



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106794350 B

(45)授权公告日 2019.05.07

(21)申请号 201580054239.X

(22)申请日 2015.07.30

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106794350 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(30)优先权数据  
62/034,494 2014.08.07 US  
14/813,054 2015.07.29 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2017.04.06

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2015/042954 2015.07.30

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02016/022397 EN 2016.02.11

(73)专利权人 心脏起搏器股份公司  
地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 杰弗里·E·施塔曼

基思·R·迈莱 布兰登·E·库普  
迈克尔·J·凯恩  
雅各布·M·路德维格  
保罗·荷斯康

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司  
11332

代理人 王小衡 任庆威

(51)Int.Cl.  
A61N 1/362(2006.01)  
A61N 1/372(2006.01)  
A61N 1/375(2006.01)

(56)对比文件  
CN 103381284 A,2013.11.06,  
US 2012109236 A1,2012.05.03,  
US 2010114204 A1,2010.05.06,  
WO 2013080038 A3,2014.03.20,  
CN 103620569 A,2014.03.05,

审查员 赵丽英

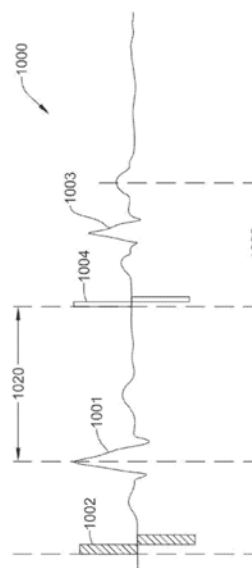
权利要求书2页 说明书22页 附图16页

(54)发明名称

具有多个通信模式的医疗设备系统

(57)摘要

具有多个通信模式的医疗设备系统和方法。一种示例性医疗设备系统可以包括第一医疗设备和可通信地耦接到第一医疗设备的第二医疗设备。第一医疗设备可以被配置为在第一通信模式传送信息到第二医疗设备。第一医疗设备可以进一步被配置为在确定一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏之后在第二通信模式传送信息到第二医疗设备。



1. 一种医疗设备系统,包括:  
第一医疗设备;和  
可通信地耦接到所述第一医疗设备的第二医疗设备;  
所述第一医疗设备被配置为使用一个或多个通信脉冲在第一通信模式传送信息到所述第二医疗设备;  
在所述第一通信模式中,所述第一医疗设备被配置为在检测到的心脏事件之后的第一时间周期期间传送信息到所述第二医疗设备;  
所述第一医疗设备被配置为在确定所述通信脉冲中的一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏之后在第二通信模式传送信息到所述第二医疗设备;  
在所述第二通信模式中,所述第一医疗设备被配置为在检测到的心脏事件之后的第二时间周期期间传送信息到所述第二医疗设备;以及  
其中,所述第二时间周期短于所述第一时间周期。
2. 根据权利要求1所述的医疗设备系统,其中,所述检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,所述第一时间周期在检测到的心跳之后开始并且在接下来的心跳之前结束。
3. 根据权利要求2所述的医疗设备系统,其中,所述检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,所述第二时间周期在检测到的心跳之后开始并且在接下来的心跳之前结束。
4. 根据权利要求2所述的医疗设备系统,其中,所述检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,所述第二时间周期在检测到的心跳的R波之后开始并且在检测到的心跳的T波之前结束。
5. 根据权利要求2所述的医疗设备系统,其中,所述第二时间周期在所述检测到的心脏事件之后的预定时间延迟之后开始。
6. 根据权利要求2所述的医疗设备系统,其中,所述检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,所述第一时间周期在检测到的心跳不反应周期之后开始。
7. 根据权利要求2所述的医疗设备系统,其中,所述检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,所述第二时间周期在检测到的心跳不反应周期之后开始。
8. 根据权利要求2所述的医疗设备系统,其中,所述检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,所述第二时间周期在检测到的心跳不反应周期期间发生。
9. 根据权利要求2所述的医疗设备系统,其中,所述检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,所述第二时间周期包括在检测到的心跳之后开始的大约150毫秒的时间周期。
10. 根据权利要求1-9中任一项所述的医疗设备系统,其中,为了确定所述通信脉冲中的一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏,所述第一医疗设备被配置为:  
确定心跳率;  
检测心跳;  
基于检测到的心跳和确定的心跳率的定时来确定当接下来的心跳应该发生时的时间;  
在第一通信模式传送信息到所述第二医疗设备;以及  
确定接下来的心跳是否发生在与接下来的心跳应该发生的确定时间重叠的事件窗口内,以及如果是则确定所述通信脉冲中的一个或多个通信脉冲捕获心脏,以及如果不是则确定所述通信脉冲中的一个或多个通信脉冲未捕获心脏。
11. 根据权利要求1-9中任一项所述的医疗设备系统,其中,为了确定所述通信脉冲中

的一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏,所述第一医疗设备被配置为:

检测心跳;

在第一通信窗口内在第一通信模式传送信息到所述第二医疗设备;以及

确定接下来的心跳是否发生在在所述第一通信窗口之后的预定时间延迟开始的事件窗口内,以及如果是则确定所述通信脉冲中的一个或多个通信脉冲捕获心脏,以及如果否则确定所述通信脉冲中的一个或多个通信脉冲未捕获心脏。

12. 根据权利要求1-9中任一项所述的医疗设备系统,其中,为了确定所述通信脉冲中的一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏,所述第一医疗设备被配置为执行捕获阈值测试,其中,所述捕获阈值测试包括:

传递捕获阈值能量等级的一个或多个通信脉冲;

确定所述捕获阈值能量等级的所述一个或多个通信脉冲是否捕获心脏;以及;

如果是,则至少部分地基于捕获阈值能量等级,识别捕获阈值;以及

如果否,则改变所述捕获阈值能量等级并且返回传递步骤。

13. 根据权利要求12所述的医疗设备系统,其中,改变所述捕获阈值能量等级包括增加所述捕获阈值能量等级。

14. 根据权利要求13所述的医疗设备系统,其中,改变所述捕获阈值能量等级包括减少所述捕获阈值能量等级。

## 具有多个通信模式的医疗设备系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于35U.S.C.§119要求2014年8月7日递交的美国临时专利申请号62/034,494的优先权,通过引用的方式将其公开完整并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开整体涉及用于传送信息的系统、设备和方法,并且更具体地,涉及用于在医疗设备之间传送信息的系统、设备和方法。

### 背景技术

[0004] 植入式医疗设备当今通常用于监视患者和/或传递疗法到患者。例如,植入式传感器通常用于监视患者的一个或多个生理参数如心率、心音、ECG、呼吸等等。在另一个实例中,植入式神经刺激器可用于提供神经刺激疗法到患者。在另一个实例中,起搏设备可以用于治疗这样一种患者即该患者遭受可能导致心脏传递足够量的血液到患者身体的能力降低的各种心脏条件。该心脏条件可能导致快速的、无规律的和/或不足够的心脏收缩。为了助于减轻这些条件中的一些,各种设备(例如起搏器、除颤器等等)通常植入到患者身体中。该设备可以监视并且提供电刺激到心脏,以助于心脏以更正常、足够和/或安全的方式来操作。不管设备类型怎样,通常都希望植入式医疗设备与另一个医疗设备通信。

### 发明内容

[0005] 本公开整体涉及用于传送信息的系统、设备和方法,并且更具体地,涉及在医疗设备之间传送信息的系统、设备和方法。在一些实例中,用于医疗设备之间的通信的通信信号可能在患者中导致不希望的影响。例如,通信信号可能是捕获心脏的通信脉冲。在一些情况中,当这发生时,通信可以从第一通信模式切换到第二通信模式。在一些情况中,第二通信模式更不可能在患者中导致不希望的影响。

[0006] 在一个实例中,一种医疗设备系统可以包括:第一医疗设备;和可通信地耦接到第一医疗设备的第二医疗设备;第一医疗设备被配置为在第一通信模式传送信息到第二医疗设备,以及第一医疗设备被配置为在确定一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏之后在第二通信模式传送信息到第二医疗设备。

[0007] 可替换地或另外地,在任意以上实例中:在第一通信模式中,第一医疗设备可以被配置为仅在检测到的心脏事件之后的第一时间周期期间传送信息到第二医疗设备;在第二通信模式期间,第一医疗设备可以被配置为仅在检测到的心脏事件之后的第二时间周期期间传送信息到第二医疗设备;以及其中,第二时间周期短于第一时间周期。

[0008] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第一时间周期在检测到的心跳之后开始并且在接下来的心跳之前结束。

[0009] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第二时间周期在检测到的心跳之后开始并且在接下来的心跳之前结束。

[0010] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第二时间周期在检测到的心跳的R波之后开始并且在检测到的心跳的T波之前结束。

[0011] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第二时间周期在检测到的心脏事件之后的预定时间延迟之后开始。

[0012] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第一时间周期在检测到的心跳不反应周期之后开始。

[0013] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第二时间周期在检测到的心跳不反应周期之后开始。

[0014] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第二时间周期在检测到的心跳不反应周期期间发生。

[0015] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第二时间周期包括在检测到的心跳之后开始的大约150毫秒的时间周期。

[0016] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,为了确定一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏,第一医疗设备被配置为:确定心跳率;检测心跳;基于检测到的心跳和确定的心跳率的定时来确定当接下来的心跳应该发生时的时间;在第一通信模式传送信息到第二医疗设备;以及确定接下来的心跳是否发生在与接下来的心跳应该发生的确定时间重叠的事件窗口内,以及如果是则确定传导脉冲未捕获心脏,以及如果否则确定传导脉冲捕获心脏。

[0017] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,为了确定一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏,第一医疗设备被配置为:检测心跳;在第一通信模式传送信息到第二医疗设备;以及确定接下来的心跳是否发生在在第一通信窗口之后的预定延迟上开始的事件窗口内,以及如果是则确定传导脉冲捕获心脏,以及如果否则确定传导脉冲未捕获心脏。

[0018] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,为了确定一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏,第一医疗设备被配置为执行捕获阈值测试,其中,捕获阈值测试包括:传递捕获阈值能量等级的一个或多个通信脉冲;确定捕获阈值能量等级的一个或多个通信脉冲是否捕获心脏;以及;如果是,则至少部分地基于捕获阈值能量等级,识别捕获阈值;以及如果否,则改变捕获阈值能量等级并且返回传递步骤。

[0019] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,改变捕获阈值能量等级包括增加捕获阈值能量等级。

[0020] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,改变捕获阈值能量等级包括减少捕获阈值能量等级。

[0021] 在一个实例中,一种在医疗设备系统中的多个医疗设备之间传送信息的方法包括:在多个第一通信窗口中的每一个期间经由传导通信在第一医疗设备和第二医疗设备之间传送信息;确定一个或多个第一通信窗口期间的传导通信是否捕获患者的心脏;以及如果确定了一个或多个第一通信窗口期间的传导通信捕获患者的心脏,则在多个第二通信窗口中的每一个期间经由传导通信在第一医疗设备和第二医疗设备之间传送信息,其中,第二通信窗口短于第一通信窗口。

[0022] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,每个第一通信窗口发生在患者的两个连续的心跳之间。

[0023] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,每个第二通信窗口发生在患者的两个连

续的心跳之间。

[0024] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,每个第二通信窗口发生在患者的心跳的R波和T波之间。

[0025] 可替换地或另外地,任意以上实例可以进一步包括:检测患者的心跳;以及其中多个第一通信窗口中的每一个在检测到的心脏事件之后的第一预定时间延迟之后开始。

[0026] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,多个第二通信窗口中的每一个在检测到的心脏事件之后的第二预定时间延迟之后开始。

[0027] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一预定时间延迟导致多个第一通信窗口中的每一个在患者心脏不反应周期之外开始。

[0028] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第二预定时间延迟导致多个第二通信窗口中的每一个在患者心脏不反应周期之外开始。

[0029] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第二预定时间延迟导致多个第二通信窗口中的每一个在患者心脏不反应周期期间开始。

[0030] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,确定一个或多个第一通信窗口期间的传导通信是否捕获患者的心脏包括:确定心跳率;检测心跳;基于检测到的心跳和确定的心跳率的定时来确定当接下来的心跳应该发生时的时间;在落入检测到的心跳与接下来的心跳应该发生的确定时间之间的第一通信窗口期间经由传导通信在第一医疗设备和第二医疗设备之间传送信息;以及确定接下来的心跳是否发生在与接下来的心跳应该发生的确定时间重叠的事件窗口内,以及如果是则确定传导通信未捕获心脏,以及如果否则确定传导通信确实捕获心脏。

[0031] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,确定一个或多个第一通信窗口期间的传导通信是否捕获患者的心脏包括:检测心跳;在落入检测到的心跳与接下来的心跳之间的第一通信窗口期间经由传导通信在第一医疗设备和第二医疗设备之间传送信息;以及确定接下来的心跳是否发生在在第一通信窗口之后的预定时间延迟上开始的事件窗口内,以及如果是则确定一个或多个通信脉冲捕获心脏,以及如果否则确定一个或多个通信脉冲未捕获心脏。

[0032] 在另一个实例中,一种在其中至少一个医疗设备是用于植入到患者中的植入式医疗设备的医疗设备系统中的多个医疗设备之间传送信息的方法包括:使用具有第一能量等级的通信脉冲经由传导通信在第一医疗设备和第二医疗设备之间传送信息;执行捕获阈值测试以识别用于通信脉冲的捕获阈值;将通信脉冲的能量等级从第一能量等级改变到第二能量等级,第二能量等级基于在捕获阈值测试期间识别的捕获阈值;以及使用具有第二能量等级的通信脉冲经由传导通信在第一医疗设备和第二医疗设备之间传送信息。

[0033] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一能量等级由第一脉冲幅度和第一脉冲宽度表示,以及第二能量等级由第一脉冲幅度和第二脉冲宽度表示,其中,第二脉冲宽度不同于第一脉冲宽度。

[0034] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一能量等级由第一脉冲幅度和第一脉冲宽度表示,以及第二能量等级由第二脉冲幅度和第一脉冲宽度表示,其中,第二脉冲幅度不同于第一脉冲幅度。

[0035] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一能量等级由第一脉冲幅度和第一脉

冲宽度表示,以及第二能量等级由第二脉冲幅度和第二脉冲宽度表示,其中,第二脉冲宽度不同于第一脉冲宽度,以及第二脉冲幅度不同于第一脉冲幅度。

[0036] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,执行捕获阈值测试包括:传递捕获阈值能量等级的一个或多个通信脉冲;确定捕获阈值能量等级的一个或多个通信脉冲是否捕获心脏;以及;如果是,则至少部分地基于捕获阈值能量等级,识别捕获阈值;以及如果否,则改变捕获阈值能量等级并且返回传递步骤。

[0037] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,改变捕获阈值能量等级包括增加捕获阈值能量等级。

[0038] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,改变捕获阈值能量等级包括减少捕获阈值能量等级。

[0039] 在又一个实例中,一种医疗设备系统包括:第一医疗设备;和可通信地耦接到第一医疗设备的第二医疗设备;第一医疗设备被配置为在第一通信模式传送信息到第二医疗设备,以及第一医疗设备被配置为在确定一个或多个通信脉冲捕获患者的心脏之后在第二通信模式传送信息到第二医疗设备。

[0040] 可替换地或另外地,在任意以上实例中:在第一通信模式,第一医疗设备被配置为仅在检测到的心脏事件之后的第一时间周期期间传送信息到第二医疗设备;在第二通信模式,第一医疗设备被配置为仅在检测到的心脏事件之后的第二时间周期期间传送信息到第二医疗设备;以及其中,第二时间周期短于第一时间周期。

[0041] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第一时间周期在检测到的心跳之后开始并且在接下来的心跳之前结束。

[0042] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第二时间周期在检测到的心跳之后开始并且在接下来的心跳之前结束。

[0043] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,检测到的心脏事件包括心跳,以及其中,第二时间周期在检测到的心跳的R波之后开始并且在检测到的心跳的T波之前结束。

[0044] 在另一个实例中,一种传递电刺激到患者心脏的医疗设备系统包括:配置为传递起搏脉冲到患者心脏的第一医疗设备;可通信耦接到第一医疗设备的第二医疗设备;其中,第二医疗设备被配置为在检测到的心脏事件之后的第一预定时间周期内传递通信信号到患者的组织;以及其中,在确定一个或多个传递的通信信号捕获患者的心脏之后,第二医疗设备被配置为在检测到的心脏事件之后的第二预定时间周期内传递通信信号到患者的组织。

[0045] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,为了确定一个或多个传递的通信信号捕获患者的心脏,第二医疗设备被配置为在第一检测到的心脏事件之后在第一检测到的心脏事件之后的预定时间量内传递一个或多个通信信号到患者的组织,以及确定第二检测到的心脏事件是否发生在传递的一个或多个通信信号之后的检测窗口内。

