



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110520189 A

(43)申请公布日 2019. 11. 29

(21)申请号 201880024686.4

(22)申请日 2018.04.11

(30)优先权数据

15/484,430 2017.04.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.10.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/027010 2018.04.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/191324 EN 2018.10.18

(71)申请人 美敦力公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 J·K·卡内 S·E·格林哈特

J·L·库恩 J·D·瑞恩克

D·J·佩歇尔 J·W·布萨克

(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 张鑫

(51)Int.Cl.

A61N 1/372(2006.01)

H04B 13/00(2006.01)

A61N 1/362(2006.01)

A61N 1/368(2006.01)

A61N 1/375(2006.01)

A61N 1/39(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

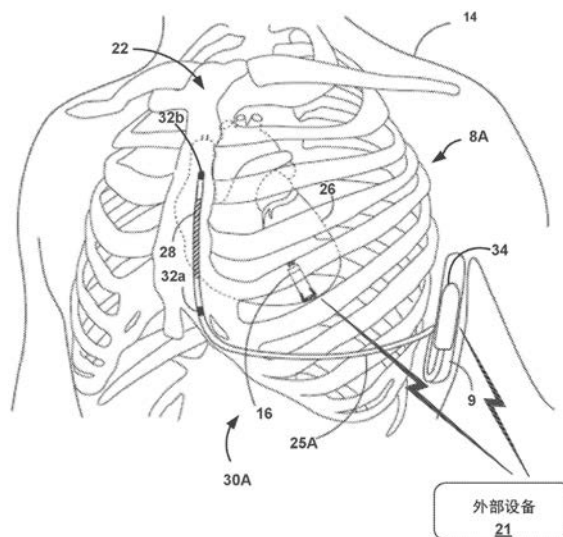
权利要求书4页 说明书40页 附图15页

(54)发明名称

低功率无线通信

(57)摘要

描述了用于在两个医疗设备之间建立通信的系统、设备以及技术。在一个示例中,植入式医疗设备包括通信电路、治疗递送电路以及处理电路,所述处理电路被配置成用于:发起通信窗口的,在该通信窗口期间植入式第二医疗设备能够接收与由第一医疗设备检测到的心脏事件有关的信息,该通信窗口是由通信调度所限定的多个通信窗口中的一个,该通信调度对应于传送调度,在该传送调度中第一医疗设备被配置成用于传送信息;控制通信电路接收来自第一医疗设备的与心脏事件有关的信息,该与心脏事件有关的信息指示了相对于传送窗口的时序的心脏事件的时序;根据与心脏事件有关的信息调度并且控制治疗的递送。



1. 一种医疗设备,所述医疗设备包括:  
感测电路,所述感测电路被配置成用于检测患者的心脏事件;  
处理电路,所述处理电路被配置用于:  
确定传送窗口的时序,所述传送窗口是由传送调度所限定的多个传送窗口中的一个传送窗口;以及

基于相对于所述传送窗口的所述时序的所述心脏事件的时序,生成与所述心脏事件有关的信息;以及

通信电路,所述通信电路被配置成用于在由所述传送调度所限定的所述传送窗口期间传送与所述心脏事件有关的所述信息。

2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,  
所述处理电路被配置成用于通过以下操作来生成与所述心脏事件有关的所述信息:  
基于检测到的心脏事件确定通过植入式第二医疗设备递送治疗的时序,以及  
基于递送所述治疗的时序以及所述传送窗口的所述时序,生成控制信号,所述控制信号被配置成用于限定所述植入式医疗设备将递送所述治疗的时间;以及  
所述通信电路被配置成用于向所述植入式第二医疗设备传送所述控制信号。

3. 根据权利要求2所述的设备,其特征在于,所述控制信号指示所述传送窗口的所述时序以及所述植入式第二医疗设备将递送所述治疗的所述时间之间的延迟周期。

4. 根据权利要求3所述的设备,其特征在于,所述传送窗口是第一传送窗口,所述控制信号是第一控制信号并且所述延迟周期是第一延迟周期,并且其中:

所述处理电路被进一步配置成:

确定在所述第一传送窗口之后的第二传送窗口的时序,所述第二传送窗口是所述多个传送窗口的另一传送窗口;

基于所述第二传送窗口的所述时序以及递送所述治疗的时序,生成第二控制信号,所述第二控制信号被配置成用于限定所述植入式医疗设备将递送所述治疗的时间,其中所述第二控制信号指示了所述第二传送窗口的时序以及所述植入式第二医疗设备将递送所述起搏信号的所述时间之间的第二延迟周期;以及

所述通信电路被配置成用于在由所述传送调度所限定的所述第二传送窗口期间向所述植入式第二医疗设备传送所述第二控制信号。

5. 根据权利要求2-4中任一项所述的设备,进一步包括:

响应于传送所述控制信号,确定到所述植入式第二医疗设备将递送所述治疗的所述时间的时段小于到所述多个传送窗口中的下一传送窗口的间期,所述下一传送窗口紧接所述传送信号在其期间被传送的所述传送窗口;以及

响应于确定所述时段小于所述间期,发起消隐窗口,在所述消隐窗口期间所述第一医疗设备被配置成用于避免在所述消隐窗口期间将信号传送至所述植入式第二医疗设备。

6. 根据权利要求5所述的设备,进一步包括:

确定包括所述检测到的心脏事件的多个检测到的心脏事件之间的平均时间;以及  
基于所述平均时间调整所述消隐窗口的持续时间。

7. 根据权利要求5-6中任一项所述的设备,进一步包括:

确定已经过去了所述消隐窗口;以及

响应于确定已经过去了所述消隐窗口,在所述传送调度的紧接所述消隐窗口之后的下一传送窗口期间向所述植入式第二医疗设备传送一个或多个同步信号,所述一个或多个同步信号控制所述植入式第二医疗设备重新开始由所述植入式第二医疗设备维持的通信调度,其中所述通信调度被配置成用于与所述多个传送窗口中的对应传送窗口在时间上对齐。

8. 根据权利要求2-7中任一项所述的设备,进一步包括:

通过所述第一医疗设备,控制感测电路感测指示由所述植入式第二医疗设备已递送治疗的信号;

通过所述第一医疗设备,确定所述植入式第二医疗设备尚未递送由所述第一医疗设备预期的预定数量的治疗;以及

响应于确定所述植入式第二医疗设备尚未递送所述预定数量的治疗,通过所述第一医疗设备增加所述传送调度的所述传送窗口的所述速率。

9. 根据权利要求1-8中任一项所述的设备,其特征在于:

生成与所述心脏事件有关的所述信息包括:

通过所述第一医疗设备并且基于所述检测到的心脏事件,确定所述心脏事件和所述传送窗口之间的计时,以及

通过所述第一医疗设备,生成包括所述心脏事件和所述传送窗口之间的所述计时的控制信号;以及

传送与所述心脏事件有关的所述信息包括向所述植入式第二医疗设备传送所述控制信号以允许所述植入式第二医疗设备确定用于所述植入式第二医疗设备基于所述心脏事件和所述传送窗口之间的所述计时递送治疗的时间。

10. 根据权利要求1-9中任一项所述的设备,其特征在于,所述传送调度与所述植入式医疗设备的通信调度相对应,其中所述通信调度的每一个通信窗口被配置成用于与所述多个传送窗口中的对应的传送窗口在时间上对齐,并且其中所述植入式第二医疗设备被配置成用于启用通信电路以用于在所述通信调度的每一个通信窗口期间接收来自所述第一医疗设备的信号以及在所述通信调度的每一个通信窗口之间禁用通信电路。

11. 根据权利要求1-10中任一项所述的设备,进一步包括:

响应于检测到所述心脏事件,开始用于所述传送调度的高速率传送窗口,并且向所述植入式第二医疗设备传送指令以开始在时间上与所述高速率传送窗口相对应的高速率通信窗口,所述高速率传送窗口以比低速率传送窗口更高的速率出现,所述低速率传送窗口在所述心脏事件的检测之前在所述传送调度中出现;

通过所述第一医疗设备在多个高速率传送窗口中的每一个传送窗口期间向所述植入式第二医疗设备传送同步信号;以及

通过所述第一医疗设备并且在所述多个高速率传送窗口之后的最终高速率传送窗口期间传送控制信号,所述控制信号指令所述植入式第二医疗设备向患者递送治疗。

12. 根据权利要求1-11中任一项所述的设备,进一步包括,响应于传送与所述心脏事件有关的所述信息,发起消隐窗口,在所述消隐窗口期间所述第一医疗设备被配置成用于在所述消隐窗口期间避免向所述植入式第二医疗设备传送信号。

13. 根据权利要求12所述的设备,进一步包括:

确定所述消隐窗口已经期满;以及

响应于确定所述消隐窗口已经期满,在同步窗口期间向所述植入式第二医疗设备传送一串同步信号,其中所述一串内的所述同步信号的同步速率比所述传送调度内的传送窗口的预定速率更大。

14. 一种植入式医疗设备,所述植入式医疗设备包括:

通信电路,所述通信电路被配置成用于无线地接收来自于第二医疗设备的与心脏事件有关的信息;

治疗递送电路,所述治疗递送电路被配置成用于向患者递送治疗;以及

处理电路,所述处理电路被配置成用于:

发起通信窗口,在所述通信窗口期间所述植入式医疗设备能够接收来自所述另一医疗设备的与所述心脏事件有关的所述信息,所述通信窗口是由通信调度限定的多个通信窗口中的一个通信窗口,所述通信调度与限定了多个传送窗口的传送调度相对应,在所述多个传送窗口期间所述另一医疗设备被配置成用于传送与所述心脏事件有关的所述信息,其中所述植入式医疗设备在所述多个通信窗口之间不能够接收与所述心脏事件有关的所述信息;

控制所述通信电路在所述通信窗口期间接收来自所述第二医疗设备的与所述心脏事件有关的所述信息,与所述心脏事件有关的所述信息指示了相对于所述通信窗口的时序的所述心脏事件的时序;

根据与所述心脏事件有关的所述信息,调度治疗的递送;以及

控制所述治疗递送电路向所述患者递送所述治疗。

15. 根据权利要求14所述的设备,其特征在于,与所述心脏事件有关的所述信息包括来自所述第一医疗设备的限定了所述植入式医疗设备将递送所述治疗的时间的控制信号,

其中,所述处理电路在根据所述处理信号的所述时间调度所述治疗的递送,并且

其中,所述治疗电路在所述时间递送所述治疗。

16. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于,所述控制信号指示接收所述控制信号以及所述植入式医疗设备将递送所述治疗的所述时间之间的延迟周期。

17. 根据权利要求15-16中任一项所述的设备,其特征在于,所述处理电路被进一步被配置成用于响应于接收到所述控制信号,发起消隐窗口,在所述消隐窗口期间所述植入式医疗设备不发起所述多个通信窗口中的任何通信窗口。

18. 根据权利要求17所述的设备,其特征在于,所述处理电路被进一步配置成用于:

确定多个包括所述接收到的控制信号的多个接收到的控制信号之间的平均时间;以及

基于所述平均时间调整所述消隐窗口的持续时间。

19. 根据权利要求17-18中的任一项所述的设备,其特征在于,所述处理电路被进一步配置成用于:

确定已经过去所述消隐窗口;以及

响应于确定已经过去所述消隐窗口,根据所述通信调度发起下一通信窗口。

20. 根据权利要求14-19中任一项所述的设备,其特征在于,所述处理电路被进一步配置成用于基于与所述心脏事件有关的所述信息确定递送所述治疗的时间,所述与心脏事件有关的所述信息指示了相对于所述通信窗口的所述时序的所述心脏事件的所述时序。

21. 根据权利要求14-20中任一项所述的设备,其特征在于,所述处理电路通过在所述传送调度的预期的传送窗口之前开始所述通信窗口来发起所述通信窗口,所述通信窗口在包括所述预期的传送窗口的持续时间内继续。

22. 根据权利要求14-21中任一项所述的设备,其特征在于,响应于接收到所述信息,所述处理电路通过禁用所述植入式医疗设备的通信电路来终止所述通信窗口。

23. 根据权利要求14-22中任一项所述的设备,其特征在于,所述处理电路延伸所述通信窗口的持续时间,直至所述信息被完全接收。

24. 根据权利要求14-23中任一项所述的设备,其特征在于,所述处理电路基于所述信息是何时被接收到的而更改后续通信窗口的开始时间或所述后续通信窗口的窗口持续时间中的至少一个,以用于将所述通信调度与所述传送调度对齐以捕获来自所述另一医疗设备的后续信息。

25. 根据权利要求24所述的设备,其特征在于:

其中,所述通信电路接收所述信息包括在到所述通信窗口的开始或结束中的一个的预定百分比内接收所述信息;并且

其中,所述处理电路更改所述后续通信窗口的所述窗口持续时间包括,响应于在所述通信窗口的所述结束的所述开始中的一个的所述预定百分比内接收到所述信息,延长所述后续通信窗口的所述窗口持续时间。

26. 根据权利要求24-25中任一项所述的设备,其特征在于:

其中,所述通信窗口接收所述信息包括在用于接收所述信息的预期时间的预定百分比内接收所述控制信号;并且

其中,所述处理电路更改所述后续通信窗口的所述窗口持续时间包括,响应于在在用于接收所述信息的所述预期时间的预定百分比内接收到所述信息,缩短所述后续通信窗口的所述窗口持续时间。

27. 根据权利要求14-26中的任一项所述的设备,其特征在于,所述处理电路被进一步配置成用于:

基于所述信息是何时被接收到的而生成时钟信号校正因子,所述时钟信号校正因子校正所述信息是何时被接收到的与预期接收所述信息的预期时间之间的差异;以及

将所述时钟信号校正因子应用至所述植入式医疗设备的时钟信号以用于将所述通信调度与所述传送调度在时间上对齐。

28. 根据权利要求14-27中任一项所述的设备,其特征在于,所述多个通信窗口具有低于所述通信调度的百分之二的平均占空比。

## 低功率无线通信

### 技术领域

[0001] 本公开总体上涉及医疗设备,并且更具体地,涉及医疗设备之间的通信技术。

### 背景技术

[0002] 植入式起搏器可向患者的心脏递送起搏脉冲并且监测患者心脏的状况。植入式起搏器可包括脉冲发生器和一个或多个电引线。在一些示例中,脉冲发生器可被植入在患者的胸部中的小囊 (pocket) 中。该电引线可以耦合至脉冲发生器,该脉冲发生器可以包含生成起搏脉冲和/或感测心脏电活动的电路。电引线可从脉冲发生器延伸至目标部位 (例如,心房和/或心室),其中位于电引线远端处的电极连接至目标部位。脉冲发生器可经由电极向该目标部位提供电刺激和/或监测该目标部位处的心脏电活动。

[0003] 在一些示例中,无引线起搏器可用于感测电活动和/或向心脏递送治疗信号。无引线起搏器可在其外部壳体上包括一个或多个电极以递送治疗电信号和/或感测心脏的固有去极化。无引线起搏器可位于心脏内或外部,并且在一些示例中,可经由固定机构锚固至心脏的壁。

### 发明内容

[0004] 描述了用于管理两个或更多个医疗设备之间的通信的系统、设备以及技术。例如,该两个医疗设备可利用限定了多个传送窗口的传送调度 (schedule),在所述多个传送窗口期间医疗设备中的一个 (例如,主设备) 能够发送信息 (例如,指示应当在何时向患者递送下一治疗的时间的控制信号或指示了检测到的心脏事件以及传送窗口之间的时序的信号)。另一医疗设备 (例如,植入式医疗设备) 能够在由通信调度限定的通信窗口期间周期性地启用或打开通信电路。通过将传送调度与通信调度在时间上对齐或同步,植入式医疗设备可仅在通信窗口期间“侦听” (例如,启用或打开通信电路) 信息 (诸如,控制信号或其他信号) 以便限制功率消耗。以此方式,植入式医疗设备可利用较小的电池进行构造并且具有较小的大小和/或通过所调度的通信窗口之外不为通信电路通电以提供较长的使用寿命。

[0005] 在一个示例中,本公开涉及一种方法,该方法包括:通过第一医疗设备检测患者的心脏事件;通过第一医疗设备确定传送窗口的时序,该传送窗口是由传送调度所限定的多个传送窗口中的一个传送窗口;通过第一医疗设备并且基于相对于传送窗口的时序的心脏事件的时序生成与心脏事件有关的信息;以及通过第一医疗设备并且在由传送调度所限定的传送窗口期间向与第一医疗设备不同的植入式第二医疗设备传送与心脏事件有关的信息。

[0006] 在另一示例中,本公开涉及一种方法,该方法包括:通过植入式第二医疗设备发起通信窗口,在该通信窗口期间植入式第二医疗设备能够从第一医疗设备接收与心脏事件有关的信息,该通信窗口是由通信调度限定的多个通信窗口中的一个通信窗口,该通信调度与传送调度相对应,该传送调度限定了多个传送窗口,在该多个传送窗口期间第一医疗设备被配置成用于传送与心脏事件有关的信息,其中植入式第二医疗设备不能够在多个通信

窗口之间接收与心脏事件有关的信息;通过植入式第二医疗设备在通信窗口期间接收来自第一医疗设备的与心脏事件有关的信息,该与心脏事件有关的信息指示了相对于传送窗口的时序的心脏事件的时序;通过植入式第二医疗设备根据与心脏事件有关的信息调度治疗的递送;以及通过植入式第二医疗设备向患者递送治疗。

[0007] 在进一步的示例中,本公开涉及第一医疗设备,该第一医疗设备包括:感测电路,该感测电路被配置成用于检测患者的心脏事件;以及处理电路,该处理电路被配置成用于确定传送窗口的时序,该传送窗口是由传送调度限定的多个传送窗口中的一个传送窗口,以及通过第一医疗设备并且基于相对于传送窗口的时序的心脏事件的时序,生成与心脏事件有关的信息;以及通信电路,该通信电路被配置成用于在由传送调度限定的传送窗口期间向与第一医疗设备不同的植入式第二医疗设备递送与心脏事件有关的信息。

[0008] 在进一步的示例中,本公开涉及植入式第二医疗设备,该植入式第二医疗设备包括通信电路,该通信电路被配置成用于无线地接收来自第一医疗设备的与心脏事件有关的信息;治疗递送电路,该治疗递送电路被配置成用于向患者递送治疗;以及处理电路,该处理电路被配置成用于:发起通信窗口,在该通信窗口期间植入式第二医疗设备能够接收来自第一医疗设备的与心脏事件有关的信息,该通信窗口是由通信调度限定的多个通信窗口中的一个通信窗口,该通信调度与传送调度相对应,该传送调度限定了多个传送窗口,在该多个传送窗口中第一医疗设备被配置成用于传送与心脏事件有关的信息,其中植入式第二医疗设备在多个通信窗口之间不能够接收与心脏事件有关的信息;控制通信电路在通信窗口期间接收来自第一医疗设备的与心脏事件有关的信息,该与心脏事件有关的信息指示了相对于通信窗口的时序的心脏事件的时序;根据与心脏事件有关的信息调度治疗的递送;以及控制治疗递送电路向患者递送治疗。

[0009] 本发明内容旨在提供对本公开中所描述的主题的概览。并不旨在提供对在下面的附图和描述内详细描述的和装置的排他的或穷尽的解释。在下面的所附附图和说明书中阐述了本公开的一个或多个方面的细节。

## 附图说明

[0010] 图1是根据本公开的一个或多个方面的植入有示例医疗设备系统的患者的示例前视图,该医疗设备系统包括植入至患者心脏腔室内的心血管外ICD系统以及起搏设备(PD)。

[0011] 图2A是根据本公开的一个或多个方面的植入有另一示例医疗设备系统的患者的示例前视图,该医疗设备系统包括植入至患者心脏腔室内的心血管外ICD系统以及起搏设备(PD)。

[0012] 图2B是根据本公开的一个或多个方面的植入有图2A的示例医疗设备系统的患者的示例侧视图。

[0013] 图2C是根据本公开的一个或多个方面的植入有图2A的示例医疗设备系统的患者的示例横向视图。

[0014] 图3是示出了根据本公开的一个或多个方面的图1的示例PD的概念图。

[0015] 图4是示出了根据本公开的一个或多个方面的图1的ICD的示例配置的功能框图。

[0016] 图5是示出了根据本公开的一个或多个方面的图1的PD的示例配置的功能框图。

[0017] 图6是示出了根据本公开的一个或多个方面的图1的外部设备的示例配置的功能

框图。

[0018] 图7是示出了根据本公开的一个或多个方面的包括图1的外部设备的示例网络的功能框图。

[0019] 图8A以及图8B是来自医疗设备的示例心脏事件检测以及控制信号传送的时序图。

[0020] 图9是示出了用于根据传送调度传送控制信号的示例过程的流程图。

[0021] 图10是由植入式医疗设备在通信调度的对应通信窗口期间接收的示例控制信号的时序图。

[0022] 图11是示出了用于根据通信调度以及基于接收到的控制信号递送治疗接收控制信号的示例过程的流程图。

[0023] 图12A以及图12B是来自医疗设备的示例控制信号传送以及由植入式医疗设备接收的控制信号的时序图。

[0024] 图13A以及图13B是指示通信窗口期间的控制信号的示例接收的时序图。

### 具体实施方式

[0025] 总体上,本公开描述了与用于管理两个或更多个医疗设备之间的通信的系统、设备以及技术有关的主题。在手术期间,医疗设备可能需要通信。通信可以是医疗设备之间的双向通信或当一个设备传送信息并且另一设备接收信息时的单向通信。此外,设备可以以多种模式操作,例如双向通信模式或单向模式,取决于设备的操作需求。通信可能期望被用于传递以及接收所知到的数据、操作命令、错误消息或与设备的操作和/或与设备相关联的患者的状态有关的任意其他信息。

[0026] 在一个示例中,第一医疗设备(例如,主设备)可被配置成用于感测生理事件以及确定信息(例如,生理事件的时序和/或基于该所检测到的生理事件需要递送该类型的治疗时的时序)。然而,第二医疗设备(例如,从(slave)设备)可包括治疗递送组件并且/或者相对于患者被合适地定位以用于递送治疗。如果该两个医疗设备没有经由物理连接(例如,导线或其他导体)连接,医疗设备必须经由无线通信来传递数据,由此使得第一医疗设备能够发送信息(例如,控制信号),并且第二医疗设备能够无线地接收该信息(例如,控制信号)。由于第二医疗设备将不会知道第一医疗设备将何时检测生理事件或发送与生理事件的检测有关的信息,故第二设备将会在手术的大多数时间(如果不是全部时间的话)中“侦听”或启用无线通信,以便避免错过来自第一医疗设备的所传送的信息。维持无线通信能力消耗电池功率,即便在该时间期间没有接收信息。功率的消耗可减少电池的使用寿命和/或第二医疗设备的使用寿命。为了在预期来自第一医疗设备的信号时维持长时间的无线通信能力,第二医疗设备可包括需要周期性再充电的可再充电电池和/或具有较大容量的较大的电池以用于支持该类型的无线通信方案。

[0027] 如本文所描述,医疗设备可利用减少医疗设备用于启用无线通信以检测来自另一设备的信息(诸如信号或数据)的时间量或占空比的无线通信方案。例如,医疗设备能够同步传送和接收数据的调度,并且随后每一个医疗设备能够独立地维护对应的调度。实际上,第二医疗设备能够预期何时将从第一医疗设备发送任何信号,并且在该预期窗口之外禁用通信电路。因此,本文所描述的被配置成用于利用无线通信方案的医疗设备可能不需要包括需要周期性再充电的可再充电电池和/或具有较大容量的较大电池。

[0028] 在一个示例中,通信方案可包括限定了多个传送窗口的传送调度,在该多个传送窗口期间信号能够从第一医疗设备(例如,植入式医疗设备或外部设备)被传送至第二医疗设备(例如,植入式医疗设备),并且通信调度限定了多个通信窗口,在该多个通信窗口期间第二医疗设备启用无线通信以用于接收来自第一医疗设备的信号。通信窗口被同步以在时间上与对应的传送窗口对齐,由此使得在传送窗口期间被发送的信号将由第二医疗设备在相应的通信窗口接收。在一些示例中,传送窗口可以是信号可被发送的特定时间点,并且传送窗口可限定一些持续时间,在该持续时间内第二医疗设备能够接收或检测所传送的信号。

[0029] 通过同步通信窗口与对应的传送窗口,第一医疗设备和第二医疗设备两者都能够减少时间的量或占空比,在该时间的量或占空比期间每一个设备的通信电路处于通电并且活跃的状态。该减少的占空比能够减少设备维持通信所需的功率的量。例如,使用本文所公开的技术,第二医疗设备的通信窗口的占空比可以小于2%,或甚至小于1%,同时有效地接收将从第一医疗设备处发送的任意信号。通信窗口的占空比可以是通信窗口相对于所递送的治疗之间的通信调度的时间的总量的平均占空比。第二医疗设备可通过根据接收到的同步信号的时序将通信调度在时间上向前或向后移动来将其通信调度与由第一医疗设备发送的同步信号同步。如果第二医疗设备错过了预定数量的预期信号(例如,诸如控制信号和/或同步信号之类的信息),则第二医疗设备可增加通信窗口的持续时间和/或增加通信窗口的速率,直至再次接收到预期的信号。

[0030] 第一医疗设备可被配置成用于将与检测到的生理事件有关的信息传送至第二医疗设备。如本文通常所描述的,信息可以是或包括控制信号,该控制信号指示下一治疗应当何时由第二医疗设备递送至患者的时间。以此方式,控制信号可相对于所递送的控制信号的时序来指定递送治疗的时间。由于第一医疗设备生成控制信号以包括治疗的时序,因此第二医疗设备并未被委以执行检测到的心脏时间的任意分析或确定何时递送治疗的任务。然而,由第一医疗设备传送的信息可提供替代类型的数据。例如,所传送的信息可包括时序信息,该时序信息指示了第一医疗设备何时检测到生理事件(例如,心脏事件,诸如P-波)。时序信息可基于传送窗口的时序指示生理事件是何时被检测到的。第二医疗设备可随后分析检测到的事件的时序并且基于检测到的事件的时序确定何时递送治疗。以此方式,第二医疗设备可提供额外的处理能力以用于分析事件的时序以及确定何时递送治疗。在任意事件中,第一医疗设备可在调度的传送窗口期间传送与检测到的生理事件有关的任何信息,由此使得第二医疗设备能够在通信调度的相应的通信窗口期间接收该信息。

[0031] 由于第一医疗设备的传送速率被限制成传送窗口的速率,因此传送窗口期间发送的控制信号可能不仅仅包括“立即递送治疗”的命令。即,传送窗口可能与应当由第二医疗设备递送治疗的时间不相对应。相反,控制信号可能指示控制信号被传送(并因此被接收)的时间和治疗(例如,针对心房或心室的起搏脉冲)在未来将由第二医疗设备递送的时间之间的时间的量或延迟。例如,如果传送窗口每50毫秒(ms)出现,但是治疗将在发送控制信号的传送窗口之后的40ms被递送,则第一医疗设备可生成控制信号以用于指示第二医疗设备将在由第二医疗设备接收到控制信号之后40ms递送治疗。在一些示例中,第二医疗设备可进一步通过在没有控制信号预期被传送期间保持通信电路禁用达通信调度的一个或多个通信窗口(例如,消隐窗口)来进一步减少通信电路的功率消耗。本文更详细地描述了这些

