



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113993454 A

(43) 申请公布日 2022.01.28

(21) 申请号 202080036316.X

(22) 申请日 2020.05.13

(30) 优先权数据

10-2019-0074031 2019.06.21 KR

10-2020-0053397 2020.05.04 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.11.16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2020/006304 2020.05.13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/256282 KO 2020.12.24

(71) 申请人 蔚山科学技术院

地址 韩国蔚山广域市蔚州郡彦阳邑蔚山科学技术院路50号

(72) 发明人 卞瑛宰

(74) 专利代理机构 上海华诚知识产权代理有限公司 31300

代理人 肖华

(51) Int.Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

A61B 5/1473 (2006.01)

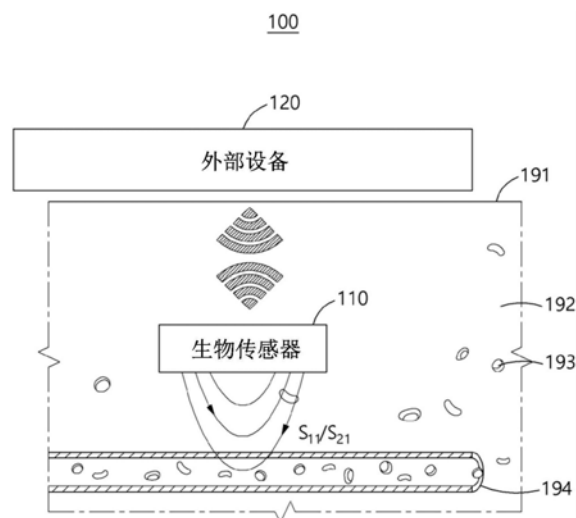
权利要求书2页 说明书12页 附图18页

(54) 发明名称

用于生物检测的共振器组装体及利用电磁波的生物传感器

(57) 摘要

根据一实施例的利用电磁波的生物传感器可包括共振器组装体、供电部以及处理器。共振器组装体可包括沿着馈电区域的外围配置且能够向上述馈电区域供电的至少一个馈电线和按照上述馈电区域内的图案配置并能够通过电容耦合从上述馈电线接收电力的图案导线。供电部可向上述共振器组装体供电。处理器可获取与上述共振器组装体的共振频率相关的参数,作为与当扫描(sweep)上述电力的频率时上述共振器组装体周围的目标分析物的浓度相对应的生物特征数据。



1. 一种共振器组装体,其特征在于,包括:
至少一个馈电线,沿着馈电区域的外围配置在一面,能够向上述馈电区域馈送电力;以及
图案导线,按照上述馈电区域内的图案配置在上述一面,且能够通过电容耦合从上述馈电线接收电力。
2. 根据权利要求1所述的共振器组装体,其特征在于,上述共振器组装体的共振频率根据上述共振器组装体周围的目标分析物的浓度而变化。
3. 根据权利要求1所述的共振器组装体,其特征在于,
还包括沿着上述一面配置在馈电区域内闭环导线,
上述图案导线配置在由上述闭环导线定义的内部区域,并经由上述闭环导线与上述馈电线形成电容耦合。
4. 根据权利要求3所述的共振器组装体,其特征在于,在上述闭环导线中与上述馈电线的一部分相邻的部分与上述馈电线的一部分以相同形状平行隔开。
5. 根据权利要求3所述的共振器组装体,其特征在于,上述闭环导线是多边形或圆形中的一种形状。
6. 根据权利要求1所述的共振器组装体,其特征在于,上述图案导线包括:
第一耦合部分,与上述至少一个馈电线相邻地配置在上述一面,以形成电容耦合;
第二耦合部分,与上述馈电线、闭环导线及附加图案导线中的至少一个相邻地配置在上述一面,以形成电容耦合;以及
连接部分,在上述一面按照图案连接上述第一耦合部分和上述第二耦合部分。
7. 根据权利要求6所述的共振器组装体,其特征在于,上述连接部分包括第一部分和第二部分,上述第一部分和上述第二部分以横穿上述第一耦合部分和上述第二耦合部分的虚拟线为基准配置在相对侧。
8. 根据权利要求7所述的共振器组装体,其特征在于,上述第一部分和上述第二部分从上述第一耦合至上述第二耦合部分交替配置。
9. 根据权利要求6所述的共振器组装体,其特征在于,上述第一部分和上述第二部分在上述一面具有点对称形状。
10. 根据权利要求6所述的共振器组装体,其特征在于,上述连接部分按照具有正弦形状、锯齿形状、长方形形状及三角形形状中的一种形状的图案配置。
11. 根据权利要求1所述的共振器组装体,其特征在于,还包括以能够与上述图案导线和上述馈电线中至少一个形成电容耦合的方式配置在上述一面的至少一个附加图案导线。
12. 根据权利要求11所述的共振器组装体,其特征在于,上述图案导线和上述至少一个附加图案导线形成超表面。
13. 根据权利要求11所述的共振器组装体,其特征在于,上述图案导线和上述至少一个附加图案导线以相同形状的图案配置。
14. 根据权利要求11所述的共振器组装体,其特征在于,还包括在上述一面分别独立地围绕上述图案导线和上述至少一个附加图案导线的多个闭环导线。
15. 根据权利要求11所述的共振器组装体,其特征在于,上述至少一个附加图案导线以上述图案导线为基准隔开并沿着一轴配置。

16. 根据权利要求1所述的共振器组装体, 其特征在于, 上述一面是沿着圆筒形支撑部件的侧面配置的曲面。

17. 根据权利要求1所述的共振器组装体, 其特征在于,

上述至少一个馈电线包括:

第一馈电线, 配置在上述一面, 两端包括与其它元件相连接的端口; 以及

第二馈电线, 在上述一面与上述第一馈电线隔开配置, 两端包括与其它元件相连接的端口,

上述馈电区域是上述第一馈电线与上述第二馈电线之间的区域。

18. 根据权利要求1所述的共振器组装体, 其特征在于, 上述至少一个馈电线由包括用于接收电力的端口的单个馈电线组成, 上述馈电区域是由上述单个馈电线围绕的区域。

19. 一种利用电磁波的生物传感器, 其特征在于, 包括:

共振器组装体, 包括沿着馈电区域的外围配置且能够向上述馈电区域馈送电力的至少一个馈电线和按照上述馈电区域内的图案配置并能够通过电容耦合从上述馈电线接收电力的图案导线;

供电部, 向上述共振器组装体供电; 以及

处理器, 获取与上述共振器组装体的共振频率相关的参数, 作为与当扫描上述电力的频率时上述共振器组装体周围的目标分析物的浓度相对应的生物特征数据。

用于生物检测的共振器组装体及利用电磁波的生物传感器

技术领域

[0001] 以下,提供用于生物检测的共振器组装体及利用电磁波的生物传感器。

背景技术

[0002] 最近,现代人因饮食习惯的西化,患有糖尿病、高脂血症、血栓患者等所谓成人病的人不断增加。能够了解这些成人病严重程度的简单方法是测量血液中的生物成分。生物成分测量的优点在于可以知道血液中各种成分的量,如血糖、贫血、凝血等,因此,对于特定成分的数值是在正常范围还是在非正常范围,普通人也不用去医院就可以很容易地判断是否存在异常。

[0003] 测量生物成分的简单方法之一是将指尖采集的血液注入试纸后,利用电化学或光度法对输出信号进行定量分析,这种方法可以在仪器上显示相应的分量,因此适用于没有专业知识的普通人。

[0004] 生物传感器还可以与智能设备相结合使用,此时需要准确地判别生物传感器检测到的数据是否有错误的技术。

发明内容

[0005] 技术问题

[0006] 根据一实施例的生物传感器可利用电磁波来检测目标分析物的浓度。

[0007] 根据一实施例的生物传感器可利用超表面来检测目标分析物的浓度。

[0008] 根据一实施例的生物传感器可利用相对介电常数来检测目标分析物的浓度。

[0009] 解决问题的手段

[0010] 根据一实施例的共振器组装体(resonator assembly)可包括:至少一个馈电线(feeding line),上述馈电线沿着馈电区域的外围配置在一面且可向上述馈电区域馈送电力;以及图案导线(pattern wire),上述图案导线按照上述馈电区域内的图案配置在上述一面,且能够通过电容耦合从上述馈电线接收电力。

[0011] 上述共振器组装体的共振频率可根据上述共振器组装体周围的目标分析物(target analyte)的浓度而变化。

[0012] 上述共振器组装体还可包括沿着上述一面配置在馈电区域内闭环导线(closed-loop wire),上述图案导线配置在由上述闭环导线定义的内部区域,并经由上述闭环导线与上述馈电线形成电容耦合。

[0013] 在上述闭环导线中与上述馈电线的一部分相邻的部分可与上述馈电线的一部分以相同形状平行隔开。

[0014] 上述闭环导线可以是多边形或圆形(circular shape)中的一种形状。

[0015] 上述图案导线可包括:第一耦合部分(first coupling portion),与上述至少一个馈电线(feeding line)相邻地配置在上述一面,以形成电容耦合(capacitive coupling);第二耦合部分,与上述馈电线、闭环导线及附加图案导线中的至少一个相邻地

配置在上述一面,以形成电容耦合;以及连接部分(connecting portion),在上述一面按照图案连接上述第一耦合部分和上述第二耦合部分。

[0016] 上述连接部分可包括第一部分(first part)和第二部分(second part),上述第一部分和上述第二部分以横穿上述第一耦合部分和上述第二耦合部分的虚拟线为基准配置在相对侧。

[0017] 上述第一部分和上述第二部分可从上述第一耦合部分至上述第二耦合部分交替配置。

[0018] 上述第一部分和上述第二部分可在上述一面具有点对称形状。

[0019] 上述连接部分可按照具有正弦形形状(sinusoidal shape)、锯齿形状(sawtooth shape)、长方形形状(rectangular shape)及三角形形状(triangular shape)中的一种形状的图案配置。

[0020] 共振器组装体还可包括以能够与上述图案导线和上述馈电线中至少一个形成电容耦合的方式配置在上述一面的至少一个附加图案导线。

[0021] 在共振器组装体中,上述图案导线和上述至少一个附加图案导线可形成超表面(meta surface,MTS)。

[0022] 上述图案导线和上述至少一个附加图案导线能够以相同形状的图案配置。

[0023] 共振器组装体还可包括在上述一面分别独立地围绕上述图案导线和上述至少一个附加图案导线的多个闭环导线。

[0024] 上述至少一个附加图案导线能够以上述图案导线为基准隔开并沿着一轴配置。

[0025] 上述一面可以是沿着圆筒形支撑部件(cylindrical support member)的侧面(side)配置的曲面。

[0026] 上述至少一个馈电线可包括:第一馈电线,配置在上述一面,两端包括与其它元件相连接的端口;以及第二馈电线,在上述一面与上述第一馈电线隔开配置,两端包括与其它元件相连接的端口,上述馈电区域可以是上述第一馈电线与上述第二馈电线之间的区域。

[0027] 上述至少一个馈电线可由包括用于接收电力的端口的单个馈电线组成,上述馈电区域是由上述单个馈电线围绕的区域。

[0028] 根据一实施例的利用电磁波的生物传感器可包括:共振器组装体,包括沿着馈电区域的外围配置且能够向上述馈电区域馈送电力的至少一个馈电线和按照上述馈电区域内的图案配置并能够通过电容耦合从上述馈电线接收电力的图案导线;供电部,向上述共振器组装体供电;以及处理器,获取与上述共振器组装体的共振频率相关的参数,作为与当扫描(sweep)上述电力的频率时上述共振器组装体周围的目标分析物的浓度相对应的生物特征数据。

[0029] 发明的效果

[0030] 根据一实施例的生物传感器可利用电磁波在没有对用户产生疼痛的情况下非侵入性地检测目标分析物。

[0031] 根据一实施例的生物传感器可利用超表面来准确地检测目标分析物的浓度。

[0032] 由于相对介电常数与目标分析物的浓度相对应,因此根据一实施例的生物传感器可通过计算共振频率以低计算复杂度来确定目标分析物的浓度。

附图说明

- [0033] 图1示出根据一实施例的利用电磁波的生物检测系统。
- [0034] 图2、图3a及图3b示出根据一实施例的用于利用电磁波的生物传感器的共振器组装体。
- [0035] 图4至图6示出根据一实施例的图案导线的示例。
- [0036] 图7至图12示出根据一实施例的共振器组装体的多个附加示例。
- [0037] 图13示出根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的两个端口示例。
- [0038] 图14示出根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的一个端口示例。
- [0039] 图15至图17示出根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的散射参数与目标分析物的浓度之间的关系。
- [0040] 图18为图示根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的简要结构的框图。
- [0041] 图19示出根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的示例性应用。