[0046] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,如果第二医疗设备确定第二检测到的心脏事件发生在检测窗口内则第二医疗设备确定一个或多个传递的通信信号捕获患者的心脏。

[0047] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一检测到的心脏事件是起搏心脏事件。

[0048] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一预定时间周期包括检测到的心脏事

件与下一个检测到的心脏事件之间的时间。

[0049] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第二预定时间周期包括在检测到的心脏事件之后开始的大约150毫秒的时间周期。

[0050] 在另一个实例中,一种医疗设备系统可以包括:第一医疗设备;和可通信地耦接到第一医疗设备的第二医疗设备;第一医疗设备被配置为使用一个或多个通信脉冲在第一通信模式传送信息到第二医疗设备;以及第一医疗设备被配置为基于通信脉冲是否捕获心脏的确定来在第二通信模式传送信息到第二医疗设备。

[0051] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一医疗设备被配置为基于通信脉冲捕获心脏的确定来在第二通信模式传送信息到第二医疗设备。

[0052] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一医疗设备被配置为基于通信脉冲未捕获心脏的确定来在第二通信模式传送信息到第二医疗设备。

[0053] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,在第一通信模式,第一医疗设备被配置为仅在检测到的心脏事件之后的第一时间周期期间传送信息到第二医疗设备;在第二通信模式,第一医疗设备被配置为仅在检测到的心脏事件之后的第二时间周期期间传送信息到第二医疗设备;以及其中,第二时间周期短于第一时间周期。

[0054] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,在第一通信模式,第一医疗设备被配置为仅在检测到的心脏事件之后的第一时间周期期间传送信息到第二医疗设备;在第二通信模式,第一医疗设备被配置为仅在检测到的心脏事件之后的第二时间周期期间传送信息到第二医疗设备;以及其中,第二时间周期长于第一时间周期。

[0055] 以上摘要不是意图描述本公开的每个实施方式或者每个实现。通过参考结合附图给出的以下描述和权利要求,本公开的优点和成就以及更完整的理解将变得显而易见和可理解。

## 附图说明

[0056] 结合附图来考虑各种示例性实施方式的以下描述可以更完整地理解本公开,其中:

[0057] 图1是根据本公开的一个实例的说明性无引线心脏起搏器(LCP)的示意性方框图;

[0058] 图2是可以结合图1的LCP来使用的另一个说明性医疗设备的示意性方框图;

[0059] 图3是包括彼此通信的多个LCP和/或其他设备的的示例性医疗系统的示意性图;

[0060] 图4是根据本公开的另一个实例的包括LCP和另一个医疗设备的系统的示意性图;

[0061] 图5是根据本公开的另一个实例的包括LCP和另一个医疗设备的系统的示意性图;

[0062] 图6是根据本公开的另一个实例的示例性心脏循环和当医疗设备可以传递传导通信脉冲到患者组织时的心脏循环期间的时间的图;

[0063] 图7是根据本公开的另一个实例的示例性心脏循环的图并且示出了用于确定传递的传导通信脉冲是否捕获心脏的示例性技术;

[0064] 图8是根据本公开的另一个实例的示例性心脏循环的图并且示出了用于确定传递的传导通信脉冲是否捕获心脏的示例性技术;

[0065] 图9是根据本公开的另一个实例的示例性心脏循环的图并且示出了用于确定传递的传导通信脉冲是否捕获心脏的示例性技术;



[0066] 图10是根据本公开的另一个实例的示例性心脏循环的图并且示出了用于确定传递的传导通信脉冲是否捕获心脏的示例性技术；

[0067] 图11是根据本公开的另一个实例的示例性心脏循环的图并且示出了用于确定传递的传导通信脉冲是否捕获心脏的示例性技术；

[0068] 图12显示了根据本公开的另一个实例的脉冲幅度对脉冲宽度的说明性图；

[0069] 图13是根据本公开的另一个实例的示例性心脏循环的图并且示出了设备何时可以传递传导的通信脉冲；

[0070] 图14是根据本公开的一个实例的示例性心脏循环的图并且示出了设备何时可以传递传导的通信脉冲；

[0071] 图15是可以由医疗设备或医疗设备系统如关于图1-5所述的说明性医疗设备或医疗设备系统实现的说明性方法的流程图；以及

[0072] 图16可以由医疗设备或医疗设备系统如关于图1-5所述的说明性医疗设备或医疗设备系统实现的说明性方法的流程图。

[0073] 虽然本公开可以有各种修改和替换形式，但是细节已通过附图中的实例来显示并且将详细描述。然而，应该理解其意图不是为了将本公开的方案限制为所述具体说明性实施方式。相反，其意图在于覆盖落入本公开的精神和范围之内全部修改、等效物和替换物。

## 具体实施方式

[0074] 应当参考附图来阅读以下的描述，其中在不同附图中相同的元件被相同地标号。说明书和无需按比例绘制的附图描述了说明性的实施方式并且不意图限制本公开的范围。

[0075] 正常健康的的心脏通过遍及心脏传导内在地生成的电信号来引起收缩。这些内在信号导致心脏的组织或肌肉细胞收缩。该收缩迫使血液走出和进入心脏，提供血液遍及身体的其余部分的循环。然而，许多患者遭受影响他们心脏的该收缩性的心脏条件。一些心脏可能例如发展出不再生成或者传导内在电信号的病变组织。在一些实例中，病变心脏组织以不同速率传递电信号，因而导致心脏的不同步并且不足够的收缩。在其他实例中，心脏可能以使得心率变得低得危险的低速率生成内在信号。在其他实例中，心脏可能以异常高的速率生成电信号。在一些情况中，该异常可能发展成室颤状态，其中，患者的心室的收缩几乎完全不同步并且心脏泵送非常少血液乃至不泵送血液。可以被配置为确定该心脏异常或心律不齐的发生并且传递一种或多种类型的电刺激疗法到患者心脏的植入式医疗设备可以有助于终止或减轻该心脏条件。

[0076] 图1描述了示例性无引线心脏起搏器(LCP)，其可以植入患者中并且可以操作以例如通过适当地应用一个或多个疗法如电刺激疗法(例如抗心动过速起搏(ATP)疗法、心脏再同步疗法(CRT)、心动过缓疗法、除颤脉冲等等)来防止、控制或终止患者中的心律不齐。如在图1中可见，LCP 100可以是使全部组件安装在LCP 100中或者直接安装在壳体120上的紧凑型设备。如图1中所示，LCP 100可以包括通信模块102、脉冲生成器模块104、电感测模块106、机械感测模块108、处理模块110、电池112和电极114。

[0077] 通信模块102可以被配置为与位于LCP 100外部的设备如传感器、其他设备等等通信。该设备可以位于患者身体外部或内部。不管位置如何，外部设备(即LCP 100的外部但是

无需在患者身体外部)可以经由通信模块102与LCP 100通信,以完成一个或多个希望的功能。例如LCP 100可以通过通信模块102传送信息如感测到的电信号、指令、其他消息或数据到外部医疗设备。外部医疗设备可以使用所传送的数据和/或消息来执行各种功能如确定心律不齐的发生、传递电刺激疗法、存储接收到的数据或其他功能。LCP 100可以另外通过通信模块102从外部医疗设备接收数据和/或其它消息,并且LCP 100可以使用接收到数据和/或消息执行各种功能如确定心律不齐的发生,传递电刺激疗法存储接收到的数据或其他功能。通信模块102可以被配置为使用一个或多个用于与外部设备通信的方法。通信模块102可以例如经由射频(RF)信号、电感耦合、光信号、声音信号、传导的通信信号或适合通信的任何其他信号来通信。进一步参考其他附图讨论LCP 100与其他设备之间的通信技术。

[0078] 在图1所示的实例中,脉冲生成器模块104可以电连接到电极114。在一些实例中,LCP 100可以另外包括电极114'。在该实例中,脉冲生成器104可以另外电连接到电极114'。脉冲生成器模块104可以被配置为生成电刺激信号。脉冲生成器模块104可以例如通过使用存储在LCP 100中的电池112中的能量生成电刺激信号,并且经由电极114和/或114'传递生成的电刺激信号。在至少一些实例中,LCP 100的脉冲生成器104可以进一步包括开关电路以将电极114和/或114'中的一个或多个选择性地连接到脉冲生成器104以便选择脉冲生成器104经由电极114/114' (和/或其他电极)中的哪个传递电刺激疗法。脉冲生成器模块104可以生成具有具体特征或按具体次序的电刺激信号,以便提供多个不同刺激治疗中的一个或多个。脉冲生成器模块104可以例如被配置为生成电刺激信号以提供电刺激疗法来抗心动过缓、心动过速、心脏同步、心动过缓心律不齐、心动过速心律不齐、室颤心律不齐、心脏同步心律不齐和/或任意其他合适的电刺激疗法。电刺激疗法一些更普通的术语包括抗心动过速起搏(ATP)疗法、心脏再同步疗法(CRT)、心律转复/除颤。

[0079] 在一些实例中,LCP 100可以不包括脉冲生成器104。例如,LCP 100可以是仅诊断用设备。在该实例中,LCP 100可以不传递电刺激疗法到患者。在该实例中,LCP 100可以采集与心脏电活动有关的数据和/或患者的生理参数并且发送数据和/或确定到一个或多个其他医疗设备。因此,在该实例中,LCP 100可能不需要脉冲生成器104。

[0080] 在一些实例中,LCP 100可以包括电感测模块106并且在一些情况中的机械感测模块108。电感测模块106可以被配置为感测心脏的心电活动。电感测模块106可以例如连接到电极114/114',并且电感测模块106可以被配置为接收通过电极114/114'传导的心电信号。心电信号可以例如表示来自LCP 100所植入的腔室的局部信息。例如,如果LCP 100被植入在心脏的心室中,则由LCP 100通过电极114/114'感测的心电信号可以表示心室的心电信号。机械感测模块108可以包括或者电连接到一个或多个传感器如加速计、血压传感器、心音传感器、血氧传感器和/或被配置为测量患者的一个或多个生理参数的其他传感器。电感测模块106和机械感测模块108可以进一步连接到处理模块110并且提供表示感测到的电活动或生理参数的信号到处理模块110。虽然关于图1被描述为独立的感测模块,但是在一些情况中,电感测模块106和机械感测模块108可以组合成单个感测模块。

[0081] 电极114/114'可以相对于壳体120固定但是暴露于LCP 100周围的组织和/或血液。在一些情况中,电极114可以整体设置在LCP 100的任意末端并且可以与模块102、104、106、108和110中的一个或多个电通信。电极114/114'可以由壳体120支撑,但是在一些情况中,电极114/114'可以仅通过短连接线连接到壳体120,使得电极114/114'不直接相对于壳

体120固定。在LCP 100包括一个或多个电极114'的实例中,电极114'可以整体设置在LCP 100的侧面上并且可以增加通过其LCP 100可感测心脏电活动、传递电刺激和/或与外部医疗设备通信的电极的数量。电极114/114'可以由一个或多个生物兼容导电材料如已知可安全植入人体中的各种金属或合金制造。在一些实例中,连接到LCP 100的电极114/114'可以具有将电极114/114'与相邻电极、壳体120和/或其他材料电绝缘的绝缘部分。

[0082] 处理模块110可以被配置为控制LCP 100的操作。处理模块110可以例如被配置为从电感测模块106和/或机械感测模块108接收电信号。基于接收到的信号,处理模块110可以例如确定心律不齐的发生以及在某些情况中确定心律不齐的类型。基于任意确定的心律不齐,处理模块110可以控制脉冲生成器模块104根据一个或多个治疗生成电信号以治疗所确定的心律不齐。处理模块110可以进一步从通信模块102接收信息。在某些实例中,处理模块110可以使用这种接收到的信息来助于确定是否发生了心律不齐,确定心律不齐的类型和/或响应于该信息采取具体动作。处理模块110可以另外控制通信模块102发送信息到其他设备。

[0083] 在某些实例中,处理模块110可以包括预编程的芯片如超大规模集成(VLSI)芯片或者专用集成电路(ASIC)。在该实施方式中,芯片可以被预编程有控制逻辑以控制LCP 100的操作。通过使用预编程的芯片,处理模块110可以使用比其他可编程电路更少的电力同时能够维持基本功能,从而潜在增加LCP 100的电池寿命。在其他实例中,处理模块110可以包括可编程微处理器。该可编程微处理器即使在植入之后也可以允许用户调整LCP 100的控制逻辑,因而与使用预编程ASIC时相比允许LCP 100的更大的灵活性。在某些实例中,处理模块110可以进一步包括存储器电路,并且处理模块110可以将信息存储在存储器电路上以及从存储器电路读取信息。在其他实例中,LCP 100可以包括与处理模块110通信的独立的存储器电路(未显示),使得处理模块110可以从独立的存储器电路读取信息以及向独立的存储器写入信息。

[0084] 电池112可以提供电力给LCP 100用于其操作。在某些实例中,电池112可以是不可再充电的基于锂的电池。在其他实例中,不可再充电电池可以由其他合适材料制造。由于LCP 100是植入式设备,所以在植入之后,对LCP 100的接近可能被限制。因此,希望具有足够的电池容量以在治疗周期如数天、数周、数月、数年或数十年期间传递治疗。在其他实例中,电池112可以是可再充电电池,其可以助于增加LCP 100的可使用寿命。在其他实例中,电池112可以是一些其它类型的电源。

[0085] 为了将LCP 100植入患者身体,操作员(例如医师、临床医生等等)可以将LCP 100固定到患者心脏的心脏组织。为了助于固定,LCP 100可以包括一个或多个锚116。锚116可以包括多个固定或锚定机构中的任意一个。锚116可以例如包括一个或多个管脚、钉、螺纹、螺钉、螺旋、尖齿等等。在某些实例中,虽然未显示,但是锚116可以包括位于其可以沿锚116的至少部分长度延伸的外表面上的螺纹。螺纹可以提供心脏组织与锚之间的摩擦,以助于将锚116固定在心脏组织中。在其他实例中,锚116可以包括其他结构如倒钩、长钉等等以助于与周围心脏组织的接合。

[0086] 图2描述了另一个设备即医疗设备(MD) 200的实例,其可以单独或结合图1的LCP 100来使用以便检测以及治疗心律失常和其他心脏条件。在所示实例中,MD 200可以包括通信模块202、脉冲生成器模块204、电感测模块206、机械感测模块208、处理模块210和电池

218。这些模块中的每一个可以类似于LCP 100的模块102、104、106、108和110。另外,电池218可以类似于LCP 100的电池112。然而在一些实例中,MD 200可以在壳体220中具有更大的体积。在该实例中,MD 200可以包括更大的电池和/或能够比LCP 100的处理模块110处理更复杂的操作的更大的处理模块210。

[0087] 虽然MD 200可以是如图1中所示的另一个无引线设备,但是在一些实例中,MD 200可以包括引线如引线212。引线212可以包括在位于壳体220中的一个或多个模块和电极214之间传导电信号的电线。在一些情况中,引线212可以连接到并且延伸出MD 200的壳体200。在一些实例中,引线212被植入在患者的心脏上、内或附近。引线212可以包括位于引线212上的各种位置处并且距壳体220各种距离的一个或多个电极214。一些引线212可以仅包括单个电极214,而其他引线212可以包括多个电极214。通常,电极214位于引线212上,使得当引线212植入患者中时,电极214中的一个或多个被定位为执行希望的功能。在一些情况中,一个或多个电极214可以与患者的心脏组织接触。在一些情况中,电极214可以传导内在生成的电信号,例如表示内在的心脏电活动的信号,到引线212。引线212因而可以传导接收到的电信号到MD 200的模块202、204、206和208中的一个或多个。在一些情况中,MD 200可以生成电刺激信号,并且引线212可以传导生成的电刺激信号到电极214。电极214然后可以传导信号到患者的心脏组织。

[0088] 如同机械感测模块108,机械感测模块208可以包括或者电连接到一个或多个传感器如加速计、血压传感器、心音传感器、血氧传感器和/或被配置为测量心脏和/或患者的一个或多个生理参数的其他传感器。在至少一些实例中,在这些实例中的至少一些中,一个或多个传感器可以位于引线212上。在该实例中,机械感测模块208可以与引线212电通信并且可以接收从该传感器生成的信号。

[0089] 虽然不需要,但是在一些实例中,MD 200可以是植入式设备。在该实例中,MD 200的壳体220可以例如植入到患者的经胸区域。壳体220通常可以包括任意数量的已知材料,该材料可安全植入人体并且当植入时将MD 200的各种组件与患者身体的流体和组织隔绝密封。

[0090] 在一些情况中,MD 200可以是植入式心脏起搏器(ICP)。在该实例中,MD 200可以具有一个或多个引线例如引线212,其被植入到患者心脏上或中。一个或多个引线212可以包括与患者心脏的心脏组织和/或血液接触的一个或多个电极124。MD 200可以被配置为感测内在生成的心电信号以及例如基于感测到的信号的分析来确定一个或多个心律失常。MD 200可以被配置为经由植入心脏中的引线212传递CRT、ATP治疗、心动过缓治疗和/或其他治疗类型。在一些实例中,MD 200可以另外被配置为提供除颤治疗。

