



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111770725 B

(45) 授权公告日 2024.10.29

(21) 申请号 201980014499.2

(22) 申请日 2019.02.06

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111770725 A

(43) 申请公布日 2020.10.13

(30) 优先权数据
18157591.1 2018.02.20 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.08.20

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/052875 2019.02.06

(87) PCT国际申请的公布数据
W02019/162089 EN 2019.08.29

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 H·维恩斯特拉 F·韦尔巴凯尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 孟杰雄

(51) Int.Cl.
A61B 5/274 (2021.01)
A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/25 (2021.01)
A61B 5/30 (2021.01)
A61B 5/28 (2021.01)
A61B 5/308 (2021.01)
A61B 5/318 (2021.01)

(56) 对比文件
US 2014303472 A1, 2014.10.09
US 3620208 A, 1971.11.16

审查员 李锐

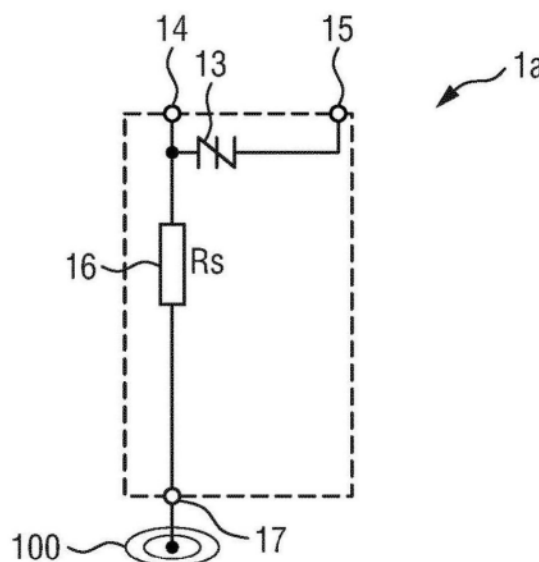
权利要求书2页 说明书8页 附图12页

(54) 发明名称

ECG电极连接器和ECG线缆

(57) 摘要

本发明涉及一种ECG电极连接器(1)和一种ECG线缆。为了消除常规ECG线缆装置的干线线缆,所述ECG电极连接器(1)被配置用于将ECG电极与导线机械并电学地连接。其包括:连接装置(10),其用于将所述ECG电极连接器(1)与ECG电极(100)机械地连接;导线端子(14),其用于与导线(300)的信号线(301)连接;屏蔽端子(15),其用于与所述导线(300)的屏蔽(302)连接;电极接触部(17),其用于接触所述ECG电极(100)的电学接触部(101);电压钳制元件(13),其耦合在所述导线端子(14)与所述屏蔽端子(15)之间;以及电阻器(16),其耦合在所述导线端子(14)与所述电极接触部(17)之间。



1. 一种用于将外部ECG电极与导线机械地并且电学地连接的ECG电极连接器,所述ECG电极连接器包括:

-连接装置(10),其用于将所述ECG电极连接器(1)与所述外部ECG电极(100)机械地连接,

-导线端子(14),其用于与导线(300)的信号线(301)进行连接,

-屏蔽端子(15),其用于与所述导线(300)的屏蔽(302)进行连接,

-电极接触部(17),其用于接触所述ECG电极(100)的电学接触部(101),

-电压钳制元件(13),其被电耦合在所述导线端子(14)与所述屏蔽端子(15)之间,以及

-电阻器(16),其被电耦合在所述导线端子(14)与所述电极接触部(17)之间。

2. 根据权利要求1所述的ECG电极连接器,

还包括电感器(22),所述电感器被耦合在所述导线端子(14)与所述电极接触部(17)之间。

3. 根据权利要求2所述的ECG电极连接器,

其中,所述电感器被耦合在所述电阻器(16)与所述电极接触部(17)之间。

4. 根据权利要求1所述的ECG电极连接器,

其中,所述电阻器(16)包括串联耦合的两个或更多个电阻器元件。

5. 根据权利要求1所述的ECG电极连接器,

还包括接地平面(25),当所述ECG电极连接器(1)和所述ECG电极(100)被连接时,所述接地平面被耦合到所述屏蔽端子(15)并且被布置在一侧的所述电阻器(16)和所述电压钳制元件(13)与另一侧的所述ECG电极(100)之间。

6. 根据权利要求1所述的ECG电极连接器,

其中,所述连接装置(10)包括夹紧装置或者卡扣装置或者抓握装置。

7. 根据权利要求1所述的ECG电极连接器,

包括单个导线端子(14)、单个屏蔽端子(15)、单个电压钳制元件(13)和单个电阻器(16)。

8. 根据权利要求2所述的ECG电极连接器,还包括:

-第二导线端子(21),其用于与所述导线的第二信号线(303)进行连接,

-第二电压钳制元件(19),其被耦合在所述第二导线端子(21)与所述屏蔽端子(15)之间,以及

-第二电阻器(20),其被耦合在所述第二导线端子(21)与所述电极接触部(17)之间。

9. 根据权利要求8所述的ECG电极连接器,

其中,所述电感器(22)的一端被耦合到所述电极接触部(17),并且所述电感器(22)的另一端被耦合到所述电阻器(16)和所述第二电阻器(20)。

10. 根据权利要求8所述的ECG电极连接器,

还包括第二电感器(23),所述第二电感器被耦合在所述第二导线端子(21)与所述电极接触部(17)之间。

11. 根据权利要求10所述的ECG电极连接器,

其中,所述第二电感器被耦合在所述第二电阻器(20)与所述电极接触部(17)之间。

12. 根据权利要求10所述的ECG电极连接器,

还包括第二电极接触部(24),所述第二电极接触部用于接触所述ECG电极(100)的第二电学接触部(103),其中,所述电感器(22)被耦合到所述电极接触部,并且所述第二电感器(23)被耦合到所述第二电极接触部。

13. 根据权利要求8所述的ECG电极连接器,

还包括第二屏蔽端子(15),所述第二屏蔽端子用于与所述导线(300)的所述屏蔽(302)进行连接,其中,所述第二电压钳制元件(19)被耦合在所述第二导线端子(21)与所述第二屏蔽端子(15)之间。

14. 根据权利要求1所述的ECG电极连接器,

其中,所述电阻器具有至少 $2k\Omega$ 的电阻。

15. 根据权利要求14所述的ECG电极连接器,

其中,所述电阻器具有在 $2k\Omega$ 至 $50k\Omega$ 的范围内的电阻。

16. 根据权利要求14所述的ECG电极连接器,

其中,所述电阻器具有在 $5k\Omega$ 至 $20k\Omega$ 的范围内的电阻。

17. 一种ECG线缆,包括:

- 一条或多条导线,

- 一个或多个ECG电极连接器(1),其包括至少一个根据权利要求1所述的ECG电极连接器,其中,一条导线针对每个ECG电极被提供并且每个ECG电极连接器被连接到相应的导线以将所述导线机械地并且电学地连接到ECG电极。

18. 根据权利要求17所述的ECG线缆,包括:

- 至少两条呼吸型导线,每条具有两条信号线,以及

- 至少两个根据权利要求8所述的ECG电极连接器,每个ECG电极连接器被连接到相应的呼吸型导线。

19. 根据权利要求18所述的ECG线缆,还包括:

- 至少一条非呼吸型导线(300),每条具有单条信号线,以及

- 至少一个根据权利要求7所述的ECG电极连接器,每个ECG电极连接器被连接到相应的非呼吸型导线(300)。

ECG电极连接器和ECG线缆

技术领域

[0001] 本发明涉及一种ECG(心电图描记法)电极连接器和一种ECG线缆。

背景技术

[0002] 针对医学级ECG测量系统的典型配置利用测量单元(例如移动单元或者ECG监测器)、干线线缆、干线单元、具有抓握器或卡扣器的导联集和ECG电极。电极被放置在身体上。导联集使用卡扣器或者抓握器连接到电极。每个电极经由导联(通常屏蔽线缆)连接到干线单元。在抓握器或卡扣器内,电感器有时被用于为电外科(ESU)信号提供增强的保护和滤波。这对于手术室中使用的导联集是重要的。在干线内,安全电阻器常常被放置以使测量单元免受能够在除颤处置期间发生的高电压影响。诸如固体放电管(sidactor)的额外安全元件在测量单元内用于限制ECG测量单元的输入上的最大电压。

