



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114040710 B

(45) 授权公告日 2024.09.03

(21) 申请号 202080045568.9

杰弗里·杰伊·吉勒姆

(22) 申请日 2020.06.25

威廉·格雷戈里·唐斯

(65) 同一申请的已公布的文献号

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

申请公布号 CN 114040710 A

专利代理人 王博

(43) 申请公布日 2022.02.11

(51) Int.CI.

A61B 5/33 (2021.01)

(30) 优先权数据

A61B 5/282 (2021.01)

62/866,621 2019.06.26 US

A61B 5/273 (2021.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/11 (2006.01)

2021.12.21

A61B 5/0205 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/US2020/039705 2020.06.25

US 2016206224 A1, 2016.07.21

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2018271380 A1, 2018.09.27

W02020/264223 EN 2020.12.30

US 6605046 B1, 2003.08.12

(73) 专利权人 太空实验室健康护理有限公司

审查员 张笑阳

地址 美国华盛顿州

(72) 发明人 理查德·加利亚尔多

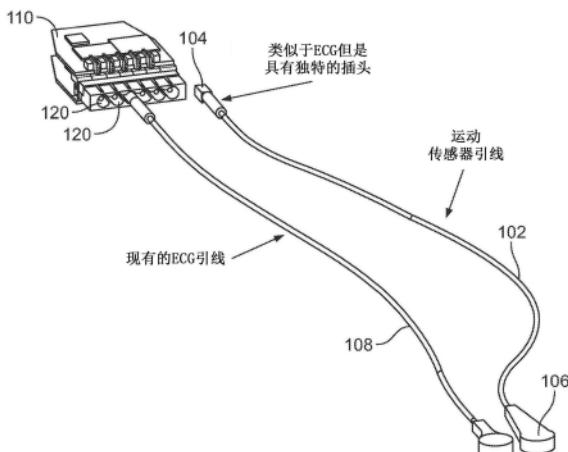
权利要求书3页 说明书14页 附图16页

(54) 发明名称

使用身体穿戴传感器的数据修改所监测的生理数据

(57) 摘要

本说明书描述了用于监测由于观察对象的位置或运动的变化而导致的生理数据的变化的方法和系统,该生理数据例如是心电图数据、呼吸数据和血压数据。本说明书的实施方式提供了用于通过利用可用的生理监测装置以最小的成本和设备的增加来检测和处理运动数据的系统。使用连接导线将运动传感器添加到现有的生理监测装置。连接导线提供用于为运动感测装置供电以及向运动感测装置传送数据和从运动感测装置传送数据的通道。优选地,运动传感器嵌入在导线中。



1. 一种生理引线, 配置成监测人的运动并且监测所述人的生理参数, 所述生理引线包括:

连接导线, 具有第一端和相对的第二端;

连接器插头, 附接到所述第一端, 其中, 所述连接器插头配置成将所述生理引线与生理监测系统电连接;

插座, 在所述第二端处, 其中, 所述插座配置成附接到所述人;

运动检测器, 集成在所述插座中, 其中, 所述运动检测器配置成获取所述人的位置和运动信息并且通过所述连接导线传输所述位置和运动信息; 以及

生理传感器, 集成在所述插座中, 其中, 所述生理传感器配置成获取所述人的生理数据并且通过所述连接导线传输所述生理数据, 并且其中, 所述生理数据包括ECG数据、呼吸数据、SpO₂数据或血压数据中的至少一个,

所述生理监测系统是心电图监测装置、呼吸监测装置、SpO₂监测装置和血压监测装置中的至少一个,

所述运动检测器包括印刷电路板和处理器, 所述处理器包括耦接至所述连接导线的传输端口和接收端口,

所述处理器配置为通过所述连接导线与所述监测系统异步地通信数据。

2. 根据权利要求1所述的生理引线, 其中, 所述连接导线还适于将电力引导到所述运动检测器并且将数据传输到所述运动检测器和从所述运动检测器传输数据。

3. 根据权利要求1所述的生理引线, 其中, 所述生理传感器包括电极, 配置成检测由所述人的心脏活动生成的电信号。

4. 根据权利要求3所述的生理引线, 其中, 所述电极部分地暴露在所述插座的外部。

5. 根据权利要求3所述的生理引线, 其中, 所述电极配置成通过所述连接导线传输由所述人的心脏活动生成的所述电信号。

6. 根据权利要求3所述的生理引线, 其中, 所述电极定位成邻近所述运动检测器, 并且其中, 所述运动检测器包括印刷电路板, 所述印刷电路板具有集成在所述印刷电路板中的功率转换器、处理器、比较器以及三轴加速度计、三轴加速度计和陀螺仪的组合或者三轴加速度计、陀螺仪和磁力计的组合中的至少一个。

7. 一种心电图监测系统, 配置成监测人的运动并且监测由所述人的心脏生成的电信号, 所述心电图监测系统包括:

监测装置, 配置成接收指示所述电信号的数据和指示所述人的运动的数据, 其中, 所述监测装置包括至少两个端口;

第一心电图引线, 具有第一端和第二端, 所述第一端具有配置成连接到所述至少两个端口中的任一个的连接器, 所述第二端具有插座, 其中, 所述插座配置成附接到所述人, 并且其中, 所述插座包括电极并且不包括运动检测器; 以及

根据权利要求1至4中任一项所述的生理引线, 配置成连接到所述至少两个端口中的任一个, 所述生理传感器包括电极。

8. 根据权利要求7所述的心电图监测系统, 其中, 所述生理引线还适于将电力引导到所述运动检测器并且将数据传输到所述运动检测器和从所述运动检测器传输数据。

9. 根据权利要求7所述的心电图监测系统, 其中, 在所述第一心电图引线中, 所述电极

通过所述插座部分地暴露,配置成检测所述电信号,并且与所述第一心电图引线电连通,并且其中,在所述生理引线中,所述电极通过所述插座部分地暴露,配置成检测所述电信号,并且与所述生理引线电连通。

10. 根据权利要求7所述的心电图监测系统,其中,在所述生理引线中,所述电极定位成邻近所述运动检测器,并且其中,所述运动检测器包括印刷电路板,所述印刷电路板具有集成在所述印刷电路板中的功率转换器、处理器、比较器以及三轴加速度计、三轴加速度计和陀螺仪的组合或者三轴加速度计、陀螺仪和磁力计的组合中的至少一个。

11. 根据权利要求7所述的心电图监测系统,其中,所述监测装置包括第三端口。

12. 根据权利要求11所述的心电图监测系统,还包括第三心电图引线,具有第一端和第二端,所述第一端具有配置成连接到所述至少两个端口中的任一个或所述第三端口的连接器,所述第二端具有插座,其中,所述插座配置成附接到所述人,并且其中,所述插座包括电极并且不包括运动检测器。

13. 根据权利要求12所述的心电图监测系统,其中,所述监测装置包括第四端口。

14. 根据权利要求13所述的心电图监测系统,还包括第四心电图引线,具有第一端和第二端,所述第一端具有配置成连接到所述至少两个端口中的任一个、所述第三端口或所述第四端口的连接器,所述第二端具有插座,其中,所述插座配置成附接到所述人,并且其中,所述插座包括电极并且不包括运动检测器。

15. 根据权利要求14所述的心电图监测系统,其中,所述至少两个端口中的每一个、所述第三端口和所述第四端口在结构上等同并且配置成接收相同形状的连接器。

16. 一种使用根据权利要求7所述的心电图监测系统监测人的运动和由人的心脏生成的电信号的方法,所述方法包括:

获取监测装置,所述监测装置配置成接收指示所述电信号的数据和指示所述人的运动的数据,其中,所述监测装置包括至少两个端口;

将第一心电图引线连接到所述至少两个端口中的任一个,其中,所述第一心电图引线包括第一端和第二端,所述第一端具有配置成连接到所述至少两个端口中的任一个的连接器,所述第二端具有插座,其中,所述插座配置成附接到所述人,并且其中,所述插座包括电极并且不包括运动检测器;

将所述第一心电图引线的所述电极附接到所述人;

将生理引线连接到所述至少两个端口中的任一个,其中,所述生理引线具有第一端和第二端,所述第一端具有配置成连接到所述至少两个端口中的任一个的连接器,所述第二端具有插座,其中,所述插座配置成附接到所述人,其中,所述插座包括电极和运动检测器,并且其中,所述运动检测器配置成获取所述人的位置和运动信息并且通过所述生理引线传输所述位置和运动信息;

将所述生理引线的所述电极附接到所述人;

激活所述监测装置;以及

记录指示所述电信号的数据和指示所述人的运动的数据。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述生理引线还适于将电力引导到所述运动检测器并且将数据传输到所述运动检测器和从所述运动检测器传输数据。

18. 根据权利要求16所述的方法,其中,在所述生理引线中,所述电极定位成邻近所述

运动检测器，并且其中，所述运动检测器包括印刷电路板，所述印刷电路板具有集成在所述印刷电路板中的功率转换器、处理器、比较器以及三轴加速度计、三轴加速度计和陀螺仪的组合或者三轴加速度计、陀螺仪和磁力计的组合中的至少一个。

19. 根据权利要求16所述的方法，还包括将第三心电图引线连接到所述至少两个端口中的任一个或第三端口，其中，所述第三心电图引线具有第一端和第二端，所述第一端具有配置成连接到所述至少两个端口中的任一个或第三端口的连接器，所述第二端具有插座，其中，所述插座配置成附接到所述人，其中，所述插座包括电极并且不包括运动检测器，并且所述方法还包括将所述第三心电图引线的所述电极附接到所述人。

20. 根据权利要求19所述的方法，还包括将第四心电图引线连接到所述至少两个端口中的任一个、所述第三端口或第四端口，其中，所述第四心电图引线具有第一端和第二端，所述第一端具有配置成连接到所述至少两个端口中的任一个，所述第三端口或所述第四端口的连接器，所述第二端具有插座，其中，所述插座配置成附接到所述人，其中，所述插座包括电极并且不包括运动检测器，并且所述方法还包括将所述第四心电图引线的所述电极附接到所述人。

21. 根据权利要求20所述的方法，其中，所述至少两个端口中的每一个、所述第三端口和所述第四端口在结构上等同并且配置成接收相同形状的连接器。

使用身体穿戴传感器的数据修改所监测的生理数据

[0001] 相关申请的引证

[0002] 本申请依赖于2019年6月26日提交的,标题为“使用身体穿戴传感器的数据修改所监测的生理数据”的美国专利临时申请第62/866,621号,以该专利为优先权。

技术领域

[0003] 本说明书总体上涉及监测健康相关参数,更具体地涉及用于将诸如运动传感器的传感器安装在人体上并且使用该传感器来提供关于人的活动和相对位置信息以便校正、调节或以其他方式修改生理数据的方法和系统。另外,本说明书涉及使用单线通信系统将运动传感器与至少一个其他传感器集成。

背景技术

[0004] 大多数监测器测量不规律心跳或者任何其他不规律或异常的生理活动。一种动态心电图(AECG),其在24小时到一周或更长时间之间持续地穿戴在任何地方,监测心电图(ECG)数据。类似地,血压(BP)监测器用于高血压管理和心脏监测。监测器响应于检测到异常状况而产生警报,该警报可以指示紧急情况或其变化水平。然而,经常存在这样的情况,即,当传感器检测到由于患者位置的变化或由于患者的运动而看起来异常的生理活动,然而患者实际上是健康的,并且他或她的健康状态使得警报没有必要。这对于能走动的患者可能尤其如此。例如,当检测到BP水平异常时,使用BP监测器的人可能正在锻炼。类似地,当穿戴者的心跳在锻炼期间看起来异常时,AECG监测器可能错误地发出警报。

[0005] 即使锻炼可能使生理监测偏斜,轻症患者也需要活动以加速他们的恢复。因此,可能期望能够在一段时间内监测他们的运动。一些监测器组合关于不同类型的生理数据的信息以推断监测器的穿戴者(或患者)是否正在经历异常健康状况。例如,已经开发了来自不同制造商的若干型号的BP监测器,其具有不规律心跳检测的附加功能。然而,当健康人在运动中时,这些监测器也易于提供假阳性。除了锻炼之外,由于其他外部事件,诸如例如在提升物体、工作、疲劳和环境条件变化时的任何其他类型的身体压力,也可能产生假阳性。有时,甚至在睡眠时改变姿势也可能产生假阳性。

[0006] 因此,需要例如通过运动传感器来组合运动检测信息,以能够有效地监测生理数据并且减少或消除由生理监测器产生的假阳性。还需要将患者的运动和/或位置信息与任何其他生理数据相关联,该生理数据可以连续地,有规律地或实时地监测,以便增强生理数据监测器的可靠性和准确性并改进诊断。当前的生理监测系统,例如AECG监测器,不能有效地集成运动检测信息。监测系统不能在不必引入电路级改变或其他形式的系统相关修改的情况下有效地将运动检测器组合在现有部件内。因此,需要一种简单的方法和系统,其可以与现有的监测系统无缝地集成,以增加运动检测的能力。还期望将运动检测信息与生理监测信息组合以向用户提供相关数据。

