



(10)授权公告号 CN 104162505 B

(45)授权公告日 2017. 07. 18

(21)申请号 201410403551.2

(22)申请日 2010.10.28

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104162505 A

(43)申请公布日 2014.11.26

(30)优先权数据

2009-254752 2009.11.06 JP

(62)分案原申请数据

201080049004.9 2010.10.28

(73)专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 秋山贵弘 高木诚 藤井一成

水谷英正

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 袁珩

(51)Int.Cl.

B06B 1/02(2006.01)

G01N 29/24(2006.01)

审查员 徐恒

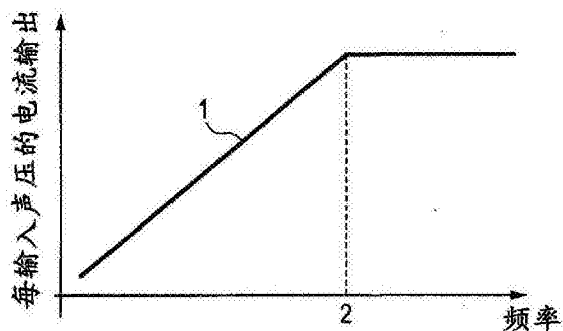
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

超声检测设备和超声诊断设备

(57)摘要

本发明公开了一种超声检测设备和超声诊断设备。该超声检测设备包括：电容式机电换能器，包括具有被设置为相对且隔开一空间的第一电极和第二电极的单元；电压源，用于在第一电极与第二电极之间产生电势差；和电路，用于将由于第二电极的振动导致的第一电极与第二电极之间的静电电容的变化引起的电流转换成电压，其中，该电容式机电换能器提供具有相对于某一频率具有第一截止频率的高通特性的输出电流，该电路提供具有相对于所述频率具有第二截止频率的低通特性的输出，以及，该第二截止频率比第一截止频率小。



1. 一种超声检测设备,包括:

电容式机电换能器,包含含有被设置为通过空腔相对的第一电极和第二电极的单元;
以及

电路,用于将从电容式机电换能器输出的电流转换成电压,

其中,比从所述电路得到的最大电压输出处的频率高的截止频率小于比从所述电容式机电换能器得到的最大电流输出处的频率低的截止频率,并且

其中,电容式机电换能器在第一电极与第二电极之间产生电势差的状态下接收超声波。

2. 根据权利要求1所述的超声检测设备,其中,电容式机电换能器的单元包含振动地支撑第二电极的振动膜片。

3. 根据权利要求1所述的超声检测设备,其中,电容式机电换能器接收超声波,由此输出由第一电极与第二电极之间的静电电容的变化所引起的电流。

4. 根据权利要求2所述的超声检测设备,其中,由电容式机电换能器中的多个单元构成元件,并且其中,元件的输出电流的频率特性根据包含分别设置在多个单元中的多个第二电极或多个振动膜片的机械特性的平均值和元件的静电电容的因子来确定。

5. 根据权利要求1所述的超声检测设备,其中,由电容式机电换能器中的多个单元构成元件,并且其中,元件被二维配置。

6. 根据权利要求1所述的超声检测设备,其中,电容式机电换能器接收由待试验对象中的光的吸收所产生的超声波。

7. 根据权利要求1所述的超声检测设备,其中,电容式机电换能器传送超声波。

8. 一种超声诊断设备,包括:

根据权利要求1-7中的任一项所述的超声检测设备;以及

光源;

其中,超声波通过向待试验对象施加从光源发射的光来产生并且由超声检测设备进行检测,并且

其中,所述超声检测设备的检测结果被信号处理系统处理以获取关于所述待试验对象的信息。

超声检测设备和超声诊断设备

[0001] 本申请是基于申请号为201080049004.9、申请日为2010年10月28日、发明名称为“超声检测设备和超声诊断设备”的专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及超声检测设备和超声诊断设备,更具体地,涉及电容式超声检测设备和使用它的超声诊断设备。

背景技术

[0003] 到目前为止,已经知道了包含具有以一定间隔布置的电极的单元的电容式超声检测设备(参见美国专利No.6430109)。具体地,近年来,使用微加工(micromachining)技术的电容式微加工超声换能器(CMUT)得到积极研究。CMUT借助于轻型振动膜片发射或接收超声波,并且即使换能器位于液体和气体中,也可很容易地获得优异的宽带特性。作为有希望的技术的、具有比现有技术的医疗诊断形式更高精度的利用CMUT的超声诊断已经受到越来越多的关注。通过电容式机电换能器和在后级处设置的电路来执行CMUT的超声接收功能。由静电电容的时间变化引起前级的电容式机电换能器的输出,由此,输出是电流输出。因此,一般在后级处使用电流-电压转换和放大电路。

