



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310356 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780039112.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.06.12

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

62/353,139 2016.06.22 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/0456(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.21

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/064218 2017.06.12

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0215(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/220353 EN 2017.12.28

A61B 5/0295(2006.01)

A61B 5/0468(2006.01)

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

A61B 5/0472(2006.01)

(72)发明人 E·高希 C·M·波特斯布兰东

R·E·格雷格

权利要求书3页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

心血管波形的基于模板的分析和分类

(57)摘要

在各种实施例中,可以识别(302)被分配给表示患者的心脏中的电活动的电波形的周期性分量的第一分类。可以分析(306、318、328)表示所述患者的心血管系统中的血液动力学活动的血液动力学波形的对应的周期性分量。所述对应的周期性分量与所述电波形的所述周期性分量因果相关。基于所述分析,响应于基于所述分析而确定先前分配的分类也适用于所述对应的周期性分量,可以将先前分配的分类分配(312、324)给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量。在血液动力学模板的数据库(130)中,可以更新(314)与先前分配的分类相关联的血液动力学模板以包括所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量的一个或多个特征。

1. 一种计算机实现的方法,包括:

通过一个或多个处理器来识别(302)与电波形的周期性分量相关联的先前分配的分类,其中,所述电波形表示患者的心脏中的电活动;

通过所述处理器中的一个或多个处理器来分析(306、318、328)表示所述患者的心血管系统中的血液动力学活动的血液动力学波形的对应的周期性分量,其中,所述对应的周期性分量与所述电波形的所述周期性分量因果相关;

通过所述处理器中的一个或多个处理器,响应于基于所述分析而确定所述先前分配的分类也适用于所述对应的周期性分量,将所述先前分配的分类分配(312、324)给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量;并且

通过所述处理器中的一个或多个处理器,在血液动力学模板的数据库(130)中更新(314)与所述先前分配的分类相关联的血液动力学模板以包括所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量的一个或多个特征。

2. 根据权利要求1所述的计算机实现的方法,还包括:通过所述处理器中的一个或多个处理器来接收与所述患者相关联的电生理学数据,其中,所述电生理学数据包括所述电波形以及与所述电波形的一个或多个周期性分量相关联的一个或多个先前分配的分类;并且

通过所述处理器中的一个或多个处理器来接收与所述患者相关联的血液动力学数据,其中,所述血液动力学数据包括所述血液动力学波形。

3. 根据权利要求2所述的计算机实现的方法,其中,从心电图(104)的一个或多个电极接收所述电生理学数据。

4. 根据权利要求2所述的计算机实现的方法,其中,所述血液动力学数据包括指示所述患者的动脉血压的信号(116)。

5. 根据权利要求2所述的计算机实现的方法,其中,所述血液动力学数据包括指示所述患者的肺血压的信号(118)。

6. 根据权利要求2所述的计算机实现的方法,其中,所述血液动力学数据包括指示中央静脉压的信号(120)。

7. 根据权利要求2所述的计算机实现的方法,其中,所述血液动力学数据包括来自体积描记器(112)的信号(122)。

8. 根据权利要求1所述的计算机实现的方法,还包括:

通过所述处理器中的一个或多个处理器来识别(402)相同血液动力学波形或与不同患者相关联的不同血液动力学波形的未分类的周期性分量;

通过所述处理器中的一个或多个处理器将所述未分类的周期性分量与血液动力学模板的所述数据库的模板进行匹配(408);并且

通过所述处理器中的一个或多个处理器将与匹配的模板相关联的分类分配(416)给所述血液动力学波形的所述未分类的周期性分量。

9. 根据权利要求8所述的计算机实现的方法,还包括:通过所述处理器中的一个或多个处理器来更新(414)所述匹配的模板以包括所述血液动力学波形的现在分类的周期性分量的一个或多个特征。

10. 根据权利要求1所述的计算机实现的方法,其中,所述先前分配的分类包括异常分类,并且其中,所述分配包括响应于基于所述分析而确定所述血液动力学波形的所述对应

的周期性分量与所述血液动力学波形的先前周期性分量之间的差量满足阈值,将所述异常分类分配给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量。

11. 根据权利要求1所述的计算机实现的方法,还包括:

通过所述处理器中的一个或多个处理器来识别(302)被分配给所述电波形的被认为是伪影的另一周期性分量的伪影分类;

通过所述处理器中的一个或多个处理器来分析(306、318、328)所述血液动力学波形的与所述电波形的所述另一周期性分量因果相关的另一对应的周期性分量;

通过所述处理器中的一个或多个处理器,响应于基于所述分析而确定所述血液动力学波形的所述另一对应的周期性分量与所述血液动力学波形的另一先前周期性分量之间的差量满足阈值,将异常分类分配(312、324)给所述血液动力学波形的所述另一对应的周期性分量;并且

通过所述处理器中的一个或多个处理器对所述电波形的具有所述异常分类的所述另一周期性分量进行重新分类(322)。

12. 根据权利要求1所述的计算机实现的方法,其中,所述先前分配的分类包括正常分类,并且其中,所述分配包括响应于基于所述分析而确定所述对应的周期性分量满足信号质量指标(SQI),将所述正常分类分配给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量。

13. 根据权利要求1所述的计算机实现的方法,其中,所述分析包括将所述对应的周期性分量与血液动力学模板的所述数据库的模板进行匹配(408)。

14. 根据权利要求13所述的计算机实现的方法,其中,所述更新包括将所述对应的周期性分量与联合匹配的血液动力学模板存储的周期性分量合并。

15. 一种系统,包括:

一个或多个处理器(614);以及

存储器(624、625),其与所述一个或多个处理器可操作地耦合,其中,所述存储器存储血液动力学模板的数据库(130),其中,每个血液动力学模板包括血液动力学波形的一个或多个周期性分量的一个或多个特征以及对应的分类,其中,所述血液动力学波形表示患者的心血管系统中的血液动力学活动,并且其中,所述存储器还存储指令,响应于由所述一个或多个处理器执行所述指令,所述指令使所述一个或多个处理器:

识别(402)所述血液动力学波形的未分类的周期性分量;

将所述未分类的周期性分量与血液动力学模板的所述数据库的模板进行匹配(408);

利用与匹配的模板相关联的分类对所述血液动力学波形的所述未分类的周期性分量进行分类(416);并且

更新(414)匹配的模板以包括所述血液动力学波形的现在分类的周期性分量的一个或多个特征。

16. 至少一种非瞬态计算机可读介质,包括指令,响应于由一个或多个处理器执行所述指令,所述指令使所述一个或多个处理器执行以下操作:

识别(302)被分配给电波形的周期性分量的先前分配的分类,其中,所述电波形表示患者的心脏中的电活动;

分析(306、318、328)表示所述患者的心血管系统中的血液动力学活动的血液动力学波形的对应的周期性分量,其中,所述对应的周期性分量与所述电波形的所述周期性分量因

果相关；

响应于基于所述分析而确定所述先前分配的分类也适用于所述对应的周期性分量，将所述先前分配的分类分配(312、324)给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量；并且

在血液动力学模板的数据库(130)中更新(314)与所述先前分配的分类相关联的血液动力学模板以包括所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量的一个或多个特征。

17. 根据权利要求16所述的至少一种非瞬态计算机可读介质，还包括用于进行以下各项的指令：接收与所述患者相关联的电生理学数据，其中，所述电生理学数据包括所述电波形以及与所述电波形的一个或多个周期性分量相关联的一个或多个分类；并且

接收与所述患者相关联的血液动力学数据，其中，所述血液动力学数据包括所述血液动力学波形。

18. 根据权利要求17所述的至少一种非瞬态计算机可读介质，其中，所述电生理学数据是从心电图(104)的一个或多个电极接收的。

19. 根据权利要求17所述的至少一种非瞬态计算机可读介质，其中，所述血液动力学数据包括指示所述患者的动脉血压的信号(116)。

20. 根据权利要求17所述的至少一种非瞬态计算机可读介质，其中，所述血液动力学数据包括指示所述患者的肺血压的信号(118)。

心血管波形的基于模板的分析和分类

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及健康护理。更具体地但非排他地，本文公开的各种方法和装置涉及心血管波形的基于模板的分析和分类。

