



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106999055 B

(45) 授权公告日 2021.04.27

(21) 申请号 201580067101.3

(22) 申请日 2015.12.04

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106999055 A

(43) 申请公布日 2017.08.01

(30) 优先权数据
62/090,534 2014.12.11 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.06.09

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2015/059341 2015.12.04

(87) PCT国际申请的公布数据
W02016/092433 EN 2016.06.16

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 龙曦 R·哈克玛 P·M·丰塞卡
R·M·阿尔特斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int.Cl.
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)
A61B 5/113 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102499637 A, 2012.06.20
WO 2012018157 A1, 2012.02.09
CN 102973273 A, 2013.03.20
WO 2010138845 A1, 2010.12.02
WO 2004018772 A1, 2004.03.04
CN 102227770 A, 2011.10.26
CN 102611450 A, 2012.07.25
CN 103890838 A, 2014.06.25
CN 103687540 A, 2014.03.26
WO 2009022454 A1, 2009.02.19

审查员 薛艳华

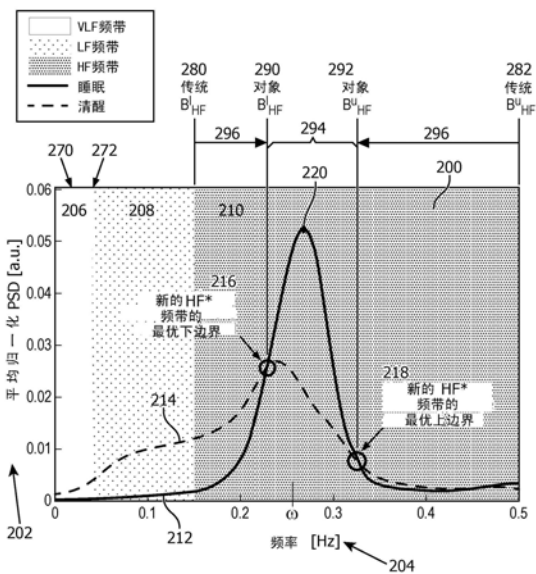
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

用于确定针对睡眠阶段分类的谱边界的系统和方法

(57) 摘要

本公开涉及一种被配置为确定针对对象中的睡眠阶段分类的谱边界(216、218)的系统(10)。谱边界可以被定制并用于个体对象中的睡眠阶段分类。由所述系统确定的针对所述对象定制的谱边界可以有助于相对于基于不对所述对象特有的静态的、固定的谱边界而进行的分类以更高的准确度来进行睡眠阶段分类。在一些实现方式中,所述系统包括传感器(16)、处理器(20)、电子存储设备(22)、用户接口(24)、和/或其他部件中的一个或多个。



1. 一种被配置为确定针对对象 (12) 中的睡眠阶段分类的谱边界的系统 (10), 所述系统包括:

一个或多个传感器 (16), 其被配置为生成输出信号, 所述输出信号传达与针对所述对象的睡眠段的呼吸波幅度度量有关的信息; 以及

一个或多个物理计算机处理器 (20), 其由计算机可读指令配置为:

将由个体时间段中的所述输出信号传达的信息变换到频率域中;

确定所述个体时间段内的呼吸波幅度度量峰的个体频率;

通过聚合所述个体时间段内的所述呼吸波幅度度量峰的所述个体频率来确定所述呼吸波幅度度量峰的聚合频率;

基于所述聚合频率来确定针对所述对象的睡眠阶段分类的所述谱边界; 并且

使用所确定的谱边界, 根据所述呼吸波幅度度量峰的所述聚合频率, 确定在随后的睡眠段中在个体时间段期间的所述对象的睡眠阶段。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述一个或多个传感器以及所述一个或多个物理计算机处理器被配置为使得所述呼吸波幅度度量是功率谱密度。

3. 根据权利要求2所述的系统, 其中, 所述一个或多个物理计算机处理器被配置为使得确定所述呼吸波幅度度量峰的所述聚合频率包括对来自所述个体时间段的功率谱密度峰的频率进行平均。

4. 根据权利要求3所述的系统, 其中, 所述一个或多个物理计算机处理器被配置为使得来自在所述睡眠段期间的个体三十秒时间段的所述功率谱密度峰的平均频率是所述对象的平均呼吸频率。

5. 如权利要求4所述的系统, 其中, 所述一个或多个物理计算机处理器被配置为使得所述谱边界是使用线性回归基于所述平均呼吸频率来确定的。

6. 一种利用确定系统 (10) 来确定针对对象 (12) 中的睡眠阶段分类的谱边界的方法, 所述确定系统包括一个或多个传感器 (16) 以及一个或多个物理计算机处理器 (20), 所述方法包括:

利用所述一个或多个传感器生成输出信号, 所述输出信号传达与针对所述对象的睡眠段的呼吸波幅度度量有关的信息;

利用所述一个或多个物理计算机处理器将由个体时间段中的所述输出信号传达的所述信息变换到频率域中;

利用所述一个或多个物理计算机处理器确定所述个体时间段内呼吸波幅度度量峰的个体频率;

利用所述一个或多个物理计算机处理器, 通过聚合所述个体时间段内的所述呼吸波幅度度量峰的所述个体频率来确定所述呼吸波幅度度量峰的聚合频率;

利用所述一个或多个物理计算机处理器, 基于所述聚合频率来确定针对所述对象的睡眠阶段分类的所述谱边界; 并且

利用所述一个或多个物理计算机处理器, 使用所确定的谱边界, 根据所述呼吸波幅度度量峰的所述聚合频率, 确定在随后的睡眠段中在个体时间段期间的所述对象的睡眠阶段。

7. 根据权利要求6所述的方法, 其中, 所述呼吸波幅度度量是功率谱密度。

8. 根据权利要求7所述的方法, 其中, 确定所述呼吸波幅度度量峰的所述聚合频率包括对来自所述个体时间段的功率谱密度峰的频率进行平均。

9. 根据权利要求8所述的方法, 其中, 来自在所述睡眠段期间的个体三十秒时间段的所述功率谱密度峰的平均频率是所述对象的平均呼吸频率。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 使用线性回归, 基于所述平均呼吸频率来确定所述谱边界。

用于确定针对睡眠阶段分类的谱边界的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及用于确定针对睡眠阶段分类的谱边界的系统和方法。

