



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348184 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680061951.7

(22)申请日 2016.10.20

(30)优先权数据

62/245,757 2015.10.23 US

62/245,738 2015.10.23 US

62/245,762 2015.10.23 US

62/245,729 2015.10.23 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/057825 2016.10.20

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/070295 EN 2017.04.27

(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 艾米·珍·布里斯本

维努戈帕尔·阿拉瓦塔姆

克日什托夫·Z·西尔耶科

迪帕·马哈詹 凯文·G·威卡

基思·L·赫尔曼

斯蒂芬·J·哈恩

(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.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/0468(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61N 1/39(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

A61N 1/362(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

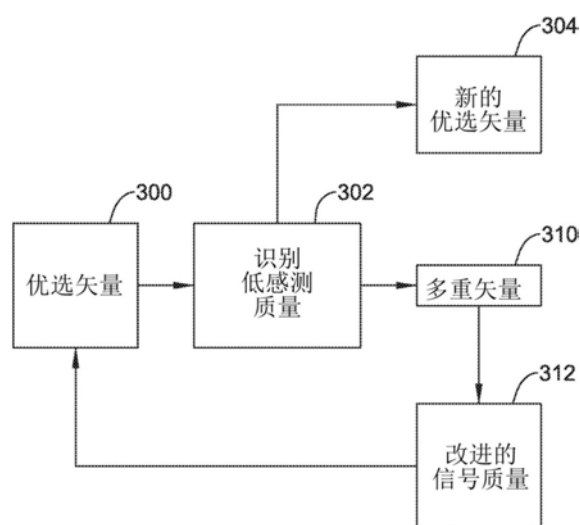
权利要求书4页 说明书18页 附图15页

(54)发明名称

使用混合方法在心脏装置中的多矢量感测

(57)摘要

用于组合来自多个感测矢量的多个信号以用于可穿戴或可植入心脏装置的方法和装置。例如在临床条件下,可以在给定的时间点处选择优选的感测配置。然后监视优选的感测配置的信号质量,并且如果在选定条件下信号质量下降,则重新分析可以被执行以选择不同感测矢量配置以供至少临时使用。如果信号质量对于优选的感测配置增加,则可以停止临时使用不同的感测矢量配置,并且如果满足某些条件则可以恢复到优选的感测配置。恢复的条件可以部分取决于优选感测配置的感测信号质量的历史。



1. 一种心律管理设备,具有用于分析包括至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的心脏信号的操作电路,以及第一感测通道和第二感测通道,其中所述操作电路被配置为使用所述至少第一感测矢量和第二感测矢量,所述操作电路包括:

第一装置,用于比较所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的一个或多个感测质量度量;

选择器装置,用于选择所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量中的一个作为优选感测配置;

实施器装置,用于实施所述优选感测配置以分析心脏信号;

第一识别器装置,用于识别所述优选感测配置的低感测信号质量,并且用于响应于识别低感测信号质量而触发也被包括在所述操作电路中的以下各项:

分析器装置,用于重新分析所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的感测质量度量;

第二识别器装置,至少如在所述优选感测配置的低感测质量时所评估的,用于识别比所述优选感测配置更佳的感测配置;

门控装置,其配置为如果满足一个或多个第一先决条件则使实施器装置实施更佳的感测配置以分析心脏信号;和

监视器装置,用于监视所述优选感测配置的信号质量,直到用于所述优选感测配置的低感测质量得到改善并且满足一个或多个第二先决条件为止,此时所述监视器装置被配置为使所述实施器装置返回以使用所述优选感测配置。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述优选感测配置使用来自单个心脏感测矢量的数据,并且所述更佳的感测配置使用来自多个心脏感测矢量的数据。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述优选感测配置使用来自单个心脏感测矢量的数据,并且所述更佳的感测配置使用来自与所述优选感测配置不同的心脏感测矢量的数据。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中所述优选感测配置使用来自单个心脏感测矢量的数据,并且所述更佳的感测配置使用来自以下任一项的数据:

相同的心脏感测矢量,但是具有与所述优选感测配置不同的一个或多个滤波或放大特性的不同应用;或者

与所述优选感测配置不同的心脏感测矢量。

5. 一种心律管理设备,具有用于分析包括至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的心脏信号的操作电路以及第一感测通道和第二感测通道,其中所述操作电路被配置为使用所述至少第一感测矢量和第二感测矢量,所述操作电路包括:

第一装置,用于比较所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的一个或多个感测质量度量;

选择器装置,用于选择所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的加权和作为优选感测配置;

实施器装置,用于实施所述优选感测配置以分析心脏信号;

第一识别器装置,用于识别所述优选感测配置的低感测信号质量,以及:

分析器装置,用于重新分析所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的感测质

量度量；

第二识别器装置，至少如在所述优选感测配置的低感测质量时所评估的，用于识别比所述优选感测配置更佳的感测配置；

如果满足一个或多个第一先决条件，则实施所述更佳的感测配置以分析心脏信号；和

监视器装置，用于监视所述优选感测配置的信号质量，直到所述优选感测配置的低感测质量得到改善并且满足一个或多个第二先决条件为止，此时所述操作电路被配置为返回以使用所述优选感测配置。

6. 根据权利要求1-5中任一项所述的设备，其中所述第一先决条件和第二先决条件包括确定当前没有快速心律失常正在进行。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的设备，其中所述第二先决条件包括确定自实施所述更佳的感测配置以来最小时间段已经过期。

8. 根据权利要求7所述的设备，其中所述操作电路包括计算器装置，所述计算器装置用于通过查看所述设备的历史来计算所述最小时间段、确定是否已经针对所述优选感测配置重复识别低感测信号质量并且从以下选择：

第一值，如果已经针对所述优选感测配置重复识别出低感测信号质量，则所述第一值比第二值长；或者

所述第二值。

9. 根据权利要求7所述的设备，其中所述操作电路包括计算器装置，所述计算器装置用于通过查看所述设备的历史来计算所述最小时间段、确定是否已经针对所述优选感测配置重复识别低感测信号质量并且从以下选择：

第一默认值；或者

超过感测信号质量的至少两次重复下降实例之间的时间段的值。

10. 根据权利要求1-9中任一项所述的设备，其中所述操作电路包括用于感测所述患者的姿势的传感器装置，并且所述先决条件中的至少一个包括确定所述患者保持单个姿势。

11. 根据权利要求1-9中任一项所述的设备，其中所述操作电路包括用于检测所述患者的活动水平的检测器装置，并且所述先决条件中的至少一个包括确定所述患者的活动水平低于或高于阈值。

12. 一种心律管理设备，具有用于分析包括至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的心脏信号的操作电路，以及第一感测通道和第二感测通道，其中所述操作电路被配置为使用所述至少第一感测矢量和第二感测矢量，所述操作电路包括：

选择器装置，用于选择第一感测矢量作为优选感测配置；

识别器装置，用于识别所述优选感测配置的低感测信号质量，并且识别更佳的感测配置；

实施器装置，用于实施所述更佳的感测配置直到满足预定标准为止；并且在满足了所述预定标准时，恢复以使用所述优选感测配置；

其中所述预定标准包括至少两个分量：

第一分量，用于要求所述优选感测配置中改进的信号感测质量；和

第二分量，其参考所述优选感测配置中的信号感测质量的历史，所述第二分量响应于所述优选感测配置的重复低感测信号质量而增加继续使用所述更佳的感测配置的持续时

间或可能性。

13. 根据权利要求12所述的设备,其中所述第二分量需要最小时间段到期,其中响应于所述优选感测配置的重复低感测信号质量而增加所述最小时间段。

14. 根据权利要求12或13所述的设备,其中所述第二分量参考比所述设备的寿命更短的限定时间窗口内的历史。

15. 根据权利要求12-14中的任一项所述的设备,其中所述预定标准包括将所述优选感测配置的感测信号质量与所述更佳的感测配置的感测信号质量进行比较的第三分量。

16. 根据权利要求1-15中任一项所述的设备,其中所述操作电路包括初始化装置,用于在所述更佳的感测配置被实施之前初始化所述更佳的感测配置。

17. 根据权利要求16所述的设备,其中:

初始化装置至少通过为来自存储器的心动周期速率赋值来初始化所述更佳的感测配置,而不参考使用所述更佳的感测配置检测到的信号;并且

所述操作电路包括用于通过将时变检测阈值应用于心脏信号以检测心动周期来使用检测简档来分析心脏信号的装置,所述时变检测阈值由所述检测简档限定,其中所述检测简档根据心脏周期速率而改变,使得为心脏周期速率赋值影响所述更佳的感测配置的检测简档。

18. 根据权利要求16所述的设备,其中:

初始化装置至少通过使用自相关分析来确定心率并存储所述心率来初始化所述更佳的感测配置;和

所述操作电路包括用于通过将时变检测阈值应用于心脏信号以检测心动周期来使用检测简档来分析心脏信号的装置,所述时变检测阈值由所述检测简档限定,其中所述检测简档根据心脏速率而改变,使得对心率进行存储影响所述更佳的感测配置的检测简档。

19. 根据权利要求16-18中任一项所述的设备,其中:

所述初始化装置至少通过为来自存储器的心动周期振幅赋值来初始化所述更佳的感测配置而不参考使用所述更佳的感测配置检测到的信号;和

所述操作电路包括用于通过将时变检测阈值应用于心脏信号以检测心动周期来使用检测简档来分析心脏信号的装置,所述时变检测阈值由所述检测简档和心动周期振幅的估计值来限定,使得为心动周期振幅赋值影响所述更佳的感测配置的检测简档。

20. 根据权利要求16-18中任一项所述的设备,其中,所述初始化装置至少通过形成所述更佳的感测配置的正常心动周期活动的模板来初始化所述更佳的感测配置。

21. 一种心律管理设备,具有用于分析包括至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量的心脏信号的操作电路,其中所述操作电路被配置为使用所述至少第一感测矢量和第二感测矢量,所述操作电路包括:

选择器装置,用于选择第一感测配置作为优选感测配置;所述第一感测配置使用来自所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量中的仅一个的数据,并且实施所述第一感测配置以分析心脏信号;

识别器装置,用于识别所述第一感测配置的低感测信号质量;和

分析器装置,用于分析多个个体感测矢量并确定是否有任何感测信号质量至少超过所述第一感测配置的感测信号质量和信号质量阈值,以及:

a) 如果是,所述识别器装置识别第二感测配置以至少暂时地通过使用来自所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量中的仅一个的数据的所述第二感测配置替换所述优选感测配置,并且实施所述第二感测配置来分析心脏信号;或者

b) 如果不是,则所述识别器装置识别第三感测配置以至少暂时地通过对来自所述至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量中的至少两个的数据进行组合的所述第三感测配置替换所述优选感测配置,并且实施所述第三感测配置来分析心脏信号。

22. 根据权利要求21所述的设备,其中所述操作电路包括用于在所述第一感测配置的感测信号质量改善的情况下恢复到所述第一感测配置的装置。

23. 根据权利要求1-22中任一项所述的设备,其中所述操作电路包括用于在实施所述更佳的感测配置之前向所述患者提供关于所述感测矢量的改变的警报的装置。

24. 一种采取根据权利要求1-23中任一项所述的设备的形式的可能植入除颤器、心脏再同步装置、起搏器或心脏监视器。

25. 一种采取根据权利要求1-23中任一项所述的设备的形式的外部和/或可穿戴除颤器、起搏器或心脏监视器。

使用混合方法在心脏装置中的多矢量感测

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求均于2015年10月23日提交的美国临时专利申请序列号62/245,757的题为SIGNAL QUALITY MONITORING FOR MULTIPLE SENSE VECTORS IN CARDIAC DEVICES、美国临时专利申请序列号62/245,738的题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH SIGNAL COMBINATIONS、美国临时专利申请序列号62/245,762的题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH DETECTION COMBINATIONS以及美国临时专利申请序列号62/245,729的题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES USING A HYBRID APPROACH的权益和优先权,其公开内容通过引用并入本文。

背景技术

[0003] 许多心律管理产品可用于各种疾病的诊断和治疗。这些可以包括例如皮下、经静脉或心内治疗装置,诸如起搏器、除颤器和再同步装置。可植入、外部和/或可穿戴心脏监护仪也可用。外部或可穿戴治疗产品可以包括除颤器背心和外部心脏起搏器以及自动外部除颤器。

[0004] 在一些心律管理产品中,可以提供多个感测电极以用于获取心电信号以分析患者的心脏状态。一些这样的产品具有足够的感测电极来定义多于一个感测矢量,其中每个感测矢量由2个或更多个电极的组合来定义。一些装置选择优选的感测配置作为用于观察心脏状况的“最佳”矢量。一些已提出的解决方案同时使用来自多个矢量的数据。使用来自多个传感矢量的数据的新方法和替选方法是可取的。

发明内容

[0005] 除其他事项外,本发明人已经认识到要解决的问题是需要在心脏装置中使用多个感测矢量的新的和替选的方法。在一些示例中,装置被配置为使用优选的感测配置,并且说明优选感测配置的信号质量的数据被监视。如果优选感测配置信号质量降低,则分析其他感测矢量数据并选择不同的感测矢量以将优选感测配置从第一默认值替换为新的更新后的默认值。在进行切换之前,可以通过例如要求患者心律稳定来施加某些条件或限制。当新的感测矢量在线时可以执行初始化。

[0006] 在一些示例中,响应于检测到初始优选感测配置中的信号质量劣化,可以执行从初始优选感测配置到替换或“更佳”感测矢量配置的切换。如果某些条件得到满足,则一旦信号质量在优选传感矢量中得到改善,则可以执行恢复到原始优选感测矢量。在示例中,优选感测矢量使用来自单个感测矢量的数据,而更佳的感测矢量配置可以使用来自不同感测矢量的数据、来自多个感测矢量的数据、或来自相同感测矢量但具有不同参数的数据以用于进行滤波、放大或数据处理。如果初始优选感测配置的信号质量没有改善,则可以发出标记或警告,提示装置(例如可以是可穿戴的或可植入的)的用户应该寻求医疗照顾。

[0007] 切换可以在替换或“更佳”感测矢量配置的初始化之后进行。例如,可以在切换感测矢量配置之前警示患者或者检查患者的状态以确保例如患者不处于可治疗或潜在可治

疗的状态。

[0008] 在一些示例中,感测矢量配置的切换实际上是暂时的。然而,为了防止重复切换或信号质量损失,在一些示例中,在恢复到初始或原始优选感测配置之前,可以确定在切换感测矢量配置时设置的计时器设置是否已经过期。在进一步的示例中,定时器设置响应于重复的感测矢量配置改变而被修改。

[0009] 本概述旨在提供本专利申请的主题的概述。其并不旨在提供对本发明的排他或详尽的解释。详细描述被包括以提供关于本专利申请的进一步信息。

附图说明

[0010] 在不一定按比例绘制的附图中,相似的数字可以在不同的视图中描述类似的组件。具有不同字母后缀的相似数字可以表示类似组件的不同实例。附图通常以举例的方式而非限制性地说明本文档中所讨论的各种实施例。

[0011] 图1示出了具有多个可用感测矢量的示例性可植入医疗装置系统;

