(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013 年 10 月 3 日(03.10.2013)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2013/145452 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2012/081821

(22) 国際出願日: 2012 年 12 月 7 日(07.12.2012)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2012-068983 2012 年 3 月 26 日(26.03.2012) JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1060031 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 佐藤　良彰(SATOH Yoshiaki); 〒2588538 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 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 渡辺　望稔，外(WATANABE Mochitoshi et al.); 〒1010032 東京都千代田区岩本町２丁目３番３号　友泉岩本町ビル６階 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

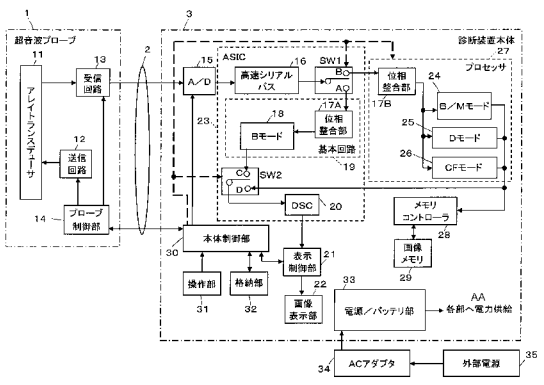
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) **Title**: DIAGNOSTIC ULTRASOUND APPARATUS

(54) 発明の名称 : 超音波診断装置

[図1]



1... ULTRASOUND PROBE
3... MAIN BODY OF DIAGNOSTIC APPARATUS
11... ARRAY TRANSDUCER
12... TRANSMITTER CIRCUIT
13... RECEIVER CIRCUIT
14... PROBE CONTROL UNIT
16... HIGH SPEED SERIAL BUS
17A, 17B... PHASE-MATCHING UNIT
18... B MODE
19... BASIC CIRCUIT
21... DISPLAY CONTROL UNIT
22... IMAGE DISPLAY UNIT
24... B/M MODE
25... D MODE
26... CF MODE
27... PROCESSOR
28... MEMORY CONTROLLER
29... IMAGE MEMORY
30... MAIN BODY CONTROL UNIT
31... OPERATION UNIT
32... STORAGE UNIT
33... POWER SOURCE/BATTERY UNIT
34... AC ADAPTOR
35... EXTERNAL POWER SOURCE
AA... SUPPLY POWER TO VARIOUS UNITS

(57) Abstract: A diagnostic ultrasound apparatus, which is capable of being switched to power-saving operation with an inexpensive and simple circuit configuration, is provided with: a basic circuit (19) for generating B mode ultrasound images; a processor (27) for generating ultrasound images of multiple modes; circuit-selectors (SW1, SW2) that select either the basic circuit (19) or the processor (27); and a control unit (30) that blocks power supply to the processor (27) and generates ultrasound images using the basic circuit (19) when the basic circuit (19) is selected by the circuit-selectors (SW1,SW2) and generates ultrasound images using the processor (27) when the processor (27) is selected by the circuit-selectors (SW1, SW2). When power-saving operation is selected, the control unit (30) directs the switch (SW1) to switch connection from the processor (27) to the basic circuit (19), a B mode image signal is generated from the received data in the basic circuit (19), and power supply from the power source/battery unit (33) is stopped in the processor (27).

(57) 要約:　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１９と、複数モードの超音波画像を生成するためのプロセッサ２７と、基本回路１９とプロセッサ２７とのいずれかを選択する回路選択部ＳＷ１、ＳＷ２と、回路選択部ＳＷ１、ＳＷ２により基本回路１９が選択された場合には、プロセッサ２７への電源供給を遮断して基本回路１９を用いて超音波画像を生成し、回路選択部ＳＷ１、ＳＷ２によりプロセッサ２７が選択された場合には、プロセッサ２７を用いて超音波画像を生成する制御部３０とを備える。省電力動作が選択されると、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／バッテリ部３３からの電力供給が停止される。