[0004] 另一方面,到目前为止,压电材料主要被用于实际的超声换能器。压电型装置的分辨率与频率成比例,由此,超声换能器一般在3MHz~10MHz的范围中具有中心灵敏度。与压电型装置相比,CMUT具有宽频带的特征。但是,压电型要被现有技术的一般的超声诊断传感器替代,由此,该传感器的中心频率也一般为约3MHz~10MHz。但是,为了有效地使用宽频带,后级的电路也需要宽带。CMUT的超声接收功能的频率特性一般被配置为在电容式机电换能器的截止频率与放大器电路的截止频率之间的带通型。因此,经常使用具有比接收带足够大的截止频率的放大器电路。关于这一点,“IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol.55, No.2, Feb.2008”公开了具有反馈电阻和作为寄生地存在于MOS晶体管电路中的电容的反馈电容的放大器电路。结果,在上述公开文件中公开的CMUT的频带落在2MHz~7MHz的范围内。

发明内容

[0005] 技术问题

[0006] 在上述技术环境下,在样本试验中,近年来越来越多地开发了不仅显示配置图像而且显示功能图像的超声换能器。作为这种类型的超声换能器中的一种,存在使用光声光谱法的超声换能器。与在超声回声声中使用的超声波的频带相比,在光声光谱法中使用的光声波的频带一般较低。例如,光声波的频带分布于200KHz~2MHz的范围内,这比在超声回声声中使用的超声波的中心频率3.5MHz低。出于这种原因,需要开发能够以高的灵敏度检测相对较低的频带的超声换能器。

[0007] 问题的解决方案

[0008] 鉴于上述问题,根据本发明的超声检测设备包括电容式机电换能器、电压源和电路并具有以下特征。该电容式机电换能器包括具有被设置为相对且隔开一空间的第一电极和第二电极的单元。该电压源用于在第一电极与第二电极之间产生电势差。该电路用于将由于第二电极的振动导致的第一电极与第二电极之间的静电电容的变化引起的电流转换成电压。电容式机电换能器提供具有高通特性的输出电流,该高通特性关于某一频率具有第一截止频率,并且,该电路提供具有低通特性的输出,该低通特性关于所述频率具有第二截止频率。此外,第二截止频率比第一截止频率小。

[0009] 此外,鉴于上述问题,根据本发明的超声诊断设备包括上述超声检测设备、光源和处理由超声检测设备检测的信号的处理系统。此外,从光源发射的光被施加到待试验对象,由于向待试验对象施加的光导致的由光声效应产生的弹性波由超声检测设备检测到,此外,检测结果由信号处理系统处理以获取关于待试验对象的信息。

[0010] 本发明的有益效果

[0011] 根据本发明,电流-电压转换和放大电路的截止频率被设置为大于电容式机电换能器的截止频率,并且,为了提供超声检测设备的频率特性的目的,使这些频率特性彼此一致。因此,可以实现具有比现有技术的超声探针的频带低的频带作为带的超声检测设备。并且,可通过超声检测设备、光源和信号处理系统提供适于光声光谱法的超声诊断设备。

附图说明

[0012] 通过参照附图对示例性实施例的以下说明,本发明的其它特征将变得明显。

[0013] 图1A、图1B和图1C是显示设置在根据本发明的超声检测设备的前级处的电容式机电换能器、设置在其后级处的电路及其整个设备的各频率特性的图;

[0014] 图2是示出根据本发明的实施例的超声检测设备的配置的图;

[0015] 图3A和图3B是根据本发明的另一实施例的超声检测设备的配置图;

[0016] 图4A和图4B是根据本发明的又一实施例的超声检测设备的配置图;

[0017] 图5是根据本发明的实施例的超声诊断设备的配置图;

[0018] 图6A、图6B和图6C是显示现有技术的频率特性的图。

具体实施方式

[0019] 以下,描述根据本发明的实施例的超声检测设备和超声诊断设备。

[0020] 根据本发明的设备的主要特征在于,使得来自电路的输出的低通特性的频率特性的第二截止频率比来自电容式机电换能器的输出电流的高通特性的频率特性的第一截止频率小。将描述这些截止频率、高通特性和低通特性的定义。如后面描述的那样,在真空中,来自电容式机电换能器的输出的频率特性在振动膜片的共振频率处最大。即,当振动膜片在共振频率下振动时,获得输出的最大值。本发明的频率特性是从在比最大频率低的频率侧低约3dB的频率(第一截止频率)通过共振频率的反共振频率之间的带通特性的频率特性。在实际制造的设备中,可以使用接近最大输出的频率的范围中的平均值来定义第一截止频率。这种情况下的电容式机电换能器的频率特性是具有第一截止频率的高通特性。即,本发明中的高通特性具有如下分布:其具有相对于在比截止频率低的频域中的频率以基本上给定的斜率增加的增益,并且在比截止频率高的频域中平坦。另一方面,后级电流-电压

转换和放大电路具有低通特性的频率特性,其具有根据反馈电阻和反馈电容的值确定的第二截止频率。本发明中的低通特性具有以下分布:其具有相对于在比截止频率高的频域中的频率以基本上给定的斜率减小的增益,并且在比截止频率低的频域中平坦。在这种情况下,第二截止频率意味着指示比低带中的增益低约3dB的增益的频率。特别地,低通特性在比截止频率低的域中变得“平坦”,并且在比截止频率高的域中具有“以给定的斜率减小的增益”。类似地,高通特性在比截止频率低的域中具有“以给定的斜率增加的增益”,并且在比截止频率高的域中变得“平坦”。在本发明中,“平坦的分布”意味着给定的增益,但是,不仅包含分布完全平坦的情况,而且包含增益相对于频率特性的斜率小到在设备设计中可以忽略的情况。

