



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104349711 B

(45)授权公告日 2017.06.09

(21)申请号 201380021430.5

(22)申请日 2013.04.17

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104349711 A

(43)申请公布日 2015.02.11

(30)优先权数据

20125442 2012.04.23 FI

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.10.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/FI2013/050421 2013.04.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/160537 EN 2013.10.31

(73)专利权人 普莱柯迪尔公司

地址 芬兰图尔库

(72)发明人 尤哈尼·艾拉克西宁

泰罗·科伊维斯托 约纳·马尔库

阿里·帕西奥 米科·潘卡拉

卡蒂·赛拉宁

图奥马斯·瓦尔托宁

彼得·维尔塔

(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 李宝泉 周亚荣

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

审查员 赵秋芬

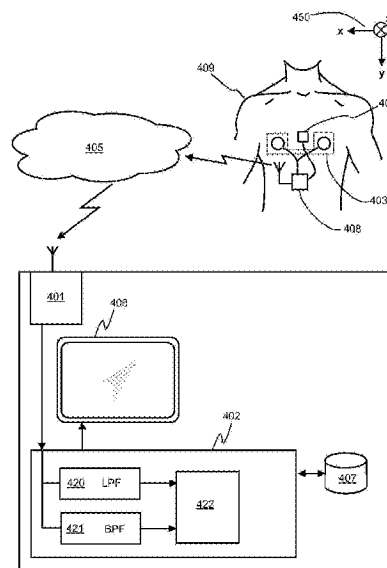
权利要求书3页 说明书13页 附图6页

(54)发明名称

确定指示心脏功能障碍和异常的信息的方法和设备

(57)摘要

一种用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的设备包括处理装置(402),所述处理装置(402)被配置成从指示与心脏活动相关的电磁现象的信号中提取在心跳率上重复的第一波图案,并且从指示心血管运动的信号中提取在心跳率上重复的第二波图案。所述处理装置被配置成形成定时数据,使得定时数据的每个定时值指示从属于一个心跳周期的第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的第二波图案的参考点的时间段。所述处理装置被配置成至少部分地基于定时数据来确定心脏功能障碍和异常的指标。



1. 一种用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的设备,所述设备包括用于接收指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号和指示心血管运动的第二信号的信号接口(401),以及处理装置(402),所述处理装置(402)被耦合到所述信号接口并且配置成:

-从所述第一信号中提取在心跳率上重复的第一波图案并且从所述第二信号中提取在所述心跳率上重复的第二波图案,

其特征在于,所述处理装置被进一步配置成:

-形成定时数据,所述定时数据的每个定时值指示从属于一个心跳周期的所述第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的所述第二波图案的参考点的时间段,以及

-确定所述定时数据与指示所述心跳率的速率数据之间的相关性,所述相关性指示心脏功能障碍和异常。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述设备还包括用于测量所述第一信号的第一传感器元件(403)和用于测量所述第二信号的第二传感器元件(404)。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述第二传感器元件包括下列中的一个:加速度计、压电传感器、倾斜仪、压力传感器。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述处理装置被配置成从所述第一信号中提取R峰并且从所述第二信号中提取AO峰,所述R峰是由心室肌组织的去极化引起的并且表示所述第一信号上的在所述心跳率上重复的所述第一波图案,并且所述AO峰是由主动脉瓣的打开引起的并且表示所述第二信号上的在所述心跳率上重复的所述第二波图案。

5. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述处理装置被配置成从所述第一信号中提取R峰并且从所述第二信号中提取J峰,所述R峰是由心室肌组织的去极化引起的并且表示所述第一信号上的在所述心跳率上重复的所述第一波图案,并且所述J峰是由通过主动脉瓣从左心室流入主动脉的血液引起的并且表示所述第二信号上的在所述心跳率上重复的所述第二波图案。

6. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述处理装置被配置成从所述第一信号中提取R峰并且从所述第二信号中提取MC峰与AO峰之间的谷,所述R峰是由心室肌组织的去极化引起的并且表示所述第一信号上的在所述心跳率上重复的所述第一波图案,所述MC峰是由二尖瓣的闭合引起的,所述AO峰是由主动脉瓣的打开引起的,并且所述MC峰与所述AO峰之间的谷表示所述第二信号上的在所述心跳率上重复的所述第二波图案。

7. 根据权利要求4所述的设备,其中,所述处理装置被配置成将所述R峰的顶部用作所述第一波图案的参考点并且将所述AO峰的顶部用作所述第二波图案的参考点。

8. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述处理装置被配置成将所述R峰的顶部用作所述第一波图案的参考点并且将所述J峰的顶部用作所述第二波图案的参考点。

9. 根据权利要求6所述的设备,其中,所述处理装置被配置成将所述R峰的顶部用作所述第一波图案的参考点并且将所述MC峰与所述AO峰之间的谷的最深点用作所述第二波图案的参考点。

10. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述处理装置被配置成计算指示所述定时数据与所述速率数据之间的相关程度的相关系数:

$$C(j) = E \{ (TD - \mu_T) \times (PD - \mu_P) \},$$

其中,C(j)是所述相关系数,E是期望值操作符,TD是所述定时数据, μ_T 是所述定时数据

的均值,PD是所述速率数据, μ_P 是所述速率数据的均值,并且j是表达在心跳周期中所述速率数据相对于所述定时数据的时间滞后的整数。

11.根据权利要求1至6中任一项所述的设备,其中,所述处理装置被配置成确定与基本上恒定的心跳率相对应的所述定时数据的变化,所述变化的程度指示心脏功能障碍和异常。

12.根据权利要求11所述的设备,其中,所述处理装置被配置成确定指示所述定时数据的变化程度的变化量:

$$V = \frac{\sqrt{E\{TD - \mu_T\}^2}}{\mu_T},$$

其中,V是所述变化量,E是期望值操作符,TD是所述定时数据,并且 μ_T 是在考虑的所述心跳率处所述定时数据的均值。

13.根据权利要求1或10所述的设备,其中,所述处理装置被配置成检测在所述第一信号上的连续R峰之间的时间段以便于获得所述速率数据,所检测到的时间段与所述心跳率成反比指示所述心跳率。

14.根据权利要求10所述的设备,其中,所述处理装置被配置成形成所述速率数据使得所述速率数据的每个值表示所述心跳率的瞬时值,并且响应于其中所述相关系数大于阈值的情形而产生表达心房纤颤的信号。

15.根据权利要求10所述的设备,其中,所述处理装置被配置成形成所述速率数据使得所述速率数据的每个值表示一个心跳周期的时间长度,并且响应于其中所述相关系数小于阈值的情形而产生表达心房纤颤的信号。

16.根据权利要求14或15所述的设备,其中,所述处理装置被配置成将零用作所述阈值。

17.根据权利要求4或6所述的设备,其中,所述处理装置被配置成对指示所述心血管运动的所述第二信号进行低通滤波并且从经低通滤波的信号中检测所述A0峰。

18.根据权利要求17所述的设备,其中,所述低通滤波的上限频率是30Hz。

19.根据权利要求4或6所述的设备,其中,所述处理装置被配置成对指示所述心血管运动的所述第二信号进行带通滤波并且从经带通滤波的信号中检测AC峰,所述AC峰是由主动脉瓣的闭合引起的。

20.根据权利要求19所述的设备,其中,所述带通滤波的通带是从40Hz到100Hz。

21.根据权利要求19所述的设备,其中,所述处理装置被配置成检测AC-A0间隔的时间长度并且计算指示所述AC-A0间隔的所检测到的时间长度的变化的强度的时间变化量,所述AC-A0间隔中的每一个都是从所述AC峰中的一个到所述A0峰中的随后的一个的时间间隔,并且所述时间变化量指示心脏功能障碍和异常。

22.根据权利要求19所述的设备,其中,所述处理装置被配置成检测AC-A0间隔的时间长度和A0-A0间隔的时间长度并且计算指示在同一心跳周期内的所述AC-A0间隔的时间长度与所述A0-A0间隔的时间长度之间的比率的第一比率量,所述AC-A0间隔中的每一个都是从所述AC峰中的一个到所述A0峰中的随后的一个的时间间隔,所述A0-A0间隔中的每一个都是从所述A0峰中的一个到所述A0峰中的随后的一个的时间间隔,并且所述第一比率量指示心

脏功能障碍和异常。

23. 根据权利要求19所述的设备,其中,所述处理装置被配置成检测AC-R间隔的时间长度和R-R间隔的时间长度并且计算指示在同一心跳周期内的所述AC-R间隔的时间长度与所述R-R间隔的时间长度之间的比率的第二比率量,所述AC-R间隔中的每一个都是从所述AC峰中的一个到所述R峰中的随后一个的时间间隔,所述R-R间隔中的每一个都是从所述R峰中的一个到所述R峰中的随后一个的时间间隔,并且所述第二比率量指示心脏功能障碍和异常。

确定指示心脏功能障碍和异常的信息的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明一般地涉及确定指示心脏功能障碍和异常(诸如例如心房纤颤)的信息。更具体地,本发明涉及一种用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的设备和方法。此外,本发明涉及一种用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的计算机程序。

