



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348182 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680061937.7

迪帕·马哈詹 凯文·G·威卡

(22)申请日 2016.10.20

基思·L·赫尔曼

斯蒂芬·J·哈恩

(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

(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

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.23

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/0468(2006.01)

A61N 1/39(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

A61N 1/362(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/057802 2016.10.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/070279 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

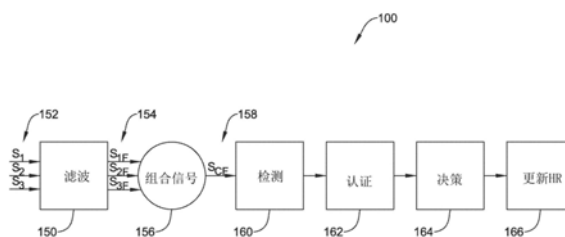
权利要求书2页 说明书21页 附图17页

(54)发明名称

具有信号组合的心脏设备中的多个矢量感测

(57)摘要

用于将来自多个感测矢量的多个信号进行组合以用于可穿戴或可植入心脏设备的方法和设备。可以使用加权因子和/或通过向与原始输入不同的坐标系统转换来将来自多个矢量的信号进行组合,其对于患者解剖(anatomy)可能是或不是标准化的。可以在多个结果分析步骤或者处理之前或之后(包括在滤波之前或之后以及在心动周期检测之前或之后)对来自多个感测矢量的信号进行组合。可以在针对噪声或过度检测分析单独的矢量之前或之后,跨多个感测矢量对心动周期检测信息进行组合。还可以跨多个感测矢量对心动周期检测信息进行组合,以识别噪声和/或过度检测。



1. 一种心律管理设备,其具有用于使用至少第一和第二心脏感测矢量以及第一和第二感测信道来分析心脏信号的操作电路,其中所述操作电路被配置为将第一和第二心脏信号进行组合,所述操作电路包括以下部分:

计算器装置,其用于计算所述至少第一和第二感测矢量的至少第一和第二加权因子;

第一装置,其用于应用第一加权因子以修改用所述第一感测矢量感测到的信号;

第二装置,其用于应用第二加权因子以修改用所述第二感测矢量感测到的信号;

第一装置,其用于将如通过加权因子修改的来自所述第一和第二感测矢量的信号组合在一起用于分析以检测心动周期;以及

重新计算装置,其用于使所述计算器装置触发地或连续地重新计算所述加权因子。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述操作电路包括相位装置,所述相位装置用于计算相位因子以应用于延迟用于组合步骤的所述第一或第二心脏信号矢量中的一个心脏信号矢量。

3. 根据权利要求1-2中任一项所述的设备,其中,所述操作电路包括第三装置,所述第三装置用于在应用加权因子之前对所述第一和第二感测矢量应用滤波。

4. 根据权利要求1或2中任一项所述的设备,其中,所述操作电路包括第三装置,所述第三装置用于对如通过加权因子修改的第一和第二信号应用滤波。

5. 根据权利要求1-3中任一项所述的设备,进一步包括采样器装置,所述采样器装置用于对用于心动周期检测的组合信号进行采样。

6. 根据权利要求1-5中任一项所述的设备,其中,所述操作电路包括用于执行至少第一和第二数据流的并行处理的装置,其中,所述第一数据流来自如通过加权因子修改的所述至少第一和第二感测矢量中的一个,并且所述第二数据流来自所述第一和第二感测矢量的组合信号。

7. 根据权利要求6所述的设备,其中,所述操作电路包括用于在所述第一和第二感测矢量之间切换所述第一数据流的装置,其中所述重新计算装置被配置为分析所述第一数据流并且确定是否使所述计算装置重新计算一个或多个加权因子。

8. 根据权利要求7所述的设备,其中,所述操作电路进一步包括:

用于以预定义的间隔周期性地从所述第一感测矢量切换至所述第二感测矢量以用于所述第一数据流中的分析的装置;以及

用于响应于触发事件而偶尔从所述第一感测矢量切换至所述第二感测矢量以用于所述第一数据流中的分析的装置。

9. 根据权利要求6-8中任一项所述的设备,其中,所述操作电路包括用于针对噪声分析所述第一和第二数据流的噪声识别器,并且如果在所述第一数据流中发现噪声但在所述第二数据流中未发现噪声,则所述重新计算装置被配置为修改用于在噪声时感测矢量中的处在第一数据流中的那个感测矢量的对应的加权值,以减轻那个数据流的权重。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述操作电路被配置为使得如果在所述第二数据流中发现噪声,则丢弃一个或多个检测出的心动周期。

11. 根据权利要求1-10中任一项所述的设备,其中,所述操作电路被配置为使得:

所述加权因子由有序的一系列的单独的加权乘数组成,所述乘数具有至少第一和第二值;

通过确定已经检测出了新的心动周期,并且然后从所述有序的一系列的单独加权乘数中的第一个开始,将所述加权乘数乘以来自感测矢量的单个信号样本来执行应用所述加权因子的步骤;并且

通过使在时间上首先被应用的加权因子的权重小于在时间上随后被应用的加权因子的权重,从而使所述加权因子彼此在权重上不同。

12. 一种心律管理设备,其具有包括至少第一和第二心脏感测矢量以及第一和第二感测信道的用于分析心脏信号的操作电路,其中所述操作电路被配置为将第一和第二心脏信号进行组合,所述操作电路包括以下部分:

转换器装置,其用于将来自所述至少第一和第二心脏感测矢量的数据转换成球坐标和柱坐标中的一个;

生成器装置,其用于从球坐标和柱坐标中的所述至少一个中生成标量输出;

用于使用所述标量输出执行分析以检测心动周期的装置;以及

用于除标量输出之外保持所述球坐标或柱坐标中的一个或多个分量所述球坐标或柱坐标中的一个或多个分量以用于识别在使用标量输出执行分析以检测心脏周期的步骤中得出的过度检测的装置。

13. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述操作电路包括用于将变换应用于使用所述至少第一和第二心脏感测矢量接收的一组数据的装置,其中通过获得接收所述心律管理设备的患者的参考坐标系的标准化数据变换来生成所述变换。

14. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述操作电路包括用于通过将第一滤波规则集应用至第一数据流,并且通过将第二滤波规则集应用至第二数据流,来对转换的球坐标或柱坐标的分量起作用,并且将第一和第二数据流中的每一个的滤波结果进行组合的装置。

15. 根据权利要求1-14中任一项所述的设备,其采取可植入心律管理设备的形式。

具有信号组合的心脏设备中的多个矢量感测

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求每个都于2015年10月23日提交的标题为SIGNAL QUALITY MONITORING FOR MULTIPLE SENSE VECTORS IN CARDIAC DEVICES的美国临时专利申请序列号62/245,757、标题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH SIGNAL COMBINATIONS的美国临时专利申请序列号62/245,738、标题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES WITH DETECTION COMBINATIONS的美国临时专利申请序列号62/245,762以及标题为MULTI-VECTOR SENSING IN CARDIAC DEVICES USING A HYBRID APPROACH的美国临时专利申请序列号62/245,729的权益和优先权,所述专利申请的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诊断和治疗各种病症。这些心律管理产品可以例如包括诸如起搏器、除颤器和再同步设备的皮下、经静脉或心内治疗设备。可植入、外部和/或可穿戴心脏监视器也是可用的。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用于获得心脏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,而每个感测矢量由2个或更多个电极的组合来定义。一些设备选择主要感测矢量作为用于观察心脏状况的“最佳”矢量。取而代之地同时使用来自多个矢量的数据可能是有用的。期望使用来自多个感测矢量的数据的新方法和替代的方法。

发明内容

[0005] 本发明人已经认识到,除了别的以外,要解决的问题是需要使用心脏设备中的多个感测矢量的新方法和替代方法。在一些示例中,来自多个矢量的数据被组合在一起以生成组合的数据流。在其他示例中,通过心脏信号分析的部分来并行处理来自多个感测矢量的数据和/或组合的数据流,而这些分析的结果随后被组合在一起。多个并行处理项目集合在一起的点在不同的示例中有所不同。在至少一个示例中,在并行处理进行时,跨多个并行处理的数据被重复组合。

[0006] 本概述旨在提供对本专利申请的主题的概要。其不旨在提供对本发明的排他性或穷尽性解释。包括了详细描述以提供关于本发明申请的进一步信息。

附图说明

[0007] 在不一定是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相似的组件。具有不同后缀的相似数字可以表示相似组件的不同实例。附图通过示例的方式而非限制的方式一般地示出了本文档中讨论的各种实施例。

[0008] 图1示出了具有可用的多个感测矢量的说明性的可植入医疗设备系统;

[0009] 图2示意性地示出了说明性的输入电路设计;

- [0010] 图3-图11以方框流程的形式示出了说明性的方法；
- [0011] 图12包括对沿着两个感测矢量的心脏电信号以及对应的心动周期检测的表示，以用于说明说明性的方法；
- [0012] 图13-图15示出了用于说明性的方法的两个信道中的心动周期检测。
- [0013] 图16示出了其中与其自身经滤波的版本叠加 (overlaid) 和概括信号的信号分析方法；
- [0014] 图17-图20以方框流程形式示出了说明性的方法；
- [0015] 图21示出了可植入监视器；并且
- [0016] 图22示出了可穿戴心律管理设备。

具体实施方式

[0017] 图1示出了来自卡梅隆健康公司和波士顿科学公司的当被植入在患者中时的S-ICD系统™。该系统被植入在患者10中，而左腋下中的容器12大约处于心尖的水平。引线14被皮下地放置在皮肤之下并且在患者的胸腔之上，其第一部分沿着乳房下皱褶延伸到剑突，并且然后向上地平行于胸骨左侧且至胸骨左侧大约1-2厘米。近端感测电极16、冲击线圈 (shocking coil) 电极18和远端尖端感测电极20被沿着引线14的胸骨旁的部分设置。整个系统被植入在胸腔的外面。

[0018] 容器12可以进一步包括将适合于与诸如编程器22或者床边或家庭监视设备的外部设备进行通信 (比如RF通信、感应遥测或其他适合的通信链接) 的这种组件。例如，在植入程序期间，一旦容器12和引线14被放置，编程器22就可以被用于激活容器12和/或直接/观察诊断或操作测试。在植入之后，编程器22可以被用于非侵入地确定所植入的设备的状态和历史记录。与容器12组合的编程器22还可以允许向用户/医师报告统计资料、错误、历史记录和潜在问题，并且还可以允许更新容器12中的编程。

[0019] 存在几个单独的和结合的感测矢量可用于该植入。在商业实施方式中，存在三个可用的感测矢量：电极16与电极20之间的感测矢量、电极16与容器12的金属壳体之间的感测矢量以及电极20与容器12的金属壳体之间的感测矢量。若需要，系统还可以被修改以将电极18用作为感测电极，其与电极16和电极20或者容器12的金属壳体中的任何一个配对。此外，若需要，可以将两个电极组合为用于感测的单极。

[0020] 图1中的图示只是一个示例。在另外的示例中，可植入或可穿戴心脏监视器可以具有在壳体和/或引线上的多个电极，以定义两个或更多个感测矢量。诸如用于植入在心脏里面的无线心脏起搏器的无线设备可以具有在容器或壳体上或者从容器或壳体上延伸的多个感测电极，以定义多个感测矢量。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，并且甚至可以包括在别处 (比如在肢体上) 的中性电极 (indifferent electrodes)。额外的感测数据可以从由感测电极提供的物理矢量的组合中数学地导出。如本领域所共知的，经静脉和/或心外膜的可植入设备可以具有适于用于感测的有源壳体 (active housing) 以及在一个或多个引线上用于感测的多个电极。例如，经静脉的设备可以具有右心室引线，其具有心房和心室感测电极以及容器上的中性电极。

[0021] 对于这些系统中的任何一个，多个感测矢量的可用性造成了几个问题，包括如何确定几个感测电极中的哪个表现得好或不好，以及如何决定是否从一个感测配置切换至另

一个感测配置。图1中所示出的第一代S-ICD系统在临床设置中并入了与编程器进行通信时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以及8,200,341中进行了讨论,所述专利的公开内容通过引用并入本文。该设备不会响应于识别出的感测信号质量度量变化而自动地切换感测矢量。

[0022] 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以及以其进行感测的一些额外的背景讨论,所述美国专利5,331,966额外地示出了具有用于感测的多个壳体电极的设备。虽然这些先前的讨论识别了移动矢量质量监视与切换和/或将多个感测矢量信号组合在一起的可能性,但对于用于执行信号质量监视、感测矢量切换和/或供以将多个感测矢量组合在一起的替代的和新的设备与方法仍存在额外的需求。标题为 SIGNAL QUALITY MONITORING FOR MULTIPLE SENSE VECTORS IN CARDIAC DEVICES 的美国临时申请62/245,757也讨论了以各种度量监视信号质量,所述申请的公开内容通过引用并入本文。

[0023] 图2示出了说明性的感测输入系统。如50处所示,定义了多个模拟输入信道。模拟信道50可以专用于感测电极的特定组合或被硬接线至感测电极的特定组合,或者可以被定义为使用多路复用器或其他开关阵列耦合至诸如上面描述的和/或与图1相关联的感测电极对或感测电极组。单独的信道可以包括直流闭锁、带通、陷波(notch)、带阻、50/60Hz闭锁和/或其他滤波电路以及诸如低噪声放大器的放大电路,其作为独立电路或者与模拟数字转换(ADC)电路60合作操作。可以使用任何适合的ADC电路,包括本领域所知的各种这种设备,包括delta-sigma、逐次逼近、威尔金森(Wilkinson)、斜坡-比较(ramp-compare)、delta编码、管道(pipeline)、集成(integrating)等。

[0024] 在一些示例中,只有模拟信道50的子集在任何给定的时间处被转换;在其他示例中,所有模拟信道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。为了省电的目的,并且为了利用模块化设计,使用专用的DSP来产生用于检测电路80的数字信号可能是适合的。任何适合的DSP电路可以在70处被使用。

[0025] DSP的一个元件可以是数字滤波电路的包含物,以将信号的频带缩窄在通常在约10与40Hz之间的范围,但可以使用更宽或更窄的范围。此外,根据地理位置(geography)可以在DSP中实施50或60Hz处的线路信号滤波。

[0026] 在一些示例中,DSP具有多个级(stage)。例如,DSP可以具有五个滤波器级,而每个级为可配置的双二阶滤波器或其他滤波器。一个或多个级可以被用于50Hz和60Hz陷波滤波器以消除线路噪声。可以通过具有15-40Hz范围内(在另一示例中或约25Hz)的低通滤波器以及1至15Hz的范围内(9Hz作为一个示例)的高通滤波器,而以两个其他级生成带通。在并行处理多个信号的情况下,不是所有信号都必须被相同地滤波,并且在一些示例中,可以以几种不同的方式对信号中的一个进行滤波。

[0027] 在一些示例中,80处的单独的检测方框每个使用独立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中的一个或多个,并且或者对每单位时间心动周期进行计数以生成心脏的给定的腔室的心率。80处的单独的检测方框可以每个使用与心动周期分析相同的方法,或者可以针对不同的数字信号而选择不同的方法。例如,如果一个检测线路被配置为用于使用两个心内电极捕获到的信号,并且不同的检测

线路使用两个皮下电极捕获到的信号,则因为心内信号将看起来与皮下信号非常不同,所以检测线路可能会每个使用不同的检测模式。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波或心跳检测)的一些示例,所述专利的公开内容通过引用并入本文。已知几种方法,其中将时变阈值与接收到的心脏信号进行比较直至阈值被越过,在这一点处可以宣告心跳或新的心动周期。

[0028] 图3-图5以方框流程形式示出了说明性的方法。图3中的第一图示示出了从分析的一开始就组合多个矢量感测信号。说明性的方法100从组合信号(如110处所示)开始,以将112处所示的三个数据流S1、S2、S3转换至组合的数据流Sc中(如114处所示)。