背景技术

[0002] 表示动脉血压(“ABP”)、肺动脉压(“PAP”)、中心静脉压(“CVP”)的心血管波形和体积描记法可能受诸如异位搏动和/或心律失常的生理变化影响。特别地，(例如，通过心电图(“ECG”)测量的)患者的心脏中的电活动可以影响这些波形的形状。然后，医生可以分析这些波形的形状以识别患者的心跳的异常，这需要进一步调查。然而，通过ECG和其他设备获得的信号并不完美，噪声和伪影可能被引入，这也会影响波形形状。这些形状有时会被误认为是异常，即使它们是由机器或者除了患者的生理学以外的其他因素引入的。

发明内容

[0003] 用于对波形质量进行滤波和评估的算法有时将非典型的电活动错误地分类为(例如，由于干扰和/或患者移动的)噪声或伪影，而实际上该活动可以证明心血管异常。例如，一些算法将电波形和/或血液动力学波形与正常波形和异常波形的模板进行比较。然而，许多异常波形可能与现有模板不匹配，并且因此可能导致有噪声的分类，而实际上存在真正的心血管异常。因此，提供一种以更好地识别心血管异常并证实/驳斥使用现有算法做出的分类的方式对心血管波形进行分析和分类的方法和系统将是有益的。

[0004] 本公开涉及用于心血管波形的基于模板的分析和分类的发明方法和装置。例如，本公开描述了用于基于诸如正常波形和异常波形的模板的各种信号对血液动力学波形的周期性分量(例如，心跳)进行分类(或注释)，和/或用于对表示患者的心脏中的电活动的电波形的周期性分量进行证实和/或重新分类的技术。此外，可以更新与正常波形和各种类型的异常波形相关联的模板以包括新识别的正常波形和异常波形的特征。

[0005] 通常，在一个方面，一种方法可以包括：识别与电波形的周期性分量相关联的先前分配的分类，其中，所述电波形表示患者的心脏中的电活动；分析表示所述患者的心血管系统中的血液动力学活动的血液动力学波形的对应的周期性分量，其中，所述对应的周期性分量与所述电波形的所述周期性分量因果相关；响应于基于所述分析而确定所述先前分配的分类也适用于所述对应的周期性分量，将所述先前分配的分类分配给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量；并且在血液动力学模板的数据库中，更新与所述先前分配的分类相关联的血液动力学模板以包括所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量的一个或多个特征。

[0006] 在各种实施例中，所述方法还可以包括：接收与所述患者相关联的电生理学数据，其中，所述电生理学数据包括所述电波形以及与所述电波形的一个或多个周期性分量相关联的一个或多个先前分配的分类；并且接收与所述患者相关联的血液动力学数据，其中，所述血液动力学数据包括所述血液动力学波形。

[0007] 在各种实施例中,从心电图的一个或多个电极接收所述电生理学数据。在各种实施例中,所述血液动力学数据可以包括指示所述患者的动脉血压的信号。在各种实施例中,所述血液动力学数据可以包括指示所述患者的肺血压的信号。在各种实施例中,所述血液动力学数据可以包括指示中央静脉压的信号。在各种实施例中,所述血液动力学数据可以包括来自体积描记器的信号。

[0008] 在各种实施例中,所述方法还可以包括:识别相同血液动力学波形或与不同患者相关联的不同血液动力学波形的未分类的周期性分量;将所述未分类的周期性分量与血液动力学模板的所述数据库的模板进行匹配;并且将与匹配的模板相关联的分类分配到所述血液动力学波形的所述未分类的周期性分量。在各种实施例中,所述方法还可以包括更新匹配的模板以包括所述血液动力学波形的现在分类的周期性分量的一个或多个特征。

[0009] 在各种实施例中,所述先前分配的分类可以包括异常分类。所述分配可以包括响应于基于所述分析而确定所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量与所述血液动力学波形的先前周期性分量之间的差量满足阈值,将所述异常分类分配给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量。

[0010] 在各种实施例中,所述方法还可以包括:识别被分配给所述电波形的被认为是伪影的另一周期性分量的伪影分类;分析所述血液动力学波形的与所述电波形的所述另一周期性分量因果相关的另一对应的周期性分量;响应于基于所述分析而确定所述血液动力学波形的所述另一对应的周期性分量与所述血液动力学波形的另一先前周期性分量之间的差量满足阈值,将异常分类分配给所述血液动力学波形的所述另一对应的周期性分量;并且对所述电波形的具有所述异常分类的所述另一周期性分量进行重新分类。

[0011] 在各种实施例中,所述先前分配的分类可以包括正常分类,并且所述分配可以包括响应于基于所述分析而确定所述对应的周期性分量满足信号质量指标(SQI),将所述正常分类分配给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量。

[0012] 在各种实施例中,所述分析可以包括将所述对应的周期性分量与血液动力学模板的所述数据库的模板进行匹配。在各种版本中,所述更新可以包括将所述对应的周期性分量与联合匹配的血液动力学模板存储的周期性分量合并。

[0013] 应当认识到,下面更详细讨论的前述构思和额外构思的所有组合(假设这些构思不相互矛盾的话)被预见为是本文公开的主题的一部分。特别地,出现在本公开的结尾处的要求保护的主题的所有组合都被预见为是本文公开的主题的一部分。还应当认识到,也可以出现在通过引用并入的任何公开内容中的本文明确采用的术语应当被赋予与本文公开的特定构思最一致的含义。

附图说明

[0014] 在附图中,类似的附图标记在不同视图中通常指代相同的部分。而且,附图不一定按比例绘制,而是通常将重点放在说明本公开的原理上。

[0015] 图1示出了根据各种实施方式的可以实施所公开的技术的示例环境。

[0016] 图2描绘了可以根据各种实施例分析的示例波形。

[0017] 图3和图4描绘了根据各种实施例的示例方法。

[0018] 图5描绘了根据各种实施例的示例“正常”和“异常”模板。

[0019] 图6描绘了示例计算机系统的部件。

具体实施方式

[0020] 诸如表示ABP、PAP和/或CVP的那些的心血管波形以及来自体积描记器(“PLETH”)的信号可能受到诸如异位搏动和/或心律失常的生理变化的影响。特别地,(例如,通过ECG测量的)患者的心脏中的电活动可能影响各种血液动力学波形的形状。用于对波形质量进行滤波和评估的现有算法有时将非典型电活动错误地分类为噪声或伪影,而实际上该活动可能证明心血管异常。例如,一些算法将电波形和/或血液动力学波形与正常波形和异常波形的模板进行比较。然而,许多异常波形可能与现有模板不匹配,并因此可能导致有噪声的分类,而实际上存在真正的心血管异常。因此,本领域需要以更好地识别心血管异常并证实/驳斥使用现有算法做出的分类的方式对心血管波形进行分析和分类。更一般地,认识到并理解,连续学习与正常心血管波形和异常心血管波形相关联的新模式将是有益的。鉴于前述内容,本公开的各种实施例和实施方式涉及基于诸如正常波形和异常波形的模板的各种信号来对心血管波形的周期性分量(例如心跳)进行分类或注释,和/或用于对表示患者的心脏中的电活动的电波形的周期性分量进行证实和/或重新分类。此外,可以更新正常波形和异常波形的模板的数据库以包括新识别的正常波形和异常波形的特征。

[0021] 参考图1,描绘了可以实施所公开技术的示例环境100。患者102可以连接到各种医学设备以监测患者的心脏中的电活动和/或患者的血管系统中的血液动力学活动。例如,患者102可以由一个或多个医学设备监测,医学设备例如ECG 104、APB 106、PAP 108、CVP 110和/或PLETH 112。这些设备仅仅是示例,并不意味着限制。可以获得并监测其他电信号和/或血液动力学信号。

[0022] 在ECG 104的情况下,在一些实施方式中,可以将一个或多个电极(未示出)附接到患者102以检测患者的心脏中的电活动而产生信号114。在ABP 106的情况下,诸如血压计的仪器可以用于例如以规则的间隔或连续地测量患者102的ABP,以产生信号116。PAP 108可以采取各种形式,例如经胸超声心动图(“TTE”)和/或右心导管,并可以产生信号118。在各种实施例中,可以通过将中心静脉导管(未描绘)连接到输液泵来测量CVP 110而产生信号120。在PLETH 112的情况下,可以通过体积描记器产生信号122,体积描记器是用于测量患者102的器官或整个身体内的体积变化的仪器。

