



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102065949 B

(45) 授权公告日 2013. 11. 13

(21) 申请号 200980123953. 4

(22) 申请日 2009. 04. 22

(30) 优先权数据

12/108, 225 2008. 04. 23 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 12. 23

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2009/041392 2009. 04. 22

(87) PCT申请的公布数据

W02009/132091 EN 2009. 10. 29

(73) 专利权人 安特罗麦迪克斯公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 戴维·恩格希姆

斯科特·A·兰伯特

贾森·W·斯普雷恩

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 陆军

(51) Int. Cl.

A61N 1/372(2006. 01)

A61N 1/378(2006. 01)

H01Q 1/27(2006. 01)

H01Q 1/36(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2006/0247712 A1, 2006. 11. 02, 说明书第 9、37、40-55 段 ;附图 1-3.

US 2006/0247712 A1, 2006. 11. 02, 说明书第 9、37、40-55 段 ;附图 1-3.

US 5713939 A, 1998. 02. 03, 权利要求 1 ;说明书第 4 栏第 54-66 行、第 10 栏第 62 行 - 第 11 栏第 15 行 ;附图 4).

US 2007/0060967 A1, 2007. 03. 15, 说明书第 239-241 段 ;附图 4B-4D.

US 6009878 A, 2000. 01. 04, 说明书第 1 栏第 66 行 - 第 2 栏第 20 行、第 4 栏第 1 行 - 第 25 行 ;附图 5、7.

US 2005/0075693 A1, 2005. 04. 07, 全文 .

审查员 孙丹

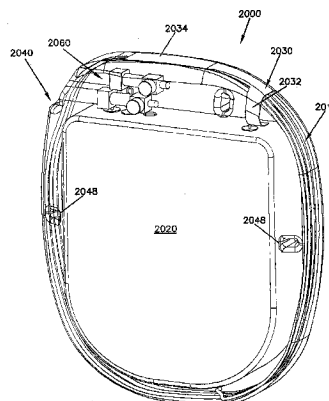
权利要求书2页 说明书17页 附图27页

(54) 发明名称

可植入治疗设备的天线布局

(57) 摘要

可植入医疗设备的实施例包括绕着内壳体的环形天线。所述环形天线可以形成关于内壳体的部分绕组、完全绕组或复绕组。一个或多个附加天线可以与内壳体外部的环形天线电容耦合从而增加效率并减少可植入设备的回波损耗响应。所述附加天线可以是平衡或非平衡天线。



1. 一种可植入医疗设备,包括:
内壳体,其包含处理器和通信电路;
天线布局,其包括第一天线和与所述第一天线电容耦合的第二天线,所述第一天线以圆周方式环绕所述内壳体的外部,所述第一天线具有第一端口,第一天线在该第一端口处进入内壳体,且所述第一天线包括环形天线,所述第二天线被布置在所述内壳体的外部,所述第二天线具有第二端口,第二天线在该第二端口处进入内壳体,所述第二天线经由所述第二端口与所述通信电路电耦合;以及
电介质外层,布置在所述天线布局的至少一部分上;
其中,所述可植入医疗设备被配置用于植入患者的体内。
2. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中,所述环形天线经由所述第一端口与所述通信电路电耦合。
3. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中,所述内壳体包括可再充电电源,所述环形天线经由所述第一端口与所述可再充电电源电耦合。
4. 如权利要求 3 所述的可植入医疗设备,其中,所述内壳体还包括切换电路,其中所述环形天线与所述切换电路电耦合,且其中所述切换电路选择性地将在环形天线处获得的电力导向所述可再充电电源,并选择性地将在所述环形天线处获得的数据或命令信号导向所述通信电路。
5. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中,所述天线布局的第二天线被配置用于在第二端口处接收谐振信号,所述谐振信号具有 401 至 406MHz 的频率。
6. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中所述电介质外层布置在所述内壳体的至少一部分上。
7. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中所述电介质外层布置在所述第一天线的至少一部分上。
8. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中所述电介质外层布置在所述第二天线的至少一部分上。
9. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中,所述环形天线以至少一个完整环缠绕所述内壳体。
10. 如权利要求 9 所述的可植入医疗设备,其中,所述环形天线缠绕所述内壳体足够多次,用于近场操作。
11. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中,所述第二天线包括非平衡天线。
12. 如权利要求 11 所述的可植入医疗设备,其中,所述第二天线包括非平衡天线的阵列。
13. 如权利要求 12 所述的可植入医疗设备,其中,所述阵列的非平衡天线串联耦接在一起。
14. 如权利要求 12 所述的可植入医疗设备,其中,所述阵列中的至少两个非平衡天线与所述环形天线电容耦合。
15. 如权利要求 12 所述的可植入医疗设备,其中,附加天线绕着所述内壳体被放置和定向,以减小所述可植入医疗设备的极化损耗。
16. 如权利要求 12 所述的可植入医疗设备,其中,附加天线被配置用于使所述可植入

医疗设备的位置能够与外部信号源相关。

17. 如权利要求 1 所述的可植入医疗设备,其中,所述环形天线是螺旋环形天线。

可植入治疗设备的天线布局

技术领域

[0001] 本申请于 2009 年 4 月 22 日以美国本土公司 EnteroMedics, Inc 为除了美国以外所有国家的申请者、以美国公民 David Nghiem、Scott Anthony Lambert 和 Jason William Sprain 为美国的申请者的名义,作为 PCT 国际专利申请提交,并要求于 2008 年 4 月 23 日提交的美国临时专利申请序列号 12/108, 225 的优先权。

背景技术

[0002] 包括神经系统设备和诸如心脏起搏器和可植入心律转变器 / 除颤器的心脏节律管理设备的可植入医疗设备典型地具有经由射频遥测链路与被称为外部编程器的设备传递数据和命令的能力。临床医生可以使用这个外部编程器来对所述可植入医疗设备的操作参数编程。此外,这些特征可以以这种方式在植入之后被修改。另外,一些可植入医疗设备,以神经系统设备最为显著,包含可再充电电池,其经由低频近场遥测被再充电。

[0003] 现代的可植入设备还包括用于双向通信的能力,从而使信息可以从所述可植入设备被发射到外部编程器。在可以典型地向和从可植入设备遥测的数据之中,有各种操作参数和生理数据,后者可以被实时地收集、或者从之前的监测操作中存储。向和从可植入设备遥测的命令的示例可以包括开始或结束治疗的指令、或利用特定的治疗时间表或预定的治疗程序的指令。

[0004] 可植入医疗设备的遥测系统可以利用射频能量来使能所述可植入设备和外部编程器之间的双向通信。

发明内容

[0005] 本发明针对诸如可植入神经刺激器、神经阻断器或神经调节器的可植入医疗设备。具体地,本发明涉及用于使能这些设备中的射频遥测的仪器和方法。

[0006] 根据所述公开的方面,可植入医疗设备包括天线布局,其包括缠绕着内壳体的环形天线。

[0007] 根据所述公开的其它方面,可植入设备包括天线布局,其包括环形天线,所述环形天线与位于所述内壳体外部的一个或多个附加天线电容耦合,以增加所述附加天线的天线孔径。所述附加天线可以是平衡的或非平衡的。

[0008] 这里说明的方法、系统和设备适用于多种多样的治疗,包括具有应用于心脏组织的电极的心脏起搏、诸如肥大的肠胃紊乱、胰腺炎、肠道易激综合症、发炎性疾病和糖尿病。在实施例,提供了通过对患者的交感神经应用高频信号来治疗肠胃紊乱的方法、系统和设备。

[0009] 这里公开了用于对患者的内部解剖学特征进行治疗的可植入治疗系统。

附图说明

[0010] 图 1 是根据这里说明的本公开的原理的、用于治疗诸如肥大的医学状况的示例治

疗系统的示意框图；

[0011] 图 2 是根据这里说明的本公开的原理的、包括可植入设备、外部组件和治疗元件的另一个示例治疗系统的示意框图；

[0012] 图 3 是根据这里说明的本公开的原理的、提供了对可以与另一个天线配置的回波损耗响应相比较的控制的包括无负载的环形天线的的一个示例天线布局的示意框图；

[0013] 图 4 是根据这里说明的本公开的原理的、将图 3 中的第一天线布局的无负载的环形天线的回波损耗响应描绘成频率的函数的第一曲线图；

[0014] 图 5 是根据这里说明的本公开的原理的、包括有负载的环形天线的另一个示例天线布局的示意框图；

[0015] 图 6 是根据这里说明的本公开的原理的、将图 5 中的第二天线布局的有负载的环形天线的回波损耗响应描绘成频率的函数的第二曲线图；

[0016] 图 7 是根据这里说明的本公开的原理的、包括非平衡天线的第三天线布局的示意框图；

[0017] 图 8 是根据这里说明的本公开的原理的、将图 7 中的第三天线布局的非平衡天线的回波损耗响应描绘成频率的函数的第三曲线图；

[0018] 图 9 是根据这里说明的本公开的原理的、包括与有负载的环形天线电容耦合的非平衡天线的第四示例天线布局的示意框图；

[0019] 图 10 是根据这里说明的本公开的原理的、将图 9 中的第四天线布局的非平衡天线的回波损耗响应描绘成频率的函数的第四曲线图；

[0020] 图 11 是根据这里说明的本公开的原理的、包括与有负载的环形天线非耦合的非平衡天线的第五示例天线布局的示意框图；

[0021] 图 12 是根据这里说明的本公开的原理的、将图 11 中的第五天线布局的非平衡天线的回波损耗响应描绘成频率的函数的第五曲线图；

[0022] 图 13 是根据这里说明的本公开的原理的、包括缠绕着壳体并在第一端口进入所述壳体的环形天线的可植入设备的示意框图；

[0023] 图 14 是根据这里说明的本公开的原理的、包括具有被嵌入电介质材料内的尖锐边缘的环形天线的可植入设备的示意框图；

[0024] 图 15 是根据这里说明的本公开的原理的、包括具有被嵌入电介质材料内的尖锐边缘的环形天线和非平衡天线的可植入设备的示意框图；

[0025] 图 16 是根据这里说明的本公开的原理的、包括被完全嵌入电介质材料内且缠绕壳体的环形天线的可植入设备的示意框图；

[0026] 图 17 是根据这里说明的本公开的原理的、包括缠绕壳体的环形天线的可植入设备的示意框图，其中所述环形天线和壳体都被完全嵌入电介质材料内；

[0027] 图 18 是根据这里说明的本公开的原理的、包括缠绕壳体的环形天线的可植入设备的示意框图，其中所述环形天线被完全嵌入电介质材料内，且所述壳体被部分嵌入电介质材料内；

[0028] 图 19 是根据这里说明的本公开的原理的、安排在自由空间（即，完全在图 20 的三层结构之外）内的简单环形天线的示意框图；

[0029] 图 20 是根据这里说明的本公开的原理的、安排在三层结构的外层（且在绝缘层之

外)内的简单环形天线的示意框图;

[0030] 图 21 是根据这里说明的本公开的原理的、具有安排在图 20 的三层结构的外层内的第一部分和安排在绝缘层内的第二部分的简单环形天线的示意框图;

[0031] 图 22 是根据这里说明的本公开的原理的、完全安排在图 20 的三层结构的绝缘层内的简单环形天线的示意框图;

[0032] 图 23 是根据这里说明的本公开的原理的、将图 19-22 中所示的每一个环形天线布局的回波损耗响应的最低点描绘成频率的函数的曲线图;

[0033] 图 24 是根据这里说明的本公开的原理的、具有包括与环形天线电容耦合的天线阵列的天线布局、且所述天线布局与内壳体耦合的可植入设备的示意框图;

[0034] 图 25 是根据这里说明的本公开的原理的、具有围绕内壳体且与从内壳体伸出的第二天线电容耦合的环形天线的可植入设备的透视图;

[0035] 图 26 是根据这里说明的本公开的原理的、图 25 中的可植入设备的前视图;

[0036] 图 27 是根据这里说明的本公开的原理的、图 25 中的可植入设备的侧视图;

[0037] 图 28 是根据这里说明的本公开的原理的、具有围绕内壳体且适度与从所述内壳体伸出的第二天线耦合的环形天线的另一个可植入设备的透视图;

[0038] 图 29 是根据这里说明的本公开的原理的、图 28 中的可植入设备的前视图;

[0039] 图 30 是根据这里说明的本公开的原理的、图 28 中的可植入设备的侧视图;

[0040] 图 31 是根据这里说明的本公开的原理的、具有围绕内壳体且与从所述内壳体伸出的第二天线非耦合的环形天线的可植入设备的透视图;

[0041] 图 32 是根据这里说明的本公开的原理的、图 31 中的可植入设备的前视图;

[0042] 图 33 是根据这里说明的本公开的原理的、图 31 中的可植入设备的侧视图;

[0043] 图 34 是根据这里说明的本公开的原理而配置的、包括缠绕壳体的环形天线的可植入设备的示例的示意框图。

具体实施方式

[0044] 这里说明的方法、设备和系统适用于治疗多种多样的医学状况,如心律失常或其它心肺疾病、胰腺炎、糖尿病、失禁、胃食道逆流疾病(GERD)或肥大或其它肠胃紊乱。这里说明的方法、设备和系统也可以应用于止痛治疗、组织脱落系统、可植入药泵(如,胰岛素泵)和可植入状况监视系统。

[0045] 在实施例中,所述公开提供了包括以下部件的可植入医疗设备:包含处理器和通信电路的内壳体;以圆周方式环绕所述内壳体的第一天线布局,所述第一天线布局具有第一端口,第一天线布局在该第一端口处进入内壳体,所述第一天线布局通过第一端口与所述通信电路电耦合,所述第一天线布局包括经由第一端口与所述通信电路电耦合的环形天线;以及安排在所述内壳体的外部的第二天线布局,所述第二天线布局具有第二端口,第二天线布局通过在该第二端口处进入内壳体,所述第二天线布局与所述环形天线电容耦合;其中,所述可植入医疗设备被配置用于植入患者内部。

[0046] 本公开的另一个方面提供了用于与可植入设备通信的方法,所述方法包括:提供可植入设备,其包括缠绕着内壳体的外部的环形天线,所述内壳体包含处理器、通信电路、可再充电电源和切换电路,所述可植入设备还包括与所述环形天线电容耦合的第二天线;

将所述可植入设备植入患者内部；将电力信号传送到所述可植入设备，以对可再充电电源供电，所述电力信号具有第一频率；以及向所述可植入设备传送通信信号，以提供数据或命令给所述通信电路。在一个实施例中，所述通信信号具有高于所述第一频率的第二频率。

[0047] 定义

[0048] 作为这里使用的术语，天线布局包括一个或多个天线的布局。如果所述天线布局包括多个天线，则所述布局中的各个天线可以与其它天线中的每个相互电容耦合或非耦合。

[0049] 说明性实施例

[0050] 现在参考不同的附图，其中相同的元素以相同的标号标注，下面将说明本发明的优选实施例。

[0051] 图 1 是用于治疗诸如肥大的医学状况的治疗系统 100 的示意框图。所述治疗系统 100 包括密封的可植入设备 105、至少一个治疗和 / 或诊断元件 170、以及被配置用于经由可植入天线布局 120 与所述可植入设备 105 通信的外部组件 160。所述可植入设备 105 和可植入天线布局 120 适于植入要接受治疗的患者的皮肤层 130。在一些实施例中，所述可植入设备是密闭的。

[0052] 一般地，所述可植入设备 105 包括壳体 106，其提供可以封装所述可植入设备的电路的密封的外壳。在图 1 和 2 所示的示例中，所述壳体 106 包含通信电路（例如，RF 模块）110 和治疗模块 115。在一个实施例中，所述壳体 106 为 RF 模块 110 和治疗模块 115 提供电屏蔽。在另一个实施例中，所述壳体 106 可以为与所述可植入设备 105 电容耦合的天线布局 120 的一个或多个天线提供接地面。例如，所述壳体 106 可以由一种或多种导电材料（如，钛、铌、铂、钨、不锈钢、MP35N 合金、或其它生物相容性材料）形成。在另一个实施例中，所述壳体 106 可以被镀上导电材料（如，铜上镀金）。然而，在其它实施例中，如下面将更详细公开的，可以在所述壳体 106 的所有或部分中或周围加入绝缘层。

[0053] 一般地，所述治疗模块 115 管理所述患者的治疗。所述治疗模块 115 被配置用于与治疗元件和 / 或诊断元件 170 通信。在一个实施例中，所述治疗模块 115 被配置用于生成治疗信号、并将所述治疗信号传递（如，以电方式）到治疗元件（如，铅电极）170，从而向患者提供治疗。在另一个实施例中，所述治疗模块 115 从诊断设备（如，温度传感器、加速计等）获得指示所述患者的状况的读数。

[0054] 所述治疗元件 170 根据由所述治疗模块 115 生成的治疗信号，提供电信号（如，脉冲）给所述患者身体的至少一个区域。例如，所述治疗元件 170 可以包括两个或更多连接到患者的神经、肌肉、器官或其它组织的电引线组件（未显示）。在一些实施例中，所述电引线组件包括引线和—个或多个电极。在一个实施例中，所述治疗和 / 或诊断元件 170 被安排在密闭的可植入设备 105 的外部。在另一个实施例中，所述治疗和 / 或诊断元件 170 被安排在所述密闭可植入设备 105 的内部。

[0055] 在一个实施例中，所述治疗元件 170 基于由所述治疗模块 115 提供的治疗信号，向上调节和 / 或向下调节患者的一个或多个神经。例如，电极可以被分别独立地放置于患者的前交感神经和后交感神经。在实施例中，所述电极在交感神经上的布置可以不同。在一个实施例中，所述电极被放置于诸如下隔膜的位置的心脏的神经分布下面。然而，在其它实施例中，可以在更少或更多的神经之上或附近放置更少或更多的电极。在其它实施例中，所

述治疗元件 170 可以直接向所述患者的诸如心脏、肺和 / 或胃的器官、或向所述患者的诸如括约肌的肌肉、或向所述患者的其它组织提供电信号。

[0056] 所述外部组件 160 包括用于与所述可植入设备 105 通信的电路。一般地,通信是通过所述患者的皮肤 130 沿着由双头箭头 150 指示的双向信号路径传送的。通信信号的示例包括电力信号、数据信号和命令信号。一般地,所述 RF 模块 100 在近场和 / 或远场内控制何时向和从所述可植入设备 105 发射电力信号、数据信号和 / 或命令信号。

[0057] 在所示的示例中,所述外部组件 160 可以经由双向遥测(如,经由射频(RF)信号)与所述可植入设备 105 通信。在一个实施例中,所述外部组件 106 可以经由 RF 链路向所述可植入设备 105 供电。在另一个实施例中,包括治疗参数、信号参数、可植入设备设置、治疗时间表、患者数据、命令信号或其它这样的信号的治疗指令可以在所述外部组件 160 和所述可植入设备 105 之间传递。

[0058] 图 1 所示的外部组件 160 包括另一个天线布局 165,其能够发送和接收 RF 信号。所述可植入天线布局 120 可以被植入在所述患者内部、以及耦接到所述可植入设备 105 的 RF 模块 110。在一个实施例中,所述可植入天线布局 120 与所述可植入设备 105 集成。所述可植入天线布局 120 用来在近场和 / 或远场内从和向所述外部组件 160 的天线布局 165 发射(如,接收和传送)信号。在一个实施例中,所述 RF 模块 110 包括匹配电路,其为特定的频率优化所述天线布局 120 的阻抗。

[0059] 在一些实施例中,所述外部组件 160 和 RF 模块能够通过幅度调制、频率调制或整流 RF 载波来对作为比特流的信息信号进行编码和解码。在一个实施例中,在所述天线布局 165 和 120 之间发射的信号具有大约 6.78MHz 的载波频率。然而,在其它实施例中,可以使用更高或更低的载波频率和 / 或整流等级,也可以使用其它调制方法和等级。

[0060] 在一个实施例中,所述可植入设备 105 使用负载转移与所述外部组件 160 通信。例如,负载转移能够通过修改在所述外部组件 160 上感应的负载来实现。所述负载上的变化可以被电感耦合的外部组件 160 感测。然而,在其它实施例中,所述可植入设备 105 和外部组件 160 能够使用其它类型的信号进行通信。

[0061] 在一些实施例中,所述可植入设备 105 的 RF 模块从所述外部组件 160 接收电力。在一些实施例中,所述 RF 模块 110 将电力分发到治疗模块 115,从而生成所述治疗信号。在一个这样的实施例中,所述治疗模块 115 可以完全依赖从外部源(如,所述外部组件 160 或其他外部电源)接收到的电力。在另一个实施例中,诸如可再充电电池的可植入电源 117 供电,从而生成所述治疗信号。在这样的实施例中,所述 RF 模块 110 可以将所述外部组件 160 接收到的电力分发到所述可植入电源 117 用于再充电。

