

(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2010-167083

(P2010-167083A)

(43) 公開日 平成22年8月5日(2010.8.5)

(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 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2009-12123 (P2009-12123)
(22) 出願日 平成21年1月22日 (2009.1.22)

(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 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三

最終頁に続く

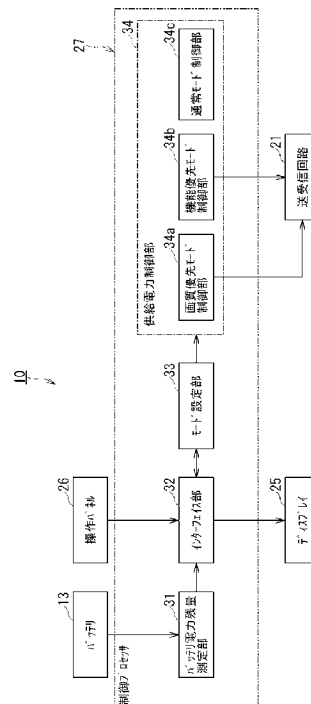
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置の電力供給方法及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、診断に悪影響を与えることなくバッテリー電力の消耗を抑えること。

【解決手段】スキャン領域に対して超音波を送信し、超音波に基づくエコーを受信する超音波プローブと、超音波プローブの動作を制御して前記エコーに基づく超音波画像を生成して表示する装置本体と、超音波プローブ及び装置本体に対して電力を供給するバッテリー13と、バッテリー13の電力残量を測定するバッテリー電力残量測定部31と、電力残量が閾値以下の場合、非省力モードから省力モードとしての、超音波画像の画質を優先するような画質優先モード、又は、超音波プローブ及び装置本体の機能を優先するような機能優先モードに変更・設定するモード設定部33と、省力モードに従って超音波プローブ及び装置本体に対して供給される電力を制限する供給電力制御部34と、を有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

スキャン領域に対して超音波を送受信してエコーを受信する超音波プローブと、前記超音波プローブの動作を制御して前記エコーに基づく超音波画像を生成して表示する装置本体とに対して電力を供給するバッテリーの電力残量を測定する工程と、前記電力残量が閾値以下の場合、非省力モードから省力モードとしての、前記超音波画像の画質を優先するような画質優先モード、又は、前記超音波プローブ及び前記装置本体の機能を優先するような機能優先モードに変更する工程と、前記省力モードに従って前記超音波プローブ及び前記装置本体に対して供給される前記電力を制限する工程と、
を有することを特徴とする超音波診断装置の電力供給方法。

10

【請求項 2】

スキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信する超音波プローブと、前記超音波プローブの動作を制御して前記エコーに基づく超音波画像を生成して表示する装置本体と、前記超音波プローブ及び前記装置本体に対して電力を供給するバッテリーと、前記バッテリーの電力残量を測定する測定手段と、前記電力残量が閾値以下の場合、非省力モードから省力モードとしての、前記超音波画像の画質を優先するような画質優先モード、又は、前記超音波プローブ及び前記装置本体の機能を優先するような機能優先モードに変更する変更手段と、前記省力モードに従って前記超音波プローブ及び前記装置本体に対して供給される前記電力を制限する制限手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記変更手段は、操作者毎に予め登録された前記画質優先モード又は前記機能優先モードに変更する構成と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】

前記画質優先モード又は前記機能優先モードに変更するためのインターフェースをさらに有することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記変更手段は、前記画質優先モードとしての、前記超音波プローブから送信される前記スキャン領域の制限、前記装置本体の駆動周波数の制限、及び、前記装置本体の利用可能なアプリケーションプログラムの起動の制限、のうち少なくとも 1 つを選択する構成とすることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記変更手段は、前記機能優先モードとしての、前記超音波プローブから送信される前記超音波の送信パワーの制限、及び、前記超音波プローブのチャンネル数の制限、のうち少なくとも 1 つを選択する構成とすることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記変更手段は、操作者毎に予め登録された前記画質優先モードから選択された前記制限、又は、前記機能優先モードから選択された前記制限に従って、前記画質優先モード又は前記機能優先モードに変更する構成とすることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記変更手段によって変更された前記省力モードを再変更する再変更手段をさらに有し、前記制限手段は、前記再変更後の省力モードに従って前記超音波プローブ及び前記装置本体に対して供給される前記電力を制限する構成とすることを特徴とする請求項 2 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 9】

