



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109310327 B

(45) 授权公告日 2021.09.24

(21) 申请号 201780030854.6

(22) 申请日 2017.04.05

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 109310327 A

(43) 申请公布日 2019.02.05

(30) 优先权数据  
1653032 2016.04.06 FR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2018.11.19

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2017/058169 2017.04.05

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02017/174688 FR 2017.10.12

(73) 专利权人 森索姆公司  
地址 法国马西

(72) 发明人 弗朗兹·博兹萨克  
布鲁诺·卡雷尔  
皮尔卢卡·梅西纳  
米伊丽娜·科唐克

(74) 专利代理机构 北京柏杉松知识产权代理事  
务所(普通合伙) 11413

代理人 谢攀 王春伟

(51) Int.Cl.  
A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/0215 (2006.01)  
A61F 2/82 (2013.01)  
A61B 5/02 (2006.01)

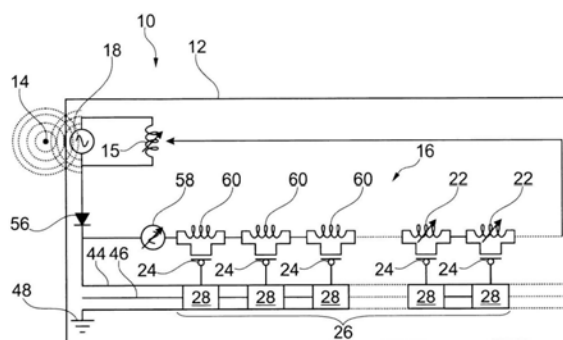
(56) 对比文件  
US 2011251469 A1,2011.10.13  
CN 102481110 A,2012.05.30  
US 2002177782 A1,2002.11.28  
DE 10103503 A1,2002.08.14  
US 2011054583 A1,2011.03.03  
CN 1576862 A,2005.02.09  
CN 1788677 A,2006.06.21  
CN 1329290 A,2002.01.02  
US 2011251469 A1,2011.10.13

审查员 张梅梅

权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称  
设置有传感器的医疗设备

(57) 摘要  
本发明涉及一种医疗设备(12),包括连接阻抗根据检测到的物理量而变化的至少两个可变阻抗传感器(22)的电测量电路(16)、用于向电测量电路(16)供电的电源(18)、用于根据电测量电路(6)的阻抗发射电磁场的天线(18),传感器(22)中的每个与开关(24)相关联,以用于中断对所述测量电路(16)中的传感器(22)的供电,医疗设备(12)还包括用于控制开关(24)的系统(26),以便根据确定的配置相继控制开关(24)的打开或关闭。医疗设备(12)尤其可以施加到人体上或植入人体内。



1. 一种医疗设备(12),包括连接阻抗根据感测的物理量而变化的至少两个传感器(22)的电测量电路(16)、用于向电测量电路(16)供电的电源、用于根据电测量电路(16)的阻抗发射电磁场的天线(18),传感器(22)布置在多个线路中,其中,在每个线路中,传感器(22)中的每个与开关(24)相关联,以用于中断对所述电测量电路(16)中的传感器(22)的供电,每个线路还包括配置成控制开关(24)的控制系统(26),以便根据确定的配置相继控制开关(24)的打开或关闭,其中控制系统(26)包括相对于彼此串联布置的模块(28、62),每个模块(28、62)控制相关联的开关(24)。

2. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,每个模块(28、62)包括串联RC电路(40、42),串联RC电路(40、42)的充电或放电触发相关联的开关(24)的关闭或打开。

3. 根据权利要求2所述的医疗设备,其中,模块的串联RC电路的充电或放电引起下一模块的串联RC电路的充电或放电。

4. 根据权利要求2所述的医疗设备,其中,每个模块(28)包括:

o 第一晶体管(34),其源极连接到模块(28)的输入端(46),栅极连接到模块(28)的输出端,且漏极连接到相关联的开关(24)的栅极,

o 第一逆变器(30、32),其输入端连接到模块的输入端,且输出端连接到串联RC电路的电阻器(40)的第一端子(40a),电阻器(40)的第二端子(40b)连接到电容器(42)的第一端子,电容器(42)的第二端子连接到地(48),

第二逆变器(36、38),其输入端连接到电阻器(40)的第二端子(40b),且输出端连接到模块的输出端,所述输出端形成下一模块的输入端。

5. 根据权利要求2所述的医疗设备,其中,每个模块(62)包括:

o 第一晶体管(66),其栅极连接到模块的输入端(46),且漏极连接到正电源端子(44),

o 第二晶体管,其源极连接到第一晶体管(66)的源极,栅极连接到模块的输出端,且漏极连接到可变阻抗传感器(22)的第一端子,可变阻抗传感器(22)的第二端子连接到地(48),

o 二极管(64),其阳极连接到第一晶体管(66)的源极,且阴极连接到串联RC电路的电阻器(40)的第一端子(40a),电阻器(40)的第二端子(40b)连接到模块的输出端,串联RC电路的电容器(42)连接在模块的输出端和地(48)之间。

6. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,开关(24)和传感器(22)的组串联安装,所述开关(24)和传感器(22)的组相对于彼此并联安装,以形成测量线路。

7. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,开关(24)和传感器(22)的组并联安装,所述开关(24)和传感器(22)的组相对于彼此串联安装,以形成测量线路。

8. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,所述传感器(22)中的至少一个传感器布置在医疗设备(12)的外表面上,该至少一个传感器旨在与其所施加到的或其所植入的身体的一部分接触。

9. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,测量电路包括多个固定阻抗(60),每个固定阻抗与开关(24)相关联,开关(24)的打开和关闭由控制系统(26)控制。

10. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,医疗设备形成贯穿管道,医疗设备包括两个压力传感器,在贯穿管道中这两个压力传感器布置在贯通管道的端部中的每个端部处。

11. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,医疗设备是网状的血管支架,至少一个传感

器 (22) 布置在血管支架的网状物的一侧的中间点处。

12. 根据权利要求1所述的医疗设备,其中,医疗设备是网状的血管支架,每个传感器 (22) 布置在血管支架的网状物的一侧的中间点处。

13. 根据权利要求1所述的医疗设备,包括多条测量线路,测量线路沿着同轴螺旋线在医疗设备上延伸。

14. 根据权利要求1所述的医疗设备,包括多条测量线路,测量线路沿着同轴螺旋线在血管支架上延伸。

15. 一种包括根据前述权利要求中任一项所述的医疗设备 (12) 和用于从医疗设备接收信息的单元的医疗系统,其包括用于感测由医疗设备 (12) 的天线发射的电磁场的装置。

16. 根据权利要求15所述的医疗系统,还包括医疗设备的查询单元 (14),查询单元 (14) 包括用于发射适于在医疗设备的测量电路中产生感应电流的电磁场的装置。

17. 根据权利要求16所述的医疗系统,包括根据权利要求9所述的医疗设备 (12),包括比较器 (94),比较器 (94) 旨在将由查询单元 (14) 发射的标识符 (ID1) 与二进制代码 (ID2) 进行比较,所述二进制代码 (ID2) 与给定的固定阻抗 (60) 的组合相关联。

18. 根据权利要求15所述的医疗系统,还包括用于处理由接收单元接收到的信息的单元,用于处理信息的单元具有屏幕以实时显示医疗设备的模型,在该模型上传递与使用传感器进行的测量的值有关的信息。

19. 一种用于查询根据权利要求1至14中任一项所述的医疗设备或根据权利要求15至18之一所述的医疗系统的方法,包括以下步骤:

- 对医疗设备的测量电路供电,
- 激活控制系统,使其根据所确定的配置相继控制开关中的每个开关的打开或关闭,以及
- 测量由医疗设备的天线发射的电磁场。

## 设置有传感器的医疗设备

[0001] 本发明涉及一种设置有传感器的医疗设备。本发明还涉及包括这种医疗设备的医疗系统,以及用于查询这种医疗设备、特别医疗系统的方法。

[0002] 本发明特别涉及一种可植入的医疗设备,例如设置有传感器的支架(有时也称为“动脉内置假体”、“血管支架”或简称“弹簧”)。

[0003] 支架是由可变形网状物制成的管状的设备,特别是由金属或可生物降解的聚合物材料制成。支架以网状物闭合的折叠状态插入患者的身体中,然后在患者的身体内延伸,例如通过触发网状物展开的血管成形术。一旦展开,支架有助于在患者的身体中保持腔打开。已知装配支架可能会特别地引起组织炎症、增生和/或血液凝固。

[0004] 因此,支架可以设置传感器,这使得可以监测支架周围的组织的状态,以可选地相应地调整患者的治疗。还可以提供传感器以确保支架满足其保持腔打开的功能。

[0005] 已知使用保留在患者外部的非接触式查询设备查询支架,即从该支架收集信息。通常,这种非接触式查询设备配置成测量由植入在患者中的支架发射的电磁场。

[0006] 专利EP-B-2 271 933描述了一种使用不同频率的阻抗测量来表征植入患者的医疗设备、特别是支架附近的细胞的方法。

[0007] 申请W0-A-2009/1 361 677描述了一种可植入医疗设备,例如支架,该可植入医疗设备具有导电表面和阻抗传感器,以用于使用导电表面作为电极,以不同频率测量可植入医疗设备的导电表面的阻抗。所进行的测量用于确定可植入设备的水平处组织的再狭窄程度,即在可植入医疗设备的导电表面的水平处生长的组织厚度。

[0008] 这些文献公开了提供关于可植入设备的全部信息的方法,而不能独立地获得可植入医疗设备所设置的每个传感器进行的测量。

[0009] 此外,从US-B-8 478 378中已知一种支架,该支架设置有分布在其内表面上的传感器,朝向穿过支架或“管腔”表面的通道定向。传感器配置成响应于激励发送特定的特征输出信号。特定的特征信号可以特别是传感器中的每个特有的波长。US-B-8 478 378指出,包括来自所有或大多数传感器的信号的这种输出信号表示大量传感器没有被覆盖一层内皮细胞。

