

(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2013-135557
(P2013-135557A)

(43) 公開日 平成25年7月8日(2013.7.8)

(51) Int. Cl.			F I			テーマコード (参考)
H02J	7/00	(2006.01)	H02J	7/00	301D	4C093
H02J	17/00	(2006.01)	H02J	17/00	B	4C601
H01M	10/48	(2006.01)	H02J	7/00	S	5G503
A61B	8/00	(2006.01)	H01M	10/48	P	5H030
A61B	6/00	(2006.01)	A61B	8/00		

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2011-285191 (P2011-285191)
(22) 出願日 平成23年12月27日 (2011.12.27)

(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 飯田 倫之
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

最終頁に続く

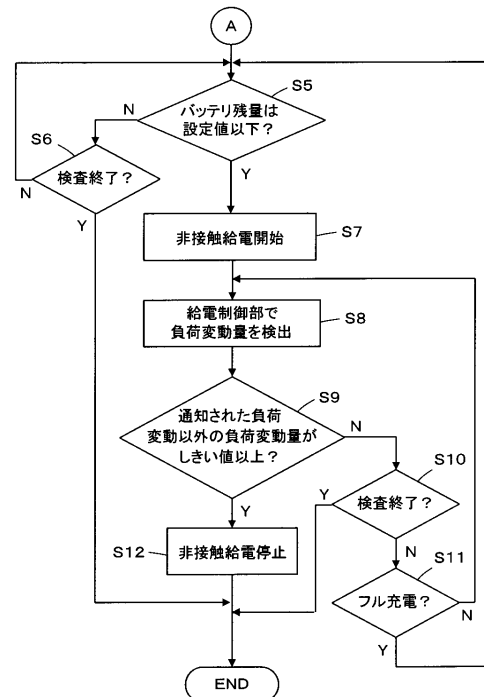
(54) 【発明の名称】 医療機器の非接触給電システムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】 異常状態の発生時にバッテリーへの非接触給電を停止すると共に医療機器の動作に伴う負荷変動が生じてもバッテリーへの非接触給電を継続して行うことができる医療機器の非接触給電システムを提供する。

【解決手段】 超音波プローブによる検査の実行に並行して、超音波プローブに内蔵されたバッテリーの残量が検出され (S5)、バッテリー残量が設定値以下に低下したと判定された場合に給電ユニットによりバッテリーへの非接触給電が開始され (S7)、超音波プローブの無線受電部側の負荷変動量が検出され (S8)、超音波プローブの動作実行に伴って予測され且つ予め通知された負荷変動のタイミング以外で検出された負荷変動量が負荷変動しきい値以上になった場合に (S9)、バッテリーへの非接触給電を停止する (S12)。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療検査を行うための検査部と、前記検査部の動作を制御する動作制御部と、駆動用のバッテリーと、前記バッテリーに接続された受電器とを有する医療機器と、

前記受電器を介して前記バッテリーに非接触給電を行う給電器と、前記バッテリーの残量が設定値以下に低下したときに前記検査部による動作が実行中であっても前記バッテリーへの非接触給電を行うように前記給電器を制御すると共に前記バッテリーへの非接触給電中に前記給電器を介して負荷変動量を検出する給電制御部とを有する給電ユニットと

を備え、

前記動作制御部は、前記検査部の動作実行に伴って予測される負荷変動を前記負荷変動の発生前に前記給電制御部に通知し、

前記給電制御部は、前記動作制御部から通知された負荷変動以外で前記給電器を介して検出された負荷変動量が予め設定された負荷変動しきい値以上になった場合に前記給電器による非接触給電を停止する

ことを特徴とする医療機器の非接触給電システム。

【請求項 2】

前記受電器と前記給電器とが所定の距離以上に離れたことを検知する物理的センサをさらに備え、

前記給電制御部は、前記物理的センサを介して前記受電器と前記給電器とが所定の距離以上に離れたことを認識した場合に前記給電器による非接触給電を停止する請求項 1 に記載の医療機器の非接触給電システム。

【請求項 3】

前記物理的センサは、光学センサ、超音波センサ、加速度センサ、圧力センサおよび接触センサのいずれかである請求項 2 に記載の医療機器の非接触給電システム。

【請求項 4】

前記給電器と前記受電器の少なくとも一方の温度を検出する温度センサをさらに備え、

前記給電制御部は、前記温度センサにより検出された温度が予め設定された温度しきい値以上になった場合に前記給電器による非接触給電を停止する請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の医療機器の非接触給電システム。

【請求項 5】

前記医療機器が接続されたネットワークと、

前記ネットワークに接続されたメンテナンスサーバと

をさらに備え、

前記医療機器は、互いに負荷変動特性が異なる複数の前記検査部を選択的に使用し、

前記メンテナンスサーバは、複数の前記検査部のそれぞれの負荷変動特性の情報を予め記憶し、

前記医療機器の前記動作制御部は、前記ネットワークを介して、複数の前記検査部のうち使用している検査部に対応した負荷変動特性の情報を前記メンテナンスサーバから読み出し、読み出した負荷変動特性の情報に基づいて予測される負荷変動を前記給電制御部に通知する請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の医療機器の非接触給電システム。

【請求項 6】

前記医療機器は、超音波診断装置、内視鏡システムおよび X 線撮影装置のいずれかを含む請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の医療機器の非接触給電システム。

