



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108601533 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201780008783.X

(22)申请日 2017.01.16

(30)优先权数据

16153222.1 2016.01.28 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/050738 2017.01.16

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/129426 EN 2017.08.03

(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 R·M·阿尔特斯

(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 5/00(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

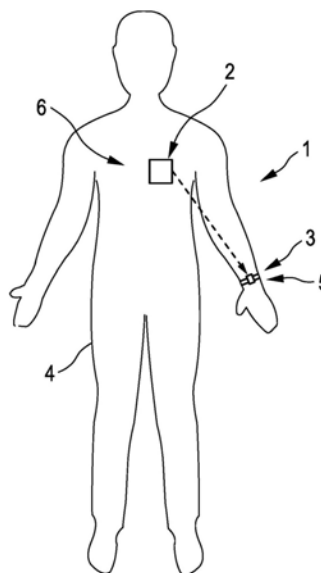
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

用于确定心力衰竭风险的确定系统

(57)摘要

本发明涉及一种用于确定针对对象(4)的心力衰竭风险的确定系统。所述确定系统(1)包括用于提供所述对象的光体积描记图的光体积描记图提供单元和用于基于所提供的光体积描记图确定所述心力衰竭风险的心力衰竭风险确定单元。能够通过使用光体积描记图传感器以非侵扰的方式提供光体积描记图，而无需医师到场。具体地，不是必须要求测量心电图、执行血液测试并且执行冠状动脉血管造影以确定心力衰竭风险。因此，能够以技术上相对简单的方式确定心力衰竭风险，而无需医师到场。



1. 一种用于确定针对对象的心力衰竭风险的确定系统,其中,所述确定系统(1)包括:
 - 光体积描记图提供单元(9),其用于提供所述对象(4)的光体积描记图,
 - 心力衰竭风险确定单元(10),其用于基于所提供的光体积描记图来确定所述心力衰竭风险,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于基于所提供的光体积描记图来检测期外收缩后增强(PESP)的存在和受干扰的力-频率关系(FFR)中的至少一个,并且适于基于对所述期外收缩后增强的所述存在和所述受干扰的力-频率关系中的所述至少一个的所述检测来确定所述心力衰竭风险。
2. 根据权利要求1所述的确定系统,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于:
 - 基于所述光体积描记图来确定左心室压力的特性的时间行为,
 - 提供根据所确定的时间行为来定义所述心力衰竭风险的规则,
 - 基于所确定的时间行为和所提供的规则来确定所述心力衰竭风险。
3. 根据权利要求2所述的确定系统,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于确定针对不同时间的峰值,以确定所述时间行为,所述峰值指示所述左心室压力随时间的峰的高度。
4. 根据权利要求3所述的确定系统,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于提供规则,所述规则包括第一峰值阈值和第二峰值阈值,并且根据以下项来定义对所述期外收缩后增强的所述存在的所述检测:a)峰值是否小于所述第一峰值阈值,以及b)跟随的峰值是否不大于所述第二峰值阈值。
5. 根据权利要求3所述的确定系统,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于确定针对不同时间的频率值,以确定所述时间行为,所述频率值指示所述左心室压力随时间的频率。
6. 根据权利要求5所述的确定系统,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于提供规则,所述规则根据是否所述频率值随时间增加同时所述峰值不随时间增加来定义对所述受干扰的力频率关系的所述检测。
7. 根据权利要求2所述的确定系统,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于确定针对不同时间的频率值,以确定所述时间行为,所述频率值指示所述左心室压力随时间的频率。
8. 根据权利要求7所述的确定系统,其中,所述确定系统(1)还包括活动状态提供单元(13),所述活动状态提供单元用于提供对所述对象(4)的活动状态的指示,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于提供规则,所述规则包括根据所述活动状态的活动频率阈值,并且根据所述频率值是否大于针对相应的活动状态的所述活动频率阈值来定义所述心力衰竭风险。
9. 根据权利要求7所述的确定系统,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于提供规则,所述规则包括频率偏离阈值并且根据时间上连续的频率值之间的偏离是否大于所述频率偏离阈值来定义所述心力衰竭风险。
10. 根据权利要求1所述的确定系统,其中,所述确定系统(1)包括呼吸速率提供单元(11),所述呼吸速率提供单元用于提供所述对象(4)的呼吸速率,其中,所述HF风险确定单元(10)适于基于所提供的呼吸速率来确定所述HF风险。
11. 根据权利要求10所述的确定系统,其中,所述确定系统还包括活动状态提供单元

(13),所述活动状态提供单元用于提供对所述对象(4)的活动状态的指示,其中,所述HF风险确定单元(10)适于提供根据所述活动状态的呼吸速率阈值并且适于根据所述呼吸速率是否大于针对相应的活动状态的所述呼吸速率阈值来确定所述HF风险。

12.根据权利要求10所述的确定系统,其中,所述呼吸速率提供单元(11)适于基于所述PPG来确定所述呼吸速率并且适于提供所确定的呼吸速率。

13.根据权利要求1所述的确定系统,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)适于基于所提供的光体积描记图来检测所述对象的心脏的心房颤动并且适于基于对所述心房颤动的所述检测来确定所述心力衰竭风险。

