

(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2012-304

(P2012-304A)

(43) 公開日 平成24年1月5日(2012.1.5)

(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 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2010-138997 (P2010-138997)
(22) 出願日 平成22年6月18日 (2010.6.18)

(71) 出願人 303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都日野市さくら町1番地
(74) 代理人 100090033
弁理士 荒船 博司
(72) 発明者 谷口 哲哉
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
ルタエムジー株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE10 EE13 EE15 GD04 LL26
LL40

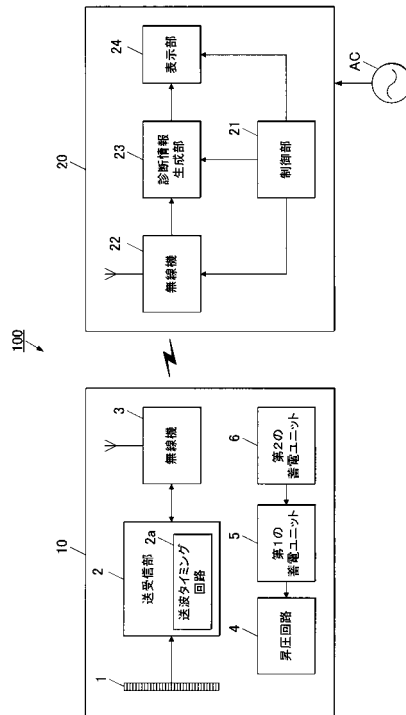
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプローブ

(57) 【要約】

【課題】携帯性及び操作性を維持しながら、大開口送信時に超音波ビームを乱さず、アーチファクトの少ない高品位の画像を取得することができ、バッテリー切れの際にも急速充電により速やかに再使用し得る超音波診断装置及びプローブを提供する。

【解決手段】超音波を送波又は受波する振動子アレイ1を備えたプローブ10と、プローブ10と無線通信により接続され、プローブ10を介して超音波を送波又は受波して超音波診断用の画像を生成し、生成された画像を表示する本体20と、を備え、プローブ10は、非対称性電極構造のキャパシタを有する第1の蓄電ユニット5を備え、第1の蓄電ユニット5からの電力供給により振動子アレイ1を駆動させる超音波診断装置100。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送波又は受波する振動子アレイを備えたプローブと、
前記プローブと無線通信により接続され、前記プローブを介して超音波を送波又は受波して超音波診断用の画像を生成し、生成された画像を表示する本体と、
を備え、
前記プローブは、非対称性電極構造のキャパシタを有する第 1 の蓄電ユニットを備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記プローブは、昇圧回路を備え、
前記昇圧回路は、前記第 1 の蓄電ユニットから供給される駆動電圧を昇圧する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記プローブは、化学二次電池を有する第 2 の蓄電ユニットを備え、
前記第 1 の蓄電ユニットは、前記振動子アレイに電力を供給し、
前記第 2 の蓄電ユニットは、前記プローブの構成部品のうち、前記振動子アレイ以外の構成部品であって駆動電力が必要な構成部品に電力を供給する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記プローブは、化学二次電池を有する第 2 の蓄電ユニットを備え、
前記第 2 の蓄電ユニットは、前記第 1 の蓄電ユニットに電力を供給し、該第 1 の蓄電ユニットを充電する請求項 1 ~ 3 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記プローブは、送波タイミング回路を備え、
前記送波タイミング回路から前記振動子アレイに出力される駆動信号は、2 値又は 3 値の矩形波である請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記非対称性電極構造のキャパシタは、リチウムイオンキャパシタである請求項 1 ~ 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波を送波又は受波する振動子アレイと、
前記振動子アレイを介して、超音波を送波又は受波する送受信部と、
超音波診断用の画像を生成して表示する本体と無線通信する無線機と、
非対称性電極構造のキャパシタを有する第 1 の蓄電ユニットと、
を備えたプローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及びプローブに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、プローブと本体とがプローブケーブルで常時接続された超音波診断装置が知られている。プローブは、一般に複数の振動子からなる振動子アレイを備えて構成され、振動子アレイにより超音波を送波又は受波する。また、本体は、振動子アレイを介して超音波を送波又は受波して超音波診断用の画像を生成し、生成された画像を表示する。

