



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310351 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780035903.5

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.05.02

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

16168240.6 2016.05.04 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.10

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/060326 2017.05.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/191085 EN 2017.11.09

(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 H·M·德莫雷 A·G·博诺米

F·萨尔托尔

A·T·J·M·席佩尔

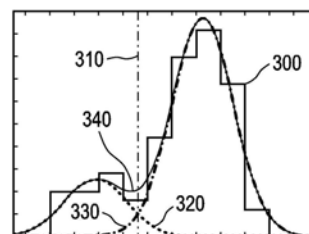
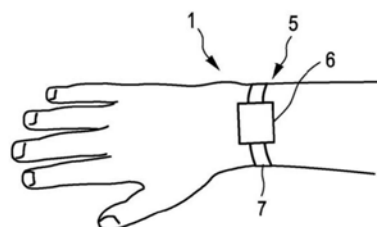
权利要求书2页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

用于表征对象的心率的评估系统和方法

(57)摘要

本发明涉及用于评估对象的心率的评估系统、评估方法和计算机程序。其适用于将生理响应归类为条件,尤其是在对病理学心动过速和心动过缓的诊断中。所述评估系统包括:光体积描记(PPG)信号提供单元(10);运动信号提供单元(20);参数提供单元(30),其用于提供对象特异性参数;心率确定单元(40);静息时段确定单元(50);异常确定单元(80),其用于确定静息时段期间心率的异常;以及评估单元(90),其用于基于所述对象特异性参数来评估所确定的异常。本发明提供了一种允许基于对象的PPG信号对对象的心率进行更可靠的评估的系统和方法。



1. 一种用于评估对象的心率的评估系统,所述评估系统包括:
 - 光体积描记信号提供单元(10),其用于提供指示所述对象的心跳的光体积描记信号;
 - 运动信号提供单元(20),其用于提供指示所述对象的运动的运动信号;
 - 参数提供单元(30),其用于提供所述对象的对象特异性参数;
 - 心率确定单元(40),其用于基于所述光体积描记信号来确定所述对象的心率;
 - 静息时段确定单元(50),其用于基于所述运动信号来确定所述对象处于静息中的静息时段;
 - 异常确定单元(80),其用于确定所述静息时段期间的所述心率的异常,其中,所述异常确定单元(80)被布置为分别基于所述心率的上阈值和下阈值将心动过缓和/或心动过速确定为所述心率的所述异常;以及
 - 评估单元(90),其用于基于所述对象特异性参数来评估所确定的异常的病理学根源。
2. 根据权利要求1所述的评估系统,还包括心率直方图确定单元(60),所述心率直方图确定单元用于确定所述静息时段期间的所述心率的值的直方图,其中,所述异常确定单元(80)被布置用于基于所述直方图来确定所述心率的所述异常。
3. 根据权利要求2所述的评估系统,还包括心率分布确定单元(70),所述心率分布确定单元用于基于所述心率的值的所述直方图来确定所述心率的所述值的分布,其中,所述异常确定单元被配置用于基于所述分布来确定所述心率的所述异常。
4. 根据权利要求3所述的评估系统,其中,所述心率分布确定单元(70)被配置用于确定所述直方图中的多个模式并且基于所确定的多个模式来确定多个分布。
5. 根据权利要求1所述的评估系统,其中,所述运动信号提供单元(20)被配置为提供所述对象的加速度计信号。
6. 根据权利要求1所述的评估系统,其中,所述静息时段确定单元(50)被布置用于基于所述运动信号来确定所述对象的活动并且将所述静息时段确定为基于所述运动信号没有活动能够被确定的时段。
7. 根据权利要求6所述的评估系统,其中,所述静息时段确定单元(50)被布置用于从所述静息时段排除跟随活动的转变时段。
8. 根据权利要求1所述的评估系统,其中,所述静息时段确定单元(50)被布置用于将所述静息时段确定为所述运动信号的幅度低于预定义阈值的时段。
9. 根据权利要求1所述的评估系统,其中,所述参数提供单元(30)被布置为提供以下中的至少一项作为所述对象特异性参数:简档、症状、药物、睡眠简档、健康水平和压力水平。
10. 根据权利要求9所述的评估系统,其中,所述评估单元(90)被配置为在所述异常确定单元(80)将心动过缓确定为所述异常的情况下,基于所述对象的所述简档、所述症状、所述药物、所述睡眠简档和所述健康水平来评估所确定的异常。
11. 根据权利要求9所述的评估系统,其中,所述评估单元(90)被配置为在所述异常确定单元(80)将心动过速确定为所述异常的情况下,基于所述对象的所述简档、所述症状、所述药物、所述睡眠简档和所述压力水平来评估所确定的异常。
12. 根据权利要求1所述的评估系统,还包括用于向所述对象提供反馈的反馈提供单元(100)。
13. 根据权利要求1所述的评估系统,其中,所述评估系统(1)被实施为基于手腕的设

备。

14. 一种用于评估对象的心率的评估方法,所述评估方法包括:

- 提供指示所述对象的心跳的光体积描记信号;
- 提供指示所述对象的运动的运动信号;
- 提供所述对象的对象特异性参数;
- 基于所述光体积描记信号来确定所述对象的心率;
- 基于所述运动信号来确定所述对象处于静息中的静息时段;
- 确定所述静息时段期间的所述心率的异常,其中,心动过缓和/或心动过速分别基于所述心率的上阈值和下阈值被确定为所述心率的所述异常;并且
- 基于所述对象特异性参数来评估所确定的异常的病理学根源。

15. 一种用于评估对象的心率的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码模块,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在根据权利要求1所述的评估系统上运行时使所述评估系统执行根据权利要求14所述的评估方法。

用于表征对象的心率的评估系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及对对象的心率的评估。具体地,其涉及用于评估对象的心率的评估系统、评估方法和计算机程序。其应用于将生理响应归类为条件,尤其是在病理学心动过速和心动过缓的诊断中。然而,要理解,本发明还应用于其他领域中而不必限于上文所提到的应用。

背景技术

[0002] 健康成人心脏通常在静息期间在特定频率范围内跳动。心动过速(即,心率为太快)或者心动过缓(即,心率为太慢)可以指示心脏问题。

[0003] 根据心电图(ECG)记录来评估心率的条件可以基于心率和心律以及额外地ECG形态学来完成。采用光体积描记(PPG)信号是期望的,因为PPG传感器可以被集成在较不侵扰的设备中并且因此方便地在长时间内提供信号。然而,在PPG波形中,与由ECG信号提供的事物相反,不存在关于所述心脏的电机械活动的特定信息,使得需要将正常心律与异常心律区分的其他模块。

[0004] WO 2015/107891 A1公开了一种生物信息处理系统,包括:心率信息采集单元,其采集用户的心率信息;确定单元,其基于所述心率信息来确定基础心率;以及更新单元,其确定基础心率的更新条件并且在做出更新条件被满足的确定的情况下执行对基础心率的更新处理。

[0005] US 2016/0051154 A1公开了一种生物信息检测设备,包括:第一检测单元,其检测用户的生物信息;异常确定单元,其基于由第一检测单元检测到的生物信息来确定异常是否在用户中发生;以及频率改变单元,其当异常的发生由异常确定单元确定时将第一检测单元的检测频率改变到高于第一频率的第二频率。

[0006] WO 2015/189304 A1公开了一种心率监控系统,包括:不活动确定单元,其用于基于由附接到用户的至少一个运动传感器检测到的运动数据来确定用户的不活动的时段;以及静息心率计算单元,其用于在如由不活动确定单元确定的不活动的周期被提供期间基于由附接到用户的至少一个心率传感器检测到的心率数据来计算用户的静息心率。