背景技术

[0002] 如果未诊断和适当地处理或补救则在心血管系统中可能发生的功能障碍和异常可以逐渐地降低心血管系统供应充足氧等以在个体遭遇应力时满足冠状动脉氧需求的能力。当前,在各种心脏功能障碍和异常的识别与评价中使用诸如基于与心脏活动相关的电磁现象的心动描记法、超声心动图以及基于心血管运动的心动描记法的方法。基于与心脏活动相关的电磁现象的心动描记法的众所周知的示例是心电图描记术“ECG”,而基于心血管运动的心动描记法的示例是心冲击描记法“BCG”和心震描记法“SCG”。超声心动图提供心脏的截面的图像并且能够提供关于心脏的结构和功能的全面信息,但是要求昂贵的设备和专业操作人员。ECG提供心脏的相当迅速的电评价,但是不提供涉及收缩的力的任何信息。基于心血管运动的心动描记法牵涉指示心血管运动的信号的测量。早先,在个体躺在设有用于测量运动的设备的床上或者存在跨越腿的胫骨区域附连的便利设备的同时获得信号。当前,能够使用小传感器元件(例如,加速度计)获得信号,所述小传感器元件适合于测量表示心脏的运动的细微运动。

[0003] 图1a和1b示出节律性电功能与相关心血管运动之间的关系。图1a示出ECG波形的示例并且图1b示出指示心血管运动并且采用加速度计在通常被称为y方向的“头到脚”方向上测量到的示例信号的波形。为了说明性目的起见,在下面提供基本心脏功能的简要说明。

[0004] 心脏包括四个室。右心房通过三尖瓣与右心室互连,而左心房通过二尖瓣与左心室互连。血液经由上腔静脉从身体的上半部并且经由下腔静脉从身体的下半部被输送到右心房。三尖瓣通过右心房心肌和右心室乳头肌的同时收缩而打开从而允许血液从右心房流入右心室。然后三尖瓣在乳头肌放松时闭合。当右心室的心肌收缩时,血液从右心室通过肺动脉瓣被迫入肺动脉,其将血液输送到其中它被氧合的肺中。氧合血液然后经由肺静脉输送给左心房。当二尖瓣通过左心房心肌和左心室乳头肌的同时收缩而打开从而允许血液从左心房流入左心室时氧合血液从左心房流入左心室。然后二尖瓣在乳头肌放松时闭合。氧合血液然后从左心室通过主动脉瓣挤出到主动脉中,所述主动脉向末梢脉管系统输送氧合血液。

[0005] 每个心跳周期牵涉三个主要阶段:心房收缩期、心室收缩期以及心舒张期。心房收缩期是包含左右心房的心脏肌的收缩的周期。两个心房随着乳头肌收缩同时收缩从而强迫打开三尖瓣和二尖瓣。刺激心脏的室的肌组织以使得它们收缩的电活动(即电收缩期)在位于右心房里的窦房结中开始。传导电去极化继续随着波依次向下、向左以及其次地通过两个心房去极化每个心房肌细胞而行进。电荷的这个传播能够被视为图1a中所示出的ECG波形上的P波。这紧接着后面是心房的机械收缩,其被检测为对应于图1b中所示出的波形的h

峰的冲击和对应于图1b中所示出的波形的i谷的反冲。当左右心房开始收缩时,存在血液到左右心室中的高速流动,其由图1b中所示出的波形上的j峰表示。不间断心房收缩在三尖瓣开始闭合时,引起血液到左右心室中的附加的低速流动。血液的附加流动被称作“心房驱血”,其对应于图1b中所示出的波形中的“a-a1”波复合。在心房被清空之后,三尖瓣和二尖瓣闭合从而产生图1b中所示出的波形上的向下g波。心室收缩是左右心室的肌肉的收缩,并且是由产生图1a中所示出的ECG波形中的“Q-R-S”波复合的心室心肌的电去极化引起的。向下Q波是由通过隔膜沿着称作“希斯氏束”的特殊细胞群的去极化的向下流动引起的。R峰是由心室肌组织的去极化引起的,并且S波是由心房与心室之间的心脏组织的去极化产生的。随着去极化往隔膜下方并且贯穿心室心肌行进,心房和窦房结开始极化。三尖瓣和二尖瓣的闭合标记心室收缩期的开始并且引起由心脏随着它跳动而做出的“扑通”声音的第一部分。这个声音通常被称为“第一心音”。当心室心肌的电去极化到达最高点时,使左右心室分离的房室“AV”隔膜收缩从而引起对应于图1b中所示出的波形上的H峰的冲击,和对应于图1b中所示出的波形上的I谷的反冲。心室收缩强迫血液通过肺动脉瓣从右心室进入肺动脉,并且在非常高速率下通过主动脉瓣从左心室进入主动脉,从而引起图1b中所示出的波形上的J峰。从左心室流入主动脉的血液的减速度引起图1b中所示出的波形上的向下K波。当左心室清空时,其压力降至主动脉中的压力以下并且主动脉瓣闭合。类似地,当右心室中的压力降至肺动脉中的压力以下时,肺动脉瓣闭合。通常被称为“第二心音”的“扑通”声音的第二部分是由肺动脉瓣和主动脉瓣在心室收缩期末期的闭合引起的,从而引起图1b中所示出的波形上的向上L波。同时随着肺动脉瓣和主动脉瓣的闭合,脉室“AV”隔膜放松并且向上运动,以及心室心肌被再极化产生图1a中所示出的ECG波形上的T波。包括心房舒张期和心室舒张期的心舒张期是当心脏在收缩之后放松并且准备好以循环血液再填充时的周期。心房舒张期是在左右心房正放松时,以及心室舒张期是在左右心室正放松时。在心房舒张期期间,右心房被去氧合血液重新填充同时左心房重新填充有氧合血液。心房的重新填充在舒张期早期引起图1b中所示出的波形上的向下M波,其与作为ECG波形中的U波所被示出的希斯氏束细胞的再极化重合。当左右心房被填充至它们最大的容量时,血液相对于三尖瓣和二尖瓣的回流引起图1b中所示出的波形上的向上N波。

[0006] 公开W02012149652描述了一种用于通过记录心前区加速度信号来评价主体的心肌收缩性的方法。

[0007] 公开US2008194975描述了一种用于监测个体的生理状态并且检测其中的异常的方法。所述方法包括同时接收作为ECG信号的第一信号和指示心血管运动的第二信号。

[0008] 指示心血管运动的波形的分析通常在视觉上通过合格诊断医生来执行以便于区分异常心血管功能和正常情况。然而,在许多情况下,通过视觉分析找出特定心脏功能障碍和异常(诸如例如心房纤颤)可能是有挑战性的。因此,存在对用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的方法和设备的需要。

发明内容

[0009] 下文呈现简化发明内容以便于提供对各种发明实施例的一些方面的基本理解。本发明内容不是本发明的广泛概述。它既不旨在识别本发明的关键或临界要素也不旨在刻化本发明的范围。以下发明内容仅仅以简化形式呈现本发明的一些构思作为本发明的示例实

施例的更具体描述的序言。

[0010] 依照本发明,提供了用于确定指示心脏功能障碍和异常(例如心房纤颤)的信息的新的方法。根据本发明的方法包括:

[0011] -从指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号中提取在心跳率上重复的第一波图案,

[0012] -从指示心血管运动的第二信号中提取在心跳率上重复的第二波图案,

[0013] -形成定时数据,所述定时数据的每个定时值指示从属于一个心跳周期的第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的第二波图案的参考点的时间段,以及

[0014] -确定定时数据与指示心跳率的速率数据之间的相关性,该相关性指示心脏功能障碍和异常。

[0015] 第二波图案被有利地选择为使得它表示心脏对第一信号上的第一波图案的响应。第一信号能够表示例如心电描记术“ECG”波形或电感测量波形。第一波图案可以是例如但未必图1a中所示出的ECG波形上的“Q-R-S”波复合的R峰,以及第二波图案可以是例如但未必图1b中所示出的波形上的J峰。在这种情况下,R峰的顶部能够被用作第一波图案的参考点并且J峰的顶部能够被用作第二波图案的参考点,以及每个定时值能够指示从R峰的顶部的时刻到J峰的顶部的时刻的时间段。再例如,第二波图案可以是指示在通常被称为z方向的“贯穿胸”方向上测量到的心血管运动的波形上的主动脉瓣打开“A0”峰。

[0016] 所述方法可以进一步包括从指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号中和/或从指示心血管运动的第二信号中检测上述速率数据。速率数据的检测可以包括例如检测ECG波形的连续R峰之间的时间段。指示心跳率的速率数据基于从个体的身体测量到的第三信号而形成也是可能的。

[0017] 定时数据与速率数据之间的上述相关性能够被用作心脏功能障碍和异常的指标。例如,鉴于经验数据,正相关意指在速率数据的每个值例如以每分钟心跳次数来表示心跳率的瞬时值时心房纤颤的增加概率。相应地,当速率数据的每个值例如以秒即1/心跳率来表示一个心跳周期的时间长度时,负相关意指心房纤颤的增加概率。

[0018] 能够例如但未必借助于能够根据以下等式计算的相关系数来表达定时数据与速率数据之间的相关程度:

[0019] $C(j) = E\{(TD - \mu_T) \times (PD - \mu_P)\},$

[0020] 其中, $C(j)$ 是相关系数, E 是期望值操作符,即 $E\{\text{变量}\}$ 是该变量的期望值, TD 是定时数据, μ_T 是定时数据的均值, PD 是速率数据, μ_P 是速率数据的均值,并且 j 是表达在心跳周期中速率数据相对于定时数据的时间滞后的整数。鉴于经验结果,速率数据 PD 具有一个心跳周期相对于定时数据 TD 的滞后,即 $j=1$ 。在这种情况下,当定时数据 TD 涉及给定心跳周期时,所对应的速率数据 PD 涉及前一个心跳周期。能够以总是在从-1到+1的范围上的形式 $\rho_{T,P}$ 表达相关系数:

[0021] $\rho_{T,P} = C(j) / (\sigma_T \times \sigma_P),$

[0022] 其中, σ_T 和 σ_P 分别是定时数据和速率数据的标准偏差。

[0023] 应当注意的是,存在用于表达定时数据与速率数据之间的可能相关性的许多方式,并且本发明不限于表达相关性的任何特定方式。此外,应当注意的是,相关性未必是数学量而是它指的是牵涉相依性的一大类统计关系中的任一个,并且相关性在其一般意义上

不暗示或者要求因果关系。

[0024] 在根据本发明的另一示例实施例的方法中,心脏功能障碍和异常的指标的确定包括确定定时数据在基本上恒定的心跳率下的变化。例如,鉴于经验数据,定时数据的标准偏差在心房纤颤期间可以是平均值的约10%而在正常情况下可以是平均值的约1-2%。

[0025] 根据本发明的示例实施例的方法包括对指示心血管运动的信号进行低通滤波并且从经低通滤波的信号中检测上述AO峰和/或对指示心血管运动的信号进行带通滤波并且从经带通滤波的信号中检测AC峰,其中AC峰是由主动脉瓣的闭合引起的。低通滤波的上限频率可以是例如但未必30Hz,以及带通滤波的通带可以是例如但未必从40Hz到100Hz。低通滤波和/或带通滤波便于AO峰和/或AC峰的检测。尤其在心房纤颤期间,AC峰比当不存在带通滤波时更易于找到带通滤波何时被使用。能够在从指示心血管运动的信号中提取例如上述第二波图案时利用所检测到的AO峰和/或AC峰。所检测到的AO峰和/或AC峰也能够被用于许多其它目的,例如用于检测振幅变化、时间变化、心跳率、收缩间隔和/或舒张间隔。

[0026] 依照本发明,还提供了用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的新的设备。根据本发明的设备包括:

[0027] -信号接口,所述信号接口用于接收指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号和指示心血管运动的第二信号,

[0028] -处理装置,所述处理装置被耦合到信号接口并且配置成:

[0029] a) 从第一信号中提取在心跳率上重复的第一波图案并且从第二信号中提取在心跳率上重复的第二波图案,

[0030] b) 形成定时数据,所述定时数据的每个定时值指示从属于一个心跳周期的第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的第二波图案的参考点的时间段,以及

[0031] c) 确定定时数据与指示心跳率的速率数据之间的相关性,该相关性指示心脏功能障碍和异常。

[0032] 所述设备可以进一步包括用于测量指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号的第一传感器元件和/或用于测量指示心血管运动的第二信号的第二传感器元件。第一传感器元件可以包括适合于被附连到个体的身体的电极。第二传感器元件可以包括例如加速度计、压电传感器、倾斜仪、压力传感器,或适合于测量力、加速度、位移或与心血管运动相关并且指示心血管运动的任何其它量的任何其它元件。信号接口能够从包括适当的传感器元件的外部装置接收第一信号和/或第二信号也是可能的,即强调了设备未必包括用于测量第一信号和/或第二信号的装置。

[0033] 根据本发明的示例实施例的设备包括用于对指示心血管运动的信号进行低通滤波的低通滤波器和用于从经低通滤波的信号中检测AO峰的装置(例如处理器)和/或用于对指示心血管运动的信号进行带通滤波的带通滤波器和用于从经带通滤波的信号中检测AC峰的装置。

[0034] 依照本发明,还提供了用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的新的计算机程序。计算机程序包括计算机可执行指令以用于控制可编程处理器:

[0035] -从指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号中提取在心跳率上重复的第一波图案,

[0036] -从指示心血管运动的第二信号中提取在心跳率上重复的第二波图案,

[0037] 形成定时数据,所述定时数据的每个定时值指示从属于一个心跳周期的第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的第二波图案的参考点的时间段,以及

[0038] 确定定时数据与指示心跳率的速率数据之间的相关性,该相关性指示心脏功能障碍和异常。

[0039] 根据本发明的示例实施例的计算机程序包括用于控制可编程处理器对指示心血管运动的信号进行低通滤波并且从经低通滤波的信号中检测AO峰的计算机可执行指令和/或用于控制可编程处理器对指示心血管运动的信号进行带通滤波并且从经带通滤波的信号中检测AC峰的计算机可执行指令。

[0040] 依照本发明,还提供了新的计算机程序产品。计算机程序产品包括编码有根据本发明的计算机程序的非易失性计算机可读介质,例如紧凑盘“CD”。

[0041] 在所附从属权利要求中描述了本发明的许多示例实施例。

[0042] 既关于构造且关于操作的方法的本发明的各种示例实施例连同附加的目的及其优点一起将在结合附图阅读时从特定示例实施例的以下描述中最好地理解。

[0043] 动词“包括”和“包含”在本文献中被用作既不排除也不要求同样未记载的特征的存在的开放限制。除非另外显式地陈述,否则从属权利要求中所记载的特征是可相互自由地组合的。

附图说明

[0044] 参考附图在下面更详细地说明本发明的示例实施例及它们的优点,在附图中:

[0045] 图1a图示ECG波形的示例并且图1b图示指示心血管运动并且采用加速度计在通常被称为y方向的“头到脚”方向中测量到的示例信号的波形,

[0046] 图2a图示根据本发明的示例实施例用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的方法的流程图,

[0047] 图2b图示根据本发明的示例实施例用于从指示心血管运动的信号中提取AO数据和/或AC数据的方法的流程图,

[0048] 图3a图示示例ECG波形以及图3b图示指示心血管运动并且用加速度计在通常被称为z方向的“贯穿胸”方向中测量到的示例信号的波形,

[0049] 图4示出根据本发明的示例实施例用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的设备的示意图示,以及

[0050] 图5示出在心房纤颤的示例情况下在不同的心跳率下的ECG波形的R峰与指示心血管运动的波形的主动脉瓣打开“AO”峰之间的时间差。

[0051] 已经在描述本发明的背景技术时解释了图1a和图1b。

具体实施方式

[0052] 图2a图示根据本发明的示例实施例用于确定指示心脏功能障碍和异常(例如心房纤颤)的信息的方法的流程图。该方法包括在阶段201中从指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号中提取在心跳率上重复的第一波图案。该方法包括在阶段202中从指示心血管运动的第二信号中提取在心跳率上重复的第二波图案。第一和第二信号被/已被从同一个体同时地测量到。该方法包括在阶段203中形成定时数据TD使得定时数据的每个定时值指

示从属于一个心跳周期的第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的第二波图案的参考点的时间段。该方法包括在阶段204中至少部分地基于定时数据TD来确定心脏功能障碍和异常的指标。

[0053] 图3a图示指示与心脏活动相关的电磁现象的示例信号的波形,并且图3b图示指示心血管运动的示例信号的波形。图3a和图3b中所示出的波形对应于彼此,使得它们已被从同一个体同时地测量到。图3a中所示出的波形是已借助于附连到个体的胸的电极所测量到的ECG波形,并且图3b中所示出的波形已采用加速度计在通常被称为z方向的“贯穿胸”方向中测量到。图4中所示出的坐标系统450图示z方向。

[0054] 图3a和图3b共同图示定义定时数据TD的示例方式。在这个示例情况下,出现于ECG波形上并且由心室肌组织的去极化所引起的R峰表示在心跳率上重复的第一波图案,以及指示心血管运动的波形的主动脉瓣打开“A0”峰表示在心跳率上重复的第二波图案。R峰的顶部是第一波图案的参考点并且A0峰的顶部是第二波图案的参考点。

[0055] 在根据本发明的另一示例实施例的方法中,R峰表示第一波图案以及出现于在头到脚方向中测量到的并且由通过主动脉瓣从左心室流入主动脉的血液所引起的波形上的J峰表示第二波图案。R峰的顶部能够被用作第一波图案的参考点并且J峰的顶部能够被用作第二波图案的参考点。

[0056] 在根据本发明的示例实施例的方法中,R峰表示第一波图案并且MC峰与出现于图3b中所示出的波形上的A0峰之间的谷310表示第二波图案。MC峰是由二尖瓣的闭合引起的。R峰的顶部能够被用作第一波图案的参考点并且谷310的最深点能够被用作第二波图案的参考点。

[0057] 图3a和图3b图示三个连续心跳周期:心跳周期“i-1”、心跳周期“i”以及心跳周期“i+1”,其中“i”可以是整数。例如,与心跳周期“i”相关的定时值TD(i)是如由图3a和图3b所图示的从心跳周期“i”的R峰的顶部的时刻到心跳周期“i”的J峰的顶部的时刻的时间段。

