



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111373483 A

(43)申请公布日 2020.07.03

(21)申请号 201880073631.2

(22)申请日 2018.06.22

(30)优先权数据

P1700468 2017.11.17 HU

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.05.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/HU2018/050031 2018.06.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/097269 EN 2019.05.23

(71)申请人 哲尔吉·佐尔坦·科兹曼

地址 匈牙利布达佩斯

申请人 哲尔吉·科兹曼

(72)发明人 哲尔吉·佐尔坦·科兹曼

哲尔吉·科兹曼

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 曾贤伟 许静

(51)Int.Cl.

G16H 20/30(2006.01)

A63B 24/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

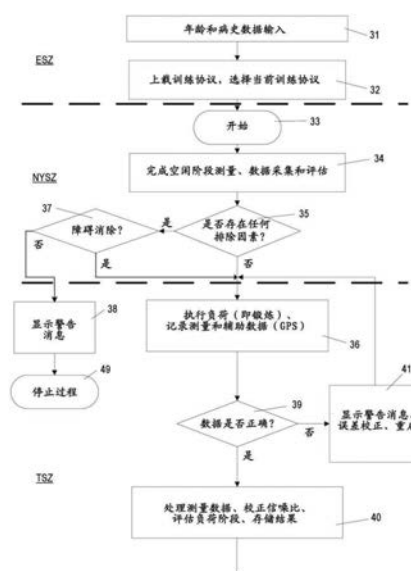
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

监测体力活动特别是体育活动的有效性的方法和设备

(57)摘要

在实现安全和有效的运动或康复活动的个性化监测过程中,在准备区段(ESZ)记录用户既往病史和活动协议数据;在空闲阶段(NYSZ),基于当前心率测量,我们决定是否可以继续该活动;在随后的负荷阶段(TSZ),我们监测与用户的体力活动相关的用户的生理参数的变化,主要是确定心脏的安全运转的参数,并且如果必要的话,提供警告;在随后的再生阶段(RSZ)中,监测心率减速阶段,在时域和频域中计算心率变异性参数,并且所获得的结果在关于下一次训练的监测中被考虑,同时评估空闲阶段(NYSZ)。用于实现该方法的设备包括连接到测量电极和传感器的数据处理单元以及与数据处理单元无线通信的显示单元。后者优选地是智能电话,而数据处理单元包括能够执行该过程的所监测的训练的生理学的专家知识。



1. 一种用于监测体力活动特别是体育活动的有效性的方法,该方法包括以下步骤:
使用放置于用户的上身的一个或多个传感器来检测用户的身体的预定义参数,
将检测到的参数作为电信号传输到评估电子设备,
由所述评估电子设备基于预定标准来评估所述参数,以及
可视化地显示该评估的结果,

其特征在于,所述方法还包括以下步骤:

根据用户的身体尺寸在解剖学上调节传感器,使得布置成矩阵的能够允许的传感器位置的顶行在用户锁骨的高度处并且其最低行在用户肚脐的高度处,

将监测分为三个主要阶段:空闲阶段(NYSZ)、负荷阶段(TSZ)和锻炼后的恢复阶段(RSZ),并附有事先准备区段(ESZ),包括:

在所述空闲阶段(NYSZ)中,考虑到用户的病史和在事先准备区段(ESZ)记录的至少一个训练协议,检查用户对于训练的健康/身体健康状态,并且基于测量的心率和心率变异性参数超过预设限制,发出健康危险警告,

在所述负荷阶段(TSZ)检测训练期间发生的任何危险变化,将预设的警告和停止标准与所述检测到的危险变化相关联,并根据检测到的异常波形,例如指示缺血、频发性心室异位搏动的J点或ST60抬高或压低、PQ、QRS、QT、QT段的积分,来确定病理诊断ECG波参数,

针对每个心动周期的搏出量设置最佳负荷,并发起步调改变以实现所需的动态负荷协议,

在所述负荷阶段(TSZ)之后的所述恢复阶段(RSZ)中监测心率缓和区段,然后计算时域和频域中的心率变异性的参数,

以及当在与下一训练会话相关的监测期间评估所述空闲阶段(NYSZ)时考虑该结果。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括以下步骤:在所述负荷阶段(TSZ)的测量期间将连续生成的心率移动平均值与个性化 HR_{max} 最大心率值或最优心率值进行比较。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述方法还包括以下步骤:使用卡沃南公式确定所述个性化 HR_{max} 最大心率值。

4. 一种用于监测体力活动特别是体育活动的有效性的设备,该设备包括:

放置于用户的上身的至少两个电极,其中,所述至少两个电极固定在电极条带中,

附接到所述电极条带的评估电子设备,所述评估电子设备与所述至少两个电极通信,以及

显示单元,所述显示单元利用与所述评估电子设备通信的移动个人数字计算设备来实现,

其特征在于,

所述至少两个电极(D_I、D_E、D_A、D_S、7_1、7_2、7_3、7_4)是布置在条带(2、6)中的单极或双极导联电极,并且被定位成在解剖学上适合所述用户的身体尺寸,使得确定所述电极(D_I、D_E、D_A、D_S、7_1、7_2、7_3、7_4)的位置的能够容许的测量点矩阵的顶行位于用户锁骨的高度处,其最低行位于用户肚脐的高度处,并且在对于男性和女性身体几何形状都能适用的电极(D_I、D_E、D_A、D_S)条带(2)的情况下,颈带(4)和腰带(2)之间的连接由沿对于身体几何形状不敏感的锁骨延伸的连接带(3)提供,

所述电极(D_I、D_E、D_A、D_S、7_1、7_2、7_3、7_4)与用作所述评估电子设备的数据处理单元(12)处于能够释放的通信连接,

所述数据处理单元(12)使用无线连接与所述显示单元通信。

5.根据权利要求4所述的设备,其特征在于,单极导联电极(7_1、7_2、7_3、7_4)通过由相同值的电阻器(R1-R4)构建的加权网络连接到所述数据处理单元(12)的输入。

6.根据权利要求4所述的设备,其特征在于,所述电极(D_I、D_E、D_A、D_S、7_1、7_2、7_3、7_4)使用圆顶形弹性导电橡胶接触表面来实现。

7.根据权利要求4所述的设备,其特征在于,所述移动个人数字计算设备是智能电话(13)。

8.根据权利要求4至7中的任一项所述的设备,其特征在于,除了所述电极(D_I、D_E、D_A、D_S、7_1、7_2、7_3、7_4),所述设备还包括呼吸传感器(22)。

监测体力活动特别是体育活动的有效性的方法和设备

[0001] 本发明首先涉及根据权利要求1的前序部分的用于监测体力活动(主要是体育活动)的有效性的方法,其次涉及根据权利要求4的前序部分的用于采集预定生物参数(诸如心脏和呼吸数据)、环境温度等和活动参数的设备。

[0002] 存在许多分析体力活动(例如训练)期间的运动和心率的解决方案。已知解决方案的共同特征是将一个或多个传感器单独地或作为装置的集成部件固定在执行活动的人身上,然后一些经过时间测试的算法记录、分析和评估所测量的一个或多个参数,并且优选地使用用户的便携式计算设备(诸如其智能电话)以越来越引人注目的方式向用户显示结果。

[0003] US 7,753,861 B1描述了一种胸带,其包括用于监测进行一些运动的用户的活动的设备。该设备包括加速度传感器,该加速度传感器的信号除了用于获得运动特性之外,还用于获得一些生物信号,例如呼吸率、心率,然后对这些信号进行统计处理。该解决方案的本质是以通过许多设备所理解并管理的通用程式来产生统计。

[0004] US 2016143592 A1描述了用于测量人的心率或肌肉活动(EMG)的便携式电子设备和方法。该设备包括用于生成心率信号或肌肉活动信号的一个或多个心跳或肌肉活动传感器,以及用于生成与该运动相对应的运动信号的运动检测器。另外,该设备具有处理装置,用于从心脏功能信号或肌肉活动信号中检测对应于单独的心跳或肌肉激活的第一事件,以及用于从与超过预定阈值的移动变化的运动信号中检测附加事件。然后该设备根据第一事件产生它们的第一序列;并且根据第一序列确定心跳或肌肉活动参数。在这样做时,它们从第一序列中省略与另外的事件同时发生或以与这些另外的事件相同的频率发生的第一事件。以此方式,该方法允许移除ECG信号和EMG信号的运动诱发元素以用于更准确的运动表现监测和表征,但是其不使用ECG信号来显示运动员或用户的当前健康状态并得出结论。

