



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110225778 A

(43)申请公布日 2019.09.10

(21)申请号 201880008472.8

(22)申请日 2018.01.25

(30)优先权数据

62/450,833 2017.01.26 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.07.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/015268 2018.01.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/140617 EN 2018.08.02

(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 布兰登·厄尔利·库普

保罗·荷斯康

兰斯·埃里克·朱费尔

凯尔·伦纳德·尼尔森

基思·R·迈莱

雅各布·M·路德维格

(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 胡彬

(51)Int.Cl.

A61N 1/372(2006.01)

A61N 1/375(2006.01)

A61N 1/37(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

H04B 13/00(2006.01)

A61N 1/39(2006.01)

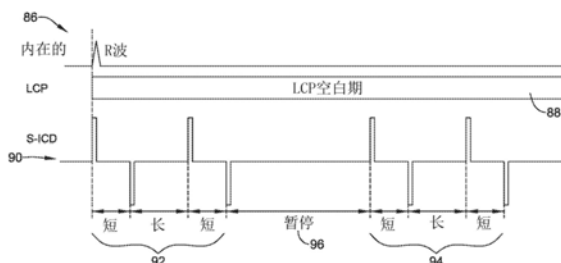
权利要求书3页 说明书13页 附图5页

(54)发明名称

具有冗余消息传输的体内设备通信

(57)摘要

可植入医疗设备(IMD)(诸如但不限于无引线心脏起搏器(LCP)、皮下可植入复律器除颤器(SICD)、经静脉可植入复律器除颤器、神经刺激器(NS)、可植入监视器(IM))可以被配置为彼此通信。在一些情况下,第一IMD可以将指令传送到第二IMD。为了提高成功接收传输的机会,第一IMD可以在特定时间帧期间(诸如在单个心跳期间)多次传送指令。如果第二IMD不止一次接收到消息,则第二IMD识别出该消息是冗余的并且相应地起作用。



1. 一种可植入医疗设备 (IMD), 其被配置为使患者的心脏起搏, IMD能被布置在所述患者的心脏的腔室内, 所述IMD包括:

壳体;

多个电极;

控制器, 被所述壳体容纳并且被可操作地耦合到所述多个电极, 所述控制器被配置为:

生成电脉冲并经由多个电极中的一对电极递送所述电脉冲;

经由多个电极中的一对电极接收由来自远程可植入医疗设备 (IMD) 的传导通信所传送的消息;

经由多个电极中的一对电极接收心脏信号; 并且

所述控制器被配置为在心动周期期间接收由远程IMD的传导通信所传送的相同消息的多个传输中的至少一个传输, 并且当在所述心动周期期间所述控制器接收到所述相同消息的多个传输中的多于一个传输时, 所述控制器被配置为将所述相同消息的多于一个传输视为一个消息的通信。

2. 根据权利要求1所述的IMD, 其中, 所述控制器被配置为在所述心动周期期间建立空白期, 在所述空白期期间所述控制器忽略接收到的心脏信号。

3. 根据权利要求2所述的IMD, 其中, 所述控制器被配置为在所述空白期期间接收所述相同消息的多个冗余传输中的至少一个。

4. 根据权利要求2或3中任一项所述的IMD, 其中, 所述控制器被配置为在接收到的心脏信号中检测到的R波之后的预定时间处建立所述空白期。

5. 根据权利要求2至4中任一项所述的IMD, 其中, 所述空白期被配置为延伸超过心动周期的至少10%, 或心动周期的至少20%, 但小于整个心动周期。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的IMD, 其中, 在允许导致不同通信向量的患者生理变化的持续时间内接收所述相同消息的多个冗余传输。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的IMD, 其中, 所述控制器被配置为:

生成起搏脉冲并经由多个电极中的第一对电极递送所述起搏脉冲;

经由多个电极中的第二对电极接收从所述远程可植入医疗设备 (IMD) 传送的消息;

经由多个电极中的第三对电极接收心脏信号; 并且

其中第一对电极、第二对电极和第三对电极对应于同一对电极。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的IMD, 其中, 所述消息是命令。

9. 根据权利要求8所述的IMD, 其中, 所述命令是ATP命令, 其指示出所述控制器经由多个电极中的一对电极向所述患者的心脏递送抗心动过速起搏 (ATP) 治疗。

10. 一种可植入医疗设备 (IMD), 其被配置为感测患者的心脏的心电活动并向所述患者的心脏递送治疗, IMD包括:

壳体;

多个电极;

控制器, 所述控制器被所述壳体容纳并且被可操作地耦合到所述多个电极, 所述控制器被配置为: 经由所述多个电极中的两个或更多个电极来感测心电活动并且经由所述多个电极中的两个或更多个电极来递送治疗;

所述控制器被配置为: 分析感测到的心电活动并且做出关于是否向被固定到所述患者

的心脏的远程可植入医疗设备 (IMD) 提供消息的决定;并且

其中,当所述控制器做出向远程IMD提供消息的决定时,所述控制器被配置为在所述患者的的心脏的心动周期期间通过传导通信来传送消息的多个传输。

11. 根据权利要求10所述的IMD,其中,所述控制器被配置为将跟踪号添加到所述消息的多个传输中的每个传输。

12. 根据权利要求10或11中任一项所述的IMD,其中,所述IMD不能从所述远程IMD接收传导通信消息。

13. 根据权利要求10至12中任一项所述的IMD,其中,所述消息的多个传输中的每个传输包括使所述远程IMD递送一个或多个起搏脉冲的命令,并且所述IMD的控制器被配置为监视心电活动以获得表明所述远程IMD递送了所述一个或多个起搏脉冲的指示。

14. 根据权利要求10至13中任一项所述的IMD,其中,在所述控制器做出向所述远程IMD提供消息的决定之后,所述控制器被配置为在通信时间段内传送所述消息的多个传输,其中,所述通信时间段具有足够长的持续时间,以允许所述远程IMD由于所述患者的生理变化而相对于所述IMD改变取向,从而导致所述远程IMD处的信号强度实质上不同。

15. 一种用于感测和调节患者的心脏活动的医疗系统,所述医疗系统包括:

可植入复律器除颤器 (ICD),所述可植入复律器除颤器 (ICD) 被配置为感测患者的心脏的心电活动,并向所述患者的心脏递送治疗,ICD包括:

壳体;

多个电极;

ICD控制器,被所述ICD的壳体容纳并且被可操作地耦合到所述ICD的多个电极,所述ICD控制器被配置为经由所述ICD的多个电极中的两个或更多个电极来感测心电活动并且经由所述ICD的多个电极中的两个或更多个电极来递送治疗;

所述ICD控制器还被配置为分析感测到的心电活动并且做出关于是否指示无引线心脏起搏器 (LCP) 向所述患者的心脏提供治疗的决定;

其中,当所述ICD控制器做出指示LCP向所述患者的心脏提供治疗的决定时,所述ICD控制器被配置为在所述患者的心脏的单个心动周期期间传送指令的多个传输;

无引线心脏起搏器 (LCP),其被配置为使患者的心脏起搏,LCP能被布置在所述患者的心脏的腔室内,所述LCP包括:

壳体;

暴露在所述LCP的壳体外部的多个电极;

LCP控制器,被所述LCP的壳体容纳并且被可操作地耦合到所述LCP的多个电极,所述LCP控制器被配置为:

生成起搏脉冲并经由所述LCP的多个电极中的两个或更多个电极来递送所述起搏脉冲;

接收经由所述LCP的多个电极中的两个或更多个电极所传送的消息;

经由所述LCP的多个电极中的两个或更多个电极来接收心脏信号;

其中,所述LCP控制器还被配置为在所述单个心动周期期间接收由所述ICD传送的指令的多个传输中的至少一个传输,并且当在所述单个心动周期中所述LCP控制器接收到所述指令的多个传输中的多于一个传输时,所述LCP控制器被配置为:将所述指令的多于一个传

输视为一个指令,并且仅执行所述一个指令而不执行所述指令的多个传输中的每个传输的指令。

具有冗余消息传输的体内设备通信

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2017年1月26日提交的美国临时专利申请序列号62/450,833的权益,其公开内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及医疗设备,并且更特别地涉及医疗设备之间的无线体内(intra-body)通信。

背景技术

[0004] 如今,可植入医疗设备通常用于监视患者的生理或其他参数和/或向患者递送治疗。例如,为了帮助患有心脏相关病症的患者,可以将各种医疗设备(例如,起搏器、除颤器等)植入在患者体内。这种设备可以监视并且在一些情况下向心脏提供电刺激(例如起搏、除颤等)以帮助心脏以更正常、高效和/或安全的方式操作。在另一个示例中,神经刺激器可用于刺激患者的组织以帮助减轻疼痛和/或其他病症。在又一个示例中,可植入医疗设备可以简单地是可植入监视器,其监视患者的一个或多个生理或其他参数,并将感测到的参数传达到另一个设备,诸如另一个植入式医疗设备或外部设备。在一些情况下,两个或更多个设备协作以监视和/或提供治疗。在许多这些示例中,存在对在需要时使这种设备与其他设备通信的期望。

