



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108778102 A

(43)申请公布日 2018.11.09

(21)申请号 201780018753.7

(22)申请日 2017.01.31

(30)优先权数据

62/289,796 2016.02.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/015860 2017.01.31

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/136352 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 D.B.希莫尔 A.休布

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

权利要求书4页 说明书24页 附图8页

(54)发明名称

使用心率的频谱分析和运动来检测快速眼动睡眠时段的机器学习模型

(57)摘要

提供了用于基于脉搏率的频谱分析和运动数据而概率性地估计个体的睡眠阶段的系统和方法。实施例包含从个体穿戴的传感器接收信号,所述信号包含光电容积脉搏(PPG)信号和加速度计信号。实施例可以将PPG信号划分成段并确定与每个段相关联的跳动间隔。实施例可以对该组跳动间隔重采样以生成间隔信号。实施例可以基于间隔信号和加速度计信号而生成信号特征,该信号特征包含该间隔信号的频谱图。实施例可以通过将信号特征与包含在学习库中的睡眠阶段分类器进行比较来确定个体的睡眠阶段,其中睡眠阶段分类器包括一个或多个函数,该一个或多个函数定义了基于信号特征、个体处于睡眠阶段的似然。

1. 一种用于概率性地确定个体的睡眠阶段的方法,所述方法包括经由一个或多个处理器进行的以下操作:

从由个体穿戴的一组传感器接收一组信号,该组信号包含光电容积脉搏 (PPG) 信号和加速度计信号;

如果所接收到的PPG信号包括具有不等持续时间的段,将所述PPG信号划分为一组等时间的段;

确定与每个段相关联的跳动间隔,所述跳动间隔反映连续心跳之间经过的时间;

对该组跳动间隔进行采样以生成间隔信号;

基于所述间隔信号和所述加速度计信号生成一组信号特征,该组信号特征包含所述间隔信号的频谱图;以及

通过使用学习库中包含的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段,其中所述睡眠阶段分类器包括一组函数,该组函数定义基于该组信号特征、个体处于所述睡眠阶段的似然。

2. 如权利要求1所述的方法,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用所述等时间的段的频率进行采样。

3. 如权利要求1所述的方法,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用与所述等时间的段的频率不同的频率进行重采样。

4. 如权利要求1所述的方法,其中该组函数包含信号权重,并且其中每个信号权重基于该组信号特征中的特征与已知睡眠阶段之间的相关性。

5. 如权利要求4所述的方法,进一步包括:

以第一采样率对所述加速度计信号进行采样;

在与所述加速度计信号相关联的每个通道上对采样的加速度计信号求微分;以及

在加速度计时间窗内对微分后的加速度计信号的幅度取平均,以生成时间上平均的运动信号;

其中该组信号特征进一步包括所述时间上平均的运动信号,使得所述睡眠阶段进一步基于所述时间上平均的运动信号。

6. 如权利要求4所述的方法,其中该组信号特征进一步包括从以第二采样率采样的PPG信号导出的平均脉搏率、以及所述间隔信号的频谱图中的多个频带中的每个频带中的绝对能量的求和。

7. 如权利要求6所述的方法,其中所述睡眠阶段是从一组潜在睡眠阶段中确定的,其中该组潜在睡眠阶段包括清醒阶段、非REM阶段和REM阶段,并且所述方法进一步包括基于该组信号特征和所述睡眠阶段分类器中的该组信号权重来确定所述潜在睡眠阶段中每个的睡眠阶段似然。

8. 如权利要求7所述的方法,其中确定所述睡眠阶段进一步包括:

基于一组睡眠阶段似然之中的最高睡眠阶段似然,来识别最可能的睡眠阶段,该组睡眠阶段似然包含与潜在睡眠阶段相关联的每个睡眠阶段似然;以及

确定所述最高睡眠阶段似然是否超过预设阶段似然阈值。

9. 如权利要求5所述的方法,其中所述学习库包括来自多个个体的多个期段的数据,并且其中该组信号权重基于对该组特征中每个特征在所述多个个体中的每个个体的每个期

段内进行归一化。

10. 一种用于概率性地确定个体的睡眠阶段的系统, 包括:

存储指令的存储器; 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:

从由个体穿戴的一组传感器接收一组信号, 该组信号包含光电容积脉搏 (PPG) 信号和加速度计信号;

如果所接收到的PPG信号包括具有不等持续时间的段, 将所述PPG信号划分为一组等时间的段;

确定与每个段相关联的跳动间隔, 所述跳动间隔反映连续心跳之间经过的时间;

对该组跳动间隔进行采样以生成间隔信号;

基于所述间隔信号和所述加速度计信号生成一组信号特征, 该组信号特征包含所述间隔信号的频谱图; 以及

通过使用学习库中包含的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段, 其中所述睡眠阶段分类器包括一组函数, 该组函数定义基于该组信号特征、个体处于所述睡眠阶段的似然。

11. 如权利要求10所述的方法, 其中对该组跳动间隔进行采样包括使用所述等时间的段的频率进行采样。

12. 如权利要求10所述的方法, 其中对该组跳动间隔进行采样包括使用与所述等时间的段的频率不同的频率进行重采样。

13. 如权利要求10所述的系统, 其中该组函数包含信号权重, 并且其中每个信号权重基于该组信号特征中的特征与已知睡眠阶段之间的相关性。

14. 如权利要求13所述的系统, 其中所述操作进一步包括:

以第一采样率对所述加速度计信号进行采样;

在与所述加速度计信号相关联的每个通道上对采样的加速度计信号求微分; 以及

在加速度计时间窗内对微分后的加速度计信号的幅度取平均, 以生成时间上平均的运动信号;

其中该组信号特征进一步包括所述时间上平均的运动信号, 使得所述睡眠阶段进一步基于所述时间上平均的运动信号。

15. 如权利要求13所述的系统, 其中该组信号特征进一步包括从以第二采样率采样的PPG信号导出的平均脉搏率、以及所述间隔信号的频谱图中的多个频带中的每个频带中的绝对能量的求和。

16. 如权利要求15所述的系统, 其中所述睡眠阶段是从一组潜在睡眠阶段中确定的, 其中该组潜在睡眠阶段包括清醒阶段、非REM阶段和REM阶段, 并且所述操作进一步包括基于该组信号特征和所述睡眠阶段分类器中的该组信号权重来确定所述潜在睡眠阶段中每个的睡眠阶段似然。

17. 如权利要求16所述的系统, 其中确定所述睡眠阶段进一步包括:

基于一组睡眠阶段似然之中的最高睡眠阶段似然, 来识别最可能的睡眠阶段, 该组睡眠阶段似然包含与潜在睡眠阶段相关联的每个睡眠阶段似然; 以及

确定所述最高睡眠阶段似然是否超过预设阶段似然阈值。

18. 如权利要求16所述的系统,其中所述学习库包括来自多个个体的多个期段的数据,并且其中该组信号权重基于对该组特征中每个特征在所述多个个体中的每个个体的每个期段内进行归一化。

19. 一种存储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概率性地确定个体的睡眠阶段的方法,所述方法包括:

从由个体穿戴的一组传感器接收一组信号,该组信号包含光电容积脉搏 (PPG) 信号和加速度计信号;

如果所接收到的PPG信号包括具有不等持续时间的段,将所述PPG信号划分为一组等时间的段;

确定与每个段相关联的跳动间隔,所述跳动间隔反映连续心跳之间经过的时间;

对该组跳动间隔进行采样以生成间隔信号;

基于所述间隔信号和所述加速度计信号生成一组信号特征,该组信号特征包含所述间隔信号的频谱图;以及

通过使用学习库中包含的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段,其中所述睡眠阶段分类器包括一组函数,该组函数定义基于该组信号特征、个体处于所述睡眠阶段的似然。

20. 如权利要求19所述的计算机可读介质,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用所述等时间的段的频率进行采样。

21. 如权利要求19所述的计算机可读介质,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用与所述等时间的段的频率不同的频率进行重采样。

22. 如权利要求19所述的计算机可读介质,其中该组函数包含信号权重,每个信号权重基于该组信号特征中的特征与已知睡眠阶段之间的相关性,其中所述学习库包括来自多个个体的多个期段的数据,其中该组信号权重基于对该组特征中每个特征在所述多个个体中的每个个体的每个期段内进行归一化,并且其中对所述间隔信号的频谱图进行归一化是基于所述频谱图的中值而不是均值。

23. 如权利要求22所述的计算机可读介质,其中所述方法进一步包括:

以第一采样率对所述加速度计信号进行采样;

在与所述加速度计信号相关联的每个通道上对采样的加速度计信号求微分;以及

在加速度计时间窗内对微分后的加速度计信号的幅度取平均,以生成时间上平均的运动信号;

其中该组信号特征进一步包括所述时间上平均的运动信号,使得所述睡眠阶段进一步基于所述时间上平均的运动信号。

24. 如权利要求22所述的计算机可读介质,该组信号特征进一步包括从以第二采样率采样的PPG信号导出的平均脉搏率、以及所述间隔信号的频谱图中的多个频带中的每个频带中的绝对能量的求和。

25. 如权利要求24所述的计算机可读介质,其中所述睡眠阶段是从一组潜在睡眠阶段中确定的,其中该组潜在睡眠阶段包括清醒阶段、非REM阶段和REM阶段,并且其中所述方法进一步包括基于该组信号特征和所述睡眠阶段分类器中的该组信号权重来确定所述潜在

睡眠阶段中每个睡眠阶段似然。

26. 如权利要求25所述的计算机可读介质,其中确定所述睡眠阶段进一步包括:

基于一组睡眠阶段似然之中的最高睡眠阶段似然,来识别最可能的睡眠阶段,该组睡眠阶段似然包含与潜在睡眠阶段相关联的每个睡眠阶段似然;以及
确定所述最高睡眠阶段似然是否超过预设阶段似然阈值。

使用心率的频谱分析和运动来检测快速眼动睡眠时段的机器学习模型

[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.62/289,796的优先权,该美国临时申请的全部内容通过引用明确地并入本文。另外,本申请的系统和方法可以包括于2016年2月1日提交的美国临时申请No.62/289,781中公开的一个或多个过程,该美国临时申请的全部内容通过引用明确地并入本文。

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计算机实现的系统和方法。更具体地,但不限于,所公开的实施例涉及用于使用脉搏率的频谱分析和运动数据来检测个体的睡眠阶段的系统和方法。

背景技术

[0004] 确定个体的睡眠模式可以提供有用的健康信息,诸如与个体的睡眠习惯、睡眠质量、睡眠持续时间和其他生理参数有关的信息。例如,许多个体可能希望确定他们的睡眠阶段,以评估他们的总体健康水平,检测睡眠异常或障碍,以及识别个人睡眠模式。此外,这样的信息可以用于检测诸如帕金森病、PTSD、重性抑郁症、阿尔茨海默病的生理状况的先兆(precursor)、以及其他这样的测量。

[0005] 用于确定个体的睡眠阶段的常规方法存在许多缺点,并且可能无法提供精确的结果。当使用常规的测量系统和技术时,数个因素可以影响睡眠阶段的确定。

发明内容

[0006] 所公开的实施例可以包含用于通过使用脉搏率的频谱分析和运动数据来检测个体的睡眠阶段的计算机实现的系统和方法。所公开的实施例可以包含,例如,用于概率性地估计个体的睡眠阶段的计算机实现的方法。该方法可以使用一个或多个处理器来实现,并且可以包含从个体穿戴的一组传感器接收一组信号。该组信号可以包含光电容积脉搏(PPG)信号和/或加速度计信号。该方法可以进一步包含确定所接收的PPG信号是否包括具有相等持续时间的段,并且如果所接收的PPG信号包括具有不等持续时间的段则将PPG信号划分为一组等时间的段。该方法还可以包含确定与每个段相关联的跳动间隔(beat interval)。该跳动间隔可以反映个体的连续心跳之间经过的时间。该方法还可以包含对一组跳动间隔进行采样以生成间隔信号。可以使用与PPG信号的等时间的段的频率相同的频率对跳动间隔进行采样,或者可以使用与PPG信号的等时间的段的频率不同的频率对跳动间隔进行采样。该方法还可以包含基于间隔信号和加速度计信号而生成一组信号特征。该组信号特征可以包含该间隔信号的频谱图。该方法还可以包含通过使用包含在学习库中的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段。该睡眠阶段分类器可以包含一组函数,该组函数定义了基于该组信号特征、个体处于睡眠阶段的似然。

[0007] 所公开的实施例还可以包含,例如,用于概率性地估计个体的睡眠阶段的计算机实现的系统。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。该操作可以包含从个体穿戴的一组传感器接收一组信号。该组信号可以包含光电容积脉搏 (PPG) 信号和/或加速度计信号。该方法可以进一步包含确定所接收的PPG信号是否包括具有相等持续时间的段,并且如果所接收的PPG信号包括具有不等持续时间的段则将PPG信号划分为一组等时间的段。该操作还可以包含确定与每个段相关联的跳动间隔。该跳动间隔可以反映个体的连续心跳之间经过的时间。该操作还可以包含对一组跳动间隔进行采样以生成间隔信号。可以使用与PPG信号的等时间的段的频率相同的频率对跳动间隔进行采样,或者可以使用与PPG信号的等时间的段的频率不同的频率对跳动间隔进行采样。该操作还可以包含基于间隔信号和加速度计信号而生成一组信号特征。该组信号特征可以包含该间隔信号的频谱图。该操作还可以包含通过使用包含在学习库中的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段。该睡眠阶段分类器可以包含一组函数,该组函数定义了基于该组信号特征、个体处于睡眠阶段的似然。

