたデジタルパラメトリック信号を無線受信し、有線信号に変換する受信用無線通信インタフェース 74 を備える。無線伝送されたデジタルパラメトリック受信信号は、第 1 の実施の形態において詳細に説

40

50

明した信号処理回路 12 と、参照信号発生回路 11 と、乗算回路 10 と、画像処理回路 13 とによって超音波画像データを形成し、ディスプレイ 14 によって超音波画像を表示する。

【0112】

本実施の形態であつかうパラメトリック超音波信号は 100 kHz 程度であり、オーバーサンプリングを含めたサンプリング周波数は、1 MHz 程度である。1 データを 12 ビットで表す場合には、必要な無線伝送速度は 12 Mbps あれば実現することができる。近年実用が進んでいる Bluetooth (登録商標)、Zigbee (登録商標)、WiFi (WiFi) 等の無線方式では、これらの伝送速度を満たすので、本発明の超音波診断装置に無線通信インタフェースとして用いることによって、小型、低消費電力の無線通信を実現することができる。

10

【0113】

なお、上述では、第 1 の実施の形態の構成、すなわち、パルス圧縮技術を用いた超音波伝搬軸方向分解能改善手法の構成に、無線通信インタフェースを適用した例について説明したが、第 2 の実施の形態の構成、すなわち位相検波技術を用いた超音波診断装置に無線通信インタフェースを適用してもよいのはもちろんである。

【0114】

また、上述では図式を簡明にするために、受信側の通信インタフェース 74 を 1 つだけ用意する場合について説明をしたが、受信側の通信インタフェースを複数用いることによって、複数の医師が、それぞれ複数のディスプレイを用いて所望の超音波画像処理を行いながら超音波診断を行うことができる。

20

【0115】

5. 第 4 の実施の形態における超音波診断装置の構成例

本発明の超音波診断装置では、上述した無線通信インタフェースとして、アナログ方式の無線通信インタフェースを用いることができ、この場合について、以下に説明する。

【0116】

本発明が適用された第 4 の実施の形態では、超音波受信信号を、アナログ信号、たとえば FM 信号として送信、受信、復調し、この復調信号を用いて最終的に超音波診断イメージを構築することができる。特に、以下に詳述するように、受信用の圧電振動子に、静電容量型、たとえば cMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer、静電容量型マイクロマシンプロセスを用いて製造した超音波トランスデューサ) を用いることによって、自らの容量が受信超音波の信号強度に対応した静電容量変化することを利用して、非常に簡単な構成で周波数変調回路を構成することができる。

30

【0117】

図 14 に示すように、本発明の超音波診断装置 101D は、発振部 75A 及び発振部 75A に接続された共振コイル 75B を有する発振回路 75 と、無線通信インタフェース 76, 78 と、復調回路 79 とを備える。

【0118】

超音波診断装置 101D では、超音波トランスデューサ 1 の少なくとも受信用に用いる円板状圧電振動子 7 が静電容量型であり、静電容量型の超音波振動子では超音波受信が無い場合に、静電容量 C_0 を有している。静電容量型の超音波振動子の静電容量 C_0 は、発振部 75A に接続された共振コイル 75B とともに、発振回路 75 を構成し、発振回路 75 は、周波数 $f_0 = (1/2) \cdot (L \cdot C_0)^{-1/2}$ で発振する。この発振信号が FM 信号のキャリア信号となる。

40

【0119】

超音波受信時は静電容量 C_0 が $C_0 \pm \Delta C_0$ に変化するので、発振回路 75 は、静電容量 C_0 の変化に応じて $f_0 \pm \Delta f_0$ の周波数で発振する。すなわち、周波数 f_0 のキャリア信号に対し f_0 の周波数変調 (FM) がかったことになる。

【0120】

このようにして、この FM 信号をアナログ信号のまま、無線通信インタフェース 76,

50

78に含まれる送信及び受信アンテナ回路で無線伝送することができる。さらに、無線伝送された信号は、復調回路79によってパラメトリック受信信号に復調され上述したように、信号処理回路12等によって信号処理され、信号処理された信号 $r(t)$ と、参照信号 S_{ref} との間で乗算回路10によって相互相関処理を受信側で行い、パルス圧縮信号を生成する。一方、超音波トランスデューサ1の位置特定信号も、上述の無線通信インタフェース76, 78によって、位置信号が変調、復調され、パルス圧縮信号と位置特定信号とを用いて画像処理する。増幅回路と送信アンテナと受信アンテナと増幅回路を含む無線通信インタフェースによってデータ伝送を行う。最後にディスプレイ14等によって画像表示等される。

