

(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2015-128532

(P2015-128532A)

(43) 公開日 平成27年7月16日 (2015.7.16)

(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 4 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2014-1913 (P2014-1913)
(22) 出願日 平成26年1月8日 (2014.1.8)(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
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

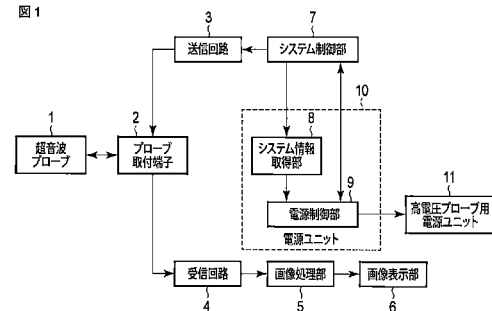
(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置の消費電力を低減すること。

【解決手段】 本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波診断装置を構成するユニットに電力を供給する電源ユニットと、前記ユニットに関する情報を取得する取得手段と、前記取得手段で取得した情報に基づいて、前記電源ユニットによる前記ユニットへの電力供給を停止又は制限するように制御する電源制御手段とを備える。

【選択図】 図 1

図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波診断装置を構成する各ユニットに電力を供給する電源ユニットと、
前記ユニットに関する情報を取得する取得手段と、
前記取得手段で取得した情報に基づいて、前記電源ユニットによる前記ユニットへの電力供給を停止又は制限するように制御する電源制御手段と
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記ユニットは、超音波プローブの受信信号に対して位相補正を行うビームフォーマ手段を備え、

前記取得手段は、前記受信信号を処理するための送受信モードを含む情報を取得し、

前記電源制御手段は、前記取得手段で取得した送受信モードが連続波モードである場合に、前記電源ユニットによる前記ビームフォーマ手段への電力供給を停止させることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

高電圧プローブ用電源ユニットをさらに具備し、

前記取得手段は、プローブの種別に関する情報を取得し、

前記電源制御手段は、前記取得手段で取得したプローブの種別が高電圧プローブでない場合に、前記高電圧プローブ用電源ユニットの出力を停止させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記源制御可能なユニットへの電力供給を停止又は制限するための制御回路または制御スイッチを有することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項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、超音波プローブを用いて被検体内に超音波を送信してその反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

近年、次世代超音波診断装置の開発が進み、生体内から得られた複数チャンネルの受信信号を A / D 変換し、デジタル化された受信信号を位相を合わせて加算合成するデジタルビームフォーミング技術や、2D アレイプローブ等が新たに実用化され、3次元の超音波画像情報をリアルタイムに収集することが可能となっている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特開 2012 - 143296 号公報

【特許文献 2】特許 3396518 号公報

40

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

上述のデジタルビームフォーミング技術や 2D アレイプローブ等の技術の実用化に伴い、送信回路や受信回路では振動子数に相当するチャンネル数を設ける必要があるため、多くの電力が消費されるようになった。

【0005】

しかしながら、超音波検査では、全ユニットがフル稼働するということは無く、従来の超音波診断装置では、各ユニットの使用状態に関わらず、常に所定の電圧を供給するように設計されていた。この為、余分な電力が消費され、不要な熱が発生し、小型化を行うこ

50

とが困難であった。

【 0 0 0 6 】

本実施形態の目的は、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にある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本実施形態に係る超音波診断装置の一態様は、超音波診断装置を構成する各ユニットに電力を供給する電源ユニットと、前記ユニットに関する情報を取得する取得手段と、前記取得手段で取得した情報に基づいて、前記電源ユニットによる前記ユニットへの電力供給を停止又は制限するように制御する電源制御手段とを具備するものである。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【図 1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図。

【図 2】受信回路の詳細構成を示す図。

【図 3】超音波診断装置の電源制御処理を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9 】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

【 0 0 1 0 】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。

20

【 0 0 1 1 】

この超音波診断装置は、超音波プローブ 1、プローブ取付端子 2、送信回路 3、受信回路 4、画像処理部 5、画像表示部 6、システム制御部 7、電源ユニット 10、及び高電圧プローブ用電源ユニット 11を有する。

