

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6377396号  
(P6377396)

(45) 発行日 平成30年8月22日(2018.8.22)

(24) 登録日 平成30年8月3日(2018.8.3)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14  
**H 0 4 R 17/00 (2006.01)** H 0 4 R 17/00 3 3 0 J

請求項の数 3 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-86022 (P2014-86022)                  (22) 出願日 平成26年4月18日 (2014.4.18)                  (65) 公開番号 特開2015-204939 (P2015-204939A)                  (43) 公開日 平成27年11月19日 (2015.11.19)                  審査請求日 平成29年3月6日 (2017.3.6)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 594164542                  キヤノンメディカルシステムズ株式会社                  栃木県大田原市下石上1385番地                  (74) 代理人 110000866                  特許業務法人三澤特許事務所                  (72) 発明者 宮城 武史                  栃木県大田原市下石上1385番地 東芝                  メディカルシステムズ株式会社内                  審査官 永田 浩司</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送信し、受信するための振動子と、  
前記振動子から後方に放射される超音波を吸収するバッキング部材と、  
前記振動子と前記バッキング部材との間に設けられ、前記振動子から後方に放射される  
超音波の放射方向に直交する方向に平面を有する板状のエレクトレットと、それと平行に  
配置され、その前面側に前記後方に対し傾斜する複数の傾斜面を有し、前記後方に放射さ  
れる超音波を前記傾斜面が受けて前記エレクトレットに対し前記放射方向に直交する方向  
に相対的に振動することで、電力を発生する電極板とを備えた発電層と、  
前記発電層に設けられ、復元力及び伸縮性を有する弾性部材と、  
前記発電層に設けられ、前記電極板における前記後方の方向に対し略直交する方向の両  
端部を前記弾性部材を介して前記バッキング部材に支持する支持部と、  
 を有することを特徴とする超音波プローブ。

【請求項2】

前記振動子で受信された信号を無線送信する通信部と、  
 前記振動子を駆動する回路部と、  
 前記通信部及び前記回路部の少なくとも一方に電源を供給する電源部と、  
 前記発電層からの電力で前記電源部を補充する補充手段と、  
 をさらに有することを特徴とする請求項1に記載の超音波プローブ。

【請求項3】

前記発電層は、前記後方に放射される超音波の放射方向に直交する方向に平面を有する板状の圧電素子であって、前記後方に放射される超音波を受けて振動可能に保持され、前記振動することにより前記電力を発生する構成であることを特徴とする請求項1または請求項2に記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

医用分野では、超音波を被検体内部に照射し、被検体からの超音波反射信号を映像化する超音波診断装置が使用される。

【0003】

超音波診断装置は、超音波プローブと、装置本体と、ケーブルとを有する。なお、超音波プローブを単に「プローブ」という場合がある。プローブは、超音波変換素子群と送信回路部と、エコー信号制御用電子回路部とバックング部材（音波吸収材）とを有する。なお、超音波変換素子群を「振動子群」または「振動子」という場合がある。

【0004】

送信回路部は、振動子毎に適切な遅延時間を与えて高電圧パルス駆動し、さらに、振動子毎に適切な送信波形を供給する。振動子は、超音波を被検体に送信し、被検体から反射して戻ってきた超音波を電気信号（エコー信号）に変換する。エコー信号制御用電子回路部は、エコー信号を制御して、これを効率よく引き出す。エコー信号はケーブルを介して装置本体に送られ、装置本体において増幅され、断層画像などに再構築される。

【0005】

装置本体は電源部を有する。電源部の電源は、ケーブルを介して装置本体からプローブ内の送信回路部及びエコー信号制御用電子回路部に供給される。

【0006】

一般的に被検体の検査では、プローブを移動させていろいろな方向から被検体内部の画像を得ることが多いため、プローブをできるだけ自在に移動させることにより、検査の容易化が図られる。しかし、プローブと装置本体とがケーブルにより接続されているため、ケーブルがプローブの移動を制限するときがあり、検査の容易化を図る上で支障になる。

【0007】

近年の大容量高速無線通信技術により、プローブと装置本体との間の信号伝送を無線で行う試みがなされている。さらに、装置本体に電磁誘導により電力を給電する給電手段と、プローブ側に電磁誘導により電力を受電する受電手段とを有し、プローブに内蔵された電源部（二次電池）に蓄電するシステムが提案されている。

【0008】

なお、被検体の検査時に、振動子は、被検体の方向とは反対の方向（以下、「後方」という）に不要な超音波を放射する。後方に放射された不要な超音波はバックング部材により吸収され、熱に変換されて、プローブの本体に伝わり、本体の外部に放出される。プローブは、操作者に保持され、さらに、患者に接触されるため、プローブの温度上昇を抑える必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】国際公開第2010/122791号

