(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 117241857 A
(43)申请公布日 2023.12.15

(21)申请号 202280033148.8
(22)申请日 2022.04.04
(30)优先权数据
63/171,097 2021.04.06 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.11.03
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2022/053105 2022.04.04
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/214934 EN 2022.10.13
(71)申请人 脉冲动力公司
地址 荷兰库拉索威廉斯塔德市
(72)发明人 塔米尔·本·大卫 大卫·普鲁奇
(74)专利代理机构 北京市正见永申律师事务所 11497
专利代理师 黄小临
(51)Int.Cl.
A61N 1/362(2006.01)

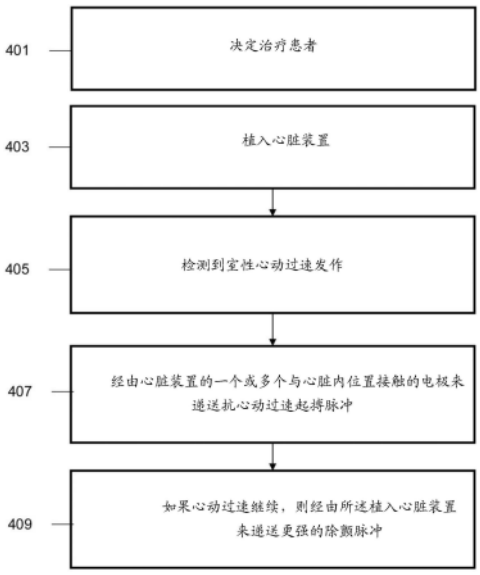
权利要求书3页 说明书14页 附图13页

(54)发明名称

用于抗心动过速起搏装置和方法

(57)摘要

一种经由植入心脏装置进行抗心动过速起搏的方法,包括:将所述植入心脏装置的至少一个电极定位在心脏内位置;检测心动过速发作;经由所述至少一个电极递送抗心动过速起搏脉冲,其中抗心动过快起搏脉冲包括以下中的至少一个:5-10毫秒之间的持续时间和7.5-10V之间的幅度。



CN 117241857 A

1.一种植入式心脏装置,包括:

至少一个引线电极,其被配置为接触心脏内组织;

壳体,其包括用于控制和激活所述至少一个引线电极的电路;以及

脉冲发生器,其被配置为生成将由所述至少一个引线电极递送的抗心动过速起搏脉冲,其中抗心动过快起搏脉冲包括以下中的至少一个:5-10毫秒之间的持续时间和5-10V之间的幅度。

2.根据权利要求1所述的装置,其中,所述心脏内组织是以下中的一个:心室隔膜、左心室壁、右心室壁。

3.根据权利要求1所述的装置,包括至少两个引线电极,其被配置为定位在至少两个不同的心脏内位置中。

4.根据权利要求3所述的装置,其中,所述至少两个不同的心脏内位置在所述右心室内。

5.根据权利要求3所述的装置,其中,所述至少两个不同的心脏内位置沿着所述心室隔膜。

6.根据权利要求3所述的装置,其中,所述至少两个不同的心脏内位置包括所述右心室和所述左心室。

7.根据权利要求1-6中任一项所述的装置,其中,所述电路被配置为检测心动过速发作,并且其中所述脉冲发生器被配置为,如果在所述抗心动过速起搏脉冲的递送之后检测到的心动过速发作继续,则递送除颤脉冲。

8.根据权利要求7所述的装置,其中,所述电路被配置为通过经由所述至少一个引线电极来测量R-R间隔,以检测所述心动过速发作。

9.根据权利要求8所述的装置,其中,所述电路被配置为在测量到180-250BPM之间的心率时检测到所述心动过速发作。

10.根据权利要求1-9中任一项所述的装置,其中,所述抗心动过速起搏脉冲是双相脉冲。

11.根据权利要求3所述的装置,其中,所述脉冲发生器被配置为生成将经由所述至少两个引线电极递送的同步抗心动过速起搏脉冲。

12.根据权利要求11所述的装置,其中,所述脉冲发生器被配置为同时生成所述抗心动过速起搏脉冲。

13.根据权利要求11所述的装置,其中,所述脉冲发生器被配置为生成所述同步抗心动过速起搏脉冲,它们之间具有时间延迟,使得经由所述两个引线电极中的一个施加的脉冲以距经由所述至少两个引线电极中的第二电极施加的脉冲预定时间延迟来递送。

14.根据权利要求13所述的装置,其中,根据在正常心脏功能期间经由所述至少两个电极在所述至少两个不同心脏位置处测量的R波出现之间的时间差来选择所述预定时间延迟。

15.根据权利要求1-14中任一项所述的装置,其中,所述电路包括存储多个抗心动过速起搏脉冲序列的存储器、以及被配置为实现所选择的抗心动过快起搏脉冲序列的递送的控制器。

16.根据权利要求1-15中任一项所述的装置,其中,所述心脏装置还被配置用于以下中

的一个或多个：

在正常窦性心律期间，递送持续时间在5-10毫秒之间且幅度在5-10V之间的心脏收缩性调节刺激；以及

提供除颤电击。

17.根据权利要求1-16中任一项所述的装置，其中，所述脉冲发生器被配置为生成具有选自5-10毫秒之间的不同持续时间的抗心动过速起搏脉冲。

18.一种经由植入心脏装置进行抗心动过速起搏的方法，包括：

将植入心脏装置的至少一个电极定位在心脏内位置；

检测心动过速发作；

经由所述至少一个电极递送抗心动过速起搏脉冲，其中抗心动过快起搏脉冲包括以下中的至少一个：5-10毫秒之间的持续时间和5-10V之间的幅度。

19.根据权利要求18所述的方法，其中，所述心脏内位置是以下中的一个：所述心室隔膜、所述左心室壁、所述右心室壁。

20.根据权利要求18或权利要求19所述的方法，包括将至少两个电极定位在至少两个不同的心脏内位置中。

21.根据权利要求20所述的方法，包括将所述至少两个电极定位在所述右心室内的两个不同位置处。

22.根据权利要求20所述的方法，包括将所述至少两个电极定位在沿所述心室隔膜的两个不同位置处。

23.根据权利要求20所述的方法，包括将至少一个电极定位在所述右心室中并且将至少一个电极定位在所述左心室中。

24.根据权利要求18所述的方法，还包括如果在所述抗心动过速起搏脉冲的递送之后所述心动过速发作继续，则递送除颤脉冲。

25.根据权利要求18-24中任一项所述的方法，其中，所述检测是通过经由所述植入心脏装置的所述至少一个电极测量R-R间隔。

26.根据权利要求18-25中任一项所述的方法，其中，所述抗心动过速脉冲是双相脉冲。

27.根据权利要求20所述的方法，其中，所述递送包括经由所述至少两个电极递送同步抗心动过速起搏脉冲。

28.根据权利要求27所述的方法，其中，所述递送包括经由所述至少两个电极同时递送所述抗心动过速起搏脉冲。

29.根据权利要求27所述的方法，其中，所述递送包括递送具有时间延迟的所述抗心动过速起搏脉冲，使得经由所述两个电极中的一个施加的脉冲以距经由所述两个电极中的第二电极施加的脉冲预定时间延迟来递送。

30.根据权利要求29所述的方法，其中，根据在正常心脏功能期间由所述至少两个电极在所述至少两个不同心脏位置处测量的R波出现之间的时间差来选择所述预定时间延迟。

31.根据权利要求18所述的方法，其中，所述检测包括测量180-250BPM之间的心率。

32.一种经由植入心脏装置进行抗心动过速起搏的方法，包括：

检测心动过速发作；

递送组合具有不同持续时间的抗心动过速起搏脉冲的脉冲序列。

33.根据权利要求32所述的方法,其中,脉冲持续时间在0.1-10毫秒之间。

34.根据权利要求32所述的方法,其中,所述抗心动过速起搏脉冲包括宽起搏脉冲和窄起搏脉冲,其中宽起搏脉冲包括2-10毫秒之间的持续时间,且窄起搏脉冲包括0.1-5毫秒之间的持续时间。

35.根据权利要求34所述的方法,其中,所述递送包括递送多个窄起搏脉冲,随后递送多个所述宽起搏脉冲。

36.根据权利要求34所述的方法,其中,所述递送包括递送包括脉冲对的序列,其中在每对中,窄起搏脉冲之后是宽起搏脉冲,所述窄起搏脉冲和所述宽起搏脉冲在相同心动周期内被递送。

37.根据权利要求36所述的方法,其中,在由所述窄脉冲触发的不应期期间递送所述宽起搏脉冲。

38.根据权利要求32所述的方法,其中,所述递送包括递送持续时间逐渐增加的起搏脉冲序列。

39.根据权利要求38所述的方法,其中,每个脉冲比其之前脉冲长至少10%。

40.根据权利要求32所述的方法,其中,所述递送包括递送持续时间逐渐减小的起搏脉冲序列。

41.根据权利要求40所述的方法,其中,每个脉冲比其之前脉冲短至少10%。

42.一种经由植入心脏装置进行抗心动过速起搏的方法,包括:

检测心动过速发作;

经由定位成与至少两个不同的心脏内位置中的组织接触的至少两个电极来递送抗心动过速起搏脉冲。

43.根据权利要求42所述的方法,还包括在正常心脏功能期间测量在所述至少两个不同的心脏内位置中的R波出现之间的时间差。

44.根据权利要求43所述的方法,其中,根据所述测量的时间差来设置递送到所述两个不同的心脏内位置的起搏脉冲之间的时间间隔。

用于抗心动过速起搏装置和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2021年4月6日提交的美国临时专利申请63/171097号的优先权,该申请的内容通过引用,如同其全部内容在本文中完全阐述一样并入本文。

技术领域

[0003] 在其一些实施例中,本发明涉及抗心动过速(ATP)起搏,并且更具体地但非排他地涉及具有被选择为有效终止心律失常的幅度和/或持续时间的ATP脉冲的递送。

背景技术

[0004] 专利JP2016517771A公开了“描述了用于提供胸骨下电刺激治疗以治疗恶性快速性心律失常诸如室性心动过速(VT)和心室颤动(VF)的胸骨下植入式心律转复除颤器(ICD)系统和方法。在一个实施例中,植入式心律转复除颤器(ICD)系统包括植入患者体内的ICD和植入式医疗电引线。引线包括具有近端和远端部分的细长引线主体、在引线主体的近端处被配置为耦接到ICD的连接器、以及沿着细长导线主体的远端部分的一个或多个。以及更多电极。引线的细长引线主体的远端部分基本上植入患者的前纵隔内,且ICD被配置为使用一个或多个电极向患者的心脏递送电刺激”。

[0005] 专利US9031648B2公开了“根据一个方面,各种方法和设备被用于治疗患者的心脏状况,并用于监测心脏操作。在一种与此一致的方法中,将电极装置设置在心脏的右心室中。该电极装置被用于通过在各个电极上提供具有相反极性的第一和第二信号分量来捕获心肌以用于左心室和右心室的重新同步。电极装置连接到具有起搏/感测心房、起搏/感测心室以及从心脏右侧递送除颤治疗的能力的植入式CRM装置。CRM装置捕获心室收缩,以治疗一个或多个心室的传导异常。”

发明内容

[0006] 根据一些实施例的一个方面,提供了一种经由植入式心脏装置进行抗心动过速起搏的方法,包括:

[0007] 将植入式心脏装置的至少一个电极定位在心脏内位置处;

[0008] 检测心动过速发作;

[0009] 经由所述至少一个电极递送抗心动过速起搏脉冲,其中抗心动过快起搏脉冲包括以下中的至少一个:5-10毫秒之间的持续时间和5-10V之间的幅度。

[0010] 在一些实施例中,所述心脏内位置是以下中的一个:心室隔膜、左心室壁、右心室壁。

[0011] 在一些实施例中,所述方法包括将至少两个电极定位在至少两个不同的心脏内位置处。

[0012] 在一些实施例中,所述方法包括将所述至少两个电极定位在所述右心室内的两个不同位置处。

[0013] 在一些实施例中,所述方法包括将至少两个电极定位在沿所述心室隔膜的两个不同位置处。

[0014] 在一些实施例中,所述方法包括将至少一个电极定位在右心室中并且将至少一个电极定位在左心室中。

[0015] 在一些实施例中,所述方法还包括如果在递送抗心动过速起搏脉冲之后所述心动过速发作继续,则递送除颤脉冲。

[0016] 在一些实施例中,检测是通过经由所述植入式心脏装置的至少一个电极来测量R-R间隔。

[0017] 在一些实施例中,所述抗心动过速脉冲是双相脉冲。

[0018] 在一些实施例中,递送包括经由所述至少两个电极递送同步抗心动过速起搏脉冲。

[0019] 在一些实施例中,递送包括经由所述至少两个电极同时递送所述抗心动过速起搏脉冲。

[0020] 在一些实施例中,递送包括递送具有时间延迟的抗心动过速起搏脉冲,使得经由两个电极中的一个施加的脉冲以距经由所述两个电极中的第二电极施加的脉冲预定的时间延迟来递送。

