

(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2020-62184
(P2020-62184A)

(43) 公開日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2018-195497(P2018-195497)
(22) 出願日 平成30年10月17日(2018.10.17)

(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 中村 恭大
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
(72) 発明者 佐塚 友彦
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE15 EE20 GC03 LL35

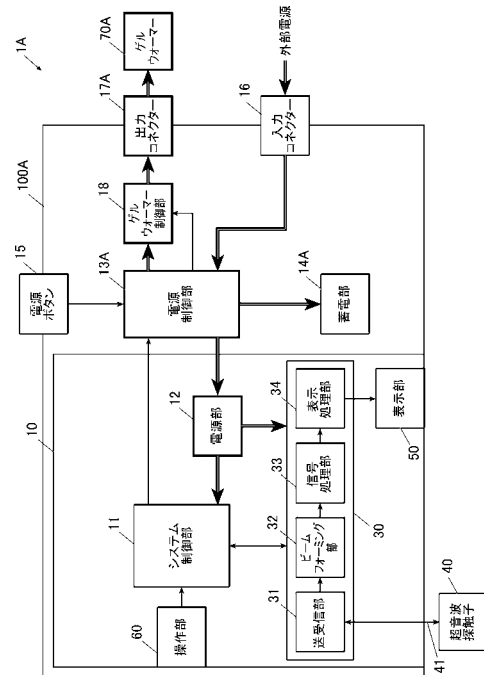
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】蓄電した電力をゲルウォーマーに供給している状態において、稼働時間を長くすることである。

【解決手段】超音波診断装置1Aは、電力が充電され、充電された電力を放電する蓄電部14Aと、入力された電力を、電力によりゲルを加熱するゲルウォーマー70Aに供給するゲルウォーマー制御部18と、外部電源から供給された電力、又は蓄電部14Aから放電された電力をゲルウォーマー制御部18に出力する電源制御部13Aと、を備える。ゲルウォーマー制御部18は、蓄電部14Aから放電された電力が入力された場合に、ゲルウォーマー70Aへの電力供給を切断又は抑制する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電力が充電され、当該充電された電力を放電する蓄電部と、
入力された電力を、電力によりゲルを加温するゲル加温部に供給するゲル加温制御部と

、
外部電源から供給された電力、又は前記蓄電部から放電された電力を前記ゲル加温制御部
部へ出力する電源制御部と、を備え、

前記ゲル加温制御部は、前記蓄電部から放電された電力が入力された場合に、前記ゲル
加温部への電力供給を切断又は抑制する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記電源制御部は、前記外部電源からの電力供給がなく前記蓄電部から放電された電力
が入力された場合に、前記ゲル加温部への電力供給を切断又は抑制する請求項 1 に記載の
超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ゲル加温部は、入力される電力量に応じて前記ゲルへの加温力を調整できるもので
あって、

前記ゲル加温制御部は、前記蓄電部から放電された電力が入力された場合に、前記ゲル
加温部へ供給する電力量を抑制する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ゲル加温制御部は、前記外部電源からの電力供給がなくなって所定時間経過後に、
前記ゲル加温部への電力供給を切断又は抑制する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の
超音波診断装置。

【請求項 5】

前記電源制御部は、前記外部電源から電力が供給された状態であるか、又は前記蓄電部
から電力が供給された状態であることを示す制御信号を前記ゲル加温制御部へ出力し、

前記ゲル加温制御部は、前記制御信号の電力供給の状態に応じて、前記蓄電部から放電
された電力が入力された場合に、前記ゲル加温部への電力供給を切断又は抑制する請求項
1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波を被検体に送受信する超音波探触子で得られた受信信号に基づいて、超音波画像
データを生成する超音波画像システム部を備え、

前記ゲル加温制御部は、前記超音波画像システム部が非稼働状態である場合に、当該非
稼働状態に応じて、前記ゲル加温部への電力供給を切断、抑制又は実行する請求項 1 から
5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

電力が充電され、当該充電された電力を放電する蓄電部と、

入力された交流の電力を直流の電力に変換し、直流の電力によりゲルを加温するゲル加
温部に当該変換した直流の電力を出力する変換部と、

外部電源から供給された電力、又は前記蓄電部から放電された電力を、超音波を被検体
に送受信する超音波探触子で得られた受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する
超音波画像システム部へ出力する電源制御部と、

外部電源から入力された交流の電力を分岐し前記電源制御部及び前記変換部へ出力する
電源分岐部と、を備える超音波診断装置。

【請求項 8】

前記電源制御部は、前記超音波画像システム部が非稼働状態である場合に、前記ゲル加
温部への電力供給を前記変換部に切断させる請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記非稼働状態は、シャットダウン、ハイバネーション又はスリープである請求項 6 又
は 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記蓄電部は、バッテリーを含む請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

超音波を被検体に送受信する超音波探触子で得られた受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する超音波画像システム部に電力の供給を行う電源制御部と、

入力された電力を前記電源制御部に出力しかつ蓄電し、電力が入力されない場合に、当該蓄電された電力を前記電源制御部に出力する無停電電源部と、

外部電源から入力された電力を分岐し前記無停電電源部と電力によりゲルを加温するゲル加温部とに出力する電源分岐部と、を備える超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記電源制御部を含む筐体部を備え、

前記無停電電源部及び前記電源分岐部は、前記筐体部外に設置されている請求項 1 1 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、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波探触子を体表又は体腔内から当てるという簡単な操作で心臓や胎児などの様子が超音波画像として得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。このような超音波診断を行うために用いられる超音波診断装置が知られている。超音波画像データは、超音波探触子から超音波が被検体に送信され、反射した超音波を超音波探触子が受信し、その受信した信号に様々な処理を行うことで得られる。

【0003】

超音波診断する際、患者の生体としての被検体のうち超音波探触子を当てる部分に塗布して超音波の通りをよくするゲルが使用される。ゲルは冷えた状態では患者に不快感を与える。このため、ゲルウォーマーでゲルを加温し体温近くの温度に保っていた。通常、ゲルは、片手持ちのプラスチック製のボトルにいれ、ゲルウォーマーが当該ボトルごと加温していた。

【0004】

ここで、図 7 ~ 図 9 を参照して、従来の超音波診断装置において、ゲルウォーマーへ電源供給する構成を説明する。図 7 は、従来の超音波診断装置 1 D の機能構成を示すブロック図である。図 8 は、従来の超音波診断装置 1 E の機能構成を示すブロック図である。図 9 は、従来の超音波診断装置 1 F の機能構成を示すブロック図である。

【0005】

図 7 を参照して、従来の一般的な一例としての超音波診断装置 1 D を説明する。超音波診断装置 1 D は、筐体 1 0 0 D と、超音波探触子 4 0 と、ゲルウォーマー 7 0 C と、を備える。筐体 1 0 0 D は、超音波診断装置 1 D の筐体部であり、超音波画像システム部 1 0 と、電源制御部 1 3 D と、蓄電部 1 4 A と、電源ボタン 1 5 と、入力コネクタ 1 6 と、を備える。

【0006】

超音波画像システム部 1 0 は、超音波画像データの生成及び表示のための構成部であり、システム制御部 1 1 と、電源部 1 2 と、超音波信号処理部 3 0 と、表示部 5 0 と、操作部 6 0 と、を備える。超音波信号処理部 3 0 は、送受信部 3 1 と、ビームフォーミング部 3 2 と、信号処理部 3 3 と、表示処理部 3 4 と、を備える。超音波探触子 4 0 は、ケーブル 4 1 を介して、送受信部 3 1 に接続されている。