[0010] 申请DE-A-101 03 503公开了一种支架,其包括用于测量与支架接触的组织的阻抗的电极,其中每组电极与由控制电路控制的多路复用器相关联。植入这种多路复用器使得支架结构复杂。

[0011] 从申请US-A-2011/0054583和US-A-2012/0190989中已知支架中的传感器阵列拓扑。这种拓扑使得能够逐行和逐列地对传感器进行寻址,能够以可重新配置的方式并且彼此独立地激活传感器。

[0012] 最后,申请W0-A-2011/121581描述了一种能够对由远程查询设备发射的电磁查询字段进行响应的可植入医疗设备。可植入医疗设备设置有由RFID(“射频识别”)芯片组成的多个调制器,RFID芯片适于可植入医疗设备以根据生成唯一相应识别码的调制来响应电磁查询字段。

[0013] 然而,使用RFID芯片作为医疗设备中的传感器限制了可以提供的传感器的数量。

RFID芯片的倍增确实相应地增加了医疗设备的价格。而且,根据该文献,医疗设备必须至少部分地由具有良好导电性的金属材料制成。最后,根据该文献,RFID芯片必须植入可植入医疗设备的恰好的结构中,使得其实现特别复杂。

[0014] 从WO-A-01/37726或US-B-6 206 835也已知可植入医疗设备。这些医疗设备包括可植入身体中的结构,以帮助在身体中实现重要功能。一个或多个传感器与该可植入结构相关联,这使得可以测量与结构相关联的参数。最后,这些医疗设备包括与传感器耦合的通信电路,以根据所测量的参数传递信号,并且非侵袭性地将该信号传输到身体外部的接收设备。

[0015] 本发明的目的是解决上述问题。特别地,本发明的目的是提供一种具有简单结构并因此具有有限成本的医疗设备,其适于区分医疗设备所设置的各种传感器测量的量。在一个优选实施例中,医疗设备可植入患者的身体中,并且配置成使得可以在不侵入患者的身体的情况下确定其是否正确植入。

[0016] 本发明涉及一种医疗设备,包括连接阻抗根据感测的物理量变化的至少两个传感器的电测量电路、用于向电测量电路供电的电源、用于根据电测量电路的阻抗发射电磁场的天线,传感器中的每个与开关相关联,以用于中断对所述测量电路中的传感器的供电,医疗设备还包括用于控制开关的系统,以便根据确定的配置相继控制开关的打开或关闭。

[0017] 因此,根据本发明,医疗设备设置有在所谓的测量电路中彼此连接的任何类型的可变阻抗传感器。控制系统使得可以根据预定配置切断对各个传感器的供电,使得由医疗设备发射的电磁场对应于测量电路的配置。通过执行连续的测量,对应于线性独立配置-例如一次一个传感器与电路断开或者一次除了一个传感器之外的所有传感器与电路断开-可以很容易获得关于布置在医疗设备上的已知位置处的医疗设备的传感器中的每个传感器测量的值的定性信息。

[0018] 术语“使传感器与电路断开”在下文中指产生电路配置,使得通过传感器的电流为零,其他传感器能够被提供电流。传感器例如通过本身短路与电路断开或通过打开传感器电路与电路断开,即传感器与其电路断开。换句话说,在两种场景中,“使传感器与电路断开”本文中指切断对该传感器的供电。

[0019] 优选地,医疗设备包括单独的或组合的一个或多个以下特征:

[0020] -医疗设备可植入人体或能够施加在人体上;

[0021] -每个开关由以下形成:一个或多个晶体管,特别是一个或多个场效应晶体管FET,更特别地是增强或耗尽型的、N沟道或P沟道类型的一个或多个金属氧化物半导体场效应晶体管MOS-FET,一个或多个MEMS,或一个或多个机械开关;

[0022] -用于控制开关的系统包括控制电路,所述控制电路由电源供电,并且优选地配置成一个接一个地相继控制各个开关的打开或关闭;

[0023] -控制系统包括直接植入测量电路中的部件,优选地,以一个接一个地相继控制各个开关的打开或关闭。

[0024] -控制系统包括具有相同结构的模块,模块相对于彼此串联布置,每个模块控制相关联的开关;

[0025] -第一模块的输入端一个接一个地相继控制各个开关的打开或关闭;换句话说,在一段时间之后,该输入端的状态的改变触发与下一模块的输入端相对应的该模块的输出端

处的状态的改变；

[0026] -每个模块包括串联RC电路，串联RC电路的充电或放电触发相关联的开关的关闭或打开。

[0027] -模块的串联RC电路的充电或放电引起下一模块的串联RC电路的充电或放电；

[0028] -每个模块包括：

[0029] ○第一晶体管，其源极连接到模块的输入端，栅极连接到模块的输出端，且漏极连接到相关联的开关的栅极，

[0030] ○第一逆变器，其输入端连接到模块的输入端，且输出端连接到串联RC电路的电阻器的第一端子，电阻器的第二端子连接到电容器的第一端子，电容器的第二端子连接到地，

[0031] ○第二逆变器，其输入端连接到电阻器的第二端子，且输出端连接到模块的输出端，所述输出端形成下一模块的输入端。

[0032] -每个模块包括：

[0033] ○第一晶体管，其栅极连接到模块的输入端，且漏极连接到正电源端子；

[0034] ○第二晶体管，其源极连接到第一晶体管的源极，栅极连接到模块的输出端，且漏极连接到可变阻抗传感器的第一端子，可变阻抗传感器的第二端子连接到地，

[0035] ○二极管，其阳极连接到第一晶体管的源极，且阴极连接到串联RC电路的电阻器的第一端子，电阻器的第二端子连接到模块的输出端，串联RC电路的电容器连接在模块的输出端和地之间。

[0036] -开关和传感器的每一组串联安装，并且开关和传感器的组相对于彼此并联安装；

[0037] -开关和传感器的每一组并联安装，并且开关和传感器的组相对于彼此串联安装；电源包括医疗设备的导电表面，该导电表面适于在电磁场的作用下引导电流；

[0038] -传感器中的至少一个传感器布置在医疗设备的表面上，该至少一个传感器旨在与其所施加到的或其所植入的身体的一部分接触；

[0039] -天线由医疗设备的至少一部分形成；

[0040] -测量电路包括多个固定阻抗，每个固定阻抗与开关相关联，开关的打开和关闭由控制系统控制；医疗设备可植入人体中，并且选自：

[0041] -血管支撑件或支架，至少一个传感器优选地布置在血管支架的近管腔表面上，

[0042] -人工心脏瓣膜，

[0043] -心脏刺激器，

[0044] -耳蜗植入物，

[0045] -喉部植入物，

[0046] -矫形植入物，

[0047] -脑植入物，

[0048] -视网膜植入物，

[0049] -导管，或

[0050] -细胞组织。

[0051] -每个传感器选自：

[0052] -剪切力传感器，

[0053] -压力传感器，

- [0054] -阻抗传感器，
- [0055] -散热传感器，
- [0056] -应力计，和
- [0057] -特别是热线式的流量传感器；
- [0058] -可植入医疗设备是具有至少一个阻抗传感器的血管支架，该至少一个阻抗传感器布置在血管支架的近腔表面上；
- [0059] -医疗设备形成贯穿管道，医疗设备包括两个压力传感器，在贯穿管道中这两个压力传感器布置在贯通管道的端部中的每个端部处；
- [0060] -医疗设备包括在各自与开关相关联的两个传感器之间的固定且已知阻抗的元件，该元件优选设置在与开关相关联的传感器的组中的每组之间；
- [0061] -医疗设备是网状的血管支架，至少一个传感器，优选所有传感器布置在血管支架的网状物的一侧的中间点处；
- [0062] -医疗设备包括至少一个模拟/数字转换器，其输出信号可选地间接地、特别是经由可变电阻器控制发射天线；以及
- [0063] -医疗设备包括多条测量线路，测量线路沿着同轴螺旋线在医疗设备上、特别是在血管支架上延伸。
- [0064] 本发明还涉及一种医疗系统，该医疗系统包括如上所述的、以其任何组合形式的医疗设备和用于从医疗设备接收信息的单元，包括用于感测由医疗设备的天线发射的电磁场的装置。
- [0065] 医疗系统还可以包括用于查询医疗设备的单元，该单元优选地与用于接收信息的单元合并，优选地包括用于发射适于在医疗设备的测量电路中产生感应电流的电磁场的装置。
- [0066] 医疗系统还包括比较器，比较器旨在将由查询单元发射的标识符与二进制代码进行比较，二进制代码与给定的医疗设备的测量电路的固定阻抗的组合相关联。
- [0067] 医疗系统还可以包括用于处理由接收单元接收到的信息的单元，例如计算机，用于处理信息的单元优选地具有屏幕以实时显示医疗设备的模型，在该模型上传递与使用传感器进行的测量的值有关的信息。
- [0068] 本发明还涉及一种用于查询如上所述的、以其任何组合形式的医疗设备的方法，特别是在如上所述的、以其任何组合形式的医疗系统，包括以下步骤：
- [0069] -对医疗设备的测量电路供电，
- [0070] -激活控制系统，使其根据所确定的配置相继控制开关中的每个开关的打开或关闭，以及
- [0071] -测量由医疗设备的天线发射的电磁场。
- [0072] 方法可以包括用于识别医疗设备的步骤。
- [0073] 方法还可以包括在对医疗设备的天线发射的磁场的进行每次测量之前或某些测量之前的校准步骤，校准步骤对应于天线根据穿过阻抗和/或固定且已知阻抗的元件的电流发射的磁场。
- [0074] 附图将有助于清楚地理解如何实现本发明。在这些图中，相同的参考标记指示类似的元件。

