(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2013-146491
(P2013-146491A)
(43)公開日　平成25年8月1日(2013.8.1)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	8/00	(2006.01)	A61B	8/00		2G088
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300A	2G188
A61B	6/00	(2006.01)	A61B	6/00	300W	4C093
G01T	7/00	(2006.01)	G01T	7/00	C	4C161
						4C601

審査請求 未請求　請求項の数 7　ＯＬ　（全 13 頁）

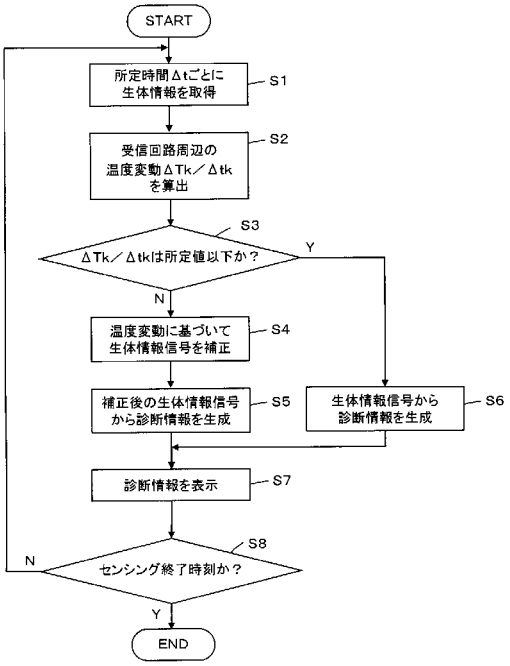
(21)出願番号　特願2012-11184(P2012-11184)
(22)出願日　平成24年1月23日(2012.1.23)

(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　望稔
(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】医療診断装置

(57)【要約】
【課題】受信回路周辺の温度が変動した場合でも、生体情報信号に対する温度変動の影響を抑制して精度の高い診断情報を取得することができる医療診断装置を提供する。
【解決手段】アレイトランスデューサを用いて所定の取得間隔ごとに受信信号を取得し（Ｓ１）、温度センサにより所定間隔で取得された受信回路周辺の温度情報に基づいて温度変動を算出し（Ｓ２）、受信回路周辺の温度変動が所定値以下でない場合に（Ｓ３）、受信回路で生成された音線信号を温度変動の値、超音波プローブ固有の補正係数および受信信号の取得間隔に基づいて補正し（Ｓ４）、補正された音線信号に基づいて超音波画像を生成する（Ｓ５）。
【選択図】図５



【特許請求の範囲】
【請求項１】
生体情報を取得する生体情報センサと、
前記生体情報センサで取得された前記生体情報をアナログ処理して生体情報信号を出力する受信回路と、
前記受信回路周辺の温度を検出する温度センサと、
温度の影響を補償するように前記生体情報信号を補正するための温度変動補正部と、
前記生体情報信号に基づいて診断情報を生成する診断情報生成部と、
前記温度センサにより検出された前記受信回路周辺の温度に基づいて温度変動が所定値を超えた場合に前記生体情報信号が補正されると共に補正された前記生体情報信号に基づいて診断情報が生成されるように前記温度変動補正部および前記診断情報生成部を制御する制御部と
を有することを特徴とする医療診断装置。
【請求項２】
前記制御部において算出された前記受信回路周辺の温度変動をΔＴｋ／Δｔｋ（ｋ＝１、２、…、ｎ）、医療診断装置固有の補正係数をＸ（ｍＶ／℃）、前記生体情報センサにおける生体情報の取得間隔をΔｔ、補正前の生体情報信号の値をＤｒ、補正後の生体情報信号の値をＤｃとした場合に、前記温度変動補正部は、以下の（１）式によって前記生体情報信号を補正することを特徴とする請求項１に記載の医療診断装置。
Ｄｃ＝Ｄｒ＋Ｘ×（ΔＴｋ／Δｔｋ）×Δｔ　…（１）
【請求項３】
前記制御部は、前記生体情報センサにおける前記生体情報の取得時刻と前記温度センサにおける前記受信回路周辺の温度の検出時刻とのズレに応じて、前記温度変動補正部における前記生体情報信号の補正タイミングを遅らせることを特徴とする請求項１または２に記載の医療診断装置。
【請求項４】
前記制御部は、前記生体情報センサの前記取得間隔が所定値より短い場合には、前記温度センサにより検出された前記受信回路周辺の温度に関わらずに、前記生体情報信号を補正しないように前記温度変動補正部を制御することを特徴とする請求項１～３のいずれかに記載の医療診断装置。
【請求項５】
超音波診断装置に適用された請求項１～４のいずれかに記載の医療診断装置。
【請求項６】
内視鏡システムに適用された請求項１～４のいずれかに記載の医療診断装置。
【請求項７】
Ｘ線撮影システムに適用された請求項１～４のいずれかに記載の医療診断装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
この発明は、医療診断装置に係り、特に、生体情報を取得して診断情報を生成する医療診断装置に関するものである。
【背景技術】
【０００２】
従来、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線撮影システム、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情報（主に、診断画像）を取得して検査を行う各種の医療診断装置が使用されているが、操作性向上のために、Ｘ線撮影システムにおいても、Ｘ線電子カセッテがＸ線コンソールに無線接続されたものが考案されており、Ｘ線電子カセッテに内蔵されたバッテリ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へ非接触給電が行われる。