[0023] 在各种实施例中,可以将信号114-122提供给心血管分析系统124。由心血管分析系统124执行的操作可以跨多个计算机系统分布。例如,心血管分析系统124可以被实现为在一个或多个位置中的一个或多个计算机上运行的计算机程序,这些计算机通过网络(未示出)彼此耦合。心血管分析系统124可以包括使用硬件、软件或两者的任何组合实现的各种引擎和/或模块。在各种实施例中,这些模块和/或引擎可以包括初始注释引擎125、分析引擎126和/或模板引擎128。在一些实施方式中,可以省略引擎125、126和128中的一个或多个。在一些实施方式中,可以组合引擎125、126和128中的一个或多个的全部或各方面。在一些实施方式中,引擎125、126和128中的一个或多个可以被实现在与心血管分析系统124分离的部件中。

[0024] 初始注释引擎125可以被配置为单独分析由ECG 104产生的电信号114以获得各种特性。在一些实施例中,初始注释引擎125可以将电波形的各种“周期性分量”注释为“正

常”、“异常”或“伪影”（也称为“噪声”）。如本文所使用的，波形的“周期性分量”可以指通常在波形中重复出现的任何分量（虽然从一次出现到下一次出现不一定相同）。在一些实施例中，周期性分量可以是波形的复发“峰”。例如，在电波形中，每个“峰”可以表示电活动的浪涌。在其他实施例中，周期性波形可以指波形的“谷”或另一通常复发的视觉特征，例如峰/谷对（即使峰的高度或相位与谷的深度从一次出现到下一次出现可能不同）。如本文所使用的修饰语“周期性”是指分量是通常周期性地出现的事物，或者至少应该周期性地出现。然而，应该理解的是，在各种场景中，特别是对于病情严重的患者，由患者产生的波形可能呈现出或不呈现出周期性分量，和/或对于特定患者，周期性分量实际上可能没有周期性地出现（这可能是或者可能不是患者疾病的原因或结果）。在一些实施例中，可以由初始注释引擎125使用各种算法（诸如，分段和心律失常分析ST/AR ECG和/或DXL算法）添加注释，但是也可以使用其他算法来添加注释。

[0025] 在各种实施方式中，分析引擎126可以被配置为分析表示患者的心脏中的电活动和/或患者的血管系统中的血液动力学活动的注释的波形，以确定一个或多个注释或“分类”是正确、还是不正确，等等。在血液动力学波形中，每个“峰”（或者峰和谷的组合）可能表示心跳。在各种实施方式中，分析引擎126可以被配置为识别例如通过初始注释引擎125分配给表示患者102的心脏中的电活动的电波形的周期性分量的分类/注释。例如，分析引擎126可以识别被分类或注释为“正常”、“异常”或“伪影”的特定峰。然后，分析引擎126可以分析表示患者的血管系统中的血液动力学活动的血液动力学波形的对应的周期性分量（例如，表示信号116-122中的一个或多个）。对应的周期性分量可以与电波形的周期性分量因果相关。

[0026] 基于该分析，分析引擎126可以对具有如被分配给电波形的周期性分量的相同分类或不同分类的血液动力学波形的对应的周期性分量进行分类（或重新分类，如果在别处已经分类的话）。例如，如果血液动力学波形的分析证实了由初始注释引擎125分配给电波形的周期性分量的“正常”分类，那么分析引擎126可以将血液动力学波形的对应的周期性分量分类为“正常”。在另一方面，假设该分析否定由初始注释引擎125分配给电波形的周期性分量的“伪影”分类。例如，假设分析引擎126使用本文描述的技术来确定血液动力学波形的对应的周期性分量实际上指示异常。在这种情况下，分析引擎126可以将血液动力学波形的对应的周期性分量分类为“异常”，并且可以将电波形的周期性分量从“伪影”重新分类为“异常”。

[0027] 在各种实施方式中，一旦分析引擎126对电波形和/或血液动力学波形的周期性分量进行分类和/或重新分类，分析引擎126就可以有效地“更新”其知识和/或心血管分析系统124的知识。例如，在一些实施例中，模板引擎128可以维持血液动力学模板的一个或多个数据库。在各种实施例中，每个血液动力学模板可以包括具有与血液动力学波形的周期性分量相同的分类的一个或多个血液动力学波形的一个或多个周期性分量的一个或多个“特征”。在图1中，模板引擎128维持血液动力学模板的数据库130，其包括与“正常”分类相关联的模板，以及模板具有与不同疾病（例如，异位搏动、心律失常等）相关联的各种类型的“异常”分类。然而，这并不意味着限制。在其他实施例中，被分类为正常、异常或甚至“伪影”的模板可以存储在单独的数据库中。

[0028] 在分析引擎126执行上述分析之后，在各种实施例中，它可以请求模板引擎128利

用血液动力学波形的对应的周期性分量的一个或多个特征来更新模板数据库130中的一个或多个。波形的周期性分量或潜在的血液动力学活动的各种特征可以用于更新模板,范围从表示整个波形的综合数据到特定特征,例如最大/最小幅度、与先前峰的距离、增加/减少的速率、震荡、血液密度、平均速度、血液粘度等。在一些实施例中,可以将多个波形(例如,电和血液动力学)的特征添加到模板。例如,“脉搏传导时间”可以是在ECG波形的峰与ABP或PLETH波形的谷之间的时间差。在一些实施例中,脉搏传导时间可以被包含于模板中作为对周期性分量的注释。

[0029] 当分析引擎126正在分析新的或否则未分类的血液动力学波形时,它可以将新的血液动力学波形的周期性分量与数据库130中的模板进行比较。例如,当分析中的周期性分量的一个或多个特征与模板的对应特征足够相似时,模板可以匹配分析中的特定周期性分量。

[0030] 例如,在一些实施例中,可以从分析中的周期性分量中提取特征向量。可以采用各种机器学习技术来计算在与模板相关联的模板特征向量与分析中的周期性分量的特征向量之间的相似性度量。在一些实施例中,可以训练诸如神经网络和/或逻辑回归的数学模型。可以使用用于训练这种模型的各种学习算法,例如,批量或随机梯度下降和/或正规方程的应用。如果计算出的相似度满足一个或多个阈值,则可能存在匹配。因此,可以将分析中的周期性分量分类为与模板特征向量相同。在一些实施方式中,来自从周期性分量提取的特征向量的一个或多个特征可以被并入到模板数据库130的模板中,例如,以帮助将来进行比较。

[0031] 在其他实施例中,血液动力学模板可以包括一个或多个周期性分量,其例如表示多个先前分类的周期性分量的合并。可以将分析中的周期性分量与模板的一个或多个周期性分量相关以确定是否存在匹配(例如,两者之间的差异满足还是不满足一个或多个阈值)。在一些实施例中,可以从(一个或多个)模板周期性分量中减去分析中的周期性分量,并且可以将差异与一个或多个阈值进行比较。在其他实施例中,可以采用诸如快速傅里叶变换(“FFT”)或协方差移位的技术来将分析中的周期性分量与模板周期性分量相关。

[0032] 现在参考图2,描绘了两个示例波形。以实线描绘的第一波形240表示患者的电活动,例如由ECG 104产生的信号114。以虚线描绘的第二波形242表示患者的血管系统中的血液动力学活动,例如由ABP 106产生的信号116。在该示例中,第一波形240中的以峰的形式五个周期性分量(从左到右)用字母“N”注释/分类以指示患者的心脏中的正常电活动,例如,如由初始注释引擎125所确定的。第六电峰用字母“A”注释,以指示由初始注释引擎125感知的“伪影”,例如,由于幅度的突然增加和/或相位的突然减小。在伪影之后,存在被分类为正常的第二波形的四个周期性分量。

[0033] 第二波形242的周期性分量(在该示例中采用峰的形式)与第一波形240的周期性分量因果相关。具体地,第一波形240中的电脉冲(由峰表示)后跟随第二波形242的随之发生的峰。这是因为患者的心脏中的电脉冲触发心脏泵送血液,并且峰血压在峰电脉冲之后的某个时间间隔发生。在该示例中,在第二波形242中存在五个相似的峰,具有相对正常且均匀的幅度,接着是更高的峰,然后是更低的峰,接着是接近正常峰幅度的另外四个峰。

[0034] 如在符号 Δ 处所指示的,存在在第二波形242的第六峰与第七峰之间测量的ABP的差异,这似乎是电周期性分量被分类为“伪影”的结果。事实上,第二波形242将该 Δ 明显地