[0012] 图2示意性地示出了说明性输入电路设计;

[0013] 图3以框流程形式示出了说明性多重矢量分析;

[0014] 图4以框流程形式示出了说明性心律分析方法;

[0015] 图5以框流程形式示出了说明性感测矢量选择方法;

[0016] 图6-10以框流程形式示出了说明性方法;

[0017] 图11以图形形式示出了感测矢量质量,其随时间推移而被测量并在植入时测量三种感测矢量配置;

[0018] 图12以图形形式示出了用于切换感测矢量配置的方法的操作;

[0019] 图13-14以框流程形式示出了说明性方法;

[0020] 图15示出了说明性心脏监视器;和

[0021] 图16示出了说明性可穿戴心脏装置。

具体实施方式

[0022] 图1示出了来自Cameron Health, Inc.和Boston Scientific Corporation的植入到患者体内的S-ICD System™。该系统被植入到在围绕左心尖的水平处的左腋窝下具有罐12的患者10中。引线14被皮下放置、在皮肤之下并在患者的胸腔上方,其中第一部分沿着乳房下皱褶延伸到剑突,然后超平行于胸骨左侧且离胸骨左侧大约1-2厘米。近端传感电极16、冲击线圈电极18和远端尖端感测电极20沿引线14的胸骨旁部分被设置。整个系统植入在胸腔外。

[0023] 罐12还可以包括适合于与外部装置(诸如编程器22或床边或家庭监视装置)进行通信(诸如RF通信、感应遥测或其他合适的通信联接)的这样的组件。例如,在植入过程期间,一旦罐12和引线14被放置,编程器22可以被用于激活罐12和/或指导/观察诊断或操作测试。在植入之后,编程器22可以被用于非侵入性地确定被植入装置的状态和历史。与罐12组合的编程器22还可以允许向用户/执业医师报告统计、错误、历史和潜在问题,并且还可以允许罐12中的编程更新。

[0024] 在这种植入情况下有几种可用的单独且组合的感测矢量。在商业实施方式中,存

在三个可用的感测矢量:电极16和电极20之间、电极16和罐12的金属外壳之间以及电极20和罐12的金属外壳之间。如果需要,系统也可以被修改为使用电极18作为感测电极、与电极16和20中的任何一个或罐12的金属外壳配对。此外,如果需要,可以将两个电极组合为单极以用于感测。

[0025] 图1中的图示仅仅是一个示例。在另外的示例中,可植入或可穿戴心脏监视器可以在外壳上具有多个电极和/或引线以限定两个或更多个感测矢量。诸如用于植入到心脏内部的无引线心脏起搏器的无引线装置可以具有位于罐或外壳上或从其延伸以限定多个感测矢量的多个感测电极。可穿戴除颤器或起搏器还可以在患者的前胸和/或后胸上提供多个皮肤电极,并且甚至可以在别处(诸如在肢体上)包括无关电极。附加的感测数据可以从感测电极提供的物理矢量的组合被数学地导出。如本领域所公知的,经静脉和/或心外膜可植入装置可以具有适于用于感测的活跃外壳以及用于在一个或多个引线上感测的多个电极。例如,经静脉装置可以具有心房和心室感测电极的右心室引线以及罐上的无关电极。

[0026] 对于这些系统中的任何一个,多个感测矢量的可用性提出了若干问题,包括如何确定几个感测矢量中的哪一个感测矢量是否执行良好,以及如何决定是否从一个感测配置切换到另一个。图1所示的第一代S-ICD系统包含了在与编程器进行通信时可在临床设置中操作的感测矢量选择方法。这些方法的一些细节在美国专利7,392,085、7,623,909和8,200,341中进行了讨论,其公开内容在此通过参考被并入。该装置响应于所识别的感测信号质量度量改变而不会自动切换感测矢量。

[0027] 在美国专利5,313,953以及美国专利5,331,966中示出了使用多个矢量并于是进行感测的以下附加的背景讨论,该专利还示出了具有用于感测的多个外壳电极的装置。尽管这些在先讨论识别了流动式矢量质量监视和切换的可能性,和/或将多个感测矢量信号组合在一起的可能性,但仍需要用于执行信号质量监视、感测矢量切换和/或提供将多个感测矢量组合在一起的替选方案以及新的装置和方法。

[0028] 图2示出了说明性感测输入系统。多个模拟输入通道被定义为如50处所示。模拟通道50可以是专用的或被硬连线到感测电极的特定组合,或者可以使用多路复用器或其他开关阵列来定义以耦合到成对或成组的感测电极(诸如如上所述和/或与图1相关联的)。相应通道可以作为独立电路或者与模数转换(ADC)电路60合作操作的包括DC阻塞、带通、陷波、带阻、50/60Hz阻塞、和/或其他滤波电路以及放大电路(诸如低噪声放大器)。可以使用任何合适的ADC电路,包括本领域已知的包括增量累加、逐次逼近、Wilkinson、斜坡比较、delta编码、管道、集成等各种各样的装置。

[0029] 在一些示例中,在任何给定的时间处只有模拟通道50的子集被转换;在其它示例中,所有模拟通道50都可以被转换。由ADC电路输出的多个数字信号可以在一个或多个数字信号处理器(DSP)70上被评估,或者可以在单个处理器中被一起分析。为了功率节省的目的并且为了利用模块化设计,可能适合使用专用DSP来产生供检测电路80使用的数字信号。可以在70处使用任何合适的DSP电路。

[0030] DSP的一个元件可以包括数字滤波电路以将信号的频带范围缩窄到通常在约10和40Hz之间的范围,尽管可以使用更宽或更窄的范围。此外,根据地理位置,可以在DSP中实施50或60Hz的线路信号滤波。在一些示例中,DSP可以具有五个滤波器级,其中每个级是可配置的双二阶滤波器或其他滤波器。一个或多个级可被用于50和60Hz陷波滤波器以消除线路

噪声。带通可以通过具有15-40Hz范围内、或者在另一个示例中为大约25Hz的低通滤波器，以及在1Hz至15Hz范围内以及作为一个示例的9Hz的范围的高通滤波器而被生成有两个其他级。在并行处理多个信号的情况下，并非所有信号都必须被相同地进行滤波。在一些示例中，可以使用两种不同的滤波方法来评估进入信号的单个通道，其中来自单个源的两个单独输出被并行处理。

[0031] 在一些示例中，80处的相应检测块各自使用单独的心动周期检测方法来识别心跳，以用于定义用于形态学(形状)分析的心动周期信号、以及或者将每单位时间的心动周期计数以为心脏的给定腔室生成心率中的一个或多个中。80处的相应检测块可以各自使用相同的心动周期分析方法，或者可以针对不同的数字信号选择不同的方法。例如，如果一个检测线路被配置用在使用两个心内电极捕获到的信号上，并且不同的检测线路使用了使用两个皮下电极捕获到的信号，则检测线路将各自都使用不同的检测模式，这是因为心内信号将看起来与皮下信号完全不同。在美国专利8,565,878和5,709,215中示出了心动周期检测(有时也称为R波或搏动检测)的一些示例，其公开内容通过引用并入本文。已知有几种方法，其中与接收到的心脏信号进行比较的时变阈值直到阈值被跨越，此时可宣布搏动或新的心动周期。

[0032] 图3示出了将多个矢量信号组合在一起的说明性方法。说明性方法100通过如110处所示对信号进行组合开始，以将在112处所示的三个数据流S1、S2、S3转换为组合数据流Sc，如114处所示。当对信号进行组合时，多个加权因子可以被应用以向每个数据流提供不同的权重，例如，如美国临时专利申请序列号62/245,738题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH SIGNAL COMBINATIONS和美国临时专利申请序列号62/245,762题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH DETECTION COMBINATIONS所描述的，其公开通过引用并入本文。例如通过在模数转换之前在输入中使用可调增益电路，可以将加权因子应用于模拟域信号。加权因子可以在模数转换期间被应用，或者在模数转换后被应用于数字信号。

[0033] 然后在120处将该组合数据流进行滤波，例如至3至40Hz范围内、或者更优选地约9至25Hz、或适用于特定应用的其它范围的带通。滤波120可以与放大相关联地被执行，并且可以对模拟信号或数字信号或两者执行。滤波可进一步包括DC阻塞滤波器和/或应用一个或多个陷波滤波器以取出50和/或60Hz线路噪声。

[0034] 经滤波的组合信号(被指示为 S_{CF})在122处进入检测阶段，其中可以检测个体心动周期或搏动。例如，可以将使用组合信号生成的振幅或量值测量值与检测阈值进行比较，其中检测阈值可以是时变阈值。在超过检测阈值时，可以宣布新的心动周期。

[0035] 单独或以小组形式存在、或者作为一系列心动周期检测的个体检测到的心动周期然后可以经过认证阶段124。认证124可以包括例如分析一个或多个信号以确定在信号中是否存在噪声、或分析成对或小组或作为一系列的检测到的事件以确定是否已经发生过度检测事件。如果/当宣布多个心动周期，但只发生一个这样的周期，或者如果宣布心动周期而还没有发生新的心动周期，则可能发生过度检测事件。

[0036] 在去除噪声和过度检测之后，经认证的心动周期被传递到决定阶段126，决定阶段126可以使用心动周期被检测的一个或多个速率和/或与心动周期相关联的心脏信号的形态学(形状)来确定是否发生可治疗或以其他方式靶向的心脏状态。决定阶段126可以包括

对心率128的更新。

[0037] 在框110中,在示例中并且假定三个感测矢量(尽管可以使用更多或更少),可以使用以下公式来计算组合数据流 S_c :

[0038] $S_c = k_1 * S_1 + k_2 * S_2 + k_3 * S_3$ (公式1)

[0039] 在该等式中,每个 k 因子是加权因子,并且每个 S_i 表示特定的个体感测矢量信号。例如,可以通过考虑一个或多个信号质量度量(诸如振幅、信噪比、可变性或稳定性、形状的一致性、极性校正、噪声负担以及过度感测或其他失常感测的可能性)来确定加权因子。加权因子可以周期性地或响应于识别出的条件而被更新。

[0040] 在110处的组合步骤可以替代地出现在图中的不同点处,例如,在滤波120、检测122、认证124和/或决定126之后。在一些示例中,并行处理允许个体感测矢量分析和组合信号分析在多个单独的通道中被执行,并在阶段120/122/124/126/128中的每个或几个处进行交叉检查。进一步的细节可以在美国临时专利申请序列号62/245,738题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH SIGNAL COMBINATIONS和美国临时专利申请序列号62/245,762题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH DETECTION COMBINATIONS中被找到,其公开通过引用并入本文。

[0041] 图4以框流程形式示出了说明性心率计算方法。方法200采用进入信号202并且在204处应用滤波。说明性滤波204可以包括用于获得心脏信号的带通滤波以及用于省略50/60Hz线路噪声的陷波滤波。心脏周期检测在206处被执行,并且可以包括R波检测、QRS检测或其他检测。虽然有些系统专注于心室信号,但其他系统可以被设计为单独或除了心室信号之外还检测心房信号,诸如P波。

[0042] 然后可以在208处分析噪声以消除由噪声引起或主要感染噪声的任何检测。过度检测或双重检测分析可以在210处被执行。例如,在美国专利8,185,198题为METHOD AND DEVICES FOR PERFORMING CARDIAC WAVEFORM APPRAISAL (noise) 和美国专利8,160,687和8,160,686的均题为METHODS AND DEVICES FOR ACCURATELY CLASSIFYING CARDIAC ACTIVITY (overdetection) 中示出了噪声和过检测分析208、210的一些说明性示例,其公开通过引用并入本文。

[0043] 最后,针对该示例计算4RR平均值212,其中四个检测周期被评估为一组(它们不需要是连续的,尽管四个周期通常在感测运行良好时)来计算心率的估计值。可以使用其他数量的周期/检测,从单个周期到八个或更多个。例如,可以代替地使用4PP平均值来估计心房速率,而不是事实上将是心室的4RR平均值。

[0044] 该过程可以采取来自框212的速率估计值以用于做出治疗决定214,或者对于诸如监视装置的非治疗系统,确定是否存储数据以供以后使用,诸如当感兴趣心脏状况(心动过、缓心动过速、心搏停止等)出现时,或确定是否向患者或外部系统提供警报。在一些示例中,进来信号202作为进来数据流或多或少地连续地被滤波204,其中检测模块206(其可以由ASIC实施)将唤醒提供给控制器以执行涉及噪声和/或者双重检测,尽管也可以替代地使用其他架构。

[0045] 图5以框流程形式示出了说明性感测矢量选择方法。在这种方法250中,编程器在260处命令矢量选择,这可能是临床检查的情况。在其他示例中,编程器可以是诸如患者控制器、家庭编程器或床边监视器之类的患者控制装置,或者甚至当技术向前发展时的患者

的移动装置(诸如平板电脑或手机)。在其他示例中,矢量选择可以由被植入或可穿戴系统自主执行。

[0046] 然后在270执行数据捕获。在一些示例中,数据捕获是预期的,其中无论是可植入的还是可穿戴的装置在接收到命令或做出执行矢量选择的自主决定时开始捕获用于矢量选择的数据。在其他示例中,装置可以促进数据循环,使得一旦做出开始矢量选择的决定,就可以查看已经被捕获的数据。这样的数据可以包括来自多个个体感测矢量(诸如矢量V1、V2、V3(在272处指出的))或者使用如在274处指出的这样的矢量的组合的数据。

[0047] 可以在280处通过例如编程器或远程计算机282或装置本身284分析来自270的捕获到的数据。在这样的分析期间,可以使用一个或多个度量(诸如信噪比、稳定性/可变性、振幅等)来评估在检查中的矢量或组合的感测信号的一个或多个特征。优选配置然后被选择,如在290处注意到的。在一些示例中,可以使用美国专利9,119,596、7,783,340、7,392,085、7,330,757和/或5,331,966中所讨论的方法来选择最佳矢量,其公开通过引用并入本文。另外,280处的分析还可以依赖于美国临时专利申请序列号62/245,757题为SIGNAL QUALITY MONITORING FOR MULTIPLE SENSE VECTORS IN CARDIAC DEVICES中所述的因子,其公开通过引用并入本文。

[0048] 一旦在280处经由分析识别出优选的矢量配置,则装置然后可以被配置为在290处使用优选的矢量配置。配置可以包括存储用于滤波的值(诸如用于数字滤波器的系数),并且存储用于选择性地将输入信号耦合到放大器等以进行信号处理的切换配置。在一些示例中,配置可以包括存储用于公式1(上面)的系数,以选择感测矢量信号的组合和/或将未选择的感测矢量的k值(权重)设置为零。

[0049] 图6示出了以框流程形式的另一示例。在该示例中,在300处优选矢量被选择以用于进行中的心脏信号分析。可以通过使用度量(诸如信噪比、基线稳定性、期望事件振幅或在题为SIGNAL QUALITY MONITORING FOR CULITI SENSE VECTORS IN CARDIAC DEVICES的美国临时专利申请序列号62/245,757中提到的其他因素,其公通过引用并入本文)来选择“优选”感测矢量来确定这样的优选。相对于多重矢量分析,选择和监视单个矢量可以降低功耗。优选的矢量300的使用可被描述为实施优选的感测配置。

