



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104837401 B

(45)授权公告日 2017.09.12

(21)申请号 201380064722.7

(22)申请日 2013.12.06

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104837401 A

(43)申请公布日 2015.08.12

(30)优先权数据

61/737,410 2012.12.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.06.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/060707 2013.12.06

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/091382 EN 2014.06.19

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 B·D·格罗斯

(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 5/024(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61N 1/05(2006.01)

A61N 1/365(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2010145201 A1, 2010.06.10, 说明书第【0024】-【0025】、【0031】-【0033】、【0054】、【0013】-【0016】段,附图图3a-3c、5-7.

US 7794406 B2, 2010.09.14, 说明书摘要, 说明书第3栏第26-40行.

CN 102811659 A, 2012.12.05, 全文.

CN 101039617 A, 2007.09.19, 全文.

US 2008275520 A1, 2008.11.06, 全文.

US 2003212336 A1, 2003.11.13, 全文.

审查员 许流芳

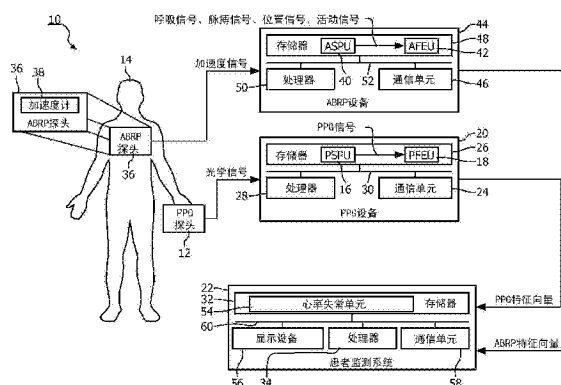
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

通过光电血管容积图(PPG)和加速度计检测显著心率失常事件的系统和方法

(57)摘要

一种检测心律失常事件的医学系统(10)和方法。所述医学系统(10)包括被编程为执行所述方法的至少一个处理器(28、34、50)。接收使用被安置在患者(14)上或之内的光电血管容积图(PPG)探头(12)生成的PPG信号和使用被安置在所述患者(14)上或之内的加速度计(38)生成的脉搏信号;从所述PPG信号提取特征到PPG特征向量;从所述脉搏信号提取特征到脉搏特征向量;将所述PPG特征向量与所述脉搏特征向量相关;并且评价相关的PPG特征向量和相关的脉搏特征向量以检测心律失常事件。



1. 一种用于检测心律失常事件的医学系统 (10), 所述系统 (10) 包括:
至少一个处理器 (28、34、50), 其被编程为:
接收使用被安置在患者 (14) 上或之内的光电血管容积图 (PPG) 探头 (12) 生成的光电血管容积图信号;
接收使用被安置在所述患者 (14) 上或之内的加速度计 (38) 生成的脉搏信号;
从所述光电血管容积图信号提取特征以生成光电血管容积图特征向量;
从所述脉搏信号提取特征以生成脉搏特征向量;
将所述光电血管容积图特征向量与所述脉搏特征向量相关; 并且
评价相关的光电血管容积图特征向量和相关的脉搏特征向量以检测心律失常事件;
其中, 从所述光电血管容积图信号提取的特征包括针对上一预定数目的脉搏中的相邻脉搏的对的脉搏间间隔 (IPI); 并且
其中, 从所述脉搏信号提取的特征包括针对上一预定数目的脉搏中的相邻脉搏的对的脉搏间间隔 (IPI)。
2. 根据权利要求1所述的医学系统 (10), 其中, 所述至少一个处理器 (28、34、50) 还被编程为:
接收使用被安置在所述患者 (14) 上或之内的所述加速度计 (38) 生成的呼吸信号;
从所述呼吸信号提取特征以生成呼吸特征向量;
将所述光电血管容积图特征向量与所述呼吸特征向量相关; 并且
评价相关的呼吸特征向量以检测心律失常事件。
3. 根据权利要求2所述的医学系统 (10), 其中, 当所述脉搏信号的信号质量指数 (SQI) 超过预定阈值并且所述呼吸信号的信号质量指数超过预定阈值时, 从所述脉搏信号和所述呼吸信号提取特征。
4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的医学系统 (10), 其中, 将所述光电血管容积图特征向量与所述脉搏特征向量相关包括:
将所述脉搏特征向量的脉搏间间隔 (IPI) 趋势与所述光电血管容积图特征向量的脉搏间间隔趋势对齐。
5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的医学系统 (10), 其中, 所述至少一个处理器 (28、34、50) 还被编程为:
接收使用所述加速度计 (38) 生成的位置信号和活动信号;
分别从所述位置信号和所述活动信号提取特征以生成位置特征向量和活动特征向量, 其中, 评价所述相关的光电血管容积图特征向量和所述相关的脉搏特征向量以检测所述心律失常事件使用所述位置特征向量和所述活动特征向量。
6. 根据权利要求1-3中的任一项所述的医学系统 (10), 其中, 从所述光电血管容积图信号提取特征是并行于且独立于从所述脉搏信号提取特征的。
7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的医学系统 (10), 其中, 评价所述相关的光电血管容积图特征向量和所述相关的脉搏特征向量来检测所述心律失常事件包括以下中的至少一个:
响应于脉搏间间隔 (IPI) 趋势从有规律到持续不规则地无规律并且活动水平在预定阈值以下而检测到心房纤颤或颤动 (房颤) 的发作;

