



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107847146 A

(43)申请公布日 2018.03.27

(21)申请号 201680042523.X

L·尼尔森

(22)申请日 2016.07.12

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(30)优先权数据

代理人 孟杰雄 王英

15177683.8 2015.07.21 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2018.01.19

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/0452(2006.01)

PCT/EP2016/066459 2016.07.12

A61B 5/08(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 5/11(2006.01)

W02017/012906 EN 2017.01.26

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·B·帕蒂尔 R·S·西索迪亚

K·帕拉尼萨米 N·布萨

V·巴萨瓦劳伊帕蒂尔欧卡里

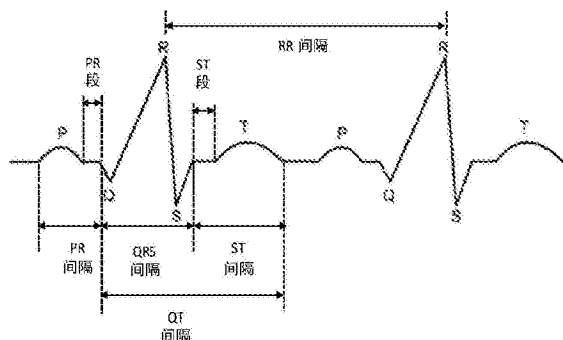
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

在ECG数据上自动标记活动的方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种在ECG数据上自动标记对象的活动的方法。本发明的方法包括：采集涉及ECG信号的至少一个生理输入信号并处理所述至少一个生理输入信号，对所述至少一个生理输入信号的所述处理包括调节所述ECG信号和处理所述ECG信号，其中，所述处理包括：根据所述ECG信号获得呼吸数据，基于所述ECG信号的至少一个信号特定特征来识别与所述ECG数据有关的活动，其中，所述呼吸数据用于区分由所述对象执行的活动，并且用所述活动自动标记所述ECG数据。本发明还涉及一种用于根据本发明的方法在ECG数据上自动标记活动的系统。



1. 一种用于在心电图 (ECG) 数据上自动标记对象的活动的方法, 所述方法包括:
采集涉及 ECG 信号的至少一个生理输入信号, 其中, 处理所述至少一个生理输入信号包括:
调节所述 ECG 信号并将所述 ECG 信号与 ECG 数据进行相关并处理所述 ECG 信号, 其中, 所述处理包括根据所述 ECG 信号获得呼吸数据;
基于所述 ECG 信号的至少一个信号特定特征来识别与所述 ECG 数据有关的活动, 其中, 所述呼吸数据用于区分由所述对象执行的活动; 并且
用所述活动自动标记所述 ECG 数据。
2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述的调节所述 ECG 信号包括通过应用自适应带通滤波对所述 ECG 信号进行滤波。
3. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述的处理所述 ECG 信号包括识别所述 ECG 信号的段中的至少一个中的基准点。
4. 根据权利要求 1 和 3 所述的方法, 其中, 所述的处理所述 ECG 信号包括对所述 ECG 信号的所述段执行片段分析。
5. 根据权利要求 1、3 和 4 所述的方法, 其中, 所述的处理所述 ECG 信号包括基于三次样条拟合来拟合所述 ECG 信号的 ST 段和 PQ 段以提供所述 ECG 信号的拟合段。
6. 根据权利要求 1 和 5 所述的方法, 其中, 所述的识别所述活动包括在所述 ECG 信号的所述拟合段上应用 Karhunen Loeve 变换 (KLT) 以获得主成分值。
7. 根据权利要求 6 所述的方法, 其中, 所述的识别所述活动包括计算所述主成分的本征值以获得特征集。
8. 根据权利要求 1 和 6 所述的方法, 其中, 识别所述活动包括基于分类器模型对所述特征集进行分类以将所述特征集映射到其对应的活动。
9. 根据权利要求 1、2 和 8 所述的方法, 其中, 识别所述活动包括基于所述生理输入中的至少一个来生成所述分类器模型。
10. 根据权利要求 9 所述的方法, 其中, 所述分类器模型具有与不同活动有关的信息。
11. 根据权利要求 1 至 10 所述的方法, 其中, 标记所述 ECG 数据包括在所述 ECG 数据上自动标记所述的识别的活动。
12. 一种用于在 ECG 数据上自动标记对象的活动系统, 所述系统包括:
采集单元, 其用于采集涉及 ECG 信号的至少一个生理输入;
处理单元, 其用于处理所述至少一个生理输入; 其中, 所述处理单元包括用于调节所述 ECG 信号的调节单元; 其中, 所述处理包括根据所述 ECG 信号获得呼吸数据;
识别单元, 其用于至少基于所述 ECG 信号的信号特定特征来识别与所述 ECG 数据有关的活动, 其中, 所述呼吸数据用于区分由所述对象执行的活动。
13. 根据权利要求 12 所述的系统, 其中, 所述处理单元被提供用于识别所述 ECG 信号的段中的至少一个中的基准点。
14. 根据权利要求 12 和 13 所述的系统, 其中, 所述处理单元被提供用于对所述 ECG 信号的所述段执行片段分析。
15. 根据权利要求 12、13 和 14 所述的系统, 其中, 所述处理单元被提供用于基于三次样条拟合来拟合所述 ECG 信号的 ST 段和 PQ 段以提供所述 ECG 信号的拟合段。

