



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104703538 B

(45)授权公告日 2017.05.03

(21)申请号 201380052119.7

(22)申请日 2013.10.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104703538 A

(43)申请公布日 2015.06.10

(30)优先权数据
2012-244195 2012.11.06 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.04.03

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2013/079100 2013.10.28

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/073406 JA 2014.05.15

(73)专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 羽原秀太 铃木伸一郎 大竹阳介

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 丁文蕴 王莉莉

(51)Int.Cl.
A61B 5/055(2006.01)

审查员 洪虹

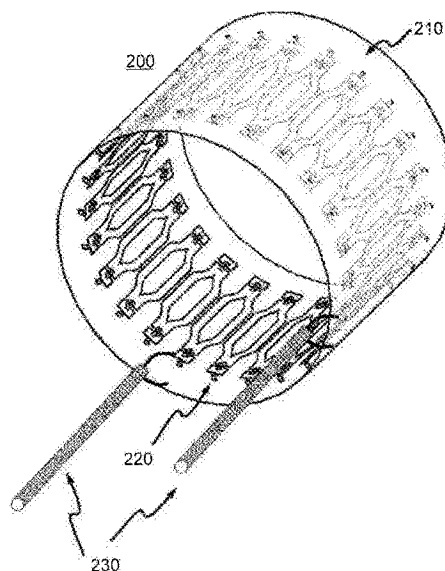
权利要求书2页 说明书10页 附图11页

(54)发明名称

磁共振成像装置以及天线装置

(57)摘要

本发明提供在TEM型天线中与负载的尺寸、形状、配置无关、且与天线构成部件的配置无关，不浪费天线的内部空间地以简易的结构来保证天线内部的灵敏度的均匀度的技术，TEM型天线具备在中央部分支为多个、且在两端部合流为一个的横档导体。换言之，具有在中央部具有沿着横档导体的长边方向的空隙的横档导体。该横档导体配置为在中央部与邻接的横档导体接近，并且在端部保证与以往相同的距离。



1. 一种磁共振成像装置,其具备:产生静磁场且形成静磁场空间的磁铁;和进行向上述静磁场空间的高频信号的发送及从放置于上述静磁场内的被检体产生的核磁共振信号的接收的至少一方的RF线圈,

上述磁共振成像装置的特征在于,

上述RF线圈具备片状导体和多个横档部,

上述片状导体形成为筒形状,

上述多个横档部的各横档部具备:

横档导体;和

分别连接上述片状导体与上述横档导体的两端部的电容器,

上述多个横档部的横档导体在上述片状导体所形成的筒形状的内部,从该片状导体隔开规定的距离并以该筒形状的轴向为长边方向且与上述轴向大致平行地分别进行配置,

上述横档导体在中央部具有空隙,相邻的横档导体间的距离构成为该中央部比端部小,

上述电容器被调整为,由上述横档部和上述片状导体构成以上述高频信号或者上述核磁共振信号的频率而共振的环路。

2. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述横档导体构成为,上述中央部的周向的宽度比上述端部的周向的宽度宽。

3. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述横档导体具备:

一对分支部;和

沿上述轴向延伸且连接上述一对分支部间的多个分支横档,

上述空隙由上述一对分支部和邻接的两个上述分支横档形成。

4. 根据权利要求3所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述横档导体所具备的上述分支横档是两个。

5. 根据权利要求3所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述横档导体所具备的上述分支横档是三个以上。

6. 根据权利要求3所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述横档导体具备一组上述一对分支部。

7. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述横档导体在该横档导体的长边方向的中途具备横档电容器。

8. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述横档导体具有带条形状。

9. 根据权利要求3所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述分支横档中的、端部的分支横档具有在周向上和与该端部的分支横档所属的横档导体邻接的横档导体的分支横档中的、与上述端部的分支横档最接近的分支横档重叠的区域。

10. 根据权利要求1所述的磁共振成像装置,其特征在于,

上述筒形状是圆筒形状。

11. 一种天线装置,其进行规定的频率的信号的发送以及接收的至少一方,其特征在

于，

该天线装置具备片状导体和多个横档部，

上述片状导体形成为筒形状，

上述多个横档部的各横档部具备：

横档导体；和

分别连接上述片状导体与上述横档导体的两端部的电容器，

上述多个横档部的横档导体在上述片状导体所形成的筒形状的内部，从该片状导体隔开规定的距离并以该筒形状的轴向为长边方向且与上述轴向大致平行地分别进行配置，

上述横档导体在中央部具有空隙，相邻的横档导体间的距离构成为该中央部比在端部小，

上述电容器被调整为，由上述横档部和上述片状导体构成以高频信号或者核磁共振信号的频率而共振的环路。

12. 根据权利要求11所述的天线装置，其特征在于，

上述横档导体构成为，上述中央部的周向的宽度比上述端部的周向的宽度宽。

磁共振成像装置以及天线装置

技术领域

[0001] 本发明涉及测量来自被检体中的氢、磷等的核磁共振 (Nuclear Magnetic Resonance: 以下称作NMR) 信号且使核的密度分布、缓和/时间分布等图像化的核磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging: 以下称作MRI) 技术, 尤其涉及进行高频信号的发送以及NMR信号的接收中至少一方的天线装置。

背景技术

[0002] MRI装置中, 对在静磁场磁铁所产生的均匀的静磁场中配置的被检体照射作为电磁波的高频信号, 激励被检体内的核自旋, 并接收作为核自旋所产生的电磁波的核磁共振信号, 通过进行信号处理, 来使被检体图像化。高频信号的照射和核磁共振信号的接收由发送或接收无线电频率 (RF) 的电磁波的被称作RF天线或RF线圈的装置来进行。

[0003] 若以收发功能进行分类, 则RF线圈大概能够分为仅进行发送的发送天线、仅进行接收的接收天线、以及进行发送和接收双方的收发天线这三个。在具有3特斯拉以下的静磁场强度的人拍摄用MRI装置中, 大多组合主要为圆筒形状或圆盘形状的较大的发送天线、和具有片状或圆筒形等各种形状的比较小的接收天线来使用。

[0004] 并且, 若以形状进行分类, 则RF线圈大概分为被称作表面天线或局部天线的天线、和被称作体积线圈或体积天线的天线这两种。局部天线为圆形或平板形状, 在天线的近旁附近具有灵敏度, 大多抵接于被检体的表面来使用。另一方面, 体积天线具有圆筒形或设置于上下的两个圆盘形状, 在其中或其间整体具有灵敏度, 并在那里设置被检体来使用。

[0005] 作为圆筒形的体积天线的例子, 存在被称作鸟笼型或bird cage型的天线 (例如, 参照非专利文献1以及专利文献1。)、和被称作TEM (transverse electromagnetic) 型的天线 (例如, 参照专利文献2以及专利文献3。)。这些发送天线中, 通常被称作横档 (横杆或梯子的横棒) 的棒状的导体沿圆筒侧面并与圆筒的中心轴平行地配置16~32根左右。这样的圆筒形的发送天线在被称作隧道型的MRI装置中使用。在隧道型MRI装置中, 由圆筒形状的静磁场磁铁形成隧道, 被检体以躺在床上的状态进入隧道内部, 来进行拍摄。

[0006] 作为圆筒形的发送天线而使用的TEM型的天线主要作为3特斯拉以上的高磁场MRI装置的躯干部用体积天线、头部用体积天线等来使用。此时, 使在上述的16~32根左右某横档流动的电流相互耦合来使用。并且, 独立的供电点 (端口) 的数量为2。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1: 美国专利第7688070号说明书

[0010] 专利文献2: 美国专利第4751464号说明书

[0011] 专利文献3: 美国专利第5557247号说明书

[0012] 非专利文献

[0013] 非专利文献1: Cecil E. Hayes, et al., "An Efficient, Highly Homogeneous Radiofrequency Coil for Whole-Body NMR Imaging at 1.5T", Journal of Magnetic

Resonance (1985) Vol.63:p.622-628

发明内容

[0014] 发明所要解决的课题

[0015] 一般而言,在具有N根横档的TEM型天线中存在 $N/2+1$ 个共振模式。例如,在3特斯拉的MRI装置中使用的TEM型天线使用128MHz左右的共振模式。在该TEM型天线具有24横档的情况下,存在13个共振模式,其频率大约在从120至135MHz的范围内大致以1~2MHz左右的间隔存在。

[0016] 并且,各共振模式各自的空间的灵敏度范围不同。MRI装置使用氢核自旋以特定频率绕静磁场方向旋转的现象。因此,希望在天线内部的空间,具有尽量均匀的灵敏度。所适合的TEM型天线的共振模式仅是一个。

[0017] 如上述那样,TEM型天线利用邻接横档间的电流的耦合。最近,为了确保天线的内部空间,往往使横档接近其外侧的圆筒形屏蔽件。TEM型天线中,在横档与处于其外侧的圆筒形屏蔽件的距离相比较整体的圆筒的直径而相对接近的情况下,镜像电流在横档的近旁流动,从而作为天线的效率降低。相伴地,邻接横档间的电流耦合也有减少的趋势。

[0018] TEM型天线中,公知若邻接横档间的电流耦合降低,则共振模式的频率相互接近。而且,若TEM型天线的共振模式的频率相互接近,则频率邻接的共振模式的灵敏度范围混合的程度变高,从而容易引起局部的灵敏度的不均匀。尤其,在天线内部人体等被检体偏置地配置的情况下,因接收线圈、缆线等的位置,局部地横档与被检体、缆线等物体接近,从而TEM型天线的共振模式的频率产生紊乱。因该紊乱,除中心以外容易受到具有灵敏度范围的其它的共振模式的灵敏度的影响。