[0021] 在一些实施例中,根据在正常心脏功能期间由所述至少两个电极在所述至少两个不同心脏位置处测量的R波出现之间的时间差来选择预定时间延迟。

[0022] 在一些实施例中,检测包括测量180-250BPM之间的心率。

[0023] 根据一些实施例的一个方面,提供了一种植入式心脏装置,包括:

[0024] 至少一个引线电极,其被配置为接触心脏内组织;

[0025] 壳体,其包括用于控制和激活所述至少一个引线电极的电路;以及

[0026] 脉冲发生器,其被配置为生成将由所述至少一个引线电极递送的抗心动过速起搏脉冲,其中抗心动过快起搏脉冲包括以下中的至少一个:5-10毫秒之间的持续时间和5-10V之间的幅度。

[0027] 在一些实施例中,所述电路包括存储多个抗心动过速起搏脉冲序列的存储器、以及被配置为实现所选抗心动过快起搏脉冲序列的递送的控制器。

[0028] 在一些实施例中,所述心脏装置进一步被配置用于以下中的一个或多个:

[0029] 在正常窦性心律期间,递送持续时间在5-10毫秒之间、幅度在5-10V之间的心脏收缩性调节刺激;以及

[0030] 递送除颤电击。

[0031] 在一些实施例中,所述心脏装置包括被配置为接触心脏内组织的至少两个引线电极。

[0032] 在一些实施例中,心脏内组织是以下中的一个:心室隔膜、左心室壁、右心室壁。

[0033] 在一些实施例中,所述装置包括至少两个引线电极,其被配置为定位在至少两个不同的心脏内位置中。

[0034] 在一些实施例中,所述至少两个不同的心脏内位置在所述右心室内。

[0035] 在一些实施例中,所述至少两个不同的心脏内位置沿着所述心室隔膜。

[0036] 在一些实施例中,所述至少两个不同的心脏内位置包括所述右心室和所述左心

室。

[0037] 在一些实施例中,所述电路被配置为检测心动过速发作,并且其中所述脉冲发生器被配置为如果在抗心动过速起搏脉冲的递送之后检测到的心动过速发作继续,则递送除颤脉冲。

[0038] 在一些实施例中,所述电路被配置为通过经由所述至少一个引线电极测量R-R间隔来检测所述心动过速发作。

[0039] 在一些实施例中,所述电路被配置为在测量到180-250BPM之间的心率时检测到所述心动过速发作。

[0040] 在一些实施例中,所述抗心动过速起搏脉冲是双相脉冲。

[0041] 在一些实施例中,所述脉冲发生器被配置为生成将要经由所述至少两个引线电极递送的同步抗心动过速起搏脉冲。

[0042] 在一些实施例中,所述脉冲发生器被配置为同时生成所述抗心动过速起搏脉冲。

[0043] 在一些实施例中,所述脉冲发生器被配置为生成在它们之间具有时间延迟的所述同步抗心动过速起搏脉冲,使得经由两个引线电极中的一个施加的脉冲以距经由所述至少两个引线电极中的第二电极施加的脉冲预定的时间延迟来递送。

[0044] 在一些实施例中,根据在正常心脏功能期间经由所述至少两个电极在所述至少两个不同心脏位置测量的R波出现之间的时间差来选择所述预定时间延迟。

[0045] 在一些实施例中,所述脉冲发生器被配置为生成具有选自5-10毫秒之间的不同持续时间的抗心动过速起搏脉冲。

[0046] 根据一些实施例的一个方面,提供了一种经由植入式心脏装置进行抗心动过速起搏的方法,包括:

[0047] 检测心动过速发作;

[0048] 递送组合具有不同持续时间的抗心动过速起搏脉冲的脉冲序列。

[0049] 在一些实施例中,脉冲持续时间在0.1-10毫秒之间。

[0050] 在一些实施例中,所述抗心动过速起搏脉冲包括宽起搏脉冲和窄起搏脉冲,其中宽起搏脉冲包括2-10毫秒之间的持续时间,且窄起搏脉冲包括0.1-5毫秒之间的持续时间。

[0051] 在一些实施例中,递送包括递送多个窄起搏脉冲,随后递送多个宽起搏脉冲。

[0052] 在一些实施例中,递送包括递送包括脉冲对的序列,其中在每对中,窄起搏脉冲之后是宽起搏脉冲,所述窄起搏脉搏和所述宽起搏脉冲在同一心动周期内递送。

[0053] 在一些实施例中,在由所述窄脉冲触发的不应期期间递送所述宽起搏脉冲。

[0054] 在一些实施例中,递送包括递送持续时间逐渐增加的起搏脉冲序列。

[0055] 在一些实施例中,每个脉冲比其之前脉冲长至少10%。

[0056] 在一些实施例中,递送包括递送持续时间逐渐减小的起搏脉冲序列。

[0057] 在一些实施例中,每个脉冲比其之前脉冲短至少10%。

[0058] 根据一些实施例的一个方面,提供了一种经由植入式心脏装置进行抗心动过速起搏的方法,包括:

[0059] 检测心动过速发作;

[0060] 经由定位成与至少两个不同的心脏内位置中的组织接触的至少两个电极来递送抗心动过速起搏脉冲。

[0061] 在一些实施例中,所述方法还包括在正常心脏功能期间测量在所述至少两个不同的心脏内位置中R波出现之间的时间差。

[0062] 在一些实施例中,根据测量的时间差来设置递送到两个不同的心脏内位置的起搏脉冲之间的时间间隔。

[0063] 除非另有定义,否则本文中使用的所有技术和/或科学术语具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的含义相同的含义。尽管在本发明的实施例的实践或测试中可使用与本文所述的方法和材料类似或等效的方法和方法和材料,但下文将描述示例性方法和/或材料。在发生冲突的情况下,以包括定义在内的专利说明书为准。此外,所述材料、方法和实例仅为说明性的,且并非旨在必然进行限制。

[0064] 本发明实施例的方法和/或系统的实施方式可涉及手动、自动或其组合执行或完成所选择的任务。此外,根据本发明的方法和/或系统的实施例的实际仪器和设备,可通过硬件、通过软件、或通过固件或者通过使用它们操作系统的组合来实现若干选择的任务。

[0065] 例如,根据本发明实施例的用于执行所选任务的硬件可被实现为芯片或电路。作为软件,根据本发明实施例的所选任务可被实现为由计算机使用任何合适的操作系统执行的多个软件指令。在本发明的示例性实施例中,根据如本文所述的方法和/或系统的示例性实施例的一个或多个任务由诸如用于执行多个指令的计算平台这样的数据处理器来执行。可选地,数据处理器包括用于存储指令和/或数据的易失性存储器和/或非易失性存储装置,例如,用于存储指令或数据的磁硬盘和/或可移动介质。可选地,还提供了网络连接。还可选地提供显示器和/或诸如键盘或鼠标这样的用户输入设备。

附图说明

[0066] 本文仅通过示例的方式,参考附图描述本发明的一些实施例。现在具体参考附图的细节,要强调的是,所示的细节是通过示例的方式并且是为了说明性地讨论本发明的实施例的目的。在这方面,结合附图进行的描述使得对本领域的技术人员来说可如何实践本发明的实施例是显而易见的。

[0067] 在图中:

[0068] 图1A-C是显示根据一些实施例的植入式心脏装置的三种示例性配置的示意图;

[0069] 图2是根据一些实施例的植入式心脏装置的部件的框图;

[0070] 图3A是示出根据一些实施例的抗心动过速起搏的图;

[0071] 图3B示意性地示出了根据一些实施例的抗心动过速起搏脉冲对心脏组织的潜在影响;

[0072] 图3C-D示意性地示出了根据一些实施例在室性心动过速状况的两个实例中ATP脉冲对心脏组织的作用场;

[0073] 图4是根据一些实施例的用于经由一个或多个心脏内电极递送用于治疗心动过速的增强起搏脉冲的一般方法的流程图;

[0074] 图5是示出根据一些实施例的通过向至少两个不同的心脏位置递送同步起搏脉冲的抗心动过速起搏的图;

[0075] 图6是根据一些实施例的用于根据在至少两个不同心脏位置处的R波发生的测量时间间隔来对递送到该两个不同的心脏位置的抗心动过速起搏进行计时的方法的流程图;

[0076] 图7是示出通过向至少两个不同的心脏位置递送根据在这两个位置处R波发生的时间间隔定时的起搏脉冲来进行抗心动过速起搏的图;

[0077] 图8是根据一些实施例的用于递送脉冲序列的方法的流程图,该脉冲序列组合宽起搏脉冲和窄起搏脉冲用于治疗心动过速;

[0078] 图9是示出根据一些实施例的通过宽起搏脉冲和窄起搏脉冲的第一示例性组合进行抗心动过速起搏的图;

[0079] 图10是示出根据一些实施例的通过宽起搏脉冲和窄起搏脉冲的第二示例性组合进行抗心动过速起搏的图;

[0080] 图11是示出根据一些实施例的通过宽起搏脉冲和窄起搏脉冲的第三示例性组合进行抗心动过速起搏的图;以及

[0081] 图12是示出根据一些实施例的通过宽起搏脉冲和窄起搏脉冲的第四示例性组合进行抗心动过速起搏的图。

具体实施方式

[0082] 在其一些实施例中,本发明涉及抗心动过速(ATP)起搏,并且更具体地但非排他地涉及ATP脉冲的递送,所述ATP脉冲具有被选择为有效终止心律失常的幅度和/或持续时间。

[0083] 一些实施例的广泛方面涉及抗心动过速起搏,其中在心脏内递送的起搏脉冲具有相对高的功率和/或长的持续时间。在一些实施例中,ATP脉冲参数(诸如脉冲幅度、脉冲持续时间、施加频率、施加定时、序列中的脉冲数量和/或其他参数)被选择为中断快速性心律失常并超越自然节律。在一些实施例中,例如与受较弱和/或较短脉冲影响的组织区域相比,ATP脉冲参数被选择为影响相对大面积的心脏组织。可选地,例如与较弱和/或较短脉冲捕获的心肌细胞的数量相比,ATP脉冲被设置为捕获更大量的心肌细胞。

[0084] 在一些实施例中,ATP脉冲各自具有例如7-10V、5-10V、3-8V之间的幅度或中间、更高或更低的幅度和/或5-10毫秒、2-10毫秒、7-12毫秒之间的持续时间或中间、更长或更短的持续时间。在一些实施例中,脉冲幅度的上阈值被选择为足够低以便仍然能够将信号递送到心脏组织本身(到心脏内组织)而不会有可能由过高的电压引起的对组织的损伤风险。ATP脉冲幅度的上阈值的示例可包括10V、9V、11V或中间、更高或更低的电压。

[0085] 在一些实施例中,ATP脉冲是双相脉冲。在一些实施例中,多个ATP脉冲被顺序递送,在随后的脉冲之间的时间间隔例如在150毫秒和400毫秒之间。

[0086] 在一些实施例中,ATP脉冲经由接触心脏内组织的多个引线电极(例如1、2、3、4、5、6、8或中间的、更大或更小数量的电极)递送。可选地,电极接触心脏内壁,例如被放置为与心肌组织导电接触。

[0087] 利用例如本文所述的参数递送到心脏中的抗心动过速起搏的潜在优点可包括更快地和/或利用较小的脉冲量(例如,与使用较弱和/或较短的脉冲相比)中断心律失常。更强和/或更长脉冲的另一个潜在优点可包括改善的兴奋性信号的传导,这是例如因为更长和/或更强的信号可有效地捕获位于受损组织区域附近的心肌细胞,在受损组织区域,信号传导可减慢或使信号沿着替代传导路径传递。

[0088] 一些实施例的一个方面涉及将ATP脉冲递送到至少两个不同的心脏内位置。在一些实施例中,ATP脉冲经由植入装置的两个或多个电极递送,每个电极接触不同的心脏组织

部位。电极可定位在例如右心室内的两个位置处;在沿着心室隔膜的两个位置处;一个电极位于隔膜处且一个电极在右心室或左心室内;一个电极在右心室中且另一个电极在左心室中;和/或其他位置。

[0089] 在一些实施例中,经由至少两个电极递送的ATP脉冲序列是同步的。可替换地,ATP脉冲序列在递送到每个位置的脉冲之间以预定延迟来递送。在一些实施例中,根据可选地由两个电极测量的两个位置处R波出现之间的时间差来定时延迟。