- [0075] 图1示意性地表示包括医疗设备的医疗系统的第一示例。
- [0076] 图2示意性地表示图1中支架的电路的细节。
- [0077] 图3示意性地表示包括医疗设备的医疗系统的第二示例。
- [0078] 图4示意性地表示包括医疗设备的医疗系统的第三示例。
- [0079] 图5示意性地示出了图4中的医疗设备的细节，
- [0080] 图6示意性地表示包括医疗设备的医疗系统的第四示例。
- [0081] 图7和8是图1和3中的电路的可替代实施例的示意图。
- [0082] 图9和10示意性地示出了图4和5中的电路的可替代实施例。
- [0083] 图11和12示出了具有多条测量线路的电路的两个示例。
- [0084] 图13立体地示意性表示了设置有传感器的支架。
- [0085] 图14是用于查询医疗设备的方法的流程图。
- [0086] 图15示意性地表示医疗设备标识符比较器。
- [0087] 在下文的描述中，相同或具有相同功能的元件在各实施例中具有相同的参考标记。出于本说明书简明的目的，没有关于每个实施例来描述这些元件，仅描述了实施例之间的差异。
- [0088] 图1示意性地示出了包括可植入医疗设备12和单元14的医疗系统10，本文中该单元14单一地用于查询医疗设备12并从所述医疗设备12接收信息。显然，可替代地，用于查询和接收信息的单元可以是单独的。医疗设备10还可以包括用于处理由接收单元接收到的信息的单元，例如计算机。
- [0089] 可植入医疗设备12包括可变阻抗15。根据特别是连接可植入医疗设备的各种传感器22的测量电路16中的阻抗，该可变阻抗15的值由未示出的控制单元控制。可植入医疗设备12还包括电源，本文中是由可植入医疗设备12的主体18形成的电流源。实际上，在由查询单元14发射的电磁场的作用下，可植入医疗设备12的主体18引导电流。可替代地，还可以提供与可植入医疗设备12的主体18分离且电绝缘的天线或电枢，特别是在可植入医疗设备12完全或部分地不适于具有电枢功能的情况下。特别是在后一种情况下，用于测量电路的电源可以包括可植入医疗设备的导电表面，适于在电磁场的作用下引导电流。还可以提供电池组或电池作为可植入医疗设备12的电源。
- [0090] 可植入医疗设备12的主体18在本文中也可用作发射天线，以向植入了可植入医疗设备的身体外部发射电磁场。例如，在电源的恒定感应电流强度下，根据测量电路16中的阻抗，该场的强度直接取决于可变阻抗15。因此，由可植入医疗设备12的主体18(或更普遍地说，发射天线)发射的电磁场的强度或标准取决于测量电路16的阻抗。可替代地，可植入医疗设备12可以包括与可植入医疗设备的主体分离的天线，或者天线可以由可植入医疗设备的至少一部分形成。
- [0091] 可植入医疗设备12例如是支架。支架是管状金属设备，优选地是网状的，插入自然人(或动物)的腔中以使其保持打开，如以上简介中所述的。支架可以例如由金属合金或聚合物材料制成，但是也可以想到其他材料。
- [0092] 可植入医疗设备12设置有可变阻抗传感器22，因此，可变阻抗传感器22的阻抗根据检测到的物理量而变化。术语物理量在本文中指可以通过测量或计算量化的自然科学的任何属性，并且使用任何实数或复数来表达关于该物理量的不同可能的值。因此，物理量包

括例如长度、电流、电压、阻抗、化学元素的浓度或甚至生物元素或生物化学元素的存在和/或浓度。

[0093] 传感器22分布在可植入医疗设备的表面上。在本文所述的支架的特定情况下,传感器22可以特别地分布为:

[0094] -仅在支架主体的“近管腔 (abluminal)”表面上,即通过支架与管腔 (lumen) 相对的表面,旨在与腔的壁接触以保持打开但不在管腔表面上;或者

[0095] -仅在管腔表面上而不在近管腔表面上;或者

[0096] -在管腔表面和近管腔表面上;和

[0097] -在连接管腔表面和近管腔表面的表面上。

[0098] 传感器可以涂覆有活性剂,例如以限制与可植入医疗设备接触的组织增生,特别是当传感器定位在支架的近管腔表面上,或更普遍地说定位在可植入医疗设备的外表面上时,其中,可植入医疗设备旨在与其可植入的腔的壁接触。

[0099] 应当注意,将单个传感器特别是压力传感器定位在支架的近管腔表面上,或者更普遍地说,定位在可植入医疗设备的外表面上,已经使得可以获得与支架或可植入医疗设备在腔中的不良定位有关的信息。如果测量的压力低(即小于阈值压力),例如,则很可能传感器没有与腔的壁接触,而是与血液接触。在近管腔表面或外表面上布置两个传感器或更多传感器的情况下,通过将传感器测量的值彼此进行比较,可以更精确地获得信息。

[0100] 优选地,传感器布置在可植入医疗设备、特别是支架的位置处,在可植入医疗设备的装配期间经受最小变形,以避免损坏传感器。因此,尽管图13示出了支架12,支架12具有固定到支架12的网状物120的顶点的传感器22a和固定到支架的网状物的侧的中间点的传感器22c,但优选地,所有的支架22c固定到支架12的网状物120的侧的中心。传感器22a、22c可以布置在支架12的内表面上或外表面上。然而,特别有利的是在支架的内表面上将压力传感器设置在支架12的每个端部的附近。因此,可以确定由这两个传感器测量的值之间的压力差,这使得可以识别支架内部的堵塞现象。

[0101] 传感器中的每个可以特别地选自:

[0102] -剪切力传感器,

[0103] -压力传感器,

[0104] -阻抗传感器,

[0105] -散热传感器,

[0106] -应力计,和

[0107] -“热线式传感器”类型的流量传感器。

[0108] 传感器22是可变阻抗传感器,即其阻抗根据检测到的物理量的幅度或强度而变化的传感器。因此,在由可植入医疗设备12的传感器检测到的物理量的幅度变化的情况下,该传感器的阻抗在测量电路16中变化,使得在测量电路16中没有任何其他变化的情况下,测量电路16的阻抗也变化。

[0109] 如图所示,每个传感器22与开关24相关联,开关24适于与电路断开,在这种情况下,使其相关联的传感器22短路。本文中,这通过将开关24与其相关联的传感器22派生(derivation)(或并联)安装来实现。本文中,传感器22串联安装在测量电路16中。出于易于实现和微型化的原因,在本文中每个开关由晶体管24(在这种情况下是硅MOS-FET晶体管,

更特别地是耗尽型P沟道MOS-FET(或p-MOS)晶体管)来实现。在进一步的实施例中,每个开关或某些开关可以由另一种类型的晶体管来实现,特别是由FET晶体管、增强型MOS-FET晶体管、特别是增强型N沟道MOS-FET晶体管、由MEMS(表示“微机电系统”),或由机械开关来实现。

[0110] 图1还示出了用于控制开关24的系统26,系统26适于根据确定的配置相继地控制开关24的打开或关闭。本文中,控制系统26包括彼此串联布置的控制模块28,每个控制模块28适于控制与其相关联的开关24的打开或关闭。

[0111] 在这种情况下,控制系统26配置成通常保持开关24关闭并且相继地打开它们然后再次关闭它们,使得每次打开单个开关24。

[0112] 为此目的,每个控制模块28在本文中由逻辑电路形成,借助于晶体管30、32、34、36、38、电阻器40和电容器42来实现。电阻器40和电容器42在逻辑电路中引入电容器42的充电时间和所述电容器42的放电时间。在这些充电和放电时间期间,控制模块28控制相关联的开关24的打开。开关24在其余时间保持关闭,从而使相关联的传感器22短路。

[0113] 更具体地说,并且如图2中所示,本文中,每个控制模块28借助于三个P沟道晶体管32、34、38和两个N沟道晶体管30、36来实现,如下(下文中仅描述了连接);

[0114] -测量电路16的第一和第二支路44、46并联连接,第一支路44是正电源端子,第二支路46是测量电路16的输入端,测量电路16由未在图中示出的启动电路供电,该启动电路配置成在某时间间隔期间生成锯齿状电压脉冲;

[0115] -第一晶体管30的栅极和第二晶体管32的栅极连接在一起,以及连接到第三晶体管34的源极和前一控制模块28的第二支路46,两个晶体管30和32形成第一逆变器;

[0116] -第四晶体管36的栅极和第五晶体管38的栅极连接在一起,以及连接到电阻器40的端子和电容器42的端子,两个晶体管36和38形成第二逆变器;

[0117] -第一晶体管30的源极、第四晶体管36的源极和电容器42的端子连接到地48;

[0118] -未连接到电容器42的、电阻器40的另一端子连接到第一晶体管30的漏极和第二晶体管32的漏极;

[0119] -第四晶体管36的漏极和第五晶体管38的漏极一起连接到下一个控制模块28的第二支路46,以及第三晶体管34的栅极;

[0120] -第二晶体管32的源极和第五晶体管38的源极一起连接到前一控制模块28的第一支路44;

[0121] -第三晶体管34的漏极连接到晶体管24的栅极,晶体管24具有使传感器22短路的开关功能。

[0122] 当在第一逆变器的输入端处施加的电压接近零,从而小于晶体管30和32的阈值电压时,PMOS型晶体管32切换到导通状态,以对电容器42充电。在其充电结束时,第二逆变器的输入端处的电压大于晶体管36和38的阈值电压,使得NMOS型晶体管36导通。在连接到PMOS型晶体管34的栅极的第二逆变器的输出端处传输接近零的电压。然后将PMOS型晶体管34切换到导通状态,将接近零的电压传输到PMOS型开关24的栅极,这触发开关24的关闭。当接近零的电压施加到第一逆变器的输入端时,开关24保持关闭。

[0123] 当在第一逆变器的输入端处施加大于晶体管30和32的阈值电压的电压时,NMOS型晶体管30切换到导通状态,对第一逆变器的输出端传输地电位,该地电位触发电容器42的

