



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109381169 A

(43)申请公布日 2019.02.26

(21)申请号 201811468196.1

(22)申请日 2018.12.03

(66)本国优先权数据

201811204909.3 2018.10.16 CN

(71)申请人 中山大学

地址 510275 广东省广州市海珠区新港西路135号

(72)发明人 宋嵘 陈华山 田娜

(74)专利代理机构 广州市科丰知识产权代理事务所(普通合伙) 44467

代理人 龚元元

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

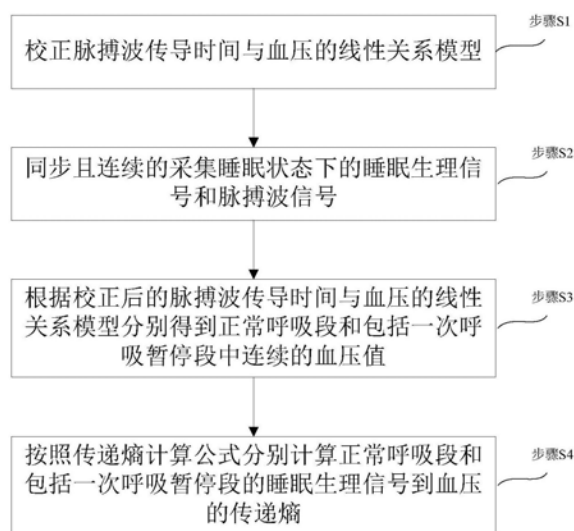
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法

(57)摘要

本发明属于医疗监测领域,其公开了一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法,包括如下步骤:校正脉搏波传导时间与血压的线性关系模型;同步且连续的采集睡眠状态下的睡眠生理信号和脉搏波信号;根据校正后的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型分别得到正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段中连续的血压值;按照传递熵计算公式分别计算正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段的睡眠生理信号到血压的传递熵,传递熵用来量化连续血压信号与睡眠生理信号的交互作用,从而达到准确量化连续血压信号与睡眠生理信号交互作用的目的。



1. 一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法,其特征在於,包括如下步骤:

步骤1: 脉搏波传导时间与血压的线性关系模型为: $BP = a + b \times PTT$, 其中, BP表示血压值; PTT表示脉搏波传导时间; a和b是表征血压和脉搏波传导时间关系的个体化参数, a和b的标定公式为:

$$b = -\frac{\rho \times g \times \Delta h}{2 \times (PTT_2 - PTT_1)}, a = BP_1 + \frac{\rho \times g \times \Delta h}{2 \times (PTT_2 - PTT_1)} \times PTT_1$$

其中, BP_1 表示体位变化前测量出的血压值, PTT_1 表示体位变化前的脉搏波传导时间, PTT_2 表示体位变化后的脉搏波传导时间; ρ 表示血液密度, $\rho = 1.035 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$; g 表示重力加速度; Δh 表示不同体位下、进行血压测量的该处人体位置的高度变化值;

按照所述a和b的标定公式校正所述脉搏波传导时间与血压的线性关系模型;

步骤2: 同步且连续的采集睡眠状态下的睡眠生理信号和脉搏波信号;

步骤3: 按照所采集的睡眠生理信号随机选取一个正常呼吸段和一个包括一次呼吸暂停段, 分别提取所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中所采集的完整的、连续的睡眠生理信号和脉搏波信号, 根据所提取的脉搏波信号获取脉搏波传导时间, 按照所获取的脉搏波传导时间根据校正后的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型分别得到所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的血压值;

步骤4: 分别对所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的血压值提取间期序列, 分别对所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的睡眠生理信号进行逐拍提取间期序列, 按照传递熵计算公式分别计算所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段的睡眠生理信号到血压的传递熵, 所述传递熵用来量化连续血压信号与睡眠生理信号的交互作用, 所述传递熵计算公式为:

$$TE_{x \rightarrow y} = \sum_{y_i, y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)}} p(y_i, y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)}) \log \frac{p(y_i | y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)})}{p(y_i | y_{(i-1)})}, \quad i = 1, 2, 3, \dots, N,$$

