

(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2013-153848

(P2013-153848A)

(43) 公開日 平成25年8月15日(2013.8.15)

(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 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2012-15315 (P2012-15315)  
(22) 出願日 平成24年1月27日(2012.1.27)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 594164542  
東芝メディカルシステムズ株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(71) 出願人 594164531  
東芝医用システムエンジニアリング株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 100089118  
弁理士 酒井 宏明  
(72) 発明者 中内 信行  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
医用システムエンジニアリング株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 EE15

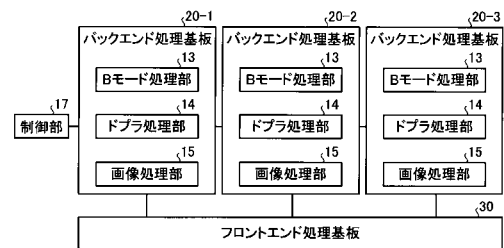
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】消費電力を低減することができる超音波診断装置を提供することである。

【解決手段】実施形態に係る超音波診断装置は、送受信部と、基板とを備える。前記送受信部は、超音波プローブを介して超音波の送受信を行う。前記基板は、送受信部によって受信された反射波データの入力を受け付け、この反射波データから超音波画像の表示に用いられるデータの生成処理を行う。また、実施形態に係る超音波診断装置は、基板が複数である。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波プローブを介して超音波の送受信を行う送受信部と、  
前記送受信部によって受信された反射波データの入力を受け付け、該反射波データから超音波画像の表示に用いられるデータの生成処理を行う基板とを備え、  
前記基板が複数であることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

各基板は、制御部から送信された制御信号によって、電源の動作状態を制御され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】**

前記超音波診断装置は、超音波画像の表示態様が異なる複数の動作モードで動作するものであり、

前記制御部は、前記動作モードに応じて、前記制御信号を基板毎に送信することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記制御部は、前記複数の基板に対する操作者による選択操作を受け付け、該選択操作に従って、前記制御信号を基板毎に送信することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

各基板と前記制御部とはバス型に接続され、

各基板は、前記制御部と自基板上の回路との間で通信を行うための第 1 経路と、前記制御部と他基板上の回路との間で通信を行うための転送経路である第 2 経路とを有し、自基板において電源が停止している場合にも、前記制御部から他基板宛ての制御信号を、前記第 2 経路を用いて転送することを特徴とする請求項 2 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は、生体に向けて超音波ビームを送信するとともに、その反射波を受信し、受信した反射波にパルス反射法の原理を適用することで、生体内組織の画像を生成する医用画像診断装置である。超音波診断装置は、無侵襲、小型、リアルタイム表示などの特長を有することから、医療現場において広く利用されている。

**【0003】**

近年では、可搬型の超音波診断装置が知られている。この可搬型の超音波診断装置は、通常運用の場合には、外部電源から電力の供給を受けて動作するが、外部電源から切り離された場合には、超音波診断装置に内蔵されたバッテリーにより動作するので、このような場合には、消費電力を低減することが望ましい。また、可搬型の超音波診断装置に限らず一般的な超音波診断装置においても、例えば停電時など、消費電力を低減することが望ましい。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開 2011 - 130849 号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明が解決しようとする課題は、消費電力を低減することができる超音波診断装置を

10

20

30

40

50

提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る超音波診断装置は、送受信部と、基板とを備える。前記送受信部は、超音波プローブを介して超音波の送受信を行う。前記基板は、前記送受信部によって受信された反射波データの入力を受け付け、該反射波データから超音波画像の表示に用いられるデータの生成処理を行う。また、実施形態に係る超音波診断装置は、前記基板が複数である。

【図面の簡単な説明】

【0007】

10

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の機能ブロック図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の基板を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の基板を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の基板を示す図である。

【図5】図5は、第1の実施形態における動作モード別の電源制御を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態における制御部による処理手順を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態の変形例における制御部による処理手順を示す図である。

【図8】図8は、第2の実施形態における枚数決定画面を示す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【0008】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置100の機能ブロック図である。図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、超音波プローブ1と、表示部2と、入力部3と、装置本体10とを備える。なお、図1は、機能ブロック図であり、必ずしもハードウェア構成を示すものではない。

