

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6158017号
(P6158017)

(45) 発行日 平成29年7月5日(2017.7.5)

(24) 登録日 平成29年6月16日(2017.6.16)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2013-199446 (P2013-199446)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成25年9月26日 (2013.9.26)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2015-62621 (P2015-62621A)		アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、300
(43) 公開日	平成27年4月9日 (2015.4.9)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成28年9月9日 (2016.9.9)		弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	本田 正良
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		(72) 発明者	中野 雄介
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体への超音波の送受信を行なう超音波振動子と、
該超音波振動子を励振させて加熱させた状態で、該超音波振動子に分極電圧を印加する制御を行なう制御部と、
を備えることを特徴とする超音波装置。

【請求項 2】

前記超音波振動子を有する超音波プローブに設けられて、前記超音波振動子を励振する電圧と前記分極電圧とを出力する回路を有し、
該回路は、該回路における電力消費によって生じる熱により、前記超音波振動子を加熱可能な位置に設けられている

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 3】

被検体への超音波の送受信を行なう複数の超音波振動子と、
該超音波振動子を有する超音波プローブに設けられ、前記超音波振動子から送信される超音波パルスの送信ビームフォーミング及び前記超音波振動子で受信された超音波パルスの受信ビームフォーミングのうち少なくとも一方を行なう回路であって、電力消費によって生じる熱により、前記超音波振動子を加熱可能な位置に設けられている回路と、

該回路に通電させる制御と、通電による電力消費で加熱された状態で、前記超音波振動子に分極電圧を印加する制御とを行なう制御部と、

10

20

を備えることを特徴とする超音波装置。

【請求項 4】

前記回路は、前記超音波振動子を励振させる電圧と前記分極電圧とを出力することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記超音波振動子を加熱するために、超音波パルスを送信する時に前記超音波振動子に出力されるパルス波よりもエネルギーロスが大きいパルス波が、前記超音波振動子に出力されるよう制御を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 6】

前記超音波振動子の温度を検出する温度検出部を備え、
前記制御部は、前記温度検出部で検出される温度に基づいて、前記分極電圧の印加を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波振動子によって超音波の送受信を行なう超音波装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体に対する超音波の送受信を行なう超音波装置においては、圧電材料からなる超音波振動子の圧電効果を利用して超音波の送受信が行われている。超音波振動子には、圧電性を付与するために、極性を生じさせる分極処理が施されている。分極処理は、超音波振動子に電圧を印加することにより行われる。

【0003】

しかし、超音波振動子の分極特性は、経時変化などによって劣化する。そこで、分極特性が劣化した超音波振動子を再分極させるための装置が、特許文献 1 に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 230033 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、特許文献 1 では、再分極させるための装置が超音波装置とは別に必要である。そこで、超音波装置のみで、再分極させることができることが求められている。しかし、超音波振動子に分極特性を付与するために必要な電圧（分極電圧）は、常温下では、超音波振動子から超音波を送信するために印加される電圧よりも高い。このため、超音波を送信するための電圧を出力する回路をそのまま用いても、超音波振動子を分極させるための電圧を出力することはできない。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体への超音波の送受信を行なう超音波振動子と、この超音波振動子を励振させて加熱させた状態で、該超音波振動子に分極電圧を印加する制御を行なう制御部と、を備えることを特徴とする超音波装置である。

【0007】

他の観点の発明は、被検体への超音波の送受信を行なう複数の超音波振動子と、この超音波振動子を有する超音波プローブに設けられ、前記超音波振動子から送信される超音波パルスの送信ビームフォーミング及び前記超音波振動子で受信された超音波パルスの受信

10

20

30

40

50

ビームフォーミングのうち少なくとも一方を行なう回路であって、電力消費によって生じる熱により、前記超音波振動子を加熱可能な位置に設けられている回路と、この回路に通電させる制御と、通電による電力消費で加熱された状態で、前記超音波振動子に分極電圧を印加する制御とを行なう制御部と、を備えることを特徴とする超音波装置である。