响应于脉搏间间隔趋势从不规则地无规律到持续有规律并且所述活动水平在所述预定阈值以下而检测到房颤的结束;以及

响应于脉搏间间隔变得有规律、快速且持续并且所述活动水平在所述预定阈值以下且光电血管容积图信号幅度下降而检测到具有血行动力阻碍的快速性心率失常。

8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的医学系统,还包括:

光电血管容积图 (PPG) 设备 (20), 其使用被安置在所述患者 (14) 上或之内的所述光电血管容积图探头 (12) 生成所述光电血管容积图信号; 以及

基于加速度计的呼吸与脉搏 (ABRP) 设备 (440), 其使用被安置在所述患者 (14) 上或之内的所述加速度计 (38) 生成所述脉搏信号。

通过光电血管容积图 (PPG) 和加速度计检测显著心率失常事件的系统和方法

技术领域

[0001] 本申请总体上涉及患者监测。本申请具体应用于与减少误报警结合使用,并且将具体参考该应用进行描述。然而,应当理解,本申请也应用于其他使用情境,并且不必须限于前述应用。

背景技术

[0002] 针对诸如局部缺血和心率失常事件的心脏事件的心电图 (ECG) 监测对于检测患者恶化而言是重要的。感兴趣的心律失常事件包括,例如,心房纤颤或颤动(房颤)的发作与结束、心室性心动过速(室性心动过速)、心室纤颤(室颤)、以及心搏停止。然而,ECG监测造成许多挑战。

[0003] 常规的ECG技术是繁琐的(在维持信号采集上是费力的)且昂贵的。在许多情况中,连续ECG要求临床医生进行相当大量的工作,以维持对皮肤的恰当的电极和导线接触。未能这么做能够导致对心脏事件的错误检测和错误报警,或者临床上的无为事件(action-less event)。另外,尽管随着更小、更低成本和可穿戴技术的发展,这些挑战中的许多仍然存在。

[0004] 本申请提供了新的且改进的方法和系统,其克服了以上提及的问题和其他问题。

发明内容

[0005] 根据一个方面,提供了一种用于检测心律失常事件的医学系统。所述系统包括至少一个处理器,所述处理器被编程为接收使用被安置在患者上或之内的光电血管容积图(PPG)探头生成的PPG信号;并且接收使用被安置在所述患者上或之内的加速度计生成的脉搏信号。另外,所述至少一个处理器被编程为从所述PPG信号提取特征到PPG特征向量;从所述脉搏信号提取特征到脉搏特征向量;将所述PPG特征向量与所述脉搏特征向量相关;并且评价相关的PPG特征向量和相关的脉搏特征向量以检测心律失常事件。

[0006] 根据另一方面,提供了一种用于检测心律失常事件的医学方法。接收使用被安置在患者上或之内的PPG探头生成的PPG信号;接收使用被安置在所述患者上或之内的加速度计生成的脉搏信号;从所述PPG信号提取特征到PPG特征向量;从所述脉搏信号提取特征到脉搏特征向量;将所述PPG特征向量与所述脉搏特征向量相关;并且评价相关的PPG特征向量和相关的脉搏特征向量以检测心律失常事件。

[0007] 根据另一方面,提供了一种用于检测心律失常事件的医学系统。所述系统包括第一特征提取单元,所述第一特征提取单元从PPG信号提取特征到PPG特征向量。所述PPG信号是使用被安置在患者上或之内的PPG探头生成的。所述系统还包括第二特征提取单元,所述第二特征提取单元分别从脉搏信号和呼吸信号提取特征到脉搏特征向量和呼吸特征向量。所述脉搏信号和所述呼吸信号是使用被安置在所述患者上或之内的加速度计生成的。所述系统还包括心率失常单元,所述心率失常单元被配置为:将所述PPG特征向量与所述脉搏特征向量和所述呼吸特征向量相关;并且评价相关的PPG特征向量和相关的脉搏特征向量和

相关的呼吸特征向量以检测心律失常事件。

[0008] 一个优点在于对心律失常事件的更加可靠的检测。

[0009] 另一优点在于无需心电图 (ECG) 监测地检测心律失常事件。

[0010] 另一优点在于无需连续监测而周期性地检测心律失常事件的能力。

[0011] 本领域普通技术人员在阅读和理解了以下详细描述后将认识到本发明的其他优点,所述详细描述包括对其他生理状况的检测,其保证了对患者的护理提供者的通知或对检测到的状况的合适的应答。