放电。在该放电期间,第二逆变器的输入端处的电压减小,直到其小于晶体管36和38的阈值电压,以抑制晶体管36并激活晶体管38。因此晶体管38向第二逆变器的输出端传输大于晶体管34的阈值电压的电位,以触发对其的抑制。因此,开关24打开。因此,通过在第一控制模块28的第一逆变器的输入端处施加高的正电压,引起与第一控制模块28连接的开关24打开,然后相继打开连接到后续控制模块28的开关24。为第一模块的输入端46供电的、未示出的启动电路配置成生成时间间隔 $\tau=RC$ 的锯齿状电压脉冲。在等于 $\tau$ 的时间之后,该脉冲的后沿感应第一模块的开关的关闭。电压脉冲从一个输入端46传播到另一个,使得该脉冲在模块n的输入端处的后沿对应于脉冲在模块n+1的输入端处的前沿。因此,在这种情况下,在脉冲的传播期间,除了一个开关之外,所有开关是关闭的。

[0124] 利用这种控制系统,测量电路16的端子处的电压等于在测量电路中串联安装的传感器中的每个的端子处的电压之和,该电压表现出连续的峰值,这些峰值表示传感器中的每个的端子处的电压。对于连续的峰值中的每个,表示传感器22的端子处的电压的每个峰值对应于由具有发射天线功能的可植入医疗设备12的主体18发射的电磁场的强度。

[0125] 在图1中,观察到可植入医疗设备12中存在整流器56以及交流发电机58。它们使得可以分别对控制电路26提供直流电,以及为测量电路16提供其频率不同于(特别是小于)天线18中的感应电流的频率的电流。这可能是有用的,因为感应电流的频率取决于由单元14发射的电磁场,优选选择所述频率使得电磁波被所穿过的组织以低的程度吸收。在测量电路中使用这样的频率可能影响所进行的测量的精度。

[0126] 此外,在图1中,测量电路16通过固定且已知的阻抗60和由控制模块28控制的开关24的组的组合完成,如同与传感器22相关联的开关24的情况。这种已知的阻抗的组合使得可以识别所查询的可植入医疗设备,例如通过将每个可植入医疗设备12与唯一且已知的阻抗60的组合相关联。在多个这种可植入医疗设备已植入同一患者的身体中的情况下,这特别有用。然后使用所测量的一些电磁场峰值来识别可植入医疗设备12,其他峰值用于确定由所识别的可植入医疗设备12的传感器中的每个传感器测量的值。例如,测量的第一电磁场峰值可用于识别可植入医疗设备12且随后的峰值用于确定由所识别的可植入医疗设备12的传感器中的每个传感器测量的值。此外,这些阻抗是已知的,它们也适于校准医疗系统10。换句话说,这些已知的阻抗使得可以更准确地量化由不同的可植入医疗设备的不同传感器测量的值。

[0127] 可替代地,根据图15中部分和示意性表示的实施例,医疗设备可以包括比较器94,以用于将由查询单元14发射的标识符ID1和与电路上存在的阻抗60的组合相关联的二进制代码ID2进行比较,该二进制代码例如从模拟/数字转换器80的输出端导出或是保存在支架的存储器中的标识符。然后,如果比较是肯定的,则医疗设备可以配置成仅响应于查询单元的查询。有利地,可以反复地执行识别,查询单元一次仅发射一个识别值,其中值与未对应的标识符对应的每个支架被暂时停用-即在本文中为不被供电-适于识别仅对应于唯一标识符的支架,并使用该医疗设备中的不同传感器进行测量。

[0128] 图3表示医疗系统100的第二示例。该医疗系统基本上与上述医疗系统相同。然而,在该实施例中,在可植入医疗设备12的测量电路16中,已知的阻抗60和传感器与与其相关联的开关24串联安装,由阻抗60或传感器22和开关24形成的组相对于彼此并联(或派生)安装。因此,控制模块28与上述控制模块相同,在产生感应电流之后发射的电磁场对应于所有

阻抗60和所有传感器22的总和减一,阻抗60和传感器22中的每个与电路断开,在这种情况下是相继断开的。

[0129] 可替代地,显然,可以实现具有不同操作的控制模块28,控制模块28仅在时间间隔期间控制开关24的关闭,在其余时间开关24打开。也可以通过如上所述保留控制模块28,并通过用增强型MOS-FET晶体管代替用作开关24的耗尽型MOS-FET晶体管来获得这种操作。

[0130] 图4和5示出了医疗系统200的又一示例。根据该示例,用于将传感器22或已知阻抗60与电路断开的开关24的控件直接植入模块62中,模块62还包括已知阻抗60或传感器22,以及在本文中由晶体管实现的开关24。如对于上述其他示例,电阻器40和电容器42用于控制开关24,使得除了在电容器42的充电时间间隔期间之外,开关24将阻抗60或传感器22与电路断开。对电容器42充电激活下一个模块的晶体管66,以引起相应的电容器42的充电。一旦充电,电容器42就抑制相关联的晶体管24,触发与晶体管24连接的阻抗60或传感器22与电路断开。

[0131] 本文中,如图5中所示,每个模块62实现如下:

[0132] -第一和第二支路44、46并联;

[0133] -传感器22的端子或阻抗60的端子连接到地48;

[0134] -传感器22的另一端子或阻抗60的另一端子连接到晶体管24的漏极;

[0135] -第二晶体管66的栅极连接到前一模块62的第二支路46;

[0136] -第二晶体管66的漏极连接到前一和下一模块62的第一支路44;

[0137] -第二晶体管66的源极连接到晶体管24的源极和二极管64;

[0138] -未连接到晶体管24、66的、二极管64的另一端子连接到固定阻抗40的端子;

[0139] -未连接到二极管64的、阻抗40的另一端子连接到晶体管24的栅极、连接到电容器42的端子,电容器42通过其另一端子连接到地48并且连接到下一模块62的第二支路46。

[0140] 对于前述示例,由于模块62的配置,每个传感器22和阻抗66相继连接到天线18以便被供电,其他传感器22和阻抗66使它们的部分断开。

[0141] 最后,图6表示医疗系统300的实施例的第四示例。该医疗系统300与前面的示例200的区别在于,测量电路16直接连接到天线18以用于发射电磁场,而没有单独的可变阻抗(测量电路16本身具有可变阻抗)和用于根据测量电路16的阻抗控制该可变阻抗的单元的中间物。因此特别简化了医疗设备12上的电路。

[0142] 显然,例如,如参考图2和3所述,可以设想测量电路16直接连接到天线的结构,可植入医疗设备还包括与该测量电路相关联的控制电路。

[0143] 实际上,在上述实施例中,每个模块可以特别地通过以下形式实现。例如 $60 \times 60 \mu\text{m}^2$ 的两个测量电极,由导电材料制成,例如由优选生物相容的聚合物材料或金属合金制成,这两个测量电极沉积在电绝缘的、生物相容的聚合物衬底(例如聚对二甲苯)上。控制系统的电气部件和开关被植入在聚合物衬底中。

[0144] 上述的医疗系统适于执行可植入医疗设备12的查询方法500,如图14中的流程图所示。

[0145] 该方法500包括第一步骤502,第一步骤502包括对测量电路16供电。优选地,当天线或可植入医疗设备12的主体配置成生成感应电流时,通过天线中或可植入医疗设备12的主体中的感应电流来执行该供电。这使得可以仅在进行测量时才对测量电路16供电。

[0146] 方法500由步骤504继续,步骤504包括激活用于控制可植入医疗设备的系统,使得该系统根据所确定的配置相继地控制可植入医疗设备的开关中的每个的打开和关闭。本文中应当注意,在关于附图描述的示例的范围内,响应于通过查询设备发射电磁场,该激活与通过引起对测量电路16进行供电同时执行。然后,方法500包括用于识别所查询的医疗设备的步骤506。可替代地,可以在对测量电路供电之前执行该步骤。

[0147] 当医疗设备提供有比较器以将查询单元发射的识别信号与医疗设备的唯一标识符进行比较时,该识别也可以在医疗设备本身中执行。如上所指出的,该标识符可以采用医疗设备中和/或医疗设备的每个测量线路中的已知阻抗的组合的形式。可以反复地执行该识别,查询单元一次仅发射标识符的一个数字,其中标识符不对应于该数字的医疗设备中的每个被暂时停用(即,在所研究的示例中,不被供电)。

[0148] 可替代地,在处理单元中执行识别,由处理单元解译由天线18发射的信号,以确定医疗设备和/或所查询的测量线路的阻抗的组合。特别地如果测量电路的受控配置更复杂,则处理单元可以用于确定由响应于查询的可植入医疗设备和每个传感器测量的值。

[0149] 为此,处理单元可以特别适于对由可植入医疗设备的天线发射的电磁场的测量信号进行傅里叶分析,将接收到(可选地,经处理的)的信号与先前测量的信号进行比较,并由此推断由可植入医疗设备的各种传感器测量的值,针对所测量的值中的每个适于确定一个位置。

[0150] 如果识别是否定的,则在步骤508中暂时停用医疗设备。

[0151] 如果识别是肯定的,则由步骤510继续方法500,步骤510包括测量由可植入医疗设备的天线发射的电磁场。该测量在相对长的时间内进行,以便控制系统将能够控制测量电路的相对大量的不同配置,使得该测量可以确定由可植入医疗设备12的传感器22中的每个传感器测量的值。贯穿所有测量步骤,天线14优选地发射恒定的电磁场,以维持对测量电路16的供电和激活控制系统26。

[0152] 优选地,每个配置对应于除了一个之外,测量电路的所有传感器或阻抗与电路断开的场景。因此,基于所测量的电磁场,可以首先确定响应于查询的所有可植入医疗设备。实际上,在由天线发射的电磁场中测量的第一峰值对应于固定阻抗,固定阻抗的组合使得可以识别可植入医疗设备。因为测量的磁场对应于测量电路的已知阻抗,所以测量的这些磁场也可以适于校准系统。最后,随后的磁场使得可以确定由分布在可植入医疗设备上的传感器中的每个传感器测量的值。

