

(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)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 8 8
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 A	2 G 1 8 8
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 0 0 W	4 C 0 9 3
G 0 1 T 7/00 (2006.01)	G 0 1 T 7/00 C	4 C 1 6 1
		4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (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

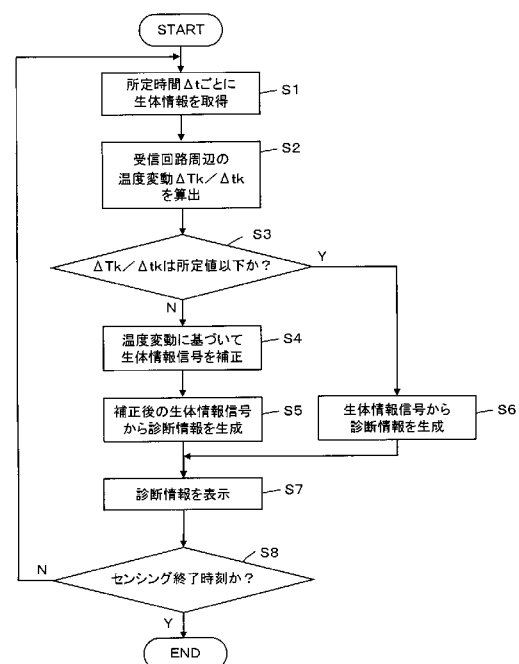
(54) 【発明の名称】 医療診断装置

(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 $\Delta T_k / \Delta t_k$ ($k = 1, 2, \dots, n$)、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 D_r 、補正後の生体情報信号の値を D_c 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。

$$D_c = D_r + X \times (\Delta T_k / \Delta t_k) \times \Delta t \quad \dots (1)$$

【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、その受信信号を電氣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

10

20

30

40

50

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線電子カセットが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。

10

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。

【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ー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。

20

【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。

30

【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ー等から比較的近くに配置され、給電時におけるバッテリーおよび受電器等の発熱の影響を受けてしまう。つまり、バッテリー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。

40

また、バッテリー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

50

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。

10

【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 $\Delta T_k / \Delta t_k$ ($k = 1, 2, \dots, n$)、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 D_r 、補正後の生体情報信号の値を D_c 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。

$$D_c = D_r + X \times (\Delta T_k / \Delta t_k) \times \Delta t \quad \dots (1)$$

【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。

20

【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】

30

【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。

40

【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

50

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 を介してバッテリー 18 が接続され、バッテリー 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

なお、バッテリー 1 8 が充電される際にバッテリー 1 8 および無線受電部 1 9 から発熱し、この熱の影響を受けて受信回路 1 3 周辺の温度が変動する。受信回路 1 3 周辺の温度変動は、受信回路 1 3 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あるが生じる。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 2 0 は、受信回路 1 3 周辺に設置され、所定時間ごとに受信回路 1 3 の周辺温度を検出し、プローブ制御部 1 6 を通じて超音波装置本体 3 の本体制御部 2 6 へ検出された温度情報を出力している。

【 0 0 2 3 】

超音波装置本体 3 の無線通信部 2 1 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 2 1 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。

【 0 0 2 4 】

温度変動補正部 3 5 は、本体制御部 2 6 から補正指示を受けた場合には、無線通信部 2 1 から出力される音線信号を受信回路 1 3 周辺の温度変動に基づいて補正する。また、本体制御部 2 6 からの補正指示が無い場合には、無線通信部 2 1 から出力される音線信号をそのまま画像生成部 2 2 へ出力する。

【 0 0 2 5 】

画像生成部 2 2 は、温度変動補正部 3 5 によって補正された音線信号、または温度変動補正部 3 5 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 2 3 に出力する。

表示制御部 2 3 は、画像生成部 2 2 から入力された画像信号に基づいて、表示部 2 4 に超音波診断画像を表示させる。表示部 2 4 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 2 3 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 2 2 および表示制御部 2 3 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。

【 0 0 2 6 】

通信制御部 2 5 は、本体制御部 2 6 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 2 1 を制御する。