及其他示例。

[0032] 图1是示例医疗设备系统8A的正视图,该示例医疗设备系统8A包括植入患者体内的心血管外ICD系统30A和PD 16。在图1的示例中,心血管外ICD系统30A包括耦合至心脏除颤引线25A的ICD 9,该心脏除颤引线25A从ICD 9在胸腔上方皮下地延伸。在图1的示例中,ICD 9以及PD 16是植入式医疗设备的示例。在所示的示例中,除颤引线25A朝向患者14的躯干的中心延伸,在躯干的中心附近弯曲或转弯,并且在胸腔和/或胸骨22上方皮下向上延伸。除颤引线25A可横向偏移至胸骨22的左侧或右侧或位于胸骨22之上。除颤引线25A可基本上平行于胸骨22延伸,或在近端或远端处自胸骨横向成角度。

[0033] 除颤引线25A包括绝缘的引线体,该引线体具有包括被配置成连接至ICD 9的连接器34的近端,以及包括一个或多个电极的远侧部分。除颤引线25A还包括一个或多个导体,该一个或多个导体在引线体内形成导电通路,并使电连接器与多个电极中的相应的数个电极互相连接。在图1的示例中,除颤引线25A包括朝向除颤引线25A的远侧部分(例如,朝向除颤引线25A的沿着胸骨22延伸的部分)的单个除颤电极28。除颤引线25A沿着胸骨被放置,使得在除颤电极28与由ICD 9形成的或在ICD 9上的壳体电极(或治疗向量的其他第二电极)之间的治疗向量基本上跨越心脏26的心室。

[0034] 除颤引线25A还可包括沿着除颤引线25A的远侧部分定位的一个或多个感测电极(诸如感测电极32a和感测电极32b)。在图1中所示的示例中,感测电极32a和32b通过除颤电极28彼此分离。然而,在其他示例中,感测电极32a和32b两者都可在除颤电极28的远侧或者都在除颤电极28的近侧。在其他示例中,引线25A可以在除颤电极28的近侧和/或远侧的各个位置处包括更多或更少的电极,并且引线25A可以包括多个除颤电极,例如,如图2A-C的示例中所示的除颤电极28a和28b。PD 16可被配置成用于检测由ICD 9经由引线25A递送的电击。

[0035] 心脏再同步治疗(CRT)是由IMD或IMD的群组(诸如ICD 9和/或一个或多个PD 16)递送的一个类型的治疗。CRT可以通过再同步心脏的心室的机电活动来帮助增强心输出。心室异步可能发生在遭受充血性心力衰竭(CHF)的患者身上。在CRT中,向心室的起搏脉冲的递送被定时为心房收缩之后的特定的延迟(A-V时间)。在一些示例中,CRT涉及向两个心室递送起搏脉冲(“双心室起搏”)以同步它们的收缩。在其他示例中,CRT涉及向一个心室递送起搏脉冲以将其收缩与另一心室的收缩同步,诸如起搏左心室以将其收缩与右心室的收缩同步。

[0036] 一个或多个PD 16可基于在心脏26内感知到的电信号和/或响应于控制信号从ICD 9被传送至PD 16而向心脏26提供起搏脉冲。在一些示例中,PD 16可以以向心脏26提供CRT的方式提供起搏脉冲。为了递送CRT,心室收缩在心房收缩后的特定时间处发生是有必要的。在一些情况下,PD 16不能感测心房收缩并且必须从能够检测心房收缩的分离的设备处接收指示何时递送起搏信号的控制信号。在一些示例中,设置在左心室中的PD 16可结合设置在右心室上的另一PD 16组合使用以用于向心脏递送双心室起搏,其可向患者提供CRT。以此方式,两个PD均可根据对应的通信调度接收来自ICD 9的相同或不同的控制信号。CRT可被用于治疗心力衰竭引起的传导障碍和/或心室异步。在一些情况下,CRT可帮助恢复心室激动以及收缩的机械序列。在一些示例中,CRT可涉及双心室起搏(例如,经由在右心室以及左心室中的引线和/或PD)以用于同步两个心室的收缩。在其他示例中,CRT可能涉及对心

室中的一个的起搏(例如,经由PD 16的左心室起搏)以用于将其的收缩与另一心室的收缩同步。

[0037] 在一个示例中,医疗设备系统8A包括彼此通信的植入式医疗设备(例如,PD 16)以及另一医疗设备(例如,ICD 9),其中ICD 9操作为向PD 16传送控制信号的主设备,该PD 16操作为接收该控制信号并且执行由该控制信号命令和/或触发的功能的从设备。例如,ICD 9可被配置成用于检测患者的心脏事件,诸如心房收缩(P-波),并且基于检测到的心脏事件确定通过与ICD 9不同的PD 16的治疗的递送的时序。治疗可以是由PD 16向左心室递送的起搏信号。ICD 9还可以:确定传送窗口的时序,传送窗口是由传送调度限定的多个传送窗口中的一个传送窗口;并基于治疗的递送的时序以及传送窗口的时序生成控制信号,该控制信号被配置成用于限定PD 16将递送治疗的时间。ICD 9可随后在由传送调度限定的传送窗口期间将控制信号传送至PD 16。如本文所讨论的,在其他示例中,ICD 9可传送控制信号之外的信息(例如,指示检测到的心脏事件的时序的信息)。

[0038] 与ICD 9的传送调度保持一致,PD 16可根据通信调度独立地启用以及禁用通信电路。PD 16可发起通信窗口,在该通信窗口期间PD 16能够接收来自ICD 9的控制信号,该通信窗口是由与传送调度相应的通信调度限定的多个通信窗口中的一个通信窗口。PD 16一般不能在多个通信窗口之间接收控制信号。在PD 16从ICD 9接收控制信号后并且在通信窗口期间,PD 16可随后在根据控制信号的时间处调度治疗的递送并且在所调度的时间处递送治疗。以此方式,PD 16可被配置成例如根据由ICD 9经由控制信号提供的命令向左心室递送起搏脉冲,并且可能不被要求包括用于感测心脏信号的感测电路。然而,在其他示例中,在来自ICD 9的通信已丢失的情况下,PD 16可仍被配置成用于感测心脏事件作为在递送起搏脉冲或提供备用起搏之前的进一步检查。尽管仅描述了一个PD 16,ICD 9可使用相似的调度以用于传送信息至患者14体内的一个或多个额外的医疗设备。此外,ICD 9可包括一个或多个心内引线代替引线25A或除引线25A之外包括一个或多个心内引线。在其他示例中,PD 16可与心脏26的心房中或在心脏26的右心室中的主设备通信,该主设备可能是相似的PD。植入在右心房或右心室中的PD可能是主设备,因为它大小可更大以用于容纳更大的电池、感测电路或可能有益于主设备的任意其他电路和/或功能。植入在左心室的PD 16可被构造为从设备,该从设备具有有限的功能以及较小的大小以符合被植入在左心室内的大小限制。在其他示例中,皮下监测器可检测心脏事件并且将信号传送至PD 16。

[0039] 图2A、图2B、和图2C是示出了植入患者14体内的另一示例心脏医疗设备系统8B的各种视图的概念图。具有与图1、图2A、图2B以及图2C中的标号相同的标号的组件可被相似地配置并且可提供相似的功能。参照图2A,心脏系统8B包括植入在患者14中的心血管外ICD系统30B以及植入在患者14的心脏26内的起搏设备(PD)。图2A是植入有图2A的心脏系统8B的患者的前视图。图2B是植入有图2A的心脏系统8B的患者的侧视图。图2C是植入有图2A的心脏系统8B的患者的横向视图。如图2A、图2B以及图2C所示出的医疗设备系统8B可被配置成用于执行本文所描述的关于图1的医疗设备系统8A的一个或多个技术。如本文所描述的,医疗设备系统8可指的是图1、图2A、图2B以及图2C的8A或8B,并且ICD系统30可指的是图1、图2A、图2B以及图2C的ICD系统30A或30B。关于图1、图2A、图2B以及图2C以及本文其他部分,PD 16通常被描述为被附接在心脏26的腔室内(即,心内起搏设备)。然而在其他示例中,PD 16可被附接至心脏26的外表面(例如,与心外膜接触),由此使得PD 16被设置在心脏26的外

面但能够起搏期望的腔室。因此,尽管PD 16在本文中通常被描述为用于心内植入的起搏设备,但PD 16可替代地被配置成用于外接至心脏26的外表面并且操作为心外起搏设备。

[0040] 再次参考图2A,ICD系统30B包括连接到至少一个植入式心脏除颤引线25B的植入式复律除颤器(ICD)9。ICD 9被配置成在检测到心房或心室纤颤时向患者的心脏递送高能量心脏复律或除颤脉冲。当满足纤颤检测标准时,心脏复律电击通常与检测到的R-波被同步递送。当满足纤颤标准时,通常递送除颤脉冲,而R-波不能从由ICD 9所感知的信号中被辨别出。

[0041] 图2A的ICD 9被皮下地或肌下地植入在患者14胸腔上方的左侧上。与图1的除颤引线25A不同,图2A的除颤引线25B可被至少部分地植入图2A的胸骨下位置,例如在胸腔和/或胸骨22以及心脏之间。在一个此类配置中,引线25B的近侧部分自ICD 9朝向胸骨皮下地延伸,并且引线25B的远侧部分在前纵膈36中在胸骨22下面或下方向上延伸。前纵膈36由胸膜39(见图2C)横向地、由心包后向地、由胸骨22前向地限定。在一些实例中,前纵膈的前壁也可以由胸横肌和一根或多根肋软骨形成。前纵膈包括一定量的疏松结缔组织(诸如蜂窝组织)、一些淋巴管、淋巴腺、胸骨下肌肉组织(例如胸横肌)、胸腔内动脉的分支以及胸腔内静脉。在一个示例中,引线25B的远侧部分基本上在前纵膈的疏松结缔组织和/或胸骨下肌肉组织内沿着胸骨22的后侧延伸。引线25B可至少部分地植入在其他胸内位置中,例如其他非血管、心包外的位置,包括围绕心包或心脏的其他部分的周边且毗邻于但不外接至心包或心脏的其他部分且不在胸骨22或胸廓上方的间隙、组织或其他解剖特征。

[0042] 在其他示例中,引线25B可以被植入在其他心血管外位置处。例如,除颤引线25B可以在胸腔上方从ICD 9朝向患者14的躯干中心皮下地延伸,在躯干的中心附近弯曲或转弯,并在胸腔和/或胸骨22上方皮下地向上延伸,与图1中所示出的相似。除颤引线25B可横向偏移至胸骨22的左侧或右侧或位于胸骨22之上。除颤引线25B可基本上平行于胸骨22延伸,或在近端或远端处自胸骨22横向成角度。在另一示例中,除颤引线25B和/或起搏或感测引线可被心外膜地植入心包囊内、心包膜内或在另一位置处植入。

[0043] 图2A的除颤引线25B包括绝缘的引线体,该引线体具有包括被配置成连接至ICD 9的连接器的近端,以及包括一个或多个电极的远侧部分。除颤引线25B还包括一个或多个导体,该一个或多个导体在引线体内形成导电通路,并使电连接器与多个电极中的相应的数个电极互相连接。

[0044] 图2A的除颤引线25B包括除颤电极,该除颤电极包括两个部分或区段28a和28b,统称(或替代地称为)除颤电极28。图2A的除颤电极28朝向除颤引线25B的远侧部分,例如,朝向除颤引线25B沿着胸骨22延伸的部分。图2A的除颤引线25B被放置在胸骨22下方或沿着胸骨22,使得在除颤电极28a或28b和由ICD 9形成的或在ICD 9上的壳体电极(或治疗向量的其他第二电极)之间的治疗向量基本上横跨心脏26的心室。在一个示例中,治疗向量可被视为从除颤电极28上的点(例如,除颤电极部分28a或28b中的一个的中心)延伸至ICD 9的壳体电极上的点的线。在一个示例中,图2A的除颤电极28可以是细长的线圈电极。

[0045] 除颤引线25B还可包括沿着除颤引线25B的远侧部分定位的一个或多个感测电极(诸如感测电极32a和感测电极32b)。在图2A和图2B所示的示例中,感测电极32a和32b通过除颤电极28a彼此分离。然而,在其他示例中,感测电极32a和32b两者均可在除颤电极28的远侧或者均在除颤电极28的近侧。在其他示例中,引线25B可以在除颤电极28的近侧和/或

远侧的各个位置处包括更多或更少的电极。在相同或不同的示例中,ICD 9可以包括在另一个引线(未示出)上的一个或多个电极。

[0046] ICD系统30B可经由包括电极32a和32b与ICD 9的壳体电极的组合的一个或多个感测向量来感测电信号。例如,ICD 9可获得使用电极32a和电极32b之间的感测向量所感知的电信号,获得使用电极32b与ICD 9的导电外壳电极之间的感测向量所感知的电信号,获得使用电极32a与ICD 9的导电外壳电极之间的感测向量所感知的电信号,或者获得使用它们的组合所感知的电信号。在一些实例中,ICD 9可以使用感测向量来感测心脏电信号,该感测向量包括除颤电极部分28a和28b(或图1中的电极28)中的一个以及感测电极32a和32b中的一个或ICD 9的壳体电极。

[0047] 所感知的固有电信号可指示一个或多个心脏事件并给包括由心脏肌肉生成的电信号并且指示在心动周期期间的各种时间的去极化和复极化。此外,所感知的电信号还可包括由PD 16产生并递送到心脏26的电信号(例如,起搏脉冲)。ICD 9分析由一个或多个感测向量所感知的电信号,以检测快速性心律失常,诸如室性心动过速或心室纤颤。响应于检测到快速性心律失常,ICD 9可开始使诸如一组一个或多个电容器之类的存储元件充电,且当存储元件充好电时,如果快速性心律失常仍然存在,则经由除颤引线25B的除颤电极28(例如,28、28a、28b)递送一个或多个除颤脉冲。

[0048] 在图2A的示例中,PD 16被植入心脏26的左心室内以用于提供用于CRT治疗的起搏脉冲。PD 16可被构造成被配置成用于适合左心室的可用体积内并可被附接至左心室壁的大小。PD 16的更小的大小也可减少血栓在心脏中形成的风险。PD 16可利用ICD 9的感测能力并且因此不包括感测电路和/或如果不需要针对心脏事件的常规感测则利用更小容量的电池。例如,ICD 9可被配置成用于感测心脏26的电活动(例如,心房去极化或P-波)以及确定PD 16应当何时向左心室递送一个或多个起搏信号(例如,脉冲)。ICD 9可随后将控制信号传送至PD 16,并且PD 16可接收控制信号并且根据由控制信号指示的时序递送起搏信号。ICD 9以及PD 16可使用传送调度以及通信调度进行操作,以便限制PD 16为接收控制信号的通信电路通电的时间量。

[0049] 在一些示例中,ICD 9还可使用例如引线25B的电极32a和/或32b提供起搏信号作为CRT治疗的一部分。在其他示例中,ICD 9可被耦合至携载对应的电极的一个或多个心内引线,该电极被配置成用于被设置在右心房以及右心室内并且经由这些心内引线与PD 16一同递送起搏脉冲作为CRT治疗的一部分。在其他示例中,与PD 16相似的额外PD可被设置在右心房和/或右心室内。放置在右心房和/或右心室内的PD可由ICD 9相似地控制,或者,右心房和/或右心室中的PD中的一个或其二者可将控制信号提供至左心室中的PD 16。

[0050] 在其他示例中,PD 16可被配置成用于向心脏26递送起搏治疗,诸如心动过缓起搏治疗和/或电击后起搏。在这些情况下,PD 16可经由穿过组织的一个或多个固定元件被附接至心脏26的右心室的内壁。PD 16的这些固定元件可将PD 16固定到心脏组织,并保持电极(例如,阴极或阳极)与心脏组织接触。然而,在其他示例中,系统8B可包括在心脏26的相应腔室(例如,右心房或心房或左心房和/或右心室)内的额外的起搏设备16。

[0051] 在一些示例中,PD 16可能不包括感测电路。在其他示例中,PD 16可能使用携载在PD 16的壳体上的电极来感测电信号。这些电信号可以是由心肌生成的并指示心脏26在心动周期期间的各个时间的去极化和复极化的电信号。PD 16可分析感知的电信号,以检测

快速性心律失常,诸如室性心动过速或心室纤颤、缓慢型心律失常或者甚至电击。响应于检测到这些状况,PD 16可例如取决于心律失常或电击的类型,在具有或没有来自另一设备的信息的情况下开始递送心动过缓起搏治疗或电击后起搏。在一些示例中,PD 16可响应于未能检测到来自ICD 9的控制信号达一预定的时间段或预定数量的通信窗口而仅检测心律失常。

[0052] 尽管PD 16以及ICD 9可能至少单向通信,心脏PD 16以及ICD系统30B可被配置成用于彼此完全独立地操作。在这种情况下,PD 16和ICD系统30B不能彼此建立遥测或其他通信会话以使用单向或双向通信来交换关于感测和/或治疗的信息。该独立操作可以是有意的或是由于未能与一个或两个设备同步传送以及通信调度或其他错误而造成的。PD 16和ICD系统30B中的每一个不共享信息,而是分析经由它们对应的电极所感知到的数据以用于进行心律失常检测和/或治疗决策。由此,每个设备可能不知道其他设备是否将检测到心律失常、它是否或何时将提供治疗等。

[0053] 尽管图2A是在胸骨下ICD系统30以及PD 16的情境中示出或描述的,但是根据本公开的一个或多个方面的技术可适用于其他共存的系统。例如,ICD系统可以包括具有远侧部分的引线,该远侧部分以与图1中所示出的方式相似的方式皮下地植入于胸骨上方(或其他位置),而不是在胸骨下植入。在另一示例中,替代ICD系统,耦合至两个心内引线的起搏设备可被植入患者体内。以此方式,起搏设备可经由心内引线向右心房以及右心室提供起搏脉冲并且控制PD 16向左心室提供起搏脉冲。由此,图1、图2A、图2B以及图2C的示例仅出于示例目的被示出,且不应被认为是对本公开所描述的技术限制。

[0054] 外部设备21可被配置成用于与ICD系统30A(图1)或ICD系统30B中的一个或其二者以及PD 16(图2A)通信。下文关于图2A中的ICD系统30B以及PD 16描述了外部设备21;然而,外部设备21可关于图1的ICD系统30A相似地操作。在外部设备21仅与ICD系统30B和PD 16中的一者通信的示例中,非通信设备可以从与设备21通信的设备接收指令或向与设备21通信的设备传输数据。在一些示例中,设备21包括手持式计算设备、计算机工作站、或联网计算设备。设备21可包括被配置成用于接收来自用户的输入的用户界面。在其他示例中,用户还可以经由联网计算设备远程地与设备21交互。用户可以与设备21交互以与PD 16和/或ICD系统30B通信。例如,用户可与设备21交互以发送询问请求并且检取治疗递送数据、更新限定治疗的治疗参数、管理PD 16和/或ICD系统30B之间的通信或执行关于PD 16和/或ICD系统30B的任意其他活动。虽然用户是医生、技师、外科医生、电生理学家、或其他医疗保健专业人员,但在一些示例中用户可以是患者14。

[0055] 设备21也可允许用户限定PD 16和/或ICD系统30B如何感测电信号(例如,ECG)、检测心律失常(例如,快速性心律失常)、递送治疗以及与系统8B的其他设备交流。例如,设备21可被用于改变快速性心律失常检测参数。在另一示例中,设备21可被用于管理限定治疗的治疗参数。在PD 16和ICD系统30B通信的示例中,设备21可被用于更改PD 16以及ICD系统30B之间的通信协议。例如,设备21可指令PD 16和/或ICD系统30B在单向通信和双向通信之间切换和/或改变PD 16和/或ICD系统30B中的哪一个被委以心律失常的初始检测的任务。外部设备21可针对CRT治疗编程A-V和/或V-V延迟。外部设备21还可或替代地被配置成用于调整限定通信的参数,诸如窗口的持续时间、窗口的速率、同步信号的速率、在一个或多个设备尝试重新建立通信之前的允许的过去的通信时间(lapse in communication)以及

其他此类参数。

[0056] 设备21可经由无线通信使用本技术领域中的已知任意技术与PD 16和/或ICD系统30B通信。通信技术的示例可包括例如：专有以及非专有射频(RF)遥测、感应遥测、声学、以及组织传导通信(TCC)，但是还可设想其他技术。在TCC期间，电流被驱动通过传输设备的两个或更多个电极之间的组织。电信号传播并且能够通过测量在接收设备的两个电极之间生成的电压来在一定距离处被检测。在一些示例中，设备21可包括编程头，该编程头可被放置在邻近患者的身体处并且在PD 16和/或ICD系统30B植入部位附近，以便改善PD 16和/或ICD系统30B与设备21之间的通信的质量和安全性。

[0057] PD 16可被配置成用于提供CRT或其他起搏起搏方案或甚至基于由ICD 9的抗快速性心律失常电击治疗的应用来调整心脏治疗。PD 16知晓ICD 9何时已经递送了快速性心律失常电击治疗可能是有用的。响应于电击的递送，PD 16可激活电击后起搏。在一些示例中，例如在由控制信号指示的控制信号之后的时间处，ICD 9可传送指示电击迫近或PD应当开始起搏的控制信号。

[0058] 在一些示例中，PD 16和ICD系统30B可以参与通信以促进心律失常的适当检测。通信可以包括单向通信，其中一个设备被配置成传输通信消息，而另一个设备被配置成用于根据对应的调度接收那些消息。通信可以替代地包括双向通信，其中每个设备被配置成传输和接收通信消息。PD 16以及ICD 9均可被配置成用于基于由患者所需的治疗在单向通信模式与双向通信模式之间切换。

[0059] 结合或作为PD 16以及ICD系统30B之间的通信的替代，PD 16可被配置成用于检测根据跨PD 16的两个或更多个电极的电信号检测而由ICD系统30B或外部除颤器递送的抗快速性心律失常电击。PD 16可被配置成基于抗快速性心律失常电击的电特性来检测抗快速性心律失常电击。尽管不同的除颤设备可以提供不同的波形，包括不同的脉冲持续时间和振幅，但是除颤脉冲通常具有电信号特征，使得即使在没有关于植入的或外部的除颤器的抗快速性心律失常电击波形的先验知识的情况下也可以发生抗快速性心律失常的检测。以此方式，PD 16可协调心脏刺激的递送，包括电击后起搏的递送。

[0060] 在一些示例中，PD 16通过测量植入的设备的电极输入之间的电压来检测抗快速性心律失常电击。PD 16可以检测抗快速性心律失常的一种或多种信号特性，包括：检测抗快速性心律失常电击的高振幅水平、检测前沿和后沿的高转换速率、以及检测大的电击后极化变化。对不止一种信号特性进行检测可以提高灵敏度和/或特异性。例如，PD 16可以结合检测到前沿和后沿的高转换速率和检测到大的电击后极化变化中的一者或两者，而检测到高水平的抗快速性心律失常电击。

[0061] 响应于检测到抗快速性心律失常电击，PD 16可以激活电击后起搏，诸如，VVI(心室感测、心室起搏、感知到活动时的起搏抑制)电击后起搏。如果在抗快速性心律失常电击之后患者的心脏没有立即开始正常搏动，则可以使用电击后起搏来确保起搏支持。起搏设备可以高于正常的脉冲幅度以及脉冲宽度(相对于典型心脏起搏)递送电击后起搏，以用于使抗快速性心律失常电极之后的失夺获(loss of capture)的风险最小化。由于组织顿抑(tissue stunning)(其由于来自抗快速性心律失常电击递送的心肌组织中的电流升高)而可能出现更高的夺获阈值。由于组织的生理变化(其是由于在心室纤颤(VF)期间缺乏流向心肌的血液而导致的)，也可能出现更高的阈值。此外，在抗快速性心律失常电击之后，引线

界面处的极化可能增加,从而导致需要更高的电压来克服引线极化。

[0062] 在一个示例中,PD 16可经由PD 16的电极的集合的至少一子集向心脏26递送电击后起搏。在一些示例中,PD 16可在响应于检测到电击进入电击后起搏模式后递送电击后起搏。在一些示例中,PD 16可使用计时器来确定何时已经过去了(elapse)预定的时间,在该预定的时间期间电击应当已经被递送。在已经过去了预定的时间段和/或停止电击后起搏后,PD 16可开始电击后起搏。

[0063] 尽管ICD 9以及PD 16可执行经协调的通信以便提供独立的起搏或CRT,但这些医疗设备可使用本文所描述的传送和通信调度向患者14提供其他治疗。例如,ICD 9可以是检测心房收缩(即,p-波)并且传送告知左心室(LV)中的无引线起搏器何时递送起搏信号的控制信号以便将CRT添加至ICD 9的功能的皮下、胸骨下或经静脉设备。在另一示例中,小设备可在患者14的上肢中被皮下地植入以用于检测心房收缩(p-波)以及向左心室中的PD 16或两个心室中的PD传送控制信号以便递送CRT。

[0064] 在其他示例中,系统可包括无引线双腔室(例如,DDD)起搏器系统,该起搏器系统包括在右心房中感测心房收缩并且向右心室中的第二PD 16传送控制信号以便实现房室(A-V)同步起搏的PD 16。在一些示例中,心室PD 16可被配置成用于感测心室前收缩(PVC)以及将PVC的指示传送至心房中的PD 16。在另一示例中,两个PD 16设备可在心室起搏期间与心房感测(VDD)通信,其中在右心室中的一个PD 16检测P波、将起搏信号递送至右心室并且感测来自右心室的活动、以及向左心室中的PD 16发送TCC信号以递送起搏信号以实现心房同步双心室(bi-V)起搏。该起搏模式可避免在PVC后针对T-波的起搏,因为如果设备之间的TCC信号丢失,则右心室中的PD 16提供感测并且还利用心室事件抑制(VVI)起搏疗法提供备用心室起搏以及感测。

[0065] 可包括通信的另一治疗是设备在右心房中提供心房起搏(AAI)以在需要时在右心房中起搏并且感测,并且将TCC信号发送至右心室内的PD 16以用于将起搏提供至右心室。右心室中的PD 16可被配置成用于感测心脏活动以便检测PVC后的T-波和/或在心房和心室设备之间的通信中断的情况下提供备用VVI模式。在另一示例中,有引线设备可在右心房和右心室中提供DDD以在需要时在右心室中起搏并且感测,并将TCC信号发送至左心室中的额外PD 16以用于实现三腔室起搏(例如,右心室感测可避免在PVC之后针对T波的右心室和/或左心室起搏并且提供备用VVI模式)。在另一示例中,正常左心室引线被植入到不导致足够的CRT响应的位置中的有引线CRT设备可能受益于设置在左心室的PD 16的合并。以此方式,PD 16可提供左心室起搏,其中左心室中的另一引线被禁用。在另一示例中,除经由LV引线被递送的起搏之外,PD 16可向LV递送起搏,以用于向LV中的两个位置提供刺激。这种多点起搏与仅使用单个起搏点相比较,可更好地同步整个LV的收缩。在该示例中,有引线CRT设备将TCC信号发送至左心室中的PD 16,以命令由PD进行起搏并由此实现三腔室起搏以及感测。在一些示例中,不被用于起搏或感测的引线可被用于向PD 16传送控制信号或来自有引线设备的其他信号。多个医疗设备系统的这些以及其他示例可结合本文描述的通信方案以用于通过限制接收设备中的通信电路通电的时间量来减少功率消耗。