[0153] 当在传感器22之间设想元件60A时,所发射的相应的磁场可用于校准之后和/或先前发射的信号,该信号源自传感器22的测量。

[0154] 一旦已经查询了医疗设备12的所有传感器22,就切断电路的电源并且停用医疗设备12的电路。

[0155] 本文中应该注意,所描述的方法可以与任何类型的可变阻抗传感器一起使用,该任何类型的可变阻抗传感器的阻抗根据由此检测到的物理量而变化。还应注意,分布在可植入医疗设备上的传感器可以是不同类型的,即它们可以检测不同的物理量。

[0156] 上述方法可以特别用于确定可植入医疗设备是否被适当地植入(即定位)在应该保持打开的自然腔中,特别是,是否该可植入医疗设备确实与腔的壁接触。实际上,例如,如果可植入医疗设备没有支承在其所插入的腔(特别是静脉或动脉)的壁上,则支架的效果显

着降低,这对于大多数可植入医疗设备而言是真实的。

[0157] 例如,通过将压力传感器设置在支架的近管腔表面上,即通过支架与管腔相对的表面上,该压力传感器旨在与容纳可植入医疗设备的腔的壁接触,如上所述的方法使得可以确定这些传感器中的每个是否与壁接触,因为该方法使得可以确定由传感器中的每个传感器测量的压力。显然,可以组合用于确定支架的合适位置的这种功能,也就是说,例如压力的传感器可以布置在支架的近管腔表面上,并且可选地,另一物理量的传感器可以布置在支架的管腔表面上。

[0158] 可替代地,同一物理量的传感器分布在近管腔表面上和管腔表面上、基本上在支架或可植入医疗设备上的相同位置处。换句话说,同一物理量的传感器布置在在支架主体的任一侧上的、支架的同一点处。比较由这些支架对中的每一支架对测量的值,还可以获得支架在腔中的不正确位置的指示。特别地,如果在近管腔表面上的传感器(其应该与壁接触)测量到与管腔表面上的传感器(其与血液接触)基本上相同的值,则很可能在近管腔表面上的传感器实际上也与血液接触,而不是与壁接触。因此,支架很可能在腔中处于不良定位。

[0159] 显然,上述方法可以适于获得许多其他信息项。

[0160] 特别地,方法可以适于确定传感器是否可选地涂覆有内皮或平滑肌组织,其中该传感器布置在支架的管腔表面或近管腔表面上,或者更一般地,布置在可植入医疗设备的表面上,特别是布置在可植入医疗设备的与所述医疗设备所植入的腔的壁接触的表面上,或布置在可植入医疗设备的旨在与血液接触的表面上。

[0161] 方法还可以适于,例如通过电阻抗图谱法(EIS),特别是通过在测量电路中施加单独频率的电流来确定涂覆分布在可植入医疗设备上(特别是在支架的近管腔表面上或在管腔表面上)的传感器的组织的组成。

[0162] 图7中的电路10A是图1中的电路的可替代实施例。

[0163] 电路10A首先包括位于电测量电路16和连接到发射电路中的天线18的可变阻抗15之间的模拟/数字转换器80。也可以用在图1中的电路10中的该模拟/数字转换器80使得可以增加可以由天线18发射的信号的范围。该转换器80还可以增强所进行的测量的信噪比。

[0164] 此外,电路10A与图1中的电路的区别在于,传感器22之间存在固定且已知阻抗的元件60A,例如电阻器。对于阻抗60,元件60A与由模块62A中的控制模块28控制的开关24相关联。该元件60A的阻抗优选地选择为使得传感器22不能达到该阻抗值。例如,元件60A的阻抗小于适于由传感器22达到的最小阻抗的90%,和/或,大于适于由传感器22达到的最大阻抗的110%。因此,在相对于传感器22的测量的两个发射的信号之间,发射易于识别的过渡信号。因此,更容易区分由预期形式的信号分开的两个连续的测量。此外,传感器22之间存在该元件60A,可适于校准之后和/或先前的传感器22。因此测量更精确。显然,可以设想进一步的配置。特别地,可以设想仅在线路开始处的元件60A,所有n个传感器22,n是不同于零的自然整数,或者甚至是元件60A在测量线路上的不规则分布。

[0165] 图8表示图3中的电路100的可替代实施例100A,电路100A具有模拟/数字转换器80和已知且固定阻抗的元件60A,例如电路10A。这些修改的优点与图7中的电路10A的优点的范围相同。

[0166] 这同样适用于图9和10所示的、并且通过对图4和5中的电路200进行相同的修改而

获得的电路200A。

[0167] 本文中应该注意,已知且固定阻抗的元件60A以及模拟/数字转换器80的存在是独立的。可以设想未涉及模拟/数字转换器80和已知阻抗的元件60A两者之一的实施例。

[0168] 在图11中,已经表示了图1中的电路10的可替代电路的电气图10B。该电气图10B与图1中的电路10的区别在于,它包括多个并联安装的测量线路90,其中,图1中的电路10仅包括单个线路。本文中,测量线路90与图1中表示的单个线路相同。然而,测量电路16包括线路选择器92,以独立于其他线路90在每条线路中进行测量,特别是每条线路彼此相继地进行测量。线路选择器92可以采用与控制模块28基本上相同的形式,从而相继地对每条线路90提供电流。

[0169] 在所示的示例中,在由测量线路90和可变阻抗15形成的并联支路之间还提供有模拟/数字转换器80。

[0170] 图12中所示的电路10C类似于图11中的电路10B。基本上通过在并联的测量线路90中的每条线路上存在模拟/数字转换器80来区分。

[0171] 应该注意的是,还可以基于图3和4中的电路100和200设想具有多条测量线路90的电路。

[0172] 还可以设想在这些线路中的每条上或仅在某些线路上的传感器中的每个传感器之间的已知且固定阻抗的元件60A。然后,可以针对每条线路90,通过在线路90的开始处选择阻抗60的唯一组合来识别每次进行测量的线路。

[0173] 在电路10B、10C包括多条测量线路的场景下,已经确定特别有利的是,测量线路在医疗设备12上延伸,特别是在覆瓦状同轴螺旋线的支架12上延伸。换句话说,测量线路沿着彼此缠绕的螺旋线并行延伸。实际上,这使得可以最小化不同线路的传感器之间的距离。这是特别有利的,因为如果线路90的传感器22或甚至整个线路90有缺陷,则可以通过利用其中一个或更多个传感器邻近布置的其他测量线路测量的值来更好地估计缺失值。因此,设备12具有鲁棒性,这在植入患者的身体中时是特别有利的。

[0174] 应当注意,所描述的电路适于为电路的每个传感器确定由此测量的值。传感器在医疗设备上、特别是在支架上的位置是已知的,可以确定实时表示在医疗设备上测量的物理参数的进展的模型。因此,实际工作者可以获得实时信息。该信息可以特别地涉及医疗设备、特别是支架在人体的腔中的正确定位。表示由布置在医疗设备、特别是支架的外表面上的压力传感器测量的压力,能够使实际工作者能够确定该医疗设备是否被正确植入:测得的压力太低,例如,可以指示支架不与容纳支架的腔的壁接触。

[0175] 包括例如电子控制单元和屏幕或计算机的上述医疗系统的处理单元,可以适于基于测量的值确定实时模型,例如3D模型,并将模型显示在屏幕上。在这种情况下,可以估计测量点之间的值,特别是通过根据到最近的测量点的距离进行卷积来估计。

[0176] 在至少一个测量值不满足预期的场景中,处理单元可以发射各种视觉和/或声学信号。视觉信号可以特别适于在所示的模型上识别其测量值不符合的传感器22。

[0177] 可替代地,处理单元可以处理所测量的数字值,将它们与预期值范围进行比较,并以不同的方式(例如,通过使用不同的显示颜色)来显示测量在范围内的点和测量不在范围内的点作为输出。

[0178] 视觉信号完成了上述模型的显示。

[0179] 通过说明性和非限制性示例,本发明不仅限于上面关于附图描述的实施例的示例。

[0180] 特别地,可植入医疗设备可选自:

[0181] -人工心脏瓣膜,

[0182] -心脏刺激器,

[0183] -耳蜗植入物,

[0184] -喉部植入物,

[0185] -矫形植入物,

[0186] -脑植入物,

[0187] -视网膜植入物,

[0188] -导管,或

[0189] -细胞组织(“组织工程构建体”)。

[0190] 可替代地,医疗设备可以不是可植入的。特别地,它能够施加在人体的一部分上。在这种情况下,医疗设备可以采用敷料、绷带或条带的形式施加到患者的皮肤上。医疗设备还可以采用隐形眼镜的形式设置在患者的角膜上。