14.一种用于确定针对对象(4)的心力衰竭风险的确定方法,其中,所述确定方法包括:
-通过光体积描记图提供单元(9)来提供所述对象(4)的光体积描记图,
-通过心力衰竭风险确定单元(10)基于所提供的光体积描记图来确定心力衰竭风险,其中,所述心力衰竭风险确定单元(10)基于所提供的光体积描记图来检测期外收缩后增强的存在和受干扰的力-频率关系中的至少一个,并且基于对所述期外收缩后增强的存在和所述受干扰的力-频率关系中的所述至少一个的所述检测来确定所述心力衰竭风险。

15.一种用于确定针对对象(4)的心力衰竭风险的计算机程序,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所述的确定系统上运行时使所述确定系统执行根据权利要求14所述的确定方法。

用于确定心力衰竭风险的确定系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定针对对象的心力衰竭风险的确定系统、确定方法和计算机程序。

背景技术

[0002] US 6942622 B1公开了一种用于监测患者的疾病状态的进展的方法。感测指示患者心脏的心收缩的脉冲幅度信号,识别感测到的信号内的随时间的幅度变化,并且基于识别的幅度变化计算自主音调的量度。重复这些步骤,以便采集多个自主音调量度,其中,多个音调量度被分析以提供患者的疾病状态进展的指示。

[0003] T.Otsuka等人的文章“Utility of Second Derivative of the Finger Photoplethysmogram for the Estimation of the Risk of Coronary Heart Disease in the General Population”(Circulation Journal,第70卷,第304至310页(2006))公开了一种用于确定与冠心病相关联的增加的动脉硬度的量度的方法。具体地,建议测量手指光体积描记图(Photoplethysmogram)的二阶导数以测量增加的动脉硬度。

[0004] EP 1 302 156 A2公开了一种用于评估患者的心力衰竭状态的监测器。监测器包括光源和光检测器,所述光检测器适于产生表示动脉脉压的光体积描记图信号。监测器还包括用于基于光体积描记图信号的形状评估心力衰竭状态的模块。

[0005] US2010/0049060A1公开了一种可植入系统,其包括可植入光体积描记图传感器,其中,所述可植入系统用于获得动脉光体积描记图波形并且通过确定动脉光体积描记图波形的端部部分的度量来确定心脏后负荷的替代,其中,所述端部部分是从动脉光体积描记图波形的最大值到光体积描记图波形的随后的最小值。

[0006] 也可以称为充血性心力衰竭、慢性心力衰竭或充血性心脏衰竭的心力衰竭(HF)描述了一种在其中心脏不能够充分泵送以将血流维持为满足对象身体的需要的情况。经受这样的HF的风险能够基于心电图(ECG)、血液测试和冠状动脉血管造影来确定。用于确定HF风险的这些技术相对复杂并且需要由医师执行,使得总体上其不会被多次执行,并且尤其是不会被连续执行。这通常导致太晚意识到经受HF的重大风险。

发明内容

[0007] 本发明的一个目的是提供一种用于确定针对对象的HF风险的确定系统、确定方法和计算机程序,其允许以技术上相对简单的方式来确定HF风险,而不是必须要求医师到场。

[0008] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于确定针对对象的HF风险的确定系统,其中,所述确定系统包括:

[0009] -光体积描记图(PPG)提供单元,其用于提供对象的PPG,

[0010] -HF风险确定单元,其用于基于所提供的PPG来确定HF风险,其中,心力衰竭风险确定单元适于基于所提供的光体积描记图检测期外收缩后增强(PESP)(postextrasystolic potentiation)的存在和受干扰的力-频率关系(FFR)中的至少一个,并且基于对期外收缩

后增强的存在和受干扰的力-频率关系中的至少一个的检测来确定心力衰竭风险。

[0011] 能够通过使用PPG传感器以非侵扰的方式提供PPG,而不要求医师到场。具体地,不是必须需要测量ECG,执行血液测试并且执行冠状动脉血管造影以确定HF风险。因此,能够以技术上相对简单的方式确定HF风险,而不要求医师到场。

[0012] PPG提供单元能够是存储单元,在所述存储单元中已经存储了PPG,其中,PPG提供单元能够适于提供所存储的PPG。然而,PPG提供单元还能够是用于从PPG测量单元接收PPG并且用于提供所接收的PPG的接收单元。此外,PPG提供单元能够是PPG测量单元本身,其中,PPG提供单元提供所测量的PPG。PPG测量单元优选地包括用于照射对象身体的部分的一个或多个光源以及用于检测来自对象的身体的光的一个或若干检测器,其中,PPG测量单元优选地适于基于检测到的光来确定PPG。在优选实施例中,PPG测量单元是脉搏血氧计。

[0013] 心力衰竭风险确定单元能够适于:基于PPG来确定左心室压力的特性的时间行为,提供根据所确定的时间行为定义HF风险的规则,并且基于所确定的时间行为和所提供的规则确定HF风险。规则能够定义能够如何基于左心室压力的特性的时间行为来检测PESP的存在和/或力-频率关系的干扰。例如,HF风险确定单元能够适于确定针对不同时间的峰值,以确定时间行为,所述峰值指示随时间的左心室压力的峰的高度。所述规则能够基于峰值的异常时间行为来定义对PESP的存在和/或力-频率关系的干扰的检测,其指示经受HF的相对高的风险。应当理解,表述“A和B中的至少一个”和“A和/或B”包括:a) A,没有B;b) B,没有A;以及c) A和B。

