



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107303183 A

(43)申请公布日 2017.10.31

---

(21)申请号 201710427282.7

(22)申请日 2017.06.08

(71)申请人 中国医学科学院生物医学工程研究  
所

地址 300000 天津市南开区白堤路236号

(72)发明人 刘明 陈小刚 徐圣普 谢小波  
胡勇 蒲江波

(74)专利代理机构 北京科亿知识产权代理事务  
所(普通合伙) 11350

代理人 汤东凤

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

---

权利要求书1页 说明书3页

(54)发明名称

一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法

(57)摘要

本发明公开了一种人体睡眠中呼吸暂停监  
测的算法,包括1)对PPG信号采用与传统不同的  
在心率左右的相对高频带通滤波;2)对所得信号  
采用解调方式;3)从骤降段处判断呼吸暂停。本  
发明的有益效果是:对于所获得的电信号EIa,采  
用包络线法解调,分别对EIa求上下包络,上包络  
包括EIa中局部最大值点,下包络包括EIa中局部  
最小值点,所获得包络中包含呼吸率信息和呼吸  
暂停时组织吸收系数变化信息,利用包络可对呼  
吸暂停进行判断。

1. 一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法,其特征在于,包括以下步骤:
- 1) 对PPG信号采用与传统不同的在心率左右的相对高频带通滤波;
  - 2) 对所得信号采用解调方式;
  - 3) 从骤降段处判断呼吸暂停。

2. 根据权利要求1所述的一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法,其特征在于:在步骤1)的组织光学中,对于入射光在组织中传输可以通过朗伯-比尔定理描述,并在PPG计算血氧饱和度过程中被采用,其中,入射光和出射光的关系可以表示为:

$$I = I_0 e^{-\mu_a L} \quad (1)$$

其中I为出射光强,I0为入射光强,μa为组织吸收系数,L可认为是光通过的路径。

3. 根据权利要求1所述的一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法,其特征在于:在步骤2)计算血氧饱和度或脉率时,通常忽略或滤除呼吸对计算的影响,利用Taylor展开方式可获得直流分量IDC和交流分量IAC的关系:

$$I_{AC} = I_{DC}(1 - e^{\mu_a \Delta L}) \quad (2)$$

$$\frac{I_{AC}}{I_{DC}} = \mu_a \Delta L \quad (3)$$

其中:ΔL为是由心脏跳动引起的出射光的路径变化,当采用红和红外光两波长光(如660nm和940nm),则可确定ua进而获得血氧饱和度;但在从朗伯-比尔定理角度出发研究呼吸对PPG影响时,可以认为呼吸造成ua的变化Δua,则根据朗伯-比尔定理推导理想情况下出射光强表达式为:

$$\begin{aligned} I &= I_0 e^{-(\mu_a + \Delta \mu_a)(L + \Delta L)} \\ &= I_0 e^{-\mu_a L} - I_0 \Delta L \mu_a e^{-\mu_a L} - I_0 \Delta \mu_a L e^{-\mu_a L} \\ &\quad + \frac{1}{2} I_0 [\Delta \mu_a^2 L^2 e^{-\mu_a L} - 2 \Delta \mu_a \Delta L (e^{-\mu_a L} - \mu_a L e^{-\mu_a L}) + \Delta L^2 \mu_a^2 e^{-\mu_a L}] \end{aligned} \quad (4)$$

4. 根据权利要求1所述的一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法,其特征在于:在步骤2)中:采用光电传感器将光信号转换为模拟信号,再通过数据采集电路获得数字信号;获得的PPG信号会受到系统噪声和人体生理活动的影响,这里将获得的出射光强的电信号表达式如下:

$$EI_s = EI_h + EI_a \quad (5)$$

其中,EIs表示现实系统出射光强转换的电信号,EI表示理想情况出射光强转换的电信号,EIh表示系统基线漂移的低频噪声,EIa表示和系统采样相关的高频噪声。

5. 根据权利要求1所述的一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法,其特征在于:在步骤3)中:由于在睡眠中脉搏频率相对呼吸暂停情况呼吸频率高,为了有效的降低系统基线漂移的影响本发明中对于上式采用相对高频的通带滤波,只提取EI中脉搏频率段附近信号EIa,去除其它频率段的信号,因此EIa对应的出射光强Ia为:

$$I_a = -I_0 \Delta L \mu_a e^{-\mu_a L} - I_0 \Delta \mu_a \Delta L (e^{-\mu_a L} - \mu_a L e^{-\mu_a L}) \quad (6)$$