[0008] 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,该指令在由至少一个处理器执行时,使得至少一个处理器进行用于概率性地确定个体的睡眠阶段的方法。该方法可以包含从个体穿戴的一组传感器接收一组信号。该组信号可以包含光电容积脉搏 (PPG) 信号和/或加速度计信号。该方法可以进一步包含确定所接收的PPG信号是否包括具有相等持续时间的段,并且如果所接收的PPG信号包括具有不等持续时间的段则将PPG信号划分为一组等时间的段。该方法还可以包含确定与每个段相关联的跳动间隔。该跳动间隔可以反映个体的连续心跳之间经过的时间。该方法还可以包含对一组跳动间隔进行采样以生成间隔信号。可以使用与PPG信号的等时间的段的频率相同的频率对跳动间隔进行采样,或者可以使用与PPG信号的等时间的段的频率不同的频率对跳动间隔进行采样。该方法还可以包含基于间隔信号和加速度计信号而生成一组信号特征。该组信号特征可以包含该间隔信号的频谱图。该方法还可以包含通过使用包含在学习库中的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段。该睡眠阶段分类器可以包含一组函数,该组函数定义了基于该组信号特征、个体处于睡眠阶段的似然。

[0009] 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。

[0010] 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。

[0011] 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

[0012] 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。

[0013] 图2描绘了与所公开的实施例一致的示例性计算系统。

[0014] 图3描绘了与所公开的实施例一致的用于概率性地估计个体的睡眠阶段的示例性过程的流程图。

[0015] 图4描绘了与所公开的实施例一致的用于生成一组信号特征的示例性过程的流程图。

[0016] 图5描绘了与所公开的实施例一致的用于从学习库生成睡眠阶段分类器的示例性过程的流程图。

[0017] 图6描绘了与所公开的实施例一致的一组信号的增强处理的示例性过程的流程图。

[0018] 图7描绘了与所公开的实施例一致的生成睡眠阶段分类器中的信号权重的示例性过程的流程图。

[0019] 图8描绘了与所公开的实施例一致的示例性神经网络的框图。

[0020] 图9描绘了与所公开的实施例一致的用于基于用户数据而更新学习库的示例性过程的流程图。

具体实施方式

[0021] 所公开的实施例涉及用于概率性地估计个体的睡眠阶段的系统和方法。如本文所使用的,睡眠阶段可以指代睡眠的一个或多个时期或状态,每个识别出的时期或状态具有特定的生理特点(或多个生理特点)。这些时期和状态可以是本领域已知的。例如,潜在睡眠阶段可以包含诸如清醒、N1、N2、N3、N4、REM(快速动眼)、非REM(NREM)的状态。在一些情况下,潜在睡眠阶段对应于单个识别的时期或状态。在一些情况下,潜在睡眠阶段对应于多个识别的睡眠时期或状态。例如,阶段N1-N4可以总体地包括非REM(NREM)睡眠阶段。在另一个示例中,阶段N3和N4可以构成单个阶段(例如,“N3”)。可以将某些阶段标记为诸如“深度睡眠”、“轻度睡眠”或一些其他描述性短语。

[0022] 在一些方面,所公开的实施例可以从个体上穿戴的装置中包含的一组传感器获得、测量、检测或接收一组信号,该组信号包含光电容积脉搏(PPG)信号和加速度计(例如,运动)信号。所公开的实施例可以分析该测量的信号以生成一组信号特征。一些信号特征可以基于其他信号特征。该组信号特征可以包含从该测量信号导出的任何类型的数据。例如,该组信号特征可以包含基于PPG信号的逐跳(beat-to-beat)间隔、脉搏率、跳动间隔分布、跳动间隔信号、该间隔信号的频谱图、以及本文所述的PPG信号的其他特征。另外,该组信号特征可以包含来自加速度计信号的运动信号和如本文所述的加速度计信号的其他特征。因此,信号特征可以包括具有单个数据点的维度或具有一组或多组数据点的维度。因此,术语“一组信号特征”可以指代该组中所包含的一个或多个特征/维度,或者可以指代该特征/维度中所包含的一个或多个数据点。在一些方面,所公开的实施例使用包含在学习库中的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作,以概率性地确定与该个体相关联的睡眠阶段。在一些方面,该组信号特征可以包含间隔信号。在一些方面,该睡眠阶段分类器可以包含定义个体处于特定睡眠阶段的似然的一组函数,该特定睡眠阶段诸如从一组潜在睡眠阶段之中选择的睡眠阶段。

[0023] 提供与所公开的实施例一致的睡眠阶段的概率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无需附加装备的情况下,提供对个体的睡眠阶段的更精确的测量。许多用于测量睡眠阶段的已知系统需要昂贵或笨重的传感器、二极管、机械、专用数据处理装置等。此外,所公开的实施例可以通过合并用户特有的信息、合并来自数种信号类型的信息等,来附加地改进这样的睡眠阶段测量的精确度。另外,与所公开的实施例一致的方面可以提供异常睡眠行为和其他生理状况的标记。例如,可以实现所公开的

实施例以精确地识别异常睡眠状况。例如,所公开的实施例可以识别失眠、夜间额叶癫痫、REM行为障碍等,尽管从未用非健康参与者进行训练。

[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] 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,睡眠阶段装置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,睡眠阶段装置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可以包含在睡眠阶段装置110内(如图1所示)或者可以在该睡眠阶段装置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。

[0026] 睡眠阶段装置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,睡眠阶段装置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,睡眠阶段装置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。睡眠阶段装置110可以跨通信网络(例如,网络120)发送和接收数据。如图1所示,网络120是无线网络,例如WiFi网络、包含3G或4G的蜂窝网络、适合于无线数据通信的其他网络。睡眠阶段装置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。

[0027] 在某些方面,睡眠阶段装置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可以穿戴睡眠阶段装置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可以使用睡眠阶段装置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。

[0028] 睡眠阶段装置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。睡眠阶段装置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。

[0029] 在一些方面,睡眠阶段装置110可以与一组传感器114通信。传感器114可以个别地测量与用户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、任何多导睡眠图 (PSG) 传感器 (例如, 用于测量EEG、EOG、ECG、EMG等的肌电图、电极等)、血氧饱和度传感器、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可以实现为睡眠阶段装置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, 睡眠阶段装置110包含该组传感器114中的每个传感器。

[0030] 在一些方面, 睡眠阶段装置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, 睡眠阶段装置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)。睡眠阶段装置110可以基于来自加速度计的信号而检测和/或测量用户116的移动。睡眠阶段装置110可以基于GNSS/GPS测量而确定用户的位置。睡眠阶段装置110可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。睡眠阶段装置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。睡眠阶段装置110可以与所公开的实施例一致地从传感器114导出、检测或确定任何这样的信息。如本文所使用的, 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、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限制权利要求或此公开。例如, 睡眠阶段装置110可以接收、检测、测量和/或导出信号, 该信号相关联于PPG信号、加速度计信号、姿态信号、睡眠阶段信号、血压信号、与多导睡眠图 (PSG) 测量相关联的信号 (诸如EEG、EOG或EMG信号等)、与时间值 (time-valued) 信号的频谱图 (例如, 随时间推移的PPG信号的频谱图) 相关联的信号、这样的信号的变换 (例如, 结合下面的某些实施例所述的间隔信号)、和/或由一组传感器114测量或可从一组传感器114导出的任何其他类型的信号。

[0031] 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。

[0032] 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, 睡眠阶段装置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。

[0033] 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,睡眠阶段装置110、另一外部系统132等)传送信息。

[0034] 在一些方面,外部系统132可以反映一计算系统,该计算系统与睡眠阶段装置110直接相关联,储存用于睡眠阶段装置110的数据,托管(host)睡眠阶段装置110,或以其他方式与睡眠阶段装置110通信。附加地或替代地,外部系统132可以反映不与睡眠阶段装置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。

[0035] 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,睡眠阶段装置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,如在睡眠阶段装置110内实现的)。

[0036] 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。

[0037] 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、闪速存储器、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。

[0038] 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、闪速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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 所公开的实施例可以包含用于基于脉搏率信息(诸如在PPG信号中测量的心跳间隔)而概率性地确定个体的睡眠阶段的系统和方法。所公开的实施例还可以将诸如运动数据(例如,其使用加速度计测量)的其他信息合并到其确定中。例如,所公开的实施例可以分析测量的PPG信号和加速度计信号,以确定与个体的脉搏率相关联的一组跳动间隔以及运动信息。所公开的实施例可以使用该跳动间隔、原始PPG信号、运动数据和/或任何其他测量或导出的数据(例如,用户的姿态、方向等),以基于测量的信号而生成一组信号特征。在一些方面,例如,所公开的实施例可以将PPG信号划分和/或分割为等时间的段,确定跳动间隔或与每个段相关联的一组跳动间隔,对该组跳动间隔进行采样以生成间隔信号,并生成所得到的间隔信号的频谱图。然后,所公开的实施例可以使用包含在学习库中的睡眠阶段分类器,对所生成的一组信号特征进行操作,该所生成的一组信号特征包含该间隔信号的频谱图、来自原始PPG数据的时间上平均的跳动间隔等。在一些方面,该睡眠阶段分类器可以包括一组函数,其定义了给定一组信号特征的情况下个体处于特定睡眠阶段(例如,来自诸如清醒、NREM、REM等的一组潜在睡眠阶段之中)的似然。在某些方面,该组函数可以包含一组信号权重,其从一组特征中的每个特征与训练集合学习库相关联的已知的先前识别的睡眠阶段之间的相关性导出。可以以与所公开的实施例一致的任何方式构造、维护和/或更新此学习库。

[0043] 图3描绘了与所公开的实施例一致的用于概率性地估计个体的睡眠阶段的示例性过程300的流程图。示例性过程300可以经由环境100的组件中的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如睡眠阶段装置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。

[0044] 图3的示例性过程300开始于从一组传感器114接收一组信号(步骤302)。该组信号可以包含与所公开的实施例一致的一个或多个信号,诸如使用睡眠阶段装置110上实现的光学心率传感器测量的PPG信号。在一些方面,该组信号可以包含与所公开的实施例一致的其他信号。例如,该组信号可以包含使用在睡眠阶段装置110中实现的加速度计测量的加速度计信号(例如,运动信号)。另外,该组信号可以包含姿态信号(例如,其由姿态传感器测量或者从加速计和陀螺仪传感器导出等)、位置信号、速度信号、温度信号或与所公开的实施例一致的任何其他类型的信号。作为步骤302的一部分,睡眠阶段装置110可以直接从该组传感器114(例如,其在睡眠阶段装置110内实现)接收这些信号,和/或检测、测量或以其他方导出它们以形成本文所述的该组信号。

[0045] 该组传感器114可以包含与所公开的实施例一致的一个或多个传感器,诸如光学脉搏率传感器和加速度计。在一些方面,该组传感器可以包含一个或多个其他传感器,诸如GNSS传感器、GPS接收器、温度计、气压传感器、血压传感器或由所公开的实施例预期的任何其他传感器(例如,结合图1所述的各类型传感器)。

[0046] 在一些方面,过程300可以包含识别与该组信号中的PPG信号相关联的一组跳动(beat)间隔(步骤304)。在一些实施例中,跳动间隔可以反映在使用睡眠阶段装置110测量的PPG信号中所反映的连续心跳之间的持续时间。过程300可以例如通过自动多尺度脉搏检测(AMPD)算法以提取该PPG信号中的峰值的定时(timing),来确定该组跳动间隔。附加地或替代地,过程300可以通过识别该PPG信号中的具有超过某个脉搏阈值的幅度的局部最大值(例如,基于该PPG信号的一阶导数 ds/dt 的极性改变、二阶导数 d^2s/dt^2 的极性,其中 s 表示该PPG信号等),来确定一组跳动间隔。

[0047] 过程300还可以通过对与用户116相关联的脉搏率进行采样并且取时间上平均的(time-averaged)脉搏率的倒数来确定跳动间隔,来确定一组跳动间隔。例如,80BPM的脉搏率可以与0.75秒的跳动间隔相关联。在此示例中,过程300可以通过以下方式生成一组跳动间隔:将在一段时间内测量的PPG信号变换到频域(例如,经由一个或多个快速傅里叶变换(FFT)或其他合适的数学变换),确定频域中的频谱强度,并且将对应于超过阈值的局部最大值的频率反转以生成与该跳动间隔相关联的时间。另外,过程300可以通过其他已知过程来确定跳动间隔,诸如与同时提交的美国专利申请(代理案卷号13027.0002-00000)一致的过程,该美国专利申请标题为“System and Methods for Probabilistic Pulse Rate Estimation from Photoplethysmographic Measurements in the Presence of Nonstationary and Nontrivial Signal and Noise Spectra”,其内容通过引用整体并入本文。因此,过程300可以使用脉搏率来进行与结合跳动间隔所述的操作相同的操作。