[0005] DE 102015120045 A1中描述的解决方案使用ECG导联(lead)和加速度传感器。这两个传感器信号的联合评估旨在消除运动噪声对心率信号的影响,以便显示更可靠的数据。

[0006] 然而,无论在理论上还是在实践中,都没有已知的解决方案来检查与上述有关的训练的健康后果,特别是在心脏水平上;尽管根据统计数据,不可忽视的是,许多人由于过度训练而遭受健康损害,而忽视了他们的身体状况。

[0007] 本发明的目的是提供一种系统,其允许我们

[0008] -连续地收集评估进行锻炼的人(以下称为用户或运动员)的当前健康状态所需的典型参数,

[0009] -防止由于以前的“劳累过度”或其他医学原因造成的危险情况的发生,

[0010] -对独自进行或无监测或无持续专家监督的人员,提供训练强度校正的自动建议。

[0011] 导致本发明的基本实现在于有可能使用日益流行的“健身”设备以及同样流行的智能手机来创建用于上述目的的系统(即,方法和设备),该“健身”设备能够检测、报告和传输某些身体特征-并且是人们现在乐于购买和使用的-,只要我们能够使该系统能够提供现有设备所提供的已知常规功能之外的附加功能。

[0012] 在已知解决方案的情况下,诸如脉冲传感器之类的生物状态传感器不适合于在医

学意义上进行更深入的分析,但是即使它们适合,参见ECG电极,它们的通常放置对于医学解释来说也不是最佳的,这排除了对诸如IHD(缺血性心脏病)、VT/VF(室性心动过速/心室纤颤)、心脏超负荷等危险医学情况或后果的识别;结果,不可能使训练的基本目标与个人的健康状况相匹配。

[0013] 该目的一方面通过根据权利要求1的特征的方法实现,另一方面通过根据权利要求4的特征的设备实现。在从属权利要求中描述了本发明的优选实施例。

[0014] 由本发明的方法提供的最重要的附加服务-超过通常仅基于脉搏测量来测量HR(即,心率)的当前解决方案-包括:

[0015] 当基于诸如静息心率(HR)之类的参数以及(如果可用的话)先前负荷的再生阶段中的心率和心率变异性(HRV)来检查针对训练的身体健康状况时,如果较新的训练能引发心肌超负荷的话,可以例如在设备的显示单元上以潜在危险的指示颜色给出声学 and/或视觉信号。

[0016] 在训练后的身体和健康状况的检查中,心率恢复(HRR)和再生阶段心率变异性(HRV)参数可以在平静条件下在时域和频域中测量;并且其它相关参数可以通过计算来确定,例如描述交感神经和副交感神经控制、呼吸频率等的参数。

[0017] 和锻炼ECG测试一样,我们可以在训练期间检测危险的变化;在这里,优选地我们能区分警告和停止标准。检测到的心电图(ECG)波形的异常变化可用于测量和计算病理诊断ECG波参数PQ值、QRS值、QT值、表示所谓的心室复极异质性的QT段积分、指示缺血的点J、以及ST60抬高或压低和频发性心室异位搏动。

[0018] 可以实现训练的两个主要调节任务:我们可以确保对于每个心动周期的最大搏出量的最佳负荷,并且通过声学 and/或视觉信号发起步调(pace)改变以实现所需的动态负荷协议。在优选实施例的情况下,必要的干预(本质上是反馈)由运动员他或她自己执行;例如,通过改变跑步的步调,基于形成该方法的基本要素的分析。

[0019] 由于上述特征,实施本发明方法的设备同样适用于运动员和康复训练。该设备的新颖性在于,其可以从单个单极导联信号中检测到作为停止标准的前壁或后壁缺血(参见图1B);因此,其可以被视为辅助训练的调节功能的工具,该调节功能可以基于异常心率的声学 and/或视觉信号来定制运动员在期望方向上的表现。目前的设备不能做到这一点。

[0020] 本发明的方法和装置将提供在不同能力水平(即,用户、训练员和医师)下使用的各种细节中的数据,以允许跟踪具有趋势曲线的训练参数的改进,并且如果需要,可以将预处理的数据传送到数据库或者甚至传送到云端。

[0021] 在调整参数对应于健康状态的情况下,该方法和设备既可用于运动员,也可用于康复活动。

[0022] 现在将参照示例性方法和装置并参照附图更详细地描述本发明,在附图中:

[0023] 图1A、图1B示出了用于实施本发明的方法的道尔(Dower)电极结构和单极电极结构,示意性地示出了装置的电极条带以及处理单元和显示单元,

[0024] 图2示出了假设单极电极结构的情况下示意图形式的设备的处理单元的可能设计,

[0025] 图3示出了假设Dower的电极结构的情况下示意图形式的设备的处理单元的可能设计,

[0026] 图4A、图4B示出了本发明的方法的可能实施例的流程图，

[0027] 图5解释了线性基线估计，以及

[0028] 图6示出了健康和病理(缺血)病例中ECG波参数的解释和示例。

[0029] 与商业上可获得的、当前使用的传感器结构不同，我们提出两种类型的新结构，一种新的单极解决方案(参见图1B)，以及一种由三个双极导联组成的、尚未用于此目的的解决方案(参见图1A)。在这两种情况下，我们的目标是提供一种检测由超负荷引起的病理性即缺血改变、VT/VF趋势和心室功能紊乱的解决方案；基于此，系统将自动建议降低或暂停负荷强度，甚至中断训练。

[0030] 图1A示出了Dower的电极结构；图1B示出了作为本发明的装置的一部分的单极电极结构。

[0031] 如图1A所示，三个电极D_I、D_E、D_A附接到较窄的条带2，条带2在活动之前安装在用户的胸部上。该结构的第四电极D_S方便地位于连接到条带2的连接条带3上，以确保电极D_S位于正确的位置。在该示例中，呼吸传感器22固定在条带2上，但是其精确定位不是关键的。在实践中，连接条带3与带4联接，当带4系到用户的颈部时，带4固定连接条带3以防掉落。双极D_E、D_A、D_S、D_I电极和呼吸传感器22的端子使用可释放连接器连接到固定在条带2上的连接器5。

[0032] 观察图1A，可能会引起一些混淆，仅为了解释的目的，我们示出了本领域已知的192电极结构的电极布置的展开表示，以便使得电极D_E、D_A、D_S、D_I的布置明确，但是实际上，电极D_E、D_A、D_S、D_I和呼吸传感器22专门由条带2承载。

[0033] 然而，在图1B中，示出并应用了条带6；其本身通过其尺寸和形状实现192电极结构。因为其在较大的表面上与用户的身体接触，所以其优选是穿孔的。在条带6上，也固定四个单极电极7_1、7_2、7_3、7_4，使得电极7_1、7_2、7_3、7_4中的每一个位于条带6的与用户身体的不同部分接触的部分中，并且该结构包括用作中心端子的第五CT中心端子。这些部分在图1B中用虚线标记，并且可以区分以下部分：接触用户身体的前表面的区段8、接触用户的两个侧表面的区段9和10、以及接触用户背部的区段11。这里，在提供可释放的连接器的情况下，7_1、7_2、7_3、7_4电极的端子也连接到固定在条带6上的连接器5。

[0034] 对于本领域技术人员来说并非出乎意料的是，条带2和条带6都设置有本领域中常用的联接元件，例如带扣和维可牢尼龙搭扣(Velcro fastener)，出于清楚的目的和由于它们的明显性，这些联接元件在图中未示出。附图中的条带2和6示出了电极D_E、D_A、D_S、D_I、7_1、7_2、7_3、7_4的正确放置。这些可以安装在诸如压缩T恤的服装中，以确保更稳定的传感器-身体表面接触。

[0035] 所提供的这两种电极结构的基本要素在于，电极D_E、D_A、D_S、D_I、7_1、7_2、7_3、7_4的位置不是任意的，而是在解剖学上被确定的。依赖于用户的放置通过与192电极体表电势映射所使用的等距布局相关的基础研究结果来确定，这也是文献中已知的。详见Kozmann G.等人的参考著作：IEEE Trans Biomed Eng.1991年11月；38(11):1061-8. [G.Kozmann et al:IEEE Trans Biomed Eng.Nov 1991;38(11):1061-8]。

[0036] 为了实现本发明的方法，除了图1A和图1B中概述的胸带1之外，还需要评估电子设备，该评估电子设备由所示示例中的数据处理单元12以及优选地并且在所示示例中为智能电话13的向用户提供信息的显示单元构成。

