



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106793961 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201580053580.3

K·L·麦克法林 R·C·舒尔豪瑟

(22)申请日 2015.08.05

J·R·贾斯蒂斯 T·S·史蒂文森

(30)优先权数据

14/455,313 2014.08.08 US

14/455,285 2014.08.08 US

14/455,258 2014.08.08 US

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 钱慰民

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.31

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/0492(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/043844 2015.08.05

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61M 16/04(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/022710 EN 2016.02.11

(71)申请人 美敦力施美德公司

地址 美国佛罗里达州

(72)发明人 R·L·布朗 J·G·波洛克

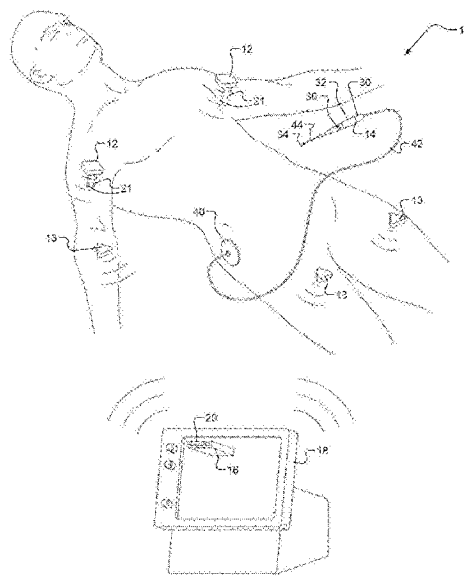
权利要求书10页 说明书27页 附图28页

(54)发明名称

无线神经完整性监测系统和设备

(57)摘要

一种神经完整性监测设备包括控制模块和物理层模块。所述控制模块被配置成用于生成有效载荷请求。所述有效载荷请求(i)从无线神经完整性监测网络中的传感器请求数据有效载荷,并且(ii)指示刺激探针设备是否要生成刺激脉冲;所述物理层模块被配置成用于:(i)将所述有效载荷请求无线传输到所述传感器和所述刺激探针设备,或者(ii)将所述有效载荷请求传输到控制台接口模块。所述物理层模块还被配置成用于:响应于所述有效载荷请求,(i)从所述传感器接收所述数据有效载荷,并且(ii)从所述刺激探针设备接收刺激脉冲信息。所述数据有效载荷包括与患者的诱发反应相对应的数据。基于所述刺激脉冲而生成所述诱发反应。



1. 一种神经完整性监测设备,包括:

控制模块,所述控制模块被配置成用于生成有效载荷请求,其中,所述有效载荷请求(i)从无线神经完整性监测网络中的传感器请求数据有效载荷,并且(ii)指示刺激探针设备是否要生成刺激脉冲;以及

物理层模块,所述物理层模块被配置成用于:

(i)将所述有效载荷请求无线传输到所述传感器和所述刺激探针设备,或者(ii)将所述有效载荷请求传输到控制台接口模块,并且

响应于所述有效载荷请求,(i)从所述传感器接收所述数据有效载荷,并且(ii)从所述刺激探针设备接收刺激脉冲信息,其中,所述数据有效载荷包括与患者的诱发反应相对应的数据,并且其中,所述诱发反应是基于所述刺激脉冲生成的。

2.如权利要求1所述的神经完整性监测设备,其中,所述物理层模块连接到所述控制台接口模块,或者与所述控制台接口模块分离并远离所述控制台接口模块定位。

3.如权利要求1所述的神经完整性监测设备,其中,所述刺激脉冲信息包括所述刺激脉冲的振幅和所述刺激脉冲的持续时间。

4.如权利要求1所述的神经完整性监测设备,其中,所述有效载荷请求包括数据速率,所述传感器以所述数据速率将所述数据有效载荷传送到所述物理层模块或所述控制台接口模块。

5.如权利要求1所述的神经完整性监测设备,其中,所述有效载荷请求包括第二数据速率,所述刺激探针设备以所述第二数据速率将所述刺激脉冲信息传送到所述物理模块或所述控制台接口模块。

6.如权利要求1所述的神经完整性监测设备,其中,所述有效载荷请求包括时隙状态字,其中,所述时隙状态字中的每一个指示时隙是被分配给所述传感器还是另一个传感器。

7.如权利要求1所述的神经完整性监测设备,其中,所述有效载荷请求包括请求定序器位,所述请求定序器位指示所述传感器要在一系列同步间隔中的哪一个同步间隔向所述物理模块或所述控制台接口模块传输数据。

8.如权利要求1所述的神经完整性监测设备,其中,所述有效载荷请求包括所述传感器的唯一标识符或者指示所述传感器的类型。

9.如权利要求1所述的神经完整性监测设备,其中,所述有效载荷请求指示在多个同步间隔中的每一个同步间隔中的多个时隙中的每一个时隙是否:可用;在被分配的过程中;或者被指定给所述传感器或另一个传感器。

10.一种控制台接口模块,包括:

控制模块,所述控制模块被配置成用于:(i)从神经完整性监视设备接收有效载荷请求,并且(ii)生成包括所述有效载荷请求中的信息的同步请求,其中,所述同步请求(i)从无线神经完整性监测网络中的传感器请求数据有效载荷,并且(ii)指示刺激探针设备是否要生成刺激脉冲;以及

物理层模块,所述物理层模块被配置成用于:

将所述同步请求无线传输到所述传感器和所述刺激探针设备,并且

响应于所述同步请求,(i)从所述传感器无线接收所述数据有效载荷,并且(ii)从所述刺激探针设备无线接收刺激脉冲信息,其中,所述数据有效载荷包括与患者的诱发反应相

对应的数据,并且其中,所述诱发反应是基于所述刺激脉冲生成的。

11. 如权利要求10所述的控制台接口模块,其中,所述物理层模块被配置成用于将所述数据有效载荷和所述刺激脉冲信息传输到所述神经完整性监测设备。

12. 如权利要求10所述的控制台接口模块,其中,所述物理层模块连接到所述神经完整性监测设备或者与所述神经完整性监测设备分离并远离所述神经完整性监测设备定位。

13. 如权利要求10所述的控制台接口模块,其中,所述刺激脉冲信息包括所述刺激脉冲的振幅和所述刺激脉冲的持续时间。

14. 如权利要求10所述的控制台接口模块,其中,所述同步请求包括时隙状态字,其中,所述时隙状态字中的每个时隙状态字指示时隙是被分配给所述传感器还是另一个传感器。

15. 如权利要求10所述的控制台接口模块,其中,所述同步请求包括请求定序器位,所述请求定序器位指示所述传感器要在一系列同步间隔中的哪一个同步间隔向所述物理模块传输数据。

16. 如权利要求10所述的控制台接口模块,其中,所述同步请求包括所述传感器的唯一标识符或者指示所述传感器的类型。

17. 如权利要求10的控制台接口模块,其中,所述同步请求指示在多个同步间隔中的每一个同步间隔中的多个时隙中的每一个时隙是否:可用;在被分配的过程中;或者被指定给所述传感器或另一个传感器。

18. 一种神经完整性监测系统,包括:

第一感测模块,所述第一感测模块被配置成用于经由第一组电极接收 (i) 有效载荷请求信号和 (ii) 来自患者的第一肌电信号,其中,所述第一感测模块包括:

处理模块,所述处理模块被配置成用于放大和过滤所述第一肌电信号以生成第一电压信号,以及

第一物理层模块,所述第一物理层模块被配置成用于:(i) 将所述第一电压信号上变频成第一射频信号,并且 (ii) 基于所述有效载荷请求信号来无线传输所述第一射频信号;以及

控制台接口模块或神经完整性监测设备,包括第二物理层模块,所述第二物理层模块被配置成用于:(i) 从所述第一物理层模块接收所述第一射频信号,并且 (ii) 将所述第一射频信号下变频成基带信号。

19. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,其中,所述第一物理层模块被配置成用于:(i) 基于所述有效载荷请求信号来选择同步间隔的时隙,并且 (ii) 在所述时隙中将所述第一射频信号传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

20. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,还包括多个传感器,其中:

所述多个感测模块包括所述第一感测模块并且附接到所述患者;

所述多个感测模块被配置成用于生成多个射频信号;

所述多个射频信号包括所述第一射频信号;并且

所述第二物理层模块被配置成用于:(i) 从所述第一物理层模块接收所述多个射频信号,并且 (ii) 将所述多个射频信号下变频成基带信号。

21. 如权利要求20所述的神经完整性监测系统,其中,所述神经完整性监测设备被配置成用于显示所述基带信号的各版本。

22. 如权利要求20所述的神经完整性监测系统,其中,所述多个感测模块包括:

所述第一感测模块,其中,所述第一感测模块被配置成用于生成所述第一射频信号,其中,所述第一组电极包括销针电极;以及

第二感测模块经由第二组电极接收第二肌电信号,其中,所述第二感测模块被配置成用于生成第二射频信号,其中,所述多个射频信号包括所述第二射频信号,并且其中,所述第二组电极包括焊盘电极。

23. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,其中,所述第一感测模块被配置成用于接触气管内导管上的触点。

24. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,还包括气管内导管组件,其中,所述气管内导管组件包括:

气管内导管,所述气管内导管用于插入所述患者的气道中,其中,所述气管内导管包括近端、远端、触点和迹线,其中,所述触点位于所述气管内导管上并且相较于所述远端更靠近所述近端,并且其中,所述迹线在所述触点与所述远端之间延伸并且被配置成用于经由所述触点接收来自所述患者的第二肌电信号;以及

第二感测模块,被配置成用于连接到所述迹线并接收所述第二肌电信号,其中,所述第二感测模块被配置成用于:(i)检测所述第二肌电信号并生成第二电压信号,(ii)将所述第二电压信号上变频成第二射频信号,并且(iii)将所述第二射频信号从所述第二感测模块无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

25. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,还包括与所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备无线通信的刺激探针设备,其中:

所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备被配置成用于生成有效载荷请求信号;以及

所述刺激探针设备被配置成用于:(i)无线接收所述有效载荷请求信号,(ii)响应于所述有效载荷请求信号,生成刺激脉冲,并且(iii)将与所述刺激脉冲有关的信息无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

26. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,其中:

所述控制台接口模块被配置成用于:(i)从所述第一物理层模块接收所述第一射频信号,并且(ii)基于所述第一射频信号,生成第一数字信号或第一模拟信号;并且

所述神经完整性监测设备被配置成用于从所述控制台接口模块接收所述第一数字信号或所述第一模拟信号。

27. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,其中,所述神经完整性监测设备被配置成用于:(i)从所述第一物理层模块接收所述第一射频信号,并且(ii)基于所述第一射频信号,生成第一数字信号或第一模拟信号。

28. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,其中:

所述第一感测模块包括温度传感器;

所述温度传感器被配置成用于生成温度信号;并且

所述第一感测模块被配置成用于将所述温度信号无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

29. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统,其中,所述控制台接口模块或所述神经

完整性监测设备被配置成用于：基于所述第一射频信号，(i) 确定心率或呼吸速率，或(ii) 检测肌肉痉挛。

30. 如权利要求18所述的神经完整性监测系统，其中：

所述第一感测模块包括加速度计；

所述加速度计被配置成用于生成加速度信号；

所述第一感测模块被配置成用于将所述加速度信号无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备；并且

所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备被配置成用于：基于所述加速度信号，(i) 确定心率或呼吸速率，或(ii) 检测肌肉痉挛。

31. 一种传感器，包括：

多个电极，所述多个电极被配置成用于(i) 附接到患者，并且(ii) 接收来自所述患者的第一肌电信号；

控制模块，所述控制模块连接到所述多个电极，其中，所述控制模块被配置成用于：(i) 检测所述第一肌电信号，并且(ii) 生成第一电压信号；以及

物理层模块，所述物理层模块被配置成用于：

从控制台接口模块或神经完整性监视设备接收有效载荷请求，并且

基于所述有效载荷请求，(i) 将所述第一电压信号上变频成第一射频信号，并且(ii) 将所述第一射频信号从所述传感器无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

32. 如权利要求31所述的传感器，其中：

所述有效载荷请求包括数据速率；

所述物理层模块被配置成用于以所述数据速率向所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备传输数据有效载荷；并且

所述数据有效载荷包括基于所述第一肌电信号生成的数据。

33. 如权利要求31所述的传感器，其中：

所述有效载荷请求包括多个时隙状态字；

所述控制模块被配置成用于：(i) 基于所述多个时隙状态字来确定多个时隙的状态，并且(ii) 选择所述时隙中的一个或多个时隙；并且

所述物理层模块被配置成用于在所述时隙中的所选择的一个或多个时隙中传输一个或多个数据有效载荷。

34. 如权利要求33所述的传感器，其中：

所述物理层模块被配置成用于周期性地从所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备接收同步请求信号；

在所述同步请求信号的连续的成对同步请求信号的传输之间存在同步间隔；并且

所述物理层模块被配置成用于在所述同步请求信号的所述时隙中的所选择的一个或多个时隙中传输多个数据有效载荷。

35. 如权利要求31所述的传感器，还包括功率模块，其中，所述功率模块被配置成用于：

(i) 检测所述多个电极之间的阻抗，并且(ii) 基于所述阻抗，对所述控制模块的一部分或所述物理层模块的一部分上电。

36. 如权利要求31所述的传感器,还包括功率模块,其中,所述功率模块被配置成用于:
(i) 检测所述多个电极之间的阻抗,以及 (i i) 基于所述阻抗,对所述控制模块和所述物理层模块上电。

37. 如权利要求36所述的传感器,还包括电源,

其中,所述功率模块被配置成用于:基于所述阻抗,使得能够从所述电源向所述控制模块或所述物理层模块提供功率。

38. 如权利要求37所述的传感器,其中,所述功率模块被配置成用于:如果所述阻抗小于预定阻抗,则对所述控制模块或所述物理层模块上电。

39. 如权利要求31所述的传感器,还包括功率模块,所述功率模块被配置成用于:(i) 检测所述多个电极两端的电压,并且 (i) 基于所述电压,对所述控制模块的一部分或所述物理层模块的一部分上电。

40. 如权利要求31所述的传感器,还包括功率模块,所述功率模块被配置成用于:(i) 检测在所述多个电极中的一个处接收的电流,并且 (i) 基于所述电流,对所述控制模块的一部分或所述物理层模块的一部分上电。

41. 如权利要求31所述的传感器,还包括功率模块,所述功率模块被配置成用于向所述控制模块提供电压,

其中,基于所述控制模块是否正在从所述功率模块接收电压,所述功率模块被配置成用于 (i) 从关断转换到处于低功率模式或高功率模式,或者 (i i) 从处于所述低功率模式转换到处于所述高功率模式。

42. 如权利要求31所述的传感器,其中,所述多个电极包括销针电极。

43. 如权利要求31所述的传感器,其中,所述多个电极包括焊盘电极。

44. 如权利要求31所述的传感器,其中,所述控制模块被配置成用于连接到气管内导管上的触点。

45. 如权利要求31所述的传感器,其中:

所述控制模块包括温度传感器;

所述温度传感器被配置成用于检测温度并生成温度信号;并且所述物理层模块被配置成用于将所述温度信号无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

46. 如权利要求31所述的传感器,还包括加速度计,所述加速度计被配置成用于生成加速度信号,

其中,所述物理层模块被配置成用于将所述加速度信号无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

47. 如权利要求31所述的传感器,其中:

所述多个电极附接到贴片或者是销针电极;

所述控制模块经由连接器卡扣到所述多个电极上;

所述控制模块是可重复使用的并且被配置成从所述第一多个电极断开连接并连接到第二多个电极;并且

所述贴片和所述销针电极是不可重复使用的。

48. 如权利要求31所述的传感器,还包括:

连接到所述多个电极的前端电路;

放大器模块,所述放大器模块被配置成用于放大所述前端电路的输出;

检测模块,所述检测模块被配置成用于:基于所述放大器模块的输出,(i)检测所述多个电极是否附接到所述患者,并且(ii)生成指示所述多个电极是否附接到所述患者的输出信号,

其中,所述控制模块被配置成用于基于所述输出信号而生成所述第一电压信号。

49.如权利要求48所述的传感器,还包括定时模块,所述定时模块被配置成用于周期性地所述放大器模块和所述检测模块唤醒并通电,以检查所述多个电极是否附接到所述患者。

50.一种方法,包括:

从控制台接口模块或神经完整性监测设备接收有效载荷请求;

在感测模块处经由多个电极来接收第一肌电信号,其中,所述感测模块直接连接到所述多个电极;

基于所述肌电信号生成第一电压信号;

将所述第一电压信号上变频成第一射频信号;以及

基于所述有效载荷请求,将所述第一射频信号从所述感测模块无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

51.如权利要求50所述的方法,还包括以一数据速率向所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备传输数据有效载荷,其中:

所述有效载荷请求包括所述数据速率;并且

所述数据有效载荷包括基于第一肌电信号生成的数据。

52.如权利要求50所述的方法,还包括:

基于多个时隙状态字来确定多个时隙的状态,以及(ii)选择所述时隙中的一个或多个时隙,其中,所述有效载荷请求包括所述多个时隙状态字;以及

在所述时隙中的所选择的一个或多个时隙中传输一个或多个数据有效载荷。

53.如权利要求52所述的方法,还包括:

周期性地从所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备接收同步请求信号,其中,在所述同步请求信号的连续的成对同步请求信号的传输之间存在同步间隔;以及

在所述同步请求信号的所述时隙中的所选择的一个或多个时隙中传输多个数据有效载荷。

54.如权利要求50所述的方法,还包括:

检测所述多个电极之间的阻抗;以及

基于所述阻抗,对所述感测模块的控制模块的一部分或所述感测模块的物理层模块的一部分上电。

55.如权利要求50所述的方法,还包括:

检测所述多个电极之间的阻抗;以及

基于所述阻抗,对控制模块和物理层模块上电,

其中,所述感测模块包括所述控制模块和所述物理层模块。

56.如权利要求55所述的方法,还包括:基于所述阻抗,使得能够从电源向所述控制模块或所述物理层模块提供功率,

其中,所述感测模块包括所述控制模块和所述物理层模块。

57. 如权利要求56所述的方法,包括:如果所述阻抗小于预定阻抗,则对所述控制模块或所述物理层模块上电。

58. 如权利要求50所述的方法,还包括:

检测所述多个电极两端的电压;以及

基于所述电压,对控制模块的一部分或物理层模块的一部分上电,

其中,所述感测模块包括所述控制模块和所述物理层模块。

59. 如权利要求50所述的方法,还包括:

检测在所述多个电极中的一个处接收的电流量;以及

基于所述电流量,对控制模块的一部分或物理层模块的一部分上电,

其中,所述感测模块包括所述控制模块和所述物理层模块。

60. 如权利要求50所述的方法,还包括:

经由功率模块向所述感测模块的控制模块提供电压;以及

基于所述控制模块是否正在接收电压,将所述功率模块(i)从关断转换到处于低功率模式或高功率模式,或者(ii)从处于所述低功率模式转换到处于所述高功率模式。

61. 如权利要求50所述的方法,其中,所述电极位于气管内导管上。

62. 如权利要求50所述的方法,还包括:

检测温度并生成温度信号;以及

将所述温度信号无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

63. 如权利要求50所述的方法,还包括:

经由加速度计生成加速度信号;以及

将所述加速度信号无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

64. 一种刺激探针设备,包括:

第一电极;

刺激模块,所述刺激模块被配置成用于:(i)从控制台接口模块或神经完整性监测设备无线接收有效载荷信号,并且(ii)向所述第一电极提供电压或电流量以刺激患者体内的神经或肌肉;

控制模块,所述控制模块被配置成用于生成指示向所述电极提供的所述电压或所述电流量的参数信号;以及

物理层模块,所述物理层模块被配置成用于:(i)将所述参数信号上变频成第一射频信号,并且(ii)将所述第一射频信号从所述刺激探针无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

65. 如权利要求64所述的刺激探针设备,其中:

所述物理层模块被配置成用于:(i)从所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备接收第二射频信号,并且(ii)将所述第二射频信号下变频成控制信号;并且

所述刺激模块被配置成用于:基于所述控制信号,向所述第一电极提供所述电压或所述电流量。

66. 如权利要求65所述的刺激探针设备,其中:

所述第二射频信号包括参数;

所述参数是预定电压、预定电流量或预定波长；并且

所述刺激模块被配置成用于：向所述第一电极提供所述预定电压、所述预定电流量或具有所述预定波长的信号。

67. 如权利要求64所述的刺激探针设备，还包括电源，

其中，所述刺激模块被配置成用于基于从所述电源接收的功率而向所述第一电极提供所述电压或所述电流量。

68. 如权利要求64所述的刺激探针设备，还包括具有第一状态和第二状态的手动操作的开关，其中：

所述刺激模块被配置成用于在所述开关处于所述第一状态时向所述第一电极提供所述电压或所述电流量；并且

开关被配置成用于在所述开关处于所述第二状态时禁用向所述第一电极提供所述电压或所述电流量。

69. 如权利要求64所述的刺激探针设备，其中：

所述物理层模块被配置成用于从所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备无线接收有效载荷请求；

所述刺激模块被配置成用于：基于所述有效载荷请求，向所述第一电极提供所述电压或所述电流量作为刺激脉冲；并且

所述控制模块被配置成用于：响应于所述有效载荷请求，将与所述刺激脉冲有关的信息无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

70. 如权利要求69所述的刺激探针设备，其中：

所述有效载荷请求指示数据速率；并且

所述物理层模块以所述数据速率将与所述刺激脉冲有关的所述信息传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

71. 如权利要求69所述的刺激探针设备，其中：

所述物理层模块被配置成用于周期性地从所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备接收同步请求；并且

所述控制模块被配置成用于：(i) 基于所述同步请求中的第一个同步请求来选择时隙，并且(ii) 在所选择的时隙中向所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备传输数据有效载荷。

72. 一种神经完整性监测系统，包括：

如权利要求64所述的刺激探针设备，以及

所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

73. 如权利要求72所述的神经完整性监测系统，还包括传感器，其中，所述传感器包括多个电极，所述多个电极被配置成用于：(i) 附接到所述患者的肌肉，并且(ii) 基于提供给所述电极的所述电压或所述电流量，接收来自所述患者的所述肌肉的肌电信号。

74. 如权利要求73所述的神经完整性监测系统，其中，所述传感器包括：

第二控制模块，所述第二控制模块连接到所述多个电极，其中，所述第二控制模块被配置成用于：(i) 检测所述肌电信号，并且(ii) 生成电压信号；以及

第二物理层模块，第二物理层模块被配置成用于：(i) 将所述电压信号上变频成第二射

频信号,并且(ii)将所述第二射频信号从所述传感器无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

75.如权利要求72所述的神经完整性监测系统,还包括气管内导管,所述气管内导管用于打开所述患者的气道,其中,所述气管内导管包括电元件,其中,所述电元件被配置成用于基于提供给所述电极的所述电压或所述电流量而接收来自所述患者的肌肉的肌电信号。

76.如权利要求72所述的神经完整性监测系统,还包括气管内导管组件,所述气管内导管组件包括:

气管内导管,所述气管内导管用于打开所述患者的气道,其中,所述气管内导管包括近端、远端、触点和迹线,其中,所述触点位于所述气管内导管上并且相较于所述远端更靠近所述近端,并且其中,所述迹线在所述近端与所述远端之间延伸并且被配置成用于基于提供给所述电极的所述电压或所述电流量而经由所述触点接收来自所述患者的肌电信号;以及

感测模块,所述感测模块被配置成用于:

连接到所述迹线并且经由所述触点来接收所述肌电信号,

基于所述肌电信号生成电压信号,

将所述电压信号上变频成第二射频信号,并且

将所述第二射频信号从所述感测模块无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

77.一种操作刺激探针设备的方法,所述方法包括:

从控制台接口模块或神经完整性监测设备无线接收有效载荷信号;

向第一电极提供电压或电流量;

生成指示向所述电极提供的所述电压或所述流量的参数信号;

将所述参数信号上变频成第一射频信号;以及

将所述第一射频信号从所述刺激探针无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

78.如权利要求77所述的方法,还包括:

从所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备接收第二射频信号;

将所述第二射频信号下变频成控制信号;以及

基于所述控制信号,向所述第一电极提供所述电压或所述电流量。

79.如权利要求78所述的方法,还包括向所述第一电极提供预定电压、预定电流量或具有预定波长的信号,其中:

所述第二射频信号包括参数;并且

所述参数是所述预定电压、所述预定电流量或所述预定波长。

80.如权利要求77所述的方法,还包括基于在控制模块处从电源接收的功率而向所述第一电极提供所述电压或所述电流量。

81.如权利要求77所述的方法,还包括:

当开关处于第一状态时向所述第一电极提供所述电压或所述电流量,其中,所述开关被手动操作并且具有所述第一状态以及第二状态;以及

当所述开关处于所述第二状态时,禁用向所述第一电极提供所述电压或所述电流量。

82. 如权利要求77所述的方法,还包括:

从所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备无线接收有效载荷请求;
基于所述有效载荷请求,向所述第一电极提供所述电压或所述电流量作为脉冲;以及
响应于所述有效载荷请求,将与所述脉冲有关的信息无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

83. 如权利要求82所述的方法,还包括以一数据速率将与所述脉冲有关的所述信息传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备,

其中,所述有效载荷请求指示所述数据速率。

84. 如权利要求82所述的方法,还包括:

周期性地从所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备接收同步请求;
基于所述同步请求中的第一个同步请求来选择时隙;以及
在所选择的时隙中向所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备传输数据有效载荷。

85. 如权利要求77所述的方法,还包括:

基于提供给所述电极的所述电压或所述电流量,在传感器处接收肌电信号;
基于所述肌电信号生成第一电压信号;
将所述第一电压信号上变频成第二射频信号;以及
将所述第二射频信号从所述传感器无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

86. 如权利要求85所述的方法,还包括:基于提供给所述电极的所述电压或所述电流量,在气管内导管的电元件处接收所述肌电信号。

87. 如权利要求85所述的方法,还包括:

基于提供给所述电极的所述电压或所述电流量,经由气管内导管上的触点来接收所述肌电信号,其中,所述气管内导管包括近端、远端、所述触点以及迹线,其中,所述触点位于所述气管内导管上并且相较于所述远端更靠近所述近端,并且其中,所述迹线在所述近端与所述远端之间延伸并且被配置成用于:

经由所述触点从所述迹线接收所述肌电信号;

基于所述肌电信号而生成第二电压信号;

