



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105338894 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201480034048. 2

A61B 5/04(2006. 01)

(22) 申请日 2014. 04. 16

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61N 1/362(2006. 01)

61/812, 313 2013. 04. 16 US

A61N 1/368(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/060750 2014. 04. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/170832 EN 2014. 10. 23

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 C·简

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int. Cl.

A61B 5/0452(2006. 01)

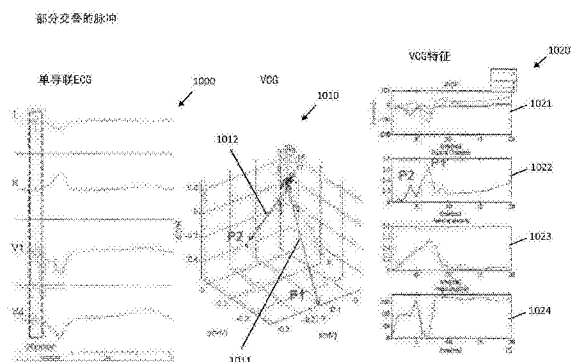
权利要求书2页 说明书7页 附图10页

(54) 发明名称

用于体表 ECG 中的双心室起搏器脉冲检测的系统和方法

(57) 摘要

一种用于针对 ECG 定位双心室起搏脉冲存在的系统,包括:非双心室脉冲检测器,其用于找到心室脉冲的起始点;导联式双心室脉冲检测器,其用于检查在一个心脏搏动中是否具有两个分离的心室脉冲,以及基于矢量的双心室脉冲检测器,其用于当所述导联式双心室脉冲检测器未发现在一个心脏搏动中具有两个分离的心室脉冲时确定所述双心室起搏脉冲的存在。



1. 一种基于矢量的双心室起搏脉冲检测器,包括:
处理器,其被配置为:
计算矢量心脏图形 (VCG) 距离特征,
找到第一心室脉冲,
计算 VCG 角度特征,以及
基于所述 VCG 距离特征和所述 VCG 角度特征中的至少一个来确定所述双心室起搏脉冲的存在。
2. 根据权利要求 1 所述的检测器,还包括输入端,所述输入端被配置为接收心电图 (ECG) 数据。
3. 根据权利要求 2 所述的检测器,其中,所述处理器还被配置为将所述 ECG 数据转换为三维 VCG。
4. 根据权利要求 2 所述的检测器,还包括脉冲分类器,所述脉冲分类器被配置为基于所述 VCG 距离特征和所述 VCG 角度特征中的至少一个来确定所述双心室起搏脉冲的所述存在。
5. 根据权利要求 4 所述的检测器,其中,所述脉冲分类器被配置为拒绝低通滤波器的脉冲响应来确定所述双心室起搏脉冲的所述存在。
6. 根据权利要求 4 所述的检测器,其中,所述脉冲分类器被配置为拒绝充电波来确定所述双心室起搏脉冲的所述存在。
7. 根据权利要求 4 所述的检测器,其中,所述脉冲分类器被配置为拒绝低通滤波器的脉冲响应和充电波来确定所述双心室起搏脉冲的所述存在。
8. 一种用于针对心电图 (ECG) 定位双心室起搏脉冲的存在的系统,包括:
非双心室脉冲检测器,其被配置为找到一个或多个心室脉冲的起始点;
导联式双心室脉冲检测器,其用于确定在一个心脏搏动中是否存在两个分离的心室脉冲;以及
基于矢量的双心室脉冲检测器,其被配置为在所述导联式双心室脉冲检测器没有确定在一个心脏搏动中存在两个分离的心室脉冲时确定所述双心室起搏脉冲的所述存在。
9. 根据权利要求 8 所述的系统,其中,所述基于矢量的双心室脉冲检测器还被配置为:
计算矢量心脏图形 (VCG) 距离特征,
找到第一心室脉冲,
计算 VCG 角度特征,并且
基于所述 VCG 距离特征和所述 VCG 角度特征中的至少一个来确定所述双心室起搏脉冲的所述存在。
10. 根据权利要求 9 所述的系统,还包括脉冲分类器,所述脉冲分类器被配置为基于所述 VCG 距离特征和所述 VCG 角度特征中的至少一个来确定所述双心室起搏脉冲的所述存在。
11. 根据权利要求 10 所述的系统,其中,所述脉冲分类器被配置为拒绝低通滤波器的脉冲响应和充电波,以确定所述双心室脉冲的所述存在。
12. 一种用于针对心电图 (ECG) 定位双心室起搏脉冲的存在的方法,包括:
将 ECG 数据转换为三维矢量心脏图形 (VCG);

计算 VCG 距离特征；

定位第一心室脉冲；

计算 VCG 角度特征；

确定所述双心室起搏脉冲的所述存在，

其中，所述确定是基于所述 VCG 距离特征和所述 VCG 角度特征中的至少一个的。

13. 根据权利要求 12 所述的方法，还包括获得所述 ECG 数据。

14. 根据权利要求 12 所述的方法，其中，所述 ECG 数据包括每次心脏搏动的两个相邻的心室脉冲。

15. 根据权利要求 12 所述的方法，其中，所述 ECG 数据包括每次心脏搏动的两个部分交叠的心室脉冲。

用于体表 ECG 中的双心室起搏器脉冲检测的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及例如医疗系统、方法和设备,更具体地,涉及用于体表 ECG 中的双心室起搏器脉冲检测的新颖的和创造性的系统和方法。

背景技术

[0002] 越来越多的心力衰竭患者正在接受心脏再同步治疗 (CRT),其使用左心室和右心室的起搏来使心脏输出最大化。体表心电图 (ECG) 波形中的非同步的双心室 (biV) 起搏器脉冲 (pp) 对计算机诊断的 ECG 分析算法提出了挑战。例如,并非被设计为用于识别非同步 biV 脉冲的脉冲检测算法可能由于紧密分离的双心室脉冲对而失效,并且未检测到的和未分辨的脉冲可能因此对自动诊断 ECG 算法的节律或形态解释具有不利的影响。另一方面,能够识别体表 ECG 中的双心室起搏器脉冲的存在对于准确的诊断是非常重要的。

[0003] 非同步双心室 (biV) 起搏器脉冲在时间上是紧密间隔的,并向需要检测两个心室腔脉冲的自动诊断 ECG 算法提出了挑战。需要特殊的起搏器脉冲检测算法来识别 biV 脉冲,因为未检测到的和未分辨的脉冲可以因此对诊断 ECG 算法的节奏或形态解释具有不利的影响。

[0004] 检测 biV 脉冲的一种方法将是用具有高采样率 (例如,在几千赫兹的范围内) 的前端替换数据采集硬件,以更好地保存两种脉冲的形态。然而,这种方法通常不适用于现有的心电图,也不适用于在已在 150Hz 上被低通滤波并以 500sps 的采样率被存储的已采集数据的中心服务器上的回顾性分析。事实上,典型的 ECG 处理系统将 150Hz 的低通滤波器应用于 ECG 信号并以 500sps 的采样率将其存储,总体上使回顾性 biV pp 检测更加困难。

发明内容

[0005] 本文中所公开和描述的是一种不要求硬件修改的用于 biV 脉冲检测的系统和方法。本发明的范例性实施例能够分析由现有非 biV 脉冲检测系统和方法识别的脉冲,并将该信息与所述 ECG 信号的空间矢量进行组合来检测紧密间隔的 biV 脉冲。

[0006] 根据本公开的范例性实施例,提供一种系统和方法,其能够使用三维矢量来处理信号的类型,从而使 biV pp 检测能够例如在后处理中或在中央服务器上完成。本发明的范例性实施例能够以相对最小的修改与某些现有的非 biV 起搏器脉冲检测系统和方法合并。

[0007] 例如,根据本公开的范例性实施例,提供一种基于矢量的双心室起搏脉冲检测器,其包括处理器,所述处理器被配置为计算 VCG 距离特征、找到第一心室脉冲、计算 VCG 角度特征并且基于所述 VCG 距离特征和 VCG 角度特征中的至少一个来确定双心室起搏脉冲的存在。所述检测器还能够包括被配置为接收 ECG 数据的输入端,并且所述处理器还能够被配置为将所述 ECG 数据转换为三维 VCG。所述检测器还能够包括脉冲分类器,所述脉冲分类器被配置为基于所述 VCG 距离特征和 / 或所述 VCG 角度特征来确定所述双心室起搏脉冲的存在。所述脉冲分类器能够被配置为拒绝低通滤波器的脉冲响应和 / 或拒绝充电波来确定所述双心室起搏脉冲的存在。

