



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414174 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780018775.3

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

(22)申请日 2017.01.31

11105

代理人 邵亚丽

(30)优先权数据

62/289,781 2016.02.01 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/024(2006.01)

2018.09.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/015824 2017.01.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/136339 EN 2017.08.10

(71)申请人 威里利生命科学有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 M.墨菲 C.T.伦格里希

R.N.米罗夫

权利要求书4页 说明书23页 附图8页

(54)发明名称

用于在存在非平稳和非平凡信号和噪声频谱的情况下从光电容积脉搏测量进行概率性脉搏率估计的系统和方法

(57)摘要

提供了用于在存在非平凡噪声频谱的情况下,概率性地估计个体的脉搏率的系统和方法。实施例可以包含:从与装置相关联的一组传感器测量一组信号,该组信号包含从个体获得的光电容积脉搏(PPG)信号;将PPG信号变换到频域;并且对变换后的信号应用带通滤波器以生成滤波后的信号。实施例还可以包含识别滤波后的信号中的一个或多个峰值;为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合;并且将该样本分类器的集合与包含在学习库中的库分类器的集合进行比较,其中每个库分类器与分类系数相关联,该分类系数反映该库分类器与已知脉搏率轮廓之间的相关程度。

1. 一种用于概率性地估计个体的脉搏率的方法,所述方法包括经由装置的一个或多个处理器进行的以下操作:

从与个体穿戴的装置相关联的一组传感器接收一组信号,该组信号包含从个体获得的光容积脉搏 (PPG) 信号;

将PPG信号变换到频域;

对变换后的信号应用带通滤波器,以生成滤波后的信号;

识别滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合,其中峰值反映幅度超过阈值的局部最大值;

为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合,所述样本分类器的集合包含谐波分类器;

将样本分类器的集合与学习库中包含的库分类器的集合进行比较,以识别一个或多个分类系数的集合,分类系数的集合分别对应于一个或多个峰值的集合,一个或多个峰值的集合分别对应于一个或多个样本分类器的集合,其中每个库分类器与反映该库分类器与已知脉搏率轮廓之间的相关程度的分类系数相关联;以及

基于分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率、以及一个或多个分类系数的集合,确定分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率似然的集合。

2. 如权利要求1所述的方法,其中生成一个或多个样本分类器的集合包括将数学函数应用于一个或多个峰值的集合。

3. 如权利要求2所述的方法,其中数学函数包含以下中的至少一个:一个或多个峰值的集合的加权分量的求和、一个或多个峰值的集合的加权分量的乘积、一个或多个峰值的集合中的每个峰值在其中具有对应的权重和幂的多元多项式函数、一个或多个峰值的集合的统计分析。

4. 如权利要求1所述的方法,其中样本分类器的集合包含活动分类器,其中每个样本分类器与反映该样本分类器与库分类器的集合中的库分类器之间的相关程度的对应系数相关联,并且其中脉搏率似然进一步基于分类系数的集合。

5. 如权利要求4所述的方法,进一步包括:

基于脉搏率似然的集合中的最高脉搏率似然,识别最可能的脉搏率;以及
确定最高脉搏率似然是否超过脉搏似然阈值。

6. 如权利要求5所述的方法,进一步包括:

将最高脉搏率似然与大于脉搏似然阈值的用户分类阈值进行比较;以及
当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时,更新学习库以包含测量的该组信号和最可能的脉搏率作为已知脉搏率轮廓。

7. 如权利要求6所述的方法,进一步包括,当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时:

基于样本分类器的集合,更新库分类器的集合;以及
通过重新计算库分类器的集合与已知脉搏率轮廓之间的相关程度,更新分类系数的集合。

8. 如权利要求1所述的方法,进一步包括:

基于该组信号,检测触发条件的发生;
响应于检测到触发条件,提示个体进行输入;

接收响应于该提示的输入;以及

基于所接收的输入,更新至少一个脉搏率似然。

9.如权利要求8所述的方法,其中检测触发条件的发生进一步包括:

确定与个体相关联的速度;以及

确定至少一个识别的峰值对应于时间上平均的脉搏率,该时间上平均的脉搏率是该速度的近似整数因子或倍数。

10.如权利要求1所述的方法,进一步包括为每个识别的峰值识别变换后的信号中的一组谐波候选,并且其中谐波分类器基于谐波候选中的每个的数目和幅度。

11.一种用于概率性地估计个体的脉搏率的系统,所述系统包括:

储存指令的存储器;以及

一个或多个处理器,配置为执行所述指令以进行一个或多个操作,所述操作包括:

从与个体穿戴的装置相关联的一组传感器接收一组信号,该组信号包含从个体获得的光电容积脉搏(PPG)信号;

将PPG信号变换到频域;

对变换后的信号应用带通滤波器,以生成滤波后的信号;

识别滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合,其中峰值反映幅度超过阈值的局部最大值;

为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合,所述样本分类器的集合包含谐波分类器;

将样本分类器的集合与学习库中包含的库分类器的集合进行比较,每个库分类器与反映该库分类器与已知脉搏率轮廓之间的相关程度的分类系数相关联;

基于分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率、以及

一个或多个分类系数的集合,确定分别对应于一个或多个峰值的集合的

一个或多个脉搏率似然的集合。

12.如权利要求11所述的系统,其中,生成一个或多个样本分类器的集合的操作包括将数学函数应用于一个或多个峰值的集合。

13.如权利要求12所述的方法,其中,数学函数包含以下中的至少一个:一个或多个峰值的集合的加权分量的求和、一个或多个峰值的集合的加权分量的乘积、一个或多个峰值的集合中的每个峰值在其中具有对应的权重和幂的多元多项式函数、一个或多个峰值的集合的统计分析。

14.如权利要求11所述的系统,其中,样本分类器的集合包含活动分类器,其中每个样本分类器与反映该样本分类器与库分类器的集合中的库分类器之间的相关程度的对应系数相关联,并且其中脉搏率似然进一步基于分类系数的集合。

15.如权利要求14所述的系统,进一步包括:

基于脉搏率似然的集合中的最高脉搏率似然,识别最可能的脉搏率;以及

确定最高脉搏率似然是否超过脉搏似然阈值。

16.如权利要求15所述的系统,进一步包括:

将最高脉搏率似然与大于脉搏似然阈值的用户分类阈值进行比较;以及

当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时,更新学习库以包含测量的该组信号和最可能

的脉搏率作为已知脉搏率轮廓。

17. 如权利要求16所述的系统,进一步包括,当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时:
基于样本分类器的集合,更新库分类器的集合;以及
通过重新计算库分类器的集合与已知脉搏率轮廓之间的相关程度,更新分类系数的集合。

18. 如权利要求11所述的系统,进一步包括:
基于该组信号,检测触发条件的发生;
响应于检测到触发条件,提示个体进行输入;
接收响应于该提示的输入;以及
基于所接收的输入,更新至少一个脉搏率似然。

19. 如权利要求18所述的系统,其中检测触发条件的发生进一步包括:
确定与个体相关联的速度;以及
确定至少一个识别的峰值对应于时间上平均的脉搏率,该时间上平均的脉搏率是该速度的近似整数因子或倍数。

20. 如权利要求11所述的系统,进一步包括为每个识别的峰值识别变换后的信号中的一组谐波候选,并且其中谐波分类器基于谐波候选中的每个的数目和幅度。

21. 一种储存指令的有形的非暂时性计算机可读介质,所述指令在由至少一个处理器执行时,使得所述至少一个处理器进行用于在存在非平凡噪声的情况下概率性地估计脉搏率的操作,方法包括:

从与个体穿戴的装置相关联的一组传感器接收一组信号,该组信号包含从个体获得的光电容积脉搏 (PPG) 信号;

将PPG信号变换到频域;

对变换后的信号应用带通滤波器,以生成滤波后的信号;

识别滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合,其中峰值反映幅度超过阈值的局部最大值;

为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合,所述样本分类器的集合包含谐波分类器;

将样本分类器的集合与学习库中包含的库分类器的集合进行比较,每个库分类器与反映该库分类器与已知脉搏率轮廓之间的相关程度的分类系数相关联;以及

基于分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率、以及一个或多个分类系数的集合,确定分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率似然的集合。

22. 如权利要求21所述的计算机可读介质,其中,生成一个或多个样本分类器的集合包括将数学函数应用于一个或多个峰值的集合。

23. 如权利要求22所述的计算机可读介质,其中数学函数包含以下中的至少一个:一个或多个峰值的集合的加权分量的求和、一个或多个峰值的集合的加权分量的乘积、一个或多个峰值的集合中的每个峰值在其中具有对应的权重和幂的多元多项式函数、一个或多个峰值的集合的统计分析。

24. 如权利要求21所述的计算机可读介质,其中样本分类器的集合包含活动分类器,其中每个样本分类器与反映该样本分类器与库分类器的集合中的库分类器之间的相关程度

的对应系数相关联,其中脉搏率似然进一步基于分类系数的集合,并且其中该方法进一步包括基于脉搏率似然的集合中的最高脉搏率似然来识别最可能的脉搏率,并且确定最高脉搏率似然是否超过脉搏似然阈值。

25. 如权利要求24所述的计算机可读介质,其中由所述至少一个处理器进行的操作进一步包括将最高脉搏率似然与大于脉搏似然阈值的用户分类阈值进行比较,以及,当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时:

更新学习库以包含测量的该组信号和最可能的脉搏率作为已知脉搏率轮廓;

基于样本分类器的集合,更新库分类器的集合;以及

通过重新计算库分类器的集合与已知脉搏率轮廓之间的相关程度,更新分类系数的集合。

26. 如权利要求21所述的计算机可读介质,其中由所述至少一个处理器进行的操作进一步包括:

通过确定与用户相关联的速度以及确定至少一个识别的峰值对应于时间上平均的脉搏率,该时间上平均的脉搏率是该速度的近似整数因子或倍数,来检测触发条件的发生;以及

响应于检测到触发条件,提示个体进行输入;

接收响应于该提示的输入;以及

基于所接收的输入,更新至少一个脉搏率似然。

用于在存在非平稳和非平凡信号和噪声频谱的情况下从光电容积脉搏测量进行概率性脉搏率估计的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2016年2月1日提交的美国临时申请No.62/289,781的优先权,其全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开总体上涉及用于测量个体的生理参数的系统和方法。更特别地,但不限于,所公开的实施例涉及用于在存在包含非平稳(nonstationary)(即,包含与时间相关的频率)和非平凡(nontrivial)(即,具有非零特征值)噪声的信号频谱的情况下估计脉搏率的系统和方法。

背景技术

[0004] 确定个体的脉搏率可以提供有用的健康信息,诸如个体的静息脉搏率或者在某些形式的锻炼期间的脉搏率。一种测量脉搏率的方法包含光电容积脉搏(PPG)。PPG是光学地获得的体积描记图,其通常指代器官的体积测量。PPG利用皮肤的体积测量并且经常使用脉搏血氧计来获得,脉搏血氧计照射皮肤并测量光吸收的改变,从而测量皮肤的体积改变。许多个体可能希望确定其在激烈活动(例如,锻炼)期间或在非平凡不稳定(即,不规则)移动(例如,乘公共汽车、步行等)期间的脉搏率。然而,用于确定脉搏率的常规方法可能无法在存在非平凡噪声谱的情况下提供精确的结果。其他因素也可能影响使用传统测量系统和技术的脉搏率估计。

发明内容

[0005] 所公开的实施例可以包含用于例如在存在非平凡信号和噪声频谱的情况下,概率性地估计个体的脉搏率的计算机实现的系统和方法。所公开的实施例可以提供用于在滤波后的光电容积脉搏(PPG)信号中确定脉搏率似然(即,该信号中的识别的峰值的给定脉搏率对应于个体的真实脉搏率的概率)的系统和方法。可以基于从该信号导出的分类器与包含在含有其他真实脉搏率的学习库中的分类器之间的相关程度,来进行真实脉搏率的估计。

[0006] 所公开的实施例可以包含,例如为每个识别的峰值生成样本分类器的集合的系统和方法,其中该样本分类器的集合包含谐波分类器和活动分类器。样本分类器可以是所接收的该组信号的任何函数。该函数可以包含,例如,加权的信号的求和、加权的信号的乘积、每个信号具有对应的信号权重和幂的多元多项式函数、如多变量回归分析的该组信号的统计分析、或者其任何组合。操作还可以包含将该样本分类器的集合与包含在学习库中的库分类器的集合进行比较,其中每个库分类器与分类系数相关联,该分类系数反映该库分类器与已知脉搏率之间的相关程度。

[0007] 所公开的实施例可以包含,例如,使用穿戴在个体上的装置来概率性地估计个体的脉搏率的方法。该方法可以包含经由装置中的至少一个或多个处理器进行的一个或多个

操作。操作可以包含从与装置相关联的一组传感器(包含例如光学脉搏率监测器或光学血压传感器)接收一组信号。该装置可以是可穿戴的装置/可安装在身体上的装置,并且该组信号可以包含从个体获得的PPG信号。操作还可以包含将该PPG信号变换到频域(例如,经由拉普拉斯或傅里叶变换)并且将带通滤波器应用于变换后的信号以生成滤波后的信号。该带通滤波器可以减少或移除PPG信号中的高频和低频噪声。操作还可以包含识别滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合。峰值反映其幅度超过阈值的局部最大值,该阈值可以是预设的或可以是动态确定的。操作还可以包含为该一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合。该样本分类器的集合可以包含谐波分类器和活动分类器两者。操作还可以包含将该一个或多个样本分类器的集合与包含在学习库中的库分类器的集合进行比较。每个库分类器可以与反映该库分类器与已知脉搏率之间的相关程度的分类系数相关联。操作还可以包含基于该样本分类器的集合、该分类系数的集合以及与峰值对应的脉搏率,来确定该一个或多个峰值的集合中的每个峰值的脉搏率似然。

[0008] 所公开的实施例还可以包含,例如,使用穿戴在个体上的装置来概率性地估计个体的脉搏率的系统。该系统可以包含储存指令的存储器和配置为执行该指令以进行一个或多个操作的一个或多个处理器。该操作可以包含从与装置相关联的一组传感器接收一组信号。该装置可以是可穿戴的装置/可安装在身体上的装置,并且该组信号可以包含从个体获得的PPG信号。该操作还可以包含将该PPG信号变换到频域并且将带通滤波器应用于变换后的信号以生成滤波后的信号。该操作还可以包含识别滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合。峰值反映其幅度超过阈值的局部最大值,该阈值可以是预设的或可以是动态确定的。该操作还可以包含为该一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合。该样本分类器的集合可以包含谐波分类器和活动分类器两者。该操作还可以包含将该一个或多个样本分类器的集合与包含在学习库中的库分类器的集合进行比较。每个库分类器可以与反映该库分类器与已知脉搏率之间的相关程度的分类系数相关联。该操作还可以包含基于该样本分类器的集合、分类系数的集合以及与峰值对应的脉搏率,来确定一个或多个峰值的集合中的每个峰值的脉搏率似然。