发明内容

[0005] 本公开涉及医疗设备,并且更特别地涉及医疗设备之间的无线体内通信。医疗设备可以包括可植入医疗设备(IMD),诸如但不限于无引线心脏起搏器(LCP)、可植入复律器除颤器(ICD)、皮下可植入复律器除颤器(SICD)、心外可植入复律器除颤器、经静脉可植入复律器除颤器、神经刺激器(NS)、可植入监视器(IM)和/或类似物。在一些情况下,医疗设备可以包括一个或多个外部医疗设备,诸如设备编程器、可穿戴除颤器和/或其他外部医疗设备。

[0006] 在一个示例中,可植入医疗设备(IMD)可以被配置为使患者的心脏起搏并且能布置(disposable)在患者心脏的腔室内。IMD可包括壳体 and 多个电极。控制器可以被壳体容纳,并且可以可操作地耦合到多个电极。在一些情况下,控制器可以被配置为生成起搏脉冲并经由多个电极中的一对电极递送起搏脉冲,以经由多个电极中的一对电极接收来自远程可植入医疗设备(IMD)的传导通信(conducted communication)所传送的消息,并且经由多个电极中的一对电极接收心脏信号。控制器还可以被配置为在心动周期期间接收由远程IMD的传导通信所传送的相同消息的多个传输中的至少一个,并且当在心动周期期间控制器接收到相同消息的多个传输中的多于一个传输时,控制器可以被配置为将相同消息的多于一个传输视为一个消息的通信。

[0007] 作为上述实施例中任一个的替代或补充,控制器可以被配置为在心动周期期间建

立空白期 (blanking period), 在此期间控制器忽略接收到的心脏信号。

[0008] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 控制器可以被配置为在空白期期间接收相同消息的多个传输中的至少一个。

[0009] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 控制器可以被配置为在接收到的心脏信号中检测到的R波之后的预定时间处建立空白期。

[0010] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 空白期可以被配置为延伸超过心动周期的至少10%, 但是小于整个心动周期。

[0011] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 空白期可以被配置为延伸超过心动周期的至少20%, 但是小于整个心动周期。

[0012] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 在允许导致不同通信向量的患者的生理变化的持续时间内接收相同消息的多个传输。

[0013] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 可以选择持续时间以适应由于患者的心脏搏动而引起的患者的生理变化。

[0014] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 可以选择持续时间以适应由于患者呼吸而引起的患者的生理变化。

[0015] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 持续时间可以短于心动周期。

[0016] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 持续时间可以跨越多于一个心动周期。

[0017] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 控制器可以被配置为响应于接收到消息而建立空白期。

[0018] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 控制器可以被配置为: 生成起搏脉冲并经由多个电极中的第一对电极递送起搏脉冲; 接收经由多个电极中的第二对电极从远程IMD传送的消息; 并经由多个电极中的第三对电极接收心脏信号, 其中第一对电极、第二对电极以及第三对电极对应于同一对电极。

[0019] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 该消息可以是命令。

[0020] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 该命令可以是ATP命令, 其指示出控制器经由多个电极中的一对电极向患者的心脏递送抗心动过速起搏 (ATP) 治疗。

[0021] 在另一个示例中, 可植入医疗设备 (IMD) 可以被配置为感测患者心脏的心电活动并且向患者的心脏递送治疗。IMD可包括壳体、多个电极以及被壳体容纳并可操作地耦合到多个电极的控制器。控制器可以被配置为经由多个电极中的两个或更多个来感测心电活动, 并且经由多个电极中的两个或更多个来递送治疗。在一些情况下, 控制器可以被配置为分析感测到的心电活动并且做出关于是否向固定到患者心脏的远程可植入医疗设备 (IMD) 提供消息的决定。当控制器做出向远程IMD提供消息的决定时, 控制器可以被配置为在患者心脏的心动周期期间通过传导通信传送消息的多个传输。

[0022] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 控制器可以被配置为将跟踪号添加到消息的多个传输中的每个。

[0023] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, IMD可能不能从远程IMD接收到传导通信消息。

[0024] 作为上述实施例中任一个的替代或补充, 消息的多个冗余传输中的每个可包括使远程IMD递送一个或多个起搏脉冲的命令, 并且IMD的控制器可以被配置为监视心电活动以

用于获得表明远程IMD递送了一个或多个起搏脉冲的指示。

[0025] 作为上述实施例中任一个的替代或补充,在控制器做出向远程IMD提供消息的决定之后,控制器可以被配置为在通信时间段内传送消息的多个冗余传输,其中通信时间段具有足够长的持续时间以允许远程IMD由于患者的生理变化而相对于IMD改变取向,从而导致远程IMD处的信号强度基本不同。

[0026] 在另一个示例中,用于感测和调节患者的心脏活动的医疗系统可以包括:可植入复律器除颤器(ICD),其被配置为感测患者心脏的心电活动并且向患者心脏递送治疗;和无引线心脏起搏器(LCP),其被配置为使患者的心脏起搏。ICD可以包括壳体、多个电极以及被ICD的壳体容纳并可操作地耦合到ICD的多个电极的ICD控制器。ICD控制器可以被配置为经由ICD的多个电极中的两个或更多个来感测心电活动,并且经由ICD的多个电极中的两个或更多个来递送治疗。在一些情况下,ICD控制器还可以被配置为分析感测到的心电活动并且做出关于是否指示无引线心脏起搏器(LCP)向患者的心脏提供治疗的决定。当ICD控制器做出指示LCP向患者的心脏提供治疗的决定时,ICD控制器可以被配置为在患者心脏的单个心动周期期间传送指令的多个传输。

[0027] LCP可以包括壳体、暴露在LCP的壳体外部的多个电极、以及被LCP的壳体容纳并可操作地耦合到LCP的多个电极的LCP控制器。在一些情况下,LCP控制器可以被配置为:生成起搏脉冲并经由LCP的多个电极中的两个或更多个递送起搏脉冲;接收经由LCP的多个电极中的两个或更多个所传送的消息;并且经由LCP的多个电极中的两个或更多个接收心脏信号。LCP控制器还可以被配置为在单个心动周期期间接收由SICD传送的指令的多个冗余传输中的至少一个,并且当在单个心动周期期间LCP控制器接收到指令的多个冗余传输中的多于一个冗余传输时,LCP控制器可以被配置为将指令的多于一个冗余传输视为一个指令,并且仅执行一个指令而不执行指令的多个冗余传输中的每个。

[0028] 一些说明性实施例的以上概述并非旨在描述本公开的每个公开的实施例或每个实施方式。下面的附图和详细描述更特别地例证了这些实施例中的一些。

附图说明

[0029] 考虑到以下结合附图的详细描述,可以更全面地理解本公开,在附图中:

[0030] 图1是根据本公开的示例的说明性系统的高度示意图;

[0031] 图2是根据本公开的示例的说明性系统的高度示意图;

[0032] 图3是可用于图1和2的系统中的说明性无引线心脏起搏器(LCP)的示意性框图。

[0033] 图4是可用于图1和2的系统中的说明性可植入复律器除颤器(ICD)的示意性框图。

[0034] 图5A和5B是相对于心电图(ECG)的说明性空白期的示意图。

[0035] 图6是冗余消息在空白期内的通信的示意图。

[0036] 图7是根据本公开的示例的说明性LCP的更详细的示意性框图。

[0037] 图8是可以与图7的LCP结合使用的另一说明性医疗设备的示意性框图。

[0038] 图9是包括彼此通信的多个LCP和/或其他设备的示例性医疗系统的示意图;并且

[0039] 图10是根据本公开的示例的包括LCP和另一医疗设备的系统的示意图。

[0040] 虽然本公开可以进行各种修改和替代形式,但是其细节已经通过附图中的示例示出并且将被详细描述。然而,应该理解的是,意图不是将本公开限制于所描述的特定实施

例。相反,意图是覆盖落入本公开的精神和范围内的所有修改、等同物和替代物。

具体实施方式

[0041] 对于以下定义的术语,除非在权利要求或本说明书中的其他地方给出不同的定义,否则应当应用这些定义。

[0042] 本文假设所有数值均由术语“约”修饰,无论是否明确指出。术语“约”通常是指本领域技术人员认为等同于所述值(即,具有相同的功能或结果)的数字范围。在许多情况下,术语“约”可以包括四舍五入到最接近的有效数字的数。

[0043] 通过端点叙述的数值范围包括该范围内的所有数(例如1至5包括1、1.5、2、2.75、3、3.80、4和5)。

[0044] 如在本说明书和所附权利要求中使用的,除非内容另有明确指示,否则单数形式“一”、“一个”和“该”包括复数指示物。如在本说明书和所附权利要求中使用的,除非内容另有明确指示,否则术语“或”通常以包括“和/或”的含义使用。

[0045] 注意的是,说明书中对“实施例”、“一些实施例”、“其它实施例”等的引用指示出所述实施例可包括一个或多个特定特征、结构和/或特性。然而,这种叙述不一定意味着所有实施例都包括特定特征、结构和/或特性。另外,当结合一个实施例描述特定特征、结构和/或特性时,应该理解的是,除非明确相反声明,否则这种特征、结构和/或特性也可以与其他实施例结合使用,无论是否明确描述。