发明内容

[0007] 因此,本发明的目的是提供一种允许基于对象的PPG信号对对象的心率的更可靠的评估的系统和方法。

[0008] 在本发明的第一方面中,提供了一种用于评估对象的心率的评估系统。所述评估系统包括:PPG信号提供单元,其用于提供指示所述对象的心跳的PPG信号;运动信号提供单元,其用于提供指示所述对象的运动的运动信号;参数提供单元,其用于提供所述对象的对象特异性参数;心率确定单元,其用于基于PPG信号来确定所述对象的心率;静息时段确定单元,其用于基于所述运动信号来确定所述对象处于静息中的静息时段;异常确定单元,其用于确定静息时段期间心率的异常,其中,异常确定单元被布置为分别地基于所述心率的

上阈值和下阈值将心动过缓和/或心动过速确定为所述心率的异常;以及评估单元,其用于基于所述对象特异性参数来评估所确定的异常的病理学根源。

[0009] 由于静息时段确定单元将所述静息时段确定为所述对象处于静息中的时段,因此静息时段指示在其期间所述PPG信号不在所述对象的强运动或者活动的影响下的时间并且因此当仅考虑静息时段时PPG信号的可靠性增加。

[0010] 由于所述异常确定单元基于所述静息时段(更精确地基于静息时段期间的心率)来确定异常,所述对象的运动影响(诸如当所述对象活动时)将有利地不导致受损的确定结果。此外,由于所述评估单元基于所述对象特异性参数评估所确定的异常,因此所述评估也将不由受损的异常折中。更进一步地,由于通过所述评估单元进行的评估基于所述对象特异性参数被执行,因此所述评估可以更准确地并且可靠地被执行。

[0011] 所述PPG信号提供单元可以是存储单元,其中,所述PPG信号已经被存储,其中,所述PPG信号提供单元可以适于提供所存储的PPG信号。然而,所述PPG信号提供单元还可以是接收单元,所述接收单元用于从PPG信号测量单元(诸如PPG传感器)接收PPG信号并且用于提供接收到的PPG信号。此外,所述PPG信号提供单元可以是PPG信号测量单元本身,其中,PPG信号提供单元提供所测量的PPG信号。所述PPG信号测量单元优选地包括用于照射所述对象的身体的部分的一个或多个光源和用于检测来自所述对象的身体的光的一个或若干检测器,其中,所述PPG信号测量单元优选地适于基于检测到的光来确定所述PPG信号。在优选的实施例中,所述PPG信号测量单元是脉搏血氧计或者心跳检测器。

[0012] 同样地,所述运动信号提供单元可以是存储单元,其中,所述运动信号已经被存储,其中,所述运动信号提供单元可以适于提供所存储的运动信号。然而,所述运动信号提供单元还可以是接收单元,所述接收单元用于从运动信号测量单元接收运动信号并且用于提供接收到的运动信号。此外,所述运动信号提供单元可以是所述运动信号测量单元本身,其中,所述运动信号提供单元提供所测量的运动信号。

[0013] 优选地,所述PPG信号提供单元和所述运动信号提供单元分别地提供PPG信号和运动信号,PPG信号和运动信号分别来源于所述对象的相同身体部分,诸如所述手腕。优选地,所述PPG信号提供单元是所述PPG信号测量单元并且所述运动信号提供单元是所述运动信号测量单元,并且所述PPG信号测量单元和所述运动信号测量单元分别地在所述对象的相同身体部分(诸如所述手腕)处测量所述PPG信号和所述运动信号。

[0014] 优选地,所述PPG信号和所述运动信号是同步信号并且对应于相同的时间段。

[0015] 而且,所述参数提供单元可以是存储单元,其中,所述对象特异性参数已经被存储,其中,所述参数提供单元可以适于提供存储的对象特异性参数。然而,所述参数提供单元还可以是接收单元,所述接收单元用于从输入单元(诸如由所述对象可操作的用户接口)或者另一系统(诸如远程服务器)接收对象特异性参数,所述远程服务器被布置用于将所述对象特异性参数发送到所述参数提供单元。

[0016] 所述心率确定单元可以基于所述PPG信号来确定所述对象的瞬时心率。更精确地,所述心率确定单元可以被布置用于确定所述PPG信号中可检测的特征(诸如对应于心跳的峰),并且基于所述PPG信号中可检测的两个连续的峰之间的时间差异来确定心率。然而,所述心率确定单元还可以确定心率的时间序列并且将所确定的心率存储在诸如所述评估系统所提供的存储单元内。

[0017] 异常可以被定义为所述心率的对于人类而言是不正常的任何特性。这样的异常的范例包括但不限于异常高心率(心动过速)、异常低心率(心动过缓)、心率中的不规则性或者心率的异常改变。

[0018] 所述评估单元可以被布置为评估各方面下的所确定的异常,诸如可能性、可靠性和根源,但是不限于此。

[0019] 所述评估单元被布置为评估所述异常是否具有病理学根源。

[0020] 在实施例中,所述评估系统还包括心率直方图确定单元,所述心率直方图确定单元用于确定静息时段期间心率的值的直方图,其中,所述异常确定单元被布置用于基于所述直方图来确定所述心率的异常。

[0021] 优选地,所述心率直方图确定单元被布置用于从所述心率确定单元接收所述心率并且对所述直方图的分箱中的特定心率的发生进行计数。优选地,所述直方图的每个分箱具有1拍每分钟的宽度(例如,60bpm或者61bpm等)。然而,所述直方图的分辨率当然不限于1拍每分钟每分箱的宽度并且在其他实施例中可以包括其他范围,诸如针对给定范例的0.5或3bpm。

[0022] 在该实施例中,所述心率直方图确定单元被布置为仅接收所述静息时段期间的心率。然而,在其他实施例中,所述心率直方图确定单元还可以接收在所有时间段内的心率并且被布置用于基于仅来源于静息时段的从所述心率确定单元接收到的心率的值来确定所述直方图。实质上,重要的是,所述直方图由仅来源于所述静息时段的心率构成,使得没有所述对象的活动可以损害所述直方图。因此,由于所述心率的异常是基于所述直方图来确定的,因此其可以以增加的准确度被确定。

[0023] 在实施例中,所述评估系统还包括心率分布确定单元,所述心率分布确定单元用于基于所述心率的值的直方图来确定所述心率的值的分布,其中,所述异常确定单元被配置用于基于所述分布来确定所述心率的异常。

[0024] 通常,除测量误差和确定不确定性之外,所述对象的心率将随时间变化,甚至当所述对象处于静息中时。因此,还在所述静息时段期间,所述心率的值的分布将分布在所述心率的多个值上。基于所述直方图确定所述心率的分布相对于使用单个值(诸如所述心率的均值)是有利的,因为所述心率的异常在可以彼此补偿并且在正常均值处产生(甚至在异常容易可检测的情况下)的异常(即,高于或低于正常)值处发生。所述心率分布确定单元因此被布置为确定所述值的分布,使得多个值上的心率的分布被补偿。

[0025] 在所述评估系统的实施例中,所述心率分布确定单元被配置用于所述直方图中的多个模式并且用于基于所确定的多个模式来确定多个分布。

[0026] 在所述直方图不是单模的情况下,所述直方图的分布不能利用单模式分布近似。在该实施例中,所述心率分布确定单元因此有利地被配置为首先确定多个模式并且然后基于先前确定的多个模式来确定个体分布。因此,甚至在所述直方图不是单模而是双模或者多模的情况下,单模分布的数量可以被确定并且适当数量的对应的分布可以在第二步骤中确定。有利地,所述异常确定单元然后可以基于所有所提供的分布来确定异常。

[0027] 在评估系统的实施例中,所述运动信号提供单元被配置为提供所述对象的加速度计信号。

[0028] 所述加速度计信号可以例如是来源于一维或多维加速度计(诸如3D加速度计)的

信号。在其他实施例中,所述运动信号提供单元可以被配置为要么额外地要么备选地提供所述对象的振动、旋转或者类似信号。

[0029] 在评估系统的实施例中,静息时段确定单元被布置用于基于所述运动信号确定所述对象的活动并且用于将所述静息时段确定为基于所述运动信号没有活动能够被确定的时段。