[0058] 图2a中所示出的动作204包括确定定时数据TD与指示心跳率的速率数据PD之间的相关性。鉴于经验结果,相关性能够被用作心脏功能障碍和异常的指标。

[0059] 该方法可以进一步包括从指示与心脏活动相关的电磁现象的波形中和/或从指示心血管运动的波形中检测指示心跳率的速率数据PD。速率数据的检测可以包括例如在ECG波形上的连续R峰之间的时间段的检测。速率数据的检测包括例如在指示心血管运动的波形上的连续A0峰或J峰之间的时间段的检测也是可能的。有可能利用一个以上的波形以便于得到更可靠的速率数据。此外,从个体的身体测量第三信号也是可能的,并且这个第三信号单独或连同指示与心脏活动相关的电磁现象的波形和/或指示心血管运动的波形一起被用于确定指示心跳率的速率数据。在图3a中,连续R峰之间的时间段的时间长度采用HB(i-1)、HB(i)以及HB(i+1)表示。在心跳周期“i-1”、“i”以及“i+1”内的速率数据分别能够被例如定义为 $PD(i-1) = 1/HB(i-1)$ 、 $PD(i) = 1/HB(i)$ 以及 $PD(i+1) = 1/HB(i+1)$ 。

[0060] 定时数据TD和速率数据PD之间的相关性能够借助于能够例如根据以下等式计算的数学相关系数来表达。

$$C(i) = \frac{\sum_{i=1}^N [TD(i) - \mu_T] \times (PD(i) - \mu_P)}{N-1}, \quad (1)$$

[0062] 其中,N是考虑中的心跳周期的数目,j是表达在心跳周期中速率数据PD相对于定时数据TD的时间滞后,并且

$$[0063] \quad \mu_T = \frac{\sum_{i=1}^N TD(i)}{N}, \mu_P = \frac{\sum_{i=1}^N PD(i)}{N} \quad (2)$$

[0064] 上面呈现的相关系数C(j)能够被用作心脏功能障碍和异常的指标。鉴于经验数据,相关系数C(j=1)的正值意指心房纤颤的增加概率并且相关性的负值指示正常情形。

[0065] 图2b图示根据本发明的示例实施例用于从指示心血管运动的信号中提取AO数据和/或AC数据的方法的流程图。指示心血管运动的信号采用加速度计在通常被称为z方向的“贯穿胸”方向中被有利地测量到。该方法包括以下动作:

[0066] -动作211:对指示心血管运动的信号进行低通滤波和/或对指示心血管运动的信号进行带通滤波,以及

[0067] -动作212:从经低通滤波的信号中检测AO峰值和/或从经带通滤波的信号中检测AC峰。

[0068] 低通滤波的上限频率可以是例如但未必30Hz,以及带通滤波的通带可以是例如但未必从40Hz直到100Hz。低通滤波和/或带通滤波便于AO峰和/或AC峰的检测。能够在从指示心血管运动的信号中提取例如上述第二波图案时利用所检测到的AO峰和/或AC峰。所检测到的AO峰和/或AC峰也能够被用于许多其它目的,例如用于检测振幅变化、时间变化、心跳率、收缩间隔和/或舒张间隔。

[0069] 根据本发明的示例实施例的方法包括检测AC-AO间隔的时间长度并且计算指示AC-AO间隔的所检测到的时间长度的变化的强度的时间变化量,其中AC-AO间隔中的每一个都是从AC峰中的一个到AO峰中的随后的一个的时间间隔并且时间变化量指示心脏功能障碍和异常。这个时间变化量能够连同定时数据与速率数据之间的上述相关性一起使用以便于提高可能的心脏功能障碍和异常的检测的可靠性。然而,也能够单独使用这个时间变化量。

[0070] 根据本发明的示例实施例的方法包括检测AC-AO间隔的时间长度和AO-AO间隔的时间长度并且计算指示在同一心跳周期内的AC-AO间隔的时间长度与AO-AO间隔的时间长度之间的比率的第一比率量。AC-AO间隔中的每一个都是从AC峰中的一个到AO峰中的随后的一个的时间间隔,AO-AO间隔中的每一个都是从AO峰中的一个到AO峰中的随后的一个的时间间隔,并且第一比率量指示心脏功能障碍和异常。这个第一比率量能够连同定时数据与速率数据之间的上述相关性一起使用以便于提高可能的心脏功能障碍和异常的检测的可靠性。然而,也能够单独使用第一时间变化量。

[0071] 根据本发明的示例实施例的方法包括检测AC-R间隔的时间长度和R-R间隔的时间长度并且计算指示在同一心跳周期内的AC-R间隔的时间长度与R-R间隔的时间长度之间的比率的第二比率量。AC-R间隔中的每一个都是从AC峰中的一个到R峰中的随后的一个的时间间隔,R-R间隔中的每一个都是从R峰中的一个到R峰中的随后的一个的时间间隔,并且第二比率量指示心脏功能障碍和异常。这个第二比率量能够连同定时数据与速率数据之间的上述相关性一起使用以便于提高可能的心脏功能障碍和异常的检测的可靠性。然而,也能够单独使用这个第二比率量。

[0072] 图5示出在心房纤颤的例示情况下在不同的心跳率下所获得的定时数据的经验值。图5中的每个黑点表示a) 在特定心跳率周期中的ECG波形的R峰与指示心血管运动的波形的主动脉打开“A0”峰之间的时间差和b) 在前一个心跳周期中的心跳率。图5中所示出的虚线501的正斜率图示定时数据与速率数据的正相关。如可以从图5看到的, 当心跳率高于约85跳每分钟时定时数据的趋势连同心跳率一起增加。在正常情况下, 趋势将是基本上恒定的或减少的。

[0073] 根据本发明的示例实施例的方法包括响应于其中相关系数 $C(j=1)$ 大于阈值的情形而产生表达心房纤颤的信号。能够基于从一组患者和/或其它人所收集到的经验数据来确定阈值的适合值。阈值未必是常数, 而是阈值能够根据考虑中的个体、根据时间和/或根据一些其它因素而改变。也有可能构建一系列阈值, 其中每个阈值表示心房纤颤或一些其它心脏功能障碍和/或异常的特定概率。在一些情况下阈值可以是零。

[0074] 再例如, 在心跳周期“i-1”、“i”以及“i+1”内的速率数据分别能够被例如定义为 $PD(i-1) = HB(i-1)$ 、 $PD(i) = HB(i)$ 以及 $PD(i+1) = HB(i+1)$ 。在这种情况下, 相关系数 $C(j=1)$ 的负值意指心房纤颤的增加概率而相关性的正值指示正常情形。根据本发明的示例实施例的方法包括响应于其中相关系数 $C(j=1)$ 小于在一些情况下可以为零的阈值的情形而产生表达心房纤颤的信号。

[0075] 在根据本发明的示例实施例的方法中, 图2a中所示出的动作204包括确定定时数据在心跳率是基本上恒定的时的变化。鉴于经验数据, 变化的程度指示心脏功能障碍和异常。在图5中, 在心跳率80跳每分钟下的变化范围采用垂直虚线段502图示。当定时数据像图3a和图3b中所图示的那样指示R峰与A0峰之间的时间间隔时, 定时数据表示射血前期“PEP”。已注意到了, 在心房纤颤期间, 在连续心跳周期之间的PEP中存在随机变化。

[0076] 能够借助于能够例如根据以下等式计算的数学变化量来表达上述变化的程度:

$$[0077] \quad V = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^M (TD(i) - \mu_T)^2}}{M-1} \times 100\% \quad (3)$$

[0078] 其中V是变化量, M是在考虑中的心跳率下的考虑中的定时数据值的数目, 并且

$$[0079] \quad \mu_T = \frac{\sum_{i=1}^M TD(i)}{M} \quad (4)$$

[0080] 鉴于经验数据, 变化量V在心房纤颤期间可以是约10%并且在正常情况下约1-2%。

[0081] 根据本发明的示例实施例的方法包括响应于其中变化量V大于阈值的情形而产生表达心房纤颤的信号。能够基于从一组患者和/或其它人所收集到的经验数据来确定阈值的适合值。阈值未必是常数, 而是阈值能够根据考虑中的个体、根据时间和/或根据一些其它因素而改变。也有可能构建一系列阈值, 其中每个阈值表示心房纤颤或一些其它心脏功能障碍和/或异常的特定概率。

[0082] 根据本发明的示例实施例的方法包括检测定时数据在一个以上的心跳率下的变

化并且将检测结果用于确定心脏功能障碍和异常的指标。例如,等式(3)和(4)能够被用于获得在数个心跳率下的变化量并且最后的变化量能够采用数学-逻辑操作例如算术平均根据与考虑中的心跳率相关的变化量形成。

[0083] 每个峰值例如单个AO峰的高度能够通过搜索局部最大值被取为单点。替换地,能够获得峰值使得许多样本首先从覆盖考虑中的峰的时间窗口取得并且然后该峰值被计算为样本的数学函数(例如算术均值)以便于减轻噪声的影响。时间窗口可以是例如100ms,并且在该时间窗口内的样本的数目可以是例如十个以上。基于时间窗口的方法是数字滤波的示例。一般地,存在能够被用于减轻在指示心血管运动的信号中和在指示与心脏活动相关的电磁现象的信号中的噪声的影响的许多数字和模拟信号处理方法。