背景技术

[0002] 基于监测就寝期间的睡眠和清醒阶段的睡眠质量的评估是已知的。已知用于分析睡眠结构和特定睡眠相关问题的发生的具有手动评分睡眠图(由睡眠技术人员完成)的夜间多导睡眠监测(PSG)记录。分析是基于没有针对特定对象个体地调节的固定的谱边界来执行的。

发明内容

[0003] 因此,本公开的一个或多个方面涉及一种被配置为确定针对对象中的睡眠阶段分类的谱边界的系统。所述系统包括一个或多个传感器、一个或多个物理计算机处理器、和/或其他部件。所述一个或多个传感器被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与针对所述对象的睡眠段的呼吸波幅度度量有关的信息。所述一个或多个物理计算机处理器由计算机可读指令配置为:将由个体时间段中的所述输出信号传达的所述信息变换到频率域中;确定所述个体时间段内的呼吸波幅度度量峰的个体频率;通过聚合所述个体时间段内的所述呼吸波幅度度量峰值的个体频率来确定所述呼吸波幅度度量峰的聚合频率;基于所述聚合频率来确定针对所述对象的睡眠阶段分类的所述谱边界;并且使用所确定的谱边界,根据呼吸波幅度度量峰的所述聚合频率,确定在随后的睡眠段中的在个体时间段期间的所述对象的睡眠阶段。

[0004] 本公开的另一方面涉及一种利用确定系统来确定针对对象中的睡眠阶段分类的谱边界的方法。所述确定系统包括一个或多个传感器、一个或多个物理计算机处理器、和/或其他部件。所述方法包括:利用所述一个或多个传感器生成输出信号,所述输出信号传达与针对所述对象的睡眠段的呼吸波幅度度量有关的信息;利用所述一个或多个物理计算机处理器将由个体时间段中的所述输出信号传达的所述信息变换到频率域中;利用所述一个或多个物理计算机处理器确定所述个体时间段内呼吸波幅度度量峰的个体频率;利用所述一个或多个物理计算机处理器,通过聚合所述个体时间段内的所述呼吸波幅度度量峰的所述个体频率来确定所述呼吸波幅度度量峰的聚合频率;利用所述一个或多个物理计算机处理器,基于所述聚合频率来确定针对所述对象的睡眠阶段分类的所述谱边界;并且利用所述一个或多个物理计算机处理器,使用所确定的谱边界,根据呼吸波幅度度量峰的所述聚合频率,确定在随后的睡眠段中在个体时间段期间的所述对象的睡眠阶段。

[0005] 本公开的再另一方面涉及一种被配置为确定针对对象中的睡眠阶段分类的谱边界的系统。所述系统包括:用于生成传达与针对所述对象的睡眠段的呼吸波幅度度量有关的信息的输出信号的单元;用于将由个体时间段中的所述输出信号传达的所述信息变换到频率域中的单元;用于确定个体时间段内的呼吸波幅度度量峰的个体频率的单元;用于通过聚合所述个体时间段内的所述呼吸波幅度度量峰的所述个体频率来确定所述呼吸波幅度度

量峰的聚合频率的单元;用于基于所述聚合频率来确定针对所述对象的睡眠阶段分类的所述谱边界的单元;以及用于使用所确定的谱边界根据呼吸波幅度度量峰的所述聚合频率来确定在随后的睡眠段中在个体时间段期间的所述对象的睡眠阶段的单元。

[0006] 参考附图,考虑以下说明和所附权利要求,本公开的这些和其他目标、特征、和特性,以及操作的方法和结构的相关元件的功能,以及各部分的组合和制造的经济性将变得更加显而易见,所有附图均构成本说明的部分,其中,相似的附图标记指示各附图中对应的部分。然而,要明确理解,附图仅出于图示和说明的目的并且不旨在作为对本公开的限度的限制。

附图说明

[0007] 图1图示了被配置为确定针对对象中的睡眠阶段分类的谱边界的系统。

[0008] 图2图示了作为频率的函数的平均归一化功率谱密度的曲线图。

[0009] 图3图示了使用线性回归模型针对个体对象确定的高频带的谱边界的范例。

[0010] 图4图示了用于利用确定系统来确定针对对象中的睡眠阶段分类的谱边界的方法。

具体实施方式

[0011] 本文中使用的单数形式的“一”、“一个”以及“该”包括多个指代物,除非上下文中明确地另行规定。本文中所用的两个或多个零件或部件被“耦合”的表述将意味着所述零件直接或间接地(即,通过一个或多个中间零件或部件,只要发生连接)被结合到一起或一起工作。本文中所用的“直接耦合”意指两个元件彼此直接接触。本文中所用的“固定耦合”或“固定”意指两个部件被耦合以作为一体移动,同时维持相对于彼此的固定取向。

[0012] 本文中使用的词语“一体的”意指部件被创建为单件或单个单元。亦即,包括单独创建并然后被耦合到一起成为单元的多件的部件不是“一体的”部件或体。本文中采用的两个或多个零件或部件相互“接合”的表述将意味着所述零件直接地或通过一个或多个中间零件或部件而相互施加力。本文中采用的术语“数目”将意味着一或大于一的整数(即,多个)。

[0013] 本文中使用的方向短语,例如但不限于,顶部、底部、左、右、上、下、前、后以及它们的派生词涉及附图中所示的元件的取向,并且不对权利要求构成限制,除非在权利要求中明确记载。

[0014] 图1图示了被配置为确定针对对象12中的睡眠阶段分类的谱边界的系统10。谱边界和/或与对象12中的呼吸活动有关的其他信息可以用于睡眠阶段分类。这是因为呼吸活动与自主神经活动(ANA)和呼吸控制有关,其在睡眠和清醒期间是不同的。用于睡眠阶段分类的与呼吸活动有关的信息可以基于例如对象12的呼吸努力的谱分析(例如,使用谱边界)来确定。谱分析可以包括确定和/或以其他方式分析来自对象12的呼吸信号的(由所确定的谱边界所界定的)不同频带(包括非常低频(VLF)频带、低频(LF)频带和高频(HF)频带)内的谱功率,和/或其他分析。由系统10确定的针对对象12定制的谱边界可以有助于相对于基于不对对象12特有的静态的、固定的谱边界而进行的分类以更高的准确度来进行睡眠阶段分类。在一些实现方式中,系统10包括传感器16、处理器20、电子存储设备22、用户接口24、和/

