



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113499060 A

(43) 申请公布日 2021. 10. 15

(21) 申请号 202110625164.3

(22) 申请日 2016.10.06

(30) 优先权数据

20155703 2015.10.07 FI

(62) 分案原申请数据

201680057755.2 2016.10.06

(71) 申请人 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 米科·潘卡拉

图奥马斯·瓦尔托宁

穆杰塔巴·贾法瑞塔迪

(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 张伟峰 夏凯

(51) Int.Cl.

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/0245 (2006.01)

A61B 5/363 (2021.01)

A61B 5/316 (2021.01)

A61B 5/352 (2021.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/24 (2021.01)

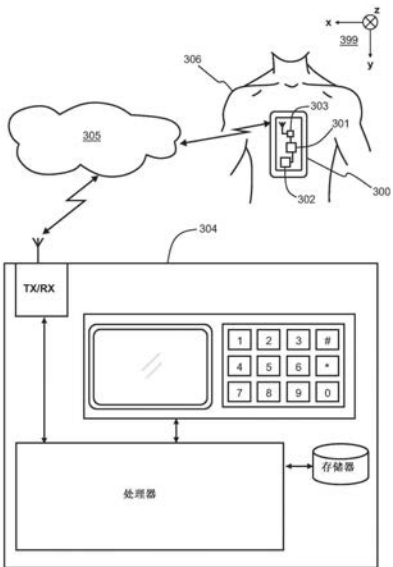
权利要求书3页 说明书13页 附图3页

(54) 发明名称

用于产生指示心脏状况的信息的方法和设  
备

(57) 摘要

本发明涉及用于产生指示心脏状况的信息的方法和设  
备。一种用于产生指示心脏状况的信息的设备包括用于接收指示胸部的旋转移动的  
旋转信号的处理系统(301)。所述处理系统被配置成形成一个或多个指标量,每一指标量可以基  
于所述旋转信号的一个或多个样本而从能谱密度导出,其中每一样本具有时间长度。所述处理  
系统被配置成基于所述一个或多个指标量来确定心脏状况的指标。所述心脏状况的确定是基于  
例如心肌梗塞引起能谱密度的变化。因此,有可能区分例如心肌梗塞与明显的胃灼热。



1. 一种设备 (300), 包括:

- 处理系统 (301), 所述处理系统 (301) 用于接收指示个人的胸部的旋转移动的旋转信号, 所述旋转信号至少部分地指示心脏旋转,

其中, 所述处理系统被配置成:

- 基于所述旋转信号的其每一个具有时间长度的一个或多个样本来形成一个或多个指标量, 每一指标量可从能谱密度导出, 以及

- 根据预定规则基于所述一个或多个指标量来形成心脏状况的指标,

其特征在于, 所述处理系统被配置成在计算时间段上计算所述旋转信号的能量的估计值, 所述能量的估计值表示所述指标量中的一个且根据下式定义:

$$E = \int_T \omega(t)^2 dt = \int_B \text{ESD}(f) df,$$

其中, E 是所述能量的估计,  $\omega(t)$  是所述旋转信号, T 是所述计算时间段, t 是时间, ESD(f) 是所述能谱密度, B 是所述能谱密度的频率范围, 且 f 是频率。

2. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 所述处理系统被配置成计算所述能谱密度并计算对应于所述能谱密度的质心的平均频率, 所述平均频率表示所述指标量中的一个且根据下式来定义:

$$f_{av} = \frac{\int_B f \text{ESD}(f) df}{\int_B \text{ESD}(f) df},$$

其中,  $f_{av}$  是所述平均频率, ESD(f) 是所述能谱密度, B 是所述能谱密度的频率范围, 且 f 是频率。

3. 根据权利要求 1 或 2 中任一项所述的设备, 其中, 所述处理系统被配置成计算所述能谱密度并计算所述能谱密度的中值频率, 所述中值频率表示所述指标量中的一个且根据下式来定义:

$$\int_{f_{min}}^{f_m} \text{ESD}(f) df = \int_{f_m}^{f_{max}} \text{ESD}(f) df,$$

其中,  $f_m$  是所述中值频率, ESD(f) 是所述能谱密度,  $f_{min}$  是所述能谱密度的频率范围的下限,  $f_{max}$  是所述能谱密度的所述频率范围的上限, 且 f 是频率。

4. 根据权利要求 1 或 2 中任一项所述的设备, 其中, 所述处理系统被配置成从与心脏的运动相关的信号来检测从由主动脉瓣开放引起的 A0 峰值到由所述主动脉瓣随后闭合引起的 AC 峰值的时间间隔的长度, 且基于所述一个或多个指标量和所述时间间隔的所检测长度来形成所述心脏状况的指标。

5. 根据权利要求 1 或 2 中的任一项所述的设备, 其中, 所述处理系统被配置成响应于接收到来自所述设备的用户界面的用户控制信号基于所述一个或多个指标量来确定所述预定规则的一个或多个参数。

6. 根据权利要求 1 或 2 中的任一项所述的设备, 其中, 所述设备包括用于测量所述旋转信号的传感器元件 (302), 所述传感器元件通信地连接到所述处理系统。

7. 根据权利要求6所述的设备, 其中, 所述传感器元件适于在所述胸部外侧以及与所述胸部直接或间接机械接触时测量所述旋转信号。

8. 根据权利要求6所述的设备, 其中, 所述传感器元件是适于在放置于所述胸部的皮肤下时测量所述旋转信号的可植入元件。

9. 根据权利要求1或2中的任一项所述的设备, 其中, 所述心脏状况的指标是心肌缺血的指标。

10. 根据权利要求9所述的设备, 其中, 所述心脏状况的指标是心肌梗塞的指标。

11. 根据权利要求1或2中的任一项所述的设备, 其中, 所述心脏状况的指标是心脏炎的指标。

12. 根据权利要求11所述的设备, 其中, 所述心脏状况的指标是以下各项中的至少一个的指标: 心肌炎、心包炎、心包心肌炎、心肌心包炎。

13. 根据权利要求1或2中的任一项所述的设备, 其中, 所述处理系统被配置成根据与心脏的活动相关的信号来检测心跳速率, 且基于所述一个或多个指标量和所检测的心跳速率来形成所述心脏状况的指标。

14. 根据权利要求13所述的设备, 其中, 所述处理系统被配置成:

- 接收心电图信号,

- 检测从所述心电图信号的R峰值到对应于相同心跳周期的所述旋转信号的最高峰值的时间间隔的长度, 以及

- 基于所述一个或多个指标量、所检测的心跳速率和所检测的所述时间间隔的长度来形成所述心脏状况的指标。

15. 根据权利要求13所述的设备, 其中, 所述心脏状况的指标是心动过速的指标。

16. 根据权利要求15所述的设备, 其中, 所述处理系统被配置成根据所检测到的心跳速率来检测心跳速率变化并基于所检测到的心跳速率变化来形成所述心脏状况的指标, 所述心脏状况的指标指示所述心动过速是室性心动过速还是房性心动过速。

17. 根据权利要求1或2中的任一项所述的设备, 其中, 所述设备是以下各项中的一个: 移动电话、平板计算机、一件衣服。

18. 根据权利要求1或2中的任一项所述的设备, 其中, 所述设备包括无线电发射器(303), 且所述处理系统被配置成控制所述无线电发射器以响应于所述心脏状况的指标表示心脏异常的情况来发射警报信号。

19. 一种计算机程序的计算机可读存储介质, 所述计算机程序当被至少一个处理器执行时使得所述至少一个处理器:

- 形成一个或多个指标量, 每一指标量基于指示个人的胸部的旋转移动的旋转信号的一个或多个样本可从能谱密度导出, 所述旋转信号至少部分指示心脏旋转, 且所述一个或多个样本中的每一个具有时间长度, 以及

