(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106572807 A
(43)申请公布日 2017.04.19

(21)申请号 201580043153.7

(22)申请日 2015.07.08

(30)优先权数据
62/023,585 2014.07.11 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.02.10

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/039590 2015.07.08

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2016/007657 EN 2016.01.14

(71)申请人 心脏起搏器股份公司
地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 保罗·荷斯康 基思·R·迈莱

(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.
A61B 5/0452(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)
A61N 1/372(2006.01)
A61N 1/39(2006.01)

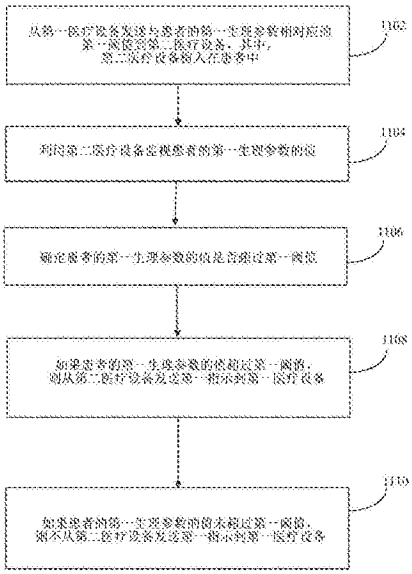
权利要求书2页 说明书19页 附图12页

(54)发明名称

用于医疗设备的省电通信

(57)摘要

用于医疗设备系统中的通信的省电通信技术。一个示例性医疗设备系统可以为用于传递电刺激疗法到患者心脏，并且可以包括：第一植入式医疗设备，植入在心脏的第一腔室中并且配置为确定一个或多个参数；医疗设备，与第一植入式医疗设备物理隔开地封装并且可通信地耦接到第一植入式医疗设备，该医疗设备配置为传递电刺激疗法到患者心脏，其中，第一植入式医疗设备进一步配置为：将第一确定参数的值与第一阈值进行比较；如果第一确定参数的值超过第一阈值，则发送第一指示到该医疗设备；并且如果第一确定参数的值未超过第一阈值，则不发送该第一指示到该医疗设备。



CN 106572807 A

1.一种用于传递电刺激疗法到患者心脏的医疗设备系统,所述系统包括:

第一植入式医疗设备,其被配置为植入在心脏的第一腔室中并且被配置为确定一个或多个参数;

医疗设备,其与所述第一植入式医疗设备物理隔开地封装并且可通信地耦接到所述第一植入式医疗设备,所述医疗设备被配置为传递电刺激疗法到患者心脏,

其中,所述第一植入式医疗设备进一步被配置为:

将第一确定参数的值与第一阈值进行比较;

如果第一确定参数的值超过第一阈值,则发送第一指示到所述医疗设备;以及

如果第一确定参数的值未超过第一阈值,则不发送所述第一指示到所述医疗设备。

2.根据权利要求1所述的医疗设备系统,其中,所述第一指示包括所述第一确定参数的值。

3.根据权利要求1-2中的任一项所述的医疗设备系统,其中,在发送所述第一指示到所述医疗设备之后,所述第一植入式医疗设备被配置为:

将所述第一确定参数的值与第二阈值进行比较,其中,所述第二阈值不同于所述第一阈值;

如果所述第一确定参数的值超过所述第二阈值,则发送第二指示到所述医疗设备;以及

如果所述第一确定参数的值未超过所述第二阈值,则不发送所述第二指示到所述医疗设备。

4.根据权利要求3所述的医疗设备系统,其中,所述第二阈值高于所述第一阈值。

5.根据权利要求3-4中的任一项所述的医疗设备系统,其中,所述医疗设备发送增量值到所述第一植入式医疗设备,并且其中,所述第一植入式医疗设备将所述增量值增加到所述第一阈值以达到所述第二阈值。

6.根据权利要求1-5中的任一项所述的医疗设备系统,其中,第一预定参数对应于心率、QRS宽度、A-V间隔、V-V间隔或T波幅度。

7.根据权利要求1-6中的任一项所述的医疗设备系统,其中,所述第一植入式医疗设备包括无引线起搏器(LCP)。

8.根据权利要求1-7中的任一项所述的医疗设备系统,其中,所述医疗设备包括第二植入式医疗设备,并且其中,所述第二植入式医疗设备包括以下之中的一个:

植入式心律转复除颤器(ICD);

植入式皮下心律转复除颤器(S-ICD);和

植入式心脏起搏器(ICP)。

9.根据权利要求1-8中的任一项所述的医疗设备系统,其中,所述医疗设备包括外部医疗设备。

10.根据权利要求1-9中的任一项所述的医疗设备系统,进一步包括植入在所述心脏的第二腔室中的第二植入式医疗设备,所述第二植入式医疗设备被配置为感测在所述心脏的所述第二腔室中的心脏事件并且发送与感测到的心脏事件有关的信息到所述第一植入式医疗设备,

其中,所述第一植入式医疗设备进一步被配置为:

感测在所述心脏的所述第一腔室中的心脏事件，以及

确定在所述心脏的所述第二腔室中感测到的心脏事件与在所述心脏的所述第一腔室中感测到的心脏事件之间的定时差异，以及

其中，所述一个或多个参数包括在所述心脏的所述第二腔室中感测到的心脏事件与在所述心脏的所述第一腔室中感测到的心脏事件之间的延迟。

11.根据权利要求10所述的医疗设备系统，其中，所述心脏的所述第一腔室是心房，并且所述心脏的所述第二腔室是心室，并且在所述心脏的所述第二腔室中感测到的心脏事件与在所述心脏的所述第一腔室中感测到的心脏事件之间的延迟对应于A-V延迟。

12.根据权利要求1-11中的任一项所述的医疗设备系统，其中，所述医疗设备发送所述第一阈值到所述第一植入式医疗设备。

13.根据权利要求1-12中的任一项所述的医疗设备系统，其中，在所述第一植入式医疗设备发送第一指示到所述医疗设备之后，所述医疗设备被配置为发送确认到所述第一植入式医疗设备；以及

如果所述第一植入式医疗设备在预定时间段之内未从所述医疗设备接收到所述确认，则所述第一植入式医疗设备进一步被配置为再次发送所述第一指示到所述医疗设备。

14.根据权利要求13所述的医疗设备系统，其中，所述预定时间段在二百五十毫秒(250ms)和一秒(1s)之间。

15.根据权利要求1-14中的任一项所述的医疗设备系统，其中，所述第一植入式医疗设备进一步被配置为：

将第二确定参数与另一个阈值进行比较；

如果所述患者的所述第二确定参数的值超过所述另一个阈值，则发送另一个指示到所述医疗设备；以及

如果所述患者的所述第二确定参数的值未超过所述另一个阈值，则不发送所述另一个指示到所述医疗设备。

用于医疗设备的省电通信

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于35 U.S.C.§119要求2014年7月11日递交的美国临时申请序列号62/023,585的优先权,通过引用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发送信息的系统、设备和方法,并且更具体地,涉及用于以节电方式在医疗设备之间发送信息的系统、设备和方法。

背景技术

[0004] 起搏仪器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。这些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)可以植入到患者身体中。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。在一些情况中,患者可能具有配置为在设备之间发送信息的多个植入设备。

发明内容

[0005] 本公开整体涉及用于发送信息的系统、设备和方法,并且更具体地,涉及在检测和治疗心律不齐的医疗设备之间发送信息的系统、设备和方法。

[0006] 在第一实例中,一种用于传递电刺激疗法到患者心脏的医疗设备系统可以包括:第一植入式医疗设备,配置为植入在心脏的第一腔室中并且配置为确定一个或多个参数;医疗设备,与第一植入式医疗设备物理隔开地封装并且可通信地耦接到第一植入式医疗设备,医疗设备配置为传递电刺激疗法到患者心脏,其中,第一植入式医疗设备进一步配置为:将第一确定参数的值与第一阈值比较;以及如果第一确定参数的值超过第一阈值,则发送第一指示到医疗设备;以及如果第一确定参数的值未超过第一阈值,则不发送第一指示到医疗设备。

[0007] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第一指示可以包括第一确定参数的值。

[0008] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,在发送第一指示到医疗设备之后,第一植入式医疗设备可以配置为:将第一确定参数的值与第二阈值比较,其中,第二阈值不同于第一阈值;如果第一确定参数的值超过第二阈值,则发送第二指示到医疗设备;以及如果第一确定参数的值未超过第二阈值,则不发送第二指示到医疗设备。

[0009] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第二阈值高于第一阈值。

[0010] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,第二阈值低于第一阈值。

[0011] 可替换地或另外地,在任意以上实例中,医疗设备可以发送增量值到第一植入式医疗设备,并且其中,第一植入式医疗设备将增量值增加到第一阈值以达到第二阈值。增量值可以是正值或负值。

[0012] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一预定参数可以对应于心率、QRS宽度、A-V间隔、V-V间隔或T波幅度。

[0013] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一植入式医疗设备包括无引线起搏器(LCP)。

[0014] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一植入式医疗设备可以包括无引线起搏器(LCP)，并且医疗设备包括第二植入式医疗设备。

[0015] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第二植入式医疗设备包括以下之中的一个：植入式心律转复除颤器(ICD)；植入式皮下心律转复除颤器(S-ICD)；和植入式心脏起搏器(ICP)。

[0016] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，医疗设备可以包括外部医疗设备。

[0017] 可替换地或另外地，任意以上实例可以进一步包括植入在心脏的第二腔室中的第二植入式医疗设备，第二植入式医疗设备配置为感测在心脏的第二腔室中的心脏事件并且发送与感测到的心脏事件有关的信息到第一植入式医疗设备，其中，第一植入式医疗设备进一步配置为：感测在心脏的第一腔室中的心脏事件，以及确定在心脏的第二腔室中感测到的心脏事件与在心脏的第一腔室中感测到的心脏事件之间的定时差异，以及其中，一个或多个参数包括在心脏的第二腔室中感测到的心脏事件与在心脏的第一腔室中感测到的心脏事件之间的延迟。

[0018] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，心脏的第一腔室是心房，并且心脏的第二腔室是心室，并且在心脏的第二腔室中感测到的心脏事件与在心脏的第一腔室中感测到的心脏事件之间的延迟可以对应于A-V延迟。

[0019] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，医疗设备发送第一阈值到第一植入式医疗设备。

[0020] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，在第一植入式医疗设备发送第一指示到医疗设备之后，医疗设备可以配置为发送确认到第一植入式医疗设备；以及如果第一植入式医疗设备在预定时间段之内未从医疗设备接收到确认，则第一植入式医疗设备进一步配置为再次发送第一指示到医疗设备。

[0021] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，预定时间段在二百五十毫秒(250ms)到一秒(1s)之间。

[0022] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一植入式医疗设备可以进一步配置为：将第二确定参数与另一个阈值比较；如果患者的第二确定参数的值超过另一个阈值，则发送另一个指示到医疗设备；以及如果患者的第二确定参数的值未超过另一个阈值，则不发送另一个指示到医疗设备。

[0023] 在另一个实例中，一种从第一医疗设备发送信息到第二医疗设备的方法可以包括：从第一医疗设备发送与患者的第一生理参数相对应的第一阈值到第二医疗设备，其中第一医疗设备植入在患者中；利用第二医疗设备监视患者的第一生理参数的值；确定患者的第一生理参数的值是否超过第一阈值；如果患者的第一生理参数的值超过第一阈值则从第二医疗设备发送第一指示到第一医疗设备；以及如果患者的第一生理参数的值未超过第一阈值则不从第二医疗设备发送第一指示到第一医疗设备。

[0024] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一指示可以包括第一生理参数的值。

[0025] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一医疗设备包括无引线起搏器(LCP)，并且第二医疗设备包括皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)。

[0026] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一生理参数对应于心率、QRS宽度、A-V间隔、V-V间隔或T波幅度。

[0027] 可替换地或另外地，任意以上实例可以进一步包括：在从第二医疗设备发送第一指示到第一医疗设备之后，从第一医疗设备发送与患者的第一生理参数相对应的第二阈值到第二医疗设备，其中，第二阈值不同于第一阈值；利用第二医疗设备监视患者的第一生理参数的值；确定患者的第一生理参数的值是否超过第二阈值；如果患者的第一生理参数的值超过第二阈值则从第二医疗设备发送第二指示到第一医疗设备；以及如果患者的第一生理参数的值未超过第二阈值则不从第二医疗设备发送第二指示到第一医疗设备。

[0028] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，发送第二阈值可以包括从第一医疗设备发送新第二阈值到第二医疗设备。

[0029] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，发送第二阈值可以包括从第一医疗设备发送增量值到第二医疗设备，其中，第二医疗设备将增量值增加到第一阈值以达到第二阈值。

