

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 杨生平 王天鹏

(51) Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 7/00(2006.01)

A61N 1/362(2006.01)

A61N 1/365(2006.01)

A61N 1/372(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

(56)对比文件

US 2007142866 A1, 2007.06.21.,

US 2009043218 A1, 2009.02.12.,

US 6643548 B1, 2003.11.04.

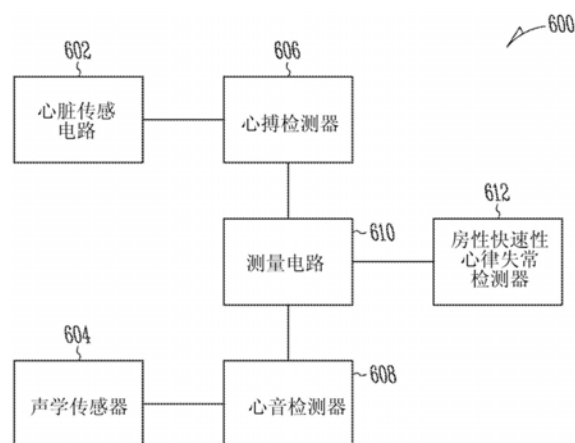
US 2012271186 A1, 2012.10.25.

宙查员 谢春苓

权利要求书2页 说明书9页 附图10页

用于使用心音来检测房性快速性心律失常的方法和装置

一种心脏节律管理系统,其感测指示心跳的心脏信号和指示心音的声学信号,并基于所感测的心脏和声学信号来检测房性快速性心律失常。在各种实施例中,本系统在不使用心房引线的情况下感测心脏和声学信号,因此允许例如监视并未穿戴具有心房引线的植入式装置的心力衰竭患者体内的心房纤维性颤动负担。在各种实施例中,本系统检测心跳和心音,测量与检测到的心跳和心音相关联的参数,并使用所测量的参数来检测一个或多个指定类型的房性快速性心律失常。在各种实施例中,所测量的参数选自心率、心音振幅、周期长度变化性以及心脏收缩和心脏舒张间隔。



1. 一种心脏节律管理系统,包括:
心脏传感电路,其被构造成感测指示心跳的心脏信号;
声学传感器,其被构造成感测指示心音的声学信号;
心搏检测器,其被构造成使用心脏信号来检测心跳;
心音检测器,其被构造成针对检测到的心跳的每个心搏而检测至少一个指定类型心音;
测量电路,其被构造成测量与每个心搏相关联的心率和心音振幅,所述心音振幅是针对每个心搏检测到的所述至少一个指定类型心音的心音的振幅;以及
房性快速性心律失常检测器,其被构造成使用所测量的心率和心音振幅来检测包括心房纤维性颤动和心房扑动的房性快速性心律失常。
2. 根据权利要求1所述的系统,
其中,所述心音检测器被构造成检测用于每个检测到的心搏的第一心音S1。
3. 根据权利要求1或2所述的系统,
其中,所述心音检测器被构造成检测用于每个心搏的第二心音S2。
4. 根据权利要求1或2所述的系统,
其中,所述心音检测器被构造成检测用于每个心搏的第三心音S3。
5. 根据权利要求1或2所述的系统,
其中,所述心音检测器被构造成使用声学信号的总体均值来检测用于每个心搏的所述至少一个指定类型心音。
6. 根据权利要求1或2所述的系统,
其中,所述房性快速性心律失常检测器被构造成:使用针对检测到的心跳的指定数目N的心搏而测量的心率和心音振幅来检测房性快速性心律失常。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述房性快速性心律失常检测器被构造成:
选择N个心搏,其为心跳的连续检测到的心搏;
从选定的N个心搏中选择与最高心率相关联的m个心搏;
从选定的N个心搏中选择与最低心率相关联的n个心搏;
确定第一振幅,该第一振幅表示针对选定的m个心搏而测量的心音振幅;
确定第二振幅,该第二振幅表示针对选定的n个心搏而测量的心音振幅;
将第一振幅与第二振幅相比较;以及
响应于第一振幅与第二振幅相差达指定阈值而指示房性快速性心律失常的检测。
8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述房性快速性心律失常检测器被构造成:
选择N个心搏,其为心跳的连续检测到的心搏;
将N个心搏按照心率的递降顺序置于X个群组中,X是在2与N之间指定的整数;
确定X个振幅,每个表示针对X个群组中的每个群组中的心搏而测量的心音振幅;
确定X个振幅的变化趋势;以及
使用该趋势来检测房性快速性心律失常。
9. 根据权利要求3所述的系统,其中,
所述心搏检测器被构造成检测R波,
所述测量电路被构造成测量与每个检测到的心搏相关联的心率,及心脏舒张间隔,所

述心脏舒张间隔为每个检测到的心搏中的检测到的S2至随后检测到的R波之间的时间间隔，并且

所述房性快速性心律失常检测器被构造成将心脏舒张间隔与指定阈值间隔相比较，并且响应于心脏舒张间隔短于指定阈值间隔而指示房性快速性心律失常的检测。

10. 根据权利要求3所述的系统，

其中，所述心搏检测器被构造成检测R波，

所述测量电路被构造成测量与每个检测到的心搏相关联的心率，心脏舒张间隔以及心脏收缩间隔，其中所述心脏舒张间隔为每个检测到的心搏中的检测到的S2至随后检测到的R波之间的时间间隔，并且所述心脏收缩间隔为每个检测到的心搏中的检测到的R波至随后检测到的S2之间的时间间隔，并且

所述房性快速性心律失常检测器被构造成使用测量的心率、心脏舒张间隔和心脏收缩间隔来检测房性快速性心律失常。

11. 根据权利要求10所述的系统，其中，所述房性快速性心律失常检测器被构造成：

针对指定心率变化量而确定心脏舒张间隔与心脏收缩间隔的比的变化；

将该比与指定阈值比相比较；以及

响应于该比高于指定阈值而指示房性快速性心律失常的检测。

12. 根据权利要求7或8所述的系统，其中，所述心搏检测器被构造成：

检测R波，

所述测量电路被构造成：测量与每个检测到的心搏相关联的心率，测量其每个与每个检测到的心搏相关联的R-R间隔并确定表示R-R间隔的短期变化性的R-R变化性，并且测量心音振幅，所述心音振幅为在每个心搏期间检测到的至少一个指定类型心音的心音的振幅，以及

所述房性快速性心律失常检测器被构造成：响应于指示房性快速性心律失常的检测而使用R-R变化性来区别所述心房纤维性颤动和所述心房扑动。

13. 根据权利要求12所述的系统，

其中，所述测量电路被构造成仅使用固有R-R间隔来确定R-R变化性。

14. 根据权利要求1或2所述的系统，

包括植入式医疗装置，其至少包括所述心脏传感电路、所述心搏检测器、所述测量电路、所述心音检测器、所述测量电路以及所述房性快速性心律失常检测器。

15. 根据权利要求14所述的系统，

其中，所述植入式医疗装置包括被构造成输送心脏再同步化治疗的起搏器。

用于使用心音来检测房性快速性心律失常的方法和装置

[0001] 优先权声明

[0002] 本申请根据35U.S.C. §119(e) 要求2014年6月2日提交的美国临时专利申请序号62/006,446的优先权,该申请被整体地通过引用结合到本文中。

[0003] 相关申请的交叉引用

[0004] 本申请涉及题为“SYSTEM AND METHODS FOR DETECTING ATRIAL TACHYARRHYTHMIA USING HEMODYNAMIC SENSORS”、2014年5月29日提交的共同待决、共同转让临时美国专利申请号62/004,481,该专利申请被整体地通过引用结合到本文中。

技术领域

[0005] 本文一般地涉及心脏节律管理,并且特别地涉及使用患者的心率和心音来检测房性快速性心律失常。

背景技术

[0006] 心脏是人的循环系统的中心。其包括执行两个主要泵浦功能的机电系统。心脏的左侧从肺析取含氧血并将其泵浦到身体的器官并供应其对氧的新陈代谢需要。心脏的右侧从身体器官吸取缺氧血并将其泵浦到肺,在那里血液被充氧。这些泵浦功能由心肌层(心肌)的收缩引起。在正常的心脏中,窦房(SA)结、即心脏的自然起搏器产生称为作用电位的电脉冲,其通过电传导系统传播至心脏的各种区域并激励这些区域的心肌组织。正常电传导系统中的作用电位的传播中的协调延迟促使心脏的各种部分同步地收缩并导致高效的泵浦功能。

[0007] 受阻或者另外受损的电传导系统引起心肌层的不规则收缩,即一般地称为心律不齐的生理状况。心律不齐降低心脏的泵浦效率并因此减少到身体的血流。劣化的心肌层具有降低的收缩性,也导致减少的血流。心力衰竭患者通常遭受受损的电传导系统和劣化的心肌层两者。例如,大多数心力衰竭患者还经历心房纤维性颤动(AF),其可影响治疗心力衰竭的疗法的有效性。为了改善心力衰竭疗法的效力,需要监视心力衰竭患者体内的AF的发生。