[0050] 如302处所示的下一个步骤是确定是否找到针对优选矢量的低质量信号。通过观察诸如信号的频率成分、基线是否一致地保持、信噪比(SNR)、峰值振幅之类的度量来参照感测到的信号本身来确定低质量信号。低质量信号还可以通过参考使用例如噪声和过度检测分析(图4的框208、210)的心脏周期检测的分析而被确定,其中如果发现噪声或过度检测的心脏周期正在发生,则可以找到低质量信号。

[0051] 当在302识别出低质量信号时,这可以可选地触发在304处重新评估优选矢量。在一些示例中,不是在步骤304跳转以改变矢量,而是该方法可以替代地转到多重矢量分析310。多重矢量分析310可以使用例如公式1和/或美国临时专利申请序列号62/245,738题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH SIGNAL COMBINATIONS和美国临时专利申请序列号62/245,762题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH DETECTION COMBINATIONS所公开的方法,其公开通过引用并入本文。连续地、周期性地或偶尔地,优选矢量的信号质量可以被重新评估,并且如果/当优选矢量的信号质量如312改进时,分析可以返回到使用优选矢量300。

[0052] 图7示出了用于以框流程形式切换感测矢量配置的说明性方法。说明性方法350假设在352处例如使用上述方法已经选择了优选矢量。从框352,在360处的正常操作框被示出为包括使用用于心脏信号分析的优选感测矢量配置362。间歇地或连续地监视优选的感测矢量配置的信号质量,如364所示。另外,在366处也监视其他矢量或矢量配置的感测到的信号质量。例如,框364和366可以交替根据时间表或两者都可以被同时执行。

[0053] 有时,例如在周期或偶尔的基础上,该方法在370处确定优选感测矢量是否示出了低质量信号。如果在框370处发现低质量信号,则可以在372处发出第一警报。第一警报372可向患者、医生、远程监视器、编程器等或向装置本身指示具有主要感测配置的低质量感测正在发生。接下来,在374处比较可用感测矢量配置的质量。如果在374处在分析中发现更佳的矢量配置,则框376在378处引导该方法生成第二警报。

[0054] 第二警报378可向患者、医生、远程监视器、编程器等或装置本身指示优选感测矢量配置的改变要被执行。这种警报可以例如在不想要改变的情况下提示患者提供反馈信号,或者例如当发生矢量改变时停止他或她正在做的事并且安静地坐着。在其他示例中,警报378可以例如经由互联网或蜂窝塔向远程站发出,以向护士或医生提供机会来查看与感测矢量中的潜在改变相关的数据并且在促进与心律管理装置远程交互的系统中确认。在发出第二警报378之后,并且如果被要求确认,则装置在380处实施新的优选矢量配置,并使用新的优选矢量配置返回到普通操作框360。

[0055] 回到框376,如果在374处从分析中没有识别出比在框370处示出低质量的感测矢量配置的“更佳”的感测矢量配置,则可以在390处发出第三警报。第三警报390可以向患者、医生、远程监视器、编程器等或者装置本身指示感测是低质量的并且患者可能处于失常感测的风险中,其中失常感测可以包括未能正确识别心脏状况、个体心动周期,或可以导致不适当的治疗或未能提供所需的治疗。

[0056] 在一些示例中,框372、378、390中的任一个中的警报的性质可以提供关于为什么低质量感测已被识别出的信息。例如,如果装置在框370处识别优选感测矢量的噪声,并且还框374处其他感测矢量上找到噪声,则第三警报390可以建议患者远离潜在的机电干扰(EMI)源,因为一些EMI源可能会损害给定装置的所有感测矢量。在另一个示例中,一个或多个警报可以请求患者记下或记录他们当前的姿势或活动,以辅助医生随后排除任何感测信号质量问题。在另一个示例中,一个或多个警报可以请求患者至少暂时停止活动,或者采取诸如坐着、站立或躺下的特定姿势,以允许可植入系统将感测质量问题进行自我诊断为与患者活动、运动或特定姿势有关。

[0057] 第一警报372、第二警报378和第三警报390各自是可选的并且可以在一些实施例中以各种组合被包括或被省略。在一些示例中,第一警报在心律管理装置本身的内部,而第二或第三警报在外部被提供或作为告知信号(听觉、可见或嗡嗡/振动/触觉)给患者。在一些示例中,仅在装置外部提供第三警报390,第一警报372在内部被存储到装置,并且第二警报378被省略。

[0058] 在第三警报390之后,或者如果感测质量在框370处不低,则该方法返回到普通操作框360,继续使用先前选择的优选感测矢量配置。

[0059] 图8示出了用于以框流程形式触发分析感测矢量的说明性方法。图8中的方法400可以使用低感测质量的触发器,或者可以参考感测矢量配置的周期性评估。这里,在410处

选择主感测矢量配置,其可以选择单个感测矢量。可替代地,410处的选择可以识别用于组合信号分析的加权值。

[0060] 为了初始化所选择的感测矢量配置的使用,该方法接下来在框412处形成模板,该模板可以是正常的窦性心律模板。例如,如美国专利7,376,458题为METHOD FOR DEFINING SIGNAL TEMPLATES IMPLANTABLE CARDIAC DEVICES中所描述的模板形成可以被用于模板形成412。在另一个示例中,可以使用例如美国专利6,728,572或美国专利6,393,316中所描述的方法形成模板,以及模板形成的其他示例。

[0061] 接下来,该方法利用框420中的优选感测矢量配置来分析患者的心脏信号。这可以包括检测422和认证424,其中认证可以组合噪声和过度检测分析,或者使用其他特征来检查个体检测到的心动周期并认证看起来是对所需信号的真实检测的那些。

[0062] 经认证的检测被用于确定患者是否正在经历心动过速(“快速”)。如果发现患者处于快速状态、建议对治疗的潜在需要和/或简单地凭借患者的速度可能会略微降低心脏信号的分析,则该方法进入决定阶段428。到框428的流程避免了在需要治疗时将装置置于正在执行矢量分析的状态。例如,矢量分析可能会受到一些可治疗的心动过速状况(心室颤动和/或多形性室性心动过速)的潜在多态学性质的影响。在另一个示例中,矢量分析本身可以延迟治疗决定。例如,通过使用速率和/或区分区域来标记和计数X/Y滤波器中的可治疗状态指示器或者使用间隔数量来检测本领域已知的评估,决定阶段428可以使用任何合适的方法来确定是否要递送治疗。对于可以使用X/Y进行滤波或NID进行分析的方式的一些讨论,参见例如美国专利7,330,757和8,670,826以及美国预先授权专利公开2005-0154421,其公开通过引用并入本文。

[0063] 如果在框426处没有发现心动过速状况,则该方法在430处确定其是否是进行感测矢量的计划评估的时间,和/或用于感测矢量分析的触发条件432是否正在发生。触发条件432可以是例如确定优选感测配置的感测信号质量的下降、噪声检测的发生或过度检测(例如,重复的、持续或连续的)中的一个或多个正在发生。如果多个矢量上的信号质量监视正在进行并且没有被选择为优选感测矢量的矢量的信号质量已经被明显改善,那么可以出现另一个触发条件432,直到它看起来优于优选感测矢量。其他触发条件432也在美国临时专利申请序列号62/245,757题为SIGNAL QUALITY MONITORING FOR MULTIPLE SENSE VECTORS IN CARDIAC DEVICES中被确定,其公开通过引用并入本文。

[0064] 如果满足框430和432中的任一个,则可以在440处通过比较可用感测矢量配置并确定最佳或优选配置来进行矢量评估。从框440,如果选择了新的配置,则在412处的模板形成可以被再次执行,或者可替代地,如果保持现有配置,则该方法简单地返回到普通操作框420。如果框430或432都未请求感测矢量配置评估,则该方法返回到检测框422。

[0065] 在另一示例中,当在412处最初形成模板时,模板可以在给定系统中针对每个可用感测矢量而被形成,使得每个框440对感测矢量的改变将不需要形成新的感测矢量模板。另一方面,对于一些实施方式来说,期望的是无论何时将要发生矢量切换都尝试模板形成,因为未能形成新的模板(如果在新选择的矢量中搏动到搏动形态学频繁变化时其可能发生)可以指示新选择的矢量不如最初确定出的那样可用。

[0066] 图9示出了用于以框流程形式切换感测矢量配置的说明性方法。在该方法500中,该过程再次从优选感测配置502的选择和实施方式开始。在504使用优选感测配置,同时如

506处所述监视所有感测矢量上的信号质量。

[0067] 迭代地、连续地、周期性地或响应于触发条件,可以调用框510以确定信号质量是否已经在优选感测配置上下降,并且此外多重矢量感测配置是否具有更好的感测质量。如果不是,则该方法返回到平行框504/506。

[0068] 如果510处的答案为是,则该方法切换到使用“更佳”的多重矢量感测配置,如512所示。同时,如在514处所指示的监视所有矢量上的信号质量。如在520处注意到的,如果和/或当信号质量在优选的感测矢量配置上得到改善时,系统回到使用框504的优选感测矢量配置。在上面和/或下面进一步讨论的一些示例中,限制可以被放置在框510和520所要求的任何一种变化上。

[0069] 回顾子框506和514,当“全部”感测矢量被指示时,在一些示例中,如果例如由医生或由诊断测试标记一个或多个感测矢量,则其代替地为“全部可用”感测矢量,这是因为在所有情况下都无法使用病因此不可用。例如,医生可以将感测矢量标记为无法使用,这是因为例如医生已经观察到用于感测矢量的电极没有正确地附接或被放置,或者因为医生已经观察到导致临床危险的实际表现,诸如过度感测和不适当的休克。诸如引线断裂或不正确连接测试的诊断测试可以将电极标记为错误连接的对象或经由断裂的引线连接器(或其他故障)连接对象,使得包括被标记电极的一个或多个感测矢量完全无法使用。

[0070] 图10示出了用于以框流程形式切换感测矢量配置的说明性方法。这个示例示出了一种分层的方法,其中单个矢量分析是有利的,但如果单个矢量被发现不适合,则可以使用多重矢量分析。在一些实施例中,单个矢量方法可能是有利的,这是因为通过检测以及随后的噪声和过度检测分析来处理感测数据的单个矢量可能比多重矢量备选方案具有更少的功耗。

[0071] 在框550处,初始化发生在针对可用矢量获得的信号质量以及优选矢量的选择。在552处,优选矢量(在该示例中其可以是单个矢量)被用于心脏信号分析,并且同时(连续地、周期性地和/或偶尔地),也可以监视其他矢量上的信号质量,如554所示。在框560处,确定优选矢量上的信号质量是否已经下降。如果不是,该方法返回到552/554。

[0072] 在框560中信号质量是否已经下降可以包括将信号质量与阈值进行比较。在示例中,框560将比较结果与阈值组合,确定了还发生了失常感测(例如,噪声、过度检测和表示检测不足的长暂停中的一个或多个),并且如果是,则满足框560。

[0073] 如果在560处优选矢量上的信号质量已经下降,则该方法接下来确定另一个(单个)矢量是否比优选矢量更佳,如570所示。如果不同的矢量更佳,则该“更佳的矢量”或“更佳的配置”如框572所示被暂时实施,而如574所示继续监视针对几个矢量的信号质量。

[0074] 在这个示例中,572处的临时切换可以以两种方式之一结束。首先,如果优选矢量上的信号质量改善,如576所示,则该方法恢复到在552/554处使用优选矢量。其次,如果信号质量在“更佳”矢量上下降,并且优选矢量尚未被恢复,则在框580处系统切换到使用多重矢量分析。

[0075] 多重矢量分析580可以如上面关于图3所示和所讨论的和/或使用美国临时专利申请号62/245,738题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH SIGNAL COMBINATIONS、美国临时专利申请序列号62/245,762题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH DETECTION COMBINATIONS的方法而被执行,其公开通过引用并入

本文。与多重矢量性能并行的是在582处注意到的可用感测矢量上的信号质量的监视。如果信号质量在优选矢量上得到改善,如584所示,则该方法返回到552/554处使用优选矢量。在一个备选方案中,框582可以替代地监视仅一个矢量上的信号质量-优选矢量。在另一备选方案中,如果一个或多个感测矢量的信号质量显著改变,则框582可被用于触发多重矢量分析580的重新计算。

[0076] 回到框570,在框560处已经发现优选感测矢量中的信号质量下降时,该方法可以发现,在框570处,没有单个矢量产生比优选传感矢量更佳的信号质量。如果优选传感矢量在560处具有低质量,并且在570处没有其他单个矢量更佳,则该方法在框580中再次转向多重矢量分析。

[0077] 在一些示例中,框570可以不仅检查单个矢量中的任何一个在给定时间点处是否比优选感测矢量性能更佳,而且还检查其他单个矢量是否表现优于性能阈值。在一些示例中,框570可以与框560交换位置,使得当识别出更佳的单个矢量时发生单个矢量的切换。然后,框560将是确定是否进行框580/582中的多重矢量方法的滤波器。

[0078] 在下面的图6-10以及图13-14的示例中,信号质量可以是不仅基于给定感测矢量或感测矢量配置的可测量电流特性的度量,而且还可以考虑随着时间的推移数据的趋势。示出了美国临时专利申请序列号62/245,757题为SIGNAL QUALITY MONITORING FOR MULTIPLE SENSE VECTORS IN CARDIAC DEVICES中的趋势数据的使用示例,其公开通过引用并入本文。

[0079] 图11以图形形式示出了随着时间以及在三种感测矢量配置的植入物中被测量的感测矢量质量。图形600在610、620、630处示出了三个感测矢量的感测信号质量度量。将度量各自与高性能阈值602和低性能阈值604进行比较。如606所示,在植入时捕获到的信号是被评估为选择一个感测矢量作为优选-在这种情况下在610处具有信号的矢量。

[0080] 然而,在流动式活动608期间,信号610的信号质量在612和614处反复下降到两个性能阈值中的较高者之下,以及在616和618处下降到两个性能阈值中的较低者之下,导致了在616,618中的每个处由(!)所指示的发出警报。同时,620处的信号的性能也在622下降到低于该信号的上限和下限。在一些示例中,关闭优选的临床选择的感测信号610是不利的,除非越过较低的阈值,这意味着感测矢量配置可能仅在616和618处切换到信号630。在其它示例中,在612和614处越过较高阈值也可以触发重新评估,其可以至少暂时地选择信号630而不是信号610。

[0081] 在一些示例中,只要优选感测矢量(这里,如在606处所示的在植入物处被选择的信号610)低于信号630的信号质量,切换到信号630将仅持续。注意,在该示例中,图10的方法的应用将不可能触发多重矢量分析,这是因为无论何时610信号质量下降,信号630都比信号610更佳地执行。然而,如果较高信号质量阈值被用作对不同或更佳的单个矢量的切换的第二次检查,则例如在时间616处如果信号620、630都不超过它们相应的信号质量较高阈值,则多重矢量分析可以被触发。

