



(21) 申请号 202380030954.4

(22) 申请日 2023.01.23

(30) 优先权数据

2022-061072 2022.03.31 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.09.26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2023/001918 2023.01.23

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/188729 JA 2023.10.05

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本

(72) 发明人 多田信之 东耕平

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

专利代理师 柯瑞京

(51) Int.Cl.

A61B 17/32 (2006.01)

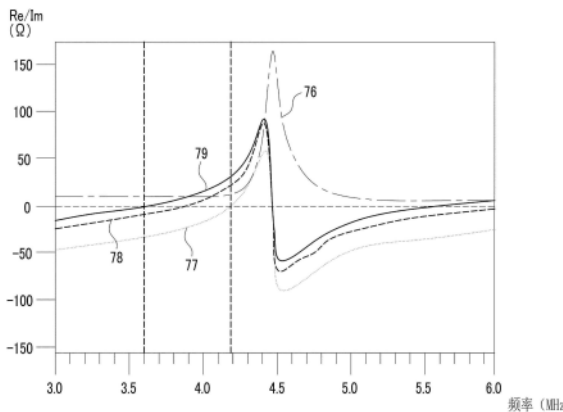
权利要求书1页 说明书10页 附图13页

(54) 发明名称

外科用治疗装置

(57) 摘要

本发明提供一种外科用治疗装置,其对于血管等软组织,直接传递超声波及自发热,缩短密封所需的时间,并且将热向软组织附近的活体组织扩散而产生的损伤限制在最小限度。外科用治疗装置(20)具备:探针(30),包括压电元件(39);电力供给电路,用于驱动压电元件(39);向压电元件(39)的电力供给配线;及阻抗匹配电路(44),探针(30)在压电元件(39)的两面具有用于电力供给的电极层(38),阻抗匹配电路(44)将用于电力供给的驱动频率(f)设为比探针(30)的处置开始温度的阻抗特性中的谐振频率(fr)低的频率、并且将驱动频率(f)下的阻抗的电抗成分设为 0Ω 。



1. 一种外科用治疗装置,其具备:探针,包含压电元件;电力供给电路,用于驱动所述压电元件;向所述压电元件的电力供给配线;挠性管状护套;向所述压电元件的电力供给量的控制机构;及阻抗匹配电路,

所述探针在所述压电元件的两面具有用于电力供给的电极层,并且具有用于把持活体组织的开闭机构,

所述挠性管状护套包括向所述压电元件的电力供给配线及所述探针的所述开闭机构的一部分,

所述阻抗匹配电路将用于向所述压电元件的电力供给的驱动频率设为比所述探针的处置开始温度的阻抗特性中的谐振频率低的频率,并且为所述驱动频率下的阻抗的电抗成分成为 0Ω 的频率。

2. 根据权利要求1所述的外科用治疗装置,其中,

在将所述探针的所述驱动频率设为 f 、将谐振频率设为 f_r 及将反谐振频率设为 f_a 的情况下,所述探针单体的处置开始温度的阻抗特性中的驱动频率的范围满足以下的式(1),

$$4f_r - 3f_a \leq f < f_r \quad (1)$$

3. 根据权利要求1所述的外科用治疗装置,其中,

所述探针单体的处置开始温度的阻抗特性中的驱动频率的范围满足以下的式(2),

$$2.5f_r - 1.5f_a \leq f \leq 1.5f_r - 0.5f_a \quad (2)$$

4. 根据权利要求1所述的外科用治疗装置,其中,

所述探针单体的处置开始温度的阻抗特性中的驱动频率的范围满足以下的式(3),

$$f = 2f_r - f_a \quad (3)$$

5. 根据权利要求1所述的外科用治疗装置,其中,

所述压电元件由矩形的平面形状构成,并且在厚度方向上被极化。

6. 根据权利要求1所述的外科用治疗装置,其中,

所述压电元件的一面隔着背衬部件固定在所述探针上,

所述压电元件的另一面被声匹配层及绝缘层中的至少任一者或两者覆盖。

7. 根据权利要求1所述的外科用治疗装置,其中,

所述活体组织为包括血管的软组织。

8. 根据权利要求1所述的外科用治疗装置,其中,

所述驱动频率为比所述谐振频率低的频率,并且所述驱动频率下的有助于超声波振动的产生的耗电量相对于所述谐振频率下的有助于超声波振动的产生的耗电量成为至少25%以上的范围的频率。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的外科用治疗装置,其中,

所述探针的所述压电元件的最大到达温度的阻抗特性中的所述谐振频率小于所述处置开始温度的所述阻抗特性中的所述谐振频率,并且所述压电元件的最大到达温度的所述阻抗特性中的所述谐振频率与所述处置开始温度的阻抗特性中的所述谐振频率之差为所述压电元件的所述处置开始温度的阻抗特性中的所述谐振频率与反谐振频率之差的2倍以下。

外科用治疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种外科用治疗装置。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,已知使用使超声波振动产生的超声波处置器具来对受检体实施各种处置。在专利文献1中记载有如下内容:以包括谐振频率的两个频率控制超声波换能器,各频率生成超声波或者生成热。在专利文献2中记载了一种外科用治疗装置,其对压电元件供给矩形压电体单体的谐振频率(第1频率)和/或作为层叠结构体的超声波探针整体的谐振频率(第2频率)的电力,通过所产生的超声波振动和发热来进行活体组织的凝固/切开处置。在专利文献3中记载了一种超声波手术系统,其具有控制从输出电路输出的驱动电力的控制电路,以通过超声波振动使软骨的规定部位发热并削取软骨的切削中,使软骨的规定部位的温度在2.2秒以内达到120°C以上。超声波振动中使用压电元件单体或压电元件单元的谐振频率。

[0003] 以往技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特表2013-528071号公报

[0006] 专利文献2:日本特开2015-43879号公报

[0007] 专利文献3:国际公开第2017/038722号

发明内容

[0008] 发明要解决的技术课题

[0009] 在上述专利文献1中记载的超声波换能器中,设为不对样品造成损伤的加热,室温至95°C的加热时间在2分钟以内,到达温度低,升温所需的时间长。在上述专利文献2中记载的外科用治疗装置中,关于压电元件的实际尺寸/介电常数(谐振频率)的温度依赖性、升温速度并无记载,实际的升温时间也不明。在上述专利文献3中记载的超声波手术系统中,通过振动与热的相互作用来切削软骨。将软骨的温度设为45°C~220°C,优选在120°C~160°C的范围内的规定的温度。血管等软组织的基于超声波振动的发热率比软骨低很多,不易使血管等软组织与软骨部同样地升温。

[0010] 使用了现有的超声波的处置器具将超声波的一部分转换为摩擦热以使血管等处置部附近升温而达到所期望的温度为止的升温所需的时间长,而且,通过使用用于使强力的超声波振动传递至处置部的棒状的传递元件,处置器具的尺寸大且无弯曲性,因此在内窥镜/腹腔镜手术中的使用中伴随着困难。并且,在并用使血管等的处置部附近加热升温的方法的情况下,达到所期望的温度为止的升温所需的时间长,而且存在热广泛传递至除处置部以外的活体组织而导致受损的危险性。因此,要求对血管等的密封处置部除了超声波振动以外,还能够有效地生成自发热并将其直接传递至处置部附近,从而缩短至所期望的温度为止的升温时间,并且将热向处置部附近的活体组织中的扩散而产生的损伤限制在最

小限度。

[0011] 本发明的目的在于提供一种外科用治疗装置,其能够对于血管等软组织,直接传递超声波及自发热,缩短密封所需的时间,并且将热向软组织附近的活体组织扩散而产生的损伤限制在最小限度。

[0012] 用于解决技术课题的手段

[0013] 本发明的外科用治疗装置,其具备:探针,包含压电元件;电力供给电路,用于驱动压电元件;向压电元件的电力供给配线;挠性管状护套;向压电元件的电力供给量的控制机构;及阻抗匹配电路,探针在压电元件的两面具有用于电力供给的电极层,并且具有用于把持活体组织的开闭机构,挠性管状护套包括向压电元件的电力供给配线及探针的开闭机构的一部分,用于向压电元件的电力供给的驱动频率设为比探针的阻抗特性中的谐振频率低的频率,并且阻抗匹配电路将用于向压电元件的电力供给的驱动频率设为比探针的处置开始温度的阻抗特性中的谐振频率低的频率,并且为驱动频率下的阻抗的电抗成分成为 0Ω 的频率。

[0014] 优选为,在将探针的驱动频率设为 f 、将谐振频率设为 f_r 及将反谐振频率设为 f_a 的情况下,探针单体的处置开始温度的阻抗特性中的驱动频率的范围满足以下的式(1)。

$$[0015] \quad 4f_r - 3f_a \leq f < f_r \quad (1)$$

[0016] 更优选为,探针单体的处置开始温度的阻抗特性中的驱动频率的范围满足以下的式(2)。

$$[0017] \quad 2.5f_r - 1.5f_a \leq f \leq 1.5f_r - 0.5f_a \quad (2)$$

[0018] 最优选为,探针单体的处置开始温度的阻抗特性中的驱动频率的范围满足以下的式(3)。

$$[0019] \quad f = 2f_r - f_a \quad (3)$$

[0020] 优选为,压电元件由矩形的平面形状构成,并且在厚度方向上被极化。

[0021] 优选为,压电元件的一面隔着背衬部件固定在探针上,压电元件的另一面被声匹配层及绝缘层中的至少任一者或两者覆盖。

[0022] 优选为,活体组织包括血管的软组织。

[0023] 优选为,驱动频率为比谐振频率低的频率,并且驱动频率下的有助于超声波振动的产生的耗电量相对于谐振频率下的有助于超声波振动的产生的耗电量成为至少25%以上的范围的频率。

[0024] 优选为,探针的压电元件的最大到达温度的阻抗特性中的谐振频率小于处置开始温度的阻抗特性中的谐振频率,并且压电元件的最大到达温度的阻抗特性中的谐振频率与处置开始温度的阻抗特性中的谐振频率之差为压电元件的处置开始温度的阻抗特性中的谐振频率与反谐振频率之差的2倍以下。

[0025] 发明效果

[0026] 根据本发明,能够对于血管等软组织,直接传递超声波及自发热,缩短密封所需的时间,并且将热向软组织附近的活体组织扩散而产生的损伤限制在最小限度。

附图说明

[0027] 图1是说明内窥镜系统的结构(A)及外科用治疗装置的结构(B)的说明图。

- [0028] 图2是在内窥镜中插入了超声波处置器具的状态的说明图。
- [0029] 图3是超声波处置器具的把持片关闭的状态(A)及打开的状态(B)的立体图。
- [0030] 图4是超声波处置器具的把持片关闭的状态(A)及打开的状态(B)的剖视图。
- [0031] 图5是沿图4的(A)的VI-VI线剖切的剖视图。
- [0032] 图6是表示外科用治疗装置的概要的框图。
- [0033] 图7是压电元件的等效电路图。
- [0034] 图8是本实施方式的压电元件的阻抗特性的说明图。
- [0035] 图9是本实施方式的压电元件的导纳特性的说明图。
- [0036] 图10是对压电元件施加交流电压10V时的耗电量的说明图。
- [0037] 图11是在本实施方式的探针的耗电量中有助于自发热的耗电量超过有助于超声波振动的产生的耗电量的阻抗匹配电路图。
- [0038] 图12是表示阻抗调整时的电抗变化的说明图。
- [0039] 图13是阻抗调整时的探针耗电量的明细的说明图。
- [0040] 图14是各温度下的探针的谐振频率、反谐振频率及驱动频率范围的说明图。
- [0041] 图15是阻抗特性的温度依赖性的说明图。
- [0042] 图16是探针总耗电量的驱动频率依赖性的说明图。
- [0043] 图17是探针的阻抗调整前后的说明图。
- [0044] 图18是阻抗调整后的探针耗电量推移的说明图。

