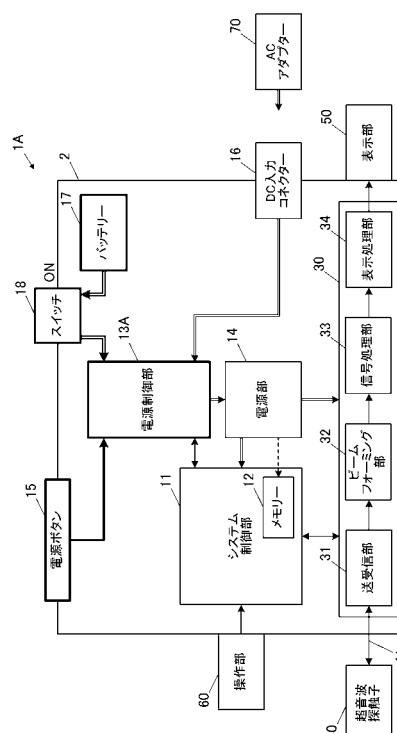




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の医用画像の処理を行う医用画像診断装置であって、
前記医用画像診断装置の各部への電力供給を行う電源部と、
前記医用画像診断装置の終了又は起動の操作を受け付ける電源ボタンと、
前記電源ボタンの入力受付を待機し、前記電源部への電力供給及び制御を行う電源制御部と、

前記医用画像診断装置に内蔵され、前記電源制御部に電力を供給する電池部と、
オン又はオフの操作を受け付け、当該操作に応じて前記電池部と前記電源制御部との間の線路を電氣的に接続又は遮断するスイッチと、を備える医用画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記医用画像診断装置の外部から入力された電源電力を前記電源制御部に供給する外部電源入力部を備え、

前記電源制御部は、前記外部電源入力部から入力された電源電力を、前記スイッチを介して前記電池部に供給する請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 3】

前記電池部と前記電源制御部との間に前記スイッチと並列に設けられ、前記電源制御部からのオン又はオフの制御に応じて、前記電池部と前記電源制御部との間の線路を接続又は遮断するリレーを備え、

前記電源制御部は、前記スイッチがオフでかつ前記外部電源入力部から電源電力が入力された場合に、前記リレーをオンし、前記入力された電源電力を、当該リレーを介して前記電池部に供給する請求項 2 に記載の医用画像診断装置。

20

【請求項 4】

前記電源制御部は、前記医用画像診断装置が稼働している場合に、前記リレーをオンする請求項 3 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】

前記電源制御部は、スタンバイで前記医用画像診断装置が終了された場合に、前記リレーをオフする請求項 3 又は 4 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 6】

前記医用画像診断装置をシャットダウン又はスタンバイで終了する操作入力を受け付ける操作部と、

前記操作部又は前記電源ボタンにより入力された操作に応じて、シャットダウン又はスタンバイで前記医用画像診断装置の終了処理を行うシステム制御部と、を備える請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

30

【請求項 7】

前記医用画像診断装置の終了の操作入力を受け付ける操作部と、

前記操作部又は前記電源ボタンにより入力された操作に応じて、前記医用画像診断装置の終了処理を行うシステム制御部と、

前記スイッチがオンの状態の場合に、当該オンの状態を前記システム制御部に通知する通知部と、を備え、

40

前記システム制御部は、前記スイッチのオンの状態の通知がある場合の前記操作部又は前記電源ボタンにより入力された終了の操作に応じて、スタンバイで前記医用画像診断装置の終了処理を行う請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

【請求項 8】

前記通知部は、前記スイッチがオフの状態の場合に、当該オフの状態を前記システム制御部に通知し、

前記システム制御部は、前記スイッチのオフの状態の通知がある場合の前記操作部又は前記電源ボタンにより入力された終了の操作に応じて、シャットダウンで前記医用画像診断装置の終了処理を行う請求項 7 に記載の医用画像診断装置。

【請求項 9】

50

データを記憶する揮発性の記憶部を備え、

前記スタンバイは、前記電源制御部、前記電源部及び前記記憶部に電力が供給され、当該記憶部に記憶されたデータが保持された状態である請求項 5 から 8 のいずれか一項に記載の医用画像診断装置。

【請求項 10】

前記シャットダウンは、前記電源制御部に電力が供給される状態である請求項 6 又は 8 に記載の医用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、医用画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医用画像診断装置として、バッテリーと、AC (Alternating Current) - DC (Direct Current) コンバーターと、を備える医用画像診断装置超音波診断装置が知られている (特許文献 1 参照)。超音波診断装置の各部に電源を供給する電源部に対しては、AC - DC コンバーターが商用電源など外部から供給された電源電力を変換して供給する。さらに AC - DC コンバーターは、バッテリーにも充電を行う。外部電源の供給が受けられない状況下では、バッテリーが電源部に対して電源を供給する。通常の診療環境では、超音波診断装置は商用電源で稼働することが多いが、屋外など診療場所によっては商用電源が使えないこともあるため、その場合はバッテリーにより稼働させることができる。バッテリーでの稼働後は、商用電源に接続することで充電する。

20

【0003】

また、近年の超音波診断装置では、終了中であっても、次回起動のために制御回路の一部に電源電力を供給するものが知られている。ここで、図 14 を参照して、バッテリーを備える従来の超音波診断装置 1D を簡単に説明する。図 14 は、スタンバイの状態の従来の超音波診断装置 1D の機能構成を示すブロック図である。

【0004】

図 14 において、二重矢印が電源ラインを示し、破線矢印がスタンバイ電源ラインを示し、一重矢印が信号ライン又は制御ラインを示す。また、図 14 において、太線が給電しているライン又は稼働している部品を示し、細線が給電していないライン又は稼働していない部品を示す。これらの表記は、他の図においても同様であるものとする。

30

【0005】

図 14 に示すように、超音波診断装置 1D は、筐体 2D と、超音波探触子 40 と、表示部 50 と、操作部 60 と、AC アダプター 70 と、を備える。筐体 2D は、システム制御部 11 と、電源制御部 13A と、電源部 14 と、電源ボタン 15 と、DC 入力コネクタ 16 と、バッテリー 17 と、超音波信号処理部 30 と、を備える。システム制御部 11 は、揮発性のメモリー 12 を有する。超音波探触子 40 は、ケーブル 41 を介して超音波信号処理部 30 に接続されている。超音波信号処理部 30 は、送受信部 31 と、ビームフォーミング部 32 と、信号処理部 33 と、表示処理部 34 と、を備える。

40

【0006】

超音波診断装置 1D の起動時に、電源制御部 13A は、バッテリー 17 又は商用電源に接続された AC アダプター 70 を介する商用電源により供給された電源電力を電源部 14 に供給する。電源部 14 は、システム制御部 11、電源ボタン 15、超音波信号処理部 30、超音波探触子 40、表示部 50、操作部 60 に電源電力を供給する。システム制御部 11 は、超音波信号処理部 30 を制御し、超音波探触子 40 による被検体への超音波送受信による超音波画像データを生成して表示部 50 に表示させる。

【0007】

超音波診断装置 1D の終了は、スタンバイと、シャットダウンと、の 2 種類がある。図 14 には、AC アダプター 70 が接続されていない (商用電源の電力供給がない) スタン

50

バイの状態の超音波診断装置 1 D を示す。AC アダプター 7 0 が接続されていないスタンバイの状態においては、メモリー 1 2 に記憶されたデータを起動後に使用可能にするために、バッテリー 1 7 から出力された電源電力が、待機電力として、電源制御部 1 3 A、電源部 1 4、メモリー 1 2 及び電源ボタン 1 5 に供給されている。電源制御部 1 3 A は、超音波診断装置 1 D の起動のための電源ボタン 1 5 の押下操作を待機している。

【0008】

AC アダプター 7 0 が接続されていないシャットダウンの状態においては、メモリー 1 2 に記憶されたデータを起動後に使用しないので、バッテリー 1 7 から出力された電源電力が、待機電力として、電源制御部 1 3 A 及び電源ボタン 1 5 に供給されている。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0009】

【特許文献 1】特開平 5 - 2 6 1 0 9 6 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