[0007] 存在许多通信方法,其中一个电子装置可通过多条导线与另一个或若干个其他装置通信。还需要通信方法来将运动传感器数据与用于其他目的的装置组合,以便最小化组

合所需的成本和设备。然而,对于一些设计,最小化通信所需的导线数量变得更加实际。已知装置使用单线总线进行双向通信。用于双向通信的单线连接可使两个或更多个装置互相连接。已知主装置连接到一个或多个从装置以进行数据通信,并且该从装置从主装置汲取功率。需要一种使得能够在运动检测装置和任何其他生理监测装置之间进行高效、低成本和可靠的通信的系统。

发明内容

[0008] 结合系统,工具和方法描述和说明了以下实施方式及其方面,这些实施方式及其方面旨在是示例性的和说明性的,而不是限制范围。

[0009] 本说明书公开了一种生理引线,其配置成监测人的运动并且监测人的生理参数,该生理引线包括:连接导线,其具有第一端和相对的第二端;连接器插头,其附接到第一端,其中,连接器插头配置成将生理引线与生理监测系统电连接;在第二端处的插座,其中,插座配置成附接到人;集成在插座中的运动检测器,其中,运动检测器配置成获取人的位置和运动信息并且通过连接导线传输该位置和运动信息;以及集成在插座中的生理传感器,其中,生理传感器配置成获取人的生理数据并且通过连接导线传输该生理数据,其中,该生理数据包括ECG数据,呼吸数据,SpO₂数据或血压数据中的至少一个。

[0010] 可选地,连接导线还适于将电力引导到运动检测器并且将数据传输到运动检测器和从运动检测器传输数据。

[0011] 可选地,生理传感器包括配置成检测由人的心脏活动生成的电信号的电极。该电极可以部分地暴露在插座的外部。电极可以配置成通过连接导线传输由人的心脏活动生成的电信号。可选地,电极定位成邻近运动检测器,并且运动检测器包括印刷电路板,该印刷电路板具有集成在其中的功率转换器,处理器,比较器以及三轴加速度计,三轴加速度计和陀螺仪的组合,或者三轴加速度计,陀螺仪和磁力计的组合中的至少一个。

[0012] 本说明书还公开了一种心电图监测系统,其配置成监测人的运动并且监测由人的心脏生成的电信号,该心电图监测系统包括:监测装置,其配置成接收指示电信号的数据和指示人的运动的数据,其中,监测装置包括至少两个端口;第一心电图引线,其具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,并且其中,插座包括电极并且不包括运动检测器;以及第二心电图引线,其具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,其中,插座包括电极和运动检测器,并且其中,运动检测器配置成获取人的位置和运动信息并且通过第二心电图引线传输该位置和运动信息。

[0013] 可选地,第二心电图引线还适于将电力引导到运动检测器并且将数据传输到运动检测器和从运动检测器传输数据。

[0014] 可选地,在第一心电图引线中,电极通过插座部分地暴露,配置成检测电信号,并且与第一心电图引线电连通,在第二心电图引线中,电极通过插座部分地暴露,配置成检测电信号,并且与第一心电图引线电连通。

[0015] 可选地,在第二心电图引线中,电极定位成邻近运动检测器,并且运动检测器包括印刷电路板,该印刷电路板具有集成在其中的功率转换器、处理器、比较器以及三轴加速度

计、三轴加速度计和陀螺仪的组合或者三轴加速度计、陀螺仪和磁力计的组合中的至少一个。

[0016] 可选地,监测装置包括第三端口。可选地,心电图监测系统还包括第三心电图引线,其具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个或第三端口的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,并且其中,插座包括电极并且不包括运动检测器。可选地,监测装置包括第四端口。可选地,心电图监测系统还包括第四心电图引线,其具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口,第三端口或第四端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,并且其中,插座包括电极并且不包括运动检测器。该至少两个端口中的每一个、第三端口和第四端口可以在结构上等同并且配置成接收相同形状的连接器。

[0017] 本说明书还公开了一种呼吸监测系统,其配置成监测人的运动并且监测由人的呼吸生成的电信号,该呼吸监测系统包括:监测装置,其配置成接收指示电信号的数据和指示人的运动的数据,其中,监测装置包括至少两个端口;第一导线,其具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,并且其中,插座包括呼吸传感器并且不包括运动检测器;以及第二导线,其具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,其中,插座包括呼吸传感器和运动检测器,并且其中,运动检测器配置成获取人的位置和运动信息并且通过第二导线传输该位置和运动信息。

[0018] 可选地,第二导线还适于将电力引导到运动检测器并且将数据传输到运动检测器和从运动检测器传输数据。

[0019] 本说明书还公开了一种氧饱和度监测系统,其配置成监测人的运动并且监测由人的氧饱和度生成的电信号,该氧饱和度监测系统包括:监测装置,其配置成接收指示电信号的数据和指示人的运动的数据,其中,监测装置包括至少两个端口;第一导线,其具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,并且其中,插座包括血氧传感器并且不包括运动检测器;以及第二导线,其具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,其中,插座包括血氧传感器和运动检测器,并且其中,运动检测器配置成获取人的位置和运动信息并且通过第二导线传输该位置和运动信息。

[0020] 可选地,第二导线还适于将电力引导到运动检测器并且将数据传输到运动检测器和从运动检测器传输数据。

[0021] 本说明书还公开了一种用于监测人的运动和由人的心脏生成的电信号的方法,该方法包括:获取监测装置,该监测装置配置成接收指示电信号的数据和指示人的运动的数据,其中,监测装置包括至少两个端口;将第一心电图引线连接到该至少两个端口中的任一个,其中,第一心电图引线包括第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,并且其中,插座包括电极并且不包括运动检测器;将第一心电图引线的电极附接到人;将第二心电图引线连接到该至少两个端口中的任一个,其中,第二心电图引线具有第一端和第二端,第一端具有配置

成连接到该至少两个端口中的任一个的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,其中,插座包括电极和运动检测器,并且其中,运动检测器配置成获取人的位置和运动信息并且通过第二心电图引线传输该位置和运动信息;将第二心电图引线的电极附接到人;激活监测装置;以及记录指示电信号的数据和指示人的运动的数据。

[0022] 可选地,第二心电图引线还适于将电力引导到运动检测器并且将数据传输到运动检测器和从运动检测器传输数据。

[0023] 可选地,在第二心电图引线中,电极定位成邻近运动检测器,并且其中,运动检测器包括印刷电路板,该印刷电路板具有集成在其中的功率转换器、处理器、比较器以及三轴加速度计、三轴加速度计和陀螺仪的组合,或者三轴加速度计、陀螺仪和磁力计的组合中的至少一个。

[0024] 可选地,该方法还包括将第三心电图引线连接到该至少两个端口中的任一个或第三端口,其中,第三心电图引线具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个或第三端口的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,其中,插座包括电极并且不包括运动检测器,并且该方法还包括将第三心电图引线的电极附接到人。可选地,该方法还包括将第四心电图引线连接到该至少两个端口中的任一个、第三端口或第四端口,其中,第四心电图引线具有第一端和第二端,第一端具有配置成连接到该至少两个端口中的任一个、第三端口或第四端口的连接器,第二端具有插座,其中,插座配置成附接到人,其中,插座包括电极并且不包括运动检测器,并且该方法还包括将第四心电图引线的电极附接到人。该至少两个端口中的每一个、第三端口和第四端口可以在结构上等同并且配置成接收相同形状的连接器。

[0025] 本说明书还公开了一种用于监测系统的穿戴者的生理监测系统,该生理监测系统包括:至少一个连接导线,其中,每个连接导线包括:插头,其位于连接导线的第一端处;插座,其位于连接导线的第二端处,其中,第一端与连接导线的第二端相对;以及接近插座的运动传感器系统,其中,运动传感器系统感测穿戴者的位置和运动信息,并且通过连接导线发送该信息;其中,连接导线提供电力通道以向运动传感器系统供电以及向运动传感器系统数据通信和从运动传感器系统数据通信。

[0026] 可选地,插头包括与电源连接的接口。

[0027] 可选地,插头包括与数据存储和处理系统连接的接口。

[0028] 可选地,插座是与穿戴者的身体附接的卡扣连接器插座。

[0029] 可选地,插座类似于心电图(ECG)引线卡扣地附接到穿戴者的身体。插头可以与生理监测装置对接。该生理监测装置可以是ECG监测装置。

[0030] 可选地,运动传感器系统包括:至少一个运动传感器,用于检测位置和运动信息;以及处理器,用于接收和处理检测到的信息。运动传感器可以包括三轴加速度计;三轴加速度计和陀螺仪的组合;以及三轴加速度计,陀螺仪和磁力计的组合中的至少一个。运动传感器可以包括倾斜检测器。运动传感器可以配置成提供所有方向上的运动指示。运动传感器可以配置成提供两个轴上的角度指示。

[0031] 可选地,运动传感器系统向至少一个其他生理监测装置传送数据和从至少一个其他生理监测装置传送数据。该至少一个其他生理监测装置可以是ECG监测装置、呼吸监测装置、血压(BP)监测装置或者ECG监测装置、呼吸监测装置和血压(BP)监测装置中的两个或更

多个的组合。

[0032] 本说明书还公开了一种用于监测系统的穿戴者的生理监测系统,该生理监测系统包括:至少一个连接导线,其中,每个连接导线包括:插头,其位于连接导线的第一端处;插座,其位于连接导线的第二端处,其中,第一端与连接导线的第二端相对;以及接近插座的运动传感器系统,其中,运动传感器系统感测穿戴者的位置和运动信息,并且通过连接导线发送该信息;其中,连接导线提供电力通道以向运动传感器系统供电以及向运动传感器系统数据通信和从运动传感器系统数据通信。

[0033] 可选地,插头包括与电源连接的接口。可选地,插头包括与数据存储和处理系统连接的接口。

[0034] 可选地,插座是与穿戴者的身体附件的卡扣连接器插座。可选地,插座类似于心电图(ECG)引线卡扣地附件到穿戴者的身体。

[0035] 可选地,插头与生理监测装置对接。该生理监测装置可以是ECG监测装置。

[0036] 可选地,运动传感器系统包括:至少一个运动传感器,用于检测位置和运动信息;以及处理器,用于接收和处理检测到的信息。运动传感器可以包括三轴加速度计;三轴加速度计和陀螺仪的组合;以及三轴加速度计、陀螺仪和磁力计的组合中的至少一个。运动传感器可以包括倾斜检测器。运动传感器可以配置成提供所有方向上的运动指示。

[0037] 运动传感器可以配置成提供两个轴上的角度指示。

[0038] 可选地,运动传感器系统向至少一个其他生理监测装置传送数据和从至少一个其他生理监测装置传送数据。该至少一个其他生理监测装置可以是ECG监测装置,呼吸监测装置,血压(BP)监测装置,或者ECG监测装置,呼吸监测装置和血压(BP)监测装置中的两个或更多个的组合。

[0039] 本说明书还公开了一种用于监测系统的穿戴者的生理监测系统,该生理监测系统包括:至少一个连接导线,其中,每个连接导线包括:插头,其位于连接导线的第一端处,其中,插头配置成与生理监测系统上的插座对接;壳体,其位于连接导线的第二端处,其中,第一端与连接导线的第二端相对;以及在壳体中的运动传感器系统,其中,运动传感器系统感测穿戴者的位置和运动信息,并且通过连接导线发送该信息,其中,运动传感器系统包括用于转换来自电源的功率的功率转换器。连接导线提供用于将来自生理监测系统中的电源的功率传输到运动传感器系统并且从运动传感器系统发送位置和运动信息的通道。

[0040] 可选地,生理监测系统上的插座是多个插座中的一个。插座的形状可以与该多个插座的其余部分不同,或者可以与该多个插座的其余部分相同。

[0041] 本说明书的上述和其他实施方式将在下面提供的附图和详细描述中更深入地描述。

附图说明

[0042] 将理解本说明书的这些和其他特征和优点,因为当结合附图考虑时,通过参考以下详细描述,其变得更好理解,在附图中:

[0043] 图1A示出了根据本说明书的一些实施方式的包括运动传感器的连接导线;

[0044] 图1B示出了根据本说明书的一些实施方式的连接图1A的连接导线的适配器电缆;