具体实施方式

[0045] 图1由表示与外科用治疗装置20组合使用的内窥镜系统10的图1的(A)和表示具有超声波处置器具21的外科用治疗装置20的图1的(B)构成。如图1的(A)所示,内窥镜系统10具备内窥镜12、光源装置14、处理器装置15、显示器16及用户接口(UI)17。内窥镜12拍摄观察对象。光源装置14射出照射到观察对象的照明光。处理器装置15进行内窥镜系统10的系统控制。显示器16为显示基于内窥镜图像的观察图像等的显示部。用户接口(UI)17为进行向处理器装置15等的设定输入等的鼠标、键盘等输入器件。

[0046] 内窥镜12与光源装置14光学连接,且与处理器装置15电连接。内窥镜12具有插入于受检体内的插入部12a、设置于插入部12a的基端部分的操作部12b、设置于插入部12a的前端侧的弯曲部12c及前端部12d。通过操作操作部12b的弯角钮12e,弯曲部12c弯曲。其结果,前端部12d朝向所期望的方向。并且,在操作部12b上除了弯角钮12e以外,还设置有钳道口12f。钳道口12f为插入超声波处置器具21等内窥镜处置器具的入口。内窥镜处置器具以插入到钳道口12f的状态使用。

[0047] 虽然省略图示,但在前端部12d的前端面设置有观察窗、照明窗。在观察窗的里侧配置有图像传感器(未图示)等,在照明窗的里侧配置有光缆(未图示)。图像传感器的信号线、光缆分别与处理器装置15、光源装置14连接。

[0048] 处理器装置15与显示器16及用户接口17电连接。处理器装置15对通过图像传感器拍摄的内窥镜图像实施图像处理等并显示于显示器16。

[0049] 如图1的(B)所示,外科用治疗装置20具备通过内窥镜12并插入到受检体内的内窥镜用处置器具之一的超声波处置器具21及供给电力的超声波用驱动装置22。超声波处置器

具21具有挠性管状护套21a、操作部21b、探针30,并且与超声波用驱动装置22电连接。挠性管状护套21a为由具有挠性的材料例如软质树脂形成的管状护套,并且插通于内窥镜12的钳子通道12g。具有超声波处置器具21的外科用治疗装置20例如使用于在腹腔镜手术时所用的密封、切开。探针30位于超声波处置器具21的前端,并且把持活体组织。所把持的活体组织为血管等软组织。

[0050] 如图2所示,在具有前端部12d的插入部12a内配设有用于插通超声波处置器具21的钳子通道12g。插入于钳道口12f的超声波处置器具21中,探针30从前端部12d的钳子出口12h突出。钳子通道12g的一端与钳子出口223连接,另一端与设置于操作部12b的钳道口12f连接。并且,钳子通道12g还用作用于从钳子出口12h输送水等清洗液的路径及用于抽吸血液等体液、体内代谢物等内容物的路径。超声波用驱动装置22向超声波处置器具21供给电力。

[0051] 如图3所示,探针30具有能够在上下方向上开闭的一对把持片31、进行把持片31的开闭的开闭机构32及支撑它们的支撑部件33。并且,挠性管状护套21a包括一部分支撑部件33。图3的(A)中示出把持片31关闭的状态,图3的(B)中示出把持片31打开的状态。把持片31a、31b分别形成为半圆柱状,关闭状态的探针30成为圆柱状、至少为挠性管状护套21a的圆周以下的形状。如图3的(B)所示,在一对把持片31的内表面、彼此对置的面设置有声匹配层35。把持片31的开闭为探针30的开闭。

[0052] 在探针30打开的状态下,使血管等结构物S在把持片31a与把持片31b之间通过并关闭探针30,由此能够以使一对把持片31a、31b的内表面彼此接近并在一对把持片31之间夹持作为软组织的血管等结构物S的方式把持。如此,用把持片31夹持进行密封等处置的对象的结构物S。血管等中包含大量的水分,成为延迟温度上升的要因。因此,通过结构物S的适当的把持(加压)而挤出把持片31的活体组织中所含的水分,并且促进残留的活体组织的变性/粘连,从而提高密封效果。另外,在本处置器具中可获得密封效果的适当的把持压力为10~50N。

[0053] 图4是探针30附近的剖视图,图4的(A)示出探针30关闭的状态的剖视图,图4的(B)示出探针30打开的状态的剖视图。在挠性管状护套21a的内部插通有操作线34。操作线34将基于超声波处置器具21的操作部21b的用户的开闭操作传递到开闭机构32。在开闭操作中,通过操作线34被挠性管状护套21a拉伸而成为关闭状态,通过被推入到前端部而开闭机构32成为打开状态。

[0054] 在把持片31a及把持片31b中,在夹持结构物S的内表面上嵌入有声匹配层35、超声波振子36及背衬部件37。使用由超声波振子36产生的超声波振动来进行血管等结构物S的升温及密封。超声波振子36的一个面隔着背衬部件37固定在探针壳体上,并且另一面被绝缘层和/或声匹配层35覆盖。由以下的图5对沿着图4的(A)的VI-VI线切割的剖视图进行说明。

[0055] 如图5所示,在探针30所具有的把持片31a、31b的内部,分别平行地层叠有声匹配层35和超声波振子36。背衬部件37由硬质橡胶等具有刚性的材料等构成,从作为背面(与声匹配层35相反的一侧)即把持片侧支撑超声波振子36。背衬部件37优选为沿把持片31a、31b的半圆柱状的圆弧状的形状。超声波振子36为还在形成为板状的压电元件39的两面层叠有形成比压电元件39薄的板状的电极层38a及电极层38b的结构。压电元件39由矩形的平面

形状构成,并且在厚度方向上被极化。因此,由超声波振子36产生的超声波振动的方向与探针30所把持的把持方向Y平行。并且,超声波振子36所振动的方向Dk与压电元件39的厚度方向Dx平行。

[0056] 声匹配层35为了取得患者的人体与超声波振子36之间的声阻抗匹配而设置。声匹配层35在超声波振子36的外侧,严格而言,相对于超声波振子36,在与探针30所把持的结构物S对置的一侧重叠。通过声匹配层35,能够提高超声波的透射率。

[0057] 作为声匹配层35的材料,能够使用声阻抗的值与压电元件39相比更接近于人体的声阻抗的值的各种有机材料。具体而言,可以举出环氧系树脂、硅橡胶、聚酰亚胺及聚乙烯等。并且,声匹配层35由多层形成,并且根据所要求的声阻抗的值,适当选择材料、构成的层的数量。

[0058] 在板状的超声波振子36的外表面侧的电极层38b与圆弧状的背衬部件37之间,形成有能够使超声波被内部的空气反射的间隙即气隙层40。气隙层40具有使从超声波振子36的背侧发射的超声波反射的功能,能够使超声波振动有效地传递至血管等结构物S。另外,也可以填充使超声波反射的材料来代替气隙层40。

[0059] 压电元件39优选使用机械品质系数 Q_m 为500以上的元件。机械品质因数 Q_m 为表示由振动引起的弹性损耗的因数,以机械损耗系数的倒数来表示。若压电元件39弹性振动,则在内部产生损失,被转换为热。

[0060] 在基于压电元件39的产生热的温度上升超过 100°C 的情况下,还要考虑压电元件39的去极化的可能性。压电元件39的居里温度相对于电力供给时的压电元件表面的目标到达温度约1.5倍,优选为2倍以上。例如,在将压电元件表面的目标到达温度设为 200°C 的情况下,所使用的压电元件39的居里温度设为 300°C 以上,优选为 400°C 以上的值。另外,蛋白质若超过 200°C ,则有炭化的可能性,因此目标到达温度优选设为最大 200°C 。

[0061] 包括压电元件39的探针30优选设为能够用于内窥镜手术或腹腔镜手术的尺寸,压电元件39单体的厚度优选为还能够容纳于探针30中的厚度的 $0.2\text{mm} \sim 1\text{mm}$ 、宽度 $2\text{mm} \sim 4\text{mm}$ 、长度 $10\text{mm} \sim 30\text{mm}$ 的范围。另外,也允许将压电元件39的宽度、长度进行2分割。例如,将两个宽度 1mm 的两个部件排列而使整体的宽度为 2mm 。若压电元件39的厚度厚,则相对于与压电元件39的活体组织接触的面侧,不与活体组织接触的面侧的发热不易传递至活体组织,有可能使两面的温度差变大。另一方面,若压电元件39的厚度薄,则压电元件整体的发热量减少。并且,容纳于探针30内的状态的压电元件39的谐振频率及反谐振频率取决于压电元件的厚度,压电元件39越薄,频率有可能越高。

[0062] 而且,压电元件39中,保持压电元件39的一面的部件经由导热率低的背衬部件37保持于探针壳体,与活体组织接触的一侧的面被由导热率高的部件构成的声匹配层35或导热率高的表面保护层覆盖。在此,在超声波振子36与背衬部件37之间的一部分设置气隙层,更有效地降低传热性也是有效的。

[0063] 并且,压电元件39与声匹配层35的热膨胀系数之差在升温时在超声波振子36与声匹配层35之间产生内部应力而成为后述的压电元件的谐振频率 f_r 及反谐振频率 f_a 的温度依赖性的变动要因,因此声匹配层35是考虑到压电元件39的热膨胀系数而选定的。

[0064] 探针即使在压电元件的到达温度变高的情况下,也优选谐振频率、反谐振频率的温度变化少。具体而言,作为选定声匹配层35的热膨胀系数的条件,由处置开始温度的谐振

频率 f_{rs} 、最大到达温度的谐振频率 f_{re} 、处置开始温度的反谐振频率 f_{as} ,优选满足如下的两个式(4)、(5)。

[0065] 最大到达温度的谐振频率 $f_{re} \leq$ 处置开始温度的谐振频率 f_{rs} (4)

[0066] (处置开始温度的谐振频率 f_{rs} —最大到达温度的谐振频率 f_{re}) \leq (处置开始温度的反谐振频率 f_{as} -处置开始温度的谐振频率 f_{rs}) $\times 2$ (5)

[0067] 电极层38a、38b经由构成电力供给电路的信号电缆(未图示)与超声波用驱动装置22连接。信号电缆具备挠性管状护套21a。例如,沿挠性管状护套21a的内周面或外周面进行配线。在超声波处置器具21与超声波用驱动装置22连接的情况下,电极层38a、38b经由信号电缆与超声波用驱动装置22电连接。另外,在电极层38a、38b中,其中一者经由信号电缆等与地线连接,另一者从超声波用驱动装置22供给后述的交流电压信号的电力。

[0068] 如图6所示,构成外科用治疗装置20的超声波用驱动装置22具备控制机构41、信号发送器42、放大器43、阻抗匹配电路44及频率监视器47,阻抗匹配电路44与包括超声波处置器具21中的探针30所具有的压电元件39的超声波振子36连接。控制机构41控制对压电元件39的电力供给量,连接信号发送器42、放大器43、阻抗匹配电路44及超声波振子36的路径包括用于驱动压电元件的电力供给电路。

[0069] 在超声波用驱动装置22中,与各种处理相关的程序存储于程序用存储器(未图示)。通过由处理器构成的控制机构41执行程序用存储器内的程序,控制信号发送器42、放大器43及阻抗匹配电路44的功能。

[0070] 关于在驱动超声波振子36时所使用的频率,显示于频率监视器47。信号发送器42具有生成具有任意频率及波形的交流电压信号的功能,例如具有与周知的函数发生器相同的结构及功能。另外,优选在超声波用驱动装置22上设置电流探针(未图示)及由示波器等构成的电流值监视器(未图示)。

[0071] 信号发送器42输出规定频率的交流电压信号。规定的频率是指,压电元件39的超声波振动成为最大的频率即谐振频率 f_r 。压电元件39具有与厚度尺寸对应的谐振频率,具体而言,在将厚度尺寸设为 $D1$ (m)、将与厚度尺寸 $D1$ 对应的谐振频率设为 f_r (MHz)、将压电的声速(在压电元件39中传播的声波的速度)设为 v (m/sec)的情况下,成为 $D1 = v/2f_r$ 的关系。

[0072] 信号发送器42将驱动频率 f 例如所述谐振频率 f_r 的交流电压信号输出到放大器43。放大器43将从信号发送器42输出的交流电压信号扩增至能够驱动超声波振子36级别的电压。阻抗匹配电路44与放大器43串联连接,并且能够使从放大器43输出的交流电压信号的输入阻抗与超声波振子36的阻抗匹配。