【0009】

超音波プローブ1は、複数の圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送受信部11から供給される駆動信号に基づき超音波パルスを発生し、また、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材などを有する。

30

【0010】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波パルスが送信されると、送信された超音波パルスは、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信されるエコー信号の振幅は、超音波パルスが反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合のエコー信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

40

【0011】

表示部2は、モニタなどであり、超音波診断装置100の操作者が入力部3を用いて各種指示や設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体10において生成された超音波画像や解析結果を表示したりする。

【0012】

入力部3は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどであり、装置本体10に接続される。また、入力部3は、超音波診断装置100の操作者からの各種指示や設定要求を受け付け、受け付けた各種指示や設定要求を装置本体10に対して転送する。

【0013】

50

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 によって受信された反射波に基づいて超音波画像を生成する。装置本体 10 は、図 1 に示すように、送受信部 11 と、フレームバッファ 12 と、Bモード処理部 13 と、ドブラ処理部 14 と、画像処理部 15 と、画像メモリ 16 と、制御部 17 と、内部記憶部 18 とを有する。

【0014】

送受信部 11 は、トリガ発生回路、送信遅延回路及びパルサ回路などを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定の繰り返し周波数 (PRF (Pulse Repetition Frequency)) の超音波パルス形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。なお、PRF は、レート周波数とも呼ばれる。また、送信遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波パルスをビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子毎の送信遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対して与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

10

【0015】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 17 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧などを瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

20

【0016】

また、送受信部 11 は、アンプ回路、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅延回路、加算器、直交検波回路などを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A/D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換する。受信遅延回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路により受信遅延時間を与えられた反射波信号の加算処理を行う。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。そして、直交検波回路は、加算器の出力信号をベースバンド帯域の同相信号 (I 信号、I : In-phase) と直交信号 (Q 信号、Q : Quadrature-phase) とに変換する。そして、直交検波回路は、I 信号及び Q 信号 (以下、IQ 信号と記載する) を反射波データとして後段のフレームバッファ 12 に格納する。なお、直交検波回路は、加算器の出力信号を、RF (Radio Frequency) 信号に変換した上で、フレームバッファ 12 に格納してもよい。

30

【0017】

Bモード処理部 13 は、送受信部 11 から反射波データを受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (Bモードデータ) を生成する。また、Bモード処理部 13 は、後述するMモードデータを生成する。

【0018】

ドブラ処理部 14 は、送受信部 11 から受け取った反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ (ドブラデータ) を生成する。

40

【0019】

画像処理部 15 は、Bモード処理部 13 によって生成されたBモードデータやMモードデータ、ドブラ処理部 14 によって生成されたドブラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像処理部 15 は、BモードデータからBモード画像を生成し、MモードデータからMモード画像を生成し、ドブラデータからドブラ画像を生成する。また、画像処理部 15 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換 (スキャンコンバート) し、表示画像としての超音波画像 (Bモード画像、Mモード画像、ドブラ画像) を生成する。

50

## 【 0 0 2 0 】

画像メモリ 16 は、画像処理部 15 によって生成された超音波画像や、超音波画像を画像処理することで生成した画像を記憶するメモリである。例えば診断の後に、操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。また、画像メモリ 16 は、送受信部 11 通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データなどを必要に応じて記憶する。

## 【 0 0 2 1 】

制御部 17 は、超音波診断装置 100 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 17 は、入力部 3 を介して操作者から入力された各種指示や設定要求、内部記憶部 18 10 から読み込んだ各種プログラム及び各種設定情報に基づき、送受信部 11、Bモード処理部 13、ドブラ処理部 14、及び画像処理部 15 の処理を制御したり、画像メモリ 16 が記憶する超音波画像などを表示部 2 にて表示するように制御したりする。

## 【 0 0 2 2 】

内部記憶部 18 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための装置制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見など）、診断プロトコルや各種設定情報などの各種データなどを記憶する。また、内部記憶部 18 は、必要に応じて、画像メモリ 16 が記憶する画像の保管などにも使用される。

## 【 0 0 2 3 】

なお、装置本体 10 に内蔵される送受信部 11 などは、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムである場合もある。 20