其中,Ia中不但包括心脏跳动引起出射光变化,还包括呼吸和心跳调制的出射光变化。

## 一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种呼吸暂停监测的算法,具体为一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法,属于家庭医疗设备技术领域。

### 背景技术

[0002] 呼吸是一种极重要的生理任务,为人体补充氧气,排除二氧化碳,是我们生命维持的保障。呼吸率是人体健康的重要指标,在呼吸暂停(apnea) 潮式呼吸(Cheyne-Stokes respiration syndromes) 心跳骤停(cardiac arrest) 等疾病的临床监护中具有重要意义。尤其是在睡眠呼吸暂停症和新生儿连续的监护中作用重要手段在临床广泛采用。对呼吸的测量方法较多包括:气流检测,温度测量,湿度或二氧化碳水平测量,或者运动、容积或组织浓度测量,如胸廓阻抗,电感体积描记,床垫式传感器等。其中光电容积脉搏波描记法(PhotoPlethysmography PPG)能够通过检测微动脉、毛细血管中血液容积变化有效获得容积脉搏波,是临床广泛采用的非入侵式脉搏监测手段,能够实现连续、长时间的无创监测。在人体血压、血流血氧、血糖、脉率等,随着对PPG信号分析研究的发展,从PPG信号中提取呼吸率已经获得了一点程度的研究。尤其在进行睡眠呼吸暂停综合症的初步筛查有着重要意义。

[0003] 从信号分析的角度,PPG信号获得过程是将携带血流变化信息的光信号通过光电转换和数字采集获得对应的电信号,在PPG信号中包括的关心信号由心脏周期性跳动产生的高频信号,由呼吸产生的低频信号。除以上信号外还包括受测量系统影响的高频噪声和低频噪声,目前采用PPG提取呼吸率用于睡眠呼吸暂停综合症的初步筛查的常用方法,主要采用从PPG信号中的低频信息进行提取的方式,如0-0.5Hz的带通滤波,小波算法和经验模态分解算法获得低频段信息等的方法,影响呼吸信号的噪去除系统的低频噪声之外,还会受人体移动影响,所以造成获得的PPG信号存在基线漂移的现象。在睡眠时,人正常的呼吸一般在12-15次/分,睡眠呼吸暂停情况下,口、鼻气流停止流通达10秒或更长时间,并伴有血氧饱和度下降等,可以采用单纯才用提取低频成分的方式用于判断呼吸暂停,但是如上所述,低频部分的信号会受到基线漂移的影响,从而影响此类方法的准确性。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的就在于为了解决上述问题而提供一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法。

[0005] 本发明通过以下技术方案来实现上述目的:一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法,包括以下步骤:

[0006] 1) 对PPG信号采用与传统不同的在心率左右的相对高频带通滤波;

[0007] 2) 对所得信号采用解调方式;

[0008] 3) 从骤降段处判断呼吸暂停。

[0009] 其中,在步骤1)的组织光学中,对于入射光在组织中传输可以通过朗伯-比尔定理

描述，并在PPG计算血氧饱和度过程中被采用，其中，入射光和出射光的关系可以表示为：

[0010]  $I = I_0 e^{-\mu_a L}$  (1)