【発明の効果】

【0008】

上記一の観点の発明によれば、前記超音波振動子を励振させて加熱させた状態で、前記超音波振動子に分極電圧が印加されるので、分極電圧を常温下よりも低くすることができる。従って、超音波を送信するための電圧を出力する回路を用いて、分極電圧を供給することができる。

10

【0009】

上記他の観点の発明によれば、前記超音波振動子を、前記回路の通電による電力消費で加熱させた状態で、前記超音波振動子に分極電圧が印加されるので、分極電圧を常温下よりも低くすることができる。従って、超音波を送信するための電圧を出力する回路を用いて、分極電圧を供給することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第一実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】第一実施形態における超音波プローブの先端部分の一部の概略構成を示す一部破断斜視図である。

20

【図3】第一実施形態の超音波プローブにおける集積回路のブロック図である。

【図4】超音波振動子に印加される電圧の時間変化を示す図である。

【図5】第一実施形態の第一変形例において、超音波振動子に印加される電圧の時間変化を示す図である。

【図6】第一実施形態の第二変形例において、超音波振動子に印加される電圧の時間変化を示す図である。

【図7】第二実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図8】第二実施形態の超音波診断装置における送受信回路の構成を示すブロック図である。

【図9】第二実施形態における超音波プローブの先端部分の一部の概略構成を示す一部破断斜視図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について説明する。以下の実施形態では、本発明の超音波装置として、超音波診断装置の例を挙げて説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図1に示す超音波診断装置1は、装置本体1aを有し、この装置本体1aに超音波プローブ2が接続されている。

【0012】

前記装置本体1aは、本体側受信回路3、エコーデータ処理部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8、記憶部9を備える。また、前記超音波プローブ2は、集積回路10を備える。

40

【0013】

前記本体側受信回路3は、受信ビームフォーマの機能を有し、前記超音波プローブ2で受信した超音波のエコー信号に対して、整相加算処理等の信号処理を行なう。

【0014】

前記エコーデータ処理部4は、前記本体側受信回路3から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部4は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行ってBモードデータを作成する。

【0015】

50

前記表示制御部 5 は、前記エコーデータ処理部 4 から入力されたデータをスキャンコンバータ (Scan Converter) によって走査変換して超音波画像データを作成し、この超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示部 6 に表示させる。例えば、前記表示制御部 5 は、B モードデータに基づいて B モード画像データを作成し、B モード画像を前記表示部 6 に表示させる。

【0016】

前記表示部 6 は、有機 EL (Electro-Luminescence) ディスプレイなどである。前記操作部 7 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード (keyboard) 及びポインティングデバイス (pointing device) などを含んで構成されている。

10

【0017】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) を有して構成される。この制御部 8 は、前記記憶部 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 における各部の機能を実行させる。

【0018】

また、前記制御部 8 は、後述するように、超音波振動子 14 (図 2 参照) を励振させて加熱させた状態で、前記超音波振動子 14 を分極させる分極電圧を印加する制御信号を、前記超音波プローブ 2 へ出力する。

【0019】

前記記憶部 9 は、例えば HDD (Hard Disk Drive) や半導体メモリ (memory) などである。

20

【0020】

前記超音波プローブ 2 について、図 2 に基づいて説明する。図 2 には、前記超音波プローブ 2 の先端部分の一部の概略構成が示されている。前記超音波プローブ 2 は、音響レンズ (lens) 11、音響整合層 12、13、超音波振動子 14、フレキシブルプリント基板 15、前記集積回路 10、バッキング層 16 を有している。前記音響レンズ 11 以外の構成については、図示しないプローブ筐体内に設けられている。

