



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109803580 A

(43)申请公布日 2019.05.24

(21)申请号 201780059891.X

(22)申请日 2017.09.26

(30)优先权数据

102016011700.1 2016.09.28 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/074291 2017.09.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/060162 DE 2018.04.05

(71)申请人 私人麦德系统有限公司

地址 德国法兰克福

(72)发明人 马库斯·里门施奈德

尤尔根·索尔扎普夫

(74)专利代理机构 北京市隆安律师事务所

11323

代理人 权鲜枝

(51)Int.Cl.

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

A61B 5/20(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/091(2006.01)

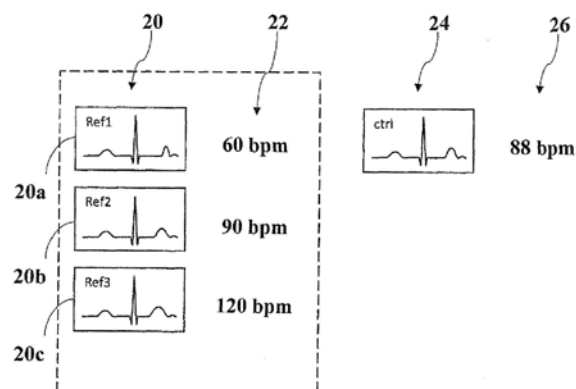
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

生物信号,特别是心电图的监测

(57)摘要

公开了一种用于监测受试者的生物信号、特别是心电图的方法、系统和计算机程序产品,其中记录带有分别相关的参考参数的值的多个参考生物信号,测量对照生物信号,确定与对照生物信号相关的参考信号值,且基于与对照生物信号相关的参考参数的值且基于与多个参考生物信号相关的参考参数的多个值从多个存储的参考生物信号中选择至少一个比较生物信号以用于比较,其中参考参数的值至少部分地描述了受试者的生理状态和/或环境的边界条件。



1. 一种用于监测受试者的生物信号的方法,所述方法包括如下步骤:

记录受试者的多个参考生物信号,特别是参考心电图,其中使多个参考生物信号的每个与参考参数的相应的值相关;

测量受试者的对照生物信号,特别是对照心电图;

确定与对照生物信号相关的参考参数的值;

基于与对照生物信号相关的参考参数的值且基于与多个参考生物信号相关的参考参数的多个值,从多个存储的参考生物信号选择至少一个比较生物信号,特别是至少一个比较心电图;

将测量的对照生物信号与选择的比较生物信号进行比较,

其中参考参数的值至少部分地描述了受试者的生理状态和/或环境的边界条件。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中将参考生物信号的如下一个选择为比较生物信号,即其参考参数的相关的值和与对照生物信号相关的参考参数的值相同或具有最小差异的一个参考生物信号,或其参考参数的相关的值是与对照生物信号相关的参考参数的值的下一个较高值或下一个较低值的一个参考生物信号。

3. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中参考参数包括多个分量。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中多个参考生物信号连续地或离散地存在。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中带有与之相关的参考参数的值的测量的对照生物信号作为带有与之相关的参考参数的值的多个参考生物信号的另外的参考生物信号被记录。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中生物信号是心电图,或其中生物信号是能够从心电图确定的ECG参数,例如QT时间间隔、QRS波群的时间和/或幅度、ST距离、P波、R波、T波、Q波、S波、U波、零线。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中参考参数是如下项中的一个或多个:

心率、能够从心电图确定的ECG参数、血糖水平、血压、血氧含量、电解质水平、体温、呼吸频率、分钟通气量;

受试者的药物治疗、受试者的体位、受试者的当前和/或先前的运动状态、受试者的生活习惯、特别是受试者的职业、饮食习惯、体育运动频度;

时间、环境温度、气压、湿度、季节。

8. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,进一步包括输出信息,特别是输出如下信息的至少一个:

与对照生物信号相关的参考参数的值;与选择的比较生物信号相关的参考参数的值;对照生物信号;比较生物信号;对照生物信号与比较生物信号之间的偏差;与对照生物信号相关的参考参数的值和与选择的比较生物信号相关的参考参数的值之间的偏差;基于对照生物信号和比较生物信号之间的偏差的处理建议。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,其中生物信号包括如下项的一个:

血压曲线、血细胞计数、心电图、脑电图、肌电图、视网膜电图、呼吸气体成分的记录、排泄物的成分的记录。

10. 一种计算机程序产品,所述计算机程序产品存储在计算机可读的介质上,且带有

通过计算机执行的程序代码以执行根据权利要求1至9中任一项所述的方法的步骤。

11. 一种用于监测受试者的生物信号的系统, 包括:

至少一个传感器, 特别是ECG电极, 所述传感器用于测量受试者的对照生物信号, 特别是对照心电图;

存储器, 所述存储器用于存储受试者的多个参考生物信号, 特别是参考心电图, 其中多个参考生物信号中的每个与参考参数的值相关,

控制器, 所述控制器设置为:

确定与对照生物信号相关的参考参数的值,

基于参考参数的确定的值且基于与多个参考生物信号相关的参考参数的多个值, 从多个存储的参考生物信号中选择至少一个比较生物信号, 特别是至少一个比较心电图, 并将对照生物信号和比较生物信号进行比较。

12. 一种心电图的使用, 即将所述心电图用作相对于对照心电图的比较心电图, 其中从多个参考心电图选择心电图,

使参考参数的相应的值与多个参考心电图的每个和对照心电图相关, 和心电图的选择基于参考参数的相关的值。

生物信号,特别是心电图的监测

技术领域

[0001] 本发明一般地涉及用于监测生物信号、特别是用于监测心电图的方法、系统和计算机程序产品,以及涉及心电图作为比较心电图的使用。

背景技术

[0002] 例如心电图的生物信号允许推断器官或生命体的生理活动。被监测的生物信号的评估不仅被医生作为诊断基础进行,而且越来越多地也在所谓的Home Monitoring或Personal Tracking的领域中进行。在此,使用者监测其身体活动或生理测量量,而无医生的持续支持。监测可形成用于对于使用者的处理建议的基础,例如提示对于所涉及的诊断拜访医生。此外,监测可用于评估或控制体育训练计划,例如用于在马拉松训练中的耐力提升。

[0003] 被监测的生物信号的明显性或不明显性可通过与参考的比较来确定。在此,可通过对于另外的受试者的测量、通过对于受试者组的求平均值或通过对于作为基础的生理和/或病理过程的计算机支持的建模来预先确定参考。

[0004] 比较的可靠性(通过假阳性和/或假阴性的比较结果的份额来确定)在此取决于参考的质量等。此外,如果参考和对照测量涉及可比较的条件,则比较的可靠性可提高。这些条件包括受试者的身体条件和环境影响。

[0005] 从WO 96/25096中已知,对于已知诊断的一定的心脏事件,例如心动过速或心房纤维性颤动,存储肌电图,且与被测量的心电图进行比较,以用于更精确的疾病定位。

[0006] 出于此背景,本发明的任务是提供用于监测特别是心电图的生物信号的改进的方法、系统和计算机程序产品。在此,本发明涉及如下每个情况,即其中测量条件的确定不以病理诊断事件、特别是不以心脏的病理诊断事件为前提。