[0062] 在一些实施例中,所述治疗模块 115 启动治疗元件 170 的治疗信号的生成和传送。在一个实施例中,所述治疗模块 115 在被所述可植入电源 117 供电时启动治疗。然而,在其它实施例中,所述外部组件 160 触发所述治疗模块 115 开始生成治疗信号。在接收到来自所述外部组件 160 的启动信号后,所述治疗模块 115 生成治疗信号,并将所述治疗信号传送到所述治疗元件 170。

[0063] 在其它实施例中,所述外部组件 160 还能够提供指令,所述治疗信号是根据所述指令生成的。治疗信号的参数的示例可以包括脉冲宽度、幅度、频率、坡度、占空比、治疗时间表和其它这样的参数。在优选实施例中,所述外部组件 160 包括可以存储若干预定的程

序 / 治疗时间表用于传送到所述可植入设备 105 的存储器。所述外部组件 160 还能够使用户能够选择存储在存储器中的程序 / 治疗时间表,用于传送到所述可植入设备 105。在另一个实施例中,所述外部组件 160 能够用各个启动信号提供治疗指令。

[0064] 典型地,存储在所述外部组件 160 上的各个程序 / 治疗时间表能够被医师调整,以适合所述患者的个体需要。例如,计算设备(如,笔记本电脑、个人计算机等)(未显示)能够以通信方式连接到所述外部组件 160。随着这个连接的建立,医师能够利用所述计算设备将治疗编程到所述外部组件 160 中,用于存储或传送到所述可植入设备 105。

[0065] 所述可植入设备 105 也可以包括存储器(未显示),其中能够存储治疗指令和 / 或患者数据。例如,所述可植入设备 105 能够存储指示应该向患者递交什么治疗的治疗程序。所述可植入设备 105 还能够存储指示所述患者如何利用所述治疗系统 100 和 / 或对所递交的治疗作出反应的患者数据。

[0066] 在特定的实施例中,如下所述,所述可植入设备 105 包含可再充电电池,所述可植入设备 105 可以从它吸收电力。

[0067] 图 2 是包括可植入设备 105'、外部组件 160 和治疗元件 170 的另一个治疗系统 100' 的示意框图。所述可植入设备 105' 包括至少一个 RF 模块 110、治疗模块 115 和天线布局 120',所述天线布局 120' 包括第一天线布局 122 和第二天线布局 124。一般地,所述第一天线布局 122 包括环形天线。

[0068] 在一个实施例中,所述第二天线布局 124 包括非平衡天线,其包括与所述第一天线布局 122 电容耦合的、例如倒 L 形天线、Z 形天线、螺旋状天线、螺线天线、折叠天线、蛇形天线、或任意其它适当天线。在另一个实施例中,所述第二天线布局 124 包括与所述第一天线布局 122 电容耦合的环形天线。在其它实施例中,所述第二天线布局 124 的一个或多个天线可以与所述第一天线布局 122 的天线非耦合。

[0069] 在一些实施例中,所述第一天线布局 122 接收电力(见箭头 152),利用其操作所述可植入设备 105' 和 / 或再充电所述电源 117。所述第二天线布局 124 从和向所述外部组件 160 接收和传送包含信息(如,治疗参数、时间表、患者数据等)和 / 或命令信号(见箭头 154)的通信信号。有利地,分离所述天线布局 122 和 124 的功能可允许电力和通信信号(如,命令和 / 或数据)的同时发射。分离所述功能还可以使能对每个天线布局 122 和 124 进行调谐,以更好地实现特定的功能,诸如通信范围或充电效率。在一个实施例中,所述第一天线布局 122 还能够从和向所述外部组件 160 接收和传送信息信号。

[0070] 在其它实施例中,所述第二天线布局 124 可以包括天线阵列(如,见图 24)。所述天线阵列中的每一个天线可以与所述第一天线布局和 / 或所述天线阵列中的每个其它天线电容耦合或非耦合。如下面将更详细说明的,所述阵列的天线可以被用于修改所述第一天线 122 所接收和传送的信息信号的方向、极性和 / 或增益。在所述可植入设备 105' 内提供多样化的天线还可以使能所述 RF 信号的调整,以适应所述可植入设备 105' 相对于外部源的位置和 / 或方向。附加天线也可以被用于关于诸如所述外部组件 160 的外部对象来定位所述可植入设备 105'。

[0071] 天线布局

[0072] 这里说明的所述系统和设备包括一个或多个天线布局。所述天线布局有助于在这里说明的通信和电力信号。在实施例中,可植入设备包括以圆周方式环绕所述内壳体的第

一天线布局,所述第一天线布局具有第一端口,第一天线布局在该第一端口处进入内壳体,所述第一天线布局通过第一端口与所述通信电路电耦合,所述第一天线布局包括经由第一端口与所述通信电路电耦合的环形天线。所述可植入设备还包括安排在所述内壳体的外部的第二天线布局,所述第二天线布局具有第二端口,第二天线布局在该第二端口处进入内壳体,所述第二天线布局与所述环形天线电容耦合。在一些实施例中,所述第一和第二天线布局以不同的频率进行传送。

[0073] 参考图 3-12,这里公开的可植入设备中可以利用不同的天线布局和配置,如,可植入天线布局 120。在图 3-12 中,不同类型的天线布局的发射能力被显示为彼此相关。具体地,呈现了五种不同类型的天线布局,并显示了在自由空间中的对其每个的数值仿真的回波损耗响应。图 3-12 中的天线布局不被耦接到可植入设备。相反,为位于自由空间中的所述天线布局提供数值仿真,以比较不同天线布局的发射能力。

[0074] 回波损耗响应 (dB) 被定义为反射信号功率与输入信号功率的比。每一个天线布局的仿真回波损耗响应提供了关于所述天线布局的谐振频率、传送范围、发射效率和谐振频率的数量的信息。例如,所述仿真回波损耗响应的下降点 (dip) 通常对应于所述天线布局的谐振频率。此外,所述仿真回波损耗响应中的下降点的幅度通常对应于所述天线布局的效率 (和功率)。

[0075] 所述仿真回波损耗响应提供了取决于对特定治疗系统的需求的对不同天线布局的选择。例如,在一些实施例中,希望同时传送电力信号和通信信号。在其它实施例中,可能希望除去所述设备中的匹配电路。在其它实施例中,可能希望从天线布局中除去谐振频率。

[0076] 例如,图 3 是可在这里公开的可植入设备中使用的第一示例天线布局 200 的示意框图。所述天线布局 200 包括具有第一端口 211 的环形天线 210。在一个实施例中,天线布局 200 的所述环形天线 210 可以被可植入设备用作可植入天线 (如,图 1 和 2 的天线 120)。有利地,所述环形天线 210 可以使能可植入设备 (如,图 1 的可植入设备 105) 到外部组件 (如,图 1 的外部组件 160) 的磁耦合,用于电力和 / 或通信 (如,命令信号和 / 或数据信号) 转移。

[0077] 图 4 是将所述第一天线布局 200 的第一端口 211 的仿真回波损耗响应 330 描绘成频率的函数的第一曲线图 300。所述第一曲线图 300 中描绘的结果是通过使用与可植入设备相分离的自由空间中的环形天线的数学模型 (即,数值仿真) 得到的。相应地,提供第一曲线图 300 (以及图 6、8、10 和 12 所示的曲线图),以公开每一个天线布局关于彼此的相关 RF 发射能力,并不说明所述可植入系统的实际发射能力。

[0078] 所述第一曲线图 300 包括第一轴 310,其表示在第一端口 211 度量的所述环形天线 210 的回波损耗响应 (dB)。所述第一轴 310 的范围是从大约 -7dB 到大约 1dB。所述第一曲线图 300 还包括第二轴 320,其表示所述环形天线 210 的频率。所述第二轴 320 的范围是从大约 0GHz 到大约 3GHz。如所述第一曲线图 300 所示,所述回波损耗响应 330 在近似 0.45GHz 的频率处具有大约 -6.5dB 的第一下降点 332。附加下降点 (如,见 334) 出现在更高的信号频率处。如果希望较低的谐振频率和 / 或更低的幅度、较高的谐振频率,则这个配置是理想的。随着图 4 中的所述下降点的幅度趋于比这里说明的其它配置中的更低,这个配置的发射能力比其它配置中的一些更小。

[0079] 图 5 是可在这里说明的可植入设备中使用的、包括有负载的环形天线的天线布局 400 的第二示例的示意框图。所述第二天线布局 400 包括图 1 的所述环形天线 210 以及浮动导电板 220, 其提供了所述环形天线 210 上的负载效应。例如, 所述导电板 220 的效果能够代表可植入设备中的天线布局上的导电壳体的负载效应。所述环形天线 210 具有第一端口 211, 且在不接触所述板 220 的情况下缠绕所述板 220 一次或多次。

[0080] 一般地, 所述板 220 影响所述环形天线 210 (如, 通过“负载效应”) 的回波损耗响应, 如图 6 所示。可植入设备 105 的所述壳体 106 对所述可植入天线 120 (见图 1) 的效果模拟了浮动导电板 220 对环形天线 210 的这些效果。

[0081] 图 6 是将所述第二天线布局 400 的第一端口 211 的回波损耗响应 530 描绘成频率的函数的第二曲线图 500。提供所述第二曲线图 500, 以帮助比较有负载的环形天线布局 400 与其它这里公开的天线布局 (如, 图 3 的无负载的环形天线布局 200) 的发射能力。在所述第二曲线图 500 中描绘的结果是通过使用与可植入设备相分离的自由空间中的有负载的环形天线的数学模型 (即, 数值仿真) 得到的。

[0082] 所述第二曲线图 500 包括第一轴 510, 其表示在所述有负载的环形天线布局 400 的第一端口 211 上的回波损耗响应。所述第一轴 510 的范围是从大约 -20dB 到大约 2dB。所述第二曲线图 500 还包括第二轴 520, 其表示所述有负载的环形天线布局 400 的频率。所述第二轴 520 的范围是从大约 0GHz 到大约 3GHz。如所述第二曲线图 500 所示, 所述回波损耗响应 530 在近似 0.5GHz 的频率处具有大约 -19dB 的下降点 532。附加下降点 (如, 见 534) 出现在更高的信号频率处。

[0083] 相应地, 如图 5 所示, 用导电板 220 装载所述第一天线布局 200 的环形天线 210 增加了所述天线布局的发射能力。所述回波损耗响应 530 中的所述下降点 (如, 下降点 532、534) 的幅度已增加。然而, 所述仿真回波损耗响应 530 中的下降点在第二轴 520 中没有明显偏移。相应地, 所述天线布局谐振的频率 (即, 或多个频率) 没有受到明显的影响。

[0084] 图 7 是可在这里公开的可植入设备中使用的、包括与诸如图 5 的导电板 220 的导电板电容耦合的非平衡天线 230 的第三天线布局 600 的示意框图。所述非平衡天线 230 具有端口 231。在所示的示例中, 所述非平衡天线 230 包括安排在邻近所述导电板 220 的倒 L 形天线。然而, 在其它实施例中, 所述非平衡天线 230 可以包括任意非平衡天线。合适的非平衡天线 230 的非限制性示例包括螺旋状天线、螺线天线、Z 形天线、折叠天线和蛇形天线。

[0085] 图 8 是将在所述第三天线布局 600 的端口 231 处的回波损耗响应描绘成频率的函数的第三曲线图 700。提供所述第三曲线图 700, 以帮助比较所述天线布局 600 与其它这里公开的天线布局 (如, 图 5 的有负载的环形天线布局 400) 的发射能力。所述第三曲线图 700 描绘的结果是通过使用与可植入设备相分离的自由空间中安排的倒 L 形天线的数学模型 (即, 数值仿真) 得到的。

[0086] 所述第三曲线图 700 包括第一轴 710, 其表示所述第三天线布局 600 在端口 231 的回波损耗响应。所述第一轴 710 的范围是从大约 -22.5dB 到大约 0dB。所述第三曲线图 700 还包括第二轴 720, 其表示所述第三天线布局 600 的频率。所述第二轴 720 的范围是从大约 0GHz 到大约 3GHz。如所述第三曲线图 700 所示, 所述回波损耗响应 730 在端口 23 处在近似 1.4GHz 的频率处具有大约 -22dB 的下降点 732。

[0087] 如图 8 所示, 包括所述非平衡天线 230 的所述第三天线布局 600 比上面公开的所

述环形天线布局 200、400 以更高的操作频率（即，具有更好的谐振频率）更有效地发射。相应地，所述第三天线布局 600 能够传送更远的距离。

[0088] 参考图 9-12，提供包括两个或更多天线的天线布局可以增强所述可植入设备的效率。图 9 是可在这里公开的可植入设备中使用的示例天线布局 800 的示意框图。一般地，所述天线布局 800 使图 5 的所述有负载的环形天线 400 与图 7 的所述非平衡天线 600 电容耦合。相应地，所述第四天线布局 800 包括环形天线 210、导电板 220 和这里公开的非平衡天线 230。在图 9 所示的示例中，所述非平衡天线 230 是倒 L 形天线。然而，在其它实施例中，所述非平衡天线 230 可以包括任意被安排与所述板 220 和所述环形天线 210 电容耦合的合适的非平衡天线。

[0089] 所述天线 210、230 中的每一个分别具有其自身的端口 211、231，在其上的所述天线 400、600 的回波损耗响应可以被仿真。图 10 是将所述第四天线布局 800 的环形天线 210 在第一端口 211 的回波损耗响应 930 描绘成频率的函数的第四曲线图 900。相应地，所述仿真回波损耗响应 930 指示了所述非平衡天线与所述环形天线的电容耦合如何影响了所述环形天线 210 的发射能力。

[0090] 提供所述第四曲线图 900，以帮助比较所述第四天线布局 800 与其它这里公开的天线布局（如，图 5 的所述有负载的环形天线布局 400 和 / 或图 7 的非平衡天线布局 600）的发射能力。所述第四曲线图 900 描绘的结果是通过使用与可植入设备的通信电路或其它部分相分离的自由空间中的有负载的环形天线电容耦合的倒 L 形天线的数学模型（即，数值仿真）得到的。

[0091] 所述第四曲线图 900 包括第一轴 910，其表示所述第四天线布局 800 的非平衡天线 230 在端口 231 上的回波损耗响应。所述第一轴 910 的范围是从大约 -22.5dB 到大约 0dB。所述第四曲线图 900 还包括第二轴 920，其表示所述第四天线布局 800 的频率。所述第二轴 920 的范围是从大约 0GHz 到大约 3GHz。如所述第四曲线图 900 所示，所述回波损耗响应 930 在近似 0.4GHz 的频率处具有大约 -16dB 的第一下降点 932，在大约 0.75GHz 的频率处具有大约 -19dB 的第二下降点 934，在大约 1.2GHz 的频率处具有大约 -20dB 的第三下降点 936，并且，在大约 1.5GHz 的频率处具有大约 -19.5dB 的第四下降点 938。附加下降点（如，见 939）出现在更高的信号频率处。

[0092] 所述第二、第三和第四曲线图 500、700 和 900 的比较分别指示了非平衡天线（如，图 7 的非平衡天线 230）与有负载的环形天线（如，图 5 的有负载的天线 210）的电容耦合产生了具有比任意独立的天线更大的孔径的天线布局。有利地，所生成的天线布局具有增加的发射效率和增加的谐振。另外，图 10 中谐振频率处的仿真回波损耗响应的下降点越大还指示了所述天线布局可以利用更小的功率在给定的范围内传送或在给定的功率水平下传送得更远。

[0093] 此外，增加所述天线的孔径可以使能在没有匹配电路的情况下在 MICS（医学植入通讯服务）频率水平（如，大约 0.4GHz）和 WMT（无线医疗遥测）频率水平（大约 1.4GHz）的通信。从所述可植入设备中除去所述匹配电路可以允许所述可植入设备更小且以更低成本制造。除去匹配电路还可通过减少部件的数目来增强可植入设备的可靠性。

[0094] 另外，非平衡天线（如，图 7 的非平衡天线 230）与有负载的环形天线（如，图 5 的有负载的环形天线 210）之间的电容耦合产生了具有增加的谐振频率数量的天线布局。例

如,图 9 的电容耦合的天线布局 800 在近似 0.4GHz 处具有谐振频率下降点 932,并在大约 1.5GHz 处具有另一个谐振频率下降点 938(见图 10)。在其它实施例中,所述天线布局 800 可以被配置为具有大约 6.7MHz 的谐振频率。

[0095] 增加谐振频率的数量可以增加可由所述天线布局获得的信号的数量。例如,所述天线布局,在一个实施例中,电容耦合的天线布局可以发射电力和通信信号。在一个实施例中,增加谐振频率的数量可以增加可同时获得的信号的数量。

[0096] 此外,提供包括多个天线的天线布局使各个天线可被配置用于执行各别的功能。例如,所述天线布局可以包括被配置用于发射电力的第一天线(如,环形天线 210)和被配置用于发射通信信号的第二天线(如,非平衡天线 230)。所述第一天线可以从一个或多个外部组件(如,见图 2 的外部组件 160)接收电力(如,从大约 0 到大约 3 瓦特),而所述第二天线可以从和向所述外部组件接收和传送数据(如,治疗参数、治疗时间表、患者使用数据、治疗结果等)和/或命令(如,开始治疗、利用给定的治疗时间表等)。在一个实施例中,所接收到的电力被用于对诸如图 1 和 2 的可再充电电池 117 的内部电源进行再充电。然而,在其它实施例中,可以利用更少或更多数量的天线接收和传送通信信号和/或电力信号。

[0097] 有利地,通过在第一天线上发射电力、在第二天线上发射通信信号,所述电力和通信信号可以被同时发射,由此增强了所述可植入设备的效率。此外,通过区分由哪个天线执行哪个功能,各个天线可以被调节,以优化其分配的任务的性能。例如,所述第一天线是可以被配置用于以更低频率(如,更短距离)发射高幅度 RF 信号的环形天线,且所述第二天线是可以被配置用于以更高频率(如,更远距离)发射 RF 信号的环形天线。在这样的实施例中,电力可以在所述天线布局的近场内被传送,而通信信号可以在所述天线布局的远场内被传递。

[0098] 天线布局的非耦合天线也可以提供优势。图 11 是这里公开的可植入设备中可能使用的第五示例天线布局 1000 的示意框图。所述第五天线布局 1000 包括载有导电板 220 的环形天线 210 和另一个非平衡天线 235。两个天线 210、235 分别具有端口 211、236,可以度量在所述端口上的回波损耗响应。然而,所述第五天线布局 1000 的非平衡天线 235 与所述环形天线 210 非耦合(如,被安排为垂直于与所述环形天线 210)。在图 11 所示的示例中,所述非平衡天线 235 是垂直的单极天线。然而,在其它实施例中,所述非平衡天线 235 可以包括被安排为不与所述环形天线 210 耦合的任意合适的天线。

[0099] 图 12 是将所述第五天线布局 1000 的非耦合的单极天线 235 在端口 236 的回波损耗响应 1130 描绘成频率的函数的第五曲线图 1100。提供所述第五曲线图 1100 以帮助比较所述非耦合的天线布局 1000 与这里公开的其它天线布局(如,图 9 的天线布局 800)的发射能力。所述第五曲线图 1000 描绘的结果是通过使用与可植入设备相分离的自由空间中的、与有负载的环形天线非耦合的单极天线的数学模型(即,数值仿真)得到的。

[0100] 所述第五曲线图 1100 包括第一轴 1110,其表示所述第五天线布局 1000 的非平衡天线 235 在端口 236 的回波损耗响应。所述第一轴 1110 的范围是从大约 -25dB 到大约 0dB。所述第五曲线图 1000 还包括第二轴 1120,其表示所述第五天线布局 1000 的频率。所述第二轴 1120 的范围是从大约 0GHz 到大约 3GHz。如所述第五曲线图 1100 所示,所述非耦合的天线布局 1000 的所述回波损耗响应 1130 在近似 1.7GHz 的频率处具有大约 -24dB 的第一下降点 1132,在大约 2.1GHz 的频率处具有大约 -18dB 的第二下降点 1134,在大约 2.5GHz

的频率处具有大约 -13dB 的第三下降点 1136。

[0101] 相应地,非平衡天线(如,天线 235)与有负载的环形天线(如,有负载的环形天线 210)的非耦合使所述天线布局的谐振频率偏移到更高的频率(如,与图 6、8 和 12 比较)。使所述天线非耦合还可以减少谐振频率的数量。有利地,减少谐振频率的数量可以减轻不同天线之间的干扰。例如,所述天线的非耦合可以使不同天线的电力信号和通信信号能够同时发射而无干扰。

[0102] 使所述天线布局绝缘

[0103] 现在参考图 13-23,不同天线配置(平衡天线配置和/或非平衡天线配置)的发射能力可以通过将一个或多个天线部分或全部嵌入电介质材料的绝缘层而修改。绝缘的电介质材料的非限制性示例包括诸如生物相容性塑料(如,硅胶、聚砜、俄亥俄州克里夫兰市的路博润先进材料公司提供的 TECOTHANE[®]等)的生物相容性材料。