## 【 0 0 2 4 】

さて、以下に説明するように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、ハードウェア構成として、バックエンド (Back End) 処理を行う基板を複数備える。第 1 の実施形態において、バックエンド処理とは、超音波画像の表示に用いられるデータの生成処理のことである。各基板は、送受信部 11 によって受信された反射波データの入力を受け付け、受け付けた反射波データから、超音波画像の表示に用いられるデータの生成処理を行う。例えば、第 1 の実施形態において、バックエンド処理とは、Bモード処理部 13、ドブラ処理部 14、及び画像処理部 15 による処理のことであり、超音波画像の表示に用 30 いられるデータとは、例えば、Bモードデータ、Mモードデータ、ドブラデータのことである。なお、フロントエンド (Front End) 処理とは、例えば、送受信部 11 による処理のことである。

## 【 0 0 2 5 】

図 2 ~ 図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 の基板を示す図である。なお、図 2 ~ 図 4 は、いずれも第 1 の実施形態における基板を示す図であるが、説明の便宜上、各図面において適宜図示を省略した部分がある。

## 【 0 0 2 6 】

まず、図 2 に示すように、超音波診断装置 100 は、バックエンド処理基板 20 を複数備え、各バックエンド処理基板 20 は、いずれも、Bモード処理部 13、ドブラ処理部 1 40 4、及び画像処理部 15 による処理を行う回路を備える。このように、第 1 の実施形態において、バックエンド処理基板 20 - 1、バックエンド処理基板 20 - 2、及びバックエンド処理基板 20 - 3 は、いずれも同じ処理を行う回路を有する。なお、フロントエンド処理基板 30 は、フロントエンド処理を行う。

## 【 0 0 2 7 】

また、図 3 に示すように、各バックエンド処理基板 20 は、基板毎の電源 21 を有し、制御部 17 から送信された制御信号によって、電源 21 の動作状態を制御される。例えば、制御部 17 は、電源 21 を動作させて各回路 22 に対する電力供給を指示する『ON』信号、及び、電源 21 を停止させて各回路 22 に対する電力供給停止を指示する『OFF』信号を、電源制御基板 25 を介して、バックエンド処理基板 20 毎に送信する。このよ 50

うに、第1の実施形態において、超音波診断装置100は、バックエンド処理基板20毎に電源21の動作状態を制御する。なお、図3においては、各バックエンド処理基板20が基板毎の電源21を有する例を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、各基板の電源21を共通化してもよい。この場合、各基板の電源21を共通化した電源基板（例えば、図3に示す電源制御基板25を含む）に、最大の基板枚数分の電源容量を用意すればよい。この場合にも、リレー等により、各基板の電源の動作状態を制御することができる。

#### 【0028】

また、図4に示すように、各バックエンド処理基板20と制御部17とはバス型に接続され、各バックエンド処理基板20は、一部のバックエンド処理基板20において電源が停止状態であっても、動作状態のバックエンド処理基板20と制御部17との間で通信することができるように、マルチプレクサ回路24（図4において「MUX24」）を有する。なお、図4においては、各バックエンド処理基板20と制御部17とのインタフェースにPCI（Peripheral Component Interconnect）Express（登録商標）のスイッチ23（図4において「PCIE-SW23」）を使用した場合の例を示す。

10

#### 【0029】

すなわち、図4に示すように、第1の実施形態において、各バックエンド処理基板20は、制御部17と自バックエンド処理基板20上の回路22との間で通信を行うための第1経路と、制御部17と他バックエンド処理基板20上の回路22との間で通信を行うための転送経路である第2経路とを有する。そして、各バックエンド処理基板20は、自バックエンド処理基板20において電源21が停止状態の場合には、制御部17から他バックエンド処理基板20宛ての制御信号を、第2経路を用いて転送する。