[0029] 该组合的数据流然后在120处被滤波,例如被滤波至3至40Hz的范围内的带通,或更优选地约9至25Hz,或适合于特定应用的其他范围。滤波120可以结合放大执行,并且可以在模拟信号或数字信号或模拟信号与数字信号二者上执行。滤波可以进一步包括直流闭锁滤波器和/或应用一个或多个陷波滤波器,以去掉50和/或60Hz的线路噪声。加权因子可以例如通过在模拟数字转换之前在输入中使用可调整的增益电路而被应用至模拟域信号。可以在模拟数字转换期间应用加权因子,或者在模拟数字转换之后在数字信号上应用加权因子。

[0030] 滤波的组合信号在122处转到检测阶段,其中单独的心动周期或心跳可以被检测出。例如,可以将使用组合的信号生成的幅值或大小测量值(magnitude measure)与检测阈值进行比较,其中检测阈值可以是时变阈值。一旦越过检测阈值,就可以宣告新的心动周期。单独的检测出的周期(独立地或成小组,或者作为一系列事件)可以然后经历认证阶段124。认证124可以包括例如分析一个或多个信号以确定信号中是否存在噪声,或者分析检测出的成对或成小组或作为一系列的事件以确定是否发生了任何过度检测(overdetected)的事件。如果/当宣告了多个心动周期但仅发生了一个这样的周期,或者如果宣告了心动周期而没有新的心动周期发生,则可能发生过度检测的事件。一旦去除了噪声和过度检测,经认证的心动周期就被传递至决策阶段126,所述决策阶段126可以使用检测心动周期的速率和/或与心动周期相关联的心脏信号的形态学(形状)中的一个或多个来确定是否发生了可治疗的或相反靶向(otherwise targeted)的心脏状态。决策阶段126可以包括更新心率128。

[0031] 现在回到方框110,在几个不同的说明性的示例中存在几个可用的增强。例如,假设三个感测矢量(但可以使用更多或更少的感测矢量),可以使用该公式来计算组合的数据流Sc:

$$[0032] \quad s_c = k_1 * S_1 + k_2 * S_2 + k_3 * S_3 \quad (\text{公式1})$$

[0033] 在该等式中,k因子中的每个都是加权因子。加权因子可以通过考虑一个或多个信号质量度量来确定。例如,第n个感测矢量的加权因子可以被生成为:

$$[0034] \quad k_n = A_n * R_n * V_n * M_n * P_n * N_n$$

[0035] 其中A是第n个矢量的期望的信号的幅值测量值,比如峰值心脏R波、在QRS波群期间与基线的最大偏移或者QRS波群的峰间测量结果。在设备硬件的动态范围的边界之内的较大的幅值测量值,通常将产生较高的A值。作为替代方案,因子A可以被用于校正高质量矢量的幅值变化;例如,在上面的公式中,在不单独应用加权因子的情况下,一个感测矢量信号具有较高幅值的事实,已经将那个信号加权得高于较低幅值信号;因此A因子可以被用于

标准化(normalize)在本底噪声之上并且在设备的最大动态范围之下的期望的范围内的任何感测矢量信号的幅值。替代的公式可以采取以下形式:

[0036] $k_n = f(A_n, R_n, V_n, M_n, P_n, N_n)$

[0037] 其中加权因子k可以是各种分量的函数或函数集合,其使用例如指数或对数值和/或查找表或加法、减法和其他运算符。

[0038] 单独的因子可以广泛地变化。因子R可以是期望的信号与噪声测量值的比率,例如,R波与下一个最高峰值、T波或第n个矢量的平均信号幅值或大小的比率。信号与噪声较高的比率可以产生较高的R值。V可以是给定的矢量的变异性和/或稳定性的测量值,其中可以以几种方法中的任何一种来确定变异性。例如:

[0039] -可以计算出几个心动周期中的每个的QRS宽度,并且可以使用宽度的变异性;

[0040] -可以计算出R波峰值高度并且确定出其变异性;

[0041] -可以将几个心动周期的信号放置在彼此的顶上,并且可以确定出互相关、样本间变化或周期间变化的其他测量值。

[0042] 较低的变异性可以被用于导致较大的V值。M可以是形状匹配分数,其中形状匹配指示检测出的心动周期与所存储的模版相关联;较高的匹配可以产生较高的M值。

[0043] P可以充当校正因子以适应给定的矢量中的信号的极性,其中如果信号极性为正则P为正单位(+1),或者如果信号极性为负则P为负单位(-1)。例如,如果心脏R波是期望的信号并且为了随后的检测步骤而集中,则P将被用于确保生成组合的信号的总和不抵消期望的信号,其中一个矢量具有正的R波峰值,并且另一矢量具有负的R波峰值。可替代地,系统可以取而代之地使用大小或绝对值来防止抵消,而不是包括极性因子。

[0044] P可以指示信号极性是否表明信号质量差。例如,对于单独的心动周期,可以通过识别例如QRS波群的最大峰值或第一时间峰值或具有最大能量的峰值,并且将识别出的峰值具有的无论哪个极性(正或负)关联为给定的心动周期的信号的极性,来识别出极性。在一些实施例中,极性可以被用于选择模版对齐或用于比较的模版的基准点;极性的变化可以使模版分析不可靠。如果识别出的极性在心跳间变化或跨检测集合变化,这可以被用于识别差的信号质量。

[0045] 还可以包括噪声因子N。例如,可以在或通过减去或通过对时间间隔的部分开窗口(window out)而将诸如心脏R波或P波的期望的信号排除之后,通过确定给定感测矢量或其一部分在一段时间(即一秒)上的平均值、均值或RMS值,来确定噪声因数。较高的平均值、均值或RMS值可能与噪声较大的矢量相关。可以对信号中的转折点或拐点的数目进行计数,因为较高数目的转折点或拐点可以表明噪声较多的感测矢量。较多的噪声可以等同于较低的质量并且因此较低的N值。

[0046] 进一步的示例可以包括用于说明在给定的矢量上发生过度检测的可能性的因子,所述因子通过分析预测出和/或基于给定的感测矢量的历史记录,这种因子可以是例如一减去在前一天、前一小时或其他时间段检测出的心跳的百分比,其已经被标记为针对给定的感测矢量的双重检测。因为在方法100中在组合的信号上被执行标示过度检测或噪声检测的认证阶段124(在滤波120和检测122之后),所以该方法可以利用并行处理能力来处理组合的信号以用于分析一个数据流或信道上的心律的目的,并且处理所选择的单独的感测矢量信号以用于更新给定的矢量的加权因子k的目的,当识别加权因子上面的子分量中的

任何一个以及应用认证评估以识别噪声或过度检测时包括这样的步骤。

[0047] 加法和/或乘法的数学函数可以相互交换或与其他方法交换。可以提供较少、较多或不同的因子作为加权矢量的分量。在一个示例中,除了如指出的在示例中极性值P可以为+1或-1之外,分量中的每个都被缩放至0到1的边界之内。不需要应用缩放。若需要,可以通过将从排除的矢量中生成的数据流的k因子减少至零,来将矢量中的一个或多个从分析中排除。

[0048] 在示例中,例如如果医师确定一个感测矢量不适于使用,则医师或其他用户输入还可以被用于修改加权因子k1、k2或k3。在另一示例中,例如如果引线或电极被确定为例如游离不定(floating)(即,其位置被控制得不好)、受损或断裂,则诸如引线监视功能的次级处理可以被用于修改或归零加权因子中的一个。

[0049] 在另一示例中,可以进行形成进行中的心律的模版的尝试,其中模版形成需要给定的心动周期信号与一个或多个邻近的周期信号相匹配;模版形成的失败将指示变化的信号并且可以被用于确定给定的感测矢量信号质量较低。在几个示例中,加权因子k1、k2、k3中的一个或多个和/或其分量在下列一个或一些组合中被重新计算:

[0050] -以每个新检测出的心动周期重新计算全部或一些分量;

[0051] -每隔一段时间(即,例如1至60秒的时间段,或者更多或更少)重新计算全部或一些分量;

[0052] -响应于触发事件而重新计算全部或一些分量,其中触发事件为以下中的一个或多个;

[0053] o确定患者改变了姿势;

[0054] o检测固有心率的变化;

[0055] o识别一个或多个有噪声的或过度检测的心动周期;

[0056] o确定检测出的心率超过了阈值或降至阈值以下;

[0057] o通过对一个或多个这种矢量的信号质量周期性的或连续的检查,确定一个或多个感测矢量的信号质量已经改变;

[0058] o确定在组合的信号Sc中表示的信号质量已经改变;

[0059] o在使用X-out-of-Y计数器或间隔数目检测(NID)分析中的一个或多个来确定是否发生了可治疗的心律失常的设备中,通过X-out-of-Y计数器或NID分析来满足治疗或其他阈值;

[0060] o使用组合的信号Sc计算出的心率与由一些其他设备或方法计算出的心率之间的分歧(divergence),其中其他设备例如可以是独立的心脏设备、血压传感器或脉搏血氧计,和/或其他方法可以是心率的自相关或其他基于非心动周期的测量;

[0061] -还可以响应于如所提供的一些示例中的医师和/或患者输入,例如经由用于可植入或可穿戴设备患者远程控制、家用监视设备或者医师/临床编程器而触发重新计算。

[0062] 在上述列表中指出了自相关,并且可以采取如共同审理的美国专利申请14/819,817、14/819,851和14/819,889中所示出的形式,所述申请的公开内容通过引用并入本文。还可以使用其他方法来执行自相关。

[0063] 图4示出了另一示例。这里,首先在一组信号152上执行滤波步骤150,所述信号152然后在154处被传递至组合步骤156。组合的经滤波的信号158(与图3中的经滤波的组合的

信号114相反)传递至检测160、认证162、决策阶段164以及更新心率166。相对于图3的差别在于信号组合发生在执行了滤波之后。

[0064] 图5示出了另一示例方法200。该示例包括在210处评定感测矢量信号质量、在212处创建加权和信号、在220处分析心脏信号以及在240处确定是否需要重新评定信号质量。步骤240可以考虑上面指出的触发器中的任何一个,以用于使用矢量信号质量重新计算矢量加权。如果在方框240处不需要重新计算信号质量,则该方法循环至计算出新的加权和信号的212。

[0065] 在方框220之中,该方法等待对新的心动周期的检测222。在感测矢量信道224中的每个上评定噪声,所述感测矢量信道224可以包含单独的感测矢量中的全部或感测矢量中的子集。在226处确定全部感测矢量信道224上是否存在噪声。如果是,则来自方框222的新的检测如228处指示的那样被标记为噪声,并且该方法回到方框222以等待下一个检测出的心动周期。

[0066] 如果方框226产生了否的结果,则该方法在230处确定在任何信道上是否存在噪声;如果是,则在212处被应用至一个或多个信号的权重可以被调整为如232所指示的那样,例如包括将一时或持续地有噪声的感测矢量的权重设置为0。然后,在234处(在方框230或232之后)应用认证阶段,以消除组合的信号自身上的过度检测或噪声。该过程然后转到决策阶段236,并且若需要,可以包括更新计算出的心率。

[0067] 在一些示例中,在方框226和/或230中的一个或两个中发现噪声的一个或多个结果可以被用于在方框240中触发重新评定信号质量的决定。

[0068] 在替代的实施例中,组合的信号可以使用矢量数学方法来代替上面的公式1中示出的简单求和。例如,多个感测矢量可以以下列方式被组合,以产生向坐标值的球面集合的“转换”:

$$[0069] \quad r = \sqrt{(k_1 * S_1)^2 + (k_2 * S_2)^2 + (k_3 * S_3)^2}$$

$$[0070] \quad \theta = \cos^{-1} \left(\frac{k_1 * S_1}{r} \right)$$

$$[0071] \quad \varphi = \tan^{-1} \left(\frac{k_2 * S_2}{k_3 * S_3} \right)$$

[0072] 该基本方法假设三个感测矢量在没有校正的情况下是正交的。在一些情况下,该简化可能是充分的。然而,对于一些实施例,可能有用的是,k个权重中的每个都包括校正因子以说明感测矢量的非正交配置。

[0073] 图6提供了生成校正的输入的示例。例如,基准点可以被应用至患者以提供参考坐标系。例如,患者可以被要求呈现一个姿势(坐、站、躺下等),并且基准点可以被应用至患者皮肤和或被设置在心脏中的一个或多个可植入位置中,例如,或者通过使用荧光剂来允许对心脏进行成像。在300处应用基准点之后,在302处例如通过X射线获得图像,并且计算植入体的电极的实际物理位置向患者的心脏的位置的转换304。这样,可以生成相对于心脏的物理特征的定位的实际的心脏矢量心电图。可以针对多个姿势重复该方法,以允许针对几个患者姿势进行特定校正,因为电极与心脏的相对位置或者电极相互之间的相对位置可能随着患者改变姿势而改变。

[0074] 在更简单的方法中,基准点300被省略,并且可以获得定义感测矢量的电极的相对

布置。再次评估可以被用于建立针对各种姿势的校正。

[0075] 如图6中的评估的输出可以被用于建立针对每个感测矢量的新的加权因子,以校正电极相对于彼此和/或相对于患者/心脏参考坐标系的非正交布置。在另一示例中,存储一个或多个矩阵以通过如下矩阵乘法来提供校正因子:

$$[0076] \begin{bmatrix} k_1 * S_1 \\ k_2 * S_2 \\ k_3 * S_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{bmatrix}$$

[0077] 若需要,校正因子矩阵可以是基于患者的姿势可选的。

[0078] 从这些矢量的组合,半径r可以被用于检测方框122(图3,在120处滤波之后)或检测方框160(图4)。若需要,角度分量可以被用于检测,但还可以被用于诊断或病理学分析。

[0079] 在另一示例中,可以执行向柱坐标的转换,而不是向球坐标转换。一旦在柱坐标系中,三个变量将会是 (ρ, φ, z) 。很像向球坐标的转换,该转换可以在有校正因子或没有校正因子的情况下发生,其适应电极相对于彼此和/或相对于患者的心脏的位置。在一些实施例中,角度分量可以被忽略(或者为病理性分析而保留),剩下可以使用本文所示出的用于处理加权的感测矢量信号的任何方法来处理的 ρ 和 z ,例如,通过在滤波或心动周期检测之前将信号分量进行组合,和/或通过将来自心动周期检测、认证和/或决策阶段分析中的一个或多个结果进行组合。

[0080] 图7以方框流程的形式示出了另一示例。在该方法350中,滤波352发生在多个感测矢量信号354上。经滤波的信号356被独立地传递至检测方框360,其中在输入信号356中的每个上检测心动周期。如在364处指示的,然后将每个信号362上的检测出的心动周期的输出集合进行组合。图12和图14示出了如何将检测集合组合在一起的图形化图示(pictorial illustration)。在一个示例中,在心动周期检测匹配的情况下,这可以被视为可能证实检测精确度,并且如果发生了失配,则这可以表明过度检测、噪声或其他感测上的困难。

[0081] 在一些示例中,产生输入信号345的感测矢量之间的空间差异可以造成在每个矢量中发生心动周期检测的时间上的差异。为了说明这种差异,可以集成延迟,其中例如,对心动周期的检测360可以在不同时间在不同数据流中一致地发生。这种延迟可以被称为一个或多个矢量信号和/或来自一个或多个信号的数据的相位校正或相位延迟。

[0082] 一旦在364处组合了心动周期结果,组合的数据流366就被传递至认证370以检查信号内(与跨信道相反)对噪声或过度检测的指示。决策阶段372和心率更新374遵循该图示。

[0083] 图8以方框流程形式示出了另一示例。在方法400中,将滤波402应用至多个感测矢量信号404。经滤波的信号406传递至检测408,产生心动周期检测410的数据流。检测410被传递至认证412以检查单独的信道上的噪声或过度检测,输出414然后在420处被组合。可以参见在图13和/或图14中的420处的组合步骤的示例。在示例中,检测408和/或认证412的失配可以例如被用于将事件标记为可疑、噪声、过度检测或真实检测。组合的结果422被传递至决策阶段424和心率更新426。

[0084] 图9以方框流程形式示出了另一示例。在方法450中,将滤波452应用至多个感测矢量信号454。经滤波的信号456传递至检测458,产生心动周期检测460的数据流,该数据流传

