

(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2012-75866

(P2012-75866A)

(43) 公開日 平成24年4月19日(2012.4.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H 0 1 M 10/44 (2006.01)	H 0 1 M 10/44 Q	5 G 5 0 3
H 0 2 J 7/00 (2006.01)	H 0 2 J 7/00 3 0 1 D	5 H 0 3 0
H 0 2 J 7/02 (2006.01)	H 0 2 J 7/02 B	
H 0 2 J 17/00 (2006.01)	H 0 2 J 17/00 B	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2011-188838 (P2011-188838)
 (22) 出願日 平成23年8月31日 (2011. 8. 31)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-203121 (P2010-203121)
 (32) 優先日 平成22年9月10日 (2010. 9. 10)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 田代 りか
 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 EE10 GA40 GD04 LL40
 最終頁に続く

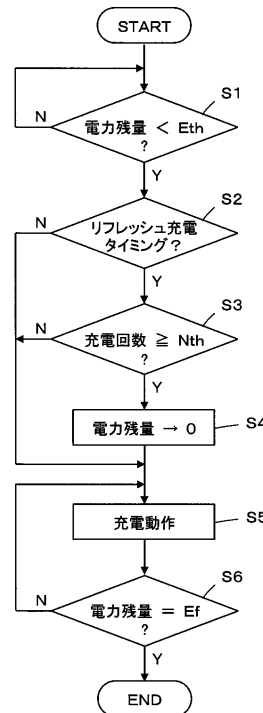
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 検査効率の低下を抑制しつつ充電式超音波プローブのバッテリーに対して充電を行うことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブのバッテリーの電力残量がしきい値 E_{th} を下回り (S1)、検査状況からリフレッシュ充電タイミングであると判定され (S2)、さらにバッテリーの充電回数がしきい値 N_{th} に達している場合に (S3)、リフレッシュ充電を実行すべきであると判断され、バッテリーを放電させて電力残量を0とした後 (S4)、プローブホルダの給電部によりバッテリーの充電動作が実行され (S5)、バッテリーの電力残量が最大値 E_f となるまで (S6) 充電動作が続行される。リフレッシュ充電タイミングではない場合 (S2) およびバッテリーの充電回数がしきい値 N_{th} に達していない場合 (S3) は、バッテリーを放電させることなく、そのまま引き続き充足充電が実行される (S5, S6)。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

バッテリーを内蔵した充電式の超音波プローブと診断装置本体とが無線により接続され、前記超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号に基づいて前記診断装置本体が超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記診断装置本体は、

前記超音波プローブのバッテリーに対して給電を行う給電部と、

前記超音波プローブのバッテリーへの給電情報と前記診断装置本体による検査状況とに基づいて前記給電部により前記超音波プローブのバッテリーにリフレッシュ充電および継ぎ足し充電を選択的に行わせる給電制御部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波プローブは、前記給電情報を格納する格納部を有する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記診断装置本体は、前記超音波プローブを保持するためのプローブホルダを備え、

前記給電部は、前記プローブホルダに保持された前記超音波プローブのバッテリーに対して給電を行う請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

前記診断装置本体は、複数の前記プローブホルダを備え、

前記給電部は、複数の前記プローブホルダに保持された複数の前記超音波プローブのバッテリーに対してそれぞれ独立して給電を行い、

前記給電制御部は、複数の前記プローブホルダに保持された複数の前記超音波プローブのバッテリーに対してそれぞれ対応する前記給電情報と前記検査状況とに基づいて前記給電部によりリフレッシュ充電および継ぎ足し充電を選択的に行わせる請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記給電制御部は、前記複数のプローブホルダに保持された前記複数の超音波プローブの種類および前記複数の超音波プローブのバッテリーに対応する前記給電情報に基づいて、前記複数の超音波プローブのバッテリーに対するリフレッシュ充電の可否をそれぞれ判断する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記給電制御部は、前記複数のプローブホルダに保持された前記複数の超音波プローブのバッテリーに対応する前記給電情報に基づいて、前記複数の超音波プローブのうち優先的にリフレッシュ充電を行う超音波プローブを指定する請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記給電制御部は、前記複数のプローブホルダに保持された前記複数の超音波プローブのバッテリーに対応する前記検査状況に基づいて、前記複数の超音波プローブのうち優先的にリフレッシュ充電を行う超音波プローブを指定する請求項 4 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波診断装置に係り、特に、バッテリーを内蔵した充電式の超音波プローブと診断装置本体とが無線により接続された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

50

る。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された診断装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、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、超音波プローブと診断装置本体との間を接続する通信ケーブルの煩わしさを解消して操作性を向上させるために、超音波プローブと診断装置本体とを無線通信により接続する超音波診断装置が開発されている。このような無線式の超音波診断装置では、例えば、特許文献1に記載のように、超音波プローブ内に電源としてバッテリーが内蔵されており、バッテリーの充電が必要なときは、診断装置本体に設置されたプローブホルダに超音波プローブを収納した状態で診断装置本体の給電部から電磁誘導等により非接触で超音波プローブ内のバッテリーに給電がなされる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2003-10177号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

一般に、ニッケル水素電池等に代表されるバッテリーでは、バッテリーの電力残量が0になる前に充電を行う、いわゆる継ぎ足し充電を頻繁に行うと、バッテリーのメモリ効果によってバッテリー容量が低下するという不具合を生じることが知られている。これに対し、一旦バッテリーを放電させて電力残量を0とした後に充電を行う、いわゆるリフレッシュ充電を定期的に行うことにより、バッテリー寿命を延ばすことが可能である。