前記省力モードを再変更するためのインターフェースをさらに有することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記測定手段によって測定された前記電力残量を表示する手段をさらに有することを特徴とする請求項 2 乃至 9 のうちいずれか一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】

本発明は、バッテリー電力の消費を抑えることができる超音波診断装置の電力供給方法及び超音波診断装置に関する。 10

【背景技術】

【0002】

従来、ポータブルタイプの超音波診断装置は、可搬性を重視させるためバッテリーで装置を駆動させるタイプが一般的である。ポータブルタイプの超音波診断装置の連続稼働時間には、世の中に普及しているノートパソコン等と同様に、バッテリー容量とバッテリー電力の消費の速度とが直接関わっている。

【0003】

バッテリー容量を大きくすればその分連続稼働時間は延びるが、ポータブルタイプの超音波診断装置は、ポータブル機器ゆえ装置全体に占めるバッテリーの重量の割合が高いため、可搬性が悪くなってしまう。そこで、可搬性をよくしようとする、どうしてもバッテリー容量を小さくしなければならず、その分連続稼働時間が短くなってしまう。 20

【0004】

バッテリー容量にはポータブル機器ゆえの制限があるので、連続稼働時間を延ばすためには、バッテリー電力の消費の速度を小さくする必要がある。なお、バッテリーから回路への電力供給方法を工夫してバッテリー電力の消費を抑えるようにした超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。 20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特表 2004 - 500146 号公報 30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

連続稼働時間を延ばすために交換用バッテリーを用意して、使用中のバッテリー電力の残量が少なくなったらバッテリーを交換するという方法も考えられるが、そもそも持ち運ぶことを前提とした機器であるということを考えると、重量物であるバッテリーを余計にもたなければならぬという問題がある。

【0007】

本発明はこのような事情を考慮してなされたもので、バッテリー電力の消費を抑えることができる超音波診断装置の電力供給方法及び超音波診断装置を提供することを目的とする。 40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る超音波診断装置の電力供給方法は、上述した課題を解決するために、スキャン領域に対して超音波を送受信してエコーを受信する超音波プローブと、前記超音波プローブの動作を制御して前記エコーに基づく超音波画像を生成して表示する装置本体とに対して電力を供給するバッテリーの電力残量を測定する工程と、前記電力残量が閾値以下の場合、非省力モードから省力モードとしての、前記超音波画像の画質を優先するような画質優先モード、又は、前記超音波プローブ及び前記装置本体の機能を優先するような機能 50

優先モードに変更する工程と、前記省力モードに従って前記超音波プローブ及び前記装置本体に対して供給される前記電力を制限する工程と、を有する。

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、スキャン領域に対して超音波を送信し、前記超音波に基づくエコーを受信する超音波プローブと、前記超音波プローブの動作を制御して前記エコーに基づく超音波画像を生成して表示する装置本体と、前記超音波プローブ及び前記装置本体に対して電力を供給するバッテリーと、前記バッテリーの電力残量を測定する測定手段と、前記電力残量が閾値以下の場合、非省力モードから省力モードとしての、前記超音波画像の画質を優先するような画質優先モード、又は、前記超音波プローブ及び前記装置本体の機能を優先するような機能優先モードに変更する変更手段と、前記省力モードに従って前記超音波プローブ及び前記装置本体に対して供給される前記電力を制限する制限手段と、を有する。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置の電力供給方法及び超音波診断装置によれば、バッテリー電力の消耗を抑えることができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図2】本実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

20

【図3】モードの表示画面（変更画面）の一例を示す図。

【図4】本実施形態の超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明に係る超音波診断装置の電力供給方法及び超音波診断装置の実施形態について、添付図面を参照して説明する。