[0046] 应参考附图阅读以下详细描述,其中不同附图中的类似结构编号相同。不一定按比例附图描绘了说明性实施例,并且不旨在限制本公开的范围。虽然本公开适用于任何合适的可植入医疗设备(IMD),但是下面的描述通常使用起搏器并且更特别地是无引线心脏起搏器(LCP)作为特定示例。

[0047] 图1是示出了可用于感测和/或起搏心脏H的说明性系统10的示意图。在一些情况下,系统10还可被配置为电击(shock)心脏H。心脏H包括右心房RA和右心室RV。心脏H还包括左心房LA和左心室LV。在一些情况下,系统10可以包括向心脏H提供抗心律失常治疗的医疗设备。在一些情况下,系统10可以包括第一医疗设备12和第二医疗设备14。在一些情况下,第一医疗设备12可以在心脏H附近或甚至在心脏H内的位置处植入患者体内。在一些情况下,第二医疗设备14可以被植入患者体内但是在心脏H外部的的位置。例如,在一些情况下,第二医疗设备14可以被植入在患者胸部内的皮下位置。在一些情况下,第二医疗设备14可以在患者外部。

[0048] 在一些情况下,第二医疗设备14可以被配置为出于长期优化起搏设置的目的而维持和/或趋向第一医疗设备12的起搏设置和捕获数据。在一些情况下,第二医疗设备14可以利用附加输入(诸如姿势、一天中的时间、固有心率等)作为捕获算法的输入。例如,第二医疗设备14可以被配置为关联由于其他输入而引起的起搏阈值变化,并主动地调整起搏设置。在一些情况下,第二医疗设备14可用于优化第一医疗设备12使用的AV延迟。例如,第二医疗设备14可以能够监视ECG形态和/或加速度数据,诸如RV或LV起搏定时。

[0049] 如果在植入第一医疗设备12之前植入第二医疗设备14,则第二医疗设备14可用于通过例如监视QRS宽度、形态、心率变异性(HRV)、加速度计信号等来引导第一医疗设备12的最佳放置。在一些情况下,第二医疗设备14可以在固定或解开第一医疗设备12之前提供所

尝试的第一医疗设备12的位置的反馈。例如,使QRS宽度、HRV和/或某些形态学参数最小化将是临床医生获得这种最佳植入部位的可能目标。在一些情况下,第二医疗设备14可以能够监视阻抗和/或心音,以可能检测到如肥大或扩张型心肌病所指示的心肌功能改善。例如,这些疾病通常具有增加的左心室,因此可能降低阻抗和/或收缩变化。这些只是示例。

[0050] 图2是示出了可用于感测和/或起搏心脏H的说明性系统16的示意图。在一些情况下,系统16可被视为图1中所示的系统10的示例。在一些情况下,系统16可以包括无引线心脏起搏器(LCP) 18和可植入复律器除颤器(ICD) 20。在一些情况下,ICD 20可以是皮下可植入复律器除颤器(SICD)、心外可植入复律器除颤器和/或经静脉可植入复律器除颤器。在一些情况下,如示出的,ICD 20可以是SICD。LCP 18可以被认为是第一医疗设备12的说明性但非限制性的示例,并且ICD 20可以被认为是关于图1描述的第二医疗设备14的说明性但非限制性的示例。

[0051] 在一些情况下,LCP 18可以被心内植入。虽然图2中示出了单个LCP 18,但是将理解的是,可以将两个或更多个LCP 18植入在心脏H中或心脏H上。LCP 18可以被植入在心脏的任何腔室中,诸如右心房RA、左心房LA、右心室RV和左心室LV。当提供多于一个LCP时,每个LCP可以被植入在不同的腔室中。在一些情况下,多个LCP可以被植入在心脏H的单个腔室内。

[0052] 在一些情况下,ICD 20可以被心外植入。虽然未在图2中示出,但在一些情况下,ICD 20可包括引线/电极,其可被配置为皮下放置并在患者胸骨外部。在其他情况下,引线/电极可以围绕胸骨或穿过胸骨延伸,并且可以固定为邻近胸骨的内表面。在两种情况下,引线/电极都位于心外(患者心脏外)。ICD 20可以被配置为感测由心脏H产生的电活动以及向心脏H提供电能,以便将心脏H从不期望的心律电击到期望的心律。

[0053] 在一些情况下,可以同时植入LCP 18和ICD 20。在一些情况下,取决于特定患者的心脏缺陷,可以首先植入ICD 20,并且如果/当患者发展了用于接收心脏再同步治疗的指示和/或有必要使心脏H起搏时,则可以在以后植入一个或多个LCP 18。在一些情况下,预期可以首先植入一个或多个LCP 18,以便感测并起搏心脏H。当对可能除颤的需要变得明显时,可以随后植入ICD 20。无论植入顺序或序列如何,将理解的是,LCP 18和ICD 20可以使用任何期望的通信模态(诸如传导通信、感应通信、声学通信、RF通信、光学通信)和/或使用任何其他合适的通信模态彼此通信。

[0054] 在一些情况下,LCP 18和ICD 20可以在向心脏H递送治疗时一起工作。例如,在一些情况下,ICD 20可以感测心脏H的心电活动并且可以分析感测到的心电活动,以便确定ICD 20本身是否应该向心脏H递送治疗(诸如电击治疗),或者是否适合于使ICD 20指示LCP 18向心脏H递送起搏治疗。在一些情况下,起搏治疗可以是抗心动过速起搏(ATP)治疗,但这只是示例。当ICD 20确定使LCP 18递送起搏治疗是合适的时,ICD 20可以向LCP 18传送指示LCP 18递送起搏治疗的消息。

[0055] 在一些情况下,将理解的是,ICD 20和LCP 18之间的通信向量可以至少在某种程度上取决于时间,特别是当LCP 18可能由于患者的生理变化(诸如但不限于心脏H搏动和/或患者呼吸)而移动时。例如,当心脏H搏动时,将理解的是,如果LCP 18在其远端被锚定到心脏H的心脏壁,则LCP 18可以响应于心脏壁移动、血液流过心脏等而改变取向。在一些情况下,从ICD 20到LCP 18的通信可以是单向通信,其中ICD 20不能从LCP 18接收确认消息,

和/或LCP 18不能将确认消息传送给ICD 20,例如,这是由于硬件限制或通信向量差。

[0056] 在一些情况下,并且为了帮助改善单向通信信道的鲁棒性和/或可靠性,ICD 20可以向LCP 18传送指令或其他消息的多个冗余传输。作为非限制性示例,ICD 20可以被配置为将相同的指令传送三次。只要LCP 18成功接收到三个冗余消息中的至少一个,LCP 18就能够执行从ICD 20接收到的指令。在一些情况下,来自ICD 20的多个冗余传输可以在单个心动周期内传送。由于LCP 18相对于ICD 20的取向可以在心跳的过程中改变,因此LCP 18和ICD 20之间的通信向量可以在心跳的过程中改变。通过传送冗余消息,对于至少一个消息,增加了LCP 18没有沿着由ICD 20生成的传输字段的空值而被定位的机会,从而潜在地增加了通信信道的鲁棒性和/或可靠性。在一些情况下,来自ICD 20的多个冗余传输在单个心动周期的一部分(诸如10%、20%、30%、40%、60%或更多或更少)内传送。

[0057] 类似地,LCP 18可以被配置为:接收由ICD 20传送的一个或多个冗余消息,并且识别出任何接收到的消息实际上是冗余的并且表示单个指令和/或消息的重复,而不是多个指令和/或消息的重复。因此,LCP 18可以被配置为:如果LCP 18成功地接收到多于一个冗余指令,则将多于一个冗余指令视为单个指令。结果,LCP 18可以仅执行一条指令,而不执行每条所接收的冗余指令。在一些情况下,特别是如果LCP 18不能确认收到指令,或者ICD 20不能接收这种确定或确认消息,则ICD 20可以监视用于指示LCP 18执行了一个或多个期望指令的心电活动。例如,如果ICD 20指示LCP 18执行了ATP治疗,则ICD 20可以监视心电活动以用于获得表明抗心动过速起搏(ATP)治疗的指示。

[0058] 图3是说明性无引线心脏起搏器(LCP) 30的示意图,其可被视为LCP 18(图2)的示例。在一些情况下,LCP 30可以包括壳体32和暴露在壳体32外部的多个电极。如所示的,LCP 30包括相对于壳体32固定的一对电极34、36。虽然示出了两个电极34、36,但将理解的是,在一些情况下,LCP 30可以包括三个或更多个电极。控制器38设置在壳体32内,并且可以分别经由电连接器35和37可操作地耦合到一对电极34、36。电源40可操作地耦合到控制器38,并且为控制器38的操作提供电力并经由控制器38提供电力以用于生成可以经由一对电极34、36递送起搏脉冲。在一些情况下,控制器38可以被认为被配置为:生成多个起搏脉冲并经由一对电极34、36递送多个起搏脉冲。在一些情况下,LCP 30可以包括一个或多个其他传感器,诸如例如加速度计或陀螺仪。