具体实施方式

- [0042] 以下,参照附图,详细说明本发明的多个实施例。然而,对实施例可进行各种变更,因此专利申请的保护范围并不受到这些实施例的限制或限定。应理解,对实施例的所有变更、等同技术方案以及代替技术方案包含在本发明的保护范围。
- [0043] 实施例中使用的术语仅用于说明目的,不应被解释为限定本发明。除非在文脉上明确表示不同的含义,否则单数的表述包括复数的表述。在本说明书中,“包括”或“具有”等术语意在指定说明书中所记载的特征、数字、步骤、工作、结构要素、部件或它们的组合的存在,而不得理解为预先排除一个或一个以上的其他特征或数字、步骤、工作、结构要素、部件或它们的组合的存在或附加可能性。
- [0044] 除非存在不同的定义,否则包括技术术语或科学术语在内的在此使用的所有术语的含义与实施例所属技术领域的普通技术人员通常理解的含义相同。通常使用的词典中定义的术语等常用术语应解释成与相关技术的文脉上的含义一致,除非在本发明中明确定义,否则不应解释成理想化或过于形式化的含义。
- [0045] 并且,在参考附图进行说明的过程中,不论附图标记如何,对相同的结构要素赋予相同的附图标记,并省略重复的说明。在描述实施例的过程中,在判断为相关的公知功能的具体说明混淆本发明的要旨不清楚的情况下,将省略对其详细说明。
- [0046] 在说明本发明实施例的结构要素的过程中,可以使用“第一”、“第二”、“A”、“B”、“(a)”、“(b)”等的术语。这种术语仅用于区分一结构要素与另一结构要素,相应结构要素的本质、顺序或顺次等并不受上述术语的限定。在记载为一结构要素与另一结构要素“连接”、“结合”或“联接”的情况下,该结构要素可以与另一结构要素直接连接或直接联接,但应理解为还可能其他结构要素“连接”、“结合”或“联接”在该结构要素与另一结构要素之间。
- [0047] 与任一实施例中包含的结构要素具有共同功能的结构要素在另一实施例中使用相同的名称进行说明。除非另有说明,否则在任一实施例中记载的说明也可以适用于另一实施例,在重复的范围内省略具体说明。
- [0048] 图1示出根据一实施例的利用电磁波的生物检测系统。
- [0049] 根据一实施例的利用电磁波的生物检测系统100可包括生物传感器110及外部设

备120。

[0050] 生物传感器110可以是利用电磁波来检测目标被分析物(target analyte)193的传感器。目标被分析物193作为与生物体(living body)相关的物质(material),也可以是分析物(analyte)。作为参考,在本说明书中,目标分析物193主要描述为血糖,但并不限于此。

[0051] 生物传感器110可插入和/或植入(implanted)到皮肤191下方的皮下层192。植入皮下的生物传感器110可利用电磁波来检测血管194及皮下层192的目标被分析物193。例如,生物传感器110可测量与后述的共振器组装体的共振频率相关的参数。在本说明书中,参数可表示用于解析生物传感器而使用的电路网络参数(circuit network parameter),以下,为了方便说明,主要以散射参数为例进行说明,但并不限于此。例如,可使用导纳参数、阻抗参数、混合参数和传输参数作为参数。共振器组装体的共振频率可根据共振器组装体周围的目标分析物193的浓度而变化。例如,共振频率可以是共振器组装体的电容和电感,如下的数学式1所示。

[0052] [数学式1]

[0053]
$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

[0054] 在数学式1中,f可以表示共振器组装体的共振频率、L可以表示共振器组装体的电感、C可以表示共振器组装体的电容。共振器组装体的电容C可与相对介电常数(relative dielectric constant) ϵ_r 成比,如数学式2中所示。

[0055] [数学式2]

[0056]
$$C \propto \epsilon_r$$

[0057] 共振器组装体的相对介电常数可能受到周围目标分析物193的浓度的影响。共振器组装体的相对介电常数根据目标分析物193的浓度的变化而变化,因此共振器组装体的共振频率也发生变化。因此,根据一实施例的利用电磁波的生物检测系统100可基于生物传感器110的共振器组装体的共振频率来确定目标被分析物193的浓度。

[0058] 作为参考,根据一实施例的共振器组装体可设计成用于检测目标分析物193。例如,在图2及图3a所示的后述的共振器组装体可对根据目标分析物193的浓度变化而变化的共振频率具有相对高的品质因子(Q-factor)。换句话说,对应于共振器组装体的散射参数(scattering parameter) (以下称为“S参数”)的频率响应特性(frequency response characteristic)可在根据目标分析物193的浓度的变化在共振频率变化范围内表现出相对陡峭(sharp)的曲线。共振器组装体可对于相对介电常数根据目标分析物193的浓度变化的变化表现出高灵敏度。因此,根据一实施例的生物传感器110可准确地确定共振器组装体的共振频率,并且还可以准确地预估与该共振频率相对应的目标分析物193的浓度。

[0059] 例如,在目标被分析物193为血糖(glucose)的情况下,共振器组装体可设计为具有如下表1的规格(specification)。然而,该规格仅作为例示性的,本发明并不限于此。

[0060] 表1

[0061]	参数	最小值	典型值	最大值	单位	对象物质/ 对象范围
	工作频带 (Operating frequency band)	2.0	2.45	3.0	GHz	血糖
	共振峰值 (Resonant peak) (S11) (Typical)		-30		dB	血糖
	介电常数灵敏度 (Sensitivity for dielectric constant)		4		MHz	@ per100mg/dl
	平均绝对偏差 (Mean Absolute Relative Deviation, MARD)			8.5	%	

[0062] 根据一实施例的利用电磁波的生物传感器110可与外部设备120建立无线通信。生物传感器110可获取及收集与目标分析物193的浓度相对应的生物特征数据,并且可将生物特征数据传输至外部设备120。生物特征数据作为与目标分析物193的浓度和/或量相关的数据,例如,如上所述,可以是与共振器组装体的共振频率相关的参数,但并不限于此,生物特征数据还可包括与目标分析物浓度相对应的共振频率、用于计算共振频率的散射参数、与散射参数相对应的频率响应特性等。生物传感器110可通过无线通信将生物特征数据传输至外部设备120。此外,可从外部设备120以无线的方式向生物传感器110供电。生物传感器110可利用无线传输的电力来监控生物特征数据。图2、图3a及图3b示出根据一实施例的用于利用电磁波的生物传感器的共振器组装体。

[0063] 图2示出示例性的共振器组装体210。

[0064] 根据一实施例的共振器组装体210可包括馈电线211、闭环导线213及图案导线212。

[0065] 馈电线211可示为沿着馈电区域的外围配置在一面250且能够向馈电区域馈送电力的导线(conducting wire)。在一面250中,可将馈电线211内部的区域视为馈电区域。共振器组装体210可包括至少一个馈电线211,图2图示共振器组装体210包括2个馈电线211的示例。在馈电线211的数量为2个的情况下,2个馈电线211之间的区域可以是馈电区域。图2图示了双端口结构,其中两个馈线211具有位于上侧的第一端口291和位于下侧的第二端口292,但并不限于此。单个端口结构的示例将在附图14中进行说明。

[0066] 闭环导线213可沿着一面250配置在馈送区域内。后述的图案导线212可配置在由闭环导线213定义的内部区域内。闭环导线213可以是多边形(例如,长方形)及圆形中的任何一种形状。在图2中示出闭环线213为长方形(rectangular shape)的示例。闭环导线213可与馈电线211形成电容耦合且从馈电线211接收电力。在闭环导线213中,与馈电线211的一部分相邻的部分213a和213b可与馈电线211的一部分以相同形状平行隔开。闭环导线213即使在小型化形状的因子内也可以提供阻抗匹配。因此,与在没有闭环导线213的情况下实现目标共振频率(例如,与目标分析物相对应的共振频率)所需的面积相比,具有闭环导线213的共振器组装体210可使用更小的面积来实现目标共振频率。

[0067] 图案导线212按照馈电区域内的图案配置在一面250,且可以通过电容耦合从馈电线211接收电力的导线。图案导线212可根据图案示出电感分量。图案导线212可与馈电线211形成电容耦合。例如,图案导线212的部分212a和212b可分别与馈电线211中的相邻的部

分211a和211b形成电容耦合。并且,图案导线212可经由闭环导线213与馈电线211形成电容耦合。例如,图案导线212的部分212a和212b可分别与闭环导线213中的相邻的部分213a和213b形成电容耦合。图案导线212的各种形状将在如下图4至图6中进行说明。

[0068] 作为参考,图2所示的共振器组装体210的示例性结构可设计为高度 $h=26\text{mm}$ 、宽度 $w=14\text{mm}$,但并不限于此。并且,图2中共振器组装体210所配置的一面250为平面,但并不限于此。在以下图3a中说明共振器组装体210配置在曲面的示例。

[0069] 图3a及图3b示出配置共振器组装体的一面是沿着圆筒形的侧面配置的曲面的示例。

[0070] 在图3a中所示的共振器组装体310可具有与图2中所示的共振器组装体210相同的结构,沿着曲面350配置。还示出共振器组装体310的表面电流分布390。表面电流分布390的单位以 A/m 表示。在共振器组装体310及表面电流分布390中,共振器组装体310的长度轴图示为 y 轴。即使在圆筒形结构中共振器组装体310的共振频率也能够以高灵敏度根据周围的目标分析物的浓度而变化。图3a中所示的圆筒形共振器组装体310的高度 $h=26\text{mm}$ 、圆筒的直径 $d=3.96\text{mm}$,与图2中所示的平面形共振器组装体210相比可具有更小的形状因子。

[0071] 图3b示出图3a所示的共振器组装体310中根据各个导线之间间距的共振频率的变化及品质因子的变化。

[0072] 共振器组装体310可通过在图案导线中重复出现的图案及闭环导线而具有阻抗分量(例如,电阻分量和电容分量),且其共振频率可由阻抗分量确定。并且,在共振器组装体310中,在多个闭环导线中任意一个闭环导线包括至少一个闭环导线的情况下,可能会产生多重共振现象。

[0073] 电容可根据图案导线与闭环导线之间间距而增加或减少,电阻可根据每根导线的厚度、宽度、高度、长度等而增加或减少。共振器组装体310的品质因子也可由电容和电阻确定。以下,说明电容根据导线之间间距的变化及与其相应的共振频率变化。

[0074] 根据一实施例,共振器组装体310的电容可根据各个导线之间间距而变化。例如,在沿着曲面350配置的共振器组装体310中,共振器组装体310的电容可根据与第一馈电线中长度方向(例如, y 轴方向)对应的部分及与第二馈电线中长度方向对应的部分之间间距303(以下,“馈电线之间间距”)而变化。若馈电线之间间距303减少,则共振器组装体310的电容可增加。因此,根据数学式1,随着馈电线之间间距303减少,共振器组装体310的共振频率可减少且品质因子可增大。换言之,在共振器组装体310的共振频率中的频率响应特性可能变得陡峭(sharp)。作为一例,图3b示出了当馈电线之间间距303为第一间距时根据频率响应特性的第一共振点393a、当馈电线之间间距303为第二间距时根据频率响应特性的第二共振点393b,以及当馈电线之间间距303为第三间距时根据频率响应特性的第三共振点393c。第三间距可以小于第二间距,第二间距可以小于第一间距。第三共振点393c的共振频率可低于第二共振点393b的共振频率,第二共振点393b的共振频率可低于第一共振点393a的共振频率。进而,各个共振点的衰减程度从第一共振点393a至第三共振点393c逐渐增加,它示出品质因子随着间距减少而增加。反之,随着馈电线之间间距303的增加,共振器组装体310的共振频率增加且品质因子可减少。

[0075] 在图3b中主要说明了共振频率及品质因子根据馈电线之间间距而变化,共振频率及品质因子也可根据其它导线之间间距而变化。例如,共振频率及品质因子可根据图案导

线与闭环导线之间间距301和馈电线与闭环导线之间间距302而变化。具有减少的间距301、302、303的共振器组装体310可具有减少的共振频率及增加的品质因子。反之,具有增加的间距301、302、303的共振器组装体310可具有增加的共振频率及减少的品质因子。

[0076] 同时,说明了图3a所示的圆筒形共振器组装体310的共振频率根据导线之间间距而变化,但并不限于此,即使在图2中所示的共振器组装体210中,与圆筒形共振器组装体310类似地,共振频率可根据导线之间间距而变化。

[0077] 图4至图6示出根据一实施例的图案导线的示例。

[0078] 图4说明具有正弦形形状的图案的图案导线420。

[0079] 图案导线420可包括第一耦合部分421(first coupling portion)、第二耦合部分422(second coupling portion)以及连接部分423(connecting portion)。

[0080] 第一耦合部分421及第二耦合部分422可示出与在图案导线420中的其他导线形成电容耦合的部分。例如,第一耦合部分421可与至少一个馈电线相邻地配置在一面,以形成电容耦合。第二耦合部分422可与馈电线、闭环导线以及附加图案导线中至少一个相邻地配置在一面,以形成电容耦合。附加图案导线作为在基本图案导线的基础上附加配置的图案导线,在如下图9至图11中进行说明。附加图案导线的第一耦合部分及第二耦合部分可与另一图案导线形成电容耦合。