【0013】

図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0014】

図1は、本実施形態の超音波診断装置10を示す。その超音波診断装置10は、大きくは、超音波プローブ11、装置本体12及びバッテリー（蓄電池）13によって構成される。

30

【0015】

超音波プローブ11は、装置本体12からの駆動パルスを基に患者Pのスキャン領域に対して超音波パルスを送信すると共に、送信された超音波パルスに対応するエコーを受信して電気信号に変換する圧電振動子群を有する。超音波プローブ11の圧電振動子群からスキャン領域に超音波パルスが送信されると、その超音波パルスによって形成される超音波ビームは、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。その反射されたエコーを圧電振動子群によって受信する。受信されたエコーは圧電振動子群にてエコー信号に変換される。エコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合、送信された超音波パルスに対応するエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

40

【0016】

装置本体12は、送受信回路21、信号処理回路22、画像生成回路23、画像メモリ24、ディスプレイ25、操作パネル26及び制御プロセッサ27を備える。なお、本実施形態では、送受信回路21、信号処理回路22及び画像生成回路23は、集積回路として構成されるものとして説明するが、それら全部又は一部はソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものであってもよい。

【0017】

50

送受信回路 2 1 は、図示しない送信回路及び受信回路を設ける。送信回路は、図示しないパルサ回路、送信遅延回路及びトリガ発生回路等を有する。パルサ回路は、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波をチャンネル毎にビーム状に集束し、かつ、送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。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 1 の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

【 0 0 1 8 】

なお、送受信回路 2 1 の送信回路は、制御プロセッサ 2 7 の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧 (音圧)、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に音圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信部又は複数の電源部を電氣的に切り替える機構によって実現される。

10

【 0 0 1 9 】

送受信回路 2 1 の受信回路は、図示しないアンプ、受信遅延回路、A/D (analog to digital) 変換回路及び加算回路等を有する。アンプでは、超音波プローブ 1 1 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延回路は、アンプによって増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。A/D 変換回路は、受信遅延回路から出力されるエコー信号をデジタル信号に変換する。加算回路は、デジタルのエコー信号に対して加算処理を行なう。加算回路による加算により、エコー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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成され、RF (radio frequency) 信号が生成される。

20

【 0 0 2 0 】

信号処理回路 2 2 は、送受信回路 2 1 から取得される RF 信号に対して、対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モード画像を生成する。その場合、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、一つの受信データに対して、2 つの検波周波数による検波処理を並列に行なうことも可能である。また、信号処理回路 2 2 は、送受信回路 2 1 から取得される RF 信号から速度情報を周波数解析し、ドプ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、分散及びパワー等の血流情報を多点について求め、血流情報としての平均速度画像、分散画像、パワー画像及びこれらの組み合わせたドプラ画像を生成する。

30

【 0 0 2 1 】

画像生成回路 2 3 は、信号処理回路 2 2 から出力される超音波スキャンの走査線信号列の断面画像をテレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列の断面画像に変換する。画像生成回路 2 3 は、画像を格納する記憶メモリ (図示しない) を搭載しており、例えば診断の後に操作者 (ユーザ) 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いる。また、画像生成回路 2 3 は、断面画像を基にボリュームデータを形成する。

40

【 0 0 2 2 】

画像メモリ 2 4 は、信号処理回路 2 2 及び画像生成回路 2 3 から出力される画像を記憶する記憶装置である。画像メモリ 2 4 には、異なる送受信条件で得られた画像が並列に格納される。画像メモリ 2 4 には、信号処理回路 2 2 から出力されるいわゆる RAW データ (生データ) と呼ばれる変換前のデータ形式の断面画像や、画像生成回路 2 3 から出力されるビデオフォーマット変換後のデータ形式の断面画像や、画像生成回路 2 3 から出力される、ビデオフォーマット変換後のデータ形式の断面画像に基づくボリュームデータが記憶される。

【 0 0 2 3 】

ディスプレイ 2 5 は、液晶ディスプレイや CRT (cathode ray tube) 等によって構成される。ディスプレイ 2 5 は、画像生成回路 2 3 からのビデオ信号に基

