



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310325 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780029542.3

(72)发明人 王进

(22)申请日 2017.04.11

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(30)优先权数据

16169956.6 2016.05.17 EP

代理人 李光颖 王英

(66)本国优先权数据

PCT/CN2016/079178 2016.04.13 CN

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.13

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/058600 2017.04.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/178449 EN 2017.10.19

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

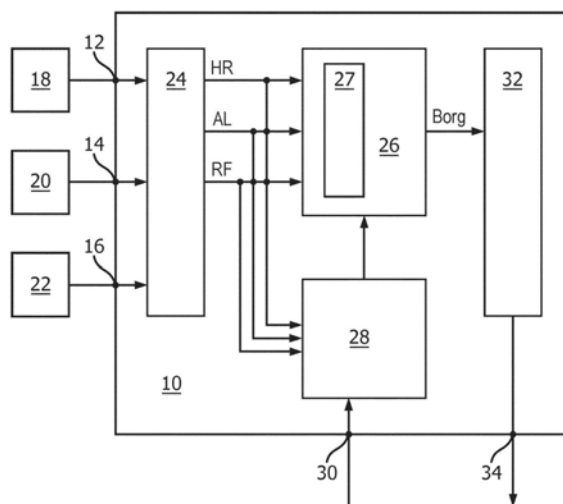
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

心脏监测系统和方法

(57)摘要

一种心脏分析系统用于在心脏康复锻炼期间使用。系统监测用户的心率、活动水平和呼吸频率,并且针对这些参数设置阈值。然后,系统确定进行的锻炼是否适合于心脏康复。



1. 一种用于在心脏康复锻炼期间使用的心脏分析系统,包括:
第一输入部(12),其用于接收对关于心脏药物的用户的心率的指示;
第二输入部(14),其用于接收对所述用户的活动水平的指示;
第三输入部(16),其用于接收对所述用户的呼吸频率的指示,所述呼吸频率与来自所述心脏药物的影响无关;

存储器(27),其用于存储针对特定用户的所述活动水平、所述心率和所述呼吸频率中的每个的阈值,其中,所述阈值定义与所述特定用户的恢复进展对应的活动水平、心率和呼吸频率的范围;以及

控制器(26),其用于处理在所述第一输入部至所述第三输入部处接收的所述指示,将所述指示与所述阈值进行比较,并且确定进行的所述锻炼是否适合于心脏康复。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括第四输入部(30),所述第四输入部用于从所述用户接收所述用户对所述锻炼所需的努力的感觉的指示。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述控制器(26)适于根据所述第四输入部来更新所述阈值。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器(26)适于导出博格感知用力评级评分。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述阈值定义与11、12、13或14的博格感知用力评级评分对应的适合的锻炼状况的四个子类别。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制器(26)适于在所述锻炼不被确定为适合于心脏康复时提供输出警告。

7. 一种心脏监测系统,包括:

根据任一前述权利要求所述的心脏分析系统(10);

心率监测器(18);

呼吸监测器(22);以及

活动水平监测器(20)。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中,所述活动水平监测器(20)包括加速度计。

9. 一种用于在对象的心脏康复锻炼期间使用的心脏分析方法,包括:

存储关于心脏药物的针对特定用户的活动水平、心率和呼吸频率中的每个的阈值,其中,所述阈值定义与所述特定用户的恢复进展对应的活动水平、心率和呼吸频率的范围;

接收对所述对象的心率的指示;

接收对所述对象的活动水平的指示;

接收对所述对象的所述呼吸频率的指示,所述呼吸频率与来自所述心脏药物的影响无关;并且

通过将接收到的所述指示与所述阈值进行比较来处理所述指示,并且从而确定进行的所述锻炼是否适合于心脏康复。

10. 根据权利要求9所述的方法,还包括从所述对象接收所述对象自己对所述锻炼所需的努力的感觉的指示。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述控制器适于根据所述对象自己对所述锻炼所需的所述努力的感觉的所述指示来更新所述阈值。