其中 $TE_{x \rightarrow y}$ 为睡眠生理信号到血压的传递熵, τ 为延迟时间, x 和 y 分别是睡眠生理信号的间期序列和血压值的间期序列。

2. 根据权利要求1所述的一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法,其特征在於,

BP_1 所表示的体位变化前测量出的血压值,具体是体位变化前测量出的一组血压值的平均值;

PTT_1 所表示的体位变化前的脉搏波传导时间,具体是体位变化前测量出的一组脉搏波传导时间的平均值;

PTT_2 所表示的体位变化后的脉搏波传导时间,具体是体位变化后测量出的一组脉搏波传导时间的平均值。

3. 根据权利要求2所述的一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法,其特征在於, BP_1 、 PTT_1 、 PTT_2 的获取步骤为:

连续采集固定时间内的脉搏波信号,每采集完一次随后立即通过上臂式电子血压计测量血压,通过脉搏波信号可以得到脉搏波传导时间值,由此,可得到一组血压值和固定时间内的脉搏波传导时间值,计算该组血压值的平均值得到 BP_1 , 计算该组脉搏波传导时间值的

平均值得到 PTT_1 ;

改变体位,再连续采集同样固定时间内的脉搏波信号,再得到一组同样固定时间内的脉搏波传导时间值,计算出该状态下该组脉搏波传导时间值的平均值得到 PTT_2 。

4.根据权利要求3所述的一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法,其特征在于,

按照所述a和b的标定公式校正所述脉搏波传导时间与血压的线性关系模型,具体为:

按照所述a和b的标定公式得到多组个体化参数a、b值,取平均的a、b值为最终的个体化参数,依照所述最终的个体化参数校正所述脉搏波传导时间与血压的线性关系模型。

5.根据权利要求1至4中任一项所述的一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法,其特征在于,

所述睡眠生理信号为呼吸气流信号,所述步骤2具体为:同步且连续的采集睡眠状态下的睡眠生理信号和脉搏波信号,其中,所述脉搏波信号通过在手指连接容积脉搏波探头采集,所述呼吸气流信号通过连接热敏传感器和压力传感器来采集。

一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗监测领域,特别是一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸暂停低通综合征(SAHS)是一种睡眠时候呼吸暂停的睡眠障碍疾病。最常见的原因是上呼吸道塌陷或者阻塞,临床表现主要为睡眠打鼾、憋醒、白天打盹、疲劳等,该疾病容易引起人体机能缺氧和出现高碳酸血症,并随着病程的加重,并发引起高血压、糖尿病和心脑血管等疾病。根据流行病学资料显示,SAHS与高血压相关,国外报道45%~48%的SAHS患者患有高血压。2006年中华医学呼吸病学分会睡眠呼吸疾病学组的调查显示,我国SAHS人群的高血压患病率为56.2%;也有国内研究机构研究显示,SAHS患者中高血压发生率为49.3%,远超出正常人群的23.5%。因此,目前医学界认为:SAHS是独立于年龄、肥胖、吸烟等引发高血压的危险因素之一。由SAHS引起的高血压患者由于病情较隐蔽,容易漏诊和贻误治疗,往往发现高血压才就诊,错过了最佳时机,给治疗添加不少难度。

[0003] 目前诊断SAHS公认最权威的方法是多导睡眠监测仪(PSG),该技术已经非常成熟、普遍,它可以连续监测记录受试者在睡眠中包括睡眠体位、口鼻气流、心电、血氧饱和度、脑电在内的多种睡眠生理参数,供临床医生分析诊断,但不能连续测量血压值。目前最多的做法是在睡眠监测前和受试者醒后各进行一次血压测量,只能起到对比、参照作用,更无法从睡眠监测出的定量指标上探讨睡眠呼吸暂停低通综合征和血压连续变化之间的关系。也可以通过多导睡眠监测仪同步24小时动态血压监测,但动脉血压通过袖带反复充气测量,必然会影响到受试者正常睡眠规律,而且袖带充气测量也是基于一定时间间隔的基础上(例如:半小时),而不是连续不间断的监测。由于监测手段,个体差异性等客观原因,睡眠生理参数与血压变化关系的研究结果仍然差强人意。