或其他部件中的一个或多个。

[0015] 传感器16被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与对象12中的呼吸活动、对象12中的心脏活动、对象12的移动有关的信息和/或其他信息。对象12的呼吸活动、心脏活动、和/或移动可对应于对象12的呼吸努力和/或对象12的其他特征。对象12的呼吸活动、心脏活动、和/或移动可对应于对象12的睡眠阶段和/或对象12的其他特征。对象12的睡眠阶段可以与快速眼动(REM)睡眠、非快速眼动(NREM)睡眠、和/或其他睡眠相关联。传感器16可以包括直接和/或间接测量这些参数的一个或多个传感器。例如,一个或多个传感器16可以基于以下来生成输出:对象12的心率(例如,传感器16可以是定位于对象12的胸部上的心率传感器和/或被配置为在对象12的手腕上和/或位于对象12的另一个肢体上的手环),对象12的移动(例如,传感器16可以包括具有加速度计的围绕对象12的手腕和/或脚踝的手环,使得可以使用体动记录信号来分析睡眠),对象12的呼吸和/或对象12的其他特征。在一些实施例中,可以直接测量呼吸信号,例如利用胸带和/或鼻套管,和/或可以从诸如光电体积描记术(PPG)信号和/或心率的其他信号导出,所述其他信号可以容易地例如利用腕戴式传感器设备来测量。尽管传感器16被示出在对象12附近的单个位置处,但这并不旨在限制。传感器16可以包括设置在多个位置中的传感器,诸如,例如在用户接口24内(或与其通信)、与对象12的服装耦合(或以可移除的方式)、由对象12穿戴(例如,作为头带,腕带等),被定位为在对象12睡觉时指向对象12(例如,传达与对象12的移动有关的输出信号的相机)、和/或在其他位置。

[0016] 在一些实施例中,传感器16被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与来自对象12的心脏、呼吸、移动、和/或其他(例如,呼吸努力)信号的幅度和/或功率有关的信息。输出信号可随着心脏、呼吸和/或移动信号波幅度和/或功率而随时间波动。在一些实施例中,传感器16被配置为生成输出信号,所述输出信号传达与对象12的睡眠段中的特定心脏、呼吸、和/或移动波振幅度量有关的信息。例如,该特定心脏、呼吸和/或、移动波幅度度量可以是和/或可以包括来自对象12的心脏、呼吸、运动、和/或其他(例如呼吸努力)信号的功率谱密度和/或其他度量。

[0017] 处理器20被配置为提供系统10中的信息处理能力。这样,处理器20可以包括一个或多个数字处理器、逻辑处理器、被设计为处理信息的数字电路、被设计为处理信息的逻辑电路、状态机、和/或用于电子地处理信息的其他机构。虽然处理器20在图1中被示为单个实体,但是这仅出于说明目的。在一些实施例中,处理器20可包括多个处理单元。这些处理单元可在物理上定位于同一设备内,或者处理器20可表示联合操作的多个设备的处理功能。

[0018] 如图1中所示,处理器20被配置为执行一个或多个计算机程序部件。所述一个或多个计算机程序部件可以包括呼吸活动部件30、频率部件32、谱边界部件34、睡眠阶段部件36、和/或其他部件中的一个或多个。处理器20可以被配置为通过软件;硬件;固件;软件、硬件和/或固件的某种组合;和/或用于配置处理器20上处理能力的其它机构来执行部件30、32、34和/或36。

[0019] 应当理解,尽管部件30、32、34和/或36在图1中被图示为共同定位于单个处理单元中,但是在处理器20包括多个处理单元的实施例中,部件30、32、34和/或36中的一个或多个可以被定位为远离其他部件。以下描述的不由同部件30、32、34和/或36提供的功能仅用于说明的目的,并不旨在作为限制,因为部件30、32、34和/或36中的任一个可以提供比所描述

的更多或更少的功能。例如,可以去除部件30、32、34和/或36中的一个或多个,并且其功能的一些或全部可以由其他部件30、32、34和/或36提供。作为另一示例,处理器20可以被配置为执行一个或多个额外的部件,其可以执行以下归属于部件30、32、34和/或36中的一个的功能的一些或全部。

[0020] 在一些实施例中,呼吸活动部件30被配置为便于低通滤波(例如,具有大约0.7Hz的截止频率的10阶巴特沃斯滤波器),并且然后对来自传感器16的输出信号(例如,呼吸努力信号)进行归一化(例如,通过减去在整个睡眠段中的估计的波峰-波谷幅度中值来去除信号基线)。然后,呼吸活动部件30被配置为将由经滤波和/或归一化的输出信号传达的信息变换到频率域中。呼吸活动部件30被配置为将输出信号分离成对应于信息的个体时间段的信号段。个体时间段的长度可以由呼吸活动部件30确定,可以在制造时确定,和/或可以通过其它方法来确定。在一些实施例中,个体时间段可以是约30秒长。在一些实施例中,呼吸活动部件30被配置为将输出信号(或其某些导出)按时段变换到频率域时段中,以创建经变换的信号段。在一些实施例中,创建经变换的信号段可以包括在对应于个体时间段的输出信号(或其导出)的段上执行傅里叶变换、快速傅里叶变换、或一些其他变换。

[0021] 在一些实施例中,呼吸活动部件30被配置为基于经变换的信号段来确定一个或多个呼吸(努力)波幅度度量。呼吸(例如,努力、和/或心脏和/或移动)波幅度可以指示呼吸波功率。在一些实施例中,呼吸活动部件30被配置为确定呼吸波幅度度量,例如功率谱密度和/或其他度量。功率谱密度描述了呼吸波信号的强度在频率域中如何分布。功率谱密度描述了由频率按每单位频率对波贡献的功率。功率谱密度描述了波的特性作为频率函数的变化率。例如,在给定频带上的功率谱密度的积分给出了该频带上的信号的平均功率。在一些实施例中,呼吸活动部件30被配置为确定呼吸波幅度度量,例如功率谱密度、平均功率谱密度、平均归一化功率谱密度、和/或其他度量。可以针对与个体经变换的信号段相对应的个体时间段(例如,在每个段的基础上)进行这种确定。