[0059] 在一些情况下,LCP 30可以包括通信模块42,其可操作地耦合到控制器38并且可以被配置为从其他设备接收消息,并且在一些情况下将消息发送到其他设备。在一些情况下,通信模块42可以使LCP 30能够从另一个植入式设备(诸如但不限于诸如ICD 20(图2)的SICD)接收消息。在一些情况下,控制器38可以被配置为:经由通信模块42接收经由可以由电极34、36获得(pick up)的传导通信所传达的消息。在一些情况下,由LCP 18接收到的消息可以表示来自诸如ICD 20的远程设备的命令。在一些情况下,该命令可以是ATP命令,其指示控制器38经由多个电极中的一对电极向患者的心脏H递送抗心动过速起搏(ATP)治疗。

[0060] 在一些情况下,控制器38可以被配置为:在心动周期期间接收由远程设备(诸如ICD 20)的传导通信所传送的相同消息的多个冗余传输中的至少一个。当在心动周期期间控制器38接收到相同消息的多个冗余传输中的多于一个冗余传输时,控制器38可以被配置为将相同消息的多于一个冗余传输视为一个消息。在一些情况下,控制器38可以被配置为在心动周期期间建立空白期,在此期间控制器38忽略由电极34和36感测到的心脏信号,这

意味着控制器38仅监听传送的消息,并且在空白期期间忽略心电活动。在一些情况下,控制器38可以被配置为响应于接收消息而建立空白期,例如,可以查看是否要传送附加消息。在一些情况下,控制器38可以被配置为在空白期期间接收相同消息的多个冗余传输中的至少一个,并且在一些情况下,可以接收多个冗余传输中的两个或更多个。在一些情况下,控制器38可以被配置为在接收到的心脏信号中检测到的R波之后的预定时间处建立空白期。

[0061] 在一些情况下,可以在允许导致了针对每个冗余消息的不同通信向量的患者生理变化的持续时间内接收相同消息的多个冗余传输。当提供空白期时,该持续时间可以对应于空白期,或者可以至少部分地位于空白期之外。在一些情况下,可以选择持续时间以适应由于患者心脏搏动而引起的患者的生理变化。在一些情况下,可以选择持续时间以适应由于患者呼吸而引起的患者的生理变化。在一些情况下,持续时间可以短于心动周期。在一些情况下,持续时间可以跨越多于一个的心动周期。

[0062] 在一些情况下,LCP 30的控制器38可以被配置为:生成起搏脉冲并经由多个电极中的第一对电极递送起搏脉冲;经由多个电极中的第二对电极接收从远离LCP的可植入医疗设备(IMD)所传送的消息;并经由第三对多个电极接收心脏信号。在一些情况下,第一对电极、第二对电极和第三对电极对应于同一对电极,而在其他情况下,可以使用不同的电极。

[0063] 图4是说明性皮下可植入复律器除颤器(SICD) 50的示意图,其可以例如被视为ICD 20(图2)的示例。说明性SICD 50包括壳体52和可操作地耦合到壳体52的电极支撑件54。在一些情况下,电极支撑件54可被配置为将一个或多个电极放置在使得一个或多个电极能够检测到心电活动以及在适当时向心脏H递送电击的位置(诸如皮下或胸骨下)。在所示的示例中,壳体52可以容纳控制器56、电源58和通信模块60。如所示的,电极支撑件54包括第一电极62、第二电极64和第三电极66。在一些情况下,电极支撑件54可包括更少或更多的电极。在一些情况下,SICD 50可以包括一个或多个其他传感器,诸如例如加速度计或陀螺仪。

[0064] 在一些情况下,控制器56可以被配置为分析由电极62、64、66中的两个或更多个感测到的心电活动,并且做出关于是否向无引线心脏起搏器(LCP)(诸如但不限于远离SICD 50植入的并固定到患者心脏H的LCP 18、30)提供消息和/或指令的决定。在一些情况下,当控制器56做出向LCP 18、30提供消息和/或指令的决定时,控制器56可以被配置为在患者心脏的心动周期期间通过传导通信传送消息和/或指令的多个冗余传输。在一些情况下,控制器56可以被配置为将跟踪号添加到消息和/或指令的多个冗余传输中的每个。例如,跟踪号可以像三个顺序传送的冗余消息中的“1/3”、“2/3”和“3/3”一样简单。当添加这种跟踪号时,接收LCP 18、30可以更容易地将消息识别为相同消息的重复或冗余副本。在其他情况下,LCP 18、30可以简单地将预定时间段期间(例如,在空白期期间)接收到的所有消息视为相同消息的冗余消息。

[0065] 在一些情况下,由于硬件限制或通信向量差,ICD 20、50可能不能够接收确认消息,诸如但不限于来自LCP 18、30的传导通信消息。在一些情况下,消息的多个冗余传输中的每个可以包括用于LCP 18、30的命令或指令,以递送一个或多个起搏脉冲,并且SICD 50的控制器56可以被配置为监视心电活动以用于获得表明LCP 18、30递送了一个或多个起搏脉冲的指示。在一些情况下,在控制器56做出向LCP 18、30提供消息的决定之后,控制器56可以被配置为:在通信时间段内传送消息的多个冗余传输,该通信时间段具有足够长的持

续时间,以允许LCP 18、30由于患者的生理变化而相对于SICD 50改变取向,从而导致LCP 18、30处的向量和/或信号强度基本不同。

[0066] 如所指出的,空白期可以对应于心动周期的一部分,或者甚至可以延伸超过多于一个心动周期。图5A示出了说明性心电图(ECG) 70,其上指示了多个空白期。在所示的示例中,第一空白期72跟随R波74。第二空白期76跟随R波78。第三空白期80跟随R波82。第一空白期72、第二空白期76和第三空白期80中的每个被示为短于一个心动周期,其中心动周期被定义为连续R波之间的时间段。在一些情况下,预期可以调整特定空白期的持续时间。在一些情况下,每个空白期72、76、80都可以具有相同的持续时间。在一些情况下,例如,空白期72、76、80可以各自延伸超过心动周期的至少10%,但是小于整个心动周期。空白期72、76、80中的每个可以延伸超过心动周期的至少20%,但是小于整个心动周期。空白期72、76、80中的每个可以延伸超过心动周期的至少30%、40%、60%或更多或更少。在一些情况下,如图5B所示,空白期84跟随R波74并延伸到超出下一个连续R波78的点。

[0067] 图6提供了可以由ICD 20、50传送到LCP 18、30的冗余消息的示意图。在所示的示例中,R波86指示了LCP空白期88的开始。LCP空白期88的持续时间可以落在心动周期的一部分内,或者可以延伸超过一个心动周期。可以将SICD视为向LCP提供消息和/或指令的冗余传输90。冗余传输90可被视为具有由暂停96分开的第一消息92和第二消息94。如所示的,第一消息92和第二消息94中的每个包括一系列脉冲、声脉冲(ping)或线性调频脉冲(chirp),在它们之间定义了短时间帧、长时间帧或短时间帧。将理解的是,这仅仅是说明性的,这是因为消息可以包括任何数量的脉冲、声脉冲或线性调频脉冲,在它们之间定义了任何数量的短时间帧、长时间帧或其他时间帧。如可以看出的,第二消息94与第一消息92相同,并且具有相同的脉冲、声脉冲或线性调频脉冲模式。也就是说,第二消息94对于第一消息92是冗余的。

[0068] 在一些情况下,并且如图5A所示,可以在两个(或更多个)心跳中的每个期间重新广播一个或多个相同消息。这可以帮助增加冗余消息之间的时间,并且因此可以允许在比仅仅一次心跳更长的时间段内发生的生理变化。

[0069] 图7描绘了另一说明性无引线心脏起搏器(LCP),其可以植入在患者体内并且可以操作以向心脏递送适当的治疗,诸如递送抗心动过速起搏(ATP)治疗、心脏再同步治疗(CRT)、心动过缓治疗和/或类似治疗。从图7中可以看出的,LCP 100可以是紧凑型设备,其中所有部件都容纳在壳体120内或直接在壳体120上。在一些情况下,LCP 100可以被认为是LCP 18(图2)或LCP 30(图3)的示例。在图7所示的示例中,LCP 100可以包括通信模块102、脉冲发生器模块104、电感测模块106、机械感测模块108、处理模块110、电池112和电极布置件114。LCP 100可以包括更多或更少的模块,这取决于应用。

[0070] 通信模块102可以被配置为与位于LCP 100外部的诸如传感器的设备、诸如SICD的其他医疗设备等通信。这种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外部但不一定在患者身体外部)可以经由通信模块102与LCP 100通信以完成一个或多个所需功能。例如,LCP 100可以通过通信模块102将信息(诸如感测到的电信号、数据、指令、消息、R波检测标记等)传达到外部医疗设备(例如,SICD和/或编程器)。外部医疗设备可以使用所传达的信号、数据、指令、消息、R波检测标记等来执行各种功能,诸如确定心律失常的发生、递送电刺激治疗、存储所接收的数据和/或执行任何其他合适的功能。

