



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102577436 B

(45) 授权公告日 2015.02.11

(21) 申请号 201080033159.3
 (22) 申请日 2010.08.11
 (30) 优先权数据
 2009-215755 2009.09.17 JP
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2012.01.20
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/JP2010/063607 2010.08.11
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02011/033887 JA 2011.03.24
 (73) 专利权人 株式会社日立医疗器械
 地址 日本东京都千代田区外神田四丁目14
 番1号
 (72) 发明人 田中宏树 町田俊太郎
 (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 张宝荣

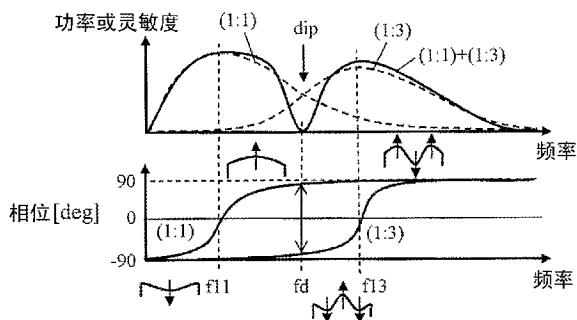
(51) Int. Cl.
H04R 19/00 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
 (56) 对比文件
 CN 101238754 A, 2008.08.06,
 CN 101238754 A, 2008.08.06,
 CN 101006361 A, 2007.07.25,
 US 2005200242 A1, 2005.09.15,
 US 2004266362 A1, 2004.12.30,
 审查员 汪辉

权利要求书2页 说明书11页 附图11页

(54) 发明名称
 超声波探头及超声波摄像装置

(57) 摘要

本发明提供一种超声波探头及超声波摄像装置,可降低因在静电电容式微型超声波换能器的微囊形状具有各向异性时产生的高次振动模式引起的不必要的响应。在将构成静电电容式微型超声波换能器的振动膜的长的方向(1)和短的方向(w)之比设为代表纵横比(1/w)的情况下,将代表纵横比设定成使在探头的收发频带宽度内不形成6dB以上的下降(dip)的值。或者,将代表纵横比的值设定成使存在奇数个腹部数的振动模式的频率除以基本模式频率后而得到的值为2以下的振动模式的数目有6个以上的值。



1. 一种超声波探头,由静电电容式微型设备形成,所述静电电容式微型设备具有具备第 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被从所述基板立起的支撑壁固定在所述基板上,在所述基板和所述振动膜之间形成空隙层,并且所述静电电容式微型设备是从所述振动膜的中心到固定所述振动膜的周缘部为止的距离不均等的微囊形状,所述超声波探头的特征在于,

将所述振动膜的第 1 轴方向的长度和正交于该第 1 轴的第 2 轴方向的长度之比作为代表纵横比时,所述代表纵横比的值被设定为能够在所述超声波探头的发送以及 / 或者接收的频带宽度内将局部产生的振幅下降或灵敏度下降的信号的频率的信号电平抑制成小于规定值的值,

将所述代表纵横比的值设定为能使得所述振动膜的振动模式之中的存在奇数个腹部的振动模式的频率除以基本模式频率后得到的值为 2 以下的振动模式的数目有 6 个以上的值,

所述代表纵横比为“8”以上。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

将所述代表纵横比的值设定为能使得在所述超声波探头的发送或接收频带内不形成 6dB 以上的下降的值。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

将所述代表纵横比的值设定为能使得在所述超声波探头的发送或接收频带内不形成 3dB 以上的下降的值。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

将所述代表纵横比设定为能使得发送声波或接收信号的振铃电平为 50dB 以下的纵横比。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

将所述代表纵横比设定为能使得发送声波或接收信号的振铃电平为 25dB 以下的纵横比。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

该超声波探头具有排列了多个所述静电电容式微型设备的超声波探头阵列。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波探头,其特征在于,

所述代表纵横比被设定为大于或等于基于必要的最小限度的动态范围 (DR)、和收发包络的最大点与振铃电平之差 (DE) 而算出的比。

8. 一种超声波摄影装置,其特征在于,具有:

权利要求 1 所述的超声波探头;

直流电源部和交流电源部;

发送波束形成器,其是从所述超声波探头发送超声波波束的机构;

接收波束形成器,其从所述超声波探头接收到的超声波信号形成接收波束;

信号处理部,其处理来自所述接收波束形成器的信号;和

显示机构,其显示与所述信号处理部的处理结果相应的图像数据。

9. 根据权利要求 8 所述的超声波摄影装置,其特征在于,

将所述代表纵横比的值设定为能使得在所述超声波探头的发送或接收频带内不形成

6dB 以上的下降的值。

10. 根据权利要求 8 所述的超声波摄影装置,其特征在于,
将所述代表纵横比的值设定为能使得在所述超声波探头的发送或接收频带内不形成
3dB 以上的下降的值。

超声波探头及超声波摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波探头及超声波摄像装置,例如涉及使用了静电电容式微型设备的超声波探头及超声波摄像装置。

背景技术

[0002] 超声波换能器(transducer) 是进行可听域(约 20Hz ~ 20kHz) 以上的声波的放射及接收的设备,被广泛应用于医疗及非破坏性检查等。现在,作为超声波换能器被最广泛利用的设备是以 PZT(Lead Zirconate Titanate: 锆钛酸铅) 为代表的压电设备(piezoelectric devices)。但是,近年来,随着利用了不同于被称为静电电容式微型超声波换能器(CMUT:Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers, 以下称为 CMUT) 的压电型的工作原理的超声波设备的开发而逐渐实用化。CMUT 是应用半导体技术而制作的。通常,在由硅等半导体工艺中用到的构件而制成的基板上埋入电极材料(有时基板本身为电极),用振动膜周围的支撑壁等固定并形成微细(例如 50 μ m) 且薄(例如几 μ m) 的振动膜。在振动膜与基板之间设有空隙,以使振动膜可振动。在该振动膜内也埋入电极材料。因为这样配置了独立于基板和振动膜的电极,因而基板和振动膜作为静电电容(电容器:capacitor) 发挥功能。通过对两电极施加电压(通常预先施加偏置电压),由此作为超声波换能器而动作。如果对两电极施加交流电压,则电极之间的静电力发生变化,振动膜振动。此时,如果有与振动膜相接之类的媒介,则振动膜的振动作为声波在媒介内进行传播。即、能够放射声音。相反地,如果声波传到振动膜,则振动膜与之相应地进行振动,因为两电极之间的距离发生变化,因而在两电极之间流过电流,或者两电极之间的电压发生变化。通过取出该电流或电压等电信号,从而能够接收声波。

[0003] 作为确定超声波换能器性能的重要指标,有被发送的声压和接收灵敏度。为使声压和接收灵敏度增加,振动的面积越大越好。振动的面积依存于振动膜的形状。在振动膜的形状为圆形、正方形或正六边形的情况下,由于膜被固定在距离周围几乎均等的距离处,因而只有振动膜的中心附近能够振动。为此,在实际效果上,只能有效利用空隙面积的 30 ~ 40% 左右。另一方面,在采用如细长的长方形(矩形)膜的情况下,受周围限制的程度得到缓和,较之圆形等情况可位移于平坦处。此时,约 60% 的面积有效振动。因此,从提高声压和接收灵敏度的观点出发,优选细长的长方形。但是,若设为长方形膜这样的某一程度的细长形状的话,则产生特有的高次振动模式。膜产生的各种振动模式对声学特性例如放射声压、频率特性、脉冲特性有影响,因而振动模式的控制极其重要。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1: 美国专利第 6, 359, 367 号说明书

[0007] 非专利文献

[0008] 非专利文献 1: Formulas for natural frequency and mode shape, Robert D. Blevins, ISBN 1-57524-184-6

发明概要

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 对 CMUT 的振动膜可激发各种振动模式。通常,在超声波换能器的使用上,不计其数的振动模式之中的被称为基本模式的膜整体以相同相位进行振动的模式为优选。其原因在于,由于膜整体以相同相位进行动作,因而能够最有效地转换声和电。在被称为高次模式的膜中可形成多个成为腹部的部分这样的模式的情况下,在振动膜内振动的相位可有 180 度不同。在这种模式中,在放射声音的情况下,虽然要在振动膜的某一区域中在压缩与振动膜相接的媒介的方向上进行振动而放射正压(压缩波),但是同时要在膜的其他区域中将媒介膨胀而放射负压(膨胀波),因而正负的声音会抵消,实际要放射的声压下降。接收的情况也同样地,针对输入的声压,若能形成膜进行位移的方向相反的区域,则由于接收电流或电压的正负相互抵消,故灵敏度下降。

[0011] 这种现象在各个振动模式下不是问题,但因单独的振动模式之间的干扰也会有影响。一般地,在放射能量的一些媒介与振动膜相接的情况下,各个振动模式具有某一程度的频带宽度。因此,存在基本模式的频带和高次模式的频带相重叠的区域。此时,产生基本模式的相位和高次模式的相位不一致的频率,基于与前述同样的机构产生了放射声压、灵敏度的劣化。因此,为了扩宽可使用的频带,必须考虑振动模式之间的干扰。

[0012] 另一方面,膜的振动模式依存于膜的形状和边界条件。在采用从膜的中心到限制膜的支撑壁为止的距离视为均等的形状的情况下,例如在被广泛利用的圆形、正六边形这样的正多边形中,基本模式和高次模式的谐振频率始终为固定比率。因此,若确定出形状,则频率特性就唯一地确定。另一方面,在从膜的中心到周围的支撑壁为止的距离不等、具有各向异性的情况下,例如膜形状为细长的长方形的情况下,被激发的振动模式的频率因该振动膜的长的一方的长度相对于短的一方的宽度之比(长短的代表长度的纵横比(代表纵横比)),在长方形的情况下为纵横尺寸比)而变得大不相同。因此,为了确保可使用的频带宽度,需要适当设定膜的代表长度的纵横比。

发明内容

[0013] 本发明的目的在于,即便在静电电容式微型设备的振动膜的形状是从膜中心到限制膜的支柱为止的距离不具有各向同性的情况下,也可降低因各个振动模式或振动模式之间的干扰引起的对声学特性的影响。