【０００４】

上述のような非接触給電が行われる場合にはもちろん、近年、医療診断装置自体の小型化が進み、それに伴ってバッテリ等からの発熱による影響が問題となっている。

以下に示す特許文献１には、送波用遅延回路および受波用遅延回路に温度センサを設置し、送波用遅延回路および受波用遅延回路において温度変化の影響によって生じる遅延時間（遅延量）の誤差を、温度センサからの温度信号に基づいて補正することで、より正確に超音波ビームの焦点距離や偏向角度を制御しようとする超音波診断装置が記載されている。

【０００５】

また、特許文献２には、超音波駆動回路の発明であって、送信部の周辺温度を温度センサで検出し、送信部の周辺温度の変動による駆動パルスのパルス幅への影響を補正するものが記載されている。

【０００６】

また、特許文献３には、共振用コンデンサの温度を検出し、温度変動により送電アンテナの共振周波数と駆動周波数にずれが発生した場合において、検出された共振用コンデンサの温度情報と共振用コンデンサの温度特性データとに基づいて駆動周波数が常に共振周波数に一致するように制御を行う無線給電システムが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００７】

【特許文献１】特開平０６－３２７６７０号公報

【特許文献２】特開２００１－３４６７９８号公報

【特許文献３】特開２００８－２６３７１０号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

非接触給電を利用する医療診断装置は、上述のとおり給電電力の向上と装置の小型化とが両方求められるが、装置を小型化し、また、給電電力の向上を図ろうとすると、取得した生体情報をアナログ処理する受信回路がバッテリ等から比較的近くに配置され、給電時におけるバッテリおよび受電器等の発熱の影響を受けてしまう。つまり、バッテリおよび受電器等からの熱により受信回路周辺の温度が変動し、これにより受信回路から出力される生体情報信号であるセンシング電圧に変動が発生して、生体情報のセンシングの精度が低下するおそれがある。

また、バッテリへの給電時以外にも、何らかの原因で受信回路周辺の温度が大きく変動した場合には、同様の不都合が発生されることとなる。

【０００９】

本発明の目的は、受信回路周辺の温度が変動した場合でも、生体情報信号に対する温度変動の影響を抑制して精度の高い診断情報を取得することができる医療診断装置を提供す

ることにある。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

上記課題を解決するために、本発明に係る医療診断装置は、生体情報を取得する生体情報センサと、前記生体情報センサで取得された前記生体情報をアナログ処理して生体情報信号を出力する受信回路と、前記受信回路周辺の温度を検出する温度センサと、温度の影響を補償するように前記生体情報信号を補正するための温度変動補正部と、前記生体情報信号に基づいて診断情報を生成する診断情報生成部と、前記温度センサにより検出された前記受信回路周辺の温度に基づいて温度変動が所定値を超えた場合に前記生体情報信号が補正されると共に補正された前記生体情報信号に基づいて診断情報が生成されるように前記温度変動補正部および前記診断情報生成部を制御する制御部とを有するものである。

【００１１】

また、前記制御部において算出された前記受信回路周辺の温度変動をΔＴｋ／Δｔｋ（ｋ＝１、２、…、ｎ）、医療診断装置固有の補正係数をＸ（ｍＶ／℃）、前記生体情報センサにおける生体情報の取得間隔をΔｔ、補正前の生体情報信号の値をＤｒ、補正後の生体情報信号の値をＤｃとした場合に、前記温度変動補正部は、以下の（１）式によって前記生体情報信号を補正することが好ましい。

Ｄｃ＝Ｄｒ＋Ｘ×（ΔＴｋ／Δｔｋ）×Δｔ　…（１）

【００１２】

また、前記制御部は、前記生体情報センサにおける前記生体情報の取得時刻と前記温度センサにおける前記受信回路周辺の温度の検出時刻とのズレに応じて、前記温度変動補正部における前記生体情報信号の補正タイミングを遅らせることが好ましい。

【００１３】

また、前記制御部は、前記生体情報センサの前記取得間隔が所定値より短い場合には、前記温度センサにより検出された前記受信回路周辺の温度に関わらずに、前記生体情報信号を補正しないように前記温度変動補正部を制御することが好ましい。