[0021] 基于以上概念,根据本发明的超声检测设备和超声诊断设备具有以上描述的基本配置。可基于该基本配置实现以下描述的实施例。例如,电容式机电换能器包括布置于基板上的第一电极、面对第一电极的第二电极、保持在第一电极和第二电极之间的绝缘体和空间、以及可垂直振动地支撑第二电极的振动膜片(参见后面描述的实施例1)。此外,在超声检测设备中,包括第一电极和第二电极的电容器包含多个空间和多个第二电极或多个振动膜片。电容式机电换能器的输出电流的特性根据包含多个第二电极或多个振动膜片的机械特性的平均值和电容器的静电电容的因子被确定(参见后面描述的实施例2)。在超声检测设备中,电容器被二维布置,并且,第二电极或振动膜片的振动信息可被二维检测(参见后面描述的实施例3)。

[0022] 将描述本发明的原理。在电容式机电换能器中,从设计的观点,不容易将中心频带设为约1MHz。这是由于,为了将中心频带设为约1MHz,第二电极或作为膜片的振动膜片的硬度需要被软化(减小弹簧常数),并且存在灵敏度随着膜片的软化而劣化的不利效果,结果是设计的自由度受到限制。即,膜片偏转变大,从而使得难以制造高灵敏度的窄的空间结构。此外,需要降低施加于电极的电压,因此降低了灵敏度。在这些情况下,本发明提供如下系统:在电容式机电换能器被设计为在高于约1MHz的频率侧具有中心频率的状态下,后级电路的截止频率被调整使得中心频带整体上为约1MHz。在这种想要的相对较低的频带中,调整电路的截止频率同时一定程度上保持高的放大增益相对容易,同时对于其它特性几乎没有不利的影响。相反,增加截止频率同时保持电路的高放大增益等效于减小反馈电阻或减小反馈电容。这导致S/N比的劣化或整个灵敏度的劣化。可替换地,存在电路性能的限制。

[0023] 进一步参照图1A、图1B和图1C描述以上配置。当静电电容的变化经受平行平面近似时,电容式机电换能器的输出电流I对输入声压(输入弹性波的压力)的频率特性1由下式(1)表达。

$$[0024] \quad I = P / [(Z_m + Z_r) / (\epsilon A * V_b / d^2 + j \omega C)] \quad (1)$$

[0025] 这里,e是真空的介电常数,A是机电换能器的电极(指的是后面描述的上电极7)的面积, V_b 是在电极之间施加的偏压电压,d是电极之间的真空等效距离,P是输入声压, Z_m 是振动膜片(指的是后面描述的振动膜片8)的机械阻抗, Z_r 是机电换能器周围的介质的声学阻抗, ω 是输入声压的角频率,C是总体静电电容。在该表达式中,由于总体静电电容相对较小,因此,可以说频率函数是振动膜片的机械阻抗 Z_m 。

[0026] Z_m 由下式(2)表达。

[0027] $Z_m = j * k_m * \{(\omega / \omega_0^2) - 1 / \omega\}$ (2)

[0028] 这里, k_m 是振动膜片的弹簧常数,并且振动膜片在比共振角频率 ω_0 (接近第一截止频率2;参见图1A) 低的频率的域中与压力P成比例地位移。 Z_m 与从低频域到共振频率的范围中的频率成反比地接近0。从该事实,在比振动膜片的共振频率小的频域中,输出电流频率特性1变为频率的一次特性。图1A~1C中的频率特性的曲线被简化,并且在视觉上有利于原理的描述。事实上,例如,形状有些变形并且在肩部附近是逐渐变化的,并且,截止频率不总是如图所示的那样位于肩部的角上。图1A的横轴代表对数表达的频率,上述一次特性意味着相对于对数表达频率的一次特性。类似地,上述反比意味着与对数表达的频率成反比。

[0029] 此外,从上式(1)可以理解,输出电流频率特性1不仅取决于振动膜片的机械阻抗 Z_m ,而且取决于使用环境中的声学阻抗 Z_r 常数。一般地,电容式机电换能器在使用中经常被浸入液体中。液体的声学阻抗比振动膜片的机械阻抗大。在这种情况下,液体的声学阻抗在频率特性1上是主导性的。如上所述,振动膜片的机械阻抗 Z_m 为0的频率是振动膜片的共振频率。在这种情况下,输出电流频率特性1为最大值。振动膜片的机械阻抗原本是振动膜片的反共振频率,并且变为无穷大。但是,当在比共振频率低的域的附近使用电容式机电换能器时,由于反共振频率是不相关的,因此,在图1A的输出电流频率特性1中省略反共振频率的附近的域。综合考虑上述事项,由上式(1)表示的输出电流频率特性1显示图1A中。

[0030] 另一方面,在下式(3)中表达电流-电压转换和放大电路(参见图1B)的频率特性3,并且,由下式(4)表达第二截止频率4。

[0031] $G = R_f / (1 + j \omega R_f * C_f)$ (3)