【請求項 7】

医療機器の検査部により医療的検査を実行し、

前記医療機器に内蔵された駆動用のバッテリーの残量が設定値以下に低下したときに前記検査部による動作が実行中であっても前記バッテリーへ非接触給電を行い。

前記バッテリーへの非接触給電中に負荷変動量を検出し、

前記検査部の動作実行に伴って予測される負荷変動以外で検出された負荷変動量が予め設定された負荷変動しきい値以上になった場合に前記バッテリーへの非接触給電を停止する

10

20

30

40

50

ことを特徴とする医療機器の非接触給電方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、医療機器の非接触給電システムおよび方法に係り、特に、バッテリーの残量が設定値以下に低下したときに医療機器が医療検査を行っていてもバッテリーへの非接触給電を実行するシステムに関する。

【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る。一般に、この種の超音波診断装置は、超音波装置本体に接続された超音波プローブから被検体内に向けて超音波ビームを送信し、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、その受信信号を電気的に処理することにより超音波装置本体で被検体の断層画像が生成される。

近年、超音波プローブと超音波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、超音波プローブと超音波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考案されている。このような無線式の超音波診断装置では、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、必要に応じて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。

【0003】

超音波診断装置における断層画像以外にも、X線による被検体の透視画像を生成するX線撮影装置、体内の観察画像を生成する内視鏡システム等、生体情報としての診断画像を取得して検査を行う各種の医療機器が使用されているが、操作性向上のために、X線撮影装置においても、例えば特許文献1に、X線電子カセットがX線コンソールに無線接続されたものが開示されており、X線電子カセットに内蔵されたバッテリーに対して給電器から非接触で給電が行われる。

同様にして、内視鏡システムにおいても、内視鏡スコープが内視鏡プロセッサに無線接続されたものが考案されており、内視鏡スコープのバッテリーへ非接触給電が行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2010-170102号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に開示されたシステムでは、被検体のX線撮影の有無、X線画像情報の伝送の有無等に基づいて充電装置からバッテリーへの充電を制御することで、例えば、撮影により取得された画像データをX線電子カセットからコンソール内の画像メモリへ転送している際にも、X線電子カセット内のバッテリーに対して非接触給電を行うことができる。

このように、バッテリーを用いた医療機器においては、検査の緊急性、患者の負担軽減等の観点から、バッテリーからの電力による医療機器の動作中においても、必要に応じて給電器からバッテリーへ非接触給電が行われる。

【0006】

一般に、給電器から受電器へ非接触で給電を行う場合には、給電器における電流、電圧をモニタリングすることで間接的に受電器側の負荷の状態を監視し、急激な負荷変動が検知された場合に給電を停止する制御が多く採用されている。これは、給電器と受電器との間の距離が給電可能範囲を超えてしまったり、給電器と受電器との間に挿入された異物が給電エネルギーを吸収してしまったり、フル充電されているのに給電が継続されてバッテリーセルの劣化を招いてしまったり、という不測の事態の発生に起因する異常な給電状態を回避するためである。

10

20

30

40

50

【0007】

しかしながら、上述したように、医療機器を動作させつつバッテリーの給電を行う際には、例えば、検査モードの起動、終了および変更等の医療機器の動作に伴って大きな負荷変動が生じることがあり、この負荷変動が異常状態の発生によるものと誤認識されてバッテリーへの非接触給電が停止されるおそれがある。このようにして、給電が停止されると、医療機器による検査の実行に支障を来すこととなる。

【0008】

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、異常状態の発生時にバッテリーへの非接触給電を停止すると共に医療機器の動作に伴う負荷変動が生じてもバッテリーへの非接触給電を継続して行うことができる医療機器の非接触給電システムおよび方法を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

この発明に係る医療機器の非接触給電システムは、医療検査を行うための検査部と、検査部の動作を制御する動作制御部と、駆動用のバッテリーと、バッテリーに接続された受電器とを有する医療機器と、受電器を介してバッテリーに非接触給電を行う給電器と、バッテリーの残量が設定値以下に低下したときに検査部による動作が実行中であってもバッテリーへの非接触給電を行うように給電器を制御すると共にバッテリーへの非接触給電中に給電器を介して負荷変動量を検出する給電制御部とを有する給電ユニットとを備え、

動作制御部は、検査部の動作実行に伴って予測される負荷変動を負荷変動の発生前に給電制御部に通知し、給電制御部は、動作制御部から通知された負荷変動以外で給電器を介して検出された負荷変動量が予め設定された負荷変動しきい値以上になった場合に給電器による非接触給電を停止するものである。

20

【0010】

受電器と給電器とが所定の距離以上に離れたことを検知する物理的センサをさらに備え、給電制御部は、物理的センサを介して受電器と給電器とが所定の距離以上に離れたことを認識した場合に給電器による非接触給電を停止するように構成することができる。

物理的センサとしては、光学センサ、超音波センサ、加速度センサ、圧力センサおよび接触センサのいずれかが用いられる。

また、給電器と受電器の少なくとも一方の温度を検出する温度センサをさらに備え、給電制御部は、温度センサにより検出された温度が予め設定された温度しきい値以上になった場合に給電器による非接触給電を停止することが好ましい。

30

【0011】

さらに、医療機器が接続されたネットワークと、ネットワークに接続されたメンテナンスサーバとをさらに備え、医療機器は、互いに負荷変動特性が異なる複数の検査部を選択的に使用し、メンテナンスサーバは、複数の検査部のそれぞれの負荷変動特性の情報を予め記憶し、医療機器の動作制御部は、ネットワークを介して、複数の検査部のうち使用している検査部に対応した負荷変動特性の情報をメンテナンスサーバから読み出し、読み出した負荷変動特性の情報に基づいて予測される負荷変動を給電制御部に通知するように構成することもできる。