[0019] 并且,TEM型天线中,若邻接横档间的电流耦合降低,则在较大的被检体进入天线内部的情况下,引起离供电点较近的一侧的灵敏度和较远的一侧的灵敏度不同的现象。这是由于,因与被检体的相互作用而阻碍电流的流动。因此,产生将离供电点的距离控制在规定的范围的需要。因此,独立的2点供电点的话不够,除在圆筒轴中从属于180度、对称的部分的端口之外,也有需要2+2的独立以及从属的4根供电点的情况。对于该现象,尤其在TEM型天线的横档与处于其外侧的圆筒形屏蔽件的距离相比较整体的圆筒的直径而相对接近的情况下显著。

[0020] 本发明是鉴于上述事情而完成的,其目的在于提供如下技术,即,在TEM型天线中,能够与负载的尺寸、形状、配置无关,并且与天线构成部件的配置无关,不浪费天线的内部空间地以简易的结构来保证天线内部的灵敏度的均匀度。

[0021] 用于解决课题的方案

[0022] 本发明构成为,在TEM型天线中,使邻接横档间的电流耦合的程度增大,减少因配置于天线内部的负载的配置位置的偏置、该负载的大小引起的灵敏度的不均匀。该TEM型天线具备在中央部分支为多个、且在两端部合流为一个的横档导体。换言之,具有在中央部具有沿着横档导体的长边方向的空隙的横档导体。该横档导体配置为,在中央部与邻接的横档导体接近,并且在端部保证与以往相同的距离。

[0023] 发明的效果如下。

[0024] 根据本发明,在TEM型天线中,能够与负载的尺寸、形状、配置无关,并且与天线构

成部件的配置无关,不浪费天线的内部空间地以简易的结构来保证天线内部的灵敏度的均匀度。

附图说明

- [0025] 图1是本发明的实施方式的MRI装置的简要结构图。
- [0026] 图2是本发明的实施方式的天线装置的立体图。
- [0027] 图3是图2的一部分的放大图。
- [0028] 图4是以往的天线装置的立体图。
- [0029] 图5是图4的一部分的放大图。
- [0030] 图6 (a) 是表示本发明的实施方式的天线装置的共振峰值的扩展的阻抗特性曲线图,图6 (b) 是表示以往的天线装置的共振峰值的扩展的阻抗特性曲线图。
- [0031] 图7 (a) 是本发明的实施方式的天线装置所产生的磁场分布的说明图,图7 (b) 是以往的天线装置所产生的磁场分布的说明图。
- [0032] 图8是表示图7 (a) 以及 (b) 的线400的磁场强度的绝对值的轮廓的曲线图。
- [0033] 图9是本发明的实施方式的变形例的天线装置的立体图。
- [0034] 图10是本发明的实施方式的变形例的天线装置的立体图。
- [0035] 图11是本发明的实施方式的变形例的天线装置的立体图。

具体实施方式

- [0036] 以下,对应用本发明的实施方式进行说明。
- [0037] 首先,对本实施方式的MRI装置的结构进行说明。图1是本实施方式的MRI装置100的简要结构图。MRI装置100具备:在配置被检体112的测量空间形成静磁场的磁铁101;对静磁场给与规定的方向的磁场斜度的倾斜磁场线圈102;向被检体112发送高频信号并且接收从被检体112产生的核磁共振信号的RF线圈103;作成从RF线圈103发送的高频信号而向RF线圈103发送、并且对RF线圈103所接收到的核磁共振信号进行信号处理的收发两用机104;向倾斜磁场线圈102供给电流的倾斜磁场电源109;控制收发两用机104以及倾斜磁场电源109的驱动、并且接受各种信息处理以及操作人员的操作的数据处理部105;用于显示数据处理部105的处理结果的显示装置108;以及载置被检体112的床111。此外,数据处理部105作为基于由RF线圈103所接收且由收发两用机104进行了各种信号处理后的核磁共振信号而将被检体112的内部信息图像化的图像化部发挥功能。
- [0038] 倾斜磁场电源109和倾斜磁场线圈102通过倾斜磁场控制缆线107连接。并且,RF线圈103和收发两用机104通过在RF线圈103与收发两用机104之间收发信号的收发线缆106连接。收发两用机104具备合成器、功率放大器,接收混频器、模拟数字转换器、收发切换开关等,但对此未图示。
- [0039] MRI装置100根据磁铁101所形成的静磁场的方向而区分为水平磁场方式和垂直磁场方式。水平磁场方式的情况下,一般地,磁铁101具有圆筒状的腔(中心空间),产生图1中左右方向的静磁场。另一方面,在垂直磁场方式的情况下,一对磁铁隔着被检体而上下配置,产生图1中上下方向的静磁场。本发明主要适用于水平磁场方式的MRI装置。
- [0040] 在具有上述结构的MRI装置100中,由RF线圈103以及倾斜磁场线圈102对配置于静

磁场中的被检体112分别照射以及施加间隔几微秒程度的断续的高频信号以及倾斜磁场。并且,由RF线圈103接收与该高频信号共振而从被检体112发出的核磁共振信号,由收发两用机104以及数据处理部105进行信号处理,从而取得磁共振像。被检体112例如是人体的规定的部位。被检体112横卧在床111上,配置于RF线圈103的内部。RF线圈103、倾斜磁场线圈102、以及床111配置在磁铁101所形成的静磁场空间内。

[0041] 此外,图1中,作为进行高频信号的发送和核磁共振信号的接收的RF线圈103,而表示了单一的RF线圈,但并不限于此。例如,也可以将组合大范围拍摄用的RF线圈和局部用的RF线圈等由多个线圈构成的RF线圈用作RF线圈103。并且,在不需要特别区别的情况下,将RF线圈103所发送的高频信号和RF线圈103所接收的核磁共振信号统称为电磁波。

[0042] 在本实施方式中,作为RF线圈103,使用具备16~32根左右的横档、且使在该横档流动的电流相互耦合来使用的TEM型天线。本实施方式的TEM型天线因在天线内部负载偏置配置、以及负载较大所引起的灵敏度的不均匀较少。因此,即使在天线的横档导体与其片状导体的距离相比较整体的圆筒的直径而相对接近的情况下,天线的效率也不会降低,供电点2个便可完成。

[0043] 以下,使用附图对实现上述优点的本实施方式的RF线圈103的详细情况进行说明。此处,作为RF线圈103,以作为躯干部用体积线圈而使用的天线装置为例进行说明。

[0044] 图2是作为本实施方式的RF线圈103而使用的天线装置200的立体图。如该图所示,本实施方式的天线装置200是具备起到接地面(ground plate)的作用的圆筒形状的片状的导体(以后,称作片状导体。)210、24组的横档部220、以及两个供电部230的TEM型天线。为了作为躯干部用体积线圈而使用,如该图所示地具有圆筒形。此外,横档部220的数量不限于此。

[0045] 以下,本实施方式中,将由片状导体210形成的圆筒形状的中心轴方向称作轴向,将与中心轴正交的剖面的圆的圆周方向称作周向,将直径方向称作径向。

[0046] 图3中表示图2的一部分的放大图。如该图所示,横档部220具备并联电容器223、横档电容器222、以及横档导体221。

[0047] 横档导体221由带条状(细长的平板或者带状)、或棒状、筒状的导体作成。横档导体221在片状导体210的配置被检体112的一侧、配置在从片状导体210隔开规定的距离(空间)的假想的圆筒面上。此时,长边方向配置成为轴向。结果,与邻接的横档部220的横档导体221大致平行。并且,24组的横档部220在周向上隔开规定的间隔(间隙241)地配置。并且,横档导体221在由细长的平板状的导体作成的情况下,板状面与片状导体210的面大致平行地配置。在由带状的导体作成的情况下,带面与片状导体210的面大致平行地配置。这是为了有效地利用天线装置200内的空间、并且提高天线装置200的性能。

[0048] 并且,在本实施方式中,为了缩小与邻接的横档导体221之间的间隙241,为了增大邻接的横档导体221之间的耦合,并且为了确保磁通通过的区域,而在横档导体221的中央部设置空隙(孔:开口部)224。如图3所示,本实施方式的横档导体221在一个端部附近区域分支为两个,且在中央部分成为两个并行的带状(细长的平板状)的分支横档221a、221b,并且在另一个端部附近区域合流。由此,在横档导体221分支的位置与合流的位置之间产生空隙(孔)224,中央部的周向的宽度构成为比端部的周向的宽度宽。

[0049] 此外,以下,在本实施方式中,将横档导体221分支或者合流的部位均称作分支部。

在需要区别两者的情况下,称作第一分支部251a、第二分支部251b。即,本实施方式的横档导体221由一对分支部251a、251b、和连接构成该一对分支部的两分支部之间的多个分支横档构成。并且,在本实施方式中,两个分支横档221a以及221b的宽度相同。

[0050] 本实施方式的横档导体221在中央部具备空隙(孔)224,因而在横档部220的轴向的中央部,相邻的横档导体221间的间隙240比端部的间隙241窄。作为结果,与邻接的横档导体221的耦合增大。另一方面,由于在中央部具备空隙(孔)224,所以可确保磁通通过的区域。此外,在本实施方式中,以具备在轴向上连续一个的空隙(孔)224的情况为例进行说明。

[0051] 横档电容器222分别插入横档导体221的长边方向的端部区域。在本实施方式中,如图3所示,从第一分支部251a以及第二分支部251b分别向端部侧插入。利用横档电容器222的配置位置来调整横档导体221的连续的长度。由此,使横档导体221的端部的电压降低。

[0052] 并联电容器223插入片状导体210与横档部220之间。因此,横档导体221的两端部经由并联电容器223而与片状导体210连接。

[0053] 此外,此处,分别各一个地配置并联电容器223和横档电容器222,但它们的配置数量不限于此。也可以将在各横档导体221的单侧串联排列的两个电容器(并联电容器223以及横档电容器222)统一为一个。另外,也可以串联地分割为三个以上。

[0054] 并且,这些电容器(并联电容器223以及横档电容器222)的值被调整为,由上述横档部220和片状导体210构成以RF线圈103所收发的高频信号或者核磁共振信号的频率而共振的环路。由此,本实施方式的天线装置200以RF线圈103所收发的信号的频率而共振,实现作为收发的至少一方的天线的功能。