[0090] 一些实施例的一个方面涉及组合不同持续时间的脉冲的ATP脉冲序列。

[0091] 在一些实施例中,脉冲序列组合宽起搏脉冲(例如,具有5-10毫秒之间的持续时间)和窄起搏脉冲(如,具有0.1-2毫秒之间的连续时间)。在一些实施例中,多个窄脉冲之后是多个宽脉冲。在一些实施例中,递送宽脉冲和窄脉冲对,每个对包括例如窄脉冲之后的宽脉冲,该宽脉冲可选地在由窄脉冲触发的不应期期间递送。

[0092] 在一些实施例中,序列的脉冲在持续时间上逐渐增加,例如,每个脉冲比其之前脉冲长至少10%、至少20%、至少40%或中间、更大或更小的百分比。可替换地,在一些实施例中,序列的脉冲在持续时间上逐渐减小,例如,每个脉冲比其之前脉冲短至少10%、至少20%、至少40%或中间、更大或更小的百分比。

[0093] 一些实施例的一个方面涉及一种植入式心脏装置,其被配置为用于递送具有例如本文所述的参数(例如幅度、持续时间、频率)的ATP脉冲。在一些实施例中,该装置被提供有适于生成相对强的ATP脉冲的供电装置(例如电池)和电路。

[0094] 在一些实施例中,该装置被配置为用于例如经由该装置的一个或多个引线电极(其也递送信号)和/或经由该装置的一个或多个传感器来检测心脏发作和/或心动周期特征。

[0095] 在一些实施例中,当测量或估计的心率高于180BPM、高于200BPM、高于230BPM或中间、更高或更低阈值时,(例如通过装置电极)检测到心动过速发作。作为回应,ATP脉冲被递送用于治疗心动过速发作。

[0096] 在一些实施例中,该装置被植入心脏外部,例如锁骨下区域,并且该装置的一个或多个引线延伸到心脏中,其中引线的电极被放置成与心脏组织接触。附加地或可替换地,在一些实施例中,装置的一个或多个引线被定位在心脏外部,例如,电极被定位在心包空间中。

[0097] 在一些实施例中,该装置是被配置为用于递送多个信号类型的组合功能装置。在一些实施例中,该装置被配置为用于生成和递送以下中的一个或多个:ATP脉冲、双心室起搏脉冲、心脏收缩性刺激、除颤电击。不同的信号类型可在幅度、持续时间、信号相对于心动周期的定时、频率、所需刺激的次数等方面彼此不同。

[0098] 在详细解释本发明的至少一个实施例之前,应当理解,本发明的应用不一定局限于以下描述中列出和/或附图和/或示例中示出的部件和/或方法的构造和布置的细节。本发明能够具有其他实施例,或者能够以各种方式实践或实施。

[0099] 现在参考附图,图1A-C是显示根据一些实施例的植入式心脏装置的三个示例性配置的示意图。

[0100] 参考图1A,在一些实施例中,植入式装置101包括脉冲发生器103。在一些实施例中,脉冲发生器103包括壳体109,其封装例如:供电装置(例如电池)、被配置为用于定时和

生成电脉冲的控制电路(例如控制器)、感测电路、通信电路、存储器装置和/或其他操作模块。

[0101] 在一些实施例中,一个或多个刺激引线诸如105、107可操作地连接到脉冲发生器并且从壳体向外延伸。在一些实施例中,引线经由壳体的多个端口(未示出)连接到装置壳体。在一些实施例中,对一个或多个引线的激活的控制经由开关电路,例如装置控制器的开关电路。

[0102] 在一些实施例中,引线包括被外部绝缘层包围的一个或多个电线。在一些实施例中,引线由具有不同极性的两条导线组成。在一些实施例中,引线的导线被卷绕。

[0103] 在一些实施例中,脉冲发生器103被植入心脏外部,例如锁骨下区域中。可选择地,经由微创手术进行植入。

[0104] 在一些实施例中,脉冲发生器103的壳体例如在左胸附近被皮下植入。

[0105] 在一些实施例中,引线105和107从脉冲发生器103延伸,并且引线的至少远端部分被植入心脏111内。在一些实施例中,如图所示,两个导线穿过右心房113,进入右心室114,并在其远端接触心室隔膜115。在一些实施例中,每个引线在不同的位置接触隔膜。

[0106] 在一些实施例中,每个引线端部为尖端电极(参见引线107的117、引线105的119)。尖端电极可被配置为接触电极、旋入电极、缝合电极、自由浮置电极和/或其他类型。

[0107] 在一些实施例中,引线中的一个或两个包括环形电极(参见引线107的121、引线105的123),该环形电极沿着引线位于尖端电极的近侧。

[0108] 在一些实施例中,环形和/或尖端电极被植入心脏的右心室或右心房中。

[0109] 在一些实施例中,尖端电极形成有螺纹,以便螺纹连接到组织中。或者,尖端电极被单独放置成与组织接触。

[0110] 在一些实施例中,引线中的一个或两个包括除颤线圈(参见引线107的125)。可选地,线圈125沿着导线定位在尖端电极附近和/或环形电极附近。

[0111] 在一些实施例中,线圈被植入右心室、右心房或腔静脉中。

[0112] 在一些实施例中,导线的尖端电极锚定到心室隔膜的组织。这可潜在地改善与组织的接触,并减少引线的不期望的移动和/或脱离。

[0113] 参考图1B,在一些实施例中,植入式装置包括单个引线151,其包括多个间隔开的电极152(例如,2、3、4、5、6、8或中间的、更大或更小数量的电极)。可选地,导线151例如通过冠状窦被引入左心室153。附加地或替代地,将具有多个电极的单个导线引入右心室。

[0114] 参见图1C,在一些实施例中,植入式装置包括多个引线,包括例如:右心室引线161、163;左心室引线165;以及可选地引入到右心房的引线167。

[0115] 应该注意,一个或多个引线可定位在其他位置,从而具有不同的效果圈和/或靶向不同的组织。

[0116] 在一些实施例中,导线被植入心脏外部,并且一个或多个附加导线被植入到心脏内部。

[0117] 在一些实施例中,一个或多个引线电极被用作传感器,例如用于测量心动周期的R波幅度和/或RR间隔。

[0118] 图2是根据一些实施例的植入式心脏装置的部件的框图。

[0119] 在一些实施例中,装置200包括一个或多个引线216(可选地两个引线),其可选地

例如经由一个或多个相应的连接器(未示出)耦接到装置200(诸如耦接到装置壳体)。

[0120] 在一些实施例中,脉冲发生器204被配置为可选地根据来自控制器202的命令生成信号。在一些实施例中,脉冲发生器包括例如包括一个或多个电容器的供电电路。在一些实施例中,脉冲发生器包括电源或可操作地连接到电源,诸如电池。

[0121] 在一些实施例中,心室检测器206被提供并用于检测非典型心室激活,例如室性心动过速。

[0122] 在一些实施例中,心房检测器208被提供并用于检测非典型心房激活,例如心房颤动、心房扑动。

[0123] 在一些实施例中,传感器输入214可从例如电传感器或其他传感器,诸如流量、压力和/或加速度传感器这样的一个或多个传感器接收数据。可选地,一个或多个装置电极除了向组织递送信号之外或可替代向组织递送信号而被用作传感器。在一些实施例中,由传感器获得的数据(例如,由控制器202和/或由检测器206、208)处理,并且可选地被用作装置200中的决策过程的输入。例如,在一些实施例中,ATP脉冲信号参数(例如幅度、宽度、脉冲之间的间隔、脉冲串的持续时间和/或其他参数)是响应于由装置传感器(可选地,装置电极)获取的数据而选择的。

[0124] 在一些实施例中,控制器202被配置为执行一个或多个逻辑以决定例如信号参数,诸如施加信号的时序、信号的幅度、信号的持续时间。

[0125] 在一些实施例中,控制器响应于从一个或多个传感器接收的数据来命令施加脉冲。例如,在检测到心率上升(可选地高于设定阈值)时,控制器命令施加起搏脉冲。

[0126] 在一些实施例中,控制器根据治疗计划命令施加脉冲。可选地,控制器对计划进行改变,以例如补偿与治疗计划的实时偏差(例如,跳过的刺激)。在一些实施例中,控制器生成用于利用信号给装置的一个或多个引线通电的命令。可选地根据治疗计划生成命令。在一些实施例中,根据控制器生成的命令,电流经由一个或多个引线传导,并且可选地传导到由一个或多个引线接触的组织。

[0127] 在一些实施例中,可选地提供存储器218,以例如存储逻辑、过去的效果、治疗计划、不良事件和/或脉冲参数。

[0128] 在一些实施例中,控制器和/或存储器被编程有一个或多个治疗计划(可选地为特定患者设置)和/或一个或多个后备治疗计划。

[0129] 在一些实施例中,控制器指的是在特定心脏事件(例如,感测到的心动过速发作)和用于治疗该事件的指令之间建立联系的查找表、数据库等。

[0130] 在一些实施例中,可选地提供日志记录器210以存储装置200和/或患者的活动。这样的日志和/或编程可使用通信模块212将数据从装置200发送到例如程序员、医生、医院或诊所数据库。在一些实施例中,通信模块被配置为接收数据,例如,要编程到装置中的脉冲参数。

[0131] 图3A是示出根据一些实施例的抗心动过速起搏的图。

[0132] 在一些实施例中,例如本文所述的植入心脏装置被配置为生成并递送抗心动过速起搏脉冲301。在一些实施例中,如图所示,脉冲作为双相波形被递送。在一些实施例中,递送脉冲串。在一些实施例中,脉冲串包括矩形或方波波形。

[0133] 在一些实施例中,单个起搏脉冲301的宽度(或持续时间)303在5-10毫秒、3-7毫

秒、5-15毫秒之间或中间、更长或更短。可选地,脉冲宽度高于2毫秒、4毫秒、6毫秒或中间、更长或更短。

[0134] 在一些实施例中,单个起搏脉冲301的幅度305在7-10伏、5-8伏、3-12伏之间,或者中间、更高或更低的幅度。可选地,脉冲幅度高于7伏、高于8伏、高于9伏或中间、更高或更低。

[0135] 在一些实施例中,连续脉冲之间(即,连续脉冲的前沿之间)的时间间隔307在200-500毫秒之间,例如250毫秒、300毫秒、400毫秒或中间、更短或更长的间隔。

[0136] 在一些实施例中,脉冲宽度×脉冲幅度值大于15伏×毫秒、25伏×毫秒、50伏×毫秒和70伏×毫秒或中间、更大或更小。可选地,脉冲宽度×脉冲幅度在35-100伏×毫秒之间、50-75伏×毫秒、20-60伏×毫秒或中间、更高或更低。

[0137] 在一些实施例中,被配置为用于施加幅度例如在7.5V-10V之间的抗心动过速起搏脉冲的心脏装置被提供有适于生成这种相对高电压的脉冲的供电装置和电路。

[0138] 图3B示意性地示出了根据一些实施例的抗心动过速起搏脉冲对心脏组织的潜在影响。

[0139] 在一些实施例中,ATP脉冲经由至少一个电极355递送,该电极355接触位于心脏内部的组织。在该示例中,电极355位于与心室隔膜接触的位置。电极可定位在其中的附加心脏内位置包括右心室壁、左心室壁、心脏隔膜。在一些实施例中,一个或多个电极位于右心房和/或左心房中。

[0140] 在一些实施例中,通过提供具有适于中断心律失常和恢复正常窦性心律的参数的刺激来递送起搏脉冲以治疗室性心动过速。在一些实施例中,起搏脉冲例如通过以比快速性心律失常心率更高的速率进行起搏来被定时以断开再入电路,从而“接管”该周期。

[0141] 在一些实施例中,ATP脉冲在足够短的时间段内递送,以减少或防止现有心律失常加速的风险。

[0142] 在一些实施例中,所递送的ATP脉冲比本领域已知的普通ATP脉冲更宽(更长)和/或更强(具有更高的幅度),例如,每个脉冲具有0.5-2毫秒之间的宽度。

[0143] 例如,所递送的脉冲比通常使用的ATP脉冲的长度(持续时间)长至少50%、至少80%、至少100%、至少120%或中间、更大或更小的百分比。增强的(更宽和/或更强的)ATP脉冲的潜在优点可包括例如与受标准(本领域已知)ATP脉冲影响的组织区域(如353示意性地指示的)相比,影响心脏组织的更大区域(如351示意性地示出的)。可选地,增强的脉冲影响更多的心肌细胞,例如,发出它们收缩的信号。例如,与标准ATP相比,这可以允许更快地和/或用更少量的ATP脉冲来中断心律失常。

