

(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2018-287
(P2018-287A)

(43) 公開日 平成30年1月11日(2018.1.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2016-127442 (P2016-127442)
(22) 出願日 平成28年6月28日 (2016.6.28)

(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 植田 充
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(72) 発明者 宇野 隆也
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
Fターム(参考) 4C601 EE15 LL26 LL40

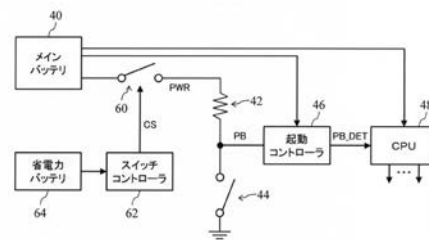
(54) 【発明の名称】 可搬型医療装置

(57) 【要約】

【課題】可搬型医療装置において、スタンバイ状態の電力消費量を低減させる。

【解決手段】超音波診断装置10のFE装置12に組み込まれた、スタンバイ状態から動作状態へ移行させるための起動回路は、一方端がプルアップ抵抗42によりメインバッテリー40からの電圧でプルアップされたパワースイッチ44、パワースイッチ44の一方端の電圧の変化に基づいて、FE装置をスタンバイ状態から動作状態へ遷移させるための起動パルスを出力する起動コントローラ46を有する。メインバッテリー40とプルアップ抵抗42との間に電圧スイッチ60が設けられる。電圧スイッチ60は、スイッチコントローラ62からの制御により開閉を繰り返す。これにより、パワースイッチ44の一方端に印加される電圧波形が間欠的な電圧波形となり、スタンバイ状態におけるメインバッテリー40の電力消費量が低減される。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内蔵バッテリーと、
ユーザに操作され、一方端に前記内蔵バッテリーからのスタンバイ電圧が印加された電源スイッチと、

前記ユーザの前記電源スイッチへの操作による前記一方端の電圧の変化に基づいて、自装置を起動させる装置制御部と、

前記スタンバイ電圧の電圧波形を間欠的な電圧波形とする電圧制御部と、
を備えることを特徴とする可搬型医療装置。

【請求項 2】

前記電圧制御部は、前記スタンバイ電圧の周波数を変更可能である、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の可搬型医療装置。

【請求項 3】

前記電圧制御部は、

前記内蔵バッテリーと前記電源スイッチの間に設けられるスタンバイ電圧遮断スイッチと

、
前記スタンバイ電圧遮断スイッチを制御するスイッチ制御部と、

前記スイッチ制御部に電力を供給する補助バッテリーと、

を含む、

ことを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の可搬型医療装置。

【請求項 4】

前記補助バッテリーは、環境発電デバイスである、

ことを特徴とする、請求項 3 に記載の可搬型医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、可搬型医療装置に関する。特に、可搬型医療装置の電力消費量の低減に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療の現場において可搬型医療装置が用いられている。可搬型医療装置としては、例えば可搬型超音波診断装置がある。

【0003】

可搬型医療装置を動作させるための電力は、もちろん商用電源から AC アダプタを介して供給されてもよいが、その可搬性を活かすために、可搬型医療装置にはバッテリーが内蔵され、内蔵バッテリーからも供給可能となっているのが一般的である。

【0004】

内蔵バッテリーから電力を受ける可搬型医療装置においては、内蔵バッテリーの残電力量が可搬型医療装置の動作可能時間に直結することから、可搬型医療装置において電力消費量を低減したいという強い要求がある。したがって、従来、可搬型医療装置の電力消費量低減のための技術が提案されている（例えば特許文献 1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2013 - 90839 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

可搬型医療装置が起動されていない状態、つまり動作状態にない場合（スタンバイ状態）においては、可搬型医療装置内の大部分の回路には電力が供給されないようになってい

10

20

30

40

50

る。しかしながら、スタンバイ状態においても、一部の回路に対してスタンバイ電源と呼ばれる電力が供給されている。例えば、電源スイッチ、及び医師などのユーザから電源スイッチが押下されたことを検知する回路などにスタンバイ電源が供給される。

【0007】

スタンバイ電源は、可搬型医療装置の内蔵バッテリーから供給されるのが一般的である。したがって、スタンバイ状態においても、スタンバイ電源が一部の回路に供給されることによって、内蔵バッテリーの電力が消費されてしまうという問題があった。