40

医療機器は、超音波診断装置、内視鏡システムおよびX線撮影装置のいずれかを含むように構成することができる。

【0012】

この発明に係る医療機器の非接触給電方法は、医療機器の検査部により医療的検査を実行し、医療機器に内蔵された駆動用のバッテリーの残量が設定値以下に低下したときに検査部による動作が実行中であってもバッテリーへ非接触給電を行い、バッテリーへの非接触給電中に負荷変動量を検出し、検査部の動作実行に伴って予測される負荷変動以外で検出された負荷変動量が予め設定された負荷変動しきい値以上になった場合にバッテリーへの非接触給電を停止する方法である。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 3 】

この発明によれば、検査部の動作実行に伴って予測される負荷変動以外で給電器を介して検出された負荷変動量が予め設定された負荷変動しきい値以上になった場合に給電器による非接触給電を停止するので、異常状態の発生時にバッテリーへの非接触給電を停止すると共に医療機器の動作に伴う負荷変動が生じててもバッテリーへの非接触給電を継続して行うことが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 この発明の実施の形態 1 に係る医療機器の非接触給電システムの構成を示すブロック図である。

10

【 図 2 】 実施の形態 1 における給電ユニットの無線給電部と超音波プローブの無線受電部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 実施の形態 1 の動作を示すフローチャートである。

【 図 4 】 実施の形態 1 の動作を示すフローチャートである。

【 図 5 】 実施の形態 1 における超音波診断装置の動作に伴う負荷変動を示すグラフである。

【 図 6 】 実施の形態 1 において異常状態が発生した際の負荷変動を示すグラフである。

【 図 7 】 実施の形態 2 に係る医療機器の非接触給電システムの要部を示すブロック図である。

【 図 8 】 実施の形態 3 に係る医療機器の非接触給電システムの要部を示すブロック図である。

20

【 図 9 】 実施の形態 3 の変形例に係る医療機器の非接触給電システムの要部を示すブロック図である。

【 図 1 0 】 実施の形態 4 に係る医療機器の非接触給電システムを示すブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

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、実施の形態 1 に係る医療機器の非接触給電システムの構成を示す。非接触給電システムは、医療機器としての超音波診断装置 1 と、超音波診断装置 1 に接続された給電ユニット 2 を備えている。

30

超音波診断装置 1 は、超音波装置本体 3 と、超音波装置本体 3 に無線接続された超音波プローブ 4 とから構成されている。

超音波プローブ 4 は、この発明の検査部を構成するもので、アレイトランスデューサ 1 1 を有しており、このアレイトランスデューサ 1 1 に送信回路 1 2 および受信回路 1 3 が接続されると共に受信回路 1 3 に無線通信部 1 4 が接続され、無線通信部 1 4 に通信制御部 1 5 が接続されている。そして、送信回路 1 2、受信回路 1 3 および通信制御部 1 5 にプローブ制御部 1 6 が接続され、プローブ制御部 1 6 に残量検出部 1 7 を介してバッテリー 1 8 が接続され、バッテリー 1 8 に無線受電部 1 9 が接続されている。

【 0 0 1 6 】

40

超音波装置本体 3 は、超音波プローブ 4 の無線通信部 1 4 に無線接続された無線通信部 2 1 を有し、無線通信部 2 1 に画像生成部 2 2、表示制御部 2 3 および表示部 2 4 が順次接続されている。さらに、無線通信部 2 1 に通信制御部 2 5 が接続され、画像生成部 2 2、表示制御部 2 3 および通信制御部 2 5 に本体制御部 2 6 が接続されている。

さらに、本体制御部 2 6 に、操作部 2 7 および格納部 2 8 がそれぞれ接続されている。

【 0 0 1 7 】

超音波プローブ 4 のアレイトランスデューサ 1 1 は、1次元又は2次元のアレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサを有し、送信回路 1 2 は、プローブ制御部 1 6 からの制御信号に基づきアレイトランスデューサ 1 1 の複数の超音波トランスデューサに駆動信号を供給して超音波ビームを送信させる。受信回路 1 3 は、超音波エコーを受けたア

50

レイトランスデューサ 11 の各超音波トランスデューサから出力される受信信号を増幅して A / D 変換した後、プローブ制御部 16 からの制御信号に基づいて受信フォーカス処理を行い、音線信号を生成する。

無線通信部 14 は、受信回路 13 で生成された音線信号を無線により超音波装置本体 3 に送信する。通信制御部 15 は、プローブ制御部 16 によって設定された送信電波強度で音線信号の送信が行われるように無線通信部 14 を制御すると共に、無線通信部 14 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 16 に出力する。プローブ制御部 16 は、無線通信部 14 を介して超音波装置本体 3 の本体制御部 26 から伝送される制御信号に基づいて、超音波プローブ 4 の各部の制御を行う。

【0018】

10

バッテリー 18 は、超音波プローブ 4 の駆動用電源として機能し、超音波プローブ 4 内の電力を必要とする各部に電力を供給する。残量検出部 17 によりバッテリー 18 の残量が監視されており、バッテリー残量がプローブ制御部 16 に入力され、バッテリー残量が設定値以下に低下すると、プローブ制御部 16 から通信制御部 15 および無線通信部 14 を介して超音波装置本体 3 にバッテリー 18 への給電を要する旨が通知される。または、超音波装置本体 3 を介さずに、無線通信等の手段により、直接給電ユニット 2 へ給電を要する旨を通知してもよい。

