



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414242 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780034346.5

(22)申请日 2017.05.19

(30)优先权数据

P1600354 2016.06.01 HU

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/HU2017/050017 2017.05.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/208040 EN 2017.12.07

(71)申请人 G·Z·科兹曼

地址 匈牙利布达佩斯

(72)发明人 G·Z·科兹曼 G·科兹曼

(74)专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司 11283

代理人 肖冰滨 王晓晓

(51)Int.Cl.

A61B 7/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0404(2006.01)

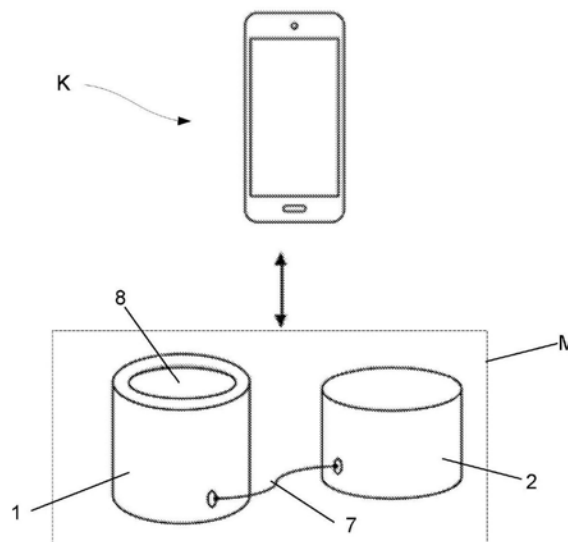
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

用于监测人类心脏的特定活动参数的方法和测量装置

(57)摘要

一方面,本发明的主题是一种用于监测人类心脏的特定活动参数的方法,其中ECG和PCG信号监测由放置在胸部上的至少两个电极同时执行,使得ECG信号被用作一个锚点,即PCG监测期间的参考时间点,并用一个测量单元(M)进行监测,该测量单元包括一对含有组合ECG和PCG电极的测量头(1,2),执行同步实现的控制主测量头和从测量头,以及与上述单元进行无线数据通信连接并且能够进行数据处理的计算评估单元(K)。另一方面,本发明的主题是一种用于监测人体的特定活动参数的测量装置,包括测量单元(M)和与所述测量单元无线通信连接的评估单元(K)。所述测量单元(M)包含两个测量头(1,2),设计为主测量头和从测量头(1,2)。每个测量头(1,2)包含同时检查心脏机电活动所必需的PCG和ECG电极;所述主测量头(1)包含提供与所述评估单元(K)的无线通信联系的通信级。



1. 一种用于通过放置在胸部上的至少两个传感器监测预定参数以监测人类心脏的特定活动参数的方法,其中,

在监测过程期间同时地执行ECG信号和PCG信号监测,

其中利用所述ECG信号作为锚点,即在PCG监测期间的参考时间点,以及

通过由一对测量头(1,2)组成的测量单元(M)和计算评估单元(K)执行监测,所述测量头(1,2)包括组合的ECG传感器和PCG传感器,所述一对测量头(1,2)包括执行同步实现的控制主测量头和从测量头,所述计算评估单元(K)与上述测量单元(M)进行无线数据通信连接并且能够进行数据处理。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中在作为所述监测过程的一部分的测量数据收集期间,首先在二尖瓣(M)和主动脉(Ao)听诊点之间,然后在三尖瓣(T)和肺动脉(AoPu)点之上执行扫描和数据记录;并且左心室和右心室机械收缩之间的时间差由第三和第四扫描步骤确定,即测量在所述Ao和所述AoPu点之间以及在所述三尖瓣(T)和所述二尖瓣(M)之间进行的身体表面上的振动。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中信号的质量在所述主测量头(1)的显示器(8)上被监视。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其中为了精确确定机电活动的时间参数,要确定的参数是从“多数节拍”及其同步降噪平均值导出的。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其中通过使用内置于智能手机中的专家服务来进行初级评估,使得测量的人的机械心动周期参数与文献标准中认为健康的个体的参数及其标准偏差进行比较。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法,其中在智能手机的显示面板上可视地呈现结果,同时使得PCG信号可选地并行地听见。

7. 一种由测量单元(M)和评估单元(K)组成的用于监测人体特定活动参数的测量装置,该评估单元(K)与上述测量单元具有无线通信连接,其中,

所述测量单元(M)包括两个测量头(1,2),所述测量头设计为主测量头和从测量头(1,2),每个测量头(1,2)包括ECG传感器和PCG传感器,该ECG传感器和PCG传感器对于同时地检查心脏机电活动是必要的;所述主测量头(1)包括提供与上述评估单元(K)的无线通信联系的通信级。

8. 根据权利要求7所述的测量装置,其中所述测量头(1,2)通过执行能量和信号传输的多导线电缆(7)互连。

9. 根据权利要求8所述的测量装置,其中所述电缆(7)足够长以允许医生携带所述测量装置,所述测量装置包括悬挂在他/她的颈部上的两个测量头(1,2)。

10. 根据权利要求7至9中任一项所述的测量装置,其中与意味着测量的第一阶段的左心室数据采集并行,两个测量头(1,2)包含双极ECG测量电极(3,4),该双极ECG测量电极(3,4)被分开以允许与12导联ECG系统中的导联II类似的参考ECG测量。