在ECG数据上自动标记活动的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及心电图 (ECG) 数据。更具体地, 本发明涉及在ECG数据上自动标记活动, 所述活动指示在获得ECG的同时由对象执行的活动。

背景技术

[0002] 预期的人口平均寿命的提高和老年人口比例的提高增加了慢性病的患病率。更大比例的此类对象除了减少医院停留时间之外还需要长期医学护理。预防性健康护理在家中或住所提供病人监测, 降低医院的再入院率, 已经成为与患者监测相一致的个人健康监测的主要积极因素。

[0003] 移动医学传感器提供了一种高效、准确和经济的手段来监测医院外的对象的健康状况。采用移动医学传感器来监测对象的健康状况的可穿戴设备的数量已经大大增加, 并且在个人健康监护及其系统中已经变得重要。

[0004] 当前, 可穿戴设备能够收集单导联ECG信号并连续存储数据并将数据上传到云端以供进一步分析。在获得ECG时, 识别对象的状态或状况变得非常有用。换句话说, 识别在获得ECG时已经由对象执行的活动提供了对理解和分析ECG数据的更深入的洞察。

[0005] ECG数据以及活动信息在向对象提供适当的诊断方面变得非常有用, 其中, 这种诊断依赖于ECG数据。因此, 当前的技术采用加速度计来检测当正在获得ECG时对象的活动。将活动信息与ECG一起存储。由于ECG数据和使用加速度计得到的活动信息是相互独立地获得的, 因此需要对这两种数据/信息进行映射。而且, 并不是所有的对象活动都能够被正确地检测到。无论对象有多紧张或硬拉有多严重, 加速度计只检测和测量运动而不检测和测量用力。例如, 由加速度计从吃东西检测到的运动看起来比二头肌弯曲更有力量。而且, 诸如睡眠、休息或闲坐的活动也不能被恰当区分。由于这个阻碍, 将活动与ECG数据进行映射并不鲁棒且可靠性降低。

[0006] US20110245688A1需要ECG信号以及运动检测特征来识别人的活动。这里, 将ECG和多个传感器与运动检测特征一起通信性耦合。ECG数据与运动数据的实时同步需要仔细处理。

[0007] US20080300641A1涉及生成描述患者的心脏功能的的心脏信息, 基于对心脏信息的分析来检测心脏异常。其还公开了生成描述在心脏异常期间患者的身体活动的活动信息, 并且在心脏异常期间将心脏信息和活动信息相关联。

[0008] 应意识到, ECG确实提供了大量关于对象的健康状况的信息。然而, 为了进行更准确的诊断, 当ECG被记录时由对象正在执行的活动需要与ECG一起被知晓。本发明旨在克服与独立获得的ECG数据同活动信息的映射相关联的问题。本发明提出仅通过破译ECG信号来对ECG数据自动标记活动信息。

发明内容

[0009] 本发明的一个目的是提供一种用于在ECG数据中自动标记在获得ECG的同时已经

执行的活动的办法。

[0010] 本发明的另一个目的是根据ECG信号提供关于已经执行的活动的信息。

[0011] 本发明的另外的目的是一起提供活动信息和ECG数据以使得进一步的诊断能够更加准确和适当。

[0012] 本发明的又一个目的是提供一种用于执行本发明的方法的系统,所述方法用于在ECG数据中自动标记在获得ECG的同时已经执行的活动的。

[0013] 本发明提供了一种用于在心电图 (ECG) 数据上自动标记对象的活动的办法。本发明的办法包括采集与ECG信号有关的至少一个生理输入信号,并且处理所述生理输入信号。对所述生理输入信号的所述处理包括调节所述ECG信号,根据所述ECG信号获得呼吸数据。所述呼吸数据是根据所述ECG信号来破译的。所述办法包括基于所述ECG信号的至少一个信号特定特征来识别与所述ECG数据有关的活动的,并且用所述活动自动标记所述ECG数据。