[0104] 图 13-18 分别是说明具有包括载有导电介质 1220 的环形天线 1210 的天线布局的可植入设备 1200A、1200B、1200C、1200D、1200E 和 1200F 的不同实施例的示意框图。在一个实施例中,所述导电介质 1220 包括可植入设备的密闭的内壳体,其包含所述可植入设备的电路。然而,在其它实施例中,所述导电介质 1220 可以包括任意导电表面。在图 13-18 所示的示例中,所述有负载的环形天线 1210 进入所述内壳体 1220,并经由天线端口 1211 耦接到所述壳体 1220 内的组件。

[0105] 在图 13 中,所述可植入设备 1200A 的天线布局是完全暴露的(即,所述天线布局没有一部分被包围在电介质内)。相应地,当被植入患者内部时,天线布局可以被安排为接触周围组织。周围组织的非限制性示例可以包括所述患者的肌肉、脂肪、神经或皮肤层。然而,在所示示例中,所述天线布局包括有负载的环形天线 210。在其它实施例中,所述天线布局可以包括一个或多个平衡的和/或非平衡天线。

[0106] 有利地,所述周围组织的介电常数增加了所暴露的天线的孔径。增加所述天线的孔径使得能够使用更小的天线。此外,以更低的频率(如,大约 0.4GHz)使所述环形天线 1210 发射减轻了由于回波损耗的发射效率问题,这是因为人类组织在这些更低的频率上趋向于低损耗。而且,所述天线布局在没有电介质层的情况下可以成本较低和/或更容易制造。

[0107] 在图 14 和 15 中,所述可植入设备 1200B、1200C 的天线布局的锐利边缘可以被部分嵌入在绝缘电介质内。在图 14 中,所述天线布局包括具有嵌入电介质层 1240 内的第一锐利边缘 1213 的环形天线 1210。在图 15 中,所述天线布局包括具有嵌入第一电介质层 1242 内的锐角 1217 的环形天线 1210、以及具有嵌入第二电介质层 1244 内的锐利边缘 1233 的非平衡天线 1230。然而,在其它实施例中,所述天线布局可以包括更多或更少数量的平衡的和/或非平衡天线。

[0108] 所述有负载的环形天线 1210 的部分在植入时还可以被安排为接触周围组织,由此增加所述天线布局的孔径。然而,有利地,使所述天线布局的锐利边缘绝缘可以抑制对患者的烧伤或其它伤害,当所述患者被核磁共振成像(MRI)机器扫描时,所述天线布局被植入其中。如果所述锐利边缘被暴露,由 MRI 机器产生的磁场所引发的电流可能在这些边缘积累并烧伤所述周围组织。所述低电介质(如,电介质层 1240、1242、1244)可以抑制来自 MRI 机器所产生的磁场的影响的、所述天线边缘处的高电流密度的累积。

[0109] 在图 16 中,所述可植入设备 1200D 的天线布局被完全嵌入电介质 1240 的层内。在所示的示例中,所述天线布局包括有负载的环形天线 210。然而,在其它实施例中,所述天线布局可以包括一个或多个平衡的和 / 或非平衡天线。在植入之后,所述可植入设备 1200D 可以接触不同类型的周围组织(如,脂肪、肌肉、神经等)。每个类型的周围组织可以具有不同的介电常数。

[0110] 将所述天线布局嵌入电介质层中使所述天线布局与周围介质的介电常数的影响隔离。相应地,有利地,隔离所述电介质材料中的天线布局可以通过提供具有一致的介电常数的周围介质(如,所述电介质层 1240)来增强执行的可重复性。此外,当在更高的频率(如,大约 1.4GHz)操作时,人类组织趋向于无损(即,随着穿过人类组织,更高的频率信号趋向于退化)。相应地,使所述天线布局与所述周围组织隔离可以增强所述天线布局在更高频率处的发射效率。此外,如果所述电介质层是由生物相容性材料形成的,则将所述天线布局嵌入电介质层内可以增强所述天线布局的生物相容性。

[0111] 在图 17 中,所述电介质层 1240 在所述内壳体 1220 以及所述第五可植入设备 1200E 的天线布局(如,有负载的环形天线 1210)上延伸。有利地,将所述内壳体 1220 嵌入电介质层 1240 内可以增加所述天线布局的孔径。例如,嵌入装载所述环形天线 1210 的内壳体 1220 可以通过抑制所述内壳体 1220 的周围的表面电流来增加所述环形天线 1210 的孔径。此外,将所述内壳体 1220 嵌入电介质层 1240 内还可以提高所述可植入设备 1220 的生物相容性。

[0112] 在图 18 中,第一电介质层 1240 在所述第六可植入设备 1200F 的天线布局上延伸,且第二电介质层 1245 部分地嵌入所述内壳体 1220。在一个实施例中,所述天线布局包括有负载的环形天线 1210。然而,在其它实施例中,所述天线布局可以包括一个或多个平衡和 / 或非平衡天线。将所述内壳体 1220 部分地嵌入电介质层可以增加所述天线布局的孔径。在一个实施例中,所述内壳体 1220 邻近所述天线布局的端口(如,有负载的环形天线 1210 的端口 1211)的部分可以被嵌入电介质内,以增加所述天线布局的孔径。有利地,所述内壳体 1220 的暴露部分可以被用于向所述患者提供治疗(如,作为电极)。

[0113] 所述天线布局的植入环境趋向于随着患者而变化,甚至同一患者内也会变化。例如,包围植入所述患者内部的天线布局的组织的介电常数可能在所述天线布局的表面区域上变化(如,当所述天线布局的第一部分接触神经而所述天线布局的第二部分接触肌肉时)。相应地,为了增强对所述电介质的影响的理解,所述仿真是针对安排在由三层结构 1300(见图 19-22)表示的、简化的植入环境内的简单环形天线 1310。

[0114] 在图 19-22 中,所述三层结构 1300 包括安排在两个外层 1360 之间的具有第一介电常数 ϵ_1 的内层 1340,所述外层各自具有第二介电常数 ϵ_2 。一般地,所述绝缘层 1340 表示电介质的层(如,图 14-18 中所示的电介质层 1240),所述外层 1360 表示包围所述可植入设备的人类组织。相应地,所述内层 1340 的第一介电常数 ϵ_1 小于所述外层 1360 的第二介电常数 ϵ_2 。

[0115] 为了便于仿真中的计算和理解,选择大约 10mm 的厚度 H 和大约 1 的介电常数 ϵ_1 用于内层 1340,并选择大约 150mm 的厚度 T 和大约 10 的介电常数 ϵ_2 用于两个外层 1360 中的每个。这些度量不一定代表所述天线布局或植入环境的优选尺寸和属性。相反,这些度量提供了简单的模型,可以由所述模型计算数值仿真以便于所述概念的说明与测试。在

其它实施例中,所述外层 1360 可以具有相互不同的介电常数和 / 或厚度。

[0116] 图 19 是安排在自由空间(即,完全在所述三层结构 1300 之外)内的所述环形天线 1310 的示意框图。相应地,所述环形天线 1310 表示具有完全暴露于自由空间(如,空气)的天线的可植入设备。例如,图 19 的所述环形天线 1310 可以表示植入之前的可植入设备的天线布局。

[0117] 图 20 是被安排在所述三层结构 1300 的外层 1360 之一内且在所述内层 1340 外的所述环形天线 1310 的示意框图。所述环形天线 1310 表示具有完全暴露于所述患者的周围组织的天线布局的可植入设备。例如,图 20 的所述环形天线 1310 可以表示图 13 的所述有负载的环形天线 1210,其在植入后不被隔离在电介质的外层内。

[0118] 图 21 是具有安排在所述外层 1360 之一内的第一部分 1312 和安排在所述内层 1340 内的第二部分 1314 的所述环形天线 1310 的示意框图。所述环形天线 1310 表示具有部分嵌入电介质内且部分暴露于所述患者的周围组织的天线的可植入设备。例如,图 21 的所述环形天线 1310 可以表示图 14 的所述有负载的环形天线 1210,其在植入后部分被隔离在电介质的层 1240 内。

[0119] 图 22 是完全安排在所述内层 1340 内的所述环形天线 1310 的示意框图。所述环形天线 1310 表示具有完全嵌入电介质的绝缘层内的天线的可植入设备。例如,图 22 的所述环形天线 1310 可以表示图 16 的所述有负载的环形天线 1210,其在植入后被完全隔离在电介质的层 1240 内。

[0120] 可以利用计算模型,在图 23 中对所述电介质对示例天线布局的回波损耗响应的影响进行数值仿真。图 23 是将图 19-22 中所示的每一个布局的所述环形天线 1310 的回波损耗响应的最低点描绘成频率的函数的曲线图。所述曲线图 1500 具有表示回波损耗响应(dB)的第一轴 1510 和表示频率的第二轴 1520。所述第一轴 1510 的范围是从大约 -30dB 到大约 3dB,所述第二轴 1520 的范围是从大约 0.1GHz 到大约 0.5GHz。如图例 1505 所示,已经为所述曲线图 1500 的回波损耗响应曲线添加了包括圆圈、三角形和菱形的符号以区分不同的曲线。这些符号不对应于实际的数据点,而是仅用来区分所述回波损耗响应曲线。

[0121] 安排在自由空间中的环形天线(图 19)的所述回波损耗响应 1560 由无修饰的实线描绘。这个布局的回波损耗响应 1560 提供了其它回波损耗响应可以比较的基本读数。图 20 的所述暴露的环形天线 1310 的回波损耗响应 1530 由菱形点曲线描绘。图 21 的部分隔离的环形天线 1310 的回波损耗响应 1540 由圆圈点曲线描绘。图 22 的完全隔离的环形天线 1310 的回波损耗响应 1550 由三角形点曲线描绘。

[0122] 如图 23 所示,安排在自由空间中的所述环形天线(无修饰的曲线)(见图 19)的最低谐振频率是大约 0.45GHz,其回波损耗响应 1560 是大约 -6dB。所述完全暴露的环形天线(菱形(见图 20))的最低谐振频率是大约 0.19GHz,其回波损耗响应 1530 是大约 -16dB。所述部分嵌入的环形天线(圆圈)(见图 21)的最低谐振频率是大约 0.26GHz,其回波损耗响应 1540 是大约 -27dB。所述完全嵌入的环形天线(三角形)(见图 22)的最低谐振频率是大约 0.28GHz,其回波损耗响应 1550 是大约 -19dB。

[0123] 相应地,所述曲线图 1500 指示了将暴露的环形天线 1310(图 20)植入人类组织内降低了谐振频率且增加了所述天线布局的发射能力(与图 19 的被安排在自由空间中的所述天线 1310 相比较)。

[0124] 此外,将所述环形天线 1310 部分地嵌入电介质的绝缘层(图 21)可以使所述天线的谐振频率偏移 to 更高的频率(比较曲线 1530 和 1540)。将所述环形天线 1310 完全地嵌入电介质的绝缘层(图 22)可以使所述天线的谐振频率进一步偏移(比较曲线 1540 和 1550)。

[0125] 环形天线

[0126] 图 34 是包括围绕壳体 3420 缠绕的环形天线 3410 的示例可植入设备 3400 的示意框图。在一个实施例中,所述环形天线 3410 缠绕所述壳体 3420 仅仅一次。例如,所述环形天线 3410 具有至少 λ 的长度,其中 λ 是远场数据通信的有效波长。在另一个实施例中,所述环形天线 3410 缠绕所述壳体 3420 多次。例如,在一个实施例中,所述环形天线 3410 可以缠绕壳体足够多次,从而使所述天线在近场电力传送和 / 或通信中有效。在一个实施例中,所述可植入设备 3400 不包括匹配电路。

[0127] 在一个实施例中,所述环形天线 3410 可以被部分地或全部地嵌入电介质层内。在另一个实施例中,所述环形天线 3410 可以完全暴露于所述可植入设备 3400 被安排的环境中。在另一个实施例中,所述壳体 3420 可以被部分地或全部地嵌入电介质材料中。在另一个实施例中,所述壳体 3420 可以被完全地暴露。

[0128] 一般地,所述环形天线 3410 被配置用于接收电力并将所接收到的电力传送到所述壳体 3420 内的电路。在一个实施例中,所述环形天线 3410 被配置为在接收和传送低频信号(如,6.73MHz 左右)时谐振。在这样的实施例中,所述环形天线 3410 可以将所接收到的信号引起的电流传递给所述壳体 3420 内的可再充电电源 3424。

[0129] 在另一个实施例中,所述环形天线 3410 被配置为在接收和传送更高频信号(如,402-405MHz 左右)时谐振。当所述环形天线 3410 在更高频率上谐振时,所述环形天线比其在更低频率谐振时看起来电力更大。相应地,所述环形天线 3410 可以接收和发送远场信号。

[0130] 在这样的实施例中,所述环形天线 3410 可以将所接收到的信号引起的电流传递到所述壳体 3420 内的通信电路(如, MICS 通信电路)3426。所述环形天线 3410 还可以从可再充电电源 3424 接收电力,从所述通信电路 3426 接收数据或命令信号,并利用所接收到的电力传送所述数据或命令信号。

[0131] 在另一个实施例中,所述环形天线 3410 被配置为在多个频率上谐振。在这样的实施例中,所述可植入设备的壳体 3420 可以包括一个或多个切换电路 3422,其被配置用于接收当信号被接收时在所述环形天线 3410 上引起的电流。所述切换电路 3422 确定所接收到的信号的类型(如,基于频率),还可以基于所接收到的信号的类型,对所述壳体 3420 内的适当电路供电。

[0132] 例如,在一个实施例中,在图 34 所示的示例中,所述切换电路 3422 与所述壳体 3420 内的可再充电电源 3424 和通信电路 3426 电耦合。所述切换电路 3422 可以确定是否将在所述环形天线 3410 处接收到的信号转发到电源 3424 用于再充电、或转发到通信电路 3426 用于分析。在另一个实施例中,所述切换电路 3422 可以与所述壳体 3420 内的多个通信电路电耦合。在这样的实施例中,所述切换电路 3422 可以确定将所接收到的信号转发到哪个适当通信电路。

[0133] 在其它实施例中,可以在所述壳体 3420 内提供附加电路,并将其耦接到所述切换

电路 3422,以向所述可植入设备 3400 提供附加功能。所述切换电路 3422 可以将电力导向所述适当电路(如,基于所接收到的信号的频率,基于所述信号内包含的指令,等等)。

[0134] 在一个实施例中,所述环形天线 3410 与一个或多个非平衡天线(如,见图 24)之间的电感耦合增加了所述环形天线 3410 的谐振频率的数量。相应地,这样的电感耦合可以增加所述可植入设备 3400 能够执行的应用的范围。

[0135] 天线阵列

[0136] 可植入设备还可以包括包括天线阵列的天线布局。例如,图 24 是包括连接到天线布局 1650 的内壳体 1620 的可植入设备 1600 的示例实施例的示意框图。所述内壳体 1620 可以包含 RF 模块和治疗模块,如上参考图 1 和 2 所公开的。所述天线布局 1650 包括耦接到天线阵列 1660 的环形天线 1610,所述天线阵列 1660 可以包括平衡和非平衡天线的任意组合。在所示的示例中,所述阵列 1660 包括天线 1631-1639。

[0137] 一般地,所述天线阵列 1660 可以通过提供发射模式分集、空间分集和/或极性分集来增强所述可植入设备的灵活性和实用性。例如,所述天线阵列 1660 内的每一个天线可以被调谐到唯一的谐振频率处谐振,由此提供发射模式分集。不同类型的信号(如,电力和通信)可以在不同的频率范围上发射。所述天线阵列 1660 内的天线的空间分集可以使能外部组件识别出所述可植入设备的位置。极性分集可以通过减少或移除天线方向或天线性能的依赖性来增强所述可植入设备的耦合灵活性。

[0138] 在一些实施例中,所述阵列 1660 中的两个或多个天线可以相互电容耦合,以增加所述天线布局的孔径。在一个实施例中,所述天线阵列 1660 的所述天线 1631-1639 中的至少一个是非平衡天线。在其它实施例中,所述阵列 1660 的一个或多个天线可以与所述环形天线 1610 非耦合,以抑制与来自其它天线、其它组件和/或其它设备的发射干扰。

[0139] 所述可植入设备 1600 还可以包括可选的绝缘层 1640。在不同的实施例中,所述绝缘层 1640 可以部分地或完全地围绕所述天线布局 1650。在图 24 所示的示例中,所述环形天线 1610 和所述阵列 1660 的六个附加天线 1631-1636 被完全地嵌入所述绝缘层 1640 内。所述阵列 1660 的天线 1637 和 1639 被部分地嵌入所述绝缘层 1640 内,而天线 1638 被完全暴露于任意周围介质(如,空气、组织等等)。

[0140] 示例应用

[0141] 上述图表和数值仿真提供了理解根据这里说明的本公开的原则配置的可植入设备的以下示例实施例的概念基础。

[0142] 图 25-27 说明了包括缠绕内壳体 2020 的环形天线 2010 的可植入设备 2000 的第一示例实施例,所述内壳体 2020 包含被配置用于实现遥测和治疗的组件,如图 1 和 2 的 RF 模块 110、治疗模块 115 以及可再充电电池 117。所述环形天线 2010 经由所述内壳体 2020 定义的天线端口 2015 耦接到电路。

[0143] 在一个实施例中,所述环形天线 2010 可以围绕所述内壳体 2020 的周边一次。在另一实施例中,所述环形天线 2010 可以仅仅围绕所述周边的一部分。然而,在其它实施例中,所述环形天线 2010 可以缠绕所述内壳体 2020 的周边多次。在所示的示例中,所述环天线 2010 缠绕所述内壳体 2020 大约 4 次(见图 27 的线圈 2012、2014、2016 和 2018)。

[0144] 在一个实施例中,所述环形天线 2010 可以以螺旋的模式(如,见图 25 和 27)围绕所述内壳体 2020。在另一实施例中,所述环形天线 2010 可以以螺线的模式围绕所述内壳体

2020。有利地,螺旋绕组模式允许比螺线绕组模式更小的圆周。然而,螺线绕组模式允许比螺旋绕组模式更薄的形状因子。

[0145] 在另一实施例中,所述环形天线 2010 可以包括以螺线形状围绕的部分和以螺旋形状围绕的其它部分。例如,在一个实施例中,所述螺线形状的部分可以有助于路由围绕所述可植入设备 2000 的引线插座的环形天线 2010,而所述螺旋形状的部分可以围绕所述可植入设备 2000 的其余部分。相应地,可以基于预期的植入位置和 / 或预期的功能选择每一个可植入设备的天线配置。

[0146] 第一非平衡天线 2030 可以与所述环形天线 2010 电容耦合。在所示的示例中,所述第一非平衡天线 2030 包括倒 L 形天线。在这样的实施例中,所述第一非平衡天线 2030 包括从所述内壳体 2020 向外延伸并围绕所述环形天线 2010 的第一部分 2032。所述第一非平衡天线 2030 还包括具有大体上与所述环形天线 2010 的线圈平行地延伸的大体平坦表面的第二部分 2034。在其它实施例中,所述第一非平衡天线 2030 可以包括任意非平衡天线(如,Z 形天线、螺旋状天线、螺线天线、折叠天线、蛇形天线或其它任意适当天线)。

[0147] 在所示的实施例中,所述环形天线 2010 和非平衡天线 2030 被完全围在(即,被完全隔离)电介质材料的外层 2040 内。在另一实施例中,所述外层 2040 可以围住这些天线 2010 和 2020 中的仅仅一个。在另一个实施例中,天线 2010 和 2030 中的一个或两个的部分可以被围在(即,被部分隔离)所述外层 2040 内。然而,在其它实施例中,所述天线 2010 和 2030 可以被暴露(即,两个天线都不被围在所述外层 2040 内)。

[0148] 用于接收诸如图 1 和 2 的治疗元件 170 的治疗元件的治疗端口 2060(图 26)还可以被定义在所述外层 2040 中。一般地,所述治疗端口 2060 被配置用于接受治疗元件的连接器(如,引线连接器),从而形成所述治疗元件和所述内壳体 2020 内包含的组件(如,治疗模块和可再充电电池)之间的电连接。

[0149] 在一个实施例中,所述外层 2040 定义了缝合通道 2048,所述可植入设备 2000 通过它可以可靠地位于所述患者的内部的适当位置。在图 25 和 26 所示的示例中,所述外层 2010 定义了三个延伸通过所述可植入设备 2000 的缝合通道 2048。