【特許文献2】特開2011-56104号公報

【特許文献3】特開2003-10177号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

## 【0010】

しかし、被検体の検査時において、プローブに内蔵された電源部の電気エネルギーが消耗すると、外部から充電しなければならず、プローブを検査に使用できない時間が発生するという問題点があった。

## 【0011】

この実施形態は、上記の問題を解決するものであり、被検体の検査時にプローブ内の電源部に蓄電することが可能な超音波プローブ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】

## 【0012】

上記課題を解決するために、実施形態の超音波プローブは、超音波を送信し、受信するための振動子と、振動子から後方に放射される超音波を吸収するバックング部材と、振動子とバックング部材との間に設けられ、振動子から後方に放射される超音波の放射方向に直交する方向に平面を有する板状のエレクトレットと、それと平行に配置され、その前面側に後方に対し傾斜する複数の傾斜面を有し、後方に放射される超音波を傾斜面が受けてエレクトレットに対し放射方向に直交する方向に相対的に振動することで、電力を発生する電極板とを備えた発電層と、発電層に設けられ、復元力及び伸縮性を有する弾性部材と、発電層に設けられ、電極板における後方の方向に対し略直交する方向の両端部を弾性部材を介してバックング部材に支持する支持部とを有する。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0013】

【図1】第1の実施形態に係る超音波プローブの一部構成を示す概念図。

【図2】振動子と支持体との間に配置された発電層を示す部分斜視図。

【図3A】発電層を示す概念図。

【図3B】後方に変位されることで、エレクトレットに近づいた電極板を示す概念図。

【図4】超音波プローブの構成ブロック図。

【図5】超音波プローブに内蔵される構成部品の配置を示す図。

【図6A】第2の実施形態に係る発電層を示す概念図。

【図6B】エレクトレットに対しX方向に変位した電極板を示す概念図。

【図7A】変形例に係る発電層を示す概念図。

【図7B】エレクトレットに対しX方向に変位したエレクトレットを示す概念図。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0014】

<第1の実施形態>

被検体の検査時にプローブ内の電源部に蓄電するための構成は、(1)プローブ内に、電力を発生させる手段を設ける。(2)プローブ内の電源部を、発生させた電力で補充する手段を設ける。(3)さらに、電力を発生させる手段は、振動子から後方に放射された超音波を電力に変換するように構成される。

## 【0015】

このように構成されることで、超音波が電力に変換される度合に応じて、バックング部材に吸収される超音波が減少し、プローブの外部に放出される熱が減少し、プローブの温度上昇が抑えられるという利点が生じる。さらに、バックング部材に対して高い超音波吸収機能が要求されないため、例えば、バックング部材を薄くすることが可能で、プローブの小型化を図ることができるという利点も生じる。

## 【0016】

次に、第1の実施形態に係る超音波プローブについて各図を参照して説明する。

図1は、超音波プローブの一部構成を示す概念図、図2は、振動子と支持体との間に配置された発電層を示す部分斜視図である。図1及び図2において紙面の上方方向がプローブの前方向(Z1方向)、下方方向がプローブの後方向(Z2方向)に相当する。

## 【0017】

(振動子2等)

図1及び図2に示すように、プローブ100は、音響整合層1、振動子2、信号電極3、発電層4及び支持体7を有する。支持体7はバッキング部材（音波吸収材）の機能を有する。支持体7が「バッキング部材」の一例である。支持体7上に、発電層4、信号電極3、振動子2、及び、音響整合層1が積層される。なお、図2には、それぞれ3個分の音響整合層1、振動子2、信号電極3及び発電層4が積層された支持体7の一部を示す。

【0018】

図2に示すように、音響整合層1、振動子2及び信号電極3は、X方向及びY方向の二次元に配列される。図2に、X方向に配列された振動子2等の一部を示し、Y方向に配列された振動子2等を省略して示す。二次元に配列された振動子2に信号電極3が電気的に接続される。信号電極3からリード線（図示しない）が送信回路部22及びエコー信号制御用電子回路部23（図4参照）に接続される。

10

【0019】

〔発電層4〕

次に、振動子群のうちの1個の振動子2に対応して設けられた発電層4について図2を参照して説明する。図2に示すように、発電層4は、スペーサー8、音波吸収膜11、電極板12、柱状部13、エレクトレット14、下部電極15、及び、基板16を有する。