[0022] 在一些实施例中,在个体经变换(呼吸努力)信号段内,在VLF,LF和HF频带内的谱功率的对数、以及LF和HF频带谱功率的比率、和/或其他信息可以由呼吸活动部件30来确定。可以通过将个体频带的功率谱密度除以LF和HF频带中的总谱功率来对个体频带的功率谱密度进行归一化。在一些实施例中,呼吸活动部件30被配置为将30秒功率谱密度时段变换到频率域中,对30秒功率谱密度时段进行归一化,对经归一化的30秒功率谱密度时段进行平均,和/或以其他方法分析所述输出信号。

[0023] 通过非限制性范例的方式,图2图示了针对个体30秒(例如)时段(例如,个体经变换的信号段)的作为频率204(例如,在频率域中)的函数的平均归一化功率谱密度202的曲线图200。图2示出了传统固定边界位置处的VLF频带206、LF频带208和HF频带210(例如,VLF通常被认为是0.01-0.05Hz,LF通常被认为是0.05-0.15Hz,并且HF通常被认为是0.15-0.5Hz)。图2示出睡眠时段212和清醒时段214的归一化功率谱密度。如下所述,针对对象12确定的谱边界对应于位置216、218,其中清醒时段214和睡眠时段212的平均归一化功率谱密度彼此交叉。针对对象12确定的对应于位置216和218的频率与HF频带的传统固定边界频率不同(因此基于对应于位置216和218的谱边界而不是传统的HF频段的固定边界频率来确定睡眠阶段,将产生针对对象12更准确的睡眠阶段确定)。

[0024] 频率部件32(图1)被配置为确定(例如,在个体经变换的信号段内的)个体时间段

内的呼吸(努力)波幅度度量峰(例如,平均归一化功率谱密度峰)的个体频率。例如,在图2中,频率部件32被配置为确定针对在图2中示出的经变换的信号段的30秒(例如)时段的峰220的频率(例如,约0.26Hz)。频率分量32被配置为通过聚合个体时间段内的呼吸波幅度度量峰(例如,峰220)的个体频率来确定呼吸波幅度度量峰的聚合频率(例如,多个相似的时段/经变换的信号段到图2所示的那个)。如本文所使用的,聚合峰频率是指通过考虑和/或组合多个经变换的信号段的呼吸波幅度度量的峰频率值的针对确定的频率的值。例如,聚合峰频率可以通过以下中的一项或多项来确定:对多个经变换信号元素的峰频率取平均,对多个经变换的信号元素的一个或多个特性求和,图形地叠加多个经变换的信号元素,以及视觉地和/或图形地确定峰频率,和/或其他方法。在一些实施例,确定呼吸波幅度度量峰的聚合频率包括对来自个体时间段的平均归一化功率谱密度峰的频率(例如,图2中的峰220)进行平均。在一些实施例,来自在所述睡眠段期间的个体三十秒时间段的功率谱密度峰的平均频率是针对睡眠段的对象12的平均呼吸频率 ω 。在一些实施例,频率部件32(图1)被配置为仅在传统的LF和HF频带(例如0.01-0.5Hz)内确定功率谱密度峰(例如,峰220),因为健康人的呼吸频率通常在这个范围内。

[0025] 谱边界部件34(图1)被配置为确定对象12中的谱边界(例如,其对应于图2中的位置216和218的频率)。谱边界可以对应于对象12中的不同水平的警觉性(例如,不同的睡眠阶段)。例如,谱边界可以限定、描述睡眠阶段和/或与睡眠阶段相关,例如轻REM睡眠,深度NREM睡眠和/或其他睡眠阶段。

[0026] 基于由频率分量32确定的聚合频率(ω)和/或其他信息来确定谱边界(B)。在一些实施例,谱边界部件34(图1)被配置为确定对象12(图1)的HF频带的上(B_{HF}^u)谱边界290和下(B_{HF}^l)谱边界292(例如,对应于图2中的位置218和216的频率)。HF频带的下谱边界290可以与LF频带的上谱边界(B_{LF}^u)相同。谱边界部件34被配置为使得VLF频带的上边界和下边界270、272保持固定在0.01-0.05Hz(这意味着LF频带的下边界, B_{LF}^l 也是0.05Hz)。在一些实施例中,基于使用线性回归和根据以下公式的回归系数基于对象12的聚合(呼吸)频率 ω ,确定针对对象12的HF频带的上谱边界(B_{HF}^u)和下谱边界(B_{HF}^l):

[0027] $B = a\omega + b$

[0028] 其中,B是针对对象12的个体边界(例如, $B = B_{HF}^u$ 或 $B = B_{HF}^l$), ω 是由频率部件32确定的聚合(平均呼吸)频率,并且a和b是回归系数(例如,斜率和截距)。回归系数a和b可以包括在确定 B_{HF}^u 时使用的上回归系数 a^u 和 b^u 以及在确定 B_{HF}^l 时使用的下回归系数 a^l 和 b^l 。通过非限制性范例的试,公式 $B_{HF}^u = a^u\omega + b^u$ 可以用于确定对象12中的HF频带的上边界,并且公式 $B_{HF}^l = a^l\omega + b^l$ 可以用于确定对象12中的HF频带的下边界。

[0029] 回归系数a和b由谱边界部件34基于从用户的群体获得的睡眠信息来确定。基于以下公式,使用诸如最小平方估计(LSE)方法,最大似然估计(MSE)和/或其他方法的一种或多种方法来确定两个回归系数a和b:

$$[0030] \quad a = \frac{n \sum_{i=1}^n \omega_i B_i - \left(\sum_{i=1}^n \omega_i \sum_{i=1}^n B_i \right)}{n \sum_{i=1}^n \omega_i^2 - \left(\sum_{i=1}^n \omega_i \right)^2}$$

$$[0031] \quad b = \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n B_i - a \sum_{i=1}^n \omega_i \right)$$