12. 根据权利要求9所述的方法,包括导出博格感知用力评级评分。
13. 根据权利要求12所述的方法,其中,所述阈值定义与11、12、13或14的博格感知用力评级评分对应的适合的锻炼状况的四个子类别。
14. 根据权利要求9所述的方法,包括当所述锻炼不被确定为适合于心脏康复时提供输出警告。
15. 一种计算机程序,包括代码模块,所述代码模块当所述程序在计算机上运行时适于实施根据权利要求9至14中的任一项所述的方法。

心脏监测系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心脏监测系统和方法,并且尤其是用作心脏康复系统和方法的部分。

背景技术

[0002] 心血管疾病是许多国家的主要死因。基于西方国家中执行的临床研究中的一些,心脏康复能够将死亡率降低12%至34%。

[0003] 在过去十年中,中国的心脏手术量例如已经达到超过10%的逐年增长,而心血管疾病正成为中国居民的最大威胁之一。其他工业化国家也存在同样的情况。

[0004] 有限数量的医院具有心脏康复单元,使得仅一小部分符合条件的患者参加心脏康复计划。

[0005] 心脏康复评价例如使用心肺运动测试。患者在测力计上执行一项或多项运动测试。在测试之后,给予患者所谓的博格 (Borg) 评分 (自我感觉评分),如下表所示。

[0006]	评分	自我感觉
	6	非常轻松
	7	
	8	
	9	非常轻
	10	
	11	轻
	12	
	13	有点吃力
	14	
	15	吃力
	16	
	17	非常吃力
[0007]	18	非常非常吃力
	19	
	20	

[0008] 如果患者的评分在11到14的范围中,则锻炼将被认为对心血管康复有效。否则停止锻炼。

[0009] 现有家庭使用心脏康复解决方案通过监测心率和活动水平来监测锻炼或其他身体活动。然而,患者仍然需要在锻炼期间执行自我感觉评价,并且然后当患者感觉不舒服时停止锻炼,因为如果在锻炼之前不够长的时间服用了药物,则心脏功能的关键指示 (例如,心率) 将受药物的影响,并因此可能不表示心脏的真实情况。

[0010] 因此,需要一种系统,其能够评价锻炼对心脏康复的适合性,并且由此向患者提供应该停止锻炼的建议。

发明内容

[0011] 本发明由权利要求定义。

[0012] 根据本发明一方面的范例,提供了一种用于在心脏康复锻炼期间使用的心脏分析系统,包括:

[0013] 第一输入部,其用于接收关于心脏药物的用户的心率的指示;

[0014] 第二输入部,其用于接收系统的用户的活动水平的指示;

[0015] 第三输入部,其用于接收系统的用户的呼吸频率的指示,所述呼吸频率与心脏药物的影响无关;

[0016] 存储器,其用于存储针对特定用户的活动水平、心率和呼吸频率中每个的阈值,其中,所述阈值定义与所述特定用户的恢复进展相对应的活动水平、心率和呼吸频率的范围;以及

[0017] 控制器,其用于处理在第一输入部至第三输入部处接收的指示,将它们与阈值进行比较,并且确定进行的锻炼是否适合于心脏康复。

[0018] 该系统使得能够自动确定锻炼是否适合心脏康复。系统的用户通常是经历心脏康复的患者。通过设置患者特异性阈值,可以考虑患者服用的药物,这可能例如影响他们的心率。系统避免了需要患者在其康复锻炼期间重复执行他们对用力的感觉的自我评估。代替地,系统根据阈值水平导出该信息。

[0019] 理想地,所有关键指示都将独立于药物的任何影响,使得指示仅反映心脏如何工作。遗憾的是,一些关键指示(包括心率)可能会受到药物的影响。这就是为什么经常使用主观博格评分而不是对生理测量的客观平价。通过使用与任何药物影响无关的补充参数,例如,呼吸率,可以对这种影响进行校正,使得客观观察能够代替患者的自我平价。用户的呼吸频率例如可能与患者服用的药物无关,而药物可能影响心率。通过以这种方式组合参数,系统变得更加通用并且能够关于不同药物为各种患者提供正确的心脏康复建议。