[0048] 如本文所预期的,该组跳动间隔可以反映一段时间内的跳动间隔的单个、时间上平均的值(例如,脉搏率的倒数)。在此示例中,过程300可以通过以下方式确定跳动间隔:对在短时间段(其可以具有例如多达一秒、多达几(例如,5)秒、多达一分钟或任何其他采样时段等的持续时间)内所有识别的跳动间隔求平均,计算这样的在先(prior)平均或间隔的有限集合的移动的和/或加权的平均,确定平均脉搏率(标准或移动的)并计算其倒数,或任何与所公开的实施例一致的其他测量。在其他方面,该组跳动间隔可以反映所测量的跳动间隔的分布或直方图,使得可以确定跳动间隔可变性(variability)。例如,过程300可以测量

一时间段内的PPG信号,如本文所述地确定连续心跳之间的时间(例如,通过识别频域和/或时域中的峰值),并生成该时间段的跳动间隔的分布或直方图。可以实现其他方法和技术以确定与所公开的实施例一致的一组跳动间隔。例如,过程300可以通过生成跳动间隔的分布并找到与分布或直方图的最大(例如,模)值相关联的跳动间隔,来确定跳动间隔。诸如中值或平均值的其他统计参数也可以用于此目的。在一些方面,该组跳动间隔可以与在进一步处理(例如,基于跳动间隔分布的均值和标准偏差)中使用的置信区间相关联,尽管此置信区间是不需要的。

[0049] 在一些实施例中,过程300可以包含基于一组信号而生成一组信号特征X(步骤306)。在一些方面,信号特征可以反映信号、值、值的集合、信号轮廓(例如,波形)、分布、和/或基于一个或多个信号(原始的、导出的等)的特性。过程300可以使用与所公开的实施例一致的任何过程(诸如结合图4-8所述的过程)来生成该组信号特征X。如下面更详细描述,例如,过程300可以通过以下方式生成间隔信号:确定与PPG信号的等时间的段相对应的一组跳动间隔,并以特定/预定采样率(例如,1Hz、4Hz等)对该组跳动间隔进行采样。在一些方面,该间隔信号本身可以反映信号特征。附加地或替代地,可以进一步处理该间隔信号以生成附加信号特征,诸如参考图4所述的那些。

[0050] 该组信号特征X可以包含从除PPG信号之外的信号导出的特征。例如,过程300可以基于来自加速度计、陀螺仪或其他这样的传感器114的信号而确定一些信号特征。在一个示例中,例如,过程300可以通过以特定/预定采样率(例如,25Hz、50Hz等)对加速度计信号进行采样,来生成信号特征。在此示例中,原始加速度计信号可以包括三维矢量,该三维矢量反映用户116(除了反映其他潜在的加速度的源之外)的检测到的运动。在一些方面,过程300可以在与加速度计信号相关联的每个通道(例如,x、y和/或z轴,坐标轴的集合中的每个轴等)上对采样的加速度计信号求微分,以确定个体的运动在每个通道上随时间的改变率。过程300还可以通过在时间窗(诸如,5、10或20秒等)内对微分后的加速度计信号的幅度求平均,来确定时间上平均的运动信号。从本公开将显而易见的是,可以利用其他方法以用于对测量的加速度计信号进行采样、求平均和聚合,并且以上描述仅用于示例性目的。过程300可以包含该组信号特征中的任何前述参数(例如,时间上平均的运动信号、(多个)微分后的加速度计信号、原始加速度计信号等)。基于以上讨论和下面的其他示例性信号特征的描述,其他类型的信号特征将是显而易见的。

[0051] 给定一组信号特征X,过程300可以包含使用睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作(步骤308)。在一些实施例中,睡眠阶段分类器可以反映一组函数、参数、计算权重等,其定义了:基于诸如信号特征X和/或信号的一组输入,个体处于特定睡眠阶段的似然(likelihood)。例如,在一个示例性实施例中,睡眠阶段分类器可以反映信号或信号特征的逻辑和/或数学组合的某个集合,该集合定义了:基于一组信号特征(例如,间隔信号、时间上平均的运动信号等),个体处于REM睡眠阶段的似然。在一些方面,睡眠阶段分类器中的该组函数可以对于潜在睡眠阶段的集合 Φ (例如,NREM、N1、N2、N3、REM、清醒等)中的每个潜在睡眠阶段 ϕ ,定义睡眠阶段似然 $p_{\phi}(X)$ 。在此示例中,睡眠阶段似然 $p_{\phi}(X)$ 可以反映:基于从一组传感器114接收或导出的一组信号特征,个体当前处于特定睡眠阶段的似然 ϕ 。给定一组信号特征X,例如,该睡眠阶段分类器包含一组函数 f (其本身可以包括如下所述的函数或函数的组合)使得 $p_{\phi}(X) = f(X)$ 。在一些方面,该组函数可以特定于潜在睡眠阶段 ϕ ,以使得

每个阶段对应于它自己的一组分类函数 $p_{\phi}(X) = f_{\phi}(X)$ 。在这些和其他方面,包括睡眠阶段分类器的该组函数可以包含一个、数个或所有这样的基于阶段的函数表示的集合(例如, $f(X) = \bigcup_{\phi \in \Phi} f_{\phi}(X)$)。如下面更详细描述,可以使用与所公开的实施例一致的过程(诸如结合图4-8所述的过程),来生成睡眠阶段分类器及其分量(例如,该组函数及其分量权重、运算符等)。

[0052] 在一些方面,过程300可以基于该组信号特征或其他输入与睡眠阶段分类器(或多个睡眠阶段分类器)之间的比较,来确定一组睡眠阶段似然(步骤310)。在某些实施例中,该组睡眠阶段似然可以包含反映个体当前处于特定睡眠阶段(例如,REM)的似然的单个值 $p(X)$ 。在其他方面,该组睡眠阶段似然可以包括一个或多个这样的似然 $p_{\phi}(X)$,各自反映个体处于一组潜在睡眠阶段(例如,N1、N2、REM等)中的相应睡眠阶段的似然。过程300可以使用与所公开的实施例一致的过程(诸如结合图4-8所述的过程),来生成该组睡眠阶段似然。例如,过程300可以基于从PPG信号和加速度计信号导出的一组特征而确定个体处于REM睡眠阶段的似然。

[0053] 过程300可以包含基于一组睡眠阶段似然而确定个体的睡眠阶段(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睡眠阶段。在一个方面,例如,过程300可以确定,个体的睡眠阶段对应于与最高睡眠阶段似然 $\max\{p(\phi)\} \rightarrow \hat{\phi}$ 相关联的睡眠阶段,其中 ϕ 是从所有可能的睡眠阶段的集合 Φ 、这样的阶段的子集合、单个阶段等中选择的。在另一个示例中,过程300可以附加地或替代地确保最可能的睡眠阶段(或任何睡眠阶段)具有超过阶段似然阈值的睡眠阶段似然 $\max\{p(\phi)\} > T_{s1}$ 。此阈值可以例如是80%或更高、60%或更高、50%或更高等。在一个说明性实施例中,例如,过程300可以计算与REM睡眠阶段相关联的睡眠阶段似然 $p_{REM}(X)$ 。在此示例中,过程300可以确定:当 $p_{REM}(X) > T_{s1} = 0.5$ 时个体处于REM睡眠阶段,以及当 $p_{REM}(X) < T_{s1} = 0.5$ 时处于NREM睡眠阶段。当然,前述阶段似然阈值仅仅是示例性的,并且所公开的实施例预期阶段似然阈值的任何合适的值、REM和NREM确定的不同阈值的使用、与其他睡眠阶段(例如,N1、N2)相关联的其他睡眠阶段似然的计算等。

[0054] 在进一步的示例中,过程300可以将睡眠阶段确定为睡眠阶段似然超过了第二阶段似然阈值(其可以等于或不同于先前描述的第一阶段似然阈值)的所有睡眠阶段的函数 $f(p(\phi) > T'_{sl}) \rightarrow \hat{\phi}$ 。过程300可以进一步使睡眠阶段基于先前确定的睡眠阶段或睡眠阶段似然。例如,当没有睡眠阶段似然超过阶段似然阈值时,过程300可以假设当前睡眠阶段与先前确定的睡眠阶段相同,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等)对当前一组睡眠阶段似然加权,确定加权的睡眠阶段似然是否超过阶段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。从本公开中可以理解,可以实现进一步的细化和/或组合以用于基于与上文和下文所公开的实施例一致的一个或多个睡眠阶段似然而确定睡眠阶段。

[0055] 在一些方面,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)。这样的后处理可以包含例如更新学习库和/或睡眠阶段分类器,诸如使用结合图9所述的过程。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,在睡眠阶段装置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该组信号、该组信号特征、该组睡眠阶段似然、估计或确定的睡眠阶段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。

[0056] 图4描绘了与所公开的实施例一致的用于从间隔信号生成一组信号特征的示例性过程400的流程图。示例性过程400可以经由环境100的组件中的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如睡眠阶段装置110、外部系统132或其任何组合。此外,在某些方面,过程400可以作为独立过程发生或实现。在其他实施例中,过程400可以在其他过程的上下文中发生,诸如图3的睡眠阶段确定过程或其他过程。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。

[0057] 示例性过程400开始于接收PPG信号,诸如来自在睡眠阶段装置110中实现的光学脉搏率传感器114的PPG信号(步骤402)。检测到的PPG信号可以包括与所公开的实施例一致的任何合适的PPG读数。例如,PPG信号可以反映例如由个体的组织随时间推移而透射和/或反射的光的测量,其例如由传感器114(例如,光学脉搏率传感器)的光电二极管测量。此测量可以对应于个体的组织和/或一个或多个器官中的血液的体积测量。在某些方面,过程400可以包含确定在步骤402中接收的PPG信号是否包括具有相等持续时间的段。如果接收的信号不包括具有相等持续时间的段,则过程400可以包含将PPG信号划分为跨越一个或多个时间段(诸如0.25、1或4秒)的段(步骤404)。优选地,这些时间段是等距和等时间的,使得每个段跨越相同的时间尺度,但是这样的均匀性是不需要的(例如,段可以反映均匀的或各种时间段)。另外,过程400可以划分PPG信号,以使得没有段与另一段重叠(例如,段形成PPG信号的分割或非整体分段),或者使得一个或多个段与一个或多个其他段在某些小时间段内重叠(例如,几毫秒)。

[0058] 在某些方面,如果在步骤402中接收的PPG信号确实包括具有相等持续时间的段,则过程400可以跳过步骤404并直接进行到步骤406,如下所述。

[0059] 在一些实施例中,过程400可以包含测量或以其他方式,对于分段后的PPG间隔中的每个PPG间隔,确定一组跳动间隔(步骤406)。该组跳动间隔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,该组跳动间隔可以反映在PPG段上测量的平均跳动间隔(例如,跳动的数目除以该时间段经过的时段)。在其他方面,该组跳动间隔可以包括与所公开的实施例一致的其他类型的跳动间隔,诸如跳动间隔分布、所测量的跳动间隔的统计特性(例如,中值跳动间隔、模跳动间隔等)等。

[0060] 过程400可以包含以特定/预定采样率(例如,1Hz、4Hz等)对所确定的跳动间隔进行采样,以生成间隔信号(步骤410)。在一些方面,该间隔信号可以反映重采样域中的每个时间戳的最后测量的跳动间隔(或其统计特性)。因此,该间隔信号可以展示/反映测量的跳动间隔如何随时间推移而改变。在某些方面,该间隔信号可以包括在每个重采样时间戳处测量的采样的跳动间隔(例如,以毫秒为单位)。例如,给定一组等时间的PPG段,其中每个段与跳动间隔相关联,该间隔信号可以包括以具体速率(例如,4Hz)被采样的这些跳动间隔(例如,以ms为单位)的时间值信号。

[0061] 在一些方面,对所确定的跳动间隔进行采样可以包含以与等时间的PPG段的频率相同的频率对间隔进行采样。例如,如果PPG段每个跨越诸如0.25秒、1秒或4秒的时间段,则

过程400可以包含分别以4、1或0.25Hz的频率对所确定的跳动间隔进行采样。在其他方面，对所确定的跳动间隔进行采样可以包含以与等时间的PPG段的频率不同的频率对间隔进行重采样。例如，如果PPG段每个跨越诸如0.25秒、1秒或4秒的时间段，则过程400可以包含分别以不等于4Hz、1Hz或0.25Hz的频率对所确定的跳动间隔进行采样。此外，如果PPG段不表示相等的时间段，则过程400可以包含以恒定频率对所确定的跳动间隔进行重采样。

[0062] 在一些实施例中，过程400可以包含从间隔信号和/或基础 (underlying) PPG信号中提取一个或多个信号特征 (步骤410)。在一个示例中，过程400可以在第一时间段或采样速率 (诸如每4秒地) 导出或确定个体的原始平均脉搏率 (例如，跳动间隔的倒数)。在此示例中，过程400可以使用原始PPG信号 (例如，使用本文所述的过程)、分段的PPG信号 (例如，使用相同类型的过程)、和/或间隔信号 (例如，通过在第一时间段对间隔信号求平均并计算其倒数)，来确定个体的平均脉搏率。过程400可以在该组信号特征内包含个体的此时间上平均的脉搏率，以用于与所公开的实施例一致的过程。

[0063] 在另一示例中，过程400可以生成该间隔信号的一组频谱图，每个频谱图跨越一个或多个第二时间段。在这些实施例中，频谱图可以反映变换到频域的间隔信号的分布。过程400可以使用本文所述的过程 (例如，FFT或其他合适的数学变换) 来计算该间隔信号的频谱图。频谱图的采样率或时间段 (例如，其宽度) 可以与被用于时间上平均的脉搏率信号特征的时间段相同或不同。在一个说明性实施例中，例如，过程400可以生成间隔信号的频谱图，所述间隔信号的频谱图具有间隔信号的256个样本的宽度 (例如，对于以4Hz采样的间隔信号近似1分钟)。在一些方面，间隔信号的频谱图可以包含在该组信号特征中，以用于与所公开的实施例一致的过程。

