



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102405653 A

(43) 申请公布日 2012. 04. 04

(21) 申请号 201080017042. 6

A61B 8/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2010. 04. 19

H04R 1/40 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2009-103271 2009. 04. 21 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 10. 18

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/056938 2010. 04. 19

(87) PCT申请的公布数据

W02010/122982 JA 2010. 10. 28

(71) 申请人 株式会社日立医疗器械

地址 日本东京都

(72) 发明人 田中宏树 东隆

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 樊建中

(51) Int. Cl.

H04R 19/00 (2006. 01)

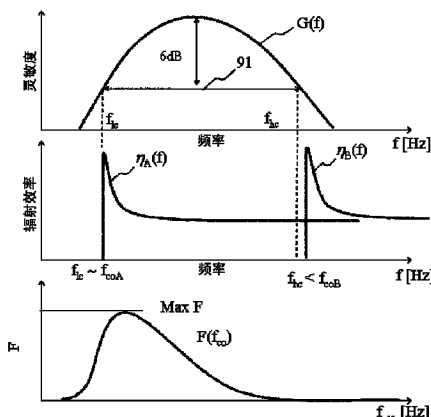
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 10 页

(54) 发明名称

超声波探头以及超声波摄像装置

(57) 摘要

降低由在静电容型微机械超声波换能器的基板上产生的横波所引起的假像。将超声波换能器的基板厚度设定为最适当的范围,有效率地将超声波换能器的灵敏度带域 (91) 内的横波能量辐射到外部来衰减横波,谋求降低超声波摄像中的假像。



1. 一种超声波探头,其特征在于,具有静电容型微机械超声波换能器,所述静电容型微机械超声波换能器具有:

具备第 1 电极的基板;和

具备第 2 电极的振动膜,

所述振动膜的周缘部通过从所述基板立起的支撑壁固定于所述基板上,并在所述基板和所述振动膜之间形成有空隙层,

在所述基板内进行传播的横波音速在该超声波探头的灵敏度带域内的至少一部分的频带中,为与所述基板或所述振动膜接触的媒介物的纵波音速以上。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述基板的相对于与所述基板或所述振动膜接触的媒介物的相干频率存在于所述灵敏度带域内。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述基板的相对于与所述基板或所述振动膜接触的媒介物的相干频率为所述灵敏度带域的高频截止频率以下。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述基板的相对于与所述基板或所述振动膜接触的媒介物的相干频率为所述灵敏度带域的低频截止频率的 1/10 以上。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

在所述超声波换能器的声放射面具备声透镜。

6. 根据权利要求 5 所述的超声波探头,其特征在于,

所述基板的厚度为 $3.8\mu\text{m}$ 以上且 $70\mu\text{m}$ 以下。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

在使用时,使所述超声波换能器的声放射面接触水或生物体。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波探头,其特征在于,

所述基板的厚度为 $12\mu\text{m}$ 以上且 $170\mu\text{m}$ 以下。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述超声波换能器在基板侧具备衬垫材料。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

使所述超声波换能器的声放射面接触声透镜、水或生物体,并在基板侧具备衬垫材料。

11. 根据权利要求 9 或 10 所述的超声波探头,其特征在于,

所述基板的厚度为 $12\mu\text{m}$ 以上且 $440\mu\text{m}$ 以下。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

通过粘接剂将衬垫材料粘接于所述超声波换能器的基板侧。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波探头,其特征在于,

所述基板的厚度为 $15\mu\text{m}$ 以上 $300\mu\text{m}$ 以下。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

在所述超声波换能器的基板侧具备电子电路。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波探头,其特征在于,

所述基板的厚度为 $15\mu\text{m}$ 以上且 $300\mu\text{m}$ 以下。

超声波探头以及超声波摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波探头以及超声波摄像装置,特别涉及使用了静电容型微机械超声波换能器的超声波探头以及超声波摄像装置。

背景技术

[0002] 超声波换能器是进行可听域(约 20Hz ~ 20kHz)以上的声波的放射和接收的期间,在医疗用和非破坏检查等中广泛利用。现在,作为超声波换能器而被最广泛使用的是以 PZT(lead Zirconate Titanate, 锆钛酸铅)为代表的压电器件(piezoelectric devices)。但是,近年来,被称为静电容型微机械超声波换能器(Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers:CMUT,下面称为 CMUT)的、利用与压电型不同的动作原理的超声波器件的开发正在展开,并不断实用化。CMUT 应用半导体技术来制作。通常在以硅等的半导体加工中使用的部件所形成的基板上埋入电极材料(有时基板自身也会成为电极),将微细(例如 50 μm)且薄(例如数 μm)的振动膜用振动膜周围的支柱等固定而形成。在振动膜和基板之间设置空隙,以使得振动膜能振动。在该振动膜内也埋入电极材料。如此,通过在基板以及振动膜配置独立的电极,作为静电容(电容器)而发挥作用。通过在两电极上施加电压(通常预先施加偏压),由此作为超声波换能器而动作。若在两电极上施加交流电压,则电极间的静电力发生变化,振动膜振动。此时,若有与振动膜接触的某媒介物,则振动膜的振动在媒介物内作为声波而传播。即,能放射声。反之,若声波传递到振动膜,则振动膜按照该声波而振动,通过两电极间的距离的改变而使得电气信号在两电极间流过。取出该电气信号,从而能接收声波。

[0003] CMUT 的振动膜隔着支柱而与下部的基板之间力学性地结合。因此,若振动膜振动,则该振动不仅传播到媒介物,也传播到基板。或者,产生于振动膜和基板侧的电极间的静电力同等地作用于振动膜和基板这两者。因此,电气振动经由静电力传递到基板。如此,CMUT 中,不仅是振动膜,由于力学或电气的作用,振动也传播到基板。在该基板传播的振动从基板再次反射到振动膜侧,由此再次作为电气信号而被探测出。这些信号在进行通常的超声波的收发上成为非需要的响应。这些非需要响应在医疗用的超声波图像诊断机或非破坏检查装置等中成为假像(假信号),增加了误诊断或检查结果的误评价的风险。因此,在使用 CMUT 上,抑制经由基板而振动的信号成分极为重要。在专利文献 1 中,通过使基板厚度为某厚度以下,使得能成为假像成分的信号频率分量偏离出换能器的灵敏度带域,由此回避假像信号的影响。另外,在专利文献 2 中,通过使基板厚度为最适合、在基板内设置槽(slot)和多孔质(porous),来回避了在基板激励的横波使超声波的指向性劣化。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1:美国专利第 6714484 号公报

[0007] 专利文献 2:美国专利第 6262946 号公报

[0008] 专利文献 3:美国专利第 6359367 号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 在基板产生的振动中有各种的振动模式。大致区分则有纵波 (longitudinal waves) 和横波 (transverse/lateral waves)。纵波是通过能传递声的媒介物在波的行进方向上反复压缩和膨胀来传播的。纵波成为非需要响应是如下情况：在振动膜附近产生的振动在基板的背侧等的声阻抗不同的界面反射之后，再次返回振动膜侧，并作为电气信号而被探测到的情况；从振动膜放射反射信号，搅乱了放射声波特性、或直接传播到相邻的振动膜，引起同样的现象的情况。其中，在反射波的情况下，在基板内反复多重反射。这是由于通常基板的部件中所使用的硅内部中的声波的衰减率非常小，在声传播的期间里在部件内部没有充分衰减。该多重反射的频率由基板的纵波音速和厚度决定。若是某恒定的纵波音速，则基板厚度越薄则声往复的时间就越短，即多重反射的时间周期变短，多重反射频率（多重反射的时间周期的倒数）就越高。专利文献 1 通过使基板厚度为某厚度以下，提高了该纵波引起的多重反射的频率，将该影响移转到比医疗用超声波所使用的带域（约 1MHz 到 10MHz）要高的频率侧，由此回避非需要响应的影响。

[0011] 另一方面，在基板上存在横波（弯曲波）。横波通过板的折弯（弯曲）逐渐传递到周围来进行传播的。因此，声的行进方向和基板的变形方向正交。若这样的横波不衰减而在基板内传播，则其振动使音源周围的振动膜振动，产生假像（假信号）。因此，在使用 CMUT 上，不仅要回避纵波的影响，还要回避横波的影响。但是，在专利文献 1 中，没有提到这样的回避横波的影响的构成。本发明的目的在于通过有效地将具有横波的某特定的频域的能量辐射到基板外，来从超声波探头内的灵敏度带域排除去掉横波的信号分量，能谋求假像信号分量的降低。专利文献 2 将与本发明相同的横波、或横波以及纵波结合而振动的表面波为对象，目的在于通过控制横波的放射的角度，来降低对超声波的指向性的影响，以及抑制横波的基板内传播。因此，和本发明的效果不同，当然，课题的解决手段以及最佳的构成也不同。

[0012] 解决课题的手段

[0013] 通过将 CMUT 的基板厚度设定在最佳的范围，能将 CMUT 的灵敏度带域内的横波的能量有效地辐射到换能器的外部，实现横波的衰减。

[0014] 作为 CMUT 的基板而使用的材料（例如硅），为了使在材料内部的音的衰减系数较小而衰减振动能量，没有比将能量辐射到外部更好的方法了。在基板产生的横波的辐射到外部的辐射效率由与基板接触的媒介物的纵波音速和基板的横波音速的关系决定，具有频率依赖性。能量辐射效率最高的频率是被称为相干频率 (coincidence frequency) 的固有频率附近及其高频侧。因此，为了有效率地衰减 CMUT 的灵敏度带域内的横波，将相干频率附近的能量辐射效率高的频带和 CMUT 灵敏度带域重叠。本发明提出了根据 CMUT 和与其接触的媒介物的物理参数来求取相干频率，按照相干频率与 CMUT 灵敏度带域重叠的方式来设定最适当的基板厚度的方法。

[0015] 本发明的超声波探头有静电容型微机械超声波换能器，静电容型微机械超声波换能器具有：具备第 1 电极的基板；和具备第 2 电极的振动膜，振动膜的周缘部通过从基板立起的支撑壁固定于基板上，并在基板和振动膜之间形成有空隙层，基板内传播的横波音速

在该超声波探头的灵敏度带域内的至少一部分的频带中,为与基板或振动膜接触的媒介物的纵波音速以上。

[0016] 另外,本发明的超声波探头具有静电容型微机械超声波换能器 (CMUT) 以及与所述静电容型微机械换能器接触的至少一个以上的声媒介物,静电容型微机械超声波换能器具有:具备第 1 电极的基板;和具备第 2 电极的振动膜,振动膜的周缘部通过从基板立起的支撑壁固定于基板上,并在基板和振动膜之间形成有空隙层,按照超声波探头的相干频率满足以下条件的方式来设定基板的厚度 h 。

[0017] [数 1]

$$[0018] \quad c_{sub} = \frac{\omega}{k_{sub}}$$

$$[0019] \quad \omega = 2\pi f$$

$$[0020] \quad k_{sub} = \frac{\sqrt{\omega}}{\alpha} \quad \dots (1)$$

$$[0021] \quad \alpha^2 = \sqrt{\frac{Eh^2}{12\rho_{sub}(1-\nu^2)}}$$

[0022] 在此, c_{sub} 是板的横波速度 [m/s], ω 是角速度 [rad/s], f 是频率 [Hz], K_{sub} 是基板的横波的波数, E 是基板的杨氏模量 [Pa], h 是基板的厚度 [m], ρ_{sub} 是基板的密度 [kg/m³], 并且, ν 是基板的泊松比。另外,向接触换能器的声媒介物的能量辐射效率和下面的式 $\eta(f)$ 成正比。