[0020] 如果心率、活动水平和呼吸频率值未落入单组预定义的阈值内,则可以向参数给予优先级水平。例如,心率相比于呼吸频率占主导,呼吸频率相比于活动水平占主导。备选地,可以组合参数以形成单个度量。备选地,可以采用用户对可能的博格评分的手动选择。

[0021] 所述系统可以包括第四输入部,以用于从用户接收用户对锻炼所需的努力的感觉的指示。

[0022] 以这种方式,用户还可以提供他或她自己的输入。这可以是训练周期的部分,在训练周期期间初始设置阈值或者可以在系统的使用期间执行其。

[0023] 所述控制器可以适于根据第四输入部来更新阈值。这提供了自学习过程。

[0024] 例如,该第四输入部有助于减少对测量参数的解释中的任何模糊性。用户可以在锻炼期间在触摸屏或其它交互式输入设备上输入表示他们的当前感觉的评分。然后将心率、活动水平和呼吸频率与对应的评分相关联。基于输入的规则可以动态地将映射表更新为更个性化的版本,使得很少发生测量参数不能被合适的映射表解释的情况。

[0025] 控制器可以适于导出博格感知用力评级。

[0026] 以这种方式,系统可以基于用户自己的博格感知用力评级来设置内部阈值。通过输出系统导出的博格评分,系统的用户可以判断结论是否看起来正确或者是否需要进一步更新阈值。

[0027] 阈值定义适合的锻炼状况的四个子类别,其对应于11、12、13或14的博格感知用力评级评分。这些是被认为适于心脏康复的博格评分。

[0028] 所述控制器适于在不确定锻炼适合心脏康复时提供输出警告。

[0029] 例如,可以指示用户停止锻炼,因为这可能存在危险。

[0030] 本发明还提供了一种心脏监测系统,包括:

[0031] 如上所述的心脏分析系统;

[0032] 心率监测器;

[0033] 呼吸监测器;以及

[0034] 活动水平监测器。

[0035] 系统可以从远程传感器接收输入,或者心脏监测系统可以包括所需的传感器。

[0036] 活动水平监测器可以包括加速度计。

[0037] 根据本发明的第二方便的范例,提供了一种用于在对象的心脏康复锻炼期间使用的心脏分析方法,包括:

[0038] 存储针对特定用户的活动水平、心率和呼吸频率中的每个的阈值,其中,所述阈值定义与所述特定用户的恢复进展对应的活动水平、心率和呼吸频率的安全范围;

[0039] 接收对象的心率的指示;

[0040] 接收对象的活动水平的指示;

[0041] 接收对象的呼吸频率的指示;并且

[0042] 通过将接收到的指示与阈值进行比较来处理所述指示,并且从而确定进行的锻炼是否适合于心脏康复。

[0043] 该方法使得能够自动确定锻炼是否适合于对象(通常是患有心血管疾病的患者)的心脏康复。

[0044] 方法可以包括从对象接收对象自己对锻炼所需的努力的感觉的指示,并且控制器可以适于根据对象自己对锻炼所需的努力的感觉的指示来更新阈值。

[0045] 可以导出博格感知用力评级评分。当锻炼不被确定为适合心脏康复时,可以提供输出警告。

[0046] 处理可以至少部分地以软件实施。

附图说明

[0047] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,其中:

[0048] 图1示出了心脏分析系统;

[0049] 图2示出了心脏分析方法;并且

[0050] 图3示出了适用于实施图1的系统的控制器的通用计算机架构。

具体实施方式

[0051] 本发明提供了一种用于在心脏康复锻炼期间使用的心脏分析系统。所述系统监测

用户的心率、活动水平和呼吸频率,并且针对这些参数设置阈值。然后,系统确定进行的锻炼是否适合心脏康复。

[0052] 图1示出了用于在心脏康复锻炼期间使用的心脏监测系统。其包括心脏分析系统10,所述心脏分析系统具有用于接收系统的用户的心率的指示的第一输入部12、用于接收系统的用户的活动水平的指示的第二输入部14,以及用于接收系统的用户的呼吸频率的指示的第三输入部16。