[0014] 用于解决课题的手段

[0015] 在长方形膜所代表的振动膜呈某一程度的细长的形状的情况下,考虑对在振动膜的长的方向和短的方向中所激发的振动模式进行分离。在由振动膜短的一侧的方向的宽度所决定的振动模式之中最低的频率为基本模式的谐振频率。另一方面,虽然振动膜长的方向的振动模式频率通常比基本模式的谐振频率高,但是随着其长度相对于短的方向的宽度变长(长短的纵横比变大),高次模式的谐振频率逐渐接近基本模式的谐振频率。在有限的纵横比的情况下,在基本模式的频带内存在因与高次模式的干扰导致灵敏度显著下降的点。另一方面,在纵横比无限长的情况下,在振动膜长的方向上被激发的所有高次模式的谐振频率收敛于基本模式频率。此时,由于模式之间的干扰全部相互地抵消,因而与只有基本

模式进行振动的状态等效。实际的振动膜无法制成无限的纵横比。但是,通过将纵横比设定得比某值大,从而能够制成在利用上可视为与无限的纵横比等同的状态。此时,由于能够抑制因模式之间干扰而产生的局部灵敏度下降的区域,故在实用上能够实现更宽的宽频带特性。

[0016] 因此,本发明在从振动膜的中心到支撑壁为止的距离不均等的情况下,将振动膜的第 1 轴方向的长度和正交于该第 1 轴的第 2 轴方向的长度之比(代表纵横比)设定成:在超声波探头的发送以及/或者接收的频带宽度内将局部产生的振幅下降或灵敏度下降的频率的信号电平抑制成小于规定值的值。

[0017] 本发明的超声波探头是具备静电电容式微型设备和与该静电电容式微型设备相接的至少一个以上声学媒介的超声波探头,所述静电电容式微型设备包括具备第 1 电极的基板和具备第 2 电极的振动膜,振动膜的周缘部被从基板立起的支撑壁固定在基板上,在基板与振动膜之间形成空隙层,所述超声波探头的特征在于,将超声波探头的振动膜的代表尺寸中的短的方向相对于长的方向之比设定成在使用灵敏度频带内不使声学性能产生劣化的值以上。

[0018] 发明效果

[0019] 本发明能够实现可抑制因高次振动模式引起的不必要的响应、能在更宽频带内使用的超声波探头。

附图说明

[0020] 图 1 是静电电容式微型超声波换能器的剖面示意图。

[0021] 图 2 是静电电容式微型超声波换能器阵列的俯视示意图(长方形)。

[0022] 图 3 是静电电容式微型超声波换能器阵列的俯视示意图(正六边形)。

[0023] 图 4 是使用了静电电容式微型超声波换能器的超声波探头的外观图。

[0024] 图 5 是表示超声波摄像装置的系统结构例的图。

[0025] 图 6 是表示正六边形微囊 CMUT 的振动模式的图。

[0026] 图 7 是表示正六边形微囊 CMUT 的阻抗的图。

[0027] 图 8 是表示长方形微囊 CMUT 的振动模式及阻抗的图。

[0028] 图 9 是表示长方形微囊 CMUT 的振动模式频率的图。

[0029] 图 10 是表示存在多个振动模式时的 dip 形成机构的图。

[0030] 图 11 是表示长方形微囊 CMUT 及六边形微囊 CMUT 的发送增益及脉冲响应的图。

[0031] 图 12 是表示多个振动模式频率间隔变窄时的 dip 形成机构的图。

[0032] 图 13 是表示 CMUT 的频率特性和 dip 的图。

[0033] 图 14 是表示包络的主脉冲和振铃(ringing)(尾引き:tailing)的关系的图。

[0034] 图 15 是表示包络的主脉冲和振铃(尾引き:tailing)的电平差(动态范围)的纵横比依存性的图。

[0035] 图 16 是表示以长方形为基准的各种微囊形状的图。

具体实施方式

[0036] 以下,对本发明的实施方式进行说明。此外,后述的微囊(micro cell)构造及装置

结构的内容只是一个例子,通过实施方式和已知技术的组合、置换也能实现其他实施方式。

[0037] 第 1 实施方式

[0038] 图 1 是第 1 实施方式的 CMUT(10) 的垂直剖视图,图 2 是其俯视图。图 2 中的 AA 剖面相当于图 1。另外,为了便于说明,将 CMUT(10) 发送超声波的方向也就是图 1 的上方及相对于图 2 纸面垂直向上方向设为 z 方向。此外,将图 1 及图 2 的右手方向设为 x 方向,将相对于图 1 纸面垂直向下方向及图 2 的上方向设为 y 方向。

[0039] 如图 1 及图 2 所示,该 CMUT(10) 在由单晶硅等绝缘体或半导体构成的平板上的基板 1 上形成由铝或钨等导电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。有时硅基板也兼作下部电极。振动膜 5 的周缘部被从基板立起的支撑壁 8 固定在基板上,在振动膜 5 与基板 1 之间形成了周围被支撑壁 8 密闭的空隙层 7。在振动膜 5 中配置了被绝缘膜 4 覆盖的上部电极 3。上部电极 3 在向下部电极 2 与上部电极 3 之间施加电压时,因静电力而位移至基板侧。为了防止该位移过剩而导致上部电极 3 与下部电极 2 接触时导通,优选由绝缘膜 4 覆盖下部电极 2 的上部或者上部电极 3。在实际使用 CMUT 的情况下,振动膜 5 的表面通常与空气或水等之类传播超声波的声学媒介 6 相接触。另外,在基板 1 之下粘结以声音衰减为目的的背面材料(支持材料)9。

[0040] 如果将图 1 示出的 CMUT(10) 设为 1 个元件,则图 2 是表示同样的无数元件排列成阵列状的 CMUT 阵列 300。这样,CMUT 不仅能使用一个元件,也能并行使用多个元件。另外,也能由连接器部 30 将多个元件的上部电极彼此(图 2 中的 C1、C2) 之间电连接,作为一个通路(channel) 进行使用。通常,向电路连接上部电极 3 是经由引出线 31 由上部电极连接垫片 32 进行连接。同样地,下部电极也能通过下部电极连接垫片 33 与电路进行连接。

[0041] 另外,本实施方式的振动膜 5 及上部电极 3 以相同尺寸的长方形进行描绘。但是,在本发明中,这些形状或尺寸不一定需要为图 2 那样的长方形,例如也可以是图 3 所示的其他多边形。此外,构成 CMUT 阵列 300 的振动膜 5 及上部电极 3 的尺寸也不一定需要全部都固定。即、尺寸不同的振动膜 5 及上部电极 3 也可同时混合在 CMUT 阵列 300 内。

[0042] 基板 1、下部电极 2、振动膜 5、支撑壁 8、绝缘膜 4 及上部电极 3 是由能以半导体工艺技术加工的材料进行制造的。例如,可使用美国专利第 6,359,367 号说明书记载的材料。作为例示,有硅、蓝宝石、所有形式的玻璃材料、聚合物(聚酰亚胺等)、多晶硅、氮化硅、氮氧化硅、金属薄膜(铝合金、铜合金或钨等)、旋涂玻璃(SOG:spin-on-glass)、可植入(implantable) 掺杂剂或扩散掺杂剂、以及由氧化硅和氮化硅等构成的生长薄膜。空隙层 7 的内部既可以是真空,也可以填充空气或某些气体。在稳定时(非动作时),空隙层 7 的间隔(z 方向) 主要被基板 1、振动膜 5、支撑壁 8 及上部电极 3 的刚性所维持。

[0043] 图 4 是将 CMUT 阵列 300 作为超声波探头(探测器:probe)2000 进行装配时的外观图。能在 CMUT 阵列 300 的媒介(被检体) 侧,配置使超声波束汇聚的声学透镜 210、使 CMUT 和媒介(被检体) 的声学阻抗匹配的声学匹配层 220 以及作为电屏蔽层的导电性膜 240,另外,能在背面侧(相对于媒介侧为相反侧) 设置吸收超声波传播的背面材料(支持材料)9 进行使用。

[0044] 图 5 是表示超声波摄像装置的装置结构例的图。如图 1~3 所示,各个或按每规定个数汇总后的 CMUT 元件,经由收发切换开关 40 与具备该超声波探头 2000 的超声波摄像装置的发送波束形成器 48 及接收波束形成器 49 相连接。超声波探头 2000 作为根据由电

源 42 驱动的直流电源 45、发送放大器 43 及接收放大器 44 形成超声波束的阵列而动作,被用于超声波的收发。收发的信号由控制部 50 按照目的进行控制。例如,控制部 50 执行信号的波形控制、振幅控制、延迟控制、通路权重控制等。发送信号由控制部 50 控制,在经由发送波束形成器 48、D/A 转换器 46、发送放大器 43 设定了任意波形、振幅及延迟时间的状态下,对各个微囊或约束微囊的通路的电极施加电压。此外,在避免对探头施加过大电压的目的下、或者在控制发送波形的目的下,而具备电压限幅器 41。接收信号经由接收放大器 44、A/D 转换器 47 或接收波束形成器 49 之后,由信号处理部 51 经由 B 模式断层像处理或者多普勒处理而变换成视频信号,经由扫描转换器 52 而显示于显示部 53。

[0045] 另外,图 2 示出的 CMUT 阵列 300 的排列只是一个例子,也可以是同心圆状、棋盘格 (grid) 状、不等间隔等其他排列形式。此外,排列面也可是平面状或曲面状的任意一种,其面形状也可设成圆形状或多边形状等。或者,也可将 CMUT (10) 排列成直线状或曲线状。另外,图 5 所示的一部分功能也可以搭载于超声波探头 2000 内。例如,即便收发切换开关和接收放大器等电路被组装到超声波探头 2000 中,在功能上也没有差异。