無線受電部 19 は、給電ユニット 2 の無線給電部 30 から無線により供給された電力を受信してバッテリー 18 の充電を行う。

【0019】

20

超音波装置本体 3 の無線通信部 21 は、超音波プローブ 4 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 4 に送信する。また、無線通信部 21 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、音線信号を出力する。

画像生成部 22 は、無線通信部 21 から入力された音線信号に基づいて画像信号を生成した後、ラスタ変換すると共に、階調処理等の各種の必要な画像処理を施して表示制御部 23 に出力する。

表示制御部 23 は、画像生成部 22 から入力された画像信号に基づいて、表示部 24 に超音波診断画像を表示させる。表示部 24 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 23 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

通信制御部 25 は、本体制御部 26 により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 21 を制御する。

30

【0020】

また、操作部 27 は、操作者が入力操作を行うための各種の操作ボタンを有している。

格納部 28 は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

本体制御部 26 は、この発明の動作制御部を構成するもので、操作者により操作部 27 から入力された各種の指令信号等に基づいて、超音波装置本体 3 内の各部の制御を行う。

なお、画像生成部 22 および表示制御部 23 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。

40

【0021】

給電ユニット 2 は、超音波装置本体 3 の本体制御部 26 に接続された給電制御部 29 を有し、この給電制御部 29 に無線給電部 30 が接続されている。

給電制御部 29 は、本体制御部 26 の制御の下で、無線給電部 30 から超音波プローブ 4 の無線受電部 19 に電力を供給することにより、バッテリー 18 の非接触給電を実行する。また、給電制御部 29 は、バッテリー 18 への非接触給電中に無線給電部 30 における電流または電圧をモニタリングすることで間接的に超音波プローブ 4 の無線受電部 19 側の負荷変動量を検出する。なお、無線受電部 19 が電圧または電流をモニタリングすることで負荷変動量を検出してもよい。

なお、非接触の給電方式としては、磁界共鳴方式、電磁誘導方式、電界結合方式および

50

エバネッセント波方式のいずれかが用いられる。

【0022】

図2に、給電ユニット2の無線給電部30と超音波プローブ4の無線受電部19の構成を示す。無線給電部30は、給電制御部29に接続された駆動回路31と、駆動回路31に接続され且つ超音波プローブ4に向けて配置された給電アンテナ32を有している。一方、無線受電部19は、バッテリー18に接続された整流回路33と、整流回路33に接続され且つ給電ユニット2に向けて配置された受電アンテナ34を有している。

給電アンテナ32および受電アンテナ34は、非接触給電方式が磁界共鳴方式または電磁誘導方式による場合は、それぞれコイルから形成され、電界結合方式による場合は、それぞれ電極板から形成され、エバネッセント波方式による場合は、それぞれ電磁波を閉じ込める遮蔽板から形成される。

駆動回路31は、給電制御部29からの指示を受けて給電アンテナ32に給電電力を供給する。整流回路33は、受電アンテナ34で受信した電力を整流してバッテリー18へ供給する。

【0023】

ここで、超音波診断装置1の動作時における超音波プローブ4の無線受電部19側の負荷変動について説明する。

超音波診断装置1において、選択可能な検査モードとして、例えば、Bモード、CFモード、PWモード、Mモード等の各種のモードが予め設定されている場合には、検査モード毎に必要な消費電力が相違するため、選択された検査モードに応じて、モードの起動時および終了時における負荷変動が異なる。さらに、同時開口チャンネル数、フレームレート、測定深度等の検査条件によっても消費電力が変化するが、これらの検査モードおよび検査条件は、操作部27から入力された操作者の指示に基づいて決定され、超音波装置本体3の本体制御部26から超音波プローブ4のプローブ制御部16へ伝送されることとなる。このため、超音波装置本体3の本体制御部26は、検査の実行に先立って、負荷変動が発生するタイミングと負荷変動量を把握することができる。

そこで、この実施の形態1では、超音波装置本体3の本体制御部26で把握した負荷変動に関する情報に基づき、実際に発生した負荷変動が超音波診断装置1の動作に伴うものであるのか、あるいは、不測の事態の発生に起因するものであるのかを判定するようにしている。

【0024】

次に、実施の形態1の動作について図3および4のフローチャートを参照して説明する。

予め、超音波プローブ4の無線受電部19は、給電ユニット2の無線給電部30から給電可能な範囲内に位置しているものとする。

まず、ステップS1で、操作部27から入力された操作者の指示に基づいて検査モードおよび検査条件が決定され、これらの検査モードおよび検査条件を含むプローブ制御情報が超音波装置本体3の本体制御部26により生成され、続くステップS2で、このプローブ制御情報が本体制御部26から通信制御部25および無線通信部21を介して超音波プローブ4へ無線送信される。超音波プローブ4の無線通信部14で受信されたプローブ制御情報は、通信制御部15を介してプローブ制御部16に入力される。

【0025】

さらに、ステップS3で、本体制御部26は、プローブ制御情報に基づいて負荷変動が発生するタイミングと負荷変動量を含む負荷変動に関する情報を作成し、給電ユニット2の給電制御部29へ送信する。

このようにして、超音波プローブ4のプローブ制御部16がプローブ制御情報を入手すると共に給電ユニット2の給電制御部29が負荷変動に関する情報を入手した後、ステップS4で、超音波診断装置1による検査が開始される。

