



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110831494 A

(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201880043667.6

(22)申请日 2018.06.28

(30)优先权数据

1750858-1 2017.06.30 SE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.12.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/SE2018/050708 2018.06.28

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/004924 EN 2019.01.03

(71)申请人 考拉生命公司

地址 瑞典斯德哥尔摩

(72)发明人 M·萨穆埃尔松 P·塞伯格

M·斯特里德

J·桑德嘉德·斯文松

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 王青芝 王小东

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 8/02(2006.01)

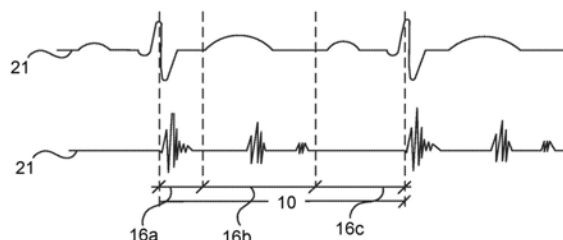
权利要求书2页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

对来自便携式传感器装置的心音图数据和心电图数据进行分析

(57)摘要

提出了一种用于对用户的心脏数据进行分析的方法。所述方法包括以下步骤：从便携式传感器装置接收心音图数据；从所述便携式传感器装置接收心电图数据，其中所述心电图数据在时间上对应于所述心音图数据；基于使用所述心音图数据和所述心电图数据中的至少一者识别的心动周期来按时间段划分所述心音图数据；按与所述心音图数据的时间段相对应的时间段来划分所述心电图数据；以及仅基于所述心音图数据和心电图数据的、所述心音图数据的质量大于阈值水平且所述心电图数据的质量大于阈值水平的时间段来确定心脏是否被认为需要进一步的检查。



1. 一种用于对用户(5)的心脏数据进行分析的方法,所述方法是在分析装置(1)中执行的并且包括以下步骤:

从便携式传感器装置(2)获得(40)表示心脏的活动的音频数据的心音图数据;

从所述便携式传感器装置(2)获得(42)基于由放置在所述用户的身体上的电极测量到的电信号的心电图数据,其中,所述心电图数据在时间上对应于所述心音图数据;

基于使用所述心音图数据和所述心电图数据中的至少一者所识别的心动周期来按时间段划分(44)所述心音图数据;

按与所述心音图数据的时间段相对应的时间段来划分(46)所述心电图数据;以及

仅基于所述心音图数据和所述心电图数据的、所述心音图数据的质量大于阈值水平且所述心电图数据的质量大于阈值水平的时间段来确定(50)所述心脏是否被认为需要进一步的检查。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,划分(44)的步骤包括:基于使用所述心电图数据所识别的心动周期来按时间段划分所述心音图数据。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,每个心动周期由多个时间段组成。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,确定(50)所述心脏是否被认为需要进一步的检查的步骤包括以下步骤:

计算(50a)所述心动周期中的对应时间段的数据的组成。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,确定(50)所述心脏是否被认为需要进一步的检查的步骤包括:

确定(50b)所述心电图数据中的峰与所述心音图数据中的峰之间的时间。

6. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

基于所述心电图数据来调节(48)针对所述心音图数据施加的增益。

7. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查的步骤包括以下步骤:

获取(50c)所述心音图数据的多个频率分量。

8. 根据任意权利要求7所述的方法,其中,确定(50)所述心脏是否被认为需要进一步的检查的步骤包括以下步骤:

确定(50d)所述心音图数据的特定频率分量中是否存在大于阈值水平的信号;

当所述特定频率分量中不存在大于所述阈值水平的信号时,确定(50f)所述心脏被认为需要进一步的检查;并且

当所述特定频率分量中存在大于所述阈值水平的信号时,分析(50e)其它频率分量中的信号水平。

9. 根据前述权利要求中的任一项所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

向所述用户的装置发送(52)包含所述心脏是否被认为需要进一步的检查的信息的信号。

10. 一种用于对用户(5)的心脏数据进行分析的分析装置(1),所述分析装置(1)包括:

处理器(60);以及

存储器(64),所述存储器存储指令(67),所述指令在由所述处理器执行时使所述分析装置(1):

从便携式传感器装置(2)获得表示心脏的活动的音频数据的心音图数据;

从所述便携式传感器装置(2)获得基于由放置在所述用户的身体上的电极测量到的电信号的心电图数据,其中,所述心电图数据在时间上对应于所述心音图数据;

基于使用所述心音图数据和所述心电图数据中的至少一者所识别的心动周期来按时间段划分所述心音图数据;

按与所述心音图数据的时间段相对应的时间段来划分所述心电图数据;以及

仅基于所述心音图数据和所述心电图数据的、所述心音图数据的质量大于阈值水平且所述心电图数据的质量大于阈值水平的时间段来确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查。

11. 一种用于对用户(5)的心脏数据进行分析的计算机程序(67、91),所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码当在分析装置(1)上运行时使所述分析装置(1):

从便携式传感器装置(2)获得表示心脏的活动的音频数据的心音图数据;

从所述便携式传感器装置(2)获得基于由放置在所述用户的身体上的电极测量到的电信号的心电图数据,其中,所述心电图数据在时间上对应于所述心音图数据;