50

づいて、画像データを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に表示する機能を有する。

【0024】

操作パネル26は、キーボード、マウス、トラックボール及びTCS(touch command screen)等によって構成される。操作パネル26は、操作者からの各種指示、例えば、関心領域(ROI: region of interest)の設定指示、画質条件設定指示等を制御プロセッサ27に入力する機能を有する。操作者は、操作パネル26を介して、超音波プローブ11から送信される超音波パルスの送信周波数、スキャン領域及び後述するモードの変更指示等を制御プロセッサ27に入力することができる。

10

【0025】

制御プロセッサ27は、図示しないCPU(central processing unit)及びメモリを含んでいる。CPUは、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路(LSI)の構成をもつ制御装置である。CPUは、メモリに記憶しているプログラムを実行する機能を有する。

【0026】

バッテリー13は、充電を行なうことにより電気を蓄えて電池として使用できる構成のものであり、装置本体12に内蔵される構成であってよいし、装置本体12の外部に備えられるものであってもよい。バッテリー13は、超音波プローブ11及び装置本体12に対して電力の供給を行なう。

20

【0027】

図2は、本実施形態の超音波診断装置10の機能を示すブロック図である。

【0028】

図1に示す制御プロセッサ27がプログラムを実行することによって、超音波診断装置10は、バッテリー電力残量測定部31、インターフェース部32、モード設定部33及び供給電力制御部34として機能する。なお、各部31乃至34は、超音波診断装置10の機能として備えられるものとして説明するがその場合に限定されるものではなく、超音波診断装置10にハードウェア(回路)として備えられるものであってもよい。

【0029】

バッテリー電力残量測定部31は、超音波診断装置10の稼働中、バッテリー13の使用期間、温度、サイクル・パターンを原因として発生する電気抵抗の変化や、電解液の比重等を基にバッテリー13の電力残量を繰り返し測定する機能を有する。

30

【0030】

インターフェース部32は、GUI(graphical user interface)等のインターフェースである。GUIは、操作者に対するディスプレイ25への表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル26によって行なうことができる。具体的には、インターフェース部32は、バッテリー電力残量測定部31によって測定されたバッテリー13の電力残量(バッテリー電力残量/バッテリー電力最大容量)が閾値以下である場合、画質優先モード、機能優先モード及び通常モードの選択肢をディスプレイ25に表示させ、ディスプレイ25上で操作パネル26を介して操作者に画質優先モード、機能優先モード又は通常モードを選択させる機能を有する。

40

【0031】

モード設定部33は、インターフェース部32を介して選択されたモードに従って、画質優先モード、機能優先モード又は通常モードを設定する機能を有する。なお、操作者(ユーザID)毎に、バッテリー電力残量が閾値以下である場合に画質優先モード、機能優先モード及び通常モードの選択肢のうちいずれを選択するかを予め登録しておいてもよい。

【0032】

また、インターフェース部32は、モード設定部33によって設定されたモードをディスプレイ25に表示させ、ディスプレイ25上で操作パネル26を介して操作者にモードを変更させる機能を有する。インターフェース部32によってモードが変更されると、モ

50

ード設定部 33 は、変更後のモードに従って、画質優先モード、機能優先モード又は通常モードを再設定する。

【0033】

図 3 は、モード設定部 33 によって設定されたモードの表示画面（変更画面）の一例を示す図である。

【0034】

図 3 は、超音波診断装置 10 による撮影中に表示される画質優先モードの表示画面を示す。操作者が表示画面上で操作パネル 26 を介して機能優先モード又は通常モードをクリックすると、モード設定部 33 は、変更後のモードに従って、機能優先モード又は通常モードを再設定する。なお、モードの表示画面には、バッテリー電力残量測定部 31 によって繰り返り測定されるバッテリー 13 の電力残量（図 3 中の「バッテリー残」）を適宜表示してもよい。その場合、バッテリー 13 の電力残量が閾値以下になるとバッテリー 13 の電力残量の表示形態（カラー等）を変化させることで、操作者に手動によるモード変更を喚起するように構成してもよい。