20

しかしながら、リフレッシュ充電には長時間を要するため、超音波プローブに内蔵されたバッテリーに対しては、超音波診断装置を用いた検査に支障が生じないようにリフレッシュ充電を行うことは容易でないのが実情であった。

【0006】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、検査効率の低下を抑制しつつ充電式超音波プローブのバッテリーに対して充電を行う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。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

この発明に係る超音波診断装置は、バッテリーを内蔵した充電式の超音波プローブと診断装置本体とが無線により接続され、超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号に基づいて診断装置本体が超音波画像を生成する超音波診断装置であって、診断装置本体は、超音波プローブのバッテリーに対して給電を行う給電部と、超音波プローブのバッテリーへの給電情報と診断装置本体による検査状況とに基づいて給電部により超音波プローブのバッテリーにリフレッシュ充電および継ぎ足し充電を選択的に行わせる給電制御部とを備えたものである。

40

【0008】

超音波プローブは、給電情報を格納する格納部を有することが好ましい。

また、診断装置本体は、超音波プローブを保持するためのプローブホルダを備え、給電部が、プローブホルダに保持された超音波プローブのバッテリーに対して給電を行うように構成することができる。

さらに、診断装置本体は、複数のプローブホルダを備え、給電部が、複数のプローブホルダに保持された複数の超音波プローブのバッテリーに対してそれぞれ独立して給電を行い、給電制御部が、複数のプローブホルダに保持された複数の超音波プローブのバッテリーに対してそれぞれ対応する給電情報と検査状況とに基づいて給電部によりリフレッシュ充電

50

および継ぎ足し充電を選択的に行わせるようにしてもよい。

【0009】

この場合、給電制御部は、複数のプローブホルダに保持された複数の超音波プローブの種類および複数の超音波プローブのバッテリーに対応する給電情報に基づいて、複数の超音波プローブのバッテリーに対するリフレッシュ充電の可否をそれぞれ判断することができる。

また、給電制御部は、複数のプローブホルダに保持された複数の超音波プローブのバッテリーに対応する給電情報に基づいて、複数の超音波プローブのうち優先的にリフレッシュ充電を行う超音波プローブを指定してもよい。さらに、給電制御部は、複数のプローブホルダに保持された複数の超音波プローブのバッテリーに対応する検査状況に基づいて、複数の超音波プローブのうち優先的にリフレッシュ充電を行う超音波プローブを指定してもよい。

【発明の効果】

【0010】

この発明によれば、診断装置本体の給電制御部が充電式超音波プローブのバッテリーへの給電情報と診断装置本体による検査状況とに基づいて給電部により超音波プローブのバッテリーにリフレッシュ充電および継ぎ足し充電を選択的に行わせるので、検査効率の低下を抑制しつつ超音波プローブのバッテリーに対して充電を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

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

【図2】実施の形態1における給電制御部の動作を示すフローチャートである。

【図3】実施の形態1の変形例におけるシャットダウン時の画面表示を示す図である。

【図4】実施の形態1の変形例におけるスタンバイ時の画面表示を示す図である。

【図5】実施の形態1の変形例におけるリフレッシュ充電の際の画面表示を示す図である。

【図6】実施の形態2に係る超音波診断装置で用いられた診断装置本体の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】

【0012】

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の構成を示す。超音波診断装置は、充電式の超音波プローブ1と、超音波プローブ1に無線通信により接続された診断装置本体2とを備えている。

【0013】

超音波プローブ1は、1次元又は2次元の振動子アレイを構成する複数の超音波トランスデューサ3を有し、これらトランスデューサ3にそれぞれ対応して受信信号処理部4が接続され、さらに受信信号処理部4にパラレル/シリアル変換部5を介して無線通信部6が接続されている。また、複数のトランスデューサ3に送信駆動部7を介して送信制御部8が接続され、複数の受信信号処理部4に受信制御部9が接続され、無線通信部6に通信制御部10が接続されている。そして、パラレル/シリアル変換部5、送信制御部8、受信制御部9および通信制御部10にプローブ制御部11が接続されている。

さらに、プローブ制御部11には、バッテリー制御部12を介してバッテリー13が接続され、バッテリー13に充電のための受電部14が接続されると共に放電のための放電部15が接続され、放電部15がバッテリー制御部12に接続されている。また、バッテリー制御部12に、格納部16が接続されている。

【0014】

複数のトランスデューサ3は、それぞれ送信駆動部7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。各ト

ランスドューサ 3 は、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) 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) に代表される高分子圧電素子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。

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、圧電体が伸縮し、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。

【 0 0 1 5 】

送信駆動部 7 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、送信制御部 8 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のランスドューサ 3 から送信される超音波が被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の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ランスドューサ 3 に供給する。

【 0 0 1 6 】

各チャンネルの受信信号処理部 4 は、受信制御部 9 の制御の下で、対応するランスドューサ 3 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、組織のエリアの情報を含む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 5 に供給する。受信信号処理部 4 は、複素ベースバンド信号をサンプリングして得られるデータに高能率符号化のためのデータ圧縮処理を施すことによりサンプルデータを生成してもよい。

パラレル/シリアル変換部 5 は、複数チャンネルの受信信号処理部 4 によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータに変換する。

【 0 0 1 7 】

無線通信部 6 は、シリアルのサンプルデータに基づいてキャリアを変調して伝送信号を生成し、伝送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、シリアルのサンプルデータを送信する。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。

無線通信部 6 は、診断装置本体 2 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 2 に送信すると共に、診断装置本体 2 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 1 0 に出力する。通信制御部 1 0 は、プローブ制御部 1 1 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 6 を制御すると共に、無線通信部 6 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 1 1 に出力する。