[0191] 最后,根据另一可替代实施例,医疗设备可以既不植入人体中,也不施加于人体上。

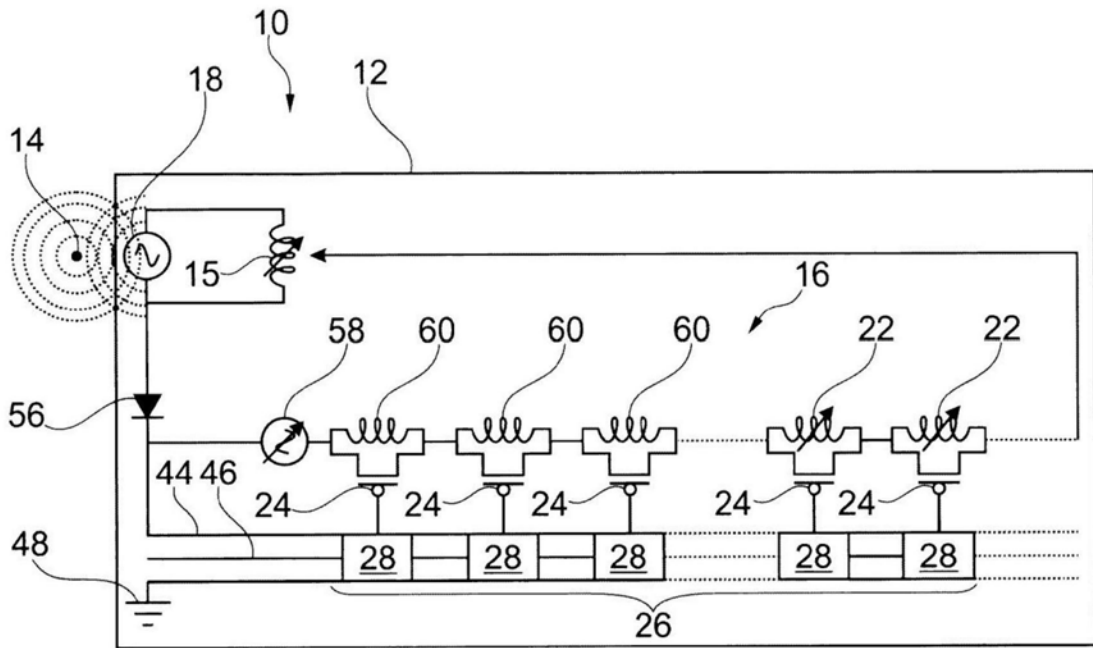


图1

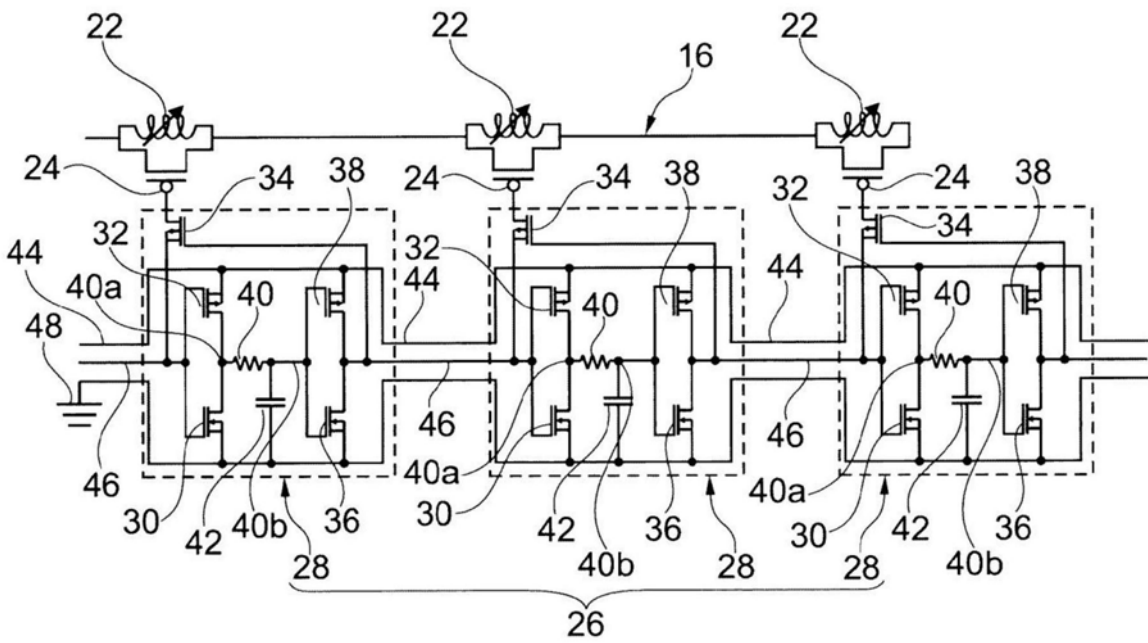


图2

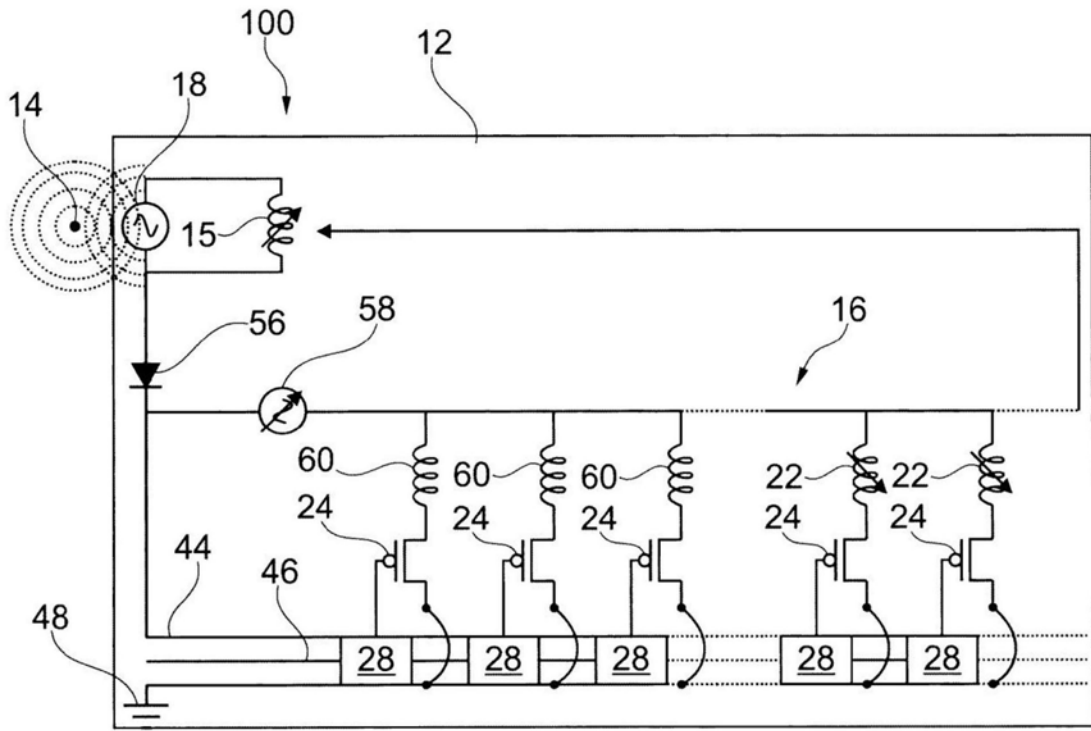


图3

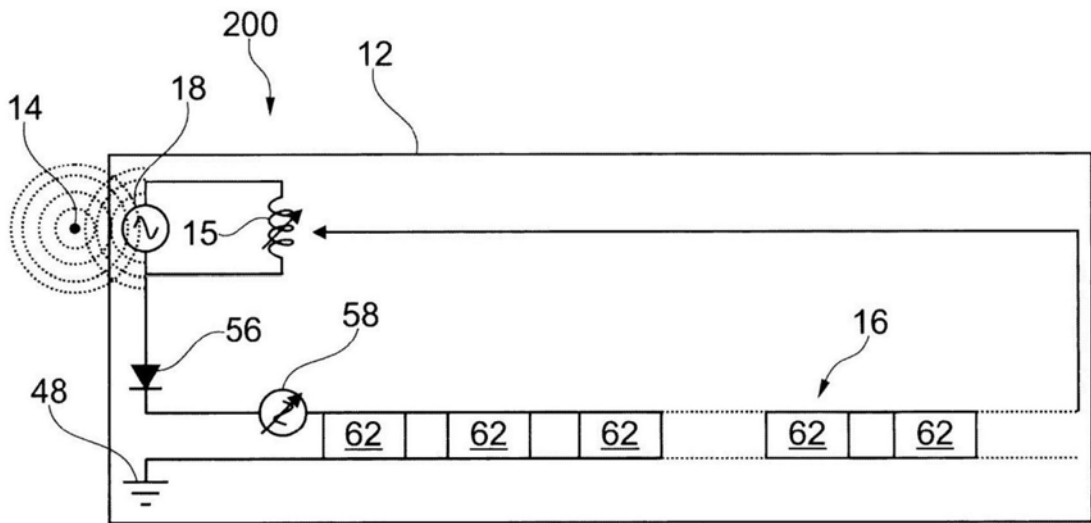


图4