[0053] 为了向分析系统提供输入,存在心率监测器18(诸如ECG传感器)、活动水平监测器20(诸如加速度计)以及呼吸监测器22(诸如呼吸传感器)。

[0054] 这些传感器都是公知的,并且存在许多不同的备选传感器类型。例如,PPG传感器可用于导出心率和呼吸频率两者。代替地,可以使用测量胸部移动的胸带或测量呼吸流量或流动方向的面罩来获得呼吸率。活动水平可以由与用户相关联的传感器(诸如加速度计或计步器)提供,或者由与由用户使用的一件锻炼装备相关联的监测系统提供。

[0055] 监测器输出被提供到信号采集和处理单元24,所述信号采集和处理单元导出心率(HR)、活动水平度量(AL)和呼吸频率(RF)。

[0056] 控制器26和相关联的存储器27用作映射模块,并且其存储针对特定用户的活动水平、心率和呼吸频率中的每个的阈值。阈值定义针对特定用户的活动水平、心率和呼吸频率的范围。

[0057] 由控制器26和存储器27实施的映射是动态的,并且其由训练模块28更新。训练模块接收用于从用户接收用户对锻炼所需的努力的感觉的指示的第四输入部30。

[0058] 以这种方式,用户提供输入,所述输入用作训练周期的部分,在此期间初始设置存储器26中的阈值。

[0059] 下表示出了由存储器26实施的从心率、活动水平和呼吸频率的阈值范围到博格评分的映射的范例。

[0060]

评分	自我感觉	来自 ECG 的心率 (HR)	来自加速度计传感器的 活动水平 (AL)	来自呼吸传感器的呼吸 频率 (RF)
6	非常轻松	HR<HR_Th1	AL<AL_Th1	RF<RF_Th1
7		HR_Th1<HR<HR_Th2	AL_Th1<AL<AL_Th2	RF_Th1<RF<RF_Th2
8		HR_Th2<HR<HR_Th3	AL_Th2<AL<AL_Th3	RF_Th2<RF<RF_Th3
9	非常轻	HR_Th3<HR<HR_Th4	AL_Th3<AL<AL_Th4	RF_Th3<RF<RF_Th4
10		HR_Th4<HR<HR_Th5	AL_Th4<AL<AL_Th5	RF_Th4<RF<RF_Th5
11	轻	HR_Th5<HR<HR_Th6	AL_Th5<AL<AL_Th6	RF_Th5<RF<RF_Th6
12		HR_Th6<HR<HR_Th7	AL_Th6<AL<AL_Th7	RF_Th6<RF<RF_Th7
13	有点吃力	HR_Th7<HR<HR_Th8	AL_Th7<AL<AL_Th8	RF_Th7<RF<RF_Th8
14		HR_Th8<HR<HR_Th9	AL_Th8<AL<AL_Th9	RF_Th8<RF<RF_Th9
15	吃力	HR_Th9<HR<HR_Th10	AL_Th9<AL<AL_Th10	RF_Th9<RF<RF_Th10
16		HR_Th10<HR<HR_Th11	AL_Th10<AL<AL_Th11	RF_Th10<RF<RF_Th11
17	非常吃力	HR_Th11<HR<HR_Th12	AL_Th11<AL<AL_Th12	RF_Th11<RF<RF_Th12
18		HR_Th12<HR<HR_Th13	AL_Th12<AL<AL_Th13	RF_Th12<RF<RF_Th13
19	非常非常 吃力	HR_Th13<HR<HR_Th14	AL_Th13<AL<AL_Th14	RF_Th13<RF<RF_Th14
20		HR_Th14<HR<HR_Th15	AL_Th14<AL<AL_Th15	RF_Th14<RF<RF_Th15

