

(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2013-9829

(P2013-9829A)

(43) 公開日 平成25年1月17日(2013.1.17)

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

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2011-144525 (P2011-144525)
(22) 出願日 平成23年6月29日 (2011.6.29)

(71) 出願人 000005821
パナソニック株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 110000040
特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
(72) 発明者 桐野 秀樹
愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
(72) 発明者 松原 直樹
愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE11 EE12 GA01 GD04 GD11

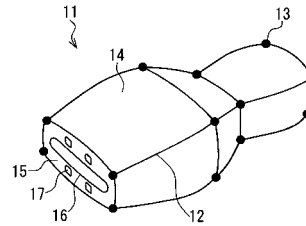
(54) 【発明の名称】 コードレスプローブ、及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 操作者のプローブの持ち方に制約がなく、また送受信部を複数設ける必要がないコードレスプローブ及び超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 筐体と、筐体の一面に配置され、超音波を送受信するトランスデューサ16とを備える。トランスデューサ16の超音波送受信面15が被検体に当接された状態において被検体に接するように配置された電極17と、電極17に対する交流電圧の印加、および電極が受信した交流電圧の検出を行う送受信回路とを備える。

【選択図】 図2B



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

筐体と、

前記筐体の一面に配置され、超音波を送受信するトランスデューサとを備えた超音波診断装置用のコードレスプローブにおいて、

前記トランスデューサの超音波送受信面が被検体に当接された状態において被検体に接するように配置された電極と、

前記電極に対する交流電圧の印加、および前記電極が受信した交流電圧の検出を行う送受信回路とを備えたことを特徴とするコードレスプローブ。

【請求項 2】

前記筐体は、曲率が異なる複数の曲面を有することを特徴とする請求項 1 記載のコードレスプローブ。

【請求項 3】

前記電極は複数配置され、

前記送受信回路は、時間とともに前記交流電流の伝搬方向が変化するように、前記複数の電極に前記交流電圧を印加することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載のコードレスプローブ。

【請求項 4】

前記複数の電極は、互いに直交する方向の交流電流を送受信できるよう配置されたことを特徴とする請求項 3 記載のコードレスプローブ。

【請求項 5】

前記複数の電極は、2 つの電極を 1 組として少なくとも 2 組で構成され、それぞれの前記組の電極を結ぶ方向が直交するように配置されたことを特徴とする請求項 4 記載のコードレスプローブ。

【請求項 6】

前記送受信回路は、前記互いに直交する方向に送信される交流電流が互いに 90° の位相差となるように前記電極に交流電圧を印加することを特徴とする請求項 4 または 5 に記載のコードレスプローブ。

【請求項 7】

前記電極は表面が樹脂層で覆われ、

前記電極と前記樹脂層は、前記筐体の前記トランスデューサの超音波送受信面が前記被検査者の体表面に接した際に、キャパシタとして動作し、前記高周波電流を送受信することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載のコードレスプローブ。

【請求項 8】

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載のコードレスプローブと、

超音波診断装置本体と、

前記超音波診断装置本体に接続されたピックアップ部とを備え、

前記ピックアップ部は、前記被検査者の体表に配置された際に、前記被検査者の体表を介して前記コードレスプローブとの間で、高周波電流を送受信可能な超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置本体との間をコードレスで信号を送受信するコードレスプローブ、及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、被検査者(被検体ともいう)体内の検査対象部に超音波を送信し、体内で反射された超音波エコー信号を受信することにより検査対象部の断層像を取得する。実用化されている多くの超音波診断装置は、超音波診断装置本体とプローブとで構成されている。超音波診断装置本体とプローブは可撓性のあるコードを介して繋がれているが、

10

20

30

40

50

操作者がプローブを動かす際にコードの重量と弾力性によりプローブが引っ張られてスムーズに動かし難いという問題がある。

【0003】

この問題を解決するために、プローブと超音波診断装置本体との間を光や電波を用いて、制御信号や超音波エコー信号を伝送させる方法が提案されている（例えば、特許文献1および2参照）。図17は、プローブ102と超音波診断装置本体103との間を光や電波を用いて超音波エコー信号を伝送させる超音波診断装置の構成を示す図である。操作者106は、プローブ102を被検査者107の体表に当てて検査を行う。プローブ102は、超音波エコー信号を光や電波を用いて送受信部104に送信し、送受信部104で受信された超音波エコー信号は本体103で信号処理され、超音波画像としてモニタに表示される。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-141328号公報

【特許文献2】特開2007-244580号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、上記従来の光や電波を用いてデータを伝送させる方法では、操作者106は手でプローブ側の送受信部を隠さないよう注意しなければならない、プローブ102の持ち方と診断作業中のプローブ102の向きに制約が生じるという問題がある。

20

【0006】

また、たとえ操作者106が手でプローブ側の送受信部を隠さないように注意しても、操作者106がプローブ102を持って操作する限り操作者の腕が光や電波を遮る場合がある。さらに、プローブを操作する際の腕の動きによって、光や電波が遮られる方向が変化することは避けられない。このため、図17に示すように複数の送受信部104を配置することにより、プローブ102に対して複数方向から送受信可能な状態とする必要がある。このため、複数の送受信部104が被検査者107の周囲に設置できる場所でなければ、コードレス超音波診断装置を使用できないという問題がある。

30

【0007】

本発明は、上記従来のコードレス超音波診断装置の問題点を解決するものであり、操作者のプローブの持ち方に制約がなく、また送受信部を離れた位置に複数設ける必要がないコードレスプローブ及び超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明のコードレスプローブは上記課題を解決するために、筐体と、前記筐体の一面に配置され、超音波を送受信するトランスデューサとを備えた超音波診断装置用のコードレスプローブにおいて、前記トランスデューサの超音波送受信面が被検体に当接された状態において被検体に接するように配置された電極と、前記電極に対する交流電圧の印加、および前記電極が受信した交流電圧の検出を行う送受信回路とを備えたことを特徴とする。

40

【0009】

また、本発明のコードレスプローブの前記筐体は、曲率が異なる複数の曲面を有することができる。

【0010】

また、前記電極は複数配置され、前記送受信回路は、時間とともに前記交流電流の伝搬方向が変化するように、前記複数の電極に前記交流電圧を印加する構成にすることもできる。

【0011】

また、前記複数の電極は、互いに直交する方向の交流電流を送受信できるよう配置され

50

た構成にすることもできる。さらに、前記複数の電極は、2つの電極を1組として少なくとも2組で構成され、それぞれの前記組の電極間の方向が直交するように配置された構成にすることもできる。

【0012】

また、前記送受信回路は、前記互いに直交する方向に送信される交流電流が互いに90°の位相差となるように前記電極に交流電圧を印加する構成にすることができる。この構成によれば、交流電流は被検査者の体表を8の字形状で流れ、時間とともに8の字形状が回転する。したがって、ピックアップ部の向きや位置に関係なく超音波診断装置本体との間で制御信号や超音波エコー信号をさらに安定して伝送できるようになる。

【0013】

また、前記電極は表面が樹脂層で覆われ、前記電極と前記樹脂層は、前記筐体の前記トランスデューサの超音波送受信面が前記被検査者の体表面に接した際に、キャパシタとして動作し、前記交流電流を送受信する構成にすることができる。