【0026】

検査が開始されると、検査の実行に並行して、ステップS5で、超音波プローブ4に内

10

20

30

40

50

蔵されているバッテリー 18 の残量が残量検出部 17 により検出され、プローブ制御部 16 によってバッテリー残量が設定値以下に低下したか否かが判定される。

バッテリー残量が設定値以下に低下していないと判定された場合は、プローブ制御部 16 から超音波装置本体 3 にバッテリー 18 への給電を要する旨が通知されることはなく、ステップ S6 で、検査が終了したと判定されるまで、ステップ S5 および S6 が繰り返される。

【0027】

一方、ステップ S5 で、バッテリー残量が設定値以下にまで低下したと判定された場合は、プローブ制御部 16 から通信制御部 15 および無線通信部 14 を介して超音波装置本体 3 にバッテリー 18 への給電を要する旨が通知され、ステップ S7 で、給電ユニット 2 によりバッテリー 18 への非接触給電が開始される。すなわち、給電制御部 29 により制御された無線給電部 30 から超音波プローブ 4 の無線受電部 19 に電力が供給され、無線受電部 19 を介してバッテリー 18 の充電が開始される。

バッテリー 18 への非接触給電が開始されると、続くステップ S8 で、給電ユニット 2 の給電制御部 29 により無線給電部 30 における電流または電圧をモニタリングされ、間接的に超音波プローブ 4 の無線受電部 19 側の負荷変動量が検出される。

【0028】

そして、ステップ S9 で、給電制御部 29 は、ステップ S8 において検出された負荷変動量が、ステップ S3 において本体制御部 26 から伝送された負荷変動に関する情報に含まれる負荷変動のタイミング以外で、予め設定された負荷変動しきい値以上になったか否かを判定する。

例えば、図 5 に示されるように、無線給電部 30 における電流が時刻 T1 および T2 にそれぞれ変動しても、この変動が、検査モードの起動、終了および変更等の超音波診断装置 1 による検査実行の動作に伴うものであって、ステップ S3 で本体制御部 26 から通知された負荷変動に対応するものである場合には、通知された負荷変動以外の負荷変動量が負荷変動しきい値以上になったものはないと判定される。すなわち、正常な動作が行われていると判断され、ステップ S10 に進んで、検査が終了したか否かが判定される。検査がまだ終了していない場合は、ステップ S11 で、バッテリー 18 がフル充電されたか否かが判定され、まだフル充電に至らない場合は、ステップ S8 に戻り、給電制御部 29 により負荷変動量が検出される。

【0029】

一方、図 6 に示されるように、例えば、給電ユニット 2 から超音波プローブ 4 が取り外されて無線受電部 19 が無線給電部 30 から給電可能範囲を超える距離まで離される等により、無線給電部 30 における電流が、本体制御部 26 から通知された負荷変動に関する情報により予測される値に反して、時刻 T3 に L だけ変動し、時刻 T4 にこの変動に対応する負荷変動量が負荷変動しきい値以上であると判定された場合には、不測の異常事態が発生したと判断され、ステップ S12 に進んで、バッテリー 18 への非接触給電が停止される。すなわち、時刻 T4 に給電ユニット 2 の無線給電部 30 から超音波プローブ 4 の無線受電部 19 への電力の供給が停止され、無線給電部 30 における電流は時刻 T5 に 0 となる。

【0030】

このように、給電制御部 29 により検出された負荷変動量が、本体制御部 26 から通知された負荷変動以外のものであって、負荷変動しきい値以上である場合にのみ、バッテリー 18 への非接触給電を強制的に停止することにより、異常状態の発生時に非接触給電を停止しながらも、超音波診断装置 1 の正常な動作に伴う負荷変動に対しては、バッテリー 18 への非接触給電を継続して行うことが可能となる。

【0031】

なお、ステップ S6 または S10 で検査が終了したと判定された場合は、一連の処理を終了する。また、ステップ S11 で、バッテリー 18 がフル充電に至ったと判定された場合は、ステップ S5 に戻り、バッテリー残量が設定値以下に低下したか否かが判定される。

また、上記の実施の形態 1 では、ステップ S 2 で、プローブ制御情報を本体制御部 2 6 から超音波プローブ 4 へ送信し、続くステップ S 3 で、負荷変動に関する情報を本体制御部 2 6 から給電制御部 2 9 へ送信したが、逆に、負荷変動に関する情報を本体制御部 2 6 から給電制御部 2 9 へ送信した後、プローブ制御情報を本体制御部 2 6 から超音波プローブ 4 へ送信してもよい。

さらに、残量検出部 1 7 により検出されたバッテリー 1 8 の残量が設定値以下に低下したか否かをプローブ制御部 1 6 が判定したが、バッテリー 1 8 の残量を通信制御部 1 5 および無線通信部 1 4 を介して超音波装置本体 3 に送信し、超音波装置本体 3 の本体制御部 2 6 でバッテリー残量の判定を行うこともできる。

【 0 0 3 2 】

実施の形態 2

上記の実施の形態 1 では、超音波プローブ 4 の無線受電部 1 9 が給電ユニット 2 の無線給電部 3 0 から給電可能範囲を超える距離まで離れたことを、給電制御部 2 9 で無線給電部 3 0 における電流をモニタリングすることにより認識したが、これに限るものではなく、物理的センサにより無線受電部 1 9 と無線給電部 3 0 とが離れたことを検知するように構成してもよい。

図 7 に、実施の形態 2 における給電ユニット 4 1 の構成を示す。この給電ユニット 4 1 は、実施の形態 1 における給電ユニット 2 と同様に、給電制御部 2 9 と無線給電部 3 0 を備えるだけでなく、給電制御部 2 9 に接続された受電部検出センサ 4 2 を有している。受電部検出センサ 4 2 は、無線受電部 1 9 を内蔵する超音波プローブ 4 の筐体との距離に応じた検出信号を発生する物理的センサである。