[0030] 可替换地或另外地，任意以上实例可以进一步包括：从第一医疗设备发送与患者的第二生理参数相对应的另一个阈值到第二医疗设备；利用第二医疗设备监视患者的第二生理参数的值，以及确定患者的第二生理参数的值是否超过另一个阈值；如果患者的第二生理参数的值超过另一个阈值则从第二医疗设备发送另一个指示到第一医疗设备；以及如果患者的第二生理参数的值未超过另一个阈值则不从第二医疗设备发送另一个指示到第一医疗设备。

[0031] 可替换地或另外地，任意以上实例可以包括在从第二医疗设备发送第一指示到第一医疗设备之后，从第一医疗设备发送确认到第二医疗设备，以及如果第二医疗设备在预定时间段之内未从第一医疗设备接收到确认，则再次从第二医疗设备发送第一指示到第一医疗设备。

[0032] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，预定时间段在二百五十毫秒(250ms)到一秒(1s)之间。

[0033] 在另一个实例中，一种用于传递电刺激疗法到患者心脏的医疗设备系统可以包括：第一植入式医疗设备，植入在心脏的第一腔室中并且配置为确定一个或多个参数；医疗设备，与第一植入式医疗设备物理隔开地封装并且可通信地耦接到第一植入式医疗设备，医疗设备配置为传递电刺激疗法到患者心脏，其中，第一植入式医疗设备进一步配置为：将第一确定参数的值与第一阈值比较；如果第一确定参数的值超过第一阈值，则发送第一指示到医疗设备；以及如果第一确定参数的值未超过第一阈值，则不发送第一指示到医疗设备。

[0034] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一指示可以包括第一确定参数的值。

[0035] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，在发送第一指示到医疗设备之后，第一植入式医疗设备可以配置为：将第一确定参数的值与第二阈值比较，其中，第二阈值不同于第一阈值；如果第一确定参数的值超过第二阈值，则发送第二指示到医疗设备；以及如果第一确定参数的值未超过第二阈值，则不发送第二指示到医疗设备。

[0036] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第一预定参数对应于心率、QRS宽度、A-V间隔、V-V间隔或T波幅度。

[0037] 可替换地或另外地，任意以上实例可以进一步可以包括植入在心脏的第二腔室中的第二植入式医疗设备，第二植入式医疗设备配置为感测在心脏的第二腔室中的心脏事件并且发送与感测到的心脏事件有关的信息到第一植入式医疗设备，其中，第一植入式医疗设备进一步配置为：感测在心脏的第一腔室中的心脏事件，以及确定在心脏的第二腔室中感测到的心脏事件与在心脏的第一腔室中感测到的心脏事件之间的定时差异，以及其中，一个或多个参数可以包括在心脏的第二腔室中感测到的心脏事件与在心脏的第一腔室中感测到的心脏事件之间的延迟。

[0038] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，心脏的第一腔室是心房，并且心脏的第二腔室是心室，并且在心脏的第二腔室中感测到的心脏事件与在心脏的第一腔室中感测到的心脏事件之间的延迟对应于A-V延迟。

[0039] 在另一个实例中，一种减少医疗设备系统中的通信传输的方法可以包括：利用植入式无引线心脏起搏器监视参数；利用植入式无引线心脏起搏器将监视参数与第一阈值比较，并且确定监视参数的值是否超过第一阈值；如果监视参数的值超过第一阈值，则从植入式无引线心脏起搏器发送监视参数的值到皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)；以及如果监视参数的值未超过第一阈值，则不从植入式无引线心脏起搏器发送监视参数的值到皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)。

[0040] 可替换地或另外地，任意以上实例可以进一步包括：在皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)接收到监视参数的值之后，从皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)发送第二阈值到植入式无引线心脏起搏器，其中，第二阈值不同于第一阈值；以及如果监视参数的值超过第二阈值，则从植入式无引线心脏起搏器发送监视参数的值到皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)；以及如果监视参数的值未超过第二阈值，则不从植入式无引线心脏起搏器发送监视参数的值到皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)。

[0041] 可替换地或另外地，任意以上实例可以进一步包括：在从植入式无引线心脏起搏器发送监视参数的值到皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)之后，从皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)发送确认到植入式无引线心脏起搏器；以及如果植入式无引线心脏起搏器在预定时间段之内未从皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)接收到确认，则再次从植入式无引线心脏起搏器发送监视参数的值到皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)。

[0042] 可替换地或另外地，在任意以上实例中，第二阈值高于第一阈值。

[0043] 以上概述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

[0044] 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：

[0045] 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；

[0046] 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；

[0047] 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；

[0048] 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；

[0049] 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；

[0050] 图6是根据本公开的一个实例的包括心率阈值的示例性心率的图形表示；

[0051] 图7是根据本公开的一个实例的包括多个心率阈值的示例性心率的图形表示；

[0052] 图8是根据本公开的一个实例的包括多个心率阈值的示例性心率的图形表示；

[0053] 图9是根据本公开的一个实例的包括多个心率检测区域的示例性心率的图形表示；

[0054] 图10是可以由医疗设备或医疗设备系统如关于图1-4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；

[0055] 图11是可以由医疗设备或医疗设备系统如关于图1-4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

[0056] 图12可以由医疗设备或医疗设备系统如关于图1-4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。

[0057] 虽然本公开可以有各种修改和替换形式，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的全部修改、等效物和替换物。

具体实施方式

[0058] 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。

[0059] 正常健康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来生成内在信号。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，该异常可能发展成颤动状态，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助于终止或减轻该心脏条件。

[0060] 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(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。如图1中可见的，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。在图1中所示实例中，LCP 100可以包括遥测模块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。LCP 100可以取决于应用，包括更多或更少的模块。

[0061] 遥测模块102可以配置为与位于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)可以经由遥测模块102与LCP 100通信，以完成一个或多个希望的功能。例如LCP 100可以通过遥测模块102发送信息如感测到的电信号、数据、指令、消息等等到外部医疗设备。外部医疗设备可以使用所发送的信号、数据、指令和/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、存储接收到的数据和/或执行任意其他合适的功能。LCP 100可以另外通过遥测模块102从外部医疗设备接收信息如信号、数据指令和/或消息，并且LCP 100可以使用接收到的信号、数据、指令和/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，存储接收到的数据和/或执行其他功能。遥测模块102可以配置为使用一个或多个用于与外部设备通信的方法。遥测模块102可以例如经由射频(RF)信号、电感耦合、光信号、声音信号、传导的通信信号和/或任何其他适合通信的信号来通信。

[0062] 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，脉冲生成器模块104也可以电连接到电极114'。脉冲生成器模块104可以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。可替换地或另外地，脉冲生成器104可以包括一个或多个电容器，并且脉冲生成器104可以通过从电池112汲取能量来充电一个或多个电容器。脉冲生成器104然后可以使用一个或多个电容器的能量，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/或产生任意其他合适的电刺激疗法。一些更普通的电刺激疗法包括抗心动过速起搏(ATP)疗法、心脏再同步疗法(CRT)、心律转复/除颤疗法。

[0063] 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。相反，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该数据和/或确定到一个或多个其他医疗设备。

[0064] 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可以配置为接收通过电极114/114'传导的心电信号。心电信号可以表示来自LCP 100所植入的腔室的局部信息。例如，如果LCP 100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/或配置为测量患者的一个或多个机械参数的任意其他合适的传感器。电感测模块106和机械感测模块108可以连接到处理模块110，其可以提供用于表示感测到的机械参数的信号。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206和机械感测模块

208可以根据希望组合成单个感测模块。

[0065] 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可被LCP 100用于感测心电活动、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成。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LCP 100的其他部分电绝缘的绝缘部分。

[0066] 处理模块110可以配置为控制LCP 100的操作。处理模块110可以例如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一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刺激以治疗所确定的心律不齐。处理模块110可以进一步从遥测模块102接收信息。在一些实例中，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/或响应于该信息而采取具体动作。处理模块110可以另外控制遥测模块102发送信息到其他设备。

[0067] 在一些实例中，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(例如通用可编程微处理器)更少的电力同时仍然能够维持基本功能，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。在一些实例中，处理模块110可以进一步包括存储器，并且处理模块110可以将信息存储在存储器上以及从存储器读取信息。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(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。

[0068] 电池112可以提供电力给LCP 100用于其操作。在一些实例中，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根据需要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110可以根据希望是一些其它类型的电源。

[0069] 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。在一些实例中，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。

[0070] 图2描述了另一个医疗设备(MD)200的实例，其可以结合图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可以包括遥测模块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。在一些实例中，然而，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。

[0071] 虽然设想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植入在患者心脏上、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，一个或多个引线214可以与患者的心脏组织接触。在一些情况中，一个或多个电极214可以定位为皮下但是邻近患者心脏。在一些情况中，电极214可以传导内在生成的电信号，例如用于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然后可以传导信号并且(直接或间接)传递信号到患者心脏。

[0072] 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/或配置为测量心脏和/或患者的一个或多个机械参数的其他传感器。在一些实例中，一个或多个传感器可以位于引线212上，但是无需这样。在一些实例中，一个或多个传感器可以位于壳体220中。

[0073] 虽然不需要，但是在一些实例中，MD 200可以是植入式医疗设备。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。

[0074] 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可以配置为感测内在生成的心脏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可以另外配置为提供除颤治疗。

[0075] 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也可以配置为感测心电信号、基于感测到的信号确定快速性心律失常的发生，以及可以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可以仅包括皮下植入的单个引线，但是这不是必须的。

[0076] 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可以包括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可以配置为传递各种类型的电刺激疗法，包括例如除颤治疗。

[0077] 图3示出了医疗设备系统和可被多个医疗设备302、304、306和/或310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MD 200所述的任意设备。在一些实例中，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。在一些情况中，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。

[0078] 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发送该信号到系统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可以发送该确定到系统300的一个或多个其他设备306和310。在一些情况中，系统300的一个或多个其他设备302/304、306和310可以基于发送的心律不齐确定来采取行动，如通过传递合适的电刺激到患者心脏。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可以包括多个信号类型。例如，其他传感器/设备310可以使用第一信号类型(例如RF通信)与外部设备306通信，而使用第二信号类型(例如传导通信)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。

[0079] 在一些情况中，通信路径308可以包括传导通信。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的设备可以例如配置为经由发射设备的一个或多个电极发射传导通信信号(例如电流和/或电压脉冲)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)从发射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。在一些情况中，虽然传递的电通信脉冲的幅度/脉冲宽度可以高于心脏的获取阈值，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。

[0080] 可以用任意合适的方式调制传递的电通信脉冲，以编码所发送的信息。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。

[0081] 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，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。在一些情况中，LCP 302可以根据希望在心脏的右心室、右心房或左心房中。在一些情况中，可以植入多个LCP 302。例如，一个LCP可以植入在右心室中并且另一个可以植入在右心房中。在另一个实例中，一个LCP可以植入在右心室中并且另一个可以植入在左心室中。在另一个实例中，在心脏的每个腔室中可以植入一个LCP。

[0082] 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。

[0083] 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发送通信信息来完成。然而，在其他实例中，LCP 402与外部支持设备420之间的通信可以经由遥测模块。

[0084] 图4-图5仅示出了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和图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和图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和图5中显示的实例不应被视为以任意方式进行限制。

[0085] 根据一些实例，两个或更多个医疗设备的医疗设备系统可以协作以传递电刺激疗法到患者心脏。例如，多个医疗设备可以配置为检测心律不齐、确定心律不齐是否易受第一类型的电刺激疗法的影响并且如果确定了心律不齐不易受第一类型电刺激疗法影响或者第一类型电刺激疗法已失败，以传递第二类型电刺激疗法。以心动过速心律不齐、抗心动过速心律不齐起搏(ATP)疗法和除颤电击疗法的形式描述了多个实例。然而，还可以设想其他类型的疗法，包括心脏再同步疗法(CRT)、心动过缓疗法、神经刺激疗法等等。

[0086] 根据本公开的一些技术，医疗设备系统的第一设备和第二设备可以确定心律不齐的发生，但是这不是必须的。在一些实例中，第一设备可以基于感测到的心电信号确定心动过速心律不齐的发生，并且可以发送该确定到第二设备。在其他实例中，第二设备可以基于

感测到的心电信号确定心动过速心律不齐的发生，并且可以发送该确定到第一设备。在其他实例中，第一设备和第二设备可以基于感测到的心电信号各自地确定心动过速心律不齐的发生，并且在其他实例中，除了第一设备和第二设备之外的设备可以确定心动过速心律不齐的发生，并且可以发送该确定到第一设备和第二设备。可替换地，第一设备和第二设备中的一个可以感测心电信号，发送这些心电信号到第一设备和第二设备中的另一个，并且第一设备和第二设备中的另一个使用那些接收到的心电信号确定心动过速心律不齐的发生，并且可以发送该确定回到第一设备和第二设备中的第一个。第一设备和/或第二设备可以使用一个或多个技术基于感测到的心电信号如心率、心律、ECG形态等来确定心动过速心律不齐的发生。