[0009] 所公开的实施例还可以包含,例如,储存指令的有形的非暂时性计算机可读介质,当由至少一个处理器执行时,该指令使得至少一个处理器进行使用穿戴在用户上的装置在存在非平凡噪声频谱的情况下概率性地估计用户的脉搏率的方法。该方法可以包括一个或多个操作。该操作可以包含从与装置相关联的一组传感器接收一组信号。该装置可以是可穿戴的装置/可安装在身体上的装置,并且该组信号可以包含从个体获得的PPG信号。该操作还可以包含将该PPG信号变换到频域并且将带通滤波器应用于变换后的信号以生成滤波后的信号。该操作还可以包含识别该滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合。峰值反映其幅度超过阈值的局部最大值,该阈值可以是预设的或可以是动态确定的。该操作还可以包含为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合。该样本分类器的集合可以包含谐波分类器和活动分类器两者。该操作还可以包含将该一个或多个样本分类器的集合与包含在学习库中的库分类器的集合进行比较。每个库分类器可以与反映该库分类器与已知脉搏率之间的相关程度的分类系数相关联。操作还可以包含基于该样本分类器的集合、分类系数的集合以及与峰值对应的脉搏率,而确定一个或多个峰值的集合中的每个峰值的脉搏率似然。

[0010] 所公开的实施例的附加特征和优点将部分地在下面的描述中阐述,并且部分地将从描述中显而易见,或者可以通过实践所公开的实施例来学习。由所附权利要求中特别指出的要素和组合,将实现和导出所公开实施例的特征和优点。

[0011] 应当理解,前面的一般性描述和下面的详细描述都只是示例和说明,而不是对要求保护的公开实施例的限制。

[0012] 附图构成本说明书的一部分。附图图示了本公开的若干实施例,并且与说明书一起可用于解释所附权利要求中阐述的所公开实施例的原理。

附图说明

[0013] 图1描绘了用于实现与本公开一致的实施例的示例性系统环境。

[0014] 图2描绘了与所公开的实施例一致的示例性计算系统。

[0015] 图3描绘了与所公开的实施例一致的用于概率性地估计脉搏率的示例性过程的流程图。

[0016] 图4描绘了与所公开的实施例一致的用于识别变换后的光电容积脉搏信号中的峰值的示例性过程的流程图。

[0017] 图5描绘了与所公开的实施例一致的用于构建学习库的示例性过程的流程图。

[0018] 图6描绘了与所公开的实施例一致的用于确定一组脉搏率似然的示例性过程的流程图。

[0019] 图7描绘了与所公开的实施例一致的用于确定谐波分类器的示例性过程的流程图。

[0020] 图8描绘了与所公开的实施例一致的用于合并外部输入的示例性过程的流程图。

[0021] 图9描绘了与所公开的实施例一致的用于合并用户库和分类器的示例性过程的流程图。

具体实施方式

[0022] 所公开的实施例涉及用于在存在动态演进的非凡噪声频谱的情况下从光电容积脉搏 (PPG) 信号概率性地估计个体脉搏率的系统和方法。在一些方面,所公开的实施例可以从与个体上穿戴的装置相关联的传感器(或多个传感器)获得一个或多个信号,诸如PPG信号。所公开的实施例可以分析每个信号,例如,以确定变换到频域中的PPG信号的峰值。所公开的实施例可以进一步分析其他信号,诸如加速度计信号、GPS信号、陀螺仪信号等,以向该PPS信号提供进一步的上下文。然后,所公开的实施例可以基于分析的信号而生成样本分类器的集合,诸如谐波分类器、活动分类器、位置分类器、波形分类器等等。可以在每信号的基础上和/或在每峰值的基础上,生成这些分类器。在一些方面,所公开的实施例可以将测量的该组信号和/或导出的该样本分类器的集合与学习库训练组中的对应的各组库信号和/或库分类器的集合进行比较。在某些方面,学习库训练集可以包含反映已知脉搏率与库分类器的集合之间的相关程度的分类系数。

[0023] 提供与所公开的实施例一致的的概率性估计可以提供一个或多个技术优点和改进。例如,所公开的实施例可以在噪声环境中提供个体的脉搏率的更精确的测量,诸如在锻炼期间、乘坐生成其自身噪声频谱的车辆、在不断演进的条件期间等。这个优点可能是特别相

关的,因为这些环境可能与个体更可能在其期间测量他或她的脉搏率(例如,在锻炼期间)的情况相关。此外,所公开的实施例可以通过合并对用户唯一的信息、应对用户或外部输入、合并来自若干信号类型的信息等,来附加地改进这样的脉搏率测量的精确度。

[0024] 现在将详细参考本公开的实施例,其示例在附图中图示。在可能的情况下,在所有附图中将使用相同的附图标记来指代相同或相似的部件。

[0025] 现在将详细参考本公开的实施例,其示例在附图中图示。在可能的情况下,在所有附图中将使用相同的附图标记来指代相同或相似的部件。

[0026] 图1描绘了用于实现与本公开一致的实施例的示例性系统环境100。在一些方面,环境100可以包含一个或多个睡眠阶段装置(例如,脉搏率装置110),其可以与一个或多个个体(例如,用户116)相关联。在一些方面,脉搏率装置110可以包含一个或多个计算系统112,其用于实现与所公开的实施例一致的过程。该一个或多个计算系统112可以通信地连接到一个或多个传感器114的集合。传感器114可以包含在脉搏率装置110内(如图1所示)或者可以在该脉搏率装置110外部。环境100可以包含一个或多个外部计算系统(例如,外部系统132)。一个或多个通信网络(例如,通信网络120)可以通信地连接环境100的组件中的一个或多个。

[0027] 脉搏率装置110可以包括与所公开的实施例一致的任何计算或数据处理装置。在一些方面,例如,脉搏率装置110可以包括使用硬件组件、传感器和/或在其上运行的软件应用而实现的可穿戴装置,以用于实现所公开的实施例。在某些实施例中,脉搏率装置110可以合并与个人计算机、膝上型计算机、平板计算机、笔记本计算机、手持计算机、个人数字助理、便携式导航装置、移动电话、嵌入式装置、智能手机、环境传感器和/或任何附加或替代的计算装置相关联的功能。脉搏率装置110可以跨通信网络(例如,网络120)发送和接收数据。脉搏率装置110可以进一步在不访问其他装置或网络(诸如,网络120或外部装置132)的情况下实现所公开实施例的各方面。

[0028] 在某些方面,脉搏率装置110可以与一个或多个个体相关联,诸如用户116。在一个示例中,用户116可以穿戴脉搏率装置110(例如,围绕用户的手腕、腿、胸部等)以进行与所公开的实施例一致的一个或多个过程,诸如参考图1-9所述的过程。例如,用户116可以使用脉搏率装置110来输入信息、接收信息、显示信息以及向和从系统环境100中的其他组件(诸如外部系统132)发送信息。该信息可以包括与所公开的实施例一致的任何数据。

[0029] 脉搏率装置110可以包含用于处理、储存、接收、获得和/或发送信息的一个或多个计算系统112,诸如结合图2所述的计算系统200。在一些方面,系统112可以用硬件组件和/或软件指令来实现,以进行与所公开的实施例一致的一个或多个操作(例如参考图1-9所述的示例性实施例)。软件指令可以并入单个计算机或任何附加或替代计算装置中(例如,单个服务器、多个装置等)。系统112还可以包含分布式计算装置和计算系统,或者与分布式计算装置和计算系统相关联,并且可以通过网络(例如,通信网络120)远程通信来在分开的计算系统上执行软件指令。系统112还可以在不访问其他装置或网络(诸如通信网络120)的情况下实现所公开实施例的各方面。脉搏率装置110和/或系统112还可以使用一个或多个数据储存器实现,该一个或多个数据储存器用于储存与下面描述的实施例一致的信息。

[0030] 在一些方面,脉搏率装置110可以与一组传感器114通信。传感器114可以测量与用户116相关联的物理、时间(temporal)、地理空间和/或环境特性,或者测量其任何组合。例

如,传感器114可以包含光学脉搏率监测器、光学血压传感器、GNSS接收器/收发器、GPS接收器、加速度计、陀螺仪、温度计、指南针、姿态传感器、湿度计、压力传感器、心电图、时钟和/或其他这样的传感器中的一个或多个。传感器114可以测量用户116内部的特性(例如,用户的脉搏率、体温、血压等)、用户116外部的特性(例如,环境温度、湿度、湿度水平、气压、大气压等)、或以其他方式与用户116相关联的特性(例如,用户的运动、位置、速度、行进方向、海拔高度、横向或纵向加速度等)。该组传感器114可以实现为脉搏率装置110内的硬件组件、驻留在该装置外部的硬件组件、或者两者的一些组合。优选地,脉搏率装置110包含该组传感器114中的每个传感器。

[0031] 在一些方面,脉搏率装置110使用从传感器114接收的信号来确定或导出与用户116相关联的信息。例如,脉搏率装置110可以接收、测量或检测与用户116相关联的PPG信号(例如,经由光学脉搏率传感器)。脉搏率装置110可以基于GNSS/GPS测量而确定用户的位置。脉搏率装置110可以基于在给定时间用户位置的改变(例如,来自GNSS传感器和时钟)、纵向加速度(例如,来自加速度计)、和/或指南针读数等而确定用户116正在移动的速度和/或方向。脉搏率装置110可以基于例如与用户相关联的确定的速度、用户的位置、用户的姿态等而确定用户的活动。脉搏率装置110可以基于例如陀螺仪测量或姿态传感器而确定与用户116相关联的姿态。脉搏率装置110可以从与所公开的实施例一致的传感器114导出、检测或确定任何这样的信息。如下所使用的,任何传感器信号或从其导出的其他物理、时间或环境特性(例如,速度、加速度、PPG信号中的谐波、用户活动等)可以称为“信号”,尽管这样的描述仅用于说明目的而不旨在是限制性的。

[0032] 环境100可以包含一个或多个通信网络120。在一些方面,通信网络120可以表示用于在计算装置之间传输信息的任何类型的通信网络或数字通信介质。例如,网络120可以包含LAN、无线LAN、蜂窝网络、RF网络、近场通信(NFC)网络(例如,WiFi网络)、连接多个无线LAN的无线城域网(MAN)、NFC通信链路、任何物理有线连接(例如,经由I/O端口)、和/或WAN(例如,互联网)。在一些实施例中,可以通过物理加密(例如,线路加密)、通过要求在其他计算机系统上加密信息(例如,端加密)等,来保护通信网络120。

[0033] 在某些方面,通信网络120可以包含任何经由一个或多个通信协议可访问网络或经由一个或多个通信协议互连的网络,该一个或多个通信协议包含超文本传输协议(HTTP)和传输控制协议/互联网协议(TCP/IP)。与所公开的实施例一致的通信协议还可以包含使用无线射频识别(RFID)通信和/或NFC来便于数据传输的协议。在一些方面,通信网络120还可以包含一个或多个移动装置网络,诸如GSM网络或PCS网络,其允许装置(例如,脉搏率装置110)经由适用的通信协议(包含本文所述的那些协议)发送和接收数据。

[0034] 环境100可以包含用于处理、储存、接收、获得和发送信息的一个或多个外部系统(例如,外部系统132)。外部系统132可以包括与所公开的实施例一致的任何类型的计算系统,诸如图2的计算系统200。外部系统132可以用硬件组件和/或软件指令实现,以进行与所公开的实施例一致的一个或多个操作,诸如参考图2-9所述的操作。该软件指令可以合并单个系统中,或者可以分布在数个系统之中。在某些方面,外部系统132可以包含一个或多个服务器和/或一个或多个数据储存库、存储器或用于储存和管理信息的其他储存器。外部系统132可以经由一个或多个通信网络120与环境100的一个或多个其他组件(例如,脉搏率装置110、另一外部系统132等)传送信息。

[0035] 在一些方面,外部系统132可以反映一计算系统,该计算系统与脉搏率装置110直接相关联,储存用于脉搏率装置110的数据,托管(host)脉搏率装置110,或以其他方式与脉搏率装置110通信。附加地或替代地,外部系统132可以反映不与脉搏率装置110直接相关联的外部实体的计算系统,诸如与第三方企业、政府组织、教育机构等相关联的计算系统。

[0036] 图2描绘了与所公开的实施例一致的示例性计算机系统200框图。例如,在一些方面,计算机系统200可以包括与进行本文所公开的一个或多个过程的装置(例如,脉搏率装置110、外部系统132等)相关联的计算机系统。在一些实施例中,计算机系统200可以包含一个或多个处理器202,其连接到通信主干(backbone)206,诸如总线或外部通信网络(例如,诸如LAN、MAN、WAN、蜂窝网络、WiFi网络、NFC链路、蓝牙、GSM网络、PCS网络、I/O连接的任何数字数据通信介质,诸如USB或硬连线电路的任何有线连接,以及诸如HTTP、TCP/IP、RFID的任何相关联的协议等)。通信主干206和/或计算系统200的一个或多个其他组件可以直接或间接地将该系统通信地连接到其他组件或外围设备,诸如一组传感器114(例如,如在脉搏率装置110内实现的)。

[0037] 在某些方面,计算机系统200可以包含主存储器208。主存储器208可以包括随机存取存储器(RAM),其表示储存处理器202执行的计算机程序、指令集、代码或数据的有形和非暂时性计算机可读介质。当由处理器202执行时,这样的指令、计算机程序等可以使处理器202能够进行与所公开的实施例一致的一个或多个过程或功能。在一些方面,这样的指令可以包含机器代码(例如,来自编译器)和/或含有处理器202可以用解释器执行的代码的文件。

[0038] 在一些方面,主存储器208还可以包含或连接到辅助存储器210。辅助存储器210可以包含磁盘驱动器212(例如,HDD、SSD)和/或可移动储存驱动器214,诸如磁带驱动器、闪存存储器、光盘驱动器、CD/DVD驱动器等。可移动储存驱动器214可以以本领域技术人员知晓的方式从可移动储存单元218读取和/或写入可移动储存单元218。可移动储存单元218可以表示由可移动储存驱动器214读取和写入的磁带、光盘或其他储存介质。可移动储存单元218可表示有形和非暂时性计算机可读介质,其中储存有将由处理器202执行的计算机程序、指令、代码或数据。