【 0 0 1 8 】

プローブ制御部 1 1 は、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 の各部の制御を行う。

バッテリー 1 3 は、超音波プローブ 1 の電源として機能し、超音波プローブ 1 内の電力を必要とする各部に電力を供給する。バッテリー制御部 1 2 は、バッテリー 1 3 から超音波プローブ 1 内各部への電力供給を制御すると共に、バッテリー 1 3 の電力残量を監視し、さらに、バッテリー 1 3 が受電部 1 4 を介して充電される毎に、その充電回数を更新して格納部 1 6 に格納する。後述するが、格納部 1 6 に格納されたバッテリー 1 3 の充電回数は、リフレッシュ充電が実行されたときには、0 にリセットされるため、格納部 1 6 には、継ぎ足し充電の連続回数が格納されることとなる。放電部 1 5 は、バッテリー制御部 1 2 からの指令に基づいてバッテリー 1 3 を放電させ、電力残量を 0 とする。

なお、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よいし、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よい。

【 0 0 1 9 】

10

20

30

40

50

一方、診断装置本体 2 は、無線通信部 2 1 を有し、この無線通信部 2 1 にシリアル/パラレル変換部 2 2 を介してデータ格納部 2 3 が接続され、データ格納部 2 3 に画像生成部 2 4 が接続されている。さらに、画像生成部 2 4 に表示制御部 2 5 を介して表示部 2 6 が接続されている。また、無線通信部 2 1 に通信制御部 2 7 が接続され、シリアル/パラレル変換部 2 2、画像生成部 2 4、表示制御部 2 5 および通信制御部 2 7 に本体制御部 2 8 が接続されている。本体制御部 2 8 には、オペレータが入力操作を行うための操作部 2 9 と、動作プログラムを格納する格納部 3 0 がそれぞれ接続されている。

さらに、本体制御部 2 8 には、給電制御部 3 1 を介して電源部 3 2 が接続されている。また、診断装置本体 2 には、不使用時の超音波プローブ 1 を保持するためのプローブホルダ 3 3 が形成されており、このプローブホルダ 3 3 に給電部 3 4 が配設されている。

10

【0020】

無線通信部 2 1 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、各種の制御信号を超音波プローブ 1 に送信する。また、無線通信部 2 1 は、アンテナによって受信される信号を復調することにより、シリアルのサンプルデータを出力する。

通信制御部 2 7 は、本体制御部 2 8 によって設定された送信電波強度で各種の制御信号の送信が行われるように無線通信部 2 1 を制御する。

シリアル/パラレル変換部 2 2 は、無線通信部 2 1 から出力されるシリアルのサンプルデータを、パラレルのサンプルデータに変換する。データ格納部 2 3 は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、シリアル/パラレル変換部 2 2 によって変換された少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

20

【0021】

画像生成部 2 4 は、データ格納部 2 3 から読み出される 1 フレーム毎のサンプルデータに受信フォーカス処理を施して、超音波診断画像を表す画像信号を生成する。画像生成部 2 4 は、整相加算部 3 5 と画像処理部 3 6 とを含んでいる。

整相加算部 3 5 は、本体制御部 2 8 において設定された受信方向に応じて、予め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、選択された受信遅延パターンに基づいて、サンプルデータによって表される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。

30

【0022】

画像処理部 3 6 は、整相加算部 3 5 によって生成され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。画像処理部 3 6 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。

表示制御部 2 5 は、画像生成部 2 4 によって生成される画像信号に基づいて、表示部 2 6 に超音波診断画像を表示させる。表示部 2 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 2 5 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

40

【0023】

本体制御部 2 8 は、診断装置本体 2 内の各部の制御を行うものである。

電源部 3 2 は、診断装置本体 2 内の電力を必要とする各部に電力を供給する。給電制御部 3 1 は、本体制御部 2 8 を介して入力された診断装置本体 2 による検査状況と、超音波プローブ 1 から無線通信により伝送されたバッテリー 1 3 の電力残量および充電回数等の給電情報とに基づき、必要に応じて電源部 3 2 をプローブホルダ 3 3 の給電部 3 4 に接続して、超音波プローブ 1 のバッテリー 1 3 にリフレッシュ充電および継ぎ足し充電を選択的に行わせる。プローブホルダ 3 3 の給電部 3 4 は、プローブホルダ 3 3 に保持された超音波プローブ 1 の受電部 1 4 に対し、電磁誘導等により非接触で電力を供給するものである。

50

【 0 0 2 4 】

このような診断装置本体 2 において、シリアル/パラレル変換部 2 2、画像生成部 2 4、表示制御部 2 5、通信制御部 2 7、本体制御部 2 8 および給電制御部 3 1 は、CPU と CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。上記の動作プログラムは、格納部 3 0 に格納される。格納部 3 0 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、MO、MT、RAM、CD-ROM または DVD-ROM 等を用いることができる。

【 0 0 2 5 】

診断時には、まず、超音波プローブ 1 の送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数のトランスデューサ 3 から超音波が送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各トランスデューサ 3 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 4 に供給されてサンプルデータが生成され、パラレル/シリアル変換部 5 でシリアル化された後に無線通信部 6 から診断装置本体 2 へ無線伝送される。診断装置本体 2 の無線通信部 2 1 で受信されたサンプルデータは、シリアル/パラレル変換部 2 2 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 2 3 に格納される。さらに、データ格納部 2 3 から 1 フレーム毎のサンプルデータが読み出され、画像生成部 2 4 で画像信号が生成され、この画像信号に基づいて表示制御部 2 5 により超音波診断画像が表示部 2 6 に表示される。