【0008】

本発明の目的は、可搬型医療装置において、スタンバイ状態の電力消費量を低減させることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る可搬型医療装置は、内蔵バッテリーと、ユーザに操作され、一方端に前記内蔵バッテリーからのスタンバイ電圧が印加された電源スイッチと、前記ユーザの前記電源スイッチへの操作による前記一方端の電圧の変化に基づいて、自装置を起動させる装置制御部と、前記スタンバイ電圧の電圧波形を間欠的な電圧波形とする電圧制御部と、を備えることを特徴とする。

【0010】

従来可搬型医療装置においては、電源スイッチの一方端に印加されるスタンバイ電圧は常時「H」電位となっており、電圧スイッチがユーザにより押下されたことによる一方端の電圧の変化、例えば、一方端の電圧が「L」電位となったことを検出して装置制御部が可搬型医療装置をスタンバイ状態から動作状態へ移行させていた。このような構成によると、スタンバイ状態において、電源スイッチの一方端に常時電圧が印加されることになり、それにより内蔵バッテリーの電力を消費してしまっていた。上記構成によれば、電圧制御部の制御によりスタンバイ電圧の電圧波形が間欠的な波形となる。つまり、スタンバイ電圧は常時「H」電位とはならず、したがって、スタンバイ状態における内蔵バッテリーの電力消費量が低減される。

【0011】

望ましくは、前記電圧制御部は、前記スタンバイ電圧の周波数を変更可能である。スタンバイ電圧の周波数が小さい程、スタンバイ状態における内蔵バッテリーの電力消費量が低減される。一方において、スタンバイ電圧の周波数が小さくなると、電源スイッチを押下してから装置が起動するまでの時間が長くなる可能性が大きくなる。つまり、電源スイッチの応答性が低下する。スタンバイ電圧の周波数を変更可能することで、例えば、電力消費量の低減を優先させたい場合は周波数を小さくし、電源スイッチの応答性を優先させたい場合は周波数を大きくするなどすることができる。

【0012】

望ましくは、前記電圧制御部は、前記内蔵バッテリーと前記電源スイッチの間に設けられるスタンバイ電圧遮断スイッチと、前記スタンバイ電圧遮断スイッチを制御するスイッチ制御部と、前記スイッチ制御部に電力を供給する補助バッテリーと、を含む。

【0013】

望ましくは、前記補助バッテリーは、環境発電デバイスである。補助バッテリーが環境発電デバイス（例えば熱発電デバイス、振動発電デバイス、電磁波発電デバイス）であれば、熱、振動、あるいは電磁波などにより発電し、スイッチ制御部に電力を供給することができる。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、可搬型医療装置において、スタンバイ状態の電力消費量を低減させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

10

20

30

40

50

【図 1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図である。

【図 2】セパレート状態にある超音波診断装置の斜視図である。

【図 3】ドッキング状態にある超音波診断装置の斜視図である。

【図 4】従来の可搬型医療装置に組み込まれた、スタンバイ状態から動作状態へと移行させるための起動回路の構成概略図である。

【図 5】本実施形態に係る超音波診断装置に組み込まれた、スタンバイ状態から動作状態へと移行させるための起動回路の構成概略図である。

【図 6】本実施形態に係る起動回路の各ラインの信号タイミング図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態について説明する。まず、本実施形態に係る可搬型医療装置としての超音波診断装置について説明する。

【0017】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置 10 の概略的構成が示されている。また、図 2 及び図 3 には、超音波診断装置 10 の斜視図が示されている。

【0018】

超音波診断装置 10 は、病院等の医療機関で使用される医療機器であり、被検者（生体）に対して超音波診断を行うためのものである。超音波診断装置 10 は、大別して、フロントエンド（FE）装置 12、バックエンド（BE）装置 14、及び、超音波を送受波するプローブ 16 により構成されている。

【0019】

FE 装置 12 は生体から見て近い装置である。FE 装置 12 は、プローブ 16 に対して超音波を送波させるための送信信号を供給する送信部、プローブ 16 からの受信信号を処理する受信信号処理部、及び、処理された受信信号を処理して受信ビームデータを形成する受信ビーム形成部、FE 装置 12 の各部に電力を供給するバッテリー、及び、FE 装置 12 の各部を制御する CPU などを含んで構成される。