LCP 100还可以通过通信模块102从外部医疗设备接收诸如信号、数据、指令和/或消息的信息,并且LCP 100可以使用所接收的信号、数据、指令和/或消息来执行各种功能,诸如确定心律失常的发生、递送电刺激治疗、存储所接收的数据和/或执行任何其他合适的功能。通信模块102可以被配置为使用一种或多种方法来与外部设备通信。例如,通信模块102可以经由射频(RF)信号、电感耦合、光信号、声信号、传导通信信号和/或适于通信的任何其他信号进行通信。

[0071] 在图7所示的示例中,脉冲发生器模块104可以电连接到电极114。在一些示例中,LCP 100可以另外包括电极114'。在这种示例中,脉冲发生器104还可以电连接到电极114'。脉冲发生器模块104可以被配置为生成电刺激信号。例如,脉冲发生器模块104可以通过使用存储在LCP 100内的电池112中的能量来生成并递送电刺激信号,并且经由电极114和/或114'递送所生成的电刺激信号。可替代地或另外地,脉冲发生器104可以包括一个或多个电容器,并且脉冲发生器104可以通过从电池112汲取能量来对一个或多个电容器充电。然后脉冲发生器104可以使用一个或多个电容器的能量,以经由电极114和/或114'递送所生成的电刺激信号。在至少一些示例中,LCP 100的脉冲发生器104可以包括切换电路,以选择性地电极114和/或114'中的一个或多个连接到脉冲发生器104,以便脉冲发生器104选择电极114/114' (和/或其他电极) 中的哪个来递送电刺激治疗。脉冲发生器模块104可以生成并递送具有特定特征或以特别序列的电刺激信号,以便提供多个不同刺激治疗中的一个或多个。例如,脉冲发生器模块104可以被配置为生成电刺激信号来提供电刺激治疗,以对抗心动过缓、心动过速、心脏同步、心动过缓心律失常、心动过速心律失常、纤维性颤动心律失常、心脏同步心律失常和/或以产生任何其他合适的电刺激治疗。一些更常见的电刺激治疗包括抗心动过速起搏(ATP) 治疗、心脏再同步治疗(CRT) 和心脏复律/除颤治疗。在一些情况下,脉冲发生器104可以提供可控的脉冲能量。在一些情况下,脉冲发生器104可以允许控制器控制脉冲电压、脉冲宽度、脉冲形状或形态、和/或任何其他合适的脉冲特性。

[0072] 在一些示例中,LCP 100可以包括电感测模块106,并且在一些情况下,包括机械感测模块108。电感测模块106可以被配置为感测心脏的心电活动。例如,电感测模块106可以连接到电极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。心电信号可以表示来自其中植入LCP 100的腔室的局部信息。例如,如果LCP 100植入在心脏的心室(例如RV、LV) 内,则由LCP 100通过电极114/114'感测到的心电信号可以表示心室心电信号。在一些情况下,LCP 100可以被配置为检测来自其他腔室(例如远场) 的心电信号,诸如来自心房的P波。

[0073] 机械感测模块108可包括一个或多个传感器,诸如加速度计、压力传感器、心音传感器、血氧传感器、化学传感器、温度传感器、流量传感器和/或被配置为测量患者的一个或多个机械/化学参数的任何其他合适的传感器。电感测模块106和机械感测模块108两者都可以连接到处理模块110,处理模块110可以提供表示感测到的机械参数的信号。虽然关于图7描述为单独的感测模块,但是在一些情况下,电感测模块106和机械感测模块108可以根据需要组合成单个感测模块。

[0074] 电极114/114'可以相对于壳体120固定,但暴露于LCP 100周围的组织和/或血液。在一些情况下,电极114通常可以被设置在LCP 100的任一端上,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,但是在一些示例

中,电极114/114'可以通过短连接线被连接到壳体120,使得电极114/114'没有相对于壳体120直接固定。在LCP 100包括一个或多个电极114'的示例中,电极114'在一些情况下可以被设置在LCP 100的侧面上,这可以增加电极的数量,通过该电极LCP 100可以感测心电活动、递送电刺激和/或与外部医疗设备通信。电极114/114'可以由一个或多个生物相容导电材料(诸如已知对植入人体内是安全的各种金属或合金)构成。在一些情况下,连接到LCP 100的电极114/114'可以具有绝缘部分,其将电极114/114'与LCP 100的相邻电极、壳体120和/或其他部分电隔离。在一些情况下,电极114/114'中的一个或多个可以被设置在远离壳体120延伸的尾部(未示出)上。

[0075] 处理模块110可以被配置为控制LCP 100的操作。例如,处理模块110可以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可以确定例如心脏H的操作中的异常。基于任何经确定的异常,处理模块110可以控制脉冲发生器模块104根据一个或多个治疗来生成并递送电刺激,以治疗经确定的异常。处理模块110还可以从通信模块102接收信息。在一些示例中,处理模块110可以使用这种接收到的信息来帮助确定是否正在发生异常、确定异常类型、和/或响应于信息而采取特定行动。处理模块110可以另外控制通信模块102以向/从其他设备发送/接收信息。

[0076] 在一些示例中,处理模块110可以包括预编程芯片,诸如超大规模集成(VLSI)芯片和/或专用集成电路(ASIC)。在这种实施例,芯片可以用控制逻辑被预编程,以便控制LCP 100的操作。通过使用经预编程的芯片,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,而仍然能够保持基本功能,从而潜在地增加LCP 100的电池寿命。在其他示例中,处理模块110可以包括可编程微处理器。这种可编程微处理器可以允许用户甚至在植入之后修改LCP 100的控制逻辑,从而允许LCP 100比在使用经预编程的ASIC时更灵活。在一些示例中,处理模块110还可以包括存储器,并且处理模块110可以将信息存储在存储器上并从存储器读取信息。在其他示例中,LCP 100可以包括与处理模块110通信的单独存储器(未示出),使得处理模块110可以从单独存储器读取信息和向单独存储器写入信息。

[0077] 电池112可以为LCP 100的操作向LCP 100提供电力。在一些示例中,电池112可以是不可再充电的锂基电池。在其他示例中,根据需要,不可再充电的电池可以由其他合适的材料制成。因为LCP 100是可植入设备,所以在植入后可以限制对LCP 100的访问。因此,期望具有足够的电池容量以在诸如数天、数周、数月、数年或甚至数十年的治疗周期内递送治疗。在一些情况下,电池112可以是可再充电的电池,这可以帮助增加LCP 100的可用寿命。在又其他示例中,根据需要,电池112可以是一些其他类型的电源。

[0078] 为了将LCP 100植入到患者体内,操作者(例如,医生、临床医生等)可以将LCP 100固定到患者心脏的心脏组织。为了便于固定,LCP 100可包括一个或多个锚定件(anchor)116。锚定件116可包括多个固定或锚定机构中的任一个。例如,锚定件116可包括一个或多个销、U形钉、螺纹、螺钉、螺旋、尖齿和/或类似物。在一些示例中,尽管未示出,但锚定件116可以包括在其外表面上的螺纹,该螺纹可以沿着锚定件116的至少部分长度延伸。螺纹可以在心脏组织和锚定件之间提供摩擦以帮助将锚定件116固定在心脏组织内。在其他示例中,锚定件116可包括其他结构,诸如倒钩、钉等,以便于与周围心脏组织接合。

[0079] 图8描绘了另一个或第二医疗设备(MD) 200的示例,其可以与LCP 100(图7)结合使

用,以便检测和/或治疗心脏异常。在一些情况下,MD 200可以被认为是ICD 20(图2)或SICD 50(图4)的示例。在所示的示例中,MD 200可以包括通信模块202、脉冲发生器模块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,在一些示例中,MD 200可以在壳体220内具有更大的体积。在这种示例中,MD 200可以包括更大的电池和/或更大的处理模块210,其能够处理比LCP 100的处理模块110更复杂的操作。

[0080] 虽然预期MD 200可以是诸如图7中所示的另一无引线设备,但在一些情况下,MD 200可包括诸如引线212的引线。引线212可包括在电极214和位于壳体220内的一个或多个模块之间传导电信号的电线。在一些情况下,引线212可以连接到MD 200的壳体220并且远离MD 200的壳体220延伸。在一些示例中,引线212被植入在患者心脏上、患者心脏内、或邻近患者心脏。引线212可以包含被定位在引线212上的不同位置处并且在一些情况下距壳体220不同距离处的一个或多个电极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被定位在引线212上,使得当引线212被植入在患者体内时,一个或多个电极214被定位以执行期望的功能。在一些情况下,一个或多个电极214可以与患者的心脏组织接触。在一些情况下,一个或多个电极214可以皮下定位和在患者心脏的外部定位。在一些情况下,电极214可以将固有生成的电信号(例如表示内在心电活动的信号)传导到引线212。引线212可以继而将接收到的电信号传导到MD 200的模块202、204、206和208中的一个或多个。在一些情况下,MD 200可以生成电刺激信号,并且引线212可以将所生成的电刺激信号传导到电极214。然后,电极214可以传导电信号并将信号(直接或间接地)递送到患者的心脏。