[0091] 在一些实例中,MD 200可以是植入式心律转复除颤器(ICD)。在该实例中,MD 200可以包括植入患者心脏中的一个或多个引线。MD 200也可以被配置为感测心电信号、基于感测到的信号来确定快速性心律失常的发生,以及可以被配置为响应于确定快速性心律失常的发生而传递除颤治疗。在其他实例中,MD 200可以是皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)。在MD 200是S-ICD的实例中,其中一个引线212可以是皮下植入的引线。在MD 200是S-ICD的至少一些实例中,MD 200可以仅包括单个皮下植入的引线,但是这不是必须的。

[0092] 在一些实例中,MD 200可以不是植入式医疗设备。相反,MD 200可以是患者身体外部的设备并且电极214可以是放置在患者身体上的皮肤电极。在该实例中,MD 200可能能够

感测表面电信号(例如由心脏生成的心脏电信号或由植入在患者身体中的设备生成并且通过身体传导到皮肤的电信号)。在该实例中,MD 200可以被配置为传递各种类型的电刺激疗法,包括例如除颤治疗。

[0093] 图3示出了医疗设备系统和可被多个医疗设备用于通信的通信路径的实例。在所示实例中,医疗设备系统300可以包括LCP 302和304、外部医疗设备306和其他传感器/设备310。外部设备306可以是前文关于LCP 100和MD 200所述的任意设备。其他传感器/设备310也可以是前文关于LCP 100和MD 200所述的任意设备。在其他实例中,其他传感器/设备310可以包括传感器如加速计或血压传感器等等。在其他实例中,其他传感器/设备310可以包括可用于编程系统300的一个或多个设备的外部编程器设备。

[0094] 系统300的各种设备可以经由通信路径308通信。例如,LCP 302和/或304可以感测内在心电信号并且可以经由通信路径308传送该信号到系统300的一个或多个其他设备302/304、306和310。在一个实例中,一个或多个设备302/304可以接收该信号,并且基于接收到的信号来确定心律不齐的发生。在一些情况中,设备302/304可以传送该确定到系统300的一个或多个其他设备306和310。另外,系统300的一个或多个其他设备302/304、306和310可以基于传送的心律不齐确定来采取行动,如通过传递合适的电刺激。设想通信路径308可以使用RF信号、感性耦合、光信号、声信号或适用于通信的任意其他信号来通信。另外,在至少一些实例中,设备通信路径308可以包括多个能量类型。例如,其他传感器/设备310可以使用第一能量类型与外部设备306通信,而使用第二能量类型与LCP 302/304通信。此外,在一些实例中,设备之间的通信可能受限。例如,如上所述,在一些实例中,LCP 302/304仅可以通过其他传感器/设备310与外部设备306通信,其中,LCP 302/304发送信号到其他传感器/设备310,并且其他传感器/设备310中继接收到的信号到外部设备306。

[0095] 在一些情况中,通信路径308表示传导通信路径。因此,系统300的设备可以具有允许该传导通信的组件。系统300的设备可以例如被配置为经由发送设备的一个或多个电极发送传导通信信号(例如脉冲)到患者身体中,并且可以经由接收设备的一个或多个电极接收传导通信信号(例如脉冲)。患者身体可以将传导通信信号(例如脉冲)从发送设备的一个或多个电极传导到系统300中的接收设备的一个或多个电极。在该实例中,传递的传导通信信号(例如脉冲)可以与起搏或其他治疗信号不同。系统300的设备可以例如以对于心脏亚阈值的幅度/脉冲宽度传递电通信脉冲。即通信脉冲可以具有这样一种幅度和脉冲宽度组合即当其传递到患者时不导致捕获心脏。在一些情况中,传递的电通信脉冲的幅度/脉冲宽度可以高于心脏的捕获阈值,但是可以在心脏的不反应周期期间传递以及/或者如果希望则可以合并到起搏脉冲中或调制到起搏脉冲上。

[0096] 可以用任意合适的方式调制传递的电通信脉冲,以编码所传送的信息。在一些情况中,通信脉冲可以被脉宽调制或脉幅调制。可替换地或者另外地,可以调制脉冲之间的时间以编码希望的信息。在一些情况中,传导通信脉冲可以是电压脉冲、电流脉冲、两相电压脉冲、两相电流脉冲或者所希望的任意其他合适的电脉冲。

[0097] 图4和5显示了可配置为根据本文所述的技术来操作的说明性医疗设备系统。在图4中,LCP 402显示为固定到心脏410的左心室的内部,以及脉冲生成器406显示为耦接到具有一个或多个电极408a-408c的引线412。在一些情况中,脉冲生成器406可以是皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)的一部分,并且一个或多个电极408a-408c可以定位为皮下邻近心

脏。在一些情况中,LCP 402可以与皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)通信。

[0098] 在图5中,LCP 502显示为固定到心脏510的左心室的内部,并且脉冲生成器506显示为耦接到具有一个或多个电极504a-504c的引线512。在一些情况中,脉冲生成器506可以是植入式心脏起搏器(ICP)和/或植入式心律转复除颤器(ICD)的一部分,一个或多个电极504a-504c可以定位在心脏510中。在一些情况中,LCP 502可以与植入式心脏起搏器(ICP)和/或植入式心律转复除颤器(ICD)通信。

[0099] 医疗设备系统400和500还可以包括外部支持设备如外部支持设备420和520。外部支持设备420和520可用于执行功能如设备识别、设备编程和/或使用本文所述一个或多个通信技术在设备之间传递实时和/或存储的数据。作为一个实例,外部支持设备420与脉冲生成器406之间的通信可以经由无线模式执行,并且脉冲生成器406与LCP 402之间的通信可以经由传导模式执行。在一些实例中,LCP 402与外部支持设备420之间的通信通过经过脉冲生成器406发送传送信息来完成。然而,在其他实例中,LCP 402与外部支持设备420之间的通信可以是直接的。

[0100] 另外,图4和5仅是可配置为根据本文所述的技术来操作的医疗设备系统的两个实例。其他示例性医疗设备系统可以包括附加的或不同的医疗设备和/或配置。例如,适用于根据本文所述的技术来操作的其他医疗设备系统可以包括植入在心脏中的附加的LCP。另一个示例性医疗设备系统可以包括多个LCP而没有其他设备如脉冲生成器406或506,其中至少一个LCP能够传递除颤疗法。在其他实例中,医疗设备、引线和/或电极的配置或放置可以与图4和5中所述那些不同。因此,应该认识到可以根据本文所述的技术来操作与图4和5中描述的那些医疗设备系统不同的大量其他医疗设备系统。就这点而言,图4和5中显示的实例不应被视为以任意方式进行限制。

[0101] 根据本公开的一些示例性技术,当操作在不同通信模式中时,在心脏事件之后的不同时间周期期间,第一医疗设备可以与第二医疗设备通信。LCP 402可以例如植入在患者中并且传送信息如感测到的生理信号、确定的心律不齐的发生、设备诊断信息等等到脉冲生成器406。在一些实例中,LCP 402可以处于第一通信模式并且被配置为在第一时间周期期间通信,以及可以处于第二通信模式并且被配置为在第二时间周期期间通信。在一些实例中,LCP 402可以基于感测到的患者生理参数来切换通信模式。在LCP 402使用可能导致心脏组织的刺激的能量来通信的实例中,LCP 402可以在第一通信模式中开始操作。当在第一通信模式中时在确定传递到患者组织的通信脉冲确实捕获患者心脏之后,LCP 402可以切换到第二通信模式。当在第二通信模式中时在确定传递到患者组织的通信脉冲未捕获患者心脏之后,LCP 402可以切换到第一通信模式。下文描述的技术示出了可以医疗设备可以根据其操作的大量示例性通信模式。该技术还示出了可被设备用于确定通信脉冲是否捕获患者心脏的大量协议。可以使用LCP 402和/或脉冲生成器406来描述所述技术,其中,LCP 402和脉冲生成器406使用传导通信脉冲来通信。然而,应该理解,所述技术可以应用于使用具有可能导致捕获患者心脏的任意类型能量的通信脉冲的任意医疗设备或医疗设备系统。就这点而言,本文的描述不应理解为将该技术仅限于医疗设备如LCP 402和/或脉冲生成器406以及仅限于传导通信脉冲的使用。

[0102] 在一些实例中,LCP 402可以被配置为使用传导通信脉冲来通信。更具体地,传导通信脉冲可以是亚阈值传导通信脉冲,其在被传递到患者组织时不导致捕获心脏。在该实

例中,LCP 402可以通信而不干扰当前正由LCP 402、脉冲生成器406和/或另一个医疗设备实现的任意电刺激疗法。因此,LCP 402可以最初例如在植入的时候配置为使用这样一种传导通信脉冲来通信即该传导通信脉冲具有不导致心脏的捕获的幅度和脉冲宽度的组合。LCP 402可以例如被编程为传递这样一种传导通信脉冲即该传导通信脉冲具有已被预先确定为在大多数患者人口中不导致捕获的幅度和脉冲宽度。在其他实例中,LCP 402可以被编程为传递这样一种传导通信脉冲即该传导通信脉冲具有已被预先确定为不导致已植入或将要植入LCP 402的患者的心脏的捕获的幅度和脉冲宽度。在其他实例中,LCP 402可以被配置为确定不导致心脏的捕获的传导通信脉冲的幅度和脉冲宽度的一个或多个组合。在一些情况中,LCP 402可以使用安全裕度来确定传导通信脉冲的幅度和/或脉冲宽度的组合。在该实例中,LCP 402可以被编程有或者可以确定沿这样一种阈值的幅度和脉冲宽度组合,即将传导通信脉冲的幅度和/或脉冲宽度增加到高于该阈值可能导致心脏的捕获并且将传导通信脉冲的幅度和/或脉冲宽度减小到低于该阈值可能不导致心脏的捕获。LCP 402然后可以确定传递这样一种传导通信脉冲即该传导通信脉冲具有比所确定的阈值少安全裕度量的幅度和/或脉冲宽度。

[0103] 通过以上方式,LCP 402可以被配置为传递这样一种传导通信脉冲即该传导通信脉冲具有可能不导致患者的心脏的捕获的幅度和脉冲宽度的组合。也可以用类似的方式配置可以作为具有LCP 402的系统的一部分的每个设备。在一些实例中,其他医疗设备可以被配置为传递这样一种传导通信脉冲即该传导通信脉冲具有与LCP 402不同的幅度和/或脉冲宽度,因为设备在患者中的具体位置以及潜在地不同形状和/或间隔的电极可能影响由其他医疗设备传递的传导通信脉冲捕获患者心脏的幅度和/或脉冲宽度。下文所述的技术详述了用于在确定传递的传导通信脉冲已捕获患者的心脏之后切换通信模式的各种技术。该技术还描述了可被LCP 402或其他设备用于确定传导通信脉冲是否捕获患者的心脏的不同的协议,以及用于限定LCP 402或其他设备何时可以传递传导通信脉冲的各种通信描述。

[0104] 图6描述了当处于第一通信模式时当医疗设备可以传递传导通信脉冲到患者组织时的心脏循环期间的的时间以及正常心脏循环的示例性定时图。具体地,图6描述了包括大量不同时间间隔的示例性ECG波形600。描述了两个示例性心跳,其中,第一心跳由P波602、QRS复波604和T波606指示,以及第二心跳由P波608和QRS复波610指示。用于表示心跳之间的时间的心脏时间间隔由心脏时间间隔612表示,心脏时间间隔612跨越QRS复波604和QRS复波610之间的距离。通信时间间隔614可以表示这样一种时间周期即在该时间周期期间医疗设备如LCP 402被配置为当操作在第一通信模式时传送例如传递传导通信脉冲到患者组织。本公开的一部分可以将通信时间间隔614称为第一通信窗口。通信时间间隔614通常描述为跨越心脏时间间隔612的一部分,有时候不包括QRS复波和P波。在该实例中,通信时间间隔614可以在检测到的P波的预定时间量之后开始。一些示例性的预定时间包括检测到的R波之后的50、100、200、500毫秒、1000毫秒或者任意其他合适的时间量。在至少一个实例中,通信时间间隔614可以在心脏的不反应周期之后开始。然而,在其他实例中,通信时间间隔614可以跨越心脏时间间隔612的其他部分。通信时间间隔614可以例如跨越心脏时间间隔612的全部。

[0105] 图6还描述了脆弱周期616。脆弱周期616是心脏时间间隔612的这样一种部分即该部分与心脏循环的当传递的传导脉冲更可能导致心动过速发作时的周期一致。脆弱周期



616整体与T波的这样一种部分一致即该部分包括T波的刚刚在顶点之前的部分并且行进到刚刚过顶点之后。

[0106] 在初始设置之后,LCP 402和/或其他医疗设备可以被配置为使得在通信时间间隔614期间传递的传导通信脉冲不导致患者的心脏的捕获。例如,通信脉冲的脉冲幅度和/或脉冲宽度可以设置为不导致患者的心脏的捕获。然而,由于生理或其他变化,在一些实例中,由一个或多个医疗设备传递的传导通信脉冲可能开始导致心脏的捕获。该情况可能对于患者变得危险,因为传递的传导通信脉冲可能开始干扰所实现的电刺激疗法或者心脏的内在节律。因此并且在该实例中,LCP 402和/或其他医疗设备可以被配置为确定传递的传导通信脉冲是否在第一通信模式中捕获患者心脏,并且如果在一些情况中是这样,则切换到对于患者可能更安全的第二通信模式。图7-图11描述了用于确定传递的传导通信脉冲正在捕获心脏的各种技术。

[0107] 图7描述了用于确定传递的传导通信脉冲是否正在捕获心脏的第一示例性技术。图700示出了具有示例性跳动701和703的示例性ECG波形700。第一跳动即跳动701由P波702、QRS复波704和T波706表示,以及第二跳动即跳动703由P波708、QRS复波710和T波712表示。在图7中所述的跳动701和703之前,LCP 402可能已确定了跳动之间的内在心脏时间间隔。例如,LCP 402可能已通过监视两个(或更多)先前连续内在跳动之间消逝的时间,确定了跳动之间的内在心脏时间间隔。在一些情况中,通过检测P波,检测ECG波形的最大负导数的定时,检测心音,检测心脏阻抗变化,检测心脏运动或者通过使用一些其他跳动检测方案,LCP可以识别跳动。在一些实例中,内在心脏时间间隔可以包括在两个先前连续跳动之间消逝的时间。在其他实例中,内在心脏时间间隔可以包括在多个先前连续跳动例如最后10个、8个、5个或3个心跳之间消逝的时间的平均。

[0108] 在确定内在心脏时间间隔之后,LCP 402可以识别第一跳动如跳动701并且使用确定的内在心脏时间间隔从跳动701确定当下一个跳动会发生时的估计定时。在图7中,估计时间间隔716的结束表示跳动701之后的下一个跳动的估计定时,其中,估计时间间隔716的长度基于确定的心脏时间间隔。图7描述了LCP 402基于感测到的QRS复波704和710的R波波峰识别跳动并且使用R波波峰测量各种时间间隔如估计时间间隔716和等待时间间隔720。然而,如上文所讨论的,LCP 402可以根据任意跳动检测方案来识别跳动并且可以使用所识别的跳动的任意具体特征来测量时间间隔。

[0109] 在LCP 402已确定下一个跳动的估计定时之后,LCP 402可以从跳动701开始等待由等待时间间隔720所标识的预定的时间量,并且随后传递传导通信脉冲到患者的组织。用于等待时间间隔720的一些示例性时间可以包括250毫秒、300毫秒、350毫秒、400毫秒和450毫秒或任意其他合适的时间长度。然而,在至少一些实例中,可以至少部分地基于估计时间间隔716来确定等待时间间隔720。例如,等待时间间隔720可以是估计时间间隔716的特定百分比,或者可以基于非线性函数确定等待时间间隔720,其中,估计时间间隔716是该函数的一个参数。在其他实例中,等待时间间隔720可以基于跳动701的脆弱周期。例如,LCP 402可以如通过识别T波706的开头和/或结束来确定跳动701的脆弱周期何时发生。但是在其他实例中,LCP 402可以使用预测方法通过确定先前的跳动的脆弱周期的定时并且将确定的定时应用于跳动701来确定跳动701的脆弱周期。LCP 402然后可以确定等待时间间隔720是跳动701的脆弱周期的结束之后的10、25或55毫秒长度或者任意其他合适的时间长度。另外