【0020】

BE 装置 14 は生体から見て遠い装置である。BE 装置 14 は、FE 装置 12 から送られる受信ビームデータに基づいてスキャンコンバート処理を行って超音波画像を形成する画像形成部、超音波画像を表示する表示部、超音波画像を表示部に表示させるための表示制御部、BE 装置 14 の各部に電力を供給するバッテリー、及び、BE 装置 14 の各部を制御する CPU などを含んで構成される。

【0021】

FE 装置 12 及び BE 装置 14 は、別体化されており、それぞれが可搬型装置を構成している。FE 装置 12 及び BE 装置 14 は、それらが離れたセパレート状態において動作可能であり、また、それらが結合したドッキング状態で動作可能である。FE 装置 12 と BE 装置 14 は、セパレート状態において、無線通信方式により電氣的に相互に接続される。図 1 においては、当該無線通信方式による無線通信経路 20 が明示されている。無線通信経路 20 により、データ伝送及び制御信号伝送が行われる。FE 装置 12 と BE 装置 14 とが物理的に結合されたドッキング状態においては、FE 装置 12 と BE 装置 14 とが有線通信方式により電氣的に接続される。無線通信方式に比べて、有線通信方式はかなり高速である。図 1 においては、2 つの装置 12、14 間に形成された有線通信経路 22 が示されている。電源経路 24 は、ドッキング状態において、FE 装置 12 から BE 装置 14 内へ直流電力を供給するためのものである。その電力が BE 装置 14 の稼働で用いられ、また、BE 装置 14 内のバッテリーの充電で用いられる。

【0022】

符号 26 は AC アダプタ（AC / DC コンバータ）から供給される DC 電源ラインを示している。AC アダプタは必要に応じて FE 装置 12 に接続される。FE 装置 12 もバッテリーを内蔵しており、バッテリーを電源としつつ稼働することが可能である。

【0023】

10

20

30

40

50

診断用途、医師などのユーザの嗜好等に応じて、セパレート状態及びドッキング状態の内で選択された使用態様で、超音波診断装置 10 を動作させることが可能である。よって、使い勝手の良好な超音波診断システムを提供できる。

【0024】

図 2 にはセパレート状態が示されている。FE 装置 12 は、例えば机の上に載置されている。FE 装置 12 は、差込口（スロット）を有するホルダ 28 を有している。ホルダ 28 はヒンジ機構を有しており、水平軸周りにおいて回転可能である。FE 装置 12 の特定側面にはプローブケーブル端部に設けられているコネクタ 30 が装着されている。図 2 において、BE 装置 14 は、FE 装置 12 から分離されており、無線通信を行える限りにおいて、BE 装置 14 を FE 装置 12 から更に大きく離すことが可能である。

10

【0025】

図 3 にはドッキング状態が示されている。ホルダ 28 の差込口に対して BE 装置の下端部が差し込まれている。その差込状態において、FE 装置 12 と BE 装置 14 とが有線接続状態となる。つまり、両者が有線通信経路 22 で接続され、また両者が電源経路 24 で接続される。ドッキング状態においては、BE 装置 14 の角度を任意に可変して、その姿勢を変えることが可能である。BE 装置 14 を完全にその背面側（FE 装置 12 の上面側）に倒すことも可能である。

【0026】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置 10 におけるスタンバイ状態での省電力化を実現させるための構成について説明する。まず、図 4 を参照して、従来の可搬型医療装置に組み込まれていた、スタンバイ状態から動作状態へ移行させるための起動回路について説明する。

20

【0027】

メインバッテリー 40 は、二次電池であり、例えばリチウムイオン電池である。図 4 においては図示されていないが、メインバッテリー 40 からの電力は、可搬型医療装置の各部へ供給される。これにより可搬型医療装置が動作する。つまり、メインバッテリー 40 は可搬型医療装置を動作させるために必要な電源である。メインバッテリー 40 からの可搬型医療装置の各部への電力供給は、後述する CPU 48 により制御される。

【0028】

スタンバイ状態においては、メインバッテリー 40 からの電力は、プルアップ抵抗 42 を介して、ユーザによって操作されるパワーボタン 44 の一方端に印加される。パワーボタン 44 の他方端はグラウンド電位に接続される。パワーボタン 44 は、ユーザが押下しているときにのみ「閉」状態となるスイッチである。この構成により、プルアップ抵抗 42 とパワーボタン 44 とを接続するライン PB は、パワーボタン 44 が押下されていない場合は「H」電位（メインバッテリー 40 から印加される電圧）となり、パワーボタン 44 が押下されている場合は「L」電位（グラウンド電圧）となる。なお、図 4 においては、メインバッテリー 40 から各部へ直接電力が供給されているが、メインバッテリー 40 と各部の間に電圧を変換する DCDC コンバータなどが設けられてもよい。