超音波診断装置 1 D は、平時の環境では特に難なく商用電源にアクセス可能であるが、災害時や未開発の地域などで診療を行う場合、商用電源でバッテリー 1 7 に充電したのち移動し、診療で稼働させるまでに数時間～数日を要することがある。スタンバイ中だけでなく、シャットダウン中でも充電できない状況下では、バッテリー 1 7 の電力は、待機電力として徐々に消費されるため、診療に供される時間が短縮されてしまう。安易な解決策としては、充電後のバッテリー 1 7 を超音波診断装置 1 D から外すことで待機電力による放電を防ぐことができる。しかし、バッテリー 1 7 を別に携行する必要があるため、移動の際には煩わしい。

20

【0011】

本発明の課題は、終了後の電力消費を容易に低減することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明の医用画像診断装置は、被検体の医用画像の処理を行う医用画像診断装置であって、前記医用画像診断装置の各部への電力供給を行う電源部と、前記医用画像診断装置の終了又は起動の操作を受け付ける電源ボタンと、前記電源ボタンの入力受付を待機し、前記電源部への電力供給及び制御を行う電源制御部と、前記医用画像診断装置に内蔵され、前記電源制御部に電力を供給する電池部と、オン又はオフの操作を受け付け、当該操作に応じて前記電池部と前記電源制御部との間の線路を電氣的に接続又は遮断するスイッチと、を備える。

30

【0013】

また、請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の医用画像診断装置において、前記医用画像診断装置の外部から入力された電源電力を前記電源制御部に供給する外部電源入力部を備え、前記電源制御部は、前記外部電源入力部から入力された電源電力を、前記スイッチを介して前記電池部に供給する。

40

【0014】

また、請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の医用画像診断装置において、前記電池部と前記電源制御部との間に前記スイッチと並列に設けられ、前記電源制御部からのオン又はオフの制御に応じて、前記電池部と前記電源制御部との間の線路を接続又は遮断するリレーを備え、

前記電源制御部は、前記スイッチがオフでかつ前記外部電源入力部から電源電力が入力された場合に、前記リレーをオンし、前記入力された電源電力を、当該リレーを介して前

50

記電池部に供給する。

【0015】

また、請求項4に記載の発明は、請求項3に記載の医用画像診断装置において、前記電源制御部は、前記医用画像診断装置が稼働している場合に、前記リレーをオンする。

【0016】

また、請求項5に記載の発明は、請求項3又は4に記載の医用画像診断装置において、前記電源制御部は、スタンバイで前記医用画像診断装置が終了された場合に、前記リレーをオフする。

【0017】

また、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医用画像診断装置において、

前記医用画像診断装置をシャットダウン又はスタンバイで終了する操作入力を受け付ける操作部と、

前記操作部又は前記電源ボタンにより入力された操作に応じて、シャットダウン又はスタンバイで前記医用画像診断装置の終了処理を行うシステム制御部と、を備える。

【0018】

また、請求項7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医用画像診断装置において、

前記医用画像診断装置の終了の操作入力を受け付ける操作部と、

前記操作部又は前記電源ボタンにより入力された操作に応じて、前記医用画像診断装置の終了処理を行うシステム制御部と、

前記スイッチがオンの状態の場合に、当該オンの状態を前記システム制御部に通知する通知部と、を備え、

前記システム制御部は、前記スイッチのオンの状態の通知がある場合の前記操作部又は前記電源ボタンにより入力された終了の操作に応じて、スタンバイで前記医用画像診断装置の終了処理を行う。

【0019】

また、請求項8に記載の発明は、請求項7に記載の医用画像診断装置において、

前記通知部は、前記スイッチがオフの状態の場合に、当該オフの状態を前記システム制御部に通知し、

前記システム制御部は、前記スイッチのオフの状態の通知がある場合の前記操作部又は前記電源ボタンにより入力された終了の操作に応じて、シャットダウンで前記医用画像診断装置の終了処理を行う。

【0020】

また、請求項9に記載の発明は、請求項5から8のいずれか一項に記載の医用画像診断装置において、

データを記憶する揮発性の記憶部を備え、

前記スタンバイは、前記電源制御部、前記電源部及び前記記憶部に電力が供給され、当該記憶部に記憶されたデータが保持された状態である。

【0021】

また、請求項10に記載の発明は、請求項6又は8に記載の医用画像診断装置において、

前記シャットダウンは、前記電源制御部に電力が供給される状態である。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、終了後の電力消費を容易に低減できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の第1の実施の形態の通常シャットダウンの状態の第1の超音波診断装置

10

20

30

40

50

の機能構成を示すブロック図である。

【図 2】第 1 のスイッチの概略構成を示す図である。

【図 3】完全シャットダウンの状態の第 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】通常シャットダウンで充電の状態の第 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 5】通常シャットダウンの状態の第 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】リレーの概略構成を示す図である。

【図 7】完全シャットダウンの状態の第 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 8】通常シャットダウンで充電の状態の第 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 9】スタンバイの状態の第 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 10】稼働の状態の第 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 11】稼働で充電の状態の第 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 12】スタンバイの状態の第 3 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 13】第 2 のスイッチの概略構成を示す図である。

【図 14】スタンバイの状態の従来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】

【0024】

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。

【0025】

(第 1 の実施の形態)

図 1 ～ 図 4 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 及び図 2 を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。図 1 は、本実施の形態の通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 A の機能構成を示すブロック図である。図 2 は、スイッチ 18 の概略構成を示す図である。

【0026】

本実施の形態の医用画像診断装置としての超音波診断装置 1 A は、病院などの商用電源のある医療機関や、商用電源のない屋外などで使用され、ユーザー（検査者（医者、技師など））が携行可能な診断装置である。図 1 に示すように、超音波診断装置 1 A は、筐体 2 と、超音波探触子 40 と、表示部 50 と、操作部 60 と、AC アダプター 70 と、を備える。

【0027】

超音波探触子 40 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 2 は、ケーブル 41 を介して、超音波探触子 40 と接続され、超音波探触子 40 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 40 に被検体に対して送信超音波を送信させる。また、筐体 2 は、超音波探触子 40 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 40 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。

【0028】

超音波探触子 40 の振動子（図示略）は、例えば、方位方向に一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、192 個の振動子を備えた超音波探触子 40 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

10

20

30

40

50

、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 40 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、セクター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。

【0029】

図 1 に示すように、筐体 2 は、システム制御部 11 と、電源制御部 13A と、電源部 14 と、電源ボタン 15 と、外部電源入力部としての DC 入力コネクタ 16 と、電池部としてのバッテリー 17 と、超音波信号処理部 30 と、を備える。システム制御部 11 は、揮発性のメモリー 12 を有する。超音波信号処理部 30 は、送受信部 31 と、ビームフォーミング部 32 と、信号処理部 33 と、表示処理部 34 と、を備える。

【0030】

操作部 60 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 11 に出力する。特に操作部 60 は、超音波診断装置 1A を終了する際に、ユーザーからの終了の実行及び終了方法の選択情報（シャットダウン又はスタンバイ）の入力を受け付ける。

【0031】

送受信部 31 は、システム制御部 11 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 40 にケーブル 41 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 31 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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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

10

20

30

40

50

(Amplitude) モード、M (Motion) モード、パルスドブラー法、カラードブラー法など、他の診断モードの超音波画像データが生成可能である。

【 0 0 3 5 】

また、信号処理部 3 3 は、D R A M (Dynamic Random Access Memory) 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 3 3 は、システム制御部 1 1 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。

【 0 0 3 6 】

表示処理部 3 4 は、システム制御部 1 1 の制御に従って、信号処理部 3 3 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 5 0 に出力する。

10

【 0 0 3 7 】

表示部 5 0 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、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 5 0 は、超音波信号処理部 3 0 を介したシステム制御部 1 1 の制御に従って、表示処理部 3 4 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。特に表示部 5 0 は、超音波診断装置 1 A を終了する際に、ユーザーからの終了の実行及び終了方法の選択 (シャットダウン又はスタンバイ) の入力を受け付ける表示画面情報を表示する。

【 0 0 3 8 】

20

システム制御部 1 1 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、メモリー 1 2 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メモリー 1 2 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、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。メモリー 1 2 は、R A M (Random Access Memory) などの揮発性の記憶部であり、C P U 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。

30

【 0 0 3 9 】

電源制御部 1 3 A は、バッテリー 1 7 又は A C アダプター 7 0 (商用電源) からの電源電力が供給され、電源部 1 4 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 A の終了 (スタンバイ、シャットダウン)、起動の処理などを行う。電源制御部 1 3 A 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 C P U、電源制御専用の I C 等で実現することができる。