【0007】

図 7 において、電源ラインを二重矢印線で表し、制御信号を含む信号の信号ラインを一重矢印線で表す。電源ラインは、電源供給されている部分を太線で表し、電源供給されて

10

20

30

40

50

いない部分を細線で表す。また、超音波診断装置 1 D の各部において、超音波画像システム部 1 0 及び電源ボタン 1 5 を除く各部のうち、電源供給されている部分を太線で囲み、電源供給されていない部分を細線で囲むものとする。これらの線の説明は、他の図でも同様であるものとする。

【 0 0 0 8 】

入力コネクタ 1 6 の電源ケーブルのコンセントプラグは、外部電源（交流の商用電源）のコンセントに接続される。外部電源の電源電力は、入力コネクタ 1 6 を介して電源制御部 1 3 D に供給される。電源制御部 1 3 D は、入力コネクタ 1 6 から入力された交流の電源電力を直流の電源電力に変換して、バッテリーである蓄電部 1 4 A に供給して充電し、かつ電源部 1 2 に供給する。電源部 1 2 は、超音波信号処理部 3 0 の各部に電源供給する。

10

【 0 0 0 9 】

また、ゲルウォーマー 7 0 C は、入力される交流の電源電力により、ゲルを加温するゲルウォーマーであり、外部電源のコンセントに接続するための電源ケーブル及びコンセントプラグを有する。入力コネクタ 1 6 及びゲルウォーマー 7 0 C は、テーブルタップを介して 1 つのコンセントから分岐して電源供給される構成としてもよい。このように、コンセントプラグがコンセントに接続されたゲルウォーマー 7 0 C は、コンセントプラグをコンセントから抜くか、スイッチを切らないと加温が止まらない。

【 0 0 1 0 】

図 8 を参照して、従来一般的な別の一例としての超音波診断装置 1 E を説明する。超音波診断装置 1 E は、筐体 1 0 0 E と、超音波探触子 4 0 と、ゲルウォーマー 7 0 C と、を備える。筐体 1 0 0 E は、超音波診断装置 1 E の筐体部であり、超音波画像システム部 1 0 と、電源制御部 1 3 E と、蓄電部 1 4 A と、電源ボタン 1 5 と、入力コネクタ 1 6 と、出力コネクタ 1 7 C と、電源分岐部 1 9 E と、スイッチ 2 1 と、を備える。

20

【 0 0 1 1 】

電源分岐部 1 9 E は、入力コネクタ 1 6 を介して入力された電源電力を分岐して、電源制御部 1 3 E 及びスイッチ 2 1 にそれぞれ供給する。電源制御部 1 3 E は、電源分岐部 1 9 E から入力された交流の電源電力を直流の電源電力に変換して蓄電部 1 4 A に供給して充電し、かつ直流の電源電力を電源部 1 2 に供給する。さらに、電源制御部 1 3 E は、システム制御部 1 1 又は電源ボタン 1 5 の電源オン/オフの制御信号に応じて、スイッチ 2 1 をオン/オフ制御する。出力コネクタ 1 7 C は、スイッチ 2 1 に電氣的に接続され、例えばコンセント（差込口）を有し、ゲルウォーマー 7 0 C のコンセントプラグが接続可能である。

30

【 0 0 1 2 】

スイッチ 2 1 は、そのオン時に、電源分岐部 1 9 E から入力された交流の電源電力を、出力コネクタ 1 7 C を介してゲルウォーマー 7 0 C に供給し、そのオフ時に、出力コネクタ 1 7 C を介するゲルウォーマー 7 0 C への当該交流の電源電力の供給を停止する。つまり、超音波診断装置 1 E が電源オンされると、スイッチ 2 1 のオンにより、連動してゲルウォーマー 7 0 C に電源電力が供給され、超音波診断装置 1 E が電源オフされると、スイッチ 2 1 のオフにより、連動してゲルウォーマー 7 0 C への電源電力の供給が停止される。

40

【 0 0 1 3 】

超音波診断装置 1 D , 1 E は、蓄電部 1 4 A を備え、外部電源が接続されていない場所で蓄電部 1 4 A の電源電力により使用される場合もある。しかし、筐体 1 0 0 D , 1 0 0 E に外部電源が接続されていない場合には、ゲルウォーマー 7 0 C に電源供給されず、ゲルも温まらない。このため、自機に設けられた U S B (Universal Serial Bus) 端子からゲルウォーマーに電力を供給する超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。特許文献 1 に記載の超音波診断装置では、制御プログラムによりゲルウォーマーの温度を、操作部で設定された温度に制御する。

【 0 0 1 4 】

50

ここで、図9を参照して、USB端子(USBコネクタ)を介してゲルウォーマーに電源供給する従来の超音波診断装置1Fを説明する。超音波診断装置1Fは、筐体100Fと、超音波探触子40と、ゲルウォーマー70Fと、を備える。筐体100Fは、超音波診断装置1Fの筐体部であり、超音波画像システム部10Fと、電源制御部13Dと、蓄電部14Aと、電源ボタン15と、入力コネクタ16と、USBコネクタ17Fと、を備える。

【0015】

超音波画像システム部10Fは、図7、図8の超音波画像システム部10のシステム制御部11をシステム制御部11Fに代えた構成である。システム制御部11Fは、システム制御部11と同様の機能に加えて、さらにUSBコネクタ17Fに接続され、USBコネクタ17Fに接続された外部機器と通信を行うとともに、そのUSBインターフェースのバスパワーにより、USBコネクタ17Fに接続された外部機器に電源供給を行う。ゲルウォーマー70Fは、USBコネクタ17Fに接続可能なゲルウォーマーである。

10

【0016】

入力コネクタ16に接続された電源ケーブルのコンセントプラグがコンセントに接続され、外部電源の電源電力が供給される場合(図9上の二重矢印太線)に、電源制御部13Dは、入力された外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換して電源部12に供給するとともに、蓄電部14Aに供給して充電する。システム制御部11Fは、電源部12から供給された電源電力を、USBコネクタ17Fに接続されたゲルウォーマー70Fに供給するとともに、USBコネクタ17Fを介して、ゲルウォーマー70Fの温度制御を行う。

20

【0017】

入力コネクタ16に接続された電源ケーブルのコンセントプラグがコンセントから抜かれ、外部電源がない場合(図9上の二重矢印細線)に、蓄電部14Aは、充電されていた電源電力を電源制御部13Dに供給する。電源制御部13Dは、蓄電部14Aから供給された電源電力を電源部12に供給する。システム制御部11Fは、電源部12から入力された電源電力を、USBコネクタ17Fに接続されたゲルウォーマー70Fに供給するとともに、USBコネクタ17Fを介して、ゲルウォーマー70Fの温度制御を行う。このように、ゲルウォーマー70F(超音波診断装置1F)に外部電源を接続する必要がなくなるので煩わしさが解消する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0018】

【特許文献1】特開2011-83365号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

しかし、ゲルウォーマーは、消費電力が大きい。このため、従来の超音波診断装置1Fでは、蓄電部14Aからゲルウォーマー70Fに電力供給を行う場合に、超音波診断装置1Fの稼働時間が著しく短縮される。

40

【0020】

本発明の課題は、蓄電した電力をゲルウォーマーに供給している状態において、稼働時間を長くすることである。

【課題を解決するための手段】

【0021】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明の超音波診断装置は、電力が充電され、当該充電された電力を放電する蓄電部と、入力された電力を、電力によりゲルを加温するゲル加温部に供給するゲル加温制御部と