[0081] 与机械感测模块108一样,机械感测模块208可以包含或电连接到一个或多个传感器,诸如加速度计、声学传感器、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机械/化学参数的其他传感器。在一些示例中,一个或多个传感器可以位于引线212上,但这不是必需的。在一些示例中,一个或多个传感器可以位于壳体220中。

[0082] 虽然不是必需的,但在一些示例中,MD 200可以是可植入医疗设备。在这种示例中,MD 200的壳体220可以被植入在例如患者的经胸区域中。壳体220通常可以包括许多已知材料中的任何一种,该材料对于植入人体内是安全的,并且当植入时,可以将MD 200的各种部件与患者身体的流体和组织气密地密封。

[0083] 在一些情况下,MD 200可以是可植入心脏起搏器(ICP)。在该示例中,MD 200可以具有一个或多个引线,例如引线212,其被植入在患者心脏上或患者心脏内。一个或多个引线212可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214。MD 200可以被配置为感测固有生成的心电信号,并且基于对感测到的信号的分析来确定例如一个或多个心律失常。MD 200可以被配置为经由植入在心脏内的引线212递送CRT、ATP治疗、心动过缓治疗和/或其他治疗类型。在一些示例中,MD 200可以另外被配置为提供除颤治疗。

[0084] 在一些情况下,MD 200可以是可植入复律器除颤器(ICD)。在这种示例中,MD 200可以包括植入在患者心脏内的一个或多个引线。MD 200还可以被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,并且可以被配置为响应于确定了快速性心律失常的发生而递送除颤治疗。在其他示例中,MD 200可以是皮下可植入复律器-除颤器(S-

ICD)。在MD 200是S-ICD的示例中,引线212中的一个可以是皮下植入的引线。在MD 200是S-ICD的至少一些示例中,MD 200可以仅包括皮下植入的单个引线,但这不是必需的。在一些情况下,一个或多个引线可以具有被皮下放置并在胸腔外部的一个或多个电极。在其他示例中,一个或多个引线可以具有放置在胸腔内部(诸如仅在胸骨内部但在心脏H外部)的一个或多个电极。

[0085] 在一些示例中,MD 200可以不是可植入医疗设备。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。在这种示例中,MD 200可以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体内的设备生成的并通过身体传导到皮肤的电信号)。在这种示例中,MD 200可以被配置为递送各种类型的电刺激治疗,包括例如除颤治疗。

[0086] 图9示出了医疗设备系统和通信路径的示例,多个医疗设备302、304、306和/或310可以通过通信路径进行通信。在所示的示例中,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可以是先前关于MD 200描述的任何设备。其他传感器/设备310也可以是先前关于MD 200描述的任何设备。在一些情况下,其他传感器/设备310可以包括传感器,诸如加速度计、声学传感器、血压传感器等。在一些情况下,其他传感器/设备310可以包括可以用于对系统300的一个或多个设备进行编程的外部编程器设备。

[0087] 系统300的各种设备可以经由通信路径308进行通信。通信路径308可以包括一个或多个不同的通信路径和/或多个不同的通信模式。通信路径308还可以包括一个或多个不同的通信向量。在一些情况下,例如,LCP 302和/或304可以感测固有心电信号并且可以经由通信路径308将这种信号传达到系统300的一个或多个其他设备302/304、306和310。在一个示例中,设备302/304中的一个或多个可以接收这种信号,并且基于所接收的信号,确定心律失常的发生。在一些情况下,一个或多个设备302/304可以将这种确定传达到系统300的一个或多个其他设备306和310。在一些情况下,系统300的设备302/304、306和310中的一个或多个可基于所传达的对心律失常的确定而采取行动,诸如通过向患者的心脏递送合适的电刺激。预期通信路径308可使用RF信号、电感耦合、光学信号、声学信号或适于通信的任何其他信号进行通信。另外,在至少一些示例中,设备通信路径308可以包括多种信号类型。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,但是使用第二信号类型(例如,传导通信)与LCP 302/304通信。此外,在一些示例中,可以限制设备之间的通信。例如,如上所述,在一些示例中,LCP 302/304可以仅通过其他传感器/设备310与外部设备306通信,其中LCP 302/304将信号发送到其他传感器/设备310,并且其他传感器/设备310将接收到的信号中继到外部设备306。

[0088] 在一些情况下,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这种传导通信的部件。例如,系统300的设备可以被配置为经由传送设备的一个或多个电极将传导通信信号(例如,电流脉冲和/或电压脉冲)传送到患者身体中,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)。患者的身体可以将传导通信信号(例如脉冲)从系统300中的传送设备的一个或多个电极“传导”到接收设备的电极。在这种示例中,所递送的传导通信信号(例如脉冲)可以与起搏或其他治疗信号不同。例如,系统300的设备可以以作为子捕获阈值的幅度/脉冲宽度将电通信脉冲递送到心脏。尽管在一些

情况下,所递送的电通信脉冲的幅度/脉冲宽度可以高于心脏的捕获阈值,但是可以在心脏的空白期(例如,不应期)期间递送和/或可以并入或调制成起搏脉冲,如果需要的话。

[0089] 可以以任何合适的方式调制所递送的电通信脉冲以编码所传达的信息。在一些情况下,通信脉冲可以是脉冲宽度调制的或幅度调制的。可替代地或另外地,可以调制脉冲之间的时间以编码期望的信息。在一些情况下,根据需要,传导通信脉冲可以是电压脉冲、电流脉冲、双相电压脉冲、双相电流脉冲或任何其他合适的电脉冲。

[0090] 图10示出了说明性医疗设备系统。在图10中,示出了LCP 402固定到心脏410的左心室的内部,并且示出了脉冲发生器406耦合到具有一个或多个电极408a-408c的引线412。在一些情况下,脉冲发生器406可以是皮下可植入复律器-除颤器(S-ICD)的一部分,并且一个或多个电极408a-408c可以皮下定位。在一些情况下,一个或多个电极408a-408c可以放置在胸腔内部但在心脏外部,诸如仅在胸骨内部。在一些情况下,LCP 402可以与皮下可植入复律器-除颤器(S-ICD)通信。在一些情况下,引线412和/或脉冲发生器406可以包括加速度计414,其可以例如被配置为感测可以指示心音的振动。

[0091] 在一些情况下,根据需要,LCP 402可以在心脏的右心室、右心房、左心室或左心房中。在一些情况下,可以植入多于一个LCP 402。例如,一个LCP可以植入在右心室中,而另一个可以植入在右心房中。在另一个示例中,一个LCP可以植入在右心室中,而另一个可以植入在左心室中。在又一个示例中,一个LCP可以植入在心脏的每个腔室中。

[0092] 应该理解的是,本公开在许多方面仅是说明性的。在不超出本公开范围的情况下,可以进行细节上(特别是在形状、尺寸和步骤布置方面)的改变。在适当的程度上,这可以包括使用在其他实施例中使用的一个示例实施例的任何特征。