【 0 0 4 0 】

電源部 1 4 は、システム制御部 1 1、超音波信号処理部 3 0 (超音波探触子 4 0、表示部 5 0、操作部 6 0) への電源電力供給を行う電源である。特に、電源部 1 4 は、電源制御部 1 3 A の指示に従って、スタンバイ時に、メモリー 1 2 への電源電力 (スタンバイ電源) の供給を行う。電源部 1 4 は、レギュレーター (D C - D C コンバーター、シリーズレギュレーター) 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、I C や回路モジュールで構成されても良い。

40

【 0 0 4 1 】

電源ボタン 1 5 は、筐体 2 の表面に設けられ、ユーザーからの電源オン / 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 1 3 A に出力する。電源ボタン 1 5 が受け付ける操作内容は、超音波診断装置 1 A の終了 (スタンバイ、シャットダウン) 後における起動操作、超音波診断装置 1 A の起動中における終了 (シャットダウン) 操

50

作である。

【 0 0 4 2 】

ここで、A C アダプター 7 0 は、商用電源に電氣的に接続され、入力された商用電源の交流を直流に変換し、変換後の直流を電源電力として接続先の D C 入力コネクタ 1 6 に供給する。

【 0 0 4 3 】

D C 入力コネクタ 1 6 は、筐体 2 の表面に設けられ、A C アダプター 7 0 が電氣的に接続されるための入力コネクタである。D C 入力コネクタ 1 6 は、電氣的に接続された A C アダプター 7 0 から入力された直流の電源電力を電源制御部 1 3 A に出力する。

【 0 0 4 4 】

バッテリー 1 7 は、筐体 2 に内蔵されたりチウムイオン電池などの 2 次電池であり、A C アダプター 7 0 からの電源電力の充電及び電源制御部 1 3 A への電源電力の出力（放電）が可能である。バッテリー 1 7 は、スイッチ 1 8 に電氣的に接続されている。

【 0 0 4 5 】

スイッチ 1 8 は、筐体 2 の表面に設けられ、ユーザーのオン / オフ操作によりバッテリー 1 7 と電源制御部 1 3 A との間の線路を電氣的に接続又は遮断するスイッチである。スイッチ 1 8 は、例えば図 2 に示す 2 端子のプッシュロックスイッチであるものとする。図 2 に示すスイッチ 1 8 は、操作部 1 8 1 を備える。操作部 1 8 1 は、ユーザーにより押下されると、電源制御部 1 3 A に電氣的に接続された接点 1 8 2 と、バッテリー 1 7 に電氣的に接続された接点 1 8 3 と、の間が電氣的に接続され、接続されたままロックされオン状態となる。オン状態の操作部 1 8 1 は、ユーザーにより再度押下されると、ロックが解除され、接点 1 8 2 と接点 1 8 3 との間が電氣的に遮断されオフ状態となる。ただし、スイッチ 1 8 は、プッシュロックスイッチに限定されるものではなく、シーソースイッチ、トグルスイッチなど、他の 2 接点間の電氣的な接続及び遮断を行うスイッチとしてもよい。

【 0 0 4 6 】

超音波診断装置 1 A 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 L S I (Large Scale Integration) であり、L S I は集積度の違いにより、I C (Integrated Circuit)、システム L S I、スーパー L S I、ウルトラ L S I と呼称されることもある。また、集積回路化の手法は L S I 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、F P G A (Field Programmable Gate Array) や L S I 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 R O M 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。

【 0 0 4 7 】

次に、図 1、図 3、図 4 を参照して、超音波診断装置 1 A の電源に関する動作を説明する。図 3 は、完全シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 A の機能構成を示すブロック図である。図 4 は、通常シャットダウンで充電の状態の超音波診断装置 1 A の機能構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 8 】

予め、超音波診断装置 1 A は、稼働中であり、スイッチ 1 8 がオンされている状態とする。また、バッテリー 1 7 は、充電されているものとする。

【 0 0 4 9 】

稼働状態の超音波診断装置 1 A において、システム制御部 1 1 は、操作部 6 0 を介してユーザーから超音波診断装置 1 A の終了指示の入力を受け付けると、超音波診断装置 1 A の終了方法の選択の表示画面情報を表示部 5 0 に表示する。そして、システム制御部 1 1 は、操作部 6 0 を介してユーザーから、超音波診断装置 1 A の終了方法としてシャットダ

10

20

30

40

50

ウン又はスタンバイの選択入力を受け付ける。

【0050】

例えば超音波診断装置1Aを長時間稼働停止するため、シャットダウンが選択入力された場合又は電源ボタン15がオフ操作された場合に、システム制御部11は、図1に示すように、電源制御部13Aに通常シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aを終了させる。通常シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aにおいて、バッテリー17から出力された電源電力は、給電又は稼働を表す太線に示すように、オン状態のスイッチ18を介して電源制御部13Aに供給される。電源制御部13Aは、太線に示すように、供給された電源電力により、電源ボタン15からの起動操作を受け付け可能な待機の状態にする。このため、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aの消費電力は、起動時よりも低減されるが、主に電源制御部13Aで電力消費されている。

10

【0051】

通常シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aにおいて、ユーザーによりスイッチ18がオフ操作された場合に、図3に示すように、超音波診断装置1Aは、完全シャットダウンの状態に遷移される。

【0052】

完全シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aにおいて、スイッチ18が電氣的に遮断されているため、太線がなく、バッテリー17から電源制御部13Aへの電源電力の供給がされていない。このため、完全シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aの消費電力は、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aの消費電力よりもさらに低減される。ただし、完全シャットダウンの状態では、たとえ電源ボタン15が押下されても、超音波診断装置1Aは起動されない。

20

【0053】

また、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aにおいて、商用電源に接続されたACアダプター70が、DC入力コネクタ16に電氣的に接続されると、図4に示すように、超音波診断装置1Aは、通常シャットダウンで充電の状態に遷移する。ACアダプター70から出力された電源電力は、DC入力コネクタ16、電源制御部13A、オン状態のスイッチ18を順に介してバッテリー17に供給されて充電される。ただし、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置1Aにおいて、スイッチ18がオフ操作され、超音波診断装置1Aが完全シャットダウンの状態に遷移されると、たとえ商用電源に接続されたACアダプター70がDC入力コネクタ16に電氣的に接続されても、バッテリー17は充電されない。

30

【0054】

また、上記のように超音波診断装置1Aの稼働中に終了方法の選択の表示画面情報が表示部50に表示され、例えば超音波診断装置1Aを任意の短時間経過後に再度稼働するために一時的に停止するため、スタンバイが選択入力された場合に、システム制御部11は、図14に示す超音波診断装置1Dと同様に、電源制御部13Aをスタンバイの状態にさせる。電源制御部13Aは、バッテリー17からオン状態のスイッチ18を介して供給される電源電力により、電源ボタン15の操作を受け付け可能な待機の状態にし、電源部14を介してメモリー12に電源電力を供給し、メモリー12に記憶されているデータの記憶状態を保つ。スタンバイの状態の超音波診断装置1Aにおいて、スイッチ18をオフ操作すると、メモリー12に記憶されているデータが消去されてしまうため、ユーザーはスイッチ18をオフ操作しない。

40

【0055】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置1Aは、超音波診断装置1Aの各部への電力供給を行う電源部14と、超音波診断装置1Aの終了又は起動の操作を受け付ける電源ボタン15と、電源ボタン15の入力受付を制御し、電源部14への電源電力供給及び制御を行う電源制御部13Aと、超音波診断装置1Aに内蔵され、電源制御部13Aに電源電力を供給するバッテリー17と、オン又はオフの操作を受け付け、当該操作に応じてバッテリー17と電源制御部13Aとの間の線路を電氣的に接続又は遮断するスイッチ1

50

８と、を備える。

【００５６】

このため、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置１Ａにおいて、バッテリー１７を超音波診断装置１Ａから取り外すことなく、長時間使用せず、また、外部電源による充電が行えない状況が想定される場合に、スイッチ１８をオフすることで、完全シャットダウンの状態にして、超音波診断装置１Ａの終了後の電力消費を容易に低減でき、移動などで長時間経過した後も、バッテリー１７に充電した電力量で本来可能な診断時間を活かすことができる。また、バッテリー１７を超音波診断装置１Ａから外す必要がないため、超音波診断装置１Ａとバッテリー１７とを一体で携行でき、バッテリー１７の持ち出しを忘れることも防ぐことができる。