[0066] 图3是示出了图1的示例PD 16的概念图,该PD 16可包括通信电路以及被配置成用于向患者递送起搏脉冲和/或电击的治疗电路。在一些示例中,PD 16可以还包括感测电路。如图3中所示的,PD 16包括外壳50、盖部58、电极60、电极52、固定机制62、凸缘54、以及开口

56.外壳50和盖部58可以一起被认为是PD 16的壳体。以此方式,外壳50和盖部58可以封围并保护PD 16内的各个电组件。外壳50可以基本上封围所有的电组件,并且盖部58可以对外壳50进行密封并且创建PD 16的气密密封壳体。虽然PD 16通常被描述为包括一个或多个电极,但是PD 16通常可包括至少两个电极(例如,电极52和60)以用于递送电信号(例如,诸如起搏信号或电击之类的治疗)和/或提供至少一个感测向量。

[0067] 电极52和60携载在由外壳50和盖部58创建的壳体上。以此方式,电极52和60可以被认为是无引线电极。在图3的示例中,电极60被设置在盖部58的外表面上。电极60可以是被定位成在植入时接触心脏组织的圆形电极。电极52可以是设置在外壳50的外表面上的环形电极或圆柱形电极。外壳50和盖部58两者可以电绝缘。电极60可以被用作阴极并且电极52可以用作阳极(或者反之亦然)以用于递送起搏刺激治疗,诸如CRT或电击后起搏。然而,电极52和60可被用于任何刺激配置中。此外,电极52和60可被用于检测来自心机的固有电信号。在其他示例中,PD 16可包括三个或更多个电极,其中每一个电极可递送治疗和/或检测固有信号。电极52以及60以及由PD 16携载的任意其他电极可被配置成用于发送和/或接收根据本文所公开的TCC信号。

[0068] 固定机制62可以将PD 16附接到心脏组织。固定机制62可以是主动固定尖齿、螺钉、钳子、粘合构件、或将设备附接至组织的任何其他类型。如图3的示例所示的,固定机构62可以由维持预成型的形状的记忆材料来构造。在植入期间,固定机制62可以向前挠曲以刺穿组织并且被允许朝向外壳50向后挠曲。以此方式,固定机制62可以被嵌入在目标组织内。

[0069] 凸缘54可以设置在外壳50的一端上,以使得能够拴系或取出PD 16。例如,缝合或其他设备可以围绕凸缘54和/或通过开口56插入并且附接至组织。以此方式,凸缘54可以提供第二附接结构,以用于在固定机构62失效的情况下在心脏26内拴系或维持PD 16。一旦PD 16需要从患者14体内被移出(或移除)(如果这种动作被认为是必要的话),则凸缘54和/或开口56还可以被用于取出PD 16。

[0070] 本文描述的技术总体上是相对于无引线起搏设备或心内起搏设备(诸如PD 16)来描述的。心内起搏设备(诸如PD 16)可通常被配置成用于被植入至心脏的腔室内。在一些示例中,心内起搏设备可以是无引线的,如图3中关于PD 16所示出的。在其他示例中,电极(诸如电极52以及60中的一个或多个电极)可被携载在从外壳50处延伸的小引线(例如,“引线件”)上。然而,即便心内起搏设备包括一个或多个引线件,整个心内起搏设备(包括该一个或多个引线件)仍被配置为可植入心脏的单个腔室内的大小。PD 16可以是IMD的示例,该IMD的示例被配置成用于在心脏的腔室内提供起搏以例如用于与另一IMD一同支持CRT治疗。然而,替代的植入式医疗设备可被用于执行与PD 16相同或者相似的功能,例如,向心脏26递送心脏起搏以及根据通信调度与ICD系统30通信。例如,PD可被配置成植入心脏26外部,例如,接近或附接到心脏26的心外膜。由PD的壳体携载的电极可以放置成与心外膜接触,和/或耦合到PD的引线的—个或多个电极可以放置成在通常足够提供治疗(诸如,CRT或心脏起搏)的位置(例如,在左心室和/或右心室的外表面上)处与心外膜接触。在一些示例中,ICD 30系统可以与在心脏26内部或外部植入的一个或多个无引线或有引线设备通信。例如,ICD系统30可被配置成包括检测心脏事件并且向PD传送有关PD应当递送哪些治疗的命令的感测电路。以此方式,PD可不包括感测电路和/或不被要求使用电池功率以感测心脏

事件,这可能会导致不需要感测电路和/或较大的电池容量以用于操作感测电路的较小的PD。

[0071] 图4是示出图1的ICD系统30的示例配置的功能框图。如结合图1所描述的,ICD系统30包括连接至至少一个植入式心脏除颤引线25的ICD 9。如图5中所示出的,ICD系统30包括处理电路70、开关模块71、存储器72、电击电路75、信号发生电路76、感测电路78、通信电路80、活动传感器82以及电源84。存储器72包括计算机可读指令,该计算机可读当由处理电路70执行时,使得ICD系统30以及处理电路70执行可归因为本文的ICD系统30以及处理电路70的各种功能(例如,诸如p-波、快速性心律失常之类的心脏事件的检测、与PD 16通信和/或抗快速性心律失常电击治疗的递送)。存储器72可包括任何易失性的、非易失性的、磁、光或电介质,诸如,随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、非易失性RAM(NVRAM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、闪存存储器、或任何其他数字或模拟介质。

[0072] 通信电路80、感测电路78以及信号发生器76可经由开关模块71被选择性地耦合至电极28(或28a或28b)、32a、32b以及ICD 9的传导壳体电极31。处理电路70可控制开关模块71。开关模块71可被配置成用于选择性地将电极中的任一个耦合至通信电路80、感测电路78以及信号发生器76中的任一个。开关模块可被配置成用于选择性地将至少一个电极耦合至感测电路以用于感测生理信号、耦合至治疗发生电路以用于递送治疗信号或耦合至通信电路80以用于接收和/或传送信号。

[0073] 处理电路70可包括以下各项中的任何一个或多个:微处理器、控制器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、或等效的分立或模拟逻辑电路。在一些示例中,处理电路70可以包括多个部件,诸如一个或多个微处理器、一个或多个控制器、一个或多个DSP、一个或多个ASIC、或一个或多个FPGA的任何组合,以及其他分立或集成逻辑电路。归因于本文的处理电路70的功能可以实现为软件、固件、硬件或其任何组合。

[0074] 处理电路70根据可以存储在存储器72中的治疗参数来控制信号发生电路76向心脏26递送刺激治疗。例如,处理电路70可控制信号发生电路76,以递送具有由治疗参数指定的幅度、脉冲宽度、频率、或电极极性的电脉冲(例如,电击脉冲)。以此方式,信号发生电路76可经由电极28(或28a或28b)以及ICD 9的传导壳体电极31向心脏26递送电脉冲。此外,电极28、32a、32b和/或壳体31的任意组合可经由开关模块71被连接至感测电路78。在进一步示例中,信号发生电路76可经由电极28、32a、32b和/或壳体31的任意组合(尽管电极32a和32b可被更经常地用于感测)向心脏26递送电脉冲,例如,心脏起搏。ICD系统30可以使用电极的任何组合来递送抗心动过速治疗和/或检测来自患者14的电信号。然而,通常来讲,线圈电极28以及壳体31可被用于递送抗快速性心律失常电击。如果ICD 9被结合一个或多个心脏引线提供,则ICD 9也可经由该引线向心脏的一个或多个腔室递送起搏脉冲。在一些示例中,ICD 9可经由心血管外电极(诸如,罐(can)电极和/或胸骨下引线)递送起搏脉冲。

[0075] 信号发生电路76还可包括电击电路75。电击电路75可包括递送抗快速性心律失常电击所需的电路和/或电容器。例如,信号发生电路76可为电击电路75充电以用于准备递送电击。电击电路75可随后放电以使得信号发生电路76能够经由一个或多个电极向患者14递送电击。在一些示例中,信号发生电路76以及电击电路75可共享一个或多个组件,例如,电击电路可以是信号发生电路的一部分。在其他示例中,电击电路75可被定位于ICD系统30内

但是与信号发生电路76分开。

[0076] 信号发生电路76经由开关模块71电耦合至电极28、32a以及32b。在所示出的示例中,信号发生电路76被配置成用于生成并且向心脏26递送电抗快速性心律失常电击治疗。例如,信号发生电路76可使用电击电路75经由电极28、32a以及32b的子集向心脏26递送电击。在一些示例中,信号发生电路76可以以电压或电流电脉冲的形式递送起搏刺激(例如,电击后起搏)以及心脏复律或除颤脉冲。在其它示例中,信号发生电路76可以以其他信号的形式递送这些类型的电压或电流的刺激或电击中的一个或多个,其它信号形式诸如正弦波、方波、或其它基本连续的时间信号。

[0077] 信号发生电路76可包括开关模块,并且处理电路70可使用开关模块例如经由数据/地址总线来选择使用可用电极中的哪些来递送电击和/或起搏脉冲。开关模块可包括开关阵列、开关矩阵、多路复用器、或适合于将刺激能量选择性地耦合至所选择的电极的任何其他类型的开关设备。

[0078] 电感测电路78可被配置成用于监测来自电极28、32a、32b以及壳体31中的至少两个的信号,以便监测诸如心脏26的电活动、阻抗之类的心脏事件,或其他电现象和/或其他非心脏相关的活动。感测可被完成以用于标识心动周期内的事件(例如,p-波、QRS波群(complex)、t-波等),以确定心律或心律变异性,或用于检测心律失常(例如,快速性心律失常)或其他电信号。感测电路78可利用开关模块71以用于选择合适的电极,但替代地,感测电路78可包括分开或独立的开关模块以用于取决于在当前感测配置中使用了哪种电极组合或电极矢量以选择可用的电极中的哪一些用于感测心脏活动。在具有若干电极的示例中,处理电路70可控制开关模块71以经由开关模块71选择用作感测电极的电极,即选择感测配置。感测模块78可包括一个或多个检测信道,其中每个检测信道可耦合至所选择的电极配置,以用于经由该电极配置检测心脏信号。一些检测信道可被配置成检测特定的心脏事件,诸如P波或R波,并向处理电路70提供发生这种事件的指示,例如如1992年6月2日公告的授予Keimel等人的题为“用于监测电生理信号的装置(APPARATUS FOR MONITORING ELECTRICAL PHYSIOLOGIC SIGNALS)”的美国专利No.5,117,824中所描述的。处理电路70可通过经由数据/地址总线提供信号来控制感测模块78的功能。

[0079] 处理电路70可以包括计时和控制模块,其可以具体化为硬件、固件、软件或其任何组合。计时和控制模块可以包括与其他处理电路70组件(诸如微处理器)分开的专用硬件电路(诸如ASIC)或由处理电路70的组件(其可以是微处理器或ASIC)执行的软件模块。计时和控制模块可实现可编程计数器。如果ICD系统30被配置为生成并递送起搏脉冲至心脏26,这样的计数器可控制与DDD、VVI、DVI、VDD、AAI、DDI、DDDR、VVIR、DVIR、VDDR、AAIR、DDIR以及其他起搏模式相关联的基本时间间期。

[0080] 由处理电路70内的计时和控制模块定义的时间间期可以包括心房和心室起搏逸搏间期、感知的P波和R波无效以重新开始逸搏间期的计时的不应期以及起搏脉冲的脉冲宽度。作为另一示例,对于向心脏26递送电刺激期间和之后的时间间期,计时和控制模块可以抑制来自感测电路78的一个或多个信道的感测。可以由处理电路70响应于存储器72中存储的数据来确定这些间期的持续时间。处理电路70的计时和控制模块还可以确定心脏起搏脉冲的振幅。此外,如本文所描述的,处理电路70可确定由另一设备递送治疗(诸如由PD 16递送起搏信号)的时间,并在指示PD 16何时将递送起搏信号的传送窗口期间生成用于传送至PD

16的控制信号。

[0081] 一旦用感测电路78的检测信道感测到R-波和P-波,就可重置由处理电路70的计时和控制模块实现的间期计数器。当由感知到的R波和P波重置时存在于间期计数器中的计数的值可被处理电路70用于测量R-R间期、P-P间期、P-R间期和R-P间期的持续时间,该R-R间期、P-P间期、P-R间期和R-P间期的持续时间是可存储在存储器72中的测量。处理电路70可使用间期计数器中的计数值来检测快速性心律失常事件,诸如,心房颤动(AF),房性心动过速(AT),心室颤动(VF)或室性心动过速(VT)。这些间期还可用于检测总的心率、心室收缩率、和心率变异性。存储器72的一部分可以被配置为多个再循环缓冲器,其能够保存一系列测得的间期,可以由处理电路70响应于发生起搏或感测中断而分析所述一系列测得的间期,以确定患者的心脏26目前是否正表现出房性或室性快速性心律失常。

[0082] 在一些示例中,心律失常检测方法可包括任何合适的快速性心律失常检测算法。在一个示例中,处理电路70可利用在以下美国专利中描述的基于规则的检测方法的全部或子集:Olson等人的、在1996年8月13日公告的题为“用于心律失常的诊断和医治的基于优先规则的方法和装置”(“PRIORITIZED RULE BASED METHOD AND APPARATUS FOR DIAGNOSIS AND TREATMENT OF ARRHYTHMIAS”)的美国专利No.5,545,186、或Gillberg等人的、在1998年5月26日公告的题为“用于心律失常的诊断和医治的基于优先规则的方法和装置”(“PRIORITIZED RULE BASED METHOD AND APPARATUS FOR DIAGNOSIS AND TREATMENT OF ARRHYTHMIAS”)的美国专利No.5,755,736。授予Olson等人的美国专利No.5,545,186和授予Gillberg等人的美国专利No.5,755,736。然而,在其他示例中,处理电路70也可以采用其他心律失常检测方法,诸如,利用心电图的计时和形态的那些方法。

[0083] 在一些示例中,处理电路70可通过标识缩短的R-R(或P-P)间期长度来确定已发生了快速性心律失常。一般而言,当间期长度下降到低于220毫秒时,处理电路70检测到心动过速,且在间期长度下降到低于180毫秒时,处理电路70检测到纤颤。在其他示例中,当间期长度下降到330毫秒之间时,处理电路70可检测到室性心动过速,并且当间期长度下降到240毫秒之间时,处理电路70可检测到心室纤颤。这些间期长度仅是示例,并且用户可按期望来定义间期长度,这些间期长度随后可被存储在存储器72内。作为示例,可能需要检测该间期长度达某个数量的连续周期、达移动窗口内的周期的某个百分比,或针对某个数量的心动周期检测该周期长度的移动平均值。

[0084] 在处理电路70基于来自感测电路78的信号检测到房性或室性快速性心律失常,并且需要抗快速性心律失常起搏方案的情况下,用于控制信号发生电路76生成抗快速性心律失常起搏治疗的计时间期可以由处理电路70加载到计时和控制模块中,以控制其中的逸搏间期计数器的操作并定义R波和P波的检测无效的不应期以重新开始用于抗快速性心律失常起搏的逸搏间期计数器。除了检测和标识特定类型的心律之外,感测电路78还可以对检测到的固有信号进行采样以生成心电图或心脏事件的其他基于时间的指示。

[0085] 活动传感器82可被包括在ICD系统30的壳体内,并且包括一个或多个加速度计或其他能够检测ICD系统30的运动和/或位置的其他设备。例如,活动传感器82可包括被配置成用于检测在空间中任意方向上的加速度的3轴加速度计。由活动传感器82检测到的加速度可由处理电路70用于标识由感测电路78检测到的信号中的潜在噪音和/或用于确认心律失常或其他患者状况的检测。在一些示例中,活动传感器82可检测患者活动或其他器官的

活动(诸如,呼吸)。在一些示例中,ICD 9可包括麦克风或其他被配置成用于检测其他生理事件(诸如,心音或呼吸音)的其他传感器。处理电路70可分析这些生理事件以便诊断患者的状况和/或为患者确定合适的治疗和/或治疗的时序。

[0086] 电源84可以是任意类型的设备,其被配置成保存用于操作ICD系统30的电路的电荷。电源84可以作为可再充电或不可再充电的电池提供。在其他示例中,电源84也可包括能量采集系统,该能量采集系统存储来自患者14体内的ICD系统30的移动的电能。

[0087] 在一些示例中,通信电路80可被配置成用于检测来自PD 16的通信信号。PD 16可经由一个或多个电极生成具有表示将要被发送至ICD系统30的信息的振幅和/或模式的电信号。电信号可由起搏脉冲或分开的通信信号携带,该起搏脉冲或分开的通信信号可被配置成用于由ICD系统30检测。以此方式,通信电路80可被配置成用于监测由感测电路78感知的信号以及确定何时从PD 16接收通信消息。这些经由电极发送并且通过患者的信号可被称为组织传导通信(TCC)。

[0088] 如本文所描述的,ICD系统30还可使用从电极28、32a、32b以及壳体31中的一个或多个传送的电信号来将通信消息传送至PD 16。在该情况下,通信电路80可经由开关模块71以及电极中的一个或多个生成并且接收电信号或脉冲。处理电路70可控制通信电路80和/或开关模块71,以便传送和/或接收通信信号。替代地,处理电路70可经由感测电路78检测通信和/或经由信号生成电路76生成用于递送的通信。尽管通信电路80可被用于使用电信号经由电极28、32a、32b以及壳体31通信,但通信电路80可替代地或额外使用无线协议,诸如RF遥测、感应遥测、声学或TCC来与PD 16或其他医疗设备通信。在一些示例中,通信电路80可包括该无线通信功能。

[0089] 通信电路80包括用于与诸如PD16和/或设备21(图1)之类的另一设备通信的任何合适硬件、固件、软件或其任何组合。通信电路80可传送所生成的或接收的心律失常数据、治疗参数值、ICD系统30和PD 16之间的通信、作为针对另一医疗设备的命令的控制信号或任意其他信息。例如,通信电路80可传送表示所感知的生理数据(诸如R-R间期)或可由PD 16使用以用于确定患者14的状况的任意其他数据的信息。通信电路80还可被用于接收来自设备21的经更新的治疗参数。在处理电路70的控制下,通信电路80可在天线的帮助下从设备21接收下行链路遥测并将上行链路遥测发送至设备21,该设备21可以是内部的和/或外部的。处理电路70可例如经由地址/数据总线提供将被上行链路至设备21的数据以及用于通信电路80内的遥测电路的控制信号。在一些示例中,通信电路80可经由复用器将接收到的数据提供至处理电路70。

[0090] 存储器72可被配置成存储各种操作参数、治疗参数、感知数据和检测到的数据以及与患者14的监测、治疗和医治有关的任何其他信息。存储器72可存储例如A-V和/或V-V间期、指示快速性心律失常的阈值和参数和/或至少部分地限定所递送的抗快速性心律失常电击的治疗参数值。在一些示例中,存储器72还可存储传送至PD 16和/或从PD 16处接收的通信。此外,存储器72可存储与ICD 9以及其他医疗设备之间所采用的通信方案有关的信息,诸如传送窗口持续时间、频率、控制信号属性、通信重建协议、同步时间以及限定通信的其他此类参数。

[0091] 在一些示例中,ICD系统30可信号通知设备21进一步与临床医师通信并通过网络(诸如由明尼苏达州明尼阿波利斯的美敦力(Medtronic)公司开发的Medtronic Care

Link®网络)或一些链接患者14的其它网络来将警报传递给临床医师。ICD系统30可自发地或响应于来自用户的询问请求将诊断信息传送至网络。

[0092] 如本文所描述的包括ICD 9的ICD系统30可被配置成用于使用通信方案与其他医疗设备(诸如PD 16)通信,该通信方案限制接收器医疗设备需要针对所传送的信号保持侦听的时间量。在TCC中,例如,接收医疗设备可需要为通信电路的放大器通电以便检测所传送的信号,并且该放大需要电池功率。ICD系统30可由此利用与接收设备的通信调度在时间上对齐或同步的传送调度,以便将信号发送至接收设备。尽管ICD系统30在本文被描述为传送医疗设备或主设备,但ICD系统30在一些示例中也可操作为接收设备。

[0093] 在一个示例中,ICD系统30操作为将控制信号传送至PD 16的主设备,该PD 16操作为接收该控制信号并且执行由该控制信号命令的功能的从设备。例如,ICD系统30可被配置成用于检测患者的心脏事件,诸如心房收缩(P-波),并且基于检测到的心脏事件确定通过PD 16(该PD 16与ICD系统30分开并且与ICD系统30不同)的治疗递送的时序。治疗可以是由PD 16向左心室递送的起搏信号。ICD系统30还可确定传送窗口的时序(传送窗口是由传送调度限定的多个传送窗口中的一个传送窗口),并基于治疗的递送的时序以及传送窗口的时序生成控制信号,该控制信号被配置成用于限定PD 16将递送治疗的时间。ICD系统30可随后在由传送调度限定的传送窗口期间将控制信号传送至PD 16。

[0094] 由ICD系统30传送的控制信号可指示传送窗口的时序(例如,控制信号被传送的时间)与植入式设备将递送治疗的时间之间的延迟间期。因此,当接收设备接收控制信号时,接收设备能够调度治疗递送达相对于接收到的控制信号的合适时间。该延迟间期可允许控制信号在治疗将要被递送的时间之外的时间被发送,这可发生在传送窗口仅以特定速率(诸如,例如10Hz和50Hz之间的速率)发生时。

[0095] ICD系统30可传送指示将要由接收医疗设备(例如,PD 16)递送的相同治疗的多个控制信号。如上文所讨论的,在检测心脏事件并且确定将要递送合适治疗的时序之后,ICD系统30可确定在传送第一控制信号的第一传送窗口之后的第二传送窗口的时序,该第二传送窗口是多个传送窗口中的另一传送窗口。ICD系统30可随后基于第二传送窗口的时序以及治疗的递送的时序生成第二控制信号,该第二控制信号被配置成用于限定PD 16将递送治疗的时间。第二控制信号指示第二传送窗口的时序与PD 16将递送起搏信号的时间之间的第二延迟间期。ICD系统30可随后在由传送调度所限定的对应的传送窗口期间将第二控制信号传送至PD 16。

[0096] 以此方式,多个控制信号可在对应的(并且可能是连续的)传送窗口期间被传送。每一个控制信号可通过改变从每一个控制信号被传送的时间起的延迟周期来为治疗递送指定相同的时间。例如,第一控制信号可指示治疗将在90ms后被递送,并且在50ms之后的传送窗口被传送的第二控制信号可指示治疗将在第二控制信号的传输之后40ms被递送。通过针对相同的即将到来的治疗事件传送多个控制信号,接收设备(例如,PD 16)具有增加的机会来检测到信号中的至少一个并且在合适的时间递送治疗。换言之,即便PD 16并未接收控制信号中的一个,PD 16也可检测另一控制信号并且响应地在合适的时间递送治疗。例如,可利用足够的窗口速率来限定ICD系统30以及PD 16的传送以及通信调度,由此使得传送设备检测心脏事件与治疗需要被递送之间可能出现多个窗口。然而,心脏事件和治疗之间的仅一个窗口能够提供设备之间的足够的通信,在该情况下ICD系统30仅发送包括递送治疗

的时间的一个通信。在其他示例中,ICD系统30可继续传送指示不断减少的延迟周期的控制信号,只要传送窗口在所命令的治疗递送之前出现。

[0097] 传送调度与在接收端的植入式医疗设备(例如,PD 16)的通信调度相对应,其中该通信调度的每一个通信窗口被配置成与多个传送窗口的对应的传送窗口在时间上对齐。以此方式,接收植入式医疗设备被配置成用于启用通信电路以在每一个通信窗口期间接收来自ICD系统30的信号,并在通信调度的每一个通信窗口之间禁用通信电路。传送窗口可以是具有一些持续时间的时间段,在该持续时间期间可出现控制信号的传送。然而,在其他示例中传送窗口可以不仅仅是时间点,其中任意传送被调度以用于在传送窗口的时间处或至少在传送窗口的起始处被精确地递送。多个传送窗口中的每一个传送窗口可以以预定的频率或速率发生,其中传送窗口中的每一个由预定的间期分开。例如,预定的速率可以是大约10Hz到大约50Hz(其中,对应间期为100毫秒(ms)到20ms)。在一个示例中,预定的速率是从大约20Hz到大约30Hz(其中,对应间期从大约50ms到大约33ms)。预定的间期可与相似的频率相对应但是被表达为特定毫秒数的间期,诸如大约20ms和100ms之间。间期可以是在每一个传送窗口的开始或传送窗口的速率之间限定的间期,而不一定是一个传送窗口的结束和下一个传送窗口的开始之间的间期。然而,可替代地使用窗口之间的间期,并且窗口之间的间期可将每一个窗口的持续时间考虑在内,以便实现针对传送窗口的期望的速率。

[0098] ICD系统30也可将消隐窗口纳入传送调度,以避免在消隐窗口期间发送信号。例如,响应于传送控制信号,ICD系统30可确定到植入式医疗设备将递送治疗的的时间的时间段小于到紧随控制信号在期间被传送的传送窗口之后的多个传送窗口中的下一传送窗口的间期。换言之,下一传送窗口将不会在递送治疗的时间之前出现。响应于确定所述时间段小于所述间期,ICD系统30可发起消隐窗口,在该消隐窗口期间第一医疗设备被配置成避免在消隐窗口期间将信号传送至植入式医疗设备。在一些示例中,ICD系统30可在消隐窗口期间停止为通信电路充电,以便为ICD系统30节省功率。

[0099] ICD系统30还可传送同步信号至接收医疗设备,以便维持ICD系统30的传送调度与PD 16的通信调度之间的同步性。由于每一个医疗设备独立地跟踪对应的传送窗口以及通信窗口的时序,因此用于该时序的时钟信号可在两个设备之间有所不同。例如,PD 16可包括比ICD系统30更不准确的时钟,以用于节省功率和/或减少成本和/或减小PD 16相对于ICD 9的大小。即便每一个设备的时钟不同,从ICD系统30发送的同步信号可协助PD 16维持与传送调度对齐的通信调度。例如,ICD系统30可确定是否已经过去了消隐窗口,并响应于确定已经过去了消隐窗口,在传送调度的紧随消隐窗口之后的下一传送窗口期间将同步信号传送至PD 16。由ICD系统30传送的同步信号可控制植入式医疗设备(例如,PD 16)重新开始由植入式医疗设备维持的通信调度。例如,PD 16可基于同步信号被检测到时间是早于预期还是晚于预期,在时间上向前或向后移动通信调度。尽管同步信号可在每一个心动周期发送一次(例如,在消隐窗口之后),但是在其他示例中同步信号可更加频繁或更不频繁地发送。PD 16可基于控制信号是何时被接收的而将通信窗口与传送窗口同步。

[0100] 在一些示例中,ICD系统30可监测PD 16的操作,作为检查以确保PD 16正在接收传送的控制信号。例如,ICD系统30可控制感测电路78以感测指示治疗已由PD 16递送(例如,感测起搏信号或由ICD系统30命令的其他治疗)的信号。基于从PD 16预期或从PD 16产生的感测的信号,ICD可采取适当地纠正动作。具体而言,没有检测到与PD 16的活动相关联的信