[0014] 对所述ECG信号的所述处理包括识别所述ECG信号的段中的至少一个中的基准点。对ECG信号的所述段执行片段分析,基于三次样条拟合来拟合所述ECG信号的ST段和PQ段以提供所述ECG信号的拟合段。所述片段分析优选是指从相应的段 (特别是从ST段和PQ段) 中提取相关信息,如通过在相应的段上应用Karhunen Loeve变换 (KLT) 获得的主成分的本征值。

[0015] 因此,在实施例中,识别所述活动包括:在所述ECG信号的所述拟合段上应用KLT以获得主成分值,计算所述主成分的本征值以获得特征集,并且基于分类器模型对所述特征集进行分类以将所述特征集映射到其对应的活动。所述分类器模型能够基于所述生理输入中的至少一个并具有与不同活动有关的信息。在实施例中,所述分类器使用所述本征值和呼吸速率作为所述特征集。

[0016] 本发明还提供了一种用于根据本发明的办法在ECG数据上自动标记对象的活动的系统。所述系统包括:采集单元,其用于采集涉及ECG信号的至少一个生理输入;处理单元,其用于处理所述至少一个生理输入,所述处理单元包括用于调节所述ECG信号的调节单元,其中,所述处理包括根据所述ECG信号获得呼吸数据;以及识别单元,其用于基于所述ECG信号的信号特定特征来识别与所述ECG数据有关的活动的,其中,所述呼吸数据用于区分由所述对象执行的活动的。

[0017] 在实施例中,所述调节单元包括自适应带通滤波器。此外,在实施例中,所述处理单元被提供用于识别所述ECG信号的段中的至少一个中的基准点。所述处理单元能够被提供用于对所述ECG信号的所述段执行片段分析。在实施例中,所述处理单元被提供用于基于三次样条拟合来拟合所述ECG信号的ST段和PQ段以提供所述ECG信号的拟合段。此外,在实施例中,所述识别单元被提供用于在所述ECG信号的所述拟合段上应用KLT以获得主成分值。具体地,所述识别单元被提供用于计算主成分的本征值以获得特征集。在实施例中,所述识别单元被提供用于基于分类器模型对所述特征集进行分类,以将所述特征集映射到其对应的活动。所述分类器模型能够基于所述生理输入中的至少一个。

附图说明

[0018] 参考附图,其中:

[0019] 图1示出了根据本发明的用于在ECG数据上自动标记活动的系统;

- [0020] 图2示出了根据本发明的用于在ECG数据上自动标记活动的方法；
 [0021] 图3示出了ECG数据以及在ECG数据中指示的基准点；
 [0022] 图4图示了对与基准点有关的ECG数据的形态结构的提取；并且
 [0023] 图5图示了分类器模型的生成。

具体实施方式

[0024] 下文参考非穷举的示范性实施例并且参考图1至图5来描述本发明。

[0025] 如前文所述，本发明提出自动识别在获得ECG的同时由对象正在执行的活动并用所述活动自动标记ECG数据。在ECG数据上自动标记活动使得能够更恰当地向对象提供诊断。

[0026] 图1和图2分别示出了用于在ECG数据上自动标记活动的系统(100)和方法(200)。所述系统(100)包括采集单元(101)，所述采集单元用于采集与ECG数据有关的一个或多个生理输入。所述生理输入包括但不限于ECG信号、与对象的呼吸有关的呼吸数据、与由加速度计做出的感测和测量有关的加速度计数据、对象的健康状况、SpO2数据等。

[0027] 由采集单元(101)从对象(201)获得单导联ECG信号。可以使用包括被配置为测量一个或多个生理参数的传感器的可穿戴医学设备来获得ECG信号。采集单元(101)包括但不限于可穿戴医学设备。

[0028] 由处理单元(102)的调节单元调节ECG信号。可以通过应用自适应带通滤波器(202)来完成对ECG信号的调节，以消除噪声、基线漂移和诸如电力线干扰的干扰。在0.04Hz至150Hz的频率范围内的自适应带通滤波器可以用于从ECG信号中提取相关信号。自适应滤波器可以包括单极点和单零点，如下所示：

$$[0029] \quad H_k(n, z) = \frac{b_k(n) + c_k(n)z^{-1}}{1 - a_k(n)z^{-1}}$$

[0030] 其中， a_k 、 b_k 和 c_k 是自适应滤波器系数。 H_k 是传递函数，“ n ”是时间索引，“ z ”是Z变换变量。

[0031] 如图3所示，典型的ECG信号或数据在对象锻炼时包含R-R峰值变化。然而，这种变化不足以清楚地区分对象所执行的不同活动。本发明的方法(200)基于活动以及波形的形态变化来考虑ECG信号中的基准(PQRS)点的变化。