【 0 0 1 2 】

超音波プローブ 1 は、プローブ取付端子 2 に抜き差し可能に接続される。超音波プローブ 1 には、超音波振動素子が 1 次元に配列される 1 D プローブ、超音波振動素子が基盤目状に二次元に配列される 2 D プローブ、1 次元に配列された 2 D プローブの超音波振動素子列をモータなどを用いて揺動させるメカ 4 D プローブなどがある。更に、1 D プローブにも超音波振動素子数、超音波振動素子から受信した受信信号を同時に超音波診断装置へ送信できる信号総数であるチャンネル数、超音波振動素子から送受信される超音波の周波数などの特性が異なる複数の 1 D プローブがある。各超音波プローブ 1 の種類ごとに駆動に必要な電圧は異なり、例えば、1 D プローブに比べて、多数の超音波振動素子が接続される 2 D プローブには高い電圧が必要となる。また同様に、超音波振動素子数が多い 1 D プローブや、同時駆動素子数の多い、すなわちチャンネル数の多い 1 D プローブはそうでない 1 D プローブに比べ高い電圧が必要となる。

30

【 0 0 1 3 】

送信回路 3 は、予め設定された周波数のパルス信号を発生し、所定の遅延データをもとに遅延させ、遅延がかけられたパルス信号を所定の電圧に変換し、超音波プローブ 1 の超音波振動子に印加する。

40

【 0 0 1 4 】

受信回路 4 は、超音波プローブ 1 の各チャンネルから出力される反射信号を受信する。図 2 に示すように、受信回路 4 は、A D C 4 1、位相補正部 4 2、及び加算部 4 3を含み、受信した各チャンネルの反射信号を A D C 4 1 でデジタル信号に変換し、位相補正部 4 2 で位相を整えて加算部 4 3 で加算する。

【 0 0 1 5 】

画像処理部 5 は、受信回路 4 から出力される反射信号を超音波画像データへ変換し、画像表示部 6 へ出力する。

【 0 0 1 6 】

画像表示部 6 は、C R T や液晶ディスプレイ等で構成され、画像処理部 5 で生成された

50

超音波画像データを表示する。

【0017】

システム制御部7は、送受信モード（Bモード／PWDモード／SCWモード等）に基づいて、超音波診断装置の各部の動作の制御を行う。送受信モードは図示しない入力装置を介して入力された指示信号に基づいて切り替えられる。Bモードでは、反射強度の差による信号に基づいて構成される断層像を得ることができる。PWDモードでは、画像化を行う各計測点に対してドップラ計測を行い、各計測点で得られた血流情報をカラーコード化したカラードブラ画像を得ることができる。SCWモードでは、図2に示すように制御スイッチSWを用いて送信専用素子と受信専用素子とに超音波振動子を分離して、送信回路3に接続された送信専用素子から送信波を連続して出力し、受信回路4に接続された受信専用素子から時系列にサンプリングした受信信号を信号処理することによりドップラ信号を得ることができる。

10

【0018】

電源ユニット10は、超音波診断装置としての常用の電源ユニットであり、システム情報取得部8と電源制御部9とを含む。システム情報取得部8は、システム制御部7を介して超音波診断装置の各部の情報を取得する。例えば、プローブ取付端子2に接続されている超音波プローブ1の種別や送受信モードを取得する。電源制御部9は、システム情報取得部8で取得した情報に基づいて、各部へ電力を供給する電源ユニット10と、高電圧プローブ用電源ユニット11とを制御する。

【0019】

20

図3は、この超音波診断装置の電源制御処理を示すフローチャートである。

【0020】

システム情報取得部8は、超音波診断装置が起動したことを契機に、もしくは送受信モードが入力装置を介して設定され送受信モードに基づくスキャンを開始する時に、プローブ取付端子2に接続されている超音波プローブ1の種別等のプローブ情報を取得する（ステップS1）。プローブ情報とは、例えば、超音波プローブ1が1Dプローブであるか、2Dプローブであるか、メカ4Dプローブであるかなどのプローブの種類の情報と、接続された超音波プローブ1が有する超音波振動素子の数、チャンネル数、及び超音波振動素子が送受信する周波数などの情報が含まれる情報である。システム制御部7は、この超音波プローブ1の情報を受信して、接続された超音波プローブ1の駆動に必要な電圧値を取得する。電圧値の取得は、超音波診断装置の記憶部に格納された、プローブ情報と電圧値を対応付けるテーブルに基づいて行われる。なお、電圧値の取得はテーブルを用いる方法の他に、プローブ情報に駆動に必要な電圧値を併せて記録し、システム制御部7がプローブ情報に含まれる電圧値を読み出す方法を用いても構わない。次に、システム制御部7から送受信モードの情報を取得する（ステップS2）。