号可指示PD 16没有接收从ICD系统30发送的控制信号。ICD系统30可基于所传送的控制信号确定PD 16尚未递送由ICD系统30所预期的预定数量的治疗(例如,一个、两个、三个或更多个)。响应于确定PD 16尚未递送预定数量的治疗,ICD系统30可增加传送调度的传送窗口的速率。这种速率的增加可能增加ICD系统30在PD 16的通信窗口期间传送控制信号的可能性。ICD系统30可根据标识出的遗漏治疗的数量迭代地增加传送窗口的速率。替代地或此外,ICD系统30可传送触发PD 16从治疗模式(例如,起搏模式)改变为启动或搜索模式的信号,在启动或搜索模式中,ICD系统30以及PD 16能够重新同步传送窗口以及通信窗口。

[0101] 以此方式,ICD系统30可根据需要改变传送调度。在一些示例中,传送调度以及通信调度可根据患者的生理活动而改变。可进行这些改变以用于减少设备之间的通信活动同时维持有效通信。例如,ICD系统30可基于A-V间期或心率改变传送调度。例如,更长的A-V间期可支持较不频繁的传送窗口,同时维持一个或多个传送窗口以及治疗将被递送的时间之间的合适的延迟。如果ICD系统30改变了传送窗口,PD 16或接收设备可检测经更改的传送调度并且对通信窗口和/或通信调度进行相应的调整以便维持同步。替代地,ICD系统30可向PD 16发送请求以进入启动模式或同步模式,以便利用与PD 16的额外单向或双向通信重新建立调度。

[0102] 在一个示例中,ICD系统30(以及PD 16)可增加或减少经递送的治疗(例如,由PD 16递送的起搏脉冲)与同步信号之间的消隐窗口。例如,对于较低心率,消隐窗口可以延长。如果标准消隐窗口为400ms,ICD系统30可将消隐窗口增加至例如500ms或者甚至是600ms,以便进一步减少在其期间通信电路从每一个设备汲取的传送窗口以及通信窗口的数量。在其他示例中,ICD系统30可确定消隐窗口,以便在心脏事件的检测之前维持预定数量的传送窗口(例如,三个传送窗口)。ICD系统30可监测在先前心动周期中的传送窗口的数量,并且如果在传送窗口和随后的检测的心脏事件之间出现了更少或更多的传送窗口,则调整消隐窗口。例如,如果ICD系统30确定心脏事件之前连续两个心动周期仅有两个传送窗口,但是三个传送窗口是传送窗口的目标数,则ICD系统30可将后后续消隐窗口的持续时间减少传送窗口之间的一个间期的持续时间。因此,ICD系统30可增加或减少下一消隐窗口的持续时间,以对消隐窗口的长度与在下一检测到的心脏事件之前的期望的预定传送窗口的数量进行平衡。相似地,PD 16可被配置成用于基于在接收第一起搏控制信号之前计数的传送窗口的数量来调整消隐窗口的长度。例如,如果在起搏控制信号之前出现了比预期更多的传送窗口,则PD 16可延长消隐窗口,或如果在从ICD系统30接收的起搏控制信号之前出现了比预期更少的传送窗口,则缩短消隐窗口。

[0103] ICD系统30可利用明确命令来指令PD 16改变消隐窗口,或当PD 16的消隐窗口之后的一个或多个通信窗口已经过去但没有检测到同步信号时,PD 16可推测消隐窗口已延长。换言之,PD 16可利用同步信号在消隐窗口之后的第一传送窗口被传送的指令来操作。如果ICD系统30需要减少消隐窗口,则ICD系统30可发送具有指示PD 16应当针对下一心动周期将消隐窗口减少特定时间量的信息或代码的同步信号。

[0104] 如本文所描述的,传送信息的主设备(例如,ICD系统30)以及接收信息的从设备(例如,PD 16)可以以不同的模式操作。“治疗模式”可以是ICD系统30以及PD 16在大多数时间操作以用于提供治疗的模式。在治疗模式中,主设备向从设备发送治疗所需的单向通信,诸如在每一个心动周期发送(如果从设备正在提供起搏脉冲)。利用本文所描述的传送调度

以及通信调度的这种治疗模式可允许超低功率消耗通信,特别是对于可能具有更为严苛的功率容量限制的从设备(例如,具有较小电池的较小的设备)。医疗设备也可以以其他模式操作,诸如“启动”或“搜索”模式以及“编程”模式。这些启动和编程模式可能需要额外的功率,但这些模式可能只是偶尔需要。

[0105] 在启动模式或搜索模式期间,从设备与传送信息的主设备同步。可在初始植入之后、在针对主设备的编程会话之后或如果从设备失去同步时执行启动模式。在启动模式或搜索模式期间,主设备可提供与治疗模式期间相比更为频繁和/或更强的信号,并且从设备能够较为频繁或持续地为通信电路通电,以便检测由主设备传送的数据。在一些示例中,从设备可被配置成用于独立地检测心脏事件以用于独立地起搏腔室(例如,心室),直至与主设备重新建立了通信。尽管这种感测可汲取更多功率,但是患者在该相对较短的时间段期间继续接受治疗可能是有利的。

[0106] 在编程模式期间,主设备可以以单向通信或双向通行与从设备广泛地通信。例如,编程模式可包括通过从设备的阈值搜索,和/或询问从设备电池状态、电极夺获、治疗电路阻抗或TCC信号强度。以此方式,当回答这些询问时,从设备可将数据提供回主设备。编程模式可被不频繁地使用,诸如一天一次或更为不频繁。编程模式可由主设备、从设备或应诸如外部设备21(图1)之类的外部设备的请求按需地调度或执行。在一些示例中,治疗参数、传送调度和/或通信调度的改变或任意其他操作改变可在编程模式期间出现。

[0107] 图5是示出了图1的PD 16的示例配置的功能框图。在所示出的示例中,PD 16包括处理电路90、存储器92、信号发生电路96、感测电路98、电击检测电路99、活动传感器100、通信电路94以及电源102。在一些示例中,PD 16可包括比这些组件更多或更少的组件。存储器92包括计算机可读指令,当由处理电路90执行时,所述指令使得PD 16和处理电路90执行归因于本文的PD 16和处理电路90的各种功能(例如,检测心律失常、与ICD系统30通信、以及递送治疗(诸如,抗心动过速起搏、电击后起搏以及传统缓慢起搏治疗))。存储器92可包括任何易失性的、非易失性的、磁、光或电介质,诸如,随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、非易失性RAM(NVRAM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、闪存存储器、或任何其他数字或模拟介质。

[0108] 通信电路94、感测电路98以及信号发生电路96可被经由开关模块91选择性地耦合至电极52以及60。处理电路90可控制开关模块91。开关模块91可被配置成用于选择性地电极中的任一个耦合至通信电路94、感测电路98以及信号发生器96中的任一个。开关模块可被配置成用于选择性地至少一个电极耦合至感测电路以用于感测生理信号、耦合至治疗发生电路以用于递送治疗信号或耦合至通信电路80以用于接收和/或传送信号。

[0109] 处理电路90可包括以下各项中的任何一个或多个:微处理器、控制器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、或等效的分立或模拟逻辑电路。在一些示例中,处理电路90可以包括多个部件,诸如一个或多个微处理器、一个或多个控制器、一个或多个DSP、一个或多个ASIC、或一个或多个FPGA的任何组合,以及其他分立或集成逻辑电路。归因于本文的处理电路90的功能可以实现为软件、固件、硬件或其任何组合。

[0110] 处理电路90根据可以存储在存储器92中的治疗参数来控制信号发生电路96向心脏26递送刺激治疗。例如,处理电路90可以控制信号发生电路96递送具有由治疗参数指定

的振幅、脉冲宽度、频率或电极极性的电脉冲。以此方式,信号发生电路96可经由电极52和60以及开关模块91向心脏26递送起搏脉冲(例如,电击后起搏治疗、CRT起搏脉冲或传统心动过缓起搏脉冲)。虽然PD 16可以仅包括两个电极(例如电极52和60),但在其他示例中,PD 16可以利用三个或更多个电极。PD 16可以使用电极的任意组合来递送治疗和/或检测来自患者14的电信号。

[0111] 信号发生电路96经由开关模块91电耦合至携带在PD 16的壳体上的电极52以及60。在所示出的示例中,信号发生电路96被配置成用于生成并向心脏26递送电刺激治疗。例如,信号发生电路96可经由电极52以及60向心脏26内的心脏肌肉的一部分递送电刺激治疗。在一些示例中,治疗发生电路96可以以电压或电流电脉冲的形式递送起搏刺激,例如CRT治疗或电击后起搏。在其它示例中,信号发生电路96可以以其它信号形式递送这些类型刺激中的一种或多种,其它信号形式诸如正弦波、方波、或其它基本连续的时间信号。尽管PD 16被通常描述为递送起搏脉冲,但在其他示例中PD 16可递送心脏复律或除颤脉冲。

[0112] 从PD 16处递送的治疗信号可至少部分地提供CRT治疗、心动过缓治疗或针对其他此类失调(disorder)的治疗。这些信号中的每一个可由存储在存储器92中的一组参数限定,并且可包括诸如脉冲间期、脉冲宽度、电流和/或电压幅度以及每一个脉冲模式的持续时间之类的参数。这些参数可以包括脉冲间期、脉冲宽度、电流和/或电压振幅、以及每个起搏模式的持续时间。PD 16可存储这些参数值以用于治疗信号,但是在一些示例中由PD 16接收的起搏治疗命令可将各种参数值编码。

[0113] 限定电击后起搏的参数可变化。在一个示例中,单相电击后起搏治疗可以在每个相位具有大约1毫秒的脉冲宽度并且具有大约5伏特的脉冲振幅。起搏速率可以被设置为每分钟30-60次心跳(0.5-1赫兹)。每个电击后起搏会话的持续时间可以在10秒和60秒之间,或者在其他示例中甚至更长。在其他示例中,脉冲宽度、脉冲幅度和/或电击后起搏的持续时间可更大或更小。

[0114] 电感测电路98监测来自电极52和60的信号,以便监测心脏26的电活动、阻抗、或其他电现象。可进行感测以确定心率或心率变异性,或检测心律失常(例如,快速性心律失常或心动过缓)或其他电信号。感测电路98还可包括开关模块,以取决于在当前感测配置中使用的电极组合、或电极向量来选择使用可用电极中的哪些电极(或电极极性)来感测心脏活动。在具有若干电极的示例中,处理电路90可经由感测电路98内的开关模块选择用作感测电极的电极,即选择感测配置。感测电路98可包括一个或多个检测信道,每个检测信道可耦合至所选择的电极配置,以用于经由该电极配置检测心脏信号。一些检测信道可被配置成检测心脏事件,诸如P波或R波,并向处理电路90提供发生这种事件的指示,例如如1992年6月2日公告的授予Keimel等人的题为“用于监测电生理信号的装置(APPARATUS FOR MONITORING ELECTRICAL PHYSIOLOGIC SIGNALS)”的美国专利No.5,117,824中所描述的。处理电路90可通过经由数据/地址总线提供信号来控制感测电路98的功能。在一些示例中,PD 16可在治疗期间(例如,当基于来自主设备的命令提供起搏时)不利用电感测电路98。

[0115] 处理电路90可以包括计时和控制模块,其可以具体化为硬件、固件、软件或其任何组合。计时和控制模块可以包括与其他处理电路90组件(诸如微处理器)分开的专用硬件电路(诸如ASIC)或由处理电路90的组件(其可以是微处理器或ASIC)执行的软件模块。计时和控制模块可实现可编程计数器。如果PD 16被配置成用于生成并递送起搏脉冲至心脏26,这

样的计数器可控制与DDD、VVI、DVI、VDD、AAI、DDI、DDDR、VVIR、DVIR、VDDR、AAIR、DDIR以及其他起搏模式相关联的基本时间间期。在Bonner等人的并在2012年10月31日提交的题为“无引线起搏器系统 (LEADLESS PACEMAKER SYSTEM)”的美国专利申请号13/665,492中、或在Bonner等人的并在2012年10月31日提交的题为“无引线起搏器系统 (LEADLESS PACEMAKER SYSTEM)”的美国专利申请号13/665,601中描述了可以使用这种模式来递送起搏的示例PD。授予Bonner等人的美国专利No.13/665,492和授予Bonner等人的美国专利No.13/665,601。

[0116] 由处理电路90内的计时和控制模块定义的间期可以包括心房和心室起搏逸搏间期、感知的P波和R波无效以重新开始逸搏间期的计时的不应期以及起搏脉冲的脉冲宽度。作为另一示例,对于向心脏26递送电刺激期间和之后的时间间期,计时和控制模块可以抑制来自感测电路98的一个或多个信道的感测。可以由处理电路90响应于存储器92中存储的数据来确定这些间期的持续时间。处理电路90的计时和控制模块还可以确定心脏起搏脉冲的振幅。在其他示例中,间期可由从主设备(诸如,ICD系统30)接收的控制信号指示。

[0117] 一旦用感测电路98的检测信道感测到R-波和P-波,就可重置由处理电路90的计时和控制模块实现的间期计数器。在PD 16提供起搏的示例中,信号发生电路96可以包括例如经由开关模块91耦合到电极52和60的起搏器输出电路,其适合于将双极或单极起搏脉冲递送到心脏26的腔室中的一个。在这样的示例中,处理电路90可以在信号发生电路96生成起搏脉冲时重置间期计数器,并且由此控制心脏起搏功能(包括电击后起搏,如果提供了此类功能的话)的基本计时。然而,如本文所描述的,在其他示例中,PD 16可不包括感测电路98。

[0118] 当由感知到的R波和P波重置时存在于间期计数器中的计数的值可被处理电路90用于测量R-R间期、P-P间期、P-R间期和R-P间期的持续时间,该R-R间期、P-P间期、P-R间期和R-P间期的持续时间是可存储在存储器92中的测量。处理电路90可在间期计数器使用该计数以用于检测快速性心律失常事件,诸如心房纤颤(AF)、心房心动过速(AT)、VF或VT。这些间期也可被用于检测总心率、心室收缩率以及心率变异性。存储器92的一部分可以被配置为多个再循环缓冲器,其能够保存一系列测得的间期,可以由处理电路90响应于发生起搏或感测中断而分析所述一系列测得的间期,以确定患者的心脏26目前是否正表现出房性或室性快速性心律失常。

[0119] 除了检测和标识特定类型的心律之外,感测电路98还可以对检测到的固有信号进行采样以生成心电图或心脏事件的其他基于时间的指示。处理电路90也可可协调来自植入在心脏26的不同的腔室中的不同的PD的起搏脉冲的递送,诸如植入在心房中的PD和/或植入在左心室中的PD。例如,处理电路90可经由感测电路98标识来自其他PD的所递送的脉冲并且更新脉冲计时以用于完成所选择的起搏方案。该检测可以在逐脉冲的基础上或在逐心跳的基础上,或在较不频繁的基础上随着时间对脉冲速率进行微小的修改。在其他示例中,PD可经由通信电路94和/或在载波(诸如刺激波形)上的指令与彼此进行通信。以此方式,可协调来自多个PD的起搏治疗。

[0120] 电击检测电路99可用于检测由ICD系统30或另一设备递送的抗快速性心律失常电击。例如,处理电路90可响应于检测到快速性心律失常或接收到指示已检测到心律失常或即将发生电击的通信而启用电击检测电路99。处理电路90还可以在已经过去了预定时间段之后或者在以其它方式不会(或不再)预料到电击时禁用电击检测电路99。当启用电击检测电路99时,电击检测电路99可以标识由感测电路98接收到的电信号何时表示心脏复律或除

颤脉冲。

[0121] 尽管在图5中分开地示出,但电击检测电路99在一些示例中可被包括为处理电路90的一部分。在一些示例中,归因于电击检测电路99的电击检测功能可以是由处理电路90执行的功能模块。与电击检测相似,其他感测功能可包括用于检测特定心脏事件或其他信号的专用电路。例如,可作为感测电路98的一部分或与感测电路分开提供用于检测心室收缩的电路。在其他示例中,通信电路94可被直接耦合至感测电路98,以便经由如本文所描述的TCC来检测所传送的信号。

[0122] 存储器92可被配置成用于存储各种操作参数、治疗参数、感知数据和检测到的数据、通信指令、以及与患者14的治疗和医治有关的任何其他信息。在图5的示例中,存储器92可存储感知到的ECG、检测到的心律失常、来自ICD系统30的通信以及限定起搏方案的治疗参数。在其他示例中,存储器92可以充当用于存储数据的临时缓冲器,直至该数据可被上传至ICD系统30、另一植入设备或设备21。存储器92还可存储限定通信方案的参数,诸如通信调度以及通信窗口、针对由不同的控制信号和/或同步信号提供的转换(translation)、通信错误移交(handing)指令等。

[0123] 活动传感器100可被包括在PD 16的壳体内并且包括一个或多个加速度计或其他能够检测PD 16的运动和/或位置的其他设备。例如,活动传感器100可包括被配置成用于检测在空间中任意方向上的加速度的3轴加速度计。具体地,该3轴加速度计可被用于检测可能指示心脏事件和/或噪声的PD 16运动。例如,处理电路90可监测来自活动传感器100的加速度以用于确认或检测心律失常。由于PD 16可与心脏26的腔室壁一同移动,检测到的加速度的改变还可指示收缩。因此,PD 16可被配置成用于标识心率以及确认经由感测电路98所感知的心律失常,诸如心动过速。

[0124] 在一些示例中,PD 16可信号通知设备21进一步与临床医师通信并通过网络(诸如由明尼苏达州明尼阿波利斯的美敦力(Medtronic)公司开发的Medtronic CareLink®网络)或一些链接患者14的其它网络来将警报传递给临床医师。PD 16可自发地或响应于来自用户的询问请求将信息传送至网络。

[0125] 电源102可以是任何类型的设备,其被配置成保存用于操作PD 16的电路的电荷。电源102可以作为可再充电或不可再充电的电池提供。在其他示例中,电源102可以包括能量采集系统,该能量采集系统存储来自患者14体内的PD 16的移动的电能。

[0126] 通信电路94包括用于与诸如设备21或ICD系统30(图1)之类的另一设备通信的任何合适硬件、固件、软件或其任何组合。在处理电路90的控制下,通信电路94可在天线的帮助下从设备21接收下行链路遥测并将上行链路遥测发送至设备21,该设备21可以是内部的和/或外部的。处理电路90可例如经由地址/数据总线提供将被上行链路至设备21的数据以及用于通信电路94内的遥测电路的控制信号。在一些示例中,通信电路94可经由复用器将接收到的数据提供至处理电路90。

[0127] 通信电路94可包括使得能够与另一医疗设备通信(诸如TCC或其他类型的通信)的电路。通信电路94可操作用于经由开关模块91以及电极52和/或60传送和/或接收信号。当以接收或者“侦听”模式配置时,通信电路可被通电或启用以允许信号被检测或接收。例如,通信电路可为一个或多个放大器通电,以便检测可能在TCC中出现的相对微弱的信号。为这些放大器通电或以其他方式操作通信电路以用于检测所传送的信号消耗了功率。因此,通

信电路94可采用本文所描述的协调与传送设备通信的通信方案,以便于限制通信电路94通电的时间量。

[0128] 在一个示例中,PD 16可以以被动模式或从模式操作,以与主传送设备(诸如,ICD系统30)通信。与ICD 9的传送调度保持一致,PD 16可根据通信调度独立地启用以及禁用通信电路94。PD 16可发起通信窗口,在该通信窗口期间PD 16能够接收来自ICD 9的控制信号,该通信窗口是由与传送调度相应的通信调度限定的多个通信窗口中的一个通信窗口。PD 16一般不能在多个通信窗口之间接收控制信号。在PD 16从ICD 9接收控制信号后并且在通信窗口期间,PD 16可随后在根据控制信号的时间处调度治疗的递送并且在该时间处递送治疗。以此方式,PD 16可被配置成例如根据由ICD 9经由控制信号提供的命令将起搏脉冲递送至左心室。以此方式,PD 16可不被要求包括用于感测心脏信号的感测电路。然而,在其他示例中,在来自ICD 9的通信已丢失的情况下,PD 16可仍被配置成用于感测心脏事件作为在递送起搏脉冲或提供备用起搏之前的进一步检查。PD 16还可以以主能力(capacity)或从能力与其他医疗设备通信。

[0129] 从PD 16的角度来看,控制信号提供了有关何时向患者递送治疗(例如,起搏信号)的信息。例如,控制信号可指示接收控制信号以及PD 16将向患者递送治疗的时间之间的延迟周期。PD 16可使用该延迟以便调度或编程治疗递送,诸如如何对何时递送起搏信号进行计时。以此方式,控制信号可以以代码提供信息,PD 16使用查找表或公式来转换该代码。如果控制信号是数字的,则PD 16可使用控制信号的一部分以用于为后续治疗计时。例如,如果典型控制信号包括七个位,则PD 16可在信号的最后一位对治疗结束计时。

[0130] 作为通信调度的一部分,PD 16可纳入消隐窗口以当预期没有来自传送主设备的信号时减少通信电路94的不必要的通电。例如,响应于接收指示何时递送治疗的控制信号,PD 16可发起消隐窗口,在该消隐窗口期间PD 16不会发起多个通信窗口中的任意通信窗口。PD 16可继续跟踪可能会以其他方式在消隐窗口期间出现的通信窗口。在其他示例中,PD 16可停止在消隐窗口期间跟踪通信窗口。一旦PD 16确定已经过去了消隐窗口,响应于确定已经过去了消隐窗口,PD 16可根据通信调度发起下一通信窗口。消隐窗口可以是基于患者的心率自适应的,由此使得心率下降时消隐窗口增加,以及心率上升时消隐窗口减少。消隐窗口中的任意变化可由来自主设备的特定信号指令来指导、通过从设备响应于检测到心率中的变化或基于何时从主设备检测到同步信号来做出。

[0131] 通信窗口可通常比PD 16从主设备接收传送所花的持续时间更长。此外,PD 16的通信调度可与主设备的传送调度对齐或同步,由此使得每一个传送窗口将会在对应的通信窗口的中间出现。以此方式,独立控制的传送调度以及通信调度之间的可能由于例如时钟信号的差异而造成的小偏差可不阻止每一个传送仍会在对应的通信窗口期间被捕获。例如,PD 16可通过在传送调度的预期传送窗口之前开始通信窗口来发起通信窗口,该通信窗口在包括预期的传送窗口的持续时间内继续。

[0132] 在一些示例中,响应于接收到控制信号,PD 16可通过禁用通信电路94来立即终止通信窗口。尽管通信窗口可被调度以用于在控制信号的接收之后继续,但通信电路94无需通电,因为将不会接收进一步的信号。因此,PD 16能够通过终止通信窗口以及在所传送的信号的接收之后立即为通信电路94断电来进一步减少功率消耗。进一步地,PD 16可基于在通信窗口期间何时接收了控制信号来将通信调度与传送窗口对齐或同步。例如,PD 16可基

于控制信号是何时被接收来更改后续通信窗口的开始时间或后续通信窗口的窗口持续时间中的至少一个,以用于将通信调度与传送调度对齐以捕获后续控制信号。

[0133] 换言之,PD 16可将通信调度向前或者向后移动,由此使得预期的传送将会落入PD 16的对应的通信窗口的中间。可做出这些调整以用于适应通信医疗设备之间出现的时钟速度中的差异或不稳定的时钟速度。替代移动通信调度,如果PD 16试图与主设备的时钟速度匹配,则PD 16也可生成加快(增加)或减慢(减少)时钟信号的时钟信号校正因子。例如,时钟信号校正因子可将时钟信号与时钟信号校正因子相乘,以便生成试图复制传送设备(例如,ICD 9)的时钟的时钟,由此使得传送调度和通信调度在时间上对齐。以此方式,PD 16可基于控制信号是何时接收而生成时钟信号校正因子,该时钟信号校正因子校正控制信号被接收的时间与接收来自ICD 9的控制信号的预期时间之间的差异。PD 16可随后将时钟信号校正因子应用于PD 16的时钟信号,以将通信调度与传送调度时间地对齐。

[0134] PD 16还可增加或减少每一个通信窗口的持续时间,以便尝试确保所传送的信号由PD 16捕获。在一个示例中,PD 16在通信窗口的开始或结束中的一个的预定的百分比内接收控制信号,并且响应于在通信窗口的开始或结束中的一个的预定的百分比内接收到控制信号,PD 16可延长后续通信窗口的窗口持续时间。换言之,如果接收所传送的信号距离通信窗口的开始或结束过近,则PD 16可增加通信窗口的长度。

[0135] 在一些示例中,当通信窗口可更小时,PD 16可减少通信窗口的长度以及通信电路94主动地侦听信号的时间的长度。例如,PD 16可在接收控制信号的预期时间的预定的百分比(诸如通信窗口的中间)内接收控制信号,并且响应于在接收控制信号的预期时间的预定的百分比内接收到控制信号,缩短后续通信窗口的窗口持续时间。通信窗口的延长或缩短的量可以相对较小,诸如将通信窗口的长度改变5%或10%或改变特定的时间段,诸如1ms或2ms。然而,该过程可迭代地执行。此外,通信窗口的持续时间的变化的量可以基于指示主设备的传送调度和从设备的通信调度之间的任意变化的程度的移动平均或其他历史信息来确定。

[0136] 多个通信窗口中的每一个通信窗口可以以预定速率或预定间期出现。例如,通信窗口的预定速率可以是大约10Hz至大约50Hz。与该速率相对应的预定间期可在不同的示例中使用。可以在每一个窗口的开始之间或从一个窗口的结束到下一窗口的开始测量预定的间期。在一个示例中,通信窗口可具有大约20Hz的速率或与该速率相对应的间期。然而,可在其他示例中使用不同的频率。在一些示例中,多个通信窗口以一速率并以一持续时间出现:该速率或持续时间使得通信窗口或通信电路94活跃的时间小于整个通信调度的占空比的百分之二。换言之,对于1秒的时间段而言,通信电路94可能仅活跃或通电不到约20ms。

[0137] 如本文所讨论的,PD 16可提供不同类型的治疗。在一些示例中,PD 16被配置成用于植入患者的心脏的左心室内,但是PD 16也可被替代地放置在其他腔室中。PD 16可被配置成单独地向左心室提供起搏信号,或与向心脏的不同的腔室或结构提供起搏的其他设备组合地向左心室提供起搏信号。

[0138] 在一些情况下,主设备(例如,ICD系统30)以及从设备(例如,PD 16)之间通信可能是不可靠的。例如,在TCC的情况下,可能在具有许多其他生理和/或人工电信号的环境中提供所传送的电信号,该许多其他生理和/或人工电信号创造了非常嘈杂(noisy)的环境,该嘈杂的环境阻止了由PD 16对于所传送的信号的持续检测。在其他示例中,ICD系统30以及

PD 16的时钟可能在很大程度上不同,或由于一些其他误差,使得PD 16遗漏了请求治疗递送的控制信号。在缺少同步达一预定的时间段(例如,从1秒到6秒或以上)之后,PD 16可确定已经出现了通信丢失。在这些情况下,PD 16可发起独立生理测试以便检测心脏事件以及在来自自主设备的指令的情况下提供治疗。例如,当通信已丢失时,PD 16可提供备用VVI起搏。在与主设备(诸如,ICD系统30)的通信再同步后,PD 16可停止该备用起搏。

[0139] 当通信已丢失时,PD 16可尝试调整通信调度,以便重新检测来自自主设备的信号。在一个示例中,PD 16可迭代地增加通信窗口的持续时间,直至PD 16检测到同步信号或控制信号。在重新建立通信时,PD 16可回复到先前的通信调度。在其他示例中,PD 16可持续地开启通信电路94,直至能够与主设备重新建立通信。