[0003] 卡扣器和抓握器两者通常用作ECG电极连接器。其是电学等效的,并且抓握器或卡扣器之间的选择取决于用户的偏好。在本文中,通常对ECG电极连接器进行参考,并且所有技术细节适用于所有实施例,包括卡扣器、抓握器或夹紧装置,如果未另外指定。

[0004] 常规ECG电极连接器具有到导线(还被称为导联)的单个电学连接,所述导线连接到干线单元。导线是屏蔽线缆。该线缆的屏蔽在从线缆到ECG电极连接器的附接点处结束(未连接)。在ECG电极连接器内,电感器可以被用于作为旨在用于手术室中的所谓的橙色导联集的部分的ECG电极连接器。该电感器提供当患者正在经历电外科处置时的电极与ECG测量单元之间的额外滤波。

[0005] 测量单元与ECG电极之间的常规硬件是相当笨重并且沉重的,从而使其特别地针对移动应用不舒适,例如当患者可以在床外自由移动时。因此,存在用于降低该硬件的大小和重量的需要。

[0006] WO 2017/220328 A1公开了用于医学耦合单元与耦合到医学耦合单元的医学传感器之间的电学信号传输的医学耦合单元。医学耦合单元包括:耦合侧连接器,其包括第一表面中或上的多个第一电学接触部和与第一表面相对的第二表面中或上的多个第二电学接触部;以及连接器接口,其用于分析在多个第一和第二电学接触部中的一个或多个处可用的电学信号以检测以下各项中的一项或多项:耦合到医学耦合单元的医学传感器的存在、耦合到医学耦合单元的医学传感器的类型和耦合到医学耦合单元的医学传感器的传感器侧连接器的取向。此外,公开了传感器侧连接器。

[0007] US 3620208 A公开了一种用于心电图设备的放大电极。其包括具有高输入阻抗和低输出阻抗的集成阻抗转换器放大器电路,其以用于静电和电磁屏蔽的金属壳嵌铸。该放大器由通过由覆盖锥形金属壳但是与其绝缘的小导电板感测的毫微安培电流信号驱动。集成电路的高输入阻抗使皮肤接触电阻的效应最小化,而低输出阻抗使EKG电子器件的剩余部分的信号线中的噪声拾取最小化。最重要地,集成阻抗转换器放大器电路仅要求大约10-毫微安培偏置电流用于操作。因此,多达100个分离电极的信号迹线可以同时记录而不超过通过人体的最大允许电流。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种ECG电极连接器和一种ECG线缆,通过其,测量单元与ECG电极之间的硬件的大小和重量减小。

[0009] 在本发明的第一方面中,呈现了一种用于将外部ECG电极与导线机械地并且电学地连接的ECG电极连接器,所述ECG电极连接器包括:

[0010] -连接装置,其用于将所述ECG电极连接器与外部ECG电极机械地连接,

[0011] -导线端子,其用于与导线的信号线进行连接,

[0012] -屏蔽端子,其用于与所述导线的屏蔽进行连接,

[0013] -电极接触部,其用于接触所述ECG电极的电学接触部,

[0014] -电压钳制元件,其被电耦合在所述导线端子与所述屏蔽端子之间,以及

[0015] -电阻器,其被电耦合在所述导线端子与所述电极接触部之间。

[0016] 在本发明的另一方面中,呈现了一种ECG线缆,包括:

[0017] -一条或多条导线,

[0018] -一个或多个ECG电极连接器,其包括本文公开的至少一个ECG电极连接器,其中,一条导线针对每个ECG电极被提供并且每个ECG电极连接器被连接到相应的导线以将所述导线与ECG电极机械地并且电学地连接。

[0019] 应当理解,要求保护的ECG线缆与要求保护的ECG电极连接器具有相似和/或相同的优选实施例。

[0020] 本发明基于将包括至少一个或多个电阻器和电压钳制元件(优选地固体放电管;备选地氖光灯或灭蝇胺)并且任选地一个或多个电感器的安全网络并入到ECG电极连接器中的思想。干线单元因此可以完全消除,从而导致在测量单元与ECG电极之间要求的完整硬件的大小和重量方面的实质性降低。ECG电极连接器经由导线连接到测量单元。从电学视角,一方面使用常规ECG电极连接器和干线单元的测量单元并且另一方面使用如本文所公开的ECG电极连接器的测量系统基本上相等并且其性能基本上相同。

[0021] 在实施例中,ECG电极连接器还包括电感器,其耦合在所述导线端子与所述电极接触部之间,特别地在所述电阻器与所述电极接触部之间。该电感器为ESU信号提供增强的保护和滤波。

[0022] 在另一实施例中,所述电阻器包括串联耦合的两个或更多个电阻器元件。例如,多个较低值的电阻器元件可以串联使用以允许吸引人的低成本连接器设计。与单个电阻器相比较,所述电阻器元件然后还可以在大小方面减小。

[0023] 所述ECG电极连接器还可以包括接地平面,当所述连接器和所述ECG电极被连接时,所述接地平面耦合到所述屏蔽端子并且被布置在一侧的所述电阻器和所述电压钳制元件与另一侧的所述ECG电极之间。该接地平面然后充当接地屏蔽,其降低对干扰的总体灵敏度。

[0024] 所述ECG电极连接器的连接装置可以包括夹紧装置或者卡扣装置或者抓握装置。因此,可以使用常规机械设计。其他设计是可能的。

[0025] 在一个实施例中,所述ECG电极连接器包括单个导线端子、单个屏蔽端子、单个电压钳制元件和单个电阻器。该实施例特别地被用于不应当用于呼吸测量的ECG电极。

[0026] 医学级ECG测量系统通常应当提供测量呼吸的能力,即,至少一些ECG电极(通常

RA、LA和LL)应当被用于呼吸测量。在电极之间看到的来自人体的生物阻抗由呼吸调制。因此,呼吸可以经由所述ECG测量单元中的阻抗测量系统测量。

[0027] 在使用经典干线线缆和导联集的ECG测量系统中,存在旨在用于各种用例的不同类型的导联集。特别地,存在旨在用于手术室中的橙色导联集。在橙色导联集中,借助于每个导联中的串联电感器的额外保护和滤波被使用在所述导联集中。当所述橙色导联集使用时,所述ECG测量单元的呼吸测量功能不可靠并且必须不使用。这是由于与所述电极串联的电感器的存在,其使所述呼吸检测系统中使用的调制和解调信号衰减。

[0028] 因此,在实施例中,所述ECG电极连接器还包括:第二导线端子,其用于与所述导线的第二信号线连接;第二电压钳制元件,其耦合在所述第二导线端子与所述屏蔽端子之间;以及第二电阻器,其耦合在所述第二导线端子与所述电极接触部之间。因此,复制安全网络被提供以支持经改进的呼吸检测准确度。

[0029] 在该实施例中,可以优选的是,所述电感器的一端耦合到所述电极接触部并且所述电感器的另一端耦合到电阻器和第二电阻器,即,这两个电阻器在一端处连接到相同电感器。

[0030] 在另一实施例中,提供了第二电感器,其耦合在所述第二导线端子与所述电极接触部之间,特别地在所述第二电阻器与所述电极接触部之间。以这种方式,两个路径合并的连接点更接近于所述ECG电极移动,这进一步改进所述呼吸测量系统的准确度。

[0031] 在后者实施例中,第二电极接触部可以被提供用于接触所述ECG电极的第二电学接触部,其中,所述电感器耦合到所述电极接触部,并且所述第二电感器耦合到所述第二电极接触部。借助于到所述ECG电极的这些分离接触部,简单检测方法被支持以检测所述ECG电极连接器是否连接到ECG电极。