WO 2013/145452 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 超音波診断装置

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気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。

[0010] また、さらに、電力供給用のバッテリを備え、バッテリからの電力によって駆動されてもよい。

[0011] また、さらに、バッテリの残量を検出するバッテリ残量検出部を備え、回

路選択部は、バッテリ残量検出部により検出されたバッテリ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。

[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

[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。

[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] 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、ＰＶＤＦ（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、複数のパルサを含んでおり、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、受信データのチャネル数を、例えば、６４チャネルから８チャネルに変更する。

[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Ｓ

Ｗ１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ＤＳＣ２０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ＤＳＣ２０へ出力されるように動作する。

[0030] ＤＳＣ２２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（ラスター変換）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２

５、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、かつバッテリの充電量が低下している場合には、バッテリへの充電も行う。

[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において包落線検波がなされて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に接続されている場合、受信データは、位相整合部１７Ｂ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ＣＦ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ＣＦ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５Ａおよび５Ｂを介して診断装置本体４に接続されており、コネクタ５Ａおよび５Ｂ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５Ａおよび５Ｂ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、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／バッテリ部３３を備える。

[0045] また、プロセッサユニット４１は、コネクタ５Ａおよび５Ｂ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１７Ｂと、位相整合部１７Ｂ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ＣＦモード用回路２６とを備える。なお、これ

ら位相整合部１７Ｂと、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５Ａおよび５Ｂ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ＣＦモード用回路２６は、コネクタ５Ｂ、５Ａ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５Ｂが診断装置本体４側のコネクタ５Ａ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５Ａ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レベルとなっているが、診断装置本体４側のコネクタ５Ａにプロセッサユニット４１側のコネクタ５Ｂが接続されると、着脱検出部４２から引き出された配線がコネクタ５Ａおよび５Ｂを介してプロセッサユニット４１側でグラウンドに接続されるため、着脱検出部４２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４１の着脱に応じて着脱検出部４２のＰ点の電位が変化する。

そこで、本体制御部３０は、着脱検出部４２のＰ点の電位を監視し、電位の変化によりコネクタ５Ａおよび５Ｂが接続されてプロセッサユニット４１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ＳＷ１を端子Ａから端子Ｂへ、切替スイッチＳＷ２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４１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２７を用いた通常動作が実行される。

[0047] 一方、着脱検出部４２のＰ点の電位により、プロセッサユニット４１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ＳＷ１を端子Ｂから端子Ａへ、切替スイッチＳＷ２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４１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１９を用いた省電力動作が実行されると共に、プロセッサ２７を含むプロセッサユニット４１への電力供給が停止される。

なお、操作部３１を操作することで、コネクタ５Ａおよび５Ｂ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４１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４１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４１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２７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／バッテリ部３３におけるバッテリ残量を検出し、本体制御部３０へ出力するバッテリ残量検出部３６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。

バッテリ残量検出部３６からのバッテリ残量の検出値を受け、本体制御部３０は、バッテリ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ＳＷ１および切替スイッチＳＷ２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２７への電力供給を停止する。すなわち、本体制御部３０においてバッテリ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３０により、切替

スイッチＳＷ１が端子Ａに、切替スイッチＳＷ２が端子Ｃにそれぞれ切り替えられて基本回路１９を用いた省電力動作が実行されると共に、プロセッサ２７への電力供給が停止される。

[0051] なお、バッテリ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３１を介して通常動作が選択されていても、本体制御部３０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３１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。

[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] 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。

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。

[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、

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を備え、前記バッテリ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、前記バッテリの残量を検出するバッテリ残量検出部を備え、

前記回路選択部は、前記バッテリ残量検出部により検出された前記バッテリ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。