发明内容

[0004] 本发明旨在提供一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法,能够准确量化睡眠生理参数与血压连续变化之间的关系。

[0005] 其具体方案为:一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法,包括如下步骤:

[0006] 步骤1:脉搏波传导时间与血压的线性关系模型为: $BP = a + b \times PTT$,其中,BP表示血压值;PTT表示脉搏波传导时间;a和b是表征血压和脉搏波传导时间关系的个体化参数,a和b的标定公式为:

[0007]
$$b = -\frac{\rho \times g \times \Delta h}{2 \times (PTT_2 - PTT_1)}, a = BP_1 + \frac{\rho \times g \times \Delta h}{2 \times (PTT_2 - PTT_1)} \times PTT_1$$
 其中, BP_1 表示体位变化前测量出的血压值, PTT_1 表示体位变化前的脉搏波传导时间, PTT_2 表示体位变化后的脉搏波传导时间; ρ 表示血液密度, $\rho = 1.035 \times 10^3 \text{kg/m}^3$; g 表示重力加速度; Δh 表示不同体位下、进

行血压测量的该处人体位置的高度变化值；

[0008] 按照所述a和b的标定公式校正所述脉搏波传导时间与血压的线性关系模型；

[0009] 步骤2:同步且连续的采集睡眠状态下的睡眠生理信号和脉搏波信号；

[0010] 步骤3:按照所采集的睡眠生理信号随机选取一个正常呼吸段和一个包括一次呼吸暂停段,分别提取所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中所采集的完整的、连续的睡眠生理信号和脉搏波信号,根据所提取的脉搏波信号获取脉搏波传导时间,按照所获取的脉搏波传导时间根据校正后的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型分别得到所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的血压值；

[0011] 步骤4:分别对所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的血压值提取间期序列,分别对所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的睡眠生理信号进行逐拍提取间期序列,按照传递熵计算公式分别计算所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段的睡眠生理信号到血压的传递熵,所述传递熵用来量化连续血压信号与睡眠生理信号的交互作用,所述传递熵计算公式为:

$$[0012] \quad TE_{x \rightarrow y} = \sum_{y_i, y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)}} p(y_i, y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)}) \log \frac{p(y_i | y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)})}{p(y_i | y_{(i-1)})}, \quad i = 1, 2, 3, \dots, N,$$

[0013] 其中 $TE_{x \rightarrow y}$ 为睡眠生理信号到血压的传递熵, τ 为延迟时间, x 和 y 分别是睡眠生理信号的间期序列和血压值的间期序列。

[0014] 本发明的有益效果在于:

[0015] 本发明设计了一种基于流体静力学原理通过改变体位改变血压值的个体化参数标定法来校正脉搏波传导时间与血压的线性关系模型,能够既不影响受试者的睡眠规律,又可以避免重复测量血压,操作简便且准确率高的获得睡眠状态下的连续血压值,进而分别得到一个正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段的睡眠生理信号到血压的传递熵,准确量化睡眠生理参数与血压连续变化之间的关系,获知连续血压信号与睡眠生理信号的交互作用。

附图说明

[0016] 图1是本发明实施例中一种量化连续血压信号与生理信号交互作用方法的流程图；

[0017] 图2是本发明实施例中校正后脉搏波传导时间与血压的线性关系模型和AAMI血压测量标准的血压误差对比图。

具体实施方式

[0018] 下面结合具体实施方式,对本发明的技术方案作进一步的详细说明。

[0019] 如图1所示,量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法包括以下步骤:

[0020] 步骤S1:校正脉搏波传导时间与血压的线性关系模型；

[0021] 现有的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型 $BP = a + b \times PTT$,其中, BP 表示血压值; PTT 表示脉搏波传导时间; a 和 b 是表征血压和脉搏波传导时间关系的个体化参数,只需获得连续的脉搏波传导时间,就可以根据上述脉搏波传导时间与血压的线性关系模型得到

连续的血压值。

[0022] 现有技术是通过测量多组不同的BP值和对应的PTT值来完成对个体化参数a和b值的标定。但该标定方法有两大缺点：第一，需要使用常规的袖带式血压计进行重复的血压测量，连续式充放气必然会对血管造成挤压，导致血压测量结果偏小，误差增大。第二，为测量出不同的血压值，需要通过运动的方式使血压在短时间内发生明显变化，操作步骤繁琐。

[0023] 因此，本发明设计了另外一种基于流体静力学原理通过改变体位改变血压值的个体化参数标定法，可避免重复测量血压，操作简便，推导过程如下：

[0024] 根据流体静力学，静止流体不能承受剪应力，因而流体作用于边界面元上的力必须与这些面元垂直。考虑流体内部的一个小体积元，其上、下面积为dA，高为dz，则体积元下

面的作用力为 $p \cdot dA$ ，上面的作用力为 $\left(p + \frac{dp}{dz} \cdot dz\right) \cdot dA$ ，根据平衡条件，可得到： $dp = -\gamma dz = -\rho g dz$ ；

[0025] 其中g为重力加速度；dp为压力的变化量；dz为流体高度的变化量； γ 为流体的比重； ρ 为流体密度， $\rho = 1.035 \times 10^3 \text{kg/m}^3$ ；

[0026] 由式 $dp = -\gamma dz = -\rho g dz$ 可得流体内部某一点的压力变化和高度变化之间的关系。根据该理论，将血管中血流考虑成若干小体积元，可以认为某一瞬间在该体积元内的血流是静止的，于是即可得到当改变身体某一段血管的高度时，血管内某一点对于血管壁的压力 Δp 的变化和血管高度变化 Δh 的关系为 $\Delta p = -\rho g \Delta h$ ，那么这一段血管内血压的平均变化

$$[0027] \quad \Delta BP = -\frac{\rho g \Delta h}{2}$$

[0028] 根据上面公式就可以设计a和b的标定方法：首先测量一组对应的血压值 BP_1 和脉搏波传导时间 PTT_1 ，然后改变体位从而改变血管高度变化 Δh ，例如血压测量采用的是上臂式电子血压计，那体位的改变可以是测量手臂抬高 Δh ，再次测量脉搏波传导时间，记做 PTT_2 ，根据 $\Delta BP = b \cdot \Delta PTT$ ，可确定参数b的标定公式为：

$$[0029] \quad b = \frac{\Delta BP}{\Delta PTT} = \frac{-\frac{\rho g \Delta h}{2}}{PTT_2 - PTT_1} = -\frac{\rho g \Delta h}{2(PTT_2 - PTT_1)}$$

[0030] 然后可得到参数a的标定公式为：

$$[0031] \quad a = BP_1 - b \times PTT_1 = BP_1 + \frac{\rho g \Delta h}{2(PTT_2 - PTT_1)} \times PTT_1$$

[0032] 利用这个方法标定个体化参数的优点在于能够避免重复测量血压，只需要通过改变体位来改变测量血管高度变化（例如：改变测量手臂的高度）就能得出血压的变化，从而标定出个体化参数a和b。

[0033] 然后，按照所述a和b的标定公式校正所述脉搏波传导时间与血压的线性关系模型。

[0034] 在本实施例中，按照所述a和b的标定公式校正所述脉搏波传导时间与血压的线性关系模型具体操作如下：

[0035] (1) 让受试者采用坐位，左手手臂放在桌子上，桌子与心脏位高度一致。在左手食

指连接血氧饱和度探头,用以检测脉搏波信号;

[0036] (2) 同时在左手接上已经检测校准过的上臂式电子血压计,测量血压;