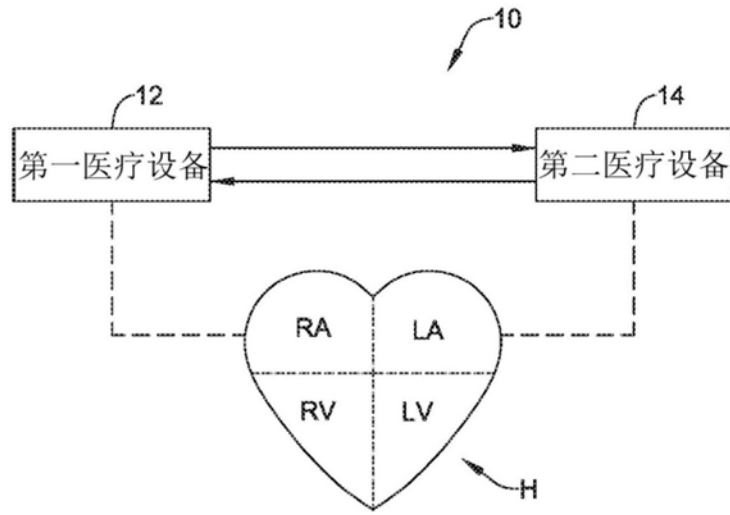


图1

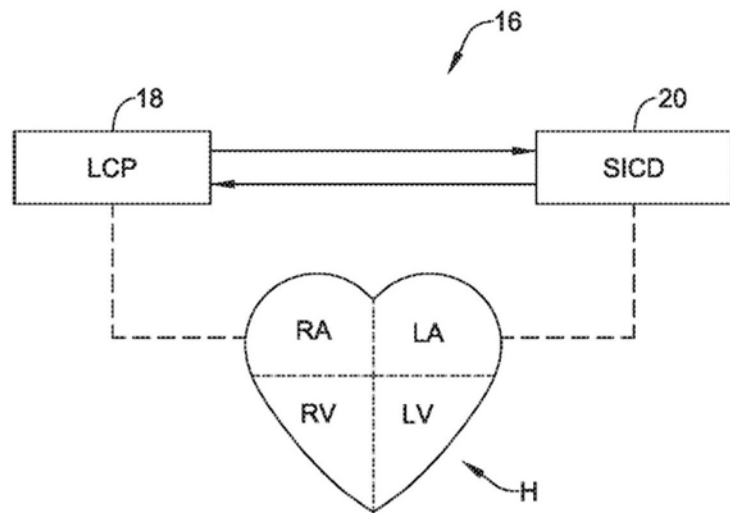


图2

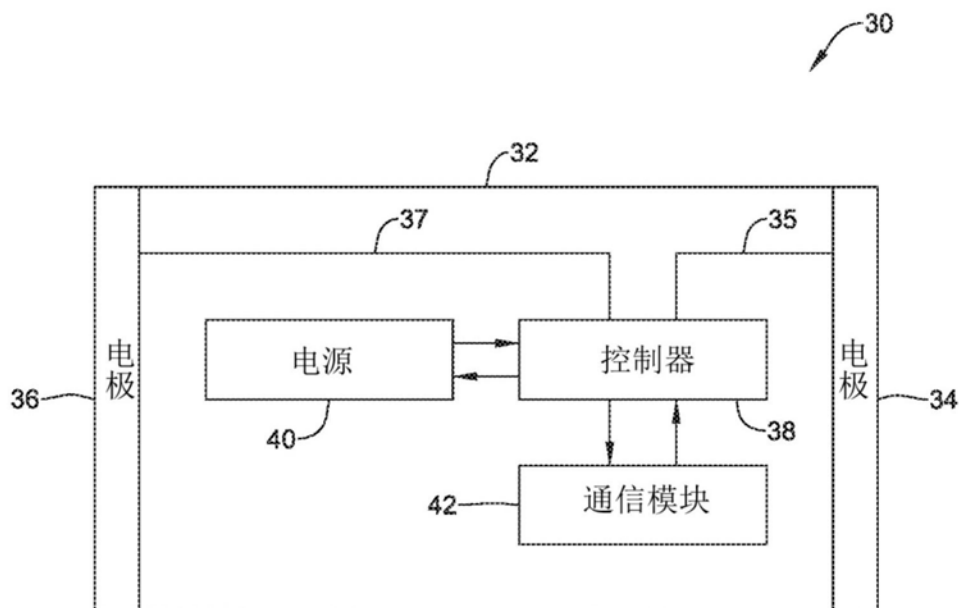


图3

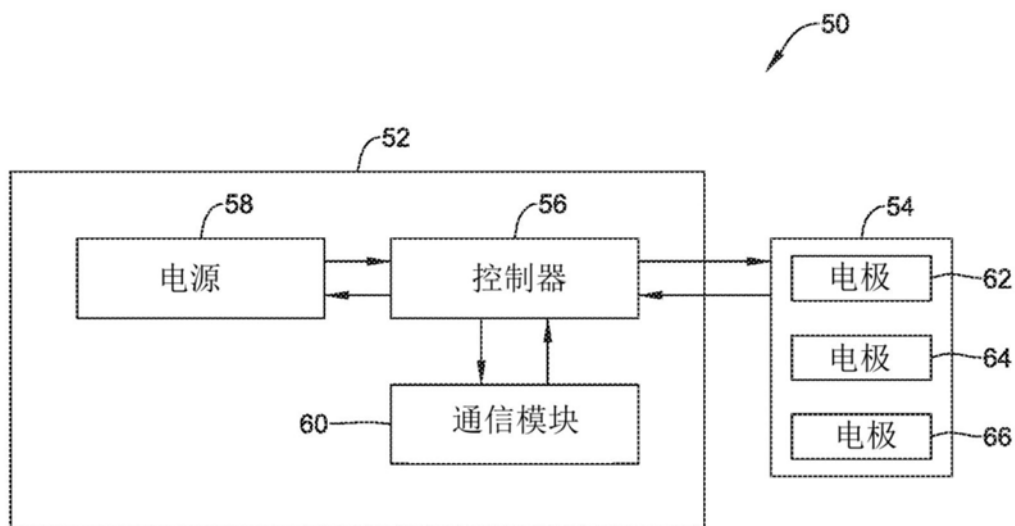


图4

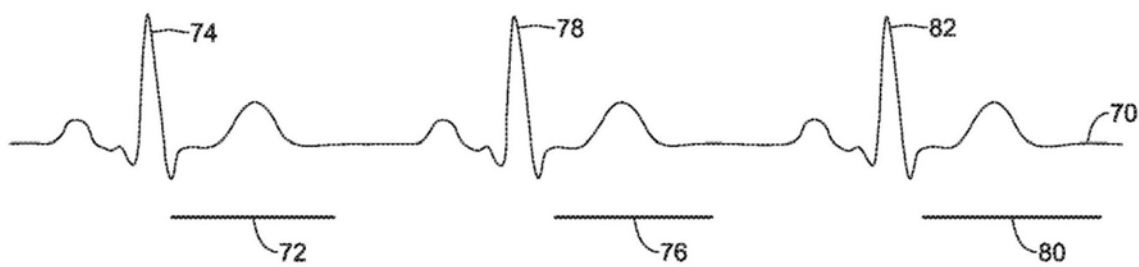


图5A

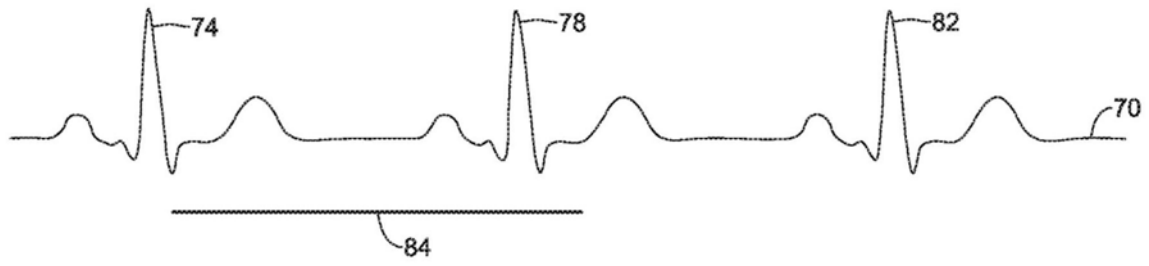


图5B

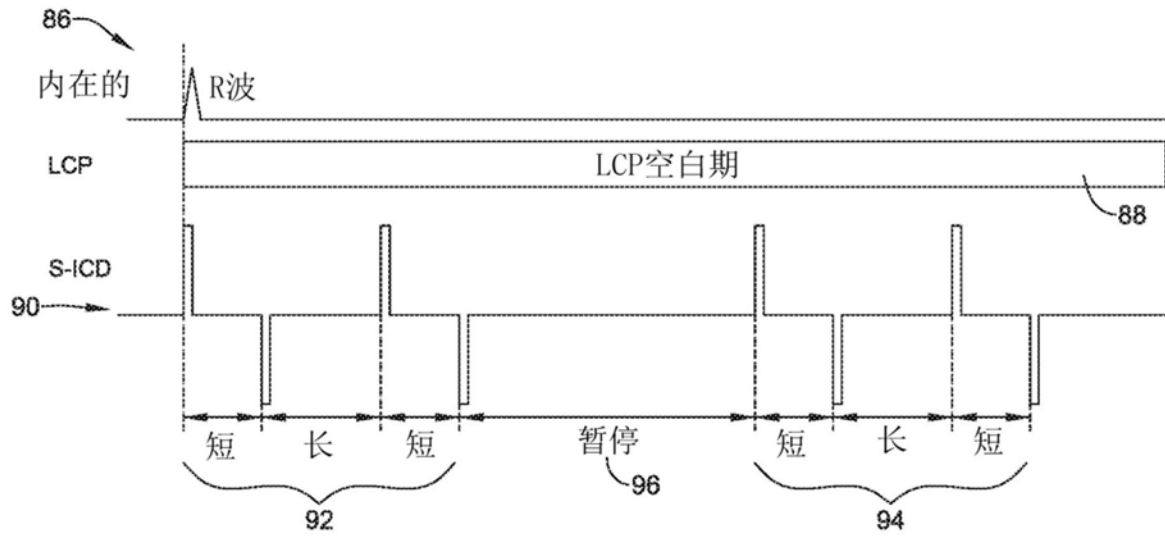


图6

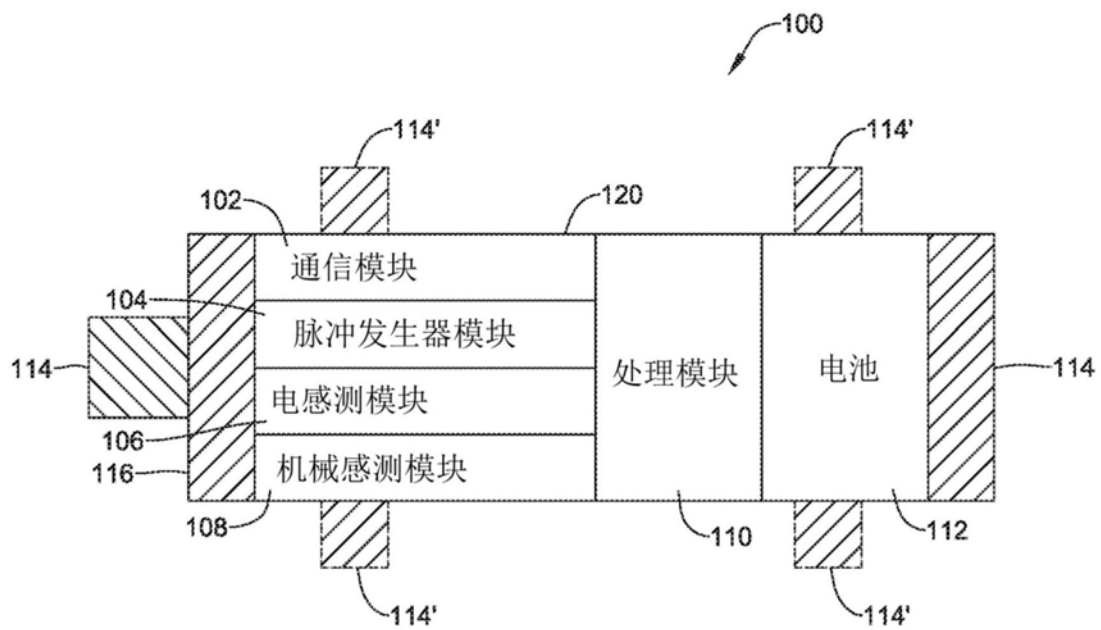


图7

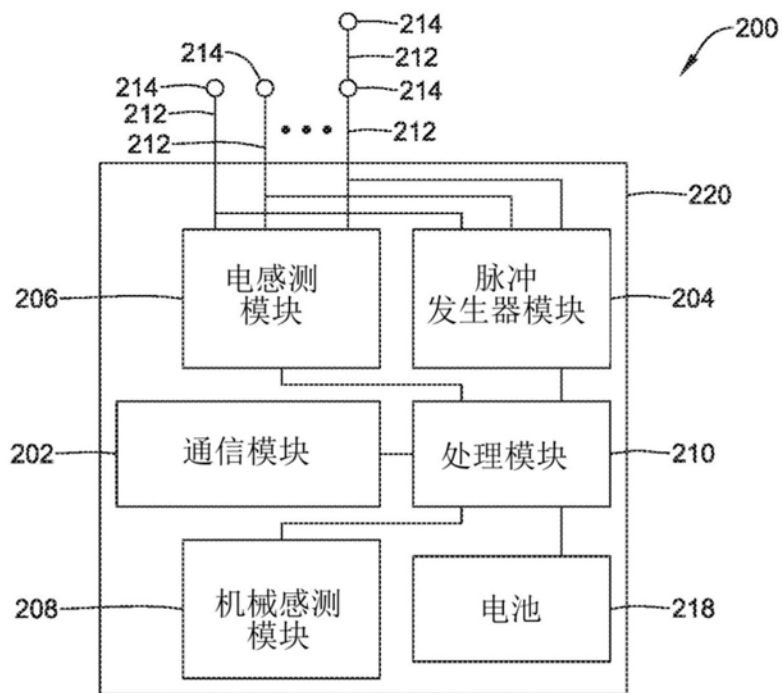


图8

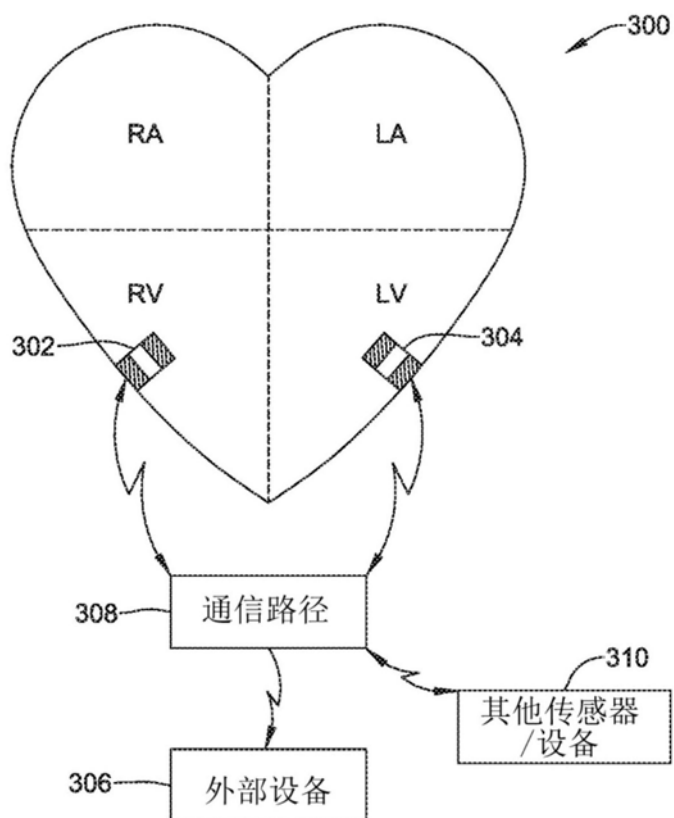


图9

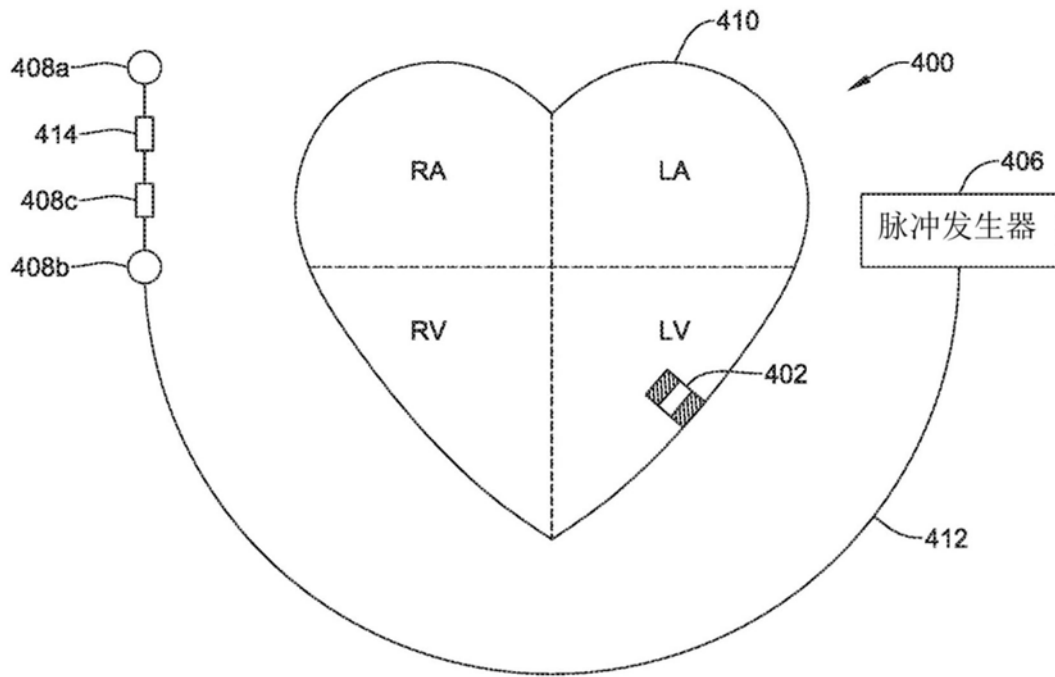


图10

专利名称(译)	具有冗余消息传输的体内设备通信		
公开(公告)号	CN110225778A	公开(公告)日	2019-09-10
申请号	CN201880008472.8	申请日	2018-01-25