[0082] 在其他方法中,一旦612、614、616、618中的一个或多个处发生下降,则优选矢量将从信号610改变为620或630的更佳执行。例如,在612处,信号620可以是被选择为新的优选矢量。之后,在622处,信号630将成为优选矢量,这是因为在信号620越过较低阈值604的时间处,信号610表现的比信号630差。

[0083] 图12以图形形式示出了用于切换感测矢量配置的方法的操作。这里,对于三个信号660、680、690中的每个示出了信号质量。为了说明的目的,可以假定信号660在开始时是“优选”感测配置。在时间662、664、666和668处,信号660的信号质量下降。在一些示例中,信号质量的重复下降可以被视为趋势,导致了信号660被完全排除以备将来使用,至少直到例如医生干预发生以确定故障(诸如引线迁移、引线断裂、或者引线罐耦合的问题正在发生)为止。

[0084] 在图12的示例中,不排除信号660。相反,在优选信号660的信号质量的第一下降662处,如线700所指示的那样触发矢量切换。一旦返回到用于优选信号660的较高信号质量,则感测配置恢复如702所示。最小时间时段704被执行,在矢量切换700发生之后,将替选感测矢量保持在适当位置最小时间段。在一些示例中,该时间段704允许保证信号660的信号质量已经在662处其原始下降之后的最小持续时间被评估为“佳”。

[0085] 在优选信号660的信号质量的第二下降664处,触发另一个矢量开关,如线710所示。然而,这次,在714处示出的矢量开关的最小持续时间已被延长。这种延长添加了信号660必须在666处信号质量反复下降之后必须示出高质量的时间周期,增加了在恢复之前的稳定性要求。在一个示例中,延长的持续时间可以是固定的。在另一个示例中,可以根据两个最近信号质量下降之间的时间段来设置延长的持续时间。例如,新的最小持续时间714可以等于默认持续时间704加上在662和664处指出的两个信号质量下降之间的时间段。

[0086] 在返回到使用优选信号660之后,在666处发生另一次下降,这时生成了警告信号,这时因为信号实际下降到信号660的较低感测质量阈值以下。这次,感测配置改变再次发生,如由线720指示的。在724处返回到优选感测矢量之前实施甚至更长的最小持续时间722。例如,持续时间722可以是持续时间714的两倍,或者如上所述,新的持续时间722可被设置为长于在时间662、664、666和/或668处观测到的信号质量下降之间的持续时间加上一些最小量。一旦优选感测矢量稳定(如670所示)达相对长的时间段,则可选地可以减小或重置延长的最小持续时间。

[0087] 用于持续时间702、714和722的层数可以大于或小于所示的那些。在一个示例中,持续时间702被选择以允许使用例如一到六十秒的最小持续时间来确定电路和检测算法。持续时间714接下来被选择来管理可能被认为是临时性事件的事件,诸如由于走过发电机而出现巨大电场、或者短暂地站在扬声器附近,并且在一到十分钟的范围内。持续时间722可以被选择以预测未受管理的手术(即,临床医生未能关闭装置的情况下的MRI或电烙术程序)、工作情况或特殊情况(诸如音乐会),并且可以在三十分钟至二十四个小时的范围内。用于选择持续时间的其他一般基准和范围可以被选择。基于稳定性来缩短延长持续时间的时段可以例如等于最大这样持续时间的多倍-例如等于持续时间722或多达10倍或更多。持续时间也可以是最近观察到的信号质量随时间变化的模式的函数。

[0088] 图13-14以框流程形式示出了说明性方法。参照图13,方法800开始于在802处比较多个矢量V1、V2等,并且在804选择优选感测配置。无论是通过设计还是通过选择“最佳”执行信号的性质,在804处所选择的优选感测配置可以是如806所示的单个矢量配置,或者如808所示的多个矢量配置。

[0089] 在810处,优选感测矢量配置被实施并被用于心脏信号分析。接下来,在812处,优选感测矢量配置被分析以确定其是否提供低质量信号。如果不是,该方法简单地返回到

810。

[0090] 如果在812发现低质量信号,则该方法在814对可用感测矢量和/或其组合进行重新分析,以便找到“更佳”感测矢量配置,如816所示。从这一点来看,在图13的图中,单词“更佳”指示在框816中识别出的感测矢量配置。更佳的配置可以被识别为单个感测矢量,如818所示,其可以是与原始选择不同的矢量,或者可以用单个矢量代替多重矢量配置。可替代地,如在820处所指示的,可以使用处理单个或多个矢量的信号的新的或不同的方式(例如使用不同的滤波参数、或者对于多重矢量配置,选择不同的加权因子集合来与不同的感测矢量一起使用)来识别更好的配置。在又一个示例中,多重矢量配置可以被选择来替换单个矢量配置,如822所示。

[0091] 接下来,如830所示更佳的感测配置被实施。如832所示,更佳的感测配置的实际实施方式可以被延迟,直到满足一个或多个第一先决条件为止。例如,第一先决条件832可以要求患者不是处于高速率状态(例如不是心动过速或快速性心律失常)、或者患者的姿势或其他生理状况稳定、或者患者不活跃,这是因为患者活动可能产生低信号质量而不需要感测矢量改变。例如,可以通过在装置中包括加速计来观察患者移动来确定姿势和/或活动水平。

[0092] 在一个示例中,在830处第一先决条件可以简单地暂停,等待在可以实施所选择的新的感测矢量配置之前被满足。在另一个示例中,如图所示,第一先决条件的失败可以撤销812/814/816处的评估,并返回到810处的优选实施方式。在后一种情况下,可以在814处的重新分析发生之前应用第一先决条件以节省计算工作量。

[0093] 在830处的更佳的感测矢量的实施方式还可以要求或等待在840处指示的初始化。初始化840可以包括人为地存储患者的速率842或者心脏信号的振幅估计值844;或者建立具有更佳的感测配置的模板846。例如,速率842或振幅844的播种可以在检测简档来定义心动周期的时变检测阈值的使用根据速率和/或振幅进行自我调节的装置中被执行。美国专利号8,565,878题为ACCURATE CARDIAC EVENT DETECTION IN AN IMPLANTABLE CARDIAC STIMULUS DEVICE以及美国专利号8,494,630题为DATA MANIPULATION FOLLOWING DELIVERY OF A CARDIAC STIMULUS IN AN IMPLANTABLE CARDIAC STIMULUS DEVICE中的方法和装置是说明性的。

[0094] 另外,可以在830处实施更佳的感测配置之前发出患者警报850。例如,患者警报可以是可听警报(例如蜂鸣器)、可见警报(例如闪烁的灯)、或触觉(振动器或蜂音器)或其组合。患者警报850还可以是到患者的手机或者到例如操作员可以尝试联系给定患者的临床中心的通信信号。患者警报850也可以出现在其他阶段,例如包括与方框812处的“是”结果相关联,例如类似于上面参照图7中的框372、378和/或390所描述的结果。

[0095] 在830处的实施方式之后,监视其他感测矢量的性能,包括在该示例中检查优选感测矢量的改善性能,如860所示。如果未观察到改善,则仍然实施更佳的感测配置,方法返回到830。如果在860处观察到满足阈值条件的改善(例如,超过绝对阈值或超过更佳的感测配置的性能中的一个或多个),则可以如862所示评估第二先决条件集合。第二先决条件可以包括上面如图12中所示可以延长的最小持续时间以用于实现更佳的感测配置;以及在832处提到的相同的先决条件,诸如发现患者处于选定姿势或具有低于阈值的活动水平。如果在862没有满足第二先决条件,则该方法简单地再次返回到830。如果在862处满足第二先决

条件,则该方法返回以在810处实施优选感测配置。

[0096] 现在参考图14,在该示例900中,首先在902处选择优选感测配置,然后在904处实施。在906处识别对感测矢量的改变的需求。例如,可以确定一个或更多的感测信号质量的下降、多个或连续的噪声检测或极度的过度检测正在发生,在906处触发改变的需要。在美国临时专利申请序列号62/245,757题为SIGNAL QUALITY MONITORING FOR MULTIPLE SENSE VECTORS IN CARDIAC DEVICES中指出了框906的一些示例,其公开内容通过引用并入本文。

[0097] 然后执行改变,如在910处所指出的。作为在910实施改变的一部分,可以设置用于改变的最小标准集合912。这样的最小标准912可以包括以下要求:该变化在例如至少最小时间段或最小量的检测到的心动周期中保持原位。最小标准912可部分基于装置本身的历史和/或优选感测配置。例如,关于图12所讨论的时间延长可由912/914调节。

[0098] 然后在920实施该改变。在922处,装置确定是否恢复到优选感测配置。一旦如924所示发现优选感测配置已经改善和/或如926所示满足来自912的最小标准,装置可以恢复922。在替选实施例中,906处的改变不是通过发现优选感测矢量的感测质量的恶化而是通过改善另一感测配置的感测信号质量来触发的。在这种情况下,不是框924要求改善优选感测配置,而是其可以相对确定装置已经改变到的感测配置不再优于原始优选感测配置。

[0099] 图15示出了一个可植入监视器。尽管可以代替地使用其他位置(诸如心内、心外膜、肋骨下或胸骨后面/下面),但可植入监视器在大多数情况下也可以皮下植入。监视器950被示出为具有位于头部954上的第一感测电极952,其还可以包括例如用于与外部或第二内部装置通信的天线。在装置950的与第一电极952相对的端部上的956处示出第二感测电极。第二感测电极可以被设置在例如电池958的外部,电池958可以是可再充电的或者可以不是可再充电的。用于该设计的操作电路可以被设置在装置的中心部分中,如960所示。第三感测电极962以虚线被示出以指示其可以位于装置的与第一和第二电极952相对的一侧。多个电极的其他布置可以替代地被使用,诸如美国专利5,331,966中所示的那些,或者在商业上可用的可植入心脏监视器(诸如各种Medtronic Reveal™产品)中使用的那些。

[0100] 图16示出了可穿戴心律管理装置。该系统被示出在患者相对于患者的心脏982的躯干980上。外部装置可以包括例如具有用于装置的电源和操作电路的罐990以及被连接到患者躯干980的前部或后部上的皮肤电极的多个引线992、994、996。可以理解的是,该系统可以提供治疗或者可以仅仅是监视器,并且可以采取其他形式。例如,该系统可以被集成在可穿戴背心中,或者作为自动体外除颤器而被提供,或者可以是较小的可穿戴产品(诸如Holter监视器或可佩戴贴片)。

[0101] 为了本发明的目的,可植入治疗系统(图1)、可植入监视器(图15)或用于治疗或监视的外部装置(图16)可以整合本文所示的各种改善,只要存在多个可用感测配置。尽管上述大部分讨论集中于多个感测矢量的可用性,但感测重新配置可以替代地要求改变感测增益、感测滤波、数据速率、采样速率或其他感测特征中的一个或多个,除了或替代简单地考虑不同的感测矢量。

[0102] 图6-10和13-14所示的框可以各自被实施为用几种方式执行各种分析步骤的手段。例如,用于计算给定感测矢量的新加权因子的手段可以采取由处理器、控制器、微处理器或微控制器实现/执行的软件代码块的形式。计算给定感测矢量的新加权因子的手段可

以包括专用硬件或模拟、数字或混合信号专用集成电路 (ASIC) 或由其组成。类似地,图6-10和13-14中的其他框可以被实现为软件和/或硬件。

[0103] 以上各种示例可以在可穿戴或可植入装置中被实施。这种实施方式可以通过以下而发生:包括用于接收来自可植入电极的信号、处理信号并分析经处理的信号来做出决定(诸如是存储数据还是递送治疗)的操作电路。操作电路可以被容纳在一个或多个罐中。操作电路可以包括控制器(诸如微控制器或微处理器,或简称为诸如模拟、混合信号或数字ASIC的专用集成芯片(ASIC))。操作电路可以替代地或者也可以包括用于信号处理、存储器存储和高功率电力、低功率电气和/或非电力输出的生成所需的合适的模拟和/或数字电路。操作电路可以包括用于可植入装置(可再充电电池或原电池)的合适的电池技术,其具有本领域中众所周知的众多示例中的任何示例,并且可以使用各种电容器技术来辅助短期建立和/或存储以用于除颤或其他输出目的的能量。

[0104] 在整个领域中,可植入或可穿戴组件可以用适于植入或组织接触的生物相容性材料(例如广泛已知的那些)连同用于这种材料的涂层来制造。例如,可植入装置可以使用钛来制造,如果需要可以使用氮化钛或氧化铪(或其他材料)涂层,并且可植入引线可以用生物相容材料(诸如聚醚、聚酯、聚酰胺、聚氨酯、聚碳酸酯、硅橡胶及其共混物或共聚物)而被形成。可替代地,可以使用其他生物相容材料,诸如银、金、钛或不锈钢(诸如MP35N不锈钢合金)、或其他材料。

[0105] 在一些示例中,系统可以包括一个或多个传感器以检测除了心电信号之外的可以使用可植入或可穿戴电极的选定组合捕获到的信号。这些附加传感器可以包括例如温度传感器、加速度计、麦克风、光学传感器和化学传感器等。编程器22和可植入装置12可以使用例如但不限于感应或RF遥测或任何其他合适的通信解决方案来彼此通信。本发明可以被实施在具有任何这种特征的系统。

[0106] 第一非限制性示例采取具有用于分析包括至少第一和第二心脏感测矢量的心脏信号的操作电路以及第一和第二感测通道的心律管理装置的形式,其中操作电路被配置为使用至少第一和第二感测矢量,所述操作电路包括:第一装置,用于比较至少第一和第二心脏感测矢量的一个或多个感测质量度量(诸如,图7框352中所表示的电路和/或编程指令);选择器装置,用于将至少第一和第二心脏感测矢量中的一个选择作为优选感测配置(诸如,图7框352中所表示的电路和/或编程指令);实现器装置,用于实施优选的感测配置以分析心脏信号(诸如,图7框362中所表示的电路和/或编程指令);第一识别器装置,用于识别优选感测的低感测信号质量(诸如,图7框370中所表示的电路和/或编程指令);以及分析器装置,用于重新分析至少第一和第二心脏感测矢量的感测质量度量(诸如,图7框374中所表示的电路和/或编程指令);第二识别器装置,至少如在优选感测配置的低感测质量时所评估的那样用于识别比优选感测配置更好的感测配置(诸如,图7框376中所表示的电路和/或编程指令);如果满足一个或多个第一先决条件,则实施更佳的感测配置以分析心脏信号(诸如,图7框380中所表示的电路和/或编程指令);以及监视装置,用于监视优选感测配置的信号质量,直到优选感测配置的低感测质量得到改善并且满足一个或多个第二先决条件为止,此时操作电路被配置为返回使用优选感测配置(诸如,图7框360中所表示的电路和/或编程指令)。

[0107] 第二非限制性示例采取如第一非限制性示例中的心律管理装置的形式,其中优选

感测配置使用来自单个心脏感测矢量的数据,并且更佳的感测配置使用来自多个心脏感测矢量的数据。

[0108] 第三非限制性示例采取如第一非限制性示例中的心律管理装置的形式,其中,优选感测配置使用来自单个心脏感测矢量的数据,并且更佳的感测配置使用来自与优选感测配置不同的心脏感测矢量的数据。