[0037] 在本发明的实施例中,被构造为单独的轻型单元的数据处理单元12的主要功能单元以能够释放的方式附接到连接器5,但没有丢失的风险,这些主要功能单元在图2和图3中示出,表示以所使用的电极的类型为依据的偏差。数据处理单元12在图2中示出,并且单极7_1、7_2、7_3、7_4电极经由由相同R1-R4值的电阻器构建的加权网络连接到输入放大器级14的一个输入,而放大器的另一个输入连接到CT端子。呼吸传感器22连接到附加的输入放大器级15。放大器级14、15的输出通常连接到多路复用器16。多路复用器16的输出连接到模数转换器17的输入,模数转换器17输出到处理器18,处理器18的数据输出连接到蓝牙级19,蓝牙级19配置数据处理单元12和智能电话13之间的通信,以已知方式提供与智能电话13的无线连接和通信。如果需要,后者(智能手机13)可以与云服务20接触。

[0038] 数据处理单元12的能量供应由电源21提供,如本领域中常见的,电源21经由在图中象征性地指示的有线连接而连接到各个级。电源21优选地是容易更换的或可再充电的电池。

[0039] 在数据处理单元12中执行测量参数的处理和评估,这由智能电话13进行控制。在后一种情况下,我们除了控制之外不执行实质性处理,其仅用于显示结果、指令和辅助数据。例如,当智能电话13具有定位能力时,在使用智能电话13进行结果的通信期间提供训练路径的地理数据。对于本领域技术人员显而易见的是,也可以借助于智能电话13,诸如云服务20,利用可以向其发送接收到的信号和数据的任何合适的设备来执行处理。

[0040] 图3所示的数据处理单元12与图2所示的数据处理单元的不同之处在于使用Dower D_I、D_E、D_A、D_S电极作为输入传感器。这些输入传感器和呼吸传感器22连接到数据处理单元12的输入放大器级23、24、25、26,并且放大器级23、24、25、26的输出连接到多路复用器16的输入。关于数据处理单元12的进一步设计和操作细节,我们参考与图2相关的描述。

[0041] 智能电话13-或者例如固定到用户手臂的智能手表-基于接收到的心率反馈来提供语音和/或光信号以在训练期间通知用户控制训练强度。

[0042] 胸带1被定位成在解剖学上适合用户的身体尺寸。医学上能够允许的测量点,即D_I、D_E、D_A、D_S电极位置的矩阵被分配到用户的身体,使得矩阵的顶行与顶部D_S电极一起在用户锁骨的高度处接触用户的身体,而矩阵的最低行与最低D_I、D_E、D_A电极中的一个或多个电极一起在用户肚脐的高度处接触用户的身体。矩阵的下行和上行之间的距离被等距离地划分,使得D_I、D_E、D_A、D_S电极的位置可以被调整为任何个体尺寸。

[0043] 单极导联所需的CT中心端子信号与通过由相同的R1-R4值电阻构成的加权网络所连接的7_1、7_2、7_4电极的信号之和在基尔霍夫回路规则下结果为零电位。

[0044] 附图中的电极7_1、7_2、7_3、7_4的数目是四个,但是其可以是两个的任意其它倍数。该实施方式使用用于医疗领域的圆顶形弹性导电橡胶接触表面,其甚至在具有轻微凸和轻微凹的体曲度的情况下提供良好的接触。7_1、7_2、7_3、7_4电极彼此相隔很远,以致于可以认为肌肉噪声是不相关的,从而提供空间噪声滤波。

[0045] 在Dower结构中,条带2被设计成对于男性和女性身体几何形状都能够适用,这通过以下事实而被允许:由于颈带4和腰带2之间的连接是通过沿对身体几何形状不敏感的锁骨延伸的连接带3来提供的。对于由导电橡胶形成的D_I、D_E、D_A、D_S电极,上述说明也适用于这种情况。

[0046] 本发明的方法旨在通过使用放置在用户上身的一个或多个传感器感测用户身体

的预定义参数来监测和评估效率并检查用户的身体活动、特别是其体育活动的安全性。在我们的方法中,用户是执行训练的人,其在活动期间将传感器临时固定在他的胸部上。这样的传感器在我们的方法中的使用包括在ECG测试领域中使用的公知的D_I、D_E、D_A、D_S、7_1、7_2、7_3、7_4电极,以及能够感测诸如呼吸或环境温度之类的其他参数的设备,如呼吸传感器22。如在这些方法中常见的,检测到的参数作为电信号传输到评估电子设备,这意味着电极和传感器与评估电子设备连接,后者(评估电子设备)在我们的方法中由数据处理单元12实现。类似于已知的现有技术解决方案,基于预定标准来评估参数,即测量信号,并且可视化地显示该评估的结果,但是我们的过程的新颖性在于评估本身,这在下面详细示出。

[0047] 本发明的方法基本上由三加一阶段组成,如图4A和图4B所示,这些阶段由水平虚线分开。加一区段(section)是所谓的ESZ准备区段,通过该区段,我们将提供如下的所有数据,上述所有数据是我们完成了实现方法期间的目标所需的的活动而需要的所有数据。作为这样的数据,我们考虑可处理的形式用户病史的输入,以及后续训练的变化和协议的输入和记录。

[0048] 提到的三个主要阶段中的第一个阶段是NYSZ空闲阶段,其是锻炼前阶段。在这样做时,我们确定用户的 HR_0 静息心率,优选地测量用户的 HR_0 静息心率,并且使用测量的数据,我们计算在训练期间能够允许的 HR_{max} 最大心率和在锻炼期间要实现的 HR_{target} 目标心率的值。我们使用从文献中已知的回归关系来估计表征负荷能力的 $VO2_{max}$ 参数,其指示肺能够吸收并且能够输送的氧气的最大量。

[0049] 在随后的TSZ负荷阶段中,除了对训练目标和影响执行训练的用户的的安全性参数的连续监测和评估之外,我们还借助于预先存储在数据处理单元12中的软件程序来控制计划的训练程序的运行-这不是本发明的主题,因此没有必要对其进行详细描述-上述控制自动地或可能地由智能电话13控制,并且我们确保在锻炼期间测量的心率不超过由每个心动周期的最大搏出量确定的值(也称为搏出量)。在这样的负荷下,即使在长时间训练期间心率也不会增加。

[0050] 在TSZ负荷阶段之后,在RSZ再生阶段期间,1分钟和2分钟休息的HRR1和HRR2心率参数被确定为在TSZ负荷阶段完成(即训练结束)后1分钟和2分钟的HRR心率储备。我们确定了在RSZ再生阶段的第3分钟之后采样的连续ECG R波长的SDNN变化;以及低频带(LF:0.04-0.15Hz)和低频带(HF:0.15-0.4Hz)中的功率密度谱的能量,其使用RSZ再生阶段的血流速度图的傅立叶变换来计算;以及这两者的商,LF/HF参数;并且总结和记录训练事件。

[0051] 在本发明的方法期间,我们可以在三个阶段干预训练的计划过程:

[0052] a) 在所呈现的两种电极结构的情况下,基于NYSZ空闲阶段的测量数据,我们可以建议跳过或放松计划的日常锻炼,例如,由于先前的艰苦训练导致的异常LF/HF值所反映的心脏疲劳,或者如果NYSZ空闲阶段的异位搏动的频率大于每分钟15次,或者甚至由于异常的“心室复极异质性”。

[0053] b) 在TSZ负荷阶段期间由负荷引起的危险情况下,如检测到频发性异位搏动、缺血体征、心脏骤停(SCA)的危险,我们可以建议中断负荷,即训练,类似于在医学监督下进行的锻炼ECG测试。

[0054] c) 在负荷之后,监测心率缓和段,然后计算心率变异性在时域和频域中的参数。当确定经过的时间(例如,最后一天的休息)不足以恢复LF/HF的降低的生理值时,我们反馈通

过该过程获得的信息以用于下一训练的第一阶段的评估。

[0055] 单极导联结构的新颖性在于,如果电极7_1、7_2、7_3、7_4的位置对应于所示的附图,则所测量的信号-除了指示心率并示出ECG波(PQ、QRS、QT)的更重要的时间参数、心律失常、由负荷引起的缺血的ST60或点J异常压低或抬高之外,其中的异常压低或抬高是相对于静息值的负位移或正位移-还显示了这一事实以及其心室定位,即,如图6所示的前部或下部,其中示出了由垂直虚线彼此分开的对应于E_A健康状态的波形和K_A异常状态的波形。在E_A健康状态波形上,可以容易地识别区段PQ、QRS、QT、ST和点J的位置,如在K_A异常状态波形的情况下,可以容易地识别点J、点ST60的位置以及在这种情况下ST压低的位置。