[0055] 供电部230具备连接点231以及供电用的同轴缆线232。

[0056] 连接点231是设于横档导体221的一个端部和正下方的片状导体210的发送以及/或者接收端子。在连接点231连接有同轴缆线232的端部。即,同轴缆线232的内部导体以及外部导体分别与连接点231的横档部220侧以及片状导体210侧连接。该同轴缆线232作为上述的收发线缆106而使用,连接天线装置200和MRI装置100主体(收发两用机104)。天线装置200经由该同轴缆线232收发电磁波。此外,连接点231也被称作收发端子、天线装置200的端口、供电点等。并且,连接点231在每个信道设置。

[0057] 此外,连接点231也可以构成为,例如使用电容器、感应器等多个集中常量元件,还具有匹配电路的功能。

[0058] 此外,本实施方式的天线装置200具备用于保持离片状导体210上规定的距离且配置横档导体221的导体支承构造,但对此未图示。

[0059] 接下来,为了进行比较,对以往技术的RF线圈103进行说明。图4是作为RF线圈103而使用的以往技术的天线装置900的立体图。如该图所示,天线装置900具备圆筒形状的起到接地面(ground plate)的作用的片状的导体(以后,称作片状导体。)910、24组的横档部920、以及两个或者四个供电部930。图4中举例表示具有四个供电部930的情况。

[0060] 图5中放大图4而详细地进行表示。横档部920具备并联电容器923、横档电容器922、以及横档导体921。

[0061] 横档导体921由带条状(细长的平板或者带状)、或棒状、筒状的导体作成。配置与本实施方式的天线装置200相同。但是,与本实施方式的天线装置200不同,在中央部不具有

空隙(孔)。即,由单纯的一根具有宽度的上述形状的导体构成。因此,相邻的横档导体921间的间隙940由横档导体921的宽度和配置有横档导体921的圆筒面的直径、横档部920的数量来决定。

[0062] 并联电容器923、横档电容器922的结构、配置与本实施方式的天线装置200的同名的结构相同。并且,与本实施方式的天线装置200相同,供电部930具备供电点931以及供电用的同轴缆线932。

[0063] 对图3所示的本实施方式的天线装置200和图5所示的以往的天线装置900进行比较,横档导体221间的间隙240比横档导体921间的间隙940小。因此,在横档部220以及横档部920的数量相同的情况下,本实施方式的天线装置200的横档部220的电流的耦合比以往的天线装置900大。

[0064] 结果,在本实施方式的天线装置200中,例如在横档部220(920)的数量为24的情况下,13个存在的共振模式的频率轴上的扩展增加,且在MRI装置100中,在核磁共振信号测量时使用的共振模式的稳定性增加。

[0065] 由此,可抑制因天线装置200的内部的负载的配置位置的偏置而产生的灵敏度不均匀。并且,还可抑制因配置于天线装置200的内部的负载较大而产生的、因离供电点的距离所产生的灵敏度的不均匀。因此,即使横档导体221与片状导体210的距离相比由片状导体210形成的线装置200的圆筒的直径而相对较小的情况下,也不需要供电部230增加为四处。由于供电部230为两处即可,所以能够更加简单地对应于被称作QD(Quadrature Drive)的高频信号的照射方式。

[0066] 以下,通过模拟表示具有上述结构的本实施方式的天线装置200的共振模式的稳定性比以往的天线装置900的共振模式的稳定性大的情况。此处,以模拟的结果表示13个存在的共振模式的频率轴上的扩展在天线装置200中比在天线装置900中增加的情况。

[0067] 模拟中,作为本实施方式的天线装置200,使用以下规格的装置。圆筒形状的片状导体210由直径710毫米、纵深1000毫米、厚度100微米的不锈钢网状物形成。在从该片状导体210离开距离20毫米的假想圆筒面(导体支承构造)上配置有24个由宽度40毫米、长度400毫米的带状导体构成的横档导体221。在该横档导体221的中央部分设置切口,使之分支为宽度20毫米的两个带状导体。此时,使得到的空隙(孔)224的宽度在圆周方向上的最大值为40毫米。由此,相邻的横档导体221间的间隔(间隙)240大约为7.7毫米。横档电容器222以及并联电容器223的容量分别为44pF。由此,天线装置200的共振频率大约为122MHz。

[0068] 并且,作为以往的天线装置900,使用以下规格的装置。圆筒形状的片状导体910由直径710毫米、纵深1000毫米、厚度100微米的不锈钢网状物形成。在从该片状导体910离开距离20毫米的假想圆筒面(导体支承构造)上,配置有24个由宽度40毫米、长度400毫米的带状导体构成横档导体921。由此,相邻的横档导体921间的间隔(间隙)940大约为48毫米。横档电容器922以及并联电容器923的容量大约为44pF。由此,天线装置900的共振频率大约为121MHz。

[0069] 作为被检体112,使用模拟了生物体的模型(未图示)。模型具有圆筒形状,并在其内部封入有由水和电解质构成的水溶液。

[0070] 使用的模型的尺寸为直径30厘米、长度50厘米左右。这模拟了人的躯干部。在模型的内部充满的水溶液的电导率设定为0.66S/m,介电常数设定为77.2。将该模型设置于天线

装置200以及天线装置900的内部中心,并进行了模拟。

[0071] 图6 (a) 是本实施方式的天线装置200的连接点(供电点) 231的阻抗特性曲线图。横轴是频率(frequency),表示从0.11GHz至0.155GHz。纵轴是阻抗的绝对值(Magnitude),表示从0至400 Ω 。如该图所示,可知在天线装置200的阻抗特性中存在13个峰值。从低频率侧开始数第二个的0.122GHz附近的峰值301是MRI中使用的共振峰值。频率最低的峰值大约处于0.119GHz,频率最高的峰值大约处于0.145GHz。其差大约为26MHz。

[0072] 另一方面,图6 (b) 是以往的天线装置900的连接点(供电点) 931的阻抗特性曲线图。横轴是频率(frequency),表示从0.11GHz至0.155GHz。纵轴是阻抗的绝对值(Magnitude),表示从0至500 Ω 。如该图所示,可知在以往的天线装置900的阻抗特性中存在11个峰值。峰值的数量与图6 (a) 所示的天线装置200不同,这认为是由于频率最高的多个峰值重叠而成为一个。从低频率侧开始数第二个的0.121GHz附近的峰值302是MRI中使用的共振峰值。频率最低的峰值大约处于0.118GHz,频率最高的峰值大约处于0.135GHz。其差大约为17MHz。

[0073] 比较图6 (a) 和图6 (b),本实施方式的天线装置200的共振峰值的扩展(26MHz) 大约是以往的天线装置900的扩展(17MHz) 的1.5倍。尤其可知,频率高的一侧的高阶的共振模式从在MRI中使用的共振模式离开,从而即使在被检体(负载) 112极端地接近天线装置200的横档部220的情况下,也降低高阶的模式被激励而与在MRI中使用的模式干涉的可能性。

[0074] 接下来,表示在本实施方式的天线装置200以及以往的天线装置900的内部的偏置的位置配置有负载的情况的模拟结果。

[0075] 作为负载而使用的模型113与上述相同。即,在内部充满的水溶液的电导率为0.66S/m,介电常数为77.2,模型113的尺寸为直径30厘米、长度50厘米。将该模型113配置于天线装置200以及天线装置900的、轴向处于中心、径向处于从中心偏离的位置。即,配置成,模型的剖面的径向的中心来到距天线装置200以及天线装置900的与中心轴垂直的剖面(圆)的中心向径向离开17厘米的位置。

[0076] 图7 (a) 以及图7 (b) 表示在这种情况下产生的磁场的绝对值的分布。图7 (a) 是本实施方式的天线装置200中产生的磁场分布,图7 (b) 是以往的天线装置900中产生的磁场分布。此外,磁场强度的单位为 μT (微特斯拉)。在图7 (a) 和图7 (b) 中比较模型113的内部的区域的磁场分布。

[0077] 从图7 (b) 可知,图中上部的磁场强度变大,而另一方面模型113的中央部的磁场强度变小,区域内部的均匀度降低。换句话说,根据以往的天线装置900,由于模型113在天线装置900的内部非对称地配置在接近横档部920的位置,从而认为产生了灵敏度的不均匀。

[0078] 另一方面,图7 (a) 中,尽管模型113配置于与图7 (b) 相同的位置,与图7 (b) 的情况相比,在横档部220附近磁场强度不会极端地变大。因此,根据本实施方式的天线装置200可知,即使在模型113非对称地配置在接近横档部220的位置的情况下,也保证模型113内部的灵敏度的均匀度。

[0079] 并且,图8表示图7 (a) 以及图7 (b) 的线400的磁场强度的绝对值的轮廓(磁场轮廓) 的曲线图。纵轴是磁场强度(μT),横轴是图7 (a) 以及图7 (b) 的线400上的、以天线装置200的中心设为400的距离(单位为毫米)。由实线表示的曲线图401是图7 (a) 即本实施方式的天线装置200所产生的磁场的轮廓,由虚线表示的曲线图402是图7 (b) 即以往的天线装置900所

产生的磁场轮廓。并且,两端箭头403是模型113所存在的区域。

[0080] 如该图所示,如曲线图402所示,在以往的天线装置900中,在模型113存在的区域内,随着接近横档部220,磁场强度变大,从而可知未保证磁场分布即灵敏度的均匀性。另一方面,如曲线图401所示,根据本实施方式的天线装置200,在模型113存在的区域内,即使接近横档部220,也抑制磁场强度的上升,从而可知保证了磁场分布即灵敏度的均匀性。

[0081] 通过以上的模拟表示了如下结果,即,本实施方式的天线装置200与以往技术的天线装置900相比,即使被检体非对称或者局部地进入天线内部的情况下,也能够保证灵敏度的均匀性,而得到良好的灵敏度特性。