[0109] 第四非限制性示例采取如第一非限制性示例中的心律管理装置的形式,其中,优选感测配置使用来自单个心脏感测矢量的数据,并且更佳的感测配置使用来自以下任一个的数据:相同的心脏感测矢量,但是具有与优选感测配置不同的一个或多个滤波或放大特性的应用;或与优选感测配置不同的心脏感测矢量。

[0110] 第五非限制性示例采取具有用于分析包括至少第一和第二心脏感测矢量的心脏信号的操作电路以及第一和第二感测通道的心律管理装置的形式,其中操作电路被配置为使用至少第一以及第二感测矢量,所述操作电路包括:第一装置,用于比较所述至少第一和第二心脏感测矢量的一个或多个感测质量度量(诸如,图13框360中所表示的电路和/或编程指令);选择器装置,用于选择所述至少第一和第二心脏感测矢量的加权和作为优选感测配置(诸如,图13框804中所表示的电路和/或编程指令);实施器装置,用于实施优选感测配置以分析心脏信号(诸如,图13框806中所表示的电路和/或编程指令);第一识别器装置,用于识别优选感测配置的低感测信号质量(诸如,图13框812中所表示的电路和/或编程指令);以及分析器装置,用于重新分析至少第一和第二心脏感测矢量的感测质量度量(诸如,图13框814中所表示的电路和/或编程指令);第二识别器装置,用于识别比优选感测配置更佳的感测配置,至少如在优选感测配置的低感测质量时所评估的那样(诸如,图13框816中所表示的电路和/或编程指令);如果满足一个或多个第一先决条件,则实施更佳的感测配置以分析心脏信号(诸如,图13框830、832中所表示的电路和/或编程指令);以及监视装置,用于监视优选感测配置的信号质量,直到优选感测配置的低感测质量得到改善并且满足一个或多个第二先决条件为止,此时操作电路被配置为返回使用优选感测配置(诸如,图13框862中所表示的电路和/或编程指令)。

[0111] 第六非限制性示例采取如第一至第五非限制性示例中的任一个的心律管理装置的形式,其中第一和第二先决条件包括确定当前没有快速性心律失常正在进行。

[0112] 第七非限制性示例采取如第一至第六非限制性示例中的任一个的心律管理装置的形式,其中第二先决条件包括确定自实施更佳的感测配置以来已经过期的最小时间段。

[0113] 第八非限制性示例采取如第七非限制性示例中的心律管理装置的形式,其中操作电路包括计算器装置,用于通过查看装置的历史来计算最小时间段、确定低感测信号质量是否针对优选感测配置已经被重复识别(诸如,图13中框862和图14中框912、914所表示的电路和/或编程指令),并且从以下项中进行选择:如果低感测信号质量已经针对优选感测配置被重复地识别出,则选择比第二值更长的第一个值;或者第二个值。

[0114] 第九非限制性示例采取如第七非限制性示例中的心律管理装置的形式,其中操作电路包括计算器装置,用于通过查看装置的历史来计算最小时间段、确定低感测信号质量是否具有针对优选感测配置被重复识别出(诸如,图13中框862和图14中框912、914所表示的电路和/或编程指令)并且从以下选择:第一默认值;或者超过感测信号质量的至少两次

重复实例之间的时间段的价值。

[0115] 第十非限制性示例采取如第一至第九非限制性示例中的任一个中的心律管理装置的形式,其中操作电路包括用于感测患者姿势的传感器装置,并且至少一个先决条件包括确定患者保持单个姿势(诸如,图13中框832、862所表示的电路和/或编程指令)。

[0116] 第十一非限制性示例采取如第一至第九非限制性示例中的任一个中的心律管理装置的形式,其中操作电路包括用于检测患者的活动水平的检测器装置,并且至少一个先决条件包括确定患者的活动水平低于或高于阈值(诸如,图13中框832、862所表示的电路和/或编程指令)。

[0117] 第十二非限制性示例采取具有用于分析包括至少第一和第二心脏感测矢量的心脏信号的操作电路以及第一和第二感测通道的心律管理装置的形式,其中操作电路被配置为使用至少一个第一和第二感测矢量,所述操作电路包括:选择器装置,用于选择第一感测配置作为优选感测配置(诸如,图14中框902所表示的电路和/或编程指令);识别器装置,用于识别优选感测配置的低感测信号质量并识别更佳的感测配置(诸如,图14中框906所表示的电路和/或编程指令);实施器装置,用于实施更佳的感测配置,直到满足预定标准为止(诸如,图14中框910所表示的电路和/或编程指令);并且在满足预定标准时,恢复使用优选感测配置(诸如,图14中框922、926所表示的电路和/或编程指令);其中所述预定标准包括至少两个分量:第一分量,其在优选感测配置中请求改进的信号感测质量(诸如,图14中框924所表示的电路和/或编程指令);以及参考优选感测配置中的信号感测质量的历史的第二分量,其响应于优选感测配置的重复低感测信号质量而增加持续使用更佳感测配置的持续时间或可能性(诸如,图14中框914所表示的电路和/或编程指令)。

[0118] 第十三非限制性示例采取如第十二非限制性示例中的心律管理装置的形式,其中第二分量需要最小时间段到期,其中响应于优选感测配置的重复低感测信号质量而增加最小时间段。

[0119] 第十四非限制性示例采取如第十二或第十三非限制性示例中的心律管理装置的形式,其中第二分量在定义的时间窗口内参考比装置的寿命更短的历史。

[0120] 第十五非限制性示例采取如第十二至第十四非限制性示例中的任一个所述的心律管理装置的形式,其中预定标准包括将优选感测配置的感测信号质量与更佳的感测配置的感测信号质量进行比较的第三分量。

[0121] 第十六非限制性示例采取如第一至第十五非限制性示例中的任一个的心律管理装置的形式,其中操作电路包括初始化装置,用于在更佳的感测配置被实施之前初始化更佳的感测配置(诸如,图13中框840所表示的电路和/或编程指令)。

[0122] 第十七非限制性示例采取如第十六非限制性示例中的心律管理装置的形式,其中:用于初始化的初始化装置至少通过为来自存储器的心动周期速率赋值而没有参考使用更佳的感测配置检测到的信号来初始化更佳的感测配置;并且所述操作电路包括用于通过将时变检测阈值应用于心脏信号以检测心动周期来使用用于分析心脏信号的检测简档的装置,所述时变检测阈值由所述检测简档限定,其中所述检测简档根据心动周期速率而改变,使得为心动周期速率赋值影响更佳的感测配置的检测简档(诸如,图13中框840、842所表示的电路和/或编程指令)。

[0123] 第十八非限制性示例采取如第十六非限制性示例中的心律管理装置的形式,其

中：用于初始化的初始化装置至少通过使用自相关分析确定心率并将心率进行存储来初始化最佳的感测配置；并且所述操作电路包括用于通过将时变检测阈值应用于心脏信号以检测心动周期来使用用于分析心脏信号的检测简档的装置，所述时变检测阈值由所述检测简档限定，其中所述检测简档根据心率而改变，使得对心率进行存储影响最佳的感测配置的检测简档（诸如，图13中框840、842所表示的电路和/或编程指令）。

[0124] 第十九非限制性示例采取如第十六至第十八非限制性示例中的任何一个的心律管理装置的形式，其中：用于初始化的初始化装置至少通过为来自存储器的心动周期振幅赋值来初始化最佳的感测配置而不参考使用最佳的感测配置检测到的信号；并且操作电路包括用于通过将时变检测阈值应用于心脏信号以检测心动周期来使用检测简档来分析心脏信号的装置，所述时变检测阈值由检测简档和心动周期振幅的估计值来限定，使得为心动周期振幅赋值影响了最佳的感测配置的检测简档（诸如，图13中框840、842所表示的电路和/或编程指令）。

[0125] 第二十非限制性示例采取如第十六至第十八非限制性示例中的任一个所述的心律管理装置的形式，其中用于初始化的初始化装置至少通过针对最佳的感测配置形成正常心动周期活动的模板来初始化最佳的感测配置（诸如，图13中框840、842所表示的电路和/或编程指令）。

[0126] 第二十一非限制性示例采取具有用于分析包括至少第一和第二心脏感测矢量的心脏信号的操作电路的心律管理装置的形式，其中操作电路被配置为使用至少第一和第二感测矢量，所述操作电路包括：选择器装置，用于选择第一感测配置作为优选感测配置，所述第一感测配置使用来自所述至少第一和第二心脏感测矢量中的仅一个的数据，并且实施所述第一感测配置以分析心脏信号（诸如，图10中框550所表示的电路和/或编程指令）；标识器装置，用于识别第一感测配置的低感测信号质量（诸如，图10中框554所表示的电路和/或编程指令）；以及分析器装置，用于分析多个个体感测矢量并确定是否具有至少超过第一感测配置的感测信号质量和信号质量阈值的感测信号质量（诸如，图10中框560所表示的电路和/或编程指令），并且：a) 如果是，则标识器装置识别第二感测配置以至少暂时地通过使用来自至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量中的仅一个的数据的第二感测配置替换优选感测配置，并且实施第二感测配置来分析心脏信号（诸如，图10中框570、572所表示的电路和/或编程指令）；或b) 如果不是，则标识器装置识别第三感测配置以至少暂时地通过对来自至少第一心脏感测矢量和第二心脏感测矢量中的至少两个的数据进行组合的第三感测配置替换所述优选感测配置，并且实施第三感测配置来分析心脏信号（诸如，图10中框570、580所表示的电路和/或编程指令）。

[0127] 第二十二非限制性示例采取如第二十一非限制性示例中的心律管理装置的形式，其中，操作电路包括用于在针对第一感测配置的感测信号质量改善的情况下恢复到第一感测配置的装置（诸如，图10中框576、5552所表示的电路和/或编程指令）。

[0128] 第二十三非限制性示例采取如第一至第二十二非限制性示例中的任一个中的心律管理装置的形式，其中操作电路包括用于向患者提供关于感测矢量在实现最佳的感测配置之前的改变的警报（诸如，图13中框850所表示的电路和/或编程指令）。

[0129] 第二十四非限制性示例采取如第一至第二十三非限制性示例中的任一个中的心律管理装置的形式，其中心律管理装置包括可植入除颤器、心脏再同步装置、起搏器或心脏

监视器。

[0130] 第二十五非限制性示例采取如第一至第二十三非限制性示例中的任一个中的心律管理装置的形式,其中心律管理装置包括外部和/或可穿戴除颤器、起搏器或心脏监视器。

[0131] 第二十六非限制性示例采取如第一至第二十五非限制性示例中的任一个中的对心律管理装置进行操作以用于监视患者心律的形式。

[0132] 这些非限制性示例中的每个可以独立存在,或者可以以各种排列进行组合或其他示例中的一个或多个的组合。

[0133] 以上详细描述包括对形成详细描述的一部分的附图的参考。借由说明,附图示出了可以实践本发明的具体实施例。这些实施例在本文中也被称为“示例”。这样的示例可以包括除了所示出或描述的那些之外的元件。然而,本发明人还考虑了其中仅提供了所示或所述的那些元件的示例。此外,本发明人还考虑了使用关于在此示出或描述的特定示例(或其一个或多个方面)或关于其他示例(或其一个或多个方面)所示出或描述的那些元件(或其一个或多个方面)的任何组合或置换的示例。

[0134] 如果本文档与以引用方式并入的任何文档之间的用法不一致,则以本文档中的用法为准。

[0135] 在本文件中,如在专利文件中常见的那样,使用术语“一”或“一个”来包括一个或多个,独立于“至少一个”或“一个或多个”的任何其他实例或用法。此外,在下面的权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅被用作标签,并不旨在对其对象施加数字要求。

[0136] 这里描述的方法示例可以至少部分地是机器或计算机实现的。一些示例可以包括用指令编码的计算机可读介质或机器可读介质,所述指令可操作用于配置电子设备以执行如以上示例中所述的方法。这样的方法的实施方式可以包括代码,诸如微码、汇编语言代码、更高级别的语言代码等。这种代码可以包括用于执行各种方法的计算机可读指令。该代码可以形成计算机程序产品的一部分。此外,在示例中,代码可以有形地被存储在一个或多个易失性、非暂时性或非易失性有形计算机可读介质上,诸如在执行期间或在其他时间。这些有形计算机可读介质的示例可以包括但不限于硬盘、可移动磁盘或光盘、磁带盒、存储卡或棒、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)等。

[0137] 以上描述旨在是说明性的而非限制性的。例如,上述示例(或其一个或多个方面)可以彼此组合使用。本领域普通技术人员在查看以上描述时可以使用其他实施例。

[0138] 摘要被提供符合37C.F.R. §1.72 (b)以允许读者快速确定技术公开的性质。提交时的理解是,它不会被用来解释或限制权利要求的范围或含义。

[0139] 而且,在上面的详细描述中,各种特征可以被组合在一起以简化本公开。这不应被解释为意图无权利要求披露的功能是任何权利要求必不可少的。相反,本发明主题可以在于少于特定公开实施例的所有特征。因此,以下权利要求由此作为示例或实施例并入到具体实施方式中,其中每个权利要求独立作为单独的实施例,并且预期这些实施例可以以各种组合或置换相互组合。本发明的范围应该参考所附权利要求以及这些权利要求所要求的等同物的全部范围来确定。