【 0 0 2 6 】

このようにして超音波診断が行われるが、超音波プローブ 1 において、バッテリー 1 3 の電力残量がバッテリー制御部 1 2 で監視されると共にバッテリー 1 3 の充電回数が格納部 1 6 に格納されており、診断装置本体 2 の給電制御部 3 1 は、本体制御部 2 8 および通信制御部 2 7 を介して無線通信によりこれらバッテリー 1 3 の電力残量および充電回数を認識することができる。さらに、給電制御部 3 1 は、本体制御部 2 8 を通して診断装置本体 2 による検査状況を認識することができる。また、超音波プローブ 1 を使用しないときには、超音波プローブ 1 は、診断装置本体 2 のプローブホルダ 3 3 に保持される。

【 0 0 2 7 】

ここで、図 2 のフローチャートを参照して、診断装置本体 2 の給電制御部 3 1 の動作について説明する。

まず、ステップ S 1 で、バッテリー 1 3 の電力残量が予め設定されたしきい値 E_{th} と比較される。このしきい値 E_{th} は、バッテリー 1 3 に充電を行う必要があるか否かを判定するためのものである。バッテリー 1 3 の電力残量がしきい値 E_{th} を下回ったと判定されると、ステップ S 2 に進み、診断装置本体 2 による検査状況からリフレッシュ充電タイミングであるか否かが判定される。

【 0 0 2 8 】

一般に、リフレッシュ充電には、長時間を要することから、1日の検査が終了した場合や、検査の合間に長い空き時間が確保された場合等、所定時間以上にわたって超音波プローブ 1 が診断装置本体 2 のバッテリーホルダ 3 3 に保持されると予測されるタイミングをリフレッシュ充電タイミングとして検出する。

ステップ S 2 で、リフレッシュ充電タイミングであると判定されると、さらに、ステップ S 3 で、超音波プローブ 1 の格納部 1 6 に格納されたバッテリー 1 3 の充電回数が所定のしきい値 N_{th} 、例えば 10 回に達しているか否かが判定される。上述したように、超音波プローブ 1 の格納部 1 6 に格納された充電回数は、バッテリー 1 3 の継ぎ足し充電の連続回数を表すため、バッテリー 1 3 の継ぎ足し充電が例えば 10 回以上連続して行われたか否かを判定することとなる。

【 0 0 2 9 】

そして、ステップ S 3 で、バッテリー 1 3 の充電回数がしきい値 N_{th} に達していると判定されると、リフレッシュ充電を実行すべきであると判断され、ステップ S 4 で、超音波プローブ 1 のバッテリー制御部 1 2 を介して放電部 1 5 により一旦バッテリー 1 3 を放電させて電力残量を 0 とする。その後、ステップ S 5 で、プローブホルダ 3 3 の給電部 3 4 からプローブホルダ 3 3 に保持されている超音波プローブ 1 の受電部 1 4 に電磁誘導等により

10

20

30

40

50

非接触で電力が供給され、バッテリー 13 の充電動作が実行される。この充電動作は、次のステップ S 6 で、バッテリー 13 の電力残量がフル充電完了を表す最大値 E_f となるまで、続行される。これにより、バッテリー 13 のリフレッシュ充電が完了する。

このようにしてリフレッシュ充電が完了すると、超音波プローブ 1 のバッテリー制御部 12 により、格納部 16 に格納されていた充電回数が 0 にリセットされる。

【0030】

なお、ステップ S 2 でリフレッシュ充電タイミングではないと判定された場合およびステップ S 3 でバッテリー 13 の充電回数がしきい値 N_{th} に達していないと判定された場合には、リフレッシュ充電を実行すべきでないと判断され、ステップ S 4 でバッテリー 13 を放電させることなく、そのままステップ S 5 へ進んで充電動作が行われる。すなわち、継ぎ足し充電が実行される。

この場合には、超音波プローブ 1 のバッテリー制御部 12 により、格納部 16 に格納されていた充電回数が「1」だけ増加される。

【0031】

以上説明したように、この実施の形態 1 によれば、超音波プローブ 1 のバッテリー 13 に充電が必要な場合に、診断装置本体 2 の給電制御部 31 がバッテリー 13 への給電情報と診断装置本体 2 による検査状況とに基づいてプローブホルダ 33 の給電部 34 により超音波プローブ 1 のバッテリー 13 にリフレッシュ充電および継ぎ足し充電のいずれかを選択的に行わせるので、検査効率の低下を抑制しつつ超音波プローブ 1 のバッテリー 13 に対する充電を行うことが可能となる。

【0032】

なお、上記の実施の形態 1 では、診断装置本体 2 の給電制御部 31 がバッテリー 13 への給電情報と診断装置本体 2 による検査状況とに基づいてリフレッシュ充電を行うか否かを決定したが、診断装置本体 2 の表示部 26 にリフレッシュ充電の確認画面を表示し、オペレータが確認画面を見ながら、リフレッシュ充電の指示を入力するようにしてもよい。例えば、装置のシャットダウン時に、図 3 に示されるような画面を表示し、リフレッシュ充電、シャットダウン、キャンセルのいずれかのボタンを選択したり、装置のスタンバイ時に、図 4 に示されるような画面を表示し、リフレッシュ充電、スタンバイ、キャンセルのいずれかのボタンを選択させることができる。そして、リフレッシュ充電のボタンが選択された場合は、図 5 に示されるような画面を表示し、充電実行のボタンを選択することによりリフレッシュ充電の実行を開始させればよい。

【0033】

また、診断装置本体 2 の給電制御部 31 がバッテリー 13 への給電情報と診断装置本体 2 による検査状況とに基づいてリフレッシュ充電を実行すべきでないと判断した場合にも、図 3 および図 4 のような画面を表示し、リフレッシュ充電のボタンをグレーアウトして選択することができないようにしたり、リフレッシュ充電のボタンのみ表示しないようにすることもできる。