本体制御部 2 6 は、プローブ制御部 1 6 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 2 7 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 1 6 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 2 6 は、温度センサ 2 0 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 3 5 へ音線データを補正の有無の指示を出す。

【 0 0 2 7 】

また、操作部 2 7 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 2 8 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。

【 0 0 2 8 】

また、給電ユニット 2 の給電制御部 2 9 は、本体制御部 2 6 の制御の下で、無線給電部 3 0 から超音波プローブ 4 の無線受電部 1 9 に電力を供給することにより、バッテリー 1 8 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。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

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ー 18 へ供給する。このときバッテリー 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、 $T(t) = T_a$ (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 V_a 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 V_a 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 $\Delta T_k / \Delta t_k = 0$ 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 T_a 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 $\Delta T_k / \Delta t_k$) 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 V_b 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 T_a から急激に低下し、時間が経つにつれてその低下の度合いが小さくなる (つまり、時間微分値 $\Delta T_k / \Delta t_k$ の値が小さくなる)。このため、センシング電圧 V_b 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 V_a 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 V_a 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 V_b 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 V_a 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、バッテリー 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

10

20

30

40

50

プローブ 4 の送信回路 1 2 からの駆動信号に従って、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 S 1 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 1 1 から受信回路 1 3 に出力され、受信回路 1 3 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 1 4 を経由して超音波装置本体 3 へ送信される。

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 2 で、受信回路 1 3 周辺の温度変動（受信回路 1 3 周辺の温度 $T(t)$ の時間微分値） $\Delta T_k / \Delta t_k$ が算出される。具体的には、温度センサ 2 0 によって、
10
受信回路 1 3 周辺の温度情報が所定間隔で取得され、プローブ制御部 1 6、通信制御部 1 5、および無線通信部 1 4 を通って、超音波装置本体 4 へ送信され、無線通信部 2 1 および通信制御部 2 5 を経由して本体制御部 2 6 に出力される。本体制御部 2 6 は、取得した温度情報に基づいて温度変動 $\Delta T_k / \Delta t_k$ を算出する。

【 0 0 3 6 】

続くステップ S 3 で、本体制御部 2 6 は、算出された温度変動 $\Delta T_k / \Delta t_k$ 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 2 6 は、受信回路 1 3 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 3 5 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 3 5 は、ステップ S 4 で、温度変動 $\Delta T_k / \Delta t_k$ に
20
基づいて音線信号を補正する。

【 0 0 3 7 】

音線信号の補正は、補正前の音線信号を D_r 、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 D_c とした場合に、以下の
(1) 式に基づいて行われる。

$$D_c = D_r + X \times (\Delta T_k / \Delta t_k) \times \Delta t \dots (1)$$

このようにして補正された音線信号 D_c は、温度変動補正部 3 5 から画像生成部 2 2 へ出力される。

次に、ステップ S 5 で、画像生成部 2 2 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。
30

【 0 0 3 8 】

なお、ステップ S 3 において、温度変動 $\Delta T_k / \Delta t_k$ が所定値以下と判断された場合は、本体制御部 2 6 は、受信回路 1 3 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 S 6 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 3 5 において補正することなく画像生成部 2 2 へ伝送し、画像生成部 2 2 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。

【 0 0 3 9 】

画像生成部 2 2 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 2 3 へ出力される。

表示制御部 2 3 では、ステップ S 7 として、画像信号に基づいて、表示部 2 4 に診断情報となる超音波画像を表示させる。
40

【 0 0 4 0 】

ステップ S 8 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 2 6 はプローブ制御部 1 6 と協働して上述のステップ S 1 ~ S 7 を繰り返す。また、操作者が操作部 2 7 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。

【 0 0 4 1 】

なお、上述の実施の形態 1 では、温度センサ 2 0 の温度情報に基づいて受信回路 1 3 周
50

辺の温度変動を超音波装置本体 3 の本体制御部 2 6 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 1 6 において温度変動を算出してもよい。プローブ制御部 1 6 において算出された温度変動は、通信制御部 1 5 および無線通信部 1 4 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 2 1 および通信制御部 2 5 を介して本体制御部 2 6 へ出力される。