[0030] 所述对象的活动可以是例如对象进行跑步或者骑自行车活动等。优选地,所述静息时段确定单元被布置用于在所述运动信号上执行活动类型确定算法。在确定所述对象的活动,可以排除所述对象在该时段期间在静息中。

[0031] 在评估系统的实施例中,所述静息时段确定单元被布置用于将所述静息时段确定为所述运动信号的幅度低于预定义阈值的时段。

[0032] 在没有活动能够被确定的情况下,所述对象能够仍然不在静息中。例如,所述对象可以执行不导致可检测的活动的运动。在所述运动信号(诸如,由所述加速度计提供的信号)的幅度超过预定义阈值的情况下,还可以排除所述对象在该时段期间处于静息中。因此,还为了检测所述对象的活动,对象经历大运动幅度的时段还可以被检测并且从进一步的处理和评估排除。

[0033] 在评估系统的实施例中,所述静息时段确定单元被布置用于从所述静息时段排除跟随活动的转变时段。

[0034] 排除跟随活动的转变时段有利地导致处于静息中的对象的更准确的心率,因为活动将甚至在所述活动已经完成之后对所述心率具有影响。所述转变时段的持续时间可以基于先前的活动由所述静息时段确定单元预调节或者确定。例如,对于更长或者更密集的活动,转变时段可以比针对更短或者更不敏感的活动的更长。在其他实施例中,跟随具有大运动信号幅度的时段的转变时段也可以额外地或者备选地被补偿。

[0035] 在评估系统的实施例中,所述异常确定单元被布置为分别地基于所述心率的上阈值和下阈值将心动过缓和/或心动过速确定为所述心率的异常。

[0036] 所述异常确定单元优选地适于通过将所述心率与针对所述心率的阈值进行比较来确定异常并且在所述心率超过或者低于预定义阈值的情况下确认异常。在一个实施例中,所述异常确定单元可以在所述心率一旦超过上阈值或者低于下阈值的情况下确定所述异常。优选地,所述异常确定单元在阈值针对大量的记录的心率被超过或者低于其的情况下确定异常。例如,基于所述直方图或者在所述直方图中所确定的分布,所述异常确定单元可以确定记录的心率高于或者低于相应阈值的比率。因此,有利地,在非常高或者非常低的心率处发生的统计误差或者测量误差未被考虑用于确定所述异常。

[0037] 通常,解决的人类对象的正常心率在60与100拍每分钟之间。比正常更慢的心率被称为心动过缓并且比正常更高的心率被称为心动过速。优选地,用于确定心动过速的上阈值因此是100拍每分钟并且用于确定心动过缓的下阈值被定义在60拍每分钟处。所述异常确定单元可以利用这些阈值预定义或者从所述对象(诸如从所述参数提供单元)接收这些阈值。而且,在其他实施例中,所述阈值可以在不同的值处或者甚至动态地改变。

[0038] 在所述评估系统的实施例中,所述异常确定单元将比较所述心率的直方图的分布中的每个与分别地提供的阈值。在所述分布中的每个的大多数值超过或者低于相应阈值的情况下,将确定异常。在该实施例中,大多数对应于所述分布下层的值的超过50%。在一个

范例中,这可以通过从相应阈值开始的分布上的积分来计算。然而,在其他实施例中,还可以使用其他计算方法。此外,除分布的大多数之外的其他准则,诸如30%、40%或者还多于50%,还可以被用于确定异常的存在。

[0039] 在评估系统的实施例中,所述参数提供单元被布置为提供简档、症状、药物、睡眠简档、健康水平和压力水平中的至少一项作为所述对象特异性参数。

[0040] 简档可以是所述对象的用户简档并且包括诸如所述对象的年龄、身高和体重的信息。所述简档可以例如对于所述评估而言是有益的,因为处于静息中的对象的心率随着所述对象的年龄变化。更具体地,孩子和青少年或者年轻的对象通常可以比成人具有更高的静息心率,并且女性可以比男性具有更高的静息心率。所述用户简档还可以指示该人经历病理学心脏条件的相对风险。用户简档、症状和药物可以由所述用户录入(例如经由用户接口)或者被传递到所述评估系统的所述参数提供单元(例如经由因特网从远程服务器)。

[0041] 另外的参数,诸如所述睡眠简档、所述健康水平和所述压力水平,还可以由所述用户录入(例如经由用户接口)或者被传递到所述评估系统的所述参数提供单元(例如经由因特网从远程服务器)。然而,睡眠简档、健康水平和压力水平还可以由专用睡眠简档确定单元、健康水平确定单元和压力水平确定单元基于例如PPG信号、运动信号、用户的活动、心率或者另一参数中的至少一项来确定。当然,在其他实施例中,额外或者其他对象特异性参数还可以被用于由所述评估单元所执行的评估。

[0042] 在评估系统的实施例中,所述评估单元被配置为在所述异常确定单元将心动过缓确定为异常的情况下,基于所述对象的简档、症状、药物、睡眠简档和健康水平来评估所确定的异常。优选地,所述评估单元可以被布置为评估所确定的心动过缓是否具有病理学根源。例如,在所述症状指示疲劳、头晕、头晕目眩、昏厥或者接近昏厥之一的情况下,和在极端情况下,心搏停止(心动过缓的病理学根源)是更可能的,因为其可能引起能够导致这些症状的针对大脑的不足的血流量。关于药物,地高辛和某些抗心律失常药剂(尤其是 β 受体阻滞剂或者胺碘酮)可以导致窦性并且因此非病理学心动过缓。而且,某些滴眼液(例如,噻吗洛尔)可能引起窦性心跳过缓。非病理学心动过缓更可能并且更常常在睡眠期间发生并且非病理学心动过缓在健康运动个体中是常见的。在其他实施例中,额外或者备选参数还可以被考虑用于评估心动过速。

[0043] 在评估系统的实施例中,所述评估单元被配置为在所述异常确定单元将心动过速确定为异常的情况下,基于所述对象的简档、症状、药物、睡眠简档和健康水平来评估所确定的异常。优选地,所述评估单元可以被布置为评估所确定的心动过速是否具有病理学根源。例如,病理学心动过速能够引起诸如头晕、头晕目眩、迅速的心跳或者心悸、心绞痛(胸痛)、呼吸浅短、无意识或者心脏停搏的症状。窦性心动过速可以在条件(诸如发烧、疼痛或者脱水)期间存在。关于药物,支气管扩张药或者多巴胺能够导致窦性心动过速,以及省略 β 受体阻滞剂药物。咖啡因和酒精的使用也可以引起心动过速。非病理学心动过速较不可能在睡眠期间发生并且非病理学心动过速能够作为精神压力的结果而发生。在其他实施例中,额外或者备选参数也可以被考虑用于评估心动过速。

[0044] 在实施例中,所述评估系统被实施为基于手腕的设备。在该实施例中,所述评估系统优选地以手表样设备、手镯样设备等的形式被提供。在其他实施例中,所述评估系统中的一个或多个单元还可以远离或者远程于基于手腕的设备或者腕戴式设备被提供。腕戴式设

备可以然后还包括用于与远程单元(例如服务器)通信(诸如用于经由因特网的数据传输)的通信单元。

[0045] 在实施例中,所述评估系统还包括用于向所述对象提供反馈的反馈提供单元。

[0046] 在该实施例中,所述对象可以是使用所述评估系统的用户。所述反馈提供单元可以被布置用于通知所述对象从所述心率确定的异常。此外,所述反馈提供单元可以提供关于所述评估单元的评估的结果的信息。例如,在一个实施例中,所述对象可以被通知已经在所述评估系统已经评估的时段期间发生的心动过缓和/或心动过速,所述对象被通知根源可能是病理学还是非病理学的。例如,所述对象可以被通知最可能地异常发作具有生理根源或者存在所述异常具有生理根源的强指示。在这种情况下,可以建议所述对象咨询例如医疗保健专家。在一个实施例中,所述反馈提供单元可以是被集成在基于手腕的设备内的显示单元。在另一实施例中,所述反馈提供单元还可以是发送单元,用于将所述反馈间接地发送到所述对象,例如经由已知的基于无线或有线的传递协议,经由所述对象的服务器或者手持式设备,诸如智能电话。所述对象然后可以通过使用他/她的计算机、平板电脑、智能电话等访问所提供的反馈。