递至可以筛选出噪声和过度检测的认证462。经认证的心动周期检测464传递至决策阶段466,决策结果468随后在470处被组合,在472处更新心率。如先前所指出的,决策阶段466可评估检测出的信号的各种要素,包括检测出的心动周期的形态学、速率、心跳间信号的变化、相对于一个模板或多个模板的变化、宽度以及总体幅值,以确定患者的心脏状态。

[0085] 图10以方框流程形式示出了另一示例。图10将图9的概念扩展了额外的一步。这里在502、504、506处存在用于第一、第二和第三感测矢量信号中的每一个的独立的数据流或信道。每个数据流可以表示对单个感测矢量、对如图3中的组合的信号(即, $k_1*s_1+k_2*s_2$)、或对诸如上面所讨论的球坐标或柱坐标示例的组合的和转换的/校正的信号的分析。在又一示例中,可以通过例如使信号或信号的组合经受不同的加权因子和/或滤波510技术/边界,从一个源导出两个或更多个独立的数据流。通过滤波510、心动周期检测512、噪声514、过度检测516和生成4RR(或其他平均)心跳速率518来独立地分析每个数据流。

[0086] 周期性地或在每个检测出的事件检测处,或者使用一些其他输入来驱动分析,通过比较方框520处的速率结果,在方法500中执行独立的评估。如果速率结果一致,则总体心率可以在524处被更新。如果速率结果在520处不一致,则可以在522处执行进一步的评定。在方框522处可以使用几种不同的技术:

[0087] -在一个示例中,传递至独立的数据流502、504、506中的每个中的数据的数据的相对强度或信号质量可以被相互比较以确定一个或多个是优选的还是要被忽略。

[0088] -在另一示例中,可以使用例如脉搏血氧测量、心音、血压测量结果或从第二可穿戴设备或可植入设备中导出的速率来引用单独来源的心率,以确定在方框520处不一致的速率哪些(如果有的话)是正确的或不正确的。

[0089] -在另一示例中,获得从诸如上面提到的自相关方法的非心动周期检测方法中导出的心率,以确定在方框520处不一致的速率哪些(如果有的话)是正确的或不正确的。

[0090] -在另一示例中,可以确定520处的一致是否可以归因于特定于腔室的心脏病症,比如心室起源快速性心律失常,或者非传导的或仅部分传导的心房扑动或纤维性颤动。

[0091] -在另一示例中,在520处依赖简单多数规则,例如如果使用三个数据流(如图所示)并且数据流中的两个一致,则可以排除或忽略第三数据流的计算出的速率。

[0092] -在另一示例中,来自几个数据流的检测512结果可以相对于彼此对齐(line up)并且彼此交叉相关(参见下面的图12和图14)以确定过度检测的模式是否可能发生在多于一个数据流中,并且查看是否可以提取对齐(aligned)的“真实”检测以产生校正的速率。

[0093] -在又一示例中,例如如下面图15所示,如果几个数据流表明快速性心律失常,则速率计算的失配可用于支持快速性心律失常的确定。

[0094] 可以使用这些技术中的任何一种或其组合来在方框522处执行评定以在524处找到心率估计。其他技术可以被用于补充或取代上面的技术。例如,在一个系统中,会问及一组分层次的(tiered)问题:

[0095] -来自三个(或其他多数或多个)信道中的两个信道的频率是否匹配;如果是,则使用匹配的速率;

[0096] -在消除噪声或过度检测中的一个或多个之前或之后,检测是否与对单独的检测流的评估相匹配;如果是,则使用匹配的检测数据来生成速率;

[0097] -感测矢量中的一个是否显示出高于所有其他的感测质量度量(比如更高的幅值

和/或更高的信噪比);如果是,则使用来自那个矢量的速率。

[0098] 这些分析可以单独使用或以各种组合使用。

[0099] 在另一示例中,在方框522内,可以评估独立的数据流中的一组检测存在模式或随机性。如果跨多个载体的失配随机发生,则可能的来源是一个或多个感测矢量中的噪声信号或者在一个或多个感测矢量上检测出的实际心律失常。另一方面,如果失配是模式化的,则可能是由于过度检测而发生了误感测(malsensing)。对于随机失配,下一步可以是排除噪声(例如通过检查感测矢量502/504/506的转折点计数器并且与阈值进行比较或相互之间进行比较;具有比其他矢量多得多的转折点的矢量可能被发现是有噪声的)。如果噪声被排除,则可以评估由任何可用的感测矢量检测出的最快速率以确定是否发生了可治疗的病症。

[0100] 可以通过将针对框522指出的技术中的一个或多个进行组合来将其他分层次的(tiered)分析用于其他实施例。

[0101] 图11以方框流程形式示出了另一示例。这里,当单独的感测矢量分析并行继续时,结果组合在整个过程中重复发生。在说明性方法550中,滤波552被应用至多个感测矢量信号554。经滤波的信号556传递至提供一组检测输出562的检测560。此外,检测560的输出可以在564处以类似于图7中的方框364的方式的方式被组合。

[0102] 将组合的心动周期检测输出566以及各个检测输出562传递给认证570。认证570再次处理噪声和/或双重检测以产生输出数据流572,所述输出数据流572可以包括例如用于单独的检测输出562中的每个的数据流以及用于组合的检测结果566的数据流。此外,在574处再次示出了独立的组合方框,其中来自认证570的几个单独的和组合输出可以以类似于图8中的方框420的方式被组合在一起。

[0103] 现在多达五个(或更多或更少)数据流被提供给580处的决策阶段。这里,方法550被允许在决策阶段580期间考虑单独的经认证的检测结果,加上经认证的组合的检测结果,加上组合的认证结果。决策阶段580不仅可以评估心脏状态,还可以通过比较提供给它的各种结果来识别信号质量度量。然后可以在584将用于每个单独的和组合的输入的决策阶段580的输出582组合在一起,并且不仅用于确定心脏状态,而且还用于在590处生成更新的速率。

[0104] 图12包括对沿着两个感测矢量的心脏电信号以及对应的心动周期检测的表示,以展示说明性方法。图600示出了第一心脏信号610和对应的心动周期检测612以及具有对应的心动周期检测622的第二心脏信号620。在该示例中,可以将检测输出612和622相互比较以识别出616处的过度检测。这是因为,当614/624处的单个检测和随后618/628处的单个检测在时间上彼此对齐时,在616处存在两个检测,而在626处存在单个检测。存在可以被应用于确定616处的至少一个检测是过度检测的几个规则集:

[0105] -在一个示例中,在过度检测之前和之后都必须存在对齐的心动周期检测;这里可以存在检测614/624和618/628,或者可替代地,可以使用616处的两个检测中的第一个与检测626,以及随后的检测618/628

[0106] -在一个示例中,将必须存在诸如在616处的检测的两个紧密间隔的检测,其之间的间隔小于预设阈值或者小于发现过度检测的感测矢量上或第二感测矢量上的普遍的间隔的大约一半。

[0107] -在一个示例中,一个感测矢量/信道上的一组两个连续间隔必须添加至该矢量上的前一个或后一个间隔。这里,当检测616之间的间隔被添加至检测616中的后者与检测618之间的间隔时,与检测614与616处的两个检测中的第一个之间的前一间隔相同。

[0108] -在一个示例中,一个感测矢量/信道上的一组两个连续间隔必须添加至第二感测矢量上的间隔。这里,当检测616之间的间隔被添加至检测616中的后者与检测618之间的间隔时,与从检测626到检测628的间隔相同。

[0109] 这些规则可以单独使用或以各种组合使用。其他规则可以另外地或者代替这些规则中的任何规则而应用。

[0110] 图13-图15示出了用于说明性方法的两个信道中的心动周期检测。图13示出了对于第一信道640和第二信道642,由认证阶段处理时的心动周期检测。在650处,检测发生在每个信道中,然而,第二信道642中的检测被标记为噪声(由“N”标志指示)。这在两个信道640/642之间产生冲突,其然后通过以下几种方式中的一种来解决:

[0111] -在一个示例中,使用低于先前所应用的标准的标准针对噪声重新评估第一信道上650处的检测。例如,如果转折点分析被用于其中将一段时间内的转折点的数量与阈值进行比较的噪声,并且如果阈值被超过,则宣告噪声,可以降低阈值以更容易地将650处的事件识别为噪声。如果仍然通过降低的阈值,则650处的噪声标示可能被视为不正确;如果降低的阈值未通过,则确认650处的噪声标示。

[0112] -在另一示例中,针对噪声评估第一信道640上650处的感测到的事件的频谱内容;如果频谱内容表明噪声,则确认噪声。

[0113] -在另一示例中,在将每个信道中650处的检测视为和不视为噪声的情况下分析噪声标示周围的间隔。如果将650处的检测视为噪声使间隔更一致,则确认噪声;如果将650处的检测不视为噪声使得间隔更一致,则不确认噪声。

[0114] -在另一示例中,可以判断650处的两个检测是否与每个信道中的其他检测类似地对齐;如果未对齐,则可以确认一个信道中的噪声,而不确认另一信道中的噪声,这表明一个信道中的噪声可能阻止了在不同时间点发生真正的检测。

[0115] -在一个示例中,任何信道上的任何噪声标志都造成将与噪声标志相关联的时间窗内的所有信道上的所有检测视为噪声。

[0116] -在另一示例中,当识别出噪声标志时,接下来确定用于感测其中放置有噪声标志的信号的任何电极是否被其他感测矢量重新使用;如果是,则重新使用电极中的一个的其他感测矢量可以将任何时间上邻近的检测出的心动周期也标记为噪声。

[0117] 这些规则可以单独使用或以各种组合使用。其他规则可以被用于补充或取代这些规则。

[0118] 同样在图13中,在652处,双重检测标志出现在第二信道中,但不出现在第一信道中。这里,双重检测标志将被确认,因为第一信道在时间652未能具有对应的检测出的心动周期,但在双重检测标志652周围确实具有1:1对齐的感测事件。如上面指出的,其他规则可以被应用于确认认证决定。

[0119] 图14示出了另一示例。这里,对于第一信道670和第二信道672,示出了可以是认证结果、心动周期检测结果或决策阶段结果中的任何一个的串(string)。可以看出,对于第一信道670上的检测,在第二信道上存在1:1且时间上对齐(至少如图所示)的对应的检测。应

该注意的是,在一些示例中,诸如在680和688处示出的对齐可以基于对应用至来自第一信道670或第二信道672的数据的偏移的使用,因为检测可以在多个感测矢量一致的偏移时间处发生。

[0120] 对于仅在第二信道672上发生的682、684和686处的检测,两个感测矢量的组合分析揭示了过度检测。在一个示例中,诸如在682处的单个过度检测事件可以被单独识别。在其他示例中,可以使用诸如在682、684处的接近的多个可能的过度检测来确认可疑的过度检测。在更进一步的示例中,可以通过各种方法寻求额外的数据以确认682、684、686处的过度检测:

[0121] -在一个示例中,执行形态分析以观察来自其他检测的682、684、686中的一个或多个处的第二信道中的检测的发散(divergence)。例如,可以通过(由相关分析、主成分分析或其他检查(review))查找整体幅值、信号宽度、频谱内容、形状的差异来识别发散。

[0122] -在一个示例中,可以使第三数据源承担,诸如第一和第二信道的组合,或者心音或脉搏血氧测量数据的检查。

[0123] -可以通过过度检测分析(例如,诸如在美国专利8,160,686和8,160,687中的过度检测分析)以修改的规则来传递682、684、686处的可能的过度检测,所述修改的规则诸如通过使用修改的用于确定是否存在匹配的阈值或者通过降低用于识别交替的间隔的标准,而使得更容易识别过度检测(例如,如果使用了交替的形态学分析)。

[0124] 这些分析可以单独使用或以各种组合使用。其他分析可以用来补充或代替上面的分析。

[0125] 图15示出了其中可以组合决策后的数据流的示例(但可以类似地评估该方法中的其他步骤)。这里,数据流的组合确认了可能的心律失常模式。示出了700处的第一信道和702处的第二信道的数据。在710处,在每个信道上以对齐的方式观察感测到的事件或心动周期。在长时间的暂停712(其可以是心律失常发作的标志)之后,在跨两个信道的714、716、718处发生额外的感测到的事件,但感测到的事件可能不再对齐(但它们可以对齐)。最终,如720处所示,伴随的速率超过阈值,使得在本示例中用于较低速率的检测出的心动周期的“S”标志变成指示高速率的“T”标志。跨两个矢量的未对齐以及每个矢量中的高速率状况都表明心律失常。此外,先前的对齐和长暂停712也是快速性心律失常的指标。如果在任一信道中出现噪声或双重检测标志,则组合分析识别出的这些因素可以被用于证实持续的心律失常,或者可替代地,找到可能的感测问题和可能的延迟治疗:

[0126] -先前的对齐和随后的不对齐的存在表明心律的改变,支持发现可治疗的心律失常;相反一致和持续的对齐可以表明有序的节律,其可能会或可能不会被误检。

[0127] -每个感测信道上的长时间停顿,然后突然发生信号特征变化,表明突然发作,支持发现可治疗的心律失常;相反,向较高速率转换较慢可以表明运动诱发的心动过速不需要治疗。

[0128] -每个矢量中没有噪声或双重检测标志表明心律失常检测可能是真实的;一个或另一个的存在表明使用额外的数据输入或分析的较高的审查可能是合适的。

[0129] 图16示出信号分析方法,其中信号与其自身经滤波的版本叠加。例如,来自一个感测矢量的信号或者来自多个感测矢量的信号的加权和可以穿过(run through)服从于第一组滤波规则的第一数据流或信道,并且同时穿过(run through)服从于第二组滤波规则的

第二数据流或信道。参考图11,输出可以在滤波552之后并且在检测560之前被组合以提供用于检测目的的输出。

[0130] 图16的示例通过切换在不同时间窗期间要执行的操作而更进一步。在该示例中,在750处示出原始信号,并且在752处示出结果信号。在第一窗口760期间,从以第二参数进行滤波的原始信号750中减去以第一参数进行滤波的原始信号750。在第二窗口762期间,将以第一参数进行滤波的原始信号750添加至以第二参数进行滤波的原始信号750。所得到的信号强调(emphasize)第二窗口762的信号。两个窗口760、762可以通过参考使用第一或第二参数或其他参数进行滤波的原始信号750或者通过参考一些其他信号来触发。在一个示例中,第二窗口对应于信号750上的心脏事件检测之后的时间段。以此方式,通过根据用于心动周期检测的信号750进行调整,在752处生成用于形态学分析的信号。

[0131] 图17以方框流程形式示出了另一示例。在图17中,多个输入770被传递至组合分析772,组合分析772可以采取上面和/或下面的图18-图20中所示的形式,导致在774处计算新的心率估计。在770处的输入各自以对应的第n加权因子进行加权。与组合分析772并行地,如在780处所示选择一个矢量并在782处进行分析,以更新该矢量的加权因子。780处的感测矢量的选择和加权因子的更新可以是连续发生的过程,随着完成对给定的加权因子的更新的完成,不同的矢量选择循环。例如,对于每个感测矢量,可以通过循环重复的选择步骤780中的矢量中的每个,在782处每分钟都发生对加权因子的更新。可以使用其他间隔(每秒、每分钟、每小时或每天一次)。还可以使用响应于触发条件的更新过程,而不是基于更新的间隔,或者除了基于更新的间隔之外。

[0132] 图18以方框流程形式示出了另一示例。这里该方法包括在800处计算一组加权因子 $k_1 \cdots k_n$ 。在800处的该分析中可以包括计算如802处所指出矢量之间的相位差,以允许例如在图12-图15中的跨矢量的检测出的心动周期的对齐。在810处使用计算出的加权因子来修改在812处经受信号分析的感测数据流。可以使用触发事件814来退出信号分析方框以在方框800中重新计算加权因子,再次可能包括相位计算802。触发可以是基于周期的816(例如时间间隔),或者可以基于检测出的事件或状况818,比如上面指出的各种基于场合的触发。