【0014】

また、本発明の超音波診断装置は、上記記載のコードレスプローブと、超音波診断装置本体と、前記超音波診断装置本体に接続されたピックアップ部とを備え、前記ピックアップ部は、前記被検査者の体表に配置された際に、前記被検査者の体表を介して前記コードレスプローブとの間で、交流電流を送受信可能である。

【発明の効果】

【0015】

本発明の構成によれば、トランスデューサ(圧電素子)の超音波送受信面と同一面に電極を配置したことにより、交流電流はコードレスプローブの動きに関係なく被検査者の体表面を介して効率良く送受信され、別途設けた、超音波診断装置本体から引き出された有線に接続され、被検査者の体表面に流れる交流電流を送受信するピックアップ部と組合せて使用することにより、プローブと超音波診断装置本体との間で制御信号や超音波エコー信号をコードレスで安定して送受信することができる。

【0016】

また、被検査者の体表に流れる交流電流を利用してコードレスプローブと超音波診断装置本体との間で制御信号や超音波エコー信号をコードレスで安定して伝送できるようになるので、従来のコードレス超音波診断装置の制約を解消できる。すなわち、コードレスプローブを持つ位置と向きに制約がなく、さらに複数の送受信部を配置できる場所を確保する必要がなくなる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の実施の形態1における超音波診断装置の使用状態を示す図

【図2A】同超音波診断装置を構成するコードレスプローブ形状を示す概略斜視図

【図2B】同コードレスプローブのプローブ外形の特徴を示す概略図

【図3】同コードレスプローブの内部構成を示すブロック図

【図4A】同超音波診断装置を構成するピックアップ部の背面の構造を示す斜視図

【図4B】ピックアップ部の電極面側の構造を示す斜視図

【図5】同超音波診断装置を構成する超音波診断装置本体の内部構成を示すブロック図

【図6A】本実施の形態におけるコードレスプローブの使用状態における断面図

【図6B】体表に対して斜めに押し当てられたコードレスプローブの使用状態における断面図

【図7A】コードレスプローブの使用状態における別の向きの断面図

【図7B】体表に対して斜めに押し当てられたコードレスプローブの使用状態における別の向きの断面図

【図8A】コードレスプローブと被検査者の体表との接触領域の状態を示す断面図

【図8B】図8Aに示された状態の等価回路を示す回路図

【図9】コードレスプローブからピックアップ部へ信号を伝送している状態における高周

10

20

30

40

50

波電流分布を模式的に示した図

【図 1 0】ピックアップ部からコードレスプローブへ信号を伝送している状態における高周波電流分布を模式的に示す図

【図 1 1 A】本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置を構成するコードレスプローブの接触面を示す図

【図 1 1 B】同コードレスプローブの電極に印加される電圧の時間変化を示す波形図

【図 1 2】図 1 1 B における時刻 0 において各電極に印加された電圧による高周波電流を示す図

【図 1 3】図 1 1 B における時刻 $T/8$ において各電極に印加された電圧による高周波電流を示す図

【図 1 4】図 1 1 B における時刻 $2T/8$ において各電極に印加された電圧による高周波電流を示す図

【図 1 5】図 1 1 B における時刻 $3T/8$ において各電極に印加された電圧による高周波電流を示す図

【図 1 6 A】コードレスプローブが作るベクトル合成された高周波電流分布とピックアップ部の関係の時間変化を模式的に示す図

【図 1 6 B】コードレスプローブが作るベクトル合成された高周波電流分布とピックアップ部の関係の時間変化を模式的に示す図

【図 1 6 C】コードレスプローブが作るベクトル合成された高周波電流分布とピックアップ部の関係の時間変化を模式的に示す図

【図 1 6 D】コードレスプローブが作るベクトル合成された高周波電流分布とピックアップ部の関係の時間変化を模式的に示す図

【図 1 7】従来 of プローブと超音波診断装置本体との間を光や電波を用いて超音波エコー信号を伝送する超音波診断装置の構成を示す図

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明のコードレスプローブ、及び超音波診断装置の実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。

【0019】

(実施の形態 1)

本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置 1 の使用状態を図 1 に示す。超音波診断装置 1 は、コードレスプローブ 2 と、超音波診断装置本体 3 と、被検査者 7 の体表を介してコードレスプローブ 2 と信号を送受信するピックアップ部 4 と、ピックアップ部 4 が送受信する信号を超音波診断装置本体 3 との間で伝送するためのケーブル 5 とを有する。コードレスプローブ 2 は、操作者 6 により保持され、被検査者 7 の体表に接触させられる。コードレスプローブ 2 は、超音波を送受信し、被検査者の体表上に電流を流すことにより超音波エコー信号を送信する。ピックアップ部 4 は、被検査者 7 の体表上であって、コードレスプローブ 2 が配置される近傍に配置される。超音波診断装置本体 3 は、ピックアップ部 4 が受信した超音波エコー信号を処理して超音波画像データを得る。

【0020】

図 2 A は、コードレスプローブ 2 の形状を示す概略斜視図である。コードレスプローブ 2 は、後述するように、トランスデューサなどが筐体の内部に配置されて構成されている。図 2 A において破線で示す部分は、コードレス化で不要となったコード部であり、実際には存在しない。このコードレス化により、コードの弾力性や重量に引っ張られないで、コードレスプローブ 2 を使用することが可能である。

【0021】

図 2 B は、コードレスプローブ 2 のプローブ外形 1 1 の特徴を示す概略図である。プローブ外形 1 1 は、形状の曲率が大きく変化している部分を模式的に示す変化線 1 2 と、変化線 1 2 が交わる節点 1 3 とで囲まれ、複数の曲面 1 4 を有する構成としている。曲面 1 4 の 1 つであり、コードレスプローブ 2 の使用時に被検査者 7 の体表に接触させられる接

10

20

30

40

50

触面（つまり、コードレスプローブ 2（の筐体）の超音波送受信面）15 側には、被検査者 7 に超音波を送信し、またエコー信号を受信するトランスデューサ 16 と、複数の電極 17 が配置されている。

【0022】

トランスデューサ 16 は、被検査者 7 の検査対象部（図示せず）に超音波を送信し、検査対象部からの超音波エコーを受信する。電極 17 は、詳細は後述するが、被検査者の体表に対して交流電流を送受信可能であり、トランスデューサ 16 が超音波エコーを受信して得られた超音波エコー信号などの信号をピックアップ部 4 との間でコードレスで送受信するために用いられる。このように、接触面 15 にトランスデューサ 16 と電極 17 とが配置されることによって電極 17 からの信号が操作者により遮られることがなく、操作者はプローブの持ち方に制約なく使用することができる。

10

【0023】

図 3 は、コードレスプローブ 2 の内部構成を示すブロック図である。超音波発生回路 21 は、トランスデューサ 16 を駆動する超音波電気信号を発生し、トランスデューサ 16 に超音波電気信号を供給する。トランスデューサ 16 は、超音波電気信号を超音波に変換し、被検査者の体内に送信する。また、トランスデューサ 16 は、送信された超音波が体内の検査対象部により反射された超音波エコーを超音波エコー信号として受信する。アナログデジタル変換回路 22 は、超音波エコー信号をデジタル信号に変換する。