[0061] 心率阈值被示出为HR_Th1至HR_Th15。活动水平阈值被示出为AL_Th1至AL_Th15。呼吸频率阈值被示出为RF_Th1至RF_Th15。

[0062] 在该范例中,阈值将总参数空间划分为没有交叠的连续的一组带。因此,每个心率、活动水平和呼吸频率具有到博格评分的一对一映射。如下所述,这仅是实施阈值的一种选择。

[0063] 初始能够由给出心脏康复评价和锻炼训练的医生通过将博格评分输入到第四输入部30来设置阈值。在提供输入时,系统知道当前心率、活动水平和呼吸频率,并且因此可以做出关联。然后,控制器26根据第四输入部30更新被存储在存储器27中的阈值。

[0064] 根据用户的恢复进展来定义阈值,所述恢复进展在心脏康复期间会变化,因为心脏功能正在改进并且可以逐渐地应对更高的标准。

[0065] 此外,第四输入部30可以在系统的使用期间由患者使用。这提供了自学过程。因此,被提供到第四输入部30的每个博格评分指示与该时间处的心率、活动水平和呼吸频率相关联。

[0066] 来自控制器26的输出例如是博格评分。根据该博格评分,系统可以确定进行的锻炼是否适合心脏康复。

[0067] 输出设备32向用户提供输出34,从而提供关于锻炼对于心脏康复的适合性的信息,例如,当前监测的参数是否对应于11至14的博格评分的指示。

[0068] 由于11至14的博格评分是主要感兴趣的,因此可以定义一组简化阈值,如下所示。

[0069]

评分	自我感觉	来自 ECG 的心率 (HR)	来自加速度计传感器的 活动水平 (AL)	来自呼吸传感器的呼 吸频率 (RF)
6	非常轻松	HR<HR_Th5		
7				
8				
9	非常轻		AL<AL_Th5	RF<RF_Th5
10				
11	轻	HR_Th5<HR<HR_Th6	AL_Th5<AL<AL_Th6	RF_Th5<RF<RF_Th6
12		HR_Th6<HR<HR_Th7	AL_Th6<AL<AL_Th7	RF_Th6<RF<RF_Th7
13	有点吃力	HR_Th7<HR<HR_Th8	AL_Th7<AL<AL_Th8	RF_Th7<RF<RF_Th8
14		HR_Th8<HR<HR_Th9	AL_Th8<AL<AL_Th9	RF_Th8<RF<RF_Th9
15	吃力	HR_Th9<HR		
16				
17	非常吃力			
18				
19	非常非常吃 力			
20				

[0070] 这简化了所需的数据。

[0071] 该系统使得能够自动确定锻炼是否适合心脏康复。通过作为训练流程的部分并且在系统的使用期间设置患者特异性阈值,可以考虑患者正在服用的药物,这可能例如影响他们的心率。

[0072] 用户的呼吸频率可能与患者服用的任何药物无关,而药物可能影响心率。一些药物可以例如降低心率,使得需要不同的阈值。由药物降低的心率在其他情况下可能会将患者置于危险之中。例如,患者可以在其药物服用的周期内同时使用系统,使得阈值保持有效。系统可以例如适于提醒患者在服用特定药物的特定时间内不进行锻炼。

[0073] 当然可能出现当前心率、活动水平和呼吸频率并非恰好全部落入针对相同博格评分的阈值范围内。然后可以采用许多不同的方法。

[0074] 参数可以被给予优先级水平。例如,心率相比于呼吸频率能够占主导,呼吸频率相比于活动水平能够占主导。例如,如果博格值仅有很小的差异,则可以使用该主导。例如,如果存在通过测量的参数预测的两个相邻的博格评分,则可以选择由心率预测的评分。

[0075] 单个评分的更大程度的分歧能够指示需要更多涉及的数据处理。

[0076] 例如,可以存在参数的加权组合以形成单个度量。然后,更主导的参数具有更大的加权。

[0077] 作为持续学习过程的部分,当出现歧义时,可以提示用户给出指示实际博格评分的手动输入(到第四输入部30)。控制器可以改进其解释数据的方式,并相应地调节阈值。