[0084] 根据本发明的示例实施例的方法包括采用传感器元件从个体的身体可选地测量指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号和指示心血管运动的第二信号。根据本发明的另一示例实施例的方法包括从存储器读取这些信号,在这种情况下信号已被较早地测量并且记录到存储器。根据本发明的示例实施例的方法包括从外部数据转移系统接收信号。因此,测量不是根据本发明的实施例的方法的必要且必需步骤。

[0085] 图4示出根据本发明的示例实施例用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的设备的示意图。该设备包括用于接收指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号和指示心血管运动的第二信号的信号接口401。该设备包括耦合到信号接口的处理装置402。该处理装置被配置成:

[0086] -从第一信号中提取在心跳率上重复的第一波图案并且从第二信号中提取在心跳率上重复的第二波图案,

[0087] -形成定时数据,所述定时数据的每个定时值指示从属于一个心跳周期的第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的第二波图案的参考点的时间段,以及

[0088] -确定定时数据与指示心跳率的速率数据之间的相关性,该相关性指示心脏功能障碍和异常。

[0089] 第一信号可以表示例如心电描记术“ECG”波形或电感测量波形。

[0090] 在根据本发明的示例实施例的设备中,处理装置402被配置成从ECG波形中提取R峰并且从指示心血管运动的波形中提取AO峰。在这种情况下,R峰表示第一信号上的在心跳率上重复的第一波图案并且AO峰表示第二信号上的在心跳率上重复的第二波图案。R峰的顶部可以是第一波图案的参考点并且AO峰的顶部可以是第二波图案的参考点。

[0091] 在根据本发明的另一示例实施例的设备中,处理装置402被配置成从ECG波形中提取R峰并且从指示心血管运动的波形中提取J峰。在这种情况下,R峰表示第一信号上的在心跳率上重复的第一波图案并且J峰表示第二信号上的在心跳率上重复的第二波图案。R峰的顶部可以是第一波图案的参考点并且J峰的顶部可以是第二波图案的参考点。

[0092] 在根据本发明的示例实施例的设备中,处理装置402被配置成从ECG波形中提取R峰并且从指示心血管运动的波形中提取MC峰与AO峰之间的谷。在这种情况下,R峰表示第一信号上的在心跳率上重复的第一波图案并且MC峰与AO峰之间的谷表示第二信号上的在心跳率上重复的第二波图案。R峰的顶部可以是第一波图案的参考点并且谷的最深点可以是第二波图案的参考点。

[0093] 在根据本发明的示例实施例的设备中,处理装置402被配置成计算指示定时数据

与速率数据之间的相关程度的相关系数:

$$[0094] \quad C(j) = E \{ (TD - \mu_T) \times (PD - \mu_P) \},$$

[0095] 其中, $C(j)$ 是相关系数, E 是期望值操作符, TD 是定时数据、 μ_T 是定时数据的均值, PD 是速率数据, μ_P 是速率数据的均值, 并且 j 是表达在心跳周期中速率数据相对于定时数据的时间滞后的整数。

[0096] 此外, 处理装置402能够被配置成将所计算的相关系数 $C(j)$ 与一个或多个阈值相比较并且配置成响应于其中比较的结果指示心脏功能障碍和异常的存在的产生表达心脏功能障碍和异常的信号。信号可以是例如在显示屏406上示出的消息。一个或多个阈值是能够经由其用户接口供应给设备的优选地可调整的参数。

[0097] 在根据本发明的示例实施例的设备中, 处理装置402被配置成检测在第一信号上的连续 R 峰之间的时间段。所检测到的时间段与心跳率成反比指示心跳率。因此, 所检测到的时间段能够被用作速率数据, 或者能够借助于所检测到的时间段来构建速率数据。

[0098] 在根据本发明的示例实施例的设备中, 处理装置402被配置成形成速率数据使得该速率数据的每个值表示心跳率的瞬时值, 并且响应于其中相关系数大于预定阈值 (例如零) 的情形而产生表达心房纤颤的信号。

[0099] 在根据本发明的示例实施例的设备中, 处理装置402被配置成形成速率数据使得该速率数据的每个值表示一个心跳周期的时间长度, 并且响应于其中相关系数小于预定阈值 (例如零) 的情形而产生表达心房纤颤的信号。

[0100] 在根据本发明的示例实施例的设备中, 处理装置402被配置成确定与基本上恒定的心跳率相对应的定时数据的变化。处理装置能够被配置成确定指示变化的程度的变化量:

$$[0101] \quad V = \frac{\sqrt{E\{TD - \mu_T\}^2}}{\mu_T},$$

[0102] 其中, V 是变化量, E 是期望值操作符, TD 是定时数据, 并且 μ_T 是在考虑中的心跳率下定时数据的均值。

[0103] 此外, 处理装置402能够被配置成将所计算的变化量 V 与一个或多个阈值相比较并且配置成响应于其中比较的结果指示心脏功能障碍和异常的存在的产生表达心脏功能障碍和异常的信号。信号可以是例如在显示屏406上示出的消息。一个或多个阈值是能够经由其用户接口供应给设备的优选地可调整的参数。

[0104] 在根据本发明的示例实施例的设备中, 处理装置402被配置成检测定时数据在一个以上的心跳率下的变化并且配置成基于与一个以上的心跳率相关的变化来确定心脏功能障碍和异常的指标。例如, 等式 (3) 和 (4) 能够被用于获得在数个心跳率下的变化量并且最后的变化量能够采用数学-逻辑操作 (例如算术平均) 根据与考虑中的心跳率相关的变化量形成。

[0105] 根据本发明的示例实施例的设备还包括用于从个体的身体409测量第一信号的第一传感器元件403和用于从个体的身体测量第二信号的第二传感器元件404。第一和第二传感器元件经由一个或多个数据转移链路连接到信号接口, 所述数据转移链路中的每一个都可以是例如无线电链路或软线链路。从传感器元件403和404到信号接口401的数据转移可

以直接地或经由诸如例如电信网络的数据转移网络405而发生。在图4中所示出的例示情况下,传感器元件403和404两者都被连接到无线电发射器408。包括处理装置406的设备集成有传感器元件也是可能的。在这种情况下,信号接口实际上是从传感器元件403和404到处理装置402的简单布线。

[0106] 在这个例示情况下,第一传感器元件403包括适合于被附连到个体的身体的电极。第一传感器元件可以进一步包括例如放大器、信号滤波器和/或模拟至数字“AD”转换器。第二传感器元件404可以包括例如加速度计、压电传感器、倾斜仪、压力传感器,或适合于测量力、加速度、位移或与心血管运动相关并且指示心血管运动的任何其它物理量的任何其它元件。第二传感器元件可以进一步包括例如放大器、信号滤波器和/或模拟至数字“AD”转换器。加速度计有利地是能够在例如图4中所示出的坐标系统450的三个相互正交的方向x、y和z中独立地测量运动的三轴加速度计。在这种情况下,指示心血管运动的第二信号包括三个分量,并且能够例如通过形成其欧几里德范数即指示心血管运动的三个分量向量的绝对值预处理第二信号。

[0107] 根据本发明的示例实施例的设备被配置成在具有固定时间起始点和固定时间结束点的时间窗口内或在具有固定时间长度并且与经过的时间一起移动的滑动时间窗口内记录第一和第二信号。设备可以包括用于记录信号的内部存储器407和/或设备可以包括用于连接到外部存储器的数据端口。

[0108] 根据本发明的示例实施例的设备包括用于预处理指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号和/或指示心血管运动的第二信号的装置。预处理可以包括例如在第二信号上消除由例如呼吸、个体的非心血管运动、由外部原因所引起的震颤等所引起的噪声。用于预处理的装置能够例如采用处理装置402被实现,或者可以存在用于预处理的一个或多个单独的处理装置。

[0109] 在根据本发明的示例实施例的设备中,处理装置402被配置成对指示心血管运动的第二信号进行低通滤波并且配置成从经低通滤波的信号中检测上述A0峰。图4中所示出的功能块420表示低通滤波,并且功能块422表示A0峰的检测。

[0110] 在根据本发明的示例实施例的设备中,处理装置402被配置成对指示心血管运动的第二信号进行带通滤波并且配置成从经带通滤波的信号中检测AC峰,AC峰是由主动脉瓣的闭合引起的。图4中所示出的功能块421表示带通滤波,并且功能块422表示检测AC峰。在图4中所图示的例示情况下,存在低通滤波和带通滤波两者并且功能块422表示A0峰和AC峰两者的检测。低通滤波的上限频率可以是例如但未必30Hz,以及带通滤波的通带可以是例如但未必从40Hz直到100Hz。低通滤波和/或带通滤波便于A0峰和/或AC峰的检测。在从指示心血管运动的信号中提取例如上述第二波图案时能够利用所检测到的A0峰和/或AC峰。所检测到的A0峰和/或AC峰也能够被用于许多其它目的,例如用于检测振幅变化、时间变化、心跳率、收缩间隔和/或舒张间隔。