基于使用所述心音图数据和所述心电图数据中的至少一者所识别的心动周期来按时间段划分所述心音图数据;

按与所述心音图数据的时间段相对应的时间段来划分所述心电图数据;以及

仅基于所述心音图数据和所述心电图数据的、所述心音图数据的质量大于阈值水平且所述心电图数据的质量大于阈值水平的时间段来确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查。

12. 一种计算机程序产品(64、90),所述计算机程序产品包括根据权利要求11所述的计算机程序和存储有所述计算机程序的计算机可读装置。

对来自便携式传感器装置的心音图数据和心电图数据进行分析

技术领域

[0001] 本发明涉及用于对来自便携式传感器装置的心音图数据和心电图数据进行分析的方法、分析装置、计算机程序以及计算机程序产品。

背景技术

[0002] ECG是一种对患者身体所产生的电信号进行测量和分析的公认技术。传统上,将多个电极放置在身体上的各个部位。使用导电凝胶在电极与皮肤之间提供更好的导电接触。在采取ECG时,患者通常会躺下几分钟。对使用电极检测到的数据进行记录并且可以由专业人员(例如医师或受过培训的护士)进行分析。一旦完成测量过程,就将导电凝胶擦掉。

[0003] 虽然已经证明了有用,但传统的获得ECG的方法并非在所有情况下都是最优的。例如,这种ECG需要在诊所中进行测量,并且该过程对于患者是麻烦的。

[0004] 最近,已经开发了具有用于获得ECG数据的集成电极的便携式传感器装置。这些便携式传感器装置可使用户随意捕获ECG数据,而且无需使用导电凝胶。这使用户可以更好地控制何时捕获ECG数据,而且可以更加方便并且更轻松地进行。

[0005] 还可以将这样的便携式传感器装置配置成测量心音图(PCG)数据,即,心脏的声音数据。然而,便携式装置捕获的PCG数据比起例如在诊所里更容易受到噪声环境的影响。另外,与经验丰富的医疗专业人员捕获PCG数据时相比,当没有经验的用户使用该便携式传感器装置捕获PCG数据时,可能会产生更多的噪声。

[0006] 心电图数据和心音图数据的分析是非常复杂的,并且应当尽最大可能来避免任何不正确的分析,因为这会影响用户的健康。

发明内容

[0007] 目的是改进对心电图数据和心音图数据的组合的分析。

[0008] 根据第一方面,提出了一种用于对用户的心脏数据进行分析的方法。所述方法是在分析装置中执行的并且包括以下步骤:从便携式传感器装置获得表示心脏的活动的音频数据的心音图数据;从所述便携式传感器装置获得基于由放置在所述用户的身体上的电极测量到的电信号的心电图数据,其中,所述心电图数据在时间上对应于所述心音图数据;基于使用所述心音图数据和所述心电图数据中的至少一者识别的心动周期来按时间段划分所述心音图数据;按与所述心音图数据的时间段相对应的时间段来划分所述心电图数据;以及仅基于所述心音图数据和心电图数据的、所述心音图数据的质量大于阈值水平且所述心电图数据的质量大于阈值水平的时间段来确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查。

[0009] 所述划分步骤可以包括:基于使用所述心电图数据识别的心动周期来按时间段划分所述心音图数据。

[0010] 每个心动周期可以由多个时间段组成。

[0011] 确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查的步骤可以包括以下步骤:计算所述

心动周期中的对应时间段的数据的组成。

[0012] 确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查的步骤可以包括：确定所述心电图数据中的峰与所述心音图数据中的峰之间的时间。

[0013] 所述方法还可以包括以下步骤：基于所述心电图数据来调节针对所述心音图数据施加的增益。

[0014] 确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查的步骤可以包括以下步骤：获取所述心音图数据的多个频率分量。

[0015] 确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查的步骤可以包括以下步骤：确定所述心音图数据的特定频率分量中是否存在大于阈值水平的信号；当所述特定频率分量中不存在大于所述阈值水平的信号时，确定所述心脏被认为需要进一步的检查；并且当所述特定频率分量中存在大于所述阈值水平的信号时，分析其它频率分量中的信号水平。

[0016] 所述方法还可以包括以下步骤：向所述用户的装置发送包含所述心脏是否被认为需要进一步的检查的信息的信号。

[0017] 根据第二方面，提出了一种用于对用户的心脏数据进行分析的分析装置。所述分析装置包括：处理器；和存储器，所述存储器存储指令，所述指令在由所述处理器执行时使所述分析装置：从便携式传感器装置获得表示心脏的活动的音频数据的心音图数据；从所述便携式传感器装置获得基于由放置在所述用户的身体上的电极测量到的电信号的心电图数据，其中，所述心电图数据在时间上对应于所述心音图数据；基于使用所述心音图数据和所述心电图数据中的至少一者识别的心动周期来按时间段划分所述心音图数据；按与所述心音图数据的时间段相对应的时间段来划分所述心电图数据；以及仅基于所述心音图数据和心电图数据的、所述心音图数据的质量大于阈值水平且所述心电图数据的质量大于阈值水平的时间段来确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查。