【0020】

図2に示すように、発電層4は、振動子2と支持体7との間に配置される。振動子2の大きさが約200 $\mu\text{m}$ 角の場合、発電層4は約100 $\mu\text{m}$ 角以内のエリアに構成される。このような微小な領域に発電層4を形成するために、機械構造と電子回路とを一つの基板上に集積化するMEMS（Micro Electro Mechanical Systems：MEMS）技術が用いられる。発電層4を振動子2と支持体7との間に収納するため、振動子2と支持体7との間に2本一組のスペーサー8が設けられる。発電層4の前後方向の長さ（高さ）が約50 $\mu\text{m}$ であるとき、スペーサー8の前後方向の長さ（高さ）は、約100 $\mu\text{m}$ 以内でよい。スペーサー8は、発電層4を形成するMEMSプロセス内で、例えば、ポリイミド（polyimide）やエポキシ（epoxy）のような樹脂により形成される。なお、図2では、発電層4の内部構成を見せるために、その高さを低くしたスペーサー8を示す。一組のスペーサー8のY方向の間隔は振動子2のY方向の幅に相当する。

20

【0021】

（エレクトレット14等）

支持体7上に基板16が配置される。基板16上には、例えば、チタニウム/金製で、1000/5000の厚さからなる下部電極15が配置される。下部電極15の端子は、導電性を有する電極板12の端子に抵抗Rを介して接続される。下部電極15上には、厚さ約15 $\mu\text{m}$ のエレクトレット14が形成される。なお、下部電極15とエレクトレット14との間には絶縁層（図示しない）が設けられる。

30

【0022】

エレクトレット14は、Z2方向（後方）に放射される超音波の放射方向に直交する平面を有する。エレクトレット14は、半永久的な電荷をもつ絶縁体である。図3Aに、マイナスの電荷をもつエレクトレット14と、その逆の電荷（誘導電荷）が生じた状態の下部電極とを示す。このとき、電極板12にはいずれの電荷も生じていない。

40

【0023】

（電極板12）

図3Aは、Z1方向（前方）に変位されることで、エレクトレット14から遠ざかったときの電極板12を示す概念図である。図2及び図3Aに示すように、基板16上にX方向で所定間隔（振動子2のX方向の幅以下）を離れて一对の柱状部13が配置される。一对の柱状部13により電極板12の両端部が支持される。柱状部13が「支持部」の一例である。

【0024】

電極板12は、アルミニウム製で、1 $\mu\text{m}$ の厚さを有する。電極板12は、エレクトレ

50

ット14と平行に配置される。電極板12と下部電極15との間には約50 $\mu$ mの空気層が設けられる。電極板12は、Z2方向(後方)に放射される超音波を受けてエレクトレット14に対し相対的に振動する。電極板12上には音波吸収膜11が配置される。音波吸収膜11は、超音波吸収性に優れ、高分子材料、例えば、ウレタン系の合成ゴムで成形される。電極板12は、復元力を有する。つまり、電極板12は、Z2方向(後方)の力を受けたとき復元力に抗してZ2方向に変位して、エレクトレット14に接近し、Z2方向(後方)の力を受けないとき復元力によりZ1方向に変位して、エレクトレット14から遠ざかる。エレクトレット14を「固定部」という場合がある。さらに、電極板12を「可動部」という場合がある。

#### 【0025】

10

図3Bは、Z2方向(後方)に変位されることで、エレクトレットに近づいたときの電極板を示す概念図である。図3Bに示すように、振動子2からZ2方向(後方)に放射される超音波を電極板12が受けたとき、電極板12がZ2方向に変位して、マイナスの電荷をもつエレクトレット14に対し接近する。このとき、その逆の電荷(誘導電荷)であるプラスの電荷が電極板12に生じる。一方で、下部電極15に帯電されたプラスの電荷の一部が消滅する。それにより、電極板12の端子の方が下部電極15の端子より電位が高くなる。

#### 【0026】

図3Aに示すように、振動子2からZ2方向(後方)に放射される超音波を電極板12が受けないとき、電極板12がその復元力によりZ1方向に変位して、エレクトレット14から遠ざかる。このとき、電極板12に帯電されたプラスの電荷が消滅する。一方で、下部電極15に帯電されたプラスの電荷が増加する。それにより、下部電極15の端子の方が電極板12の端子より電位が高くなる。

20

#### 【0027】

(補充手段26、電源部27)

被検体の検査時に、発電層4において、電極板12が超音波を受ける場合と、受けない場合とが繰り返されることで、電極板12に往復運動が生じ、それにより、下部電極15と電極板12との端子の間に交流が生じる。補充手段26は、端子間に生じた交流を直流に変換し、電源部(二次電池)27を蓄電する。