[0032] 处理单元(102)还被提供用于识别ECG信号(203)上的基准点。在应用自适应带通滤波器之后，由处理单元(102)在ECG信号的给定段中识别基准点P点、Q点、R点、S点和T点。使用频域方法来初步识别在ECG中更加突出的R峰。经频域变换的ECG信号是如下获得的：

$$[0033] \quad x_H(t) = \text{IFT} \{ \text{FT} [x(t)] H(f) \}$$

[0034] 其中， $x(t)$ 和 $x_H(t)$ 是输入的ECG信号和经变换的ECG信号。FT和IFT分别表示傅里叶变换和逆傅立叶变换，并且

$$[0035] \quad H(f) = \begin{cases} -j, & 0 < f < \pi \\ j, & -\pi < f < 0 \end{cases}$$

[0036] 其中， $H(f)$ 是希尔伯特变换函数。

[0037] 可以在经频域变换的ECG信号上采用阈值来识别被映射回原始信号的峰值以识别R峰值。R峰值左侧和右侧的最低的第一最低点形成Q点和S点，Q和S关于R的搜索时间窗是根

据经验确定的。

[0038] 为了确定P波,可以在QRS复合基准和QRS起始的开始之前设置时间窗。近似包含P波的时间窗被启发式地设置并且从QRS起始被延伸到心跳的开始。能够通过心房波开始之前搜索第一等电样本来确定心跳开始基准点。为了检测P波,轮廓勾勒器计算斜率阈值,所述斜率阈值是通过使用一阶导数法来获得的。使用下面的时间差方程来计算在时刻T处的ECG的一阶导数 $y(nT)$,其中,N是样本的长度

$$[0039] \quad y(nT) = \frac{x(nT - (N-1)T) + x(nT - (N-2)T) + \dots + x(nT))}{N}$$

[0040] 差分信号的零交叉映射到P峰值,并且在差分信号上的最低峰之后映射到P偏移。在通过考虑ECG信号中在S点之后的段(图4中的ST段)来确定T峰值中,遵循类似的片段分析方法。

[0041] 由处理单元(102)在识别基准点之后对ECG信号执行(204)片段分析。计算R-R偏差、T峰值反转、基准点之间的距离(QRS、P-QRS等)。可以从片段分析中提取的其他特征是从R峰值到P偏移和P峰值的时间间隔、从R峰值到S的时间间隔以及从S点到J点的时间间隔。

[0042] 处理单元(102)还被提供用于基于三次样条拟合来拟合ECG信号(205)的ST段和PQ段以提供ECG信号的拟合段。

[0043] 基于对最大频率包络线的分析,可以观察到因已经执行的活动造成ST和PQ段的下斜部分中的形态结构存在变化。为了提取该变化,如图4所示,曲线在这些段上的三次样条拟合,并且由识别单元(103)将Karhunen Loeve变换(KLT)应用于(206)拟合曲线以便获得主成分值。KLT操作有助于揭示数据的内部结构,以便最好地解释数据的差异。另外,在应用KLT之后获得的主成分值用作用于分类的特征集。

[0044] 在 X_i 是ST段或PQ段上的样本数据向量拟合的情况下,数据的协方差矩阵被计算如下:

$$[0045] \quad C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i X_i^T$$

[0046] 其中, X_i 是ECG上的拟合段的样本数据向量,n是样本数量,C是协方差矩阵。另外,由识别单元(103)对协方差矩阵C执行本征值分解(207)。与对应的本征值(主值)相关联的向量被认为是特征集。从PQ段中提取相似的特征向量。

[0047] 呼吸速率用作用于区分由对象执行的活动的主要指标之一。如果如睡眠和正常行走的两种类型的活动的心率和形态变化相似,则呼吸速率用作用于正确标记这两种活动的主要区分特征。基于基准点中的公知的形态变化和片段分析,能够从ECG信号(208)中提取呼吸速率。然而,也能够从其他传感器数据(例如,加速度计)中提取(208)与呼吸速率相关的相同信息。

[0048] 识别单元(103)还被提供用于基于分类器模型对特征集进行分类并将特征集映射到其对应的活动(209),从而使用ECG数据和对象的健康状况来识别对象的活动。

[0049] 将特征集馈送给有监督的支持向量机(SVM)分类器。这里,将特征向量非线性地映射到更高维的特征空间,并且通过使两个类别的向量之间的裕度最小化来创建线性分离面以分离训练数据。训练结束于对将空间划分成两个子空间的决策面的定义。通过距任何类别的最近的训练数据点具有最大距离的决策面来实现良好的分离,其中,每个子空间对应