[0073] 电流探针测定从阻抗匹配电路44输入于超声波振子36的电流值并将其输入于控制机构41。并且,显示于电流值监视器。控制机构41以电流探针所测定的电流值驱动超声波振子36的方式进行信号发送器42的控制。控制机构41控制信号发送器42以使驱动超声波振子36的交流电压信号连续供给。在此所说的连续供给是指,至少在超声波振子36的驱动中,从信号发送器42不间断地连续输出交流电压信号。通过驱动超声波振子36,能够进行基于超声波处置器具21的处置。

[0074] 本发明使压电元件39中的有助于自发热的耗电量比有助于超声波振动的耗电量多,并通过阻抗调整来实现。即,使用具有考虑了压电元件39的自发热的阻抗匹配电路44的外科用治疗装置20。

[0075] 根据图7~图10所示的实施例即阻抗测定中所获得的结果来实现进行了阻抗调整的阻抗匹配电路44。作为实施例,在压电元件39中,采用厚度为0.5mm、纵为3mm、横为18mm的C-213(FUJI CERAMICS CORPORATION制造),并对进行了25°C下的阻抗特性的测定及调整的升温实验进行说明。

[0076] 关于压电元件39(具有压电元件39的探针30)中的谐振频率 f_r 、反谐振频率 f_a ,电阻成分成为最大(电抗成分为零)的频率为反谐振频率 f_a ,导纳成为最大的频率为谐振频率 f_r 。

[0077] 图7是压电元件39的等效电路,能够通过阻抗特性及导纳特性的测定来估计各元件的值。通过使用该等效电路,有助于产生压电元件39的超声波振动的耗电量能够从电阻 R_0 估算,并且有助于自发热的耗电量能够从电阻 R_s 估算。

[0078] 图8是阻抗调整前的本实施方式的压电元件39中的电压与电流之比即阻抗特性。曲线50表示阻抗特性的电阻成分,曲线51表示阻抗特性的电抗成分。

[0079] 图9的曲线52是在与图8相同的条件下测定时的导纳特性即阻抗特性的倒数,表示电流与电压之比。根据图8及图9的阻抗特性及电抗特性,阻抗调整前的压电元件38的谐振频率 f_r 为4.2MHz,反谐振频率 f_a 为4.5MHz。通常,将驱动频率 f 一般设为超声波振子36中的超声波振动成为最大的频率即谐振频率 f_r 。

[0080] 图10是在图7的等效电路上施加交流电压10V时的耗电量的明细。耗电量曲线53表示与频率对应的总耗电量,耗电量曲线54为有助于超声波振动的产生的耗电量,耗电量曲线55表示有助于自发热的耗电量。压电元件39在超声波振动成为最大的频率即谐振频率 f_r 下被驱动,有助于超声波振动的耗电量比有助于自发热的耗电量多。并且,为了进一步减少自发热,有时也会将谐振频率 f_r 设定在稍微靠近反谐振频率 f_a 的位置,并且提高有助于在总耗电量中超声波振动的产生的耗电量的比例。有助于探针30的自发热的耗电量为总耗电量与有助于超声波振动的产生的耗电量的差分。

[0081] 另一方面,本实施方式中,提高压电元件39的总耗电量中的有助于自发热的耗电量的比例,并根据上述测定结果,构建在有助于超声波振动的产生的耗电量和有助于自发热的耗电量成为所期望的比例的驱动频率 f 下将阻抗的电抗成分设为 $0\ \Omega$ 的阻抗匹配电路44。另外,若驱动频率 f 变得过低,则几乎不会产生超声波振动。因此,驱动频率 f 的有助于驱动频率 f 下的超声波振动的产生的耗电量在相对于有助于谐振频率 f_r 下的超声波振动的产生的耗电量至少成为25%以上的范围内确定。

[0082] 如图11所示,根据上述测定结果,构建进行了考虑到自发热的阻抗调整的电路。具体而言,具有电感器 L 、电容器 C 、电源AC及压电元件39。进行对等效电路的阻抗调整,并且使活体组织的升温时间缩短。若升温时间长,则传递至处置部的热在活体组织内扩散,温度上升至处置附近的活体部,从而受到热损伤。因此,为了使活体组织内的热扩散最小,升温时间越短越有利。

[0083] 在进行了阻抗调整的探针壳体的声匹配层35等附带结构及把持了血管等结构物S的状态的探针30的电特性中,将交流电路中的电流与电压之比即导纳的绝对值成为极大的频率代入为谐振频率 f_r ,并将导纳的绝对值成为极小的频率代入为反谐振频率 f_a 。

[0084] 通常,通过将谐振频率 f_r 下的探针30的阻抗特性的电抗成分设为 $0\ \Omega$ 的阻抗匹配电路44,在谐振频率 f_r 下探针的超声波振动效率被最优化。另一方面,本发明人等发现,密

封/切开的处置时所要求的探针性能中,热能与超声波能量同样重要。因此,期望探针30在除了超声波能量以外,还考虑了热能的输出即压电元件39的自发热的条件下进行驱动,从而发现了用于其的驱动方法。

[0085] 图12表示伴随通过图11实现的阻抗调整的电抗变化。关于电容器C,调整在0.4nF~1.2nF的范围内,电感器L均为4 μ H。曲线59表示电容器C与1.2nF下的驱动频率f对应的电抗,曲线60表示电容器C与0.4nF下的驱动频率f对应的电抗。随着电抗成分的增加,最佳的驱动频率f变低,并且总耗电量呈增加趋势,但超声波振动减少。最佳的驱动频率f为与电抗成分的成为极大值的频率相比,低频侧的电抗成分成为0 Ω 的频率。

[0086] 图13表示伴随阻抗调整的探针耗电量的明细。有助于探针的自发热的耗电量相当于总耗电量与有助于超声波振动的产生的耗电量之间的差分。由虚线表示的耗电量曲线组62为各电容器C的值下的总耗电量,由实线表示的耗电量曲线组63为各电容器C的值下的超声波振动相关的耗电量。因此,期望在确保探针的总耗电量的基础上选定考虑了自发热与超声波振动的比率的最佳的驱动频率f,并进行阻抗调整。由此,压电元件39的升温时间被缩短。最佳的驱动频率f的值变得越低,具有压电元件39的探针30的总耗电量越增大,并且有助于超声波振动的产生的耗电量越减小。

[0087] 探针30的谐振频率 f_r 、反谐振频率 f_a 的温度依赖性有时起因于压电元件的附带环境即背衬部件37或声匹配层35等的干涉而变大。此时,设定为考虑了目标到达温度带的驱动频率f。具体而言,在探针30的谐振频率 f_r 在从处置开始温度到目标到达温度的范围内变动的情况下,驱动频率f只要设为在探针30的处置开始温度与目标到达温度之间满足各温度带中的谐振频率 f_r 与驱动频率f的允许范围的驱动频率f即可。

[0088] 本发明主要是最优化用于积极地促进压电元件39的自发热的驱动条件,并且将至少也会产生超声波振动的状态作为条件,以低于容纳于探针30内的状态的压电元件39的谐振频率 f_r 的频率进行驱动,因此将用于其的阻抗匹配电路附加于外科用治疗装置20。另外,实际的驱动频率f不必是严格的。

[0089] 如图14所示,30 $^{\circ}$ C下的谐振频率 f_r 为4.2MHz,反谐振频率 f_a 为4.5MHz,驱动频率f的范围为3.3MHz以上且小于4.2MHz。100 $^{\circ}$ C下的谐振频率 f_r 为4.1MHz,反谐振频率 f_a 为4.4MHz,驱动频率f的范围为3.2MHz以上且小于4.1MHz。200 $^{\circ}$ C下的谐振频率 f_r 为3.9MHz,反谐振频率 f_a 为4.3MHz,驱动频率f的范围为2.7MHz以上且小于3.9MHz。若选定在包括30 $^{\circ}$ C、100 $^{\circ}$ C及200 $^{\circ}$ C的各温度带的范围内通用的驱动频率f,则驱动频率f的范围为3.3MHz以上且小于3.9MHz。各温度下的驱动频率的范围的计算方法将在后面叙述。

[0090] 图15中,以处置开始温度30 $^{\circ}$ C、最大到达温度200 $^{\circ}$ C的范围示出探针阻抗特性的温度依赖性。30 $^{\circ}$ C曲线65表示30 $^{\circ}$ C时的电阻,30 $^{\circ}$ C曲线66表示30 $^{\circ}$ C时的电抗。100 $^{\circ}$ C曲线67表示100 $^{\circ}$ C时的电阻,100 $^{\circ}$ C曲线68表示100 $^{\circ}$ C时的电抗。200 $^{\circ}$ C曲线69表示200 $^{\circ}$ C时的电阻,200 $^{\circ}$ C曲线70表示200 $^{\circ}$ C时的电抗。并且,此时的谐振频率 f_r 、反谐振频率 f_a 如图14所示。30 $^{\circ}$ C曲线66、100 $^{\circ}$ C曲线68及100 $^{\circ}$ C曲线70均存在电抗成分成为0 Ω 的频率,各温度下的最佳驱动频率f的范围比这些频率的值低。

[0091] 如图16所示,针对每个温度带,总耗电量成为最大的驱动频率f不同。如30 $^{\circ}$ C耗电量曲线72所示,在30 $^{\circ}$ C前后,在3.8MHz附近成为最大,如100 $^{\circ}$ C耗电量曲线73所示,在100 $^{\circ}$ C前后,在3.7MHz附近成为最大,并且,如200 $^{\circ}$ C耗电量曲线74所示,在200 $^{\circ}$ C前后,在3.6MHz附

近总耗电量成为最大。探针30的压电元件39的到达温度越高,最佳驱动频率的值越低。

[0092] 压电元件39的发热量的控制通过由电源供给电路调整电压或电流来实施。并且,通常,升温时的驱动频率 f 设为固定,但在探针30的谐振频率 f_r 的温度依赖性大的情况下,可以持有根据由探针30的温度测定装置(未图示)获得的探针温度数据,逐次变更为最佳的探针温度的驱动频率 f 的功能。

[0093] 在本发明中,以包括压电元件39的探针30把持活体组织,与规定的电力供给的开始一起将压电元件39的自发热传导至活体组织,并且施加随之产生的超声波振动,由此通过热、振动及把持压力的协同作用,有效地实施活体组织的密封。

[0094] 具有如下阻抗匹配电路44:探针30的驱动频率 f 为比探针30的谐振频率 f_r 低的频率,并且在驱动频率 f 下探针30的阻抗的电抗成分成为 0Ω 。探针的驱动频率 f 由探针的谐振频率 f_r 及探针的反谐振频率 f_a 设置用于有效地升温的范围。

[0095] 图17是容纳于探针30中的压电元件39是厚度为 0.5mm 的C-213时的阻抗测定及阻抗调整结果。在阻抗调整中,使驱动频率 f 向低频侧位移。曲线76为阻抗特性的电阻曲线。曲线77为阻抗特性的电抗曲线,驱动频率 f 成为 4.2MHz 。调整曲线78为将驱动频率 f 调整为 3.9MHz 时的调整曲线,调整曲线79为将驱动频率 f 调整为 3.6MHz 时的调整曲线。曲线77的低频侧成为 0Ω 的频率为谐振频率 f_r ,高频侧的频率为反谐振频率 f_a 。调整曲线78及调整曲线79的电抗成分成为 0Ω 的频率中,低频侧为驱动频率 f ,高频侧为约 4.5MHz 、即反谐振频率 f_a 。

[0096] 探针30内的压电元件39的自发热量随着驱动频率 f 的低频侧位移而增加,对活体组织的热传递量即活体组织的升温速度增加,从而密封为止的处置时间被缩短。另外,探针耗电量依赖于施加电压,通过交流电压的调整来维持所期望的升温速度及目标到达温度。