[0111] 在根据本发明的示例实施例的设备中,处理装置502被配置成检测AC-A0间隔的时间长度并且配置成计算指示AC-A0间隔的所检测到的时间长度的变化的强度的时间变化量。AC-A0间隔中的每一个都是从AC峰中的一个到A0峰中的随后的一个的时间间隔并且时间变化量指示心脏功能障碍和异常。这个时间变化量能够连同定时数据与速率数据之间的上述相关性一起使用以便于提高可能的心脏功能障碍和异常的检测的可靠性。然而,也能够

单独使用这个时间变化量。

[0112] 在根据本发明的示例实施例的设备中,处理装置502被配置成检测AC-A0间隔的时间长度和A0-A0间隔的时间长度并且配置成计算指示在同一心跳周期内的AC-A0间隔的时间长度与A0-A0间隔的时间长度之间的比率的第一比率量。AC-A0间隔中的每一个都是从AC峰中的一个到A0峰中的随后的一个的时间间隔,A0-A0间隔中的每一个都是从A0峰中的一个到A0峰中的随后的一个的时间间隔,并且第一比率量指示心脏功能障碍和异常。这个第一比率量能够连同定时数据与速率数据之间的上述相关性一起使用以便于提高可能的的心脏功能障碍和异常的检测的可靠性。然而,也能够单独使用这个第一比率量。

[0113] 在根据本发明的示例实施例的设备中,处理装置502被配置成检测AC-R间隔的时间长度和R-R间隔的时间长度并且配置成计算指示在同一心跳周期内的AC-R间隔的时间长度与R-R间隔的时间长度之间的比率的第二比率量。AC-R间隔中的每一个都是从AC峰中的一个到R峰中的随后的一个的时间间隔,R-R间隔中的每一个都是从R峰中的一个到R峰中的随后的一个的时间间隔,并且第二比率量指示心脏功能障碍和异常。这个第二比率量能够连同定时数据与速率数据之间的上述相关性一起使用以便于提高可能的的心脏功能障碍和异常的检测的可靠性。然而,也能够单独使用这个第二比率量。

[0114] 处理装置402能够例如采用一个或多个处理器电路被实现,所述处理器电路中的每一个都可以是设有适当的软件、诸如例如专用集成电路“ASIC”的专用硬件处理器或诸如例如现场可编程门阵列“FPGA”的可配置硬件处理器的可编程处理器电路。

[0115] 根据本发明的示例实施例的计算机程序包括用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的软件模块。软件模块包括用于控制可编程处理器进行下列的计算机可执行指令:

[0116] -从指示与心脏活动相关的电磁现象的第一信号中提取在心跳率上重复的第一波图案,

[0117] -从指示心血管运动的第二信号中提取在心跳率上重复的第二波图案,

[0118] -形成定时数据,所述定时数据的每个定时值指示从属于一个心跳周期的第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的第二波图案的参考点的时间段,以及

[0119] -确定定时数据与指示心跳率的速率数据之间的相关性,该相关性指示心脏功能障碍和异常。

[0120] 在根据本发明的示例实施例的计算机程序中,软件模块包括下列中的至少一个:

[0121] -用于控制可编程处理器对指示心血管运动的信号进行低通滤波并且从经低通滤波的信号中检测A0峰的计算机可执行指令,和/或

[0122] -用于控制可编程处理器对指示心血管运动的信号进行带通滤波并且从经带通滤波的信号中检测AC峰的计算机可执行指令。

[0123] 软件模块可以是例如采用适合的编程语言并且采用适合于该编程语言的编译器和可编程处理器实现的子例程或函数。

[0124] 根据本发明的示例实施例的计算机程序产品包括编码有根据本发明的实施例的计算机程序的计算机可读介质,例如紧凑盘(“CD”)。

[0125] 根据本发明的示例实施例的信号被编码成承载定义根据本发明的实施例的计算机程序的信息。

[0126] 在上面所给出的描述中提供的特定示例不应该被解释为限制所附权利要求的范

围和/或适用性。此外,还应当注意的是,在许多情况下,本发明能够连同其它技术一起用于检测心脏功能障碍和异常。

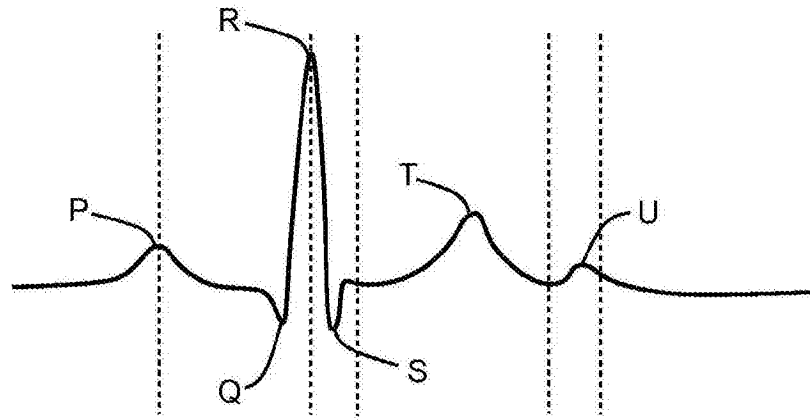


图1a

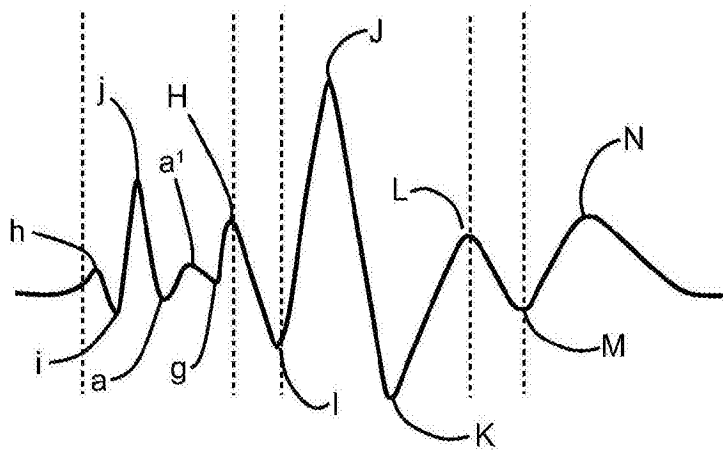


图1b

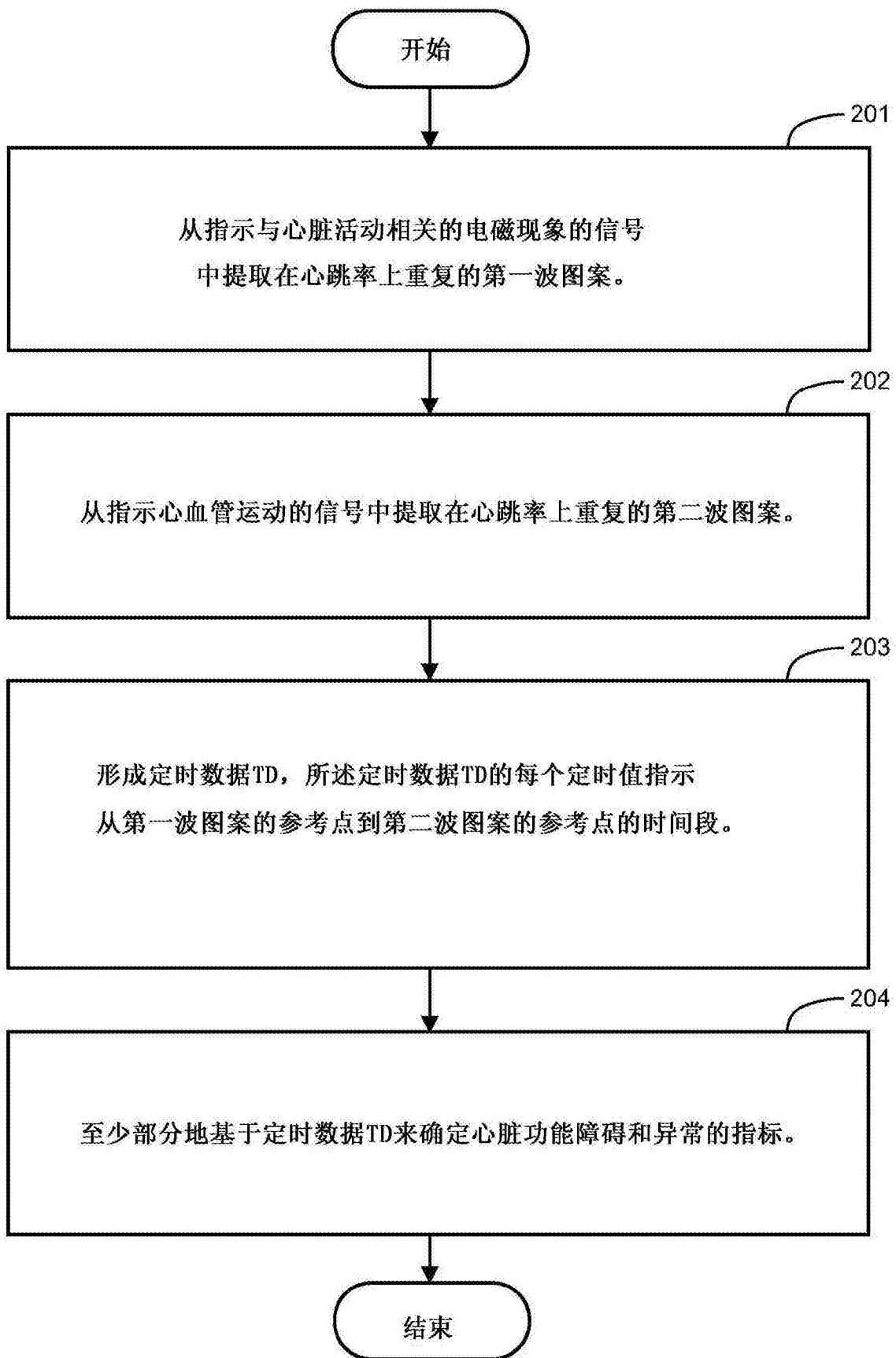


图2a

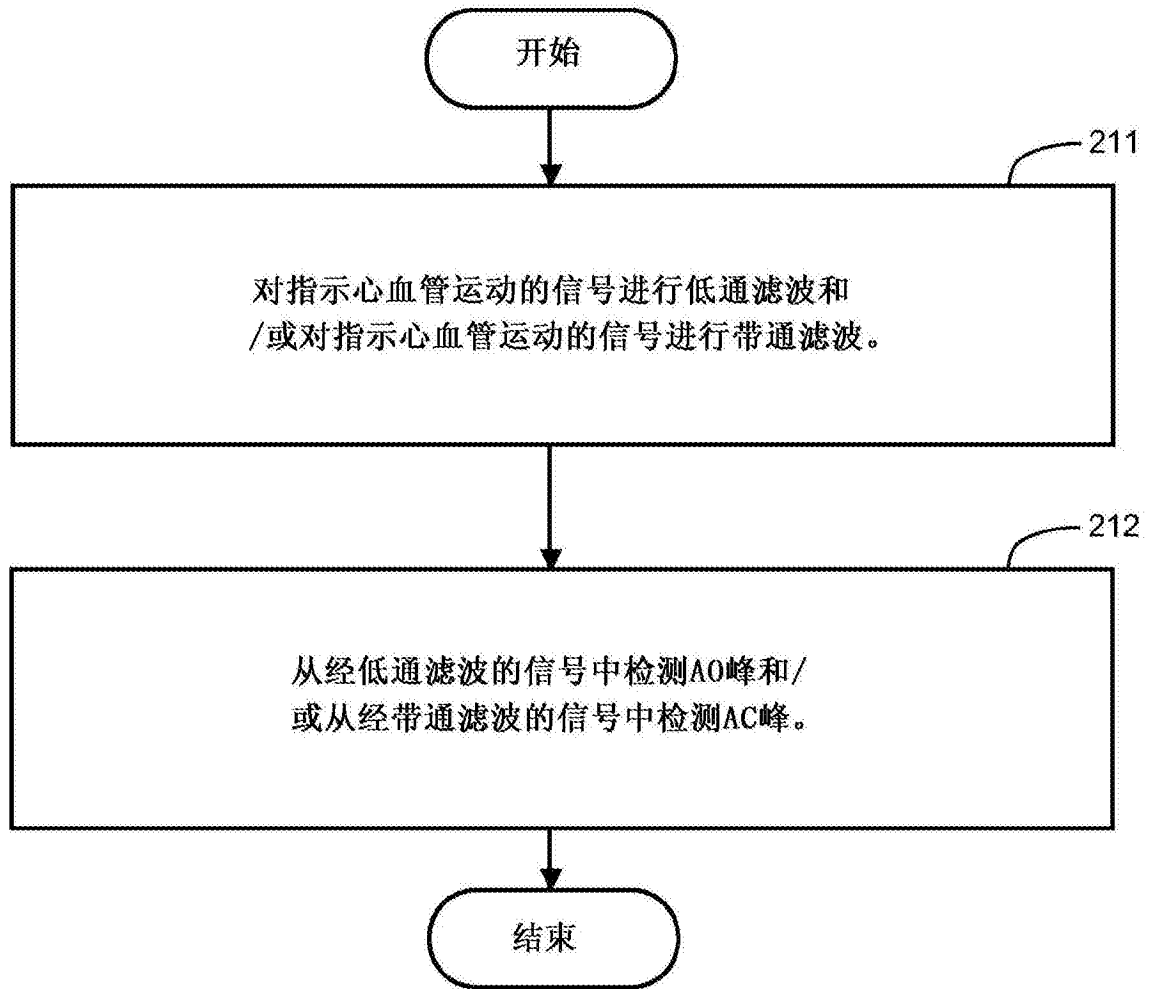


图2b

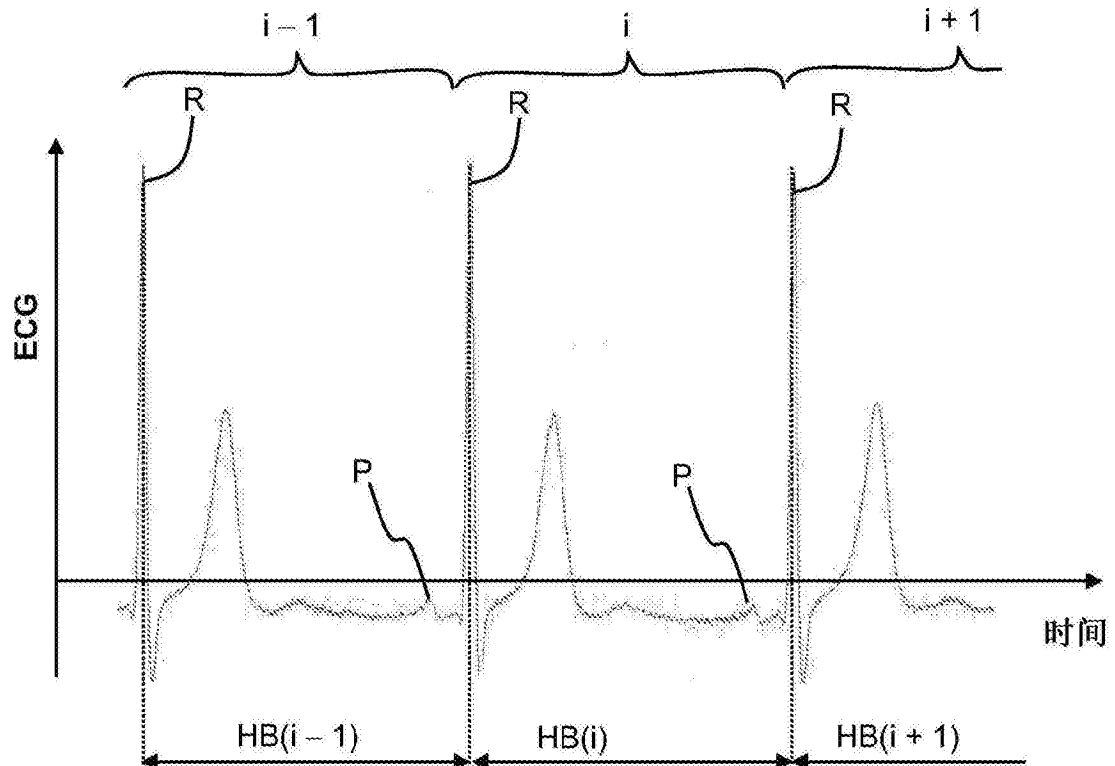


图3a

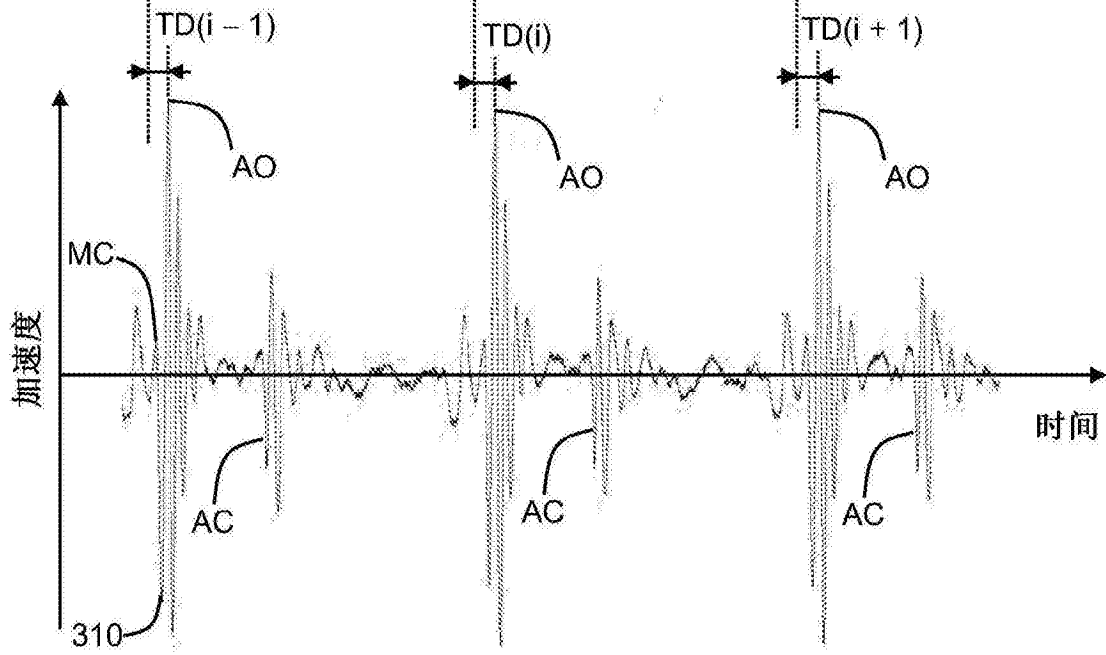


图3b

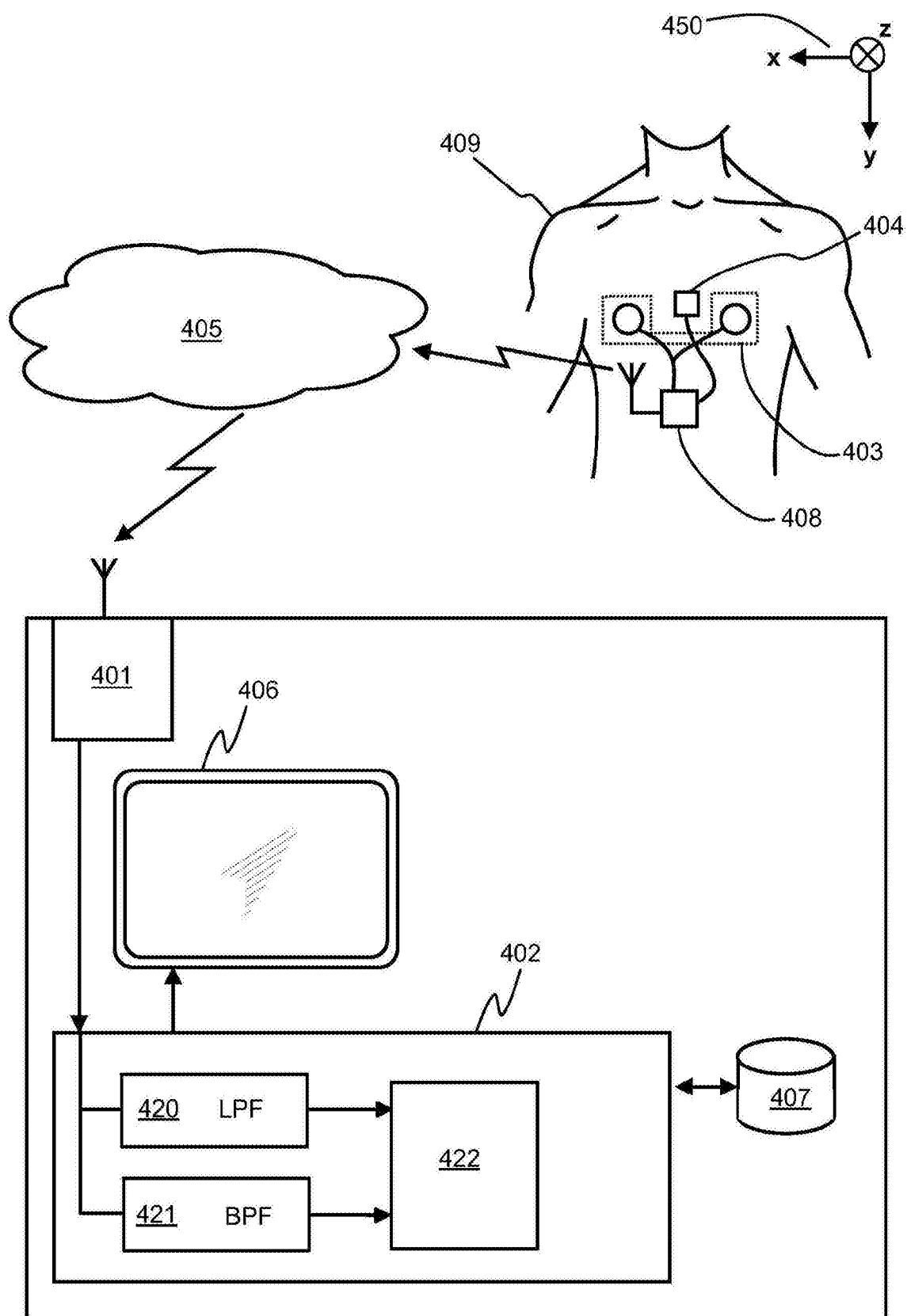


图4

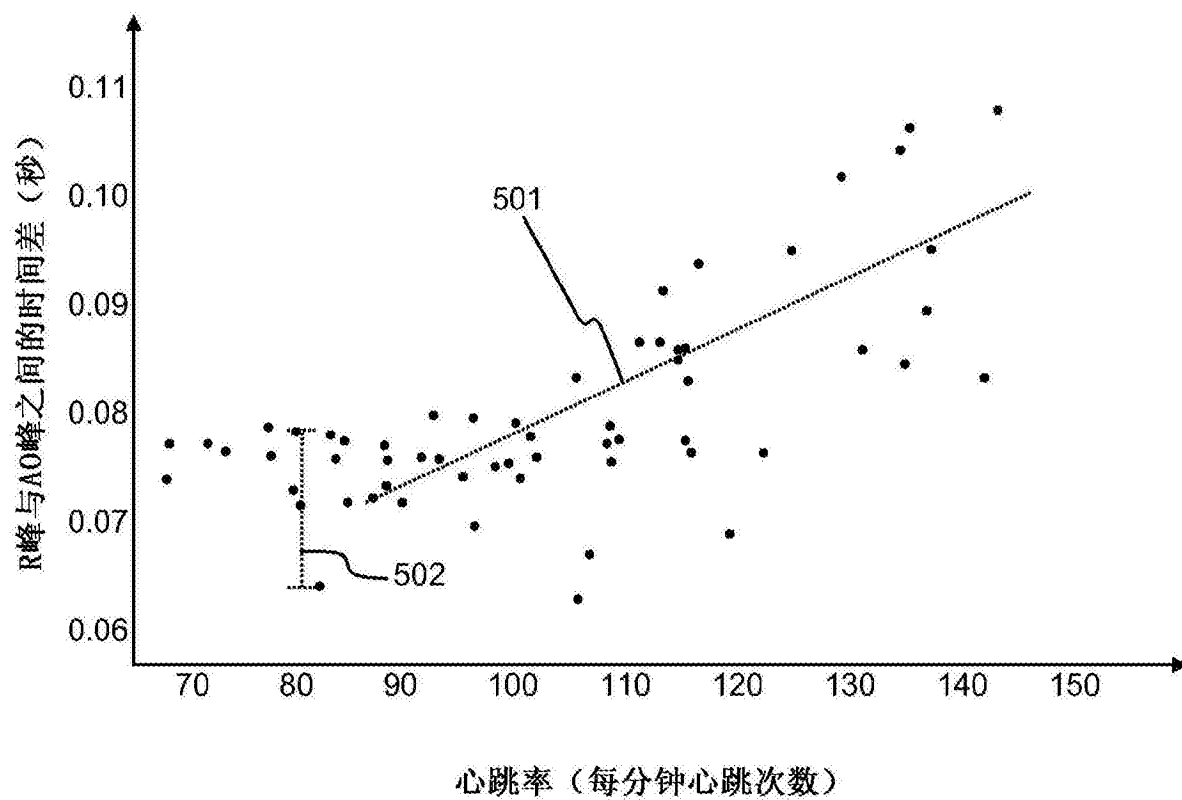


