

(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2013-198631

(P2013-198631A)

(43) 公開日 平成25年10月3日(2013.10.3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-68983 (P2012-68983)
(22) 出願日 平成24年3月26日 (2012. 3. 26)(71) 出願人 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 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
Fターム(参考) 4C601 DE03 DE04 EE14 EE15 KK12
LL27

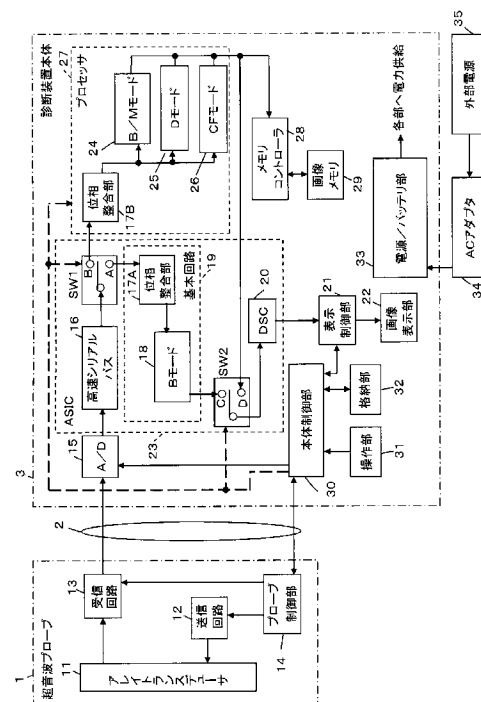
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】安価かつ簡単な回路構成で、省電力での動作に切り替えが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】省電力動作が選択されると、本体制御部30は切替スイッチSW1にプロセッサ27から基本回路19への接続の切り替えを指示し、基本回路19では受信データよりBモード画像信号が生成され、また、プロセッサ27では、電源/バッテリー部33からの電力供給が停止される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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た受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

Bモード超音波画像を生成するための基本回路と、

Bモード超音波画像を含む複数モードの超音波画像を生成するためのプロセッサと、

前記基本回路と前記プロセッサとのいずれかを選択する回路選択部と、

前記回路選択部により前記基本回路が選択された場合には、前記プロセッサへの電源供給を遮断して前記基本回路を用いて超音波画像を生成し、前記回路選択部により前記プロセッサが選択された場合には、前記プロセッサを用いて超音波画像を生成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

【請求項 2】

さらに、操作部を備え、

前記回路選択部は、前記操作部を介した操作者からの入力に基づいて前記基本回路または前記プロセッサのいずれかを選択することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記基本回路、前記回路選択部および前記制御部を含む診断装置本体と、

前記プロセッサを前記診断装置本体に着脱可能に接続するコネクタと、

前記コネクタを介した前記診断装置本体への前記プロセッサの着脱を検出する着脱検出部とをさらに備え、

20

前記回路選択部は、前記プロセッサが前記診断装置本体から取り外されたことが前記着脱検出部により検出された場合は、前記基本回路を選択し、前記プロセッサが前記診断装置本体に装着されたことが前記着脱検出部により検出された場合は、前記プロセッサを選択することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

さらに、電力供給用のバッテリーを備え、前記バッテリーからの電力によって駆動されることを特徴とする請求項 1～3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

さらに、前記バッテリーの残量を検出するバッテリー残量検出部を備え、

30

前記回路選択部は、前記バッテリー残量検出部により検出された前記バッテリーの残量が所定値以下に低下した場合に、優先的に前記基本回路を選択することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記基本回路は、前記受信データの位相整合を行う位相整合部と、前記受信データの検波処理を行う検波部とを備え、高速シリアルバスと共に 1 つの集積回路に組み込まれることを特徴とする請求項 1～5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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た受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

40

Bモード超音波画像を生成するための基本回路と Bモード超音波画像を含む複数モードの超音波画像を生成するためのプロセッサとのいずれかを選択し、

前記基本回路が選択された場合には、前記プロセッサへの電源供給を遮断して前記基本回路を用いて超音波画像を生成し、前記プロセッサが選択された場合には、前記プロセッサを用いて超音波画像を生成する