[0023] [数 2]

$$[0024] \quad \eta(f) = \frac{c_{sub}}{\sqrt{c_{sub}^2 - c^2}} \quad \dots (2)$$

[0025] 在此, c 是与换能器接触的任意的声媒介物的纵波音速。此时,在设

$$[0026] \quad c_{sub} > c \quad \dots (3)$$

[0027] 且设换能器的收发灵敏度为 $G(f)$ 时,

[0028] [数 3]

$$[0029] \quad F = \int \{ \eta(f) \times G(f) \} df \quad \dots (4)$$

[0030] 具有 (4) 式成为最大的基板厚度 h 。

[0031] 另外,在式 (5) 所表示的 f_{co} 为相干频率时,本发明的超声波探头满足式 (6) 的条件。

$$[0032] \quad f_{co} = f_1 (c_{sub} = c) \quad \dots (5)$$

$$[0033] \quad f_{lc} \leq f_{co} \leq f_{hc} \quad \dots (6)$$

[0034] 在此, f_{lc} 以及 f_{hc} 是换能器的收发灵敏度 $G(f)$ 的低频截止频率以及高频截止频率。

[0035] 发明的效果

[0036] 本发明能通过将 CMUT 的基板内传播的横波积极且有效率地辐射到基板外部来抑制非需要的响应分量,能防止假像。

附图说明

- [0037] 图 1 是静电容型微机械超声波换能器的剖面示意图。
- [0038] 图 2 是静电容型微机械超声波换能器阵列的平面示意图。
- [0039] 图 3 是使用了静电容型微机械超声波换能器的超声波探头的外观图。
- [0040] 图 4 是表示超声波摄像装置的系统构成例的图。
- [0041] 图 5 是超声波换能器阵列和沟道 (channel) 分割的示意图。
- [0042] 图 6 表示横波传播的样子的图。
- [0043] 图 7 是表示横波给超声波摄像带来的影响的图。
- [0044] 图 8 是表示横波在基板传播的样子以及对媒介物的声放射的样子的图。
- [0045] 图 9 是表示横波音速的频率依赖性的图。
- [0046] 图 10 是表示基板的声放射阻抗特性的图。
- [0047] 图 11 是表示换能器的灵敏度频率特性和基板的横波能量辐射效率的关系、以及横波能量辐射效率最大化的图。
- [0048] 图 12 是表示基板厚度和相干频率的关系的图。
- [0049] 图 13 是表示媒介物及衬垫材料与基板进行接触的状态的图。
- [0050] 图 14 是表示基板厚度和相干频率的关系的图。
- [0051] 图 15 是表示基板厚度和相干频率的关系的图。
- [0052] 图 16 是表示媒介物与基板接触、隔着粘接剂而安装于衬垫材料上的状态的图。
- [0053] 图 17 是电子电路与基板正下方接触的状态的图。
- [0054] 图 18 是表示电子电路隔着衬垫材料而安装于基板正下方的状态的图。
- [0055] 图 19 是表示换能器的灵敏度频率特性和多个声媒介物与换能器接触时的基板的横波能量辐射效率之间的关系关系的图。

具体实施方式

[0056] 下面,说明用于实施本发明的实施方式。

[0057] [第 1 实施方式]

[0058] 图 1 是第 1 实施方式的 CMUT10 的垂直剖面图,图 2 是其俯视图。图 2 中的 AA 截面相当于图 1。图 2 显示图 1 的 3A 的面上。另外,为了说明的方便,将 CMUT10 发送超声波的方向即图 1 的上方以及相对于图 2 的纸面垂直上方向设为 z 方向。另外,将图 1 以及图 2 的右手方向设为 x 方向,将相对于图 1 的纸面垂直下方向以及图 2 的上方向设为 y 方向。

[0059] 如图 1 以及图 2 所示,该 CMUT10 如下地形成:在硅单晶等的绝缘体或半导体所构成的平板上的基板 1 上形成由铝或钨等的导体构成的薄膜状的下部电极 2,在下部电极 2 之上形成振动膜 5。硅基板有时也兼作下部电极。振动膜 5 通过其周缘部从基板立起的支撑壁 8 而被固定于基板上,在振动膜 5 和基板 1 之间,形成有周围被支撑壁 8 密闭的空隙层 7。在振动膜 5 中,配置有覆盖了绝缘膜 4 的上部电极 3A。在下部电极 2 和上部电极 3A 之间施加电压时,上部电极 3A 由于静电力而向基板侧移位。为了防止该移位过剩、上部电极 3A 和下部电极 2 接触时与其导通,而优选绝缘膜 4 覆盖下部电极 2 的上部或上部电极 3A。在实际使用 CMUT 时,振动膜 5 的表面通常与空气、水等的传播超声波的一些声媒介物

6 接触。另外,在基板 1 下,有时也粘接以音的衰减为目的的背面材料(衬垫材料)9。

[0060] 若将图 1 所示的 CMUT10 设为 1 个元件,则图 2 示出同样的无数的元件排列成阵列状的 CMUT 阵列 300。如此,CMUT 不仅能使用 1 个元件,也能排列多个元件来使用。另外,多个元件的上部电极彼此(图 2 中的 3A、3B、3C)通过连接部 30 而电连接,能作为 1 个沟道来使用。通常,上部电极 3A 向电气电路的连接经由引出线 31 通过上部电极连接垫 32 来进行连接。同样地,使得下部电极也能通过下部电极连接垫 33 而连接于电气电路上。

[0061] 另外,本实施方式的振动膜 5 以及上部电极 3 以相同尺寸描绘成六角形。但是,在本发明中,这些形状、尺寸并非一定要是六角形,也可以是矩形等的其它的多角形,另外,尺寸也不一定为恒定。

[0062] 基板 1、下部电极 2、振动膜 5、支撑壁 8、绝缘膜 4 以及上部电极 3 通过在半导体加工技术中可进行加工的材料而制作。例如,能使用美国专利第 6359367 号说明书中所记载的材料。根据例示,可以是硅、蓝宝石、各种形式的玻璃材料、聚合物(聚酰亚胺等)、多晶硅、氮化硅、金属薄膜(铝合金、铜合金、或钨等)、旋涂玻璃(spin on glass, GOS)、埋入(implantable)掺杂剂或扩散掺杂剂、氧化硅以及氮化硅等而形成的生长膜。空隙层 7 的内部既可以是真空,也可以填充入空气等的一些的气体。在稳定时(非动作时),空隙层 7 的间隔(z 方向)主要由基板 1、振动膜 5、支撑壁 8 以及上部电极 3 的刚性而得以维持。

[0063] 图 3 是将 CMUT 阵列 300 作为超声波探头(探针)2000 来进行组装的情况的外观图。在 CMUT 阵列 300 的媒介物(被检体)侧,配置使超声波束收敛的声透镜 210 和用于匹配 CMUT 和媒介物(被检体)的声阻抗的声匹配层 220、作为电屏蔽层的导电性膜 240,另外,在背面侧(相对于媒介物侧相反),能设置用于吸收超声波传播的衬垫材料 9 来使用。

[0064] 图 4 是表示超声波摄像装置的装置构成的图。如图 4 所示,每个或按每规定数量而汇合的 CMUT 元件经由收发切换开关 40 而连接于具备该超声波探头 2000 的超声波摄像装置的发送波束形成器 48 以及接收波束形成器 49。超声波探头 2000 作为通过由电源 42 驱动的直流电源 45、发送放大器 43 以及接收放大器 44 来形成超声波束的阵列而动作,用于超声波的收发。通过控制部 50,按照目的来控制收发的信号。在控制部控制发送信号,对每个单元、或用于管理单元的沟道的电极,经由 D/A 变换器 46、发送放大器 43 在设定为任意波形、振幅以及延迟时间的状态下施加电压。另外,出于不对探头施加过大的电压或发送波形控制的目的,具备电压限制器 41。接收信号在经过接收放大器 44、A/D 变换器 47、接收波束形成器 49 之后,在信号处理部 51 经过 B 模式断层像处理或多普勒处理后,被变换成视频信号。经由扫描变换器 52 而显示于显示部 53。

[0065] 另外,图 2 所示的 CMUT 阵列 300 为一例,除了蜂房状(honeycomb)以外,也可以是同心圆状、围棋盘(grid)状等其它的排列形态。另外,排列面可以是平面状或曲面状的任一者,其面形状也可以是圆形或多角形等。或者,也可以直线状或曲线状来排列 CMUT10。另外,也可以将图 4 的功能的一部分搭载于超声波探头 2000 内。例如,将收发切换开关以及接收放大器等电气电路嵌入超声波探头 2000 中,在功能上也不会有差异。

[0066] 接下来,说明 CMUT 的动作原理。CMUT10 夹着作为电介质而发挥作用的空隙层 7 以及绝缘膜 4,并作为配置了下部电极 2 和上部电极 3 的可变容量电容器而发挥作用。若在上部电极 3 上施加力而使得上部电极 3 在 z 方向上移位,则下部电极 2 和可动的上部电极 3 的间隔发生变化,CMUT 的静电电容发生变化。由于上部电极 3 和振动膜 5 结合在一起,因

此即使对振动膜 5 施加力,上部电极 3 也会移位。此时,若在下部电极 2 和上部电极 3 之间施加电压而积蓄电荷,则下部电极 2 和上部电极 3 的间隔的时间变化成为静电电容的时间变化,在两电极之间产生新的电压。如此,超声波等的带来任何力学上的移位的力传播到振动膜 5 后,该移位被转换成电气信号(电压或电流)。另外,若对下部电极 2 和上部电极 3 赋予电位差,则各不同符号的电荷在各电极积蓄,通过静电力而在电极间产生引力,上部电极 3 向基板 1 侧移位。此时,由于上部电极 3 和振动膜 5 结合在一起,因此振动膜 5 也同时移位。如此,若在振动膜上部(z 方向)存在空气、水、塑料、橡胶、生物体等声传播媒介物,则振动膜 5 的移位传递到媒介物。通过使施加给电极的电压随时间变动,使得移位也随时间变动,其结果放射出声音。即,该 CMUT10 作为电声变换元件发挥作用,具有将输入的电气信号变换为超声波信号,并向和振动膜 5 邻接的媒介物放射,反之将来自媒介物的超声波信号变换为电气信号而输出的功能。

[0067] 接下来,说明被在基板传播的声波激励的机理。如上所述,CMUT10 能通过使振动膜振动来进行超声波的收发。另一方面,超声波的发送和接收并不仅是经由与振动膜 5 邻接的媒介物 6 来进行的。例如,在下部电极 2 和上部电极 3 施加电压、振动膜 5 移位时,只要振动膜 5 是弹性材料,则在振动膜 5 内部就会产生弹性的力。由于振动膜 5 经由支撑壁 8 和基板 1 力学地结合在一起,因此,在振动膜 5 产生的力也会传递到基板 1。因此,振动膜 5 的能量的一部分也在基板 1 传播。另外,在电极间产生的静电力不仅作用到振动膜 5,还作用到埋入有下部电极 2 的基板 1。因此,振动也经由静电力而传播到基板 1。如此,CMUT 在其构造原理上在基板产生振动并传播。该振动能传播为各种的振动模式。例如,通过反复进行弹性体的压缩和膨胀而传递振动的纵波、基板弯曲而作为横波(弯曲波)传递的情况,或结合纵波和横波来振动的情况(表面波)。