[0008] 根据本发明的另一范例性实施例,提供一种用于针对 ECG 定位双心室起搏脉冲的存在的系统。所述范例性系统包括:非双心室脉冲检测器,其被配置为找到一个或多个心室脉冲的起始点;导联式(lead-wise)双心室脉冲检测器,其用于确定在一个心脏搏动中是否有两个分离的心室脉冲;以及基于矢量的双心室脉冲检测器,其被配置为当所述导联式双心室脉冲检测器没有确定在一个心脏搏动中有两个分离的心室脉冲时确定所述双心室起搏脉冲的存在。所述基于矢量的双心室脉冲检测器还能够被配置为计算 VCG 距离特征、找到第一心室脉冲、计算 VCG 角度特征并且基于所述 VCG 距离特征和/或所述 VCG 角度特征来确定所述双心室起搏脉冲的存在。范例性系统还能够包括脉冲分类器,所述脉冲分类器被配置为基于所述 VCG 距离特征和/或所述 VCG 角度特征来确定所述双心室起搏脉冲的存在。所述脉冲分类器能够被配置为拒绝低通滤波器的脉冲响应和/或充电波形,以确定所述双心室脉冲的存在。

[0009] 根据本公开的另一范例性实施例,提供一种用于针对 ECG 定位双心室起搏脉冲的存在的方法。所述范例性方法包括将 ECG 数据转换为三维矢量、计算 VCG 距离特征、定位第一心室脉冲、计算 VCG 角度特征、以及基于所述 VCG 距离特征和/或所述 VCG 角度特征来确定所述双心室起搏脉冲的存在。范例性方法还能够包括获得所述 ECG 数据。所述 ECG 数据能够包括例如每次心脏搏动的两个相邻的心室脉冲或每次心脏搏动的两个部分交叠的心室脉冲。

附图说明

[0010] 在附图中

[0011] 图 1 是示出了根据本公开的可分离的心室脉冲的范例的图示;

[0012] 图 2 是示出了根据本公开的相邻的心室脉冲的范例的图示;

[0013] 图 3 是示出了根据本公开的部分交叠的心室脉冲的范例的图示;

[0014] 图 4 是示出了根据本公开的使脉冲更宽并更难以分离的低通滤波器的范例的图示;

[0015] 图 5 是根据本公开的系统和方法的范例性实施例的流程图;

[0016] 图 6 是根据本公开的范例性的基于矢量的双心室起搏器脉冲检测器的方框图;

[0017] 图 7 是根据本公开的已限定的 VCG 距离特征(空间距离和空间速度)的范例图示;

[0018] 图 8 是根据本发明的分类器的图示;

[0019] 图 9 是示出了针对相邻的心室脉冲的本公开的范例性实施例的图示;

[0020] 图 10 是示出了针对部分交叠的心室脉冲的本公开的范例性实施例的图示。

具体实施方式

[0021] 本发明的上述形式及其他形式以及本发明的各种特征和优点将从与附图结合阅读的本发明的各种实施例的以下详细描述中变得更为显而易见。详细的描述和附图仅是本发明的示意性说明,而不是限制,本发明的包括范围由所附权利要求及其等效方案来限定。

[0022] 如上所述,越来越多的慢性心力衰竭患者接受 CRT。CRT 以可调节的间隔起搏左心室和右心室,以使心脏输出最大化。由于不断演变的 CRT 市场,识别体表 ECG 上的双心室 pp

能够成为针对自动 ECG 分析系统和方法的关键问题。现有已知的方法往往要求高采样率的硬件。相反,本公开描述了例如一种新颖的系统和方法来检测典型采样率和低通滤波后的 ECG 信号上的双心室 pp。

[0023] 如上所述,双心室 (biV) 起搏器使用起搏左心室和右心室二者来使心脏输出最大化。两个起搏器脉冲 (pp) 能够是同步的或非同步的。利用具有高采样率 (>5000sps) 的数据采集设备从体表 ECG 识别非同步 biV 脉冲通常是可能的。ECG 的惯常采样率是用于有效存储的数据的 500sps,并且信号通常是经 150 赫兹低通滤波的,以去除噪声。有规律的采样率和内置低通滤波器使起搏脉冲变宽,因此紧密分离的心室脉冲对能够是不可区分的,并且看起来像单个宽脉冲或由单导联上的波纹跟随的单个脉冲。

[0024] 例如,图 1- 图 3 图示了三种可能的情况:可分离的、相邻的和部分交叠的心室脉冲。

[0025] 如图 1 中所示,例如,可分离的脉冲通常足够远,所以非 biV 脉冲检测算法可能仍然能够通过查看在导联之间进行查看 (looking across leads) 来识别两个不同心室脉冲的存在。图形 100 示出了在 100 毫秒的采样窗口内的导联 I、II、V1 和 V4 的单次搏动 ECG 波形,其中,清晰地存在两个脉冲。脉冲 1101 和脉冲 1102 距离彼此足够远,因此在包括各自的充电脉冲的这两个脉冲之间没有交叠。两个脉冲是可分离的,因为 V-V 间隔 (对应于 P1-P2 间隔) 足以看出导联之间的两个不同的脉冲。

[0026] 如在图 2 中所示,例如,相邻的心室脉冲通常看上去不像由于矢量的投影引起的两个脉冲,因此非 biV 脉冲检测算法将通常不能检测两个心室脉冲的存在。图形 200 示出了在 20 毫秒采样窗口内的导联 I、II、V1 和 V4 的单次搏动 ECG 波形,其中,不能清晰地看到两个脉冲。由于两个脉冲矢量之间的角度和对测量导联的投影角度,两个脉冲 P1 201 和 P2 202,连同各自的充电脉冲 P1re 203 和 P2re 204 一起,可能看起来像由纹波状噪声跟随或引导的单个脉冲。三维图形 210 提供了分别对应于脉冲 P1 201 和 P2 202 的矢量 211 和 212 的图形化图示。在这种情况下,例如,如果起搏脉冲检测算法不能识别第二心室脉冲的存在,脉冲将不会被移除,并且随后基于该波形的自动诊断分析将是不准确的。

[0027] 如图 3 中所示,例如,部分交叠的脉冲 P1 301 和 P2 302 具有与第二心室脉冲 P2 302 的放电波交叠的第一脉冲 P1re 303 的充电波。结果是,P1re303 和 P2 302 通常被示出为单一组合的脉冲或矢量 Vs 305。还是在这种情况下,结果是,例如,如果起搏脉冲检测算法不能识别第二心室脉冲的存在,脉冲将不会被移除,并且随后基于该波形的自动诊断分析将是不准确的。

[0028] 如图 4 中所示,低通滤波器通常会起搏脉冲更宽,因此,例如,两个相邻的脉冲 P1 401 和 P2 402 可能变成在体表 ECG 上的未分离的和交叠的,或者两个交叠脉冲可能导致更复杂的矢量和,例如如图形 410 中所示的。事实上,分离受到低通滤波器的两个脉冲可能是特别困难的,更多地取决于特定滤波器的细节。如图形 420 中所示,例如,与在图 3 中所示的情况类似,当不使用滤波器时,看到的结果是由单一组合的脉冲或矢量 Vs405 跟随的脉冲 P1 401,矢量 Vs 405 由脉冲 P2 402 跟随。

[0029] 因此,能够检测 biV 脉冲通常被认为是对于准确解释 ECG 波形的自动诊断 ECG 系统、方法和算法是非常重要的。此外,能够使用体表 ECG 来识别 biV 起搏器的存在通常有助于诊断。

[0030] 根据本发明,公开和描述了一种新颖的系统和方法的范例性实施例,其能够检测在有规律的 ECG 格式中的 biV 脉冲,因此本发明的范例性实施例能够在后处理中或在中央服务器上使用。本发明的范例性实施例能够以相对最小的修改与一些现有的(以及将来预期的)非 biV 起搏器脉冲检测系统和方法合并。