[0097] 如图18所示,在本测定频率范围内,调整后的驱动频率 f 越在低频侧,探针30的耗电量越增加。在施加 10V 的电压时的探针耗电量中,将驱动频率 f 调整为 3.9MHz 时的耗电量曲线90的耗电量比将驱动频率 f 调整为 4.2MHz 时的耗电量曲线91大,并且将驱动频率 f 调整为 3.6MHz 时的耗电量曲线89的耗电量进一步变大。即,通过调整,最佳驱动频率 f 的取越低的值,探针30的总耗电量越增大。

[0098] 通过以上,关于探针30单体的阻抗特性中的驱动频率 f 的范围,探针的驱动频率 f 、谐振频率 f_r 及反谐振频率 f_a 的关系优选满足以下的式(6)。驱动频率 f 为比谐振频率 f_r 低的值。另外,若将驱动频率 f 设定为比上述范围更低的频率,则几乎不会得到探针30的超声波振动。用于计算驱动频率 f 的范围的值为图14所示的值。

$$[0099] \quad 4f_r - 3f_a \leq f < f_r \quad (6)$$

[0100] 作为探针30的最理想的驱动频率 f 的范围,优选比式(6)更满足以下式(7)。

$$[0101] \quad 2.5f_r - 1.5f_a \leq f \leq 1.5f_r - 0.5f_a \quad (7)$$

[0102] 作为探针30的最理想的驱动频率 f ,优选满足成为式(7)的范围的中心的以下的式(8)。

$$[0103] \quad f = 2f_r - f_a \quad (8)$$

[0104] 在本实施方式中,在构成探针30的一对把持片31a、31b这两者上具备超声波振子36,但本发明并不限于此,也可以仅在一对把持片31a、31b中的任一者上设置超声波振子36。在该情况下,超声波振子36配置成与其中一个把持片31的内表面平行,与超声波振子36

对置的另一个把持片31的内表面优选由反射由超声波振子36产生的超声波振动的材料形成。

[0105] 在本实施方式中,控制机构41之类的执行各种处理的处理部(processing unit:处理单元)的硬件结构为如下所示的各种处理器(processor)。各种处理器包括执行软件(程序)而作为各种处理部发挥功能的通用的处理器即CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)、GPU(Graphical Processing Unit:图形处理单元)、FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)等能够在制造之后变更电路结构的处理器即可编程逻辑器件(Programmable Logic Device:PLD)、具有为了执行各种处理而专门设计的电路结构的处理器即专用电路等。

[0106] 1个处理部可以由这些各种处理器中的1个构成,也可以由相同种类或不同种类的2个以上的处理器的组合(例如,多个FPGA、CPU与FPGA的组合或CPU与GPU的组合等)构成。并且,也可以由1个处理器构成多个处理部。作为将多个处理部由1个处理器构成的例子,第1,有如以客户端或服务器等计算机为代表,由1个以上的CPU与软件的组合来构成1个处理器,且该处理器作为多个处理部而发挥功能的方式。第2,有如以片上系统(System On Chip:SoC)等为代表,使用将包含多个处理部的整个系统的功能由1个IC(Integrated Circuit/集成电路)芯片来实现的处理器的方式。如此,各种处理部作为硬件结构使用1个以上上述各种处理器而构成。

[0107] 而且,更具体而言,这些各种处理器的硬件结构为组合了半导体元件等电路元件的方式的电气电路(circuitry)。并且,存储部的硬件结构为HDD(hard disc drive:硬盘驱动器)或SSD(solid state drive:固态硬盘)等存储装置。

[0108] 并且,在上述实施方式中,并未特定与本发明的超声波处置器具21组合的内窥镜12,但只要具备插入处置器具的钳子通道即可,例如可以是支气管窥镜、上消化道内窥镜或下消化道内窥镜等。本实施方式的具有阻抗匹配电路44的外科用治疗装置20优选在工厂等中的制造时实现。

[0109] 符号说明

[0110] 10-内窥镜系统,12-内窥镜,12a-插入部,12b-操作部,12c-弯曲部,12d-前端部,12e-弯角钮,12f-钳道口,12g-钳子通道,12h-钳子出口,14-光源装置,15-处理器装置,16-显示器,17-用户接口,20-外科用治疗装置,21-超声波处置器具,21a-挠性管状护套,21b-操作部,22-超声波用驱动装置,30-探针,31-把持片,31a-把持片,31b-把持片,32-开闭机构,33-支撑部件,34-操作线,35-声匹配层,36-超声波振子,37-背衬部件,38a-电极,38b-电极,39-压电元件,40-气隙层,41-控制机构,42-信号发送器,43-放大器,44-阻抗匹配电路,47-频率监视器,50-曲线,51-曲线,52-曲线,53-耗电量曲线,54-耗电量曲线,55-耗电量曲线,59-曲线,60-曲线,62-耗电量曲线组,63-耗电量曲线组,65-30°C曲线,66-30°C曲线,67-100°C曲线,68-100°C曲线,69-200°C曲线,70-200°C曲线,72-30°C耗电量曲线,73-100°C耗电量曲线,74-200°C耗电量曲线,76-曲线,77-曲线,78-调整曲线,79-调整曲线,89-耗电量曲线,90-耗电量曲线,91-耗电量曲线,AC-电源,C-电容器,C0-电容器,C1-电容器,Cs-电容器,Dx-厚度方向,fa-反谐振频率,f-驱动频率,fr-谐振频率,IL-电流,L-电感器,L0-电感器,Ls-电感器,R0-电阻,Rs-电阻,S-结构物,Y-把持方向。

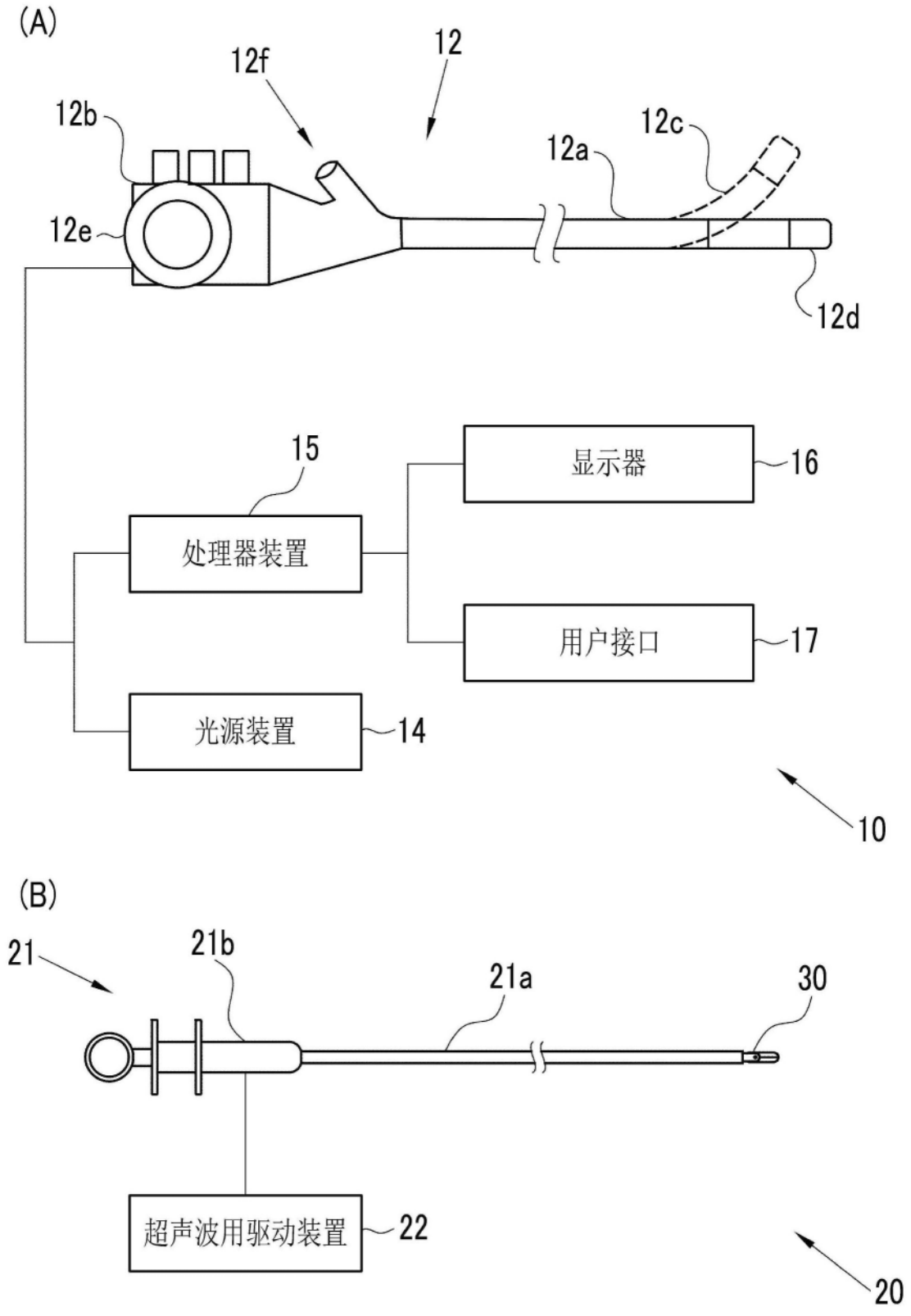


图1

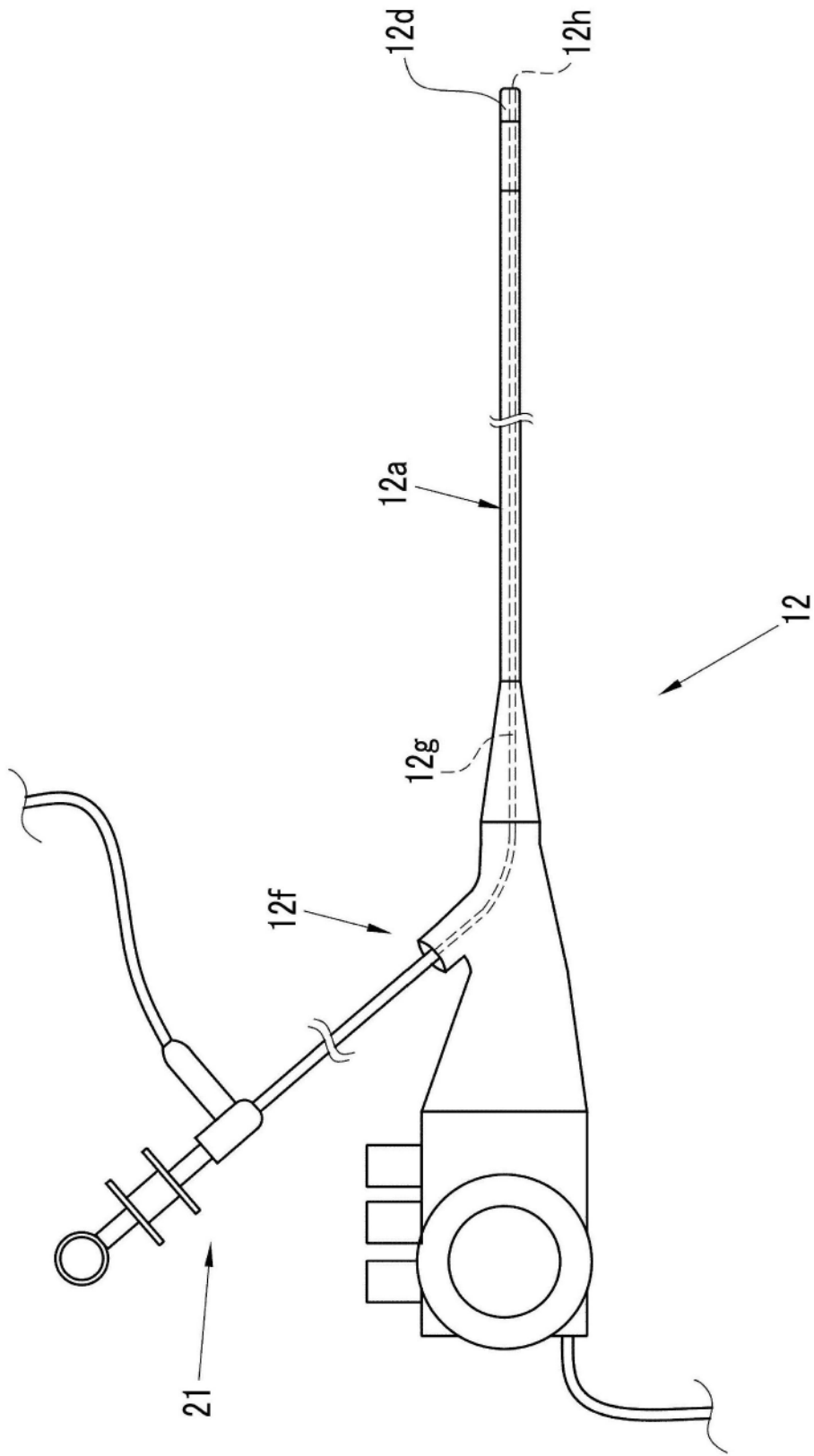
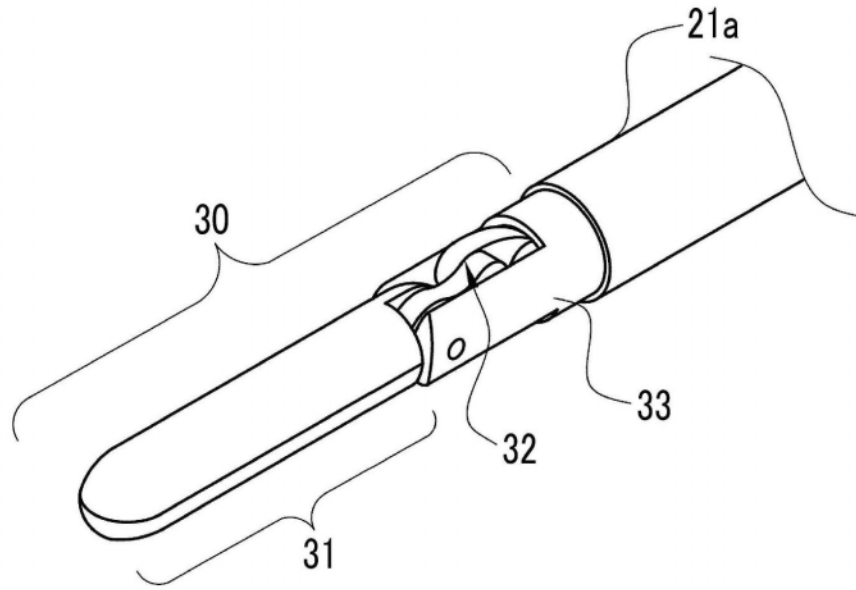