[0144] 更强和/或更长脉冲的另一个潜在优点可包括兴奋性信号改善的传导,这是例如因为更长和/或更强的信号可有效地捕获位于受损组织区域附近的心肌细胞,在受损组织区域,信号传导可能减慢或使信号沿着替代传导路径穿过。

[0145] 在一些实施例中,更强和/或更长的ATP脉冲对组织的作用场影响沿着左心室壁和右心室壁延伸的浦肯野纤维。ATP脉冲对浦肯野纤维的直接刺激可改善心室壁组织的传导和激活。

[0146] 图3C-D示意性地示出了根据一些实施例的在室性心动过速状况的两个示例中ATP脉冲对心脏组织的作用场。

[0147] 图3C示意性地显示了例如经由两个电极371、373递送到两个心脏内位置的ATP脉冲的效果。在一些实施例中,如本示例中所示,电极位于与心室隔膜375的组织接触的位置。

[0148] 在一些情况下,室性心动过速涉及再入周期,该再入周期发生和/或由例如受损或有疤痕的组织377这样的传导受损的组织引起。在这种情况下,动作电位可能在受损或有疤痕的组织周围传播,并引起细胞的新的(或更新的)激活,这可能导致心动过速。

[0149] 在一些实施例中,为了治疗心动过速,经由至少两个电极施加ATP脉冲。如图所示,可选地以同步方式在另外两个心脏内位置施加ATP脉冲的潜在优点可包括更有效地抑制再入周期,这是例如因为由所施加的ATP脉冲生成的动作电位从两个电极位置行进并且可选地同时影响更大部分的组织,从而“接管”再入周期。

[0150] 图3D示意性地显示了例如经由两个电极381、383递送到两个心脏内位置的ATP脉冲的效果。在一些实施例中,如本示例中所示,电极位于与心室隔膜385的组织接触的位置。在一些情况下,室性心动过速是由局灶性致心律失常部位387引起的,该部位充当以高速率激活收缩的起搏器。

[0151] 在一些实施例中,为了治疗心动过速,经由至少两个电极施加ATP脉冲。如图所示,在另外两个心脏内位置可选地以同步方式施加ATP脉冲的潜在优势可包括抑制局灶性心律失常发生部位,并“捕获”心脏其他部位的额外组织区域,从而潜在地减少局灶性心律失常部位的影响。

[0152] 图4是根据一些实施例的用于经由一个或多个心脏内电极递送用于治疗心动过速的增强起搏脉冲的通常方法的流程图。

[0153] 在一些实施例中,(例如由医生)决定治疗患者(401)。在一些实施例中,选择用于治疗的患者是患有心律失常例如心动过速的患者。在一些实施例中,选择患有诸如心力衰竭、充血性心力衰竭和/或类似症状的心脏病的患者进行治疗。

[0154] 在一些实施例中,被配置为用于例如通过ATP对心脏进行起搏的心脏装置被植入患者体内(403)。在一些实施例中,该装置包括:脉冲发生器,其可选地植入心脏外部,例如锁骨下区域中;以及一个或多个用于向心脏递送信号的引线。

[0155] 在一些实施例中,检测到室性心动过速发作(405)。在一些实施例中,当心率高于阈值时,例如,高于160BPM、高于187BPM、高于200BPM、高于230BPM或中间、更高或更低的速率时,检测到室性心动过速。在一些实施例中,187-250BPM之间的心率指示心动过速。在一些实施例中,当心动周期长度(心跳)在240-320毫秒、260-300毫秒、220-320毫秒之间或中间、更高或更低范围时,检测到室性心动过速。

[0156] 在一些实施例中,心率和/或心动周期长度由植入的装置测量,例如由装置电极测量。在一些实施例中,根据电极测量的R-R间隔来计算心率和/或心动周期长度。

[0157] 在一些实施例中,对装置进行编程,使得在检测到心动过速发作时,ATP脉冲经由一个或多个与心脏内位置接触,例如与心肌组织接触的设备电极,来递送(407)。

[0158] 在一些实施例中,两个电极接触两个不同的心脏内位置。在一些实施例中,电极接触沿着心室隔膜的至少两个不同位置。在一些实施例中,电极接触左心室壁的至少两个不同位置。在一些实施例中,电极接触右心室壁的至少两个不同位置。在一些实施例中,一个电极接触左心室壁,且另一个接触右心室壁。在一些实施例中,电极接触心室隔膜右侧中的至少两个不同位置。

[0159] 将ATP脉冲递送到至少两个组织位置的潜在优点可包括增加中断心动过速再入的可能性。可选地,由于同时影响电极接触的两个位置处的组织区域,心动过速被中断。可选地,由于起搏脉冲以根据动作电位的自然传播方向和/或速度确定的顺序(例如具有时间间隔)施加到至少两个位置,心动过速被中断。

[0160] 在某些情况下,再入局灶点位于有疤痕或受损的心肌组织处或其附近。可选地,心脏装置的一个或多个电极可定位在疑似再入局灶点附近或该局灶点处。

[0161] 在一些实施例中,ATP脉冲以例如如上文图3A中所描述的参数来递送。

[0162] 在一些实施例中,在一些脉冲具有比其他脉冲更高的幅度和/或更长的持续时间的情况下,递送脉冲的组合。可选地,脉冲成对递送,例如,每对在单个心动周期内递送。在一个示例中,例如在由第一脉冲触发的不应期期间首先提供短脉冲且其次提供较长脉冲。

[0163] 在一些实施例中,脉冲的持续时间和/或幅度逐渐增加。

[0164] 在一些实施例中,如果尽管施加ATP脉冲而心动过速继续,则递送更强的除颤脉冲(409)。在一些实施例中,除颤脉冲在施加ATP脉冲期间的设定数量的心动周期之后递送,例如,在2个周期之后、在4个周期之后、在6个周期之后或在10个周期之后或者中间、较大或较小的数量的周期之后。在一些实施例中,除颤脉冲能量在10-100焦耳之间,例如,30焦耳、50焦耳、25焦耳或中间、更高或更低的能量。

[0165] 与直接施加除颤脉冲相反,递送ATP脉冲用于靶向室性心动过速的潜在优点可包括减少或防止可能由于除颤脉冲递送的强电击而发生的对心脏组织的损伤。

[0166] 具有例如本文所述幅度(例如7-10V)的ATP脉冲的潜在优点可包括提高刺激以接管心动过速节律的能力,这潜在地减少递送除颤脉冲的需要。

[0167] 以下是被配置为递送多个心脏刺激信号的植入心脏装置的操作方案的示例,包括但不限于:起搏信号(例如心室起搏信号)、除颤信号、心脏收缩性调节信号和/或抗心动过速起搏信号。在一个示例中,植入式设备被配置为用于生成和递送以下所有刺激类型:双心室起搏、ATP脉冲、心脏收缩性调节信号、除颤电击。

[0168] 被配置为用于组合的CRT、CCM、ICD和/或ATP治疗的植入式装置的示例性操作方案:

[0169] 在一些实施例中,当BPM在正常范围内时,该装置递送双心室起搏(CRT心脏再同步治疗)。

[0170] 可选地,在部分时间和/或在预定义的定时期间,该装置递送心脏收缩性调节(CCM)刺激,诸如非兴奋性刺激。在一些实施例中,CCM刺激在正常窦性心律期间被递送。在一些实施例中,CCM刺激具有7-10V之间的幅度和4-6毫秒之间的持续时间。心脏收缩性调节刺激可选地在心室不应期期间,例如在CRT起搏之后0.5-5毫秒递送。在一些实施例中,CCM刺激经由接触心室隔膜的一个或多个引线递送。

[0171] 在一些实施例中,当信号的电场刺激这样的心室组织,例如左心室、右心室和/或心室隔膜时,选择心脏收缩性调节刺激以增加心室的收缩性。在一些实施例中,收缩性调节是通过信号引起的磷蛋白聚糖的磷酸化来提供的。在本发明的一些实施例中,收缩性调节是由信号引起的蛋白质转录和/或mRNA生成方面的变化,可选地以胎儿基因程序逆转的形式,引起的。

[0172] 在一些实施例中,如果装置检测到高于特定阈值的BPM,例如BPM＞180、BPM＞200、

BPM＞160或中间、更高或更低阈值,则具有例如本文所述参数的ATP脉冲信号由装置递送。

[0173] 在一些实施例中,如果BPM在某个时间段内(例如在例如编程到装置中的预定义的时间段内)继续为高,和/或如果最初检测到的BPM高于第二阈值,例如BPM＞250、BPM＞300、BPM＞280、BPM＞320或中间的较高或较低阈值,则由装置递送除颤电击。

[0174] 在一些实施例中,由装置控制器例如响应于由装置的一个或多个电极和/或由装置的一个或多个传感器和/或设备外部的一个或者多个传感器获得的测量值,来确定要施加哪种类型的信号、选择哪种信号参数以及何时对信号计时。

[0175] 图5是示出根据一些实施例通过向至少两个不同的心脏位置递送同步起搏脉冲来进行抗心动过速起搏的图。

[0176] 在一些实施例中,ATP脉冲例如经由至少两个装置电极被递送到至少两个间隔开的心脏位置。在一些实施例中,电极接触沿着心室隔膜的至少两个不同位置。在一些实施例中,电极接触左心室壁的至少两个不同位置。在一些实施例中,电极接触右心室壁的至少两个不同位置。在一些实施例中,一个电极接触左心室壁,且另一个接触右心室壁。在一些实施例中,多个电极与右心室组织接触,并且多个电极与左心室组织接触。

[0177] 在一些实施例中,经由图中的两个电极(指示为“通道1”和“通道2”)中的每一个递送的信号的参数如例如上面针对图3A所描述的。应注意的是,信号参数不限于所描述的那些。用于递送到两个或更多个位置的起搏脉冲的附加信号参数可包括例如1-20V、5-15V、8-13V之间的幅度,或者中间、更高或更低的幅度;以及例如在0.1-20毫秒、1-10毫秒、5-15毫秒之间的宽度或中间、更长或更短的宽度。

[0178] 图6是根据一些实施例的用于根据在至少两个不同心脏位置处的R波发生的测量时间间隔来对递送到该两个不同的心脏位置的抗心动过速起搏进行计时的方法的流程图。

[0179] 在一些实施例中,植入例如本文所述的心脏装置(601)。

[0180] 在一些实施例中,例如在正常窦性心律期间测量和/或估计心脏的电活动。在一些实施例中,可选地经由定位在至少两个不同心脏位置中的装置电极来对R波发生进行计时(603)。在一些实施例中,通过对R波发生进行定时,可通过确定两个不同位置之间的R波发生的时间间隔来估计自然电信号的传播。

[0181] 在一些实施例中,例如当测量的心率高于阈值时,例如高于160BPM、高于187BPM、高于200BPM、高于230BPM或中间、更高或更低的速率时,检测到室性心动过速发作(605)。

[0182] 在一些实施例中,经由至少两个电极递送到至少两个不同心脏位置的ATP脉冲根据R波发生的测量间隔来计时(607)。

[0183] 在一些实施例中,ATP脉冲经由至少两个电极递送到至少两个心脏位置的顺序被设置为匹配例如在正常心脏功能期间发生的动作电位的自然传播方向。

[0184] 图7是示出通过向至少两个不同的心脏位置递送根据在这两个位置处R波发生的时间间隔定时的起搏脉冲来进行抗心动过速起搏的图。

[0185] 在所示的示例中,经由第二通道递送的ATP信号以距经由第一通道递送的ATP信号0.1-5毫秒、2-4毫秒、1-6毫秒之间的延迟来提供,或者以中间的、更长的或更短的时间段来提供。

[0186] 在一些实施例中,ATP信号的频率(例如,经由每个通道递送的信号的频率)被选择为足够高,以覆盖快速性心律失常发作并恢复正常窦性心律。在一些实施例中,ATP脉冲速

率在150-300BPM、200-600BPM、180-240BPM之间或中间、更高或更低的速率。

[0187] 在一些实施例中,根据可选地被预编程到装置控制器中的定义的顺序将脉冲递送到多个心脏部位(例如,2、3、4、6或中间、更高或更低数量的部位)。可选地,根据信号在整个心脏组织中的解剖传播来设置递送到不同部位的顺序。

[0188] 图8是根据一些实施例的用于递送脉冲序列的方法的流程图,该脉冲序列组合宽起搏脉冲和窄起搏脉冲用于治疗心动过速。

[0189] 在一些实施例中,植入例如本文所述的心脏装置(801)。

[0190] 在一些实施例中,在检测到室性心动过速发作时(803),包括宽起搏脉冲(持续时间较长的脉冲)和窄脉冲(持续期较短的脉冲)的组合的ATP脉冲序列由植入装置递送(805)。