- 根据预定规则基于所述一个或多个指标量来形成心脏状况的指标,

其特征在于, 所述计算机程序当被所述至少一个处理器执行时使得所述至少一个处理器在计算时间段上计算所述旋转信号的能量的估计值, 所述能量的估计值表示所述指标量中的一个且根据下式定义:

$$E = \int_T \omega(t)^2 dt = \int_B \text{ESD}(f) df,$$

其中,E是所述能量的估计, $\omega(t)$ 是所述旋转信号,T是所述计算时间段,t是时间,ESD(f)是所述能谱密度,B是所述能谱密度的频率范围,且f是频率。

## 用于产生指示心脏状况的信息的方法和设备

[0001] 本申请是2018年4月3日提交的国际申请日为2016年10月6日的申请号为201680057755.2 (PCT/FI2016/050695) 的,发明名称为“用于产生指示心脏状况的信息的方法和设备”的专利申请的分案申请。

### 技术领域

[0002] 本公开大体上涉及产生指示心脏状况的信息。所产生的信息可以指示例如心肌梗塞。更具体来说,本公开涉及用于产生指示心脏状况的信息的设备和方法。此外,本公开涉及用于产生指示心脏状况的信息的计算机程序。

### 背景技术

[0003] 如果没有诊断和适当地治疗和/或救治,心脏中可能发生的许多异常可能导致严重的后果。例如,心肌梗塞“MI”是由于冠状动脉阻塞而发生的最严重的心血管疾病之一。存在两种类型的MI,STEMI是指ST段抬高心肌梗塞,以及NSTEMI是指非ST段抬高心肌梗塞。这些名称反映了心电图“ECG”追踪的差异。在血块突然形成而完全阻塞了心脏中的动脉时,导致STEMI心脏病发作。这可能会导致覆盖心脏的大面积的损害并深入心肌。NSTEMI心脏病发作与STEMI心脏病发作在几个方面不同。关于NSTEMI,心脏病发作的损害通常不会延伸到心肌的整个深度。如果适当的行为(例如,用于打开阻塞血管的球囊血管成形术)不是在从心肌梗塞发生起的足够短的时间内进行,那么STEMI梗塞可能导致非常危险的情况。与心肌梗塞以及一些其他心脏异常有关的固有问题是,与心肌梗塞和其他心脏异常有关的症状类似于多次明显的胃灼热症状。这可能会导致心肌梗塞或某一其他心脏异常正在发展的心脏的个人可能错误地认为存在明显的胃灼热的情况,且因此考虑中的个人在足够早的阶段不会认识到情况的严重性。如果所需的治疗过于延迟,那么后果可能会很严重。另一方面,如果例如在许多情况下心脏手术团队被提醒并准备好,而后来证明是明显的胃灼热病例,那么医疗资源可能会严重超负荷。

[0004] 当前,诸如基于与心脏活动相关的电磁现象的心动描记术、超声波心动描记术和基于心血管运动的心动描记术的方法被用于识别和评估各种心脏异常。基于与心脏活动相关的电磁现象的心动描记术的众所周知的实例是心电图“ECG”,且基于心血管运动的心动描记术的实例是心冲击描记术“BCG”和心脏振动描记术“SCG”。超声波心动描记术提供了心脏各部分的图像,且可以提供有关心脏结构和功能的综合信息,但需要昂贵的设备和专门的操作人员。ECG提供了对心脏的相当快速的电评估,但没有提供任何有关收缩力的信息。基于心血管运动的心动描记术涉及指示心血管运动的信号的测量。早期,所述信号是在个人躺在具备用于测量运动的设备或者存在附接在腿部的小腿部位上的便利设备的床上时获得的。当前,所述信号可以使用小型传感器元件获得,例如加速度计,它们适用于测量代表心脏运动的微小运动。然而,上述方法并不很适合于在家或其他地方(其中不存在专门的医务人员)或者至少需要指示性信息的个人,所述指示性信息例如是胸部症状是由明显的胃灼热引起,还是由更严重的情况(例如,诸如心肌梗塞、室性心动过速的心肌缺血,或诸如

心肌炎、心包炎、心包心肌炎或心肌心包炎的心脏炎)引起。

[0005] 公开EP2198916描述了用于测量心脏的机电参数的可植入遥测装置。遥测装置包括传感器和相应的处理装置,用于检测与心脏的旋转和对应于第一心音“FHS”和第二心音“SHS”的机械振动两者有关的数据。遥测装置进一步包括使用这些数据用于诊断和/或治疗和/或监测目的的装置。

[0006] 公开US2007032749描述用于监测人类患者的心脏功能的系统。所述系统包括位于心脏处并被配置成感测心尖的运动运动传感器。系统包括与运动传感器可操作通信的运动分析元件。运动分析元件被配置成接收来自运动传感器的代表心脏运动的信号,并处理所接收信号使得所述信号与至少一个预定基准值相比较。

[0007] 公开W02010145009描述用于确定指示对象的生理状况的信息的设备。所述设备包括:a)传感器装置,其被配置成获得指示沿着多个空间轴测量的对象的心脏运动的心冲击描记器数据,以及b)计算装置,其以通信方式耦合到传感器装置且被配置成接收心冲击描记器数据。计算装置被配置成基于心冲击描记器数据来确定指示对象的心脏运动的经处理数据。计算装置进一步配置成基于经处理数据来确定对象的生理状况的一个或多个指示。

[0008] 公开W02013121431描述用于监测心脏机能的系统。所述系统包括:(a)用于感测心脏运动的运动传感器,(b)用于感测心脏的电活动的电传感器,以及(c)用于处理从运动传感器和电传感器接收的信息的处理单元。

[0009] 然而,上述公开中描述的系统 and 装置并不很适合于在家或其他地方(其中不存在专门的医务人员)或者至少需要指示性信息的个人,所述指示性信息例如是胸部症状是否是由明显的胃灼热引起,还是是由更严重的情况(例如,诸如心肌梗塞、室性心动过速的心肌缺血,或诸如心肌炎、心包炎、心包心肌炎或心肌心包炎的心脏炎)引起。

## 发明内容

[0010] 以下内容呈现简要的总结,以便提供对各种发明实施例的一些方面的基本理解。发明内容并不是本发明的广泛概述。其既不意图标识本发明的关键或重要的元素也不描述本发明的范围。以下概述仅以简化形式呈现本发明的一些概念,作为本发明的示例性实施例的更详细描述的前言。

[0011] 根据本发明,提供一种用于产生指示心脏状况的信息的新方法。根据本发明的方法包括:

[0012] -接收指示个人的胸部的旋转运动的旋转信号,所述旋转信号至少部分地指示心脏旋转,

[0013] -基于旋转信号的各自具有时间长度的一个或多个样本来形成一个或多个指标量,每一指标量可从能谱密度“ESD”导出,使得每一样本具有非零时间持续时间,即是旋转信号的剪辑,以及

[0014] -根据预定规则基于一个或多个指标量形成心脏状况的指标,心脏状况的指标指示心脏的状况,即心脏是处于正常状态还是处于异常状态,所述异常状态对应于诸如心肌梗塞、室性心动过速的心肌缺血,或者诸如心肌炎、心包炎、心包心肌炎或心肌心包炎的心脏炎。

[0015] 该方法包括:在计算时间段上计算旋转信号的能量估计值,能量的估计值表示

指标量中的一个且根据下式定义：

$$[0016] \quad E = \int_T \omega(t)^2 dt = \int_B ESD(f) df,$$

[0017] 其中,E是能量的估计, $\omega(t)$ 是旋转信号,T是计算时间段,t是时间,ESD(f)是能谱密度,B是能谱密度的频率范围,且f是频率。

[0018] 已经注意到,心肌梗塞“MI”以及许多其他心脏异常引起上述能谱密度的变化,其描述了旋转信号的一个或多个样本的能量如何在不同频率上分布。心肌梗塞和许多其他心脏异常改变了心肌扭转和解旋的性能,且相应的心室肌也不能正常地起作用。因此,借助于一个或多个指标量,有可能区分例如心肌梗塞与胃灼热。