30

【0029】

起動コントローラ 46 は、例えばマイクロコントローラなどから構成される。起動コントローラ 46 には、スタンバイ状態であってもメインバッテリー 40 からの電力が供給される。起動コントローラ 46 は、ライン PB の電圧を監視（モニタ）し、ユーザによるパワーボタン 44 への操作により、ライン PB の電圧が変化した場合に、CPU 48 に対して起動パルスを送信する。本例では、起動コントローラ 46 は、ライン PB の電圧が所定時間（例えば 0.5 秒）「L」電位になったことを検出した場合に起動パルスを送信する。起動パルスはライン PB_DET を通って CPU 48 へ供給される。

40

【0030】

CPU 48 は、例えばマイクロコントローラなどから構成される。スタンバイ状態においては、CPU 48 が有する回路のうち、起動パルスを検知する回路部分に対してのみメインバッテリー 40 からの電力が供給される。CPU 48 は、起動コントローラ 46 から起

50

動パルスを受信した場合に、可搬型医療装置をスタンバイ状態から動作状態へ移行させる。つまり、可搬型医療装置の各部へのメインバッテリー40からの電力を供給させると共に、記憶部（不図示）に記憶されたプログラムに従って処理を開始する。

【0031】

上述した従来の起動回路においては、スタンバイ状態の間、ラインPBが常時「H」電位となっている。これにより、ラインPBに接続された起動コントローラ46内へ電流が流れ込むなどすることによって、スタンバイ状態においてもメインバッテリー40の電力が消費されてしまうという問題があった。

【0032】

本実施形態に係るFE装置12に組み込まれる起動回路は、上述の問題、つまりスタンバイ状態におけるメインバッテリー40の電力消費量を低減させるものである。以下、図5を参照して、FE装置12に組み込まれた起動回路について説明する。なお、以下に説明する起動回路は、BE装置14に組み込まれてもよい。

10

【0033】

図5に示した起動回路のうち、図4に示した従来の起動回路と同じ構成については、同じ符号を付し、その説明は省略する。FE装置12に組み込まれた起動回路においては、メインバッテリー40が内蔵バッテリーとして機能し、パワーボタン44が電源スイッチとして機能し、起動コントローラ46及びCPUが装置制御部として機能する。

【0034】

本実施形態に係る起動回路においては、従来の起動回路に加え、メインバッテリー40からラインPBに印加されるスタンバイ電圧を間欠的な電圧波形とする電圧制御部が設けられる。具体的には、スタンバイ電圧遮断スイッチとしての電圧スイッチ60、スイッチ制御部としてのスイッチコントローラ62、及び、補助バッテリーとしての省電力バッテリー64が設けられる。

20

【0035】

電圧スイッチ60は、メインバッテリー40とプルアップ抵抗42との間に設けられる。電圧スイッチ60は開閉可能となっており、「開」状態の場合、メインバッテリー40から電圧スイッチ60以下（メインバッテリー40とは反対側の回路）への電力供給が遮断される。「閉」状態の場合、メインバッテリー40から電圧スイッチ60以下へ電力が供給される。

30

【0036】

電圧スイッチ60は、メインバッテリー40からの電力供給を遮断できる限りにおいて、どのようなものであってもよい。例えば、機械式リレーなどのメカスイッチであってもよいし、アナログスイッチICなどの半導体スイッチであってもよい。また、出力/非出力が制御可能なDCDCコンバータなどであってもよい。

【0037】

スイッチコントローラ62は、例えばマイクロコントローラなどから構成される。スイッチコントローラ62は、電圧スイッチ60の開閉を制御するものである。スイッチコントローラ62は、電圧スイッチ60の制御端子（機械式リレーであればコイル）に接続されたラインCSに制御信号を送信する。

40

【0038】

スイッチコントローラ62は、制御信号として間欠的な信号を送信する。本実施形態では、一定の周波数及びデューティ比を有する矩形波の信号を送信する。これにより、スタンバイ状態において、電圧スイッチ60が開閉を繰り返すことになり、ラインPBに印加される電圧波形が間欠的な電圧波形となる。なお、スイッチコントローラ62は、電圧スイッチ60の制御信号を送信するだけのものであるから、その消費電力は非常に小さくなっている。スイッチコントローラ62が送信する制御信号などの詳細は図6を参照して後述する。