【００１４】

また、前記医療診断装置は、超音波診断装置、内視鏡システム、およびＸ線撮影システムのいずれかに適用されることが好ましい。

【発明の効果】

【００１５】

本発明によれば、温度センサにより検出された受信回路周辺の温度に基づいて温度変動が所定値を超えた場合に温度変動補正部で生体情報信号が補正されると共に補正された生体情報信号に基づいて診断情報生成部で診断情報が生成されるので、受信回路周辺の温度が変動した場合でも、生体情報信号に対する温度変動の影響を抑制して精度の高い診断情報を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１６】

【図１】本発明の実施の形態１に係る医療診断装置の構成を示すブロック図である。

【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】（Ａ）および（Ｂ）は、それぞれ実施の形態１において大きな温度変動が無い場合の受信回路の周辺温度および受信回路の出力であるセンシング電圧の時間変化を示すグラフである。

【図４】（Ａ）および（Ｂ）は、それぞれ実施の形態１において大きな温度変動がある場合の受信回路の周辺温度および受信回路の出力であるセンシング電圧の時間変化を示すグラフである。

【図５】実施の形態１の動作を示すフローチャートである。

【図６】実施の形態２における生体情報センサにおける生体情報取得のタイミング、温度センサにおける温度情報取得のタイミング、およびデータ補正のタイミングをそれぞれ示

すタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００１７】

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に係る医療診断装置としての超音波診断装置１の構成を示す。

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、超音波診断装置１に接続された給電ユニット２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１１を有しており、このアレイトランスデューサ１１に送信回路１２および受信回路１３が接続されると共に受信回路１３に無線通信部１４が接続され、無線通信部１４に通信制御部１５が接続されている。そして、送信回路１２、受信回路１３および通信制御部１５にプローブ制御部１６が接続され、プローブ制御部１６に残量検出部１７を介してバッテリ１８が接続され、バッテリ１８に無線受電部１９が接続されている。また、受信回路１３周辺には、温度センサ２０が設置されており、温度センサ２０は、プローブ制御部１６に接続されている。

【００１８】

超音波装置本体３は、超音波プローブ４の無線通信部１４に無線接続された無線通信部２１を有し、無線通信部２１に温度変動補正部３５、画像生成部２２、表示制御部２３および表示部２４が順次接続されている。さらに、無線通信部２１に通信制御部２５が接続され、温度変動補正部３５、画像生成部２２、表示制御部２３および通信制御部２５に本体制御部２６が接続されている。

さらに、本体制御部２６に、操作部２７および格納部２８がそれぞれ接続されている。

また、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。

【００１９】

超音波プローブ４のアレイトランスデューサ１１は、１次元または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１２は、プローブ制御部１６からの制御信号に基づきアレイトランスデューサ１１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。

【００２０】

また、受信回路１３は、超音波エコーを受けたア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。

【００２１】

バッテリ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１８の残量が監視されており、バッテリ残量がプローブ制御部１６に入力され、バッテリ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１８の充電を行う。

【００２２】
なお、バッテリ１８が充電される際にバッテリ１８および無線受電部１９から発熱し、この熱の影響を受けて受信回路１３周辺の温度が変動する。受信回路１３周辺の温度変動は、受信回路１３における生体情報信号（音線信号）の生成に大きな影響を与えるため、温度変動の値によっては、生成後の音線信号を補正する必要が生じる。なお、音線信号の補正についての詳細は後述する。
温度センサ２０は、受信回路１３周辺に設置され、所定時間ごとに受信回路１３の周辺温度を検出し、プローブ制御部１６を通じて超音波装置本体３の本体制御部２６へ検出された温度情報を出力している。
【００２３】
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、音線信号および各種情報を出力する。
【００２４】
温度変動補正部３５は、本体制御部２６から補正指示を受けた場合には、無線通信部２１から出力される音線信号を受信回路１３周辺の温度変動に基づいて補正する。また、本体制御部２６からの補正指示が無い場合には、無線通信部２１から出力される音線信号をそのまま画像生成部２２へ出力する。
【００２５】
画像生成部２２は、温度変動補正部３５によって補正された音線信号、または温度変動補正部３５によって補正されなかった音線信号に基づいて画像信号を生成した後、ラスター変換すると共に、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。
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。
【００２６】
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。
本体制御部２６は、プローブ制御部１６と協働して、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い、また、プローブ制御部１６と協働して、超音波プローブ４内の各部の制御を行う。また、本体制御部２６は、温度センサ２０からの温度情報に基づいて、所定時間ごとにおける温度変動を算出し、算出された温度変動に基づいて温度変動補正部３５へ音線データを補正の有無の指示を出す。
【００２７】
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。
【００２８】
また、給電ユニット２の給電制御部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１８の非接触給電を実行する。
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、電解結合方式およびエバネッセント波方式のいずれかが用いられる。
【００２９】