10

【0035】

また、図 2 に示す供給電力制御部 34 は、モード設定部 33 によって設定されたモードに従って、超音波プローブ 11 及び装置本体 12 に供給する電力を制御する機能を有する。供給電力制御部 34 は、画質優先モード制御部 34 a、機能優先モード制御部 34 b 及び通常モード制御部 34 c を有する。

【0036】

画質優先モード制御部 34 a は、超音波診断装置 10 の一部の機能を制限して超音波画像の画質を優先するような省力モードとしての画質優先モードによる制御を行なう機能を有する。

20

【0037】

画質優先モード制御部 34 a は、例えば、第 1 画質優先モードとして、送受信回路 21 を制御して超音波プローブ 11 から送信される超音波のスキャン領域を制限する。よって、第 1 画質優先モードによると、取得される超音波画像の画質を維持しつつ、バッテリー 13 から超音波プローブ 11 に供給する電力を抑えることができる。他方、第 1 画質優先モードによると、画像の視野が狭くなる。

【0038】

また、画質優先モード制御部 34 a は、例えば、第 2 画質優先モードとして、制御プロセッサ 25 の CPU（自身）の駆動周波数を制限する。よって、第 2 画質優先モードによると、取得される超音波画像の画質を維持しつつ、バッテリー 13 から制御プロセッサ 25 に供給する電力を抑えることができる。他方、第 2 画質優先モードによると、超音波診断装置 10 のもつ一部の機能を生かせないので、通常モードの場合と比較してパフォーマンスが低下する。

30

【0039】

さらに、画質優先モード制御部 34 a は、例えば、第 3 画質優先モードとして、制御プロセッサ 25 の CPU（自身）の利用可能なアプリケーションプログラムの起動を制限する。特定のアプリケーションプログラムでは、グラフィックスコントローラ等の比較的電力消費量の大きなハードウェアに負荷をかける。よって、第 3 画質優先モードによると、取得される超音波画像の画質を維持しつつ、アプリケーションプログラムの起動を制限することにより、バッテリー 13 から制御プロセッサ 25 に供給する電力を抑えることができる。他方、第 3 画質優先モードによると、超音波診断装置 10 のもつ一部の機能を生かせないので、通常モードの場合と比較してパフォーマンスが低下する。

40

【0040】

なお、操作者毎に第 1 画質優先モード、第 2 画質優先モード及び第 3 画質優先モードのうち少なくとも 1 つを予め登録しておいて、画質優先モード制御部 34 a は、操作者毎に登録された画質優先モードによる制御を行なう。また、画質優先モード制御部 34 a は、操作パネル 26 を用いた操作者によって指示された画質優先モードによる制御を行なう。

50

【 0 0 4 1 】

機能優先モード制御部 3 4 b は、超音波画像の画質を低下させて超音波診断装置 1 0 の機能を優先するような省力モードとしての機能優先モードによる制御を行なう機能を有する。

【 0 0 4 2 】

機能優先モード制御部 3 4 b は、例えば、第 1 機能優先モードとして、送受信回路 2 1 を制御して超音波プローブ 1 1 から送信される超音波の送信パワーを制限する。よって、第 1 機能優先モードによると、超音波診断装置 1 0 の機能を維持しつつ、バッテリー 1 3 から超音波プローブ 1 1 に供給する電力を抑えることができる。他方、第 1 機能優先モードによると、超音波信号が弱くなるため受信される信号も弱くなり、通常モードの場合よりも超音波画像の画質が低下する。

10

【 0 0 4 3 】

機能優先モード制御部 3 4 b は、例えば、第 2 機能優先モードとして、送受信回路 2 1 を制御して超音波プローブ 1 1 のチャンネル数を制限する。よって、第 2 機能優先モードによると、超音波診断装置 1 0 の機能を維持しつつ、超音波プローブ 1 1 内の駆動される圧電振動子の数が減少するのでバッテリー 1 3 から超音波プローブ 1 1 に供給する電力を抑えることができる。他方、第 2 機能優先モードによると、超音波プローブ 1 1 から一度に送信する超音波が減るため受信する超音波も弱くなり、通常モードの場合よりも画像の画質が低下する。