【0021】

前記音響レンズ 11 は、被検体の体表面と当接する。この状態で、前記音響レンズ 11 の表面から被検体内に超音波が送信される。

30

【0022】

前記音響整合層 12、13 は、前記音響レンズ 11 と前記超音波振動子 14 の間に設けられている。前記音響整合層 12、13 は、前記音響レンズ 11 と前記超音波振動子 14 の中間の音響インピーダンスを有している。

【0023】

前記超音波振動子 14 は、単結晶又は多結晶の圧電材料からなる。前記超音波プローブ 2 においては、複数の前記超音波振動子 14 が、アジマス (azimuth) 方向に設けられている。

【0024】

前記超音波振動子 14 の表面には、図示しない電極層が形成されている。この超音波振動子 14 に形成された電極層の前記音響整合層 13 とは反対側の面には、前記フレキシブルプリント基板 15 が設けられている。

40

【0025】

前記フレキシブルプリント基板 15 において、前記超音波振動子 14 とは反対側の面には、前記集積回路 10 が設けられている。前記集積回路 10 が、この位置に設けられることにより、前記集積回路 10 における電力消費により発生する熱によって、前記超音波振動子 14 が加熱される。前記集積回路 10 は、本発明における回路の実施の形態の一例である。

【0026】

前記集積回路 10 は、図 3 に示すように、電源回路 101、送信用パルス出力部 102

50

、加熱パルス出力部 103、分極電圧出力部 104、受信ビームフォーマ 105、温度検出部 106 及び分極制御部 107 を備えている。

【0027】

前記電源回路 101 は、前記超音波振動子 14 に印加する電圧の電源である。ここで、前記超音波振動子 14 には、後述するように、この超音波振動子 14 を励振させるための電圧が印加される。この超音波振動子 14 を励振させるための電圧の印加としては、超音波画像を得るための超音波の送信を目的とした電圧の印加と、前記超音波振動子 14 を加熱するための電圧の印加とがある。また、前記超音波振動子 14 には、この超音波振動子 14 を再分極させるための電圧も印加される。

【0028】

前記送信用パルス出力部 102 は、送信ビームフォーミングを行なうものであり、超音波振動子 14 を励振させて超音波を送信するためのパルス波を、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて、前記超音波振動子 14 へ出力する。この送信用パルス出力部 102 から出力されたパルス波により、前記超音波振動子 14 に電圧が印加され、超音波画像を作成するための超音波が送信される。

【0029】

前記加熱パルス出力部 103 は、前記超音波振動子 14 を加熱するためのパルス波を前記超音波振動子 14 へ出力する。後述するように、前記超音波振動子 14 の加熱は、前記超音波振動子 14 を分極させる時に行われる。

【0030】

前記分極電圧出力部 104 は、前記超音波振動子 14 を分極させるために必要な電圧（分極電圧）を、前記超音波振動子 14 へ出力する。

【0031】

ここで、図 3 において、前記送信用パルス出力部 102、前記加熱パルス出力部 103 及び前記分極電圧出力部 104 は、三つに分かれて示されているが、ハードウェア（hardware）的には、同一の回路によって構成される。言い換えれば、送信ビームフォーミングを行なう回路によって、前記加熱パルス出力部 103 及び前記分極電圧出力部 104 の機能が果たされる。

【0032】

前記受信ビームフォーマ 105 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記超音波振動子 14 の各々で受信されたエコー信号について、前記受信ビームフォーマ 105 においてある程度の整相加算が行われた後、前記本体側受信回路 3 で行われる整相加算処理によって、受信ビームフォーミングが完結する。

【0033】

前記温度検出部 106 は、前記超音波振動子 14 から発生する熱の影響による温度を検出することを目的とした温度センサである。前記温度検出部 106 は、本発明における温度検出部の実施の形態の一例である。本発明において、超音波振動子の温度を検出することには、超音波振動子から発生する熱の影響による温度を検出することが含まれる。

【0034】

ちなみに、後述するように、前記超音波振動子 14 においては、励振によって熱が発生する。また、前記超音波振動子 14 は、前記集積回路 10 における電力消費による熱によって加熱される。