ここで、プローブケーブルは、操作上一定の長さが必要となるところ、あまり長いと不使用時に床と接触するため衛生的に好ましくなく、またケーブルがあること自体、診断医にとって作業効率を低下させる。

【0003】

そこで近年、プローブと本体とがプローブケーブルで接続されないワイヤレスのプロー

10

20

30

40

50

プローブを備えた超音波診断装置が開発されている。振動子アレイは超音波の送信時に比較的高電圧の電力を必要とするため、プローブには高電圧の電力を安定して供給し得る電力供給機構が必要となる。

【0004】

特許文献1には、プローブと本体とが無線通信する超音波診断装置が開示されており、プローブには再充電可能なリチウムイオン電池が設けられて構成される。

【0005】

また、特許文献2には、ゼンマイの復元力を利用して、単一の振動子を回転させるとともに制御部への電力供給を行い得る体腔内用の超音波カプセルが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特表2002-530142号公報

【特許文献2】特開2005-130949号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献1に記載のように、リチウムイオン電池により振動子アレイに電力を供給する構成の場合、振動子アレイを連続的に駆動する大開口送信時に超音波ビームの形状が乱れ、アーチファクトが発生する。これは、リチウムイオン電池では振動子アレイに高電圧の電力を短時間内に連続して安定的に供給することができないことに起因する。

また、リチウムイオン電池は、バッテリー切れになった場合に急速充電できないため、例えば手術中にバッテリー切れとなった場合に問題となる。バッテリー交換することで急速充電できない問題は解消され得るが、衛生上及び安全上の問題から好ましくない。

【0008】

また、特許文献2には、単一の振動子を用いた構成について開示されているだけであり、特許文献2に記載の技術を用いて複数の振動子からなる振動子アレイに高電圧の電力を短時間内に連続して安定的に供給することはできない。

【0009】

本発明の課題は、携帯性及び操作性を維持しながら、大開口送信時に超音波ビームを乱さず、アーチファクトの少ない高品位の画像を取得することができ、バッテリー切れの際にも急速充電により速やかに再使用し得る超音波診断装置及びプローブを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明によれば、超音波を送波又は受波する振動子アレイを備えたプローブと、前記プローブと無線通信により接続され、前記プローブを介して超音波を送波又は受波して超音波診断用の画像を生成し、生成された画像を表示する本体と、

を備え、

前記プローブは、非対称性電極構造のキャパシタを有する第1の蓄電ユニットを備えた超音波診断装置が提供される。

【0011】

また、本発明によれば、超音波を送波又は受波する振動子アレイと、前記振動子アレイを介して、超音波を送波又は受波する送受信部と、超音波診断用の画像を生成して表示する本体と無線通信する無線機と、非対称性電極構造のキャパシタを有する第1の蓄電ユニットと、を備えたプローブが提供される。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、携帯性及び操作性を維持しながら、大開口送信時に超音波ビームを乱

10

20

30

40

50

さず、アーチファクトの少ない高品位の画像を取得することができる。また、バッテリー切れの際にも急速充電により速やかに再使用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】超音波診断装置の機能ブロック図である。

【図2】超音波診断用評価ファントムの構成を示す図である。

【図3】超音波ビーム断面プロファイルを示す図である。

【図4】ファントム画像描出性に関する判断基準及び評価工程を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本実施形態におけるプローブ及び超音波診断装置について、図面を用いて詳細に説明する。なお、本実施形態は本発明の一例に過ぎず、本発明はこれに限定されるものではない。

【0015】

図1に、超音波診断装置100の機能ブロック図を示す。

超音波診断装置100は、プローブ10及び本体20により構成される。

【0016】

プローブ10は、振動子アレイ1、送受信部2、送波タイミング回路2a、無線機3、昇圧回路4、第1の蓄電ユニット5、第2の蓄電ユニット6を備えて構成される。

【0017】

振動子アレイ1は、アレイ状に配置された複数の振動子を備えて構成される。また、振動子アレイ1は、例えばPZT（チタン酸ジルコン酸鉛）セラミックス等の圧電材料により構成される。