发明内容

[0007] 本发明提供了用于监测生物信号,特别是心电图的方法、系统和计算机程序产品。

[0008] 在第一方面中,本发明提供了一种用于监测受试者的生物信号的方法。所述方法包括记录受试者的多个参考生物信号,特别是参考心电图。多个参考生物信号是至少两个参考生物信号。记录可包括测量(例如通过传感器)和/或查询(例如通过从存储器读取在较早时间点测量的多个参考生物信号)。

[0009] 在一些实施形式中,生物信号可例如以测量曲线存在,例如测量的电压的时间过程。在作为测量曲线的示例的心电图中,以电势差的形式测量心脏的电肌肉活动的时间历程。

[0010] 在一些实施形式中,生物信号可包括测量的值,例如电压值,或包括从测量导出的值。可从测量导出的生物信号的一个例子是本领域技术人员熟悉的ECG参数,例如可从测量的心电图中获得的QT时间间隔、QRS波群中的时间、ST距离、P波/R波/T波的大小。

[0011] 在一些实施形式中,多个参考生物信号可连续地存在,例如作为时间序列的多个

时间点或多个间隔。在一些实施形式中,多个参考生物信号可以是离散的,例如以数据库条目和/或一个或多个文件和/或文件夹结构的形式存在。

[0012] 连续的时间序列,例如心率值,在此应理解为量化的准连续的时间序列。心率典型地可以以1次心跳的距离来测量,以此在两个测量点之间存在一定量的时间距离。然而,出于本发明的目的和出于说明的目的,这些准连续的时间序列可被视作是连续的。在一些实施例中,量化的测量序列可通过内插转换为严格连续意义下的时间序列。

[0013] 通常,多个参考生物信号中的每个与参考参数的相应的值相关。参考参数的值至少部分地描述了受试者的生理状态和/或环境的边界条件。特别地,参考参数可影响生物信号。通常,参考参数(或参考参数的值的确定)不以病理事件、特别是心脏事件的诊断为前提。例如,根据本发明,病理诊断(例如,心律失常)的存在或不存在不应用作选择比较生物信号(例如,比较心电图)的参考参数。

[0014] 在一些实施形式中,参考参数可采用数字的值,如需要与单位相结合。参考参数的示例是心率,所述心率可以以“每分钟搏动”为单位给出。数值可取决于参考参数取整数值和/或浮点值。在一些实施形式,参考参数可采用描述性值。带有描述性值的参考参数的示例是体位,例如带有“卧位”,“坐位”,“立位”的值。

[0015] 其值至少部分地描述了受试者的生理状态的参考参数的示例包括:

[0016] -心率,可从心电图获得的ECG参数(例如QT时间间隔,QRS波群的时间和/或幅度,ST距离,P波,R波,T波,Q波,S波,U波,零线),血糖水平,血压,血氧含量(SpO₂),电解质水平(如钙,钾,钠浓度),体温,呼吸频率,分钟通气量;

[0017] 这些参考参数的示例可通过数字值给出,如需要与各匹配的单位相结合地。

[0018] 其值至少部分地描述了受试者的生理状态的另外的参考参数的示例包括:

[0019] -受试者的药物治疗;受试者的体位,受试者的当前和/或先前的运动状态;受试者的生活习惯,特别是受试者的职业、饮食习惯、运动活动频度。

[0020] 这些参考参数的另外的示例可通过描述性值给出,如需要以数字或二进制编码。因此,参考参数“受试者的药物治疗”可假定例如为“是”,“否”,“胺碘酮是”,“胺碘酮否”,或根据受试者和/或根据待监测的生物信号待确定的多种其他值的值。参考参数“运动状态”可具有描述性值,例如“静息”;“体育活动”,“跑步”,“跑步直至现在”;“在测力计上加载”等。

[0021] 其值至少部分地描述了受试者的环境边界条件的参考参数的示例包括:

[0022] -日间时间,环境温度,气压,湿度,季节。

[0023] 所提及的参考参数的示例在此应用于说明性目的,而不应被理解为限制性例举。除所提及的参考参数外,还包括如下参考参数,只要所述参考参数可影响生物信号。

[0024] 在一些实施形式中参考参数可包括多个分量。在此情况下,可涉及多分量参考参数,或由多个分量的值组所组成的参考参数。例如,分量“心率”和“体位”可形成值组“(心率;体位)”作为参考参数。多分量参考参数的值通过其分量的值确定。因此,例如“(每分钟62次)”可以是参考参数“(心率;体位)”的可能值,其中“每分钟62次”是分量“心率”的可能值,且“卧位”是分量“体位”的可能的值。 n 个分量的值组可在数学上表示为 n 元组,即表示为使得分量的次序不可被忽略。在一些实施形式中,每个分量可分别被不同地加权。

[0025] 方法还包括测量受试者的对照生物信号,特别是对照心电图,以及确定与对照生

物信号相关的参考参数的值。所述确定可包括测量、自动识别或通过使用者的输入。优选地,对照生物信号和一定的值的关联根据对照生物信号的测量和参考参数的值的确定的时间接近性或甚至同时性来进行。

[0026] 方法进一步包括基于与对照生物信号相关的参考参数的值且基于与多个参考生物信号相关的参考参数的多个值从多个存储的参考生物信号中选择至少一个比较生物信号,特别是至少一个比较心电图。优选地,选择单独的比较生物信号。

[0027] 在一些实施形式中,选择多个参考生物信号中的如下一个作为比较生物信号,即所述参考生物信号的参考参数的相关的值与参考参数的与对照生物信号相关的值相同或具有最小的差异。

[0028] 在一些实施形式中,选择多个参考生物信号中的如下一个作为比较生物信号,即所述参考生物信号的参考参数的相关的值是参考参数的与对照生物信号相关的值的下一个较高值或下一个较低值。

[0029] 在一些实施形式中,特别是在多分量参考参数的情况中,为参考参数的多分量值的比较的目的定义范数。作为替代的示例,在此值组“(心率;血糖水平)”被视作多分量参考参数:可提出的问题是,对照值(65bpm;105mg/dl)是否“接近”(60bpm;90mg/dl)或(70bpm;110mg/dl)。为处理此问题,对于相应的多分量值组可形成范数,例如欧几里得范数(加权和/或考虑到单位)或条件范数。条件范数可例如规定,最初仅应考虑第一次提到的参数(在示例中为心率),且仅在第二次提到的参数(在示例中为血糖水平)的非唯一的结果的情况下(例如,在示例中5bpm的相同的差异)才给出建议。在所述示例中,在此条件范数的情况中,选择值(70bpm;110mg/dl)。作为替代的范数,在所述情况中欧几里得范数是在欧几里得坐标系中(如需要加权地)给出的以bpm为单位的心率的数值和以mg/dl为单位的血糖水平的数值,且将差异定义为差异向量的长度。