20

#### 【0030】

例えば、バックエンド処理基板20-1は、電源21-1が動作状態で、かつ、制御部17から送信された制御信号が各回路22-1宛てである場合には、マルチプレクサ回路24-1及びPCIEのスイッチ23-1を介して、制御信号を各回路22-1に送る。各回路22-1から制御部17宛の信号についても同じ経路を用いる。一方、バックエンド処理基板20-1は、電源21-1が停止状態で、かつ、制御部17から送信された制御信号が他バックエンド処理基板20宛てである場合には、マルチプレクサ回路24-1からマルチプレクサ回路24-2へダイレクトに転送し、隣接するバックエンド処理基板20-2に転送する。隣接するバックエンド処理基板20-2から送信された信号についても同じ経路を用いる。この場合、マルチプレクサ回路24-1及びマルチプレクサ回路24-2には電源を供給する。このように、一部のバックエンド処理基板20において電源21が停止状態であっても、動作状態の他のバックエンド処理基板20は、制御部17との間で通信することができる。

30

#### 【0031】

なお、図4においては図示を省略したが、各バックエンド処理基板20は、図3に示すように、制御部17から、電源制御基板25を介して、別途、電源21に対する動作状態の制御を受けている。すなわち、電源制御基板25と各バックエンド処理基板20との間は、個別にスター型に接続されている。

40

#### 【0032】

このように、第1の実施形態において、超音波診断装置100は、バックエンド処理基板20を複数備え、バックエンド処理基板20毎に電源21の動作状態を制御することができる。ここで、第1の実施形態において、超音波診断装置100は、超音波画像の表示態様が異なる複数の動作モードで動作する。例えば、超音波診断装置100は、通常のBモード、4D Bモード、Mモード、ドプラモードなどで動作する。通常のBモードとは、2DのBモード画像をリアルタイム表示する動作モードである。4D Bモードとは、3DのBモード画像をリアルタイム表示する動作モードである。Mモードとは、Bモード画像に含まれる複数の走査線のデータの内のある走査線のデータについて、経時変化を表示する動作モードである。ドプラモードとは、血流などの移動体の速度変化を輝度の明る

50

さで表現するドブラ画像を表示する動作モードである。なお、Bモード画像上にドブラ画像を重畳する動作モードもある。

【0033】

このような場合に、第1の実施形態に係る制御部17は、超音波診断装置100の動作モードに応じて、バックエンド処理基板20毎に電源21の動作状態を制御する。具体的には、制御部17は、動作モードに応じて、『ON』信号や『OFF』信号を、バックエンド処理基板20毎に送信する。

【0034】

図5は、第1の実施形態における動作モード別の電源制御を示す図である。図5に示すように、制御部17は、超音波診断装置100がBモードで動作する場合には、バックエンド処理基板20-1の電源21-1を動作させるように制御し、残りのバックエンド処理基板20-2及びバックエンド処理基板20-3の電源21-2及び電源21-3を停止させるように制御する。一方、制御部17は、超音波診断装置100が4D Bモードで動作する場合には、全てのバックエンド処理基板20の電源21を動作させるように制御する。

10

【0035】

また、制御部17は、超音波診断装置100がMモードやドブラモードで動作する場合には、バックエンド処理基板20-1の電源21-1のみを動作させるように制御する。また、制御部17は、Bモード画像上にドブラ画像を重畳する動作モードで超音波診断装置100が動作する場合には、バックエンド処理基板20-1及びバックエンド処理基板20-2の電源21-1及び電源21-2のみを動作させるように制御する。

20

【0036】

これは、各動作モードによって、処理対象となる超音波ビーム数が異なり、回路に要求されるスペックが異なるからである。例えば、4D Bモードのように超音波ビーム数が多い場合には、全てのバックエンド処理基板20の電源21を動作させ、通常のBモードやMモード、ドブラモードのように超音波ビーム数が少ない場合には、1枚のバックエンド処理基板20の電源21のみを動作させ、他のバックエンド処理基板20の電源21を停止させる。

【0037】

なお、図5に示す例は一例に過ぎない。例えば、制御部17は、何枚のバックエンド処理基板20を動作させるかという情報のみを、動作モードに対応付けて記憶してもよい。例えば、この場合、制御部17は、使用するバックエンド処理基板20を、バックエンド処理基板20-1から20-3まで順々に選択したり、ランダムに選択すればよい。あるいは、制御部17が、各バックエンド処理基板20の温度を監視し、温度の低いバックエンド処理基板20から優先的に使用するよう選択してもよい。