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の詳細構成を示す。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、電解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１８へ供給する。このときバッテリ１８および無線受電部１９が発熱し、上述のとおり、図１に示す受信回路１３周辺の雰囲気温度によっては受信回路１３周辺の温度を大きく変動させる。

【００３０】

次に、受信回路１３周辺の温度変動の影響について説明する。

まず、雰囲気温度が比較的高いために、超音波プローブ４に対する非接触給電の実行中と非接触給電停止後における受信回路１３周辺の温度変動が小さい場合には、図３（Ａ）に示されるように、受信回路１３の周辺温度Ｔ（ｔ）は、本体制御部２６で、略一定、つまり、Ｔ（ｔ）　Ｔａ（平衡温度）とみなされる。このとき、図３（Ｂ）に示すようなセンシング電圧Ｖａが受信回路１３の出力として与えられるものとする。このセンシング電圧Ｖａは、被測定物の特性および超音波プローブ４の回路構成に基づいて決定される値である。

【００３１】

よって、この場合、本体制御部２６は、周辺温度Ｔ（ｔ）の時間微分値を算出し、時間部分値ΔＴｋ／Δｔｋ　０から温度変動無しと判断して、温度変動補正部３５へ補正指示を出さない。また、温度変動補正部３５は、音線信号をそのまま画像生成部２２へ出力する。

【００３２】

一方、受信回路１３の周辺温度と雰囲気温度との差が大きく、超音波プローブ４に対する非接触給電の実行中と非接触給電停止後における受信回路１３周辺の温度変動が大きい場合には、図４（Ａ）に示されるように、受信回路１３の周辺温度Ｔ（ｔ）は、非接触給電停止後に平衡温度Ｔａから大きく低下する。

【００３３】

ここで、受信回路１３の出力として与えるセンシング電圧Ｖは、受信回路１３の周辺温度Ｔ（ｔ）の変化率（時間微分値ΔＴｋ／Δｔｋ）に依存するため、図４（Ａ）のような温度変動を生じる場合には、受信回路１３のセンシング電圧Ｖｂは、図４（Ｂ）に実線で示される値をとる。図４（Ａ）に示されるように、周辺温度Ｔ（ｔ）は、非接触給電停止当初、平衡温度Ｔａから急激に低下し、時間が経つにつれてその低下の度合が小さくなる（つまり、時間微分値ΔＴｋ／Δｔｋの値が小さくなる）。このため、センシング電圧Ｖｂは、図４（Ｂ）に点線で示される、周辺温度Ｔ（ｔ）が略一定の場合のセンシング電圧Ｖａと比べて、非接触給電停止当初に大きく乖離し、時間が経つにつれて徐々にＶａに近づく。

よって、音線信号の温度変動による影響を打ち消し、センシングの精度を確保するためには、図４（Ｂ）に実線で示される温度変動の影響を受けたセンシング電圧Ｖｂを点線で示される、周辺温度Ｔ（ｔ）が略一定の場合のセンシング電圧Ｖａに補正する必要がある。

【００３４】

次に、実施の形態１の動作について、図５のフローチャートを参照して説明する。

まず、バッテリ１８からの電力供給を受けて超音波プローブ４の各部が駆動し、超音波

プローブ４の送信回路１２からの駆動信号に従って、アレイトランスデューサ１１の複数の超音波トランスデューサから順次超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーに基づいて各超音波トランスデューサで受信信号が得られる。このようにして、ステップＳ１で、取得間隔Δｔごとに、生体情報である受信信号を取得する。

なお、受信信号は、順次アレイトランスデューサ１１から受信回路１３に出力され、受信回路１３でアナログ処理されて生体情報信号である音線信号が生成される。さらに、音線信号は、無線通信部１４を経由して超音波装置本体３へ送信される。

【００３５】

次に、ステップＳ２で、受信回路１３周辺の温度変動（受信回路１３周辺の温度Ｔ（ｔ）の時間微分値）ΔＴｋ／Δｔｋが算出される。具体的には、温度センサ２０によって、受信回路１３周辺の温度情報が所定間隔で取得され、プローブ制御部１６、通信制御部１５、および無線通信部１４を通って、超音波装置本体４へ送信され、無線通信部２１および通信制御部２５を経由して本体制御部２６に出力される。本体制御部２６は、取得した温度情報に基づいて温度変動ΔＴｋ／Δｔｋを算出する。

【００３６】

続くステップＳ３で、本体制御部２６は、算出された温度変動ΔＴｋ／Δｔｋが、所定値以下か否かの判定を行う。所定値以下でない場合には、本体制御部２６は、受信回路１３周辺に大きな温度変動が発生したと判断し、温度変動補正部３５に対して超音波プローブ３より送信された音線信号の補正指示を出す。

