

(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2015-204939

(P2015-204939A)

(43) 公開日 平成27年11月19日(2015.11.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 8/00 (2006.01)</b>	A61B 8/00	4C601
<b>H04R 17/00 (2006.01)</b>	H04R 17/00 330J	5D019

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(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)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 594164542  
 東芝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  
 Fターム(参考) 4C601 EE13 GB19 GB20 GB50 GD04  
 5D019 GG01

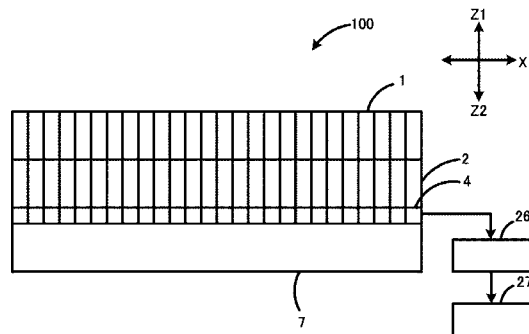
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】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。

【解決手段】実施形態の超音波プローブ100は、振動子2と、発電層4とを有する。振動子2は、超音波を送信し、受信する。発電層4は、振動子2から後方に放射される超音波を受けて電力を発生する。特に、発電層4は、振動子2と、振動子2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7との間に設けられる。

【選択図】 図1



**【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受けて電力を発生する発電層と、  
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をさらに有し、  
前記発電層は、前記振動子と前記バッキング部材との間に設けられ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 又は請求項 2 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 4】**

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  
板状のエレクトレットと、それと平行に配置され、前記後方に放射される超音波を受けて  
前記エレクトレットに対し相対的に振動することで、前記電力を発生する電極板とを有す  
ることを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 5】**

前記電極板は、前記エレクトレットに対して前記放射方向に相対的に振動するように構  
成されることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 6】**

前記電極板は、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、  
前記発電層は、復元力及び伸縮性を有する弾性部材と、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、をさらに有し、前記後方に放射される超音波を前記傾斜面が受けて、前記電  
極板が前記エレクトレットに対して前記放射方向に直交する方向に相対的に振動するよう  
に構成されることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波プローブ。

**【請求項 7】**

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 から請求  
項 3 のいずれか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キング部材（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

10

20

30

40

50

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る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。

10

【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性がある。

20

【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】

30

【発明が解決しようとする課題】

【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内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、振動子と、発電層とを有する。振動子は、超音波を送信し、受信する。発電層は、振動子から後方に放射される超音波を受けて電力を発生する。

40

【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。

50

【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 6 A】第 2 の実施形態に係る発電層を示す概念図。

【図 6 B】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 7 A】変形例に係る発電層を示す概念図。

【図 7 B】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。

10

【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。

20

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向がプローブの前方向 (Z1 方向)、下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 はバックング部材 (音波吸収材) の機能を有する。支持体 7 が「バックング部材」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。

30

【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 が電氣的に接続される。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。

【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。

40

【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

50

、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。

【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。

10

【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 3 A 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。

【0023】

(電極板 12)

図 3 A 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 3 A 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。

20

【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  $\mu\text{m}$  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。

30

【0025】

図 3 B 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 3 B 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。

40

【0026】

図 3 A 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。

【0027】

(補充手段 26、電源部 27)

50

被検体の検査時に、発電層 4 において、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（二次電池）2 7 を蓄電する。

【0028】

電極板 1 2 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、 $\frac{1}{2}$  はエレクトレット 1 4 の表面電荷密度、 $n$  はエレクトレット 1 4 の数、 $A$  は下部電極 1 5 の面積、 $f$  は電極板 1 2 の往復運動の周波数、 $g$  はエレクトレット 1 4 と下部電極 1 5 との距離を示す。

10

【0029】

（電子回路部 2 1 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 1 0（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 1 0 内の中央部に、電子回路部 2 1 が配置され、本体 1 0 内の後部に蓄電手段 2 5 が配置される。さらに、本体 1 0 内には蓄電手段 2 5 に隣接して通信部 2 8 が配置される。

20

【0030】

図 4 及び図 5 に示すように、電子回路部 2 1 は、送信回路部 2 2 及びエコー信号制御用電子回路部 2 3 を有する。送信回路部 2 2 が、「振動子を駆動する回路部」の一例である。

【0031】

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。

30

【0032】

（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。

【0033】

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耗されるが、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。

40

【0034】

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依りて、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「バックリング部材」の一例であるとする。