[0031] 范例性非 biV 起搏器脉冲检测器。根据本发明的范例性实施例,提供一种非 biV 起搏器脉冲检测器。例如,为了能够采用具有多导联诊断 ECG 系统和方法的所发明的 biV 脉冲检测系统和方法,可能最少地修改非 biV 脉冲检测系统和方法来例如增加其脉冲宽度阈值,从而使其不会无法检测能够是一对分离的心室脉冲的融合的双宽度脉冲。例如,非 biV 脉冲检测系统和方法的范例性实施例会发现心室脉冲的起始点,并将该信息传递给导联式 biV 脉冲检测器或基于矢量的 biV 起搏器脉冲检测器。仍然根据本发明的一些范例性实施例,可能例如修改非 biV 脉冲检测器的脉冲宽度的阈值,从而使其能够与本发明的范例性实施例一起使用。

[0032] 范例性 VCG 转换。根据本发明的范例性实施例,提供范例性 VCG 转换系统和方法。例如,这种系统和方法的范例性实施例会将多导联 ECG 转换为包括分别在 x、y 和 z 方向上的值的三维矢量心脏图形(VCG)。根据本发明的范例性实施例,能够使用现有 VCG 转换方法。例如,根据本发明的范例性实施例,能够使用例如 Levkov 转换来将 12 导联的 ECG 变换为 VCG。

[0033] 范例性导联式双心室起搏器脉冲检测器。根据本发明的范例性实施例,一定的距离足够的 biV 脉冲能够通过检查所有导联之间的脉冲检测结果来识别是可能的。例如,这种部件在每个单导联的脉冲检测结果上寻找,以识别合格的 biV 起搏情况。

[0034] 例如,在图 5 中图示了根据本发明的双心室起搏脉冲检测器 500、检测系统 500 和检测方法 500 的范例性实施例的范例性组合方框图和流程图。首先,在步骤 512 中,非 biV 脉冲检测器、检测系统和/或检测方法 511 处理 ECG 信号,以找到心室脉冲的起始点。对于具有距离足够的心室脉冲的一些 biV 起搏情况,两个心室脉冲都能够被检测到。因此,在步骤 514 中,导联式 biV 脉冲检测器 513 将检查在一次搏动中是否存在两个心室脉冲(例如,在 QRS 起始点附近的两个脉冲)。如果结果为是,则这次搏动就是 biV 起搏搏动,并且程序进行至步骤 515,不需要其他动作。否则,基于矢量的 biV 脉冲检测器 503 将被用于在步骤 504 中进一步检查第二心室脉冲的存在。根据本发明,基于矢量的 biV 脉冲检测器 503 的范例性实施例能够使用 3-D 矢量特征来完成这项任务。根据本发明的系统和方法的范例性实施例能够将检测到的心室脉冲的位置和矢量作为结果输出。

[0035] 范例性的基于矢量的双心室起搏器脉冲检测器。图 6 图示了根据本发明的范例性实施例的范例性的基于矢量的双心室起搏器脉冲检测器 503 的方框图。例如,该检测器 503 能够找到是否存在从第一脉冲可分离的脉冲,从而该脉冲能够被认为是第二脉冲。要合格地作为脉冲,3-D 矢量通常需要具有振幅上的显著的值和变化。为了可分离,两个 3-D 矢量通常需要在时间上或角度上具有相距彼此足够的距离。此外,在第一个脉冲上的低通滤波器的脉冲响应和第一脉冲的充电波通常需要从可能的双心室起搏器脉冲的选择上打折扣。

[0036] 如图 6 中所示,例如,在步骤 1 601 中,从搏动的检测到的心室脉冲的起始点开始的预定窗口大小的 VCG 信号 502 针对 VCG 距离特征(空间距离和空间速度)来计算,这能够例如如图 7 中所示来限定。起搏器脉冲的主要特征通常是振幅的急剧变化,因此用于空

间距离和空间速度二者的最小阈值能够用于筛选起搏器脉冲。例如,在第一个 10 微秒中具有大于其阈值的空间速度的 VCG 矢量中,具有最大空间距离的矢量在步骤 2 602 中被选择作为第一脉冲。在步骤 3 603 中计算每个矢量与第一脉冲之间的角度。此外,如图 6 中所示,在步骤 4 604 中,使用特征(例如到第一脉冲的空间距离、速度、角度和时间距离)的分类器针对可能的第二个心室脉冲检查每个矢量。第一 v - 脉冲是具有最大空间距离(振幅的绝对值)的矢量。矢量将被分类,以使用 VCG 特征来决定其是否是第二个 v - 脉冲。

[0037] 图 7 示出了根据本发明的范例性实施例能够如何限定 VCG 距离特征(空间距离和空间的速度)。VCG 信号 502 被获取或计算并被表示为其矢量分量。例如,空间距离 d_k 611 能够例如在图 6 中所示的步骤 1 601 中被计算。空间速度 v_k 713 能够如在图 7 的表示 703 中所示被计算。空间角度 a_k 613 能够在步骤 4603 中被计算。图形 710 提供这些矢量的关系的图形化表示。

[0038] 图 8 示出了根据本发明的脉冲分类器 604 的范例性实施例。如图 8 中所示,例如,空间距离由顶部垂直轴 801 来表示。对第一脉冲的空间角度(度)由底部的垂直轴 802 来表示。水平轴 803 表示到第一脉冲的时间距离。分类器 604 的范例性实施例能够使用如步骤 1 810 中所示的与第一脉冲的空间距离和时间距离进行分类矢量,以排除没有足够振幅的第一脉冲和矢量的低通滤波器脉冲响应;以及,使用如步骤 2 820 中所示的对第一脉冲的空间角度和到第一脉冲的时间距离,以排除充电波。脉冲响应的主波瓣宽度倾向于随低通滤波器变化。此外,充电波通常将基本在具有偏差的放电波的相反方向上,并通常仅仅跟在放电脉冲之后。根据本发明的范例性实施例,图 8 中所示的图形的右上象限中的区域 811 图示了脉冲响应的排除,图 8 中所示的图形的右下象限中的区域 821 图示了充电波的排除。因此,落入区域 811 或 821 的结果指示第二脉冲,而落入区域 812 或 822 的结果将不被视为第二脉冲。

[0039] 图 9 是针对相邻脉冲的根据本发明的范例性实施例的范例图示。如图 9 中所示,图形 900 示出了导联 I、II、V1 和 V4 的单次搏动 ECG 波形,其中,不能清晰地看到两个脉冲。然而,两个脉冲 P1 911 和 P2 912 在 3-D VCG 910 中是清晰的。3-D VCG 波形 921、空间距离 922、空间速度 923 和空间角度 924 被示出在具有被标记在例如空间距离图形 922 内的检测到的两个脉冲的图形 920 中。

[0040] 图 10 是针对部分交叠脉冲的根据本发明范例性实施例的范例图示。如图 10 中所示,图形 1000 示出了导联 I、II、V1 和 V4 的单次搏动 ECG 波形,其中,不能清晰地看到两个脉冲。然而,两个脉冲 P1 1011 和 P2 1012 在 3-D VCG 1010 中是清晰的。3-D VCG 波形 1021、空间距离 1022、空间速度 1023 和空间角度 1024 被示出在具有被标记在例如空间距离图形 1022 内的检测到的两个脉冲的图形 1020 中。

[0041] 根据本发明的范例性系统和方法在来自具有非同步 biV 起搏的患者的 500sps 12 导联的 ECG 上进行了测试,并被示出什么能够被认为是良好的检测结果。

[0042] 具体地,根据本发明的范例性实施例,从具有各种制造商的 biV 起搏器的 4 个患者中采集 500sps 连续的 12 导联 ECG,同时从 70 毫秒到 -70 毫秒逐渐改变 RV- 至 -LV 起搏间隔并针对每个间隔设置记录 ~ 30 秒。两个 biV 脉冲能够如 2 毫秒一样近。ECG 波形频繁地受到来自附近设备(诸如起搏器编程器)的高频噪声破坏。对于系统和方法训练,连续的 ECG 记录被分成从现有起搏器患者数据库中随机选择的总共 255 例 10 秒持续时间 biV 起搏

