

(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2010-162185

(P2010-162185A)

(43) 公開日 平成22年7月29日(2010.7.29)

(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 14 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-7420 (P2009-7420)
(22) 出願日 平成21年1月16日 (2009.1.16)(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 100110777
弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人 100105212
弁理士 保坂 延寿
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 宮地 幸哉
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 EE11 EE15 EE16 GA06 GA40
GB18 GD04

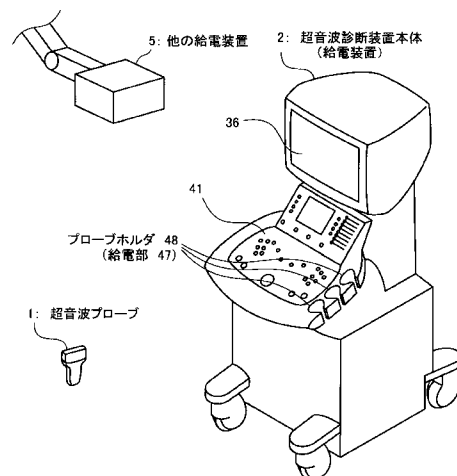
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブへの無線給電において十分に受電できない場合に電力消費を抑制する。

【解決手段】この超音波診断装置は、(1)供給エネルギーを無線で供給する給電装置と、(2)複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、該複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部と、給電装置から無線で供給される供給エネルギーを電気エネルギーに変換するエネルギー変換部と、無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部とを有する超音波プローブと、を具備する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

供給エネルギーを無線で供給する給電装置と、

複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部と、前記給電装置から無線で供給される供給エネルギーを電気エネルギーに変換するエネルギー変換部と、前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部とを有する超音波プローブと、
を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記受電可否検出部が、前記無線で供給される供給エネルギーの供給効率を検出する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記受電可否検出部が、前記無線で供給される供給エネルギーの供給効率が閾値以上であるか否かを判定することにより受電可能な領域にあるか否かを検出する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記受電可否検出部が前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にあると判定した場合に第 1 の表示を行う表示部をさらに具備する、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記表示部が、前記受電可否検出部が前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にないと判定した場合に第 2 の表示を行う、請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブが、前記エネルギー変換部により変換された電気エネルギーを蓄電可能なバッテリーと、前記受電可否検出部が前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にないと判定した場合に、駆動電源としてバッテリーを選択する電源選択部とをさらに有する、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波プローブが、前記受電可否検出部による検出結果を前記給電装置に送信する送信部をさらに有し、

30

前記給電装置が、前記受電可否検出部が前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にないと判定した場合に前記供給エネルギーの供給を停止する、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、

前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部と、

40

給電装置から無線で供給される供給エネルギーを電気エネルギーに変換するエネルギー変換部と、

前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部と、
を有する超音波プローブ。

【請求項 9】

前記受電可否検出部が、前記無線で供給される供給エネルギーの供給効率を検出する、請求項 8 記載の超音波プローブ。

【請求項 10】

前記受電可否検出部が、前記無線で供給される供給エネルギーの供給効率が閾値以上で

50

あるか否かを判定することにより受電可能な領域にあるか否かを検出する、請求項 8 記載の超音波プローブ。

【請求項 1 1】

前記受電可否検出部が前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にあると判定した場合に第 1 の表示を行う表示部をさらに有する、請求項 8 乃至 1 0 のいずれか一項記載の超音波プローブ。

【請求項 1 2】

前記表示部が、前記受電可否検出部が前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にないと判定した場合に第 2 の表示を行う、請求項 1 1 記載の超音波プローブ。

【請求項 1 3】

前記エネルギー変換部により変換された電気エネルギーを蓄電可能なバッテリーと、前記受電可否検出部が前記無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にないと判定した場合に、駆動電源としてバッテリーを選択する電源選択部と、をさらに有する、請求項 8 乃至 1 2 のいずれか一項記載の超音波プローブ。

【請求項 1 4】

前記受電可否検出部による検出結果を外部に送信する送信部をさらに有する、請求項 8 乃至 1 3 のいずれか一項記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波を送受信する複数の超音波トランスデューサを含む超音波プローブ、及び、超音波プローブと超音波診断装置本体とによって構成される超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X 線写真や R I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0 0 0 3】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信して、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【0 0 0 4】

一般に、超音波診断装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサ（振動子）を含む超音波プローブが用いられる。超音波プローブと超音波診断装置本体とは、ケーブルを介して接続されることが多いが、ケーブルを用いることによる煩わしさを解消するために、超音波プローブと超音波診断装置本体との間の情報通信を無線で行う無線通信式の超音波診断装置が開発されている。

そのような無線通信式の超音波診断装置においては、超音波プローブに二次電池を内蔵して適宜充電して使用するものがある。さらに、接触不良や漏電を防止するために、電気接点を露出させずに電磁誘導を用いた無線給電により充電を行う技術が提案されている。

