

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5722191号
(P5722191)

(45) 発行日 平成27年5月20日(2015.5.20)

(24) 登録日 平成27年4月3日(2015.4.3)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-232644 (P2011-232644)
 (22) 出願日 平成23年10月24日(2011.10.24)
 (65) 公開番号 特開2013-90650 (P2013-90650A)
 (43) 公開日 平成25年5月16日(2013.5.16)
 審査請求日 平成26年4月11日(2014.4.11)

(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 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 田辺 剛
 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】

複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子とが互いに積層されると共に前記複数の有機圧電素子に複数のプリアンプが接続された超音波プローブを用いて超音波の送受信を行うことにより得られる受信信号に基づき超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記複数の無機圧電素子から超音波を送信すると共に前記複数の無機圧電素子および前記複数の有機圧電素子の少なくとも一方で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処理する送受信部と、

前記送受信部で処理された受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、
 電力供給するための内蔵バッテリーと、

前記超音波プローブを用いた診断行為が行われているか否かを判定する判定手段と、

前記複数の有機圧電素子で得られた受信信号を利用して超音波画像を生成する第1の動作モードと前記複数の有機圧電素子を利用しない第2の動作モードの一方に基づいて動作するように前記送受信部および前記画像生成部を制御すると共に、前記第1の動作モードによる動作中に、前記判定手段により前記超音波プローブを用いた診断行為が行われていないと判定された場合あるいは前記内蔵バッテリーの残量が所定のしきい値以下に低下した場合に前記第1の動作モードから前記第2の動作モードに移行するように前記送受信部および前記画像生成部を制御すると共に前記内蔵バッテリーから前記複数のプリアンプへ供給される電圧を停止あるいは低減する制御部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記判定手段は、前記送受信部、前記超音波プローブの把持部に配置された接触センサおよび前記超音波プローブの音響レンズ面に配置された接触センサのうち少なくとも1つを含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 の動作モードは、前記複数の無機圧電素子を送信専用とし、前記複数の有機圧電素子を受信専用とする撮像モードを含む請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の動作モードは、前記複数の無機圧電素子を送受信兼用とし、前記複数の有機圧電素子を受信専用とする撮像モードを含む請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記第 2 の動作モードは、前記複数の無機圧電素子を送受信兼用とし、前記複数の有機圧電素子を停止する撮像モードを含む請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 2 の動作モードは、前記複数の無機圧電素子および前記複数の有機圧電素子を停止するスリープモードを含む請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記内蔵バッテリーは、前記超音波プローブ内に配置され、

前記送受信部は、前記超音波プローブ内に配置されると共に前記受信信号をデジタル処理して前記画像生成部に伝送する請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子とが互いに積層されると共に前記複数の有機圧電素子に複数のプリアンプが接続された超音波プローブを用いて超音波の送受信を行うことにより得られる受信信号に基づき超音波画像を生成する方法であって、

内蔵バッテリーから供給される電力により、前記複数の無機圧電素子から超音波を送信すると共に少なくとも前記複数の有機圧電素子で得られた受信信号を利用する第 1 の動作モードで超音波画像を生成し、

前記超音波プローブを用いた診断行為が行われているか否かを判定すると共に前記内蔵バッテリーの残量を測定し、

30

前記第 1 の動作モードによる動作中に、前記超音波プローブを用いた診断行為が行われていないと判定された場合あるいは前記内蔵バッテリーの残量が所定のしきい値以下に低下した場合に前記第 1 の動作モードから前記複数の有機圧電素子を利用しない第 2 の動作モードに移行すると共に前記内蔵バッテリーから前記複数のプリアンプへ供給される電圧を停止あるいは低減する

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、互いに積層された複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子を用いて超音波の送受信を行うバッテリー駆動型の超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】

【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、超音波プローブのアレイトランスデューサ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アレイトランスデューサで受信して、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】

50

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アレイトランスデューサとして、例えば、特許文献１の超音波診断装置に使用されているように、無機圧電体を用いた複数の無機圧電素子と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を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２０１０－２０１１２０号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

また、特許文献１の超音波診断装置では、操作者が超音波プローブを把持したか否かを検知するセンサを超音波プローブの筐体に配設し、超音波プローブを把持していない場合にアレイトランスデューサからの超音波の送信を停止することにより、無駄な電力の消費と圧電素子の劣化を防止している。

しかしながら、有機圧電素子で得られる受信信号は、無機圧電素子で得られる受信信号に比べて微弱であるので、通常、それぞれの有機圧電素子に直結されたプリアンプで受信信号を増幅しており、これらのプリアンプに電圧供給を行うことで、超音波の受信時においても、超音波プローブ内における電力消費は無視できないものとなっている。このため、特許文献１のように、超音波プローブを操作しないときにアレイトランスデューサからの超音波の送信を停止するだけでは、電力の消費量を十分に抑制することが困難であった。