【0039】

省電力バッテリー64は、例えばリチウムイオン型のボタン電池などから構成される。本

50

実施形態では、省電力バッテリー64は一次電池であるが、二次電池であってもよい。省電力バッテリー64は、本来FE装置12の計時機能(RTC: Real Time Clock)のためなどに設けられるものである。本実施形態においては、省電力バッテリー64からの電力をスイッチコントローラ62の電源として利用する。

【0040】

スイッチコントローラ62へ電力を供給するための省電力バッテリー64としては、環境発電(エナジーハーベスト)デバイスであってもよい。環境発電デバイスとしては、例えば、熱電発電IC、振動発電IC、あるいは電磁波発電ICなどが挙げられる。なお、環境発電デバイスによる発電量は比較的小さいが、上述の通りスイッチコントローラ62の消費電力は非常に小さいため、スイッチコントローラ62は、環境発電デバイスによる電力供給であっても十分動作することができる。

10

【0041】

熱電発電ICは、熱により発電するICであり、例えば、ユーザがFE装置12を触ったときの熱あるいはFE装置12の内部で発生する熱によって発電し、スイッチコントローラ62へ電力を供給する。振動発電ICは、振動により発電するICであり、例えば、ユーザがFE装置12を動かしたときの振動によって発電し、スイッチコントローラ62へ電力を供給する。電磁波発電ICは、電磁波により発電するICであり、例えば、空中を飛び交う、テレビ、ラジオ、携帯電話、無線LANなどの電波エネルギーにより発電し、スイッチコントローラ62へ電力を供給する。

【0042】

また、スイッチコントローラ62には、省電力バッテリー64に代えて、メインバッテリー40から電力が供給されてもよい。

20

【0043】

図6は、図5に示したFE装置12に組み込まれた起動回路の各ラインの信号タイミング図である。図6において、横軸が時間軸となっている。図6の上から順に、ラインCS(つまりスイッチコントローラ62が出力する制御信号)の電圧波形、ラインPWR(電圧スイッチ60とプルアップ抵抗42との間のライン)の電圧波形、ラインPBの電圧波形、及び、ラインPB_DET(つまり起動コントローラ46が出力する起動パルス)の電圧波形が示されている。

【0044】

上述の通り、本実施形態においては、スイッチコントローラ62は一定の周波数及びデューティ比を有する矩形波の信号を出力する。したがって、ラインCSの電圧波形は図6に示す通りとなる。

30

【0045】

電圧スイッチ60は、ラインCSの電圧が「H」電位となったことを検出して「閉」状態に遷移する。本実施形態では、電圧スイッチ60は、ラインCSが「H」となった後所定の遅延時間後に「閉」状態となる。これにより、メインバッテリー40からの電圧がラインPWRに印加され、ラインPWRが「H」電位となる。ラインCSが「L」となった場合、電圧スイッチ60は、所定の遅延時間後に「開」状態となる。これにより、メインバッテリー40からのラインPWRへの電圧供給が遮断される。しかし、ラインPWR及びラインPBに接続されている容量性負荷(例えば起動コントローラ46の内部回路)により、ラインPWR(及びラインPB)の電位は直ちに0にはならず、徐々に「H」電位から0電位に向かって減衰していく形となる。以上のような波形となる。

40

【0046】

ラインPBの電圧波形は、ユーザによってパワーボタン44が押下されない限りラインPWRと同等となる。図6に示した例では、時刻t1にパワーボタン44が押下され、以後図6に示す時間の範囲において押し続けられたとする。そうすると、ラインPBはパワーボタン44が「閉」状態となったことによって「L」電位、すなわちグラウンド電位(0電位)となる。

50

【 0 0 4 7 】

本実施形態においては、起動コントローラ 4 6 は、スイッチコントローラ 6 2 が出力する制御信号の周波数及びデューティ比、及び、当該制御信号に対して電圧スイッチ 6 0 が「閉」状態となるタイミング情報が与えられている。そして、起動コントローラ 4 6 は、それらにより演算される、ライン P W R が「H」電位となるタイミング毎にライン P B の電圧検出を行う。そして、一定期間（例えば 0 . 5 秒）連続でライン P B が「L」電位であることを検出した場合、起動パルスを出力する。