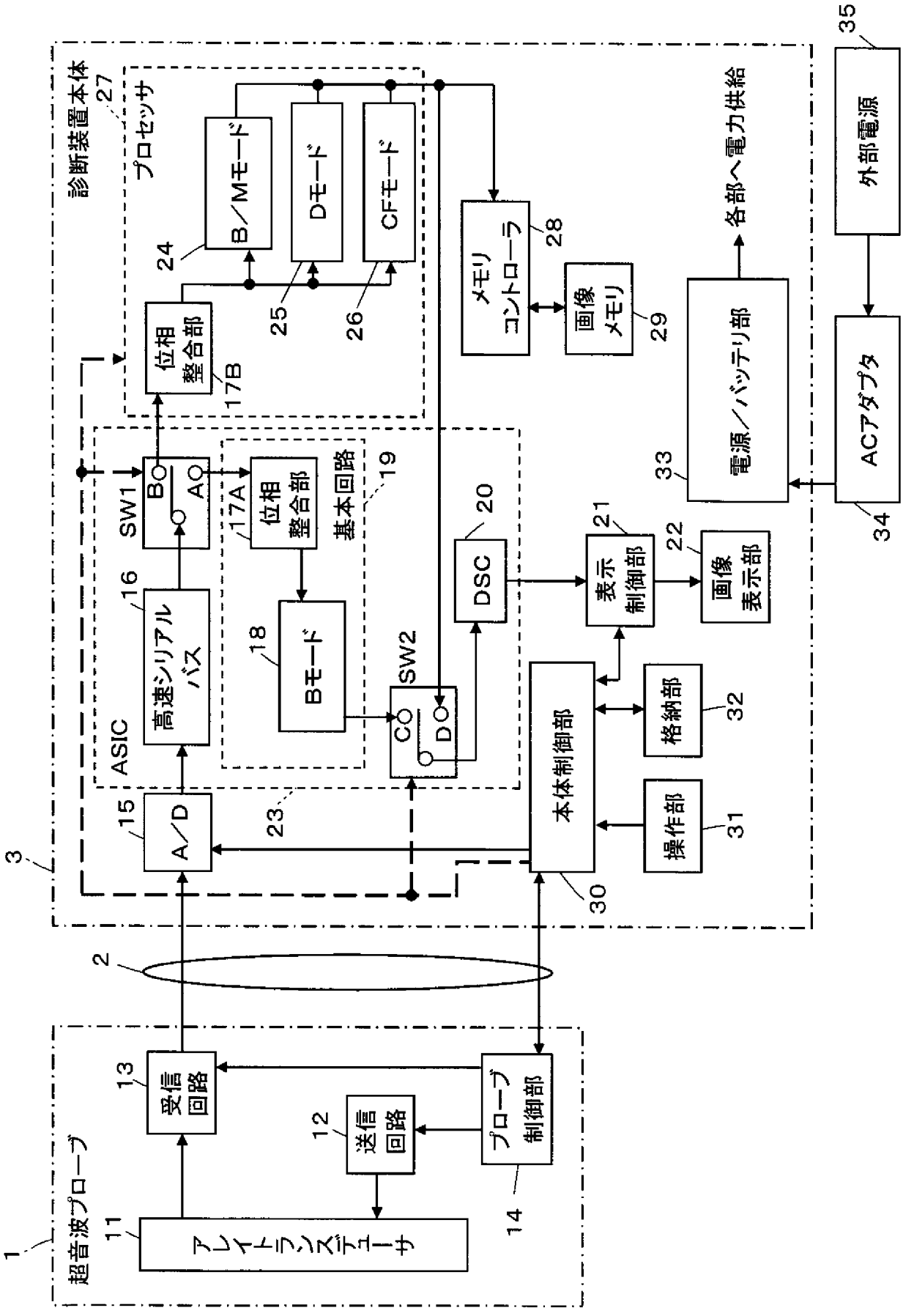
[請求項7] 超音波プローブを用いて超音波の送受信を行うことにより得られた受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