20

【 0 0 4 4 】

なお、操作者毎に第 1 機能優先モード及び第 2 機能優先モードのうち少なくとも 1 つを予め登録しておいて、機能優先モード制御部 3 4 b は、操作者毎に登録された機能優先モードによる制御を行なう。また、機能優先モード制御部 3 4 b は、操作パネル 2 6 を用いた操作者によって指示された機能優先モードによる制御を行なう。

【 0 0 4 5 】

通常モード制御部 3 4 c は、インターフェース部 3 2 によってバッテリー電力残量が閾値以下であると判断されても、超音波診断装置 1 0 の機能及び超音波画像の画質を共に維持するような通常モード（フリーモード）による制御を行なう機能を有する。

【 0 0 4 6 】

図 4 は、本実施形態の超音波診断装置 1 0 の動作を示すフローチャートである。

30

【 0 0 4 7 】

まず、操作者によって超音波診断装置 1 0 が起動される（ステップ S 1）。ステップ S 1 の起動直後、超音波診断装置 1 0 は通常モードで動作する。

【 0 0 4 8 】

超音波診断装置 1 0 は、稼働中、バッテリー 1 3 の使用期間、温度、サイクル・パターンを原因として発生する電気抵抗の変化や、電解液の比重等を基にバッテリー 1 3 の電力残量を測定する（ステップ S 2）。

【 0 0 4 9 】

次いで、超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 2 によって測定されたバッテリー 1 3 の電力残量（バッテリー電力残量 / バッテリー電力最大容量）が閾値以下であるか否かを判断する（ステップ S 3）。ステップ S 3 の判断にて Y E S、すなわち、バッテリー 1 3 の電力残量が閾値以下（バッテリー 1 3 の電力残量が不十分）であると判断する場合、超音波診断装置 1 0 は、モードを変更するか否かを判断する（ステップ S 4）。ステップ S 4 による判断は、操作パネル 2 6 を用いた操作者によって変更指示されたかによって行なうものであってもよいし、バッテリー 1 3 の電力残量が閾値以下である場合における当該操作者のモードが予め登録されているかによって行なわれるものであってもよい。ステップ S 4 の判断にて Y E S、すなわち、モードを変更すると判断する場合、超音波診断装置 1 0 はモードを変更する（ステップ S 5）。

40

【 0 0 5 0 】

ステップ S 5 によってモードが画質優先モードに変更されると、超音波診断装置 1 0 は

50

、上述した第1画質優先モード乃至第3画質優先モードに従って、自身の機能を制限して超音波画像の画質を優先するような画質優先モードによる制御を行なう。超音波診断装置10は、操作者毎に第1画質優先モード、第2画質優先モード及び第3画質優先モードのうち少なくとも1つを予め登録しておいて、操作者毎に登録された画質優先モードによる制御を行なう。また、超音波診断装置10は、操作パネル26を用いた操作者によって指示された画質優先モードによる制御を行なう。

【0051】

ステップS5によってモードが機能優先モードに変更されると、超音波診断装置10は、上述した第1機能優先モード及び第2機能優先モードに従って、超音波画像の画質を低下させて超音波診断装置10の機能を優先するような機能優先モードによる制御を行なう。超音波診断装置10は、操作者毎に第1機能優先モード及び第2機能優先モードのうち少なくとも1つを予め登録しておいて、操作者毎に登録された機能優先モードによる制御を行なう。また、超音波診断装置10は、操作パネル26を用いた操作者によって指示された機能優先モードによる制御を行なう。

10

【0052】

ステップS5によってモードが通常モードに変更されると、超音波診断装置10は、超音波診断装置10の機能及び超音波画像の画質を共に維持するような通常モードによる制御を行なう。

【0053】

一方、ステップS4の判断にてNO、すなわち、モードを変更しないと判断する場合、超音波診断装置10は、モードを変更することなくそのまま継続する(ステップS6)。

20

【0054】

次いで、超音波診断装置10は、図3に示される表示画面上で、操作パネル26を用いた操作者によってモード変更が指示されたか否かを判断する(ステップS7)。ステップS7の判断にてYES、すなわち、操作者によってモード変更が指示されたと判断する場合、モードを変更する(ステップS5)。