附图说明

[0012] 本发明可以采取各种部件和部件的布置,以及各个步骤和步骤的安排的形式。附图仅用于图示优选的实施例的目的,并且不应被解读为对本发明的限制。

[0013] 图1图示了用于检测心律失常事件的医学系统的一个实施例。

[0014] 图2图示了用于检测心律失常事件的医学系统的另一实施例。

[0015] 图3图示了用于利用图1或图2的系统检测心律失常事件的流程图。

具体实施方式

[0016] 本发明提出了通过对光电血管容积图 (PPG) 信号以及呼吸信号和脉搏信号的使用来检测心律失常事件,呼吸信号和脉搏信号是从加速度计确定的。能够通过基于加速度计的呼吸信号和脉搏信号与PPG信号的交叉相关,以高置信度来检测这些事件。另外,检测到的事件能够用于以高置信度向临床医生生成警报。

[0017] 参考图1和图2,医学系统10包括PPG探头12,所述PPG探头12促进PPG信号和/或其他信号的生成。典型地,PPG信号是使用脉搏血氧饱和度仪生成的,但是预期用于生成PPG信号的其他途径。PPG探头12被放置在相关联的患者14上或之内。

[0018] 当脉搏血氧饱和度仪被用于生成PPG信号时,PPG探头12被放置在患者14的薄的部分上或附近。在婴儿的情况中,PPG探头12通常被跨脚放置。否则,PPG探头12通常被跨指尖放置,跨耳垂放置,放置在食指与拇指之间的蹼上(主要拇动脉),或者放置在前额上。另外,当采用脉搏血氧饱和度仪时,PPG探头12包括一个或多个光源,所述一个或多个光源被控制为使在红色(例如,660nm附近)和红外(例如,940nm附近)波长的光通过,随后通过患者14到PPG探头12的光检测器。由光检测器测量两个波长中的每个处的变化的吸收以创建光学信号。

[0019] PPG信号处理单元 (PSPU) 16处理由PPG探头12生成的一个或多个信号(例如,光学信号),以生成PPG信号和/或其他信号。合适地,PPG信号和/或其他信号是连续的。

[0020] 另外,PPG特征提取单元 (PFEU) 18处理PPG信号,以提取一个或多个特征到PPG特征向量。能够被提取的特征包括针对PPG信号的信号质量指数 (SQI)、PPG信号的信号稳定性、针对上n个(例如,n=4或8)脉搏的脉搏参考(即,检测到的脉搏识别符 (ID)、针对上n个脉搏中的相邻脉搏的对的脉搏间间隔 (IPI)、针对上n个脉搏的中值IPI,以及inop消息。针对脉搏的脉搏参考能够例如是主时钟指数。典型地,提取这些特征中的全部到PPG特征向量。

[0021] PFEU 18典型地仅在PPG信号的SQI超过预定阈值时提取特征到PPG特征向量。预定阈值被设定在这样的水平:在该水平医学系统10的用户将信号质量视为足够高以可靠地提

取特征。另外,PFEU 18典型地仅根据预定的采样速率(例如,10毫秒)来提取特征。预定的采样速率能够由医学系统10的用户基于医学系统10的计算资源(例如,处理能力和存储器)和/或要可靠地监测患者所需要的PPG特征向量的间隔尺寸来设定。

[0022] PSPU 16和PFEU 18每个都能够是软件(即,处理器可执行指令)、硬件、或这两者的组合。当PSPU 16或PFEU 18为或包括软件时,所述软件被存储在一个或多个程序存储器中,并且由一个或多个处理器运行。

[0023] PPG设备20被安置为邻近患者14,典型地被安置在患者的床侧或在自包含的设备中。另外,PPG设备典型地由患者14穿戴。另外,PPG设备20能够与PPG探头12集成。PPG设备20控制PPG探头12并接收由PPG探头12生成的信号。PPG设备20包括PSPU 16并且典型地包括PFEU 18。然而,PFEU 18能够远离PPG设备20,例如,在患者监测系统(PMS)或数据聚合器之内。

[0024] 使用PSPU 16,PPG设备20处理信号以生成PPG信号。在PPG设备20包括PFEU 18的情况下,PPG设备20使用PFEU 18以处理PPG信号并生成PPG特征向量。然后随着PPG特征向量被生成,使用PPG设备20的通信单元24将PPG特征向量传送到PMS 22。在PPG设备20不包括PFEU 18的情况下,PPG设备20使用通信单元24将PPG信号传送到PFEU 18。备选地,能够将原始PPG信号发送到PMS 22,在这里能够在波形的重建上完成信号提取。

[0025] PPG设备20的一个或多个程序存储器26存储PSPU 16和/或PFEU 18的任何软件。另外,PPG设备20的一个或多个处理器28运行程序存储器26上的软件。一个或多个系统总线30互联PPG设备20的部件,例如,处理器28、程序存储器26以及通信单元24。

[0026] 如图1中所图示的,PSPU 16和PFEU 18两者都是被存储在PPG设备20的程序存储器26上的软件,其中,PPG设备20的处理器28运行所述软件。如图2中所图示的,PSPU 16和PFEU 18两者都是软件。PSPU 16被存储在PPG设备20的程序存储器26上,其中,PPG设备20的处理器28运行所述软件。另外,PFEU 18被存储在PMS 22的一个或多个程序存储器32上,其中,PMS 22的一个或多个处理器34运行所述软件。