发明内容

[0008] 一种心脏节律管理系统感测指示心跳的心脏信号和指示心音的声学信号,并基于所感测的心脏信号和声学信号来检测房性快速性心律失常。在各种实施例中,本系统在不使用心房引线的情况下感测心脏和声学信号,因此允许例如监视并未穿戴具有心房引线的植入式装置的心力衰竭患者体内的心房纤维性颤动负担。在各种实施例中,本系统检测心跳和心音,测量与检测到的心跳和心音相关联的参数,并使用所测量的参数来检测一个或多个指定类型的房性快速性心律失常。在各种实施例中,所测量的参数选自心率、心音振幅、周期长度变化性以及心脏收缩和心脏舒张间隔。

[0009] 在一个实施例中,一种心脏节律管理系统包括心脏传感电路、声学传感器、心搏检

测器、心音检测器、测量电路以及房性快速性心律失常检测器。心脏传感电路被构造成感测指示心跳的心脏信号。声学传感器被构造成感测指示心音的声学信号。心搏检测器被构造成使用心脏信号来检测心跳。心音检测器被构造成检测用于检测到的心跳的每个心搏的至少一个指定类型心音。测量电路被构造成测量与每个心搏和针对每个心搏检测到的所述至少一个指定类型的心音相关联的参数。房性快速性心律失常检测器被构造成使用所测量的参数来检测房性快速性心律失常。

[0010] 在一个实施例中,提供了一种用于操作植入式医疗装置的方法。由该植入式医疗装置感测指示心跳的心脏信号。由被耦合到植入式医疗装置的植入式声学传感器来感测指示心音的声学信号。由植入式医疗装置使用心脏信号来检测心跳。由植入式医疗装置针对检测到的心跳的每个心搏检测至少一个指定类型的心音。由植入式医疗装置来测量与每个心搏和针对每个心搏检测到的所述至少一个指定类型的心音相关联的参数。由植入式医疗装置使用测量参数来检测房性快速性心律失常。

[0011] 本发明内容是本申请的某些讲授内容的概述,而并不意图是本主题的排他性或穷举处理。在具体实施方式和所附权利要求中有关于本主题的更多细节。在阅读并理解以下详细描述并观察构成其一部分的附图时,本发明的其它方面对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。本发明的范围由所附权利要求及其法定等价物定义。

附图说明

[0012] 附图一般地以示例的方式图示出在本文中讨论的各种实施例。附图仅仅用于说明性目的且可以不按比例。

[0013] 图1呈现了示出由增加的肾上腺素能状态引起的增加的心率和增加的第一心音(S1)振幅的曲线图。

[0014] 图2是图示出具有保留充盈的窦性心动过速的时序图。

[0015] 图3图示出具有受损充盈的心房纤维性颤动(AF)的时序图。

[0016] 图4呈现了示出房性快速性心律失常期间的患者的心率和心音振幅的示例的曲线图。

[0017] 图5呈现了示出房性快速性心律失常期间的患者的心率和心音振幅的另一示例的曲线图。

[0018] 图6是图示出用于使用心音来检测房性快速性心律失常的系统的实施例的框图。

[0019] 图7是图示出用于使用心音来检测和区别房性心动过速的方法的实施例的流程图。

[0020] 图8是图示出用于使用心率和心音振幅来检测房性快速性心律失常的方法的实施例的流程图。

[0021] 图9是图示出使用心脏舒张和心脏收缩间隔来检测房性快速性心律失常的方法的实施例的流程图。

[0022] 图10是图示出用于在不同类型的心动过速之间进行区别的方法的实施例的流程图。

[0023] 图11是心脏节律管理系统的实施例和该统在其中操作的环境的各部分的图示。

[0024] 图12是心脏节律管理系统的另一实施例和该统在其中操作的环境的各部分的图

示。

具体实施方式

[0025] 在以下详细描述中,对附图进行参考,其构成本申请的一部分,并且其中以图示的方式示出了其中可实施本发明的特定实施例。足够详细地描述了这些实施例以使得本领域的技术人员能够实施本发明,并且应理解的是在不脱离本发明的精神和范围的情况下,可将实施例组合,并且可利用其它实施例,并且可进行结构、逻辑和电学改变。以下详细描述提供示例,并且本发明的范围由所附权利要求及其法定等价物定义。

[0026] 在本文中,使用如在专利文献中常见的术语“一”或“一个”来包括一个或超过一个。在本文中,使用术语“或”来指代非排他性或,除非另外指明。此外,在本文中提及的所有公开、专利以及专利文献被整体地结合到本文中,如同被单独地通过引用结合一样。在本文与这样通过引用结合的那些文献之间的不一致使用的情况下,应认为所结合的参考文献中的使用是对本文的补充;针对不能协调的不一致,以本文中的使用为准。

[0027] 应注意的是在本公开中对“一”、“一个”或“各种”实施例的提及不一定是对同一实施例,并且此类提及设想超过一个实施例。

[0028] 除其它的之外,本文讨论了心脏节律管理(CRM)系统,其允许在不使用心房引线的情况下检测房性快速性心律失常。在一个示例中,CRM系统允许准确地评定用于心力衰竭患者的心房纤维性颤动(AF)而不要求出于此目的而植入一个或多个心内引线。AF负担是在其期间一个人处于AF中的时间的百分比。许多心力衰竭患者也是AF患者。准确地监视这些患者体内的AF负担将例如通过允许药物的更有效滴定(titration)而改善针对心力衰竭和/或AFF的疗法的效力。被构造成刚好在患者胸部中的皮肤下面植入的植入式循环记录器允许在没有于心脏中或上面放置电极的情况下监视患者的心脏电活动。然而,当被用来监视AF的发生时,植入式循环记录器可能遭受实际问题,诸如使AF的检测不可靠的肌肉噪声。本系统提供了基于使用房性快速性心律失常期间的患者心率与心音之间的分离来检测房性心律不齐来准确地评定AF负担。

[0029] 已知且已研究的心音包括“第一心音”或S1、“第二心音”或S2、“第三心音”或S3、“第四心音”或S4及其各种子分量。已知S1将指示(除其它的之外)二尖瓣关闭、三尖瓣关闭以及主动脉瓣开放。已知S2将指示(除其它的之外)主动脉瓣关闭和肺动脉瓣关闭。已知S3将指示心室心脏舒张充盈音,其常常指示包括心力衰竭的某些病理状况。已知S4将指示由心房收缩引起的心室心脏舒张充盈音,并且通常指示病理状况。下文中的术语“心音”指的是任何心音(例如,S1)及其任何分量(例如,S1的M1分量,指示二尖瓣关闭)。

[0030] 在本文中,“心音”包括由可以用加速度计来感测的心脏活动所引起的可听和不可听(耳阈下的)机械振动。换言之,“心音”包括可听和耳阈下频率范围内的心脏机械振动。因此,当使用加速度计或扩音器之类的振动传感器来感测心音时,包括在所感测的“声学信号”中的能量的范围扩展至与此类心脏机械振动相关联的能量。除非另外说明,S1指代第一心音,S2指代第二心音,S3指代第三心音,并且S4指代第四心音,每个作为心音类型或者作为相应类型心音的一次或多次发生,取决于背景。

[0031] 如在本文中使用的的心率与心动周期长度(也称为心脏间隔)之间的关系是频率与其相应时间段之间的关系。如果以每分钟心搏(bpm)为单位给出心率,则通过将60,000除以

心率(其中,60,000是一分钟内的毫秒的数目)来计算以毫秒为单位的其相应心动周期长度。因此当替代地使用心动周期长度时,使用心率的任何过程(诸如比较)将被修改。例如,高于速率阈值的心脏等价于低于阈值间隔的周期长度(例如,R-R间隔,其是两个连续地检测到的R波之间的时间间隔)。应将所附权利要求理解成涵盖此类变型。

[0032] 在本文中,“房性心动过速”包括窦性心动过速和房性快速性心律失常。“房性快速性心律失常”包括心房纤维性颤动(AF)和心房扑动。

[0033] 在各种实施例中,本系统通过检测患者的心率与在房性快速性心律失常的发作期间改变的心音参数之间的一个或多个关系来检测房性快速性心律失常。例如,已知第一心音的振幅(S1振幅)将与患者体内的心脏的收缩性相关。在正常条件下,由于增加的肾上腺素能状态(诸如锻炼)而引起的患者心率的升高很可能与S1振幅的升高相关联。然而,当发生AF或心房扑动时,S1振幅在心率增加时减小。非肾上腺素能状态下的较短的R-F间隔导致基本上减少的预负荷和因此较低的收缩性(称为Frank-Starling机制)和S1振幅。心率(或间隔)与心音参数(诸如S1振幅)之间的此类关系在本系统中允许使用心率(或间隔)和心率参数来检测房性快速性心律失常。

[0034] 图1呈现了示出由增加的肾上腺素能状态引起的增加的心率和增加的第一心音(S1)振幅的曲线图。在心肺运动(CPX)测试期间使用加速度计来监视患者的活动。在多个点处测量患者的心率和S1振幅。如图1中所述的测试的结果显示心率和S1振幅两者都随着患者的活动水平而增加和减小。