[0150] 图 28-30 说明了包括围绕着内壳体 2120 的环形天线 2110 的可植入设备 2100 的第二实施例,所述内壳体 2120 包含治疗组件,诸如 RF 模块 110、治疗模块 115 以及图 1 和 2 的可再充电电池 117。所述环形天线 2110 经由所述内壳体 2120 内定义的天线端口 2115 耦接到所述 RF 模块和治疗模块。如在第一可植入设备 2000 中那样,所述环形天线 2110 可以围绕所述内壳体 2120 的周边。在所示的示例中,所述环形天线 2110 围绕所述内壳体 2120 大约四次(见图 29 的绕组 2112、2114、2116 和 2118)。然而,在其它实施例中,所述环形天线 2210 可以围绕更少或更多次数。

[0151] 第二非平衡天线 2130 可以与所述环形天线 2110 电容耦合。在所示的示例中,所述非平衡天线 2130 是另一个蛇形天线,其被适度地与所述环形天线 2110 耦合。在这个实施例中,所述第二非平衡天线 2130 包括具有大体上平行于且接近于所述环形天线 2110 的延伸的平坦表面的第一部分 2132、以及具有大体上平行于所述环形天线 2110 但与所述环形天线 2110 隔开的延伸的平坦表面的第二部分 2134。

[0152] 在所示的示例中,所述环形天线 2110 和第二非平衡天线 2130 被围在(即,由其完全隔离)电介质材料的外层 2140 内。在另一个实施例中,所述外层 2140 可以围住这些天

线 2110 和 2130 中的仅仅一个。在另一个实施例中,天线 2110 和 2130 中的一个或两个的部分可以被围在(即,由其部分隔离)所述外层 2140 内。然而,在其它实施例中,所述天线 2110 和 2130 可以被暴露(即,两个天线都不被围在所述外层 2140 内)。

[0153] 用于接收诸如图 1 和 2 的治疗元件 170 的治疗元件的治疗端口 2160 还可以被定义在所述外层 2140 内。一般地,所述治疗端口 2160 被配置用于接受治疗元件的连接(如,引线连接器),从而形成所述治疗元件和所述内壳体 2120 内包含的组件(如,治疗模块和可再充电电池)之间的电连接。在一个实施例中,所述外层 2140 还定义了缝合通道 2148,所述可植入设备 2100 通过它可以可靠地位于所述患者的内部的适当位置。

[0154] 图 31-33 说明了包括围绕着内壳体 2220 的环形天线 2210 的可植入设备 2200 的第三示例实施例,所述内壳体 2220 包含 RF 模块和治疗模块,如图 1 和 2 的 RF 模块 110 以及治疗模块 115。所述环形天线 2210 经由所述内壳体 2220 内定义的天线端口 2215 耦接到所述 RF 模块和治疗模块。如在第一可植入设备 2000 中那样,所述环形天线 2210 可以围绕所述内壳体 2220 的周边。在所示的示例中,所述环形天线 2210 围绕所述内壳体 2220 大约四次(见图 29 的线圈 2212、2214、2216 和 2218)。然而,在其它实施例中,所述环形天线 2210 可以围绕更少或更多次数。

[0155] 第三非平衡天线 2230 可以与所述环形天线 2210 非耦合。在所示的示例中,所述非平衡天线 2230 是 Z 形天线,其与所述环形天线 2210 非耦合。在这个实施例中,所述第三非平衡天线 2230 的表面 2236 可以与所述环形天线 2210 的线圈基本垂直地延伸。

[0156] 在所示的示例中,所述环形天线 2210 和第三非平衡天线 2230 被围在(即,由其完全隔离)电介质材料的外层 2240 内。在另一个实施例中,所述外层 2240 可以围住这些天线 2210 和 2230 中的仅仅一个。在另一个实施例中,天线 2210 和 2230 中的一个或两个的部分可以被围在(即,由其部分隔离)所述外层 2240 内。然而,在其它实施例中,所述天线 2210 和 2230 可以被暴露(即,两个天线都不被围在所述外层 2240 内)。

[0157] 用于接收诸如图 1 和 2 的治疗元件 170 的治疗元件的治疗端口 2260 还可以被定义在所述外层 2240 内。一般地,所述治疗端口 2260 被配置用于接受治疗元件的连接(如,引线连接器),从而形成所述治疗元件和所述内壳体 2220 内包含的组件(如,治疗模块和电池)之间的电连接。在一个实施例中,所述外层 2240 还定义了缝合通道 2248,所述可植入设备 2200 通过它可以可靠地位于所述患者的内部的适当位置。

[0158] 上述说明、示例和数据提供了本发明的组成的制造和使用的完整说明。因为本发明的很多实施例可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下实现,所以本发明存在以下附加的权利要求。