在一些实例中,LCP 402可以被配置为如果等待时间间隔720在估计发生下一个跳动之前100毫秒(或其他确定的时间周期)内结束则不传递任意传导通信脉冲。

[0110] 传导通信脉冲714可以具有这样一种幅度和脉冲宽度即该幅度和脉冲宽度使得LCP 402编程为在通信会话期间传递。虽然在图7中描述为两相传导通信脉冲,但是在其他实例中传导通信脉冲714可以是单相或者可以包括任意具体形态。在传递传导通信脉冲714之后,LCP 402可以实现由消隐周期722表示的消隐周期,在消隐周期722期间LCP 402不感测心脏电活动或者其他传导电活动。然而,在其他实例中LCP 402可以不包括消隐周期。

[0111] 在LCP 402感测到下一个跳动之后,LCP 402可以识别跳动701与下一个跳动即在图7的实例中的跳动703之间的实际定时差异。跳动701与跳动703之间的确定的定时差异由时间间隔718表示。如果跳动703或者在图7的实例中更具体地是跳动703的QRS复波710的R波发生在估计时间间隔716的结束之后,LCP 402可以确定传导通信脉冲714不捕获心脏。在该实例中,估计时间间隔716的值类似于时间间隔718的值。相反,如果跳动703发生在估计时间间隔716的结束之前,则LCP 402可以确定传导通信脉冲714的确捕获心脏。在一些实例中,LCP 402可以利用在估计时间间隔716的结束处周围的窗口即图7中表示的窗口724以用于确定传导通信脉冲714是否捕获心脏。窗口724可以包括在估计时间间隔716的结束之前和之后的10、25、40或者50毫秒或任意其他合适的时间量。在其它示例中,窗口724可以具有为估计时间间隔716的百分比的宽度。窗口724可以例如具有估计时间间隔716的5%、10%、15%、20%或任意其他合适的百分比的宽度。如果LCP 402确定跳动703落入窗口724之中则LCP 402可以确定传导通信脉冲714不导致心脏的获取。在LCP 402确定跳动703未落入窗口724中如发生在窗口724之前的情况中,LCP 402可以确定传导通信脉冲714的确导致心脏的捕获。

[0112] 图8中示出了图7中所述的示例性技术,其中,传导通信脉冲导致心脏的捕获。图8描述了包括示例性跳动801、803和805的ECG波形800。跳动801由P波802、QRS复波804和T波806表示。跳动803由P波808、QRS复波810和T波812表示。跳动805由P波832和QRS复波838表示。图8还描述了等待时间间隔820、估计时间间隔816、消隐周期822、窗口824和传导通信脉冲814。在图8的实例中,传导通信脉冲814的确捕获心脏,如由在传导通信脉冲814之后立刻发生的跳动803可以看出。在图8的实例中,由于跳动803发生在消隐周期822期间,所以LCP 402不感测跳动803。相反,LCP 402感测下一个跳动805。由于跳动805落入估计时间间隔816的结束之后,所以LCP 402可以确定传导通信脉冲814捕获心脏。在其他实例中,LCP 402可以应用窗口824。由于跳动805未落入窗口824中,所以LCP 402可以确定传导通信脉冲814导致心脏的捕获。

[0113] 不管LCP 402确定传导通信脉冲714/814是否捕获心脏的具体协议是什么,当LCP 402确定传导通信脉冲714/814捕获心脏时LCP 402都可以采取一个或多个动作。作为一个实例,LCP 402可以切换到第二通信模式。下文关于在第二通信模式时LCP 402可以实现的图13和14描述了各种示例性的第二通信模式。应该注意到,LCP 402在执行任意上述技术来确定传导通信脉冲是否捕获心脏时,仅当LCP 402配置为在第一通信模式传递传导通信脉冲时的时间期间,LCP 402才可以执行任意传导通信脉冲传递步骤。另外,应该理解,在任意上述技术之前、之后和/或期间,LCP 402可以执行正常通信功能如传递传导通信脉冲以便传送信息到其他设备。

[0114] 在一些实例中,LCP 402可以被配置为周期性地执行上述示例性技术以确定传导通信脉冲是否捕获心脏。LCP 402可以例如每天、每周、每月或者每隔任意其他合适的时间周期执行上述技术。在一些实例中,在LCP 402确定传导通信脉冲是否捕获心脏之前,LCP 402可以执行如上所述的大量测试。在该实例中,仅如果LCP 402确定多个测试中的大多数导致心脏的捕获或者如果LCP 402确定多个测试中的阈值数量个导致心脏的捕获,则LCP 402可以确定传导通信脉冲捕获心脏。在一些实例中,LCP 402可以另外或可替换地被配置为在从另一个设备接收到执行捕获测试的命令之后执行一个或多个上述技术。另一个设备可以例如周期性请求该LCP 402执行一个或多个捕获测试,或者可以基于一个或多个参数的值做出请求。在一些实例中,另一个设备可以是如在患者的住院或就医期间结合编程会话来使用的设备编程器。在其他实例中,另一个设备可以是另一个植入式医疗设备如LCP或SICD。

[0115] 图9示出了用于确定传递的传导通信脉冲是否捕获心脏的另一个示例性技术。图9显示了包括示例性跳动901和903的ECG波形900。LCP 402可以通过识别第一跳动如跳动901开始。在一些实例中,识别的第一跳动是内在跳动。然而,在如图9中所示的其他实例中,识别的第一跳动可以是起搏跳动。LCP 402或另一个医疗设备可以例如传递起搏脉冲902到心脏,导致心脏收缩,这导致跳动901。

[0116] 在识别跳动901之后,LCP 402可以从跳动901开始等待由等待时间间隔920所标识的预定时间量,并且随后传递传导通信脉冲904到患者的组织。传导通信脉冲904可以具有这样一种幅度和脉冲宽度即该幅度和脉冲宽度使得LCP 402当前被编程为在通信会话期间传递。虽然在图9在描述为两相传导通信脉冲,但是在其他实例中传导通信脉冲904可以具有任意合适的形态。等待时间间隔920的一些示例性时间包括250毫秒、300毫秒、350毫秒、400毫秒、450毫秒或任意其他合适的时间长度。在其他实例中,可以至少部分地基于心跳率确定等待时间间隔920。LCP 402可以例如确定心跳率-例如关于图7所述的内在心脏时间间隔-或者另一个医疗设备可以确定心跳率并且传送该心跳率到LCP 402。在该实例中,等待时间间隔920可以是心跳率的函数。等待时间间隔920可以例如是确定的心跳率的特定百分比,或者基于包括确定的心跳率的函数来确定等待时间间隔920。

[0117] 在其他实例中,LCP 402可以确定跳动901的脆弱周期何时发生。为了确定跳动901的脆弱周期,LCP 402可以识别跳动901的T波的开始和结束。但是,在其他实例中,LCP 402可以使用预测方法通过确定以前的跳动的脆弱周期的定时并且将确定的定时应用于跳动901来确定跳动901的脆弱周期。LCP 402然后将等待时间间隔920确定为跳动901的脆弱周期的结束之后的10、25或50毫秒长或任意其他合适的时间长度。在其他实例中,LCP 402可以从起搏脉冲902开始等待预定时间量以代替从跳动901开始测量时间间隔。

[0118] 在传递的传导通信脉冲之后,LCP 402可以确定跳动是否发生在传递传导通信脉冲之后的预定时间周期之内。在图9中,该时间周期由感测时间间隔922表示。在一些实例中,感测时间间隔922可以是25、40或50毫秒长或者任意其他合适的时间长度。在图9的实例中,LCP 402可以确定没有跳动发生在感测时间间隔922中,并且因此,可以确定传导通信脉冲904未捕获心脏。

[0119] 在一些实例中,如在图7和8的示例性技术中一样,LCP 402可以另外被配置为确定跳动901之后的下一个跳动的估计定时。LCP 402可以例如被配置为确定估计时间间隔916。

在至少一个实例中以及如同图7和8中所示的示例性技术,在跳动901之前,LCP 402可能已确定内在心脏时间间隔。在LCP 402或另一个设备实现包括传递起搏脉冲到心脏的电刺激疗法程序的实例中,LCP 402可以确定起搏时间间隔,其中,起搏时间间隔是连续的起搏脉冲之间的时间。LCP 402可以使用确定的内在心脏时间间隔或者确定的起搏时间间隔作为估计时间间隔916。LCP 402然后可以确定从跳动901开始测量的估计时间间隔916的结束是跳动901之后的下一个跳动的估计定时。在这些LCP 402确定跳动901之后的下一个跳动的估计定时的实例中的任意一个中,如果等待时间间隔920在估计发生的下一个跳动之前不到100毫秒(或者其他预定时间周期)就结束,则LCP 402可以被配置为不传递任意传导通信脉冲。

[0120] 图10描述了关于图9所述的示例性技术,除了传导通信脉冲导致心脏的捕获之外。具体地,图10描述了可以由LCP 402或另一个医疗设备传递的起搏脉冲1002。起搏脉冲1002导致心脏的捕获,导致ECG波形1000上的跳动1001。如关于图9所述的,LCP 402然后可以在传递传导通信脉冲1004之前,从跳动1001开始等待由等待时间间隔1020表示的预定时间量。在传递通信脉冲1004之后,LCP 402可以在感测时间间隔1022期间感测跳动。在图10的实例中,LCP 402在感测时间间隔1022期间感测跳动1003。因此,LCP 402可以确定通信脉冲1004导致心脏的捕获。如关于图9所述的,如果等待时间间隔1020在估计发生的下一个跳动之前不到100毫秒(或者其他预定时间周期)就结束(这在图10中通过估计时间间隔1016的结束来显示),则LCP 402可以被配置为不传递任意传导通信脉冲。

[0121] 在图10的实例中,因为LCP 402在感测时间间隔1022期间检测跳动1003,所以LCP 402可以确定通信脉冲1004导致心脏的捕获。因此,LCP 402可以基于该确定采取一个或多个动作。LCP 402可以例如切换到第二通信模式。下文关于在第二通信模式时LCP 402实现的图13和14描述了各种示例性的第二通信模式。应该注意到LCP 402在执行任意上述技术来确定传导通信脉冲是否捕获心脏时,仅当LCP 402被配置为在第一通信模式传递传导通信脉冲时的时间期间,LCP 402才可以执行任意传导通信脉冲传递步骤。另外,也应该理解,在任意上述技术之前、之后和/或期间,LCP 402可以执行正常通信功能如传递传导通信脉冲以便传送信息到其他设备。

[0122] 在一些实例中,LCP 402可以被配置为周期性地执行上述示例性技术以确定传导通信脉冲是否捕获心脏。LCP 402可以例如每分钟、每小时、每天、每周、每月或者每隔任意其他合适的时间周期执行上述技术。在一些实例中,在LCP 402确定传导通信脉冲是否捕获心脏之前,LCP 402可以执行大量如上所述的测试。在该实例中,仅如果LCP 402确定多个测试中的大多数导致心脏的捕获或者LCP 402确定多个测试中的阈值数量个导致心脏的捕获,则LCP 402可以确定传导通信脉冲捕获心脏。在一些实例中,LCP 402可以另外或可替换地被配置为在从另一个设备接收到执行一个或多个这种捕获测试的命令之后执行上述技术。另一个设备可以例如周期性请求该LCP 402执行一个或多个捕获测试,或者可以基于一个或多个参数的值传送请求。在一些实例中,另一个设备可以是如在患者的住院或就医期间结合编程会话来使用的设备编程器。在其他实例中,另一个设备可以是另一个植入式医疗设备如LCP或SICD。

[0123] 经由通信脉冲来刺激心脏组织所需要的能量存在短期的可变性。需要的刺激能量可以例如随着患者姿势或者不反应周期而变化。为了更好地确保刺激脉冲将不导致心脏刺

激,在图6-图10中描述的捕获测试期间使用的能量可以高于在通信期间使用的能量。关于图6-图10中描述的任意捕获测试期间使用的通信脉冲的能量可以例如比正常通信期间使用的通信脉冲的能量大25%、50%、100%或任意其他合适的百分比。这样,在用于捕获测试的通信脉冲与在正常通信期间使用的通信脉冲之间引入了裕度。例如,在没有裕度的情况下,如果正常通信期间使用的通信脉冲与在捕获测试期间使用的通信脉冲具有相同的能量,则即使捕获测试指示对于心脏组织没有刺激,由于刺激心脏组织所需要的能量可能是变化的,所以正常通信期间使用的通信脉冲也可能刺激心脏组织。因此,在用于捕获测试的通信脉冲与用于正常通信的通信脉冲之间引入了能量裕度就助于确保即使刺激心脏组织所需要的通信脉冲的能量等级具有天然的变化性,在不存在用于检测通信脉冲对心脏组织的刺激的捕获测试的情况下,用于正常通信的通信脉冲也不会刺激心脏组织。

[0124] 通信脉冲的能量等级可以基于通信脉冲的形态。例如,在电压对时间图上,通信下方的区域可以是通信脉冲的能量的一个测量。在该实例中,改变电压幅度、脉冲宽度或者两者会影响通信脉冲的总能量。因此,在捕获测试期间使用的通信脉冲可以具有更大的幅度、脉冲宽度或者两者以实现比正常通信期间使用的那些通信脉冲更高的能量水平。

[0125] 图11描述了这样一种实例技术即在该实例技术中LCP 402可以传递多个传导通信脉冲以便识别导致心脏的捕获的传导通信脉冲的参数的组合。例如,确定导致心脏的捕获的通信脉冲的参数的组合而不是仅仅确定传导通信脉冲是否导致捕获有时候对于LCP 402而言是有益处的。在图11的实例中,LCP 402可以被配置为根据上文关于图9和10所述的技术确定传导通信脉冲是否捕获患者的心脏。然而,在图11的实例中,LCP 402可以进一步被配置为改变传递的传导通信脉冲的参数的组合。LCP 402可以例如将传递的传导通信脉冲的幅度和/或脉冲宽度修改为与在通信会话期间使用的传导通信脉冲的幅度和/或脉冲宽度不同。

[0126] 如图11中所示,传导通信脉冲1104和1106中的每一个具有幅度和脉冲宽度。传导通信脉冲1104具有脉冲宽度1110和幅度1120。传导通信脉冲1106具有脉冲宽度1112和幅度1122。在图11的实例中,LCP 402可以被配置为在传递传导通信脉冲1104之后实现由感测时间间隔1114所表示的感测时间间隔。如果LCP 402在感测时间间隔1114期间感测到跳动,则LCP 402可以确定传导通信脉冲1104的脉冲宽度1110和幅度1120的组合导致心脏的捕获。然而,如果LCP 402在感测时间间隔1114期间未感测到跳动,则LCP 402可以被配置为在感测时间间隔1114的结束或者在感测时间间隔1114之后的预定时间量或者在任意其他合适的时间上传递另一个传导通信脉冲即传导通信脉冲1106。如图11中所示,传导通信脉冲1106的幅度1122可以与幅度1120相同,但是脉冲宽度1112可以大于脉冲宽度1110。LCP 402可以进一步在另一个感测时间间隔如感测时间间隔1118期间感测在传递传导通信脉冲1106之后的跳动。

[0127] LCP 402可以重复上述过程,增加传递的传导通信脉冲的脉冲宽度,直到在感测时间间隔期间感测到跳动以指示传递的传导通信脉冲捕获了心脏为止。这可以指示用于心脏的第一捕获阈值-例如当被传递到心脏时导致心脏的捕获的通信脉冲的脉冲幅度和脉冲宽度的具体组合。LCP 402可以将导致心脏的捕获的传导通信脉冲的参数存储在存储器中,或者将该参数传送到另一个设备以用于存储。

[0128] 在一些实例中,LCP 402可以被配置为如果LCP 402确定下一个传递的传导通信脉

冲将在当预期要发生下一个跳动时的100毫秒(或另一个预定时间周期)之内传递,则拒绝传递另一个传导通信脉冲。如图11中所示,LCP 402可以确定下一个跳动预期发生在估计时间间隔1116的结束时。LCP 402可以用与关于图7-10所述的其他估计时间间隔类似的方式确定估计时间间隔1116。因此,如果LCP 402确定下一个传导通信脉冲的传递会落入估计时间间隔1116的结束的100毫秒(或其他预定时间周期)以内,则LCP 402可以拒绝传递下一个传导通信脉冲并且等待直到下一个检测到的跳动为止才继续该过程。另外,虽然关于增加的脉冲宽度来描述,但是在其他实例中,LCP 402可以被配置为传递以相对大的脉冲宽度开始的传导通信脉冲并且减小后续传递的传导通信脉冲的脉冲宽度。在该实例中,LCP 402可以在感测时间间隔期间感测跳动的缺乏以检测捕获的缺失。