的 ECG 以及另外的 211 例的 10 秒非 biV 起搏的 ECG。当发现大于 50% 的心室起搏搏动在 10 秒 ECG 中具有 biV 脉冲时,该 ECG 被认为是 biV 起搏的。

[0043] 使用上述标准和开发数据集,范例性系统和方法示出了具有 100% 检测特异性的 94.1% 的检测灵敏度。这些范例性结果示出了体表 ECG 中的非同步 biV 起搏器脉冲能够在现有数据库上使用本发明的范例性实施例被准确地检测到,而不需要硬件修改,即使存在显著的噪声干扰。

[0044] 即使已相对于用于体表 ECG 中的双心室起搏器脉冲检测的新颖的和创造性的系统和方法对本发明进行了描述,但本领域普通技术人员在本文提供的教导下应当理解,本发明的范例性实施例能够在宽范围的医疗设备中实现,包括但不限于患者监测器(例如, ECG 监测器)、自动体外除颤器(AED)和/或其他除颤器。事实上,在这些和其他类型产品中实现的本发明的范例性实施例具体地被设想并被认为是本发明的保护范围内。例如,本发明的范例性实施例能够具体地被实施在实质上的任何多导联诊断 ECG 分析程序中/与实质上的任何多导联诊断 ECG 分析程序一起实现,所述任何多导联诊断 ECG 分析程序在能够在规律或低采样率硬件(< 5000sps)上检测双心室 pp 的心电图、患者监测器、遥测监测器或自动体外除颤器上运行,和/或实质上使用矢量来检测双心室 pp 的任何多导联诊断 ECG 分析程序。事实上,鉴于本文所提供的教导,作为本领域普通技术人员,应当理解,本发明的范例性应用包括但不限于,例如多导联诊断 ECG 分析、心电图、患者监测器、遥测监测器、AED 和其他监测器和除颤器。

[0045] 此外,鉴于本文所提供的教导,作为本领域普通技术人员,应当理解,在本公开/说明书,包括附录中所描述的和/或在附图中所描绘的特征、元件、部件等可以硬件和软件的不同组合中实现,并提供可以在单个元件或多个元件中组合的功能。例如,在附图中示出/图示/描绘的各种特征、元件、组件等的功能能够通过使用专用硬件和能够与适当的软件相结合执行软件的硬件来提供。当由处理器提供这些功能时,能够由单个专用处理器、由单个共享处理器、或者由一些处理器能够被共享和/或多路复用的多个独立处理器来提供这些功能。此外,术语“处理器”或“控制器”的明确使用不应被解释为专指能够执行软件的硬件,并且能够隐含地包括但不限于,数字信号处理器(“DSP”)硬件、存储器(例如用于存储软件的只读存储器(“ROM”)、随机存取存储器(“RAM”)、非易失性存储器等)以及能够(和/或可配置为)执行和/或控制处理的实质上的任何装置和/或机器(包括硬件、软件、固件、它们的组合等)。

[0046] 此外,本文中详述的本发明的原则、各个方面和实施例,以及其具体范例的所有陈述意图在于涵盖其结构和功能的等同方案。另外,其意图在于这种等同物包括当前已知的等同方案以及将来开发的等同方案(例如,所开发的能够执行相同或实质上类似的功能的任何元件,无论结构如何)。因此,例如,本领域技术人员在本文提供的教导下应当理解,本文所呈现的方框图能够表示体现本发明原理的示意性系统部件和/或电路的概念视图。类似地,本领域技术人员在本文提供的教导下应当理解,任何流程表、流程图等能够表示各种处理,其能够在计算机可读存储介质中实质上表示并因此由计算机、处理器或其他具有处理能力的设备来执行,无论这种计算机或处理器是否被明确示出。

[0047] 此外,本发明的实施例能够采取从计算机可用和/或计算机可读存储介质的可访问的计算机程序产品的形式,所述计算机可用和/或计算机可读存储介质提供用于由例如

计算机或任何指令执行系统使用或与计算机或任何指令执行系统结合使用的程序代码和 / 或指令。根据本公开, 计算机可用或计算机可读存储介质能够是任何装置, 其能够例如包括、存储、通信、传播或传输程序, 所述程序用于由指令执行系统、装置或设备使用或与指令执行系统、装置或设备结合使用。这种范例性介质能够是例如电、磁、光、电磁、红外、或半导体系统 (或装置或设备) 或传播介质。计算机可读介质的范例包括例如半导体或固态存储器、磁带、可移除计算机磁盘、随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、闪存 (驱动), 硬磁盘和光盘。光盘的当前范例包括高密度盘一只读存储器 (CD-ROM), 高密度盘一读取 / 写入 (CD-R/W) 和 DVD。此外, 应该理解, 以后可能发展的任何新的计算机可读介质也应被视为根据本发明和公开的范例性实施例所使用或涉及的计算机可读介质。

[0048] 已描述了用于体表 ECG 中的双心室起搏器脉冲检测的新颖的和创造性的系统和方法的优选和范例性实施例 (这些实施例是说明性的而不是限制), 应当指出, 本领域技术人员在本文 (包括附图和权利要求) 所提供的教导下能够做出修改和变型。因此, 应当理解, 能够在本公开的优选和范例性实施例中做出改变 / 对本公开的优选地和范例性实施例做出改变, 这是在本文所公开的实施例范围内。

[0049] 此外, 应当设想, 合并和 / 或实现所述设备或者诸如可以在根据本公开的设备中使用 / 实现的相应的和 / 或相关的系统也被设想和认为是在本发明的保护范围内。此外, 用于制造和 / 或使用根据本公开的设备 and / 或系统的相应的和 / 或相关的方法也被设想并被认为是本发明的保护范围内。