[0032] $f = 1 / (2\pi R_f * C_f)$ (4)

[0033] 这里, G 是电路的增益, R_r 是反馈电阻, C_f 是反馈电容, f 和 ω 是输入电流的频率和角频率。在本发明的配置中使用的电路希望由具有由式(3)表达的相对于频率的一次特性(与上述频率特性1同样与对数表达的频率有关的频率)的电路来配置,并且不优选由具有高次特性的电路来配置。

[0034] 在本实施例中,将电容式机电换能器的输出电流的频率特性1与电路的输出的频率特性3组合在一起,以实现具有比常规的超声探针的频带低的频率带作为带的超声检测设备。在组合中,为了实现具有想要的特性5(参见图1C)的超声检测设备,使得电路的输出的频率特性3的第二截止频率4比电容式机电换能器的输出电流的频率特性1的第一截止频率2小。原因如上所述。

[0035] 以这种方式,电容式机电换能器的输出电流频率特性1与电流-电压转换和放大电路的频率特性3组合,以提供超声检测设备的输出频率特性5。如图1C所示,有效频带在低带侧截止频率101和高带侧截止频率102之间。在这种情况下,低带侧截止频率101和高带侧截止频率102不总是分别与第二截止频率4和第一截止频率3一致。这是由于,当第一截止频率3和第二截止频率4彼此接近时,超声检测设备的输出频率特性5难以在低带侧截止频率101与高带侧截止频率102之间的分布中变得基本上平坦。频率特性1和频率特性3可被设计为提供基本上平坦的分布同时保持在低带侧截止频率101与高带侧截止频率102之间的给定的大小。为了实现这一点,例如,优选频率特性1的倾斜部分的斜率与频率特性3的倾斜部分的斜率的符号彼此相反并且绝对值尽可能相等。此外,优选频率特性3的增益增大。

[0036] 从以上的观点,优选在具有宽带和高灵敏度的超声检测设备中,例如作为截止频

率2与截止频率4的几何平均值的频率处于0.4MHz到1.0MHz的范围中并具有图1C所示的频率特性5。在通过将频率特性5的平坦的频带除以其中心值获得的值为130%的情况下,当截止频率2与截止频率4的几何平均值被设为0.4MHz时,可以检测0.2MHz的超声波。类似地,当截止频率2与截止频率4的几何平均值被设为1.0MHz时,可以检测2.0MHz的超声波。

[0037] 到目前为止,当使用正常的半导体或微加工有关材料时,在来自活体的超声波很容易穿过的液体中,电容式机电换能器的频率特性在约3MHz或更高的频率下饱和并且稳定。但是,如上所述,难以获得在1MHz附近具有中心并且具有高的灵敏度的CMUT。根据利用上述原理的本发明,也可消除这种困难。为了比较,在图6A、图6B和图6C中表示常规的电容式机电换能器的频率特性、常规的电路的频率特性和常规的超声检测设备的频率特性。图6A的频率特性与图1A的频率特性没有实质性不同。但是,在图6B的频率特性中,截止频率4处于高频率侧,并且,与图1B的频率特性相比,增益总体较低。结果,在图6C的频率特性中,低带侧截止频率101和高带侧截止频率102的范围在高频率侧,例如,为3MHz到10MHz。

[0038] 以下,参照附图描述具有基于上述原理实现的电容式机电换能器和电流-电压转换和放大电路的配置的实施例。

[0039] (实施例1)

[0040] 描述根据实施例1的超声检测设备。在图2中示出根据本实施例的电容式机电换能器6(以下,也称为“单元”)和电路14的配置。被指示为一个单元的电容式机电换能器6包含上电极7、振动膜片8、空腔9、绝缘层10、支撑振动膜片8的支撑部件11、下电极12和支撑这些部件的基板13。电路14包含与上电极7和下电极12连接的电阻器R1和具有反馈电阻器Rf与反馈电容器Cf的运算放大器。换能器6和电路14被配置为具有上述频率特性。

[0041] 图2是该配置的例子。当振动膜片8由绝缘体制成时,可以提供或者可以不提供绝缘层10。在这种情况下,振动膜片8和支撑部件11可由相同的材料制成。绝缘层10和支撑部件11可由相同的材料制成。在结构上,上电极7和振动膜片8相互接合并且整体振动。从提高灵敏度的观点,希望空腔9保持在比大气压力低的压力下。当基板13由诸如由硅制成的半导体基板之类的导电基板形成时,基板13和下电极12可集成在一起。输出电流频率特性1取决于振动膜片8的机械阻抗和使用环境的声学阻抗。一般地,电容式机电换能器在使用中被经常浸入液体18中。液体18的声学阻抗比振动膜片8的机械阻抗大。特别地,液体为水、超声诊断油脂或诸如蓖麻油之类的油。