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、超音波プローブ

50

から超音波の送受信を行うことで得られた受信信号に基づいて超音波画像を生成し、表示部に超音波画像を表示する超音波診断装置に関する。

【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、その受信信号を診断装置本体で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】

近年、例えば、特許文献1に記載のように装置の動作条件に応じて省電力制御を行う超音波診断装置や、特許文献2に記載のようにバッテリー残量の低下に伴うシステムの急激な停止を防止する携帯型超音波診断装置が開発されている。また、特許文献3には、コネクタの接続を検知して、動作を自動的に変更する超音波診断装置が開示されている。

このような超音波診断装置によれば、装置の取り扱いに不慣れな操作者であったとしても、装置の動作に応じて適切に消費電力を抑えることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2003-175035号公報

【特許文献2】特開2009-273517号公報

【特許文献3】特開2001-333903号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述の超音波診断装置では、省電力で動作させるために複雑な回路構成が別途必要であり、コストの面で負担が大きかった。

【0006】

本発明の目的は、安価かつ簡単な回路構成で、省電力での動作に切り替えが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本発明に係る超音波診断装置は、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た受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、Bモード超音波画像を生成するための基本回路と、Bモード超音波画像を含む複数モードの超音波画像を生成するためのプロセッサと、基本回路とプロセッサとのいずれかを選択する回路選択部と、回路選択部により基本回路が選択された場合には、プロセッサへの電源供給を遮断して基本回路を用いて超音波画像を生成し、回路選択部によりプロセッサが選択された場合には、プロセッサを用いて超音波画像を生成する制御部とを備えたものである。

【0008】

さらに、操作部を備え、回路選択部は、操作部を介した操作者からの入力に基づいて基本回路またはプロセッサのいずれかを選択することが好ましい。

【0009】

また、基本回路、回路選択部および制御部を含む診断装置本体と、プロセッサを診断装置本体に着脱可能に接続するコネクタと、コネクタを介した診断装置本体へのプロセッサの着脱を検出する着脱検出部とをさらに備え、回路選択部は、プロセッサが診断装置本体から取り外されたことが着脱検出部により検出された場合は、基本回路を選択し、プロセッサが診断装置本体に装着されたことが着脱検出部により検出された場合は、プロセッサを選択することが好ましい。

10

20

30

40

50

【0010】

また、さらに、電力供給用のバッテリーを備え、バッテリーからの電力によって駆動されてもよい。

【0011】

また、さらに、バッテリーの残量を検出するバッテリー残量検出部を備え、回路選択部は、バッテリー残量検出部により検出されたバッテリーの残量が所定値以下に低下した場合に、優先的に基本回路を選択することができる。

【0012】

また、基本回路は、受信データの位相整合を行う位相整合部と、受信データの検波処理を行う検波部とを備え、高速シリアルバスと共に1つの集積回路に組み込まれることが好ましい。

10

【0013】

また、本発明に係る超音波画像生成方法は、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た受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、Bモード超音波画像を生成するための基本回路とBモード超音波画像を含む複数モードの超音波画像を生成するためのプロセッサとのいずれかを選択し、基本回路が選択された場合には、プロセッサへの電源供給を遮断して基本回路を用いて超音波画像を生成し、プロセッサが選択された場合には、プロセッサを用いて超音波画像を生成する方法である。

【発明の効果】

20

【0014】

本発明によれば、通常動作と省電力動作との切り替えが可能で、基本回路およびプロセッサのうち、基本回路が選択された場合には、プロセッサへの電源供給を遮断して基本回路を用いて超音波診断を行い、プロセッサが選択された場合には、プロセッサを用いて超音波診断を行うため、安価かつ簡単な回路構成で、省電力での動作に切り替えが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0015】

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

30

【図2】実施の形態2に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図3】実施の形態3に係る超音波診断装置の全体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】

【0016】

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、この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置を示す。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に通信ケーブル2を介して接続された診断装置本体3とを備えている。

【0017】

40

超音波プローブ1は、アレイトランスデューサ11を有し、このアレイトランスデューサ11に送信回路12と受信回路13が接続され、送信回路12および受信回路13にプローブ制御部14が接続されている。

【0018】

診断装置本体3は、通信ケーブル2を介して超音波プローブ1の受信回路13に接続されたA/D変換部15を有し、このA/D変換部15に高速シリアルバス16が接続され、さらに高速シリアルバス16に切替スイッチSW1が接続されている。