[0191] 在一些实施例中,宽起搏脉冲的每一个长度在2-10毫秒之间,诸如3毫秒、5毫秒、8毫秒或中间、更长或更短的持续时间。在一些实施例中,窄起搏脉冲的每一个长度在0.2-2毫秒之间,例如0.5毫秒、1毫秒、1.5毫秒或中间、更长或更短的脉冲持续时间。

[0192] 在一些实施例中,每个起搏脉冲的幅度在7-10伏、5-8伏、3-12伏之间,或者中间、更高或更低的幅度。可选地,脉冲幅度高于7伏、高于8伏、高于9伏或中间、更高或更低。

[0193] 在图9-12中显示组合了持续时间变化的脉冲的ATP脉冲序列的各种示例。

[0194] 在图9的示例中,ATP脉冲序列包括多个双相窄脉冲901(例如,1、4、6、8、10、16、20个脉冲或中间的、更大或更小数量),随后是多个宽脉冲903(例如1、4、6、8、10、16、20个脉冲或中间的、更大或更小数量)。

[0195] 在图10的示例中,ATP脉冲序列包括交替模式,其中双相窄脉冲1001之后是双相宽脉冲1003等等。

[0196] 在图11的示例中,ATP脉冲序列包括持续时间随时间增加的双相脉冲。可选地,脉冲持续时间以诸如0.5毫秒、1毫秒、1.5毫秒、2毫秒或中间、更长或更短的恒定间隔增加。

[0197] 在图12的示例中,ATP脉冲序列包括连续的对,其中每对由窄脉冲1201(例如0.2-1毫秒长)和宽脉冲1203(例如5-10毫秒长)组成。在一些实施例中,每对在单个心动周期期间递送。在一些实施例中,该对的宽脉冲被定时为在由之前的窄脉冲触发的不应期期间递送。

[0198] 可替换地,在一些实施例中,每对包括宽脉冲,随后是窄脉冲。

[0199] 可选地,每对窄脉冲的起始和宽脉冲的起始之间的时间间隔在20-50毫秒之间、30-40毫秒之间、10-30毫秒之间,或者中间的、更长或更短的间隔。可选地,顺序对之间(诸如,在第一对的起始和第二对的起始之间)的时间间隔在200-400毫秒、100-300毫秒、250-350毫秒之间,或者中间、更长或更短。

[0200] 术语“包括”、“包括了”、“包含”、“包含了”、“具有”及其共轭词的意思是“包括但不限于”。

[0201] 术语“由……组成”是指“包括并限于”。

[0202] 术语“基本上由……组成”是指组合物、方法或结构可包括额外的成分、步骤和/或部分,但前提是额外的成分、步骤和/或者部分不会实质性地改变所要求保护的组合物、方法或者结构的基本和新颖特性。

[0203] 如本文所用,除非上下文另有明确规定,否则单数形式“一”、“一个”和“所述”包括复数形式。例如,术语“化合物”或“至少一种化合物”可以包括多种化合物,包括它们的混合

物。

[0204] 贯穿本申请,本发明的各种实施例可以以范围格式呈现。应当理解,范围格式的描述仅仅是为了方便和简洁,且不应当被解释为对本发明范围的不灵活限制。因此,对范围的描述应该被认为已经具体公开了所有可能的子范围以及该范围内的各个数值。例如,对诸如1至6的范围的描述应当被认为已经具体公开了诸如1至3、1至4、1至5、2至4、2至6、3至6等的子范围,以及该范围内的单个数字,例如1、2、3、4、5和6。这适用于范围的宽度。

[0205] 无论何时在本文中指示数字范围,其都意味着包括所指示范围内的任何引用数字(分数或整数)。短语"在"第一指示数字和第二指示数字"之间的范围/范围"和"从"第一指示数字"到"第二指示数字"的范围/范围"在本文中可互换地使用,并且意味着包括第一指示数字和第二指示数字以及其间的所有小数和整数。

[0206] 如本文中所使用的,术语"方法"是指用于完成给定任务的方式、手段、技术和程序,包括但不限于化学、药理学、生物学、生物化学和医学领域的从业者已知的或容易从已知的方式、手段、技术和程序发展而来的那些方式、手段,技术和程序。

[0207] 如本文中所使用的,术语"治疗"包括消除、实质上抑制、减缓或逆转疾病的进展,实质上改善疾病的临床或美学症状,或实质上防止疾病的临床和美学症状的出现。

[0208] 应当理解,为了清楚起见,在分隔实施例的上下文中描述的本发明的某些特征也可在单个实施例中组合提供。相反,为了简洁起见,在单个实施例的上下文中描述的本发明的各种特征也可单独提供,或者以任何合适的子组合提供,或者在本发明的任何其他描述的实施例中适当地提供。在各种实施例的上下文中描述的某些特征不被认为是那些实施例的基本特征,除非该实施例在没有这些元件的情况下是不起作用的。

[0209] 申请人的意图是,本说明书中提及的所有出版物、专利和专利申请都将通过引用整体并入说明书中,就好像每个单独的出版物、专利或专利申请在被引用时都被特别地且单独地指出,其将通过引用结合于此。此外,在本申请中引用或识别任何参考文献不应被解释为承认该参考文献可作为本发明的现有技术获得。在使用章节标题的范围内,不应将其解释为必然的限制。此外,本申请的任何优先权文件通过引用的方式全部并入本文。