[0087] 另外或可替换地，第一设备和/或第二设备可以基于患者的一个或多个机械参数如心脏收缩参数、心音参数、心脏输出参数和/或姿势参数，确定心动过速心律不齐的发生。在一些情况中，第一设备和/或第二设备可以将心脏收缩参数与收缩阈值比较。如果第一设备和/或第二设备确定心脏收缩参数大于(或者在一些实例中小于)收缩阈值，则第一设备和/或第二设备可以确定心动过速心律不齐的发生。另外或可替换地，第一设备和/或第二设备可以将心音参数与心音阈值比较。如果第一设备和/或第二设备确定心音参数大于(或者在一些实例中小于)心音阈值，则第一设备和/或第二设备可以确定心动过速心律不齐的发生。另外或可替换地，第一设备和/或第二设备可以将心脏输出参数与心脏输出阈值比较。如果第一设备和/或第二设备确定心脏输出参数大于(或者在一些实例中小于)心脏输出阈值，则第一设备和/或第二设备可以确定心动过速心律不齐的发生。另外或可替换地，第一设备和/或第二设备可以将姿势参数与姿势阈值(例如垂直姿势参数与垂直姿势阈值或水平姿势参数与水平姿势阈值)比较。如果第一设备和/或第二设备确定姿势参数大于(或者在一些实例中小于)姿势阈值，则第一设备和/或第二设备可以确定心律不齐的发生。

[0088] 当然，第一设备和/或第二设备可以使用上述参数的组合确定心动过速心律不齐的发生。例如，第一设备和/或第二设备可以利用分层逻辑来确定心动过速心律不齐的发生。作为一个实例，第一设备和/或第二设备可以使用第一参数做出心动过速心律不齐的发生的初始确定，并且在做出心动过速心律不齐的发生的确定之前使用第二参数确认该初始确定。在其他实例中，第一设备和/或第二设备可以使用附加的参数做出初始确定或实际确定。在其他实例中，第一设备和/或第二设备可以使用使用了多个参数的严格或加权投票系统做出心动过速心律不齐的发生的确定。

[0089] 作为一个实例，参数中的三个可以指示心动过速心律不齐的发生，而两个其他参数可能不指示心动过速心律不齐的发生。第一设备和/或第二设备然后可以基于指示心动过速心律不齐的发生的更多个参数来确定心动过速心律不齐的发生。在其他实例中，第一设备和/或第二设备应用其他更复杂的投票方案来确定心动过速心律不齐的发生。

[0090] 在一些实例中，第一设备和/或第二设备可以基于每个设备采集的信息确定生理参数和/或心动过速心律不齐的发生。第一设备可以例如包括用于采集生理参数的一个或多个传感器和/或用于感测心电活动的电感测模块，并且第一设备可以基于采集的信息做出一个或多个确定，如确定是否发生心动过速心律不齐的发生。可替换地，第一设备可以从另一个设备例如第二设备或系统的另一个设备接收信息如生理参数或感测到的心电活动。在该实例中，第一设备可以使用接收到的信息确定生理参数和/或例如心动过速心律不齐

的发生。以类似的方式，第二设备可以基于由第二设备采集的信息或者由第二设备从其他设备接收到的信息，确定生理参数和/或心动过速心律不齐的发生。

[0091] 图6描述了心率对时间的示例性图形，该时间包括通信时间段606、608和610。图6示出了这样一种示例性通信技术即如果检测心率升高到阈值例如阈值604之上则第一医疗设备例如LCP 100仅发送心率到第二医疗设备如MD 200。LCP 100可以例如通过感测患者的一个或多个生理参数并且基于一个或多个感测生理参数确定心率来监视心率。曲线602可以表示由LCP 100基于时间确定的心率。虽然将曲线602显示为连续的曲线，但是设想曲线602可以表示基于时间取得的一系列离散的心率。一些示例性生理参数可以包括电信号(例如ECG)、血压、心音、血氧等级、运动和/或其他合适的生理参数。LCP 100可以连续地、实质上连续地、周期性地和/或以任意其他合适的基准确定心率。

[0092] 在图6的实例中，LCP 100可以配置为仅如果例如在时间段606期间确定的心率升高到高于阈值604才发送确定的心率到MD 200。因此，LCP 100可以在时间段608和610期间不发送确定的心率到MD 200。在一些实例中，当心率高于阈值604时，LCP 100可以连续地或实质上连续地发送确定的心率到MD 200。然而，在其他实例中，LCP 100可以当确定的心率高于阈值604时仅周期性地发送确定的心率到MD 200。在该实例中，LCP 100可以在每秒钟、每五秒钟、每十秒钟、每一次心跳、每5次心跳或者以任意其他合适的时间段内，发送一次确定的心率。当心率降回到低于阈值604时，LCP 100可以简单地停止发送确定的心率。在其他实例中，当确定的心率升高到高于阈值604时LCP 100发送指示到MD 200。在一些情况中，该指示可以仅仅是心率升高到高于阈值604的指示，并且在其他实例中，该指示可以包括确定的心率的值。在该实例中，当确定的心率降回到低于阈值604时LCP 100可以另外发送指示到MD 200。在一些情况中，在经过阈值604之后，MD 200可以发送新的更高的阈值到LCP 100并且可以重复该过程。

[0093] LCP 100可以在LCP 100的植入时或者在编程会话期间编程有阈值604。在其他实例中，可以在不同时间编程或更新阈值604。LCP 100可以例如基于由MD 200或另一个设备发送到LCP 100的值，改变阈值604的值。另外或可替换地，LCP 100可以基于患者的一个或多个生理参数，调整阈值604的值。例如，如果生理参数如血压增加到高于预定值或者有可能减小到低于预定值，则LCP 100可以将阈值604调整到不同的值(例如相差10次/分钟的更大或更低的值)。

[0094] 在至少一些实例中，LCP 100可以在发送确定的心率到MD 200之后修改阈值604。例如，在接收到确定的心率或者这样一种指示即确定的心率以超过阈值604之后，MD 200可以发送阈值604的另一个值到LCP 100。LCP 100然后可以调整阈值604并且开始将确定的心率与新阈值604比较。然而，在其他实例中，LCP 100可以在确定的心率上升到高于阈值604之后编程有对于阈值604的具体的修改。在一些情况中，仅在确定的心率上升到高于新阈值604之后，LCP 100才再次发送确定的心率或者这样一种指示即确定的心率已超过已更新阈值604到MD 200。

[0095] 图7描述了心率对时间的示例性图形，该时间包括通信时间段706、708、710和712。图7示出了使用多个阈值的示例性通信技术。如同上文关于图6所述的实例，在图7的实例中，LCP 100可以通过感测患者的一个或多个生理参数并且基于一个或多个感测到的生理参数确定心率来监视心率。曲线702可以表示LCP 100确定的心率。

[0096] 在一些实例中，LCP 100可以配置为仅在心率升高到高于阈值704a之后例如在时间段710期间发送确定的心率到MD 200。因此，LCP 100在时间段706、708和712期间可以不发送确定的心率到MD 200。当心率高于阈值704a时，LCP 100可以连续地或实质上连续地发送确定的心率到MD 200。然而，在一些实例中，LCP 100可以仅当确定的心率高于阈值704a时周期性地发送确定的心率到MD 200。在该实例中，LCP 100可以在每秒钟、每五秒钟、每十秒钟、每一次心跳、每5次心跳或者以任意其他合适的时间段内，发送一次确定的心率。当心率降回到低于阈值604时，LCP 100可以简单地停止发送确定的心率。在其他实例中，当确定的心率升高到高于阈值704a时LCP 100发送指示到MD 200。在一些情况中，该指示可以仅仅是心率升高到高于阈值704a的指示，并且在其他实例中，该指示可以是确定的心率的值。在该实例中，当心率降回到低于阈值704a时LCP 100可以另外发送指示到MD 200。

[0097] 在一些实例中，LCP 100可以配置为如果心率升高到高于阈值704b例如在时间段708、710和712期间发送确定的心率到MD 200。因此，LCP 100在时间段706期间可以不发送确定的心率到MD 200。当心率高于阈值704b时，LCP 100可以连续地或实质上连续地发送确定的心率到MD 200。然而，在其它实例中，LCP 100可以仅当确定的心率高于阈值704b时周期性地发送确定的心率到MD 200。在该实例中，LCP 100可以在每秒钟、每五秒钟、每十秒钟、每一次心跳、每5次心跳或者以任意其他合适的时间段内，发送一次确定的心率。当心率降回到低于阈值704b时，LCP 100可以简单地停止发送确定的心率。在其他实例中，当确定的心率升高到高于阈值704b时LCP 100发送指示到MD 200。在一些情况中，该指示可以仅仅是心率升高到高于阈值704b的指示，并且在其他实例中，该指示可以包括确定的心率的值。在该实例中，当确定的心率降回到低于阈值704b时LCP 100可以另外发送指示到MD 200。

[0098] 在图7的附加实例中，LCP 100可以配置为当心率升高到高于阈值704a时以及当心率升高到高于阈值704b时发送确定的心率到MD 200。例如当确定的心率升高到高于阈值704b时，LCP 100可以发送第一指示到MD 200。在一些实例中，第一指示可以是心率高于阈值704b的指示，在其他实例中，第一指示可以是确定的心率的值。LCP 100可以另外配置为当确定的心率升高到高于阈值704b时，发送第二指示到MD 200。在一些实例中，第二指示可以是心率高于阈值704a的指示，在其他实例中，第二指示可以是确定的心率的值。LCP 100可以另外配置为当确定的心率下降到低于阈值704a时以及当阈值下降到低于阈值704b时发送指示到MD 200。

[0099] 在其他实例中，LCP 100可以配置为当心率升高到高于阈值704b和高于阈值704a时不同地发送确定的心率到MD 200。LCP 100可以例如在时间段706期间不发送确定的心率到MD 200。然而，当心率升高到高于阈值704b时，LCP 100可以发送指示到MD 200。在一些实例中，该指示可以是心率高于阈值704b的指示，在其他实例中，指示可以是确定的心率的值。在一些情况中，通信可以包括阈值704b的值(例如100跳/分钟)。LCP 100可以另外配置为当阈值下降到低于阈值704b时发送指示到MD 200。

[0100] LCP 100可以进一步配置为当确定的心率升高到高于阈值704a时发送指示到MD 200。在一些实例中，该指示可以是心率高于阈值704a的指示，在其他实例中指示可以是确定的心率的值。在一些情况中，通信可以包括阈值704a的值(例如120跳/分钟)。LCP 100可以另外配置为当阈值下降到低于阈值704a时发送指示到MD 200。

[0101] 如同图6的实例，在图7的实例中，LCP 100可以在LCP 100的植入时或者在编程会

话期间编程有阈值704a和704b。在一些实例中，可以在不同时间编程或更新阈值704a和704b。LCP 100可以例如基于由MD 200或另一个设备发送到LCP 100的阈值704a/704b的值，改变阈值704a和/或704b的值。另外或可替换地，LCP 100可以基于患者的一个或多个生理参数，调整阈值704a/704b的值。例如，如果生理参数如血压增加到高于预定值或者有可能减小到低于预定值，则LCP 100可以将阈值604调整到不同的值(例如相差10次/分钟的更大或更低的值)。在其他实例中，阈值704a/704b可以由MD 200或另一个医疗设备发送到LCP 100。在这些实例的一些中，MD 200或另一个医疗设备可以仅最初发送阈值704b并且可以稍后在接收到确定的心率升高到高于阈值704b的指示之后发送阈值704a。

[0102] 在LCP 100仅初始编程有阈值704a的实例中，LCP 100可以根据关于图6所述的用于单个阈值的一个或多个技术来操作。LCP 100然后可以接收第二阈值例如与704b有关的阈值。在该实例中，LCP 100可以过渡到关于图7所述的包括多个阈值的技术中的一个。例如，在接收到第二阈值的值之前，LCP 100可以配置为当心率升高到高于第一阈值如阈值704b时，连续地、实质上连续地、周期性地或一次性地发送确定的心率。在从另一个医疗设备接收到第二阈值如阈值704a的值之后，LCP 100可以过渡到关于图7所述的包括多个阈值的技术中的一个。LCP 100可以例如即使心率仍然高于阈值704b也停止连续地、实质上连续地或周期性地发送确定的心率。然而，在心率升高到高于阈值704a之后，LCP 100可以如以前的实例中所述的那样连续地、实质上连续地、周期性地或一次性地发送确定的心率。

[0103] 图8描述了心率对时间的示例性图形800。图8示出了包括多个阈值的示例性通信技术。如同关于图6-7所述的实例，在图8的实例中，LCP 100可以通过感测患者的一个或多个生理参数并且基于一个或多个感测的生理参数确定心率来监视心率。曲线802可以表示由LCP 100确定的心率。