切替スイッチSW1は、選択的に接続される端子Aと端子Bを有しており、端子Aに、位相整合部17AおよびBモード用回路18からなる基本回路19、切替スイッチSW2、DSC (Digital Scan Converter) 20、表示制御部21、並びに画像表示部22が順

50

次接続されている。

【0019】

上述の高速シリアルバス16、切替スイッチSW1、位相整合部17A、Bモード用回路18、切替スイッチSW2、およびDSC20は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) 23として1つの集積回路上に組み込むことができる。これらを1つの集積回路上に組み込むことで、低コスト化が図られる。

【0020】

また、切替スイッチSW1の端子Bには、位相整合部17Bが接続され、位相整合部17Bに、B/Mモード用回路24、Dモード用回路25、CFモード用回路26がそれぞれ並列接続されている。

さらに、これらB/Mモード用回路24、Dモード用回路25、CFモード用回路26は、上述の切替スイッチSW2に接続されると共に、メモリコントローラ28、および画像メモリ29に順次接続されている。

【0021】

また、上述の位相整合部17B、B/Mモード用回路24、Dモード用回路25、およびCFモード用回路26も1つのプロセッサ27上に組み込むことができる。

なお、切替スイッチSW2は、選択的に接続される端子Cと端子Dを有しており、端子Cに基本回路19のBモード用回路18が接続され、端子Dにプロセッサ27のB/Mモード用回路24、Dモード用回路25およびCFモード用回路26が接続されている。

さらに、A/D変換部15、切替スイッチSW1、切替スイッチSW2、表示制御部21、およびプロセッサ27に本体制御部30が接続されており、本体制御部30に操作部31、および格納部32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14と診断装置本体3の本体制御部30が通信ケーブル2を介して互いに接続されている。

【0022】

また、電源/バッテリー部33は、ACアダプタ34を介して外部電源35に接続されており、電源/バッテリー部33は、図示してはいないが、超音波プローブ1および診断装置本体3の各部に接続される。

【0023】

超音波プローブ1のアレイトランスデューサ11は、1次元または2次元のアレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。これら複数の超音波トランスデューサは、それぞれ送信回路12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からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各超音波トランスデューサは、例えば、PZT (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミックや、PVD (ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子、PMN-PT (マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体) に代表される圧電単結晶等からなる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。

【0024】

そのような振動子の電極に、パルス状または連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波が発生して、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、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0025】

送信回路12は、例えば、複数のパルスを含んでおり、プローブ制御部14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、アレイトランスデューサ11の複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサに供給する。

【0026】

受信回路13は、アレイトランスデューサ11の各超音波トランスデューサから送信さ

10

20

30

40

50

れる受信信号を増幅し、診断装置本体 3 へ出力する。

プローブ制御部 14 は、診断装置本体 3 の本体制御部 30 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。

【0027】

診断装置本体 3 の A/D 変換部 15 は、超音波プローブ 1 の受信回路 6 で生成された受信データを A/D 変換して出力する。

高速シリアルバス 16 は、A/D 変換部 15 より出力された受信データの高速なデータ伝送と高速なデータ処理を可能とするため、受信データのチャンネル数を、例えば、64 チャンネルから 8 チャンネルに変更する。

【0028】

切替スイッチ SW1 は、本体制御部 30 からの指示により、受信データの伝送先を端子 A に接続された基本回路 19 とするか、端子 B に接続されたプロセッサ 27 とするかを切り替える。

位相整合部 17A は、受信データに対し、プローブ制御部 14 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受信データ（音線信号）が生成される。

【0029】

また、Bモード用回路 18 は、Log 圧縮回路と検波回路からなり、位相整合された受信データについて、Log 圧縮回路により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、検波回路により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。

切替スイッチ SW2 は、本体制御部 30 からの指示により切替スイッチ SW1 と連動し、切替スイッチ SW1 が基本回路 19 に受信データを出力する場合には、基本回路 19 からの B モード画像信号が DSC 20 へ出力されるように端子 C を選択し、また、切替スイッチ SW1 がプロセッサ 27 に受信データを出力する場合には、プロセッサ 27 からの画像データが DSC 20 へ出力されるように動作する。