[0014] 在实施例中,HF风险确定单元适于提供规则,所述规则包括第一峰值阈值和第二峰值阈值,并且所述规则根据a) 峰值是否小于第一峰值阈值和b) 跟随的峰值是否不大于第二峰值阈值来定义PESP的存在的检测。具体地,HF风险确定单元适于提供规则,所述规则定义:如果峰值小于第一峰值阈值并且跟随的峰值不大于第二峰值阈值,则HF风险较大;如果峰值小于第一峰值阈值并且跟随的峰值大于第二峰值阈值,则HF风险较小。在健康的的心脏中,小于第一峰值阈值的峰值能够与所谓的“无效搏动”相关,并且大于第二峰值阈值的跟随的峰值能够与所谓的“增强搏动”相关。该无效搏动和跟随的增强搏动能够指示健康心脏的PESP。如果不存在这种行为,即如果无效搏动没有跟随有增强搏动,则这能够指示经受HF的相对高的风险。

[0015] 在实施例中,心力衰竭风险确定单元适于确定针对不同时间的频率值,以确定时间行为,所述频率值指示左心室压力随时间的频率。规则能够定义左心室压力的频率的哪个时间行为指示得HF的相对高的风险,其中,这些规则能够与频率值一起使用,以确定HF风险。例如,HF风险确定单元能够适于提供规则,所述规则根据是否频率值随时间增加同时峰值不随时间增加来定义受干扰的力频率关系的检测。具体地,HF风险确定单元能够适于提供规则,所述规则定义:如果频率值随时间增加同时峰值不随时间增加,则HF风险较大;如果频率值随时间增加同时峰值随时间增加,则HF风险较小。这允许可靠地使用力-频率关系来确定HF风险。在具有正常的力-频率关系的健康心脏中,如果左心室压力的频率增加,则左心室压力的峰的高度增加。如果未观察到心脏的该健康行为,则经受HF的风险能够是相对高的,并且这能够由HF风险确定单元使用,以确定HF风险。

[0016] 左心室压力的特性的时间行为能够类似于PPG的对应的特性的时间行为。因此,例如,可以通过确定PPG的峰值来确定指示左心室压力的的峰的高度的峰值及其时间位置,其

中,可以使用已知的提取技术,如通常用于检测ECG中的峰的技术。

[0017] 确定系统还能够包括活动状态提供单元,其用于提供对象的活动状态的指示,其中,HF风险确定单元能够适于提供规则,所述规则包括根据活动状态的活动频率阈值,并且根据频率值是否大于针对相应活动状态的活动频率阈值来定义HF风险。具体地,HF风险确定单元能够适于提供规则,所述规则定义:如果频率值大于针对相应活动状态的活动频率阈值,则HF风险较大;如果频率值小于针对相应活动状态的活动频率阈值,则HF风险较小。因此,除了PESP的存在和受干扰的力-频率关系中的至少一个的检测之外,活动状态的指示能够用于确定HR风险。通过还考虑对象的活动状态,例如,对象是否休息(尤其是在睡觉)或行走,能够进一步改进确定HF风险的准确度。具体地,能够认为,如果频率相对高并且对象在休息,则这可以指示相对高的HF风险,而如果频率相对高且对象在行走或跑步,则相对高的频率并不指示经受HF的相对大的风险。

[0018] 在实施例中,HF风险确定单元适于提供规则,所述规则包括频率偏离阈值,并且所述规则根据时间上连续的频率值之间的偏离是否大于频率偏离阈值来定义HF风险。具体地,HF风险确定单元能够适于提供规则,所述规则定义:如果时间上连续的频率值之间的偏离大于频率偏离阈值,则HF风险较大;如果时间上连续的频率值之间的偏离小于频率偏离阈值,则HF风险较小。因此,除了PESP的存在和受干扰的FFR中的至少一个的检测之外,a)时间上连续的频率值之间的偏离和b)频率偏离阈值的比较能够用于确定HF风险。可以由两个连续峰之间的时间距离的倒数定义的并且因此指示两个连续峰之间的时间距离的频率值能够指示心跳的规则性的程度。如果时间上连续的频率值之间的变化大于频率偏离阈值,则这能够指示心跳的相对较的不规则性并因此指示心房颤动(AF)。如果检测到AF,则经受HF的风险能够是相对大的,其中,能够通过HF风险确定单元使用该知识来确定HF风险。

[0019] 在实施例中,HF风险是二元的,即HF风险确定单元能够适于确定HF风险为零或相对小或HF风险相对大。这能够被认为将对象分配到HF风险的两种程度之一。HF风险确定单元还能够适于基于所提供的PPG来确定对象需要被分配多于两种HF风险的程度中的哪种程度。

[0020] 能够组合上述规则来确定HF风险。具体地,HF风险确定单元能够适于提供规则,所述规则根据a)左心室压力的特性的时间行为是否指示无效搏动跟随有增强搏动以及b)左心室压力的特性的时间行为是否指示当左心室压力的频率增加时左心室压力的峰的峰值增加中的至少一个来定义HF风险,其中,规则还能够任选地根据c)取决于活动状态的左心室压力的频率的变化和d)时间上连续的频率值之间的偏离中的至少一个来定义HF风险。HF风险确定单元还能够适于提供规则,所述规则根据左心室压力的特性的其他时间行为来定义HF风险。

[0021] 优选地,确定系统包括用于提供对象的呼吸速率的呼吸速率提供单元,其中,HF风险确定单元适于也基于所提供的呼吸速率来确定HF风险。具体地,所提供的规则能够不仅基于左心室压力的特性的时间行为,而且基于呼吸速率来定义HR风险。这能够导致确定HF风险的进一步改进的准确度。