[0011] 式中， $I$ 为出射光强， $I_0$ 为入射光强， $\mu_a$ 为组织吸收系数， $L$ 可认为是光通过的路径。

[0012] 其中，在步骤2)计算血氧饱和度或脉率时，通常忽略或滤除呼吸对计算的影响，利用Taylor展开方式可获得直流分量 $I_{DC}$ 和交流分量 $I_{AC}$ 的关系：

[0013]  $I_{AC} = I_{DC} (1 - e^{\mu_a \Delta L})$  (2)

[0014]  $I_{AC}/I_{DC} = \mu_a \Delta L$  (3)

[0015] 式中， $\Delta L$ 为是由心脏跳动引起的出射光的路径变化，当采用红和红外光两波长光（如660nm和940nm），则可确定 $\mu_a$ 进而获得血氧饱和度。但在从朗伯-比尔定理角度出发研究呼吸对PPG影响时，可以认为呼吸造成 $\mu_a$ 的变化 $\Delta \mu_a$ ，则根据朗伯-比尔定理推导理想情况下出射光强表达式为：

$$\begin{aligned} I &= I_0 e^{-(\mu_a + \Delta \mu_a)(L + \Delta L)} \\ &= I_0 e^{-\mu_a L} - I_0 \Delta L \mu_a e^{-\mu_a L} - I_0 \Delta \mu_a L e^{-\mu_a L} \\ &\quad + \frac{1}{2} I_0 [\Delta \mu_a^2 L^2 e^{-\mu_a L} - 2 \Delta \mu_a \Delta L (e^{-\mu_a L} - \mu_a L e^{-\mu_a L}) + \Delta L^2 \mu_a^2 e^{-\mu_a L}] \end{aligned} \quad (4)$$

[0017] 进一步，在步骤2)中采用光电传感器将光信号转换为模拟信号，再通过数据采集电路获得数字信号。获得的PPG信号会受到系统噪声和人体生理活动的影响，这里将获得的出射光强的电信号表达式如下：

[0018]  $EI_S = EI + EI_1 + EI_h$  (5)

[0019] 式中， $EI_S$ 表示现实系统出射光强转换的电信号， $EI$ 表示理想情况出射光强转换的电信号， $EI_1$ 表示系统基线漂移的低频噪声， $EI_h$ 表示和系统采样相关的高频噪声。

[0020] 其中，在步骤3)中由于在睡眠中脉搏频率相对呼吸暂停情况呼吸频率高，为了有效的降低系统基线漂移的影响本发明中对于上式采用相对高频的通带滤波，只提取 $EI$ 中脉搏频率段附近信号 $EI_a$ ，去除其它频率段的信号。因此 $EI_a$ 对应的出射光强 $I_a$ 为：

[0021]  $I_a = -I_0 \Delta L \mu_a e^{-\mu_a L} - I_0 \Delta \mu_a \Delta L (e^{-\mu_a L} - \mu_a L e^{-\mu_a L})$  (6)

[0022] 式中， $I_a$ 中不但包括心脏跳动引起出射光变化，还包括呼吸和心跳调制的出射光变化。

[0023] 本发明的有益效果是：该人体睡眠中呼吸暂停监测的算法设计合理，对于所获得的电信号 $EI_a$ ，采用包络线法解调，分别对 $EI_a$ 求上下包络，上包络包括 $EI_a$ 中局部最大值点，下包络包括 $EI_a$ 中局部最小值点，所获得包络中包含呼吸率信息和呼吸暂停时组织吸收系数变化信息，利用包络可对呼吸暂停进行判断。

## 具体实施方式

[0024] 下面将结合本发明实施例中，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0025] 一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法，包括以下步骤：

- [0026] 1) 对PPG信号采用与传统不同的在心率左右的相对高频带通滤波；
- [0027] 2) 对所得信号采用解调方式；
- [0028] 3) 从骤降段处判断呼吸暂停。

[0029] 采用PPG测量系统获得，睡眠时连续监测的呼吸信号，由于睡眠的监测时间较长，在PPG信号存储时可以选择分时段存储，通过1分钟内模拟呼吸暂停情况，测得的PPG信号，其中采样率为100Hz即1秒采集100个点，因此1分钟包括6000个采样点。