[0032] 其中, $B_i = \{B_1, B_2, \dots, B_i, \dots, B_n\}$ ($i = 1, 2, \dots, n$) 是来自对象的群体中的 n 个不同对象的先前确定的一组边界, 并且 $\omega = \{\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_i, \dots, \omega_n\}$ ($i = 1, 2, \dots, n$) 是来自 n 个对象的对应的先前确定的平均呼吸频率 (例如, 如上所述地针对所述群体中的个体对象的针对对象 12 确定的)。通过非限制性范例的方式, 可以基于针对对象的群体中的个体对象先前确定的上边界 (例如, B_{HF}^u) 来确定上回归系数 a^u 和 b^u , 并且可以基于针对对象的群体中的个体对象先前确定的下边界 (例如, B_{HF}^l) 来确定下回归系数 a^l 和 b^l 。在一些实施例中, 针对对象的群体的先前确定的信息可以在系统 10 的制造时被编程, 存储在电子存储设备 22 中和/或在其他位置并且由谱边界部件 34 获得, 经由用户接口 24 输入和/或选择 (例如, 由对象 12、医生、护理者、和/或其他用户), 和/或以其他方式确定。

[0033] 睡眠阶段部件 36 (图 1) 被配置为确定对象 12 的睡眠阶段。使用所确定的谱边界 (B_{HF}^u 和 B_{HF}^l), 根据呼吸波幅度度量峰 (ω) 的聚合频率, 确定针对随后的睡眠段中的个体时间段的所述睡眠阶段。在一些实施例中, 睡眠阶段部件 34 被配置为基于来自传感器 16 的输出信号、所确定的谱边界和/或其他信息来确定睡眠阶段。例如, 图 2 图示了传统的 HF 频带谱上边界 280 和下边界 282 以及专门针对对象 12 (图 1) 确定的新确定的 HF 频带谱上边界 290 和下边界 292。对象 12 HF 频带 294 比传统的 HF 频带 210 更窄 296。基于对应于上边界 290 和下边界 292 位置的谱边界而不是传统的固定上边界 280 和下边界 282 来确定睡眠阶段将产生更加准确的针对对象 12 的睡眠阶段确定。

[0034] 图 3 图示了使用如上所述的线性回归模型来确定针对个体对象 12 的 HF 频带的谱边界的范例。图 3 图了可以基于聚合 (平均呼吸) 频率 ω 来线性地估计的针对个体对象 12 的边界。图 3 是确定的边界频率 302 对平均呼吸频率 304 的曲线 300。图 3 示出了作为对象 12 中的 ω 的函数的上 HF 频带边界确定结果 306 和相应的线性回归 308, 以及作为对象 12 中的 ω 的函数的确定的下 HF 带边界确定结果 310 和对应的线性回归 312。

[0035] 返回图 1, 电子存储设备 22 包括电子地存储信息的电子存储设备介质。电子存储设备 22 的电子存储介质可以包括与系统 10 一体地 (即, 基本上不可移除) 提供的系统存储器, 和/或可经由例如端口 (例如, USB 端口, 火线端口等) 或驱动器 (例如, 磁盘驱动器等) 可移除地可连接到系统 10 的可移除存储器中的一个或两者。电子存储设备 22 可以包括以下中的一个或多个: 光学可读存储介质 (例如光盘等)、磁性可读存储介质 (例如磁带、磁硬盘驱动器、软盘驱动器等)、基于电荷的存储介质 (例如 EPROM、RAM 等), 固态存储介质 (例如闪存驱动器等)、和/或其他电子地可读的存储介质。电子存储设备 22 可以存储软件算法、由处理器 20 确定的信息、经由用户接口 24 和/或外部计算系统接收到的信息、和/或使得系统 10 能够正确工作的其他信息。电子存储设备 22 可以 (整体地或部分地) 是系统 10 内的独立的部件, 或者电子存储设备 22 可以 (整体地或部分地) 与系统 10 的一个或多个其他部件 (例如处理器 20) 被集成提供。

[0036] 用户接口 24 被配置为提供系统 10 与对象 12 和/或其他用户之间的接口, 通过用户接口对象 12 和/或其他用户可以向系统 10 提供信息并从系统 10 接收信息。这使得统称为“信息”的数据、线索、结果和/或指令以及任何其他可通信项能够在用户 (例如对象 12) 与传感器 16、处理器 20 和/或系统 10 的其他部件中的一个或多个之间传送。例如, 经调节的谱边界可以经由用户接口 24 而被显示给护理提供者。

[0037] 适合包括在用户接口 24 中的接口设备的范例包括小键盘、按钮、开关、键盘、旋钮、

控制杆、显示屏、触摸屏、扬声器、麦克风、指示灯、可听警报、打印机、触觉反馈设备和/或其他接口设备。在一些实施例中,用户接口24可以包括多个单独的接口。在一些实施例中,用户接口24包括与处理器20和/或系统10的其他部件集成地提供的至少一个接口。

[0038] 应该理解,本公开也预期其他通信技术、不管是硬连接线的还是无线的,作为用户接口。例如,本公开预期,用户接口24可以与由电子存储设备22提供的可移除存储接口集成。在该范例中,信息可以从可移除存储设备(例如,智能卡、闪速存储器、可移除磁盘等)加载到系统10中,其使得(一个或多个)用户能够定制系统10的操作。适于与系统10一起使用作为用户接口24的一个范例输入设备和技术包括但不限于,RS-232端口、RF链路、IR链路、调制解调器(电话、线缆或其他)。简言之,本公开预期用于与系统10交流信息的任何技术作为用户接口24。

[0039] 图4图示了用于利用确定系统来确定针对对象中的睡眠阶段分类的谱边界的方法400。所述确定系统包括一个或多个传感器、一个或多个物理计算机处理器、和/或其他部件。所述一个或多个物理计算机处理器被配置为执行计算机程序部件。所述计算机程序部件包括呼吸活动部件、频率部件、谱边界部件34、睡眠阶段部件、和/或其他部件。以下呈现的方法400的操作旨在是说明性的。在一些实施例中,方法400可以利用一个或多个未描述的额外的操作来完成、或者在没有所讨论的操作中的一个或多个的情况下完成。另外,在图4中图示并且在以下描述的方法400的操作的顺序不旨在限制。

[0040] 在一些实施例中,方法400可以在一个或多个处理设备(例如,数字处理器、逻辑处理器、被设计为处理信息的数字电路、被设计为处理信息的逻辑电路、状态机、和/或用于电子地处理信息的其他机构)中实施。所述一个或多个处理设备可以包括响应于电子地存储在电子存储设备介质中的指令来执行方法400的操作中的一些或全部的一个或多个设备。所述一个或多个处理设备可以包括通过硬件、固件、和/或软件被配置为专门执行方法400的操作中的一个或多个设备。