[0027] 基于加速度的呼吸与脉搏(ABRP)探头36被安置在患者14上或之内,典型地被安置为邻近心脏(例如,在胸腔之内)或者前肋软骨。另外,ABRP探头36能够与PPG探头12集成、被安置在PPG探头12上或被安置为邻近PPG探头12。ABRP探头36包括加速度计38。典型地,加速度计38是三维(3D)或三轴加速度计。然而,加速度计38能够测量在小于三个的维度中的加速度。加速度计38生成指示加速度的一个或多个加速度计信号。典型地,加速度计信号包括针对加速度计38的每个维度的加速度计信号。

[0028] ABRP信号处理单元(ASPU)40处理加速度信号以从加速度信号生成脉搏信号、呼吸信号、位置信号、以及活动信号。也能够从加速度信号生成其他信号,例如,心冲击描记(BCG)信号或心率信号。位置信号指示对ABRP探头36的安置随时间推移的变化,并且活动信号指示患者14的活动水平。所述活动水平能够例如通过对位置在上一预定时间段内的变化的分析来确定。合适地,信号是连续的或间断的,具有与PPG周期性一致的周期性。

[0029] 另外,ABRP特征提取单元(AFEU)42针对脉搏信号、呼吸信号、位置信号、以及活动信号中的每个来处理信号以提取一个或多个特征到ABRP特征向量。取决于从其提取特征的信号,ABRP特征向量能够是ABRP脉搏特征向量、ABRP呼吸特征向量、ABRP位置特征向量、或ABRP活动特征向量。ABRP脉搏特征向量是与ABRP呼吸特征向量一起被创建的。因此,在创建

ABRP脉搏特征向量时,针对相同的时间窗口创建ABRP脉搏特征向量。类似地,ABRP位置特征向量是与ABRP活动特征向量一起被创建的。

[0030] 能够针对脉搏信号提取的特征包括脉搏信号的SQI、针对上n(例如,n=4或8)个脉搏的脉搏参考(即,检测到的脉搏ID)、针对上n个脉搏中的相邻脉搏的对的脉搏间间隔(IPI)、针对上n个脉搏的中值IPI、以及inop消息。针对脉搏的脉搏参考能够例如是主时钟指数。能够针对呼吸信号提取的特征包括呼吸信号的SQI、针对上n(例如,n=4或8)次呼吸的呼吸参考(即,检测到的呼吸ID)、针对上n次呼吸中的相邻呼吸的对的呼吸间间隔(IBE)、针对上n次呼吸的中值IBE、以及inop消息。针对呼吸的呼吸参考能够例如是主时钟指标。能够针对位置信号提取的特征包括位置、位置历史(例如,在上一预定时间量上的位置)、以及终端用户消息接口。能够针对活动信号提取的特征包括活动水平、活动水平历史(例如,在上一预定时间量上的活动)、以及终端用户消息接口。典型地,提取针对全部信号的上述众多特征的全部。

[0031] AFEU 42仅在对应的信号的SQI超过预定阈值时提取特征到ABRP特征向量。预定阈值被设定在这样的水平:在该水平医学系统的用户将信号质量视为足够高以可靠地提取特征。仅在针对脉搏信号的SQI超过对应的预定阈值并且针对呼吸信号的SQI超过对应的预定阈值时,创建ABRP脉搏特征向量。这同样应用于ABRP呼吸特征向量。类似地,仅在针对位置信号的SQI超过对应的预定阈值并且针对活动信号的SQI超过对应的预定阈值时,创建ABRP位置特征向量。这同样应用于ABRP活动脉搏特征向量。

[0032] 另外,AFEU 42典型地仅根据预定的采样速率(例如,10毫秒)从信号提取特征。预定的采样速率能够由医学系统10的用户基于医学系统10的计算资源(例如,处理能力和存储器)和/或要可靠监测患者所需要的ABRP特征向量的间隔尺寸来设定。

[0033] 并行于且独立于对PPG特征向量的处理和生成而合适地执行对ABRP特征向量的处理和生成。另外,ASPU 40和/或AFEU 42每个能够是软件(例如,处理器可执行指令)、硬件、或这两者的组合。当ASPU 40或AFEU 42是或包括软件时,所述软件被存储在一个或多个程序存储器上并由一个或多个处理器运行。

[0034] ABRP设备44被安置为邻近患者14,典型地被安置在患者的床侧。另外,ABRP设备44能够与ABRP探头36和/或PPG设备20集成。ABRP设备44控制ABRP探头36并接收由ABRP探头36生成的加速度信号。ABRP设备44包括ASPU 40并且典型地包括AFEU 42。然而,ASPU 40能够远离ABRP设备44,例如,在PMS之内。

[0035] 使用ASPU 40,ABRP设备44处理加速度计信号以生成脉搏信号、呼吸信号、位置信号、以及活动信号。在ABRP设备44包括AFEU 42的情况下,ABRP设备44使用AFEU 42以处理信号并生成ABRP特征向量。然后随着ABRP特征向量被生成,使用ABRP设备44的通信单元46将ABRP特征向量传送到PMS 22。在ABRP设备44不包括AFEU 42的情况下,ABRP设备44使用通信单元46将信号传送到AFEU 18。