[0018] 根据第三方面，提出了一种用于对用户的心脏数据进行分析的计算机程序。所述计算机程序包括计算机程序代码，所述计算机程序代码当在分析装置上运行时使所述分析装置：从便携式传感器装置获得表示心脏的活动的音频数据的心音图数据；从所述便携式传感器装置获得基于由放置在所述用户的身体上的电极测量到的电信号的心电图数据，其中，所述心电图数据在时间上对应于所述心音图数据；基于使用所述心音图数据和所述心电图数据中的至少一者识别的心动周期来按时间段划分所述心音图数据；按与所述心音图数据的时间段相对应的时间段来划分所述心电图数据；以及仅基于所述心音图数据和心电图数据的、所述心音图数据的质量大于阈值水平且所述心电图数据的质量大于阈值水平的时间段来确定所述心脏是否被认为需要进一步的检查。

[0019] 根据第四方面，提出了一种计算机程序产品，所述计算机程序产品包括根据第三方面所述的计算机程序和存储有所述计算机程序的计算机可读装置。

[0020] 通常，除非本文另外明确规定，否则权利要求中使用的所有术语都要根据它们在技术领域中的普通含义来加以解释。除非另外明确规定，否则对“一/所述部件、设备、组件、装置、步骤等”的引用都要开放地解释为是指部件、设备、组件、装置、步骤等中的至少一种实例。除非明确规定，否则本文所公开的任何方法的步骤都不必按照所公开的精确次序来执行。

附图说明

- [0021] 现在,参照附图,通过示例的方式对本发明进行描述,其中:
- [0022] 图1A至图1B是例示可以应用本文所提出的实施方式的环境的示意图;
- [0023] 图2是例示当使用便携式传感器装置来捕获ECG的测量值时的示意图;
- [0024] 图3A至图3B是例示根据一个实施方式的便携式传感器装置的物理表示的视图的示意图;
- [0025] 图4A至图4B是例示根据一些实施方式的可以如何使用心音图数据和心电图数据的示意图形;
- [0026] 图5是例示根据一个实施方式的图1A至图1B的分析装置的示意图;
- [0027] 图6A至图6B是例示用于对用户的心脏数据进行分析的方法的实施方式的流程图,该方法是在图1A至图1B的分析装置中执行的;以及
- [0028] 图7示出了包括计算机可读装置的计算机程序产品的一个示例。

具体实施方式

- [0029] 现在,在下文中参照附图,对本发明进行更全面描述,其中,示出了本发明的特定实施方式。然而,本发明可以按许多不同形式具体实施,并且不应视为对本文所阐述的实施方式进行限制;相反,通过示例的方式来提供这些实施方式,以使本公开透彻和完整,并且向本领域技术人员全面表达本发明的范围。贯穿本说明书,相同的标号是指相同的要素。
- [0030] 图1A至图1B是例示可以应用本文所提出的实施方式的环境的示意图。
- [0031] 首先看图1A,在此示出了用户5,该用户在项链带中携带了便携式传感器装置2。便携式传感器装置可以以任何其它方式(例如,在口袋中或手提包中)来携带。用户5还例如在口袋中携带智能手机7。便携式传感器装置2和智能手机7可以通过任何合适的无线接口进行通信,例如使用蓝牙或低功耗蓝牙(BLE)、ZigBee、IEEE 802.11X标准(也称为WiFi)中的任一标准等来进行通信。
- [0032] 还将智能手机7例如经由WiFi或蜂窝网络连接至诸如互联网的广域网6,以使与分析装置1(这里采用服务器的形式)进行通信。便携式传感器装置2捕获ECG数据和PCG数据并将该数据经由智能手机7发送至分析装置1。这可使分析装置1基于由便携式传感器装置2捕获的PCG数据和ECG数据来确定用户5的心脏是否被认为处于正常状态或者心脏是否需要进一步的检查。例如,如果有任何异常的心脏状况无法被排除,则可以确定需要进一步的调查。要注意的是,即使要执行进一步的调查,心脏实际上也可以是正常的,即,非病理性的。
- [0033] 在图1B中,智能手机7包含分析装置1。这样,可以在本地执行分析,而无需立即访问广域网。
- [0034] 另选地,分析装置可以形成便携式传感器装置2(未示出)的一部分。在这种情况下,便携式传感器2还可以执行智能手机7的功能。
- [0035] 图2是例示当使用图1的便携式传感器装置2来捕获ECG和PCG两者的测量值时的示意图。为了捕获ECG和PCG两者的测量值,将便携式传感器装置2放置在用户的身体2的皮肤上并靠近用户的心脏。用户用手3将便携式传感器装置2保持在原地。要注意的是,针对ECG测量不存在电极松动。而相反,将电极(如图3A所示并且在下面描述的)整体地设置至便携式传感器装置2。因此,简单地通过用户保持便携式传感器装置2与身体2的皮肤相接触来捕