[0082] 此外,横档导体221不局限于上述的结构。例如,如图9所示,也可以在分支横档221a以及221b插入电容器243。由此,各分支横档221a以及221b变短,端部的电压降低。因此,得到降低对人体的电场的放射的效果。若电容器243的插入位置在分支横档221a以及221b内,则没有问题。并且,在分支横档221a以及分支横档221b中,也可以分别插入离端部的距离不同的位置。

[0083] 并且,横档导体221所具备的分支横档221a、221b也不限于上述两个。能够使与邻接的横档导体221之间的中央部的间隙240比端部的间隙241小、并且确保磁通的通过区域即可。因此,例如,也可以如图10所示地在分支部251a、251b中使横档导体221分支为三个。在横档导体221的中央部设置两个空隙(孔)224。该情况下,分支为三个的横档导体221中,左右的两个分支横档接近相邻的横档导体221,从而增加与相邻的横档导体221的耦合。并且,分支部251a、251b的分支也可以是四个以上。

[0084] 但是,空隙(孔)224在轴向上不局限于一个。即,也可以在横档导体221的长边方向上具备多个第一分支部251a以及第二分支部251b的组。

[0085] 并且,为了增加分支为多个的横档导体221的耦合,也可以如图11所示,将分支横档221a以及221b配置为与邻接的横档导体221的最靠近分支横档221a或者221b的至少一部分的区域重叠。由此,相比在周向上接近,耦合的程度增加,增强效果。此外,需要对横档导体221的重叠的部分实施足够的绝缘对策。

[0086] 并且,在本实施方式中,作为同轴缆线232的端部与天线装置200的连接点231的连接端子如图2所示地设置在横档导体221的一侧端部附近。但是,连接点(连接端子)231的设置位置不局限于此。例如,也可以是横档导体221的中央部。该情况下,在横档导体221的中央部设置间隙,并在其两端部连接同轴缆线232。

[0087] 并且,分支横档221a以及221b也可以分别不等宽度。也可以构成为使离供电部230较近的一侧的分支横档比较远的一侧的分支横档粗。

[0088] 另外,片状导体210的形状不局限于圆筒形状。例如也可以是椭圆筒形状。

[0089] 并且,空隙(孔)224的轴向的长度优选为横档导体221的轴向的长度的60%以上、80%以下。

[0090] 如上所述,本实施方式MRI装置100具备产生静磁场空间且形成静磁场的磁铁101、和进行向上述静磁场空间的高频信号的发送以及从放置于上述静磁场内的被检体产生的核磁共振信号的接收的至少一方的RF线圈103,该MRI装置100的特征在于,上述RF线圈103具备片状导体210和多个横档部220,上述片状导体210形成为筒形状,上述多个横档部220分别具备横档导体221、以及分别连接上述片状导体210和上述横档导体221的两端部的

电容器223,上述多个横档部220的各横档导体221在上述片状导体所形成的筒形状的内部,从该片状导体隔开规定的距离并以该筒形状的轴向为长边方向且与上述轴向大致平行地分别进行配置,上述横档导体221在中央部具有空隙224,相邻的横档导体221间的距离构成为该中央部比在端部小,上述电容器223被调整为,由上述横档部220和上述片状导体210构成以上述高频信号或者上述核磁共振信号的频率而共振的环路。

[0091] 并且,上述横档导体也可以构成为,上述中央部的周向的宽度比上述端部的周向的宽度宽。

[0092] 并且,也可以构成为,上述横档导体221具备一对分支部251a、251b、以及沿上述轴向延伸且连接上述一对分支部间的多个分支横档,上述空隙224由上述一对分支部、和邻接的两个上述分支横档形成。

[0093] 上述横档导体221所具备的上述分支横档也可以是两个。

[0094] 并且,上述横档导体221所具备的上述分支横档也可以是三个以上。

[0095] 上述横档导体221也可以具备一组上述一对分支部。

[0096] 上述横档导体221也可以在该横档导体221的长边方向中途具备横档电容器222。

[0097] 上述横档导体221也可以具有带条形状。

[0098] 上述分支横档部中的、端部的分支横档也可以具有与如下的分支横档在上述周向上重叠的区域,该分支横档是与上述分支横档所属的上述横档导体221邻接的上述横档导体221的上述分支横档中的,与其最接近的分支横档。

[0099] 上述筒形状也可以是圆筒形状。

[0100] 这样,根据本实施方式,用于MRI装置的TEM型的天线装置中,在邻接的横档导体221间,轴向的中央部接近,因而电流的耦合增大。另一方面,端部保证与以往相同的间隙。因此,电场的耦合不增大。因此,根据本实施方式的天线装置,能够增大横档导体221间的电流的耦合,并且抑制电场的耦合,相伴地能够增大共振模式的频率的扩展。由此,共振模式的频率相互分离,因而即使频率因天线装置内部的情况的变化而偏离,也难以受到与其它共振模式重叠等的影响。因此,能够使使用为主的共振模式稳定。

[0101] 并且,由于共振模式稳定,所以天线的横档导体与其片状导体的距离相比较整体的圆筒的直径而能够相对接近。因此,根据本实施方式,能够提高具有宽广的内部空间的天线装置。因此,能够实现灵敏度的均匀度较高、并且具有宽广的检查空间的躯干部用体积线圈。

[0102] 另外,由于电流的耦合增大,所以即使当在天线装置内部配置有较大的负载的情况下,阻碍电流的传导的情况也较少,也难以产生所引起的灵敏度分布的不均匀。相伴地,离供电点的距离的制约变少,即使设置两个供电位置也能够得到足够的性能。因此,根据本实施方式的天线装置,能够不使天线装置的结构复杂,而得到所希望的性能。

[0103] 一般而言,公知若缩小邻接的横档部间的间隙,则增大邻接横档间的电流的耦合,从而提高TEM型天线的性能。但是,若增加横档部的数量,则共振模式数量变化。并且,若增大一根横档部220的周向的宽度,则磁通的通过区域不足。在本实施方式中,不进行这样的不利的结构上的变更,便实现缩小邻接的横档部间的间隙。

[0104] 因此,根据本实施方式,能够提供如下天线装置,即、在用于MRI装置的TEM型天线中,能够与负载的大小、配置位置无关,在内部难以产生灵敏度不均匀,能够确保宽广的内

部空间,且不需要增加供电位置。

[0105] 此外,本实施方式的天线装置200也可以是接收专用天线、或者发送专用天线,也可以是收发两用天线。并且,上述实施方式的天线装置不仅能够作为MRI装置的RF线圈,也能够应用于使用具有几MHz至几GHz的频率的电磁波的任意设备中。

[0106] 符号的说明

[0107] 100—MRI装置,101—磁铁,102—倾斜磁场线圈,103—RF线圈,104—收发两用机,105—数据处理部,106—收发线缆,107—倾斜磁场控制缆线,108—显示装置,109—倾斜磁场电源,111—床,112—被检体,113—模型,200—天线装置,210—片状导体,220—横档部,221—横档导体,221a—分支横档,221b—分支横档,222—横档电容器,223—并联电容器,224—空隙,230—供电部,231—连接点,232—同轴缆线,240—间隙,241—间隙,243—电容器,251a—第一分支部,251b—第二分支部,301—峰值,302—峰值,400—线,401—曲线图,402—曲线图,403—两端箭头,710—直径,900—天线装置,910—片状导体,920—横档部,921—横档导体,922—横档电容器,923—并联电容器,930—供电部,931—供电点,932—供电同轴缆线,940—间隙。