50

外部電源から供給された電力、又は前記蓄電部から放電された電力を前記ゲル加温制御部へ出力する電源制御部と、を備え、

前記ゲル加温制御部は、前記蓄電部から放電された電力が入力された場合に、前記ゲル加温部への電力供給を切断又は抑制する。

【0022】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記電源制御部は、前記外部電源からの電力供給がなく前記蓄電部から放電された電力が入力された場合に、前記ゲル加温部への電力供給を切断又は抑制する。

【0023】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は2に記載の超音波診断装置において、

前記ゲル加温部は、入力される電力量に応じて前記ゲルへの加温力を調整できるものであって、

前記ゲル加温制御部は、前記蓄電部から放電された電力が入力された場合に、前記ゲル加温部へ供給する電力量を抑制する。

【0024】

請求項4に記載の発明は、請求項1から3のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記ゲル加温制御部は、前記外部電源からの電力供給がなくなって所定時間経過後に、前記ゲル加温部への電力供給を切断又は抑制する。

【0025】

請求項5に記載の発明は、請求項1から4のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記電源制御部は、前記外部電源から電力が供給された状態であるか、又は前記蓄電部から電力が供給された状態であることを示す制御信号を前記ゲル加温制御部へ出力し、

前記ゲル加温制御部は、前記制御信号の電力供給の状態に応じて、前記蓄電部から放電された電力が入力された場合に、前記ゲル加温部への電力供給を切断又は抑制する。

【0026】

請求項6に記載の発明は、請求項1から5のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

超音波を被検体に送受信する超音波探触子で得られた受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する超音波画像システム部を備え、

前記ゲル加温制御部は、前記超音波画像システム部が非稼働状態である場合に、当該非稼働状態に応じて、前記ゲル加温部への電力供給を切断、抑制又は実行する。

【0027】

請求項7に記載の発明の超音波診断装置は、

電力が充電され、当該充電された電力を放電する蓄電部と、

入力された交流の電力を直流の電力に変換し、直流の電力によりゲルを加温するゲル加温部に当該変換した直流の電力を出力する変換部と、

外部電源から供給された電力、又は前記蓄電部から放電された電力を、超音波を被検体に送受信する超音波探触子で得られた受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する超音波画像システム部へ出力する電源制御部と、

外部電源から入力された交流の電力を分岐し前記電源制御部及び前記変換部へ出力する電源分岐部と、を備える。

【0028】

請求項8に記載の発明は、請求項7に記載の超音波診断装置において、

前記電源制御部は、前記超音波画像システム部が非稼働状態である場合に、前記ゲル加温部への電力供給を前記変換部に切断させる。

【0029】

請求項9に記載の発明は、請求項6又は8に記載の超音波診断装置において、

前記非稼働状態は、シャットダウン、ハイバネーション又はスリープである。

10

20

30

40

50

【0030】

請求項10に記載の発明は、請求項1から9のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記蓄電部は、バッテリーを含む。

【0031】

請求項11に記載の発明の超音波診断装置は、

超音波を被検体に送受信する超音波探触子で得られた受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する超音波画像システム部に電力の供給を行う電源制御部と、

入力された電力を前記電源制御部に出力しかつ蓄電し、電力が入力されない場合に、当該蓄電された電力を前記電源制御部に出力する無停電電源部と、

外部電源から入力された電力を分岐し前記無停電電源部と電力によりゲルを加温するゲル加温部とに出力する電源分岐部と、を備える。

【0032】

請求項12に記載の発明は、請求項11に記載の超音波診断装置において、

前記電源制御部を含む筐体部を備え、

前記無停電電源部及び前記電源分岐部は、前記筐体部外に設置されている。

【発明の効果】

【0033】

本発明によれば、蓄電した電力をゲルウォーマーに供給している状態において、稼働時間を長くできる。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明の第1の実施の形態の外部電源の電源電力が供給されている状態の第1の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図2】外部電源の電源電力が供給されていない状態の第1の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図3】非稼働状態の第1の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図4】第2の実施の形態の外部電源から電源電力が供給された状態の第2の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図5】非稼働状態の第2の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図6】第3の実施の形態の第3、第4の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図7】従来の第5の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図8】従来の第6の超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図9】従来の第7の超音波診断装置の機能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】

【0035】

添付図面を参照して本発明に係る第1～第3の実施の形態を順に詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【0036】

(第1の実施の形態)

【0037】

図1～図3を参照して、本発明に係る第1の実施の形態を説明する。まず、図1を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。図1は、本実施の形態の外部電源の電源電力が供給されている状態の超音波診断装置1Aの機能構成を示すブロック図である。

【0038】

本実施の形態の超音波診断装置1Aは、病院などの外部電源(商用電源)のある医療機関などで使用される診断装置である。図1に示すように、超音波診断装置1Aは、筐体100Aと、超音波探触子40と、ゲル加温部としてのゲルウォーマー70Aと、を備える。

。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

超音波探触子 4 0 は、図示しない患者の生体などの被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射した反射超音波、散乱超音波を含む受信超音波を受信する。筐体 1 0 0 A は、ケーブル 4 1 を介して、超音波探触子 4 0 と接続され、超音波探触子 4 0 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 4 0 に被検体に対して送信超音波を送信させる。また、筐体 1 0 0 A は、超音波探触子 4 0 にて受信した被検体内からの受信超音波に応じて超音波探触子 4 0 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

【 0 0 4 0 】

超音波探触子 4 0 の振動子（図示略）は、例えば、方位方向（走査方向）に二次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、1 9 2 個の振動子を備えた超音波探触子 4 0 を用いている。なお、振動子は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子の個数は、任意に設定することができる。また、超音波探触子 4 0 は、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式又はコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

10

【 0 0 4 1 】

ゲルウォーマー 7 0 A は、入力される直流の電源電力により、ゲルを加温するゲルウォーマーであり、後述する出力コネクタ 1 7 A に接続するための電源ケーブル及びコネクタを有する。ゲルウォーマー 7 0 A は、入力される電源電力の電力量に応じてゲルへの加温力を調整できる機能を有する。なお、各実施の形態において、超音波診断装置がゲルウォーマーを含むものとして説明するが、超音波診断装置がゲルウォーマーを含まない構成としてもよい。

20

【 0 0 4 2 】

筐体 1 0 0 A は、超音波画像システム部 1 0 と、電源制御部 1 3 A と、蓄電部 1 4 A と、電源ボタン 1 5 と、入力コネクタ 1 6 と、出力コネクタ 1 7 A と、ゲル加温制御部としてのゲルウォーマー制御部 1 8 と、を備える。超音波画像システム部 1 0 は、システム制御部 1 1 と、電源部 1 2 と、超音波信号処理部 3 0 と、表示部 5 0 と、操作部 6 0 と、を備える。超音波信号処理部 3 0 は、送受信部 3 1 と、ビームフォーミング部 3 2 と、信号処理部 3 3 と、表示処理部 3 4 と、を備える。

30

【 0 0 4 3 】

操作部 6 0 は、例えば、被検体の検査開始の指示などの各種コマンドや、測定条件、被検体情報などのデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボードなどを備えており、操作入力に応じた操作情報をシステム制御部 1 1 に出力する。特に操作部 6 0 は、超音波診断装置 1 A（超音波画像システム部 1 0）を非稼働状態（シャットダウン、ハイパネーション、スリープ）にする際に、例えば操作者（医者、技師など）からの非稼働状態の実行の入力を受け付ける。シャットダウンは、超音波診断装置 1 A の電源オフされた状態である。ハイパネーションは、電源オフ時に R A M に記憶されたデータを H D D（Hard Disk Drive）などの補助記憶装置（図示略）に退避し、次回起動時にデータを補助記憶装置から読み出して作業途中から再開できるようにする休止状態である。スリープは、システム制御部 1 1 の R A M（Random Access Memory）にのみ電源電力を供給して、R A M に記憶された作業中のデータを保持して起動を待機し、次回起動時に作業途中から再開できるようにする低消費電力のスタンバイ状態である。