[0064] 附加地或替代地，过程400可以在该组特征中包含一个或多个频谱功率测量值，所述一个或多个频谱功率测量值从间隔信号在某些频率范围或宽度上的频谱图来确定。在某些方面，频谱功率测量可以反映频谱图在一组频率宽度、频率范围或其某个导数值上的幅度或绝对能量。例如，在一些实施例中，该组频谱功率测量可以反映频谱图在一组频带中的每个频带 (或一些频带或全部频带) 中的绝对能量的总和，该组频带包括甚低频VLF (例如，0.01-0.04Hz)、低频LF (例如，0.04-0.15Hz)、高频HF (例如，0.18-0.40Hz) 和LF/HF。当然，显而易见的是，其他这样的频率组合和/或频率范围可以用于此目的，并且某些范围的列表仅用于示例性目的。例如，在一些实施例中，可以仅使用一个或三个这样的频带。在其他实施例中，可以调节列出的频率范围，或者可以使用功率测量的其他比率 (例如，HF/LF、VLF/LF等)。

[0065] 过程400可以包含生成与所公开的实施例一致的一个或多个附加信号特征，诸如参考图3的加速度计信号所述的那些。替代地，可以在更大的过程 (例如，图3的信号特征生成步骤306、图5的步骤508、图6的步骤608、其他过程等) 内生成前述该组信号特征。如上所述，示例性过程400可以被合并到或修改为包含与所公开的实施例一致的其他信号特征生成过程。因此，在生成这些和其他信号特征之后，过程400可以终止以使得所公开的实施例能够进行附加处理 (诸如，图3的睡眠阶段确定过程等)。

[0066] 图5描绘了与所公开的实施例一致的用于从学习库生成睡眠阶段分类器的示例性过程500的流程图。示例性过程500可以经由环境100的组件中的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现，所述组件诸如睡眠阶段装置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中发生,诸如图3的睡眠阶段确定过程或其他过程。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。

[0067] 所公开的实施例的某些方面可以使用储存的学习库来进行其一些过程(例如,图3的睡眠阶段确定过程)。返回参考图1,学习库可以储存在睡眠阶段装置110的计算系统112内和/或外部系统132内。该库还可以使其数据的至少一部分储存在计算系统112内,其剩余部分储存在外部系统132内。在一些实施例中,学习库可以包括一组储存的训练数据,其中各组信号(其可以包含例如原始数据的全集合、原始数据的子集合或者从原始数据导出的(多个)其他物理、时间或环境特征(例如,速度、加速度、用户活动等))、导出的信号特征、相关的分类器等是与来自多导睡眠图(PSG)测量的已知精确先前确定的睡眠阶段(例如,清醒、N1-N4、REM、NREM等)相关联和相关的。这些相关性可以用于生成睡眠阶段分类器以用于其他方面(例如,结合图3、7、8和其他过程所述的那些)。示例过程500是用于建立学习库的一个说明性实施例。

[0068] 示例过程500开始于准备一组患者(步骤502),将从该组患者构建学习库。在一些实施方案中,该组患者可以是适合于生成统计学显著结果的大小(例如,样本大小为约25、50、100或更大)。该组患者中的患者可能呈现出正常的睡眠习惯,或者可能替代地经历睡眠异常(例如,诸如失眠、夜间额叶癫痫、REM行为障碍、睡眠呼吸暂停、磨牙症等)。包含经历睡眠异常的患者,可以帮助所公开的实施例学习和提供用于识别这些病症的生理特征的过程。附加地或替代地,所公开的实施例可以使用其他临床数据(诸如下面描述的那些)来合并这些类型的个体。在任一种情况下,所公开的实施例已经示出合理精确地识别某些异常睡眠状况的存在,诸如失眠、夜间额叶癫痫和REM行为障碍。

[0069] 在某些方面,过程500可以包含在一组睡眠期段(session)(例如,夜晚)内从每个参与者测量一组库信号(步骤504)。在一些实施例中,该组库信号可以包括一组信号,从该组信号可以将个体的实际睡眠阶段 $\tilde{\phi}$ 精确地确定到合理的确度。该组库信号可以包含与所公开的实施例一致的任何类型的原始或导出的信号,诸如结合各种传感器所述的信号或者图1和图3的信号、或者本文描述的其他这样的信号。在一个实施例中,例如,该组库信号可以包含EEG、EMG和/或EOG测量、其他PSG测量、PPG信号和/或来自加速度计的加速度计信号。例如,库信号(或多个库信号)可以包含一个或多个多导睡眠图测量,诸如脑电图EEG、眼电图EOG、肌电图EMG和/或心电图ECG等。这些(多个)库信号可以分别监测用户的大脑、眼睛、肌肉和心脏活动,使得可以精确地确定个体的睡眠阶段。可以使用常规方法和技术来基于EEG、EOG、EMG和/或ECG信号而确定个体的睡眠阶段。如此,过程400可以将已知的精确脉搏率 $\tilde{\phi}$ 关联到来自一组传感器114的同时测量到的一组信号(例如,和/或它们的信号轮廓或值)。例如,在提交本申请之前准备的实验研究中,该组库信号包括使用合适的装置(例如,诸如SleepProfiler装置的EEG睡眠监测器)在三个通道上测量的EEG信号、PPG信号(例如,从StudyKit腕戴式装置导出)、以及加速度计信号。实验研究连续两晚从每个参与者测量这些信号,然而可以使用其他类型和定时(timing)的睡眠期段。通常,该组库信号仅需要包含从生理读数导出个体的睡眠阶段所必要的信号。

[0070] 在一些实施例中,过程500还可以将外部数据合并到库训练集合中,以代替或补充

从该组患者测量的数据(步骤506)。在一些方面,该外部数据可以包含先前测量的实验室数据,其将某些库信号(例如,诸如ECG信号、PPG信号等的PSG读数)与已知的睡眠阶段 $\tilde{\phi}$ 相关联。如此,过程500可以扩展从该组患者中提取的测量的尺度和广度。这可以使所公开的实施例能够增加学习库的训练数据中的参与者的有效样本大小,将具有已知睡眠异常的参与者包含到训练数据集合中,以及其他这样的优点。因为此外部数据可以与步骤504中测量的数据具有相同或不同的形式,所以在一些实施例中,过程500可能需要进一步处理外部数据以将其转换为所公开实施例可使用的形式。

[0071] 在一些实施例中,步骤506可以包含将来自临床数据库的患者数据合并到学习库中以补充其数据。该临床数据库可以包含例如在睡眠中心收集的患者的多通道睡眠数据。此外,数据可以包含患者的记录的ECG信号。在一些实施例中,可以使用Pan-Tompkins算法从记录的ECG信号中提取脉搏时间戳,并且可以将所得到的测量结果视为训练数据,犹如它们是来自PPG信号的测量。此外,如果如加速度计数据的某一数据不可用,则可以使用其他信号(诸如来自测量胸廓扩张的胸带的信号)。可以使用例如0.05到0.33Hz之间的带阻滤波器(每分钟反映3-20个呼吸循环)来对这样的数滤波据,从而以与从加速度计测量的运动检测类似的方式来产生与突然运动相关的频率。临床数据库可以包含来自具有各种睡眠状况(诸如失眠、夜间额叶癫痫、REM行为障碍、磨牙症和睡眠呼吸暂停)的个体的数据。当然,所涉及的患者类型可以取决于使用的数据源而变化。而且,常规方法或技术可以用于将某些形式的数据变换或近似为其他形式,以使得它们可由所公开的实施例用于进行本文所述的过程和其他特征。

[0072] 在测量该组库信号和/或合并外部数据之后,过程500可以包含从该组信号和/或外部数据中提取一组信号特征X(步骤508)。过程500可以使用与所公开的实施例一致的过程(诸如结合图3和4所述的过程)来提取这些信号特征。例如,在一个方面,过程500可以使用上述过程从PPG信号(或来自外部数据的近似PPG信号)中提取间隔信号。在某些实施例中,过程500还可以以特定/预定采样率(例如,4秒间隔内20个脉冲窗)来确定参与者的平均脉搏率。过程500可以进一步计算间隔信号在某些时间段(例如,间隔信号的256个采样宽度)内的频谱图,或者计算频谱图的一组频带中的每个频带(例如,VLF、LF、HF和LF/HF频带)中的绝对能量的总和。在一些方面,过程500可以确定来自加速计的时间上平均的运动信号或其他运动数据(例如,如结合图3所述)。

[0073] 过程500可以包含处理输入的一组信号和/或提取的一组信号特征X(步骤510)。此处理可以包含将外部数据变换为可由所公开的实施例使用的形式,诸如上述那些实施例。另外,处理信号和/或信号特征可以由与所公开的实施例一致的其他过程组成,诸如结合图6描述的过程。在一个示例中,例如,过程500可以对齐、滤波和/或归一化下列信号或特征:库信号、从一组传感器114测量的一组信号和/或提取的一组信号特征。在其他方面,此处理可以在提取该组信号特征之前发生,以确保提取特征反映经处理的数据(例如,经对齐、经滤波和/或经归一化的数据)。

[0074] 在一些实施例中,过程500可以包含基于该组信号和/或该组信号特征X而生成睡眠阶段分类器(步骤512)。在一些实施例中,生成睡眠阶段分类器可以包含:至少部分地递归地(即,参考学习库内的先前分类器)生成分类器。因此,生成睡眠阶段分类器可以涉及用于机器学习的已知过程。在进一步的实施例中,生成睡眠阶段分类器可以包含:至少部分地

使用用户监督来生成分类器。在又一实施例中,生成睡眠阶段分类器可以包含:至少部分地使用已知的深度学习过程(例如,图8中描绘的过程)来生成分类器。生成睡眠阶段分类器的任何前述方法可以以其任何组合使用。

[0075] 如上所述,睡眠阶段分类器可以包括一组函数,其定义在给定一组信号或信号特征的情况下个体处于特定睡眠阶段的似然。过程500可以使用与所公开的实施例一致的任何过程来生成睡眠阶段分类器,诸如结合图7和8的示例过程和方面所述的过程。在生成分类器之后,过程500可以终止以允许所公开的实施例进行其他过程,诸如图3的睡眠阶段确定过程中的过程、图9的库学习更新过程等。

[0076] 图6描绘了与所公开的实施例一致的一组信号的增强处理的示例性过程600的流程图。示例性过程600可以经由环境100的组件中的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如睡眠阶段装置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中发生,诸如图3的睡眠阶段确定过程、图5的学习库或睡眠阶段分类器生成过程或者其他过程。例如,与示例性过程600的过程一致的过程可以用于对齐、滤波、归一化或以其他方式调节一组库信号(例如,在分类器生成过程期间)和/或在睡眠阶段估计过程期间从信号一组传感器114获得的一组信号。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] 在一些方面,过程600开始于接收和对齐一组信号,诸如在睡眠阶段分类器生成过程中接收的一组库信号(步骤602)。在某些实施例中,这样的对齐可能是必要的,以应对(account for)被用来测量该组信号(例如,加速度计信号、PPG信号、EEG信号、睡眠阶段信号等)的各种传感器114中的不同时钟或定时偏移。在一些方面,过程600可以通过将一个信号与另一个信号互相关(cross-correlate)并且确定信号之间的偏移延迟的分布,来对齐一组信号。

[0078] 例如,在一个说明性实施例中,过程600可以将EEG信号(例如,来自诸如SleepProfiler的EEG睡眠监测器)与PPG信号(例如,来自StudyKitCAM)互相关,并且确定两个信号之中估计的脉搏率的一致比例,来确定偏移延迟。在一些实施例中,可以在进行互相关之前对输入信号中的一个或两者进行插值,以使信号适合于互相关(例如,通过结合两个采样率的最大公约数和/或最小公倍数,来应对两个信号之间的不同采样率)。另外,确定一致比例是可以使用随时间推移变窄的一组偏移以迭代方式来完成的,以使得每次迭代收紧采样间隔并提高计算速度。基于所公开的实施例,其他类型的计算考虑将是显而易见的。例如,在另一示例性方面,定时偏移(例如,对于每个传感器114或一组信号中的信号)可以具有已知的或先前确定的时钟偏移,在这样的情况下,过程600可以对齐信号而不进行前述互相关。一旦过程600确定两个信号之间的适当偏移,过程600可以将信号(例如,将一个或两者信号移位)彼此对齐,使得它们的读数对应于相同的时刻和/或反映相同的生理响应。

[0079] 在某些实施例中,过程600可以进一步对齐信号,使得信号或导出的信号特征被适当地加窗。在一些方面,过程600可以进行此对齐过程,以确保信号和/或导出的一组特征(例如,间隔信号、其频谱图、运动数据、睡眠阶段信号或其他特征)对应于相同的时刻并且可以被相互比较或相互关联。在一个实施例中,例如,600可以对齐信号(例如,PPG信号、EEG