[0019] 上述旋转信号例如可以用陀螺仪或其他旋转传感器产生,以获得陀螺仪心动图“GCG”,即与由心脏的旋转运动引起的胸部旋转成正比的信号。相对于三个相互正交几何轴(通常称作x轴、y轴和z轴)来有利地测量旋转。在此情况下,旋转信号具有各自具有其自身的能谱密度且可以用于确定心脏状况的指标的三个分量。

[0020] 心脏旋转是临床参数,即主要心脏特征,其负责大约60%由心脏产生的心搏量。已经注意到,可从上述能谱密度导出的指标量的变化提供了潜在心脏问题的警告。可从上述能谱密度导出的指标量可以是例如旋转信号的样本的能量。值得注意的是,即使上述能量可从能谱密度导出,所述能量也可以基于时域中的样本来计算。因此,为了获得能量,不必计算能谱密度。

[0021] 结合本发明,已经注意到例如STEMI梗塞引起与胸部旋转相关的上述能量的增加。这与E.Marcellì、L.Cercenelli、M.Mausico、P.Bagnoli、M.L.Costantino、R.Fumero和G.Plicchi的“通过陀螺仪传感器评估心脏旋转”(计算机心脏病学2008;35:38-392,博洛尼亚大学,意大利博洛尼亚)所报道的结果不同。E.Marcellì等人的出版物呈现了利用直接在心脏表面上的陀螺仪获得的结果。根据这些结果,急性局部缺血引起测量的最大角度和角速度的最大值两者的显著下降。因此,从E.Marcellì等人报道的结果无法预见例如STEMI梗塞引起上述与胸部旋转相关的能量增加的情况。

[0022] 许多陀螺仪的优点是操作不受重力的影响。因此,所述测量实际上不受所监测个人的位置或姿势的影响。已经注意到,胸部的外部角运动比从单纯心脏旋转的程度以及心脏大小和人类胸部直径之间的比率可以预期的要大几个数量级。还已经注意到,角运动的检测也对传感器相对于心脏的姿势相对不敏感。因此,甚至可以用一个陀螺仪(例如微机电陀螺仪)进行相对准确的测量,所述陀螺仪机械连接到考虑中的个人的胸部并且被配置成测量相对于一个几何轴的旋转信号。微机电陀螺仪是准确、尺寸小并且可以购买到的。

[0023] 用于测量旋转信号的传感器元件还可能是当被置于所考虑的个人胸部皮肤下时适于测量上述旋转信号的可植入元件。

[0024] 根据本发明,还提供一种用于产生指示心脏状况的信息的新设备。根据本发明的设备包括用于接收指示个人的胸部的旋转移动的旋转信号的处理系统,所述旋转信号至少部分地指示心脏旋转。所述处理系统被配置成:

[0025] -基于所述旋转信号的各自具有时间长度的一个或多个样本来形成一个或多个指标量,每一指标量可从能谱密度导出,以及

[0026] -根据预定规则基于一个或多个指标量来形成心脏状况的指标。

[0027] 该处理系统被配置成在计算时间段上计算旋转信号的能量的估计值,能量的估计值表示指标量中的一个且根据下式定义:

$$[0028] \quad E = \int_T \omega(t)^2 dt = \int_B ESD(f) df,$$

[0029] 其中,E是能量的估计, $\omega(t)$ 是旋转信号,T是计算时间段,t是时间,ESD(f)是能谱密度,B是能谱密度的频率范围,且f是频率。

[0030] 所述设备可以进一步包括用于测量旋转信号的传感器元件,例如陀螺仪。然而,需要强调的是,所述设备未必包括任何传感器元件,但所述设备可以包括用于连接到外部传感器元件的信号接口。

[0031] 所述设备可以是或可以进一步包括例如移动电话、平板计算机、包括上述处理系统且可能还包括传感器元件(即可穿戴电子器件)的一件衣服,或者可以由个人使用的另一装置,该人至少需要他/她的胸部症状是否可能导致严重情况的指示性信息。值得注意的是,在一些情况下所述设备可以是例如被配置成构成上述处理系统的单个集成电路“IC”。

[0032] 根据本发明,还提供一种用于产生指示心脏状况的信息的新计算机程序。计算机程序包括用于控制可编程处理系统进行以下动作的计算机可执行指令:

[0033] -形成一个或多个指标量,每一指标量可以基于指示个人的胸部的旋转移动的旋转信号的一个或多个样本从能谱密度导出,所述旋转信号至少部分指示心脏旋转,且所述一个或多个样本中的每一个具有时间长度,以及

[0034] -根据预定规则基于一个或多个指标量来形成心脏状况的指标。

[0035] 该计算机程序当被可编程处理系统执行时使得可编程处理系统在计算时间段上计算旋转信号的能量的估计值,能量的估计值表示指标量中的一个且根据下式定义:

$$[0036] \quad E = \int_T \omega(t)^2 dt = \int_B ESD(f) df,$$

[0037] 其中,E是所述能量的估计, $\omega(t)$ 是所述旋转信号,T是所述计算时间段,t是时间,ESD(f)是所述能谱密度,B是所述能谱密度的频率范围,且f是频率。

[0038] 根据本发明,还提供一种新的计算机程序产品。计算机程序产品包括使用根据本发明的计算机程序编码的非易失性计算机可读介质,例如紧密光盘“CD”。

[0039] 在随附的从属权利要求中描述了本发明的多个示例性和非限制性实施例。

[0040] 当结合附图阅读时,从下文对具体示例性实施例的描述中,关于结构和操作方法的本发明的各种示例性和非限制性实施例以及其附加目的和优点将得到最好的理解。

[0041] 在本文中“包括”和“包含”的动词作为开放性限制,既不排除也不要求还存在未叙述的特征。除非另有明确说明,否则在随附的从属权利要求中列举的特征可以相互自由组合。此外,应理解,贯穿本文件使用“一”(即单数形式)并不排除多个。

## 附图说明

[0042] 下文参考附图来更详细地解释本发明的示例性和非限制性实施例及其优点,其中:

[0043] 图1示出根据本发明的示例性和非限制性实施例的用于产生指示心脏状况的信息的方法的流程图,

[0044] 图2图示与在正常情况下和在STEMI梗死情况下胸部相对于三个相互正交几何轴的旋转移动相关的示例性能谱密度,以及

[0045] 图3示出根据本发明的示例性和非限制性实施例的用于产生指示心脏状况的信息的设备的示意性说明。

### 具体实施方式

[0046] 以下描述中提供的具体实例不应被理解为限制随附权利要求的范围和/或适用性。除非另有明确说明,否则描述中提供的列表和实例组并不是穷尽的。

[0047] 图1示出根据本发明的示例性和非限制性实施例的用于产生指示心脏状况的信息的方法的流程图。所述方法包括以下动作:

[0048] -动作101:接收指示个人的胸部的旋转移动的旋转信号,所述旋转信号至少部分地指示心脏旋转,

[0049] -动作102:基于旋转信号的各自具有时间长度的一个或多个样本来形成一个或多个指标量,每一指标量可从能谱密度“ESD”导出,以及

[0050] -动作103:根据预定规则基于一个或多个指标量来形成心脏状况的指标。

[0051] 心脏状况的指标能够表示心脏异常和/或心脏异常的风险。心脏异常可以是例如,诸如心肌梗塞的心肌缺血,或者诸如心肌炎、心包炎、心包心肌炎或心肌心包炎的心脏炎。