图2

(A)



开闭操作

(B)

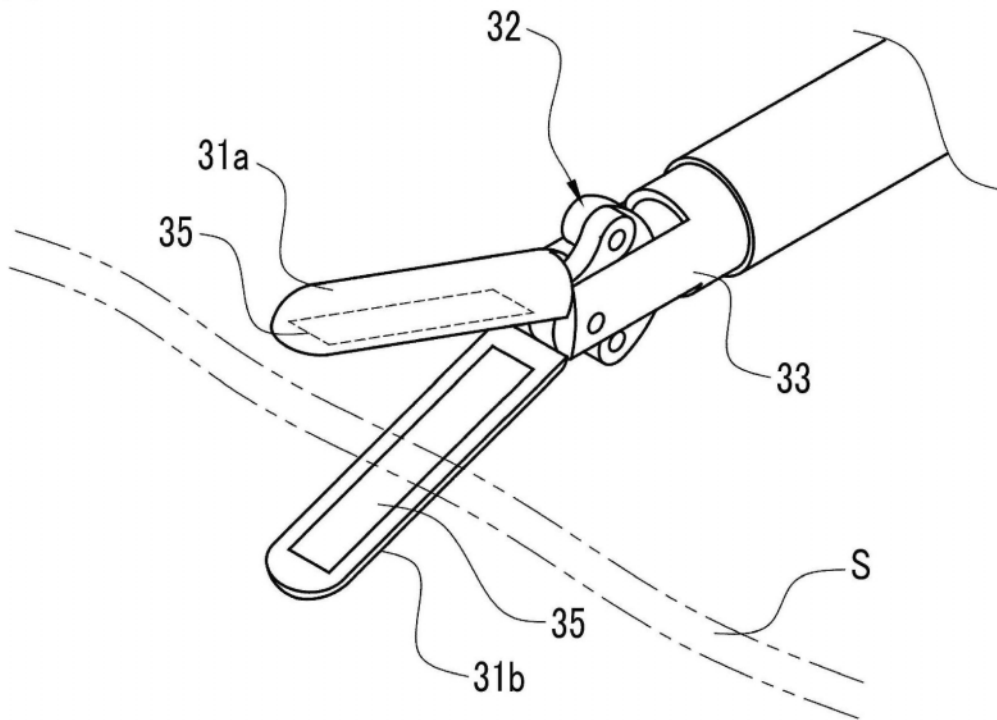


图3

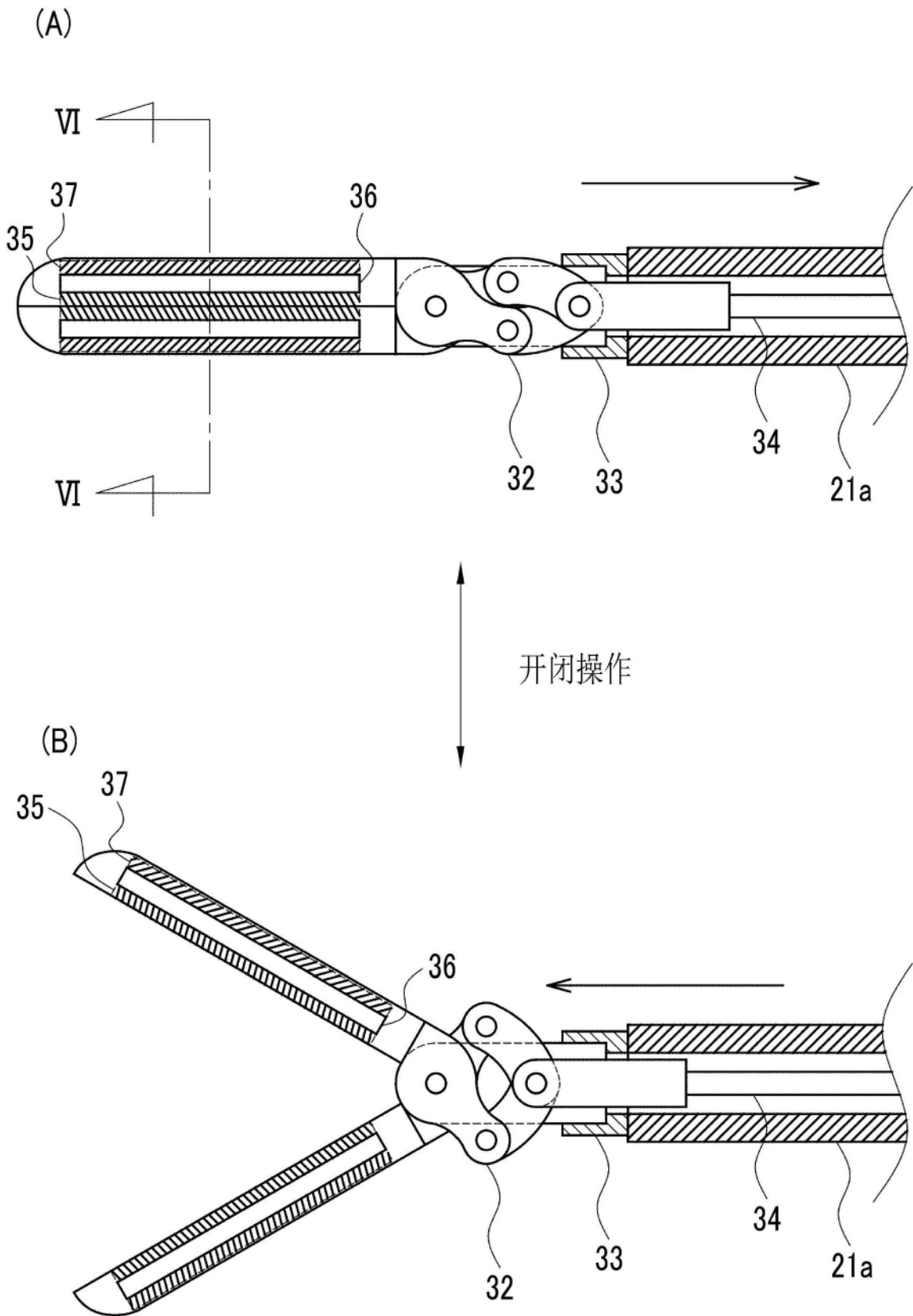


图4

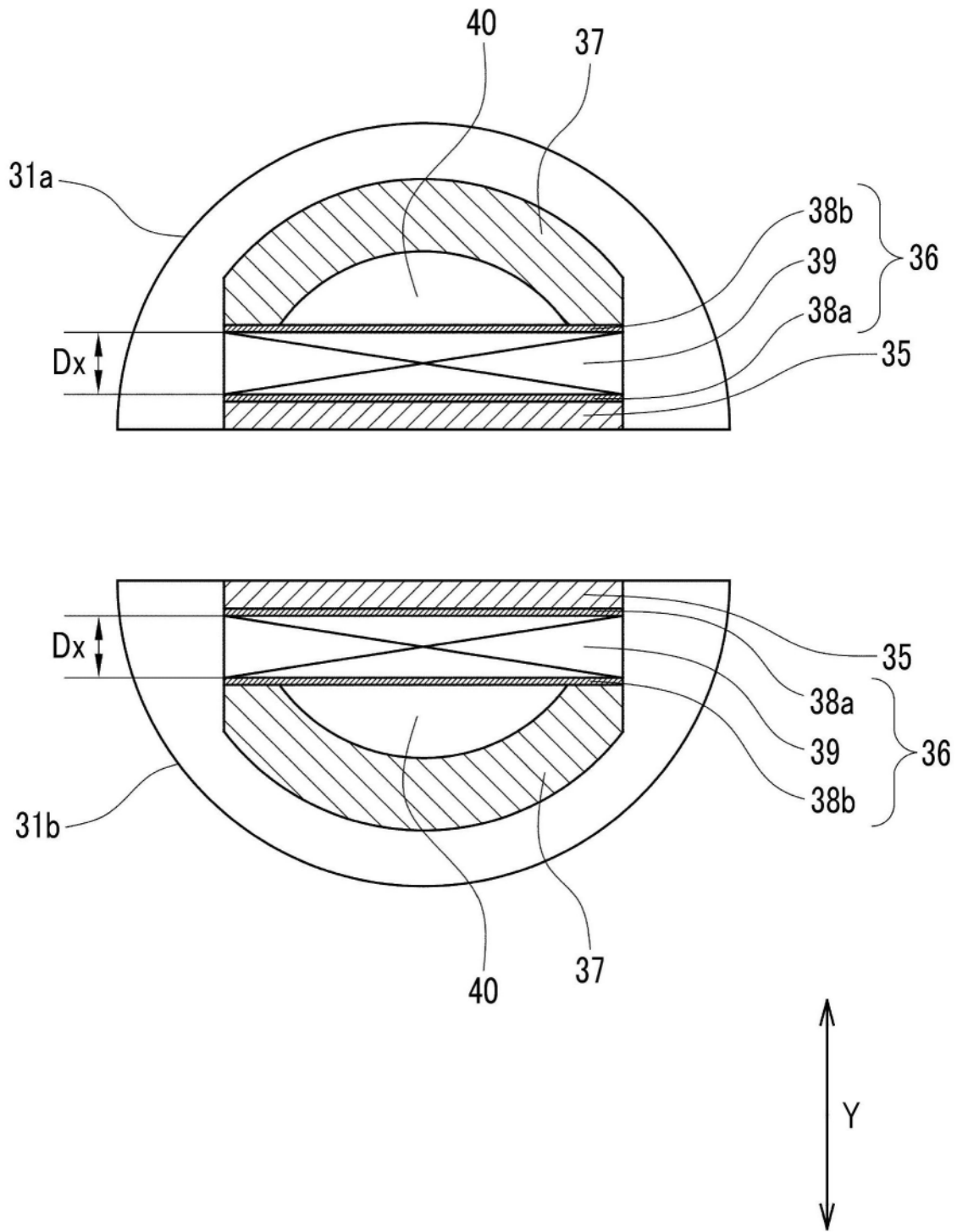


图5

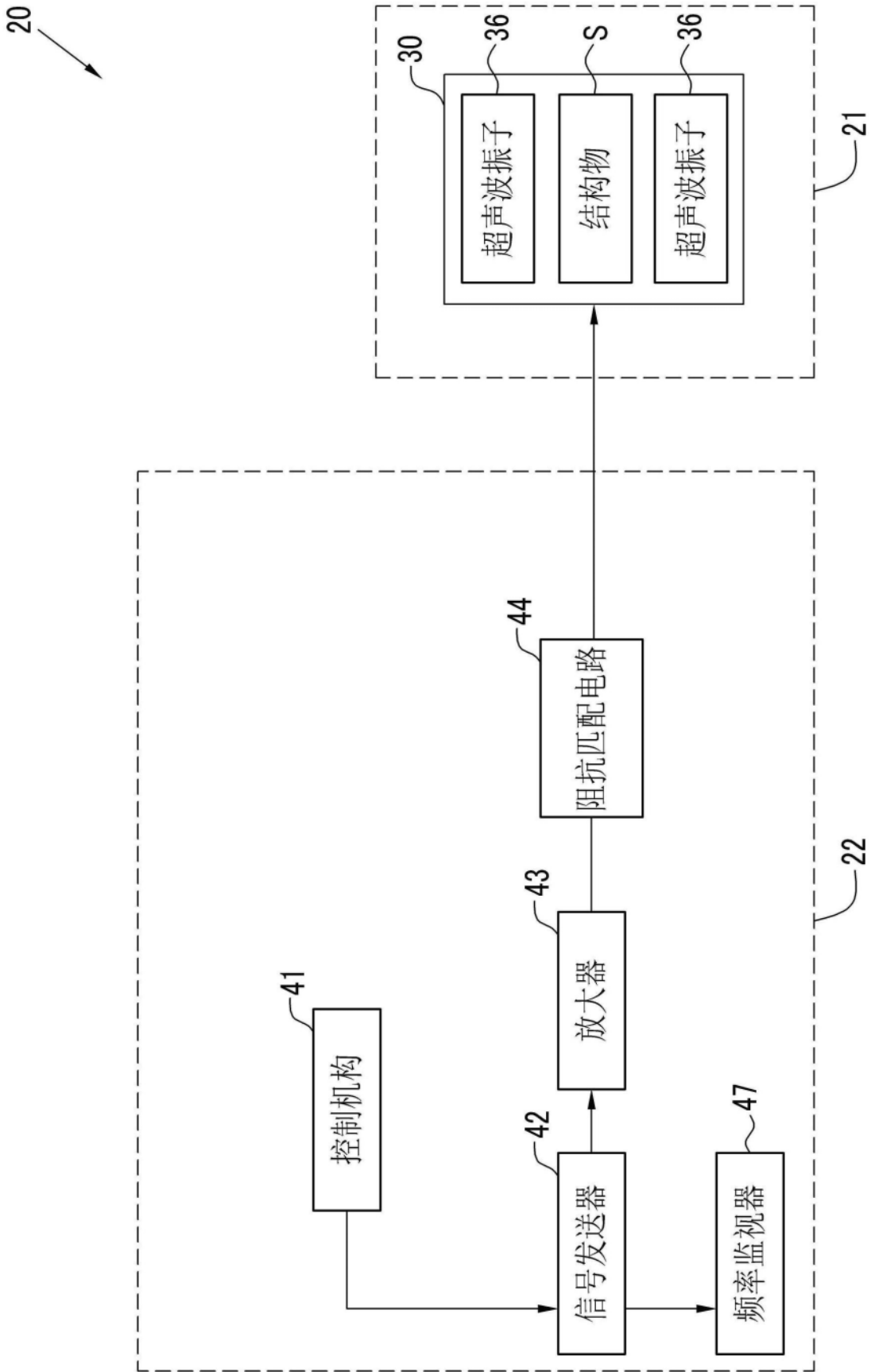


图6