【0024】

制御回路 23 は、超音波の送受信のタイミングを制御する。

20

【0025】

交流電圧を発生する送受信回路 24 は、制御回路 23 と電極 17 に接続されている。送受信回路 24 は、搬送波となる交流信号を制御回路 23 から出力されたデジタル信号で変調し、変調信号（交流電圧）を電極 17 に供給する。電極 17 は、変調信号が印加されることにより被検査者の体表に交流電流を伝搬させる。

【0026】

ここで、交流電圧として、トランスデューサが送信する超音波の周波数よりも高い周波数（以下、高周波電圧と称す）の電圧を印加することで、被検査者の体表に交流電流（以下、高周波電流と称す）を伝搬させることができる。

【0027】

電極 17 は、また、被検査者 7 の体表に流れる交流電流である高周波電流を受信し、受信信号は送受信回路 24 から制御回路 23 に伝達される。制御回路 23 は、受信信号に含まれる指令を実行するなど受信信号を処理する。バッテリー 25 は、コードレスプローブ 2 の各部に電力を供給する。

30

【0028】

図 4 A は、本発明の実施の形態におけるピックアップ部 4 の背面の構造を示す斜視図である。図 4 B は、ピックアップ部 4 の電極面側の構造を示す斜視図である。図 4 A、4 B に示すようにピックアップ部 4 は被検査者の体表に対して交流電流として高周波電流を送受信可能なピックアップ電極 31 を有し、ピックアップ電極 31 はケーブル 5 の皮膜樹脂で覆われ、超音波診断装置本体 3 に接続された信号線（図示せず）に接続されている。

40

【0029】

図 5 は、本実施の形態における超音波診断装置本体 3 の内部構成を示すブロック図である。本体側送受信回路 32 は、ケーブル 5 の信号線に接続され、ピックアップ部 4 を介してコードレスプローブ 2 へ制御信号を送信する。また、本体側送受信回路 32 は、ピックアップ部 4 が受信した変調信号を復調して超音波エコー信号に変換する。操作部 33 は、例えばキーボードで構成され、操作者 6 からの指令を受信する。画像信号処理部 36 は、超音波エコー信号を超音波画像データに変換処理する。表示部 34 は、超音波画像データを超音波画像として表示する。本体側制御部 35 は、各部の制御を行う。電源部 37 は、各部に電力を供給する。

【0030】

50

次に、コードレスプローブ2とピックアップ部4との間で行われる高周波電流の送受信について詳細に説明する。まず、検査時におけるコードレスプローブの状態について説明する。

【0031】

図6Aは、トランスデューサ16の長手方向に直交する断面を体表19とともに示す図であり、コードレスプローブ2を被検査者7の体表19に垂直に押し当てて使用している状態を示す。図6Bは、図6Aと同様の断面を示す図であって、コードレスプローブ2を被検査者7の体表19に斜めに押し当てて使用している状態を示す。

【0032】

図7Aは、トランスデューサ16の長手方向の断面を体表19とともに示す図であり、コードレスプローブ2を被検査者7の体表19に垂直に押し当てて使用している状態を示す。図7Bは、図7Aと同様の断面を示す図であって、コードレスプローブ2を被検査者7の体表19に斜めに押し当てて使用している状態を示す。図6A、6B、図7A、7Bの状態においては、トランスデューサ16から被検査者7の体内に超音波ビーム18が送信されている。

10

【0033】

図6A、6B、図7A、7Bに示すように、操作者は、当然ながら被検査者の検査対象部が鮮明に検出できるようにコードレスプローブ2を操作する。超音波は、音響インピーダンスが大きく変化する箇所、例えば、コードレスプローブ2の筐体と空気との間で反射しやすいという特性がある。そのため、図6A、6B、図7A、7Bに示すように、トランスデューサ16が配置された接触面(コードレスプローブ2(筐体)の超音波送受信面)15側が空気に露出せず、被検査者7の体表19に密着するように、コードレスプローブ2を被検査者7に押し当てた状態で検査が行われる。

20

【0034】

このとき、トランスデューサ16が配置された接触面15側が被検査者に接すると電極17も被検査者に接するように接触面15側に配置されていることから被検査者7の体表19に密着されることになる。つまり、検査対象部に対して効率良く超音波を送受信でき、良好な超音波画像が得られる状態では、被検査者の体表19に高周波電流を送受信する電極17も被検査者の体表19に密着している状態となる。これにより、電極17から体表19を介して高周波電流を送信することができ、ピックアップ部4のピックアップ電極31が高周波電流を受信することにより、臓器の動きを示す画像をリアルタイムに超音波診断装置本体3に表示することが可能となる。

30

【0035】

一方、ピックアップ部4のピックアップ電極31が高周波電流を送信し、電極17がこの高周波電流を受信することにより、超音波診断装置本体3からの指令などの信号をコードレスプローブ2が受信することができる。これは、トランスデューサ16の超音波送受信面と同じ側の筐体面に電極17を配置するという本発明の構成によってのみ得られる効果である。

【0036】

次に、コードレスプローブ2から被検査者の体表19に対して高周波電流を送受信する方法について説明する。図8Aは、本発明の実施の形態におけるコードレスプローブ2と被検査者7の体表19との接触領域の状態を示す断面図である。コードレスプローブ2と体表19との間の空間にはジェル27が充填されて、コードレスプローブ2を体表19に密着させる。ジェル27は、水分を多量に含む材料であるため、空気に比べて被検査者の体表19との音響インピーダンスに近く、且つ、電極17と体表19間の電気抵抗値を下げる効果を有する。このため、ジェル27を介して、コードレスプローブ2を体表19に密着させることにより、超音波に対する音響インピーダンスの整合特性と、電気抵抗低減の2つを同時に改善することができる。

40

【0037】

コードレスプローブ2には、電極17の外側に、筐体の一部を構成し、電極17を覆っ

50

た薄い樹脂層 26 が配置されている。樹脂層 26 は、高周波電流の電気的な交流回路を構成するうえでは、実用上 1 mm 厚以下が好ましく、電極 17 の表面酸化を防ぎ、さらに電極 17 が汚れることを防ぐ効果がある。

【0038】

なお、トランスデューサ 16 の超音波送受信面側には、音響整合層や必要に応じて音響レンズ等が設置され、薄い樹脂層 26 に相当する膜が構成されるが、この膜と薄い樹脂層 26 とが一体的に構成される場合は、これらの膜厚は同一にした方が、設計面、製造面で効率的である。

【0039】

図 8 B は、図 8 A に示された構成の等価回路を示す回路図である。キャパシタ 28 は、電極 17 と被検査者の体表 19 との間に、樹脂層 26 とジェル 27 とが誘電体として介在することにより構成される。抵抗 29 は、体表 19 の電気抵抗に相当する。

10

【0040】

電極 17 に送受信回路 24 から高周波電圧が印加されると、キャパシタ 28 を介して被検査者の体表 19 に電圧が印加される。これにより、複数の電極 17 に対応する位置の体表の電位差により体表 19 (抵抗 29) に高周波電流が流れる。また、ピックアップ部 4 から高周波電流が体表に流れることにより、複数の電極 17 に対応する位置の体表に電位差が生じ、電極 17 間に電位差が生じる。これにより、送受信回路 24 が超音波診断装置本体 3 から制御信号を受信できる。これも、ジェル 27 が塗られるトランスデューサ 16 と同一曲面 (接触面 (超音波送受信面) 15 側) に電極 17 を配置するという本発明の構成によってのみ得られる効果である。