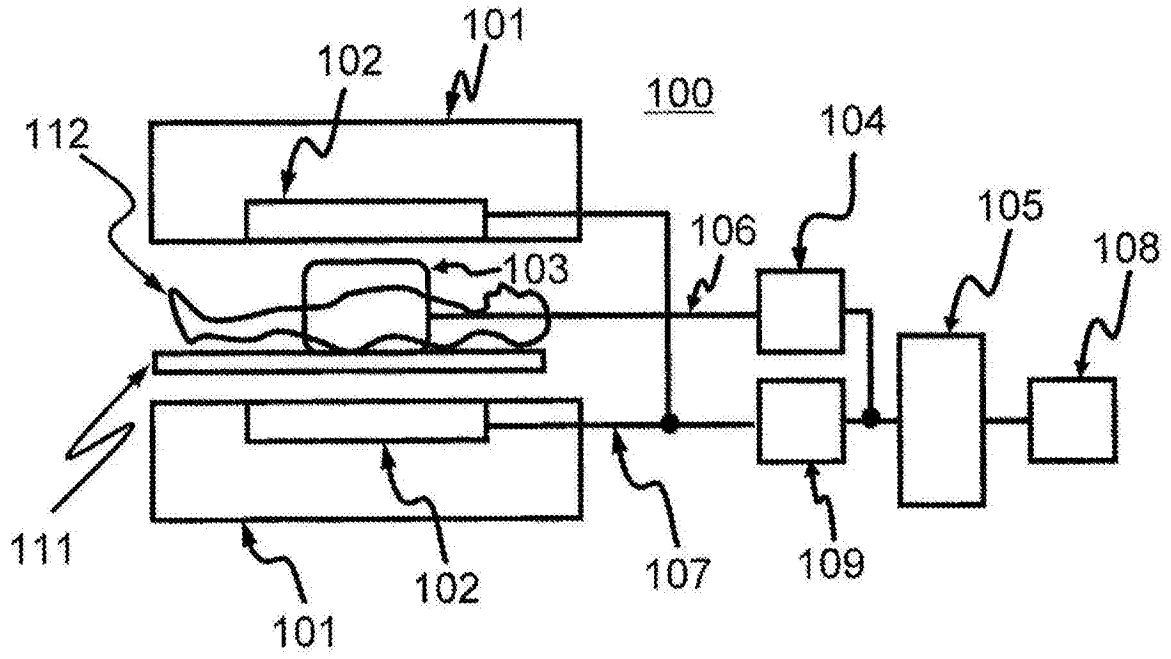


图1

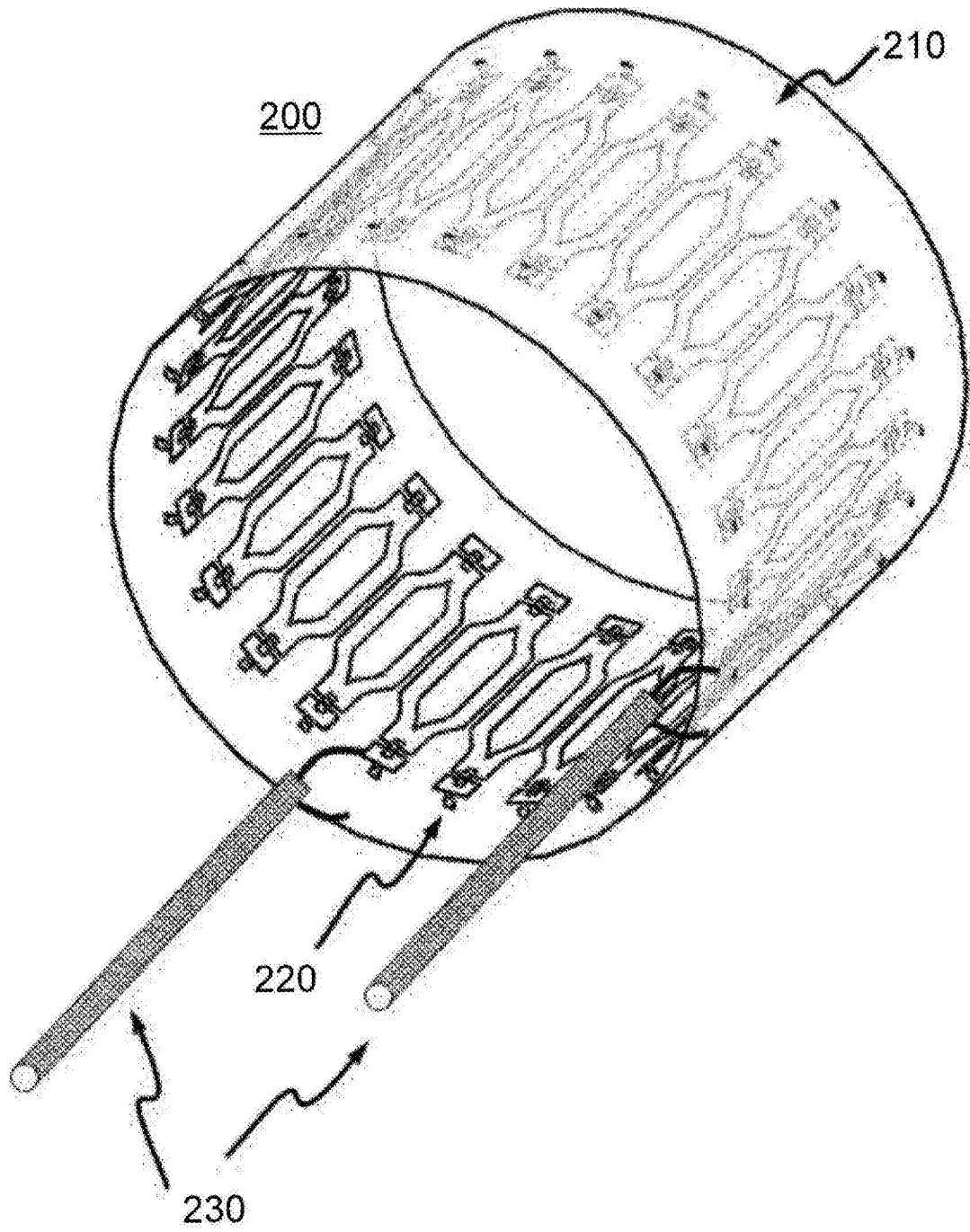


图2

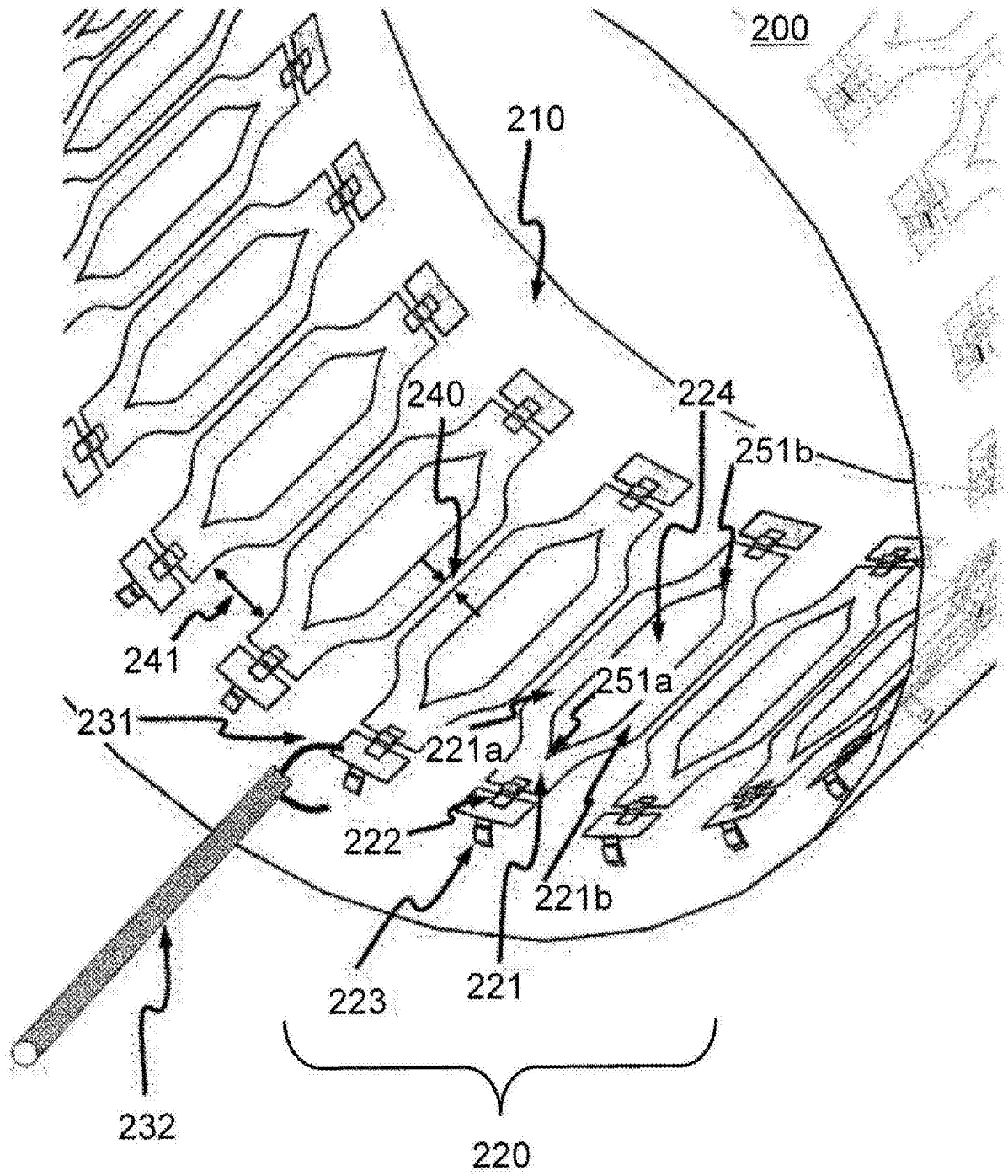


图3