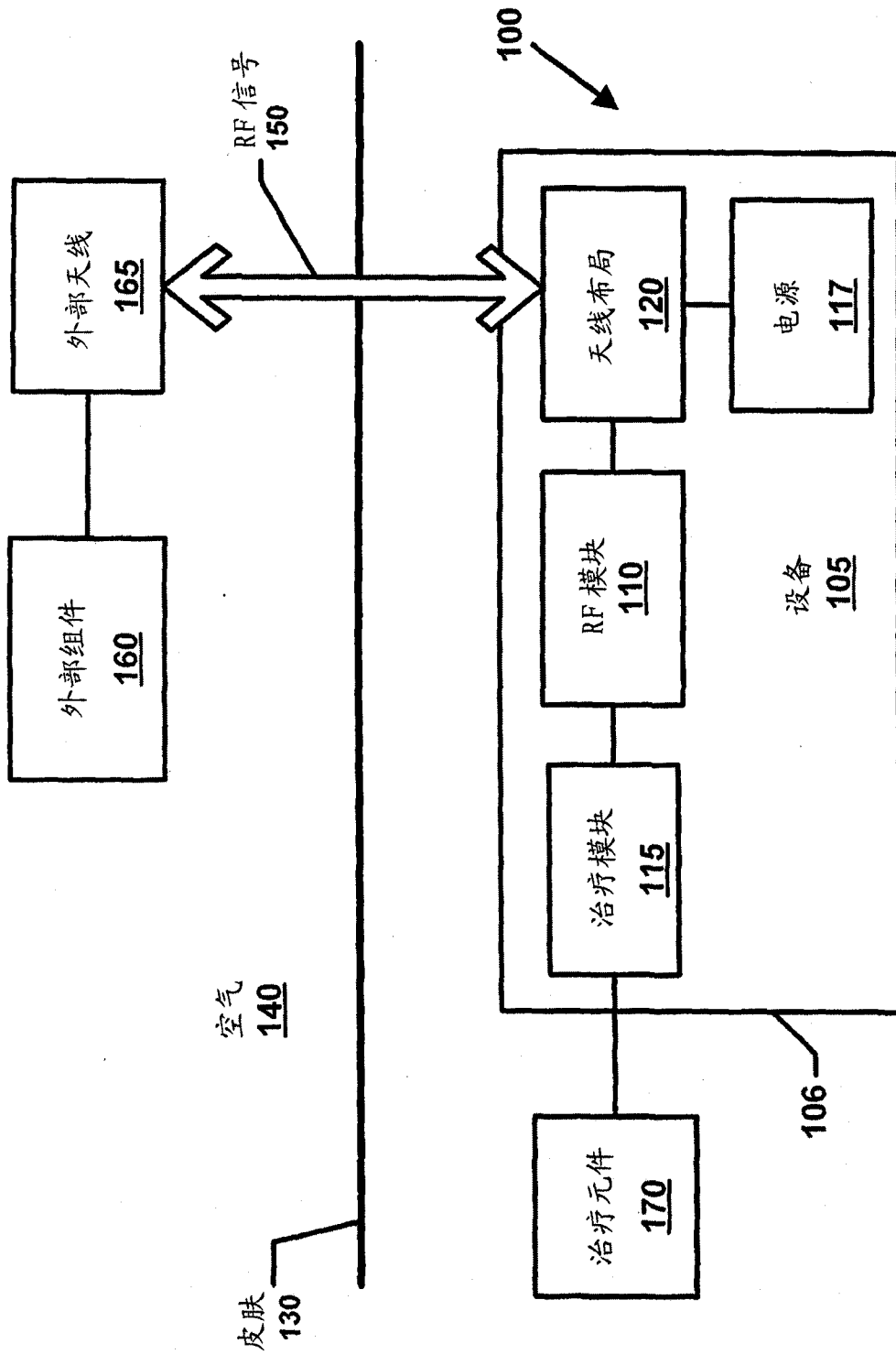


图 1

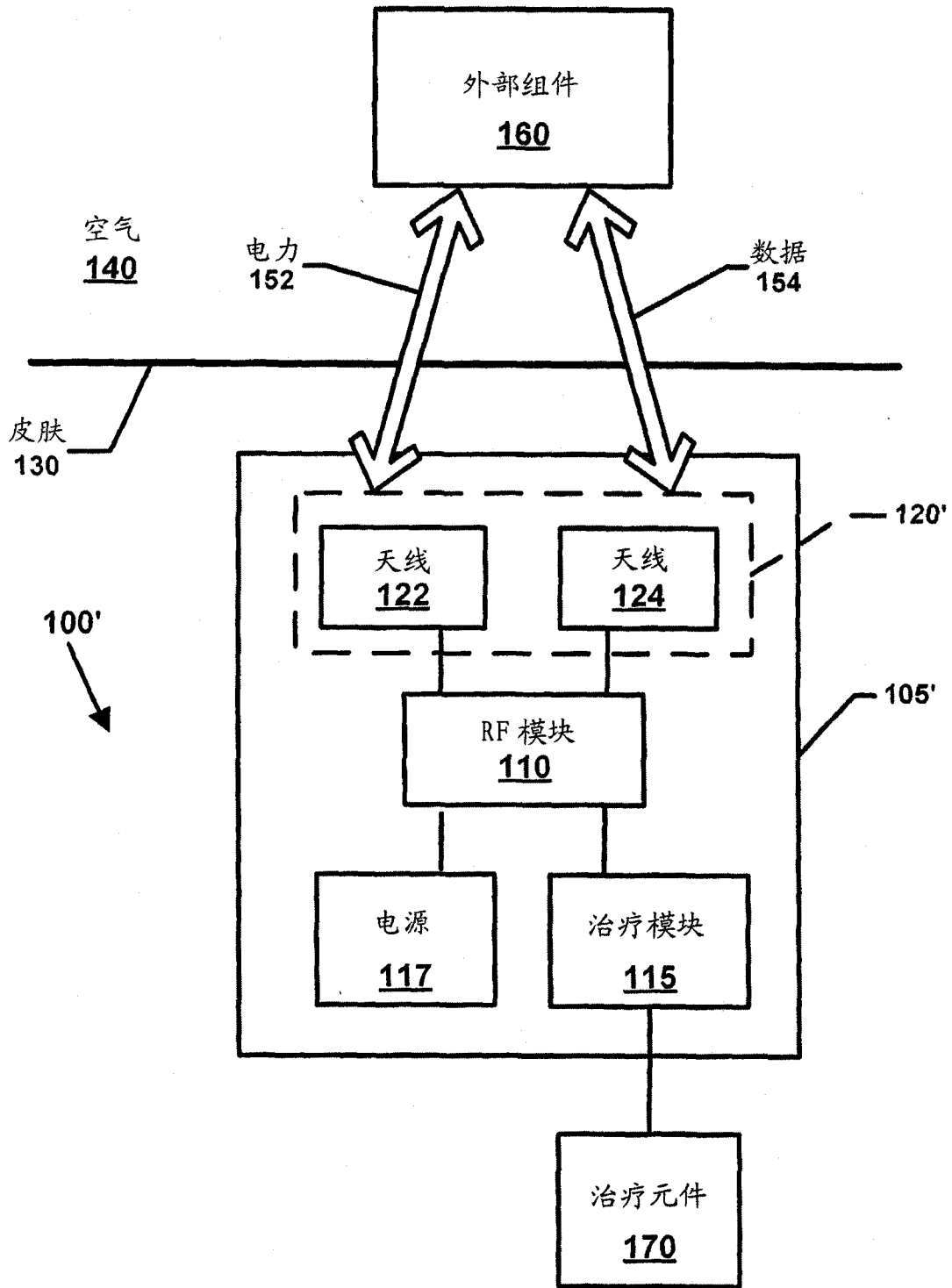


图 2

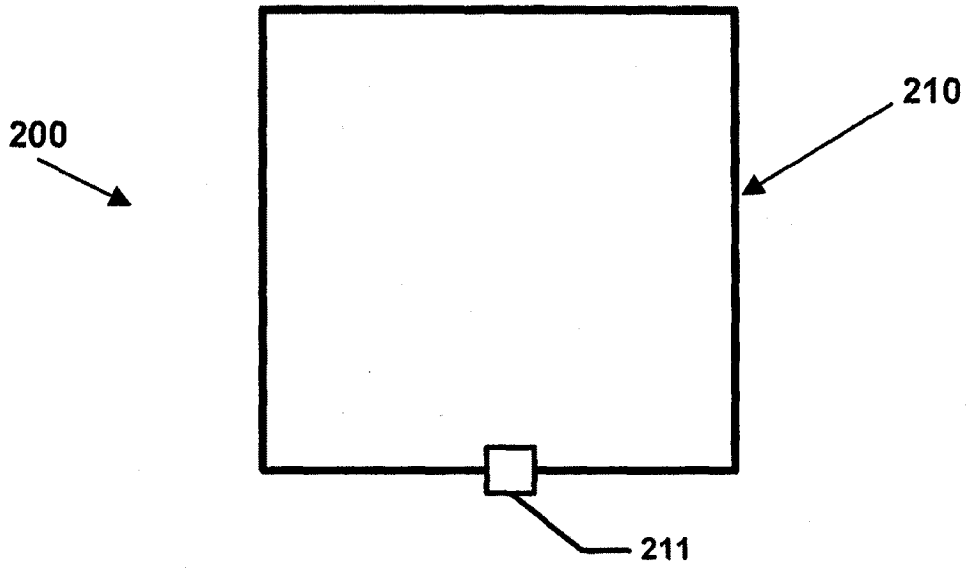


图 3

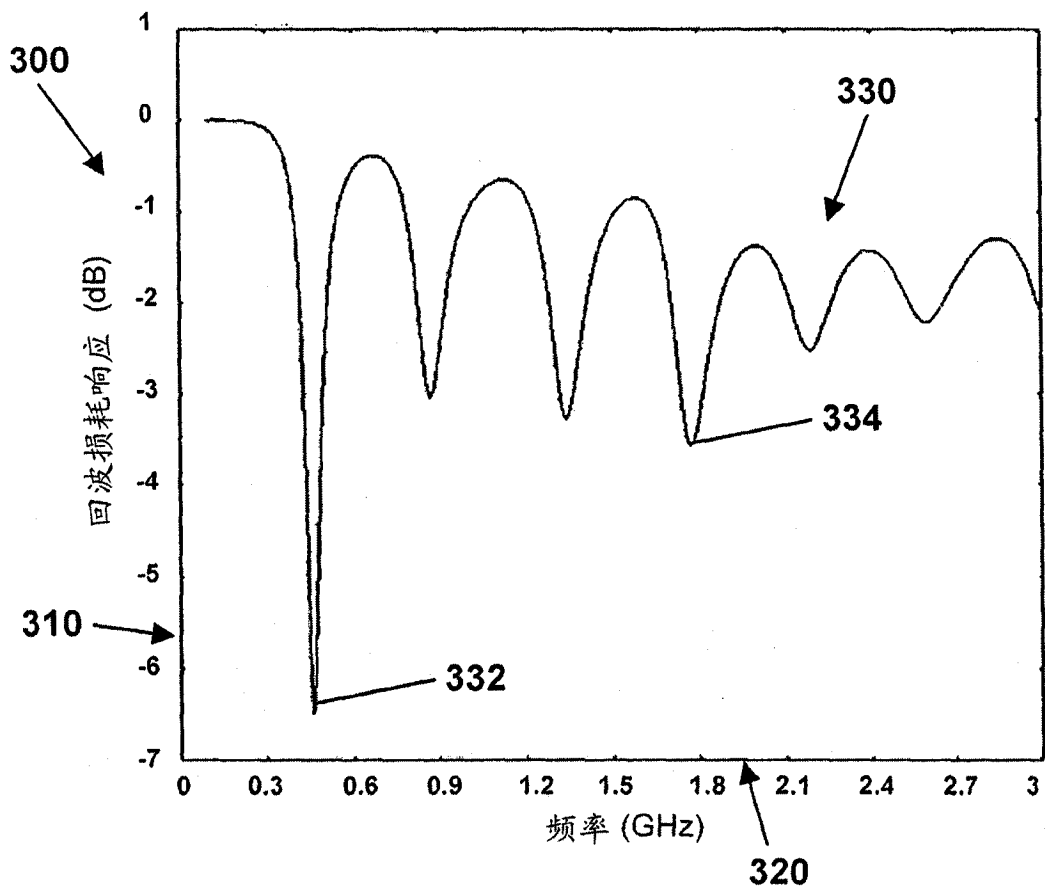


图 4

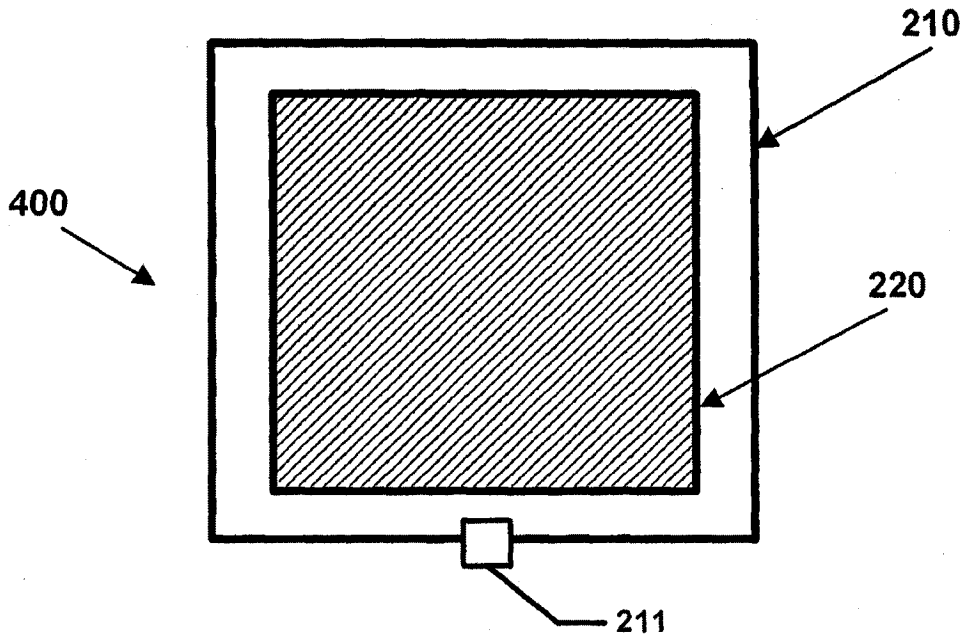


图 5

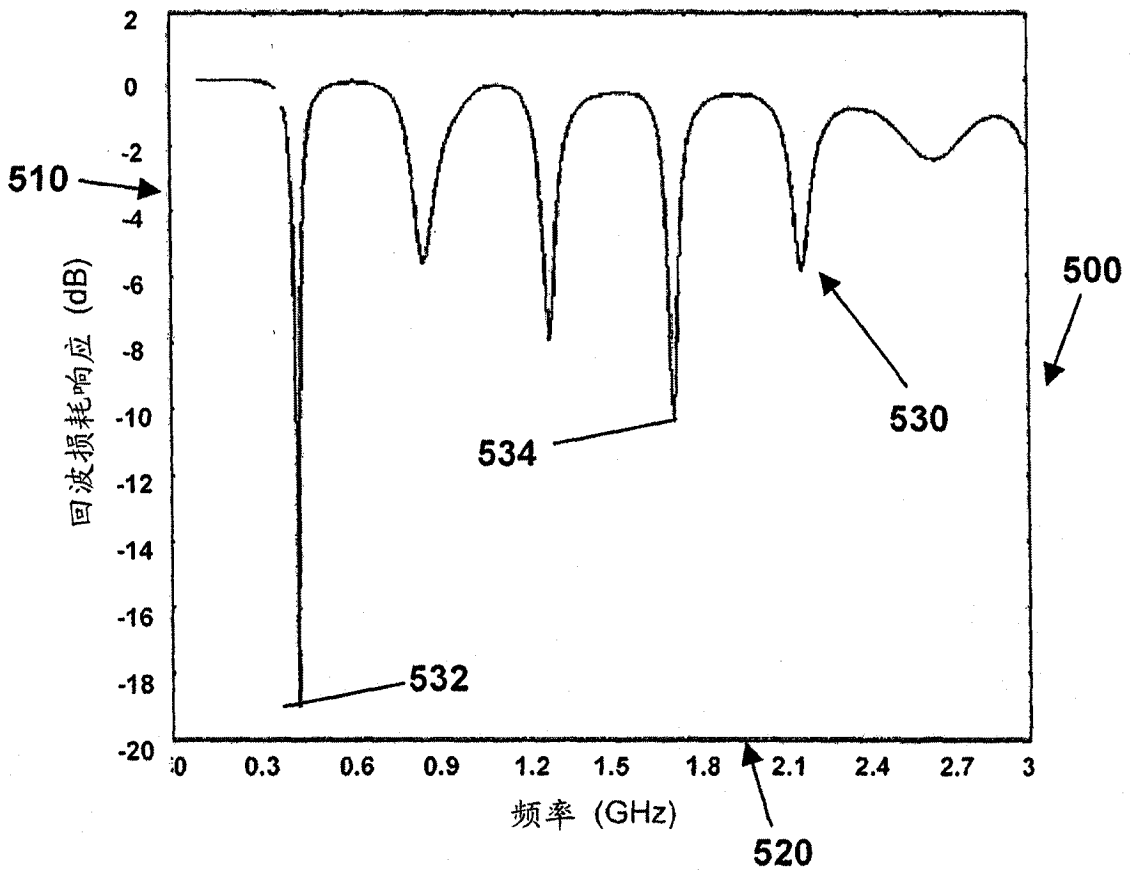


图 6

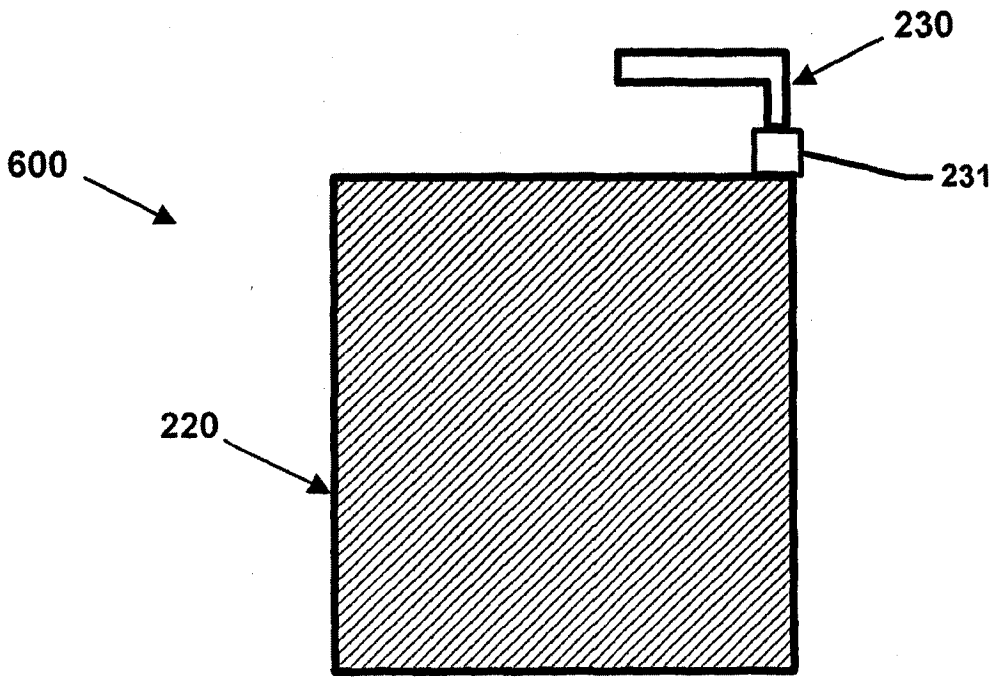


图 7

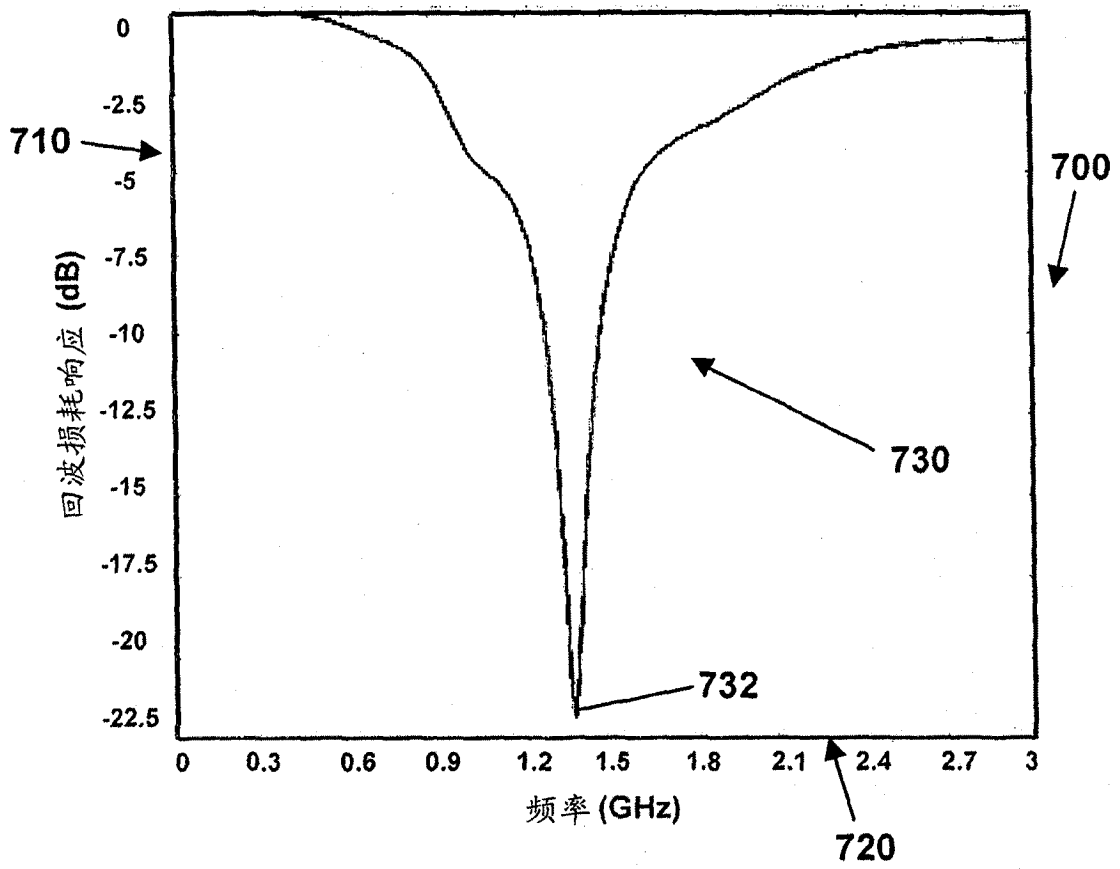


图 8