[0039] 在其他实施例中,辅助存储器210可以包含用于允许将计算机程序或其他程序指令加载到计算机系统200中的其他构件。这样的构件可以包含例如另一可移动储存单元218或接口220。这样的构件的示例可以包含可移动存储器芯片(例如,EPROM、RAM、ROM、DRAM、EEPROM、闪存存储器装置或其他易失性或非易失性存储器装置)和相关联的插座或者其他可移动储存单元218和接口220,其可以允许指令和数据从该可移动储存单元218传递到计算机系统200。

[0040] 计算机系统200还可以包含一个或多个通信接口224。通信接口224可以允许软件和数据在计算机系统200和外部系统(例如,除了主干206之外)之间传输。通信接口224可以包含调制解调器、网络接口(例如,以太网卡)、通信端口、PCMCIA插槽和卡等。通信接口224可以以信号的形式传输软件和数据,该信号可以是电子的、电磁的、光学的或能够由通信接口224接收的其他信号。可以经由通信路径(例如,通道228)将这些信号提供给通信接口224。通道228可以承载信号,并且可以使用电线、电缆、光纤、RF链路和/或其他通信通道来实现。在一个实施例中,该信号可以包括发送到处理器202或来自处理器202的数据分组。例

如,计算机系统200可以经由通信接口224和/或通信主干206从一组传感器(例如,传感器114)接收信号。表示经处理的分组的信息还可以以信号的形式从处理器202通过通信路径228进行发送。

[0041] 在某些方面,本文中描述的计算机实现的方法可以在计算机系统的单个处理器上实现,诸如计算机系统200的处理器202。在其他实施例中,这些计算机实现的方法可以使用单个计算机系统内的一个或多个处理器和/或经过网络进行通信的单独的计算机系统内的一个或多个处理器来实现。

[0042] 在某些实施例中,术语“储存装置”和“储存介质”可以指代特定装置,包括但不限于主存储器208、辅助存储器210、安装在硬盘驱动器212中的硬盘以及图2的可移动储存单元218。此外,术语“计算机可读介质”可以指代装置,包括但不限于安装在硬盘驱动器212中的硬盘、主存储器208和辅助存储器210的任何组合、以及可移动储存单元218,其可以分别向计算机系统200的处理器202提供计算机程序和/或指令集。这样的计算机程序和指令集可以储存在一个或多个计算机可读介质内。在某些方面,还可以经由通信接口224接收计算机程序和指令集,并将其储存在一个或多个计算机可读介质上。

[0043] 所公开的实施例可以包含用于在存在非平稳和非平凡信号和噪声频谱的情况下,概率性地估计个体的脉搏率的系统和方法。所公开的实施例可以从一组传感器114测量包含PPG信号的一组信号,将至少该PPG信号变换到频域,并且将带通滤波器应用于该变换后的信号。所公开的实施例可以识别滤波后的信号中的幅度超过阈值的峰值。对于每个识别的峰值,所公开的实施例可以生成样本分类器的集合,诸如谐波分类器和/或活动分类器。然后,所公开的实施例可以将所生成的样本分类器(或多个样本分类器)与库分类器(或多个库分类器)的集合进行比较,该库分类器(或多个库分类器)的集合与学习库(例如,训练组)相关联,使得每个库分类器与反映该库分类器与先前测量的已知脉搏率或脉搏率轮廓(例如,时域或频域中PPG信号的分布)之间相关程度的分类系数相关联。然后,所公开的实施例可以基于该样本分类器的集合、该分类系数的集合以及与所识别的峰值相关联的脉搏率,确定每个识别的峰值的脉搏率似然。

[0044] 图3描绘了与所公开的实施例一致的用于概率性地估计脉搏率的示例性过程300的流程图。示例性过程300可以经由环境100的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如脉搏率装置110、外部系统132或其任何组合。此外,在某些方面,过程300可以作为独立过程发生或实现。在其他实施例中,过程300可以在其他过程的上下文中发生。可以以与所公开的实施例一致的方式对过程300的某些方面进行重新排序、重新排列、重复、省略、补充、修改或集成到附加过程中。

[0045] 在图3的示例性过程300中,该过程开始于检测、测量和/或以其他方式从一组传感器114接收一组样本信号 S_s (步骤302)。该组样本信号 S_s 可以包含一个或多个信号,诸如用脉搏率装置110上包含的光学心率传感器测量的PPG信号。在一些方面,该组样本信号 S_s 可以包含与所公开的实施例一致的其他信号。例如,该组样本信号 S_s 可以包含姿态信号、位置信号、速度信号、温度信号等,其从在脉搏率装置110内实现的或与脉搏率装置110相关联的一组传感器114接收或导出。类似地,该组传感器114可以包含一个或多个传感器,诸如光学脉搏率传感器。在一些方面,该组传感器114可以包含其他传感器,诸如GNSS传感器、GPS接收器、温度计、气压传感器或与所公开的实施例一致的任何其他传感器(例如,结合图1描述的

各类型传感器)。

[0046] 过程300可以包含对采样的PPG信号进行变换,对变换后的信号进行滤波,以及在频域中识别滤波后的信号的一组峰值 Π (步骤304)。在一些方面,峰值 π_i 可以反映变换后的PPG信号幅度在频率空间中的局部最大值。过程300可以使用与所公开的实施例一致的过程来识别该组峰值 Π ,诸如参考图4描述的过程。在一些实施例中,例如,过程300可以通过对PPG信号应用快速傅立叶变换(FFT)或其他合适的变换,将测量的PPG信号变换到频域中。然后,所公开的实施例可以对变换后的信号进行带通,并在得到的信号中识别一组局部最大值。在此示例中,滤波后的信号的每个峰值出现在与用户的潜在脉搏率相对应的频率处。所公开的实施例可以使用信号中所含有的这些峰值和信息,来估计每个峰值对应于用户的脉搏率的似然。

[0047] 在一些实施例中,过程300可以包含,将从该组传感器114测量的、包含任何变换后的或导出的信号(例如,速度信号)的该组样本信号 S_s 与一组库信号 S_L 进行比较,该组库信号 S_L 是与储存在存储器中的学习库相关联的(步骤306)。在一些实施例中,该学习库可以包括一组训练数据,其中,可包含导出的或变换后的信号的一组库信号与已知的、优选是精确的、先前确定的脉搏率或脉搏率轮廓(例如,PPG信号分布或波形等)相关联。在这些方面,该组库信号 S_L 可以反映在学习库的训练期间接收、导出或变换的一组信号。这些库信号可以包含例如PPG信号、速度信号、姿态信号、位置信号或与所公开的实施例一致的任何其他类型的合适信号。可以使用与所公开的实施例一致的过程来建立学习库和其他导出的参数,诸如参考图5描述的那些过程。

[0048] 附加地或替代地,过程300可以包含基于该组样本信号 S_s 而生成一组样本分类器 C_s 。在某些方面,样本分类器 c_s 可以反映该组样本信号 S_s 的与脉搏率或脉搏率轮廓具有已知相关性的特征。如下面进一步详细描述的,过程300可以将该组样本分类器 C_s 与一组库分类器 C_L 进行比较,该组库分类器 C_L 是与学习库相关联的。该组库分类器 C_L 可以反映库信号 S_L 的与已知的、先前确定的脉搏率或脉搏率轮廓具有确定的相关性的特征。过程300可以部分地基于学习库中的库分类器而确定样本分类器 c_s 与潜在脉搏率之间的相关性。过程300可以使用与所公开的实施例一致的过程来生成一组样本分类器和/或一组库分类器,诸如结合图5-7描述的那些过程。如本文所述,术语“分类器”可以基于上下文指代所使用的分类器的类型(例如,姿态分类器)和/或其值(例如,俯卧、直立、坐等)。

[0049] 在某些方面,过程300可以为该组样本分类器 C_s 中的每个样本分类器 c_s 确定分类系数 γ 和/或对应系数 σ (步骤308)。分类系数 γ 可以反映库分类器 c_L 与学习库中的已知的、先前确定的脉搏率之间的相关程度、置信度、显著性和/或预测。此相关性可以表示库分类器 c_L 或其值与已知的脉搏率所具有的关系、相互依赖性 or 显著性。例如,学习库中的训练数据可以指示:在学习库中,某些分类器和/或它们的值是已知脉搏率的更好预测器(例如,更高度相关)。相比于用户的脉搏率的较弱的(例如,较少相关)预测器的分类系数而言,这些分类器可以与较高的分类系数相关联。在一些方面,所公开的实施例可以基于每个分类器的值和/或其他分类器和信号的值而推算库分类器 c_L 到样本分类器 c_s 的分类系数 γ 。所公开的实施例可以在本地(例如,在脉搏率装置110上)、在外部(例如,在外部系统132上)、或其一些组合,生成或储存分类系数。例如,分类系数可以本地储存,但是可以基于从外部系统132接收的信息而连续地或周期性地更新。可以使用与所公开的实施例一致的过程,来确定对

于每个峰值 π_i 的该组分类系数 Γ 和该组对应系数 Σ 。

[0050] 过程300还可以包含确定对于该组样本分类器 C_S 中的每个分类器的对应系数 σ 。对应系数 σ 可以反映样本分类器 c_S 与学习库中定义的库分类器 c_L 之间的相关程度。在一些方面,此相关性可以反映生成样本分类器的一个或多个信号轮廓(例如,值、分布等)与用于创建和/或定义对应的库分类器 c_L 的一个或多个信号轮廓之间的类似程度。在一个示例中,学习库可以定义信号的某一逻辑或数学组合,以生成姿态分类器(例如,基于从姿态传感器、陀螺仪、加速计等接收或导出的信号的组合)。姿态分类器可以基于所接收的信号而采取数个值中的一个,诸如斜躺、躺下、站立、坐着等。在此示例中,对应系数可以反映来自一组传感器114的用于生成样本分类器的所接收的样本信号与学习库中定义的库分类器(例如,用户实际上斜倚、躺下等的似然)之间的相关性。所公开的实施例可以基于输入信号的相关性而以类似的方式确定与所公开的实施例一致的其他分类器(例如,活动分类器、谐波分类器、波形分类器等)的对应系数。

[0051] 在一些方面,过程300可以包含确定滤波后的PPG信号中的每个识别的峰值的脉搏率似然(步骤310)。脉搏率似然 $p(\pi_i)$ 可以反映识别的峰值 π_i 的脉搏率 v_i 对应于个体的真实脉搏率的似然。过程300可以将该组脉搏率似然 P 确定为与每个峰值 π_i 相关联的脉搏率 v_i 、与该峰值相关联的一组分类系数 Γ_i 以及与该峰值相关联的对应一组系数 Σ_i 的函数 $p(\pi_i) = f(v_i, \Gamma_i, \Sigma_i)$,其与所公开的实施例一致(例如,如参考图6所述)。

[0052] 过程300可以包含从该组脉搏率似然 P 确定个体的脉搏率(步骤312)。过程300可以以与所公开的实施例一致的任何方式确定此脉搏率。在一个方面,例如,过程300可以将个体的脉搏率估计为等于与最可能的峰值对应的速率 $\hat{p} = \max\{p(\pi_i)\}$,其中 $p(\pi_i)$ 是该组脉搏率似然 P 的元素。在另一示例中,过程300可以确保最可能的峰值具有超过脉搏似然阈值的脉搏率似然 $\max\{p(\pi_i)\}_i > T_{pl}$ 。此阈值可以例如是80%或更高、60%或更高、50%或更高等。在又一示例中,过程300可以将脉搏率确定为具有超过第二脉搏似然阈值(其可以等于或不同于先前描述的第一脉搏似然阈值)的脉搏率似然的所有峰值的函数 $\hat{p} = f(p(\pi_i) > T'_{pl})$ 。过程300可以进一步将脉搏率基于先前确定的脉搏率或脉搏率似然。例如,当没有脉搏率似然超过脉搏似然阈值时,过程300可以假设当前脉搏率与先前确定的睡眠阶段相同,和/或以先前生成的权重(例如,通过对它们求平均、计算最后几个这样的计算的移动平均值等)来加权一组当前脉搏率似然,和/或确定加权的脉冲率似然是否超过脉冲似然阈值,或者在不使加权的似然达到阈值的情况下这样做等。

[0053] 在一些实施例中,过程300可以包含进行与所公开的实施例一致的后处理(步骤314)。在某些方面,这样的后处理可以包含更新学习库和/或库分类器 C_L 以及分类系数 γ ,诸如使用结合图9描述的过程。替代地或附加地,后处理可以包含将数据储存在计算系统中(例如,在脉搏率装置110内,发送到外部系统132的信息等)。此储存的数据可以包含与测量的一组信号、生成的分类器、一组脉搏率似然、估计的脉搏率相关联的信息、或者与所公开的实施例一致的任何其他信息。后处理还可以包含在脉搏率装置110的显示器上显示估计的脉搏率。在一些方面,响应于提供给装置的用户输入,可以发生显示估计的脉搏率。

[0054] 图4描绘了与所公开的实施例一致的用于识别变换后的光电容积脉搏(PPG)信号中的峰值的示例性过程400的流程图。示例性过程400可以经由环境100的一个或多个组件

上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如脉搏率装置110、外部系统132或其任何组合。此外,在某些方面,过程300可以作为独立过程发生或实现。在其他实施例中,过程300可以在其他过程的上下文(例如,结合图3描述的概率性脉搏率估计过程300)发生。可以以与所公开的实施例一致的方式对过程400的某些方面进行重新排序、重新排列、重复、省略、补充、修改或集成到附加过程中。

[0055] 在图4的示例性过程400中,该过程开始于检测、测量和/或以其他方式从传感器114接收PPG信号(步骤402)。此传感器可以包含例如安装在脉搏率装置110内的光学脉搏率传感器。PPG信号可以采用本领域普通技术人员已知的任何合适的形式。在一些方面,PPG信号可以反映例如由个体的组织随时间透射和/或反射的光的测量,其例如由传感器114的光电二极管(例如,光学脉搏率传感器)测量。此测量可以对应于个体的某些组织和/或一个或多个器官中的血液的体积测量。

[0056] 过程400可以包含将测量的PPG信号变换到频域以生成变换后的信号(步骤404)。在一些方面,此变换可以包含将任何合适的变换应用于本领域普通技术人员已知的测量的PPG信号。在一个示例中,例如,过程400可以将FFT应用于PPG信号以将其变换到频域。这样的变换还可以包含其他的数值离散变换,诸如离散傅立叶变换(DFT),或其他类型的FFT,诸如Cooley-Tukey算法、素因子算法、Bruun算法、Rader算法等。对PPG信号变换可以在频率空间中生成变换后的信号,使得信号反映信号幅度在一频率范围内的分布。