[0032] 所述ECG电极连接器还可以包括用于与所述导线的屏蔽连接的第二屏蔽端子,其中,所述第二电压钳制元件耦合在所述第二导线端子与所述第二屏蔽端子之间。这进一步改进了安全性。

[0033] 在实际的实施方式中,所述电阻器可以具有至少 $2k\Omega$ 的电阻,特别地在 $2k\Omega$ 到 $50k\Omega$ 的范围内或在 $5k\Omega$ 到 $20k\Omega$ 的范围内,例如 $10k\Omega$ 。

[0034] 所提出的ECG线缆包括一条或多条导线和所提出的ECG电极连接器中的一个或多个。其还可以包括:至少两条呼吸型导线,每条具有两条信号线;以及至少两个ECG电极连接器,其包括如上文所描述的复制安全网络,所述至少两个ECG电极连接器中的每个连接到相应的呼吸型导线。

[0035] 所述ECG线缆还可以包括:至少一条非呼吸型导线,每条具有单条信号线;以及至少一个ECG电极连接器,其具有如上文所描述的单个安全网络,所述至少一个ECG电极连接器连接到相应的非呼吸型导线。

附图说明

[0036] 本发明的这些和其他方面将根据在下文中所描述的(一个或多个)实施例而显而易见并且参考在下文中所描述的(一个或多个)实施例而得到阐述。在以下附图中:

[0037] 图1示出了根据本发明的ECG电极和包括ECG电极连接器的ECG线缆的实施例的透视图;

- [0038] 图2示出了根据本发明的ECG线缆的截面视图；
- [0039] 图3示出了根据本发明的ECG电极连接器的第一实施例的电路图；
- [0040] 图4示出了根据本发明的ECG电极连接器的第二实施例的电路图；
- [0041] 图5示出了根据本发明的ECG电极连接器的第三实施例的电路图；
- [0042] 图6示出了根据本发明的ECG电极连接器的第四实施例的电路图；
- [0043] 图7示出了根据本发明的ECG电极连接器的第五实施例的电路图；
- [0044] 图8示出了根据本发明的ECG电极连接器的第六实施例的电路图；
- [0045] 图9示出了根据本发明的ECG电极连接器的第七实施例的电路图；
- [0046] 图10示出了包括图9所示的ECG电极连接器的ECG线缆的实际实施方式的俯视图；
- [0047] 图11示出了包括用于呼吸测量的ECG电极连接器的实施例的ECG线缆的俯视图；
- [0048] 图12示出了包括不旨在用于呼吸测量的ECG电极连接器的实施例的ECG线缆的俯视图；
- [0049] 图13示出了包括具有屏蔽的ECG电极连接器的实施例的ECG线缆的俯视图；
- [0050] 图14示出了已知呼吸测量系统的实施例的电路图；
- [0051] 图15示出了根据本发明的呼吸测量系统的实施例的电路图；
- [0052] 图16示出了根据本发明的ECG测量系统的实施例的电路图；
- [0053] 图17示出了使用相同ECG电极连接器的ECG线缆的另一实施例的示图；并且
- [0054] 图18示出了使用不同ECG电极连接器的ECG线缆的另一实施例的示图。

具体实施方式

[0055] 图1示出了ECG电极100和包括ECG电极连接器1的ECG线缆200的实施例的透视图，并且图2示出了根据本发明的ECG线缆200的截面视图。ECG线缆200包括一条(或多条)导线300和一个(或多个)ECG电极连接器1。通常，一条导线300针对每个ECG电极100被提供，并且每个ECG连接器1连接到相应导线300。一条(或多条)导线可以组合到将一个(或多个)ECG电极与ECG测量单元(未示出)(例如，移动单元或ECG监测器)连接的公共线缆中。导线300通常包括携带测量信号的信号线301和用于屏蔽信号线301免于干扰辐射的屏蔽302。

[0056] ECG电极连接器1包括用于将ECG电极连接器1与ECG电极100机械连接的连接装置10。连接装置10通常可以包括任何种类的连接模块，其允许在使用期间将ECG电极连接器1固定机械连接到ECG电极100。例如，其可以包括夹紧装置或者卡扣装置或者抓握装置。在图1和2中所示的实施例中，ECG电极连接器1的连接装置10包括与ECG电极100的对应的公部分101接合的母连接部分11，所述公部分表示ECG电极的电学接触部。例如，因此可以设计ECG电极连接器1的壳体12。

[0057] ECG电极连接器1还包括：安全元件(还被称为保护元件)，特别地电压钳制元件13(在该实施例中固体放电管)，其耦合在导线端子14与屏蔽端子15之间；以及电阻器16，其耦合在导线端子14与电极接触部17之间。电压钳制元件13和电阻器16可以例如布置在PCB 18上，其安装在ECG电极连接器1内或者可以耦合在相应线(未示出)之间。

[0058] 通常，其可以在可以参与4线呼吸检测系统的ECG电极(和对应的ECG电极连接器)(通常ECG电极RA、LA和LL)与不需要参与4线呼吸检测系统的所有其他ECG电极(和对应的ECG电极连接器)(通常ECG电极RL和V1-V6)之间区分。未被用于测量呼吸的ECG电极(和对应

的ECG电极连接器)不要求双保护电路。

[0059] 图3示出了可以不被用于呼吸测量的根据本发明的ECG电极连接器1a的第一实施例的电路图。除了电极接触部17之外,ECG电极连接器1a包括单个导线端子17、单个屏蔽端子15、单个电压钳制元件13和单个电阻器16(Rs)。电压钳制元件13耦合在导线端子14与屏蔽端子15之间。电阻器16耦合在导线端子14与电极接触部17之间。

[0060] 图4示出了可以被用于4线呼吸检测系统中的呼吸测量的根据本发明的ECG电极连接器1b的第二实施例的电路图(使用两个ECG电极,每个ECG电极连接到例如一个这样的ECG电极连接器1b)。除了图3中所示的ECG电极连接器1a的第一实施例的元件之外,ECG电极连接器1b还包括第二电压钳制元件19、第二电阻器20(Rsv)和用于与导线300的第二信号线(未示出)连接的第二导线端子21。第二电压钳制元件19耦合在第二导线端子21与屏蔽端子15之间。第二电阻器20耦合在第二导线端子21与电极接触部17之间。

[0061] 图5示出了可以不被用于呼吸测量的根据本发明的ECG电极连接器1c的第三实施例的电路图。除图3中所示的ECG电极连接器1a的第一实施例的元件之外,ECG电极连接器1c还包括电感器22(Ls),其耦合在导线端子14与电极接触部17之间,特别地在电阻器16与电极接触部17之间。电感器提供当患者正在经历电外科(ESU)处置时的ECG电极与ECG测量单元之间的增强的保护和滤波,这对于手术室中使用的导联集是特别重要的。

[0062] 图6示出了可以被用于呼吸测量的根据本发明的ECG电极连接器1d的第四实施例的电路图(使用两个ECG电极,每个ECG电极连接到例如一个这样的ECG电极连接器1d)。除图4中所示的ECG电极连接器1b的第二实施例的元件之外,ECG电极连接器1d还包括电感器22(Ls),其耦合在第二导线端子21与电极接触部17之间,特别地在第二电阻器20与电极接触部17之间。电感器22的一端耦合到电极接触部17,并且电感器22的另一端耦合到电阻器16和第二电阻器20。

[0063] 呼吸阻抗测量结果的准确度可以通过复制ECG电极连接器内的电感器进一步改进。图7示出了利用该选项的根据本发明的ECG电极连接器1e的第五实施例的电路图。除图6中所示的ECG连接器1d的第四实施例之外,ECG电极连接器1e还包括第二电感器23(Lsv),其耦合在第二导线端子21与电极接触部17之间,特别地在第二电阻器20与电极接触部17之间。针对ECG电极连接器1e的测量的阻抗等于 R_{body} (身体的阻抗)+ $2Z_{\text{电极}}$ (ECG电极阻抗),其是具有单个电感器的ECG电极连接器上的改进,例如图5中所示的ECG电极连接器1d,因为电感器Ls的阻抗不在所测量的阻抗中扮演角色。