【0055】

一方、ステップS7の判断にてNO、すなわち、操作者によってモード変更が指示されていないと判断する場合、超音波診断装置10は、操作パネル26を用いた操作者によって超音波診断装置10のシャットダウンが指示されたか否かを判断する(ステップS8)。ステップS8の判断にてYES、すなわち、超音波診断装置10のシャットダウンが指示されたと判断する場合、超音波診断装置10は、自身をシャットダウンして(ステップS9)、動作を終了する。

30

【0056】

一方、ステップS8の判断にてNO、すなわち、超音波診断装置10のシャットダウンが指示されていないと判断する場合、超音波診断装置10は、図3に示される表示画面上で、操作パネル26を用いた操作者によってモード変更が指示されたか否かを判断する(ステップS7)。

【0057】

また、ステップS3の判断にてNO、すなわち、バッテリー13の電力残量が閾値を超えている(バッテリー13の電力残量が十分)と判断する場合、超音波診断装置10は、再び、バッテリー13の電力残量を測定する(ステップS2)。つまり、超音波診断装置10は、稼働中、バッテリー13の電力残量が閾値以下となるまで、バッテリー13の電力残量の測定を繰り返す。

40

【0058】

なお、図4に示すフローチャートでは、ステップS2、S3において、バッテリー13の電力残量が1つの閾値以下になる場合にモードを変更するか否かを判断するが、その場合に限定されるものではない。例えば、ステップS2、S3において、バッテリー13の電力残量が比較的大きい閾値以下になる場合にモードを変更するか否かを判断し、続いて、ステップS2、S3と同様にバッテリー13の電力残量が比較的小さい閾値以下になる場合に

50

再びモードを変更するか否かを判断してもよい。

【0059】

本実施形態の超音波診断装置10によると、モードを選択可能にすることで、診断に悪影響を与えることなくバッテリー電力の消耗を抑えることができる。

【符号の説明】

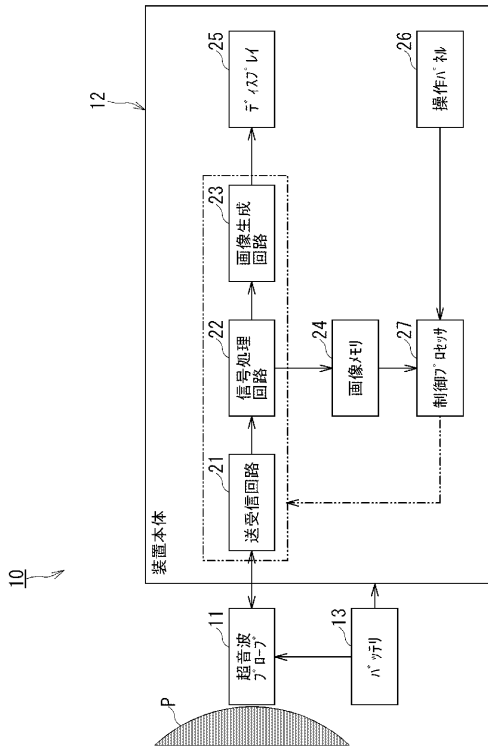
【0060】

- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 装置本体
- 13 バッテリー
- 25 ディスプレイ
- 26 操作パネル
- 27 制御プロセッサ
- 31 バッテリー電力残量測定部
- 32 インターフェース部
- 33 モード設定部
- 34 供給電力制御部
 - 34a 画質優先モード制御部
 - 34b 機能優先モード制御部
 - 34c 通常モード制御部