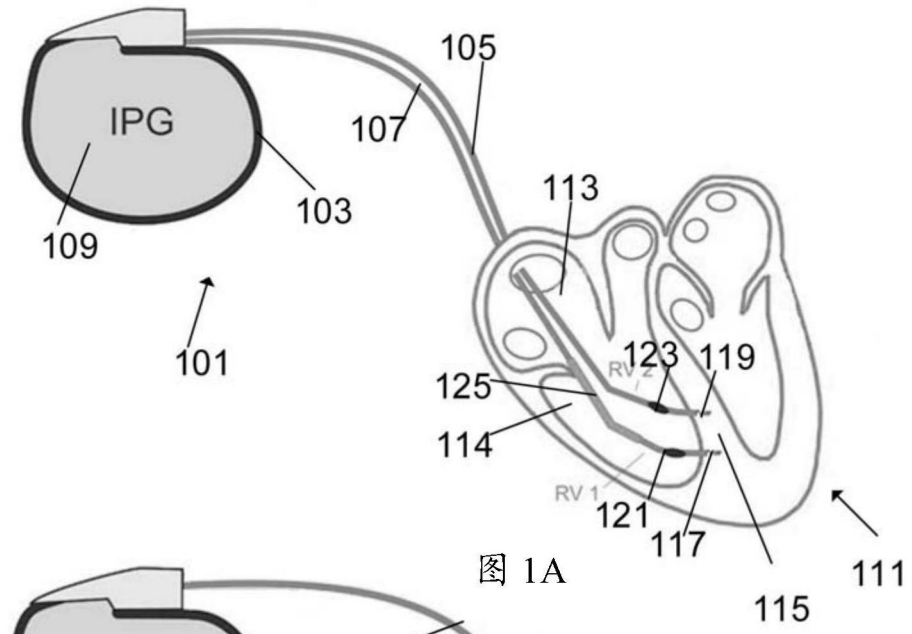

IPG
105
107
113
103
109
101
123
119
125
114
121
117
111
115

图 1A

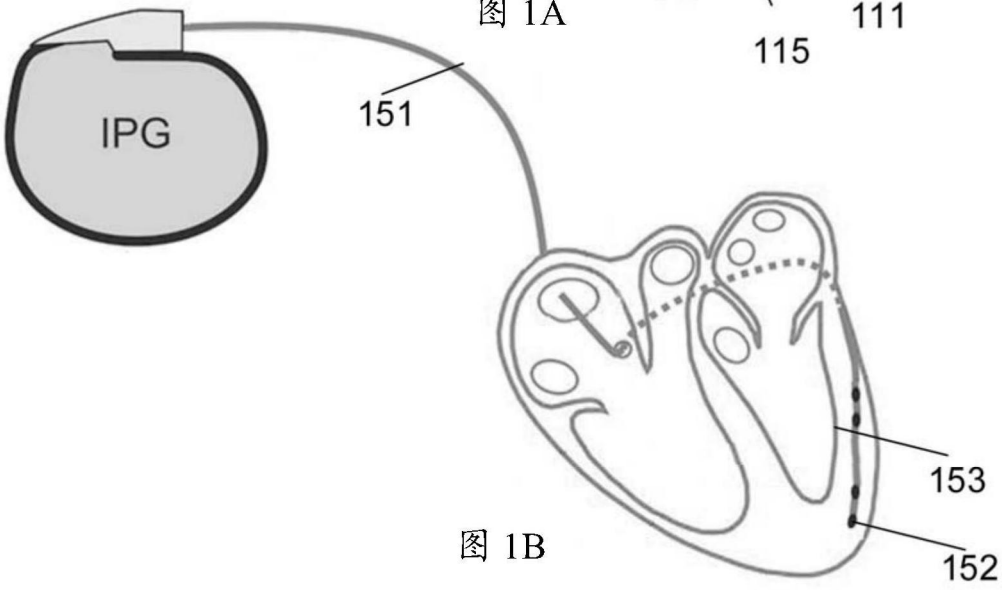

IPG
151
153
152

图 1B

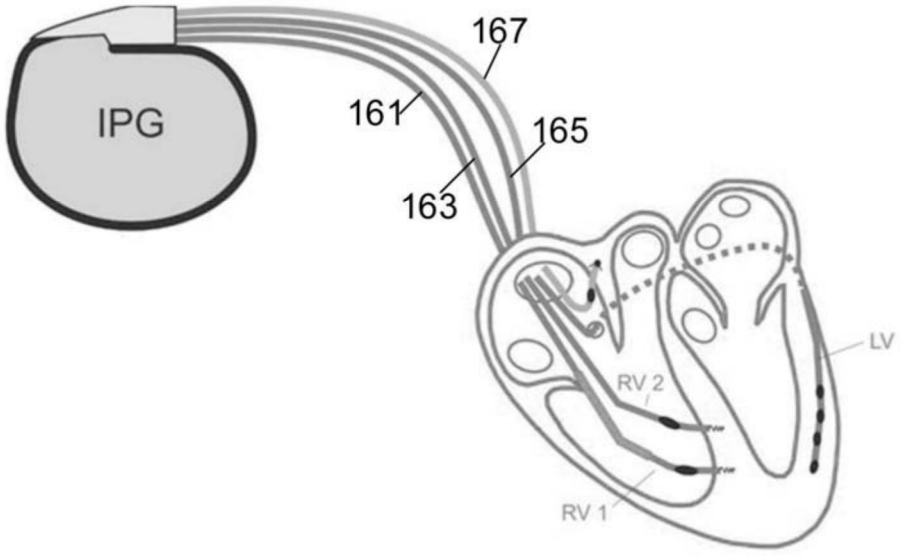


图1C

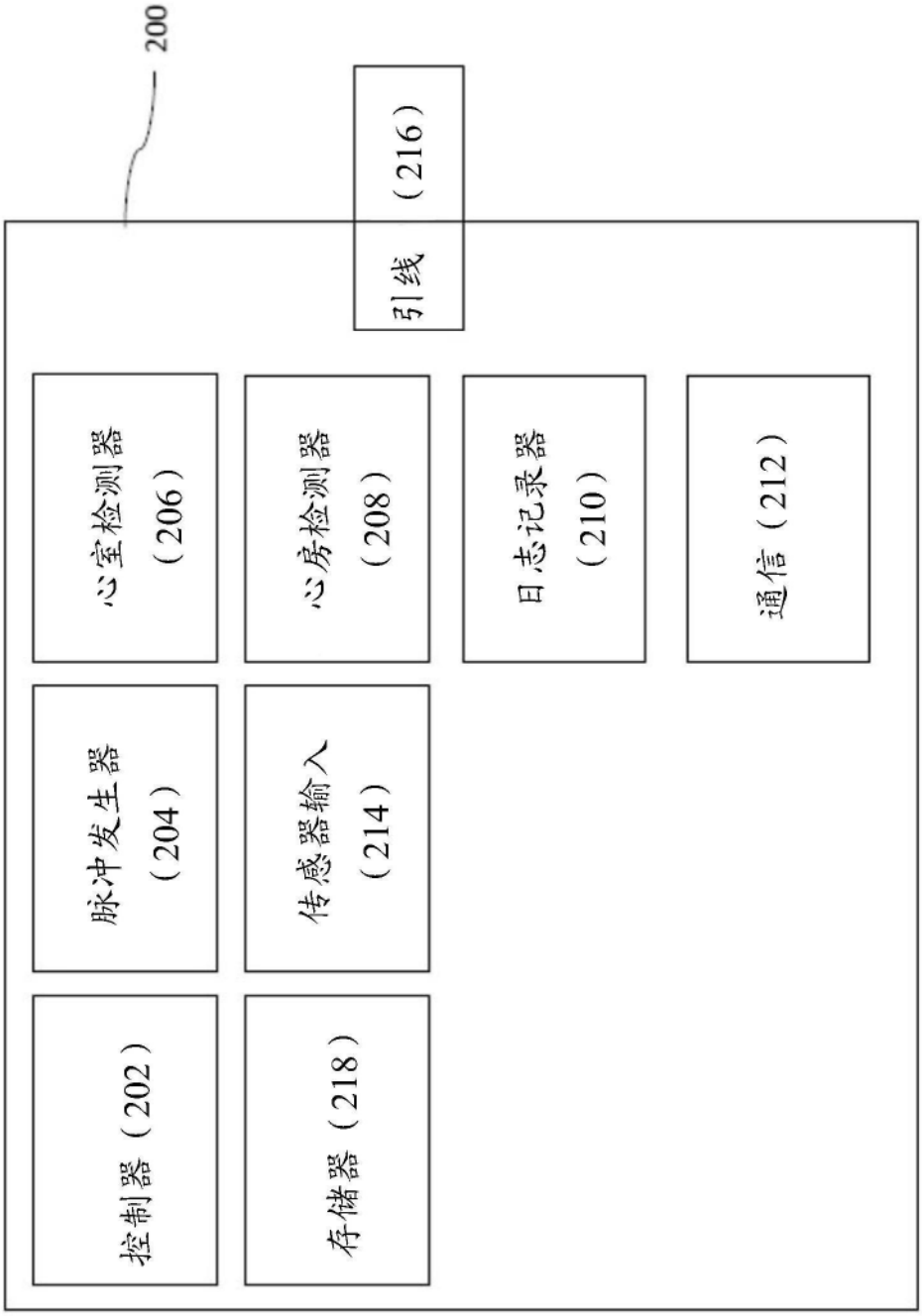

200
引线（216）
心室检测器（206）
心房检测器（208）
日志记录器（210）
通信（212）
脉冲发生器（204）
传感器输入（214）
控制器（202）
存储器（218）