30

【0038】

図6は、第1の実施形態における制御部17による処理手順を示す図である。図6に示すように、超音波診断装置100の電源が入ると(ステップS101)、まず、初期状態として、バックエンド処理基板20-1の電源が入る(ステップS102)。なお、超音波診断装置100において、制御部17は、通常のBモードにて動作を開始するものとする。

40

【0039】

その後、制御部17は、動作モードの切り替えを受け付けたか否かを判定し(ステップS103)、受け付けていない場合には(ステップS103, No)、動作モードの切り替えを受け付けたか否かを判定する処理に戻る。一方、動作モードの切り替えを受け付けた場合には(ステップS103, Yes)、制御部17は、図5に示したテーブルを参照し、動作モードに応じて、『ON』信号や『OFF』信号を、該当するバックエンド処理基板20に対して送信する(ステップS104)。制御部17は、動作状態に変更があるバックエンド処理基板20に対してのみ制御信号を送信すればよい。また、動作モードが切り替わっても電源21の動作状態に変更がない場合には、制御部17は、制御信号を送

50

信しなくてもよい。

【0040】

なお、一般に、電源21が停止状態であったバックエンド処理基板20が電源21の動作を開始するまでには、初期化のための時間を要すると考えられる。このため、例えば、通常のBモードから4D Bモードへの遷移時など、バックエンド処理基板20の使用枚数が増加する方向で変化する遷移時は、遷移時間として数秒を要することがある。

【0041】

そこで、例えば、制御部17は、動作モードに応じてバックエンド処理基板20の使用枚数を制御する『エコモード』と、制御しない『通常モード』とを切り替える設定を操作者から受け付けてもよい。図7は、第1の実施形態の変形例における制御部17による処理手順を示す図である。

10

【0042】

図7に示すように、超音波診断装置100の電源が入ると(ステップS201)、まず、初期状態として、全てのバックエンド処理基板20の電源が入る(ステップS202)。なお、超音波診断装置100において、制御部17は、通常のBモードにて動作を開始するものとする。

【0043】

その後、制御部17は、エコモードの設定を受け付けたか否かを判定する(ステップS203)。設定を受け付けない場合(ステップS203, No)、動作モードの切り替えに関係なく、全てのバックエンド処理基板20に電源が入った状態が維持される。一方、エコモードの設定を受け付けた場合には(ステップS203, Yes)、制御部17は、図5に示したテーブルを参照し、動作モードに応じて、『ON』信号や『OFF』信号を、該当するバックエンド処理基板20に対して送信する(ステップS204)。制御部17は、動作状態に変更があるバックエンド処理基板20に対してのみ制御信号を送信すればよい。また、動作モードが切り替わっても電源21の動作状態に変更がない場合には、制御部17は、制御信号を送信しなくてもよい。

20

【0044】

また、その後、制御部17は、動作モードの切り替えを受け付けたか否かを判定し(ステップS205)、動作モードの切り替えを受け付けた場合には(ステップS205, Yes)、ステップS204の処理に戻り、『ON』信号や『OFF』信号を、該当するバックエンド処理基板20に対して送信する(ステップS204)。一方、動作モードの切り替えを受け付けていない場合には(ステップS205, No)、続いて、制御部17は、エコモードの設定解除を受け付けたか否かを判定し(ステップS206)、受け付けた場合には(ステップS206, Yes)、ステップS202の処理に戻り、全てのバックエンド処理基板20の電源が入るように、制御信号を、該当するバックエンド処理基板20に対して送信する。一方、受け付けていない場合には(ステップS206, No)、制御部17は、ステップS205の処理に戻り、動作モードの切り替えを受け付けたか否かを判定する(ステップS205)。

30

【0045】

なお、上述した図6及び図7に示す処理手順は一例に過ぎない。例えば、超音波診断装置100の起動時にどのバックエンド処理基板20の電源を入れるかなども、運用の形態に応じて任意に変更することができる。

40

【0046】

上述したように、第1の実施形態によれば、超音波診断装置100は、複数のバックエンド処理基板20を備え、基板毎に電源21の動作状態を制御することができるので、消費電力を低減することができる。また、第1の実施形態によれば、制御部17が、超音波診断装置100の動作モードに応じてバックエンド処理基板20毎の電源21の動作状態を制御するので、適切に消費電力を低減することができる。すなわち、動作モードに応じて回路に要求されるスペックが異なるにもかかわらず、全ての動作モードで全ての回路に電力を供給することは、消費電力という観点から無駄な場合がある。これに対し、第1の