[0081] 例如,第一耦合部分421可与在馈电线中与第一耦合部分421相邻的部分呈相同的形状,且可与相邻的部分平行隔开。又例如,在图案导线配置在闭环导线内的区域的情况下,第一耦合部分421可具有与在闭环导线中与第一耦合部分421相邻的部分相同的形状,且可与相邻的部分平行隔开。第二耦合部分422可具有与馈电线、闭环导线以及附加图案导线中相邻配置的导线中与第二耦合部分422相邻的部分相同的形状,且可与相邻的部分平行隔开。

[0082] 连接部分423可在一面按照图案连接第一耦合部分421及第二耦合部分422。例如,连接部分423可包括第一部分(first part)491和第二部分(second part)492,上述第一部分491和上述第二部分492以横穿第一耦合部分421及第二耦合部分422的虚拟线490为基准配置在相对侧。第一部分491及第二部分492可从第一耦合部分421至第二耦合部分422交替配置。例如,第一部分491及第二部分492可在一面具有点对称形状。图4中图示的图案导线420呈正弦形形状,第一部分491及第二部分492可包括曲线部。沿着连接部分423的图案共振器组装体可具有阻抗分量。在此情况下,连接部分423可从馈电线、闭环导线以及其他图案导线隔开,以防止与馈电线、闭环导线以及其他图案导线的电容耦合。

[0083] 连接部分423的图案不限于图4中所示的图案,连接部分423可按照具有正弦形形状、锯齿形状、长方形状、三角形形状中的一种形状的图案配置。

[0084] 图5示出具有三角形形状的图案的图案导线。

[0085] 图案导线520的第一耦合部分521、第二耦合部分522以及虚拟线590与图4所示的结构相同,因此省略其说明。具有三角形形状图案的图案导线520可包括横穿虚拟线590的多个直线部591、592。

[0086] 图6示出具有长方形状图案的图案导线。

[0087] 图案导线620的第一耦合部分621、第二耦合部分622以及虚拟线690与图4所示的结构相同,因此省略其说明。具有长方形状图案的图案导线620可包括平行于虚拟线690且

以虚拟线690为基准配置在相对侧的多个直线部691、692。

[0088] 图7至图12示出根据一实施例的共振器组装体的多个附加示例。

[0089] 图7示出没有闭环导线的共振器组装体的示例。

[0090] 根据一实施例的共振器组装体700可包括馈电线及图案导线720,且没有闭环导线。在图7中2个馈电线711、712可定义馈电区域719,2个馈电线711、712分别可沿着馈电区域719的外围至少一部分配置。

[0091] 图案导线720的多个耦合部分721、722可与馈电线形成电容耦合。例如,图案导线720的第一耦合部分721可与第一馈电线711的部分711a形成电容耦合,图案导线720的第二耦合部分722可与第二馈电线712的部分712a形成电容耦合。作为参考,在图7中说明分成第一馈电线711和第二馈电线712的2个端口的示例,但并不限于此,馈电线能够以单个馈电线的方式来实现,以代替第一馈电线711和第二馈电线712。

[0092] 图8示出共振器组装体,其包括不同排列的图案导线及至少一个闭环导线。

[0093] 在根据一实施例的共振器组装体800中,相对于馈电线,图案导线820可以排列成不同方式。例如,在图1至图7中图案导线820的多个耦合部分与馈电线的多个端口之间的导线相邻,但在图8中所示的图案导线820的多个耦合部分与馈电线的多个端口相邻。

[0094] 并且,共振器组装体800可包括至少一个闭环导线。例如,多个闭环导线可配置在由多个馈电线811、812定义的馈电区域内。多个闭环导线831、832中至少一个闭环导线可配置在由另一个闭环导线定义的内部区域内。例如,在图8中第一闭环导线831可配置在一面的馈电区域内,第二闭环导线832可配置在由第一闭环导线831定义的内部区域内。图案导线820可配置在由第二闭环导线832定义的内部区域内。

[0095] 根据一实施例共振器组装体还可包括附加图案导线。例如,至少一个附加图案导线可以配置在一面,以与图案导线及馈电线中至少一个形成电容耦合。

[0096] 图9示出附加图案导线922可与馈电线形成电容耦合的示例。除了基本图案导线921之外,共振器组装体900还可包括附加图案导线922。共振器组装体900可包括配置在由多个馈电线910定义的馈电区域内的闭环导线930。基本图案导线921附加图案导线922可配置在由闭环导线930定义的区域内部。附加图案导线922及基本图案导线921可并列配置。例如,附加图案导线922可沿着与横穿基本图案导线921的第一耦合部分及第二耦合部分的第一轴901垂直的第二轴902,与基本图案导线921隔开配置。同时,在图9中仅示出一个附加图案导线922,但并不限于此,馈电区域内可配置至少一个附加图案导线922。

[0097] 图10示出与其他图案导线形成电容耦合的附加图案导线的示例。例如,第二图案导线1022可与第一图案导线1021隔开并沿着第二轴1002配置在一面。第三图案导线1023可与第一图案导线1021隔开并沿着第一轴1001配置在一面。第四图案导线1024可与第二图案导线1022隔开并沿着第一轴1001配置。第一图案导线1021及第三图案导线1023可直接或经由其他图案导线形成电容耦合。第二图案导线1022及第四图案导线1024可直接或经由其他图案导线形成电容耦合。在图10中仅示出4个图案导线,但并不限于此。 n 个图案导线可沿着第一轴1001隔开配置, m 个图案导线可沿着第二轴1002隔开配置,因此,共振器组装体1000可包括 $n \times m$ 个图案导线。其中, n 、 m 可以是1或大于1的整数。

[0098] 同时,图10仅示出由馈电线1010定义的区域内部的单个闭环导线1030,但并不限于此。共振器组装体1000可在馈电区域内包括一个或多个闭环导线,各个闭环导线的内部可

包括一个或多个图案导线。如下图11示出多个闭环导线1131、1132、1133、1134中的各个导线都包括单个图案导线的示例。

[0099] 图11示出在图10中所示的结构基础上包括围绕单个图案导线的多个闭环导线1131、1132、1133、1134的示例性结构。根据一实施例的共振器组装体1100可包括由馈电线1110定义的馈电区域内的多个闭环导线1131、1132、1133、1134。多个闭环导线1131、1132、1133、1134可在一面分别围绕图案导线1121及至少一个附加图案导线1122、1123、1124。

[0100] 在图10及图11中,图案导线及至少一个附加图案导线可配置为相同形状的模式。此时,图案导线及至少一个附加图案导线可形成超表面。

[0101] 上述内容主要说明了具有长方形形状的馈电区域,但并不限于此。

[0102] 图12示出具有圆形形状的馈电区域的共振器组装体1200。多个馈电线1211、1212可沿着圆形形状的馈电区域的外围配置。闭环导线1230可与馈电区域的形状相对应地配置为圆形。图案导线1220可配置在圆形形状的馈电区域内。在此情况下,图案导线1220的多个耦合部分可相对于多个馈电线1211、1212及闭环导线1230的形状平行隔开且具有圆周的一部分的形状。

[0103] 图13示出根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的两个端口示例。

[0104] 根据一实施例的共振器组装体1310可使用2个端口来实现。例如,第一馈电线配置在一面,两端包括与其它元件相连接的端口,第二馈电线在一面与第一馈电线隔开配置,两端包括与其它元件相连接的端口。馈电区域可以是第一馈电线与第二馈电线之间的区域。

[0105] 根据一实施例的生物传感器1300可利用具有2个端口的共振器组装体1310来检测生物数据。

[0106] 测量部1330可在具有频率的信号施加至共振器组装体1310的同时测量共振器组装体1310的频率响应特性。例如,测量部1330可包括能够调节振荡频率的振荡电路及用于检查输入至共振器组装体1310或由共振器组装体1310输出的电压、电流、功率及信号波形等的信号检测电路,但是测量部1330电路结构不限于此,并且可根据具体情况而不同。

[0107] 根据一实施例的生物传感器1300的测量部1330可扫描施加至共振器组装体1310的功率的频率。测量部1330可通过在预定的目标频率范围(target frequency range)内变更频率来扫描功率的频率。测量部1330可将功率的频率从目标频率范围的下限(lower limit)依次增加至其上限(upper limit),或可以将功率的频率从目标频率范围的上限依次降低至其下限。在目标分析物为血糖的情况下,目标频率范围例如包括2.54GHz,且可从2GHz至3.6GHz的范围。但并不限于此,目标频率范围可包括5.8GHz。可根据目标分析物的类型设置不同的目标频率范围。但这是示例性的,扫描频率并不限于此,可使用多种方式。

[0108] 生物传感器1300的测量部1330可在扫描施加至共振器组装体1310功率的频率的同时测量与共振器组装体1310的频率相关的信息(例如,频率响应特性及共振频率等)。例如,测量部1330可测量共振器组装体1310的第一端口输入或输出的电压 V_1^+ 、 V_1^- 及第二端口输入或输出的电压 V_2^+ 、 V_2^- 。生物传感器1300的处理器(未图示)可以基于输入至第一端口和第二端口或由第一端口和第二端口输出的电压来确定散射参数。处理器(未图示)可在扫描频率的同时收集散射参数,并可基于收集的散射参数确定共振器组装体1310的共振频率。例如,散射参数可包括表示输入至第一端口的电压与由第一端口输出的电压之比的 S_{11} 参数和表示输入至第一端口的电压与由第二端口输出的电压之比的 S_{21} 参数等。以下,在图15及

图16中说明与散射参数对应的响应特性。

[0109] 如上所述,在皮下层1392中与共振器组装体1310和相关的相对介电常数可根据血管1394的血液中包含的目标分析物1393的浓度而变化。因此,生物传感器1300可通过基于散射参数确定共振频率来预估目标分析物的浓度。但并不限于此,生物传感器1300可在扫描频率的同时仅收集散射参数作为生物特征数据,并可将收集的散射参数传输至外部设备。在此情况下,外部设备可基于接收到的散射参数确定共振频率,并可确定与共振频率相对应的目标分析物的浓度。

[0110] 图14示出根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的一个端口示例。

[0111] 根据一实施例的共振器组装体1410可以使用一个端口来实现。例如,在共振器组装体1410中,至少一个馈电线可由包括用于接收电力的端口单个馈电线组成。在此情况下,馈电区域可以是由单个馈电线所围绕的区域。

[0112] 处理器中,当扫描从测量部1430施加至共振器组装体1410的功率频率时,测量部1430可针对使用一个端口的共振器组装体1410测量输入至第一端口或由第一端口输出的电压。处理器可基于输入至一个端口或由一个端口输出的电压来计算 S_{11} 参数。处理器可在扫描频率的同时从测量部1430获取与 S_{11} 参数相对应的频率响应特性。处理器可基于频率响应特性确定共振器组装体1410的共振频率。生物传感器1400可将散射参数、与散射参数相对应的频率响应特性、共振频率和与共振频率相对应的目标分析物的浓度中至少一中作为生物特征数据输出至外部设备。

[0113] 图15至图17示出根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的散射参数与目标分析物的浓度之间的关系。

[0114] 图15可示出不同相对介电常数的 S_{11} 参数的频率响应特性曲线1500。在频率响应特性曲线1500中,纵轴表示反射损耗,单位为dB,横轴表示频率,单位为GHz。在频率响应特性曲线1500中,反射损耗(return loss)最小的频率可以是共振频率。例如,在生物传感器监测散射参数中的 S_{11} 参数的情况下,生物传感器可在目标频率范围内搜索 S_{11} 参数最小的频率,并可将搜索到的频率确定为共振频率。

[0115] 图16可示出 S_{21} 参数的频率响应特性1600。在频率响应特性1600中,纵轴表示散射参数的幅度(magnitude),单位为dB,横轴表示频率,单位为GHz。在频率响应特性1600中,具有最大幅度的频率可以是共振频率。例如,在生物传感器监测散射参数中的 S_{21} 参数的情况下,生物传感器可在目标频率范围内搜索 S_{21} 参数最大的频率,并可将搜索到的频率确定为共振频率。

[0116] 图17为图示根据相对介电常数变化的共振频率变化的曲线图1700。在曲线图1700中,纵轴表示 S_{11} 参数,单位为dB,横轴表示频率,单位为GHz。曲线图1700可包括频率根据不同血糖值变化的 S_{11} 参数的曲线。根据曲线图,随着血糖值增加至100mg/dL、150mg/dL、200mg/dL和300mg/dL, S_{11} 参数为最小值的共振频率的增加。共振体组装体的共振频率可针对血糖的不同浓度预先计算和映射。血糖浓度与共振频率之间的关系可以存储在映射表(例如,查找表(lookup table,LUT))。生物传感器可以根据查找表确定与共振频率的目标分析物相对应的浓度。

[0117] 图18为图示根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的简要结构的框图。

[0118] 根据一实施例的利用电磁波的生物传感器1800可包括共振器组装体1810、处理

1820、供电部1830、通信部1840及测量部1850。

[0119] 共振器组装体1810可包括:至少一个馈电线,沿着馈电区域的外围配置且可向馈电区域馈送电力;以及图案导线,按照馈电区域内的图案配置并可通过电容耦合从馈电线接收电力。共振器组装体1810已在图2至图12中进行了说明,因此省略详细说明。