获ECG的测量值。此外,PCG测量可以与ECG测量同时执行。通过这种方式,可以同时分析ECG和PCG,以提高用户心脏状态的分析能力。

[0036] 图3A至图3B是例示根据一个实施方式的图1的便携式传感器装置2的物理表示的视图的示意图。

[0037] 在图3A中,示出了便携式传感器装置2的仰视图。具有第一电极10a、第二电极10b以及第三电极10c。为了捕获ECG数据,将电极10a至10c放置在便携式传感器装置2的外壳上,以使当用户将便携式传感器装置2放置在皮肤上时,所有电极10a至10c均与皮肤相接触。要注意的是,便携式传感器装置2还可以设置有两个电极、四个电极或者任何其它合适数量的电极。使用所述电极,捕获一个或更多个模拟ECG信号。使用模数(A/D)转换器将模拟ECG信号转换成数字ECG信号。然后将数字ECG信号与PCG信号一起发送至分析装置进行分析。

[0038] 另外,设置换能器8(例如,采用麦克风的形式)以将通过身体捕获的声音转换成电模拟PCG信号。使用A/D转换器将该模拟PCG信号转换成数字PCG信号。然后将数字PCG信号与ECG信号一起发送至分析装置进行分析。

[0039] 在图3B中,示出了便携式传感器装置2的俯视图。在此示出了采用按钮形式的用户界面部件4。该按钮例如以被用户用来指示何时开始对ECG数据和PCG数据进行测量。要注意的是,可以设置其它用户界面部件(未示出),例如,更多的按钮、发光二极管(LED)、显示器、扬声器、用户麦克风等。

[0040] 图4A至图4B是例示根据一些实施方式的可以如何使用心音图数据和心电图数据的示意图形。首先,对图4A的图形进行描述。沿着从左到右的公共时间线示出了ECG信号20和PCG信号21两者。在此有两个完整的心动周期10a,10b。要注意的是,心动周期10a、10b中的每个心动周期的开始和结束不重要,只要心动周期10a、10b中的每个心动周期的开始和结束是在心动周期中的等效点处即可。

[0041] 可以在ECG数据和PCG数据两者的分析中使用的一种测量值是在ECG数据中的峰12与PCG数据中的峰13之间的时间测量值15。ECG数据中的峰12是QRS(复合波)中的峰,表示左右心室的快速去极化。PCG数据中的峰13是瓣膜关闭时的声音,该峰是PCG数据中的具有最大幅度的峰。

[0042] 可以将时间测量值15表达为平均心动周期的百分比。如果该测量值15过大,那么这表明应当进一步调查的异常状况。

[0043] 现在看图4B,在此示出了如何将心动周期10划分成三个区段16a、16b以及16c。所有心动周期都是以相同的方式划分的。因而,可以将连续的心动周期的对应区段用于组成分析(例如,平均值、中值、加权平均值等)以改善信号质量。每个心动周期的分段可以基于ECG信号20或PCG信号21中的事件。

[0044] 要注意的是,在心动周期中可以有任意数量的区段,并且这些区段可以设置在与图4B所示不同的部分处,只要跨心动周期划分成区段是一致的即可。

[0045] 图5是例示根据一个实施方式的图1的分析装置1的示意图。如图1A至图1B所示,可以将分析装置实现为服务器的一部分或者用户装置(例如智能手机)的一部分,或者另选地实现为便携式传感器装置的一部分。使用合适的中央处理单元(CPU)、多处理器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路等中的一个或更多的任何组合来提供处理器60,该

处理器能够执行存储在存储器64中的软件指令67,该软件指令因此可以是计算机程序产品。可以将处理器60配置成执行下面参考图6A至图6B描述的方法。

[0046] 存储器64可以是读取和写入存储器 (RAM) 和只读存储器 (ROM) 的任何组合。存储器64还可以包括持久性存储装置,该持久性存储装置例如可以是磁存储器、光学存储器、固态存储器甚或远程安装的存储器中的任何单个存储器或组合。

[0047] 还提供了数据存储66,用于在处理器60中执行软件指令期间读取和/或存储数据。数据存储66可以是读取和写入存储器 (RAM) 和只读存储器 (ROM) 的任何组合。

[0048] 分析装置1还包括I/O接口62,该I/O接口用于通过广域网6使用互联网协议 (IP) 与其它外部实体 (例如用户的智能手机7) 进行通信。

[0049] 省略了分析装置的其它组件,以便不搞混本文所提出的概念。

[0050] 图6A至图6B是例示用于对用户的心脏数据进行分析的方法的实施方式的流程图,该方法是在图1的分析装置中执行的。

[0051] 在获得心音图数据步骤40中,PCG数据是从便携式传感器装置获得的。如上说明的,PCG数据表示心脏活动的音频数据。PCG数据可以是上述的数字PCG信号。可以从便携式测量装置接收心音图数据。

[0052] 在获得心电图数据步骤42中,ECG数据是从便携式传感器装置获得的。如上说明的,ECG数据基于由放置在用户身体上的电极测量到的电信号。ECG数据在时间上对应于PCG数据。ECG数据可以是上述的数字ECG数据。可以从便携式测量装置接收心电图数据。

[0053] 在将心音图数据分段步骤44中基于使用PCG数据和ECG数据中的至少一种数据识别的心动周期,按时间段划分PCG数据。可选地,每个心动周期由多个时间段组成,如图4B所示和上面说明的。时间段可以基于使用心电图数据识别的心动周期中的事件,这是因为心脏事件通常可使用心电图数据更鲁棒地进行识别。这样的事件例如可以是P波、QRS复合波、T波、U波等,这些事件本身是本领域已知的并且易于识别的。