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、

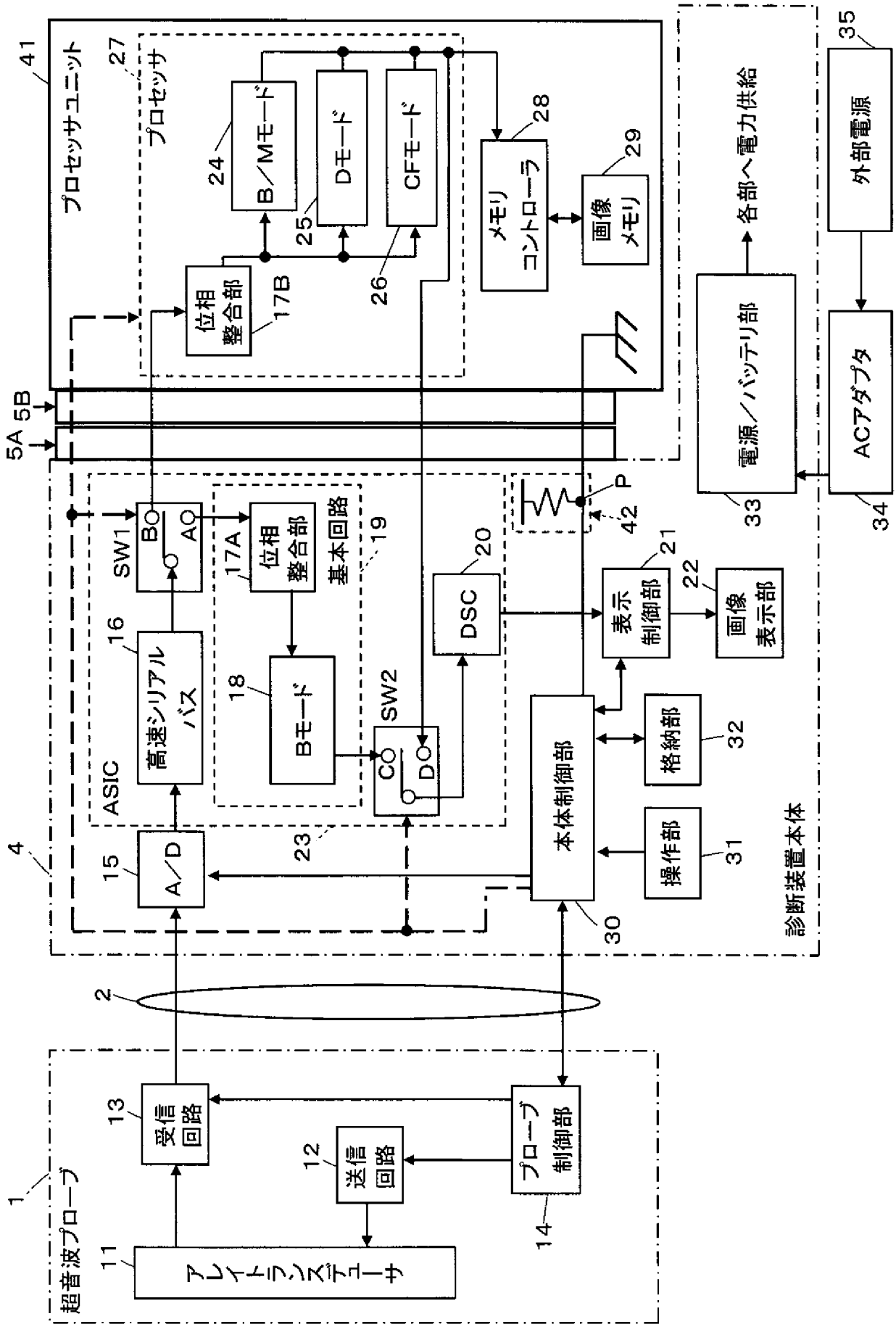
前記基本回路が選択された場合には、前記プロセッサへの電源供給を遮断して前記基本回路を用いて超音波画像を生成し、前記プロセッサが選択された場合には、前記プロセッサを用いて超音波画像を生成する

