



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110022767 A

(43)申请公布日 2019.07.16

(21)申请号 201780074777.4

(22)申请日 2017.11.29

(30)优先权数据

62/429,477 2016.12.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.06.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/063741 2017.11.29

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/102431 EN 2018.06.07

(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 伊丽莎白·M·安诺尼

普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔

安琪 桑德拉·纳加勒

布赖恩·艾伦·克拉克

托马斯·克里斯汀

爱德华·A·戈德伯格

(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 王天鹏

(51)Int.Cl.

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61N 1/36(2006.01)

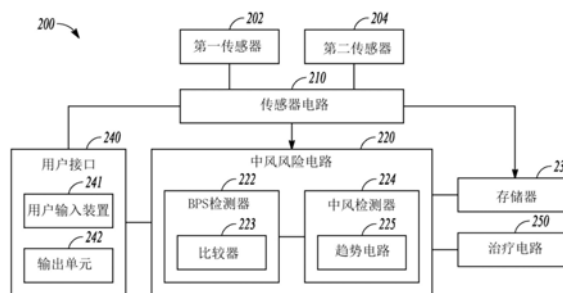
权利要求书2页 说明书14页 附图4页

(54)发明名称

使用血压峰涌进行中风检测

(57)摘要

本文档尤其讨论了用于检测中风的系统和方法。系统可以包括用于感测生理信号的传感器电路和用于检测身体状态变化的第二传感器。身体状态变化可以包括身体活动、姿势或睡眠状态的转变。中风风险电路可以响应于一个或多个身体状态变化而从感测到的生理信号检测到指示出血压峰涌(BPS)的信号。系统可以使用检测到的BPS生成中风风险指标,其指示出发展为即将发生的中风事件的风险。系统包括输出单元,其向用户或过程输出中风风险指标。



1. 一种用于监视处于中风风险的患者的系统,所述系统包括:  
传感器电路,所述传感器电路被耦合到第一传感器,其用于感测指示出血压峰涌(BPS)的生理信号;并且被耦合到第二传感器,其用于检测所述患者的身体状态变化;  
中风风险电路,所述中风风险电路被通信地耦合到所述第一传感器和所述第二传感器,所述中风风险电路被配置为:  
响应于所述身体状态变化而从感测到的生理信号检测所述BPS;并且  
使用检测到的BPS来生成中风风险指标,所述中风风险指标指示出患者的中风风险;以及  
输出单元,所述输出单元被配置为向用户或过程输出所述中风风险指标。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第二传感器包括被配置为检测姿势变化的姿势传感器,并且所述中风风险电路被配置为使用响应于检测到的身体状态变化的所述BPS来生成所述中风风险指标。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述姿势传感器被配置为检测所述姿势变化,其包括:  
从躺姿到坐姿的转变;  
从坐姿到站姿的转变;或  
从躺姿到站姿的转变。
4. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述中风风险电路被配置为使用响应于在日间中的指定时间期间的姿势变化的感测到的BPS来生成所述中风风险指标。
5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述中风风险电路被配置为使用响应于早晨醒来后的姿势变化的感测到的所述BPS来生成中风风险指标。
6. 根据权利要求1-5中任一项所述的系统,其中,所述第二传感器包括睡眠状态检测器,所述睡眠状态检测器被配置为检测从第一状态到第二状态的睡眠状态转变,其中,所述中风风险电路被配置为使用响应于检测到的所述睡眠状态转变的感测到的所述BPS来生成所述中风风险指标。
7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述睡眠状态转变包括从睡眠状态到觉醒状态的转变。
8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述睡眠状态转变包括在快动眼(REM)状态和非REM状态之间的转变。
9. 根据权利要求1-8中任一项所述的系统,其中,所述第一传感器是移动式血压传感器,其被配置为响应于检测到的所述身体状态变化而感测包括血压变化或血压变化率的BPS。
10. 根据权利要求1-9中任一项所述的系统,其中:  
所述第一传感器包括心音(HS)传感器,其被配置为感测HS组分;并且  
所述中风风险电路被配置为使用响应于检测到的所述身体状态变化的感测到的HS组分的变化来生成所述中风风险指标。
11. 根据权利要求1-10中任一项所述的系统,其中:  
所述第一传感器包括光电容积描记(PPG)传感器,其被配置为感测脉冲波传播参数;并且

所述中风风险电路被配置为使用响应于检测到的所述身体状态变化的感测到的所述脉冲波传播参数的变化来生成所述中风风险指标。

12. 根据权利要求1-11中任一项所述的系统,其中,所述中风风险电路被配置为使所述BPS随时间推移而趋向,并且如果BPS趋势超过阈值,则生成所述中风风险指标。

13. 根据权利要求1-12中任一项所述的系统,其中,所述中风风险电路被配置为计算所述BPS趋势的统计测度,并且如果所述BPS趋势超过基于所述BPS趋势的统计测度所确定的阈值,则生成所述中风风险指标。

14. 根据权利要求1-13中任一项所述的系统,包括移动式医疗装置(AMD),其包括所述中风风险电路的至少一部分并且被通信地耦合到所述第一传感器和所述第二传感器。

15. 根据权利要求1-14中任一项所述的系统,其中,所述输出单元被配置为基于所述中风风险指标向所述用户产生警报。

## 使用血压峰涌进行中风检测

[0001] 要求优先权

[0002] 本申请要求于2016年12月2日提交的美国临时专利申请序列号62/429,477的35 U.S.C§119(e)下的优先权的权益,其通过引用以其整体并入本文。

### 技术领域

[0003] 本文档总体上涉及医疗装置,并且更特别地,涉及用于检测中风的系统、装置和方法。

### 背景技术

[0004] 在美国,中风是死亡和致残的主要原因之一。当血液供应大脑被打断或严重减少时,可能会发生中风,从而使大脑组织丧失氧气和营养。几分钟内,脑细胞开始死亡。大约85%的中风是缺血性的,其特征是诸如由血块引起的动脉阻塞或变窄,这可能严重减少流向大脑的血流量。

[0005] 疑似中风的人接受医疗照顾越快,则他们的预后就越好,并且他们经历持久伤害或死亡的可能性就越小。为了使中风患者获得尽可能最佳的诊断和治疗,他们将需要在他们的症状首次出现的几个小时内到医院进行治疗。中风的治疗可能取决于中风的类型。对于缺血性中风,治疗可能包括溶解血块和防止进一步形成血块的药物,诸如组织纤溶酶原激活剂(tPA)。装置治疗包括自膨式支架取回器,其可以经静脉放置在阻塞或变窄的血管内以捕获血块。

### 发明内容

[0006] 及时地检测到中风的早期指标和诊断对于减少脑损伤和死亡至关重要。然而,预测中风可能是困难的。通常没有倾向于与中风相关联的疼痛。因此,患者可能错过医疗照顾的最佳时间或用药管理的治疗窗口。虽然对中风的诊断可能包括血液测试或成像测试(例如CT扫描、MRI扫描、颈动脉超声或脑血管造影),但假设患者能够及时转移到医院这些测试的值才会被建立。在患者离开医院时的移动式设置中,诊断成像可能无法用于中风预测或风险分层。

[0007] 患有中风风险的患者可能会呈现出困惑、脸部下垂、手臂无力、言语障碍、视力障碍、行走障碍(诸如头晕和缺乏协调)等体征和症状。然而,对这些症状的主观描述可能是不准确和不一致的。移动式患者可能无法有效地沟通中风时他们经历的症状。由于需要自我报告或依靠照料者观察,因此这些信息也可能是有偏见的。至少出于这些原因,本发明者已经认识到了对用于早期检测或预防中风的改进系统和移动式装置的实质挑战和需求等。

[0008] 虽然中风症状可能在白天或晚上的任何时间出现,但一些患者可能表现出动脉血压的昼夜节奏模式(circadian pattern),在早晨(例如,上午6点和中午之间)出现高峰,在午夜和第二天的早晨6点之间发生率最低。在早晨数小时期间,患有中风风险的患者在醒来时可能会经历血压峰涌(blood pressure surge,BPS),其特征是动脉血压过度升高。BPS可

能通过诸如动脉粥样硬化脑血管的剪切力增加、交感神经活动的增加、血小板活动过度、血凝过快和低纤溶、血液粘度以及血管痉挛增加等血流动力学机制来触发中风。本文档讨论了用于至少基于BPS来检测患者中风的系统、装置和方法等。系统可以包括用于感测生理信号的传感器电路和用于检测身体状态变化的第二传感器。身体状态变化可以包括身体活动、姿势或睡眠状态的转变。中风风险电路可以响应于一个或多个身体状态变化而从感测到的生理信号检测BPS,并使用检测到的BPS生成中风风险指标。系统包括输出单元,其向用户或过程输出中风风险指标。