将所述第二电压信号上变频以生成第三射频信号;以及

将所述第三射频信号从所述感测模块无线传输到所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备。

无线神经完整性监测系统和设备

技术领域

[0001] 本公开涉及神经完整性监测系统和设备。

背景技术

[0002] 本文所提供的背景描述是为了一般地呈现本公开的上下文的目的。就在本背景技术部分中的描述而言,当前指定的诸位发明人的工作以及提交日时可以不另外取得现有技术资格的描述的多个方面,既不显式地也不隐含地承认视为与本公开抵触的现有技术。

[0003] 神经完整性监测(NIM)系统可以包括刺激探针设备、传感器、电极连接盒和肌电图(EMG)监测设备。所述刺激探针设备用于刺激神经和/或肌肉活动。作为示例,刺激探针设备可以包括刺激电极头。外科医生可以用电极头接触患者身上的部位,以向患者身上的部位提供电压和/或电流并刺激神经活动,并且因此刺激肌肉反应(或肌肉活动)。参考贴片可以远离(i)传感器和(ii)被刺激的区域而附接到患者。参考贴片的电极可以处于参考电位。所述传感器可以包括附接到患者并用于监测肌肉活动的电极。所述刺激探针设备的电极头和参考贴片之间的电压电位以及由所述传感器的输出指示的电压电位可以经由电线提供到所述电极连接盒。所述电线插入所述电极连接盒中的相应插座中。

[0004] 所述电极连接盒可具有分别用于以下各项的信道:刺激探针设备的电压电位;所述基准贴片的电压电位;以及传感器的输出电压。所述电极连接盒可以过滤从所述刺激探针设备和传感器接收的信号,并且向所述EMG监测设备提供对应的信号。根据正在进行的外科手术,可以使用大量电缆在(i)所述刺激探针设备和传感器与(ii)所述电极连接盒之间传输信息。作为示例,在外科手术期间可以使用1-32个信道。每个信道可以对应于相应的双绞线电缆(每个电缆具有双绞线电线)。连接到所述传感器的每个电缆经由所述传感器的电极固定到患者,远离所述患者延伸,并且在所述患者所处的无菌区域(或环境)的外部被路由到所述EMG监测设备。

[0005] 在一个示例中,在甲状腺手术期间可以使用某种类型的传感器来监测患者的喉内肌肉组织中的神经。喉返神经(RLN)的损伤是甲状腺手术的最严重的并发症之一。在甲状腺手术期间可使用气管内导管来打开气道并向患者的肺部提供空气。气管内导管可包括被设计成与患者的声带接触的电极,以便于在手术期间对声带的EMG监测。

[0006] 作为示例,刺激电极可以放置在患者颈部的迷走神经上,以向神经末梢递送连续的低水平刺激。获得神经功能的基线,并且经由连接到气管内导管的电极来监测随后的EMG反应。肌电信号由所述电极生成和检测并提供给EMG监测设备。所述EMG监测设备监测肌电信号的变化以检测患者的喉内肌肉组织的变化。在刺激之间,由于在肿瘤/甲状腺切除期间拉伸、加热、压缩和/或操纵患者的组织所引起的手术切口和/或“盲”创伤,神经可能处于风险中。实时地绘制EMG反应以提供关于神经的状况的反馈。

发明内容

[0007] 提供了一种神经完整性监测设备,并且所述神经完整性监测设备包括控制模块和

物理层模块。所述控制模块被配置成用于生成有效载荷请求。所述有效载荷请求 (i) 从无线神经完整性监测网络中的传感器请求数据有效载荷, 并且 (ii) 指示刺激探针设备是否要生成刺激脉冲。所述物理层模块被配置成用于: (i) 将所述有效载荷请求无线传输到所述传感器和所述刺激探针设备, 或者 (ii) 将所述有效载荷请求传输到控制台接口模块。所述物理层模块还被配置成用于: 响应于所述有效载荷请求, (i) 从所述传感器接收所述数据有效载荷, 并且 (ii) 从所述刺激探针设备接收刺激脉冲信息。所述数据有效载荷包括与患者的诱发反应相对应的数据。基于所述刺激脉冲而生成所述诱发反应。

[0008] 在其他特征中, 提供了一种控制台接口模块, 并且所述控制台接口模块包括控制模块和物理层模块。所述控制模块被配置成用于: (i) 从神经完整性监视设备接收有效载荷请求, 并且 (ii) 生成包括所述有效载荷请求中的信息的同步请求。所述同步请求 (i) 从无线神经完整性监测网络中的传感器请求数据有效载荷, 并且 (ii) 指示刺激探针设备是否要生成刺激脉冲。所述物理层模块被配置成用于: 将所述同步请求无线传输到所述传感器和所述刺激探针设备; 并且响应于所述同步请求, (i) 从所述传感器无线接收所述数据有效载荷, 并且 (ii) 从所述刺激探针设备无线接收刺激脉冲信息。所述数据有效载荷包括与患者的诱发反应相对应的数据。基于所述刺激脉冲而生成所述诱发反应。

[0009] 在其他特征中, 神经完整性监测系统包括第一感测模块和控制台接口模块或神经完整性监测设备。所述第一感测模块被配置成用于经由第一组电极接收 (i) 有效载荷请求信号和 (ii) 来自患者的第一肌电信号。所述第一感测模块包括: 处理模块, 所述处理模块被配置成用于放大和过滤所述第一肌电信号以生成第一电压信号; 以及第一物理层模块, 所述第一物理层模块被配置成用于: (i) 将所述第一电压信号上变频成第一射频信号, 并且 (ii) 基于所述有效载荷请求信号来无线传输所述第一射频信号; 所述控制台接口模块或所述神经完整性监测设备包括第二物理层模块, 所述第二物理层模块被配置成用于: (i) 从所述第一物理层模块接收所述第一射频信号, 并且 (ii) 将所述第一射频信号下变频成基带信号。

[0010] 根据, 本公开的其他适用领域将变得显而易见。本公开的其他适用领域将根据详细描述、权利要求书和附图而变得显而易见。所述详细描述和具体示例仅旨在用于说明的目的, 并不旨在限制本公开的范围。

附图说明

[0011] 图1是根据本公开的无线神经完整性监测 (WNIM) 系统的透视图。

[0012] 图2是根据本公开的感测模块、控制台接口模块和NIM设备的功能框图。

[0013] 图3是根据本公开的另一个感测模块和另一个NIM设备的功能框图。

[0014] 图4是根据本公开的另一个感测模块的功能框图。

[0015] 图5是根据本公开的刺激探针设备的功能框图。

[0016] 图6是根据本公开的刺激探针设备的一部分的功能框图。

[0017] 图7A是根据本公开的具有电子控制模块组件的三焊盘传感器的透视图。

[0018] 图7B是没有电子控制模块组件的图7A的三焊盘传感器的一部分的底部透视图, 并且示出了相应的接触焊盘。

[0019] 图8是根据本公开的EMG气管内导管组件的透视图。

- [0020] 图9是图8的EMG气管内导管组件的另一个透视图。
- [0021] 图10是图8的EMG气管内导管组件的另一个透视图。
- [0022] 图11是图8的EMG气管内导管组件的外壳的侧视图。
- [0023] 图12是图8的EMG气管内导管组件的外壳的仰视图。
- [0024] 图13是图8的EMG气管内导管组件的外壳和相应的电子组件的分解图。
- [0025] 图14是刺激脉冲和相应的诱发反应信号的图。
- [0026] 图15是示出根据本公开的每个传感器具有两个时隙的周期性同步(同步)间隔的时序图。
- [0027] 图16是示出根据本公开的每个传感器具有单个时隙的周期性同步间隔的时序图。
- [0028] 图17是示出根据本公开的每个传感器具有单个时隙和每帧传感器时隙数量增加的周期性同步间隔的时序图。
- [0029] 图18是示出根据本公开的在WNIM系统中加入并通信的传感器的信号流程图。
- [0030] 图19是示出根据本公开的刺激设备在WNIM系统中加入并通信的信号流程图。
- [0031] 图20示出了根据本公开的操作传感器和控制台接口模块和/或NIM设备的方法。
- [0032] 图21示出了根据本公开的对传感器上电的方法。
- [0033] 图22示出了根据本公开的操作刺激探针设备、一个或多个传感器以及控制台接口模块和/或NIM设备的WNIM方法。
- [0034] 图23是根据本公开的另一个EMG气管内导管组件的一部分的侧透视图。
- [0035] 图24是图23的EMG气管内导管组件的外壳和相应的电子组件的分解图。
- [0036] 图25是根据本公开的结合了模块化控制模块组件的传感器组件的透视图。
- [0037] 图26是连接到贴片的图25的模块化控制模块组件的侧视图。
- [0038] 图27是示出了所述贴片的焊盘片的图25的模块化控制模块组件的底部透视图。
- [0039] 图28是图25的模块化控制模块组件和所述贴片的透视图。
- [0040] 图29是图25的模块化控制模块组件和所述贴片的底部透视图。
- [0041] 图30是根据本公开的连接到销针电极适配器的图25的模块化控制模块组件的透视图。
- [0042] 图31是连接到所述销针电极适配器的图25的模块化控制模块组件的侧视图。
- [0043] 图32是连接到所述销针电极适配器的图25的模块化控制模块组件的底部透视图。
- [0044] 图33是图25的模块化控制模块组件和所述销针电极适配器的顶部透视图。
- [0045] 图34是图25的模块化控制模块组件和所述销针电极适配器的底部透视图。
- [0046] 图35是根据本公开的功率模块的一部分的电路图。
- [0047] 在附图中,附图标记可以重新使用以标识类似的和/或相同的元件。

说明

[0048] 在手术室中可消除和/或最小化的任何杂乱和/或时间低效对于医院个人和患者都是有利的。神经完整性监测(NIM)系统目前具有大范围的布线。大多数电缆对应于由于患者肌肉中的被刺激的神经活动而将诱发反应信号从传感器递送到NIM设备。以下公开了减少和/或消除NIM系统中使用的电缆、减少和/或最小化与当前NIM系统相关联的某些时间低效并且最小化功耗的各种技术。

[0049] 图1显示了无线神经完整性监测(WNIM)系统10。如图所示,WNIM系统10包括传感器

12、13, 刺激探针设备14, 无线接口适配器 (WIA) 16以及NIM设备18。WIA 16包括在图2中显示的控制台接口模块 (CIM) 以及用于连接到NIM设备18的接口20 (例如, 32针连接器)。WIA 16被显示为插入到NIM设备18的背面中。虽然WIA 16被显示为经由接口20插入到NIM设备18中, 但是WIA 16可以与NIM设备18分离并且与NIM设备18无线通信。传感器12、13和刺激探针设备14与CIM和/或NIM设备18无线通信。在一个实施例中, WIA 16连接到NIM设备18, 并且与传感器12、13和刺激探针设备14无线通信。以下被描述为从NIM设备18传输到CIM的信息随后可以从CIM中继到传感器12、13和/或刺激探针设备14。以下被描述为从传感器12、13和/或刺激探针设备14传输到CIM的信息随后可以从CIM中继到NIM设备18。

[0050] WIA 16: 在 (i) NIM设备18与 (ii) 传感器12、13和刺激探针设备14之间传递信号; 和/或在将所述信号转发到传感器12、13和/或刺激探针设备14之前将附加信息添加到从NIM设备18接收的信号, 如下所述。WIA 16可以: 本质上作为穿通设备来操作; 作为智能设备并添加和/或替换在接收到的信号中提供的信息; 和/或基于接收到的信号生成包括所确定的信息的信号。例如, WIA 16可以从NIM设备18接收有效载荷请求信号, 并且确定在何时接收所述有效载荷请求与何时要传输下一个同步 (同步) 请求信号之间的延迟时间。这将参照图18和图22进一步详细描述。WIA 16允许NIM设备18与老式硬件兼容。WIA 16可以从NIM设备18拔出, 并且传统电极连接盒可以使用与WIA 16相同的NIM设备18的接口连接到WIA 16。WIA 16代替传统地连接在 (i) NIM设备18与 (ii) 传感器12、13和刺激探针设备14之间的电缆。这消除了电线穿越 (从内部延伸到外部) 患者所处的无菌区域。

[0051] 作为另一个示例, WIA 16可以从传感器12、13和/或刺激探针设备14接收信号。来自传感器12、13和/或刺激探针设备14的信号可以指示电压、电流水平、持续时间、振幅等, 和/或WIA设备16可以基于接收到的信号来确定例如持续时间和振幅。所接收的信号和/或所确定的信息可以被转发到NIM设备18而用于评估和/或用于在NIM设备18的屏幕上显示。

[0052] 虽然在图1中显示了两种类型的传感器12、13, 但是可以在WNIM系统10中结合其他类型的传感器。关于图8-13示出和描述了另一种类型的传感器。第一种类型的传感器12被称为销针传感器, 并且包括插入到例如患者的肌肉组织中的各对销针21 (或针)。第二种类型的传感器13被称为表面传感器, 并且粘附到例如肌肉组织上的患者的皮肤。销针传感器12可以例如用于检测销针传感器12的相应的成对销针21之间的电压电位。表面传感器13可以例如用于检测表面传感器13的相应焊盘之间的电压电位。销针传感器12可以各自包括如图所示的两个销针或者可以包括不同数量的销针。所述销针可以被称为电极。每个表面传感器13可以包括两个或更多个焊盘。所述焊盘可以被称为电极。

[0053] 传感器12、13中的一个或多个可以包括第三电极 (销针或焊盘), 如关于图7A-7B进一步描述的。传感器12、13用于数字化神经和/或肌肉活动并将此信息无线传输到CIM和/或NIM设备18。传感器12、13可以向CIM和/或NIM设备18警告神经和/或肌肉活动中的爆发 (例如, 诱发反应信号的电压的增加)。诱发反应信号是指由于刺激探针设备14生成的刺激信号而导致的在患者的组织中生成的信号。

[0054] 刺激探针设备14用于刺激所述患者中的神经和/或肌肉。刺激探针设备14包括: 具有把手32的外壳30; 一个或多个电极34 (示出具有两个电极); 开关36; 控制模块 (在图5中显示了其示例); 以及用于经由电缆42连接到参考焊盘片 (或贴片) 40的输入38。尽管刺激探针设备14显示为具有带有两个电极34的分叉末端, 但是刺激探针设备14可以具有一个或多个

电极34。电极34彼此分离并绝缘,并且可以在管44内延伸到外壳30。开关36可以用于接通刺激探针设备14和/或向电极34施加刺激脉冲。图14中显示了刺激脉冲的示例。所述刺激脉冲可以通过启动开关36而手动生成,或者可以经由CIM而经由NIM设备18和/或WIA 16生成。NIM设备18和/或CIM可以用信号通知刺激探针设备14的控制模块以生成一个或多个刺激脉冲,以刺激电极34附近的一个或多个神经和/或肌肉。参考贴片40用于提供参考电压电位。可以通过以下各项来确定在一个或多个电极34和参考贴片40之间的一个或多个电压电位:刺激探针设备14的控制模块;NIM设备18的控制模块(在图2-3中示出其示例);和/或CIM的控制模块(在图2-3中示出其示例)。

[0055] 刺激探针设备14可以将信息无线传输到CIM和/或NIM设备18。所述信息可以包括:定时信息;电极34之间的电压电位;参考贴片40和一个或多个电极34之间的电压电位;刺激脉冲数;脉冲标识符(ID);所生成的刺激脉冲的电压和电流水平;以及所生成的刺激脉冲的振幅、峰值振幅和/或持续时间。所述定时信息可以包括:刺激脉冲的开始和结束时间;刺激脉冲的持续时间;和/或刺激脉冲之间的时间。

[0056] 在另一个实施例中,在WNIM系统10中不包括WIA 16。在这个实施例中,NIM设备18与传感器12、13和刺激探针设备14直接无线通信。这可以包括与图1所示的传感器12、13和刺激探针设备14通信和/或与其他传感器(例如,图8-13所示的传感器)和/或刺激设备通信。WNIM系统10可以包括任何数量的传感器和/或刺激探针设备。

[0057] 现在参考图1和图2,其示出了感测模块50、CIM 52和NIM设备54。感测模块50经由CIM 52与CIM 52和/或与NIM设备54无线通信。感测模块50可以包括在本文公开的任何传感器中,包括图1、图7A-7B和图8-13中所示的传感器。CIM 52可以包括在图1的WIA 16中。

[0058] 感测模块50包括控制模块56(例如,微处理器)、存储器58以及物理层(PHY)模块60(例如,收发器和/或无线电)。控制模块56检测经由电极62(例如,销针或焊盘片)在患者的组织中生成的肌电信号。所述肌电信号可以是具有电压电位的电压信号的形式。控制模块56包括增益模块63(例如,放大器)、滤波模块64(例如,一个或多个滤波器)以及基带模块66。基带模块66可以包括上变频器和下变频器。增益模块63放大了肌电信号以生成放大的信号。滤波模块64可以作为带通滤波器操作,并且过滤出(i)在预定频率范围之外的放大信号的频率以及(ii)直流(DC)电压。这样可以消除和/或最小化噪声,如60Hz噪声。滤波模块64生成基带信号。

[0059] 基带模块66可以包括模数(A/D)转换模块70(例如,A/D转换器),并且将来自滤波模块64的基带信号(模拟信号)转换成数字基带(BB)信号。BB模块66和/或A/D转换模块70可以以预定速率对滤波模块64的输出进行采样,以生成包括在数字BB信号中的帧。通过在所述传感器处对信号进行A/D转换而不是在CIM 52或NIM设备54处执行A/D转换,减少了信号干扰的机会。

[0060] 然后,BB模块66可以将数字BB信号上变频到中频(IF)信号。BB模块66可以在从数字BB信号到IF信号的上变频期间执行直接序列扩频(DSSS)调制。BB模块66可以包括用于上变频目的的混频器和振荡器。BB模块66和/或控制模块56可以在上变频到IF信号之前压缩和/或加密被传输到PHY模块60的BB信号和/或可以解压缩和/或解密从PHY模块60接收的信号。

[0061] BB模块66可以提供指示从CIM 52接收的RF信号中存在的测得的功率量的接收信

号强度指示 (RSSI)。这样可以在确定与所述传感器与多个CIM中的哪一个进行通信时使用。控制模块56可以选择与具有最大功率和/或信号强度的同步请求信号和/或有效载荷请求信号相对应的CIM。这可以包括：(i) 选择在其上传输同步请求信号和/或有效载荷请求信号的信道；以及(ii) 在该信道上与CIM进行通信。这样允许控制模块56选择最靠近的、适当的CIM。当所述传感器先前没有与CIM通信、切换到不同的WNIM网络和/或已被重置时而使所述传感器没有与CIM通信的记录时，可以执行此选择。在一个实施例中，所述传感器不能被复位。

[0062] 存储器58由控制模块56访问并且存储例如参数72。参数72可以包括在同步请求信号中提供的参数和/或与经由所述电极生成的肌电信号相关联的参数。与肌电信号相关联的参数可以包括电压、电流水平、振幅、峰值振幅、脉冲持续时间等。

[0063] PHY模块60包括传输路径74(或传输器)和接收器路径76(或接收器)。传输路径74包括调制模块78(例如，调制器)和放大模块80(例如，放大器)。调制模块78调制和上变频IF信号以生成射频(RF)信号。这可以包括高斯频移键控(GFSK)调制。调制模块78可以包括例如滤波器、混频器以及振荡器(统称为82)。放大模块80可以包括功率放大器84，其放大所述RF信号并且经由天线86传输所述RF信号。

[0064] 接收器路径76包括第二放大模块90和解调模块92(例如，解调器)。放大模块90可以包括低噪声放大器(LNA)94。第二放大模块90放大从CIM 52接收的RF信号。解调模块92解调已放大的RF信号以生成IF信号。将IF信号提供给BB模块66，其然后将所述IF信号下变频成BB信号。解调模块92可以包括例如滤波器、混频器以及振荡器(统称标识为96)。A/D转换模块70可以包括将所述BB信号转换成模拟信号的数模(D/A)转换器。从CIM 52接收的RF信号可以包括例如同步请求信号或部分同步请求信号，如以下进一步描述的。以下关于表1-4示出并描述包括在所述同步请求信号中的信息的示例。

[0065] CIM 52包括PHY模块100、控制模块102、存储器104和NIM接口106(例如，32针连接器)。PHY模块100包括接收路径(或接收器)108和传输路径(或传输器)110。接收路径108包括放大模块112和解调模块114。放大模块112放大从感测模块50和/或从其他传感器模块和/或刺激探针设备接收的RF信号。放大模块112可以包括LNA 115。解调模块114对放大的RF信号进行解调和下变频以生成IF信号。解调模块114可以包括滤波器、混频器以及振荡器(统称为117)。传输路径110包括调制模块116和放大模块118。调制模块116对来自控制模块102的IF信号进行调制和上变频以生成RF信号。这可以包括高斯频移键控(GFSK)调制。调制模块116可以包括例如滤波器、混频器以及振荡器(统称标识为119)。放大模块118将所述RF信号经由天线120传输到感测模块50和/或传输到其他传感器模块和/或刺激探针设备。放大模块118可以包括功率放大器121。

[0066] 控制模块102包括BB模块124和滤波模块126。BB模块124将从PHY模块100接收的IF信号转换成BB信号，并且将所述BB信号转发到滤波模块126。BB模块124还将来自滤波模块126的BB信号转换成IF信号，所述IF信号被转发到调制模块116。BB模块124可以包括D/A转换模块128。D/A转换模块128可以包括用于将来自滤波模块126的模拟信号转换成数字信号的A/D转换器。D/A转换模块128可以包括用于将来自PHY模块100的数字信号转换成模拟信号的D/A转换器。在一个实施例中，BB模块124不包括D/A转换模块128，并且数字信号在滤波模块126和PHY模块100之间传递。BB模块124可以衰减从解调模块114接收的信号，以具有与

在感测模块50的增益模块63和/或滤波模块64处接收的信号的振幅类似的振幅。滤波模块126可以是带通滤波器并且去除预定范围之外的信号的频率和/或DC信号。这样可以消除和/或最小化噪声,如60Hz噪声。BB模块124和/或控制模块102可以压缩和/或加密被传输到调制模块116的信号和/或解压缩和/或解密从解调模块114接收的信号。虽然CIM 52被示为经由NIM接口106连接到NIM设备54,但是CIM 52可以与NIM设备54分离并且经由PHY模块100与NIM设备54无线通信。

[0067] 存储器104由控制模块102访问并且存储例如参数130。参数130可以包括在同步请求信号中提供的参数和/或与经由电极62接收的肌电信号相关联的参数。与肌电信号相关联的参数130可以包括电压、电流水平、振幅、峰值振幅、脉冲持续时间等,并且可以包括参数72或与参数72相同。所述存储器还可以存储同步请求132,其定义如下。

[0068] NIM设备54可以包括控制模块140、PHY模块142、CIM接口144、显示器146以及存储器148。所述控制模块140:生成有效载荷请求信号;经由CIM 52从感测模块50和/或其他感测模块和刺激探针设备接收数据有效载荷信号;以及在显示器146上显示肌电信号和/或其他相关信息。PHY模块142可以经由接口106、144(如图所示)或无线地经由天线(未示出)向控制模块140传输信号和从控制模块140接收信号。存储器148由控制模块140访问并存储参数130,并且可以存储有效载荷请求150,其定义如下。

[0069] 控制模块56、126、BB模块66、128、PHY模块60、100和/或其一个或多个模块控制在感测模块50和CIM 52之间传输的信号的定时。这将在下面关于图15-19和22进一步详细描述。PHY模块60、100可以在预定频率范围内彼此通信。作为示例,PHY模块60、100可以在2.0-3.0千兆赫(GHz)范围内彼此通信。在一个实施例中,PHY模块60、100传输2.4-2.5GHz范围内的信号。PHY模块60、100可以经由一个或多个信道彼此通信。PHY模块60、100可以以预定速率(例如,每秒2兆位(Mbps))传输数据。CIM 52和/或NIM设备54可以基于以下内容来设置频率范围、信道数以及数据速率:位于WNIM系统10中并在WNIM系统10中主动通信的传感器模块的数量;在WNIM系统10中并在WNIM系统10中主动通信的刺激探针设备的数量;所述传感器的类型;每个传感器的信道数;每个传感器的每个信道的速度;每个刺激探针设备的信道数和/或所述刺激探针设备的每个信道的速度。

[0070] 现在参考图1和图3,其示出了感测模块50和NIM设备162。感测模块50包括控制模块56、存储器58以及PHY模块60。控制模块56包括增益模块63、滤波模块64以及BB模块66。控制模块56经由电极62检测肌电信号。控制模块56经由PHY模块60向NIM设备162报告与肌电信号相关联的数据。控制模块56还经由PHY模块60从NIM设备162接收信号(例如,同步请求信号)。

[0071] NIM设备162包括控制模块164、存储器166、PHY模块168以及显示器146。图2的CIM 52的功能包括在NIM设备162中。PHY模块168包括接收路径170(或接收器)和传输路径172(或传输器)。接收路径170包括放大模块174和解调模块176。放大模块174经由LNA 175放大从感测模块50和/或其他传感器模块和/或刺激探针设备接收的RF信号。解调模块176对放大的RF信号进行解调和下变频以生成IF信号。传输路径172包括调制模块178和放大模块180。调制模块178和放大模块180可以类似于调制模块116和放大模块118进行操作。放大模块118可以包括功率放大器182,并且经由天线183将RF信号传输到感测模块50和/或传输到其他传感器模块和/或刺激探针设备。

[0072] 控制模块164包括BB模块184和滤波模块186。BB模块184将从PHY模块168接收的IF信号转换成BB信号,并且将所述BB信号转发到滤波模块186。BB模块184还将来自滤波模块186的BB信号转换成IF信号,所述IF信号被转发到调制模块178。BB模块184可以包括D/A转换模块188。D/A转换模块188可以包括用于将来自滤波模块186的模拟信号转换成数字信号的A/D转换器。D/A转换模块188可以包括用于将来自PHY模块168的数字信号转换成模拟信号的D/A转换器。在一个实施例中,BB模块184不包括D/A转换模块188,并且数字信号在滤波模块186和PHY模块168之间传递。BB模块184可以衰减从解调模块176接收的信号,以具有与在感测模块50的增益模块63和/或滤波模块64处接收的信号的振幅类似的振幅。滤波模块186可以是带通滤波器并且去除预定范围之外的信号的频率和/或DC信号。这样可以消除和/或最小化噪声,如60Hz噪声。BB模块184和/或控制模块164可以压缩和/或加密被传输到调制模块178的信号和/或解压缩和/或解密从解调模块176接收的信号。