40

【 0 0 4 4 】

送受信部 3 1 は、システム制御部 1 1 からの駆動電圧（駆動電圧値）にしたがって、当該駆動電圧に対応する電気信号としての駆動信号を生成して超音波探触子 4 0 にケーブル 4 1 を介して供給し、送信超音波を発生させる送信部として機能する。送受信部 3 1 は、送信部として例えば、クロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音

50

波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。パルス発生回路は、所定の周波数で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。上述のように構成された送受信部 31 は、例えば、超音波探触子 40 に配列された複数（例えば、192 個）の振動子のうちの連続する一部（例えば、64 個）を駆動して送信超音波を発生させる。そして、送受信部 31 は、送信超音波を発生させる毎に駆動する振動子を方位方向にずらすことで走査（スキャン）を行う。これにより、超音波探触子 40 は、送受信部 31 からの駆動信号に応じて、超音波送受信の動作を行う。

【0045】

また、送受信部 31 は、システム制御部 11 の制御に従って、超音波探触子 40 からケーブル 41 を介して電気信号である受信信号を受信する受信部として機能する。送受信部 31 は、超音波探触子 40 の各振動子の受信信号を出力する。

10

【0046】

ビームフォーミング部 32 は、システム制御部 11 の制御に従って、送受信部 31 から入力された各振動子の受信信号を強め合い音線データを生成する。ビームフォーミング部 32 は、例えば、増幅器、A/D (Analog to Digital) 変換回路、整相加算回路を備える。増幅器は、受信信号を、振動子毎に対応した個別経路毎に、予め設定された増幅率で増幅させるための回路である。A/D 変換回路は、増幅された受信信号を A/D 変換するための回路である。整相加算回路は、A/D 変換された受信信号に対して、振動子毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算（整相加算）して音線データを生成するための回路である。

20

【0047】

信号処理部 33 は、システム制御部 11 の制御に従って、ビームフォーミング部 32 から入力された音線データに対して包絡線検波処理や対数増幅などを実施し、ダイナミックレンジやゲインの調整を行って輝度変換することにより、B (Brightness) モード画像データを生成する。すなわち、B モード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。信号処理部 33 は、診断モードが B モードの B モード画像データの他、A (Amplitude) モード、M (Motion) モード、パルスドブラ法、カラードブラ法など、他の画像モードの超音波画像データが生成可能である。

【0048】

また、信号処理部 33 は、D R A M (Dynamic RAM) などの半導体メモリーによって構成された画像メモリー部（図示略）を備える。信号処理部 33 は、システム制御部 11 の制御に従って、生成した B モード画像データをフレーム単位で画像メモリー部に記憶し、フレーム毎の画像データとして出力する。

30

【0049】

表示処理部 34 は、システム制御部 11 の制御に従って、信号処理部 33 から入力されたフレームの画像データに座標変換などを施して画像信号に変換し、表示部 50 に出力する。

【0050】

表示部 50 は、L C D (Liquid Crystal Display)、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイなどの表示装置が適用可能である。表示部 50 は、超音波信号処理部 30 を介したシステム制御部 11 の制御に従って、表示処理部 34 から入力された画像信号に従って表示画面上に超音波画像などの表示を行う。

40

【0051】

システム制御部 11 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M を備え、R O M に記憶されているシステムプログラムなどの各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置 1 A の各部を制御する。R O M は、半導体などの不揮発メモリーなどにより構成され、超音波診断装置 1 A に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、ガンマテーブルなどの各種データなどを記憶する。これらの

50

プログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。RAMは、揮発性の記憶部であり、CPUにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【0052】

電源部12は、システム制御部11、超音波信号処理部30、表示部50、操作部60への電源電力供給を行う電源である。特に、電源部12は、電源制御部13Aの指示に従って、スリープ時に、システム制御部11内のRAM、電源ボタン15への電源電力の供給を行う。電源部12は、レギュレーター（DC-DCコンバーター、シリースレギュレーター）によって構成することができる。レギュレーターは、ディスクリート部品で構成された回路でも良いし、ICや回路モジュールで構成されても良い。

10

【0053】

電源制御部13Aは、外部電源（入力コネクタ16）又は蓄電部14Aからの電源電力が供給され、電源部12、蓄電部14A及びゲルウォーマー制御部18への電源電力の供給、電源ボタン15の押下の待機、システム制御部11への電源ボタン15の押下の情報の通知、システム制御部11に従った超音波診断装置1A（超音波画像システム部10）の非稼働状態への移行、起動の処理、ゲルウォーマー制御部18の制御などを行う。また、電源制御部13Aは、外部電源から供給された交流の電源電力を直流の電源電力に変換する機能を有する。電源制御部13Aは、制御の複雑さに応じて様々な構成をとることができ、デジタル回路、マイコンなどの小規模なCPU、電源制御専用のIC（Integrated Circuit）などで実現することができる。

20

【0054】

蓄電部14Aは、例えば筐体100Aに内蔵されたリチウムイオン電池などの2次電池（バッテリー）を含み、電源制御部13Aからの直流の電源電力の充電及び電源制御部13Aへの直流の電源電力の出力（放電）が可能である。なお、蓄電部14Aは、キャパシタなど、他の種類の蓄電部としてもよい。

【0055】

電源ボタン15は、筐体100Aの表面に設けられ、操作者からの電源オン/オフ操作としての押下操作入力を受け付け、その操作信号を電源制御部13Aに出力する。電源ボタン15が受け付ける操作内容は、超音波診断装置1Aの非稼働状態後における起動操作、超音波診断装置1Aの起動中（稼働中）における終了（シャットダウン）操作である。

30

【0056】

入力コネクタ16は、筐体100Aの表面に設けられ、電源制御部13Aに電氣的に接続され、外部電源（商用電源のコンセント）に接続されたコンセントプラグの電源ケーブルが電氣的に接続されるための入力コネクタである。外部電源の電源電力は、入力コネクタ16を介して電源制御部13Aに供給される。出力コネクタ17Aは、筐体100Aの表面に設けられ、ゲルウォーマー制御部18に電氣的に接続され、ゲルウォーマー70Aのコネクタが接続される出力コネクタである。

【0057】

ゲルウォーマー制御部18は、出力コネクタ17Aに電氣的に接続され、電源制御部13Aからの制御に従い、出力コネクタ17Aを介して、電源制御部13Aから供給される電源電力をゲルウォーマー70Aへ供給、供給停止又は供給の抑制を行う。また、ゲルウォーマー制御部18は、タイマーを内蔵しており、当該タイマーにより所定時間の計時が可能であり、ゲルウォーマー70Aへの電源電力の所定時間の供給を行う。タイマーは、具体的にはマイコンなどのデジタル回路、又はコンデンサなどに蓄積された電荷の放電時間を計測するアナログ回路で構成される。

40

【0058】

超音波診断装置1Aが備える各部について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えばLSI（Large Scale Integration）であり、LSIは集積度の違いにより、IC（Int

50

egrated Circuit)、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと称されることもある。また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、FPGA(Field Programmable Gate Array)やLSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上のROMなどの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。