[0052] 心脏状况的指标可以例如通过比较每一指标量与一个或多个阈值来形成。在仅存在一个指标量与仅一个阈值相比较的情况下,心脏状况的指标是是/否类型的两值数据项。在存在至少两个指标量和/或存在用于一个指标量的至少两个阈值的情况下,心脏状况的指标可以表示心脏异常的风险的不同级别。与给定指标量相关的阈值可以构成一系列阈值,使得每一阈值表示心肌梗塞和/或某一其他心脏异常的特定概率。相应地,与许多指标量相关的阈值可以构成各自含有用于指标量的阈值的一系列阈值组,使得每一阈值组表示心肌梗塞和/或某一其他心脏异常的特定概率。每一阈值可以基于从单个人或一组人收集的数据来确定。阈值不必是恒定的,而是阈值可以根据考虑中的个人、根据时间和/或根据一些其他因素而改变。

[0053] 值得注意的是,心脏状况的指标未必基于上述类型的阈值。心脏状况的指标还可能用数学公式形成,其输入是一个或多个指标量,且其输出是心脏异常的概率。

[0054] 上述旋转信号可以例如由陀螺仪或另一旋转传感器产生,陀螺仪或另一旋转传感器用于从胸部外侧测量与由心脏的旋转运动引起的胸部旋转成正比的信号。旋转信号还可能通过放置在胸部皮肤下的植入元件产生。

[0055] 旋转信号可以表示为相对于给定几何轴的时间相关角速度。为了提高心脏状况检测的可靠性,相对于三个相互正交的几何轴(通常称作x轴、y轴和z轴)来测量旋转是有利的。图3中示出相对于个人的身体的x轴、y轴和z轴的方向。在此情况下,旋转信号具有三个分量,分别具有其自身的能谱密度。

[0056] 图2示出基于在正常情况下和在STEMI梗死情况下相对于三个相互正交的几何轴测量的旋转信号的一个或多个样本的示例性能谱密度。在正常情况下与x轴、y轴和z轴相关的能谱密度用附图标记201x、201y和201z表示。相应地,在STEMI梗死情况下与x轴、y轴和z轴相关的能谱密度用附图标记202x、202y和202z表示。对于正常情况,有可能计算组合的能

谱密度,使得组合的能谱密度是能谱密度201x、201y和201z的总和。相应地,对于STEMI梗死情况,有可能计算组合的能谱密度,使得组合的能谱密度是能谱密度202x、202y和202z的总和。

[0057] 图2所示的示例性能谱密度是用韦尔奇 (Welch) 方法计算的,其中考虑中的时域信号首先被分割成重叠样本,然后重叠样本用合适的窗函数进行窗口化,计算每一窗口化样本的离散傅里叶变换,离散傅里叶变换的结果被平方,且接着对平方的结果进行平均以减少噪声的影响。在此情况下,每一样本的时间长度有利地是一个心跳周期或两个或两个以上连续的心跳周期。通过将能谱密度的值除以样本的时间长度,可以将计算的能谱密度转换成功率谱密度“PSD”。离散傅里叶变换可以是例如快速傅里叶变换“FFT”。

[0058] 如图2可见,正常情况下的能谱密度201x、201y和201z显著不同于心肌梗死情况下的对应能谱密度202x、202y和202z。

[0059] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括检测急性心肌梗塞“AMI”的一个或多个指示。急性心肌梗塞是最严重的心脏病之一,且应尽早以高准确度检测以允许临床干预。有利地将指示心脏旋转和加速度的测量数据划分为非重叠数据段,每一数据段表示非重叠且连续时间段中的相应一个。每一时间段的时间长度可以是例如10秒或另一合适的时间长度。所测量的数据可以用例如快速傅里叶变换“FFT”滤波和潜在的噪声排除来进行预处理。可以从预处理的数据检测到多个特征。所检测到的特征可以包括例如以下各项中的一个或多个:心跳速率变化、心跳速率、转折点比率、谱熵、这些特征的修改、和/或描述信号形状的局部二值模式“LBP”。LBP存在多种变体,例如主要LBP和具有Gabor滤波作为预处理步骤的LBP。除了上述特征之外,有可能使用其他特征,诸如时刻、光谱图、小波或基于傅里叶变换的特征,例如短时傅立叶变换。

[0060] 每个上述数据段可以划分为以下六个分量:加速度计X(即x方向上的加速度)、加速度计Y、加速度计Z、陀螺仪X(即围绕x轴的旋转)、陀螺仪Y和陀螺仪Z。对于x方向、y方向和z方向中的每一个,可以从与所考虑的方向相关的数据段分量中提取方向特定的加速度特征向量“ACC\_FV”和方向特定的陀螺特征向量“GYRO\_FV”。其后,所得的六个特征向量被组合以便分类成长度为每一单个特征向量长度的六倍的级联特征向量。如果与x方向、y方向和z方向相关的单个特征向量是:ACC\_FV\_x、ACC\_FV\_y、ACC\_FV\_z、GYRO\_FV\_x、GYRO\_FV\_y和GYRO\_FV\_z,那么级联特征向量是:[ACC\_FV\_x,ACC\_FV\_y,ACC\_FV\_z,GYRO\_FV\_x,GYRO\_FV\_y,GYRO\_FV\_z]。

[0061] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法中,使用例如10折交叉验证的二元分类器被训练以将包含级联特征向量的至少一部分的数据分类为以下两类别:AMI和非AMI。二元分类器的训练数据可以对应于例如患者的手术前和手术后状况,使得训练数据包括对应于AMI情况的数据部分和对应于没有AMI的情况的其他数据部分。所述分类可以使用合适的机器学习分类器来执行,包含例如:支持向量机“SVM”、内核SVM“KSVM”和随机森林“RF”。也存在许多其他合适的分类器,诸如卷积神经网络、深度卷积神经网络、贝叶斯 (Bayes) 分类器和其他有监督或无监督分类器。例如可以使用无监督分类(诸如聚类)来辅助有监督分类器的设计。AMI检测的分类结果可以通过用户界面来报告和/或记录在存储器中。还可能使用能够检测除了仅上述AMI和非AMI之外的其他类别的分类器。例如,分类器可以被训练成将噪声分离为第三类别,或者将完全不同的心脏状况(例如心房颤动)分类为附

加类别或任意数目N的心脏异常,即N类别。此外,分类器的类别不需要太严格,即分类器也可以返回类别的概率以用于进一步处理。级联特征向量的长度有时可以是非常长的,且在这些情况下,使用特征向量长度减小方法来减小长度可能是有利的,诸如主分量分析“PCA”或独立分量分析“ICA”或任何其他合适的方法。这可以增加机器学习算法的性能。

[0062] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备包括用于接收指示胸部的旋转移动的旋转信号以及指示胸部的加速度的加速度信号的处理系统,其中旋转信号和加速度信号至少部分地指示心脏旋转和加速度。处理系统被配置成执行上述方法用于检测急性心肌梗塞“AMI”的一个或多个指示。

[0063] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备是智能电话或包括加速度计和陀螺仪的另一装置。为了检测AMI的指示,可以在患者处于仰卧位时将智能电话放置在患者的胸部上。接着,从患者获取测量记录。所述程序是非侵入性的,且可以在没有医务人员和/或其他类似人员的支持下。根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备是可穿戴装置或可植入装置。根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备被配置成将关于患者的信息发送到诸如医院急救诊所等等的远程地点,或者仅仅通知用户他/她的状况。加速度计和陀螺仪可以是例如微机电系统“MEMS”。