[0022] 在实施例中,确定系统包括活动状态提供单元,以用于提供对象的活动状态的指示,其中,HF风险确定单元能够适于提供根据活动状态的呼吸速率阈值,并且适于还根据呼吸速率是否大于针对相应活动状态的呼吸速率阈值来确定HF风险。通过还考虑对象的活动

状态,例如,对象是否在休息(尤其是在睡觉)或行走,能够进一步改进确定HF风险的准确度。具体地,能够认为,如果呼吸速率相对高并且对象在休息,则这可以指示相对高的HF风险,而如果呼吸速率相对高并且对象在行走或跑步,则相对高的呼吸速率不指示相对高的HF风险。

[0023] 优选地,呼吸速率提供单元适于基于PPG确定呼吸速率并提供所确定的呼吸速率。这允许确定呼吸速率,而不需要如胸带或流量传感器的额外的设备,从而允许以非常非侵扰的方式提供呼吸速率。

[0024] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于确定针对对象的HF风险的确定方法,其中,所述确定方法包括:

[0025] -由PPG提供单元提供对象的PPG,

[0026] -由HF风险确定单元基于所提供的PPG确定HF风险,其中,心力衰竭风险确定单元基于所提供的光体积描记图来检测期外收缩后增强的存在和受干扰的力-频率关系中的至少一个,并基于收缩后的增强的存在和受干扰的力-频率关系中的至少一个的检测来确定心脏衰竭风险。

[0027] 在本发明的又一方面中,提供了一种用于确定针对对象的HF风险的计算机程序,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计算机程序在根据权利要求1所述的确定系统上运行时使所述确定系统执行根据权利要求14所述的确定方法。

[0028] 应当理解,根据权利要求1所述的确定系统、根据权利要求14所述的确定方法和根据权利要求所述15的计算机程序具有相似的和/或相同的优选实施例,尤其是如从属权利要求中所定义的。

[0029] 应当理解,本发明的优选实施例也能够是从属权利要求或上述实施例与相应独立权利要求的任何组合。

[0030] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得到阐述。

附图说明

[0031] 在以下附图中:

[0032] 图1示意性且示范性地示出了具有用于确定HF风险的确定系统的实施例的人,

[0033] 图2示意性且示范性地示出了图1所示的确定系统的手表式设备,

[0034] 图3更详细地示意性且示范性地示出了图2所示的手表式设备的若干部件,

[0035] 图4更详细地示意性且示范性地示出了图1所示的确定系统的加速度计,

[0036] 图5示出了示范性图示用于确定HF风险的确定方法的实施例的流程图,

[0037] 图6示范性地图示了针对休息的人的随时间的心室压力,

[0038] 图7示范性地图示了示出PESP的随时间的心室压力,并且

[0039] 图8示范性地图示了针对非休息的人的随时间的心室压力。

具体实施方式

[0040] 图1示意性且示范性地示出了佩戴用于确定HF风险的确定系统1的实施例的人4。检测系统1包括附接至人4的胸部6的加速度计2和要佩戴在人4的腕部5处的手表式设备3。在其他实施例中,加速度计2还能够附接至人4的其他部位。此外,代替于要佩戴在人4的腕

部5处的手表式设备3,该设备可以附接至人4的另一部分并且可以不是手表式的。例如,该设备也能够是耳内设备(ear-in device)。

[0041] 手表式设备3包括由腕带7保持在腕部5处的外壳6,如图2中示意性且示范性图示的。如图3和图4中示意性且示范性图示的,手表式设备3包括通信单元8,并且加速度计2包括对应的通信单元14,通信单元14允许手表式设备3和加速度计2彼此通信。加速度计2还包括用于测量人4的加速度的加速度传感器13,其中,所测量的加速度经由通信单元8、14从加速度计2传递至手表式设备3。由加速度传感器13提供的加速度指示人4的活动状态,使得加速度传感器13能够被认为是用于提供活动状态的指示的活动状态提供单元。例如,所测量的加速度能够指示人4是否为休息(尤其是在睡觉),或者人4是否在行走或跑步。

[0042] 手表式设备3的外壳6还包括用于测量PPG的PPG测量单元。PPG测量单元9能够是已知的PPG测量单元,其包括将光引导到腕部5处的人4的皮肤中并且检测来自腕部5处的皮肤的光的发光二极管(LED),其中,PPG测量单元9基于检测到的光来生成PPG。在该实施例中,PPG测量单元9是脉搏血氧计。所测量的PPG被提供给HF风险确定单元10,以基于所提供的PPG来确定HF风险。由于PPG测量单元9提供所测量的PPG,因此PPG测量单元9也能够被认为是PPG提供单元。

[0043] 手表式设备3的外壳6还包括呼吸速率提供单元11,以用于基于由PPG测量单元9测量的PPG提供人4的呼吸速率,其中,所确定的呼吸速率还被提供给HF风险确定单元10。为了从PPG中提取呼吸速率,能够使用已知的呼吸速率提取技术,如在R.A.Cernat、C.Ungureanu、G.M.Ungureanu、R.Aarts和J.Arends的文章“Real-time extraction of the respiratory rate from photoplethysmographic signals using wearable devices”(Workshop on Smart Healthcare and Healing Environments in conjunction with AMI' 14,European Conference on Ambient Intelligence,Eindhoven,The Netherlands,2014年11月11-13日)中所公开的提取技术,该文献也在Springer's Lecture Notes in Computer Science中发布,并且通过引用将该文献并入。