11. 根据权利要求7至10中任一项所述的测量装置,其中分配给二尖瓣听诊点的主测量头(1)的ECG电极(3)连接到放大级(18)的反相器输入端。

12. 根据权利要求7至11中任一项所述的测量装置,其中在所述主测量头(1)上布置有接地电极(3F),所述接地电极在12导联ECG的情况下被称为右腿电极。

用于监测人类心脏的特定活动参数的方法和测量装置

[0001] 本发明的主题是根据权利要求1的监测人类心脏的特定活动参数的方法,以及根据权利要求7的用于实施所述方法的装置。此外,本发明还涉及实现所介绍的方法的计算机程序产品。

[0002] 心脏听诊已有数百年的历史。Laennec的划时代发明的听诊器是1816年的一个重要里程碑,因为它是第一个医疗设备。从那以后,现代医疗技术为心脏检查提供了几种新的选择(例如通过超声成像),然而,基于听诊的廉价且广泛可用的技术仍然是初级检查中的有价值的工具,特别是在初级护理的水平上。

[0003] 带有附加橡胶管的膜传感器引导声音,最后医生通过耳塞直接振动鼓膜获得听诊体验-它仍然被广泛使用。它的缺点是评估是主观的,很难教。

[0004] 尖端商业解决方案的顶级产品是几年前推出的数字听诊器。它们将心脏活动引起的胸壁振动转换为电子信号,允许执行可选的信号处理步骤、信号放大、过滤、参数测量、可视化、转发和电子存储等。Yashaswini和Satyanarayana的研究很好地体现了过去几十年取得的进展:“电子听诊器的设计-回顾”,发表于2012年国际计算机科学与信息学会议,海德拉巴问题,第37-41页。Leng等人的文章给出了一个更近期和详细的综述(BioMed Eng OnLine (2015) 14:66 DOI 10.1186/s12938-015-0056-y)。

[0005] Littmann的3200型数字听诊器根据传统一次仅测量一个听诊部位的振动,同时,它试图通过过滤和抑制环境噪声来保护记录的信号免受心脏外信号源的干扰影响。为了防止专业知识的主观因素限制正确诊断,它允许在可选地理位置/研究所的医生之间通过具有适当安全性的网络进行心脏声信号的距离诊断咨询。

[0006] 尽管Thinklabs One设备(Thinklabs电子听诊器,<http://www.thinklabmedical.com/>)通过其新颖的电容传感器测量仅一个听诊部位的振动,但放置在测量头上的控制元件允许在测量期间调节传输带和放大。在数字转换之后,测量的信号存储在外部存储设备上,并且在检查期间可以为医生外接耳机。智能手机或计算机(PC)可以通过蓝牙连接显示,存储和/或转发时间和频率范围内的振动。

[0007] Rijuven的CardioSleeve设备(<http://www.rijuven.com/medicaldevices/cardiosleeve>)是一个辅助设备,可以连接到任何传统的听诊器,允许在现代数字世界中使用旧设备。通过其干燥的ECG电极,专有的辅助装置能够记录一些类似于Einthoven I,II或III导联的ECG通道以及心音信号,从而突显了所谓的重要创新,允许将声音的时间和持续时间与导致心脏收缩和放松的电子(去极化和复极化)周期相关联。但是,上述三个导联不能同时记录,而是通过测量头的旋转分三个步骤记录。另外需要注意的是,必须提到Rijuven设备的ECG电极超出了标准测量点。然而,该解决方案允许识别与ECG信号相关的声音和杂音的位置,持续时间和包络,其给出电活动的定量图像,并且还允许检测心律失常或额外搏动。

[0008] 我们发现,在已知和商用设备的水平上,仍然没有解决方案来可靠和有用的区分由于结构错误(例如不适当的瓣膜关闭或打开)的结果而产生的心音和杂音。关于研究,例如,Akbari等人的研究:“数字减影心音描记术(DSP)应用于心脏杂音的检测和表征”,

Biomed Eng Online, 2011年12月20日; 10:109. doi:10.1186/1475-925X-10-109提出了一种区分心脏杂音和心音的方法的建议, 但据我们所知, 它没有在工业上使用。所提出的解决方案利用了这样的事实: 心音在每个周期中因果重复, 而杂音是由于湍流的血流而随机的。在这种情况下, 如果在每个周期中已知QRS波的开始(即心室复极化), 在连续周期中减去心音信号之后, 差异将显示杂音的时间函数, 以及心音的时间函数将在形成差异时消失。该方法的局限性在于它没有定义声音的开始, 尽管它在确定一些常用的心脏活动临床参数方面是必不可少的, 例如射血前期(PEP)或左心室射血时间(LVET)。