[0035] 图2是图示出具有保留充盈的窦性心动过速的时序图。该时序图示出了作为增加的肾上腺素能状态的结果的SA驱动心率增加期间的R波(心室去极化)和S2(第二心音)。每个R波与随后相邻的S2之间的时间间隔是心脏收缩间隔。每个S2和随后相邻的R波之间的时间间隔是心脏舒张间隔。在SA驱动心动过速期间,用响应于心率增加而成比例地缩短且足够长以允许心室在收缩之前的充分充盈的心脏舒张间隔来指示该保留充盈。

[0036] 图3图示出具有受损充盈的心房纤维性颤动(AF)的时序图。在AF期间,用响应于心率增加而不成比例地缩短且因此太短而不能允许心室在收缩之前的充分充盈的不规则心脏舒张间隔来指示该受损充盈。

[0037] 图4呈现了示出房性快速性心律失常期间的患者的心率和心音振幅的示例的曲线图。患者的增加的心率对应于减小的S1振幅、减小的S2振幅以及增加的S3振幅。

[0038] 图5呈现了示出房性快速性心律失常期间的患者的心率和心音振幅的另一示例的曲线图。心脏复律导致在与增加的S1和S2振幅相关联的某个时段内的患者的稳定心率。后续的心房扑动导致具有减小的S1和S2振幅的不稳定心率。

[0039] 图6是图示出用于使用心音来检测房性快速性心律失常的系统600的实施例的框图。系统600包括心脏传感电路602、声学传感器604、心搏检测器606、心音检测器608、测量电路610以及房性快速性心律失常检测器612。

[0040] 心脏传感电路602感测指示心跳的心脏信号。心跳包括完整的心动周期。心脏信号的示例包括心电图(ECG)和心内电记录图。声学传感器604感测指示心音的声学信号。声学传感器604的示例包括加速度计和扩音器。心搏检测器606使用心脏信号来检测心跳。在一个实施例中,心搏检测器606检测R波(心室去极化)作为用于心跳的指示。心音检测器608使用声学信号来检测用于检测到的心跳的每个心搏的至少一个指定类型心音。在各种实施例

中,心音检测器608被构造成检测S1、S2、S3或S1、S2和S3的任何组合。在一个实施例中,心音检测器608被构造成使用声学信号的总体均值来检测用于检测到的心跳的每个心搏的至少一个指定类型心音。

[0041] 测量电路610测量与检测到的心跳的每个心搏和针对该心搏检测到的指定类型心音相关联的参数。在各种实施例中,取决于房性快速性心律失常检测器612被构造成如何操作,要测量的参数包括与每个检测到的心搏相关联的心率、R-R变化性、一个或多个心音振幅、心脏收缩间隔以及心脏舒张间隔。R-R变化性(也称为周期长度变化性)对应于在相对短的时段内测量的心率变化性(HRV)。在一个实施例中,测量电路610测量每个与检测到的R波相关联的R-R间隔,并将该R-R变化性确定为指定数目的心搏内(诸如约10—15次心搏)或指定时间间隔内(诸如约5至15秒)的R-R间隔的心搏间变化。在一个实施例中,测量电路610仅测量用于确定R-R变化性的所感测(固有)的R-R间隔,因为由起搏引起时的低R-R变化性可混淆房性快速性心律失常检测或区别。在一个实施例中,测量电路610测量心音振幅,该心音振幅是针对由心搏检测器606检测到的每个心搏由心音检测器608检测到的所述至少一个指定类型心音的心音的振幅。在各种实施例中,测量电路610测量作为针对每个心搏检测到的S1的振幅的S1振幅、作为针对每个心搏检测到的S2的振幅的S2振幅和/或作为针对每个心搏检测到的S3的振幅的S3振幅。在一个实施例中,测量电路610测量心脏舒张间隔和心脏收缩间隔。心脏舒张是每个心搏中的检测到的S2与随后检测到的R波之间的时间间隔(即,S2—R间隔)。心脏收缩间隔是每个心搏中的检测到的R波与随后检测到的S2之间的时间间隔(即,R—S2间隔)。房性快速性心律失常检测器612使用所测量的参数来检测一个或多个指定类型的房性快速性心律失常。在各种实施例中,房性快速性心律失常检测器612被构造成执行如下面参考图8—10所讨论的各种检测方法。

[0042] 在各种实施例中,可以使用指示患者的心动周期的任何心脏信号来检测患者心率,并且可以使用能够感测心脏的机械振动的传感器来检测心音。在各种实施例中,系统600是CRM系统的一部分,该CRM系统包括植入式医疗装置,其允许使用被容纳在植入式医疗装置中或被耦接到植入式医疗装置的植入式声学传感器来感测心脏信号或心音,如以下参考图11和12进一步讨论的。然而,本主题不限于使用植入式医疗装置的应用。

[0043] 在各种实施例中,系统600的电路(包括在本文中讨论的其各种元件)是使用硬件和软件(包括固件)的组合实现的。在各种实施例中,心搏检测器606、心音检测器608、测量电路610和/或房性快速性心律失常检测器612每个是使用被构造成执行一个或多个特定功能的专用电路或被编程为执行此类功能的通用电路而实现的。此类通用电路包括但不限于微处理器或其一部分、微控制器或其各部分以及可编程逻辑电路或其一部分。

[0044] 图7是图示出用于使用心音来检测和区别房性心动过速的方法700的实施例的流程图。在一个实施例中,系统600被构造成执行方法700。

[0045] 在702处,感测指示心跳的心脏信号。该心脏信号可以是指示患者的心动周期的任何心脏信号,诸如表面ECG、皮下ECG以及心内电记录图。在704处,感测指示心音的声学信号。该声学信号指示患者的心脏的机械振动,诸如加速度计信号或扩音器信号。在706处,使用心脏信号来检测心跳。在708处,针对心跳的每个检测到的心搏检测至少一个指定类型心音。在一个实施例中,使用总体均值来检测心音,其中,在检测到所述至少一个指定类型心音之前对声学信号进行求总体均值。检测到的心音每个对应于检测到的心搏以允许710处

的参数测量。在另一实施例中,在没有总体均值的情况下,在708处在心跳的每个检测到的心搏期间检测至少一个指令类型心音。在710处,测量与每个检测到的心搏和在该检测到的心搏期间检测到的心音相关联的参数。此类参数的示例包括如上文所讨论的,心率、R-R变化性、一个或多个心音振幅、心脏收缩间隔以及心脏舒张间隔。在712处,使用测量参数来检测并区别房性心动过速。下面参考图8—10来讨论图示出如何执行步骤712的示例。

[0046] 在一个实施例中,使用植入式医疗装置(其可包括或被耦接到植入式声学传感器以感测声学信号)来执行方法700。在各种实施例中,可使用具有植入式组件、外部(非植入式)组件或植入式和外部组件的组别的系统来执行方法700。在各种实施例中,出于诊断和/或治疗控制目的使用指定类型房性快速性心律失常的检测。例如,可出于诸如针对心力衰竭患者滴定AF和/或心力衰竭疗法之类的目的将AF的检测用于确定该患者体内的AF负担。

[0047] 图8是图示出用于使用心率和心音振幅来检测房性快速性心律失常的方法800的实施例的流程图。方法800是方法700的步骤712的一部分的示例。在一个实施例中,房性快速性心律失常检测器612被构造成执行方法800。为了执行方法800,测量模块610被构造成至少测量用于至少一个指定类型心音的心率和心率振幅。房性快速性心律失常检测器612被构造成使用测量的心率和心音振幅来检测房性快速性心律失常。

[0048] 在802处,选择N个心搏。该N个心搏是心跳的连续地检测到的心搏,其中,N是指定数。在一个实施例中,N是基于房性快速性心律失常检测的速度与可靠性之间的平衡而选择的,因为大的N可减少假检测,但是错过房性快速性心律失常的短暂急性发作。在804处,从选定的N个心搏中选择与最高心率相关联的m个心搏。在806处,与最低心率相关联的n个心搏来自选定的N个心搏。数m和n可以是预定的,并且可以是相等或不同的数。在808处,确定第一振幅。该第一振幅表示针对选定的m个心搏测量的心音振幅。在810处,确定第二振幅。第二振幅表示针对选定的n个心搏测量的心音振幅。在一个实施例中,使用心音振幅的总体均值来确定第一和第二振幅。在812处,将第一振幅与第二振幅相比较。在814处,响应于第一振幅与第二振幅相差指定阈值而指示房性快速性心律失常的检测。

[0049] 在一个实施例中,S1振幅被用于房性快速性心律失常检测。在808处,确定表示针对选定的m个心搏测量的S1振幅的第一S1振幅。在810处,确定表示针对选定的n个心搏测量的S1振幅的第二S1振幅。在812处,将第一S1振幅与第二S1振幅相比较。在814处,响应于与第二S1振幅高于第一S1振幅达指定第一阈值而指示房性快速性心律失常的检测。

[0050] 在一个实施例中,S2振幅被用于房性快速性心律失常检测。在808处,确定表示针对选定的m个心搏测量的S2振幅的第一S2振幅。在810处,确定表示针对选定的n个心搏测量的S2振幅的第二S2振幅。在812处,将第一S2振幅与第二S2振幅相比较。在814处,响应于与第二S2振幅高于第一S2振幅达指定第二阈值而指示房性快速性心律失常的检测。