[0044] HF风险确定适于基于PPG确定左心室压力的特性的时间行为,并且提供根据所确定的时间行为并且任选地还根据呼吸速率来定义HF风险的规则,其中,HF风险确定单元还适于基于a)所提供的规则和b)所确定的时间行为和任选地呼吸速率来确定HF风险。具体地,HF风险确定单元适于确定指示左心室压力随时间的峰的高度的针对不同时间的峰值,并且确定指示左心室压力随时间的频率的针对不同时间的频率值,以确定时间行为。此外,HF风险确定单元适于使得所提供的规则定义第一峰值阈值、第二峰值阈值、活动频率阈值、频率偏离阈值和呼吸速率阈值。HF风险确定单元适于提供规则,使得所述规则根据a)峰值是否小于第一峰值阈值并且跟随的峰值是否不大于第二峰值阈值(即基于PESP的存在的检测)以及b)当频率值增加时峰值是否不增加(即基于力-频率关系是否受到干扰的检测)中的至少一个,并且任选地还根据c)时间上连续的频率值之间的偏离是否大于频率偏离阈值,d)频率值是否大于针对相应的活动状态的活动频率阈值以及e)呼吸速率是否大于针对相应的活动状态的呼吸速率阈值来定义HF风险。

[0045] 在该实施例中,规则仅定义HF风险的两个程度,其中,第一程度指示HF风险为零或相对小,并且第二程度指示相对大的HF风险。如果HF风险确定实现第二程度,则警报单元12生成警报(其可以是光学和/或声学和/或触觉的),以便指示已经确定了HF风险的第二程

度。手表式设备的部件由控制器15控制。加速度计2还包括用于控制加速度计的部件的控制器16。

[0046] 规则能够是预定义的,或者其能够是在使用期间从患者学习的。例如,能够基于在患者的群体处执行的测量来确定规则,其中,已知这些患者中的哪一个具有HF风险的哪个程度。规则也能够从文献中获得,例如,从D.Sinnecker等人的文章“Postextrasystolic Blood Pressure Potentiation Predicts Poor Outcome of Cardiac Patients”(Journal of the American Heart Association,2014)中获得,通过引用将其并入本文。

[0047] 规则能够定义:如果由用于确定HF风险的HF风险确定单元使用的上述条件没有一个被满足,则存在HF风险的第一程度。HF风险确定单元还能够适于确定:如果满足这些条件中的至少一个,则存在HF风险的第二程度。在实施例中,HF风险确定单元能够适于从HF风险的程度的较大组确定HF风险,所述较大组包括多于两个程度,即在实施例中,HF风险不是二元的。例如,上述条件没有一个被满足,则HF风险确定单元能够确定HF风险的最小程度。如果所有条件都被满足,则HF确定单元能够确定HF风险的最大程度。规则还能够定义HF风险的中间程度,其对应于条件中的一些被满足但不是所有被满足的情况。

[0048] PPG测量单元9优选地适于连续地实时提供PPG。此外,加速度传感器13还优选地适于实时提供人4的加速度。这允许呼吸速率提供单元11连续地实时提供呼吸速率,并且HF风险确定单元10还实时地确定HF风险的相应的程度。因此能够连续监测HF风险,并且在必要的情况下,能够生成警报。

[0049] 在下文中,将参考图5中所示的流程图示范性描述用于确定人4的HF风险的确定方法的实施例。

[0050] 在步骤101中,PPG测量单元9测量PPG,并且在步骤102中,加速度传感器13测量加速度。在步骤103中,呼吸速率提供单元11基于所测量的PPG确定呼吸速率,并且在步骤104中,HF风险确定单元基于所测量的加速度、所确定的呼吸速率和PPG来确定HF风险的程度。在步骤105中,确定HF风险的程度是否足够警报的生成,其中,在第一种情况下警报单元12生成警报。例如,如果已经在步骤104中确定了指示为零的HF风险或仅非常小的HF风险的HF风险的最低程度,则在步骤105中能够不生成警报,其中,如果已经确定HF风险的大的程度,则能够生成警报。

[0051] 当心脏不能够充分泵送以将血流维持为满足身体需要时,HF发生。体征和症状能够包括呼吸短促、过度疲劳和腿部肿胀。呼吸短促能够针对运动是严重的,但也能够在躺下时出现,并且甚至能够在夜间唤醒人。HF的原因包括冠状动脉疾病,包括先前的心肌梗塞、高血压、AF、心脏瓣膜疾病、过量饮酒、感染、原因不明的心肌病等。HF可以通过改变心脏的结构或功能引起。当血流停止到心脏的部分导致心肌的损伤时,发生心肌梗塞,尤其是急性心肌梗塞。AF是一种异常心律,其特征在于快速和不规则的搏动。AF能够作为短时段异常搏动开始,其随着时间变得更长并且可能是恒定的。

[0052] PESP包括跟随额外收缩的收缩性中的增加。PESP独立于肌肉负荷,并且表示心肌的独特性质。图6示意性且示范性示出了在休息情况下没有PESP的具有峰20的心室压力21。图7示出了具有正常PESP的人的心室压力22。如果PESP存在,则在心跳23之后跟随无效搏动24,其中,无效搏动24跟随有增强的搏动25。在图7中,峰25的高度由线28指示,并且峰23、24与峰25之间的高度差分别由双箭头26、27指示。在实施例中,高度差26和/或高度差27