【 0 0 3 3 】

具体的には、受電部検出センサ 4 2 は、光学センサ、超音波センサ、加速度センサ、圧力センサおよび接触センサのいずれかからなり、給電ユニット 4 1 から超音波プローブ 4 が取り外されたことを検知する。受電部検出センサ 4 2 からの検出信号を入力することで、給電制御部 2 9 は、間接的に無線受電部 1 9 と無線給電部 3 0 とが給電可能範囲を超える所定の距離以上に離れたか否かを認識することができる。

給電制御部 2 9 は、無線受電部 1 9 と無線給電部 3 0 とが所定の距離以上に離れたことを認識した場合に、バッテリー 1 8 への非接触給電を強制的に停止する。

例えば、給電ユニット 4 1 を内蔵した撮影台に超音波診断装置を設置して使用する場合に、無線受電部 1 9 を内蔵する超音波プローブ 4 が撮影台から取り去られたことを判別することができる。

【 0 0 3 4 】

実施の形態 3

図 8 に、実施の形態 3 における給電ユニット 5 1 の構成を示す。この給電ユニット 5 1 は、実施の形態 1 における給電ユニット 2 において、給電アンテナ 3 2 の温度を検出する温度センサ 5 2 をさらに備え、この温度センサ 5 2 を給電制御部 2 9 に接続したものである。

無線給電部 3 0 から無線受電部 1 9 へ非接触給電を行っている際に、無線給電部 3 0 の給電アンテナ 3 2 と無線受電部 1 9 の受電アンテナ 3 4 との間に形成されたエネルギー伝搬路内に異物が入り込むと、給電の効率が低下し、異常発熱を生じる。そこで、温度センサ 5 2 により給電アンテナ 3 2 の温度を検出することで、異物の挿入を検知することができる。

給電ユニット 5 1 の給電制御部 2 9 は、温度センサ 5 2 により検出された給電アンテナ 3 2 の温度が予め設定された温度しきい値以上になった場合に、バッテリー 1 8 への非接触給電を強制的に停止する。これにより、異物の挿入に起因する異常な給電状態を回避することが可能となる。

【 0 0 3 5 】

温度センサ 5 2 を給電ユニット 5 1 内に設置する代わりに、図 9 に示されるように、超音波プローブ 6 1 内に温度センサ 6 2 を配置して、無線受電部 1 9 の受電アンテナ 3 4 の

10

20

30

40

50

温度を検出することもできる。

温度センサ 6 2 は、プローブ制御部 1 6 に接続され、温度センサ 6 2 で検出された受電アンテナ 3 4 の温度は、プローブ制御部 1 6 から通信制御部 1 5 および無線通信部 1 4 を介して超音波装置本体 3 へ送信される。さらに、受電アンテナ 3 4 の温度は、超音波装置本体 3 の無線通信部 2 1、通信制御部 2 5 および本体制御部 2 6 を介して給電ユニット 2 の給電制御部 2 9 に伝送され、給電制御部 2 9 は、受電アンテナ 3 4 の温度が予め設定された温度しきい値以上になった場合に、バッテリー 1 8 への非接触給電を強制的に停止する。

なお、給電アンテナ 3 2 の温度を検出する温度センサ 5 2 を給電ユニット 5 1 内に配置すると共に受電アンテナ 3 4 の温度を検出する温度センサ 6 2 を超音波プローブ 6 1 内に配置し、これら双方の温度センサ 5 2 および 6 2 の検出値をモニタリングして異物の挿入を認識することもできる。

【 0 0 3 6 】

実施の形態 4

上述した実施の形態 1 ~ 3 において、図 1 0 に示されるように、互いに用途の異なる複数の超音波プローブ 4 a ~ 4 c を用意し、これらの超音波プローブ 4 a ~ 4 c を選択的に使用して診断を行うこともできる。超音波プローブ 4 a ~ 4 c は、互いに負荷変動特性も異なるものとする。

超音波装置本体の本体制御部 2 6 が、検査の実行に先立って、負荷変動が発生するタイミングと負荷変動量を把握するためには、使用する超音波プローブの負荷変動特性が必要となる。そこで、この実施の形態 4 における超音波装置本体 7 1 は、使用する超音波プローブの負荷変動特性を一時的に格納するためのメモリ 7 2 を有している。

また、超音波装置本体 7 1 の本体制御部 2 6 には、ネットワーク N を介してメンテナンスサーバ 7 3 が接続されている。このメンテナンスサーバ S は、超音波診断装置のメンテナンスを行うもので、複数の超音波プローブ 4 a ~ 4 c のそれぞれの負荷変動特性の情報を予め記憶している。

【 0 0 3 7 】

超音波装置本体 7 1 の本体制御部 2 6 は、診断の目的、診断部位等に応じて複数の超音波プローブ 4 a ~ 4 c から選択された超音波プローブに対応する負荷変動特性の情報を、ネットワーク N を介してメンテナンスサーバ 7 3 から読み出して超音波装置本体 7 1 内のメモリ 7 2 に格納する。そして、本体制御部 2 6 は、メモリ 7 2 に格納された負荷変動特性の情報に基づいて、検査の実行時に負荷変動が発生するタイミングと負荷変動量を含む負荷変動に関する情報を作成し、給電ユニット 2 へ送信する。

このような構成とすることにより、複数の超音波プローブ 4 a ~ 4 c を交換しながら検査を行う場合も、異常状態の発生時に非接触給電を停止すると共に、超音波診断装置の正常な動作に伴う負荷変動に対しては、使用している超音波プローブに内蔵されたバッテリーへの非接触給電を継続して行うことが可能となる。