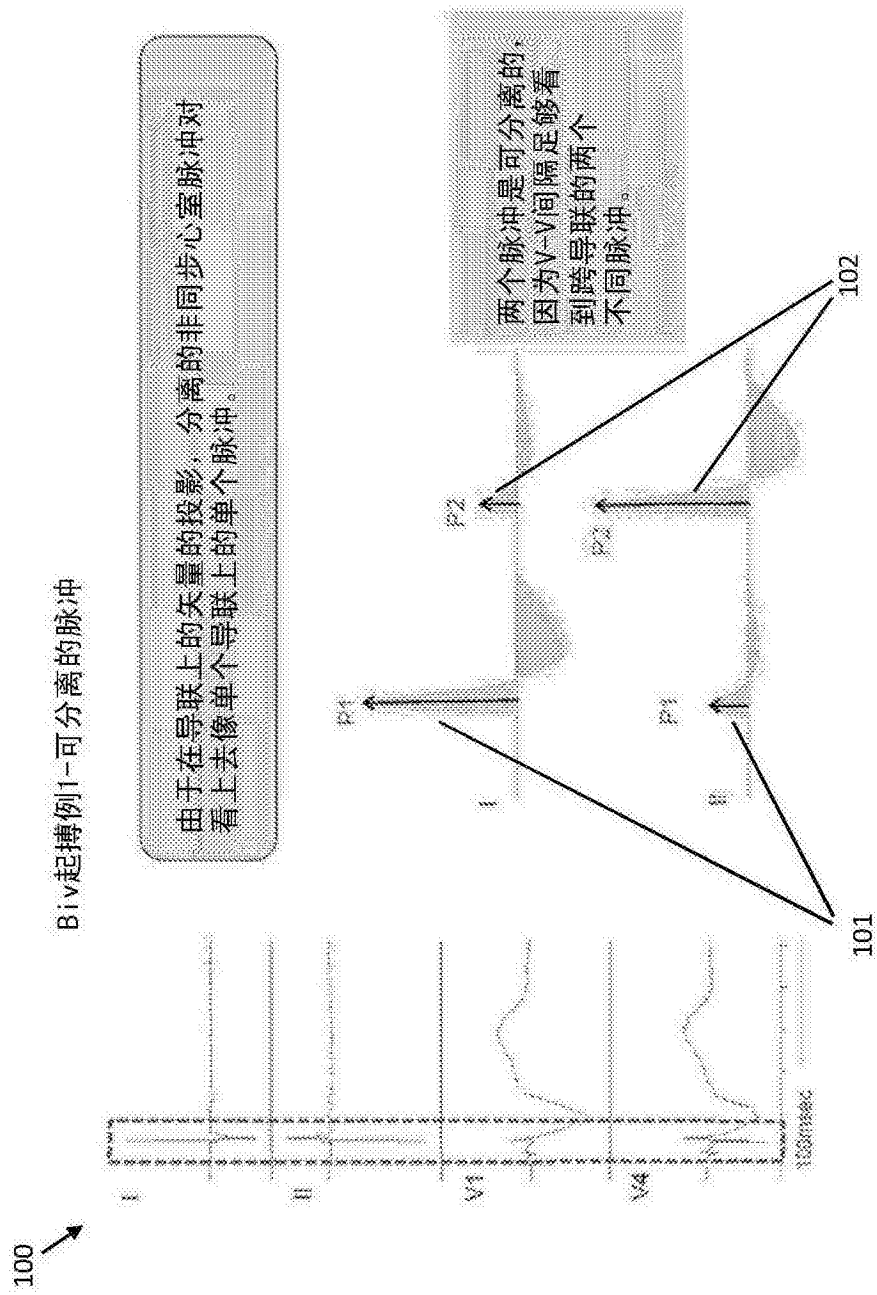


图 1

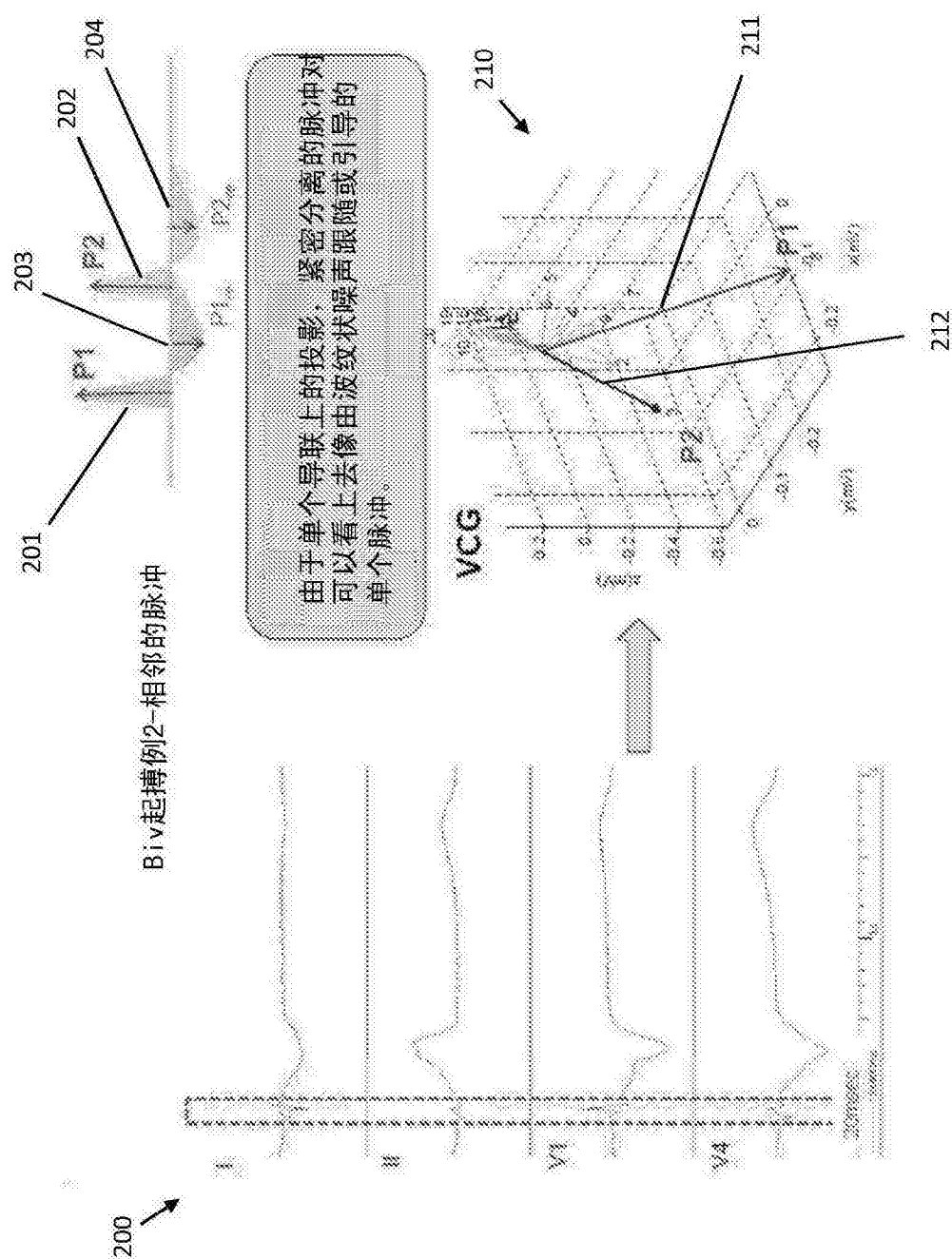


图 2

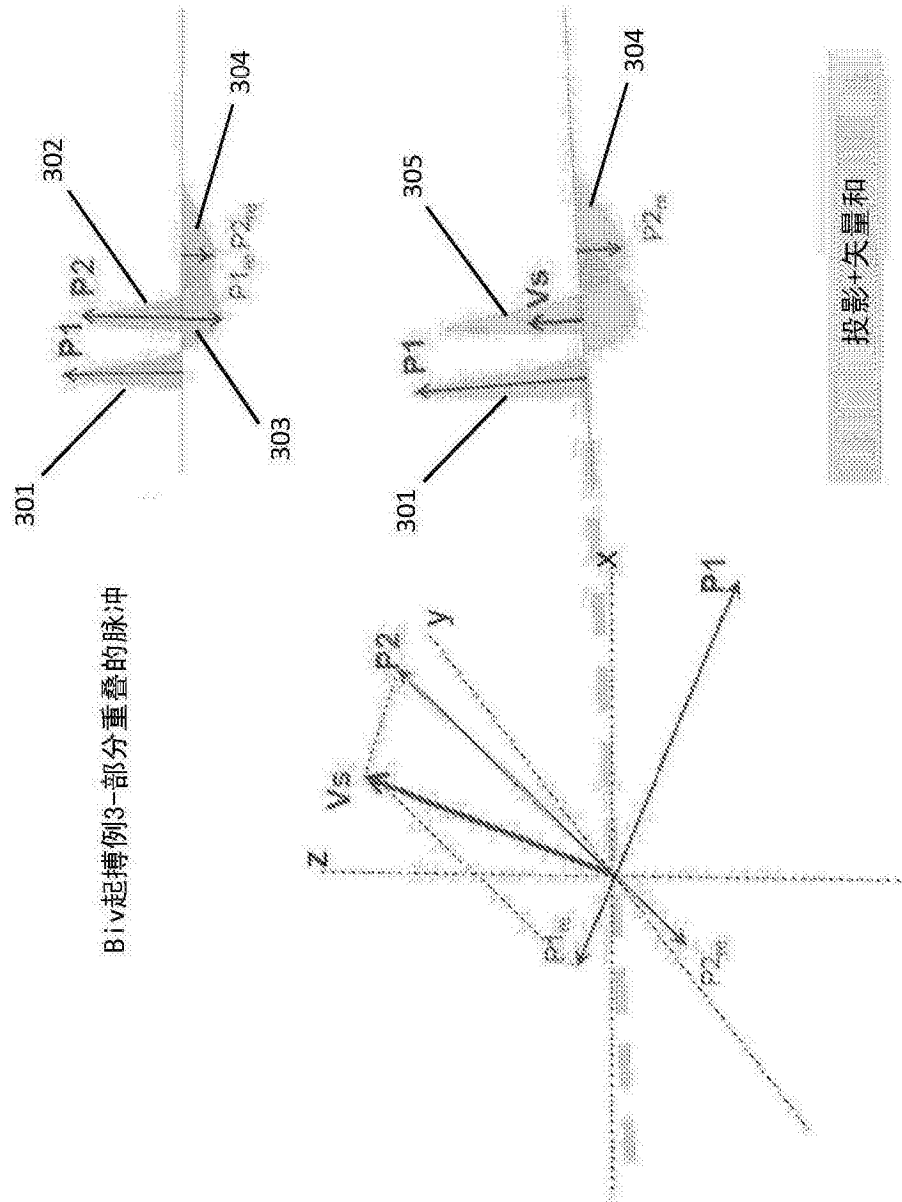


图 3

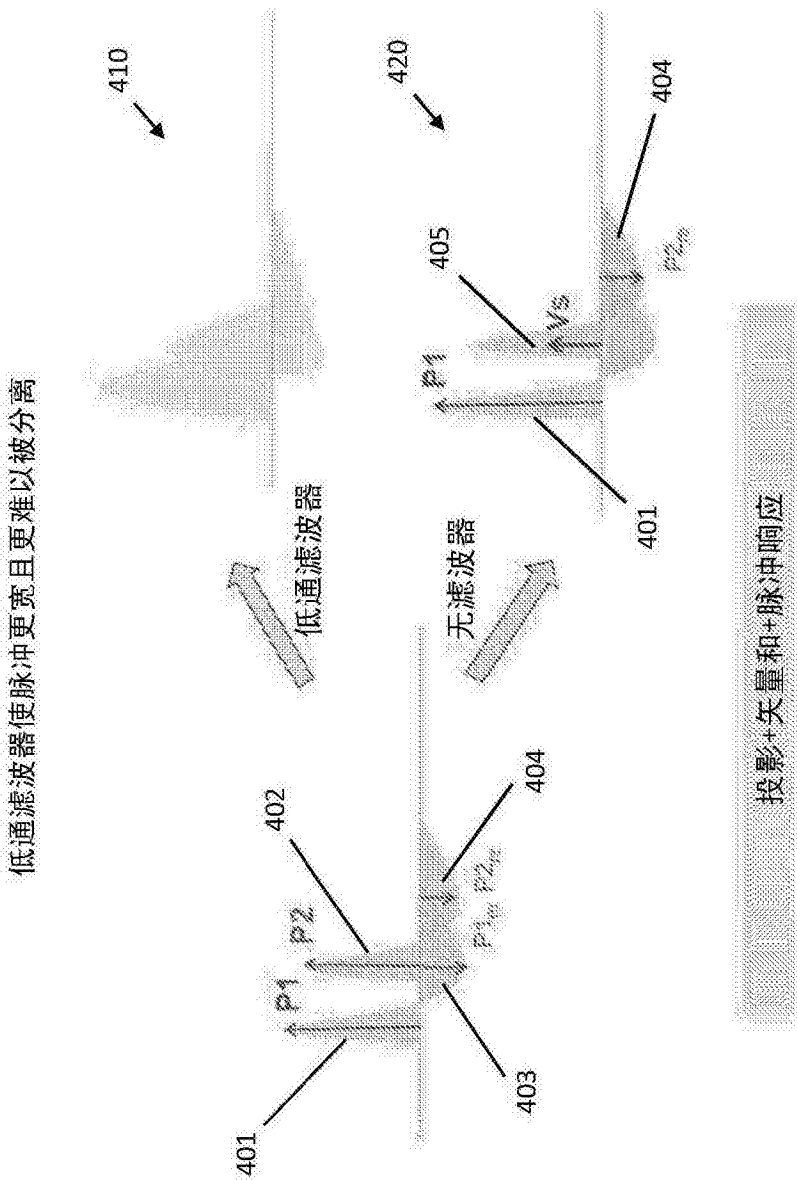


图 4

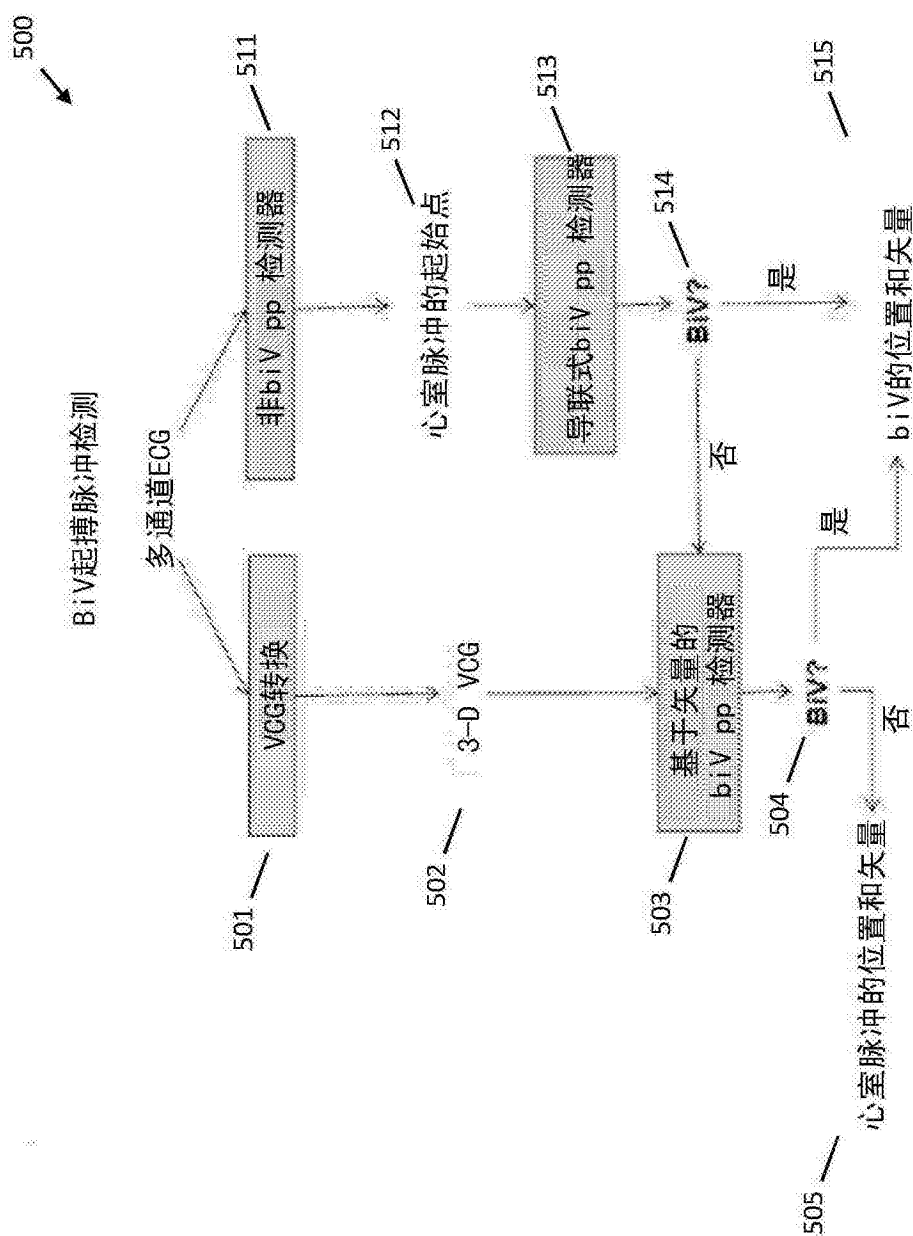


图 5

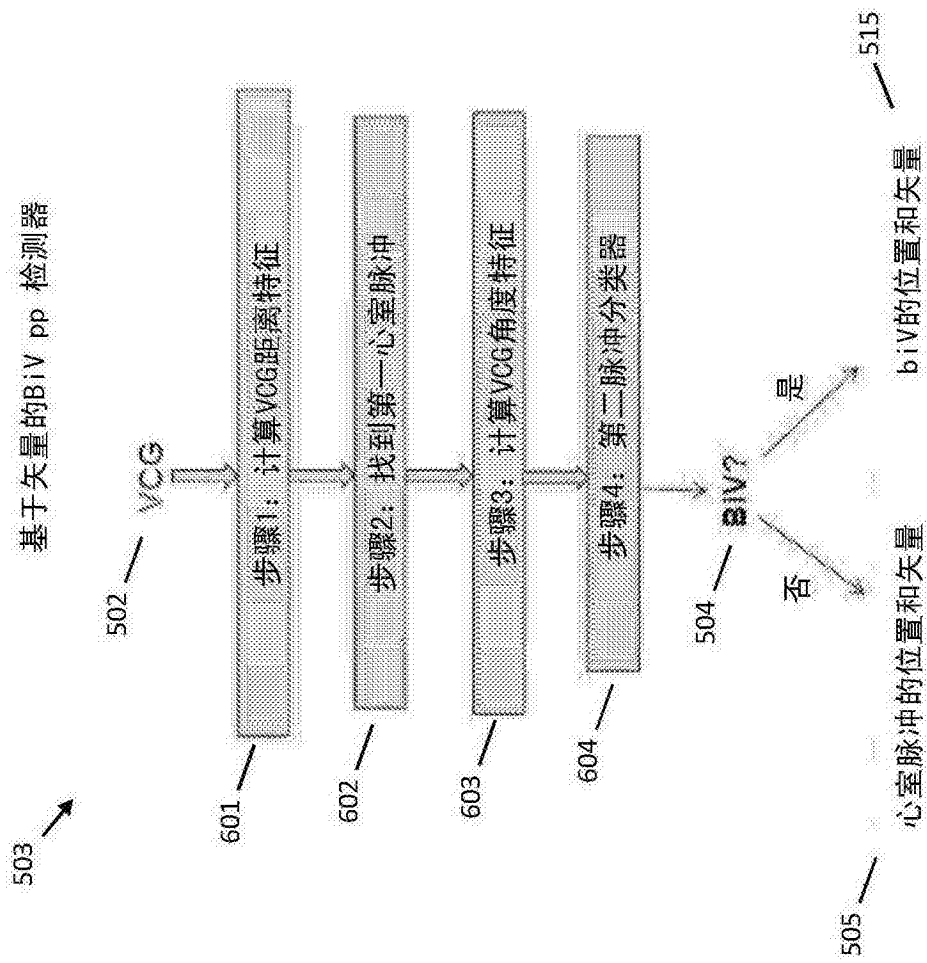


图 6

VCG特征

502

$$VCG: \vec{V} = (V_0, V_1, V_{k-1}, V_k) = \begin{pmatrix} x_k \\ y_k \\ z_k \end{pmatrix}$$

601

空间距离 $d_k = \sqrt{x_k^2 + y_k^2 + z_k^2}$

703

空间速度 $\dot{d}_k = |\dot{V}_k - V_{k-1}| = \sqrt{(x_k - x_{k-1})^2 + (y_k - y_{k-1})^2 + (z_k - z_{k-1})^2}$