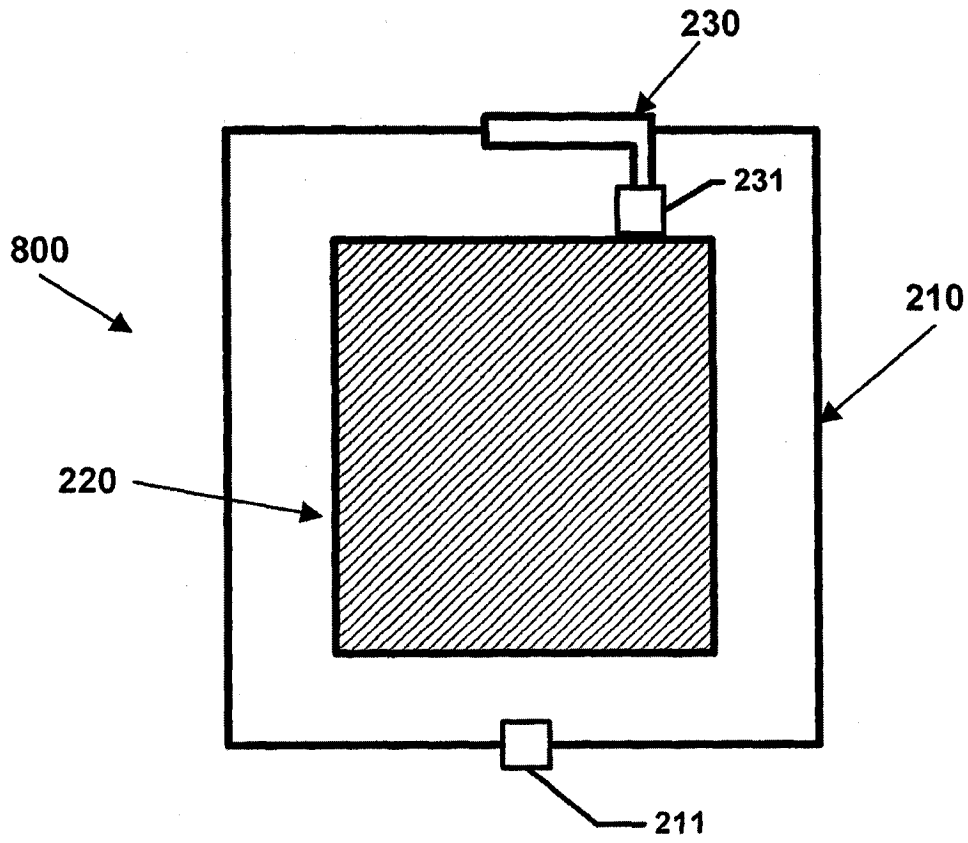


图 9

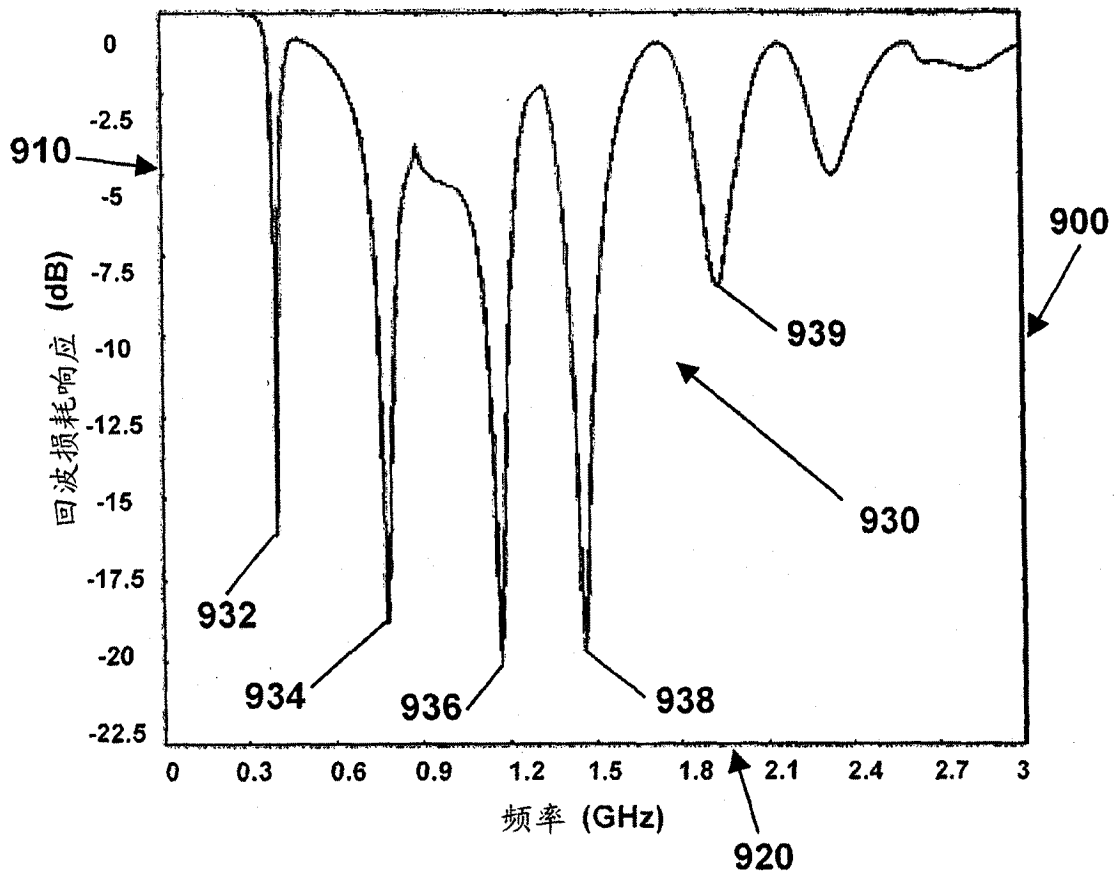


图 10

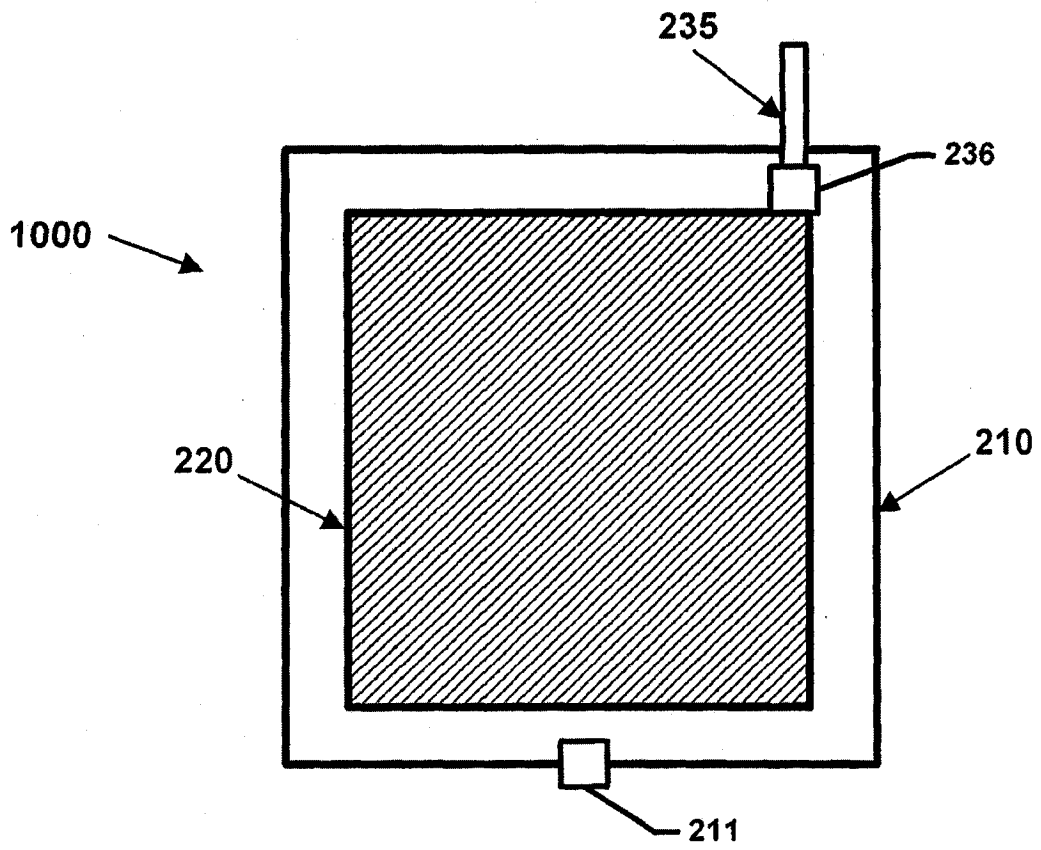


图 11

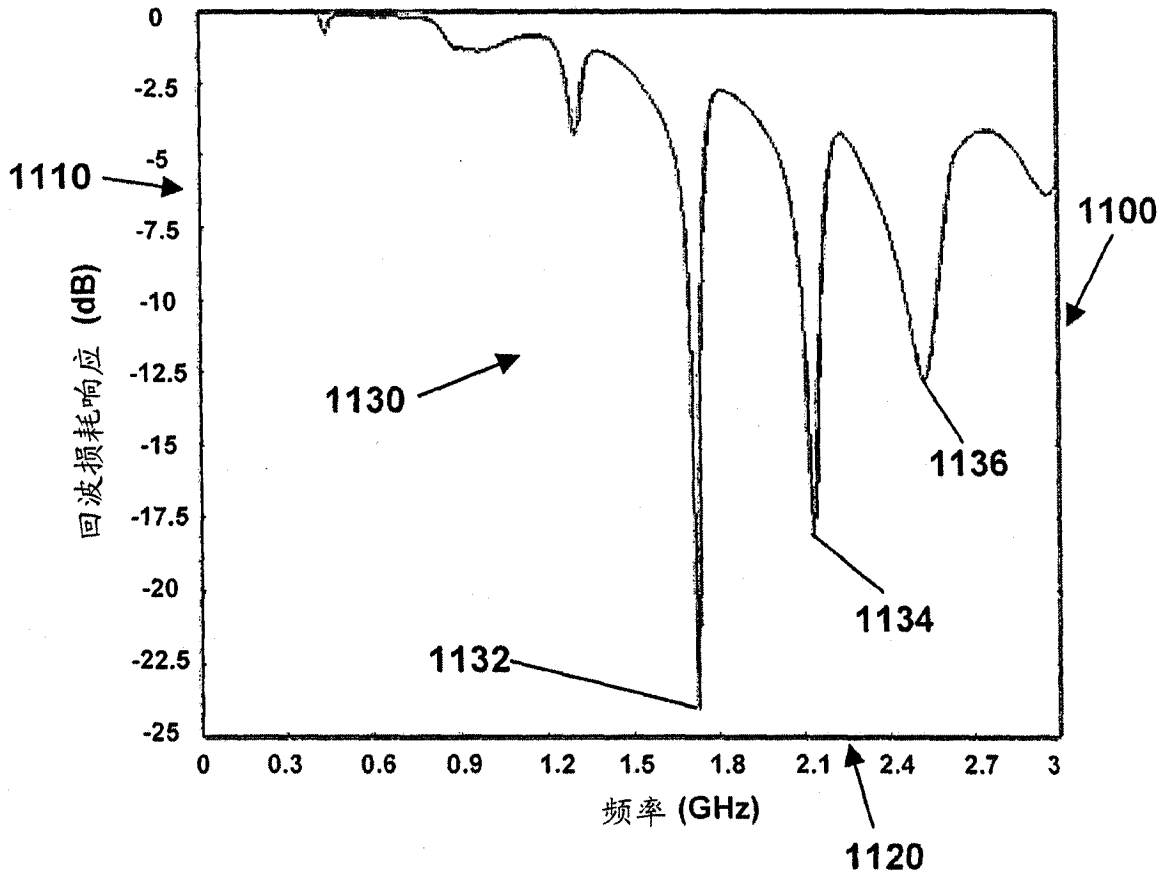


图 12

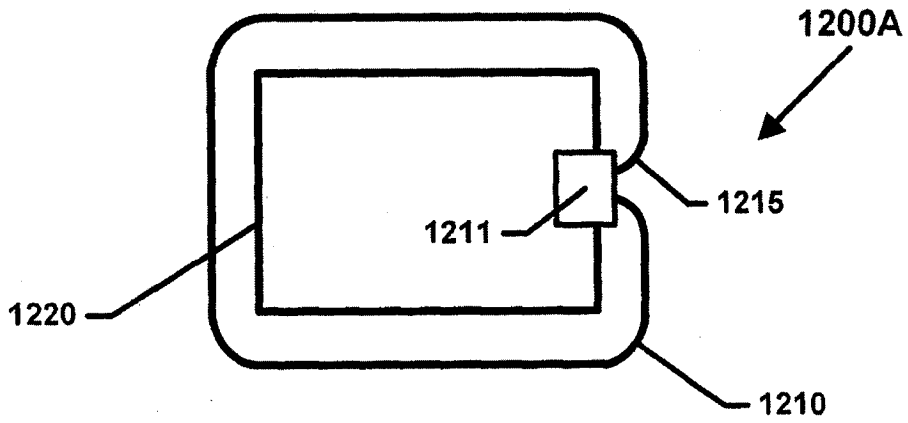


图 13

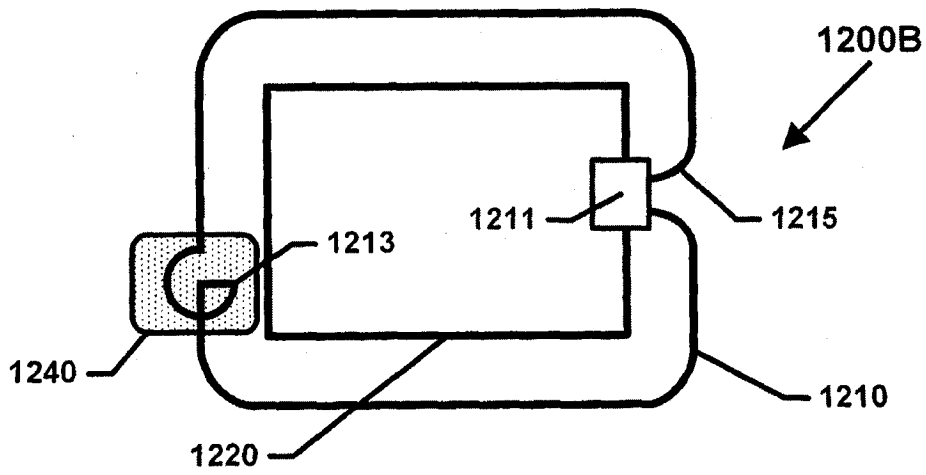


图 14

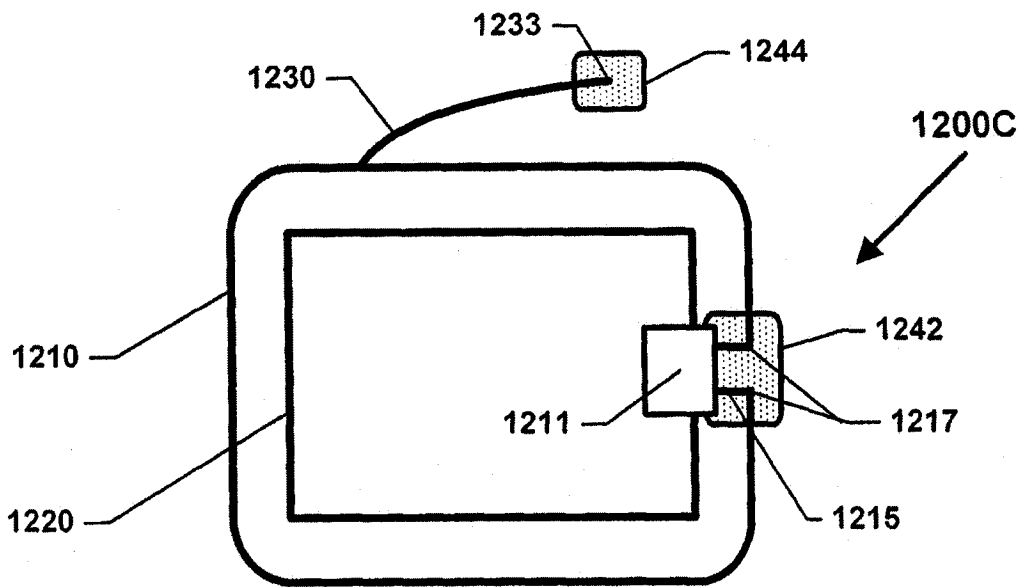


图 15

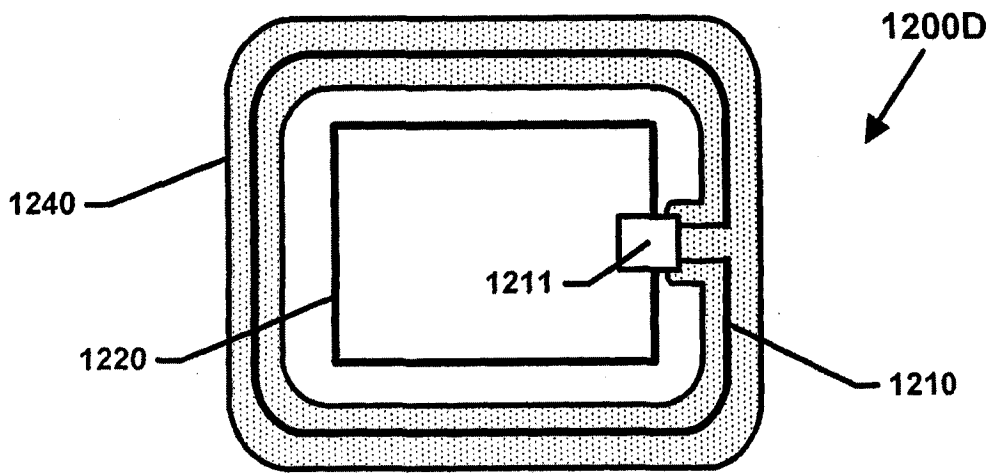


图 16

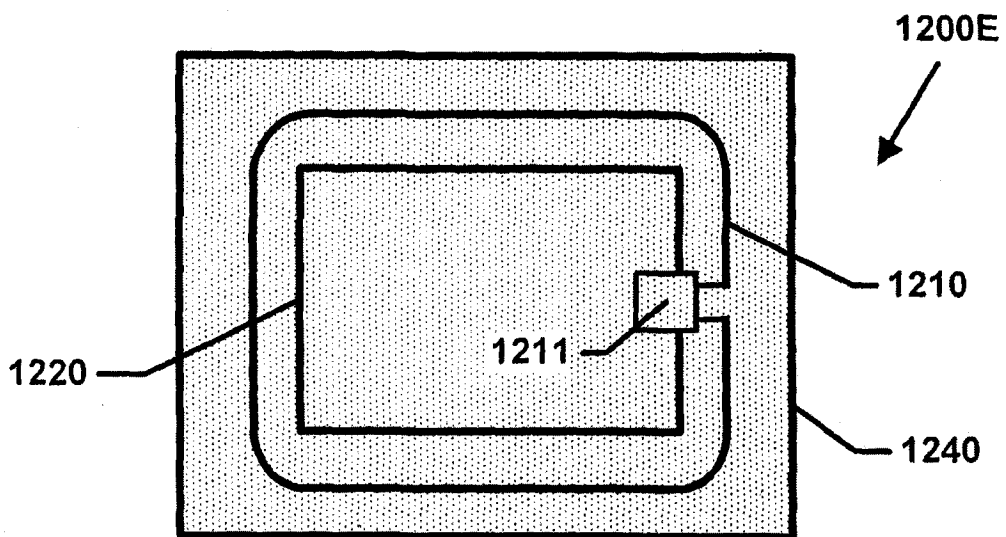