#### 【0028】

30

電極板12に往復運動が生じたときの発電層4の最大発電出力 $P_{max}$ は次の式で表される。

$$P_{max} = \frac{1}{2} \cdot n \cdot A \cdot f \cdot g \quad (1)$$

ここで、 $\sigma$ はエレクトレット14の表面電荷密度、 $n$ はエレクトレット14の数、 $A$ は下部電極15の面積、 $f$ は電極板12の往復運動の周波数、 $g$ はエレクトレット14と下部電極15との距離を示す。

#### 【0029】

(電子回路部21等)

図4は超音波プローブの構成ブロック図、図5は超音波プローブに内蔵される構成部品の配置を示す図である。図4及び図5では、振動子2の前方に配置される音響整合層1(図1参照)及び振動子2の後方に配置される支持体7(図1参照)を省略して示す。図5に示すように、プローブ本体10(以下、単に「本体」という)内の前部に複数の振動子2が配列され、本体10内の中央部に、電子回路部21が配置され、本体10内の後部に蓄電手段25が配置される。さらに、本体10内には蓄電手段25に隣接して通信部28が配置される。

40

#### 【0030】

図4及び図5に示すように、電子回路部21は、送信回路部22及びエコー信号制御用電子回路部23を有する。送信回路部22が、「振動子を駆動する回路部」の一例である。

#### 【0031】

50

送信回路部 2 2 は、振動子 2 毎に適切な遅延時間を与えて高電圧パルス駆動し、さらに、振動子 2 毎に適切な送信波形を供給する。それにより、振動子 2 は超音波を被検体に送信する。振動子 2 は、被検体から反射して戻ってきた超音波をエコー信号に変換する。エコー信号制御用電子回路部 2 3 は、エコー信号を制御して、これを効率よく引き出す。エコー信号は通信部 2 8 に送られる。通信部 2 8 は、エコー信号を装置本体に無線送信する。装置本体は、送られたエコー信号を増幅し、断層画像などを再構築し、表示部に表示する。また、通信部 2 8 は、装置本体から無線送信された制御信号を受信し、送信回路部 2 2 及びエコー信号制御用電子回路部 2 3 に送る。

【 0 0 3 2 】

( 蓄電手段 2 5 )

蓄電手段 2 5 は、補充手段 2 6 及び電源部 ( 二次電池 ) 2 7 を有する。電源部 2 7 は、送信回路部 2 2、エコー信号制御用電子回路部 2 3、及び、通信部 2 8 に電源を供給する。

【 0 0 3 3 】

被検体の検査時に、送信回路部 2 2 等によって電源部 2 7 の電気エネルギーが消費されるが、発電層 4 からの電力で電源部 2 7 が補充される。それにより、電源部 2 7 から送信回路部 2 2、エコー信号制御用電子回路部 2 3、及び、通信部 2 8 に電源が供給され続ける。つまり、二次電池である電源部 2 7 の充電サイクルが長くなる。

【 0 0 3 4 】

上記の発電層 4 によれば、振動子 2 から後方に放射される超音波が電力に変換される度合いが高くなるに応じて、支持体 7 に要求される超音波吸収機能が低くなるため、支持体 7 を薄くすることが可能となる。なお、超音波が電力に変換される度合いが極めて高くなり、支持体 7 に超音波吸収機能がほとんど要求されないときであっても、支持体 7 を「パッキング部材」の一例であるとする。

【 0 0 3 5 】

なお、前記実施形態では、電源部 2 7 から電源が供給される先として、送信回路部 2 2、エコー信号制御用電子回路部 2 3、及び、通信部 2 8 のうちの少なくとも 1 つであってもよい。さらに、電気エネルギーの消耗の度合いに応じて、電源の供給先を変更するように構成してもよい。

【 0 0 3 6 】

< 第 2 の実施形態 >

次に、第 2 の実施形態に係る超音波プローブについて図 6 A 及び図 6 B を参照して説明する。なお、第 2 の実施形態において、第 1 の実施形態の超音波プローブと同じ構成については同一番号を付してその説明を省略し、異なる構成について主に説明する。

【 0 0 3 7 】

第 1 の実施形態では、Z 2 方向 ( 後方 ) に放射される超音波を受けて、エレクトレット 1 4 に対し前後方向に変位する可動部としての電極板 1 2 を示した。これに対し、第 2 の実施形態では、Z 2 方向 ( 後方 ) に放射される超音波を受けて、エレクトレット 1 4 に対し前後方向と直交する方向 ( X 方向 ) に変位する可動部としての電極板 1 2 が設けられる。