【0 0 0 5】

関連する技術として、特許文献 1 には、電磁誘導により電力を受電する受電手段と、受電手段が受電した電力を二次電池に充電する充電手段とを具備し、露出した電気接点を持たない超音波プローブと、電磁誘導により電力を供給する給電手段を具備する超音波診断

10

20

30

40

50

装置本体とを有する超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置においては、超音波プローブを例えば超音波診断装置本体のプローブ受けに挿入することにより、給電手段と充電手段とを近接させて給電を高効率化している。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、超音波プローブの配置によっては、給電効率が低く十分に受電できない場合がある。十分に受電できない状態で超音波プローブへの給電をしようとすると、給電手段において無駄な電力を消費するという問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 7 】

10

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 1 0 1 7 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波プローブへの無線給電において十分に受電できない場合に電力消費を抑制することができる超音波診断装置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】

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するため、本発明の 1 つの観点に係る超音波診断装置は、(1) 供給エネルギーを無線で供給する給電装置と、(2) 複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサと、該複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部と、給電装置から無線で供給される供給エネルギーを電気エネルギーに変換するエネルギー変換部と、無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部とを有する超音波プローブとを具備する。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、超音波プローブが、無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部を有することにより、超音波プローブへの無線給電において十分に受電できない場合に電力消費を抑制することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示す斜視図である。

【図 2】図 1 に示す超音波プローブの構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。

【図 4】図 2 に示す受信信号処理部の構成例を示す図である。

【図 5】図 2 に示す受電部及び受電検出部の構成例を示す回路図である。

【図 6】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作例を説明するためのフローチャートである。

40

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照符号を付して、説明を省略する。

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示す斜視図である。本発明の一実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、超音波診断装置本体 2 とによって構成される。超音波診断装置本体 2 は、給電装置を構成する。また、超音波診断装置本体 2 以外の装置 5 が、給電装置を構成することとしても良い。

【 0 0 1 3 】

50

図 2 は、図 1 に示す超音波プローブの構成を示すブロック図であり、図 3 は、図 1 に示す超音波診断装置本体の構成を示すブロック図である。超音波プローブ 1 は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでも良いし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでも良い。

【 0 0 1 4 】

図 2 に示すように、超音波プローブ 1 は、1 次元又は 2 次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ 1 0 と、送信遅延パターン記憶部 1 1 と、送信制御部 1 2 と、駆動信号発生部 1 3 と、受信制御部 1 4 と、複数チャンネルの受信信号処理部 1 5 と、パラレル/シリアル変換部 1 6 と、無線通信部 1 7 と、通信制御部 1 8 と、操作スイッチ 2 1 と、制御部 2 2 と、格納部 2 3 と、バッテリー制御部 2 4 と、電源スイッチ 2 5 と、バッテリー 2 6 と、受電部 2 7 と、受電検出部 2 8 と、表示制御部 2 9 a と、表示部 2 9 b とを有している。

10

ここで、受信信号処理部 1 5 及びパラレル/シリアル変換部 1 6 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 から出力される複数の受信信号に対して信号処理を施すことにより伝送信号を生成する信号処理部を構成している。無線通信部 1 7 及び通信制御部 1 8 は、受電可否検出部による検出結果を給電装置に送信する送信部を構成している。バッテリー制御部 2 4 は、超音波プローブが供給エネルギーを受電可能な領域にないと判定された場合に駆動電源としてバッテリーを選択する電源選択部を構成している。受電部 2 7 は、給電装置から無線で供給される供給エネルギーを電気エネルギーに変換するエネルギー変換部を構成している。受電検出部 2 8 及び制御部 2 2 は、超音波プローブが給電装置から無線で供給される供給エネルギーを受電可能な領域にあるか否かを検出する受電可否検出部を構成している。

20

【 0 0 1 5 】

複数の超音波トランスデューサ 1 0 は、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する。各超音波トランスデューサ 1 0 は、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛: Pb(lead) zirconate titanate) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン: polyvinylidene difluoride) に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(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。

【 0 0 1 6 】

30

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子から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って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って伸縮し、電気信号を発生する。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。

【 0 0 1 7 】

送信遅延パターン記憶部 1 1 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 から送信される超音波によって超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部 1 2 は、制御部 2 2 によって設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部 1 1 に記憶されている複数の送信遅延パターンの中から 1 つの送信遅延パターンを選択し、その送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 1 0 の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部 1 2 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

40

【 0 0 1 8 】

駆動信号発生部 1 3 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、送信制御部 1 2 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 1 0 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複数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 1 0 に供給し、あるいは、複数の超音波トランスデューサ 1 0 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を複数の超