起動不良等により、再起動したい場合など、装置のボタンを長押しして電源を落とす場合でも、リフレッシュ充電を行うか否かを設定することもできる。

また、装置をシャットダウンする際にリフレッシュ充電を実行した場合でも、充電の途中であれば、必要に応じて超音波診断装置を起動させることができるように構成してもよい。

【0034】

なお、上記の実施の形態 1 では、図 2 のステップ S 1 で、バッテリー 13 の電力残量が予め設定されたしきい値 E_{th} を下回ったと判定されたときに、リフレッシュ充電または継ぎ足し充電を行ったが、継ぎ足し充電については、プローブホルダ 33 に超音波プローブ 1 を保持させる毎に充電動作を行うようにしてもよい。

また、ステップ S 4 では、超音波プローブ 1 のバッテリー制御部 12 を介して放電部 15 によりバッテリー 13 の放電を行ったが、これに限るものではなく、予め診断装置本体 2 のプローブホルダ 33 にバッテリー放電用コイルを配置しておき、このバッテリー放電用コイル

10

20

30

40

50

を駆動することによりプローブホルダ 3 3 に保持された超音波プローブ 1 のバッテリー 1 3 を放電させるように構成することもできる。

【 0 0 3 5 】

実施の形態 2

図 6 に実施の形態 2 に係る超音波診断装置に用いられた診断装置本体 4 1 の構成を示す。この診断装置本体 4 1 は、それぞれ給電部 3 4 を有する複数のプローブホルダ 3 3 を備えており、各給電部 3 4 が給電制御部 3 1 に接続されている。その他の構成は、図 1 に示した実施の形態 1 における診断装置本体 2 と同様である。

【 0 0 3 6 】

一般に、超音波診断においては、検査部位や被検者の体型等に合わせて適切な超音波プローブが選択される。検査部位に応じた走査方式のプローブが使用されることもあり、同じ検査部位に対しても検査目的の違いにより幅の異なるプローブが選択されることがある。また、超音波プローブは、一旦選択されて走査が始まると、頻繁に他の超音波プローブに切り替えて走査することはほとんどなく、検査に先立って複数の超音波プローブの候補が抽出されたとしても、実際に使用する超音波プローブ以外は充電し続けることができる。

10

【 0 0 3 7 】

そこで、この実施の形態 2 に係る超音波診断装置では、診断装置本体 4 1 に複数のプローブホルダ 3 3 が形成されており、複数の超音波プローブ 1 をそれぞれプローブホルダ 3 3 に保持させることができる。これらの超音波プローブ 1 のバッテリー 1 3 の電力残量、充電回数および超音波プローブ 1 の使用状況はそれぞれ異なる。このため、診断装置本体 4 1 の給電制御部 3 1 は、複数のプローブホルダ 3 3 に保持された複数の超音波プローブ 1 に対して、図 2 のフローチャートに示したように、それぞれバッテリー 1 3 の電力残量の判定、リフレッシュ充電タイミングの判定、充電回数の判定を行い、必要に応じてそれぞれのプローブホルダ 3 3 の給電部 3 4 によりリフレッシュ充電および継ぎ足し充電のいずれかを選択的に行わせる。

20

【 0 0 3 8 】

このとき、複数のプローブホルダ 3 3 に保持された複数の超音波プローブ 1 の種類およびこれら複数の超音波プローブ 1 のバッテリー 1 3 に対応する給電情報に基づいて、給電制御部 3 1 が、それぞれの超音波プローブ 1 のバッテリー 1 3 に対するリフレッシュ充電の可否を判断するように構成してもよい。

30

同じ種類の複数の超音波プローブ 1 を使用している場合に、これら複数の超音波プローブ 1 の全てを同時にリフレッシュ充電することがないようにすることができる。例えば、2 本のリニアプローブ 2 本を併用する場合、1 本のリニアプローブに対してリフレッシュ充電を行っている途中であれば、残りの 1 本のリニアプローブについては、バッテリー 1 3 の充電回数がしきい値 N_{th} を超えていても、リフレッシュ充電を行わないように規制する。

【 0 0 3 9 】

具体的には、超音波プローブ 1 から受信された給電情報に基づき、診断装置本体 4 1 の空いているプローブホルダ 3 3 に同じ種類の超音波プローブ 1 がさらにもう 1 本セットされても、この超音波プローブ 1 のバッテリー 1 3 に対してリフレッシュ充電を開始しないようにする。ただし、継ぎ足し充電は可能とする。これにより、必要な超音波プローブ 1 が全て同時にリフレッシュ充電されることがなく、突然の超音波診断装置の使用要請にも応えることが可能となる。なお、プローブホルダ 3 3 にセットされた超音波プローブ 1 のバッテリー 1 3 に対してリフレッシュ充電を開始しないときに、暫定的にリフレッシュ充電しない旨の表示を行うこともできる。

40

【 0 0 4 0 】

また、複数のプローブホルダ 3 3 に保持された複数の超音波プローブ 1 のバッテリー 1 3 に対応する給電情報に基づいて、給電制御部 3 1 が、これら複数の超音波プローブ 1 のうち優先的にリフレッシュ充電を行う超音波プローブ 1 を指定するように構成してもよい。