于一类训练数据。

[0050] 一旦训练完成,测试数据被映射到特征空间。然后根据测试数据被映射到的对应子空间将一个类别分配给这些数据。输入空间中的特征被变换到更高维的空间。这些特征然后用于迭代地计算提供最佳性能的最大裕度超平面。

[0051] 该分类器的目的是使用给定的N维训练数据来构造决策函数 $f: \mathbb{R}^N \rightarrow \{\pm 1\}$ 。假设一个数据集由以下表示

[0052] $(x_1, y_1), (x_1, y_1), \dots, (x_1, y_1) \in \mathbb{R}^N \{\pm 1\}$

[0053] 其中 x_1 和 y_1 分别表示特征向量和类别标记。

[0054] 多维空间中的超平面由下式给出的线性判别函数来定义:

[0055] $g(x) = W^T x + \omega_0$

[0056] 其中“x”是特征向量,W是与决策超平面正交的权重向量,并且 ω_0 是阈值。在模型训练阶段期间,权重和阈值参数针对每种类型的活动进行优化。

[0057] 如图5所示,基于某种参数和/或生理输入来生成分类器模型(500),以准确地预测活动类型。这些参数和/或生理输入包括但不限于关于以下的信息:通过手动标记捕捉的活动以及加速度计、对象的健康状况、SpO2信息、呼吸速率、ECG数据等。在一个实施例中,如图5所示,基于加速度计数据(501)、ECG数据(502)、对象的健康状况(503)、SpO2信息(504)、呼吸数据(505)、ECG的片段分析(506)来训练或创建(500)分类器模型(507)。可以根据加速度计数据(501)和/或根据ECG数据(502)获得呼吸数据(505)。而且,ECG(506)的片段分析基于如前文所述的ECG数据(502)。

[0058] 在一些患有慢性阻塞性肺病(COPD)的对象中,对象即使是轻度用力也会筋疲力尽,例如在正常行走的情况下。对于这样的对象,甚至正常步行都会使他们的心率和呼吸频率增大,即使他们正在正常行走。因此,为了正确区分活动的状态,需要捕捉对象的当前健康状况。可以借助于作为ECG记录的部分的问卷来捕捉对象的健康状况。这个信息可以用于生成分类器模型,有助于更准确地预测对象的活动,否则将与健康的对象不同。如此生成的分类器模型(507)具有与不同活动有关的信息,并且提供用于映射与ECG数据相对应的不同活动的基础。

[0059] 在识别出与ECG数据有关的活动之后,通过在ECG数据上自动标记所述活动,在ECG数据上标记所述与ECG数据有关的活动。在ECG数据上自动标记活动有助于基于对象的活动、健康状况和用力程度在对对象的诊断中做出明智的决策。也可以在更大程度上减少诊断所花费的时间。相应地,可以进一步存储或上传具有与活动相关的标记的ECG数据。将这样的ECG数据上传到云中也是可能的,并且能够根据具体情况更广泛地使用这样的ECG数据。这也为对象提供了更好的反馈和改进的预防护理。

[0060] 本文仅具体说明和描述了本发明的某些特征,并且本领域技术人员将会想到许多修改和变化。本发明不局限于本文在说明书中描述的优选实施例。应当指出,本发明是通过示范性实施例来解释的并且既非穷举也非限制。本领域技术人员将很好地理解在说明书中未详细说明的本发明的某些方面。而且,只要适用,本文在说明书中使用的与单数形式有关的术语也包括它的多个,反之亦然。事实上,在说明书中没有具体描述的任何相关的修改或变化都被解释为完全在本发明的范围内。权利要求旨在覆盖落入本发明的精神内的所有这些修改和变化。

[0061] 因此,本领域技术人员将意识到,在不脱离本发明的精神或基本特征的情况下,能够以其他特定形式来实施本发明。因此,目前公开的实施例在所有方面都被认为是说明性的而非限制性的。本发明的范围由权利要求书而不是前面的描述来指示,并且意图包含在其意义和范围及等价方案内的所有变化。