10

【００５７】

また、超音波診断装置１Ａは、超音波診断装置１Ａの外部のＡＣアダプター７０から入力された電源電力を電源制御部１３Ａに供給するＤＣ入力コネクタ１６を備える。電源制御部１３Ａは、ＤＣ入力コネクタ１６から入力された電源電力を、スイッチ１８を介してバッテリー１７に供給する。このため、完全シャットダウンの状態においても、スイッチ１８をオン状態（通常シャットダウンの状態）にすることで、バッテリー１７を確実に充電できる。

【００５８】

また、超音波診断装置１Ａをシャットダウン又はスタンバイで終了する操作入力を受け付ける操作部６０と、操作部６０又は電源ボタン１５により入力された操作に応じて、シャットダウン又はスタンバイで超音波診断装置１Ａの終了処理を行うシステム制御部１１と、を備える。このため、操作部６０又は電源ボタン１５の操作に応じて、所望のシャットダウン又はスタンバイの状態超音波診断装置１Ａを終了できる。

20

【００５９】

また、超音波診断装置１Ａは、データを記憶する揮発性のメモリー１２を備える。スタンバイは、電源制御部１３Ａ、電源部１４及びメモリー１２に電源電力が供給され、メモリー１２に記憶されたデータが保持される状態である。このため、スタンバイで終了することで、メモリー１２に記憶されたデータを保持でき、再起動後に、当該データを用いて超音波診断装置１Ａを速やかに復旧できる。

【００６０】

また、通常シャットダウンは、電源制御部１３Ａに電源電力が供給された状態である。このため、通常シャットダウンにおいて、電源ボタン１５の起動操作を待機でき、起動操作された場合に、電源部１４への電力供給のための制御を速やかに行うことができる。

30

【００６１】

（第２の実施の形態）

図５～図１１を参照して、本発明に係る第２の実施の形態を説明する。先ず、図５、図６を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。図５は、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置１Ｂの機能構成を示すブロック図である。図６は、リレー１９の概略構成を示す図である。

【００６２】

図５に示すように、本実施の形態の超音波診断装置１Ｂは、第１の実施の形態の超音波診断装置１Ａにおいて電源制御部１３Ａを電源制御部１３Ｂに代え、リレー１９を追加した構成を有する。このため、超音波診断装置１Ｂにおいて、超音波診断装置１Ａと同様の構成部分には、同じ符号を付してその説明を省略し、主として異なる部分を説明する。

40

【００６３】

電源制御部１３Ｂは、バッテリー１７又はＡＣアダプター７０（商用電源）からの電源電力が供給され、電源部１４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又は電源ボタン１５の押下に従った超音波診断装置１Ａの終了（スタンバイ、シャットダウン）、起動、リレー１９のオン／オフ制御の処理などを行う。

【００６４】

50

リレー 19 は、バッテリー 17 と電源制御部 13 B との間にスイッチ 18 と並列に設けられ、電源制御部 13 B からの制御に従って、バッテリー 17 と電源制御部 13 B との間の線路の電氣的な接続又は開放を切替える部品であり、例えば、シングルスティップル型のリレーとする。電源制御部 13 B によりリレー 19 の制御端子に電流又は電圧が与えられると、バッテリー 17 と電源制御部 13 B との間の線路が電氣的に接続されてオン状態となる。電源制御部 13 B によりリレー 19 の制御端子に電流又は電圧が与えられないと、バッテリー 17 と電源制御部 13 B との間の線路が電氣的に遮断されてオフ状態となる。

【0065】

リレー 19 は、図 6 に示すように、操作部 19 1 と、接点部 19 2 と、を備える。操作部 19 1 は、電源制御部 13 B からの電流又は電圧があると、接点部 19 2 をオン状態にし、電源制御部 13 B に電氣的に接続された接点 19 3 とバッテリー 17 に電氣的に接続された接点 19 4 との間を電氣的に接続する。操作部 19 1 は、電源制御部 13 B からの電流又は電圧がないと、接点部 19 2 をオフ状態にし、接点 19 3 と接点 19 4 との間を電氣的に遮断する。

【0066】

リレー 19 に使用するリレーは、大きくは、メカニカル型と、半導体型とに分けられる。メカニカル型のリレー 19 において、例えば、操作部 19 1 が、励磁コイル及び磁石となり、接点部 19 2 が、操作部 19 1 の磁石の移動に応じてオン/オフされる機械式のスイッチとなる。半導体型のリレー 19 において、例えば、操作部 19 1 が、LED (Light Emitting Diode) などの発光部となり、接点部 19 2 が、操作部 19 1 の発光の有無に応じてオン/オフされる Photo MOS (Metal-Oxide-Semiconductor) スイッチなどの電氣式のスイッチとなる。

【0067】

次に、図 5、図 7 ~ 図 11 を参照して、超音波診断装置 1 B の電源に関する動作を説明する。図 7 は、完全シャットダウンの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 8 は、通常シャットダウンで充電の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 9 は、スタンバイの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 10 は、稼働の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 11 は、稼働で充電の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。

【0068】

図 5 において、予め、超音波診断装置 1 B は、稼働中であり、スイッチ 18 がオンされている状態とする。また、バッテリー 17 は、充電されているものとする。

【0069】

稼働状態の超音波診断装置 1 B において、システム制御部 11 は、操作部 60 を介してユーザーから超音波診断装置 1 B の終了指示の入力を受け付けると、超音波診断装置 1 B の終了方法の選択の表示画面情報を表示部 50 に表示する。そして、システム制御部 11 は、操作部 60 を介してユーザーからの、超音波診断装置 1 B の終了方法としてシャットダウン又はスタンバイの選択入力を受け付ける。

【0070】

シャットダウンが選択入力された場合又は電源ボタン 15 がオフ操作された場合に、システム制御部 11 は、図 5 に示すように、電源制御部 13 B に通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B を終了させる。通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、バッテリー 17 から出力された電源電力は、給電又は稼働を表す太線に示すように、オン状態のスイッチ 18 を介して電源制御部 13 B に供給される。電源制御部 13 B は、太線に示すように、供給された電源電力により、電源ボタン 15 からの起動操作を受け付け可能な待機の状態にし、またリレー 19 をオフする。このため、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B の消費電力は、起動時よりも低減されるが、主に電源制御部 13 B で電力消費されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、ユーザーによりスイッチ 1 8 がオフ操作された場合に、図 7 に示すように、超音波診断装置 1 B は、完全シャットダウンの状態に遷移される。

【 0 0 7 2 】

完全シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、スイッチ 1 8 が電氣的に遮断されているため、太線がなく、バッテリー 1 7 から電源制御部 1 3 B への電源電力の供給がされていない。このため、完全シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B の消費電力は、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B の消費電力よりもさらに低減される。ただし、完全シャットダウンの状態では、たとえ電源ボタン 1 5 が押下されても、超音波診断装置 1 B は起動されない。

10

【 0 0 7 3 】

また、完全シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、商用電源に接続された A C アダプター 7 0 が、D C 入力コネクタ 1 6 に電氣的に接続されると、図 8 に示すように、超音波診断装置 1 B は、通常シャットダウンで充電の状態に遷移する。A C アダプター 7 0 から出力された電源電力は、太線に示すように、D C 入力コネクタ 1 6 を介して電源制御部 1 3 B に供給される。電源制御部 1 3 B は、太線に示すように、供給された電源電力により、電源ボタン 1 5 からの起動操作を受け付け可能な待機の状態にし、またリレー 1 9 をオンする。このため、電源制御部 1 3 B から出力された電源電力がリレー 1 9 を介してバッテリー 1 7 に供給されて充電される。また、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、商用電源に接続された A C アダプター 7 0 が D C 入力コネクタ 1 6 に電氣的に接続されると、同様に、A C アダプター 7 0 から出力された電源電力が、D C 入力コネクタ 1 6、電源制御部 1 3 B、オン状態のリレー 1 9 を順に介してバッテリー 1 7 に供給されて充電される。