振動子アレイ1は、送波タイミング回路2aからの駆動信号に基づいて被写体に超音波を送波する。また、振動子アレイ1は、送波した超音波が被写体で反射して戻ってきたエコー波を受波する。振動子アレイ1は、受波したエコー波を電気信号に変換し、変換した電気信号（エコー信号）を送受信部2に出力する。

【0018】

送受信部2は、振動子アレイ1を介して、超音波を送波又はエコー波を受波する。また、送受信部2は、送波タイミング回路2aを備えて構成される。

【0019】

送波タイミング回路2aは、制御部21からの制御信号を無線機3を介して入力し、入力した制御信号に基づいて、適切なタイミングにて振動子アレイ1に駆動信号を出力する。駆動信号は、2値又は3値の矩形波であることが望ましい。

また、送波タイミング回路2aは、振動子アレイ1のうち、開口サイズに応じて必要な振動子に駆動信号を出力する。

送受信部2は、振動子アレイ1からのエコー信号を入力し、入力したエコー信号を無線機3に出力する。

【0020】

無線機3は、本体20からの制御信号を無線通信により受信し、受信した制御信号を送受信部2又はプローブ10の各部に出力する。また、無線機3は、送受信部2からのエコー信号を入力し、入力したエコー信号を無線機22に送信する。

【0021】

昇圧回路4は、第1の蓄電ユニット5から供給される電圧値を昇圧する回路である。昇圧回路4は、無線機3を介して入力した制御部21からの制御信号に基づいて、昇圧のON/OFFを行う。

【0022】

第1の蓄電ユニット5は、非対称性電極構造のキャパシタにより構成され、プローブ10の各部に電力を供給する。「非対称性電極構造のキャパシタ」とは、例えばリチウムイオンキャパシタである。

10

20

30

40

50

なお、図 1 において、電力の供給線は図示簡略のため省略している。

【 0 0 2 3 】

第 2 の蓄電ユニット 6 は、対称性電極構造のキャパシタ又は化学二次電池により構成され、第 1 の蓄電ユニット 5 の充電を行う。「対称性電極構造のキャパシタ」とは、例えば電気二重層キャパシタである。また、「化学二次電池」とは、例えばリチウムイオン電池である。

【 0 0 2 4 】

なお、上記説明した構成では、非対称性電極構造のキャパシタにリチウムイオンキャパシタを用いたがこれに限らず、正極を二酸化鉛、負極を多孔質カーボンとする非対称性電極構造のキャパシタ等を用いるとしてもよい。

また、第 1 の蓄電ユニット 5 は超音波診断装置 1 0 0 の各部に電力を供給するとしたが、これに限らず、第 1 の蓄電ユニット 5 は振動子アレイ 1 に電力を供給し、第 2 の蓄電ユニット 6 は本体 2 0 の各部に電力を供給する構成としてもよい。

【 0 0 2 5 】

本体 2 0 は、制御部 2 1、無線機 2 2、診断情報生成部 2 3、表示部 2 4 を備えて構成される。また、本体 2 0 は商用交流電源 A C により電力が供給される。

【 0 0 2 6 】

制御部 2 1 は、C P U、R A M 及び R O M 等を備えて構成される。C P U は、R O M に記憶されている各種プログラムを R A M に展開し、展開した各種プログラムとの協働により超音波診断装置 1 0 0 の動作を統括的に制御する。

【 0 0 2 7 】

無線機 2 2 は、制御部 2 1 からの制御信号を入力し、入力した制御信号をプローブ 1 0 の無線機 3 に無線通信により送信する。

また、無線機 2 2 は、送受信部 2 から出力されたエコー信号をプローブ 1 0 の無線機 3 を介して入力し、入力したエコー信号を診断情報生成部 2 3 に出力する。

【 0 0 2 8 】

診断情報生成部 2 3 は、送受信部 2 から出力されたエコー信号を無線機 2 2 を介して入力し、入力したエコー信号に基づいて診断情報を生成する。診断情報としては、例えば B モード画像、カラードップラ画像、ドップラスペクトラム画像等がある。B モード画像は、被写体の内部状態を表す。また、カラードップラ画像は、被写体の血流等の速度分布像を表す。また、ドップラスペクトラム画像は、ドップラ信号のスペクトラムを表す。診断情報生成部 2 3 は、生成した診断情報を表示部 2 4 に出力する。