[0041] 在操作402,生成传达与呼吸波幅度度量有关的信息的输出信号。在一些实施例中,所述呼吸波幅度度量是功率谱密度。在一些实施例中,操作402由与(在图1中所示并且在本文中描述的)传感器16相同或相似的一个或多个传感器来执行。

[0042] 在操作404中,将由个体时间段中的输出信号传达的信息变换到频率域中。在一些实施例中,操作404由与(在图1中所示并且在本文中描述的)呼吸活动部件30相同或相似的一个或多个处理器部件来执行。

[0043] 在操作406,确定个体时间段内呼吸波幅度度量峰的个体频率。在一些实施例中,操作406由与(在图1中所示并且在本文中描述的)频率部件32相同或相似的一个或多个处理器部件来执行。

[0044] 在操作408中,通过聚合个体时间段内的呼吸波度量峰的个体频率来确定呼吸波幅度度量峰的聚合频率。在一些实施例中,确定呼吸波幅度度量峰的聚合频率包括对来自各个时间段的功率谱密度峰的频率进行平均。在一些实施例中,来自在所述睡眠段期间的个体的三十秒时间段的功率谱密度峰的平均频率是所述对象的平均呼吸频率。在一些实施例中,操作408由与(在图1中所示并且在本文中描述的)频率部件32相同或相似的一个或多个处理器部件来执行。

[0045] 在操作410,确定谱边界。所述谱边界是基于所述聚合频率来确定的。在一些实施

例中,使用线性回归,基于所述平均呼吸频率来确定所述谱边界。在一些实施例中,操作410由与(在图1中所示并且在本文中描述的)谱边界部件34相同或相似的一个或多个处理器部件来执行。

[0046] 在操作412中,确定对象的睡眠阶段。使用所确定的谱边界,根据呼吸波幅度度量峰的聚合频率,确定在随后的睡眠段中在个体时间段内的所述睡眠阶段。在一些实施例中,操作412由与(在图1中所示并且在本文中描述的)睡眠阶段部件36相同或相似的一个或多个处理器部件来执行。

[0047] 在权利要求中,置于括号之间的任何附图标记都不应被解释为对权利要求的限制。词语“包括”或“包含”不排除存在多于权利要求中列出的那些之外的元件或步骤的存在。在枚举了若干器件的装置型权利要求中,这些装置中的若干个可以由相同的硬件项来实现。元件前的词语“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。在枚举了若干器件的任何装置型权利要求中,这些装置中的若干个可以由相同的硬件项来实现。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定元件,但是这并不指示不能有利地使用这些元件的组合。

[0048] 尽管以上提供的说明出于基于当前认为最优选和现实的实施例的提供了说明的目的的细节,但是应理解,这样的细节仅用于该目的并且本公开不限于明确公开的实施例,而是相反,旨在涵盖在随附权利要求书的精神和范围之内的修改和等价布置。例如,应该理解,本公开预期,在可能的范围内,任何实施例的一个或多个特征可以与任何其他实施例的一个或多个特征相组合。