[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	布兰登厄尔利库普 兰斯埃里克朱费尔		
发明人	布兰登·厄尔利·库普 保罗·荷斯康 兰斯·埃里克·朱费尔 凯尔·伦纳德·尼尔森 基思·R·迈莱 雅各布·M·路德维格		
IPC分类号	A61N1/372 A61N1/375 A61N1/37 A61B5/00 H04B13/00 A61N1/39		
CPC分类号	A61B5/0028 A61N1/3702 A61N1/37205 A61N1/37211 A61N1/37288 A61N1/3756 A61N1/395 A61N1/39622 H04B13/005 A61N1/3621 A61N1/365 A61N1/37252 A61N1/37518		
代理人(译)	胡彬		
优先权	62/450833 2017-01-26 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

可植入医疗设备(IMD)(诸如但不限于无引线心脏起搏器(LCP)、皮下可植入复律器除颤器(SICD)、经静脉可植入复律器除颤器、神经刺激器(NS)、可植入监视器(IM))可以被配置为彼此通信。在一些情况下,第一IMD可以将指令传送到第二IMD。为了提高成功接收传输的机会,第一IMD可以在特定时间帧期间(诸如在单个心跳期间)多次传送指令。如果第二IMD不止一次接收到消息,则第二IMD识别出该消息是冗余的并且相应地起作用。