【 0 0 2 9 】

表示部 2 4 は、L C D 又は有機 E L ディスプレイ等を備えて構成される。表示部 2 4 は、診断情報生成部 2 3 からの診断情報を入力し、入力した診断情報を画面上に表示する。

【 0 0 3 0 】

電源 A C は、本体 2 0 の各部に電力を供給する商用交流電源である。

【 0 0 3 1 】

なお、上記構成の他、本体 2 0 は操作部、記憶部、印刷部等（図示省略）を備えて構成されるときもよい。

【 0 0 3 2 】

〔実験〕

表 1 に、実験条件及び実験結果を示す。

10

20

30

40

【表 1】

	蓄電ユニット	140mm深度の超音波ビームプロファイル	ファントム画像描出性	連続使用可能時間(満充電時)	1分間充電した後の使用可能時間
比較例1	リチウムイオン電池	図3のA2参照	△	30分	20秒
比較例2	電気二重層キャパシタ	図3のA3参照	△	3分	3分
実施例1	リチウムイオンキャパシタ	図3のA1参照	○	15分	15分
実施例2	リチウムイオンキャパシタ & リチウムイオン電池	図3のA1参照	○	30分	10分

10

【0033】

実施例1は、本実施形態に係る構成のうち、第2の蓄電ユニット6を備えない構成である。すなわち、第1の蓄電ユニット5のみでプローブ10の各部に電力を供給する構成である。第1の蓄電ユニット5は、リチウムイオンキャパシタにより構成される。

20

【0034】

実施例2は、本実施形態に係る構成のうち、第1の蓄電ユニット5にリチウムイオンキャパシタを用い、第2の蓄電ユニット6にリチウムイオン電池を用いた構成である。第1の蓄電ユニット5は、振動子アレイ1及びプローブ10の各部に電力を供給し、第2の蓄電ユニット6は第1の蓄電ユニット5を充電する。

【0035】

比較例1は、第1の蓄電ユニット5及び第2の蓄電ユニット6に代えて、リチウムイオン電池を用いた構成である。その他の構成は実施例1、2と同様である。

【0036】

比較例2は、第1の蓄電ユニット5及び第2の蓄電ユニット6に代えて、電気二重層キャパシタを用いた構成である。その他の構成は実施例1、2と同様である。

30

【0037】

なお、本実験では、実施例1、2及び比較例1、2の構成の何れの構成においても振動子アレイ1の一音線の送信に用いる駆動振動子数は0.2mmピッチの振動子50個、アジマス方向の幾何焦点位置はいずれも35mm、駆動周期波の周波数は8MHz、送信の繰り返し周期は3kHz、とした。

【0038】

以上のような実施例及び比較例の構成により、超音波診断装置評価用のファントムに超音波を送波して、ファントム画像描出性評価を行った。

【0039】

図2に、ファントムの簡略図を示す。

40

ファントムPは、各深度に配置された複数のターゲットを備えて構成される。なお、ファントムPには、Gammex社製のファントム(404GS-LE)を用いた。本実験では、深度35mmに水平配置された5連のターゲットT11~T15、及び深度60mmに配置された3連無エコーターゲットT21~T23に対して超音波ビームの送受信を行った。なお、5連のターゲットT11~T15は、水平上において2mm、1mm、0.5mm、0.25mmの間隔を空けて配置されており、3連無エコーターゲットは各々、4mm、2mm、1mm径の円形無エコー領域があるターゲットとなっている。

【0040】

図3に、実施例1、2及び比較例1、2の超音波ビーム断面プロファイルを示す。

50

図3は、深度35mmの位置に音波が収束するよう各素子に時間遅延をかけて超音波ビームを送波した場合の35mm位置における超音波ビーム断面プロファイルである。縦軸は音響強度(dB)、横軸はターゲットT1の位置を中心としたファントムP内の距離(mm)を示す。超音波ビーム断面プロファイルは、ターゲットT1の位置を頂点としたメインローブを形成し、メインローブの両サイドにサイドローブを形成する。