[0056] 在Dower的测量的情况下,在D_A和D_I、D_E和D_I、D_S和D_I电极之间测量的U_{AI}、U_{EI}、U_{SI}电势差到弗兰克(Frank)正交X、Y、Z导联的近似转换由US4,850,370中描述的方程完成。电极E、A、S、I在索引中相对于192导联系统的位置在该文献的图1中示出。在本方法中使用的变换方程:

[0057] $X = 0.610U_{AI} + 0.171U_{EI}$

[0058] $Y = 0.354U_{AI} - 1.000U_{SI}$

[0059] $Z = 0.869U_{AI} - 0.605U_{EI}$

[0060] 呼吸频率检测是可选的,例如通过已知的感应位移传感器22呼吸传感器。

[0061] 在示例过程开始时的ESZ准备区段中,我们将设置所采用的测量协议,并且基于所输入的年龄和医学历史数据,使用以下公式来确定个性化最大可容许心率HR_{max}的值:

[0062] $HR_{max} = 220 - \text{年龄(岁)}$

[0063] 然后我们使用卡沃南(Karvonen)公式来计算目标心率HR_{target},目标是在训练期间达到并保持:

[0064] $HR = (HR_{max} - HR_0) \times \text{强度}\% + HR_0$,

[0065] 其中,HR₀是静息心率。

[0066] 通过将HR₀域和HR_{max}域分成10个区段来开始确定公式中的强度%(intensity%)值。然后,使用心率控制系统,在恒定负荷下,我们努力将选定子域中心处的心率保持在值“强度%”。

[0067] 在训练期间要实现的HR_{target}心率取决于用户的健身水平,因此需要不时地检查并在必要时修改。

[0068] 图4以流程图的形式示出了本发明方法的优选实施方式。

[0069] ESZ准备区段

[0070] 如果可用,则在步骤31中输入历史数据,并且在步骤32中使用定制的训练协议来设置休息(即状态评估)、负荷和再生的各阶段;以及预热、负荷和减少协议等。在负荷协议中,还可以选择设置脉冲负荷。将通过下文概述的规则来确保这一目标的实施。

[0071] 在执行上述步骤一次之后,我们将在步骤33中移动到实际阶段。

[0072] NYSZ空闲阶段

[0073] 在步骤34中,我们执行休息测量、数据收集和评估,其持续时间被定义为训练协议内的输入参数。在此期间,我们每分钟进行一次心律失常检查,以确定房颤和频发性(>15/min)的心室额外搏动。根据Tubolyés mtsi的文章IME,XVIévf.6.sz.46-49o.[Tuboly et

a1:IME, Vol.16, No.6, Pp.46-49]中描述的方法,房颤测试基于作为x坐标和y坐标的RR(i)和RR(i-1)连续搏动之间的距离的庞加莱(Poincare)图。在一分钟时段结束时,确定并显示具有相关关键ECG波参数(PQ、QRS、QT)的平均周期,并且根据以下公式计算心率变异性(HRV)的CV的时域值和中值HR₀静息心率的相对变化:

[0074] $CV = SD/M \times 100\%$

[0075] 其中,SD为标准偏差,M为平均值。

[0076] 心率变异性(HRV)波动的生理程度的医学判断基于Baron和Ewing的结果,参见Baron和Ewing所著:临床神经生理学实践的推荐(Recommendation for the Practice of Clinical Neurophysiology),第7章,1999,Elsevier Science B.V.(爱思唯尔科学公司)。

[0077] 如果HRV数据显著低于年龄适当值,则根据统计F检验,例如借助于智能电话13上的消息推荐医学/运动医生的检查。

[0078] 然后,我们根据例如Schneider J: Lung.2013年10月;191(5):449-58的方法,使用以下回归方程而无需实际肺活量测量来估计V02_{max}参数,即肺的最大氧吸收能力。

[0079] V02_{max}: 男性 = $-28 \times \text{年龄(岁)} + 4,000 \text{ (ml/min)}$;

[0080] 女性 = $-20 \times \text{年龄(岁)} + 2,700 \text{ (ml/min)}$;

[0081] 或按重量单位:

[0082] V02_{max}/kg: 男性 = $-0.42 \times \text{年龄(岁)} + 58 \text{ ml/min/kg}$;

[0083] 女性 = $-0.35 \times \text{年龄(岁)} + 46 \text{ (ml/min/kg)}$

[0084] 在步骤35中,基于以上数据确定负荷能力,即,训练的可行性,对于该负荷能力,“是”或“否”答案是可能的。在“是”的情况下,在步骤36中开始TSZ负荷阶段。在“否”决定的情况下,中断该过程,并且在步骤37中校正防止负荷的因素,或者在步骤38中在智能电话13上向用户显示消息,以让他们知道该消息。在NYSZ空闲阶段获得或确定的数据稍后将被包括在传送训练会话的结果时的概要中。

[0085] TSZ负荷阶段

[0086] 在该示例中,如果没有产生保护/禁止条件(例如,智能电话13的显示器上的警报),则在NYSZ空闲阶段结束之后自动触发负荷阶段。如果有,则需要人工决策,这在步骤37中完成。

[0087] 如果对在执行负荷期间(即,在训练会话期间)收集的数据的检查在步骤39中确定所采用的ECG放大器保持在线性范围内(即,没有过载),并且噪声水平也不超过预定比例,则在步骤40中,我们对在训练期间记录的数据执行实质性处理。否则,我们不执行该处理,而是在步骤41中,我们给出警报,执行过载或噪声的原因的检测和消除,并且恢复数据收集。

[0088] 在负荷区段中,在该示例中,执行滑动平均评估。直接对在单导联单极电极结构的情况下获得的信号执行操作,并且在具有三个双极导联的Dower电极结构的情况下,我们还利用由前述回归公式导出的弗兰克的X-导联信号对一个导联执行操作。

[0089] 对此的解释是,如果受试者由于负荷而经历缺血,则ECG ST段的变化出现在X导联中的90%的情况中和Y导联中的10%的情况中,例如从以下文献已知的:Chou T,Knilians T.K:临床实践中的心电图(Electrocardiography in Clinical Practice),第4版第10章,桑德斯公司(Saunders Comp.),费城,1996年。

[0090] 在数据处理期间,通过ECG QRS复基准(参考点)的线性基线校正,即基于由QRS的最陡梯度点确定的点的线性基线校正,来校正信号的信噪比,参见图5。该图示出了ECG信号50和由此生成的线性基线51。基线噪声本质上是随机的,其中大部分可以通过所谓的同步平均来消除,同步平均可以相对于“基准”(即参考点)来完成。在基线校正之后,在形成以一分钟时段为特征的中位或主要中位心动周期之前,连续心动周期的诊断上重要的QT段相对于RR距离而被标准化,在这种情况下使用巴泽特(Bazett)公式:

[0091] $QT_c = QT_m / \sqrt{RR}$ 。

[0092] 然后通过基于已知相关方法的聚类方法确定“主要心动周期”,随后导出形成有时间平均或中值的归一化且“基准”(即,参考点)同步的大多数心动周期。应该注意的是,相关文献提出了比Bazett公式更精确的归一化方法,任何一种方法都可以用于我们的方法。例如,Malik M等人“Heart(心脏)”,2002年三月;87(3):220-8。

[0093] 存储平均的、时间参数化的ECG曲线,随后在步骤42中基于ECG的点J和ST60的幅度确定-在负荷过程期间-是否检测到与危险缺血相关联的显著抬高或压低-参见图6-在这种情况下,将确定基于危险分析的停止。作为判定阈值,在本示例中采用100mV。

[0094] 在步骤43中,如果在分析的一分钟时间段内超过15%的检测到的心动周期处于具有除主要心动周期之外的形状特征的聚类(cluster)中,而所得到的少数聚类具有大的形状相似性,相关系数大于0.8,则发出警报。这意味着频繁的、相同焦点的异位搏动。

[0095] 在危险分析期间,每分钟计算大多数周期的QT段的积分。如果QT段的积分>阈值K1,则VT/VF出现的概率被认为是最小的,这在该示例中由绿色指示给用户。如果K2<QT段的积分<K1,则VT/VF的机会已经适度增加,这通过黄色向用户指示,并且如果QT段的积分<K1,则VT/VF的机会已经显著增加,并且这将通过例如红色向用户发信号,作为叫停。与此直接相关的其他考虑和细节可以参见以下文献:Kozmann Gyés mtsi:“Kardiovaszkuláris rizikótényezők okostelefonos vizsgálata”,IME:15.évf.4.sz.,42-46.[Gy.Kozmann et al:“心血管危险因素的智能手机检查(Smartphone examination of cardiovascular risk factors)”IME:Vol.15,No.4,pp.42-46.]