【 0 0 3 8 】

( 電極板 1 2 )

図 6 A は第 2 の実施形態に係る発電層を示す概念図である。図 6 A に示すように、電極板 1 2 の上面 ( 振動子 2 の背面と対向する面 ) には、音波吸収膜 1 1 が配置される。また、電極板 1 2 の上面には、Z 2 方向 ( 後方 ) に対して X 方向に傾斜する傾斜溝 1 8 が X 方向に連続的に設けられる。傾斜溝 1 8 を連続的に設けるには、感光性の物質を塗布した物質の表面をパターン状に露光することで、露光部分と非露光部分とからなるパターンを生成する技術であるフォトリソグラフィ ( Photo lithography ) が用いられる。例えば、レジスト ( 感光性物質 ) の露光時に用いるガラスマスクとして、傾斜をつけたいパターン部分の透過率が徐々に変化するマスクを用いて、深い溝を形成したい方向に

10

20

30

40

50

レジストの厚さが徐々に薄くなるパターンを形成する。その後、ドライエッチングを用いて可動部となる電極板 1 2 のアルミニウム表面をパターンニングすればよい。

【 0 0 3 9 】

電極板 1 2 の両端部は、復元力を有する付勢手段 1 7 を介して一对の柱状部 1 3 に支持される。

【 0 0 4 0 】

図 6 A に、振動子 2 から Z 2 方向（後方）に放射される超音波を受けないときの電極板 1 2 を示す。このとき、電極板 1 2 は、エレクトレット 1 4 に対し X 方向に変位していない。

【 0 0 4 1 】

図 6 B は、エレクトレット 1 4 に対し X 方向に変位した電極板 1 2 を示す概念図である。図 6 B に示すように、振動子 2 から Z 2 方向（後方）に放射される超音波を電極板 1 2 が受けたとき、付勢手段 1 7 の復元力に抗して、電極板 1 2 がマイナスの電荷をもつエレクトレット 1 4 に対し X 1 方向に変位する。このとき、電極板 1 2 に帯電されたプラスの電荷の一部が消滅する。一方で、下部電極 1 5 に帯電されたプラスの電極が増加する。それにより、下部電極 1 5 の端子の方が電極板 1 2 の端子より電位が高くなる。

【 0 0 4 2 】

図 6 A に示すように、振動子 2 から Z 2 方向（後方）に放射される超音波を電極板 1 2 が受けないとき、電極板 1 2 がその復元力によりエレクトレット 1 4 に対し X 2 方向に変位する。このとき、電極板 1 2 に帯電されたプラスの電荷が増加する。一方で、下部電極 1 5 に帯電されたプラスの電荷の一部が消滅する。それにより、電極板 1 2 の端子の方が下部電極 1 5 の端子より電位が高くなる。

【 0 0 4 3 】

つまり、被検体の検査時に、電極板 1 2 が超音波を受ける場合と、受けない場合とが繰り返されることで、電極板 1 2 に往復運動が生じ、それにより、下部電極 1 5 と電極板 1 2 との端子の間に交流が生じる。補充手段 2 6 は、端子間に生じた交流を直流に変換し、電源部 2 7 を蓄電する。

【 0 0 4 4 】

（変形例）

さらに、前記実施形態では、固定部としてのエレクトレット 1 4、可動部としての電極板 1 2 を示したが、これに限らない。つまり、超音波を受けたとき、電極板 1 2 がエレクトレット 1 4 に対し相対的に変位すればよく、固定部を電極板 1 2 とし、可動部をエレクトレット 1 4 としてもよい。

【 0 0 4 5 】

次に、固定部を電極板 1 2 とし、可動部をエレクトレット 1 4 とした発電層 4 の変形例について図 7 A 及び図 7 B を参照して説明する。図 7 A は変形例に係る発電層を示す概念図、図 7 B はエレクトレットに対し X 方向に変位したエレクトレットを示す概念図である。

【 0 0 4 6 】

図 7 A 及び図 7 B に示すように、基板 1 6 には電極板 1 2 及び下部電極 1 5 が並ぶように配置される。エレクトレット 1 4 の両端部が付勢手段 1 7 を介して一对の柱状部 1 3 に支持される。エレクトレット 1 4 の上面には、Z 2 方向に対して X 方向に傾斜する傾斜溝 1 8 が X 方向に連続的に設けられる。エレクトレット 1 4 の上面には、音波吸収膜 1 1 が設けられる。

【 0 0 4 7 】

図 7 A に、振動子 2 から Z 2 方向に放射される超音波を受けないときのエレクトレット 1 4 を示す。このとき、エレクトレット 1 4 は、電極板 1 2 に対し X 方向に変位していない。