[0140] 图6是外部设备21的示例配置的功能框图。在图6的示例中,外部设备21包括处理电路140、存储器142、用户界面(UI) 144、和遥测电路146。外部设备21可以是具有用于心脏系统8内的一个或多个设备(包括PD 16或IMD 30)的编程和/或询问的专用软件的专用硬件设备。替代地,外部设备21可以是例如运行使得外部设备21能够对心脏系统8内的设备进行编程和/或询问的应用程序的现成计算设备。

[0141] 在一些示例中,临床医师或用户使用外部设备21来选择或编程心脏系统8内的设备的操作参数的值,以例如用于心脏感测、治疗递送、以及禁用和/或启用PD 16。在一些示例中,临床医师使用外部设备21接收由系统8内的设备收集的数据,诸如有关ICD系统30的状况的信息,包括与剩余电池寿命有关的信息。外部设备21还可接收来自PD 16的数据,包括其递送治疗当前是否被启用。外部设备21还可接收心脏系统8内的设备的其他操作以及性能数据。

[0142] 用户可以经由UI 144与外部设备21进行交互,该UI可以包括用于向用户呈现图形用户界面的显示器、以及用于从用户处接收输入的键盘或另一机制。外部设备21可使用遥测电路146与系统8内的一个或多个设备无线地通信,该遥测电路146可被配置成用于与PD 16的通信电路94或ICD 30的通信电路80进行RF通信。除RF通信之外,还可使用任意合适的通信协议。

[0143] 处理电路140可以包括集成电路、分立逻辑电路、模拟电路的任意组合,诸如,一个或多个微处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、或现场可编程门阵列(FPGA)。在一些示例中,处理电路106可包括多个组件,诸如以下各项的任意组合:一个或多个微处理器、一个或多个DSP、一个或多个ASIC、或一个或多个FPGA、以及其他分立或集成逻辑电路、和/或模拟电路。

[0144] 存储器142可以存储程序指令,诸如通信指令110,该程序指令可以包括可由处理电路140执行的一个或多个程序模块。当由处理电路140执行时,这种程序指令可以致使处理电路140和外部设备21提供在本文中归于它们的功能。程序指令可以实现在软件、固件和/或RAM器件中。存储器142可包括任何易失性、非易失性、磁的、光的、或电的介质,诸如随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、非易失性RAM(NVRAM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)、闪存存储器、或任何其他数字介质。

[0145] 临床医师可使用图6中的外部设备21来与PD 16和/或ICD 9通信,并且由此根据本公开的一个或多个方面启用或者禁用治疗的递送。此外,外部设备21可与PD 16和/或ICD 9通信,以编程或更新通信调度。外部设备21可使用RF直接与各种设备通信,并且在一些示例

中,经由RF向一个设备(例如,ICD 9)提供指令并且指令该设备将指令经由TCC中继至另一设备(例如,PD 16)。如下文所描述的,临床医师还可对心脏系统8内的设备执行评估,并且使用外部设备21来修改或更新存储在PD 16内或心脏系统8内的其他设备(诸如,ICD 9)内的参数。通信指令110可包括由各种传送和/或接收设备使用的通信方案,该各种传送和/或接收设备使用TCC或任意其他模态来如本文所描述地通信。例如,通信指令110可包括针对每一个传送设备(例如,主设备)以及接收设备(例如,从设备)的有关传送和通信调度的指令,该传送和通信调度诸如窗口速率、通信电路活跃的持续时间、消隐窗口、错误移交或诸如本文中讨论的通信的任意其他方面。在一些示例中,外部设备21可经由UI 144提供用户可选择的参数,并且基于经由UI144从用户处接收的输入来更新通信指令110的一个或多个方面。

[0146] 图7是示出包括经由网络162耦合至心脏系统8内的设备(包括PD 16以及ICD系统30)以及外部设备21的外部计算设备(诸如,服务器164和一个或多个其他计算设备170A-170N)的示例系统的功能框图。在该示例中,PD 16可以使用通信电路94,以例如在不同时间处和/或在不同位置或环境中经由第一无线连接与外部设备21通信、以及经由第二无线连接与接入点160通信。相似地,ICD系统30可以使用通信电路80,以例如在不同时间处和/或在不同位置或环境中经由第一无线连接与外部设备21通信、以及经由第二无线连接与接入点160通信。在图7的示例中,接入点160、外部设备21、服务器164、以及计算设备170A-170N互连,并且能够通过网络162彼此通信。

[0147] 接入点160可包括经由各种连接(诸如电话拨号、数字用户线路(DSL)或线缆调制解调器连接)中的任一种连接到网络162的设备。在其他示例中,接入点160可通过不同形式的连接(包括有线或无线连接)被耦合至网络162。在一些示例中,接入点160可以与患者14共同定位。接入点160可例如周期地或响应于来自患者14或网络162的命令而询问心脏系统8内的设备,以用于从心脏系统8内的设备检取信息(诸如,操作数据)。接入点160可经由网络164向服务器162提供检取到的数据。根据本公开的一个或多个方面,临床医师可使用图7中的外部设备21来与PD 16通信,并且由此启用或禁用治疗的递送,并且在一些示例中,修改或更新存储在PD 16内或心脏系统8内的其他设备内的参数,诸如由这些设备使用的通信调度以及传送调度。

[0148] 在一些情况下,服务器164可以被配置成用于针对已从心脏系统8内的一个或多个设备和/或外部设备21处收集的数据提供安全的存储位点,诸如互联网。在一些情况下,服务器164可以将数据汇编在网页或其他文件中,以由受训练的专业人员(诸如临床医师)经由计算设备170A-170N来查看。可利用与由爱尔兰都柏林的美敦力公司开发的美敦力Care Link®网络所提供的通用网络技术和功能类似的通用网络技术和功能来在一些方面中实现图7的所示系统。

[0149] 图8A以及图8B是来自医疗设备的示例心脏事件检测以及控制信号传送的时序图。将相对于主设备(例如,ICD系统30)以及从设备(例如,PD 16)描述图8A以及图8B,但是在其他示例中也可使用其他设备。如图8A中所示出的,时序图200示出了心脏事件的示例检测,诸如P-波204A以及204B。P-波204A以及204B中的每一个来自对应的心动周期并且指示心房收缩。间期A指示传送窗口202的每一个传送窗口之间的时间间期。传送窗口202在预定的时间处出现,由此感知到的P-波204A以及204B可不与任意传送窗口一致。然而,这并不影响

ICD系统30以及PD 16之间的通信。ICD系统30可将每一个P-波204A以及204B检测为心脏事件,并且随后例如基于这些检测到的心脏事件确定PD 16应当何时递送相应的起搏信号。

[0150] 如图8B的时序图206中所示出的,ICD系统30基于与图8A中的检测到的P-波208A以及208B相对应的心脏事件208A以及208B生成控制信号210A-D。ICD系统30确定心脏事件208A出现的时间,并且还确定相应的起搏信号应当在稍后的时间被递送至患者。ICD系统30确定下一传送窗口出现并且基于传送窗口的时序以及治疗应当由PD 16递送的时间生成控制信号210A。例如,如果应当在控制信号210A被传送之后90ms递送起搏信号,则控制信号210A将指示应当在90ms后递送起搏信号。如果间期A小于到治疗的延迟,即如果间期A是50ms,则ICD系统30生成用于在下一传送窗口传送的第二控制信号210B,该第二控制信号210B指示现在应当在40ms后递送治疗。由于控制信号210B之后的传送窗口晚于所递送的治疗,ICD系统30无法再次针对该对应的起搏信号传送控制信号。因此,ICD系统30可开始消隐窗口B,该消隐窗口B运行达预定的时间并且通常覆盖多个传送窗口。在消隐窗口B期间,ICD系统30将避免向PD 16传送任何信号。

[0151] 在消隐窗口B终止时,ICD系统30在消隐窗口B终止之后紧接着的下一传送窗口期间传送同步信号212。如在图11中所讨论的,PD 16可响应于接收同步信号212开始或调整通信调度。同样,在ICD系统30检测到心脏信号208B之后,ICD系统30将在治疗递送的时间之前生成具有不同的延迟周期的控制信号210C和210D以用于在对应的传送窗口期间传送。例如,由于心脏事件208B在与传送调度有关的时间上比心脏事件208A更早地出现,因此控制信号210C以及210D的延迟可分别是对应的控制信号的传送以及治疗递送之间的70ms以及20ms。本示例中所提供的间期以及速率仅用于说明,在其他示例中可使用替代的值。

[0152] 在一些示例中,一旦消隐窗口B已终止或期满,同步信号212可包括一串(burst)两个或更多的同步信号。该串同步信号可在同步窗口期间出现并且允许接收设备(例如,PD 16)检测消隐窗口B之后的同步信号中的至少一个,即便传送设备(ICD系统30)以及接收设备(PD 16)的时钟信号存在略微偏移(例如,每一个时钟信号并不保持完全相同的时间)。例如,ICD系统30可生成并传送由预定间期(例如,2ms)分开的或以预定速率(例如,500Hz)分开的五个同步信号(而非一个同步信号),其中中间的同步信号在消隐窗口B的计划终止的时间传送。在其他示例中,该串同步信号可包括在传送调度的标准传送窗口期间传送的两个或更多个同步信号。然而,在其他示例中,该串同步信号可以在比标准传送窗口更长的窗口内传送,以便容纳该串中的所有同步信号。限定该串内的同步信号的速率的同步速率可以比传送调度内的传送窗口的速率更大。以此方式,同步信号将在消隐窗口B的预期终止之前和之后的误差周期期间被发送,此时PD 16将预期接收同步信号。

[0153] 如由PD 16独立地跟踪,响应于消隐窗口B结束,PD 16可发起通信窗口,在该通信窗口期间PD 16能够检测来自ICD系统30的信号。如果PD 16的时钟信号慢了,则PD 16可仍足够早地开始通信窗口以捕获从ICD系统30传送的同步信号中的至少一个。如果PD 16的时钟信号快了,PD 16可发起通信窗口并且在第一同步信号之前开启通信电路。PD 16可保持通信窗口打开直至检测到同步信号,并且随后响应于检测到第一通信信号,终止通信窗口。PD 16可随后寻找将是在消隐窗口B结束时传送的同步信号的一部分的后续同步信号。一旦PD 16并未在预期接收到同步信号的短间期中检测到任意进一步同步信号,则PD 16随后恢复正常通信调度以寻找例如在传送窗口202期间传送的信号。PD 16可将最后检测到的同步

信号用作将通信调度与ICD系统30的传送调度同步的开始点。

[0154] 图9是示出了用于根据传送调度传送控制信号的示例过程的流程图。出于说明的目的,在下文中由处理电路70执行的操作以及图1和图4的ICD系统30的通信电路80的情境内描述了图9,但是由图9的示例所示出的操作可由被配置成用于操作为单向通信中的主设备的任意医疗设备执行。还关于图8A以及图8B以及在将P-波感测为心脏事件并请求以从设备(例如,PD 16)递送的起搏信号为形式的治疗的情境中描述了图9。

[0155] 如图9中所示出的,处理电路70可开始信号计时器(220),该计时器由传送调度限定并对每一个传送窗口之间的间期进行计时。如果处理电路70并未检测到P-波(框222的“否”分支),则处理电路70确定是否已经过去了信号计时器的时间(其指示传送窗口之间的间期已经结束)(224)。如果尚未过去信号计时器的时间(框224的“否”分支),则处理电路70继续确定是否已检测到P-波(222)。如果处理电路70确定已经过去了信号计时器的时间(框224的“是”分支),则处理电路70可重新开始信号计时(220)。

[0156] 如果处理电路70确定已检测到P-波(框222的“是”分支),则处理电路70确定在下一传送窗口期间要发送的下一控制信号(226)。例如,处理电路70可将控制信号指令的延迟周期设为下一传送窗口和治疗应当递送的期望时间之间的时间。处理电路70接下来等待过去了信号计时器的时间(228)并且随后经由通信电路80生成并且传送指示PD 16应当何时递送治疗(例如,起搏信号)的控制信号(230)。如果下一治疗(例如,起搏)在比信号计时器的持续时间更远的时间出现(框232的“是”分支),则处理电路70可再次确定要发送的下一控制信号(226)。

[0157] 如果治疗将在比下一计时器的期满更早时间出现(框232的“否”分支),则处理电路70开始消隐窗口(234)。在消隐窗口期间,处理电路70并不向PD 16传送任意控制信号或同步信号。如果已经经过了消隐窗口(框236的“是”分支),则处理电路70可经由通信电路80向IPG 16生成并且传送同步信号,以便于促进两个设备的传送调度和通信调度的同步(238)。处理电路70可随后再次开始信号计时器,该信号计时器为每一个传送窗口之间的间期计时(220)。

[0158] 由主设备(例如,ICD系统30)生成并且传送的信号可以是请求治疗的递送的控制信号、用于将通信调度和传送调度在时间上对齐的同步信号、以及与PD 16相对于ICD系统30的操作相关的其他信号。从ICD系统30传送的每一个信号可表示与特定消息相对应的代码。如下方的表1中所示出的,不同的代码可提供指示信号的传送以及治疗递送(例如,起搏信号)的计时之间的不同的延迟的消息。信号可被编码以用于其他任务,诸如同步通信、重设消隐窗口或甚至在不同的操作模式之间改变。

表1.

代码	消息
0	现在起搏
1	10毫秒后起搏
2	20毫秒后起搏
3	30毫秒后起搏

4	40毫秒后起搏
5	50毫秒后起搏
6	60毫秒后起搏
7	70毫秒后起搏
8	80毫秒后起搏
9	90毫秒后起搏
10	100毫秒后起搏
11	110毫秒后起搏
12	120毫秒后起搏
13	同步
14	重设400毫秒消隐计时器
15	改变至编程模式

[0159] 可使用不同类型的信号对表1中的消息进行编码,诸如模拟或数字信号。在一个示例中,每一个信号可以是数字的并且包含用于不同目的的多个不同的位。控制信号可以比同步消息更加复杂。控制信号的消息可以以4位信息进行编码,其将提供16个不同的可能的消息(如上文的表1所示)。更多的位可被用于编码更多数量的消息。然而,7位代码可被使用以便针对该4位信息检测多达两位误差或校正一位误差。这些位可以跟随用于各种功能的多个位系列。由于接收设备不知道何时预期传送,故确定位的边缘将会在何处出现将是不可能的。因此,将发送第一系列位作为“唤醒系列”位。例如,每一个消息都可以以位系列“101010”开始。

[0160] 由于接收器(例如,PD 16)将可能遗漏唤醒系列中的几个位,故将在唤醒系列之后插入多个位的标志。该标志可以是例如3位标志,并且针对所传送的信号的计时提供测量目的。示例标志可以是位系列“011”。在一个示例中,标志的最后一位可由PD 16使用以用于跟踪所传送的信号的计时。消息代码可随后跟随该标志。因此,示例控制信号可以是“101010011”加上消息的7位。同步信号可仅包括唤醒系列以及标志,因为不需要消息。本文所讨论的这些类型的代码以及位的数量仅为示例,并且其他代码、位、针对“唤醒系列”的位的安排、标志以及消息可在于本文所描述的通信一致的其他示例中使用。

[0161] 每一个控制信号的持续时间可取决于通信协议的频率以及所使用的编码方案。例如,频移键控(FSK)协议或相移键控(PSK)协议或幅度调制协议(AM)可被使用以用于从主设备发送信号。FSK与其他编码方案相比可对时钟差异更加容忍。FSK系统与其他编码方案相比可允许接收器更快地与消息的开始同步。FSK协议也可不要求与PSK协议相关联的长锁定时间,并且可实现比AM协议更好的噪声抑制,这可使得FSK协议针对设备之间的相对较短的消息是优选的。如果在位长大约80微秒的情况下使用操作频率,上文所讨论的16位消息将花费大约1.28ms。因此,用于检测该消息的通信窗口将需要被设置得足够长以用于捕获整个信号。

[0162] 尽管图9的过程涉及确定并且向PD 16传送控制信号,但ICD系统30也可通常传送与检测到的心脏事件有关的信息。该信息可包括控制信号和/或其他信息,诸如检测到的心脏事件以及传送窗口之间的计时。信息可指定心脏事件何时被检测到与传送窗口何时被调度之间的时间量。心脏事件与传送窗口之间的计时可被配置成用于允许PD 16基于心脏事件何时被检测到来确定递送治疗的时间。例如,处理电路70可在框226内确定心脏事件的时序并且随后传送该信息而不是控制信号。PD 16可随后接收该信息并且基于心脏事件的检测和信息的传送之间已经过去了的时间量来确定何时递送治疗。在一个特定示例中,PD 16可从A-V间期减去检测到的心脏事件和传送窗口之间的时间,以确定在递送起搏信号之前将等待的时间量。在其他示例中,ICD系统30可以以相同的方式确定并且向PD 16传送其他信息。

[0163] 图10是由植入式医疗设备在通信调度的对应的通信窗口期间接收的示例信号的时序图。将相对于主设备(例如,ICD系统30)以及从设备(例如,PD 16)描述图10,但在其他示例中也可使用其他设备。如图10中所示出的,时序图240示出了由从设备PD 16对来自主设备的信号的示例检测。与图8A以及图8B相似,间期A指示通信窗口242的每一个通信窗口之间的时间间期。通信窗口242以与ICD系统30的预期传送窗口相对应的预定时间出现。

[0164] 控制信号246A以及246B是在对应的窗口242期间接收并且与图8B中所讨论的由ICD系统30传送的控制信号210A以及210B相对应。控制信号246A以及246B中的每一个限定了从每一个控制信号的时间到PD 16应当向例如左心室递送起搏信号248A的时间的对应延迟。如图8B中所讨论的,如果应当在接收到控制信号246A后90ms递送起搏信号248A,则控制信号246A将指示应在90ms后递送起搏信号。如果间期A比到治疗的延迟更短,即假设间期A为50ms,则第二控制信号246B指示现在应当在40ms后递送治疗。只要PD 16检测到这两个控制信号246A或246B中的一个,PD 16应当能够生成并且在合适的时间递送起搏信号248A。一旦PD 16确定在递送的治疗之前没有进一步的控制信号可被接收,PD 16就可开始消隐窗口B,该消隐窗口B运行达一预定的时间并且通常覆盖多个通信窗口。在消隐窗口B期间,PD 16将避免为通信电路94通电,以便在没有信号将被接收的时间期间减少功率消耗。通信窗口244是将在没有消隐窗口B的情况下在通信调度中出现的窗口。

[0165] 在消隐窗口B终止时,PD 16将再次为通信电路94通电,以便检测与从ICD系统30处传送的同步信号212相对应的同步信号250。PD 16可随后再次在通信窗口中为通信电路94加电,以用于检测与由ICD系统30传送的控制信号210C以及210D相对应的后续控制信号246C以及246D。响应于检测到控制信号246C以及246D中的至少一个,PD 16可根据由控制信号246C以及246D中的每一个所指定的时序来递送起搏信号258B。PD 16以及ICD系统30可根据需要以此方式继续向患者递送治疗。在另一示例中,消隐窗口B的持续时间可依据平均心率调整。即,随着心率上升以及连续p-波之间的时间(204A到204B)减少,ICD系统30和/或PD 16可将消隐窗口B缩短一个或多个间期A(或一些其他的持续时间)。同样地,如果心率下降,ICD系统30和/或PD 16可将消隐窗口B增加一个或多个间期A(或某一其他持续时间)。在一些示例中,可由PD 16以及ICD系统30两者来确定心率。在另一示例中,ICD系统30可完全地消除同步信号250并且依靠控制信号246A以及246B来设置递送治疗的时间以及将PD 16的时钟调整成与ICD系统30同步。在该示例中,ICD系统30可不利用消隐窗口,但PD 16仍可仍利用消隐窗口以用于减少功率消耗。本示例中所提供的间期值以及速率值仅用于说明,在

其他示例中可使用替代的值。

[0166] 图11是示出了用于根据通信调度接收控制信号并且基于接收到的控制信号递送治疗的示例过程的流程图。图11可与作为图9的过程的结果而生成的信号有关,并且出于说明的目的,在下文在由图1和图5的PD 16的处理电路90以及通信电路94执行的操作的情境内描述了图11。然而,由图11的示例示出的操作可由被配置成用于操作为处于单向通信以及可能双向通信的主设备的任意医疗设备执行。还相关于图10并且在响应于基于由主设备(例如,ICD系统30)检测到的诸如P-波之类的心脏事件生成的命令而由PD 16(例如,从设备)递送心室起搏信号的情境中描述了图11。处理电路90通常被描述为执行图11的大多数过程,但是这些特征可由处理电路90、通信电路94、PD 16的其他电路或其任意组合执行。

[0167] 如图11中所示出的,处理电路90启动通信计时器(260),所述通信计数器对从通信调度的一个通信窗口到下一通信窗口的间期进行计时。处理电路90可等待直至经过了通信计时器的时间(框262的“否”分支)。响应于确定已经过去了通信窗口(框262的“是”分支),处理电路90可控制通信电路94发起接收器(或放大器电路)用于开始于通信计时器期满时的通信窗口(264)。对接收器的发起可包括处理电路90关闭开关或以其他方式将功率引导至通信电路94的接收器放大电路,该接收器放大电路允许PD 16检测来自主设备(例如,ICD系统30)的信号。处理电路90可控制通信电路94保持通电达通信窗口的持续时间。

[0168] 如果处理电路90并未检测到命令治疗递送的控制信号(框266的“否”分支),则处理电路90确定同步信号是否已被检测到(274)。如果同步信号被检测到(框274的“是”分支),则处理电路90启动通信计时器以将通信计时器以及通信调度与从主设备处接收的同步信号对齐(260)。在一些示例中,处理电路90可使用接收到的同步信号来将通信计时器的开始调度为在稍后的时间进行,如存储在存储器92中的指令所指导的。如果处理电路90并未检测到同步信号(框274的“否”分支),则处理电路90检查以确定消隐计时器是否正在针对消隐窗口运行,在该消隐窗口中通信电路94应当保持断电(276)。如果消隐计时器没有正在运行(框276的“否”分支),则处理电路90将开始通信计时器,或者如果消隐窗口正在运行(框276的“是”分支)则检查以查看消隐计时器是否已经期满。

[0169] 回到框266,如果处理电路90在通信窗口期间检测到控制信号(框266的“是”分支),处理电路90根据控制信号的消息设置起搏计时器(268)。在一些示例中,处理器电路90可延展通信窗口的持续时间直至控制信号被完全接收。当控制信号的开始在通信窗口的期间被接收,但控制信号的持续时间将以其他方式超过通信窗口的所调度的持续时间时,这种情况可能出现。在检测到控制信号时,处理电路90可自动地将通信窗口延展一个时间段,该时间段包括控制信号的预期持续时间。在其他示例中,处理电路90可被配置成用于在控制信号的接收期间维持接收器的操作,并且在经过了未检测到任何进一步信号的一段时间后禁用或关闭接收器。以此方式,即便控制信号的结束可能在所调度的通信窗口的结束之后出现,处理电路90或其他电路也可确保接收到完整的控制信号。

[0170] 如本文所讨论的,控制信号可指示控制信号的传送以及治疗的递送的期望时间之间的延迟。处理电路90可在未来由控制信号指示的延迟的持续时间调度起搏信号,但处理电路90可将校正或偏移应用至该延迟以考虑处理时间或将以其他方式移动治疗远离由控制信号指示的预期的时间的其他调度延迟。处理电路90随后根据何时将递送起搏信号来开始消隐计时器(270)。消隐计时器在预期没有信号将从ICD系统30传送时,阻止PD 16打开通

信电路。处理电路90随后等待起搏计时器期满(框272的“否”分支)并控制信号发生器96生成并且将起搏治疗递送至患者(例如,左心室)(278)。

[0171] 消隐计时器对消隐窗口的持续时间计时,并且消隐计时器可响应于启动起搏计时器(268)或在其他示例中在起搏治疗被递送后(步骤278)立即开始。在设置起搏计时器后立即启动消隐计时器可导致PD 16遗漏接收可能在治疗被递送之前被发送的任何额外的控制信号(因为PD 16在消隐窗口期间并不打开通信电路),诸如如果通信窗口间期比起搏计时器持续时间更短的话。当第二以及冗余控制信号不是必须的时,这对于节省功率可能是有益的。然而,在一些示例中,消隐窗口可被设置为在治疗被递送后开始,以允许PD 16利用来自控制同一的治疗的递送的另一控制信号的消息来确认第一控制信号的准确性。此外,接收在时间上与起搏治疗何时被递送更接近的额外控制信号可减少ICD系统30以及PD 16的时钟之间的任意计时变异性。一旦消隐计时器开始,处理电路90等待直至消隐计时器期满(框280的“否”分支)。在消隐计时器的期满时(框280的“是”分支),处理电路90启动通信计时器(260)。在其他示例中,处理电路90可在消隐计时器期满时立即发起通信电路94的接收器(264)。

[0172] 相对于图8A、图8B以及图10描述的传送窗口以及通信窗口以及图9和图11的过程具有通常维持恒定的间期的窗口。在其他示例中,传送窗口以及通信窗口可以在预期来自自主设备的“现在递送治疗”信号的情况下增加速率。例如,ICD系统30以及PD 16可通常以规则间期(例如,50ms)操作对应的窗口。然而,该速率可能太慢或过于不频繁以使得无法支持指令PD 16立即递送治疗的合适的治疗递送命令。相反,响应于检测到心脏事件(诸如P-波),ICD系统30在治疗应当被递送的最后一个规则规则传送窗口期间将信号传送至PD 16,该信号指令PD 16通过通信电路开始高速率通信窗口或比在规则通信窗口调度期间出现的更频繁或更长的“侦听”持续时间。在一些示例中,ICD系统30可开始高速率传送窗口(其可各自包括一个或多个同步信号)以便在通向治疗递送的控制信号的过程期间维持同步。也可响应于检测到心脏事件而开始高速率传送窗口。在ICD系统30期望指令PD 16递送治疗时,ICD系统30将向PD 16传送“现在递送治疗”的控制信号。响应于传送控制信号,ICD系统30可开始消隐窗口。此外,PD 16可在接收到控制信号并且递送治疗(例如,起搏信号)之后开始消隐窗口。

[0173] 尽管是相对于接收控制信号来描述了图11的过程,但当接收除控制信号以外的类型的信息时,相似的过程也可由PD 16执行。例如,信息可包括指示ICD系统30何时检测到心脏事件(例如,P-波)的计时信息。由于该计时信息可指定心脏事件是何时被检测到的计时,而不是何时递送治疗的计时,因此处理电路90可分析计时信息并且确定何时递送治疗。确定步骤可在框266之后出现。一旦处理电路90确定何时递送治疗,剩余的过程可根据所确定的继续。以此方式,PD 16可被配置成用于处理信息而不是仅执行由控制信号指令的动作。

[0174] 图12A以及图12B是来自医疗设备的示例控制信号传送以及由植入式医疗设备接收的控制信号信号的时序图。将相对于主设备(例如,ICD系统30)以及从设备(例如,PD 16)描述图12A和图12B,但是在其他示例中也可使用其他设备。图12A可与如图8B中所描述的信号的传送相似,并且图12B可与图10中所描述的信号的接收相似。然而,图12A和图12B的传送调度以及通信调度调整传送窗口以及通信窗口的速率,由此使得当控制信号可能不会出现时传送周期较不频繁,并且当控制信号更为可能是必须的时候(例如,诸如就在PD 16将