[0064] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括检测心室和/或房性心动过速的一个或多个指示。心动过速是静息心率的快速增加,因此个人的心率不规则地(即没有任何身体活动或外部压力)超过正常速率,例如>每分钟100次。通常,心室或心房中的异常电脉冲导致快速的心率并控制个人的心脏泵血动作节律。根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法是基于这样的假设:陀螺仪信号指示心脏的不同状况,诸如心动过速、心房和心室心动过速,因此通过考虑陀螺仪信号的几个特征,从正常节律分类心动过速是可行的。考虑到心动过速的特征,还可能区分房性心动过速和室性心动过速,这是一种非常危险的状况,可能导致猝死。以下呈现使用陀螺仪来检测心室和心房心动过速的简要总结。所述方法是基于测量心脏旋转并考虑直接或间接与陀螺仪心动图的能量/功率谱密度相关的一个或多个特征和/或指标量。已经认识到,心动过速以及心肌梗塞“MI”引起心率的总的(即,绝对)旋转的变化。心动过速对心肌扭转和解旋性能产生影响,且相应地心室和心房肌肉不能正常运作。借助合适的特征和/或指标量,可以区分心动过速与正常心律。此外可以区分房性心动过速与室性心动过速。

[0065] 用于检测室性心动过速和/或房性心动过速的一个或多个指示的方法基于这样的感知:在一般心动过速状况下,旋转信号(即GCG)的心率和峰-峰振幅突然增加并超过正常水平。更准确地说,在静息状况下心率快速增加到每分钟100次(“bpm”)以上,这是诊断心动过速的主要标志。类似地,振幅通常至少比正常节律大两倍。旋转信号的振幅的这个改变是辨识信号中心动过速发作的独特特征。

[0066] 在检测到心动过速发作后,诊断心动过速的类型至关重要。已经注意到室性心动过速“VT”中的心跳间隔变化不规则,这意味着VT导致相当大的心跳速率变化“HRV”,即连续的心跳周期之间的时间偏差,而在房性心动过速中心跳速率变化没有或可以忽略。因此,估计HRV指标可以用于分类室性心动过速与房性心动过速。还注意到,心动过速情况下的总的或绝对心脏旋转明显不同于正常节律。考虑正常的节律旋转作为基线,室性心动过速适用于较少的心肌旋转,扭转+解旋,而房性心动过速则促使较多的心肌旋转。因此,那些心脏旋

转低于上述基线的事件可以被认为是室性心动过速,且那些旋转值较大的事件可以被认为是房性心动过速。因此,可以将总心肌旋转的变化考虑在内,因为旋转信息可以被视为心脏状况的指标。

[0067] 指标也可以在频域中考虑。如上文提及,心跳速率变化在室性心动过速期间是显著的,且因此当存在室性心动过速时,在陀螺仪信号的能量/功率谱密度上不能找到单个突出的频率分量。对于另一实例,通过使用自相关技术,可以简单地确定陀螺仪信号中是否存在突出的频率分量。在自相关图中缺乏显著的侧峰可被视为室性心动过速的指标,而自相关图中显著的侧峰意味着所考虑的发作可能是房性心动过速或窦性心动过速。可以使用上述方法来指示心动过速。此外,可以使用上述方法来指示所检测心动过速的类型,即室性心动过速或房性心动过速。可以描述若干不同的时域和频域特征和指标来识别心脏状况。

[0068] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备包括用于接收指示个人的胸部的旋转移动的旋转信号,其中旋转信号至少部分地指示心脏旋转。处理系统被配置成执行上述方法以用于检测室性心动过速和/或房性心动过速的一个或多个指示。根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备是智能电话或包括陀螺仪的另一合适的装置。

[0069] 存在多种方法可以定义一个或多个指标量,每一指标量可以从能谱密度导出。下文呈现一些示例性方式。

[0070] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法中,至少一个指标量被定义为计算时间段上的旋转信号的能量,所述计算时间段可以是例如一个或多个心跳周期。能量的增加指示心脏异常的风险增加,例如,诸如心肌梗塞的心肌缺血,或者诸如心肌炎、心包炎、心包心膜炎或心肌心包炎的心脏炎。可以根据以下等式来计算能量的估计值:

$$[0071] \quad E = \int_T \omega(t)^2 dt, \quad (1)$$

[0072] 其中E是能量的估计值, $\omega(t)$ 是旋转信号,T是计算时间段,且t是时间。在二维或三维情况下,信号 $\omega(t)$ 是旋转信号相对于一个几何轴(例如x轴、y轴或z轴)的分量。对于旋转信号的其他分量也可以计算相应的能量估计值。可以根据以下等式来计算能量的上述估计值:

$$[0073] \quad E = \int_B ESD(f) df, \quad (2)$$

[0074] 其中ESD(f)是能谱密度,B是能谱密度的频率范围,且f是频率。如从等式1可见,形成可从能谱密度导出的指标量未必需要计算能谱密度。

[0075] 能量的估计值可以与较多阈值中的一个相比较从而获得心脏状况的指标。心脏状况的指标还可能用数学公式形成,其输入是能量的估计值。所述数学公式可以例如使得对应于能谱密度201x、201y和201z的能量估计值的总和产生心脏异常的零概率,对应于能谱密度202x、202y和202z的能量估计值的总和产生100%的心脏异常概率,且当能谱密度介于正常情况与图2所示的心肌梗塞情况的能谱密度之间时,相应的总和产生介于0与100%之间的概率。

[0076] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法中,至少一个指标量被定义为对应于能谱密度ESD(f)的质心的平均频率。平均频率的增加指示心脏异常的风险增加,例如,

诸如心肌梗塞的心肌缺血,或者诸如心肌炎、心包炎、心包心膜炎或心肌心包炎的心脏炎。可以根据以下等式来计算平均频率:

$$[0077] \quad f_{av} = \frac{\int_B f \text{ ESD}(f) df}{\int_B \text{ ESD}(f) df}, \quad (3)$$

[0078] 其中 $f_{av}$ 是对应于能谱密度的质心的上述平均频率。

[0079] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法中,至少一个指标量被定义为能谱密度 $\text{ESD}(f)$ 的中值频率。中值频率的增加指示心脏异常的风险增加,例如,诸如心肌梗塞的心肌缺血,或者诸如心肌炎、心包炎、心包心膜炎或心肌心包炎的心脏炎。可以根据以下等式来计算中值频率:

$$[0080] \quad \int_{f_{\min}}^{f_m} \text{ ESD}(f) df = \int_{f_m}^{f_{\max}} \text{ ESD}(f) df, \quad (4)$$

[0081] 其中 $f_m$ 是中值频率, $f_{\min}$ 是能谱密度的频率范围的下限,且 $f_{\max}$ 是能谱密度的频率范围的上限。

[0082] 如上文提及,根据预定规则,基于一个或多个指标量来形成心脏状况的指标。根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括基于当个人处于正常状态时从个人测量的旋转信号的一个或多个样本来确定预定规则的一个或多个参数。预定规则的一个或多个参数可以是例如与一个或多个指标量相比较的一个或多个阈值。在此情况下,所述方法包括形成对应于正常情况的一个或多个正常状态指标量,且基于所述一个或多个正常状态指标量来确定一个或多个阈值。每一阈值可以是例如大于对应的正常状态指标量的预定百分比的值,例如25%。

[0083] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括检测从由主动脉瓣开放引起的A0峰值到由主动脉瓣随后闭合引起的AC峰值之间的时间间隔的长度,且基于一个或多个指标量和A0-AC时间间隔的所检测长度来形成心脏状况的指标。可以例如从上述旋转信号和/或从与心脏的运动相关的另一信号来检测A0-AC时间间隔的长度。可以用例如1轴、2轴或3轴加速度传感器来产生所述另一信号。

[0084] A0-AC时间间隔的所检测长度可以用于提高心脏异常的检测的可靠性。在正常状态下,A0-AC时间间隔的长度通常是心跳周期的30%。在心肌梗塞期间,A0-AC时间间隔的长度通常最多增加到心跳周期的约50%。在恐慌症期间,与正常状态相比,与心脏扭曲相关的能量可能增加,但是A0-AC时间间隔的长度不像心肌梗塞期间那样增加。因此,A0-AC时间间隔的长度可以用于区分心肌梗塞与恐慌症。