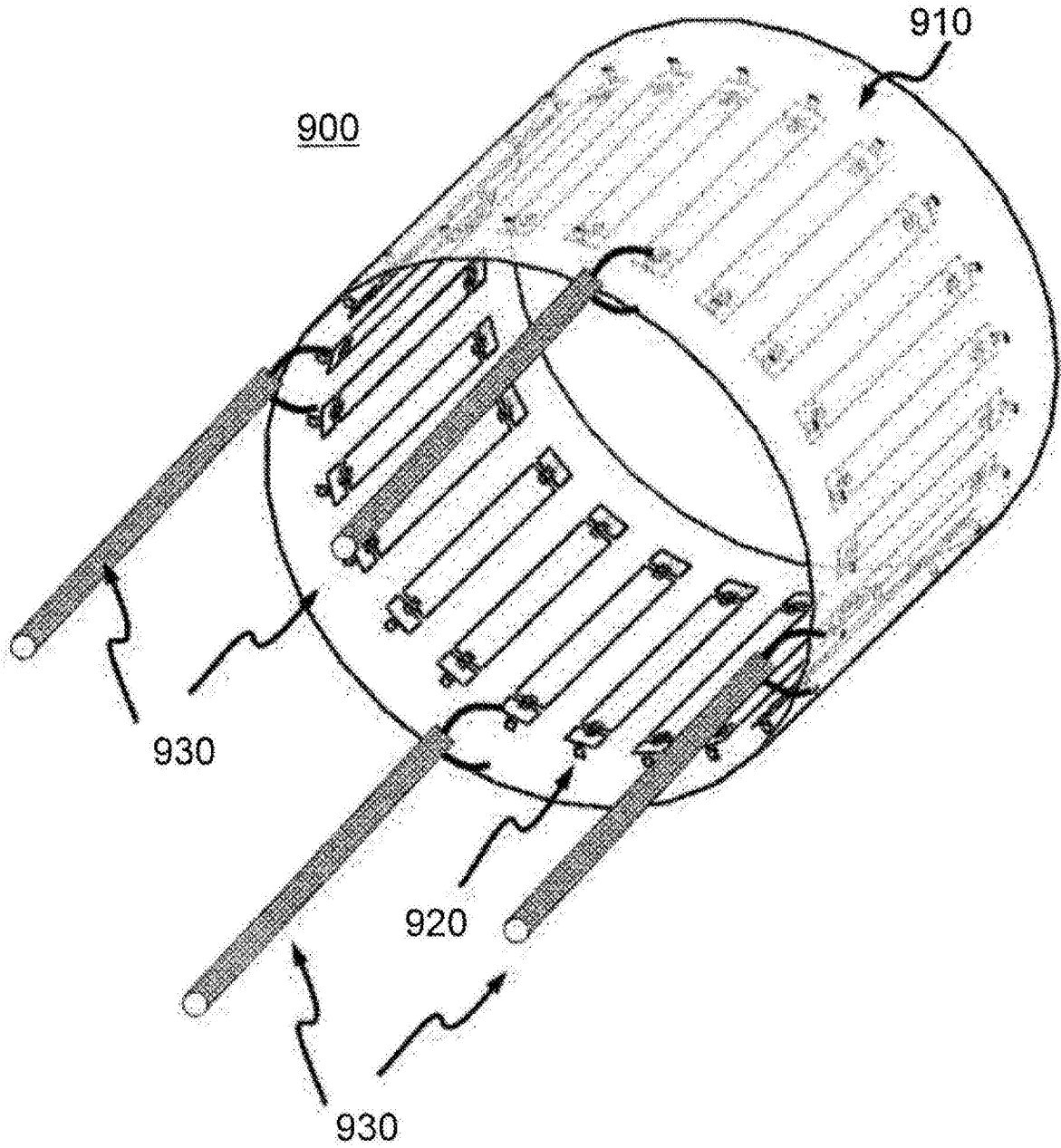


图4

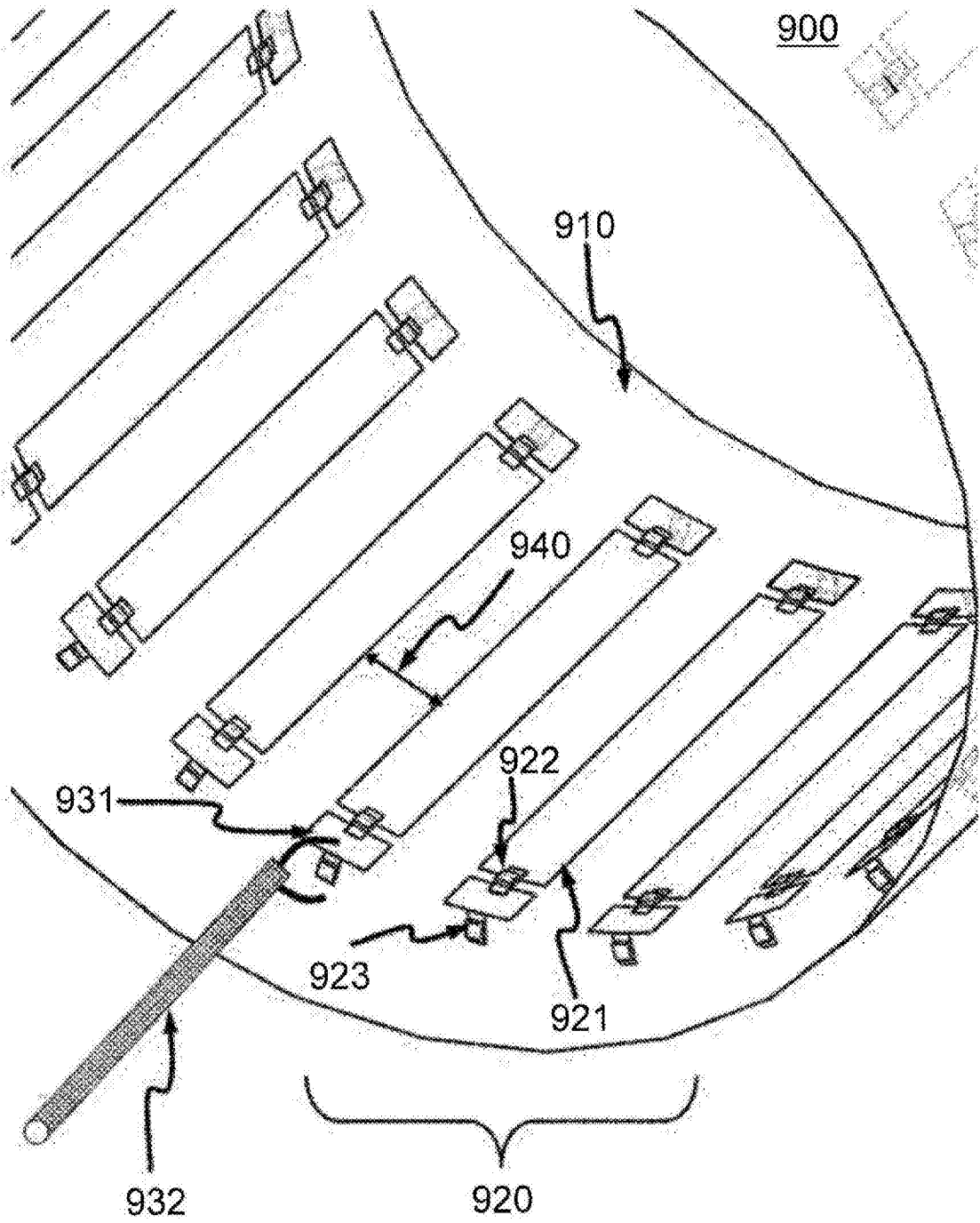
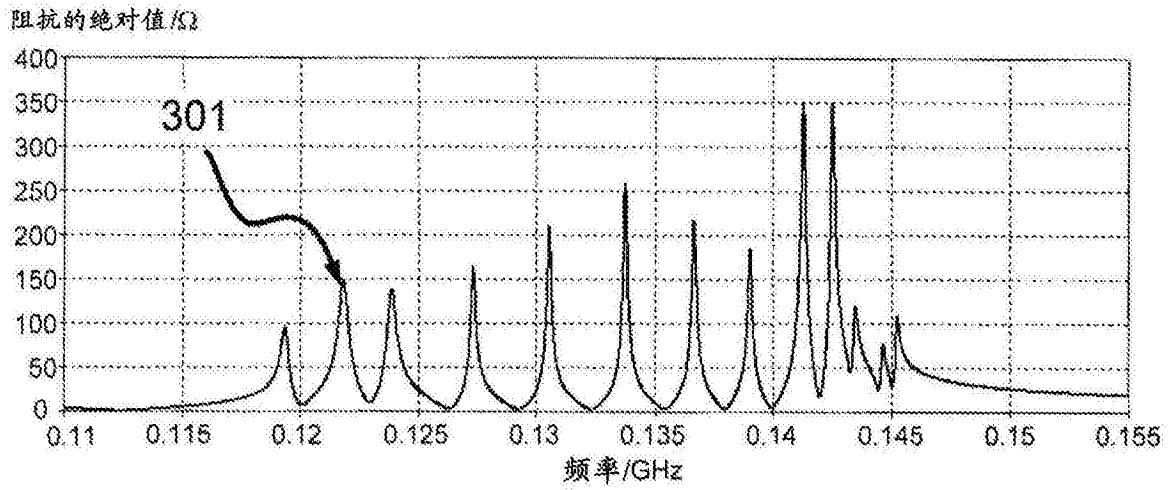
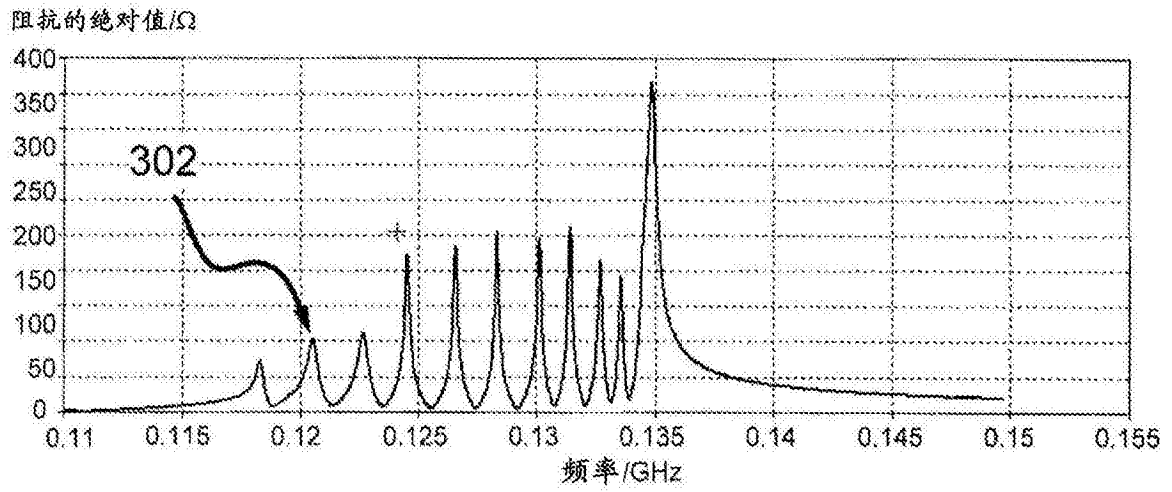