[0120] 当扫描提供至共振器组装体1810的功率的频率时,处理器1820可获取与共振器组装体1810的共振频率相关的参数,作为与共振器组装体1810周围的目标被分析物的浓度相对应的生物特征数据。例如,处理器1820可通过测量部1850在目标频率范围内扫描提供至共振器组装体1810的信号的频率时收集不同频率的散射参数。处理器1820可基于收集的散射参数来确定共振频率。处理器1820可根据共振频率确定目标分析物的浓度。

[0121] 供电部1830可向处理器1820、通信部1840及测量部1850供电。供电部1830可以通过无线方式从外部设备接收电力,并可向生物传感器1800内的各个元件供电。例如,供电部1830可包括电池,并能够利用从外部设备接收的电力来给电池充电。供电部1830可利用充电的电力,通过测量部1850向共振器组装体1810等供应电力。

[0122] 通信部1840可向外部设备传输生物特征数据且可从外部设备接收信息。例如,通信部1840可与外部设备建立无线通信。生物特征数据可包括散射参数、共振频率及目标分析物的浓度中至少一个。

[0123] 测量部1850可在目标频率范围内扫描提供至共振器组装体1810的信号频率,且可在扫描频率的同时测量与共振器组装体1810的参数相关的信息。例如,测量部1850可测量共振器组装体1810的电数据(electrical data)。测量部1850可以包括测量共振器组装体1810的端口的电压的电压传感器。测量部1850可根据处理器1820控制来扫描频率,例如,可以按照由处理器1820确定的扫描频率间距,将在目标频率范围内扫描的频率信号提供至共振器组装体1810,但并不限于此,即使没有处理器1820,测量部1850也可通过其自身的振荡电路结构来扫描频率。

[0124] 图19示出根据一实施例的利用电磁波的生物传感器的示例性应用。

[0125] 根据一实施例的馈电线1911、闭环导线1913及图案导线1912可配置在一面上。配置在一面的共振器组装体1910可围绕曲面。例如,共振器组装体1901配置的一面可以是沿着圆筒形支撑部件1940的侧面配置的曲面。

[0126] 圆筒形共振器组装体1900的剖面(A-A)可如剖面图1990所示。参照剖面图1990,共振器组装体1910可被圆筒形支撑部件1930来支撑。共振器组装体1910的外表面可由适用于生物体的材料来进行包装。例如,适用于生物体的材料可以是聚甲基丙烯酸甲酯(Poly Methyl Methacrylate, PMMA),但并不限于此。圆筒形支撑部件1930的内部空间可容纳片上系统(System On Chip)。片上系统1920可以是单个芯片,在图18中可示出实现上述的处理器1820、供电部1830、通信部1840及测量部1850。但这只是示例性的,并不限于此。片上系统1920可以由处理器1820、供电部1830、通信部1840及测量部1850中至少一个集成而成的芯片。

[0127] 如上所述,虽然通过有限的附图对多个实施例进行了说明,但在所属技术领域的普通技术人员可以基于上述说明进行多种修改及变形。例如,所说明的技术能够以与说明的方法不同的顺序执行和/或所说明的系统、结构、装置、电路等的结构要素能够以与说明的方法不同的方式结合或组合,由另一结构要素或等同技术方案代替或置换也可以达到适