【0030】

DSC 22 は、基本回路 19 またはプロセッサ 27 で生成された画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。

【0031】

表示制御部 21 は、表示可能に変換された画像信号に基づいて、画像表示部 22 に超音波診断画像を表示させる。

画像表示部 22 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 21 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

【0032】

操作部 31 は、操作者が入力操作を行うための各種の操作ボタンを有している。操作者は、操作部 31 を通じて通常動作または省電力動作のいずれかを選択し、本体制御部 30 を通じて切替スイッチ SW1 および SW2 を動作させる。省電力動作が選択された場合には、本体制御部 30 は、切替スイッチ SW1 および SW2 を基本回路 19 に接続されるように動作させ、通常動作が選択された場合には、切替スイッチ SW1 および SW2 をプロセッサ 27 に接続されるように動作させる。

格納部 32 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。

本体制御部 30 は、操作者により操作部 31 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 3 内の各部の制御を行う。

【0033】

また、位相整合部 17B は、位相整合部 17A と同様の動作をする。位相整合部 17B

10

20

30

40

50

において受信フォーカス処理がなされた受信データは、本体制御部 30 からの指示に基づいて B/M モード用回路 24、D モード用回路 25、および CF モード用回路 26 のいずれかに出力される。

【0034】

B/M モード用回路 24 は、Log 圧縮回路および検波回路からなり、上述の B モード用回路 18 の Log 圧縮回路および検波回路と同様の動作の他に、受信データに基づいて M モード用の超音波画像信号を生成する。

また、D モード用回路 25 は受信データに基づいてドプラー画像信号を、また、CF モード用回路 26 は、受信データに基づいてカラーフロー画像信号を、それぞれ生成する。

B/M モード用回路 24、D モード用回路 25、および CF モード用回路 26 のいずれかにおいて生成された画像信号は、切替スイッチ SW2 を通じて DSC20 へ出力され、また、メモリコントローラ 28 を通じて画像メモリ 29 に保存される。

【0035】

メモリコントローラ 28 は、本体制御部 30 からの指示に基づいて画像メモリ 26 を制御して、B/M モード用回路 24、D モード用回路 25、および CF モード用回路 26 のいずれかにおいて生成された画像データを画像メモリ 29 に保存し、また、画像メモリ 29 から保存データを読み出す。

【0036】

電源／バッテリー部 33 は、AC アダプタ 34 を通じて外部電源 35 からの電力供給がある場合には、外部電源 35 からの電力を超音波プローブ 1 および診断装置本体 3 の各部へ供給し、外部電源 35 からの電力供給が無い場合には、バッテリーから電力供給を行う。また、外部電源 35 に接続されており、かつバッテリーの充電量が低下している場合には、バッテリーへの充電も行う。

【0037】

次に、実施の形態 1 の動作を説明する。

診断装置本体 3 の操作部 31 に配置されている電源スイッチを投入することにより、電源／バッテリー部 33 から診断装置本体 3 内および超音波プローブ 1 内の各部に電力が供給され、超音波診断装置が起動される。

【0038】

そして、超音波プローブ 1 の送信回路 12 からの駆動信号に従って、アレイトランスデューサ 11 の複数の超音波トランスデューサから順次超音波ビームが送信され、各超音波トランスデューサで受信された受信信号が順次受信回路 13 に出力されて受信データが生成される。

【0039】

これらの受信データは、診断装置本体 3 の A/D 変換部 15 において A/D 変換がなされ、高速シリアルバス 16 においてチャンネル数の変更がなされ、そして、本体制御部 30 からの指示により、切替スイッチ SW1 によって、基本回路 19 またはプロセッサ 27 へ伝送される。

【0040】

操作者によって操作部 31 が操作され、省電力動作が選択されて本体制御部 30 を通じて切替スイッチ SW1 により高速シリアルバス 16 が基本回路 19 に接続されている場合、受信データは、位相整合部 17A においてフォーカス処理がなされ、B モード用回路 18 において包絡線検波がなされて B モード画像信号が生成され、切替スイッチ SW2 を経由して DSC20 へ出力されて表示可能な画像信号に変換され、表示制御部 21 を通じて画像表示部 22 に B モード画像として表示される。