[0045] 图1C示出了根据本说明书的一些实施方式的包括用于与运动感测系统对接的单

独连接器的生理监测装置的替代实施方式；

[0046] 图1D是示出了根据本说明书的一些实施方式的用于监测人的运动和由人的心脏生成的电信号两者的示例性过程的步骤的流程图；

[0047] 图2示出了根据本说明书的一些实施方式的图1所示的插座的正交视图；

[0048] 图3A示出了根据本说明书的一些实施方式的配置成承载图2所示的运动传感器系统的部件的PCB的第一部分；

[0049] 图3B示出了根据本说明书的一些实施方式的PCB的第二部分，其位于与第一部分的侧面相对的侧面上，配置成承载图2所示的运动传感器系统的部件；

[0050] 图4是示出了根据本说明书的一些实施方式的通过单个导线共享电力和通信的两个装置的部件的框图；

[0051] 图5是根据本说明书的一些实施方式的实现单线通信的示例性模拟电路；

[0052] 图6A示出了根据本说明书的一些实施方式的使用图5的模拟电路从第一装置到第二装置的数据传输的样本；

[0053] 图6B示出了根据本说明书的一些实施方式的使用图5的模拟电路从第二装置到第一装置的数据传输的样本；

[0054] 图7A是根据本说明书的一些实施方式的导线的插头部分的照片；

[0055] 图7B是图7A所示的导线的插头部分的线条图，包括其壳体的截面视图；

[0056] 图7C是图7A所示的导线的插头部分的示意图，以及其部件的尺寸；

[0057] 图8A示出了根据本说明书的一些实施方式的导线的插座部分的顶视图；

[0058] 图8B示出了图8A所示的导线的插座部分的侧视图；

[0059] 图8C示出了图8A所示的导线的插座部分的横截面侧视图；以及

[0060] 图8D示出了图8A所示的导线的插座部分的底视图。

具体实施方式

[0061] 在各种实施方式中，本说明书提供了用于将运动检测系统与现有的生理监测系统无缝集成的方法和系统。运动检测系统监测生理监测系统的穿戴者的位置和/或运动的变化。监测到的变化可以与其他生理监测数据相关，以识别生理异常并帮助改进诊断。单线通信系统使得能够在位置和/或运动感测装置与现有或传统的生理监测器之间进行对接。

[0062] 本说明书的实施方式提供了一种运动传感器系统，其可嵌入在具有ECG引线的形式和结构的连接导线内。该连接导线与诸如ECG监测装置的监测装置兼容。该连接导线类似于测量心脏信号的其他ECG引线并且除了测量心脏信号的其他ECG引线之外还连接到生理监测装置。连接导线用于向集成在ECG引线的远侧主体中的运动传感器系统提供电力，并且支持运动传感器系统与监测装置之间的双向通信。在替代实施方式中，具有运动传感器系统的连接导线除了ECG监测装置之外也可与任何其他生理监测装置兼容。在实施方式中，运动传感器信息与来自一个或多个其他生理传感器的信息组合以识别异常并改进诊断。

[0063] 本说明书涉及多个实施方式。提供以下公开内容是为了使得本领域普通技术人员能够实践本发明。本说明书中使用的语言不应被解释为对任一个特定实施方式的一般否认，也不应被用来将权利要求限制在其中所使用的术语的含义之外。在不脱离本发明的精神和范围的情况下，本文定义的一般原理可以应用于其他实施方式和应用。而且，所使用的

术语和措辞是为了描述示例性实施方式的目的,而不应被认为是限制性的。因此,本发明将被赋予最宽的范围,其涵盖与所公开的原理和特征一致的许多替代,修改和等同物。为了清楚起见,没有详细描述与和本发明相关的技术领域中已知的技术材料有关的细节,以免不必要地使本发明不清楚。

[0064] 在本申请的说明书和权利要求书中,词语“包括”、“包含”和“具有”中的每一个及其形式不用必须限于列表中的与词语相关联的成员。在本文中应注意,除非另外明确指出,否则结合具体实施方式描述的任何特征或部件可以与任何其他实施方式一起使用和实施。

[0065] 本说明书的实施方式提供了一种能够连接到生理监测装置的连接导线,该生理监测装置例如是ECG监测器,在本文中也称为ECG装置或ECG监测装置。下面参考图4、图5、图6A和图6B描述连接导线的实施方式。在一个实施方式中,ECG装置是通过记录心脏的电活动来感测和分析ECG信号的系统。使用放置在对象/人(例如患者或其他个体)的皮肤上的电极在一段时间内执行监测。在实施方式中,人是患者或任何其他处于由本说明书的系统监测的观察下的生物。ECG装置通常通过连接引线(ECG引线)与电极对接。该引线包括在一端(近端)处的附接机构,用于连接到定位在对象的皮肤上的电极。引线的相对端(远端)包括与ECG装置对接的插头。测量心肌的去极化和复极化的电生理学模式,并且以电压对时间的曲线图(心电图)的形式观察。心电图可在附接到ECG装置的屏幕上观察,和/或可打印在纸上。

[0066] 便携式ECG装置使用由对象穿戴的小型监测装置,其使用无线通信将监测数据从装置传输到远程监测站。该装置本身记录,分析和传送ECG数据。装置中的硬件部件实现感测和存储,而软件元件实现数据的处理。

[0067] 有时血液动力学监测与心脏监测同时执行。血液动力学监测通常使用监测血流特性的液压回路来执行。一些监测器将呼吸监测与ECG监测和/或血液动力学监测或仅血压(BP)监测相结合。呼吸监测装置指示呼吸数据,例如呼吸速率、幅度和其他特性。这些和其他生理监测装置中的大多数接收关于其目标的数据,但是也倾向于接收可能由于对象的运动而出现的噪声。当与其他生理监测数据组合时,运动数据提供关于对象的关键诊断信息。

[0068] 本说明书的实施方式可配置成与ECG装置、呼吸监测装置、BP监测装置、任何其他生理监测装置或者这些装置中的两个或更多个的组合对接。例如,这些实施方式可用于穿戴非侵入性BP(NIBP)袖带或SpO₂传感器的患者。从本说明书的实施方式导出的运动信息将用于向所收集的NIBP或SpO₂数据提供更多背景,例如患者在阅读时是坐直还是活动的。虽然本说明书的系统的一些实施方式是在ECG装置的背景下描述的(因为系统类似地附接到ECG电极并且可以与ECG引线相同的方式附接到监测器,例如通过组合器(轭)电缆或直接附接到监测器),但是本说明书的系统不依赖于ECG部件中的任一个来操作。本说明书的实施方式提供了低成本,便携的选项,以针对功率和数据通过单线额外地监测对象的位置和运动相关数据,并且将运动数据与其他生理数据组合,以便改进医学诊断以及确定健康或健壮水平。

[0069] 图1A示出了根据本说明书的一些实施方式的包括运动感测系统的连接引线102。引线102具有两个相对端,包括在第一端(远端)处的连接器/插头104和在第二端(近端)处的插座106。在一种实现方式中,插头104类似于ECG引线108的插头,因此与传统的ECG监测器兼容。另外,插头104可与装置110对接。在一个实施方式中,装置110是ECG装置,并且插头104以类似于ECG引线108与装置110对接的方式连接到ECG装置。因此,本发明涉及一种在一

端具有连接器的引线,该连接器与传统的ECG监测装置的连接端口、传统的呼吸监测装置的连接端口、传统的SpO₂监测装置的连接端口或传统的BP监测装置的连接端口兼容,使得该连接器在结构上类似于传统的ECG引线的连接器、传统的呼吸传感器的连接器、传统的SpO₂传感器的连接器或传统的血压袖带的连接器,其都没有集成在其中的运动传感器。

[0070] 根据本说明书的实施方式,图1A的心电图监测系统配置成监测人的运动并且监测由人的心脏生成的电信号。ECG监测装置110从一个或多个ECG引线接收指示电信号的数据,该引线包括但不限于引线108和运动传感器引线102。另外,运动传感器引线102提供指示人的运动的数据。装置110包括多个端口120,其中至少一个端口用于连接到运动传感器引线102。位于运动传感器引线102的第二端(近端)的插座106附接到患者,并且包括电极和运动检测器,以获取患者的位置和运动信息,并且通过运动传感器引线102传输该信息。装置110上的一个或多个其他其余端口120连接到一个或多个不包括运动检测器的引线108。

[0071] 在一个实现方式中,插座106配置成类似于ECG引线108的卡扣附接插座。也称为弹簧夹连接器的卡扣连接器可以附接到对象的身体。该对象可以是患者,或者是作为监测系统的穿戴者并且将由本说明书的各种实施方式监测的任何其他人。插座106可以使用ECG粘合卡扣作为附接到患者身体的方式。在实施方式中,插座106在患者身体上的位置或放置独立于任何ECG电极的放置。在一些实施方式中,向患者建议用于放置插座106的最佳位置,这允许更好地检测呼吸活动(用于验证呼吸数据或者用于发出呼吸困难或压力的信号)。

[0072] 在一个实施方式中,ECG粘合垫用于将插座106附接到对象。在各种实施方式中,插座106以类似于任何类型的ECG电极连接器的方式配置,例如但不限于导线哑铃连接器,锁定槽连接器或锁孔连接器。在实施方式中,至少一个运动传感器系统嵌入在插座106附近,并且优选地在插座106的壳体内。在一个实施方式中,位于引线102的第二端处的壳体包括位于插座106内的运动传感器。连接引线102唯一地配置成将运动检测数据从插座106传递到插头104,该运动检测数据可以由装置110内的单独电路进一步记录和/或处理。连接引线102提供了用于为插座106中的运动感测装置供电并且使得能够在运动感测系统和装置110之间进行双向通信的单个路径。在实施方式中,通过运动传感器系统收集的数据与来自ECG监测器和/或其他生理监测系统的数据相关,例如呼吸数据和血压(BP)数据。

[0073] 在一个实施方式中,适配器电缆用于将多个运动传感器系统连接到生理监测系统,例如图1所示的装置110。适配器的插头部分配置成连接到特定装置110,并且可以包括允许插头104与引线102连接所需的任何安全特征或独特/专用方面。多个插座通过适配器电缆、插头104和引线102电联接到装置110。图1B示出了根据本说明书的一些实施方式的用于将多个导线连接到图1的装置110的适配器电缆112。插头104连接到适配器112的连接器112a,而适配器112的另一连接器部分112b可用于连接另一导线,例如另一运动传感器系统。另外,图1C示出了装置110a的替代实施方式,其包括用于连接插头104的单独连接器116。除了传统连接器之外,还可以提供连接器116,用于与生理监测装置110a对接。连接器106还可以与适配器112对接以与多个传感器连接。因此,连接器包括第一连接器部分112,其配置成连接到传统ECG监测装置的连接器端口,传统呼吸监测装置的连接端口,或传统BP监测装置的连接端口,连接到导线,该导线从其延伸并且分成两个或更多个尖头,其中每个尖头通向配置成接收ECG引线的连接器部分的端口(112a,112b等),连接到呼吸传感器的电缆,或连接到血压袖带的电缆。应理解,虽然图1A示出了两叉头连接,但是可以有3个、4个、5

个、6个、7个、8个、9个、10个或100个叉头,或者其中的任何整数增量。

[0074] 图1D是示出了根据本说明书的一些实施方式的用于监测人的运动和由人的心脏生成的电信号两者的示例性过程步骤的流程图。人是患者或任何其他处于由本说明书的系统监测的观察下的生物。参考图1A和图1D,在步骤152中,个人、医生或任何其他为人服务的护理提供者获得监测装置,例如装置110,其配置成接收指示电信号的数据和指示人的运动的数据。监测装置110包括两个或更多个端口120,其用于在其相应插座中连接不包括运动检测器的ECG引线(例如引线108)和包括运动检测器的引线102。装置110的两个或更多个端口120中的每一个在结构上是等同的,并且配置成接收相同形状的连接器。在步骤154中,将第一ECG引线(例如引线108)连接到第一端口。在实施方式中,引线108不包括运动检测器。第一端口可以是装置110上的两个或更多个端口120中的任一个。引线108的第一端包括配置成连接到装置110的端口的连接器。引线108的第二端包括配置成附接到人的插座(receptacle)。插座包括电极并且不包括运动检测器。在步骤156中,第一ECG引线的电极在人体上的适当位置处附接到人。在步骤158中,第二ECG引线,例如引线102,连接到装置110上的两个或更多个端口120的第二端口。第二ECG引线具有第一端,该第一端具有配置到装置110上的对应端口的连接器,例如插头104。引线102的第二端具有插座,例如插座106,其包括电极和运动检测器,配置成附接到人。运动检测器配置成获取人的位置和运动信息,并且当其被激活时,通过第二ECG引线(引线102)将位置和运动信息传输到监测装置110。一旦装置110被激活,引线102就将电力引导到运动检测器,并且将数据传输到运动检测器和从运动检测器传输数据。在步骤160中,以类似于任何其他ECG引线(例如引线108)的方式将第二ECG引线的电极附接到人。在一些实施方式中,第三ECG引线在该两个或更多个端口120中的第三端口处附接到装置110。第三ECG引线类似于第一ECG引线108,并且不包括运动检测器。第三引线的插座类似于第一引线108那样附接到人。在一些实施方式中,第四ECG引线在其端口中的又一个处附接到装置110。第四ECG引线类似于第一ECG引线108和第三引线,并且不包括运动检测器。第四引线的插座类似于第一引线108那样附接到人。在步骤162中,激活监测装置110。通过使得电源能够操作装置110,并且可选地通过经由诸如按钮的用户接口选择一个或多个选项以激活装置110,来激活监测装置110。在步骤164中,监测装置110记录指示电信号的数据和指示人的运动的数据。