50

音波トランスデューサ 10 に供給する。

【0019】

受信制御部 14 は、複数チャンネルの受信信号処理部 15 の動作を制御する。各チャンネルの受信信号処理部 15 は、対応する超音波トランスデューサ 10 から出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることによりサンプルデータを生成して、サンプルデータをパラレル/シリアル変換部 16 に供給する。

【0020】

図 4 は、図 2 に示す受信信号処理部の構成例を示す図である。図 4 に示すように、各チャンネルの受信信号処理部 15 は、プリアンプ 151 と、ローパスフィルタ (LPF) 152 と、アナログ/ディジタル変換器 (ADC) 153 と、直交検波処理部 154 と、サンプリング部 155a 及び 155b と、メモリ 156a 及び 156b とを含んでいる。

10

【0021】

プリアンプ 151 は、超音波トランスデューサ 10 から出力される受信信号 (RF 信号) を増幅し、LPF 152 は、プリアンプ 151 から出力される受信信号の帯域を制限することにより、A/D 変換におけるアライアシングを防止する。ADC 153 は、LPF 152 から出力されるアナログの受信信号をディジタルの受信信号に変換する。

【0022】

RF 信号のままでデータの直列化を行うと、伝送ビットレートが極めて高くなり、通信速度やメモリの動作速度がそれに追いつかない。一方、受信フォーカス処理の後でデータの直列化を行うと、伝送ビットレートを低減することができるが、受信フォーカス処理のための回路は規模が大きく、超音波プローブの中に組み込むことは困難である。そこで、本実施形態においては、受信信号に対して直交検波処理等を施して受信信号の周波数帯域をベースバンド周波数帯域に落としてからデータの直列化を行うことにより、伝送ビットレートを低減させている。

20

【0023】

直交検波処理部 154 は、受信信号に対して直交検波処理を施し、複素ベースバンド信号 (I 信号及び Q 信号) を生成する。図 4 に示すように、直交検波処理部 154 は、ミキサ (掛算回路) 154a 及び 154b と、ローパスフィルタ (LPF) 154c 及び 154d とを含んでいる。ミキサ 154a が、局部発振信号 $\cos \omega_0 t$ を受信信号に掛け合わせて、LPF 154c が、ミキサ 154a から出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、実数成分を表す I 信号が生成される。一方、ミキサ 154b が、位相を $\pi/2$ だけ回転させた局部発振信号 $\sin \omega_0 t$ を受信信号に掛け合わせて、LPF 154d が、ミキサ 154b から出力される信号にローパスフィルタ処理を施すことにより、虚数成分を表す Q 信号が生成される。

30

【0024】

サンプリング部 155a 及び 155b は、直交検波処理部 154 によって生成された複素ベースバンド信号 (I 信号及び Q 信号) をサンプリング (再サンプリング) することにより、2 チャンネルのサンプルデータをそれぞれ生成する。生成された 2 チャンネルのサンプルデータは、メモリ 156a 及び 156b にそれぞれ格納される。

40

【0025】

再び図 2 を参照すると、パラレル/シリアル変換部 16 は、複数チャンネルの受信信号処理部 15 によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルサンプルデータ (伝送信号) に変換する。例えば、パラレル/シリアル変換部 16 は、128 チャンネルのパラレルのサンプルデータを、1~4 チャンネルのシリアルサンプルデータに変換する。これにより、超音波トランスデューサ 10 の数と比較して、伝送チャンネルの数が大幅に低減される。

【0026】

無線通信部 17 は、伝送信号に基づいてキャリアを変調して送信信号を生成し、送信信号をアンテナに供給してアンテナから電波を送信することにより、伝送信号を送信する。

50

変調方式としては、例えば、A S K (Amplitude Shift Keying)、P S K (Phase Shift Keying)、Q P S K (Quadrature Phase Shift Keying)、1 6 Q A M (16 Quadrature Amplitude Modulation) 等が用いられる。A S K 又は P S K を用いる場合には、1 系統で 1 チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、Q P S K を用いる場合には、1 系統で 2 チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能であり、1 6 Q A M を用いる場合には、1 系統で 4 チャンネルのシリアルデータを伝送することが可能である。

【0027】

また、無線通信部 1 7 は、受電検出部 2 8 の検出結果に基づいてキャリアを変調して送信信号を生成し、送信信号をアンテナに供給してアンテナから電波を送信することにより、検出信号を送信する。

10

【0028】

このようにして、無線通信部 1 7 は、超音波診断装置本体 2 との間で無線通信を行うことにより、検出信号及び伝送信号を超音波診断装置本体 2 に送信すると共に、超音波診断装置本体 2 から各種の制御信号を受信して、受信された信号を通信制御部 1 8 に出力する。通信制御部 1 8 は、制御部 2 2 によって設定された送信電波強度で検出信号及び伝送信号の送信が行われるように無線通信部 1 7 を制御すると共に、無線通信部 1 7 が受信した各種の制御信号を制御部 2 2 に出力する。制御部 2 2 は、超音波診断装置本体 2 から送信される各種の制御信号に基づいて、超音波プローブ 1 の各部を制御する。