【0035】

50

なお、前記実施形態では、電源部 27 から電源が供給される先として、送信回路部 22、エコー信号制御用電子回路部 23、及び、通信部 28 のうちの少なくとも一つであってもよい。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。

【0036】

< 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。

【0037】

第 1 の実施形態では、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 に対し前後方向に変位する可動部としての電極板 12 を示した。これに対し、第 2 の実施形態では、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 12 が設けられる。

【0038】

（電極板 12）

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 12 の上面（振動子 2 の背面と対向する面）には、音波吸収膜 11 が配置される。また、電極板 12 の上面には、Z2 方向（後方）に対して X 方向に傾斜する傾斜溝 18 が X 方向に連続的に設けられる。傾斜溝 18 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（Photolithography）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 12 のアルミニウム表面をパターンングすればよい。

【0039】

電極板 12 の両端部は、復元力を有する付勢手段 17 を介して一对の柱状部 13 に支持される。

【0040】

図 6 A に、振動子 2 から Z2 方向（後方）に放射される超音波を受けないときの電極板 12 を示す。このとき、電極板 12 は、エレクトレット 14 に対し X 方向に変位していない。

【0041】

図 6 B は、エレクトレット 14 に対し X 方向に変位した電極板 12 を示す概念図である。図 6 B 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、付勢手段 17 の復元力に抗して、電極板 12 がマイナスの電荷をもつエレクトレット 14 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極が増加する。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。

【0042】

図 6 A 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エレクトレット 14 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。

【0043】

つまり、被検体の検査時に、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 1

10

20

30

40

50

2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。

【0044】

(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14、可動部としての電極板12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12がエレクトレット14に対し相対的に変位すればよく、固定部を電極板12とし、可動部をエレクトレット14としてもよい。

【0045】

次に、固定部を電極板12とし、可動部をエレクトレット14とした発電層4の変形例について図7A及び図7Bを参照して説明する。図7Aは変形例に係る発電層を示す概念図、図7B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。

10

【0046】

図7A及び図7Bに示すように、基板16には電極板12及び下部電極15が並ぶように配置される。エレクトレット14の両端部が付勢手段17を介して一对の柱状部13に支持される。エレクトレット14の上面上には、Z2方向に対してX方向に傾斜する傾斜溝18がX方向に連続的に設けられる。エレクトレット14の上面上には、音波吸収膜11が設けられる。

【0047】

図7Aに、振動子2からZ2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14を示す。このとき、エレクトレット14は、電極板12に対しX方向に変位していない。

20

【0048】

図7Bに示すように、振動子2からZ2方向に放射される超音波をエレクトレット14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。