20

【0041】

図示しないが、ピックアップ部 4 においても同様の等価回路が構成される。すなわち、ピックアップ電極 31 は、薄い樹脂層に覆われている。ピックアップ電極 31 は、この樹脂層を介して被検査者の体表 19 に接触する。このため、ピックアップ電極 31 と被検査者の体表 19 との間に、樹脂層が誘電体として介在することにより、キャパシタが構成される。なお、このピックアップ電極 31 を覆う薄い樹脂層の厚さも、上記と同様に、実用上 1 mm 厚以下が好ましい。

【0042】

図 5 に示したように、ピックアップ電極 31 に本体側送受信回路 32 から制御信号が印加されると、キャパシタを介して被検査者の体表 19 に電圧が印加される。これにより、ピックアップ電極 31 に対応する位置の体表の電位差により体表 19 に高周波電流が流れる。また、コードレスプローブ 2 から高周波電流が体表に流れることにより、ピックアップ電極 31 に対応する位置の体表に電位差が生じ、ピックアップ電極 31 間に電位差が生じる。これにより、本体側送受信回路 32 にコードレスプローブ 2 からの変調信号を受信できる。

30

【0043】

以上のように、本発明の超音波診断装置は、コードレスプローブ 2 を被検査者 7 の体表 19 に押し当てている近傍にピックアップ部 4 を配置した状態で使用することにより、被検査者 7 の体表 19 に対して高周波電流を送受信することができる。

40

【0044】

次に、本発明により、被検査者の体表 19 を流れる高周波電流を利用してコードレスプローブ 2 とピックアップ部 4 との間で良好な通信が実現される原理を説明する。図 9 は、本実施の形態におけるコードレスプローブ 2 からピックアップ部 4 へ信号を送信している状態における被検査者の体表に流れる高周波電流分布を模式的に示した図である。高周波電流 41 は、電極 17 間を図 9 中の破線に沿って 8 の字形状に被検査者の体表を流れる。尚、高周波電流 41 は、図 9 中の破線の密度が高い部分で多く流れる。

【0045】

以下、高周波電流 41 が流れるコードレスプローブ 2 の電極が 4 つ配置されている例について説明する。4 つの電極 17 a ~ 17 d は、正方形の各頂点となる位置に配置され、

50

トランスデューサ 16 に対して電極 17 a と電極 17 b が同じ側に配置され、電極 17 c と電極 17 d が同じ側に配置されている。図 9 の状態は、電極 17 a と電極 17 b を等電位とし、電極 17 c と電極 17 d を等電位とした状態である。

【0046】

つまり、高周波電流 41 が流れる領域に実線で示すように配置されたピックアップ部 4 のピックアップ電極 31 には、高周波電流 41 と被検査者の体表の抵抗値に応じた電圧が誘起されることとなり、ピックアップ部 4 はこれにより信号を受信することができる。

【0047】

図 10 は、本発明の実施の形態におけるピックアップ部 4 からコードレスプローブ 2 へ信号を送信している状態における被検査者の体表に流れる高周波電流 42 の分布を模式的に示す図である。高周波電流 42 は、ピックアップ電極 31 で発生し、図 10 中の破線に沿って 8 の字形状に被検査者の体表に流れる。高周波電流 42 が流れる領域に配置されたコードレスプローブ 2 の電極 17 には、高周波電流 42 と被検査者の体表の抵抗値に応じた電圧が誘起されることとなり、ピックアップ部 4 はこれにより制御信号を受信することができる。

10

【0048】

このように、本発明の構成によれば、トランスデューサ（圧電素子）と同一面に電極を配置したことにより、トランスデューサ（圧電素子）が体表面に接する場合は同様に接するため、高周波電流はコードレスプローブの体表面に沿った位置の移動に関係なく被検査者の体表面を介して効率良く送受信することができる。したがって、従来のコードレス超音波診断装置のような、複数の送受信部をプローブの周囲に配置できる場所を必要とするといった制約がない。

20

【0049】

尚、本実施の形態では、4つの電極を用いたが、等電位とした2つの電極を1つの電極にすることができる。

【0050】

（実施の形態 2）

本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置と基本的構成は同一であるが、電極 17 に印加する信号電圧の波形に特徴を有する。なお、本実施の形態に係る超音波診断装置において、実施の形態 1 に係る超音波診断装置と同一の参照符号を用いる。

30

【0051】

図 9 に示すように、実線で示したピックアップ部 4 のピックアップ電極 31 の間を結ぶ線が高周波電流 41 の方向（図 9 中の上下方向）と平行に近くなるほど効率良く誘起電圧をピックアップすることが可能となる。しかしながら、電極 17 a と電極 17 b を等電位とし、電極 17 c と電極 17 d を等電位となるように高周波電圧を印加しただけでは、必ずしも誘起電圧を効率良くピックアップすることは限らない。

【0052】

例えば、破線で示すピックアップ部 4 のように、ピックアップ電極 31 の間を結ぶ線の延長線上にコードレスプローブ 2 が位置する場合には、ピックアップ電極 31 の間を結ぶ線が高周波電流 41 と直交するため、誘起電圧を効率良くピックアップさせることができない。

40

【0053】

また、一点鎖線で示すピックアップ部 4 のように、高周波電流が流れていない領域に、ピックアップ部 4 が配置されても誘起電圧をピックアップすることができない。

【0054】

つまり、コードレスプローブ 2 と超音波診断装置本体 3 とで常に良好な通信を確保しようとする、コードレスプローブ 2 が被検査者の体表に押し当てる方向が制約されるという問題が生じることになる。

【0055】

50

この問題を解決するために、本実施の形態では、さらに以下のようなコードレスプローブ 2 の電極 17 への電圧印加方法を用いる。

【0056】

図 11A は、コードレスプローブ 2 の接触面 15 を示す図である。また、図 11B は、電極 17a ~ 17d に印加される電圧の時間変化を示す図である。正弦波形 51 は、送受信回路 24 で発生され、電極 17a と電極 17c との間に印加される電圧を示す。正弦波形 52 は、送受信回路 24 で発生され、電極 17b と電極 17d との間に印加される電圧を示す。すなわち、図 11A の一点鎖線で示すように、互いに直交するように配置された電極 17a と電極 17c との間、電極 17b と電極 17d との間に電圧が印加される。

【0057】

ここで、図中の T は、正弦波形 51、52 の周期である。また、正弦波形 51 と正弦波形 52 は、位相差が 90° である。

【0058】

次に、以上のように電極 17a ~ 17d に電圧が印加された場合の被検査者の体表に流れる高周波電流の分布について、図 12 ~ 図 16 を参照して説明する。図 12 ~ 図 15 は、それぞれ図 11B における時刻 0、 $T/8$ 、 $2T/8$ 、 $3T/8$ において各電極 17 に印加された電圧による高周波電流を示す図である。また、図 12 ~ 図 15 において (a) は電極 17a と電極 17c との間に流れる高周波電流の分布を示す図、(b) は電極 17b と電極 17d との間に流れる高周波電流の分布を示す図、(c) は (a)、(b) の高周波電流を合成した高周波電流の分布を示す図である。また、高周波電流 43a ~ 43d、44a ~ 44d、45a ~ 45d の矢印が高周波電流の向きを示し、線の太さが高周波電流の大きさを示す。