【 0 0 4 8 】

図 6 の例では、時刻 t 1 でパワーボタン 4 4 が押下された後（つまりライン P B が「L」電位となった後）に、起動コントローラ 4 6 は、時刻 t 2 でライン P B の電圧を検出する。その後、同様に、起動コントローラ 4 6 は、時刻 t 3 及び t 4 においてもライン P B の電圧を検出する。そして、起動コントローラ 4 6 は、時刻 t 2 を起点として一定期間連続でライン P B が「L」電位が判定された場合は、起動パルスを出力する。図 6 の例では、時刻 t 4 において「L」電位を検出した場合に起動パルスを出力する。したがって、図 6 に示すように、時刻 t 4 においてライン P B _ _ D E T にパルス波形が現れる。当該パルス波形を受けた C P U 4 8 は、F E 装置 1 2 を動作状態へ移行させる。

10

【 0 0 4 9 】

本実施形態に係る起動回路によれば、スタンバイ状態の間ライン P W R 及びライン P B は常時「H」電位になっているわけではなく、その電圧波形が間欠的となっている。例えば、「H」電位と「L」電位が繰り返し現れる波形となっている。これにより、ライン P W R 及びライン P B が常時「H」電位となっている場合に比して、起動コントローラ 4 6 などへ流れ込む電流が低減される。つまり、スタンバイ状態におけるメインバッテリー 4 0 の電力消費量が低減される。

20

【 0 0 5 0 】

スタンバイ状態の間、制御信号の周波数がより小さい方が、ライン P W R 及びライン P B が「H」電位ではない期間が長くなる。つまり、制御信号の周波数が小さい方が、メインバッテリー 4 0 の電力消費量がより低減される。しかしながら、制御信号の周波数が小さくなると、ユーザがパワーボタン 4 4 を押下したタイミング（図 6 の例では時刻 t 1 ）から、その後起動コントローラ 4 6 が初めてライン P B の電圧を検出するタイミング（図 6 の例では時刻 t 2 ）までの時間が長くなる可能性が大きくなる。起動パルスは、時刻 t 2 を起点として一定期間連続してライン P B の電圧が「L」であることを検出した時に起動パルスを出力するから、制御信号の周波数が小さくなると、ユーザがパワーボタン 4 4 を押下してから F E 装置 1 2 が起動するまでの時間が長くなる可能性が大きくなる。つまりパワーボタン 4 4 の応答性が低下する。したがって、制御信号の周波数は、パワーボタン 4 4 の応答性とメインバッテリー 4 0 の電力消費量とを比較考量して決定される。

30

【 0 0 5 1 】

また、スイッチコントローラ 6 2 は、制御信号の周波数を変更可能であってもよい。例えば、ユーザの設定により、F E 装置 1 2 の動作モードとして、省電力優先モード及び応答性優先モードを選択可能としておく。省電力優先モードにおいては、制御信号の周波数を比較的小さく設定する。これにより、パワーボタン 4 4 の応答性は低下するものの、スタンバイ状態におけるメインバッテリー 4 0 の電力消費量をより低減できる。一方、応答性優先モードにおいては、制御信号の周波数を比較的（少なくとも省電力優先モードよりは）大きく設定する。これにより、スタンバイ状態におけるメインバッテリー 4 0 の電力消費量は省電力優先モードよりも大きくなるものの、パワーボタン 4 4 の応答性を高めることができる。

40

【 0 0 5 2 】

また、制御信号のデューティ比が小さい方が、メインバッテリー 4 0 の電力消費量がより低減される。しかしながら、制御信号の周波数も関係してくるが、そのデューティ比を小さくしすぎると、ライン P B が「H」電位である期間が短くなり、起動コントローラ 4 6 がその「H」電位を好適に検出できなくなるおそれがある。つまり、起動コントローラ 4

50

6 がパワーボタン 4 4 が押下されたと誤判定するおそれがある。したがって、制御信号のデューティ比は小さい方が好ましいが、その周波数との関係において、起動コントローラ 4 6 が適切に「H」電位が検出できる程度に設定されるのが好ましい。

【0053】

以上、本発明に係る実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて種々の変更が可能である。例えば、本発明は、他の可搬型機器あるいは可搬型電子機器にも応用可能である。