[0129] 当然,在其他实例中,LCP 402可以被配置为以不同方式调整传递的传导通信脉冲的参数。例如,LCP 402可以被配置为调整传导通信脉冲的幅度以代替调整脉冲宽度。在其他实例中,LCP 402可以被配置为同时调整脉冲宽度和幅度。另外,在其他实例中,LCP 402可以被配置为传递具有有可能导致心脏的捕获的脉冲幅度和脉冲宽度的通信脉冲。在该实例中,LCP 402可以随后减小脉冲幅度和/或脉冲宽度参数(要么单独地或者要么同时地)直到到达不导致心脏的捕获的脉冲幅度和脉冲宽度的组合为止。整体而言,改变通信脉冲的脉冲幅度和脉冲宽度参数会改变通信脉冲的能量等级。因此,改变通信脉冲的能量等级会改变传递到患者心脏的能量。在通信脉冲是否会捕获心脏的确定中,通信脉冲的总能量等级可能是比诸如具体的脉冲幅度和脉冲宽度的其它因素更大的因素。

[0130] 在至少一些实例中,LCP 402可以根据任意所公开的实例确定导致心脏的捕获的传导通信脉冲的参数的多个组合,从而确定心脏的多个捕获阈值。使用所确定的参数的多个组合,LCP 402可以进一步例如通过使用一个或多个回归技术,确定用于表示导致心脏的捕获的参数的组合的曲线或函数。图12是以伏特和微妙为单位的脉冲幅度对脉冲宽度图,该图包括该曲线或函数看起来可能如何的说明性的实例。然后曲线1202表示导致心脏的捕获的传导通信脉冲的参数的组合——例如曲线1202可以表示捕获阈值参数。曲线1202另外表示当传递到患者组织时会导致患者心脏的捕获的传导通信脉冲参数组合以及不会导致导致患者心脏的捕获的传导通信脉冲参数组合之间的分隔线。例如,在曲线1202上或上方以及曲线1202右侧的任意脉冲幅度和脉冲宽度的组合会导致捕获。位于曲线1202下方以及左侧的任意脉冲幅度和脉冲宽度的组合不会导致捕获。该区域定义为安全区域1210。

[0131] 在一些实例中,LCP 402可以通过安全裕度确定与曲线1202有关的位移曲线。位移曲线由曲线1208表示。在该实例中,安全区域1210可以是位于位移曲线1208下方以及左侧的脉冲幅度和脉冲宽度的组合。LCP 402将曲线1202位移的量由安全裕度1206表示。安全裕度1206可以表示这样一种数量即如果曲线1202基于时间或其他因子改变达该数量则曲线1202不会或者实质上不可能漂移到曲线1208的下方和左侧。LCP 402可以被配置为在正常通信程序之下(如当根据第一通信模式通信时)不传递这样一种传导通信脉冲即该传导通信脉冲具有落入曲线1208上以及曲线1208的上方和右侧的参数组合。

[0132] 不管LCP 402用于确定一个或多个传递的传导通信脉冲已捕获患者心脏的方法是什么,如上所述,在LCP 402确定一个或多个传递的传导通信脉冲已捕获患者心脏之后,LCP 402可以采取一个或多个动作。在一些实例中,LCP 402可以采取的第一动作是确定LCP 402是否可以将传递的传导通信脉冲的参数的值改变为不会导致患者心脏的捕获的值的组合。

在该实例中,LCP 402可以例如根据图11中任意公开的技术确定预期不导致心脏的捕获的参数组合。在该实例中,LCP 402可以另外存储传导通信脉冲的参数组合的最小值。参数组合的该最小值可以表示传导通信脉冲的幅度和/或脉冲宽度的这样一种最小值即该最小值仍然允许脉冲被其他设备检测到以足以通信。在这些实例中,LCP 402可以将不导致心脏的捕获的参数组合的值与所存储的参数组合的最小值进行比较。如果存在不会导致心脏的捕获并且还等于或大于所存储的参数组合的最小值的值的组合,则LCP 402可以将第一通信模式期间使用的传导通信脉冲的幅度和/或脉冲宽度参数的值调整为不会导致心脏的捕获并且大于或等于参数的最小值的值。在该实例中,LCP 402然后可以继续操作。

[0133] 在不存在等于或大于参数的最小值并且不会导致心脏的捕获的预期参数组合的实例中,LCP 402可以切换到第二通信模式,其可以称为“安全的”或“安全”通信模式。另外,在至少一些实例中,在检测到一个或多个传递的传导通信脉冲捕获心脏(例如在执行关于图7-11所详述的任意协议)之后,LCP 402可以跳过确定幅度和/或脉冲宽度的替换值的尝试,并且可以立即切换到第二通信模式。

[0134] 图13描述了正常心脏循环以及在当医疗设备操作在第一示例性第二通信模式中时可以传递传导通信脉冲(例如突发)到患者组织时的心脏循环期间的时间的定时图。具体地,图13描述了包括多个不同的时间间隔的波形1300。用R波1302指示的第一跳动和R波1304指示的第二跳动来描述心脏的两个示例性跳动。用于表示心跳之间的时间的心脏时间间隔由心脏时间间隔1312表示,心脏时间间隔1312跨越R波1302与R波1304之间的时间。第一跳动的脆弱周期由脆弱周期1313表示。根据图13中描述的第一示例性第二通信模式,LCP 402可以被配置为使用一个或多个跳动检测技术中的任意一个来识别跳动。LCP 402可以另外被配置为从识别的跳动的特征如图13的第一跳动中的R波1302开始等待预定时间量。预定时间量通常足够长以包括脆弱周期1313。在图13的实例中,预定时间量由等待时间间隔1318表示。等待时间间隔1318的示例性值是250、300、350或者400毫秒或任意其他合适的时间值。

[0135] 另外或可替换地,在一些实例中,等待时间间隔1318可以是患者的心跳率的函数。LCP 402可以例如基于过去连续跳动之间的时间的长度确定心跳率。在该实例中,等待时间间隔1318可以是确定的心跳周期的特定百分比或者是基于包括确定的心跳率的函数确定的。在其他实例中,LCP 402可以基于识别的跳动的脆弱周期何时发生来确定等待时间间隔。为了确定图13的第一跳动的脆弱周期何时发生,LCP 402可以识别T波706的开始和结束。然而,在其他实例中,LCP 402可以使用预测方法通过确定先前的跳动的脆弱周期的定时并且将确定的定时应用于第一跳动来确定第一跳动的脆弱周期1313。LCP 402然后可以确定等待时间间隔,等待时间间隔为第一跳动的脆弱周期的结束之后的10、25或50毫秒长或者任意其他合适的时间长度,由等待时间间隔1316表示。

[0136] 在等待由等待时间间隔1318指示的时间量之后,LCP 402可以允许在由通信时间间隔1314表示的时间间隔周期期间通信(例如通信脉冲突发)。通信时间间隔1314可以是与关于图6所述的第一通信时间间隔614相对的第二通信时间间隔。在一些实例中,通信时间间隔1314可以持续预定时间长度如50、100或150毫秒或者任意其他合适的时间长度。整体而言,通信时间间隔1314可以短于通信时间间隔614并且可以进一步足够短以便如果通信时间间隔1314期间传递的传导通信脉冲中的任意一个确实捕获心脏则仅导致心脏的单个

捕获。该示例性通信模式被认为是更安全的,因为只有在脆弱周期之后以及只有脆弱周期足够长以最多导致在每个通信突发引起一个响应,LCP 402才可以发射。因此,即使通信突发规律地捕获心脏,该模式也会导致安全的但是二联的节律。

[0137] 如同等待时间间隔1318,通信时间间隔1314在一些实例中可以是确定的心跳率的函数。另外或可替换地,在一些实例中,LCP 402可以进一步确定当下一个跳动预期发生的定时(例如通过确定在其他实例中详述的估计时间间隔)。在该实例中,LCP 402可以另外助于确保通信时间间隔1314在当下一个跳动预期发生时的时间之前结束了至少100毫秒(或任意其他预定时间)。

[0138] 图14描述了正常心脏循环以及在当医疗设备操作在第二示例性第二通信模式中时可以传递传导通信脉冲(例如通信突发)到患者组织时的心脏循环期间的时间的定时图。具体地,图14描述了包括多个不同的时间间隔的波形1400。用R波1402指示的第一跳动和R波1404指示的第二跳动来描述心脏的两个示例性跳动。第一跳动的脆弱周期由脆弱周期1413表示。根据图14的示例性第二通信模式,LCP 402可以被配置为使用一个或多个跳动检测技术中的任意一个来识别跳动。LCP 402可以另外仅在通信时间间隔1414期间通信,通信时间间隔1414是第二通信窗口或周期的另一个实例。通信时间间隔1414通常可以紧接着在R波1402的检测之后、在心脏的不反应周期期间开始并且持续预定时间量。通信时间间隔1414的一些示例性值是50、100和150毫秒或任意其他合适的时间值。然而,在其他实例中,通信时间间隔1414可以从R波1402之后的预定时间量如5、10、15或20毫秒或任意其他合适的时间长度开始。在至少一些实例中,通信时间间隔1414可以具有这样一种时间长度即该时间长度助于确保通信时间间隔1414在脆弱周期1413的开始之前结束。在其他实例中,通信时间间隔1414可以是可变的时间量。例如,通信时间间隔1414可以运行到脆弱周期1413的开始而不是预定时间量。在该实例中,LCP 402可以通过检测感测到的心脏电活动的幅度上升到高于阈值来确定脆弱周期1413的开始。该幅度上升可以与T波的开始一致并且与脆弱周期1413的定时相关。在其他实例中,LCP 402可以使用预测方法通过确定先前跳动的脆弱周期的定时并且将该定时应用于识别的跳动来确定脆弱周期1413何时会发生。例如,如果LCP 402已确定过去三个跳动的脆弱周期平均从R波之后的200毫秒开始,则LCP 402可以估计用于由R波1402所识别的跳动的脆弱周期可以从R波1402之后的200毫秒开始。因此,LCP 402可以对于通信时间间隔1414确定合适的时间长度,有时候具有足够的安全裕度。

[0139] 在第三示例性第二通信模式中,LCP 402可以从另一个操作模式切换到V00操作模式。在V00模式中,LCP 402可以接管心脏的起搏功能(如果不是用于传递起搏脉冲到心脏的主要设备)并且可以以规律的节律起搏心脏。在该示例性第二通信模式中,LCP 402可以从规律地传递的起搏脉冲开始测量等待时间间隔和/或通信时间间隔。例如,LCP 402可以从传递的起搏脉冲开始测量等待周期,以代替从R波开始或从脆弱周期的结束测量等待时间间隔。另外,在一些实例中,LCP 402可以确定通信时间间隔从起搏脉冲后的特定时间量后开始。该模式可以允许LCP 402更容易地确定等待时间间隔和/或通信时间间隔,因为LCP 402可能不需要依赖于确定内在心脏电活动的形态特征并且可以对以规则的时间间隔传递的起搏脉冲排列成各种时间间隔。

[0140] 已经从在第一通信模式中通信、通过通信脉冲检测心脏组织捕获以及过渡到第二通信模式的角度描述了上述技术。整体而言,当在第一通信模式中通信时,可以在第一通信



窗口期间发送通信,以及当在第二通信模式中通信时,可以在第二通信窗口期间发送通信,其中,第二通信窗口短于第一通信窗口。然而,本公开的技术还设想了对换。例如,在第二通信模式中通信的设备可以在确定在一个或多个捕获测试期间通信脉冲未捕获心脏之后过渡到第一通信窗口。这样,一个或多个设备可以基于捕获测试是指示了通信脉冲捕获还是没捕获心脏组织来在通信模式之间过渡。另外,应该理解,如本文所述,哪个模式被描述了第一通信模式和第二通信模式可以认为是相对于设备当前操作在哪个模式中的。例如,第一通信模式可以一直是设备当前操作所处的通信模式,以及第二通信模式可以是设备可以基于设备是否确定通信脉冲捕获了心脏而过渡到的通信模式。例如,如果设备操作在这样一种第一通信模式中即该第一通信模式具有短于第二通信模式的通信窗口的通信窗口,则设备可以在确定通信脉冲未捕获心脏之后过渡到第二通信模式。可替换地,如果设备操作在这样一种第一通信模式中即该第一通信模式具有长于第二通信模式的通信窗口的通信窗口(如同图6-10的实例中),则设备可以在确定通信脉冲捕获心脏之后过渡到第二通信模式。

[0141] 本文公开的说明不应以任意方式视为是限制性。所述示例性设备和技术的变形落入本公开的范围中。例如,虽然多个技术的时间间隔通常被描述为从QRS复波的R波开始测量,但是在其他实例中,该时间间隔可以从感测到的电活动的其他特征开始测量。例如,在包括起搏跳动的实例中,等待、通信和/或其他时间间隔全部都可以基于传递的起搏脉冲的定时来确定。在其他实例中,时间间隔可以基于彼此确定。作为一个实例,等待时间间隔可以基于感测到的电活动的内在特征如R波的定时来确定。然后,通信时间间隔或感测时间间隔可以基于等待时间间隔的结束来确定。在其他实例中,不同的时间间隔可以基于不同的特征来确定。例如等待时间间隔可以基于R波的定时来确定,而通信时间间隔可以基于脆弱周期的结束的定时来确定。这些仅仅是一些实例。应该理解,本文公开的技术包括基于感测到的电活动或另一个时间间隔的任意特征的定时来确定任意时间间隔的全部实例。

[0142] 另外,虽然利用传递传导通信脉冲、感测电活动并且确定时间间隔、参数和其他特征的单个设备来描述本文公开的技术,但是在其他实例中,该操作可以分布在多个设备之间。例如,在其他实例中,LCP 402可以被配置为仅在具体时间或者在具体时间间隔的到期时传递传导通信脉冲(以及有可能的起搏脉冲)。另一个设备可以负责感测电活动、确定参数值、时间间隔长度和/或其他特征并且传送该信息到LCP 402。作为一个说明性的实例,另一个设备可以确定LCP 402传递的传导通信脉冲正在捕获心脏。另一个设备然后发送命令到LCP 402以执行关于图7-11所述的方法中的一个或多个。在该一个或多个方法中,另一个设备可以确定时间间隔值,幅度和/或脉冲宽度值和/或其他值并且传送该值到LCP 402。另一个设备可以另外在任意感测时间间隔期间感测心电活动或者大约在估计时间间隔的结束时感测下一个跳动。LCP 402然后可以简单地在指示的时间或者在指示的时间间隔的结束时传递具有指示的幅度和脉冲宽度参数的传导通信脉冲。可替换地,另一个设备可以简单地发送通信到LCP 402以命令LCP 402在合适的时间传递传导通信脉冲(以及有可能具体幅度和/或脉冲宽度值)到患者的组织,以代替传送各种值到LCP 402,其中,另一个设备追踪各种时间间隔。因此,本文公开的技术可以不依赖于一个或多个设备之间的任务的具体分配。就这点而言,所公开的技术应该理解为包括用于在多个设备之间分割具体任务的技术的所有实现。



[0143] 图15是可以由如图1-2中所示的植入式医疗设备或者如图4-5中所示的医疗设备系统实现的说明性方法的流程图。虽然将关于LCP 100和MD 200来描述图15的方法,但是,可以使用任意合适的医疗设备或医疗设备系统执行图15的说明性方法。

[0144] 根据图15中描述的方法,第一医疗设备如MD 200可以植入在患者中,例如如果MD200是ICP、ICD、S-ICD,或可以设置在患者附近例如如果MD200是外部医疗设备。MD 200可以与第二医疗设备如LCP 100一起是医疗设备系统的一部分。在该医疗设备系统中,MD 200和LCP 100可以在多个第一通信窗口中的每一个期间经由传导通信在设备之间传送信息,如1502处所示。MD 200和LCP 100中的至少一个可以确定在多个第一通信窗口中的一个或多个期间的传导通信是否捕获患者的心脏,如在1504处所示。如果MD 200或LCP 100确定在多个第一通信窗口中的一个或多个期间的传导通信捕获患者的心脏,则MD 200和LCP 100可以在多个第二通信窗口中的每一个期间经由传导通信在设备之间传送信息,其中,第二通信窗口短于第一通信窗口,如在1506处所示。

[0145] 图16是可以由如图1-2中所示的植入式医疗设备或者如图4-5中所示的医疗设备系统实现的说明性方法的流程图。虽然将关于LCP 100和MD 200来描述图16的方法,但是,可以使用任意合适的医疗设备或医疗设备系统执行图16的说明性方法。

[0146] 根据图16中描述的方法,第一医疗设备如MD 200可以植入在患者中例如如果MD 200是ICP、ICD、S-ICD,或可以设置在患者附近例如如果MD 200是外部医疗设备。MD 200可以与第二医疗设备如LCP 100一起是医疗设备系统的一部分。在该医疗设备系统中,MD 200和LCP 100可以使用具有第一能量等级的通信脉冲经由传导通信在设备之间传送信息,如1602处所示。MD 200和LCP 100中的一个或多个然后可以执行捕获阈值测试以识别通信脉冲的捕获阈值,如在1604处所示。MD 200和LCP 100然后将通信脉冲的能量等级从第一能量等级改变到第二能量等级,该第二能量等级基于在捕获阈值测试期间识别的捕获阈值,如在1606处所示。MD 200和LCP 100然后可以使用具有第二能量等级的通信脉冲经由传导通信在设备之间传送信息,如1608处所示。