[0030] 通常,方法还包括将测量的对照生物信号与选择的比较生物信号进行比较。生物信号的比较可附加地或替代地包括特别地比较从待比较的生物信号导出的值。因此,例如为比较两个心电图,可比较一个或多个常见的ECG参数(幅度,时间历程,节律参数,QT时间间隔,QRS波群中的时间,ST距离,P波/R波/T波的大小)。

[0031] 通常,参考生物信号,例如在其记录、测量或查询时被认为是不明显或明显的。在一些实施形式中,例如在健康受试者上得到的参考生物信号可被认为是不明显的。在被分类为不显眼的参考生物信号中,阴性的比较结果(即,对照信号和参考信号不一致)可导致给出访问医生的指示。在被分类为显着的参考生物信号中,肯定的比较结果(即,对照信号和参考信号一致)可导致给出访问医生的指示。

[0032] 在一些实施形式中,可对于参考生物信号的数据质量提出一定的要求,例如高的信噪比。满足此要求的生物信号可被视作适合于比较。

[0033] 在一些实施形式中,测量的对照生物信号被接收到多个参考生物信号的量内。与测量的对比生物信号相关的参考参数的值可与新接收的参考生物信号相关。因此,参考生物信号的量在运行中对于未来的方法实施被进一步增大,以及覆盖了参考参数的值的更宽或分辨率更高的范围。如果测量的对照生物信号被视作是不明显的,则此接收可以是特别地有利的。

[0034] 在一些实施形式中,方法可进一步包括输出或显示信息。待输出的信息的示例包

括：与对照生物信号相关的参考参数的值；与所选的比较生物信号相关的参考参数的值；对照生物信号；比较生物信号；对照生物信号与比较生物信号之间的偏差；与对照生物信号相关的参考参数的值和与所选择的比较生物信号相关的参考参数的值之间的偏差；基于对照生物信号与比较生物信号之间的偏差的处理建议。待输出的处理建议可例如涉及受试者的坐下、静息或参加体育活动。

[0035] 输出可例如以光学、声学、触觉或其组合的形式进行。

[0036] 待监测的生物信号可一般地实现对于受试者的器官或生命体的活动进行推断。基于被监测的生物信号的可能的诊断的作出，即通过医生对于疾病的确定，不是根据本发明的方法的组成部分。

[0037] 待监测的生物信号的示例包括血压曲线，血细胞计数，心电图，脑电图，肌电图，视网膜电图。替代地或补充地，呼吸气体的组成（例如，通过二氧化碳测定法测定的CO₂分数）或排泄物（例如，通过尿液测试确定的尿液组成）的记录可用作生物信号。

[0038] 生物信号的测量可例如通过合适的传感器进行，特别地以电测方式进行，例如在心电图的情况中。优选地，测量非介入地进行。

[0039] 在一些实施形式中，可测量多个对照生物信号，特别是多个对照心电图。多个对照生物信号可例如作为时间序列被测量。这可特别地在长时间监测时是优选的，例如长时间ECG的情况。

[0040] 特别地，对于多个对照生物信号可确定参考参数的唯一的值，例如因为参考参数基本上不随时间序列的进程而改变。在此情况中，从多个参考生物信号中选择唯一的参考生物信号作为比较生物信号，且将其与多个对照生物信号的每个进行比较。

[0041] 替代地，对于多个对照生物信号的每个可确定参考参数的唯一的值，例如因为参考参数基本上不随时间序列的进程而改变。在此情况中，从多个参考生物信号中对于每个对照生物信号选择相应的比较生物信号，且将其与相应的对照生物信号的每个进行比较。

[0042] 在第二方面中，本发明提供了一种计算机程序产品，所述计算机程序产品可存储在计算机可读取介质上且带有程序代码，所述程序代码通过计算机执行本发明方法的步骤。

[0043] 在第三方面中，本发明提供了一种用于监测受试者的生物信号的系统。所述系统包括至少一个传感器、存储器和控制器。

[0044] 至少一个传感器设计为用于测量受试者的对照生物信号。特别地，至少一个传感器可以是用于测量心电图的ECG电极。在一些实施例中，至少一个传感器可以是有线的（例如，通过USB接口）或无线的（例如，通过蓝牙接口）到系统的组件，特别是控制器，或者可以被配置为连接。在一些实施例中，至少一个传感器可以至少与控制器一起设置在共同的壳体中或上。

[0045] 至少一个传感器设计为用于测量受试者的对照生物信号。特别地，至少一个传感器可以是用于测量心电图的ECG电极。在一些实施例中，至少一个传感器可有线地（例如，通过USB接口）或无线地（例如，通过蓝牙接口）与系统的部件，特别是与控制器连接，或可设计为进行所述连接。在一些实施例中，至少一个传感器可至少与控制器一起布置在共同的壳体内或上。

[0046] 在一些实施形式中，至少一个传感器可进一步设计为测量受试者的多个参考生物

信号。

[0047] 存储器设计为存储受试者的多个参考生物信号,特别是参考心电图。多个参考生物信号中的每个与参考参数的相应值相关。参考参数的相关的值也可存储在存储器中。在一些实施例中,存储器可远程布置,例如布置在服务器上或远程网络中。

[0048] 控制器设置为确定与对照生物信号相关的参考参数的值。优选地,此值的确定可自动进行,例如通过由至少一个传感器或由另外的传感器测量进行,或手动进行,例如通过使用者在输入接口内输入进行。

[0049] 此外,控制器设置为基于参考参数的确定的值且基于与多个参考生物信号相关的参考参数的多个值从多个存储的参考生物信号中选择至少一个比较生物信号,特别是至少一个比较心电图。

[0050] 此外,控制器设置为将对照生物信号和比较生物信号进行比较。

[0051] 在第四方面中,本发明提供了将心电图作为相对于对照心电图的比较心电图的使用。心电图从多个参考心电图中选择。多个参考心电图和对照心电图的每个与参考参数的相应的值相关。心电图的选择基于参考参数的相关的值。

附图说明

[0052] 现在作为示例且参考如下附图描述本发明的实施例。

[0053] 图1A示出了带有助于测量心电图的传感器的人体躯干。

[0054] 图1B是两个测量的心电图的示意性图示。

[0055] 图2示出了根据实施例的带有参考参数“心率”的相关值的三个参考心电图以及带有参考参数“心率”的相关值的对照心电图。

[0056] 图3A示出了根据另一实施例的带有参考参数“心率”的相关值的三个参考心电图。

[0057] 图3B示出了根据图3A的实施例的带有参考参数“心率”的相关值的对照心电图。

[0058] 图4示出了分别带有参考参数“体位”的相关值的三个参考心电图和对照心电图。

[0059] 图5示出了分别带有参考参数“环境温度”的相关值的三个参考心电图和对照心电图。

[0060] 图6示出了根据本发明的系统的实施例。

[0061] 图7示出了根据本发明的方法的流程图。

具体实施方式

[0062] 以下实施例示例地说明了具有心电图形式的生物信号的情况。心电图以电压时间曲线的形式反应了心脏的电活动,所述心电图可例如借助于受试者身体上的ECG电极来测量。