この場合、プロセッサ 27 は、何ら使用されないため、本体制御部 30 により電源／バッテリー部 33 からの電力供給が停止される。

【0041】

また、操作者によって操作部 31 が操作され、通常動作が選択されて本体制御部 30 を通じて切替スイッチ SW1 により高速シリアルバス 16 がプロセッサ 27 に接続されてい

10

20

30

40

50

る場合、受信データは、位相整合部 17 B においてフォーカス処理がなされ、本体制御部 30 からの指示により B/M モード用回路 24、D モード用回路 25、および C/F モード用回路のいずれかにおいて超音波画像信号が生成される。

生成された超音波画像信号は、切替スイッチ SW2 を経由して DSC20 へ出力されて表示可能な画像信号に変換され、表示制御部 21 を通じて画像表示部 22 に B モード、M モード、D モード、および C/F モードのいずれかの超音波画像として表示される。また、生成された超音波画像信号は、メモリコントローラ 28 を通じて画像メモリ 29 に超音波画像データとして保存される。

【0042】

実施の形態 1 では、通常動作から省電力動作に切り替えた場合、本体制御部 30 によってプロセッサ 27 への電力供給を停止するため、診断装置本体 3 を低消費電力で動作させることができる。

【0043】

実施の形態 2

次に、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置を説明する。なお、実施の形態 2 に係る超音波診断装置の構成と、実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成との違いは、図 2 に示すように、プロセッサ 27、メモリコントローラ 28 および画像メモリ 29 がプロセッサユニット 41 としてユニット化されて、コネクタ 5 A および 5 B を介して診断装置本体 4 に接続されており、コネクタ 5 A および 5 B を分離することで診断装置本体 4 から物理的に取り外しが可能である点と、診断装置本体 4 が、実施の形態 1 の診断装置本体 3 の構成から、上述のプロセッサユニット 41 の構成を除いた、図 2 に示す一点鎖線で囲まれた部分によって構成され、新たにコネクタ 5 A および 5 B の着脱を検出する着脱検出部 42 を備える点である。

【0044】

すなわち、診断装置本体 4 は、通信ケーブル 2 を介して超音波プローブ 1 の受信回路 13 に接続された A/D 変換部 15 を有し、この A/D 変換部 15 に高速シリアルバス 16 が接続され、さらに高速シリアルバス 16 に切替スイッチ SW1 が接続されている。

切替スイッチ SW1 は、選択的に接続される端子 A と端子 B とを有しており、端子 A に、位相整合部 17 A および B モード用回路 18 からなる基本回路 19、切替スイッチ SW2、DSC20、表示制御部 21、並びに画像表示部 22 が順次接続されている。

また、診断装置本体 4 は、これらに加えて、A/D 変換部 15、ASIC23、切替スイッチ SW1、および着脱検出部 42 に接続された本体制御部 30、本体制御部 30 に接続された操作部 31 および格納部 32、並びに電源/バッテリー部 33 を備える。

【0045】

また、プロセッサユニット 41 は、コネクタ 5 A および 5 B を介して診断装置本体 4 の切替スイッチ SW1 の端子 B に接続された位相整合部 17 B と、位相整合部 17 B にそれぞれ並列に接続された B/M モード用回路 24、D モード用回路 25、および C/F モード用回路 26 とを備える。なお、これら位相整合部 17 B と、B/M モード用回路 24、D モード用回路 25、および C/F モード用回路 26 とは 1 つのプロセッサ 27 として構成される。さらに、プロセッサ 27 は、コネクタ 5 A および 5 B を介して診断装置本体 4 の本体制御部 30 に接続されている。

また、これら B/M モード用回路 24、D モード用回路 25、および C/F モード用回路 26 は、コネクタ 5 B、5 A を介して診断装置本体 4 の切替スイッチ SW2 に接続されると共に、プロセッサユニット 41 のメモリコントローラ 28、および画像メモリ 29 に順次接続されている。

【0046】

次に、実施の形態 2 の動作を説明する。

プロセッサユニット 41 側のコネクタ 5 B が診断装置本体 4 側のコネクタ 5 A に接続されていない場合には、着脱検出部 42 から引き出された配線がコネクタ 5 A で留まってプロセッサユニット 41 側に接続されないため、着脱検出部 42 の P 点の電位は H レベルと