[0104] 在图8的一些实例中，LCP 100可以配置为根据关于图6-7所述的任意技术来操作。然而，LCP 100可以进一步配置为在确定的心率升高到高于阈值之后修改其中一个阈值。LCP 100可以例如配置为当确定的心率例如在时间808升高到高于阈值804b时发送指示到MD 200。LCP 100可以另外配置为在确定的心率升高到高于阈值804a之后，连续地、实质上连续地、周期性地或一次性地发送确定的心率到MD 200。在一些实例中，LCP 100可以另外配置为在确定的心率升高到高于阈值804a之后，修改阈值804b。如图8中所示，该修改可以是将阈值804b减小预定数量。在其他实例中，该修改可以是增加阈值804b。可替换地，减小和增加的阈值804b可以仅仅是高于或低于阈值804预定数量的交替阈值。在确定的心率下降到低于阈值804b之后，LCP 100然后可以将阈值804b调整回到其初始值。这可以将滞后等级引入系统。

[0105] 在图8的一些实例中，可以用预编程到LCP 100中的方式修改阈值804a。然而，在其他实例中，MD 200可以向LCP 100发送如何修改阈值。MD 200可以例如在从LCP 100接收到指示心率升高到高于阈值804a的通信之后发送该修改。

[0106] 图9描述了心率对时间的示例性图形900。图9示出了包括多个时间段906a-f的示例性通信技术。如同关于图6-图8所述的实例，在图9的实例中，LCP 100可以通过感测患者的一个或多个生理参数并且基于一个或多个感测的生理参数确定心率来监视心率。曲线902可以表示由LCP 100确定的心率。

[0107] 在图9的一些实例中，代替利用绝对阈值，LCP 100可以基于对确定的心率的相对

改变来确定是否发送确定的心率到MD 200。LCP 100可以例如对于一个时间段，记录确定的心率并且确定该时间段的平均基准心率。可替换地，以及在另一个实例中，LCP 100可以例如对于一个时间段记录确定的心率的最大、最小或平均值并且确定该时间段的基准心率。LCP 100然后可以将当前确定的心率与确定的基准心率比较。如果当前确定的心率升高到高于确定的基准心率第一预定数量，则LCP 100可以发送确定的心率到MD 200。在一些实例中，第一预定数量可以是具体的绝对值(例如10跳/分钟)。在其他实例中，第一预定数量可以是变化的变量例如确定的基准值的百分比。

[0108] 因此，在图9的环境中，LCP 100可以在时间段906a期间监视心率。在时间段906a结尾处，LCP 100可以确定时间段906a的基准心率。然后，在时间段906b期间，LCP 100可以将当前确定的心率与时间段906a的确定的基准心率加上第一预定数量比较。如果对于时间段906a当前确定的心率高于确定的基准心率加上第一预定数量，则LCP 100可以发送确定的心率到MD 200。在时间段906b的结尾，LCP 100可以将时间段906c中的当前确定的心率与时间段906a的确定的基准心率加上第一预定数量比较。可以对于时间段906d-906f继续该过程。

[0109] 在一些情况中，LCP 100可以更新确定的基准心率。LCP 100可以例如通过确定时间段906b的基准心率来更新确定的基准心率并且然后将时间段906c期间的当前确定的心率与时间段906b的确定的基准心率加上第一预定数量比较。在其他情况中，LCP 100可以在当前确定的心率超过确定的基准心率加上第一预定数量之后更新确定的基准心率并且LCP 100已发送确定的心率到MD 200。

[0110] 当LCP 100发送确定的心率到MD 200时，LCP 100可以连续地或实质上连续地发送确定的心率到MD 200。然而，在其他实例中，LCP 100可以仅周期性地发送确定的心率到MD 200。在该实例中，LCP 100可以每秒钟、每五秒钟、每十秒钟、每一次心跳、每5次心跳或者以任意其他合适的时间段，发送一次确定的心率。在其他实例中，LCP 100可以发送指示到MD 200。在一些实例中，指示可以仅是这样一种指示即确定的心率已经超过确定的基准心率加上第一预定数量，以及在其他实例中该指示可以包括确定的心率的值。

[0111] 在确定当前确定的心率超过确定的基准心率加上第一预定数量并且发送确定的心率到MD 200之后，LCP 100可以将当前确定的心率与以前确定基准心率减去第二预定数量比较。如同第一预定数量，在一些实例中，第二预定数量可以是具体的绝对值。在其他实例中，第二预定数量可以是变化的变量，例如确定的基准心率值的百分比。另外，第二预定数量可以不同于第一预定数量。第二预定数量可以例如小于第一预定数量。

[0112] 在首次确定当前确定的心率超过以前确定的基准心率加上第一预定数量之后，LCP 100可以维持确定的基准心率作为用于未来比较的基准心率。作为一个说明性的实例，在图9中，LCP 100可以首次确定在时间段906c期间当前确定的心率超过确定的基准心率加上第一预定数量。因此，被LCP 100用于与当前确定的心率(加上第一预定数量)比较的确定的基准心率是时间段906b期间的基准心率。接下来，LCP 100可以维持时间段906b的基准心率作为与未来当前确定的心率的比较的基准心率。但是在其他实例中，LCP 100可酌情连续地确定新基准心率并且将当前确定的心率与新基准心率比较。在确定当前确定的心率小于以前确定的基准心率(以及在一些情况中减去第二预定数量)之后，LCP 100可以酌情停止发送确定的心率到MD 200，或者发送另一个指示到MD 200指示心率下降到低于以前确定的

基准心率(有时候减去第二预定数量)。

[0113] 在一些实例中,LCP 100可以基于确定的基准心率的值调整第一预定数量。例如在图9的实例中,用于时间段906a的确定的基准心率可以是一百次心跳每分钟。另外,LCP 100可以将第一预定数量确定为30次心跳每分钟。因此,如果在时间段906b期间LCP 100确定心率上升到高于130次心跳,则LCP 100可以发送心率到MD 200。在LCP 100对不同时间段确定不同的基准心率的实例中,LCP 100可以(有可能基于时间段906a期间的确定的基准心率)确定时间段906b的基准心率为120次心跳每分钟。因此,LCP 100然后可以确定第一预定时间段为20次心跳每分钟。这意味着在时间段906b期间,如果确定的心率超过140次心跳每分钟,则LCP 100可以发送确定的心率到MD 200。作为另一个实例,LCP 100可以(有可能基于时间段906b期间的确定的基准心率)确定时间段906c的基准心率是145次心跳每分钟。LCP 100然后可以确定第一预定时间段为10次心跳每分钟。因此如果确定的心率超过155次心跳每分钟,则LCP 100可以发送确定的心率到MD 200。

[0114] 在一些实例中,无需LCP 100使用阈值或者确定基准心率,LCP 100就可发送当前确定的心率到MD 200。例如在一些实例中,LCP 100可以仅基于从MD 200发送的请求,发送确定的心率到MD 200。在该实例中,MD 200可以独立地确定心率并且可以使用MD 200确定的心率来例如确定心律不齐的发生。当MD 200确定心律不齐的发生或者在一些实例中心率超过阈值但未必指示心律不齐时,MD 200可以发送请求到LCP 100以发送确定的心率(例如LCP 100基于由LCP 100感测到的信号确定的心率)。MD 200的通信可以触发LCP 100发送单个确定的心率或者开始确定的心率的通信流(例如连续地、实质上连续地或者周期性地)。MD 200可以接收该通信或多个通信并且随后尝试通过基于从LCP 100发送的心率确定心律不齐是否发生来确定心律不齐的发生。在MD 200确定没有心律不齐发生之后(例如MD 200不实地确定心律不齐的发生或者在真实的心律不齐终止之后),或者发送的心率下降到低于阈值之后,MD 200可以发送另一个通信到LCP 100以停止发送确定的心率到MD 200。可替换地,在确定心律不齐的发生或者简单地确定心率高于阈值之后,MD 200可以发送通信到LCP 100以开始发送由LCP 100基于上文关于图6-图9所述的技术中的任意一个确定的心率到MD 200。

[0115] 在另外的实例中,本文所述的任意实例可以进一步利用与不同的确定参数有关的多个阈值。作为一个实例,第一参数可以是心率。在该实例中,LCP 100可以根据任意上述技术来操作并且将确定的心率与第一心率阈值比较。在LCP 100确定该心率超过第一心率阈值之后,LCP 100可以根据本文所述的任意实例发送确定的心率或者指示到另一个医疗设备。然而,LCP 100可以将不同的参数例如QRS带宽与不同的阈值如QRS带宽阈值比较,以代替将确定的心率与第二心率阈值比较。这样,LCP 100可以利用层次化的参数阈值,借此,LCP 100根据逻辑方案在不同时间活动地将各种参数与关联的阈值比较,从而节约存储的电池能量。当然,在其他实例中,除了将QRS带宽与QRS带宽阈值比较之外,LCP 100可以将心率与第二阈值比较,以代替在确定心率超过第一心率阈值之后停止将心率与心率阈值比较。在该实例中,将多个参数与多个阈值比较可以提供与患者心脏的条件有关的鲁棒的信息。另外,该技术不是专用于任意具体参数的。第一参数即在以上实例中是心率和第二参数即在以上实例中是QRS带宽可以是本文指示的任意参数。此外如果第一参数和/或第二参数中的一个或多个上升到高于阈值则该逻辑方案可以利用多个第一参数、多个第二参数或者

甚至第三或更多参数。

[0116] 在一些情况中以及对于全部本文所述的实例，设想LCP 100可以对于一个时间段确定用于时间段的平均心率并且随后将用于该时间段的确定的平均心率与基准心率(例如其中基准心率是在以前的时间段期间建立的)比较，而不是比较单个当前确定的心率。可替换地，LCP 100可以例如对于一个时间段记录用于该时间段的确定的心率的最大值、最小值或平均值并且随后将用于该时间段的确定的心率与基准心率(例如其中基准心率是在以前的时间段期间建立的)比较。这些仅仅是一些实例。这种实现可以助于在进行比较之前从确定的心率滤除一些噪声。

[0117] 可替换地，在任意上述实例中，通信设备可以发送增量值，以代替设备发送阈值到另一个设备。增量值可以是这样一种值即接收设备应该将当前阈值调整该值。例如，如果接收到的增量值是正10次心跳每分钟，则接收设备可以将当前阈值增加10次心跳每分钟，从而创建第二阈值。在一些实例中，增量值可以是负的，从而指示接收设备应该将阈值减去接收到的增量值。

[0118] 如前所示，上述技术不要理解为仅限于与心率有关的通信。上述技术可应用于由至少第一设备监视并且发送到另一个设备的任意参数。例如，一些示例性患者生理参数可以包括QRS带宽、长V-A、A-V或V-V间隔(在一个设备具有到多腔室信息的接近的系统中)、T波幅度、(例如来自加速计的)活动幅度、姿势和/或任意其他合适的生理参数。在一个实例中，根据任意上述技术，第一医疗设备如LCP 100可以监视这些生理参数中的任意一个并且把它们发送到另一个医疗设备如MD 200。

[0119] 这些技术可以等效应用于设备参数如误差阈值。LCP 100可以例如具有内部存储的误差标志位值，其可在LCP 100没有误差条件时具有零值。当LCP 100检测到误差条件时，LCP 100可以将误差标志位设置为值为一。示例性误差条件可以涉及设备的存储器或者其他硬件组件。LCP 100可以将误差标志位的值与误差标志位阈值如二分之一比较，并且当LCP 100确定误差标志位的值大于误差标志位阈值时，LCP 100可以根据任意上述技术发送误差条件到另一个医疗设备如MD 200。当误差标志位的值小于误差标志位阈值时，LCP 100可以不发送任意误差条件到任意其他医疗设备。

[0120] 另外，本文所述的技术可以等效应用于各种设备参数和其他参数。例如，LCP 100可以监视设备参数如电池电压参数、时钟频率或速度参数、引线阻抗参数、电流参数和/或其他设备参数。LCP 100还可以监视其他参数如标志位，只要已传递了治疗。LCP 100可以监视该设备或其他参数并且根据任意上述技术将该参数与关联的阈值比较。另外，当参数的值低于它们关联的阈值时LCP 100可以不发送参数的值。然后当LCP 100确定一个或多个参数的确定的值超过关联的阈值时LCP 100可以发送参数的值或指示到另一个医疗设备。LCP 100可以根据任意本文所述的技术发送该值或指示。

[0121] LCP 100可以进一步实现用于确保另一个医疗设备实际已经用任意上述技术从LCP 100接收到通信的技术。例如，如本文所述，在确定参数已超过阈值之后，LCP 100可以发送参数的值或参数的值已超过关联的阈值的指示。在LCP 100已发送通信之后，另一个医疗设备可以接收该通信。该另一个医疗设备然后可以发送确认到LCP 100。LCP 100可以等待预定时间量以从另一个医疗设备接收该确认，其中，该确认指示该另一个医疗设备已从LCP 100接收到通信。在一些实例中，预定时间量可以例如是250毫秒、500毫秒、750毫秒或