【0041】

A1は、実施例1及び2の構成の超音波診断装置100を使用したときに得られた超音波ビーム断面プロファイルである。

また、A2は、比較例1の構成の超音波診断装置を使用したときに得られた超音波ビーム断面プロファイルである。

また、A3は、比較例2の構成の超音波診断装置を使用したときに得られた超音波ビーム断面プロファイルである。

【0042】

図3によれば、A1はメインローブの音響強度が最も高く、かつ、サイドローブの音波強度が最も低い。一方、A2はメインローブの音響強度は比較的高いが、サイドローブの音波強度が最も高い。また、A3はメインローブの音響強度は比較的低く、サイドローブの音響強度は比較的高い。

メインローブの音響強度が高く半値幅が小さいほど分解能が良好であり、ターゲットT1を画像で把握し易い。また、サイドローブの音響強度が低いほど偽像が画像化されない。このことから、実施例1、2の構成は、高品位の画像取得に適しているといえる。一方、比較例1、2の構成は、高品位の画像取得に適さないといえる。

【0043】

図4に、表1に示したファントム画像描出性に関する判断基準及び評価工程を示す。

ファントム画像描出性については、方位分解能のスコア及びアーチファクトのスコアを加算した総合スコアにより評価した。

【0044】

方位分解能のスコアについては、ファントムP内の深度35mmに水平配置された5連のターゲットT11~T15(図2参照)に向けて超音波ビームを送波し、得られた画像において分離描出されたターゲット数により判断した。

例えば、得られた画像において分離して描出されたターゲット数が5点の場合、分解能は良好と判断でき、スコアを3とした。一方、得られた画像において分離して描出されたターゲット数が2点以下の場合、分解能は悪く、スコアを0とした。

【0045】

アーチファクトのスコアについては、ファントムP内の深度60mmに配置された3連無エコーターゲットT21~T23(図2参照)に対して超音波ビームを送波し、得られた画像により判断した。具体的には、無エコーターゲット周辺バックグラウンド部の平均画像輝度を80(8bit)としたとき、周辺散乱体による偽像により、本来輝度が低いはずの無エコー部分に相当する位置の輝度が上昇してしまう程度により判断した。径1mm、2mm、4mmの何れのターゲット内においても輝度20(8bit)以下の面積比が70%以上であるときにスコア3、1mmターゲットのみ輝度20以下の面積比が70%未満である場合にスコア2、1mmおよび2mmターゲットで輝度20以下の面積比が70%未満である場合にスコア1、何れのターゲットにおいても輝度20以下の面積比が70%未満の場合をスコア0とした。

【0046】

ファントム画像描出性については、方位分解能のスコア及びアーチファクトのスコアを加算して、5点以上の場合を○、4点の場合を○、3点の場合を○、2点の場合を×、1点以下の場合を×と評価した。

【0047】

ファントム画像描出性は、表1で示したとおりである。すなわち、実施例1、2の構成の場合、評価は○であった。

10

20

30

40

50

一方、比較例 1、2 の構成の場合、評価は であった。

【0048】

また、実施例 1、2 及び比較例 1、2 の構成において、満充電から使用不可となるまでの連続使用可能時間を記録した。更に、使用不可となってから 1 分間充電した後の連続使用可能時間を記録した（表 1 参照）。