20

【 0 0 7 4 】

また、上記のように超音波診断装置 1 B の稼働中に終了方法の選択の表示画面情報が表示部 5 0 に表示され、スタンバイが選択入力された場合に、システム制御部 1 1 は、図 9 に示すように、電源制御部 1 3 B をスタンバイの状態にさせる。電源制御部 1 3 B は、バッテリー 1 7 からオン状態のスイッチ 1 8 を介して供給される電源電力により、電源ボタン 1 5 を操作可能な待機の状態にし、電源部 1 4 を介してメモリー 1 2 に電源電力を供給し、メモリー 1 2 に記憶されているデータを保持する。このとき、電源制御部 1 3 B は、リレー 1 9 をオン状態にしてもオフ状態にしてもよいが、省電力のためオフ状態が望ましい。ただし、スタンバイの状態の超音波診断装置 1 B において、リレー 1 9 がオフ状態であると、スイッチ 1 8 をオフ操作すると、メモリー 1 2 に記憶されているデータが消去される。スタンバイの状態の超音波診断装置 1 B において、リレー 1 9 がオン状態であると、スイッチ 1 8 をオフ操作しても、メモリー 1 2 に記憶されているデータが消去されない。

30

【 0 0 7 5 】

完全シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、超音波診断装置 1 B を起動するには、先にスイッチ 1 8 をオン操作して、通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B に遷移する方法がある。遷移後の通常シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、電源ボタン 1 5 がオン操作されると、図 1 0 に示すように、引き続きバッテリー 1 7 から出力された電源電力が、オン状態のスイッチ 1 8 を介して電源制御部 1 3 B に供給される。電源制御部 1 3 B は、電源部 1 4 に電源電力を供給し、電源部 1 4 により超音波診断装置 1 B のシステム制御部 1 1、超音波信号処理部 3 0、表示部 5 0、操作部 6 0 などの各部に給電させるとともに、リレー 1 9 をオンする。システム制御部 1 1 は、超音波診断装置 1 B を起動し稼働状態となる。超音波診断装置 1 B の稼働状態において、オン状態のリレー 1 9 により、スイッチ 1 8 のオン/オフに関わらず、バッテリー 1 7 から出力された電源電力が、オン状態のリレー 1 9、電源制御部 1 3 B を介して電源部 1 4 に供給され続ける。

40

50

【 0 0 7 6 】

完全シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、超音波診断装置 1 B を起動する他の方法としては、商用電源に接続された A C アダプター 7 0 を D C 入力コネクタ 1 6 に電氣的に接続する方法もある。完全シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B において、商用電源に接続された A C アダプター 7 0 が D C 入力コネクタ 1 6 に電氣的に接続されると、図 8 と同様に、A C アダプター 7 0 から出力された電源電力が、D C 入力コネクタ 1 6、電源制御部 1 3 B、オン状態のリレー 1 9 を介してバッテリー 1 7 に供給されて充電され、通常シャットダウンで充電の状態の超音波診断装置 1 B に遷移する。そして、電源ボタン 1 5 がオン操作されると、図 1 1 に示すように、A C アダプター 7 0 から出力された電源電力が、D C 入力コネクタ 1 6 を介して電源制御部 1 3 B に供給される。電源制御部 1 3 B は、電源部 1 4 に電源電力を供給し、電源部 1 4 により超音波診断装置 1 B のシステム制御部 1 1、超音波信号処理部 3 0、表示部 5 0、操作部 6 0 などの各部に給電させるとともに、引き続きリレー 1 9 をオンする。システム制御部 1 1 は、超音波診断装置 1 B を起動し稼働状態となる。超音波診断装置 1 B の起動状態において、オン状態のリレー 1 9 により、スイッチ 1 8 のオン / オフに関わらず、A C アダプター 7 0 から出力された電源電力が、D C 入力コネクタ 1 6、電源制御部 1 3 B、オン状態のリレー 1 9 を介してバッテリー 1 7 に供給され充電され続ける。

10

【 0 0 7 7 】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置 1 B は、バッテリー 1 7 と電源制御部 1 3 B との間にスイッチ 1 8 と並列に設けられ、電源制御部 1 3 B からのオン又はオフの制御に応じて、バッテリー 1 7 と電源制御部 1 3 B との間の線路を接続又は遮断するリレー 1 9 を備える。電源制御部 1 3 B は、スイッチ 1 8 がオフでかつ D C 入力コネクタ 1 6 から電源電力が入力された場合に、リレー 1 9 をオンし、入力された電源電力を、リレー 1 9 を介してバッテリー 1 7 に供給する。このため、完全シャットダウンの状態の超音波診断装置 1 B においても、スイッチ 1 8 をオフ状態にしたまま、通常シャットダウンで充電の状態にでき、バッテリー 1 7 を確実に充電できる。

20

【 0 0 7 8 】

また、電源制御部 1 3 B は、超音波診断装置 1 B が稼働している場合に、リレー 1 9 をオンする。このため、超音波診断装置 1 B が稼働中に、スイッチ 1 8 が押下されても、完全シャットダウンの状態に遷移されることを防ぐことができる。

30

【 0 0 7 9 】

また、電源制御部 1 3 B は、スタンバイで超音波診断装置 1 B が終了された場合に、リレー 1 9 をオフする。このため、スタンバイの状態の超音波診断装置 1 B において、消費電力を低減できる。

【 0 0 8 0 】

(第 3 の実施の形態)

図 1 2、図 1 3 を参照して、本発明に係る第 3 の実施の形態を説明する。先ず、図 1 2、図 1 3 を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。図 1 2 は、スタンバイの状態の超音波診断装置 1 C の機能構成を示すブロック図である。図 1 3 は、スイッチ 1 8 C の概略構成を示す図である。

40

【 0 0 8 1 】

図 1 2 に示すように、本実施の形態の超音波診断装置 1 C は、第 2 の実施の形態の超音波診断装置 1 B においてスイッチ 1 8 をスイッチ及び通知部としてのスイッチ 1 8 C に代え、線路 2 0 を追加した構成を有する。このため、超音波診断装置 1 C において、超音波診断装置 1 B と同様の構成部分には、同じ符号を付してその説明を省略し、主として異なる部分を説明する。

【 0 0 8 2 】

スイッチ 1 8 C は、筐体 2 の表面に設けられ、ユーザーのオン / オフの操作によりバッテリー 1 7 と電源制御部 1 3 B との間の線路を電氣的に接続又は遮断し、オン / オフの状態の信号を電源制御部 1 3 B に出力するスイッチである。線路 2 0 は、スイッチ 1 8 C と

50

電源制御部 13B との間に設けられた電氣的な線路である。

【0083】

スイッチ 18C は、例えば図 13 に示す 4 端子のプッシュロックスイッチであるものとする。図 13 に示すスイッチ 18C は、操作部 181C を備える。操作部 181C は、ユーザーにより押下されると、電源制御部 13B に電氣的に接続された接点 182C と、バッテリー 17 に電氣的に接続された接点 183C と、の間を電氣的に接続し、これに連動して、プルアップ抵抗 R1 を介して電源電圧部 V に接続された接点 184C と、接地部 G に接続された接点 185C と、の間を電氣的に接続し、接続されたままロックされオン状態となる。オン状態のスイッチ 18C において、接地部 G からのローレベルの電圧信号が、接点 185C、操作部 181C、接点 184C を介して、線路 20 (電源制御部 13B) に出力される。ローレベルの電圧信号は、スイッチ 18C がオンされていることを示す信号である。

10

【0084】

オン状態の操作部 181C は、ユーザーにより再度押下されると、接点 182C と接点 183C との間を電氣的に遮断し、これに連動して、接点 184C と接点 185C との間を電氣的に遮断し、オフ状態となる。オフ状態のスイッチ 18C において、電源電圧部 V からプルアップ抵抗 R1 を介するハイレベルの電圧信号が、線路 20 (電源制御部 13B) に出力される。ハイレベルの電圧信号は、スイッチ 18C がオフされていることを示す信号である。ただし、スイッチ 18C は、プッシュロックスイッチに限定されるものではなく、シーソースイッチ、トグルスイッチなど、他の 2 組の 2 接点間の電氣的な接続及び遮断を行うスイッチとしてもよい。

20

【0085】

次に、図 12 を参照して、超音波診断装置 1C の電源に関する動作を説明する。

【0086】

超音波診断装置 1C では、ユーザーから操作部 60 を介する超音波診断装置 1C の終了方法の選択入力を行わない。スイッチ 18C のオン/オフ状態に応じて、超音波診断装置 1C の終了方法が自動的に決まる。