補正指示を受けた温度変動補正部３５は、ステップＳ４で、温度変動ΔＴｋ／Δｔｋに基づいて音線信号を補正する。

【００３７】

音線信号の補正は、補正前の音線信号をＤｒ、超音波プローブ４固有の補正係数をＸ（ｍＶ／℃）、受信信号の取得間隔をΔｔ、補正後の音線信号をＤｃとした場合に、以下の（１）式に基づいて行われる。

Ｄｃ＝Ｄｒ＋Ｘ×（ΔＴｋ／Δｔｋ）×Δｔ…（１）

このようにして補正された音線信号Ｄｃは、温度変動補正部３５から画像生成部２２へ出力される。

次に、ステップＳ５で、画像生成部２２において、補正後の音線信号に基づいて、超音波画像（診断情報）が生成される。

【００３８】

なお、ステップＳ３において、温度変動ΔＴｋ／Δｔｋが所定値以下と判断された場合は、本体制御部２６は、受信回路１３周辺に大きな温度変動が発生していないと判断してステップＳ６に進み、超音波プローブ３より送信された音線信号を温度変動補正部３５において補正することなく画像生成部２２へ伝送し、画像生成部２２において補正されていない音線信号に基づいて超音波画像が生成される。

【００３９】

画像生成部２２によって生成された超音波画像は、画像信号としてラスター変換されると共に、階調処理等の各種必要な画像処理が施され、表示制御部２３へ出力される。

表示制御部２３では、ステップＳ７として、画像信号に基づいて、表示部２４に診断情報となる超音波画像を表示させる。

【００４０】

ステップＳ８で、予め設定されたセンシング終了時刻に至ったと判定されるまで、本体制御部２６はプローブ制御部１６と協働して上述のステップＳ１～Ｓ７を繰り返す。また、操作者が操作部２７を操作することにより任意時刻にセンシングを終了させてもよい。なお、ここでセンシングとは、超音波プローブ４による超音波エコーを受信して受信信号を取得することをいい、センシング終了時刻とは、超音波プローブ４による一連の超音波エコー受信の終了時刻をいう。

【００４１】

なお、上述の実施の形態１では、温度センサ２０の温度情報に基づいて受信回路１３周

辺の温度変動を超音波装置本体３の本体制御部２６において算出しているが、超音波プローブ４のプローブ制御部１６において温度変動を算出してもよい。プローブ制御部１６において算出された温度変動は、通信制御部１５および無線通信部１４を通じて、超音波装置本体３へ送信され、さらに、超音波装置本体３の無線通信部２１および通信制御部２５を介して本体制御部２６へ出力される。

また、温度変動補正部３５における音線信号の補正の指示を上述の温度変動に基づいて本体制御部２６より行っているが、プローブ制御部１６から音線信号の補正指示を行うこともできる。このとき、プローブ制御部１６による補正指示は、通信制御部１５および無線通信部１４を通じて、超音波装置本体３へ送信され、さらに、超音波装置本体３の無線通信部２１および通信制御部２５を介して本体制御部２６へ伝送され、本体制御部２６より温度変動補正部３５へ出力される。

【００４２】

また、上述の実施の形態１では、受信回路１３において受信信号から音線信号を生成しているが、受信信号を超音波プローブ４から超音波装置本体３へ送信し、超音波装置本体３内で音線信号を生成してもよい。

【００４３】

実施の形態２

実施の形態１では、図１に示す超音波プローブ４による受信信号（生体情報）の取得時刻と、温度センサ２０による受信回路１３周辺の温度情報の取得時刻（または、超音波装置本体３の本体制御部２６による温度変動の算出時刻）と、超音波装置本体３の温度変動補正部３５における音線信号の補正時刻のズレが生じないものとして取り扱っている。

しかし、超音波プローブ４の受信回路１３の周辺温度に比べて雰囲気温度が著しく低い場合には、非接触給電の停止後、超音波プローブ４が急速に冷えるため、温度センサ２０による温度の監視が急激な温度変動に追随できない場合が起こり得る。

このような場合、超音波プローブ４による受信信号の取得時刻と、温度センサ２０による温度情報の取得時刻との間には、時間の遅れが生じ、温度変動補正部３５において音線信号を補正する補正時刻との間には更に時間の遅れが生じる。

実施の形態２では、これら超音波プローブ４による生体情報の取得時刻、温度センサ２０による温度情報の取得時刻、および温度変動補正部３５における音線信号の補正時刻のズレを考慮して音線信号の補正が行われる。

【００４４】

実施の形態２の超音波診断装置の構成は、図１に示す実施の形態１の超音波診断装置１と変わらないが、実施の形態２では、超音波装置本体３の本体制御部２６および温度変動補正部３５において、上述の時刻のズレ（時間の遅れ）が考慮される。

【００４５】

図６に示すように、給電ユニット２による非接触給電の停止時刻をｔ０とし、これ以降、時刻ｔ１、ｔ２、…、ｔｋごとに超音波プローブ４において生体情報（受信信号）が取得され、受信回路１３により生体情報信号（音線信号）（Ｄｒ１、Ｄｒ２、…、Ｄｒｋ）が出力されているとする。