50

実施形態によれば、動作モードに応じて適切に使用電源 21 が選択されるので、このような無駄が抑えられる。また、第 1 の実施形態によれば、複数の経路を使い分けることで、一部のバックエンド処理基板 20 において電源 21 が停止状態であっても、動作状態のバックエンド処理基板 20 と制御部 17 との間で通信することができる。

【0047】

(第 2 の実施形態)

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 と同様の構成を有し、同様に動作するが、超音波診断装置 100 の操作者から、バックエンド処理基板 20 に対する選択操作を受け付ける点で、第 1 の実施形態と異なる。すなわち、第 2 の実施形態に係る制御部 17 は、複数のバックエンド処理基板 20 に対する操作者による選択操作を受け付け、受け付けた選択操作に従って、制御信号をバックエンド処理基板 20 毎に送信する。

10

【0048】

図 8 は、第 2 の実施形態における枚数決定画面を示す図である。例えば、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、起動後、図 8 に示す枚数決定画面を表示部 2 に表示し、操作者から、使用するバックエンド処理基板 20 の選択操作を受け付ける。また、制御部 17 は、操作者から受け付けた選択操作に従って、制御信号を、該当するバックエンド処理基板 20 に対して送信する。

【0049】

例えば、図 8 に示す枚数決定画面においては、3 枚のバックエンド処理基板 20 が存在すること、そのうちの 1 枚が使用中であること、また、各動作モードと、使用が推奨されるバックエンド処理基板 20 との対応付けが示されている。例えば、操作者は、この枚数決定画面で、使用するバックエンド処理基板 20 を選択した後に（例えば、図 8 に示す四角のアイコンをクリックする）、実際の超音波画像でその画質を確認し、必要に応じて選択し直すなど、適宜調整すればよい。また、枚数決定画面は図 8 に示す例に限られるものではない。例えば、使用枚数を減らすことに伴うフレームレートの低下を、具体的な値とともに表示してもよい。また、節約される消費電力の目安値を表示してもよい。枚数決定画面は、運用の形態に応じて適宜変更することが可能である。

20

【0050】

上述したように、第 2 の実施形態によれば、超音波診断装置 100 は、操作者の選択操作に従って電源の動作状態を制御することができるので、操作者は、使用の目的に応じ、意図的に、使用するバックエンド処理基板 20 の枚数を決定することができる。例えば、操作者は、今回は節電を重視したい、あるいは、今回は良い画質で確認したい、といった目的に応じて、使用するバックエンド処理基板 20 の枚数を適宜決定することができる。

30

【0051】

(その他の実施形態)

以上、第 1 及び第 2 の実施形態を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、上記実施形態においては、各バックエンド処理基板 20 が 3 枚備えられる例を示したが、これに限られるものではなく、2 枚備えられる場合や、4 枚以上備えられる場合であってもよい。

40

【0052】

また、例えば、上記実施形態においては、各バックエンド処理基板 20 が、いずれも同じ処理を行う回路を有するものとして説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、バックエンド処理基板 20 - 1 には、B モード処理部 13、ドブラ処理部 14、及び画像処理部 15 の全ての処理を行う回路が備えられる一方で、バックエンド処理基板 20 - 2 及びバックエンド処理基板 20 - 3 には、B モード処理部 13 及び画像処理部 15 の処理を行う回路が備えられ、ドブラ処理部 14 の処理を行う回路は備えられなくてもよい。また、B モード処理部 13 の処理を行うバックエンド処理基板 20 が 3 枚、ドブラ処理部 14 の処理を行うバックエンド処理基板 20 が 3 枚、及び画像処理部 15 の処理を行うバックエンド処理基板 20 が 3 枚のように、処理毎に個別に複数枚のバックエン