[0073] 现在参考图2-3,感测模块50的BB模块66可以提供指示在从NIM设备162接收的RF信号中存在的测得的功率量的接收信号强度指示(RSSI)。这样可以在确定与多个NIM设备中的哪一个进行通信时使用。控制模块56可以选择与具有最大功率和/或信号强度的同步请求信号和/或有效载荷请求信号相对应的NIM设备。这可以包括选择在其上传输同步请求信号和/或有效载荷请求信号的信道,并且在此信道上与CIM 52和/或NIM设备162进行通信。这样允许控制模块56选择最靠近的、适当的NIM设备。当相应的传感器先前没有与NIM设备162和/或其他NIM设备通信和/或已经被重置而使得所述传感器不具有与NIM设备162和/或其他NIM设备通信的记录时,可以执行这项选择。

[0074] 存储器166可以存储参数130、有效载荷请求150和/或同步请求132。存储器166可以存储同步请求,并且可以不存储所述有效载荷请求。这是因为NIM设备162可以生成同步请求而不生成有效载荷请求。

[0075] 现在参考图1和图4,其示出了感测模块200。感测模块200可以包括在本文公开的任何传感器中。例如,感测模块可以用在图1-4、7A-13和23-34中所示的任何传感器上。感测模块200包括控制模块202、PHY模块204、功率模块206、电源208、温度感测模块210、A/D转换器212以及加速度计214。尽管示出为与控制模块202分离,但是PHY模块204、功率模块206、温度感测模块210和/或A/D转换器212可以被包括在控制模块202中并且作为控制模块202的一部分。

[0076] 控制模块202包括图2的增益模块63、滤波模块64以及BB模块66。PHY模块204包括图2的调制模块78、解调模块92和放大模块80、90。

[0077] 控制模块202、PHY模块204、温度感测模块210和A/D转换器212基于来自功率模块206的功率而操作。功率模块206从电源(例如,电池)接收功率。功率模块206可以包括如图所示的开关216(或拉片),以接通和/或断开功率模块206,并且因而接通和/或断开感测模块200和/或相应的传感器。开关216可以是手动操作的,或者可以由功率模块206、控制模块202和/或PHY模块204操作。在一个实施例中,开关216被手动操作并且至少部分地暴露在感测模块200和/或相应的传感器外壳的外部。在另一个实施例中,开关216包括位于控制模块202、PHY模块204和/或功率模块206中的一个或多个晶体管,如所示出的。如果包括在模块202、204、206之一中,则开关216没有暴露在感测模块200和/或相应的传感器外壳的外部。开关216的状态可以由控制模块202、PHY模块204和/或功率模块206基于从图2-3的电极62、

CIM 52和/或NIM设备162接收的信号来控制。将开关216经由模块202、204、206之一从第一状态转换到第二状态以接通所述传感器的至少一部分和/或模块202、204、206中的一个或多个的至少一部分的操作可以被称为“自动启动”。

[0078] 感测模块200可以在以下模式下操作：高功率模式（完全供电模式），低（或空闲）功率模式（部分供电或与处于高功率模式时相比不那么频繁地传输），睡眠模式，或关闭。在这些模式之间的操作和在这些模式之间的转换可以由模块202、204、206中的一个或多个来控制。作为示例，传感器可以在运输和/或不使用时关闭（或休眠）。在以下情况下所述传感器也可以是关闭：尚未与CIM和/或NIM设备通信；在感测模块200和CIM和/或NIM设备之间尚未建立连接；所述传感器尚未被分配给CIM和/或NIM设备；和/或所述传感器尚未被分配与CIM和/或NIM设备进行通信所用的一个或多个时隙。

[0079] 转换到低功率模式、睡眠模式和/或关闭降低了功率消耗并且可以有助于最小化电源208的尺寸。在部分供电的同时，可以停用控制模块202和/或部分控制模块202和PHY模块204。PHY模块204的接收器路径可以保持激活以 (i) 从CIM 52和/或部分控制模块202接收信号，并且 (ii) 检测肌电信号。可以停用PHY模块204的传输路径74和/或没有经历活动的所述传感器的其他部分。以下进一步描述所述模式之间的转换。

[0080] 当进行手术时，手术室通常保持在低温。这又可以降低患者的温度。研究已经显示，如果患者保持温暖（例如，在预定温度的预定范围内或在正常体温，如98.6°F），则达到更好的结果。为了保持患者的温度，加热器可以用于在患者下方吹动暖空气和/或对患者躺在其上的桌子的部分进行加热。患者也可以被毯子覆盖或包裹。如果加热器损坏、意外断开连接、未正确设置和/或操作不正确，则患者的温度可能下降。遗憾的是，当检测到患者的温度降低时，从加热器失效开始存在较长的滞后时间。在例如由外科医生或手术助手检测到患者的温度降低的时候，患者的温度可能已经处于预定范围以下很长一段时间。

[0081] 为了帮助早期检测患者的温度变化，所述传感器包括温度感测模块，其可以用于检测所述传感器所处的地方的温度。这个温度可以基于或表示其上附接有所述传感器的患者的一部分的温度。虽然所述温度传感器可能不直接接触和/或直接指示所述患者的这部分的温度，但是所述温度传感器可以提供指示所述温度传感器的邻近区域中的平均温度的温度信号。

[0082] 再次参考图1，传感器12、13中的一个或多个可以包括温度感测模块（例如，温度感测模块210）和/或加速度计（例如，加速度计214）。通过在传感器中包括温度感测模块，可以监测患者身上的各个点的温度。这样还有助于早期检测患者的温度变化。所述传感器提供与用于检测患者的核心体温变化的传感器相比更早的温度问题的指示，因为肢体或身体的外部趋于比核心体温更快地降低温度。核心体温可以指例如身体躯干（或胸部）内的内部温度。

[0083] 温度感测模块210包括第一晶体管220和第二晶体管222。第一晶体管220可以在状态之间转变以向第二晶体管222提供电流。这样使温度感测模块210接通。第二晶体管222被配置成用于检测温度。作为示例，第一晶体管220可以是金属氧化物半导体场效应晶体管（MOSFET），并且包括漏极、栅极以及源极。第二晶体管222可以是双极结型晶体管（BJT），并且包括集电极、基极以及发射极。晶体管220、222仅出于示例目的而示出，晶体管220、222中的一个或多个可以用其他晶体管或其他类似的操作电路来代替。所述漏极连接到功率模块

206并从功率模块206接收电流。所述栅极连接到控制模块202并从控制模块202接收控制信号。第一晶体管220的源极连接到所述集电极和所述基极。所述集电极连接到接地端子224。所述集电极和所述发射极也连接到A/D转换器212。

[0084] 第二晶体管222连接在二极管配置中。基极-发射极电压(V_{be})的温度依赖性温度测量的基础。基极-发射极电压 V_{be} 取决于温度,而(i)电源208和功率模块206经由第一晶体管220向集电极提供恒定电平的电流,并且(ii)跨越所述基极和所述集电极的电压为零。由A/D转换器检测跨越所述基极(或集电极)和发射极的电压。检测到的电压经由控制模块202转换成温度。控制模块202从A/D转换器接收数字信号并确定温度。所述温度可以使用例如表达式1来确定,其中,A是预定乘数常数,并且B是预定偏移常数。

$$A \cdot V_{be} + B \quad [1]$$

[0085] 除了检测肌电信号和温度之外,感测模块200还可以检测其他参数,如心率、呼吸速率和/或肌肉痉挛。可以经由图2-3的传感器、CIM 52以及NIM设备54、162中的一个或多个控制模块202、102、140、164来确定这些参数。NIM设备54、162可以生成警报信号和/或在显示器146上显示这些参数。这个信息还可以用于提供患者从麻醉中过早醒来的早期指示。可以为了EMG目的以及为了心率、呼吸速率和/或肌肉痉挛的目的来监测电极62。为了检测这个信息,所述传感器可以附接到(或安装在)患者的躯干上。

[0086] 心率可以位于与肌电信号相同的频带中。与肌电信号不同,心率是周期性的。由于搏动的的心脏所导致的检测到的电压电位可以具有比肌电图信号的振幅(或量级)更大的振幅(或量级)。呼吸速率通常位于比肌电信号更低的频带中。肌肉痉挛可以具有可区分的频率和/或可区别的频带。因此,控制模块202、102、140、164中的一个或多个可基于这些差异来区分对应于心率、呼吸速率和肌电信号的信号或部分信号。如果所述传感器的控制模块202检测到心率、呼吸速率和/或肌肉痉挛,则控制模块202可以将这个信息无线传输到CIM 52和/或NIM设备54、162之一。然后,如果这些参数中的一个或多个在相应的预定范围和/或阈值之外,则NIM设备54、162可以显示这个信息和/或生成报警信号。

[0087] 除了监测电极62以检测心率、呼吸速率和/或肌肉痉挛之外或作为其替代,所述传感器包括加速度计。如上所述,控制模块202、102、140、164中的一个或多个可以监测由加速度计214生成的加速度信号,以检测心率、呼吸速率和/或肌肉痉挛。基于所述加速度信号确定的这个加速度信号和/或心率、呼吸速率和/或肌肉痉挛信息可以从传感器和/或PHY模块204无线传输到CIM52和/或NIM设备54、162之一。

[0088] 如以下参照图21进一步描述的,所述传感器可以“自唤醒”。换句话说,当附接到患者时,所述传感器可以自动从处于关闭或处于低功率(或睡眠)模式转换到处于通电并处于高功率模式。例如,虽然不附接到患者,但是在电极62之间有“开放”电路。因此,电极62之间的阻抗高(例如,大于10千欧姆(kOhms))。在将所述传感器附接到所述患者之后,电极62之间的阻抗低(例如,小于1kOhms)和/或显著小于当所述传感器未附接时的阻抗。可以检测这种阻抗的差异,并且使得功率模块206和/或控制模块202切换操作模式。

[0089] 在另一个实施例中,电极62和所述患者的阻抗作为用于激活功率模块206的开关来进行操作。在激活时,功率模块206可以向控制模块202和/或PHY模块204供电。

[0090] 在另一个实施例中,功率模块206(或模拟前端)被配置成用于在传感器未附接到患者时生成DC电压。DC电压的生成可以基于电极62之间的阻抗。由控制模块202检测这个DC

电压。控制模块202在接收DC电压的同时保持在低功率(或睡眠)模式。当所述电极附接到所述患者时,功率模块206停止提供DC电压。这使得控制模块从(i)被断开切换到处于低功率模式或高功率模式,或者(ii)从处于睡眠模式切换到处于低功率模式或高功率模式。

[0091] 控制模块202和/或功率模块206可以在低功率(或睡眠)模式和高功率模式之间周期性地转换,以检查电极62之间的阻抗以及是否提供DC电压。这可以在每个预定周期(例如,30-60秒)发生。在另一个实施例中,响应于电极62附接到患者,功率模块206可以从(i)不向控制模块202、PHY模块204和/或其部分供电转换成(ii)向控制模块202、PHY模块204和/或其部分供电。

[0092] 虽然模块204、206、210和A/D转换器212被显示为与控制模块202分离,但是模块204、206、210中的一个或多个和A/D转换器212或其部分可以被结合在控制模块202中。此外,电极62可以包括两个或更多个电极。显示了用于两个电极的信号线221。可以包括第三信号线222而用于噪声反馈消除。这将参照图7A-7B进一步描述。

[0093] 现在参考图1-3和图5,示出了刺激探针设备230,其可以与CIM 52和/或NIM设备54、162之一通信。刺激探针设备230包括控制模块232、存储器234、PHY模块236、刺激模块238、电极240、功率模块242和电源244。刺激模块238从功率模块242接收功率,并且经由电极240生成被提供给患者的组织的刺激信号。虽然模块236、238、242被示出为与控制模块232分离,但是模块236、238、242中的一个或多个或其部分可以结合在控制模块232中。刺激模块238可以检测提供给电极240的电压和/或施加在两个电极240上的电压电位,并且生成对其进行指示的刺激信息信号。刺激模块238可以包括电流-电压转换模块246,用于对提供给一个或多个电极240的电流进行测量,并且生成对其进行指示的刺激信息信号。所述刺激信息信号可以提供给控制模块232。

[0094] 控制模块232经由PHY模块236和天线248与CIM 52和/或NIM设备54、162中的一个或多个进行无线通信。控制模块232包括滤波模块250和BB模块252。滤波模块250可以作为带通滤波器操作,并且过滤出在预定频率范围之外的放大信号的频率以及直流(DC)电压。这样可以消除和/或最小化噪声,如60Hz噪声。滤波模块250可以从刺激模块238接收刺激信息信号,并且将刺激信息信号和/或基于所述刺激信息信号生成的信号转换成BB信号。刺激模块238可以经由所述刺激信息信号监测并向控制模块232指示刺激脉冲的实际电压、电流水平、振幅以及持续时间。控制模块232然后可以经由PHY模块236将这个信息传输到CIM 52和/或NIM设备54、162之一。

[0095] BB模块252可以包括模数(A/D)转换模块254,并且将来自滤波模块250的BB信号转换成数字BB信号。BB模块252和/或A/D转换模块254可以以预定速率对滤波模块250的输出进行采样,以生成包括在数字BB信号中的帧。通过在所述传感器处对信号进行A/D转换而不是在CIM 52或NIM设备54、162之一处执行A/D转换,减少了信号干扰的机会。

[0096] 然后,BB模块252可以将数字BB信号上变频到中频(IF)信号。BB模块252可以在从数字BB信号到IF信号的上变频期间执行DSSS调制。BB模块252可以包括用于上变频目的的混频器和振荡器。BB模块252和/或控制模块232可以在上变频到IF信号之前压缩和/或加密被传输到PHY模块236的BB信号和/或可以解压缩和/或解密从PHY模块236接收的信号。

[0097] BB模块252可以提供指示在接收到的RF信号中存在的测得的功率量的接收信号强度指示(RSSI)。这样可以在确定与多个CIM和/或NIM设备中的哪一个进行通信时使用。控制

模块232可以选择与具有最大功率和/或信号强度的同步请求信号和/或有效载荷请求信号相对应的CIM和/或NIM设备。这可以包括选择在其上传输同步请求信号和/或有效载荷请求信号的信道,并且在此信道上与CIM或NIM设备进行通信。这样允许控制模块232选择最靠近的、适当的CIM和/或NIM设备。当所述刺激探针设备先前没有与CIM和/或NIM设备通信和/或已被重置而使得所述刺激探针设备不具有与CIM和/或NIM通信的记录时,可以执行这项选择。

[0098] 存储器234由控制模块232访问并且存储例如参数260。参数260可以包括在同步请求信号中提供的参数和/或与经由电极240生成的刺激脉冲相关联的参数。与刺激脉冲相关联的参数可以包括电压、波长、电流水平、振幅、峰值振幅、脉冲持续时间等。

[0099] PHY模块236包括传输路径262(或传输器)和接收器路径264(或接收器)。传输路径262包括调制模块266和放大模块268。调制模块266调制IF信号以将IF信号上变频成RF信号。这可以包括GFSK调制。调制模块266可以包括例如滤波器、混频器以及振荡器。放大模块268可以包括功率放大器269,其放大所述RF信号并且经由天线248传输所述RF信号。

[0100] 接收器路径262包括第二放大模块270和解调模块272。第二放大模块270可以包括LNA 274。第二放大模块270放大从CIM接收的RF信号。解调模块272解调已放大的RF信号以生成IF信号。将IF信号提供给BB模块252,其然后将所述IF信号下变频成BB信号。A/D转换模块254可以包括将所述BB信号转换成模拟信号的D/A转换器。从CIM 52接收的RF信号可以包括例如同步请求信号或部分同步请求信号,如以下进一步描述的。以下关于表1-4示出并描述包括在所述同步请求信号中的信息的示例。

[0101] 功率模块242从电源244接收功率,并且将功率提供给刺激模块238、控制模块232和PHY模块236。功率模块242可以包括开关276。开关276可以被致动以生成刺激脉冲。当开关276关闭或切换时和/或当控制模块232生成命令生成一个或多个刺激脉冲的控制信号时,功率模块242和/或控制模块232向刺激模块238发信号以生成一个或多个刺激脉冲。每个刺激脉冲的时机、振幅和/或持续时间可以基于从CIM 52和/或NIM设备54、162之一接收的信息。刺激脉冲的频率和/或刺激脉冲之间的时间还可以被控制并且基于从CIM 52和/或NIM设备54、162之一接收的相应信息。

[0102] 还参考图6,其显示了刺激探针设备230的一部分279。刺激探针设备230包括控制模块232、刺激模块238、电极240、具有开关276的功率模块242以及电源244。控制模块232可以连接到参考贴片40。在一个实施例中,刺激模块238连接到参考贴片40。刺激模块238可以包括电流-电压转换模块246、升压模块280以及D/A转换器282。电流-电压转换模块246将提供给电极240的电流转换成由控制模块232检测的电压。控制模块232可以包括用于将从电流-电压转换模块246接收的电压信号转换成数字信号的A/D转换器。

[0103] D/A转换器282可以将来自控制模块232的模拟控制信号转换成数字控制信号。所述数字控制信号被提供给升压模块280,并且设置将由升压模块280经由电极240生成的一个或多个刺激脉冲的电流电平、电压和持续时间。升压模块280生成具有将被提供给电极240的刺激脉冲的刺激信号。与在WNIM系统10中传输的其他信号(例如,在其他模块和/或RF信号之间传输的信号)相比,所述刺激信号具有增加的电压、电流和/或功率。所述增加的电压、电流和/或功率生成刺激脉冲以刺激患者的组织(神经或肌肉组织)。升压模块280从功率模块242接收功率。控制模块232可以控制功率模块242向升压模块280提供所选择的电流

量而用于生成刺激信号。

[0104] 尽管未示出,但是参考贴片40可以被替代为和/或被配置成用于“智能”参考贴片,所述“智能”参考贴片被配置成用于与刺激探针设备230无线通信。所述智能参考贴片可以例如被配置成用于类似于图2-3的感测模块50,并且可以包括一个或多个电极、控制模块以及具有传输器路径的PHY模块。参考贴片40的控制模块和传输器路径可以被配置成用于类似于图2或图3的感测模块50的控制模块56和传输路径74,并且类似于其操作。参考贴片40的控制模块可以连接到所述一个或多个电极,并且对所述一个或多个电极处的参考电压进行检测并无线传输到刺激探针设备230。可以经由参考贴片40的传输器路径来传输参考电压。参考贴片40的控制模块可以生成指示参考电压的参考电压信号。参考电压可以是恒定电压,或者可以根据患者在附接参考贴片40的区域中的状态而变化。

[0105] 现在参考图1和图7A-7B,其示出了三焊盘传感器300。传感器300可以替换本文公开的传感器中的任何一个。如图所示,传感器300包括具有电极304的基座302(可以称为贴片)和电子控制模块组件305。电子控制模块组件305是模块化的并且包括安装在基板307上的控制(或感测)模块306、电源支撑构件308、电源310和外壳312。在图7B中,基座302被显示为没有电子控制模块组件305。

[0106] 基座302可以包括柔性基板314以及附接到基板314的底面的粘合剂层316。粘合剂层316可以附接到例如患者的皮肤。控制模块306可以包括PHY模块(例如,图4的PHY模块204)和功率模块(例如,图4的功率模块206)。控制模块306、PHY模块和功率模块可以类似于图4的控制模块202、PHY模块204和功率模块206进行操作,并且可以与CIM 52和/或NIM设备之一54、162进行无线通信。

[0107] 电源支撑构件308可以附接到基板307并且将电源310保持到控制模块306。动力支撑构件308可以是例如夹子。电源310可以保持在控制模块306和电源支撑构件308之间。电子控制模块组件305可以经由接收连接器317附接到电极304的顶部。接收连接器317可以扣合和脱离电极304。这样允许电子控制模块组件305是模块化的,使得电子控制模块组件305可以从贴片移除并且在例如另一个贴片上使用。电子控制模块组件305可以是可重复使用的,并且贴片302可以是不可再使用的。例如,电子控制模块组件305和贴片302可以在第一时间段期间应用于患者身上的一个位置。然后,可以从贴片302移除电子控制模块组件305,并且将其卡扣到不同的贴片上,施加到患者身上的第二位置,用于在第二时间段期间使用。作为另一个示例,电子控制模块组件305和贴片302可以在第一时间段期间应用于第一个患者。然后,可以从贴片302移除电子控制模块组件305,并且将其卡扣到不同的贴片上,施加到第二个患者,用于在第二时间段期间使用。

[0108] 虽然传感器300被示为具有三个电极304,但是传感器300可以具有两个或更多个电极。电极304从基座302向上延伸并且连接到粘合剂层316的底部上的导电焊盘318。当附接到患者时,焊盘片318可以与患者的皮肤接触。

[0109] 电极304中的第三个电极可以用作反馈端子,以向患者提供反转的共模噪声信号。将所述反转的公共节点噪声信号提供给患者以消除或衰减在另外两个电极上检测到的公共节点鼻信号。可以例如在所述传感器的分压器的电阻器之间的节点处检测到所述公共节点鼻信号。控制模块306可以:监测所述两个电极和所述节点处的电压信号,以检测公共节点噪声信号;反转所述公共节点噪声信号;对所述反转的公共节点噪声信号进行滤波;并将

反转的和滤波的公共节点噪声信号反馈回患者。控制模块306可以反馈经反转和滤波的公共节点噪声信号(称为反馈信号)以消除低频噪声。这样“清理”了在所述两个电极处检测到的电压信号并且用于监测所诱发的组织反应信号、心率、呼吸速率、肌肉痉挛等。所述反馈信号可以是例如50-60Hz信号。作为示例,控制模块可以包括四个放大器和所述分压器。在其他两个电极中的每一个电极处接收到的信号可以由相应的第一放大器和第二放大器放大。所述第一放大器和第二放大器的输出可以被提供给所述分压器的相应端。所述分压器的端部处的电压可以作为差分信号提供给所述第三放大器的输入。所述第三放大器的输出可以无线传输到CIM和/或NIM设备。所述节点可以连接在所述分压器的电阻之间。所述节点处的信号可以经由第四放大器放大并且反馈回电极304中的第三个电极。

[0110] 以上公开的控制模块可以包括数字信号处理算法,其进一步抑制由以上公开的滤波器提供的噪声。以上公开的控制模块还可以包括用于处理和区分经由本文公开的传感器检测到的信号之间的算法。

[0111] 图8-13示出了EMG气管内导管组件330和相应的外壳332。图11-13示出了图8-10的EMG气管内导管组件330的外壳332和相应的电子组件334。EMG气管内导管组件330包括具有远(第一)端338和近(第二)端340的EMG管336。远端338连接到连接器342,连接器342可以连接到用于经由EMG管336向患者提供空气和/或流体的泵。EMG管336可以插入患者的咽喉中,并且可以将空气和/或流体提供给例如患者的肺。近端340包括可膨胀部分344(显示为膨胀状态),其可以用于密封例如气管以防止任何其他流体或物质绕过膨胀部分344并进入肺部。

[0112] EMG气管内导管组件330还包括具有电子组件334、电极346、弹簧加压销钉元件347、第一组触点348和第二组触点350的外壳332。电子组件334、电极346、弹簧加压销钉元件347和触点348、350可以统称为传感器。电极346、触点348和/或触点350可以涂在EMG管336上。在另一个实施例中,电极346、触点348和/或触点350被印刷在所述EMG管上和/或被实现为柔性印刷电路板(PCB)的一部分。

[0113] 电极346可以从第一组触点348延伸到第二组触点350。电极346沿着EMG管336平行地延伸并且被分离以便不彼此接触。一个或多个绝缘层352可以施加在电极346上以防止与电极346的外部电接触。每个绝缘层352可以覆盖一个或多个电极346,并且可以不完全包绕EMG管336。第一组触点348与连接到基板354(或印刷电路板)的弹簧加压销钉元件347电接触。电极346、第一组触点348和第二组触点350中的每一个可以包括导电油墨。绝缘层352可以是由非导电材料(例如,橡胶)形成的非导电压模。

[0114] 所述传感器还可以包括外壳332、基板354、控制模块355、电源356、电源支撑托架358、天线360、弹簧加压销钉元件347以及密封垫362。外壳332可以包括第一上部364、第二下部366以及凸缘368。外壳332由非导电材料(例如,塑料)形成。外壳332可以成形为对基板354、电源356和控制模块355进行包封,同时使外壳332的尺寸最小化。外壳332经由凸缘368卡扣在EMG管336上。凸缘368彼此相对并且扣紧到EMG管336上。EMG管336可以包括用于将外壳332放置和附接在EMG管336上的引导标记370。引导标记370可以涂在EMG管336上,并且可以在外壳332下方和在EMG管336的与外壳332相对的一侧上是可见的。EMG管336被压在凸缘368之间并抵靠弹簧加压销钉元件347和密封垫362。第一部分364和第二部分366可以经由粘合剂(如紫外(UV)光固化粘合剂)彼此密封。第一部分364可以超声焊接到第二部分366。

[0115] 密封垫362可以粘附地附接到外壳332的第二部分和EMG管336。密封垫362设置在外壳332的第二部分366与EMG管336之间。密封垫362可以在面向外壳332的第二部分366的第一侧372上以及在面向EMG管336的第二侧374上具有粘合剂层(或粘合剂)。所述粘合剂可以是UV光固化粘合剂。密封垫362可以超声焊接到第二部分366和/或EMG管336。密封垫362提供流体密封,以防止污染物与第一组触头348和/或弹簧加压销钉元件347接触。

[0116] 弹簧加压销钉元件347包括相应的弹簧构件376和销钉378。弹簧加压销钉元件347设置在密封垫362中并且设置在基板354和第一组触点348之间。销钉378被弹簧加载以保持与第一组触头348的接触。每个弹簧构件376和/或销钉378与控制模块355直接或间接接触。可以例如通过基板354中的通孔和/或迹线来提供弹簧构件376和控制模块355之间的这些连接。所述传感器可以包括任何数量的弹簧加压销钉元件347和相应的触点。可以为第一组触头348中的每一个触点提供多于一个弹簧加压销钉元件。

[0117] 电源356设置在基板354上并且由连接到基板354的电源支撑托架358保持。天线360可以是印刷和/或设置在基板354上的迹线,并且连接到控制模块355。控制模块355可以与本文公开的传感器的控制模块中的任一个类似地配置和操作。如图所示,控制模块355具有两个信道。每个信道连接到相应的一对第一组触点348。可以出于冗余的原因而提供双信道,以确保在第二组触点350处提供的信号被控制模块355检测到。所述第二信道可以用于备份所述第一信道。如以下公开的,在与CIM和/或NIM设备通信时,可以为这些信道中的每一个分配相应的一个或多个时隙。

[0118] 图14示出了刺激脉冲390和相应的诱发反应信号392的图。刺激脉冲390可以由例如本文公开的刺激探针设备(例如,图5的刺激探针设备230)之一生成。诱发反应信号392可以表示由本文公开的传感器之一检测的神经和/或肌肉活动。