【0121】

なお、変調回路をRC発振回路によって構成した場合には、共振コイル75Bの代わりに直流抵抗Rを用いるようにすればよい。

【0122】

上述したFM変調を利用するほか、他のアナログ方式の無線伝送方式、たとえばAM変調としてもよく、位相変調方式も用いることができるのは言うまでもない。

【0123】

また、空間分解能を改善させる機能を実現するのに、パルス圧縮技術に限らず、第2の実施の形態において説明した位相検波技術を用いてもよいのはもちろんである。

【符号の説明】

【0124】

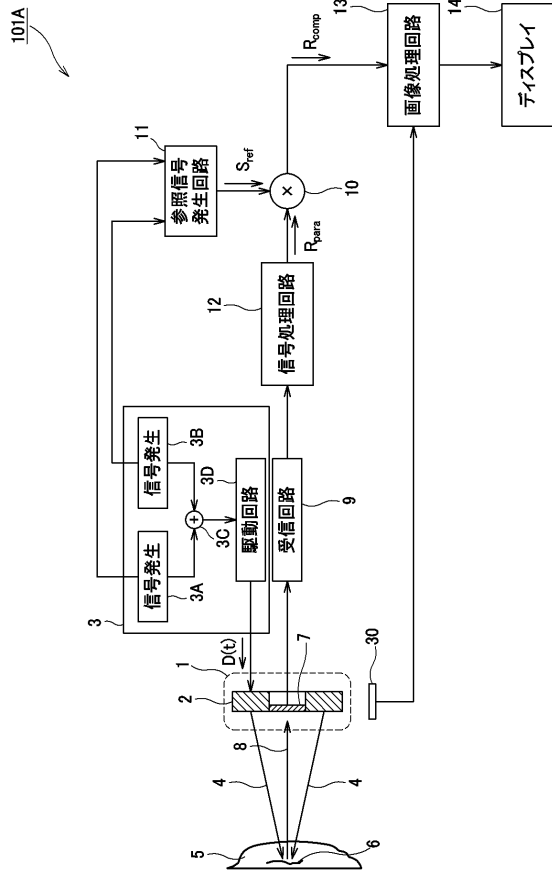
1 超音波トランスデューサ、2 リング状圧電振動子、3, 3E 信号発生回路、3A, 3B, 3F, 3G 信号発生部、3C, 3H 加算器、3D 駆動回路、4 送信超音波、4A, 4B, 4C 接続導通配線、5 生体組織、5A 超音波伝搬媒体、7 円板状圧電振動子、8 受信超音波、9 受信回路、9A チャージアンプ回路、9B フィルタ回路、10 乗算回路、11 参照信号発生回路、12, 12D, 12E 信号処理回路、12A 記憶回路、12B 帯域通過フィルタ、12C ダブルパルス検出回路、13 画像処理回路、14 ディスプレイ、30 位置特定センサ、15 ハウジング、16 金属パッキング板、17, 27, 28 接地電極、18 接続用電極、19, 20 コネクタ、21, 22 接続用配線、23 内部接地配線、24, 25 内部接続配線、26 外部接地配線、29 間隙、32, 33 金属電極、34 ポリプロピレン樹脂、35 セル、63 位相検波回路、64 低域通過フィルタ、71, 72 A/D変換器、73, 74, 76, 78 無線通信インタフェース、75 発振回路、75A 発振部、75B 共振コイル、79 復調回路、91 帯域通過フィルタ、92 対数増幅器、94 STC回路、101A~101D 超音波診断装置