[0051] 在一个实施例中,S3振幅被用于房性快速性心律失常检测。在808处,确定表示针对选定的m个心搏测量的S3振幅的第一S3振幅。在810处,确定表示针对选定的n个心搏测量的S3振幅的第二S3振幅。在812处,将第一S3振幅与第二S3振幅相比较。在814处,响应于与第一S3振幅高于第二S3振幅达指定第三阈值而指示房性快速性心律失常的检测。

[0052] 在所示实施例中,分别地与最高和最低心率相关联的m和n个心搏选自选定的N个心搏并被置于两个群组中。这表示方法800的特定示例。在各种实施例中,可以按照心率的递降顺序将N个心搏置于X个群组中,其中,X是2与N之间的整数。针对X个群组中的每个群组

确定心音振幅 (S1、S2和/或S3振幅)。房性快速性心律失常的检测是基于跨X个群组的心音振幅的变化趋势的。极端情况将是 $X=N$,其中,所有的N个心搏按照从高至低的心率(按递降顺序)排序。针对每个心搏确定心音振幅。获得(例如通过线性拟合)跨已排序的N个心搏的心音振幅趋势,并且如果趋势的斜率对于S1振幅而言为正、对于S2振幅而言为正和/或对于S3振幅而言为负,则宣告房性快速性心律失常。

[0053] 在各种实施例中,可以将S1振幅、S2振幅以及S3振幅中的任何一个或多个用于房性快速性心律失常检测。当指定超过一个类型的心音时,可以通过多数表决法来指示房性快速性心律失常的检测。在一个实施例中,在可以通过表决来指示房性快速性心律失常的检测之前对心音类型应用加权因数。该加权因数可以是基于与在房性快速性心律失常的检测中使用S1振幅、S2振幅以及S3振幅相关联的置信度水平而确定的。

[0054] 图9是图示出使用心脏舒张和心脏收缩间隔来检测房性快速性心律失常的方法900的实施例的流程图。方法900是方法700的步骤712的一部分的示例。在一个实施例中,房性快速性心律失常检测器612被构造成执行方法900。为了执行方法900,测量模块610被构造成至少测量心率、心脏舒张间隔以及心脏收缩间隔。房性快速性心律失常检测器612被构造成使用测量的心率、心脏舒张间隔和心脏收缩间隔来检测房性快速性心律失常。

[0055] 在902处,针对指定的心率变化量(ΔHR)而确定心脏舒张间隔(S2—R间隔)与心脏收缩间隔(R—S2间隔)的比的变化。在904处,将该比($\Delta (S2-R间隔/R-S2间隔)$)与指定阈值比相比较。在906处,响应于该比高于指定阈值而指示房性快速性心律失常的检测。

[0056] 上文讨论了所示实施例作为方法900的特定示例。在各种实施例中,可以将每个在R和S1、R和S2和/或S1和S2之间测量的一个或多个时间间隔用于基于心脏舒张和心脏收缩间隔来检测房性快速性心律失常。例如,可以将S2—R间隔测量为心脏舒张间隔并与指定阈值间隔相比较,并且响应于S2—R间隔短于特定阈值间隔(在该特定阈值间隔以下时间不足以用于适当的充盈)而由受损充盈来指示房性快速性心律失常的检测。在另一实施例中,还测量S2—S1间隔作为心脏舒张间隔,并且还测量S1—S2间隔作为心脏收缩间隔。可以使用两个机械间隔(S1—S2间隔和S2—S1间隔)和两个机电间隔(R—S2间隔和S2—R间隔)使用多达四个比来检测房性快速性心律失常。

[0057] 图10是图示出用于区别房性心动过速的方法1000的实施例的流程图。方法1000是方法700的步骤712的一部分的示例。在一个实施例中,除被构造成执行方法800或900之外,房性快速性心律失常检测器612进一步被构造成执行方法1000。为了执行方法1000,测量模块610被构造成至少测量心率和R-R变化性。在各种实施例中,房性快速性心律失常检测器612被构造成基于执行方法800或900的结果而指示多个指定类型的房性快速性心律失常。

[0058] 在1002处,监视心率。如果在1004处该心率超过指定阈值心率,则在1006处检测房性快速性心律失常。用于执行1006的方法的示例包括方法800和900。如果在1006处未检测到房性快速性心律失常,则在1012处检测窦性心动过速。在一个实施例中,用心率高于指定阈值心率、R-R变化性未高于指定阈值R-R变化性且S1振幅高于指定阈值S1振幅(或者S2振幅高于指定阈值S2振幅或者S3振幅低于指定阈值S3振幅)来指示窦性心动过速。

[0059] 如果在1008处检测到房性快速性心律失常,则可以基于R-R变化性来进行区别(如果需要或期望的话)以确定其为AF还是心房扑动。如果在1010处R-R变化性高于指定阈值R-R变化性,则在1014处指示AF。如果在1010处R-R变化性未高于指定阈值R-R变化性,则在

1016处指示心房扑动。

[0060] 图11是心脏节律管理(CRM)系统1100的实施例和系统1100在其中操作的环境的各部分的图示。系统1100包括植入式系统1120、外部系统1122以及提供植入式系统1120与外部系统1122之间的通信的遥测链路1124。

[0061] 除其它的之外,植入式系统1120还包括植入式医疗装置1126和引线系统1128。在各种实施例中,植入式医疗装置1126是植入式CRM装置,其包括心脏监视器、起搏器、复律器/除颤器、心脏再同步化治疗(CRT)装置、心脏重塑控制治疗(RCT)装置、神经刺激器、药物输送装置或药物输送控制器以及生物治疗装置中的一个或多个。如图11中所示,植入式医疗装置1116被植入患者身体1199中。在各种实施例中,引线系统1128包括用于感测生理信号并输送起搏脉冲、心脏复律/除颤电击、神经刺激脉冲、药物试剂、生物制剂和/或用于治疗心脏疾病的其它类型的能量或物质的引线。在一个实施例中,引线系统1128包括一个或多个起搏传感引线,每个包括放置在患者心脏1198中或其上面以便感测电记录图和/或输送起搏脉冲的至少一个电极。在其它实施例中,置于身体1199中但远离心脏1198的电极被用来感测生理信号并输送起搏脉冲、心脏复律/除颤电击、神经刺激脉冲、药物试剂、生物制剂和/或用于治疗心脏疾病的其它类型的能量或物质。在特定实施例中,将一个或多个电极结合到植入式医疗装置1126中用于皮下放置。

[0062] 植入式医疗装置1126包括用于检测房性快速性心律失常的系统600。在一个实施例中,植入式医疗装置1126包括心脏传感电路602、声学传感器604、心搏检测器606、心音检测器608、测量电路610以及房性快速性心律失常检测器612。在另一实施例中,植入式医疗装置1126包括心脏传感电路602、心搏检测器606、心音检测器608、测量电路610以及房性快速性心律失常检测器612,而声学传感器604包括被结合到引线系统1128中并连接到植入式医疗装置1126的声学传感器。在各种实施例中,植入式医疗装置1126响应于由房性快速性心律失常检测器612指示一个或多个类型的房性快速性心律失常而调整起搏脉冲、心脏复律/除颤电击、神经刺激脉冲、药物试剂、生物制剂和/或用于治疗心脏疾病的其它类型的能量或物质的输送。例如,植入式医疗装置1126被构造造成输送治疗心力衰竭的CRT或另一疗法,确定作为在其期间房性快速性心律失常检测器612指示AF的时间的百分比的AF负担,并且基于该AF负担来调整CRT和/或其它疗法。可由植入式医疗装置1126或者使用与植入式医疗装置1126相关联或独立于植入式医疗装置1126的其它手段来输送该其它疗法。

[0063] 在各种实施例中,系统600为植入式医疗装置1126提供了检测房性快速性心律失常的能力。这消除了当另外不要求访问时访问心房以进行房性快速性心律失常检测的需要。

[0064] 外部系统1122允许诸如医生或其它护理者或患者之类的用户控制植入式医疗装置1126的操作并获得由植入式医疗装置1126获取的信息。在一个实施例中,外部系统1122包括经由遥测链路1124与植入式医疗装置1126双向地通信的编程器。在另一实施例中,外部系统1122是包括通过电信网络与远程装置通信的外部装置的患者管理系统。该外部装置在植入式医疗装置1126的附近区域内,并且经由遥测链路1124与植入式医疗装置1126双向地通信。该远程装置允许用户从远处的位置监视并治疗患者。

[0065] 遥测链路1124提供从植入式医疗装置1126到外部系统1122的数据传输。这包括例如发送由植入式医疗装置1126获取的实施生理数据、提取由植入式医疗装置1126获取并存

储在其中的生理数据、提取存储在植入式医疗装置1126中的治疗历史数据以及提取指示植入式医疗装置1126的操作状态(例如,电池状态和引线阻抗)的数据。遥测链路1124还提供了从外部系统1122到植入式医疗装置1126的数据传输。这包括例如将植入式医疗装置1126编程为获取生理数据,将植入式医疗装置1126编程为执行至少一个自诊断测试(诸如针对装置操作状态),并且将植入式医疗装置1126编程为输送至少一个疗法。