[0047] 在一个实施例中,所述心率确定单元、所述心率直方图确定单元、所述心率分布确定单元、所述静息时段确定单元、所述异常确定单元和所述评估单元可以被提供在被布置在相同或者不同的物理设备中的一个或多个处理器中。更精确地,在一个实施例中,所述心率确定单元、所述心率直方图确定单元、所述心率分布确定单元、所述静息时段确定单元、所述异常确定单元和所述评估单元可以与所述PPG信号提供单元和/或所述运动信号提供单元和/或所述参数提供单元一起被提供在单个设备中或者在不同的实施例中分布在多个设备上。

[0048] 在一个实施例中,所述心率确定单元、所述心率直方图确定单元、所述心率分布确定单元、所述静息时段确定单元、所述异常确定单元和所述评估单元适于以如本领域中公知的有线或无线的方式与所述PPG信号提供单元和/或所述运动信号提供单元和/或所述参数提供单元通信。在一个实施例中,所述心率确定单元、所述心率直方图确定单元、所述心率分布确定单元、所述心率确定单元、所述异常确定单元和所述评估单元中的一个、多个或全部被提供在服务器处,所述服务器被布置用于通过适合的通信模块(例如经由因特网)与所述评估系统的剩余部分通信。

[0049] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于评估对象的心率的评估方法。所述评估方法包括:提供指示所述对象的心跳的光体积描记信号;提供指示所述对象的运动的运动信号;提供所述对象的对象特异性参数;基于所述光体积描记信号来确定所述对象的心率;基于所述运动信号来确定所述对象处于静息中的静息时段;基于所述静息时段来确定所述心率的异常;并且基于所述对象特异性参数来评估所确定的异常。

[0050] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于评估对象的心率的计算机程序,所述计算机程序包括计算机代码模块,所述计算机代码模块用于当所述计算机程序在根据权利要求1所述的评估系统上运行时使所述评估系统执行根据权利要求14所述的评估方法。

[0051] 应当理解,根据权利要求1所述的用于评估对象的心率的评估系统、根据权利要求14所述的用于评估对象的心率的评估方法和根据权利要求15所述的用于评估对象的心率的计算机程序具有相似和/或相同的优选的实施例,尤其是如在从属权利要求中定义的。

[0052] 应当理解,本发明的优选实施例还可以是从属权利要求或以上实施例与相应的独立权利要求的任何组合。

[0053] 本发明的这些和其他方面将参考在下文中所描述的实施例而显而易见并且得到阐述。

附图说明

[0054] 在以下附图中:

[0055] 图1示意性并且示范性地示出了用于评估对象的心率的评估系统的实施例;

[0056] 图2示意性并且示范性地示出了作为图1中示出的评估系统的实施例的手表样设备;

[0057] 图3示意性并且示范性地示出了对象的静息心率的直方图;

[0058] 图4示意性并且示范性地示出了将双模直方图分离为分布的范例;

[0059] 图5示意性并且示范性地示出了具有阈值的直方图;并且

[0060] 图6A-6C示意性并且示范性地示出了根据本发明的评估方法的范例的流程图。

具体实施方式

[0061] 图1示意性并且示范性地示出了用于评估对象的心率的评估系统1的实施例。评估系统1包括PPG信号提供单元10、运动信号提供单元20、参数提供单元30、心率确定单元40、静息时段确定单元50、心率直方图确定单元60、心率分布确定单元70、异常确定单元80、评估单元90和反馈提供单元100。在该范例中,评估系统1的所有单元被包含在壳体6内。然而,在其他范例中,评估系统1的单元中的一个或若干还可以远离于壳体6(诸如在中央服务器处)提供,并且通过任何已知的有线或无线模块与评估系统1通信。此外,在其他范例中,评估系统1完全地被实施为计算机系统内的单元并且必须不包括壳体6。

[0062] 在该范例中,PPG信号提供单元10是包括用于测量PPG的PPG传感器的PPG信号测量单元。该单元可以是已知的PPG传感器单元,其包括将光引导到对象的皮肤上的发光二极管(LED)并且检测从对象的皮肤反射的光,其中,PPG传感器信号10基于检测到的光来生成PPG。

[0063] 在该范例中,运动信号提供单元20包括加速度计,所述加速度计检测对象的身体部分的加速度。在该范例中,加速度计包括多维加速度计以便通过观察加速度计相对于重力的平均取向的改变来检测对象的姿势改变。然而,在其他实施例中,预期了用于提供运动信号的其他模块和单元。

[0064] 在该范例中,参数提供单元30是用户可以将至少一个对象特异性参数输入到其中的参数输入单元。参数提供单元30包括用户可操作触摸屏(未示出)或者任何其他适合的设备,使得对象可以执行期望的输入操作。对象特异性参数可以是对象的简档、症状和/或药物之一。用户或者对象简档可以包括对象的年龄、身高和体重信息。为了便利输入,对象可以在该范例中从预定义列表选择症状和药物。在其他范例中,参数提供单元30还可以经由因特网提供从远程系统(诸如从用户简档)传递的对象特异性参数。此外,公知地,还可以实施用于输入对象特异性数据的其他模块。

[0065] 参数提供单元30还被布置用于提供不由对象输入的对象特异性参数。例如,参数

提供单元30可以基于在评估系统1内基于例如PPG信号和/或运动信号完成的计算来提供对象的睡眠简档、健康水平和/或压力水平。

[0066] 心率确定单元40基于由PPG信号提供单元10所提供的PPG信号来确定对象的心率。心率确定单元40例如通过分析PPG信号中可检测的特征(诸如峰)之间的心跳间间隔来确定心率。在本领域中已知用于基于PPG信号确定心率的各​​种解决方案。

[0067] 静息时段确定单元50被布置用于基于由运动信号提供单元20所提供的运动信号来确定对象处于静息中的静息时段。静息时段确定单元50可以例如实施活动识别算法,所述活动识别算法适于识别活动(诸如跑步或者骑自行车)是否由对象进行。如果可以排除活动,则可以基于根据运动信号的幅度确定的活动的水平做出关于对象是否在静息中的另一区分。在没有活动可以被识别并且由运动信号的幅度确定的活动水平低于预定义阈值的情况下,对象被确定为处于静息中。然而,静息时段确定单元50还可以适于考虑作为转变时段的跟随活动时段的时段,即,在其期间没有活动可检测但是对象仍然正从先前的活动恢复的时段。静息时段因此将是在其期间对象处于静息中并且不从先前活动恢复的时段。

[0068] 心率直方图确定单元60被布置为基于由心率确定单元40所提供的心率和由静息时段确定单元50提供的静息时段来确定对象的心率的直方图,在所述静息时段期间对象处于静息中。心率直方图确定单元60可以将与对象的每个心跳连接的心率分类为多个直方图分箱之一。直方图分箱可以例如对应于心率的整数值。例如,对应于60拍每分钟(bpm)的直方图分箱可以包括对应于从59.50到60.49bpm的心率的所有心跳。然而,还预期了直方图的分箱的其他宽度,诸如更窄或者更宽的宽度。明显地,更多直方图分箱将导致得到的分布的更高的分辨率,但是将需要更多心跳和对应的心率以便具有统计显著性。在该范例中,心率直方图确定单元60确定针对过去24小时(相应地其静息时间)的心率的直方图。该时间帧当然是任意的并且可以根据需要由技术人员调整。

[0069] 心率分布确定单元70确定由心率直方图确定单元60提供的直方图的分布以进一步分析静息心率的分布。在第一步骤中,在该范例中,心率分布确定单元70确定直方图是否是单模或双模或多模的。如果直方图是单模的,则仅一个分布需要进一步分析。如果直方图是双模或多模的,则需要确定哪些单模分布组成直方图。具体地在双模或多模分布的情况下,采取直方图的平均心率将是无意义的,因为其将不考虑尤其感兴趣的心率的最低值和最高值。心率分布确定单元70确定分布,使得由心率直方图确定单元60提供的直方图尽可能好地被近似。例如,分布与直方图之间的相关性可以被计算和优化。