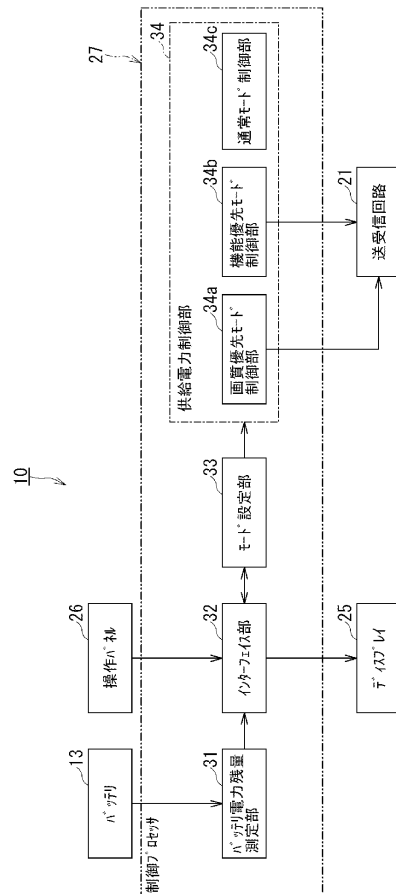
10

20

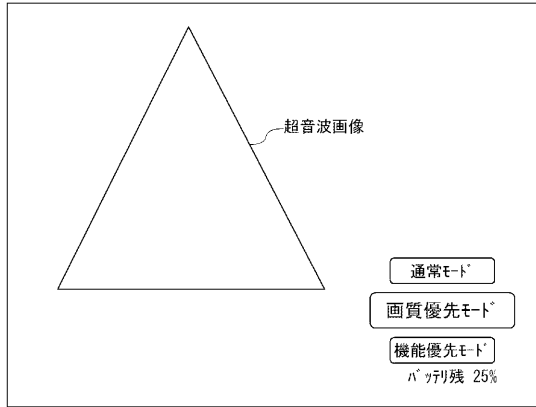
【図1】



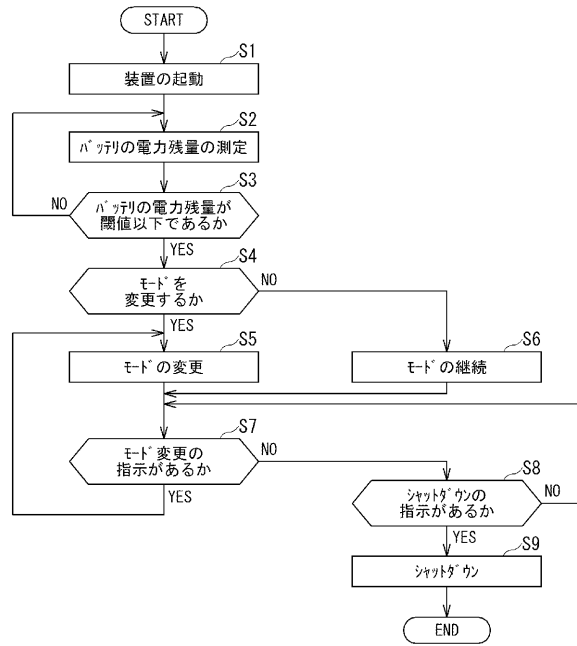
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100077757

弁理士 猿渡 章雄

(74)代理人 100130731

弁理士 河村 修

(72)発明者 杉尾 武

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 戸村 英輔

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 黒崎 樹

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 増田 貴志

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备的供电方法		
公开(公告)号	JP2010167083A	公开(公告)日	2010-08-05
申请号	JP2009012123	申请日	2009-01-22
[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	杉尾武 戸村英輔 黒崎樹 増田貴志		
发明人	杉尾 武 戸村 英輔 黒崎 樹 増田 貴志		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE15 4C601/LL26		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不对超声诊断仪的诊断产生不利影响的情况下，抑制电池电量的消耗。 解决方案：将超声波发送到扫描区域并接收基于超声波的回波的超声波探头，并控制超声波探头的操作以基于回波生成和显示超声波图像。装置主体，向超声波探头供电的电池13和装置主体，测量电池13的电力剩余量的电池电力剩余量测量单元31，并且如果电力剩余量小于或等于阈值，则节省了非劳动时间 从节省劳力的模式，优先考虑超声波图像质量的图像质量优先模式，或者改变并设定为优先考虑超声波探头和装置主体的功能的功能优先模式的模式设定单元33，电源控制单元（34），用于根据省电模式来限制提供给超声探头和设备主体的功率。 [选择图]图2