图5

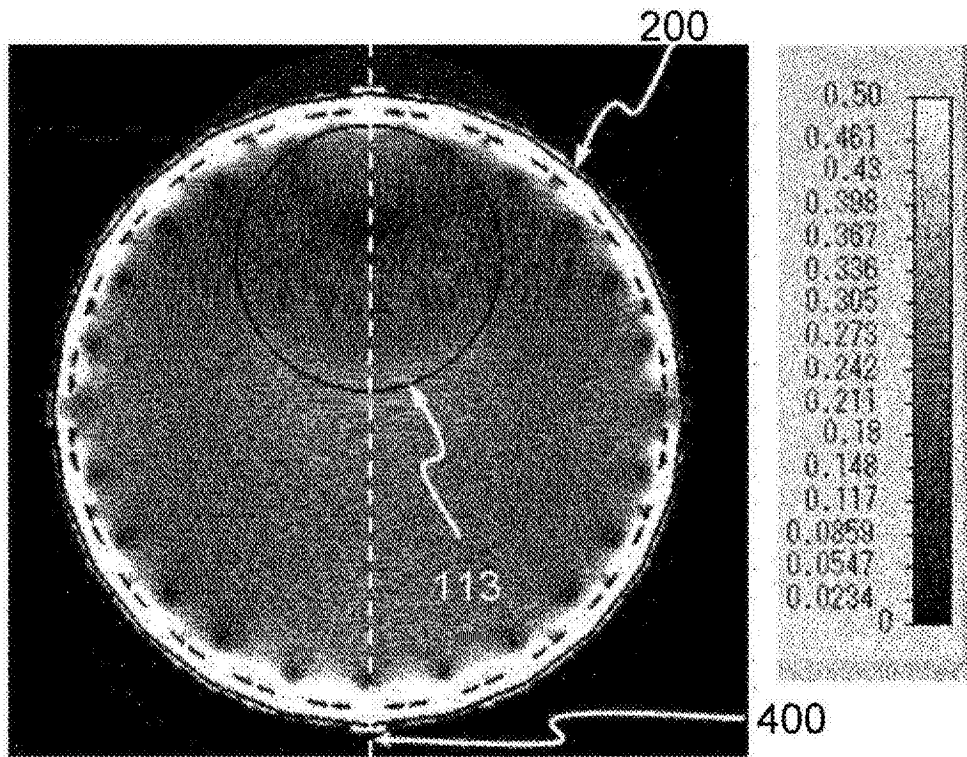


(a)

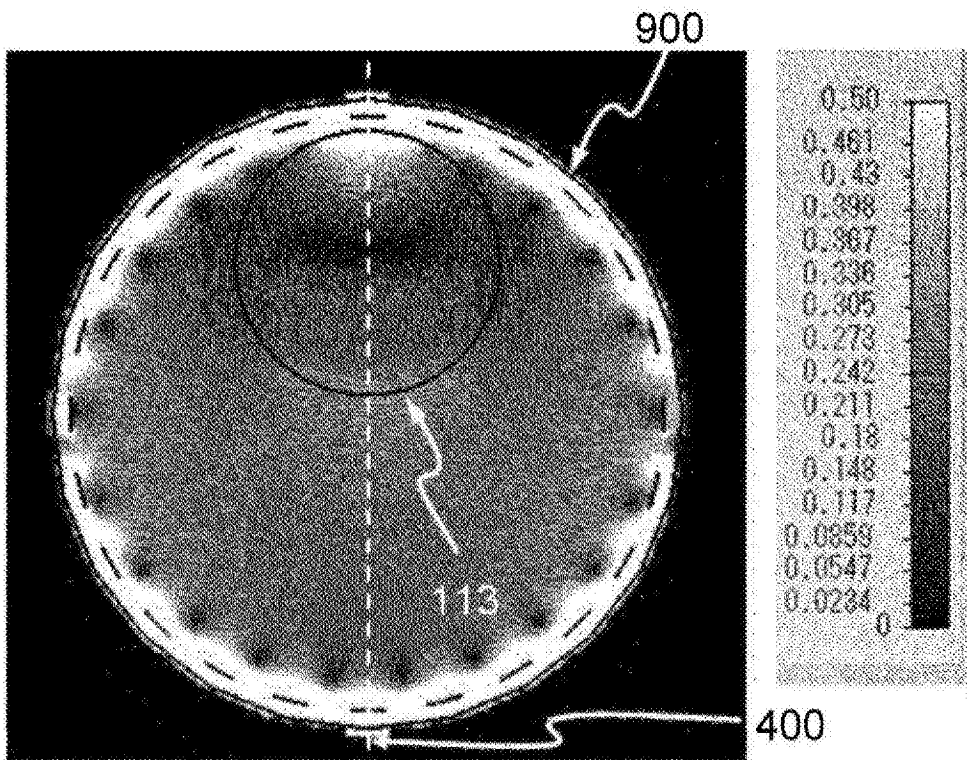


(b)

图6



(a)



(b)