[0078] 可能存在不连续但在类别之间交叠的阈值。因此,每个心率、活动水平和呼吸频率

可以映射到两个或三个可能的博格评分。然后将最佳拟合方法应用于该组测量的参数,以确定哪个单个博格类别最适合所收集的传感器数据的总和。

[0079] 用户可以在锻炼期间使用触摸屏或其他交互式输入设备以提供他们的输入。因此,用于解释传感器输入的规则可以将映射表动态地更新为更个性化的版本。

[0080] 基于由系统提供的输出34,系统的用户可以判断结论是否看起来正确,或者是否需要更新阈值。输出可以总是包括所确定的博格评分,以及额外地当锻炼不被确定为适合心脏康复时的警告。例如,可以指示用户停止锻炼,因为其可能存在危险。

[0081] 对系统的额外输入可以包括用于分析用户的面部表情或面部颜色的相机,作为其锻炼水平的另外的指示。

[0082] 图2示出了在对象的心脏康复锻炼期间使用的心脏分析方法。对象可以是任何人,但通常其是患有心血管疾病或损伤的患者。方法包括,在步骤35中,存储针对特定用户的活动水平、心率和呼吸频率中每个的阈值,其中,阈值定义针对特定用户的活动水平、心率和呼吸频率的范围。

[0083] 在步骤36中,接收用户的心率、用户的活动水平和用户的呼吸频率的指示。

[0084] 在步骤37中,将接收到的指示与阈值进行比较,并且由此确定进行的锻炼是否适合于心脏康复。

[0085] 在步骤38中,从用户接收用户自己对锻炼所需的努力的感觉的指示。这用作数据库训练或重新校准操作的部分。具体地,可以根据用户自己对锻炼所需的努力的感觉的指示来更新阈值。

[0086] 当锻炼不被确定为适合于心脏康复时,在步骤39中提供输出警告。

[0087] 上述系统利用控制器来处理传感器数据并应用和更新存储在存储器中的阈值。

[0088] 图3示出了用于实现上述控制器的计算机40的范例。

[0089] 计算机40包括但不限于PC、工作站、膝上型计算机、PDA、掌上设备、服务器、存储设备等。通常,就硬件架构而言,计算机40可以包括一个或多个处理器41、存储器42、以及经由本地接口(未示出)通信地耦合的一个或多个I/O设备43。本地接口可以例如是但不限于一个或多个总线或其他有线或无线连接,如本领域中已知的。本地接口可以具有额外的元件,例如控制器、缓冲器(高速缓存)、驱动器、中继器和接收器,以实现通信。此外,本地接口可以包括地址、控制和/或数据连接,以实现上述部件之间的适当通信。

[0090] 处理器41是用于执行可以存储在存储器42中的软件的硬件设备。处理器41实际上可以是任何定制或商业上可用的处理器、中央处理单元(CPU)、数字信号处理器(DSP)或在与计算机40相关联的若干处理器中间的辅助处理器,并且处理器41可以是基于半导体的微处理器(采取微芯片的形式)或微处理器。

[0091] 存储器42可以包括易失性存储器元件(例如,随机存取存储器(RAM),诸如动态随机存取存储器(DRAM)、静态随机存取存储器(SRAM)等)和非易失性存储器元件(例如,ROM、可擦可编程只读存储器(EPROM)、电子可擦可编程只读存储器(EEPROM)、可编程只读存储器(PROM)、磁带、光盘只读存储器(CD-ROM)、磁盘、软盘、盒式磁带、磁带盒等)中的任何一个或组合。此外,存储器42可以包含电子、磁性、光学和/或其他类型的存储介质。注意,存储器42可以具有分布式架构,其中,各种部件彼此远离设置,但是可以由处理器41访问。