【0035】

前記温度検出部 106 における温度検出信号は、前記分極制御部 107 へ入力される。また、前記温度検出信号は、前記制御部 8 へ入力されてもよい。

【0036】

前記分極制御部 107 は、前記加熱パルス出力部 103 及び前記分極電圧出力部 104 を制御する。具体的には、前記分極制御部 106 は、前記制御部 8 からの信号に基づいて、前記加熱パルス出力部 103 から前記パルス波を出力させる。また、前記分極制御部 1

10

20

30

40

50

06は、前記温度検出部106からの温度検出信号に基づいて、前記分極電圧出力部104から前記分極電圧を出力させる。

【0037】

前記分極制御部107及び前記制御部8は、本発明における制御部の実施の形態の一例である。

【0038】

ちなみに、前記装置本体1aから前記集積回路10への制御信号の入力や、前記集積回路10から前記装置本体1aへのエコー信号の入力は、前記フレキシブルプリント基板15及び前記超音波プローブ2と前記装置本体1aとを接続するプローブケーブル(図示省略)を介して行われる。

【0039】

前記集積回路10において、前記フレキシブルプリント基板15とは反対側の面には、前記バッキング層16が設けられている。

【0040】

さて、本例の超音波診断装置1において、前記超音波振動子14を再分極させる際の作用について説明する。操作者が、前記装置本体1aの操作部7において、再分極の処理を指示する入力を行なうと、前記制御部8は、前記集積回路10に対して、再分極の処理を開始させる制御信号を出力する。

【0041】

前記集積回路10に前記制御部8からの制御信号が入力されると、先ず前記分極制御部107は前記加熱パルス出力部103へ制御信号を出力する。この制御信号により、前記加熱パルス出力部103は、前記超音波振動子14を加熱させるため、前記超音波振動子14の各々を励振させる電圧を前記超音波振動子14へ出力する。

【0042】

前記超音波振動子14を励振させる電圧波形W1の一例を図4に示す。この電圧波形W1は、所定の周波数のパルス波である。このパルス波の周波数は、超音波画像を得るための超音波を送信するために用いられるパルス波の周波数とは異なってもよい。また、前記パルス波の周波数は、前記超音波振動子14の固有振動数とは異なってもよい。これにより、前記超音波振動子14における熱によるエネルギーロスが多く、熱をより多く発生させることができる。

【0043】

前記超音波振動子14は、励振によって温度が上昇するとともに、この超音波振動子14を励振させるための前記集積回路10における電力消費による熱によっても、温度が上昇する。

【0044】

前記分極制御部107は、前記温度検出部106の温度検出信号に基づいて、前記分極電圧出力部104へ制御信号を出力する。具体的には、前記分極制御部107は、前記温度検出部106で検出される温度が所定温度Tまで上昇すると、前記分極電圧出力部104へ制御信号を出力する。この制御信号により、前記分極電圧出力部104は、前記超音波振動子14の各々に対して、再分極に必要な大きさを有する分極電圧Vを出力する。この分極電圧Vの波形W2は、直流波形である。前記分極電圧出力部104によって分極電圧Vが出力される時間の長さXは、分極に要する時間である。

【0045】

ここで、前記電源回路101で生成できる電圧は、超音波画像を得るための超音波を送信するために用いられる大きさの電圧であり、常温下における分極電圧よりも低い電圧である。しかし、分極電圧は、超音波振動子14の温度が高いほど低くなる。従って、分極電圧が、前記電源回路101において生成できる大きさの電圧となるように、前記所定温度Tを設定することにより、特別な回路を必要とすることなく、通常の送信ビームフォーミングを行なう回路を用いて、再分極の処理を行なうことができる。