[0009] 示例1是一种用于监视处于中风风险的患者的系统。该系统包括传感器电路、中风风险电路和输出电路。传感器电路可以耦合到第一传感器,其用于感测指示出血压峰涌(BPS)的生理信号,并且耦合到第二传感器,其用于检测患者的身体状态变化。中风风险电路可以通信地耦合到第一传感器和第二传感器,并且被配置为响应于身体状态变化而从感测到的生理信号检测BPS,并使用检测到的BPS生成中风风险指标,中风风险指标指示出患者的中风风险。输出单元被配置为向用户或过程输出中风风险指标。

[0010] 在示例2中,示例1所述的主体可选地包括第二传感器,其可以包括被配置为检测姿势变化的姿势传感器。中风风险电路可以被配置为使用响应于检测到的身体状态变化的BPS来生成中风风险指标。

[0011] 在示例3中,示例2所述的主体可选地包括姿势传感器,其可以被配置为检测姿势变化,该姿势变化可以包括:从躺姿到坐姿的转变;从坐姿到站姿的转变;或者从躺姿到站姿的转变。

[0012] 在示例4中,示例2-3中的任何一个或多个所述的主体可选地包括中风风险电路,其可以被配置为使用响应于在日间中的指定时间期间的姿势变化的感测到的BPS来生成中风风险指标。

[0013] 在示例5中,示例4所述的主体可选地包括中风风险电路,其可以被配置为使用响应于早晨醒来后的姿势变化的感测到的BPS来生成中风风险指标。

[0014] 在示例6中,示例1-5中的任何一个或多个所述的主体可选地包括第二传感器,其可以包括睡眠状态检测器,该睡眠状态检测器被配置为检测从第一状态到第二状态的睡眠状态转变。中风风险电路可以被配置为使用响应于检测到的睡眠状态转变的感测到的BPS来生成中风风险指标。

[0015] 在示例7中,示例6所述的主体可选地包括睡眠状态转变,其可以包括从睡眠状态到觉醒状态的转变。

[0016] 在示例8中,示例6所述的主体可选地包括睡眠状态转变,其可以包括快动眼(REM)状态和非REM状态之间的转变。

[0017] 在示例9中,示例1-8中的任何一个或多个所述的主体可选地包括第一传感器,其可以是移动式血压传感器,该移动式血压传感器被配置为响应于检测到的身体状态变化而感测包括血压变化或血压变化率的BPS。

[0018] 在示例10中,示例1-9中的任何一个或多个所述的主体可选地包括第一传感器,其可以包括被配置为感测心音(HS)组分的HS传感器。中风风险电路可以被配置为使用响应于检测到的身体状态变化而感测到的HS组分的变化来生成中风风险指标。

[0019] 在示例11中,示例1-10中的任何一个或多个所述的主体可选地包括第一传感器,

其可以包括被配置为感测脉冲波传播参数的光电容积描记 (PPG) 传感器。中风风险电路可以被配置为使用响应于检测到的身体状态变化的感测到的脉冲波传播参数的变化来生成中风风险指标。

[0020] 在示例12中, 示例1-11中的任何一个或多个所述的主体可选地包括中风风险电路, 其可以被配置为使BPS随时间推移而趋向, 并且如果BPS趋势超过阈值, 则生成中风风险指标。

[0021] 在示例13中, 示例1-12中的任何一个或多个所述的主体可选地包括中风风险电路, 其可以被配置为计算BPS趋势的统计测度, 并且如果BPS趋势超过基于BPS趋势的统计测度所确定的阈值, 则生成中风风险指标。

[0022] 在示例14中, 示例1-13中的任何一个或多个所述的主体可选地包括移动式医疗装置 (AMD), 其可以包括中风风险电路的至少一部分并且通信地耦合到第一传感器和第二传感器。

[0023] 在示例15中, 示例1-14中的任何一个或多个所述的主体可选地包括输出单元, 其可以被配置为基于中风风险指标向用户产生警报。

[0024] 示例16是一种用于监视处于中风风险的患者的方法。该方法包括以下步骤: 感测患者的生理信号和身体状态变化; 在身体状态变化期间从感测到的生理信号检测血压峰涌 (BPS); 使用检测到的BPS生成中风风险指标, 该中风风险指标指示出患者的中风风险; 以及向用户或过程输出中风风险指标。

[0025] 在示例17中, 示例16所述的主体可选地包括以下步骤: 感测身体状态变化, 其可以包括感测姿势变化; 和检测BPS, 其包括在检测到的姿态变化期间检测BPS。

[0026] 在示例18中, 示例17所述的主体可选地包括姿势变化, 其可以包括: 从躺姿到坐姿的转变; 从坐姿到站姿的转变; 或者从躺姿到站姿的转变。

[0027] 在示例19中, 示例17-18中的任何一个或多个所述的主体可选地包括感测姿势变化的步骤, 其可以包括在日间中的指定时间期间感测姿势变化。

[0028] 在示例20中, 示例16-19中的任何一个或多个所述的主体可选地包括以下步骤: 感测身体状态变化, 其可以包括检测从第一状态到第二状态的睡眠状态转变; 和检测BPS, 其包括在检测到的睡眠状态转变期间检测BPS。

[0029] 在示例21中, 示例16-20中的任何一个或多个所述的主体可选地包括感测指示出BPS的生理信号的步骤, 其可以包括感测: 血压; 心音 (HS) 组分, 其包括第一 (S1) 心音、第二 (S2) 心音、第三 (S3) 心音或第四 (S4) 心音之一; 或脉冲波传播参数, 其包括脉冲波渡越时间 (transit time) 或脉冲波速度。

[0030] 在示例22中, 示例16-21中的任何一个或多个所述的主体可选地包括使BPS随时间推移趋向的步骤。中风风险指标的生成可以包括将BPS趋势与阈值进行比较。

[0031] 在示例23中, 系统可以可选地组合示例1-22中的任何一个或多个的任何部分或任何部分的组合以包括: 用于执行示例1-22所述的功能或方法的任何一个或多个的任何部分的“装置”, 或者包括当由机器执行时使机器执行示例1-22所述的功能或方法中的任何一个或多个的任何部分的指令的“非暂时性机器可读介质”。

[0032] 诸如本文档中所讨论的使用生理传感器检测患者的中风风险可以改进中风的医疗诊断, 以及个性化治疗以改善患者的预后。本文档中讨论的系统、装置和方法也可以提高

中风检测系统或装置的性能和功能。利用基于传感器的中风检测方法进行编程的装置或系统可以改进医学诊断的自动性。通过存储或传输与临床决策更相关的医疗信息,可以实现更高效的装置存储器或通信带宽使用。此外,通过基于患者个人需要和治疗效果的抗中风治疗,可以提高植入式装置的电池寿命,或者可以节省抗中风药物量。

[0033] 本概要旨在提供本专利申请的主题的综述。其不旨在提供对本公开的排他性或详尽的解释。详细说明被包括以提供关于本专利申请的其它信息。在阅读并理解以下详细描述并查看形成其一部分的附图(其每个都不会被视为限制性意义)时,本公开的其它方面对于本领域技术人员将是显而易见的。

### 附图说明

[0034] 在附图的图中通过示例的方式示出了各种实施例。这种实施例是说明性的并且不旨在是本主题的穷举性或排他性实施例。

[0035] 图1通过示例而非限制的方式示出了中风监视系统的示例和系统可以操作所处的环境的部分。

[0036] 图2示出了中风监视系统的示例。

[0037] 图3示出了用于在特定身体状态期间检测BPS的中风监视系统的一部分的示例。

[0038] 图4示出了用于检测患者中风的方法的示例。

[0039] 图5示出了用于基于BPS来检测中风的方法的示例。

[0040] 图6示出了可以执行本文所讨论的任何一种或多种技术(例如,方法)所在的示例机器的框图。

### 具体实施方式

[0041] 本文公开了用于检测中风的系统、装置和方法。指示出血压变化或与血压变化相关的生理信号可以在一个或多个指定身体状态变化(诸如身体活动、姿势或睡眠状态的转变)期间被感测。血压峰涌(BPS)的指示可以从生理信号检测。基于至少一个BPS,系统可以使用检测到的BPS来生成中风风险指标,其指示出发展成即将发生的中风事件的风险。在其他示例中,系统可以警告临床医生关于中风检测,或改变或提供治疗,以用于治疗即将发生或检测到的中风事件或防止由中风引起的进一步损伤。

[0042] 图1通过示例而非限制的方式示出了中风监视系统100的示例和系统100可以操作所处的环境的部分。中风监视系统100可以包括可以与患者199的身体相关联的中风监视器110和外部系统130。通信链路120通过中风监视器110和外部系统130之间的通信来提供。

[0043] 中风监视器110可以采取移动式医疗装置(AMD)(诸如植入式医疗装置(IMD)112、引线系统114和一个或多个电极116)的形式。IMD 112可以被皮下植入在患者199的胸部、腹部或其他部分。IMD 112可以被配置为监视和诊断装置。IMD 112可以感测患者中的生理信号和功能信号,并且(例如,通过检测中风的早期指示或体征)预测即将发生的中风或检测中风事件。IMD 112可以包括气密密封罐,其容纳了感测电路、控制电路、通信电路和电池等组件。