【0029】

操作スイッチ 2 1 は、超音波診断装置をライブモードやフリーズモードに設定するためのスイッチを含んでいる。ここで、ライブモードとは、超音波の送受信を行うことによって順次得られる受信信号に基づいて動画像を表示するモードのことであり、フリーズモードとは、メモリ等に格納されている受信信号又は音線信号に基づいて静止画像を表示するモードのことである。ライブモード又はフリーズモードの設定信号は、伝送信号と共に送信信号に含まれて、超音波診断装置本体 2 に送信される。なお、ライブモードとフリーズモードとの切替は、超音波診断装置本体 2 において行われるようにしても良い。

20

【0030】

バッテリー 2 6 は、受信信号処理部 1 5、電力を必要とするパラレル/シリアル変換部 1 6、無線通信部 1 7、制御部 2 2 等の各部に電力を供給する。超音波プローブ 1 には電源スイッチ 2 5 が設けられており、バッテリー制御部 2 4 は、電源スイッチ 2 5 の状態に基づいて、バッテリー 2 6 から各部に電力を供給するか否かを制御する。バッテリー 2 6 は、受電部 2 7 が供給エネルギーから得た電気エネルギーを用いて充電が可能となっている。

30

【0031】

受電部 2 7 は、超音波診断装置本体 2 の給電部 4 7 から無線により供給される供給エネルギーを電気エネルギーに変換することにより、無線による送電を受電する電気回路である。受電部 2 7 は、例えば給電部 4 7 との間で LC 共振回路を構成することにより、給電部 4 7 が発生する磁場から誘導起電力を発生させる。なお、図 2 においては、受電部 2 7 の出力が受電検出部 2 8 を介してバッテリー 2 6 に接続され、バッテリー 2 6 から超音波プローブ 1 の各部に電力供給する構成となっているが、バッテリー 2 6 を介さずに受電部 2 7 を直接の電源として超音波プローブ 1 の各部に接続できるようにしても良い。その場合には、超音波プローブ 1 の各部の電源としてバッテリー 2 6 を選択するか、又は、受電部 2 7 を選択するかの切り換えは、バッテリー制御部 2 4 により行われる。

40

【0032】

受電検出部 2 8 は、給電部 4 7 からの受電部 2 7 における受電の有無及び強度を検出する電気回路である。この受電検出部 2 8 は、以下説明するように、受電部 2 7 で発生した誘導起電力による電流を測定する電流測定回路により構成される。

【0033】

図 5 は、図 2 に示す受電部及び受電検出部の構成例を示す回路図である。図 5 に示すように、受電検出部 2 8 では、受電部 2 7 とバッテリー 2 6 との間に抵抗器 R 1 が直列に接続されている。この抵抗器 R 1 の両端がオペアンプ O A 1 の非反転入力端子及び反転入力端

50

子にそれぞれ接続されているので、受電部 27 で発生する電流値と抵抗器 R 1 の抵抗値とによって定まる抵抗器 R 1 の両端の電位差は、オペアンプ O A 1 によって差動増幅される。オペアンプ O A 1 の出力はダイオード D 1 によって整流された後、オペアンプ O A 2 の非反転入力端子に接続される。この入力値が、定電圧源 V と可変抵抗器 R 5 によって定められた一定電圧より大きい場合はオペアンプ O A 2 の出力端子に差動利得が発生する。これにより、受電部 27 で発生する電流値を測定することができる。なお、抵抗器 R 1 の抵抗値は抵抗器 R 2、R 3、R 4、R 6 の各抵抗値より非常に小さいものとする。また、受電部 27 の LC 回路で発生する交流の誘導起電力によりバッテリー 26 に充電するための整流回路（図示せず）は、受電検出部 28 からみてバッテリー 26 側に設けても良いし、受電部 27 側に設けても良い。

10

【0034】

再び図 2 を参照すると、表示制御部 29 a は、制御部 22 の制御信号に基づいて、表示部 29 b に警告表示等を表示させる。表示部 29 b は、例えば、LED 等の点灯デバイス或いは LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 29 a の制御の下で、警告表示等を表示する。

【0035】

以上において、送信制御部 12、受信制御部 14、直交検波処理部 154（図 4）、サンプリング部 155 a 及び 155 b（図 4）、パラレル/シリアル変換部 16、通信制御部 18、制御部 22、バッテリー制御部 24、及び、表示制御部 29 a は、デジタル回路によって構成しても良いし、中央演算装置（CPU）と、CPU に各種の処理を行わせるためのソフトウェア（プログラム）とによって構成しても良い。上記のソフトウェア（プログラム）は、格納部 23 に格納される。あるいは、直交検波処理部 154 をアナログ回路によって構成しても良い。その場合には、ADC 153 が省略され、サンプリング部 155 a 及び 155 b によって複素ベースバンド信号の A/D 変換が行われる。