[0075] 传统的生理监测装置记录并分析与其预期生理参数有关的数据。实时生理数据与位置和/或运动相关数据的整合在确定对象的生理变化中可以更有效。生理数据可作为对象(subject)的姿势或运动的变化的结果而被监测。

[0076] 图2示出了根据本说明书的一些实施方式的图1所示的插座200的正交视图。插座200包括包围集成运动传感器系统204的部件的壳体206。导线连接器208位于壳体206的一部分内的连接导线202的远端,该壳体与电极连接器对接,类似于ECG电极连接器,用于将插座200附接到对象的身体。运动传感器系统204可以包括放置在印刷电路板(PCB)上的多个部件,并且包括检测和处理位置和运动相关数据的元件。因此,在一个实施方式中,本发明涉及一种ECG电极,其具有壳体,嵌入外壳中并暴露在其外部的电极,以及集成在外壳中并邻近电极的运动检测器。

[0077] 图3A示出了根据本说明书的一些实施方式的配置成承载图2所示的运动传感器系统204的部件的PCB的第一部分300a。图3B示出了根据本说明书的一些实施方式的PCB的第

二部分300b,其位于与第一部分300a的侧面相对的侧面上,配置成承载图2所示的运动传感器系统204的部件。同时参考图3A和图3B,PCB(300a,300b)配置成容纳在引线连接导线的插座的壳体内,该引线连接导线将运动传感器系统联接到监测装置,该监测装置单独地或与其他生理监测数据相结合地存储和处理运动传感器数据。在实施方式中,PCB(300a,300b)的尺寸设计成装配在插座的壳体内。在一个实施方式中,PCB(300a,300b)是0.5英寸长和0.3英寸宽,在两侧上具有电气部件和电子部件。在一些实施方式中,PCB(300a,300b)上的衬垫302配置成将接地和电源/通信导线焊接到PCB(300a,300b)。

[0078] 连接导线可以焊接到电衬垫302中的一个,以使得能够在PCB(300a,300b)部件与电源和生理数据监测装置之间进行通信。来自电源的电力可以通过连接导线传送并且由功率转换器304接收。功率转换器304配置成将电缆上的功率降低到推荐的芯片电压,并且去除由于发信号而引起的功率波动,从而为PCB(300a,300b)的电子部件供电。处理器306配置成处理传感器数据并促进到生理监测装置的通信和从生理监测装置的通信。运动传感器308检测位置和运动相关数据,并且将该数据提供给处理器306。在一些实施方式中,运动传感器308是多轴加速度计。在一个实施方式中,运动传感器308是三轴加速度计。在各种实施方式中,运动传感器308可以包括“6轴”传感器(3轴加速度计和3轴陀螺仪)或“9轴”传感器(3轴加速度计,3轴陀螺仪和3轴磁力计)。传感器用于提供3轴上的位置和取向信息,其可用于确定患者的取向,例如确定患者是否面向走廊下而不是穿过走廊。假设加速度计将指示1G的笔直向下的值(由于重力),加速度计可以用于确定患者的倾斜度。由加速度计指示的加速度的快速变化可以示出对象的运动,而加速度的缓慢变化可以指示倾斜度变化(例如,坐直或侧滚)。运动传感器308配置成检测对象的位置,倾斜和运动中的至少一个或多个。

[0079] 本说明书的实施方式可配置成与不同类型的生理监测装置对接,例如呼吸监测装置、BP监测装置以及监测多个生理参数的装置,但是在每种情况下,优选地将这些装置定位在位于患者身体上的传统生理传感器的壳体内。

[0080] 本说明书的实施方式用于监测对象的锻炼数据。活动水平可以被量化以提供关于由对象进行的锻炼的有帮助的指示。例如,可监测脚步的数量。本说明书的实施方式还可以用于指示由对象进行的一个或多个活动的类型和持续时间。例如,生理数据与姿势信息组合以确定对象是否在健康的持续时间内坐着,站立,醒着或睡着。类似地,这些实施方式可以用于确定不活动的水平。例如,针对不活动持续时间监测卧床的对象,并且生成警报以提醒对象需要移动以避免褥疮,或者对象是否已经死亡。这些实施方式也可用于检测对象的跌倒。这些实施方式还可用于检测对象的运动,该运动可能是无保证的,意外的或不健康的。例如,当对象不应该独自离开时,可检测到对象离开床的运动。这些实施方式还可用于检测快速运动,例如但不限于癫痫发作、震颤、癫痫发作、颤抖,由于不适引起的快速呼吸、咳嗽、呕吐和卧床滚动。

[0081] 本说明书的实施方式可以将呼吸检测数据与运动传感器数据组合以监测胸部运动并检测呼吸暂停。另外,在健康锻炼方案期间可抑制呼吸特性的测量。类似地,当组合BP测量数据时,如果对象被识别为过度活跃,则可以在稍后的时间取消,延迟或重试监测尝试。

[0082] 本说明书的实施方式有助于最小化假ECG ST段警报,否则其可能由于位置变化而发生。另外,将由于位置变化或由于运动而引起的假ECG节律警报最小化,例如v-tach(室性

心动过速), v-run(室性运行)或任何其他ECG参数。如果对象具有危急状况,例如,如果心率低并且脉搏幅度减小,则ECG数据、呼吸数据、BP数据与根据本说明书的实施方式的运动传感器数据的组合可检测并发出适当的警报。

[0083] 现在参考图4,根据本说明书的一些实施方式示出了使用用于电力和数据通信的单线402连接的两个装置的框图400。在实施方式中,装置406对应于用于生理监测的装置110(图1A),并且装置408对应于放置在插座106(图1A)内的集成运动传感器系统204(图2)。在实施方式中,第一装置406和第二装置408分别配置作为主装置和从装置。装置406向装置408提供电力,并且两个装置通过导线402彼此通信。在一些实施方式中,多个从装置连接到第一装置406。

[0084] 在一个实施方式中,在正常操作期间,第一装置406中的第一晶体管410不导电,从而允许来自电源的功率通过功率模块412,通过第二晶体管416,以及通过第一电阻器414到达导线402,从而到达任何连接的装置,例如装置408。第一装置406和第二装置408各自分别具有不导电的晶体管416和418。第二装置408中的晶体管418通常是不导电的。因此,由装置406通过导线402向装置408提供的功率通过位于晶体管418和装置408内的功率模块422之间的二极管420流向功率模块422。比较器424配置成在装置408内接收通过导线402发送的功率。比较器424将输入功率轨与参考电压进行比较,并且向装置408的处理器426上的接收引脚输出“低”。

[0085] 在一个实施方式中,为了从第一装置/主装置406向第二装置/从装置408传输比特,第一晶体管410移动到导电状态,这将晶体管416切换到非导电状态。第一电阻器414的连接到导线402的一侧通过导电晶体管410被拉为“低”。在导线402的另一侧上,在第二装置408中,比较器424感测到输入电源变为“低”,并且将处理器426上的接收引脚切换到“高”。在一些实施方式中,“低”和“高”表示电压电平,其可由数字电路解释为二进制数据。在一些实施方式中,“高”和“低”状态可以是相反的,即在本说明书中被指定为“低”可以是“高”并且“高”可以是“低”。在一些实施方式中,接收引脚上的从“低”到“高”的转变表示二进制“1”。二极管420防止进入第二装置408的功率模块422的电压快速下降。当通过其功率模块422供应给装置408的电源开始从该节点消耗电流时,位于连接电阻器420和功率模块422的线路与地面之间的电容器428提供少量的功率。二极管420和电容器428的组合瞬间最小化从功率模块422到电源的电压降。

[0086] 一旦为第二装置408给出足够的时间量以使来自导线402的输入下降到“低”,第一装置406就将第一晶体管410转回到非导电状态,这将晶体管416转到导电状态,从而允许正常的电流量流过导线402。如果第一晶体管410接通到导电状态,然后相对快速地返回到非导电状态,则第二装置408将该变化记录为数据,但是供应到第二装置408的功率保持恒定。晶体管410将其状态从接通改变为断开的时间量可以基于由装置408消耗的电流量,返回通过二极管420的电流泄漏以及电容器428的大小来确定。

[0087] 为了使第二装置408向第一装置406传输数据比特,晶体管416以及因此晶体管418由处理器426接通到导电状态。来自导线402通过位于导线402的输出和第二装置408的晶体管418之间的电阻器430的输入被瞬间拉为“低”。第一装置406上的比较器432感测通过电阻器414的功率输出降到“低”,并且因此将第一装置406内的处理器434上的接收引脚改变为“高”。在足够的时间量期满之后,第二装置408上的处理器426切断通过晶体管418的传导,

并且输入到第二装置408的导线402迅速上升回到电源电平,因为该输入不再被短路到地。比较器432检测输出电压变回到“高”,并且将第一装置406的处理器434上的接收引脚设置回到“低”。

[0088] 在实施方式中,在第二装置408的传输期间,在电力线上看到的间歇短路事件期间,第一装置406上的电阻器414保持第一装置406(电源)的调节器免于过电流。在这些传输期间,晶体管416和410处于导电状态,因此,导线402的任何瞬间短路事件都被功率模块412检测到,这使系统400进入过电流状态。

[0089] 通过导线402的通信是异步的,这意味着装置(第一装置406或第二装置408)可在任何时间在导线402上发起通信。因此,对于每个装置406和408来说,能够检测可能的数据冲突是重要的。当装置406和408两者同时发送数据时,可能发生数据冲突。当装置希望传输数据时,其进入传输状态。在该状态下,当其已经改变装置处理器的传输引脚的状态时,其应当仅检测接收引脚改变状态。如果当传输引脚没有改变时接收引脚改变,则处理器(434, 426)断定其已经感测到冲突,并且向系统400的处理器434和426的上层协议发信号通知这种事件。将由上层协议来启动任何校正动作(通常是补偿一些随机时间量,之后是重试)。

[0090] 图5示出了示例性电路500,其中对根据本说明书的一些实施方式的系统进行了模拟。在一实施方式中,电路500的左侧是关于对应于第一装置406的装置506,如参考图4所描述的。类似地,电路500的右侧是关于对应于图4的第二装置408的装置508。导线502(402)连接装置506(406)和508(408)。图5的部件对应于图4的各种部件并且被类似地编号。例如,晶体管510和516对应于第一装置406/506的晶体管410和416。在替代实施方式中,可存在类似于装置508的多个装置,其可以通过导线502连接到装置506。在实施方式中,类似于装置508的可以通过导线502连接到装置506的装置的数量受装置506所供应的功率和多个装置508所消耗的功率的限制。另外,该多个装置508的数量受到协议单独寻址多于特定数量的装置的能力的限制。在一个实施方式中,多达八个装置508连接到装置506。

[0091] 再次参考图4,连接到 V_{gate} 的电压供应模拟“HostProc”模拟与处理器434的交互。不模拟处理器434的其余部分。类似地,电压供应模拟“DevProc”模拟处理器426的交互,并且不模拟该处理器的其余部分。参考图5,电阻“WIreR_1”540和电容“WireC_1”542用于模拟导线502的寄生电阻和电容。最后,第一装置506的电源512中的部件U5及相关联的部件C9至C13是可选的。在一些实施方式中,分压器和运算放大器分别构成电路500的装置508和506内的比较器部分524和532。然而,对电路的该部分没有限制——也可以使用诸如具有内部参考的那些电路的其他电路。

[0092] 图6A示出了根据本说明书的一些实施方式的图4和图5所示的从第一装置406/506到第二装置408/508的数据传输。同时参考图4和图5的部件以增强曲线图的描述。该图示出了0xFFFF(2组8比特的1)的值的传输。下面的曲线图602示出了提供给发射晶体管(图4的晶体管410的发射引脚)的输入。中间的曲线图604示出了第二装置408/508上的比较器424/524运算放大器输入,其中在曲线图604上画出的线606是参考电压。在一个实施方式中,参考电压在2.19V和2.3V之间。顶部曲线图608示出了比较器42/524的输出,其对于所有实际目的都与所发射的输入相同。在示例性实施方式中,以100KHz的速率模拟这些传输。

[0093] 图6B示出了根据本说明书的一些实施方式的响应于图6A的数据传输从第二装置408/508到第一装置406/506的数据传输。在第一曲线图632中,顶部迹线634示出了到第二