[0068] 接下来,说明在基板产生的振动在使用上如何影响超声波探头的接收信号。首先关于使用了 CMUT10 的典型的超声波摄像方法进行说明。图 5 表示在矩形的基板 1 上使 CMUT 阵列化,进而作出将电气地管理多个元件的沟道,将该沟道排列成一维的长条形的样子。沟道 300-1、300-2、300-3 以及 300-10 分别作为一块的电声变换器的沟道而发挥作用。如此,通过分割为沟道,独立地处理从各沟道放射的声波或电气信号。其结果,例如在声波的发送中,通过在施加于各沟道的各个电压波形中加入各自的时间上的延迟,能将来自各沟道的声波的相位匹配于距各沟道距离不同的媒介物上的任意的点 400 上。即,能用某一点作成焦点。通过在 xz 平面上进行这样的操作能进行媒介物内的二维的摄像。另外,在 y 方向上也分割沟道,在 yz 平面中联结焦点,若进行扫描,则能进行三维的摄像。

[0069] 如上所述,使 CMUT10 动作后,在基板 1 传递振动,该振动在基板 1 内传播。通常,振动膜 5 是数 μm 以下的极薄的薄膜,基板 1 比振动膜厚且硬。因此,在考虑基板内的振动的基础上,无视振动膜 5 而将基板 1 单体看作一片弹性板也没问题。在基板中被激励的振动中存在纵波和横波,但在本发明中考虑横波的影响。在图 6 示出在某弹性板中横波传播的样子。如图 6 所示,板的横波是垂直方向(z 方向)的振动在水平方向 x 方向(或 y 方向)传播。

[0070] 使用图 7 来表示在基板产生了横波振动的情况的课题。图 1 是朝向 +y 方向来观察基板的 xz 剖面。设在某沟道 300-2 激励了横波。横波在水平方向($\pm x$ 方向)传播。若这 2 个横波不衰减而传播,则其振动传递到相邻的沟道。其结果,位于相邻沟道内的振动膜

也振动,被探测为假性的接收信号。若横波不衰减而传播,则相继到达远方的沟道,被探测为同样的接收信号。通常,将 CMUT 这样的超声波换能器进行沟道分割来使用的情况下,由于是大致同时使多数的沟道振动来放射发送声波,因此上述的横波从多个沟道大致同时产生,成为在探头整体产生假性的接收信号(假像)的原因。其中,通常,在刚发送后,由于存在有直到接收开始为止的不灵敏时间,即死区时间(dead time),因此若是死区时间内的假信号则不会成为假像。但是,若即使超过了死区时间横波却仍然不衰减而继续传播,在发送了超声波后,就不能区别来自媒介物 6 的反射信号。在发送后直到信号接收为止的时间上乘以对象媒介物的音速的值相当于距超声波换能器的距离。即,由于因横波产生的假信号持续一定的时间,则在利用从测定对象即媒介物的接收信号所构筑的断层图像上,在从超声波换能器的表面起一定深度的区域 70 显示假像。其结果,获得的结果不能评价或错误评价的可能性变高。

[0071] 接下来,关于成为超声波摄像中的假像的原因的横波的基本的性质和衰减机理进行叙述。在图 8 中,示出在基板传播横波的样子以及横波向与基板接触的媒介物放射声的样子。关于 CMUT 的基板这样的弹性板的横波,以下关系式成立。

[0072] [数 4]

$$[0073] \quad c_{sub}(f) = \frac{\omega}{k_{sub}}$$

$$[0074] \quad \omega = 2\pi f$$

$$[0075] \quad k_{sub} = \frac{\sqrt{\omega}}{\alpha} \quad \dots (7)$$

$$[0076] \quad \alpha^2 = \sqrt{\frac{D}{\rho_{sub}h}} = \sqrt{\frac{Eh^2}{12\rho_{sub}(1-\nu^2)}}$$

[0077] 在此, c_{sub} 是板的横波速度 [m/s], ω 是角速度 [rad/s], f 是频率 [Hz], K_{sub} 是板的横波的波数, E 是板的杨氏模量 [Pa], h 是基板的厚度 [m], ρ_{sub} 是板的密度 [kg/m^3], 并且, ν 是板的泊松比。从式 (7) 可知,横波的音速具有频率分散关系,另外,若是相同材料,则因基板厚度不同而横波音速 c_{sub} 也改变。

[0078] 使用上述的式子来计算作为 CMUT 的基板而经常使用的硅的横波音速的结果在图 9 中示出。在此使用的材料的参数为杨氏模量 $E = 130[\text{GPa}]$, 密度 $\rho_{sub} = 2300[\text{kg}/\text{m}^3]$, 泊松比 $\nu = 0.24$ 。另外,基板的厚度分别设为 $10[\mu\text{m}]$ 、 $50[\mu\text{m}]$ 、 $200[\mu\text{m}]$ 、 $500[\mu\text{m}]$ 来计算。图 9 的横轴表示频率,纵轴表示横波音速。若观察基板厚度为 $10[\mu\text{m}]$ 的情况,则频率越高则横波音速越大,在 $5[\text{MHz}]$ 以下音速急剧变小。针对其它的基板厚度的情况也示出了和 $10[\mu\text{m}]$ 的情况相同的频率依赖性。但是,基板越厚则横波音速的绝对值越大。

[0079] 接下来,说明该横波的声学上的能量衰减的过程。一般的硅等的材料内部的能量损失较小。因此,横波持续较长期间地传播,就会将信号检测为假像。若在基板内部不能消耗掉能量的话,就只能放出到外部。因此,考虑将横波能量辐射到基板的外部。一般 CMUT 的基板这样的弹性板在与能传播声的媒介物(固体、液体、气体等带有弹性的全部物质)接触时,在某条件下,横波的能量作为声能辐射到接触的媒介物中。下面的式子表示相对于横波的媒介物的、声放射阻抗 $Z(f)$ 和放射角 $\theta(f)$ 。

[0080] [数 5]

$$[0081] \quad Z(f) = \frac{\rho c}{S} \frac{c_{sub}}{\sqrt{c_{sub}^2 - c^2}} \quad \dots (8)$$

$$[0082] \quad \cos\theta(f) = \frac{c}{c_{sub}}$$

[0083] 在此, c_{sub} 以及 c 分别表示基板的横波音速以及邻接的媒介物的纵波音速, ρ 表示媒介物的密度, S 表示基板和媒介物接触的面积。另外, 在此所说的向媒介物内传播的振动是纵波。即, 弹性板的横波被变换为在纵波而放射到媒介物中。式 (8) 的两个式子均依赖于 c_{sub} , 具有 c_{sub} 依赖性, 因此 Z 以及 $\cos\theta$ 也依赖于频率 f 。

[0084] 如图 8 所示, 在基板传播的横波对媒介物的纵波放射的放射角度 $\theta(f)$ 由 c_{sub} 以及 c 决定, 放射声波形成波面 80 而传播。根据上述的式 (8) 可知, 在满足

$$[0085] \quad c_{sub} > c \quad \dots (9)$$

[0086] 的条件时, 式 (8) 的第 1 式的声放射阻抗 $Z(f)$ 成为实数, 作为声放射而具有意义。因此, 向媒介物的声能辐射仅能在满足式 (9) 的条件时发生。另外, 在

$$[0087] \quad c_{sub} = c \quad \dots (10)$$

[0088] 时, 理论上声放射阻抗发散到无穷大。这是由于横波的速度变得和媒介物的音速相等, 在弹性板表面, 总是处于横波和媒介物的振动同步的状态 (相位一致的状态), 即成为谐振状态。该频率称作为相干频率 f_{on} (Coincidence frequency)。由于实际上存在摩擦等一些抵抗成分, 因此无限大的辐射效率是不可能的, 在成为相干频率时的横波的辐射效率最高, 该频率的横波瞬间从基板失去能量而衰减。另一方面, 在

$$[0089] \quad c_{sub} < c \quad \dots (11)$$

[0090] 的条件下, 根据式 (8), $Z(f)$ 成为虚数, 理论上横波的声能不能辐射到外部。因此横波几乎不衰减。放射角依赖于 c_{sub} 以及 c , c_{sub} 根据频率以及基板的物理参数 (厚度、杨氏模量、密度、泊松比) 而变化。某频率的横波的每 1 个周期 (1 波) 辐射到媒介物的能量和式 (8) 的声放射阻抗 $Z(f)$ 成正比, 向媒介物的能量辐射效率 $\eta(f)$ (Radiation energy efficiency) 利用以放射阻抗 $Z(f)$ 的系数 ($\rho c/S$) 来归一化后的下式来表现。

[0091] [数 6]

$$[0092] \quad \eta(f) = \frac{c_{sub}}{\sqrt{c_{sub}^2 - c^2}} \quad \dots (12)$$

[0093] 图 10 表示设基板为硅的情况下的放射阻抗。在此, 作为媒介物, 假设在医疗用诊断机的超声波探头中使用声透镜。由于声透镜的音速在 1000 [m/s] 附近的情况较多, 因此在此设媒介物的音速为 1000 [m/s]。另外, 根据图 10 可知, 例如在基板厚度为 50 [μm] 的情况下, 1.5 [MHz] 附近成为相干频率, 能量辐射效率变得极大。在比相干频率高的频率侧能量辐射效率急剧降低, 大致收敛为 1。另一方面, 在比相干频率低的频率侧, 能量辐射效率成为 0, 横波的能量不能从基板辐射。若观察相干频率的相对于基板厚度的依赖性, 可知基板厚度越薄则相干频率就越向高频侧移动。

[0094] 根据上述的基板厚度和能量辐射效率的关系性, 为了降低横波引起的假像, 下面

的方法有效。一般,在实际使用的 CMUT 中存在实效地能够使用的灵敏度带域。因此,在实际使用上,CMUT 的灵敏度带域内的横波衰减效率具有实效性的意义。因此,只要将产生的横波中衰减效率高的频带和 CMUT 换能器的灵敏度带域重叠,就能有效地降低关注带域内的横波引起的影响。

[0095] 在图 11 中示出其概念图。用 $G(f)$ 来表示具有灵敏度带域 91 的 CMUT 的灵敏度频率特性。设灵敏度带域的低频截止频率为 f_{lc} , 高频截止频率为 f_{hc} 时,若调整厚度将基板的相干频率 f_{co} 调整到 f_{lc} 附近,则横波的能量辐射效率 $\eta_A(f)$ 和换能器的灵敏度带域重叠的部分变多。在此所说的低频截止频率以及高频截止频率是在根据对探头施加脉冲状的电压时的收发信号而算出的收发灵敏度曲线中,关于根据最大灵敏度而成为 -6dB 灵敏度的频率,在低频侧设为低频截止频率,在高频侧设为高频截止频率。