信号、脉搏率信号等)使得频谱图以均匀或已知的增量来定时,诸如一分钟(例如,在4Hz的采样PPG信号中大致256个样本)。过程600还可以创建重叠时段,使得信号可以彼此适当地对齐。在一个示例中,当以4Hz采样时,频谱数据的重叠时段可以设定为经变换的PPG信号或间隔信号的4或16个样本。基于例如基础采样率,其他窗口是可能的。然后,过程600可以通过以确定的重叠时段,在其段(segment)的开始处修整间隔信号来对齐该信号,使得该间隔信号与例如睡眠阶段信号(例如,在睡眠阶段分类器创建过程期间从传感器114导出的)或其他信号正确地对齐。

[0080] 在示例性实施例中,过程600可以将来自EEG睡眠监测器(诸如SleepProfiler)的三个连续标签而计算出的REM/NREM标签储存,作为个体的已知睡眠阶段。EEG睡眠监测器(诸如SleepProfiler)信号可以每30秒(或其他预定时间段)提供这些REM/NREM标签。然后,过程600可以在从REM/NREM标签(例如,睡眠阶段信号)的两侧每2秒采样的15个窗口处储存经处理的加速度计数据。过程600可以进一步对于在REM/NREM标签的两侧上的4秒的时段内的20个窗口,储存平均脉搏率信息。此过程还可以在中间带有REM/NREM标签的11个窗口处,储存来自频谱脉搏率信息的四个频带中的每个频带的总和能量(在VLF、LF、HF和LF/HF频带上)。频谱数据(其以具有16个样本的重叠时段的1分钟窗口被采样)可以储存在中间带有REM/NREM标签的5个窗口处,使得每个窗口包含来自0-1.5Hz的97个频率分量。在此示例中,StudyKitCAM与SleepProfiler信号之间的平均偏移延迟为34.4秒。

[0081] 过程600可以包含滤波对齐的一组信号(步骤604)。在一些方面,过程600可以基于例如与一组信号内的脉搏率信号(或多个脉搏率信号)相关联的脉搏率质量因子,来滤波该组信号。在一些方面,脉搏率质量因子可以反映在给定/预定时间段内与输入脉搏率信号相关联的脉搏率测量的可靠性。在一些方面,该脉搏率质量因子可以作为由一个输入信号(例如,PPG信号,其可以例如从StudyKit获得)与另一个输入信号(例如,从诸如SleepProfiler的EEG睡眠监测器测量的EEG信号)测量的平均脉搏率之间的差异的函数而提出。在此示例中,脉搏率质量因子可以与来自各种输入信号的这些平均脉搏率的差异成正比。另外,该脉搏率质量因子可以基于所识别的脉搏率是落在生理脉搏率间隔之外、保持在其内还是接近其边界。例如,过程600可以降低与落在约370-1700ms(近似35-162BPM)的跨度之外的、或者接近该跨度的边界的、或者其他这样的合适间隔(例如,40-150BPM)的跳动间隔相关联的脉搏率的脉搏率质量因子。过程600可以进一步将脉搏率质量因子基于其他参数,诸如,例如一个或多个时间段内的一个或多个脉搏率信号的标准差、方差或可变性。例如,在一个实施例中,过程600可以将广泛变化的脉搏率与较低脉搏率质量因子相关联,以使得脉搏率质量因子与基础脉搏率信号的可变性成反比。

[0082] 在一些实施例中,当脉搏率质量因子低于质量阈值时,过程600可以排除数据点(例如,在此时间段期间的PPG和EEG信号的段以及与其他信号相关联的信号值)。替代地,当满足其他状况时(例如,跳动间隔信号之间的平均差异超过诸如50ms的阈值,脉搏率落在可接受的生理范围之外,基础信号的可变性超过阈值等),过程600可以排除这些数据点。

[0083] 过程600可以包含在每个体、每睡眠期段、每通道、每信号和/或每特征的基础上,归一化一组信号或信号特征(步骤606)。在一些方面,例如,归一化一组信号或特征可以包含:为给定个体的每个通道中的信号和/或特征生成正态分布。在某些方面,过程600可以通过使用正态分布的中心点处的信号值的中值而不是其平均值,来减少孤立点在测量中的影

响(例如,因为孤立点影响平均值比影响中值更加显著)。在一些方面,过程600可以基于中值而不是平均值,来计算归一化信号或特征的正态分布的标准偏差或方差。另外,过程600可以包含变换基础信号或特征的其他函数,诸如应用对数函数(例如, $\log()$ 等)来白化(whiten)频谱图的每个通道的数据、频谱功率信号或依赖于指数输入的其他信号。

[0084] 在一些方面,过程600可以包含基于归一化信号而提取或生成睡眠阶段分类器(步骤608)。在一个示例性实施例中,例如,过程600可以基于学习库中的归一化、滤波和/或对齐的一组信号,与结合图3-5、7和8所述的实施例一致地,提取一组信号特征或者生成睡眠阶段分类器。过程600可以以与所公开的实施例一致的任何方式生成一组信号特征或睡眠阶段分类器。

[0085] 图7描绘了与所公开的实施例一致的生成睡眠阶段分类器中的信号权重的示例性过程700的流程图。示例性过程700可以经由环境100的组件中的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如睡眠阶段装置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,诸如图3的睡眠阶段确定过程、图5的学习库或睡眠阶段分类器生成过程或者其他过程。例如,在一个方面,过程700可以在与建立学习库和与其相关联的睡眠阶段分类器一致的过程内发生。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。

[0086] 示例性过程700开始于接收一组信号和/或一组信号特征X,诸如在结合图3-6所述的过程中测量、确定或导出的信号(步骤702)。该组信号或该组信号特征可以包括与所公开的实施例一致的任何信号或信号特征,诸如PPG信号、间隔信号、频谱图或其能量分析、加速度计信号等。在某些方面,过程700可以将该组信号和/或该组信号特征与已知的睡眠阶段相关联(步骤704)。此已知睡眠阶段可以例如基于PSG测量来确定,该PSG测量包含与所公开的实施例一致的睡眠阶段信号、多通道EEG信号或其他信号集合(例如,与图5的学习库生成过程一致的信号)。

[0087] 过程700可以使用一组信号特征及其与已知睡眠阶段的相关性来创建、生成或定义睡眠阶段分类器。如上所述,例如,睡眠阶段分类器可以包括一组逻辑和/或数学函数,其定义了:基于诸如一组信号或信号特征的一组输入,个体处于特定睡眠阶段的似然。在这些方面,该睡眠阶段分类器或其分量函数可以基于一组信号特征来反映睡眠阶段的表示。例如,给定一组信号特征X,睡眠阶段分类器可以包括定义关系 $p_{\phi}(X) = f(X)$ 的一组函数f。

[0088] 在一些方面,该组函数可以包括采用与所公开的实施例一致的任何形式的单个函数。在一个示例中,例如,该睡眠阶段分类器可以包括信号特征输入的线性组合,其中每个信号特征 x_i 由相应的信号权重 ω_i 加权:

$$[0089] \quad p_{\phi}(X) = \sum_i \omega_i x_i。$$

[0090] 在一些方面,信号权重可以反映信号或信号特征在指定个体的睡眠阶段时的相对重要性或显着性(或其缺乏性)。这些信号权重(以及基础函数f)可以由计算系统使用所公开的实施例来启发式地、凭经验地或以其他方式预定或确定。信号权重可以呈现与睡眠阶段似然的基础表达相伴随的范围,诸如 $[0,1]$ 、 $[-1,1]$ 等。

[0091] 在一个方面,例如,过程700可以基于学习库中的信号特征与已知的睡眠阶段 $\tilde{\phi}$ 之

间的测量到的相关性,来确定信号权重的值(步骤706)。例如,过程700可以使用softmax函数来确定信号权重的值,该softmax函数操控(govern)一组归一化信号特征输入。例如,给定具有K维度的一组样本特征X,可以给出第i类的概率:

$$[0092] \quad p(x=i|X) = \frac{e^{X^T \Omega_i}}{\sum_{k=1}^K e^{X^T \Omega_k}}$$

[0093] 其中T表示转置运算符。信号输入的值可以基于来自学习库中的数据的、个体和/或睡眠期段的全部或子集。

[0094] 当然,显而易见的是,睡眠阶段分类器的前述表达仅仅是示例性的。例如,睡眠阶段分类器可以代替地被表示为:信号及其信号权重的乘积(例如, $p_\phi(X) = \prod_i \omega_i x_i$)、每个信号特征具有对应的信号权重和幂的多元多项式函数(例如, $p_\phi(X) = \sum_i \omega_i x_i^{b_i}$)、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,睡眠阶段分类器可以表达为其分量输入信号特征X的函数,以使得 $p_\phi(X) = f(X)$ 和信号权重(或多个信号权重)的值由softmax函数操控。

[0095] 在某些实施例中,该组函数可以包含前述函数的组合,每个函数与其自己的信号权重(或多个信号权重)相关联,所述信号权重共同构成一组信号权重。在这些实施例中,睡眠阶段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 $p_\phi(X) = f(X) = f_1(f_2(\dots f_n(X)))$ 。过程700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,过程700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700可以实现丢弃分数(dropout fraction)(例如,0.15),以防止信号权重的过拟合。

[0096] 例如,在实验研究中,除了最终输出层(函数)之外,使用两个或三个隐藏层来测试许多神经网络架构,该两个或三个隐藏层使用S形激活函数。最终输出函数代替地使用softmax函数来输出睡眠阶段似然。该系统总共映射了629个特征,采用了L2权重衰减和0.15的丢弃分数,以防止大的和过拟合的信号权重。训练数据以20个批次的经受网络,随机迭代次数(epoch)在35到65之间。

[0097] 一旦过程700确定每个信号权重的值,过程700就可以由此生成睡眠阶段分类器,包含睡眠阶段似然的分量信号权重和/或基础函数(步骤708)。然后可以在与所公开的实施例一致的其他过程中实现睡眠阶段分类器,诸如图3的睡眠阶段估计过程。然后,过程700可以终止以使能与所公开的实施例一致的进一步处理。

[0098] 图8描绘了与所公开的实施例一致的用于确定信号权重的示例性神经网络的框图。图8的示例性图描绘了一种方式,可以以该方式在结合图7描述的过程(例如,假设不丢失)中进行信号权重的确定。在一些方面,例如,睡眠阶段分类器可以接收一组信号特征810作为输入。该组信号特征810可以包含 n_1 个这样的特征,以使得每个特征的值为 $x_{1,1}, x_{2,1}, \dots, x_{n_1,1}$ 。在一些方面,睡眠阶段分类器可以包含任何数目的隐藏层820和830(例如,嵌套函数),该隐藏层820和830则不包含这样的隐藏层。这些隐藏层可以具有相应数目的中间值 $n_2, \dots, n_m$, 其可以是相同的或者与彼此以及与 n_1 不同。睡眠阶段分类器可以经由一组信号权重812和822将一个函数与另一个函数相关联(例如,一个层到另一个),以例如操控如

何将如 $x_{1,1}$ 的值关联到一组中间值 $x_{1,2}, \dots, x_{n2,2}$ 。可以通过具有如上所述的L2权重衰减的S形激活函数,以数字方式确定这些权重,并且这些权重还可以经受丢弃分数(未示出)。一旦已经拟合了所有中间层和函数,过程700可以采用softmax函数来确定最终的一组信号权重832并生成睡眠阶段概率 $p_{\phi}(X) = f(X)$ 850。

[0099] 图9描绘了与所公开的实施例一致的用于基于用户数据而更新学习库的示例性过程900的流程图。示例性过程900可以经由环境100的组件中的一个或多个组件上的硬件和/或软件指令来实现,所述组件诸如睡眠阶段装置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发生(例如,结合图3所述的概率睡眠阶段估计过程300)。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开始于接收一组睡眠阶段似然,诸如在与图3-8一致的过程中确定的睡眠阶段似然(步骤902)。每个睡眠阶段似然可以与特定潜在睡眠阶段(例如,REM、NREM等)相关联。在一些方面,过程900可以包含将每个睡眠阶段似然与用户分类阈值进行比较(步骤904)。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所述的阶段似然阈值(或多个阶段似然阈值)。

[0101] 如果睡眠阶段似然都没有超过用户分类阈值(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,结合图3-8所述的过程)(步骤908)。例如,过程900可以终止,并且所公开的实施例可以通过从一组传感器114测量一组信号,来初始过程300。

[0102] 如果一个或多个睡眠阶段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/或睡眠阶段分类器,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向学习库添加具有超过用户分类阈值的睡眠阶段似然的一组信号、信号特征、睡眠阶段(或多个睡眠阶段)等。过程900可以以这样的方式将该组信号或信号特征与超过用户分类阈值的所有睡眠阶段(或多个睡眠阶段)相关联,或者可选地,可以将这样的关联限制在与最可能的睡眠阶段相对应的睡眠阶段(例如,具有最高睡眠阶段似然)。在这些实施例中,过程900可以将具有超过用户分类阈值的概率的睡眠阶段视为已知的睡眠阶段,尽管该睡眠阶段不是由全谱PSG传感器测量的。通过将该组信号及其相关联的睡眠阶段包含到学习库,过程900因此可以将特定于用户116的信号轮廓、信号特征和度量合并到学习库中,以使得随着时间的推移,学习库适应于用户的特定身体机制、惯例和其他生理特质。此过程使得学习库能够变得对用户116唯一(unique)。