者一秒钟或任意其他合适的时间长度。如果在预定时间量期间LCP 100没有从另一个医疗设备接收到确认，则LCP 100可以发送参数的值或者参数的值再次上升到高于关联的阈值的指示，并且可以再次等待预定时间量。

[0122] 另外，LCP 100可以同时监视多个参数。图10示出了用于同时监视各种参数的一个示例性技术的流程图。LCP 100可以确定并且监视心率、QRS宽度和电池电压参数。LCP 100可以另外如1002处所示比较确定的当前心率与心率阈值，如1004处所示比较确定的QRS宽度与QRS宽度阈值，如1006处所示比较确定的当前电池电压与电池电压阈值。LCP 100可以进一步如1008处所示确定所确定的心率、QRS宽度和电池电压参数中的任意一个是否等于或高于它们关联的阈值。如果LCP 100确定心率、QRS宽度和电池电压参数中没有一个等于或高于它们关联的阈值，则LCP 100可以继续比较确定的当前心率与心率阈值，比较确定的QRS宽度与QRS宽度阈值，比较确定的当前电池电压与电池电压阈值，如1008处的“否”分支所示。

[0123] 如果LCP 100确定心率、QRS宽度和电池电压参数中的任意一个等于或高于它们关联的阈值，如1008处的“是”分支所示，LCP 100然后可以等待所发送的周期，如1010处所示。LCP 100可以例如具有有可能在由LCP 100实现的通信协议中指示的一个或多个限定的通信时间段。在LCP 100确定可被LCP 100用于通信的通信段之后，LCP 100然后向另一个医疗设备发送等于或高于它的关联的阈值的参数的值，或者参数的值等于或高于它的关联的阈值的指示，如1012处所示。LCP 100可以根据任意本文所述的技术(连续地、实质上连续地、周期性地或一次性)发送该值或指示。

[0124] 在发送该值或指示之后，LCP 100可以等待预定时间量，如1014处所示。预定时间量可以例如是250毫秒、500毫秒、750毫秒或者一秒钟或任意其他合适的时间长度。在该预定时间量期间，任意接收医疗设备可以发送确认通知到LCP 100。因此，要么贯穿该预定时间量要么在该预定时间量结尾，LCP 100可以确定其是否已接收到该确认通信，如1016处所示。如果LCP 100未接收到确认通知，则LCP 100可以再次尝试发送该值或指示，如1016处的“否”分支所示。如果LCP 100已接收到确认通知，如1016处的“是”分支所示，则LCP 100可以结束该方法，如1018处所示。LCP 100然后可以根据任意本文所述的技术调整等于或高于它的关联的阈值的参数的阈值。

[0125] 另外注意，虽然本文所述的实例使用了这样一种实例即在该实例中上升到高于阈值的参数触发另一个步骤、动作、或者一些其他功能，但是本公开的范围不应视为限于该描述。例如，在本公开的范围中的其他实例包括监视参数何时下降到低于阈值。如同心率上升到高于阈值可能是危险的一样，心率下降到低于阈值也可能是危险的。这针对本文所公开的许多其他参数可能也是真的。因此，本公开应该视为包括可以将监视参数何时下降到低于阈值的实例与具有这样一种参数即监视该参数何时上升到高于阈值的任意以上实例互换。

[0126] 图11是可以由如图1和2中所示的植入式医疗设备或者如图3和4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描述图11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11的说明性方法。

[0127] 根据图11中所述的方法，第一医疗设备可以植入到患者中比如如果第一医疗设备是ICP、ICD、S-ICD，或者可以设置在患者附近比如如果第一医疗设备是外部医疗设备。第一

医疗设备连同第二医疗设备如LCP 100可以是医疗设备系统的一部分。在该医疗设备系统中，第一医疗设备可以发送与患者的第一生理参数相对应的第一阈值到LCP 100，其中，LCP 100植入在患者中，如1102处所示。另外，LCP 100可以监视患者的第一生理参数的值，如1104处所示。LCP 100可以进一步确定患者的第一生理参数的值是否超过第一阈值，如1106处所示。如果患者的第一生理参数的值已超过第一阈值，则LCP 100可以发送第一指示到第一医疗设备，如1108处所示。最后，如果患者的第一生理参数的值未超过第一阈值，则LCP 100可以不发送第一指示到第一医疗设备，如1110处所示。

[0128] 图12是可以由如图1和2中所示的植入式医疗设备或者如图3和4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描述图12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12的说明性方法。

[0129] 根据图11中所述的方法，第一医疗设备可以植入到患者中比如如果第一医疗设备是ICP、ICD、S-ICD，或者可以设置在患者附近比如如果第一医疗设备是外部医疗设备。第一医疗设备连同第二医疗设备如LCP 100可以是医疗设备系统的一部分。在该医疗设备系统中，第一医疗设备可以监视参数，如1202处所示。LCP 100可以进一步比较监视的参数与第一阈值并且确定监视的参数的值是否超过第一阈值，如1204处所示。如果监视的参数的值超过第一阈值，则LCP 100可以发送监视的参数的值到皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)，如1206处所示。如果监视的参数的值未超过第一阈值，则LCP 100可以不发送监视的参数的值到皮下植入式心律转复除颤器(S-ICD)，如1208处所示。

[0130] 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。

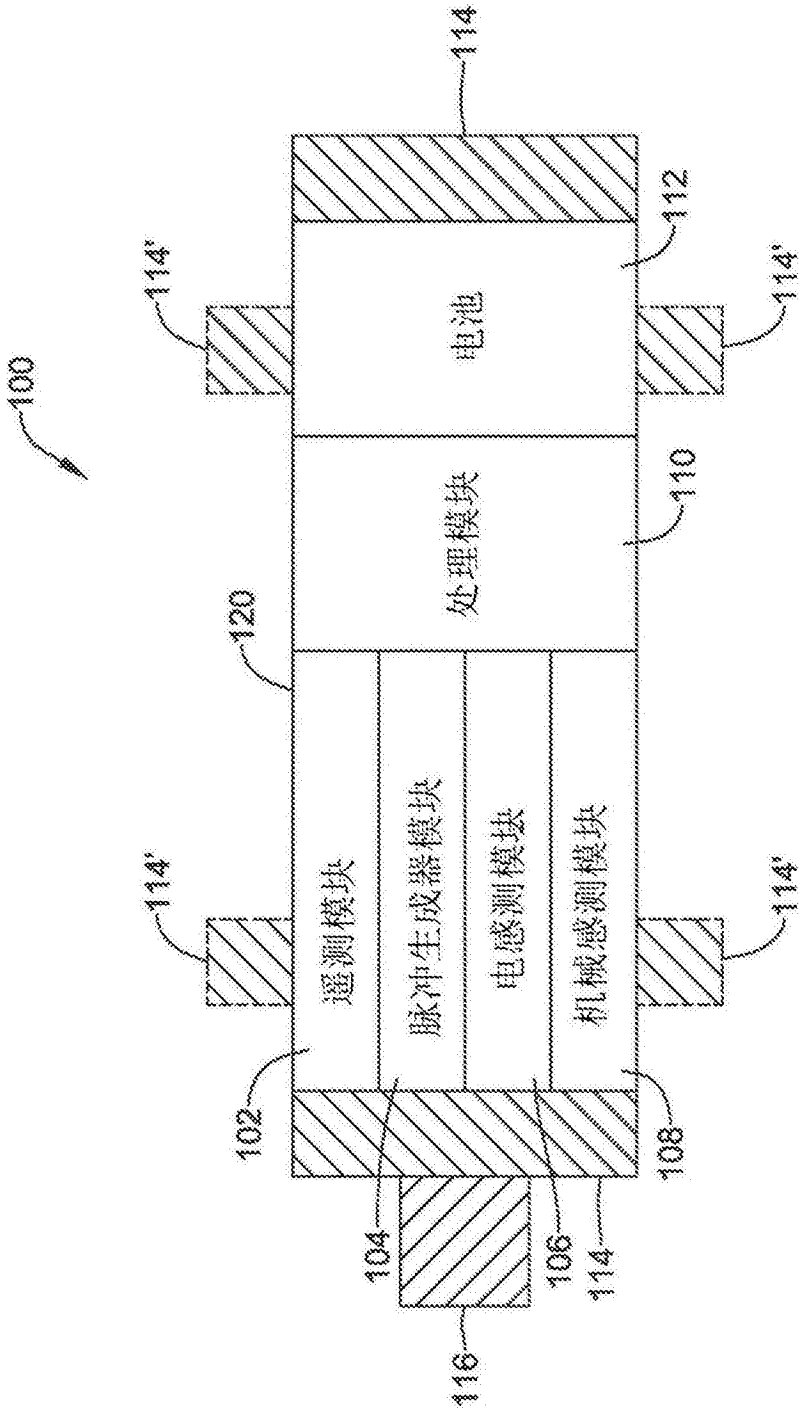

100
114
114'
114'
114'
114'
电池
112
处理模块
110
120
遥测模块
脉冲生成器模块
电感测模块
机械感测模块
102
104
106
108
114
116

图1

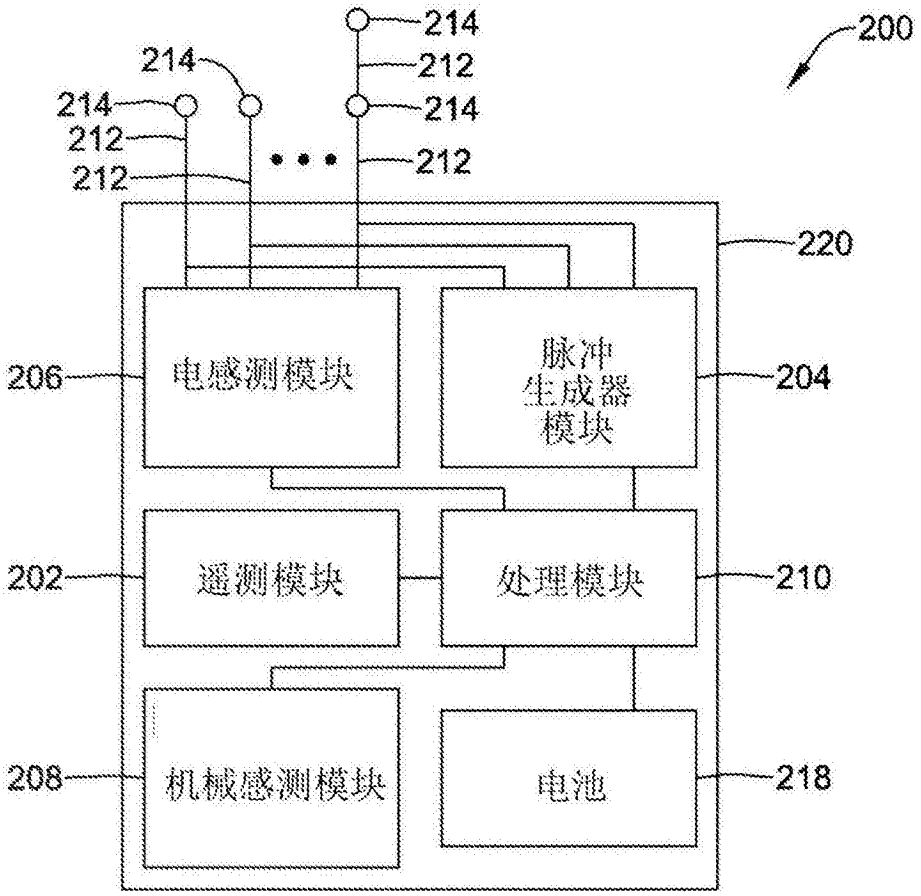

200
214
212
214
214
212
212
212
214
212
220
206
电感测模块
脉冲
生成器
模块
204
202
遥测模块
处理模块
210
208
机械感测模块
电池
218