【0049】

実施例 1 の構成の超音波診断装置 100 では、連続使用可能時間は 15 分であり、1 分間充電した後の使用可能時間も 15 分であった。

実施例 2 の構成の超音波診断装置 100 では、連続使用可能時間は 30 分であり、1 分間充電した後の使用可能時間は 10 分であった。

一方、比較例 1 の構成の超音波診断装置では、連続使用可能時間は 30 分であり、1 分間充電した後の使用可能時間は 20 秒であった。

また、比較例 2 の構成の超音波診断装置では、連続使用可能時間は 3 分であり、1 分間充電した後の使用可能時間も 3 分であった。

【0050】

実施例 1、2 では、連続使用可能時間を一定時間確保することができ、急速充電が可能であることが確認された。

一方、比較例 1 では、リチウムイオン電池を満充電した場合、連続使用可能時間は一定時間確保できたものの、急速充電することができなかった。

また、比較例 2 では、連続使用可能時間を一定時間確保することも、急速充電することもできなかった。

【0051】

以上のように、本実施形態によれば、非対称性電極構造のキャパシタを有する第 1 の蓄電ユニット 5 により、振動子アレイ 1 に電力を供給することができる。第 1 の蓄電ユニット 5 によれば、連続して高電圧の電力を安定して供給することができるため、大開口送信時に超音波ビームを乱さず、アーチファクトの少ない高品位の画像を取得することができる。

【0052】

また、昇圧回路 4 によって、第 1 の蓄電ユニット 5 の蓄電残容量が低下した場合であっても駆動電圧を一定に保つことができ、長時間高電圧の電力を安定して供給することができる。

【0053】

また、第 1 の蓄電ユニット 5 及び化学二次電池を有する第 2 の蓄電ユニット 6 を備えた構成にして、第 1 の蓄電ユニット 5 は振動子アレイ 1 に電力を供給し、第 2 の蓄電ユニット 6 は振動子アレイ 1 以外の各部に電力を供給する構成としてもよい。第 1 の蓄電ユニット 5 は、振動子アレイ 1 以外に電力を供給する必要がないため、振動子アレイ 1 に長時間高電圧の電力を安定して供給することができる。

【0054】

また、第 1 の蓄電ユニット 5 及び化学二次電池を有する第 2 の蓄電ユニット 6 を備えた構成にして、第 1 の蓄電ユニット 5 の蓄電残容量が低下した場合、第 2 の蓄電ユニット 6 が第 1 の蓄電ユニット 5 を充電する構成としてもよい。第 1 の蓄電ユニット 5 は、蓄電残容量が低下した場合であっても逐次充電されるため、振動子アレイ 1 に長時間高電圧の電力を安定して供給することができる。

【0055】

また、送波タイミング回路 2 a は、制御部 2 1 からの制御信号に基づいて、振動子アレイ 1 に出力する駆動信号を 2 値又は 3 値の矩形波に切り替えることができる。2 値又は 3 値に切り替えて駆動信号を出力することにより、高品位の画像を取得することができる。

【0056】

また、第 1 の蓄電ユニット 5 の「非対称性電極構造のキャパシタ」は、例えばリチウムイオンキャパシタとすることができる。なお、リチウムイオンキャパシタ以外にも、例え

10

20

30

40

50

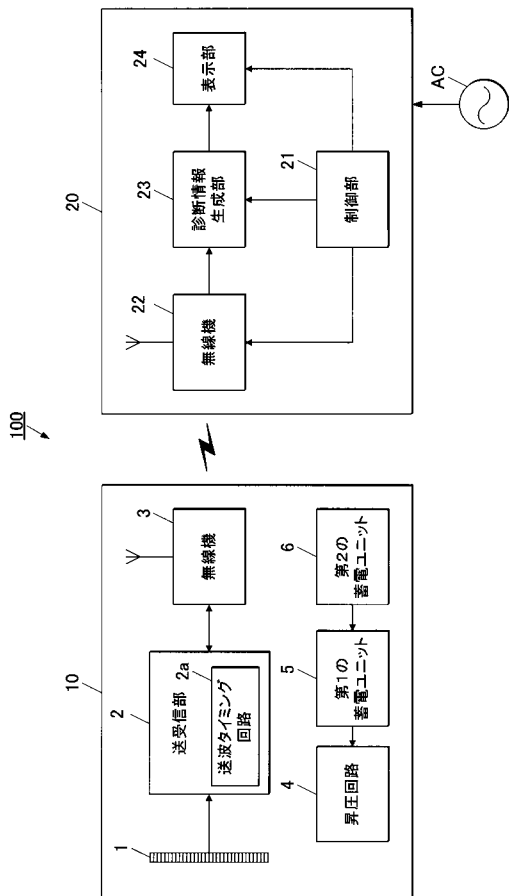
ば正極を二酸化鉛、負極を多孔質カーボンとする非対称性電極構造のキャパシタを用いることで、本実施形態に係る超音波診断装置100と同様の効果を得ることができる。