[0066] 图12是CRM系统1200的实施例和系统1200在其中操作的实施例的各部分的图示。系统1200包括植入式系统1220、外部系统1122以及提供植入式系统1220与外部系统1122之间的通信的遥测链路1124。植入式系统1220与植入式系统1120的不同之处在于其包括没有引线系统的植入式医疗装置1226。植入式医疗装置1220是包括用于检测房性快速性心律失常的能力的系统600而没有用以提供到心脏1198的电连接的引线的心脏监视装置。在各种实施例中,植入式医疗装置1226检测房性心律不齐并连续地或周期性地或者在有请求时经由遥测链路1124向外部系统1122传送一个或多个指定类型的房性心律不齐的指示。此类指示为医生或其它护理者提供治疗患者所需的信息。例如,植入式医疗装置1226可被构造成检测具有心力衰竭的患者体内的AF。植入式医疗装置1226或外部系统1122可被构造成确定AF负担,其然后被用于开始、停止或调整用于治疗心力衰竭的一个或多个疗法的基础。

[0067] 应理解的是以上详细描述意图是说明性而非限制性的。在阅读并理解以上描述时,其它实施例对于本领域的技术人员而言将是显而易见的。因此,应参考所附的权利要求以及这些权利要求所享有的全部等同范围来确定本发明的范围。