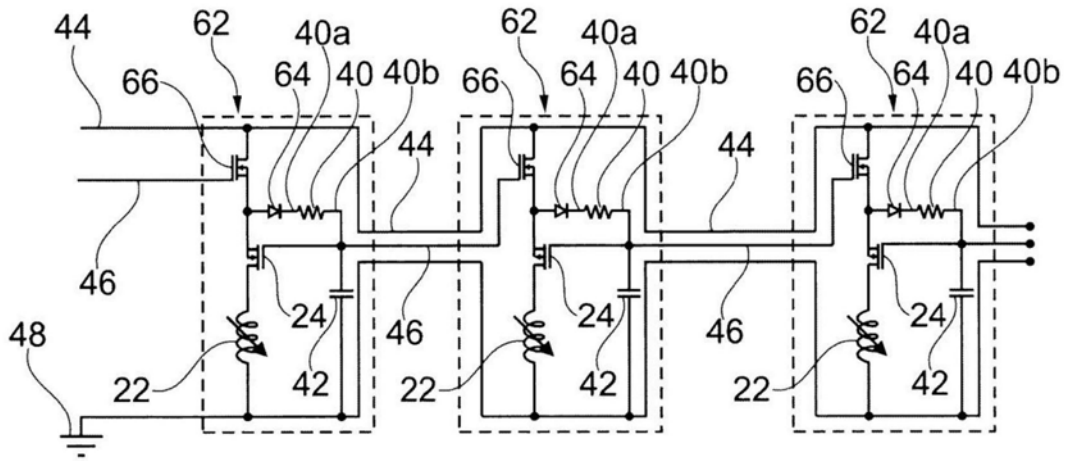


图5

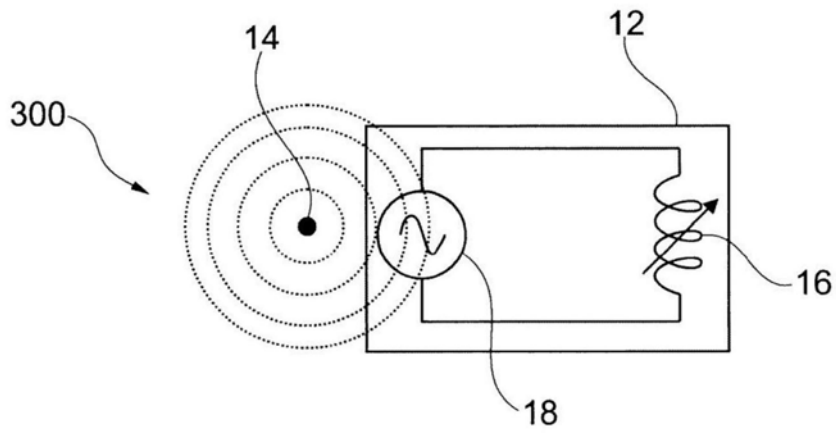


图6

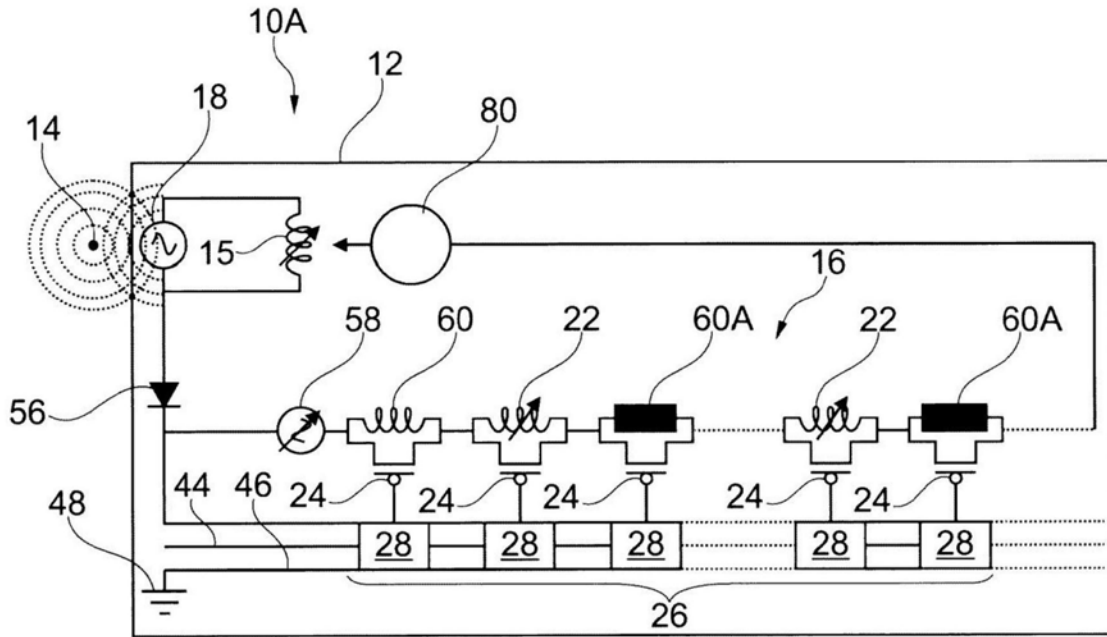


图7

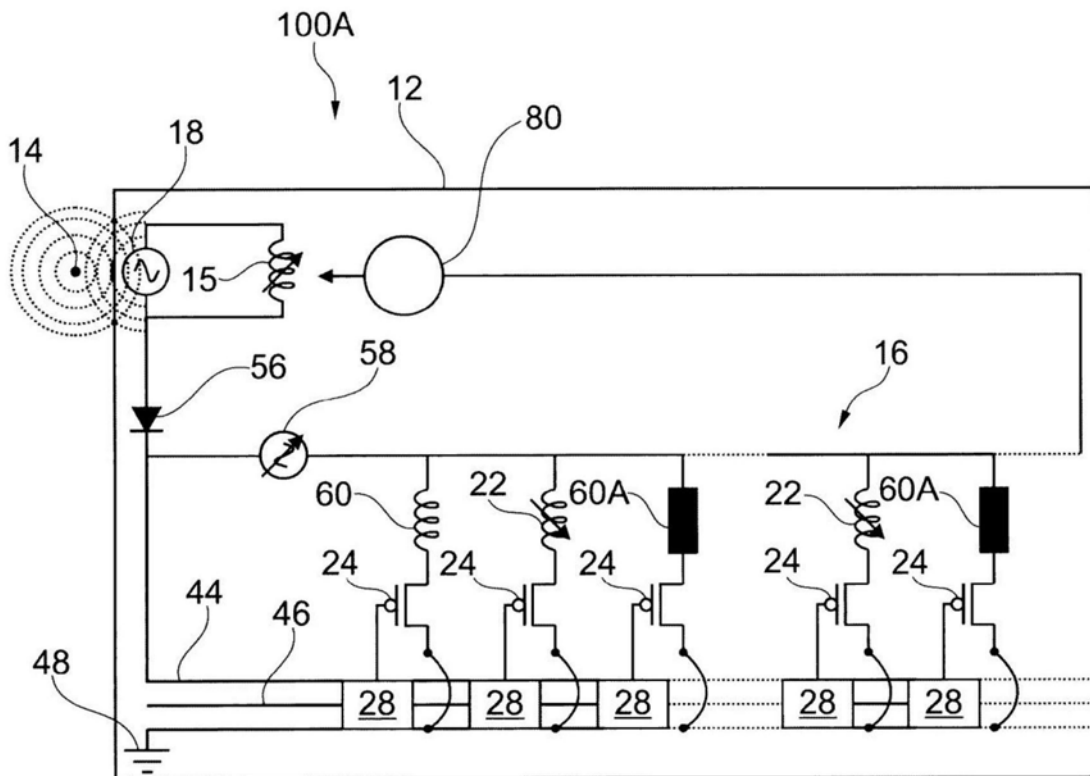


图8

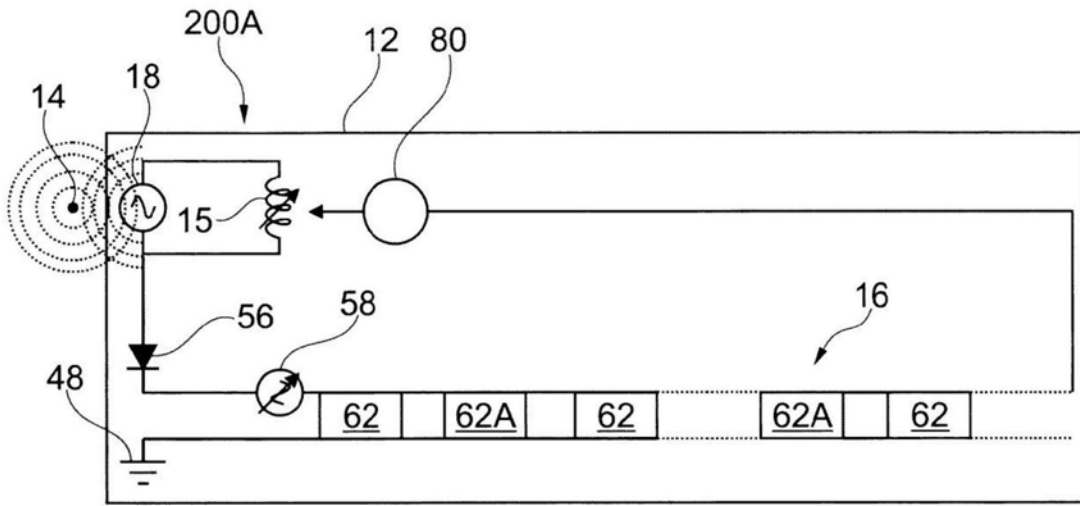


图9