图 17

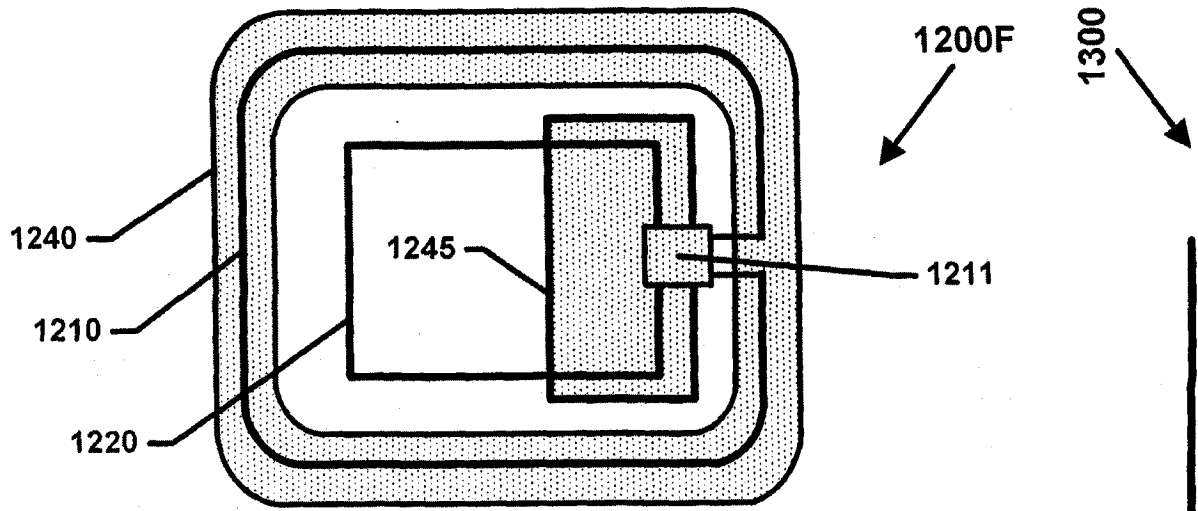


图 18

图 19

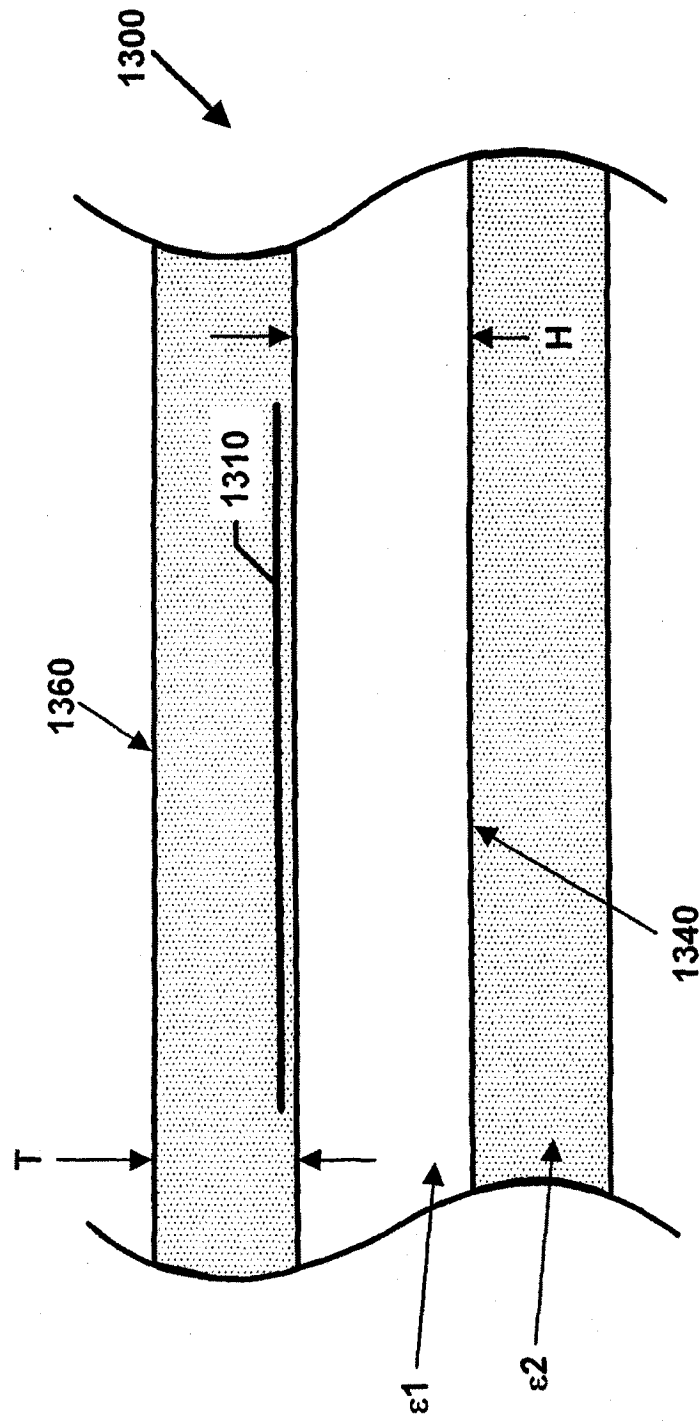


图 20

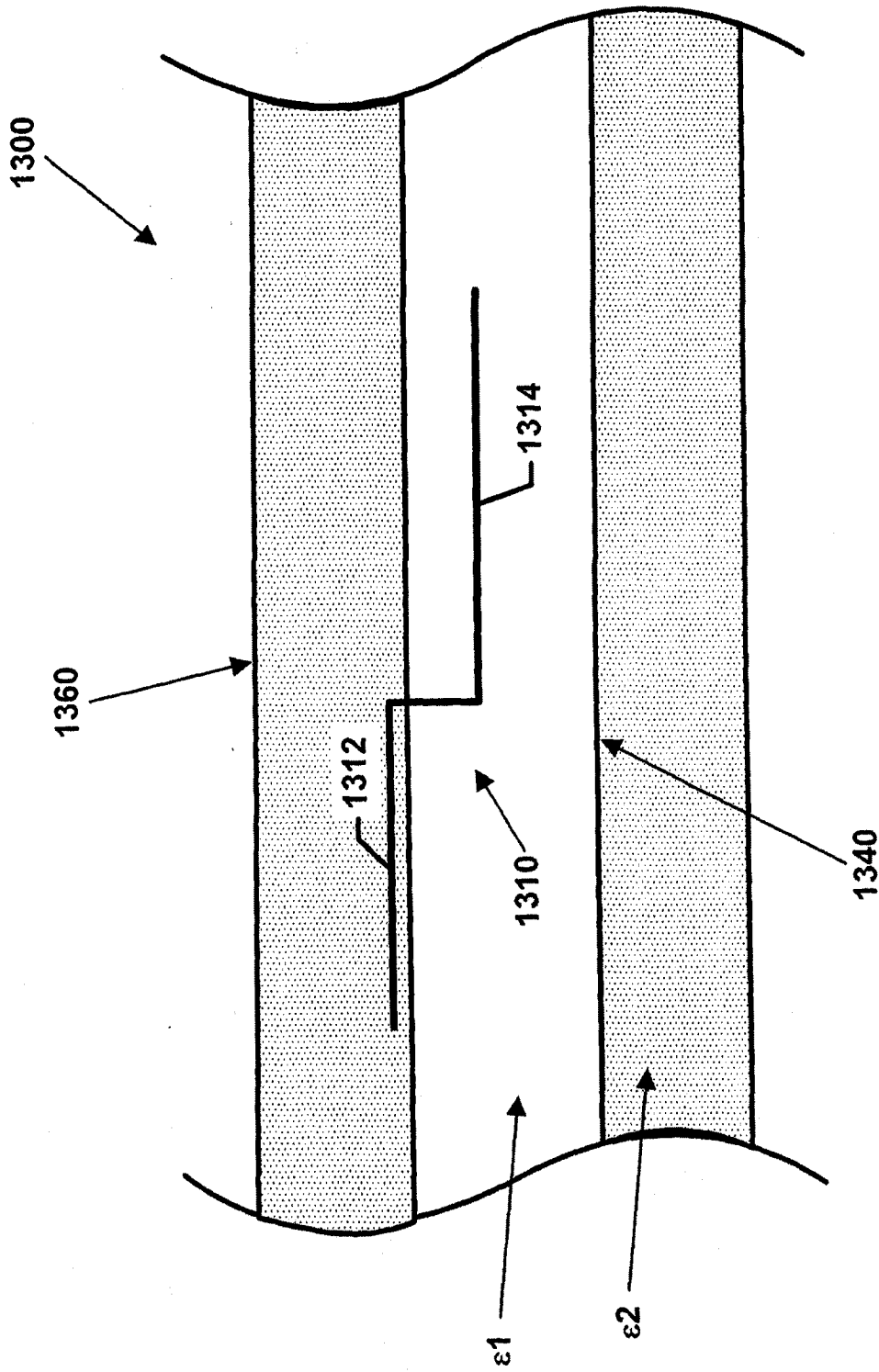


图 21

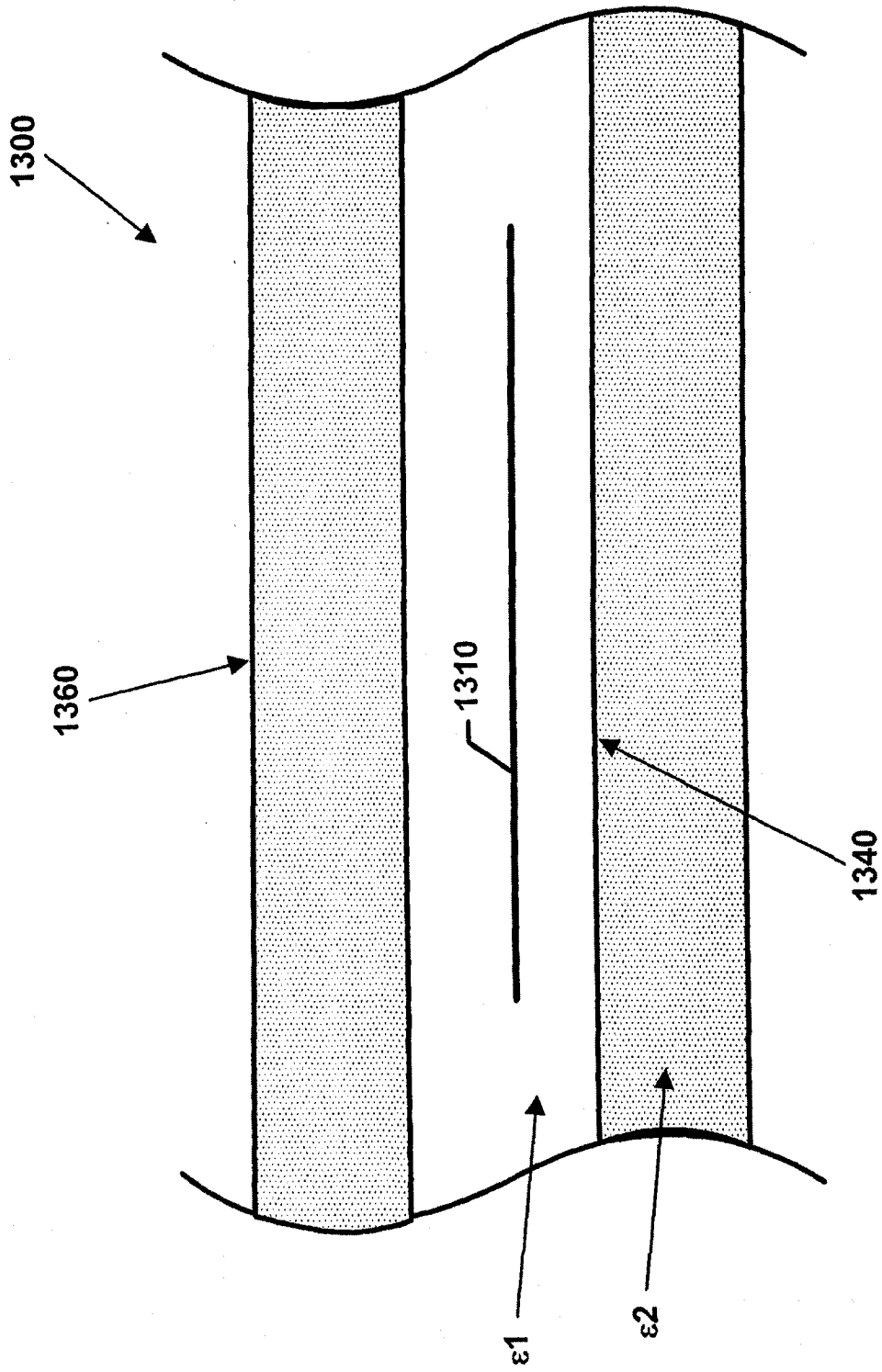


图 22

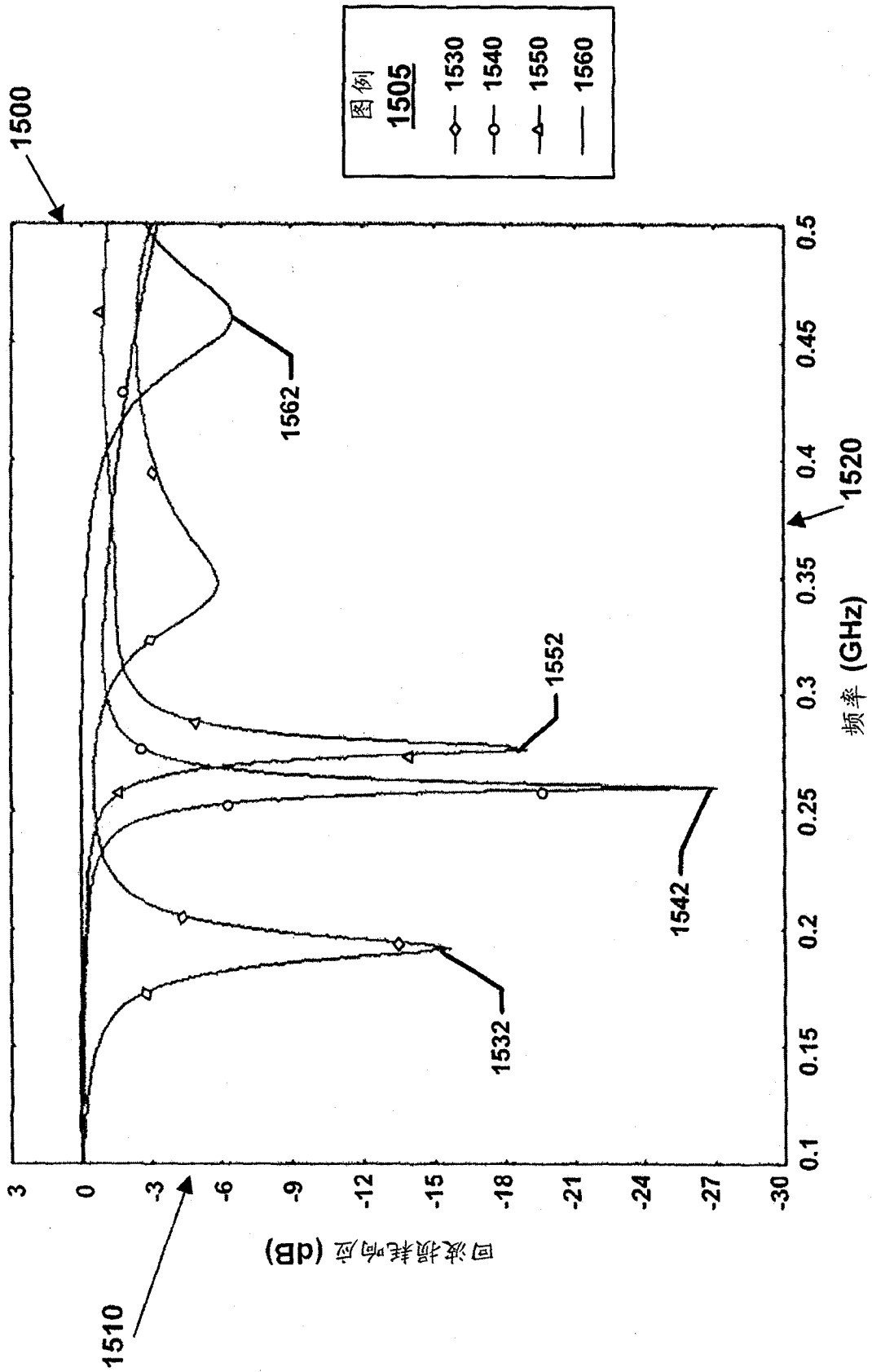


图 23

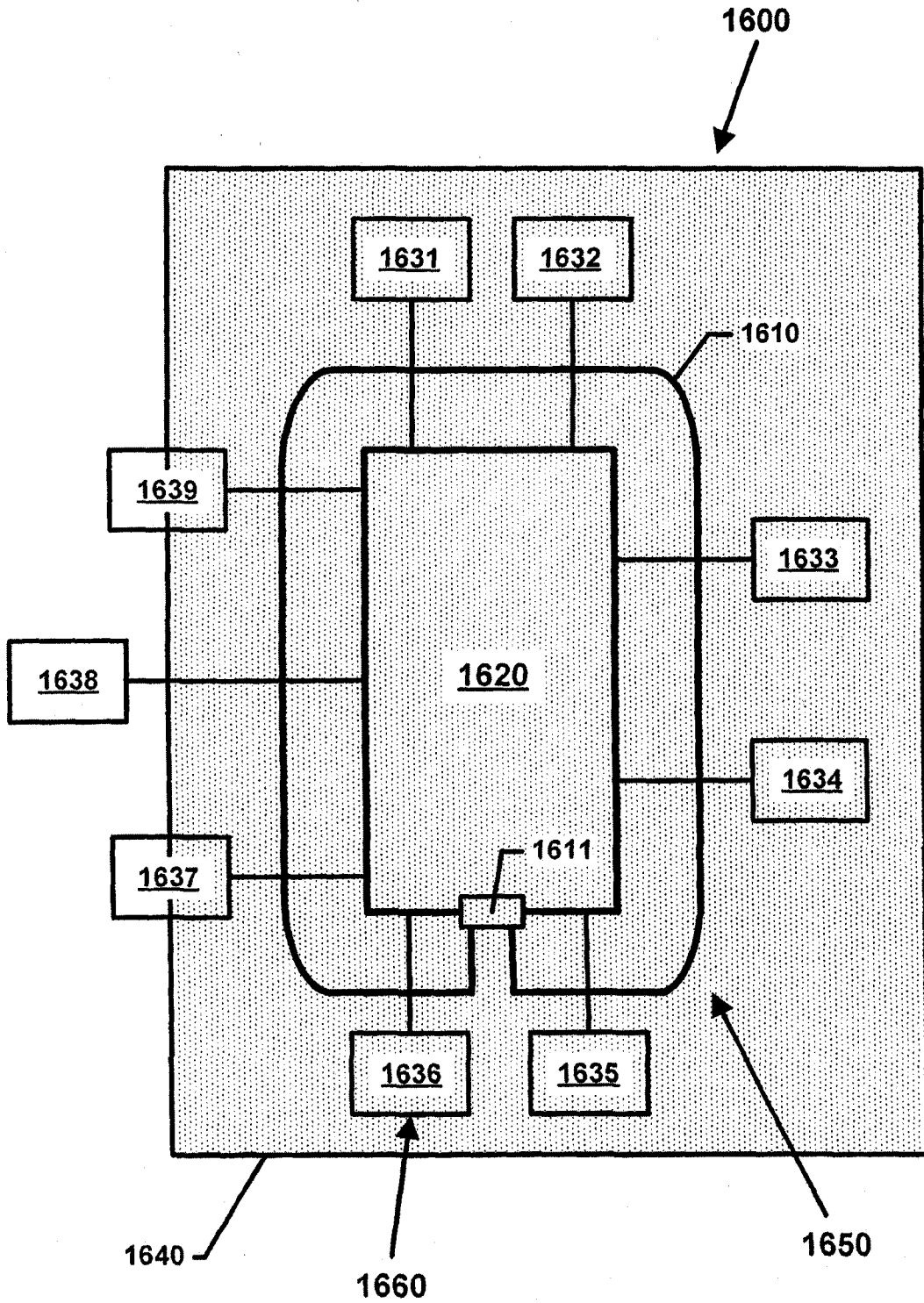


图 24

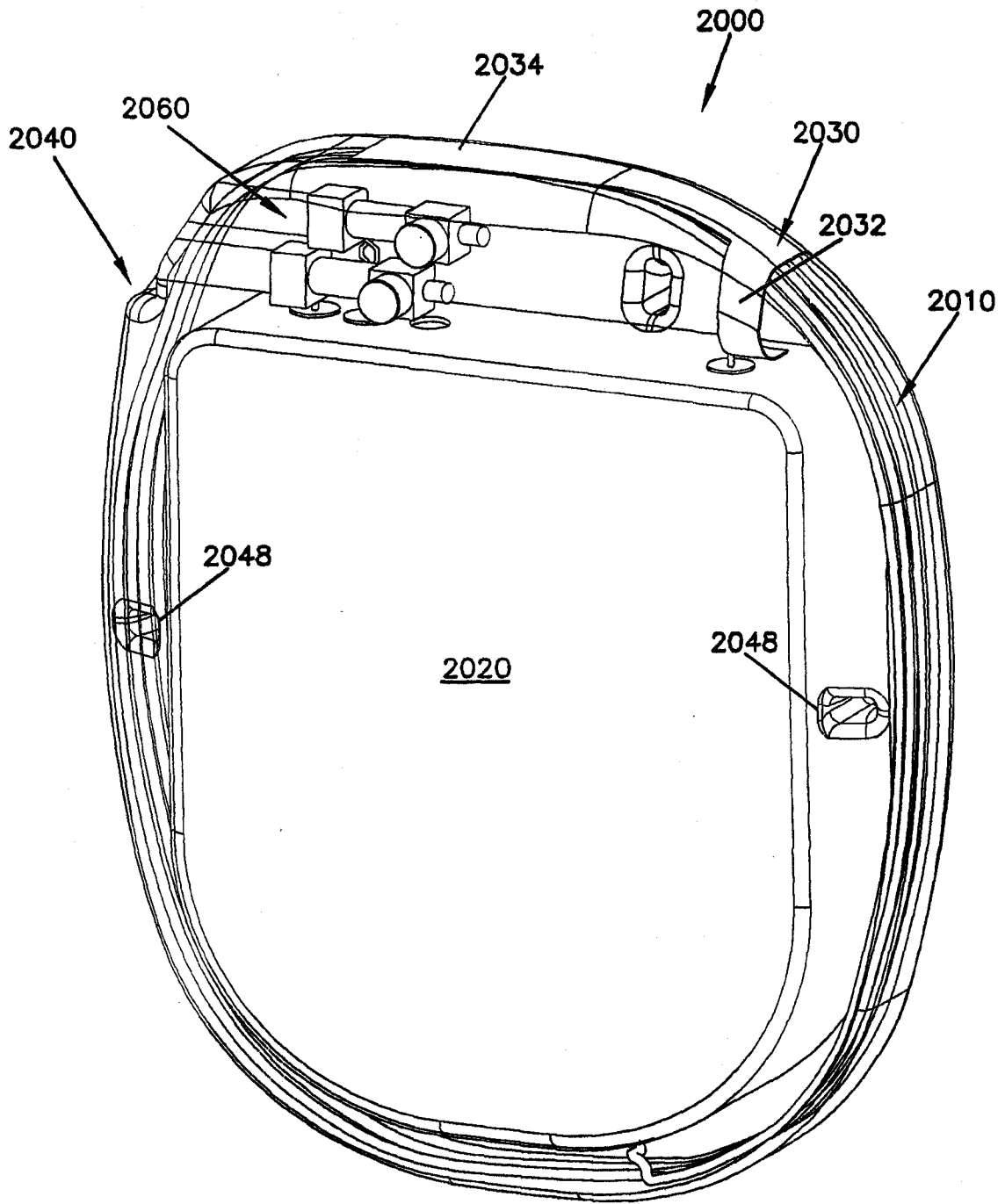


图 25

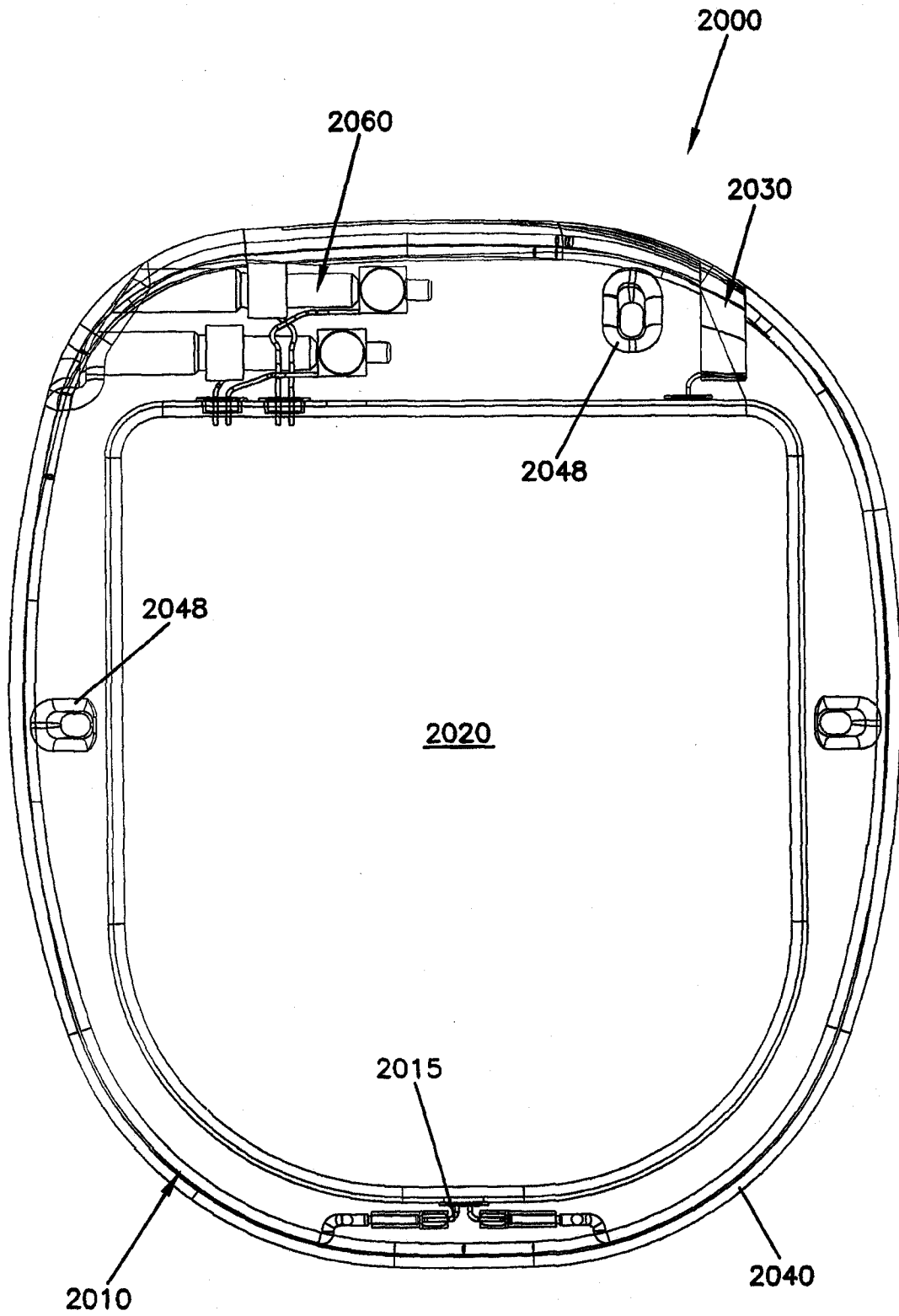