[0085] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括根据与心脏的活动相关的信号来检测心跳速率,且基于上述一个或多个指标量和所检测的心跳速率来形成心脏状况的指标。可以例如从上述旋转信号和/或从与心脏运动相关的另一信号和/或心电图“ECG”信号来检测心跳速率。可以用例如1轴、2轴或3轴加速度传感器来产生与心脏运动相关的所述另一信号。

[0086] 通常>100次/分钟甚至高达300次/分钟的高心跳速率以及与旋转信号相关的能

量/振幅的增加指示室性心动过速,如果没有适当治疗和/或补救可能具有非常严重的后果。

[0087] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括:

[0088] -接收心电图“ECG”信号,

[0089] -检测心电图信号的R峰值与对应于相同心跳周期的旋转信号的最高峰值之间的时间间隔的长度,有利地,这针对许多心跳周期来完成,以便提高可靠性,以及

[0090] -基于上述一个或多个指标量、所检测心跳速率和时间间隔的所检测长度来形成心脏状况的指标。

[0091] 时间间隔的所检测长度的增加是指示室性心动过速的因素,且因此时间间隔的所检测长度可以用于提高室性心动过速的检测的可靠性。

[0092] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括血液动力学测量,诸如收缩时间间隔(STI)和舒张时间间隔(DTI)。根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括检测特定的机械心脏事件,例如二尖瓣闭合(MC)、主动脉瓣开放(AO)、二尖瓣开放(MO)和主动脉瓣闭合(AC)的瞬间。可以例如通过组合用于调查心脏状况的心电图(ECG)信号来测量包含总机电收缩(QS2)、左心室射血时间(LVET)/AO-AC时间间隔和射血前期(PEP)的收缩时间间隔(STI)。QS2是从ECG中QRS波群的Q波到旋转信号中主动脉闭合点(AC)来测量的。除QS2外,PEP和LVET是评估心肌收缩力和相应心脏状况的两个重要指标。PEP是从Q波到AO峰值开始(即,旋转信号的第一高振幅分量)的时间间隔。LVET是心脏周期中主动脉瓣开放与闭合时刻之间的时间间隔。旋转STI的正常值(即PEP和LVET)的巨大变化连同与旋转信号相关的能量/振幅的增加指示心脏异常,诸如心律失常。

[0093] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括可选地使用来自个人身体的传感器元件来测量旋转信号。根据本发明的另一示例性和非限制性实施例的方法包括从存储器读取旋转信号,在此情况下旋转信号先前已被测量并记录到存储器。根据本发明的示例性和非限制性实施例的方法包括接收来自外部数据传送系统的旋转信号。因此,测量并不是根据本发明的许多实施例的方法的必要且必需的步骤,但旋转信号应被理解为方法的输入量。

[0094] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的计算机程序包括计算机可执行指令,用于控制可编程处理系统执行与根据本发明的上述示例性实施例中的任一个的方法相关的动作。

[0095] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的计算机程序包括用于产生指示心脏状况的信息的软件模块。软件模块包括用于控制可编程处理系统执行以下动作的计算机可执行指令:

[0096] -形成一个或多个指标量,每一指标量可以基于指示胸部的旋转移动的旋转信号的一个或多个样本从能谱密度导出,所述旋转信号至少部分指示心脏旋转,且所述一个或多个样本中的每一个具有时间长度,以及

[0097] -根据预定规则基于一个或多个指标量来形成心脏状况的指标。

[0098] 软件模块可以是例如使用合适的编程语言且使用适于编程语言和适于所考虑的可编程处理系统的编译器来实现的子例程或函数。值得注意的是,对应于合适的编程语言的源代码也表示计算机可执行软件模块,因为源代码含有控制可编程处理系统以执行上述

动作所需的信息,且编译仅改变信息的格式。此外,可编程处理系统还可能具备解释器,使得用合适的编程语言实现的源代码在运行之前不需要被编译。

[0099] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的计算机程序产品包括根据本发明的实施例的使用计算机程序编码的计算机可读介质,例如紧密光盘“CD”。

[0100] 根据本发明的示例性和非限制性实施例的信号经编码以携带根据本发明的实施例的定义计算机程序的信息。信号可以用于配置例如移动电话、平板计算机、可穿戴电子设备,或者包括适当的处理系统和用于测量旋转信号的传感器元件的另一装置。可以以许多不同方式来将信号(即计算机程序)传递到移动电话、平板计算机、可穿戴电子设备或另一装置。例如,可以从因特网下载信号,即计算机程序。例如,可以利用云服务或类似服务来传递信号(即计算机程序)和/或用于传递检测结果给医务人员。

[0101] 图3示出根据本发明的示例性和非限制性实施例的用于产生指示心脏状况的信息的设备300的示意性说明。所述设备包括用于接收指示个人的胸部的旋转移动的旋转信号的处理系统301,所述旋转信号至少部分地指示心脏旋转。处理系统301被配置成形成一个或多个指标量,每一指标量可以基于旋转信号的一个或多个样本而从能谱密度导出,其中每一样本具有可以是一个或多个心跳周期的时间长度。处理系统301被配置成根据预定规则基于一个或多个指标量来形成心脏状况的指标。处理系统301有利地被配置成控制设备300的显示器以示出心脏状况的指标。

[0102] 处理系统301可以使用一个或多个处理器电路来实现,每一处理器电路可以是具备适当软件的可编程处理器电路、诸如专用集成电路“ASIC”的专用硬件处理器、或诸如现场可编程门阵列“FPGA”的可配置硬件处理器。

[0103] 在图3中示出的示例性情况下,设备300包括用于测量上述旋转信号的传感器元件302。传感器元件以通信方式连接到处理系统301。传感器元件302适于在胸部外侧以及与胸部直接或间接机械接触时测量旋转信号。传感器元件302可以是例如陀螺仪或另一旋转传感器,用于测量与由心脏的旋转运动所引起的胸部旋转成正比的信号。陀螺仪可以是例如压电叉型的微型陀螺仪传感器。

[0104] 根据本发明的另一示例性和非限制性实施例的设备不包括传感器元件,但包括用于连接到外部传感器元件的有线或无线信号接口。在此情况下,传感器元件可以是例如当被置于所考虑的个人的胸部皮肤下时适于测量上述旋转信号的可植入元件。

[0105] 在图3中所示的示例性情况下,设备300包括无线电发射器303和处理系统301,处理系统301被配置成控制无线电发射器以响应于心脏状况的指标指示心脏异常的情况来发射警报信号。设备300可以是例如移动电话、平板计算机、一件衣服或另一便携式装置。在图3中所示的示例性情况下,设备300被配置成通过数据通信网络305(例如蜂窝式网络)来传输警报信号到监测系统304。监测系统304可以位于例如医院中或存在专业的医务人员的其他处所中。除了警报信号之外,设备300可以被配置成将所测量的旋转信号传输到监测系统304以便使监测系统和医务人员能够分析所述旋转信号。除了用于测量旋转信号的传感器元件302之外,设备300可以进一步包括用于测量来自个人306的其他信息的一个或多个其他传感器元件。处理系统301可以被配置成控制无线电发射器303以传输其他信息到监测系统304。一个或多个其他传感器元件可以包括例如三轴加速度计,其能够在例如图3所示的坐标系399的三个相互正交的方向x、y和z上独立地测量平移运动。

[0106] 应注意在设备300传输旋转信号到监测系统304的情况下,用于形成一个或多个指标量和用于形成心脏状况的指标的功能也可以实现在监测系统304中,或者仅实现在监测系统304中。在此情况下,监测系统304实际上是根据本发明的实施例的设备。因此,根据本发明的不同实施例的设备可以以各种方式来构成。