装置408/508的调节器422的输入电源轨。在迹线632中看到一定量的预期下降,其作为功率输入间歇下降的结果而发生。然而,该电源的输出保持恒定在3.3V(如曲线图632的下部迹线636所示),因为输入高于调节器的下降极限。在一些实施方式中,选择具有低下降值的调节器以阻止从装置(例如第二装置408/508)将功率下拉到其调节器的下降范围内。或者,在一些实施方式中,调节功率电阻器,例如电阻器414。第二曲线图630示出了通过电阻器414的电流。在曲线图630下面的曲线图628示出了第一装置406/506的比较器432输出,其与来自装置406/506和408/508的输入相同。第四曲线图622示出了第一装置406/506的运算放大器输入624,其中直线626是参考输入电压。曲线图618示出了比较器424的输出620。曲线图616中的迹线614分别示出了到比较器424的信号和参考输入。下部曲线图612中的迹线610是到第二装置408/508的晶体管418的输入。

[0094] 另外,需要注意最小化所传输的比特的脉冲宽度,并且允许传输之间有足够的恢复时间。因此,控制每个比特的脉冲宽度。驱动传输的带宽(波特率)可以是控制每个比特的脉冲宽度的因素。与波特率无关,如果实际数据传输速率低,则施加电压的延迟小。随着传输速率增加并接近信道的全带宽(波特率),延迟将恶化。在一些实施方式中,这些信号在kHz范围内,并且脉冲的低部分被最小化。在实施方式中,脉冲宽度取决于每个处理器(434和426)的速度和每个装置408的电流消耗。电容器428的大小,二极管420的泄漏和调节器422的下降电压值也可以影响脉冲宽度。容易调节在1kHz和100kHz之间的相等的高宽度和低宽度的脉冲,而不需要采用更大或更昂贵的部件。

[0095] 图7A、图7B和图7C示出了根据本说明书的一些实施方式的连接第一主装置406(图4)和第二从装置408(图4)的导线的第一端700的图像。第一端700是与诸如图1所示的装置110的生理监测系统连接的导线的插头部分。图7A示出了根据本说明书的一些实施方式的插头部分700的照片。图7B示出了插头部分700的线条图,包括其壳体的截面图。图7C示出了插头部分700的线条图及其部件的尺寸。同时参考图7A、图7B和图7C,插头部分包括销702,其配置成放置在生理监测装置的对应凹口内,从而在导线和生理监测装置之间提供电连接。销702的尖端从大约0.8mm的带中露出,该带将销702的尖端连接到销702的相对端,该尖端延伸大约3.9毫米(mm)的长度,并且直径为大约2.35mm,该相对端延伸大约6.7mm的长度,并且直径为大约2.46mm。在相对端处,销702连接到保护壳体704。壳体704包含具有导线的电气部件的开关,当销插入到生理监测装置中时,该开关提供来自生理监测装置的电力和数据的通信以及到生理监测装置的电力和数据的通信。插头部分700的总长度延伸大约25.9mm。在实施方式中,销部分700插入到生理监测装置上的特殊销中或构建到轭(yoke)中。

[0096] 图8A至图8D示出了根据本说明书的一些实施方式的一端具有插头部分802而另一端具有插座部分804的导线800的不同视图。图8A示出了导线800的插座部分804的顶视图。图8B示出了导线800的插座部分804的侧视图。图8C示出了导线800的插座部分804的横截面侧视图。

[0097] 图8D示出了导线800的插座部分804的底视图。在一些实施方式中,导线800包括同轴电缆以避免串扰。在不同的实施方式中,导线800的长度是不同的以适合各种应用。对于ECG应用,导线800的长度类似于ECG引线。类似地,对于ECG应用,导线800具有与ECG引线的弯曲半径类似的弯曲半径。在实施方式中,使用与用于插入和移除EGG引线的相似的力和技

术,使用其插头部分802来施加和移除导线800。插座部分804对应于图2的插座200,其包括包围集成运动传感器系统的部件的壳体806。引线连接器位于壳体806的一部分内的连接导线800的一端,该壳体与电极连接器对接,类似于ECG电极连接器,用于将插座部分804附接到患者的身体。如上所述,运动传感器系统可以包括放置在印刷电路板(PCB)上的多个部件,并且包括检测和处理位置和运动相关数据的元件。在实施方式中,壳体806是防水的。插座部分804可以配置成任何已知的和使用的连接器以定位在对象上。

[0098] 上述实例仅仅是本发明的系统的许多应用的说明。尽管本文仅描述了本发明的几个实施方式,但是应理解,在不脱离本发明的精神或范围的情况下,本发明可以以许多其他特定形式来实施。因此,本实例和实施方式应被认为是说明性的而非限制性的,并且本发明可以在所附权利要求的范围内进行修改。