[0046] 其次,对 CMUT 的工作原理进行说明。CMUT (10) 夹持空隙层 7 和绝缘膜 4,而作为配置有下部电极 2 和上部电极 3 的可变电容器式电容器发挥功能。若对上部电极 3 施加力而向 z 方向位移,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 相结合,因而即便对振动膜 5 施加力,上部电极 3 也位移。此时,若在下部电极 2 和上部电极 3 之间施加电压而蓄积电荷,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,故在两电极之间重新产生电压。这样,若使超声波等之类造成力学位移的力向振动膜 5 传播,则该位移被变换成电信号 (电压或电流)。另外,若对下部电极 2 和上部电极 3 给予电位差,则各个不同符号的电荷被蓄积到各电极,因静电力而在电极之间产生引力,上部电极 3 位移到基板 1 侧。此时,由于上部电极 3 和振动膜 5 相结合,因而振动膜 5 也同时位移。这样,如果在振动膜上部 (z 方向) 存在空气、水、塑料、橡胶、生物体等声学传播媒介,则振动膜 5 的位移传到媒介中。通过使向电极施加的电压在时间上变动,从而位移也在时间上变动,结果放射出声音。即、该 CMUT (10) 作为具有如下功能的电声学变换元件发挥功能,即:将所输入的电信号作为超声波信号向与振动膜 5 相邻的媒介放射,另一方面,将来自媒介的超声波信号变换成电信号进行输出。

[0047] 其次,对 CMUT 的振动膜的振动模式进行说明。CMUT 的振动膜可激发各种振动模式。图 6 示出正六边形微囊的振动模式的例子。左图示出被称作基本模式的振动模式的振动形式。基本模式是膜整体以相同相位进行振动的模式 (被称为 (1 : 1) 模式)。因此,振动的腹部为一个。另一方面,右图示出在振动膜的中央附近和位于远离振动膜中央的位置处的支撑壁附近存在相位约反转 180 度的腹部 (被称为 (1 : 3) 模式)。图 7 示出上述的正六边形微囊的膜在空气中的阻抗特性。图中的低频侧的峰值为基本模式的谐振点,高频侧的峰值为 (1 : 3) 模式的谐振点。该基本模式和高次模式的谐振频率的绝对值因微囊的尺寸而发生改变,但是以基本模式的谐振频率将高次模式的谐振频率标准化后的值不发生改变。若将基本模式的谐振频率设为 f_{11} ,将 (1 : 3) 模式的谐振频率设为 f_{13} ,则 f_{13}/f_{11} 始终为固定值 (约 3.8)。这里示出了微囊形状为正六边形的情况,但是高次模式标准化后的频率即便是在是圆形的情况下也几乎没有发生改变。也就是说,在从振动膜的中心到支撑壁的距离不依存于方向而是均等的情况下,基本模式和高次模式的谐振频率之比为接

近的值（非专利文献 1）。

[0048] 另一方面，在图 2 所示的细长的长方形微囊的情况下，激发的振动模式特性与微囊形状为正六边形或圆形的情况大不相同。在微囊形状为长方形的情况下，在整体的尺寸之外存在宽度为长的方向和短的方向的参数（这里，将长的一方称为纵，将短的一方称为横）。图 8 示出纵横尺寸比（图 2 中的 l/w ）为“4”和“8”的情况下的振动模式的例子。由图 8 可知，即便改变纵横尺寸比，基本模式的谐振频率 f_{11} 也相同，但高次模式频率却发生改变。在长方形微囊的情况下，基本模式的频率由横向宽度 w 决定，但是由于高次模式以沿着纵向形成多个腹部的的方式产生，因而频率由纵向的长度决定。因而，如果即便是相同横向宽度而纵横比也不同，则高次模式的频率发生改变，因而高次模式的频率相对于基本模式的频率之比也发生改变。在长方形的周围是固定端的情况下，被激发的振动模式理论上如下式那样进行表示。

[0049] 数学式 1

$$[0050] \quad f_{res} \propto \frac{\pi}{2} \left[\frac{G_1^4}{w^4} + \frac{G_2^4}{l^4} + \frac{2J_1J_2}{w^2l^2} \right]^{1/2}$$

[0051] 在这里， w 及 l 为长方形的横和纵的长度， G 及 J 是由边界条件决定的常数。在长方形的振动模式中，随着纵横尺寸比的变大，高次模式具有逐渐集中于基本模式的频率的性质。图 9 示出以基本模式频率对改变长方形的纵横尺寸比时的高次模式频率的频率进行标准化后的结果。由图 9 可知，由于随着纵横尺寸比的变大，高次模式的频率逐渐集中于基本模式频率（由于接近 1），因而图的曲线斜率逐渐变小。在假设无限大的纵横尺寸比的情况下，所有模式集中于一个频率（所有模式都为归一化频率（Normalized frequency）= 1）。此外，为了便于显示，图 9 只示出 1 : 2, 1 : 4, 1 : 8, 1 : 16 的情况，但是与其他纵横尺寸比相应的曲线连续存在于图 9 显示出的曲线之间。例如，也存在纵横尺寸比为 1 : 3, 1 : 5, 1 : 6, 1 : 7, 1 : 9, 1 : 10, 1 : 11, 1 : 12, 1 : 13, 1 : 14, 1 : 15, 1 : 17, 1 : 18……所对应的曲线。此外，纵横尺寸比并不限于前述的整数比，例如也包括如 1 : 16.1, 1 : 16.5 这样的用小数点以下的数值进行表示的情况。

[0052] 其次，对因该振动模式引起的课题进行说明。图 10 示出将基本模式的谐振频率设为 f_{11} ，将具有两个腹部的高次模式的谐振频率设为 f_{13} 时的 CMUT 的声学频率特性。这里，作为负载，假设与水、声学透镜等媒介相接的状态。图中的上侧示出发送声压或灵敏度，图中的下侧示出各振动模式的相位。这里提及的相位，是指声压（或膜的速度、位移）相对于在 CMUT 电极之间施加的交流电压的相位差。相位为 0 的点是谐振点，以谐振点为界，在低频侧和高频侧的极限中，相位相差 180 度。高次模式的相位因振动膜的位置而不同。但是，这里由于关注最终放射的声压，因而定义实质的相位。例如，在长方形膜的（1 : 3）模式的情况下，在振动膜的中心及其长边方向的两侧可形成相位相差 180 度的腹部。虽然中心的腹部为一个，但是也可在周围具有 2 个腹部。因此，作为实质的振幅，腹部为两个的方向具有意义。因此，（1 : 3）模式的相位作为腹部为两个的方向进行定义。由于基本模式的膜整体以相同相位进行振动，因而一般情况下基本模式较之高次模式，其实质的振幅大、灵敏度高。由图 10 可知，在 f_{11} 与 f_{13} 之间存在局部振幅下降（灵敏度下降）的频率 f_d （以下，

称为 dip(下降))。产生这种 dip 的理由在于,基本模式和高次模式相互抵消。即、由于存在基本模式的相位和高次模式的相位之差变大(接近 180 度)的频率的缘故。在相位差为 0 度的情况下,由于彼此相互加强,因而振幅提升,但是也可做出随着相位差接近彼此反转(180 度)而彼此的振幅相互抵消的状态。其中,在相位差十分大而振幅小的情况下,其影响小(例如,在 f11 附近,虽然 f13 的振幅小而相位差大,但是相互抵消的振幅却小)。因此,通过同时兼顾相位差和振幅,从而局部形成 dip。

[0053] 一般,超声波换能器优选更高灵敏度且宽频带的特性。因此,优选基本模式周边的频带较宽。可是,由于高次模式的存在,导致产生 dip,频带宽度变窄,故不优选。另外,只有 dip 的频率附近局部产生发送声压下降,这一情况作为利用各种频率的声波的超声波探头是不适当的。如前面已经叙述的那样,在圆形或正多边形那样的微囊形状的情况下,高次模式的频率相对于基本模式的频率以固定的比率被固定,因而 dip 的位置可唯一地确定。

[0054] 因此,频带的提高在原理上是比较困难的。另一方面,在长方形这样的细长的微囊形状的情况下,各高次振动模式的频率由纵横尺寸比决定。因此,通过改变纵横尺寸比,能够控制 dip 的位置。可是,长方形的高次模式较之圆形或正多边形的高次模式,发生在更接近基本模式频率的位置处。也就是说,长方形的 dip 与其成为使基本模式的频带变窄的方向,倒不如成为与提高宽频带性的方向相反的方向。

[0055] 作为一例,图 11 示出纵横尺寸比为“2”、“4”、“8”、“16”的 CMUT 微囊的发送灵敏度的实验结果。为了进行比较,也示出正六边形微囊的结果(HEX)。在正六边形微囊的情况下,基本模式的频带中心约为 9MHz,在 20MHz 附近产生较大的 dip。另一方面,在长方形微囊的情况下,基本模式的频带比正六边形微囊更宽,为 25MHz 以上,但是在纵横尺寸比小时,在基本模式频带内看到产生尖锐的 dip。例如,在纵横尺寸比为“2”时,在 11MHz 附近存在尖锐的 dip,在纵横尺寸比为“4”时,在 5MHz 及 8MHz 附近存在尖锐的 dip。一般,在超声波探头的频带进行收发进行规定的情况下,以距离峰值为 -6dB 的频率的宽度进行规定。在只进行发送或者只进行接收的情况下,以其一半 -3dB 进行规定。可是,在图 11 中的纵横尺寸比为“2”或“4”的情况下,由于 dip 的深度为 10[dB] 以上,因而较之六边形微囊会成为相当窄的频带宽度。

[0056] 另一方面,从本实验数据可知,长方形的纵横尺寸比越大, dip 和 dip 之间的间隔越窄, dip 的深度也越小。例如,可知,纵横尺寸比为“8”时的 dip 的深度是纵横尺寸比为“4”时的几分之一,纵横尺寸比为“16”时的 dip 的深度变得更小。图 12 示出其原理。图 12 示出 3 个振动模式相关联的频率特性。由于纵横尺寸比越大,各振动模式的频率的间隔越接近基本模式,因而能产生 dip 的间隔也变窄。另外,因为各振动模式的谐振频率较接近,因而振动模式的相位差也变小(图中为 fd1)。进而,在 2 个以上的振动模式相重叠的区域中,由于基本模式中分别存在接近相同相位的模式和接近相反相位的模式,因而极端的 dip 形成得到了抑制(图中 fd2)。这样,因为 2 个以上的振动模式的干扰,使得 dip 的位置及深度发生了变化。

[0057] 利用以上的长方形振动膜的振动模式之间的干扰的性质,虽然是长方形,但是也能降低 dip 的影响。随着纵横尺寸比的增大,在基本模式的频带内产生的 dip 的数目也增加,但是 dip 的深度却变小。因此,最终只要是无限大的纵横尺寸比就不会产生 dip。实际上难以产生无限的纵横尺寸比,但只要 dip 充分小就存在实际使用没有问题的阈值。在图