[0037] (3) 让受试者静息5分钟,然后开始采样,待信号稳定后,连续采集1分钟时间内该受试者的脉搏波信号,每采集一分钟随后立即通过上臂式电子血压计测量血压,通过脉搏波信号可以得到脉搏波传导时间值PTT,由此,可得到一组血压值BP和1分钟时间内的脉搏波传导时间值PTT,计算该组血压值的平均值得到BP₁,计算该组脉搏波传导时间值的平均值得到PTT₁;

[0038] (4) 采用同样的采集方法,让受试者的测量手臂抬高20cm,再连续采集1分钟时间内的脉搏波信号,得到一组1分钟时间内的脉搏波传导时间值PTT,计算出该状态下该组脉搏波传导时间值的平均值得到PTT₂。

[0039] (5) 根据a和b的标定公式,可以得出该名受试者1组的个体化参数a、b值。

[0040] (6) 为了提高精准度,让受试者重复以上(1)~(5)步骤两次,这样,该受试者可分别再得到2组的个体化参数a、b值。取平均的a、b值为最终的该受试者的个体化参数。

[0041] 下面,对采用个体化参数标定公式校正的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型进行验证,具体操作如下:

[0042] 受试者分别处于坐位、手臂抬高位、卧位以及运动后四种状态下,在四种状态下分别采集脉搏波信号,根据步骤(1)至(6)使用个体化参数标定公式校正得到的脉搏波传导时间与连续血压线性关系模型,便可测算出血压值,将测算出的血压值与实际测量值对比,得出误差值。

[0043] 参见图2,结果表明:采用该个体化参数标定公式校正的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型,测算收缩压值时的误差是 2.675 ± 3.26 mmHg,低于AAMI血压测量标准 5 ± 8 mmHg,可用于睡眠期对收缩压值的连续测算,能够既不影响受试者的睡眠规律,又可以避免重复测量血压,操作简便且准确率高的测算睡眠状态下的连续血压值。

[0044] 步骤S2:同步且连续的采集睡眠状态下的睡眠生理信号和脉搏波信号;

[0045] 睡眠生理信号有很多种,例如心电信号、血氧饱和度信号、呼吸气流信号等,这些信号都可以通过多导睡眠监测仪连续监测得到。

[0046] 本实施例中,睡眠生理信号具体为呼吸气流信号,脉搏波信号通过在手指连接容积脉搏波探头来采集;呼吸气流信号通过连接热敏传感器和压力传感器来采集。

[0047] 步骤S3:根据校正后的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型分别得到正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段中连续的血压值;

[0048] 现有技术已经可以按照睡眠生理信号来判断是否处于睡眠状态下的呼吸暂停,按照步骤S2所采集的呼吸气流信号随机选取一个正常呼吸段和一个包括一次呼吸暂停段,分别提取所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中步骤S2所采集的完整的、连续的呼吸气流信号和脉搏波信号,根据所提取的脉搏波信号获取脉搏波传导时间,按照所获取的脉搏波传导时间根据步骤S1校正后的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型分别得到所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的血压值。

[0049] 步骤S4:按照传递熵计算公式分别计算正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段的睡眠生理信号到血压的传递熵。

[0050] 分别对所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的血压值提取间期序

列 $\{BP_i, i=1, 2, 3, \dots\}$, 分别对所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段中连续的呼吸气流信号进行逐拍提取间期序列 $\{RA_i, i=1, 2, 3, \dots\}$, 按照传递熵计算公式分别计算所述正常呼吸段和所述包括一次呼吸暂停段的呼吸气流信号到血压的传递熵, 所述传递熵计算公式为:

$$[0051] \quad TE_{x \rightarrow y} = \sum_{y_i, y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)}} p(y_i, y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)}) \log \frac{p(y_i | y_{(i-1)}, x_{(i-\tau)})}{p(y_i | y_{(i-1)})}, \quad i = 1, 2, 3, \dots, N,$$