[0107] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成在计算时间段上计算旋转信号的能量的估计值,所述计算时间段可以是例如一个或多个心跳周期。能量的估计值表示指标量且根据下式来定义:

$$[0108] \quad E = \int_T \omega(t)^2 dt = \int_B ESD(f) df,$$

[0109] 其中E是能量的估计值, $\omega(t)$ 是旋转信号,T是计算时间段,t是时间,ESD(f)是能谱密度,B是能谱密度的频率范围,且f是频率。在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成当能量的估计值超过阈值时设置心脏状况的指标以表示心脏异常。

[0110] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成计算能谱密度,并计算对应于能谱密度的质心的平均频率。平均频率表示指标量且根据下式来定义:

$$[0111] \quad f_{av} = \frac{\int_B f ESD(f) df}{\int_B ESD(f) df},$$

[0112] 其中 $f_{av}$ 是平均频率。在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成当平均频率 $f_{av}$ 超过阈值时设置心脏状况的指标以表示心脏异常。

[0113] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成计算能谱密度,并计算能谱密度的中值频率。中值频率表示指标量且根据下式来定义:

$$[0114] \quad \int_{f_{min}}^{f_m} ESD(f) df = \int_{f_m}^{f_{max}} ESD(f) df,$$

[0115] 其中 $f_m$ 是中值频率, $f_{min}$ 是能谱密度的频率范围的下限,且 $f_{max}$ 是能谱密度的频率范围的上限。在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成当中值频率 $f_m$ 超过阈值时设置心脏状况的指标以表示心脏异常。

[0116] 如上文提及,处理系统301被配置成根据预定规则基于一个或多个指标量来形成心脏状况的指标。在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成响应于接收到来自设备的用户界面的用户控制信号基于一个或多个指标量来确定预定规则的一个或多个参数。预定规则的一个或多个参数可以是例如与一个或多个指标量相比较的一个或多个阈值。借助于用户控制信号,个人306可以训练设备而使得预定规则的一个或多个参数(例如一个或多个阈值)被调整以适于个人306。所述训练通过控制设备300以基于对应于个人306的正常状态的一个或多个指标量的此类值而确定一个或多个参数来进行。例如,阈值可以是大于与正常状态相关的对应指标量的预定百分比的值,例如25%。对于另一实例,上述预定规则可以是数学公式,且可以调整数学公式的一个或多个参数而使

得当对应于正常状态的一个或多个指标量输入到数学公式时,数学公式所给定的心脏异常的概率是零。

[0117] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成根据旋转信号和/或与心脏的运动相关的另一信号来检测从由主动脉瓣开放引起的AO峰值到由主动脉瓣随后闭合引起的AC峰值的时间间隔的长度,且基于一个或多个指标量和时间间隔的所检测长度来形成心脏状况的指标。

[0118] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,心脏状况的指标是心肌缺血的指标。

[0119] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,心脏状况的指标是心肌梗塞的指标。

[0120] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,心脏状况的指标是心脏炎的指标。

[0121] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,心脏状况的指标是心肌炎的指标。

[0122] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,心脏状况的指标是心包炎的指标。

[0123] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,心脏状况的指标是心包心肌炎的指标。

[0124] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,心脏状况的指标是心肌心包炎的指标。

[0125] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成根据与心脏的活动相关的合适信号来检测心跳速率,且基于上述一个或多个指标量和所检测的心跳速率来形成心脏状况的指标。在此情况下,心脏状况的指标是室性心动过速的指标。

[0126] 在根据本发明的示例性和非限制性实施例的设备中,处理系统301被配置成:

[0127] -接收心电图“ECG”信号,

[0128] -检测心电图信号的R峰值与对应于相同心跳周期的旋转信号的最高峰值之间的时间间隔的长度,以及

[0129] -基于一个或多个指标量、所检测心跳速率和时间间隔的所检测长度来形成室性心动过速的指标。

[0130] 上文给定描述中提供的具体实例不应被理解为限制随附权利要求的范围和/或适用性。除非另有明确说明,否则上文给定描述中提供的列表和实例组并不是穷尽的。

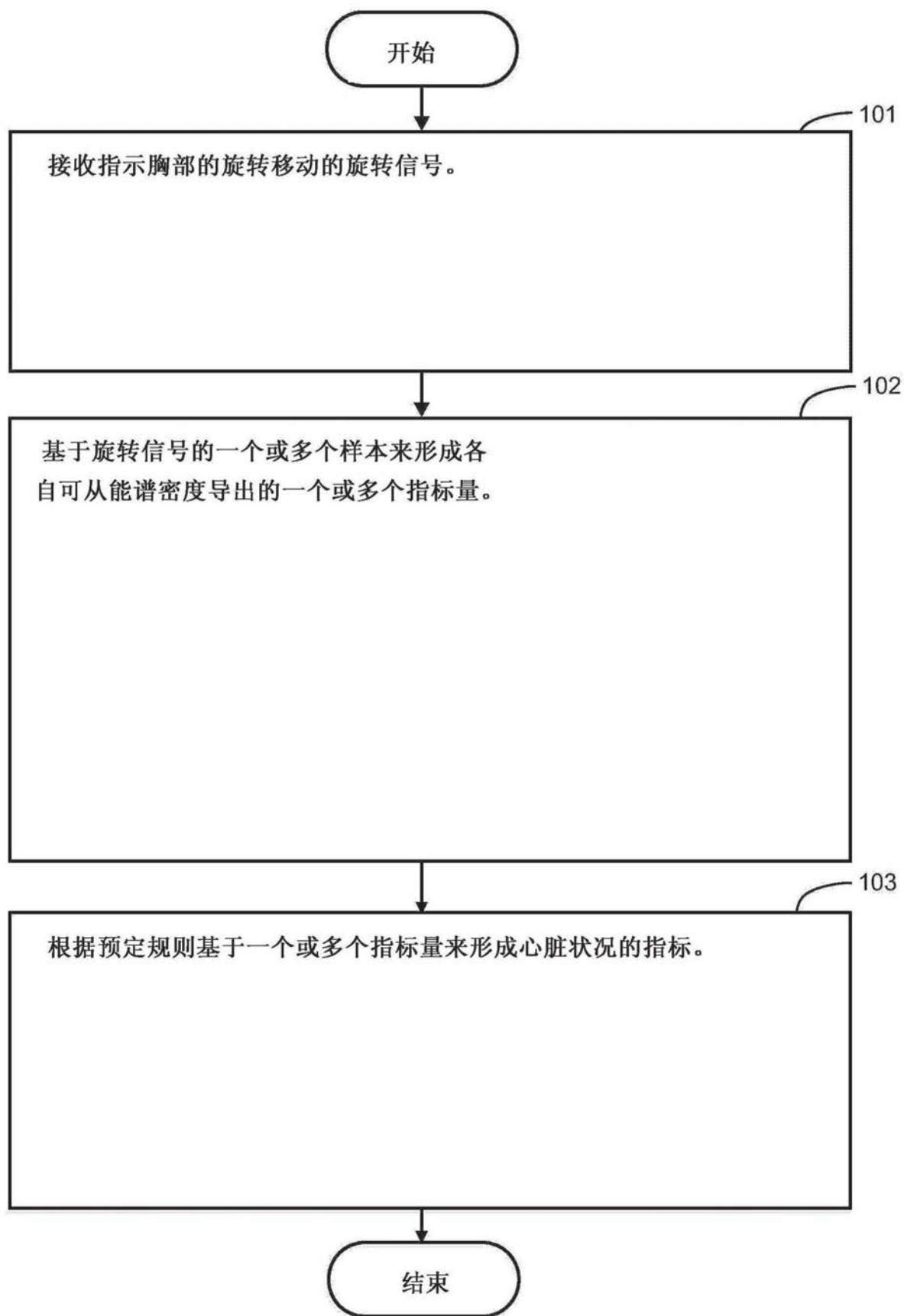


图1

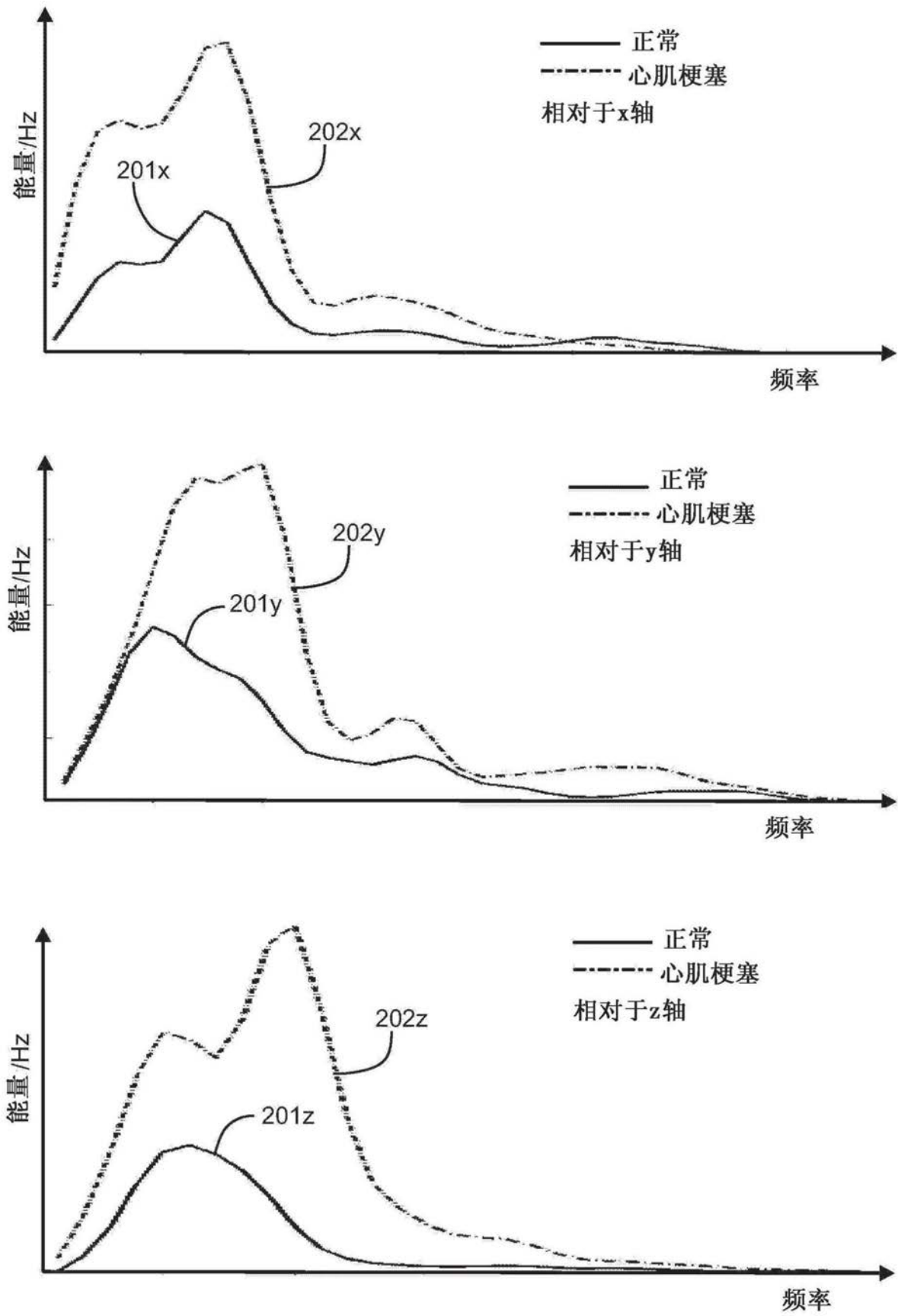


图2

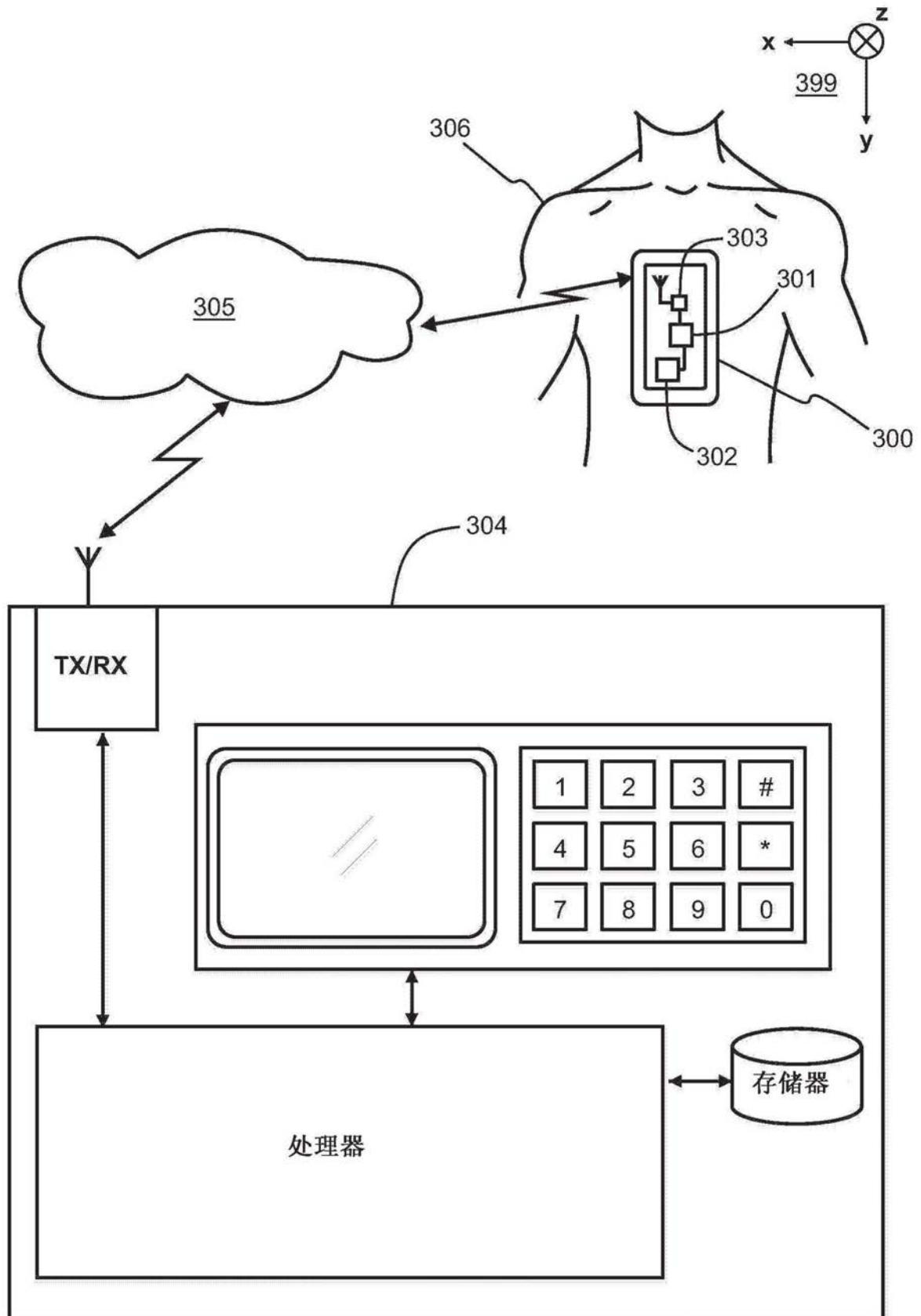


图3