[0009] 总之, 商用听诊器不适合与引导心电信号相关的四个心脏瓣膜的详细检查, 也就是说, 它们不能准确地检查房室和心室动脉的瓣膜(即, 右心脏和左心脏的瓣膜)的打开和关闭, 不能检测结构错误, 并且在病理情况下, 不能高度精确地确定心音和杂音的开始和结束。因此, 临床医生用于评估心脏的机械和机电活动的参数是不准确的。

[0010] 我们的发明基于以下概念: 如果同时测量起始机械活动的体表(PCG)和生物电子(ECG)信号的机械振动, 我们可以可靠地确定心脏声音参数、它们的相对时间以及心脏功能不完善时发生的额外心脏杂音, 得到可重现结果, 其中在体表的听诊部位有一个以上的测量头, 它可以用作锚点(参考)以进行无差错评估。

[0011] 设定的发明目的一方面根据权利要求1的方法实现, 另一方面通过使用根据权利要求7的特征的测量装置实现。在从属权利要求中列出了该方法的主要有利实施版本。

[0012] 下面参考附图, 基于示例性实施方式和测量装置的介绍, 进一步详细说明本发明:

[0013] 图1示出了根据本发明的测量装置的基本方案;

[0014] 图2示出了在下面的测量装置中使用的示例性测量头, 它们之间有电缆连接和组合电极;

[0015] 图3示出了放置在根据图2的“主”测量头的上表面上的液晶显示器上的信息;

[0016] 图4显示了心脏听诊部位, 并且还提供了肋骨和胸骨以便于解剖学定向;

[0017] 图5示出了“主”和“从”测量头的示例性电子设置的方框图;

[0018] 图6示出了在根据本发明的方法期间考虑的测量参数的图形视图; 以及

[0019] 图7示出了利用测量装置进行评估的测量的关键步骤。

[0020] 正如我们前面提到的, 作为我们发明发展的基础的缺陷是获取结论所必需的测量参数的不确定性, 该研究的最重要目标之一是消除这种不确定性。这可以通过检测适当的波并设置角落/锚点时间点来实现。

[0021] 如图1所示, 根据本发明的测量装置包括两个分开的主要部分: 测量单元(M)和评估单元(K)。在所示情况下, 测量单元(M)包括两个测量头(1, 2), 评估单元(K)包括智能手机。这两个单元具有无线连接, 在该示例中为蓝牙技术, 其在移动通信中是广泛且众所周知的。在包括两个测量头(1, 2)的测量单元(M)中, 测量头1是所谓的主头, 测量头2是所谓的从头, 并且在该示例中, 在它们之间存在导线连接。本发明所提出的测量装置提供了一种解决方案, 消除了早期解决方案的实质缺陷, 在所述测量装置中, 测量头对(1, 2)与两个电极(PCG和ECG)组合, 并且处于主从关系, 智能手机通过无线蓝牙连接, 或其他数据处理和归档, 即评估单元(K)具有方法章节中描述的特征。

[0022] 通过测量头1和2同时每个心动周期中进行ECG和PCG信号的测量, 测量头1和2一起包含双极ECG传感器和由于(或可能含凝胶)电极3, 4实现的两个心音(PCG)电极(5, 6), 参

见图5。主测量头(1)的感应电极(3)实现传统12导联ECG的右腿电极的功能,并且在所示示例中未利用测量头2的电极4。测量头1和2之间的通信通过柔性多导体电缆(7)进行。除了确保测量头1和2之间的电连接之外,电缆(7)的作用是使医生能够在检查之间佩戴挂在他/她的颈部上的装置,类似于传统的听诊器。显示器8用于监测测量期间记录的信号,在该示例中,显示器(8)位于主测量头(1)的顶部,凹入其壳体中。计算机化信号处理和评估的详细数字和/或图形结果可以呈现在包括评估单元(K)的智能手机的显示器上。此处描述的测量头1和2的组合设置是根据本发明的解决方案的实质要素。

[0023] 测量头1和2不相同;测量头1在功能方面更复杂,它是设备内的“主”头,确保与“从”测量头的同步操作,以及在数据收集期间在液晶显示器(8)上的ECG和PCG信号的视觉呈现,如图3中的示例所示。

[0024] 考虑到瓣膜表现成对地左心室和右心室的操作,在示出了心脏听诊部位(9-12)的听诊部位9至12(见图4)处同时检查生理上“粘性”的两个左心室和两个右心室瓣膜是合乎逻辑的,并且还呈现了肋骨和胸骨以促进解剖学定向。

[0025] 进一步的组合允许测量源自左侧和右侧的PCG分量之间的时间和形态差异。

[0026] 为了确保实际应用,本发明是开发适用于男性和女性的测量头组合(1,2),无论其尺寸,解剖学构成和身体姿势如何。由于两性的显著解剖学差异,通过多导体电缆(7)连接两个测量头(1,2)的解决方案被推荐用于常规检查,这允许医生依靠他或她的解剖学知识将测量头组的电极放置在标准听诊点上而不会打扰患者。同时,为了保持装置运动的传统,医生可以在检查之间携带悬挂在他/她的颈部上的根据本发明的测量头组(1,2),类似于传统的听诊器。