10

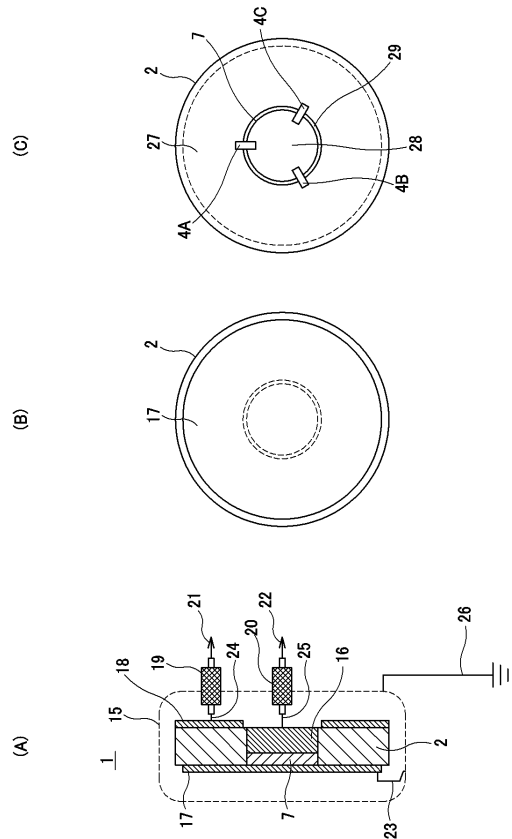
20

30

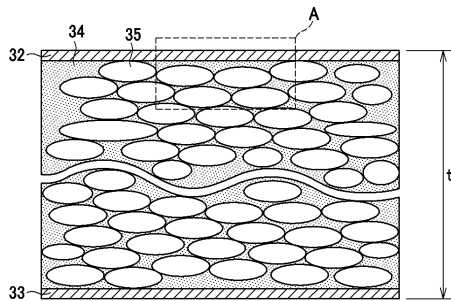
【図1】



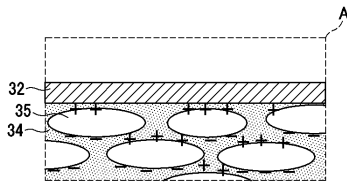
【図2】



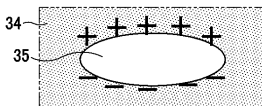
【図3】



(A)



(B)

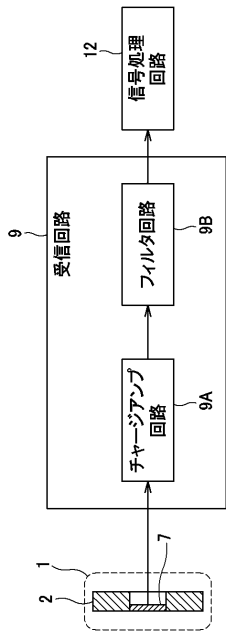


(C)

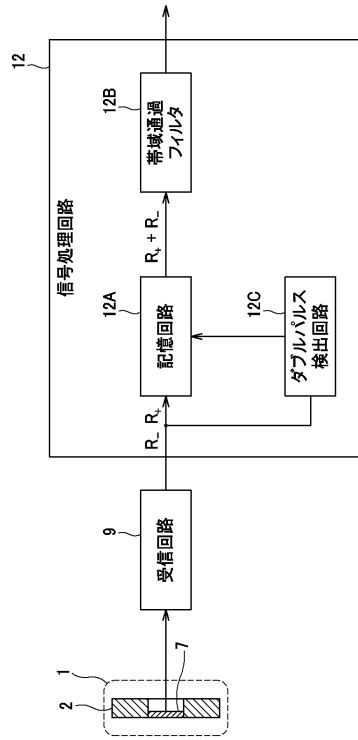
【図4】

材料	密度 ρ [kg/m ³]	比誘電率 ϵ_r/ϵ_0	圧電歪定数 d_{33} [pC/N]	電圧出力定数 g_{33} [Vm/N]	$\tan \delta$ [%]	ヤング率 E[Gpa]	電気機械結合定数 [%]	音響インピーダンス Z[Mrayl]
セルラーPP	330	1.2	400~1200	60~180	<1	0.002	5.5~52	0.028
水晶	2650	4.6	2(d_{11})	0.05(g_{11})	0.01	72	8.4	15
PZT-5	7500	1750	171	0.011	2	50	31	25
PVDF	1780	64	20	0.2	1.7	2	3.8	3.9