当的结果。

[0128] 因此,其他实例、其他实施例及与发明要求保护范围等同的其他例都属于后述发明要求保护范围内。

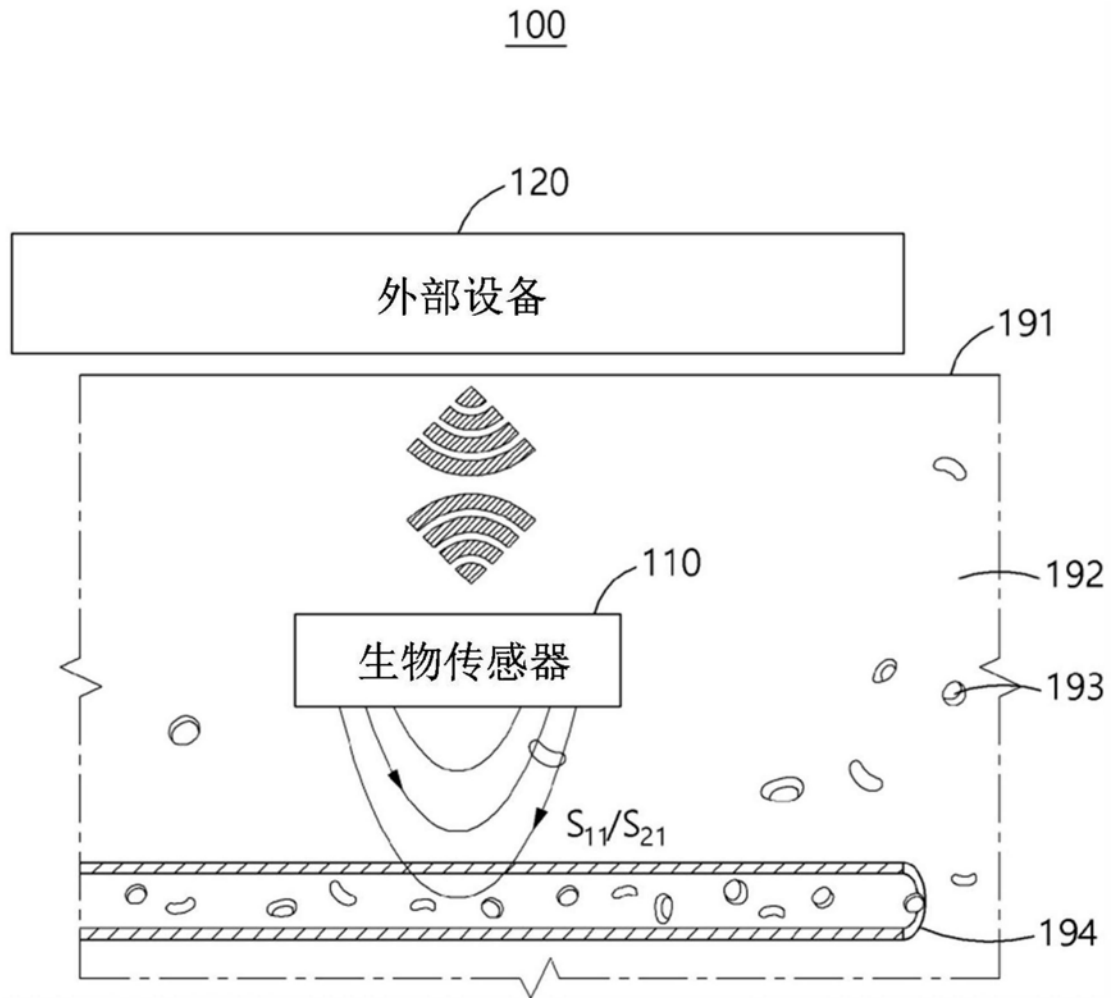


图1

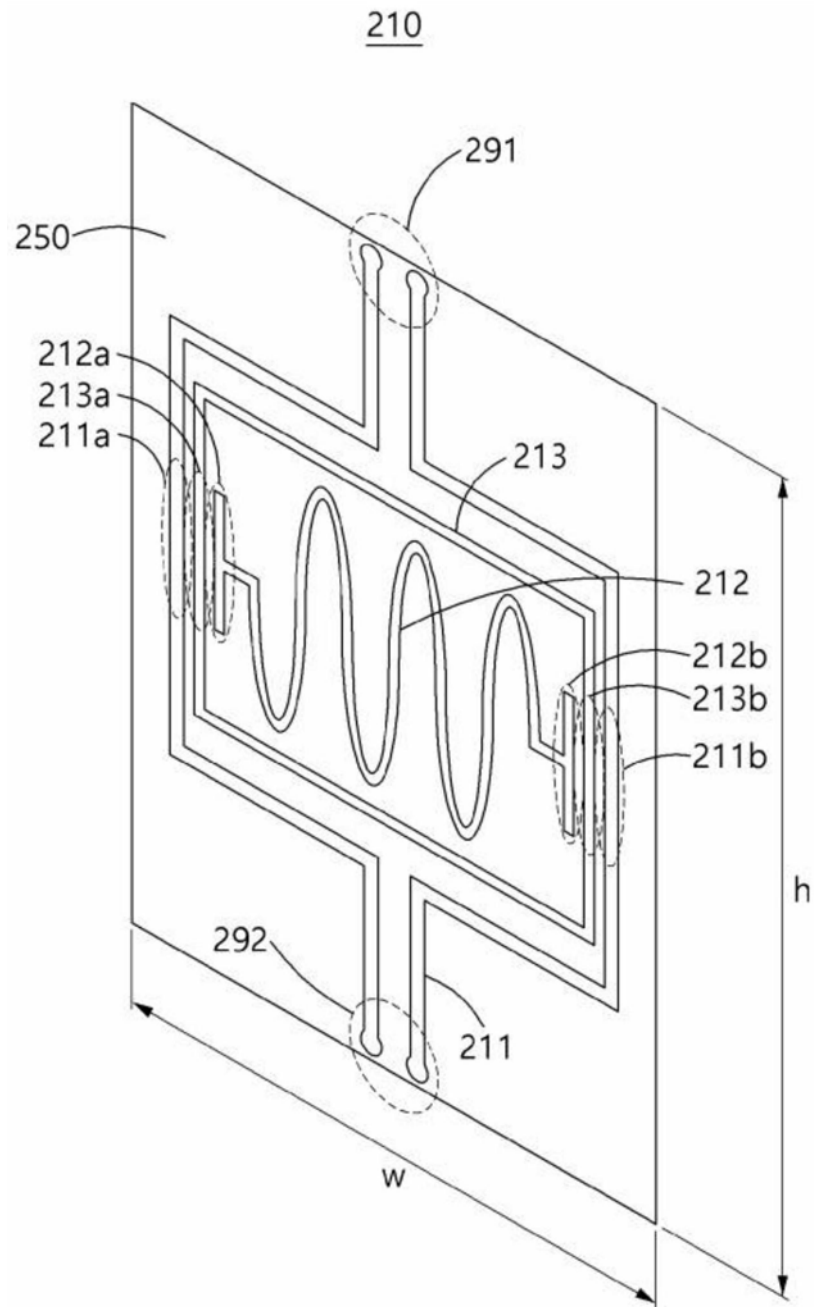


图2

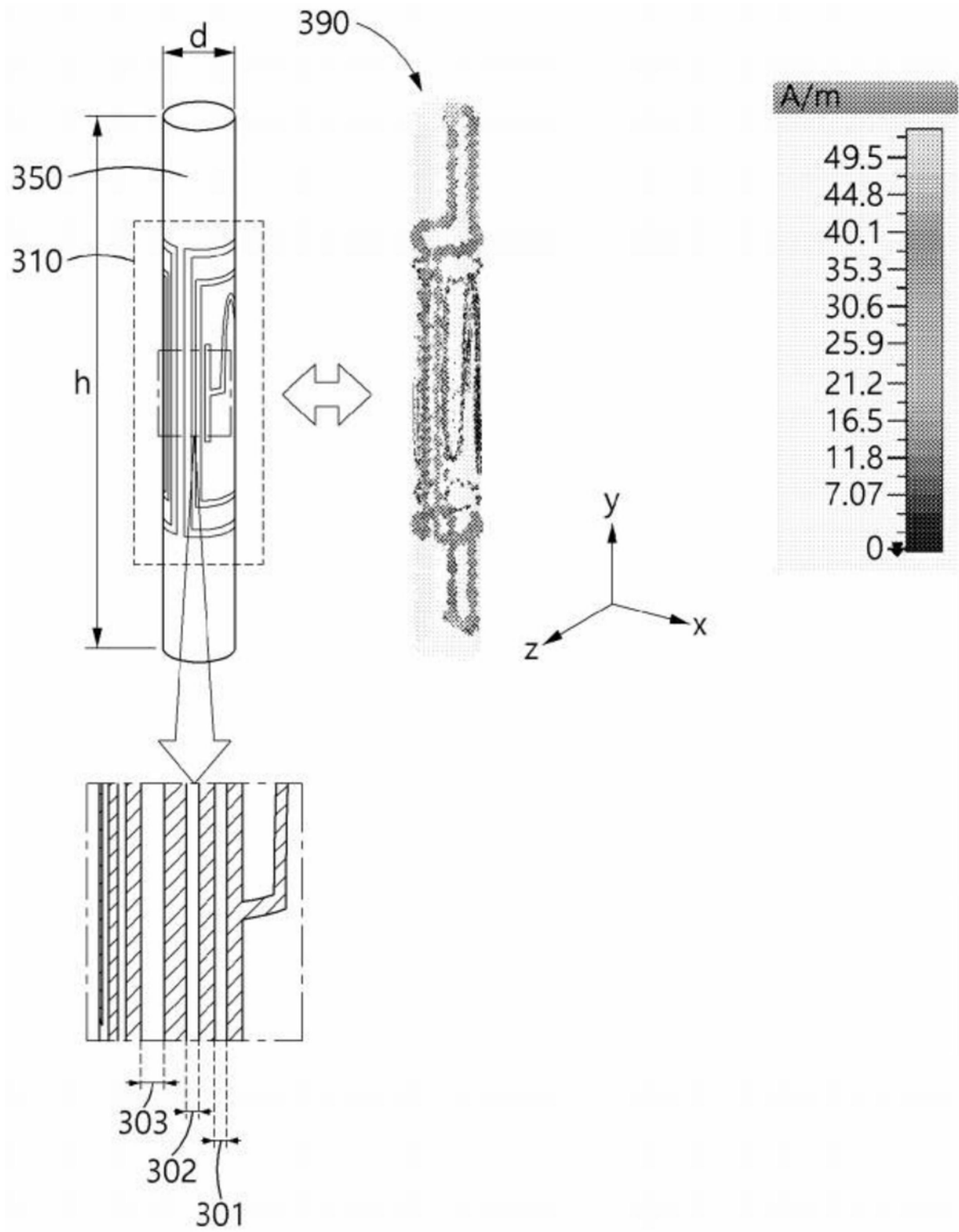


图3a

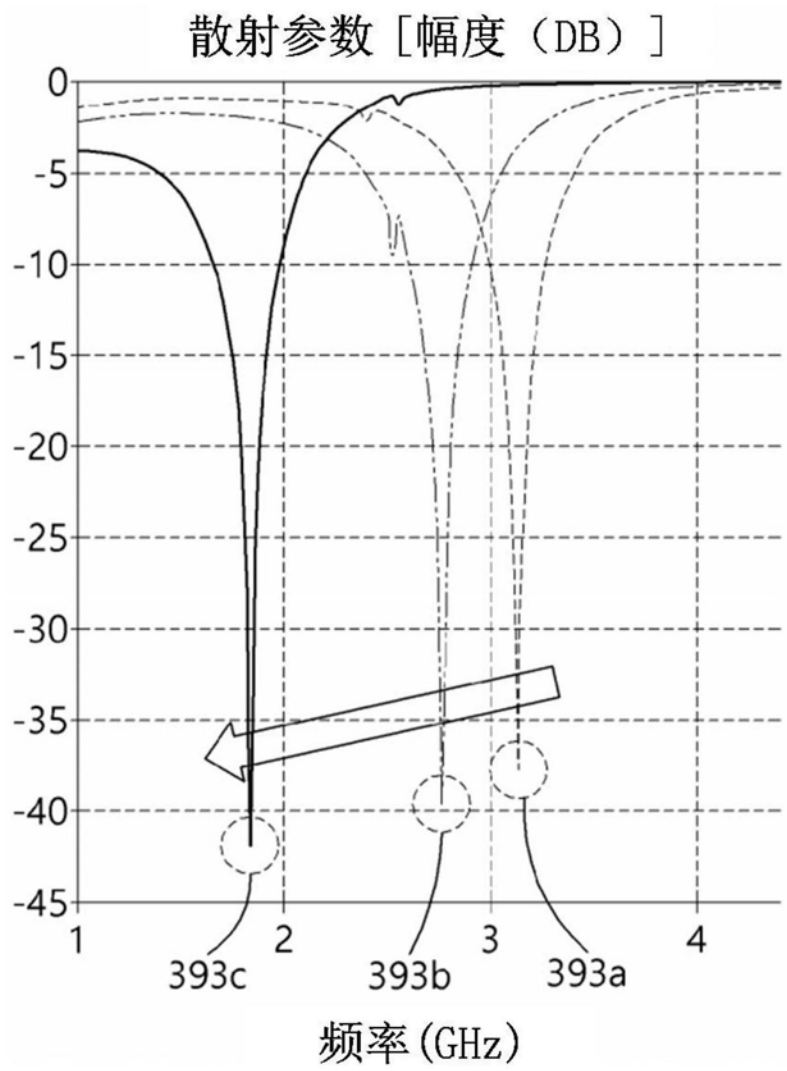
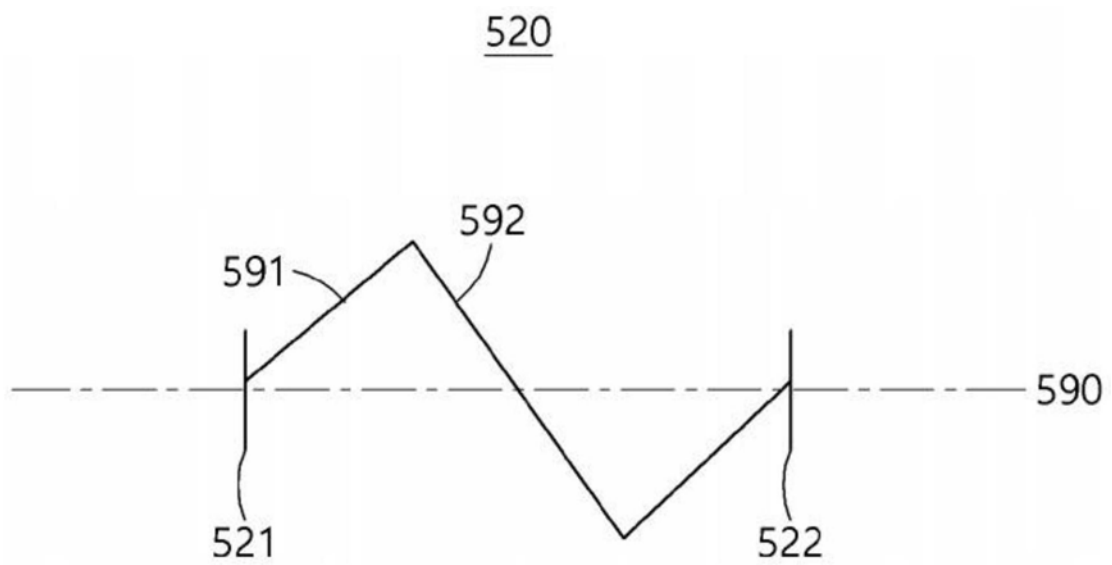
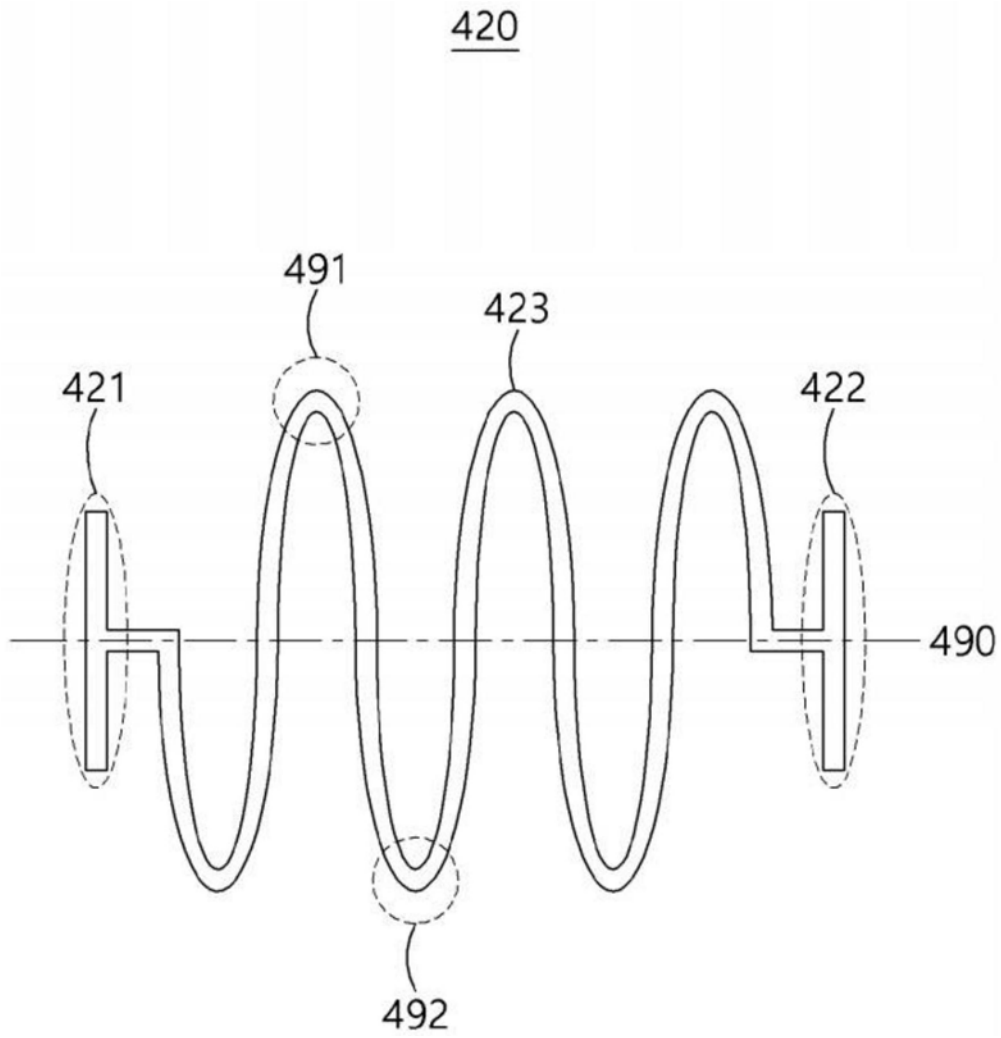