[0103] 在一些方面,过程900可以包含响应于对学习库的更新,来更新睡眠阶段分类器(步骤912)。例如,将新数据点引入学习库(例如,作为新的一组信号特征、已知睡眠阶段等)可以更改包括睡眠阶段分类器和/或其分量信号权重的函数的表达式。过程900可以使用前述实施例(例如,使用结合本文中的示例性实施例所述的过程,诸如图3-8的过程)重新计算信号权重、函数表达式或任何其他度量的全部。如此,过程900可以更新学习库,以应对特定于用户116的各组信号、各组信号特征和睡眠阶段,以用于随后的计算。随着时间的推移,学习库(以及从而睡眠阶段分类器)因此可以反映对用户唯一的测量和信号轮廓,从而改善所估计的睡眠阶段的精确性和有效性。一旦过程900更新了学习库并重新校准其对应参数(例

如,分类器、信号特征、信号权重等),过程900可以终止(步骤908)以使能与所公开的实施例一致的进一步处理。

[0104] 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。

[0105] 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。

[0106] 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。

[0107] 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

内。

[0108] 此外,除非另有说明,短语“基于”的使用是包容性的而不是排他性的。也就是说,一个变量基于另一个变量的表述旨在传达第一变量至少部分地基于第二变量。因此,短语“基于”旨在以开放的意义。

[0109] 类似地,除非另有说明,否则“集合/组”可以包含一个或多个成员对象。换言之,“对象的集合/一组对象”的表述旨在传达该集合/组包含一个或多个对象。

[0110] 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。

[0111] 以下陈述提供了本公开的一般表达:

[0112] A. 一种用于概率性地确定个体的睡眠阶段的方法,所述方法包括经由一个或多个处理器进行的以下操作:

[0113] 从由个体穿戴的一组传感器接收一组信号,该组信号包含光电容积脉搏 (PPG) 信号和加速度计信号;

[0114] 如果所接收到的PPG信号包括具有不等持续时间的段,将所述PPG信号划分为一组等时间的段;

[0115] 确定与每个段相关联的跳动间隔,所述跳动间隔反映连续心跳之间经过的时间;

[0116] 对该组跳动间隔进行采样以生成间隔信号;

[0117] 基于所述间隔信号和所述加速度计信号生成一组信号特征,该组信号特征包含所述间隔信号的频谱图;以及

[0118] 通过使用学习库中包含的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段,其中所述睡眠阶段分类器包括一组函数,该组函数定义基于该组信号特征、个体处于所述睡眠阶段的似然。

[0119] B.如陈述A所述的方法,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用所述等时间的段的频率进行采样。

[0120] C.如陈述A所述的方法,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用与所述等时间的段的频率不同的频率进行重采样。

[0121] D.如前述陈述中任一项所述的方法,其中该组函数包含信号权重,并且其中每个信号权重基于该组信号特征中的特征与已知睡眠阶段之间的相关性。

[0122] E.如陈述D所述的方法,进一步包括:

[0123] 以第一采样率对所述加速度计信号进行采样;

[0124] 在与所述加速度计信号相关联的每个通道上对采样的加速度计信号求微分;以及

[0125] 在加速度计时间窗内对微分后的加速度计信号的幅度取平均,以生成时间上平均的运动信号;

[0126] 其中该组信号特征进一步包括所述时间上平均的运动信号,使得所述睡眠阶段进一步基于所述时间上平均的运动信号。

[0127] F.如前述陈述中任一项所述的方法,其中该组信号特征进一步包括从以第二采样率采样的PPG信号导出的平均脉搏率、以及所述间隔信号的频谱图中的多个频带中的每个频带中的绝对能量的求和。

[0128] G.如前述陈述中任一项所述的方法,其中所述睡眠阶段是从一组潜在睡眠阶段中确定的,其中该组潜在睡眠阶段包括清醒阶段、非REM阶段和REM阶段,并且所述方法进一步包括基于该组信号特征和所述睡眠阶段分类器中的该组信号权重来确定所述潜在睡眠阶段中每个的睡眠阶段似然。

[0129] H.如陈述G所述的方法,其中确定所述睡眠阶段进一步包括:

[0130] 基于一组睡眠阶段似然之中的最高睡眠阶段似然,来识别最可能的睡眠阶段,该组睡眠阶段似然包含与潜在睡眠阶段相关联的每个睡眠阶段似然;以及

[0131] 确定所述最高睡眠阶段似然是否超过预设阶段似然阈值。

[0132] I.如前述陈述中任一项所述的方法,其中所述学习库包括来自多个个体的多个期段的数据,并且其中该组信号权重基于对该组特征中每个特征在所述多个个体中的每个个体的每个期段内进行归一化。

[0133] J.一种用于概率性地确定个体的睡眠阶段的系统,包括:

[0134] 存储指令的存储器;以及

[0135] 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:

[0136] 从由个体穿戴的一组传感器接收一组信号,该组信号包含光电容积脉搏(PPG)信号和加速度计信号;

[0137] 如果所接收到的PPG信号包括具有不等持续时间的段,将所述PPG信号划分为一组等时间的段;

- [0138] 确定与每个段相关联的跳动间隔,所述跳动间隔反映连续心跳之间经过的时间;
- [0139] 对该组跳动间隔进行采样以生成间隔信号;
- [0140] 基于所述间隔信号和所述加速度计信号生成一组信号特征,该组信号特征包含所述间隔信号的频谱图;以及
- [0141] 通过使用学习库中包含的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段,其中所述睡眠阶段分类器包括一组函数,该组函数定义基于该组信号特征、个体处于所述睡眠阶段的似然。
- [0142] K.如陈述J所述的系统,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用所述等时间的段的频率进行采样。
- [0143] L.如陈述J所述的系统,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用与所述等时间的段的频率不同的频率进行重采样。
- [0144] M.如前述陈述中任一项所述的系统,其中该组函数包含信号权重,并且其中每个信号权重基于该组信号特征中的特征与已知睡眠阶段之间的相关性。
- [0145] N.如陈述M所述的系统,其中所述操作进一步包括:
- [0146] 以第一采样率对所述加速度计信号进行采样;
- [0147] 在与所述加速度计信号相关联的每个通道上对采样的加速度计信号求微分;以及
- [0148] 在加速度计时间窗内对微分后的加速度计信号的幅度取平均,以生成时间上平均的运动信号;
- [0149] 其中该组信号特征进一步包括所述时间上平均的运动信号,使得所述睡眠阶段进一步基于所述时间上平均的运动信号。
- [0150] O.如前述陈述中任一项所述的系统,其中该组信号特征进一步包括从以第二采样率采样的PPG信号导出的平均脉搏率、以及所述间隔信号的频谱图中的多个频带中的每个频带中的绝对能量的求和。
- [0151] P.如前述陈述中任一项所述的系统,其中所述睡眠阶段是从一组潜在睡眠阶段中确定的,其中该组潜在睡眠阶段包括清醒阶段、非REM阶段和REM阶段,并且所述操作进一步包括基于该组信号特征和所述睡眠阶段分类器中的该组信号权重来确定所述潜在睡眠阶段中每个的睡眠阶段似然。
- [0152] Q.如陈述P所述的系统,其中确定所述睡眠阶段进一步包括:
- [0153] 基于一组睡眠阶段似然之中的最高睡眠阶段似然,来识别最可能的睡眠阶段,该组睡眠阶段似然包含与潜在睡眠阶段相关联的每个睡眠阶段似然;以及
- [0154] 确定所述最高睡眠阶段似然是否超过预设阶段似然阈值。
- [0155] R.如前述陈述中任一项所述的系统,其中所述学习库包括来自多个个体的多个期段的数据,并且其中该组信号权重基于对该组特征中每个特征在所述多个个体中的每个个体的每个期段内进行归一化。
- [0156] S.一种存储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概率性地确定个体的睡眠阶段的方法,所述方法包括:
- [0157] 从由个体穿戴的一组传感器接收一组信号,该组信号包含光电容积脉搏 (PPG) 信号和加速度计信号;

[0158] 如果所接收到的PPG信号包括具有不等持续时间的段,将所述PPG信号划分为一组等时间的段;

[0159] 确定与每个段相关联的跳动间隔,所述跳动间隔反映连续心跳之间经过的时间;

[0160] 对该组跳动间隔进行采样以生成间隔信号;

[0161] 基于所述间隔信号和所述加速度计信号生成一组信号特征,该组信号特征包含所述间隔信号的频谱图;以及

[0162] 通过使用学习库中包含的睡眠阶段分类器对该组信号特征进行操作来确定个体的睡眠阶段,其中所述睡眠阶段分类器包括一组函数,该组函数定义基于该组信号特征、个体处于所述睡眠阶段的似然。

[0163] T.如陈述S所述的计算机可读介质,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用所述等时间的段的频率进行采样。

[0164] U.如陈述S所述的计算机可读介质,其中对该组跳动间隔进行采样包括使用与所述等时间的段的频率不同的频率进行重采样。

[0165] V.如前述陈述中任一项所述的计算机可读介质,其中该组函数包含信号权重,每个信号权重基于该组信号特征中的特征与已知睡眠阶段之间的相关性,其中所述学习库包括来自多个个体的多个期段的数据,其中该组信号权重基于对该组特征中每个特征在所述多个个体中的每个个体的每个期段内进行归一化,并且其中对所述间隔信号的频谱图进行归一化是基于所述频谱图的中值而不是均值。

[0166] W.如陈述V所述的计算机可读介质,其中所述方法进一步包括:

[0167] 以第一采样率对所述加速度计信号进行采样;

[0168] 在与所述加速度计信号相关联的每个通道上对采样的加速度计信号求微分;以及

[0169] 在加速度计时间窗内对微分后的加速度计信号的幅度取平均,以生成时间上平均的运动信号;

[0170] 其中该组信号特征进一步包括所述时间上平均的运动信号,使得所述睡眠阶段进一步基于所述时间上平均的运动信号。

[0171] X.如前述陈述中任一项所述的计算机可读介质,其中该组信号特征进一步包括从以第二采样率采样的PPG信号导出的平均脉搏率、以及所述间隔信号的频谱图中的多个频带中的每个频带中的绝对能量的求和。

[0172] Y.如前述陈述中任一项所述的计算机可读介质,其中所述睡眠阶段是从一组潜在睡眠阶段中确定的,其中该组潜在睡眠阶段包括清醒阶段、非REM阶段和REM阶段,并且其中所述方法进一步包括基于该组信号特征和所述睡眠阶段分类器中的该组信号权重来确定所述潜在睡眠阶段中每个的睡眠阶段似然。

[0173] Z.如陈述Y所述的计算机可读介质,其中确定所述睡眠阶段进一步包括:

[0174] 基于一组睡眠阶段似然之中的最高睡眠阶段似然,来识别最可能的睡眠阶段,该组睡眠阶段似然包含与潜在睡眠阶段相关联的每个睡眠阶段似然;以及

[0175] 确定所述最高睡眠阶段似然是否超过预设阶段似然阈值。

[0176] 上述陈述中的任一项可以与其他上述陈述中的任何一项或多项陈述合并,除非这样的组合明显不允许或明确避免。

[0177] 在上述陈述的任一项中,可以省略确定个体的睡眠阶段的步骤。例如,在上述陈述

的任一项中,可以包含将一组信号特征与从学习库导出的睡眠阶段分类器进行比较的步骤,而不必包含基于该比较来确定个体的睡眠阶段的步骤。例如,在上述陈述的任一项中,确定个体的睡眠阶段的步骤可以被替换为确定一组潜在睡眠阶段中的每个睡眠阶段的睡眠阶段似然的步骤,该确定一组潜在睡眠阶段中的每个睡眠阶段的睡眠阶段似然的步骤基于睡眠阶段分类器中的一组信号特征和一组信号权重,而不必包含从确定的睡眠阶段似然来确定个体的睡眠阶段的步骤。可以对其余的陈述作出相应的修改。