[0057] 在一些实施例中,过程400可以包含对测量的PPG信号或变换后的信号中任一个进行平滑(步骤406)。过程400的平滑子例程可以包含与所公开的实施例一致的任何合适的平滑算法或滤波器,诸如矩形平滑、三角平滑、Savitzky-Golay平滑、拉普拉斯平滑、加性平滑、haystack平滑、巴特沃斯滤波器、Kolmogorov-Zurkenko滤波器、数字滤波器、内核平滑器、平滑样条或本领域普通技术人员已知的任何其他平滑算法。在一些方面,对PPG信号和/或其变换进行平滑可以包含不止一次地应用一个或多个平滑算法(例如,应用矩形平滑两次,矩形平滑,接下来拉普拉斯平滑等)。

[0058] 过程400可以包含将带通滤波器应用于变换后的和/或平滑的PPG信号以生成滤波后的信号(步骤408)。在一些方面,带通滤波器可以在某一频率范围之外衰减或消除变换后的信号的幅度。例如,过程400可以对变换后的信号进行带通以将经滤波后的信号限制为在0.83-4.0Hz频率范围内的幅度(对应于例如50-240BPM)。所公开的实施例可以预期其他类型的频率范围,诸如0.5-7.0Hz。过程400可以经由硬件(例如,经由脉搏率装置110中的开关、电容器、电阻器和其他电路)和/或软件(例如,使用处理器执行指令)来应用带通滤波器,以实现期望的效果。

[0059] 在某些方面,过程400可以包含识别变换后的和/或滤波后的信号中的局部最大值(步骤410)。过程400可以在数值上识别此信号中的局部最大值。例如,过程400可以在数值上计算输入信号(例如,变换后的/滤波后的PPG信号)的一阶导数并确定数值导数何时等于

零,例如, $\frac{d\hat{f}(\xi)}{d\xi} = 0$,其中 $\hat{f}(\xi)$ 表示在频率空间中的输入信号(其可以是滤波后的)。过程

400还可以通过找到一阶导数中近似等于零的区域来近似此步骤,例如,对于一些小的值 ϵ

(例如, $\hat{f}(\xi)$ 的幅度范围的1%、2%等), $\left| \frac{d\hat{f}(\xi)}{d\xi} \right| < \varepsilon$ 。过程400还可以通过在数值上计算输入

信号的二阶导数并确保此值为负, $\frac{d^2 \hat{f}(\xi)}{d\xi^2} < 0$, 以在数值上确认此点是最大值(例如, 与最

小值相对)。过程400可以使用本领域普通技术人员已知的其他过程来确定局部最大值, 诸如找到当输入信号的一阶导数极性从正变为负时的区域。

[0060] 在一些实施例中, 过程400可以进行进一步的信号富集(enrich), 诸如确保所识别的最大值在距彼此的某一频率范围(例如, 3BPM)之外, 以抑制潜在的噪声伪影(artifact)。过程400可以进行与所公开的实施例一致的其他这样的例程。例如, 过程400可以抑制所识别的、其幅度(以绝对或相对的术语)下降到某个预定义的峰值阈值以下的局部最大值。换言之, 过程400可以将所识别的局部最大值限制为其幅度等于或超过峰值阈值的那些。过程400可以识别一组峰值 Π 作为在步骤410中识别的局部最大值(步骤412)。然后, 所公开的实施例可以使用这些识别的峰值来进行本文所述的进一步处理(例如, 结合图3和5-9描述的过程)。

[0061] 图5描绘了与所公开的实施例一致的用于构建学习库的示例性过程500的流程图。示例性过程500可以经由环境100的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现, 所述组件诸如脉搏率装置110、外部系统132或其任何组合。此外, 在某些方面, 过程500可以作为独立过程发生或实现。在其他实施例中, 过程500可以在其他过程的上下文(例如, 结合图3描述的概率性脉搏率估计过程300)发生。可以以与所公开的实施例一致的方式对过程500的某些方面进行重新排序、重新排列、重复、省略、补充、修改或集成到附加过程中。

[0062] 示例性过程500开始于测量、接收和/或储存一组或多组库信号(统称为 S_L) 来初始学习库的训练(步骤502)。如上所述, 学习库可以储存在存储器中并且反映聚合数据, 其中信号和/或其他导出的测量的集合(例如, 分类器)与已知的、精确脉搏率相关联。每组库信号可以包含与所公开的实施例一致的任何信号(例如, PPG信号、位置信号、速度信号、姿态信号等)。每组库信号还可以包含指示用户的真实脉搏率 $\tilde{p}$ 的脉搏率信号(例如, 或提供足以确定用户的真实脉搏率的信息等)。例如, 脉搏率信号可以包含监测用户心脏活动的一个或多个心电图(ECG、EKG等)信号。如此, 过程500可以将已知的精确脉搏率 $\tilde{p}$ 关联到来自一组传感器114的同时测量的一组信号(例如, 和/或它们的信号轮廓)。在一些方面, 过程500可以包含储存数个(例如, 数十、数百等)这样的各组库信号, 每组库信号和/或其关联轮廓是与真实脉搏率 $\tilde{p}$ 相关联的。每组库信号可以包含相同类型的信号, 但是不需要这样的对应。

[0063] 在一些实施例中, 过程500可以包含基于学习库中的数据而生成和/或储存一组库分类器 C_L (步骤504)。库分类器 c_L 可以表示定义与已知脉搏率 $\tilde{p}$ 相关的特性的一组信号中的信号的一些逻辑或数学组合。可以对每个库信号进行加权和/或变换, 使得其精确地表示它正在分类的特征。例如, 给定一组库信号 X_L (例如, 其聚合可以形成聚合的一组库信号 S_L), 过程500可以定义库分类器 c_L 为分量信号值 x 的数学组合:

$$[0064] \quad c_L = \sum_i \omega_i x_i,$$

[0065] 其中 ω_i 是应用于被用来表示库分类器的 X_L 第 i 个信号的信号权重。这些权重 (以及 c_L 的基本表达式) 可以启发式地、凭经验地或由计算系统建立的其他方式 (例如, 基于线性或非线性多元回归分析) 来确定。根据所公开的实施例, 确定这样的权重在本领域普通技术人员知识范围内。此外, 该组库信号 X_L 可以反映原始信号、时间上平均的信号、变换后的信号、平滑的信号或与所公开实施例一致的任何其他类型的信号。

[0066] 在一些实施例中, 过程500可以基于库分类器 (由信号输入的组合操控 (govern)) 与已知脉搏率 $\tilde{p}$ 之间的相关性, 来确定信号权重的值。例如, 可以使用操控一组归一化信号的 softmax 函数, 来确定信号权重的值。在一个方面, 具有 K 维度的一组库分类器 X 的第 i 类的概率可以由下式给定:

$$[0067] \quad p(x=i|X) = \frac{e^{X^T \Omega_i}}{\sum_{k=1}^K e^{X^T \Omega_k}}$$

[0068] 其中 T 表示转置运算符, 并且 Ω 反映了该组信号权重。信号输入的值可以基于来自学习库中的数据的全部个体或个体的子集。

[0069] 当然, 本领域普通技术人员将理解前述分类器 c_L 的表达式仅仅是示例性的。例如, 分类器 c_L 也可以替代地表示为: 信号及其信号权重的乘积 (例如, $c_L = \prod_i \omega_i x_i$)、每个信号具有对应的信号权重和幂的多元多项式函数 (例如, $c_L = \sum_i \omega_i x_i^{h_i}$)、对一组信号的一些统计分析 (例如, 多变量回归分析)、这些考虑的任何组合等。因此, 库分类器可以体现一组库信号的任何功能, $c_L = f(X_L)$, 并且信号权重的值可以部分地由例如 softmax 函数操控。

[0070] 在一些实施例中, 描述库分类器的一组函数和权重可以包含前述函数的复合, 使得每个函数与其自己的 (多个) 信号权重相关联。这些信号权重可以包括与所公开的实施例一致的一组信号权重。在这样的情况下, 库分类器可以表达为一系列嵌套函数, 每个函数都有自己的表达式和信号权重, 以使得对于一组库信号 (这里表示为 X), $p(X) = f(X) = f_1(f_2(\dots f_n(X)))$ 。过程500可以以与上述相同的方式生成与这些函数相关联的表达式和信号权重。

附加地或替代地, 可以使用 S 形激活函数 $S(\omega) = \frac{1}{1+e^{-\omega}}$ 和 L2 权重衰减 $L = \sum_i \omega_i^2$ 来确定中间 (隐藏) 函数的信号权重的值, 以抑制大的权重值。另外, 过程500可以实施丢弃分数 (dropout fraction, 例如, 0.15), 以防止信号权重的过拟合。

[0071] 例如, 过程500可以包含使用具有两个或三个隐藏层的神经网络, 其中每个层采用 S 形激活函数来生成信号权重, 并且最终输出层使用 softmax 函数来输出脉搏率似然。过程500可以以这样的方式映射一组库分类器, 并且可以进一步采用 L2 权重衰减和丢弃分数 (例如, 0.15) 来防止大的和过拟合的信号权重。

[0072] 在另一示例中, 过程500可以将姿态分类器定义为来自姿态传感器、陀螺仪、加速计等的同时测量的信号的某个组合的函数。然后, 过程500可以基于输入信号 X_L 的值而使用该表达式来确定用户 116 的当前姿态 (例如, 俯卧, 直立, 坐等)。过程500可以以这样的方式定义一个或多个库分类器 c_L , 每个都有其自己的一组权重、表达式、库信号 X_L 等, 以生成一组库分类器 C_L 。例如, 过程500可以定义包括一个或多个活动分类器的库分类器 (例如, 反映用户正在参与的活动的类型, 诸如步行、跑步、站立、坐着、睡觉等)、谐波分类器 (例如, 反映指示了频率空间中在 PPG 信号中谐波的存在信号特征或伪影)、位置分类器 (例如, 反映用户

的当前位置,诸如健身房、火车、高速公路、家庭、办公室、特定地理边界等)、姿态分类器(例如,反映用户的当前姿态,诸如俯卧、直立、倾斜、坐、斜倚等)、波形分类器(例如,反映信号的特征,诸如信号强度、峰值幅度和宽度、信噪比、峰值的位置和分布和/或其他形态等)以及/或与所公开的实施例一致的其他这样的分类器。例如,过程500可以基于与用户相关联的速度信号(例如,在一个范围内指示可忽略的移动、步行移动、跑步移动的速度等、超过跑步移动(诸如驾驶汽车)的速度等)、与用户相关联的姿态信号(例如,用户是否是直立的还是俯卧的)、和/或用户的位置(例如,用户是否位于与健身房或健身中心、电影院等相关联的地理区域内),来确定定义和/或确定活动分类器。

[0073] 对于每组库信号,过程500可以将每个库分类器关联到学习库中的已知脉搏率 $\tilde{P}$ 和/或其关联库信号(或多个库信号)(步骤506)。在一些实施例中,此关联可以使过程500能够为该组库分类器 C_L 中每个库分类器 c_L 确定分类系数 γ (步骤508)。在某些方面,例如,分类系数可以跨学习库反映出库分类器与已知脉搏率 $\tilde{P}$ 之间的相关程度或函数。因此,分类系数可以反映库分类器和/或其值与用户的真实脉搏率之间的对应等级或可预测性的能力。例如,在一个示例中,可以将该相关程度确定为标准相关测量, $\gamma = \text{corr}(c_L, \tilde{P})$ 。本领域普通技术人员将理解与所公开的实施例一致的分类系数的附加表达式。过程500可以以这样的方式迭代每个库分类器,以生成与该组库信号 S_L 和/或该组库分类器 C_L 相关联的一组分类分类器。

[0074] 在一些方面,分类系数 γ 可以取决于所定义的分类器的类型。例如,过程500可以为所有类型的姿态或活动分类器定义分类系数。在某些实施例中,分类系数还可以取决于分类器的值。例如,过程500可以为活动分类器确定具有跑步、行走、斜倚、睡眠等示例性值的的不同分类系数。这些基于值的分类系数可以基于基础分类器类型(例如,活动分类器),和/或可以使用与所公开的实施例一致的过程独立地导出。

[0075] 基于该计算的分类系数 Γ 、该组库信号 S_L 和/或该组库分类器 C_L (以及它们的值),过程500可以构建脉搏率和脉搏率轮廓的模型(步骤510)。在一些方面,这些模型可以定义该组库分类器和/或该组库信号如何通过分类系数对应于已知脉搏率。例如,所公开的实施例可以采用这些模型来基于新的一组信号和信号轮廓(诸如本文所述的那些),来估计新环境中的用户的脉搏率。

[0076] 图6描绘了与所公开的实施例一致的用于确定一组脉搏率似然的示例性过程600的流程图。示例性过程600可以经由的环境100的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如脉搏率装置110、外部系统132或其任何组合。此外,在某些方面,过程600可以作为独立过程发生或实现。在其他实施例中,过程600可以在其他过程的上下文(例如,结合图3描述的概率性脉搏率估计过程300)发生。可以以与所公开的实施例一致的方式对过程600的某些方面进行重新排序、重新排列、重复、省略、补充、修改或集成到附加过程中。

[0077] 示例性过程600开始于接收、测量和/或检测来自一组传感器114的一组样本信号(步骤602)。相应的一组信号和一组传感器可以包括与所公开的实施例一致的任何合适的信号或传感器。在一些方面,该组样本信号可以包含相对于用户116测量的PPG信号。该组样本信号可以进一步包含其他信号,诸如定位和姿态信号等。除了其他传感器(例如,姿态传

感器、陀螺仪和气压传感器等)之外,传感器组还可以包含光学脉搏率传感器,诸如本文所述的那些。

[0078] 过程600可以包含基于该组样本信号而生成一组样本分类器 C_S (步骤604)。在一些方面,过程600可以以类似于参考图5描述的生成一组库分类器 C_L 的方式来生成该组样本分类器 C_S 。例如,样本分类器 c_S 可以表示一组样本信号 S_S 中的信号的逻辑或数学表示。此表示可以反映被用于从与已知脉搏率 $\tilde{p}$ 具有已知相关的库信号 X_L 确定的库分类器 C_L 的相同或类似的表示。例如,给定一组样本信号 S_S ,过程600可以定义样本分类器 c_S 作为分量信号值 s_j 的数学组合:

$$[0079] \quad c_S = \sum_j \alpha_j s_j,$$

[0080] 其中 α_j 是应用于被用来表示样本分类器 c_S 的 S_S 的第 j 个样本信号的样本信号权重。在一些方面,此样本权重可以与被用来定义库分类器的样本权重相同, $\alpha_j = \omega_i$ 且 $i = j$,但是不需要这样的严格的对应(例如,如果信号中的一个不可用或者具有超出可接受的限制的信噪比)。这些样本权重(以及 c_S 的基础表达式)可以凭经验地或启发式地确定,并且根据所公开的实施例,确定这样的权重在本领域普通技术人员知识范围内。此外,该组样本信号 S_S 可以反映原始信号、时间上平均的信号、变换后的信号、平滑的信号或与所公开实施例一致的任何其他类型的信号。