50

バッテリー 13 の充電回数が所定のしきい値 N t h に達した超音波プローブ 1 が複数存在する場合、充電回数が多い順に超音波プローブ 1 のバッテリー 13 のリフレッシュ充電が行われるようにする。例えば、3 本の超音波プローブ A ~ C のバッテリー 13 の充電回数が、超音波プローブ A については 20 回、超音波プローブ B については 15 回、超音波プローブ C については 12 回であるとき、充電回数が多い順に、超音波プローブ A 超音波プローブ B 超音波プローブ C の順で優先的にリフレッシュ充電を行うように、給電制御部 31 が表示部 26 に指示を出す。これにより、リフレッシュ充電しておきたい超音波プローブ 1 が優先的に示されるので、操作性の向上を図ることができる。

【0041】

さらに、複数のプローブホルダ 33 に保持された複数の超音波プローブ 1 のバッテリー 13 に対応する過去の検査状況に基づいて、給電制御部 31 が、これら複数の超音波プローブ 1 のうち優先的にリフレッシュ充電を行う超音波プローブ 1 を指定するように構成してもよい。

バッテリー 13 の充電回数が所定のしきい値 N t h に達した超音波プローブ 1 が複数存在する場合、各超音波プローブ 1 の履歴情報を示す検査状況に基づき、使用頻度が多い順に超音波プローブ 1 のバッテリー 13 のリフレッシュ充電が行われるようにする。例えば、3 本の超音波プローブ A ~ C について、超音波プローブ A 超音波プローブ B 超音波プローブ C の順で優先的にリフレッシュ充電を行うように、給電制御部 31 が表示部 26 に指示を出す。これにより、リフレッシュ充電しておきたい超音波プローブ 1 の中で、最も使用頻度の多いものが優先的に示されるので、操作性の向上を図ることができる。

【0042】

このように、種々の診断目的に対応した複数の超音波プローブ 1 をそれぞれのバッテリー電力残量、バッテリー充電回数および使用状況に応じてリフレッシュ充電および継ぎ足し充電のいずれかを選択的に行うことにより、超音波診断の検査効率の低下を抑制しつつ超音波プローブ 1 のバッテリー 13 の充電を行うことが可能となる。

なお、上記の実施の形態では、格納部 16 に格納する情報として、バッテリー 13 の充電回数を格納する例を示したが、充電回数にとどまらず、バッテリー制御部 12 で監視されたバッテリー 13 の電力残量を格納してもよい。

【0043】

ここで、具体的な超音波診断の検査の流れと継ぎ足し充電およびリフレッシュ充電を行うタイミングに関する実施例 1 ~ 7 を以下に示す。

なお、実施例 1 ~ 7 に示す各種ボタンは、操作部 29 から入力される。操作部 29 に入力された命令に基づき、本体制御部 28 を介して給電制御部 31 においていかなる検査状況にあるのかが判断される。

【0044】

実施例 1

[先に画像診断を見てから結果報告・カルテ記入等をする場合]

検査は、次のような工程 1 ~ 8 に沿って行われる。

1. 患者情報入力ボタン [New Patient] を押す。
2. 患者情報を入力する画面が表示され、患者情報の入力を行う。
3. [Exit] ボタンを押して、検査を開始する。
4. 超音波プローブによる走査が行われる。
5. [End Exam] ボタンを押して、検査を終了する。
6. 結果報告等をする。
7. 患者への説明およびカルテの記入を行う。
8. 次の患者を呼び、[New Patient] を押す。

上記の工程 6 ~ 8 の間は、超音波プローブが使用されずにプローブホルダに保持されているので、継ぎ足し充電を行うことができる。

【0045】

実施例 2

[患者入力を行って問診をし、画像診断をする場合]

検査は、次のような工程 1 ~ 14 に沿って行われる。

1. 患者情報入力ボタン [New Patient] を押す。
2. 患者情報を入力する画面が表示され、患者情報の入力を行う。
3. [Exit] ボタンを押して、検査を開始する。
4. [Freeze] ボタンを押して、問診を開始する。このとき、超音波プローブからの空中放射状態を検出して、自動的にフリーズされてもよい。
5. 検査を受けるために、患者が着替え等の準備をする。
6. 準備完了したことを患者が医師・技師に伝える。
7. [Freeze] ボタンを再度押して、フリーズ解除する。
8. 超音波プローブによる走査が行われる。
9. [End Exam] ボタンを押して、検査を終了する。
10. [Freeze] ボタンを押して、フリーズする。なお、[End Exam] ボタンが押された後にフリーズ状態になるように設定されてもよい。また、超音波プローブからの空中放射状態を検出して、自動的にフリーズされてもよい。
11. 患者の着替え等が終わるのを待つ。
12. 結果報告等をする。
13. 患者への説明およびカルテの記入を行う。
14. 次の患者を呼び、[New Patient] を押す。

10

上記の工程 4 ~ 7 の間および工程 10 ~ 14 の間は、超音波プローブが使用されずにプローブホルダに保持されているので、継ぎ足し充電を行うことができる。

20

【0046】

実施例 3

[電子カルテシステム等から検査リストを呼び出して操作する場合]

検査は、次のような工程 1 ~ 10 に沿って行われる。

1. 患者情報入力ボタン [New Patient] を押す。
2. 患者情報を入力する画面が表示され、患者情報の入力を行う。
3. [Worklist] ボタンを押して検査患者を呼び出し、[Exit] ボタンを押して検査画面に進む。
4. [Freeze] ボタンを押して、患者を呼び、前回の結果報告や問診等を行う。
5. 検査を受けるために、患者が着替え等の準備をする。
6. [Freeze] ボタンを再度押して、フリーズ解除する。
7. 超音波プローブによる走査が行われる。
8. [End Exam] ボタンを押して、検査を終了する。
9. 患者への説明およびカルテの記入を行う。
10. 次の患者のために患者情報入力ボタン [New Patient] を押す。