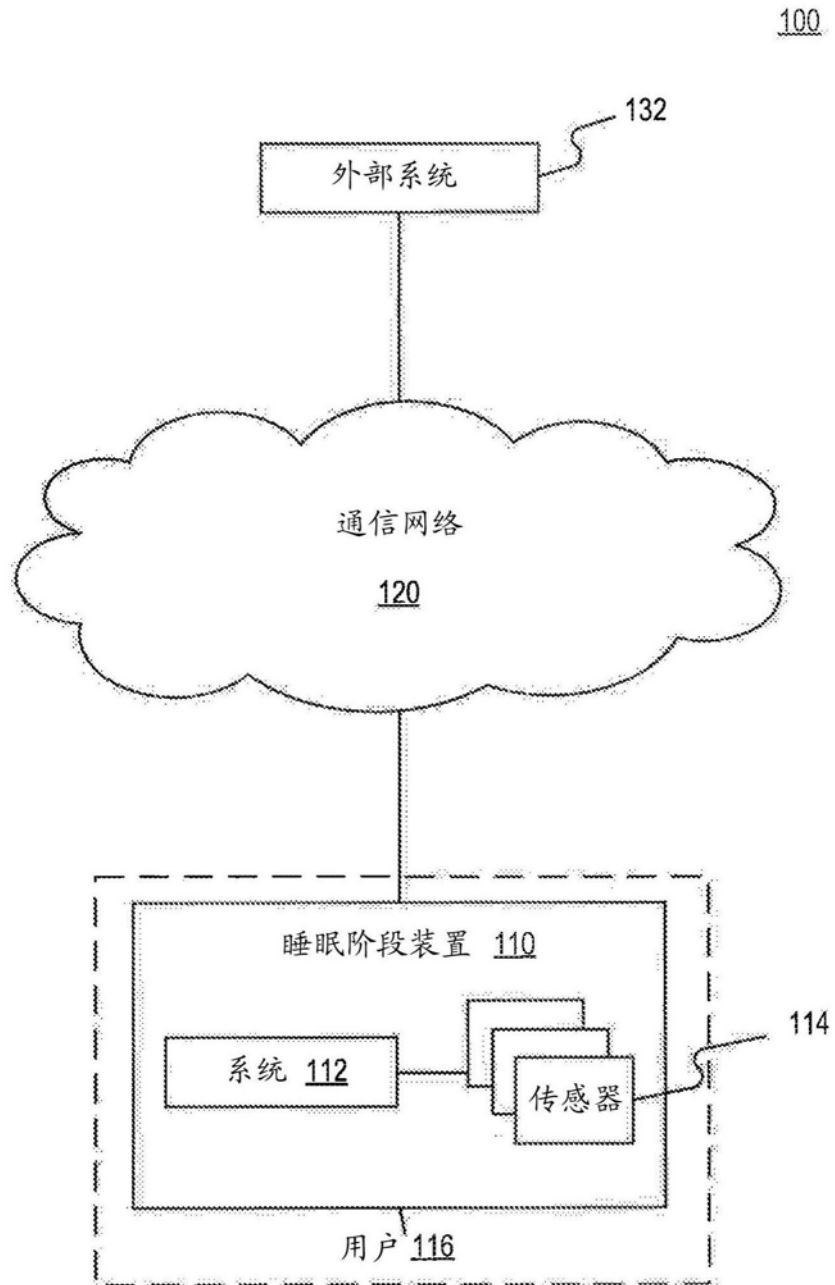


图1

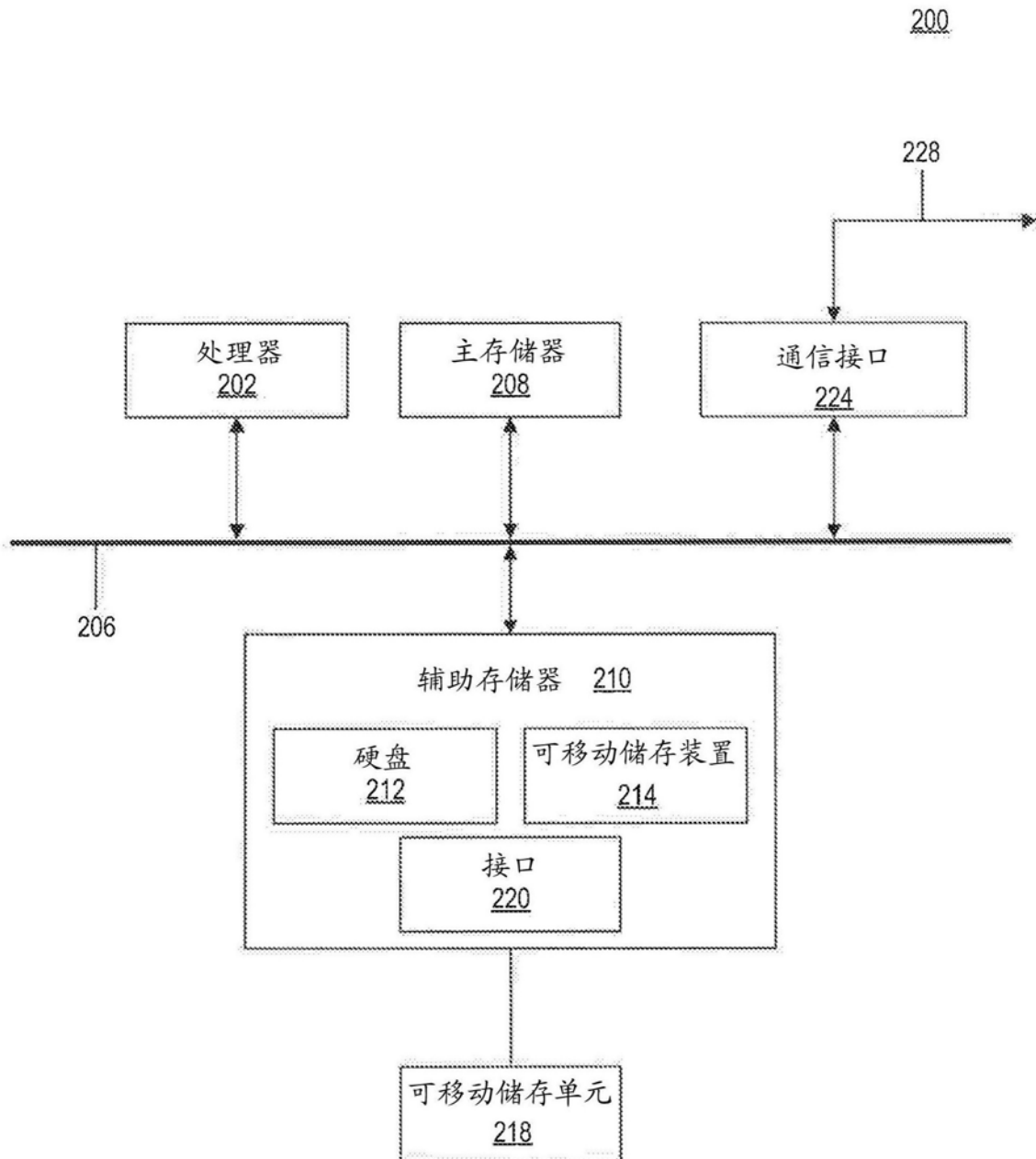


图2

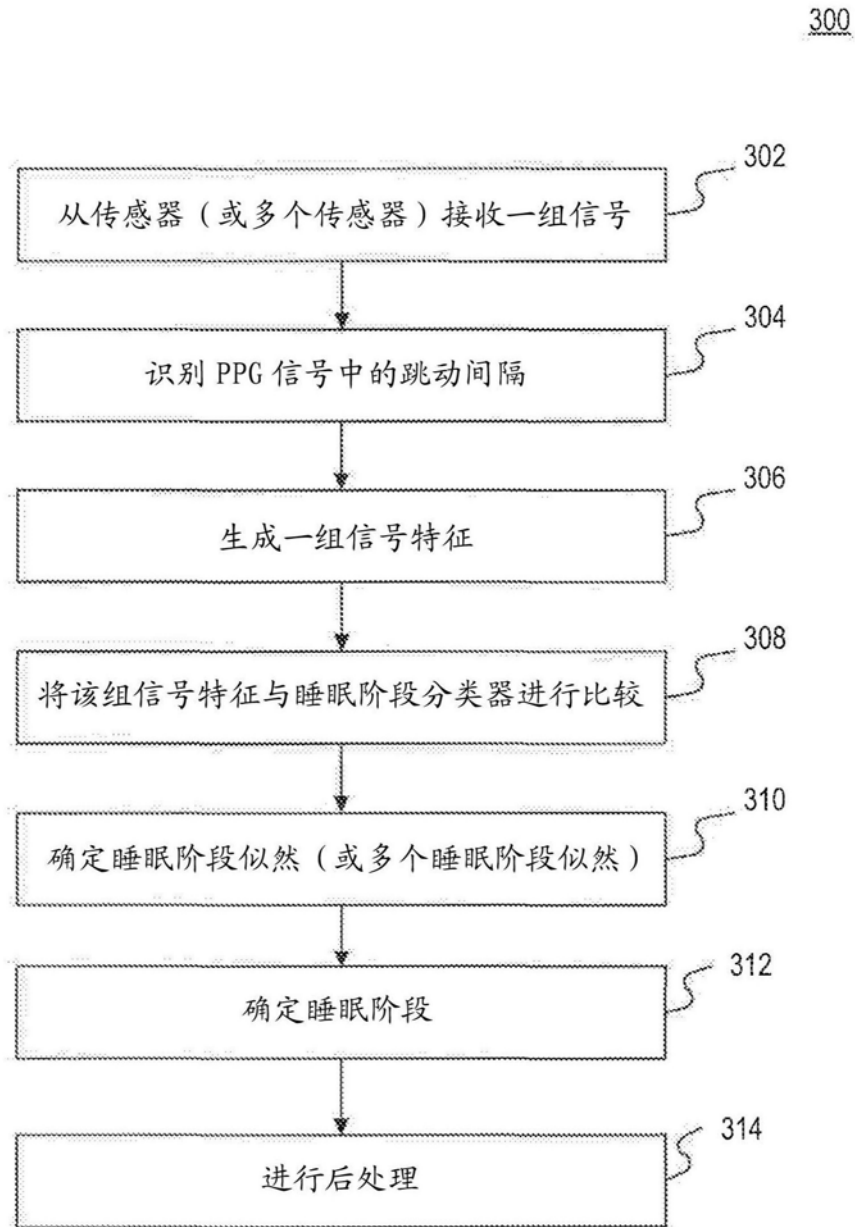


图3

400

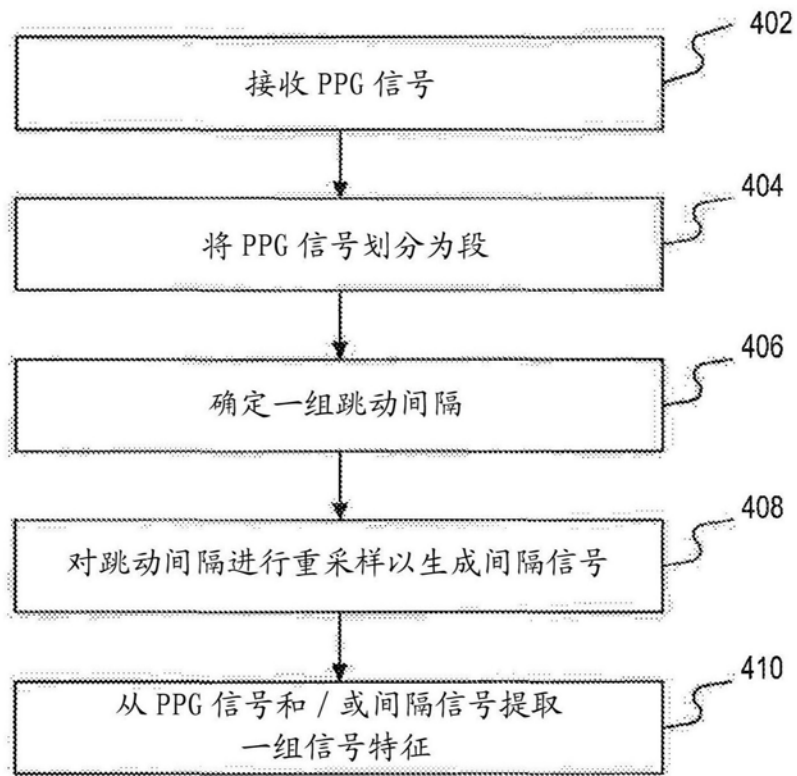


图4

500

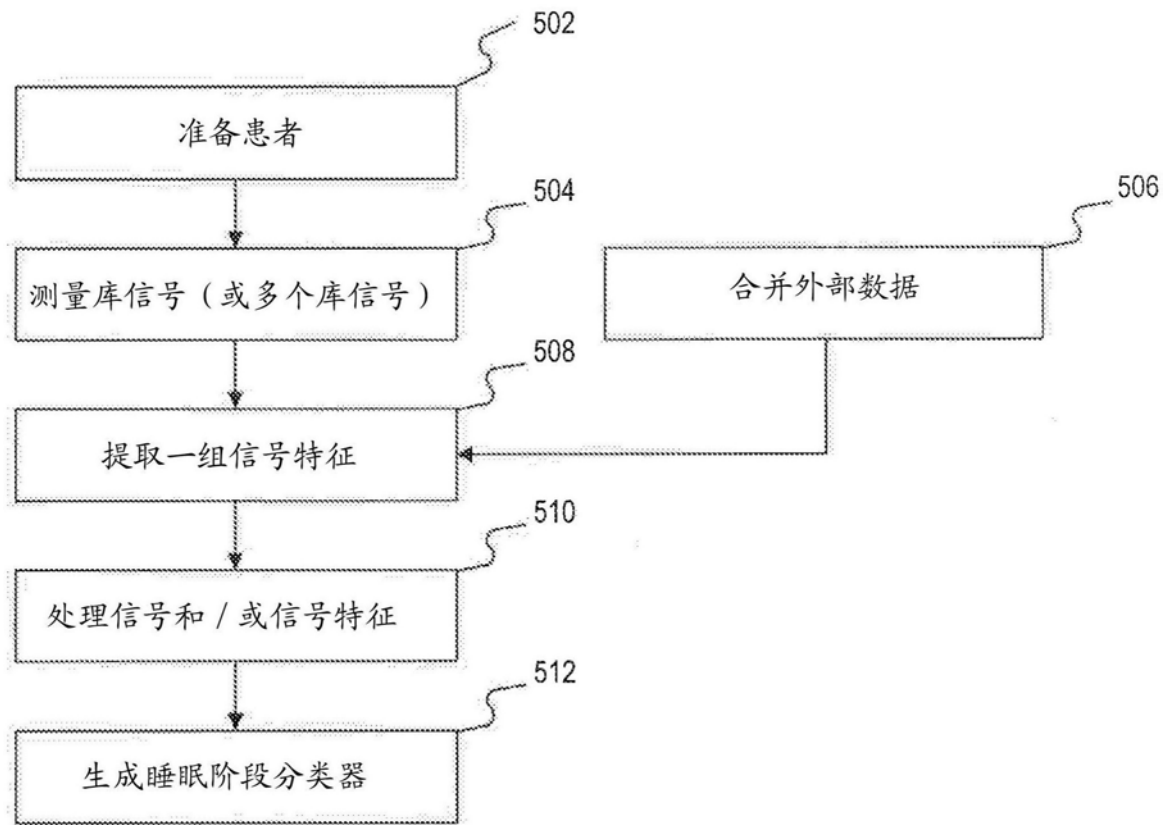


图5

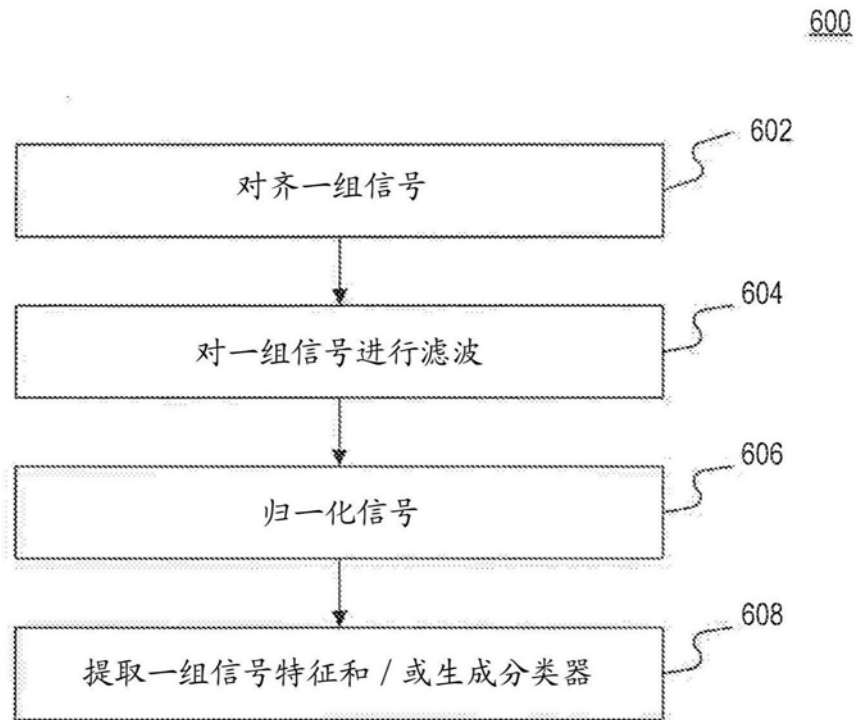


图6

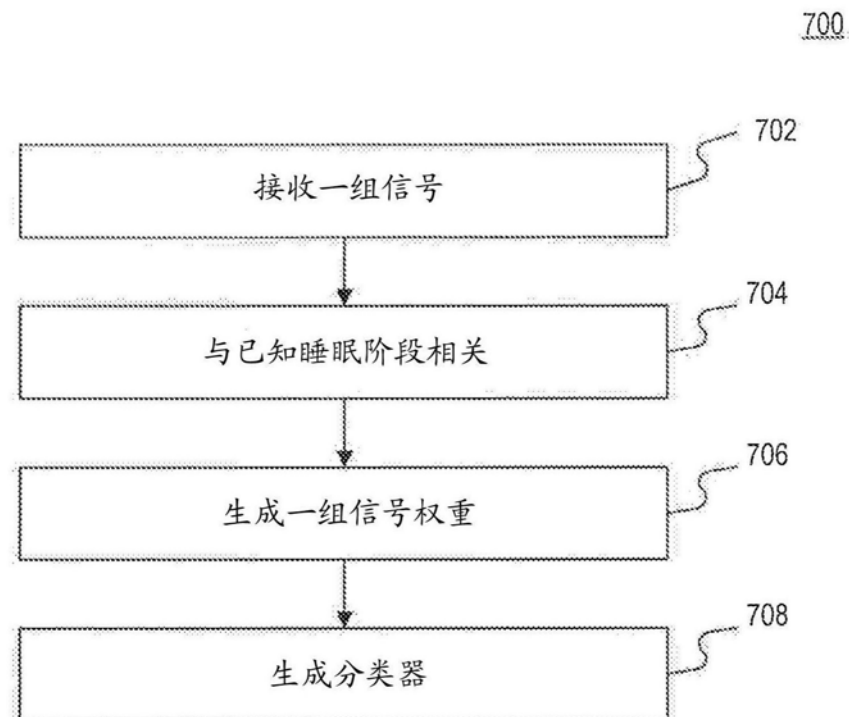


图7

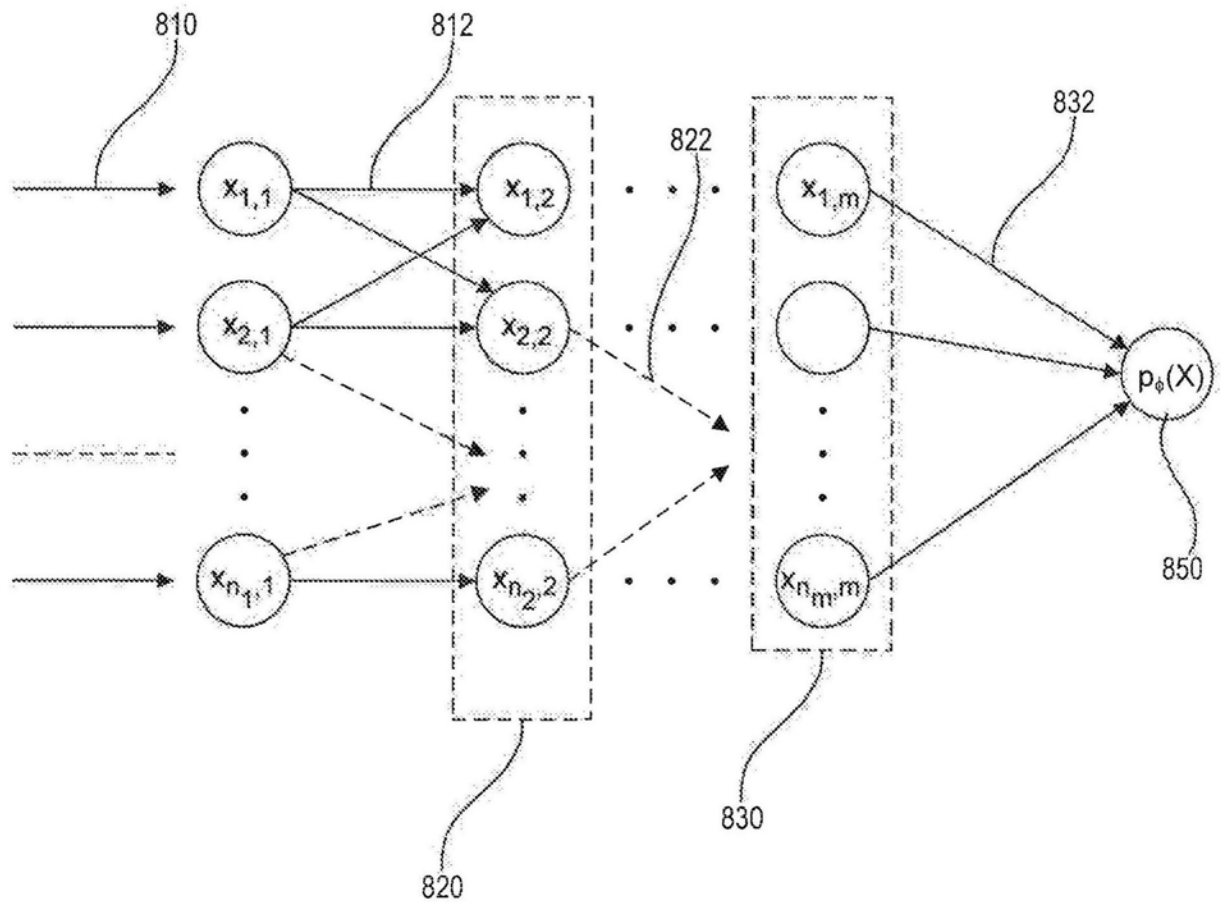


图8

900

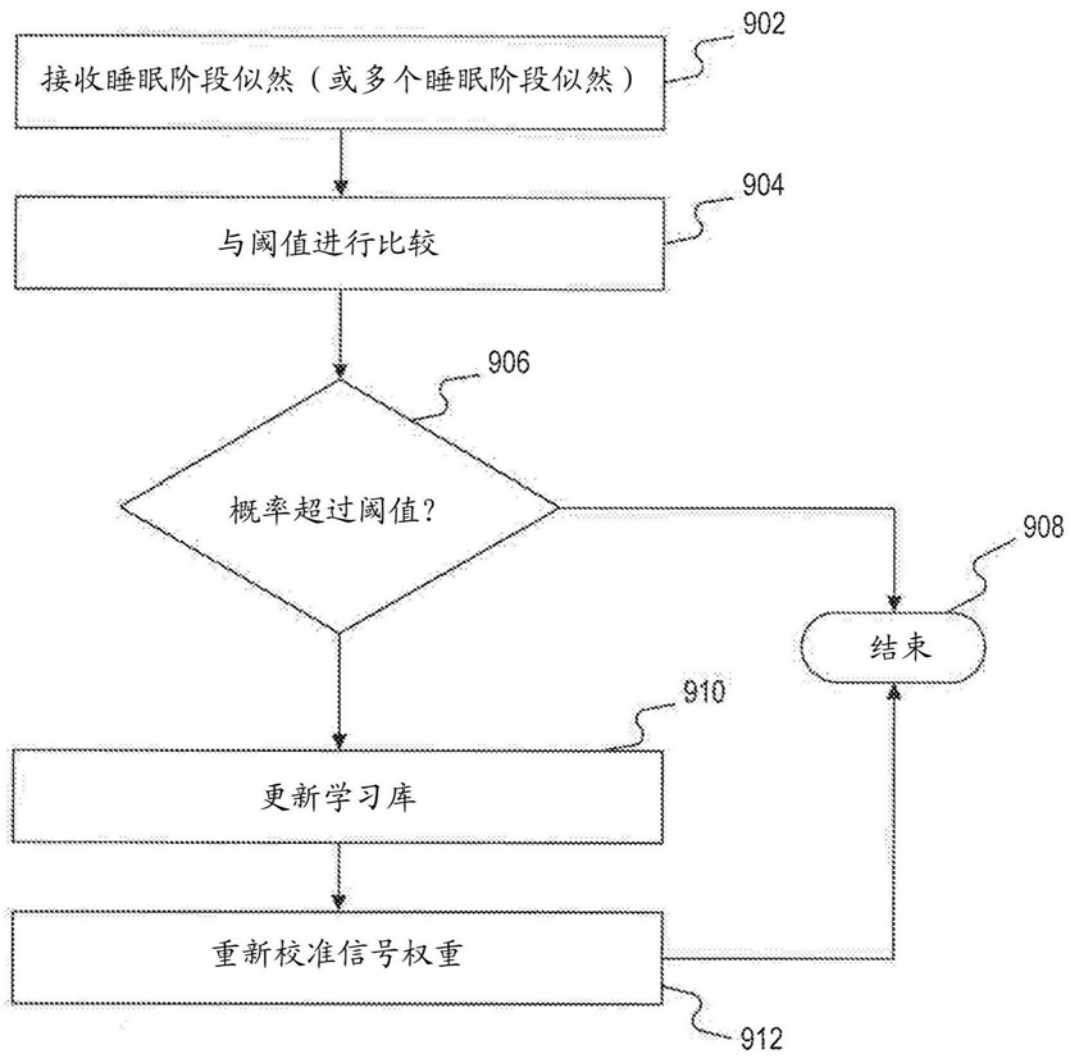


图9

专利名称(译)	使用心率的频谱分析和运动来检测快速眼动睡眠时段的机器学习模型		
公开(公告)号	CN108778102A	公开(公告)日	2018-11-09
申请号	CN201780018753.7	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	A 休布		
发明人	D.B.希莫尔 A.休布		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/04012 A61B5/4812 A61B5/7253 A61B5/7264 A61B5/7267 A61B2562/0219 G16H50/20 G16H50/70 A61B5/0002 A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/11 A61B5/4809 A61B5/7246 A61B5/7275		
代理人(译)	邵亚丽		
优先权	62/289796 2016-02-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于基于脉搏率的频谱分析和运动数据而概率性地估计个体的睡眠阶段的系统和方法。实施例包含从个体穿戴的传感器接收信号，所述信号包含光电容积脉搏(PPG)信号和加速度计信号。实施例可以将PPG信号划分成段并确定与每个段相关联的跳动间隔。实施例可以对该组跳动间隔重采样以生成间隔信号。实施例可以基于间隔信号和加速度计信号而生成信号特征，该信号特征包含该间隔信号的频谱图。实施例可以通过将信号特征与包含在学习库中的睡眠阶段分类器进行比较来确定个体的睡眠阶段，其中睡眠阶段分类器包括一个或多个函数，该一个或多个函数定义了基于信号特征、个体处于睡眠阶段的似然。

$$p_{\phi}(X) = \sum_i \theta_i x_i$$