[0054] 在将心电图数据分段步骤46中,按与PCG数据的时间段相对应的时间段来划分ECG数据。换句话说,在单个心动周期内,ECG数据和PCG数据中存在对应的时间段。

[0055] 在可选的调节增益步骤48中,基于ECG数据来调节针对PCG数据应用的增益。在PCG信号被预期为低时,该调节增益步骤可使PCG数据的增益逐段增加,以捕获PCG信号中的细节。而且,在PCG信号被预期为高时,可使PCG数据的增益逐段减小,以便能够捕获信号的整个动态范围。换句话说,将ECG数据用于PCG数据的增益,可得到动态范围和低水平细节两者。

[0056] 在确定进一步检查需要步骤50中,分析装置仅基于所述PCG数据和ECG数据两者的、PCG数据的质量大于阈值水平且ECG数据的质量大于阈值水平的时间段来确定心脏是否被认为需要进一步的检查。换句话说,在分析中废弃存在过多的干扰或噪声的时间段。特别是当与下面描述的可选组成计算相组合时,低质量区段的废弃提高了总体信号质量,这可以适用于PCG数据和ECG数据两者。由于干扰的持续时间可能很短,因此通过仅废弃存在低质量的时间段,可以使用同一心动周期的其它区段并且有助于分析。所述质量例如可以被测量为信噪比 (SNR) 或信号与噪声和干扰比 (SINR),并且所述阈值水平可以是SNR或SINR的特定数值。在一个实施方式中,ECG的质量是使用质量指标来进行量化的。该质量指标基于根据ECG数据对心脏事件 (例如,收缩) 的识别。基于所述识别,合成了理想的ECG信号。然后

将ECG数据与理想ECG信号进行比较,并且例如使用RMS(均方根)来量化ECG数据与理想ECG信号的偏差。量化的偏差因此可以充任质量指标。PCH数据的质量可以按相符的方式进行量化。在一个实施方式中,所述质量是基于一组质量标准来确定的。这样的质量标准可以包括搏动之间的相似度、错漏/额外检测的可能性、平均速率以及节律可变性。

[0057] 在可选的发送结果步骤52中,向用户的装置发送包含心脏是否被认为需要进一步的检查的信息的信号。例如,可以通过广域网使用IP将该信号发送至用户的智能手机。这可使智能手机可以向用户显示分析的结果,向用户指示心脏是否被认为需要进一步的检查,或者用户是否应当进行进一步的检查以确定用户的心脏状况。

[0058] 由于心音图数据比心电图数据更容易受到噪声的影响,因此通过关联这两种类型的数据可以实现更好的分析。当使用可能在嘈杂环境中使用的便携式传感器装置捕获数据时,情况尤其如此。

[0059] 此外,操纵便携式传感器装置的最终用户可能不是受过培训的医学专业人员,这可能导致心音图数据中的更加多的噪声。

[0060] 现在看图6B,这示出了形成图6A的确定进一步检查需要步骤50的一部分的可选步骤。

[0061] 在可选的计算平均值步骤50a中,计算心动周期中的对应时间段的数据的组成。所述组成例如可以通过求平均、通过获得中值或者计算加权平均值(其中,省略了极值)来进行计算。当对许多样本执行该步骤时,单独心动周期中的噪声或干扰的强度会降低。此外,对应的时间段在不同的心动周期中可以具有不同的持续时间,只要确保心动周期中的时间段的对应即可。这样,即使存在不规则的心律,几个心动周期的信号也可以形成分析的基础。可以通过匹配具有相似模式的信号(例如,参见上面解释的图4B的区段16a至16c)和/或具有特定持续时间的信号来确定对应的时间段。

[0062] 在可选的确定偏移量步骤50b中,确定ECG数据中的峰与PCG数据中的峰之间的时间,如上面参照图4A针对时间15所解释的。

[0063] 在可选的获取心音图的频率分量步骤50c,获取PCG数据的多个频率分量。这例如可以使用快速傅立叶变换(FFT)或小波分析来进行。

[0064] 在第一频率分量步骤50d中的可选条件信号中,分析装置确定PCG数据的特定频率分量中是否存在大于阈值水平的信号。例如,心脏杂音是具有相对较高频率的声音。可选地,特定频率下的信号的持续时间也必须长于指定的持续时间。

[0065] 如果确定特定频率分量中的大于阈值水平的信号,则该方法进行至可选的确定不需要进一步的检查步骤50f。否则,该方法进行至可选的分析其它频率分量步骤50e。可选地,如果特定频率分量中的信号贯穿心动周期中都是恒定的,则这通常不是生理性起源并被解释为背景噪声,并且该方法进行至确定不需要进一步的检查步骤50f。另选地,恒定频率分量可以指示该时间段的低质量,并由此可以忽略该时间段。