【0059】

図 12 は、時刻 0 において、電極 17 による高周波電流の分布の様子を模式的に示す図である。図 12 (a) は、電極 17a と電極 17c との間に流れる高周波電流 43a の分布を示す図である。時刻 0 では、電極 17a に電圧 $+V_a$ が印加され、電極 17c に電圧 $-V_a$ が印加される。すなわち、図 11B に示したように、電極 17a から電極 17c の向きに合算された電圧 $+2V_a$ に対応する量の高周波電流 43a が流れる。図 12 (b) は、電極 17b と電極 17d との間に流れる高周波電流の分布を示す図である。時刻 0 では、電極 17b と電極 17d にはともに 0 電圧が印加されるため、高周波電流は流れない。したがって、図 12 (c) に示すように、電極 17a と電極 17c による高周波電流 43a と電極 17b と電極 17d による高周波電流をベクトル合成した高周波電流 45a は、高周波電流 43a と同様である。

【0060】

図 13 は、時刻 $T/8$ において、電極 17 による高周波電流の分布の様子を模式的に示す図である。図 13 (a) は、電極 17a と電極 17c との間に流れる高周波電流 43b の分布を示す。時刻 $T/8$ では、電極 17a に電圧 $+V_b$ が印加され、電極 17c に電圧 $-V_b$ が印加される。すなわち、電極 17a から電極 17c の向きに合算された電圧 $+2V_b$ に対応する量の高周波電流 43b が流れる。図 13 (b) は、電極 17b と電極 17d との間に流れる高周波電流 44b の分布を示す図である。時刻 $T/8$ では、電極 17b に電圧 $+V_b$ が印加され、電極 17d に電圧 $-V_b$ が印加される。すなわち、電極 17b から電極 17d の向きに合算された電圧 $+2V_b$ に対応する量の高周波電流 44b が流れる。したがって、図 13 (c) に示すように、電極 17a と電極 17c による高周波電流 43b と、電極 17b と電極 17d による高周波電流 44b とをベクトル合成した高周波電流 45b は、電極 17a、17b から電極 17c、17d の向き (下向き) に流れる。

【0061】

つまり、図 13 の点線で囲んだ領域 A では、高周波電流 43b と高周波電流 44b とが同じ大きさで逆向きに流れるため、合成すると高周波電流 45b が流れない。一方、領域 B では、高周波電流 43b と高周波電流 44b が同じ大きさで同じ向きに流れるため、高周波電流 45b は高周波電流 43b より増大する。そして、結局全体としてベクトル合成

10

20

30

40

50

される高周波電流 45 b は、図 13 (c) に示すように、高周波電流 45 a を 45° 回転させた向きに流れる。

【0062】

図 14 は、コードレスプローブ 2 の時刻 $2T/8$ において、電極 17 による高周波電流分布の様子を模式的に示す図である。図 14 (a) は電極 17 a と電極 17 c との間に流れる高周波電流の分布を示す図である。時刻 $2T/8$ では、電極 17 a と電極 17 c にはともに 0 電圧が印加されるため、高周波電流は流れない。図 14 (b) は電極 17 b と電極 17 d との間に流れる高周波電流 44 c の分布を示す図である。時刻 $2T/8$ では、電極 17 b に電圧 $+V_a$ が印加され、電極 17 d に電圧 $-V_a$ が印加される。すなわち、電極 17 b から電極 17 d の向きに合算された電圧 $+2V_a$ に対応する量の高周波電流 44 c が流れる。したがって、図 14 (c) に示すように、電極 17 a と電極 17 c による高周波電流と電極 17 b と電極 17 d による高周波電流 44 c をベクトル合成した高周波電流 45 c は、高周波電流 44 c と同様である。

10

【0063】

図 15 は、時刻 $3T/8$ において、電極 17 による高周波電流の分布を模式的に示す図である。図 15 (a) は電極 17 a と電極 17 c との間に流れる高周波電流 43 d の分布を示す図である。時刻 $3T/8$ では、電極 17 a に電圧 $-V_b$ が印加され、電極 17 c に電圧 $+V_b$ が印加される。すなわち、電極 17 c から電極 17 a の向きに合算された電圧 $+2V_b$ に対応する量の高周波電流 43 d が流れる。図 15 (b) は電極 17 b と電極 17 d との間に流れる高周波電流の分布を示す図である。時刻 $3T/8$ では、電極 17 b が電圧 $+V_b$ に印加され、電極 17 d が電圧 $-V_b$ に印加される。すなわち、電極 17 b から電極 17 d の向きに合算された電圧 $+2V_b$ に対応する量の高周波電流 44 d が流れる。したがって、図 15 (c) に示すように、電極 17 a と電極 17 c による高周波電流 43 d と、電極 17 b と電極 17 d による高周波電流 44 d をベクトル合成した高周波電流 45 d は、電極 17 b、17 c から電極 17 a、17 d の向き（左向き）に流れる。

20

【0064】

つまり、図 15 の点線で囲んだ領域 A では、高周波電流 43 d と高周波電流 44 d とが同じ大きさで同じ向きに流れるため、高周波電流 45 d は高周波電流 43 d より増大する。一方、領域 B では、高周波電流 43 d と高周波電流 44 d が同じ大きさで逆向きに流れるため、合成すると高周波電流 45 d が流れない。そして、結局全体としてベクトル合成される高周波電流 45 d は、図 15 (c) に示すように、高周波電流 45 c を 45° 回転させた向きに流れる。

30

【0065】

以上の図 12 から図 15 を参照した説明のとおり、直交する方向に高周波電流を流す 2 組の電極 17 間に 90° の位相差を付けた高周波電圧を印加することにより、ベクトル合成される高周波電流 45 は、時間とともに回転する。ここで、ベクトル合成された高周波電流 45 により、ピックアップ部 4 のピックアップ電極 31 にどのように高周波電圧が誘起されるかについて、図 16 を参照しながら説明する。

【0066】

図 16 A ~ 図 16 D は、本発明の実施の形態においてコードレスプローブ 2 が作るベクトル合成された高周波電流 45 の分布とピックアップ部 4 との関係の時間変化を模式的に示す図である。図 16 A は、時刻 0 のときの図 12 (c) に相当する高周波電流 45 a が流れる状態を示す。図 16 B は、時刻 $T/8$ のときの図 13 (c) に相当する高周波電流 45 b が流れる状態を示す。図 16 C は、時刻 $2T/8$ のときの図 14 (c) に相当する高周波電流 45 c が流れる状態を示す。図 16 D は、時刻 $3T/8$ のときの図 15 (c) に相当する高周波電流 45 d が流れる状態を示す。ピックアップ部 4 は、電極 17 a から電極 17 c の延長線上に配置されている。2 つのピックアップ電極 31 は、電極 17 b と電極 17 d とが向き合う方向に対して平行に向き合うように配置されている。