图2

具有增强脉冲的 ATP

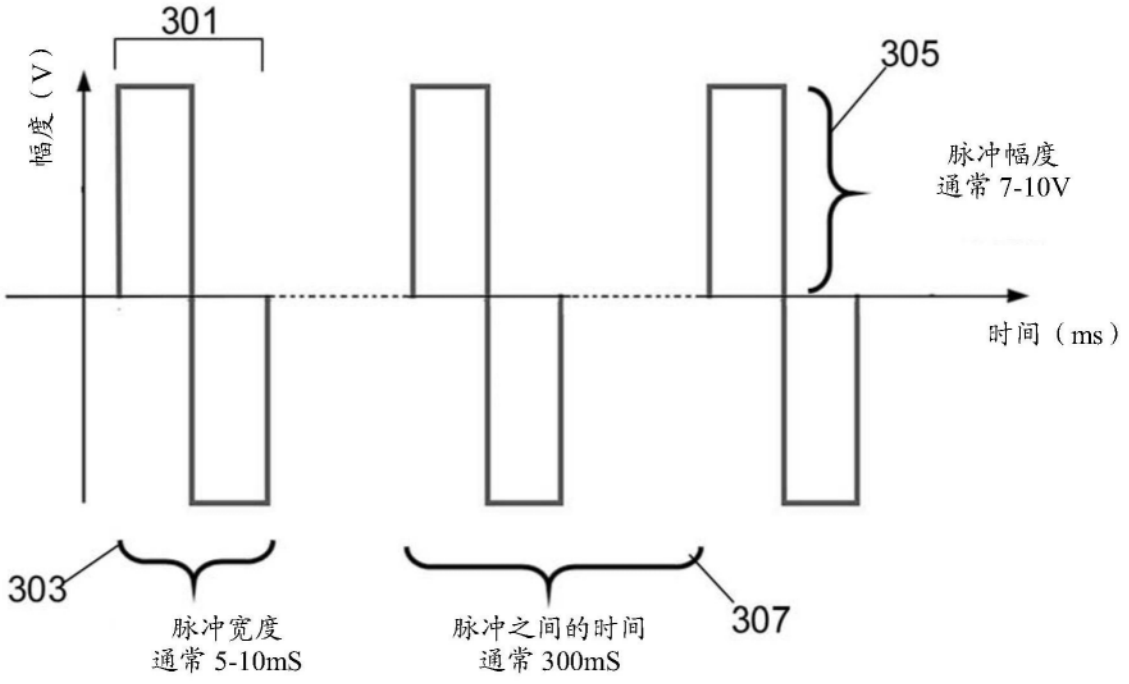


图3A

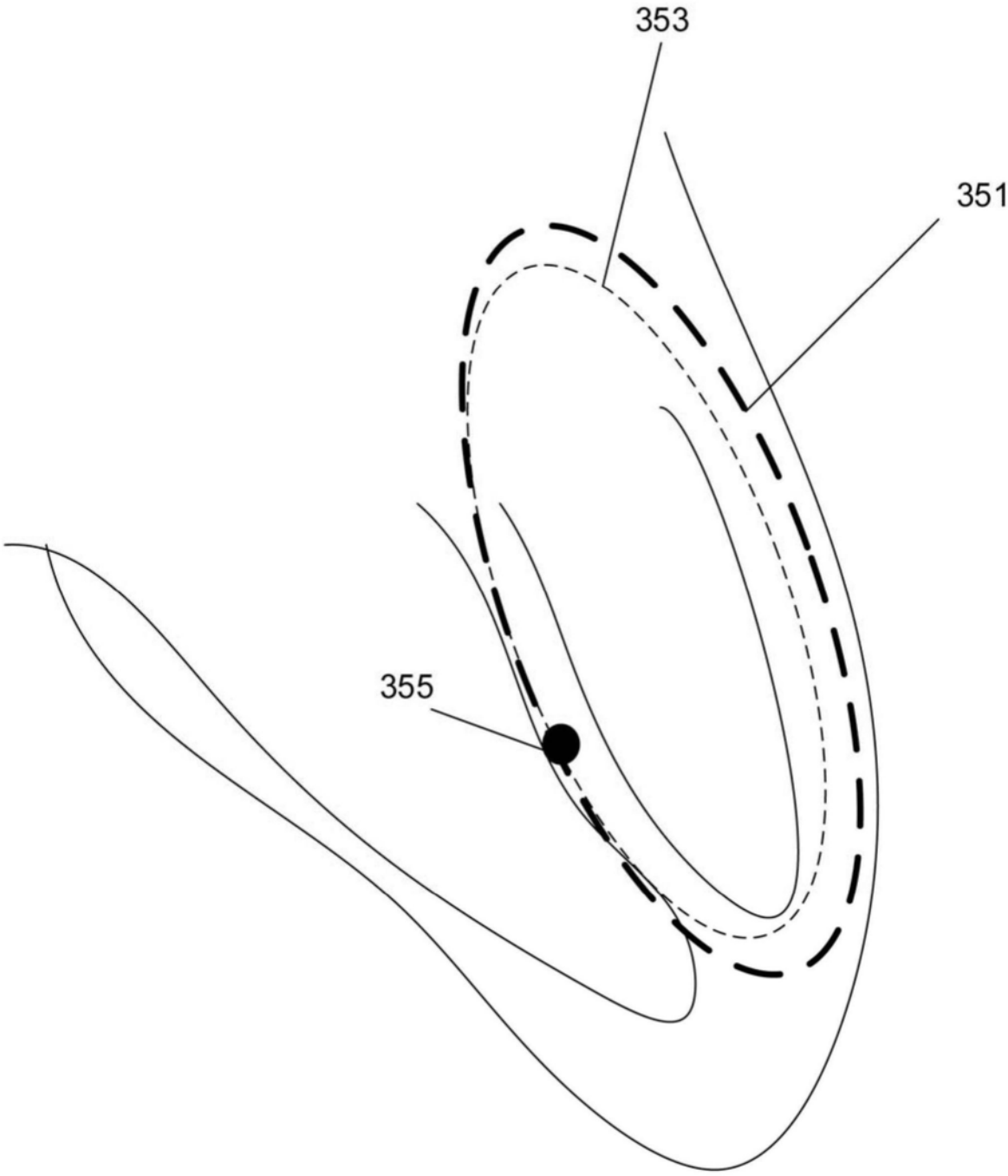


图3B

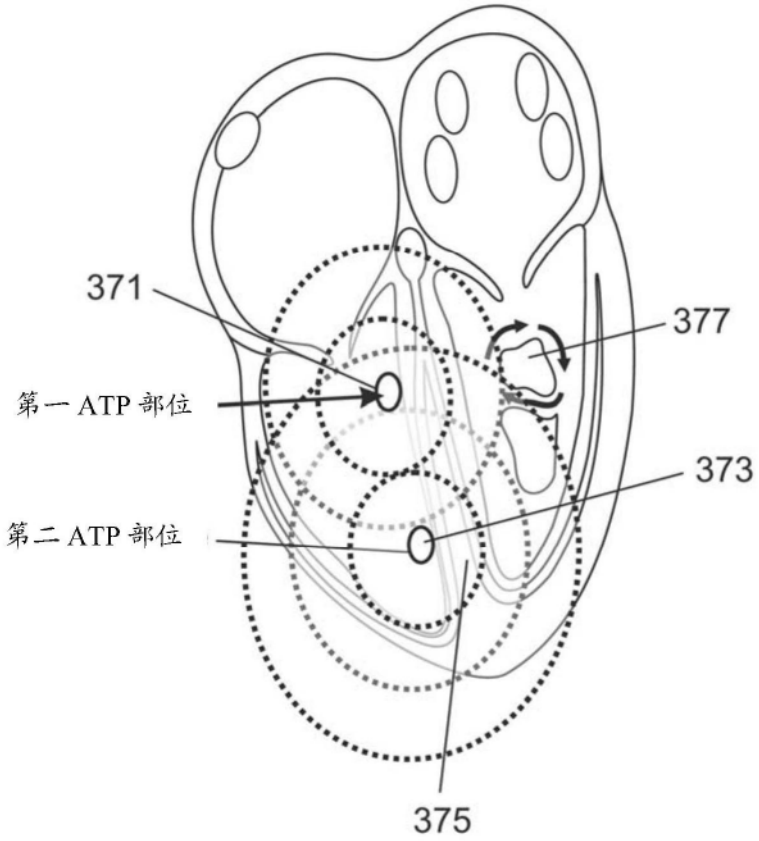


图3C

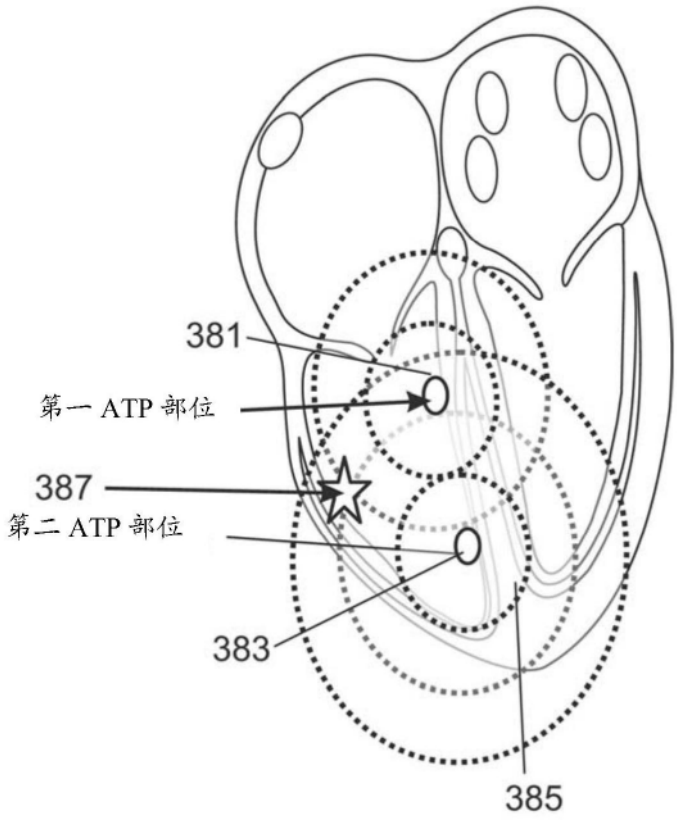


图3D

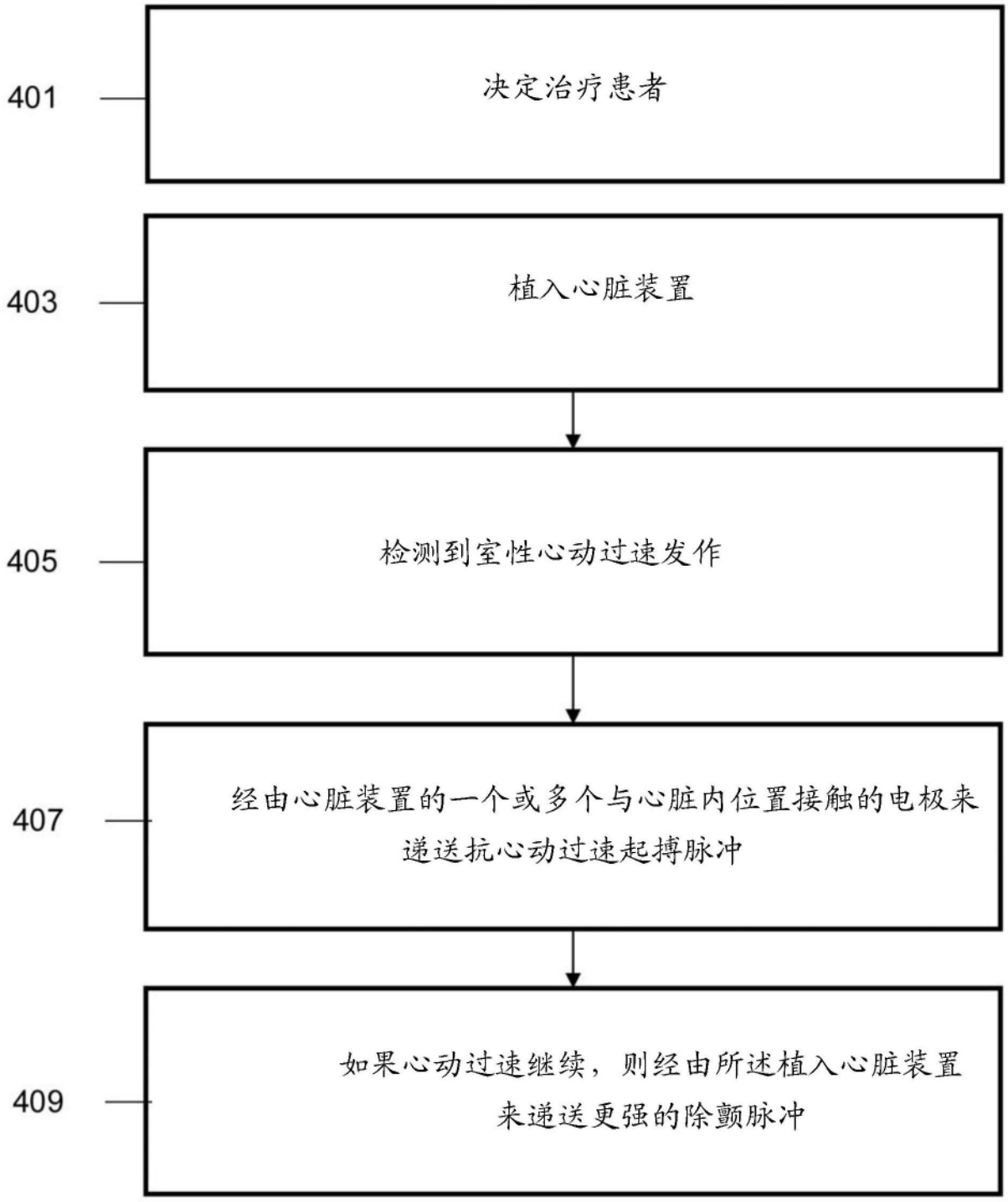

401
决定治疗患者
403
植入心脏装置
405
检测到室性心动过速发作
407
经由心脏装置的一个或多个与心脏内位置接触的电极来递送抗心动过速起搏脉冲
409
如果心动过速继续，则经由所述植入心脏装置来递送更强的除颤脉冲

图4

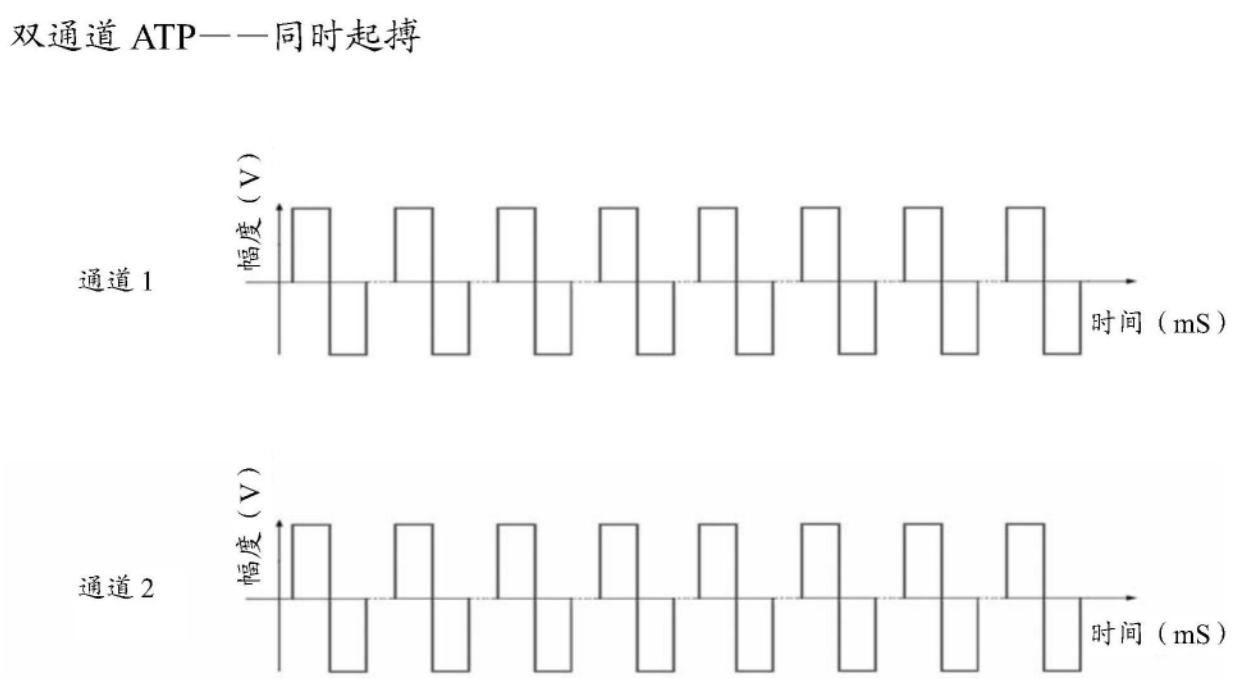


图5

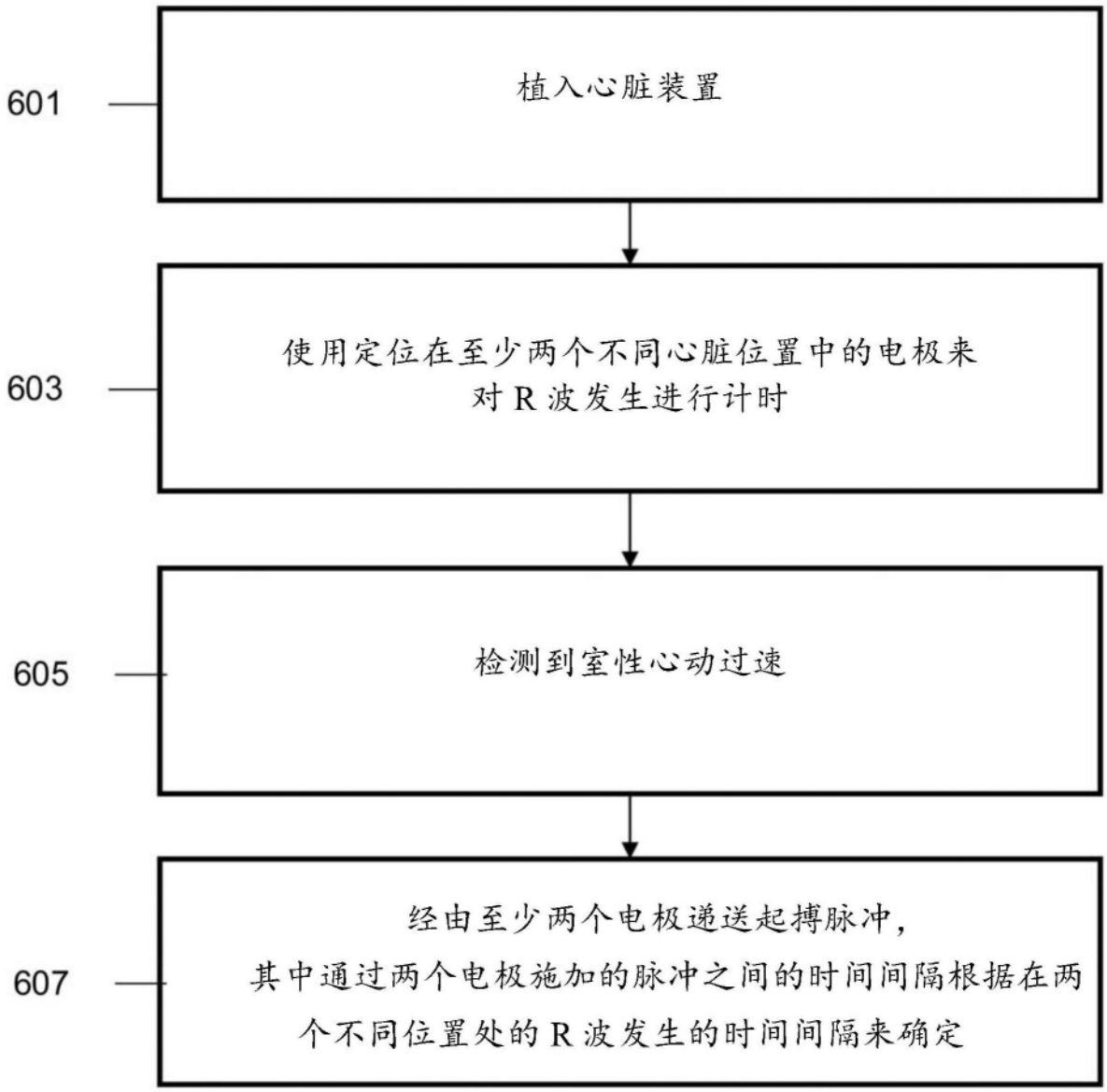

601
植入心脏装置
603
使用定位在至少两个不同心脏位置中的电极来对R波发生进行计时
605
检测到室性心动过速
607
经由至少两个电极递送起搏脉冲，其中通过两个电极施加的脉冲之间的时间间隔根据在两个不同位置处的R波发生的时间间隔来确定