[0133] 图19以方框流程形式示出了另一示例。在这个示例中,在850处捕获多个信号源,例如来自若干感测矢量的数据(被加权或不被加权)。这些信号在852被转换成独立的坐标系,例如柱坐标到球坐标。在该示例中,在860处获得标量输出(即,省略转换的角度输出)并将其推送至分析方框862以进行心脏事件检测等,从而导致对心率估计的计算。如果在850处捕捉到多于三个的独立矢量,则可以在方框852中执行其他转换以适应捕捉到的信号的4维或更多维。可替代地,可以对多个矢量进行交叉相关或平均以将任何给定的样本减少至3维空间坐标。

[0134] 图20以方框流程形式示出了另一示例。这里,在900、902处获得第一和第二心动周期检测数据流。然后如在904处所指出的,确定对于两个流是否已经观察到数据的先前对齐。对齐可以指代宣告检测出的心动周期,或相对于基准点的时间点,比如最高峰或在最高峰之前或之后的拐点。例如,可以找到对齐方式,如果:

[0135] -第一流900中的检测或基准点与第二流902中的检测或基准点同时发生,或者在预定义的窗口(比如10-50毫秒或更宽或更窄的窗口)内发生;或者

[0136] -第一流900中的检测或基准点相对于第二流902中的检测或基准点以稳定或可预测的延迟发生;或者

[0137] -第二流902中的检测或基准点相对于第一流900中的检测或基准点以稳定或可预测的延迟发生。

[0138] 如果不存在对齐,则该方法在906退出,因为跨矢量评估不会产生有用的信息。可以在方框906处设置标示,因为人们通常会期望在大多数系统中跨矢量的心动周期检测之间存在时间上的相关性。然而,具有不寻常的解剖结构或心脏传导结构/行为,特定的系统/患者不具备所寻求的对齐是难以置信的。

[0139] 如果发现了先前的对齐904,则该方法继续在908处确定是否存在心动周期检测的当前对齐。如果是,则可以在910处确认检测,经受使用对每个数据流中的信号的分析的对噪声和/或过度检测的评估。

[0140] 如在912处指出的,如果在908处不存在对齐,则这可以可选地触发第二评估。这样的第二评估在上面被指出,并且可以包括例如使用修改的(减少的)阈值重新评估未对齐的检测出的事件的噪声或过度检测。如果发现误检测,则可以如在914处指出的那样,在可选的第二评估912之后识别,或者从908处发现的未对齐处自动识别。

[0141] 第二评估912可以确认对额外的或未对齐的检测出的事件的检测的准确性,并且会导致与误检测不同的结果(图20中未示出)。这样的发现可能会导致这样的结论:已经存在感测/检测或心脏状态的变化,或者可以触发二次分析以确定是否已经发生了这种变化;例如,可以确定当前感测矢量中的任何一个是否继续匹配来自已知心脏状态的模板,并且如果没有找到匹配,则可以形成针对新的心脏状态的新模板。该方法或设备可以触发对例如系统可用的各种感测矢量或者与一个或多个这种矢量相关联的权重或相位延迟的重新评估、对与感测/检测或状态的可能的改变相关联的数据的记录、或者对例如让医生检查捕获到的数据的标示的设置。

[0142] 在另一示例中,在跨两个感测矢量的先前“对齐”的检测开始以不同的时间上的对齐出现的情况下,识别出误检测914。例如,给定的矢量V1和V2,如果V1和V2上的心动周期检测在第一时间段期间同步发生,然后在随后的时间处随后以60毫秒的偏移量发生,则可能是其中一个矢量不再在R波上触发周期检测。例如,P波可能导致在一个矢量中发生周期检测,而在另一矢量中检测R波;由于P波在R波之前出现,所以这可能导致偏移。912处的“第二评估”可以包括例如峰值搜索步骤,以确定每个矢量中的每个心动周期的真实幅值峰值是否出现在相对于周期检测的预期时间,以便确定哪个矢量正在经历意外检测定时。

[0143] 可以将图17-20中所示出的方框每个都实施为用于以几种方式执行各种分析步骤的装置。例如,用于计算给定的感测矢量的新的加权因子的装置可以采取由处理器、控制器、微处理器或微控制器实施/执行的软件代码块的形式。用于计算给定的感测矢量的新的加权因子的装置可以包括专用硬件或者模拟、数字或混合信号专用集成电路(ASIC)或由其组成。同样地,图17-图20中的其他方框可以被实施为软件和/或硬件。

[0144] 图21显示了可植入监视器。在大多数情况下,可以皮下地植入可植入监视器,但可以取而代之地使用诸如心内、心外膜、肋骨下或胸骨后面/下面的其他位置。监视器1100被示出为在头部1104上具有第一感测电极1102,所述头部1104还可以包括例如用于与外部或第二内部设备通信的天线。在装置1100的与第一电极1102相对的端部上的1106处示出了第

二感测电极。例如,第二感测电极可以被设置在电池1108的外部,所述电池1108可以是可充电的或者可以不是可充电的。如1110所示,用于该设计的操作电路可以被设置在设备的中心部分中。以虚线示出了第三感测电极1112,以指示其可以位于设备的与第一电极1102和第二电极1106相反的一侧。可以取而代之地使用多个电极的其他设置,诸如美国专利5,331,966中所示出的那些设置,或者用于可商购的可植入心脏监视器(例如各种Medtronic Reveal™产品)中的那些设置。

[0145] 图22示出了可穿戴心律管理设备。系统显示在相对于患者的心脏1152的患者的躯干1150上。外部设备可以包括例如具有用于设备的电源和操作电路的容器1160以及被连接至患者躯干1150的前部或后部上的皮肤电极的多个引线1162、1164、1166。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,该系统可以例如被集成在可穿戴背心中,或者作为自动体外除颤器来提供,或者可以是诸如Holter监视器或可穿戴贴片的较小的可穿戴产品。

[0146] 为了本发明的目的,只要存在可用的多种感测配置,可植入治疗系统(图1)、可植入监视器(图21)或者用于治疗或监测的外部设备(图22)就可以整合本文所示出的各种改进。尽管上述讨论中的大部分集中在多个感测矢量的可用性上,但补充或取代简单地考虑不同的感测矢量,感测重新配置可以取而代之地需要改变感测增益、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。

[0147] 上面的各种示例可以在诸如图1、图21和图22中所示的设备的可穿戴设备或可植入设备中实施。这种实施方式可以通过包括操作电路来进行,所述操作电路用于接收来自可植入电极的信号、处理信号并分析处理后的信号来做出诸如是否存储数据或递送治疗的决定。可以将操作电路容纳在一个或多个容器中。操作电路可以包括控制器(比如微控制器或微处理器,或仅仅是诸如模拟、混合信号或数字ASIC的专用集成芯片(ASIC))。

[0148] 操作电路可以取而代之地包括或者还可以包括信号处理、存储器存储以及产生高功率电力、低功率电力和/或非电力输出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设备(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帮助短期建立和/或存储用于除颤或其他输出目的的能量。

[0149] 在整个技术领域,可植入或可穿戴组件可以以适于植入或组织接触的生物相容性材料(比如广泛已知的那些材料)以及用于这些材料的涂层来制造。例如,可植入设备可以使用钛来制造,如果需要,以氮化钛或氧化铌(或其他材料)为涂层,并且可植入引线可以以诸如聚醚、聚酯、聚酰胺、聚氨酯、聚碳酸酯、硅橡胶及其共混物或共聚物的生物相容材料形成。可替代地,可以使用其他生物相容材料,比如银、金、钛或诸如MP35N不锈钢合金的不锈钢或其他材料。

[0150] 在一些示例中,该系统可以包括一个或多个传感器,以用于检测除了可以使用可植入或可穿戴电极的选定组合捕获的心脏电信号之外的信号。这些额外的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等。编程器22和可植入设备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相互通信。本发明可以体现在具有任何这种特征的系统。

[0151] 第一非限制性示例采取心律管理设备的形式,所述心律管理设备具有用于使用至

少第一和第二心脏感测矢量以及第一和第二感测信道来分析心脏信号的操作电路,其中操作电路被配置为将第一和第二心脏信号进行组合,所述操作电路包括以下部分:第一计算器装置,其用于计算至少第一和第二感测矢量的至少第一和第二加权因子(例如,诸如图5的方框220中表示的电路和/或编程指令);第一装置,其用于应用第一加权因子以修改用第一感测矢量感测到的信号(例如,诸如图3的方框110、图4的方框156或图5的方框212中表示的电路和或编程指令);第二装置,其用于应用第二加权因子以修改用第二感测矢量感测到的信号(例如,诸如图3的方框110、图4的方框156或图5的方框212中表示的电路和或编程指令);第一装置,其用于将来自第一和第二感测矢量的如通过加权因子修改的信号组合在一起用于分析以检测心动周期(例如,诸如图3的方框110或图4的方框156中表示的电路和或编程指令);以及重新计算装置,其用于造成计算器装置触发地或连续地重新计算加权因子(例如,诸如图5的方框220中表示的电路和或编程指令)。

[0152] 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设备的形式,其中操作电路包括相位计算器(例如,诸如图7的方框360中表示的电路和或编程指令),其用于计算相位因子以应用于延迟用于组合步骤的第一或第二心脏信号矢量中的一个。

[0153] 第三非限制性示例采取如前两个非限制性示例中的任何一个的心律管理设备的形式,其中操作电路包括第三装置,其用于在应用加权因子之前对第一和第二感测矢量应用滤波(例如,诸如图4的方框150中表示的电路和或编程指令)。

[0154] 第四非限制性示例采取如前两个非限制性示例中的任何一个的心律管理设备的形式,其中操作电路包括第三装置,其用于对如通过加权因子修改的第一和第二信号应用滤波(例如,诸如图3的方框120中表示的电路和或编程指令)。

[0155] 第五非限制性示例采取如前三个非限制性示例中的任何一个的心律管理设备的形式,进一步包括:第二装置,其用于将来自第一和第二感测矢量的信号组合在一起,乘以加权因子以产生组合的信号(例如,诸如图3的方框110或图4的方框156中表示的电路和或编程指令);以及采样器装置,其用于对用于心动周期检测的组合信号进行采样(例如,诸如图5的方框240中表示的电路和或编程指令)。

[0156] 第六非限制性示例采取如前五个非限制性示例中的任何一个的心律管理设备的形式,其中操作电路包括用于执行至少第一和第二采样和调节的数据流的并行处理的装置,其中,第一数据流来自至少第一和第二感测矢量中的一个(如通过加权因子修改的),并且第二数据流来自第一和第二感测矢量的组合信号(例如,诸如图3的方框124中表示的电路和或编程指令)。

[0157] 第七非限制性示例采取如第六非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路包括用于在第一和第二感测矢量之间切换第一数据流的装置,其中操作电路进一步包括用于分析第一数据流以随时间更新加权因子中的一个或多个的第一装置(例如,诸如图5的方框210、220中表示的电路和或编程指令)。

[0158] 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设备的形式,其中操作电路进一步包括:用于以预定义的间隔周期性地从第一感测矢量切换至第二感测矢量以用于第二数据流中的分析的装置(例如,诸如图10的方框520、522中表示的电路和或编程指令);以及用于响应于触发事件而偶尔从第一感测矢量切换至第二感测矢量以用于第二数据流中的分析的装置(例如,诸如图10的方框520、522中表示的电路和或编程指令)。

[0159] 第九非限制性示例采取如第六至第八非限制性示例中的任何一个的心律管理设备的形式,其中操作电路包括用于针对噪声分析第一和第二数据流的第二装置,并且如果在第一数据流中发现噪声但在第二数据流中未发现噪声,则包括用于修改在噪声的时间处在第一数据流中的感测矢量中的任何一个的对应的加权值的装置,以减轻(underweight)该数据流的权重(例如,诸如图5的方框224、226、230、232、234中表示的电路和或编程指令)。

[0160] 第十非限制性示例采取如第九非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路被配置为使得如果在第二数据流中发现噪声,则丢弃一个或多个检测出的心动周期(例如,诸如图5的方框224、226、230、232、234中表示的电路和或编程指令)。

[0161] 第十一非限制性示例采取如前十个非限制性示例中的任何一个的心律管理设备的形式,其中操作电路被配置为使得:加权因子由有序的一系列的单独的加权乘数(weighting multiplier)组成,其具有至少第一和第二值的乘法器(例如,诸如图5的方框224、226、230、232、234中表示的电路和或编程指令);通过确定已经检测出了新的心动周期,并且然后从有序的一系列的单独加权乘数中的第一个开始,将加权乘数乘以来自感测矢量的单个信号样本来执行应用加权因子的步骤(例如,诸如图5的方框224、226、230、232、234中表示的电路和或编程指令);并且通过使在时间上首先被应用的加权因子的权重小于在时间上随后被应用的加权因子的权重,从而使加权因子彼此在权重上不同(例如,诸如图5的方框224、226、230、232、234中表示的电路和或编程指令)。

[0162] 第十二非限制性示例采用具有用于分析心脏信号的操作电路的心律管理设备的形式,所述操作电路包括至少第一和第二心脏感测矢量以及第一和第二感测信道,其中操作电路被配置为将第一和第二心脏信号进行组合,所述操作电路包括以下部分:转换器装置,其用于将来自所述至少第一和第二心脏感测矢量的数据转换成球坐标和柱坐标中的一个(例如,诸如图19的方框852中表示的电路和或编程指令);生成器装置,其用于从球坐标和柱坐标中的至少一个中生成标量输出(例如,诸如图19的方框860中表示的电路和或编程指令);用于使用标量输出执行分析以检测心动周期的装置(例如,诸如图19的方框856中表示的电路和或编程指令);以及用于保持除了标量输出以外的所述球坐标或柱坐标中的一个或多个分量以用于识别过度检测从而导致使用标量输出执行分析以检测心动周期的步骤的装置(例如,诸如图19的方框860中表示的电路和或编程指令)。

[0163] 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设备的形式,其中操作电路包括用于将变换应用于使用至少第一和第二心脏感测矢量接收的一组数据的装置,其中通过获得向接收可植入心律管理设备的患者的参考坐标系的标准化数据变换来生成变换(例如,诸如图6的方框304中表示的电路和或编程指令)。

[0164] 第十四非限制性示例采取如第十二非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路包括用于通过将第一滤波规则集应用至第一数据流,并且通过将第二滤波规则集应用至第二数据流,来对(act upon)转换的球坐标或柱坐标的分量起作用,并且将第一和第二数据流中的每一个的滤波结果进行组合的装置(例如,诸如图16的方框760、762中表示的电路和或编程指令)。

[0165] 第十五非限制性示例采取心律管理设备的形式,所述心律管理设备具有至少第一和第二感测矢量以及用于分析如下至少三个数据流上的心脏信号的操作电路:针对第一感

测矢量上的信号的第一数据流;针对第二感测矢量上的信号的第二数据流;以及针对被计算为通过组合来自至少第一和第二感测矢量的信号生成的组合的信号的第二数据流;其中所述操作电路包括以下部分:识别器装置,其用于通过分析至少所述第三数据流来识别可能的新的心动周期(例如,诸如图5的方框222中表示的电路和或编程指令);用于确定在第一、第二和第三数据流中的任何一个上是否存在噪声的装置(例如,诸如图5的方框224中表示的电路和或编程指令),并且如果是,则执行以下之一:如果在所有三个数据流上存在噪声,则丢弃与可能的新的心动周期相关联的数据(比如由图5中的方框226和228表示的电路和/或编程指令);或者如果在少于全部三个数据流上存在噪声,则改变第一和第二数据流组合在一起的方式(比如由图5中的方框230和232表示的电路和/或编程指令)。

[0166] 第十六非限制性示例采取如第十五非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路包括组合器装置,其用于通过将第一加权因子应用至来自第一感测矢量的信号并且将第二加权因子应用至来自第二感测矢量的信号,来将来自至少第一和第二感测矢量的信号进行组合(例如,诸如图5的方框212中表示的电路和或编程指令);并且操作电路包括用于通过修改加权因子中的一个或多个来改变将第一和第二数据流组合在一起的方式的装置(如果噪声在少于全部三个数据流中存在)(例如,诸如图5的方框232中表示的电路和或编程指令)。