20

【0036】

一方、図 3 を参照すると、超音波診断装置本体 2 は、無線通信部 31 と、通信制御部 32 と、シリアル/パラレル変換部 33 と、画像形成部 34 と、表示制御部 35 と、表示部 36 と、操作部 41 と、制御部 42 と、格納部 43 と、電源制御部 44 と、電源スイッチ 45 と、電源部 46 と、給電部 47 とを有している。

【0037】

無線通信部 31 は、超音波プローブ 1 との間で無線通信を行うことにより、検出信号及び伝送信号を超音波プローブ 1 から受信すると共に、各種の制御信号を超音波プローブ 1 に送信する。無線通信部 31 は、アンテナによって受信された信号を復調することにより、検出信号を出力すると共に、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号から得られる複素ベースバンド信号を表すシリアルサンプルデータ（伝送信号）を出力する。

30

【0038】

通信制御部 32 は、無線通信部 31 から出力される検出信号を検出して制御部 42 に出力するように無線通信部 31 を制御する。シリアル/パラレル変換部 33 は、無線通信部 31 から出力されるシリアルサンプルデータを、複数の超音波トランスデューサに対応するパラレルサンプルデータに変換する。

40

【0039】

画像形成部 34 は、シリアル/パラレル変換部 33 から出力されるパラレルサンプルデータに基づいて、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。画像形成部 34 は、受信遅延パターン記憶部 341 と、整相加算部 342 と、メモリ 343 と、画像処理部 344 とを含んでいる。

【0040】

受信遅延パターン記憶部 341 は、複数の超音波トランスデューサから出力される受信信号から得られる複素ベースバンド信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。整相加算部 342 は、制御部 42 において設

50

定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 3 4 1 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、その受信遅延パターンに基づいて、複数の複素ベースバンド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ベースバンド信号（音線信号）が生成される。

【0041】

メモリ 3 4 3 は、整相加算部 3 4 2 によって生成された音線信号を順次格納する。画像処理部 3 4 4 は、ライブモードにおいては整相加算部 3 4 2 によって生成される音線信号に基づいて、フリーズモードにおいてはメモリ 3 4 3 に格納されている音線信号に基づいて、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。

10

【0042】

画像処理部 3 4 4 は、S T C (sensitivity time control) 部と、D S C (digital scan converter: デジタル・スキャン・コンバータ) とを含んでいる。S T C 部は、音線信号に対して、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す。D S C は、S T C 部によって補正された音線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）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。

【0043】

表示制御部 3 5 は、画像形成部 3 4 によって生成される B モード画像信号に基づいて、表示部 3 6 に超音波診断画像を表示させる。表示部 3 6 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 3 5 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

20

【0044】

制御部 4 2 は、操作部 4 1 を用いたオペレータの操作に従って、超音波診断装置の各部を制御する。超音波診断装置本体 2 には電源スイッチ 4 5 が設けられており、電源制御部 4 4 は、電源スイッチ 4 5 の状態に基づいて、電源部 4 6 のオン/オフを制御する。プローブホルダに設けられた給電部 4 7 は、L C 共振回路を用いた電磁誘導作用によって、超音波プローブ 1 の受電部 2 7 (図 2) に電力を供給する。

一般的に、無線により受電可能なエネルギーは、給電部 4 7 からの距離が離れるほど減衰する。本実施形態ではプローブホルダ 4 8 に給電部 4 7 を内蔵しているので、プローブホルダ 4 8 に超音波プローブ 1 を収納したときに、受電部 2 7 が給電部 4 7 に近接し最も効率の高い無線給電が実現可能となる。但し、このことはプローブホルダ 4 8 に超音波プローブ 1 を収納していることが給電のための必須要件であることを意味しない。距離に応じた減衰はあるにせよ、給電部 4 7 からある程度の距離範囲内に超音波プローブ 1 が存在する場合には、ある程度の供給効率を得られるようにすることができる。なお、図 1 に示した他の給電装置 5 を用いて給電する場合には、当該他の給電装置 5 は、無線通信部 3 1 と、通信制御部 3 2 と、制御部 4 2 と、電源制御部 4 4 と、電源部 4 6 と、給電部 4 7 と同様の構成を備え、上述と同様に検出信号を受信して給電部 4 7 を制御する。

30

【0045】

以上において、通信制御部 3 2、シリアル/パラレル変換部 3 3、整相加算部 3 4 2、画像処理部 3 4 4、表示制御部 3 5、制御部 4 2、及び、電源制御部 4 4 は、中央演算装置 (C P U) と、C P U に各種の処理を行わせるためのソフトウェア (プログラム) とによって構成されるが、それらをデジタル回路で構成しても良い。上記のソフトウェア (プログラム) は、格納部 4 3 に格納される。格納部 4 3 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、M O、M T、R A M、C D - R O M、又は、D V D - R O M 等を用いることができる。