11 示出的纵横尺寸比为“8”的情况下,在基本模式频带内发生了多个 dip,但 dip 的深度相对于最大值却为 -2dB 左右。另外,在纵横尺寸比为“16”的情况下,成为几乎在 1dB 以下的 dip。根据图 11 的纵横尺寸比为“8”及“16”的结果可知,如果可充分忽视 dip,则长方形微囊具有比六边形微囊宽的宽频带特性。通过将纵横尺寸比设为某值以上(在长方形微囊的情况下,将纵横尺寸比设为“8”以上),从而能降低不必要的响应,能够实现比现有的 CMUT 更宽的宽频带的超声波探头。在实际的设计中,只要如下那样设定纵横尺寸比即可。图 13 将某一纵横尺寸比时的 CMUT 的收发灵敏度作为频率特性进行表示。在纵横尺寸比有限的情况下,在频率特性上必定产生一个以上的 dip。只要所有 dip 的深度为最大 6dB 以下(只进行发送或只进行接收时为 3dB),在实用上就可以说超声波换能器的频带不依存于 dip。因此,只要是使因基本模式和在长的方向上产生的高次模式的干扰而引起的 dip 的深度(图 13 中的 DF)在收发过程中为 6dB 以下这样的纵横尺寸比即可。

[0058] 第 2 实施方式

[0059] 图 11 不仅示出频率特性,也示出所发送的声波的时间响应的包络(envelope)。在超声波图像装置等中,包络的宽度对图像的分辨率产生较大的影响。因此,包络的宽度成为重要的评价要素。在纵横尺寸比小、dip 大的情况下,主脉冲之后的信号电平比六边形微囊的情形高,产生所谓的振铃(尾引き: tailing)。若产生这种振铃,则可成为在超声波诊断装置等中进行图像化时的噪声成分。因此,必须成为在实际利用上极力降低了振铃后的波形。由图 11 可知,在纵横尺寸比为“8”以上的情况下,成为与六边形微囊几乎同样的振铃电平(约 -25dB 以下)。

[0060] 通常,超声波诊断装置中用到的信号的动态范围在 50 ~ 60dB 以上。如果以生物体的摄像为目的,则标准的摄像区域为自体表深度为 10cm 左右,这种深度经常使用的探头的灵敏度频带大致在 10MHz 以下。可以说生物体的衰减系数与水几乎相同,约为 0.5[dB/cm/MHz]。例如,在以 5MHz 要拍摄到 10cm 的深度时,从探头发送出的信号因在距生物体内的反射点的往复,引起了 $0.5[\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}] \times 10[\text{cm}] \times 2 \times 5[\text{MHz}] = 50\text{dB}$ 的衰减。因此,这种情况下,探头所具有的信号的动态范围(DR)被要求 50dB 左右。根据这样的理由,通常在医疗用超声波诊断装置等中,保持着 50dB 左右以作为收发灵敏度的动态范围(DR)。因此,若在收发过程中至少在发送脉冲 50dB 以上的电平存在振铃等不必要的响应,则存在引起图像分辨率劣化等性能下降的可能性。从这种观点出发,要求:因基本模式和高次模式的干扰引起的振铃在收发过程中为 50dB 以下,在只进行发送或只进行接收的情况下为一半值即 25dB 以下。

[0061] 在实际的设计中,根据本发明可如下那样设定纵横尺寸比。图 14 表示发送声波或接收信号的时间波形的包络。设从该波形的最大点开始与振铃电平之差(图中的 DE)为 25dB 以上、收发时为 50dB 以上这样的纵横尺寸比。由此,在实用上能够实现脉冲宽度窄的时间波形。

[0062] 第 3 实施方式

[0063] 在第 2 实施方式中设定了与某一特定用途相应的频率和深度,但是在其他用途中条件可改变。例如,即便是以拍摄相同生物体为目的,也能使用更高频率以高分辨率的方式拍摄较浅的区域。此时,在要以 20MHz 拍摄到 3cm 左右的情况下,最低限度的必要动态范围为 $0.5[\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}] \times 3[\text{cm}] \times 2 \times 20[\text{MHz}] = 60\text{dB}$ 。由图 11 的结果可知,纵横尺寸比为“16”

时的发送增益的振铃电平为 -30dB 左右。也就是说,在收发过程中,相当于约 60dB 的 DE。因此,可以说,本条件下的长方形的纵横尺寸比为“16”以上。

[0064] 归纳上述可知,在更一般的情况下,可如下那样规定纵横比的设定方法。基于实验数据,图 15 示出纵横尺寸比和收发的 DE 的关系。图中的各点为实验数据,曲线 150 用对数曲线进行拟合 (fitting)。利用图 15,如果确定最低限度的必要动态范围 (DR),则自然而然地确定了成为必要的收发包络的最大点和振铃电平之差 (DE),其结果,求出成为必要的纵横尺寸比 (Aspect ratio)。成为必要的动态范围如上述根据收发的衰减式也就是衰减系数 $[\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}] \times \text{拍摄深度} [\text{cm}] \times 2 \times \text{使用频率} [\text{MHz}]$ 求出。但是,当然 DE 也不一定限定于唯一值。即、在也可牺牲分辨率等情况下,振铃电平可改变。但是,这种情况下,针对按照目的所要求的振铃电平,重新求出与图 15 同样的曲线,重新设定基准即可,并不是改变作为本发明宗旨的纵横尺寸比的设定方法自身。例如,在图 15 中,虽然将图 11 示出的六边形微囊的包络的 -10dB 位置处的脉冲宽度以后所存在的峰值认定为振铃电平,但是在分辨率不要求为六边形微囊这种情况的格式中,视作振铃电平的值得下降,结果 DE 整体增加。其结果,成为图 15 的曲线 160 所示那样。此时,即便是相同的 DR,成为必要的纵横尺寸比 (Aspect ratio) 约在“4”以上。

[0065] 第 4 实施方式

[0066] 本发明也能根据各振动模式的谐振频率而设定最适的纵横尺寸比。在第 1 及第 2 实施方式中示出,通过将长方形的纵横尺寸比设定为“8”以上,从而能够在频率特性上或者时间波形上实现宽频带或短脉冲。另一方面,由图 8 的结果可知,纵横尺寸比变大对应于各振动模式相对于基本模式的谐振频率变小。在纵横尺寸比为“8”的情况下,从 (1 : 1) 模式起第 5 个 (1 : 11) 模式的谐振频率为 (1 : 1) 模式的谐振频率的 2 倍以下。换言之,在归一化频率 (Normalized frequency) 为 2 以下的区域中存在奇数个腹部数的振动模式的数目有 6 个以上时,纵横尺寸比为“8”以上。

[0067] 因此,在实现正六边形微囊以上的宽频带性的情况下的实际设计中,应该设为在归一化频率 (Normalized frequency) 为 2 以下的区域中存在奇数个腹部数的振动模式的数目有 6 个以上这样的纵横尺寸比。

[0068] 第 5 实施方式

[0069] 在第 1 至第 4 实施方式中,针对微囊形状为长方形的情况,示出了纵横尺寸比的设定方法。但是,实际的微囊形状不一定限定于严格意义上的长方形。如图 16 所示,存在无数从振动膜的中心到支撑壁为止的距离不均等的微囊形状。此外,A 表示长方形的例子,B 表示八边形的例子,C 表示六边形的例子,D 表示具有微细凹凸的长方形的例子,E 表示椭圆形的例子。当然,形状也可以是图 16 以外的形状。但是,由图可知,如果将支撑壁之间的窄的方向 (W) 和长的方向 (L) 的长度定义为代表纵横比 ($= L/w$),则能够根据第 1 至第 4 实施方式叙述的方法设定最适当的纵横比。另外,具有微细凹凸的情况下的支撑壁之间的窄的方向 (W) 和长的方向 (L) 的长度由忽视了微细凹凸的各边或顶点之间的长度或者平均长度给出。此外,D 的例子表示以扩张原始图形的长方形的的外缘的方式形成微小凹凸的例子,但是也能以较之原始图形而在内侧使各边的外缘变窄的方式形成。另外,微小凹凸的宽度及深度,相对于支撑壁之间的窄的方向 (W) 和长的方向 (L) 的长度而言,充分小。这里提及的充分小,是指不损害原始图形的程度、或者使例如图 11 所示的时间响应的包络距离原始

图形的特性未发生较大变化的程度。

[0070] 符号说明：

[0071] 1:基板

[0072] 2:下部电极

[0073] 3:上部电极

[0074] 4:绝缘膜

[0075] 5:振动膜

[0076] 6:声学媒介

[0077] 7:空隙层

[0078] 8:支撑壁

[0079] 9:背面材料(支持材料)

[0080] 10:静电电容式微型超声波换能器

[0081] 30:连接器部

[0082] 31:引出线

[0083] 32:上部电极连接垫片

[0084] 33:下部电极连接垫片

[0085] 40:收发切换开关

[0086] 41:电压限幅器

[0087] 42:电源

[0088] 43:发送放大器

[0089] 44:接收放大器

[0090] 45:直流电源

[0091] 46:D/A转换器

[0092] 47:A/D转换器

[0093] 48:发送波束形成器

[0094] 49:接收波束形成器

[0095] 50:控制部

[0096] 51:信号处理部

[0097] 52:扫描转换器

[0098] 53:显示部

[0099] 54:用户接口

[0100] 150:表示收发波形的包络的峰值与振铃电平之差所相关的纵横比依存性(以正六边形微囊的发送包络的-10dB的时间为基准)的曲线

[0101] 160:表示收发波形的包络的峰值与振铃电平之差所相关的纵横比依存性(以正六边形微囊的发送包络的-10dB的时间以上为基准)的曲线

[0102] 210:声学透镜

[0103] 220:声学匹配层

[0104] 240:导电性膜

[0105] 300:CMUT阵列

- [0106] 2000 :超声波探头 (探测器)
- [0107] A :长方形
- [0108] B :八边形
- [0109] C :六边形
- [0110] D :具有微细凹凸的长方形
- [0111] E :椭圆形