[0063] 图1A示出了带有四个ECG电极2至5的受试者的人体躯干1的三个视图,其中所述ECG电极2至5分别安装在胸骨的上端处(电极2),胸骨的下端处(电极3),右中心轴线上胸骨边缘的高度处(对应于电极3的高度)(电极4),和左中心轴线上胸骨边缘的高度处(对应于电极3的高度)(电极5)。用于测量带有不同数量的ECG电极(例如十个电极)的心电图的其他传感器布置是已知的,且也可用于本发明的目的,特别是用于测量心电图。例如,电极2至5可以例如构造为用于粘合的一次性电极,且可包括湿凝胶或干凝胶。

[0064] 根据电极的布置,现有电极连接为使得获得一定的导联或通道。图1A中所示的四个电极2至5使得可例如根据EASI方法计算12通道ECG,所述12通道ECG以根据Einthoven(I, II, III)、Goldberger(aVR, aVL, aVF)和威尔逊(V1-V6)的导联被绘出。替代地或补充地,可以此方式计算扩展的胸壁导联V7-V9和VR3-VR9和/或ECG映射。其他连接方案和/或导联(例如,根据Einthoven,Goldberger,Wilson,Nehb,Franck或Dower)也适用于测量心电图以用于本发明的目的。

[0065] 为阐述的目的,在描述过程中参考12通道ECG,其借助于例如四个电极2至5进行记录。然而,本教示也可使用除12通道ECG之外的其他ECG实现,特别是使用矢量ECG或使用1通道ECG实现,或与其他生物信号一起实现。

[0066] 图1B是受试者的两个测量的心电图10、14的示意性图示。在此将每个心电图图示为例如心跳持续时间内的电压的时间进程。图示的心电图10、14是根据Einthoven II的导联。

[0067] 出于本发明的目的,概念“心电图”可包括单独的导联的单独的时间历程,例如根据Einthoven II的导联,或心电图可指定不同导联的多个时间历程。特别地,12通道ECG的十二个曲线图的全部也可被称为“心电图”。

[0068] 为阐述的目的,在下文中每个心电图通过曲线图图示,例如根据Einthoven II的导联。

[0069] 心电图10是健康状态的受试者的生理心电图的示意性图示。在受试者的静息状态下记录心电图作为所谓的静息ECG。其也可称为参考心电图10。

[0070] 从测量的心电图可确定常见的ECG参数,例如QT时间间隔,QRS波群中的时间,ST距离,P波的尺寸,R波,T波。在下文中,作为示例,涉及QT时间间隔,即收到Q波(QRS波群中的第一个负振幅,由腔室激发引起)和T波(ECG历程结束时的激励消失)之间的时间间隔。通过持续时间12示意性地强调心电图10的QT时间间隔。

[0071] 也在图1B中图示的心电图14在比心电图10更晚的时间点记录。所述心电图14与心电图10在同一受试者上采集。特别地,与被分类为不明显的参考心电图10相比,所述心电图14可已被采集以用于监测或对照心脏活动。较晚采集的心电图14称为对照心电图14。在此,对照心电图14相对于参考心电图10具有增加的QT时间间隔16。因此,对照心电图14可被认为相对于参考心电图10是显著的。

[0072] QT时间间隔的变化可能由于多种原因导致。例如,心率的增加可能导致QT时间的减少。药物治疗,例如胺碘酮的给药也可能导致QT时间的延长。血液中的一定的电解质浓度与QT时间的变化之间也存在相关性。例如,高钙血症或高钾血症可能与QT时间的减少有关。然而,长的QT时间也可能是某些心律失常的指标,例如心动过缓。

[0073] 因此,在参考心电图10和对照心电图14的比较的基础上,在推断上述影响因素中的哪一个导致在比较中所确定的QT时间间隔改变方面,存在不确定性。

[0074] 在图2示意性地图示了根据本发明的用于监测受试者的生物信号的方法中的参考参数的心电图和值。

[0075] 一方面,存在带有多多个心率值22的受试者的多个的参考心电图20,其中多个参考心电图20的每个与相应的心率值相关联。各相关的值对应于相应的参考心电图测量时的心率。因此,第一参考心电图在此例如与每分钟60次搏动(以单位bpm为单位,每分钟心跳次

数)的心率值相关。替代地,心率值可以以另外的单位给出,例如以赫兹给出,其中1Hz对应于每分钟60次搏动的心率。参考参数“RR距离”,即两个连续心脏周期的心电图中的R波的时间间隔(例如,以毫秒表示)也对应于心率。第二参考心电图20b和第三参考心电图分别与心率值90bpm和120bpm相关。

[0076] 在此所图示的实施例中,值组20由来自三个心电图20a至20c的多个参考心电图组成。通常,参考心电图的值组可包括两个或更多个心电图。通过增加参考心电图的数量,可扩大参考参数值的覆盖的范围,例如不仅覆盖60bpm和120bpm之间的范围,而且涵盖更低的心率,例如50bpm,和/或更高的心率,例如150bpm。

[0077] 替代地或补充地,通过增加参考心电图的数量,可提高被覆盖的范围内的分辨率。因此,作为在此图示的实施例中存在的30bpm的替代,达到更低的例如15、10、5或1bpm的间隔。以此,可达到更低的或更可靠的心电图监测。

[0078] 更多的参考心电图20在本情况中区别特别地在于T波的位置和形状,即心电图的右端处的激励消失。相应地,多个参考心电图具有不同的QT时间,其中QT时间在第一参考心电图20a的情况中比在另外的两个参考心电图20b、20c的情况中更大,且其中在第三参考心电图20c中的QT时间比参考心电图20a、20b的情况更小。这是随心率升高的QT时间的生理降低的一致性。多个参考心电图20在健康的受试者的情况中被测量。

[0079] 还存在受试者的对照心电图24,所述对照心电图24具有88bpm的相关心率值26。在较晚的时间点在相同的受试者上测量对照心电图24以用于监测心脏功能。结合对照心电图24的测量,此外确定了心率值26。

[0080] 在根据本发明的方法中,现在可将对照心电图24与多个参考心电图20中的至少一个进行比较。为此,从多个参考心电图20中选择比较心电图。此选择基于与参考心电图20相关的多个心率值22和与对照心电图24相关的心率值26进行。优选地,所述多个参考心电图20中如下的一个可被选择为比较心电图,即多个参考心电图20的所述一个的相关的心率值22与心率值26(与对照心电图24相关)具有最小的差异(差异表示为绝对值)。在此,第二参考心电图20b具有至2bpm的差异,而参考心电图20a和20c具有与对照心电图24的心率26的28bpm的或32bpm的差异水平。因此,第二参考心电图20b具有最小的心率差异。选择第二参考心电图20b作为比较心电图,以用于与对照心电图24进行比较。在另外的实施形式中,可选择多个参考心电图20中的如下的一个作为比较心电图,即所述参考心电图20的所述一个的相关的心率值22是(与对照心电图24相关的)心率值26的下一个较低值或下一个较高值。在阐述的情况中,这是第一参考心电图20a或第二参考心电图20b。