[0066] 在可选的分析其它频率分量步骤50e中,当特定频率分量中存在大于阈值水平的信号时,分析其它频率分量中的信号水平。

[0067] 在可选的确定不需要进一步的检查步骤50f,分析装置在特定频率分量中不存在大于阈值水平的信号时,确定心脏被认为需要进一步的检查。

[0068] 在可选的是否需要进一步的检查步骤50g中,分析装置基于先前的步骤确定心脏

是否被认为需要进一步的检查。

[0069] 图7示出了包括计算机可读装置的计算机程序产品的一个示例。在该计算机可读装置上,可以存储计算机程序91,该计算机程序可以使处理器执行根据本文所述的实施方式的方法。在该示例中,该计算机程序产品是光盘,例如CD(压缩盘)或DVD(数字通用盘)或蓝光盘。如上说明的,该计算机程序产品还可以在装置的存储器中具体实施,例如图5的计算机程序产品64。虽然在此将计算机程序91示意性地示出为所描绘的光盘上的磁道,但可以以适合于计算机程序产品的任何方式来存储该计算机程序,例如可去除固态存储器(例如,通用串行总线(USB)驱动器)。

[0070] 本发明主要参照几个实施方式进行了以上描述。然而,如本领域技术人员容易清楚的,除了以上公开的实施方式以外的其它实施方式在所附专利权利要求限定的本发明的范围和精神内是同样可行的。