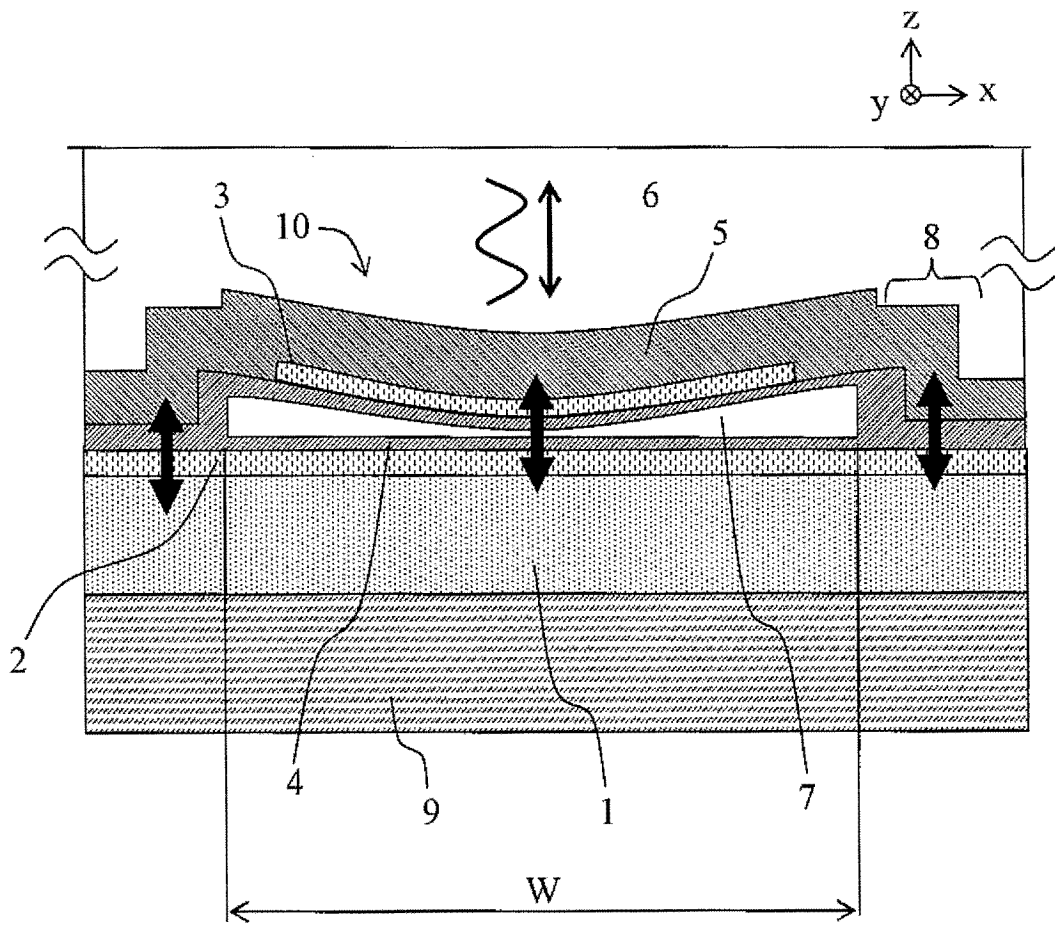


图 1

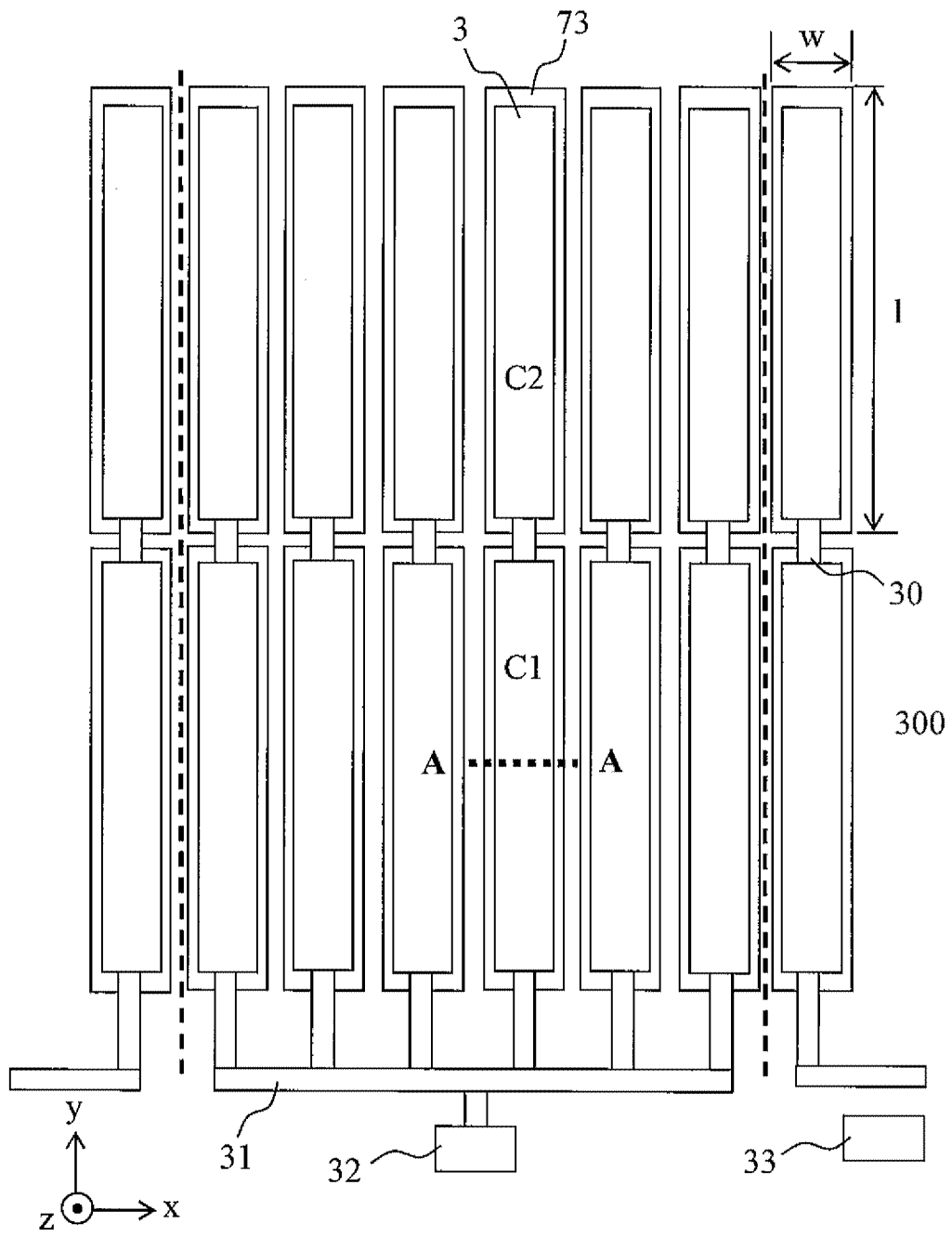


图 2

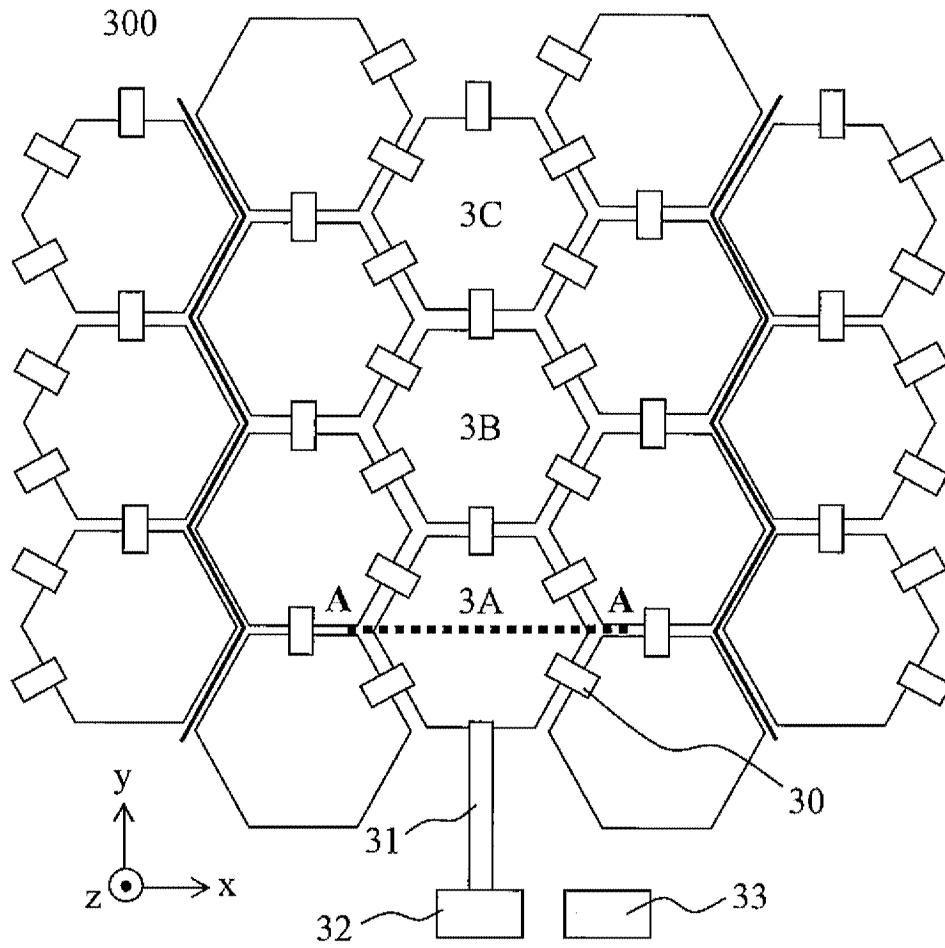


图 3

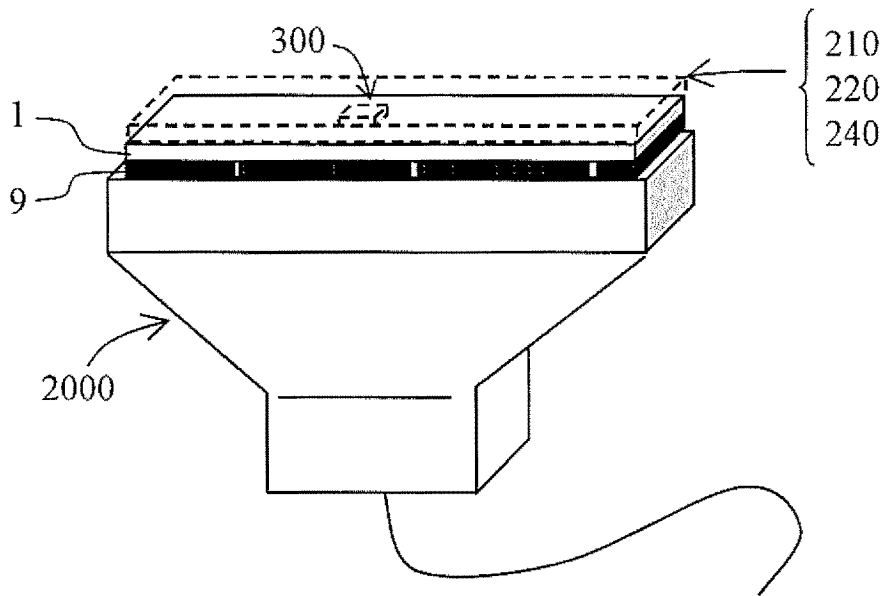


图 4

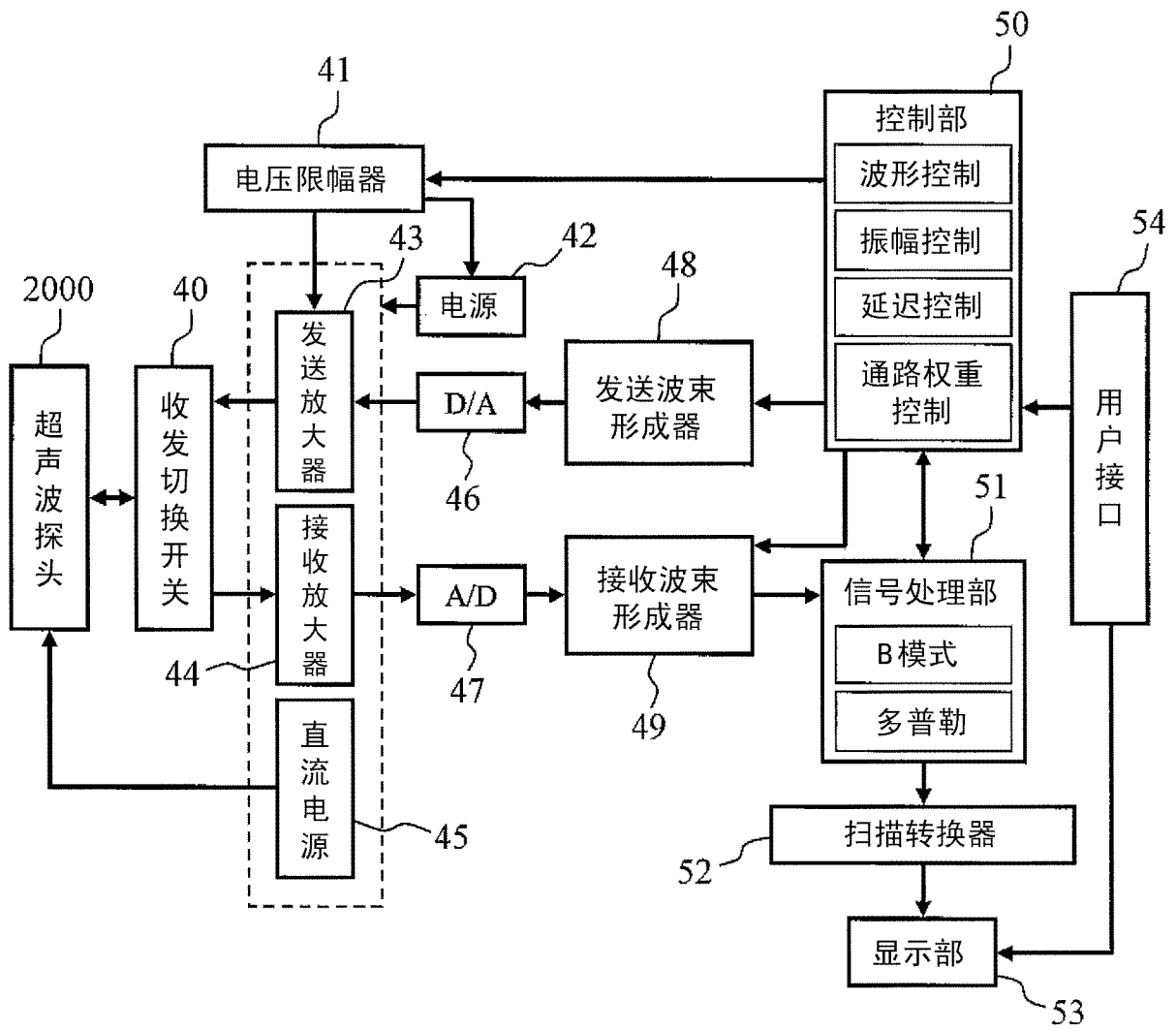


图 5

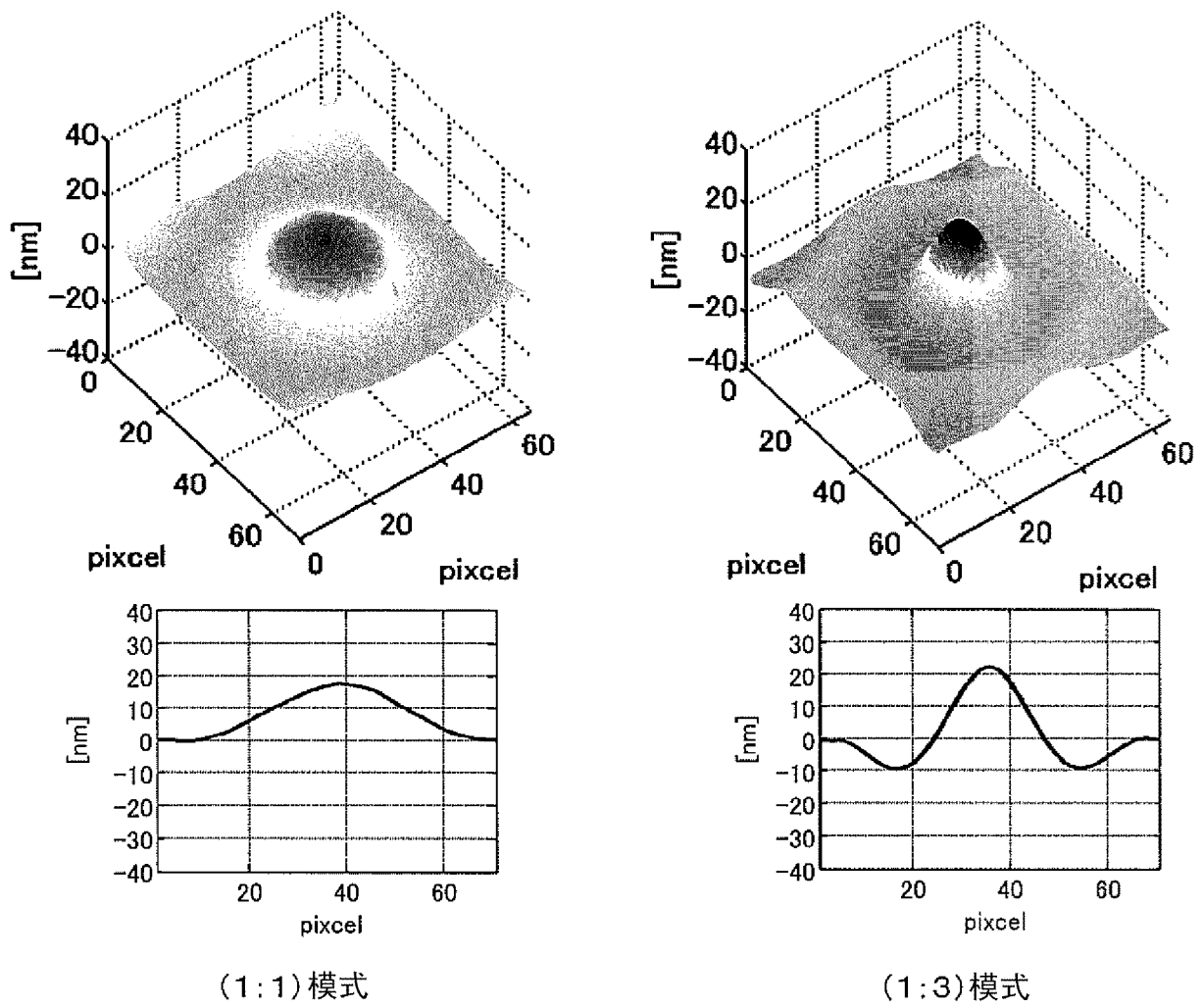


图 6

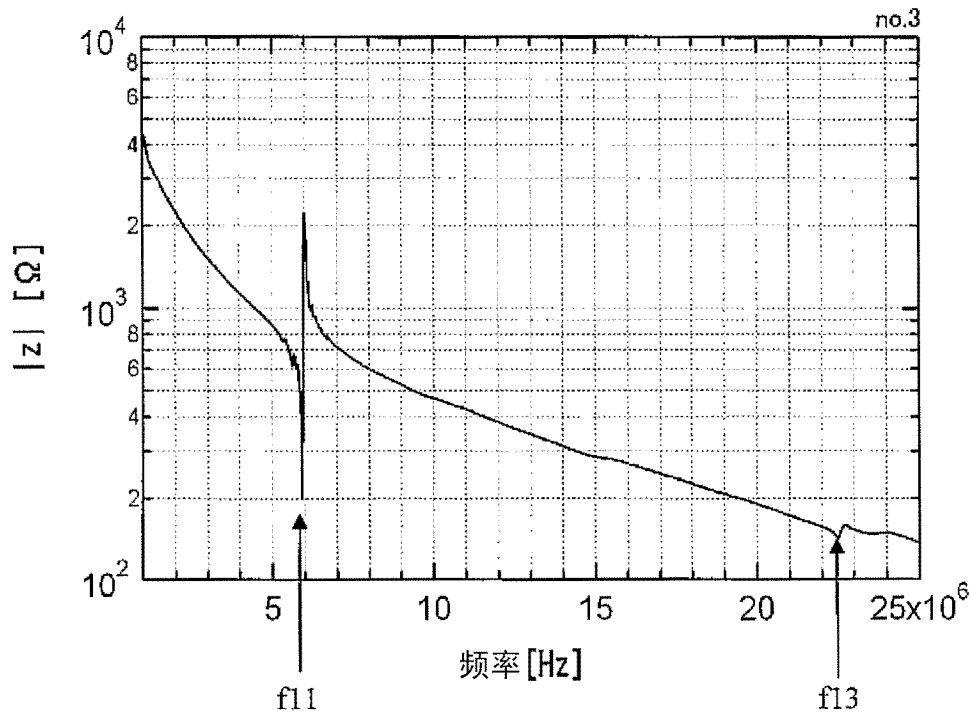


图 7

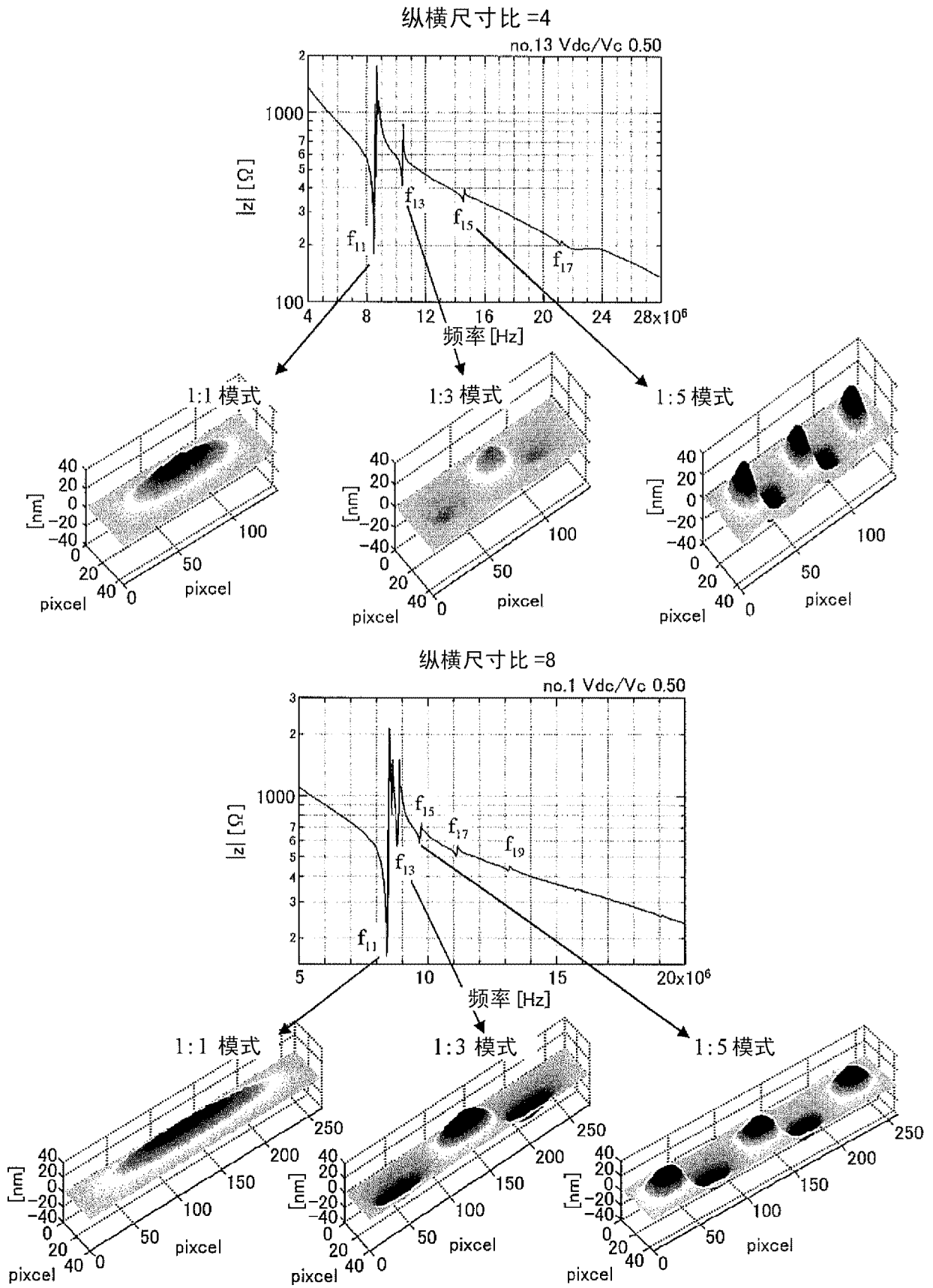


图 8