[0119] 刺激是为神经和/或肌肉监测提供的特征。刺激和肌肉反应之间的反应时间用于神经位置感测和神经健康监测。这可以通过测量刺激和反应之间的时间(例如,刺激脉冲和诱发反应之间的时间)来实现。本文公开的无线RF协议可以包括确定刺激和诱发反应之间的时间量。刺激和诱发反应之间的时间可以由本文公开的NIM设备确定。

[0120] 现在参考图1-13,本文公开的CIM(例如,CIM 52)、NIM设备(例如,NIM设备54、162)、传感器(例如,传感器12、13和/或图7A-13的实施例的传感器)、刺激探针设备(例如,刺激探针设备14、230)以及参考贴片(例如,上述智能参考贴片)经由本文公开的无线协议来彼此通信。所述无线协议被设计用于将高速率数据从多个传感器(可以称为远程身体传感器)、刺激探针设备和/或参考贴片无线传输到CIM和/或NIM设备。当CIM和/或NIM设备进行请求时,所述传感器、刺激探针设备和参考贴片将信号数字化并无线(OTA)发送信号。数字化数据由CIM和/或NIM设备接收,并且可以被转换成模拟数据和/或在NIM设备处显示。

[0121] 无线协议被设计用于处理以一个或多个高数据速率(例如,2.5kHz、5kHz或10kHz)接收的大量数据。所述传感器、刺激探针设备和参考贴片可以以相同的速度传输或者可以以不同的速度传输。所述传感器、刺激探针设备和参考贴片可以各自在一个或多个信道上传输数据。每个信道可以具有相同的相应数据速率或者可以具有不同的相应数据速率。为了以相同的或不同的传输速度从多个设备传输和处理多个信道,所述无线协议包括传感器和刺激探针同步协议以及低功耗协议,其中一些已经在上面进行了描述,其他部分将在以下进行描述。所述无线协议允许不同类型的传感器(具有不同的传输速度、信道数等)和不

同类型的刺激探针设备(具有不同的传输速度、信道数等)连接到所述CIM和NIM设备。这样允许模块化升级(例如,以增加传输速度和/或信道数来替换传感器和/或刺激探针设备)。

[0122] 所述无线协议从由NIM设备生成的有效载荷请求开始。所述有效载荷请求被传送到CIM和/或被转换成同步请求。所述同步请求是有效载荷请求,并且以同步信号来提供。所述CIM或NIM设备可以搜索空闲信道(信道跳跃)并选择未使用的且具有最小噪声量的信道。然后,所选择的信道可以用作广播信道,以将同步请求传输到相应的WNIM系统中的传感器和刺激探针设备。所述CIM可以更新同步请求并且周期性地传输已更新的同步请求。作为示例,所述CIM可以在同步信号的每次传输之间等待预定的时间量(称为预定间隔)。所述预定间隔可以是例如4毫秒(ms)。

[0123] 因此,可以在所选择的RF信道上每隔预定间隔或4ms传输同步信号。所述RF信道可以处于预定频率范围(例如,2.4-2.484GHz)内。在范围内并且在广播信道上‘收听’的任何传感器和/或刺激探针设备能够接收和解释所述同步请求。所述有效载荷请求和同步请求可以包括预定字数(例如16),其中每个字具有16位信息。在以下提供的表1-4中示出了在同步请求中包括的内容和相应的字的示例。

[0124] 在以下部分中以及在其他地方,NIM设备、CIM、传感器和刺激探针设备被描述为彼此通信并且在彼此之间传输各种信号和请求。这些传输中的每一个可以由这些设备的相应控制模块和PHY模块来生成和/或传输,如上所述。

[0125] 表1示出了同步请求的有效载荷的示例。同步请求包括16个字,标识为字0-15。字0是CIM或NIM设备状态字,其内容如表2所示。字1和字11-12是未使用的。字2是刺激探针设备状态字,其内容如表4所示。字3-10是时隙状态字。在表3中示出了所述时隙状态字中的每个时隙状态字的内容的示例。字13指示了指示NIM设备生成有效载荷请求的时间与所述NIM设备或CIM传输下一个同步请求的时间之间的时间段的延迟时段。刺激探针设备可以基于延迟周期来调整从所述刺激探针设备传输的数据(或数据有效载荷)的时机。字14指示刺激脉冲振幅。字15指示刺激脉冲宽度(或持续时间)。刺激探针设备可以基于字13-15而生成刺激脉冲。尽管示出了一定数量的刺激探针设备状态字、时隙状态字和刺激信息字,但是所述同步请求的有效载荷可以包括任何数量的各个字。例如,如果使用多于一个刺激探针设备,则可以包括另外的刺激探针设备状态字和/或刺激信息字。类似地,如果多于8个信道和/或多于8个传感器与CIM和/或NIM设备进行通信,则可以包括附加的时隙状态字。

字	同步请求
0	控制台接口模块或NIM设备状态
1	空闲的
2	刺激探针设备状态
3	时隙1状态
4	时隙2状态
5	时隙3状态
6	时隙4状态
7	时隙5状态
8	时隙6状态
9	时隙7状态

10	时隙8状态
11	空闲的
12	空闲的
13	STIM延时
14	STIM振幅
15	STIM持续时间和/或脉冲宽度

表1——同步请求信号

[0126] 表2所示的CIM或NIM设备状态字包括标识为0-15位的16个全局位。因为这些是全局位,所以与所述CIM和/或NIM设备进行通信的所有传感器和/或刺激探针设备可以根据这些位进行通信,除非在相应的一个或多个时隙状态字或刺激探针设备状态字中指示。位0-7(7:0)提供CIM唯一标识符(或NIM设备唯一标识符)。当选择CIM和/或NIM设备的信道时,所述唯一标识符可以由传感器和/或刺激探针设备用来识别CIM和/或NIM设备。这样可以确保传感器和/或刺激探针设备与所述传感器和/或刺激探针设备先前与其通信的相同的CIM和/或NIM设备进行通信。

[0127] CIM或NIM设备状态字的位9:8是请求序列发生器位,用于指示传感器和/或刺激设备在哪个间隔中进行通信。例如,传感器和刺激探针设备可以在每个间隔的相应时隙中进行通信,或者可以在不同间隔的时隙中进行通信。所述传感器和/或刺激探针设备可以基于这些位以一系列间隔中的一个或多个进行通信。这将在下面参照图15-17进一步描述。

[0128] CIM或NIM设备状态字的位11:10指示所述传感器和/或刺激探针设备将信息和/或数据传输到CIM和/或NIM设备的速度(即,数据速率)。在所示的示例中,数据速率可以是0、2.5kHz、5kHz、10kHz,这取决于位11:10的值。所述数据速率可以设置为小于或等于所述传感器和/或刺激探针设备中的一个或多个的最大数据速率。在一个实施例中,CIM或NIM设备状态字的位11:10的数据速率可以被设置为所述传感器的最低最大数据速率,以适应所有的传感器和/或刺激探针设备。

[0129] 在另一个实施例中,CIM或NIM设备状态字的位11:10的数据速率被设置为所述传感器的最高最大数据速率。在所述时隙状态字和刺激探针设备状态字中提供的数据速率用于适应不能以最高最大数据速率进行通信的传感器和/或刺激探针设备。当刺激探针设备是OFF、处于休眠模式时和/或处于低功率模式时,可以减少所述CIM或NIM设备状态字的位11:10的数据速率。这样在由于刺激脉冲而导致没有收集和/或监测数据时减少了所述传感器和/或刺激探针设备的功率消耗。

[0130] 位14:12是未使用的。位15指示所述刺激探针设备是否应该接通以生成刺激探针信号。如果位15为OFF(或低),则所述刺激探针设备可以为OFF或处于相应的低功率模式。所述传感器和/或所述刺激探针设备可以基于位15和11:10而在OFF、睡眠、低功率和/或高功率模式之间转换。例如,传感器在位11:10指示第一数据速率时可以处于高功率模式,并且在位11:10指示第二数据速率时可以处于低功率模式,其中所述第二数据速率小于所述第一数据速率。

位 15	刺激 ON/OFF
位 14:12	空闲的
位 11:10	频率 (例如, 位 00-10 kHz、位 01-5 kHz、位 10-2.5 kHz, 位 00-0 kHz)
位 9:8	请求定序器位指示最多达到的预定的同步间隔数 (例如, 多达 4 个同步间隔)
位 7:0	控制台唯一标识符 (CUID)

表2——控制台接口模块或NIM设备状态字

[0131] 表3中所示的时隙状态字包括标识为位0-15的16位。这些位可以被称为本地位,因为这些位与被分配给这个时隙的传感器相关。位7:0指示对应的时隙(称为“所述时隙”)是否成对或不成对。如果成对,则将所述时隙分配给传感器,并且位7:0表示所述传感器的唯一标识符(SUID)。如果不成对,则不将所述时隙分配给传感器,并且位7:0表示与所述CIM或NIM设备进行通信时传感器要通信的管道地址。位9:8指示对应的时隙在被分配的过程中可用,或是被分配。传感器可以在判断是否选择这个时隙时检查这些位。位11:10指示被分配给这个时隙的传感器向所述CIM和/或NIM设备传输信息和/或数据的速度。位13:12指示被分配给所述时隙的传感器的类型。位14是未使用的。位15指示与被分配给所述时隙的传感器相对应的刺激探针设备是否为ON。分配给所述时隙的传感器可以基于位15和/或位11:10而在OFF、睡眠、低功率和/或高功率模式之间转换。作为示例,当位11:10指示数据速率为零时,所述传感器可以是OFF或者处于睡眠模式和/或低功率模式。

位 15	刺激 ON/OFF
位 14	空闲的
位 13:12	传感器类型——指示信道数、每个信道的速度和/或每个同步间隔的时隙数
位 11:10	频率 (例如, 位 00-10 kHz、位 01-5 kHz、位 10-2.5 kHz 以及位 00-0 kHz)
位 9:8	时隙状态: 位 00——可用/打开, 位 01——忙/当前加入的传感器, 以及位 10——已分配
位 7:0	成对的 (SUID) 或未成对的 (控制台接口模块或 NIM 设备的 PHY 模块的管道地址)

表3——时隙状态字

[0132] 表4中所示的时隙状态字包括标识为位0-15的16位。这些位可以被称为本地位,因为这些位与被分配给这个时隙的刺激探针设备相关。位0:7指示对应的时隙(称为“所述时隙”)是否成对或不成对。如果成对,则将所述时隙分配给刺激探针设备,并且位0:7表示所述刺激探针设备的唯一标识符(STIMUID)。如果不成对,则不将所述时隙分配给刺激探针设备,并且位0:7表示与所述CIM或NIM设备进行通信时刺激探针设备要通信的管道地址。位9:8指示对应的时隙在被分配的过程中可用,或是被分配。刺激探针设备可以在判断是否选择这个时隙时检查这些位。位10:11指示被分配给这个时隙的刺激探针设备向所述CIM和/或NIM设备传输信息和/或数据的速度。位13:12指示被分配给所述时隙的刺激探针设备的类

型。位14是未使用的。位15指示被分配给所述时隙的刺激探针设备是否为ON。分配给所述时隙的刺激探针设备可以基于位15和/或位11:10而在OFF、睡眠、低功率和/或高功率模式之间转换。作为示例,当位11:10指示数据速率为零时,所述刺激探针设备可以是OFF或者处于睡眠模式和/或低功率模式。

位 15	刺激 ON/OFF
位 14:12	空闲的
位 11:10	频率(例如,位 00-10 kHz、位 01-5 kHz、位 10-2.5 kHz 以及位 00-0 kHz)
位 9:8	时隙状态: 位 00——可用/打开, 位 01——忙/当前加入的传感器, 以及 位 10——已使用
位 7:0	成对的(STIMUID)或未成对的(控制台接口模块和/或NIM设备的PHY模块的管道地址)

表4——刺激探针状态字

[0133] 传感器和刺激探针设备在加入WNIM网络时可以跳频(或广播)信道以检测同步请求。WNIM网络可以包括一个或多个传感器、一个或多个刺激探针设备、CIM和/或NIM设备。所述传感器和刺激探针设备可以选择具有最强同步请求的通道,在该点处,所述传感器和刺激探针设备在所述同步请求中检查时隙位状态字和刺激探针设备状态字。所述传感器和所述刺激探针设备然后选择在其上与CIM和/或NIM设备进行通信的相应的可用时隙。

[0134] 为了选择可用时隙,传感器或刺激探针设备在所选择的时隙期间传输数据有效载荷。图15中示出了示例性周期性同步间隔。所述周期性同步间隔包括传输同步请求的时隙396、八个传感器时隙397以及刺激探针设备时隙398。为每个传感器S1-S4两个时隙来设置所述周期性同步间隔。因此,每个传感器S1-S4具有一个或多个唯一的(或指定的)时隙,以响应于所述同步请求而传输数据有效载荷。所述周期性同步间隔具有预定长度(例如,4ms)。所述预定长度是连续同步请求之间的时间。所述周期性同步间隔可以被称为“RF帧”。

[0135] 图15的周期性同步间隔可以支持例如四个10kHz传感器和刺激探针设备。四个传感器中的每一个在其指定的时隙期间发送数据有效载荷。每个数据有效载荷可以包括相应的SUID和预定数量(例如15)的数据字。来自所述传感器的数据可以包括以上公开的信息,如电压电位、电流水平、振幅、峰值电压(或振幅)等。来自所述刺激探针设备的数据可以包括以上公开的信息,如刺激脉冲的振幅和持续时间。所述数据有效载荷的各个时隙中的同步定时防止数据有效载荷响应信号在相同时段期间传输以及彼此冲突。

[0136] 图16提供了对于每个传感器一个时隙的周期性同步间隔设置以及刺激探针设备的另一个示例。在这个示例中,图16的示例的传感器和刺激探针设备的数据速率可以是图15的示例的传感器和刺激探针设备的速度的一半。例如,图16的示例的传感器和刺激探针设备可以各自具有5kHz的输出数据速率。图17提供了用于八个传感器S1-S8的周期性同步间隔设置的又一个示例。作为示例,传感器S1-S8中的每一个可以具有单个相应时隙,并且所述传感器的每一个的输出数据速率可以是5kHz。

[0137] 虽然在图15-17中每个周期性同步间隔示出了一定数量的传感器时隙和刺激探针时隙,但是在周期性同步间隔中可以包括不同数量的传感器时隙和刺激探针时隙。此外,虽然关于图15-17中的每一个描述的传感器和刺激探针设备具有相同的输出数据速率(例如,10kHz或5kHz),但是与一个或多个周期性同步间隔相关联的传感器和/或刺激探针设备可以具有不同的输出数据速率。可以在同步请求的时隙状态字和刺激探测状态字中指示这些不同的数据速率。另外,周期性同步间隔的每个传感器和/或刺激探针设备可以被指定为在该周期性同步间隔中与另一个传感器和/或刺激探针设备不同的时隙数。

[0138] 指定给单个传感器或刺激探针设备的周期性同步间隔的时隙可以全部与所述传感器或刺激探针设备的单个信道相关联。作为另一个示例,指定给单个传感器或刺激探针设备的周期性同步间隔的一个或多个时隙可以与所述传感器或刺激探针设备的每个信道相关联。换句话说,每个信道可以对应于相应的时隙组,其中每组具有一个或多个时隙。作为另一个示例,传感器和/或刺激探针设备可以选择和/或被指定为连续同步间隔的相同的或不同的时隙。

[0139] 以下参照图18和图19对无线协议的附加细节进行描述。图18示出了说明加入WNIM网络并在WNIM系统中与CIM和/或NIM设备(统称为402)进行通信的传感器400的信号流程图。传感器400可以指本文公开的任何传感器。类似地,CIM和/或NIM设备402可以指的是本文公开的任何CIM和/或NIM设备。在传感器用数据有效载荷响应同步请求之前,执行加入过程。加入建立了所述传感器和CIM和/或NIM设备之间的链接,并且所述传感器和所述CIM和/或NIM设备(和/或链接到所述CIM和/或NIM设备的其他传感器和/或刺激探针设备)一起提供WNIM网络。图18示出了对于传感器400加入WNIM网络所执行的事件的示例序列,以及如何获得不同的操作模式。

[0140] 同步请求信号404从CIM和/或NIM设备402传输,并且在相应的同步间隔中包括用于每个时隙的字,并且周期性地和/或连续地更新并传输同步请求信号404以指示所述时隙的状态。为了加入所述WNIM网络,传感器400检查所有可用时隙,并且选择将数据有效载荷信号传输到CIM和/或NIM设备402的时隙。在传输所述数据有效载荷之前,传感器400发送加入请求406以加入WNIM网络并在所选择的时隙中进行通信。加入请求406可以在所选择的时隙中传输,并且指示所述传感器的SUID、所选择的时隙、所述传感器的类型、所述传感器的最小数据速率和/或最大数据速率。在一个实施例中,传感器400在所选择的时隙中发送SUID,并且CIM和/或NIM设备402具有所述传感器的类型和数据速率的记录。

[0141] 基于加入请求406,CIM和/或NIM设备402使用来自传感器400的SUID来填充适当的时隙状态字。然后CIM和/或NIM设备402可以向传感器400发送具有指示所选择的时隙的指定的更新的时隙状态字的更新的同步请求408。传感器400接收具有在对应的时隙状态字中的SUID的更新的同步请求,并且通过以所选择的时隙将数据有效载荷发送到CIM和/或NIM设备402来进行响应。如果多于一个时隙被选择和/或指定给传感器400,则传感器400可以将所选择的和/或指定的时隙中的一个或多个数据有效载荷410传输到传感器400。所述时隙可以与传感器400的一个或多个信道相关联。所述同步请求和所述数据有效载荷的传输可以在一系列周期性同步间隔(或RF帧)上周期性地传输。

[0142] 一旦链接到CIM和/或NIM设备402,现在可以由CIM和/或NIM设备402经由传输已更新的同步请求来控制传感器400。CIM和/或NIM设备402可以控制例如输出数据速率以及传

感器400的功率模式之间的转换。作为示例,CIM和/或NIM设备402可以通过传输已更新的同步请求412来针对传感器400的时隙将输出数据速率从10kHz更新为5kHz。链接到CIM和/或NIM设备402的传感器检查同步请求中的控制位(例如,所述时隙状态字的位)以确定相应的操作和/或功率模式。然后所述传感器转换到所指示的操作和/或功率模式。

[0143] 图19示出了说明加入WNIM网络并在WNIM系统中与CIM和/或NIM设备(统称为422)进行通信的刺激探针设备420的信号流程图。刺激探针设备420可以指本文公开的任何刺激探针设备。CIM和/或NIM设备422可以指本文所公开的任何CIM和/或NIM设备。可以在NIM设备和/或CIM 422处启动生成刺激脉冲。所述NIM设备可以发出具有指示生成刺激脉冲的状态字的位15的有效载荷请求。所述状态字可以包括:CIM和/或NIM状态字;时隙状态字;以及刺激探针状态字。基于所述有效载荷请求,所述CIM可以生成同步请求424,同步请求424还具有设置为ON以指示生成刺激脉冲的状态字的位15。所述有效载荷请求和所述同步请求两者可以经由相应的字13-15来指示延迟、刺激脉冲的振幅和/或刺激脉冲的持续时间。响应于指示要生成刺激脉冲的位15,对应于刺激脉冲设备420和/或用于监测要生成的刺激脉冲的一个或多个传感器可以转换到高功率模式。在转换到高功率模式时,所述传感器可以以预定默认频率和/或以由所述同步请求的状态字的位11:10指示的频率而生成和传输数据有效载荷。

[0144] 响应于同步请求424,刺激探针设备420生成提供给患者的刺激脉冲。为了实现与诱发反应相关的刺激脉冲的精确定时和测量,由刺激探针设备420监测在同步请求424中提供的延迟周期。刺激探针设备420生成指示刺激脉冲在施加到患者时的振幅和持续时间的响应信号426。

[0145] 在来自刺激脉冲设备420的响应信号426之后,NIM设备和/或CIM422生成刺激位15为低(或OFF)的有效载荷请求(或同步请求)428。响应于接收到的有效载荷请求(或同步请求),刺激探针设备420向CIM和/或NIM设备422发送确认(ACK)信号430。有效载荷请求(或同步请求)和ACK信号的生成可以重复,直到在可以重复刺激过程的情况下生成下一个刺激脉冲。

[0146] 如上所述,本文公开的CIM、NIM设备、传感器、参考贴片和刺激探针设备可以使用有效载荷请求、同步H请求、数据有效载荷和响应信号内的位而彼此通信。所述CIM和/或NIM设备可以通过发送有效载荷请求(同步请求)来发起通信。所述数据有效载荷可以包括一个16位字而用于有效载荷验证。所述16位字可以包括SUID或STIMUID。当CIM和/或NIM设备接收数据有效载荷时,所述CIM和/或NIM设备将SUID或STIMUID与存储在CIM和/或NIM设备的存储器中的预期SUID或STIMUID进行比较。当所述传感器或刺激探针设备加入相应的WNIM网络时,SUID或STIMUID可以已被存储在存储器中。如果所述比较指示为匹配,则可以在所述NIM设备处显示所述数据有效载荷中的数据。

[0147] 同样,当所述传感器接收到同步请求时,所述传感器将所述同步请求中提供的CIM和/或NIM设备的CUID与存储在所述传感器的存储器中的预期CUID进行比较。当所述传感器加入相应的WNIM网络时,CUID可以已经存储在存储器中。如果所述的CUID的比较指示为匹配,则所述传感器可以根据所述同步请求的时隙状态字内的模式状态位而在同步请求之后在适当时隙中响应一个或多个数据有效载荷。所述模式状态位可以是指示数据速率和/或是否要生成刺激脉冲的时隙状态字的位。

[0148] 本文公开的系统、设备和模块可以使用许多方法来操作,除了上述方法之外,在图20-22中示出了一些附加的示例方法。在图20中,示出了操作传感器和CIM和/或NIM设备的方法。虽然主要关于图1-4和图7A-13的实现方式描述了以下任务,但是可以容易地对所述任务进行修改以应用于本公开的其他实现方式。可以迭代地执行所述任务。

[0149] 所述方法可以在500开始。在502,由于例如生成刺激脉冲而生成肌电信号。由控制模块(例如,控制模块56、202之一)经由电极来检测肌电信号。在504,增益模块(例如,增益模块63)调整所述肌电信号的增益。在506,滤波模块(例如,滤波模块64)对所述增益模块的输出进行滤波。所述滤波模块可以对从所述增益模块接收的放大的肌电信号进行带通滤波。

[0150] 在508, BB模块(例如, BB模块66)基于滤波的和放大的肌电信号来生成BB信号。在510,调制模块(例如,调制模块78)对所述BB信号进行调制和上变频以生成RF信号。在514, PHY模块(例如, PHY模块60、204之一)和/或放大模块(例如,放大模块80)将所述RF信号从感测模块传输到CIM和/或NIM设备。

[0151] 在516, CIM和/或NIM设备从所述感测模块接收所述RF信号并放大所述RF信号。在518,解调模块(例如,解调模块114、176之一)对所述RF信号进行下变频以生成第二BB信号。在522处,在CIM和/或NIM设备处的BB模块(例如, BB模块128、184之一)可以衰减所述第二BB信号,如上所述。在524,滤波模块(例如,滤波模块126、186之一)对衰减的第二BB信号进行滤波,以生成第二滤波信号。这可以包括带通或低通滤波。

[0152] 在526,可以从所述CIM向NIM设备提供第二滤波信号。在528, NIM设备可以显示第二滤波信号。可以对于从刺激探针设备请求和接收的数据执行与关于图20所示的方法类似的方法。所述方法可以在530处结束。

[0153] 在图21中,示出了对传感器上电的方法。虽然主要关于图1-4和图7A-13的实现方式描述了以下任务,但是可以容易地对所述任务进行修改以应用于本公开的其他实现方式。可以迭代地执行图21的任务。所述方法可以在550开始。

[0154] 在552,由于将所述传感器附接到患者,生成肌电信号和/或电极之间的阻抗减小。在554,功率模块(例如,功率模块206)判断所述阻抗是否小于预定阻抗(或阈值)。如果所述阻抗小于预定阻抗,则可以如图所示执行任务560,或者可替代地执行任务556。如果所述阻抗大于或等于预定阻抗,则可以执行任务560、561、562、564中的一个或多个。虽然示出了任务560、561、562、564,但是所述任务中的任何一个可以不执行和/或可以跳过。此外,任务560、561、562、564可以以不同的顺序执行。

[0155] 在560处,控制模块(例如,控制模块56、202之一)判断是否已经从功率模块(例如,功率模块206)接收到DC电压(可以被称为输出电压或输出电压信号),如上所述。如果没有接收到DC电压,则可以执行任务556。如果接收到DC电压,则执行任务561。

[0156] 在556,所述传感器的感测模块转换到低功率模式或高功率模式,其可以包括对所述控制模块和/或所述PHY模块的一部分、全部或剩余部分通电。作为示例,如果要生成刺激脉冲,则所述功率模块可以转换到高功率模式,并且对尚未通电的控制模块和/或PHY模块的所有或剩余部分通电。在任务556之后,所述方法可以在558处结束。在任务556之后,所述控制模块可以进行到例如图20的任务504。

[0157] 在561,功率模块可以确定所述电极两端的电压电位是否大于预定电压和/或具有

大于预定量级的量级。如果电压电位大于预定电压和/或所述量级大于预定量级,则可以执行任务556,否则可以执行任务562。在一个实施例中,刺激探针设备用于激活传感器。所述刺激探针设备生成初始刺激脉冲以激活所述传感器。在激活所述传感器之后可以生成另外的刺激脉冲。所述功率模块可以通过对电极处的电压和/或基于在所述电极处检测到的电压而生成的放大信号进行监测来检测所述初始刺激脉冲。

[0158] 在562,所述功率模块可以判断从所述电极之一接收的电流量是否大于预定电流水平。如果电流量大于预定电流水平,则可以执行任务556,否则可以执行任务564。如上所述,刺激探针设备可以生成初始刺激脉冲以激活传感器。所述功率模块可以通过对从一个或多个电极接收的电流和/或基于从所述一个或多个电极接收的电流而生成的放大信号进行监测来检测所述初始刺激脉冲。在一个实施例中,执行任务561和/或562,并且不执行任务554和/或560。

[0159] 在564,所述功率模块抑制生成输出电压(或输出信号),并且所述感测模块抑制转变到低功率模式或高功率模式,并且保持在睡眠模式和/或低功率模式。在任务564之后,可以如图所示执行任务552,或者所述方法可以在558结束。