40

【0046】

次に、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作例を、図 2、図 3、及び、図 6 を参照しながら説明する。図 6 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作例を説明するためのフローチャートである。

【0047】

50

オペレータが超音波診断装置本体 2 の電源スイッチ 4 5 をオン状態とするなど超音波診断装置本体 2 において所定のイベントが発生すると、ステップ S 1 において、超音波診断装置本体 2 は、給電部 4 7 の動作を開始させ、超音波プローブ 1 から検出信号が送信されてくるまで待機する。

【 0 0 4 8 】

一方、オペレータが超音波プローブ 1 の電源スイッチ 2 5 をオン状態とするなど超音波プローブ 1 において所定のイベントが発生すると、ステップ S P 1 において、超音波プローブ 1 の制御部 2 2 は、受電検出部 2 8 の検出結果を取得する。この検出結果は、給電部 4 7 で発生した磁場により、受電検出部 2 8 の L C 回路に所定の値以上の誘導起電力が発生したか否かを示す信号として取得される。

10

【 0 0 4 9 】

受電検出部 2 8 の検出結果を取得したら、ステップ S P 2 において、制御部 2 2 は、受電しているエネルギーの供給効率を算出する。算出手順としては、例えば、受電検出部 2 8 で得られた電流値と既知である負荷の抵抗値から電力値を算出し、この電力値を、既知である給電部 4 7 の消費電力値で除算することにより供給効率を算出する。

【 0 0 5 0 】

次に、制御部 2 2 は受電検出部 2 8 の検出結果（及び必要に応じて上記供給効率）のデータを通信制御部 1 8 に出力する。ステップ S P 3 において、通信制御部 1 8 は無線通信部 1 7 を制御し、無線通信部 1 7 は当該データに基づく検出信号を送信する。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 において待機していた超音波診断装置本体 2 の制御部 4 2 は、ステップ S 2 において、無線通信部 3 1 が受信した検出信号を取得する。この検出信号に基づき、制御部 4 2 は、ステップ S 3 において、超音波プローブ 1 が無線給電可能か否かを判定する。超音波プローブ 1 が無線給電できない状態にある場合（ステップ S 3 : N O ）には、給電部 4 7 を運転させても十分な給電ができないので、制御部 4 2 は、ステップ S 4 において給電部 4 7 の運転を停止させる。なお、無線給電可能か否かの判定は、ステップ S P 2 において算出した供給効率を所定の閾値と比較することにより行うのが好ましい。これにより、供給効率の低い給電を避け、無駄な電力消費を抑えることができる。

20

【 0 0 5 2 】

超音波プローブ 1 が無線給電できる状態にある場合（ステップ S 3 : Y E S ）には、制御部 4 2 は、ステップ S 5 において表示制御部 3 5 を制御し、表示部 3 6 に例えば給電中の超音波プローブ 1 に対する供給効率などを表示させる。

30

【 0 0 5 3 】

ところで、検出信号を送信した超音波プローブ 1 でも、制御部 2 2 は、ステップ S P 4 において、超音波プローブ 1 が無線給電可能か否かを判定する。この判定は、上述のステップ S 3 での判定とは別個に行っても良いし、超音波診断装置本体 2 からステップ S 3 での判定結果を受信して当該結果を流用することとしても良い。あるいは、上記とは逆に、制御部 2 2 による判定結果を超音波診断装置本体 2 に送信し、上述のステップ S 3 における判定は、制御部 2 2 による判定結果を流用することとしても良い。

【 0 0 5 4 】

超音波プローブ 1 が無線給電できる状態にある場合（ステップ S P 4 : Y E S ）には、制御部 2 2 は、ステップ S P 5 において、表示制御部 2 9 a を制御し、表示部 2 9 b に第 1 の表示を行わせる。第 1 の表示としては、例えば緑色 L E D の点灯を行う。

40

【 0 0 5 5 】

超音波プローブ 1 が無線給電できない状態にない場合（ステップ S P 4 : N O ）には、制御部 2 2 は、ステップ S P 6 において、表示制御部 2 9 a を制御し、表示部 2 9 b に第 2 の表示を行わせる。第 2 の表示としては、例えば赤色 L E D の点灯を行う。さらに制御部 2 2 は、バッテリー制御部 2 4 を制御し、超音波プローブ 1 の駆動電源としてバッテリー 2 6 のみを使うように設定する。

【 0 0 5 6 】

50

以上においては、充電効率が閾値以下の場合に給電部４７の運転を停止する場合について説明したが、充電効率が閾値以下の場合に給電部４７の運転を続行し、超音波プローブ１での第２表示を行うこととし、給電するか否かはユーザの判断に委ねても良い。