[0070] 异常确定单元80基于由心率分布确定单元70提供的至少一个分布来确定心率的异常。在该范例中,异常确定单元80将针对由心率分布确定单元70所提供的单模分布中的每个确定大多数心率值(即,在图形化看待的情况下对应的分布下的面积)是低于还是高于阈值。在大多数心率值低于下阈值的情况下,将确定心动过缓存在作为心率的异常。在大多数心率值高于上阈值的情况下,将确定心动过速存在作为心率的异常。在异常已经由异常确定单元80确定的情况下,该异常还将被评估。

[0071] 评估单元90基于由参数提供单元30所提供的对象特异性参数来评估由异常确定单元80所确定的异常。下面将在图6A-C的背景下更详细地描述评估单元90的特定示范性实施方式。

[0072] 反馈提供单元100从评估单元90接收评估结果并且被布置为将关于评估的结果的

反馈提供到对象。在该范例中,反馈提供单元100可以使用被用于将信息输入到参数提供单元30中的相同触摸屏(未示出)向对象提供反馈。然而,在其他范例中,反馈提供单元100还可以适于经由因特网将用户的反馈发送到远程实体,诸如服务器。其他变型对于本领域的技术人员也是公知的。

[0073] 图2示范性地示出了壳体6借助于腕带7被附接到对象的手腕5的评估系统1的范例。对象的手腕5是用于定位评估系统1的优选位置,因为对象习惯于携带腕戴式设备并且因为其对于这样的设备而言是非常不侵扰的位置。换言之,评估系统1可以整天被穿戴在手腕5上,而不引起对对象的实质性不舒适等。然而,对于本领域的技术人员而言公知的是,评估系统1或者壳体6分别地还可以被附接到对象的其他部分。

[0074] 图3示意性并且示范性地示出了由心率直方图确定单元60所确定的对象的静息心率的直方图200。对应于心率的直方图的分箱被提供在水平轴上,其中,具体心率的发生的数量被提供在垂直轴上。在该范例中,直方图200指示与针对较高心率相比针对较低心率的更高的概率,如从直方图200的较高条到左侧可见的。

[0075] 图4示出了直方图300的范例,直方图300在该范例中是双模直方图。直方图300由直方图300的两个峰值之间的最低值处的分离310划分。分离310的两侧中的每个分别由单模分布320和330近似。总结,分布320和330近似被指示为完整的分布340的完整直方图300。

[0076] 图5是在其中异常可检测的另一直方图400的范例。可以看到,检测到的心率中的大多数高于阈值410,阈值410在该范例中是针对异常高心率(即,心动过速)的阈值。在该范例中心率中的多数在阈值410的右侧,即示出了比心动过速阈值更高的心率。

[0077] 图6A-6C示意性并且示范性地示出了根据本发明的评估方法500的范例的流程图。评估方法500在开始505处开始。

[0078] 在第一步骤515中,基于所提供的活动识别510来决定活动是否被识别。在活动(诸如骑自行车或者跑步)被识别的情况下,方法再次从步骤505重新开始。在没有活动被识别的情况下,方法行进到决策525。

[0079] 在步骤525处,决定所提供的活动水平520(例如,运动信号的幅度)是否低于预定义阈值。在活动水平520不低于预定义阈值的情况下,方法再次从步骤505重新开始。相反,在活动水平520低于预定义阈值的情况下,方法转到决策535。

[0080] 在步骤535处,基于提供的活动历史530来决定对象是否正从活动恢复。在对象从活动恢复的情况下,方法再次从步骤505重新开始。相反,在对象未从活动恢复的情况下,方法行进到步骤545。

[0081] 在步骤545处,例如从心率确定单元40提供的所提供的心率540被存储在心率存储设备546内。方法行进到步骤555。

[0082] 在步骤555处,决定被存储在心率存储设备546中的数据是否足以建立直方图。在数据不足以建立直方图的情况下,方法再次从步骤505重新开始。在心率存储设备546中的数据足以建立直方图的情况下,方法行进到步骤565。在该范例中,对应于监测时间的24小时的数据通常在静息时段期间产生足够的数据以建立直方图。然而,充分性准则可以根据期望任意地定义。

[0083] 在步骤565中,基于心率存储设备546中的数据,心率直方图560例如由心率直方图确定单元60建立和提供。方法然后行进到步骤585,步骤585被图示在图6B中的流程图的第

二页上并且由分别在图6A和6B上的换页连接符575连接。

[0084] 在步骤585处,决定由所提供的心率直方图560表示的心率分布是否是单模的。在心率分布是单模的情况下,单个单模分布592被提供。相反,在步骤595中,在心率分布不是单模的情况下,直方图被分离为多个单模分布。结果,示范性地单模分布592、594和596被提供。然而,明显地,还可以提供与在流程图中指示的三个不同的单模分布的不同数量。

[0085] 方法以步骤605继续,其中,决定所提供的分布中的任何中的大多数值是否低于下阈值。

[0086] 在没有任何分布中的大多数值低于下阈值的情况下,在步骤615中,决定分布中的任何中的大多数值是否高于上阈值。通常,在分布的任何中的大多数值分别低于或高于下阈值或上阈值的情况下,可以在心率中确定异常。

[0087] 在步骤615中确定没有任何分布中的大多数值高于上阈值的情况下,心率正常并且流程在步骤610中结束。流程可以然后重新开始并且返回开始505。

[0088] 在步骤615中确定分布中的任何中的大多数值高于上阈值的情况下,心动过速620被确定为异常。所确定的条件必须进一步被评估,下面将参考图6C描述其。

[0089] 在步骤605中确定任何分布中的大多数值低于下阈值的情况下,前进到步骤625,其中,决定分布中的任何中的大多数值是否高于上阈值。在否定中,仅确定心动过缓630。然而,在肯定中,心动过缓和心动过速被检测到并且方法以条件640结束。

[0090] 图6C图示了跟随心动过速620、心动过缓630或者心动过缓和心动过速640的确定的方法500的另一子集。

[0091] 在心动过缓630或者心动过缓和心动过速640的情况下,在步骤635中所确定的心动过缓的根源被评估。例如,确定心动过缓是否具有病理学根源。在步骤635中,用户简档650、对象的症状660、对象的药物670、对象的睡眠简档680和对象的健康水平690被提供以评估心动过缓是否是病理学的。例如,诸如孩子和青少年的年轻个体倾向于比成人具有更高的静息心率并且女性倾向于比男性具有更高的静息心率。此外,用户简档还可以指示对象经历病理学心脏条件的相对风险。指示病理学心动过缓的症状可以包括疲劳、头晕、头晕目眩、昏厥或者接近昏厥。在极端情况下,心脏停搏可以利用由病理学心动过缓引起的不足的血流量发生。窦性(即,非病理学的)心动过缓能够由诸如地高辛、 β 受体阻滞剂或者胺碘酮或者还有特定滴眼剂(噻吗洛尔)的药物引起。非病理学心动过缓更可能并且更通常在睡眠期间发生并且在健康运动个体中是常见的。

[0092] 在步骤655中决定心动过缓是否已经被确定为具有病理学根源,并且在非病理学根源的情况下,对象在步骤657中被通知为已经具有非病理学心动过缓,并且相反,在步骤659中被通知为已经具有病理学心动过缓。步骤657和659中的信息可以直接地反馈到对象或者被存储并且以其他方式被用于稍后处理。