上述のとおり、図１に示す超音波プローブ４の受信回路１３周辺の温度変動は、受信回路１３より出力される音線信号に影響を与えるため、温度センサ２０により受信回路１３周辺の温度情報が取得され、超音波装置本体３の本体制御部２６でその時間微分値（ΔＴ１／Δｔ１、ΔＴ２／Δｔ２、…、ΔＴｋ／Δｔｋ）が温度変動として算出される。なお、非接触給電の停止時刻ｔ０は受信回路１３周辺の温度変動開始時刻とされ、時刻ｔ１における温度変動の算出に使用される。

【００４６】

上述のとおり、受信回路１３の周辺温度に比べて雰囲気温度が著しく低い場合には、図６に示すように、時刻ｔ１において音線信号Ｄｒ１が取得された後、温度変動ΔＴ１／Δｔ１が算出されるまでには、若干の時間の遅れが生じる。また、出力された音線信号Ｄｒ１と、算出された温度変動ΔＴ１／Δｔ１とによって、温度変動補正部３５においてＤｃ

１を算出し、音線信号を補正するには、更に時間の遅れが生じる。

そこで、時刻ｔ１から本体制御部２６が温度変動ΔＴ１／Δｔ１を算出するまでの遅延時間ｄ１と、温度変動ΔＴ１／Δｔ１に基づいてＤｃ１を算出するまでの遅延時間ｄ２とを加えた遅延時間ｄ（＝ｄ１＋ｄ２）だけ時刻ｔ１から遅れたタイミングで、時刻ｔ１に取得された音線信号Ｄｒ１の補正を行うように、本体制御部２６により温度変動補正部３５が制御される。

これにより、受信回路１３の周辺温度に急激な温度変動が生じても、温度変動の影響を抑制して精度の高い診断情報を取得することが可能となる。

【００４７】

また、本発明の他の実施の形態として、受信信号の取得間隔が、受信回路の温度変動の算出間隔（温度情報の取得間隔）と比べて充分短い場合には、音線信号の値が遷移していく間の温度変動は略一定とみなせるときがあり、そのような場合には、温度変動補正部において音線信号の補正を行わなくてもよい。

【００４８】

また、超音波プローブと給電ユニットとの間に、金属等の異物がある場合には、異物が給電エネルギーを吸収し、異常発熱を起こす場合がある。

本発明の他の実施の形態として、受信回路周辺の温度を検出する温度センサが、上述のような異常発熱によって通常の動作が想定される所定温度を越えた場合に、その旨を操作者に通知する異常通知手段を備えてもよい。異常通知手段としては、音や光、振動等によって通知してもよく、また、診断情報を表示する表示部に異常を感知した旨を表示してもよい。

【００４９】

上記の実施の形態１，２および他の実施の形態では、医療診断装置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診断装置として使用することもできる。この場合、実施の形態１，２および他の実施の形態における超音波装置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に非接触給電が行われる。

また、Ｘ線電子カセッテがＸ線コンソールに無線接続されたＸ線撮影システムを医療診断装置として使用することもできる。この場合、実施の形態１、２および他の実施の形態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線電子カセッテがそれぞれ適用され、Ｘ線電子カセッテに内蔵されたバッテリに非接触給電が行われる。

【００５０】

なお、上述の実施の形態１、２および他の実施の形態では、超音波プローブ４に対する非接触給電に際して温度変動が発生する場合について説明したが、非接触給電による発熱の他にも、例えば、プローブ４内のアナログ回路が発熱し、受信回路１３周辺の温度が変動する場合や、プローブ４内のデジタル回路が発熱し、受信回路１３周辺の温度が変動する場合や、超音波信号の送受信のためのスイッチングによりプローブ４内のアレイトランスデューサ１１（圧電素子）が発熱し、受信回路１３周辺の温度が変動する場合などにも、同様にしてこの発明を適用することができる。