[0044] IMD 112的感测电路可以被配置为通过与患者相关联的感测电极或移动式传感器来感测患者中的生理信号或功能信号。生理信号或功能信号可以包含关于以下的信息:对

与中风症状的发展相关或有助于中风症状的发展的生理变化或功能变化的心血管的、血液动力学的、肺的或神经的患者反应上的变化。在一些示例中,感测到的生理信号或功能信号可以指示出(诸如在患者身体状态变化期间或一天中的特定时间处检测到的)血压峰涌(BPS)或与其相关。IMD112可以使用感测到的生理信号或功能信号来检测BPS的指标。当BPS满足指定条件时,IMD 112可以预测或检测到中风的存在。IMD 112可以为医护专业人员生成中风或中风前指示的警报,或产生用于进一步诊断测试或治疗的建议。

[0045] 除了患者监视和中风检测之外,IMD 112还可以另外包括治疗单元,其可以生成一种或多种治疗并将其递送给患者以防止中风的发生,或治疗或控制中风和并发症以防止进一步损伤。该治疗可以包括电治疗、磁治疗或其他类型的治疗。在一些示例中,IMD 112可以包括药物递送系统,诸如用于向患者递送药物的药物输液泵,诸如溶解血块并从而恢复或改进对脑部血液供应的组织纤溶酶原激活剂(tPA)。

[0046] 虽然本文关于中风监视系统100的讨论集中于植入式系统(诸如IMD 112),但这意味着是仅通过示例而非限制的方式。在本发明人的考虑和本文档的范围内,本文所讨论的系统、装置和方法也可以用于在皮下医疗装置、可穿戴医疗装置(例如,像手表的装置、基于贴片的装置或其他附件)或其他移动式医疗装置中实现并由其执行。

[0047] 外部系统130可以通过通信链路120与IMD 112进行通信。外部系统130可以包括专用硬件/软件系统,诸如编程器、基于远程服务器的患者管理系统、或者可替换地由在标准个人计算机上运行的软件主导定义的系统。外部系统130可以控制IMD 112的操作,诸如对IMD 112进行编程以检测中风和可选地递送治疗。外部系统130可以另外通过通信链路120接收由IMD 112获取的信息,诸如一个或多个生理信号或功能信号。外部系统130可以包括显示器,其用于显示生理信号或功能信号、或提醒、警报、紧急呼叫或其他形式的警告,以发信号通知检测到中风。

[0048] 在示例中,外部系统130可以包括外部数据处理器,其被配置为分析由IMD112接收到的生理信号或功能信号,并确认或拒绝对中风的检测。计算密集型算法(诸如机器学习算法)可以在外部数据处理器中实现并由其执行,外部数据处理器可以对数据进行回顾性处理,并提供对即将发生的中风的个性化预测,诸如以允许患者有足够的时间做出反应。

[0049] 通信链路120可以包括外部系统与IMD 112之间的一个或多个通信信道和中间装置,诸如有线链路、电信链路(诸如因特网连接)、或无线链路(诸如感应遥测链路、射频遥测链路中的一个或多个)。通信链路120可以提供IMD 112与外部系统130之间的数据传输。传输的数据可以包括:例如,由IMD 112获取的实时生理数据、由IMD 112获取并存储在其中的生理数据、治疗历史数据、指示出IMD 112的装置操作状态的数据、对IMD 112的一个或多个编程指令,其可以包括用于感测生理信号或刺激命令和刺激参数或装置自我诊断测试等的配置。在一些示例中,IMD 112可以进一步通过中间控制装置(诸如手持式外部遥控装置,其用于远程指示IMD 112根据外部系统130产生的所选刺激参数来生成电刺激脉冲)耦合到外部系统130。

[0050] 外部系统130或IMD 112的部分可以使用硬件、软件、固件或其组合实现。外部系统130或IMD 112的部分可以使用专用电路来实施或者可以使用通用电路来实施,所述专用电路可以被构造为或配置为执行一个或多个特定功能,所述通用电路可以被编程为或另外配置为执行一个或多个特定功能。这种通用电路可以包括:微处理器或其一部分、微控制器或

其一部分、或者可编程逻辑电路或其一部分。例如,除了别的以外,“比较器”还可以包括可以被构造为执行两个信号之间的特定比较功能的电子电路比较器,或者该比较器可以被实施为通用电路的一部分,其可以由对通用电路的一部分下指令去执行两个信号之间的比较的代码来驱动。

[0051] 图2大致上示出了中风监视系统200的示例,其可以是中风监视系统100的实施例。中风监视系统200可以包括传感器电路210、中风风险电路220、存储器230和用户接口240。系统200可以可选地包括治疗电路250。在示例中,传感器电路210、中风风险电路220、存储器230、用户接口240或可选的治疗电路250中的一个或多个的至少一部分可以包括在诸如IMD 112的移动式装置中,或在移动式装置和外部装置(诸如编程器或远程患者管理系统)之间分布式实现。

[0052] 传感器电路210可以包括耦合到第一传感器202和第二传感器204的感测放大器。第一传感器202可以感测生理信号,包括心脏信号、肺信号、血液动力学信号、神经信号或生化信号。生理信号可以包含血压峰涌(BPS)或血压过度升高的信息。生理信号的示例可以包括心电图(ECG)、电描记图(EGM)、心率信号、心率变异性信号、胸内阻抗信号、心内阻抗信号、动脉血压信号、肺动脉压信号、RV压力信号、LV冠状动脉压信号、血压变异性信号、冠状动脉血温信号、外周体温信号、血氧饱和度信号、心音(HS)信号或呼吸信号(包括例如呼吸率、潮气量、分钟通气量、呼吸模式),等等。

[0053] 在示例中,传感器电路210可以耦合到诸如在引线系统114和IMD 112的罐外壳上的一个或多个电极,或者耦合到一个或多个可植入、可穿戴或其他移动式传感器以感测生理信号或功能信号。生理传感器的示例可以包括压力传感器、流量传感器、阻抗传感器、加速度计、麦克风传感器、呼吸传感器、温度传感器或血液化学传感器等。在示例中,传感器电路210可以耦合到能够收集或存储生理信息的装置,诸如外部编程器、电子医疗记录(EMR)系统或存储器单元以及其他数据存储装置。

[0054] 感测放大器电路可以对生理信号进行预处理,包括:例如,放大、数字化、滤波或其他信号调节操作。传感器电路210可以从经预处理的生理信号生成一个或多个信号度量。信号度量可以包括从生理信号提取的时间的、形态学的或统计学的特征,并且可以与血压的变化有关或指示出血压的变化。

[0055] 第二传感器204可以被配置为检测患者的身体状态变化,诸如从第一姿势到不同的第二姿势的转变,或从第一身体活动水平到不同的第二身体活动水平的转变。身体状态可以从功能信号来确定。在示例中,第二传感器204可以包括被配置为检测活动强度或活动持续时间的加速度计。在另一示例中,第二传感器204可以包括被配置为检测姿势或姿态的胸部阻抗传感器、倾斜开关、或加速度计。在各种示例中,第二传感器204可以包括陀螺仪、磁阻传感器、倾斜仪、测角仪、电磁跟踪系统(ETS)、感测织物、力传感器、应变仪以及被配置为感测运动、步态、平衡、运动模式、身体活动强度或持续时间等的用于肌电图(EMG)的传感器。下面诸如参考图3讨论感测身体状态变化的示例。

[0056] 中风风险电路220可以包括电路组,该电路组包括一个或多个其它电路或子电路。该电路或子电路可以单独或组合地执行本文描述的功能、方法或技术。在示例中,电路组的硬件可以被不可变地设计为执行特定操作(例如,硬连线的)。在示例中,电路组的硬件可以包括可变地连接的物理组件(例如执行单元、晶体管、简单电路等),其包括被物理地修改

(例如,磁性地、电气地对不变大量粒子的可移动布置等)以对特定操作的指令进行编码的计算机可读介质。在连接物理组件时,硬件构成部分的基础电气特性例如从绝缘体变为导体,反之亦然。该指令使嵌入式硬件(例如,执行单元或加载机构)能够经由可变连接来在硬件中创建电路组的成员(member),以在运行时执行特定操作的部分。因此,当装置运行时,计算机可读介质被可通信地耦合到电路组成员的其它组件。在示例中,任何物理组件可以被用在多于一个电路组的多于一个的成员中。例如,在运行中,执行单元可以在一个时间点处被用在第一电路组中的第一电路中,并且在不同的时间处被第一电路组中的第二电路再使用,或者被第二电路组中的第三电路中再使用。