[0167] 第十七非限制性示例采取心律管理设备的形式,所述心律管理设备具有至少第一和第二感测矢量以及用于分析如下至少三个数据流上的心脏信号的操作电路:针对第一感测矢量上的信号的第一数据流;针对第二感测矢量上的信号的第二数据流;以及针对被计算为通过组合第一和第二感测矢量生成的组合的信号的第二数据流;其中所述操作电路包括以下部分:第一分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第一数据流,以及第一检测器,其用于检测数据流中的一个或多个心动周期(例如,诸如图10的方框510、512中表示的电路和或编程指令);第二分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第二数据流,以及第二检测器,其用于检测数据流中的一个或多个心动周期(例如,诸如图10的方框510、512中表示的电路和或编程指令);第三分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第三数据流,以及第三检测器,其用于检测数据流中的一个或多个心动周期(例如,诸如图10的方框510、512中表示的电路和或编程指令);以及用于比较在第一、第二和第三数据流中的每一个中检测出心动周期的时间以确定是否可能错误地检测出任何检测出的心动周期的装置(例如,诸如图10的方框520中表示的电路和或编程指令)。

[0168] 第十八非限制性示例采取如第十七非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路被配置为使得在比较在第一、第二和第三数据流中的每个中检测出心动周期的时间之前,操作电路首先分析第一、第二和第三数据流中检测出的心动周期,以消除由噪声引起的检测出的心动周期。

[0169] 第十九非限制性示例采取如第十七或第十八非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路被配置为使得在比较在第一、第二和第三数据流中的每个中检测出心动周期的时间之前,操作电路首先分析第一、第二和第三数据流中检测出的心动周期,以消除过度检测的心动周期。

[0170] 第二十非限制性示例采取心律管理设备的形式,所述心律管理设备具有至少第一和第二感测矢量以及用于分析如下至少三个数据流上的心脏信号的操作电路:针对第一感

测矢量上的信号的第一数据流;针对第二感测矢量上的信号的第二数据流;以及针对被计算为通过组合第一和第二感测矢量生成的组合的信号的第二数据流;其中所述操作电路包括以下部分:第一分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第一数据流、检测数据流中的一个或多个心动周期并且通过去除噪声和/或过度检测来认证检测出的心动周期(例如,诸如图11的方框552、560、570中表示的电路和或编程指令);第二分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第二数据流、检测数据流中的一个或多个心动周期并且通过去除噪声和/或过度检测来认证检测出的心动周期(例如,诸如图11的方框552、560、570中表示的电路和或编程指令);第三分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第三数据流、检测数据流中的一个或多个心动周期并且通过去除噪声和/或过度检测来认证检测出的心动周期(例如,诸如图11的方框552、560、570中表示的电路和或编程指令);并且其中第一分析器装置、第二分析器装置和第三分析器装置被配置为并行操作;并且其中所述操作电路进一步包括:第一装置,其用于在每个相应的数据流的认证步骤之前将第一、第二和第三数据流中的每一个中的检测出的心动周期进行比较,以识别出可能的噪声或过度检测中的一个或多个(例如,诸如图11的方框564中表示的电路和或编程指令)。

[0171] 第二十一非限制性示例采取如第二十非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路进一步包括第二装置,其用于在每个相应的数据流的认证步骤之前将第一、第二和第三数据流中的每一个中的检测出的心动周期进行比较,以识别出可能的噪声或过度检测中的一个或多个(例如,诸如图11的方框564中表示的电路和或编程指令)。

[0172] 第二十二非限制性示例采取心律管理设备的形式,所述心律管理设备具有至少第一和第二感测矢量以及用于分析如下至少三个数据流上的心脏信号的操作电路:针对第一感测矢量上的信号的第一数据流;针对第二感测矢量上的信号的第二数据流;以及针对被计算为通过组合第一和第二感测矢量生成的组合的信号的第二数据流;其中所述操作电路包括以下部分:第一分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第一数据流、检测数据流中的一个或多个心动周期并且通过去除噪声和/或过度检测来认证检测出的心动周期(例如,诸如图11的方框552、560、570中表示的电路和或编程指令);第二分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第二数据流、检测数据流中的一个或多个心动周期并且通过去除噪声和/或过度检测来认证检测出的心动周期(例如,诸如图11的方框552、560、570中表示的电路和或编程指令);第三分析器装置,其用于通过将数据流进行滤波来分析第三数据流、检测数据流中的一个或多个心动周期并且通过去除噪声和/或过度检测来认证检测出的心动周期(例如,诸如图11的方框552、560、570中表示的电路和或编程指令);并且其中第一分析器装置、第二分析器装置和第三分析器装置被配置为并行操作;并且其中所述操作电路进一步包括:用于在每个相应的数据流的认证步骤之后将第一、第二和第三数据流中的每一个中的检测出的心动周期进行比较,以识别出可能的噪声或过度检测中的一个或多个的装置(例如,诸如图11的方框564中表示的电路和或编程指令)。

[0173] 第二十三非限制性示例采用心律管理设备的形式,所述心律管理设备具有至少第一感测矢量和用于分析至少两个数据流上的心脏信号的操作电路,所述操作电路包括:接收器装置,其用于接收来自第一感测矢量的信号;第一数据流中的第一装置,其用于将第一滤波标准应用至来自第一感测矢量的信号(例如,诸如图16的方框760中表示的电路和或编程指令);第二数据流中的第二装置,其用于应用不同于第一滤波标准的第二滤波标准(例

如,诸如图16的方框762中表示的电路和或编程指令);用于将第一和第二数据流组合在一起以创建用于心脏信号的一系列组合的采样点,所述心脏信号每个具有至少部分地从第一和第二数据流中的每一个确定出的幅值;用于在一系列组合地采样点上执行心动周期检测的装置(其中组合的数据流由图16中的信号752表示,并且用于产生这种信号的操作电路与其相关联地描述)。

[0174] 第二十四非限制性示例采取如第二十三非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路包括用于在将第一和第二数据流组合在一起之前或者作为其一部分地校正第一和第二数据流之间的相位差(比如图18的方框802中指示的电路和/或编程指令)。

[0175] 第二十五非限制性示例采取如第二十三或第二十四非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中通过将来自第一数据流的数据添加至来自第二数据流的数据来生成组合的采样点中的每个。

[0176] 第二十六非限制性示例采取如第二十三或第二十四非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中通过将来自第一数据流的经加权的数据添加至来自第二数据流的经加权的数据来生成组合的采样点中的每个。

[0177] 第二十七非限制性示例采取如第二十三或第二十四非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中通过在心动周期的第一时间段期间相加并且通过在心动周期的第二时间段期间相减来将组合的采样点组合在一起。

[0178] 第二十八非限制性示例采取心律管理设备的形式,所述心律管理设备具有至少第一和第二感测矢量以及用于分析如下至少两个数据流上的心脏信号的操作电路:针对第一感测矢量上的信号的第一数据流(诸如图20中的方框900处表示的电路和/或编程指令);针对第二感测矢量上的信号的第二数据流(诸如图20中的方框902处表示的电路和/或编程指令);其中所述操作电路包括以下部分:第一检测器装置,其用于检测第一数据流上的第一心动周期(诸如图20中的方框900处表示的电路和/或编程指令);第二检测器装置,其用于检测第二数据流上的第二心动周期(诸如图20中的方框902处表示的电路和/或编程指令);用于确定第一和第二心动周期的对齐是否发生并且发现已经发生对齐的装置(诸如图20中的方框904处表示的电路和/或编程指令);用于观察心动周期检测的定时的装置(诸如图20中的方框908处表示的电路和/或编程指令),并且如果在第一数据流而不是第二数据流中出现虚假检测,则宣告该虚假检测为过度检测或噪声中的一个(诸如图20中的方框914处表示的电路和/或编程指令)。

[0179] 第二十九非限制性示例采取如第二十八非限制性示例中的心律管理设备的形式,其中操作电路包括用于通过确定对第一数据流中的心动周期的检测与对第二数据流中的心动周期的检测之间的偏移来找到发生对齐的装置(诸如图20中的方框908处表示的电路和/或编程指令)。

[0180] 第一至第二十九非限制性示例中的每一个都可以采取可植入心律管理设备的形式,所述可植入心律管理设备具有响应于检测出的可治疗的心律失常或其他状况而递送治疗的治疗递送能力。

[0181] 第一至第二十九非限制性示例中的每一个可以取而代之地采取可植入心脏监视设备的形式。

[0182] 第一至第二十九非限制性示例中的每一个可以取而代之地采取具有或不具有治

疗能力的可穿戴设备的形式。

[0183] 这些非限制性示例中的每一个都可以独立存在,或者可以以各种排或组合与其他示例中的一个或多个组合。

[0184] 上面的详细描述包括对形成该详细描述的一部分的附图的参考。附图通过图示的方式示出了其中可以实践本发明的具体实施例。这些实施例在本文中也称为“示例”。此类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出或描述的那些元件的示例。而且,本发明人还考虑了使用或关于特定示例(或其一个或多个方面)或关于本文所示出或描述的其他示例(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)的任何组合或排列的示例。

[0185] 如果此文件与通过引用而被并入的任何文件之间的用法不一致,则以此文件中的用法为准。

[0186] 在此文件中,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。而且,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,而不意图对其对象应用数值要求。

[0187] 本文中所描述的方法示例可以至少部分地是机器或计算机实施的。一些示例可以包括用可操作指令编码的计算机可读媒介或机器可读媒介,以配置电子设备执行如上面示例中所描述的方法。此类方法的实施可以包括代码,诸如微码、汇编语言代码、更高级语言代码等。此类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部分。另外,在示例中,代码可以有形地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媒介上,诸如在执行期间或在其他时间。这些有形计算机可读媒介的示例可以包括但不限于硬盘、可移动磁盘或光盘、磁带盒、存储卡或存储棒、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)等。

[0188] 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)可以被彼此组合地使用。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。

[0189] 提供摘要以遵守37C.F.R. §1.72 (b) 规定,以便允许读者快速查明本技术公开的性质。以其将不被用于解释或限制权利要求的范围或含义的理解而递交本技术公开。

[0190] 而且,在上面的详细描述中,各种特征可以被归并在一起以精简本公开内容。这不应被解释为意图未要求保护的所公开特征对于任何权利要求是必不可少的。相反,发明主题可以存在于少于特定公开实施例的所有特征的情况。因此,下面的权利要求由此作为示例或实施例而被并入到详细描述中,其中每项权利要求自身作为独立的实施例,并且考虑此类实施例可以以各种组合或排列而被彼此组合。应该参考所附权利要求连同此类权利要求有权享有的等价物的全部范围来确定本发明的范围。