【０００６】

さらに、近年、ベッドサイドや救急医療現場等に搬送して使用することができるポータブル型の超音波診断装置が開発されているが、このような超音波診断装置では、その電源に内蔵バッテリーが用いられており、装置の消費電力が連続使用時間に大きな影響を及ぼすこととなる。そこで、超音波診断装置における大幅な省電力化が要求されている。

【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、複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子とが互いに積層されると共に複数の有機圧電素子に複数のプリアンプが接続された超音波プローブを用いながらも、効果的に電力消費を抑制することができるバッテリー駆動型の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、複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子とが互いに積層されると共に複数の有機圧電素子に複数のプリアンプが接続された超音波プローブを用いて超音波の送受信を行うことにより得られる受信信号に基づき超音波画像を生成する超音波診断装置であって、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無機圧電素子および複数の有機圧電素子の少なくとも一方で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処理する送受信部と、送受信部で処理された受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、電力供給するための内蔵バッテリーと、超音波プローブを用いた診断行為が行われているか否かを判定する判定手段と、複数の有機圧電素子で得られた受信信号を利用して超音波画像を生成する第１の動作モードと複数の有機圧電素子を利用しない第２の動作モードの一方に基づいて動作するように送受信部および画像生成部を制御すると共に、第１の動作モードによる動作中に、判定手段により超音波プローブ

10

20

30

40

50

を用いた診断行為が行われていないと判定された場合あるいは内蔵バッテリーの残量が所定のしきい値以下に低下した場合に第１の動作モードから第２の動作モードに移行するように送受信部および画像生成部を制御すると共に内蔵バッテリーから複数のプリアンプへ供給される電圧を停止あるいは低減する制御部とを備えたものである。

【０００９】

判定手段は、送受信部、超音波プローブの把持部に配置された接触センサおよび超音波プローブの音響レンズ面に配置された接触センサのうち少なくとも１つを含むことが好ましい。

第１の動作モードは、複数の無機圧電素子を送信専用とし、複数の有機圧電素子を受信専用とする撮像モードを含むことができる。あるいは、第１の動作モードは、複数の無機圧電素子を送受信兼用とし、複数の有機圧電素子を受信専用とする撮像モードを含むことができる。

10

また、第２の動作モードは、複数の無機圧電素子を送受信兼用とし、複数の有機圧電素子を停止する撮像モードを含むことができる。あるいは、第２の動作モードは、複数の無機圧電素子および複数の有機圧電素子を停止するスリープモードを含むことができる。

さらに、内蔵バッテリーが超音波プローブ内に配置され、送受信部が超音波プローブ内に配置されると共に受信信号をデジタル処理して画像生成部に伝送するように構成することもできる。

【００１０】

この発明に係る超音波画像生成方法は、複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子とが互いに積層されると共に複数の有機圧電素子に複数のプリアンプが接続された超音波プローブを用いて超音波の送受信を行うことにより得られる受信信号に基づき超音波画像を生成する方法であって、内蔵バッテリーから供給される電力により、複数の無機圧電素子から超音波を送信すると共に少なくとも複数の有機圧電素子で得られた受信信号を利用する第１の動作モードで超音波画像を生成し、超音波プローブを用いた診断行為が行われているか否かを判定すると共に内蔵バッテリーの残量を測定し、第１の動作モードによる動作中に、超音波プローブを用いた診断行為が行われていないと判定された場合あるいは内蔵バッテリーの残量が所定のしきい値以下に低下した場合に第１の動作モードから複数の有機圧電素子を利用しない第２の動作モードに移行すると共に内蔵バッテリーから複数のプリアンプへ供給される電圧を停止あるいは低減する方法である。

20

30

【発明の効果】

【００１１】

この発明によれば、複数の有機圧電素子で得られた受信信号を利用して超音波画像を生成する第１の動作モードによる動作中に、超音波プローブを用いた診断行為が行われていないと判定された場合あるいは内蔵バッテリーの残量が所定のしきい値以下に低下した場合に、第１の動作モードから複数の有機圧電素子を利用しない第２の動作モードに移行すると共に内蔵バッテリーから複数の有機圧電素子に接続された複数のプリアンプへ供給される電圧を停止あるいは低減するので、複数の無機圧電素子と複数の有機圧電素子とが互いに積層されると共に複数の有機圧電素子に複数のプリアンプが接続された超音波プローブを用いながらも、効果的に電力消費を抑制することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】この発明の実施の形態１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１の動作を示すフローチャートである。