【００５７】

また、以上においては、受電しているエネルギーの供給効率を算出して無線給電の可否を判定する場合について説明したが、受電検出部２８で得られた電流値そのものを所定の閾値と比較して受電可否を検出しても良い。

【００５８】

また、以上においては、１つの超音波プローブ１について受電可否の判定及び給電部の動作又は停止をすることを説明したが、複数の超音波プローブ１について個別に受電可否の判定及び給電部の動作又は停止をすることもできる。この場合には、複数の超音波プローブ１を識別するために各超音波プローブ１にＩＤを付与し、各超音波プローブ１からの検出信号に当該ＩＤを含ませることとすれば良い。

【００５９】

また、以上においては、受電検出部２８を、受電部２７とバッテリー２６との間に設ける場合について説明したが、受電部２７のＬＣ回路から受電検出部２８を介することなく直接バッテリー２６に充電するとともに、受電部２７のＬＣ回路とは別に受電検出部２８にＬＣ回路を設け、この受電検出部２８のＬＣ回路の出力電流を検知することにより、受電部２７での受電可否を検出しても良い。

【００６０】

また、以上においては、検出信号と伝送信号とを同じ無線通信部１７により送信し、同じ無線通信部３１により受信する場合について説明したが、伝送量や伝送距離に応じて、別々の無線通信部により送信又は受信することとしても良い。

【００６１】

また、以上においては、無線による給電方法として、ＬＣ共振回路を用いて電気エネルギーを磁場に変換し、この磁場を受電側で電気エネルギーに再変換する場合について説明したが、誘電体を用いて電気エネルギーを電場に変換し、この電場を受電側で電気エネルギーに再変換することとしても良い。また、光エネルギーや熱エネルギーに変換して受電側に伝達することとしても良い。

【００６２】

また、以上においては、超音波プローブ１をワイヤレスとし、外部とのあらゆる信号及びエネルギーの伝達を完全に無線で行う場合について説明したが、一部のみを有線で行うこととしても良い。

【産業上の利用可能性】

【００６３】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波診断画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【符号の説明】

【００６４】

- １ 超音波プローブ
- ２ 超音波診断装置本体
- ５ 他の給電装置
- １０ 超音波トランスデューサ
- １１ 送信遅延パターン記憶部
- １２ 送信制御部
- １３ 駆動信号発生部
- １４ 受信制御部
- １５ 受信信号処理部
- １６ パラレル／シリアル変換部