[0042] 一般地,希望上电极7和下电极12由金属制成,但可由低阻抗的半导体制成。例如,作为第二电极的上电极7可由选自Al、Cr、Ti、Au、Pt、Cu、Ag、W、Mo、Ta和Ni的电导体、诸如Si的半导体和选自AlSi、AlCu、AlTi、MoW、AlCr、TiN和AlSiCu的合金中的至少一种材料制成。此外,上电极7被设置在振动膜片8的上表面、后表面和内部中的至少一部分上。作为替代方案,当振动膜片8由电导体或半导体制成时,振动膜片8可被构建为还用作上电极7。作为第一电极的下电极12可由与上电极7相同的电导体或半导体制成。下电极12和上电极7的电极材料可以彼此不同。

[0043] 本实施例中的各部件的尺寸被例示如下。例如,空腔9的高度为约100nm,但可以在10nm到500nm的范围中。一个空腔9的长度在例如10 μ m到200 μ m的范围中。振动膜片8由例如SiN制成,但可由其它的绝缘材料制成。空腔9被保持在相对于大气压的减压状态中,并且,振动膜片8稍微内陷。振动膜片和电极为例如正方形,但是可以为圆形或多边形。单元的空

腔9的形状也例如为正方形,但可以为其它形状。

[0044] 在接收操作期间,由电压源15施加DC电压V,以便在超声检测设备的单元6的上电极7与下电极12之间产生电势差。在接收超声波时,振动膜片8振荡,并且引起电流流动,电流量与由振动引起的电容的变化一样大。电流通过电流-电压转换和放大电路14被放大。

[0045] (实施例2)

[0046] 描述根据实施例2的超声检测设备。在图3A和图3B中示出本实施例的配置。图3A示出超声检测设备的概念断面图,图3B示出元件20的平面图。由图3A和图3B中的虚线表示的部分表示,除了单元6的透视部分以外,省略结构的示图。在本实施例中,在基板13上配置多个单元6。每个单元6和电路14的结构与在第一实施例1中描述的那些相同。分别通过电极耦合布线部件16和17电连接多个单元6的上电极7和下电极12,使得多个单元6相互导电。如图3B所示,以规定的间隔二维配置单元6以形成一个元件20。例如在元件20的上电极7与在超声波的传播方面优良的液体18接触的状态下使用该设备。从检测灵敏度和信号处理的便利性的观点,希望在多个单元6中振动膜片8的机械特性和空腔9的深度是均一的。在元件20内,单元6的配置在示出的例子中为正方形格子,但可以为锯齿形状或六方密排形状。可根据情况需要适当地确定元件20内的单元6的配置形式和数量。在示出的例子中,振动膜片8的形状是圆形,但可以是多边形。以这种方式,在本实施例中,每个由下电极12(第一电极)和上电极7(第二电极)构成的电容器都包含多个空间9和多个第二电极或振动膜片8。根据包含多个第二电极或振动膜片8的机械特性的平均值和电容器的静电电容的因子确定元件20的输出电流的频率特性。

[0047] 在本实施例中,使得多个上电极7相互导通的域形成超声检测域,并且,与包含一个单元的实施例1相比,灵敏度增大。在本实施例中,可以说,包含多个单元的元件20构成一个电容式机电换能器。在这种情况下,根据多个振动膜片8的机械特性的平均值,确定电容式机电换能器(参见图1A)的频率特性1,如上所述。此外,元件20的电流输出的大小基本上与多个振动膜片8上的上电极7的总面积成比例。其它的配置与实施例1相同。

[0048] (实施例3)

[0049] 描述根据实施例3的超声检测设备。在图4A和图4B中示出本实施例的配置。作为顶视图的图4A是示出超声检测设备32的整个配置的概念断面图,并且还示出包含布线31和电流-电压转换和放大电路14的电气耦合。图4B是超声检测设备32的平面图。在图4B中,布线31和电流-电压转换和放大电路14被隐藏在下面。但是,这些部件可被横向配置。类似地,在图4A和图4B中,由虚线表示的部分表示结构的示图被省略。根据本实施例的超声检测设备30被配置为使得实施例2的元件20被二维配置。在元件20中的每一个中,通过布线部件16连接的上电极7和通过布线部件17连接的下电极12中的任一个在电气上是分开的。类似地,在本实施例中,上电极16与在超声波的传播方面优良的液体18接触。每个元件20的输出通过每个布线31被传送到每个电流-电压转换和放大电路14,以进行电压转换。结果,超声信号可被检测为二维分布。类似地,在本例子中,根据多个振动膜片8的机械特性的平均值确定每个元件20的频率特性1。此外,每个元件20的电流输出的幅度基本上与多个上电极7的总面积成比例。在根据本实施例的超声检测设备中,电容器被二维配置,并且,第二电极或振动膜片8的振动信息可被二维检测。其它的配置与实施例1相同。

[0050] 顺便说一句,可以使用上述实施例的配置作为产生声波的设备。通过由电压源15

在上电极7(或上电极耦合布线部件16)和下电极12(或下电极耦合布线部件17)之间施加通过在DC电压上叠加微小的AC电压获得的电压,以强制振动振动膜片8以便产生声波。在这种情况下,频率特性主要具有与电容式机电换能器的输出电流频率特性1相同的传输特性。声波产生设备如上述实施例2或3那样二维配置振动膜片8,以产生更大的声波。此外,当增大产生面积时,可以增加声波的方向性,并且可以减小衍射。