[0057] 在各种示例中,中风风险电路220可以被实施为微处理器电路,诸如专用处理器诸如数字信号处理器、专用集成电路(ASIC)、微处理器或用于处理包括从传感器电路210接收到的生理信号的信息的其它类型的处理器。可替换地,微处理器电路可以是通用处理器,其可以接收并执行执行本文描述的功能、方法或技术的指令集。

[0058] 如图2所示,通信地耦合到传感器电路210的中风风险电路220可以包括血压峰涌(BPS)检测器222和中风检测器224。当患者经历身体状态变化时,BPS检测器222可以从感测到的生理信号检测对BPS的指示,其由血压过度升高来表示。BPS检测器222可以计算从在检测到的身体状态期间测量出的生理信号导出的信号度量的变化或其变化率。比较器223可以将信号度量与阈值( $BPS_{TH}$ )进行比较。如果信号度量满足指定条件(诸如超过阈值 $BPS_{TH}$ 指定裕度),则认为存在过度的血压峰涌。在示例中,阈值 $BPS_{TH}$ 是血压的变化率,由T小时内的汞(mmHg)的 $\Delta X$ 毫米的增加量表示。通过示例而非限制的方式,阈值 $BPS_{TH}$ 可以是在约1-8小时内的约20-50mmHg的压力增加量。在示例中,阈值 $BPS_{TH}$ 是3小时内的30mmHg的血压增加量。

[0059] 阈值 $BPS_{TH}$ 可以是取决于身体状态变化的方式的个性化阈值。在示例中,阈值 $BPS_{TH}$ 可以从个性化基线BPS来确定。针对特定患者的基线BPS可以被计算为:当患者没有中风事件时在指定时间段内(例如,在过去5-30天内)的相同或相似的身体状态变化(例如,指定姿势变化)期间的相同信号度量的先前测量值的平均值、中值、众数或其他中心趋势测度。这种个性化基线BPS考虑到诸如由于昼夜节律或反射性生理变化而引起的血压或与血压变化有关的生理参数的生理波动。因而,个性化基线BPS可以代表相同或相似的身体状况下的患者无中风BPS水平。如果BPS检测器222检测到BPS水平超过 $BPS_{TH}$ 指定裕度(例如,基线BPS水平的约10-20%),则认为血压峰涌过度。

[0060] 耦合到BPS检测器222的中风检测器224可以基于检测到的BPS满足指定条件而生成中风风险指标。中风风险指标指示出患者的中风风险。中风检测器224可以包括趋势电路225,其可以随时间推移使BPS趋向。当BPS趋势超过中风检测阈值时,可以生成中风风险指标。在示例中,中风检测器224可以使用BPS趋势来生成统计测度,诸如所趋向的BPS值的直方图或估计统计分布。中风检测阈值可以从直方图或统计分布来确定。如果BPS趋势超过中风检测阈值,则中风检测器224可以通过生成中风风险指标来检测中风。在示例中,中风检测阈值可以被确定为所趋向的BPS值的百分等级。百分等级(诸如第X个百分等级)是指其中BPS值的X%等于或小于该值的BPS值。在示例中,BPS阈值可以被选择为第75个百分等级( $BPS_{75}$ ),使得BPS值的75%小于或等于 $BPS_{75}$ 。当BPS趋势超过 $BPS_{75}$ 的阈值时,生成中风风险指标。

[0061] 存储器230可以被配置为存储诸如由传感器电路210生成的信号度量或传感器信

号、BPS和中风风险指标。存储器230的数据存储可以是连续的、周期性的或由用户命令或指定事件触发的。在示例中，BPS的检测可以触发对生理信号的数据存储。在示例中，询问装置（诸如如图1所示的外部系统130中的编程器和基于远程服务器的患者管理系统）可以请求访问存储在存储器230中的所存储的传感器信号、BPS和中风风险指标。所请求的信息可以诸如通过通信链路120转发到询问装置，其中信息可以显示或进行进一步分析，诸如以确认或拒绝中风检测。

[0062] 用户接口240可以包括输入装置241和输出单元242。在示例中，用户接口240的至少一部分可以在外部系统130中实现。输入装置241可以使用户能够提供用于感测生理信号或功能信号的参数、用于检测BPS的参数和中风风险指标。输入装置241可以包括输入装置，诸如键盘、屏幕键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、触摸屏或其它指向或导航装置。输出单元242可以生成信息的人类可感知呈现，包括对BPS和中风风险指标的检测。输出单元242可以包括用于显示信息的显示器或用于打印信息的硬拷贝的打印机。信息可以以表格；图表；图或任何其它类型的文本、列表或图形呈现格式来呈现，以用于显示给系统用户。输出信息的呈现可以包括音频或其它媒体格式，以通知系统用户检测到的生理事件。在示例中，输出单元242可以生成提醒、警报、紧急呼叫或其他形式的警告，以向系统用户发信号通知患者中风风险。

[0063] 可选治疗电路250可以被配置为响应于对BPS的检测和中风的风险而向患者递送治疗。在示例中，治疗电路250可以控制药物输液泵以递送抗中风药物，诸如组织纤溶酶原激活剂（tPA）。在另一示例中，治疗电路250可以递送康复治疗以治疗或控制中风的副作用。康复治疗可以包括被递送到功能受损的神经目标、或组织或器官的电刺激治疗。在一些示例中，抗中风治疗或康复治疗可以以闭环方式递送。治疗效果可以基于传感器反馈来评估。可以基于所递送的治疗的效果来调整一个或多个治疗参数，或定制药物剂量。在一些示例中，治疗电路250可以提供辅助治疗以在中风期间和中风之后维持足够的心肺或血液动力学支持。辅助治疗的示例可以包括呼吸率调节、心率调节、心脏起搏或抗心律失常治疗等。

[0064] 图3大致上示出了用于在指定身体状态期间检测血压峰涌（BPS）的中风监视系统的一部分300的示例。系统部分300可以是如图2所示的中风监视系统200的对应BPS检测部分的实施例。系统部分可以包括生理传感器310、身体状态传感器320、传感器电路210以及BPS检测器222。

[0065] 可以作为中风监视系统200的第一传感器202的实施例的生理传感器310可以包括一个或多个传感器，其用于测量血压或指示出血压变化或与血压变化有关的生理信号。这些传感器中的一个或多个可以是可植入的、可穿戴的或以其他方式可移动的。生理传感器310可以包括移动式血压传感器311，其被配置为位于动脉或紧挨着动脉或在心脏腔室处，以有创地或无创地测量外周动脉血压（例如手指、手腕或手臂处的动脉血压）、肺动脉压信号、RV压力信号、LV冠状动脉压、颈动脉压等之一。

[0066] 生理传感器310可以包括与BP变化有关的传感器。通过示例而非限制的方式，可以包括心音传感器312，或光电容积描记（PPG）传感器313中的一个或多个，其中每个都可以感测与BPS有关的或包含关于BPS的信息的信号。心音（HS）传感器312可以包括加速度计、声传感器、麦克风、基于压电的传感器，或者其他振动或声传感器也可以用于感测HS信号。HS传感器可以包括在移动式系统（诸如IMD 112）或耦合到移动式医疗装置的引线（诸如引线系

统114)的至少一部分中。传感器电路210可以感测HS信息,其包括一个或多个HS组分,诸如第一(S1)心音、第二(S2)心音、第三(S3)心音或第四(S4)心音。传感器电路210可以从HS信号生成信号度量,其可以与血压峰涌有关或以其他方式指示出血压峰涌。HS信号度量的示例可以包括:HS组分的强度,诸如S1心音或S2心音的幅度或信号功率;或基于HS的心脏定时间隔,诸如例如在QRS开始到S1心音之间测量出的射血前期(PEP)、诸如在ECG上的QRS波群开始到S2心音之间测量出的收缩定时间隔(STI)、诸如被测量为S1心音和S2心音之间的间隔的左心室射血时间(LVET)、或诸如在S2心音与ECG上的随后QRS波群开始之间测量出的舒张时间间隔(DTI)等。

[0067] PPG传感器313可以包括脉冲血氧计,其照射皮肤并测量光吸收的变化。光吸收的变化可以与血液灌注动力学有关,其可以反映血压的波动。PPG传感器可以位于患者指尖、耳朵、鼻中隔或前额等位置。传感器电路210可以从PPG信号生成收缩压、舒张压或平均动脉压的指示。在一些示例中,传感器电路210可以生成指示出脉冲波传播的一个或多个信号度量,诸如从第一生理事件到第二生理事件所经过的脉冲波渡越时间,或指示出动脉脉冲波在第一生理事件和第二生理事件之间的传播速度的脉冲波速度。

[0068] 可以作为中风监视系统200的第二传感器204的实施例的身体状态传感器320可以包括姿势检测器321、时钟/计时器322以及睡眠状态检测器323中的一个或多个。姿势检测器321可以耦合到姿势传感器,诸如加速度计、倾斜开关或胸部阻抗传感器,其被配置为检测姿势或姿态(可以包括躺姿、坐姿或站姿)。姿势检测器321可以检测姿势变化,诸如从躺姿到坐姿的转变、从坐姿到站姿的转变、或者从躺姿到站姿的转变。这样的姿势变化可能引起血压浮动。如本文所讨论的姿势变化期间的BP的过度峰涌可以是中风风险升高的指示。