图6

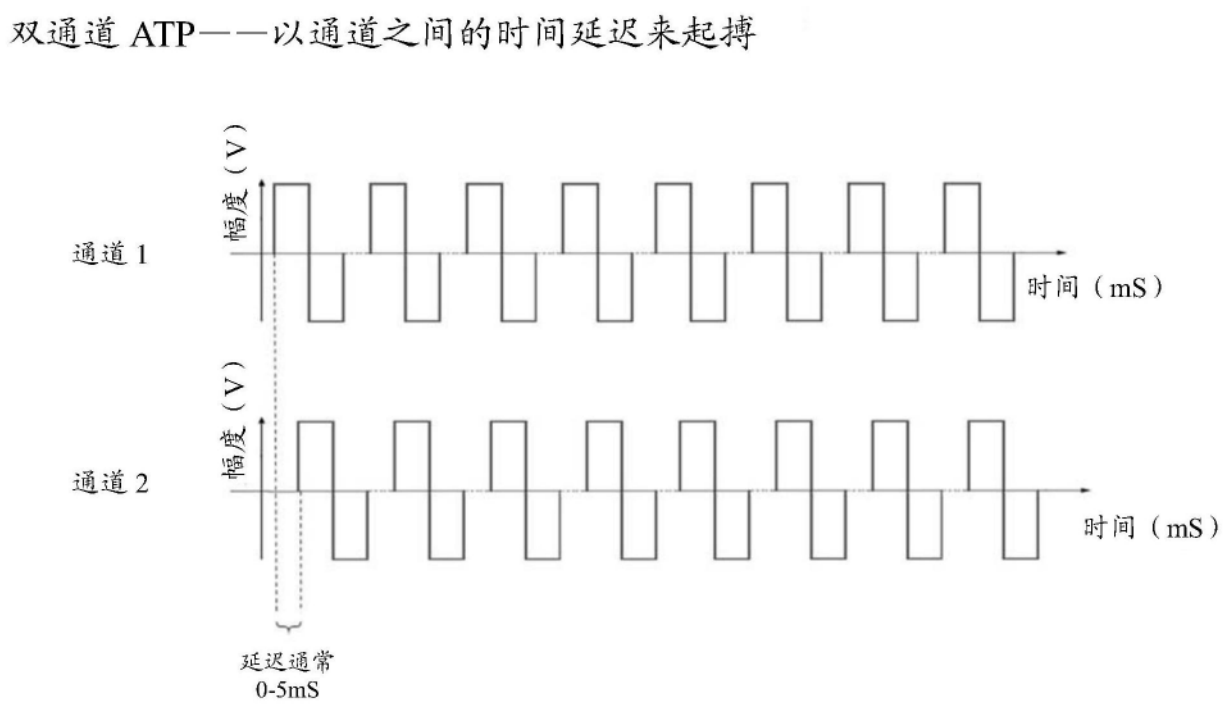

双通道 ATP——以通道之间的时间延迟来起搏
通道 1
幅度（V）
时间（mS）
通道 2
幅度（V）
时间（mS）
延迟通常
0-5mS

图7

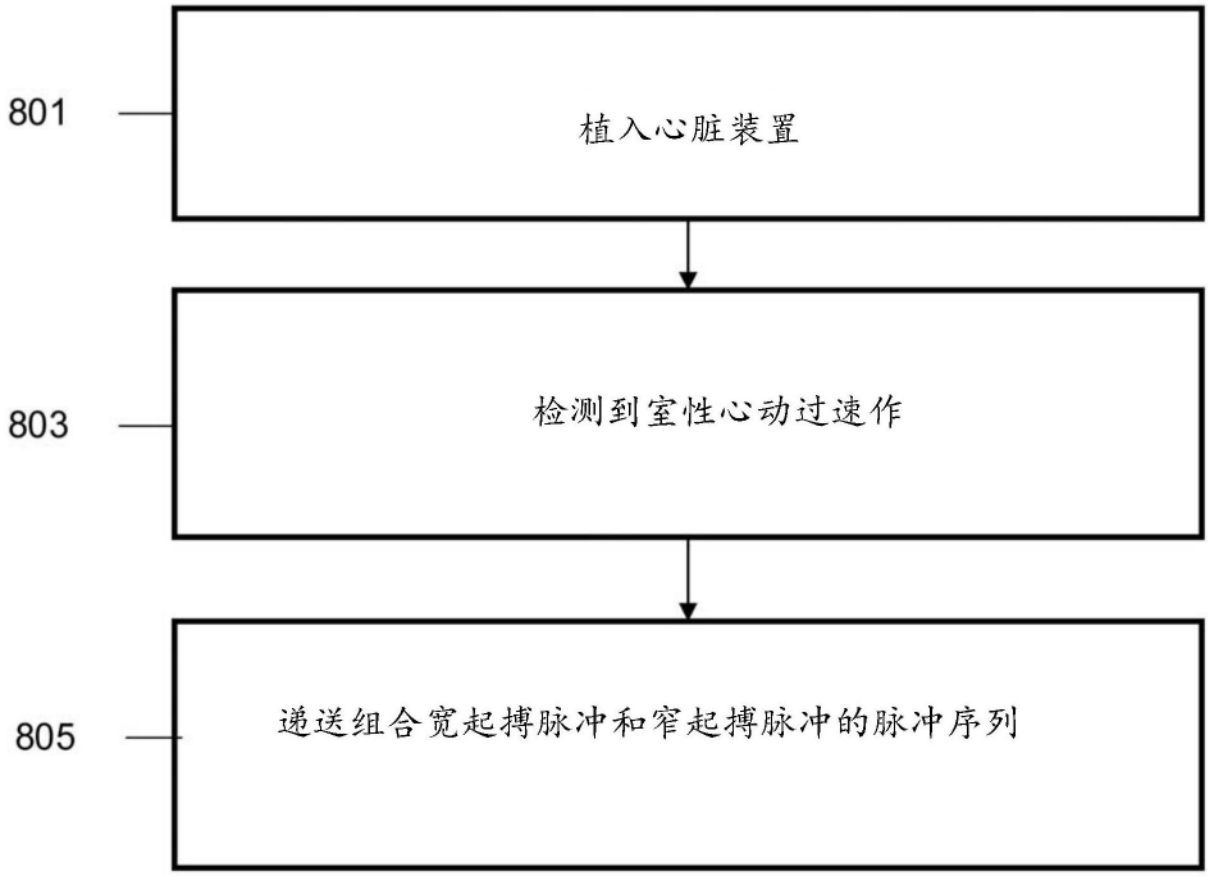

801
植入心脏装置
803
检测到室性心动过速作
805
递送组合宽起搏脉冲和窄起搏脉冲的脉冲序列

图8

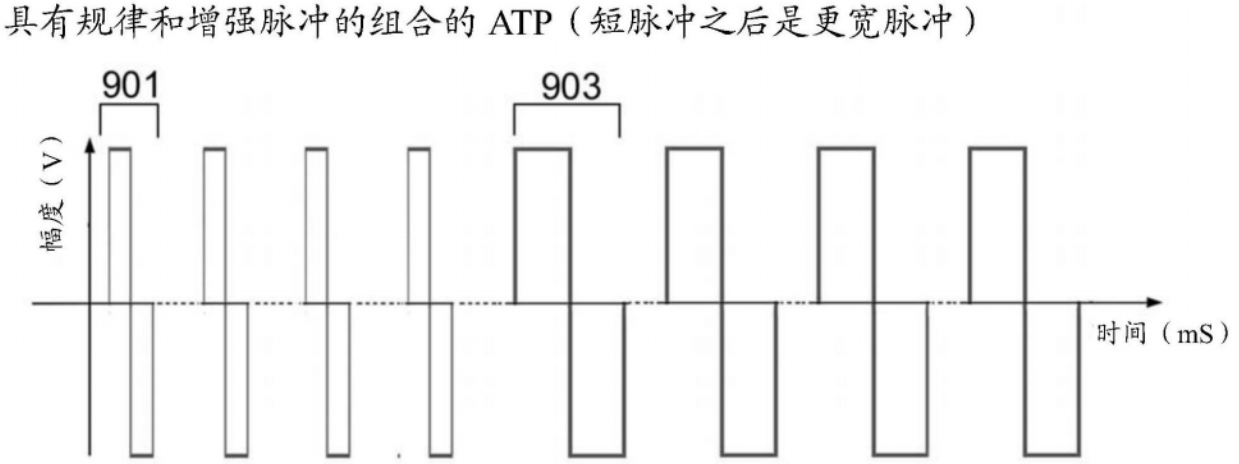

具有规律和增强脉冲的组合的 ATP（短脉冲之后是更宽脉冲）
901
903
幅度（V）
时间（mS）

图9

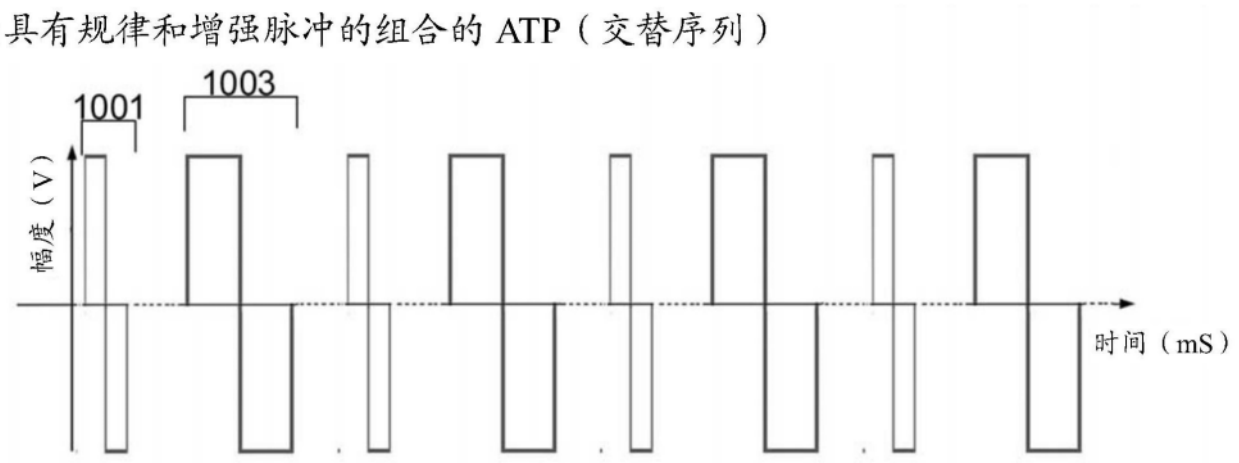

具有规律和增强脉冲的组合的 ATP（交替序列）
1001
1003
幅度（V）
时间（mS）

图10

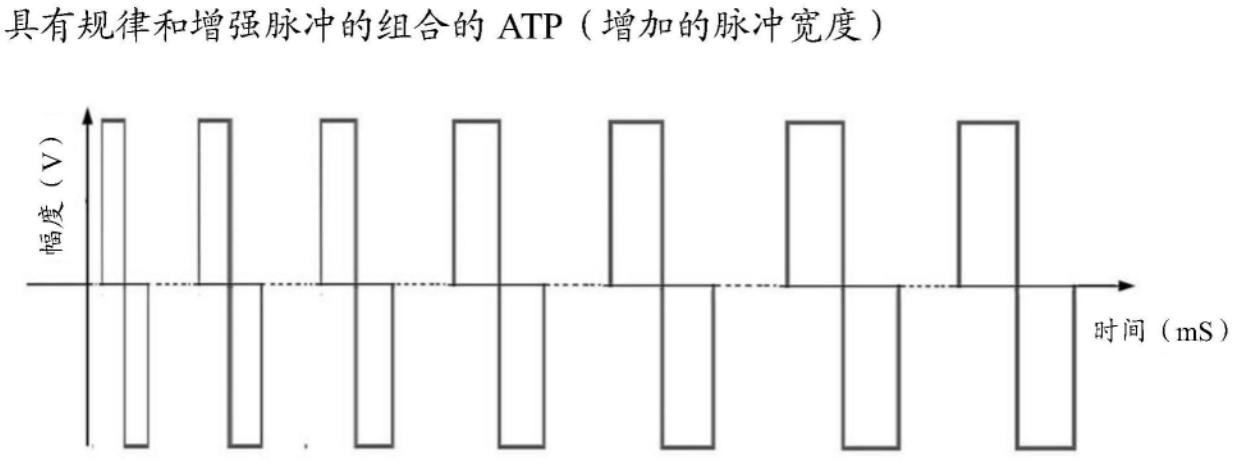

具有规律和增强脉冲的组合的 ATP（增加的脉冲宽度）
幅度（V）
时间（mS）

图11

具有规律和增强脉冲的组合的 ATP（一个心动周期内的短和宽脉冲的对）

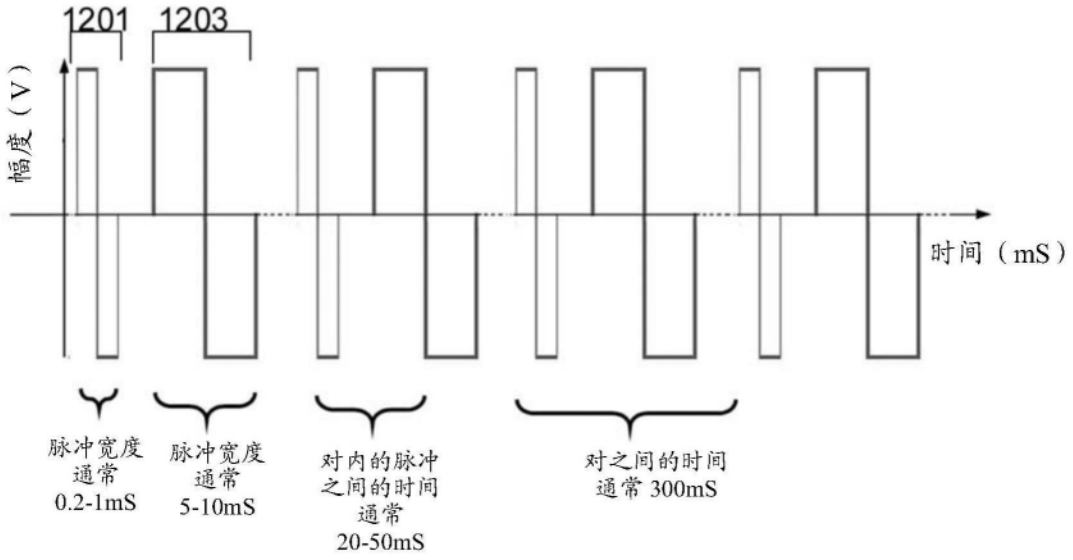


图12