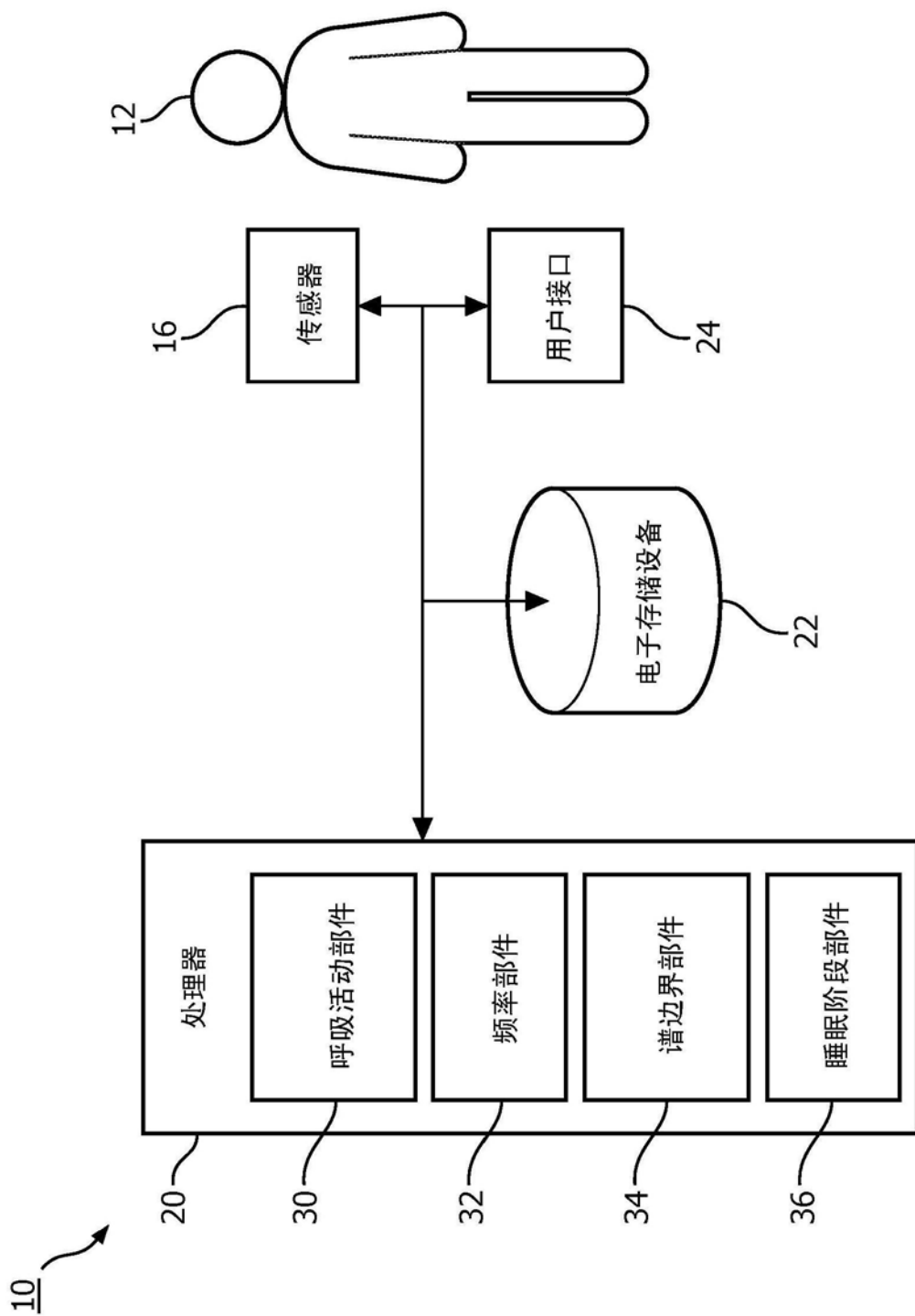


图1

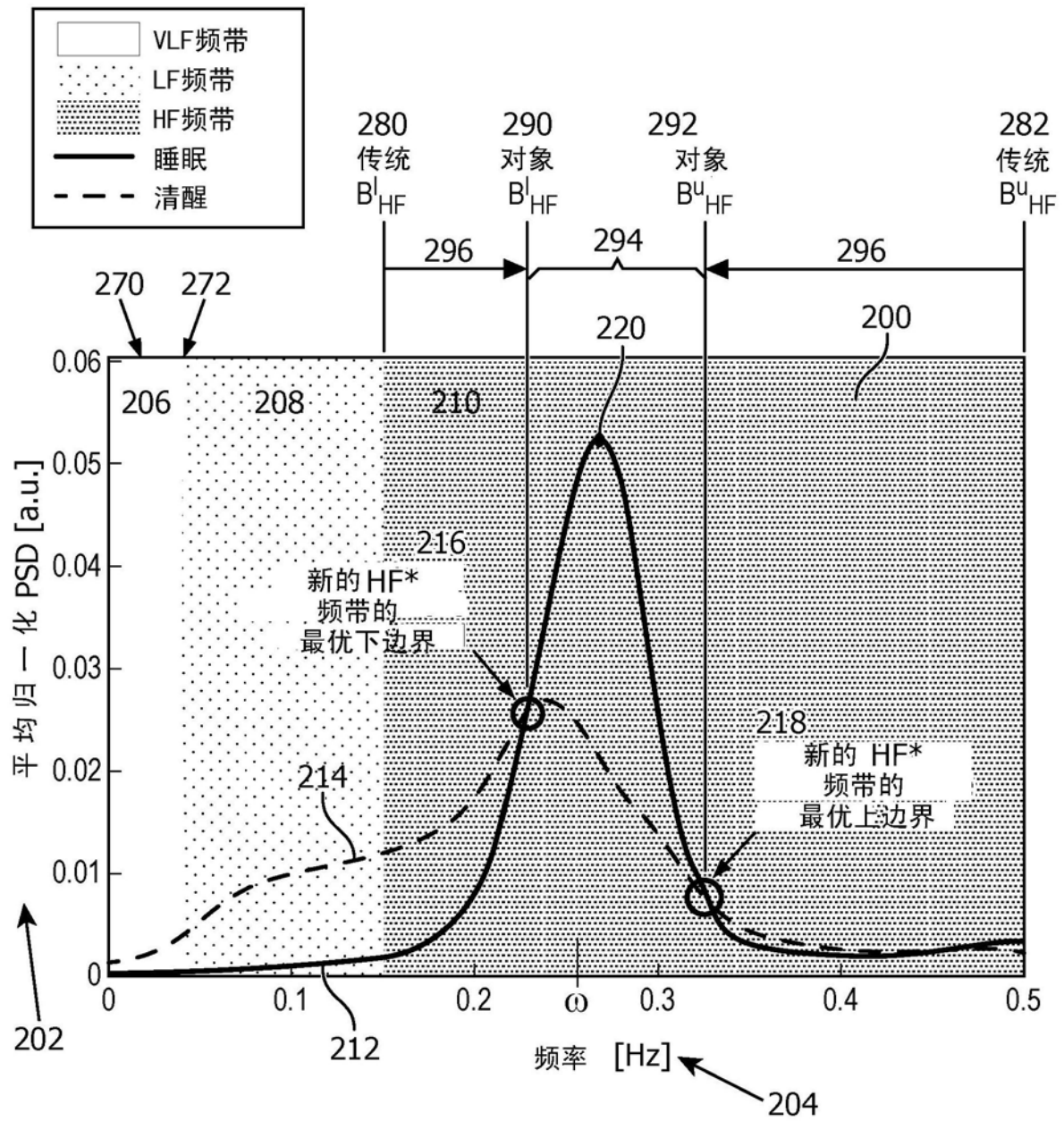


图2