[0064] 图8示出了根据本发明的ECG电极连接器1f的第六实施例的电路图。除图7中所示的ECG电极连接器1e的第五实施例之外,ECG电极连接器1f还包括第二电极接触部24。在该实施例中,ECG电极的电学接触部可以分裂成两个电学接触部102、103,其中,第一电学接触部102与第一电极接触部17连接,并且第二电学接触部103与第二电极接触部24连接。然而,两个电学接触部102、103优选地在ECG电极100内电学连接(即,短路)。ECG电极连接器1f到ECG电极100的双连接提供以下优点:其使能对ECG电极连接器1f连接到ECG电极100(如果两个电极接触部17和24短路)或者未连接到ECG电极100(如果两个电极接触部17和24开路)的可靠检测。

[0065] 在4线呼吸配置中,如例如图4、6、7和8中所示,安全电阻器16(Rs)和20(Rsv)在除颤期间不使许多能量耗散,例如通常针对单个除颤脉冲各自在 $R_s = R_{sv} = 10\text{k}\Omega$ 处 $<1\text{J}$ 。相对

小的电阻器(在大小方面)足以使该能量可靠地耗散。然而,在能量定额附近,电阻器还应该能够处理高达5kV的除颤电压。这通常要求大的电阻器(在大小方面)。较小的电阻器通过使用嵌铸技术是可能的。另外的备选方案是将电阻器 R_s 和 R_{sv} 分裂成串联的多个电阻器,如图9中所示。

[0066] 图9示出了根据本发明的ECG电极连接器1g的第七实施例的电路图。与图8中所示的ECG电极连接器1f的第六实施例不同,在ECG电极连接器1g中,电阻器16包括串联耦合的两个或更多个电阻器元件16a-16c,并且第二电阻器20包括串联耦合的两个或更多个电阻器元件20a-20c。例如,在图9中所示的实施例中,电阻器16分裂成具有相等电阻值的三个电阻器元件,并且电阻器20分裂成具有相等电阻值的三个电阻器元件。在其他实施例中,仅电阻器16或者第二电阻器20包括两个或更多个电阻器元件。在仅具有单个电阻器16的ECG电极连接器的实施例中,也可以使用相同想法,即,电阻器16也可以包括两个或更多个电阻器元件16a-16c。

[0067] 在图9中所示的实施例中, n 个电阻器元件(在图9中所示的示范性实施例中 $n=3$)串联使用,每个具有值 R_s/n 和 R_{sv}/n 。每电阻器元件的能量耗散和跨每个电阻器元件的电压与 n 成比例减小,并且因此每个电阻器元件可以更小得多并且便宜得多,从而导致针对ECG电极连接器的更紧凑和更便宜的总体解决方案。此外,串联连接可以允许ECG电极连接器的更吸引人的设计的任意物理配置(例如直线、圆形等)构建。

[0068] 在ECG电极连接器的另外的实施例中,(一个或多个)电感器22、23可以以与图9中所示的实施例中的电阻器16、20类似的方式从串联网分裂和实施。

[0069] 在图10中描绘了包括图9中所示的ECG电极连接器1g的ECG线缆200a的实际实施方式的俯视图。导线300a包括与第一导线端子14连接的第一信号线301、与第二导线端子21连接的第二信号线303以及与屏蔽端子15连接的屏蔽302。因此,该ECG线缆200a借助于复制安全网络和2线屏蔽导线300a的两个信号连接来提供4线呼吸支持。分裂电阻器(在这种情况下每个电阻器分裂成三个电阻器元件)使能小物理大小的电阻器元件和电阻器网络的灵活定位和布局。此外,ECG电极100的两个分离接触部17、24在ECG测量单元内支持对ECG电极100是否被附接的简单检测。更进一步地,嵌入式电压钳制元件13、19限制导线中的最高电压并且因此放松针对导线的电压处理要求。

[0070] 通常,如果ECG电极连接器旨在用于手术室中,则仅需要电感器。如果手术室中的使用被排除,则可以设想没有电感器的ECG电极连接器版本,如例如在俯视图中在图11和12中所示。这些设计可以在物理大小方面更小以用于增加的患者舒适。

[0071] 图11示出了ECG线缆200b的俯视图,包括使用双保护网络支持4线呼吸测量并且旨在用于可以被用于呼吸测量的导联(例如,RA、LA和LL)的ECG电极连接器1h的实施例。其不包括电感器。使用分裂电阻器,其允许具有针对小物理大小的降低的电压额定的电阻器元件的使用。此外,使用ECG电极的分裂电学接触部,其支持ECG电极是否被连接的简单检测。

[0072] 图12示出了包括旨在用于所有其他导联(例如RL和V1-V6)的ECG电极连接器1i的实施例的ECG线缆200c的俯视图。其不包括电感器。在该实施例中,导线300包括单条信号线301。ECG电极连接器1i包括单个安全网络。

[0073] 一个或多个小PCB可以嵌入在ECG电极连接器内以保持安全元件。这样的PCB可以具有多个导电层。一个层可以用作屏蔽。这将降低ECG测量系统对干扰的灵敏度。图13示出

了包括具有屏蔽的ECG电极连接器1j的实施例的ECG线缆200c的俯视图。接地平面25覆盖ECG电极100的最大部分(特别地接近安全元件),并且电连接到导线300a的屏蔽302。

[0074] 在常规ECG测量系统中,在描绘已知呼吸测量系统400的实施例的图14中示出了从ECG测量单元到ECG电极的元件的划分。其包括阻抗测量单元401、连接器402、干线线缆403、ECG电极连接器404、405和ECG电极406、407。呼吸阻抗测量系统(在阻抗测量单元内)将AC-电流 i_{ac} 驱动到患者的身体并且测量跨节点A、B的得到的电压V。实际测量阻抗是 $R_{body} + 2 \cdot Z_{电极} + 2 \cdot Z_{Ls} + 2R_s$ 的串联阻抗。电压钳制元件通常放置在阻抗测量单元401内。ESU保护电感器 L_s 被嵌入在ECG电极连接器404、405中。干线线缆403包括安全串联电阻器 R_s 。

[0075] 在2线呼吸测量系统中,电阻器 R_s 具有 $R_s = 1k\Omega$ 的典型值。 R_s 的值是有限的,因为更高的 R_s 导致 R_{body} 的测量结果的降低的准确度。较低欧姆的电阻器 R_s 对于准确的 R_{body} 测量结果是优选的,但是当患者正在经历除颤处置时耗散更多能量并且因此在物理大小方面是大的。

[0076] 图15示出了根据本发明的呼吸测量系统500的第一实施例的电路图。其包括阻抗测量单元501,并且针对每个ECG电极100包括导线300和ECG电极连接器1a。与图14中所示的常规呼吸测量系统400相比较,干线线缆完全省略并且安全元件全部放置在如图5中所示的ECG电极连接器1c中。

[0077] R_{body} 的测量可以使用4线阻抗测量系统更准确地完成。图16示出了使用这样的4线阻抗测量系统601的根据本发明的ECG测量系统600的第二实施例的电路图。除4线阻抗测量单元601之外,ECG测量系统600每ECG电极100包括导线300a(包括两条信号线和屏蔽,例如如图10中所示)和ECG电极连接器1d,如图6中所示。

[0078] 在4线呼吸测量结果中,所测量的阻抗等于 $R_{body} + 2 \cdot Z_{电极} + 2 \cdot Z_{Ls}$ 。 R_{sv} 的值不在所测量的阻抗中扮演角色,因为电压在电感器的一侧的调制器路径中的串联电阻 R_s 后面被测量。电压测量路径中的串联电阻 R_{sv} 被要求用于保护,但是在所测量的阻抗中未看到,因为在 R_{sv} 中不存在电流 i_{ac} 。作为结果,4线呼吸测量方法为 R_{body} 测量提供经改进并且更可靠的方法。来自电感器 L_s 的阻抗仍然看到与 R_{body} 串联。