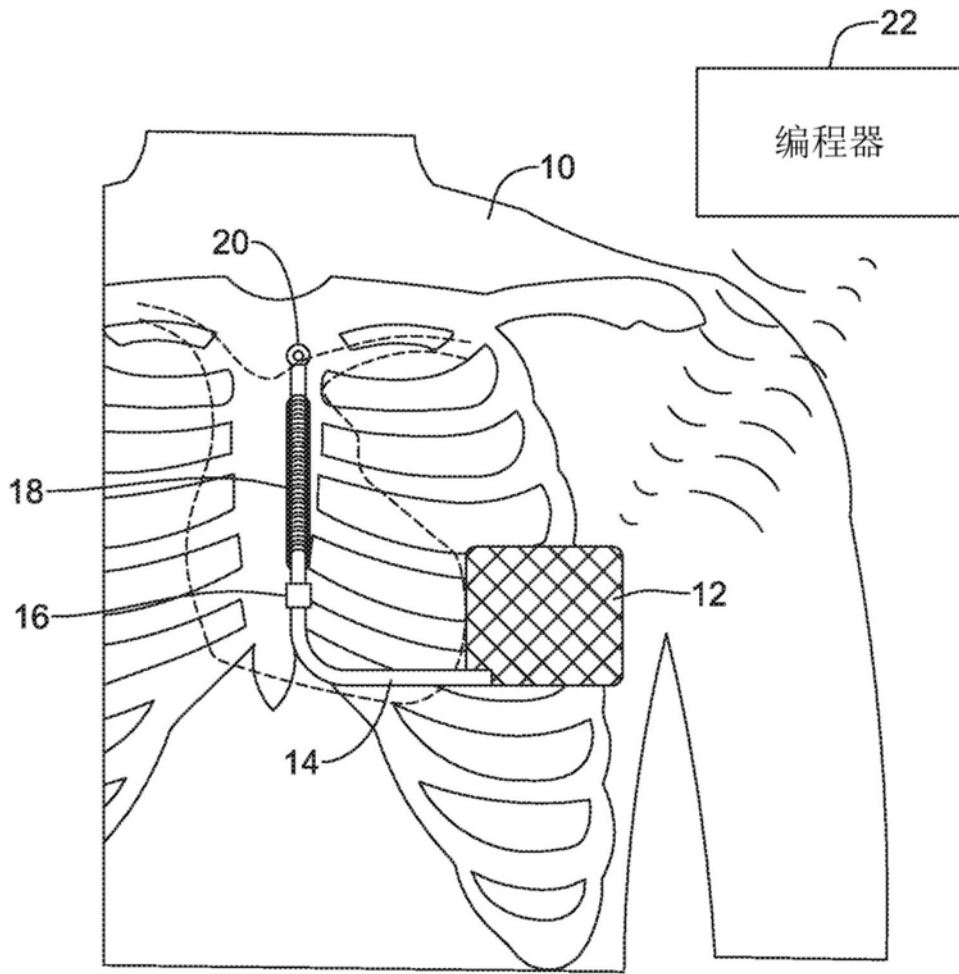


图1

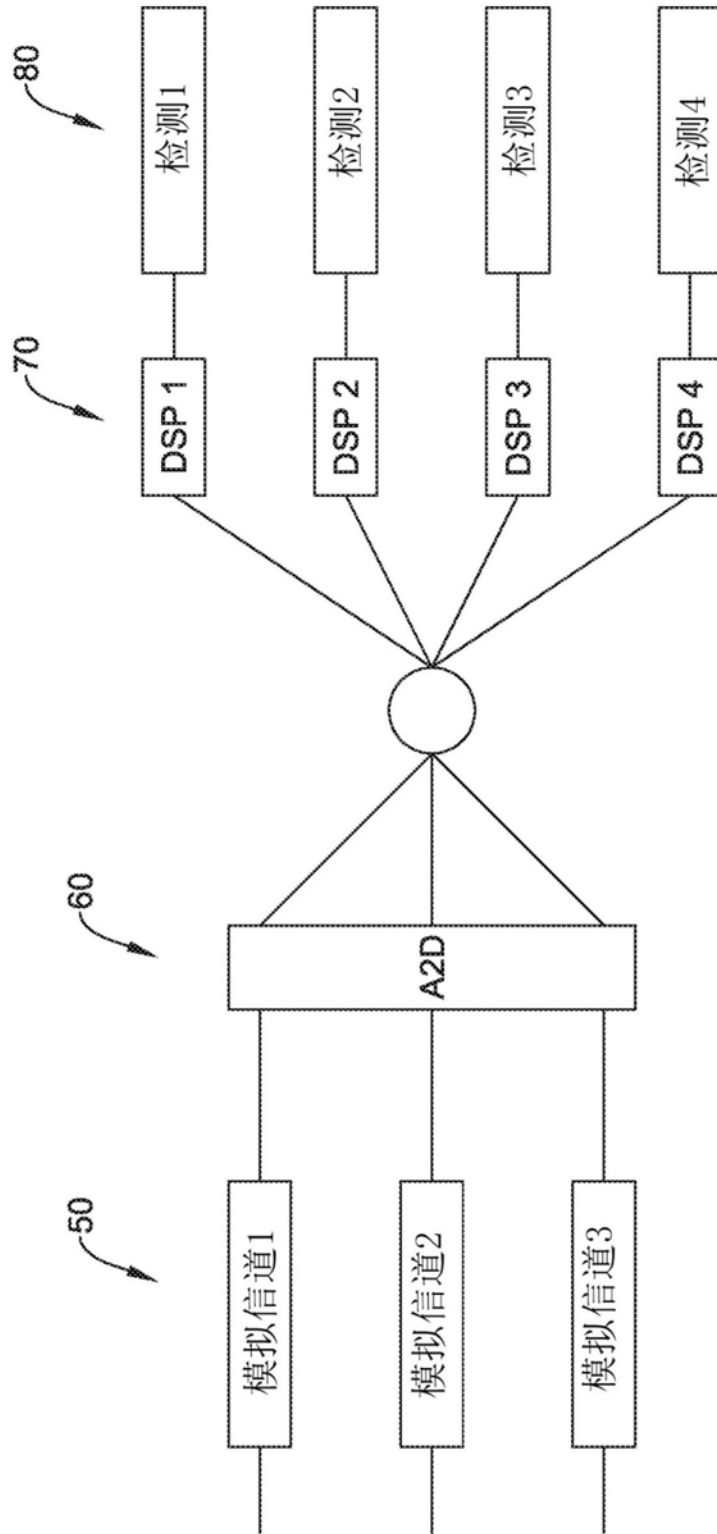


图2

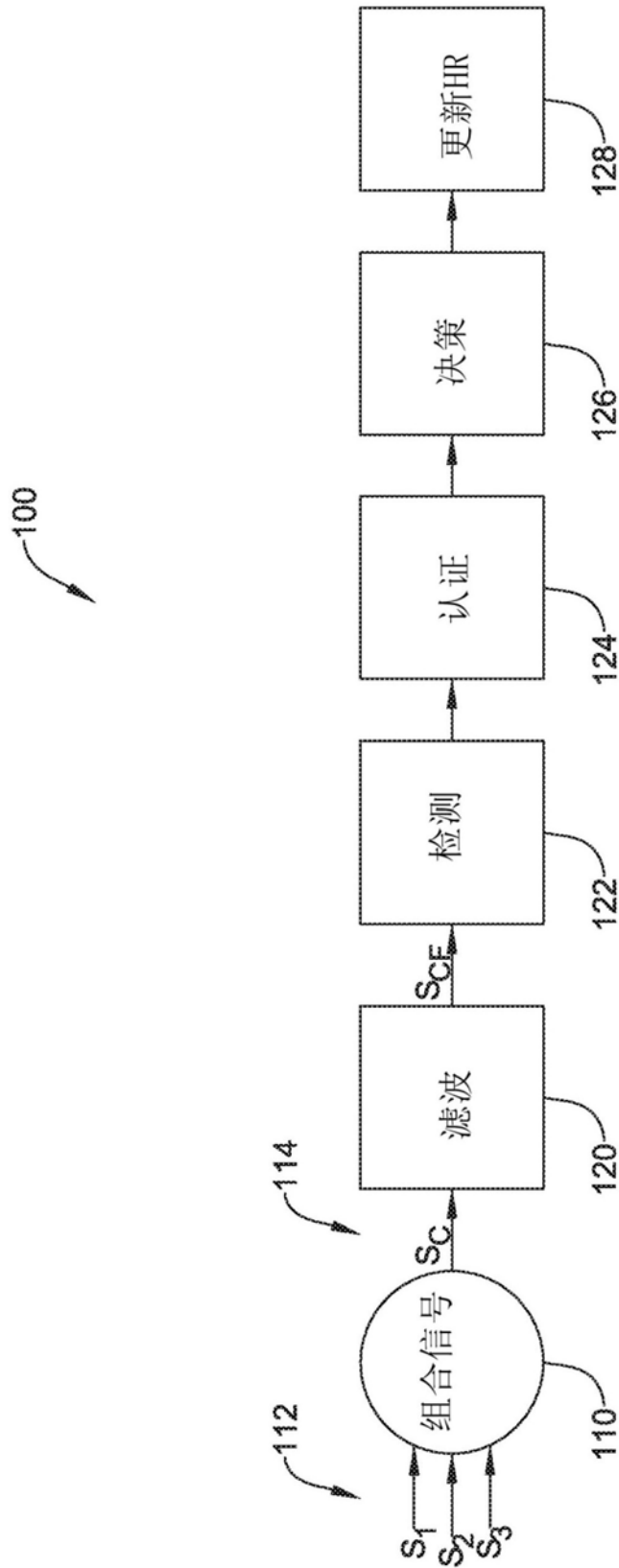


图3

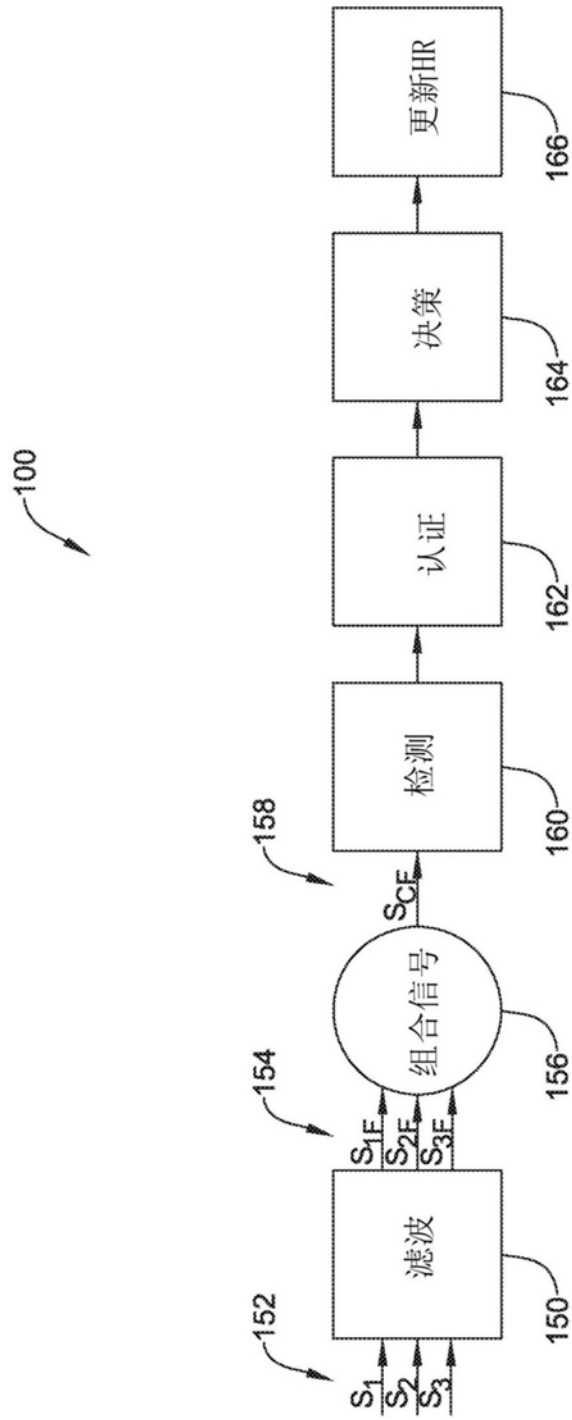


图4

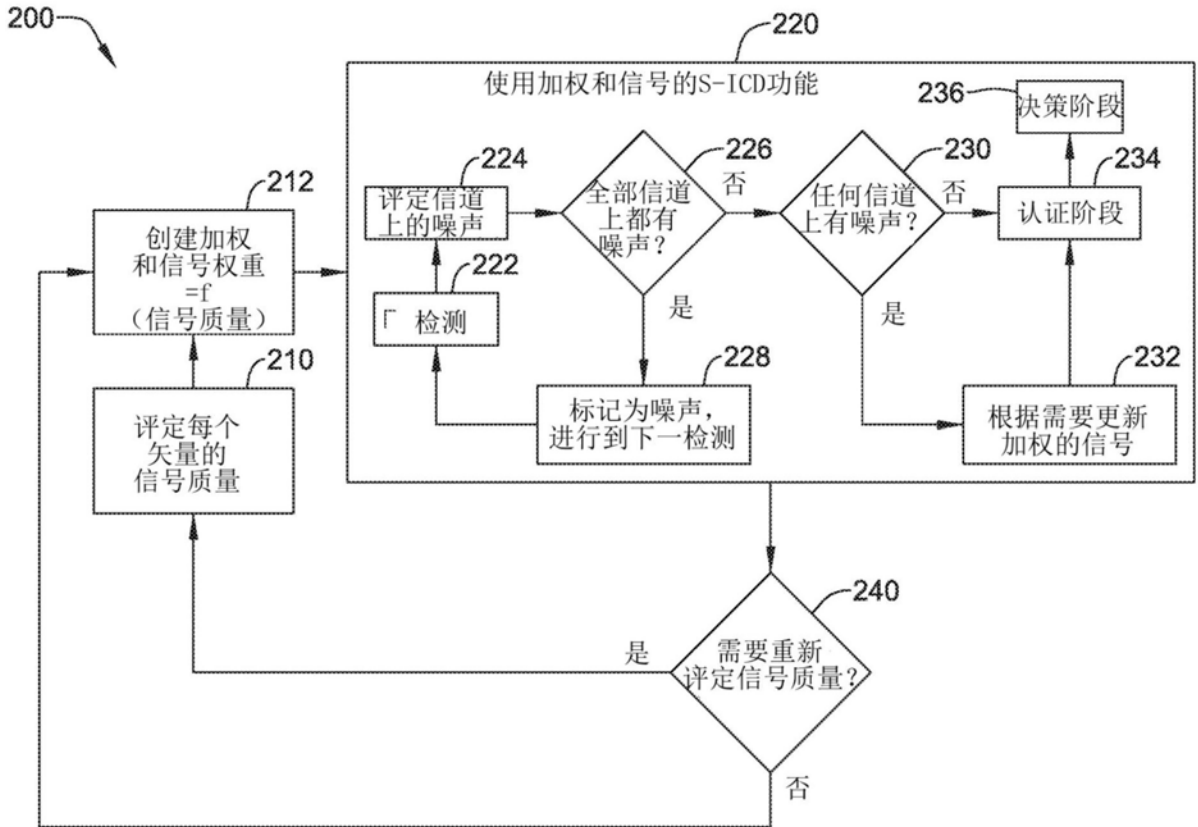


图5

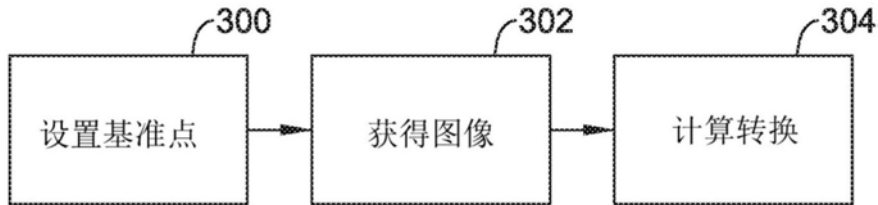


图6

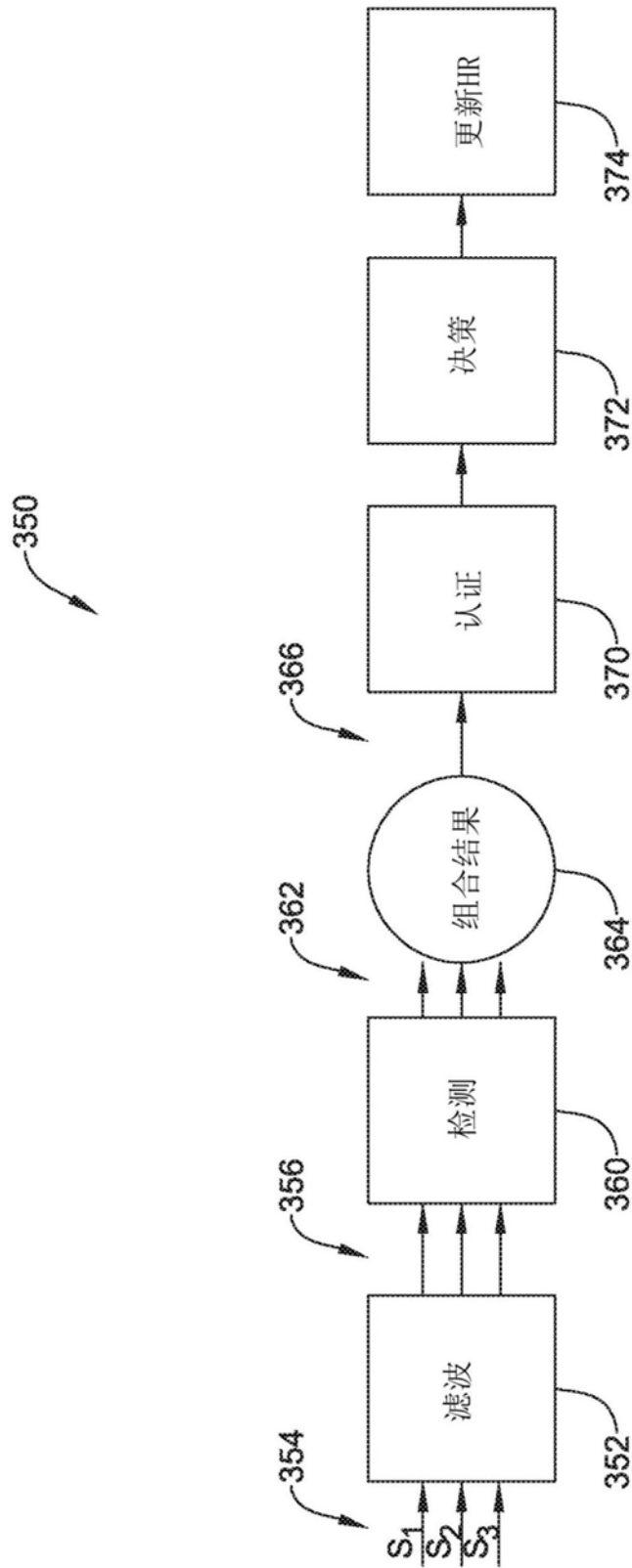


图7

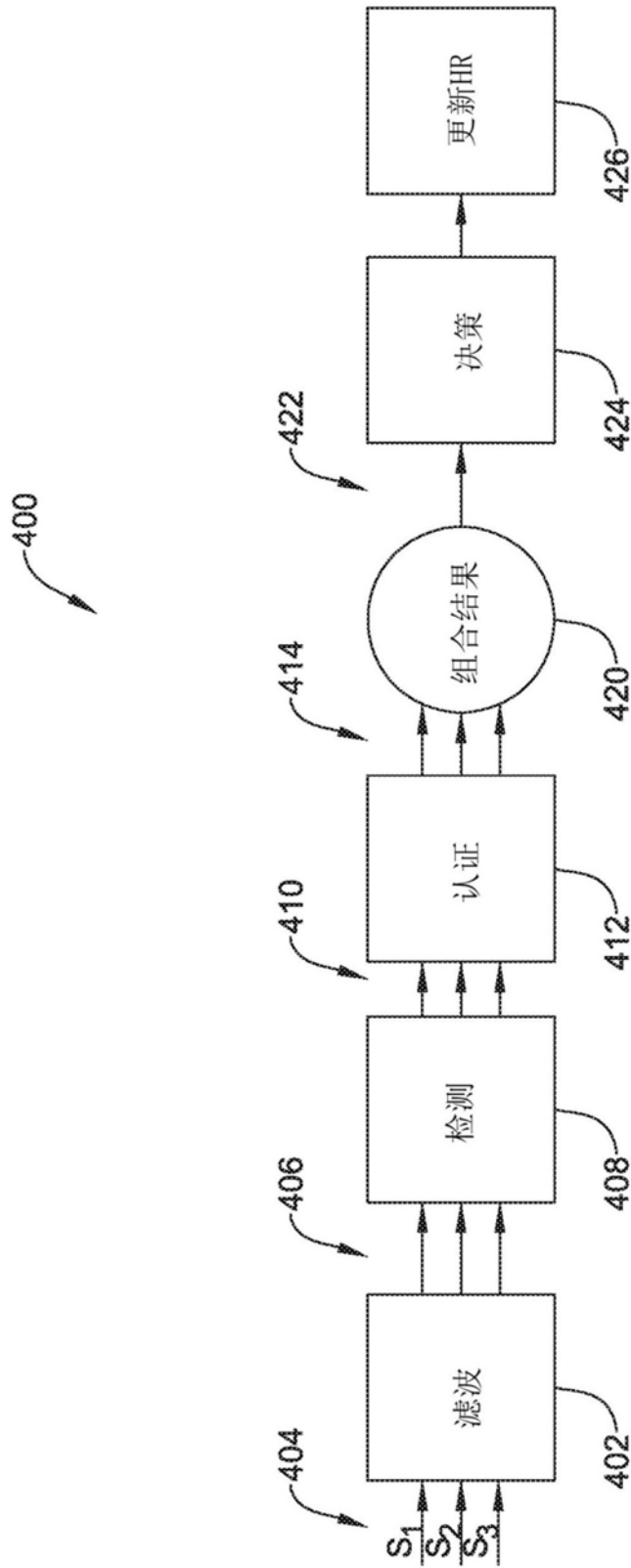


图8

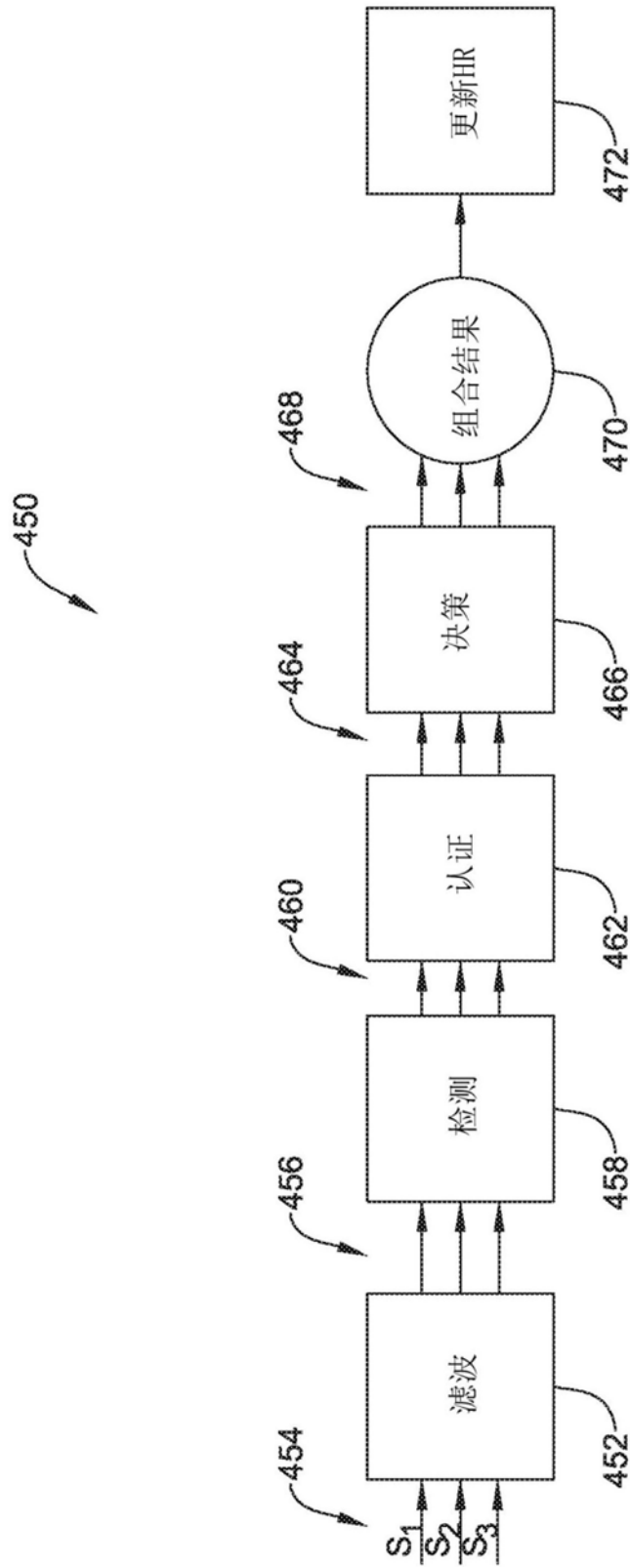


图9

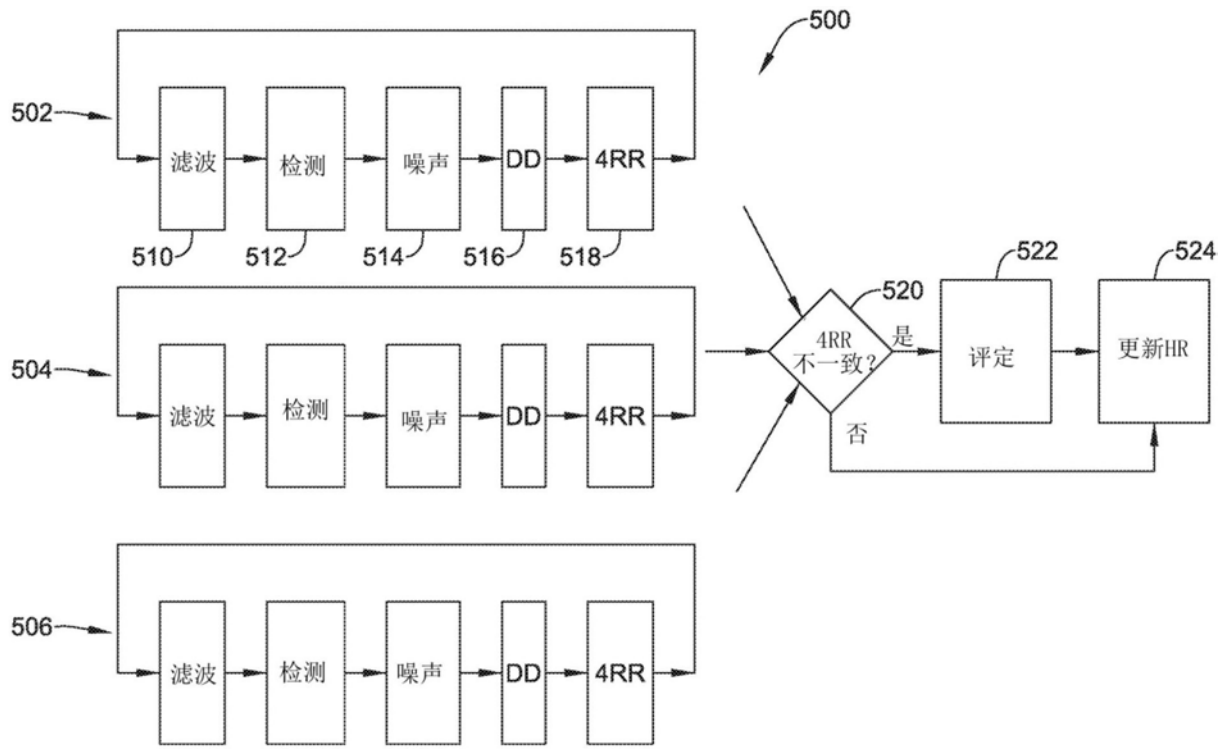


图10

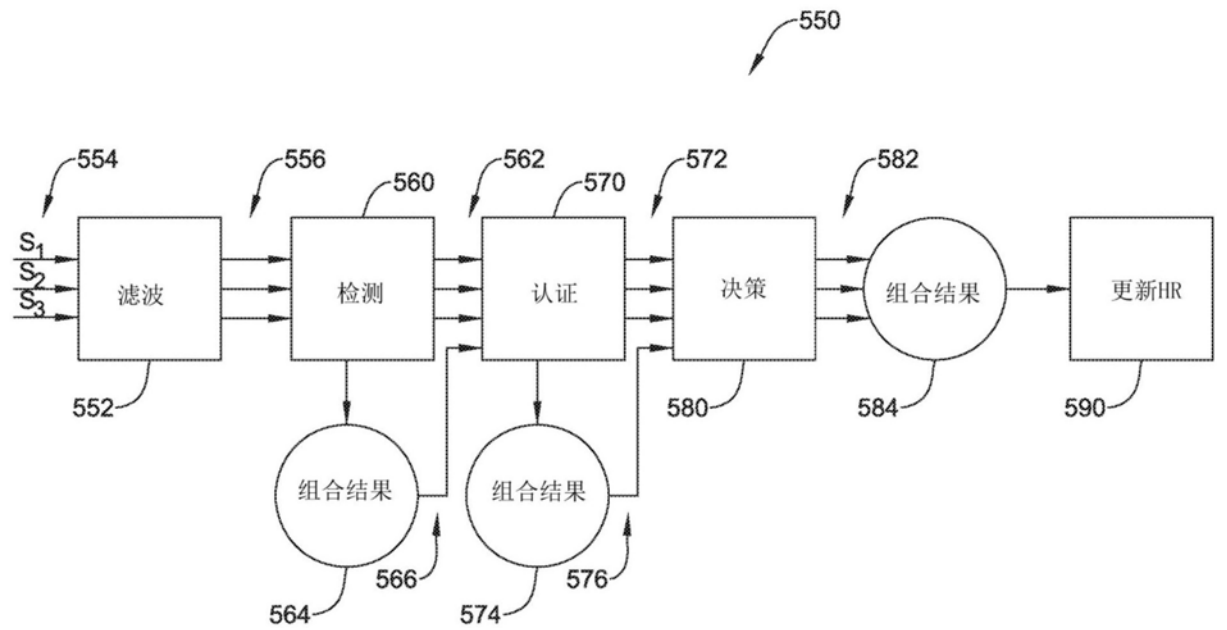


图11

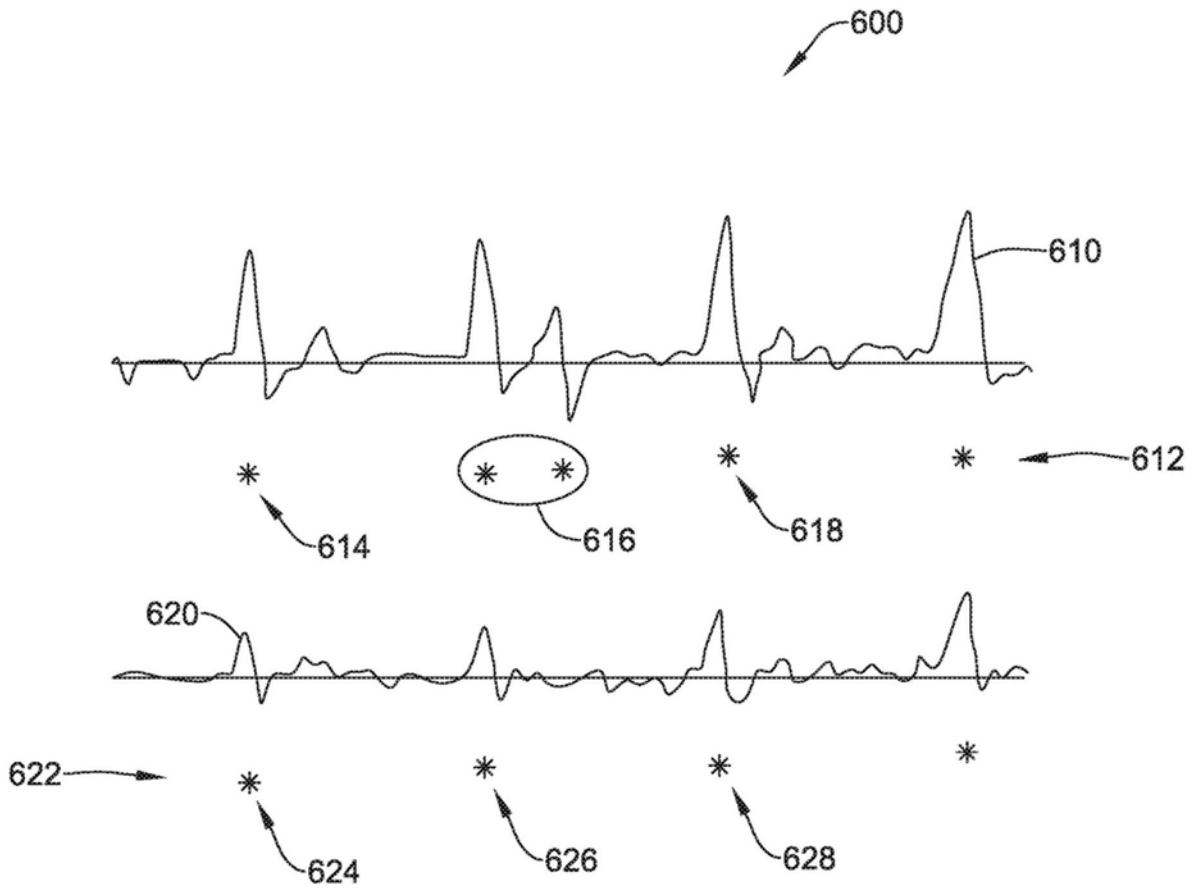