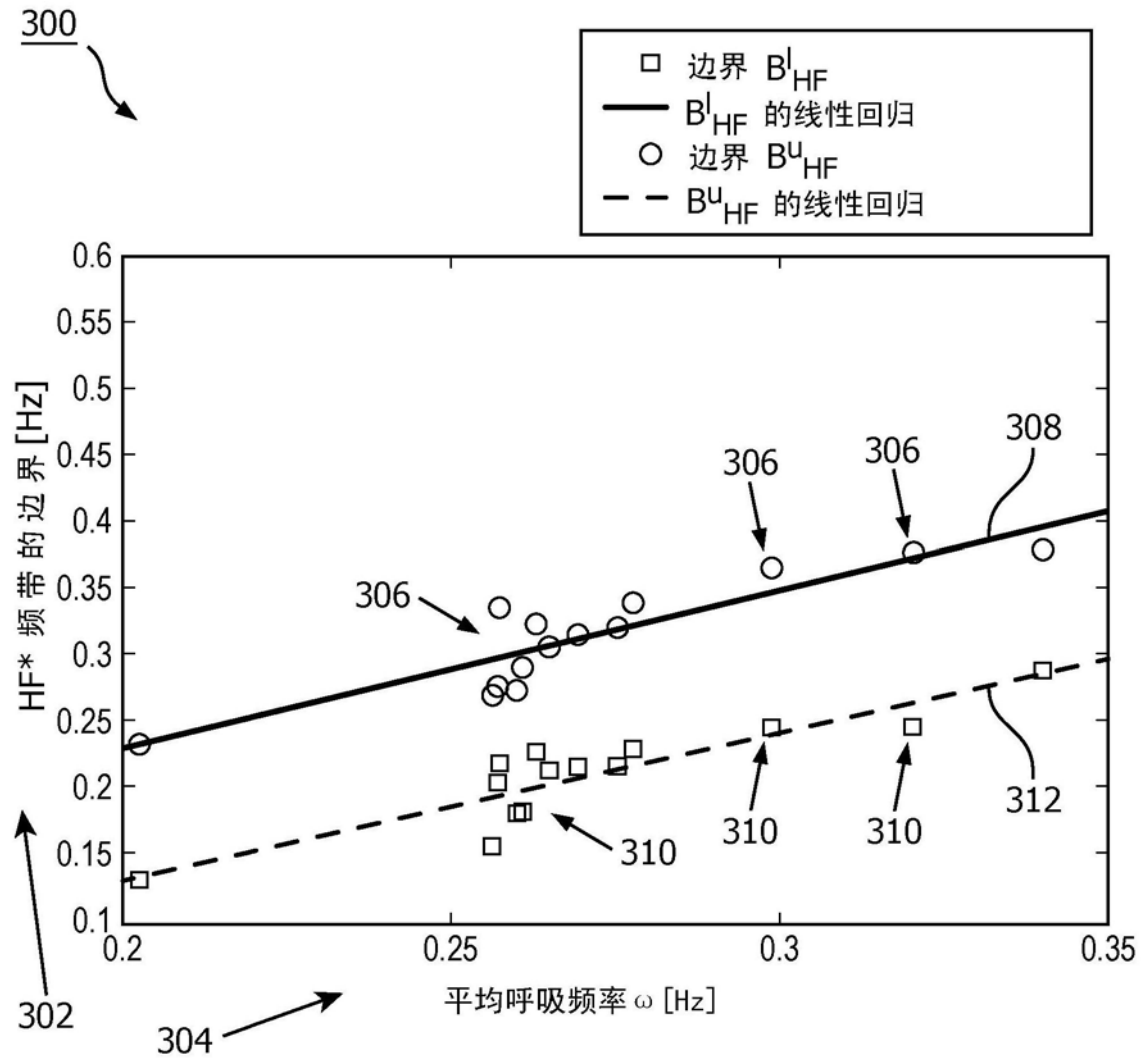


图3

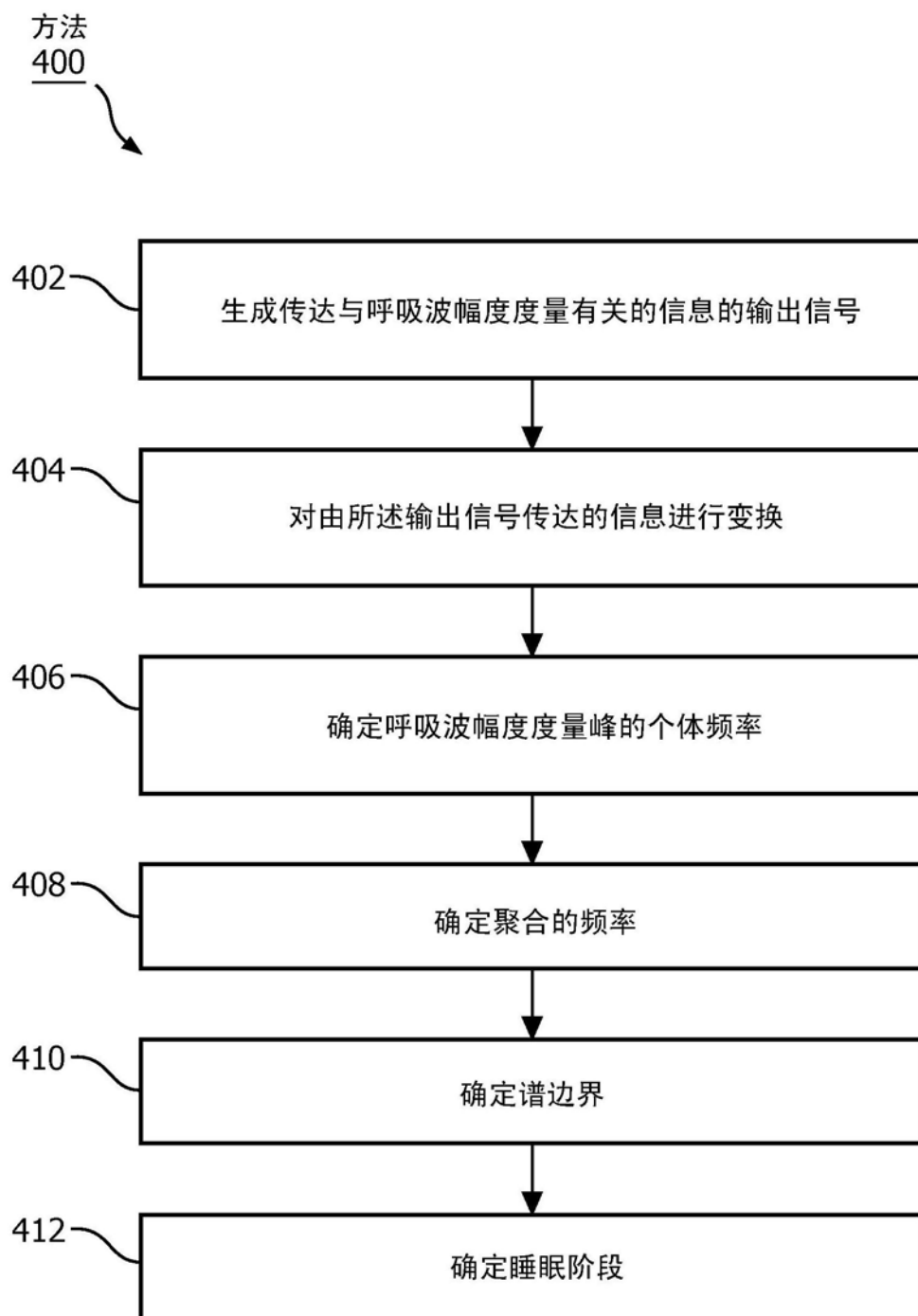


图4