[0096] 在负荷阶段期间,由于实时监测,当心率在分析的一分钟范围内达到基于静息测量而设置的 $-HR_{target}$ 目标心率值时,显示信号。对于实现动态负荷协议所需的步调改变,在预定的心率过低/过高的情况下,当在步骤44中确定在达到 $-HR_{target}$ 目标心率值之后,在连续的物理负荷下,心率连续增加(漂移);因此,其超过所选范围的上限,在步骤45中,通过视觉和/或声学指示来指示用户减小其运动的强度,即,执行所谓的 f_{max} 控制。相反,如果心率下降到低于所选范围的下限,则我们可以发起执行的提高。通过这样的控制,我们可以确保用户以最优的搏动量(stroke volume)来执行他们的训练。执行指令是用户的责任。

[0097] 根据协议,在步骤46中在预定时间段结束时完成负荷,即训练。

[0098] RSZ再生阶段

[0099] 在TSZ负荷阶段之后,在步骤47中执行RSZ再生阶段的测量。在1分钟和2分钟后,计算HRR1和HRR2心率降低参数。在现有医学知识的帮助下,在总结训练结果的基础上,从医学角度对HRR的价值进行了评估。在异常情况下,当心率降低缓慢时,参数的值可以指示心力衰竭。

[0100] 在第3分钟之后,与空闲阶段一样,每分钟进行一次心律失常测试。在RSZ再生阶段

结束时,RSZ再生阶段的长度也被认为是输入参数,针对RSZ再生阶段确定平均周期和相关联的波形参数以及心率变异性。所获得的结果可以在下一次(例如,第二天)与该时间的静息测量值进行比较,并且可以用于发信号通知心脏疲劳,并且基于此,简化这一天的训练或者甚至指示用户放弃该训练。与心律失常检查一样,在平均和心率变异性计算期间,RSZ再生阶段的前三分钟被忽略。

[0101] 之后,在步骤48中聚集测量结果。为此,如果可用的话,我们使用GPS数据进行定位,并且结果被显示在智能电话13上。

[0102] 为了能够回顾性分析整个心率记录,即在NYSZ空闲阶段、TSZ负荷阶段和RSZ再生阶段中记录的心率记录,还存储平均信号区段并且如果使用呼吸传感器22,则还存储它们相关联的心脏和呼吸频率。

[0103] 在常规锻炼的情况下,我们可以根据指示搏出量增加的结果来编辑趋势曲线。被参考的趋势曲线表征以下施耐德(Schneider)相关性对于与最佳搏出量相关联的 $VO2_{max}$ 值的改善。使用Schneider回归相关性,与在训练期间完成的目标HR对应的 $VO2_{max}/HR$ 的值为:

[0104] 男性 $=-0.10 \times \text{年龄(岁)} + 20.50 \text{ml/min/心率}$;

[0105] 女性 $=-0.05 \times \text{年龄(岁)} + 13 \text{(ml/min/心率)}$ 。

[0106] 上述结果包括在测量总结中。

[0107] 在聚合之后,我们显示测量结果:

[0108] -用图形表示的协议,

[0109] -静息状态的 HR_0 特性,根据年龄和 HR_0 计算的 HR_{max} 值和 HR_{target} 值,HRV,即时域和频域中的心率变异性参数,二进制的、好/不好类别的估计的静息状态 $VO2_{max}$ 参数,

[0110] -电流测量的代表性负荷信号区段,例如 $HR(t)$ 时间函数和根据时间的ECG(t)波形的变化,以二进制的、好/不好类别形式而获得的结果的评估,

[0111] -RSZ再生区段的HRR1和HRR2心率参数,以及静息时间三分钟后的时域和频域的HRV,即心率变异性参数,负荷后的 $VO2_{max}$ 估值和以二进制的、好/不好类别形式而获得的结果的评估,

[0112] -如果锻炼包括跑步,则基于GPS数据服务(如果可用)识别踪迹,

[0113] -基于先前表征健康和健身状态(如果可用的话)的测量结果的趋势和结论。

[0114] 数据可以以方便地压缩和安全加密的形式被发送到云存储服务20的数据库以记录健康状态,这可以有助于回顾长期结果。

[0115] 附图标记列表

[0116] 1 胸带

[0117] 2 条带

[0118] D_I、D_E、D_A、D_S 电极

[0119] 3 连接条带

[0120] 4 带

[0121] 5 连接器

[0122] 6 条带

[0123] 7_1、7_2、7_3、7_4 电极

[0124] 8、9、10、11 区段

- [0125] 12 数据处理单元
- [0126] 13 智能电话
- [0127] 14、15 放大器级
- [0128] 16 多路复用器
- [0129] 17 模数转换器
- [0130] 18 处理器
- [0131] 19 蓝牙阶段
- [0132] 20 云服务
- [0133] 21 电源
- [0134] 22 呼吸传感器
- [0135] 23、24、25、26 放大器级
- [0136] R1、R2、R3、R4 电阻器
- [0137] 31-48 步骤
- [0138] CT 中心端子
- [0139] ESZ 准备区段
- [0140] NYSZ 空闲阶段
- [0141] TSZ 负荷阶段
- [0142] RSZ 再生阶段
- [0143] RR 距离
- [0144] 50 ECG信号
- [0145] 51 线性基线
- [0146] $E\dot{A}$ 健康状态
- [0147] $K\dot{A}$ 异常状态
- [0148] PQ 段
- [0149] QRS 段
- [0150] QT 段
- [0151] ST 段
- [0152] J 点
- [0153] ST60 点