【００５１】

以上、本発明に係る医療診断装置について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

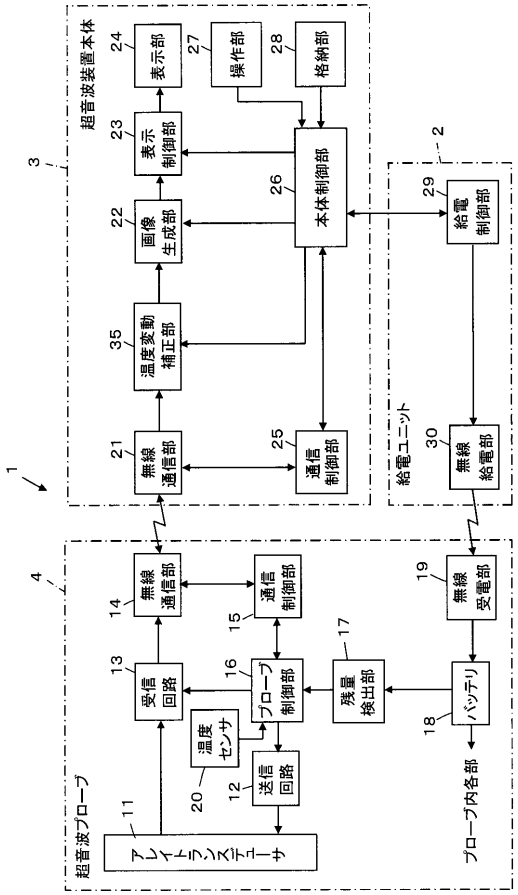
【符号の説明】

【００５２】

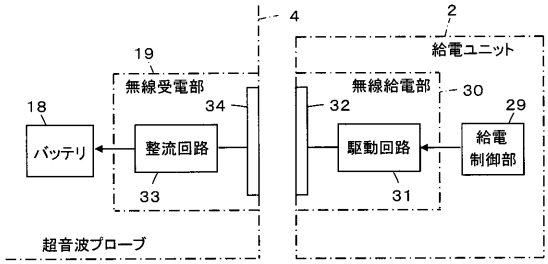
１　超音波診断装置、２　給電ユニット、３　超音波装置本体、４　超音波プローブ、１１　アレイトランスデューサ、１２　送信回路、１３　受信回路、１４　無線通信部、１５　通信制御部、１６　プローブ制御部、１７　残量検出部、１８　バッテリ、１９