递送起搏信号之前)较为频繁。

[0175] 如图12A的时序图290中所示出的,ICD系统30检测诸如心脏事件300(可以是P-波)之类的心脏事件。ICD系统30还可基于与检测到的P-波相对应的对应的心脏事件生成控制信号296A以及296B。ICD系统30确定心脏事件300发生的时间,并且还确定相应的起搏信号应当在检测到的心脏事件之后特定的时间被递送至患者。ICD系统30可被配置成用于在传送窗口292期间发送同步信号298,该同步信号298以相对较慢的速率(例如,20Hz)出现,并且在传送窗口294期间发送较高速率的同步信号302。以此方式,ICD系统30可将通信限制在PD 16将递送起搏信号之前的那些时间段内。图12B示出了与图12A的时序图290在时间上对齐的时序图310,并且指示了由PD 16接收的控制信号以及同步信号以及根据该控制信号递送的起搏信号318A以及318B。

[0176] 例如,ICD系统30可递送指示PD 16应当递送起搏信号(例如,起搏脉冲)的控制信号296A。在一些示例中,控制信号296A可指令PD 16尽快速递送起搏信号或在控制信号296A的传送之后的某一预定延迟处递送起搏信号。时序图310示出了PD 16接收控制信号316A(来自ICD系统30的信号296A)并随后递送起搏信号318A。间期A指示ICD系统30的传送窗口(例如,传送窗口292)中的每一个与PD 16的通信窗口(例如,通信窗口312)之间的时间。紧接在传送控制信号296A之后,并在接收控制信号316A之后,每一个对应的设备发起消隐窗口B,所述消隐窗口B运行达预定的时间并且通常覆盖多个传送窗口和通信窗口。在消隐窗口B期间,ICD系统30将避免向PD 16传送任何信号。消隐窗口B的示例持续时间可以是例如500ms,但是其他消隐窗口可以更短或者更长。在一些示例中,消隐窗口B可以是自适应的并且基于检测到的患者的心动周期的长度,由此使得可将较长的消隐窗口用于较慢的心率。

[0177] 在消隐窗口B终止时,ICD系统30在消隐窗口B的终止之后的紧接的下一传送窗口期间开始传送同步信号298。PD 16可随后接收第一对应的同步信号320并且响应于接收到第一同步信号320而开始或调整通信调度。为了维持同步的调度,ICD系统30可在每一个对应的传送窗口292期间继续传送同步信号298,并且PD 16将继续打开通信电路94以便接收同步信号320中的每一个。替代地,ICD系统30可仅递送同步信号298的第一同步信号,但PD 16可在通信窗口312中的每一个期间仍打开通信电路94。

[0178] 在此期间,ICD系统30可感测心脏信号,诸如P-波。响应于检测到心脏事件300,ICD系统30可增加传送调度的速率以包括更为频繁的传送窗口294,并且控制PD 16相似地增加通信调度的速率。同步信号.02的第一同步信号可指示PD 16通信调度应当被改变为较高的速率。时序图310中的同步信号322的第一同步信号是由PD 16接收,并且PD 16改变通信调度以包括更为频繁的通信窗口314。例如,传送窗口294以及通信窗口314可以以100Hz(10ms间期)或200Hz(5ms间期)的速率出现,但还设想了更低或更高的频率。替代地,ICD系统30可仅递送同步信号302的第一同步信号,但PD 16可在通信窗口314中的每一个期间仍打开通信电路94,直至控制信号316B在通信窗口314期间被接收。在一些示例中,PD 16可操作于较高速率通信窗口314的超时(time out)时段,由此使得如果在预定的时间段内没有接收到控制信号,则PD 16返回至较不频繁的通信窗口。以此方式,如果到ICD系统30的通信中断或ICD系统30并未传送控制信号,则PD 16能够节省功率。

[0179] 在一些示例中,同步信号302中的每一个被提供以用于分别维持ICD系统30和PD 16之间的传送窗口和通信窗口的同步。当ICD系统30确定起搏信号应当在下一通信窗口294

之后递送时,ICD系统30可递送指示PD 16将递送起搏信号的控制信号296B。响应于接收到来自ICD系统30的相应的控制信号316B,PD 16可递送起搏信号318B。由ICD系统30传送的控制信号296B可指令PD 16立即递送起搏信号或在起搏信号应当被递送之前标识从控制信号的延迟。在其他示例中,从ICD系统30传送的同步信号302中的一些或全部可指示到将递送起搏信号的时间的对应的延迟。以此方式,同步信号302可为PD 16提供倒计时以用于为递送起搏信号做准备。此外,如果一个或多个控制信号没有被PD 16检测到,则提供指示PD 16将递送起搏信号的时间的多个信号允许了冗余。在控制信号296B和316B之后,ICD系统30以及PD 16中的每一个可再次进入消隐窗口(例如,消隐窗口B)。

[0180] 图13A和13B是指示在由接收设备(诸如,PD 16)确定的通信窗口期间控制信号的示例接收的时序图。在图13A所示出的示例中,预期的传送窗口之间的示例间期大约为50ms。换言之,如果在“0”时间接收到所传送的信号392(所传送的信号392的开始时间),则下一预期的所传送的信号将在距所传送的信号392的开始大约50ms的时间之后出现。然而,由主设备(例如,ICD系统30)传送的控制信号或任意其他信号可能不总是在由PD 16所预期的时间处被准确地接收。例如,PD 16的时钟信号可能随着时间略微变化,比ICD系统30的时钟稍快或稍慢,或可出现其他传送以及接收延迟。因此,通信窗口394可具有被配置成用于接收可能从预期时间偏离的信号的持续时间。此外,通信窗口394可在提供接收任意所传送的信号的最大机会的时间开始。

[0181] 一般而言,通信窗口394可被计时以使得通信窗口394的中间落在接收任意所传送的信号的时间处。接收所传送的信号的时间可以是所传送的信号的开始时间,所传送的信号的中间的预期的时间基于所传送的信号的时间或预期的所传送的信号的时间。因此,通信窗口394的中间可被计时成落在间期或通信调度以及传送调度的速率。结果是在传送的信号与通信窗口394的开始之间的间期X。如果没有接收到所传送的信号,间期X可表示先前通信窗口的中间之间的时间,或在一些情况下,表示最后一个通信窗口的结束之间的时间。间期X可由通信计时器计时。间期X也由通信窗口394的期望宽度W设置。通信电路94被启用并且在通信窗口394期间“侦听”信号。因此,通信窗口394可具有宽度W,该宽度W足够长以检测所传送的信号,但足够短以使得当没有传送信号将被发送时通信电路94未被通电。宽度W可被设置为比间期X或预定时间长或者短特定百分比的持续时间,并且宽度W还可被设置以确保宽度W包括预期控制信号398的持续时间。例如,宽度W可被设置为3ms,其将指示通信窗口W在预期的控制信号398的预期1ms持续时间以外,在预期传送信号之前和之后各打开1ms。窗口W的持续时间仅为示例,并且宽度W以及控制信号398的实际持续时间在其他示例中可以更短或更长。在一些示例中,宽度W被设置为以下各项的函数:传送设备和接收设备的时钟之间的预期差异、自上一接收到的信号所经过的时间以及信号传送的长度。

[0182] 然而,如图13B中所示出的,所传送的控制信号398可不在预期的时间处被准确地接收。如果通信394的宽度W足够大,通信电路94将仍检测到控制信号398。处理电路90可使用检测到的控制信号398以同步下一通信窗口。由于传送窗口应当以50ms的间期调度,因此处理电路90可开始通信计时器,该通信计时器在控制信号398被接收的时间对下一间期进行计时。以此方式,间期X将从控制信号398被接收的时间运行,以减轻来自传送设备以及接收设备的时钟信号之间的误差。

[0183] 宽度W可随着从接收到最后一个经配置的信号(所传送的信号392)的持续时间而增加。例如,如果并未检测到所传送的信号,接收设备可增加宽度W以将来自传送设备以及接收设备的时钟信号之间的增加的潜在误差计入在内。此外,在消隐窗口期满之后,宽度W可被设置为较长以用于适应消隐窗口期间可能的时钟变异性的持续时间。在接收设备(例如,PD 16)确定其不再与传送设备同步(例如,PD 16尚未检测到特定数量的预期信号或者已经过去了预定的时间段但没有接收到信号)的一些示例中,宽度W可无限地延展直至检测到信号或接收设备确定传送设备不再发送信号。以此方式,宽度W可具有有限的持续时间,该有限的持续时间将比连续的信号之间的任意预期时间更长(例如,一秒、两秒或任意其他此类时间段)。替代调整宽度W以检测信号,传送设备(例如,ICD系统30)可标识PD 16尚未递送治疗,并且作为响应增加信号的传送速率以尝试增加接收设备将接收信号的可能性。

[0184] 在一些示例中,响应于接收到控制信号398,处理电路90可终止通信窗口394,因为通信电路不再需要通电。处理电路90还可基于何时接收到控制信号398来调整通信窗口的宽度X。例如,如果接收到控制信号398非常接近传送窗口的预期时间,则处理电路90可减少通信窗口的宽度W以进一步节省功率。相反,如果控制信号398是在通信窗口394的开始或结束附近接收的,则后续控制信号可能不在通信窗口内被捕获。因此,处理电路90可延长后续通信窗口的宽度W,以便确保所传送的信号被接收。替代更改通信窗口的宽度W或除此之外,处理电路90可更改间期X以尝试将控制信号中心定位(center)在通信窗口内。处理电路90可基于随时间接收的单个控制信号或多个控制信号通过监测移动平均值、加权平均值或任意其他度量而对宽度W和/或间期X做出这些改变,以用于调整通信调度以与主设备的传送调度对齐。

[0185] 在一些示例中,在流程图中示出或描述的操作可以以不同的顺序执行或以不同的序列呈现,但仍根据本公开的一个或多个方面。而且,虽然特定操作可以以特定的序列呈现,但在其他示例中,操作可以并行或基本并行地执行,又仍依据本公开的一个或多个方面。进一步地,根据本公开的一个或多个方面的过程或技术可以利用比所示出或所描述的操作更少的操作实现,并且在其他示例中,此过程可利用比所示出或所描述的操作更多的操作实现。

[0186] 可对本文所描述的过程做出任意合适的修改,并且可使用任意合适的设备、处理电路、治疗递送电路、和/或电极以用于执行本文所描述的方法的步骤。可通过任意合适数量的设备来执行方法的步骤。例如,一个设备的处理电路可执行步骤中的一些,而另一设备的治疗递送电路和/或感测电路可执行方法的其他步骤,同时通信电路可允许处理电路接收来自其他设备的信息所需的通信。该协调可根据特定需要以任意合适的方式执行。

[0187] 本公开构想计算机可读存储介质,其包括用于致使处理器执行本文中所描述的功能和技术中的任一个的指令。计算机可读存储介质可采取任何易失性介质、非易失性介质、磁介质、光学介质或电子介质(诸如,RAM、ROM、NVRAM、EEPROM或闪存)的示例形式。计算机可读存储介质可被称为非瞬态的。编程器(诸如患者编程器或临床医师编程器)或其他计算设备也可包含更加便携的可移除存储器类型以使得简单的数据传输或离线数据分析。

[0188] 本公开中所描述的技术(包括归于ICD系统16、PD 16外部设备21各种组成组件的技术)可以至少部分地在硬件、软件、固件或其任何组合中实现。例如,可在一个或多个处理器内实现该技术的各个方面,该一个或多个处理器包括一个或多个微处理器、DSP、ASIC、

FPGA、或任何其他等效的集成或分立逻辑电路,以及实现在编程器(诸如,医生或患者编程器、刺激器、远程服务器或其他设备)中的这种部件的任何组合。术语“处理器”或“处理电路”通常可单独地或与其他逻辑电路或任何其他等效电路组合地指代前述的逻辑电路中的任一种。

[0189] 如本文中所使用的,术语“电路”指专用集成电路(ASIC)、电子电路、执行一个或多个软件或固件程序的处理器(共享、专用或群组)和存储器、组合逻辑电路、或提供所描述的功能的其他适当部件。

[0190] 这种硬件、软件、固件可被实现在相同的设备内,或被实现在分开的设备内以支持本公开内容中描述的各种操作和功能。例如,本文所描述的技术或过程中的任一个可在一个设备内执行或至少部分地分布在两个或更多的设备,诸如在ICD系统30、PD 16和/或外部设备21之间。此外,所描述的单元、模块或部件中的任一个可一起被实现,或分开地实现为分立但可互操作的逻辑设备。将不同的特征描绘为模块或单元旨在强调不同的功能方面,且并不一定暗示这种模块或单元必须由分开的硬件或软件组件来实现。而是,与一个或多个模块或单元相关联的功能可由分开的硬件或软件组件来执行,或可集成在共同或分开的硬件或软件组件内。

[0191] 本公开中所描述的技术还可实现或编码在包括利用指令进行编码的非瞬态计算机可读存储介质的制品中。被嵌入或被编码在包括编码的非瞬态计算机可读存储介质的制品中的指令可以,诸如当被包括或被编码在非瞬态计算机可读存储介质中的指令由一个或多个处理器执行时,致使一个或多个可编程处理器或其他处理器实现在本文中所描述的技术中的一项或多项。示例非瞬态计算机可读存储介质可包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可编程只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、电可擦可编程只读存储器(EEPROM)、闪存、硬盘、光盘ROM(CD-ROM)、软盘、磁带盒、磁介质、光介质或任何其他计算机可读存储介质或有形计算机可读介质。

[0192] 在一些示例中,计算机可读存储介质包括非瞬态介质。术语“非瞬态”可指示存储介质没有被实现在载波或传播信号中。在某些示例中,非瞬态存储介质可存储可以随时间变化的数据(例如,在RAM或高速缓存中)。

[0193] 描述了用于递送心脏刺激治疗以及协调患者体内各种设备的操作的各种示例。构想了所描述的操作或功能的任何组合。这些以及其他示例可在以下权利要求的范围内。

[0194] 示例1.一种方法,包括:通过第一医疗设备检测患者的心脏事件;通过第一医疗设备确定传送窗口的时序,该传送窗口是由传送调度所限定的多个传送窗口中的一个传送窗口;通过第一医疗设备并且基于相对于传送窗口的时序的心脏事件的时序生成与心脏事件有关的信息;以及通过第一医疗设备并且在由传送调度所限定的传送窗口期间向与第一医疗设备不同的植入式第二医疗设备传送与心脏事件有关的信息。

[0195] 示例2.根据示例1的方法,其中生成与心脏事件有关的信息包括:通过第一医疗设备并且基于检测到的心脏事件确定用于通过植入式第二医疗设备的治疗的递送的时序,以及通过第一医疗设备并且基于用于治疗的递送的时序以及传送窗口的时序生成控制信号,该控制信号被配置成用于限定植入式医疗设备将递送治疗的时间;并且传送与心脏事件有关的信息包括将控制信号传送至植入式第二医疗设备。

[0196] 示例3.根据示例2的方法,其中控制信号指示传送窗口的时序与植入式医疗设备

将递送治疗的时间之间的延迟周期。

[0197] 示例4. 根据示例3的方法, 其中传送窗口是第一传送窗口, 且控制信号是第一控制信号, 并且延迟周期是第一延迟周期, 并且其中该方法进一步包括: 通过第一医疗设备确定在第一传送窗口之后的第二传送窗口的时序, 该第二传送窗口是多个传送窗口中的另一传送窗口; 通过第一医疗设备并且基于第二传送窗口的时序以及递送治疗的时序生成第二控制信号, 该第二控制信号被配置成用于限定植入式医疗设备将递送治疗的时间, 其中该第二控制信号指示了第二传送窗口的时序与植入式第二医疗设备将递送起搏信号的时间之间的第二延迟周期; 以及通过第一医疗设备在由传送调度所限定的第二传送窗口期间向植入式第二医疗设备传送第二控制信号。

[0198] 示例5. 根据示例2至4中的任一个的方法, 进一步包括: 响应于传送控制信号, 确定到植入式第二医疗设备将递送治疗的时间的时间段小于到多个传送窗口中的下一传送窗口的间期, 该下一传送窗口紧接所述传送窗口之后, 在该传送窗口期间控制信号被传送; 以及响应于确定该时间段小于该间期, 发起消隐窗口, 在该消隐窗口期间第一医疗设备被配置成用于避免在消隐窗口期间向植入式第二医疗设备传送信号。

[0199] 示例6. 根据示例5的方法, 进一步包括: 确定包括检测到的心脏事件的多个检测到的心脏事件之间的平均时间; 以及基于该平均时间调整消隐窗口的持续时间。

[0200] 示例7. 根据示例5至6中的任一个的方法, 进一步包括: 确定已经过去了消隐窗口; 并且响应于确定已经过去了消隐窗口, 在传送调度的紧接该消隐窗口之后的下一传送窗口期间向植入式第二医疗设备传送一个或多个同步信号, 该一个或多个同步信号控制植入式第二医疗设备重新开始由植入式第二医疗设备维持的通信调度, 其中通信调度被配置成用于与多个传送窗口中对应的传送窗口在时间上对齐。

[0201] 示例8. 根据示例2至7中的任一个的方法, 进一步包括: 通过第一医疗设备控制感测电路以感测指示治疗已由植入式第二医疗设备递送的信号; 通过第一医疗设备确定植入式第二医疗设备尚未递送由第一医疗设备所预期的预定数量的治疗; 以及响应于确定植入式第二医疗设备尚未递送预定数量的治疗, 通过第一医疗设备增加传送调度的传送窗口的速率。

[0202] 示例9. 根据示例1-8中任一个的方法, 其中: 生成与心脏事件有关的信息包括: 通过第一医疗设备并且基于检测到的心脏事件确定心脏事件和传送窗口之间的时序, 以及通过第一医疗设备生成包括心脏事件和传送窗口之间的时序的控制信号; 并且传送与心脏事件有关的信息包括将控制信号传送至植入式第二医疗设备以允许植入式第二医疗设备基于心脏事件和传送窗口之间的时序确定植入式第二医疗设备递送治疗的时间。

[0203] 示例10. 根据示例1-9中任一个的方法, 其中传送调度与植入式医疗设备的通信调度相对应, 其中通信调度的每一个通信窗口被配置成用于与多个传送窗口中的对应的传送窗口在时间上对齐, 并且其中植入式第二医疗设备被配置成启用通信电路以在每一个通信窗口期间接收来自第一医疗设备的信号以及在通信调度的每一个通信窗口之间禁用通信电路。

[0204] 示例11. 根据示例1-10中任一个的方法, 其中多个传送窗口中的每一个传送窗口以预定的速率出现。

[0205] 示例12. 根据示例11的方法, 其中预定的速率与相邻的传送窗口之间从大约20毫

秒(ms)到大约100ms的间期相对应。

[0206] 示例13.根据示例11-12中任一个的方法,其中预定的速率与相邻的传送窗口之间从大约33ms到大约50ms的间期相对应。

[0207] 示例14.根据示例1-13中任一个的方法,其中第一医疗设备被配置成用于植入在患者体内。

[0208] 示例15.根据示例1-14中任一项的方法,其中治疗包括左心室起搏信号。

[0209] 示例16.根据示例1-15中任一个的方法,其中植入式医疗设备被配置成用于植入在患者的心脏的左心室内。

[0210] 示例17.根据示例1至16中的任一个的方法,进一步包括:响应于检测到心脏事件,开始用于传送调度的高速率传送窗口,并向植入式第二医疗设备传送指令以开始与高速率传送窗口在时间上相对应的高速率通信窗口,该高速率传送窗口与在心脏事件的检测之前的传送调度中出现的低速率传送窗口相比以更高的速率出现;通过第一医疗设备在多个高速率传送窗口中的每一个传送窗口期间向植入式第二医疗设备传送同步信号;以及通过第一医疗设备并且在多个高速率传送窗口之后的最终高速率传送窗口期间传送指令植入式第二医疗设备向患者递送治疗的控制信号。

[0211] 示例18.根据示例1-17中任一个的方法,进一步包括,响应于传送与心脏事件有关的信息,发起消隐窗口,在该消隐窗口期间第一医疗设备被配置成用于在消隐窗口期间避免向植入式第二医疗设备传送信号。

[0212] 示例19.根据示例18的方法,进一步包括:确定消隐窗口已经期满;以及响应于确定消隐窗口已经期满,在同步窗口期间向植入式第二医疗设备传送一串同步信号,其中该串内的同步信号的同步速率比传送调度内的传送窗口的预定速率更大。

[0213] 示例20.一种方法,包括:通过植入式医疗设备发起通信窗口,在该通信窗口期间植入式医疗设备能够从另一医疗设备接收与心脏事件有关的信息,该通信窗口是由通信调度限定的多个通信窗口中的一个通信窗口,该通信调度与限定了多个传送窗口的传送调度相对应,,其中另一医疗设备被配置成用于传送与心脏事件有关的信息,其中植入式医疗设备不能够在多个传送窗口之间接收与心脏事件有关的信息;通过植入式医疗设备在通信窗口期间接收来自另一医疗设备的与心脏事件有关的信息,该与心脏事件有关的信息指示了相对于传送窗口的时序的心脏事件的时序;通过植入式医疗设备根据与心脏事件有关的信息调度治疗的递送;以及通过植入式医疗设备向患者递送治疗。

[0214] 示例21.根据示例20的方法,其中与心脏事件有关的信息包括来自第一医疗设备的控制信号,该控制信号限定了植入式医疗设备将递送治疗的时间,其中调度治疗的递送包括通过植入式医疗设备调度在根据控制信号的时间处调度治疗的递送,并且其中递送治疗包括通过植入式设备在该时间递送治疗。

[0215] 示例22.根据示例21的方法,其中控制信号指示接收控制信号以及植入式医疗设备将递送治疗的时间之间的延迟周期。

[0216] 示例23.根据示例21-22中任一个的方法,进一步包括,响应于接收到控制信号而发起消隐窗口,在该消隐窗口期间植入式医疗设备不发起多个通信窗口中的任意通信窗口。

[0217] 示例24.根据示例23的方法,进一步包括:确定包括接收到的控制信号的多个接收

到的控制信号之间的平均时间;以及基于该平均时间调整消隐窗口的持续时间。

[0218] 示例25.根据示例23至24中的任一个的方法,进一步包括:确定已经过去了消隐窗口;并且响应于确定已经过去了消隐窗口,根据通信调度发起下一通信窗口。

[0219] 示例26.根据示例20-25中任一项的方法,其中植入式医疗设备被配置成用于基于与心脏事件有关的信息确定递送治疗的时间,该与心脏事件有关的信息指示了心脏事件相对于通信窗口的时序的时序。

[0220] 示例27.根据示例20-26中任一个的方法,其中发起通信窗口包括在传送调度的预期的传送窗口之前开始通信窗口,该通信窗口在持续时间内继续,该持续时间包括该预期的传送窗口。

[0221] 示例28.根据示例20-27中任一个的方法,进一步包括,响应于接收到信息,通过禁用植入式医疗设备的通信电路来终止通信窗口。

[0222] 示例29.根据示例20-28中任一个的方法,进一步包括延伸通信窗口的持续时间直至信息被完全接收。

[0223] 示例30.根据示例20-29中任一个的方法,进一步包括,基于信息是何时接收到的,更改后续通信窗口的开始时间或后续通信窗口的窗口持续时间中的至少一个,以用于将通信调度与传送调度对齐以捕获来自另一医疗设备的后续信息。

[0224] 示例31.根据示例30的方法,其中接收信息包括到通信窗口的开始或结束中的一个的预定百分比内接收信息;并且更改后续通信窗口的窗口持续时间包括响应于在通信窗口的开始或结束中的一个的预定百分比内接收到所述信息,延长后续通信窗口的窗口持续时间。

[0225] 示例32.根据示例30-31中任一个的方法,其中:接收信息包括在用于接收信息的预期时间的预定百分比内接收控制信号;并且更改后续通信窗口的窗口持续时间包括响应于在用于接收信息的预期时间的预定百分比内接收到所述信息,缩短后续通信窗口的窗口持续时间。

[0226] 示例33.根据示例20至32中的任一个的方法,进一步包括:基于信息是何时接收到的而生成时钟信号校正因子,该校正因子对信息是何时接收到的以及预期接收信息的预期时间之间的差异进行校正;以及应用该时钟校正因子至植入式医疗设备的时钟信号以用于将通信调度和传送调度在时间上对齐。