[0051] (实施例4)

[0052] 描述根据实施例4的超声诊断设备。在图5中示出本实施例的配置。从光源40发射的光41传播并被施加到体组织42上,由此产生称为“光声波”的超声波43。即,光被在体组织内存在的光吸收系数大的部分吸收,并且该部分被加热。然后,加热的部分膨胀,并且,通过膨胀产生弹性波。超声波43虽然根据配置体组织的材料或个体而不同,但是为例如约200kHz到2MHz,如上所述。超声波(光声波)43穿过在超声波的传播方面优良的液体18,并且由超声检测设备32检测到。电流-电压转换和放大后的信号通过信号总线44被传送到信号处理系统45。检测结果的信号由信号处理系统45处理以提取体信息。当如上述实施例3那样配置超声检测设备32时,可以检测二维的超声分布,并且可通过扫描超声检测设备32来捕获宽范围的分布。由于超声波具有声速,因此,可以分析到达波(时间波形)的时间差以获得时间信息,并且可以获取深度方向的信息。在这种情况下,可向信号处理系统45提供重构函数,以提取三维体信息。此外,接收的信号可经受傅立叶变换,以获得频率特性以获取图像等。

[0053] 如上所述,通过利用光声效应获取样本(待试验对象)的断面图像或三维图像的技术一般被称为光声断层照相技术,并且,按其词首字母被称为“PAT技术”。

[0054] 虽然已参照示例性实施例说明了本发明,但应理解,本发明不限于公开的示例性实施例。以下的权利要求的范围应被赋予最宽的解释以包含所有的此类修改和等同的结构和功能。