[0027] 考虑到测量头(1,2)的信号是以数字方式记录的,数据采集的结果可以由医生在声学上以图形方式以时间函数的形式进行评估,类似于ECG和PCG记录,取决于他/她的偏好。后者发生在内置于主测量头(1)的显示器(8)上,见图3。图3所示的液晶显示器提供定性控制选项,用于在测量期间检查记录信号的质量,并确保医生不必看智能手机或任何其他设备的显示器。

[0028] 信号处理的最终图形和/或数字结果呈现在包括评估单元(K)的智能手机的显示器上。

[0029] 根据本发明,测量头组(1,2)确保将测量数据无线,例如蓝牙转发到评估单元(K),例如,执行更详细分析的智能手机或数据库。

[0030] 图2以仰视图,即从人体表面的方向示出了测量头1和2的电极。从下面看,ECG电极(3,4)彼此分开,电极(5,6)检测胸部的振动,放置在由例如在医疗保健设备中被接受和使用的塑料制成的绝缘盒中。电缆(7)和测量头(1,2)之间的电子连接由可分解的多极连接器(13,14)提供。电极3F用作经典ECG导联系统的“右腿电极”。由电极3和4测量的双极ECG具有以下功能:确定图6中所示的R-R距离(15)和QRS开始(17),并基于上述数据,建立QRS波的开始和结束并定义QT距离(16)。

[0031] 图6解释了ECG测量和处理范围中提到的参数。基于统一的国际共识,在ECG上检测到的波被称为P,Q,R,S,T和U。每个波代表去极化,即电子激活或复极化,即返回心脏特定部分的基线电子状态。图中示出了QRS波或心室波,标志着心室的快速去极化,由小的负Q波组成,其总是不可检测的,具有高达10mV振幅的正R波表明刺激了主要的心室肌肉,以及负S

[0038] 在实施期间的根据本发明的方法的描述中,其仅作为有利示例在图7中呈现,在步骤31中,选择适当的听诊部位(9-12)并且将测量头(1和2)放置在被检查者的身体表面26上。如果测量头(1,2)放置在二尖瓣(9)上方和主动脉瓣(10)上方的听诊部位上,如图4所示,则可以测量第一心音(S1)和第二心音(S2)的左心室信号。同样,如果测量头(1,2)放置在三尖瓣(11)上方和肺动脉瓣(12)上方的听诊部位上,如图4所示,则可以测量第一心音(S1)和第二心音(S2)的左心室信号。通过将测量头1放置在听诊部位9上并且将测量头2放置在听诊部位11上,可以检测S1心音的左右心室分量之间的差异。同样,通过将测量头(1)放置在听诊部位12上并且将测量头(2)放置在听诊部位11上,可以检测到S2心音的左右心室分量之间的差异。在应用本发明的组合测量头期间,主测量头必须放置在二尖瓣“上方”,因为从测量头(2)的ECG电极(4)的信号将进入放大级(18)的反相输入,二尖瓣的ECG电极(3)的信号将进入相位非反相输入,因此记录的信号将类似于标准ECG II信号。并且在测量右心脏期间,测量的ECG变得类似于Frank矢量心电图的Y分量。然而,重要的是,在这两种情况下,我们都会收到一个标志,该标志便于确定电子激活/去极化的开始(即QRS间隔的开始),它被认为是评估和确定T波的结束(即复极化的结束)的参考点,它也可以用于检测左或右束支传导阻滞,并且通过了解它,可以确定S1心音的左右心室分量。

[0039] 在步骤32中,我们执行数据收集,并且其结果在稍后将详细描述的处理之后呈现在放置在主测量头(1)上的显示器(8)上。为了确保数据收集的质量,可以在显示器(8)上可视地跟踪要记录的信号的质量。

[0040] 在处理期间,在步骤33中,基于记录的ECG信号选择多数周期,其中通过循环比较记录的ECG信号来进行多数周期的选择。在这里,我们通过应用相关系数来检查“基准点”(即,具有最陡梯度的点)的 ± 80 毫秒环境的形态相似性。在发展集群中,最密集的集群被认为是多数集群。

[0041] 在步骤34中,通过阈值处理程序确定以下ECG参数:P波的开始,QRS的开始和结束,T波的结束和RR距离(心率的倒数)。在解释S1和S2期间,QRS宽度起到解释与Q波开始相比的S1或S2的延迟的作用。

[0042] 在步骤35中,执行两个PCG信道的信号段的ECG同步平均。数据收集时间在每种组合中是可调节的,但建议存储至少30秒的记录,大约对应于30个心动周期。在信号处理期间,即使在额外节拍或噪声段的情况下,也可以预期至少有25个多数周期可用于通过同步平均来改善信噪比,这导致信噪比的均方根增加约五倍。