10

20

30

40

50

なっているが、診断装置本体 4 側のコネクタ 5 A にプロセッサユニット 4 1 側のコネクタ 5 B が接続されると、着脱検出部 4 2 から引き出された配線がコネクタ 5 A および 5 B を介してプロセッサユニット 4 1 側でグラウンドに接続されるため、着脱検出部 4 2 の P 点の電位は L レベルに変化する。すなわち、診断装置本体 4 へのプロセッサユニット 4 1 の着脱に応じて着脱検出部 4 2 の P 点の電位が変化する。

そこで、本体制御部 3 0 は、着脱検出部 4 2 の P 点の電位を監視し、電位の変化によりコネクタ 5 A および 5 B が接続されてプロセッサユニット 4 1 が診断装置本体 4 に装着されたことを検知して、自動的に、切替スイッチ S W 1 を端子 A から端子 B へ、切替スイッチ S W 2 を端子 C から端子 D へそれぞれ切り替える。

よって、プロセッサユニット 4 1 が診断装置本体 4 に装着された場合、実施の形態 2 に係る超音波診断装置では、プロセッサ 2 7 を用いた通常動作が実行される。

【0047】

一方、着脱検出部 4 2 の P 点の電位により、プロセッサユニット 4 1 が診断装置本体 4 から物理的に取り外されたことが検知されると、本体制御部 3 0 は、切替スイッチ S W 1 を端子 B から端子 A へ、切替スイッチ S W 2 を端子 D から端子 C へそれぞれ切り替える。

よって、プロセッサユニット 4 1 が診断装置本体 4 から取り外された場合、実施の形態 2 に係る超音波診断装置では、基本回路 1 9 を用いた省電力動作が実行されると共に、プロセッサ 2 7 を含むプロセッサユニット 4 1 への電力供給が停止される。

なお、操作部 3 1 を操作することで、コネクタ 5 A および 5 B が接続されているにも関わらず省電力動作を選択して、強制的に省電力動作を行わせることもできる。

【0048】

実施の形態 2 では、プロセッサユニット 4 1 を診断装置本体 4 から物理的に取り外すことで、自動的にプロセッサユニット 4 1 への電力供給が停止するため、診断装置本体 4 を低消費電力で動作させることができる。

また、実施の形態 2 では、プロセッサユニット 4 1 を診断装置本体 4 から取り外してしまえば、操作者の操作ミスによりプロセッサ 2 7 を用いた通常動作が選択されることがない。

【0049】

実施の形態 3

次に、本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置を説明する。なお、実施の形態 3 に係る超音波診断装置の構成と、実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成との違いは、図 3 に示すように、電源／バッテリー部 3 3 におけるバッテリー残量を検出し、本体制御部 3 0 へ出力するバッテリー残量検出部 3 6 を備える点である。

【0050】

次に、実施の形態 3 の動作を説明する。

バッテリー残量検出部 3 6 からのバッテリー残量の検出値を受け、本体制御部 3 0 は、バッテリー残量が所定値以下に低下しているか否かを判断し、所定値以下と判断した場合には、切替スイッチ S W 1 および切替スイッチ S W 2 をそれぞれ切り替えて優先的に省電力動作とし、また、プロセッサ 2 7 への電力供給を停止する。すなわち、本体制御部 3 0 においてバッテリー残量が所定値以下に低下していると判断された場合には、本体制御部 3 0 により、切替スイッチ S W 1 が端子 A に、切替スイッチ S W 2 が端子 C にそれぞれ切り替えられて基本回路 1 9 を用いた省電力動作が実行されると共に、プロセッサ 2 7 への電力供給が停止される。

【0051】

なお、バッテリーの残量が所定値以下に低下していると判断された場合には、操作部 3 1 を介して通常動作が選択されていても、本体制御部 3 0 によって優先的に省電力動作が実行されることとなる。

一方、バッテリーの残量が所定値より大きい場合には、通常動作を実行するだけの余裕があると判断し、通常動作および省電力動作のうち、操作部 3 1 を介して選択された動作がそのまま実行される。

【0052】

なお、上記の実施の形態1～3において、プロセッサ27は、位相整合部17B、B/Mモード用回路24、Dモード用回路25、およびCFモード用回路26に加えて、メモリコントローラ28を含んでもよい。より安価に回路を構成することができる。