[0036] ABRP设备44的一个或多个程序存储器48存储ASPU 40和/或AFEU 42的任意软件。另外,ABRP设备44的一个或多个处理器50运行程序存储器48上的软件。一个或多个系统总线52互联ABRP设备44的部件,例如,处理器50、程序存储器48、以及通信单元46。

[0037] 如图1中所图示的,ASPU 40和AFEU 42两者都是被存储在ABRP设备44的程序存储器48上的软件,其中,ABRP设备44的处理器50运行所述软件。如图2中所图示的,ASPU 40和

AFEU 42两者都是软件。ASPU 40被存储在ABRP设备44的程序存储器48上,其中,ABRP设备44的处理器50运行所述软件。另外,AFEU 42被存储在PMS 22的成像存储器32上,其中,PMS 22的处理器34运行所述软件。

[0038] PMS 22的心率失常单元54分别从PFEU 18和AFEU 42接收或生成PPG特征向量和ABRP特征向量。基于所述特征向量,心率失常单元54检测心律失常事件,例如,心房纤颤或颤动(房颤)、心室性心动过速(室性心动过速)、心室纤颤(室颤)、以及心搏停止。心率失常单元54能够是软件(即,处理器可执行指令)、硬件,或这两者的组合。

[0039] 当接收在时间上对应于ABRP脉搏特征向量的PPG特征向量、ABRP脉搏特征向量、以及ABRP呼吸特征向量时,心率失常单元54采用分段对齐例程以将PPG特征向量与ABRP特征向量对齐。显而易见地,ABRP呼吸特征向量和ABRP脉搏特征向量已经被对齐,这是因为这些特征向量是从相同的时间窗口生成的,或者从在相同周期上收集和传输的数据导出的。

[0040] 分段对齐例程通过将PPG特征向量的脉冲对齐到ABRP脉搏特征向量的脉冲,将PPG特征向量与ABRP特征向量对齐。备选地,ABRP脉搏特征向量也能够被对齐到PPG特征向量。然而,这将要求对齐ABRP呼吸特征向量的额外行动。因此,为了便于讨论,假设PPG特征向量被对齐到ABRP特征向量。

[0041] 用于对齐特征向量的一种途径是采用对IBI的趋势分析。在这样的情况中,PPG特征向量的IBI的趋势被对齐到ABRP脉搏特征向量的IBI的趋势。如果所述趋势能够被对齐,则PPG特征向量的脉搏参考被移位,因此PPG特征向量中的脉搏的脉搏参考匹配ABRP脉搏特征向量中的对应脉搏的脉搏参考。用于将PPG特征向量与ABRP特征向量对齐的其他途径同样适用。

[0042] 在执行了分段对齐例程之后,做出关于PPG特征向量是否与ABRP特征向量对齐的确定。该确定典型地基于IBI,并且是在分段对齐例程不能够将PPG特征向量与ABRP特征向量对齐的情况中执行的。只要是这种情况,心率失常单元54等待额外的数据。另外,能够使用例如PMS 22的显示设备56或由PMS 22对用户发起的消息来提示医学系统的用户,以证实ABRP特征向量和PPG特征向量来自相同的患者。否则,心率失常单元54针对心律失常事件评价ABRP特征向量和PPG特征向量。这包括识别指示心律失常事件的模式。

[0043] 如果IPI的趋势从有规律到持续不规则地无规律并且活动水平在预定阈值以下,则检测到房颤的发作。由医学系统的用户将预定阈值设定为这样的水平:该水平被视为足以指示房颤的发作。类似地,如果IPI的趋势从不规则地无规律到持续地有规律并且活动水平在预定阈值以下,则检测到房颤的结束。如果IPI变得有规律、快速且持续并且活动水平在预定阈值以下且PPG信号幅度下降,则检测到具有血行动力阻碍(hemodynamic compromise)的快速性心率失常。

[0044] 如果检测到前述事件中的任一个,则能够例如通过显示设备56的方式来提示临床医生,以针对检测到的事件进行核查。另外,如果检测到前述事件中的任一个,并且任一位置指示跌倒或者活动水平在活动中急剧下降,则事件被视为更加严重。在该情况中,能够例如通过显示设备56或备选的无线消息方法(例如,电子邮件、文本、短消息服务(SMS)、音频、合适的触觉设备等)的方式来为临床医生提供警报。

[0045] 当PMS 22包括来自例如心率失常单元54、AFEU 42、或PFEU 18的软件时,PMS 22包括存储所述软件的一个或多个程序存储器32以及运行所述软件的一个或多个处理器34。另

外,在使用PMS 22的通信单元58的通信网络上合适地执行与远程设备和/或系统(例如,包括PFEU 18或AFEU 43的设备和/或系统)的通信。通过系统总线60和/或通信网络的方式合适地互联PMS 22的部件。

[0046] 参考图3,流程图100图示了PFEU 18、AFEU 42、以及心率失常单元54如何协调以检测心律失常事件。PFEU 18从例如PSPU 16接收PPG信号。典型地,PPG信号是连续的。PFEU 18确定102SQI是否超过阈值。如果SQI没有超过阈值,则(任选地在延迟之后)重复确定102。如果SQI超过阈值,则从PPG信号创建104PPG特征向量,并且(任选地在延迟之后)重复确定102。