また、温度変動補正部 3 5 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 2 6 より行っているが、プローブ制御部 1 6 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 1 6 による補正指示は、通信制御部 1 5 および無線通信部 1 4 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 2 1 および通信制御部 2 5 を介して本体制御部 2 6 へ伝送され、本体制御部 2 6 より温度変動補正部 3 5 へ出力される。

【0042】

また、上述の実施の形態 1 では、受信回路 1 3 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 2 0 による受信回路 1 3 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 2 6 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 3 5 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 1 3 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 2 0 による温度の監視が急激な温度変動に追従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 2 0 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 3 5 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 2 0 による温度情報の取得時刻、および温度変動補正部 3 5 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 2 6 および温度変動補正部 3 5 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 t_0 とし、これ以降、時刻 t_1 、 t_2 、...、 t_k 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 1 3 により生体情報信号（音線信号）（ Dr_1 、 Dr_2 、...、 Dr_k ）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 1 3 周辺の温度変動は、受信回路 1 3 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 2 0 により受信回路 1 3 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 2 6 でその時間微分値（ $\Delta T_1 / \Delta t_1$ 、 $\Delta T_2 / \Delta t_2$ 、...、 $\Delta T_k / \Delta t_k$ ）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 t_0 は受信回路 1 3 周辺の温度変動開始時刻とされ、時刻 t_1 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 1 3 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 t_1 において音線信号 Dr_1 が取得された後、温度変動 $\Delta T_1 / \Delta t_1$ 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 Dr_1 と、算出された温度変動 $\Delta T_1 / \Delta t_1$ とによって、温度変動補正部 3 5 において Dc

10

20

30

40

50

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 t_1 から本体制御部 26 が温度変動 $\Delta T_1 / \Delta t_1$ を算出するまでの遅延時間 d_1 と、温度変動 $\Delta T_1 / \Delta t_1$ に基づいて D_{c1} を算出するまでの遅延時間 d_2 とを加えた遅延時間 $d (= d_1 + d_2)$ だけ時刻 t_1 から遅れたタイミングで、時刻 t_1 に取得された音線信号 D_{r1} 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、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。