[0030] 对所获得PPG信号进行带通滤波，将基线漂移的影响部分滤除。在对睡眠呼吸暂停情况进行判断，通常情况下睡眠呼吸在12-15次/分左右，睡眠心率30-180次/分左右，因此在滤波时，心率和呼吸率可明显区分且心率具体范围可由PPG信号计算获得，这里，采用0.5Hz-3Hz为带通滤波频率，可选用硬件滤波或软件滤波。

[0031] 对所获得的滤波后信号求包络，由于睡眠的监测时间较长，对所得滤波后信号可采用分时间段连续处理的方式，其中，上包络为滤波后信号一个心跳周期内峰值点连线构成，下包络为滤波后信号一个心跳周期内谷值点连线构成

[0032] 根据包络对呼吸暂停进行判断，包络中包含呼吸率信息和呼吸暂停时组织吸收系数变化信息，一个呼吸周期时长为包络上一个相邻峰峰值或谷谷值之间的时长，由于呼吸暂停时，口、鼻气流停止流通达10秒或更长时间，呼吸率会有明显降低，同时，在呼吸暂停组织吸收系数变化的特性，因此，可以结合以下两点判断出现呼吸暂停。

[0033] 对于本领域技术人员而言，显然本发明不限于上述示范性实施例的细节，而且在不背离本发明的精神或基本特征的情况下，能够以其他的具体形式实现本发明。因此，无论从哪一点来看，均应将实施例看作是示范性的，而且是非限制性的，本发明的范围由所附权利要求而不是上述说明限定，因此旨在将落在权利要求的等同要件的含义和范围内的所有变化囊括在本发明内。不应将权利要求中的任何标记视为限制所涉及的权利要求。

[0034] 此外，应当理解，虽然本说明书按照实施方式加以描述，但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案，说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见，本领域技术人员应当将说明书作为一个整体，各实施例中的技术方案也可以经适当组合，形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN107303183A</a>                                      | 公开(公告)日 | 2017-10-31 |
| 申请号            | CN201710427282.7  | 申请日     | 2017-06-08 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 中国医学科学院生物医学工程研究所  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 中国医学科学院生物医学工程研究所  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 中国医学科学院生物医学工程研究所  |         |            |
| [标]发明人         | 刘明<br>陈小刚<br>徐圣普<br>谢小波<br>胡勇<br>蒲江波                              |         |            |
| 发明人            | 刘明<br>陈小刚<br>徐圣普<br>谢小波<br>胡勇<br>蒲江波                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/1455 A61B5/08 A61B5/00                                      |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0826 A61B5/14551 A61B5/4818 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>                    |         |            |

## 摘要(译)

本发明公开了一种人体睡眠中呼吸暂停监测的算法，包括1)对PPG信号采用与传统不同的在心率左右的相对高频带通滤波；2)对所得信号采用解调方式；3)从骤降段处判断呼吸暂停。本发明的有益效果是：对于所获得的电信号Ela，采用包络线法解调，分别对Ela求上下包络，上包络包括Ela中局部最大值点，下包络包括Ela中局部最小值点，所获得包络中包含呼吸率信息和呼吸暂停时组织吸收系数变化信息，利用包络可对呼吸暂停进行判断。

$$\begin{aligned}
 I &= I_0 e^{-(\mu_a + \Delta\mu_a)(L + \Delta L)} \\
 &= I_0 e^{-\mu_a L} - I_0 \Delta\mu_a e^{-\mu_a L} - I_0 \Delta\mu_a L e^{-\mu_a L} \\
 &\quad + \frac{1}{2} I_0 [\Delta\mu_a^2 L^2 e^{-\mu_a L} - 2\Delta\mu_a \Delta L (e^{-\mu_a L} - \mu_a L e^{-\mu_a L}) + \Delta L^2 \mu_a^2 e^{-\mu_a L}]
 \end{aligned} \tag{4}$$