【0059】

つぎに、図1～図3を参照して、超音波診断装置1Aの動作を説明する。図2は、外部電源の電源電力が供給されていない状態の超音波診断装置1Aの機能構成を示すブロック図である。図3は、非稼働状態の超音波診断装置1Aの機能構成を示すブロック図である。

【0060】

まず、図1を参照して、外部電源の電源電力が供給される状態の超音波診断装置1Aの動作を説明する。超音波診断装置1Aは、稼働状態(非稼働状態でない電源オンの状態)であるものとする。

【0061】

外部電源の交流の電源電力は、入力コネクタ16を介して、電源制御部13Aに供給される。電源制御部13Aは、外部電源の電源電力が供給されていることを検出し、当該検出に応じて、外部電源からの電力供給に切り替える。このとき、電源制御部13Aは、外部電源から電源電力が供給された状態であることを示す制御信号を生成してゲルウォーマー制御部18に出力し、供給された外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換して電源部12、蓄電部14A及びゲルウォーマー制御部18に供給する。

【0062】

電源部12は、電源制御部13Aから供給された直流の電源電力を超音波画像システム部10の各部に供給する。蓄電部14Aは、電源制御部13Aから供給された直流の電源電力により充電される。ゲルウォーマー制御部18は、電源制御部13Aからの制御信号に応じて、電源制御部13Aから入力された直流の電源電力を、ゲルウォーマー制御部18、出力コネクタ17Aを介して、ゲルウォーマー70Aに供給する。

【0063】

ついで、図2に示すように、超音波診断装置1Aの移動などで一時的に超音波診断装置1Aの入力コネクタ16のコンセントプラグをコンセントから抜くなどして、外部電源からの電源電力が供給されない状態の超音波診断装置1Aの動作を説明する。超音波診断装置1Aにおいて、外部電源の電源電力の供給が断たれると、電源制御部13Aは、外部電源の電源電力がないことを検出し、当該検出に応じて、蓄電部14Aからの電力供給に切り替える。このとき、電源制御部13Aは、蓄電部14Aから電源電力が供給された状態であることを示す制御信号を生成してゲルウォーマー制御部18に出力し、蓄電部14Aから供給(放電)された直流の電源電力を電源部12、ゲルウォーマー制御部18に供給する。

【0064】

また、ゲルウォーマー制御部18は、電源制御部13Aからの制御信号に応じて、タイマーを用いて所定時間をカウントしつつ、蓄電部14Aから供給された直流の電源電力を、ゲルウォーマー制御部18、出力コネクタ17Aを介して、ゲルウォーマー70Aに所定時間供給する。そして、電源制御部13Aは、ゲルウォーマー制御部18を制御し、所定時間経過後に、直流の電源電力をゲルウォーマー制御部18で切断(ゲルウォーマー70Aへの供給停止)するか、又は直流の電源電力の電力量を抑制して(電圧値又は電流値を下げて)ゲルウォーマー70Aに供給する。

【0065】

このように、一時的に外部電源が断たれても、ゲルが冷えないように、ゲルウォーマー

10

20

30

40

50

70 Aにより、所定時間加温が続けられる。所定時間経過後は、蓄電部14 Aの放電を防ぐ又は抑制するために、ゲルウォーマー70 Aによる加温を停止又は抑制するよう動作する。

【0066】

ついで、図3を参照して、非稼働状態の超音波診断装置1 Aの動作を説明する。図3に示すように、稼働状態の超音波診断装置1 Aにおいて、外部電源からの電源電力が供給された状態の場合に、電源制御部13 Aは、外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換して電源部12、蓄電部14 A及びゲルウォーマー制御部18に供給し、蓄電部14 Aを充電する。このとき、操作部60又は電源ボタン15を介し操作者から超音波診断装置1 A（超音波画像システム部10）の非稼働状態（シャットダウン、ハイバネーション又はスリープ）の実行指示が入力されると、システム制御部11は、その設定した非稼働状態の情報を電源制御部13 Aに出力し、超音波画像システム部10を非稼働状態に設定する。

10

【0067】

電源制御部13 Aは、非稼働状態の情報に応じて、外部電源から電力が供給された状態でありかつ非稼働状態を示す制御信号を生成してゲルウォーマー制御部18に出力し、外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換して蓄電部14 A（及び電源部12（スリープ時のみ））に供給し、蓄電部14 Aを充電する。電源部12は、スリープ時に、直流の電源電力をシステム制御部11のRAMに供給する。ゲルウォーマー制御部18は、入力された制御信号に応じて、シャットダウンの場合に、例えば、しばらく起動しない可能性があるため、ゲルウォーマー70 Aへの直流の電源電力の供給を切断する。ゲルウォーマー制御部18は、入力された制御信号に応じて、ハイバネーションの場合に、例えば、超音波診断装置1 A及びゲルが使用される可能性が高いので、ゲルウォーマー70 Aへの直流の電源電力の供給を（電圧値又は電流値を下げて）抑制する。ゲルウォーマー制御部18は、入力された制御信号に応じて、スリープの場合に、例えば、すぐに超音波診断装置1 A及びゲルが使用される可能性があるため、ゲルウォーマー70 Aへの直流の電源電力を切断又は抑制せずに供給する。

20

【0068】

そして、非稼働状態の超音波診断装置1 Aにおいて、外部電源からの電源電力の供給がない状態となった場合に、電源制御部13 Aは、入力された非稼働状態の情報に応じて、蓄電部14 Aから供給された直流の電源電力をゲルウォーマー制御部18に供給し、スリープ時に、当該直流の電源電力を電源部12に供給する。電源部12は、スリープ時に、直流の電源電力をシステム制御部11のRAMに供給する。

30

【0069】

また、電源制御部13 Aは、入力された非稼働状態の情報に応じて、蓄電部14 Aから電力が供給された状態でありかつ非稼働状態を示す制御信号を生成してゲルウォーマー制御部18に出力する。このとき、ゲルウォーマー制御部18は、外部電源から電力が供給された状態と同様に、制御信号の非稼働状態（シャットダウン、ハイバネーション又はスリープ）に応じて、ゲルウォーマー70 Aへの直流の電源電力の供給を切断、抑制又は実行する（供給する）。

40

【0070】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置1 Aは、電力が充電され、当該充電された電力を放電する蓄電部14 Aと、入力された電力を、電力によりゲルを加温するゲルウォーマー70 Aに供給するゲルウォーマー制御部18と、外部電源から供給された電力、又は蓄電部14 Aから放電された電力をゲルウォーマー制御部18に出力する電源制御部13 Aと、を備える。ゲルウォーマー制御部18は、蓄電部14 Aから放電された電力が入力された場合に、ゲルウォーマー70 Aへの電力供給を切断又は抑制する。

【0071】

このため、蓄電部14 Aにより蓄電した電力をゲルウォーマー70 Aに供給している状態において、ゲルウォーマー70 Aの消費電力を無し又は低下するので、超音波診断装置

50

1 A の稼働時間を長くできる。

【0072】

また、電源制御部 13 A は、外部電源からの電力供給がなく蓄電部 14 A から放電された電力が入力された場合に、ゲルウォーマー制御部 18 への電力供給を切断又は抑制する。このため、外部電源からの電力供給がなく蓄電部 14 A により蓄電した電力をゲルウォーマー 70 A に供給している状態において、ゲルウォーマー 70 A の消費電力を無し又は低下するので、超音波診断装置 1 A の稼働時間を長くできる。

【0073】

また、ゲルウォーマー 70 A は、入力される電力量に応じて前記ゲルへの加温力を調整できるものである。ゲルウォーマー制御部 18 は、蓄電部 14 A から放電された電力が入力された場合に、ゲルウォーマー 70 A へ供給する電力量を抑制する。このため、節電できるとともに、ゲルが完全に冷えないように緩く加温できる。