[0093] 在步骤645中,在心动过速620或者心动过缓和心动过速640已经被确定为异常的情况下,心动过速的根源被评估。例如,可以确定心动过速是否具有病理学根源。而且,在该方面中,用户简档650、症状660、药物670和睡眠简档680被采用。此外,对象的压力水平700可以被采用作为额外的参数。关于用户简档,窦性心律具有随着年龄减小的最大速率,使得高于某个上阈值的心率将甚至在剧烈运动期间是不期望的,这取决于年龄。病理学心动过速能够引起诸如头晕、头晕目眩、迅速的心跳或者心悸、心绞痛(胸痛)、呼吸浅短、无意识或

者心脏停搏的症状。窦性心动过速可以在诸如发烧、疼痛或者脱水的条件期间存在。支气管扩张药或者多巴胺能够导致窦性心动过速,以及省略 β 受体阻滞剂药物。咖啡因和酒精的使用也可以引起窦性心动过速。非病理学心动过速较不可能在睡眠期间发生并且可以作为精神压力的结果而发生。

[0094] 与步骤655类似,在步骤665中基于步骤645的评估决定心动过速是否具有病理学根源。在肯定中,在步骤669中,对象被通知已具有病理学心动过速。在否定中,在心动过速被确定为不具有病理学根源的情况下,对象在步骤667中被通知为已具有非病理学心动过速。

[0095] 尽管已经在附图和前述描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述将被认为是说明性或示范性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时可以理解和实现所公开的其他实施例的其他变型。例如,尽管与皮肤接触的PPG感测单元已经在描述中主要地被公开为PPG信号提供单元,但是相同的发明适用于其他光学信号提供单元(如激光光斑感测单元)或者不与皮肤接触的PPG信号提供单元(如生命体征相机)。除此之外,可以使用超过一个PPG信号提供单元。

[0096] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0097] 单个单元或设备可以实现权利要求中记载的若干项的功能。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0098] 由一个或若干单元或者设备所执行的如基于PPG信号对对象的心率的确定、基于运动信号对对象处于静息中的静息时段的确定、基于静息时段对心率的异常的确定和基于对象特异性参数对所确定的异常的评估等的流程可以由任何其他数量的单元或者设备执行。这些流程和/或用于根据用于评估对象的心率的评估方法评估对象的心率的评估系统的控制可以被实施为计算机程序的程序代码模块和/或专用硬件。

[0099] 计算机程序可以被存储/被分布在适合的介质上,诸如与其他硬件一起提高工或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但是计算机程序也可以以其他形式分布,诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统分布。

[0100] 权利要求中的任何附图标记不应当被解释为对范围的限制。

[0101] 本发明涉及用于评估对象的心率的评估系统、评估方法和计算机程序。其适用于将生理响应归类为条件,尤其是在病理学心动过速和心动过缓的诊断中。评估系统包括:光体积描记PPG信号提供单元;运动信号提供单元;参数提供单元,其用于提供对象特异性参数;心率确定单元;静息时段确定单元;异常确定单元,其用于基于静息时段确定心率的异常;以及评估单元,其用于基于对象特异性参数来评估所确定的异常。本发明提供了一种允许基于对象的PPG信号对对象的心率的更可靠的评估的系统和方法。