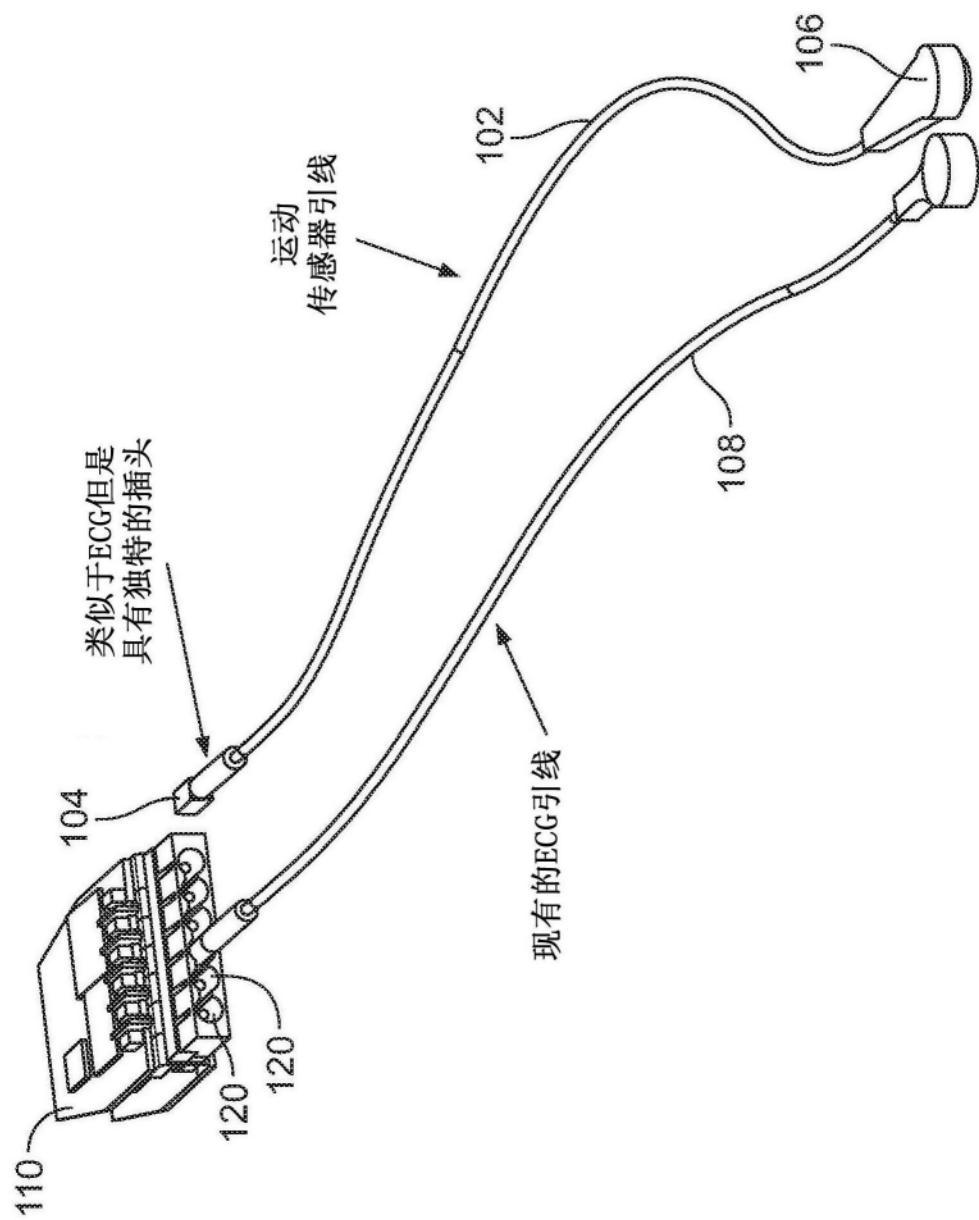


图1A

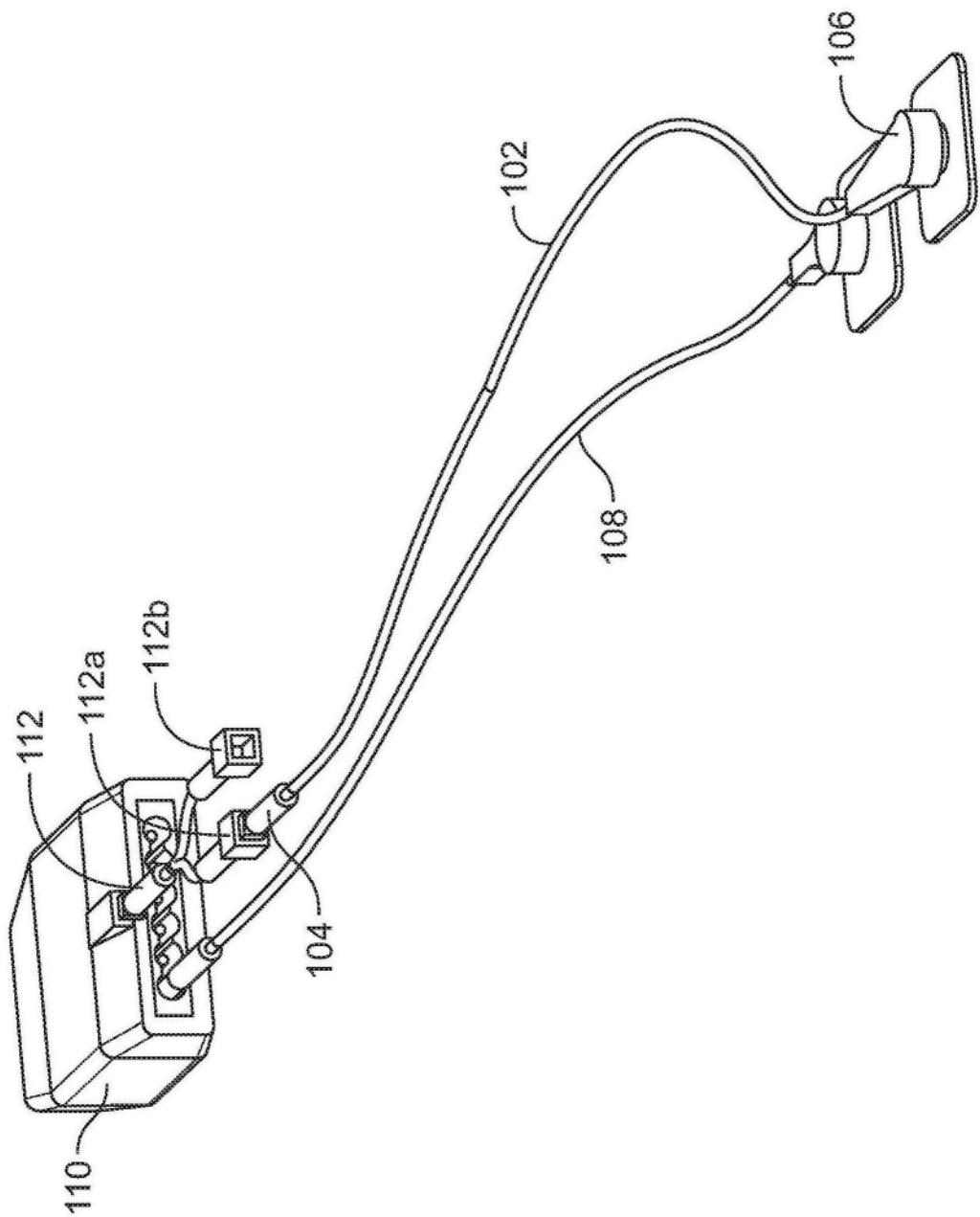


图1B

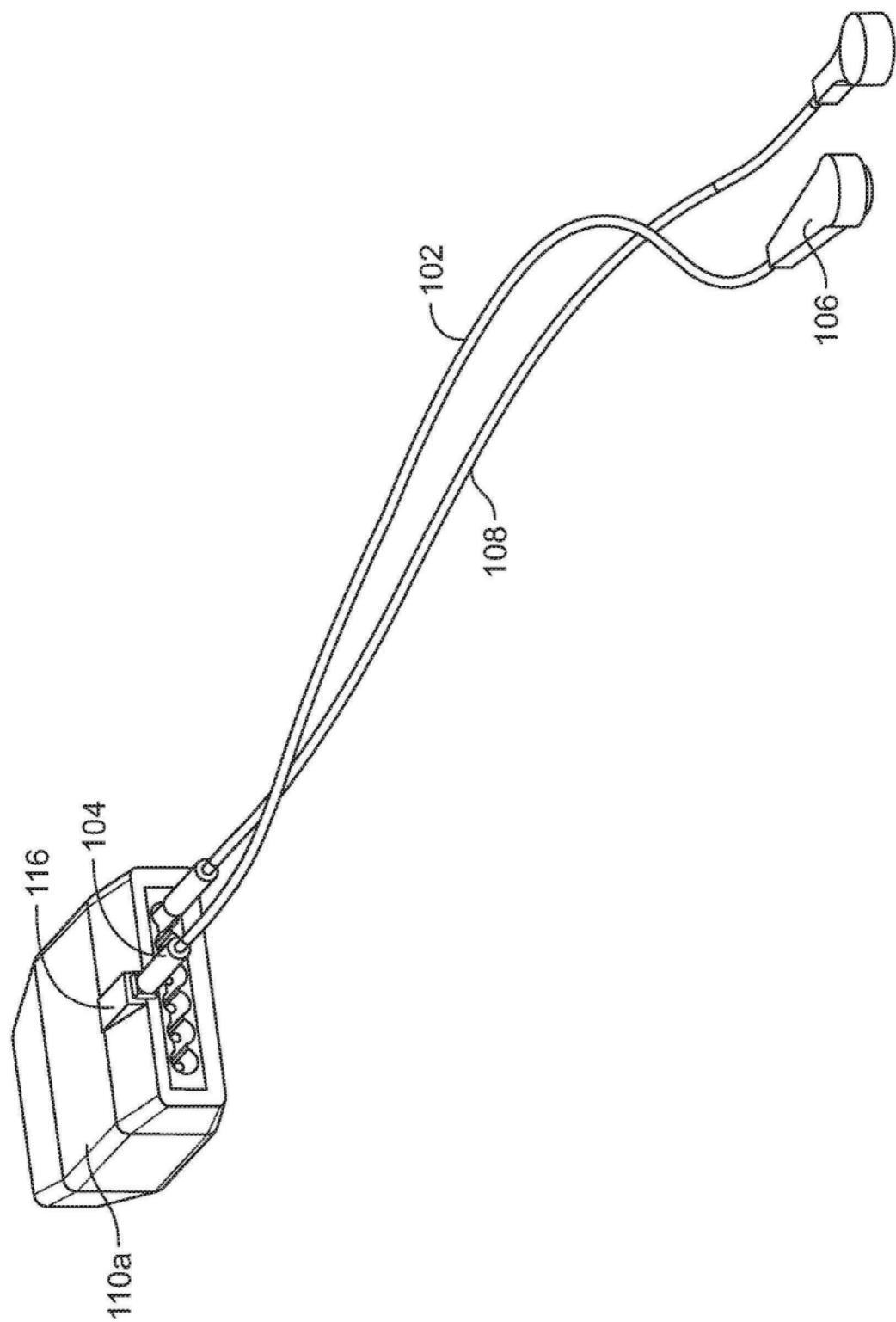


图1C

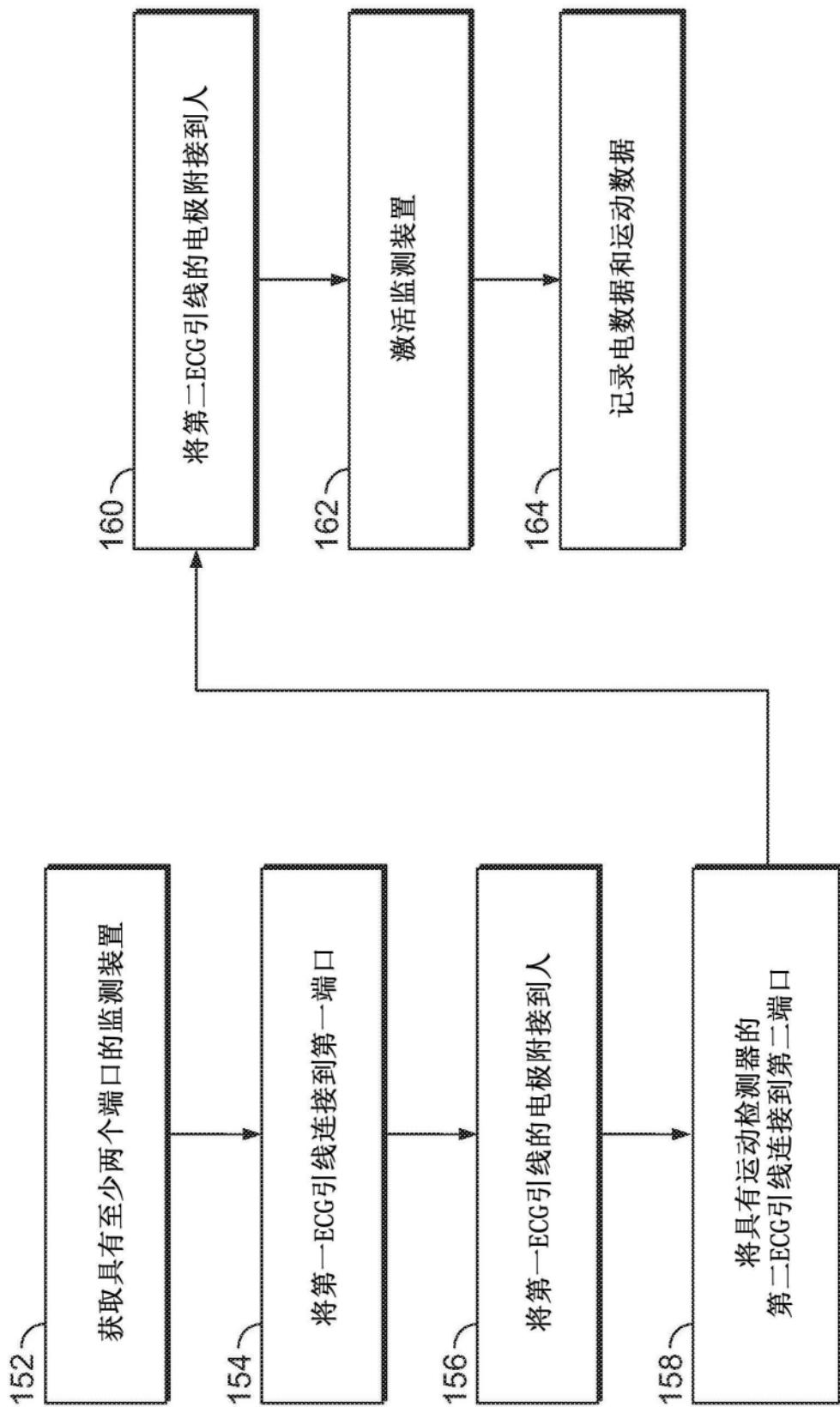


图1D

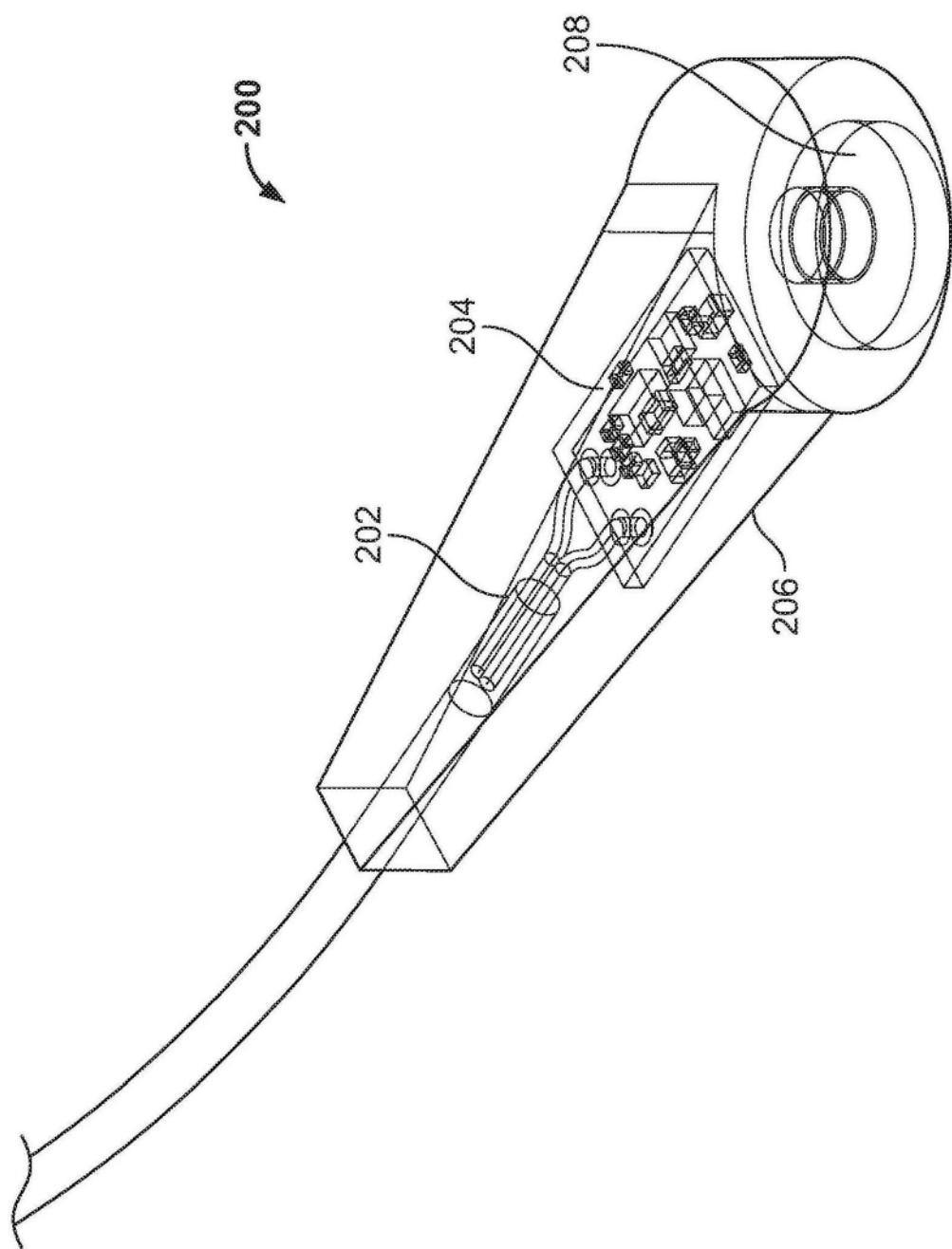


图2

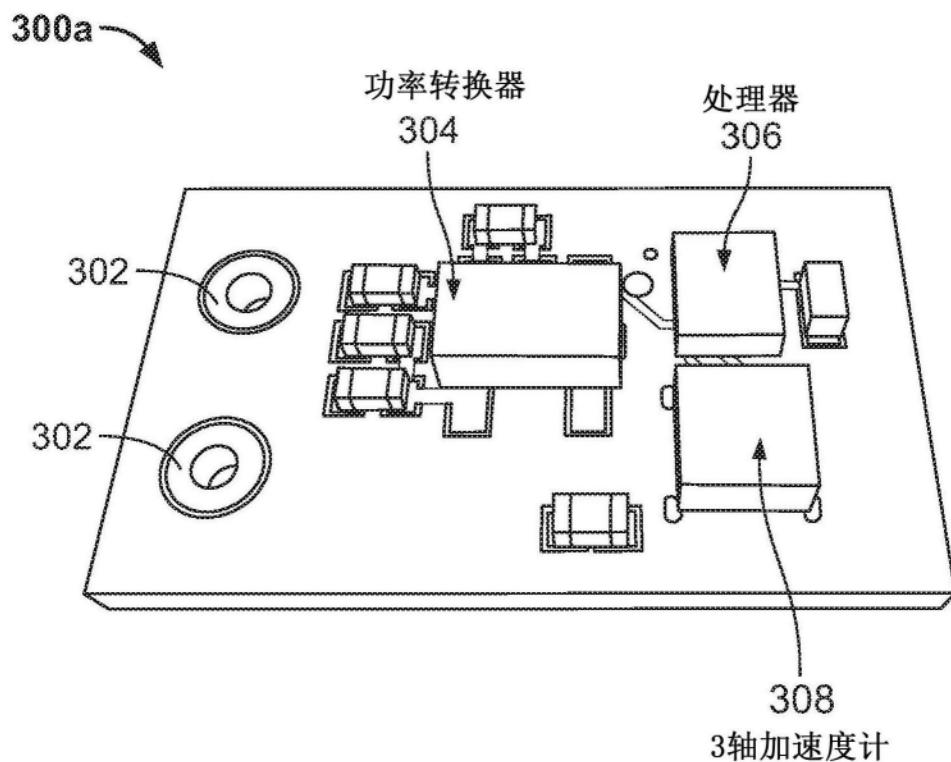


图3A