呈现为第一波形240中的所谓的“伪影”的结果表明该伪影根本不是伪影。相反,由 Δ 表示的第二波形242中的对应异常表明由过早搏动引起的收缩期ABP的下降,这导致不足的血液被患者的心脏泵送到血管系统中。换句话说,生理异常的电脉冲已经引起了生理异常的血液动力学脉冲。使用本文描述的技术,在 Δ 处指示的第二波形242的周期性分量可以被分类为“异常”。在一些实施例中,最初被分类为“伪影”的第一波形240的周期性分量(即电脉冲)可以被重新分类为“异常”。然后,可以将一个或两个周期性分量的特征包括在添加到各种数据库的模板中。

[0035] 图3描绘了根据各种实施例的可以由心血管分析系统124的一个或多个部件执行的示例方法300。在一些实施例中,一旦患者被连接到一个或多个健康监测设备(例如,图1中的104-112)以生成与患者相关联的各种类型的模板(例如,正常、各种类型的异常),则可以初始地执行方法300。在一些实施例中,当生成足够数量的模板时,可以停止对患者执行方法300。例如,一旦存在至少阈值数量的具有特定分类(例如,正常、各种类型的异常)的模板,除非医学人员确定模板有缺陷,否则可以不再执行方法300,在模板有缺陷的情况下,医学人员可以激活“重新学习”例程,该例程重新开始为患者生成模板。虽然以特定次序描绘了图3的操作,但这并不意味着限制。在各种实施例中,一个或多个操作可以被重新排序、省略或添加。

[0036] 在框302处,可以识别被分配给电波形(例如,由ECG 104产生的信号114)的周期性分量的分类。例如,分析引擎126可以识别由初始注释引擎125分配给信号114中的周期性分量的注释。或者,分析引擎126可以分析具有注释的先前记录的信号波形,其可以由初始注释引擎125进行添加或不添加。在框304处,可以识别来自相同患者的血液动力学波形的对应的周期性分量。如上所述,对应的周期性分量可以与电波形的周期性分量因果相关,并且在许多情况下可以被识别为对应的,因为它通过特定可预测的时间间隔或时间间隔的范围跟随电周期性分量。

[0037] 在框306处,可以确定血液动力学波形的周期性分量(或与整个血液动力学波形相关联或其部分包括多个周期性分量)的信号质量指标或“SQI”。可以以各种方式计算SQI。在一些实施例中,例如,与ABP信号相关联的SQI可以估计心动周期中各个阶段的血压,并基于信号的生理可信性来分配分数。一些SQI可以测量形态常态。其他可以测量由于噪声(或伪影)引起的信号的劣化。如果由波形表示的信号相对有噪声,则波形可以接收相对低的SQI。也可以应用本文未具体提及的其他SQI。

[0038] 如果在框306处确定的SQI未能满足特定阈值 τ (其可以例如被设置为各种值),则方法300可以进行到框308,在此处可以拒绝原先在框304处识别的血液动力学波形的对应的周期性分量。然而,如果SQI满足阈值 τ ,则方法可以进行到框310。

[0039] 在框310处,可以确定(在框302处识别的)被分配给电波形的周期性分量的分类是“正常”还是其特定等效变化。如果答案为是,则方法300可以进行到框312。在框312处,可以将框304处识别的血液动力学波形的对应的分量分类为“正常”(或其语义等效变化)。

[0040] 然后,在框314处,从现在分类的对应的周期性分量提取的一个或多个特征可以被并入到存储在血液动力学模板数据库130中的“正常”血液动力学模板中。在一些实施例中,并入一个或多个特征可以包括将现在分类的对应的周期性分量与联合“正常”血液动力学模板存储的已经合并的周期性分量合并。例如,可以对两个周期性分量的持续时间进行归

一化,然后可以确定两个周期性分量的平均值。

[0041] 在一些实施例中,可以确定具有由模板表示的n个周期性分量的现在分类的周期性分量的加权平均值。例如,“正常”血液动力学模板的周期性分量可以包括添加到模板的过去的n个周期性分量的平均值,每个周期性分量可以根据它们被添加多久而加权或不加权。将特定周期性分量并入到模板中的时间越往后(例如,根据迭代或纯时间确定),它可以被分配以越小的权重。换句话说,在过去进一步减少的指数权重可以被分配给合并到模板中的n个周期性分量。在一些实施例中,可以采用诸如单极点滤波器的低通滤波器来确定联合模板存储的周期性分量。

[0042] 回到框310,如果电信号的周期性分量未被注释为“正常”,则方法300可以进行到框316。在框316处,可以确定(在框302处识别的)被分配给电波形的周期性分量的分类是“伪影”、“噪声”还是其特定等效变化。如果答案为是,则方法300可以进行到框318。在框318处,可以确定血液动力学波形的对应的周期性分量是否满足一个或多个标准。例如,在一些实施例中,可以确定先前提到的 Δ (即,在两个相邻峰之间的幅度之间的差异)是否满足特定阈值。在一些实施例中,可以采用诸如以下的等式:

$$[0043] \quad \Delta = \frac{SBP(n-1) - SBP(n)}{SBP(n-1)} > 5\%$$

[0044] 其中,SBP(n)是在检查中的周期性分量处的收缩压,SBP(n-1)是在紧挨在前面的周期性分量处的收缩压。虽然在该示例中使用5%作为阈值,但是应该理解,这并不表示限制。可以在各种情况下选择各种其他阈值,这取决于患者的健康、患者的环境(例如,他们参与的活动)等等。

[0045] 如果不满足框318的标准,则方法300可以进行到框320,在此处可以拒绝对应的周期性分量。例如,这可以指示电波形的周期性分量实际上被正确地分类为伪影。在另一方面,如果满足框318的标准,则方法300可以进行到框322。在框322处,可以对电波形的周期性分量进行重新分类,在该实例中从“伪影”重新分类为“异常”。在框324处,血液动力学波形的对应的周期性分量同样可以被分类为“异常”。并且如已经讨论的,在框314处,可以将血液动力学波形的现在分类的对应的周期性分量中的一个或多个特征并入到存储在数据库中(例如,130)的“异常”模板。

[0046] 回到框316,如果电信号的周期性分量未被注释为“噪声”或“伪影”,则方法300可以进行到框326。在框326处,可以确定(在方框302处识别的)被分配给电波形的周期性分量的分类是“异常”还是其特定等效变化。如果答案为否,则方法300可以返回到框302。然而,如果框326处的答案为是,则方法300可以进行到框328。在框328处,可以做出类似的确定,如在框318处所做出的。例如,可以再次使用与上面使用的相同或相似的方程。如果不满足框328处的阈值,则方法300可以进行到框320,在此处可以拒绝血液动力学波形的周期性分量。如果满足框328处的阈值,则方法300可以进行到框324,然后进行到框314,如上所述。

[0047] 在图3中,在框306处做出单个SQI确定,但是这并不意味着是限制性的。在各种实施例中,可以取决于被分配给电波形的周期性分量的分类来做出不同的SQI确定。例如,如果将其分类为正常,则可以确定第一SQI。如果将其分类为异常,则可以确定第二SQI。以此类推。虽然上述特定方程可以被用于确定血液动力学波形的异常,但这并不意味着表明它只能独立地使用,或者不能使用备选方程。

[0048] 图4描绘了用于利用使用诸如图3中所示的方法开发的模板来对未分类的周期性波形分量进行分类,以及用于继续将血液动力学模板添加到一个或多个数据库(例如,130)的示例方法400。与方法300的情况一样,虽然图4的操作以特定次序描绘,但这并不意味着限制。在各种实施例中,一个或多个操作可以被重新排序、省略或添加。

[0049] 在框402处,可以将考虑中的血液动力学波形分段,例如,分段成每个包括诸如峰和/或谷的周期性分量的分段。在框404处,可以针对每个分段(或整个波形)确定SQI,类似于图3的框306。如果SQI未能满足阈值 τ ,则方法400可以进行到框406,在此处将分段(即,包含周期性分量的波形的部分)分类为“噪声”或“伪影”。然而,如果满足阈值,则方法400可以进行到框408。

[0050] 在框408处,每个分段/周期性分量可以与模板数据库(例如,130)中的模板相关联。例如,在一些实施例中,分段/周期性分量可以与正常模板和多个异常模板相关,每个异常模板与不同类型的异常分类(例如,过早搏动、心房颤动等)相关联。在一些实施例中,并且如前所述,可以从(一个或多个)模板周期性分量中减去分析中的分段/周期性分量,并且可以将差异与一个或多个阈值进行比较。在其他实施例中,可以采用诸如FFT或协方差移位的技术来将分析中的周期性分量与一个或多个模板周期性分量相关。