[0227] 示例34.根据示例20-33中任一个的方法,其中多个通信窗口中的每一个通信窗口以预定的速率出现。

[0228] 示例35.根据示例34的方法,其中预定的速率与相邻的传送窗口之间从大约20毫秒(ms)到大约100ms的间期相对应。

[0229] 示例36.根据示例20-35中任一个的方法,其中多个通信窗口具有低于通信调度的百分之二的平均占空比。

[0230] 示例37.根据示例20-36中任一项的方法,其中治疗是左心室起搏信号。

[0231] 示例38.根据示例20-37中任一个的方法,其中植入式医疗设备被配置成用于植入在患者的心脏的左心室内。

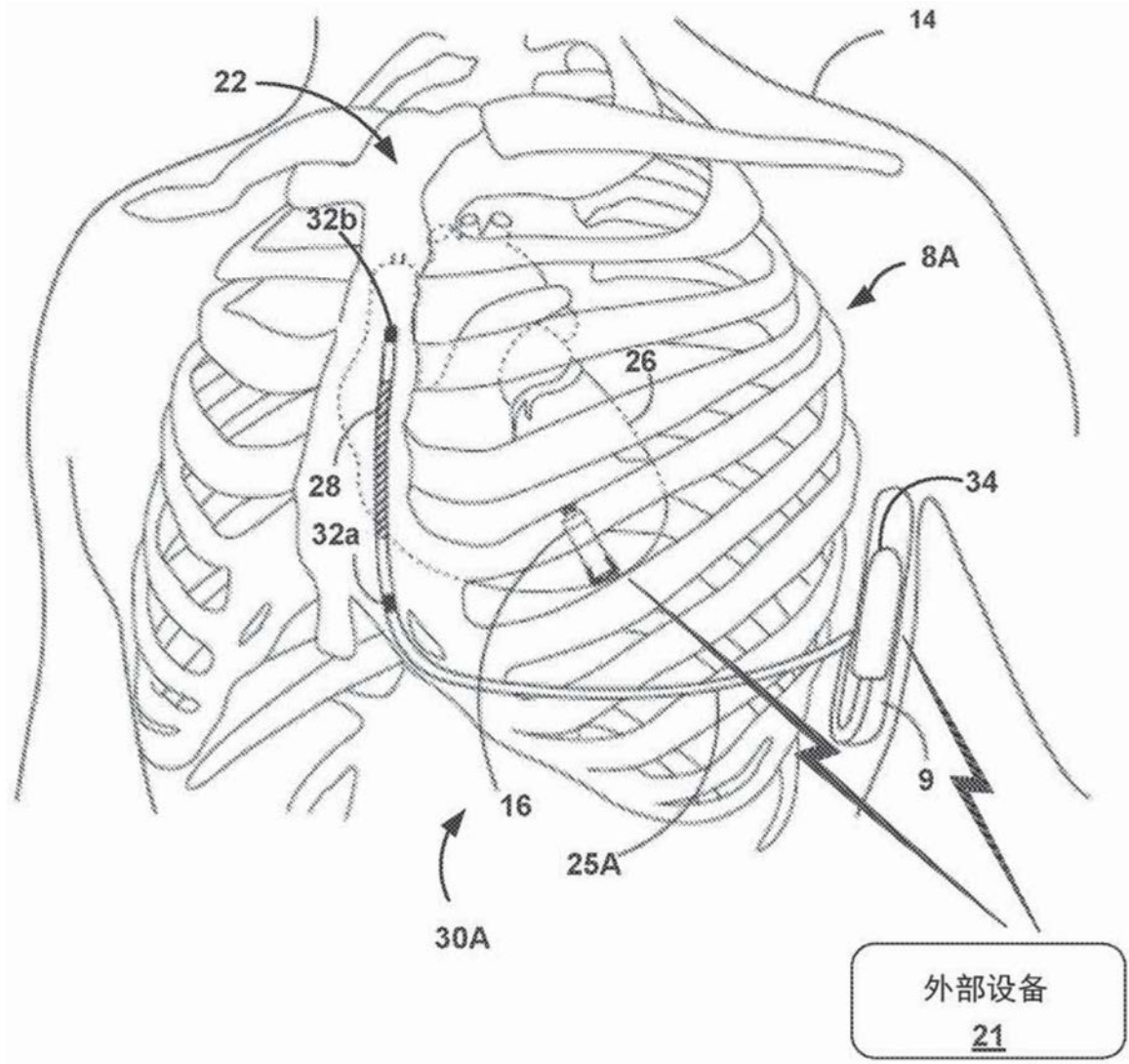


图1

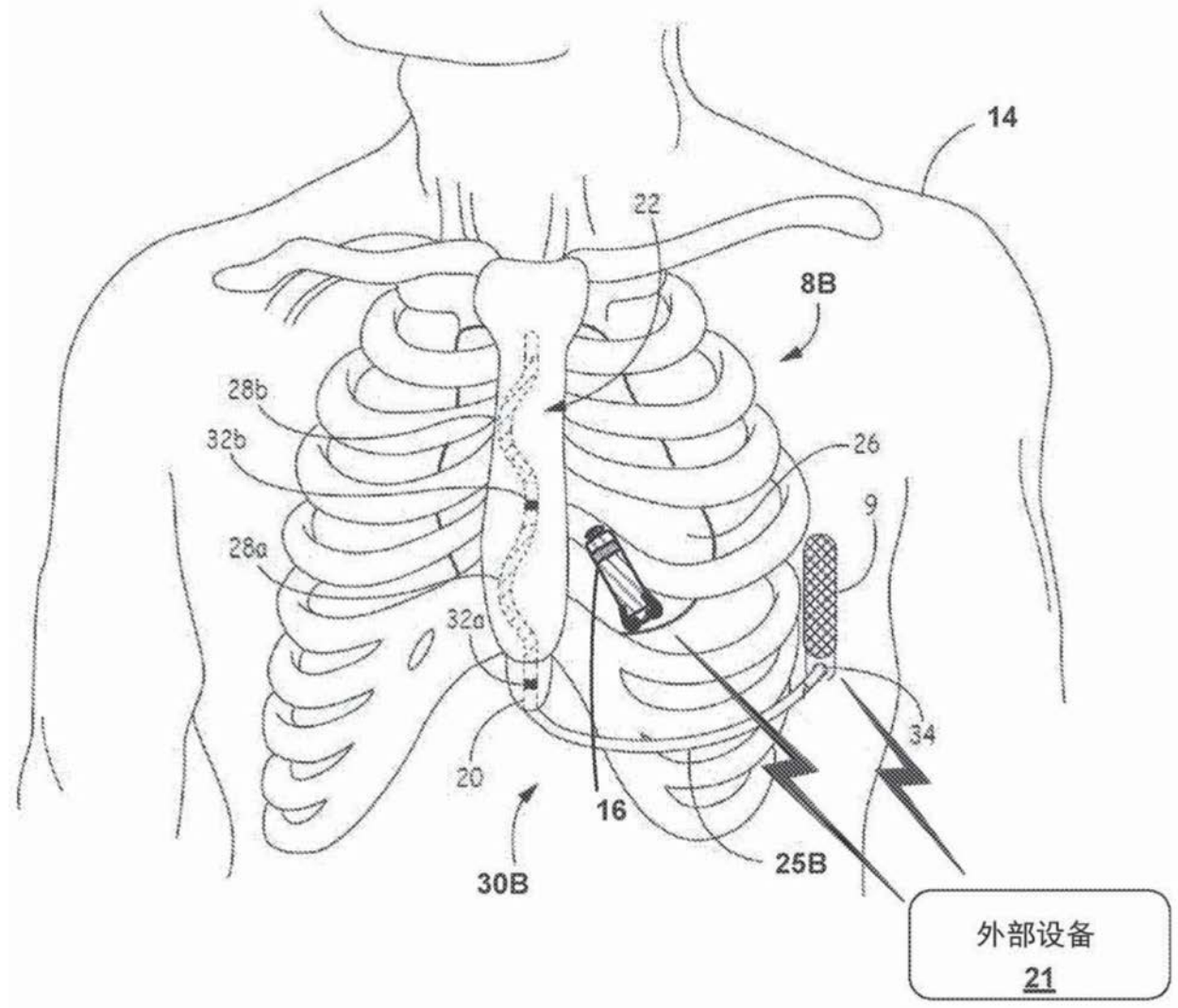


图2A

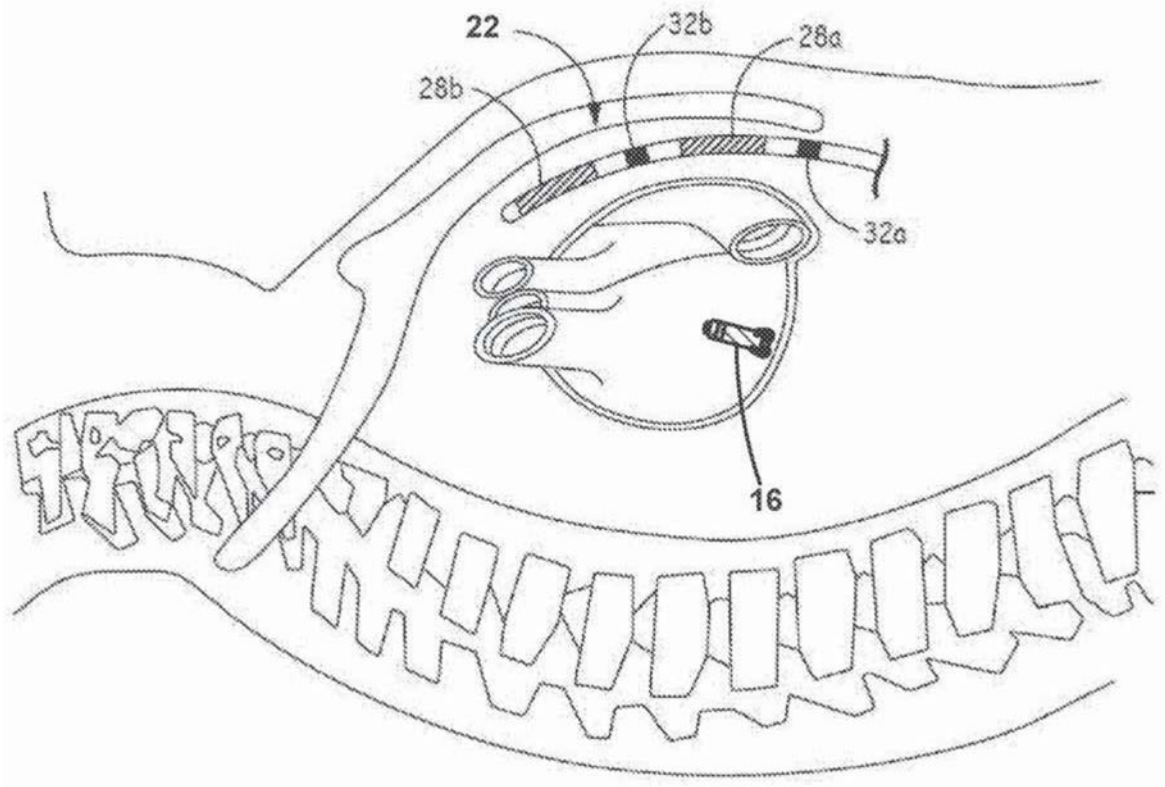


图2B

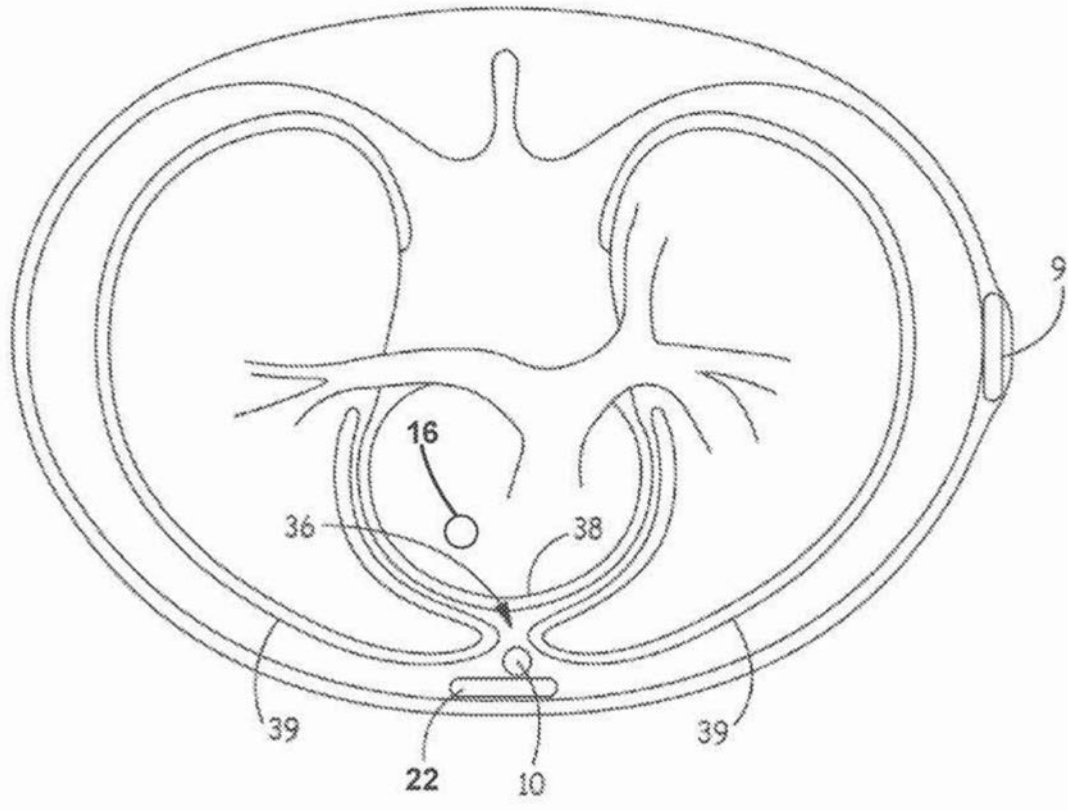


图2C

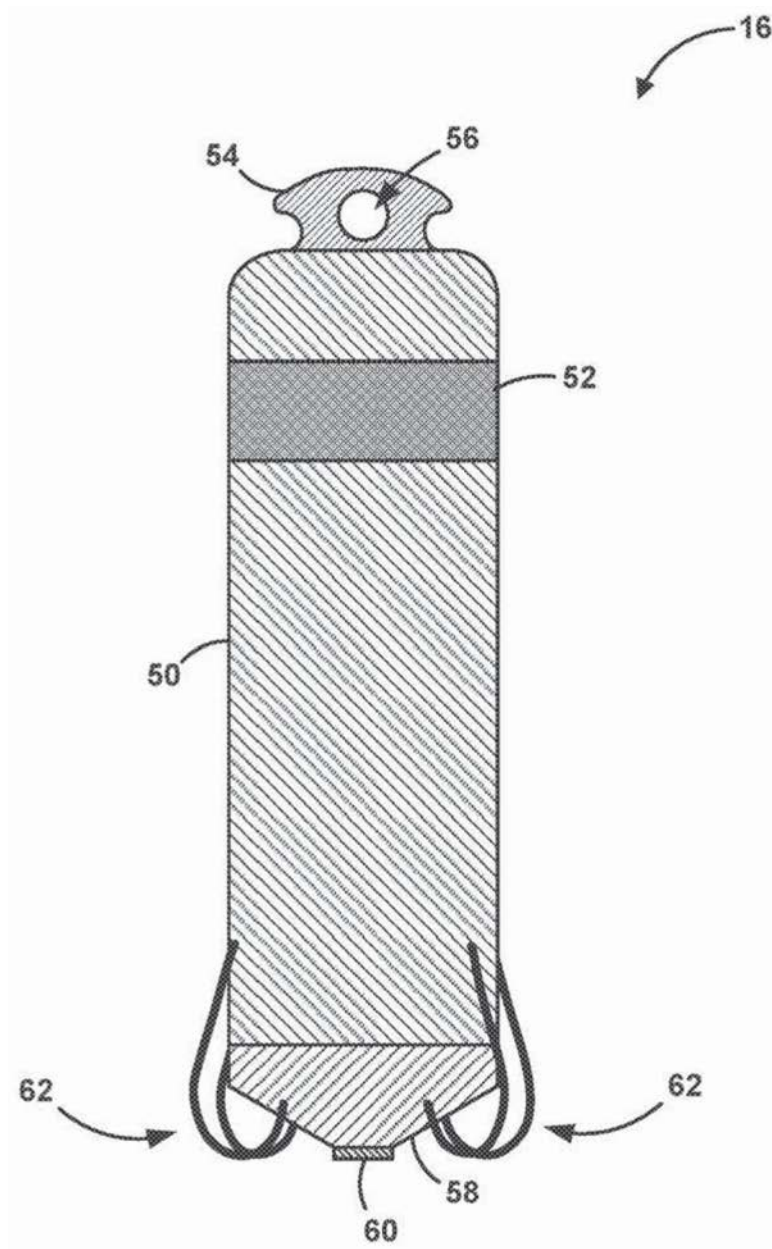


图3

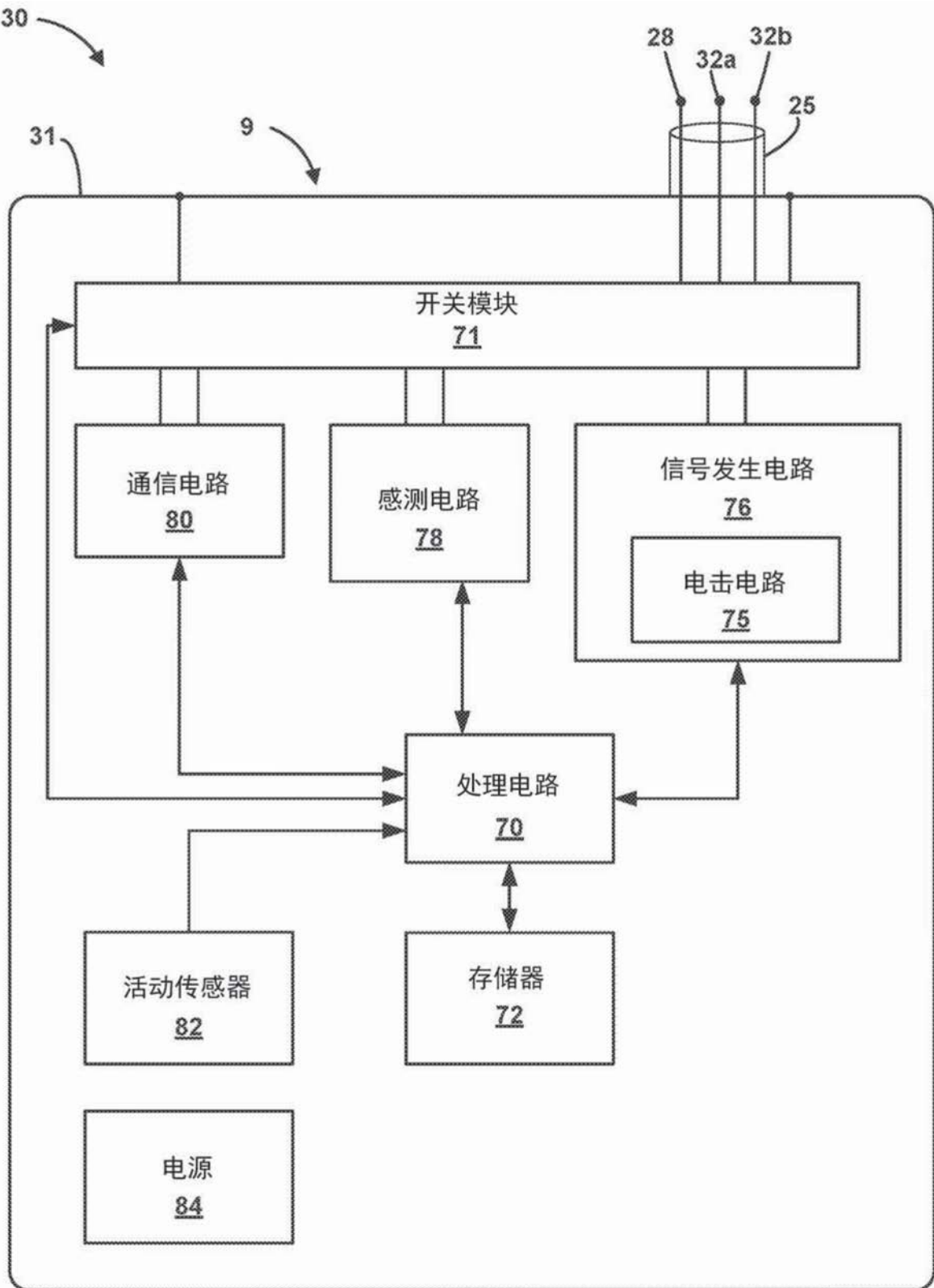


图4

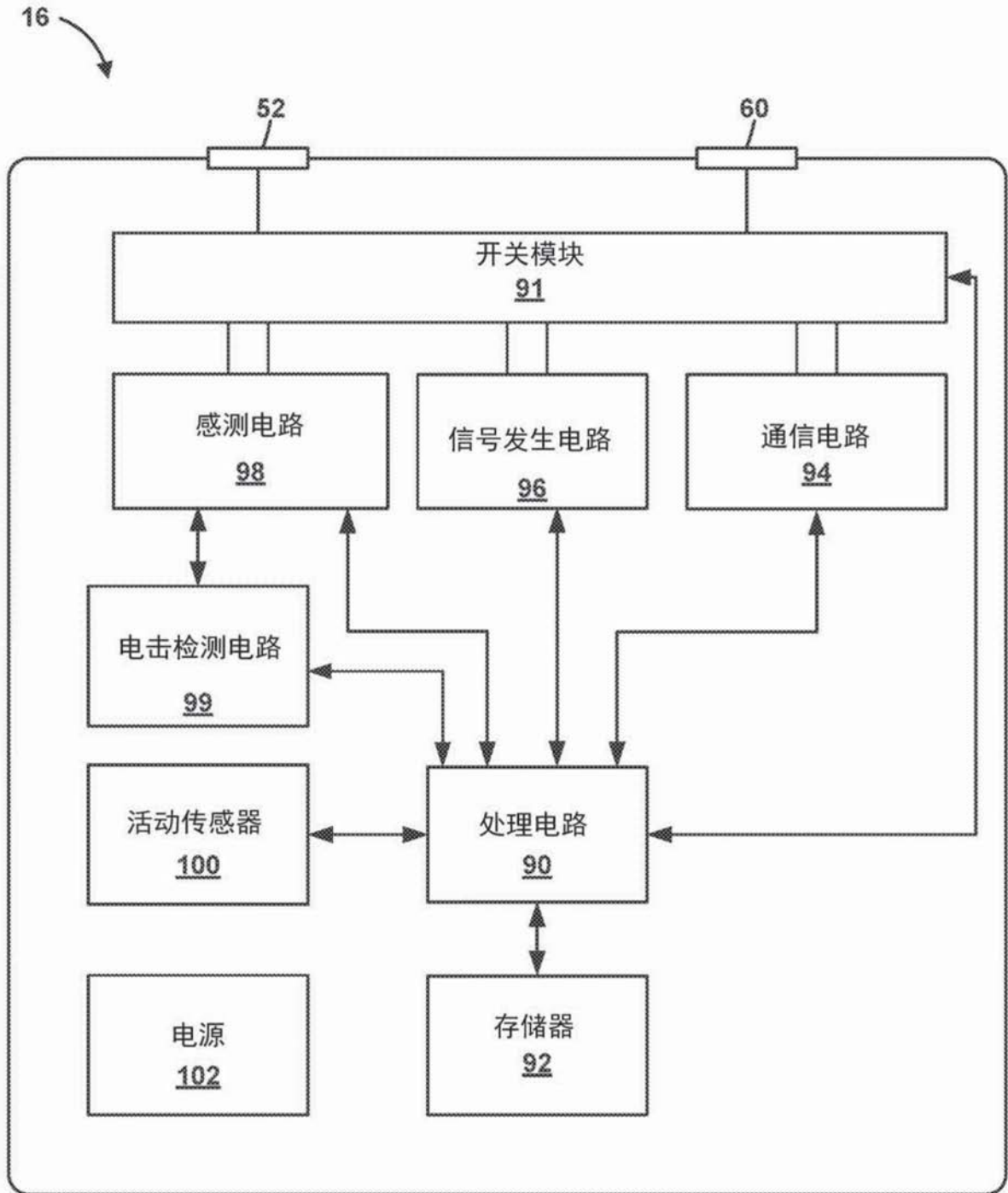


图5

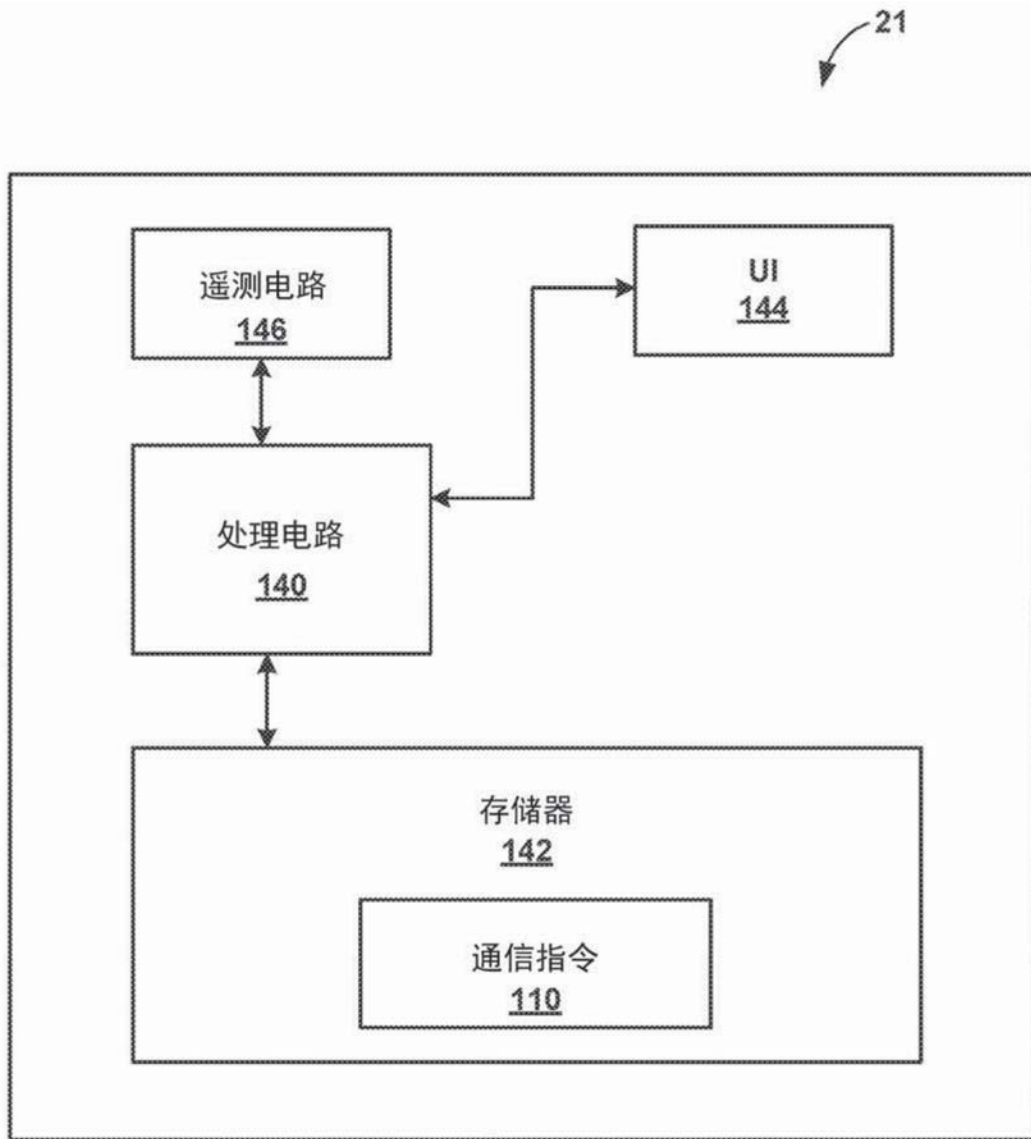


图6

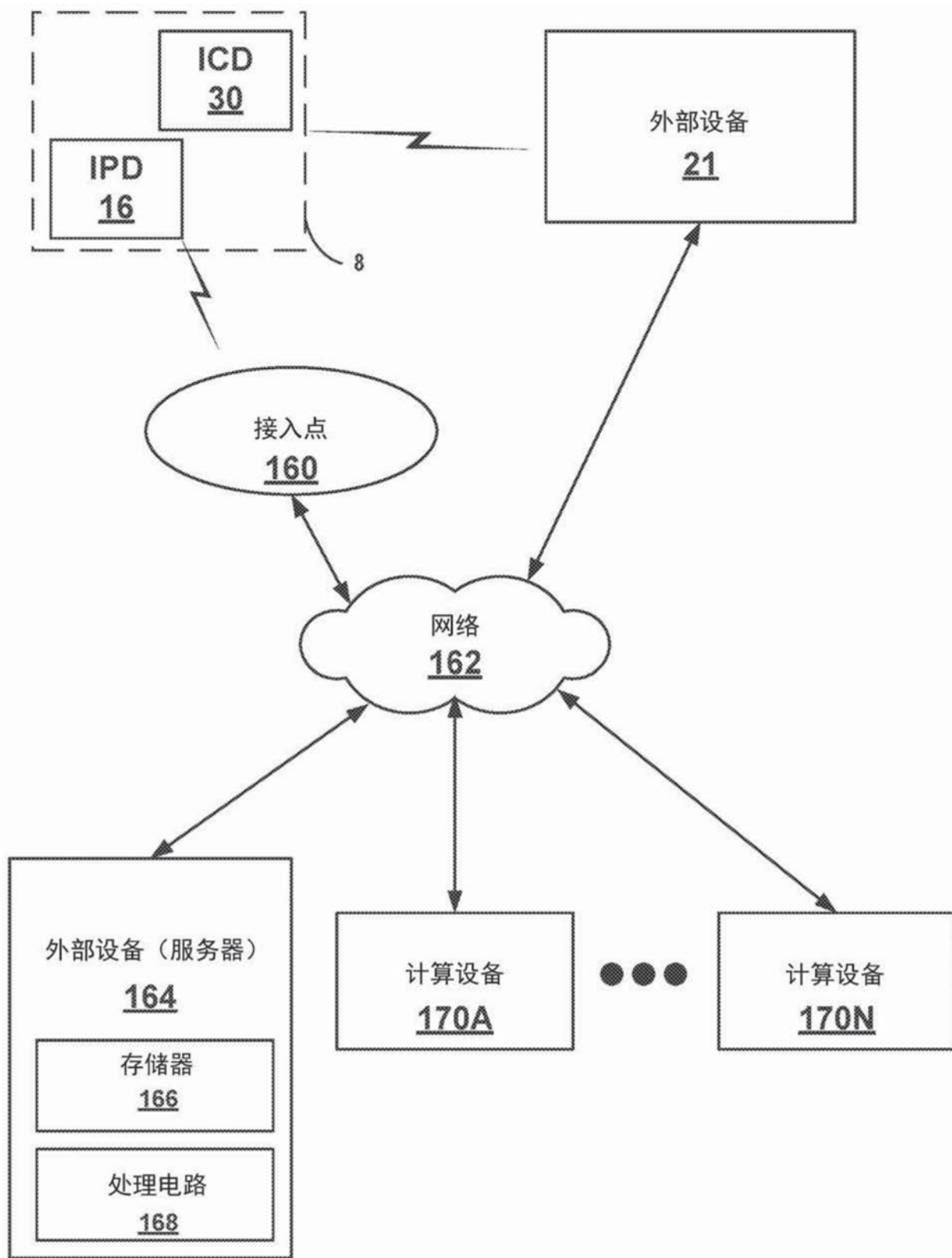


图7

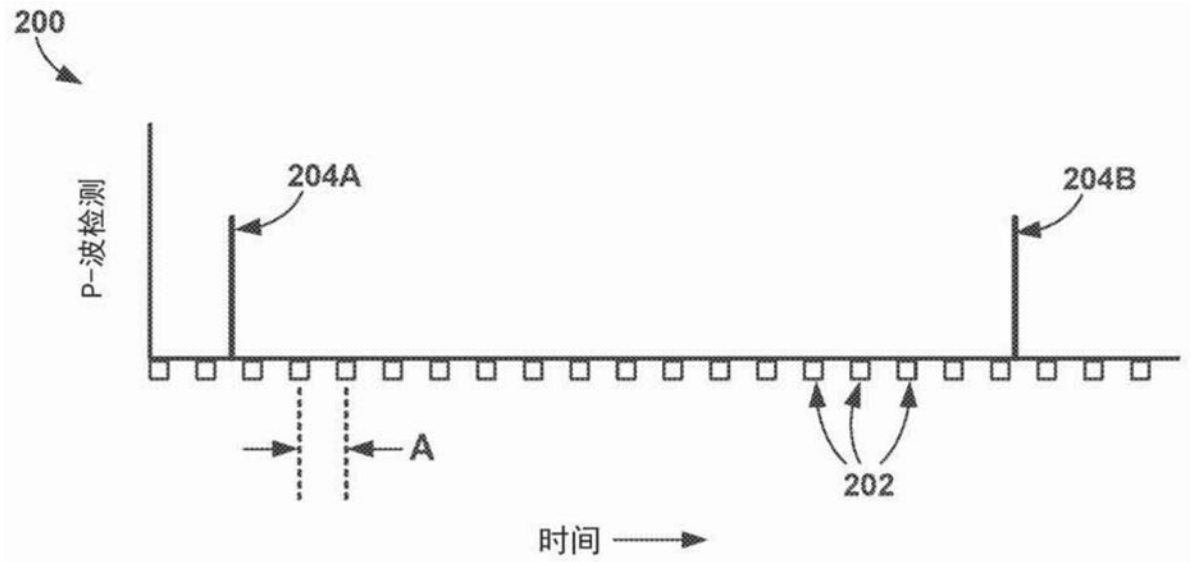


图8A

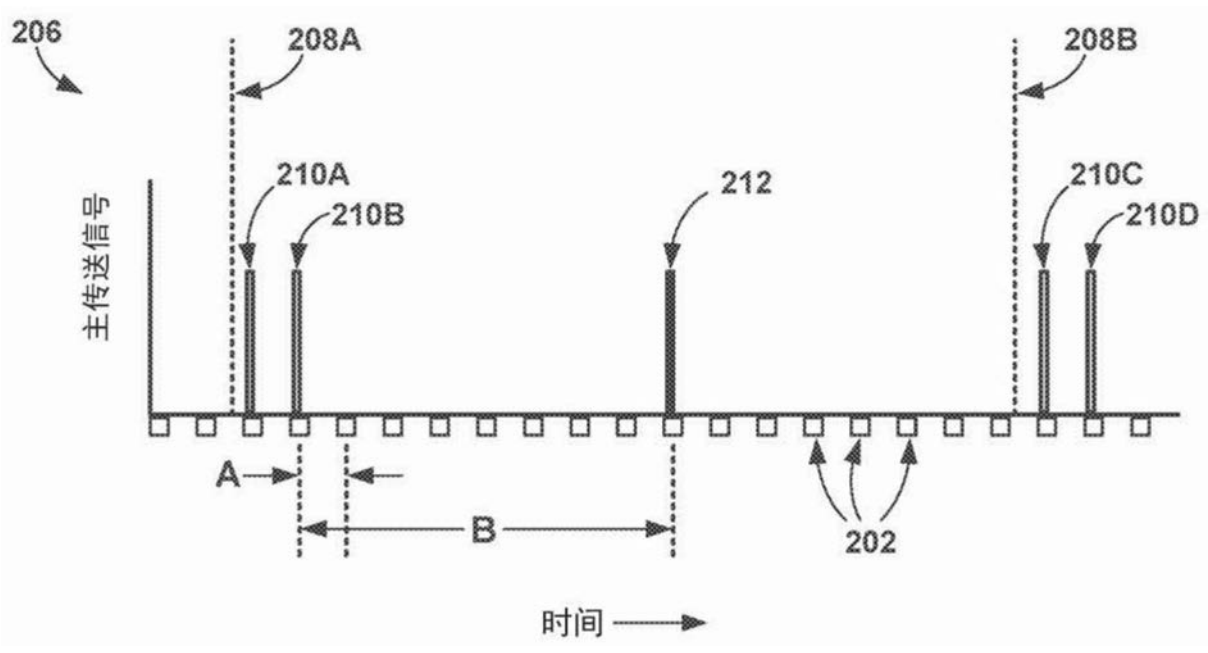


图8B

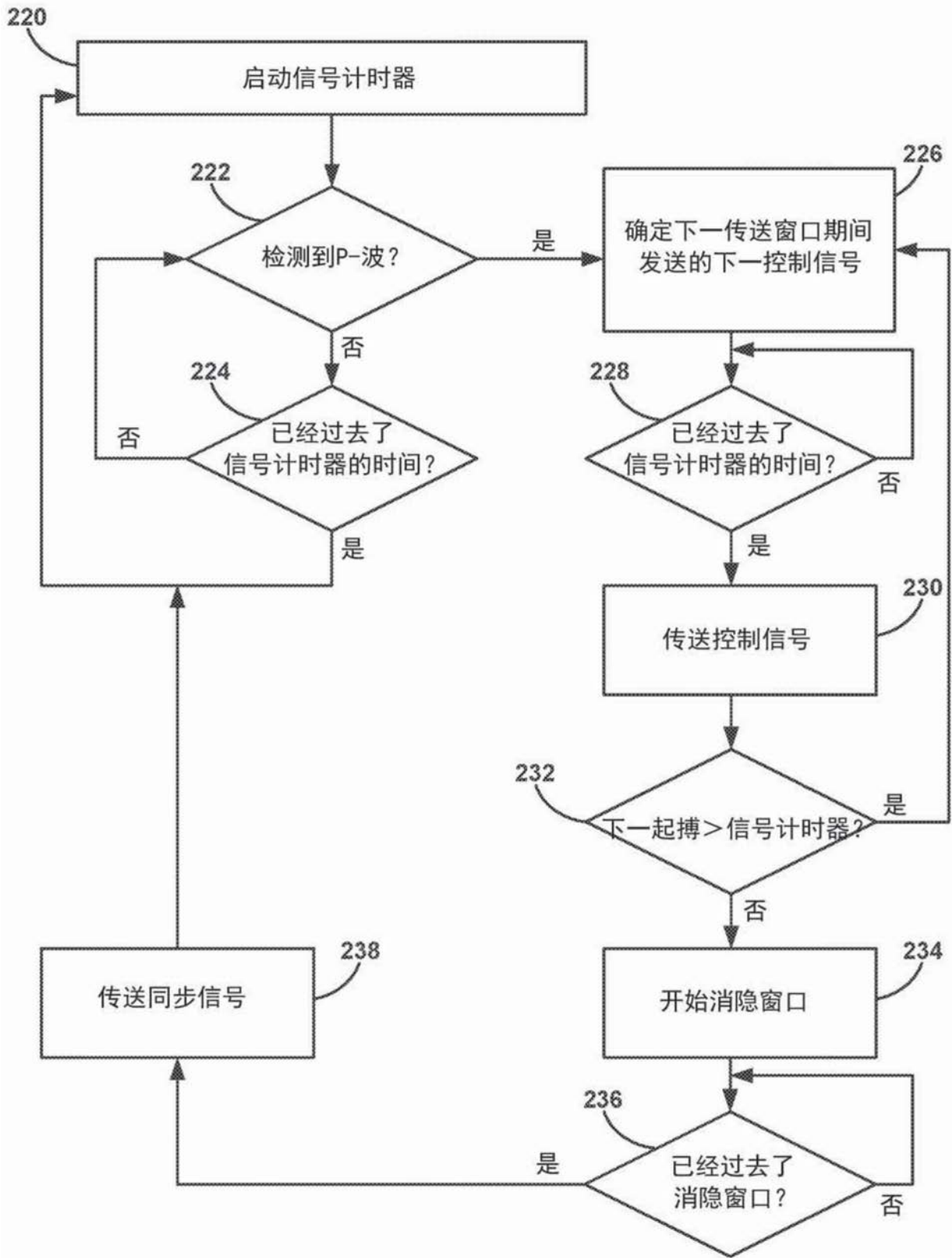


图9

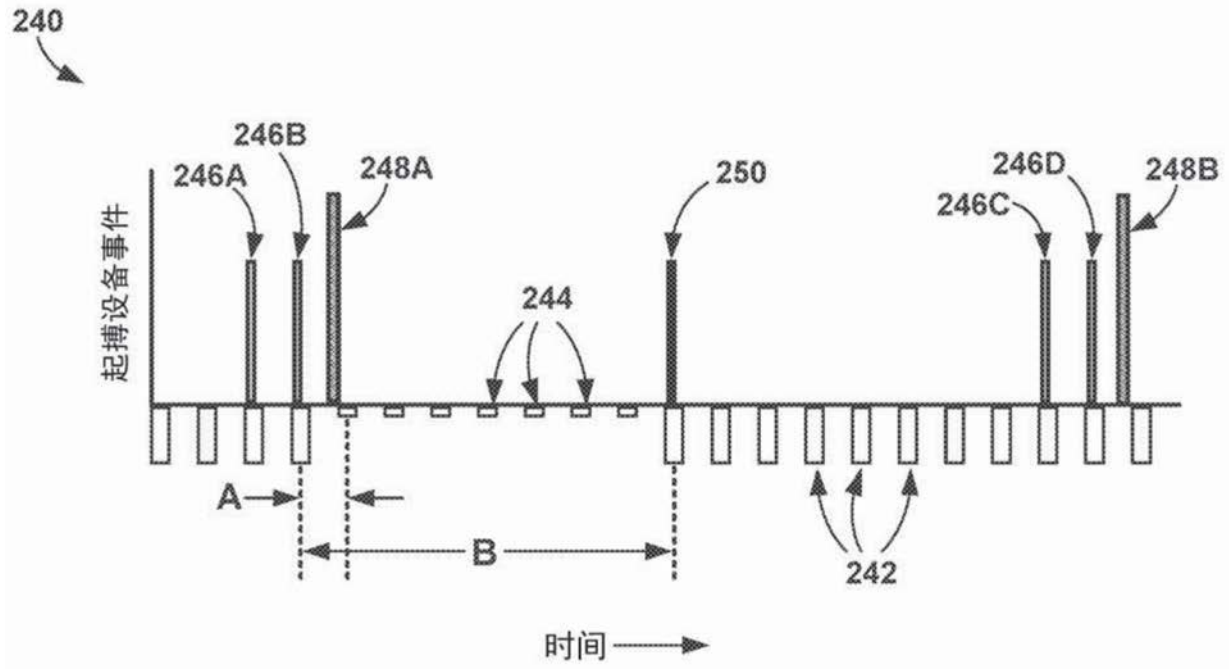


图10

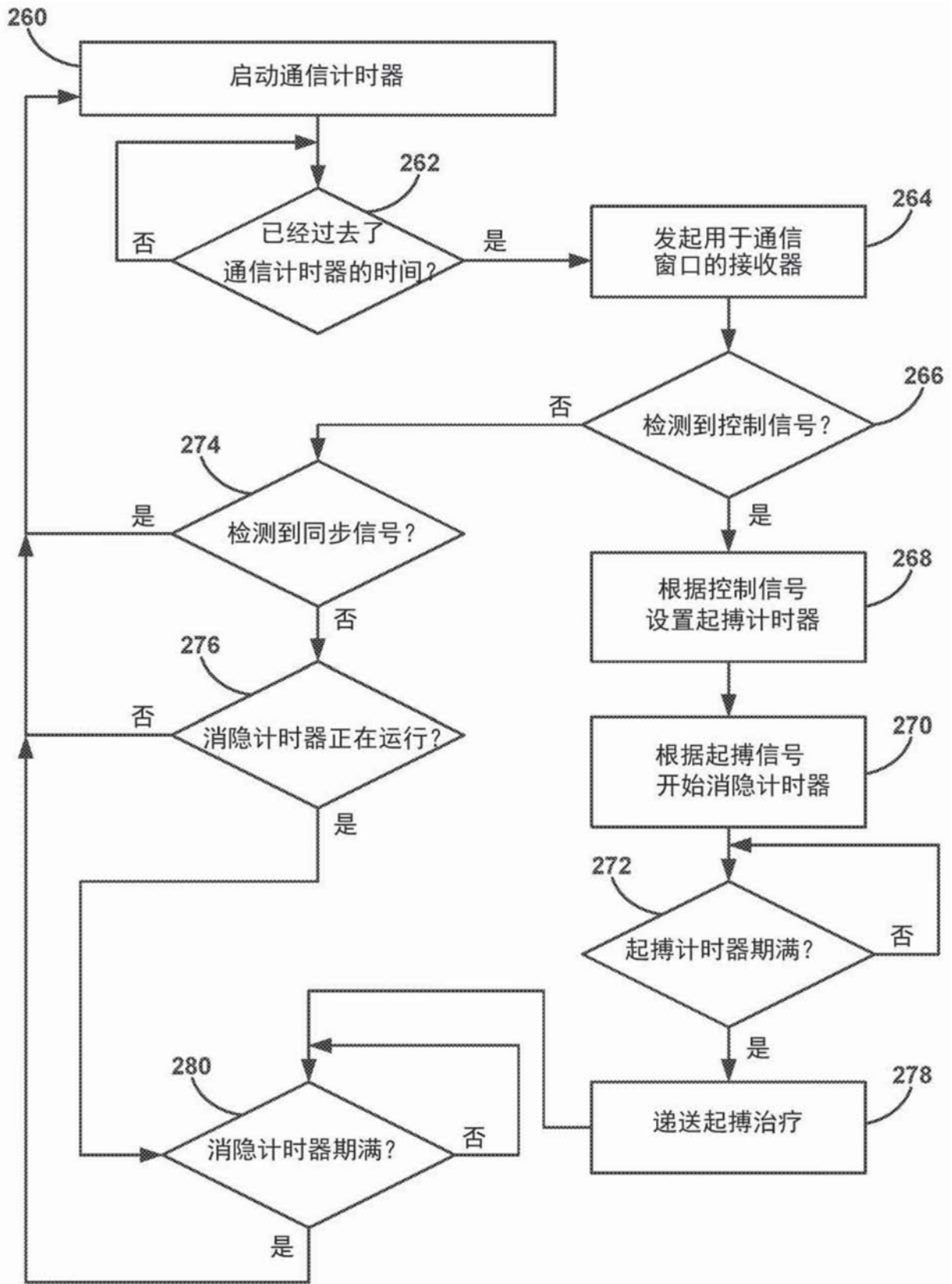


图11

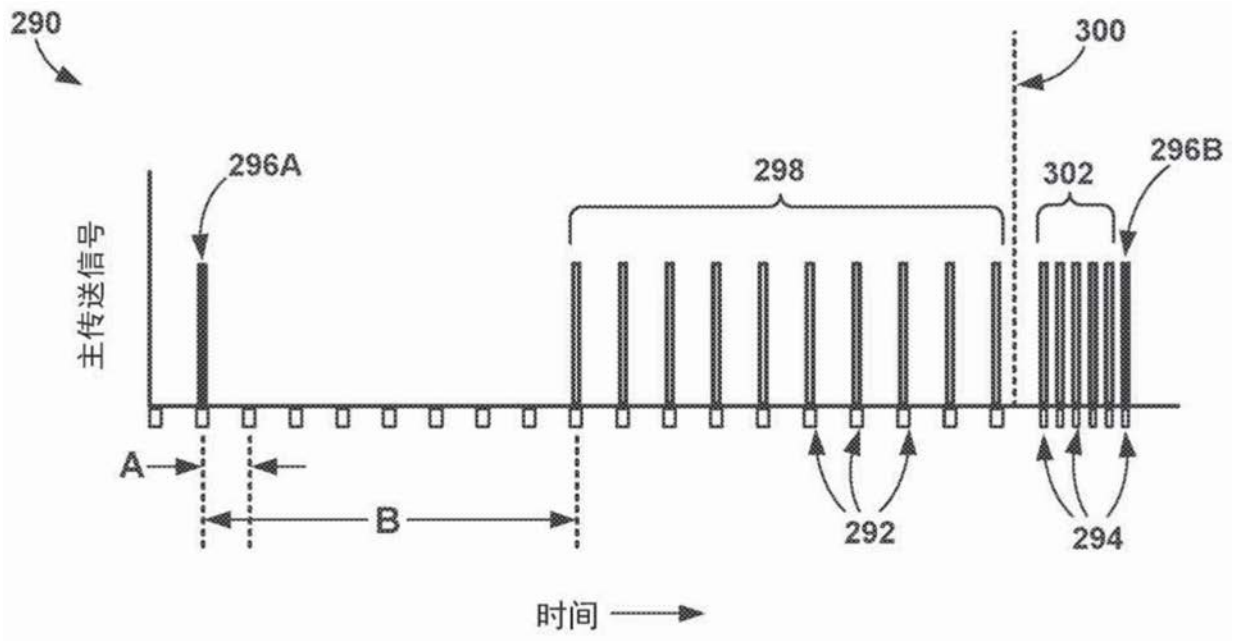


图12A

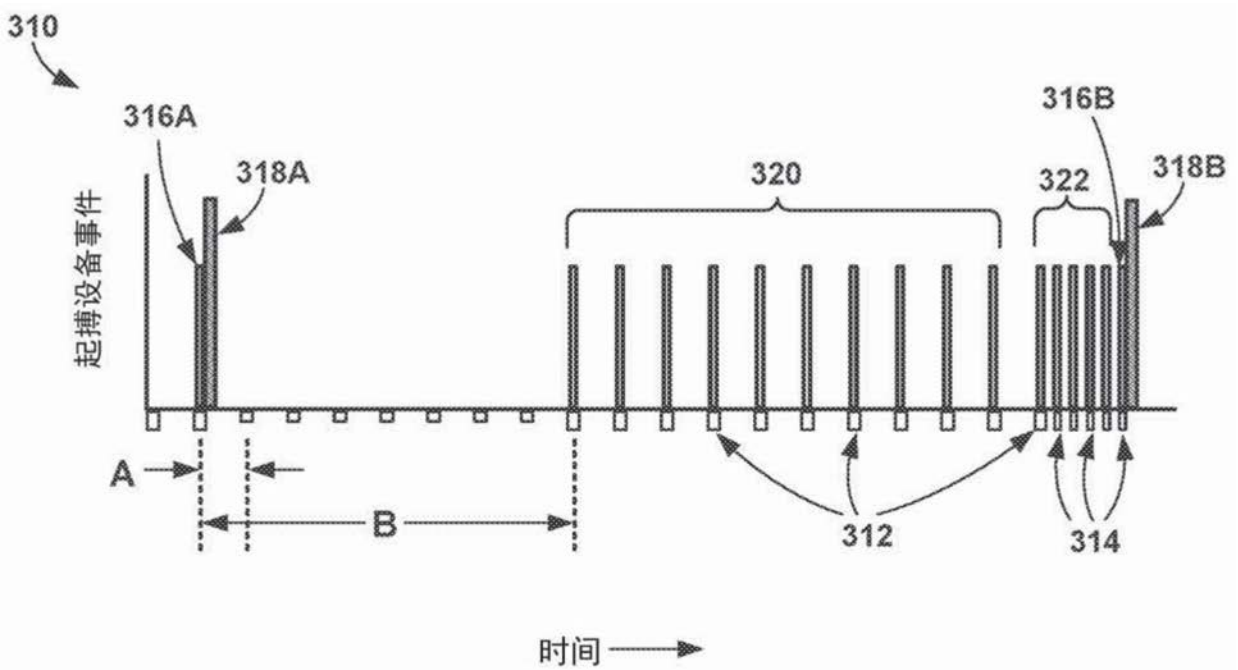


图12B