30

【0021】

電源制御部9は、上記取得されたプローブ情報と送受信モード情報とをもとに、電力制御可能なユニットの有無を判定する（ステップS3）。この判定で電力制御可能なユニットが無い場合は、通常動作を行う（ステップS4）。ユニット有無の判定は、超音波診断装置の記憶部に予め格納された、プローブ情報及び送受信モード情報に対して、電力供給を停止可能なユニットがどれか、もしくは電力供給を制限可能なユニットがどれかを対応付けるテーブルに基づいて行われる。

40

【0022】

ステップS3の判定において、電力制御可能なユニットが有る場合は、電源制御部9は、当該ユニットの停止判定を行う（ステップS5）。当該ユニットを停止可能な場合は、当該ユニットを停止し（ステップS6）、停止不可の場合は、電力供給を制限する（ステップS7）。電源制御部9は、超音波診断装置の主電源がオフになるまで、上記処理を繰り返す（ステップS8）。

【0023】

以下、この電源制御処理の具体的な処理内容の例を各実施例にしたがって説明する。

50

【 0 0 2 4 】

(実施例 1)

上述したように、超音波診断装置は、超音波プローブを構成している振動子から受信信号を A / D 変換し、得られた信号に対して、デジタル演算処理により位相補正を行うデジタルビームフォーマを有している。B モードや P W D モード等では駆動する各振動子が超音波の送信及び受信を行う。一方、S C W モードにおいては、超音波振動子を送信専用素子と受信専用素子との 2 種類に分離して送受信を行う。受信専用素子を介して受信された受信信号は遅延加算により信号処理が行われる。S C W モードの受信信号に対しては、深さごとに受信信号を抽出するビームフォーミング処理は行わない。そのため、深さごとに受信信号を抽出する B モード及び P W D モードとは異なり、ビームフォーマを使用しない。

10

【 0 0 2 5 】

そこで、電源制御部 9 は、図 3 のステップ S 2 で取得した送受信モード情報が S C W モードの場合は、受信回路 4 を駆動させるためシステム側電源の電力制御が可能と判定する (ステップ S 3)。そして、ステップ S 5 では、ビームフォーマを駆動させるための電源は停止可能と判定し、ビームフォーマへの電力供給を停止させるように電源ユニット 1 0 を制御する。

【 0 0 2 6 】

(実施例 2)

超音波診断装置には、図 1 に示すように、高電圧プローブ用電源ユニット 1 1 が設けられていることがある。高電圧プローブ用電源ユニットは電源ユニット 1 0 の補助として働く電源ユニットであり、通常の診断で使用する 1 D プローブなどの超音波プローブ 1 に比べて高い駆動電圧を必要とする 2 D プローブなどが接続された際に、駆動電圧を超音波プローブ 1 へと供給するものである。この高電圧プローブ用電源ユニット 1 1 は一般的には、高電圧プローブの接続の有無に関わらず、高電圧プローブ用電源ユニット 1 1 は O N 状態になっている。この場合、使用していない場合でも電力を消費することになる。

20

【 0 0 2 7 】

そこで、電源制御部 9 は、図 3 のステップ S 1 で取得したプローブ情報をもとに高電圧プローブの接続の有無を判別し、プローブ取付端子 2 に高電圧プローブが接続されていない場合は、高電圧プローブ用電源ユニット 1 1 を電力制御可能と判定する (ステップ S 3)。そして、ステップ S 5 では高電圧プローブ用電源ユニット 1 1 は停止可能と判定し、高電圧プローブ用電源ユニット 1 1 の出力を O F F 状態にする (ステップ S 6)。

30

【 0 0 2 8 】

また、プローブ取付端子 2 に高電圧プローブが接続され、システム制御部 7 が高電圧プローブを認識した場合のみ高電圧プローブ用電源ユニット 1 1 の出力を O N 状態に切り替えるように制御する。高電圧プローブが接続されると、高電圧プローブが接続されたことがシステム側で認識される。このため、図 3 のステップ S 1 において、高電圧プローブが接続されているというプローブ情報が得られた時点で、システム制御部 7 は高電圧プローブ用電源ユニット 1 1 が O N 状態になるように制御する (ステップ S 4)。