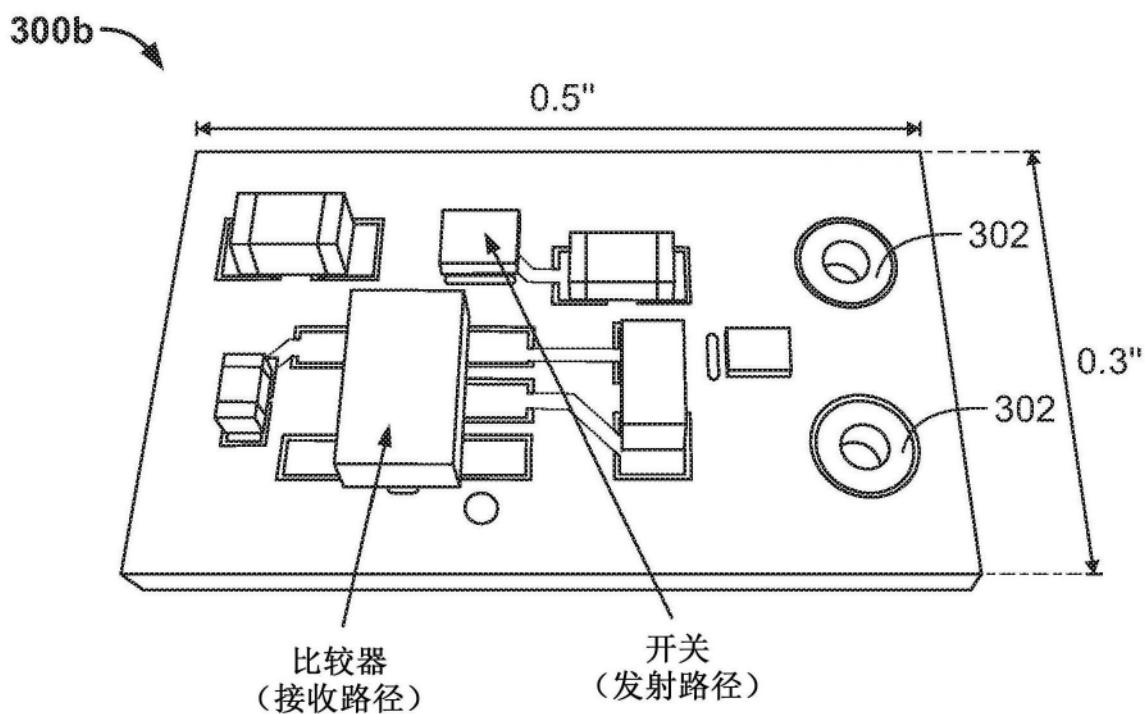


图3B

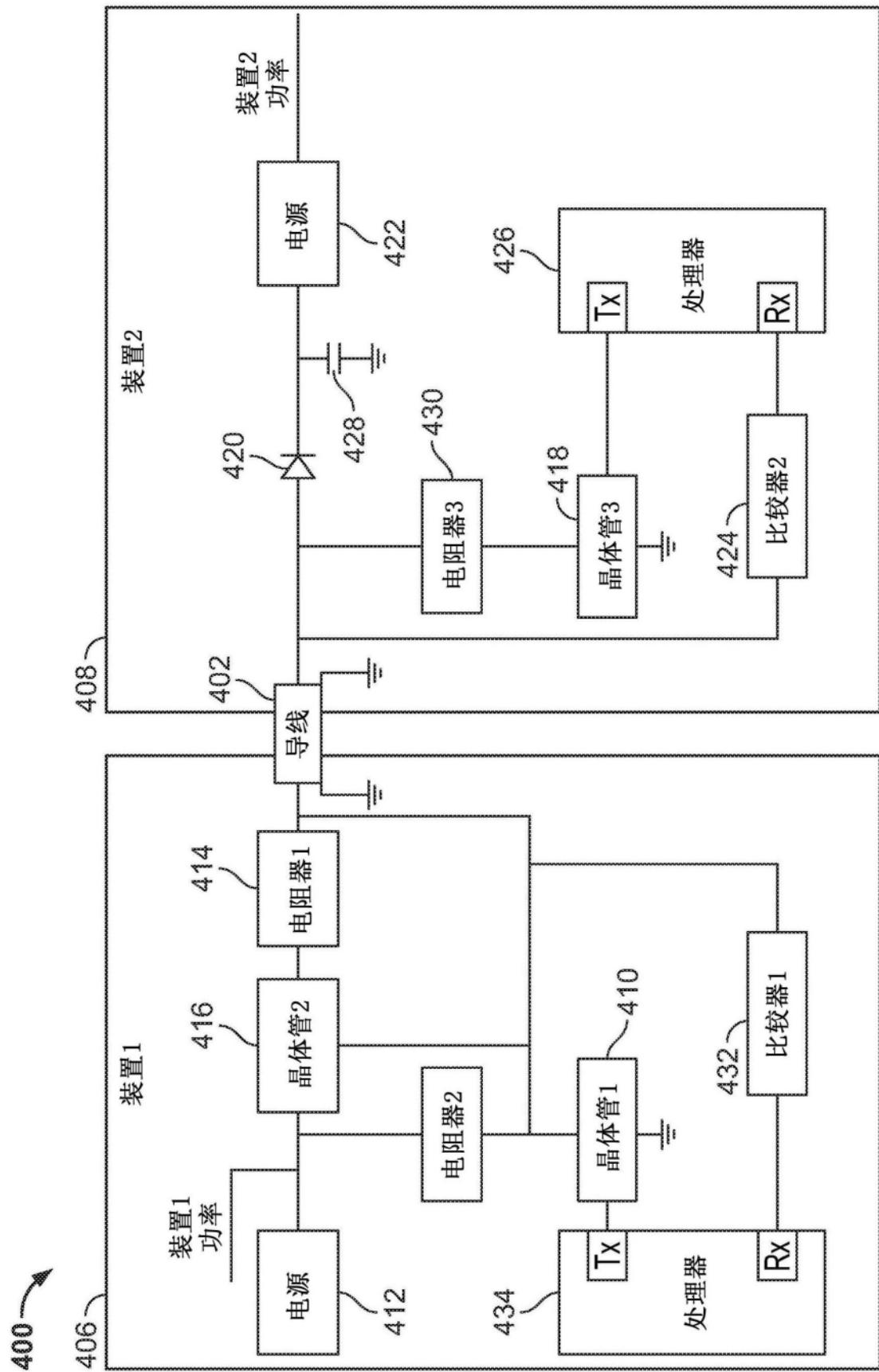


图4

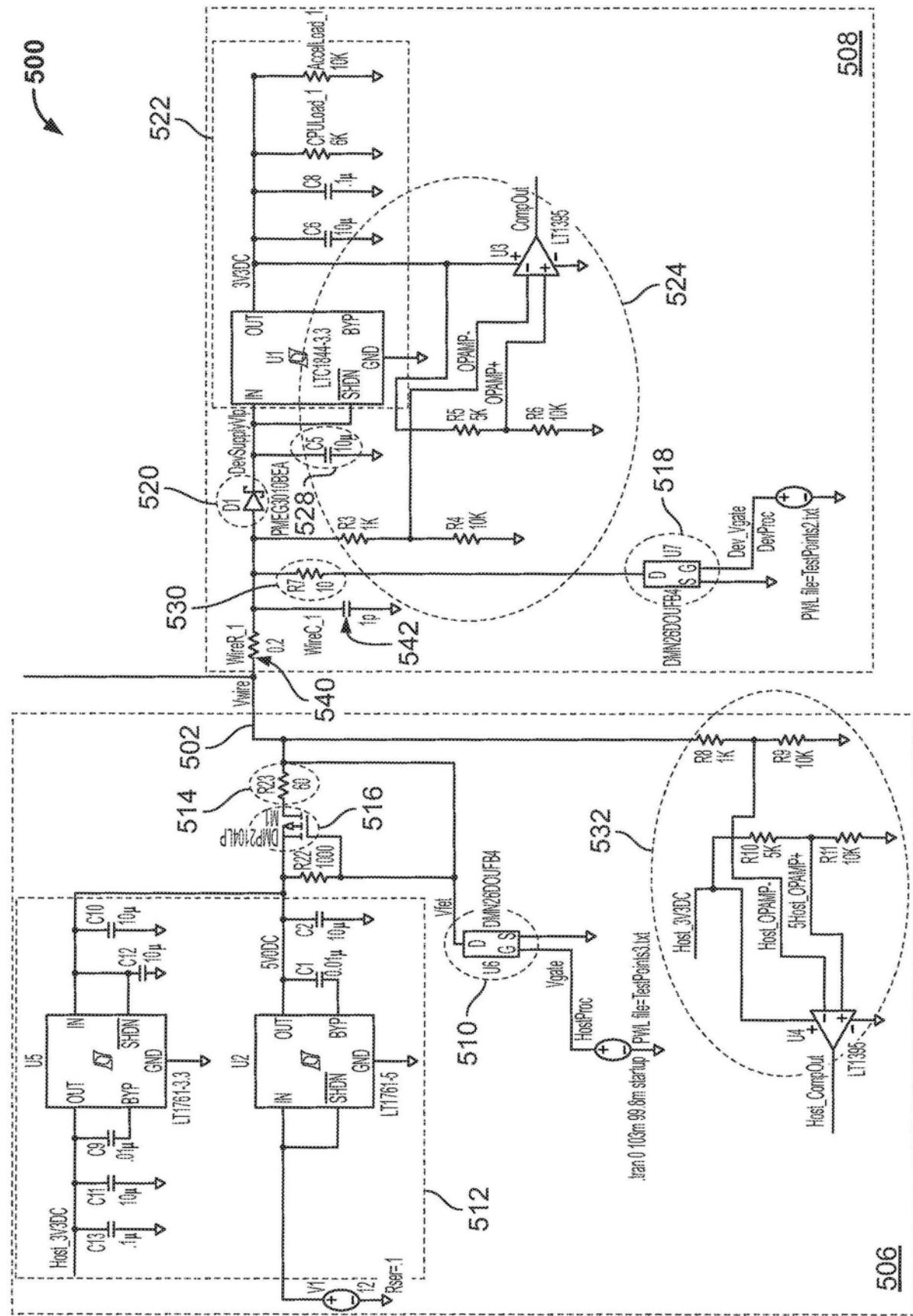


图5

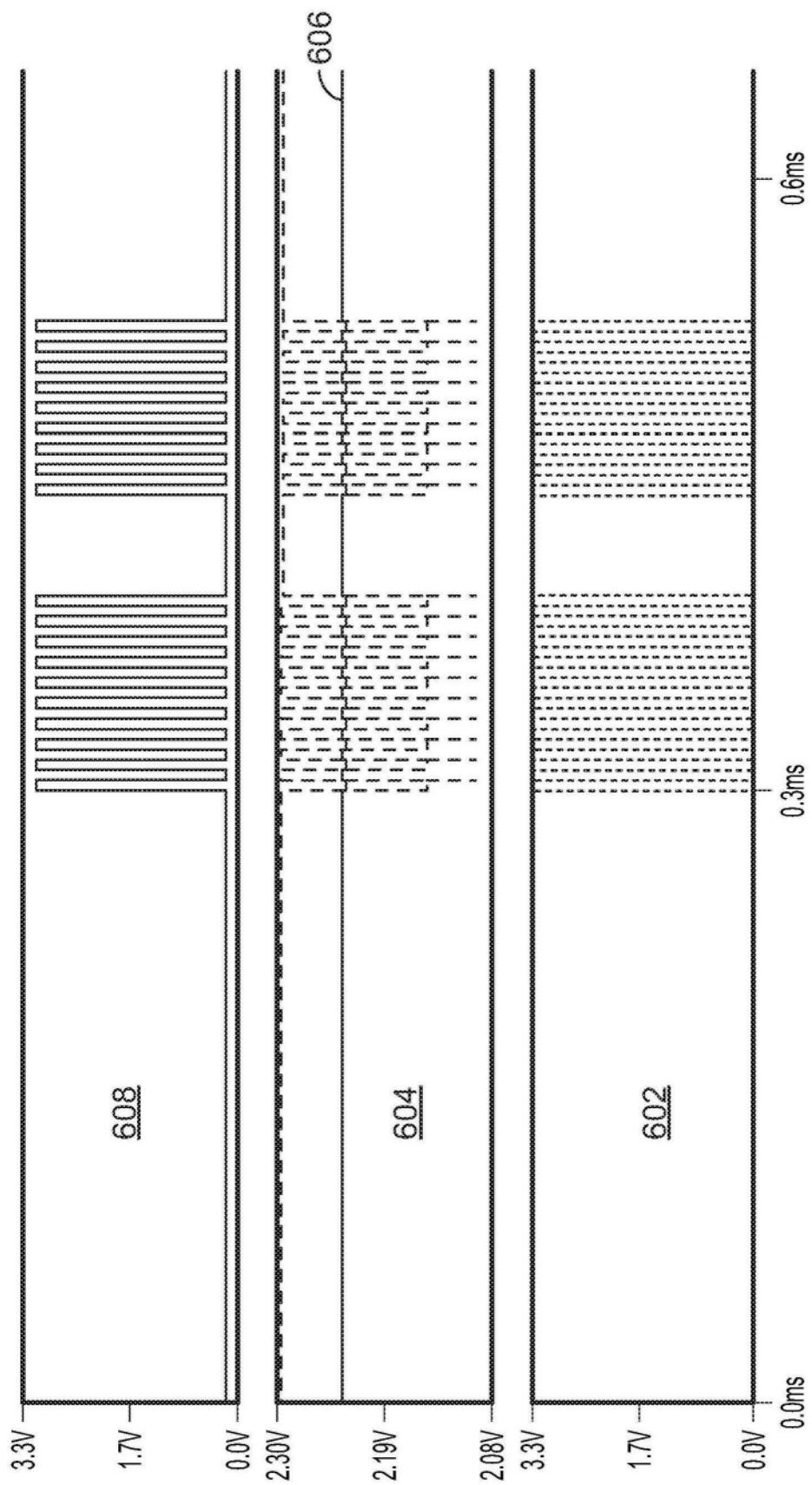


图6A

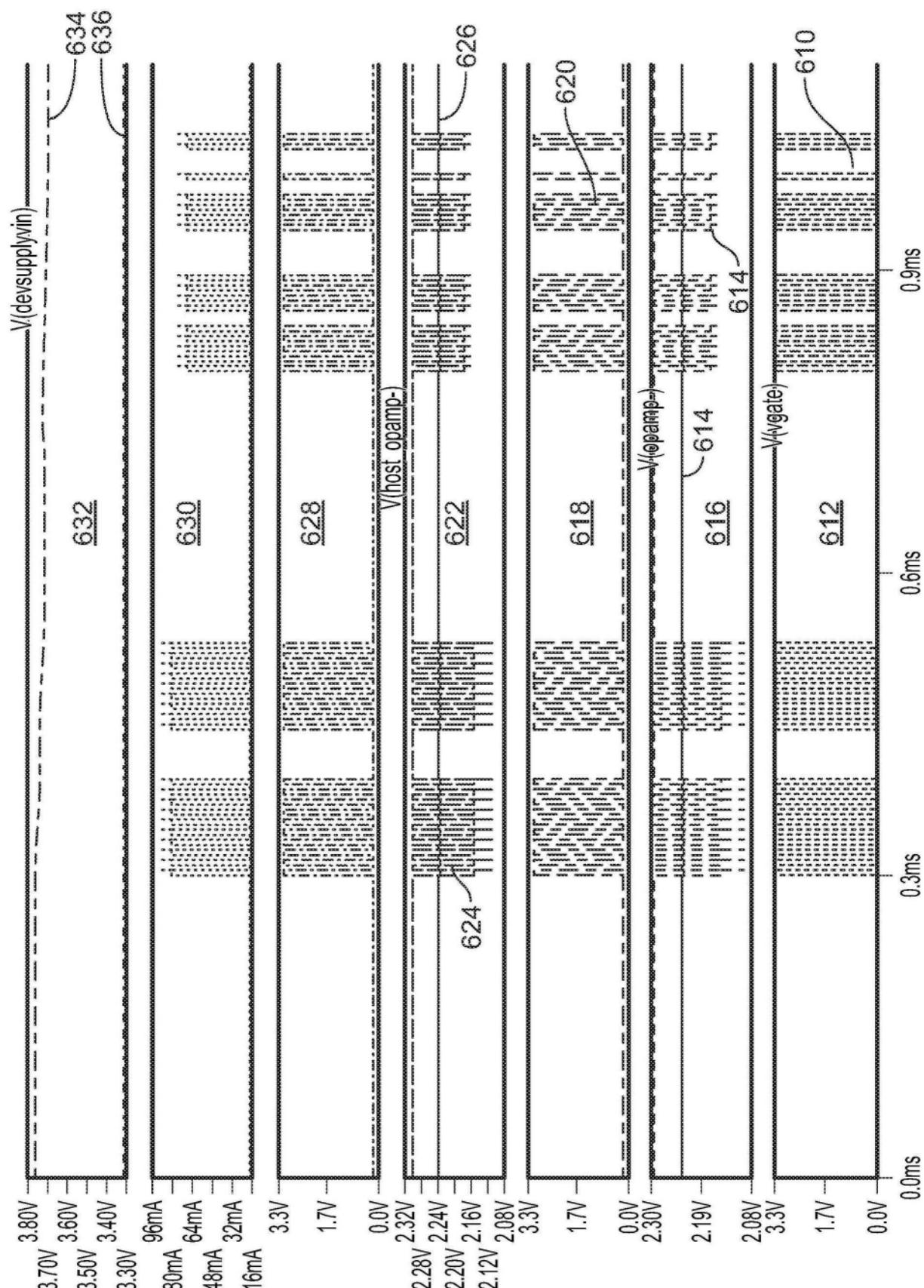


图6B

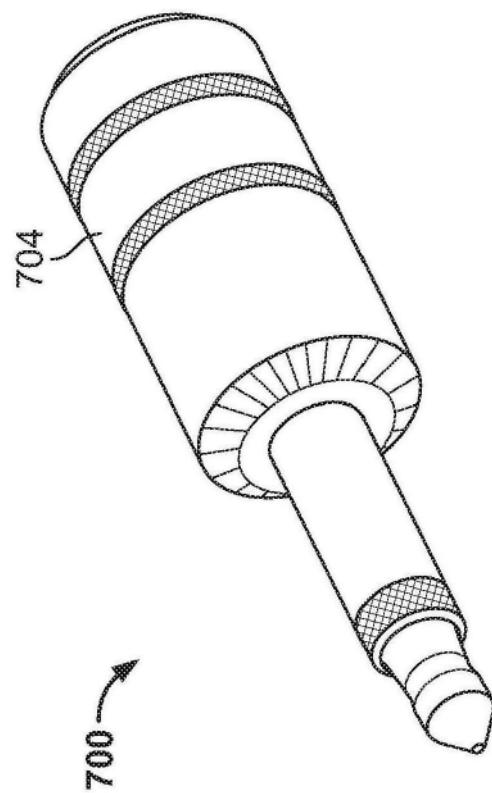


图7A