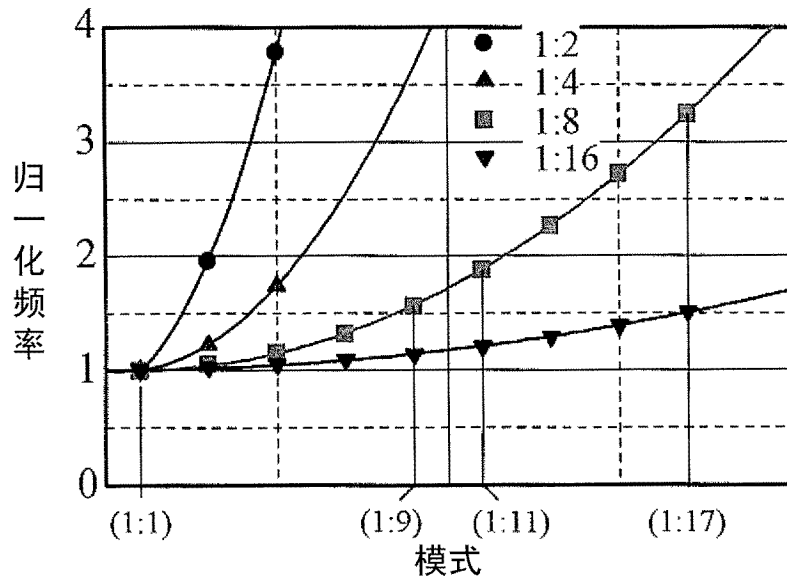


图 9

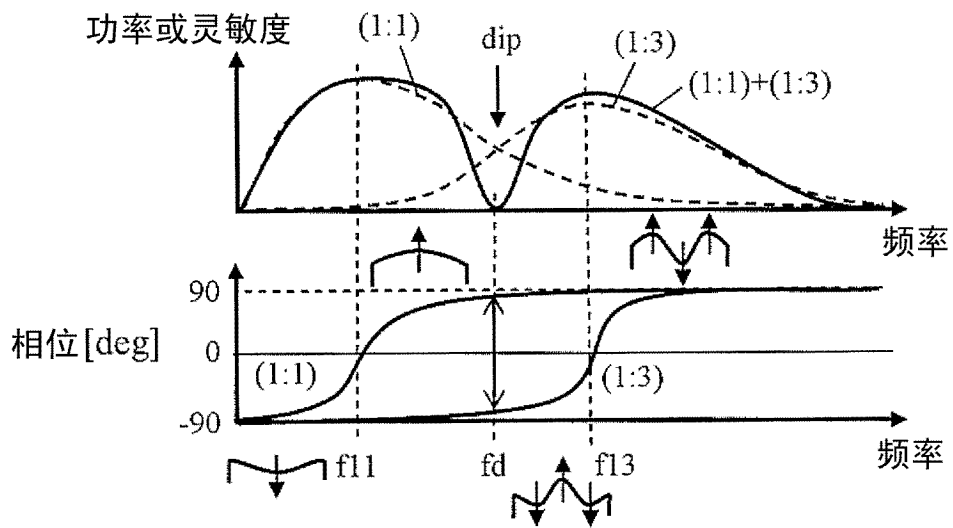


图 10

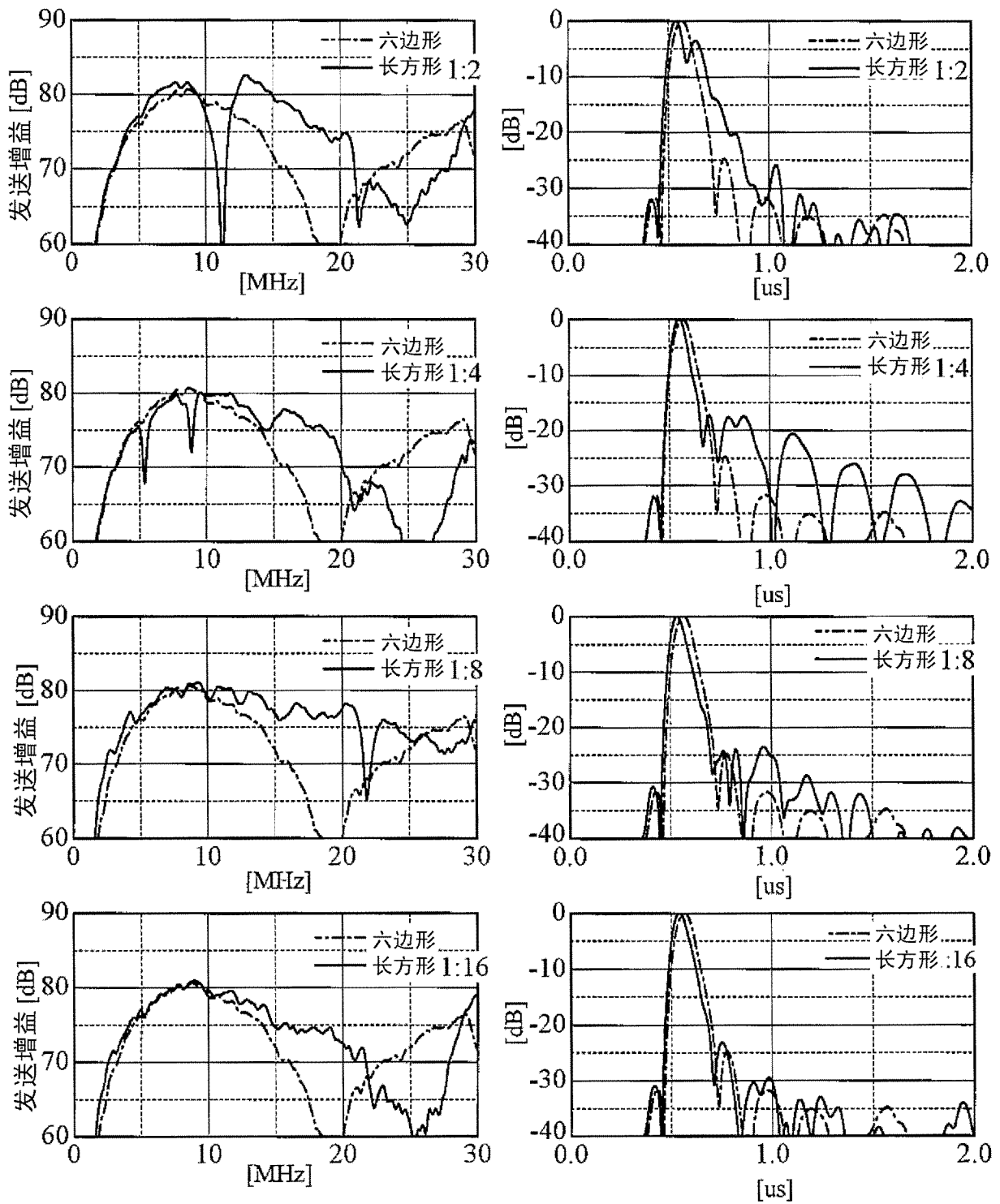


图 11

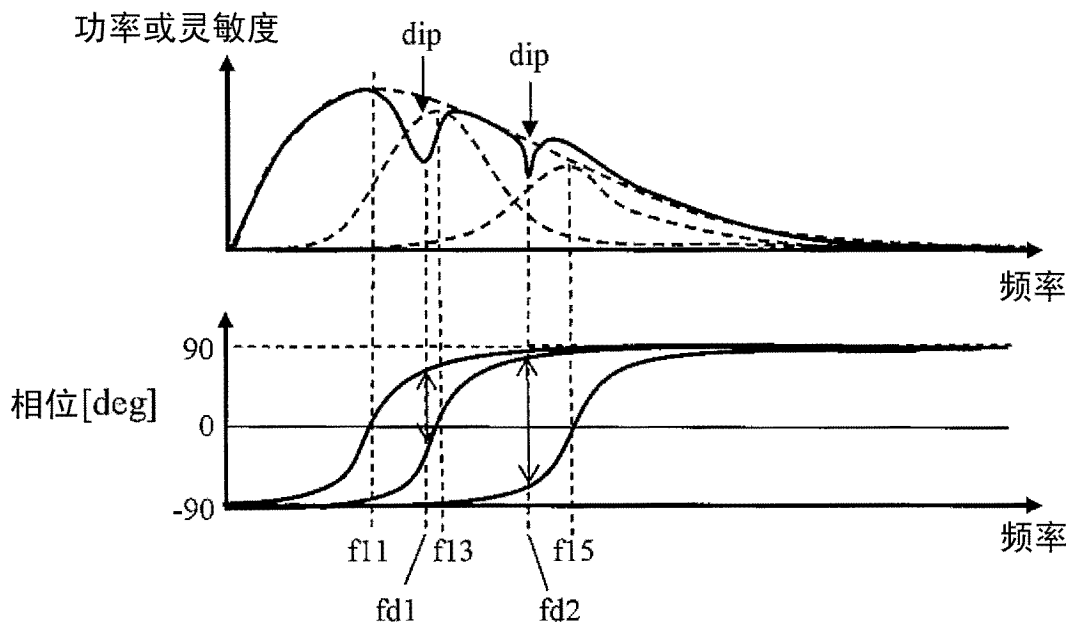


图 12

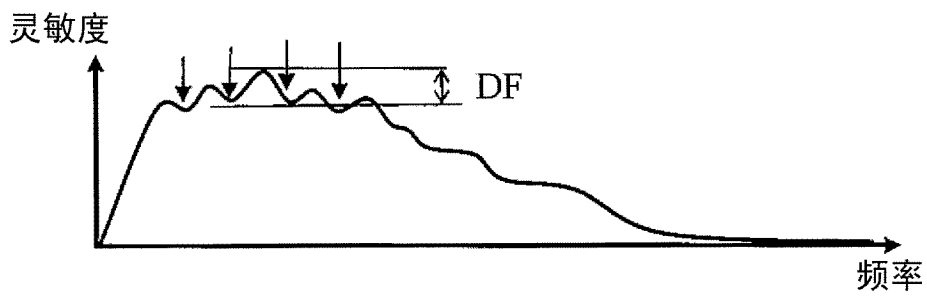


图 13

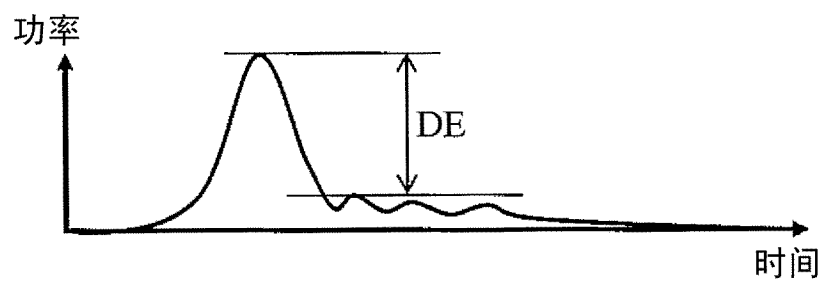


图 14

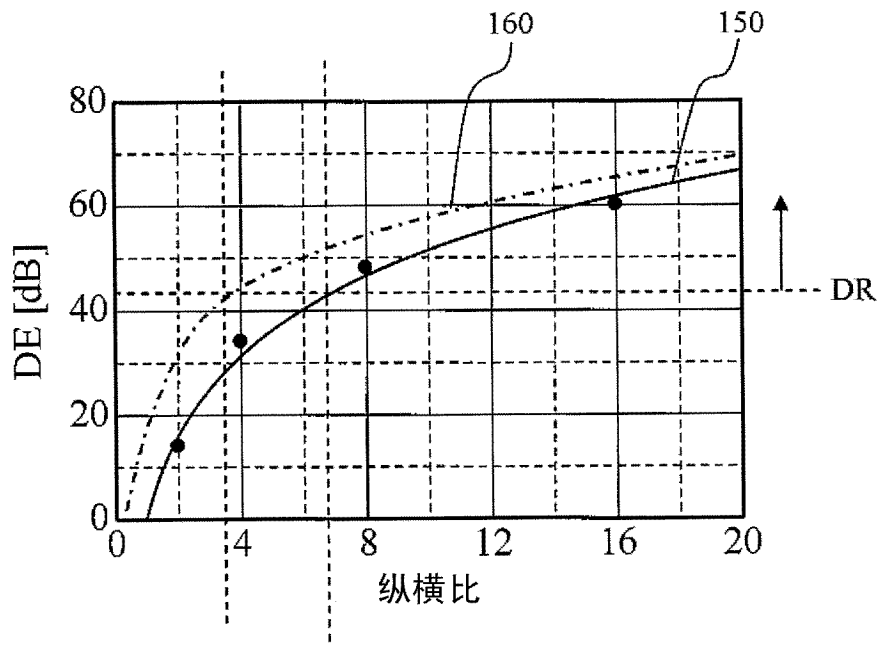


图 15

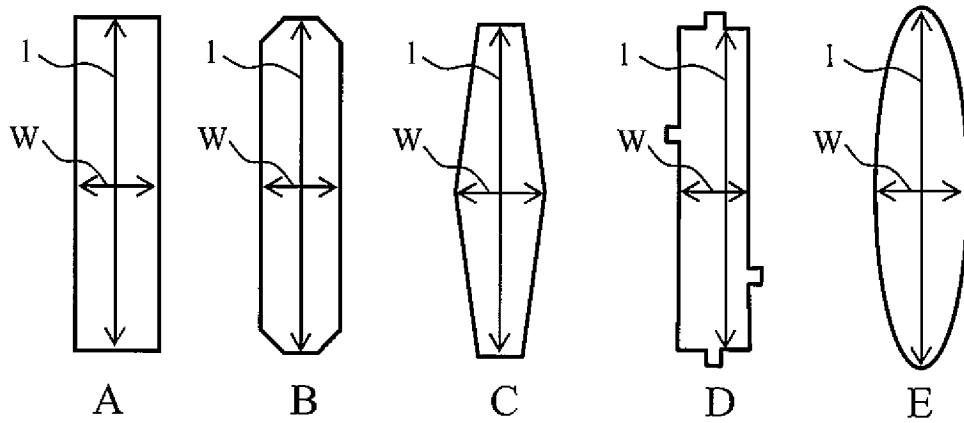


图 16

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波探头及超声波摄像装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN102577436B | 公开(公告)日 | 2015-02-11 |
| 申请号 | CN201080033159.3 | 申请日 | 2010-08-11 |
| [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 町田俊太郎 | | |
| 发明人 | 田中宏树 町田俊太郎 | | |
| IPC分类号 | H04R19/00 A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | B06B1/0292 | | |
| 代理人(译) | 张宝荣 | | |
| 审查员(译) | 汪辉 | | |
| 优先权 | 2009215755 2009-09-17 JP | | |
| 其他公开文献 | CN102577436A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明提供一种超声波探头及超声波摄像装置，可降低因在静电电容式微型超声波换能器的微囊形状具有各向异性时产生的高次振动模式引起的不必要的响应。在将构成静电电容式微型超声波换能器的振动膜的长的方向(l)和短的方向(w)之比设为代表纵横比(l/w)的情况下，将代表纵横比设定成使在探头的收发频带宽度内不形成6dB以上的下降(dip)的值。或者，将代表纵横比的值设定成使存在奇数个腹部数的振动模式的频率除以基本模式频率后而得到的值为2以下的振动模式的数目有6个以上的值。