【0046】

10

20

30

40

50

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。操作者によって、再分極の処理を指示する入力が行われると、前記分極制御部 107 は、前記分極電圧出力部 104 へ制御信号を出力する。この制御信号により、前記分極電圧出力部 104 は、図 5 に示すように、前記分極電圧 V を出力する。

【0047】

前記集積回路 10 は、前記分極電圧 V を出力することによる電力消費によって熱を発生する。この熱により、前記超音波振動子 14 は加熱され温度が上昇する。前記分極制御部 107 は、前記温度検出部 106 によって検出される温度が前記所定温度 T に達した時刻 t_1 から、分極に要する時間の長さ X が経過する時刻 t_2 まで前記分極電圧 V が出力されるよう制御する。

10

【0048】

次に、第二変形例について説明する。操作者によって、再分極の処理を指示する入力が行われると、前記分極制御部 107 は、前記電源回路 101 に対して電力を発生させるよう制御を行なう。これにより、前記集積回路 10 において電力が消費されることによる熱が発生し、前記超音波振動子 14 は加熱され温度が上昇する。

【0049】

前記分極制御部 107 は、図 6 に示すように、前記温度検出部 106 によって検出される温度が前記所定温度 T に達した時刻 t_1 から、分極に要する時間の長さ X が経過する時刻 t_2 まで前記分極電圧 V が出力されるよう制御する。

【0050】

なお、前記時刻 t_1 よりも前においては、前記超音波振動子 14 に電圧が印加されていないため、図 6 において、前記時刻 t_1 よりも前においては、電圧は零となっている。

20

【0051】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。ただし、第一実施形態と同一構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0052】

図 7 に示すように、本例の超音波診断装置 1 は、装置本体 1a を有し、この装置本体 1a に超音波プローブ 2 が接続されている。

【0053】

前記装置本体 1a は、前記エコーデータ処理部 4、前記表示制御部 5、前記表示部 6、前記操作部 7、前記制御部 8、前記記憶部 9 の他、送受信回路 20 を備える。

30

【0054】

前記送受信回路 20 は、集積回路で構成されている。この送受信回路 20 は、図 8 に示すように、温度検出部を備えていない点を除き、第一実施形態の前記集積回路 10 と同一の構成になっている。すなわち、前記送受信回路 20 は、前記電源回路 101、前記送信用パルス出力部 102、前記受信ビームフォーマ 105、前記加熱パルス出力部 103、前記分極電圧出力部 104、前記分極制御部 107 を備えている。

【0055】

ただし、本例では、前記受信ビームフォーマ 105 により、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号の受信ビームフォーミングが完結する。

40

【0056】

本例では、図 9 に示すように、前記超音波プローブ 2 は、第一実施形態と同様に、音響レンズ (lens) 11、音響整合層 12, 13、超音波振動子 14、フレキシブルプリント基板 15、バッキング層 16 を有しているが、前記集積回路 10 を有していない。前記集積回路 10 の機能は、前記送受信回路 20 によって実行される。

【0057】

本例の作用について説明する。本例の作用も、基本的には第一実施形態と同様であり、前記超音波振動子 14 が励振された後に、前記分極電圧 V が印加される。ただし、本例では、前記超音波プローブ 2 は前記集積回路 10 を有さないため、前記超音波振動子 14

50

は、集積回路 10 の熱に起因する温度上昇はないものの、励振によって温度が上昇する。

【0058】

また、本例では、前記温度検出部 106 を備えていないため、前記分極制御部 107 は、励振の開始から所定時間経過した時に、前記分極電圧出力部 104 へ制御信号を出力して分極電圧 V を出力させる。前記所定時間は、励振の開始から、前記超音波振動子 14 が前記分極電圧 V で分極できる温度に上昇するまでの時間である。

【0059】

本例によっても、前記超音波振動子 14 が励振されることにより加熱されるので、分極電圧を低くすることができる。従って、特別な回路を必要とすることなく、再分極の処理を行なうことができる。