[0052] 其中 $TE_{x \rightarrow y}$ 为呼吸气流信号到血压的传递熵, τ 为延迟时间, x 和 y 分别是呼吸气流信号的间期序列 RA 和血压值的间期序列 BP 。

[0053] 传递熵用来量化连续血压信号与睡眠生理信号的交互作用。

[0054] 在本实施例中, 针对某一受试者, 经过步骤 $S1$ 至步骤 $S4$, 得到结果如下: 正常呼吸状态下: $TE_{RA \rightarrow BP} = 0.01163$; 呼吸暂停状态下: $TE_{RA \rightarrow BP} = 0.00482$ 。比较发现两者的传递熵: 传递熵_{正常呼吸} > 传递熵_{呼吸暂停}, 此结果也可证明发生呼吸暂停时, 心血管和肺系统的耦合是降低的, 心肺功能减弱, 实现了量化连续血压信号与呼吸气流信号的交互作用的目的。

[0055] 本发明实施例提供了一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法, 根据个体化参数标定法来校正脉搏波传导时间与血压的线性关系模型, 随机选取一个正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段, 获取一个正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段的连续血压值和呼吸气流信号, 计算正常呼吸和呼吸暂停状态下的呼吸气流信号到血压的传递熵, 并作比较, 从而量化受试者心血管及肺系统的交互作用。该方法操作简单, 能定量、准确、实时地获取到所需数据, 为临床预防、诊疗睡眠呼吸暂停低通气综合征等相关疾病提供理论指导。