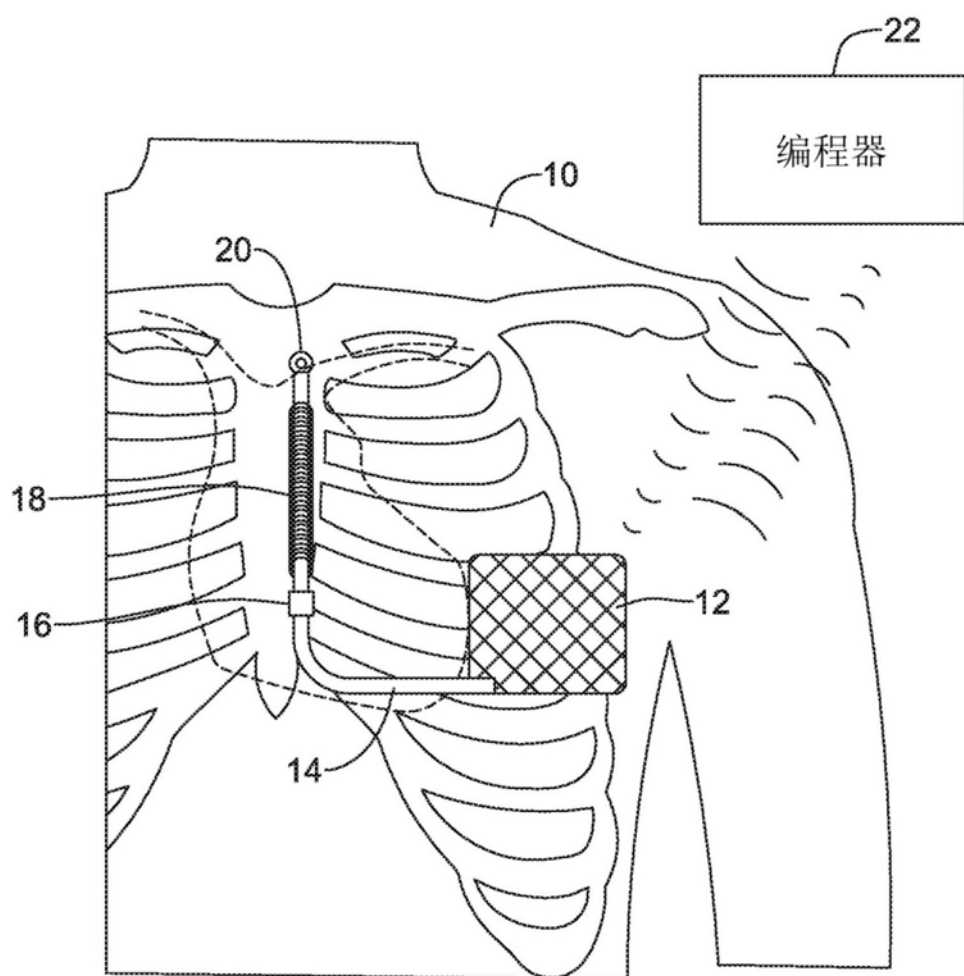


图1

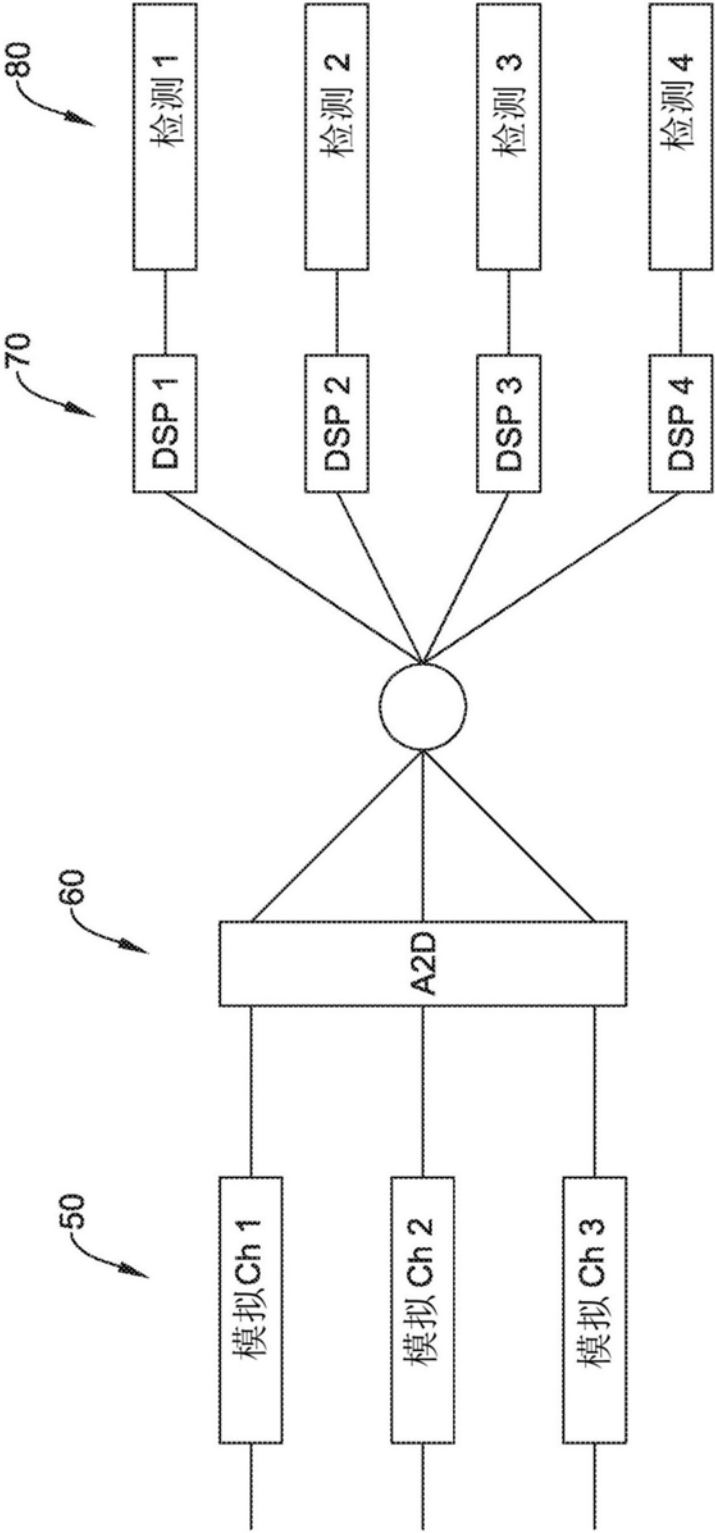


图2

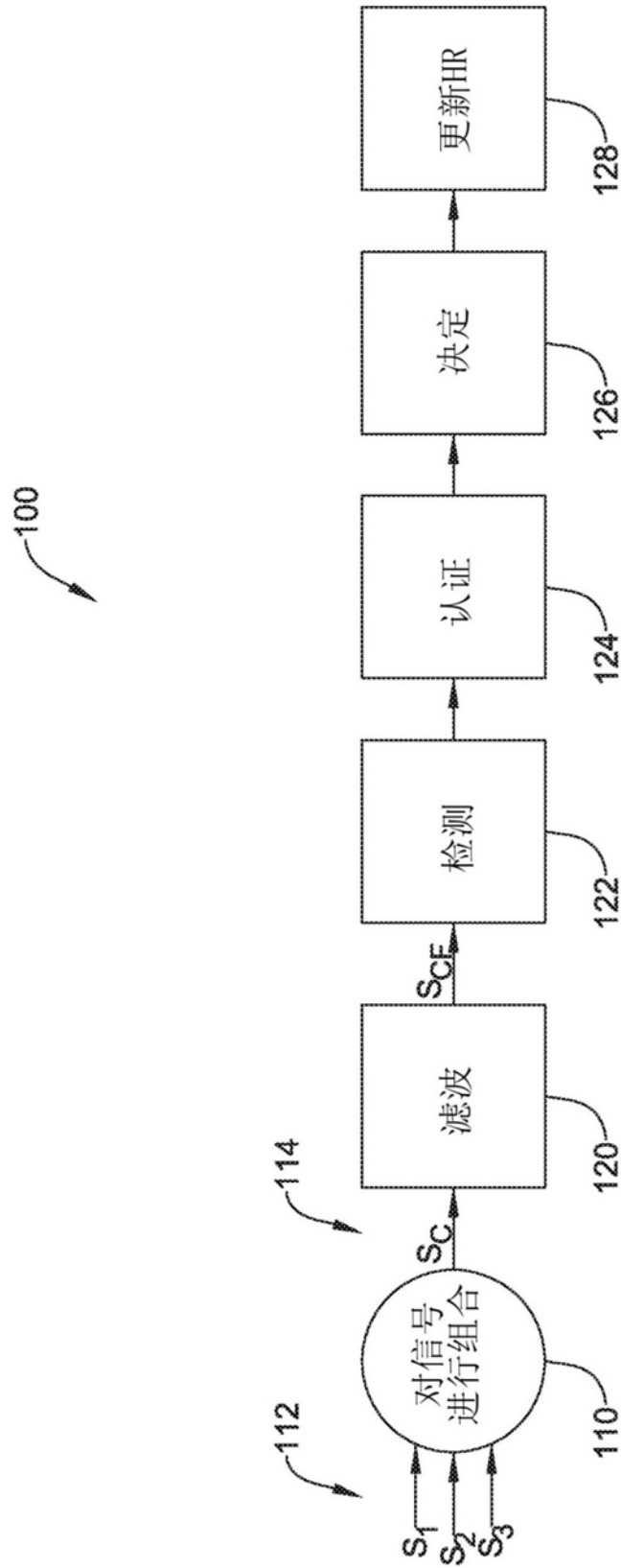


图3

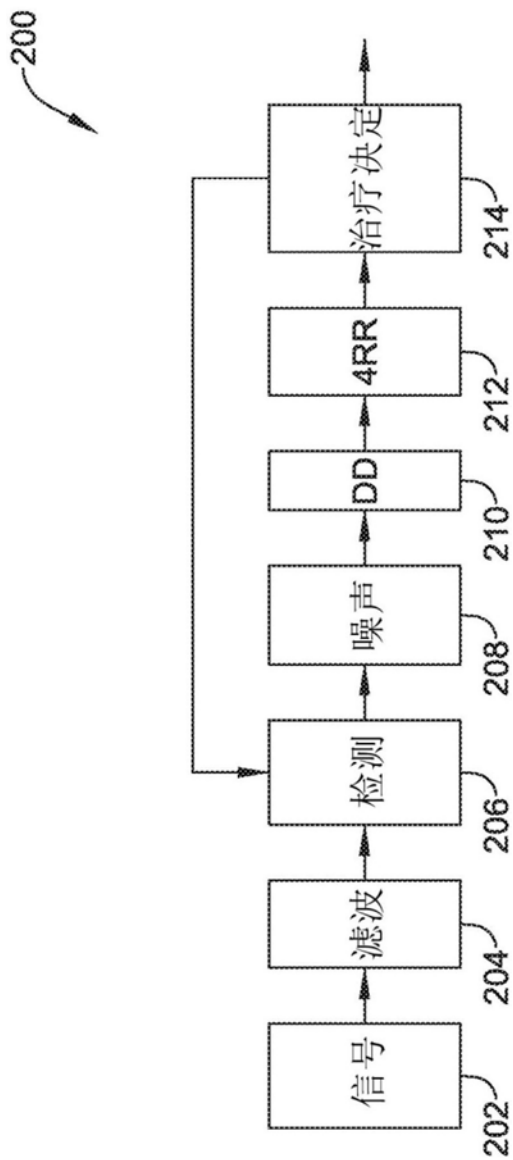


图4

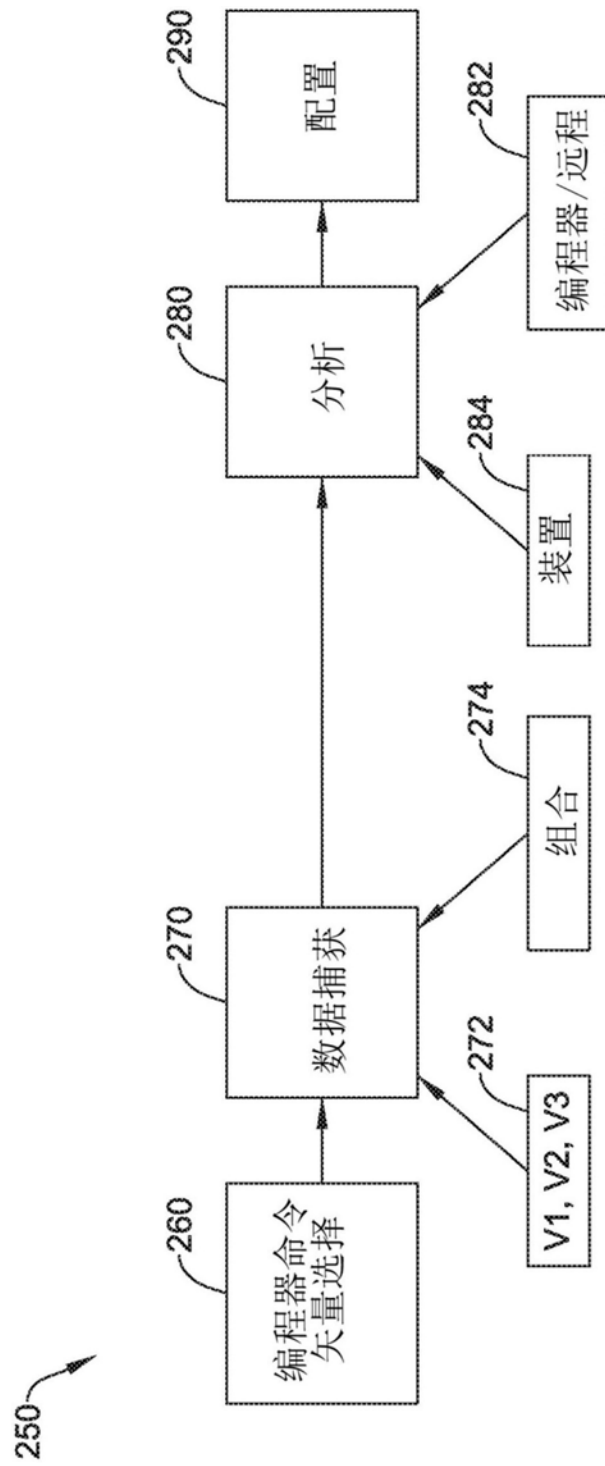


图5

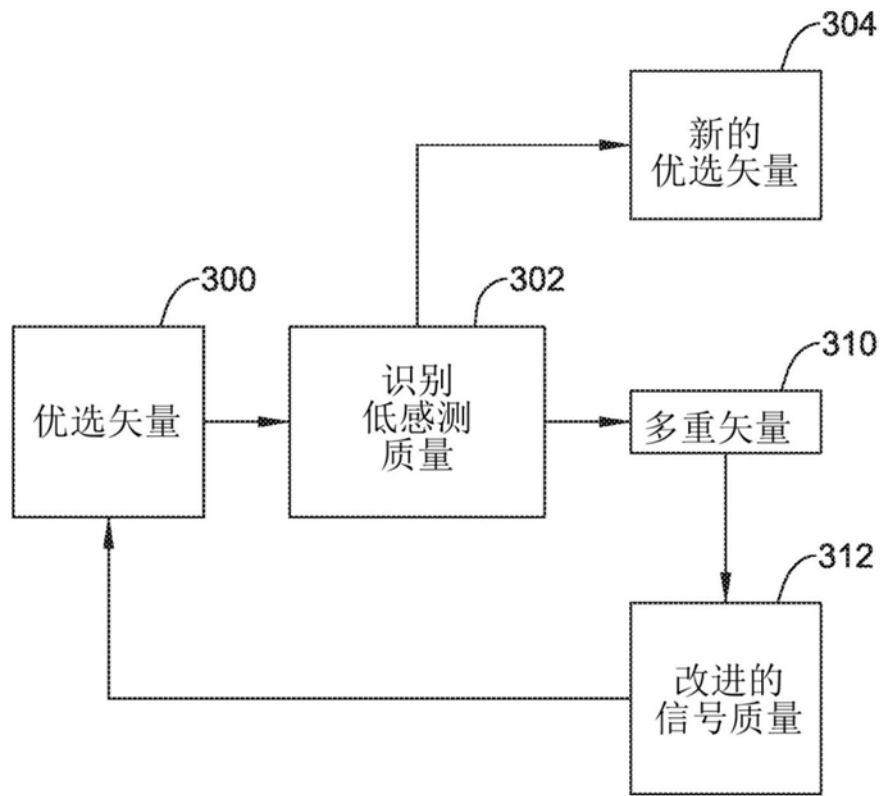


图6

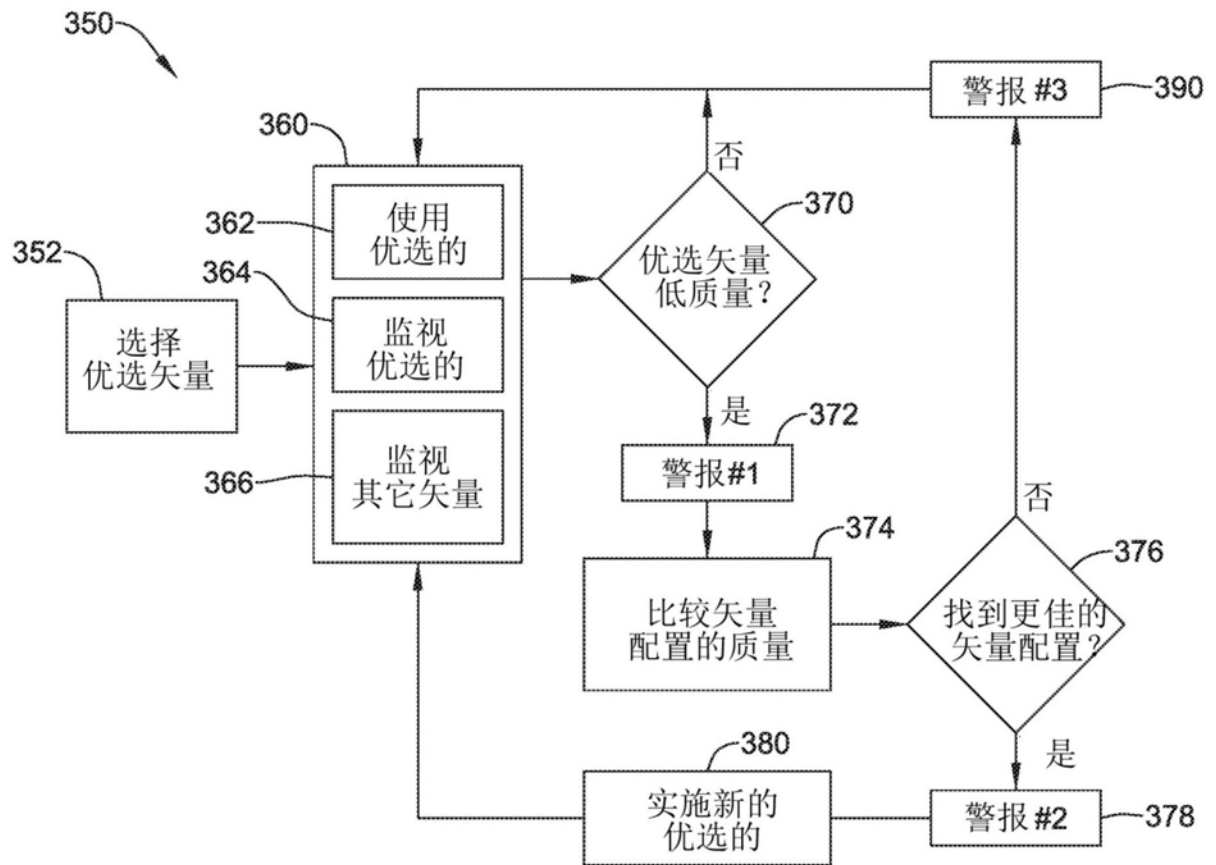


图7

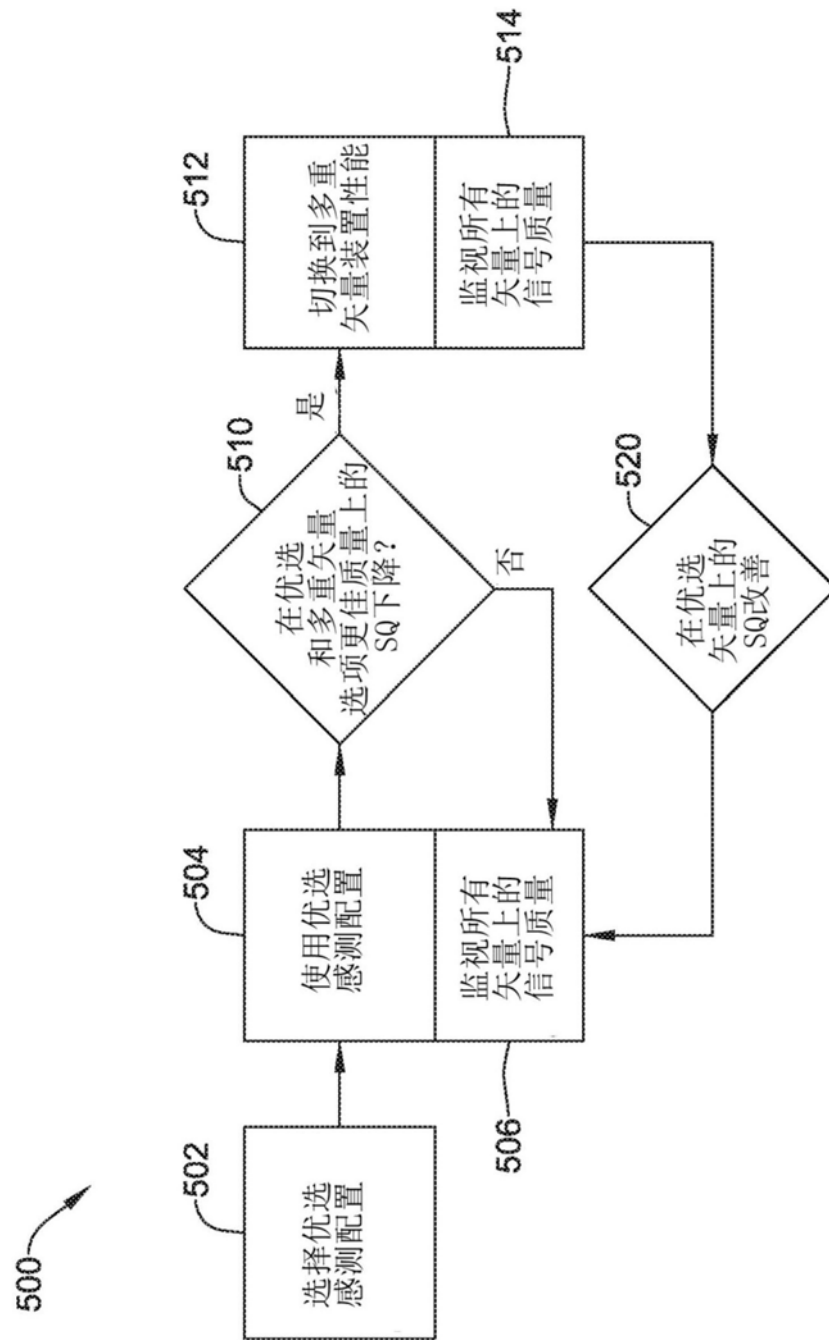


图9

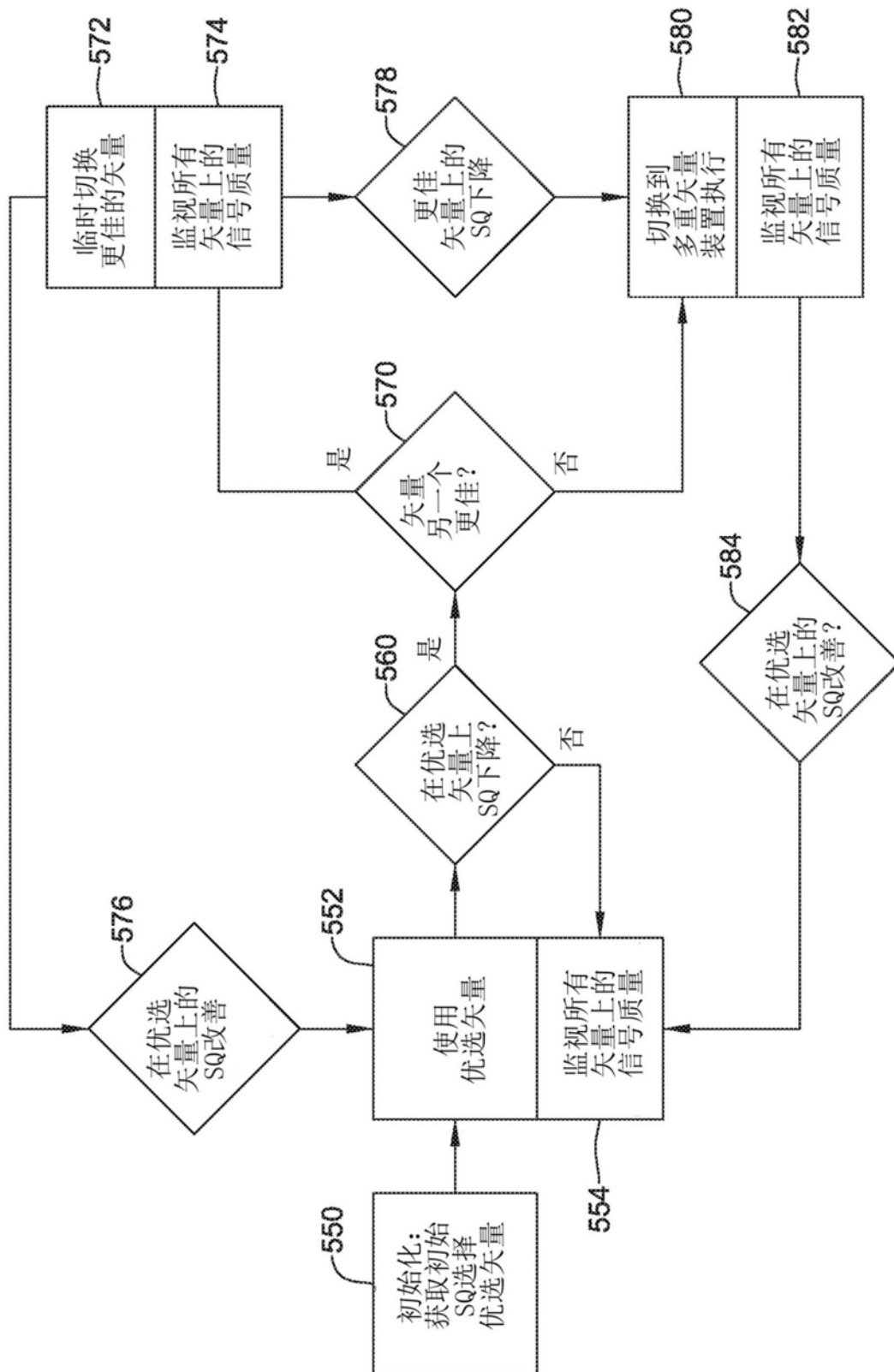


图10

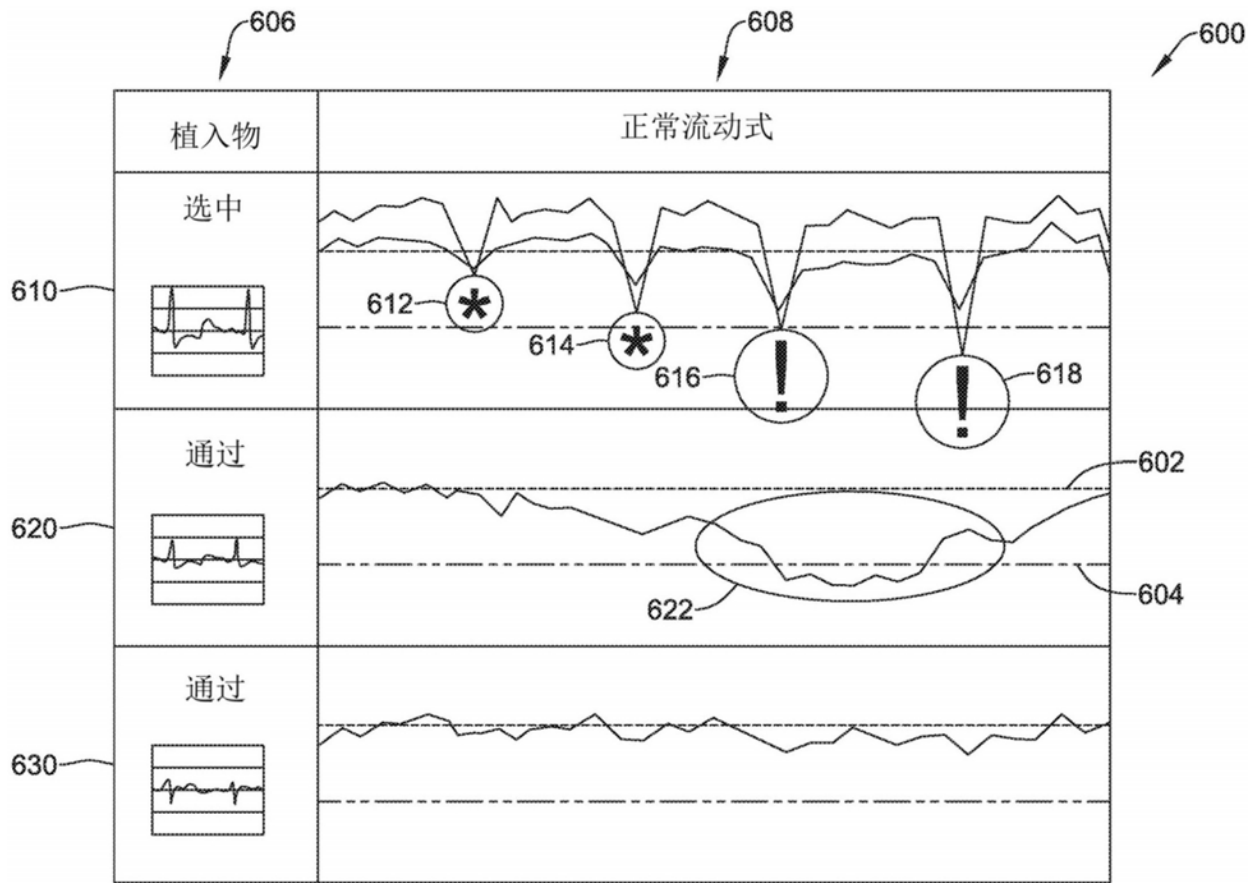


图11

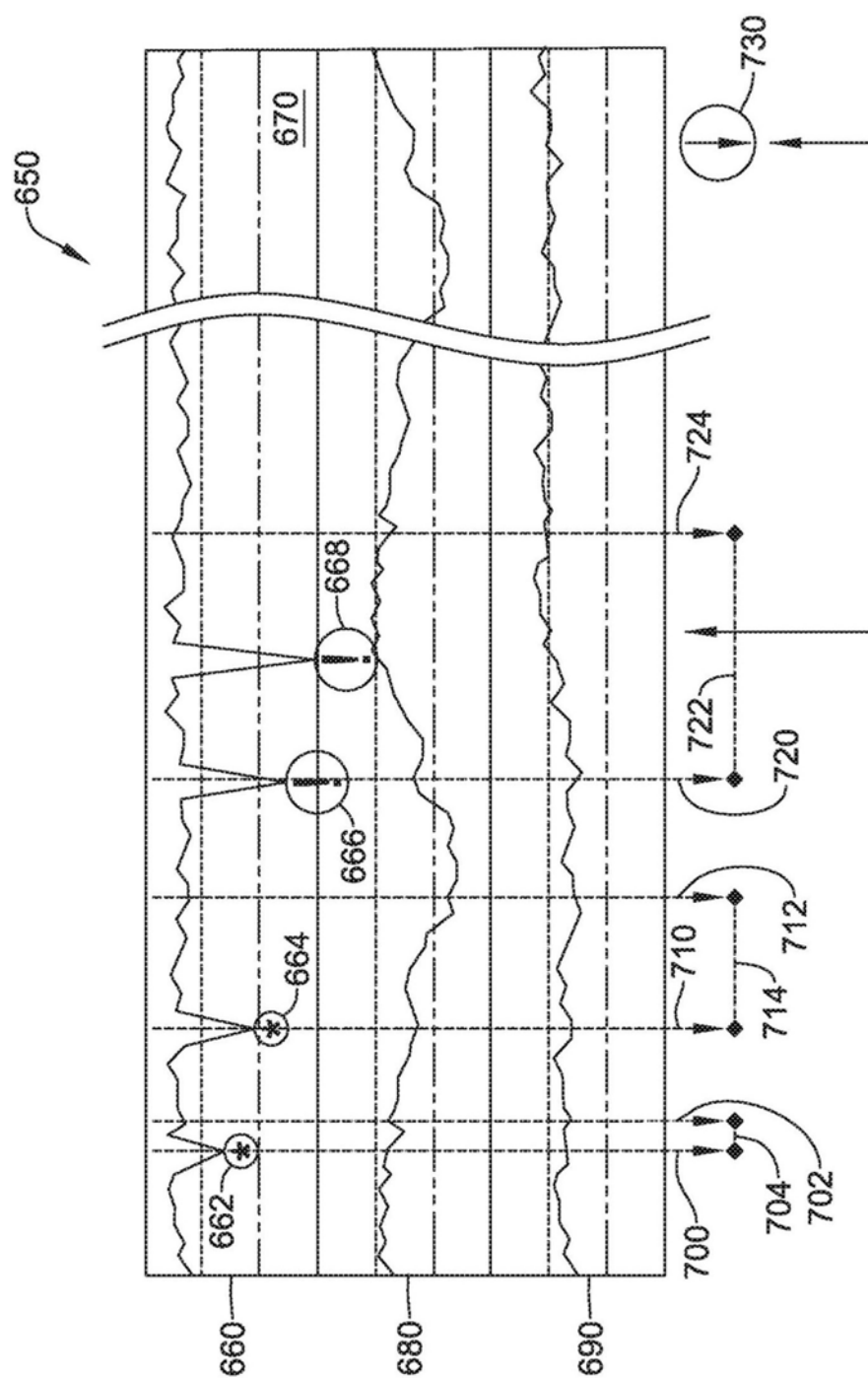


图12

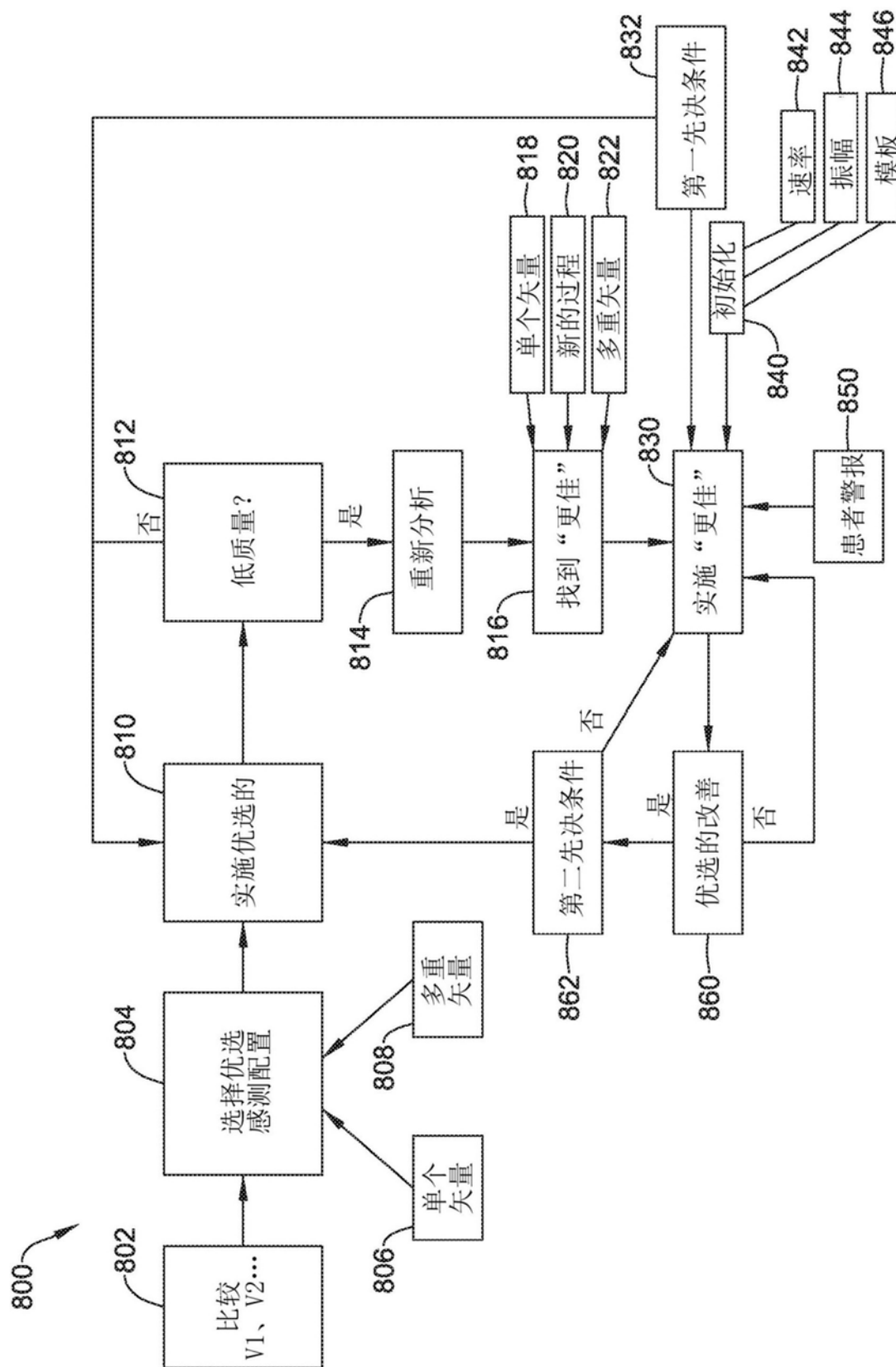


图13

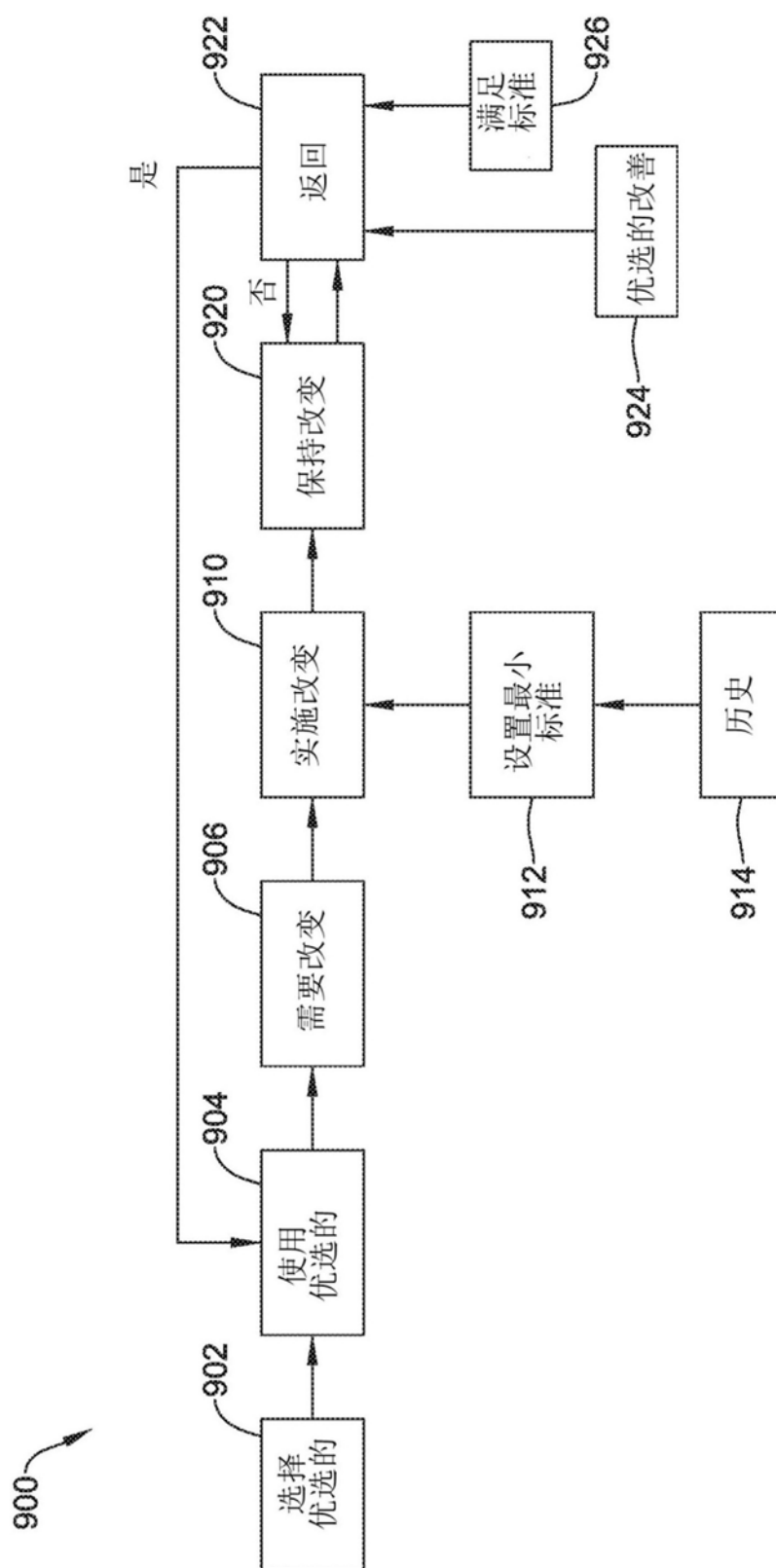


图14

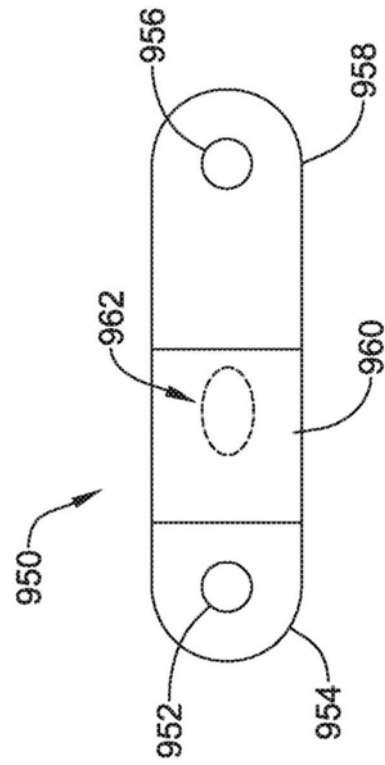