603

空间角度: $\phi_k = \frac{V_k^T V_0}{|V_k| |V_0|}$

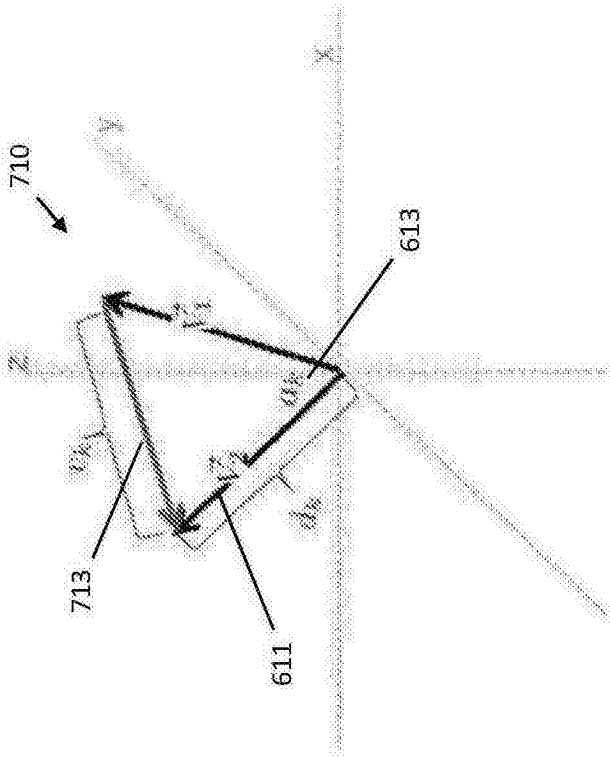


图 7

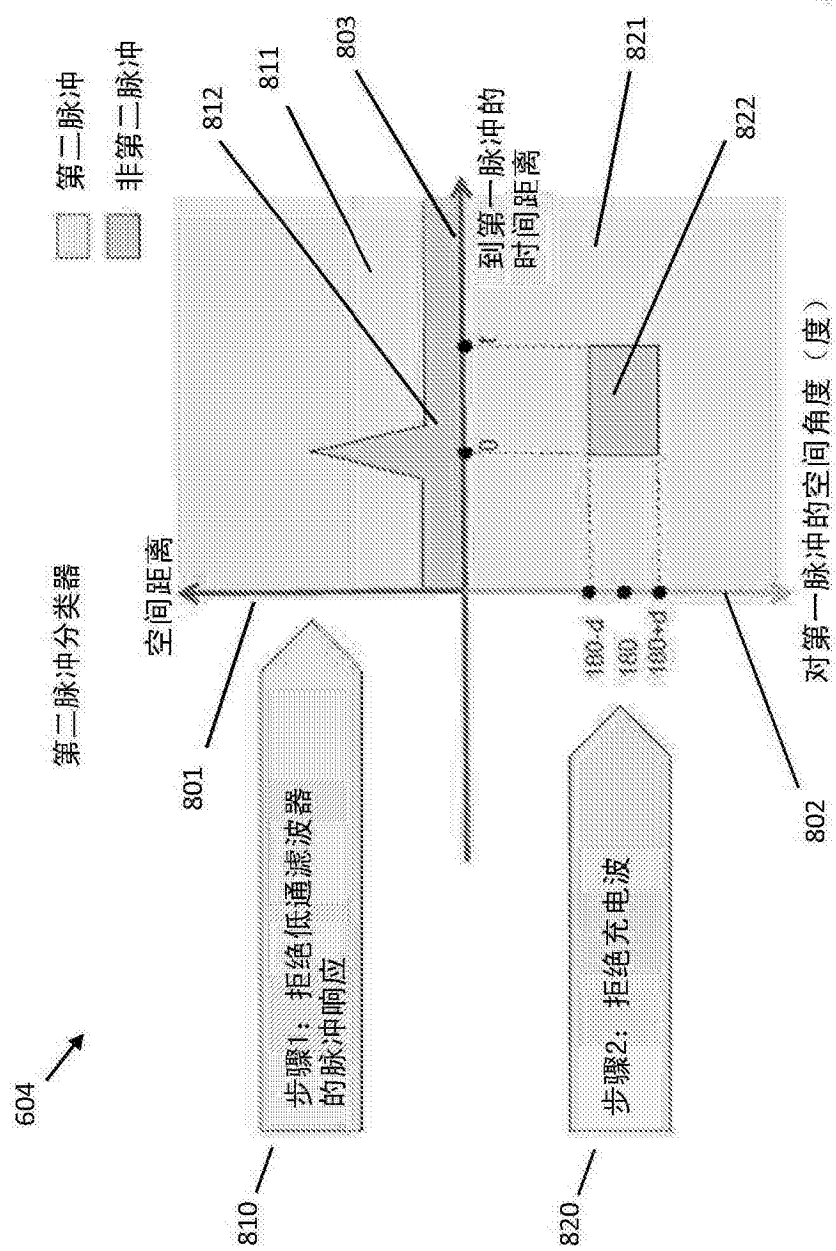


图 8

相邻脉冲

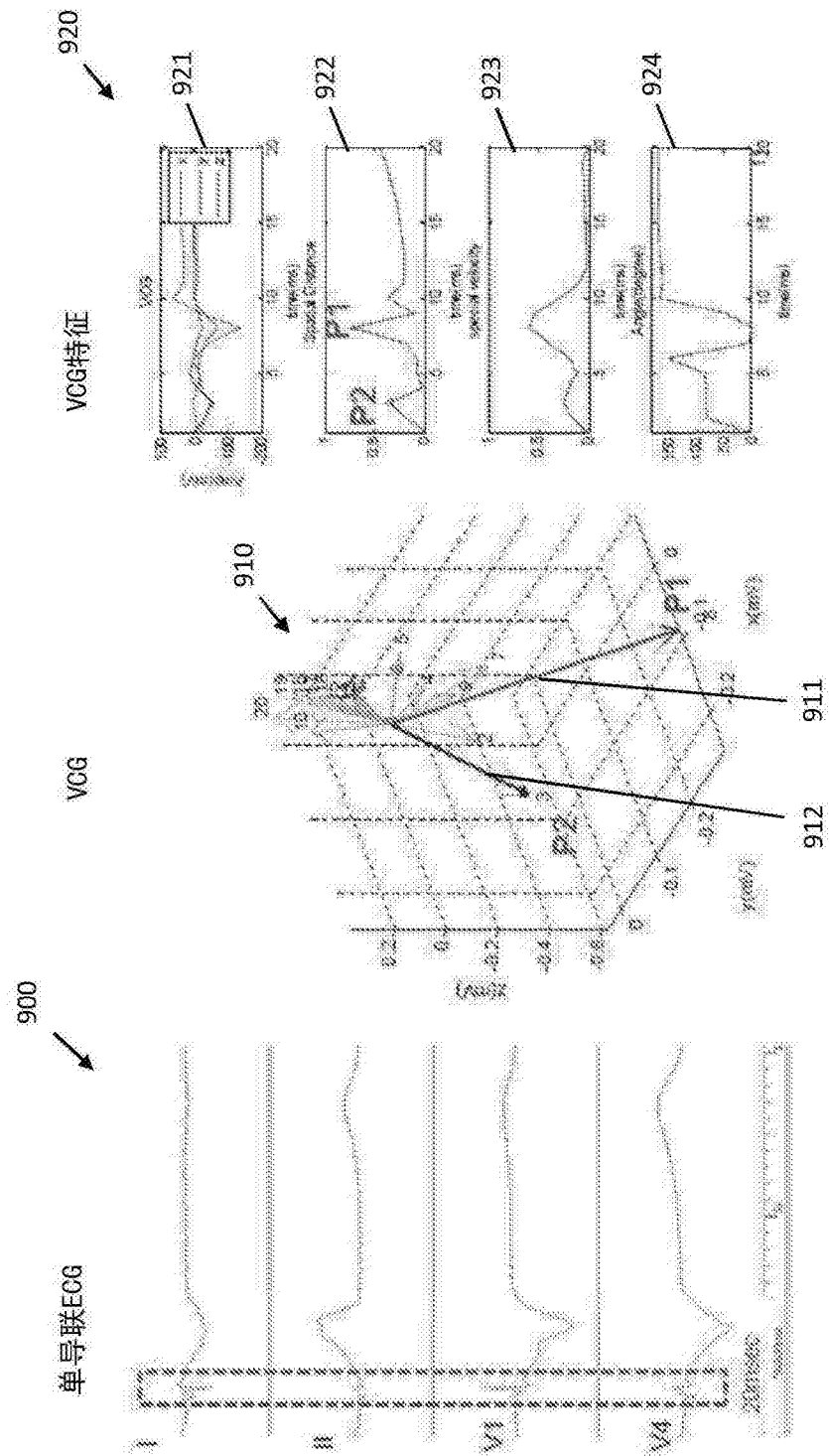


图 9

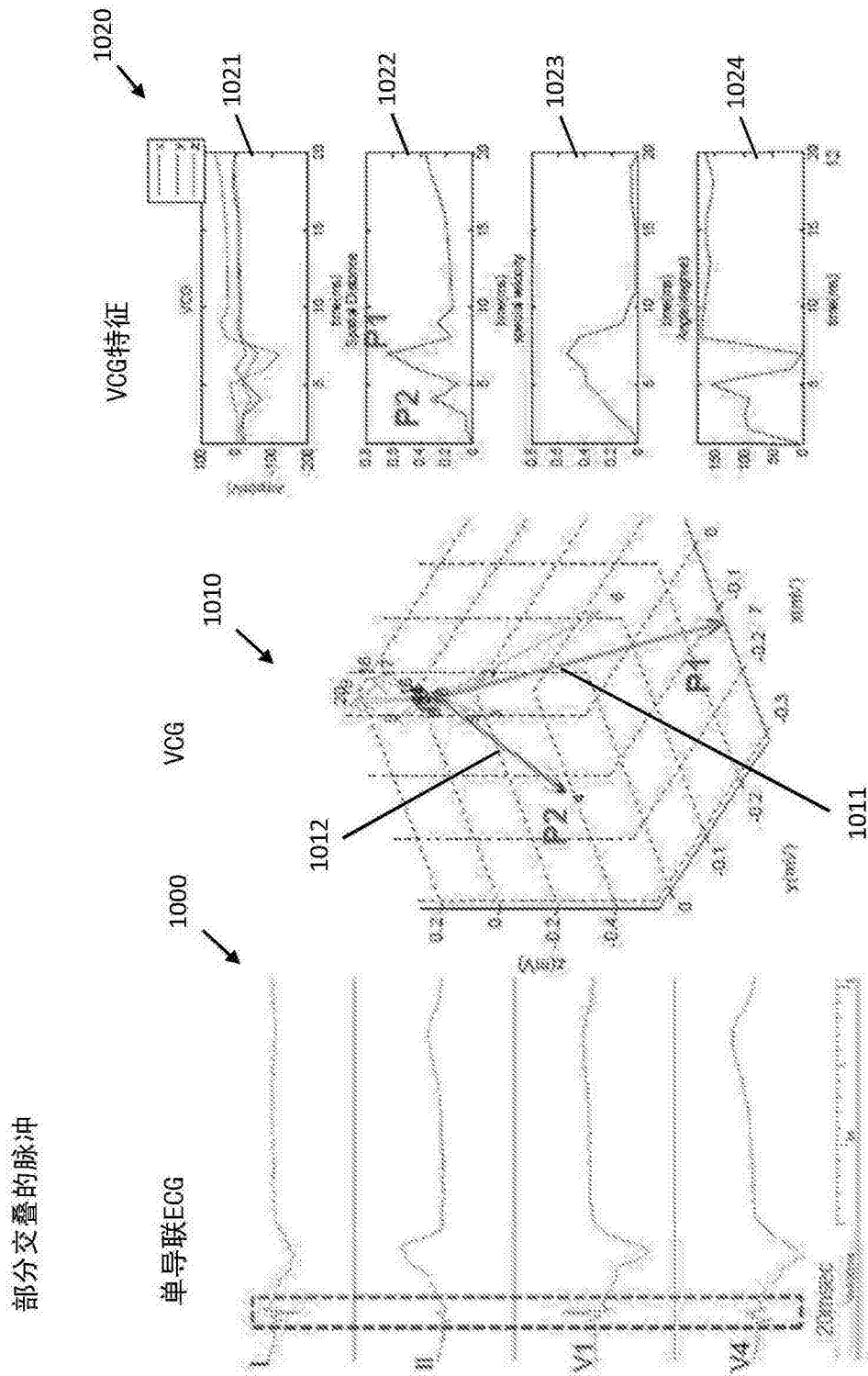


图 10

专利名称(译)	用于体表ECG中的双心室起搏器脉冲检测的系统和方法		
公开(公告)号	CN105338894A	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	CN201480034048.2	申请日	2014-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	C简		
发明人	C·简		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/04 A61B5/00 A61N1/362 A61N1/368		
CPC分类号	A61B5/04011 A61B5/0452 A61B5/7217 A61B5/7264 G16H50/20 A61B5/04017 A61B5/0402		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/812313 2013-04-16 US		
其他公开文献	CN105338894B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于针对ECG定位双心室起搏脉冲存在的系统，包括：非双心室脉冲检测器，其用于找到心室脉冲的起始点；导联式双心室脉冲检测器，其用于检查在一个心脏搏动中是否具有两个分离的心室脉冲，以及基于矢量的双心室脉冲检测器，其用于当所述导联式双心室脉冲检测器未发现在一个心脏搏动中具有两个分离的心室脉冲时确定所述双心室起搏脉冲的存在。