【0074】

また、ゲルウォーマー制御部 18 は、外部電源からの電力供給がなくなって所定時間経過後に、ゲルウォーマー 70 A への電力供給を切断又は抑制する。このため、節電できるとともに、所定時間の加温によりゲルを冷えなくすることができる。

【0075】

また、電源制御部 13 A は、外部電源から電力が供給された状態であるか、又は蓄電部 14 A から電力が供給された状態であることを示す制御信号をゲルウォーマー制御部 18 に出力する。ゲルウォーマー制御部 18 は、制御信号に応じて、蓄電部 14 A から放電された電力が入力された場合に、ゲルウォーマー 70 A への電力供給を切断又は抑制する。このため、制御信号の電力供給の状態に応じて、ゲルウォーマー 70 A への電力供給と、電力供給の切断又は抑制とを容易に切替できる。

【0076】

また、超音波診断装置 1 A は、超音波を被検体に送受信する超音波探触子 40 で得られた受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する超音波画像システム部 10 を備える。ゲルウォーマー制御部 18 は、超音波画像システム部 10 が非稼働状態である場合に、当該非稼働状態に応じてゲルウォーマー 70 A への電力供給を切断、抑制又は実行する。このため、超音波画像システム部 10 が非稼働状態である場合に、当該非稼働状態に連動して、ゲルウォーマー 70 A への電力供給を制御でき、非稼働状態におけるゲルウォーマー 70 A への電力の停止又は抑制により、ゲルの蒸発と蓄電部 14 A の放電の抑制とを行うことができる。

【0077】

また、非稼働状態は、シャットダウン、ハイバネーション又はスリープである。このため、非稼働状態のシャットダウンに応じて、例えば、ゲルウォーマー 70 A への電力供給の停止により、ゲルの蒸発と蓄電部 14 A の放電の抑制とを行うことができる。非稼働状態のハイバネーションに応じて、例えば、ゲルウォーマー 70 A への電力供給を抑制でき、ゲルを緩く加温できる。非稼働状態のスリープに応じて、例えば、ゲルウォーマー 70 A への電力供給を継続でき、超音波画像システム部 10 とともにゲルをスタンバイできる。

【0078】

また、蓄電部 14 A は、バッテリーを含む。このため、電力の充電及び放電を適切に行うことができる。

【0079】

(第2の実施の形態)

図4、図5を参照して、本発明に係る第2の実施の形態を説明する。図4は、本実施の形態の外部電源から電源電力が供給された状態の超音波診断装置 1 B の機能構成を示すブロック図である。図5は、非稼働状態の超音波診断装置 1 B の機能構成を示すブロック図である。

【0080】

10

20

30

40

50

本実施の形態では、装置構成として、図 4 に示す超音波診断装置 1 B を用いる。超音波診断装置 1 B において、第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 A と同様の構成部分については、同じ符号を付してその説明を省略する。

【 0 0 8 1 】

図 4 に示すように、超音波診断装置 1 B は、筐体 1 0 0 B と、超音波探触子 4 0 と、ゲルウォーマー 7 0 A と、を備える。筐体 1 0 0 B は、超音波画像システム部 1 0 と、電源制御部 1 3 B と、蓄電部 1 4 A と、電源ボタン 1 5 と、入力コネクタ 1 6 と、出力コネクタ 1 7 A と、電源分岐部 1 9 B と、変換部としての A C - D C コンバータ 2 0 と、を備える。

【 0 0 8 2 】

電源制御部 1 3 B は、外部電源（入力コネクタ 1 6 ）又は蓄電部 1 4 A からの電源電力が供給され、電源部 1 2 及び蓄電部 1 4 A への電源電力の供給、電源ボタン 1 5 の押下の待機、システム制御部 1 1 への電源ボタン 1 5 の押下の情報の通知、システム制御部 1 1 に従った超音波診断装置 1 B の非稼働状態への移行、起動の処理、A C - D C コンバータ 2 0 の制御などを行う。また、電源制御部 1 3 B は、外部電源から供給された交流の電源電力を直流の電源電力に変換する機能を有する。

【 0 0 8 3 】

電源分岐部 1 9 B は、入力コネクタ 1 6 を介して供給された外部電源の電源電力を分岐して、電源制御部 1 3 B 及び A C - D C コンバータ 2 0 に供給する。A C - D C コンバータ 2 0 は、電源分岐部 1 9 B から供給された外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換して出力コネクタ 1 7 A に出力する回路部である。

【 0 0 8 4 】

つぎに、図 4、図 5 を参照して、超音波診断装置 1 B の動作を説明する。まず、図 4 を参照して、外部電源の電源電力が供給される状態の超音波診断装置 1 B の動作を説明する。

【 0 0 8 5 】

図 4 に示すように、超音波診断装置 1 B は、稼働状態であるものとする。外部電源の交流の電源電力は、入力コネクタ 1 6、電源分岐部 1 9 B を介して、電源制御部 1 3 B 及び A C - D C コンバータ 2 0 に供給される。電源制御部 1 3 B は、外部電源の電源電力が供給されていることを検出し、当該検出に応じて、外部電源からの電力供給に切り替える。このとき、電源制御部 1 3 B は、供給された外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換して電源部 1 2 及び蓄電部 1 4 A に供給する。

【 0 0 8 6 】

また、A C - D C コンバータ 2 0 は、供給された交流の外部電源の電源電力を直流の電源電力に変換し、出力コネクタ 1 7 A を介して、直流の電源電力をゲルウォーマー 7 0 A に供給する。

【 0 0 8 7 】

超音波診断装置 1 B において、外部電源の電源電力の供給がない状態になると、第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 A と同様に、電源制御部 1 3 B は、蓄電部 1 4 A から供給される直流の電源電力を電源部 1 2 に供給する。さらに、外部電源の電源電力の供給がないので、A C - D C コンバータ 2 0 に電源電力が供給されず、ゲルウォーマー 7 0 A にも電源電力が供給されず、ゲルの加温もされない。

【 0 0 8 8 】

ついで、図 5 を参照して、非稼働状態の超音波診断装置 1 B の動作を説明する。図 5 に示すように、超音波診断装置 1 B において、外部電源からの電源電力が供給された状態の場合に、電源制御部 1 3 B は、入力コネクタ 1 6 及び電源分岐部 1 9 B を介して外部電源の交流の電源電力が供給され、供給された外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換して電源部 1 2 及び蓄電部 1 4 A に供給し、蓄電部 1 4 A を充電する。このとき、操作部 6 0 又は電源ボタン 1 5 を介し操作者から超音波診断装置 1 B（超音波画像システム部 1 0）の非稼働状態の実行指示が入力されると、システム制御部 1 1 は、その設定し

10

20

30

40

50

た非稼働状態の情報を電源制御部 13B に出力し、超音波画像システム部 10 を非稼働状態に設定する。

【0089】

電源制御部 13B は、非稼働状態の情報に応じて、外部電源からの電源電力の供給を検出し、その検出に応じて、外部電源から電力が供給された状態でありかつ非稼働状態を示す制御信号を生成して AC - DC コンバーター 20 に出力する。AC - DC コンバーター 20 は、制御信号に応じて、入力コネクタ 16、電源分岐部 19B を介して供給された外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換し、出力コネクタ 17A を介して、変換した直流の電源電力のゲルウォーマー 70A への供給を切断する。このため、ゲルウォーマー 70A により、ゲルが加温されない。