图3b



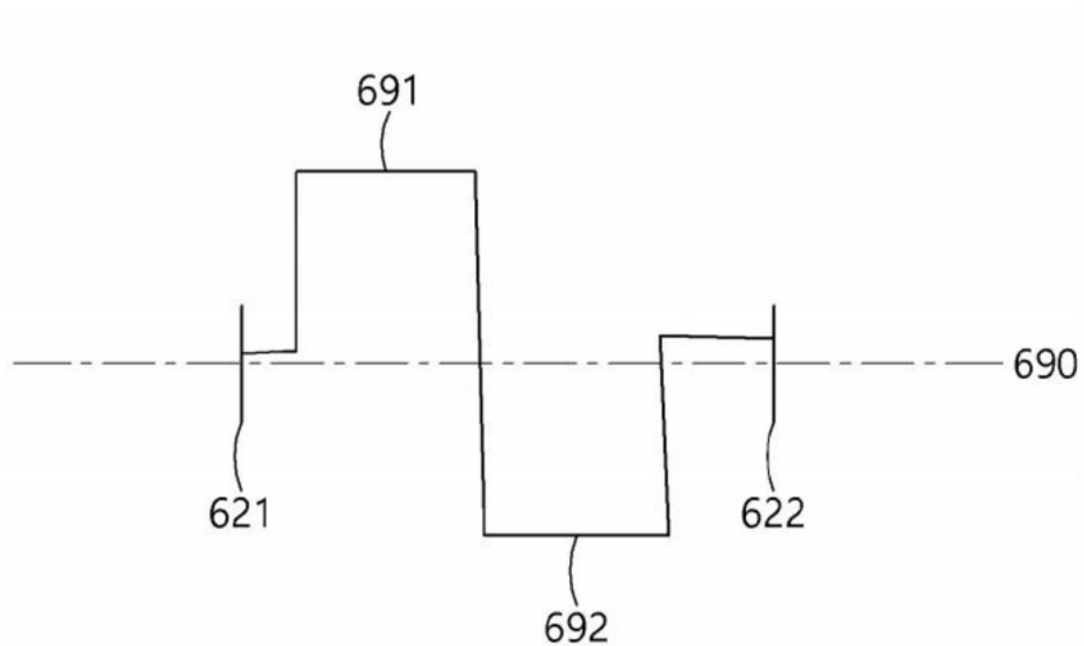
620

图6

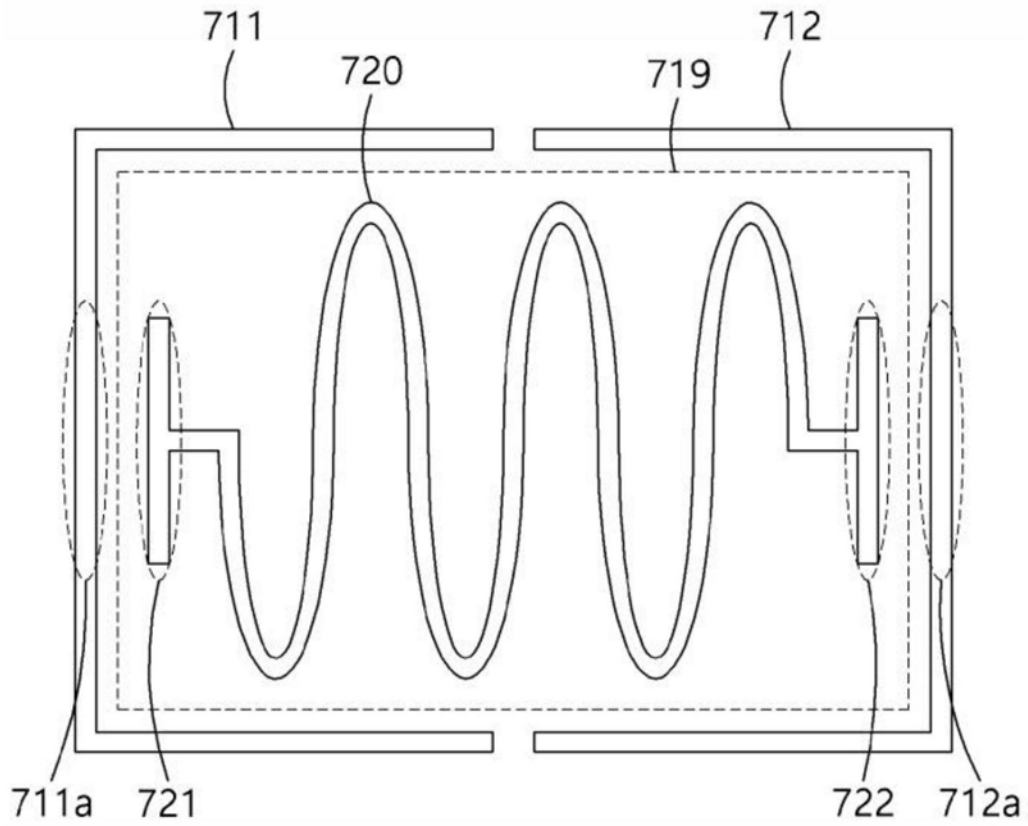
700

图7

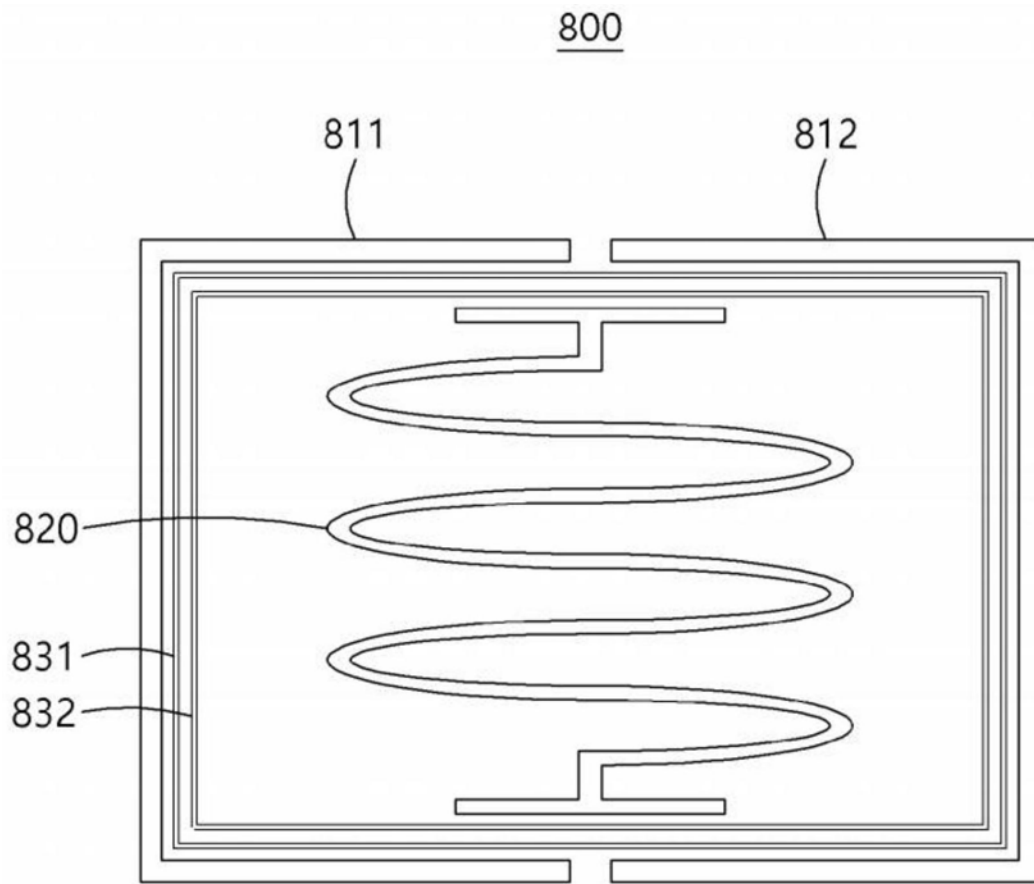


图8

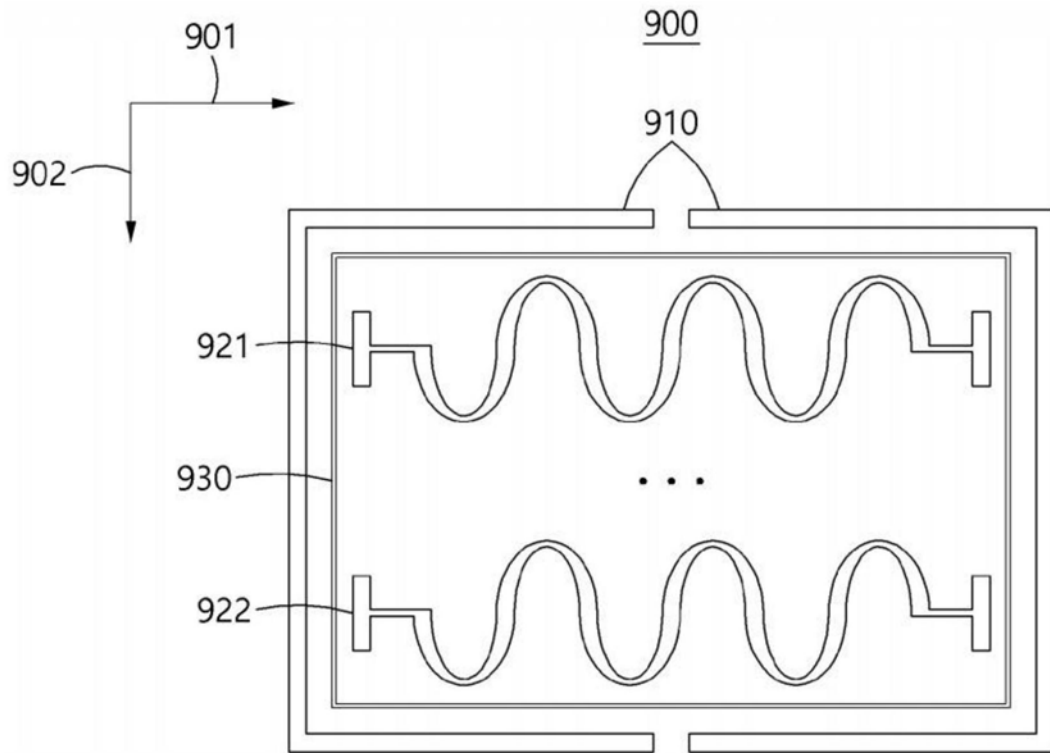


图9

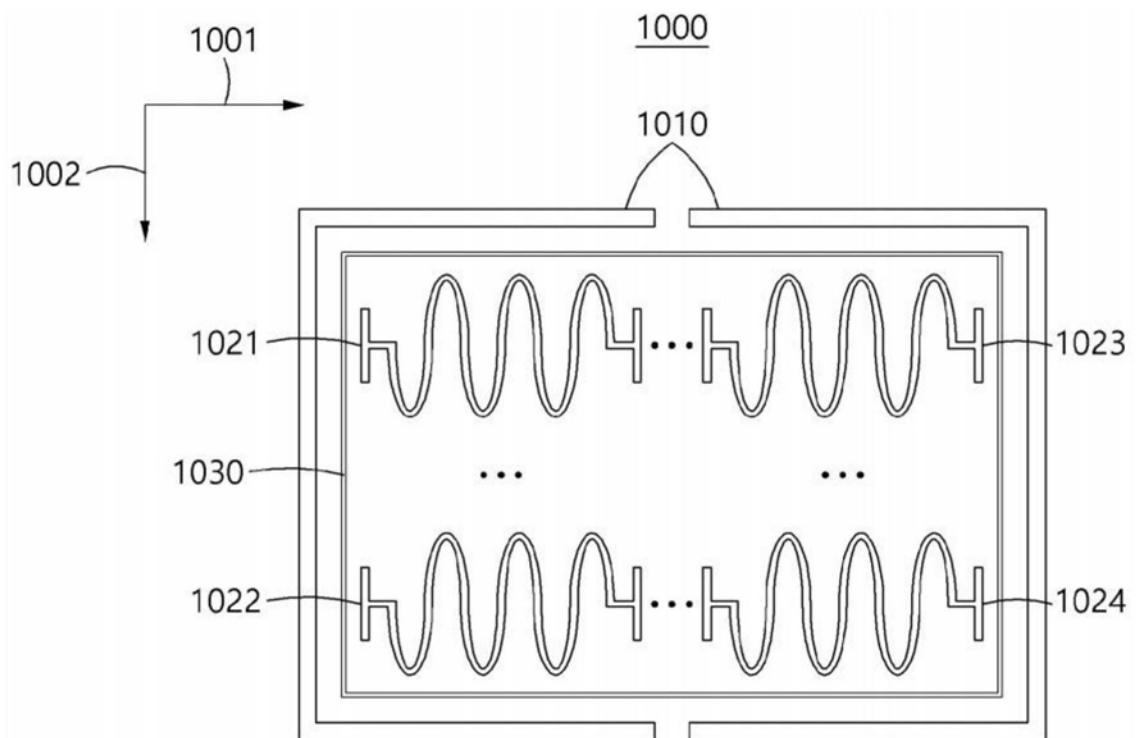