【0053】

また、上記の実施の形態1～3において、ASIC23は、高速シリアルバス16、切替スイッチSW1、位相整合部17A、Bモード用回路18、切替スイッチSW2、およびDSC20を含むが、それぞれが別々の基板に構成されていてもよい。

また、上記の実施の形態1～3では、超音波プローブ1と診断装置本体3または4が互いに通信ケーブル2を介して接続されていたが、これに限るものではなく、超音波プローブ1が診断装置本体3または4に無線接続されていてもよい。

10

【0054】

以上、本発明の超音波診断装置について詳細に説明した。上述実施形態では、超音波プローブ1が送信回路12および受信回路13を備える構成をとっているが、送信回路12および受信回路13が診断装置本体3側にあり、超音波プローブ1がアレイトランスデューサ11のみを備える構成であってもよい。

本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【符号の説明】

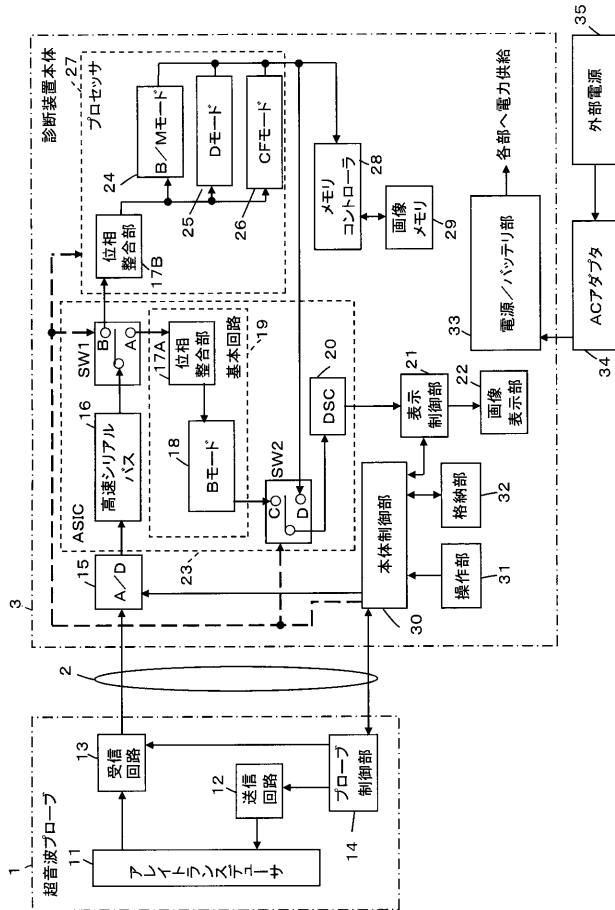
【0055】

20

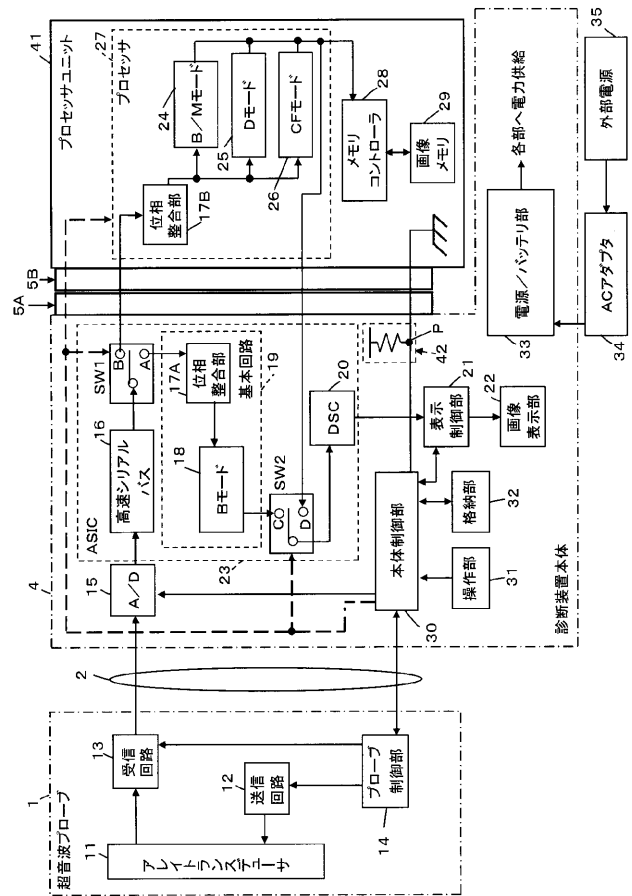
1 超音波プローブ、 2 通信ケーブル、 3、4 診断装置本体、 5A、5B コネクタ、 11 アレイトランスデューサ、 12 送信回路、 13 受信回路、 14 プローブ制御部、 15 A/D変換部、 16 高速シリアルバス、 17A、17B 位相整合部、 18 Bモード用回路、 19 基本回路、 20 DSC (Digital Scan Converter)、 21 表示制御部、 22 画像表示部、 23 ASIC (Application Specific Integrated Circuit) 24 B/Mモード用回路、 25 Dモード用回路、 26 CFモード用回路、 27 プロセッサ、 28 メモリコントローラ、 29 画像メモリ、 30 本体制御部、 31 操作部、 32 格納部、 33 電源/バッテリー部、 34 ACアダプタ、 35 外部電源、 36 バッテリ残量検出部、 41 プロセッサユニット、 42 着脱検出部、 SW1、SW2 切替スイッチ。