40

【0067】

図 16 A ~ 16 D に示すように、ベクトル合成された高周波電流分布は 8 の字形状を保

50

ったまま、時間とともに順に回転する。尚、図16A～16Dは図11Bに示したように0～3T/8の期間で高周波電流分布が回転する様子を示しているので、周期Tの期間ではさらに高周波電流分布が半回転することになる。ピックアップ部4の位置を流れる高周波電流に注目すると、周期Tで高周波電流の向きが一回転することとなる。

【0068】

さらに、図16に示したように高周波電流の分布はプローブを中心に回転することから、コードレスプローブ2の向きに関わらずコードレスプローブ2から送られる高周波電流は必ずピックアップ部4を通過するので、安定してコードレスプローブ2からピックアップ部4への通信が可能となる。すなわち、図16Cに示すようにピックアップ電極31が良好に誘起電圧をピックアップできるように、高周波電流45cの向きがピックアップ電極31が向き合う向きに平行となる場合が生じる。同様に、図9において一点鎖線で示したピックアップ部4においても、図16Dの状態では高周波電流45dの向きがピックアップ電極31が向き合う向きに平行となり、良好に誘起電圧をピックアップすることができる。

10

【0069】

尚、図16に示したように、ピックアップ部4は、2つのピックアップ電極31を結ぶ線に垂直な方向で、且つ2つのピックアップ電極31間の中央を通る線上にコードレスプローブ2が配置されるように配置されることが好ましい。このように配置されることにより、高周波電流45の向きがピックアップ電極31が向き合う向きに平行となり、2つのピックアップ電極31間に誘起される電圧が最大となる。

20

【0070】

ただし、図16Aの破線で示すように、ピックアップ部4が2つのピックアップ電極31を結ぶ線の延長線上にコードレスプローブ2が位置するように配置されたとしても、高周波電流45aを受信することはできる。これは、図16Aに示す状態において、高周波電流45aの向きが、ピックアップ電極31が向き合う向きの成分を有するからである。したがって、ピックアップ部4の位置を気にせずコードレスプローブ2を移動させることができる。

【0071】

また、ピックアップ部4からコードレスプローブ2への通信については、「相反定理」として広く知られているように、伝送路に増幅素子等の方向性を有する要素がない限り、伝送路の全端子間の伝送特性は振幅と位相が端子間の双方向で一致する。このことから、電極17aと電極17cとの間で受信した高周波電圧と電極17bと電極17dとの間で受信した高周波電圧をコードレスプローブ2内の回路で90°の位相差を付加して合成することにより、コードレスプローブ2がどの方向に向いていても、ピックアップ部4からの高周波電流が誘起する電圧を安定して受信できる。

30

【0072】

つまり、本発明の実施の形態のコードレスプローブは、被検査者の体表において互いに直交する向きに配置された電極から互いに90°の位相差が付加された2つの高周波電流を送信する。また、電極間が互いに直交するように配置された電極の組により信号を受信するため、体表の平面を流れるあらゆる方向の電流も受信することができる。このことにより、コードレスプローブの向きに関係なく、安定してコードレスプローブとピックアップ部との間で通信を行うことが可能となり、コードレスプローブの動きに制約がない。

40

【0073】

尚、本実施の形態では電極を4つ(2組)としたが、互いに異なる方向に高周波電流を送受信できればこれ以外の数でも良く、互いに異なる方向を90°としたがこれ以外の角度でも良い。例えば、1つの電極を共通電極とし、2つの電極に異なる電圧を印加することにより、異なる方向に高周波電流を流すことができるため、少なくとも3つ以上の電極は必要である。また、異なる方向に電流を流すことができればどのような角度であってもよいが、構成の簡単さ、下記の位相差との整合の関係から90°に近いほど好ましい。また、90°の組を4組、6組とすることも可能で、この場合、一部の電極が体表面から離

50

れてしまった場合であっても、最低 2 組が体表面に接触していれば安定して信号を伝達することが可能となる。

【0074】

さらに、高周波電流は互いに 90° の位相差を有するとしたが異なる位相差でも良い。理論上は、位相差が 0° 以外であればよいが、高周波電流の向きにもよるが誘起電圧を安定して受信できるようにするためには、電極間の角度に対応して 90° に近いほど好ましい。

【0075】

つまり、電極数と配置方向と位相差の組合せによりコードレスプローブ周辺の高周波電流の方向を時間とともに変えられるよう構成したものであれば、本発明の及ぶ範囲であることは言うまでもない。

10

【0076】

また、本実施の形態ではピックアップ部の電極数が 2 つの場合を示したが、コードレスプローブと同様に 4 つとしてもよい。さらに、ワイヤレスプローブと同じく直交する方向の電極対間に 90° 位相の異なる電圧を印加して回転する高周波電流の分布を作り出し、且つ高周波電流の分布の回転方向をワイヤレスプローブが作る回転する高周波電流の分布と同じ向きにすることで、さらに効率良く信号を送信でき、その構成が本発明の及ぶ範囲であることは言うまでもない。

【0077】

また、送受信回路から出力する交流電圧の周波数は、トランスデューサ 16 が送信する超音波の周波数の 10 倍以上の周波数であることが好ましい。このようにすることで、周波数の干渉、減衰、ノイズ等の影響を低減できコードレスプローブとピックアップ部との間で安定して通信を行うことが可能となる。

20

【産業上の利用可能性】

【0078】

本発明にかかるコードレスプローブおよび超音波診断装置は、操作者のプローブの持ち方に制約がなく、また超音波診断装置本体側に複数の送受信部を設置できる場所を必要としないという特徴を有し、医療分野で用いる超音波診断装置として有用である。

【符号の説明】

【0079】

30

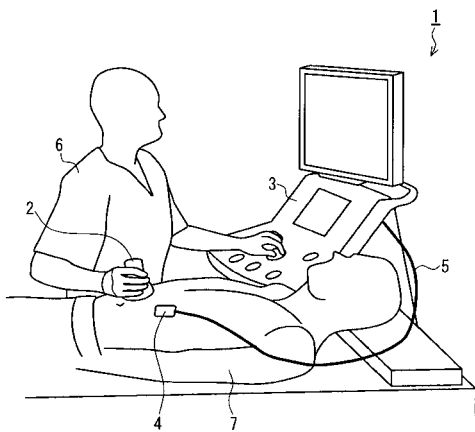
- 1 超音波診断装置
- 2 コードレスプローブ
- 3 超音波診断装置本体
- 4 ピックアップ部
- 5 ケーブル
- 6 操作者
- 7 被検査者
- 11 プローブ外形
- 12 曲率変化線
- 13 節点
- 14 曲面
- 15 接触面
- 16 トランスデューサ
- 17 電極
- 18 超音波ビーム
- 19 体表
- 21 超音波発生回路
- 22 アナログデジタル変換回路
- 23 制御回路
- 24 送受信回路