[0081] 在本情况中,对照心电图不具有相对于比较心电图20b的改变的QT时间或另外的显著改变。因此,可将所述对照心电图分类为相对于比较心电图不明显。

[0082] 在并非根据本发明的用于监测心电图的方法中,即其中例如并非存在多个参考心电图的方法中,将对照心电图与唯一存在的参考心电图进行比较,所述参考心电图例如如同心电图20a在60bpm的心率下被测量。在此,将确定QT时间的偏差,但是不实现原因推断(例如,生理频率依赖或病理原因)。然而,如果由于偏差而做出诊断,则特别地增加了假阳性的结果的风险。如果在此唯一存在的参考心电图附带具有关于基础心率(例如60bpm)的信息,则实现了QT时间参数的至少与频率相关的匹配,其中所述匹配可基于数学或统计模型,这仅可不完全地考虑例如个人的确切情况。QT时间的与频率相关匹配的示例是Hegglin

公式、Bazett公式或Fridericia公式。心电图的变化可能因受试者而异,因此不能一概而论。

[0083] 与之相比,在一些根据本发明的实施例中,特别地在如在图2中所图示的情况中心率值的差异低时,QT时间参数的与频率相关的匹配是多余的。

[0084] 在图3中示意性地图示了心电图和参考参数的值,图中示出所述心电图和参考参数的值可如何存在于根据本发明的用于监测受试者的生物信号的方法的另一示实施例的过程中的情况。图3A示出了多个参考心电图30和多个心率值32作为参考参数。

[0085] 受试者的多个参考心电图30被测量为连续时间序列。多个心率值32以与多个参考心电图同时或同步的方式也被测量为连续的时间序列。所图示的心率的历程基于插值,所述插值通过数据处理将准连续的测量序列转化为严格意义上连续的时间序列。

[0086] 多个心率值32通过同步记录与多个参考心电图30相关,且因此与共同的时间轴相关。

[0087] 在图3A中图示的实施例中,多个参考心电图30和多个心率值32例如可以测量为增加心率的一系列刺激,如受试者在测力计上的目的的锻炼。受试者已接收到指示(例如通过根据本发明的系统),即在测力计上运动直至其最大载荷或在限定的时间内运动。在加载结束后受试者的心率立即达到最大值。使心率初始增加的其他加载形式是爬楼梯或具有一定重复次数的深蹲。补充地或替代地,可通过药物增加心率。

[0088] 在达到最大心率且停止身体载荷后,开始测量参考心电图。同时采集心率。心率可以直接从所采集的参考心电图获取,即通过RR距离获取。因此,不需要额外的传感器设备(例如,脉搏计)。此外,通过从测量的参考心电图的时间序列的直接确定来促进两个时间序列的同步。

[0089] 随着时间的推移,心率从最大心率缓慢下降到静息心率。在此实施例中,可记录从最大脉搏到静息心率的宽范围的心率。根据心率的降低速率,如需要可对于被覆盖的区域中每个整数心率记录参考心电图且使其相关分。如果是此种情况,则可能要求对心率值识别以用于随后的选择以用于与对照心电图进行比较。为阐述的目的,图3A中仅图示了时间序列的一部分,即其中每分钟大约90次搏动的三个区域。在此心率92bpm与参考心电图30a相关。心率90bpm与参考心电图30b相关。心率88bpm与参考心电图30c相关。

[0090] 替代地或补充地,在一些实施例中,参考心电图的测量在例如在测力计上加载期间在心率上升期间测量。

[0091] 在图3B图示了对照心电图34,所述对照心电图34在相同的受试者上在较晚的时间点测量以用于监测。同时,确定每分钟88次搏动的心率值36且将其与对照心电图34相关。

[0092] 通过比较从多个心率32中确定如下心率值,即所述心率值与心率值36相同或具有最小的差异。在图示的实施例的情况中,参考心电图30c和对照心电图34与相同的心率值相关,即每分钟88次搏动。参考心电图30c被选择为比较心电图,且将其与对照心电图34进行比较。

[0093] 这允许有限地监测受试者,特别是监测训练期间的运动员或监测在康复期间的恢复病人:在载荷ECG的情况下,心率改变。根据本发明的教导,特别是在此处所图示的示例性实施例中,可在载荷ECG的过程中为每个对照心电图选择合适的参考心电图,即在相同或类似条件下测量的参考心电图。

[0094] 以此,可区分由于载荷导致的ECG曲线的改变和由于其他原因(例如,病理原因,如循环系统疾病)导致的ECG曲线的改变。

[0095] 如果多个心率值32中的两个与心率值36具有相同的差异,则可选择两个相关的心电图作为比较心电图且将其用于比较。替代地,可由两个选择的参考心电图形成平均比较心电图。进一步替代地,两个参考心电图中的一个可被随机选择或以预定方式被选择(例如:带有较低/较高的参考参数的相关值的那个,或对于不同的记录数据在时间上更新的那个)作为比较心电图。

[0096] 在图4中示意性地图示了带有参考参数“体位”的相关的值42的受试者的三个参考心电图40,以及带有参考参数“体位”的相关的值46的相同的受试者的对照参考心电图44。

[0097] 参考参数“体位”是取值非数字值的参考参数。在基于计算的的实施中,每个此非数字值可根据数字或二进制值与编码相关。为解释,在此将所述值以其写出的文字形式图示。参考参数“体位”在此例如取如下值:卧位、坐位或立位。

[0098] 参考参数“体位”通过所谓的位置类型影响心电图的形式,如在下文中解释。可通过不同的以上所述的导联将心电图理解为受试者身体中的偶极子的投影。对于给定的电极位置,例如在图1A中所图示的电极位置,测量的心电图尤其取决于待投射的偶极子的定向。此定向通常由术语位置类型描述,例如与Cabrera圆相结合。位置类型的示例包括标准型、左型和右型。例如,应确定根据Einthoven I的导联(即,在左和右臂之间),这示出了在左型情况下的强阳性R波,而R波在右型中可能甚至为负(在根据Einthoven I的导联中)。相应地,取决于位置类型的改变也在另外的导联中出现,且在心电图的另外的特征(P波,T波的形状等)中出现。位置类型的改变可能具有病理原因,例如肥大。因此,例如左心室肥大(LVH)导致从标准型转变为左型。然而,同时体位对位置类型也有影响。因此,站起可能导致心电图的改变,类似于右型。因此,在不同体位下测量的心电图的比较可能导致错误或无根据的比较结果。特别地,在长时间ECG检查中,还可能发生受试者在测量过程中的体位改变。

[0099] 在图4的示例性实施例中,因此选择参考心电图40中的一个用于与对照心电图进行比较,所述对照心电图的相关的体位值42与对照心电图44的体位值一致(即“立位”)。因此,避免了将在不同体位(因此具有不同的位置类型)中测量的心电图进行比较。

[0100] 图5示出了带有参考参数“环境温度”的相关值52的受试者的三个测量的参考心电图50,以及带有参考参数“环境温度”的相关值56的受试者的测量的对照心电图54。