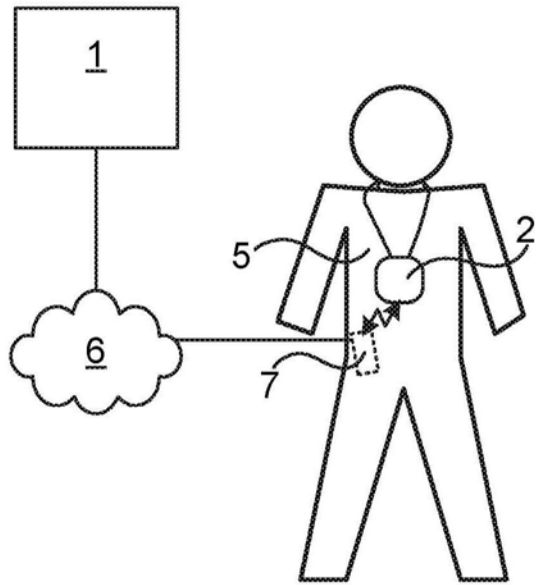


图1A

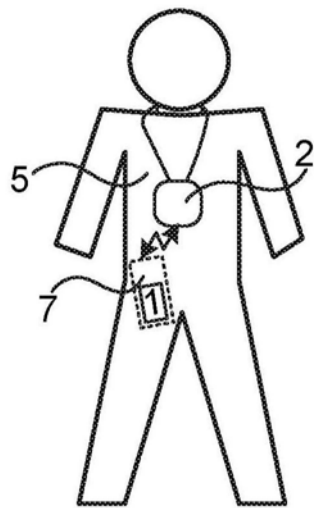


图1B

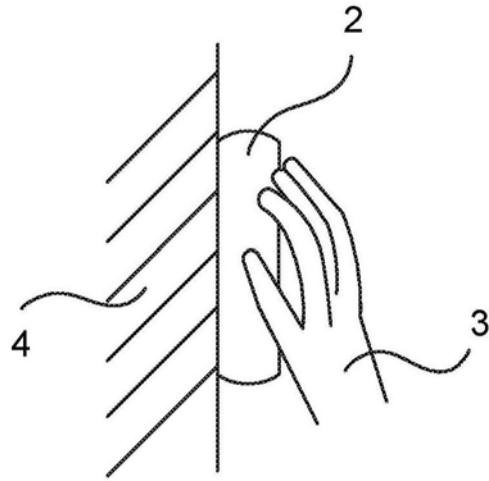


图2

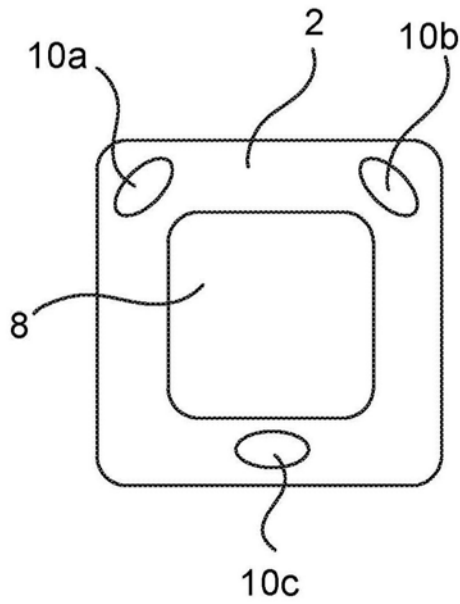


图3A

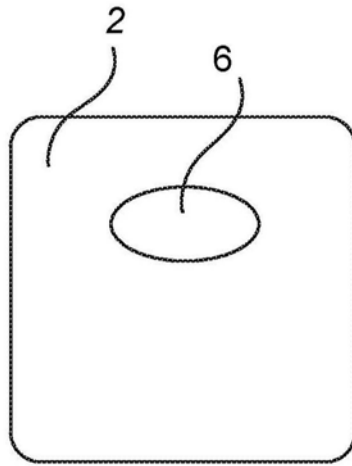


图3B

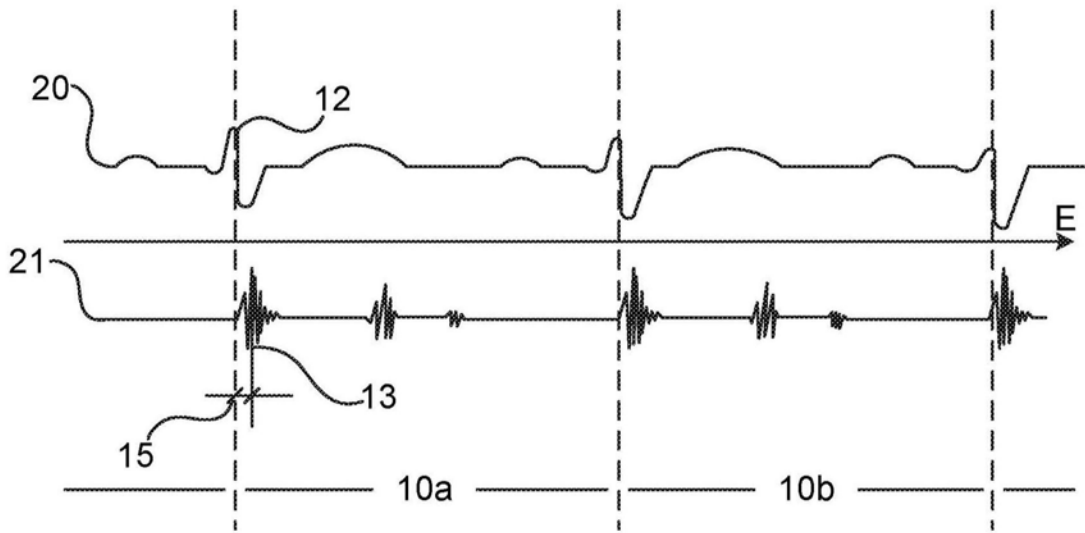