[0092] 存储器42中的软件可以包括一个或多个单独的程序,其中每个包括用于实施逻辑

功能的可执行指令的有序列表。根据范例性实施例,存储器42中的软件包括合适的操作系统(0/S) 44、编译器45、源代码46以及一个或多个应用47。

[0093] 应用47包括许多功能部件,诸如计算单元、逻辑、功能单元、过程、操作、虚拟实体和/或模块。

[0094] 操作系统44控制计算机程序的执行,并且提供调度、输入-输出控制、文件和数据管理、存储器管理以及通信控制和相关服务。

[0095] 应用47可以是源程序、可执行程序(目标代码)、脚本或包括要执行的一组指令的任何其他实体。当源程序时,然后程序通常经由编译器(诸如,编译器45)、汇编器、解释器等翻译,其可以被包括于或不被包括于存储器42中,从而结合操作系统44正确地操作。此外,应用47可以被编写为面向对象的编程语言(其具有数据和方法的类),或过程性编程语言(其具有例程、子例程和/或函数),例如但不限于,C、C++、C#、Pascal、BASIC、API调用、HTML、XHTML、XML、ASP脚本、JavaScript、FORTRAN、COBOL、Perl、Java、ADA、.NET等。

[0096] I/O设备43可以包括输入设备,例如但不限于鼠标、键盘、扫描器、麦克风、相机等。此外,I/O设备43还可以包括输出设备,例如但不限于打印机、显示器等。最后,I/O设备43还可以包括传递输入和输出两者的设备,例如但不限于网络接口控制器(NIC)或调制器/解调器(用于访问远程设备、其他文件、设备、系统或网络),射频(RF)或其他收发器、电话接口、桥、路由器等。I/O设备43还包括用于通过各种网络(诸如因特网或内联网)通信的部件。

[0097] 当计算机40在操作中时,处理器41被配置为执行存储在存储器42内的软件,以将数据传递到存储器42和从存储器42传递数据,并且通常根据软件控制计算机40的操作。应用47和操作系统44全部或部分地由处理器41读取,可能在处理器41内缓冲,并且然后执行。

[0098] 当应用47以软件实施时,应该注意,应用47实际上可以存储在任何计算机可读介质上,以供任何计算机相关系统或方法使用或与之结合使用。在该文档的背景下,计算机可读介质可以是电子、磁性、光学或其他物理设备或模块,其可以包含或存储计算机程序以供计算机相关系统或方法使用或与之结合使用。

[0099] 通过研究附图、公开内容和权利要求,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。尽管在相互不同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