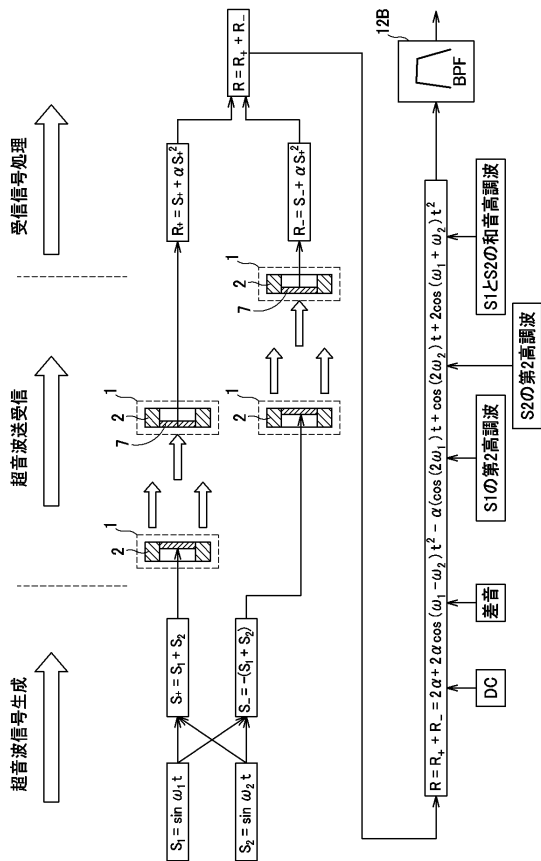
【 図 5 】



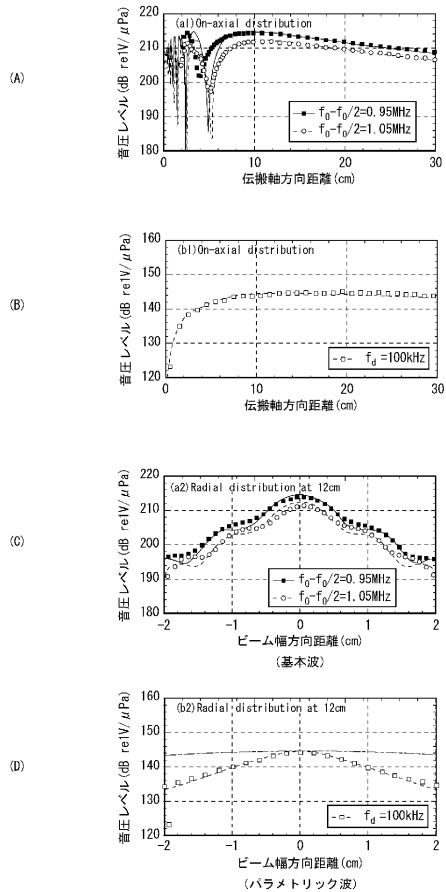
【 図 6 】



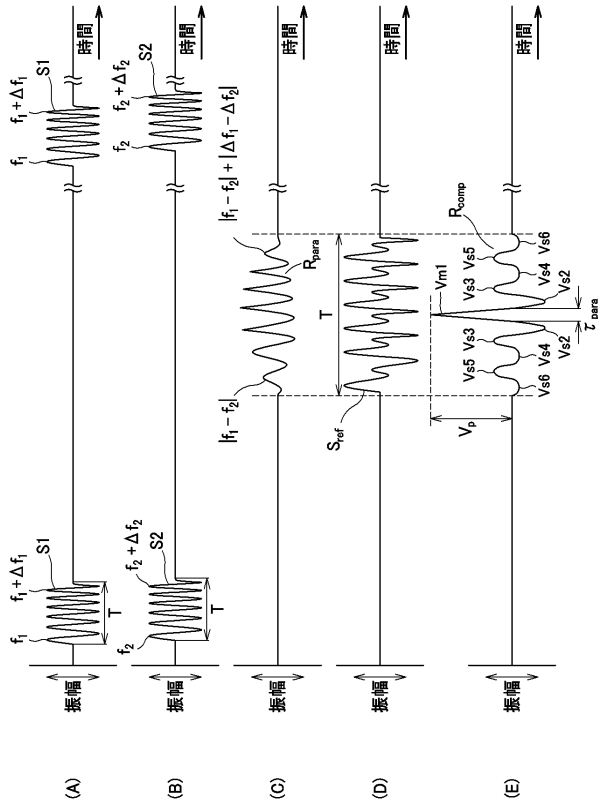
【 図 7 】



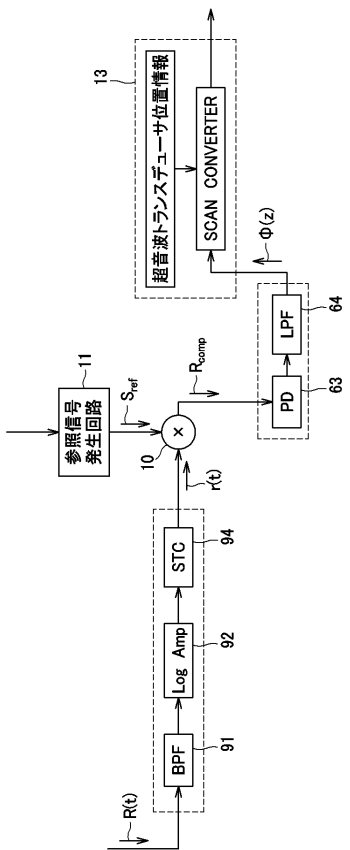
【 図 8 】



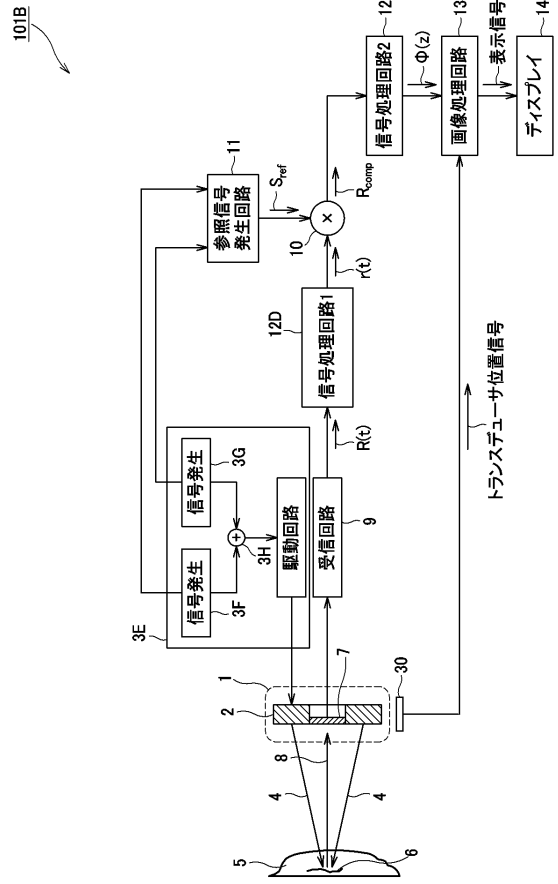
【図9】



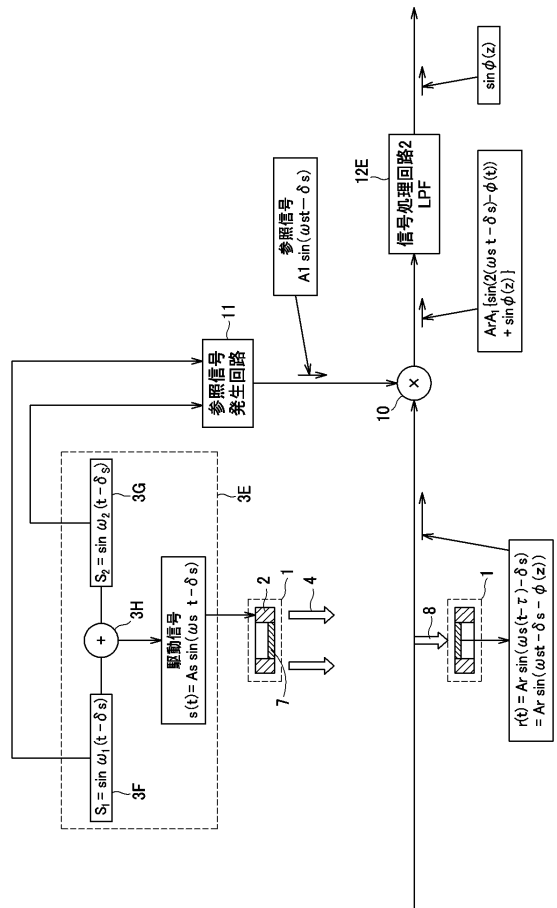
【図11】



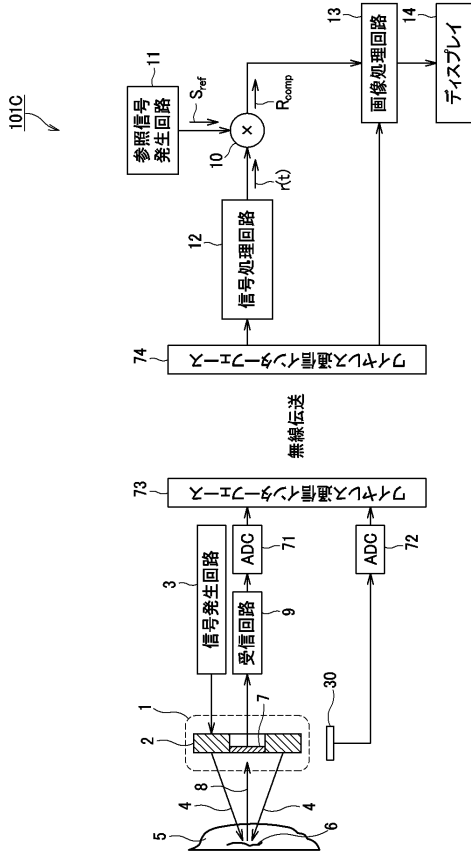
【図10】



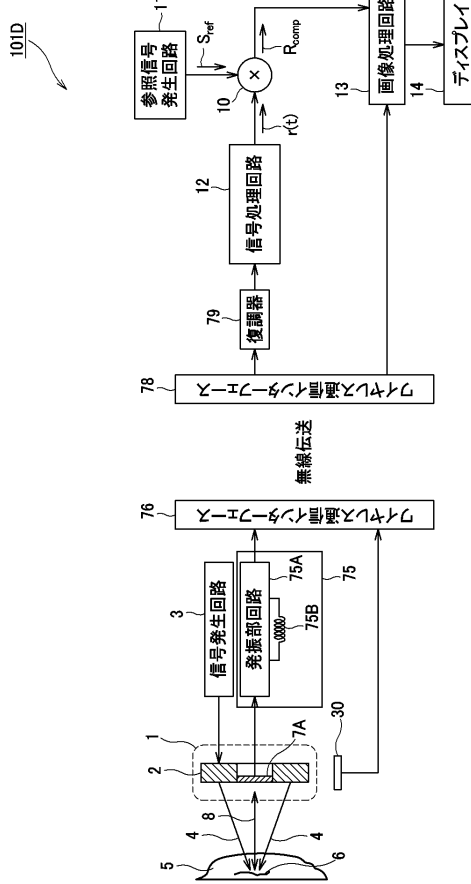
【図12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

(74)代理人 100106781

弁理士 藤井 稔也

(74)代理人 100113424

弁理士 野口 信博

(72)発明者 鎌倉 友男

東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内

(72)発明者 野村 英之