【符号の説明】

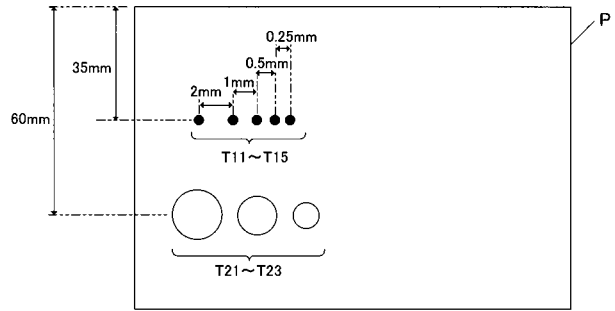
【0057】

- 100 超音波診断装置
- 10 プローブ
- 1 振動子アレイ
- 2 送受信部
- 2a 送波タイミング回路
- 3 無線機
- 4 昇圧回路
- 5 第1の蓄電ユニット
- 6 第2の蓄電ユニット
- 20 本体
- 21 制御部
- 22 無線機
- 23 診断情報生成部
- 24 表示部
- AC 商用交流電源

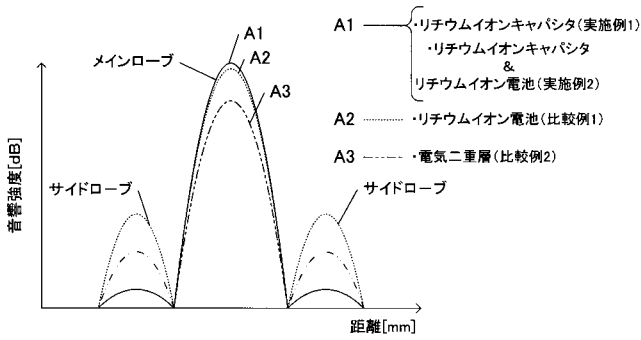
【図1】



【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】

方位分解能	深度35mmの水平5連ターゲットの描出状況	スコア
	5点に分離して描出される	3
	4点に分離して描出される	2
	3点に分離して描出される	1
	2点以下に分離して描出される	0

+

アーチファクト	深度60mmの3連無エコーターゲット周辺のバックグラウンドの平均輝度を80(8bit)としたとき、ターゲット近傍の偽像の描出状況	スコア
	偽像が認められない (径1mm,2mm,4mmの何れのターゲット内においても輝度20(8bit)以下の面積比が70%以上である)	3
	偽像が僅かに認められる (径1mmのターゲットのみ輝度20以下の面積比が70%未満である)	2
	偽像がある程度認められる (径1mm及び2mmのターゲットで輝度20以下の面積比が70%未満である)	1
	偽像が明らかに認められる (径1mm,2mm,4mmの何れのターゲット内においても輝度20以下の面積比が70%未満である)	0



ファントム画像描出性評価					
方位分解能のスコア + アーチファクトのスコア	5点以上	4点	3点	2点	1点以下
評価	○	○△	△	△×	×

专利名称(译)	超声诊断设备和探头		
公开(公告)号	JP2012000304A	公开(公告)日	2012-01-05
申请号	JP2010138997	申请日	2010-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	谷口哲哉		
发明人	谷口 哲哉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4472		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE13 4C601/EE15 4C601/GD04 4C601/LL26 4C601/LL40		
其他公开文献	JP5585231B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在保持高便携性和可操作性的同时，在传输大孔径时不会干扰超声波束，并且能够获得伪像少的高质量图像。提供了一种超声诊断设备和可以使用的探头。解决方案：探头10带有一个发射或接收超声波的换能器阵列1，并通过无线通信连接到探头10，并且通过探头10发射或接收超声波以产生超声波。产生诊断图像并显示所产生的图像的的主体20，并且探头10包括第一蓄电单元5，该第一蓄电单元5具有具有不对称电极结构的电容器。超声波诊断装置100通过其电源来驱动换能器阵列1。 [选型图]图1