[0079] 由于在4线阻抗测量方法中电阻器 R_s 和 R_{sv} 两者在阻抗测量中未看到,因而其值可以相对于图15中所示的原始2线配置增加。例如,可以使用 $R_s = R_{sv} = 10k\Omega$ 。增加的电阻导致除颤处置期间的降低的能量耗散。因此,与图15中所示的2线配置相比较,更小的物理大小的电阻器可以被用于4线呼吸测量系统。

[0080] 与仍然存在放置电压钳制元件的干线单元的常规ECG测量系统相反,根据ECG图16中所描绘的ECG测量系统,干线单元被消除。安全和保护部件(电阻器、电压钳制元件和电感器)被放置在每个ECG电极连接器1d内。每个ECG电极连接器1d经由导线300连接到阻抗测量系统601。可以参与呼吸测量系统的ECG电极100具有复制安全网络(电压钳制元件和电阻器)。

[0081] 从电学视角,根据本发明的测量系统600和使用干线线缆的可比较的常规测量系统基本上相等并且其性能相同。关于ECG电极连接器内的安全元件的所提出的划分结合4线呼吸检测是可能和有利的,因为4线方法允许增加的电阻值 R_s 和 R_{sv} ,如上文所解释的,其使来自除颤脉冲的能量耗散更少并且因此可以在大小方面更小。

[0082] 图17示出了通过使用三条导线300a将ECG线缆210(还被称为ECG导联集)与三个

ECG电极进行接口的示范性实现的示图。保护网络被嵌入在ECG电极连接器1d中,从而支持4线呼吸测量。

[0083] 图18示出了使用经由五条导线支持五个ECG电极的不同ECG电极连接器的ECG线缆220的另一示范性实现的示图。三个ECG电极连接器1d和对应的呼吸型导线300a被配置用于4线呼吸测量,并且两个ECG电极连接器1c和对应的非呼吸型导线300未被配置用于4线呼吸测量。

[0084] 尽管在附图和前面的描述中已经详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应被视为说明性或示范性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