[0096] 另一方面,如图 11 的 $\eta_B(f)$ 所示那样,若设为在比高频截止频率更高频侧具有相干频率的基板厚度,则由于 CMUT 的灵敏度带域内的横波几乎不向基板外部辐射能量,因此,已产生的横波暂时不衰减,成为更大的假信号。另外,检测假信号的时间变长。如此,为了降低横波引起的假像、提高 CMUT 的实用价值,需要按照 CMUT 的灵敏度带域来设定适当的基板厚度。

[0097] 本发明的最有效的实施方法是:设定 CMUT 基板厚度为 CMUT 的收发灵敏度 $G(f)$ 和基板的横波能量辐射效率 $\eta(f)$ 的积成为最大的情况。即,使以下的评价函数 F 最大化。

[0098] [数 7]

$$[0099] \quad F = \int \{ \eta(f) \times G(f) \} df \rightarrow \max \quad \dots (13)$$

[0100] 由此,最有效率地向基板外部放射灵敏度带域内的横波分量,能降低假像的影响。

[0101] 在不能完全满足式 (13) 的情况下,至少应当按照基板的相干频率 f_{co} 成为 CMUT 的收发灵敏度的频率特性的高频截止频率以下的方式来设定基板厚度。由此,至少能将灵敏度带域内的横波能量中的某种程度辐射到基板外部。即,按照满足下式的方式来选择基板是有效的。

$$[0102] \quad f_{lc} \leq f_{co} \leq f_{hc} \quad \dots (14)$$

[0103] 反之,若将相干频率 f_{co} 设得比 CMUT 的收发灵敏度的低频截止频率 f_{lc} 要极端低,则灵敏度带域不和能最有效放射横波的频带重叠,并非有效率的。在此,对所说的极端低的频率进行定义。假定将 CMUT 换能器作为医疗用超声波诊断机的探头来使用。若以生物体的摄像为目的,则标准的摄像区域为体表以下深度 10cm 程度,使用的探头的低频截止频率为大概 10MHz 以下。生物体的衰减系数为大致相同于水的 $0.5[\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}]$ 。因此,在要以 10MHz 来拍摄直到 10cm 的深度为止时,从探头发散的信号在从生物体内的反射点的往复中,引起 $0.5[\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}] \times 10[\text{cm}] \times 2 \times 10[\text{MHz}] = 100\text{dB}$ 的衰减。因此,在这种情况下,探头所具有的信号的动态范围要求 100dB 程度。出于这样的原因,通常在医疗用超声波终端装置等中,收发灵敏度的动态范围保持 100dB 程度。反之,从收发灵敏度到成为 -100dB 以下的低频侧的频率,在大部分的情况下都是被淹没在噪声电平中的信号,失去了意义。因此,将低频极限频率 f_{lmin} 定义为从探头的收发灵敏度 $G(f)$ 的最大值到成为 -100dB 的低频侧的频率,在本发明中,至少将 f_{co} 设定为低频极限频率 f_{lmin} 以上较为妥当。

[0104] 在图 12 中,作为一例,示出了设基板为硅,与基板接触的媒介物为声透镜(音速 = $1000[\text{m}/\text{s}]$) 时的基板的相干频率和基板厚度的关系 100。根据图 12,基板越厚则相干频率

越低。一般在医疗中使用的换能器大多在 1 ~ 20 [MHz] 的范围具有带域。假设在 3 [MHz] 具有低频截止频率的 CMUT 中使用声透镜,则基板厚度应为 25 [μm]。若将基板厚度设为其以下例如 3.8 [μm],则相干频率成为 20 [MHz] 以上,灵敏度带域内的横波的放射效率极端降低。反之,若过厚,则如图 10 和图 12 也可知,由于相干频率低频化,虽然进行放射,但放射效率最佳的区域成为 CMUT 的灵敏度带域外。因此,基板过厚也并非良策。这种情况下,若设为 70 [μm],则相干频率成为 1.0 [MHz],偏出医疗一般用途中使用的灵敏度带域外。因此,这种情况下,应当将基板厚度设定为 3.8 [μm] 以上且 70 [μm] 以下的范围,优选为 25 [μm] 前后。当然,匹配 CMUT 的灵敏度带域的最优选的基板厚度不断变化,但只要使用本发明的方法下的基板的最优化方法即上述举出的式 (7) 到式 (14) 来求所追求的相干频率,按照和 CMUT 的灵敏度带域重叠的方式来设定基板厚度,由此进行控制即可。

[0105] 另外,在专利文献 1 中,将基板厚度设为 210 [μm] 以下,基板厚度的范围有和本发明的范围重叠的情况。但是,专利文献 1 的发明的效果是将纵波的多重反射所影响到的频率移动到探头的灵敏度带域之外 (10MHz 以上),并非如本发明这样以横波为对象。进而,专利文献 1 完全没有从能量的观点出发来进行考虑,没有考虑纵波的能量衰减的问题。因此,本发明的手段不同。另外,专利文献 1 中描述了基板厚度越薄越有效果,根据本发明,在基板过薄的情况下,由于不放射横波,所以没有效果。如此,本发明期望的形态在作为课题的现象、手段、效果、发明效果上与专利文献 1 有本质的不同。

[0106] 在专利文献 2 中,以横波为对象,这一点和本发明相同。但是,专利文献 2 以横波从基板放射的角度为课题,定义了使放射角度成为某容许值范围内的基板厚度 d 和频率 f 的关系 ($f \times d$)。这种情况下也与专利文献 1 相同,作为实施方式仅期望基板较薄。与此相对,本发明着眼于横波引起的影响在根本上是横波的能量有限这一点,通过积极且有效率地将横波的能量辐射到基板外部来回避影响。根据本发明,为了将横波的能量有效率地辐射到外部,使用了如上所述的关系式 (7) 到式 (14),设置基板厚度,使得相干频率和 CMUT 带域灵敏度重叠。因此,将基板的厚度限定于某特定的范围。如此,本发明的手段和专利文献 2 在效果上有着本质的不同。

[0107] [第 2 实施方式]

[0108] 在第 1 实施方式的说明中,将声透镜 (音速 = 1000m/s) 假定为媒介物。但是,在实际的使用状况中,如图 13 所示,存在水或生物体 12 直接与 CMUT 接触的情况。另外,在图 13 中,关于 CMUT 的振动部构造省略的图示。水或生物体的纵波音速为 1500 [m/s] 程度。相干频率由于是由基板 1 的横波音速和与基板接触的材料音速来决定的,因此若改变接触的材料,则最适当的基板厚度也发生变化。

[0109] 在图 14 中,在曲线 110 上示出设与基板接触的媒介物为水 (音速 = 1500 [m/s]) 时的相干频率和基板厚度的关系。若假设是在 3 [MHz] 具有截止频率的 CMUT,在媒介物是水的情况下,在基板厚度为约 50 [μm] 时,相干频率成为 3 [MHz],满足本发明的条件。最适当的相干频率由于按照 CMUT 的灵敏度带域变化而变化,因此不能唯一决定,但若假设最常使用的换能器的带域为大概 1 ~ 20 [MHz],则根据本发明,从图 14 可知,基板厚度进入从 8 [μm] 到 170 [μm] 的范围内。各个 CMUT 的灵敏度带域下的最适当值可按照本发明的基板厚度决定顺序,设定为相干频率重叠于 CMUT 的灵敏度带域即可。另外,在图 14 中,还同时示出了图 12 所示的与基板接触的媒介物是声透镜 (音速 = 1000m/s) 的情况下的基板的相干频率

和基板厚度的关系 100。

[0110] [第 3 实施方式]

[0111] 在上述 2 个实施方式中,考虑了媒介物向 CMUT 的上部侧(+z 侧)辐射横波的能量。作为超声波探头的使用方法,如图 13 所示,存在在下部侧粘接衬垫材料 13 的情况。衬垫材料主要多使用音速为 2000 ~ 3000[m/s] 的树脂或金属。和第 2 实施方式相同,由于相干频率由基板 1 的横波音速和所接触的材料音速决定,因此,若改变接触的材料则最适当的基板厚度也发生变化。

[0112] 在图 15 中,在曲线 120 上,示出了设辐射声能的媒介物为衬垫材料(音速 = 2500[m/s])时的相干频率和基板厚度的关系。在媒介物为衬垫材料的情况下,相干频率被设为 3[MHz] 时的基板厚度约为 150[μm]。若假设最常使用的换能器的带域为大概 1 ~ 20[MHz],则根据本发明,从图 15 可知,基板厚度进入 12[μm] 到 440[μm] 的范围。各个 CMUT 的收发灵敏度带域下的最适当值按照本发明的基板厚度决定顺序,设定为相干频率重叠于 CMUT 的灵敏度带域即可。

[0113] [第 4 实施方式]

[0114] 在第 3 实施方式中,假设了衬垫材料直接和基板密切接触的状态。但是,如图 16 所示,通过某粘接剂 14 来粘接基板和衬垫材料的情况较多。此时,由于横波的向衬垫材料的能量辐射是经由粘接材料而进行的,因此,基板厚度的最适当值变成和第 3 实施方式稍不同的值。粘接层的厚度通常为数 μm 到数十 μm ,另外,其音速为 1000 ~ 2000[m/s] 程度的情况较多。此时 10[MHz] 的波长成为 100 ~ 200[μm]。因此,粘接层的厚度相对于粘接层内部的纵波而言并不能说是充分薄。在相对于波长并非充分薄的情况下,在声学上就不能无视,粘接层作为媒介物发挥功能。因此,在经由粘接剂将衬垫材料粘接于基板上的情况下,粘接材料的音速较为重要。如第 2 实施方式以及第 3 实施方式所述那样,由于水的音速为 1500[m/s] 程度,另外,衬垫材料的音速为 2000 ~ 3000[m/s] 程度,因此,粘接材料的音速取它们的中间的值。因此,最适当的基板厚度包含于水的情况和衬垫材料的情况之间。若按照本发明的顺序,进行和上述第 1 实施方式到第 3 实施方式同样的计算,大致 15 ~ 300[μm] 对于横波能量的辐射而言成为期望的基板厚度。

[0115] [第 5 实施方式]

[0116] 在本发明中,如图 17 所示,能在 CMUT 下部侧安装电子电路 15。在与 CMUT 接触的部分的电子电路的材质为一般的塑料基板的情况下,由于音速为上述实施方式 3 或实施方式 4 所记载的粘接剂或衬垫材料的程度,因此,最适当基板厚度也成为第 3 实施方式或第 4 实施方式程度。另一方面,在通过半导体加工来直接在基板正下方来构筑电子电路的情况下,电子电路的音速和硅基板接近,成为相当的高速(例如 8000[m/s])。这种情况下,由于相干频率没有收于通常的 CMUT 的收发灵敏度带域内,因此,只能是横波能量的大部分从前面辐射。这种情况下,最适当基板厚度成为第 1 实施方式或第 2 实施方式所记载的值。

[0117] 另外,如图 18 所示,电子电路 15 不直接接触基板而能隔着衬垫材料 13 配置。这种情况下,理所当然,用于使横波衰减的最适当的基板厚度将成为和第 3 实施方式或第 4 实施方式相同程度的值。

[0118] [第 6 实施方式]