[0047] AFEU 42并行于且独立于PFEU 18操作,并且从例如ASPU 40接收呼吸信号、脉搏信号、位置信号、以及活动信号。典型地,信号是连续的。AFEU 42确定106这些信号的SQI是否两个都超过对应的阈值。如果两个SQI没有都超过对应的阈值,则(任选地在延迟之后)重复确定106。如果两个SQI都超过对应的阈值,则从脉搏信号和呼吸信号创建108ABRP呼吸特征向量和脉搏特征向量,并且(任选地在延迟之后)重复确定106。

[0048] 另外,在创建了ABRP呼吸特征向量和脉搏特征向量之后,AFEU 42确定110这些信号的SQI是否两个都超过对应的阈值。如果两个SQI没有都超过对应的阈值,则(任选地在延迟之后)重复确定110。如果两个SQI都超过了对应的阈值,则从位置信号和活动信号创建112ABRP位置特征向量和活动特征向量,并且(任选地在延迟之后)重复确定110。

[0049] 心率失常单元54从PFEU 18和AFEU 42接收PPG特征向量,以及ABRP呼吸特征向量和脉搏特征向量。当确定114PPG特征向量与ABRP呼吸特征向量和脉搏特征向量两者都可用时,执行116分段对齐例程,以试图将PPG特征向量对齐到ABRP呼吸特征向量和脉搏特征向量,或者反之亦然。否则,在等待新数据118之后重复确定114。合适地,基于IPI执行对齐。

[0050] 在执行116了分段对齐例程之后,做出关于PPG特征向量的IPI是否被对齐到ABRP呼吸特征向量和脉搏特征向量的确定120。如果未被对齐,则在等待118新数据之后重复对可用性的确定114。如果被对齐,则针对心率失常的模式评价PPG特征向量以及ABRP呼吸特征向量、脉搏特征向量、位置特征向量、以及活动特征向量。例如,如果IPI的趋势从有规律到持续不规则地无规律并且活动水平在预定阈值以下,则检测到房颤的发作。

[0051] 尽管为了便于解释将存储器26、32和48示为单独的存储器,但是在一些实施例中,这些存储器中的两个或全部被实施在单个存储器中。类似地,尽管为了便于解释将处理器28、34、50示为单独的处理器,但是在一些实施例中,这些处理器中的两个或全部被实施在单个处理器中。甚至,以上描述的消息、警报等能够通过显示设备或备选的无线消息方法(例如,电子邮件、文本、短消息服务(SMS)、音频、合适的触觉设备等)的方式被传送给用户。

[0052] 如本文所使用的,存储器包括下列中的一个或多个:非瞬态计算机可读介质;磁盘或其他磁存储介质;光盘或其他光学存储介质;随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)或其他电子存储设备或芯片或可操作地互连的芯片的集合;互联网/内联网服务器,可以经由互联网/内联网或局域网从该互联网/内联网服务器取回存储的指令等。另外,如本文所使用的,处理器包括微处理器、微控制器、图形处理单元(GPU)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)等中的一个或多个;控制器包括:1)至少一个存储器,其具有处理器可执行指令以执行控制器的功能;以及2)至少一个处理器,其运行处理器可执行指令;用户输出设备包括打印机、显示设备等;并且显示设备包括液晶显示器(LCD)、发光二极管(LED)显示

器、等离子体显示器、投影显示器、触摸屏显示器等中的一个或多个。

[0053] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解以上具体实施方式的情况下可能想到修改或替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这种修改和替代，只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围之内。