[0147] 本领域熟练技术人员将认识到本公开可以表达成除了本文描述和设想的具体实例之外的各种形式。例如,如本文所描述的,各种实例包括描述为执行各种功能的一个或多个模块。然而,其他实例可以包括将所描述的功能分割成比本文说描述的模块更多的模块的附加模块。另外,其他实例可以将所描述的功能合并到更少模块中。因此,在不脱离如所附权利要求所述的本公开的范围和精神的前提下,可以做出形式和细节的偏离。

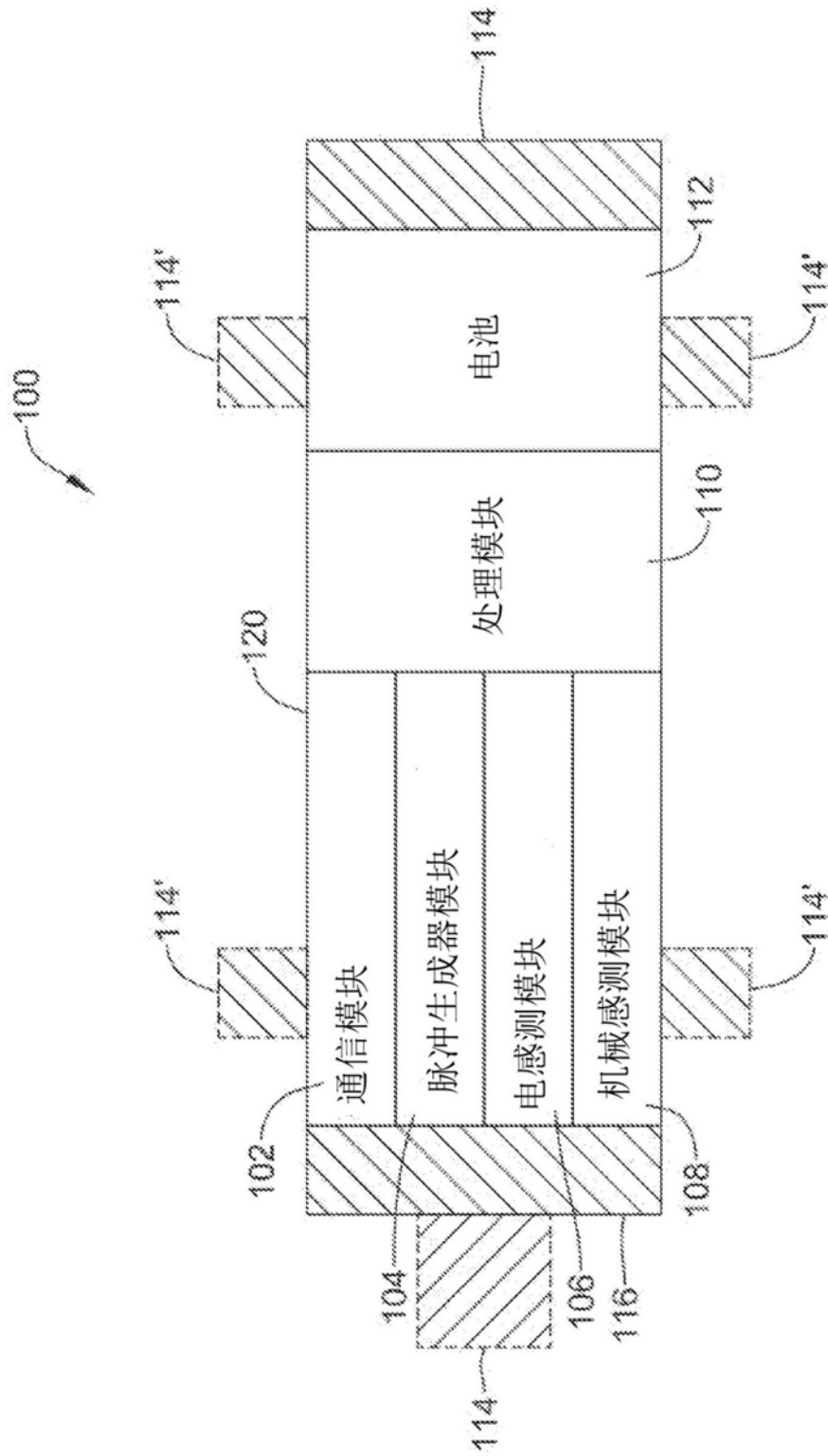


图1



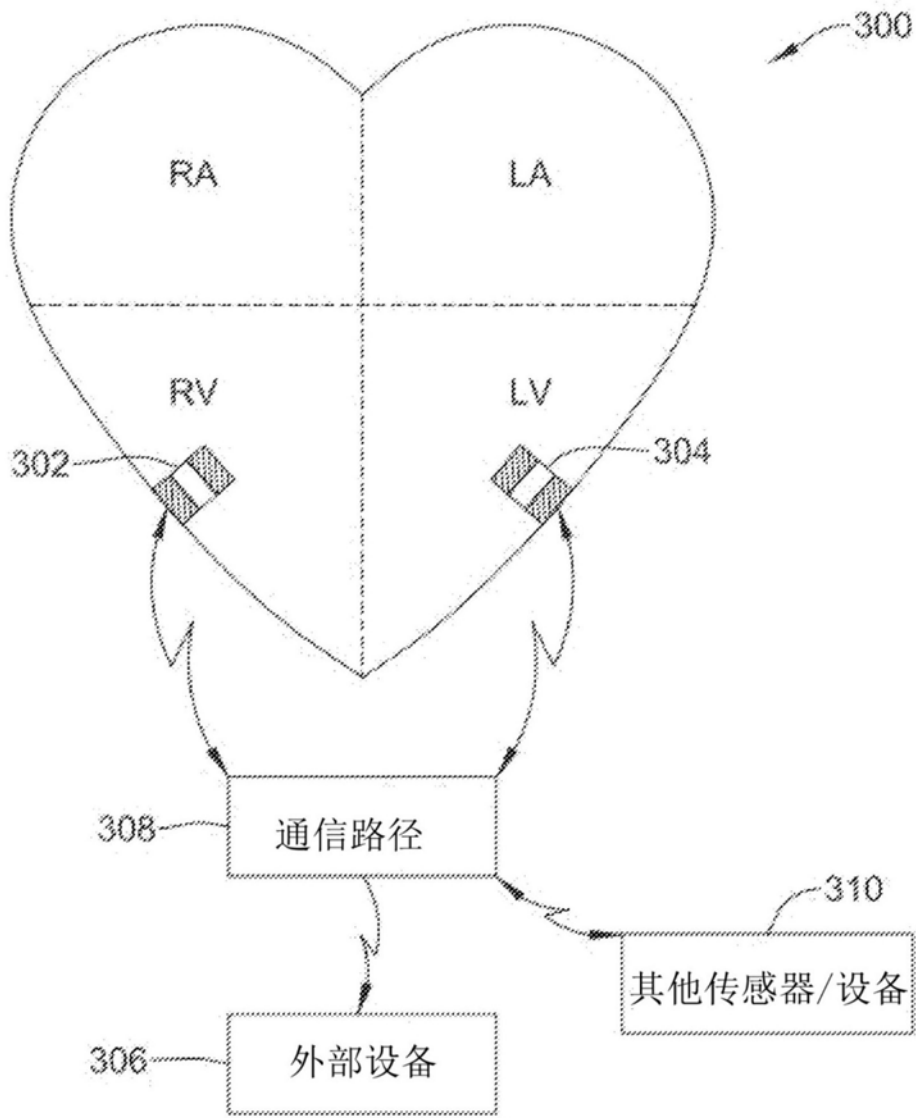


图3