50

ド処理基板 20 が備えられてもよい。このように、各バックエンド処理基板に対する処理の分担は、運用の形態に応じて任意に変更することができる。

【0053】

また、上記実施形態においては、図 2 に示す各バックエンド処理基板 20 が、図 3 に示すように制御部 17 からの制御信号を受け付け、また、図 4 に示すようにマルチプレクサ回路を有するものとして説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、各バックエンド処理基板 20 は、例えば、所定時間以上処理を行わない場合には、自発的に電源を停止するなど、制御部 17 からの制御信号を待たずに自発的に電源を制御するものであってもよい。また、各バックエンド処理基板 20 は、スター型に、それぞれ制御部 17 と接続されてもよい。

10

【0054】

以上述べた少なくとも一つの実施形態の超音波診断装置によれば、消費電力を低減することができる。

【0055】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

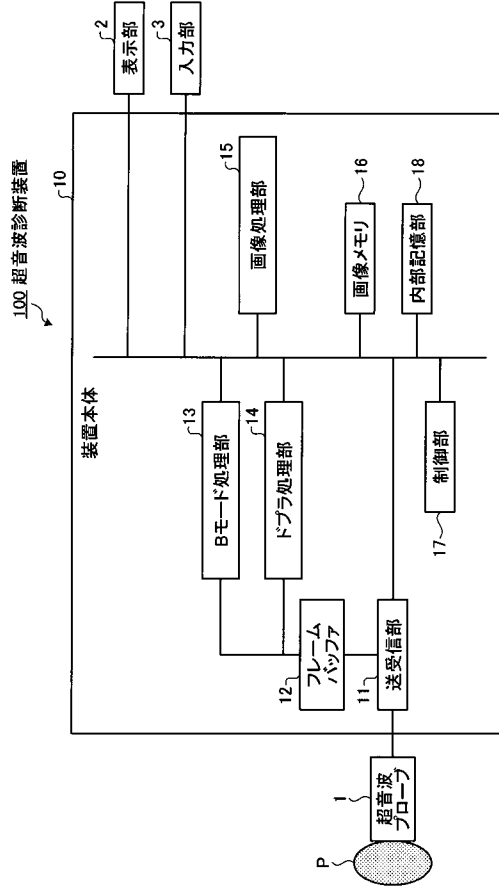
20

【符号の説明】

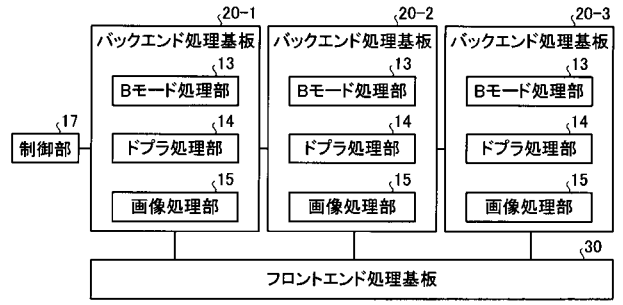
【0056】

- 100 超音波診断装置
- 17 制御部
- 20 - 1 バックエンド処理基板
- 20 - 2 バックエンド処理基板
- 20 - 3 バックエンド処理基板
- 30 フロントエンド処理基板