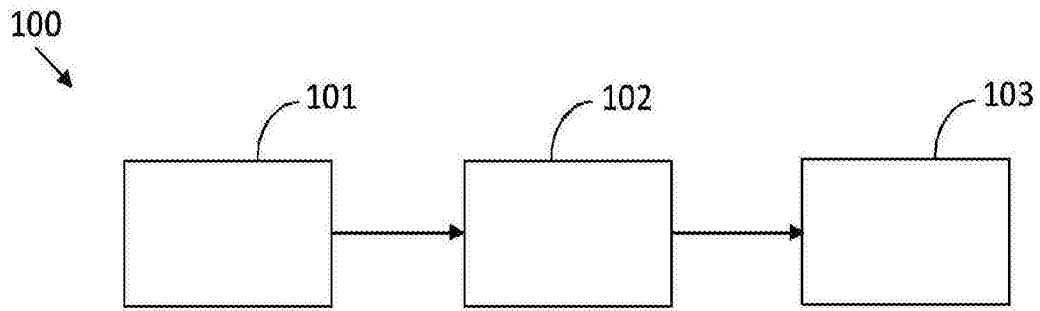


图1

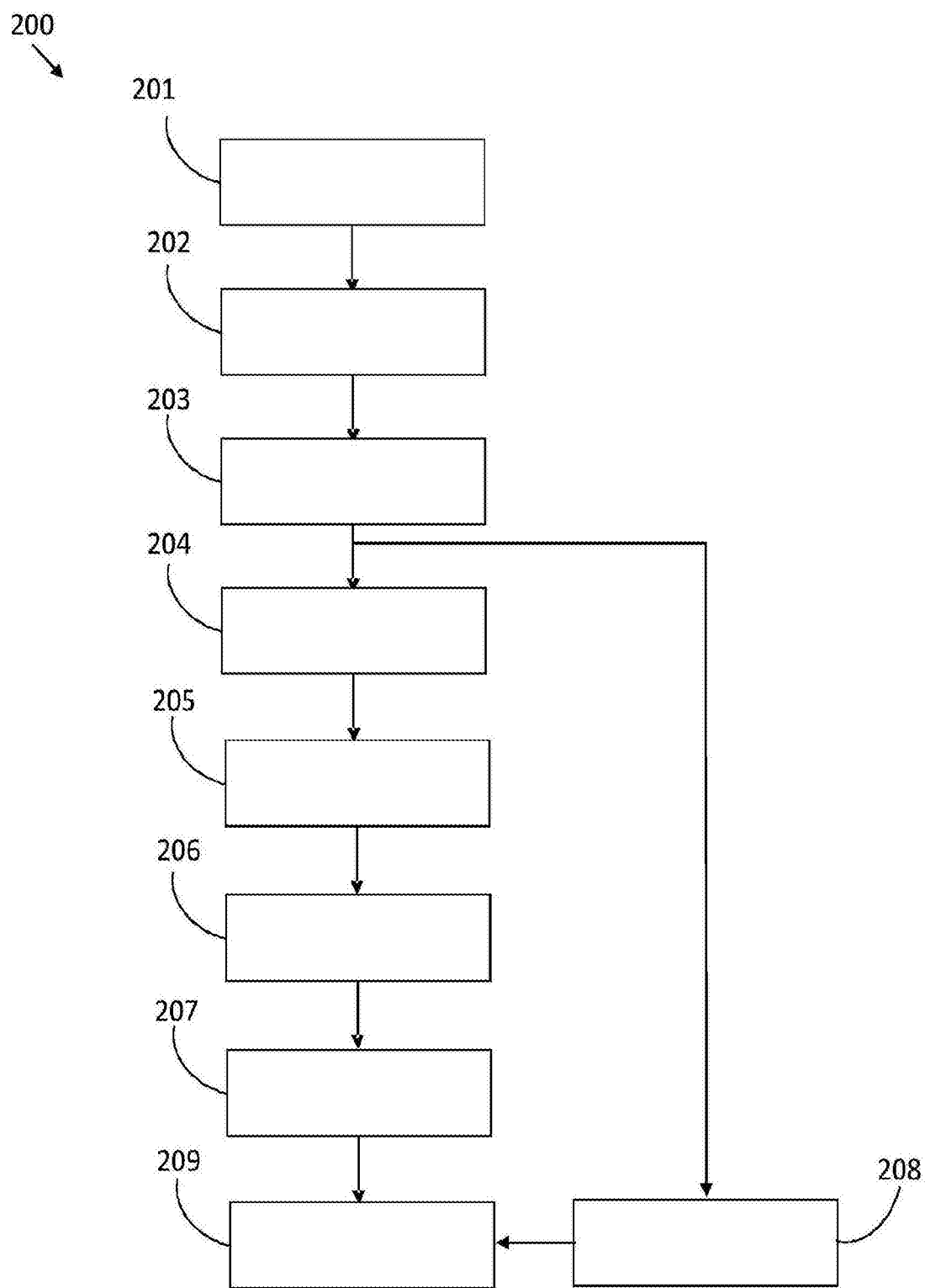


图2

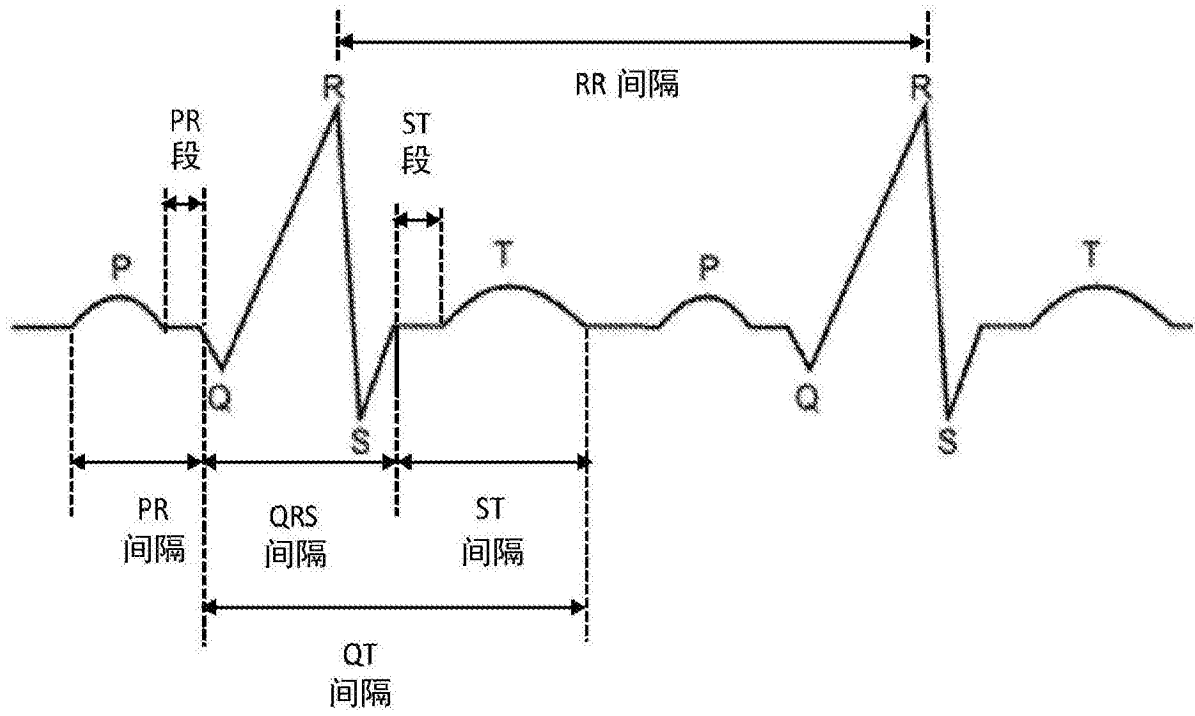


图3

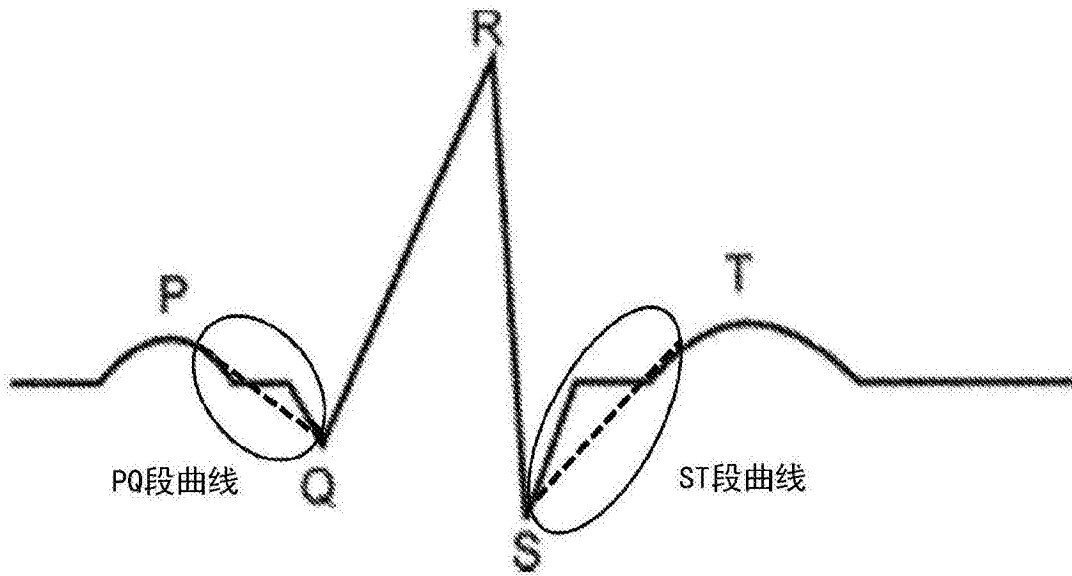


图4

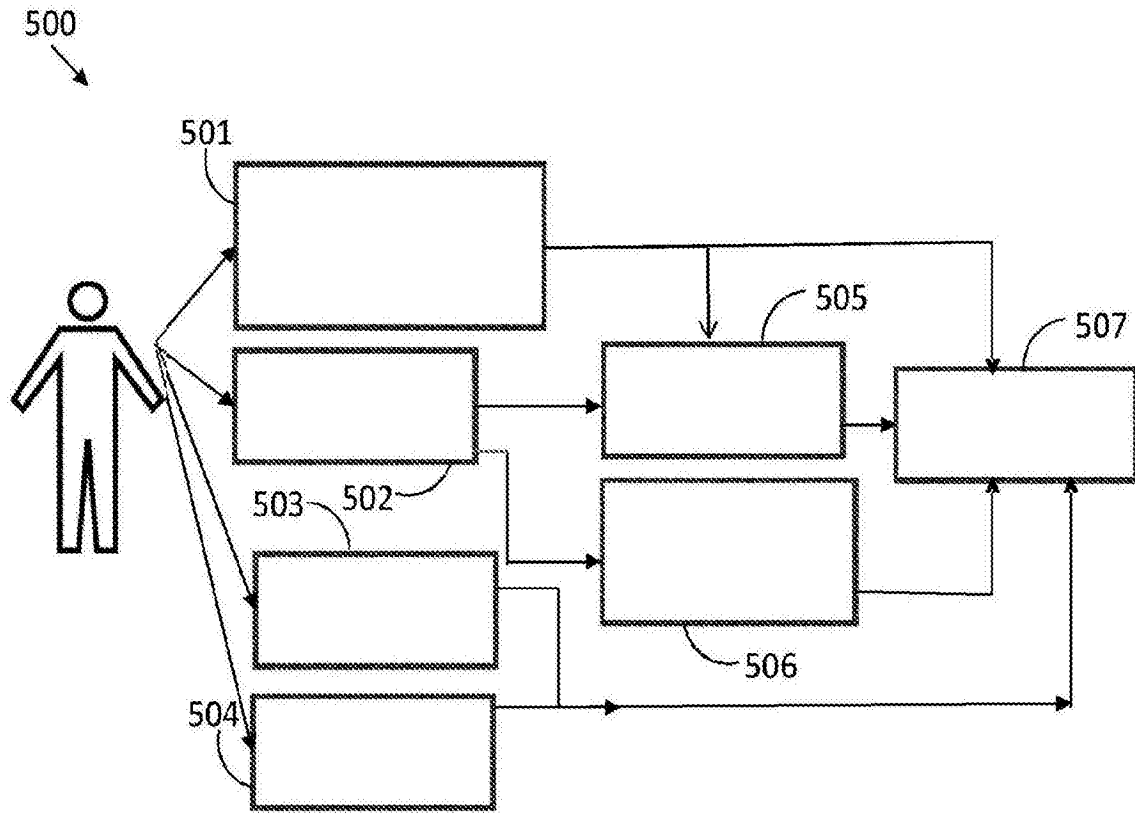


图5

专利名称(译)	在ECG数据上自动标记活动的方法和系统		
公开(公告)号	CN107847146A	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201680042523.X	申请日	2016-07-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	R B 帕蒂尔 RS西索迪亚 K帕拉尼萨米 N布萨 V巴萨瓦劳伊帕蒂尔欧卡里 L尼尔森		
发明人	R·B·帕蒂尔 R·S·西索迪亚 K·帕拉尼萨米 N·布萨 V·巴萨瓦劳伊帕蒂尔欧卡里 L·尼尔森		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0452 A61B5/08 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/04017 A61B5/0452 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/7264 A61B5/7278 G16H50/20 A61B5/04014		
代理人(译)	王英		
优先权	2015177683 2015-07-21 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种在ECG数据上自动标记对象的活动的方法。本发明的方法包括：采集涉及ECG信号的至少一个生理输入信号并处理所述至少一个生理输入信号，对所述至少一个生理输入信号的所述处理包括调节所述ECG信号和处理所述ECG信号，其中，所述处理包括：根据所述ECG信号获得呼吸数据，基于所述ECG信号的至少一个信号特定特征来识别与所述ECG数据有关的活动，其中，所述呼吸数据用于区分由所述对象执行的活动，并且用所述活动自动标记所述ECG数据。本发明还涉及一种用于根据本发明的方法在ECG数据上自动标记活动的系统。