30

【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。

40

【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。

【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

50

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

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）

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

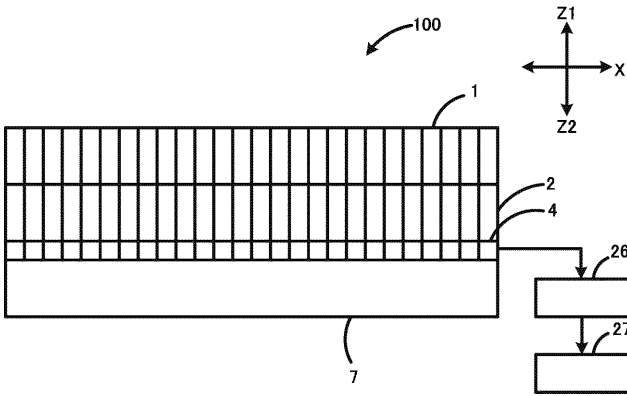
27 電源部

28 通信部

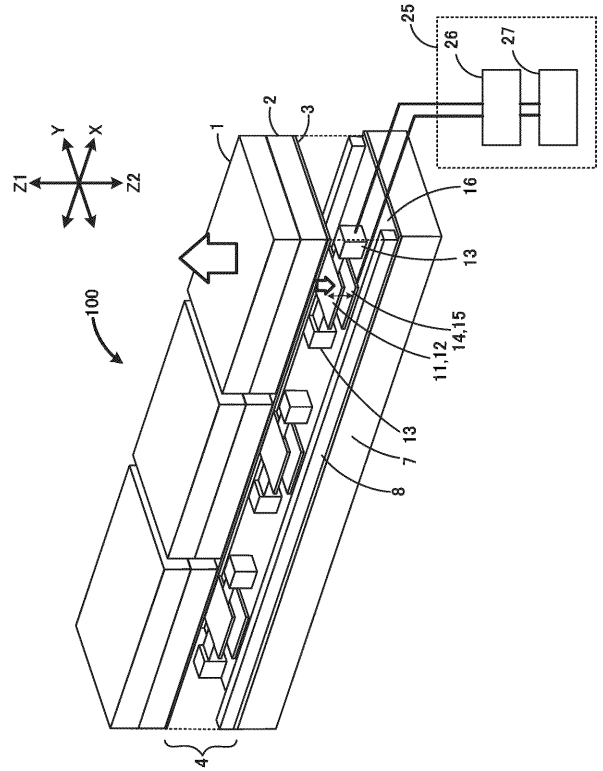
10

20

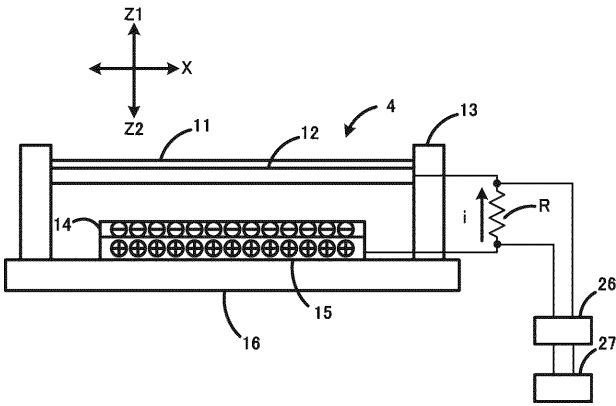
【 図 1 】



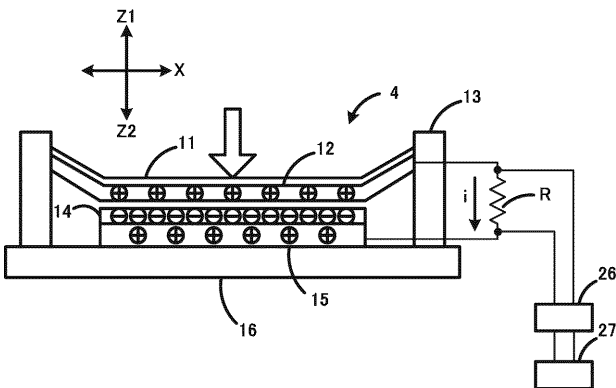
【 図 2 】



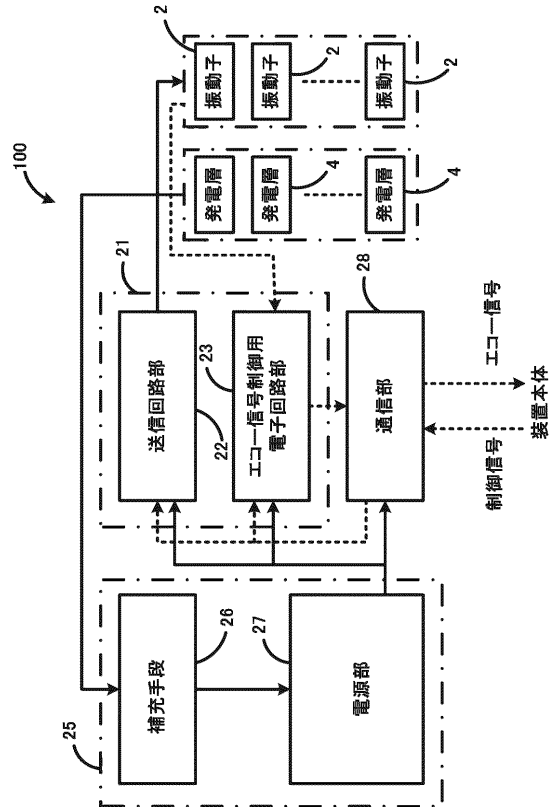
【 図 3 A 】



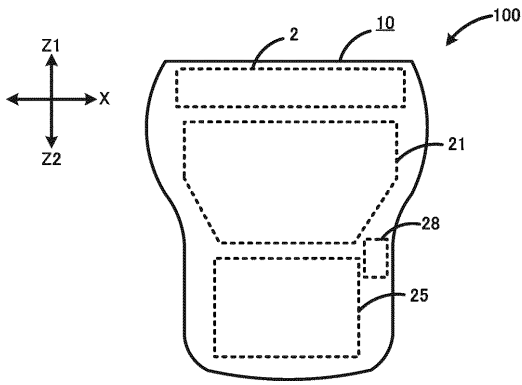
【 図 3 B 】



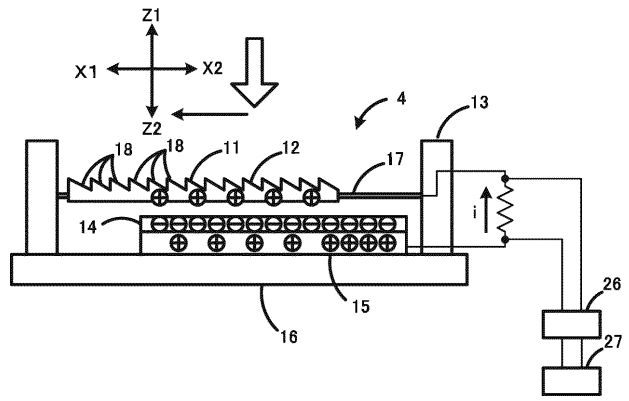
【 図 4 】



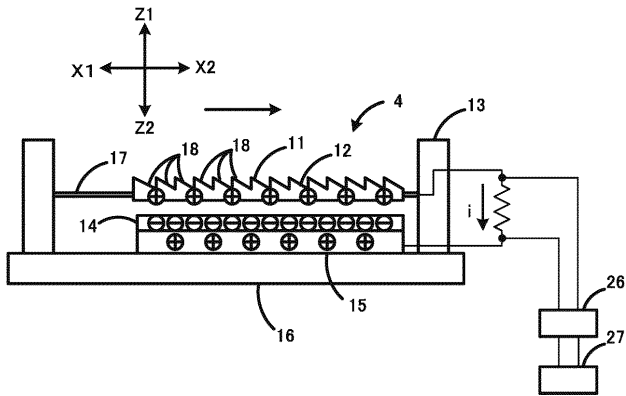
【 図 5 】



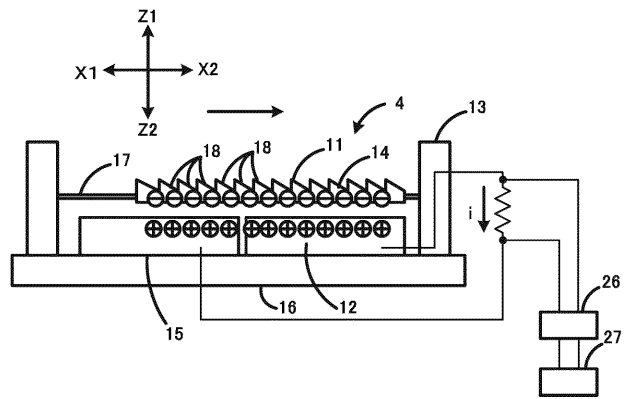
【 図 6 B 】



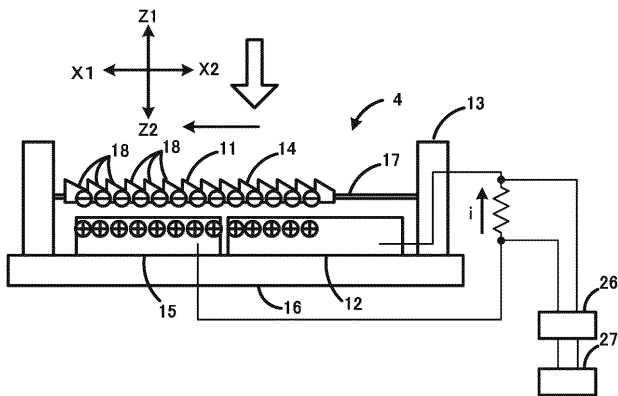
【 図 6 A 】



【 図 7 A 】



【 図 7 B 】



专利名称(译)	超声波探头		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015204939A</a>	公开(公告)日	2015-11-19
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	A61B8/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.330.J A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE13 4C601/GB19 4C601/GB20 4C601/GB50 4C601/GD04 5D019/GG01		
其他公开文献	JP6377396B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

<b>摘要(译)</b> 解决的问题：提供一种超声波探头，该探头能够在检查被检体时在探头的电源部分中积聚电。根据实施例的超声探头100包括振动器2和发电层4。振动器2发送和接收超声波。发电层4接收从振动器2向后放射的超声波并产生电力。特别地，发电层4设置在振动器2与吸收从振动器2向后放射的超声波的背衬构件7之间。[选型图]图1	(21) 出願番号	特願2014-86022 (P2014-86022)	(71) 出願人 000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号 (71) 出願人 594164542 東芝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 Fターム(参考) 4C601 EE13 GB19 GB20 GB50 GD04 5D019 GG01
	(22) 出願日	平成26年4月18日 (2014. 4. 18)	