图7

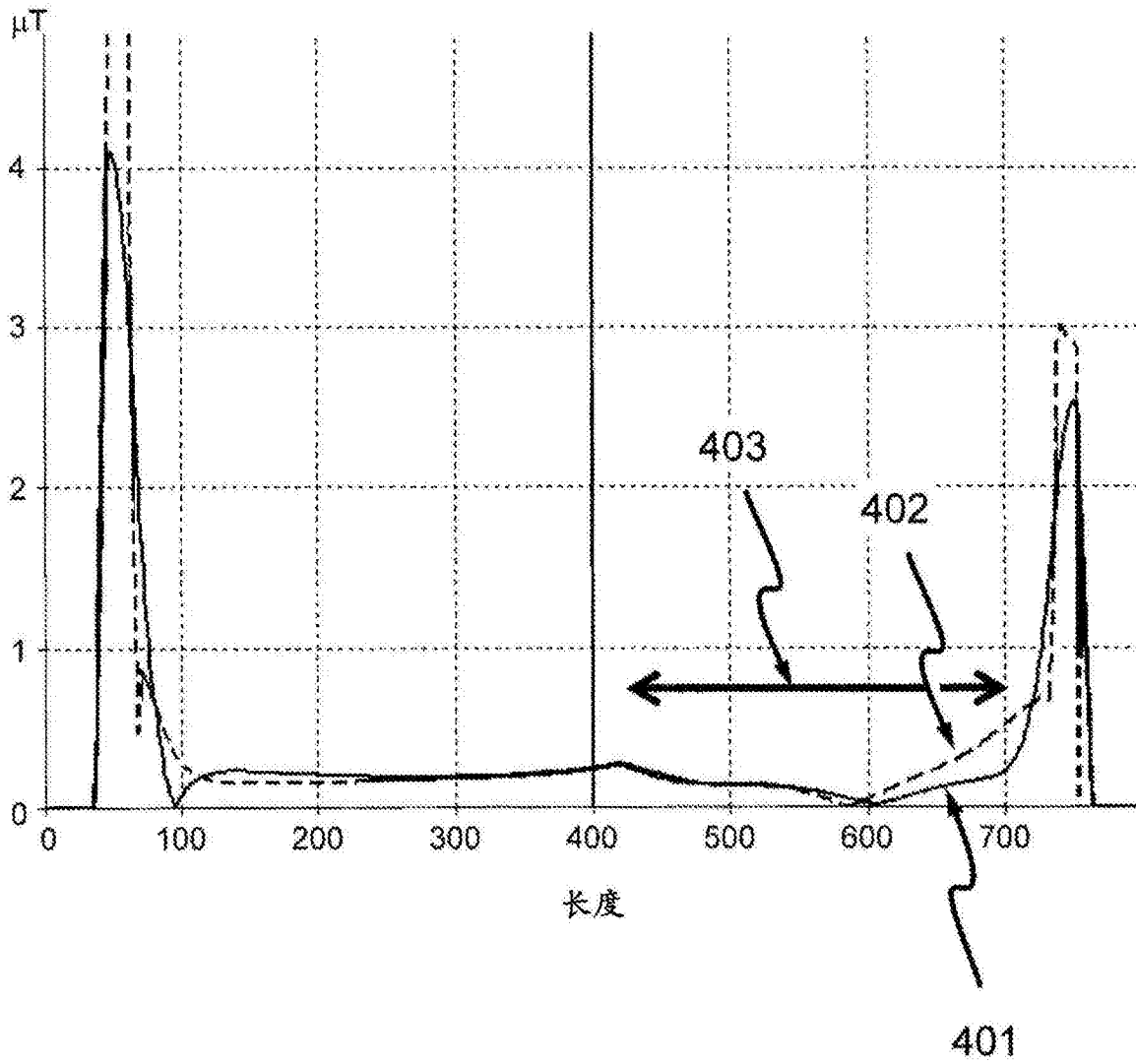


图8

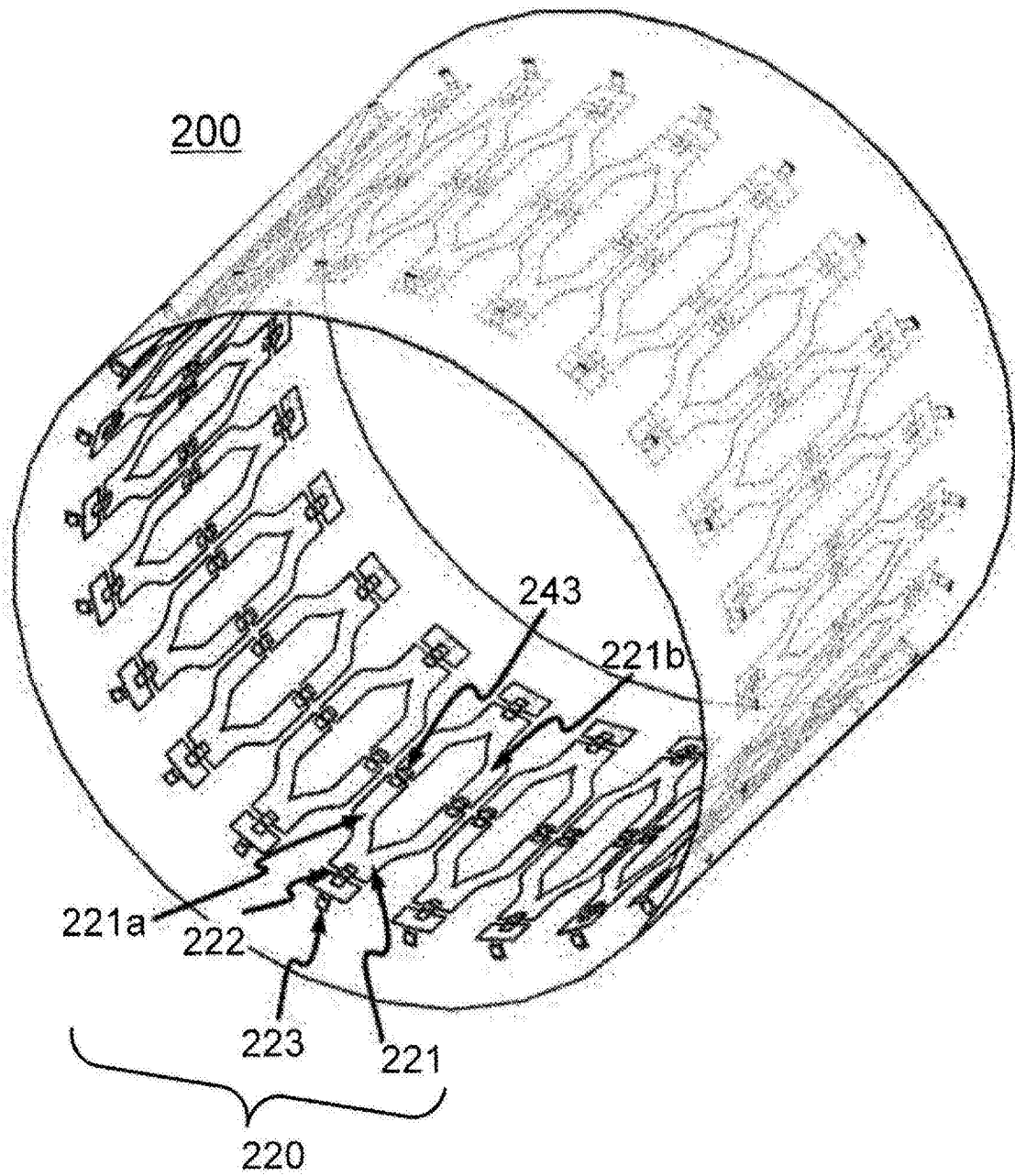


图9

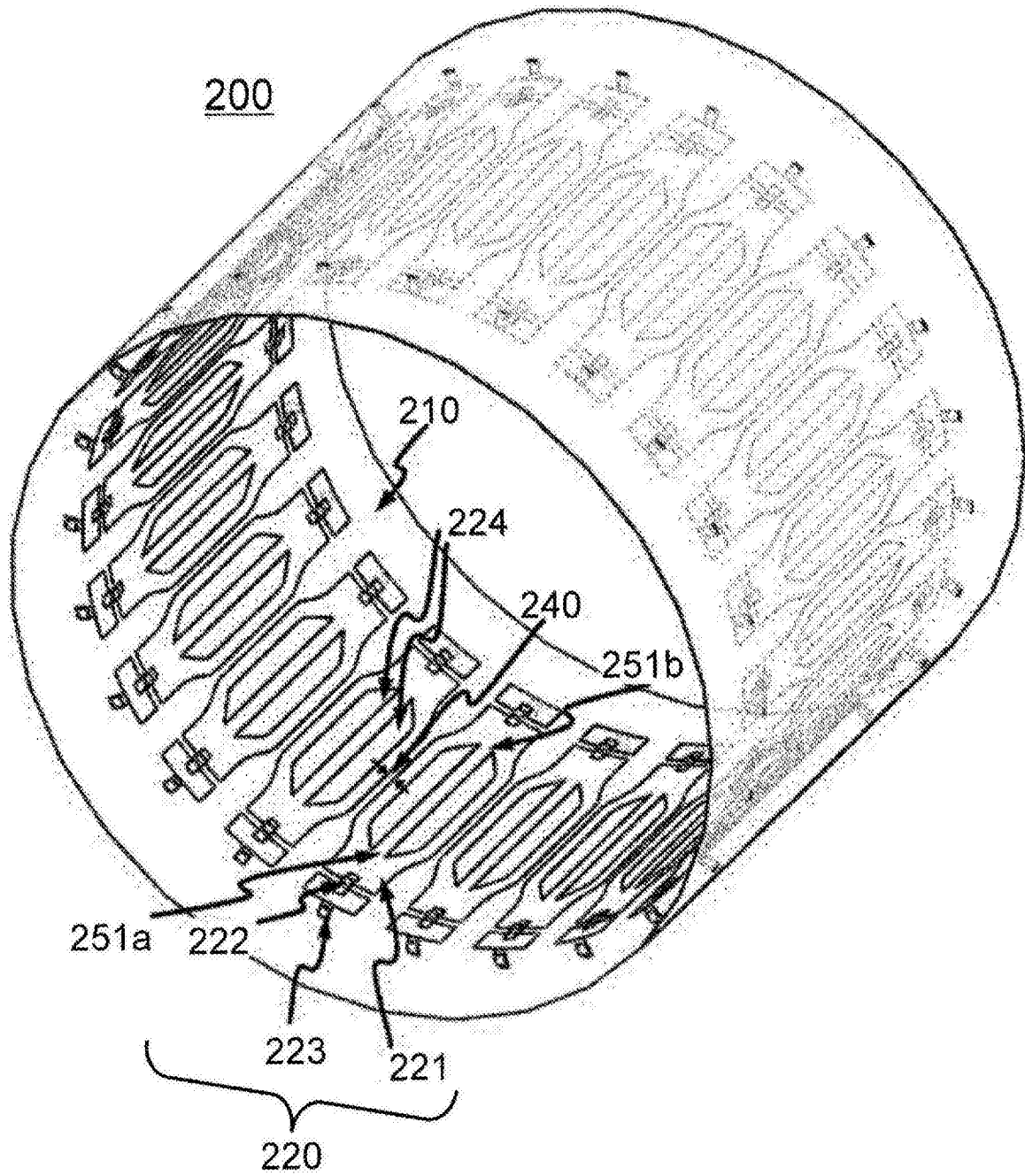


图10

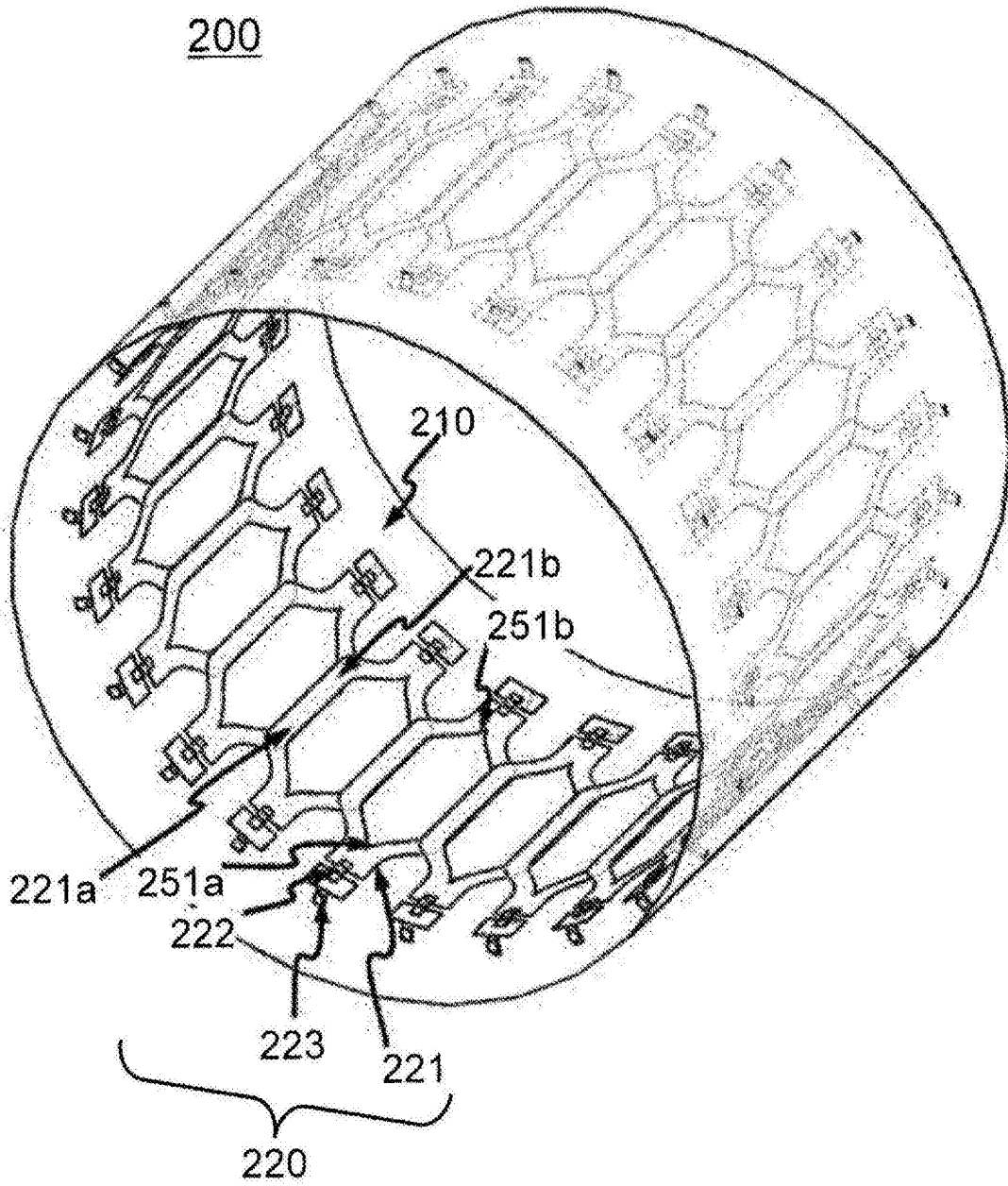


图11