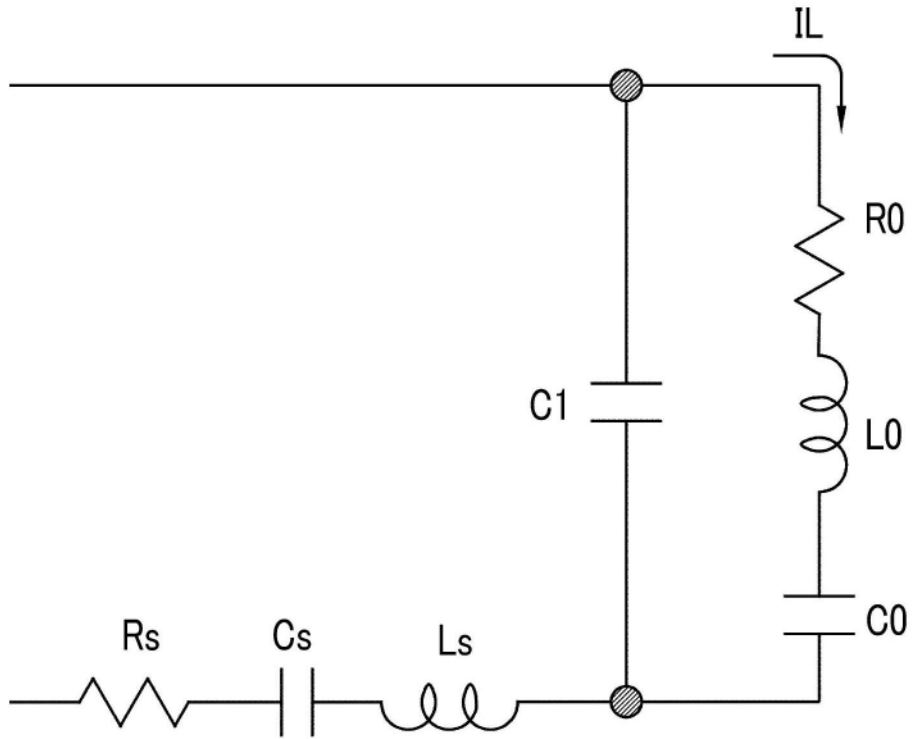


图7

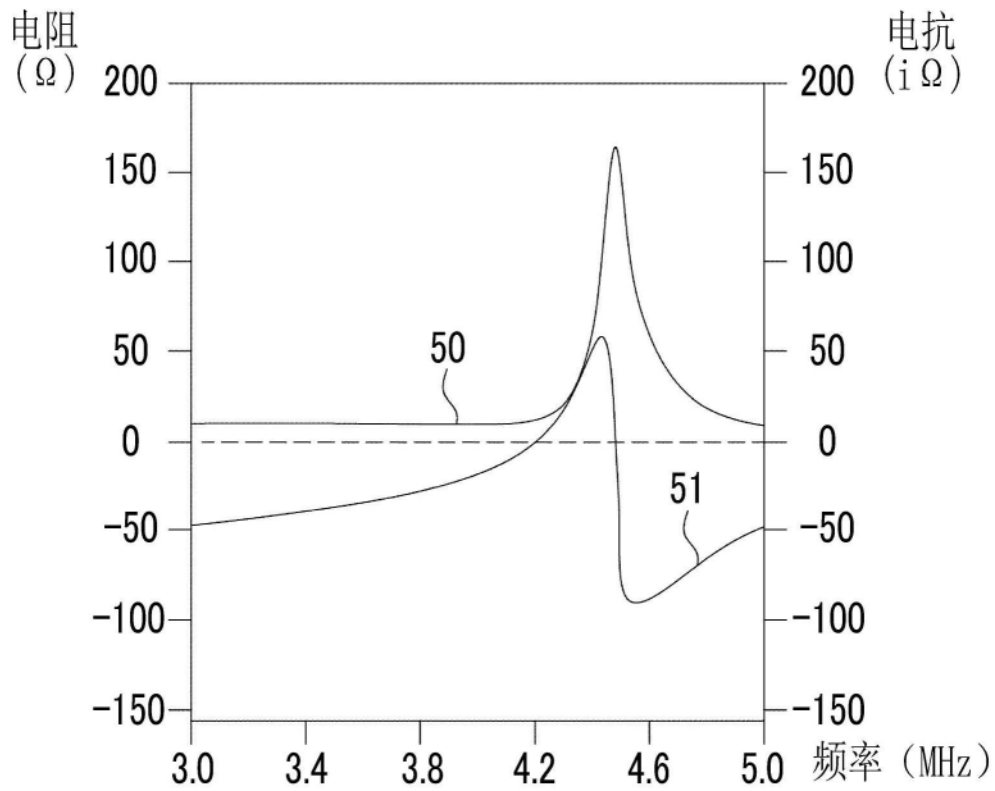


图8

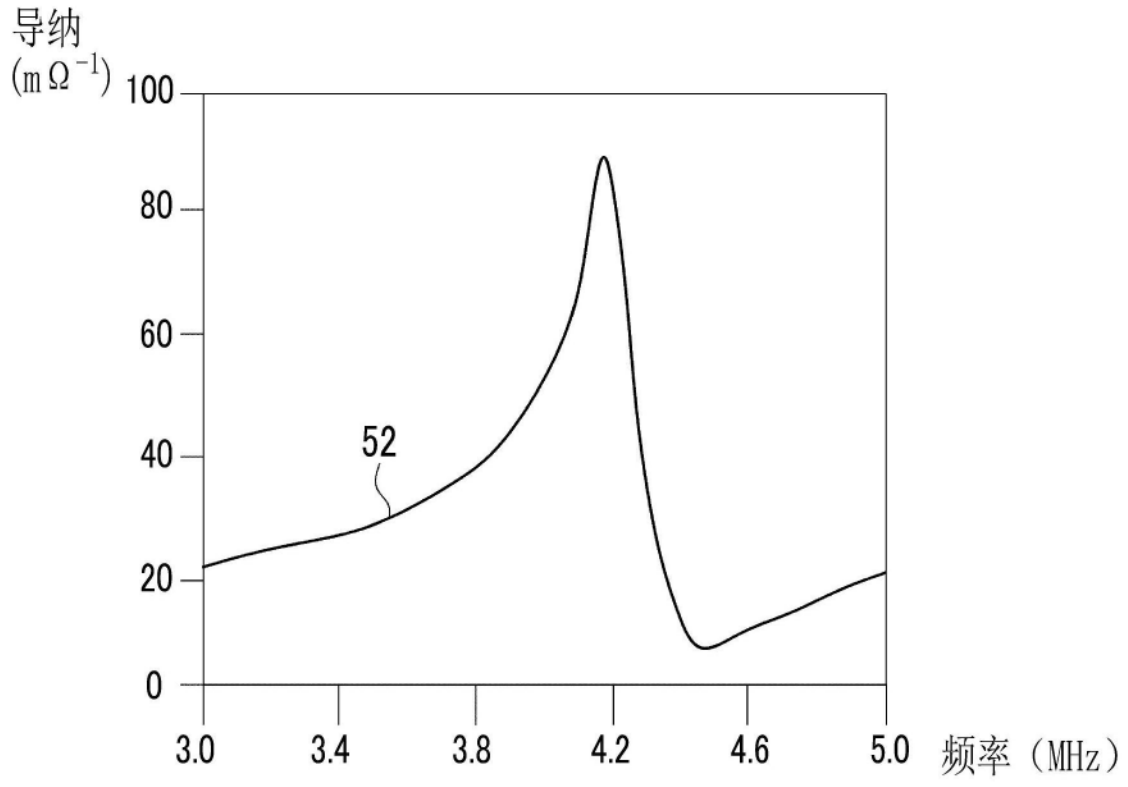


图9

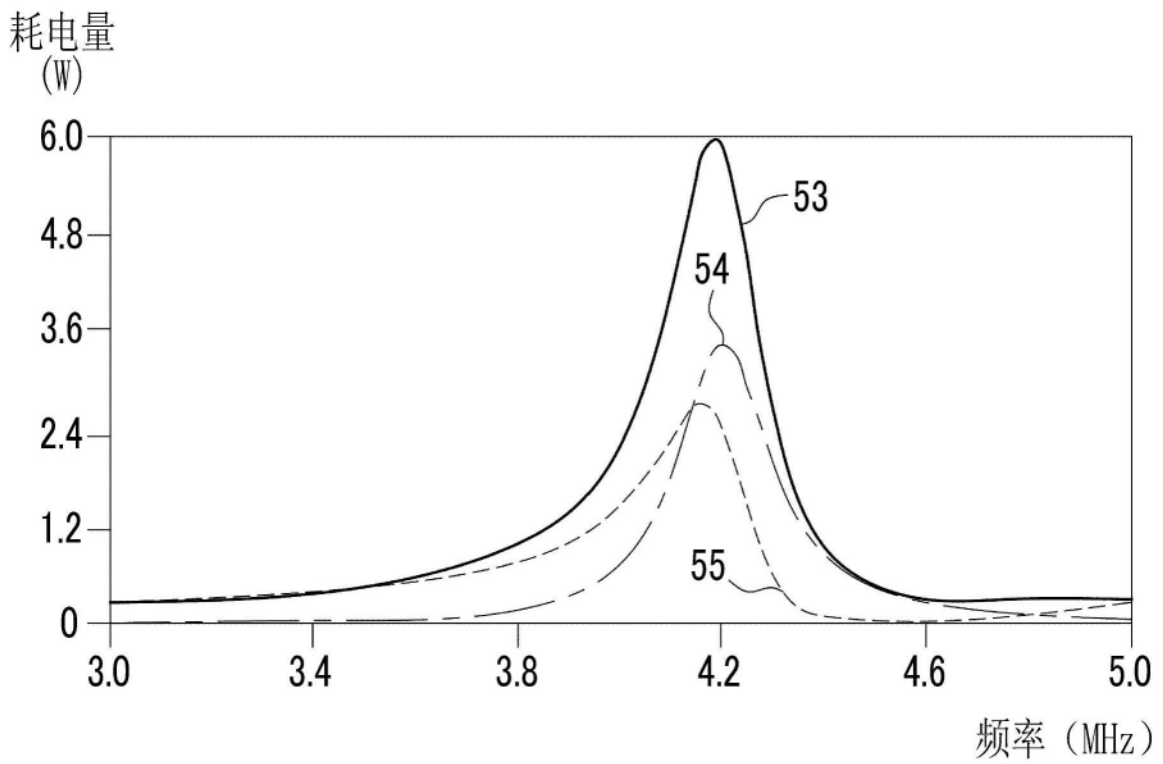


图10

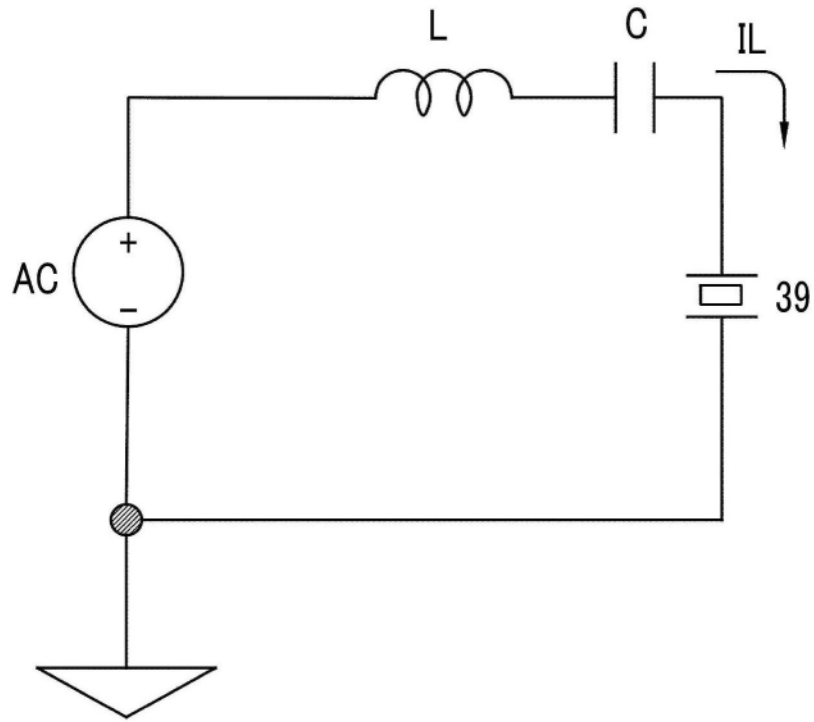


图11