[0081] 如上所述,本领域普通技术人员将理解前述分类器 c_S 的表达式仅仅是示例性的。例如,分类器 c_S 可以代替地表示为:样本信号及其样本信号权重的乘积(例如, $c_S = \prod_j \alpha_j s_j$)、每个信号具有相应的信号权重和幂的多元多项式函数(例如, $c_S = \sum_j \alpha_j s_j^{b_j}$)、对该组样本信号的一些统计分析(例如,多变量回归分析)、这些考虑的任何组合等。因此,样本分类器可以体现一组信号的任何函数, $c_S = f(S_S)$,其中函数 f 不需要与定义库分类器的函数相同。例如,过程600可以基于来自姿态传感器、陀螺仪、加速度计等的同时测量的样本信号的一些函数,来确定样本姿态分类器的值。然后,过程600可以基于输入信号的值 S_S 而使用此表达式来估计用户116的当前姿态(例如,俯卧、直立,坐等)。过程600可以以这样的方式定义一个或多个样本分类器 c_S ,每个都有自己的一组样本权重、表达式等,以生成一组样本分类器 C_S 。

[0082] 过程600可以包含将所生成的该组样本分类器 C_S 与一组库分类器 C_L 进行比较(步骤606)。该组库分类器 C_L 可以预先生成和/或储存在存储器内(例如,在脉搏率装置110上)或者根据需从其他计算系统检索(例如,从外部系统132)。在一些方面,此比较可以使得过程600能够确定在该组样本分类器 C_S 中每个样本分类器 c_S 的对应系数 σ (步骤608)。对应系数 σ 可以反映样本分类器 c_S 与学习库中定义的库分类器 c_L 之间的相关程度。在这些实施例中,此相关性可以反映生成样本分类器 c_S 的一个或多个样本信号与被用来创建和/或定义对应的库分类器 c_L 的一个或多个样本信号之间的类似程度。例如,在一个示例中,可以将该相关程度确定为标准相关测量, $\sigma = \text{corr}(c_S, c_L)$ 。本领域普通技术人员将理解与所公开的实施例一致的对对应系数的附加表达式。过程600可以以这样的方式迭代每个库分类器,以生成与该组样本信号 S_S 和/或样本分类器 C_S 相关联的一组对应分类器。

[0083] 在某些方面,过程600可以为变换后的PPG信号的一组识别的峰值 Π 中的每个识别峰值 π 确定一组脉搏率似然 P (步骤610)。可以使用与所公开的实施方案一致的任何过程(例

如,参考图3和4描述的峰值识别过程)来识别这些峰值。在一些方面,这些脉搏率似然可以反映频率空间中的识别的峰值 π_i 的脉搏率 v_i 对应于用户的真实脉搏率 $\tilde{p}$ 的概率。过程600可以将该组脉搏率似然 P 确定为与每个峰值 π_i 相关联的脉搏率 v_i 、与该峰值相关联的该组分类系数 Γ_i 、以及与峰值相关联的对应一组系数 Σ_i 的函数 $p(\pi_i) = f(v_i, \Gamma_i, \Sigma_i)$ 。在一些方面,过程600可以在不计算或考虑该组对应系数 Σ 的情况下确定该组脉搏率似然 P , $p(\pi_i) = f(v_i, \Gamma_i)$ 。

[0084] 如上所述,该组库分类器 C_L 、该组样本分类器 C_S 、该组分类系数和/或该组对应系数可以基于与变换后的PPG信号的每个峰值 π_i 相关联的脉搏率 v_i 而生成、确定或以其他方式基于该脉搏率 v_i 。在这些方面,所公开的实施例可以在每峰值的基础上,建立必要的分类器和系数。过程600可以使用这些每峰值确定,来为每个识别的峰值生成脉搏率似然 $p(\pi_i)$ 。

[0085] 作为简单示例,脉搏率装置110可以测量样本PPG信号,该样本PPG信号在频域中在60BPM、70BPM、140BPM和210BPM处具有峰值。过程600可以将此(原始的、变换后的和/或滤波后的)信号与学习库的信号进行比较,以确定例如样本信号与一组库PPG信号和/或库分类器高度相关(例如,指示高的对应系数值)。装置可以进一步确定这些库PPG信号和/或分类器与70BPM的已知脉搏率高度相关(例如,指示对于70BPM的已知脉搏率的高的分类系数值)。给定这些参数,过程600可以确定70BPM处的峰值的脉搏率似然比60、140和210BPM处的脉搏率更为可能。另外,过程600可以将数个这样的度量结合到其确定中,诸如使用附加的分类器和/或信号。在一个实施例中,例如,过程600可以基于来自传感器114的信号确定用户116处于俯卧或静止位置,并且已经持续了一段时间。这样的信息可以构成样本分类器 c_s 。过程600可以将这样的信息与学习库中的库姿态分类器(c_L)相关联。以确定例如60和70BPM的脉搏率比140BPM和210BPM的脉搏率更为可能(例如,基于它们的分类系数)。过程600可以以这样的方式迭代所有样本信号和/或样本分类器(例如,活动分类器、谐波分类器、定位分类器、位置分类器等),以连续地修改和推断变换后的和/或滤波后的PPG信号中的每个识别的峰值的脉搏率似然。过程600可以进一步基于与所公开的实施例一致的进一步过程,为适当的分类器和系数生成值和标识。

[0086] 在一些实施例中,该组样本分类器可以包含对于变换后的PPG信号中的每个识别的峰值的谐波分类器。图7描绘了与所公开的实施例一致的用于确定谐波分类器的示例性过程700的流程图。示例性过程700可以经由环境100的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如脉搏率装置110、外部系统132或其任何组合。此外,在某些方面,过程700可以作为独立过程发生或实现。在其他实施例中,过程700可以在其他过程的上下文中发生。可以以与所公开的实施例一致的方式对过程700的某些方面进行重新排序、重新排列、重复、省略、补充、修改或集成到附加过程中。

[0087] 过程700开始于接收PPG信号、变换后的PPG信号、或者变换后的信号中确定的一组峰值(步骤702)。可以与所公开的实施例一致地处理和确定这些信号和峰值(例如,如结合图3和4所描述的)。例如,过程700可以采用与所公开的实施例一致的过程,来接收和/或确定在变换后的和/或带通滤波后的PPG信号中、或与所公开的实施例一致的任何其他类型的PPG信号中的一组峰值 Π 。

[0088] 在一些方面,过程700可以包含对于输入信号中的所识别的一组峰值 Π 中的每个识别的峰值 π 识别谐波候选(步骤704)。在一些实施例中,谐波候选可以反映输入信号中的

识别的峰值或其他信号伪影,其反映该组峰值 Π 中的具体峰值 π 的可能谐波。这些谐波候选可以包括例如在频率空间中的主峰值的近似整数倍(例如,预期谐波值)处出现的峰值或其他局部最大值。例如,如果过程700在60BPM、70BPM、120BPM、140BPM和210BPM的频率处识别峰值和/或局部最大值(例如,使用参考图4描述的过程),则过程700可以确定120BPM处的峰值反映了60BPM处峰值的谐波候选,以及140BPM和210BPM处的峰值是70BPM处峰值的谐波候选。过程700可以基于距这样的整数倍峰值的小差异或近似来识别进一步的谐波候选,诸如位于距预期谐波值1-2PBM内的那些。在一个实施例中,例如,过程700可以确定238BPM处的峰值是120BPM处的主峰值的谐波候选。

[0089] 过程700可以包含为所识别的一组峰值 Π 中的每个峰值 π 识别和/或生成谐波分类器 $cs_{\pi,h}$ (步骤706)。在一些方面,谐波分类器可以基于对于峰值 π 的检测到的谐波候选的数目和/或强度(例如,幅度)。在某些方面,谐波分类器还可以基于被应用到基础PPG信号的带通滤波器的范围。例如,此考虑可以应对(account for)可能由带通滤波器截止(cut off)或衰减的谐波候选。例如,如果带通滤波器的高频范围是240BPM,则过程700可以相比于出现在49-60范围内的谐波候选(例如,其中可能出现最多四个这样的谐波候选)而言,对61-80BPM范围内的峰值发生的谐波候选(例如,其中可能出现最多三个谐波候选,包含240BPM处的谐波候选)进行更显著的加权。在某些方面,例如,过程700可以通过连续增加整数并应用适当的校正来等分高频截止,从而确定这些界限和范围。

[0090] 在另一示例中,谐波分类器可以基于谐波候选的不存在,其中,将会预期该峰值是否表示用户的116真实脉搏率。在此示例中,预期谐波候选的不存在或不发生可以指示所识别的主峰值是随机、伪随机、非信号或无关噪声的结果,而不是用户的脉搏测量结果。例如,过程700可以在60BPM、70BPM、140BPM和210BPM处检测输入(变换后的/滤波后的)信号中的峰值。过程700可以确定,70BPM处的峰值包含140BPM和210BPM处的谐波候选。过程700可以进一步确定,输入信号在预期谐波位置(例如,120BPM、180BPM、240BPM等)处不包含对于60BPM峰值的峰值、局部最大值和/或谐波候选。在这些方面,过程700可以相应地在与70BPM和60BPM处的峰值相关联的谐波分类器中反映这些确定(例如,通过将70BPM峰值的谐波分类器与更高的值、对应系数、分类系数和/或脉搏率似然确定的其他权重相关联)。使用本文公开的前述过程和其他过程,过程700可以包含为每个峰值返回确定的谐波分类器,以进行与所公开的实施例一致的进一步操作(步骤708)。

[0091] 在一些方面,所公开的实施例可以基于从用户116接收的输入,来修改所确定的脉搏率似然(例如,如结合图6描述的过程中生成的)、对应系数以及分类系数(例如,如结合图3、5和6的示例性实施例所描述的)、一组样本分类器、和/或一组库分类器。图8描绘了与所公开的实施例一致的用于合并外部输入的示例性过程800的流程图。示例性过程800可以经由环境100的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如脉搏率装置110、外部系统132或其任何组合。此外,在某些方面,过程800可以作为独立过程发生或实现。在其他实施例中,过程800可以在其他过程的上下文(例如,结合图3描述的概率性脉搏率估计过程300)发生。可以以与所公开的实施例一致的方式对过程800的某些方面进行重新排序、重新排列、重复、省略、补充、修改或集成到附加过程中。

[0092] 过程800开始于基于从一组传感器114接收的一组样本信号,来检测一个或多个触发条件的存在(步骤802)。触发条件可以反映指示触发事件的发生的具体组合、值和/或信

号范围。触发事件可以反映对预期脉搏率、分类器或系数值或脉搏率似然的任何其他分量具有已知影响的真实世界事件。可以以与库和/或样本分类器相关联的方式类似的方式来定义触发条件,例如,作为该组样本信号的线性组合、逻辑组合、多项式、统计分析等。该组样本信号可以反映原始信号、信号值、时间上平均的信号等。

[0093] 触发事件可以采用与所公开的实施例一致的任何形式。在一个示例中,例如,触发事件可以反映用户116和/或脉搏率装置110以高于某个阈值(例如,30MPH)的速度行进。在此示例中,基础触发条件可以反映被用来进行此确定的信号值的函数(例如,基于GPS信号、加速度计信号、时间信号等)。这些信号的存在可以指示,例如,用户116更可能在车辆(例如,汽车)中行进,而不是跑步或行走,这进而可以降低较高脉搏率的脉搏率似然,因为用户并非正在锻炼。在此示例性实施例中,过程800或与所公开的实施例一致的一些其他过程可以相应地更新一组脉搏率似然(例如,通过增加较低脉搏率的似然或者诸如60-80BPM的某一范围内的似然,并且减少诸如100-240BPM的其他范围内的似然)。这些调节可以在每峰值的基础上(例如,基于学习库或其他分类器等中的经验数据)或对给定范围内的所有峰值来完成。

[0094] 触发事件还可以组合两种类型的触发事件和/或多个信号。例如,过程800可以检测用户的速度低于某个阈值范围(例如,低于3MPH,基于GPS/GNSS测量和/或加速度计信号)。过程800可以进一步检测用户116存在于地理范围内(例如,基于位置信号,诸如GPS/GNSS传感器),诸如与健身房或健身中心相关联的一个。在此示例中,过程800可以调节计算出的脉搏率似然,来反映对用户116预期的更高脉搏率,尽管用户116具有低的速度(例如,因为用户可能在跑步机上、在举重等)。这些调节可以采用与上述类似的形式(例如,基于例如学习库中的经验数据,来增加某些范围内的峰值的脉搏率似然)。

[0095] 在另一示例中,过程800可以抑制原始、变换后的或滤波后的PPG信号中的、由于与用户的行进相关联的伪影而导致的峰值。在一些方面,与用户的行进相关联的伪影可能由例如人行道中的间隙、用户的脚步、路段中断、火车轨道等引起。在此示例中,过程800可以检测到用户116正在以特定速度行进,例如,基于随着时间的GPS信号。过程800可以进一步识别变换后的PPG信号中的峰值,该峰值是PPG信号的时间上平均的间隔内的确定的速度的近似整数因子或倍数(例如,在1-3BPM之内)。例如,此识别可以假设PPG信号中的噪声伪影在短时间尺度上大致均匀地分布(例如,它们以近似等距的间隔而发生)。在这样的情况下,这样的噪声伪影的频率可以表示为 $f_a = v/d$,其中 f 是噪声伪影的频率, v 是用户116的速度,以及 d 是生成该噪声伪影的物理构造之间的距离(例如,人行道间隙之间的长度、用户的步幅等)。这样的噪声伪影还可以在变换后的PPG信号中生成噪声谐波,该噪声谐波可以通过进一步处理(例如,通过移除识别的伪影的整数谐波, $f_a = nv/d$)来解决。在一个方面,过程800可以进一步确定用户在规定的地理边界内(例如,基于GPS信号而确定在道路上、人行道上、与火车轨道相关联的区域内等)。这样的信号的示例性组合可以指示,驻留在时间上平均的信号中的用户速度的倍数或因子内的位置处的识别的峰值可能来自与用户的行进相关联的伪影。在检测到变换后的PPG信号中的、是用户的时间上平均的速度的倍数或因子的噪声峰值时,过程800可以包含在频域、时域中抑制这些峰值,和/或使用与所公开的实施例一致的过程来降低受影响的峰值的脉搏率似然。过程800还可以进行与所公开的实施例一致的其他类型的操作(例如,修改对应关系和/或分类器值等)。