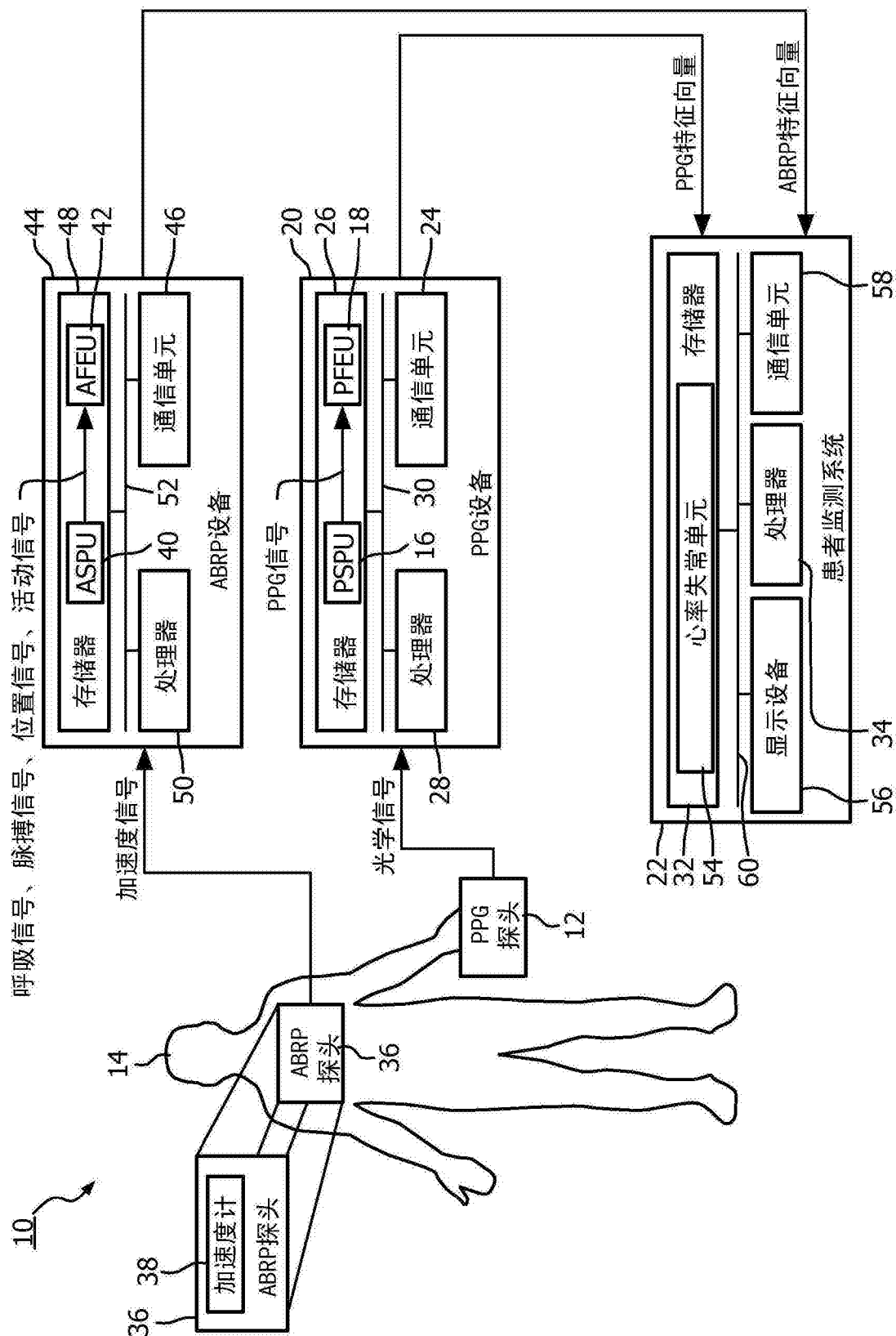


图1

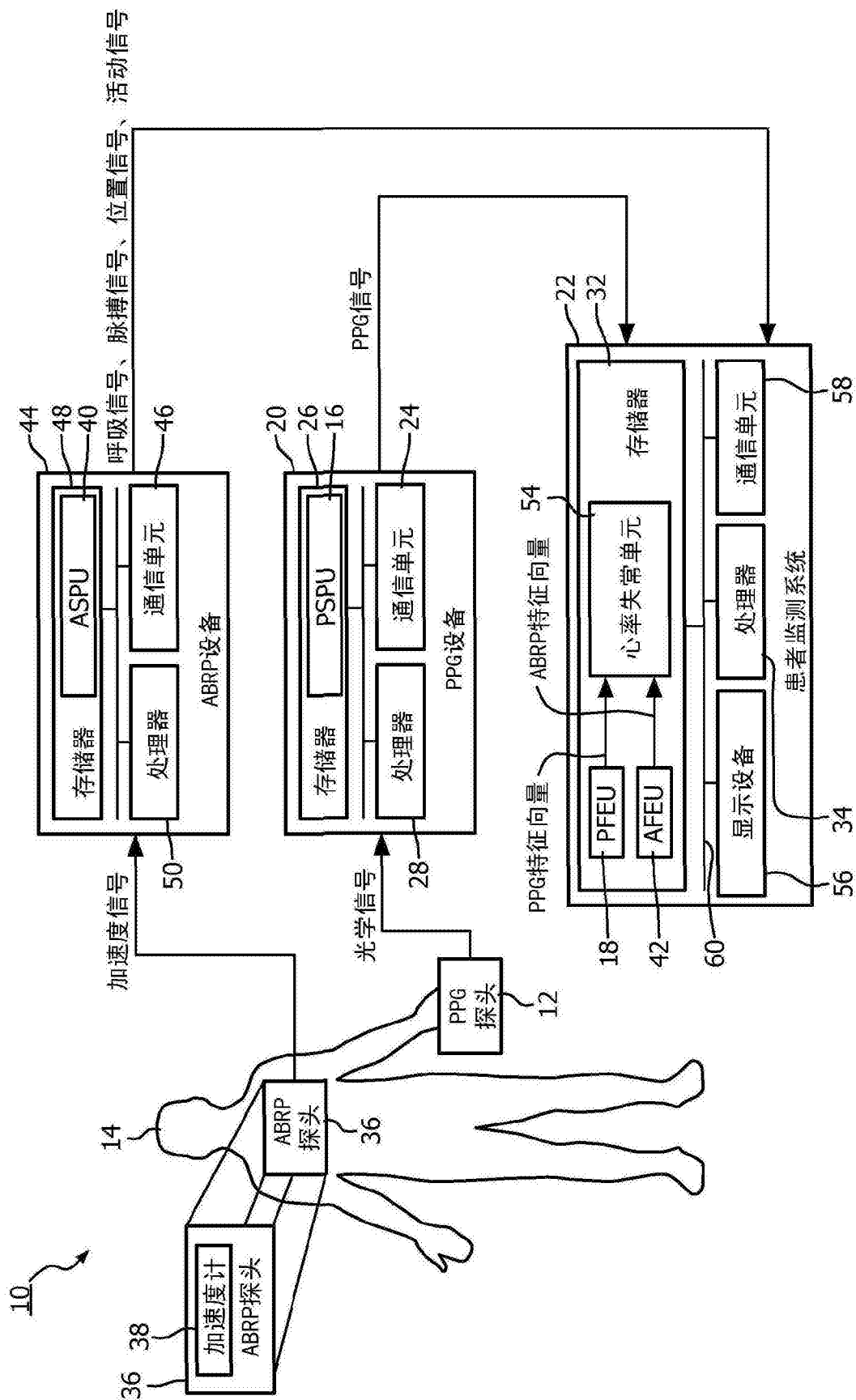