40

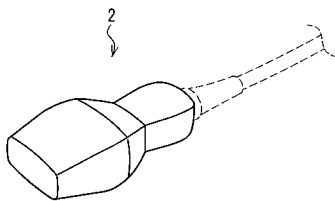
50

- 2 5 バッテリ
- 2 6 樹脂層
- 2 7 ジェル
- 2 8 キャパシタ
- 2 9 抵抗
- 3 1 ピックアップ電極
- 3 2 本体側送受信回路
- 3 3 操作部
- 3 4 表示部
- 3 5 本体側制御部
- 3 6 画像信号処理部
- 3 7 電源部
- 4 1、4 2、4 3 a ~ 4 3 d、4 4 a ~ 4 4 d、4 5 a ~ 4 5 d 高周波電流
- 5 1、5 2 正弦波形

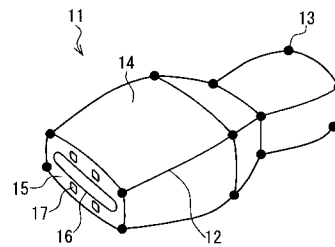
【 図 1 】



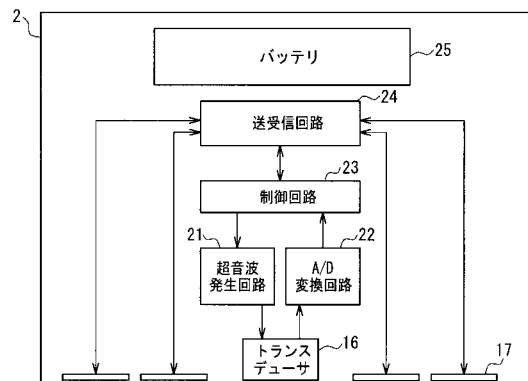
【 図 2 A 】



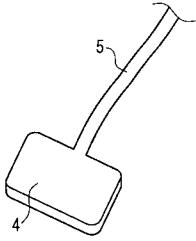
【 図 2 B 】



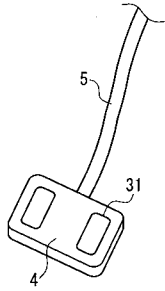
【 図 3 】



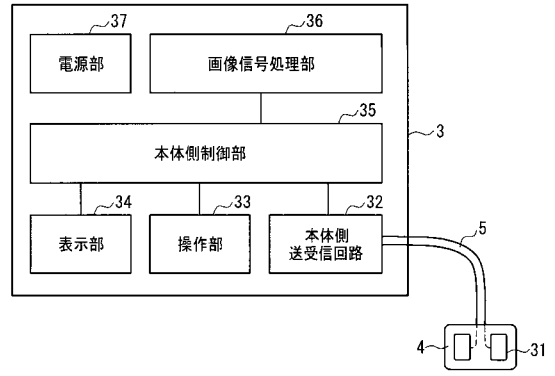
【 図 4 A 】



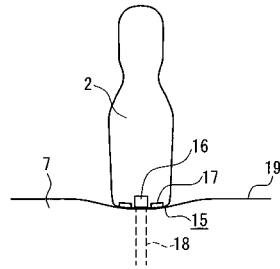
【 図 4 B 】



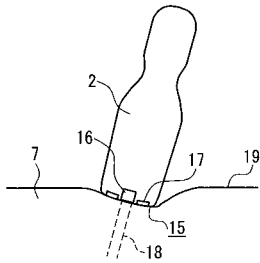
【 図 5 】



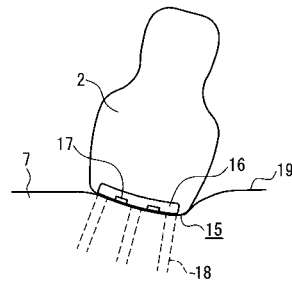
【 図 6 A 】



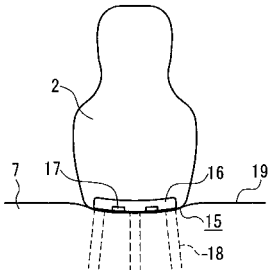
【 図 6 B 】



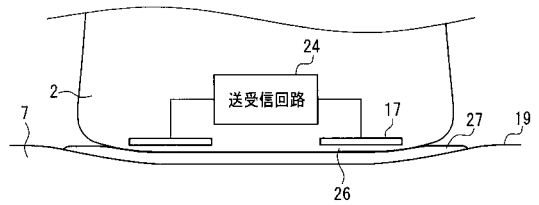
【 図 7 B 】



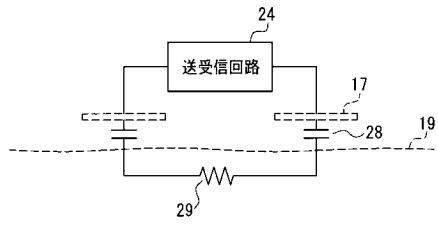
【 図 7 A 】



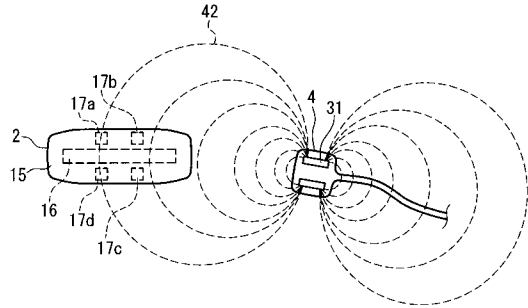
【 図 8 A 】



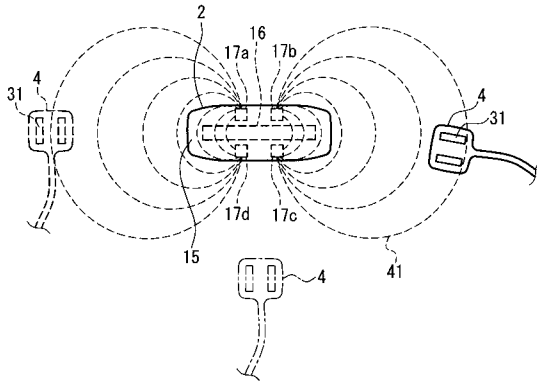
【 図 8 B 】



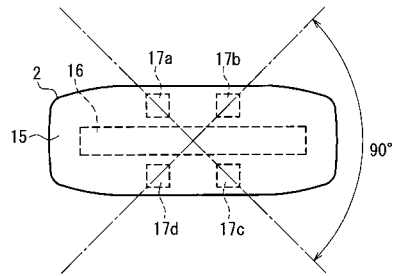
【 図 1 0 】



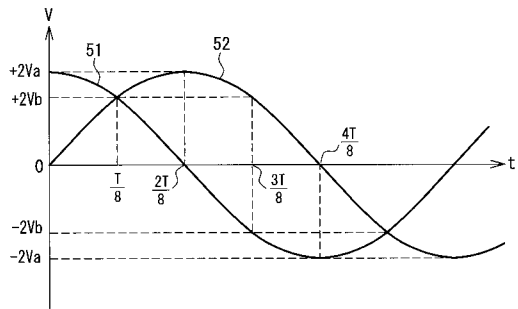