[0160] 在图22中,示出了操作刺激探针设备、一个或多个传感器以及控制台接口模块和/或NIM设备的WNIM方法。虽然主要关于图1-19的实现方式描述了以下任务,但是可以容易地对所述任务进行修改以应用于本公开的其他实现方式。可以迭代地执行图21的任务。以下任务提供了周期性同步请求的初始通电和连续的初始生成的示例。所述方法可以在600开始。

[0161] 在602,传感器和一个或多个刺激探针设备从一个或多个CIM和/或NIM设备接收一个或多个同步请求。NIM设备的控制模块可以生成从传感器和刺激探针设备请求数据有效载荷的有效载荷请求信号。所述CIM的控制模块可以各自生成同步请求信号,其可以周期性地传输(例如,每个预定周期或同步周期一次)。

[0162] 在604,刺激探针设备基于由所述刺激探针设备接收的同步请求的信号强度而选择所述同步请求之一的广播信道。所述刺激探针设备可以跳过表中的信道以接收所述同步请求。选择具有最大信号强度的同步请求的广播信道。所述刺激探针设备可以判断在所选择的同步请求的WNIM网络中是否存在多于一个刺激探针设备。如果存在多于一个刺激探针设备,则由加入WNIM网络的刺激探针设备选择可用的时隙。这可以类似于传感器如何选择时隙来实现,如上所述。

[0163] 在605,加入WNIM网络的刺激探针设备基于所选择的广播信道的同步请求的相应状态位来确定不生成刺激脉冲。在606,所述刺激探测设备将ACK信号发送到所选择的广播信道的CIM和/或NIM设备。

[0164] 在607,所述刺激探针设备从所选择的广播信道的CIM和/或NIM设备接收更新的同步请求。

[0165] 在608,已加入所述WNIM网络的刺激探针设备基于所选择的广播信道的更新的同步请求的相应状态位来判断是否要生成刺激脉冲。如果请求生成刺激脉冲,则执行任务610,否则执行任务609。在609,所述刺激脉冲设备将ACK信号发送到所选择的广播信道的CIM和/或NIM设备。

[0166] 在610,所述刺激脉冲设备基于所述同步请求中的刺激信息字来生成刺激脉冲信

号。可以根据在所述同步请求中提供的延迟周期、振幅和/或持续时间来生成所述刺激脉冲信号。在612,所述刺激探针设备在所述周期性同步间隔的指定时隙中向所述CIM和/或NIM设备报告所生成的刺激脉冲的测得的(或检测到的)振幅和持续时间。这可能发生在与同步请求相同的周期性同步间隔中。可以在任务612之后执行任务607,或者所述方法可以在630处结束,如图所示。

[0167] 在620,所述感测模块中的每一个选择具有最大信号强度的同步请求的广播信道。所述感测模块可以跳过存储在感测模块中的表中的信道,以找到并选择广播频道。在622,所述传感器的每个感测模块选择一个或多个时隙和/或检查所选广播信道的同步请求中指示的时隙状态。如果感测模块先前没有链接到传送所选广播信道的CIM和/或NIM设备,则所述感测模块选择可用时隙。如果感测模块先前链接到所述CIM和/或NIM设备,则所述感测模块检查先前选择的时隙的状态,以确保所述时隙仍然被指定给所述感测模块。如果所述时隙不再被指定给所述感测模块,则所述感测模块可以选择另一个可用时隙。

[0168] 基于相应传感器的类型,可以将多个时隙指定给感测模块,而不需要所述感测模块先前请求多个时隙。例如,如果所述传感器具有多个信道和/或要被分配多个时隙,则所述CIM和/或NIM设备可以基于单个时隙请求相应地更新时隙状态字。所述感测模块然后可以检测到在检查后续同步请求中的时隙状态字期间已经分配了多个时隙。

[0169] 在624,所述感测模块可以在分别选择的时隙中发送数据有效载荷。这有双重目的。除了提供与在传感器的电极处检测到的信号相对应的数据之外,所发送的数据有效载荷用作对所选择的时隙的请求。在626,感测模块可以从CIM和/或NIM设备接收下一个更新的同步请求。下一个更新的同步请求可以指示时隙状态字中的感测模块的SUID。可在执行任务607时执行任务626。任务626和607可以指代相同的更新的同步请求。

[0170] 在628,所述感测模块根据所述更新的同步请求而在所述指定的时隙中向所述CIM和/或NIM设备发送数据有效载荷。可以在任务610之后执行任务628。可以在任务628之后执行任务626,或者所述方法可以在630处结束,如图所示。虽然在图22中未示出,但是可以对后续同步请求信号和/或附加刺激脉冲的生成迭代地执行一些任务。

[0171] 图20-22的上述任务意在是说明性示例;可以根据应用在重叠时间段期间顺序地、同步地、同时地、连续地执行或者以不同的顺序执行所述任务。此外,根据事件的实现和/或序列,任何任务都可能不执行或跳过。

[0172] 图23-24示出了另一个EMG气管内导管组件的一部分700,包括外壳702和相应的电子组件704。EMG管组件可以替换或者代替图8-13的EMG管组件来使用,并且可以包括以上关于本文公开的任何传感器描述的任何模块。外壳702经由凸缘707连接到气管内管706。外壳702包括顶部部分(或盖)708和底部部分709。EMG气管内导管组件包括具有电子组件704、电极710、弹簧加压销钉元件712和触点714的外壳702。电子组件704、电极710、弹簧加压销钉元件712和触点714可以统称为传感器。传感器还可以包括外壳702、基板716、控制(或感测)模块718、电源720、天线722、弹簧加压销钉元件712以及密封垫724。

[0173] 图23-24的EMG气管内管组件提供了图8-13的EMG气管内管组件的低剖面变体。电源(或电池)720具有“平面”或低剖面,这样允许外壳702具有比外壳332更低的剖面。电源720可以是“扁平封装”电池、锂离子聚合物(LiPON)电池、晶片级电池或其他平面封装电源。

[0174] 图25-34示出,传感器组件750并入模块化控制(或感测)模块组件752并且包括以

下各项中的一个或多个：(i) 具有电极755的贴片754；以及(ii) 具有电极758的销针电极760的销针电极适配器756。贴片754可以包括具有柔性基板及带有焊盘片762的粘合剂层的基座(类似于图7A-7B的基座302)。贴片754提供电极755和焊盘762之间的电连接。销针电极适配器756提供电极758和销针电极760之间的电连接。贴片754和销针电极适配器756可以包括无源器件,并且可以不包括有源(或智能)器件。传感器组件750或其部分可以用于替换图1所示的任何传感器,并且可以包括以上关于本文公开的任何传感器所描述的任何模块。

[0175] 模块化控制模块组件752可以卡扣到贴片754的电极755上,或者可以卡扣到销针电极适配器756的电极758上。模块化控制模块组件752和销针电极适配器756可以替代图1的传感器12之一。模块化控制模块组件752和贴片754可以替换图1的传感器13之一。

[0176] 图29和图34示出了连接到贴片754的电极755及销针电极适配器756的电极758的接收连接器766。电极755、758可以插入或塞入接收连接器766中。电极755、758可以具有与接收连接器766的相应部分匹配的一个或多个肋片(例如,肋片768)和凹入部分(例如,凹入部分770),如图25、28和33所示。模块化控制模块组件752可以是可重复使用的,并且贴片754和销针电极适配器756可以不是可重复使用的,如以上关于图7A-7B的传感器所描述的。这样通过允许模块化控制模块组件752被重复使用多次而使系统成本最小化,这与在使用一次之后被丢弃和/或用于单个外科手术的情况相反。在一个实施例中,模块化控制模块组件752:是不可重复使用的;可以连接到或包括贴片754和/或销针电极适配器756;并且可以不卡扣到贴片754或销针电极适配器756上。

[0177] 现在参考图4和图35,其示出了功率模块(例如,图4的功率模块206)的一部分800(被称为前端电路)。部分800包括连接到电极62的电阻R1、R2。电阻R1连接在电极62之一和提供电压V+的电压源之间。电阻R2连接在电极62中的另一个电极与电压源或参考电压V-(例如,接地参考电压)之间。

[0178] 部分800还包括电容C1、C2,电阻R3、R4、R5、R6,电容C3、C4、C5,放大器模块801以及检测模块802。电容C1、C2分别与两个电极62串联连接,并且分别连接在电阻R1、R2和电阻R3、R4之间。电阻R3、R4串联连接(i)在电容C1、C2之间,以及(ii)在电阻R5、R6之间。电容C1和电阻R3、R5中的每一个在端子803处彼此连接。电容C2和电阻R4、R6中的每一个在端子805处彼此连接。

[0179] 电阻R1、R2、R3、R4在接收电压V+、V-的电压端子804、806之间提供分压器。电阻R5、R6分别与电容C1、C2串联连接,并且与电容C5串联连接。电容C5连接在电阻R5、R6之间。电容C3、C4彼此串联连接并且在电阻R5和R6之间连接。电容C5跨电容C3、C4连接。电阻R3、R4之间的端子808连接到电容C3、C4之间的端子810。电阻R3、R4中的每一个经由端子808、810连接到电容C3、C4中的每一个。放大器模块801包括:(i) 分别连接到电容C5的端部的两个输入;以及(ii) 连接到检测模块802的输出。

[0180] 电容C1和电阻R3作为第一高通滤波器进行操作。电容C2和电阻R4作为第二高通滤波器进行操作。电阻R5和电容C3作为第一低通滤波器进行操作。电阻R6和电容C4作为第二低通滤波器进行操作。

[0181] 在操作期间,如果患者没有连接到电极62,则在端子803、805上存在不平衡,使得端子803处的电压经由电阻R1和电容C1被上拉到电压V+,并且端子805处的电压经由电阻R2和电容C2被下拉到电压V-。电容C1、C2提供DC电压阻断,但是可以表现出泄漏,其可以由放

大器模块801检测和放大。放大器模块801的电压输出由检测模块802检测。当所述患者未连接到电极62时,所述检测模块可以生成DC电压。然后可以将DC电压提供给控制模块202,用于检测到患者未连接到电极62。这被称为“断线”检测。作为示例,V+和V-之间的电压差在2-5V之间。

[0182] 如果患者连接到电极62,则端子803、805之间的不平衡减小,因为端子803、805之间的电压电位差减小。电压在滤波之后的变化由放大器模块802放大并且由控制模块202检测。放大器模块801可以包括用于放大电容C5两端的电压的放大器。当端子803、805之间的电压电位差减小时,所述检测模块可以不生成DC电压和/或不向控制模块202提供DC电压。

[0183] 有一个微妙的效果,特别是由于DC阻断电容C1、C2所导致的。电阻R1、R2、R3、R4、电容C1、C2和电压V+、V-被设置为允许断线检测和上线检测,同时使可能经由电极62传递给患者的电流最小化。电流可以遵循从端子804通过电阻R1、电容C1、电阻R3、R4、电容C2,然后通过电阻R2到达端子806的电流路径。例如,如果沿着这个路径流过5纳安(nA)的电流,则在电阻R3、R4上可能有100微伏(μV)。如果放大器模块801提供150的增益,则放大器模块801的输出可以是15毫伏(mV) DC,其可以由检测模块802检测。

[0184] 图35中所示的电路可以用于警告使用者传感器与患者断开连接和/或唤醒所述传感器。在一个实施例中,部分800、功率模块206、控制模块202和/或其一部分周期性地唤醒并检查患者是否附接到电极62。作为示例,功率模块206可以周期性地唤醒并检测患者是否被附接并通知控制模块202。作为另一个示例,控制模块202可以周期性地唤醒功率模块206以执行这项检测。

[0185] 作为又一个示例,部分800可以包括可以从电源208接收功率的定时模块810。电源208还可以提供电压V+、V-,或者所述功率模块可以基于来自电源208的功率而生成电压V+、V-。定时模块810可以周期性地唤醒并且向电阻R1、R2、放大器模块801和/或检测模块802供电。然后检测模块802可以检测患者是否附接到电极62。如果电极62附接到患者,则所述检测模块可以通知控制模块202和/或对控制模块202和/或PHY模块204上电。

[0186] 本文公开的无线通信和对应的系统和设备提供了几个优点。例如,所述无线通信和相应的系统和设备提供改进的信噪比,这至少部分地是由于消除了与传统系统相关联的大线圈。所述无线通信和相应的系统和设备还将患者与监测设备电隔离。这样通过使可能供应给患者的电流量最小化来提供改进的安全性。

[0187] 本公开中描述的无线通信可以完全或部分符合IEEE标准802.11-2012、IEEE标准802.16-2009和/或IEEE标准802.20-2008来进行。在各种实现方式中,IEEE 802.11-2012可以由草案IEEE标准802.11ac、草案IEEE标准802.11ad和/或草案IEEE标准802.11ah来补充。

[0188] 前面的描述本质上仅是说明性的,并且一点也没有意图限制本公开、其应用或使用。可以以各种形式实现本公开的广泛教导。因此,尽管本公开包括特定示例,但是本公开的真实范围不应当如此限制,因为其他修改在研究了附图、说明书和所附权利要求书之后就变得显而易见。如本文所使用的,短语A、B和C中的至少一个应当被解释为意味着使用非排他性逻辑或(OR)的逻辑(A或B或C),并且不应被解释为表示“A中的至少一个、B中的至少一个以及C中的至少一个”。应当理解,在不改变本公开的原理的情况下,方法中的一个或多个步骤可以以不同的顺序(或同时地)执行。

[0189] 在本申请中,包括以下定义,术语‘模块’或术语‘控制器’可以用术语‘电路’代替。

术语“模块”可以指以下各项的一部分或包括以下各项：专用集成电路(ASIC)；数字、模拟或混合模拟/数字分立电路；数字、模拟或混合模拟/数字集成电路；组合逻辑电路；现场可编程门阵列(FPGA)；执行代码的处理器电路(共享的、专用的或组)；存储由所述处理器电路执行的代码的存储器电路(共享的、专用的或组)；提供所描述的功能的其他合适的硬件部件；或上述的一些或全部的组合，如在系统芯片中。

[0190] 所述模块可以包括一个或多个接口电路。在一些示例中，所述接口电路可以包括连接到局域网(LAN)、因特网、广域网(WAN)或其组合的有线或无线接口。本公开的任何给定模块的功能可以分布在经由接口电路连接的多个模块中。例如，多个模块可以允许负载平衡。在另一个示例中，服务器(也称为远程或云)模块可以代表客户端模块来实现一些功能。

[0191] 如上所使用的术语代码可以包括软件、固件和/或微代码，并且可以指程序、例程、函数、类、数据结构和/或对象。术语共享处理器电路包括执行来自多个模块的一些或全部代码的单个处理器电路。术语组处理器电路包括处理器电路，其与附加处理器电路组合来执行来自一个或多个模块的一些或所有代码。对多个处理器电路的引用包括分立模上的多个处理器电路、在单个模上的多个处理器电路、单个处理器电路的多个核、单个处理器电路的多个线程或以上各项的组合。术语共享存储器电路包括存储来自多个模块的一些或所有代码的单个存储器电路。术语组存储器电路包括与附加存储器结合来存储来自一个或多个模块的一些或所有代码的存储器电路。

[0192] 术语存储器电路是术语计算机可读介质的子集。如本文所使用的术语计算机可读介质不包括通过介质(如在载波上)传播的瞬时电或电磁信号；术语计算机可读介质因此可以被认为是有形的和非瞬态的。非瞬态有形计算机可读介质的非限制性示例包括非易失性存储器电路(如闪存电路或掩模只读存储器电路)、易失性存储器电路(如静态随机存取存储器电路和动态随机存取存储器电路)以及辅助存储设备，如磁存储设备(如磁带或硬盘驱动器)和光学存储设备。

[0193] 本申请中描述的设备和方法可以部分地或完全地由通过配置通用计算机来执行在计算机程序中实施的一个或多个特定功能而创建的专用计算机来实现。所述计算机程序包括存储在至少一个非瞬态有形计算机可读介质上的处理器可执行指令。计算机程序还可以包括或依赖于所存储的数据。所述计算机程序可以包括与专用计算机的硬件交互的基本输入/输出系统(BIOS)，与专用计算机的特定设备交互的设备驱动器，一个或多个操作系统，用户应用，后台服务以及应用等等。

[0194] 所述计算机程序可以包括：(i) 汇编代码；(ii) 由编译器从源代码生成的对象代码；(iii) 用于由解释器执行的源代码；(iv) 用于由即时编译器编译和执行的源代码；(v) 用于解析的描述性文本，如HTML(超文本标记语言)或XML(可扩展标记语言)等。仅作为示例，源代码可以用C、C++、C#、Objective-C、Haskell、Go、SQL、Lisp、Java[®]、ASP、Perl、Javascript[®]、HTML5、Ada、ASP(动态服务器页面)、Perl、Scala、Erlang、Ruby、Flash[®]、Visual Basic[®]、Lua或Python[®]。

[0195] 除非使用短语“用于.....的装置”来明确地记载元件或者在方法权利要求使用短语“用于.....的操作”或“用于.....的步骤”，否则权利要求中所述的元件都不旨在是在35U.S.C§112(f)的含义内的装置加功能元件。