图15

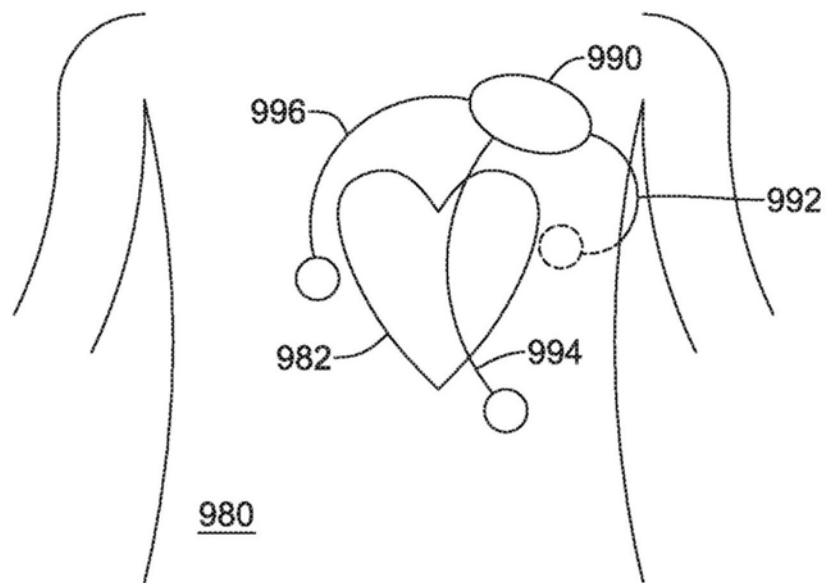


图16

专利名称(译)	使用混合方法在心脏装置中的多矢量感测		
公开(公告)号	CN108348184A	公开(公告)日	2018-07-31
申请号	CN201680061951.7	申请日	2016-10-20
[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	艾米珍布里斯本 维努戈帕尔阿拉瓦塔姆 克日什托夫Z西尔耶科 迪帕马哈詹 凯文G威卡 基思L赫尔曼 斯蒂芬J哈恩		
发明人	艾米·珍·布里斯本 维努戈帕尔·阿拉瓦塔姆 克日什托夫·Z·西尔耶科 迪帕·马哈詹 凯文·G·威卡 基思·L·赫尔曼 斯蒂芬·J·哈恩		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00 A61B5/0456 A61B5/0468 A61B5/0452 A61N1/39 A61B5/04 A61B5/042 A61N1/362 A61B5/0472 A61B5/0245 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/0245 A61B5/04017 A61B5/04028 A61B5/042 A61B5/04525 A61B5/0456 A61B5/0468 A61B5/0472 A61B5/686 A61B5/6869 A61B5/7203 A61B5/7221 A61N1/046 A61N1/0563 A61N1/3622 A61N1/3625 A61N1/36514 A61N1/3704 A61N1/3925 A61N1/3956 A61N1/3987 A61B5/04011 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0422 A61B5/0452 A61B5/72 A61N1/05		
代理人(译)	胡彬		
优先权	62/245757 2015-10-23 US 62/245738 2015-10-23 US 62/245762 2015-10-23 US 62/245729 2015-10-23 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于组合来自多个感测矢量的多个信号以用于可穿戴或可植入心脏装置的方法和装置。例如在临床条件下，可以在给定的时间点处选择优选的感测配置。然后监视优选的感测配置的信号质量，并且如果在选定条件下信号质量下降，则重新分析可以被执行以选择不同感测矢量配置以供至少临时使用。如果信号质量对于优选的感测配置增加，则可以停止临时使用不同的感测矢量配置，并且如果满足某些条件则可以恢复到优选的感测配置。恢复的条件可以部分取决于优选感测配置的感测信号质量的历史。