【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 バッテリー、19

10

20

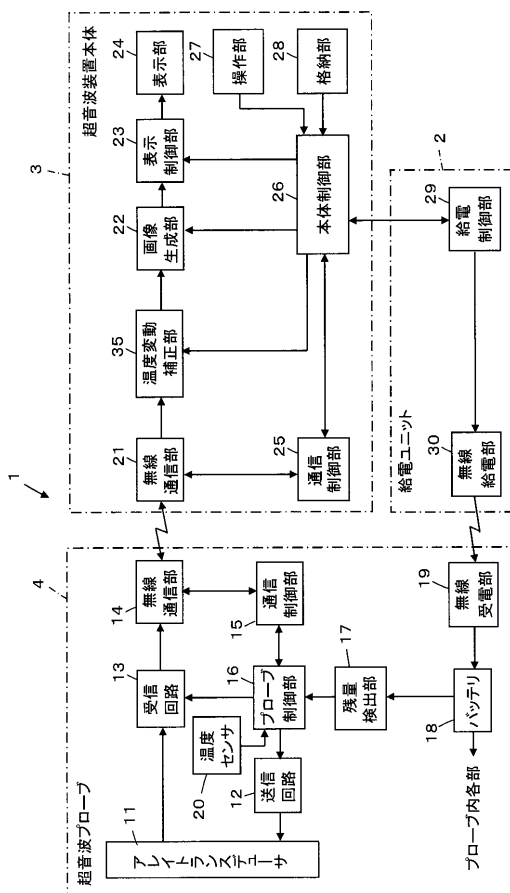
30

40

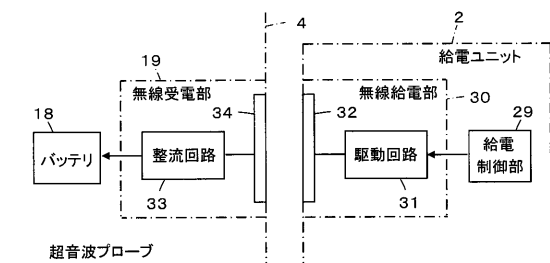
50

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。

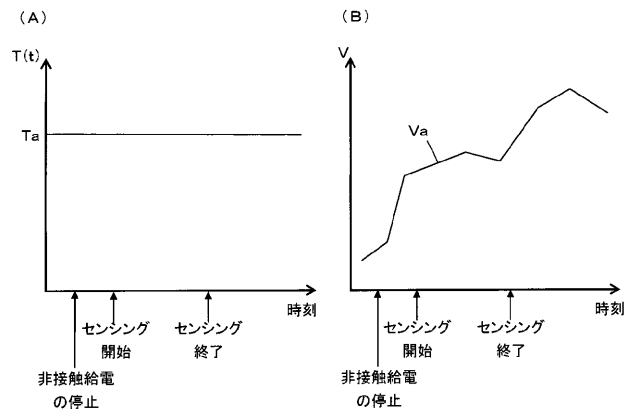
【 図 1 】



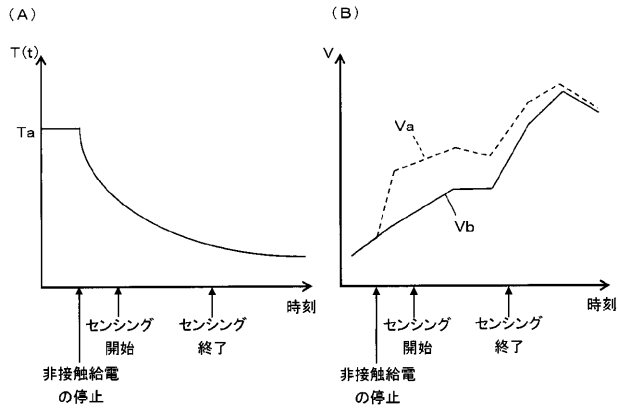
【 図 2 】



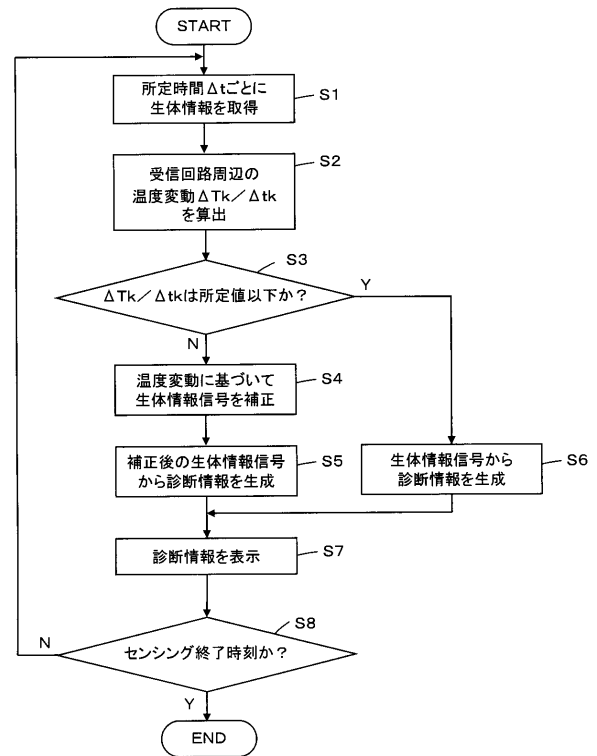
【 図 3 】



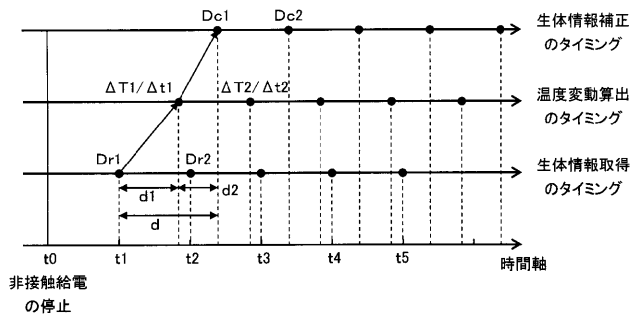
【図 4】



【図 5】



【図 6】



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）。