图10

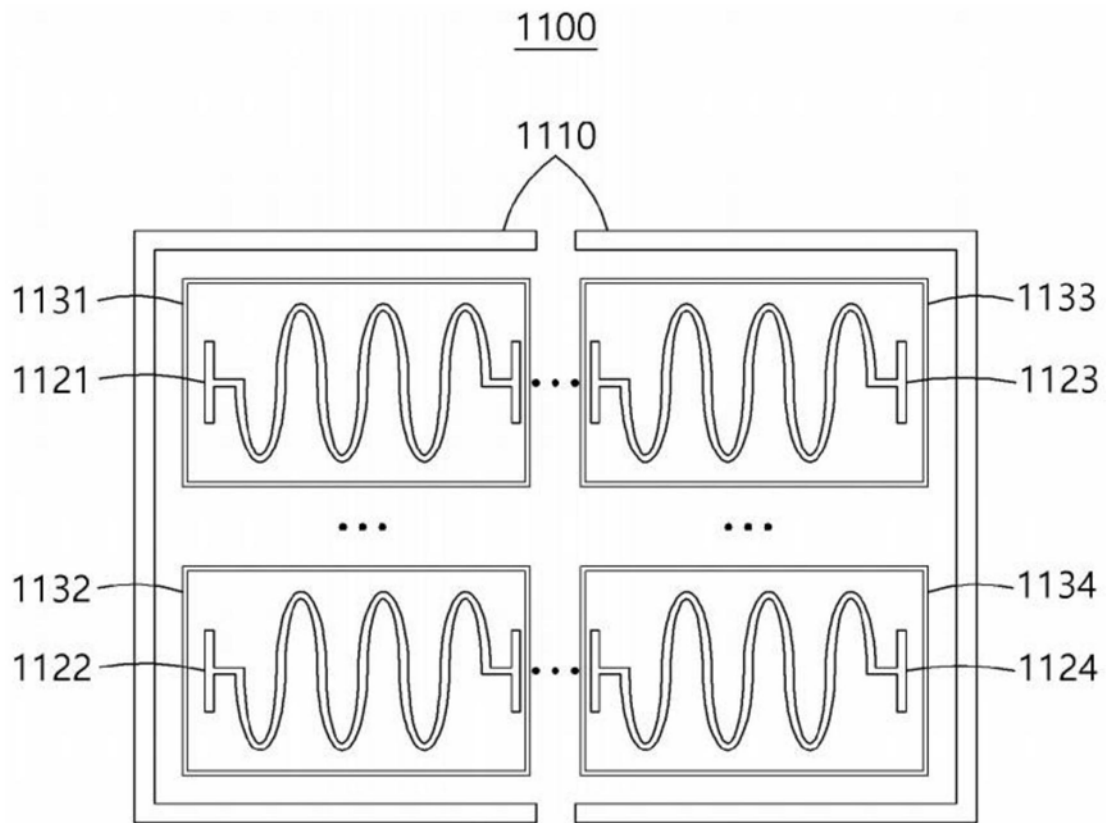


图11

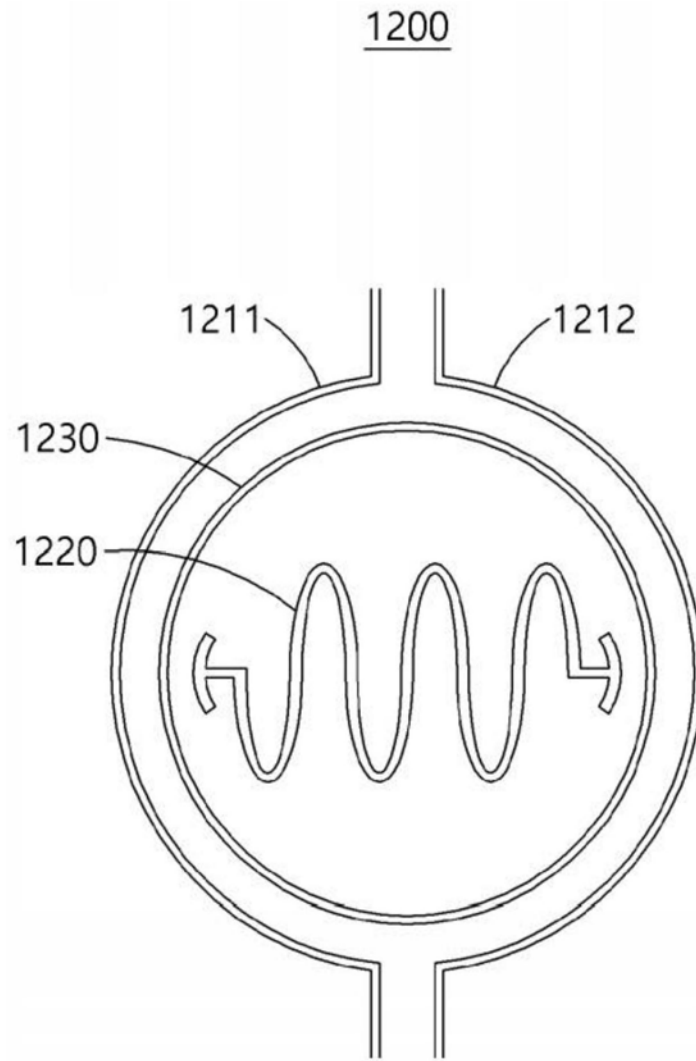


图12

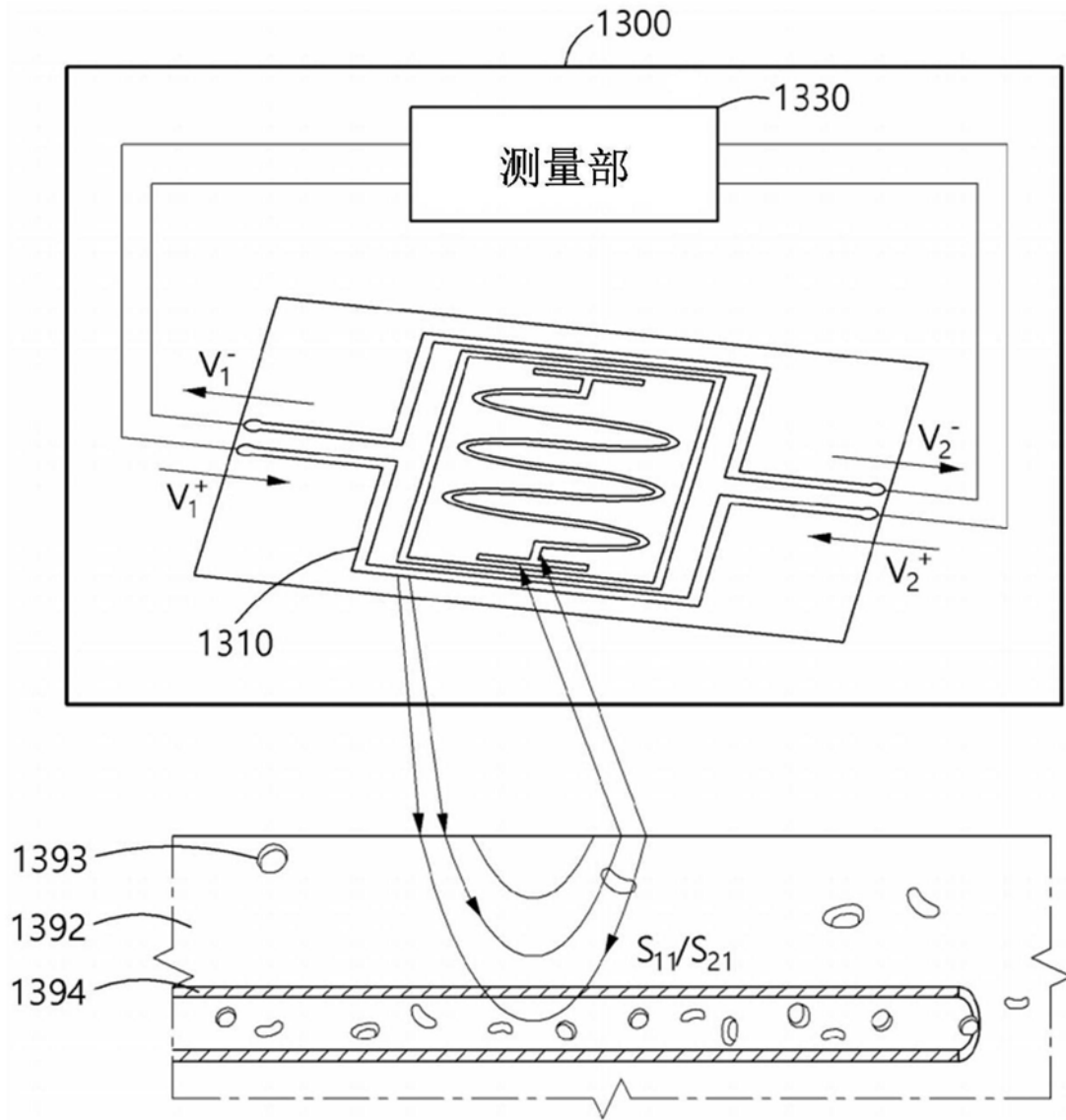


图13

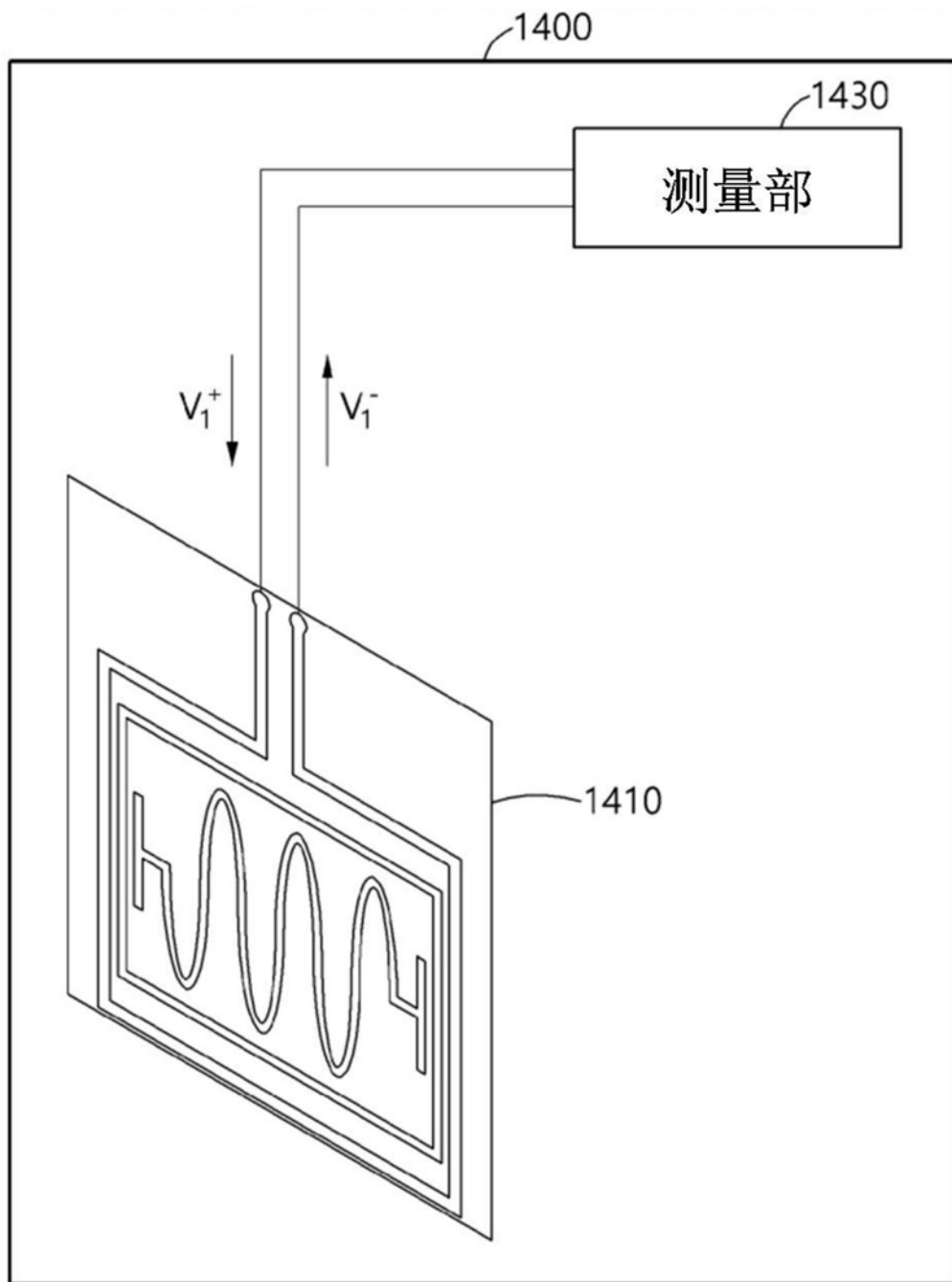


图14