東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内

(72)発明者 グレゴリー トーマス クレメント

東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内

(72)発明者 林 栄男

神奈川県川崎市川崎区塩浜2-17-19 株式会社検査技術研究所内

(72)発明者 安野 功修

東京都国分寺市東元町3丁目20番41号 財団法人小林理学研究所内

(72)発明者 安達 日出夫

東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内

Fターム(参考) 4C601 DE08 DE13 DE14 EE01 GB02 GB05 GB13 GB47 GB48 GD04
HH10 HH35 JB23 JB31 JB37 JB42 JB45 JB47

专利名称(译)	超声波诊断装置及び超音波診断方法		
公开(公告)号	JP2014094147A	公开(公告)日	2014-05-22
申请号	JP2012247390	申请日	2012-11-09
申请(专利权)人(译)	国立大学法人大学电气通信 公司检验技术研究院 一般財団法人小林理学研究所		
[标]发明人	鎌倉友男 野村英之 グレゴリートーマスクレメント 林栄男 安野功修 安達日出夫		
发明人	鎌倉 友男 野村 英之 グレゴリー トーマス クレメント 林 栄男 安野 功修 安達 日出夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/EE01 4C601/GB02 4C601/GB05 4C601/GB13 4C601/GB47 4C601/GB48 4C601/GD04 4C601/HH10 4C601/HH35 4C601/JB23 4C601/JB31 4C601/JB37 4C601/JB42 4C601/JB45 4C601/JB47		
代理人(译)	小池 晃 藤井 稔也		
其他公开文献	JP6198204B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声诊断装置，其满足在使用参量超声信号时改善传播方向分辨率的需要。解决方案：超声诊断设备101A包括：信号产生电路3，用于产生超声波；发送环形压电振子2；接收盘形压电振子7；接收电路9，用于处理接收的超声波信号；信号处理电路12，用于消除接收到的超声波信号的基波分量；乘法电路10，用于获取由参考信号产生电路11产生的参考信号和从信号处理电路12输出的信号之间的互相关；位置传感器30，用于定位超声波换能器1的位置以产生位置定位信号；图像处理电路13，用于通过处理位置传感器30的位置信息数据和乘法电路10的运算结果数据来产生图像信号。