【 0 0 4 8 】

図 7 B に示すように、振動子 2 から Z 2 方向に放射される超音波をエレクトレット 1 4

10

20

30

40

50

が受けたとき、付勢手段 17 の復元力に抗して、マイナスの電荷をもつエレクトレット 14 が電極板 12 に対し X1 方向に変位する。このとき、電極板 12 に帯電されたプラスの電荷の一部が消滅する。一方で、下部電極 15 に帯電されたプラスの電荷が増加する。それにより、下部電極 15 の端子の方が電極板 12 の端子より電位が高くなる。

【0049】

図 7A に示すように、振動子 2 から Z2 方向（後方）に放射される超音波をエレクトレット 14 が受け取らないとき、エレクトレット 14 がその復元力により電極板 12 に対し X2 方向に変位する。このとき、電極板 12 に帯電されたプラスの電荷が増加する。一方で、下部電極 15 に帯電されたプラスの電極の一部が消滅する。それにより、電極板 12 の端子の方が下部電極 15 の端子より電位が高くなる。

10

【0050】

つまり、被検体の検査時に、エレクトレット 14 が超音波を受ける場合と、受け取らない場合とが繰り返されることで、エレクトレット 14 に往復運動が生じ、それにより、下部電極 15 と電極板 12 との端子の間に交流が生じる。補充手段 26 は、端子間に生じた交流を直流に変換し、電源部 27 を蓄電する。

【0051】

前記実施形態では、発電層 4 として、電極板 12、エレクトレット 14 及び下部電極 15 等により電力を発生させるものを示したが、発電層 4 としてはこれに限定されない。例えば、電磁誘導や圧電素子により電力を発生させるものであってもよい。このとき、圧電素子は、X2 方向（後方）に放射される超音波を受けて振動可能に保持される。