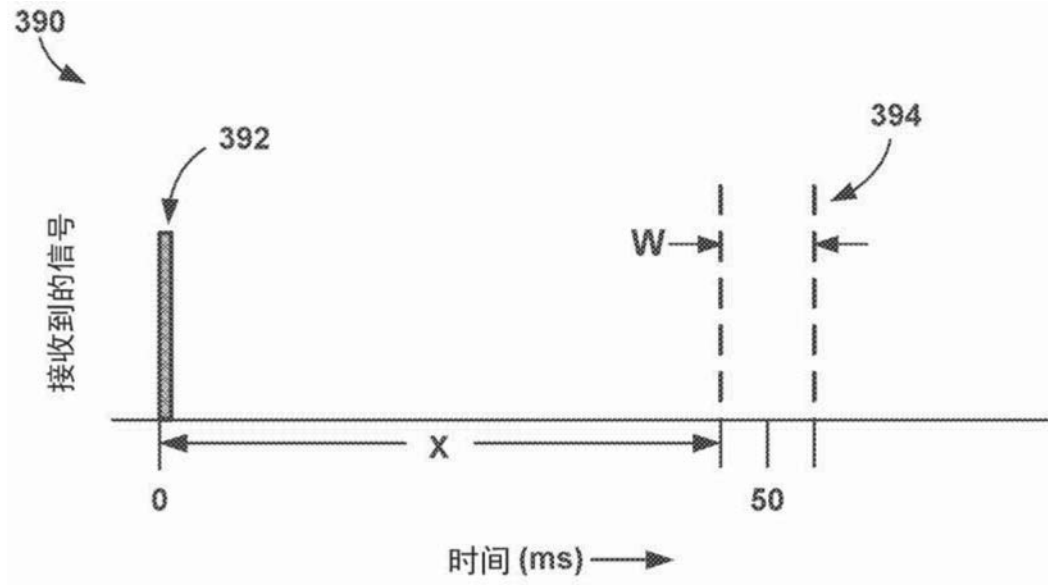


图13A

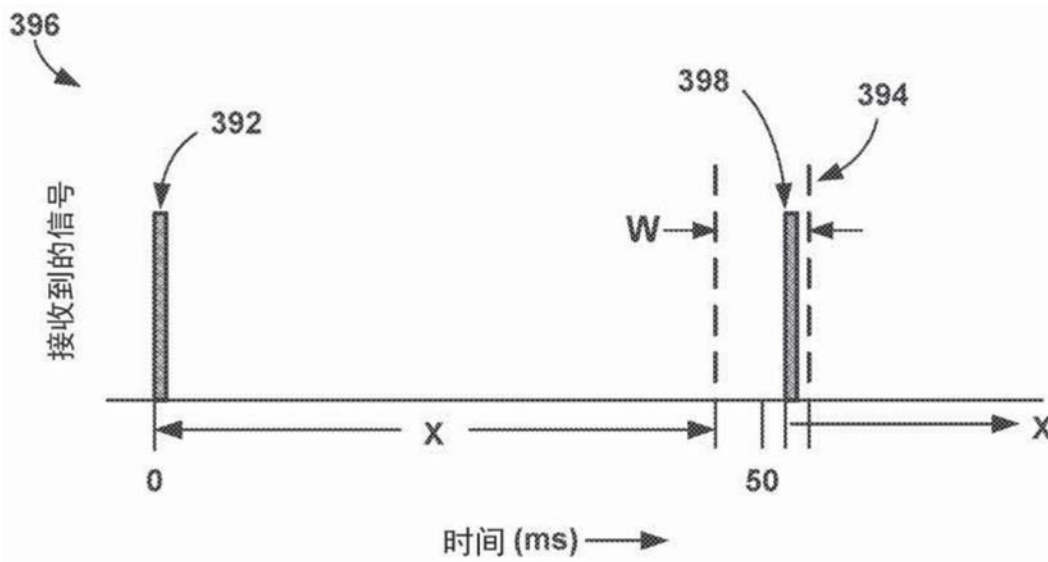


图13B

专利名称(译)	低功率无线通信		
公开(公告)号	<a href="#">CN110520189A</a>	公开(公告)日	2019-11-29
申请号	CN201880024686.4	申请日	2018-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
当前申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
[标]发明人	JK卡内 SE格林哈特 JL库恩 JD瑞恩克		
发明人	J·K·卡内 S·E·格林哈特 J·L·库恩 J·D·瑞恩克 D·J·佩歇尔 J·W·布萨克		
IPC分类号	A61N1/372 H04B13/00 A61N1/362 A61N1/368 A61N1/375 A61N1/39 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0024 A61B5/0031 A61B5/042 A61B5/4836 A61B5/7282 A61B2560/0209 A61N1/3627 A61N1/3684 A61N1/37205 A61N1/37276 A61N1/37288 A61N1/3756 A61N1/3962 H04B13/005 A61N1/365 A61N1/3925		
代理人(译)	张鑫		
优先权	15/484430 2017-04-11 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

描述了用于在两个医疗设备之间建立通信的系统、设备以及技术。在一个示例中，植入式医疗设备包括通信电路、治疗递送电路以及处理电路，所述处理电路被配置成用于：发起通信窗口的，在该通信窗口期间植入式第二医疗设备能够接收与由第一医疗设备检测到的心脏事件有关的信息，该通信窗口是由通信调度所限定的多个通信窗口中的一个，该通信调度对应于传送调度，在该传送调度中第一医疗设备被配置成用于传送信息；控制通信电路接收来自第一医疗设备的与心脏事件有关的信息，该与心脏事件有关的信息指示了相对于传送窗口的时序的心脏事件的时序；根据与心脏事件有关的信息调度并且控制治疗的递送。