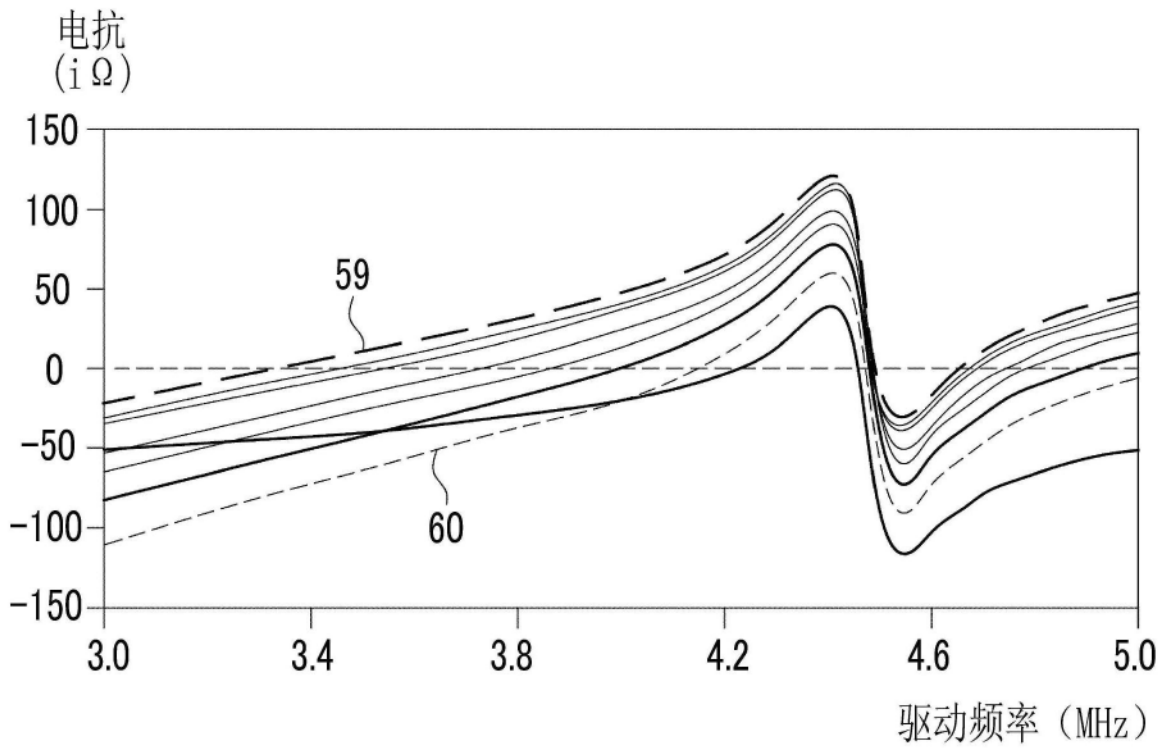


图12

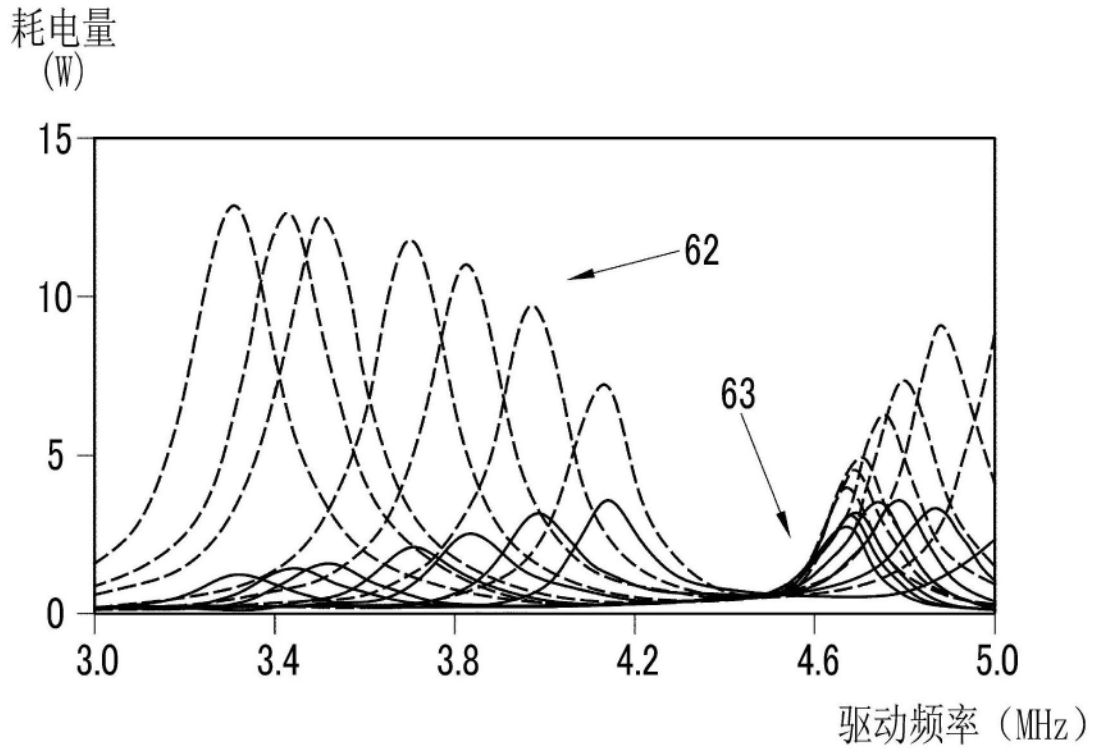


图13

温度	谐振频率 f_r (MHz)	反谐振频率 f_a (MHz)	驱动频率 f (MHz)
30°C	4.2	4.5	$3.3 \leq f < 4.2$
100°C	4.1	4.4	$3.2 \leq f < 4.1$
200°C	3.9	4.3	$2.7 \leq f < 3.9$