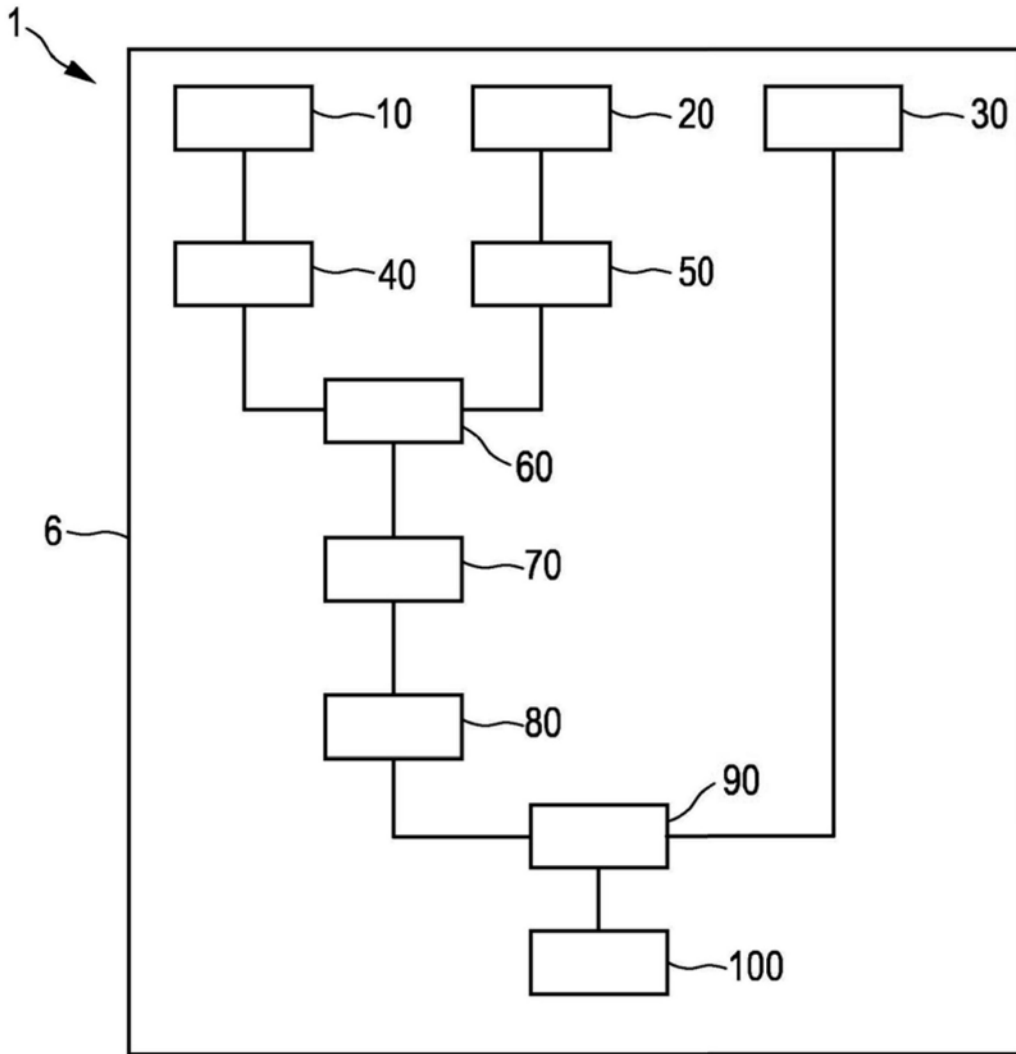


图1

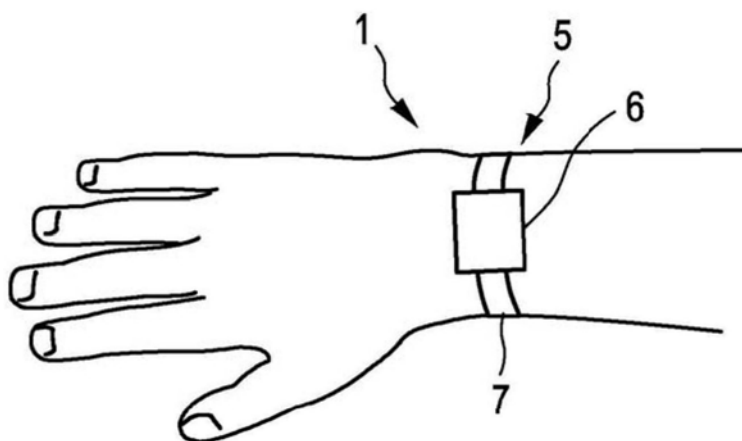


图2

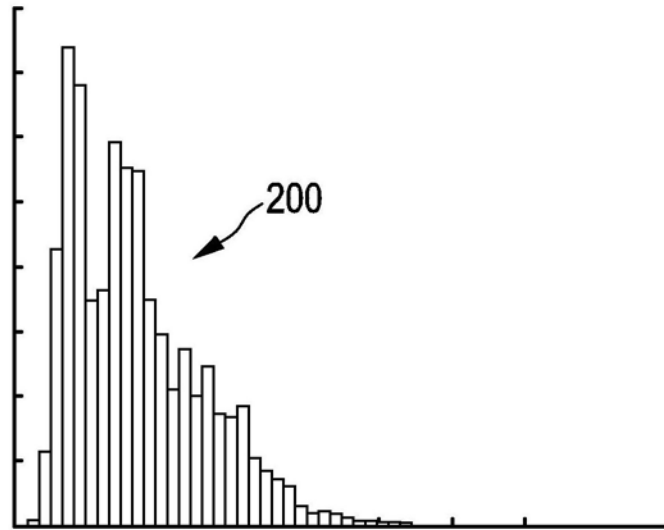


图3

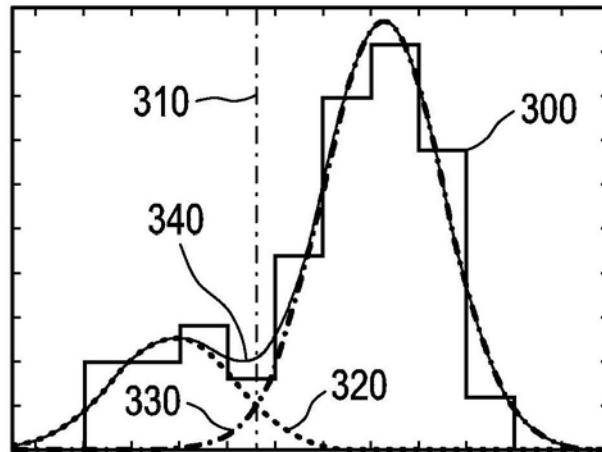


图4

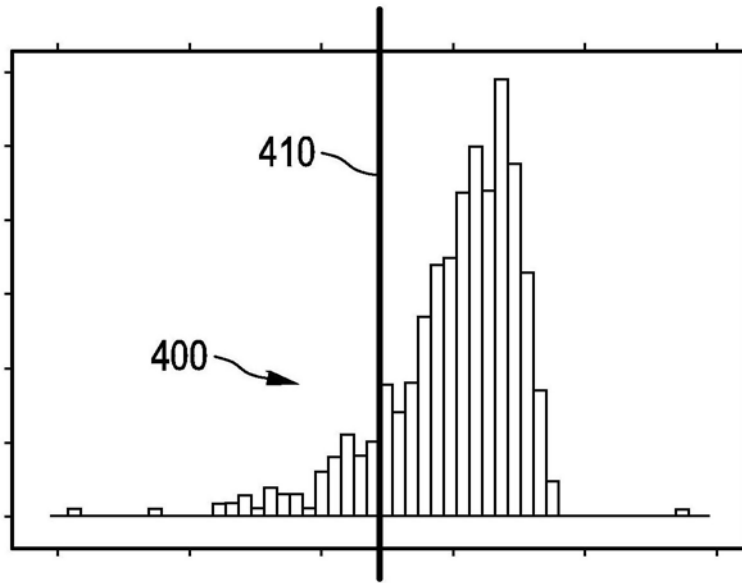


图5

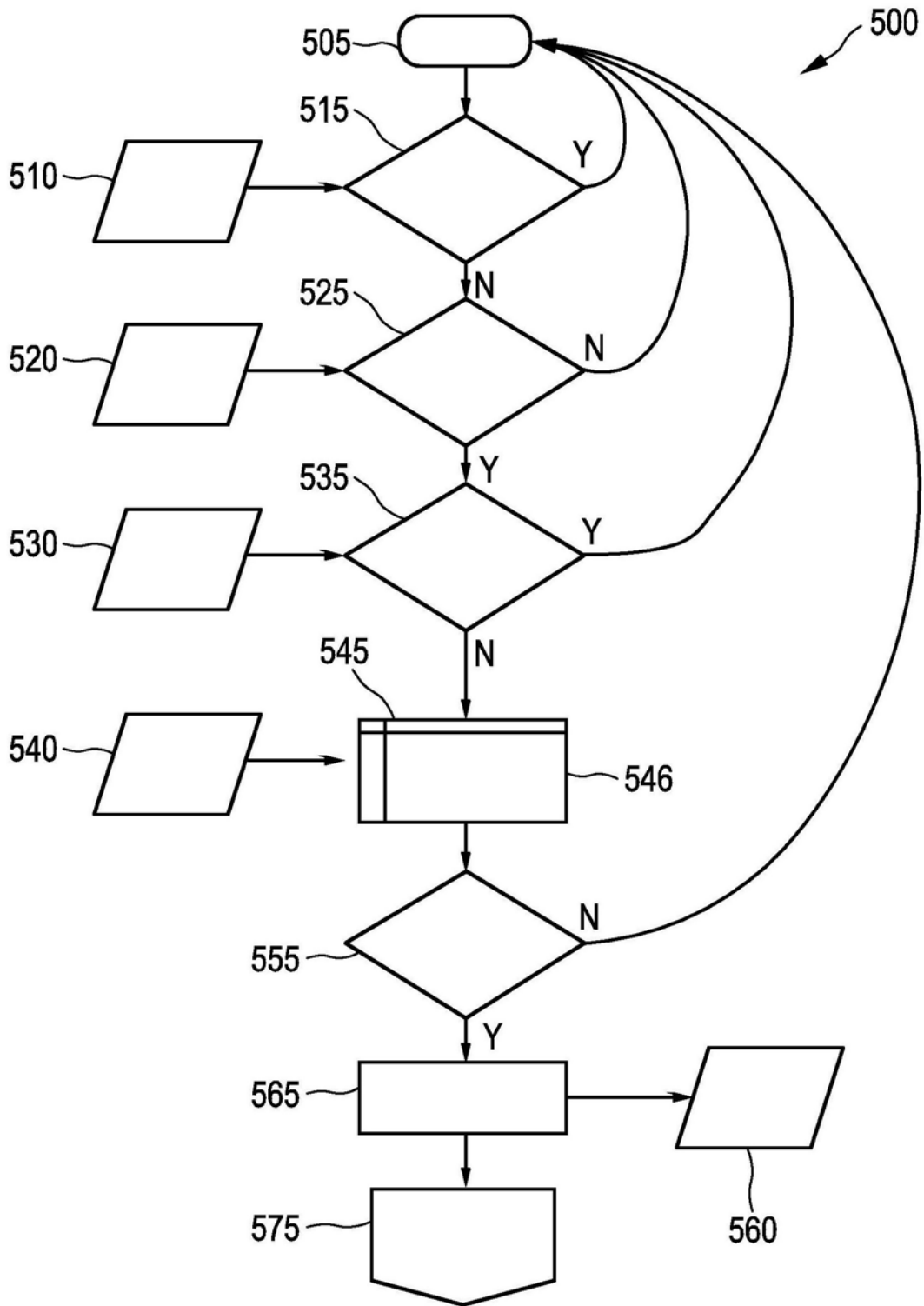


图6A

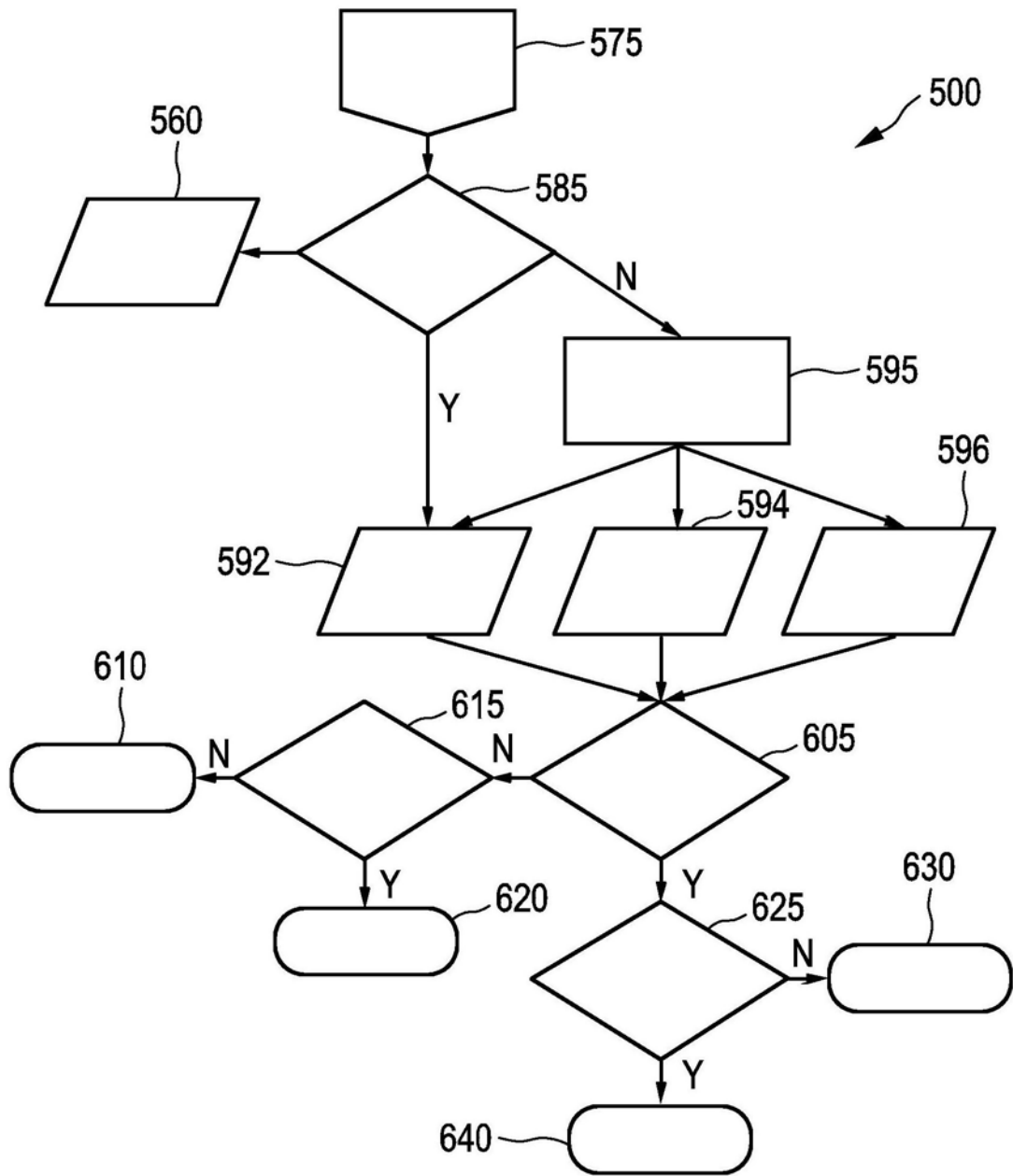


图6B

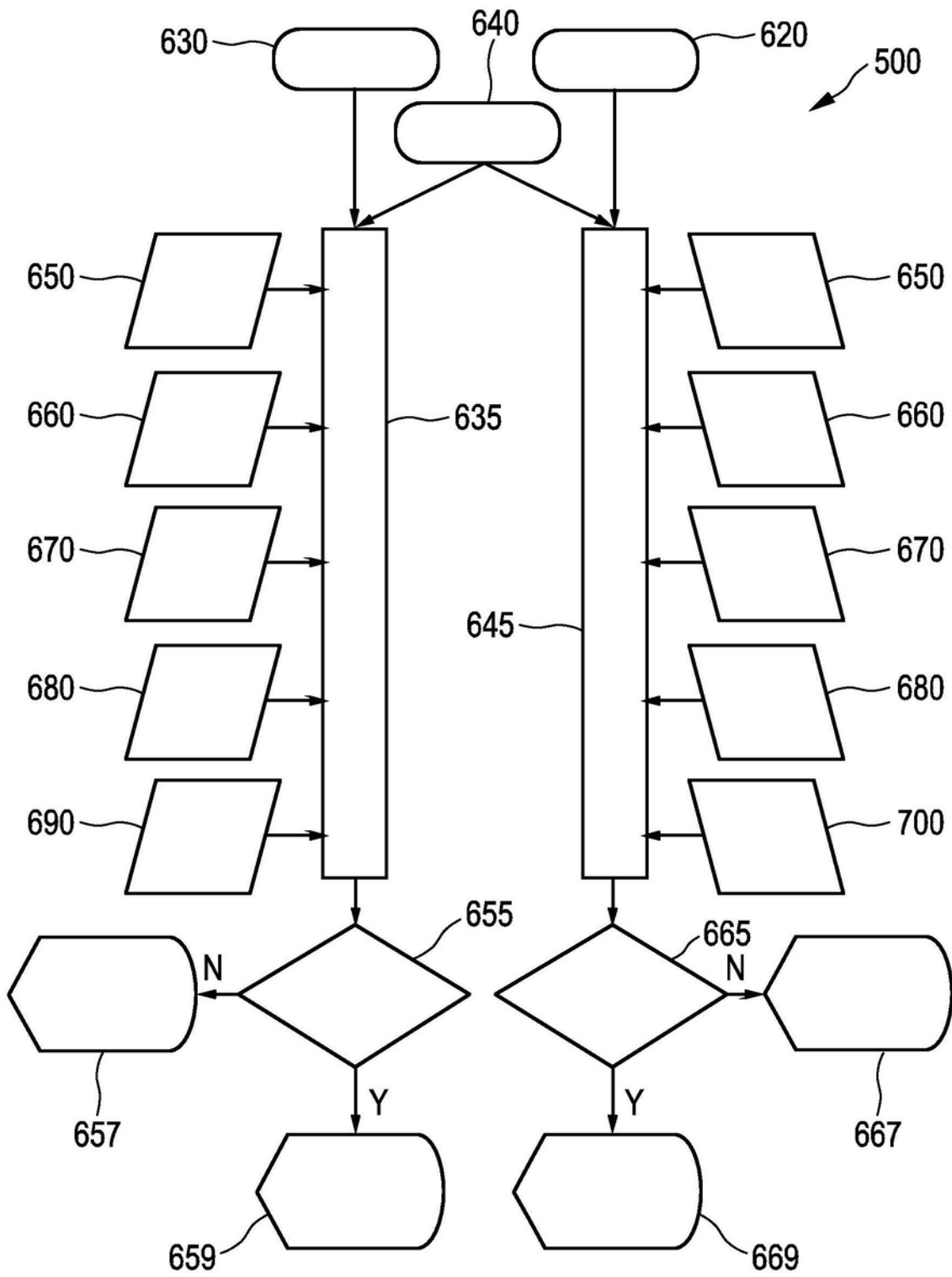


图6C

专利名称(译)	用于表征对象的心率的评估系统和方法		
公开(公告)号	CN109310351A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780035903.5	申请日	2017-05-02
[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	H M 德莫雷 AG博诺米 F萨尔托尔 ATJM席佩尔		
发明人	H·M·德莫雷 A·G·博诺米 F·萨尔托尔 A·T·J·M·席佩尔		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/11 A61B5/1118 A61B5/165 A61B5/4806 A61B5/681 A61B5/6824 A61B5/7207 A61B5/7221 A61B2562/0219 G16H40/63 G16H50/20		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016168240 2016-05-04 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于评估对象的心率的评估系统、评估方法和计算机程序。其适用于将生理响应归类为条件，尤其是在对病理学心动过速和心动过缓的诊断中。所述评估系统包括：光体积描记(PPG)信号提供单元(10)；运动信号提供单元(20)；参数提供单元(30)，其用于提供对象特异性参数；心率确定单元(40)；静息时段确定单元(50)；异常确定单元(80)，其用于确定静息时段期间心率的异常；以及评估单元(90)，其用于基于所述对象特异性参数来评估所确定的异常。本发明提供了一种允许基于对象的PPG信号对对象的心率进行更可靠的评估的系统和方法。