【図３】実施の形態２の動作を示すフローチャートである。

【図４】実施の形態３に係る超音波診断装置で用いられた超音波プローブを示す斜視図である。

【図５】実施の形態３に係る超音波診断装置で用いられた超音波プローブの構成を示すブロック図である。

【図６】実施の形態４に係る超音波診断装置で用いられた超音波プローブを示す斜視図で

50

ある。

【図 7】実施の形態 5 に係る超音波診断装置で用いられた超音波プローブの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】

【0013】

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。

実施の形態 1

図 1 に、実施の形態 1 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、積層型アレイトランスデューサ 3 を有している。この積層型アレイトランスデューサ 3 は、アレイ状に配列された複数の無機圧電素子 4 と、これら複数の無機圧電素子 4 に積層形成されると共にアレイ状に配列された複数の有機圧電素子 5 を有しており、各有機圧電素子 5 にそれぞれ対応するプリアンプ 6 が接続されている。

そして、複数の無機圧電素子 4 に送信回路 7 および受信回路 8 がそれぞれ接続されると共に、複数の有機圧電素子 5 に接続された複数のプリアンプ 6 に受信回路 8 が接続されている。さらに、送信回路 7 および受信回路 8 にプローブ制御部 9 が接続されている。

【0014】

診断装置本体 2 は、超音波プローブ 1 の受信回路 8 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。また、診断装置本体 2 は、超音波プローブ 1 の受信回路 8 に接続されたメモリ 18 を有し、このメモリ 18 が信号処理部 11 に接続されると共に、信号処理部 11、D S C 12、表示制御部 14 およびメモリ 18 に本体制御部 19 が接続されている。

さらに、本体制御部 19 に、タイマ 20、操作部 21、格納部 22 およびバッテリー 23 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 9 と診断装置本体 2 の本体制御部 19 が互いに接続されている。

【0015】

積層型アレイトランスデューサ 3 の複数の無機圧電素子 4 は、送受信兼用の素子として使用することができ、それぞれ送信回路 7 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に、被検体による超音波エコーを受信することで得られた受信信号を受信回路 8 に出力する。一方、積層型アレイトランスデューサ 3 の複数の有機圧電素子 5 は、受信専用の素子として使用され、それぞれ被検体による超音波エコーを受信することで得られた受信信号を、プリアンプ 6 を介して受信回路 8 に出力する。

【0016】

それぞれの無機圧電素子 4 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ス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なる無機圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

一方、それぞれの有機圧電素子 5 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なる有機圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

【0017】

複数の無機圧電素子 4 の電極間に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、それぞれの無機圧電体が伸縮してパルス状又は連続波の超音波が発生し、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。

また、積層型アレイトランスデューサ 3 に超音波エコーが入射すると、それぞれの無機圧電素子 4 の無機圧電体が伸縮して電気信号が発生し、受信信号として出力されると共に、それぞれの有機圧電素子 5 の有機圧電体が超音波の高調波成分に高感度に応答して伸縮

10

20

30

40

50

し、電気信号が発生し、受信信号として出力される。有機圧電素子 5 から出力された受信信号は、対応するプリアンプ 6 で増幅された後、受信回路 8 に入力される。

【 0 0 1 8 】

送信回路 7 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、プローブ制御部 9 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、積層型アレイトランスデューサ 3 の複数の無機圧電素子 4 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各無機圧電素子 4 に供給する。

受信回路 8 は、積層型アレイトランスデューサ 3 の各振動子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 9 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 9 は、診断装置本体 2 の本体制御部 1 9 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 9 】

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 8 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（ラスター変換）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 2 0 】

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 2 1 】

タイマ 2 0 は、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が行われているか否かを判定する際に本体制御部 1 9 により作動される。

操作部 2 1 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 2 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。

バッテリー 2 3 は、この超音波診断装置の駆動電源として機能し、診断装置本体 2 内の電力を必要とする各部および超音波プローブ 1 内の電力を必要とする各部に電力を供給する。

【 0 0 2 2 】

本体制御部 1 9 は、操作者により操作部 2 1 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 3 】

ここで、この実施の形態 1 における動作モードについて説明する。

動作モードとしては、第 1 の撮像モード、第 2 の撮像モード、第 3 の撮像モードおよびスリープモードの 4 種類のモードが用いられる。

まず、第1の撮像モードは、複数の無機圧電素子4を送受信兼用の素子として使用すると共に複数の有機圧電素子5を受信専用の素子として使用し、無機圧電素子4で得られた受信信号と有機圧電素子5で得られた受信信号の双方に基づいて、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モードである。

次に、第2の撮像モードは、複数の無機圧電素子4を送信専用の素子として使用すると共に複数の有機圧電素子5を受信専用の素子として使用し、有機圧電素子5で得られた受信信号に基づいて、高調波成分を映像化したハーモニック画像を生成するモードである。