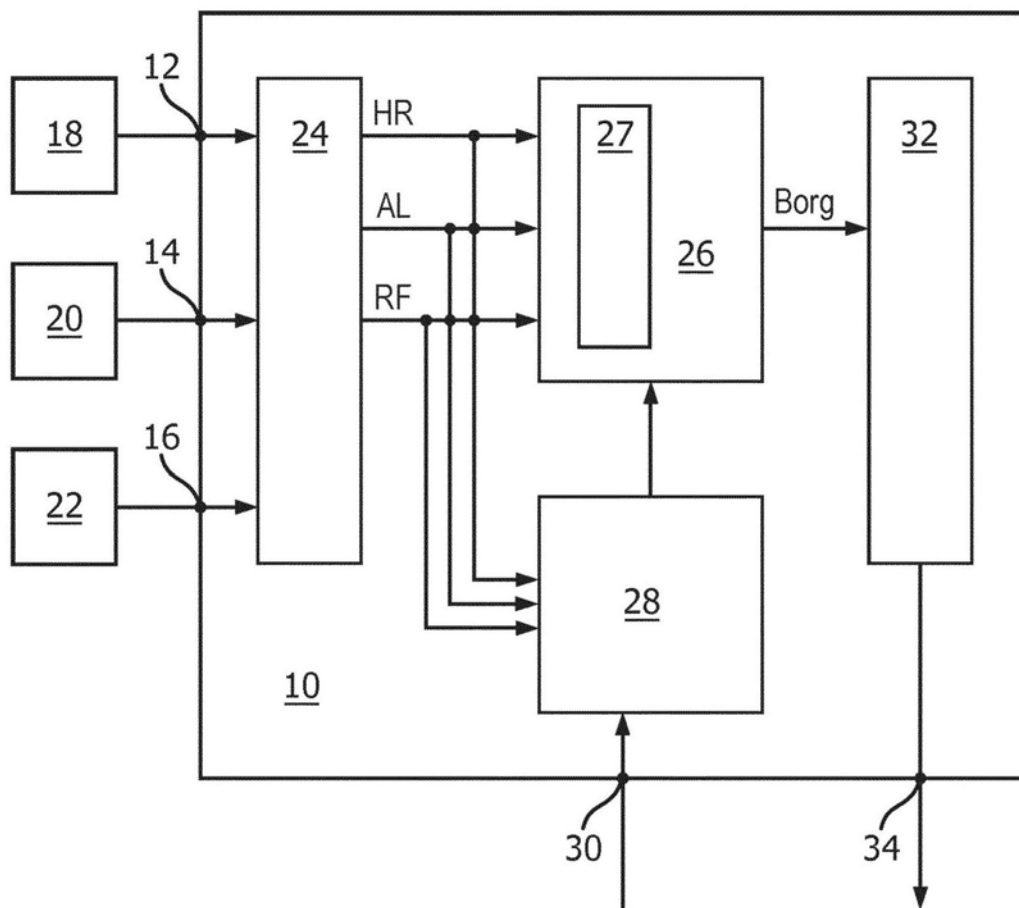


图1

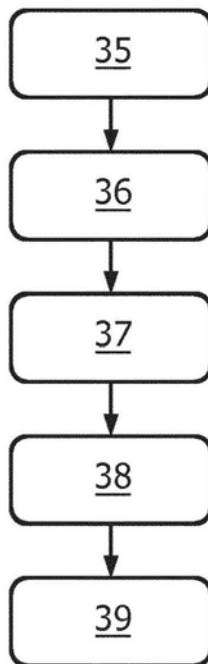


图2

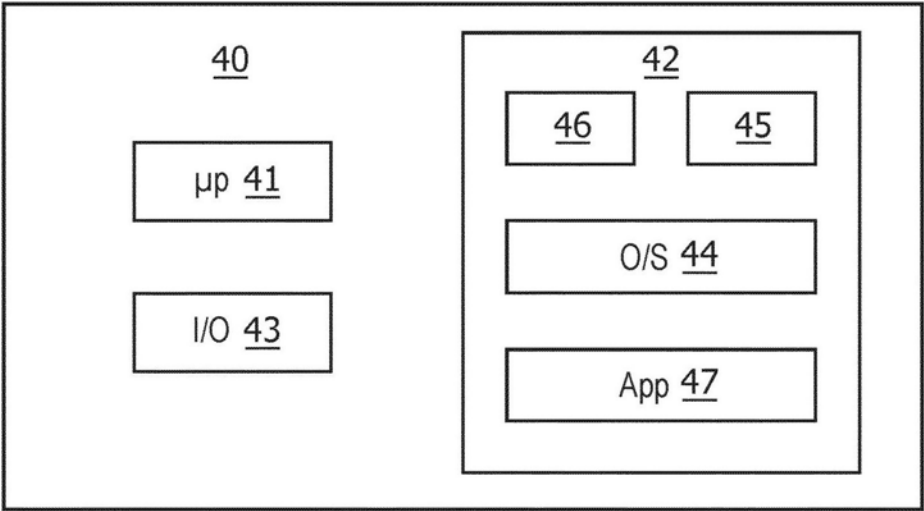


图3

专利名称(译)	心脏监测系统和方法		
公开(公告)号	CN109310325A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780029542.3	申请日	2017-04-11
[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	王进		
发明人	王进		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/08 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02028 A61B5/0245 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/7275 A61B5/746 A61B5/7475 A61B2505/09 A61B2562/0219		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016169956 2016-05-17 EP PCT/CN2016/079178 2016-04-13 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种心脏分析系统用于在心脏康复锻炼期间使用。系统监测用户的心率、活动水平和呼吸频率，并且针对这些参数设置阈值。然后，系统确定进行的锻炼是否适合于心脏康复。