可以用于确定心力衰竭风险。例如,心力衰竭风险确定单元能够适于提供规则,所述规则包括第一峰值阈值和第二峰值阈值,并且根据a) 峰24的峰值是否小于第一峰值阈值和b) 跟随的峰25的峰值是否不大于第二峰值阈值来定义心力衰竭风险。心力衰竭风险确定单元还能够适于提供规则,所述规则仅在由给定频率定义的特定时间位置处考虑峰,即仅通过考虑对应于给定频率的峰。频率优选地由PPG的之前的波给出。例如,之前的PPG波能够对应于图6中所示的具有特定频率的左心室压力。在图7中,峰23和25对应于该频率,使得这些峰23、25可以用于确定HF风险。具体地,规则能够包括第三峰值阈值和第四峰值阈值,并且根据a) 峰23的峰值是否小于第三峰值阈值和b) 跟随的峰25的峰值是否不大于第四峰值阈值来定义HF风险。

[0053] 图8示出了具有正常的力-频率关系的人的心室压力32,即,与图6相比,指示峰29、30、31的高度的峰值更大并且频率也更大。因此,HF风险确定单元能够适于提供规则,所述规则根据是否频率值随时间增加同时峰值不随时间增加来定义HF风险。具体地,HF风险确定单元能够适于提供规则,所述规则定义:如果频率值随时间增加同时峰值不随时间增加,则HF风险较大;并且如果频率值随时间增加同时峰值随时间增加,则HF风险较小。

[0054] 优选通过使用手表式设备每天24小时测量的PPG能够被认为是用于在图6至8中图示的心室压力的替代量度。PPG信号也能够用于检测AF。优选地,HF指心肌梗塞,使得HF风险确定单元优选地适于确定心肌梗塞的风险。

[0055] 尽管在上述实施例中,呼吸速率是基于PPG确定的,但在其他实施例中,额外的呼吸速率传感器能够用于提供呼吸速率。例如,胸带或流量传感器可以用于确定呼吸速率。呼吸速率能够用于检测呼吸短促,并且能够检测该呼吸短促是否与由加速度计测量的身体活动相关,以便确定HF风险。

[0056] PESP和力-频率关系在具有相对高的HF风险的患者中受到干扰,其中,这些干扰能够利用单个设备检测,如具有PPG测量单元的上述手表式设备或具有PPG测量单元的耳内设备。具体地,HF风险确定单元能够适于基于所提供的PPG来检测PESP和力-频率关系以及任选地对象心脏的AF中的至少一个,并且适于基于对PESP和力-频率关系以及任选地AF中的至少一个的检测来确定HF风险。HF风险确定单元能够适于基于从PPG获得的左心室压力的特征的所确定的时间行为来检测PESP和力-频率关系以及任选地对象心脏的AF中的至少一个。

[0057] PPG优选地通过使用非侵扰的测量设备(如上述手表式设备)或具有PPG传感器(即具有PPG测量单元)的耳内设备来测量。HF风险确定单元能够适于在PESP期间或在其他情况下检测不规则性。HF风险确定单元还能够适于检测作为不规则性的AF或其他不规则性。

[0058] HF风险确定单元优选地适于在不使用基线(即,例如在监测过程开始处测量的人的数据)的情况下确定HF风险。优选地,HF风险确定单元适于基于若干当前测量的PPG波来确定HF风险。在这方面,HF风险确定单元能够被认为是局部的及时的检测系统。HF风险确定单元能够适于基于在如爬楼梯的对象的体育锻炼期间或之后测量的PPG检测PESP的存在和受干扰的力-频率关系中的至少一个。此外,HF风险确定单元能够适于基于a) 在如爬楼梯的对象的体育锻炼期间或之后测量的PPG和b) 在对象休息时测量的PPG来检测PESP的存在和受干扰的力-频率关系中的至少一个。具体地,能够通过考虑已经在对象的休息状态下测量的第一PPG或PPG波以及已经在对象的非休息状态下测量的第二PPG或PPG波来检测受干扰

的力-频率关系,其中,由于不同的活动水平,第一PPG或PPG波具有比第二PPG或PPG波小的频率,并且其中,能够基于针对第一PPG或PPG波的峰是否小于针对第二PPG或PPG波的峰的检测来检测力-频率关系的干扰。

[0059] 通过研究附图、公开内容和所附权利要求,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时能够解并实现所公开的实施例的其他变型。

[0060] 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。

[0061] 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。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地使用这些措施的组合。

[0062] 如基于PPG的呼吸速率的确定、HF风险的确定等的由一个或若干单元或设备执行的过程能够由任何其他数量的单元或设备执行。根据用于确定针对对象的HF风险的确定方法的用于确定针对对象的HR风险的确定系统的这些流程和/或控制能够实施为计算机程序的程序代码模块和/或专用硬件。

[0063] 计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式来分布,例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统分布