【0024】

第3の撮像モードは、複数の有機圧電素子5を利用せず、複数の無機圧電素子4を送受信兼用の素子として使用し、無機圧電素子4で得られた受信信号に基づいて、Bモード画像を生成するモードである。

スリープモードは、複数の有機圧電素子5を停止状態とし、複数の無機圧電素子4を停止状態とする、あるいは、複数の無機圧電素子4から間欠的に超音波の送受信を行うモードであり、超音波画像の生成は行われない。

これらの動作モードにおける消費電力は、第1の撮像モードが最も大きな電力を消費し、第2の撮像モード、第3の撮像モードおよびスリープモードの順で消費量が小さくなる。

また、上記の4種類の動作モードは、操作者が操作部21から入力操作を行うことにより、選択することができる。

【0025】

次に、図2のフローチャートを参照して実施の形態1の動作を説明する。

まず、ステップS1で、第1の撮像モード、第2の撮像モード、第3の撮像モードおよびスリープモードのうちのいずれかのモードの選択が行われる。

ステップS2で、複数の有機圧電素子5を受信専用の素子として使用する第1の撮像モードまたは第2の撮像モードが選択されたものと判定されると、ステップS3で、その選択された撮像モードにより撮像が実行される。

【0026】

このとき、第1の撮像モードであれば、超音波プローブ1の送信回路7からの駆動信号に従って複数の無機圧電素子4から被検体内に超音波ビームが発せられ、超音波エコーを受信した複数の無機圧電素子4で得られた受信信号が受信回路8に入力されると共に超音波エコーを受信した複数の有機圧電素子5で得られた受信信号がプリアンプ6で増幅された後に受信回路8に入力される。なお、プリアンプ6には、駆動用の電圧が供給されている。それぞれの受信信号は、受信回路8でデジタル処理されると共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、この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17で画像信号が生成され、表示制御部14により基本波成分と高調波成分を複合したコンパウンド画像が表示部15に表示される。

【0027】

一方、第2の撮像モードであれば、超音波プローブ1の送信回路7からの駆動信号に従って複数の無機圧電素子4から被検体内に超音波ビームが発せられ、超音波エコーを受信した複数の有機圧電素子5で得られた受信信号がプリアンプ6で増幅された後に受信回路8に入力される。それぞれの受信信号は、受信回路8でデジタル処理されると共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、この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17で画像信号が生成され、表示制御部14により高調波成分を映像化したハーモニック画像が表示部15に表示される。

【0028】

このようにして撮像が行われるが、ステップS4で操作者によるモード変更の指示がないことが確認されると、ステップS5に進んで、超音波プローブ1を用いた診断行為が実行中であるか否かが判定される。ここでは、診断装置本体2の本体制御部19が超音波プローブ1内のプローブ制御部9を介して送信回路7と受信回路8の動作状況を把握し、判定を行う。例えば、送信回路7が複数の無機圧電素子4に駆動信号を供給した時点から所

10

20

30

40

50

定の時間が経過しても、複数の無機圧電素子 4 または複数の有機圧電素子 5 から受信回路 8 に受信信号が入力されない場合には、超音波プローブ 1 の音響レンズ面が被検体に当接されることなく、超音波プローブ 1 が空中放置されていると判断し、この状態が所定期間継続したところで、診断行為は行われていないと判定することができる。一方、駆動信号の供給に対応して受信回路 8 に受信信号が入力される場合には、診断行為が行われていると判定することができる。なお、駆動信号を供給してからの経過時間ならびに空中放置の継続期間は、本体制御部 19 に接続されたタイマ 20 を用いて測定される。

【0029】

ステップ S 5 で、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が実行中であると判定された場合は、ステップ S 6 に進み、バッテリー 23 の残量が予め設定された第 1 のしきい値以下に低下したか否かが判定される。そして、バッテリー 23 の残量がまだ第 1 のしきい値以下にまで低下していないと判定された場合は、ステップ S 3 に戻り、第 1 の撮像モードまたは第 2 の撮像モードによる撮像が続行される。

10

【0030】

一方、ステップ S 5 で、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が行われていないと判定された場合、あるいは、ステップ S 6 で、バッテリー 23 の残量が第 1 のしきい値以下にまで低下していると判定された場合は、ステップ S 7 に進んで、強制的に第 3 の撮像モードへの移行が行われ、さらにステップ S 8 で、超音波プローブ 1 の複数の有機圧電素子 5 に接続されている複数のプリアンプ 6 への駆動用電圧の供給が停止される。

第 3 の撮像モードでは、複数の無機圧電素子 4 のみを用いて画像の生成が行われ、複数の有機圧電素子 5 が利用されないため、複数のプリアンプ 6 への駆動用電圧の供給を停止することにより、大幅な省電力化を図ることができる。