10

【0060】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、第一実施形態において、前記集積回路 10 は、前記送信用パルス出力部 102 及び前記受信ビームフォーマ 105 を備えているが、いずれか一方のみを備えていてもよい。また、上述の図 2 及び図 9 に図示された構成は一例であり、本発明はこれらに限られるものではない。

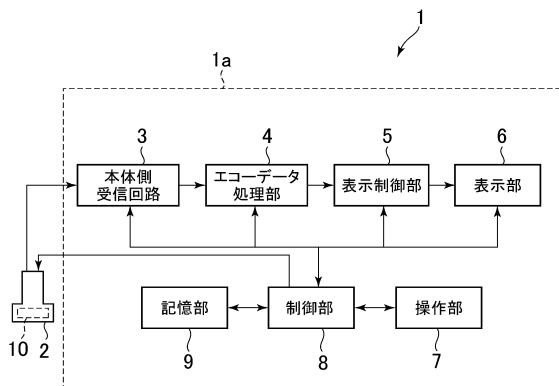
【符号の説明】

【0061】

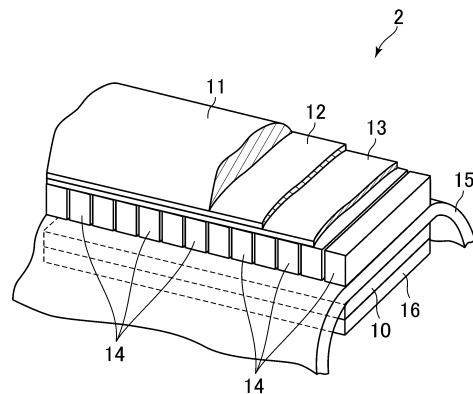
- 1, 1 超音波診断装置
- 2, 2 超音波プローブ
- 8 制御部
- 10 集積回路
- 106 温度検出部
- 107 分極制御部
- 14 超音波振動子