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

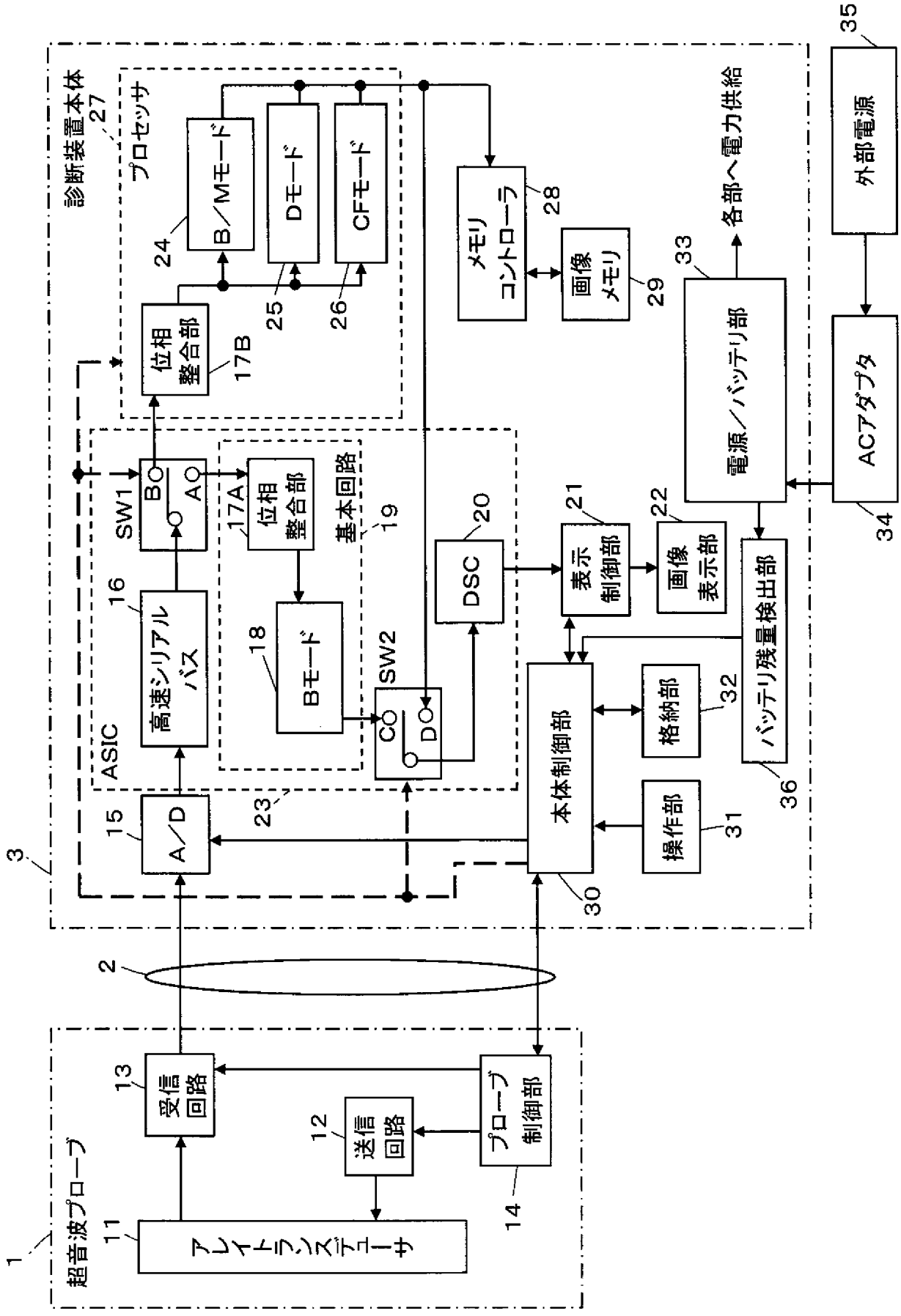
[図1]