图2

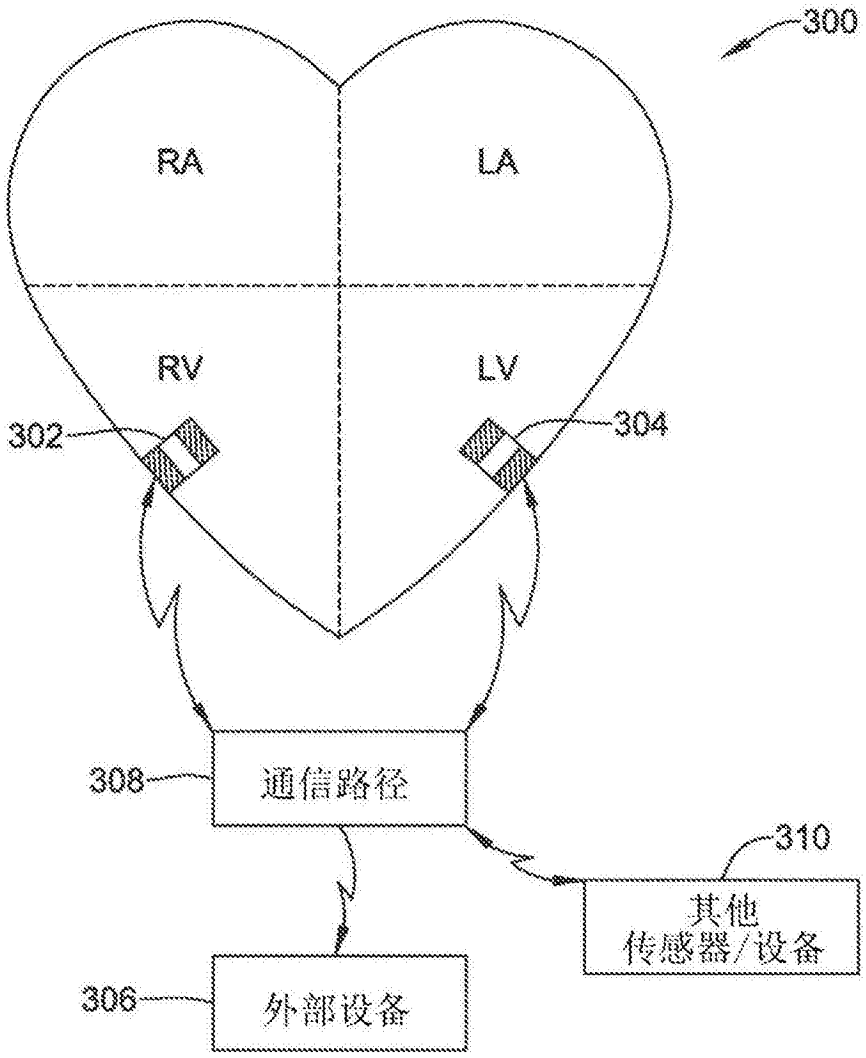


图3

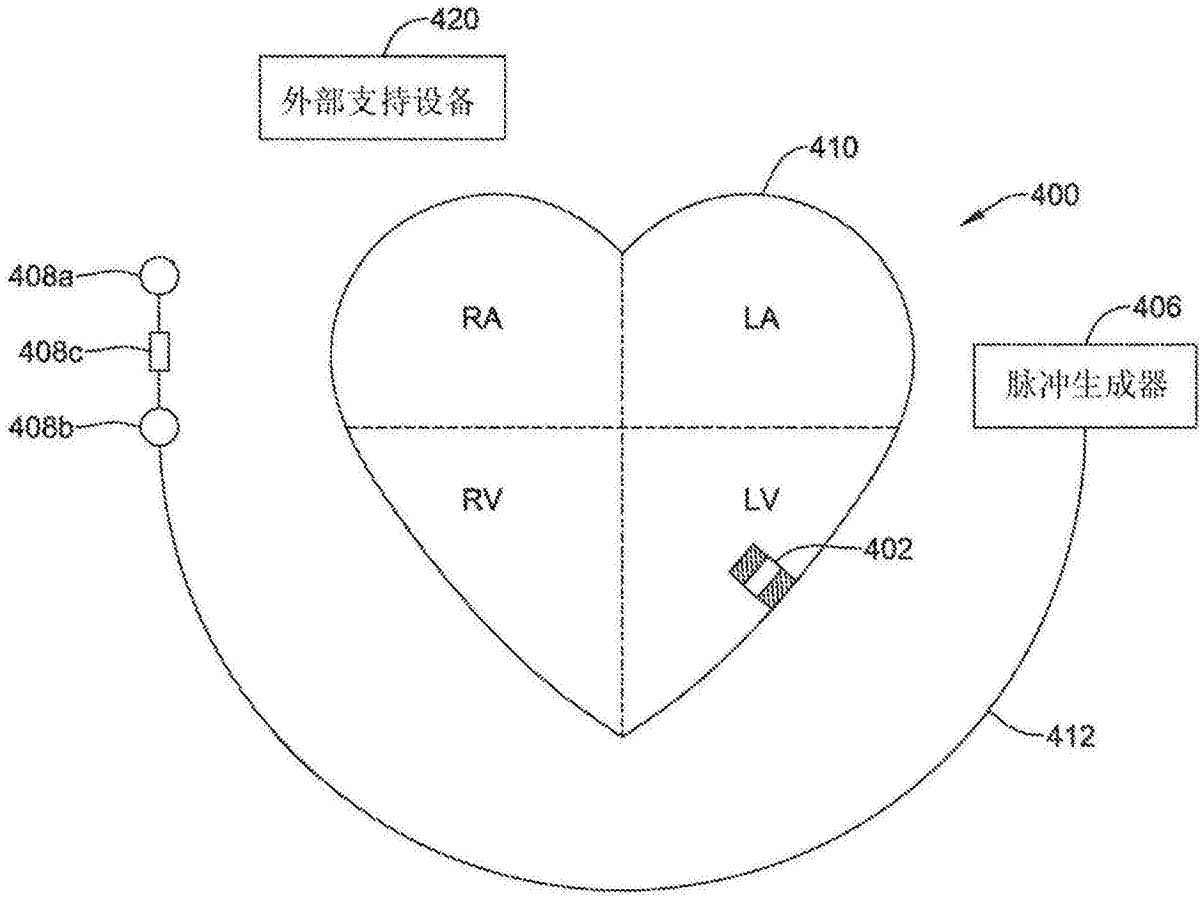


图4

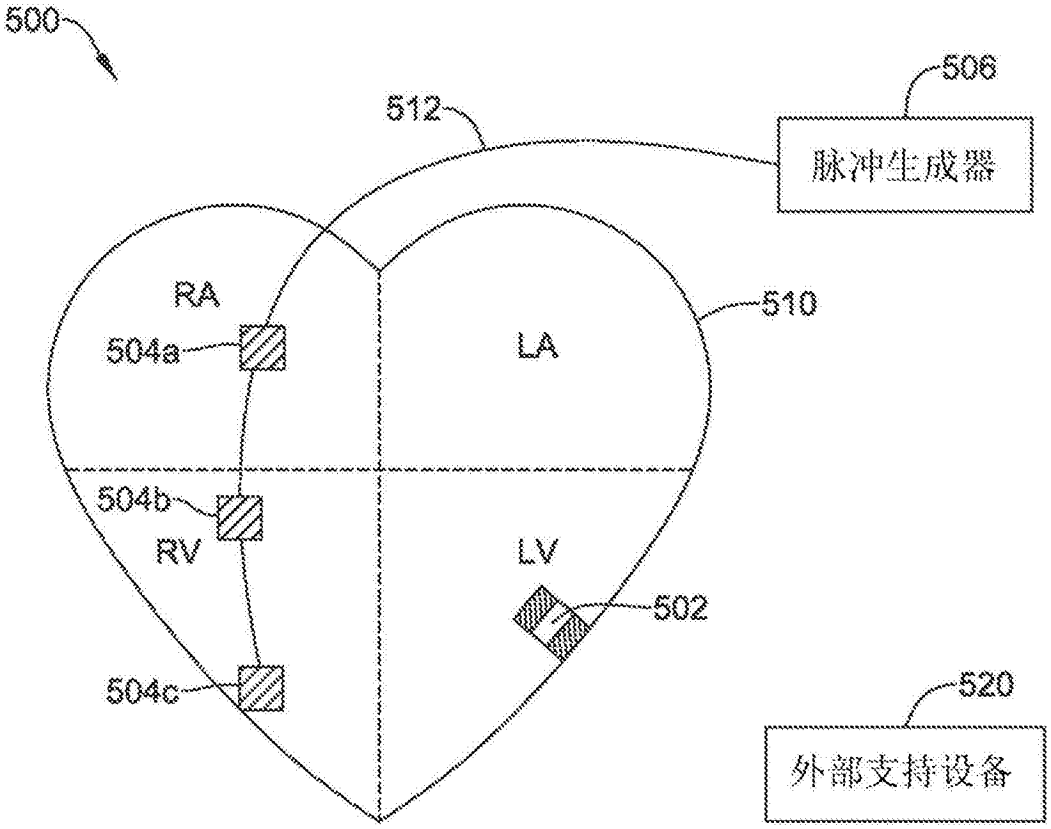


图5

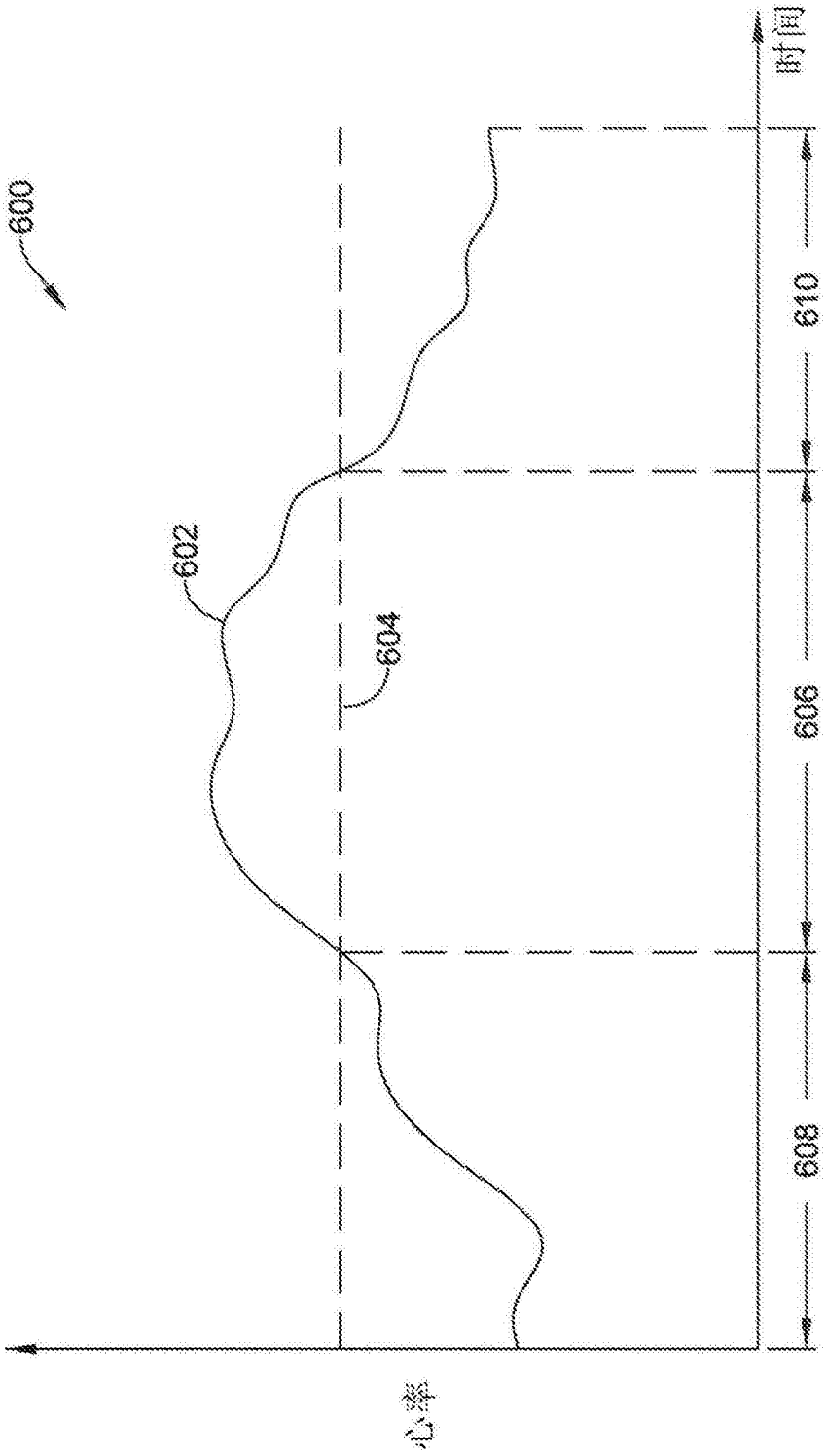


图6

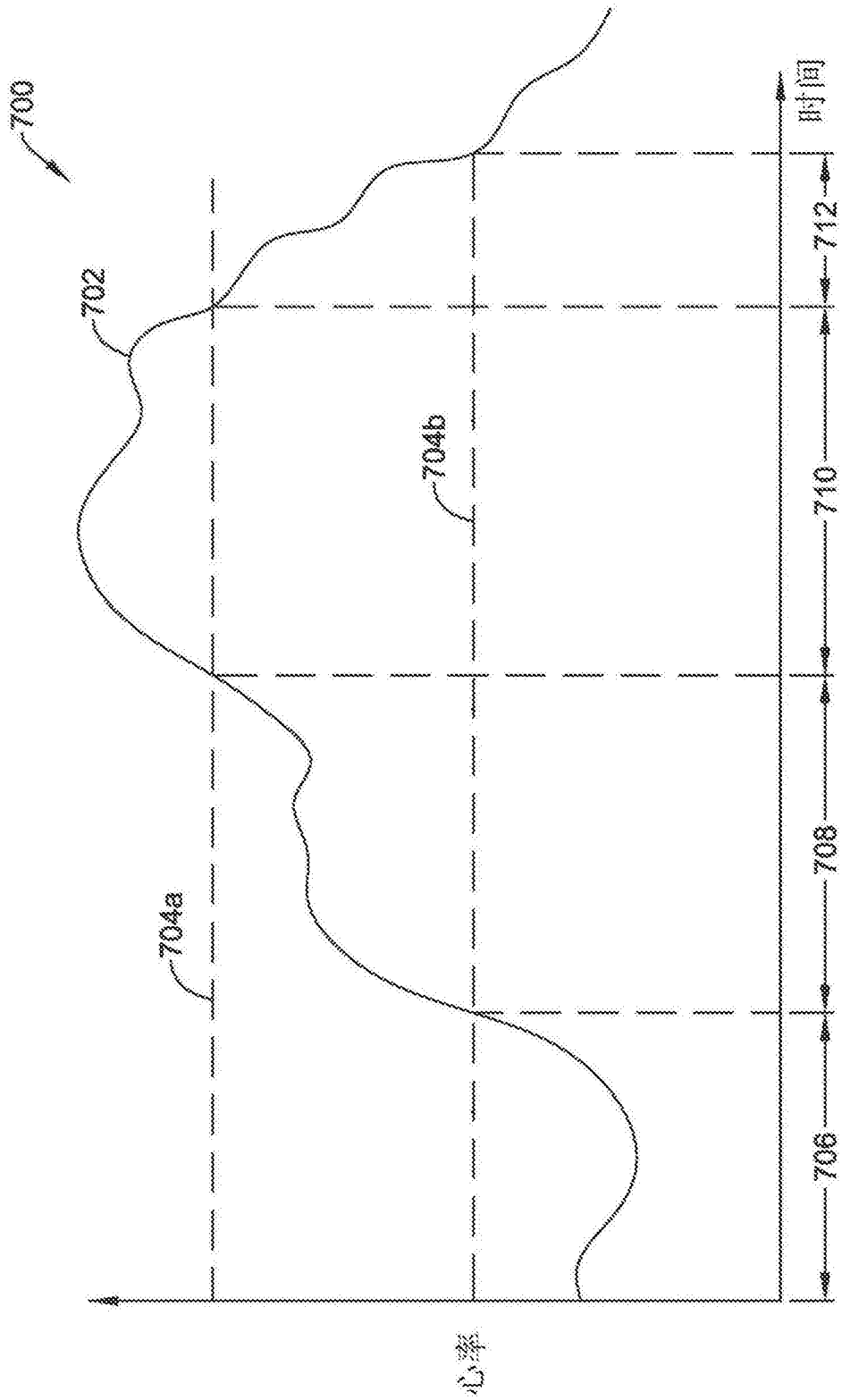


图7

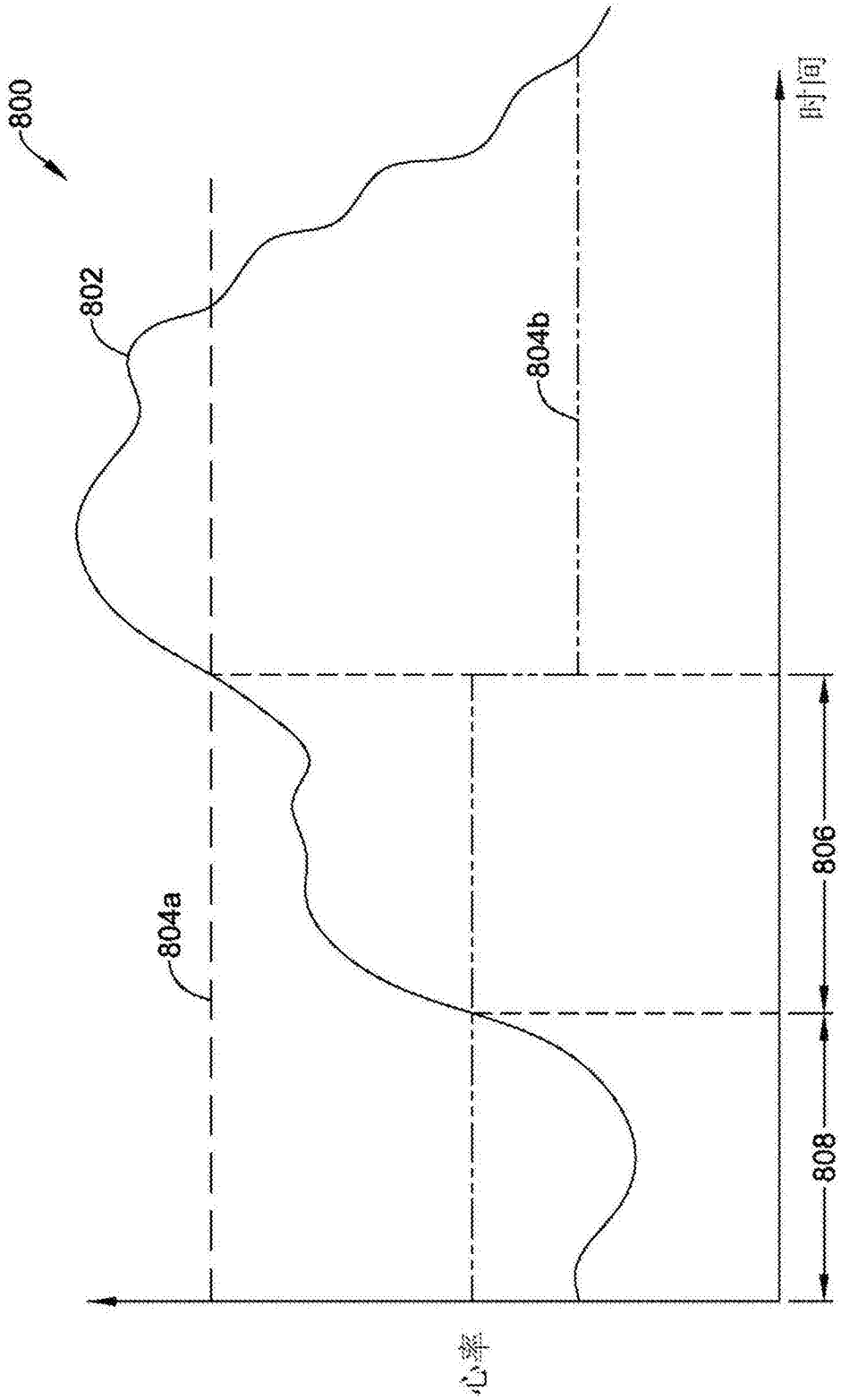


图8

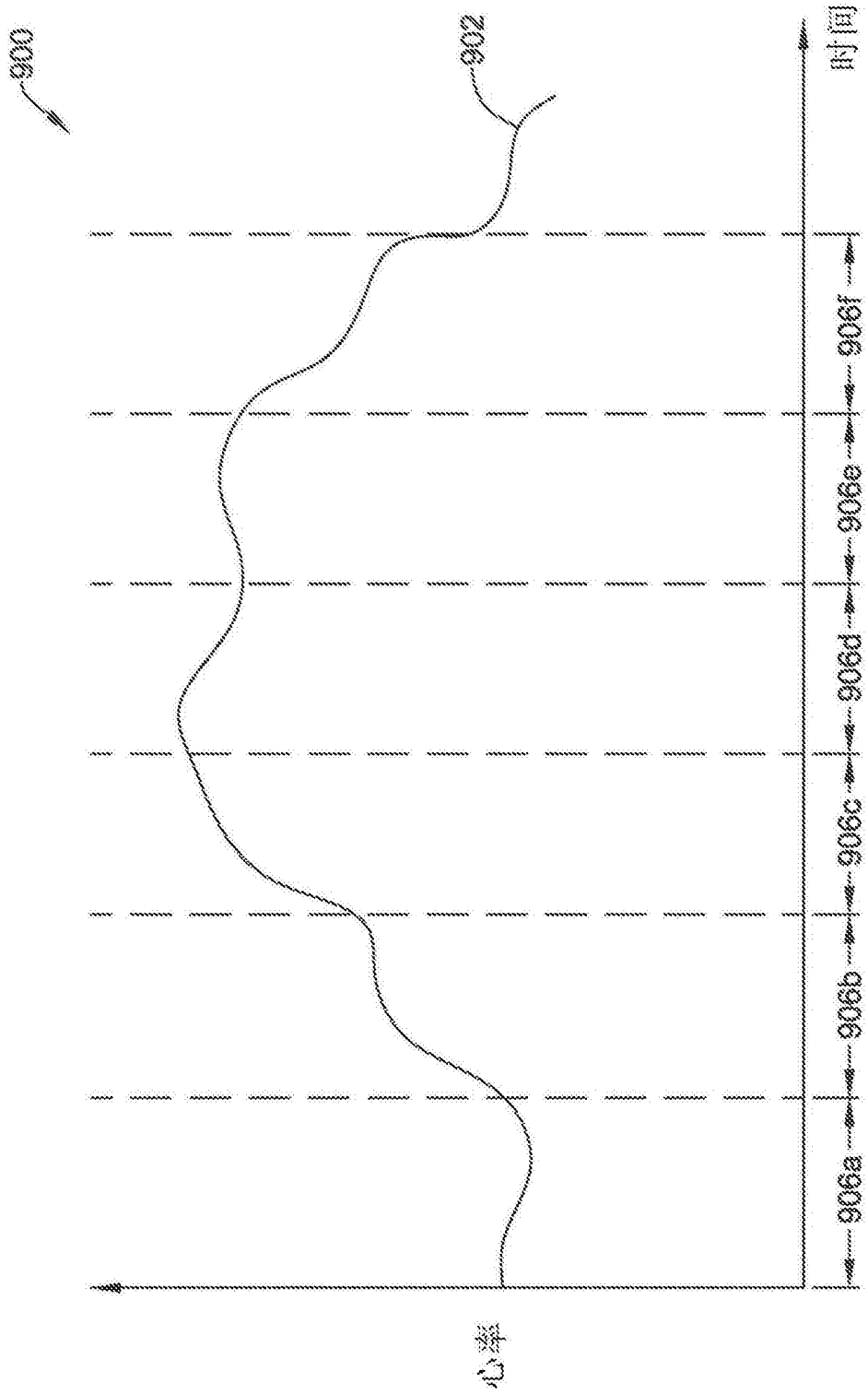


图9

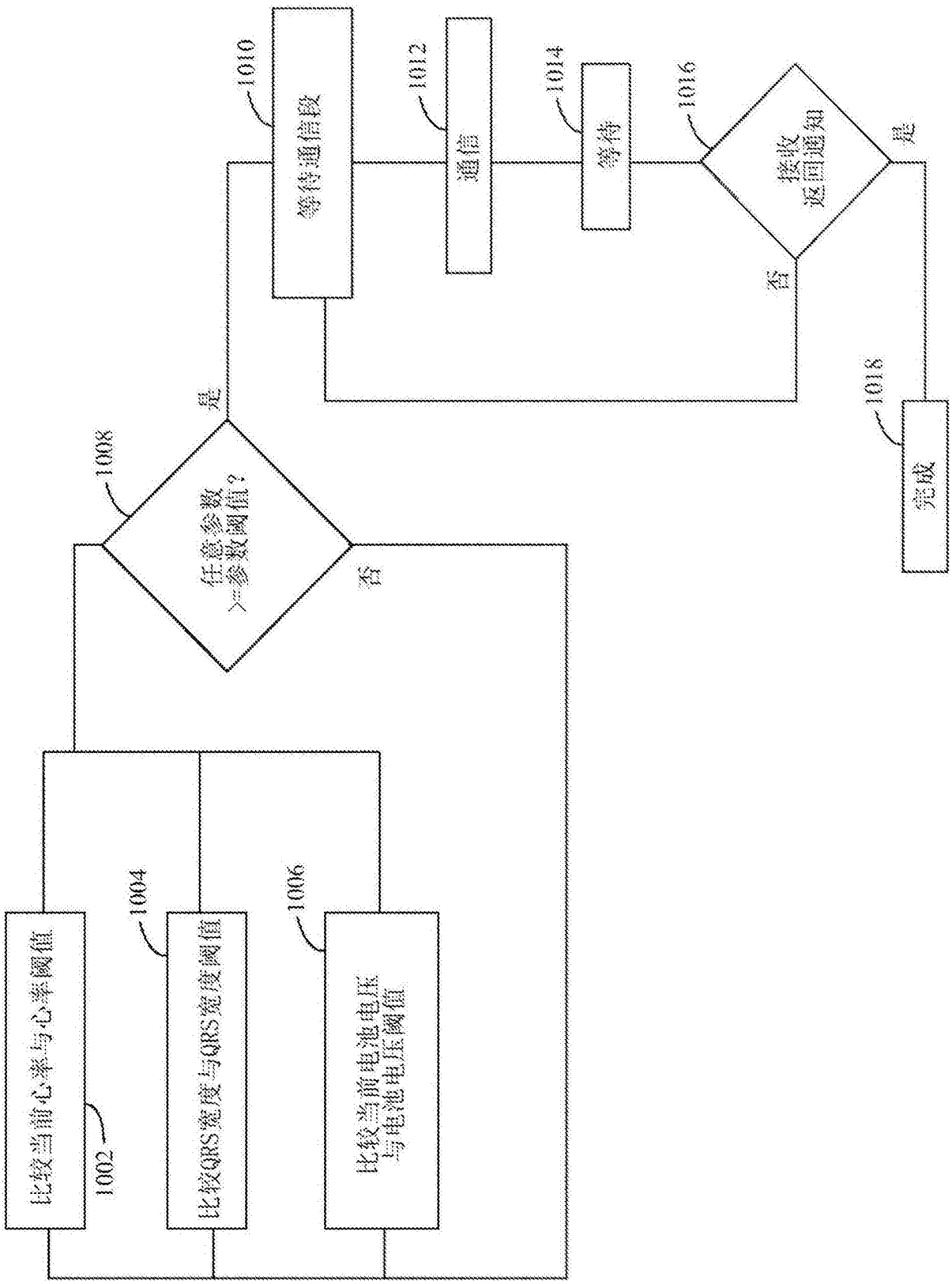

比较当前心率与心率阈值
1002
比较QRS宽度与QRS宽度阈值
1004
比较当前电池电压与电池电压阈值
1006
任意参数>参数阈值？
1008
是
否
等待通信段
1010
通信
1012
等待
1014
接收返回通知
1016
是
否
完成
1018

图10

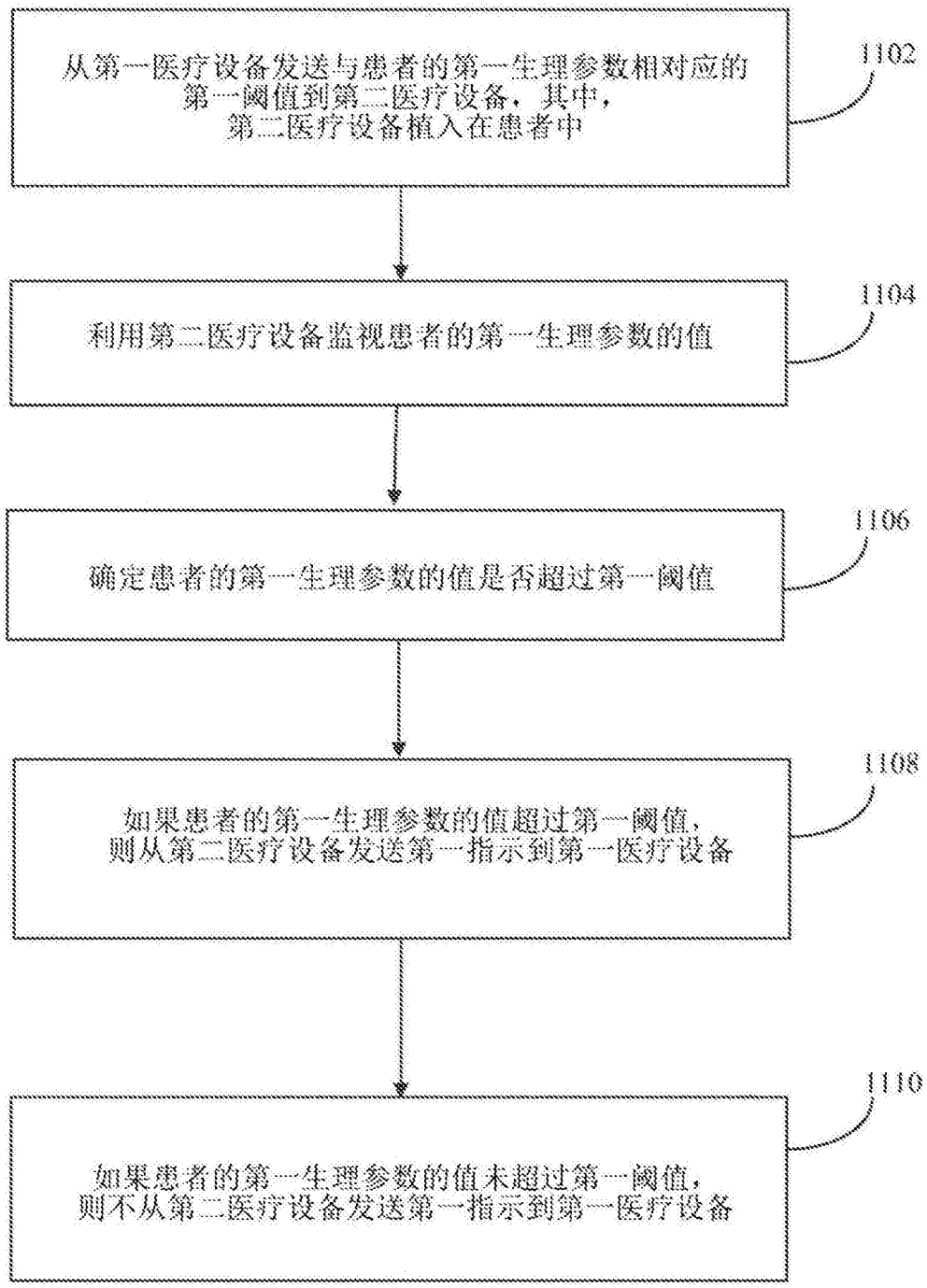

从第一医疗设备发送与患者的第一生理参数相对应的第一阈值到第二医疗设备，其中，第二医疗设备植入在患者中
1102
利用第二医疗设备监视患者的第一生理参数的值
1104
确定患者的第一生理参数的值是否超过第一阈值