【0087】

予め、超音波診断装置 1C は、稼働中であり、スイッチ 18 がオンされている状態とする。また、バッテリー 17 は、十分に充電されているものとする。

30

【0088】

稼働状態の超音波診断装置 1C において、ユーザーから操作部 60 を介して終了操作が入力された場合又は電源ボタン 15 がオフ操作された場合、システム制御部 11 は、スイッチ 18C から線路 20 を介して入力される信号に応じて、超音波診断装置 1C を完全シャットダウン又はスタンバイの状態を終了する。

【0089】

例えば、図 10 の超音波診断装置 1B と同様の稼働状態の超音波診断装置 1C において、ユーザーによりスイッチ 18C がオフ操作されたものとする。このとき、リレー 19 がオンされているため、引き続きバッテリー 17 から出力された電源電力がリレー 19、電源制御部 13B を介して電源部 14 に供給され、引き続き稼働状態の超音波診断装置 1C となる。スイッチ 18C から線路 20 を介して電源制御部 13B に入力される信号は、スイッチ 18C のオフを示す信号となる。この稼働状態の超音波診断装置 1C において、ユーザーにより操作部 60 を介して終了操作が入力された場合又は電源ボタン 15 がオフ操作された場合に、システム制御部 11 は、入力されたスイッチ 18C のオフを示す信号に応じて、電源制御部 13B にリレー 19 をオフさせ、超音波診断装置 1C を完全シャットダウンの状態を終了する。スイッチ 18C 及びリレー 19 がオフ状態であるので、バッテリー 17 から電源電力が供給されない。

40

【0090】

また、例えば、図 10 の超音波診断装置 1B と同様の稼働状態の超音波診断装置 1C において、スイッチ 18C がオン状態であるものとする。このとき、リレー 19 がオンされ

50

ているため、引き続きバッテリー 17 から出力された電源電力がリレー 19、電源制御部 13B を介して電源部 14 に供給され、引き続き稼働状態の超音波診断装置 1C となる。スイッチ 18C から線路 20 を介して電源制御部 13B に入力される信号は、スイッチ 18C のオンを示す信号となる。この稼働状態の超音波診断装置 1C において、ユーザーにより操作部 60 を介して終了操作が入力された場合又は電源ボタン 15 がオフ操作された場合に、図 12 に示すように、システム制御部 11 は、入力されたスイッチ 18C のオフを示す信号に応じて、電源制御部 13B にリレー 19 をオフ又はオンさせ、超音波診断装置 1C をスタンバイの状態を終了する。バッテリー 17 から出力された電源電力は、オン状態のスイッチ 18C を介して電源制御部 13B に供給され、電源部 14 を介してメモリー 12 に供給される。このとき、電源制御部 13B は、リレー 19 をオンさせる構成としてもよいが、省電力のため、リレー 19 をオフさせる構成が望ましい。

10

【0091】

また、スタンバイの状態の超音波診断装置 1C において、図 8 に示すスタンバイで充電の状態の超音波診断装置 1B と同様にして、商用電源に接続された AC アダプター 70 を DC 入力コネクタ 16 に電氣的に接続して、スタンバイで充電の状態の超音波診断装置 1C としてもよい。

【0092】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置 1C は、超音波診断装置 1C の終了の操作入力を受け付ける操作部 60 と、操作部 60 又は電源ボタン 15 により入力された操作に応じて、超音波診断装置 1C の終了処理を行うシステム制御部 11 と、を備える。スイッチ 18C は、オンの状態の場合に、当該オンの状態をシステム制御部 11 に通知する。システム制御部 11 は、スイッチ 18C のオンの状態の通知がある場合の操作部 60 又は電源ボタン 15 により入力された終了の操作に応じて、スタンバイで超音波診断装置 1C の終了処理を行う。このため、ユーザーが終了方法としてスタンバイを選択入力しなくても、スイッチ 18C のオン状態に応じて自動的にスタンバイで終了でき、ユーザーの負担を低減できる。

20

【0093】

また、スイッチ 18C は、オフの状態の場合に、当該オフの状態をシステム制御部 11 に通知する。システム制御部 11 は、スイッチ 18C のオフの状態の通知がある場合の操作部 60 又は電源ボタン 15 により入力された終了の操作に応じて、シャットダウンで超音波診断装置 1C の終了処理を行う。このため、ユーザーが終了方法としてシャットダウンを選択入力しなくても、スイッチ 18C のオフ状態に応じて自動的に完全シャットダウンで終了でき、ユーザーの負担を低減できる。

30

【0094】

なお、上記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。

【0095】

例えば、上記実施の形態では、スイッチ 18、18C、リレー 19 を、バッテリー 17 を有する超音波診断装置に適用する構成を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、スイッチ 18、18C、リレー 19 などの上記実施の形態の構成を、放射線画像の生成、表示などの処理を行う画像診断装置、心電図画像の生成、表示などの処理を行う画像診断装置など、バッテリーを有し医用画像の処理を行う他の医用画像診断装置に適用する構成としてもよい。

40

【0096】

また、以上の実施の形態における超音波診断装置 1A、1B、1C 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】

【0097】

1A、1B、1C、1D 超音波診断装置

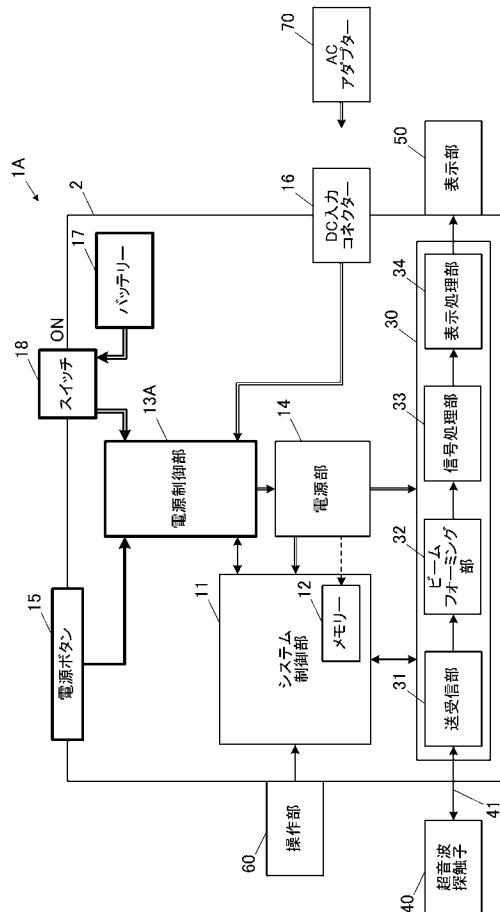
50

- 2, 2 D 筐体
 11 システム制御部
 12 メモリー
 13 A, 13 B 電源制御部
 14 電源部
 15 電源ボタン
 16 DC入力コネクター
 17 バッテリー
 18, 18 C スイッチ
 181, 181 C 操作部
 182, 183, 182 C, 183 C, 184 C, 185 C 接点
 19 リレー
 191 操作部
 192 接点部
 193, 194 接点
 20 線路
 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
 40 超音波探触子
 50 表示部
 60 操作部
 70 ACアダプター