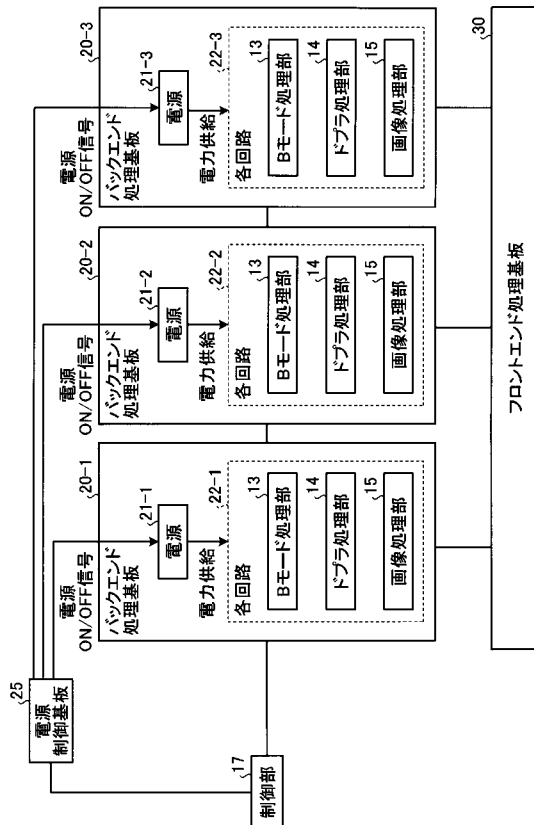
【図 1】



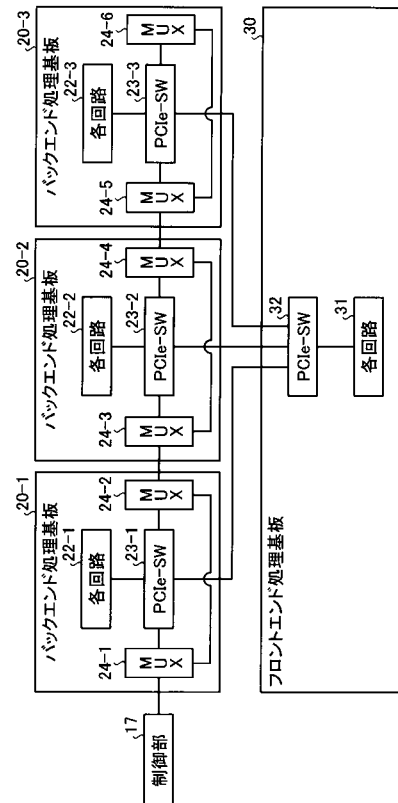
【図 2】



【図 3】



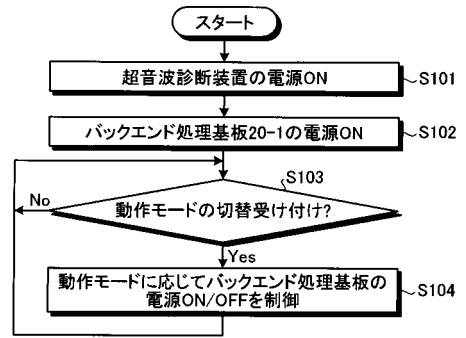
【図 4】



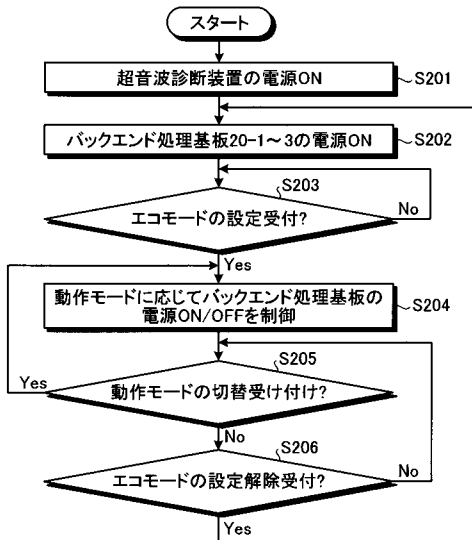
【 図 5 】

動作モード	バックエンド 処理基板20-1	バックエンド 処理基板20-2	バックエンド 処理基板20-3
Bモード	動作	停止	停止
4D Bモード	動作	動作	動作
Mモード	動作	停止	停止
ドブラモード	動作	停止	停止
ドブラモード/Bモード重畳	動作	動作	停止

【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】

基板の使用枚数を決定してください。  
(推奨未滿の場合、フレームレートが低下します。)

	使用	不使用	不使用
Bモード(推奨)	●	○	○
4D Bモード(推奨)	●	●	●
Mモード(推奨)	●	○	○
ドブラモード(推奨)	●	○	○
ドブラモード /Bモード重畳(推奨)	●	●	○

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013153848A</a>	公开(公告)日	2013-08-15
申请号	JP2012015315	申请日	2012-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	中内信行		
发明人	中内 信行		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE15		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题提供一种能够降低功耗的超声波诊断设备。根据实施例的超声诊断设备包括收发器单元和基板。发送/接收单元通过超声波探头发送和接收超声波。基板接受由发送和接收单元接收的反射波数据的输入，并执行产生用于从反射波数据显示超声图像的数据的处理。此外，根据该实施例的超声诊断设备具有多个基板。The