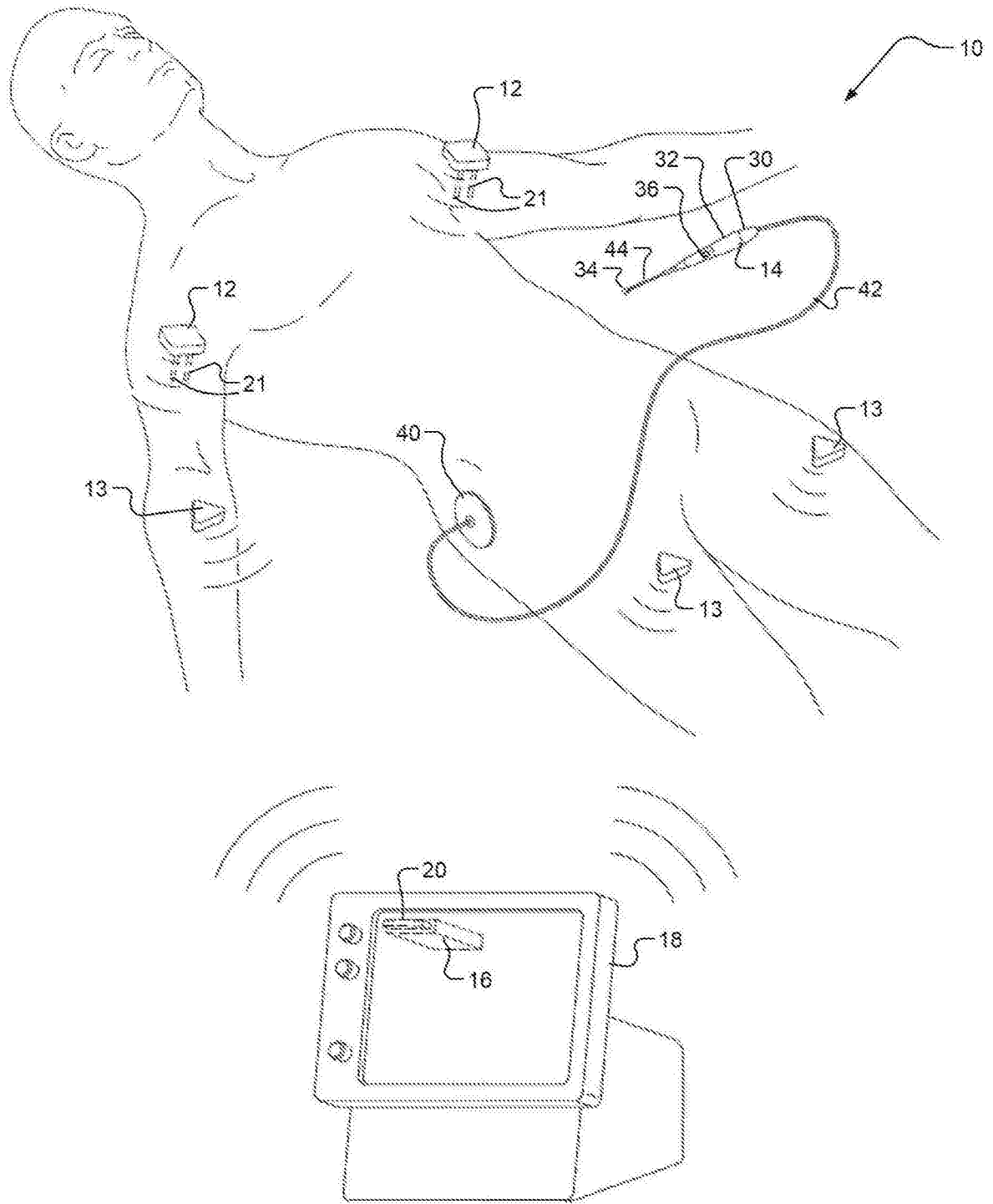


图1

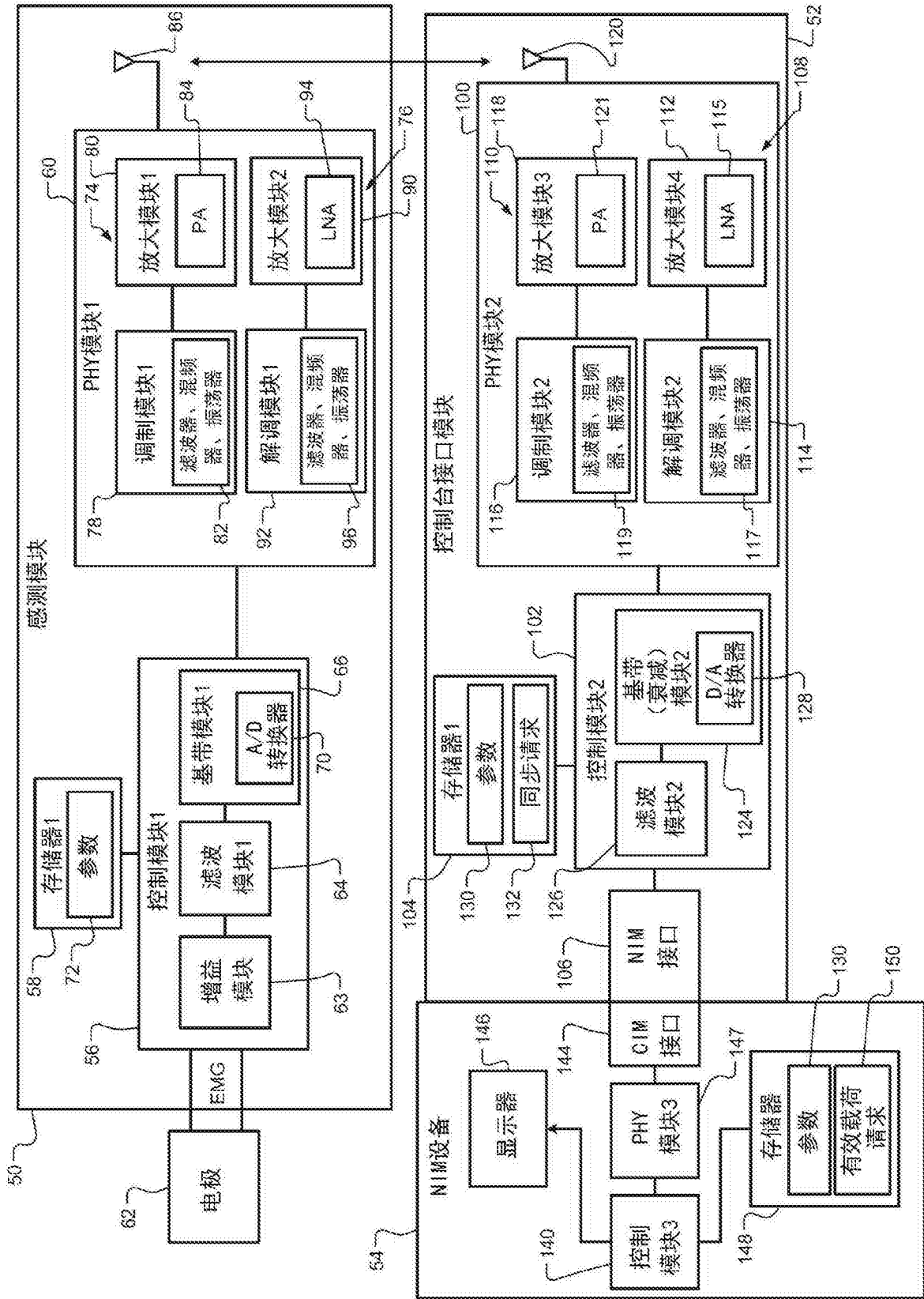


图2

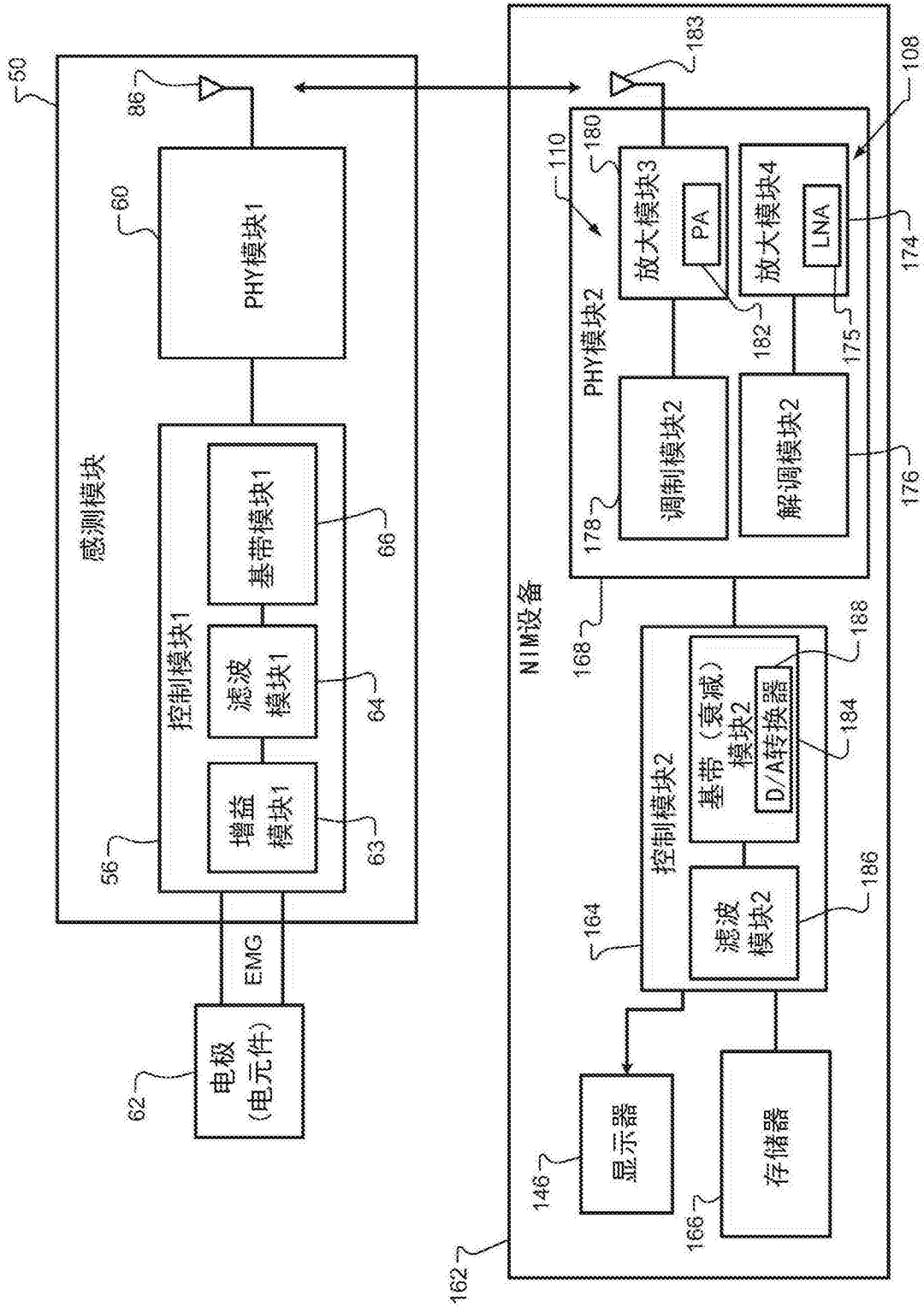


图3

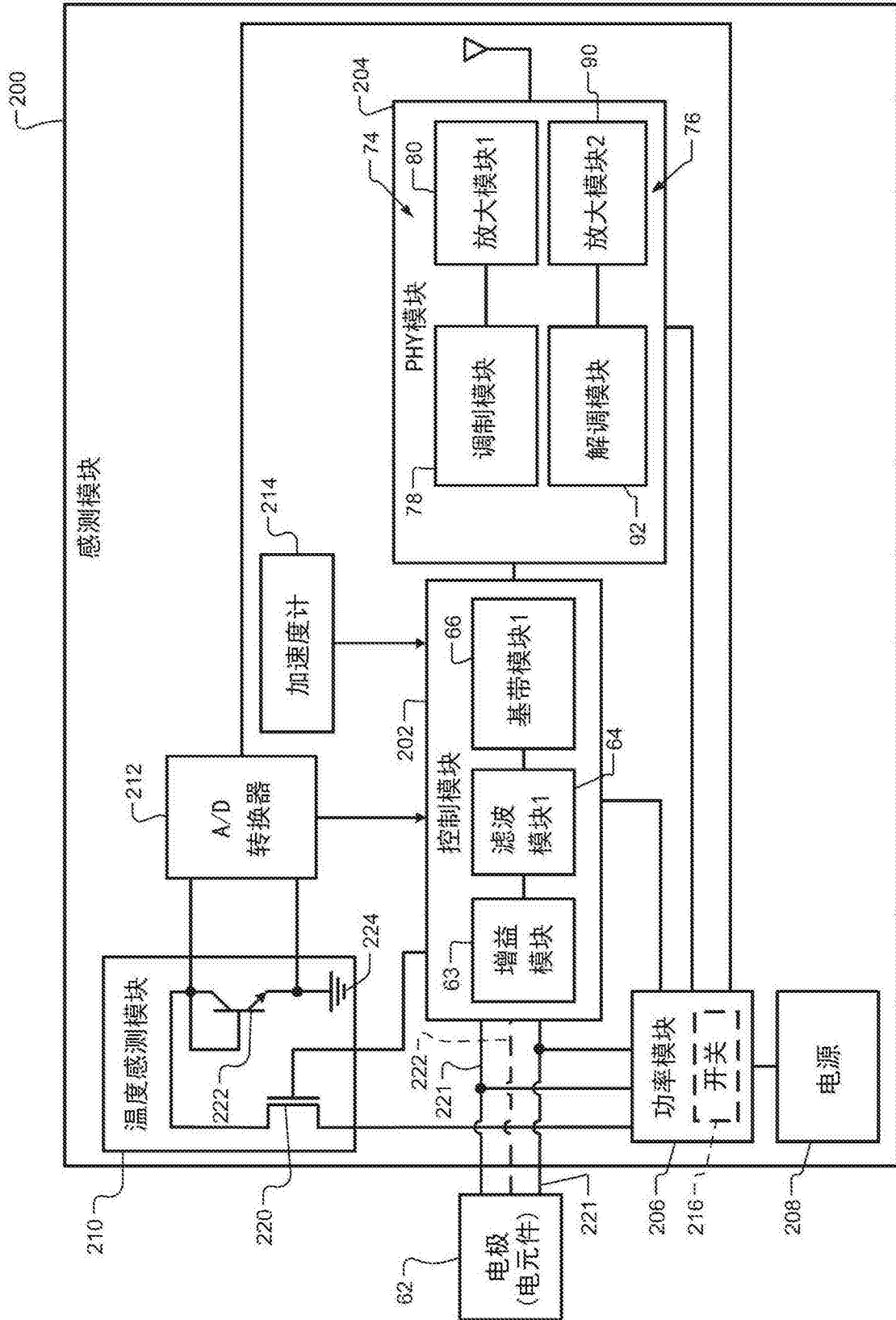


图4

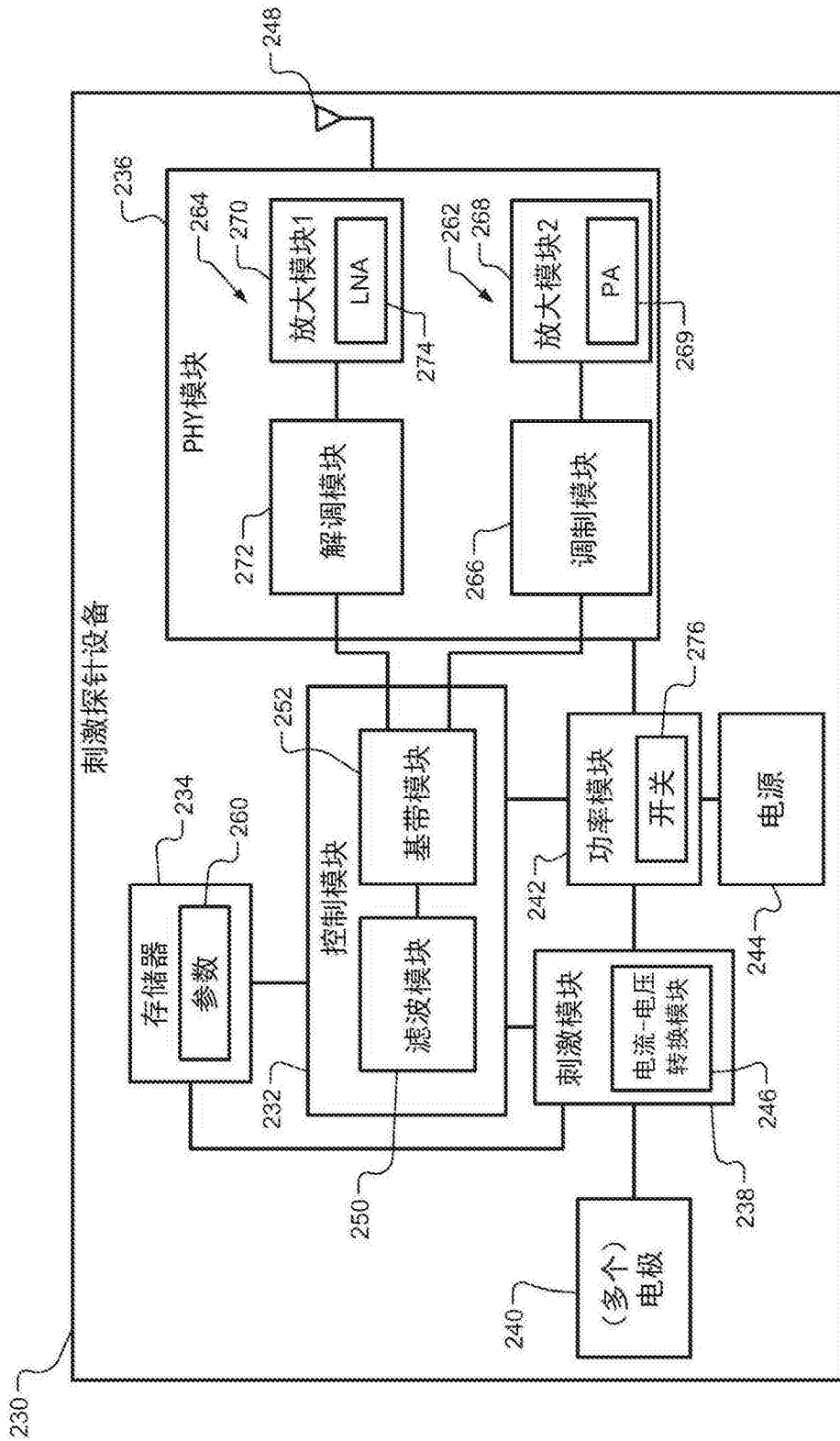


图5

279

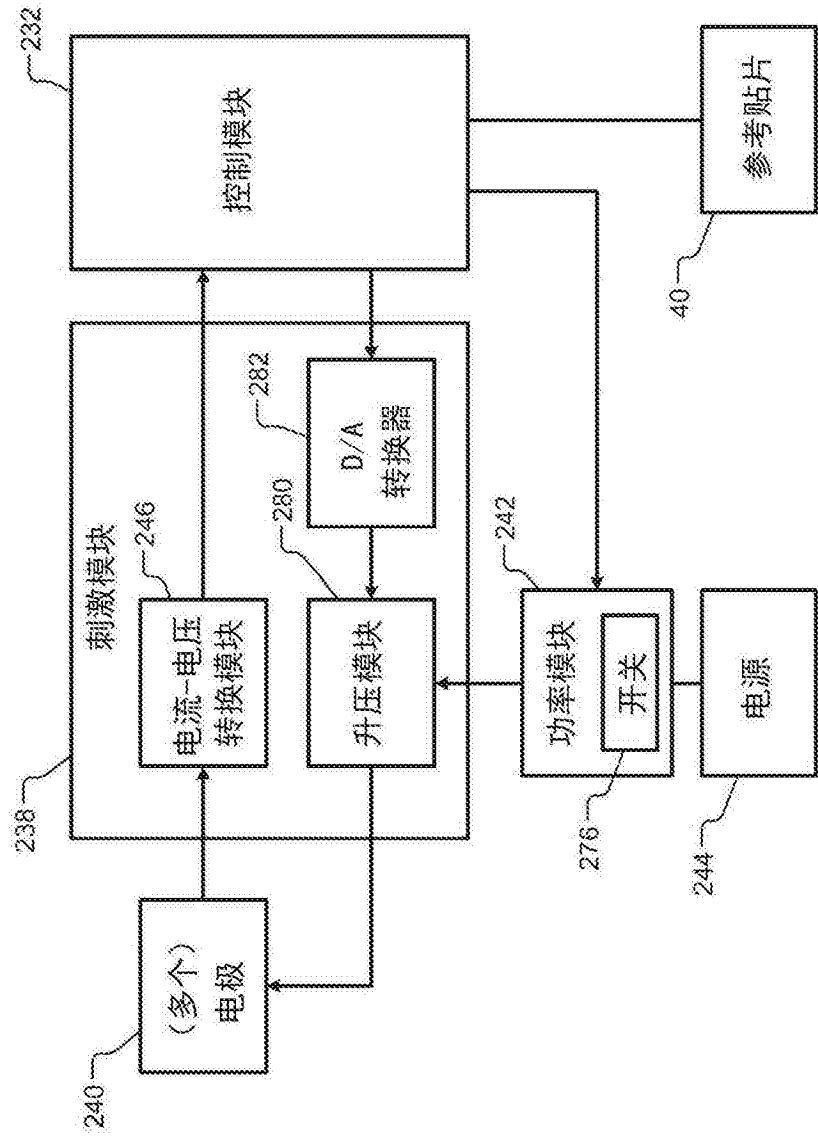


图6

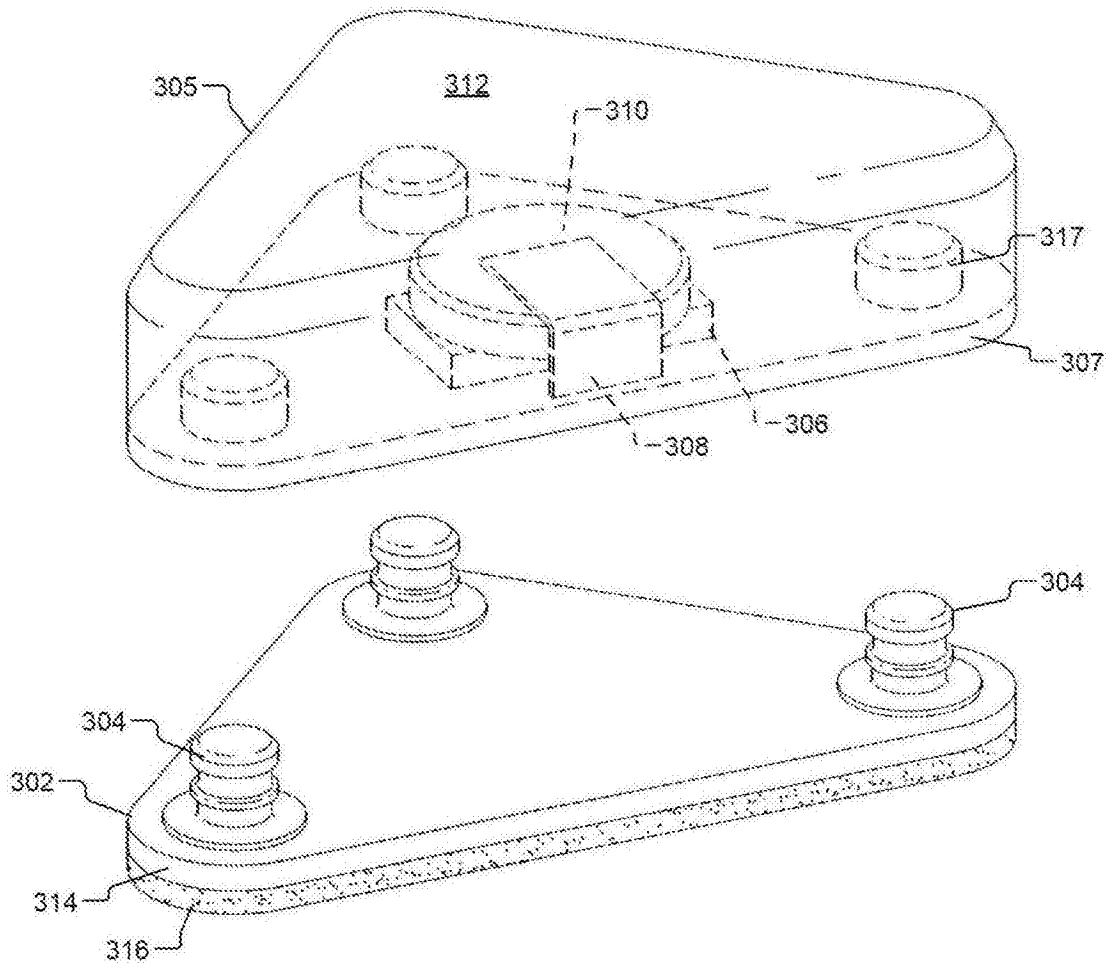


图7A

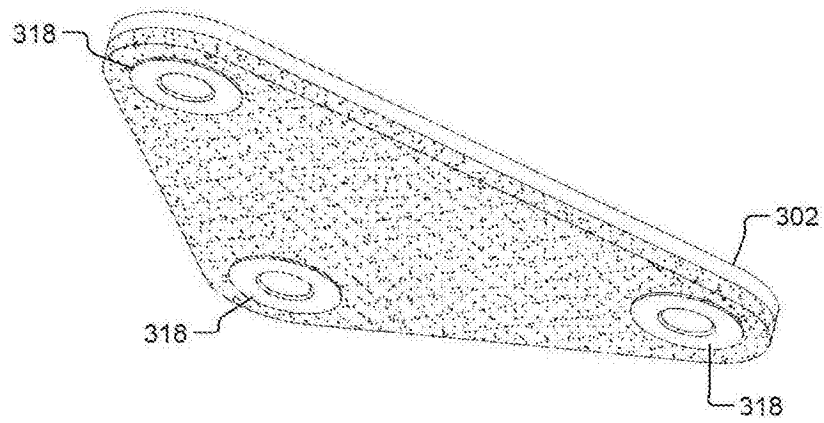


图7B

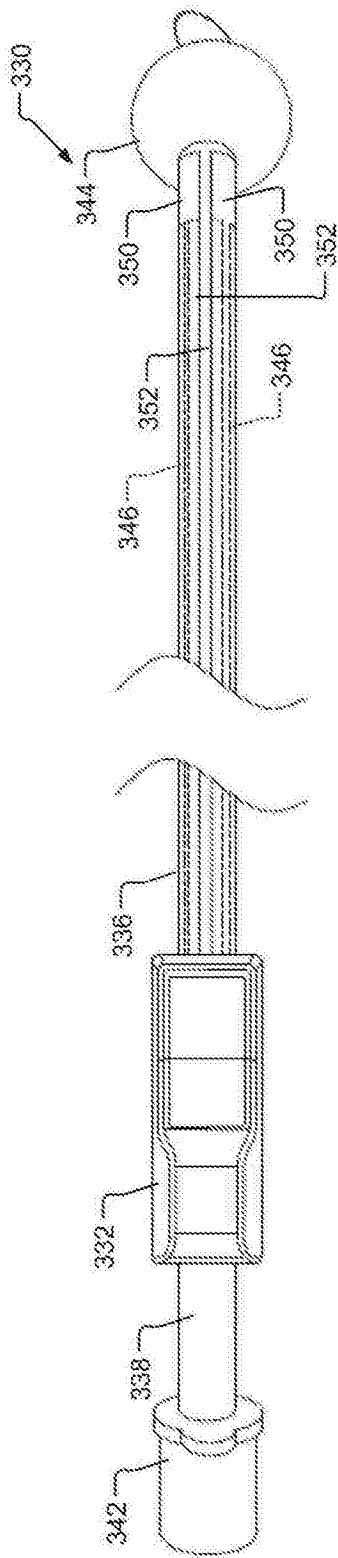


图8

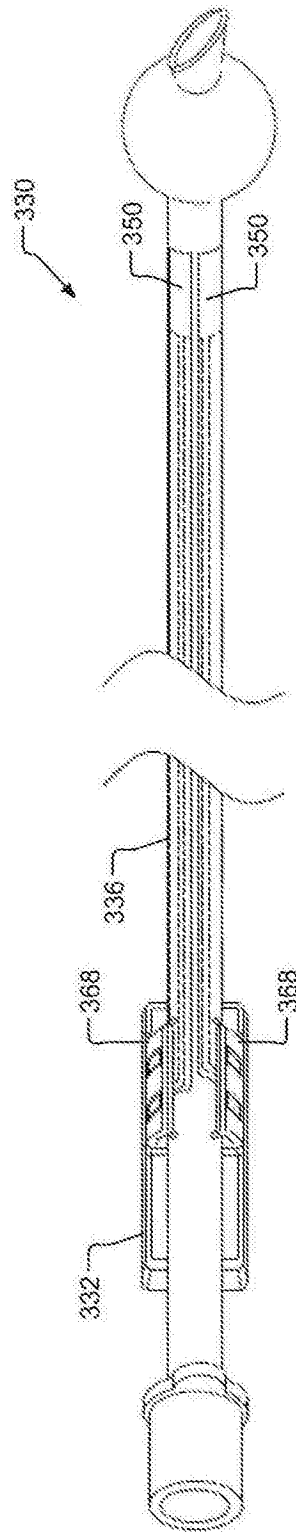


图9

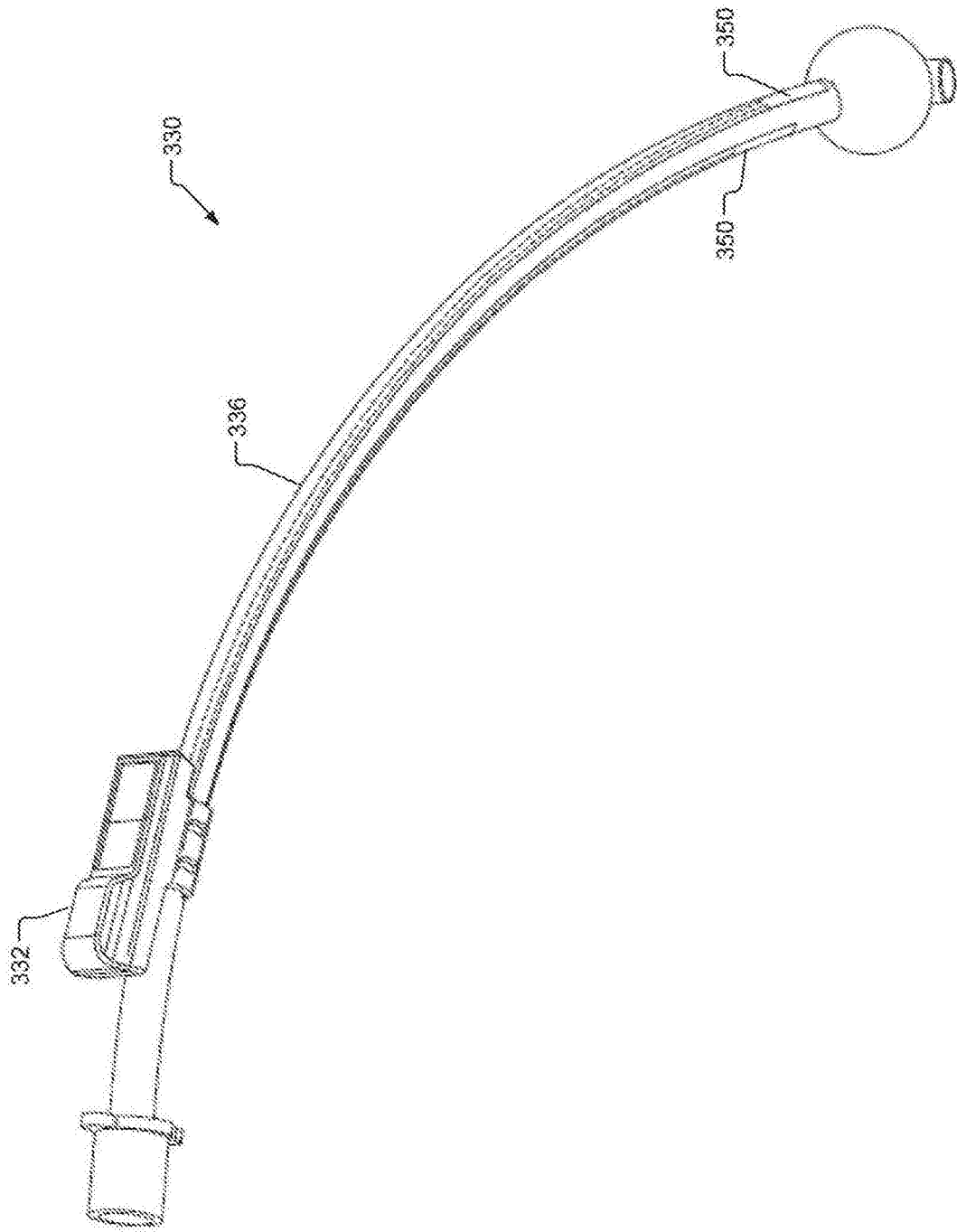


图10

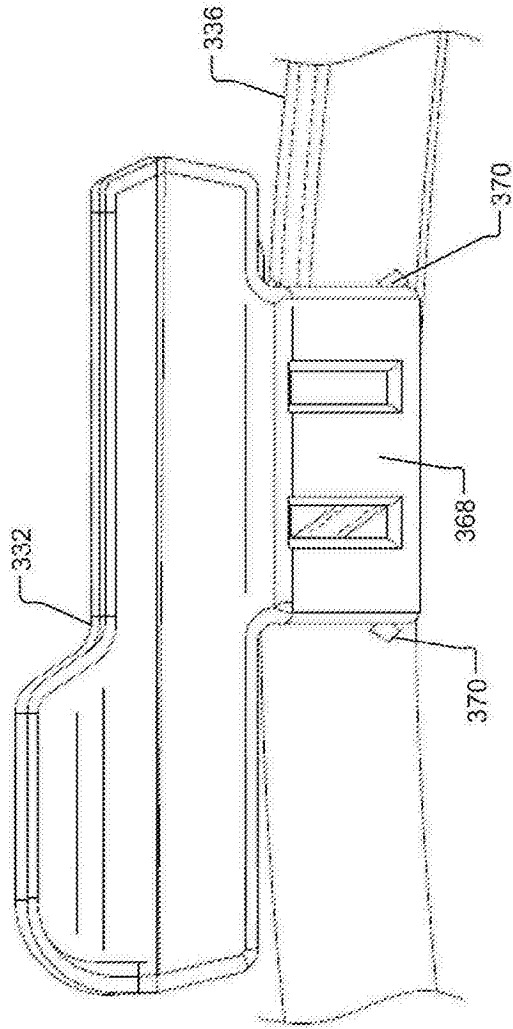


图11

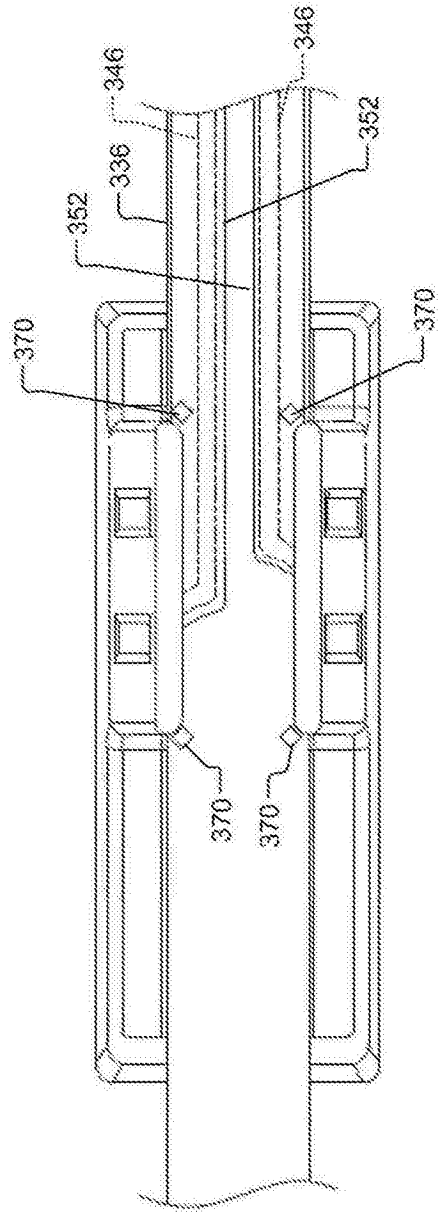


图12

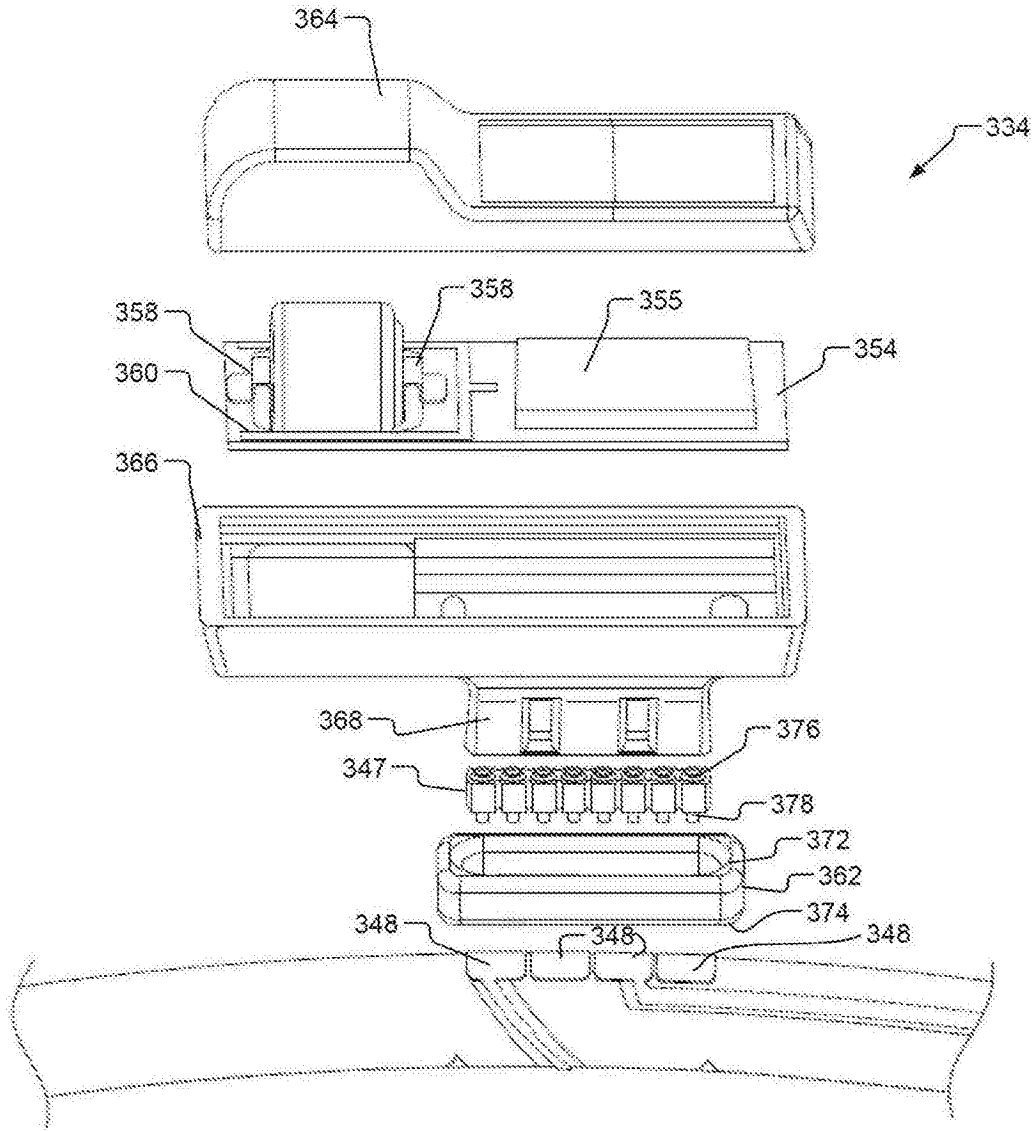


图13

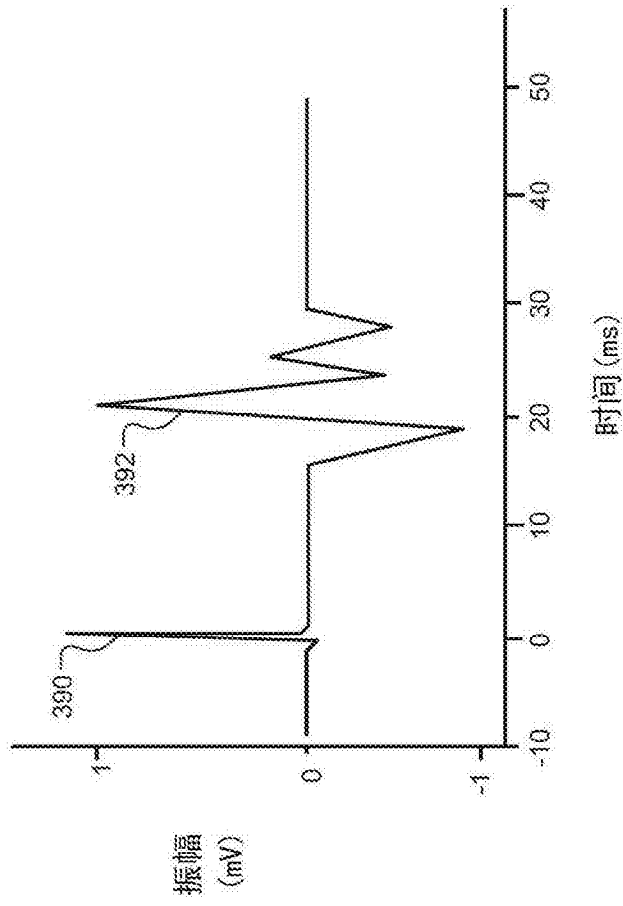


图14

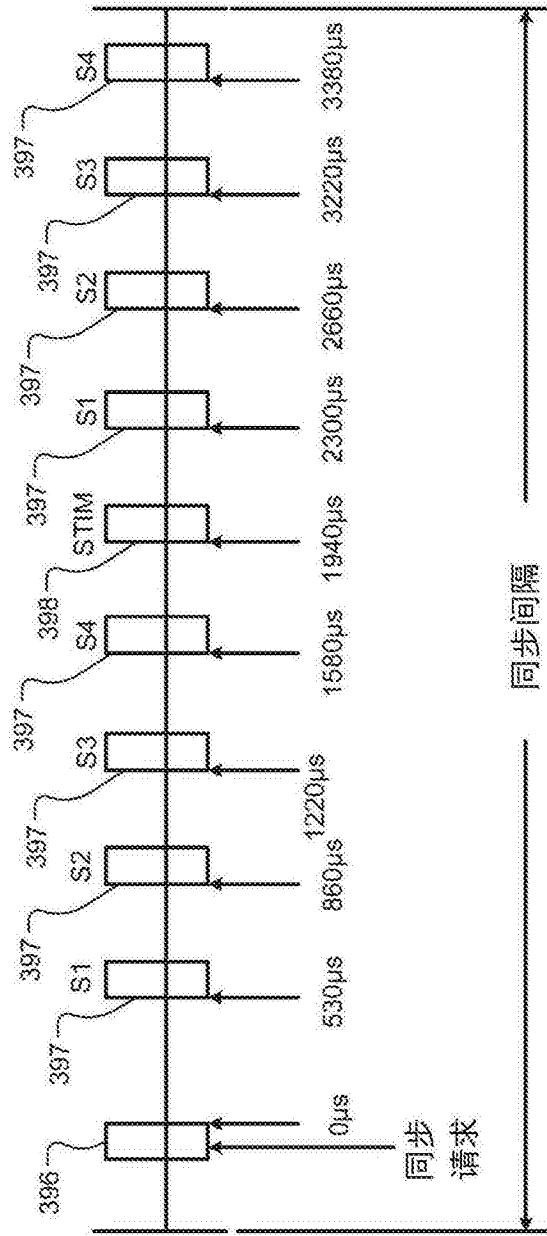


图15

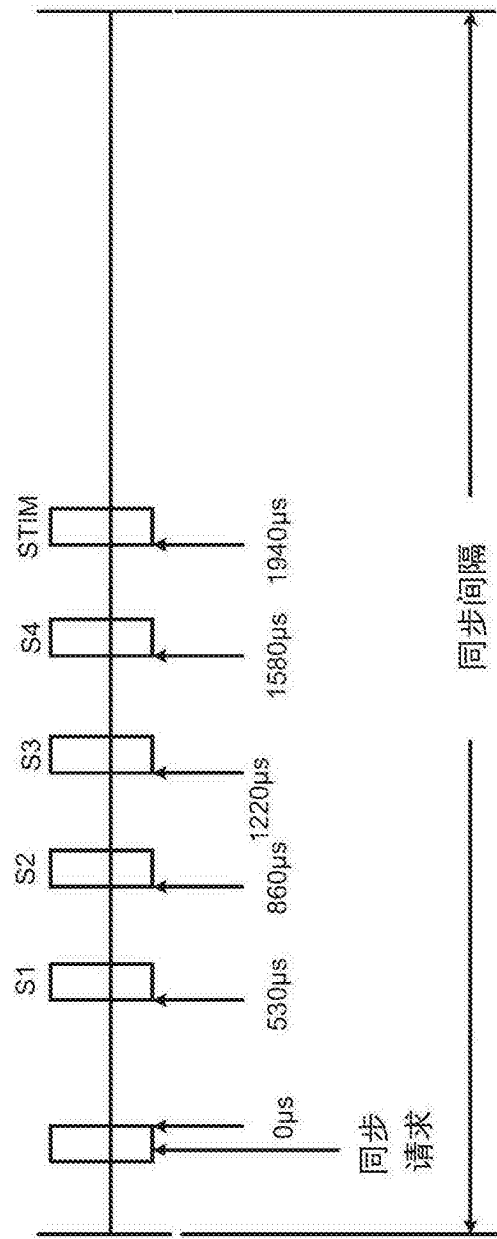


图16

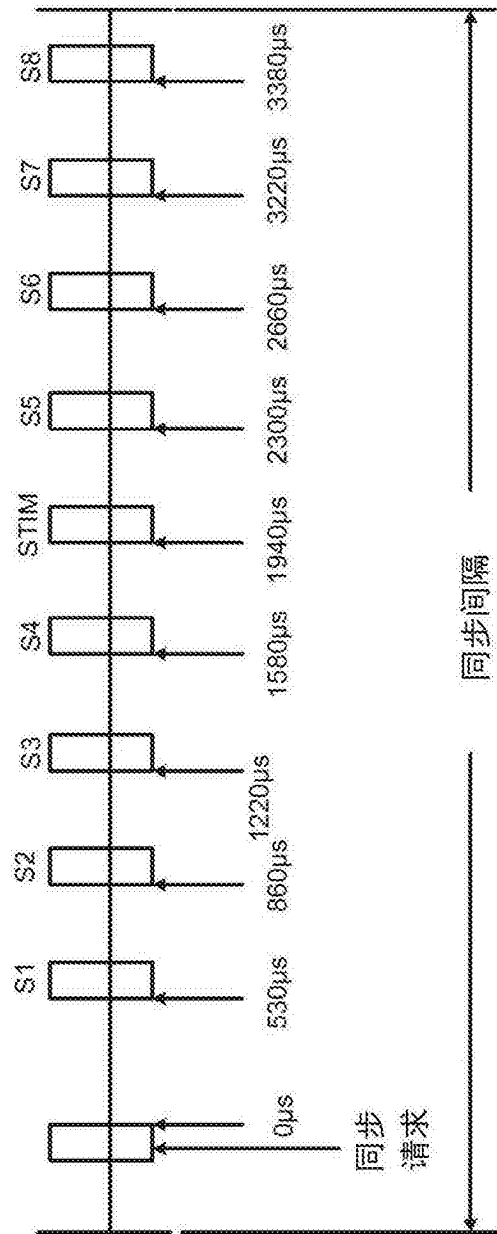


图17

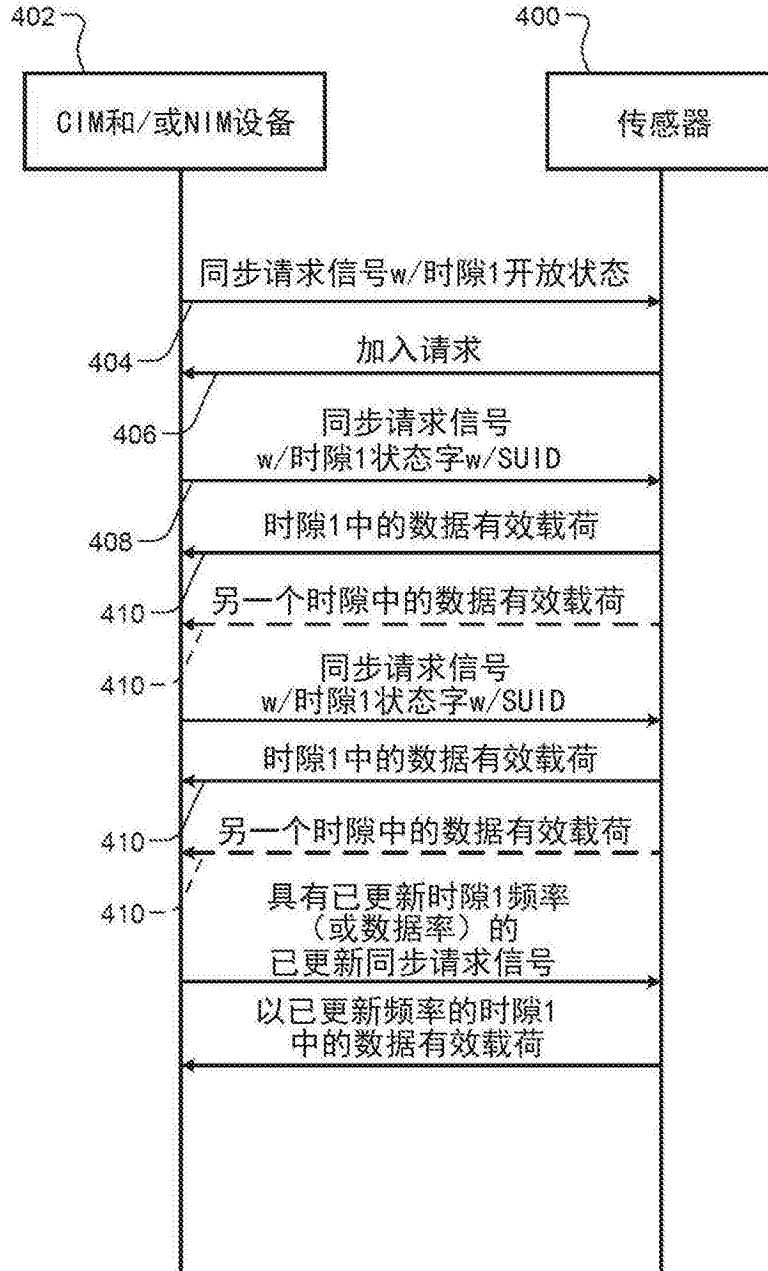


图18

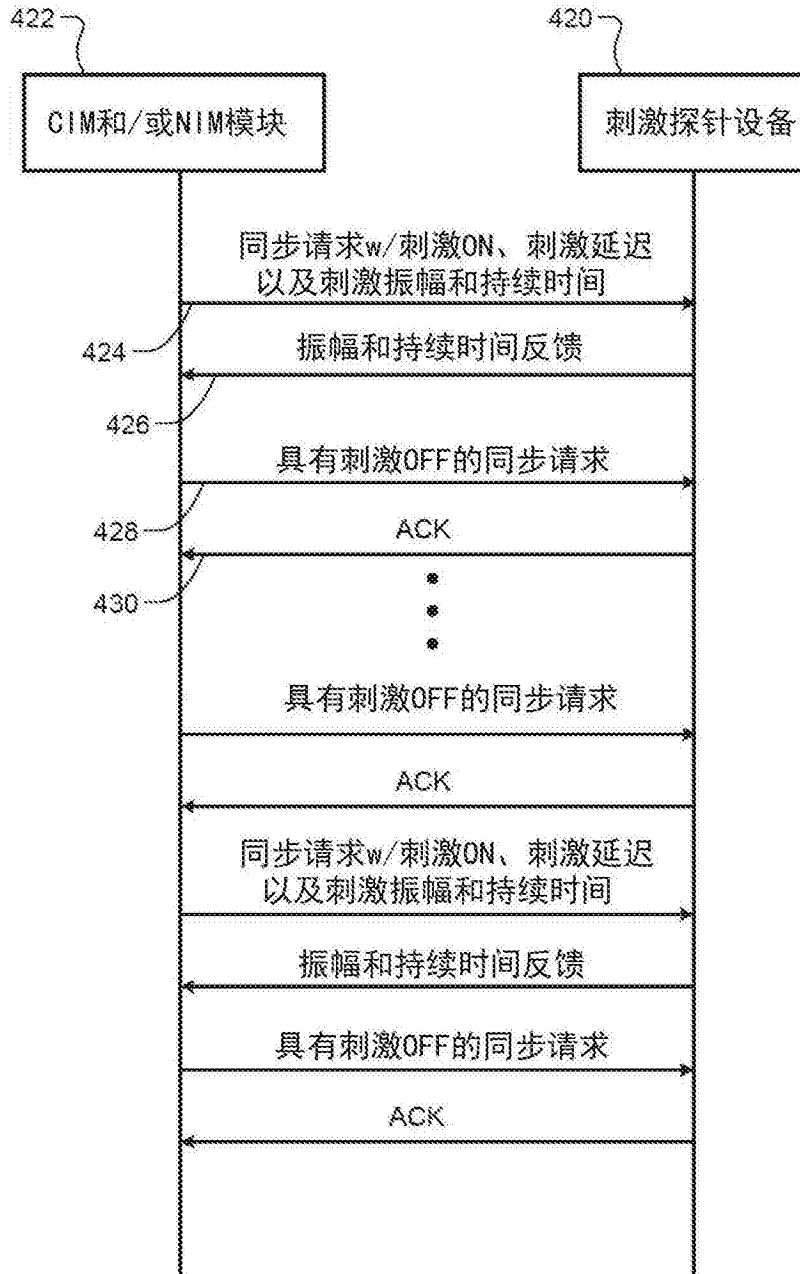


图19

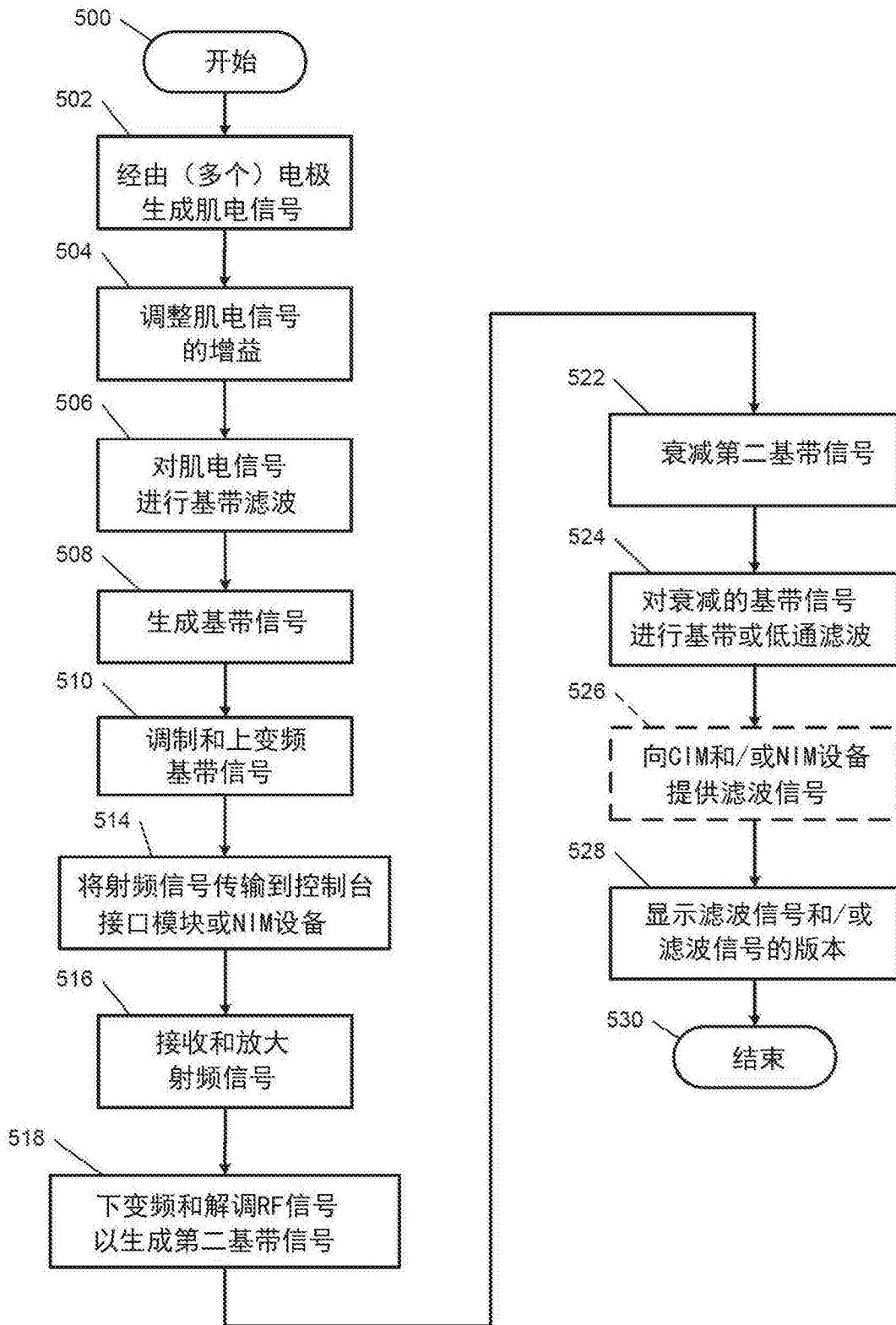


图20

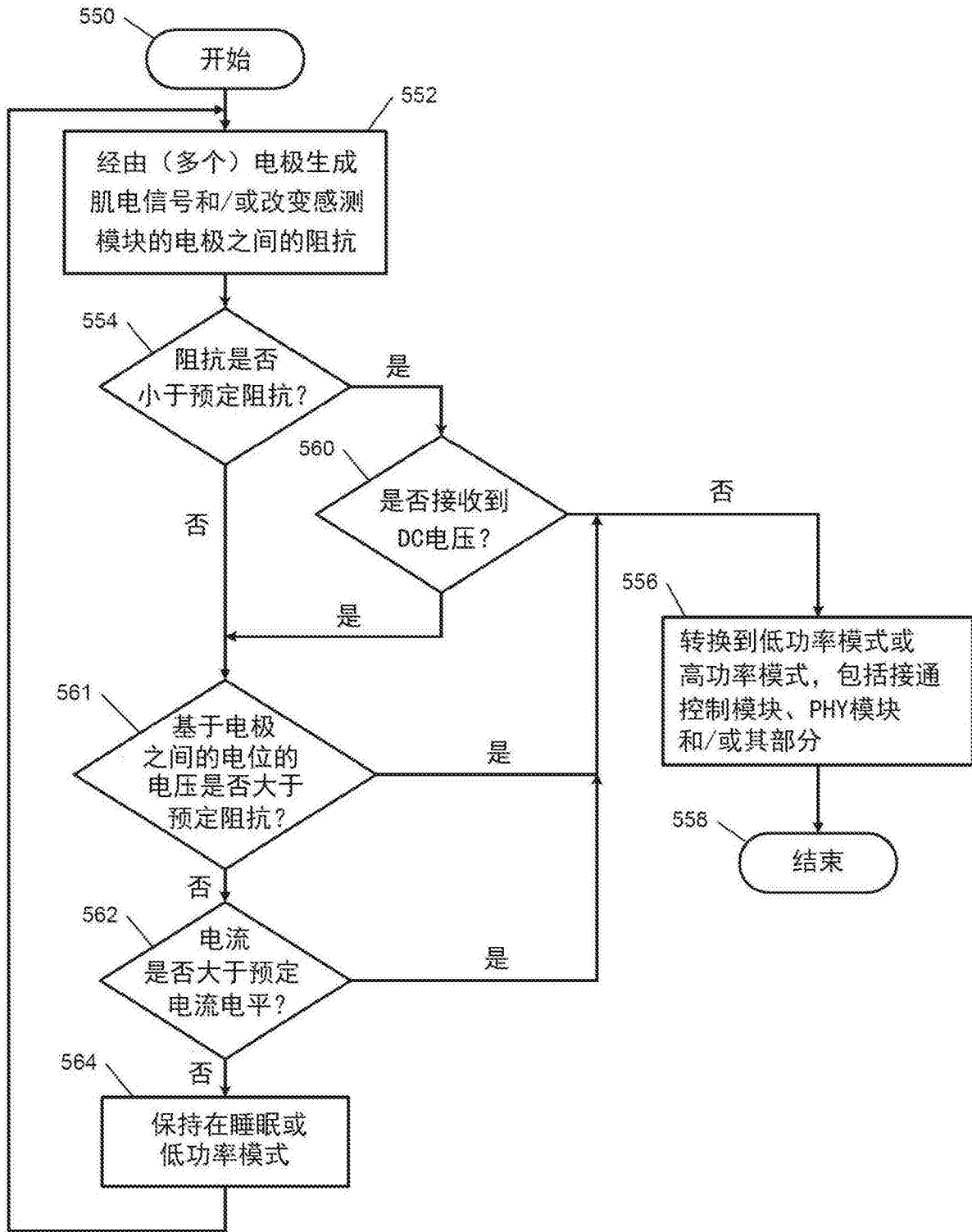


图21