[0101] 参考参数“环境温度”的值至少部分地描述了在测量期间受试者的环境或周围的边界条件。

[0102] 基于与对照心电图54相关的环境温度值56且基于与多个参考心电图50相关的多个环境温度值52,可选择比较心电图。在本情况中,在环境温度值56为22℃的当前情况下,最近接参考心电图50的值52的是20℃的环境温度。所述20℃的环境温度与三个参考心电图50中的第二个相关。因此,将此第二参考心电图50选择为比较心电图且与对照心电图56进行比较。这避免了将在不同的环境的边界条件下测量的心电图相互进行比较。

[0103] 图6是用于监测受试者的心电图的系统60的实施例,所述系统60带有四个传感器62、存储器64、控制器66和显示器68。

[0104] 传感器62设计为ECG电极且设计为用于测量对照心电图。为此目的,所述传感器62特别地可根据图1布置在受试者上。此外,传感器62设计为测量多个参考心电图。

[0105] 存储器64设计为存储多个参考心电图。多个参考生物信号中的每一个在存储器内与参考参数的相应的值相关。参考心电图和参考参数值的存储和相关可以例如以数据库模式进行。

[0106] 控制器66设计为确定待与对照心电图相关的参考参数的值。在此，参考参数的值的确定包括借助于传感器62的测量。

[0107] 此外，控制器66设计为基于与对照心电图相关的参考参数的确定的值且基于与多个参考心电图相关的参考参数的多个值，从多个存储的参考心电图中选择比较心电图。

[0108] 此外，控制器66设计为比较对照心电图和比较心电图。

[0109] 显示器68设计为输出信息。显示器68设计为LCD显示屏，以光学地输出信息。特别地，显示器68设计为输出是否可正确地执行监测心电图的方法。显示器68也设计为在正确执行方法之后基于对照心电图和比较心电图的比较输出处理建议。输出的处理建议可例如涉及受试者的坐下、静息或参加体育活动。

[0110] 图7示出了根据实施例的方法70的流程图。方法70用于监测受试者的生物信号。

[0111] 所述方法70包括：检测受试者的多个参考生物信号的步骤72，各参考生物信号带有参考参数的值，测量受试者的对照生物信号的步骤74，确定参考参数的值的步骤76，从多个存储的参考生物信号选择比较生物信号的步骤78，和将测量的对照生物信号与选择的比较生物信号进行比较的步骤79。