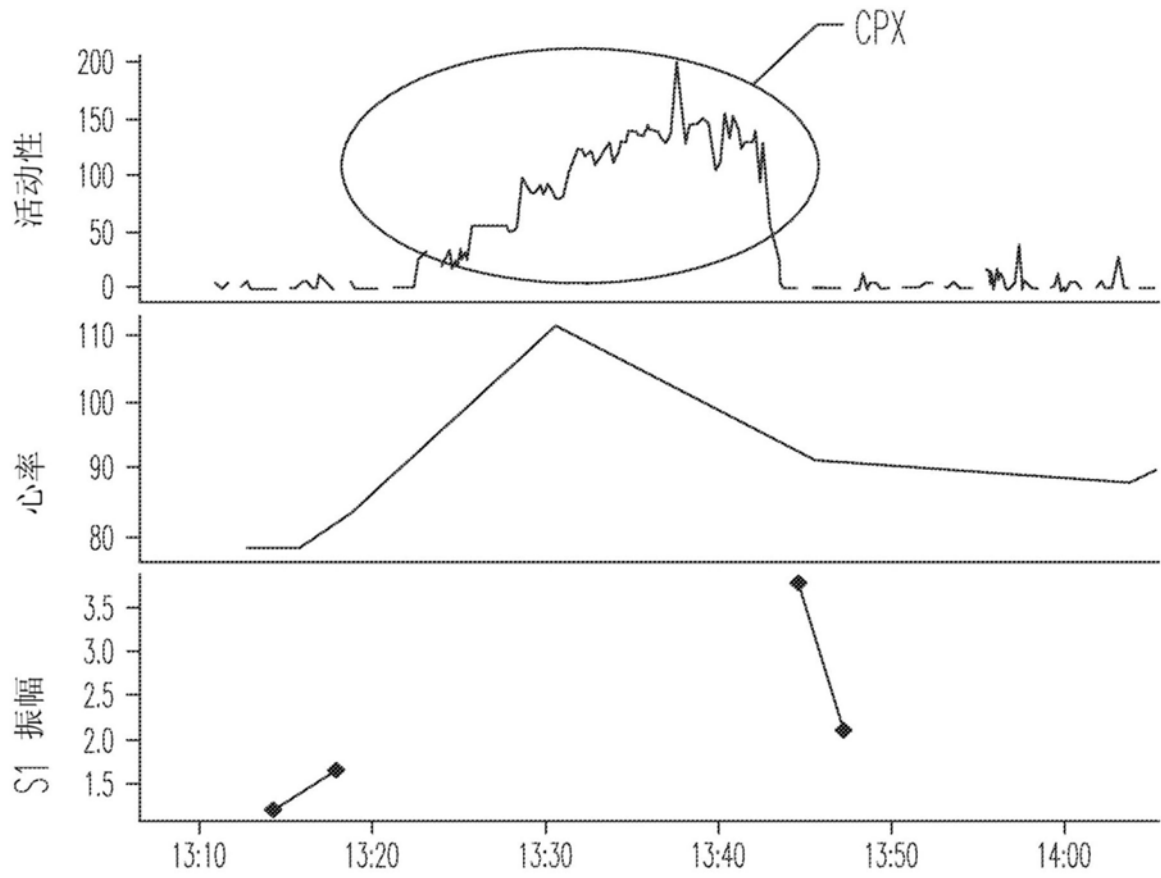


图1

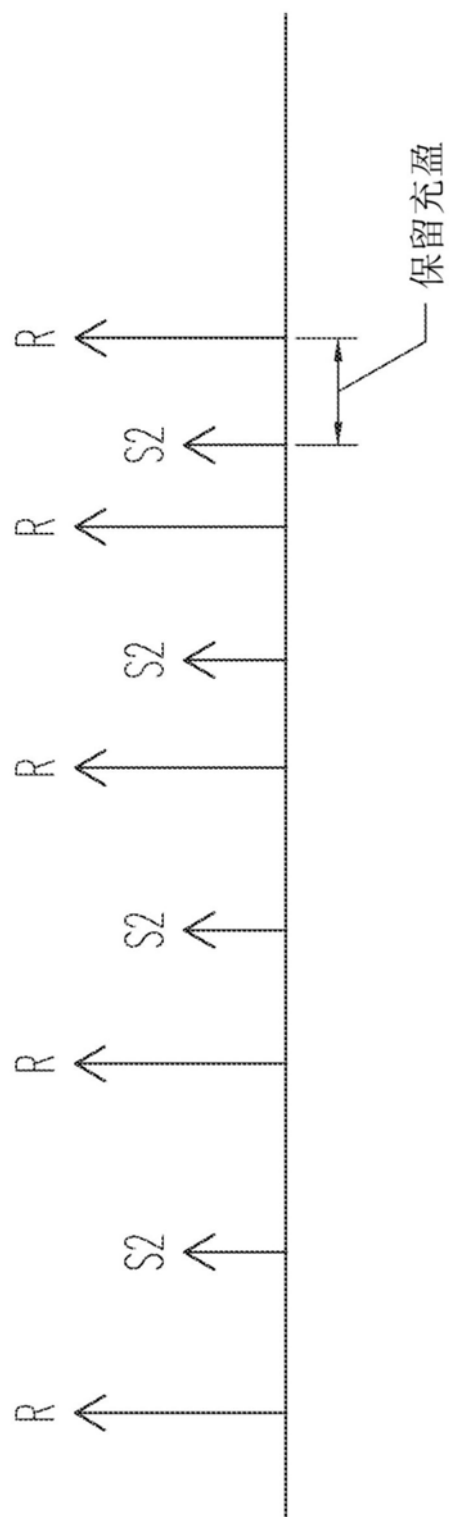


图2

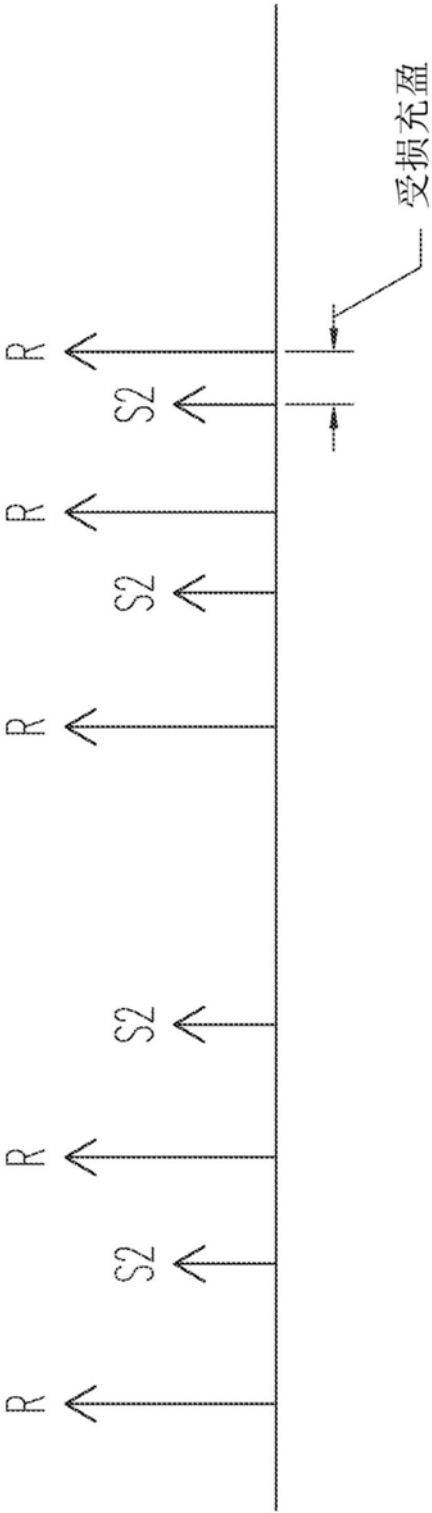


图3

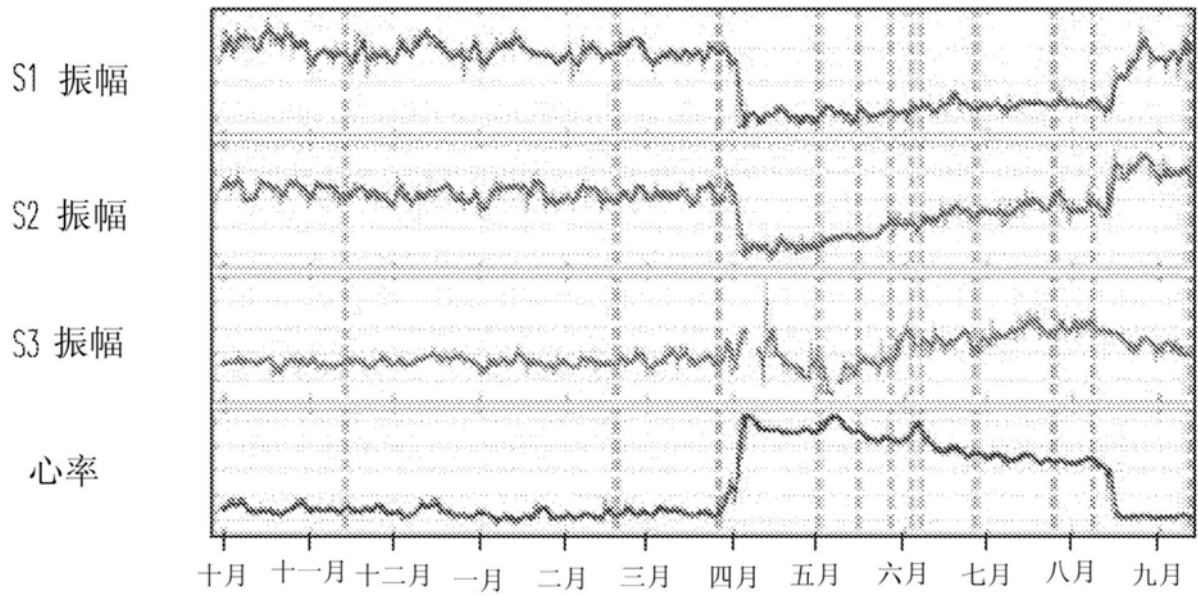


图4

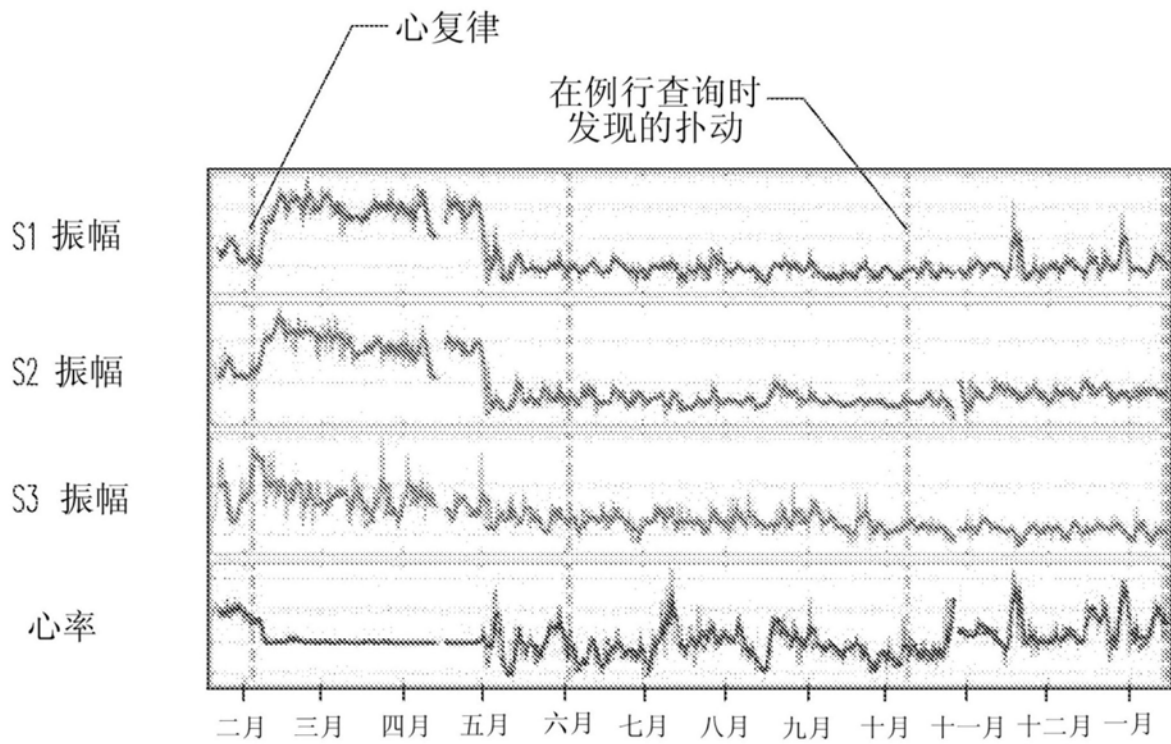


图5

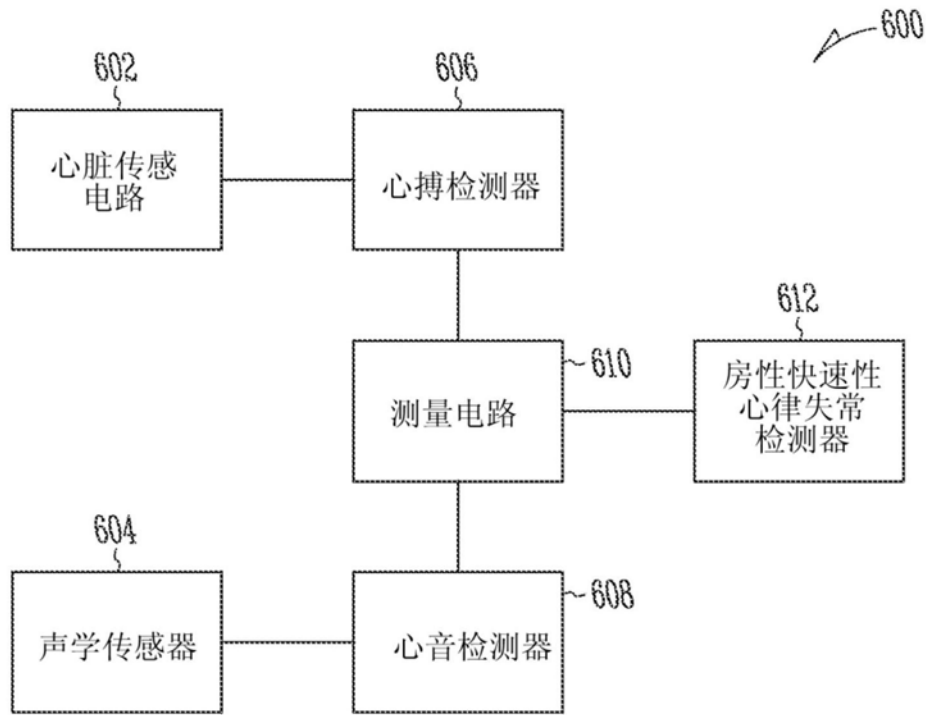


图6

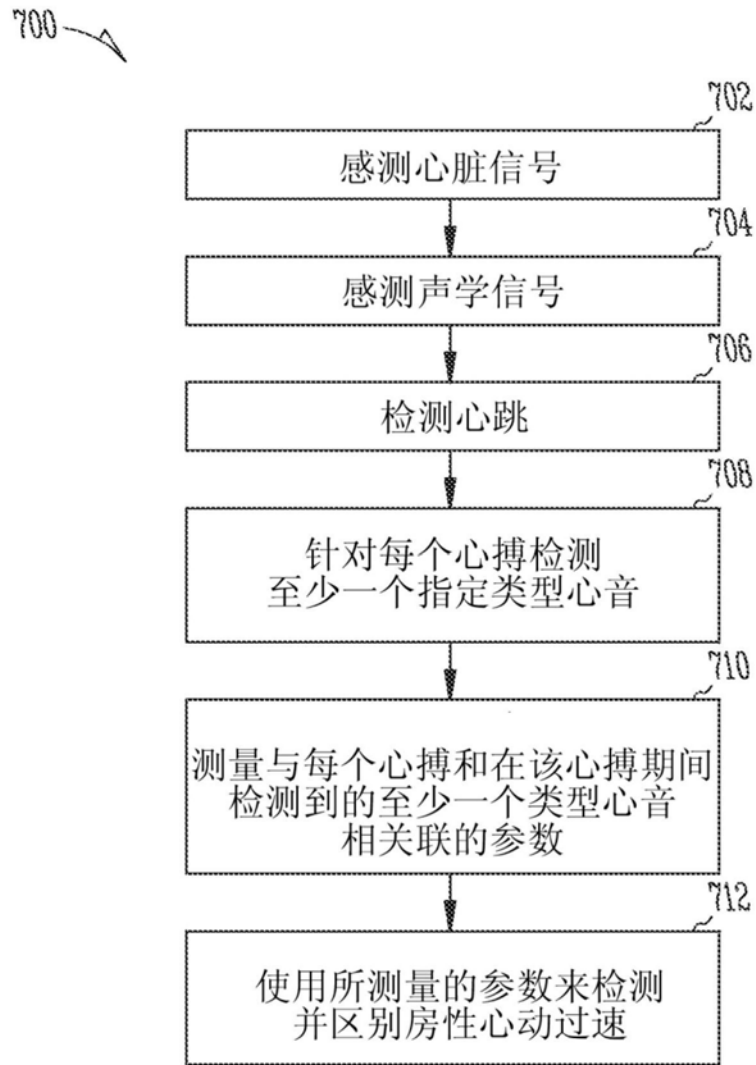


图7

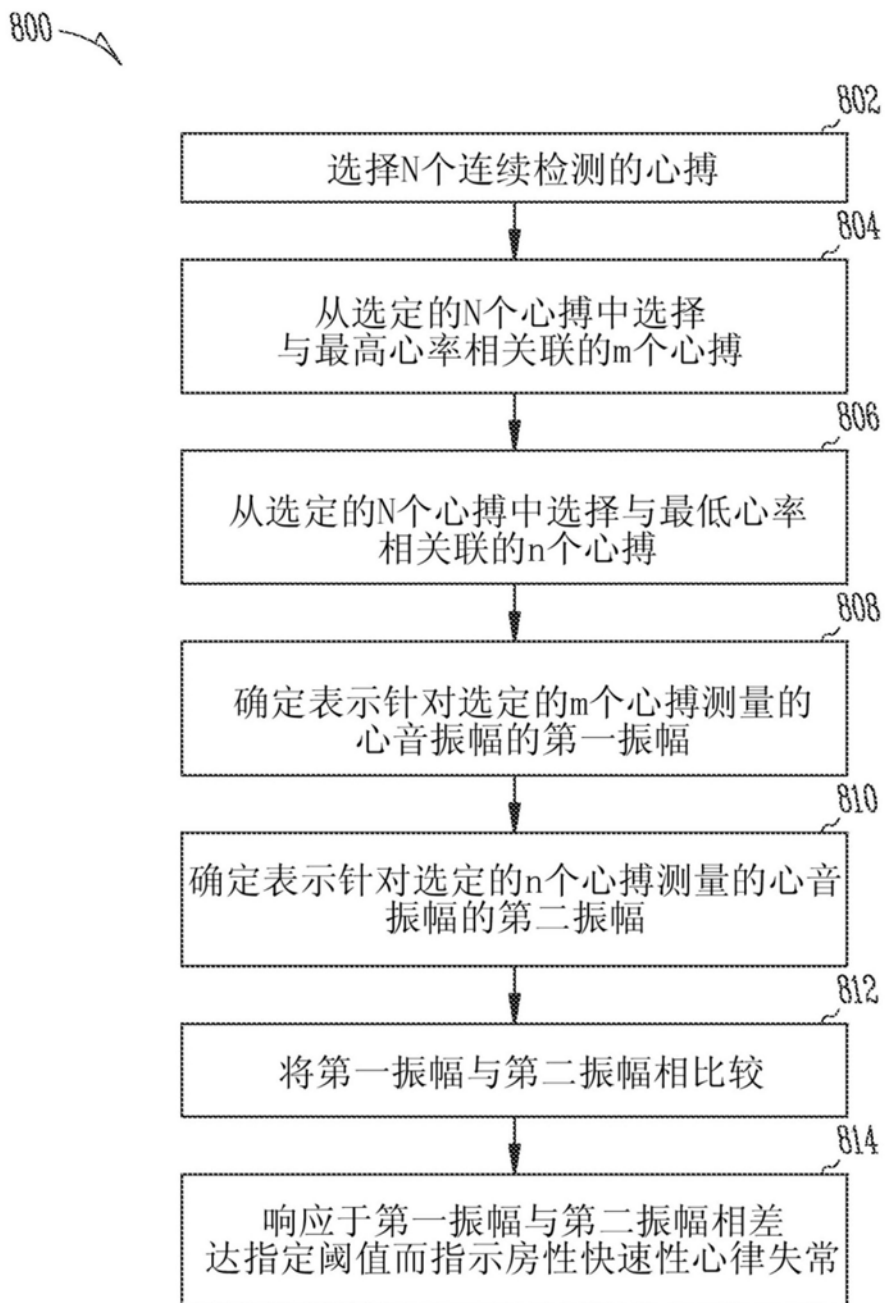


图8

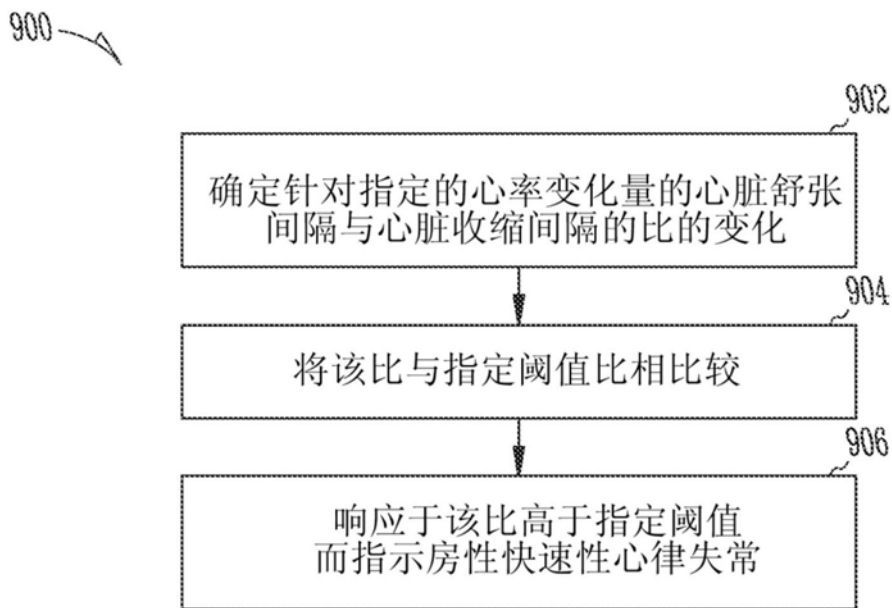


图9

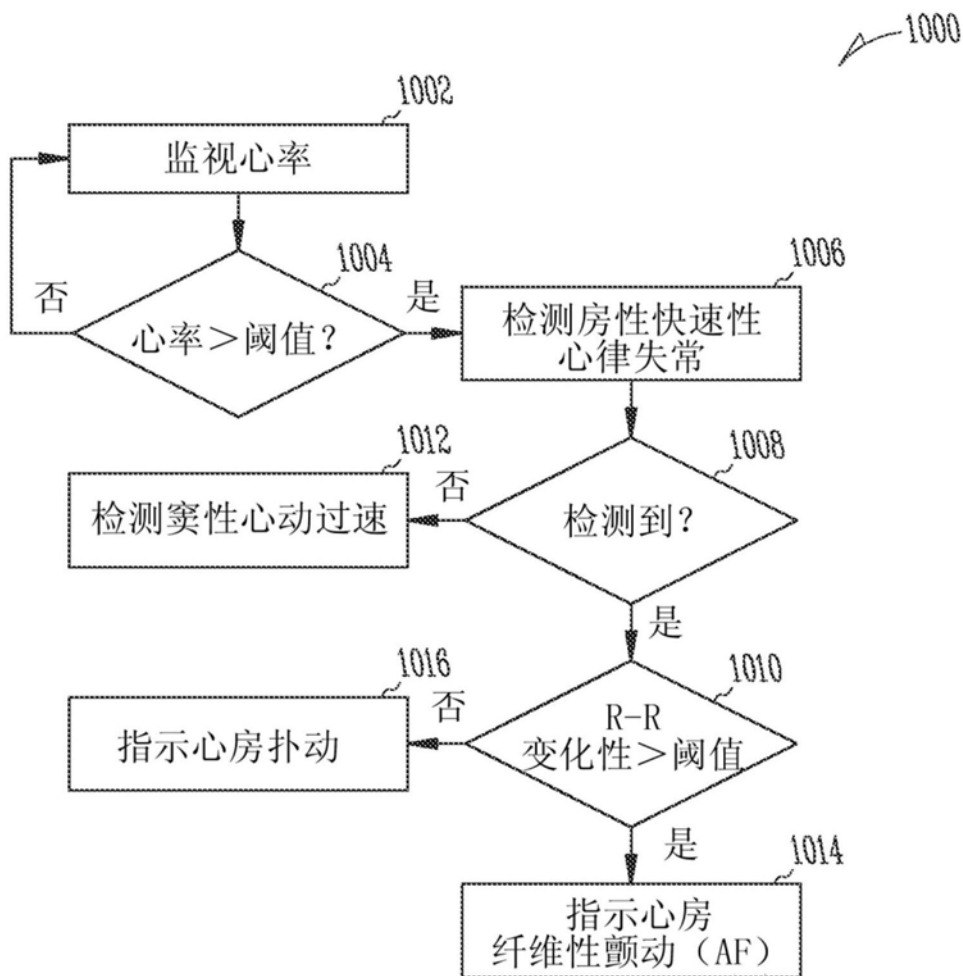


图10

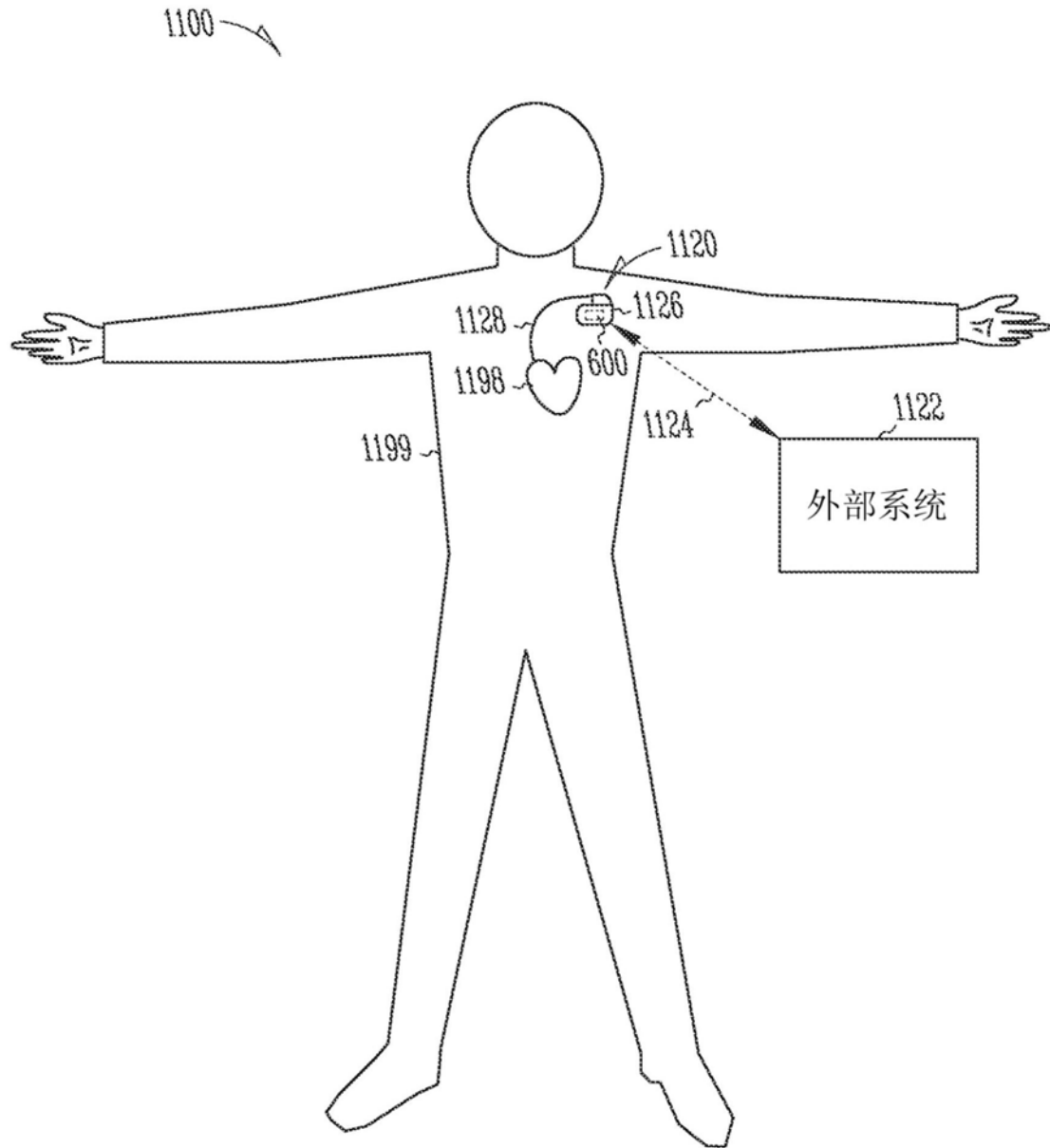