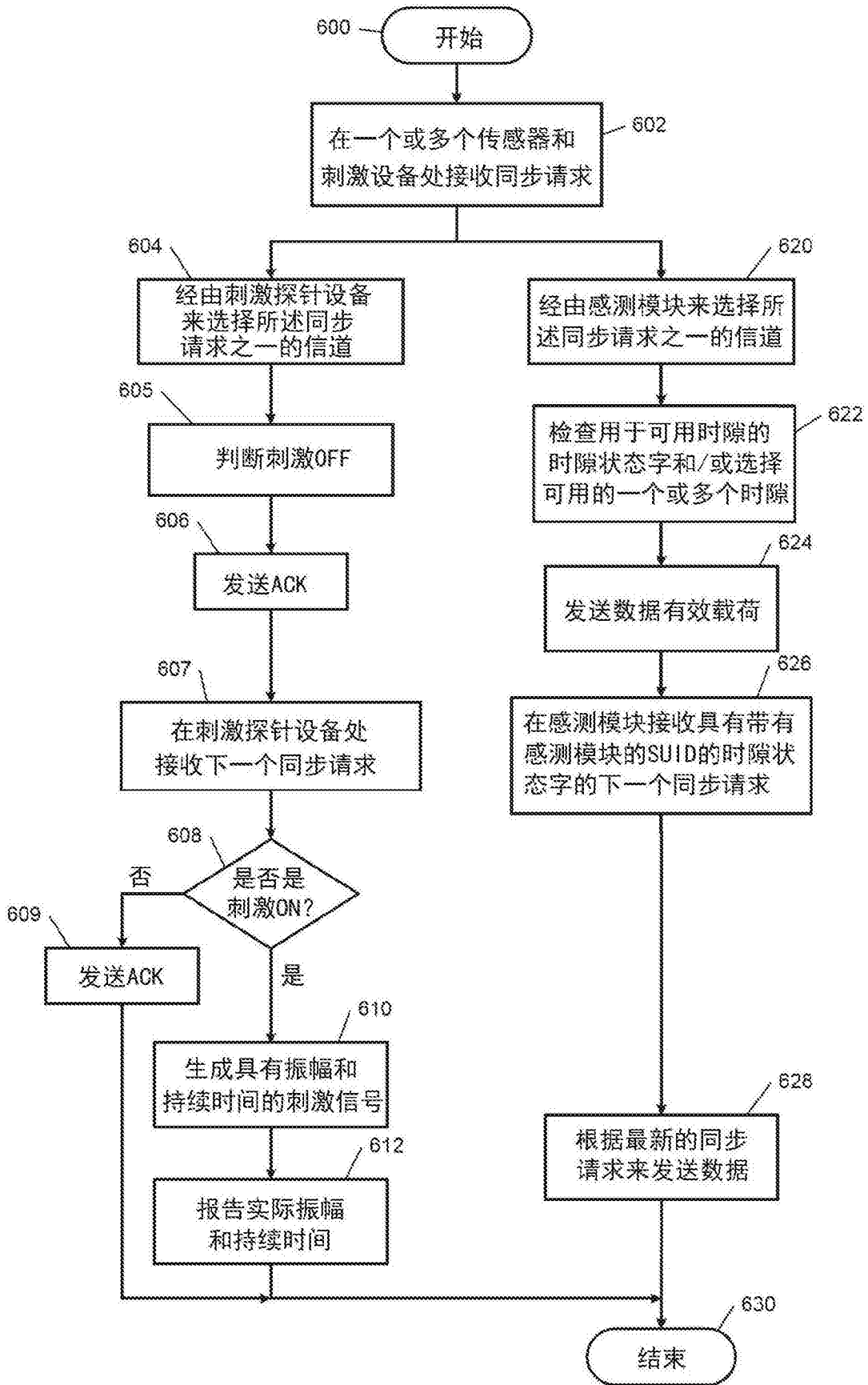


图22

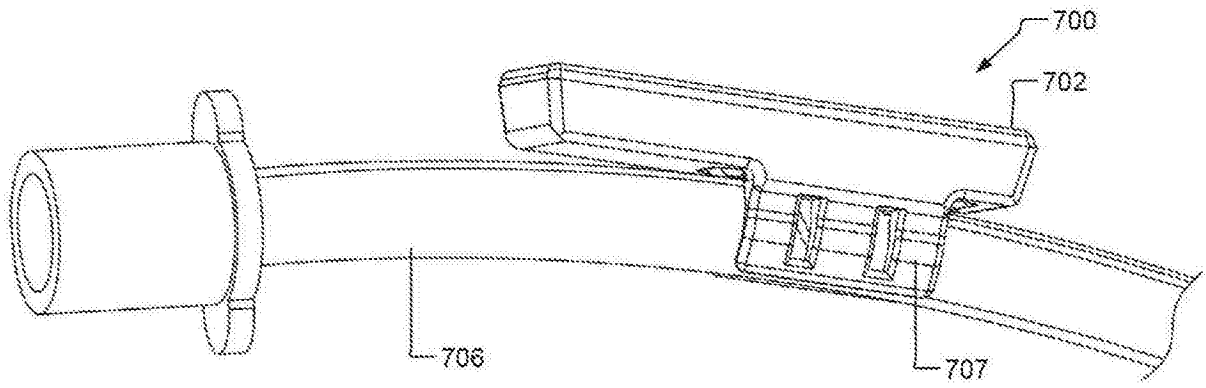


图23

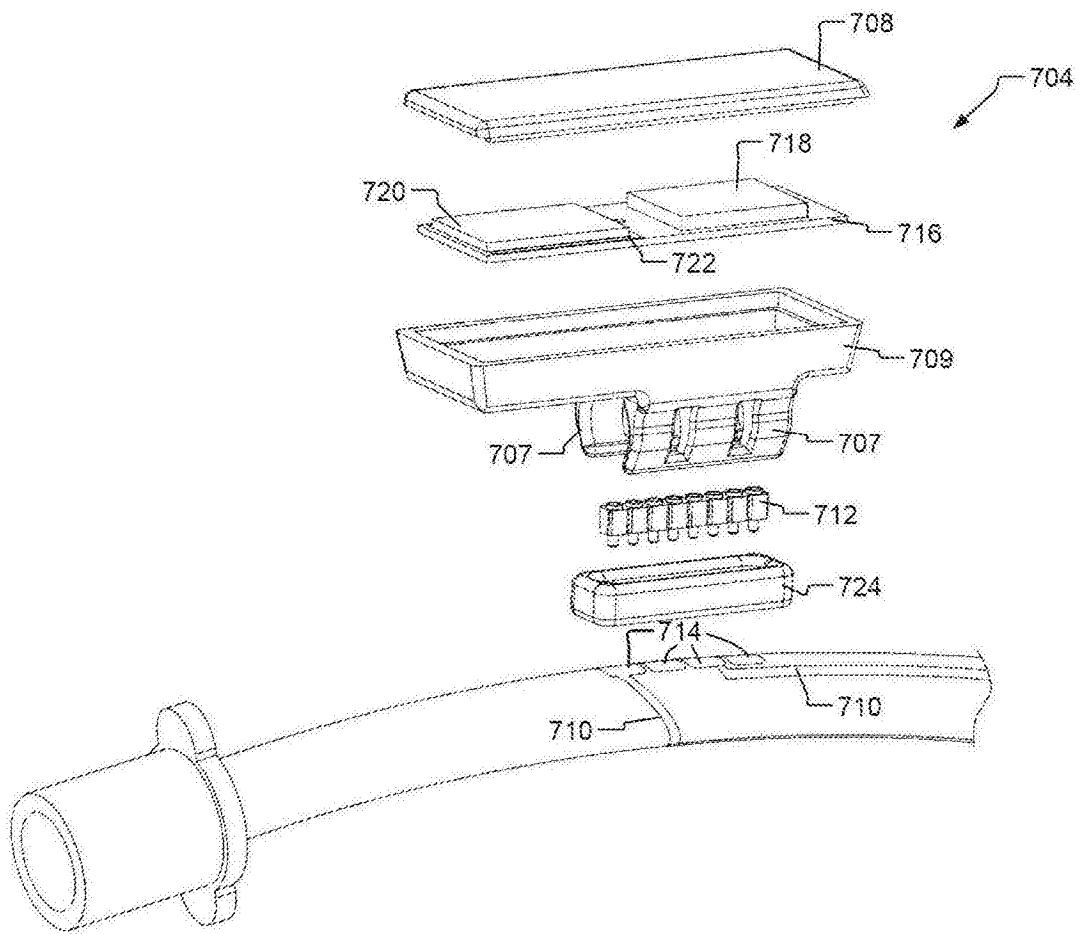


图24

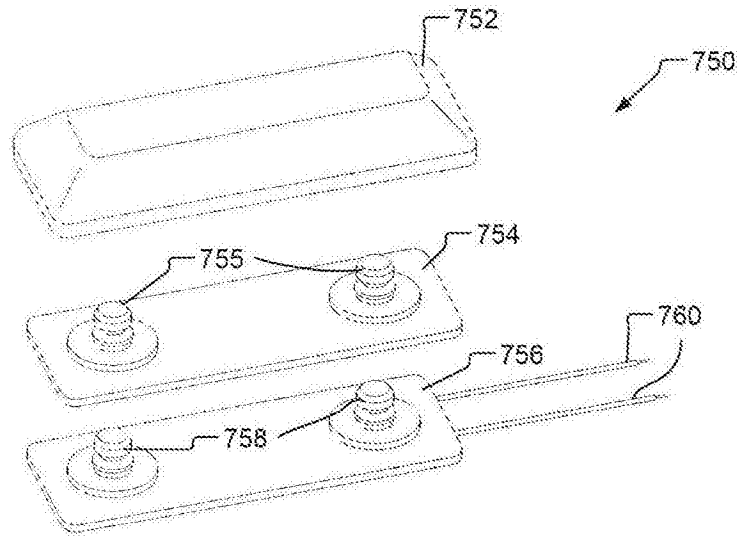


图25

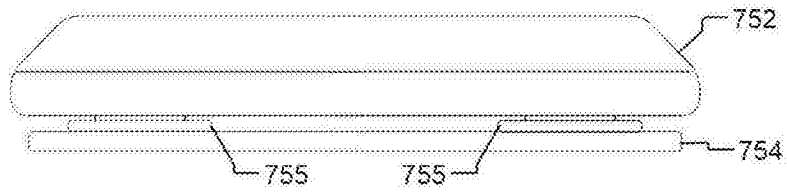


图26

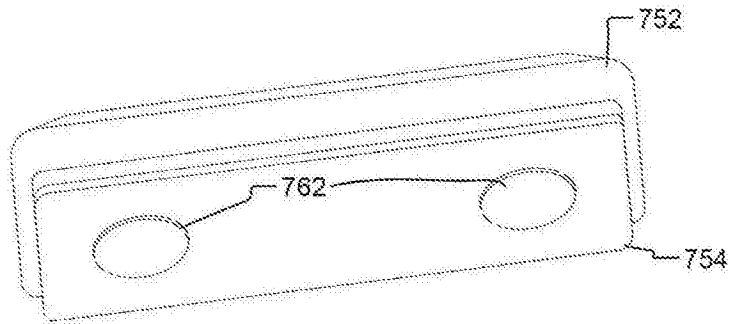


图27

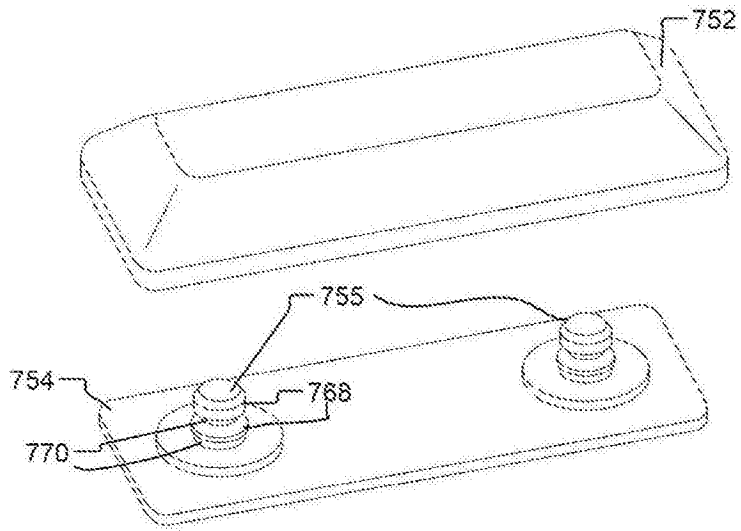


图28

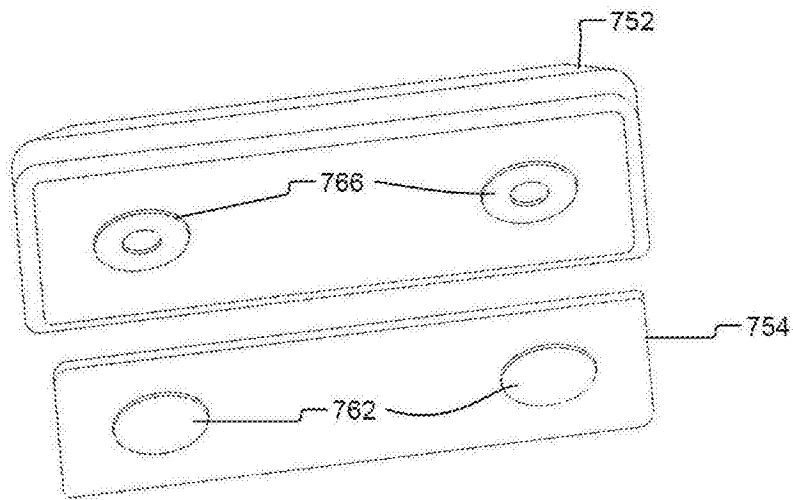


图29

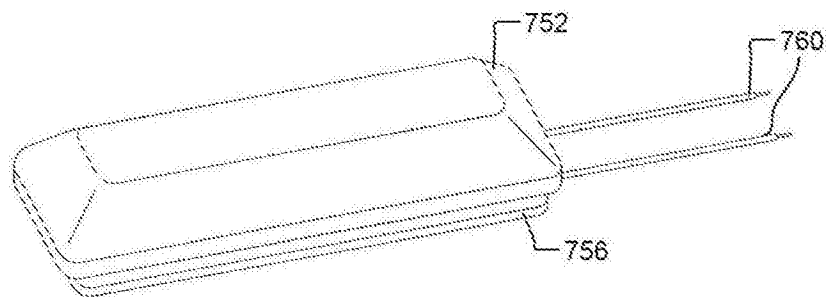


图30

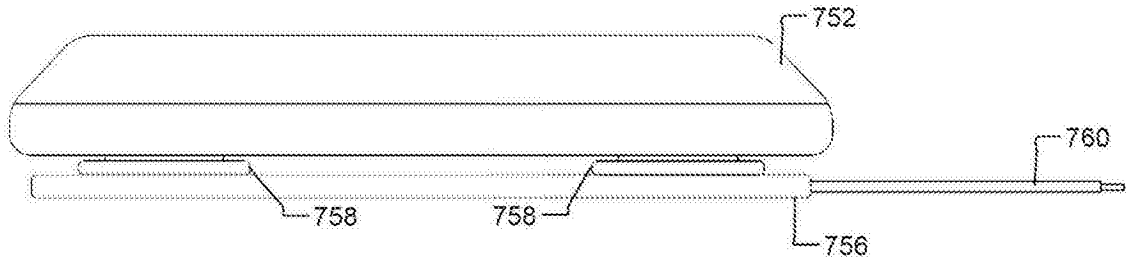


图31

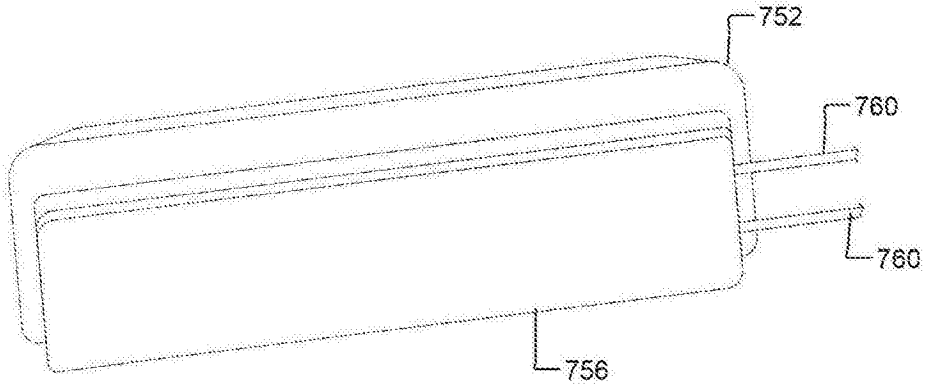


图32

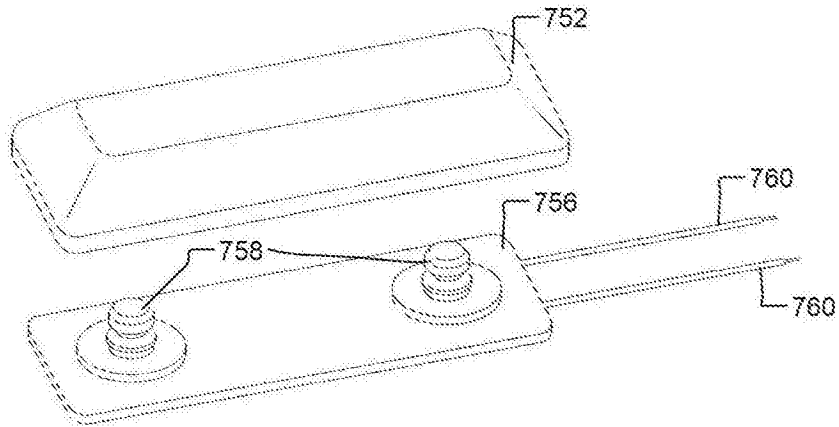


图33

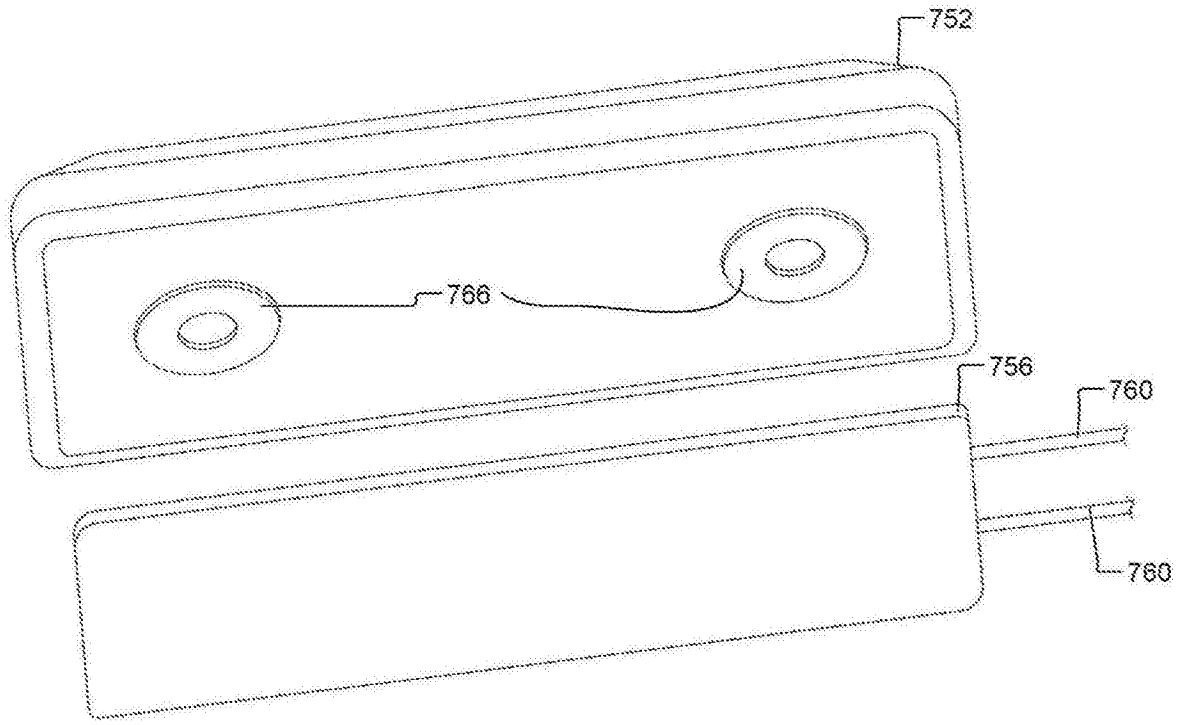


图34

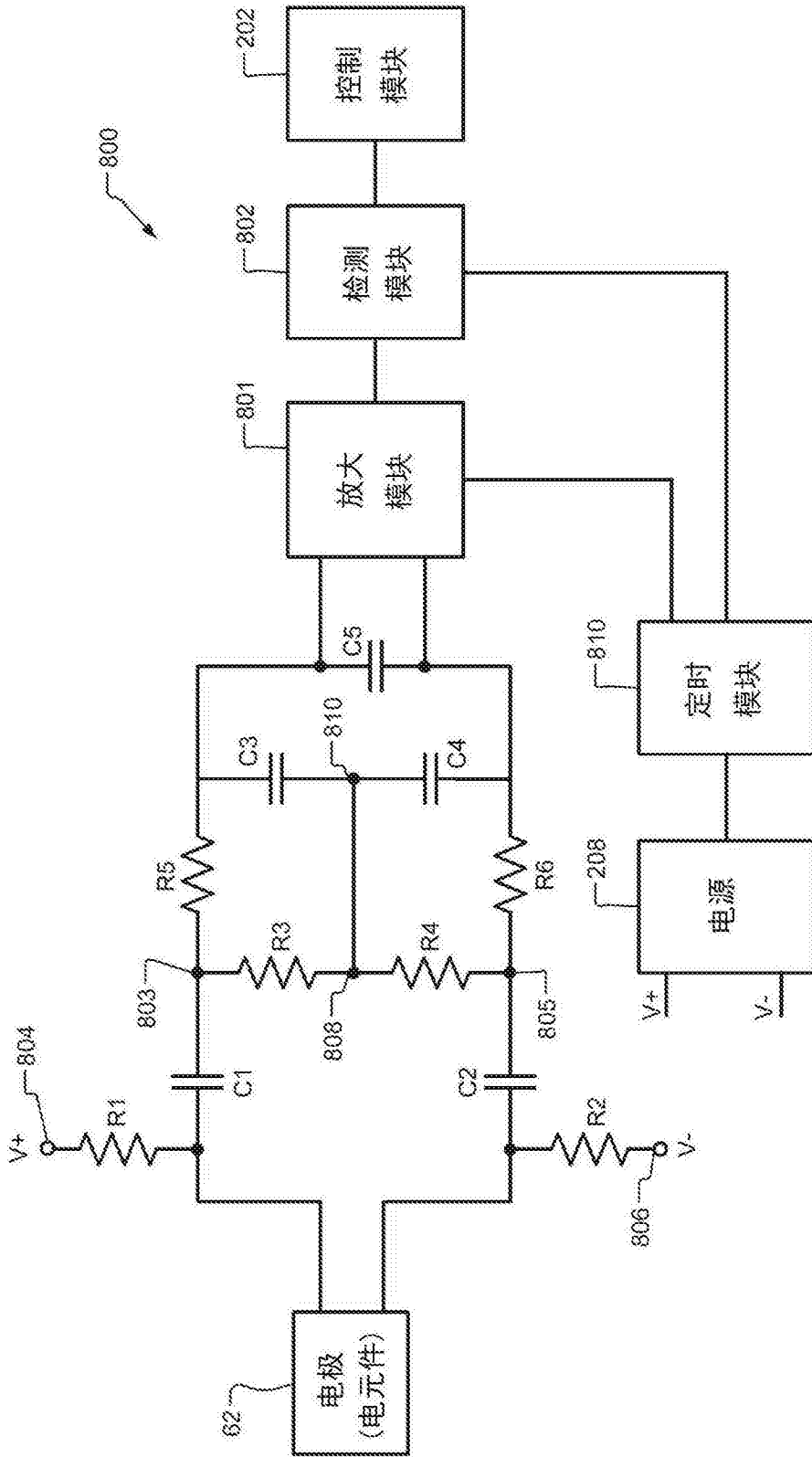


图35

专利名称(译)	无线神经完整性监测系统和设备		
公开(公告)号	CN106793961A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201580053580.3	申请日	2015-08-05
[标]申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
申请(专利权)人(译)	美敦力施美德公司		
当前申请(专利权)人(译)	美敦力施美德公司		
[标]发明人	RL布朗 J G 波洛克 KL麦克法林 RC舒尔豪瑟 JR贾斯蒂斯 T S 史蒂文森		
发明人	R·L·布朗 J·G·波洛克 K·L·麦克法林 R·C·舒尔豪瑟 J·R·贾斯蒂斯 T·S·史蒂文森		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/01 A61B5/04 A61B5/0488 A61B5/0492 A61B5/11 A61B5/00 A61M16/04		