10

【0090】

そして、非稼働状態の超音波診断装置 1B において、外部電源からの電源電力の供給がない状態になった場合に、稼働状態と同様に、電源制御部 13B は、蓄電部 14A から供給される直流の電源電力を電源部 12 に供給し、外部電源の電源電力の供給がないので、AC - DC コンバーター 20 に電源電力が供給されず、ゲルウォーマー 70A にも電源電力が供給されない。このため、ゲルウォーマー 70A により、ゲルの加温もされない。

【0091】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置 1B は、電力が充電され、当該充電された電力を放電する蓄電部 14A と、入力された交流の電力を直流の電力に変換し、直流の電力によりゲルを加温するゲルウォーマー 70A に当該変換した直流の電力を出力する AC - DC コンバーター 20 と、外部電源から供給された電力、又は蓄電部 14A から放電された電力を、超音波画像システム部 10 に出力する電源制御部 13B と、外部電源から入力された交流の電力を分岐し電源制御部 13B 及び AC - DC コンバーター 20 に出力する電源分岐部 19B と、を備える。

20

【0092】

このため、蓄電部 14A により蓄電した電力をゲルウォーマー 70A に供給している状態において、ゲルウォーマー 70A の消費電力を無しにするので、超音波診断装置 1B の稼働時間を長くできる。

【0093】

また、電源制御部 13B は、超音波画像システム部 10 が非稼働状態である場合に、ゲルウォーマー 70A への電力供給を AC - DC コンバーター 20 に切断させる。このため、超音波画像システム部 10 が非稼働状態である場合に、当該非稼働状態に連動して、ゲルウォーマー 70A への電力供給を制御でき、非稼働状態におけるゲルウォーマー 70A への電力供給の停止により、ゲルの蒸発の抑制と節電とを行うことができる。

30

【0094】

(第3の実施の形態)

図6を参照して、本発明に係る第3の実施の形態を説明する。図6は、本実施の形態の超音波診断装置 1C1, 1C2 の機能構成を示すブロック図である。

【0095】

本実施の形態では、装置構成として、図6に示す超音波診断装置 1C1, 1C2 を用いる。超音波診断装置 1C1, 1C2 において、第1の実施の形態の超音波診断装置 1A と同様の構成部分については、同じ符号を付してその説明を省略する。

40

【0096】

図6の実線及び点線に示すように、超音波診断装置 1C1 は、筐体 100C1 と、超音波探触子 40 と、ゲルウォーマー 70C と、を備える。筐体 100C1 は、超音波画像システム部 10 と、電源制御部 13C と、蓄電部 14C と、電源ボタン 15 と、入力コネクタ 16 と、出力コネクタ 17C と、電源分岐部 19C と、を備える。

【0097】

電源分岐部 19C は、入力コネクタ 16 を介して供給された外部電源の電源電力を分岐して、蓄電部 14C 及び出力コネクタ 17A に供給する。出力コネクタ 17C は、

50

筐体 100C1 の表面に設けられ、電源分岐部 19C に電氣的に接続され、ゲルウォーマー 70C のコンセントプラグが接続されるコンセントを有する出力コネクタである。

【0098】

蓄電部 14C は、UPS (Uninterruptible Power Supply ; 無停電電源装置) であり、二次電池など電力を蓄積する蓄電ユニットを内蔵し、外部電源からの電源電力の供給が途絶えても、一定時間決められた出力で外部に電源電力を供給することができる装置である。つまり、蓄電部 14C は、電源分岐部 19C から入力された外部電源の電源電力を電源制御部 13C に供給するとともに、超音波診断装置 1C1 のコンセントプラグが外部電源のコンセントから一時的に抜かれ、電源分岐部 19C から外部電源の交流の電源電力が供給されなくても、蓄電ユニットから出力される直流の電源電力を電源制御部 13C に供給する。

10

【0099】

電源制御部 13C は、蓄電部 14C からの電源電力が供給され、電源部 12 への電源電力の供給、電源ボタン 15 の押下の待機、システム制御部 11 への電源ボタン 15 の押下の情報の通知、システム制御部 11 に従った超音波診断装置 1B の非稼働状態への移行、起動の処理などを行う。また、電源制御部 13C は、蓄電部 14C から供給された交流の電源電力を直流の電源電力に変換する機能を有する。

【0100】

また、超音波診断装置 1C1 とは別の構成として、図 6 の実線に示す超音波診断装置 1C2 を構成してもよい。超音波診断装置 1C2 は、筐体 100C2 と、超音波探触子 40 と、蓄電部 14C と、入力コネクタ 16 と、出力コネクタ 17C と、電源分岐部 19C と、ゲルウォーマー 70C と、を備える。筐体 100C2 は、超音波画像システム部 10 と、電源制御部 13C と、電源ボタン 15 と、を備える。超音波診断装置 1C2 において、蓄電部 14C、入力コネクタ 16、出力コネクタ 17C、電源分岐部 19C 及びゲルウォーマー 70C は、筐体 100C2 と別体であり、例えば、筐体 100C2 などを載置する台部 (カート) 上に設けられる。

20

【0101】

つぎに、図 6 を参照して、超音波診断装置 1C1 の動作を説明する。まず、外部電源の電源電力が供給される状態の超音波診断装置 1C1 の動作を説明する。

【0102】

図 6 に示すように、超音波診断装置 1C1 は、稼働状態であるものとする。外部電源の交流の電源電力は、入力コネクタ 16、電源分岐部 19C を介して、蓄電部 14C 及び出力コネクタ 17A に供給される。ゲルウォーマー 70A は、出力コネクタ 17A を介して、外部電源の交流の電源電力が供給され、ゲルを加温する。

30

【0103】

蓄電部 14C は、電源分岐部 19C から供給された外部電源の交流の電源電力を電源制御部 13C に供給する。電源制御部 13C は、供給された外部電源の交流の電源電力を直流の電源電力に変換して電源部 12 に供給する。

【0104】

超音波診断装置 1C1 において、外部電源の電源電力の供給がない状態になると、蓄電部 14C は、蓄電ユニットから出力される直流の電源電力を電源制御部 13C に供給する。電源制御部 13C は、供給された蓄電部 14C からの直流の電源電力を電源部 12 に供給する。ゲルウォーマー 70C は、電源電力が供給されないため、ゲルも加温されない。

40

【0105】

また、超音波診断装置 1C2 の動作は、上記の超音波診断装置 1C1 の動作と同様である。

【0106】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置 1C1, 1C2 は、超音波画像システム部 10 に電力の供給を行う電源制御部 13C と、入力された電力を電源制御部 13C に出力しかつ蓄電し、電力が入力されない場合に、当該蓄電された電力を電源制御部 13C に

50

出力する蓄電部 14C と、外部電源から入力された電力を分岐し蓄電部 14C と電力によりゲルを加温するゲルウォーマー 70C とに出力する電源分岐部 19C と、を備える。

【0107】

このため、蓄電部 14C により蓄電した電力をゲルウォーマー 70C に供給している状態において、ゲルウォーマー 70C の消費電力を無しにするので、超音波診断装置 1C1, 1C2 の稼働時間を長くできる。

【0108】

また、超音波診断装置 1C2 は、電源制御部 13C を含む筐体 100C2 を備える。蓄電部 14C 及び電源分岐部 19C は、筐体 100C2 外に設置されている。このため、筐体 100C2 を小さくすることができる。

10

【0109】

なお、上記各実施の形態における記述は、本発明に係る好適な超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。例えば、上記各実施の形態の構成の少なくとも 2 つを組合せる構成としてもよい。

【0110】

また、以上の実施の形態における超音波診断装置 1A, 1B, 1C1, 1C2 を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【符号の説明】