图11

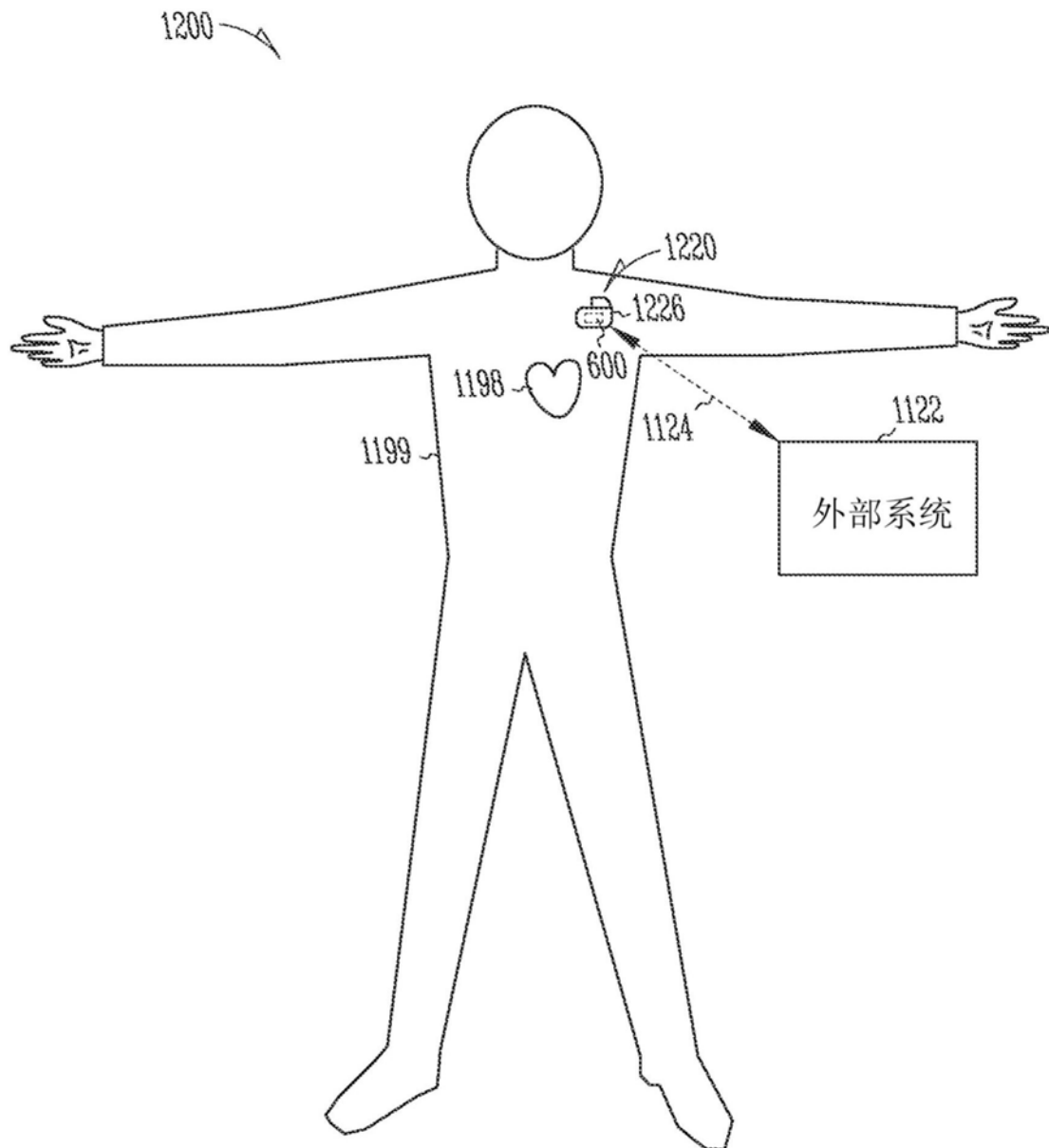


图12

专利名称(译)	用于使用心音来检测房性快速性心律失常的方法和装置		
公开(公告)号	CN106456023B	公开(公告)日	2020-03-31
申请号	CN201580030296.4	申请日	2015-05-20
[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	普拉莫德辛格希拉辛格塔库尔 安琪 巴伦马斯卡巴		
发明人	普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔 安琪 巴伦·马斯卡巴		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/00 A61B7/00 A61N1/362 A61N1/365 A61N1/372 A61B5/046		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/046 A61B5/686 A61B7/00 A61N1/3624 A61N1/3627 A61N1/365 A61N1/36578 A61N1/37282 A61B7/04 A61B5/0245 A61B5/04012 A61B5/0464 A61B5/7275		
代理人(译)	杨生平 王天鹏		
优先权	62/006446 2014-06-02 US		
其他公开文献	CN106456023A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种心脏节律管理系统，其感测指示心跳的心脏信号和指示心音的声学信号，并基于所感测的心脏和声学信号来检测房性快速性心律失常。在各种实施例中，本系统在不使用心房引线的情况下感测心脏和声学信号，因此允许例如监视并未穿戴具有心房引线的植入式装置的心力衰竭患者体内的心房纤维性颤动负担。在各种实施例中，本系统检测心跳和心音，测量与检测到的心跳和心音相关联的参数，并使用所测量的参数来检测一个或多个指定类型的房性快速性心律失常。在各种实施例中，所测量的参数选自心率、心音振幅、周期长度变化性以及心脏收缩和心脏舒张间隔。