超音波プローブ
1
アレイトランスデューサ
11
送信回路
12
受信回路
13
プローブ制御部
14
診断装置本体
3
ASIC
高速シリアルバス
16
A/D
15
SW1
B
A
SW2
C
D
位相整合部
17A
Bモード
18
基本回路
19
DSC
20
表示制御部
21
画像表示部
22
23
2
プロセッサ
27
位相整合部
17B
B/Mモード
24
Dモード
25
CFモード
26
メモリコントローラ
28
画像メモリ
29
本体制御部
30
操作部
31
格納部
32
電源/バッテリ部
33
各部へ電力供給
ACアダプタ
34
外部電源
35

[図2]


超音波プローブ
1
アレイトランスデューサ
11
送信回路
12
受信回路
13
プローブ制御部
14
2
診断装置本体
4
A／D
15
高速シリアルバス
16
ASIC
23
SW1
SW2
BO
AO
CO
DO
基本回路
19
位相整合部
17A
Bモード
18
DSC
20
本体制御部
30
表示制御部
21
画像表示部
22
格納部
32
操作部
31
P
42
プロセッサユニット
41
プロセッサ
27
位相整合部
17B
B／Mモード
24
Dモード
25
CFモード
26
メモリコントローラ
28
画像メモリ
29
5A
5B
電源／バッテリ部
33
各部へ電力供給
ACアダプタ
34
外部電源
35

[図3]


超音波プローブ
1
アレイトランスデューサ
11
送信回路
12
受信回路
13
プローブ制御部
14
2
診断装置本体
3
A/D
15
高速シリアルバス
16
ASIC
SW1
B
A
位相整合部
17A
基本回路
19
Bモード
18
SW2
C
D
DSC
20
表示制御部
21
画像表示部
22
23
プロセッサ
27
位相整合部
17B
B/Mモード
24
Dモード
25
CFモード
26
メモリコントローラ
28
画像メモリ
29
本体制御部
30
操作部
31
格納部
32
電源/バッテリ部
33
各部へ電力供給
バッテリ残量検出部
36
ACアダプタ
34
外部電源
35

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/081821

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2000-70262 A (Aloka Co., Ltd.), 07 March 2000 (07.03.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1,2,6,7 3-5
X Y	JP 62-72331 A (Toshiba Corp.), 02 April 1987 (02.04.1987), entire text; all drawings (Family: none)	1,2,6,7 3-5
Y	JP 2010-227357 A (Fujifilm Corp.), 14 October 2010 (14.10.2010), entire text; all drawings & US 2010/0249600 A1	3

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
19 December, 2012 (19.12.12)	08 January, 2013 (08.01.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/081821

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2010-167083 A (Toshiba Corp.), 05 August 2010 (05.08.2010), entire text; all drawings (Family: none)	4,5
A	JP 2010-227227 A (Fujifilm Corp.), 14 October 2010 (14.10.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 2005-323845 A (Shimadzu Corp.), 24 November 2005 (24.11.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-7

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／０８１８２１

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	JP 2000-70262 A (アロカ株式会社) 2000.03.07, 全文,全図（ファミリーなし)	1,2,6,7
Y		3-5
X	JP 62-72331 A (株式会社東芝) 1987.04.02, 全文,全図（ファミリーなし)	1,2,6,7
Y		3-5
Y	JP 2010-227357 A (富士フイルム株式会社) 2010.10.14, 全文,全図 & US 2010/0249600 A1	3
Y	JP 2010-167083 A (株式会社東芝) 2010.08.05, 全文,全図（ファミリーなし)	4,5

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 １９．１２．２０１２	国際調査報告の発送日 ０８．０１．２０１３
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　９２０８ 宮川　哲伸 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

C（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2010-227227 A（富士フイルム株式会社）2010.10.14, 全文,全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2005-323845 A（株式会社島津製作所）2005.11.24, 全文,全図 (ファミリーなし)	1-7