【 0 0 3 8 】

上記の実施の形態 1 ~ 4 において、さらに、超音波プローブ内の無線受電部 1 9 に過充電防止回路を接続してバッテリー 1 8 への過充電を防止することもできる。過充電防止回路としては、バッテリー 1 8 の端子間電圧を監視し、端子間電圧が所定の電圧を超えた場合に F E T、バイポーラトランジスタ、リレー等のスイッチング素子によりバッテリー 1 8 への充電経路を遮断する回路を用いることができる。あるいは、過電流検出機構をバッテリーセル内に設置し、所定値以上の電流を検出した場合に充電経路を遮断してもよい。また、バッテリー 1 8 の外部からバッテリーセルの温度を監視し、温度が所定値以上に上昇した場合に充電経路を遮断してもよい。

【 0 0 3 9 】

上記の実施の形態 1 ~ 4 では、医療機器として、超音波診断装置を用いたが、これに限るものではなく、内視鏡スコープが内視鏡プロセッサに無線接続された内視鏡システムを医療機器として使用することもできる。この場合、実施の形態 1 ~ 4 における超音波装置

10

20

30

40

50

本体の代わりに内視鏡プロセッサが、超音波プローブの代わりに内視鏡スコープがそれぞれ適用され、内視鏡スコープに内蔵されたバッテリーに非接触給電が行われる。

また、X線電子カセットがX線コンソールに無線接続されたX線撮影装置を医療機器として使用することもできる。この場合、実施の形態1～4における超音波装置本体の代わりにX線コンソールが、超音波プローブの代わりにX線電子カセットがそれぞれ適用され、X線電子カセットに内蔵されたバッテリーに非接触給電が行われる。

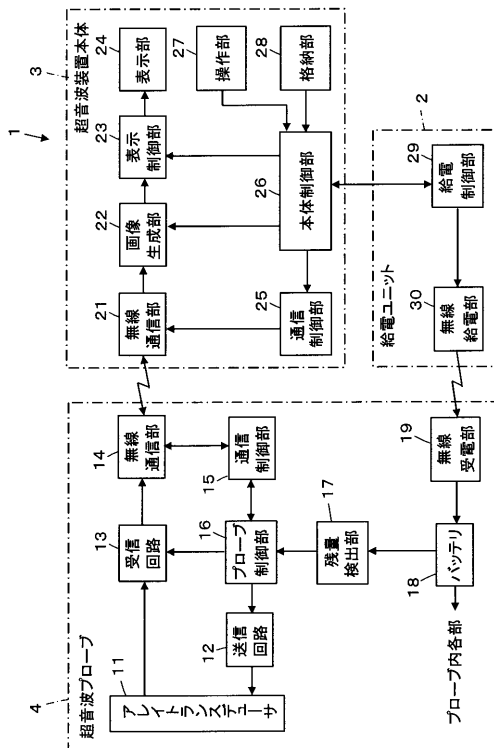
【符号の説明】

【0040】

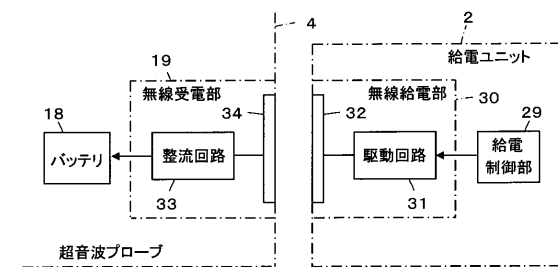
1 超音波診断装置、2, 41, 51 給電ユニット、3, 71 超音波装置本体、4, 4a, 4b, 4c, 61 超音波プローブ、11 アレイトランスデューサ、12 送信回路、13 受信回路、14 無線通信部、15 通信制御部、16 プローブ制御部、17 残量検出部、18 バッテリ、19 無線受電部、21 無線通信部、22 画像生成部、23 表示制御部、24 表示部、25 通信制御部、26 本体制御部、27 操作部、28 格納部、29 給電制御部、30 無線給電部、31 駆動回路、32 給電アンテナ、33 整流回路、34 受電アンテナ、42 受電部検出センサ、52, 62 温度センサ、72 メモリ、73 メンテナンスサーバ、N ネットワーク。