[0051] 如果在框410处,在分段/周期性分量与一个或多个模板之间的相关性 R 未能满足另一阈值(图4中的 τ_2),则方法400可以进行到框412,在此处周期性分量可以被分类为不确定的和/或被拒绝。然而,如果满足阈值 τ_2 ,则方法400可以进行到框414。在各种实施例中, τ_2 可以是用于评估模板与分段/周期性分量之间的相关性的可调节阈值。在一些实施例中, τ_2 可以被设置为0.5与1之间的值,例如0.8。在其他实施例中,可以根据患者数据随时间学习 τ_2 (例如,使用机器学习技术或各种启发法)。例如,随着更多模板被添加到模板数据库,能够获得更接近的匹配,因此 τ_2 可能随时间而变化。

[0052] 在框414处,可以将分段的一个或多个特征(即,周期性分量)并入到存储在模板数据库(例如,130)中的模板中。以上关于框314描述了如何将周期性分量并入到模板中的示例。在框416处,可以相应地对分段/周期性分量进行分类,例如,用于由一个或多个下游部件和/或算法使用。

[0053] 使用本文描述的技术对其周期性分量进行分类/重新分类/注释的波形可以被用于各种下游目的。例如,使用本文描述的技术被分类为异常的血液动力学波形的周期性分量(例如峰)可以被用于检测并警告血液动力学恶化。另外,当结合注释的周期性分量观察时,可以使其他心血管测量结果更准确。例如,可以至少部分地基于使用公开的技术确定的分类/注释来更准确地识别心率震荡。在一些实施例中,本文描述的技术可以与睡眠监测系统一起使用,该睡眠监测系统同时监测ECG和PLETH信号。另外,使用本文的技术注释的血液动力学波形可以用于诸如临床决策支持算法的应用,例如,以通过将周期性分量适当地分类为异常来降低误报率。作为另一示例,本文描述的技术可以用于追溯地将ECG信号中的ECG伪影校正为异常。

[0054] 图5描绘了可以如何将已经被分类为“异常”(顶部)和“过早”(底部,即,特定类型的异常)的多个累积的周期性分量(在图像中被称为“搏动”)合并到由粗黑线表示的单个累积的周期性分量中的非限制性示例。如果未分类的周期性分量与图5中描绘的那些粗黑线周期性分量足够相似,则其可以相应地进行分类。例如,如果在从未分类的周期性分量提取

的特征向量与从图5中所示的合并的累积周期性分量提取的特征向量之间的相似性分组满足一个或多个阈值,则该未分类的周期性分量可以被分类为相同的。

[0055] 图6是示例计算机系统610的框图。计算机系统610通常包括至少一个处理器614,其经由总线子系统612与多个外围设备通信。如本文所使用的,术语“处理器”将被理解为包括能够执行归因于本文描述的CDS系统的各种功能的各种设备,例如微处理器、FPGA、ASIC、其他类似设备及其组合。这些外围设备可以包括数据保留子系统624(包括例如存储器子系统625和文件存储子系统626)、用户接口输出设备620、用户接口输入设备622和网络接口子系统616。输入和输出设备允许用户与计算机系统610交互。网络接口子系统616提供到外部网络的接口,并且耦合到其他计算机系统上的对应接口设备。

[0056] 用户接口输入设备622可以包括键盘、定点设备(例如鼠标、跟踪球、触摸板或图形输入板)、扫描仪、并入到显示器中的触摸屏、音频输入设备(例如语音识别系统、麦克风)和/或其他类型的输入设备。通常,术语“输入设备”的使用旨在包括将信息输入计算机系统610中或通信网络上的所有可能类型的设备和方式。

[0057] 用户接口输出设备620可以包括显示子系统、打印机、传真机或非可视显示器(例如音频输出设备)。显示子系统可以包括阴极射线管(CRT)、诸如液晶显示器(LCD)的平板设备、投影设备、或用于创建可见图像的一些其他机制。显示子系统还可以提供非可视显示器,例如经由音频输出设备。通常,术语“输出设备”的使用旨在包括将信息从计算机系统610输出给用户或者另一机器或计算机系统的所有可能类型的设备和方式。

[0058] 数据保留系统624存储提供本文描述的一些或所有模块的功能的编程和数据结构。例如,数据保留系统624可以包括执行方法300或400的所选择的方面和/或实现心血管分析系统124的一个或多个部件的逻辑。

[0059] 这些软件模块通常由处理器614单独执行或与其他处理器组合执行。存储子系统中使用的存储器625可以包括多个存储器,多个存储器包括用于在程序执行期间存储指令和数据的主随机存取存储器(RAM)630、存储固定指令的只读存储器(ROM)632、以及诸如指令/数据高速缓存的其他类型的存储器(其可以额外地或备选地与至少一个处理器614集成)。文件存储子系统626可以为程序和数据文件提供永久存储,并且可以包括硬盘驱动器、软盘驱动器以及相关联的可移除介质、CD-ROM驱动器、光盘驱动器、或可移除的介质盒。实现特定实施方式的功能的模块可以由文件存储子系统626存储在数据保留系统624中,或者存储在可由(一个或多个)处理器614访问的其他机器中。如本文所使用的,术语“非瞬态计算机可读介质”将被理解为包括易失性存储器(例如DRAM和SRAM)和非易失性存储器(例如闪存、磁性存储设备和光学存储设备),但是不包括瞬态信号。

[0060] 总线子系统612提供用于使计算机系统610的各种部件和子系统按预期与彼此通信的机制。虽然总线子系统612被示意性地示出为单个总线,但是总线子系统的备选实施方式可以使用多个总线。

[0061] 计算机系统610可以是各种类型的,包括工作站、服务器、计算集群、刀片服务器、服务器农场或任何其他数据处理系统或计算设备。在一些实施例中,计算机系统610可以在云计算环境内实现。由于计算机和网络的不断变化的性质,图6中描绘的计算机系统610的描述仅旨在作为说明一些实施方式的目的的特定示例。计算机系统610的许多其他配置可能具有比图6中描绘的计算机系统更多或更少的部件。

[0062] 虽然本文已经描述和说明了若干实施例,但是本领域普通技术人员将容易想到用于执行本文描述的功能和/或获得本文描述的结果和/或一个或多个优点的各种其他单元和/或结构,这些变化和/或修改中的每个被认为是在本文描述的实施例的范围内。更一般地,本领域技术人员将容易理解,本文描述的所有参数、尺寸、材料和配置旨在是示例性的,并且实际参数、尺寸、材料和/或配置将取决于教导被使用的具体的一个或多个应用。本领域技术人员将认识到或者能够使用不超过常规的实验确定本文描述的具体实施例的许多等效方案。因此,应该理解,前述实施例仅通过示例呈现,并且在所附权利要求及其等效方案的范围内,实施例可以不同于具体描述和要求保护的方式实施。本公开的发明实施例涉及本文描述的每个个体特征、系统、物品、材料、套件和/或方法。此外,如果这些特征、系统、物品、材料、套件和/或方法不相互矛盾,则两个或更多个这样的特征、系统、物品、材料、套件和/或方法的任何组合被包含于本公开的范围之内。

[0063] 如本文定义和使用的所有定义应理解为控制在字典定义、通过引用并入的文献中的定义和/或定义的术语的普通含义上。

[0064] 除非明确相反地指出,否则本说明书和权利要求书中使用的词语“一(a)”和“一(an)”应理解为表示“至少一个”。

[0065] 本说明书和权利要求书中使用的短语“和/或”应理解为表示如此结合的元件中的“任一或两者”,即元件在一些情况下结合地存在而在另一些情况分离地存在。用“和/或”列出的多个元件应以相同的方式解释,即,如此结合的元件中的“一个或多个”。除了以“和/或”子句具体识别的元件之外,其他元件可以可选地存在,无论是与具体识别的那些元件相关还是不相关。因此,作为非限制性示例,当与诸如“包括”的开放式语言结合使用时,对“A和/或B”的引用在一个实施例中可以仅指代A(可选地包括除B以外的元件);在另一实施例中,仅指代B(可选地包括除A以外的元件);在又一实施例中,指代A和B两者(可选地包括其他元件);等等。