[0056] 以上所述的仅为本发明的较佳实施例, 凡在本发明的精神和原则范围内所作的任何修改、等同替换和改进等, 均应包含在本发明的保护范围之内。

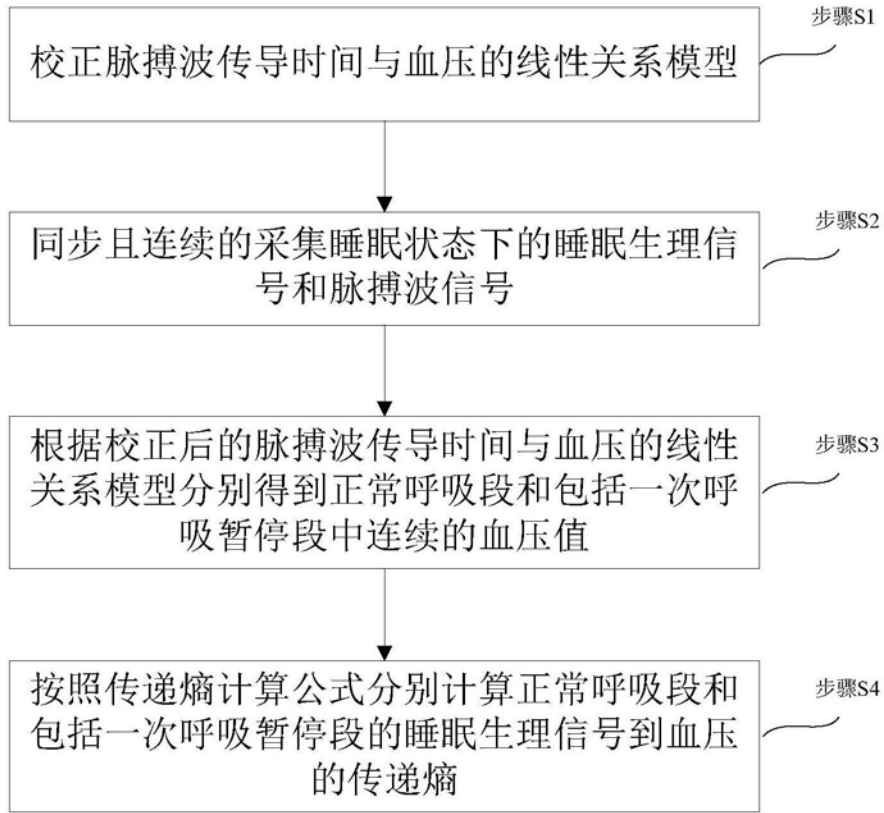


图1

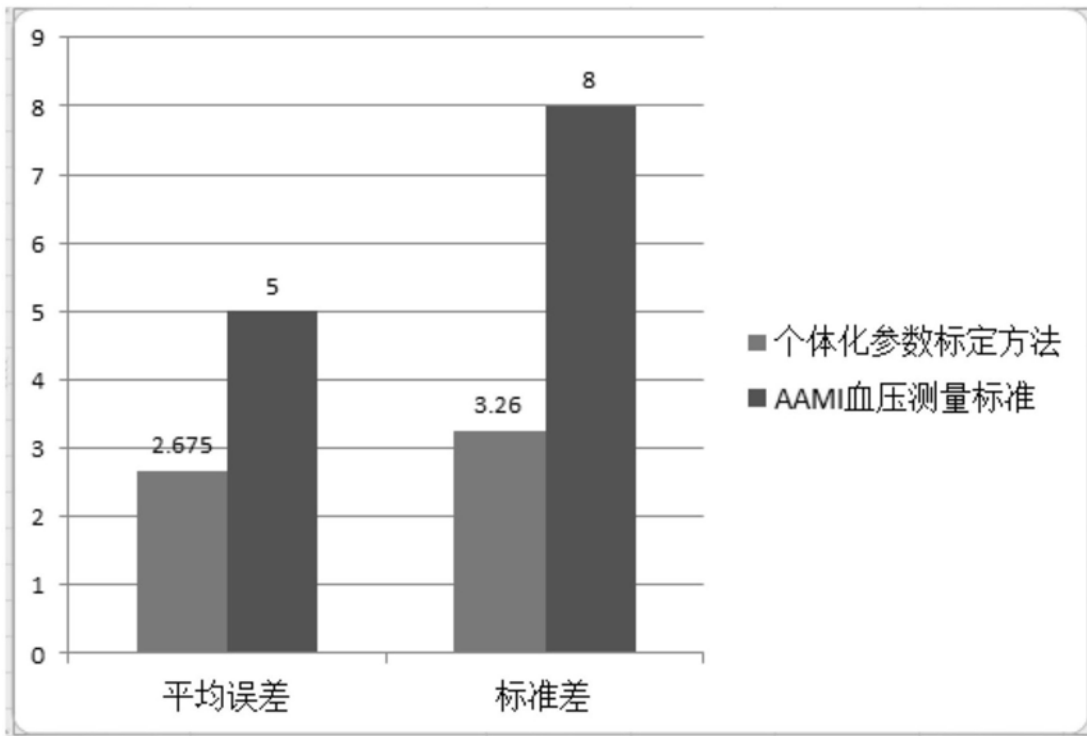


图2

专利名称(译)	一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法		
公开(公告)号	CN109381169A	公开(公告)日	2019-02-26
申请号	CN201811468196.1	申请日	2018-12-03
[标]申请(专利权)人(译)	中山大学		
申请(专利权)人(译)	中山大学		
当前申请(专利权)人(译)	中山大学		
[标]发明人	宋嵘 陈华山 田娜		
发明人	宋嵘 陈华山 田娜		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/02007 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/4818 A61B2560/0223		
代理人(译)	龚元元		
优先权	201811204909.3 2018-10-16 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗监测领域，其公开了一种量化连续血压信号与生理信号交互作用的方法，包括如下步骤：校正脉搏波传导时间与血压的线性关系模型；同步且连续的采集睡眠状态下的睡眠生理信号和脉搏波信号；根据校正后的脉搏波传导时间与血压的线性关系模型分别得到正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段中连续的血压值；按照传递熵计算公式分别计算正常呼吸段和包括一次呼吸暂停段的睡眠生理信号到血压的传递熵，传递熵用来量化连续血压信号与睡眠生理信号的交互作用，从而达到准确量化连续血压信号与睡眠生理信号交互作用的目的。