CPC分类号	A61B1/00004 A61B1/00016 A61B1/00036 A61B1/2673 A61B5/0008 A61B5/0024 A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/024 A61B5/04017 A61B5/0488 A61B5/0492 A61B5/0816 A61B5/11 A61B5/1107 A61B5/4041 A61B5/6833 A61B5/6843 A61B5/6852 A61B2560/0209 A61B2562/0209 A61M16/0443 A61M2205/3569 A61M2205/3592 A61M2205/36 A61M2205/502 A61M2205/52 A61M2205/8206 A61M2230/06 A61M2230/42 A61M2230/50 A61M2230/60 A61M2230/63 A61N1/36031 A61N1/36034 A61B5/0002 A61B5/0004 A61B5/0084 A61B5/04012 A61B5/14539 A61B5/1473 A61B5/4836 A61B5/4848 A61B5/6848 A61B5/7475 A61M16/04 A61N1/36014		
优先权	14/455313 2014-08-08 US 14/455285 2014-08-08 US 14/455258 2014-08-08 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种神经完整性监测设备包括控制模块和物理层模块。所述控制模块被配置成用于生成有效载荷请求。所述有效载荷请求(i)从无线神经完整性监测网络中的传感器请求数据有效载荷，并且(ii)指示刺激探针设备是否生成刺激脉冲；所述物理层模块被配置成用于：(i)将所述有效载荷请求无线传输到所述传感器和所述刺激探针设备，或者(ii)将所述有效载荷请求传输到控制台接口模块。所述物理层模块还被配置成用于：响应于所述有效载荷请求，(i)从所述传感器接收所述数据有效载荷，并且(ii)从所述刺激探针设备接收刺激脉冲信息。所述数据有效载荷包括与患者的诱发反应相对应的数据。基于所述刺激脉冲而生成所述诱发反应。