图14

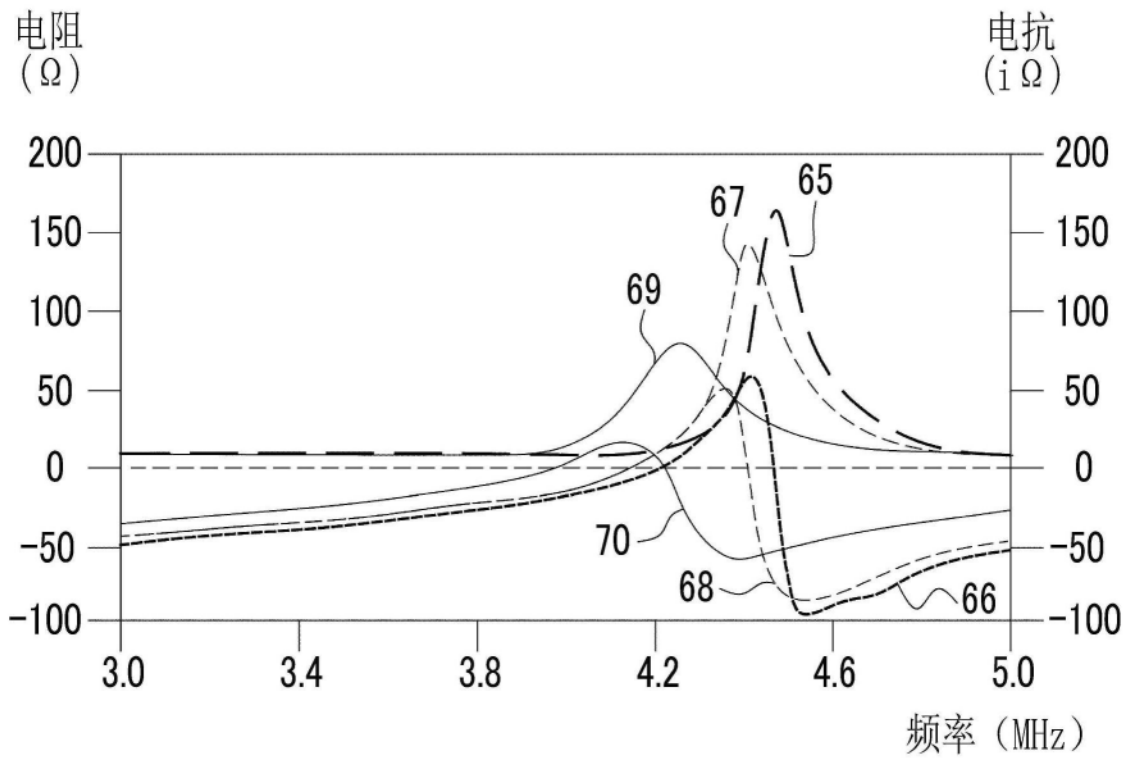


图15

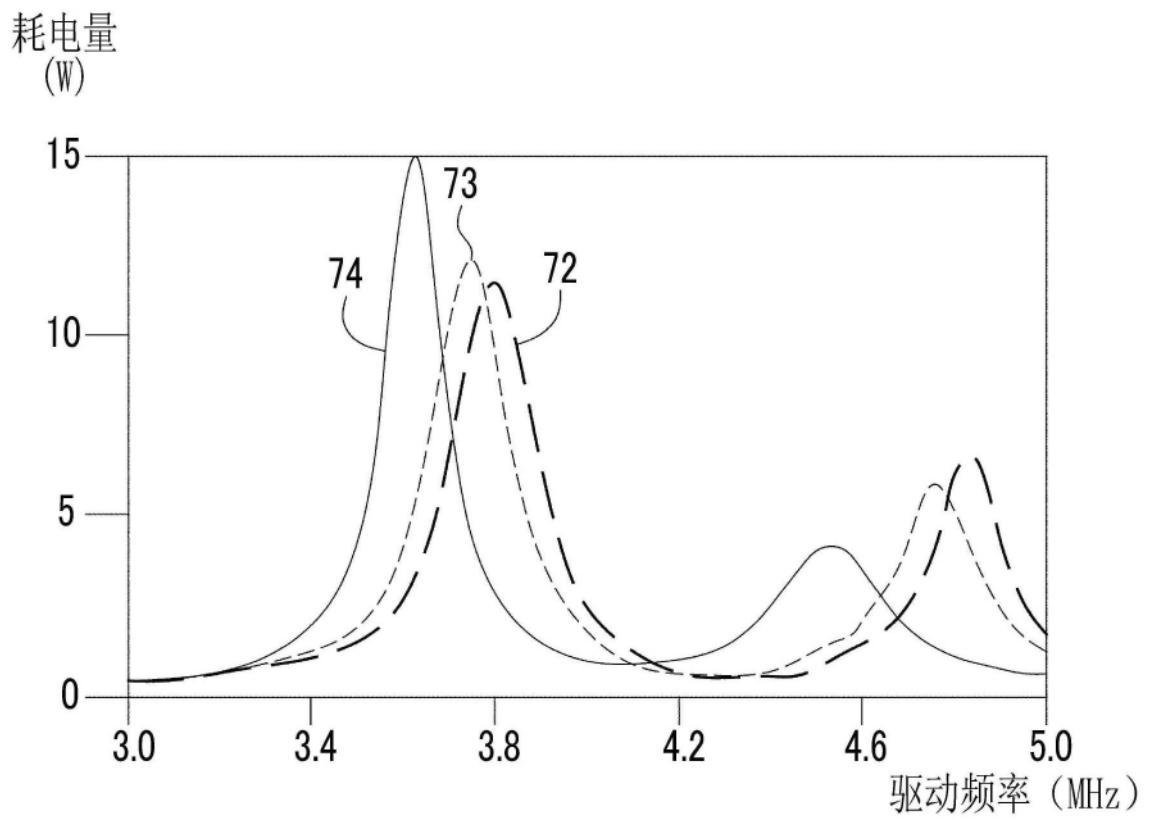


图16

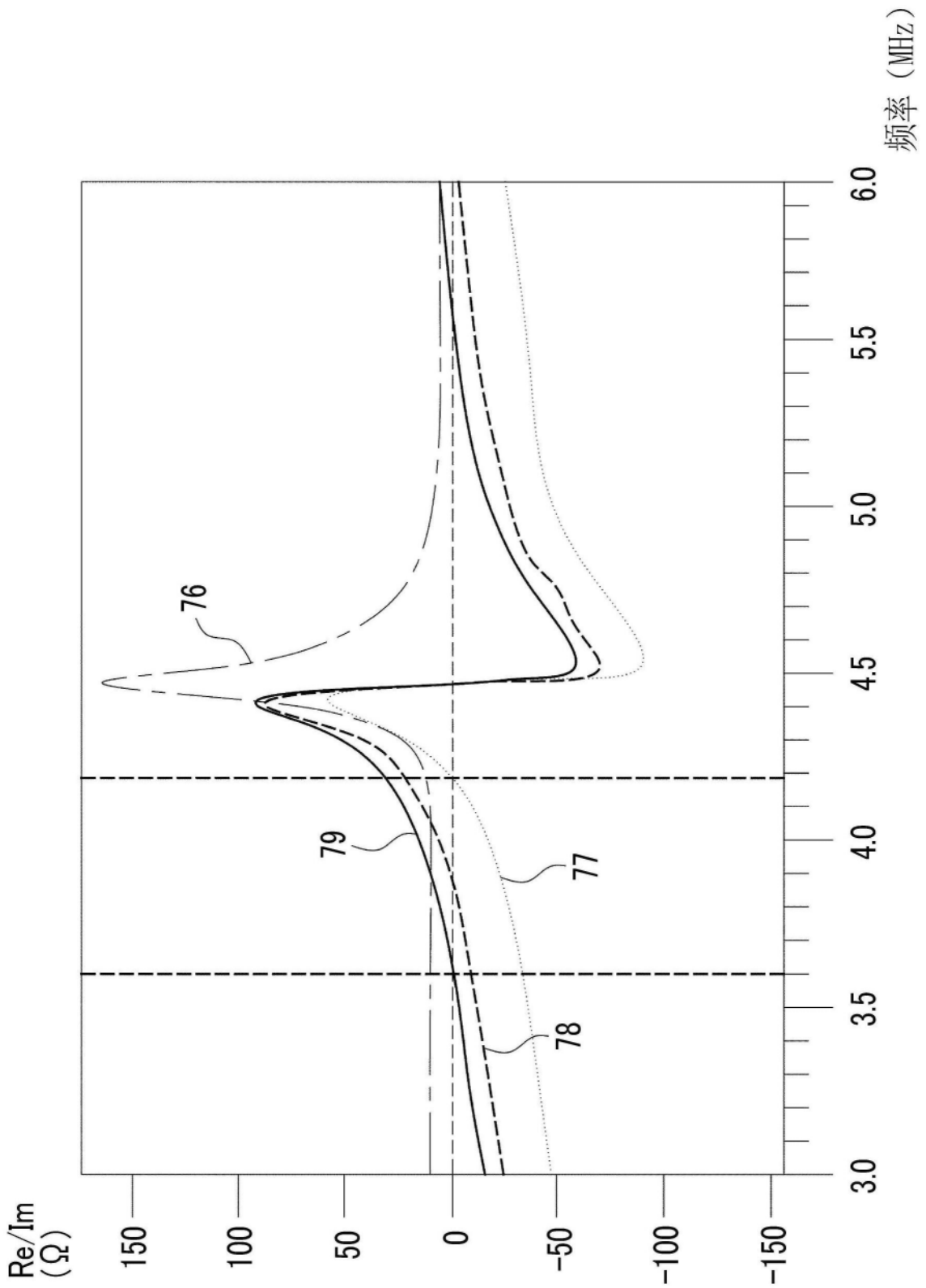


图17

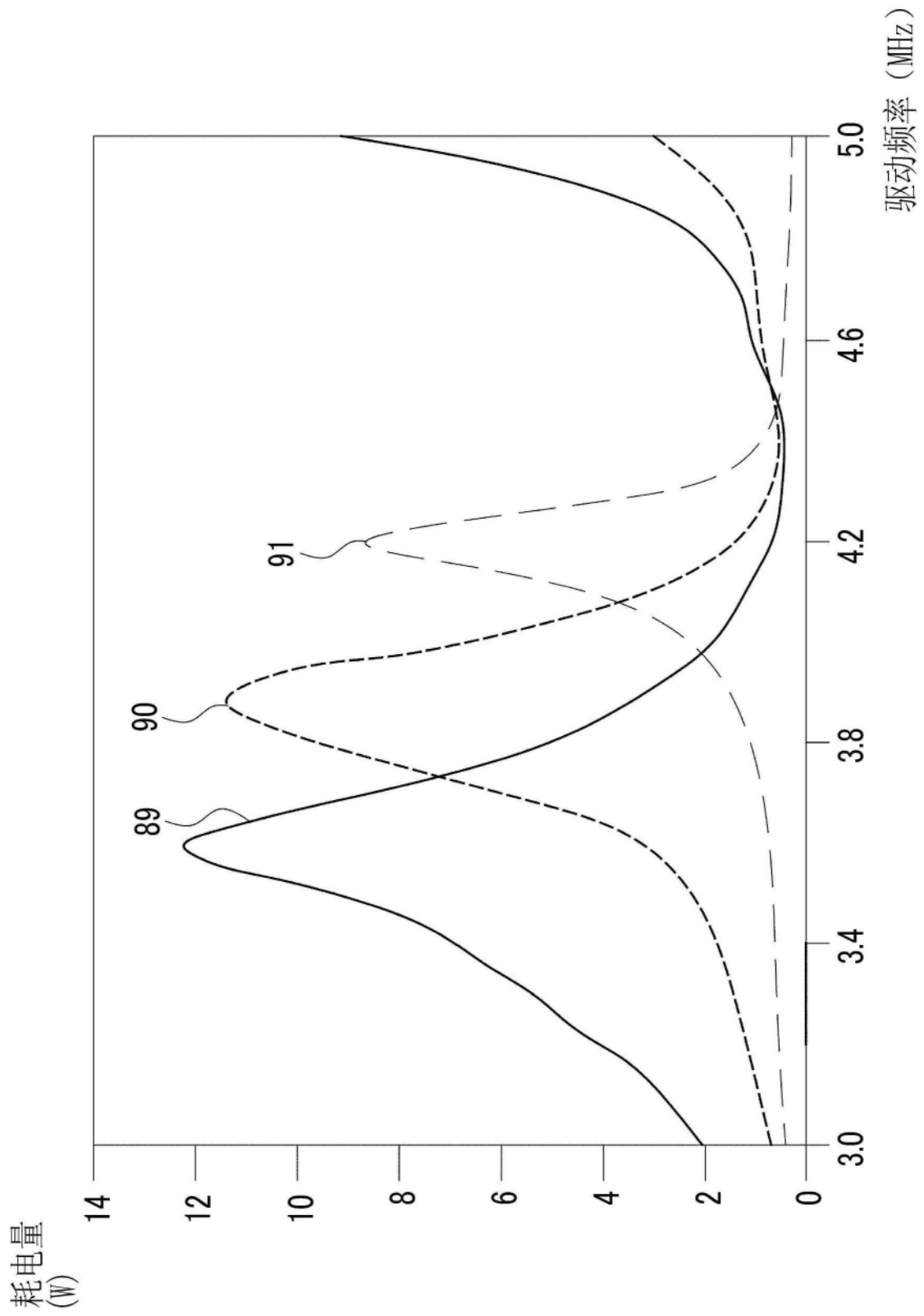


图18