[0055] 本申请要求在2009年11月6日提交的日本专利申请No.2009-254752的优先权,其内容通过引入而被全部并入于此。

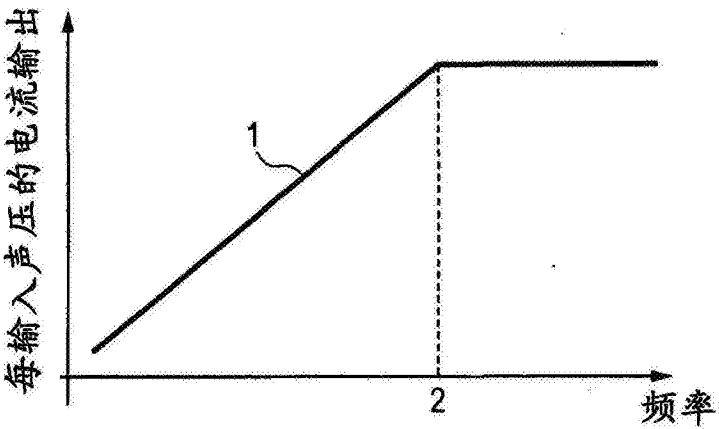


图1A

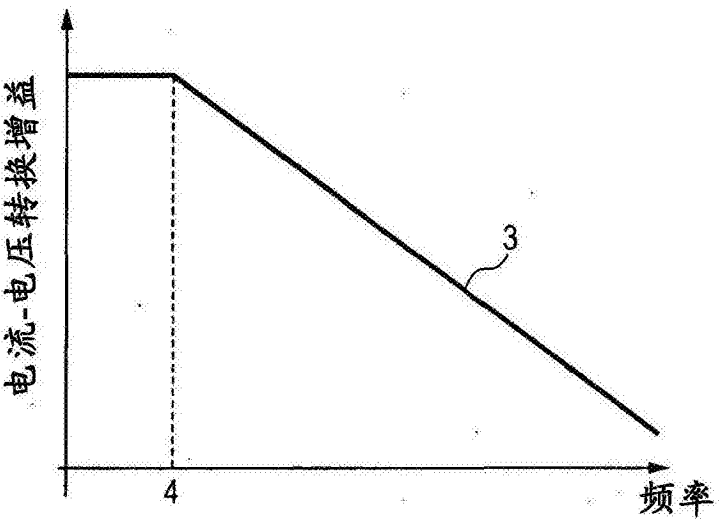


图1B

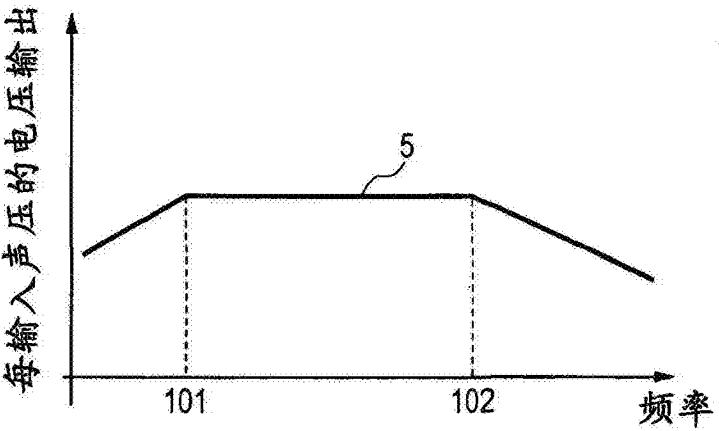


图1C

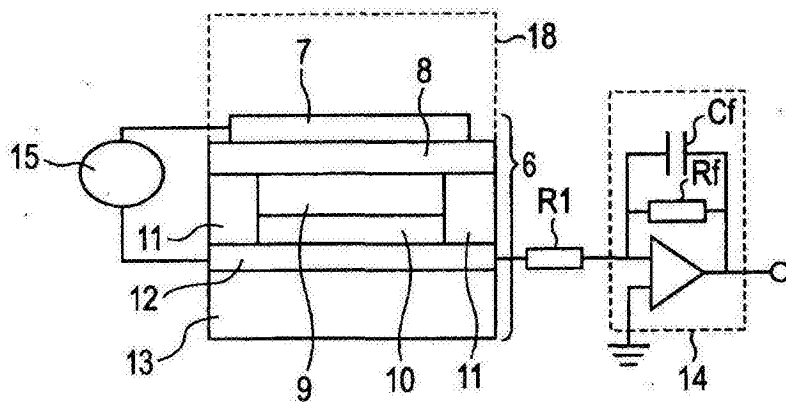


图2

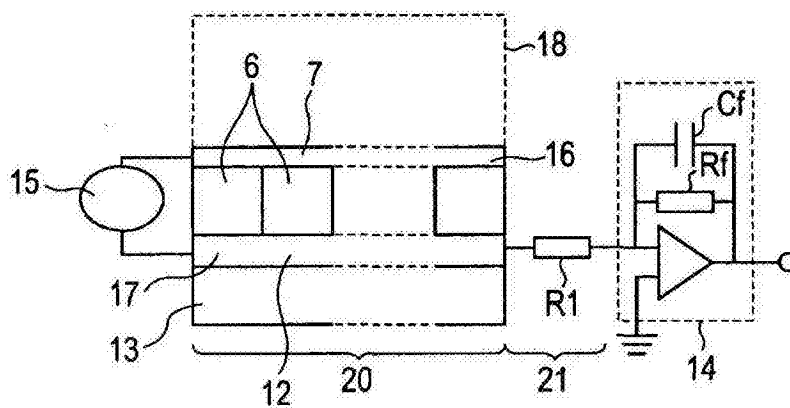


图3A