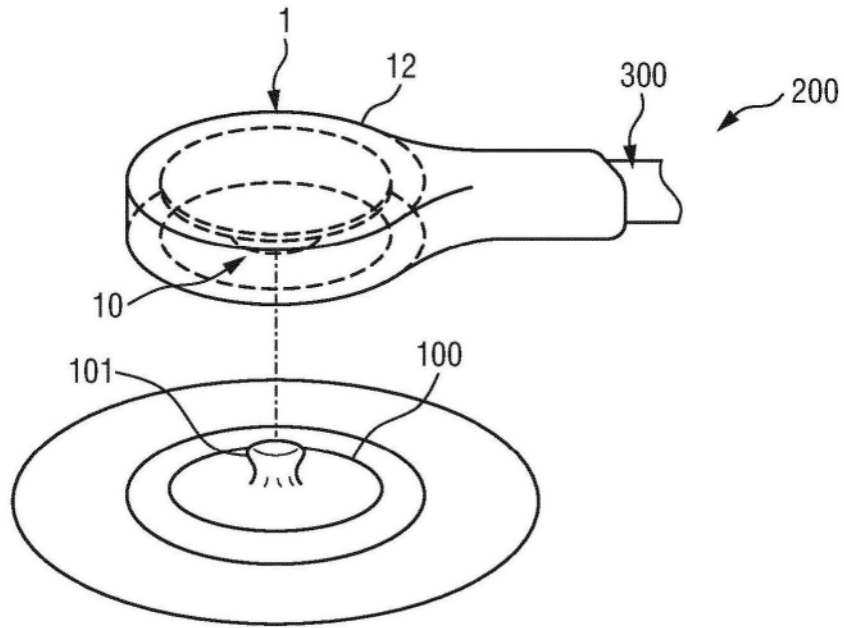


图1

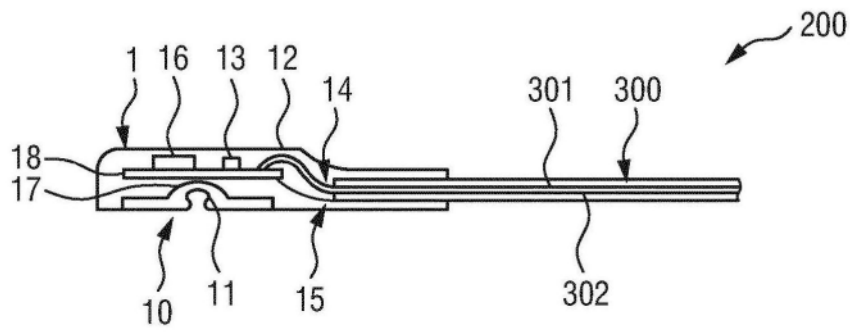


图2

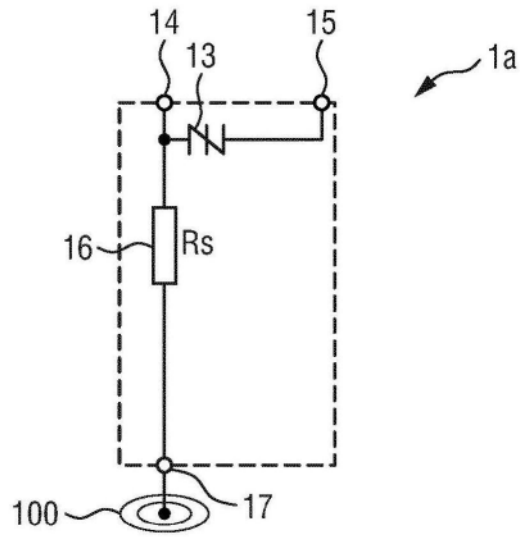


图3

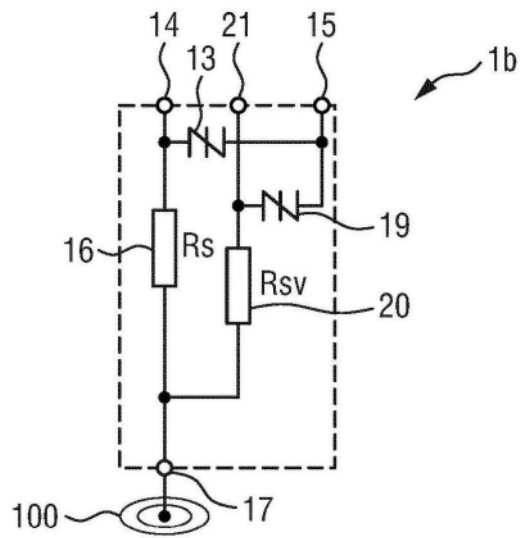


图4

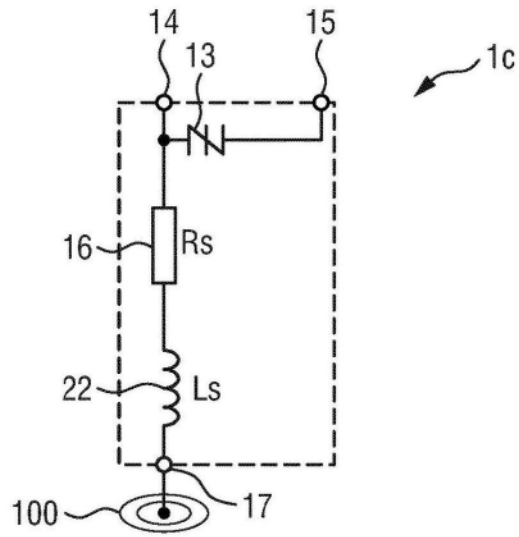


图5

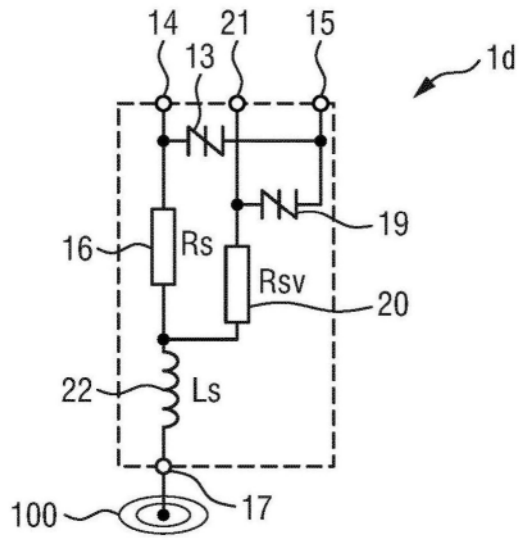


图6