[0043] 在步骤36中,将确定边界点,即心音和杂音的开始和结束。在对属于n个多数周期的PCG信号求平均值的情况下,部分重叠信号(J)和噪声信号(Z)之和的均方根将以 $1/n^{1/2}$ 方式趋于零(其中n代表考虑的周期数),在心动周期内的t时间轴上不包含J(t)心音信号,或只存在噪声Z(t)信号。因此,从QRS开始向正方向前进,由平均值引起的均方根的tk值不遵循 $1/n^{1/2}$ 规则,而是在表示无噪声的值附近稳定在恒定值,该tk值被认为是心音信号的开始(或结束)。当确定心音信号的结束时,我们遵循与上述相同的原理,但是朝相反的方向。

[0044] 在两半心脏的情况下,确定S1和S2心音的开始也是步骤37中执行的处理的一部分。利用众所周知的事实,即左心的振动具有比右心更高的频率分量,这些时间点的确定可以通过时频(傅立叶)分析来进行。通过检查ECG的QRS波参数的算法确认获得的结果。根据

Oravetz等人的文章(Circulation,36卷,275-283页)如图36,275-283所示,在左束支传导阻滞和右束支传导阻滞的情况下,S2的开始和其分量的时间存在显著的变化,这具有诊断意义。引用的文章包括两种类型的分支块与正常情况的偏差。例如,在心力衰竭的情况下,N de Oliveira Neto等人的文章“心力衰竭中由电子听诊器获得的收缩时间间隔的异常”根据收缩间期参数的变化提供感兴趣的数据。

[0045] 在步骤38中,处理程序总结不同测量头放置组合的测量值,列出参数并在需要时执行评估。

[0046] 在测量装置的方法和应用期间,可以在连接到测量装置的测量头(1,2)的设备(例如,这可以是智能手机)上为对分析结果感兴趣的专业人员呈现以下信息:

[0047] -记录属于注册周期的所有ECG信号,多数周期的确定基于该信号。此服务仅是详细数据记录的一部分,但不包括在简短结果条款中。

[0048] -每个注册周期中多数ECG周期的一部分,即从ECG上的P波持续到下一周期P波结束的最大4个周期(或等效地从QRS开始到下一周期QRS开始),以及同时注册和平均的两个PCG通道。

[0049] -在注册和/或处理信号上方绘制的垂直标记线是可见的,由设备(智能手机)的算法确定的P波的开始,QRS波的开始和结束以及T波的结束被标记。被检查患者的S1和S2波的开始和结束以及(如果适用)杂音的开始和结束将在两个平均PCG通道上呈现。

[0050] -为了诊断评估,使用不同的颜色呈现健康人群典型的第二标记线网络,左心室QS1和QS2间隔(医学术语,PEP和LVET)值,以及它们的典型标准偏差带。

[0051] 以上描述简要介绍了通过根据本发明的方法可能实现的最重要的数据提供服务。我们的发明的一个重要特征是S1和S2参数的参考参数,这些参数在左心室功能方面是最重要的并且在正常情况下占优势(基于de Oliveira等人:心脏病学网络杂志,2007,第五卷,第二期)可以通过以下回归相关性确定,并呈现在智能手机的显示器上。对其使用这些回归相关性:

[0052] $QS1 = 65 - 0.3HR = PEP$

[0053] 健康男性的心音距离:

[0054] $QS2 = 488 - 1.65HR, S1S2 = 428 - 1.35HR = LVET$

[0055] 健康女性的心音距离:

[0056] $QS2 = 553 - 2.3HR, S1S2 = 498 - 2.1HR = LVET$

[0057] 其中:

[0058] HR: 心率,

[0059] PEP: 左心室射血前期,

[0060] LVET: 左心室射血时间,

[0061] 我们推荐的方法的优点是它适用于任何体质的患者,并且可以与医生的传统听诊实践很好地匹配。与传统的单一测量头/单传感器扫描相比,本发明的不同之处在于,在听诊期间进行的扫描是监测过程的一部分,使用两个测量头进行扫描,这两个测量头记录两个听诊部位的声信号以及解释所需的ECG信号。

[0062] 本方法的另一个有利的实施方式允许设备的内置处理器确定“多数周期”(因此,从处理中排除额外的节拍或噪声节拍)并从其平均值或中值导出噪声减少的最终结果。

[0063] 该方法的另一个优点是,可以通过文献将被检查患者的机电心动周期参数范围与健康人的数据进行比较,从而进行初步专家解释。

[0064] 根据本方法的另一有利实施方式,结果可视地呈现在智能手机(或另一计算设备)的显示面板上,并且还可根据请求(例如,出于教育目的)并行收听可选的PCG信号。