[0112] 从多个记录的参考生物信号中选择比较生物信号的步骤78基于在步骤76中确定的参考参数的值且基于参考参数的多个值。

[0113] 参考参数的值至少部分地描述了受试者的生理状态和/或环境的边界条件，且不需要以病理事件、特别是心脏事件的诊断为前提。

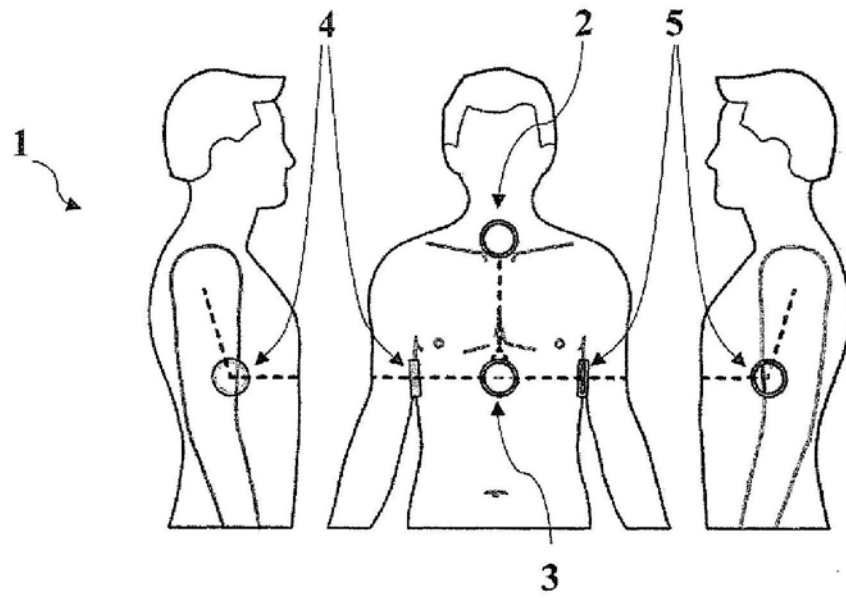


图1A

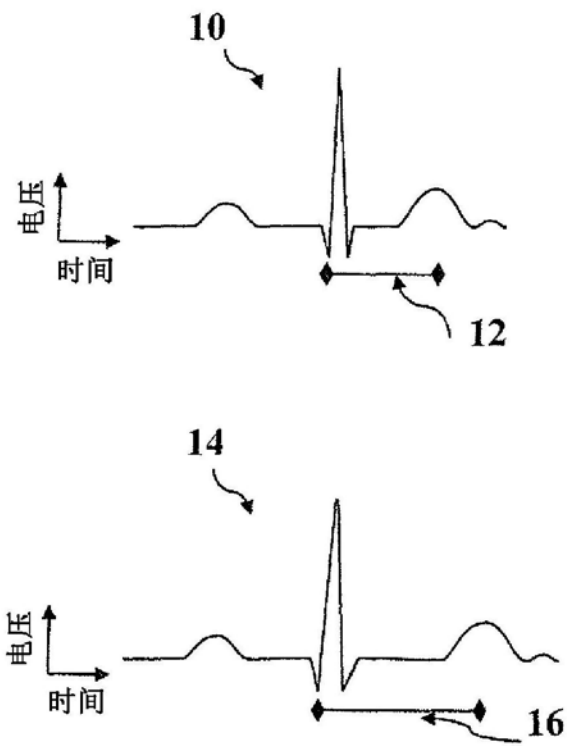


图1B

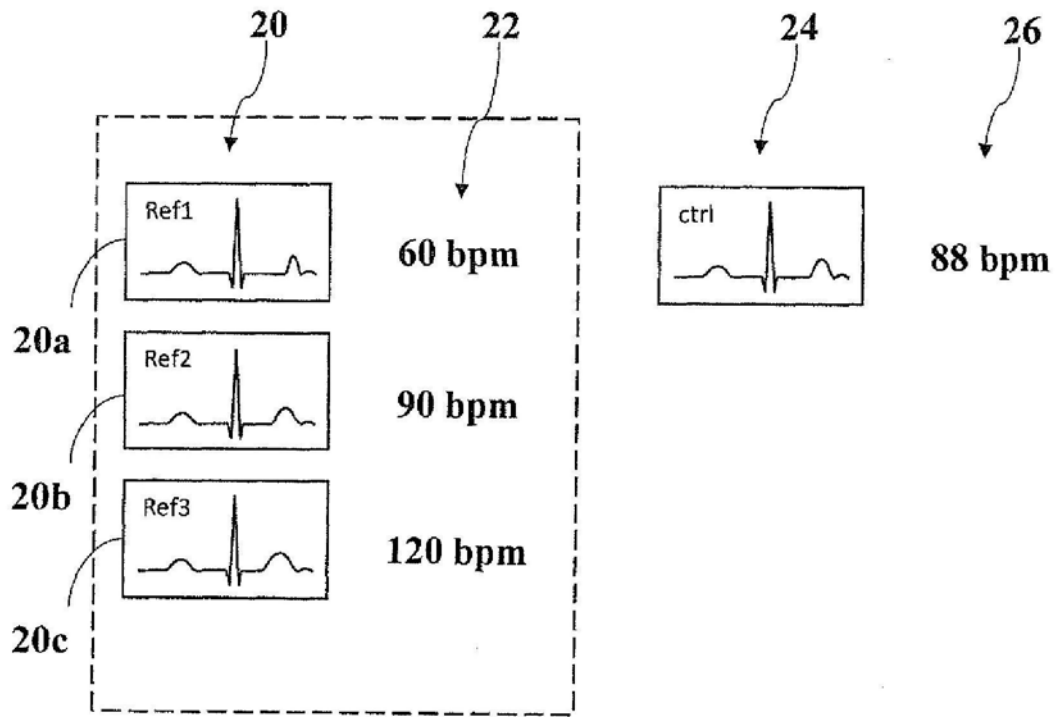


图2

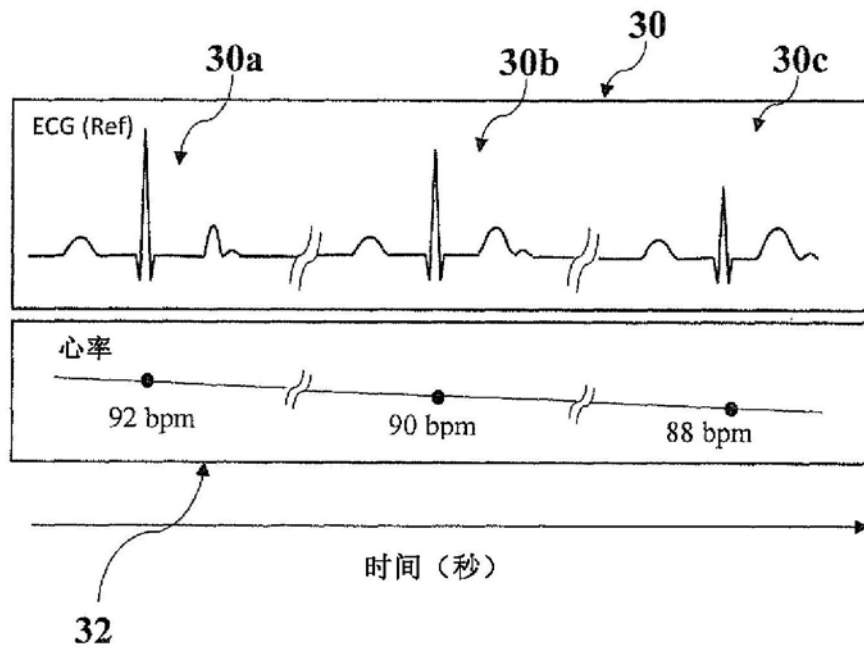


图3A

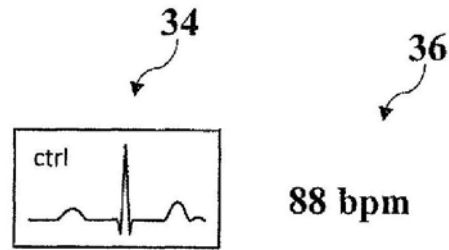


图3B

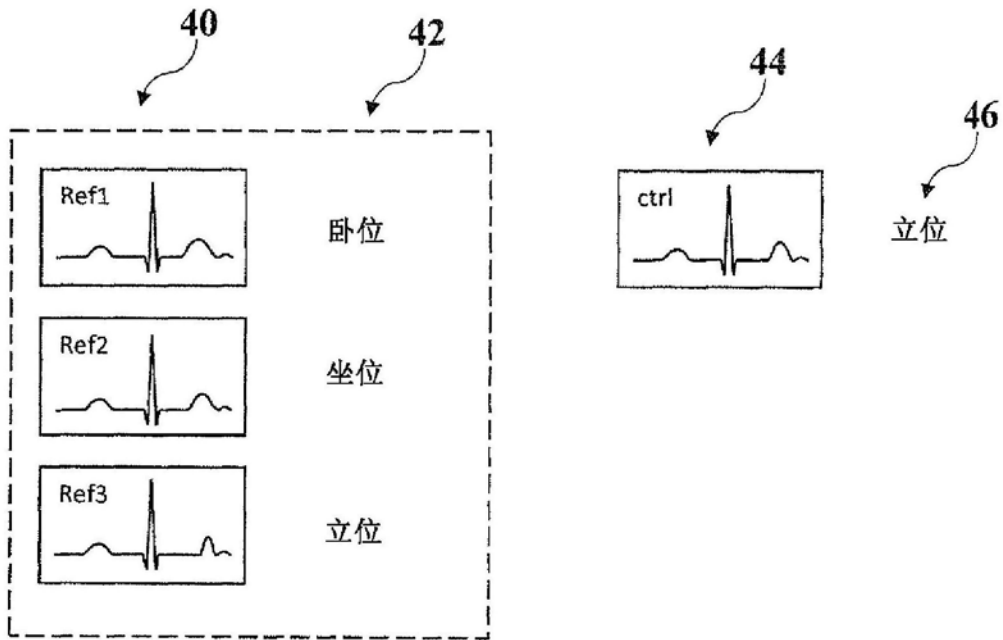


图4

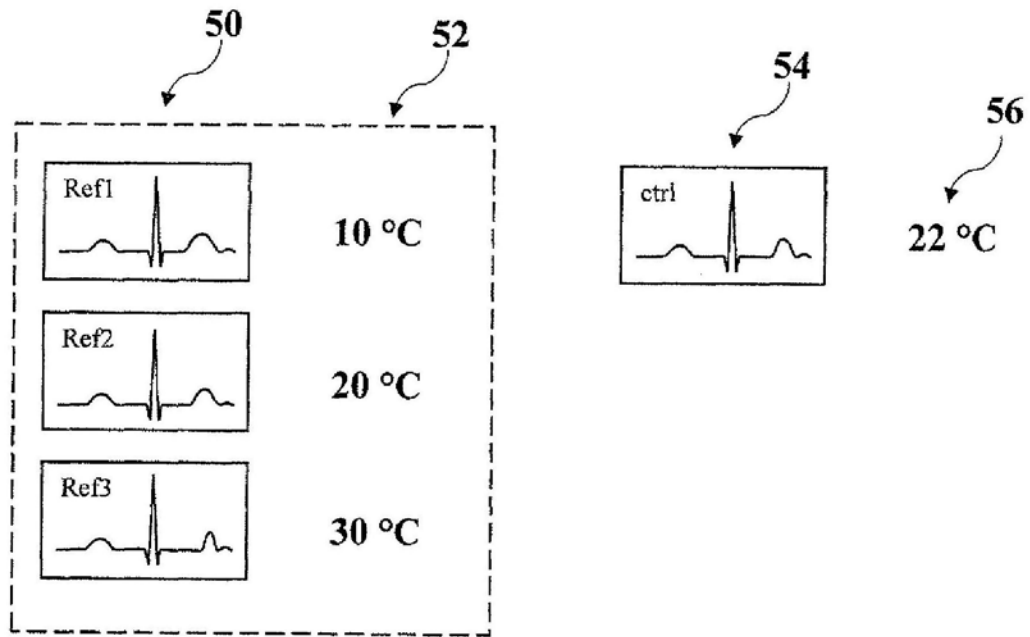


图5

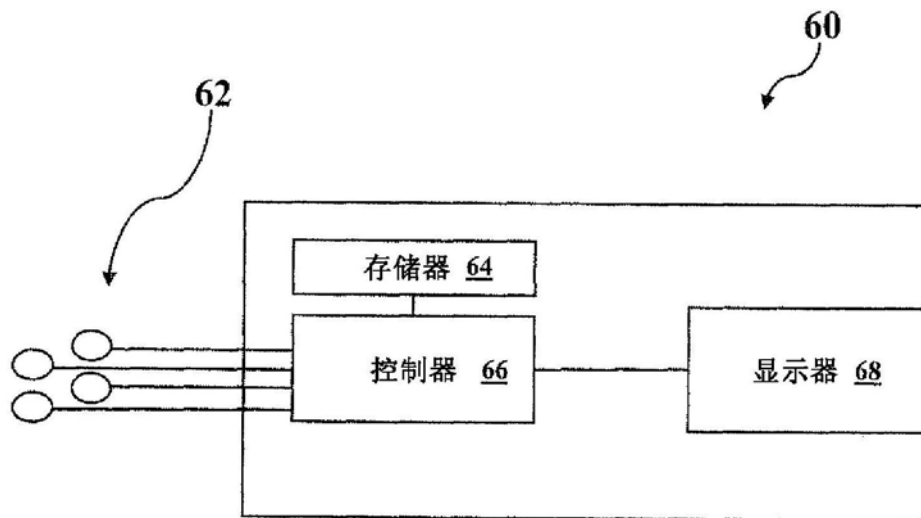


图6

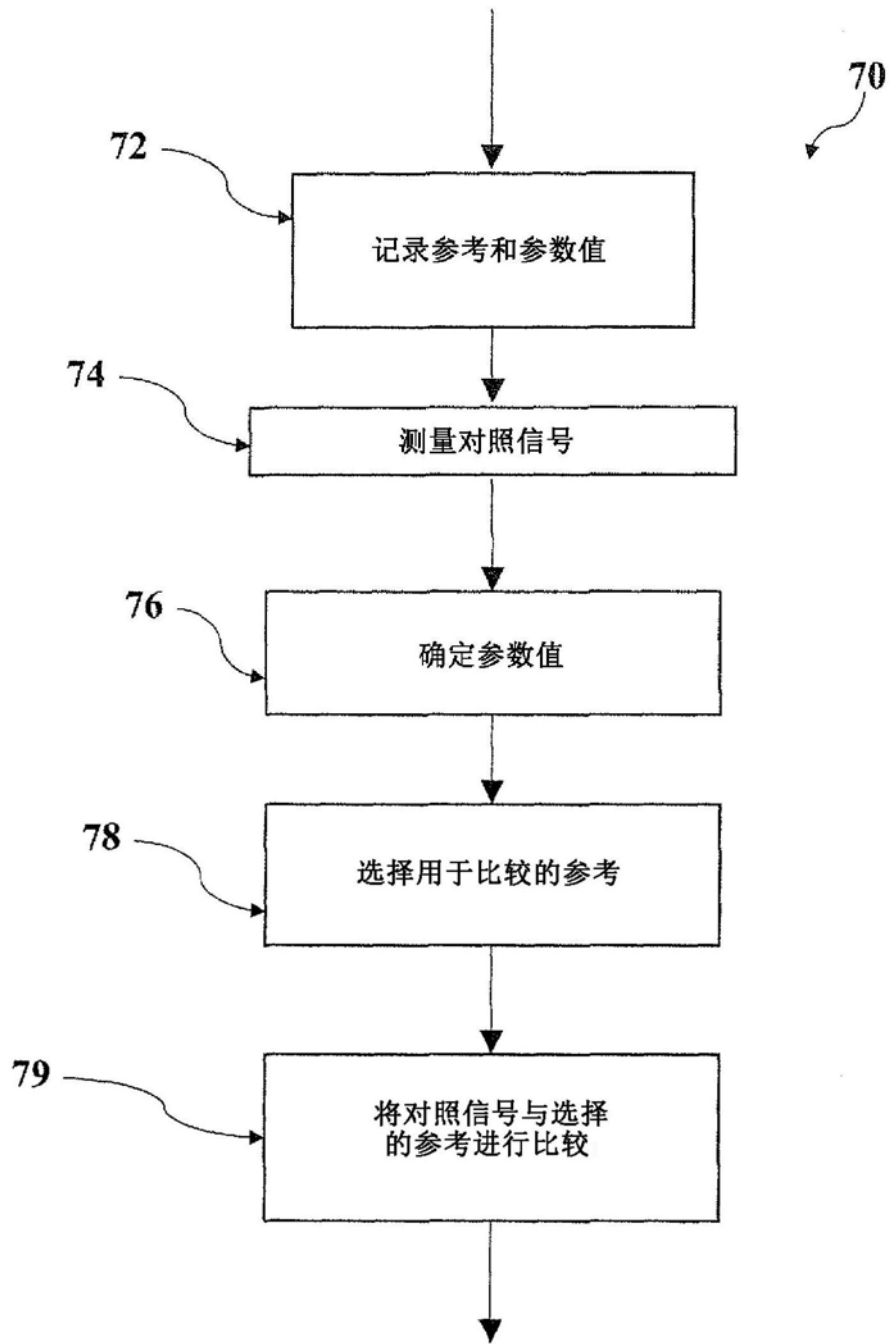


图7

专利名称(译)	生物信号，特别是心电图的监测		
公开(公告)号	CN109803580A	公开(公告)日	2019-05-24
申请号	CN201780059891.X	申请日	2017-09-26
[标]发明人	马库斯里门施奈德 尤尔根索尔扎普夫		
发明人	马库斯·里门施奈德 尤尔根·索尔扎普夫		
IPC分类号	A61B5/0456 A61B5/0472 A61B5/04 A61B5/0245 A61B5/11 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/145 A61B5/20 A61B5/00 A61B5/091		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/04012 A61B5/0456 A61B5/0472 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/091 A61B5/1116 A61B5/1118 A61B5/14532 A61B5/14546 A61B5/208 A61B5/4848 A61B5/7246 A61B5/7275 A61B5/742 A61B2560/0242 G16H40/63 G16H50/20 G16H50/70 A61B5/08		
优先权	102016011700 2016-09-28 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于监测受试者的生物信号、特别是心电图的方法、系统和计算机程序产品，其中记录带有分别相关的参考参数的值的多个参考生物信号，测量对照生物信号，确定与对照生物信号相关的参考信号值，且基于与对照生物信号相关的参考参数的值且基于与多个参考生物信号相关的参考参数的多个值从多个存储的参考生物信号中选择至少一个比较生物信号以用于比较，其中参考参数的值至少部分地描述了受试者的生理状态和/或环境的边界条件。