[0119] 在上述的第 1 实施方式到第 5 实施方式中,仅叙述了单一的声媒介物和基板的关系

系。但是,作为探头而使用的 CMUT 的前面以及背面的两侧都接触声媒介物的情况较多。这种情况下,横波的能量辐射到前面和背面。在前面和背面的声媒介物不同的情况下,特别是音速不同的情况下,当然地,对于前面和后面而言,最适当的基板厚度不同。在下面提出了这样的 CMUT 与多个声媒介物接触时的基板厚度的设定方法。在图 19 表示本实施方式的概念图。在 2 个不同的声媒介物接触 CMUT 的前面以及背面时,分别用 $\eta_1(f)$ 以及 $\eta_2(f)$ 来表示各自的对声媒介物的横波的能量辐射效率。在各个声媒介物的音速不同的情况下,各个相干频率 f_{c01} 以及 f_{c02} 也不同,其结果,与收发灵敏度 $G(f)$ 程度的范围也不同。这种情况下,从横波能量的辐射效率最大化的观点出发,期望满足以下的条件。

[0120] [数 8]

$$[0121] \quad F = \sum_N \int \{\eta_N(f) \times G(f)\} df \rightarrow \max \quad \dots (15)$$

[0122] 在此, N 是与基板接触的声媒介物的编号 ($N = 1, 2, \dots$), $\eta_N(f)$ 是对各个声媒介物的横波能量的辐射效率, $G(f)$ 是 CMUT 探头的收发灵敏度。在满足式 (15) 时,能从基板最有效率地辐射对摄像带来影响的横波能量。

[0123] [第 7 实施方式]

[0124] 在第 6 实施方式中,多个相干频率不一定全部同时进入 CMUT 的收发灵敏度带域内。这种情况下,应当优先使背面材料侧的相干频率进入到灵敏度带域内。这是由于辐射到前面的横波能量从摄像对象物内的某个反射源作为音而反射能量,从而成为非需要的信号分量的可能性较高。因此,在前面以及背面相干频率较大地不同、两者同时未收于 CMUT 的收发灵敏度带域内的情况下,根据式 (13),按照使与摄像对象物相反的与基板的背面接触的媒介物所对应的相干频率成为最适当的方式来设定基板厚度。

[0125] 符号的说明

[0126] 1 基板

[0127] 2 下部电极

[0128] 3A 上部电极

[0129] 3B 上部电极

[0130] 3C 上部电极

[0131] 4 绝缘膜

[0132] 5 振动膜

[0133] 6 媒介物

[0134] 7 空隙层

[0135] 8 支撑壁

[0136] 9 衬垫材料

[0137] 10 静电容型微机械超声波换能器

[0138] 12 前面媒介物

[0139] 13 背面材料(衬垫材料)

[0140] 14 粘接剂

[0141] 15 电子电路

[0142] 30 连接部

- [0143] 31 引出线
- [0144] 32 上部电极连接垫
- [0145] 33 下部电极连接垫
- [0146] 40 收发切换开关
- [0147] 41 电压限制器
- [0148] 42 电源
- [0149] 43 发送放大器
- [0150] 44 接收放大器
- [0151] 45 直流电源
- [0152] 46 D/A 变换器
- [0153] 47 A/D 变换器
- [0154] 48 发送波束形成器
- [0155] 49 接收波束形成器
- [0156] 50 控制部
- [0157] 51 信号处理部
- [0158] 52 扫描变换器
- [0159] 53 显示部
- [0160] 54 用户界面
- [0161] 70 假像区域
- [0162] 80 通过横波对媒介物的声放射而形成的声波的波面
- [0163] 91 灵敏度带域
- [0164] 100 相干频率和基板厚度的关系（媒介物为声透镜）
- [0165] 110 相干频率和基板厚度的关系（媒介物为水）
- [0166] 120 相干频率和基板厚度的关系（媒介物为衬垫材料）
- [0167] 210 声透镜
- [0168] 220 声匹配层
- [0169] 240 导电性膜
- [0170] 300 超声波换能器阵列
- [0171] 400 焦点
- [0172] 2000 :超声波探头（探针）
- [0173] $G(f)$ 灵敏度频率特性
- [0174] $\eta_A(f)$ 相干频率在灵敏度带域的低频截止附近的横波能量辐射效率特性
- [0175] $\eta_B(f)$ 相干频率在灵敏度带域的高频截止附近的横波能量辐射效率特性
- [0176] $F(f)$ 横波能量辐射的评价函数
- [0177] $\eta_1(f)$ 相对于媒介物 1 的相干频率
- [0178] $\eta_2(f)$ 相对于媒介物 2 的相干频率