图4A

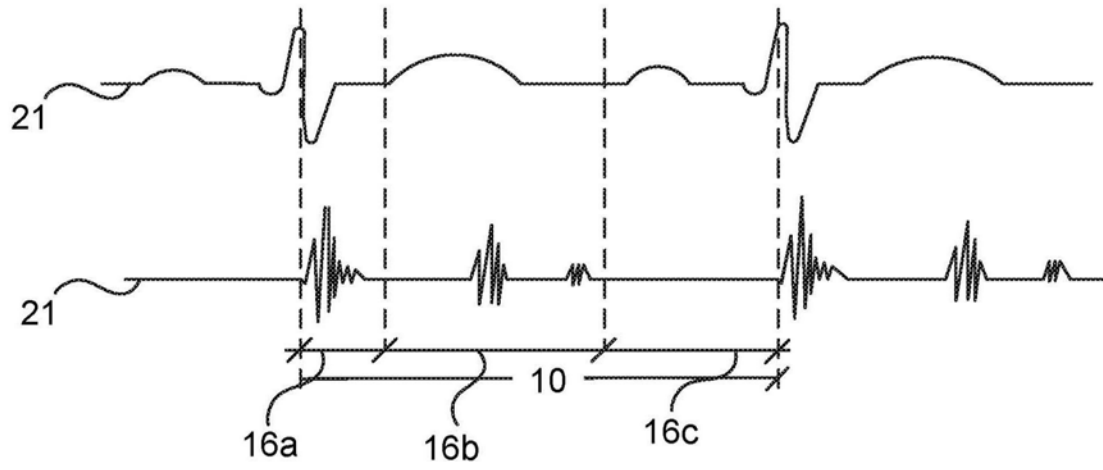


图4B

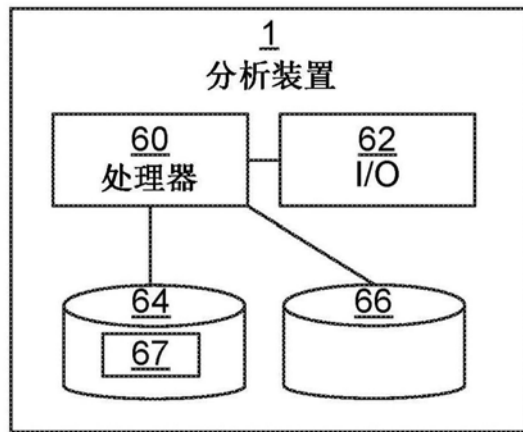


图5

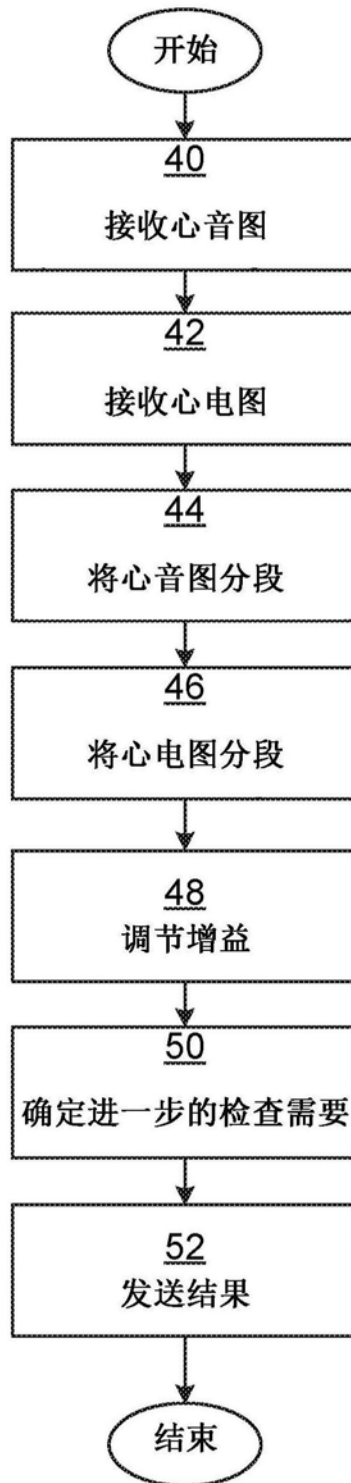


图6A

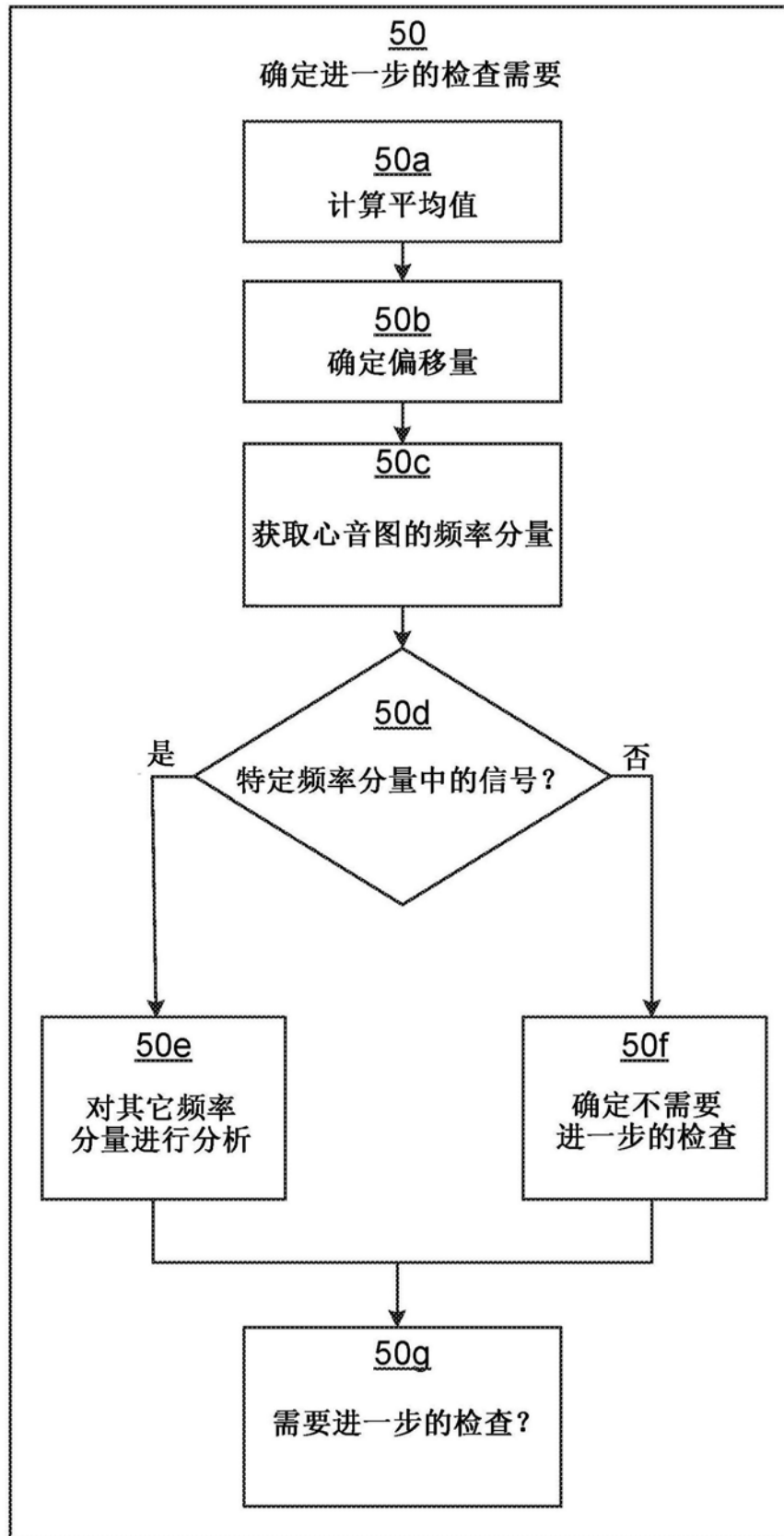


图6B

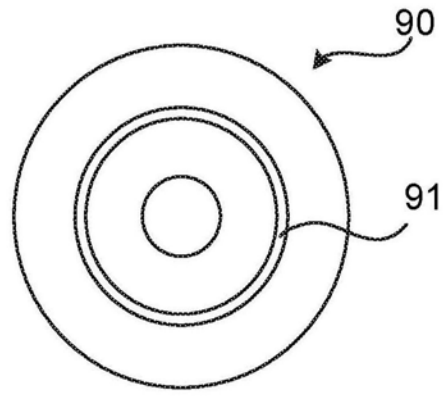


图7