30

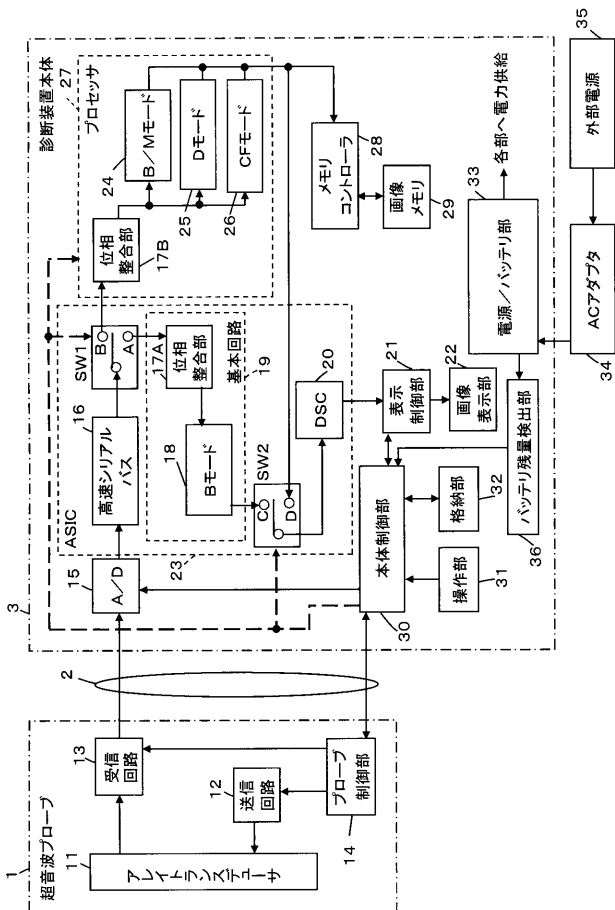
【図 1】



【図 2】



【 図 3 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2013198631A	公开(公告)日	2013-10-03
申请号	JP2012068983	申请日	2012-03-26
[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		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/56 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE14 4C601/EE15 4C601/KK12 4C601/LL27		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种诊断超声设备，其能够以廉价且简单的电路配置切换到省电操作，具有：用于产生B模式超声图像的基本电路（19）；处理器（27），用于产生多种模式的超声图像；电路选择器（SW1，SW2），选择基本电路（19）或处理器（27）；控制单元（30），当电路选择器（SW1，SW2）选择基本电路（19）时，阻断对处理器（27）的供电并使用基本电路（19）产生超声图像并产生超声波当电路选择器（SW1，SW2）选择处理器（27）时，使用处理器（27）的图像。当选择省电操作时，控制单元（30）指示开关（SW1）切换从处理器（27）到基本电路（19）的连接，从接收到的数据产生B模式图像信号。基本电路（19），来自电源/电池单元（33）的电源在处理器（27）中停止。