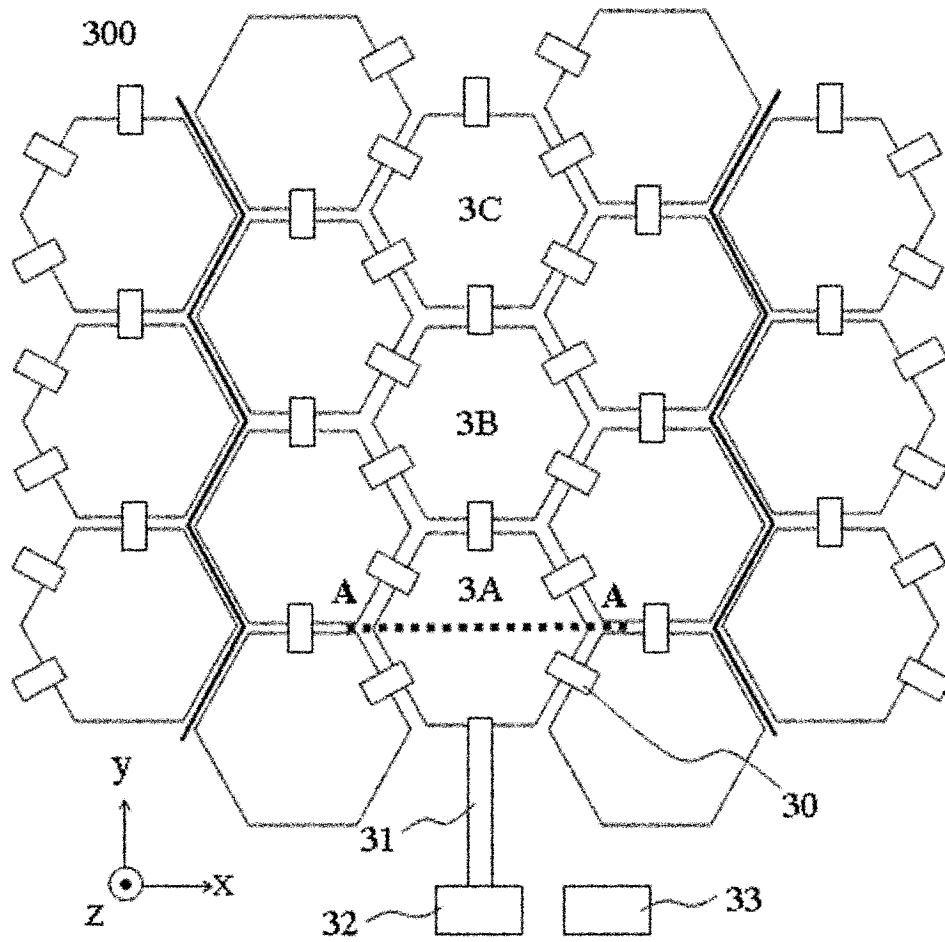


图 2

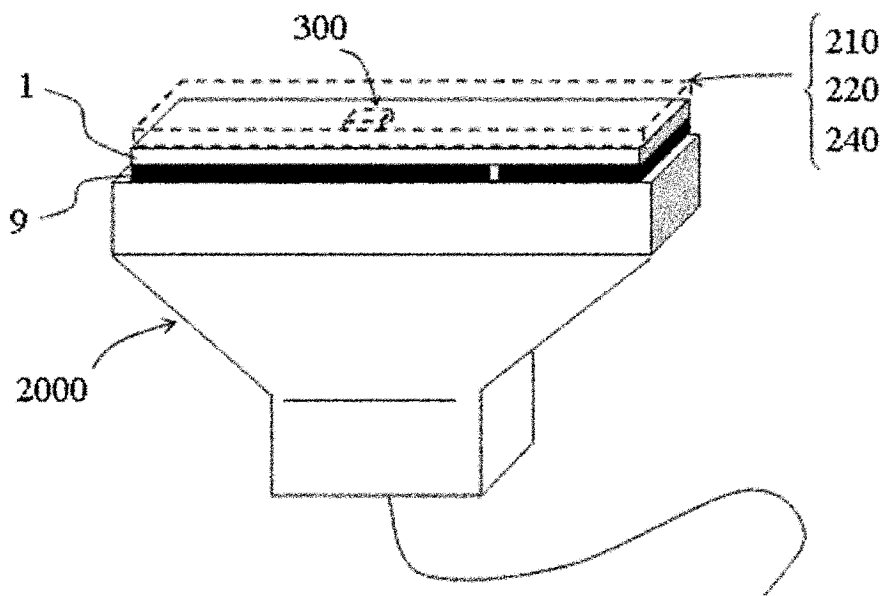


图 3

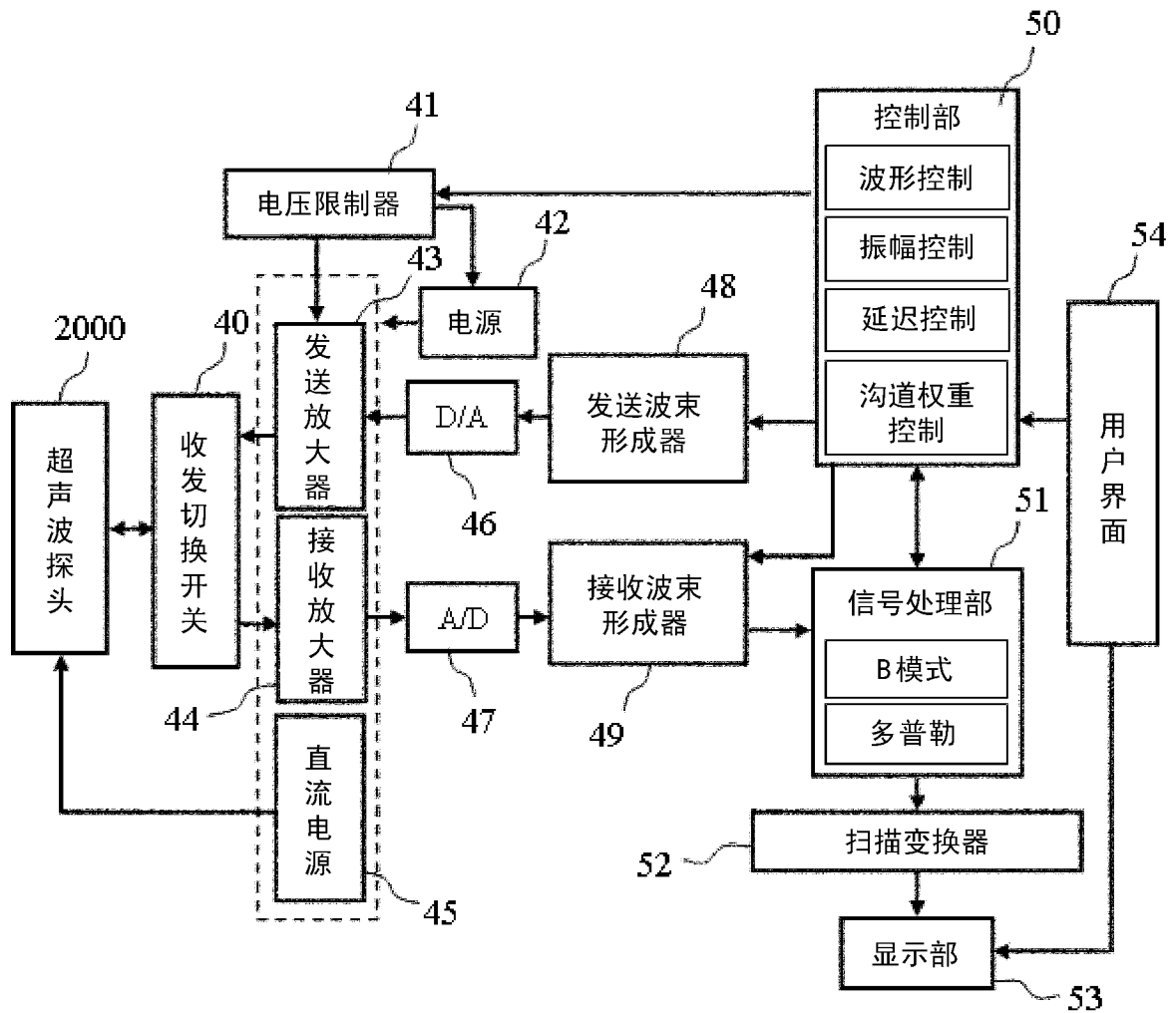


图 4

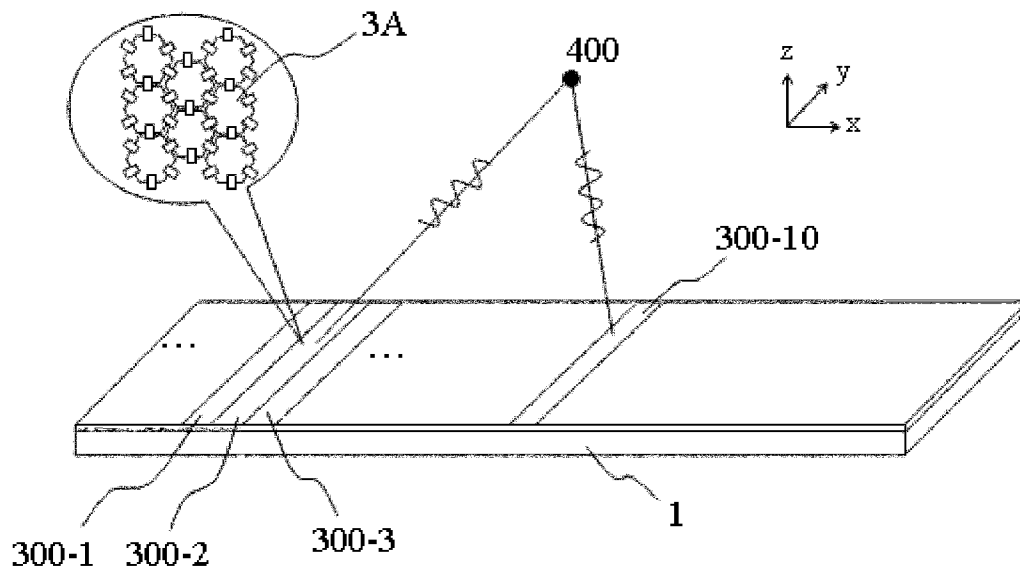


图 5

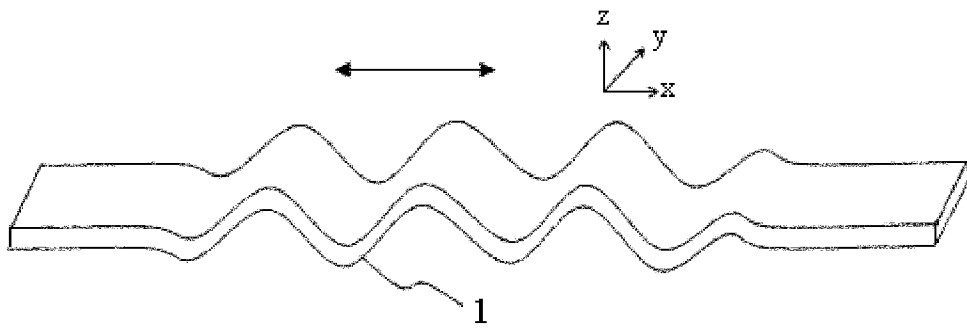


图 6

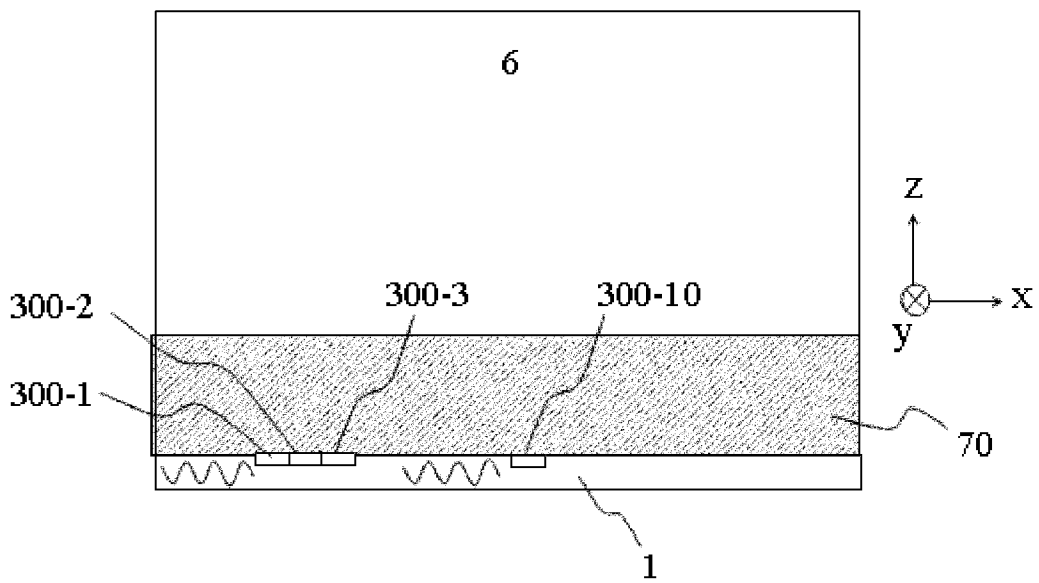


图 7

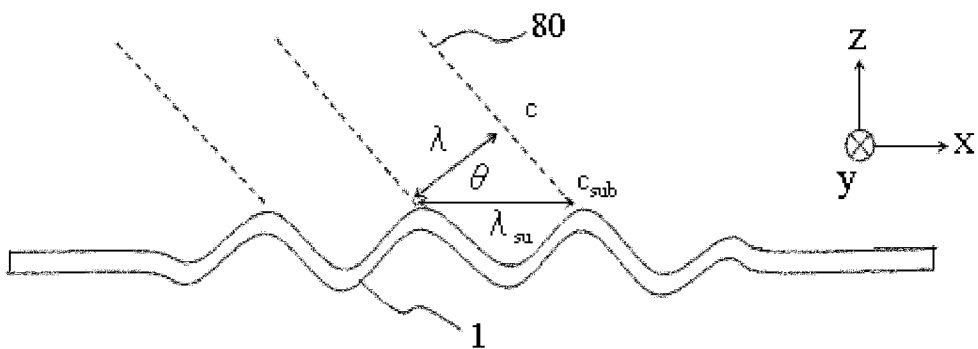


图 8

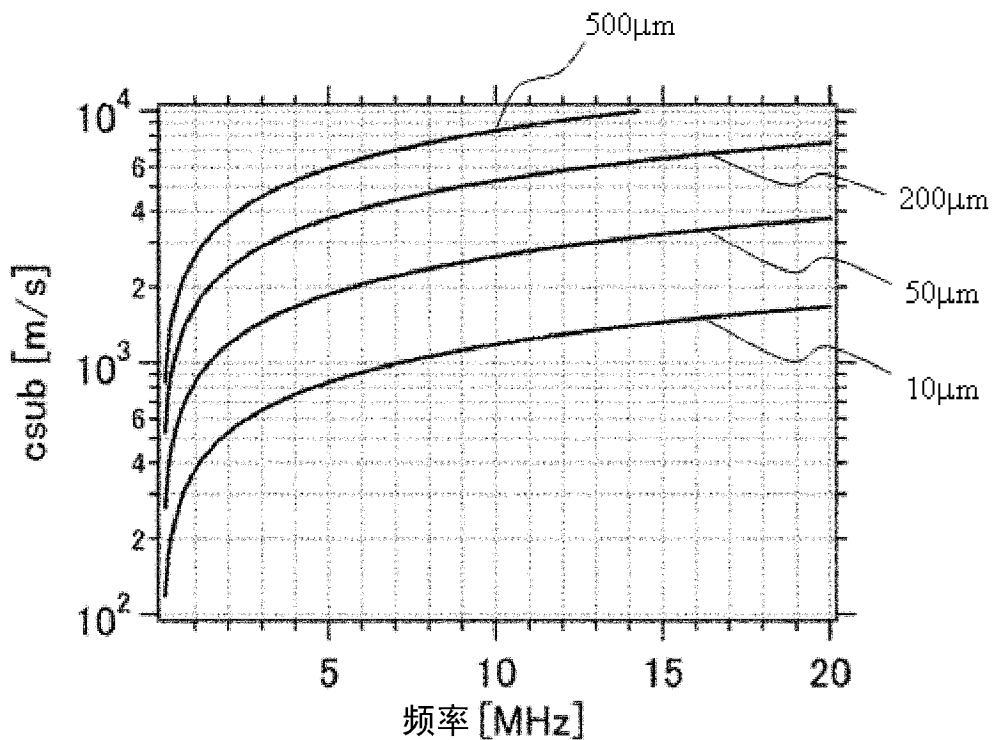


图 9

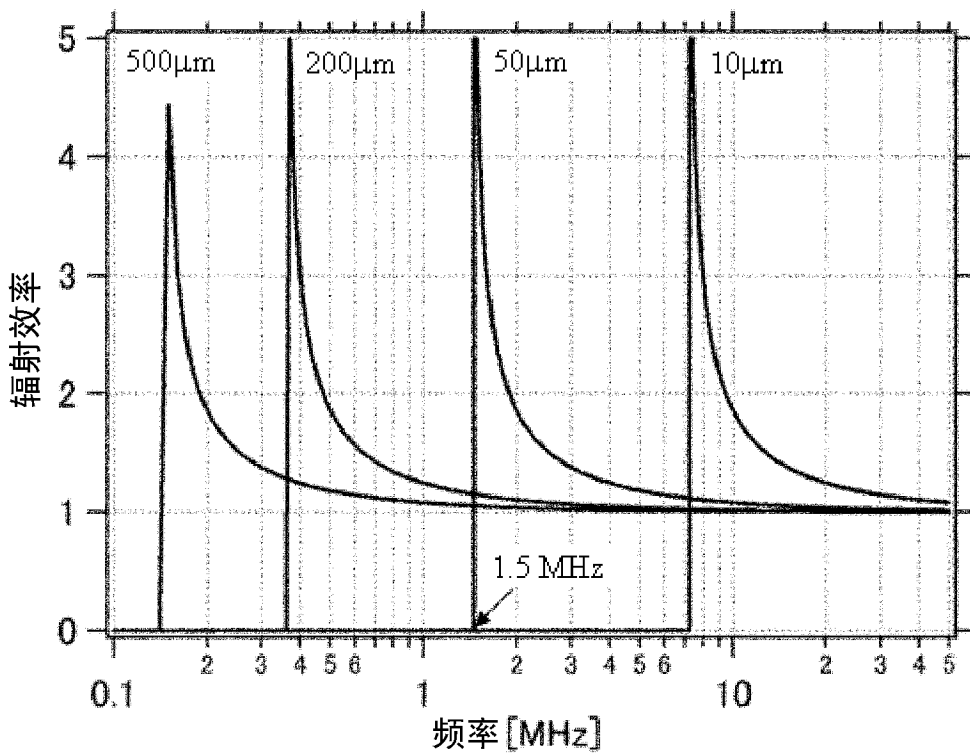


图 10

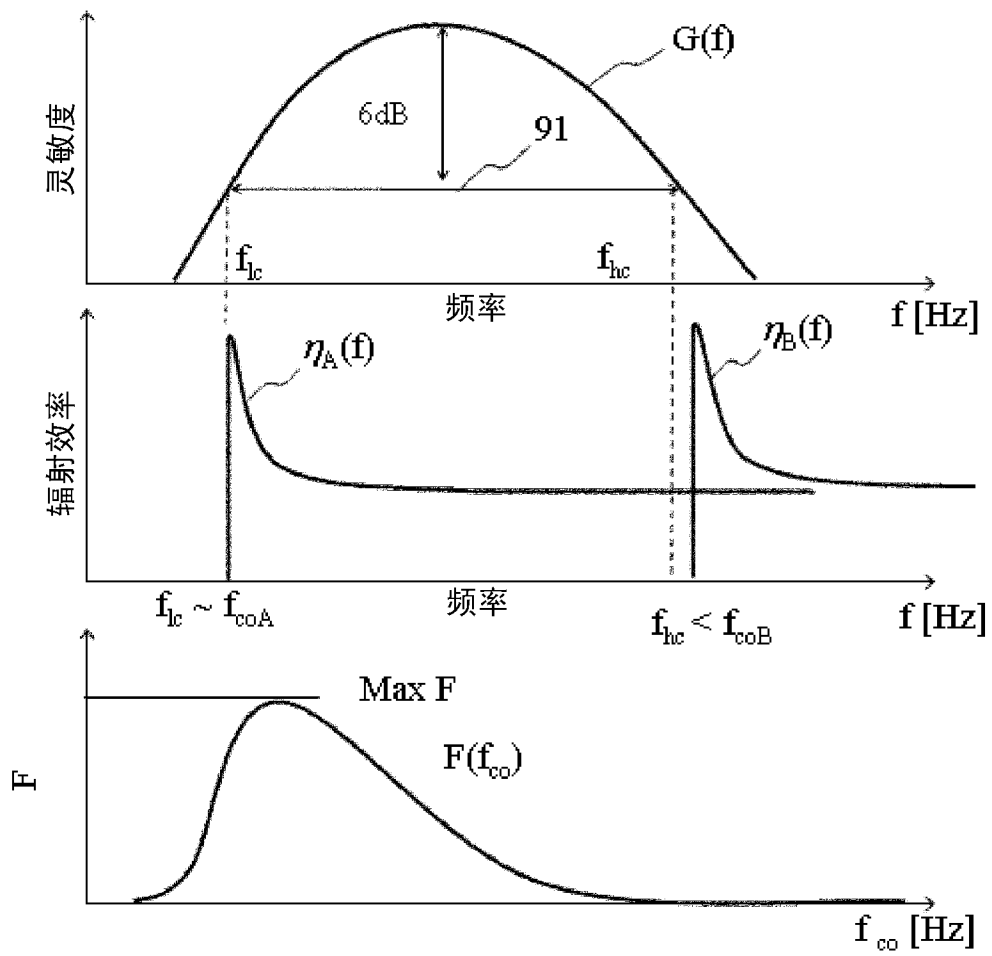