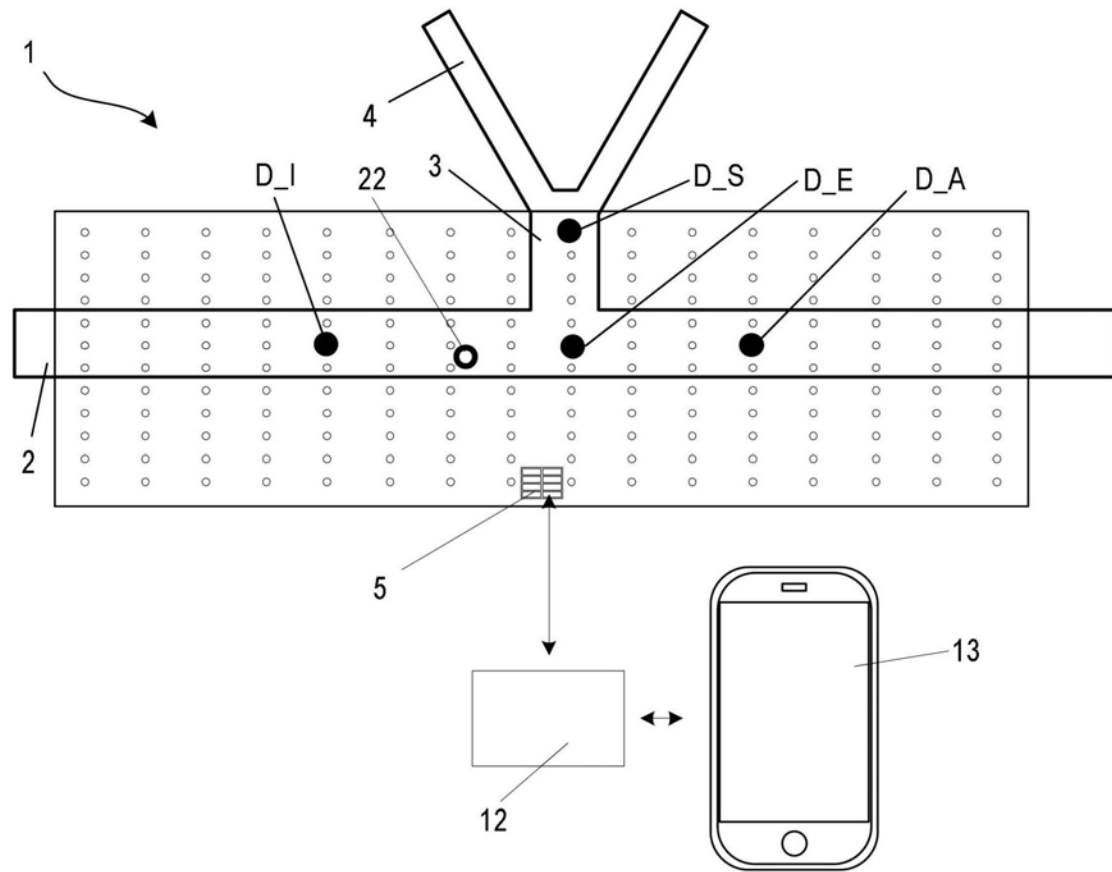


图1A

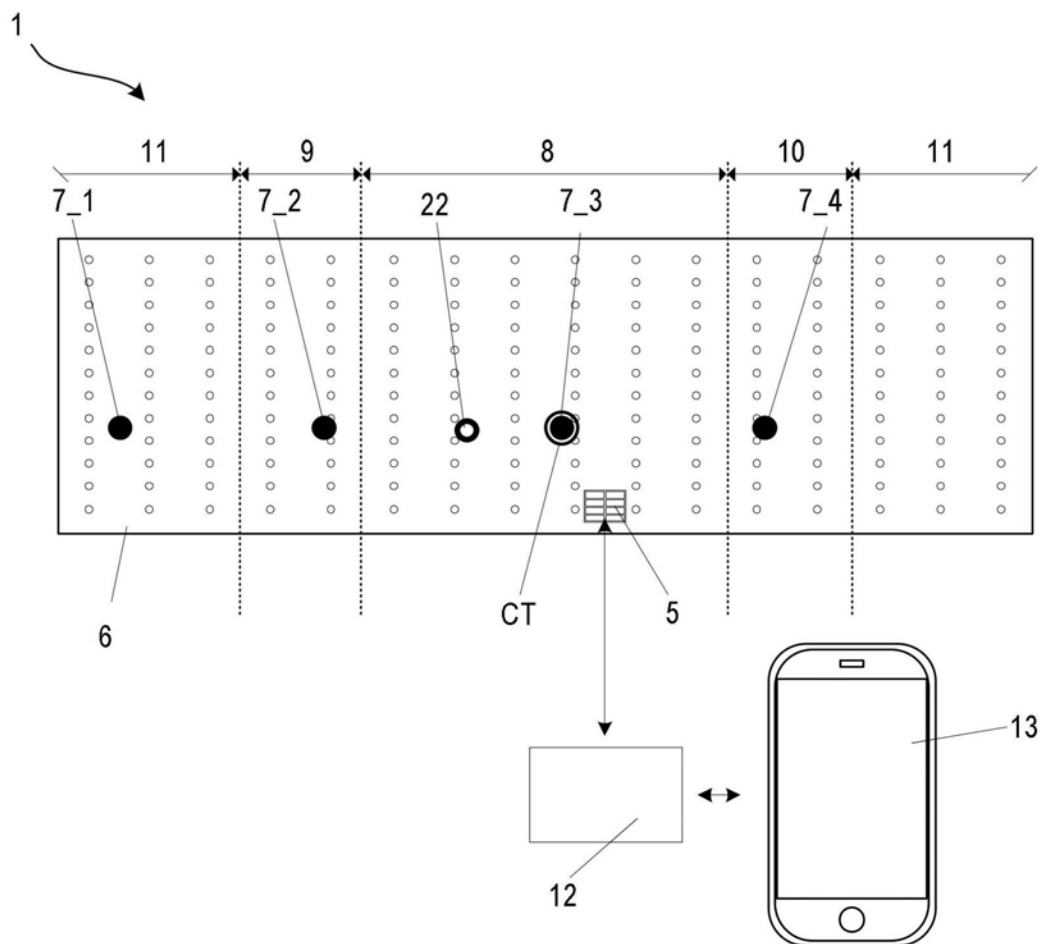


图1B

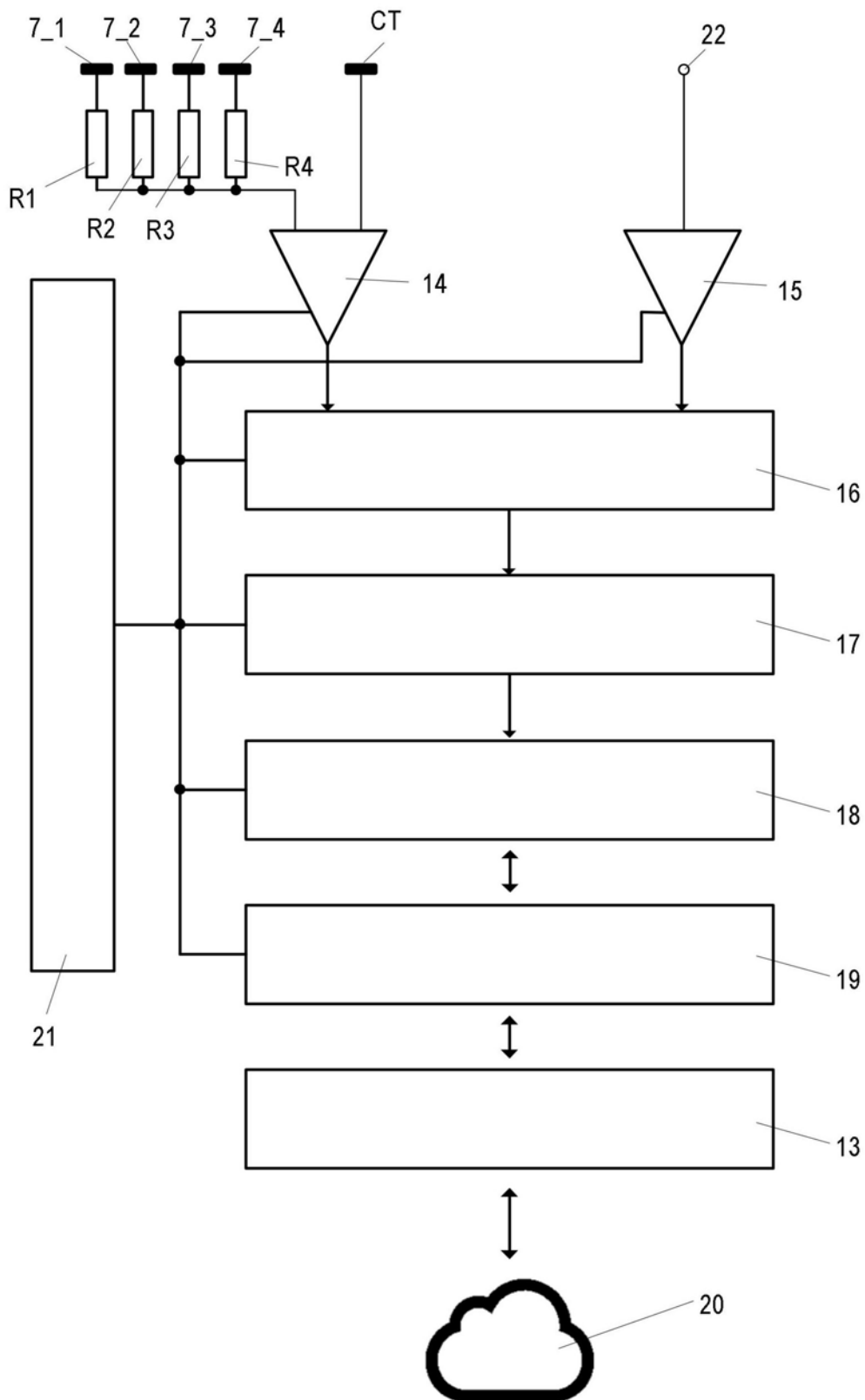


图2

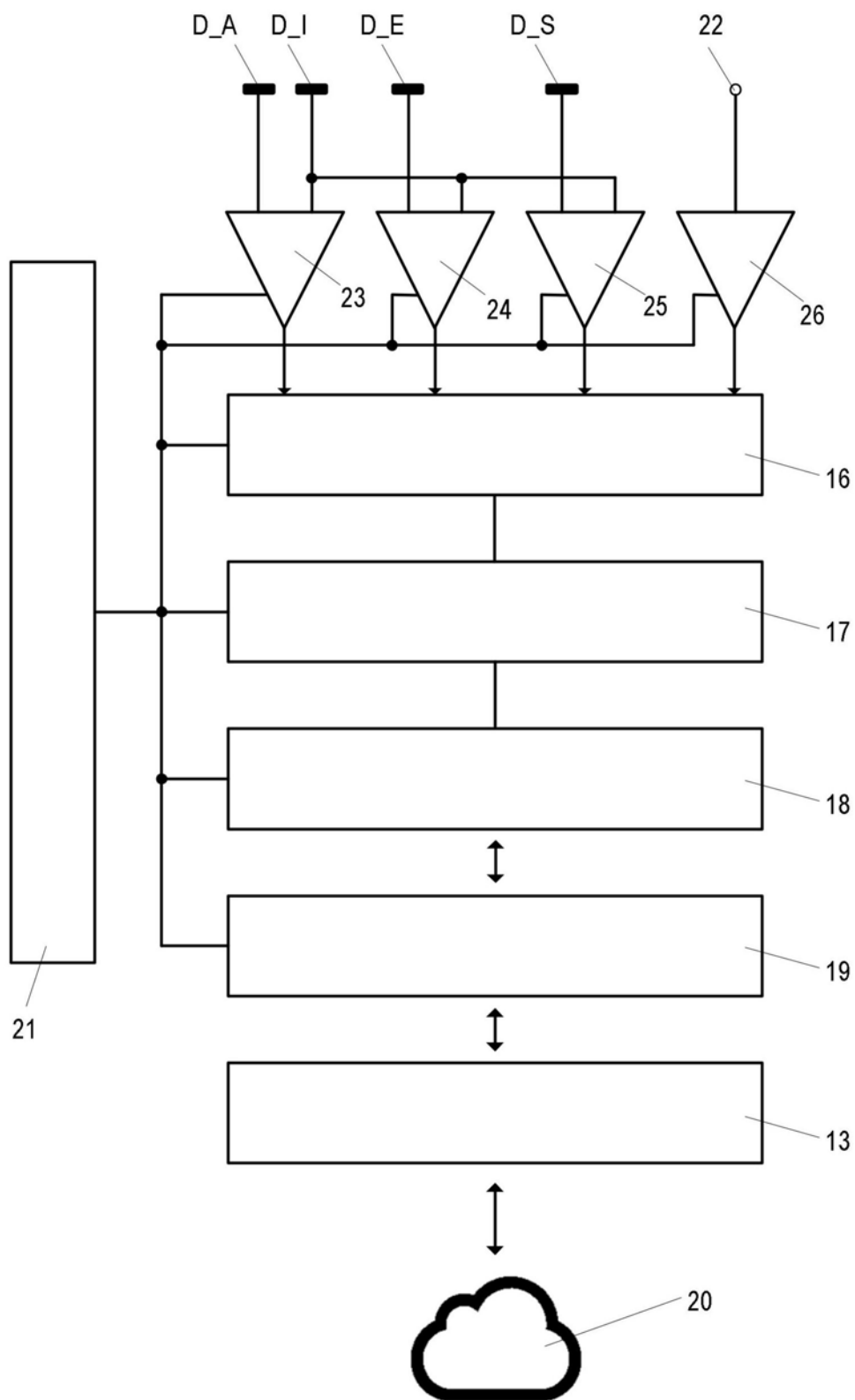


图3

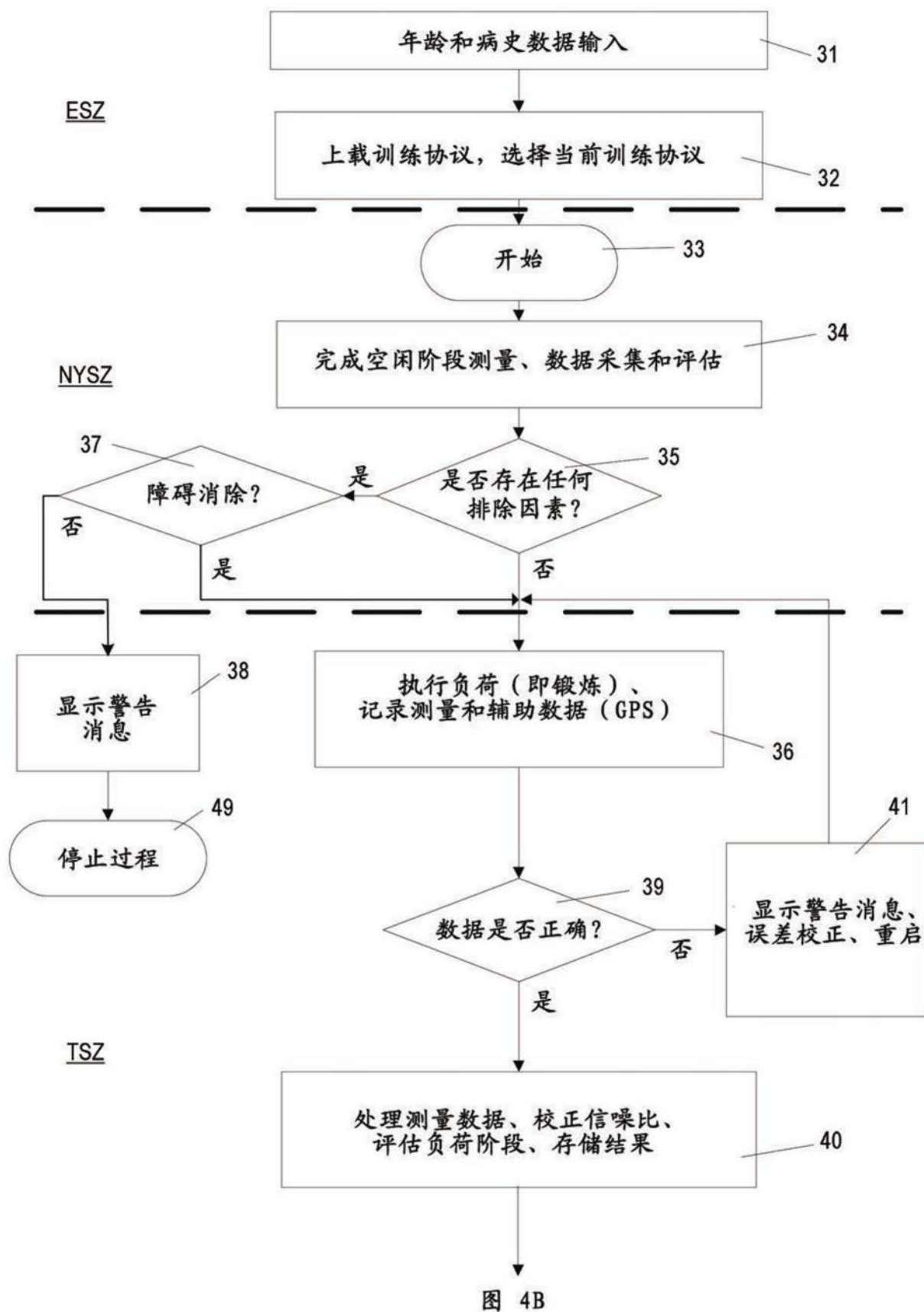


图4A

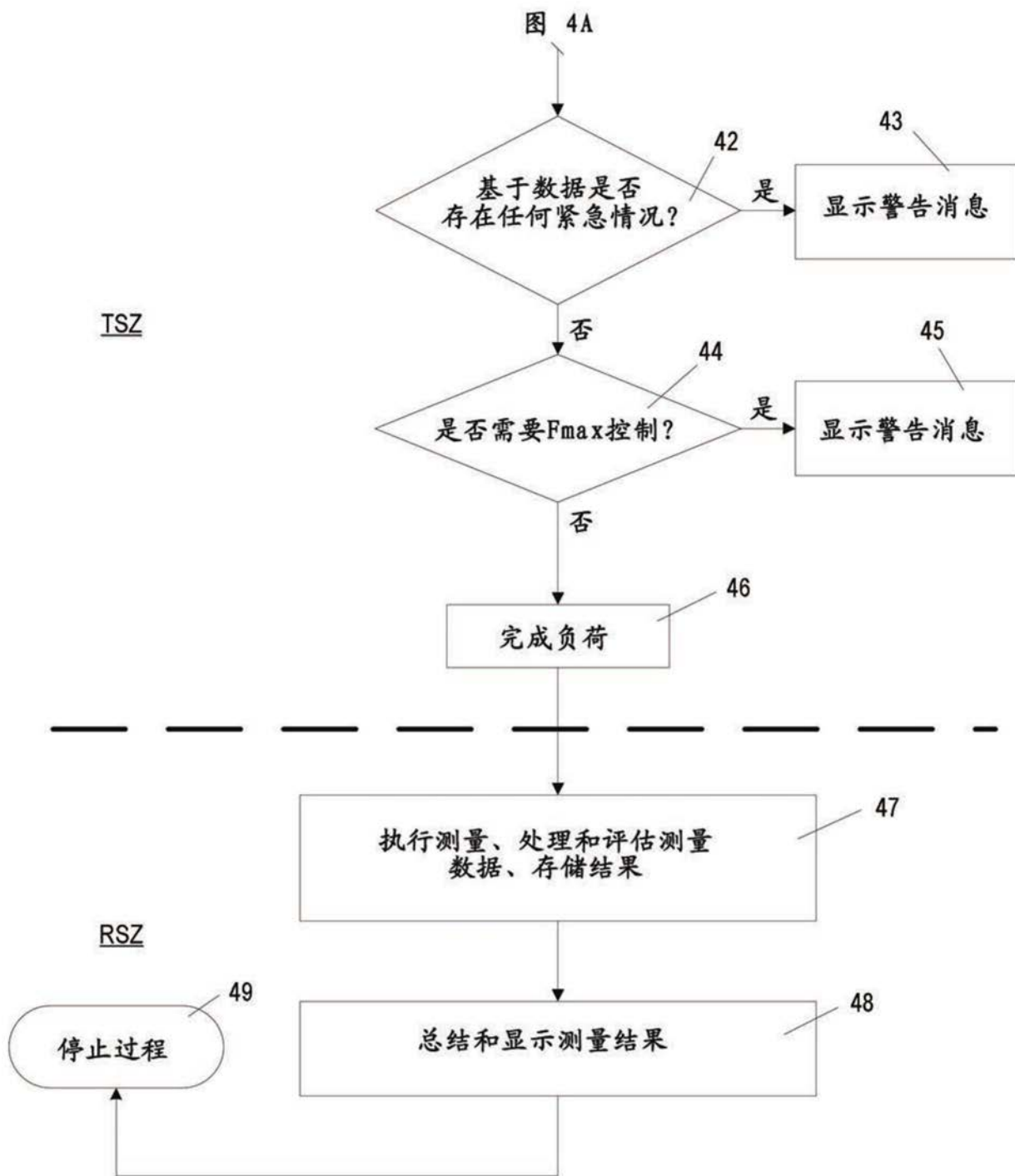


图4B

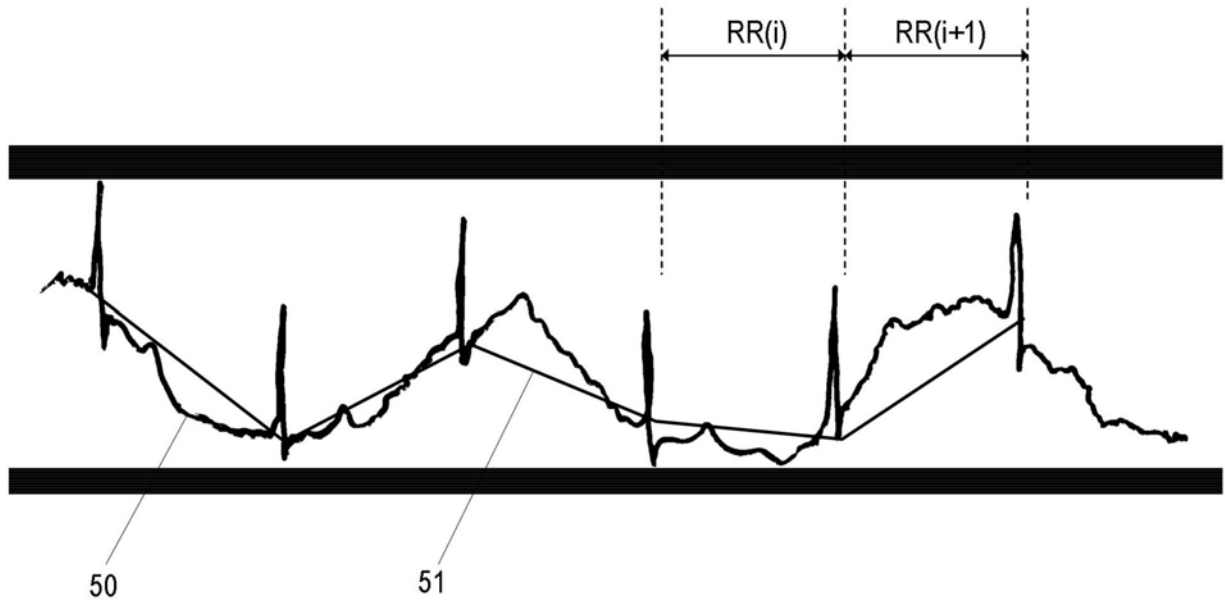


图5