20

【0031】

そして、ステップ S 9 で、第 3 の撮像モードによる撮像を行うことが可能となる。このとき、超音波プローブ 1 の送信回路 7 からの駆動信号に従って複数の無機圧電素子 4 から被検体内に超音波ビームが発せられ、超音波エコーを受信した複数の無機圧電素子 4 で得られた受信信号が受信回路 8 に入力される。それぞれの受信信号は、受信回路 8 でデジタル処理されると共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、この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 17 で画像信号が生成され、表示制御部 14 により B モード画像が表示部 15 に表示される。

30

【0032】

その後、上述したステップ S 4 ~ 6 と同様にして、ステップ S 10 で、操作者によるモード変更の指示がないかどうか確認され、ステップ S 11 で、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が実行中であるか否かが判定され、さらに、ステップ S 12 で、バッテリー 23 の残量が予め設定された第 2 のしきい値以下に低下したか否かが判定される。なお、第 2 のしきい値は、ステップ S 6 で用いられた第 1 のしきい値よりも小さい値に設定されている。

ステップ S 11 で、診断行為が実行中であると判定されると共に、ステップ S 12 で、バッテリー 23 の残量がまだ第 2 のしきい値以下にまで低下していないと判定された場合は、ステップ S 9 に戻り、第 3 の撮像モードによる撮像が続行される。

40

一方、ステップ S 11 で、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が行われていないと判定された場合、あるいは、ステップ S 12 で、バッテリー 23 の残量が第 2 のしきい値以下にまで低下していると判定された場合は、ステップ S 13 に進み、強制的に第 3 の撮像モードからスリープモードへの移行が行われる。

【0033】

このようにして、ステップ S 14 で、スリープモードに入ると、複数の有機圧電素子 5 が停止状態とされ、複数の無機圧電素子 4 も停止状態とされる、あるいは、複数の無機圧電素子 4 から間欠的に超音波の送受信を行うようにしてもよい。

ステップ S 15 で、操作者によるモード変更の指示がない限り、スリープモードが続行される。

50

【 0 0 3 4 】

なお、ステップ S 4、S 1 0 あるいは S 1 5 で、操作者により操作部 2 1 を介してモード変更の指示がなされたことを確認すると、ステップ S 2 に戻り、指示されたモードが第 1 の撮像モードまたは第 2 の撮像モードであるか否かが判定される。

ステップ S 1 あるいはステップ S 4、S 1 0、S 1 5 で、操作者により第 3 の撮像モードが選択され指示された場合は、ステップ S 2 からステップ S 1 6 に進み、第 3 の撮像モードの選択が確認された後に、ステップ S 9 ~ S 1 5 が実行される。また、ステップ S 1 あるいはステップ S 4、S 1 0、S 1 5 で、操作者によりスリープモードが選択され指示された場合は、ステップ S 2 からステップ S 1 6 を通ってステップ S 1 4 へと処理が進行する。

10

【 0 0 3 5 】

以上のように、第 1 の撮像モードまたは第 2 の撮像モードでの動作中に、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が行われていないと判定された場合、あるいは、バッテリー 2 3 の残量が第 1 のしきい値以下にまで低下していると判定された場合に、強制的に第 3 の撮像モードに移行すると共に複数のプリアンプ 6 への駆動用電圧の供給を停止し、第 3 の撮像モードでの動作中に、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が行われていないと判定された場合、あるいは、バッテリー 2 3 の残量が第 2 のしきい値以下にまで低下していると判定された場合に、強制的にスリープモードに移行するので、効果的に電力消費を抑制することが可能となる。

【 0 0 3 6 】

20

なお、第 1 の撮像モードでの動作中に、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が行われていないと判定された場合、あるいは、バッテリー 2 3 の残量が第 1 のしきい値以下にまで低下していると判定された場合に、強制的に第 3 の撮像モードに移行したが、その代わりに、第 2 の撮像モードに移行してもよい。第 2 の撮像モードの方が、第 1 の撮像モードよりも電力消費量が小さいので、省電力化を図ることができる。この場合には、第 2 の撮像モードにおいても、複数の有機圧電素子 5 が利用されるので、複数のプリアンプ 6 への駆動用電圧の供給はそのまま続行される。

また、第 1 の撮像モードまたは第 2 の撮像モードから第 3 の撮像モードに移行する際に、ステップ S 8 で、複数のプリアンプ 6 への駆動用電圧の供給を停止したが、完全に停止する代わりに、装置全体の消費電力に影響を及ぼさない程度の低電圧に低減するようにしてもよい。

30

【 0 0 3 7 】

実施の形態 2

上述した実施の形態 1 では、第 1 の撮像モードまたは第 2 の撮像モードでの動作中に、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が行われていないと判定された場合、あるいは、バッテリー 2 3 の残量が第 1 のしきい値以下にまで低下していると判定された場合に、ステップ S 7 で、強制的に第 3 の撮像モードに移行したが、その代わりに、スリープモードに移行するように構成してもよい。