图 26

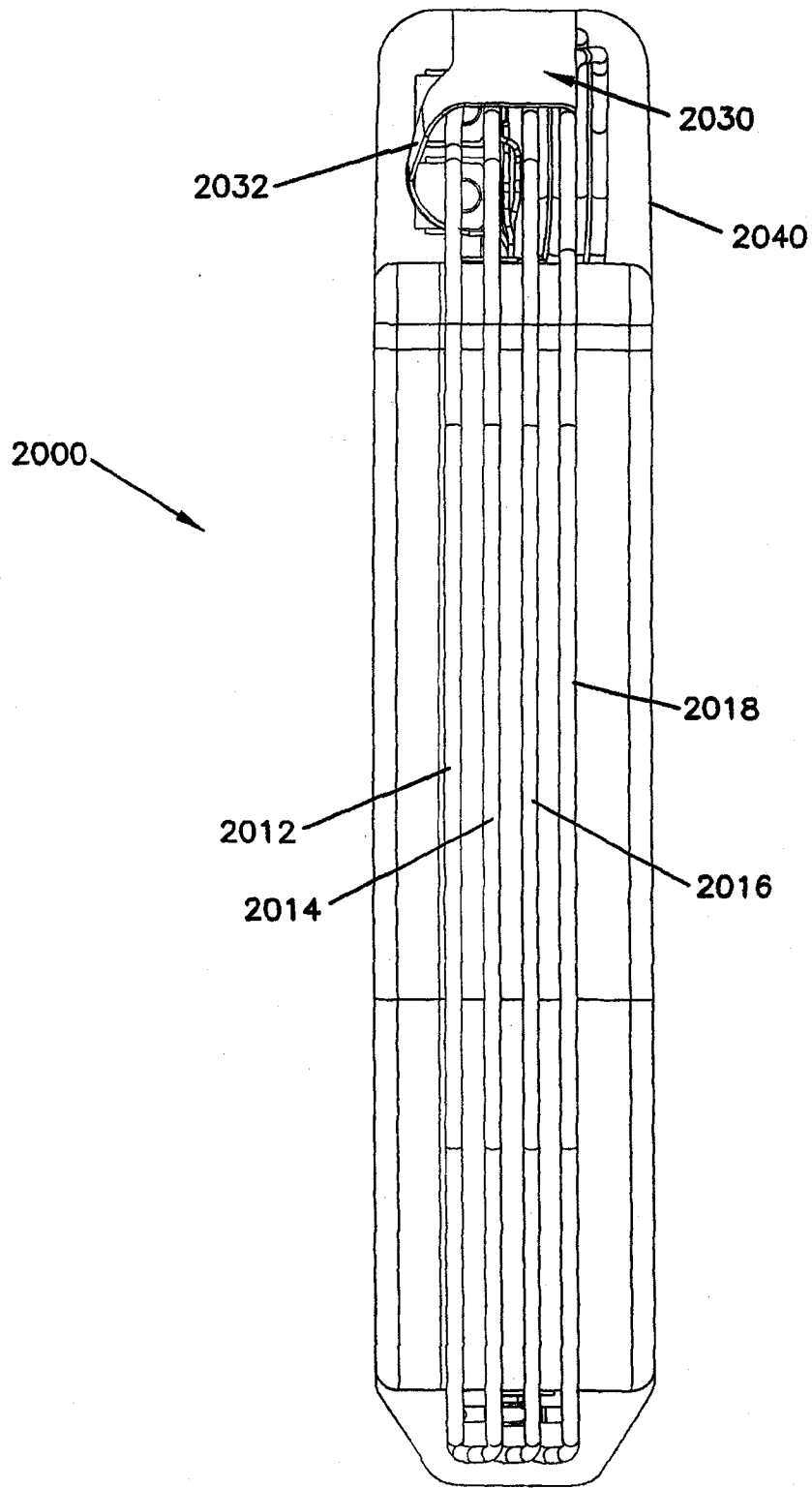


图 27

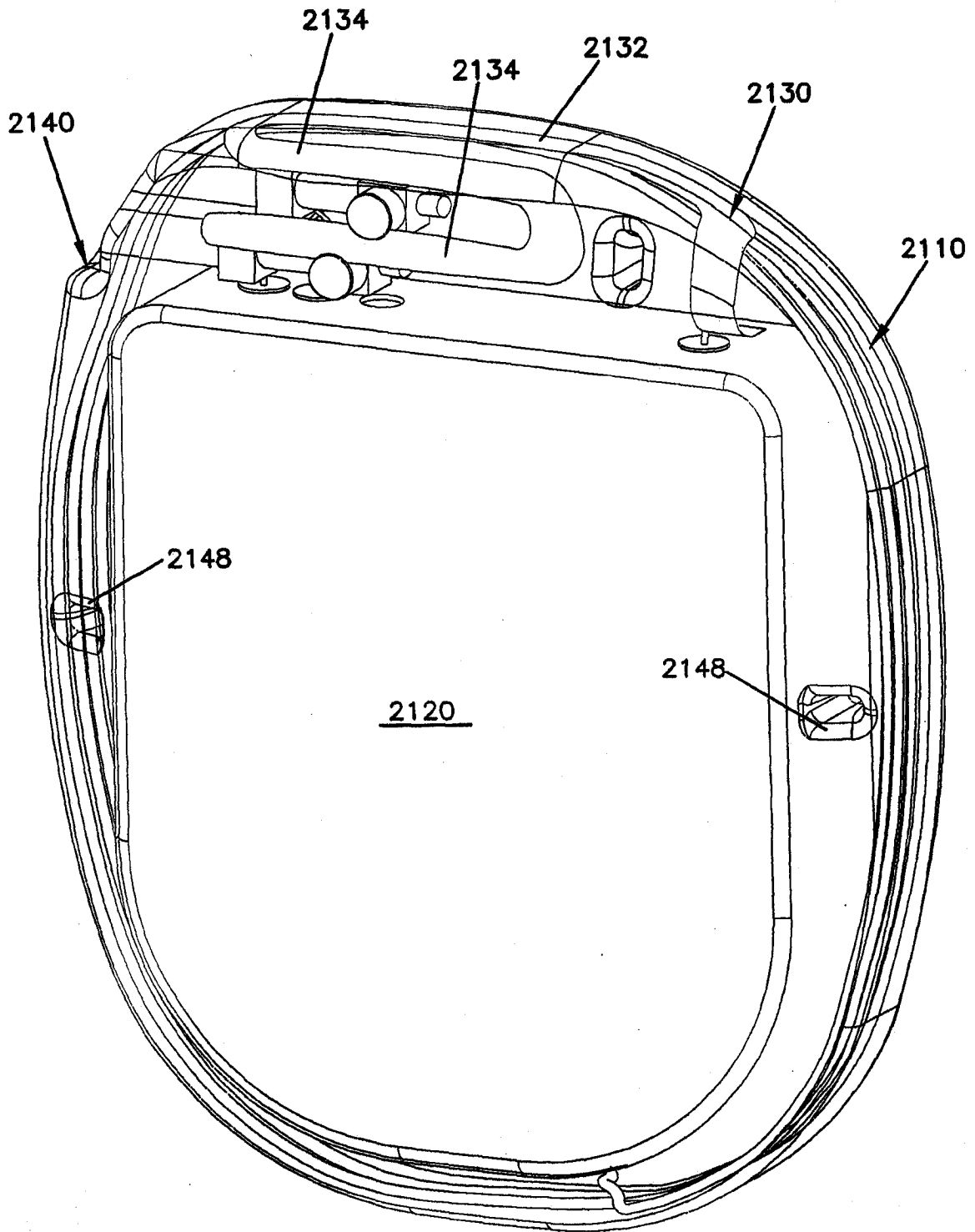


图 28

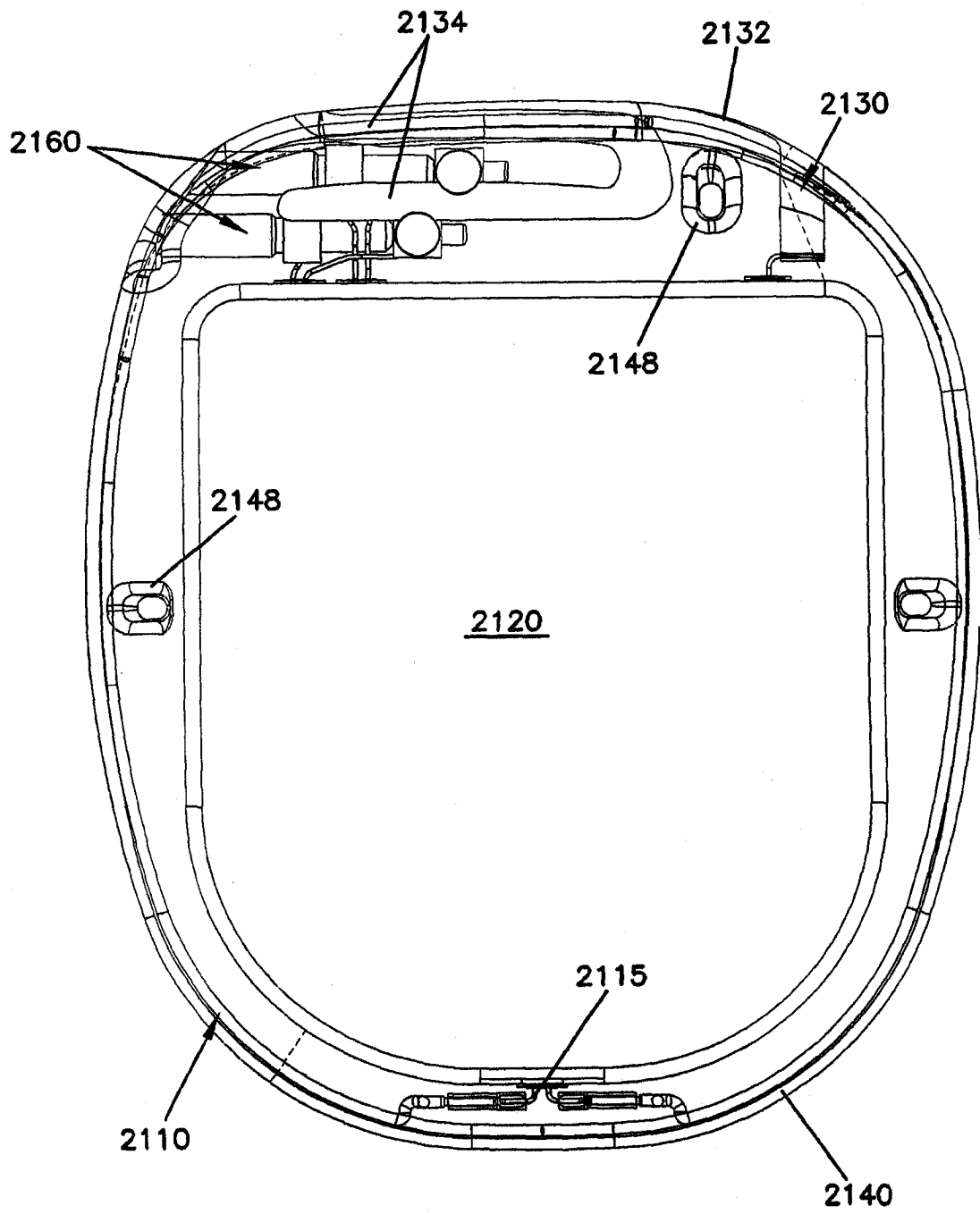


图 29

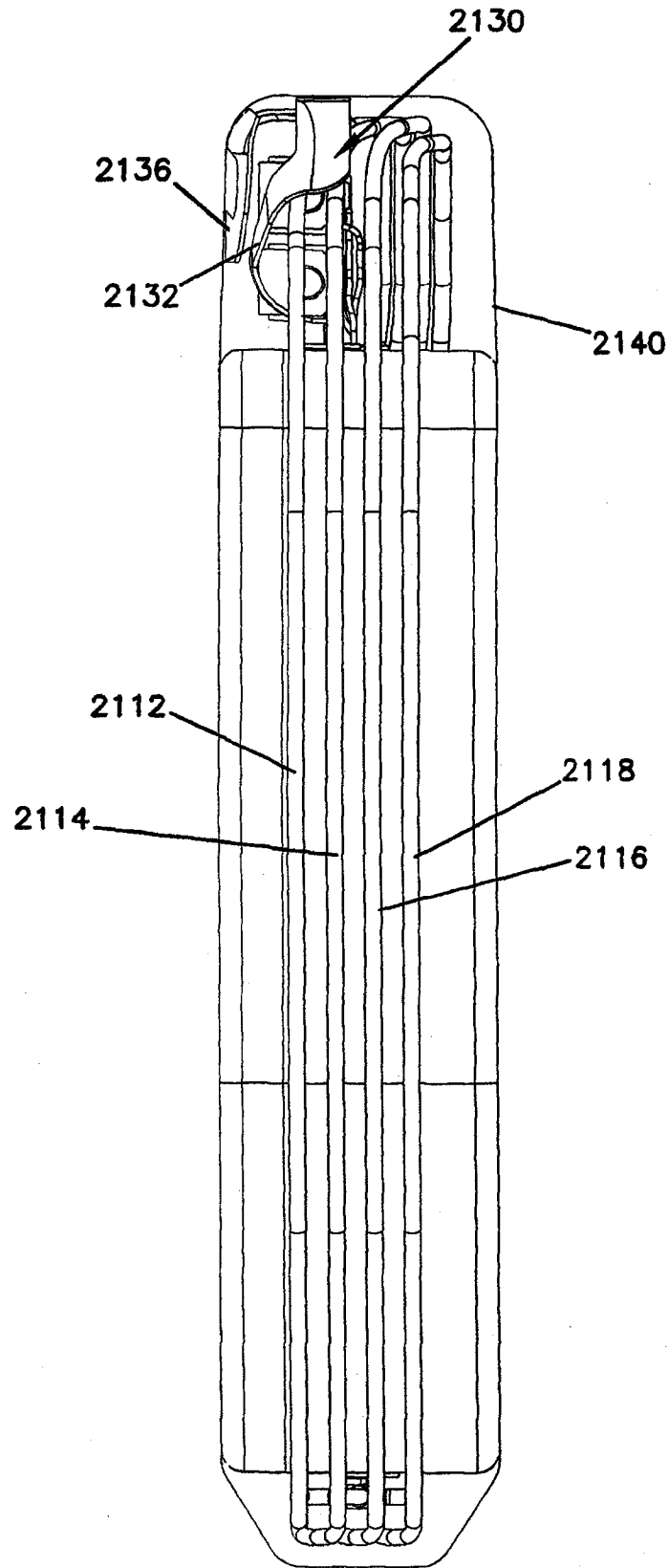


图 30

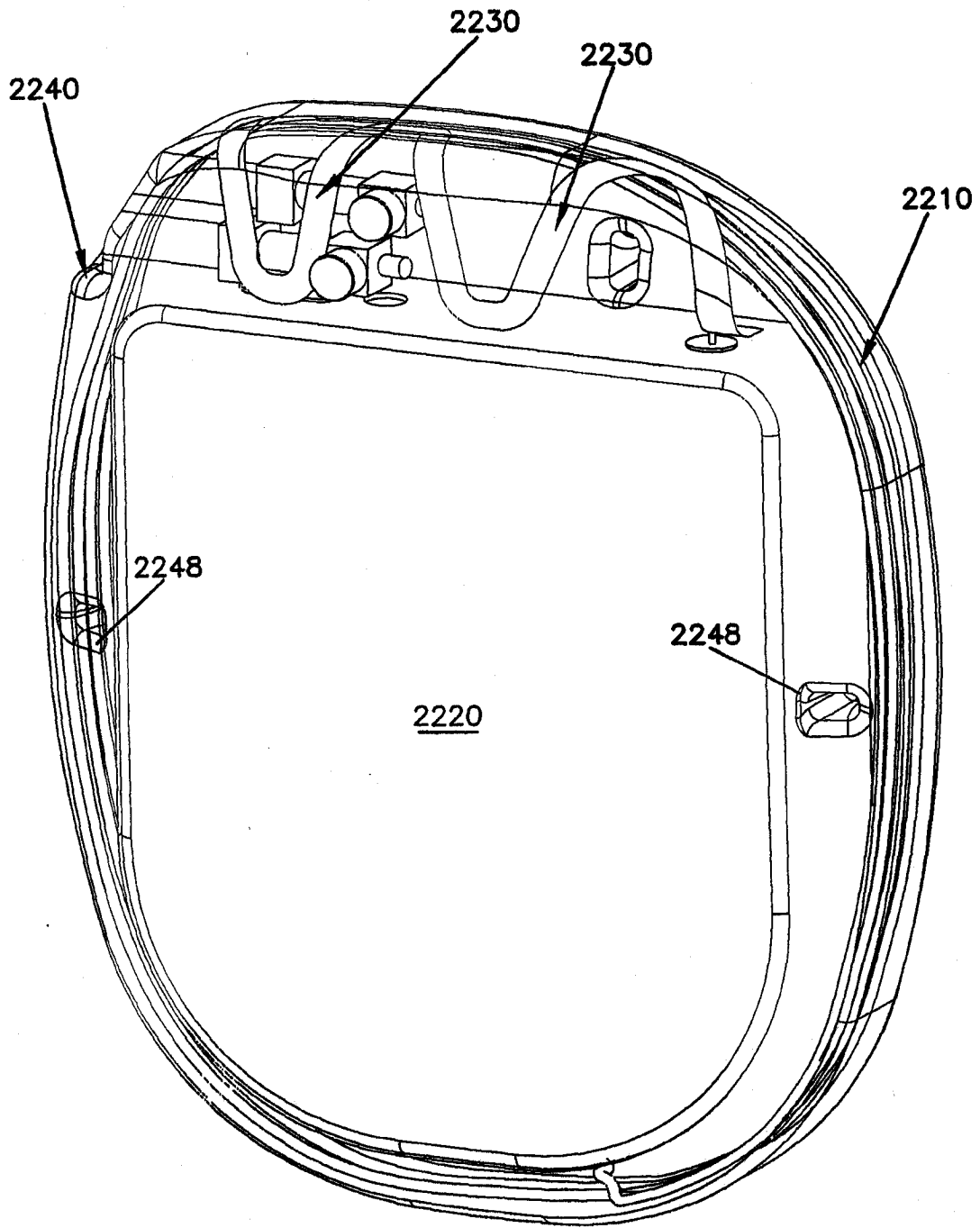


图 31

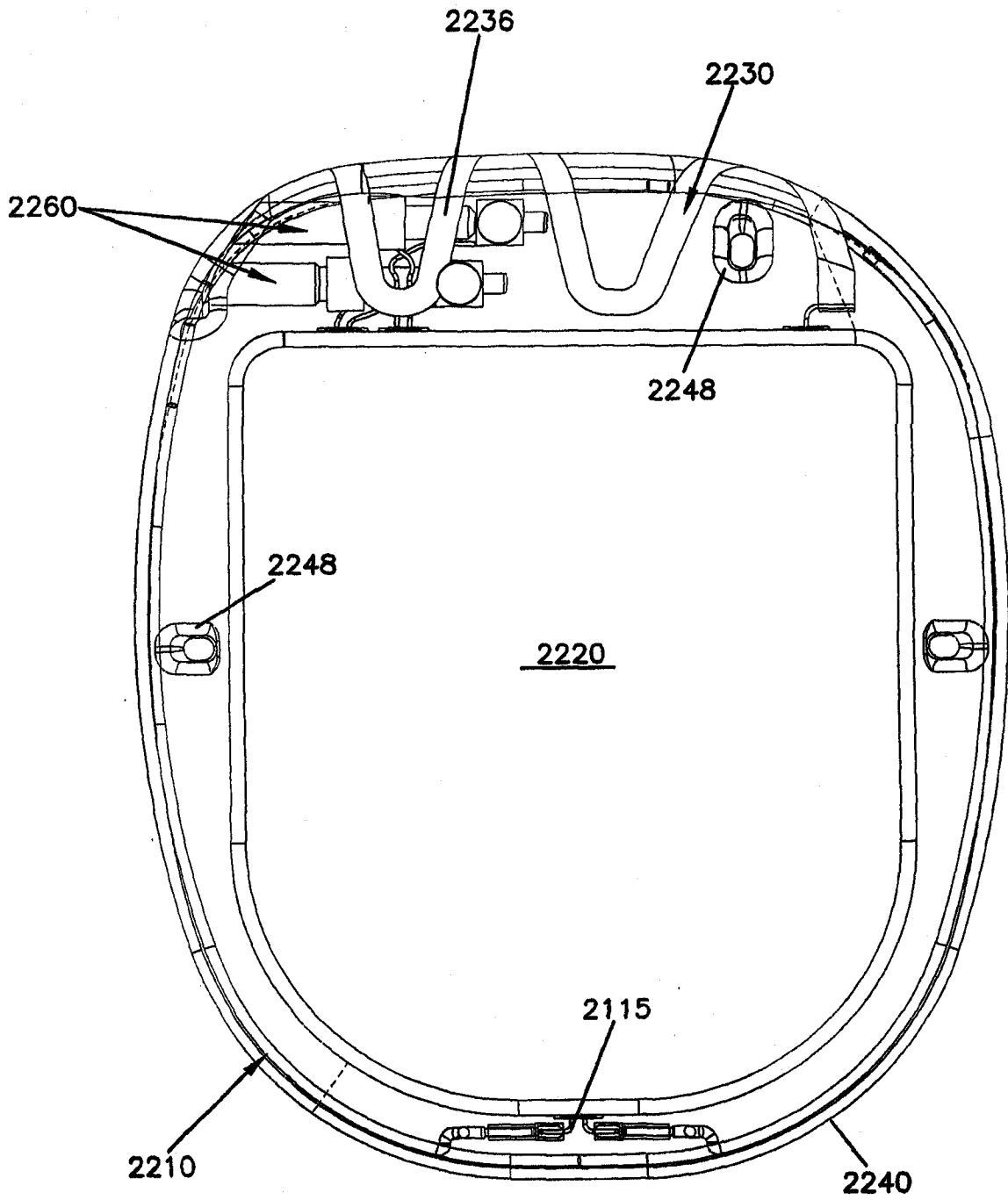


图 32

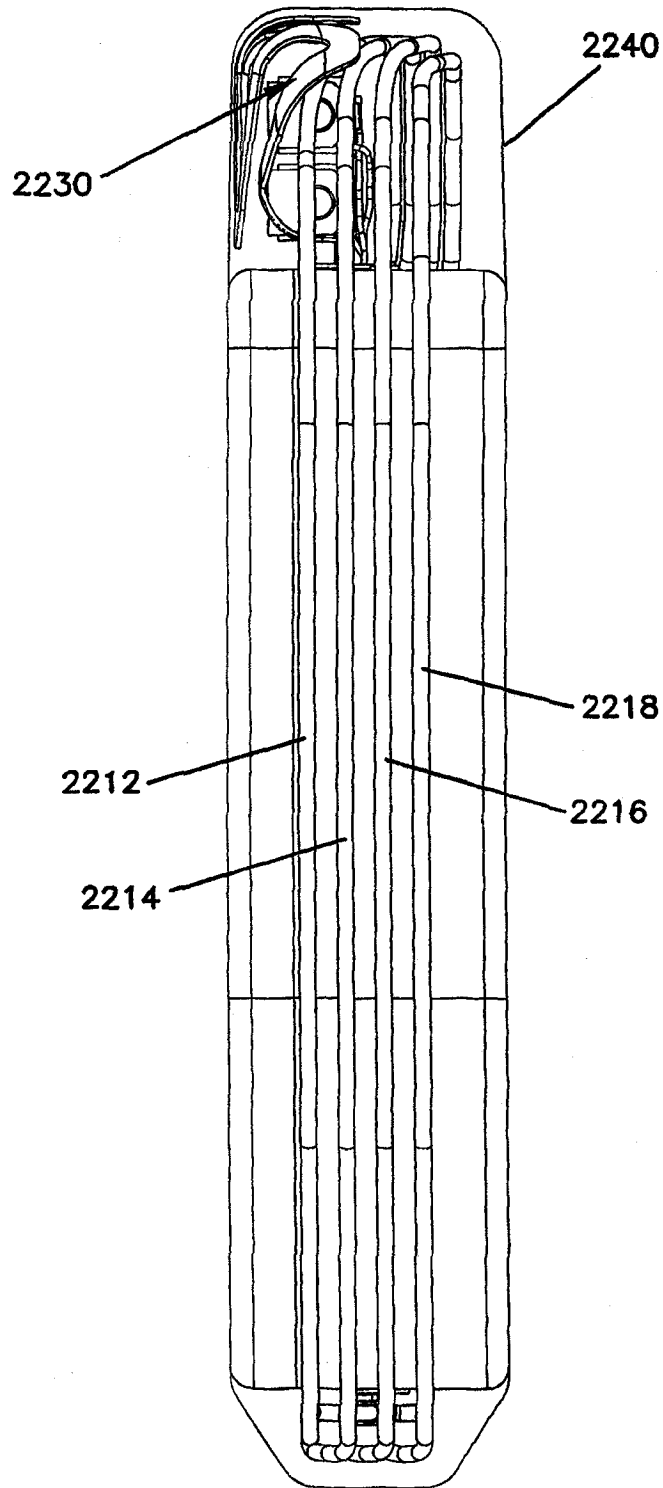


图 33

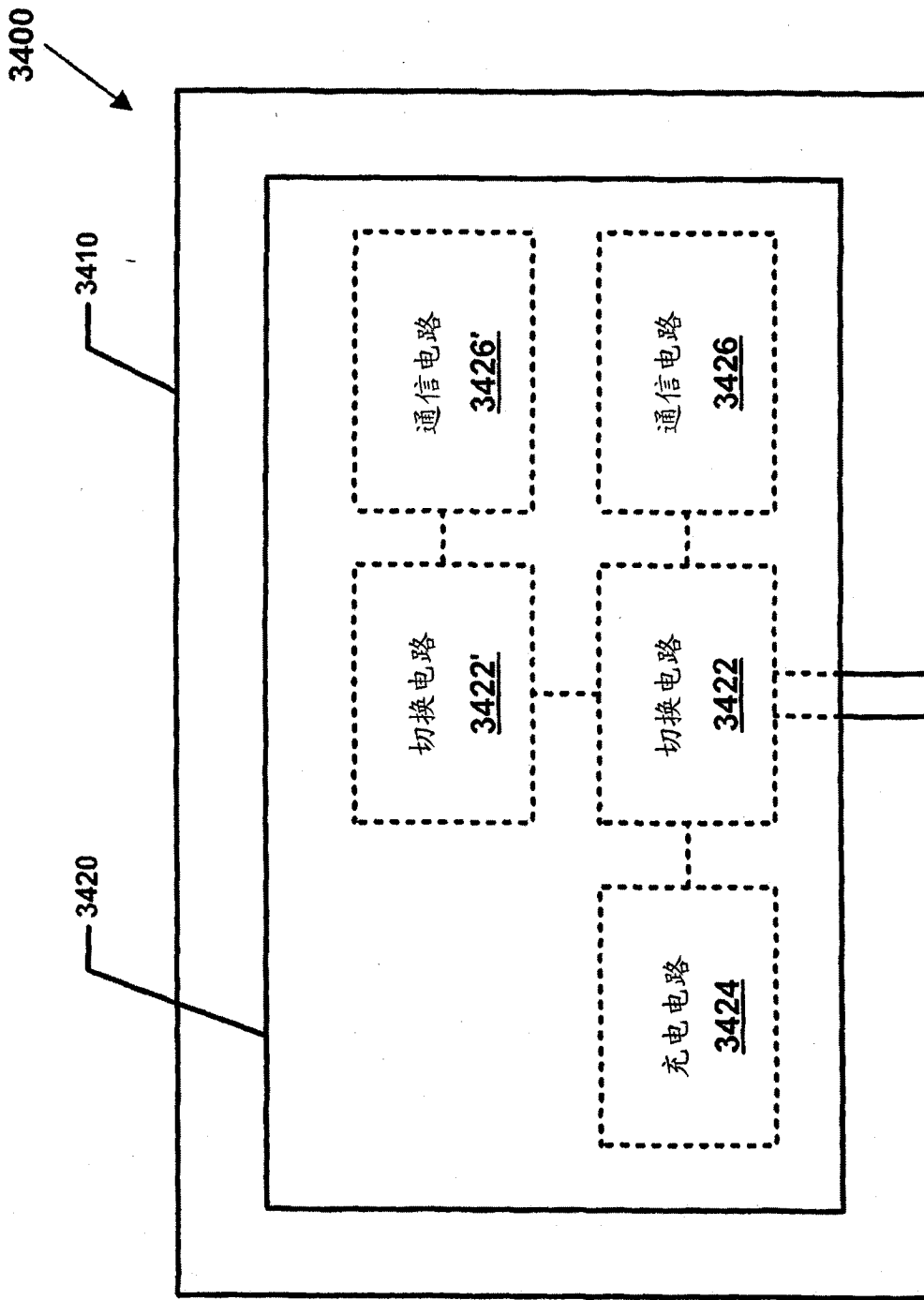


图 34