10

20

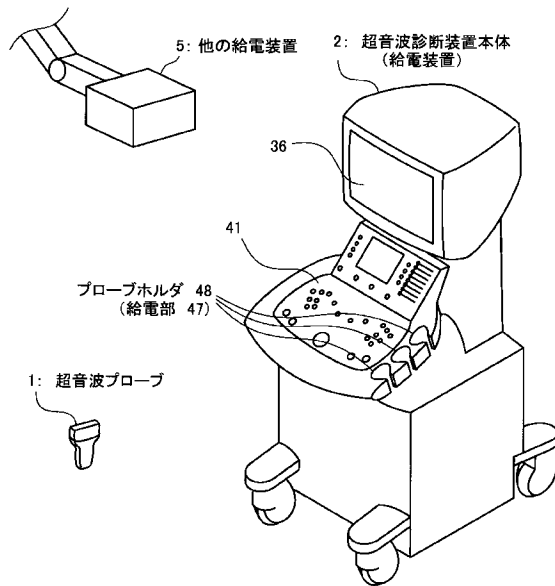
30

40

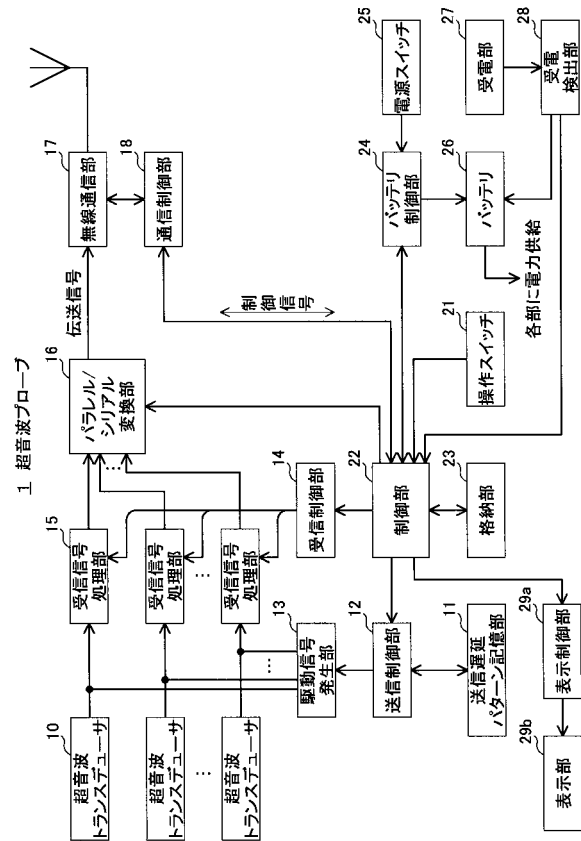
50

1 7	無線通信部	
1 8	通信制御部	
2 1	操作スイッチ	
2 2	制御部	
2 3	格納部	
2 4	バッテリー制御部	
2 5	電源スイッチ	
2 6	バッテリー	
2 7	受電部	
2 8	受電検出部	10
2 9 a	表示制御部	
2 9 b	表示部	
3 1	無線通信部	
3 2	通信制御部	
3 3	シリアル / パラレル変換部	
3 4	画像形成部	
3 5	表示制御部	
3 6	表示部	
4 1	操作部	
4 2	制御部	20
4 3	格納部	
4 4	電源制御部	
4 5	電源スイッチ	
4 6	電源部	
4 7	給電部	
4 8	プローブホルダ	
1 5 1	プリアンプ	
1 5 2	ローパスフィルタ (L P F)	
1 5 3	アナログ / デジタル変換器 (A D C)	
1 5 4	直交検波処理部	30
1 5 4 a、1 5 4 b	ミキサ (掛算回路)	
1 5 4 c、1 5 4 d	ローパスフィルタ (L P F)	
1 5 5 a、1 5 5 b	サンプリング部	
1 5 6 a、1 5 6 b	メモリ	

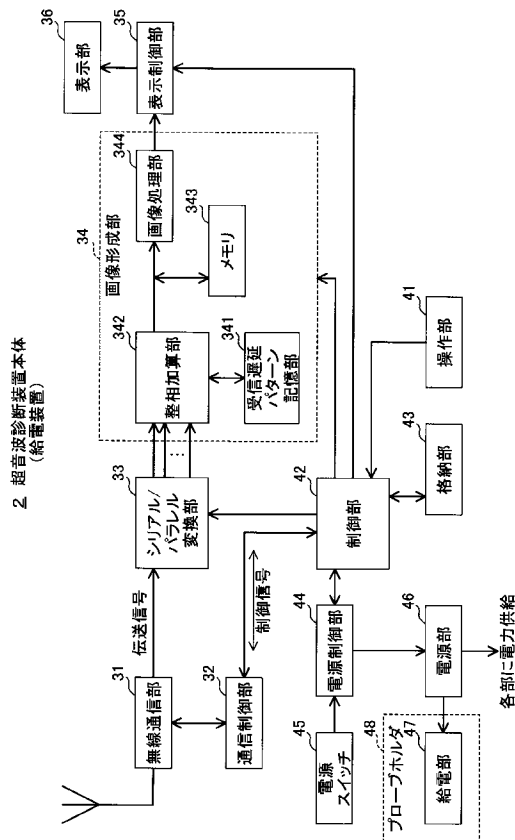
【図 1】



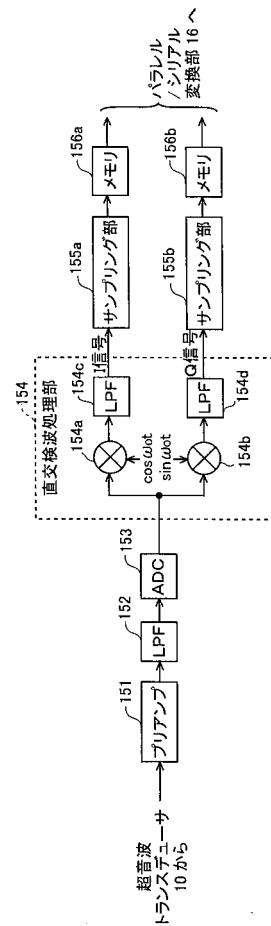
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2010162185A	公开(公告)日	2010-07-29
申请号	JP2009007420	申请日	2009-01-16
[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	宫地幸哉		
发明人	宫地 幸哉		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/EE15 4C601/EE16 4C601/GA06 4C601/GA40 4C601/GB18 4C601/GD04		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声波探头的无线电源中没有充分接收电源时抑制功耗。ZSOLUTION：超声波诊断设备具有（1）用于无线供应电源的电源装置和（2）超声波探头，其具有：多个超声波换能器，用于根据多个驱动信号发送超声波，接收超声波回波，输出多个接收信号；信号处理部分，用于通过对由多个超声波换能器输出的多个接收信号进行信号处理来产生发送信号；能量转换部件，用于将由供电装置无线供应的供应能量协调为电能；电力可接受性检测部分，用于检测无线供应的供应能量是否在可接收电力的区域中。Z