このような構成とした実施の形態 2 における動作を図 3 のフローチャートに示す。ステップ S 5 で、診断行為が行われていないと判定された場合、あるいは、ステップ S 6 で、バッテリー 2 3 の残量が第 1 のしきい値以下にまで低下していると判定された場合に、ステップ S 1 7 に進んで、強制的にスリープモードへの移行が行われ、ステップ S 8 で、超音波プローブ 1 の複数の有機圧電素子 5 に接続されている複数のプリアンプ 6 への駆動用電圧の供給が停止された後、ステップ S 1 4 でスリープモードとなる。

40

この実施の形態 2 においても、電力消費の大幅な抑制が可能となる。

【 0 0 3 8 】

実施の形態 3

実施の形態 1 および 2 では、診断装置本体 2 の本体制御部 1 9 が超音波プローブ 1 内の送信回路 7 と受信回路 8 の動作状況を把握することにより、超音波プローブ 1 を用いた診断行為が行われているか否かを判定したが、これに限るものではない。例えば、超音波プ

50

プローブに接触センサを配置することによっても、診断行為の有無を判定することができる。

図４に、実施の形態３に係る超音波診断装置で用いられた超音波プローブ３１を示す。超音波プローブ３１は、筐体３１ａを有し、筐体３１ａの外面上に接触センサ３２が配設されている。接触センサ３２は、操作者が超音波プローブ３１を操作する際に把持する把持部に配置され、操作者の手または指が接触することにより、操作者が超音波プローブ３１を把持したことを検知する。

この接触センサ３２は、図５に示されるように、プローブ制御部９に接続されている。

【００３９】

診断装置本体２の本体制御部１９は、超音波プローブ３１内のプローブ制御部９を介して接触センサ３２からの検知信号を監視し、接触センサ３２が操作者による超音波プローブ３１の把持を検知したときには、超音波プローブ３１を用いた診断行為が行われていると判定する。一方、操作者により超音波プローブ３１が把持されていない状態が所定期間継続した場合には、診断行為は行われていないと判定する。なお、超音波プローブ３１が把持されていない状態の継続期間は、タイマ２０を用いて測定することができる。

【００４０】

このような構成としても、診断行為が行われているか否かを判定して、効果的に電力消費を抑制することが可能となる。

なお、実施の形態１および２における、送信回路７と受信回路８の動作状況の把握と、この実施の形態３における、接触センサ３２を用いた超音波プローブの把持の検知の双方を行い、これらを組み合わせて診断行為が行われているか否かを判定することもできる。

【００４１】

実施の形態４

実施の形態３において、超音波プローブ３１の把持部に接触センサ３２を配置する代わりに、図６に示されるように、超音波プローブ４１の音響レンズ面４２に接触センサ４３を配置することもできる。

撮像時には、超音波プローブ４１の音響レンズ面４２を被検体に当接した状態で超音波の送受信が行われる。そこで、音響レンズ面４２に接触センサ４３を配置することにより、診断行為が行われているか否かを判定することが可能となる。

【００４２】

診断装置本体２の本体制御部１９は、超音波プローブ４１内のプローブ制御部９を介して接触センサ４３からの検知信号を監視し、接触センサ４３が被検体との当接を検知したときには、超音波プローブ４１を用いた診断行為が行われていると判定する。一方、接触センサ４３が被検体に当接していない状態が所定期間継続した場合には、診断行為は行われていないと判定する。なお、接触センサ４３が被検体に当接していない状態の継続期間は、タイマ２０を用いて測定することができる。

【００４３】

このような構成としても、診断行為が行われているか否かを判定して、効果的に電力消費を抑制することが可能となる。

なお、実施の形態１および２における、送信回路７と受信回路８の動作状況の把握と、この実施の形態４における、接触センサ４３を用いた音響レンズ面４２の被検体との当接の検知の双方を行い、これらを組み合わせて診断行為が行われているか否かを判定することもできる。

さらに、実施の形態１および２における、送信回路７と受信回路８の動作状況の把握と、実施の形態３における、接触センサ３２を用いた超音波プローブの把持の検知と、実施の形態４における、接触センサ４３を用いた音響レンズ面４２の被検体との当接の検知をそれぞれ行い、これらを組み合わせて診断行為が行われているか否かの判定を行ってもよい。

【００４４】

実施の形態５

上記の実施の形態 1 ~ 4 では、バッテリー 2 3 が診断装置本体 2 に内蔵されていたが、図 7 に示されるように、超音波プローブ 5 1 内にバッテリー 5 2 を内蔵させることもできる。このバッテリー 5 2 により、超音波プローブ 5 1 内の電力を必要とする各部に電力が供給され、超音波プローブ 5 1 の受信回路 8 でデジタル処理された受信信号が診断装置本体 2 の画像生成部 1 7 に伝送される。