20

【0052】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0053】

100 超音波プローブ

30

1 音響整合層

2 振動子

3 信号電極

4 発電層

7 支持体

8 スペーサー

10 プローブ本体

11 音波吸収膜

12 電極板

13 柱状部（支持部）

40

14 エレクトレット

15 下部電極

16 基板

17 付勢手段

18 傾斜溝

21 電子回路部

22 送信回路部

23 エコー信号制御用電子回路部

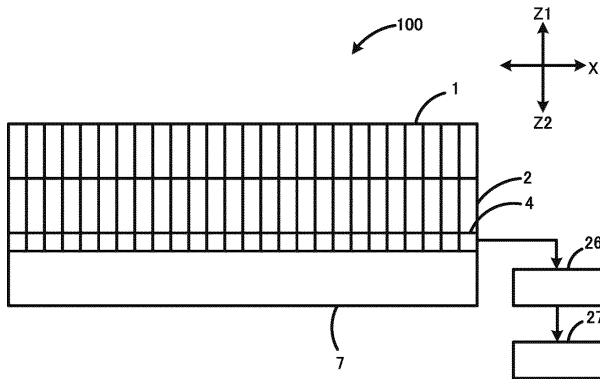
25 蓄電手段

26 補充手段

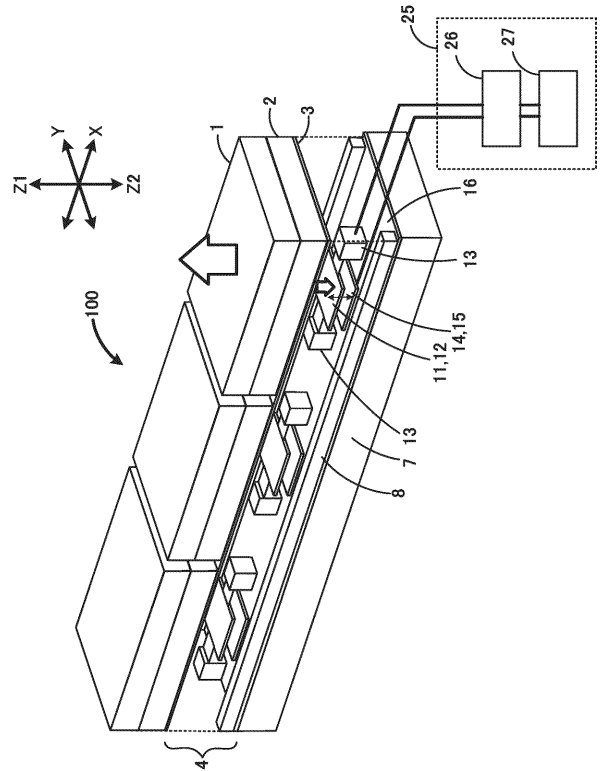
50

- 2 7 電源部
- 2 8 通信部

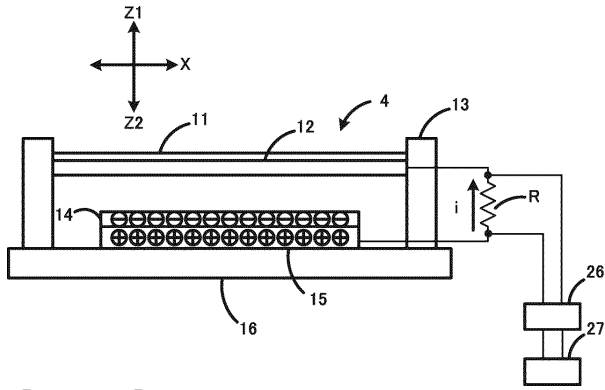
【図1】



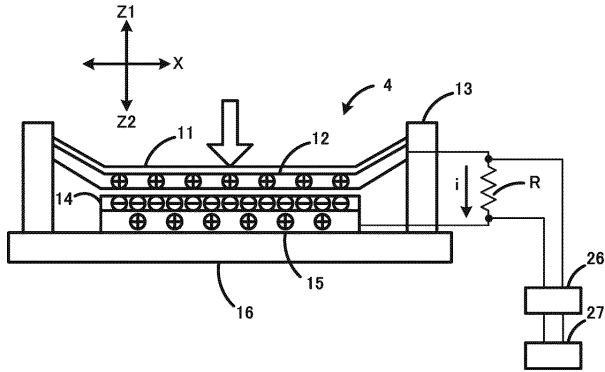
【図2】



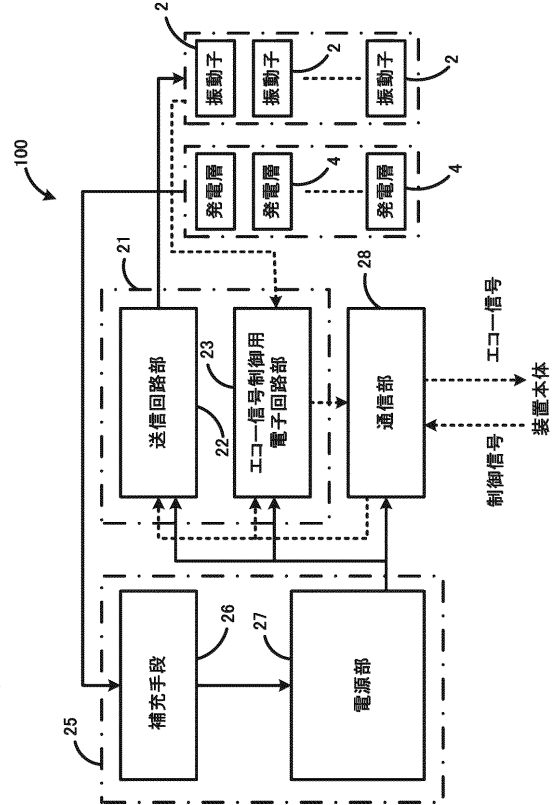
【図3A】



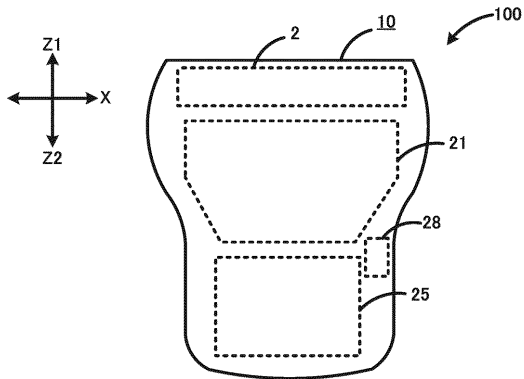
【図3B】



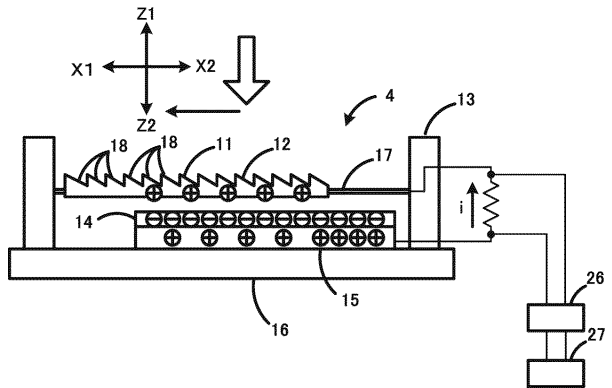
【図4】



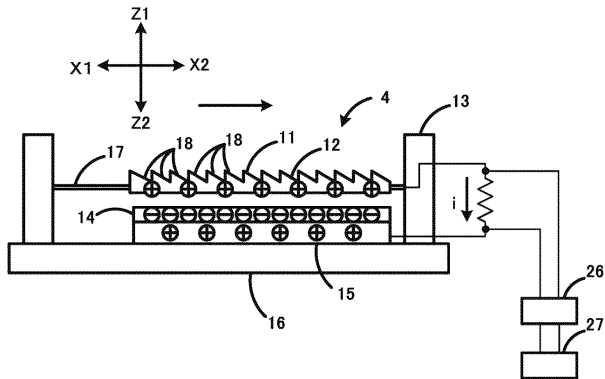
【図5】



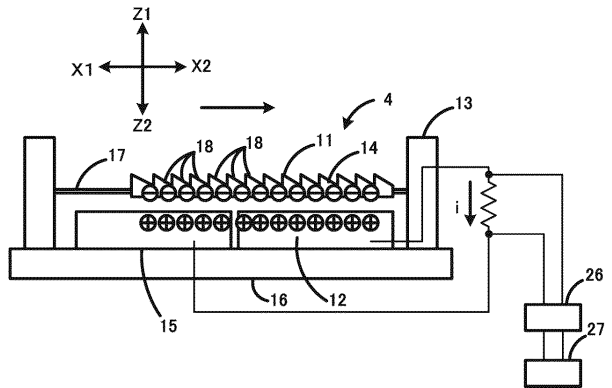
【図6B】



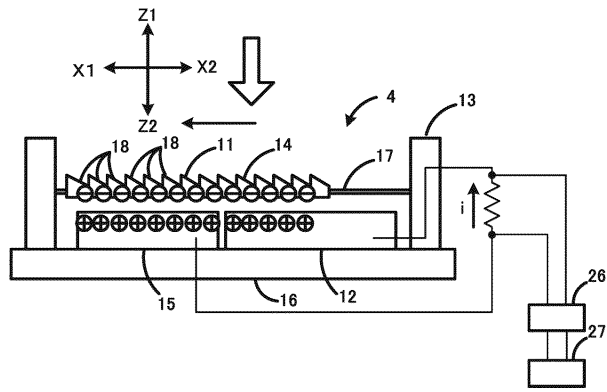
【図6A】



【図7A】



【図 7 B】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2013-244021(JP,A)  
特開2003-010177(JP,A)  
特開2013-055724(JP,A)  
特開2006-314559(JP,A)  
米国特許出願公開第2006/0106310(US,A1)  
特開2014-136002(JP,A)  
特開2012-090452(JP,A)  
社団法人日本電子機械工業会,改訂医用超音波機器ハンドブック,日本,コロナ社,1997年  
1月20日,p.26

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/00 - 8/15  
H04R 17/00

专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	<a href="#">JP6377396B2</a>	公开(公告)日	2018-08-22