图5

专利名称(译)	确定指示心脏功能障碍和异常的信息的方法和设备		
公开(公告)号	CN104349711B	公开(公告)日	2017-06-09
申请号	CN201380021430.5	申请日	2013-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	图尔库大学		
申请(专利权)人(译)	图尔库大学		
当前申请(专利权)人(译)	普莱柯迪尔公司		
[标]发明人	尤哈尼艾拉克西宁 泰罗科伊维斯托 约纳马尔库 阿里帕西奥 米科潘卡拉 卡蒂赛拉宁 图奥马斯瓦尔托宁 彼得维尔塔		
发明人	尤哈尼·艾拉克西宁 泰罗·科伊维斯托 约纳·马尔库 阿里·帕西奥 米科·潘卡拉 卡蒂·赛拉宁 图奥马斯·瓦尔托宁 彼得·维尔塔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0452 A61B5/0456 A61B5/11 A61B5/046		
代理人(译)	李宝泉		
优先权	2012005442 2012-04-23 FI		
其他公开文献	CN104349711A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于确定指示心脏功能障碍和异常的信息的设备包括处理装置(402)，所述处理装置(402)被配置成从指示与心脏活动相关的电磁现象的信号中提取在心跳率上重复的第一波图案，并且从指示心血管运动的信号中提取在心跳率上重复的第二波图案。所述处理装置被配置成形成定时数据，使得定时数据的每个定时值指示从属于一个心跳周期的第一波图案的参考点到属于同一心跳周期的第二波图案的参考点的时间段。所述处理装置被配置成至少部分地基于定时数据来确定心脏功能障碍和异常的指标。