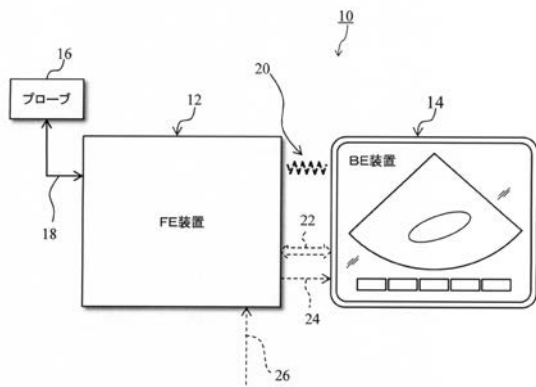
【符号の説明】

【0054】

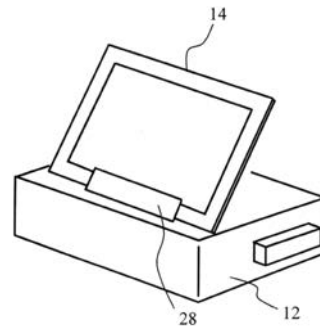
10 超音波診断装置、12 FE装置、14 BE装置、16 プローブ、40 メインバッテリー、42 プルアップ抵抗、44 パワーボタン、46 起動コントローラ、48 CPU、60 電圧スイッチ、62 スイッチコントローラ、64 省電力バッテリー。

10

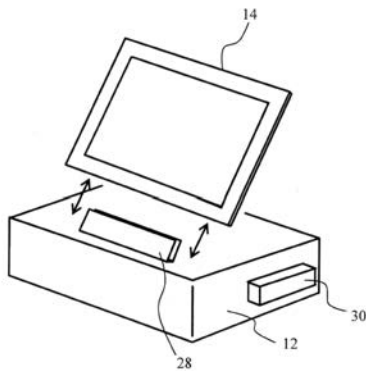
【図1】



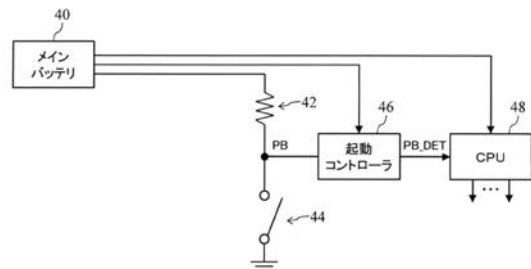
【図3】



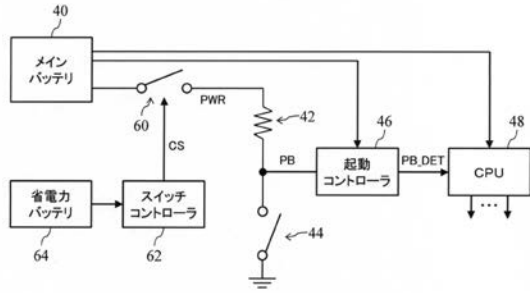
【図2】



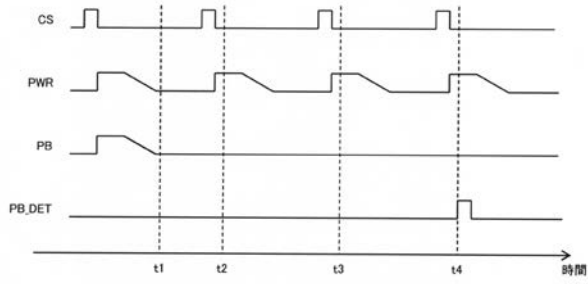
【図4】



【 図 5 】



【 図 6 】



专利名称(译)	便携式医疗设备		
公开(公告)号	JP2018000287A	公开(公告)日	2018-01-11
申请号	JP2016127442	申请日	2016-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	植田 充 宇野 隆也		
发明人	植田 充 宇野 隆也		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE15 4C601/LL26 4C601/LL40		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了降低便携式医疗设备中待机状态下的功耗。解决方案：包含在超声诊断设备10的FE设备12中的启动电路，其一端由来自主电池40的电压通过上拉电阻器42上拉。电源开关44，电源开关44一端的电压变化并输出一个启动脉冲，使FE装置从待机状态转换到工作状态。电压开关60设置在主电池40和上拉电阻器42之间。电压开关60在开关控制器62的控制下重复打开和关闭。结果，施加到电源开关44的一端的电压波形变为间歇电压波形，并且处于待机状态的主电池40的电力消耗减少。