[0064] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

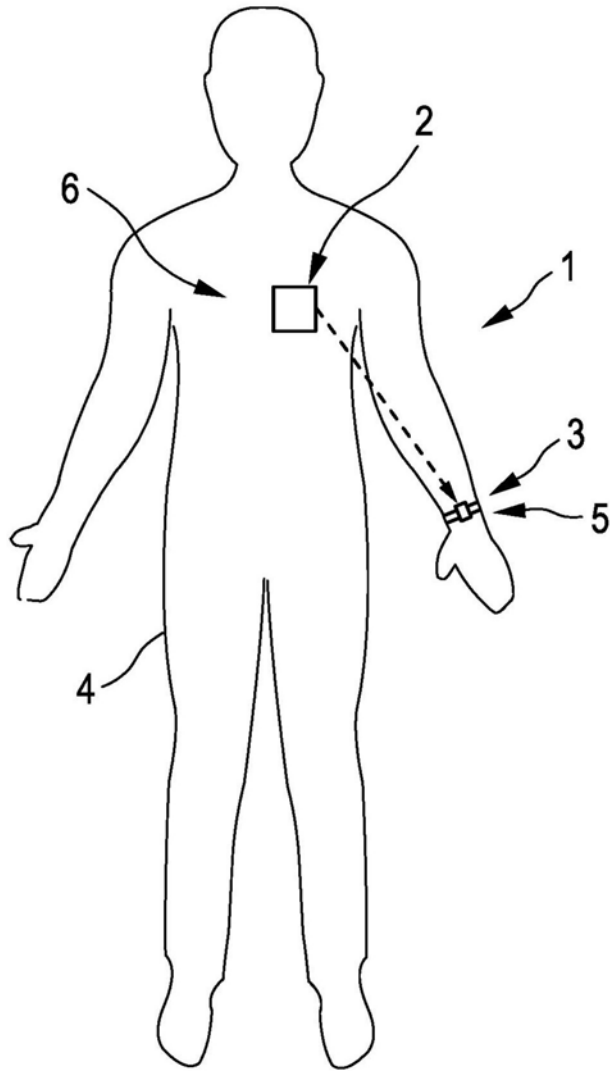


图1

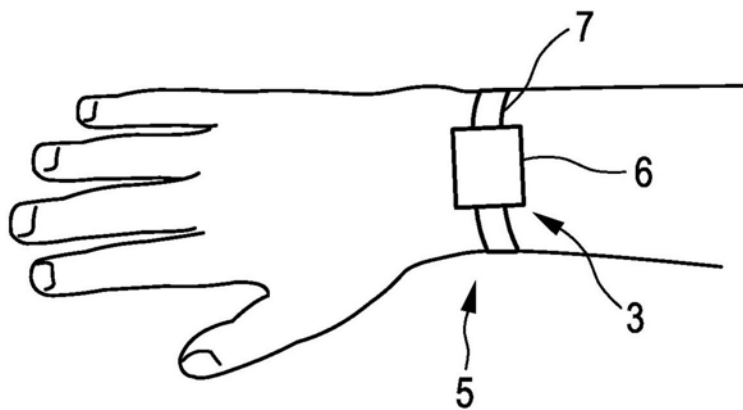


图2

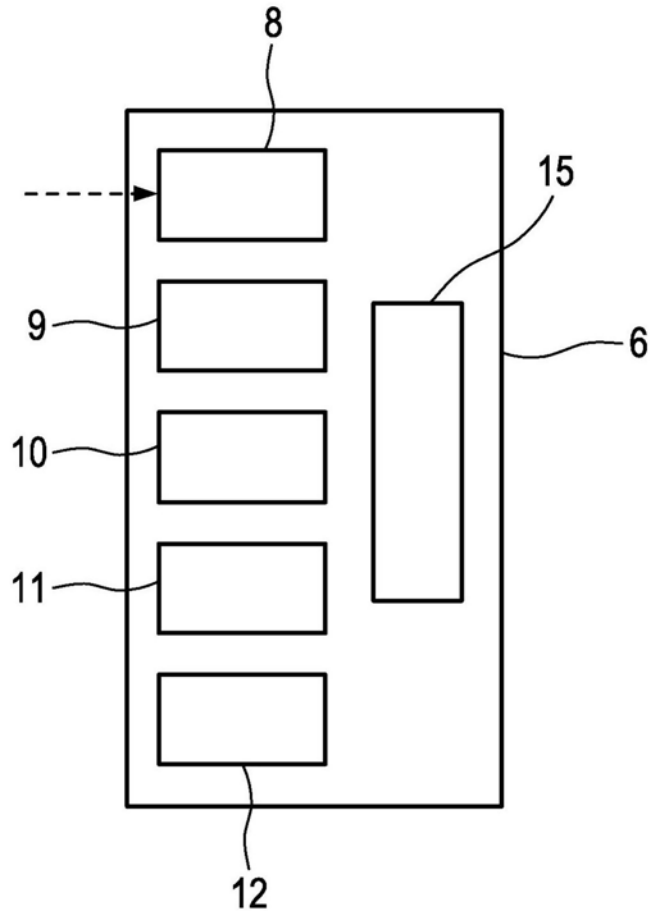


图3

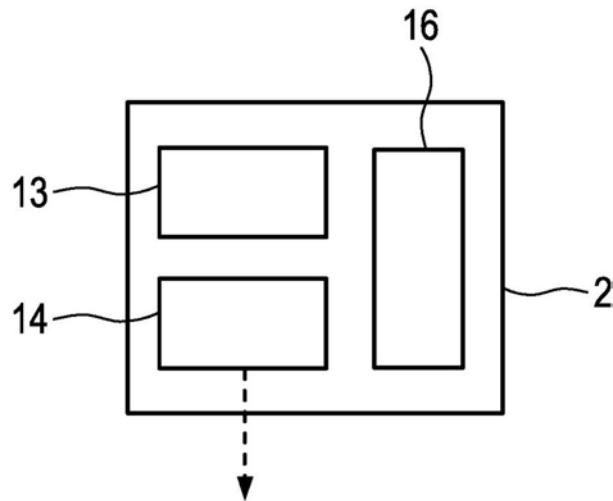


图4

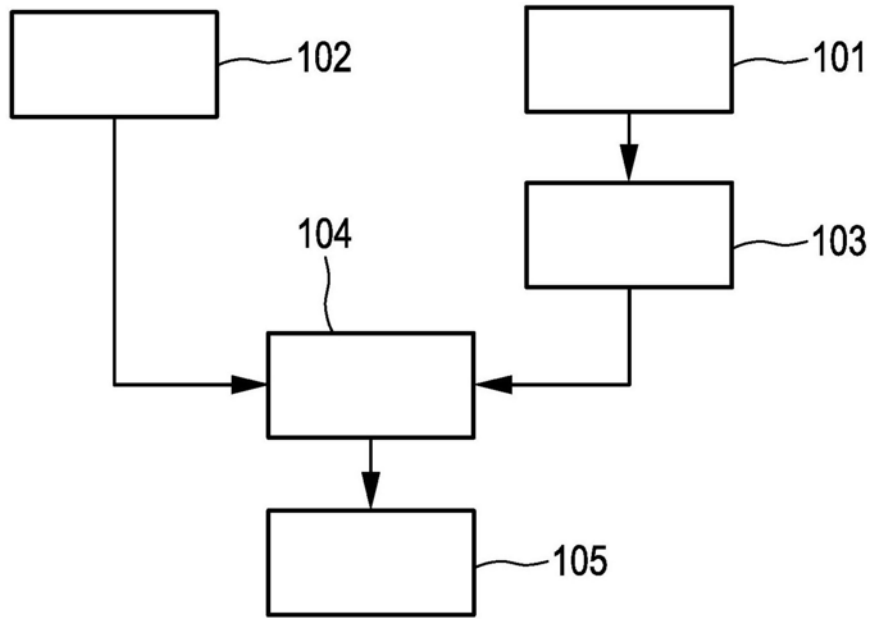


图5



图6

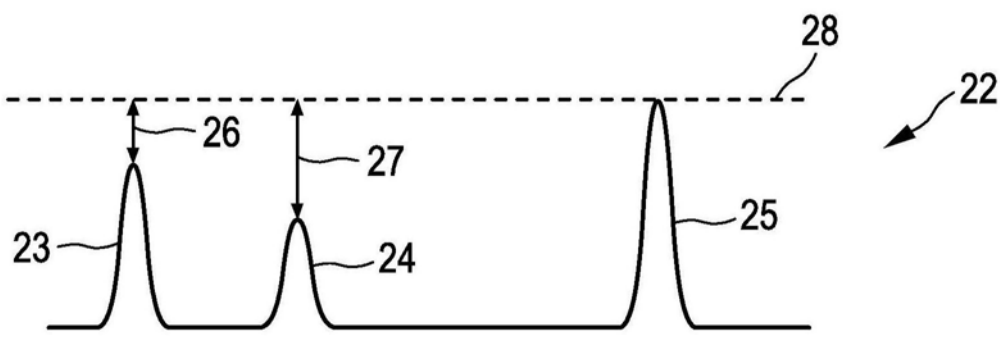


图7

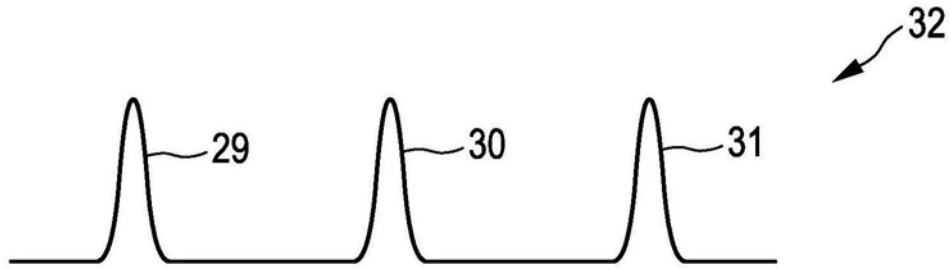


图8

专利名称(译)	用于确定心力衰竭风险的决定系统		
公开(公告)号	CN108601533A	公开(公告)日	2018-09-28
申请号	CN201780008783.X	申请日	2017-01-16
[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	RM阿尔特斯		
发明人	R·M·阿尔特斯		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455 A61B5/08 A61B5/11 A61B5/024 A61B5/021		
CPC分类号	A61B5/7275 A61B5/02116 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/14551 A61B5/681 A61B5/7278 G16H40/63 G16H50/20 G16H50/30		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016153222 2016-01-28 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定针对对象(4)的心力衰竭风险的决定系统。所述决定系统(1)包括用于提供所述对象的光体积描记图的光体积描记图提供单元和用于基于所提供的光体积描记图确定所述心力衰竭风险的心力衰竭风险确定单元。能够通过使用光体积描记图传感器以非侵扰的方式提供光体积描记图，而无需医师到场。具体地，不是必须要求测量心电图、执行血液测试并且执行冠状动脉血管造影以确定心力衰竭风险。因此，能够以技术上相对简单的方式确定心力衰竭风险，而无需医师到场。