[0069] 时钟/计时器322可以提供关于日间的某个时间(诸如早晨或患者在日间中何时醒来的特定时间帧)的信息。处于中风风险的患者可能在早晨或醒来时的日间的某个时间经历大幅的血压峰涌(BPS),这可能是由于交感神经活动增加和血液动力学反应升高而造就。

[0070] 睡眠状态检测器323可以耦合到传感器以检测睡眠状态或觉醒状态,或快动眼(REM)或非REM睡眠状态。睡眠状态传感器的示例可以包括加速度计、压电传感器、生物电势电极和传感器,或其他生理传感器。这些传感器可以通过大脑活动(诸如通过脑电图(EEG))或指示出睡眠状态诸如姿态、姿势变化频率、活动强度、呼吸、心率或其他生理信号的系统响应,来检测睡眠状态。传感器电路210可以检测从睡眠状态到觉醒状态的转变。传感器电路210可以另外地或可替换地检测快动眼(REM)睡眠与非REM睡眠之间的转变。在患有阻塞性睡眠呼吸暂停的患者中,识别出在REM睡眠期间(特别是在阻塞性呼吸事件之后)血压可能峰涌。在患有高血压的患者中,REM期间的血压可能间歇地峰涌到比白天期间更高的值。如在REM和非REM睡眠状态之间的转变期间所发生的BPS可以指示中风的增加风险。

[0071] BPS检测器222可以使用在检测到的身体状态转变期间感测到的生理信号的信号度量来检测BPS。在示例中,BPS检测器222可以响应于从睡眠状态到觉醒状态的转变而检测到“觉醒前的BPS”,而同时患者在姿势转变为坐或站之前仍然躺在床上。BPS可以被测量为觉醒状态下测量出的信号度量的变化或变化率,以及睡眠期间测量出的信号度量的变化或变化率,诸如当血压在睡眠时的指定时段期间达到最低水平(由传感器信号度量指示)时。在另一示例中,BPS检测器222可以响应于当患者醒来时从躺着到站立的姿势转变而检测到“晨BPS”。

[0072] 在一些示例中,在复合身体状态变化期间可以感测生理信号,诸如由身体状态传感器320的组件或检测器中的一个或多个来感测。复合身体状态变化是姿势变化、睡眠状态变化或一天中的时间中的两个或多个的组合。例如,BPS可以在以下期间被测量:在上午6点和8点之间的早晨期间从躺下到站立的姿势变化、在睡眠或打盹后醒来之后从躺下到站立的姿势变化、或者从睡眠到觉醒的转变而同时患者在任何姿势改变之前仍然躺在床上,等等。

[0073] 在一些示例中,BPS检测器222可以使用来自在身体状态变化期间感测到的生理信号的多个信号度量来检测BPS。BPS检测器222可以在身体状态变化期间使用信号度量的线性组合或非线性组合来生成复合BPS指标。计算模型的示例可以包括线性加权组合、非线性组合(诸如决策树、神经网络、模糊逻辑模型或多变量回归模型等)。在示例中,当信号度量被组合时,信号度量可以被权重因子分别加权。权重因子表明了评估患者发展为中风的风险时的相应生理信号可靠性。在示例中,可以使用患者的历史数据(包括患者病史中的中风期间获得的生理信号)来确定可靠性。显示出信号幅度或信号功率的更大和更一致变化的信号度量被认为比具有信号幅度或信号功率的更小变化或更大变异性的另一信号度量更可靠。在建立信号度量的线性组合或非线性组合时,更大权重可以分配给相比更少可靠的信号度量而言更可靠的信号度量。比较器223可以将复合BPS指标与诸如阈值的预定条件进行比较以检测BPS的存在。检测到的BPS可以被中风检测器224用于生成中风风险指标。

[0074] 图4大致上示出了一种用于检测患者中风的方法400的示例。方法400可以在移动式医疗装置(诸如IMD 112)或者远程患者管理系统(诸如外部系统130)中实施和执行。在示例中,方法500可以在图2中的中风监视系统200中实施并由其执行。

[0075] 方法400在410处开始,感测患者的生理信号和身体状态变化。生理信号和身体状态可以使用相应的传感器(诸如参考图2中的中风监视系统200所讨论的第一传感器202和第二传感器204)来感测。生理信号可以指示出血压变化或与血压变化有关。生理信号的示例可以包括心电图(ECG)、电描记图(EGM)、心率信号、心率变异性信号、胸内阻抗信号、心内阻抗信号、动脉血压信号、肺动脉压信号、RV压力信号、LV冠状动脉压信号、血压变异性信号、冠状动脉血温信号、外周体温信号、血氧饱和度信号、心音(HS)信号或呼吸信号(包括例如呼吸率、潮气量、分钟通气量、呼吸模式)等。身体状态变化可以包括从第一姿势到不同的第二姿势的转变,或从第一身体活动水平到不同的第二身体活动水平的转变。身体状态可以从功能信号(诸如运动、步态、平衡、运动模式、身体活动强度或持续时间等)来确定。

[0076] 在420处,血压峰涌(BPS)可以从身体状态变化期间的生理信号来检测。可以计算在检测到的身体状态变化期间的生理信号的信号度量的变化或变化率。信号度量的变化或变化率可以与血压变化有关或以其他方式指示出血压变化。当信号度量的变化满足指定条件(诸如超过BPS阈值,该BPS阈值表示当患者没有中风事件时在相同或相似的身体状态变化期间的基线BPS水平)时,可以检测到过度的BPS。

[0077] 在430处,可以使用检测到的BPS生成中风风险指标。如果BPS趋势超过中风检测阈值,则可以生成中风风险指标。中风检测阈值可以基于BPS值的统计分布(诸如BPS直方图)来确定。在示例中,中风检测阈值可以被选择作为从BPS直方图计算出的第X个百分等级。

[0078] 在440处,可以向用户或过程输出对中风的检测。在示例中,信息的人类可感知呈现(包括中风风险指标)可以被生成并显示在诸如图2所示的用户接口240的输出单元242

上。在示例中,可以生成提醒、警报、紧急呼叫或其他形式的警告以发信号通知对中风的早期检测到。

[0079] 方法400可以可选地包括步骤450,其用于响应于对BPS的检测到和中风风险而向患者递送治疗。治疗可以包括药物治疗(诸如通过药物输液泵装置递送抗中风药物),和/或用于控制中风副作用的康复治疗(诸如递送到功能受损的神经目标、或组织或器官的电刺激治疗)。抗中风治疗或康复治疗可以以闭环方式递送。在一些示例中,在450处可以递送辅助治疗,以在中风期间和中风之后维持足够的心肺或血液动力学支持。

[0080] 图5大致上示出了用于至少基于BPS来检测中风的方法500的示例。方法500可以是方法400的实施例,并且可以在图2中的心律失常检测系统200或图3中的系统部分300中实施并由其执行。

[0081] 方法500在510处开始,其中生理信号可以诸如通过移动式生理传感器而被感测。生理信号可以包括有创血压信号或无创血压信号,诸如外周动脉血压(例如手指、手腕或手臂处的动脉血压)、肺动脉压信号、RV压力信号、LV冠状动脉压、颈动脉压。可替换地或另外地,生理信号可以包括指示出血压变化或与血压变化有关的信号,其可以包括心音信号、光电容积描记(PPG)信号或阻抗信号。

[0082] 一个或多个身体状态(包括姿势、睡眠状态/觉醒状态或一天中的时间)可以在520处监视,以及生理信号监视。姿势可以在521处诸如使用姿势检测器321来监视。在531处的姿势变化可以包括从躺姿到坐姿的转变、从坐姿到站姿的转变、或者从躺姿到站姿的转变。在522处,睡眠状态或觉醒状态,或快动眼(REM)或非REM睡眠状态可以诸如使用睡眠状态检测器323来检测。睡眠状态可以使用脑电图(EEG)、姿势、姿势变化频率、活动强度、呼吸、心率或其他生理信号来检测。睡眠状态转变可以在532处检测,其可以包括从睡眠状态到觉醒状态的转变,或者REM睡眠和非REM睡眠之间的转变。在523处,日间中的时间可以诸如通过使用时钟/计时器322来跟踪。特定时间帧(诸如上午6点和中午之间的早晨,或患者在日间中何时觉醒)可以在533处识别。