【0111】

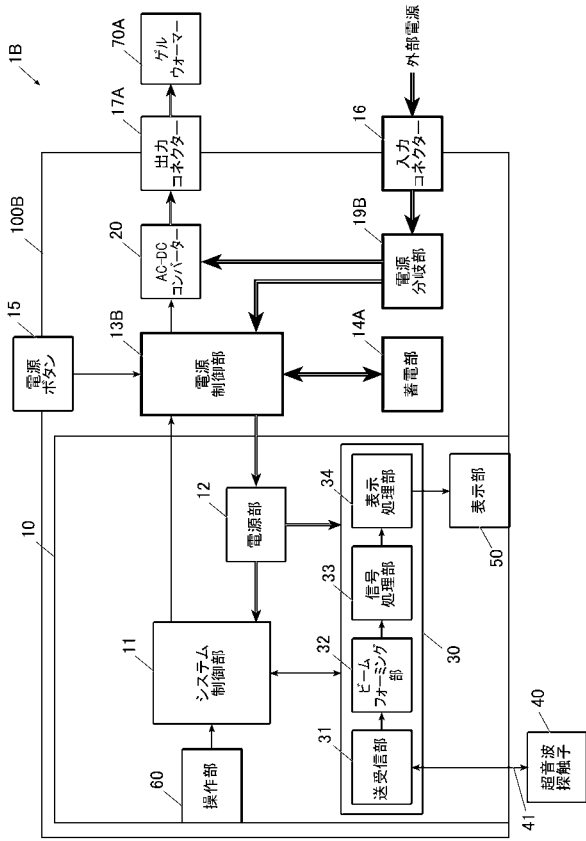
1A, 1B, 1C1, 1C2, 1D, 1E, 1F 超音波診断装置
 100A, 100B, 100C1, 100C2, 100D, 100E, 100F 筐体
 10, 10F 超音波画像システム部
 11, 11F システム制御部
 12 電源部
 30 超音波信号処理部
 31 送受信部
 32 ビームフォーミング部
 33 信号処理部
 34 表示処理部
 50 表示部
 60 操作部
 13A, 13B, 13C, 13D, 13E 電源制御部
 14A, 14C 蓄電部
 15 電源ボタン
 16 入力コネクタ
 17A, 17C 出力コネクタ
 17F USBコネクタ
 18 ゲルウォーマー制御部
 19B, 19C, 19E 電源分岐部
 20 AC-Dコンバーター
 40 超音波探触子
 41 ケーブル
 70A, 70C, 70F ゲルウォーマー

20

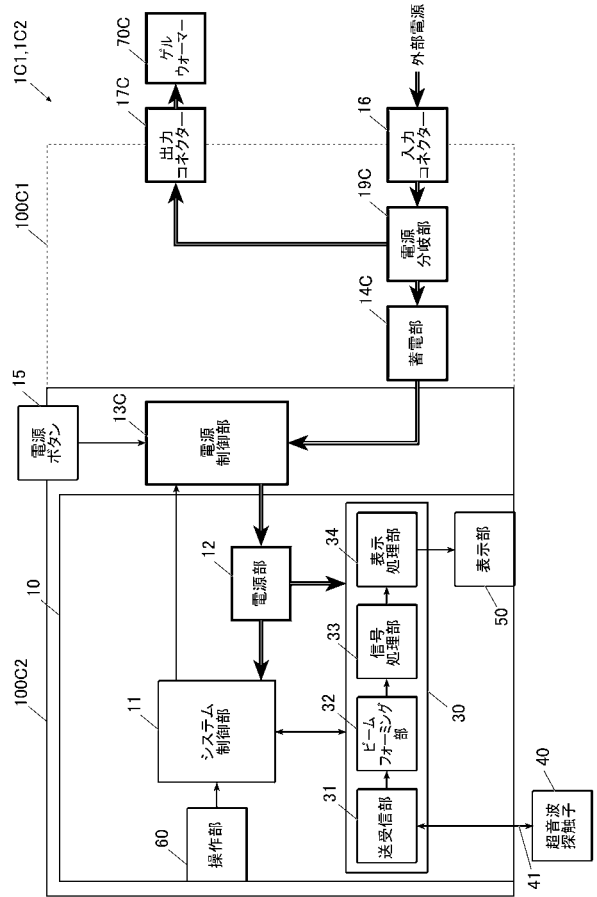
30

40

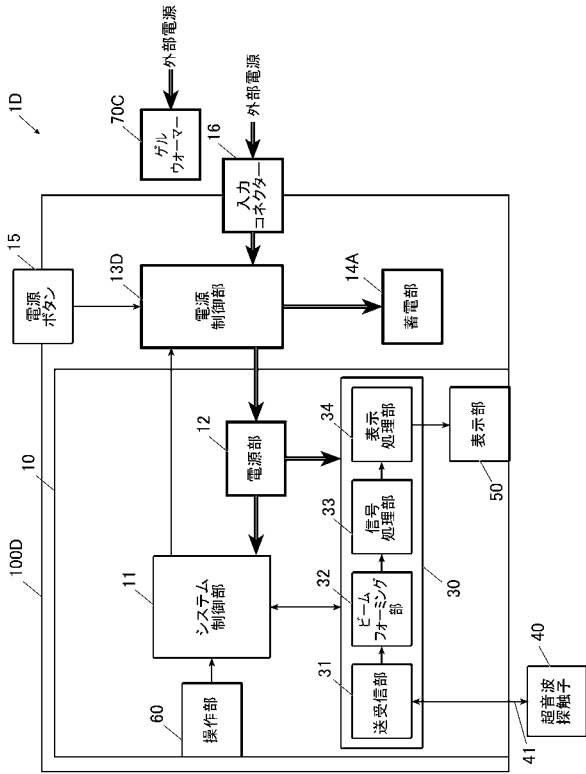
【図 5】



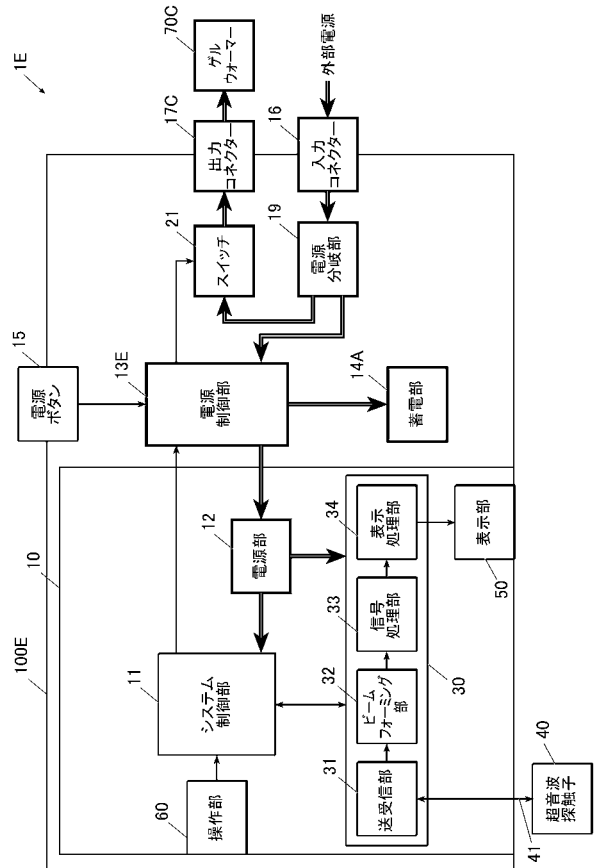
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【図 9】