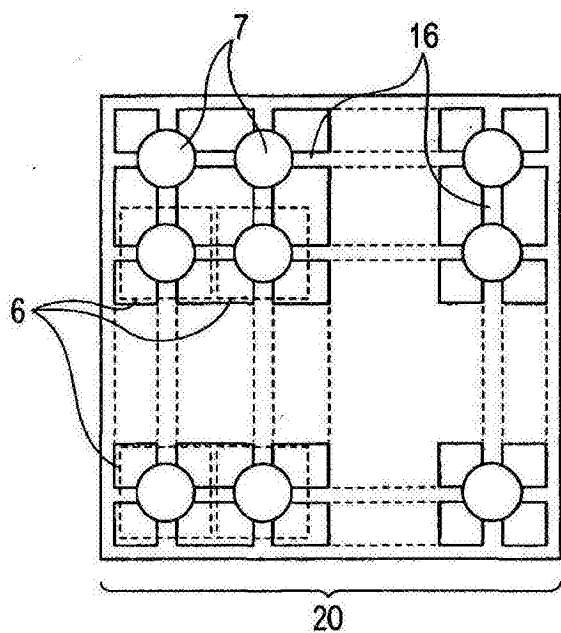


图3B

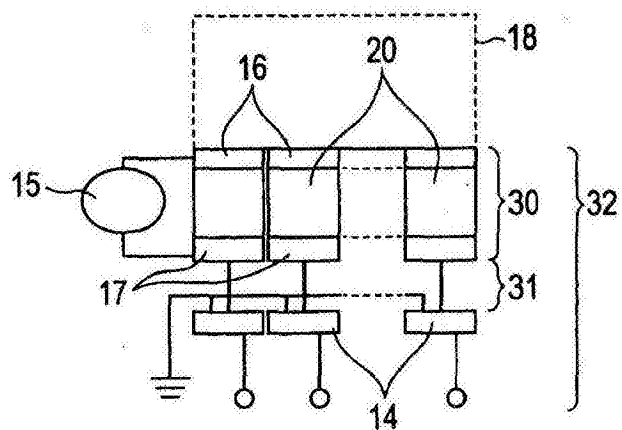


图4A

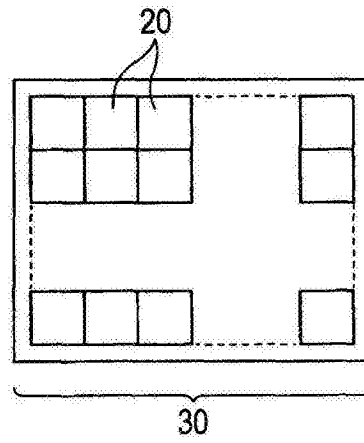


图4B

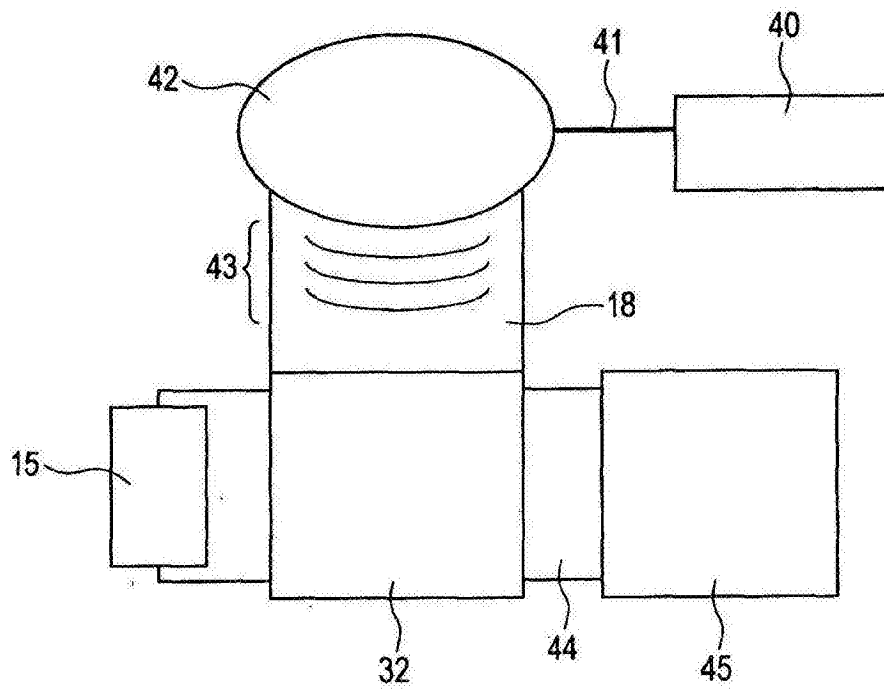


图5

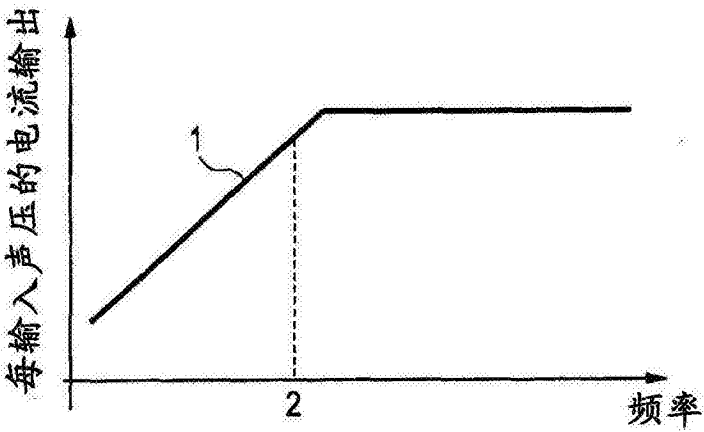


图6A

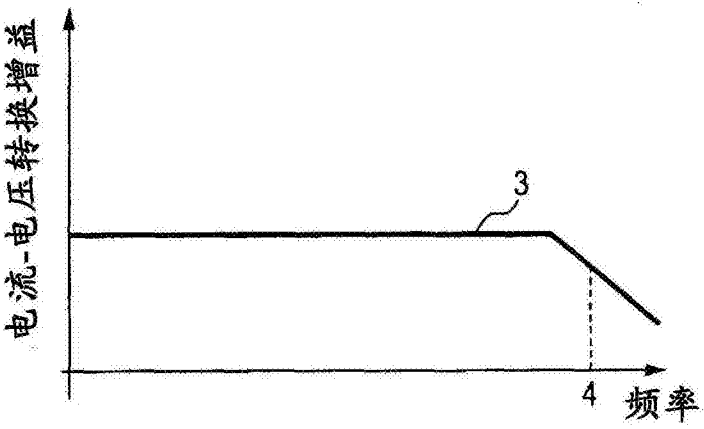


图6B

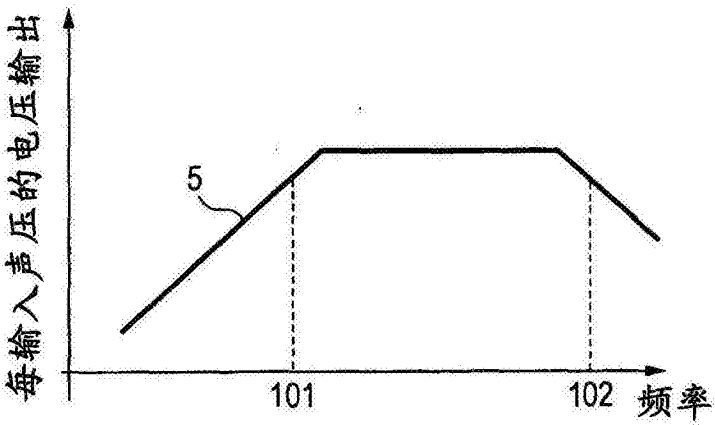


图6C