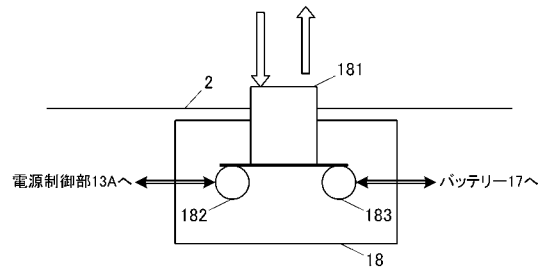
10

20

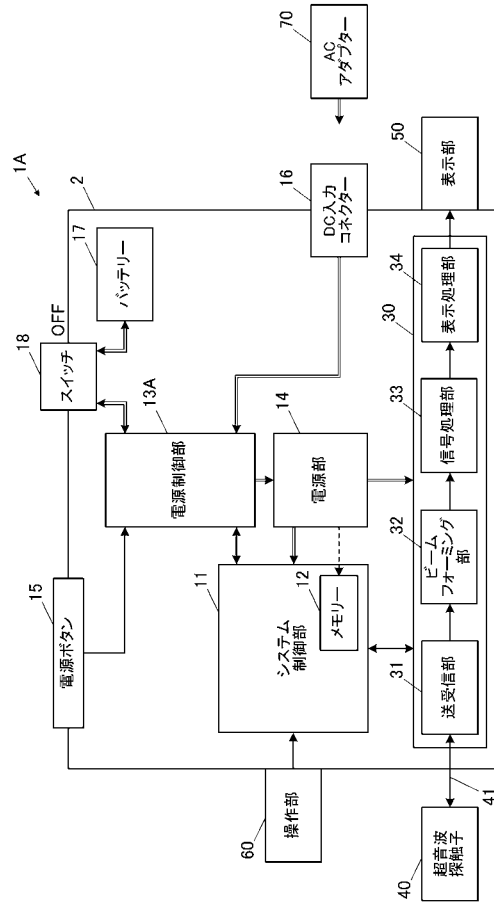
【図1】



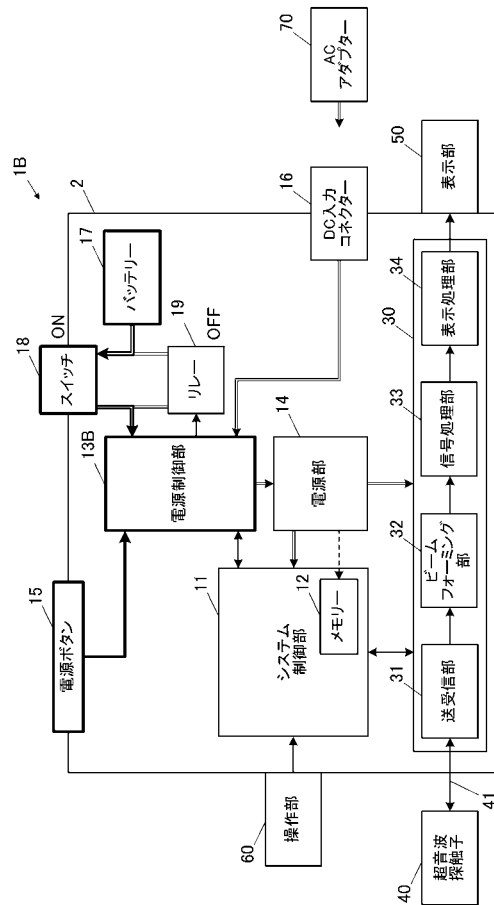
【図2】



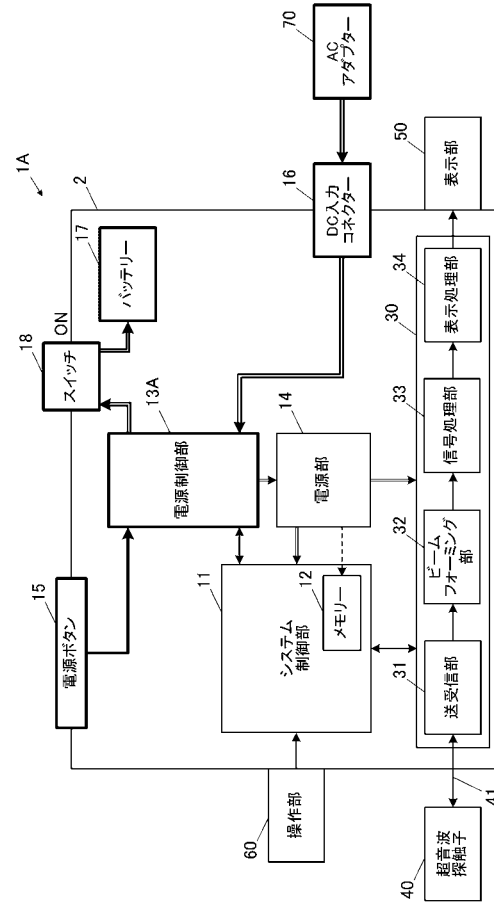
【図 3】



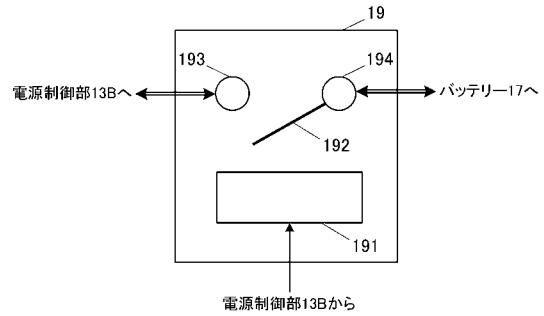
【図 5】



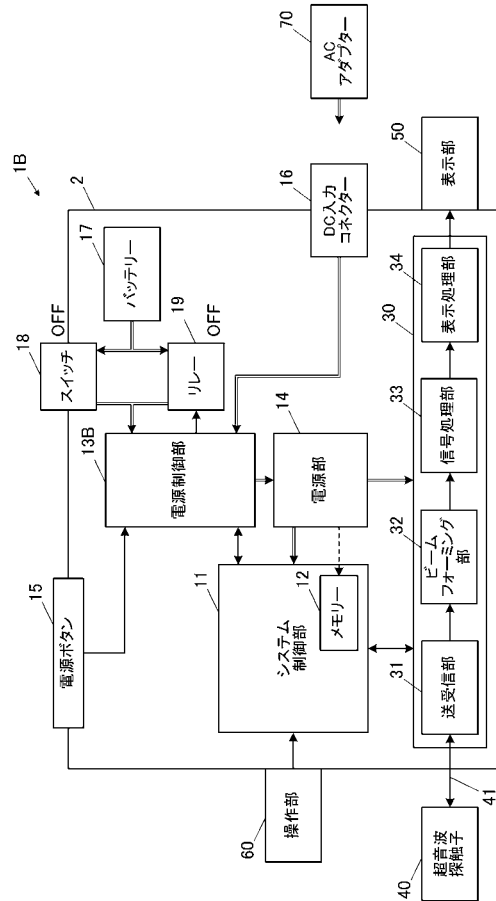
【図 4】



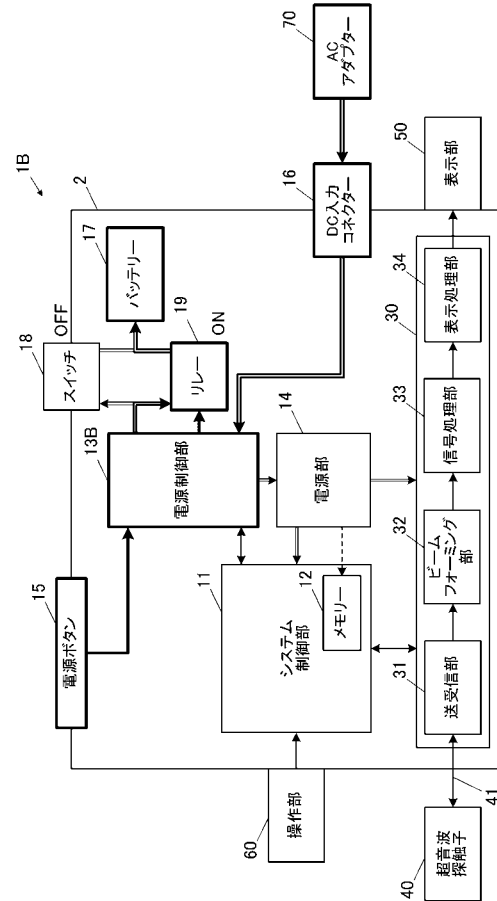
【図 6】



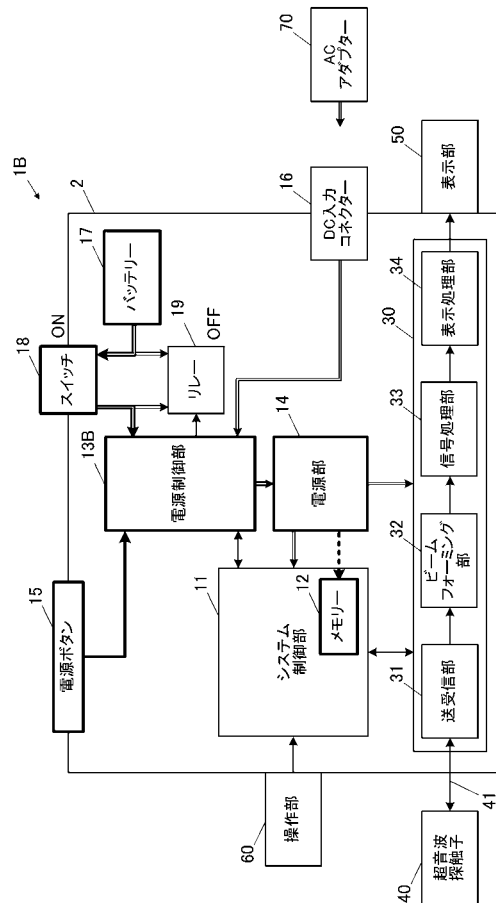
【 図 7 】



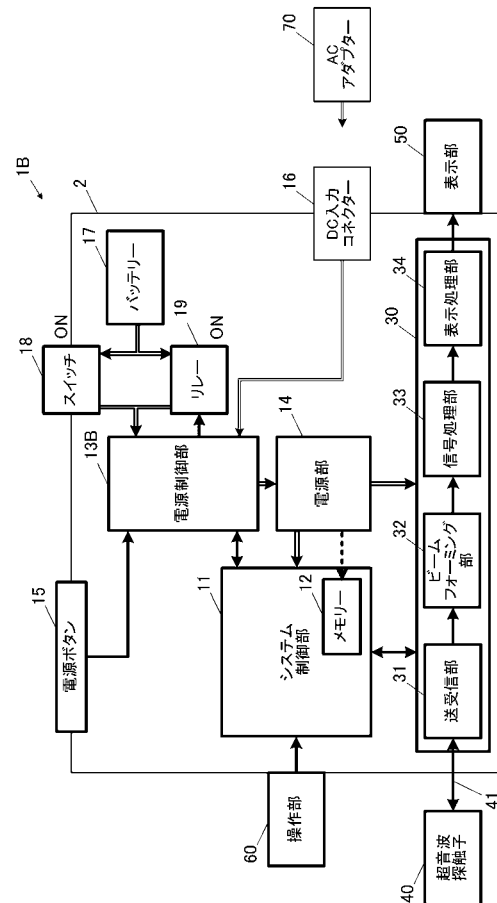
【 図 8 】



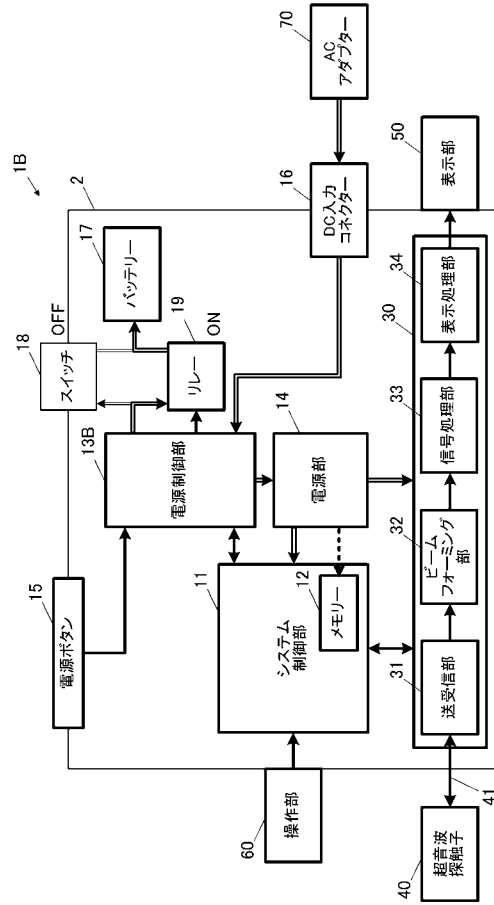
【 图 9 】



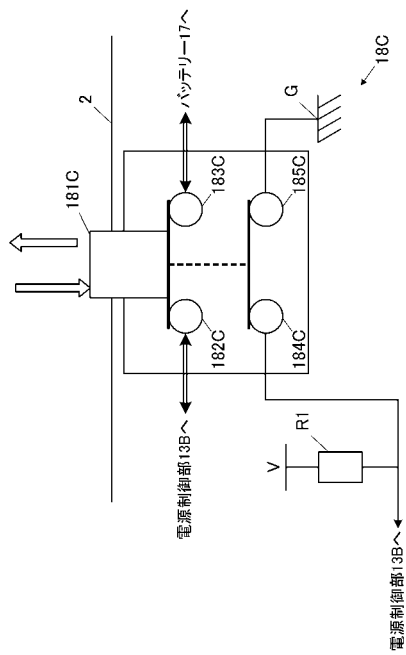
【 図 1 0 】



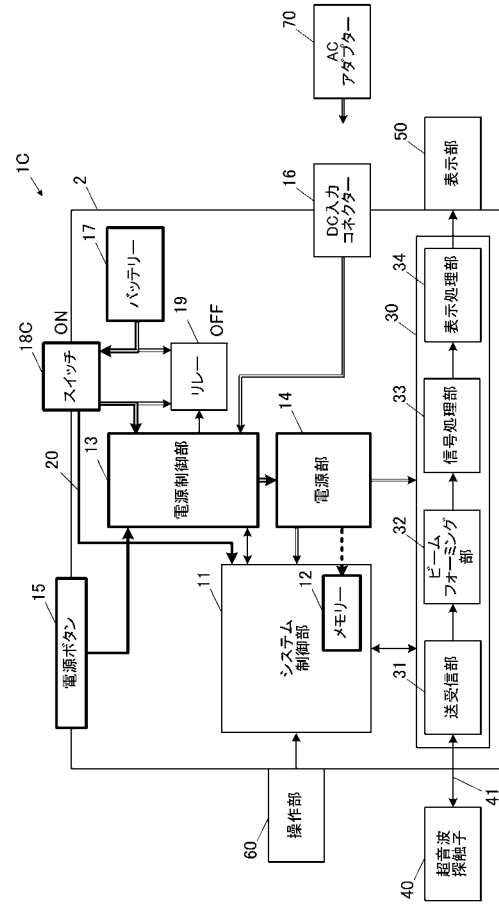
【図 1 1】



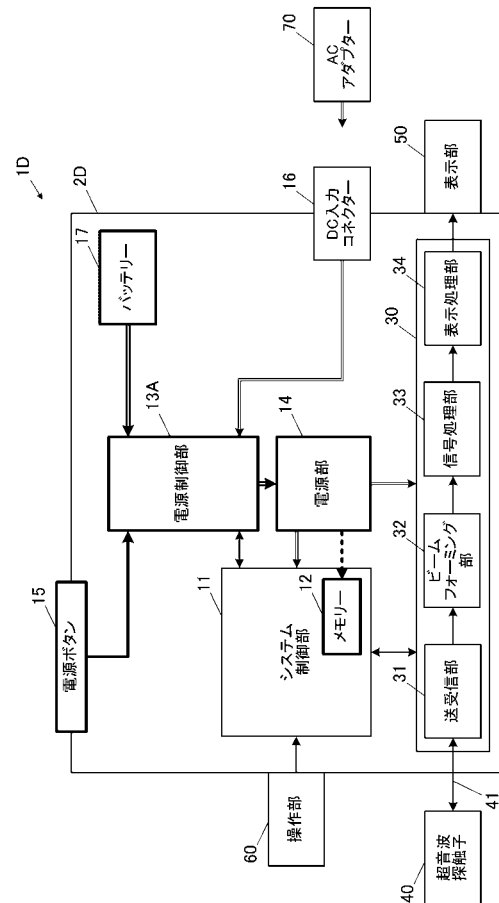
【図 1 3】



【図 1 2】



【図 1 4】



专利名称(译)	医学图像诊断设备		
公开(公告)号	JP2018187127A	公开(公告)日	2018-11-29
申请号	JP2017092724	申请日	2017-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	中村 恭大 木村 洋介 杉山 晶子		
发明人	中村 恭大 木村 洋介 杉山 晶子		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/54 A61B8/56 G16H30/20 G16H30/40		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE15 4C601/LL26		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：完成后轻松降低功耗。解决方案：超声诊断设备1A包括用于向超声诊断设备1A的每个单元供电的电源单元14，用于接受结束或激活超声诊断设备1A的操作的电源按钮15，电源按钮15电源控制单元13A等待电源单元14的输入并执行对电源单元14的电力供应和控制，用于向电源控制单元13A供电的内置电池17，用于接收ON或OFF操作的开关17，以及根据操作电连接或断开电池17与电源控制单元13A之间的线路它包括一个18，。