图 11

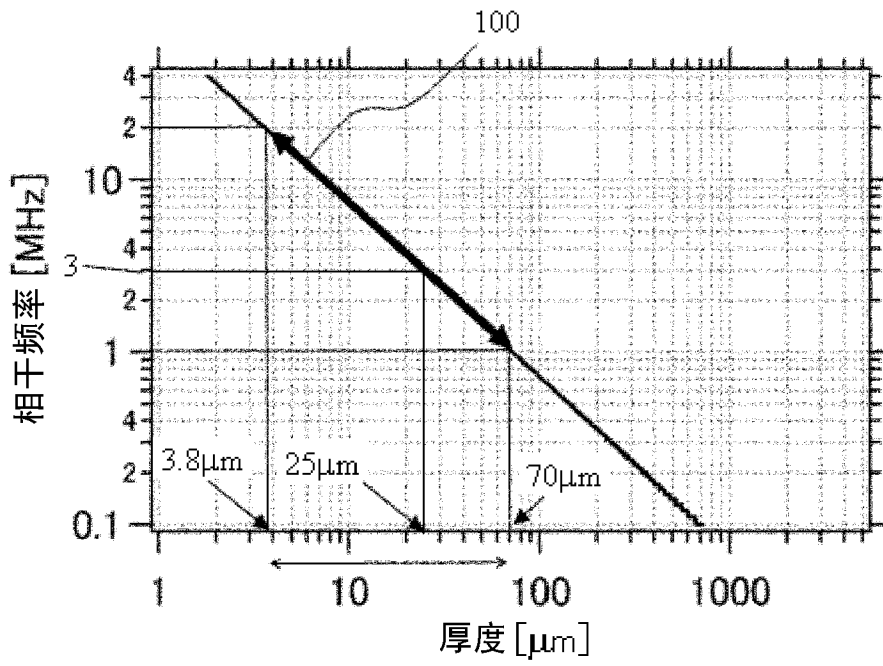


图 12

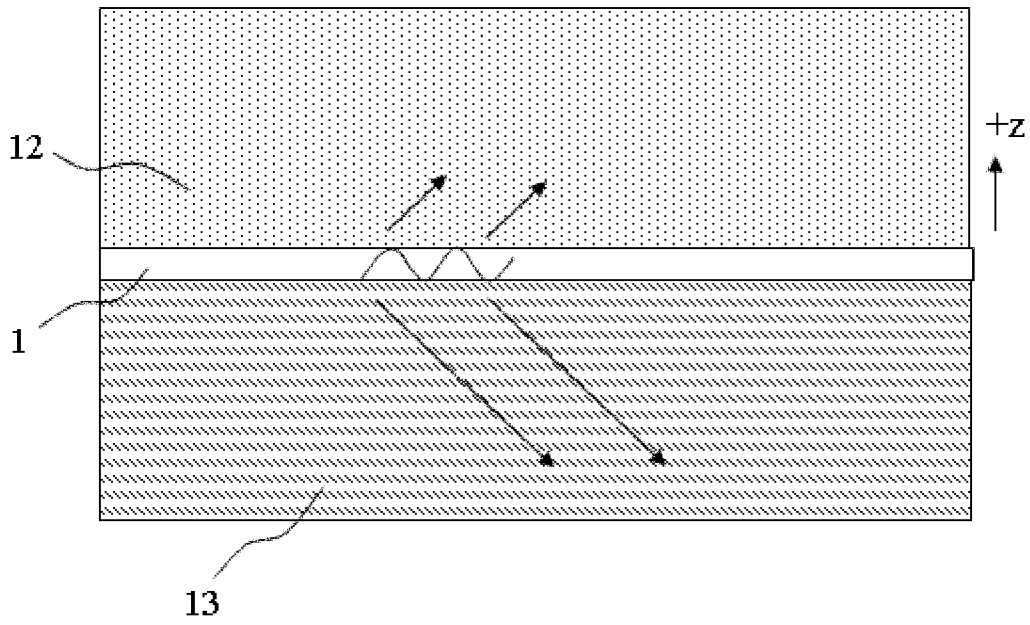


图 13

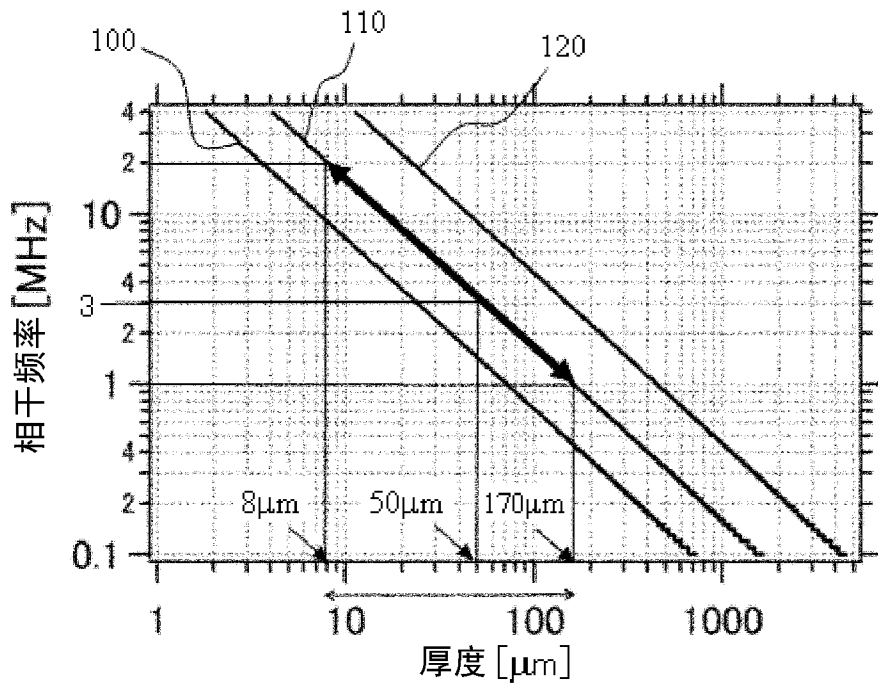


图 14

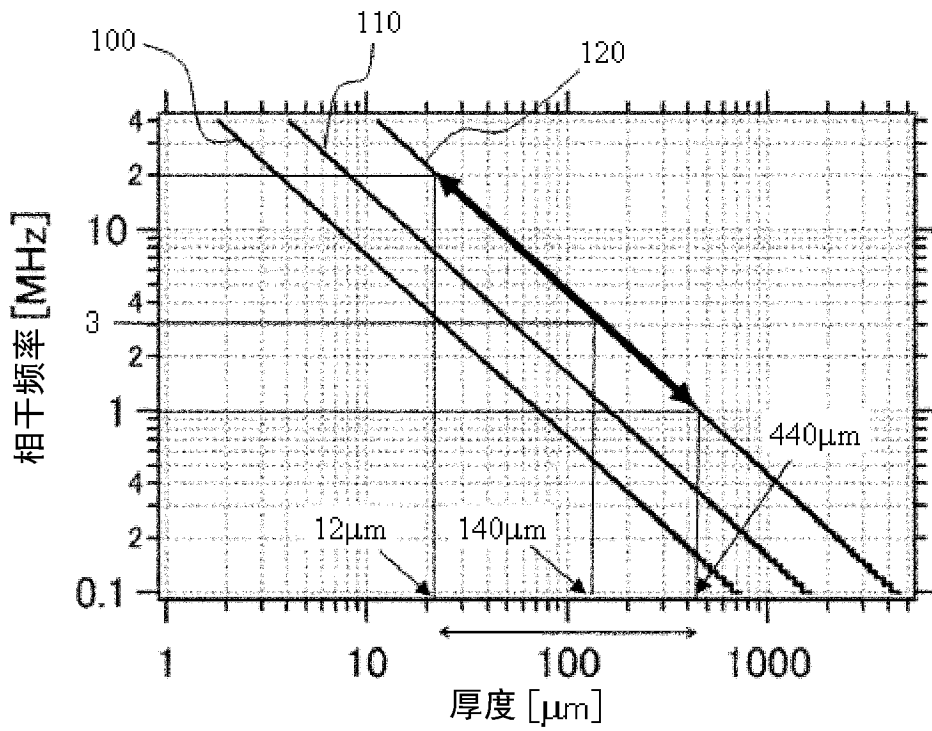


图 15

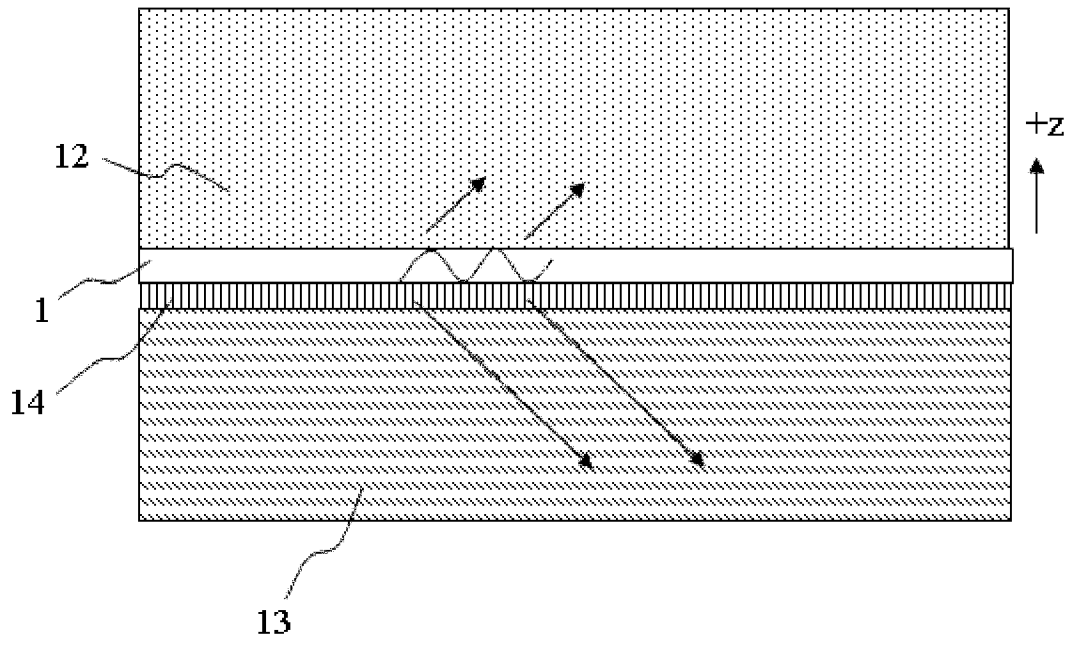


图 16

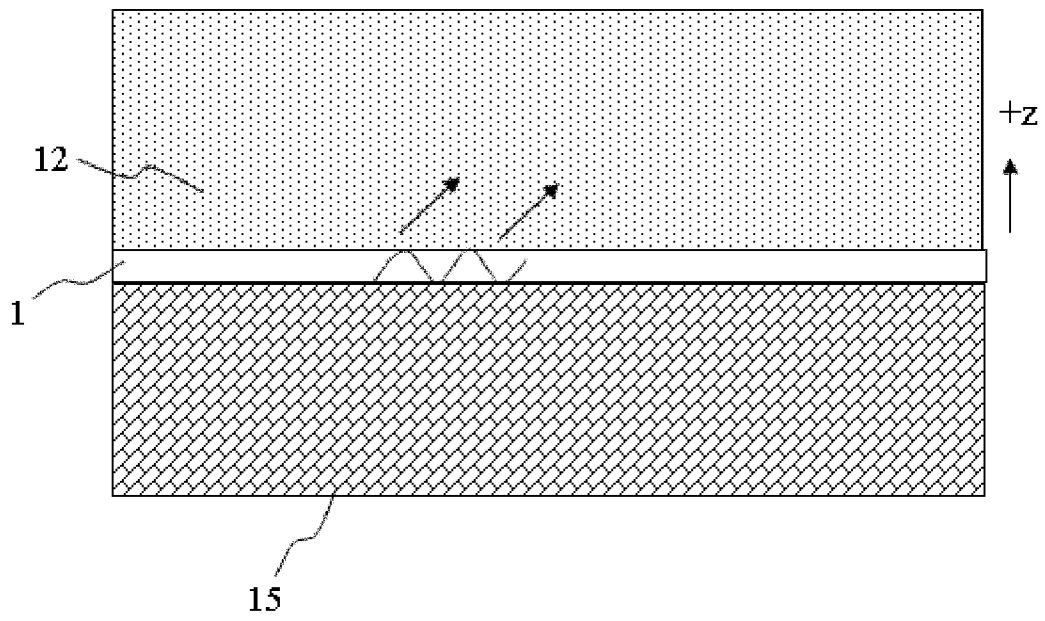


图 17

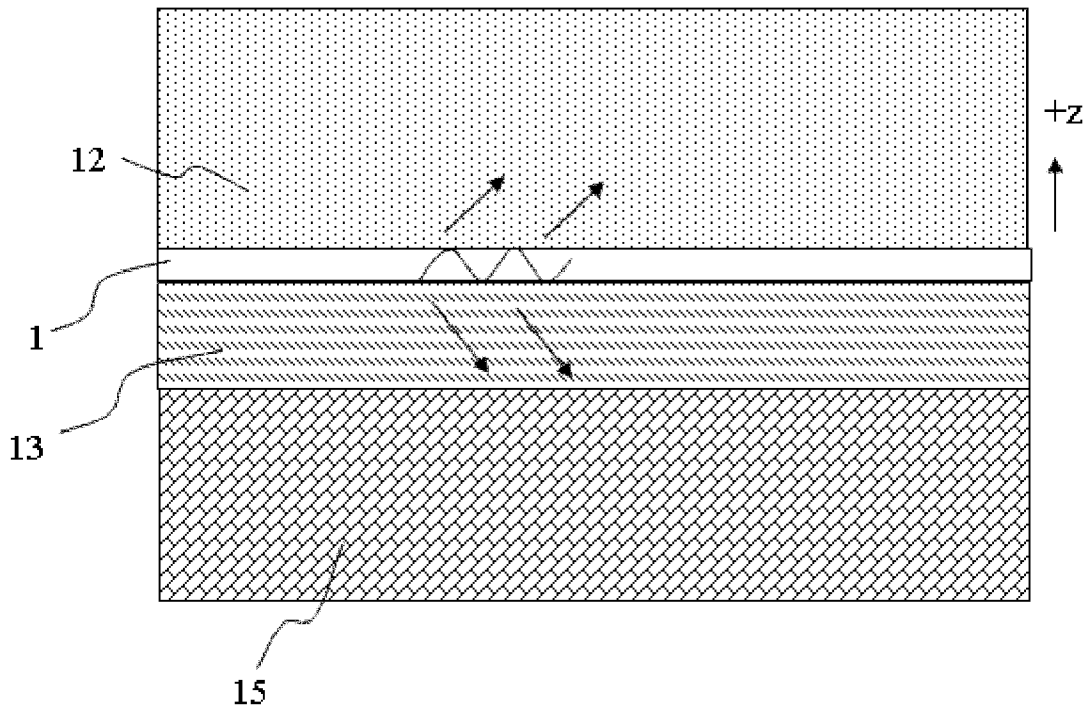


图 18

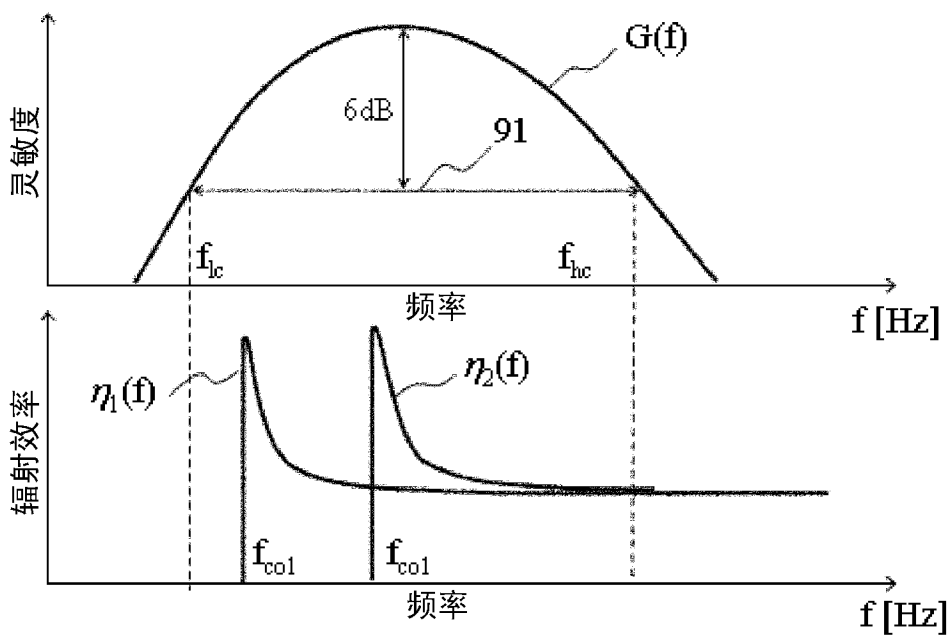


图 19

专利名称(译)	超声波探头以及超声波摄像装置		
公开(公告)号	CN102405653A	公开(公告)日	2012-04-04
申请号	CN201080017042.6	申请日	2010-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
[标]发明人	田中宏树 东隆		
发明人	田中宏树 东隆		
IPC分类号	H04R19/00 A61B8/00 H04R1/40		
CPC分类号	G10K9/121 A61B8/4281 B06B1/0292 A61B8/485		
代理人(译)	樊建中		
优先权	2009103271 2009-04-21 JP		
其他公开文献	CN102405653B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

降低由在静电容型微机械超声波换能器的基板上产生的横波所引起的假像。将超声波换能器的基板厚度设定为最适当的范围，有效率地将超声波换能器的灵敏度带域(91)内的横波能量辐射到外部来衰减横波，谋求降低超声波摄像中的假像。