[0065] 设备的另一个优点是测量头组合(1,2)和评估单元(K)之间的无线,例如蓝牙数据通信。

[0066] 附图标记列表

[0067] M:测量单元

[0068] K:评估单元

[0069] 1:测量头

[0070] 2:测量头

[0071] 3,4:电极

[0072] 3F:电极

[0073] 5,6:传感器

[0074] 7:电缆

[0075] 8:显示器

[0076] 9-12:听诊部位

[0077] 13,14:连接器

[0078] 15:R-R距离

[0079] 16:QT距离

[0080] 17:QRS开始

[0081] 18:放大级

[0082] 19:放大级

[0083] 20:多路复用器级

[0084] 21:模数转换器

[0085] 22:处理级

[0086] 23:存储器级

[0087] 24:蓝牙级

[0088] 25:电池

[0089] 26:身体表面

[0090] 31-38:步骤

[0091] S1-S4:心音

[0092] J:信号

[0093] Z:噪声

[0094] t:时间

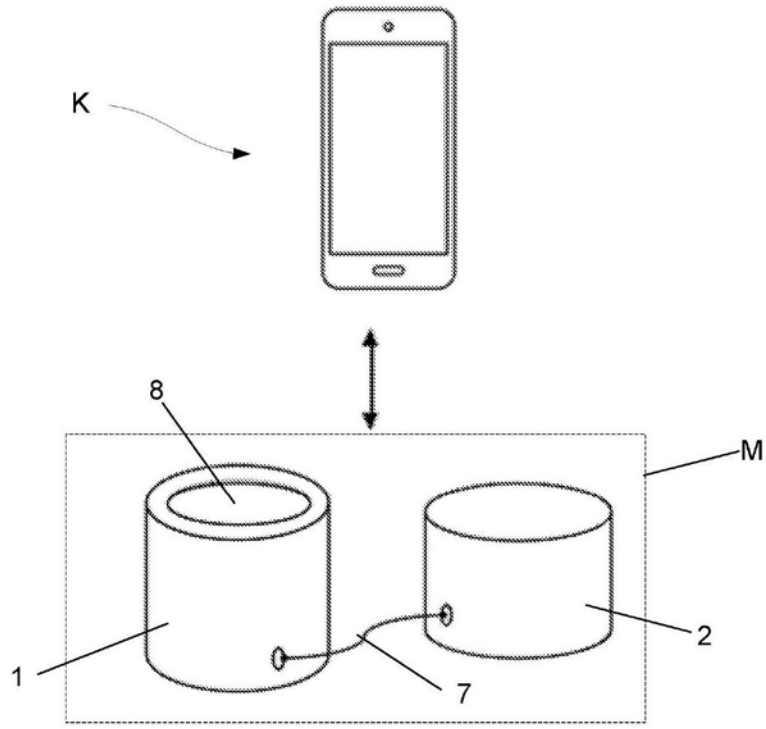


图1

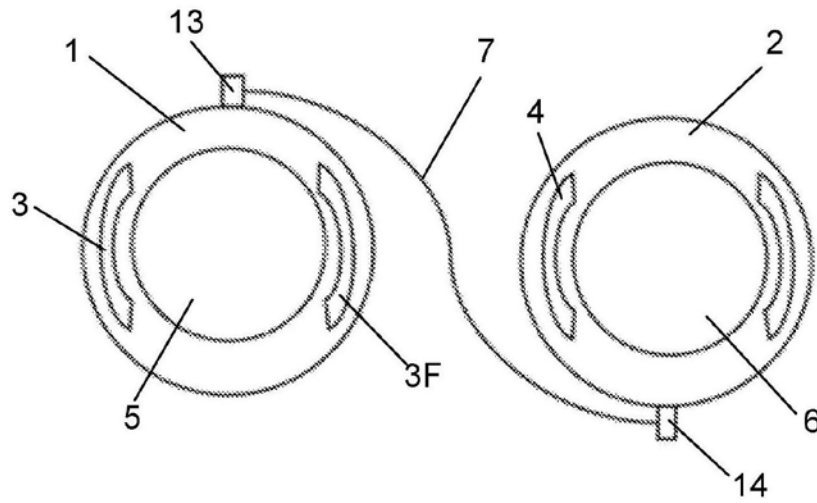


图2

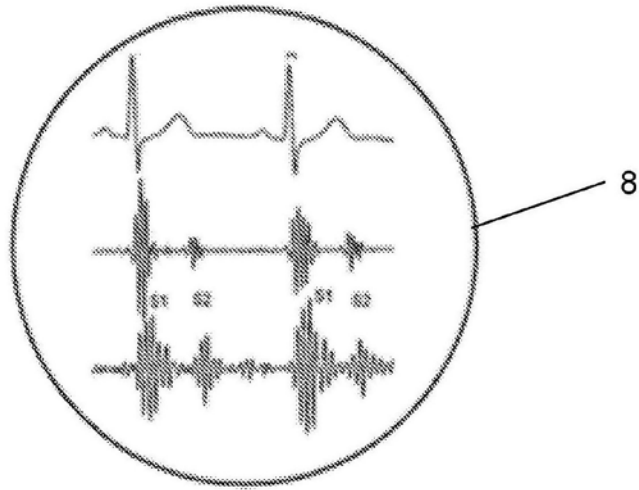


图3

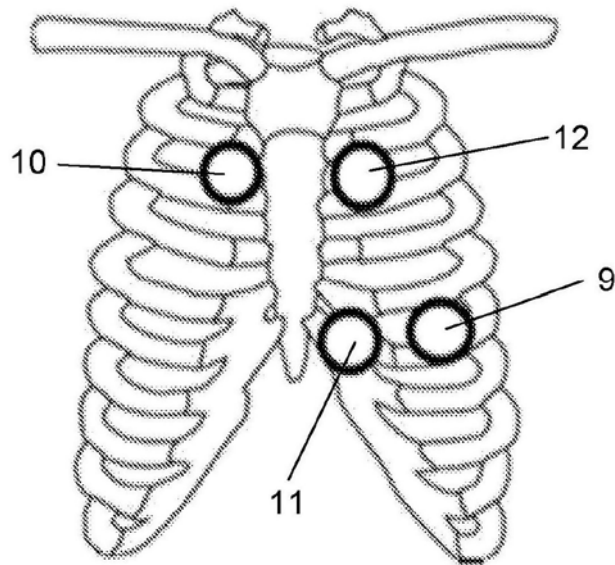


图4

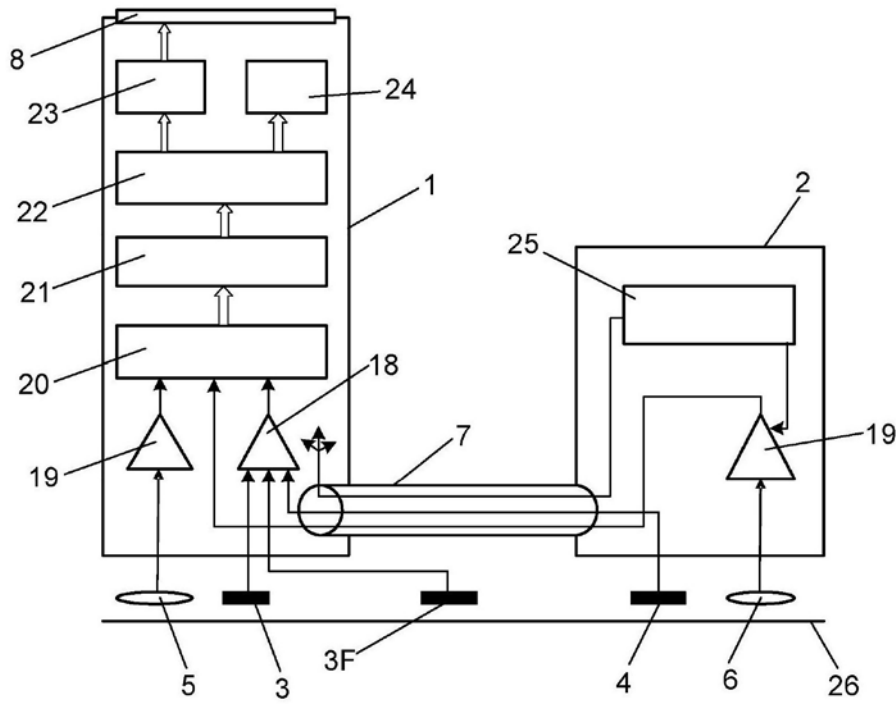


图5

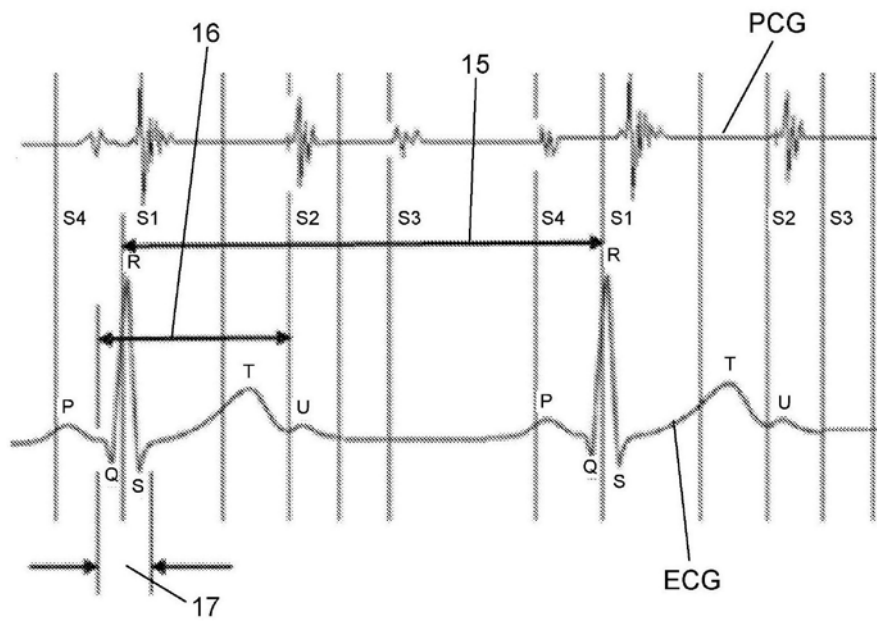


图6

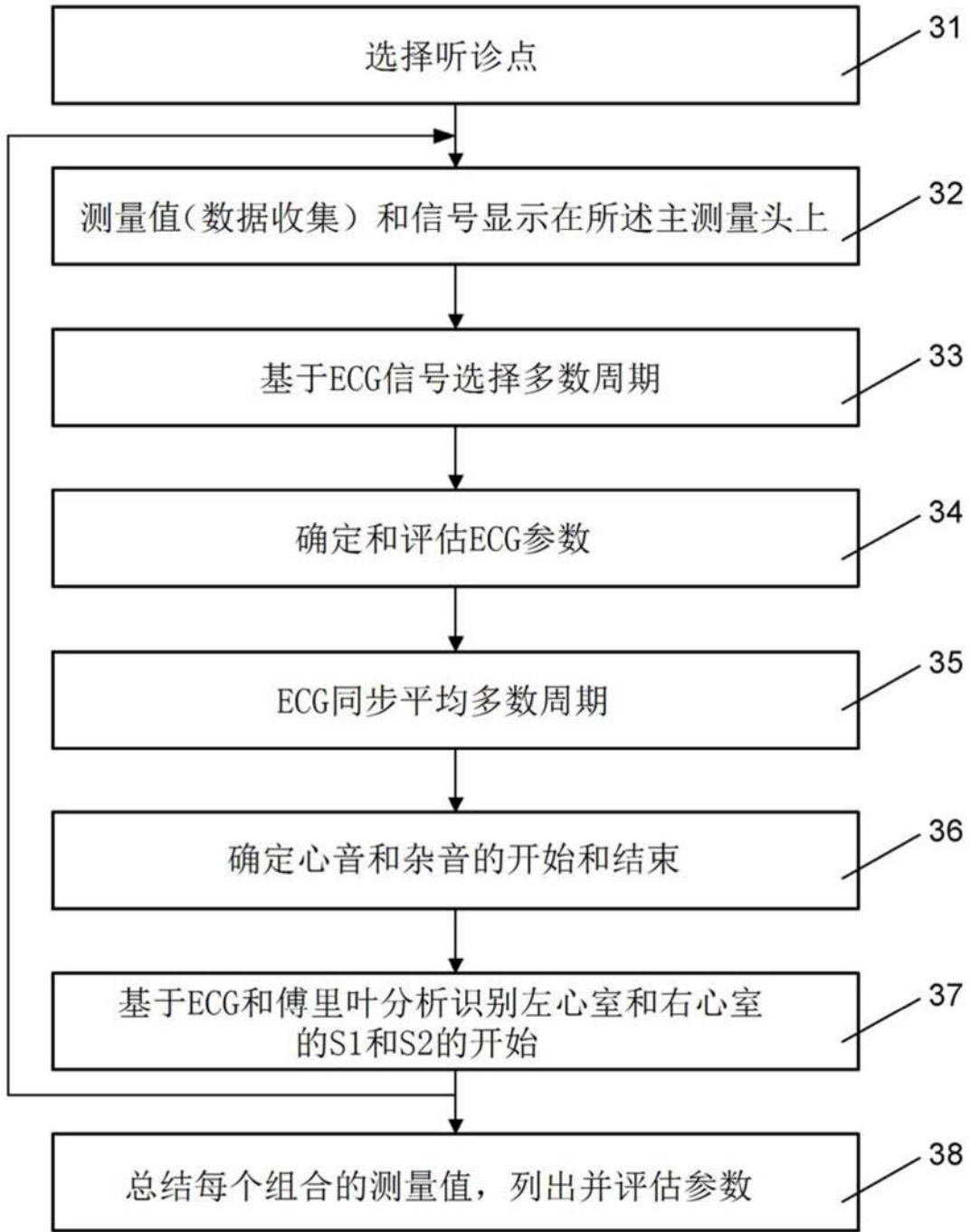


图7

专利名称(译)	用于监测人类心脏的特定活动参数的方法和测量装置		
公开(公告)号	CN109414242A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780034346.5	申请日	2017-05-19
发明人	G·Z·科兹曼 G·科兹曼		
IPC分类号	A61B7/04 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0404		
代理人(译)	王晓晓		
优先权	2016000354 2016-06-01 HU		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一方面，本发明的主题是一种用于监测人类心脏的特定活动参数的方法，其中ECG和PCG信号监测由放置在胸部上的至少两个电极同时执行，使得ECG信号被用作一个锚点，即PCG监测期间的参考时间点，并用一个测量单元(M)进行监测，该测量单元包括一对含有组合ECG和PCG电极的测量头(1, 2)，执行同步实现的控制主测量头和从测量头，以及与上述单元进行无线数据通信连接并且能够进行数据处理的计算评估单元(K)。另一方面，本发明的主题是一种用于监测人体的特定活动参数的测量装置，包括测量单元(M)和与所述测量单元无线通信连接的评估单元(K)。所述测量单元(M)包含两个测量头(1, 2)，设计为主测量头和从测量头(1, 2)。每个测量头(1, 2)包含同时检查心脏机电活动所必需的PCG和ECG电极；所述主测量头(1)包含提供与所述评估单元(K)的无线通信联系的通信级。