申请号	JP2014086022	申请日	2014-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	宫城 武史		
发明人	宫城 武史		
IPC分类号	A61B8/14 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/14 H04R17/00.330.J A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE13 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB50 4C601/GD04 5D019/GG01		
审查员(译)	永田 浩二		
其他公开文献	JP2015204939A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

(有纠正) 提供一种超声波探头, 其能够在检查对象时在探头中的电源单元中存储电力。根据实施例的超声波探头100包括振动器2和发电层4。换能器2发送和接收超声波。发电层4接收从换能器2向后辐射的超声波以产生电力。特别地, 发电层4设置在换能器2和背衬构件7之间, 其吸收从换能器2向后发射的超声波。[选图]图1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6377396号 (P6377396)
(45) 発行日 平成30年8月22日(2018.8.22)	(24) 登録日 平成30年8月3日(2018.8.3)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01) H04R 17/00 (2006.01)	F I A61B 8/14 H04R 17/00 330 J	請求項の数 3 (全 12 頁)
(21) 出願番号 特願2014-86022(P2014-86022)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社	
(22) 出願日 平成26年4月18日(2014.4.18)	栃木県大田原市下石上1385番地	
(65) 公開番号 特開2015-204939(P2015-204939A)	(74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所	
(43) 公開日 平成27年11月19日(2015.11.19)	(72) 発明者 宮城 武史 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
審査請求日 平成29年3月6日(2017.3.6)	審査官 永田 浩二	
前置審査		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ		