



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103930212 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 16

(21) 申请号 201280054785. X

代理人 归莹 张颖玲

(22) 申请日 2012. 10. 31

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

B03C 3/68 (2006. 01)

1119134. 3 2011. 11. 07 GB

A61B 18/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 05. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2012/052707 2012. 10. 31

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/068724 EN 2013. 05. 16

(71) 申请人 阿萨卢斯医疗器械有限公司

地址 英国加的夫

(72) 发明人 弗朗西斯·奎库·艾格林·阿莫阿

(74) 专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

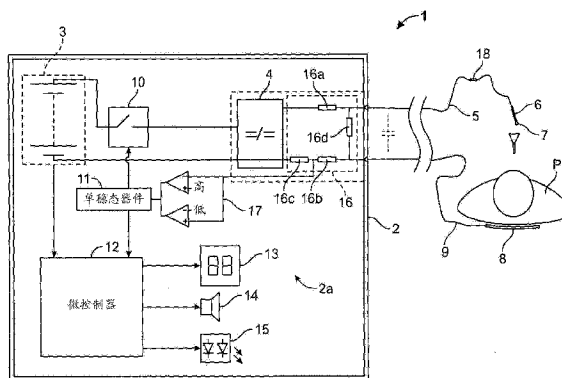
权利要求书1页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

腹腔镜器械中的改进及与腹腔镜器械相关的改进

(57) 摘要

提供了一种直流驱动电离装置,用于对其中将进行人体外科手术或美容手术的局部空气进行电离,该电离装置包括安全电路、电路控制器,以及重设模块,所述安全电路包括用于检测危险情况(例如短路或高电荷电平情况)发生的时间的检测模块,所述电路控制器用于驱动开关模块以关断 DC 电源,并在此之后循环地重新连接以及断开所述 DC 电源直到所述危险情况已被改正为止,所述重设模块用于在此之后为所述电路重新设定连续的 DC 电源直到发生下一次危险情况为止或直到完成所述手术为止。



1. 一种直流 (DC) 驱动电离装置 (1), 用于对其中将进行人体外科手术或美容手术的局部空气进行电离, 该电离装置包括安全电路 (2a)、电路控制器 (12) 以及重设模块 (11), 所述安全电路 (2a) 包括用于检测危险情况发生的时间的检测模块 (16c, 17), 所述电路控制器 (12) 用于驱动开关模块 (10) 以关断 DC 电源 (3), 并在此之后循环地重新连接以及断开所述 DC 电源直到所述危险情况已被改正为止, 所述重设模块 (11) 用于在此之后为所述电路重新设定连续的 DC 电源直到发生下一次危险情况为止或直到完成所述手术为止。

2. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中, 所述安全电路 (2a) 包括连接到所述 DC 电源的高压电阻器网络 (16)。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的装置, 其中, 两个或多个串联连接电阻器 (16a, 16b) 被设置以限制电流输出。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的装置, 其中, 一个或更多个感测电阻器 (16c) 被设置以使电流的电平能够被感测。

5. 根据上述权利要求中任一项所述的装置, 其中, 一个或更多个分流电阻器 (16d) 被设置以消耗标记电平负载, 从而为安全监测控制的完整性提供保证。

6. 根据上述权利要求中任一项所述的装置, 其中, 一个或更多个串联连接电阻器 (18) 被设置在所述电离装置的输出电极 (7) 处或在所述电离装置的输出电极 (7) 附近。

7. 根据权利要求 6 所述的装置, 其中, 在所述输出电极 (7) 处或邻近所述输出电极 (7) 的所述串联连接电阻器 (18) 的阻抗幅度比所述电阻器网络 (16) 的连接电阻器 (16a, 16b) 的阻抗幅度低两个或多个数量级。

8. 根据上述权利要求中任一项所述的装置, 其中, 设置有通过使用放置在所述可移动棒 (6) 和所述输出电极 (7) 附近的电阻器 (18) 循环地中断所述输出电压来对过低的输出电极阻抗进行响应的模块, 以在所述输出电极接近患者组织时避免会被所述棒的使用者感知到的无益放电。

9. 根据上述权利要求中任一项所述的装置, 其中, 设置有用以使所述电离装置 (1) 的激活与产生颗粒的外科手术器械的激活相关联的模块 (12)。

10. 一种参照图 1 或图 3 或图 6 基本上如上所述的装置。

腹腔镜器械中的改进及与腹腔镜器械相关的改进

技术领域

[0001] 本发明涉及腹腔镜器械,例如 W02011/010148 中所述类型的电离器械。

背景技术

[0002] 腹腔镜外科手术或“锁孔”外科手术涉及使用器械对患者进行外科手术的外科医生,这些器械被插入患者体内,但是却由人手或者位于患者体外的机器人控制装置来操作。该外科医生通常利用被插入到手术部位处或手术部位附近的内窥镜来查看正在发生什么,并且为了接近手术部位并为这些器械提供空间,通常利用适当的惰性气体(例如 CO₂) 通过充气来在患者体内开设一个腔。

[0003] 许多腹腔镜手术涉及热切割器械的使用,例如激光器和电热疗设备,这些器械可以通过烧蚀、加热、冷冻等来切割并烧灼组织。在某些情况下,外科医生的视野会被烟、蒸汽或其他雾气遮蔽,因此通常有必要提供用于将这些烟、蒸汽或雾气从手术部位提取出来的器件。烟、蒸汽和雾气的提取可以以多种方式来实现,例如通过对所述腔加压并设置安装有过滤器的放气管来实现。

[0004] 本发明尤其涉及通过以 W02011/010148 所述的方式进行电离来去除烟/蒸汽, W02011/010148 的内容通过引用而合并到本发明中,其涉及将设置在绝缘条或“棒”末端的电离电极插入手术部位,该电极相对于患者身体存在电势,以使空气中的烟/蒸汽微粒/颗粒被离子化,并被吸附到患者身体。因而,该烟/蒸汽被从周围空气中去除并且被转移到在此之后可通过冲洗等将其去除的表面。

[0005] 当使用这种电离电极时,必须采用保护措施以确保在该电极与腔内其他手术器械之间不会产生电接触,该电接触会导致器械故障或短路,并且确保危险的电荷电平不在患者体内产生,如果忽略的话,该电荷电平具有引起心房纤维性颤动(AF)的可能性。另外,与患者连接的任意电气设备必须满足严格的安全标准以确保不同设备间的干扰被最小化,从而使得患者触电的风险和对患者的伤害被最小化。

[0006] 本发明来源于以下事实:与将低电压 DC 波形或相反极性的 AC 波形连接到患者的外科手术器械不同,将高电压 DC 波形连接到患者的外科手术器械或设备能够直接或间接存储电荷,例如以与电容器存储电荷几乎相同的方式将电荷存储在器械内或存储在将要进行手术的人体内,结果由于在带电器械或人体与地之间的电势差,因而存在不必要的放电风险。

发明内容

[0007] 根据本发明,提供了一种直流(DC)驱动电离装置,用于对其中将进行人体外科手术或美容手术的局部空气进行电离,该电离装置包括安全电路、电路控制器,以及重设模块,所述安全电路包括用于检测危险情况发生的时间的检测模块,所述电路控制器用于驱动开关模块以关断 DC 电源,并在此之后循环地重新连接以及断开所述 DC 电源直到所述危险情况已被改正为止,所述重设模块用于在此之后为所述电路重新设定连续的 DC 电源直

到发生下一次危险情况为止或直到完成所述手术为止。

[0008] 通过这种布置,由于器械与电离放电电极的无意接触而对外科手术器械造成的意外损坏可以通过将高电压 DC 电源立即中断并持续足以发现短路原因并将其改正的持续时间来避免,例如通过外科医生将外科手术器械从电离电极上移除来避免。类似地,当检测到的危险情况是建立了不可接受的高电平电荷(该危险情况可以由多种原因形成,包括在人体或外科手术器械以及相关电缆中建立了电容)时,可立即采取以下行动:断开 DC 电源并监测系统内的电荷直到电荷下降至所需的最大安全电平之下为止。

[0009] 方便地,所述安全电路包括连接到所述 DC 电源的高压电阻器网络,所述电路可包括两个或多个用于限制电流输出的串联连接电阻器,一个或更多个用于使电流的电平能被感测的电流感测电阻器,一个或更多个分流电阻器,所述分流电阻器被设置以消耗标记电平负载,从而为安全监测的控制完整性提供保证。所述安全电路进一步包括一个或更多个在所述电离装置的输出电极处或所述电离装置的输出电极附近的串联连接电阻器,其阻抗幅度比前述串联连接电阻器的阻抗幅度低两个或多个数量级,以对电离器的功效不产生显著的影响但却能阻止或抑制电离装置的输出电极与返回电极之间所存储电荷的放电。

[0010] 利用前述概念,高压 DC 电流可通过串联连接电阻器连接到患者,所述串联连接电阻器具有相对于施加电压的累计值,在电阻器被放置在输出端和返回连接两者时,该累计值引起通常在 $5\mu\text{A}$ 与 $50\mu\text{A}$ 之间并且优选地在 $10\mu\text{A}$ 到 $50\mu\text{A}$ 之间的最大可能电流。此外,可以使用将电流限制在最大 $10\mu\text{A}$ 的电流有效控制以通过将有效电流限制的使用和抵抗电流限制的使用相组合来最大化较低输出电极阻抗处的颗粒清除,高电压与组合电阻之间的关系提供了介于 $20\mu\text{A}$ 至 $50\mu\text{A}$ 的电流限制。

[0011] 本发明还提供了一种通过使用放置在可移动棒和所述输出电极附近的电阻器而循环地中断所述输出电压来响应过低的输出电极阻抗的模块,以在所述输出电极接近患者组织时避免无益放电,否则该放电将会被所述棒的使用者所感知。

[0012] 例如通过公共连接脚踏开关的使用,来自颗粒产生外科手术器械的无线信号,或在使用电外科手术器械的情况下对检测到的标记无线频率发射,本发明还可扩展到将电离装置的激活与颗粒产生外科手术器械的激活相关联的概念。

附图说明

[0013] 本发明现将仅以示例的方式进行描述,其中:

[0014] 图 1 为根据第一实施例的电离装置的示意性设置;

[0015] 图 2 为示出了当使用图 1 中的装置时的假设短路危险事件的曲线图;

[0016] 图 3 为可代替如图 1 所示的设置的示意性设置,其包括高电压继电器开关;

[0017] 图 4 为示出了输出电极电压和电荷随着时间变化的曲线图;

[0018] 图 5 示出了输出电压相对于输出电极电流的特性,因为两者都影响微粒收集的效率;

[0019] 图 6 为电离装置的另一实施例的示意性设置;以及

[0020] 图 7 示出了由图 6 中所示的实施例引起的电离器负载曲线。

具体实施方式

[0021] 首先参考图 1, 在 1 处所示的电离装置通常包括绝缘外壳 2, 绝缘外壳 2 包括用于操作电离装置 1 的安全电路 2a。安全电路 2a 包括直流 (DC) 电源电池 3, 该电源电池 3 用于对 DC 开关电源 DC 到 DC 电压转换器 4 供电, 该电压转换器 4 将电压增加至大约 10 千伏 (kV) 并将其施加到有源电缆 5, 在该电缆的自由端上存在非导电条或非导电棒 6, 有源电缆 5 的自由端以输出电极 7 的形式从非导电条或非导电棒 6 处突出。以导电垫形式的返回电极 8 被连接到至电池 3 的返回电缆 9, 在使用中, 电极 7 和 8 以 W02011/010148 中所述的方式在两者之间提供电离路径。

[0022] 外壳 2 是充分绝缘的, 以阻止外壳与其周围从而间接地与患者 P 建立任一显著电路的可能性, 同时仍然允许外壳 2 的内部电路能够承受高达与在外科手术期间施加于患者 P 的幅度相同数量级的电势, 在外科手术中比如例如腹腔镜手术期间, 该电离棒 6 是在体内使用的。

[0023] 现在参考内部电路部件, 这些电路部件包括: 用于转换器 4 的隔离开关 10, 用于重新使能开关 10 和微控制器 12 的单稳态器件 11, 微控制器 12 分别以数字显示器 13、音频输出扬声器 14 和 LED15 的形式连接到用户接口, 这些设备共同向装置 1 的使用者建议电池 3 的电荷状态和与转换器 4、有源电缆 5 以及连接到上述电路部件或与其连接的相关部件的状态有关的其他参数。

[0024] 来自转换器 4 的输出经由 16 处的间断轮廓线中大体示出的高压电阻器网络而连接到有源电缆 5 和返回电缆 9。该电阻器网络包括一对在 0.4 兆欧 ($G\Omega$) 与 1.2 $G\Omega$ 之间紧密连接的串联连接电阻器 16a、16b, 其电阻比上述电阻的幅值低 3 至 5 个数量级的串联电流感测电阻器 16c, 以及在激活输出电缆 5 与返回电缆 9 之间并联的分流电阻器 16d, 该分流电阻器 16d 通常具有比串联连接的电阻器 16a、16b、16c 的累积电阻大一个数量级的电阻值。

[0025] 转换器 4 和高压电阻器网络 16 适于被封装在诸如环氧树脂等不易于提供电离路径的惰性介质中, 否则所述电离路径会绕开电阻器网络 16 的效应。

[0026] 在单稳态器件 11 与返回电缆 9 之间, 电阻器 16b 与 16c 之间是窗口比较器 17, 该窗口比较器限定用于安全操作的电流的可接受范围。

[0027] 根据该发明, 提供了通过有源电缆 5 和返回电缆 9 对从高压转换器 4 到患者 P 的电流输出和来自患者 P 的电流输出进行限定的多个模块, 第一模块在转换器 4 自身中, 通过设计将其稳态输出电流适当地限定为最大 30 微安 (μA) 的电流。

[0028] 限定电流输出的第二模块通过串联连接电阻 16a、16b 的存在来提供, 该串联连接电阻 16a、16b 依赖于将已知的最大高电压连接到整个电阻器网络 16 的转换器 4。在有源电缆 5 与相关棒 6 之间和输出电极返回垫 8 与返回电缆 9 之间处于低阻抗状态下, 该第二限制模块被配置成提供高达 10 μA 的瞬时电流极限, 该极限被认为呈现一可忽略的引起心脏窦性心律干扰的风险。

[0029] 在用于电离装置的安全电路 2a 包括两个或多个串联连接电阻器的情况下, 即使具有低阻抗的一个电阻器失效, 也可获得一定程度的保护。在这样的情况下, 在串联使用多于两个电阻器时, 该患者电流被限制为不高于比如 20 μA , 或者低于 20 μA 。在已接受的安全分析方法中, 20 μA 时患者窦性心律干扰风险的轻微增加被部件的低失效概率拉低, 因此窦性心律干扰的综合可能性仍然是可忽略的。另外, 还发现在来自第三方设备 (例如电外

科手术系统)的高频电流将会经由寄生电容通过控制装置耦合到附近环境的风险不存在的情况下,设置高阻抗是有利的。这个目的可通过适当地放置串联连接电阻器 16b 来便利地实现。

[0030] 第三安全特征利用电流感测电阻器两端的电压,窗口比较器 17 要求该电压居于第一较低极限与 $10\mu\text{A}$ 和 $V_{\text{hv}}/(R16a+R16b)$ 中取较低值的第二较高限制之间,该第一较低极限由从最小可能负载中得出的电流引起,由分流电阻器 16d 对来自转换器 4 的电压 V_{hv} 的影响产生,该电压施加到电阻器网络 16, $V_{\text{hv}}/(R16a+R16b)$ 是在输出电极与返回电极 7、8 之间的患者电流电平,其中, V_{hv} 是当没有负载电流时来自 DC 到 DC 转换器的高电压输出的幅度。在通过感测电阻器 16c 的电流下降到由窗口比较器 17 所限定的可接受范围之外的情况下,在单稳态器件 11 所限定的期间,电池 3 和转换器 4 直接之间的连接被隔离开关 10 破坏。与这个中断同时发生的是,单稳态器件电路 11 向用户接口微控制器 12 发信号,以通过显示器 13、扬声器 14 以及 LED15 来提供该事件的音频视频指示。

[0031] 中断持续时间可以在 0.2 秒到 10 秒之间,但是优选的在 2 秒到 3 秒之间,这被认为是足够长,足以使得外科医生能够对该危险情况做出反应,该危险情况可以由输出电极 7 与外科医生使用的第三方器械之间的无意接触产生,或者由对患者身体组织的不被接受的近距离接近产生。无论是哪种原因,在中断结束时,单稳态器件 11 重新启用隔离开关 10,并允许尝试在更短的时段内,例如 200 毫秒内重新建立可接受的输出电流。需要这个时间以允许通过来自电阻器网络 16 的输出对高压电路中期望的寄生电容进行充电。基于寄生电容的大小和串联电阻器 16a、16b 的电阻值,可以估计这些电容处于 10 皮法 (pF) 到 100pF 的量级,因而可以花费 0.1 秒到 0.5 秒来充电。

[0032] 该时间设置的有用特征在于:在过电流情况是由第三方外科手术设备与病人的连接中与大电容的连接引起的情况下,可以承受自由电荷 (uncontrolled charge) 建立速率的明显降低。在优选实施例,与没有被隔离开关 10 中断的情况下传递的输出电荷相比,传递到第三方设备电容的输出电荷可以降低到大约十分之一。

[0033] 作为电容器危害的示例,按照医疗设备标准,允许单极电外科生成器通过 5 微法 (μF) 的电容器耦合到患者。一旦仅充电至几个伏特,当接下来将有源电极与肌肉接触时,存储的能量足以引起无意识的运动神经刺激,在外科手术期间该运动神经刺激被视为患者肌肉的不良痉挛。当将第三方电容器充电到不良电平所需的时间从大概 2 秒延长至大概 20 秒时,这种改进都向外科医生发出警报。

[0034] 如果额外提供一种模块来对在引入与患者组织的突然电接触时从输出电极 7 流出的峰值位移电流进行限制,则可以实现对用户感知安全性的另一改进。这个接触可以是直接的,或可以以在第一电极 7 与患者组织之间通常小于 2 毫米长度的空气放电或电弧形式来代替。这种放电由有源电缆 5 与返回电缆 9 之间的电容来支持,该电容通常在 10pF 到 100pF 之间,包括共同连接的部分,例如患者组织体本身。这种无益放电可通过在棒 6 的近侧端与有源电缆 5 的远侧部之间(即在外壳 2 的外部)使用串联连接电阻器 18 来阻止。设置这样的串联连接电阻器 18,即使其阻抗比串联输出电阻器 16a、16b 的阻抗小两个或多个数量级,也不会对电离器 1 的功效产生显著影响,但是却可以防止有源电缆 5 与返回电缆 9 之间存储的电荷发生用户可感知的放电,并且实际中,发现对于电阻器 18 而言电阻值为 1 兆欧 ($\text{M}\Omega$) 是有效的。

[0035] 图 1 所示的电路的运行被假设显示在图 2 中,图 2 描述了发生在循环中 0.5 秒处的短路事件,类似于例如第三方外科手术器械偶然与棒 6 末端处的输出电极 7 的接触。从起点 0 秒处开始,输出电极 7 处的电势快速增加到其期望的大约 9kV 的最大电平,同时输出电流从 $10\mu\text{A}$ 的允许极限急剧下降到零附近。在 0.5 秒处,输出电极 7 与第三方器械之间的假设接触(该接触可被认为在该点处具有 300 纳法(nF)的电容)引起电压的立刻下降,这是因为电荷被保存而不是分布在有源电缆 5 的电容与第三方器械的电容之间。因此,输出电流上升到 $10\mu\text{A}$ 的允许极限,并在此保持足够长的时间以触发单稳态器件 11 从而使隔离开关 10 打开 2 秒并使转换器 4 输出电流为零。在 2 秒持续时间结束处,隔离开关 10 被重新启动并持续十分之几秒,并且输出电流再次上升到 $10\mu\text{A}$ 的允许极限而且只要隔离开关 10 保持闭合就一直持续保持 $10\mu\text{A}$,这将触发单稳态器件 11 以再次打开隔离开关 10,只要具有 300nF 电容的第三方器械与输出电极 7 保持接触,该循环就重复进行该循环。

[0036] 正如从图 2 中将看出的那样,在该循环的持续时间内,输出电极 7 处的电压保持低电压,而由第三方接触引起的累积电荷每 2 秒发生阶梯状上升,反映了隔离开关 10 被闭合的时段期间增加到输出电极 7 的电荷。在所述情景中,在 10 秒结束之后以及在接下来的 2 秒禁用时段期间,第三方器械与输出电极 7 之间的接触被破坏,代表了外科医生接收到由微控制器 12 提示的音频/视频的报警信号后就将第三方器械从临近处移除,此后在输出电极 7 处存在电荷的立即下降。在所述特定的 2 秒禁用时段结束处,输出电极 7 的电压被发现回升至大约 9kV 的操作电平,并且电流从 $10\mu\text{A}$ 急剧降回到零附近,从而在从该循环的起点算起大约 11 秒之外产生正常的连续输出电压。在该示例中,出于清楚的目的,选择忽略掉用于使电极 6 与患者 P 之间的腹腔镜空间电离所需的独立的可变功能电流。

[0037] 在图 3 中,示出了用于电离装置 1 的改进的安全电路,其中,高压继电器开关 19(其可适当地为通常具有开式触点的干簧式开关)被设置成并联跨接在转换器 4 的高压输出端。在这个改进的布置中,无论何时响应于检测到的不可接受的高患者电荷而打开隔离开关 10,都闭合高压开关 19 的触点以在输出与返回电极 7、8 两端从而在患者两端产生相对较低的阻抗,也就是患者的较低电阻。在该实施例,患者连接 7、8 两端的阻抗也必须足够低,以避免从作为电容器的第三方器械得到的放电电流超过一电平的风险,该电平被认为可能对正常心脏窦性心律产生干扰。作为设置高压继电器开关 19 的结果,通过串联电阻 16a、16b 可对此进行保证,该高压继电器开关使得建立一平衡状态成为可能,在该平衡状态中,在闭合隔离开关 10 的时段期间不需要充入第三方器械的电荷在打开隔离开关 10 的时段期间被高压继电器开关 19 所撤销。因此,第三方器械产生无意接触的情况可呈现为良性,而不是在该事件期间停止微粒清除直到所述接触被破坏并且恢复电离装置 1 的正常操作为止。

[0038] 与图 2 一样,图 4 描述了串联电阻器网络 16a、16b 为 $1\text{G}\Omega$ 且有源电缆 5 到返回电极/垫 8 的电容为 100pF 情况下输出电极 7 处的电压和电荷随时间的变化。与图 2 相比,由于图 3 中所示的高压继电器开关 19 的放电效应,在间歇性输出时段期间 0.5 秒之后,与输出电极 7 接触的电荷被发现降回到在闭合隔离开关 10 时的 2 秒间隔期间的电荷量。时间轴包括允许示出所实现的平衡点的间隔时间。长期结果是,在平衡处,由于电荷在闭合隔离开关 10 的较短时段期间被替换,所以相等的电荷通过高压继电器开关 19 的触点被移除,因此相比于常规的 9kV 电平,输出电极 7 处的输出电压保持为低电压。

[0039] 由于根据本发明的由串联电阻器 16a、16b 提供的第二电流限定模块的存在,生成器 8 相对于增加的输出电极电流 7 的输出电压特性如图 5 所示。在该示例中,转换器 4 被设置成将 10kV 连接到电阻器网络 16。串联电阻器 16a、16b 被累积设置以提供 $1\text{G}\Omega$ 的阻抗,并且分流电阻 16d 被设置为 $10\text{G}\Omega$ 。

[0040] 在常规微粒清除操作下,输出电极 7 与返回电极 / 垫 8 之间的电离路径的阻抗是以下各项的函数:微粒类型和密度,输出电极和患者主体组织之间的路径长度,以及输出电极 7 和周围主体患者组织的有效表面积。

[0041] 在实际中,已经观察到,需要将大于 3kV 并优选地 5kV 的电压连接到输出电极 7 以实现令人满意的微粒清除,但是当输出电极 7 被放置得太接近患者主体组织时,微粒清除可能停止,因为电离路径的阻抗降至 $400\text{M}\Omega$ 以下。

[0042] 当待清除的微粒是由电外科手术造成的时,已经观察到较高的电离路径阻抗发生在较高密度的电外科手术烟尘微粒处。同样地,图 1 中所描述的基本配置被优化,以在最大颗粒污染的情况下,向输出电极 7 与返回电极 / 垫 8 之间的最高电压提供最大电离电势。当完成颗粒清除时,发现输出电极 7 与返回电极 / 垫 8 之间的电离路径电流上升,例如从清除开始的 $1.3\mu\text{A}$ 上升到完成时的 $5\mu\text{A}$ 。

[0043] 在图 6 中,示出了在电离装置 1 相对于变化的输出电流的输出电压特性方面对图 1 中所述电路的改善。在这种情况下,通常以参照图 1 所描述的方式来提供电流限制的第二模块的串联电阻器 16a、16b 反而可减小到五分之一,使得在短路状态下,从电离装置 1 传递的最大电流从 $10\mu\text{A}$ 上升到 $50\mu\text{A}$,这由关系式 $V_{\text{hv}}/(R_{16a}+R_{16b})$ 决定。作为确保 $10\mu\text{A}$ 电流限制的串联电阻器 16a、16b 的替换,增加了附加的控制电路,从而当接近所需的 $10\mu\text{A}$ 电流限制时,获得感测电阻器 16c 处的电流信号并将其反馈到用于快速降低来自 DC 到 DC 转换器 4 的电压的闭环伺服机构中。在该示例中,电流求和汇合点 20 确定经过感测电阻器 16c 的电流与允许的限制值(例如 $10\mu\text{A}$)之间的差。该结果被反馈到具有单侧函数输出的比例积分微分(PID)放大器 21 中,当电流求和汇合点 20 发信号表明可接受的输出电流情况时,这样导致零幅值输出,但是当求和汇合点 20 发信号表明过度输出电流情况时,这样导致快速增加的幅值输出。该信号被反馈到窗口比较 17 的上限窗口 17a 和用于 DC 到 DC 转换器 4 的电压控制的第一电压求和汇合点 22 中。信号的极性是这样的:来自电流求和汇合点 20 表明过多输出电流的信号使得来自第一电压控制求和汇合点 22 的输出的减少,随后,来自第一电压控制求和汇合点 22 的输出与第二电压控制求和汇合点 23 中的实际输出电压相比较。来自第二电压求和汇合点 23 的输出反过来被反馈到第二 PID 放大器 24 中,并被用于以本领域的技术人员所熟知的方式对 DC 到 DC 转换器 4 的操作强度进行控制。

[0044] 图 7 示出了由串联电阻器 16a、16b 和上述闭环限流电路提供的电流限制的综合结果,在图 7 中,当返回电极 8 的输出电极 7 为零时,输出电压开始于最大值,然后随着输出电流上升而降低,但是明显低于图 1 中所示实施例的情况。这是串联电阻器 16a、16b 的值可降低到五分之一的结果。当输出电极 7 与返回电极 8 之间的空气介质的阻抗进一步降低从而达到所需的电流限制,例如 $10\mu\text{A}$ 时,输出电压逐渐下降到零,而对于要在输出电极 7 到返回电极 8 的共同电阻中被进一步降低的输出电流,没有任何功能上的显著增加。

[0045] 在大约 3kV 或更低的输出电压处,输出电极 7 与返回电极 8 之间的空气介质的电离导致明显更少的微粒沉淀,并且由窗口比较器 17 的上限 17a 基于来自具有单侧输出功能

的第一 PID 放大器 21 的信号的幅值来检测这一情况。在与图 1 所示的实施例中所实现的方式类似方式中,窗口比较器 17 处的超范围信号导致单稳态器件 11 被持续触发 2 到 3 秒,在此期间,隔离开关 10 打开,从而禁用 DC 到 DC 转换器 4。在该方式中,实现了改进的输出电压特性,同时输出电极 7 到返回电极 8 的阻抗允许在两者之间建立有效的微粒清除电压。然而,如果对于有效微粒清除而言阻抗过低,或者经由人体组织在电极 7、8 之间表现出短路,或者由于第三方设备电容,则将回到间歇性操作。

[0046] 尽管已经描述了本发明的一些实施例,但是应该理解,本发明还扩展到这些实施例的变型,包括实施例的结合以及对本领域技术人员而言明显可知的变型。

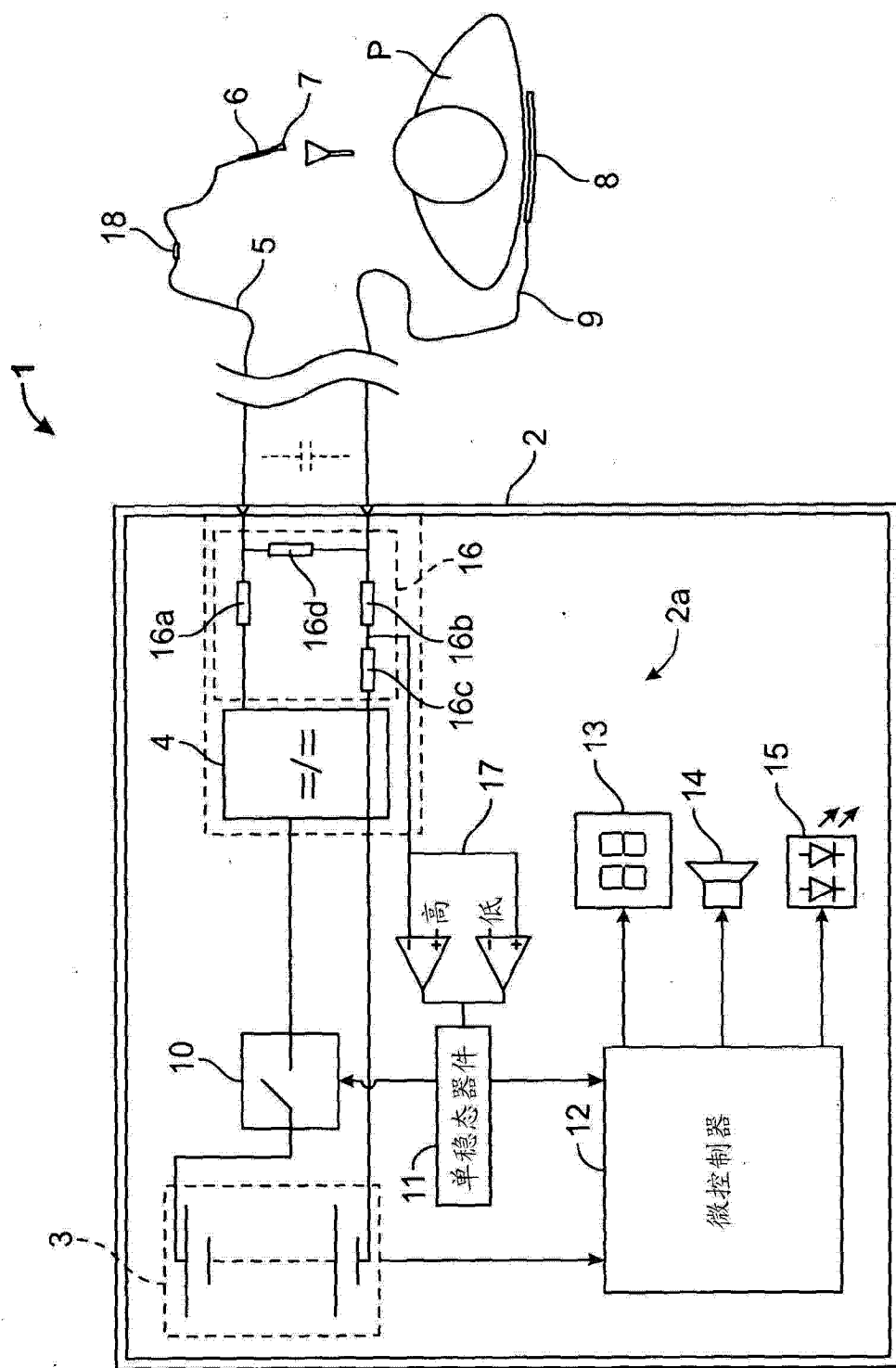


图 1

临时连接到300nF其他设备电容器的100pF附件电缆

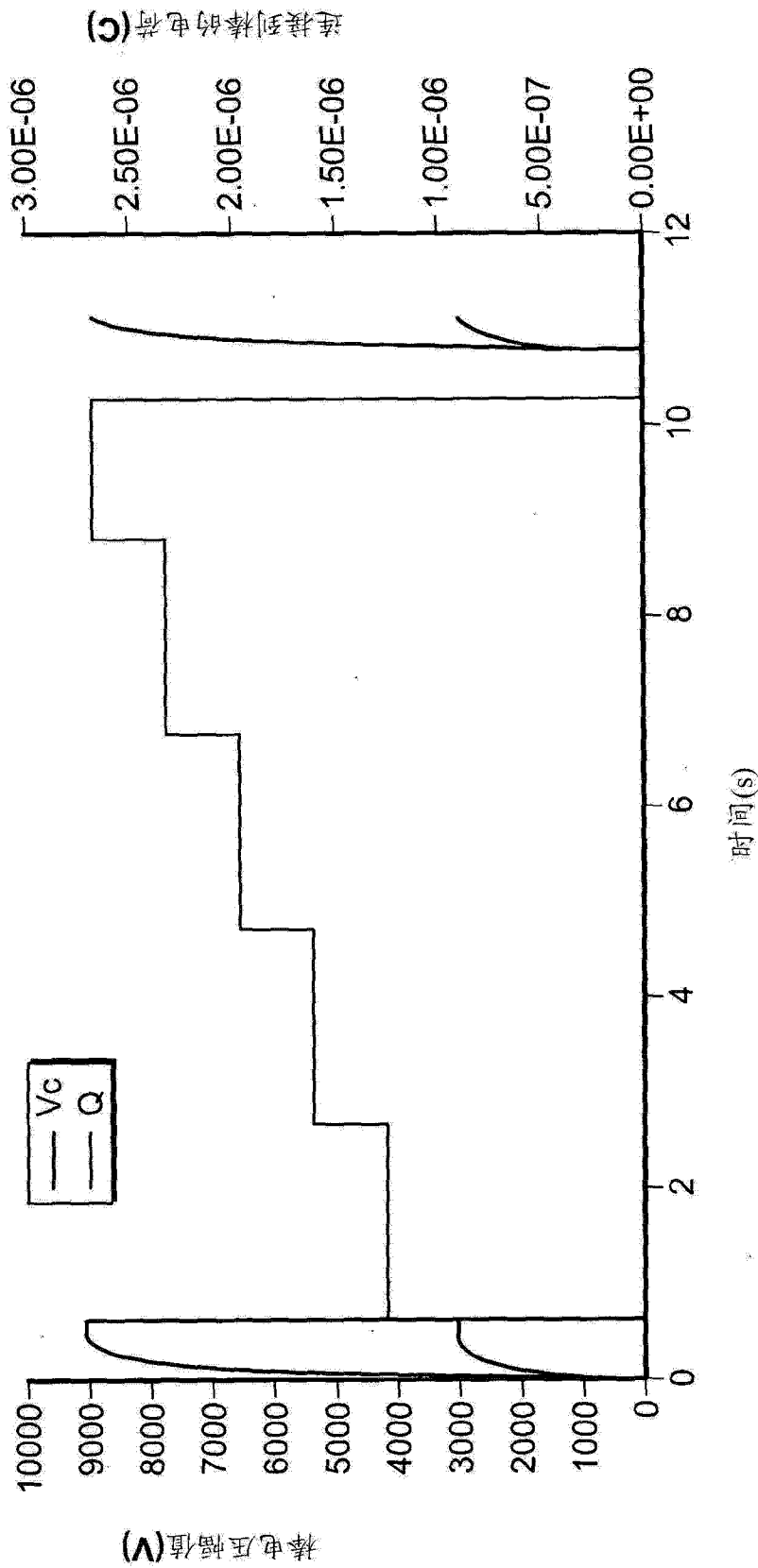


图 2

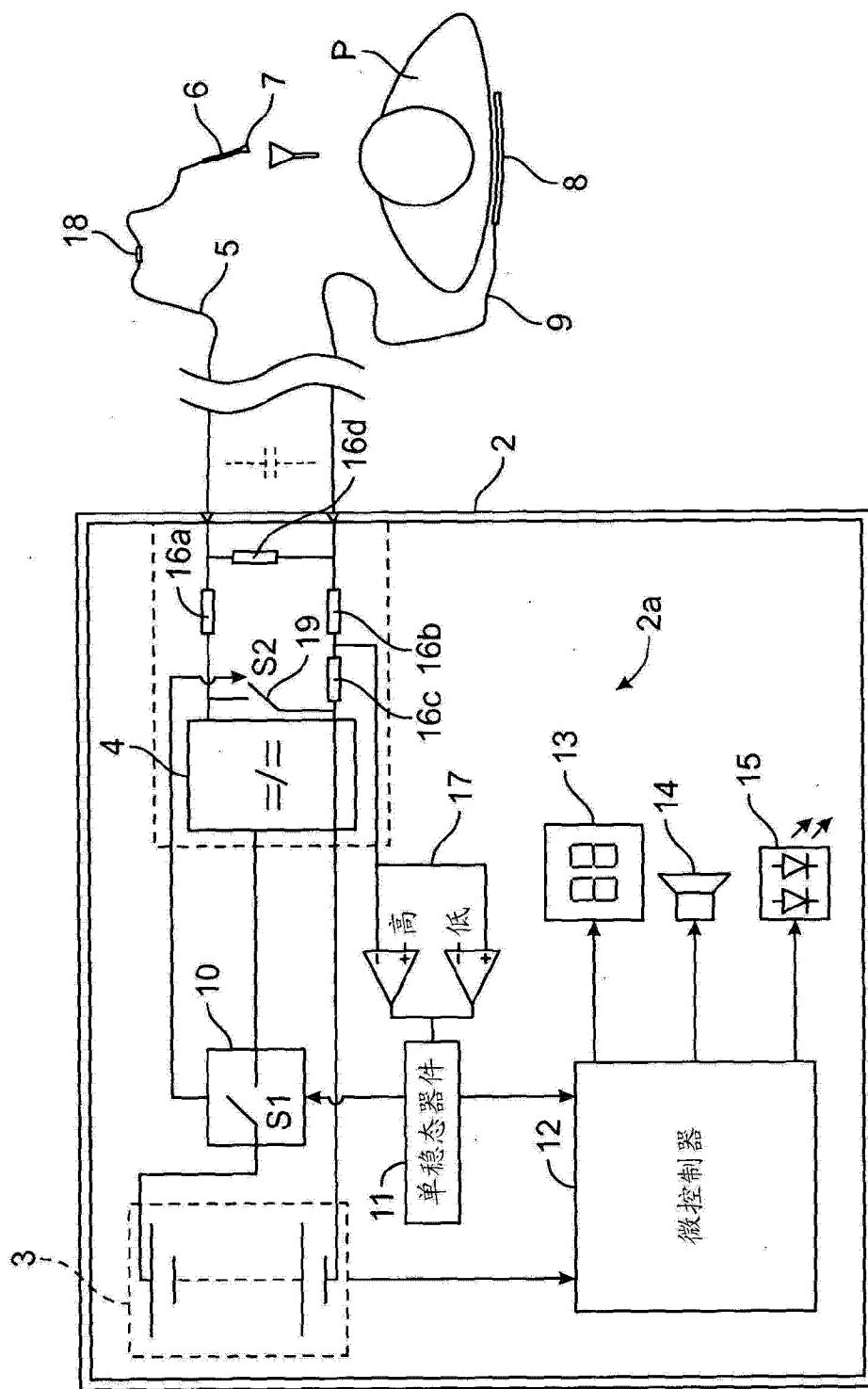


图 3

临时连接到300nF其他设备电容器的100pF附件电缆

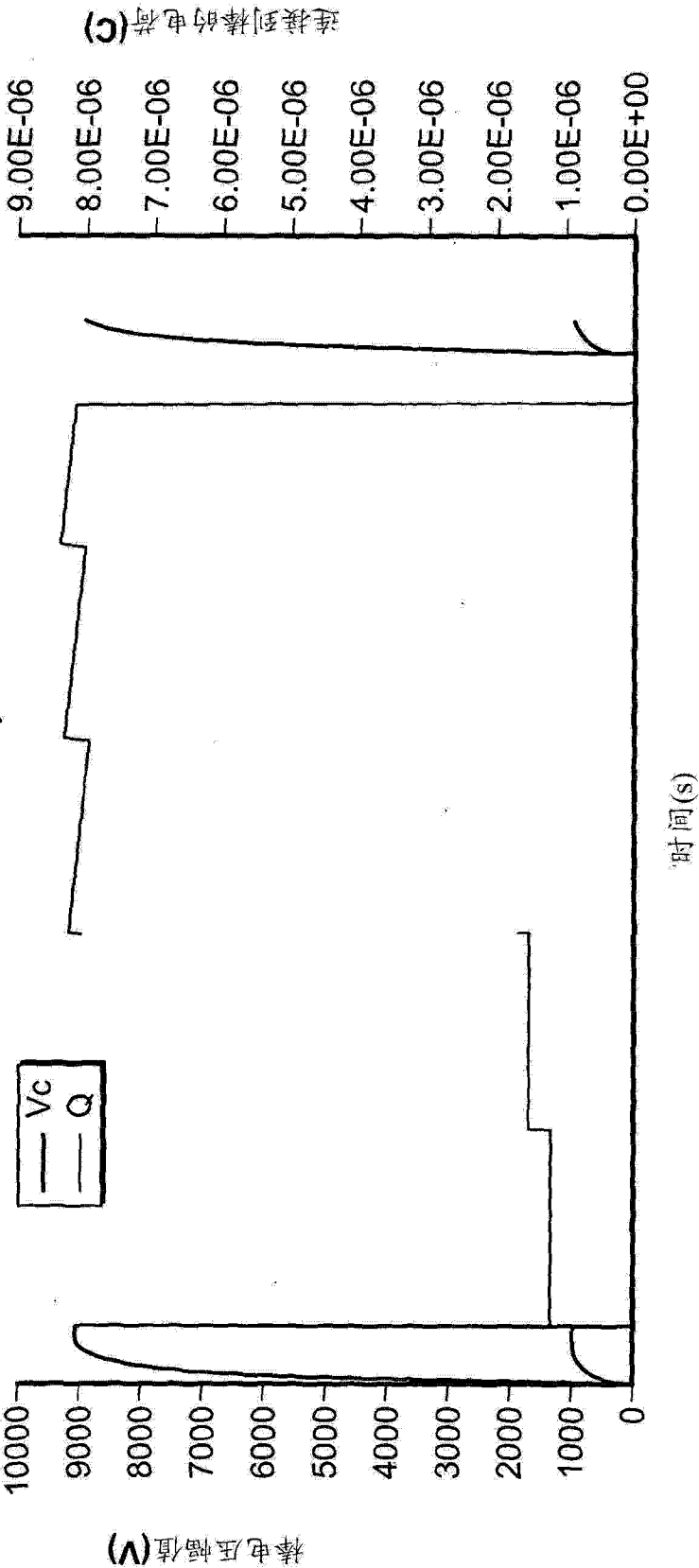


图 4

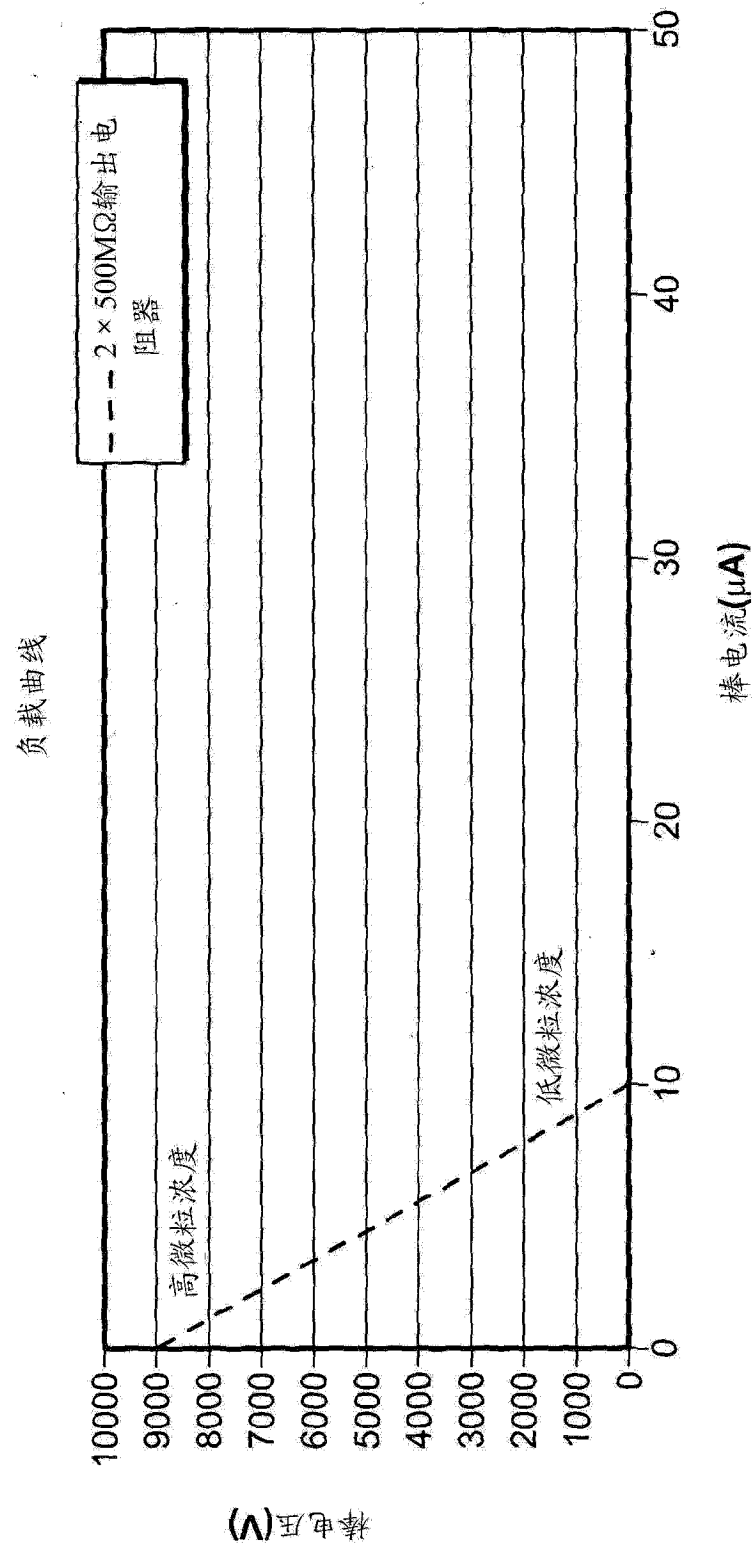


图 5

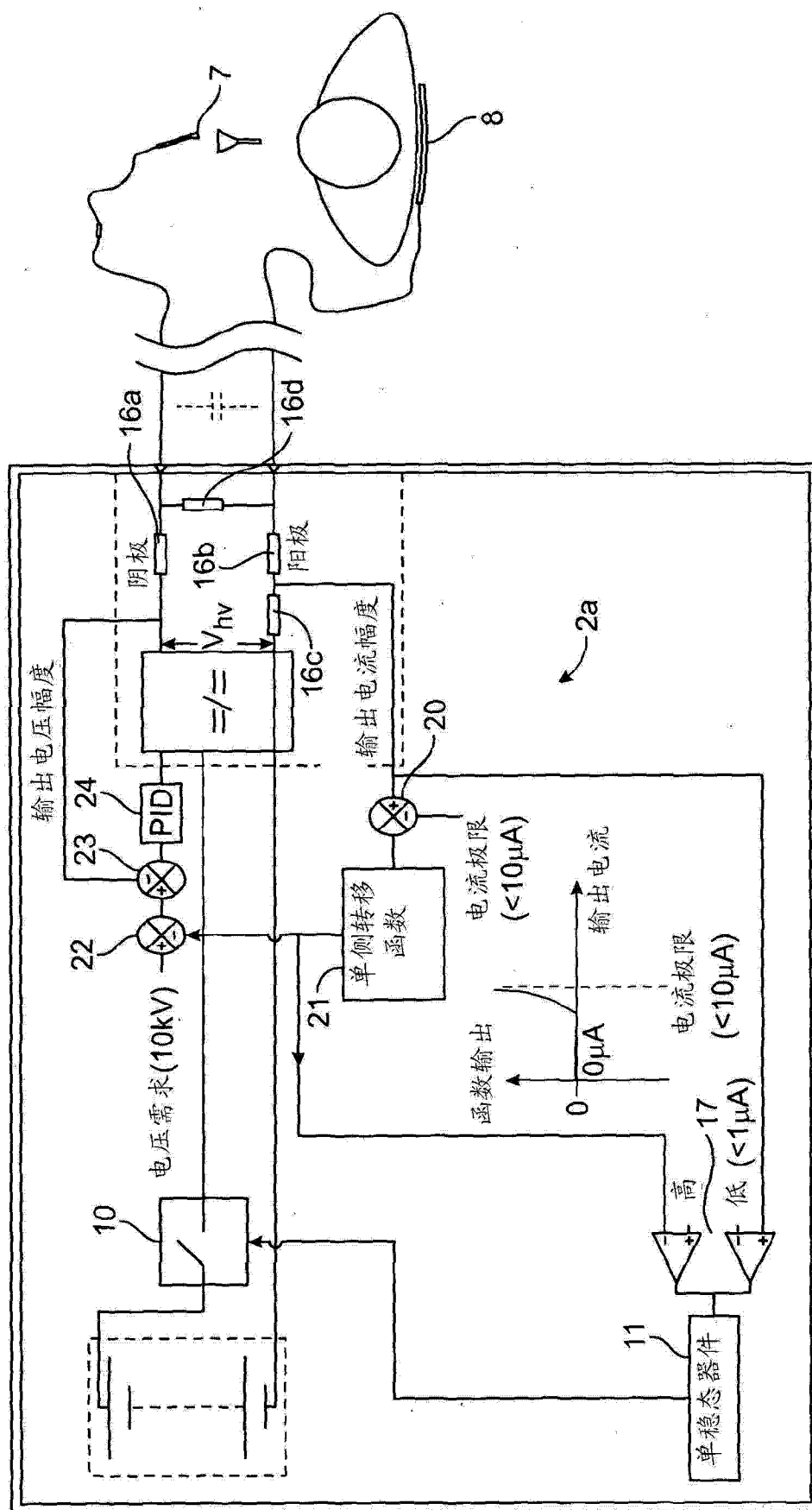


图 6

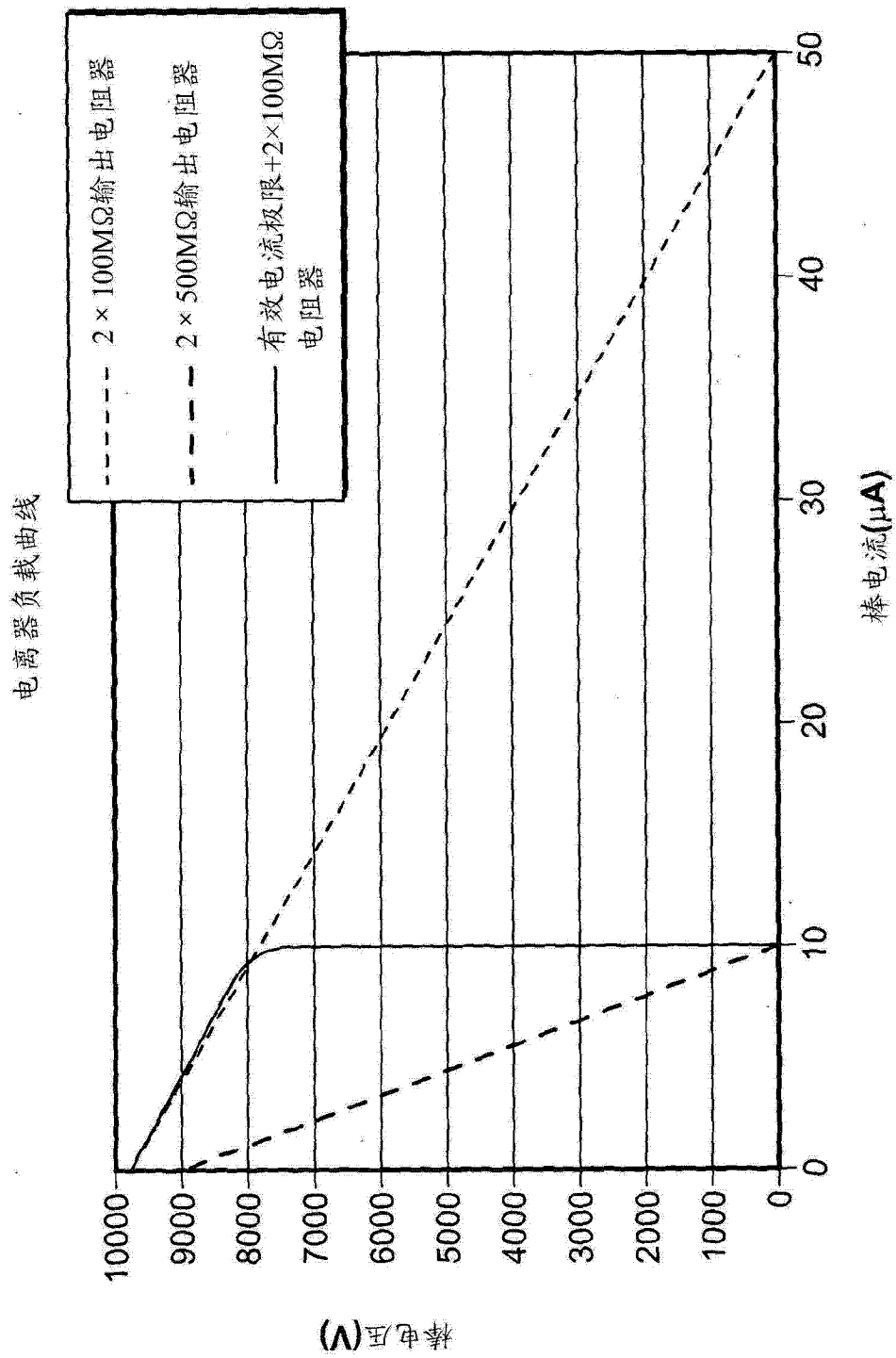


图 7