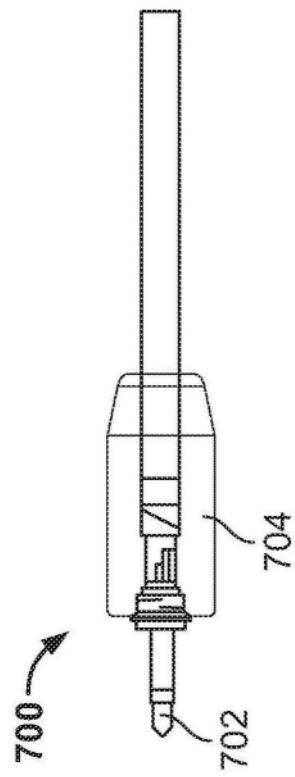


图7B

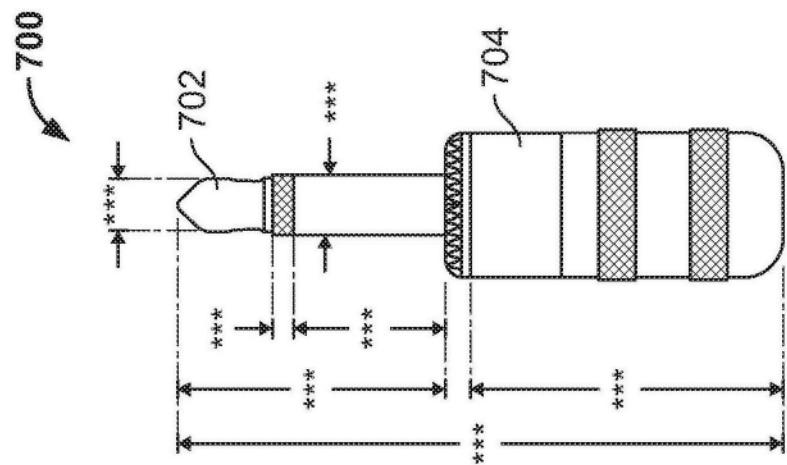


图7C

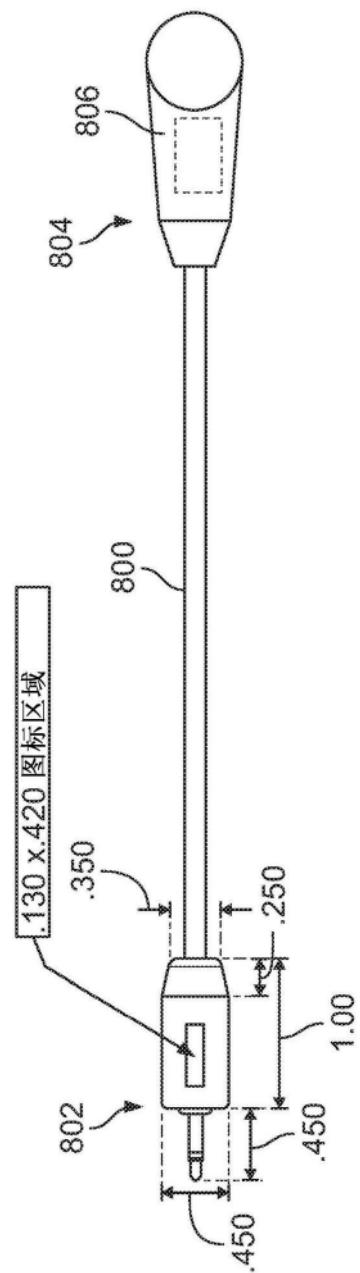


图8A

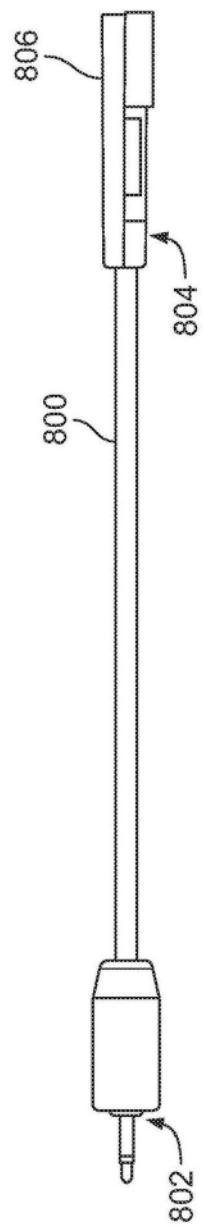


图8B

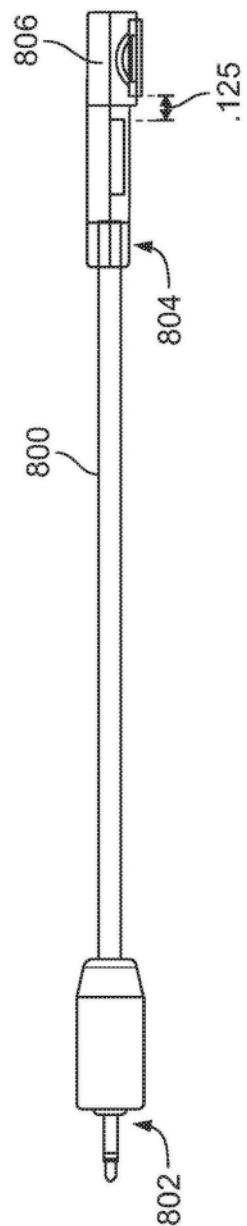


图8C

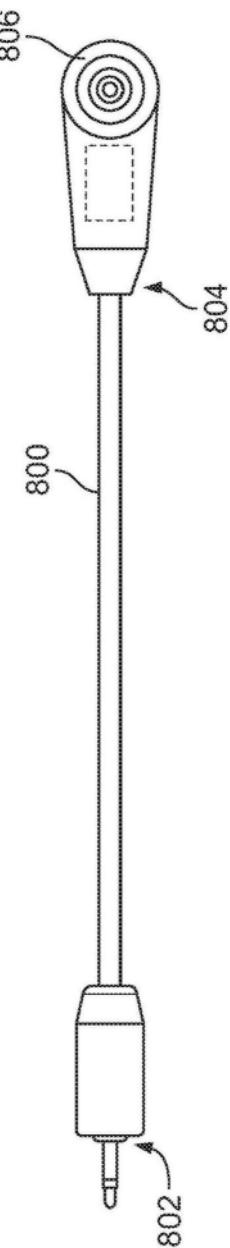


图8D