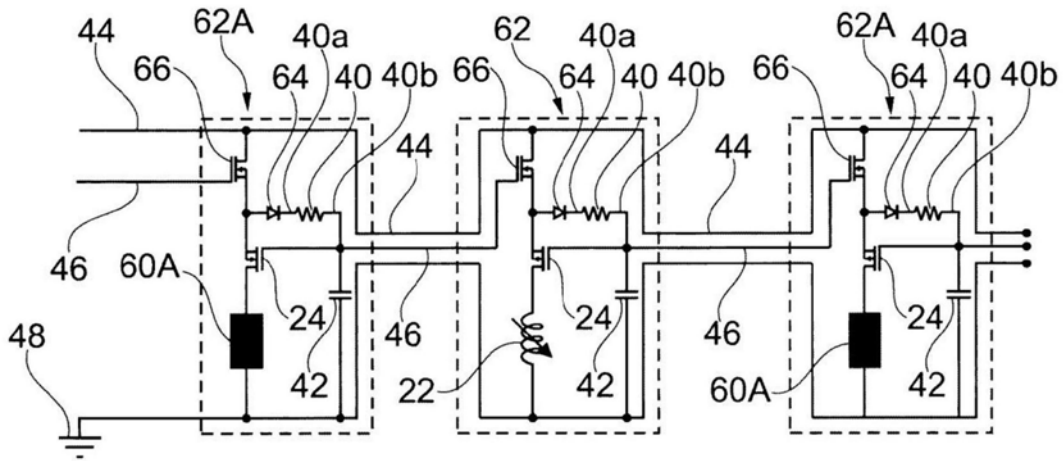


图10



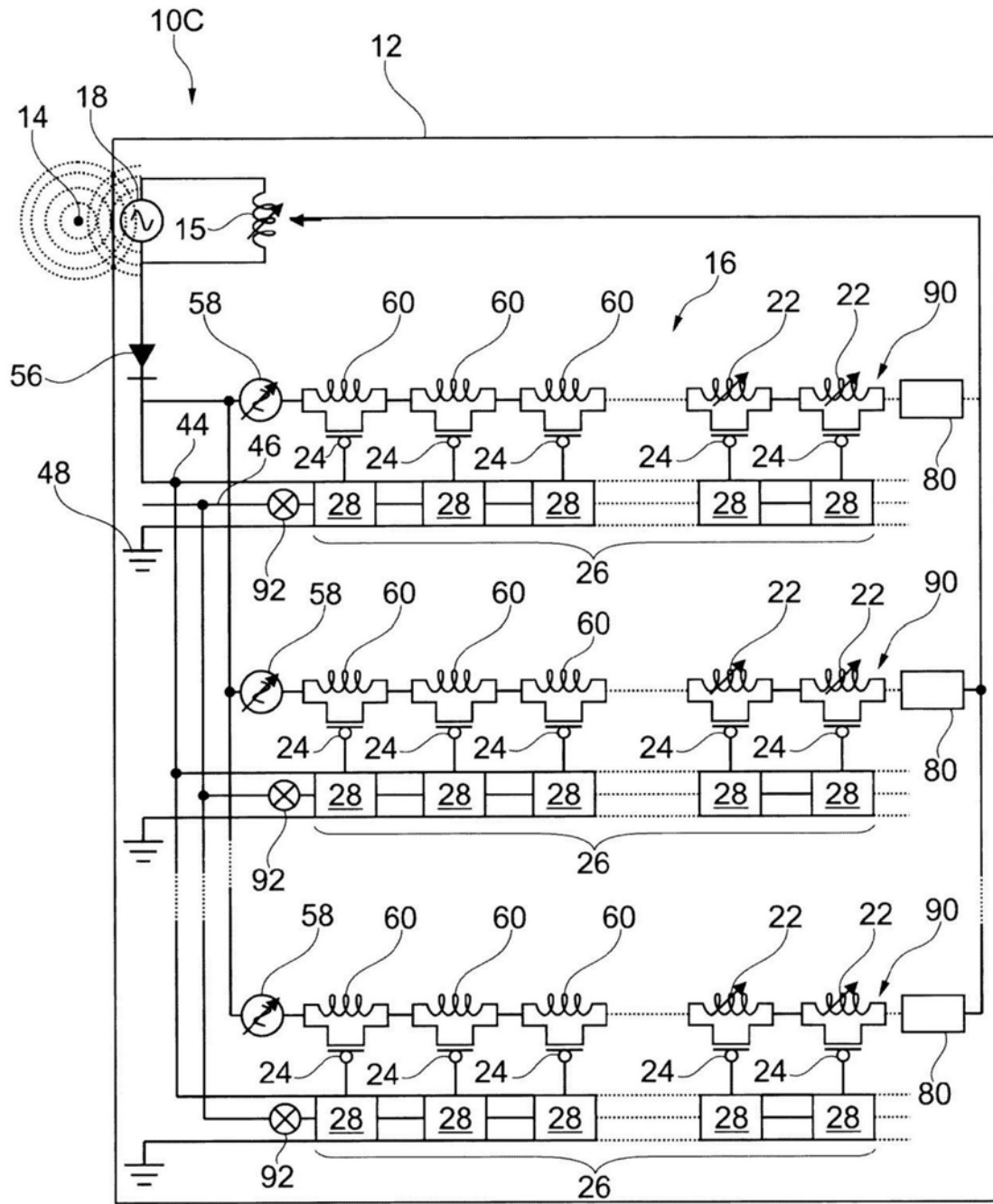


图12

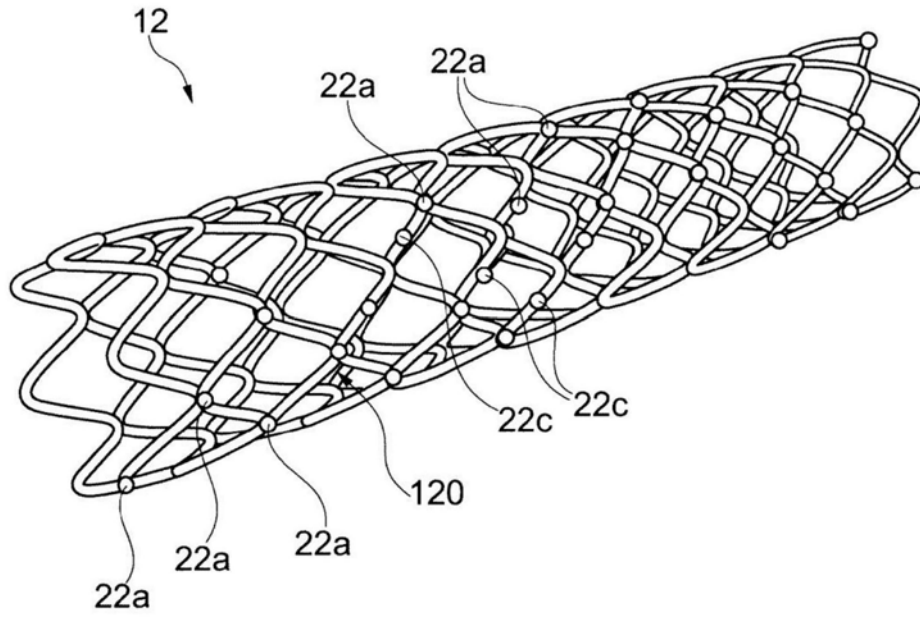


图13

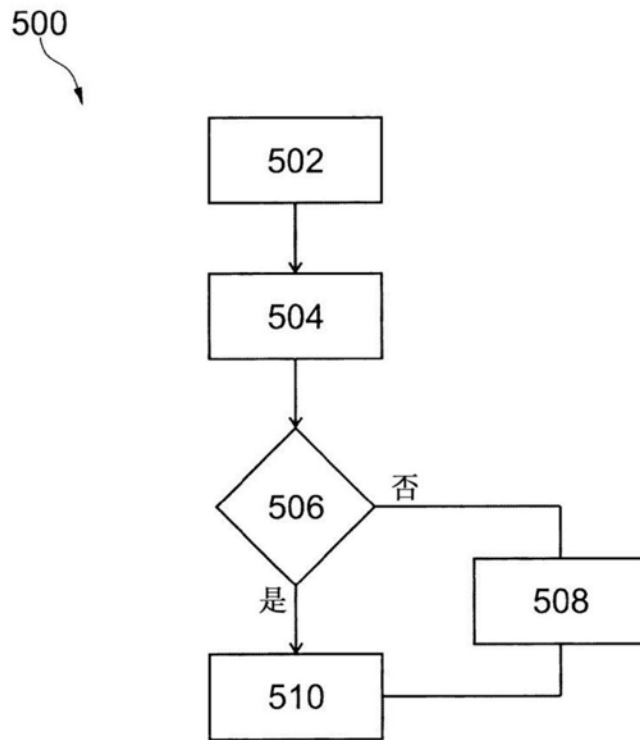


图14

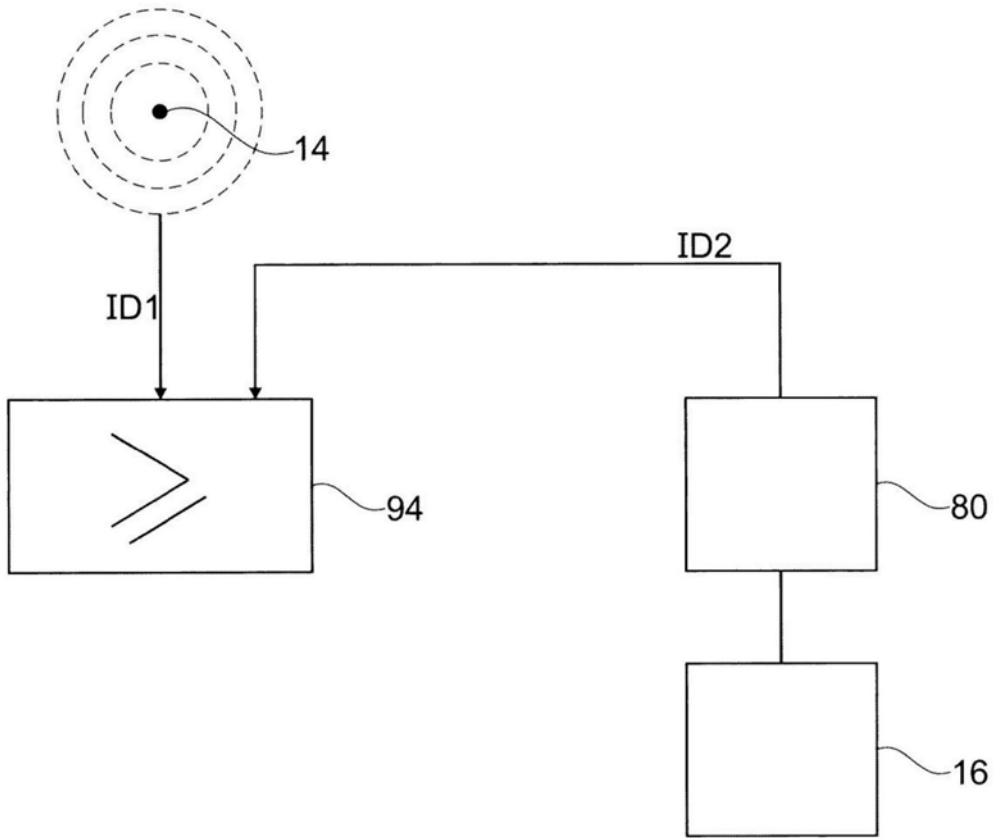


图15