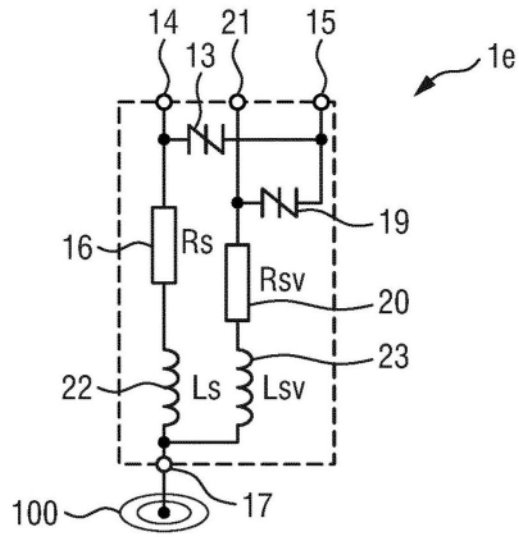


图7

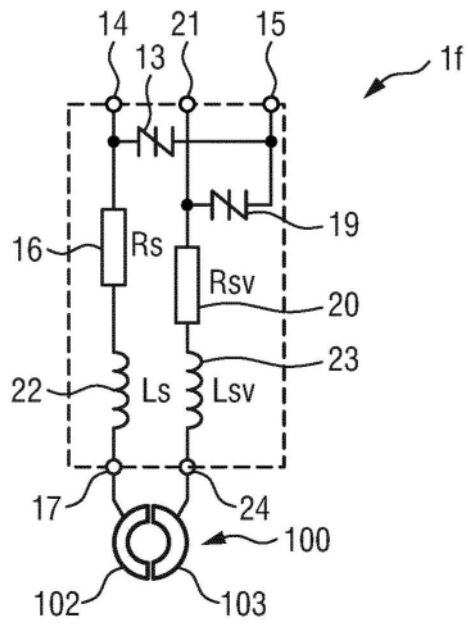


图8

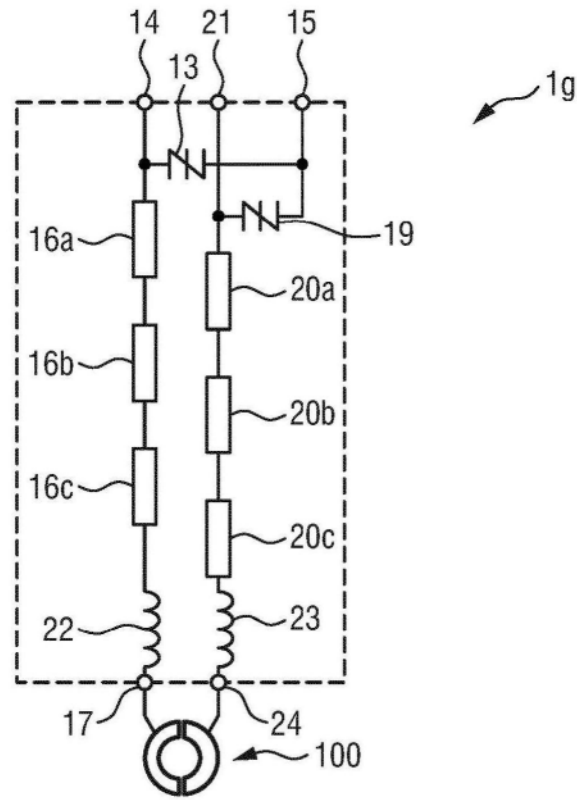


图9

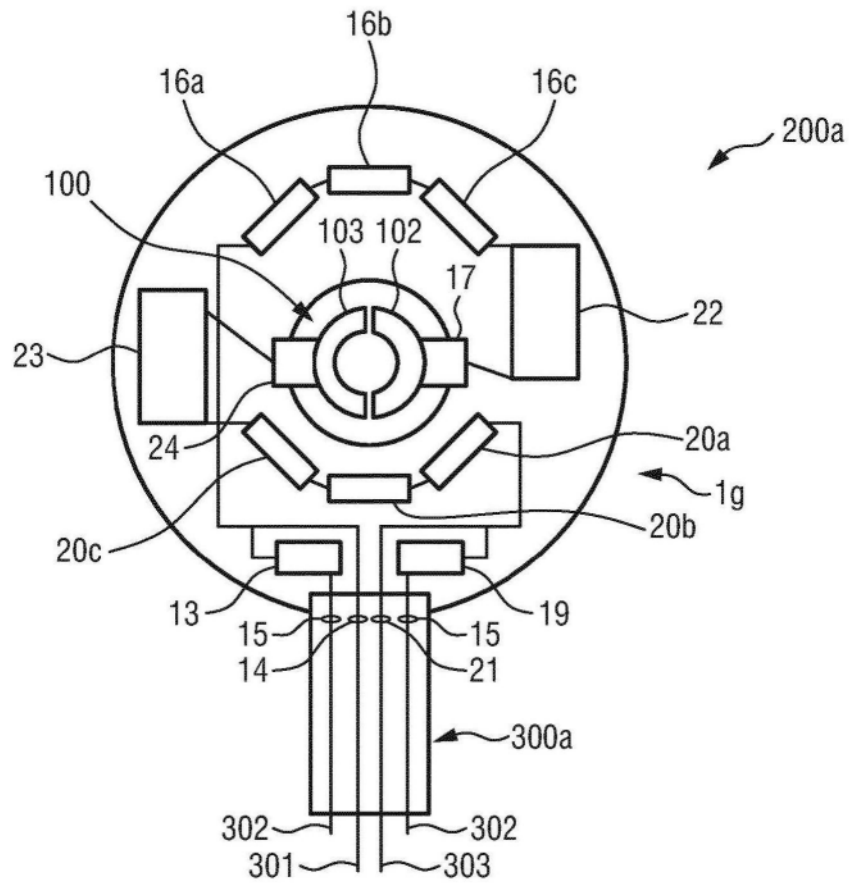


图10

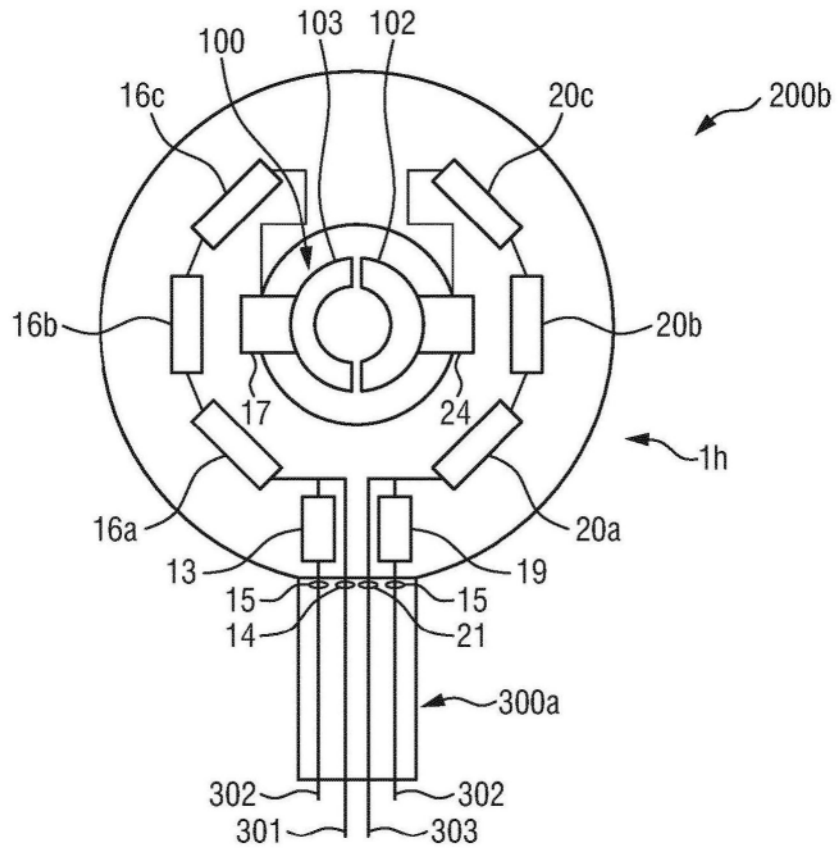


图11

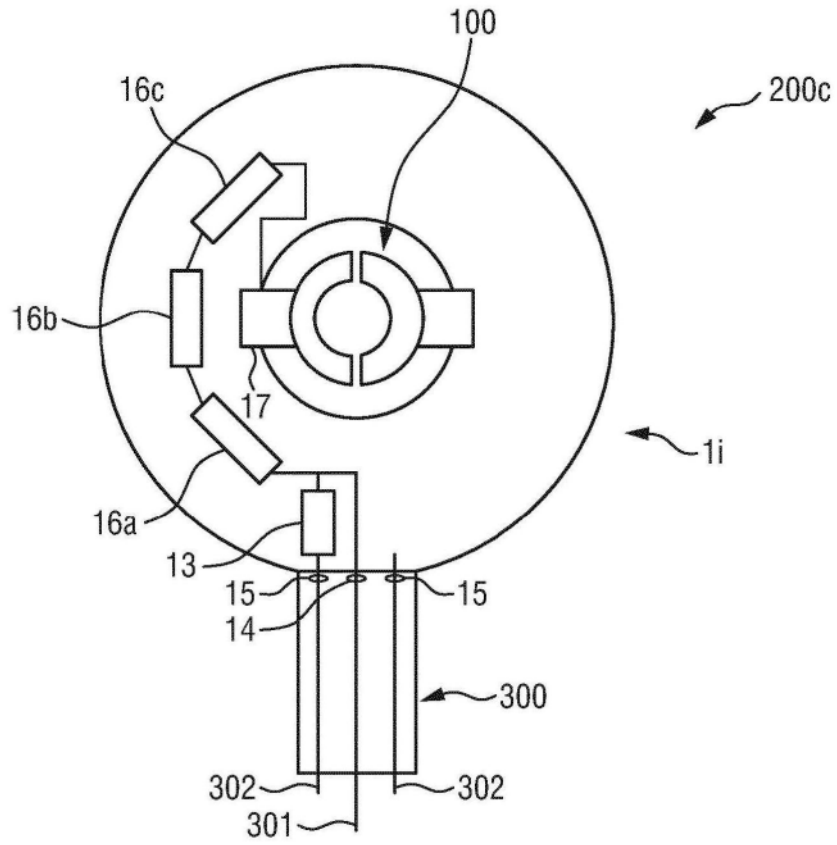


图12