[0096] 例如,过程800可以确定用户正以60MPH的速度行进。在此示例中,假设用户正在火车中以88英尺为间隔的、生成了噪声(noise-creating)的构造(例如,火车轨道栏杆)上行驶。除了可能的谐波之外,这样的构造可以在频率空间中在近似1Hz处生成噪声伪影。过程800可以进一步确定变换后的PPG信号为在60BPM处的峰值以及其他峰值。在此示例中,过程800可以确定已经满足触发条件,因为变换后的PPG信号中的峰值对应于用户已知速度的整数倍或因子。使用这些确定,过程800可以相应地调节该组信号、该组样本分类器和/或它们的值、对应系数或分类系数的值、或脉搏率似然的任何其他参数。

[0097] 在一些方面,除了自动重新计算一组脉搏率似然P之外或代替于自动重新计算一组脉搏率似然P,过程800可以响应于检测到触发条件而提示用户输入(步骤806)。在一些实施例中,所提供的提示可以请求用户在对触发条件的检测进行解释时确认、拒绝或以其他方式提供信息辅助过程800。这样的信息可以包含,例如,请求用户116确认与用户的位置、速度、姿态、行进、活动或与所公开的实施例一致的任何其他信息相关联的信息的请求。预期的提示可以采取任何形式并包括适合于提供和接收信息的任何类型的消息,诸如智能手机上显示的界面、推送通知、文本消息等。过程800可以经由诸如脉搏率装置110、与用户相关联的外部系统132等的与所公开的实施例一致的任何计算系统来发送提示。过程800可以使用响应于该提示的、来自用户116的外部输入,进行与所公开实施例一致的进一步处理。

[0098] 在从用户116接收输入时,过程800可以包含更新信号(或多个信号)和/或分类器(或多个分类器)(步骤808)。此更新过程可以包含,例如,如上所述的调节原始、变换后的或滤波后的PPG信号(例如,以抑制行进伪影)。此更新过程还可以包含以这样的方式调节一个或多个其他类型的信号(例如,响应于用户确认她的姿态而调节速度信号、姿态信号等)。附加地或替代地,过程800可以包含使用与所公开的实施例一致的过程,响应于用户的输入而更新确定的一组脉搏率似然(步骤810)。例如,过程800可以基于用户对活动、姿态、速度、位置等的确认,来增加或减少位于某个频率范围内的脉搏率似然。

[0099] 图9描绘了与所公开的实施例一致的用于合并用户库和分类器的示例性过程900的流程图。示例性过程900可以经由环境100的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如脉搏率装置110、外部系统132或其任何组合。此外,在某些方面,过程900可以作为独立过程发生或实现。在其他实施例中,过程900可以在其他过程的上下文(例如,结合图3描述的概率性脉搏率估计过程300)发生。可以以与所公开的实施例一致的方式对过程900的某些方面进行重新排序、重新排列、重复、省略、补充、修改或集成到附加过程中。

[0100] 过程900开始于接收一组脉搏率似然P,诸如与结合图3和6描述的过程一致地确定的那些(步骤902)。每个脉搏率可能性 $p(\pi_i)$ 可以与在与用户116相关联的变换后的、滤波后的PPG信号中的识别的峰值 π 相关联。在一些方面,过程900可以包含将每个脉搏率似然 $p(\pi_i)$ 与阈值(例如,用户分类阈值)进行比较。在一些实施例中,用户分类阈值可以等于和/或大于结合图3描述的脉搏似然阈值(或多个脉搏似然阈值)。

[0101] 如果没有脉搏率似然超过用户分类阈值(步骤906;否),则过程900可以终止以使得所公开的实施例能够进行进一步处理(例如,诸如结合图3-8描述的过程)(步骤908)。例如,过程900可以终止,并且所公开的实施例(例如,在脉搏率装置110上实现的)可以通过从一组传感器114接收一组信号来初始过程300。

[0102] 如果一个或多个脉搏率似然超过用户分类阈值(步骤906;是),则过程900可以更新学习库和/或定义的用户分类器,以在进一步处理中使用(步骤910)。在一些方面,更新学习库可以包括添加与具有超过用户分类阈值的脉搏率似然的峰值相关联的一组信号、分类器、系数和脉搏率(或多个脉搏率)。过程900可以以这样的方式将该组信号与超过用户分类阈值的所有脉搏率相关联,或者可以将这样的关联限制为与最可能的峰值相对应的脉搏率。通过将该组信号及其相关的脉搏率包含到学习库,过程900因此可以将特定于用户116的信号轮廓和度量结合到库中,使得随着时间的推移,学习库调节到用户的特定身体机制、例程和其他特质。此过程可以使学习库能够变为用户116唯一。

[0103] 在一些实施例中,除了更新学习库之外或者代替于更新学习库,过程900还可以更新用户分类器。在某些方面,用户分类器可以反映库分类器,该库分类器反映用户的历史脉搏率轮廓和与已知(或高度可能的)脉搏率相关的唯一特性。可以在与所公开的实施例一致地出现任何库分类器的地方使用用户分类器。因此,用户分类器可以使得该组分类器 C_L 不仅能够反映来自初始训练集的那些信号,还能够反映特定于用户116的库分类。

[0104] 在一些方面,更新学习库和/或更新用户分类器可以包含生成、更新或以其他方式重新校准与用户分类器和/或各组库集合 S_L 相关联的分类系数(步骤912)。例如,过程900可以将例如该组信号、分类器等及其相关联的脉搏率添加到学习库。这样的数据集的引入可以更改例如每个库分类器 c_L 和一组信号 X_L 之间的相关性、它们对应的分类系数 γ 等。这些参数可以进而影响后续的样本分类器 c_S 和它们的对应系数 σ 。过程900可以使用前述实施例(例如,使用结合本文中的示例实施例描述的过程,诸如图3、5和6的过程)重新计算所有库分类器、它们的分类系数和任何其他度量。以此方式,过程900可以更新学习库,以应对特定于用户116的各组信号和脉搏率,以用于后续计算。随着时间的推移,学习库因此可以反映对用户唯一的测量和信号轮廓,从而改进估计的脉搏率的精确度和有效性。一旦过程900更新了学习库并重新校准其相应的参数(例如,分类器、分类系数等),过程900可以终止(步骤908)以使得能够进行与所公开的实施例一致的进一步处理。

[0105] 出于说明的目的已经呈现了前面的描述。它不是穷举性的并且不限于所公开的实施例的精确形式。考虑到所公开实施例的说明书和实践,实施例的修改和改编将是显而易见的。例如,所述的实现方式包含硬件和软件,但是与本公开一致的系统和方法可以仅实现为硬件。

[0106] 基于本说明书的书面描述和方法的计算机程序容易在软件开发者的范围内。可以使用各种编程技术来创建各种程序或程序模块。例如,程序段或程序模块可以以Java、C、C++、汇编语言或任何这样的编程语言来设计或通过它们来设计。可以将这样的软件段或模块中一个或多个集成到装置系统或现存通信软件中。

[0107] 此外,虽然已经在本文中描述了说明性实施例,但是基于本公开,范围包含具有等同要素、修改、省略、组合(例如,其跨各种实施例的方面)、改编和/或变更的任何以及所有实施例。权利要求中的要素将基于权利要求中采用的语言进行广义解释,并且不限于本说明书中或在本申请的审查期间所述的示例,这些示例应被解释为非排他性的。此外,所公开的方法的步骤可以以任何方式修改,该方式包含重新排序步骤和/或插入或删除步骤。

[0108] 根据详细说明书,本公开的特征和优点是显而易见的,并且因此,所附权利要求旨在覆盖落入本公开的真实精神和范围内的所有系统和方法。如本文所使用的,不定冠词

“一”和“一个”意味着“一个或多个”。类似地,除非在给定的上下文中是明确的,否则复数词的使用不一定表示多个。除非另外特别指出,诸如“和”或“或”的词语意味着“和/或”。此外,由于通过研究本公开将容易地发生许多修改和变化,因此不期望将本公开限制于所示和所述的确切构造和操作,并且因此可能被采取的所有合适的修改和等同物落入本公开的范围

[0109] 考虑到本文公开的实施例的说明书和实践,其他的实施例将是显而易见的。说明书和示例旨在仅被视为示例性的,所公开的实施例的真实范围和精神由所附权利要求指示。

[0110] 以下陈述提供了本公开的一般表达:

[0111] A. 一种用于概率性地估计个体的脉搏率的方法,所述方法包括经由装置的一个或多个处理器进行的以下操作:

[0112] 从与个体穿戴的装置相关联的一组传感器接收一组信号,该组信号包含从个体获得的光容积脉搏 (PPG) 信号;

[0113] 将PPG信号变换到频域;

[0114] 对变换后的信号应用带通滤波器,以生成滤波后的信号;

[0115] 识别滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合,其中峰值反映幅度超过阈值的局部最大值;

[0116] 为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合,所述样本分类器的集合包含谐波分类器;

[0117] 将样本分类器的集合与学习库中包含的库分类器的集合进行比较,以识别一个或多个分类系数的集合,分类系数的集合分别对应于一个或多个峰值的集合,一个或多个峰值的集合分别对应于一个或多个样本分类器的集合,其中每个库分类器与反映该库分类器与已知脉搏率轮廓之间的相关程度的分类系数相关联;以及

[0118] 基于分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率、以及一个或多个分类系数的集合,确定分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率似然的集合。

[0119] B. 如陈述A所述的方法,其中生成一个或多个样本分类器的集合包括将数学函数应用于一个或多个峰值的集合。

[0120] C. 如陈述B所述的方法,其中数学函数包含以下中的至少一个:一个或多个峰值的集合的加权分量的求和、一个或多个峰值的集合的加权分量的乘积、一个或多个峰值的集合中的每个峰值在其中具有对应的权重和幂的多元多项式函数、或一个或多个峰值的集合的统计分析。

[0121] D. 如任何先前陈述所述的方法,其中样本分类器的集合包含活动分类器,其中每个样本分类器与反映该样本分类器与库分类器的集合中的库分类器之间的相关程度的对应系数相关联,并且其中脉搏率似然进一步基于分类系数的集合。

[0122] E. 如任何先前陈述所述的方法,进一步包括:

[0123] 基于脉搏率似然的集合中的最高脉搏率似然,识别最可能的脉搏率;以及

[0124] 确定最高脉搏率似然是否超过脉搏似然阈值。

[0125] F. 如陈述E所述的方法,进一步包括:

[0126] 将最高脉搏率似然与大于脉搏似然阈值的用户分类阈值进行比较;以及

[0127] 当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时,更新学习库以包含测量的/接收的该组信号和最可能的脉搏率作为已知脉搏率。

[0128] G.如陈述F所述的方法,进一步包括,当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时:

[0129] 基于样本分类器的集合,更新库分类器的集合;以及

[0130] 通过重新计算库分类器的集合与已知脉搏率轮廓之间的相关程度,更新分类系数的集合。

[0131] H.如任何先前陈述所述的方法,进一步包括:

[0132] 基于该组信号,检测触发条件的发生;

[0133] 响应于检测到触发条件,提示个体进行输入;

[0134] 接收响应于该提示的输入;以及

[0135] 基于所接收的输入,更新至少一个脉搏率似然。

[0136] I.如陈述H所述的方法,其中检测触发条件的发生进一步包括:

[0137] 确定与个体相关联的速度;以及

[0138] 确定至少一个识别的峰值对应于时间上平均的脉搏率,该时间上平均的脉搏率是该速度的近似整数因子或倍数。

[0139] J.如任何先前陈述所述的方法,进一步包括为每个识别的峰值识别变换后的信号中的一组谐波候选,并且其中谐波分类器基于谐波候选中的每个的数目和幅度。

[0140] K.一种用于概率性地估计个体脉搏率的系统,所述系统包括:

[0141] 储存指令的存储器;以及

[0142] 一个或多个处理器,配置为执行所述指令以进行一个或多个操作,所述操作包括:

[0143] 从与个体穿戴的装置相关联的一组传感器接收一组信号,该组信号包含从个体获得的光容积脉搏 (PPG) 信号;

[0144] 将PPG信号变换到频域;

[0145] 对变换后的信号应用带通滤波器,以生成滤波后的信号;

[0146] 识别滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合,其中峰值反映幅度超过阈值的局部最大值;

[0147] 为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合,所述样本分类器的集合包含谐波分类器;

[0148] 将样本分类器的集合与学习库中包含的库分类器的集合进行比较,每个库分类器与反映该库分类器与已知脉搏率轮廓之间的相关程度的分类系数相关联;

[0149] 基于分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率、以及一个或多个分类系数的集合,确定分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率似然的集合。

[0150] L.如陈述K所述的系统,其中生成一个或多个样本分类器的集合的操作包括将数学函数应用于一个或多个峰值的集合。

[0151] M.如陈述L所述的系统,其中数学函数包含以下中的至少一个:一个或多个峰值的集合的加权分量的求和、一个或多个峰值的集合的加权分量的乘积、一个或多个峰值的集合中的每个峰值在其中具有对应的权重和幂的多元多项式函数、或者一个或多个峰值的集合的统计分析。

[0152] N.如陈述K至M中的任一项所述的系统,其中样本分类器的集合包含活动分类器,

其中每个样本分类器与反映该样本分类器与库分类器的集合中的库分类器之间的相关程度的对应系数相关联,并且其中脉搏率似然进一步基于分类系数的集合。

[0153] O.如陈述N所述的系统,进一步包括:

[0154] 基于脉搏率似然的集合中的最高脉搏率似然,识别最可能的脉搏率;以及

[0155] 确定最高脉搏率似然是否超过脉搏似然阈值。

[0156] P.如陈述O所述的系统,进一步包括:

[0157] 将最高脉搏率似然与大于脉搏似然阈值的用户分类阈值进行比较;以及

[0158] 当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时,更新学习库以包含测量的/接收的该组信号和最可能的脉搏率作为已知脉搏率。

[0159] Q.如陈述P所述的系统,进一步包括,当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时:

[0160] 基于样本分类器的集合,更新库分类器的集合;以及

[0161] 通过重新计算库分类器的集合与已知脉搏率轮廓之间的相关程度,更新分类系数的集合。

[0162] R.如陈述K至Q中任一项所述的系统,进一步包括:

[0163] 基于该组信号,检测触发条件的发生;

[0164] 响应于检测到触发条件,提示个体进行输入;

[0165] 接收响应于该提示的输入;以及

[0166] 基于所接收的输入,更新至少一个脉搏率似然。

[0167] I.如陈述R所述的系统,其中检测所述触发条件的发生进一步包括:

[0168] 确定与个体相关联的速度;以及

[0169] 确定至少一个识别的峰值对应于时间上平均的脉搏率,该时间上平均的脉搏率是该速度的近似整数因子或倍数。

[0170] T.如陈述K至S中的任一项所述的系统,进一步包括为每个识别的峰值识别变换后的信号中的一组谐波候选,并且其中谐波分类器基于谐波候选中的每个的数目和幅度。

[0171] U.一种储存指令的有形的非暂时性计算机可读介质,所述指令在由至少一个处理器执行时,使得所述至少一个处理器进行用于在存在非平凡噪声的情况下概率性地估计脉搏率的操作,方法包括:

[0172] 从与个体穿戴的装置相关联的一组传感器接收一组信号,该组信号包含从个体获得的光容积脉搏(PPG)信号;

[0173] 将PPG信号变换到频域;

[0174] 对变换后的信号应用带通滤波器,以生成滤波后的信号;

[0175] 识别滤波后的信号中的一个或多个峰值的集合,其中峰值反映幅度超过阈值的局部最大值;

[0176] 为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合,所述样本分类器的集合包含谐波分类器;

[0177] 将样本分类器的集合与学习库中包含的库分类器的集合进行比较,每个库分类器与反映该库分类器与已知脉搏率轮廓之间的相关程度的分类系数相关联;以及

[0178] 基于分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率、以及一个或多个分类系数的集合,确定分别对应于一个或多个峰值的集合的一个或多个脉搏率似然的集合。

[0179] V.如陈述U的所述的计算机可读介质,其中生成一个或多个样本分类器的集合包括将数学函数应用于一个或多个峰值的集合。

[0180] W.如陈述V所述的计算机可读介质,其中数学函数包含以下中的至少一个:一个或多个峰值的集合的加权分量的求和、一个或多个峰值的集合的加权分量的乘积、一个或多个峰值的集合中的每个峰值在其中具有对应的权重和幂的多元多项式函数、或者一个或多个峰值的集合的统计分析。

[0181] X.如陈述U至W中的任一项所述的计算机可读介质,其中样本分类器的集合包含活动分类器,其中每个样本分类器与反映该样本分类器与库分类器的集合中的库分类器之间的相关程度的对应系数相关联,其中脉搏率似然进一步基于分类系数的集合,并且其中该方法进一步包括基于脉搏率似然的集合中的最高脉搏率似然来识别最可能的脉搏率,并且确定最高脉搏率似然是否超过脉搏似然阈值。

[0182] Y.如陈述X所述的计算机可读介质,其中由所述至少一个处理器进行的操作进一步包括将最高脉搏率似然与大于脉搏似然阈值的用户分类阈值进行比较,以及,当最高脉搏率似然超过用户分类阈值时:

[0183] 更新学习库以包含测量的该组信号和最可能的脉搏率作为已知脉搏率轮廓;

[0184] 基于样本分类器的集合,更新库分类器的集合;以及

[0185] 通过重新计算库分类器的集合与已知脉搏率轮廓之间的相关程度,更新分类系数的集合。

[0186] Z.如陈述U至Y中的任一项所述的计算机可读介质,其中由所述至少一个处理器进行的所述操作进一步包括:

[0187] 通过确定与用户相关联的速度以及确定至少一个识别的峰值对应于时间上平均的脉搏率,该时间上平均的脉搏率是该速度的近似整数因子或倍数,来检测触发条件的发生;以及

[0188] 响应于检测到触发条件,提示个体进行输入;