20

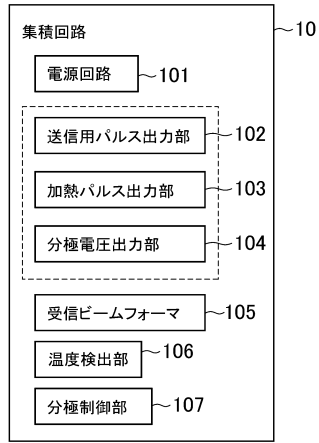
【図 1】



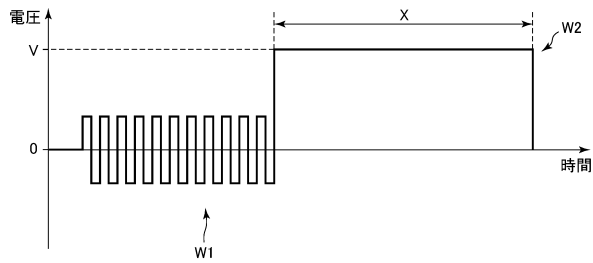
【図 2】



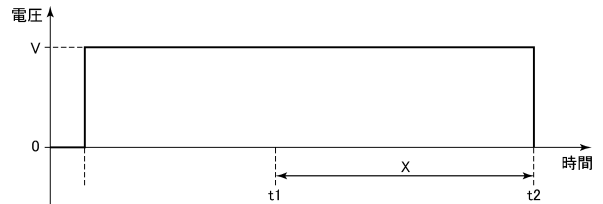
【図3】



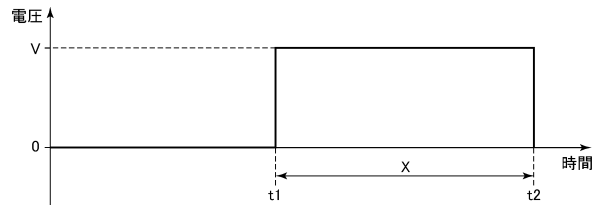
【図4】



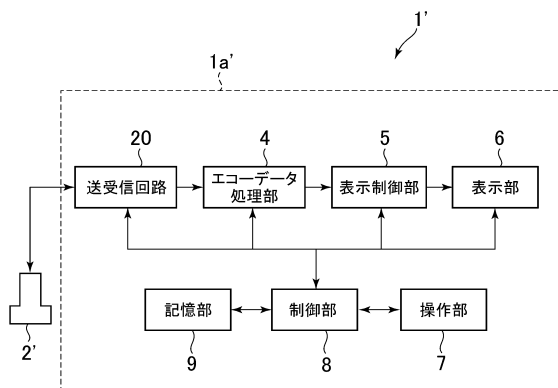
【図5】



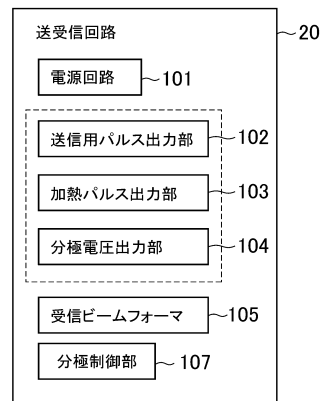
【図6】



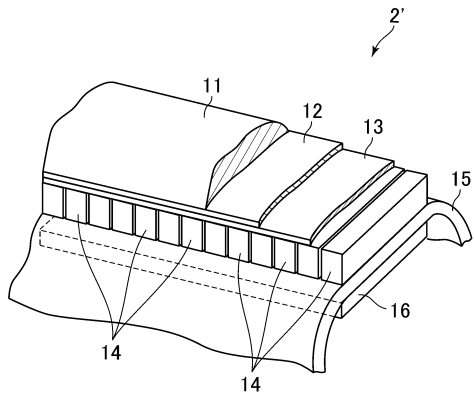
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 雨宮 慎一

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 森口 正治

(56)参考文献 特開2011 - 5024 (J P , A)

特開2010 - 219484 (J P , A)

特開2004 - 230033 (J P , A)

特開2013 - 5137 (J P , A)

特開2013 - 4645 (J P , A)

特開平5 - 167124 (J P , A)

米国特許出願公開第2011 / 0021918 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超音波装置		
公开(公告)号	JP6158017B2	公开(公告)日	2017-07-05
申请号	JP2013199446	申请日	2013-09-26
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	本田正良 中野雄介 雨宮慎一		
发明人	本田 正良 中野 雄介 雨宮 慎一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE21 4C601/GB50		
其他公开文献	JP2015062621A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过使用用于输出用于发送超声波的电压的电路来提供极化电压的超声波装置，而无需特殊电路。解决方案：超声波装置包括用于向对象发送超声波和从对象接收超声波的超声波换能器，具有用于激励超声波换能器和加热超声波换能器的电压波形W1的脉冲波，以及控制单元，其执行将波形W2的极化电压V施加到振动器的控制。在超声波探头中设置有用于输出用于激励超声波换能器的脉冲波和极化电压的电路。控制单元基于超声波振动器的温度控制极化电压V的施加。点域4

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6158017号 (P6158017)
(45) 発行日 平成29年7月5日 (2017.7.5)		(24) 登録日 平成29年6月16日 (2017.6.16)
(51) Int. Cl. A61B 8/00 (2006.01)	F I A61B 8/00	
請求項の数 6 (全 11 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-199446 (P2013-199446)	(73) 特許権者 300019238	ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(22) 出願日 平成25年9月26日 (2013.9.26)		アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、300
(65) 公開番号 特開2015-62621 (P2015-62621A)		(74) 代理人 100137545
(43) 公開日 平成27年4月9日 (2015.4.9)		弁理士 荒川 聡志
審査請求日 平成28年9月9日 (2016.9.9)		(72) 発明者 本田 正良
		東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		(72) 発明者 中野 雄介
		東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波装置		