1106
如果患者的第一生理参数的值超过第一阈值，则从第二医疗设备发送第一指示到第一医疗设备
1108
如果患者的第一生理参数的值未超过第一阈值，则不从第二医疗设备发送第一指示到第一医疗设备
1110

图11

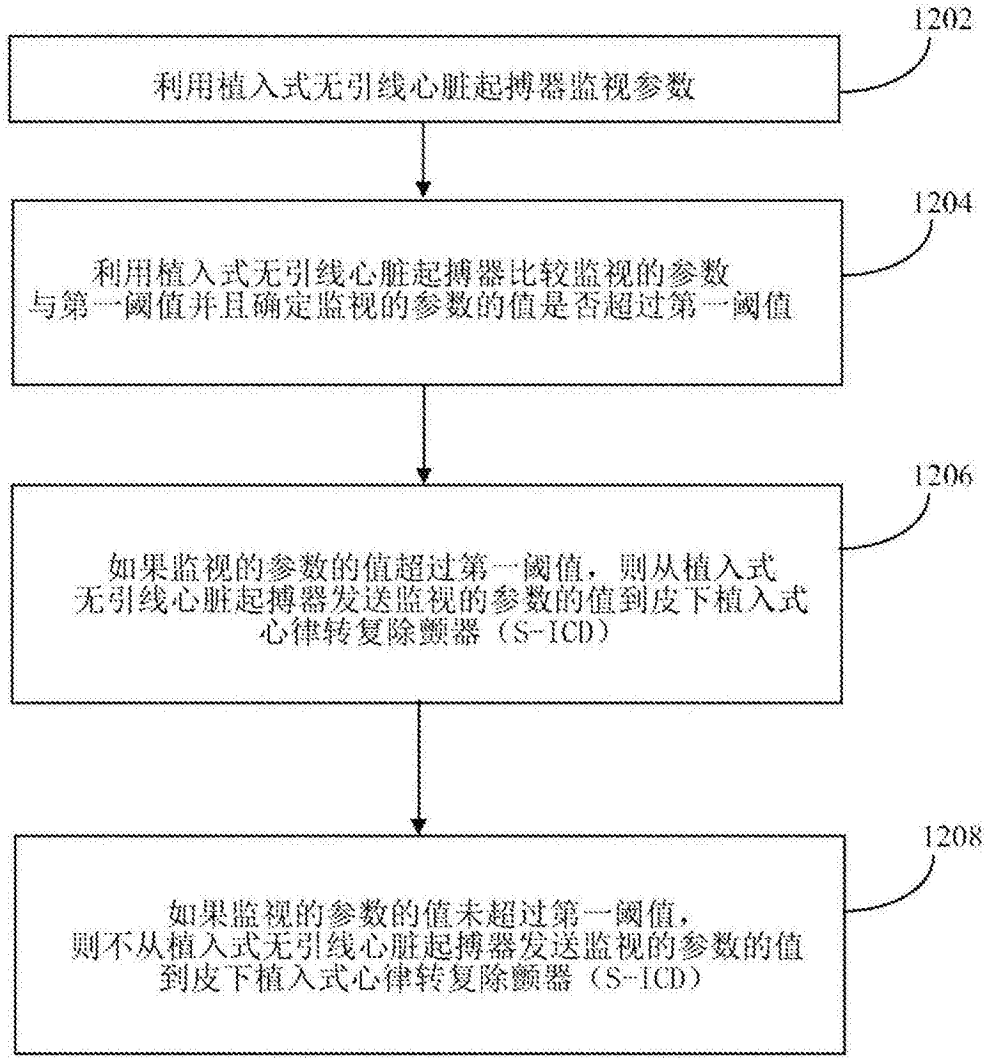
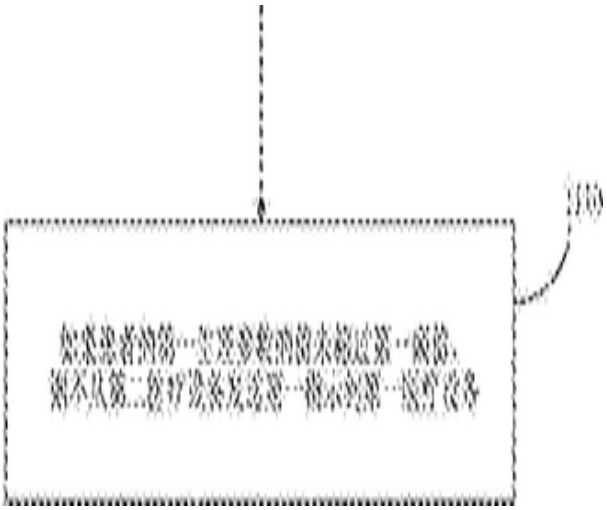

1202
利用植入式无引线心脏起搏器监视参数
1204
利用植入式无引线心脏起搏器比较监视的参数
与第一阈值并且确定监视的参数的值是否超过第一阈值
1206
如果监视的参数的值超过第一阈值，则从植入式
无引线心脏起搏器发送监视的参数的值到皮下植入式
心律转复除颤器（S-ICD）
1208
如果监视的参数的值未超过第一阈值，
则不从植入式无引线心脏起搏器发送监视的参数的值
到皮下植入式心律转复除颤器（S-ICD）

图12

专利名称(译)	用于医疗设备的省电通信		
公开(公告)号	CN106572807A	公开(公告)日	2017-04-19
申请号	CN201580043153.7	申请日	2015-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
[标]发明人	基思R迈莱		
发明人	保罗·荷斯康 基思·R·迈莱		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/00 A61N1/372 A61N1/39		
CPC分类号	A61B5/0452 A61B5/046 A61B5/0464 A61B5/0472 A61B5/686 A61B5/7275 A61B2560/0209 A61N1/3622 A61N1/3625 A61N1/3684 A61N1/3708 A61N1/37205 A61N1/37276 A61N1/37288 A61N1/3756 A61N1/3956 A61N1/36843 A61B5/0006 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/11 A61B5/14542 A61B5/7282 A61B7/023 A61B2560/0214		
优先权	62/023585 2014-07-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于医疗设备系统中的通信的省电通信技术。一个示例性医疗设备系统可以为用于传递电刺激疗法到患者心脏，并且可以包括：第一植入式医疗设备，植入在心脏的第一腔室中并且配置为确定一个或多个参数；医疗设备，与第一植入式医疗设备物理隔开地封装并且可通信地耦接到第一植入式医疗设备，该医疗设备配置为传递电刺激疗法到患者心脏，其中，第一植入式医疗设备进一步配置为：将第一确定参数的值与第一阈值进行比较；如果第一确定参数的值超过第一阈值，则发送第一指示到该医疗设备；并且如果第一确定参数的值未超过第一阈值，则不发送该第一指示到该医疗设备。