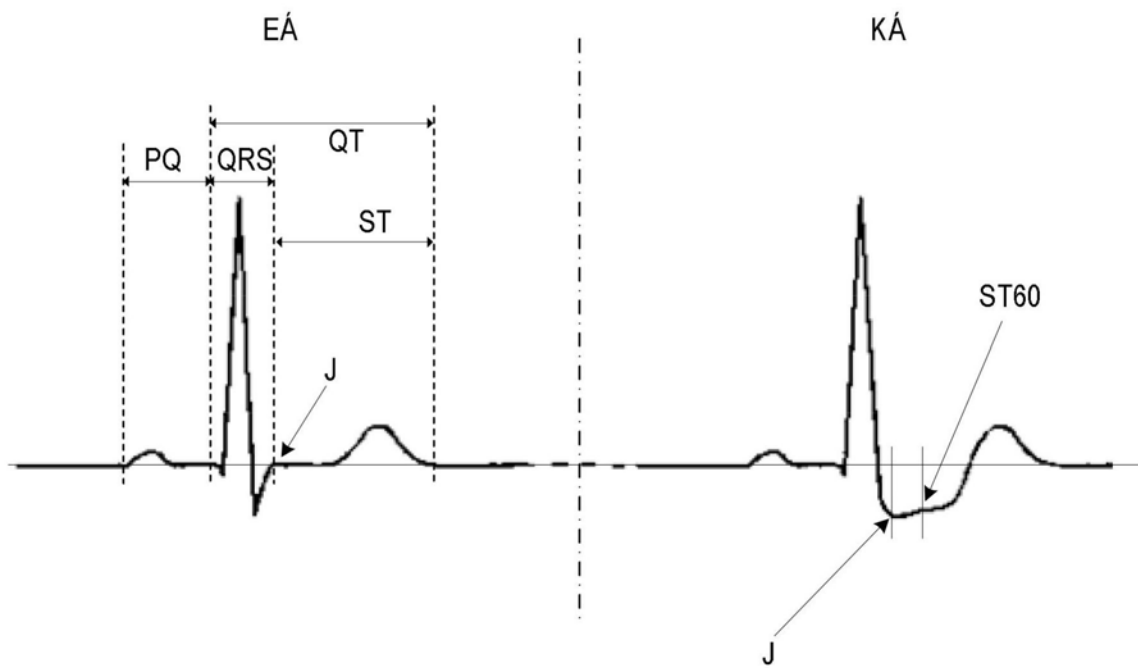


图6

专利名称(译)	监测体力活动特别是体育活动的有效性的方法和设备		
公开(公告)号	CN111373483A	公开(公告)日	2020-07-03
申请号	CN201880073631.2	申请日	2018-06-22
发明人	哲尔吉·佐尔坦·科兹曼 哲尔吉·科兹曼		
IPC分类号	G16H20/30 A63B24/00 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/11		
代理人(译)	许静		
优先权	2017000468 2017-11-17 HU		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

在实现安全和有效的运动或康复活动的个性化监测过程中，在准备区段(ESZ)记录用户既往病史和活动协议数据；在空闲阶段(NYSZ)，基于当前心率测量，我们决定是否可以继续该活动；在随后的负荷阶段(TSZ)，我们监测与用户的体力活动相关的用户的生理参数的变化，主要是确定心脏的安全运转的参数，并且如果必要的话，提供警告；在随后的再生阶段(RSZ)中，监测心率减速阶段，在时域和频域中计算心率变异性参数，并且所获得的结果在关于下一次训练的监测中被考虑，同时评估空闲阶段(NYSZ)。用于实现该方法的设备包括连接到测量电极和传感器的数据处理单元以及与数据处理单元无线通信的显示单元。后者优选地是智能电话，而数据处理单元包括能够执行该过程的所监测的训练的生理学的专家知识。