图12

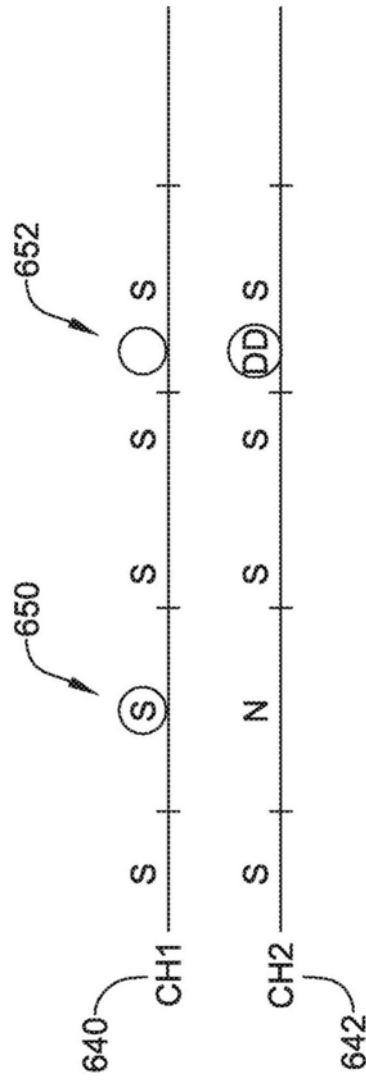


图13

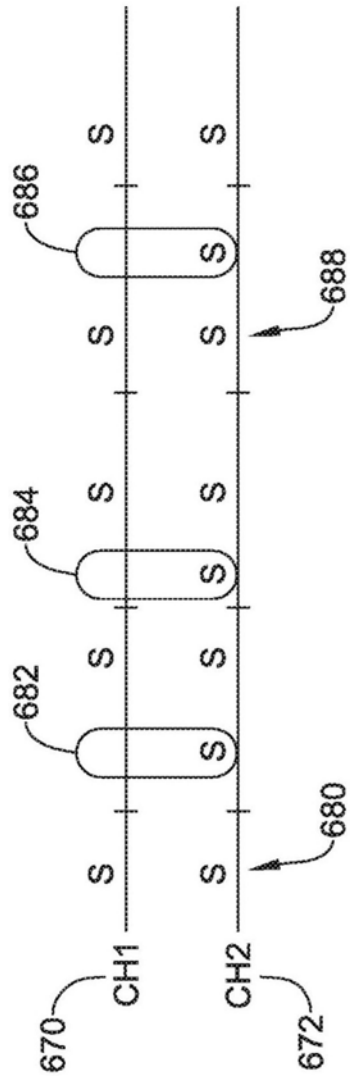


图14

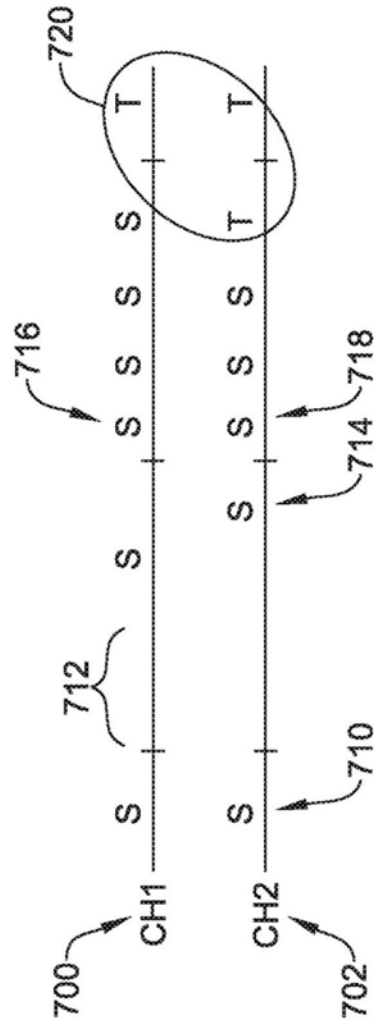


图15

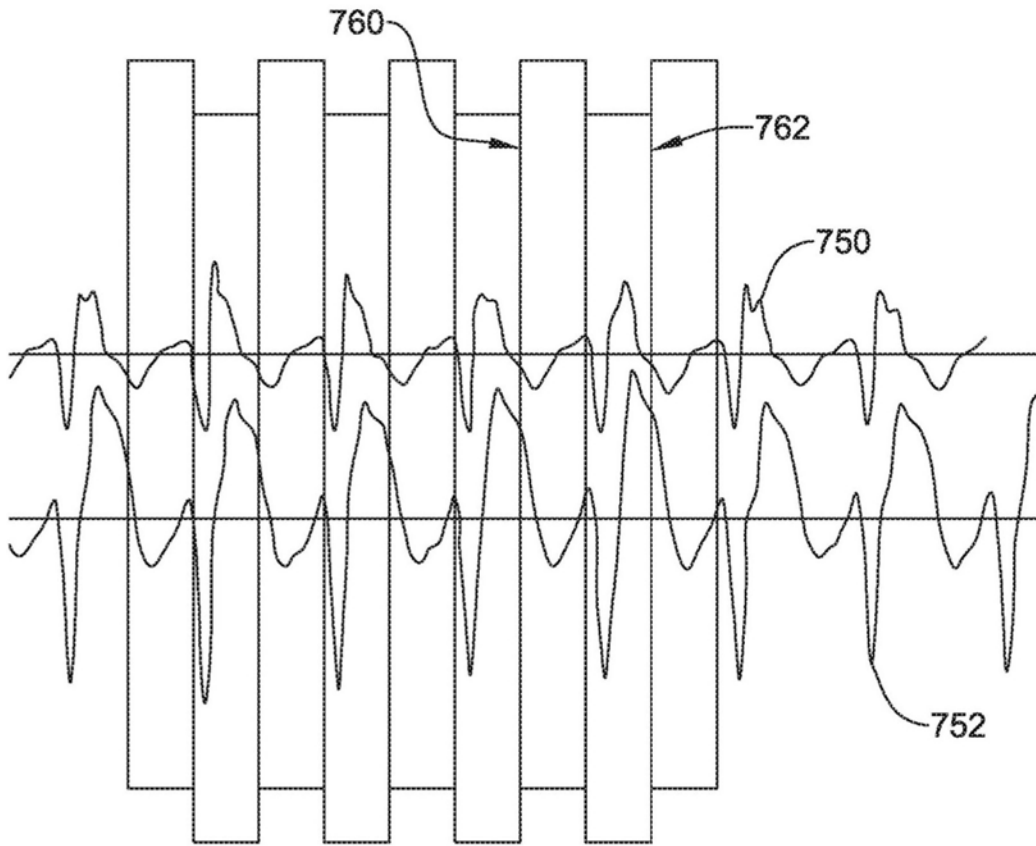


图16

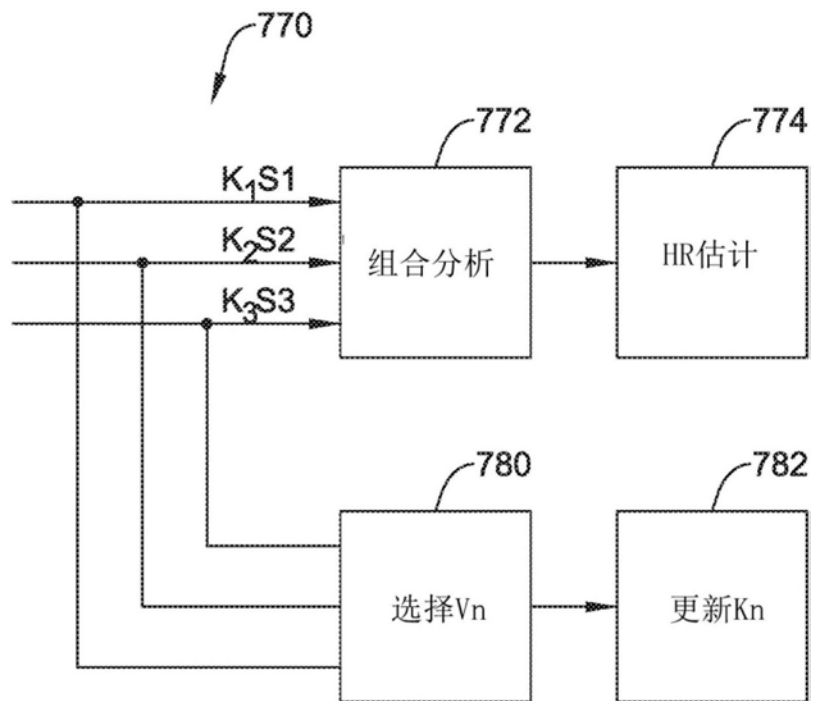


图17

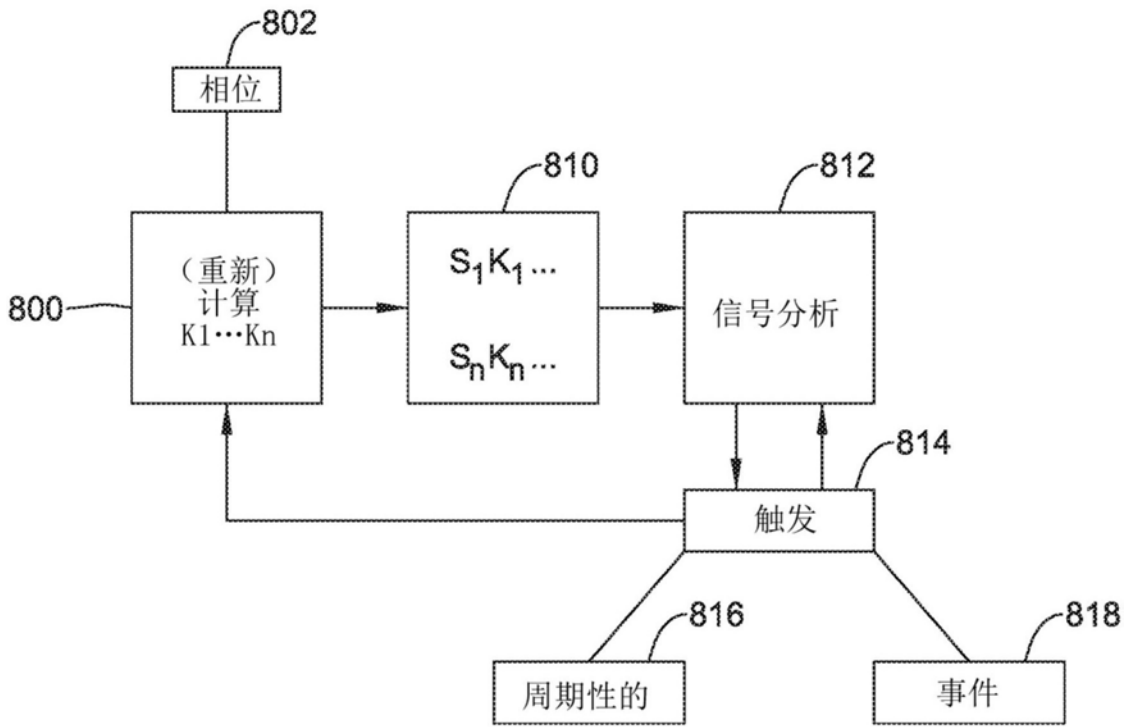


图18

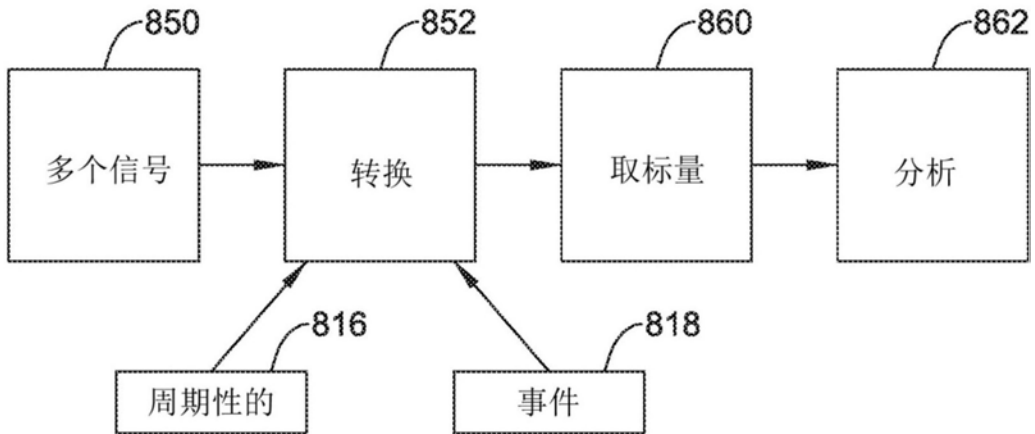


图19

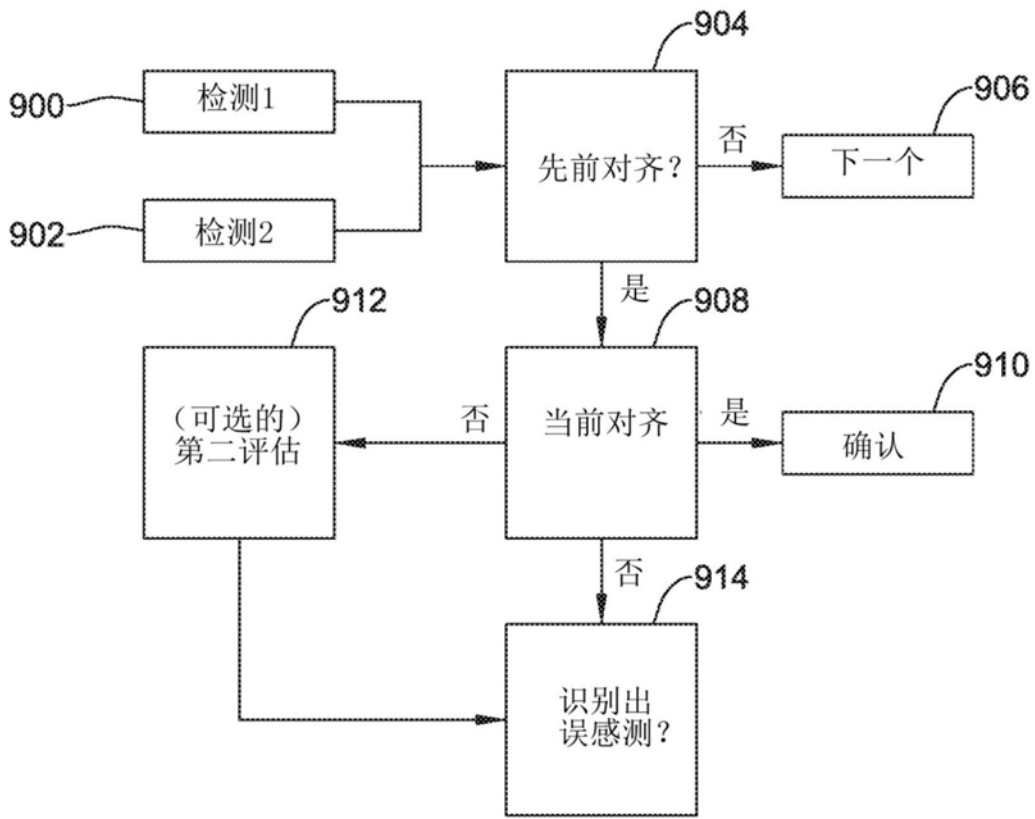


图20

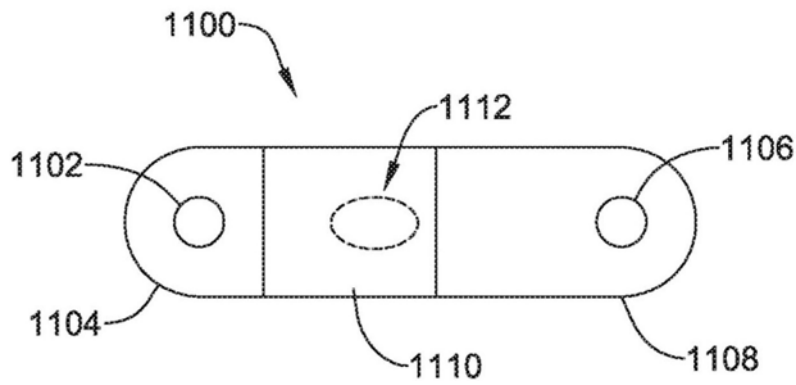


图21

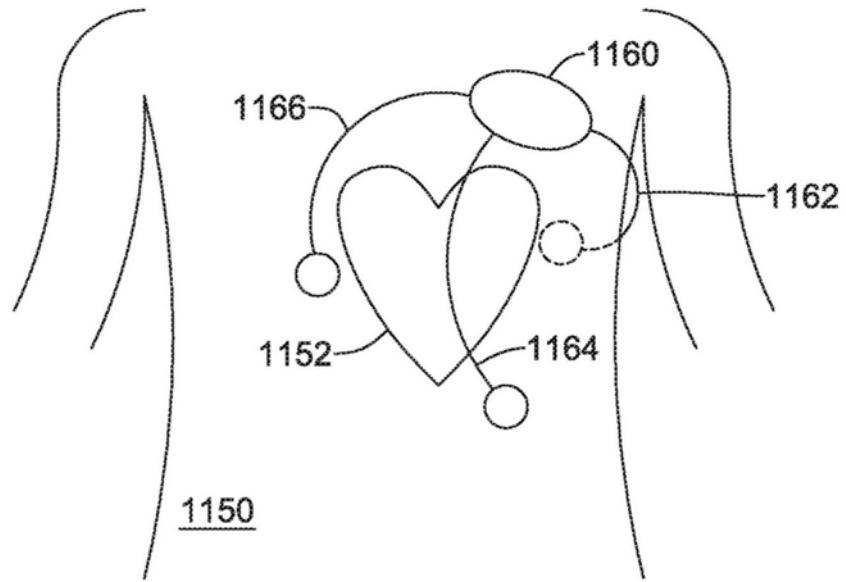


图22

专利名称(译)	具有信号组合的心脏设备中的多个矢量感测		
公开(公告)号	CN108348182A	公开(公告)日	2018-07-31
申请号	CN201680061937.7	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 A61N1/39 A61B5/04 A61B5/042 A61N1/362 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/0472 A61B5/0452		
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		
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)

用于将来自多个感测矢量的多个信号进行组合以用于可穿戴或可植入心脏设备的方法和装置。可以使用加权因子和/或通过向与原始输入不同的坐标系统转换来将来自多个矢量的信号进行组合，其对于患者解剖(anatomy)可能是或不是标准化的。可以在多个结果分析步骤或者处理之前或之后(包括在滤波之前或之后以及在心动周期检测之前或之后)对来自多个感测矢量的信号进行组合。可以在针对噪声或过度检测分析单独的矢量之前或之后，跨多个感测矢量对心动周期检测信息进行组合。还可以跨多个感测矢量对心动周期检测信息进行组合，以识别噪声和/或过度检测。

100