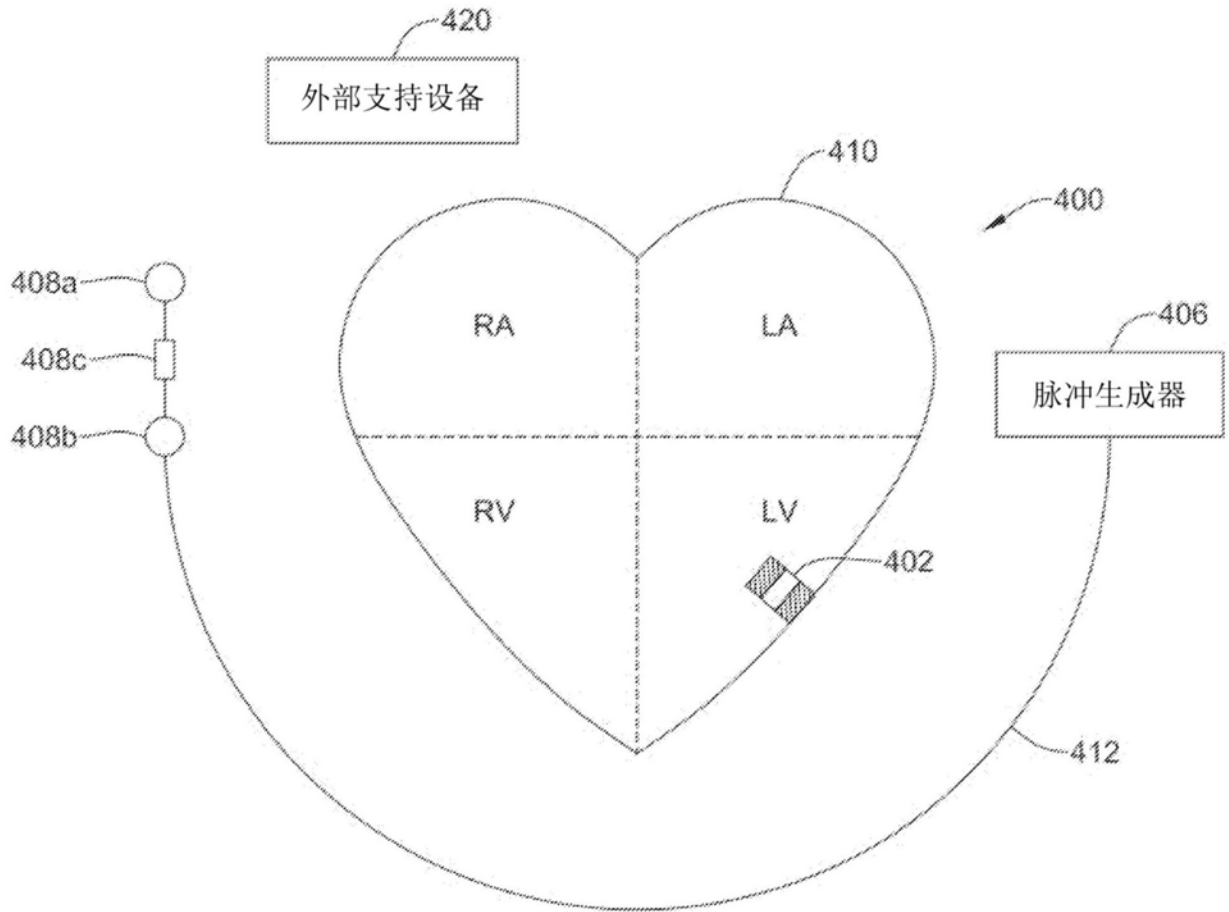


图4

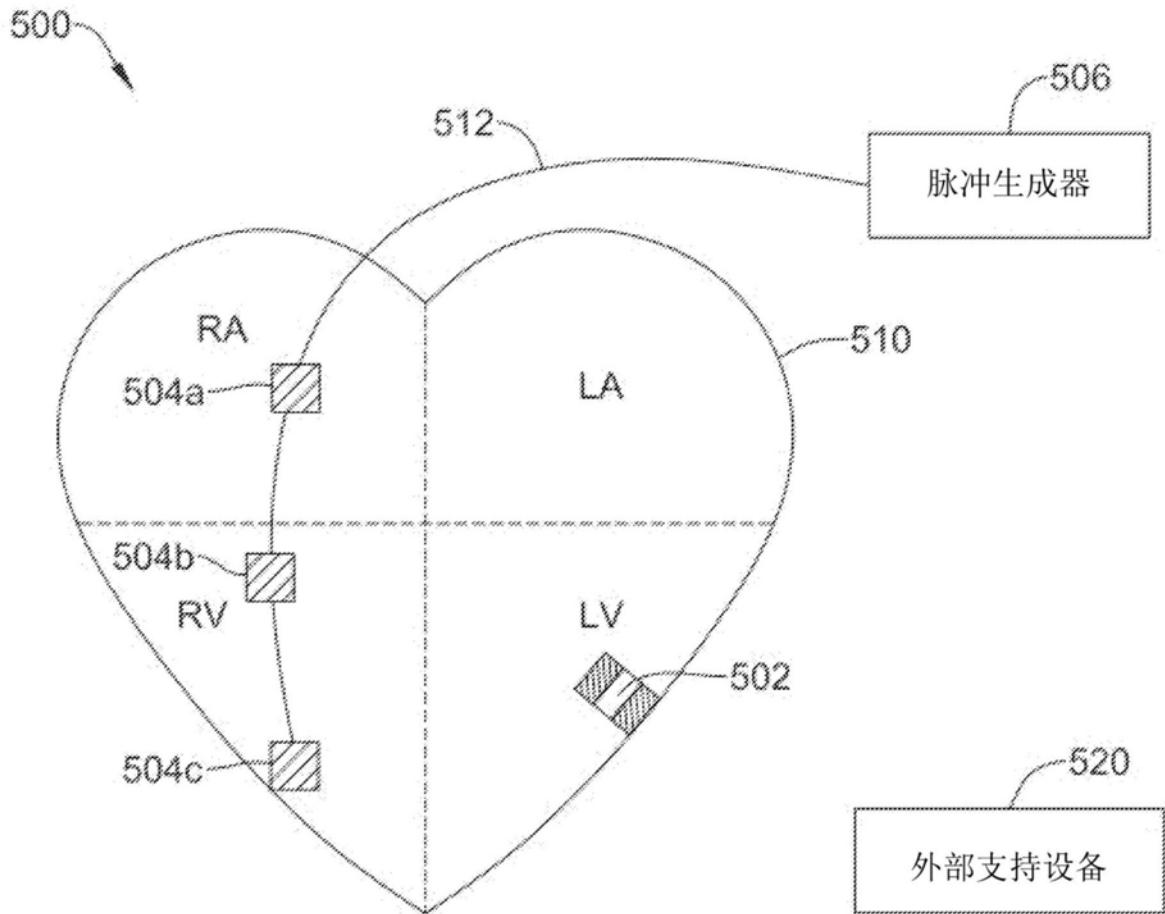


图5

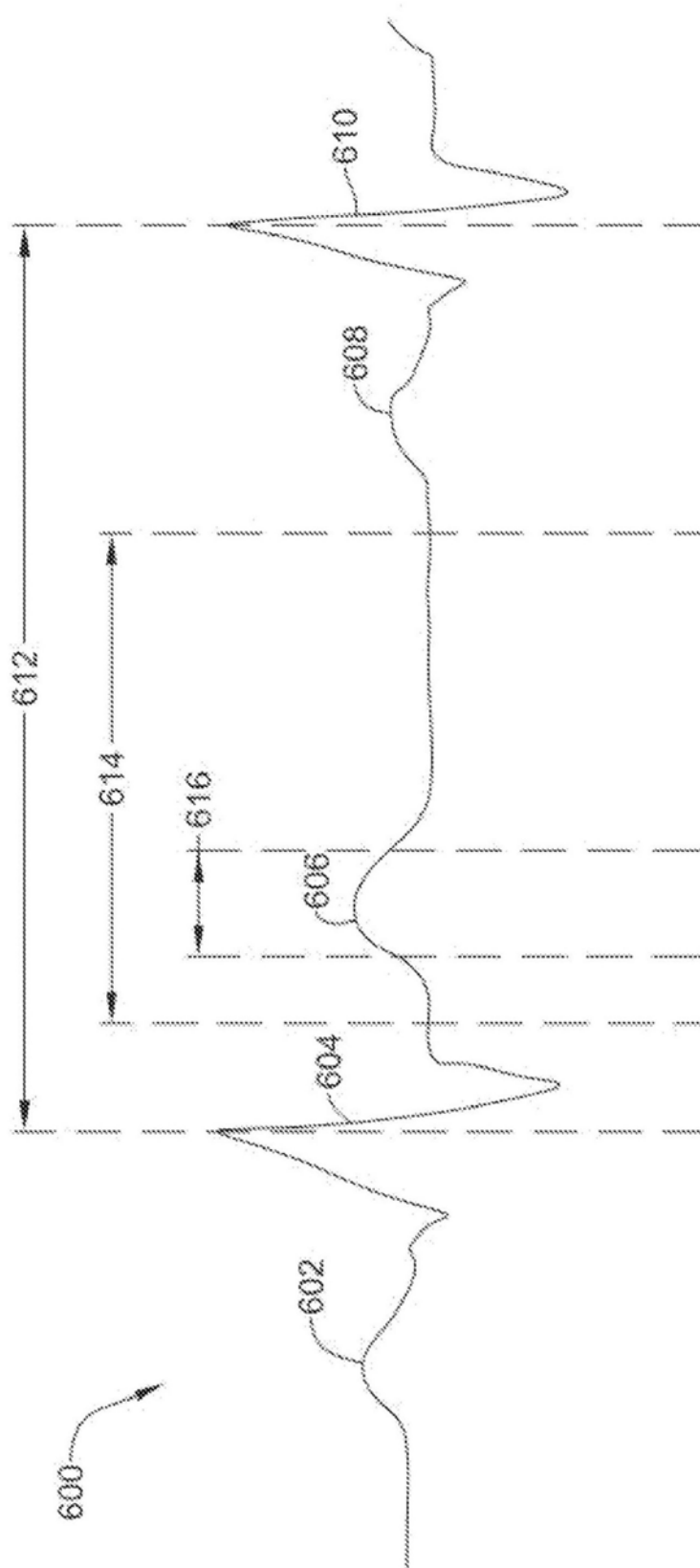


图6

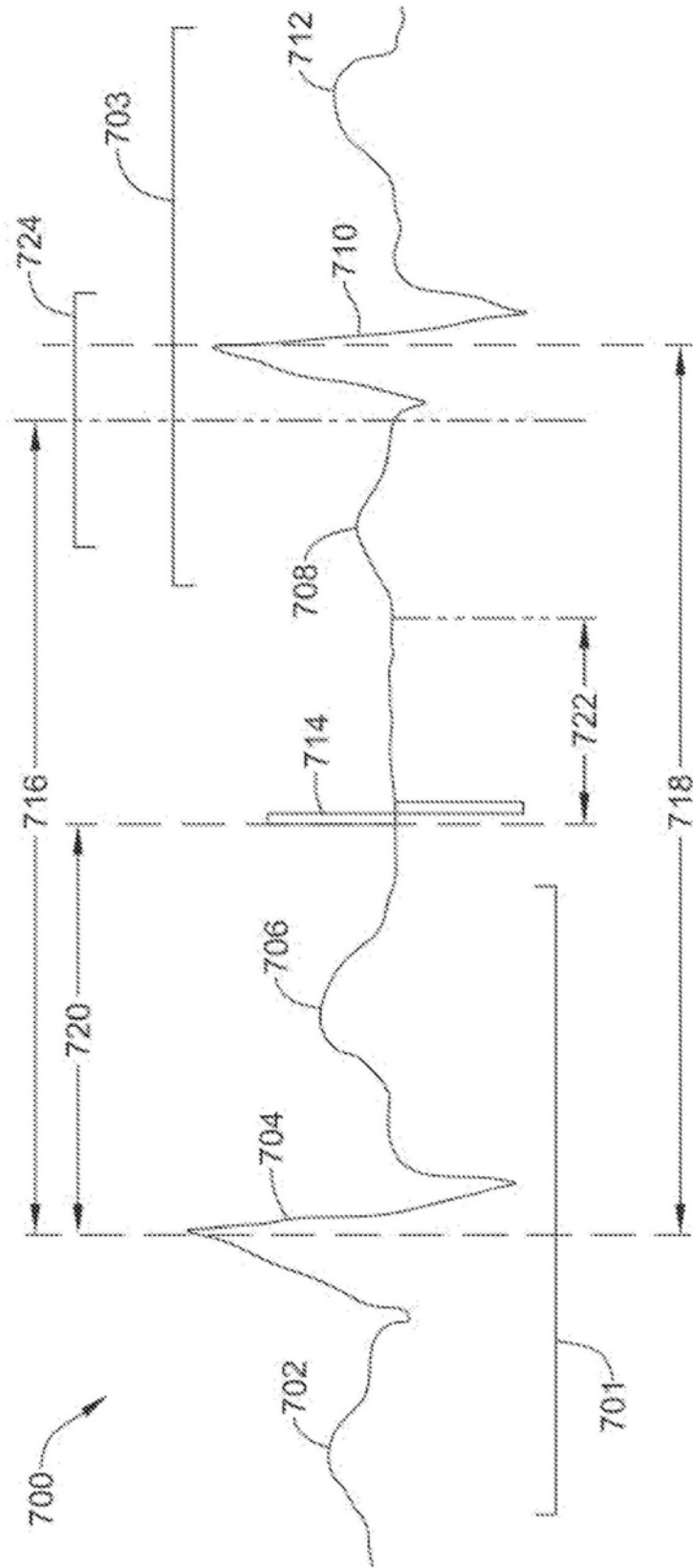


图7



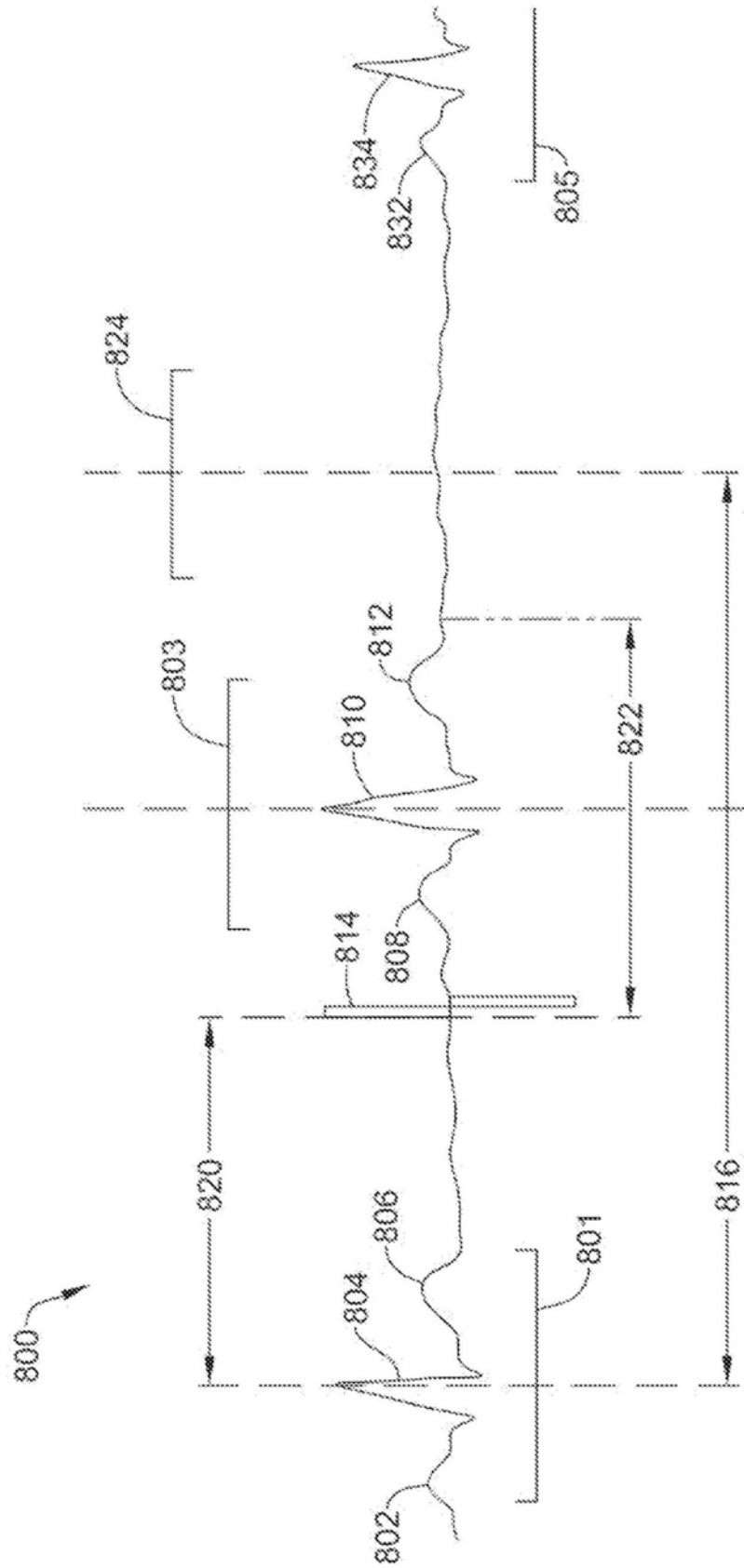


图8

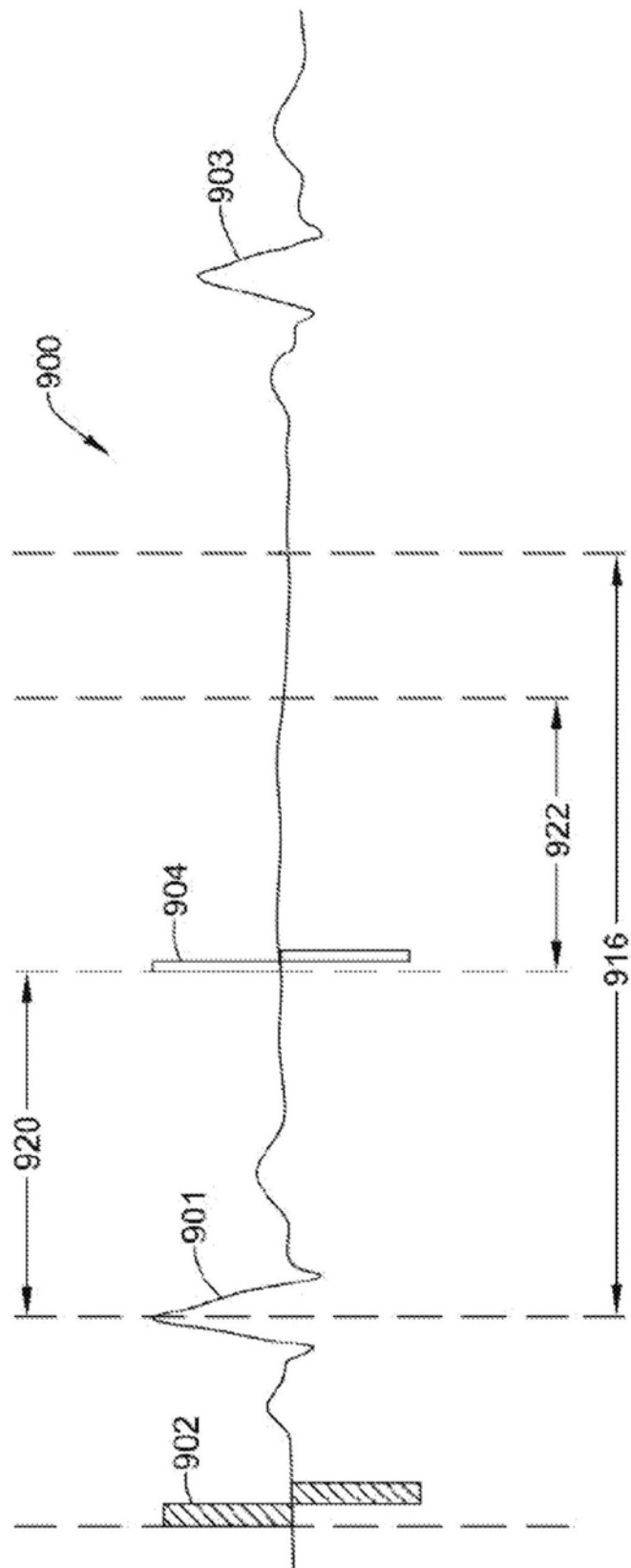


图9

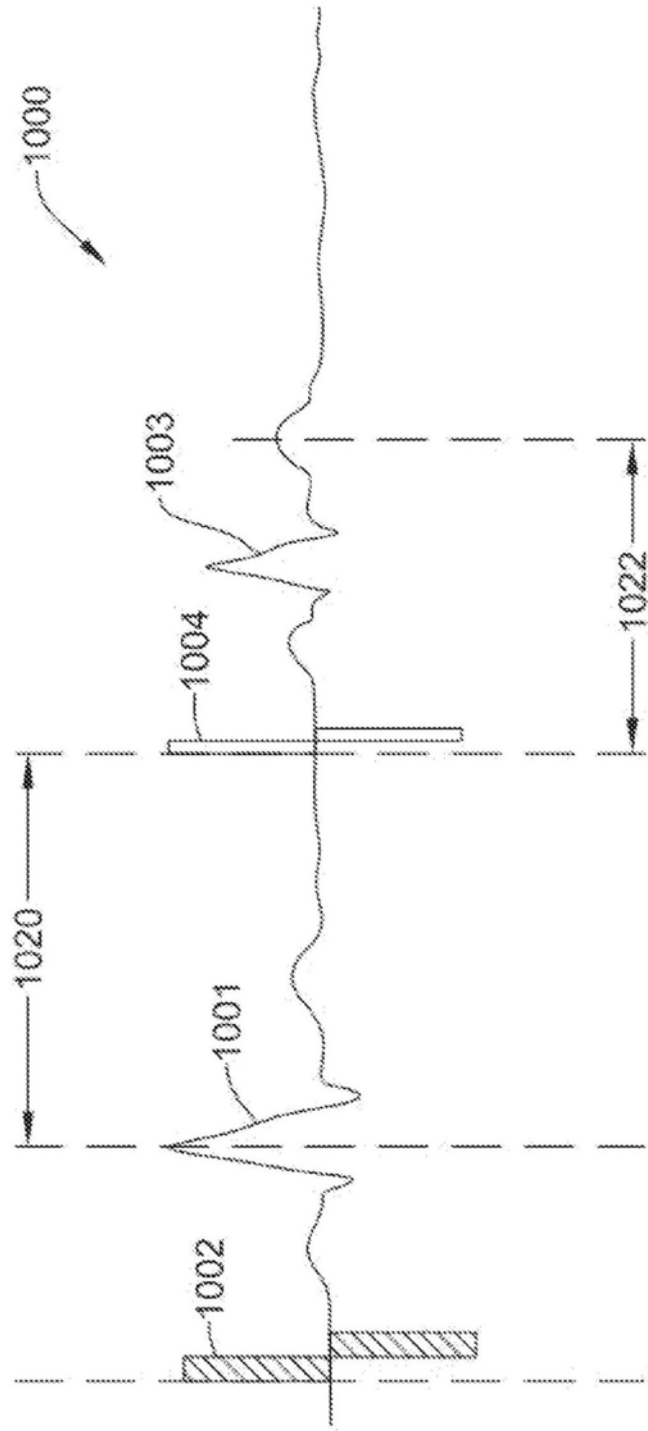