【 0 0 4 5 】

プローブ制御部 9 によってバッテリー 5 2 の残量が検出され、第 1 の撮像モードまたは第 2 の撮像モードでの動作中に、超音波プローブ 5 1 を用いた診断行為が行われているか否かが判定されると共に超音波プローブ 5 1 内のバッテリー 5 2 の残量が第 1 のしきい値以下に低下したか否かが診断装置本体 2 の本体制御部 1 9 により判定され、診断行為が行われていないと判定された場合、あるいは、バッテリー 5 2 の残量が第 1 のしきい値以下にまで低下していると判定された場合に、強制的に第 3 の撮像モードまたはスリープモードに移行する。

10

このとき、診断装置本体 2 内の各部への電力供給は、診断装置本体 2 に内蔵された別のバッテリーから行ってもよく、あるいは、診断装置本体 2 については商用電源から電力供給を行い、超音波プローブ 5 1 のみバッテリー 5 2 により電力供給を行ってもよい。

【 0 0 4 6 】

上記の実施の形態 1 ~ 5 において、超音波プローブ 1、3 1、4 1、5 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。無線通信により接続する場合には、実施の形態 5 のように、超音波プローブ 5 1 に電源供給用のバッテリー 5 2 を内蔵することが好ましい。

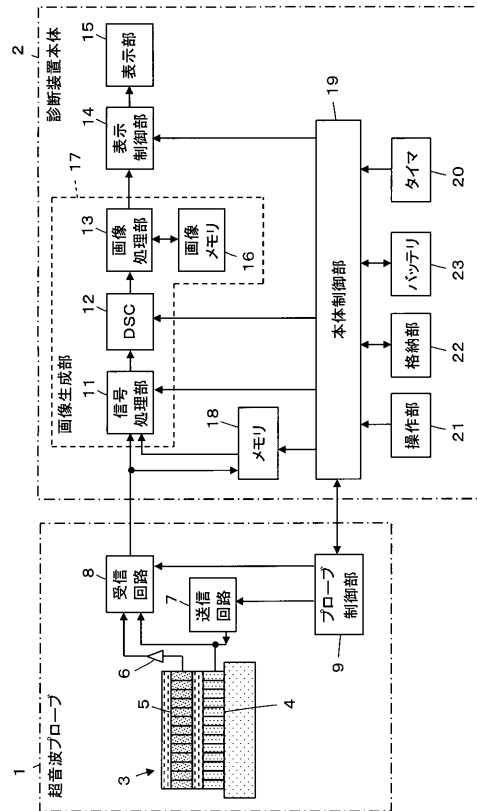
20

【符号の説明】

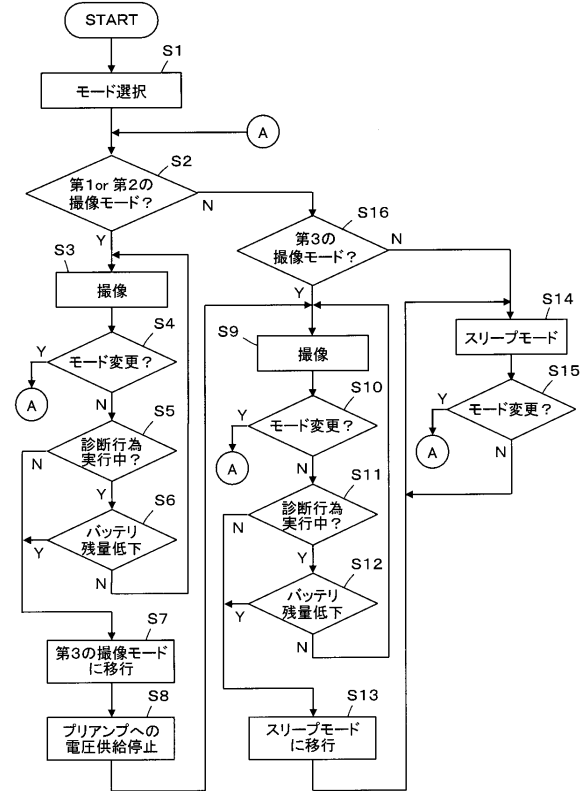
【 0 0 4 7 】

1, 3 1, 4 1, 5 1 超音波プローブ、2 診断装置本体、3 積層型アレイトランスデューサ、4 無機圧電素子、5 有機圧電素子、6 プリアンプ、7 送信回路、8 受信回路、9 プローブ制御部、1 1 信号処理部、1 2 D S C、1 3 画像処理部、1 4 表示制御部、1 5 表示部、1 6 画像メモリ、1 7 画像生成部、1 8 メモリ、1 9 本体制御部、2 0 タイマ、2 1 操作部、2 2 格納部、2 3, 5 2 バッテリー、3 1 a 筐体、3 2, 4 3 接触センサ、4 2 音響レンズ面。