30

上記の工程 1 ~ 6 の間および工程 9 ~ 10 の間は、超音波プローブが使用されずにプローブホルダに保持されているので、継ぎ足し充電を行うことができる。

【0047】

実施例 4

40

[急患や救急の際に患者入力せずに検査が開始される場合]

検査は、次のような工程 1 ~ 2 に沿って行われる。

1. 超音波プローブによる走査が行われる。
2. [End Exam] ボタンを押して、検査を終了する。

このように患者情報を入力せずに検査する場合は、救急であるため、検査の流れの中における超音波プローブのバッテリーへの充電をキャンセルさせる。多くの患者が運ばれ、超音波プローブをプローブホルダに戻す頻度が少ない状況であることが想定される場合は、超音波プローブがプローブホルダに戻される毎に継ぎ足し充電を行う方式に変える設定をしてもよい。

【0048】

50

実施例 5

[急患や救急の際にプリセットで検査を選ぶ場合]

検査は、次のような工程 1 ~ 3 に沿って行われる。

- 1 . 救急、急患向けのプリセットを選択する。
- 2 . 超音波プローブによる走査が行われる。
- 3 . [End Exam] ボタンを押して、検査を終了する。

救急、急患向けのプリセットでは、検査の流れの中における超音波プローブのバッテリーへの充電がキャンセルされる。ただし、超音波プローブをプローブホルダに戻す頻度がある程度見込めるので、バッテリーの電力残量がしきい値 E_{th} を下回るとき、超音波プローブがプローブホルダに戻される毎に継ぎ足し充電を行う方式に変える設定をしてもよい。救急、急患以外のプリセットが選択された場合には、図 2 に示したような充電方法に自動的に切り替えることができる。

【 0 0 4 9 】

実施例 6

[検査部位に合わせて使用される超音波プローブが異なり、先に画像診断を見てから結果報告・カルテ記入等をする場合]

検査は、次のような工程 1 ~ 8 に沿って行われる。

- 1 . 患者情報入力ボタン [New Patient] を押す。
- 2 . 患者情報を入力する画面が表示され、患者情報の入力を行う。
- 3 . [Exit] ボタンを押して、検査を開始する。ここで、検査に使用される第 1 の超音波プローブが選択される。
- 4 . 第 1 の超音波プローブによる走査が行われる。
- 5 . [End Exam] ボタンを押して、検査を終了する。
- 6 . 結果報告等をする。
- 7 . 患者への説明およびカルテの記入を行う。
- 8 . 次の患者を呼び、[New Patient] を押す。

上記の工程 6 ~ 8 の間は、第 1 の超音波プローブが使用されずにプローブホルダに保持されているので、第 1 の超音波プローブに対して継ぎ足し充電を行うことができる。第 1 の超音波プローブ以外の他の超音波プローブに対しては、上記の工程 3 ~ 8 の間を含め、使用するプローブとして選択されるまで継ぎ足し充電およびリフレッシュ充電を続けることができる。

【 0 0 5 0 】

実施例 7

[検査中に使用される超音波プローブが 2 種類以上あり、先に画像診断を見てから結果報告・カルテ記入等をする場合]

検査は、次のような工程 1 ~ 8 に沿って行われる。

- 1 . 患者情報入力ボタン [New Patient] を押す。
- 2 . 患者情報を入力する画面が表示され、患者情報の入力を行う。
- 3 . [Exit] ボタンを押して、検査を開始する。ここで、先に使用される第 1 の超音波プローブが選択される。
- 4 . 第 1 の超音波プローブによる走査が行われる。
- 5 . 次に使用される第 2 の超音波プローブが選択される。
- 6 . 第 1 の超音波プローブの動作が一時停止される。
- 7 . 第 2 の超音波プローブによる走査が行われる。
- 8 . [End Exam] ボタンを押して、検査を終了する。
- 9 . 結果報告等をする。
- 1 0 . 患者への説明およびカルテの記入を行う。
- 1 1 . 次の患者を呼び、[New Patient] を押す。

第 1 の超音波プローブに対しては、上記の工程 6 ~ 1 1 の間、第 2 の超音波プローブに対しては、上記の工程 1 ~ 5 の間および工程 9 ~ 1 1 の間に継ぎ足し充電を行うことがで