[0066] 如本说明书和权利要求书中所使用的,“或”应理解为具有与如上所定义的“和/或”相同的含义。例如,当分离列表中的项目时,“或”或者“和/或”应被解释为包含性的,即,包含至少一个,但也包括多个元件或元件列表中的多于一个,以及可选的额外的未列出的项目。只有明确表示相反的术语,例如“仅一个”或“恰好一个”,或者,当在权利要求中使用,“由.....组成”将指的是包含多个元件或元件列表中的恰好一个元件。一般而言,如本文所使用的术语“或”仅当在排他性术语之前时应被解释为指示排他性替代(即“一个或另一个但不是两者”),排他性术语例如“任一”、“之一”、“仅一个”或“恰好一个”。当在权利要求中使用,“基本上由.....组成”应具有其在专利法领域中使用的普通含义。

[0067] 如本说明书和权利要求书中所使用的,引用一个或多个元件的列表的短语“至少一个”应理解为表示选自元件的列表中的任意一个或多个元件的至少一个元件,但不一定包括元件列表中具体列出的每一个元件中的至少一个元件,并且不排除元件列表中的元件的任何组合。该定义还允许可以可选地存在除了在短语“至少一个”所引用的元件列表内具体识别的元件之外的元件,无论是与具体识别的那些元件相关还是不相关。因此,作为非限制性示例,“A和B中的至少一个”(或等效地“A或B中的至少一个”,或等效地“A和/或B中的至少一个”)在一个实施例中可以指代至少一个A,可选地包括多于一个A,而不存在B(并且可选地包括除B以外的元件);在另一实施例中,指代至少一个B,可选地包括多于一个B,而不

存在A(并且可选地包括除A以外的元件);在又一实施例中,指代至少一个A,可选地包括多于一个A,以及至少一个B,可选地包括多于一个B(并且可选地包括其他元件);等等。

[0068] 还应该理解,除非明确相反地指出,否则在本文要求保护的包括多于一个步骤或动作的任何方法中,该方法的步骤或动作的次序不一定限于该方法的步骤或动作被记载的次序。

[0069] 在权利要求以及以上说明书中,所有过渡短语诸如“包括(comprising)”、“包含”、“承载”、“具有”、“含有”、“涉及”、“持有”、“包括(composed of)”等应理解为开放式的,即,表示包括但不限于。只有过渡短语“由.....组成”和“基本上由.....组成”应分别为封闭式或半封闭式过渡短语,如美国专利局专利审查程序手册第2111.03节所述。应当理解,根据专利合作条约(“PCT”)规则6.2(b)在权利要求中使用的特定表达和附图标记不限制范围。