[0083] 在540处,BPS可以使用在身体状态变化期间检测到的生理信号来计算。例如,姿势变化可以导致血压波动。如果在531处检测到指定姿势变化,则可以获取生理信号以检测BPS。类似地,如果在532处检测到睡眠状态转变(诸如从睡眠到觉醒,或者在REM和非REM睡眠状态之间),或者如果在533处检测到日间中的指定时间,则可以获取生理信号以检测BPS。在示例中,“觉醒前的BPS”响应于从睡眠状态到觉醒状态的转变,而同时患者在姿势转变到坐或站之前仍躺在床上。在另一示例中,BPS检测器222可以响应于当患者醒来时从躺下到站立的姿势转变而检测到“晨BPS”。在一些示例中,当已经检测到姿势改变、睡眠状态改变或日间中的时间中的两个或多个时,可以感测到生理信号。例如,BPS可以在以下期间被测量:在上午6点和8点之间的早晨期间从躺下到站立的姿势变化、在睡眠或打盹后醒来之后从躺下到站立的姿势变化、或者从睡眠到觉醒的转变而同时患者在任何姿势变化之前仍躺在床上,等等。

[0084] 在一些示例中,在540处,BPS可以使用在身体状态变化期间感测到的多个生理信号来计算。复合BPS指标可以在身体状态变化期间使用信号度量的线性组合或非线性组合来生成。计算模型的示例可以包括线性加权组合、非线性组合(诸如决策树、神经网络、模糊逻辑模型或多变量回归模型等)。在示例中,当信号度量被组合时,信号度量可以被权重因

子分别加权。复合BPS指标可以与预定条件(诸如阈值)进行比较,以检测BPS的存在。

[0085] 在550处,可以诸如基于患者的病历或病史来确定患者的中风风险。风险因素可以包括高血压、心血管疾病、糖尿病、高胆固醇、肥胖、吸烟、饮酒或家族史、以及其他医疗和行为状况。如果在560处患者被识别为风险升高,则可以在570处生成警报,以向医疗保健提供者发信号通知如在540处检测到的BPS所证实的中风的高可能性。在示例中,还可以生成用于进一步诊断测试或治疗的建议。

[0086] 图6大致上示出了示例机器600的框图,在该示例机器600上可以执行本文所讨论的任何一种或多种技术(例如,方法)。该描述的部分可以应用于LCP装置、IMD或外部编程器的各个部分的计算框架。

[0087] 在可替换的实施例中,机器600可以作为独立装置进行操作,或者可以连接(例如,联网)到其它机器。在联网部署中,机器600可以在服务器—客户网络环境中以服务器机器、客户机器或两者的能力进行操作。在示例中,机器600可以用作对等(P2P)(或其它分布式)网络环境中的对等机器。机器600可以是个人计算机(PC)、平板电脑PC、机顶盒(STB)、个人数字助理(PDA)、移动电话、网络电器、网络路由器、交换机或网桥、或者能够执行指定该机器要采取的动作的指令(顺序或以其它方式)的任何机器。此外,虽然仅示出了单个机器,但术语“机器”还应被视为包括以下机器的任何集合,其单独或联合执行一个(或多个)指令集以实施本文所讨论的任何一种或多种方法,诸如云计算、软件即服务(SaaS)、其它计算机集群配置。

[0088] 如本文所述,示例可以包括逻辑或多个组件或机构,或者可以由其操作。电路组是在包括硬件(例如,简单电路、门、逻辑等)的有形实体中实施的电路的集合。电路组成员可以是随时间推移而灵活的和潜在的硬件可变性。电路组包括可以单独或组合地在操作时执行指定操作的成员。在示例中,电路组的硬件可以不变地被设计为执行特定操作(例如,硬连线)。在示例中,电路组的硬件可以包括可变连接的物理组件(例如,执行单元、晶体管、简单电路等),其包括用于对特定操作的指令进行编码的物理修改(例如,不变聚集粒子的磁、电、可移动的放置等)的计算机可读介质。在连接物理组件时,硬件构件的根本电性质变化,例如从绝缘体变为导体,反之亦然。指令使嵌入式硬件(例如,执行单元或加载机构)能够经由可变连接在硬件中创建电路组的成员,以在操作时执行特定操作的部分。因此,当装置操作时,计算机可读介质可通信地耦合到电路组成员的其它组件。在示例中,任何物理组件可以用在多于一个电路组的多于一个成员中。例如,在操作中,执行单元可以在一个时间点处在第一电路组的第一电路中使用并且由第一电路组中的第二电路重用,或者在不同时间处由第二电路组中的第三电路重用。

[0089] 机器(例如,计算机系统)600可以包括硬件处理器602(例如,中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、硬件处理器核心或其任何组合)、主存储器604和静态存储器606,其中的一些或全部可以经由互连链路(例如,总线)608彼此通信。机器600还可以包括显示单元610(例如,光栅显示器、矢量显示器、全息显示器等)、字母数字输入装置612(例如,键盘)以及用户接口(UI)导航装置614(例如,鼠标)。在示例中,显示单元610、输入装置612和UI导航装置614可以是触摸屏显示器。机器600可以另外包括存储装置(例如,驱动单元)616;信号生成装置618(例如,扬声器);网络接口装置620;以及一个或多个传感器621,诸如全球定位系统(GPS)传感器、指南针、加速度计或其它传感器。机器600可以包括输出控制器628,诸如

串行(例如,通用串行总线(USB))、并行或其它有线或无线(例如,红外(IR)、近场通信(NFC)等)连接,以通信或控制一个或多个外围装置(例如,打印机、读卡器等)。

[0090] 存储装置616可以包括机器可读介质622,其上存储有一个或多个数据结构集或指令集624(例如,软件),其体现了由本文描述的任何一个或多个技术或功能或由其使用。指令624还可以在机器600对其执行期间完全或至少部分地驻留在主存储器604内、静态存储器606内或硬件处理器602内。在示例中,硬件处理器602、主存储器604、静态存储器606或存储装置616的一个或任何组合可以构成机器可读介质。

[0091] 虽然机器可读介质622被示为单个介质,但是术语“机器可读介质”可以包括被配置为存储一个或多个指令624的单个介质或多个介质(例如,集中式或分布式数据库,和/或相关联的高速缓存和服务器等)。

[0092] 术语“机器可读介质”可以包括能够存储、编码或携带用于由机器600执行并且使机器600执行本公开的任何一种或多种技术的指令或者能够存储、编码或携带由这种指令使用或与这种指令相关联的数据结构的任何介质。非限制性机器可读介质示例可以包括固态存储器以及光学和磁性介质。在示例中,大规模机器可读介质包括具有多个粒子(其具有不变(例如,静止)质量)的机器可读介质。因此,大规模机器可读介质是非暂时传播信号。大规模机器可读介质的具体示例可以包括:非易失性存储器,诸如半导体存储器装置(例如,电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM))和闪存装置;磁盘,诸如内部硬盘和可移动磁盘;磁光盘;和CD-ROM和DVD-ROM磁盘。

[0093] 还可以经由利用多种传输协议(例如,帧中继、互联网协议(IP)、传输控制协议(TCP)、用户数据报协议(UDP)、超文本传输协议(HTTP)等)中的任何一种的网络接口装置620使用传输介质在通信网络626上发送或接收指令624。示例通信网络可以包括局域网(LAN)、广域网(WAN)、分组数据网络(例如,因特网)、移动电话网络(例如,蜂窝网络)、普通老式电话(POTS)网络、以及无线数据网络(例如,称为WiFi®的电气和电子工程师协会(IEEE)802.11标准系列、称为WiMax®的IEEE 802.16标准系列)、IEEE 802.15.4标准系列、对等(P2P)网络等。在示例中,网络接口装置620可以包括一个或多个物理插孔(例如,以太网、同轴或电话插孔)或一个或多个天线以连接到通信网络626。在示例中,网络接口装置620可以包括多个天线以使用单输入多输出(SIMO)、多输入多输出(MIMO)或多输入单输出(MISO)技术中的至少一个来进行无线通信。术语“传输介质”应被视为包括能够存储、编码或携带用于由机器600执行的指令的任何无形介质,并且包括数字或模拟通信信号或其它无形介质以促进这种软件的通信。

[0094] 在上面附图中示出了各种示例。来自这些实施例中的一个或多个实施例的一个或多个特征可以被组合以形成其他实施例。

[0095] 本文所描述的方法示例可以至少部分地是机器实施或计算机实施的。一些示例可以包括编码有指令的计算机可读介质或者机器可读介质,所述指令可操作以配置电子装置或系统来执行以上示例中描述的方法。这种方法的实施可以包括诸如微代码、汇编语言代码、高级语言代码等的代码。这种代码可以包括用于执行各种方法的计算机可读指令。代码可以形成计算机程序产品的一部分。此外,在执行期间或者在其它时间,代码可以有形地存储在一个或多个易失性、或非易失性的计算机可读介质上。