图2

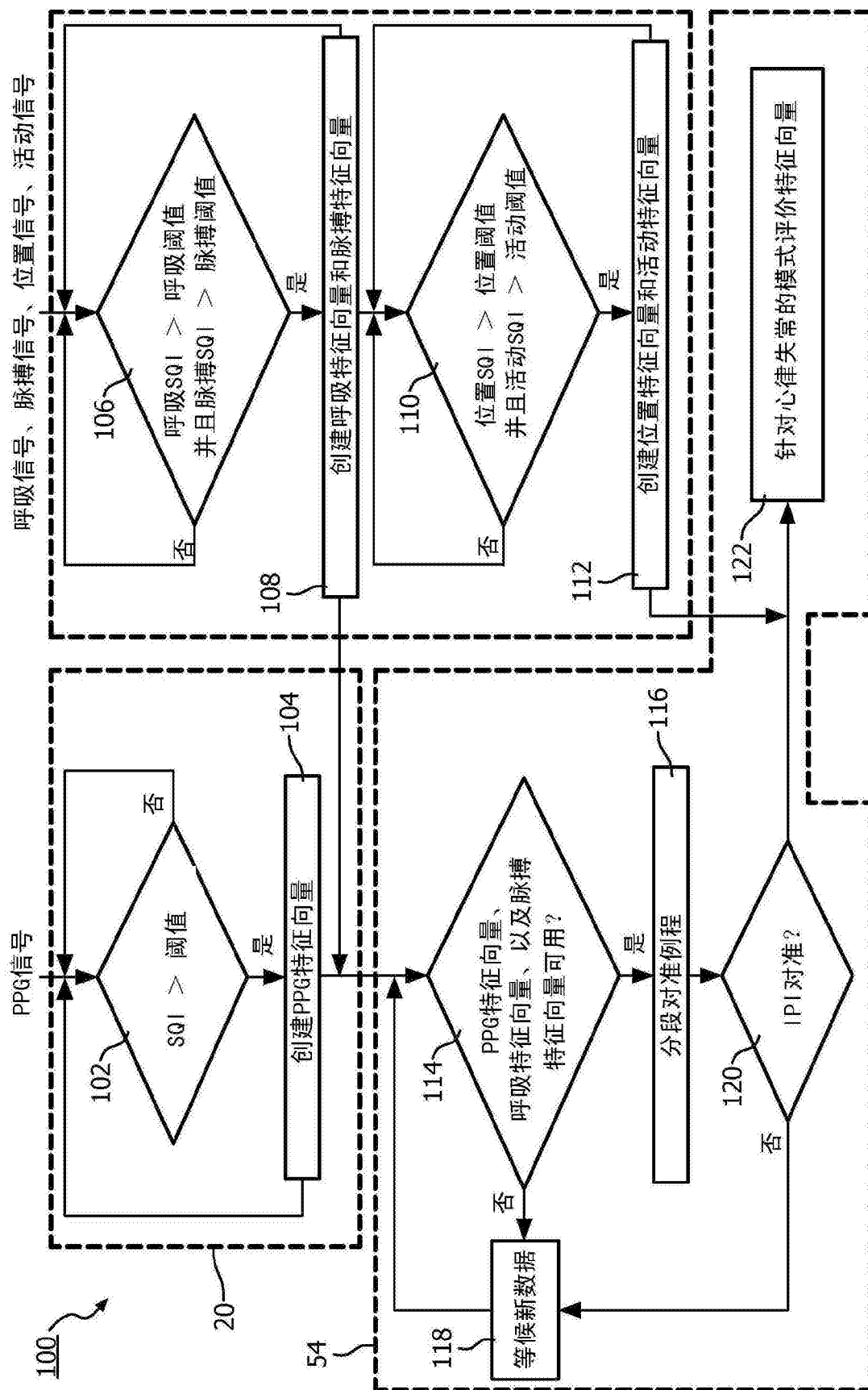


图3