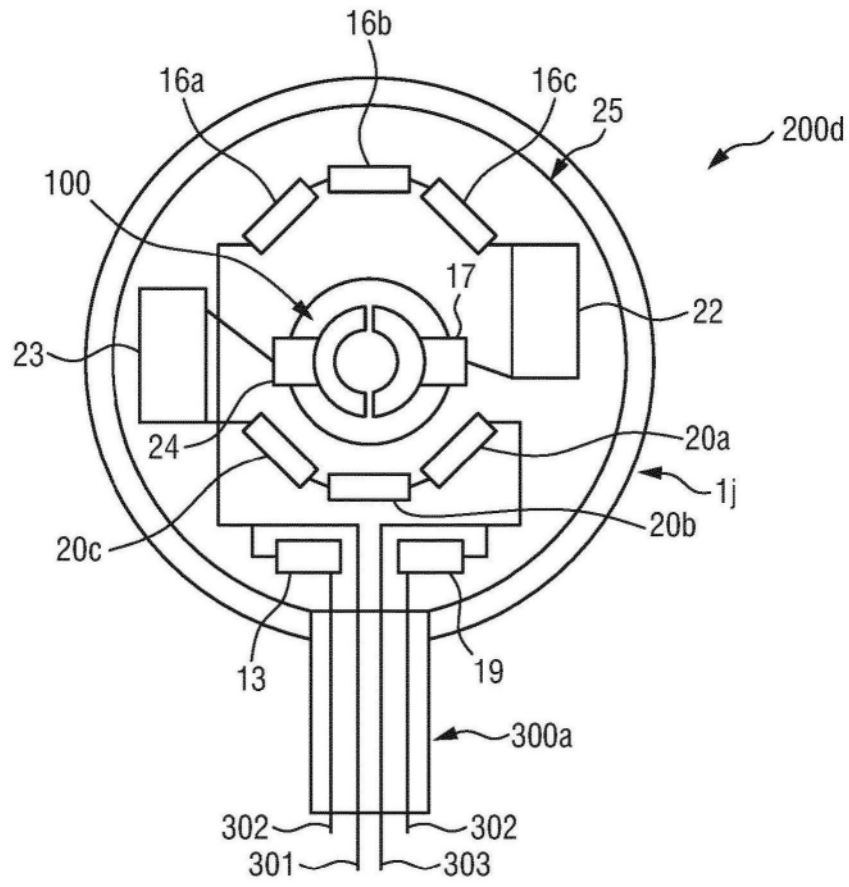


图13

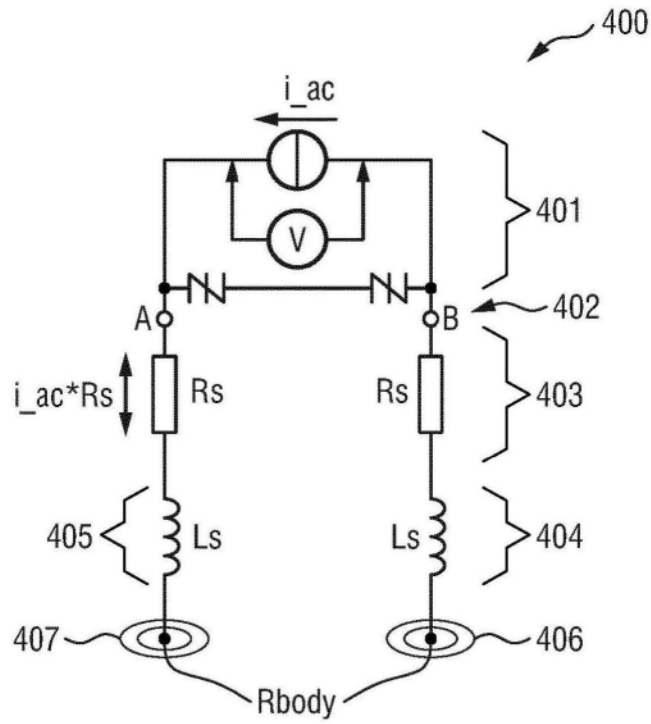


图14

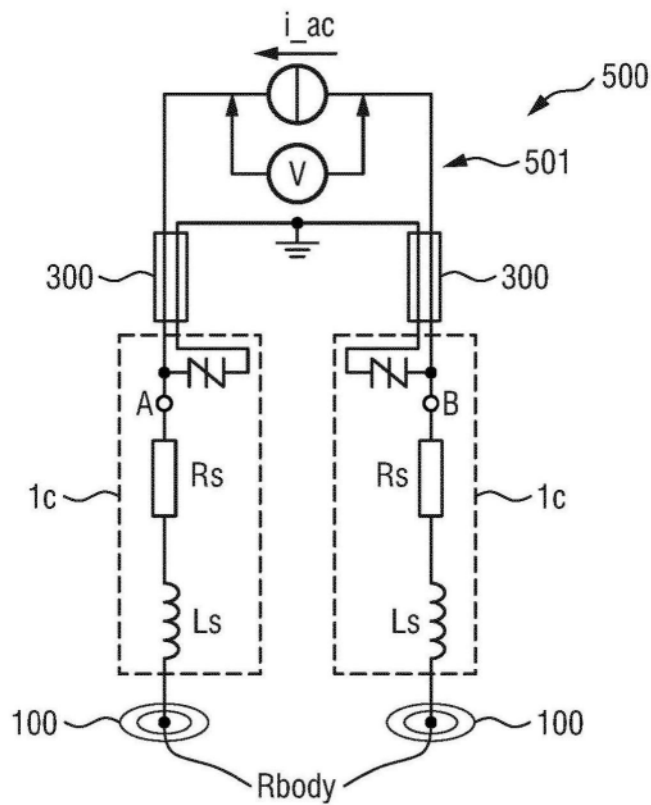


图15

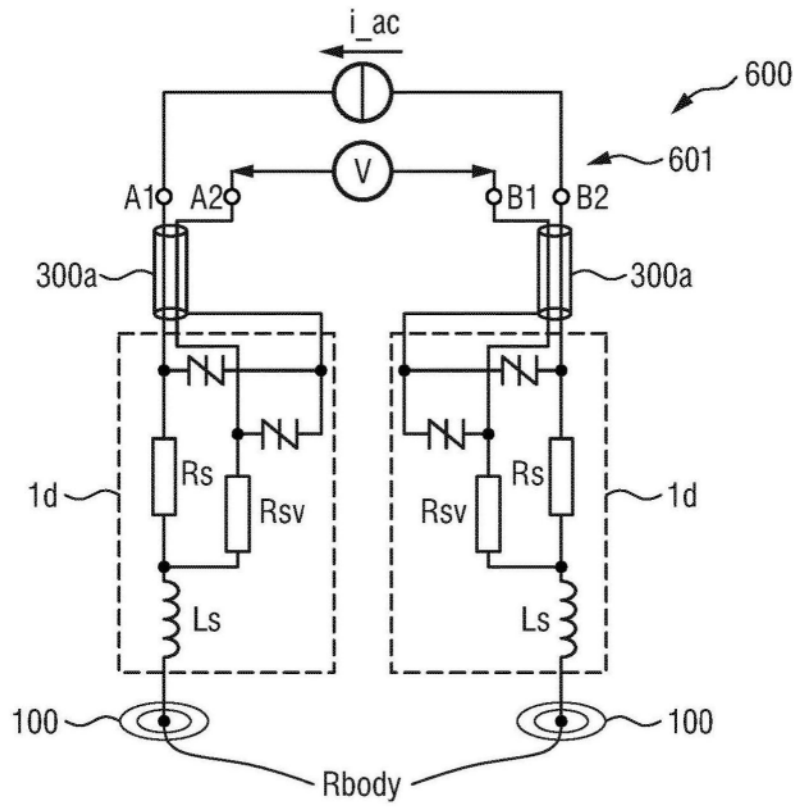


图16

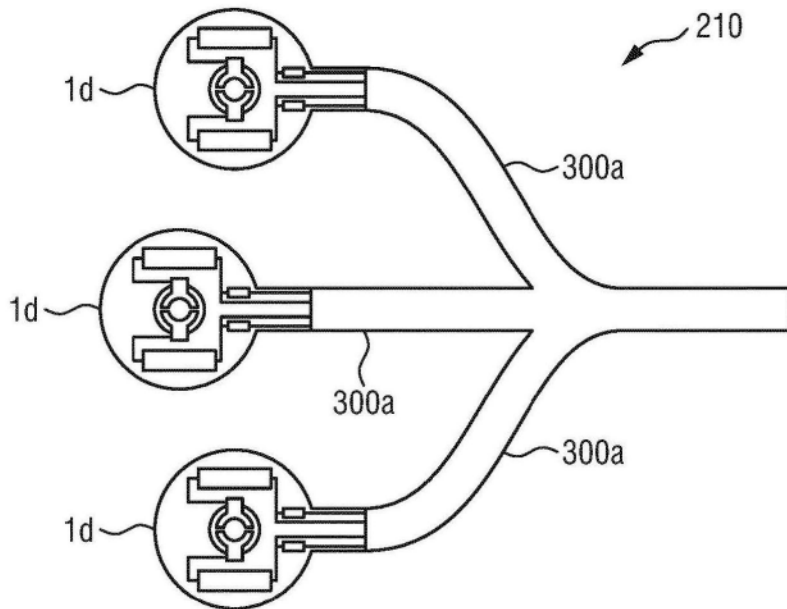


图17

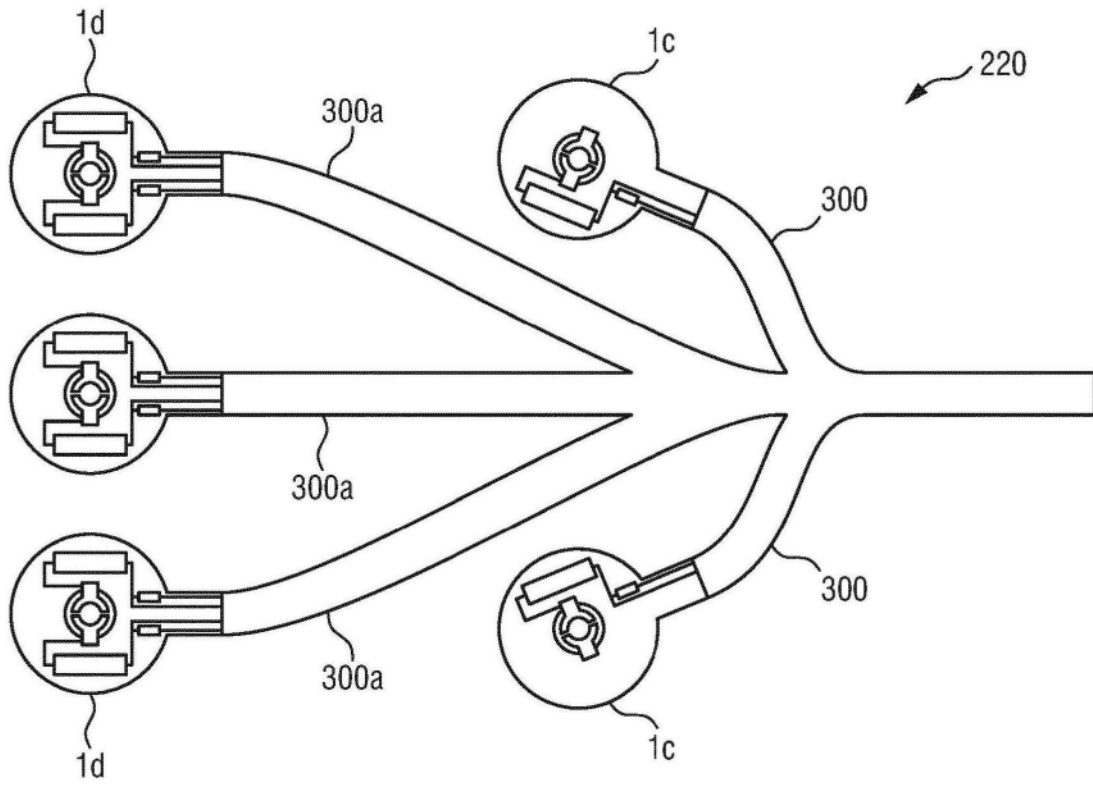


图18