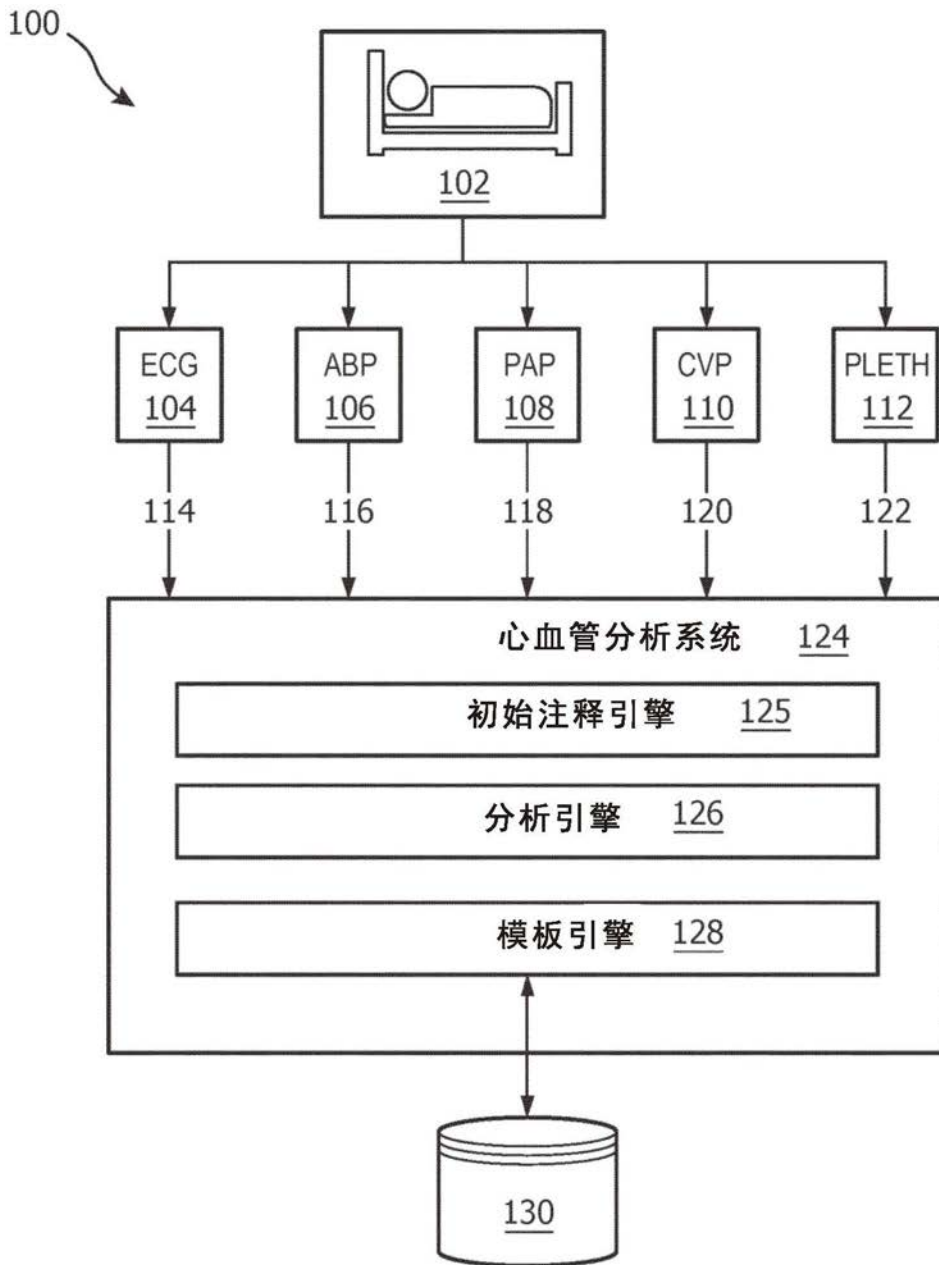


图1

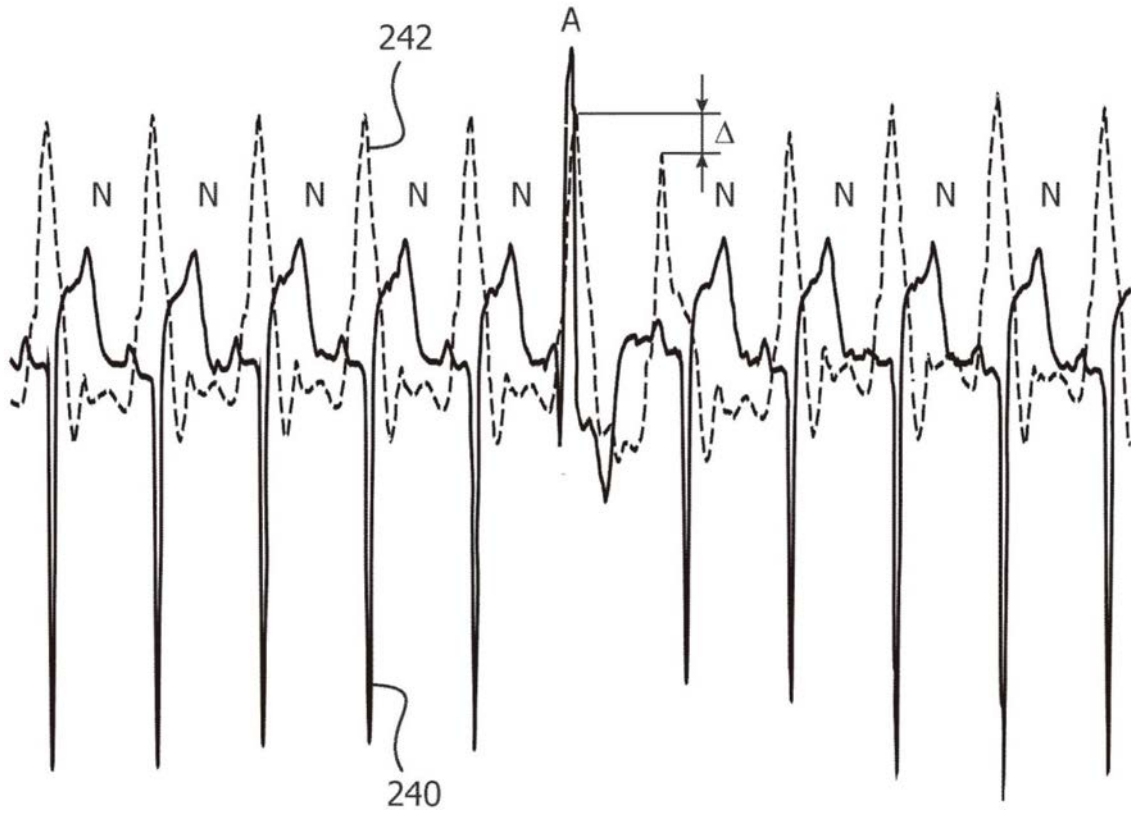


图2

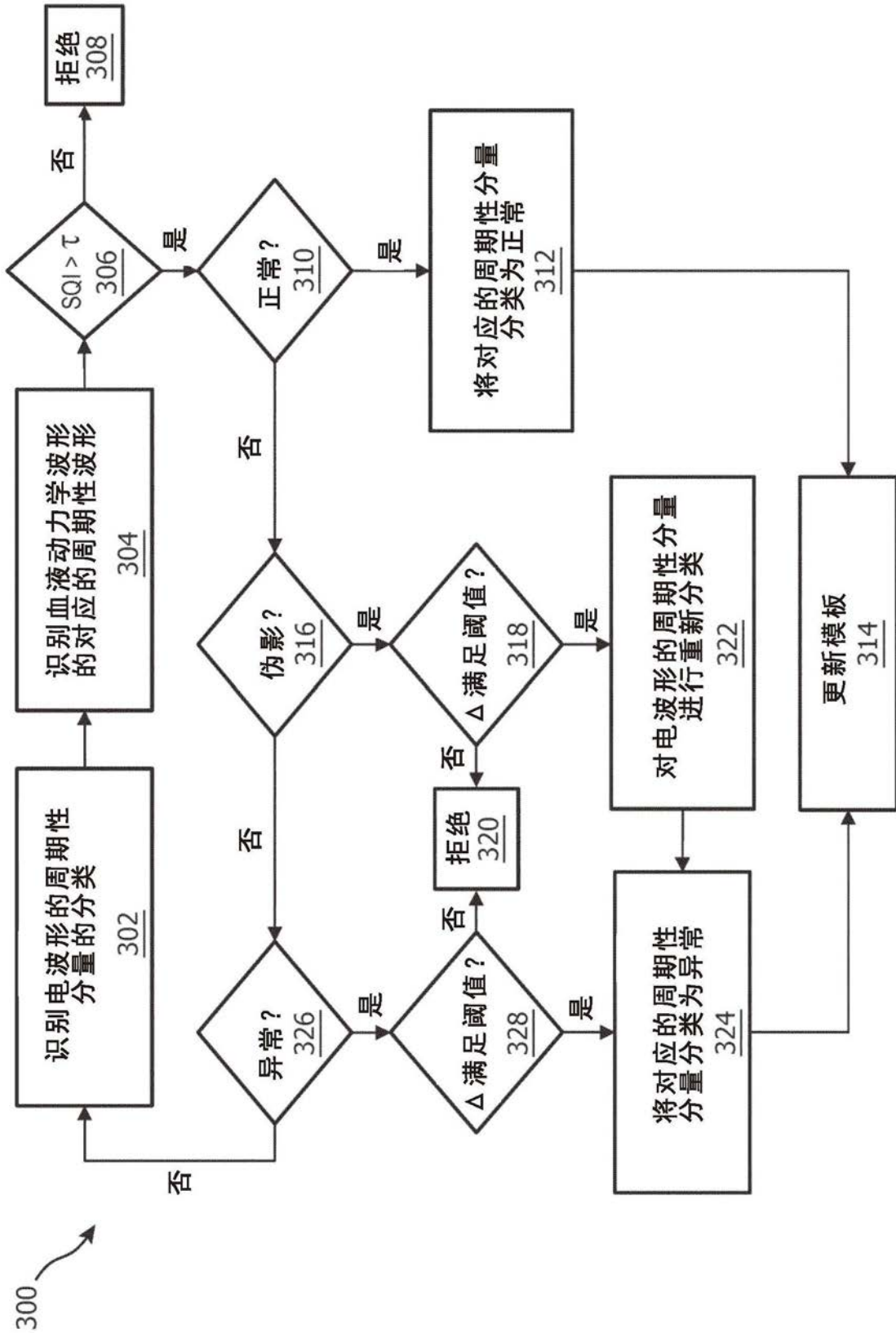


图3

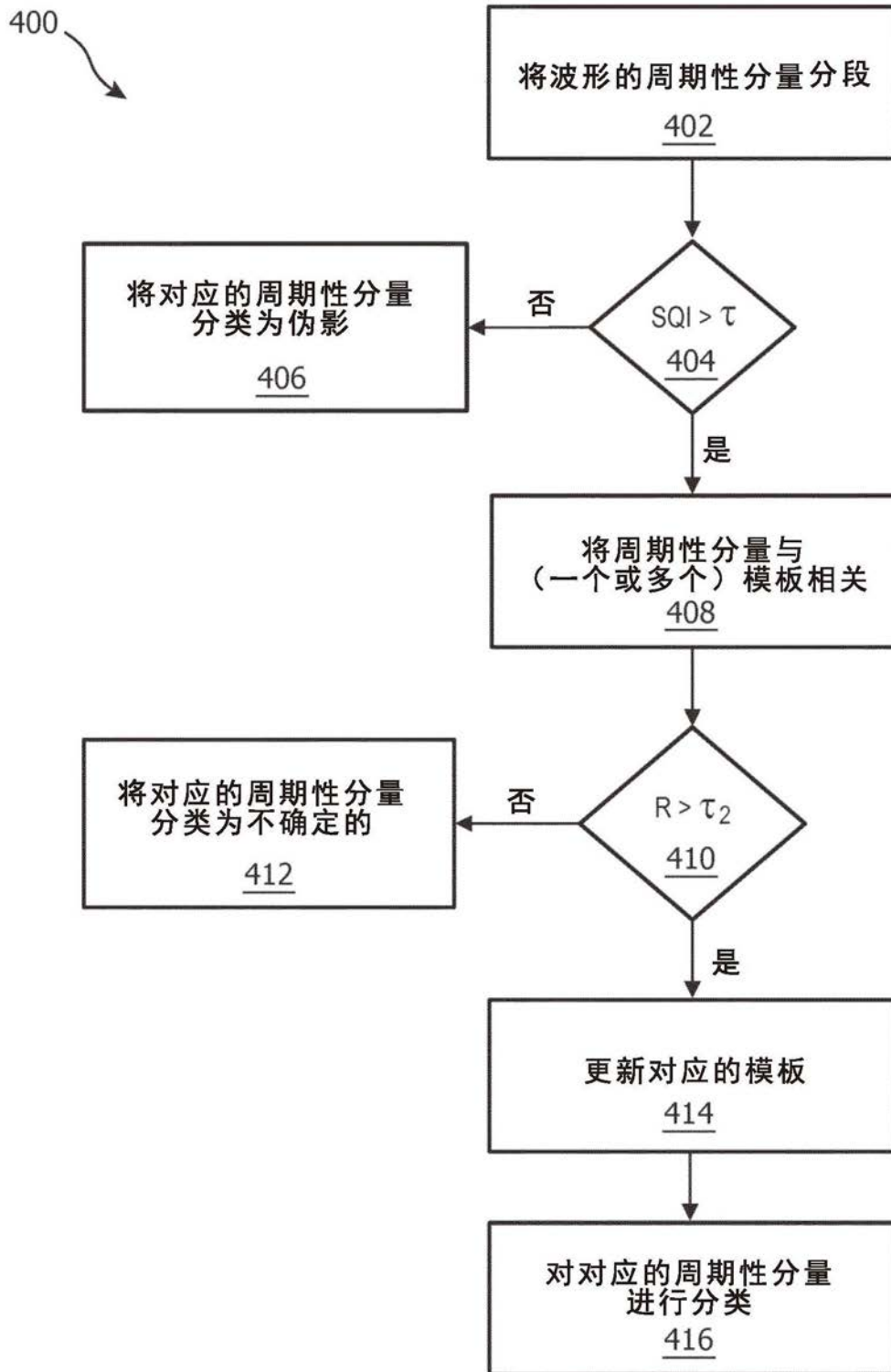


图4

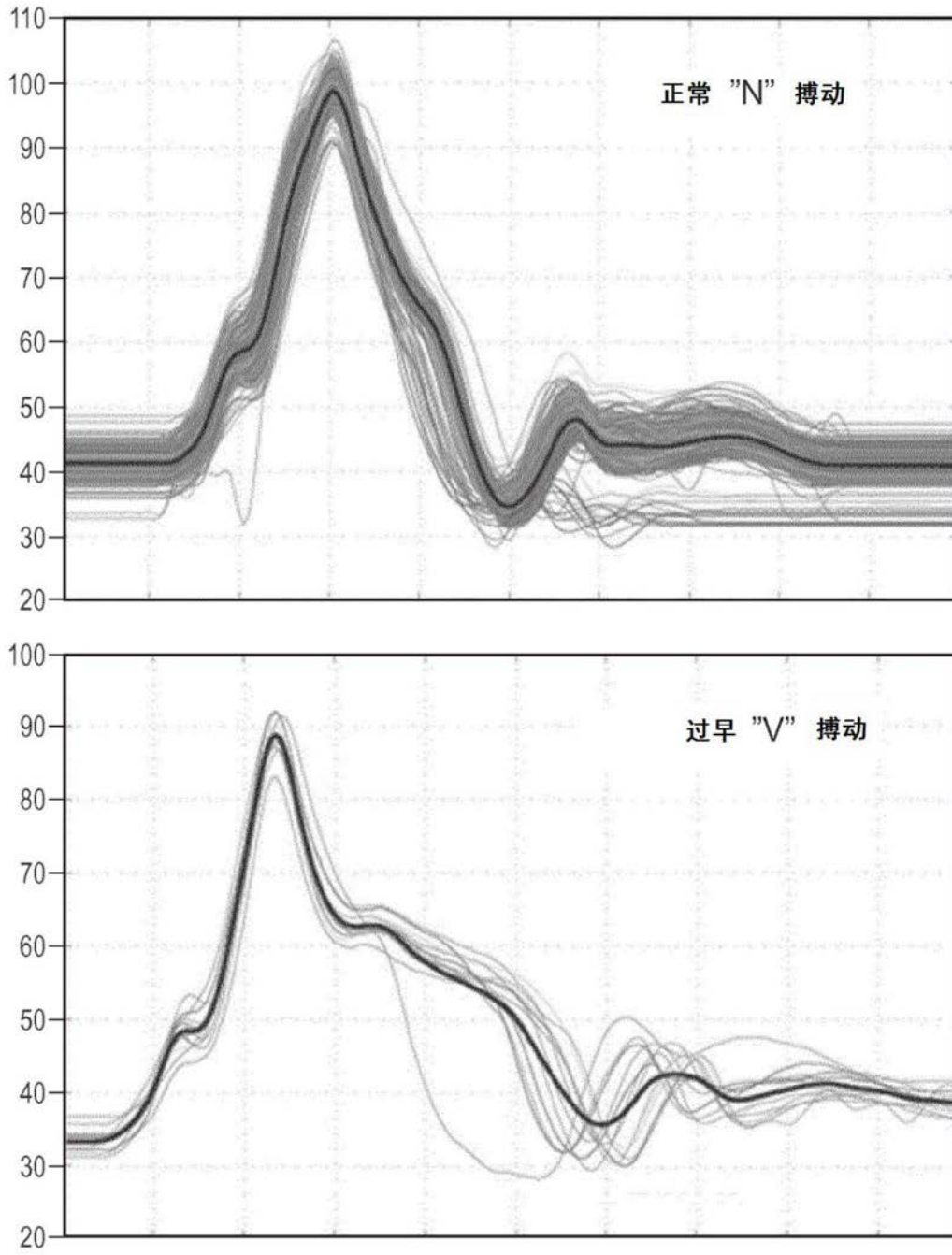


图5

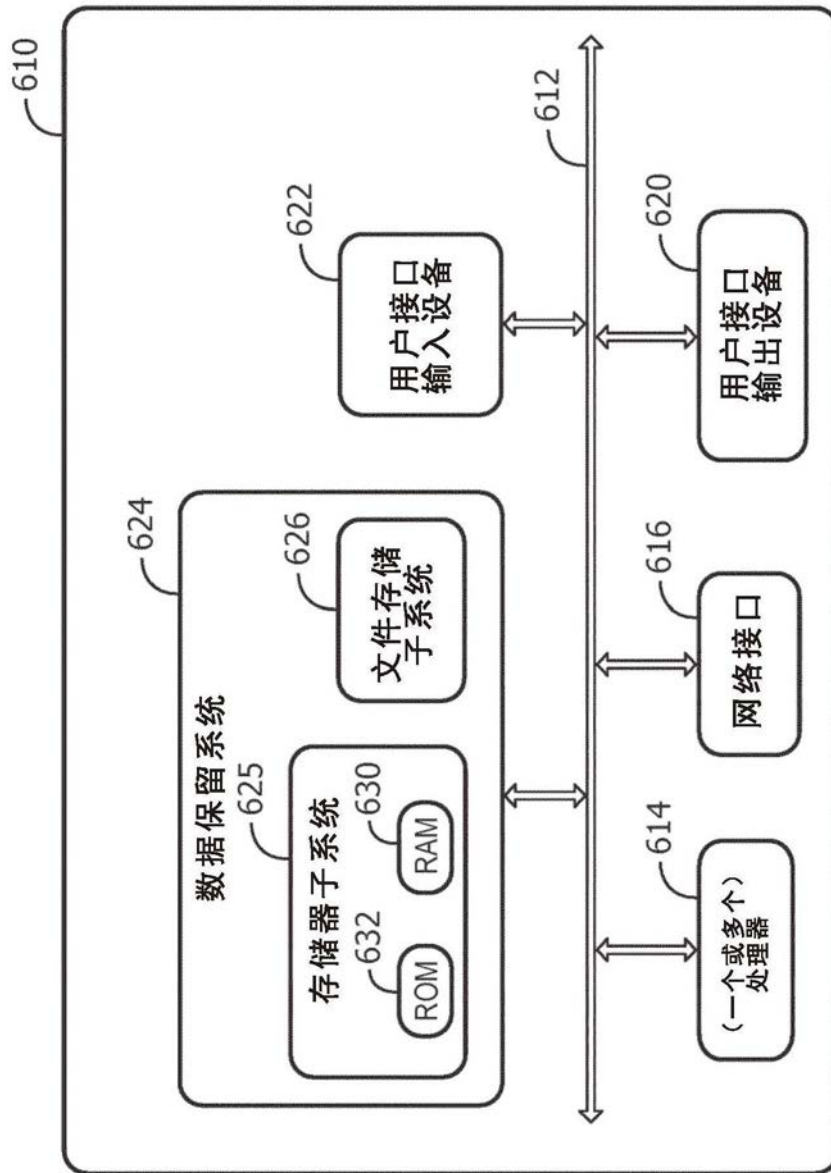


图6

专利名称(译)	心血管波形的基于模板的分析和分类		
公开(公告)号	CN109310356A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780039112.X	申请日	2017-06-12
[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	E 高希 C M 波特斯布兰东 RE格雷格		
发明人	E·高希 C·M·波特斯布兰东 R·E·格雷格		
IPC分类号	A61B5/0456 A61B5/0452 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0215 A61B5/0295 A61B5/0468 A61B5/0472		
CPC分类号	A61B5/0215 A61B5/0295 A61B5/04012 A61B5/04525 A61B5/0456 A61B5/0468 A61B5/0472 A61B5/7221 A61B5/7246 A61B5/7264 G16H50/20 A61B5/021 A61B5/02416		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/353139 2016-06-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在各种实施例中，可以识别(302)被分配给表示患者的心脏中的电活动的电波形的周期性分量的第一分类。可以分析(306、318、328)表示所述患者的心血管系统中的血液动力学活动的血液动力学波形的对应的周期性分量。所述对应的周期性分量与所述电波形的所述周期性分量因果相关。基于所述分析，响应于基于所述分析而确定先前分配的分类也适用于所述对应的周期性分量，可以将先前分配的分类分配(312、324)给所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量。在血液动力学模板的数据库(130)中，可以更新(314)与先前分配的分类相关联的血液动力学模板以包括所述血液动力学波形的所述对应的周期性分量的一个或多个特征。

$$\Delta = \frac{SBP(n-1) - SBP(n)}{SBP(n-1)} > 5\%$$