图10

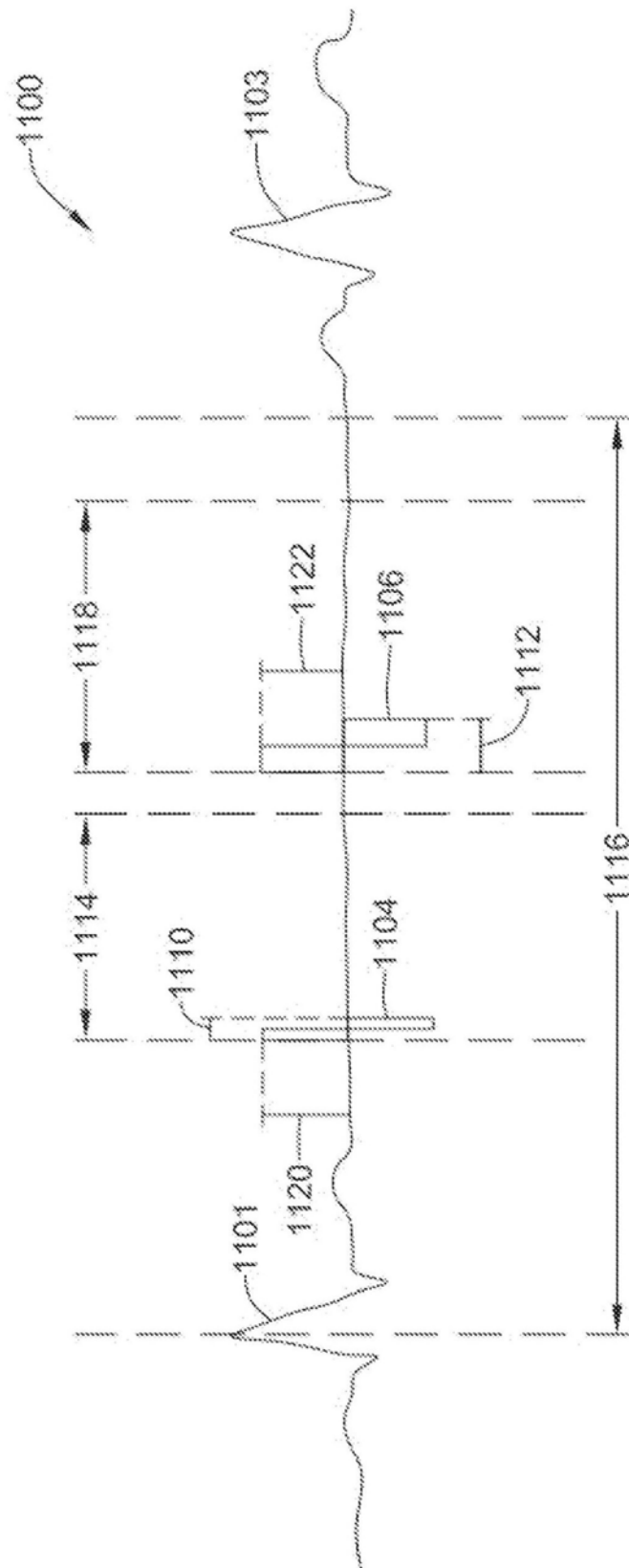


图11

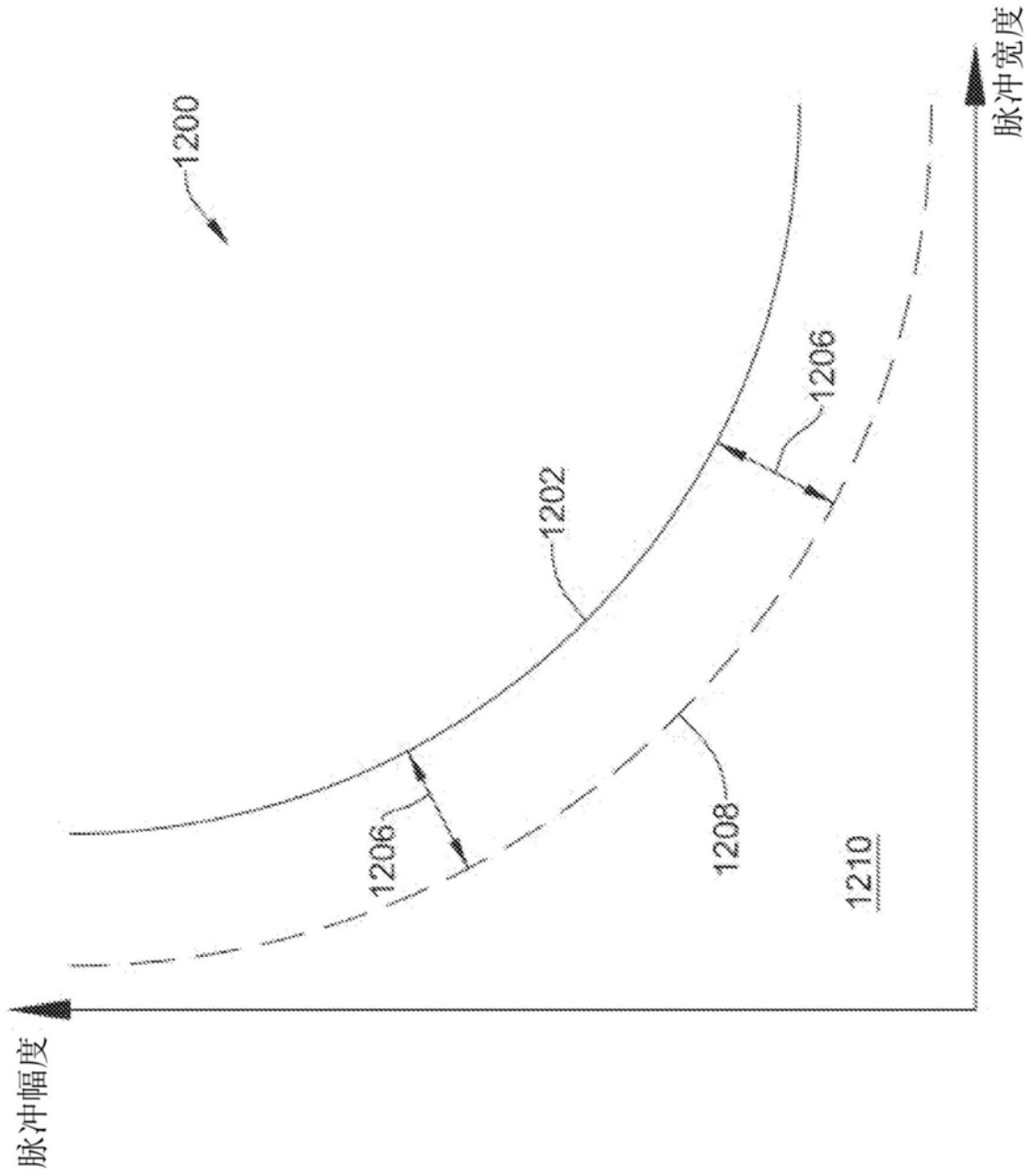


图12

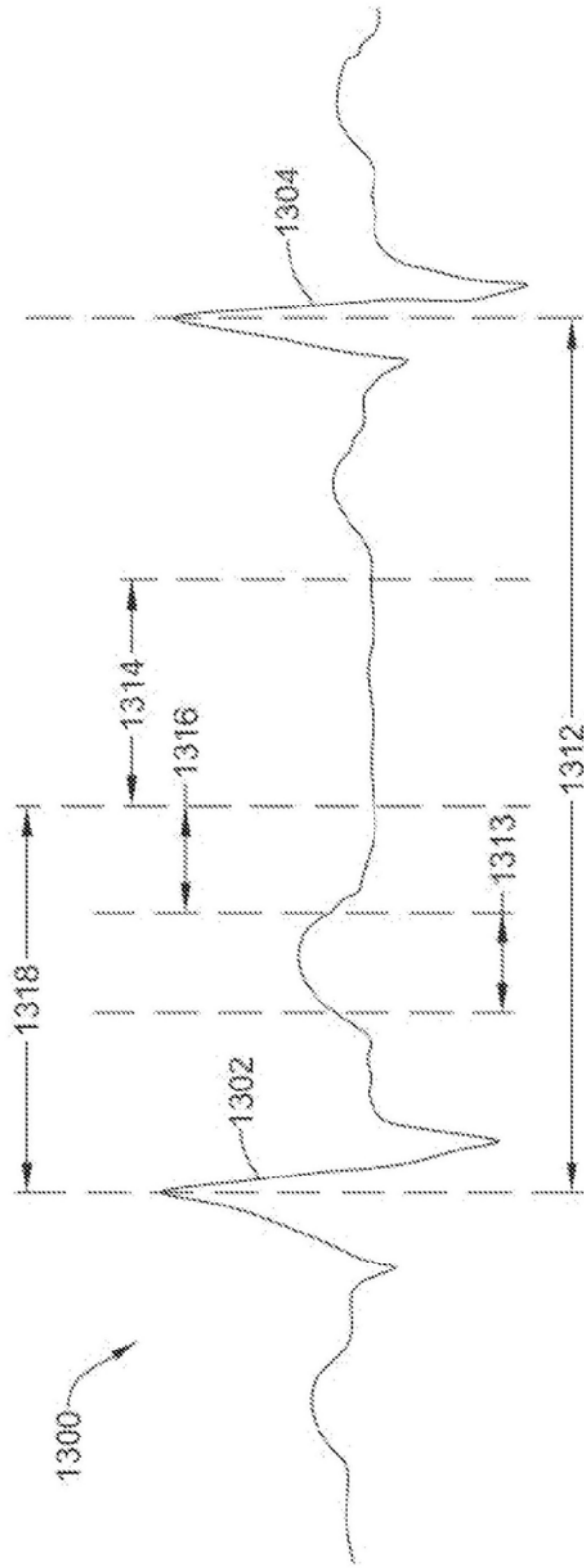


图13

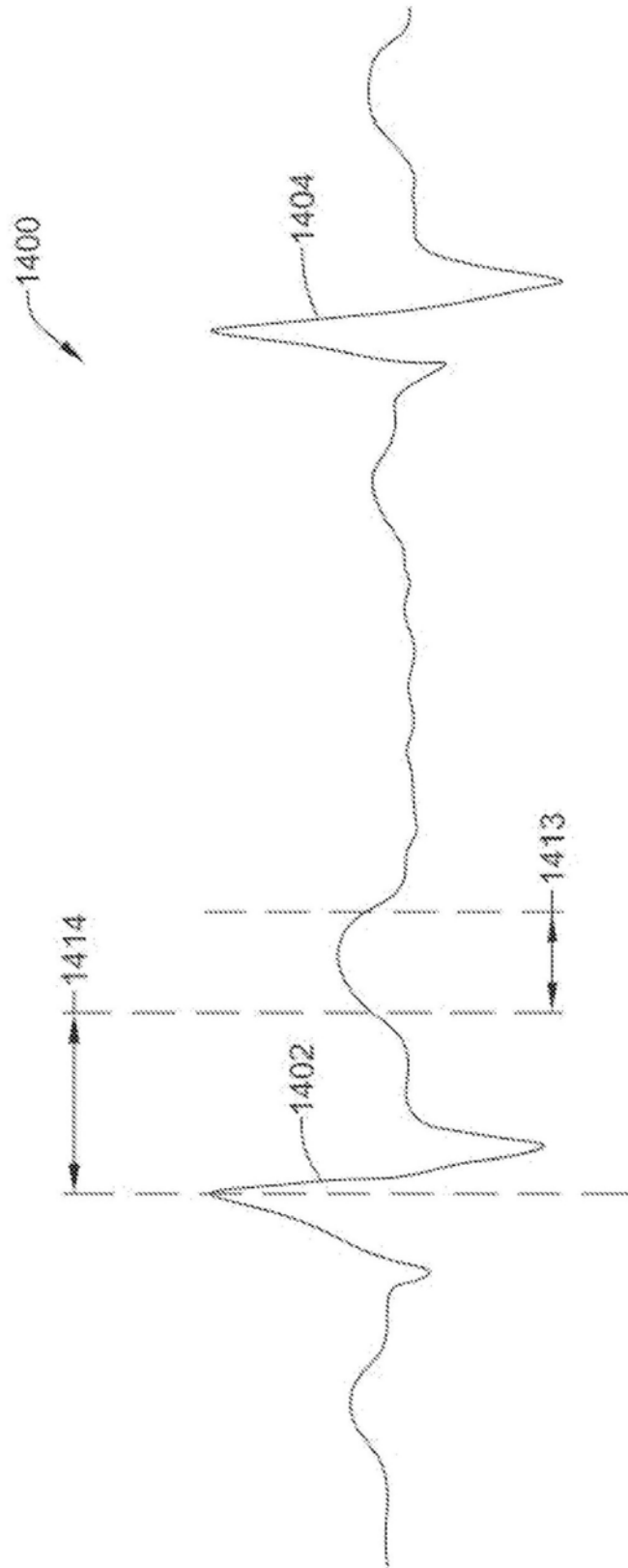


图14

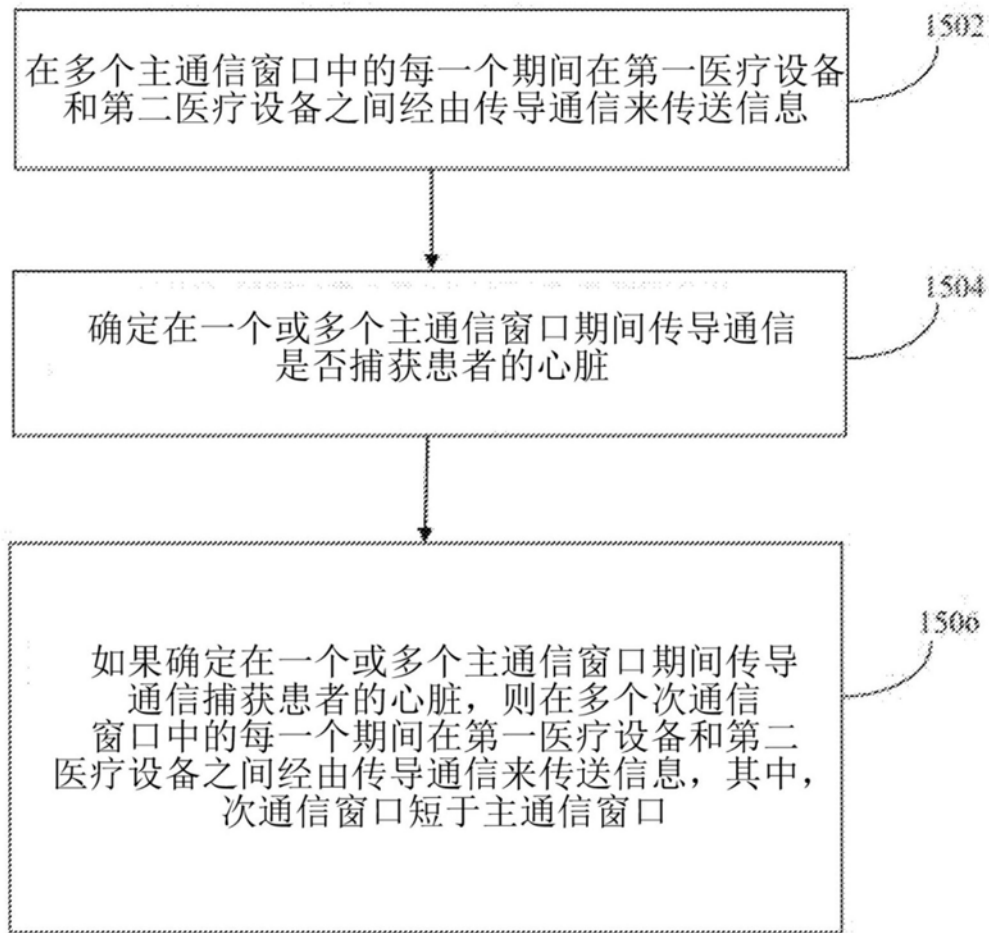


图15



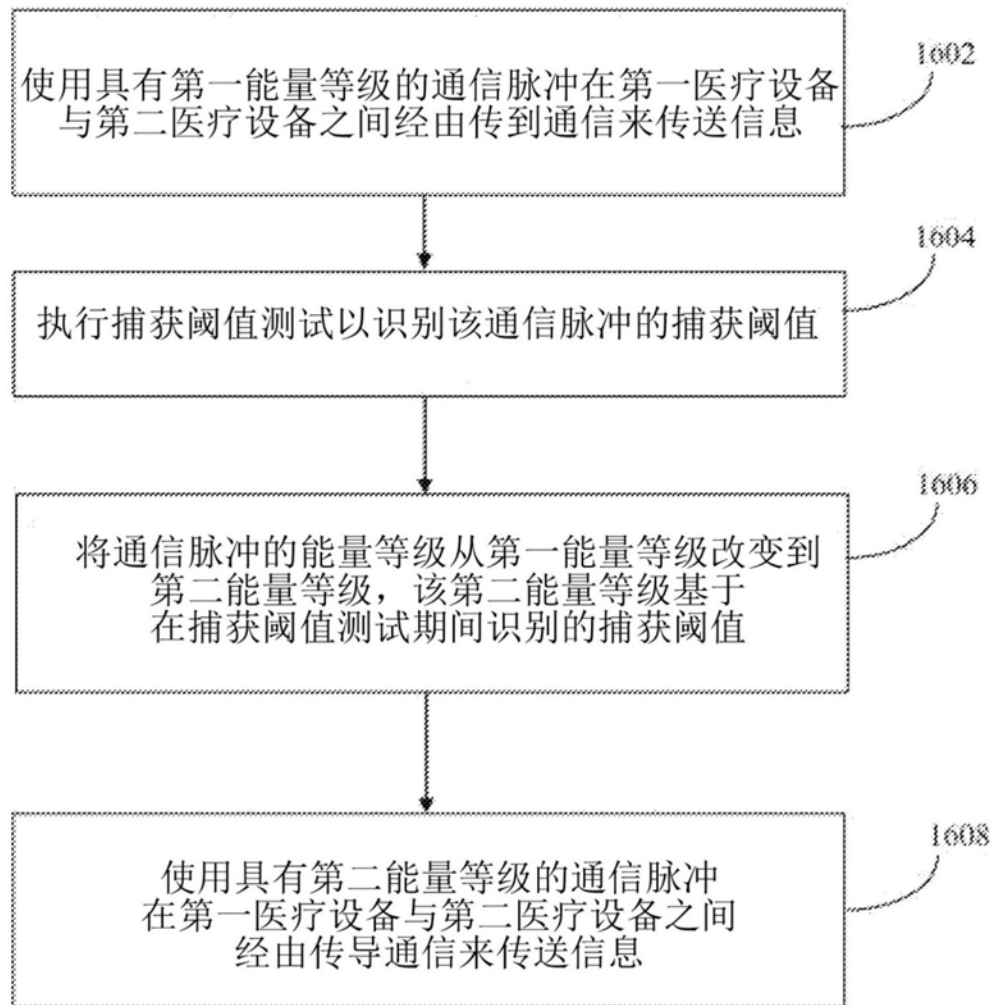


图16