無線受電部、２０　温度センサ、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、３５　温度変動補正部。

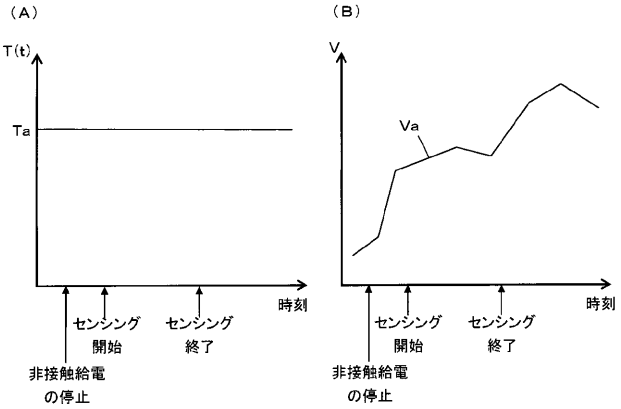
【図１】



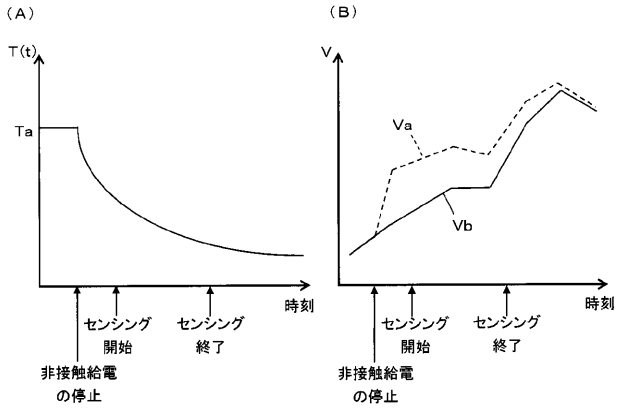
【図２】



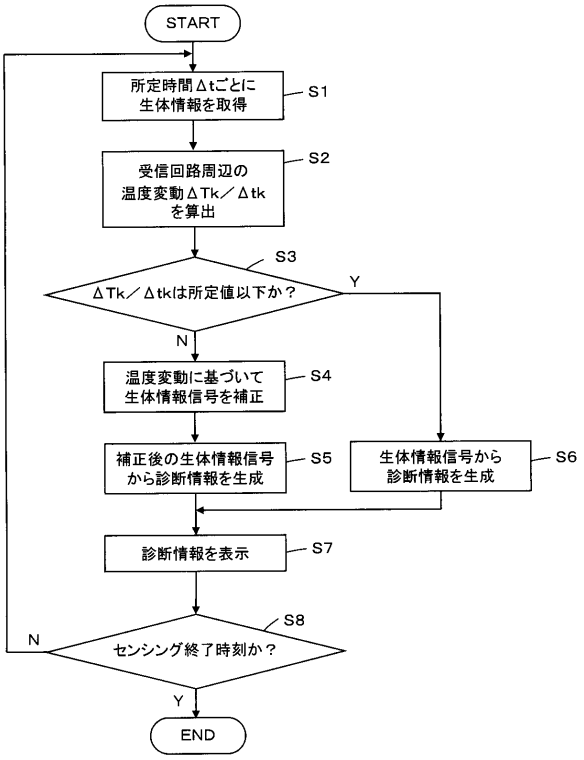
【図３】



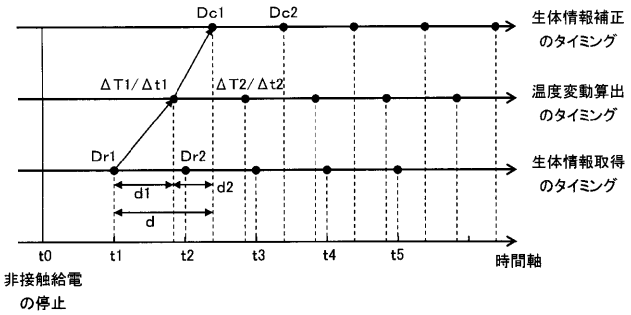
【図４】


(A)
T(t)
Ta
時刻
センシング
開始
センシング
終了
非接触給電
の停止
(B)
V
Va
Vb
時刻
センシング
開始
センシング
終了
非接触給電
の停止

【図５】


START
所定時間Δtごとに
生体情報を取得
S1
受信回路周辺の
温度変動ΔTk／Δtk
を算出
S2
S3
ΔTk／Δtkは所定値以下か？
Y
N
温度変動に基づいて
生体情報信号を補正
S4
補正後の生体情報信号
から診断情報を生成
S5
生体情報信号から
診断情報を生成
S6
診断情報を表示
S7
S8
N
センシング終了時刻か？
Y
END

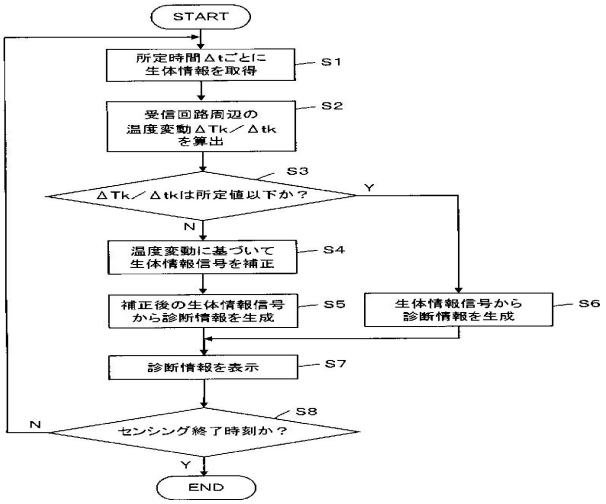
【図６】


Dc1
Dc2
生体情報補正
のタイミング
ΔT1/Δt1
ΔT2/Δt2
温度変動算出
のタイミング
Dr1
Dr2
生体情報取得
のタイミング
d1
d2
d
t0
t1
t2
t3
t4
t5
時間軸
非接触給電
の停止

フロントページの続き

Ｆターム(参考) 2G088 GG19 GG21 JJ05 KK24 KK37 LL21
2G188 CC22 CC28 DD05 EE25 EE41 FF25
4C093 AA03 CA35 EB12 EB13 EB17 EB30 FC17
4C161 JJ11 NN01 NN03 SS30 UU06
4C601 EE04 EE09 GB03 GD04 JB52

专利名称(译)	医疗诊断设备		
公开(公告)号	JP2013146491A	公开(公告)日	2013-08-01
申请号	JP2012011184	申请日	2012-01-23
[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	A61B8/00 A61B1/00 A61B6/00 G01T7/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B1/00.300.A A61B6/00.300.W G01T7/00.C A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.710		
F-TERM分类号	2G088/GG19 2G088/GG21 2G088/JJ05 2G088/KK24 2G088/KK37 2G088/LL21 2G188/CC22 2G188/CC28 2G188/DD05 2G188/EE25 2G188/EE41 2G188/FF25 4C093/AA03 4C093/CA35 4C093/EB12 4C093/EB13 4C093/EB17 4C093/EB30 4C093/FC17 4C161/JJ11 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS30 4C161/UU06 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/GD04 4C601/JB52 2G188/AA03 2G188/AA04 2G188/BB02 2G188/CC26 2G188/CC32 2G188/DD47 2G188/EE21 2G188/EE27 2G188/EE32 2G188/FF23		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种即使在接收电路周围的温度波动时也能够抑制温度波动对生物信息信号的影响的医学诊断设备，并且获得准确的诊断信息。解决方案：使用阵列换能器（S1）获得每个预定获得的间隔的接收信号，基于由温度传感器（S2）以预定间隔获得的接收电路周围的温度信息计算温度波动，声线信号当接收电路周围的温度波动不低于预定值时，基于温度波动的值和超声探头的特有校正系数以及所获得的接收信号的间隔（S4）校正在接收电路中产生的电压（ S3），基于校正后的声线信号生成超声波图像（S5）。