【 0 0 2 9 】

以上述べたように、本実施形態によれば、装置全体としての消費電力を抑えることが可能となるため、消費電力の低減により電源ユニットの容量を削減できる。さらに、消費電力の低減によりシステム各部の発熱が抑えられるため、従来必要であった空冷ファンや放熱板の縮小化または削減が可能となり、装置の小型化や、騒音を抑制できるという効果を奏する。

40

【 0 0 3 0 】

なお、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。これら新規な実施形態は、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

50

旨に含まれるとともに、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。

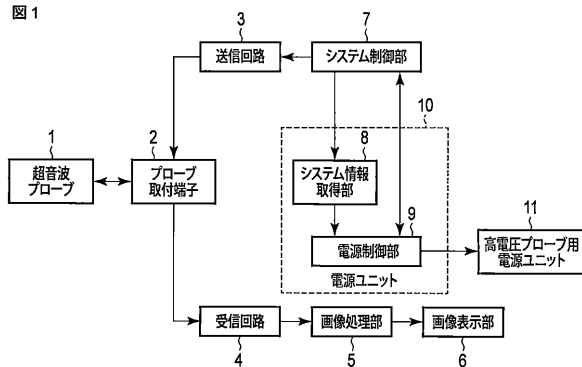
【符号の説明】

【 0 0 3 1 】

1 ... 超音波プローブ、2 ... プローブ取付端子、3 ... 送信回路、4 ... 受信回路、5 ... 画像処理部、6 ... 画像表示部、7 ... システム制御部、8 ... システム情報取得部、9 ... 電源制御部、10 ... 電源ユニット、11 ... 高電圧プローブ用電源ユニット。

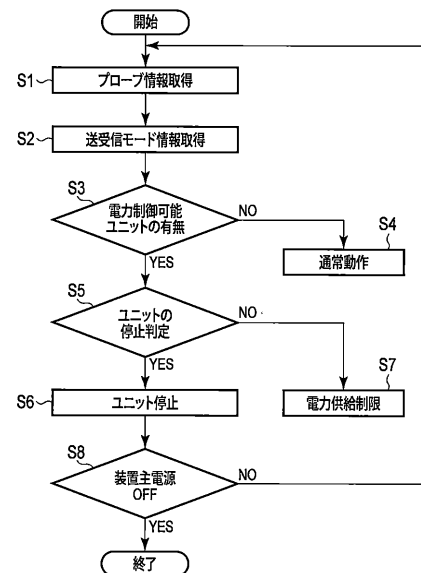
【 図 1 】

図 1



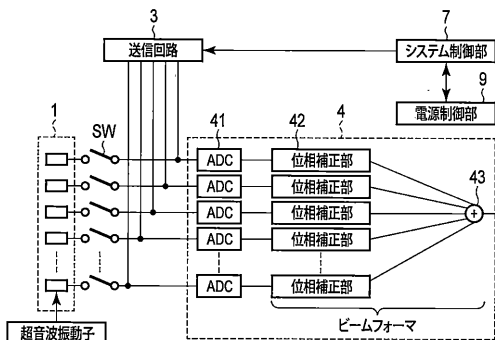
【 図 3 】

図 3



【 図 2 】

図 2



フロントページの続き

- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 椎名 孝行
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 亀石 渉
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 藤原 周太
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 芝沼 浩幸
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 石塚 正明
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 神山 聡
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 藤田 大広
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 萩原 輝樹
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 DE02 DE03 EE15 GA33 HH03 HH04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015128532A	公开(公告)日	2015-07-16
申请号	JP2014001913	申请日	2014-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	椎名孝行 亀石涉 藤原周太 芝沼浩幸 石塚正明 神山聡 藤田大広 萩原輝樹		
发明人	椎名 孝行 亀石 涉 藤原 周太 芝沼 浩幸 石塚 正明 神山 聡 藤田 大広 萩原 輝樹		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE15 4C601/GA33 4C601/HH03 4C601/HH04		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-1913 (P2014-1913) 平成26年1月8日 (2014.1.8)	(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 (74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊 (74) 代理人 100109830 弁理士 福原 淑弘 (74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久 (74) 代理人 100075672 弁理士 峰 隆司
为了减少超声诊断设备的功耗。 根据本实施例的超声诊断设备包括：向构成超声诊断设备的单元供电的电源单元，获取关于该单元的信息的获取单元，以及由获取单元获取的信息。 电源控制装置，用于控制停止或限制电源单元向该单元的电源供应。 [选型图]图1	最終頁に続く		