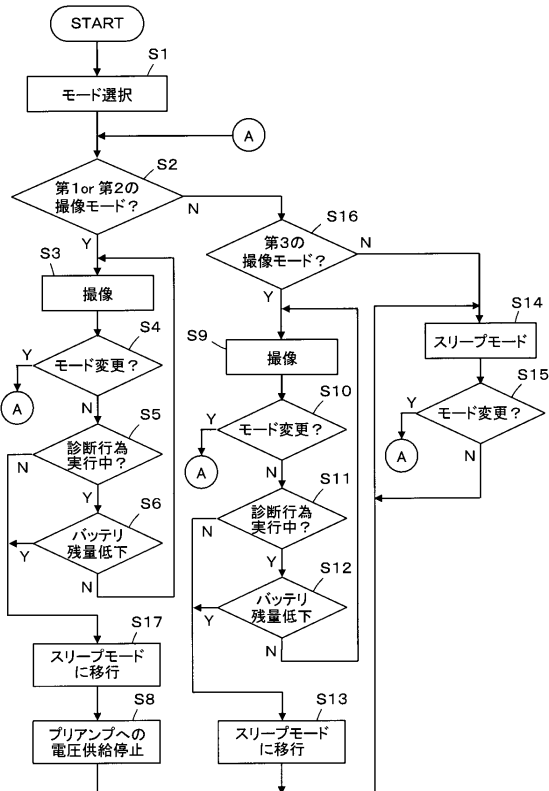
【 図 1 】



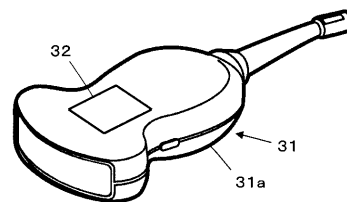
【 図 2 】



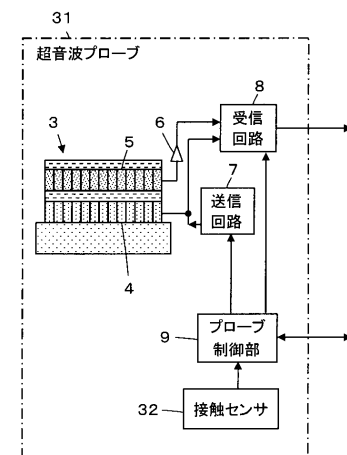
【 図 3 】



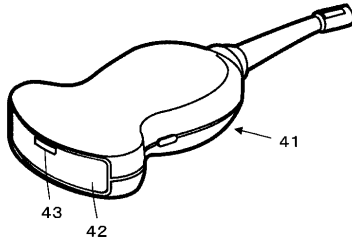
【 図 4 】



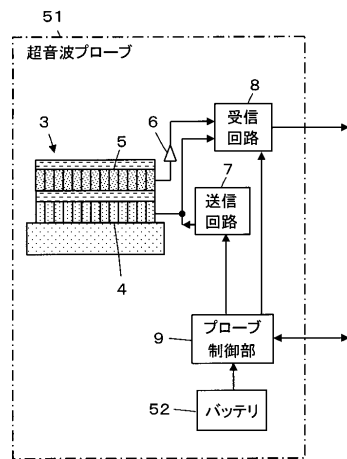
【 図 5 】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開 2011-083363 (JP, A)
特開 2009-148424 (JP, A)
特開 2011-050537 (JP, A)
特開 2010-167083 (JP, A)
特開 2010-269131 (JP, A)
米国特許出願公開第 2010/0262005 (US, A1)
特開 2010-201120 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

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	JP5722191B2	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	JP2011232644	申请日	2011-10-24
[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	田辺剛		
发明人	田辺 剛		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/4444		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE15 4C601/GB22 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/LL26		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2013090650A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了在使用其中多个无机压电元件和多个有机压电元件彼此堆叠并且多个前置放大器连接到多个有机压电元件的超声波探头的同时有效地抑制功耗。电池供电的超声诊断设备。种类代码：A1在第一成像模式或第二成像模式的操作期间，用于使用由有机压电元件获得的接收信号产生超声图像（S2），使用超声探头进行诊断确定是否正在执行动作（S5），并且确定内置电池的剩余量是否已经降低到低于第一阈值（S6），并且不执行诊断动作如果确定，或者如果确定电池的剩余量减少到第一阈值或更小，则不使用有机压电元件的第三成像模式转变为（S7）停止向连接到有机压电元件的前置放大器提供驱动电压（S8）。[选择图]图2

【 图 2 】