10

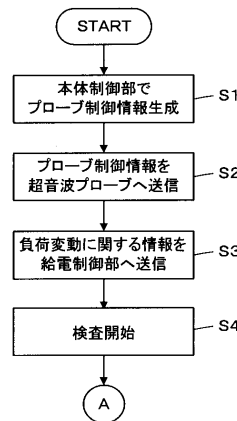
【図1】



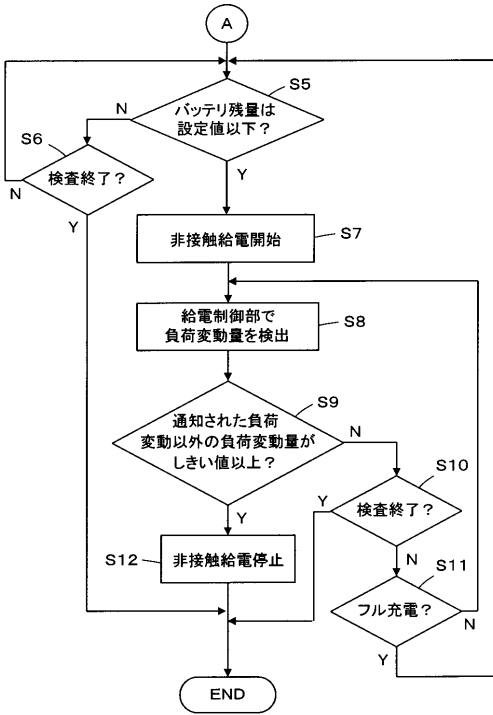
【図2】



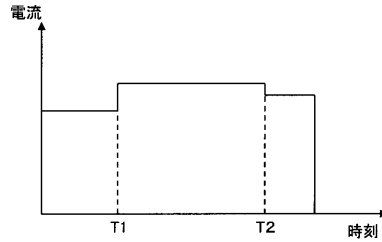
【図3】



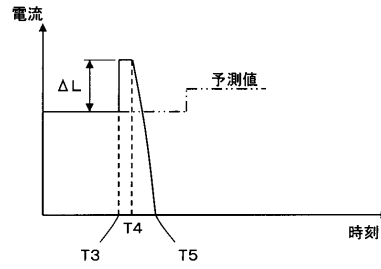
【図4】



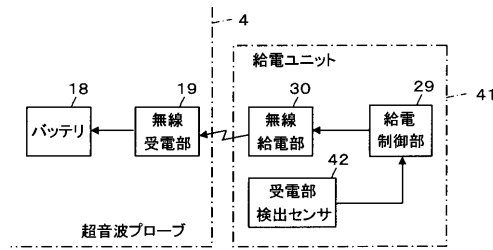
【図5】



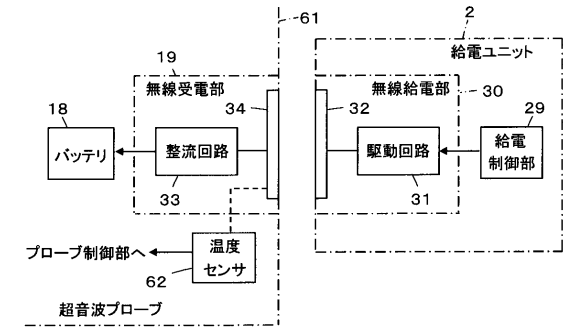
【図6】



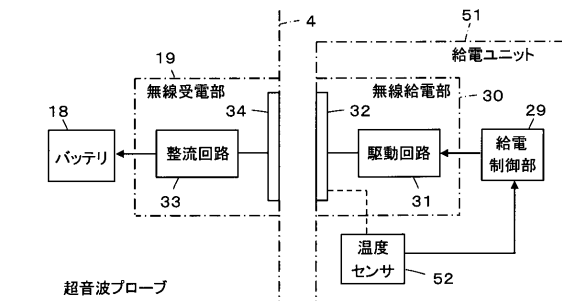
【図7】



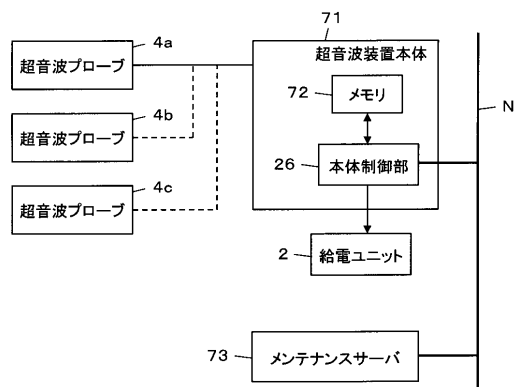
【図9】



【図8】



【図10】



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 7/34 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 1 0
H 0 2 J 7/34 E

Fターム(参考) 4C093 AA01 CA15 EE14 FA43 FA53 FA58 FD09
4C601 BB06 EE10 EE16 GA40 GB18 GD04 GD06
5G503 FA18 GB08
5H030 AA01 AA06 AS01 FF41

专利名称(译)	非接触式供电系统和医疗设备的方法		
公开(公告)号	JP201313557A	公开(公告)日	2013-07-08
申请号	JP2011285191	申请日	2011-12-27
[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	飯田倫之		
发明人	飯田 倫之		
IPC分类号	H02J7/00 H02J17/00 H01M10/48 A61B8/00 A61B6/00 H02J7/34		
FI分类号	H02J7/00.301.D H02J17/00.B H02J7/00.S H01M10/48.P A61B8/00 A61B6/00.310 H02J7/34.E H02J50/12 H02J50/40 H02J50/60 H02J50/80 H02J50/90		
F-TERM分类号	4C093/AA01 4C093/CA15 4C093/EE14 4C093/FA43 4C093/FA53 4C093/FA58 4C093/FD09 4C601/BB06 4C601/EE10 4C601/EE16 4C601/GA40 4C601/GB18 4C601/GD04 4C601/GD06 5G503/FA18 5G503/GB08 5H030/AA01 5H030/AA06 5H030/AS01 5H030/FF41		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为医疗设备提供非接触式电源，能够在发生异常情况时持续停止向电池供电，并且即使随着医疗设备的操作发生负载变化，也停止向电池供电提供的系统。 解决方案：在通过超声波探头执行检查的同时，检测包含在超声波探头中的电池的剩余量（S5），并且当判断出剩余电池量已经下降到设定值或更小时通过电源单元（S7）开始对电池的非接触供电，检测超声波探头的无线电力接收单元侧的负载变化量（S8），与超声波探头的操作的执行相关联地预测并预先通知。当在负载波动的定时之外检测到的负载波动量变得等于或大于负载波动阈值时（S9），停止对电池的非接触供电（S12）。 点域4