【 図 9 】



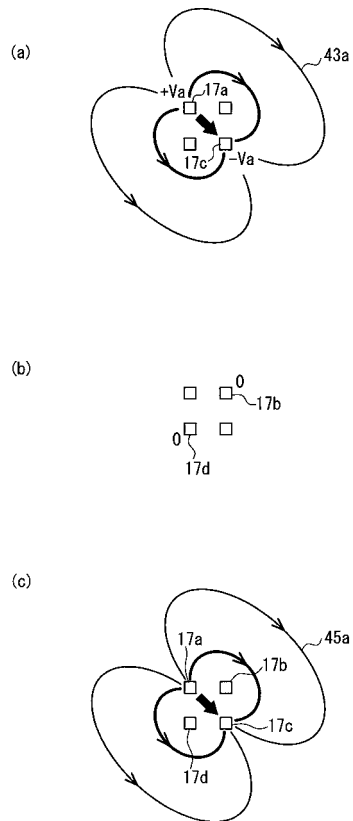
【 図 1 1 A 】



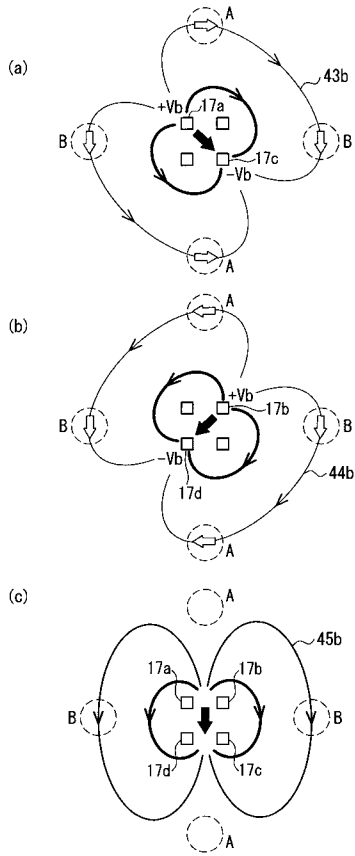
【 図 1 1 B 】



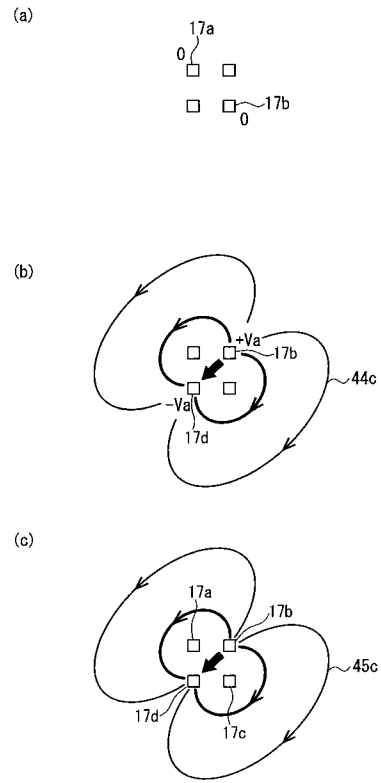
【 図 1 2 】



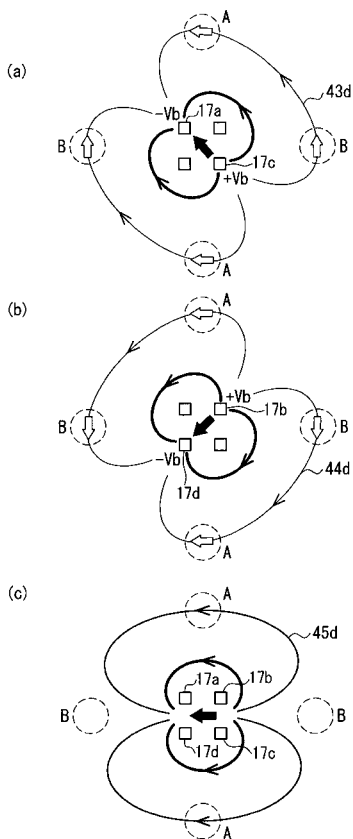
【 図 1 3 】



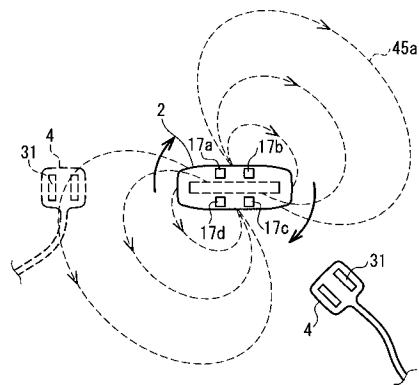
【 図 1 4 】



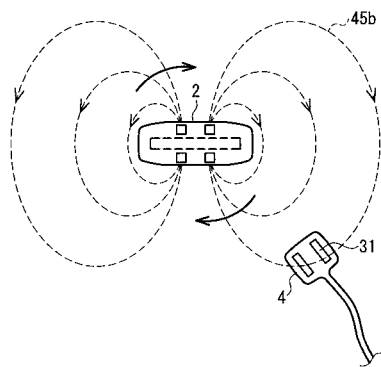
【 図 1 5 】



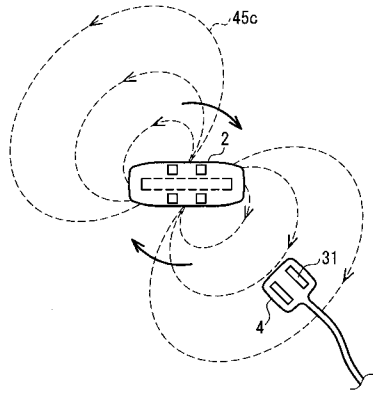
【 図 1 6 A 】



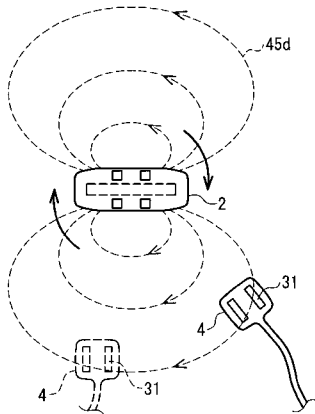
【 図 1 6 B 】



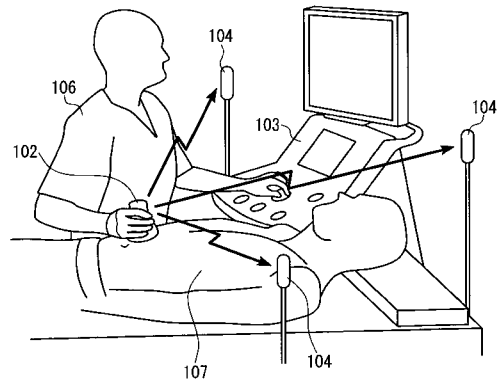
【 図 1 6 C 】



【 図 1 6 D 】



【 図 1 7 】



专利名称(译)	无线探头和超声诊断仪		
公开(公告)号	JP2013009829A	公开(公告)日	2013-01-17
申请号	JP2011144525	申请日	2011-06-29
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	桐野秀樹 松原直樹		
发明人	桐野 秀樹 松原 直樹		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/EE12 4C601/GA01 4C601/GD04 4C601/GD11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供无线探头，不受操作员握住探头的限制，无需安装两个或多个收发器，并提供超声诊断设备。解决方案：无线探头，带有外壳和换能器16布置在壳体的表面上以发送和接收超声波，包括：电极17，布置成在换能器16的超声波发射/接收表面15与对象接触的条件下接触对象；发送/接收电路，被配置为将AC电压施加到电极17并检测由电极接收的AC电压。