10

20

30

40

50

きる。

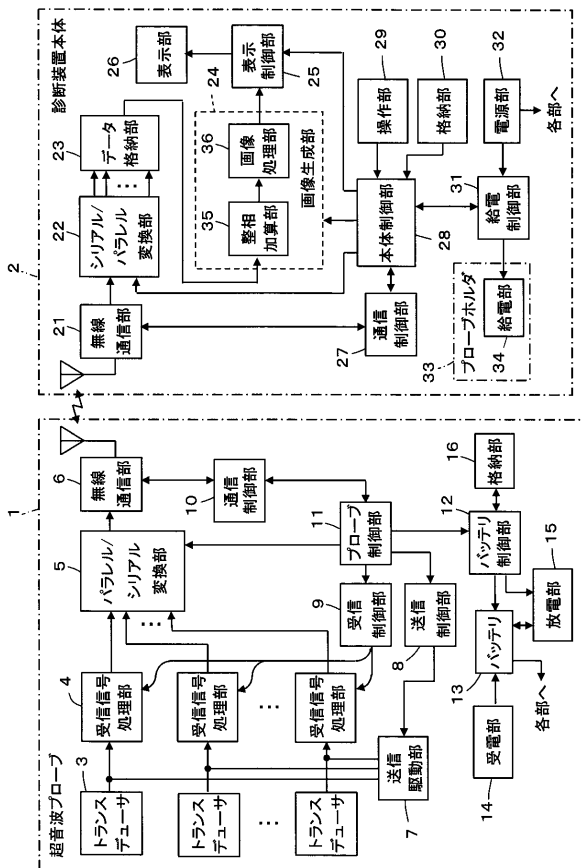
【符号の説明】

【0051】

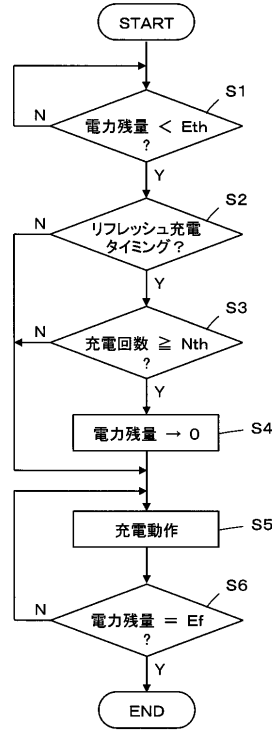
1 超音波プローブ、2, 41 診断装置本体、3 トランスデューサ、4 受信信号処理部、5 パラレル/シリアル変換部、6 無線通信部、7 送信駆動部、8 送信制御部、9 受信制御部、10 通信制御部、11 プローブ制御部、12 バッテリ制御部、13 バッテリ、14 受電部、15 放電部、16 格納部、21 無線通信部、22 シリアル/パラレル変換部、23 データ格納部、24 画像生成部、25 表示制御部、26 表示部、27 通信制御部、28 本体制御部、29 操作部、30 格納部、31 給電制御部、32 電源部、33 プローブホルダ、34 給電部、35 整相加算部、36 画像処理部。

10

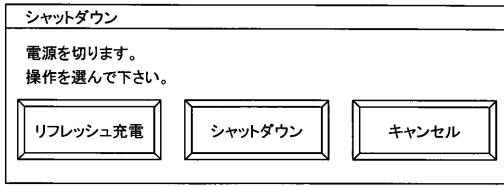
【図1】



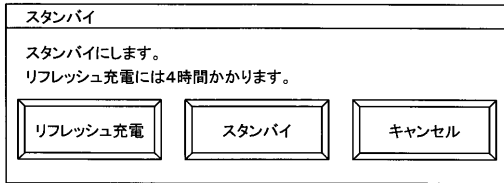
【図2】



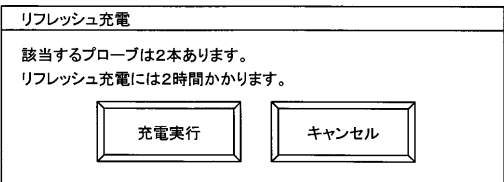
【 図 3 】



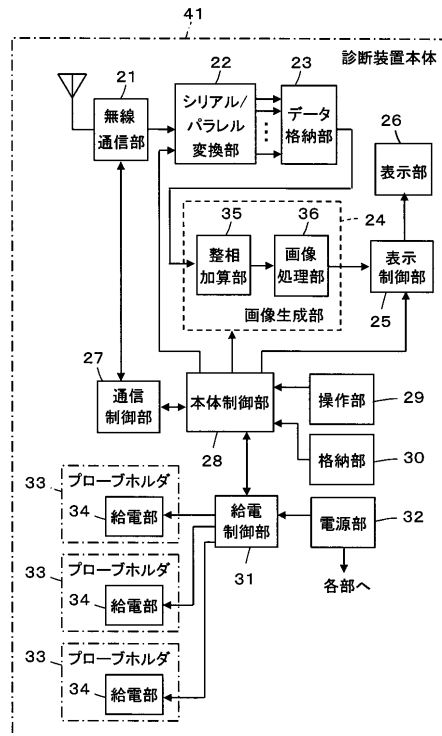
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

H 0 2 J 17/00

X

Fターム(参考) 5G503 BA01 BB01 CA08 DA12 EA05 GB08
5H030 AS11 BB04 FF51

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012075866A	公开(公告)日	2012-04-19
申请号	JP2011188838	申请日	2011-08-31
[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	田代りか		
发明人	田代りか		
IPC分类号	A61B8/00 H01M10/44 H02J7/00 H02J7/02 H02J17/00		
CPC分类号	A61B8/4433 A61B8/4472 A61B8/4477 A61B8/56 H01M10/425 H01M10/44 H01M10/46 H01M10/48 H01M2010/4271 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/462 A61B8/467 A61B8/5207 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/00 H01M10/44.Q H02J7/00.301.D H02J7/02.B H02J17/00.B H02J17/00.X H02J50/15 H02J50/40 H02J50/80		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/GA40 4C601/GD04 4C601/LL40 5G503/BA01 5G503/BB01 5G503/CA08 5G503/DA12 5G503/EA05 5G503/GB08 5H030/AS11 5H030/BB04 5H030/FF51		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2010203121 2010-09-10 JP		
其他公开文献	JP5647957B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够在抑制检查效率降低的同时对可再充电的超声波探头的电池充电。 解决方案：超声波探头的剩余电量降至阈值 E_{th} 以下（S1），根据检查状态确定是刷新充电时间（S2），并且电池充电次数达到阈值 N_{th} 。 如果达到（S3），则确定应该执行刷新充电，将电池放电以将剩余功率设置为0（S4），然后由探头支架的电源单元执行电池充电操作。 然后，（S5）继续充电操作，直到电池的剩余电量达到最大值 E_f 为止（S6）。 如果不是刷新充电时刻（S2），并且电池已被充电的次数尚未达到阈值 N_{th} （S3），则电池不放电并且执行附加充电（S5，S6）。 [选择图]图2