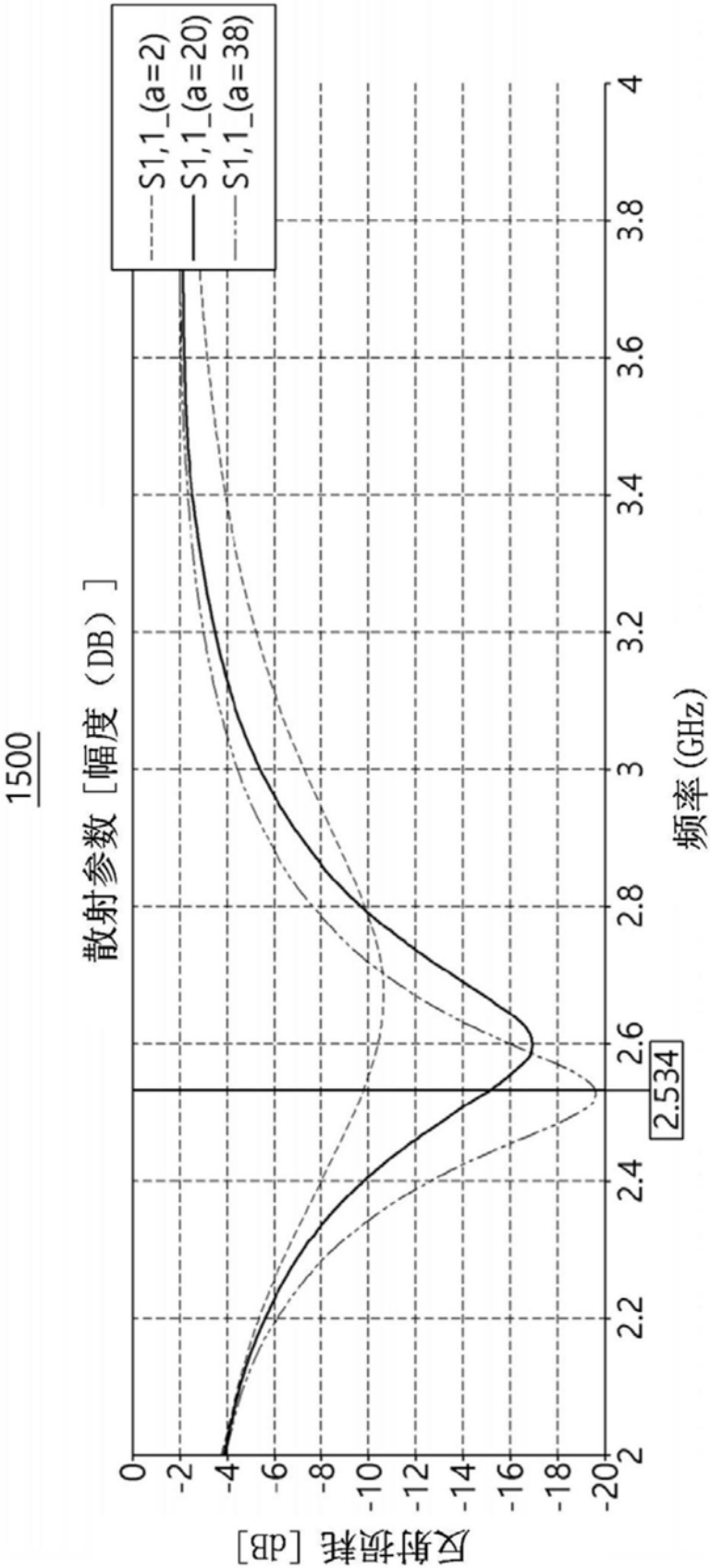


图15

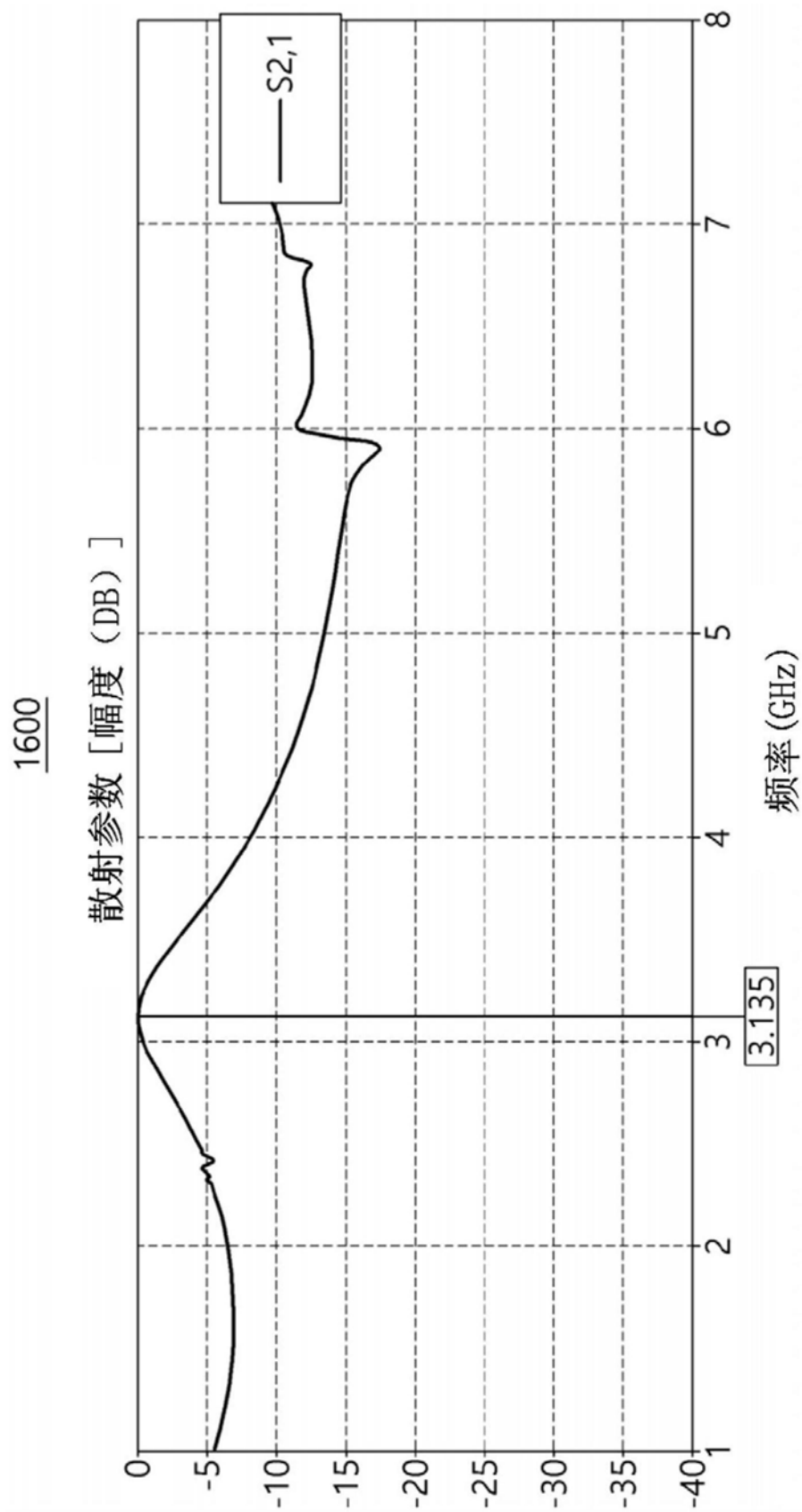


图16

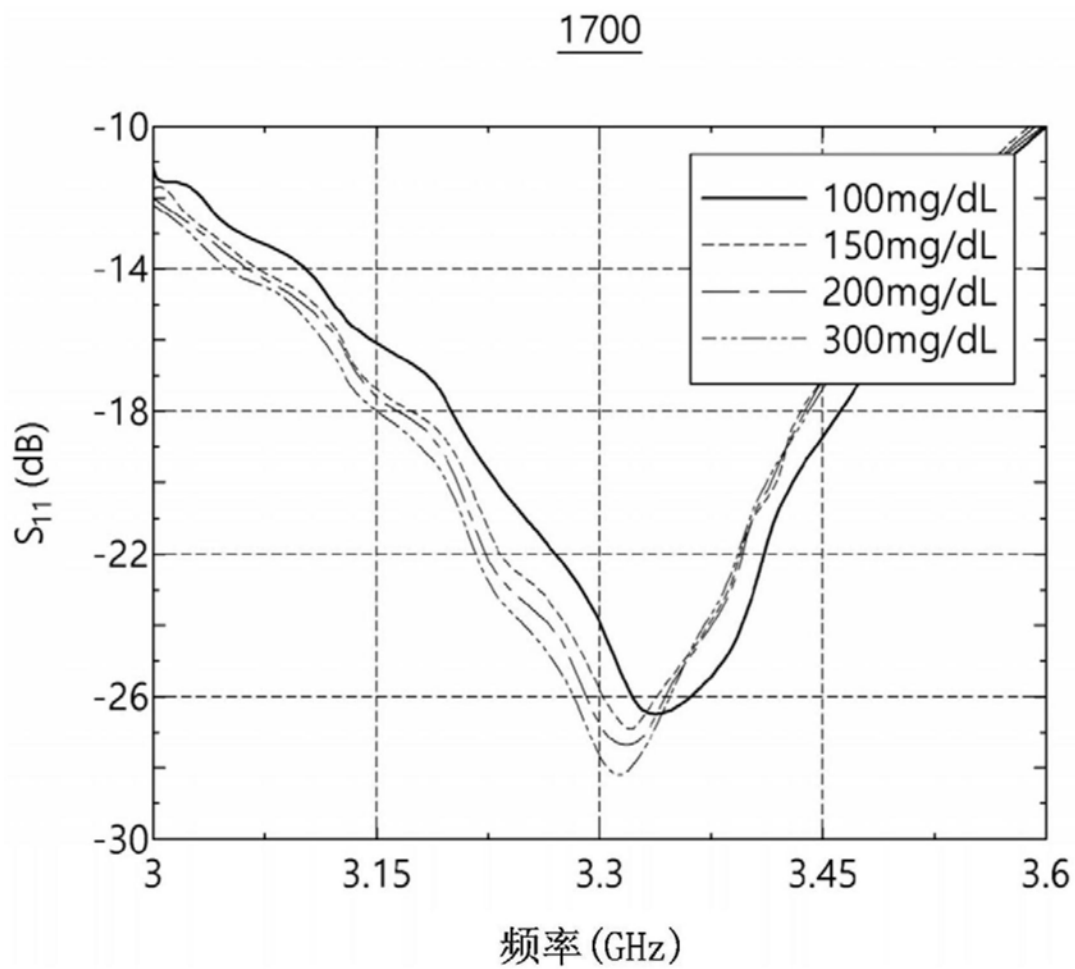


图17

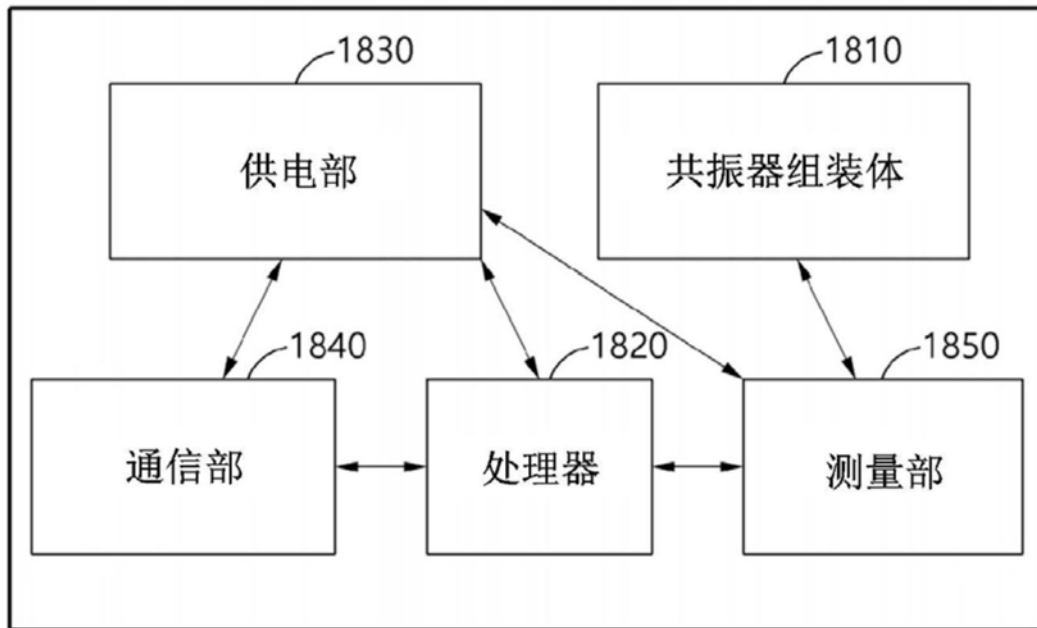
1800

图18

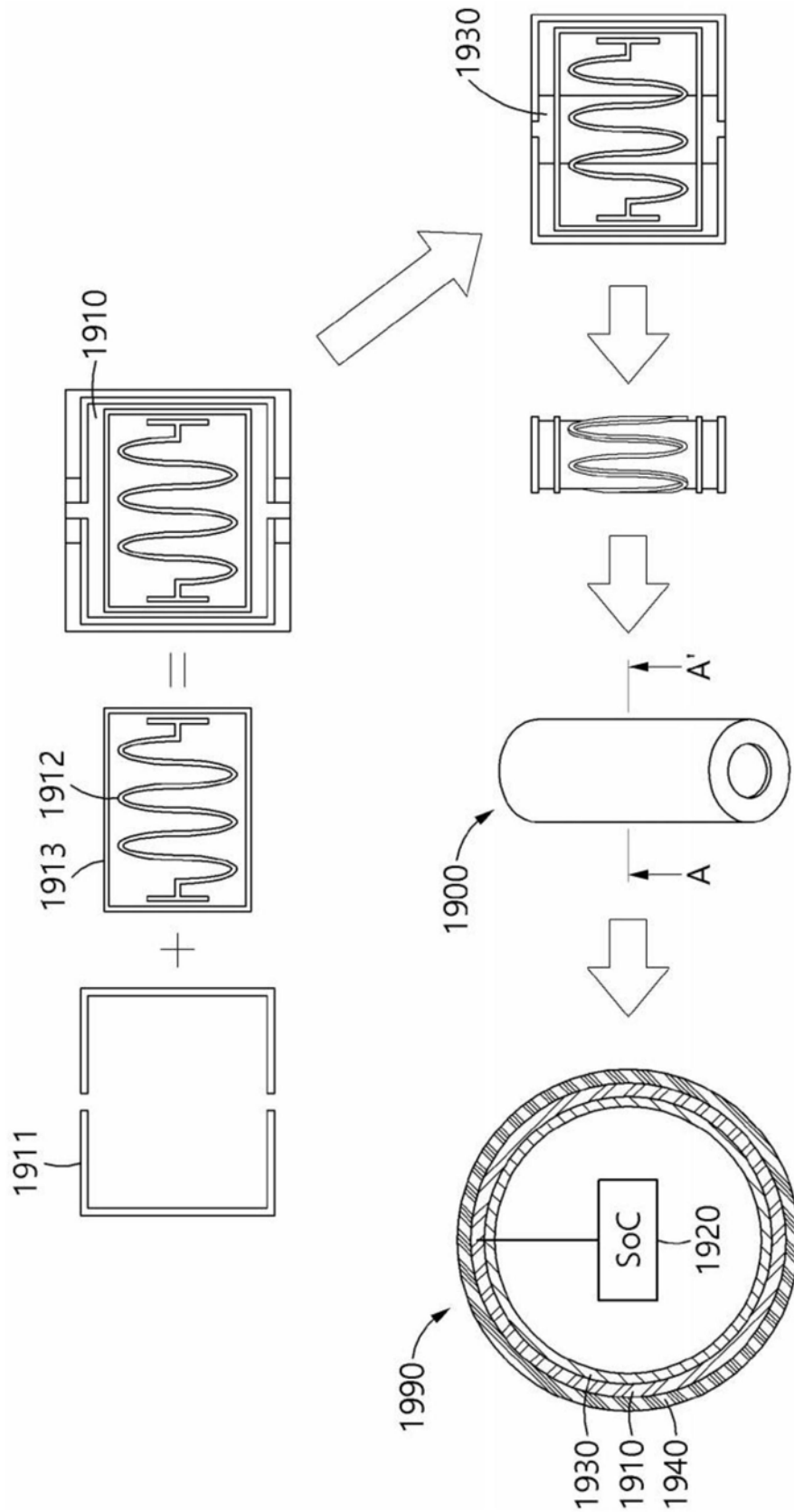


图19