[0189] 接收响应于该提示的输入;以及

[0190] 基于所接收的输入,更新至少一个脉搏率似然。

[0191] 上述任何陈述可与上述其他任何一项或多项陈述组合,除非这样的组合明显不允许或明确避免。

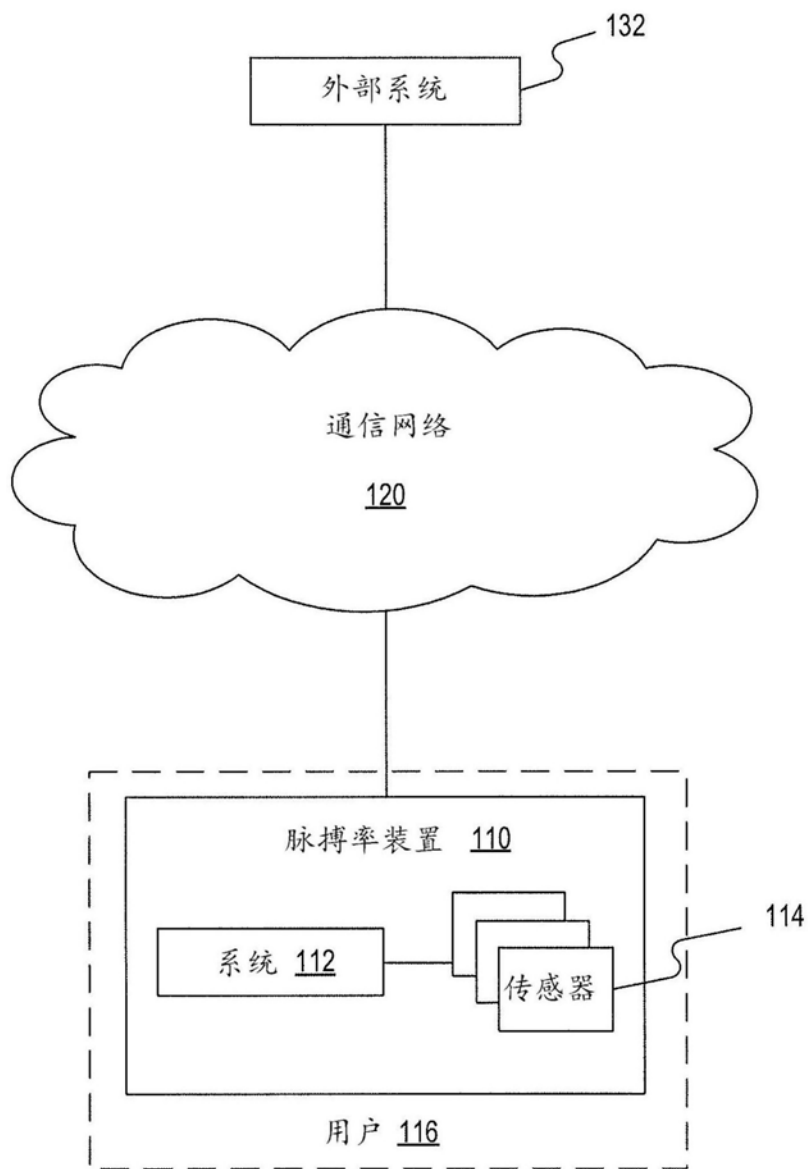
100

图1

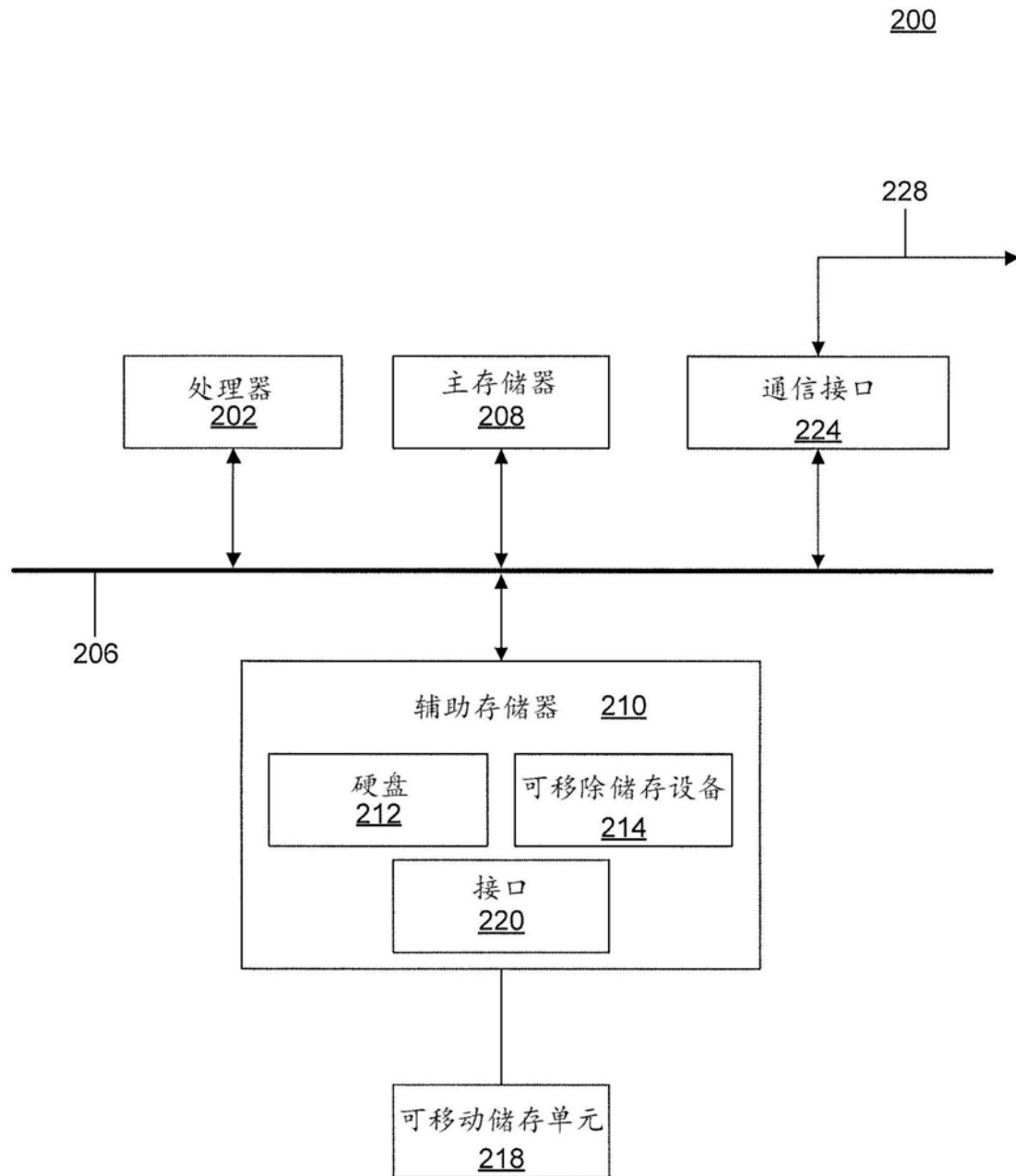


图2

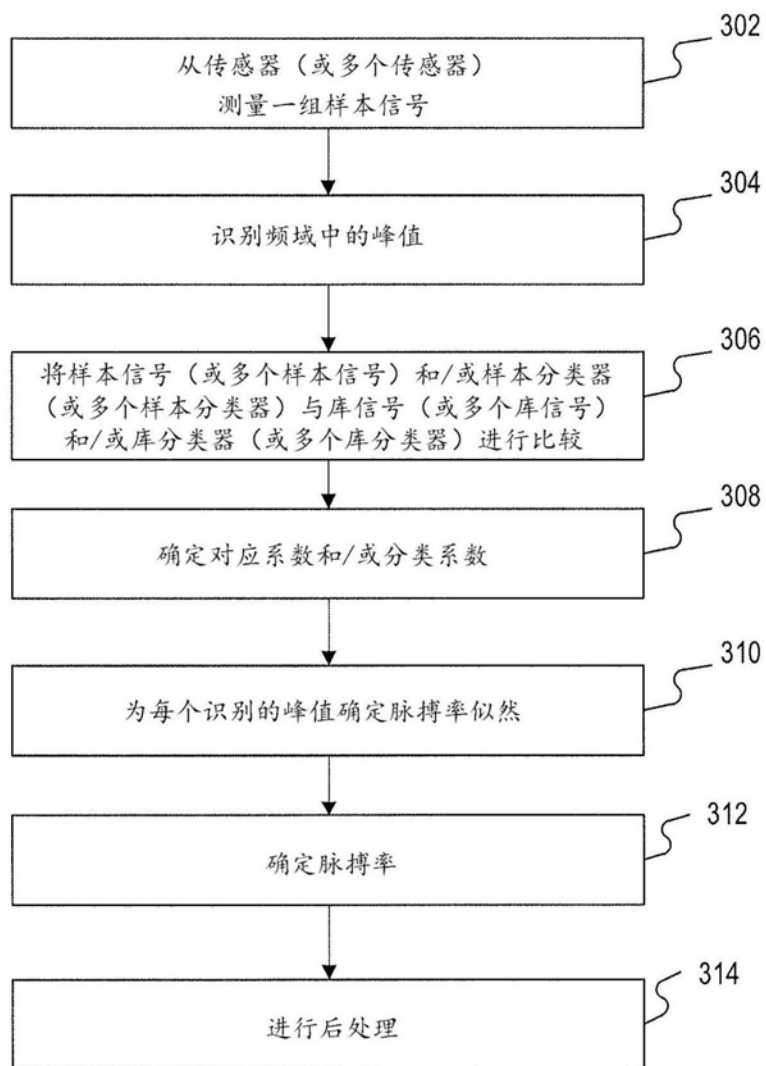
300

图3

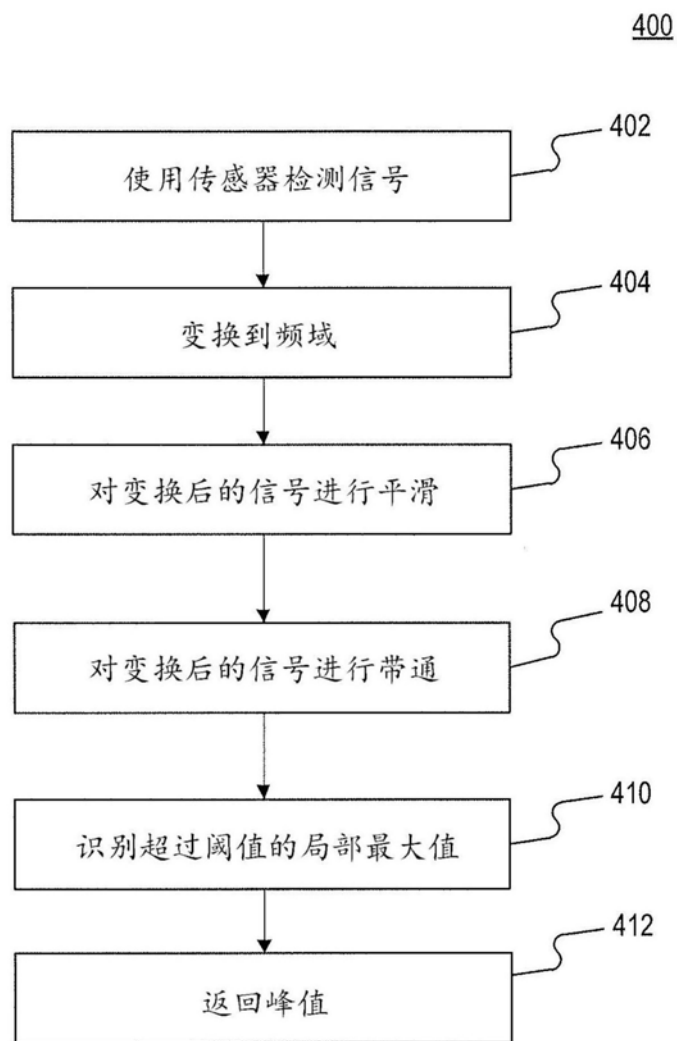


图4

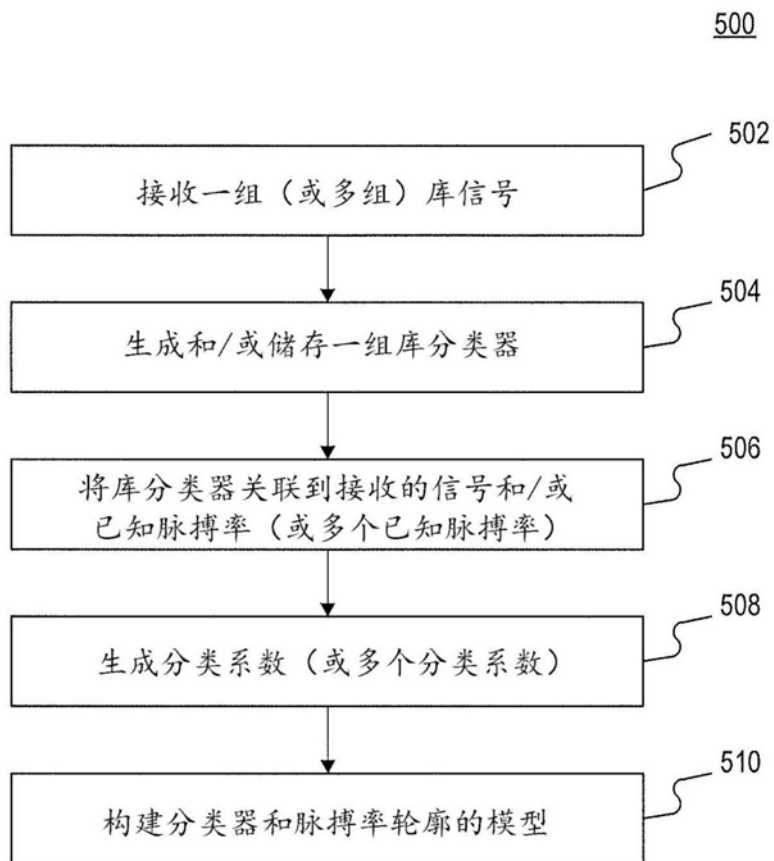


图5

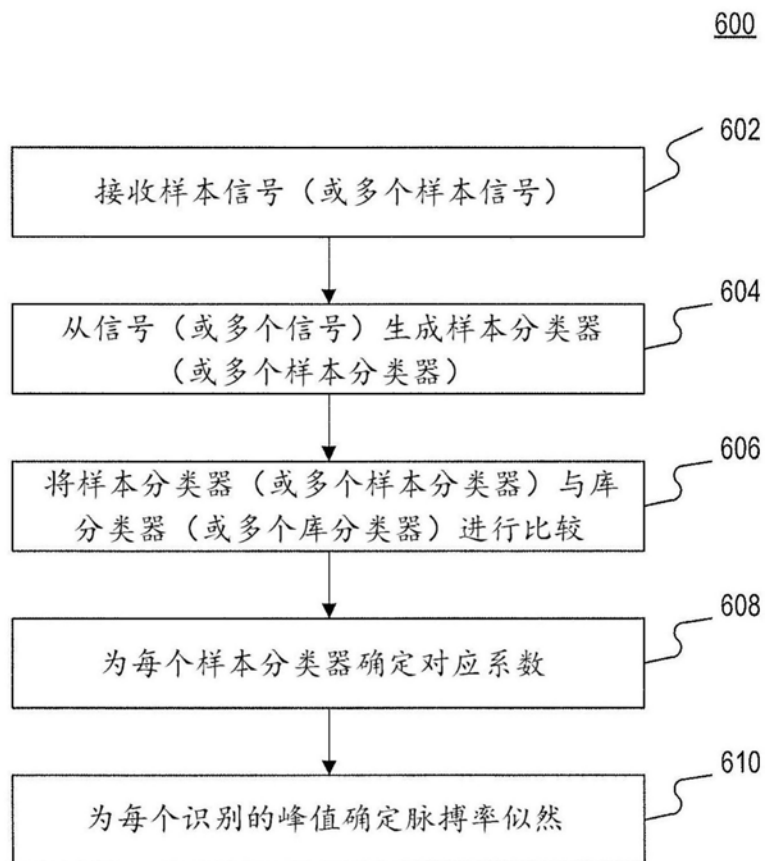


图6

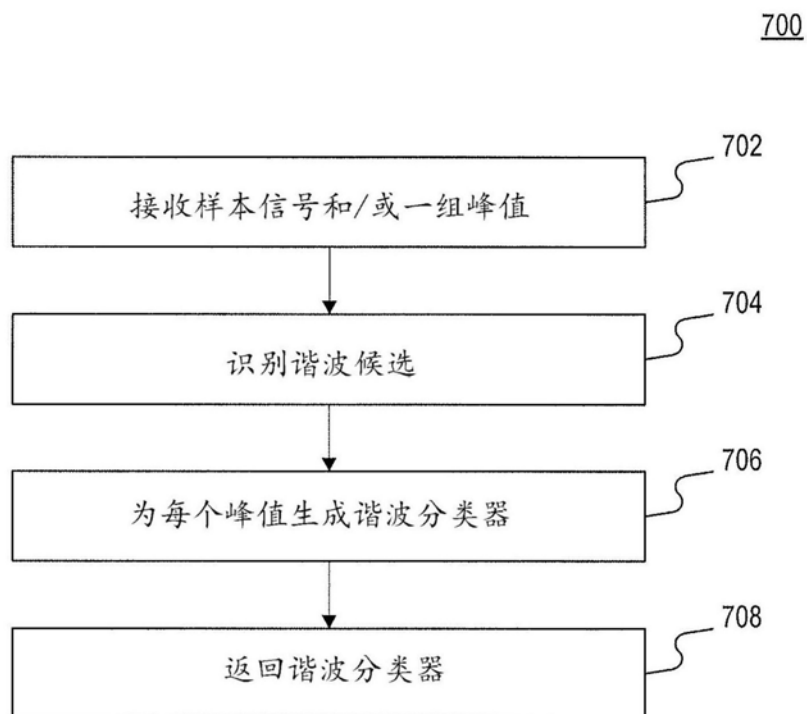


图7

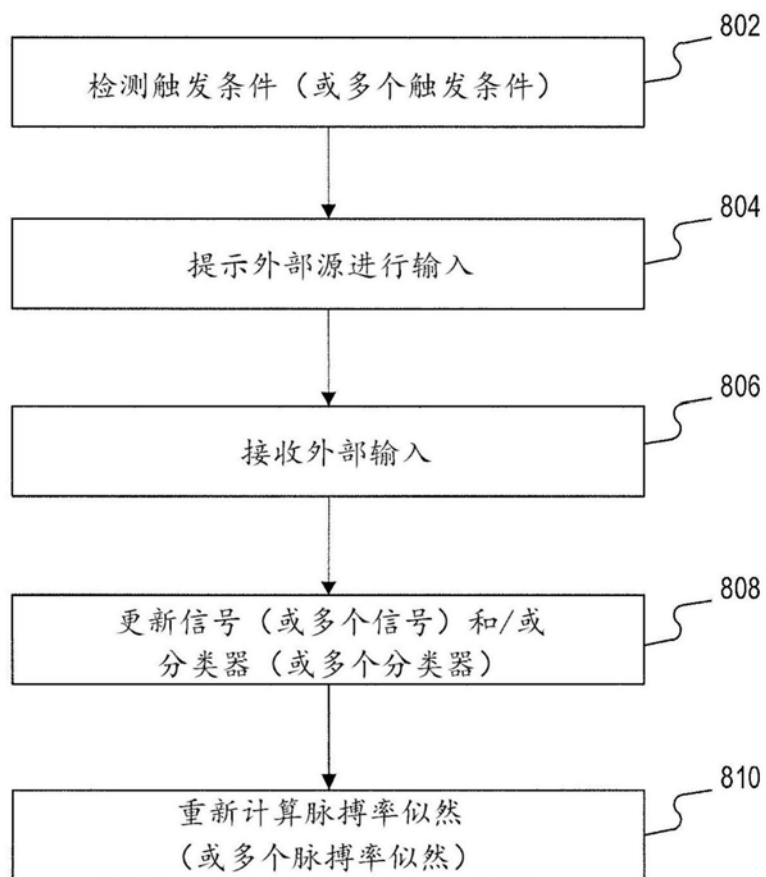
800

图8

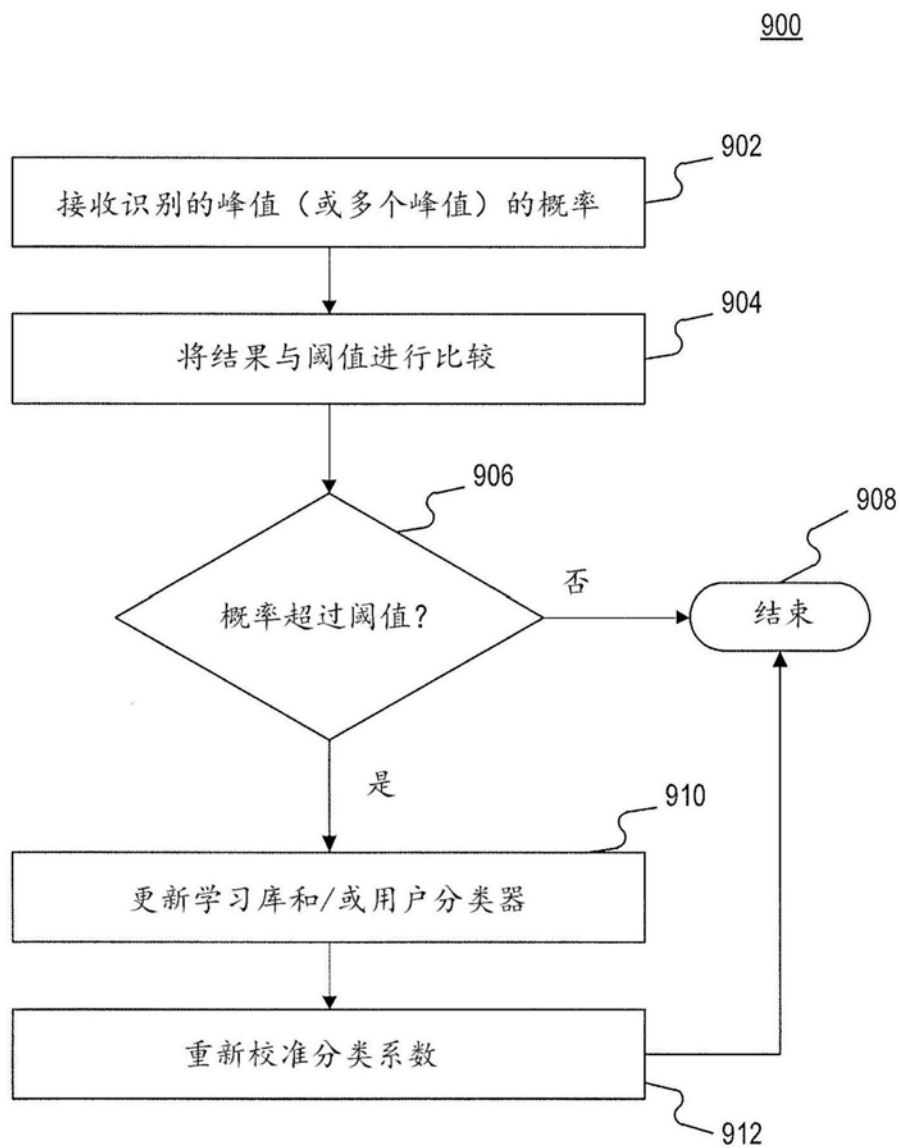


图9

专利名称(译)	用于在存在非平稳和非平凡信号和噪声频谱的情况下从光电容积脉搏测量进行概率性脉搏率估计的系统和方法		
公开(公告)号	CN109414174A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780018775.3	申请日	2017-01-31
申请(专利权)人(译)	威里利生命科学有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	威里利生命科学有限责任公司		
[标]发明人	M 墨菲 R N 米罗夫		
发明人	M.墨菲 C.T.伦格里希 R.N.米罗夫		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	G06N5/048 A61B5/02416 A61B5/7253 A61B5/7264 A61B2562/0219 G06N7/005 G06N20/00 G16H50/20		
代理人(译)	邵亚丽		
优先权	62/289781 2016-02-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于在存在非平凡噪声频谱的情况下，概率性地估计个体的脉搏率的系统和方法。实施例可以包含：从与装置相关联的一组传感器测量一组信号，该组信号包含从个体获得的光电容积脉搏(PPG)信号；将PPG信号变换到频域；并且对变换后的信号应用带通滤波器以生成滤波后的信号。实施例还可以包含识别滤波后的信号中的一个或多个峰值；为一个或多个峰值的集合中的每个峰值生成一个或多个样本分类器的集合；并且将该样本分类器的集合与包含在学习库中的库分类器的集合进行比较，其中每个库分类器与分类系数相关联，该分类系数反映该库分类器与已知脉搏率轮廓之间的相关程度。

$$c_L = \sum_i \omega_i x_i,$$