[0096] 上述详细说明旨在是说明性的,而不是限制性的。因此,本公开的范围应当参考所

附权利要求以及这样权利要求所赋予的等同物的全部范围来确定。

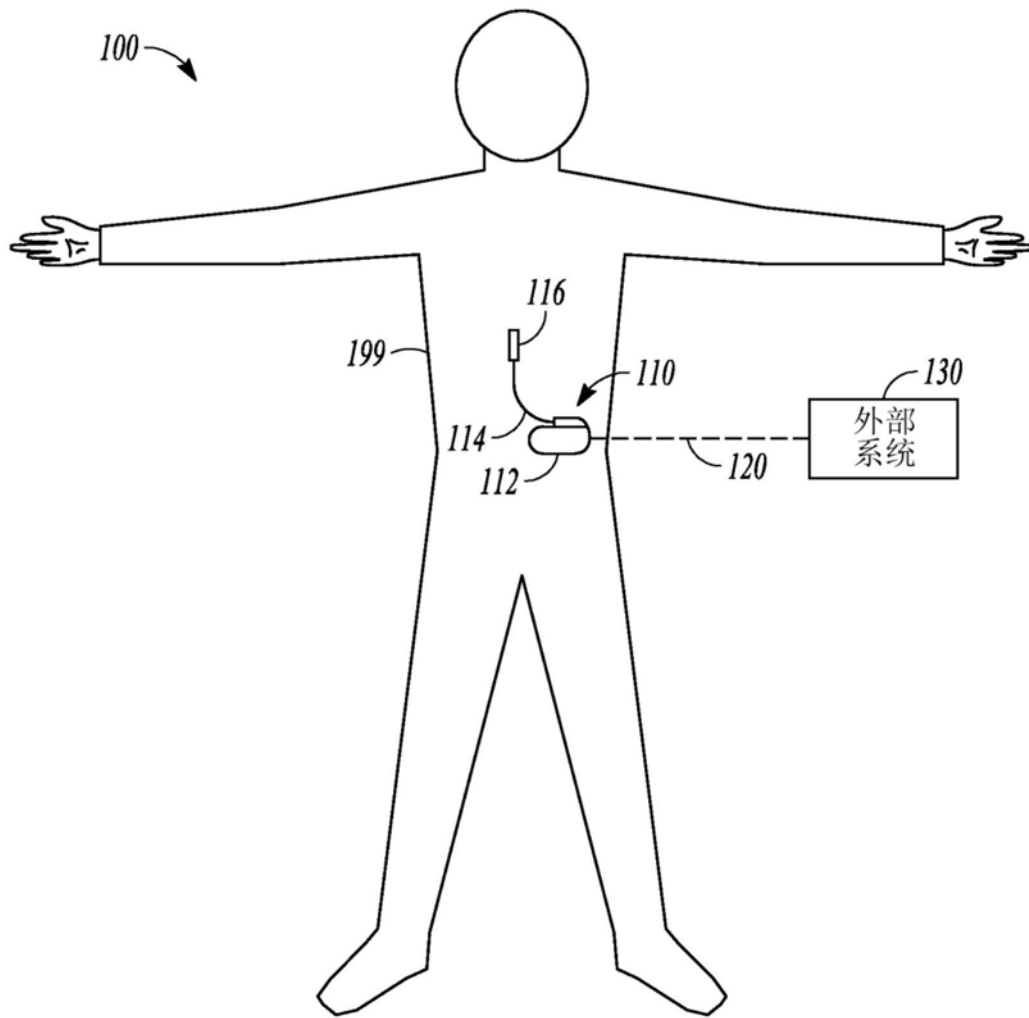


图1

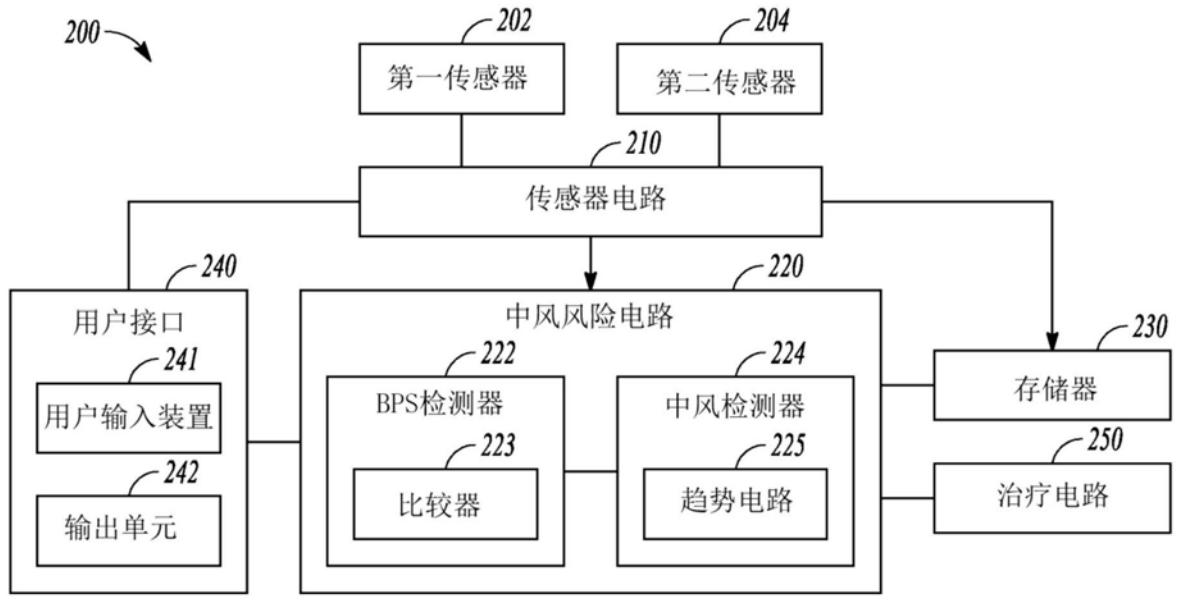


图2

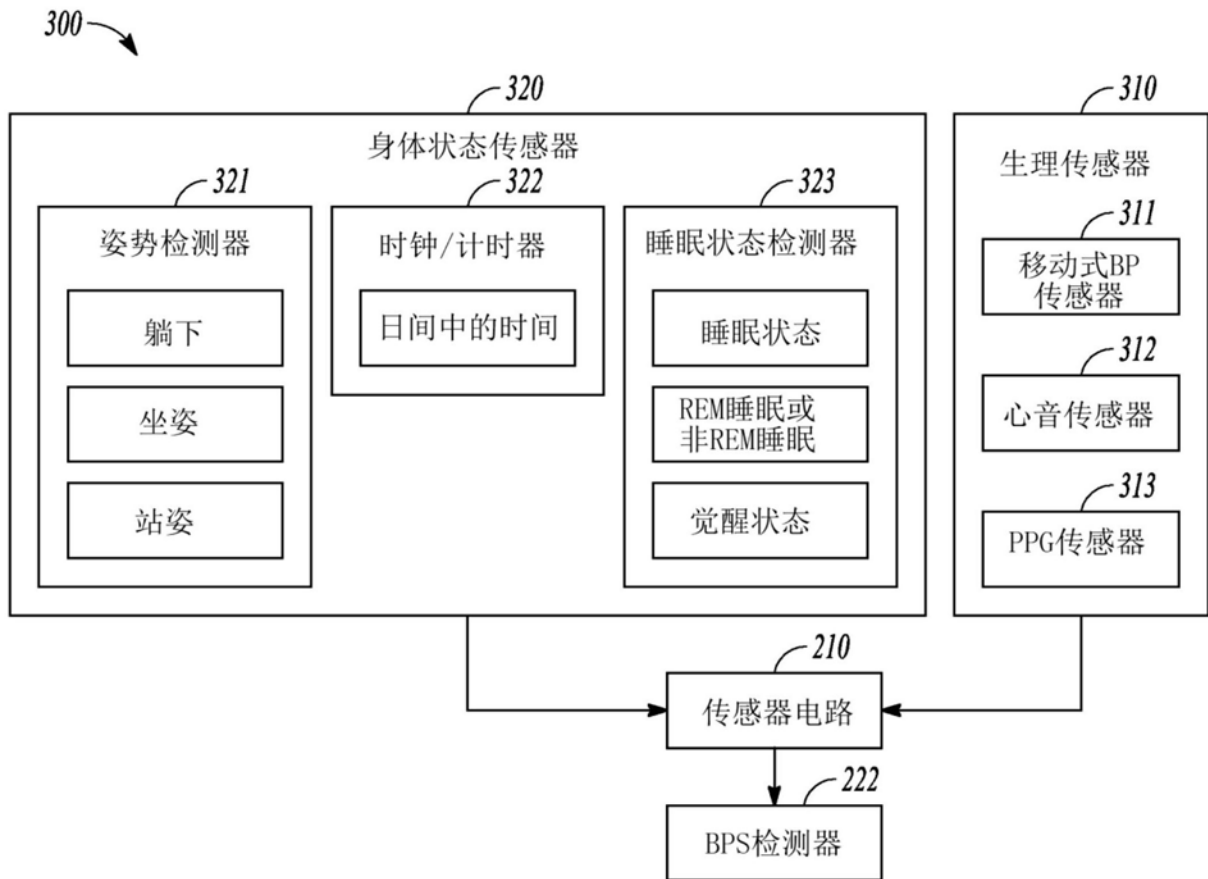


图3

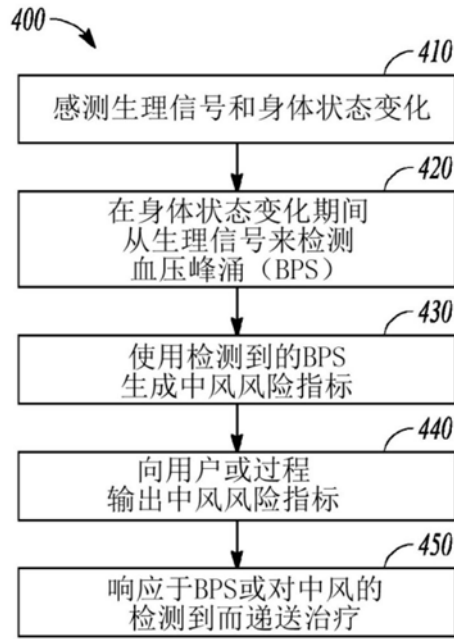


图4

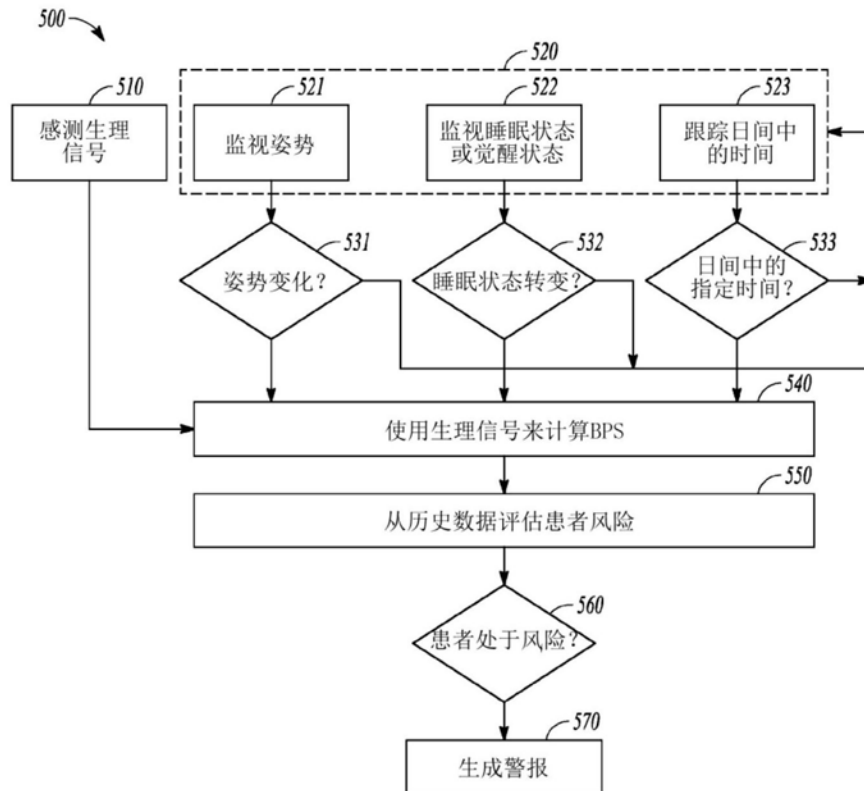


图5

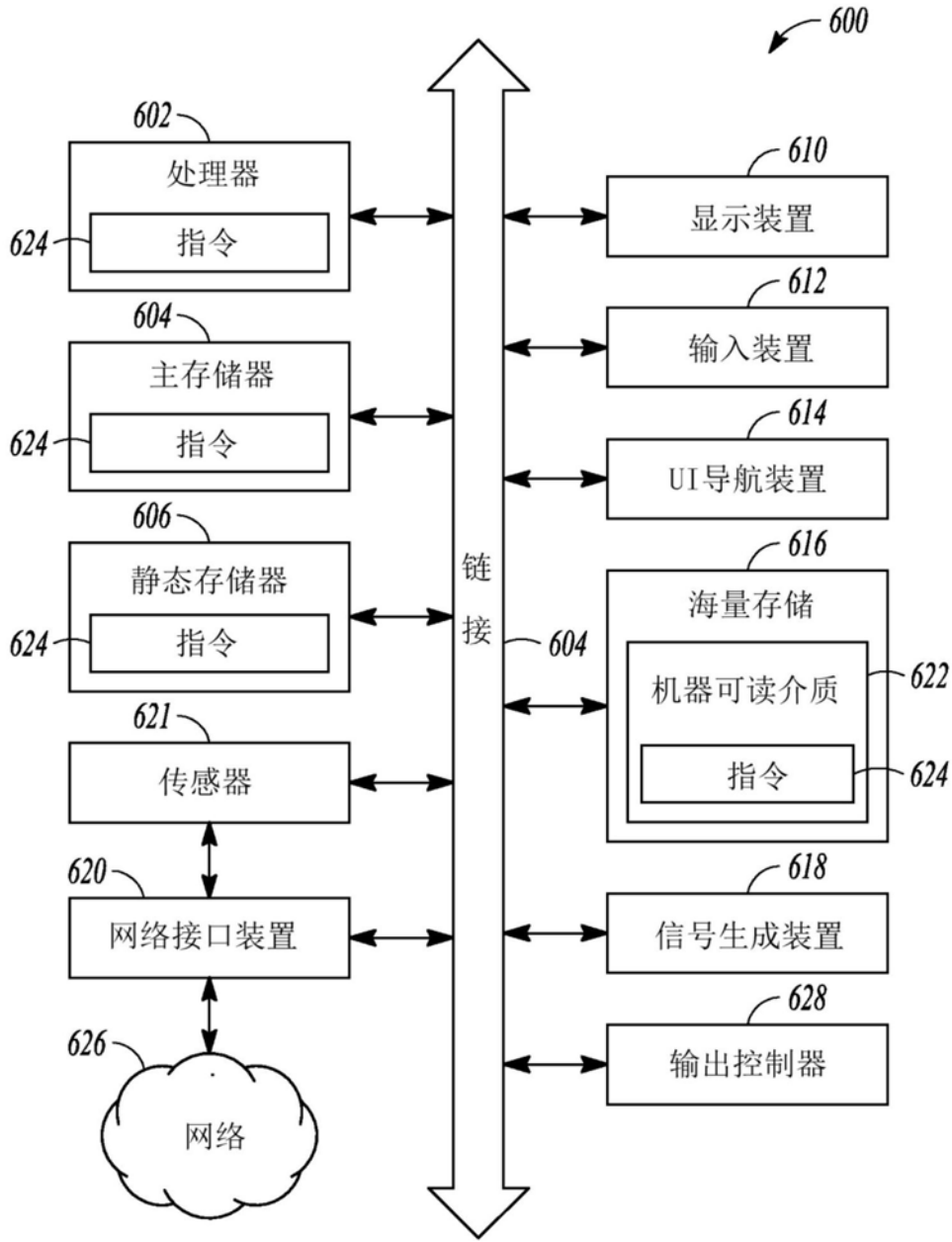


图6

专利名称(译)	使用血压峰涌进行中风检测		
公开(公告)号	<a href="#">CN110022767A</a>	公开(公告)日	2019-07-16
申请号	CN201780074777.4	申请日	2017-11-29
[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 桑德拉纳加勒 布赖恩艾伦克拉克		
发明人	伊丽莎白·M·安诺尼 普拉莫德辛格·希拉辛格·塔库尔 安琪 桑德拉·纳加勒 布赖恩·艾伦·克拉克 托马斯·克里斯汀 爱德华·A·戈德伯格		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/021 A61N1/36		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/1116 A61B5/4812 A61B5/4836 A61B5/7275 A61B5/7282 A61B7/00 A61B7/04 A61N1/36514 A61N1/36535 A61N1/36564 A61N1/3702 A61N1/36117 G16H50/30 A61B5/0022 A61B5/ /0205 A61B5/02055 A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/053 A61B5/0816 A61B5/1112 A61B5/1118 A61B5/14542 A61B5/4809 A61B5/4839 A61B5/7405 A61B5/746 A61B2562 /0204 A61B2562/0219		
代理人(译)	王天鹏		
优先权	62/429477 2016-12-02 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本文档尤其讨论了用于检测中风的系统和方法。系统可以包括用于感测生理信号的传感器电路和用于检测身体状态变化的第二传感器。身体状态变化可以包括身体活动、姿势或睡眠状态的转变。中风风险电路可以响应于一个或多个身体状态变化而从感测到的生理信号检测到指示出血压峰涌(BPS)的信号。系统可以使用检测到的BPS生成中风风险指标，其指示出发展为即将发生的中风事件的风险。系统包括输出单元，其向用户或过程输出中风风险指标。

