



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109222936 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201811333550.X

(22)申请日 2018.11.09

(71)申请人 中科数字健康科学研究院(南京)有限公司

地址 210046 江苏省南京市栖霞区尧化街道甘家边东108号综合楼601

(72)发明人 王红亮 赵王麒麟

(74)专利代理机构 北京清诚知识产权代理有限公司 11691

代理人 乔东峰 耿晓岳

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

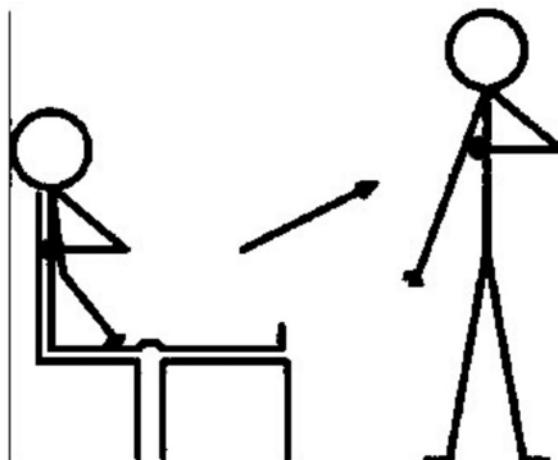
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备和方法

(57)摘要

本发明公开了一种应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备和方法，所述设备包括数据采集单元(100)和数据处理单元(200)，数据采集单元(100)用于同步采集被测者在起立实验中的加速度信号、电信号和脉搏波信号，并送往所述数据处理单元(200)；数据处理单元(200)用于计算被测者的心率和平均血压，并计算自主神经心脏调控模型的个性化参数，最后计算出压力感受器灵敏度和交感副交感神经的活性。本发明使用压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性作为衡量自主神经心脏调控状态的指标进行实时显示，达到临床评测心血管系统动态功能的目的。



1. 一种测量自主神经心血管系统的设备,包括数据采集单元(100)和数据处理单元(200),其中:

所述数据采集单元(100)用于同步采集被测者在起立实验中的加速度信号、心电信号和脉搏波信号,并送往所述数据处理单元(200);

所述数据处理单元(200)用于计算被测者的心率和平均血压,并计算自主神经心脏调控模型的个性化参数,最后计算出压力感受器灵敏度和交感副交感神经的活性。

2. 根据权利要求1所述的测量自主神经心血管系统的设备,其特征在于,所述数据采集单元(100)包括:

脉搏波采集模块(110),其用于采集被测者在起立实验中的脉搏波信号;

心电采集模块(120),其用于采集被测者在起立实验中的心电信号;

加速度采集模块(130),其用于采集被测者在起立实验中的运动和体位变化;

数据同步模块(140),其用于同步控制所述加速度信号、心电信号和脉搏波信号的采集;

数据采集控制模块(150),其用于将采集到的信号实时传送至所述数据处理单元(200)。

3. 根据权利要求2所述的测量自主神经心血管系统的设备,其特征在于,所述数据处理单元包括:

平均血压计算模块(210),用于计算被测者的平均血压;

心率计算模块(220),用于计算被测者的心率;

起立动作检测模块(230),用于检测起立动作的发生;

自主神经参数计算模块(240),用于在起立实验中,根据自主神经心血管调控模型,计算个性化模型参数,并进而计算压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的测量自主神经心血管系统的设备,其特征在于,所述脉搏波采集模块(110)采用压力传感器或红外传感器。

5. 一种测量自主神经心血管系统的方法,包括:

同步采集被测者在起立实验中的加速度信号、心电信号和脉搏波信号;

计算被测者的心率和平均血压,并计算自主神经心脏调控模型的个性化参数,最后计算出压力感受器灵敏度和交感副交感神经的活性。

6. 根据权利要求5所述的测量自主神经心血管系统的方法,其特征在于,还包括:

同步控制所述加速度信号、心电信号和脉搏波信号的采集;

将采集到的信号实时传送至所述数据处理单元。

7. 根据权利要求6所述的测量自主神经心血管系统的方法,其特征在于,

根据自主神经心血管调控模型,计算个性化模型参数,并进而计算压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

8. 如权利要求5至7中任一项所述的测量自主神经心血管系统的方法,其特征在于,采用压力传感器或红外传感器采集被测者的脉搏波信号。

一种应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备和方法

技术领域

[0001] 本申请涉及人体生理参数测量技术领域,具体涉及一种应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备和方法。

背景技术

[0002] 《中国心血管病报告2017》概要显示,我国居民心血管病的发病率,呈现在低龄化、低收入群体中快速增长及个体聚集趋势。心血管病具有高患病率、高致残率和高死亡率的特点,提早预防相对后期的治疗来讲更为关键。心血管病的诊断,特别是早期诊断,应该主要依赖于对心血管系统动态功能的评估。

[0003] 在整个心血管闭环调控系统中,压力感受器灵敏度(Baroreflex Sensitivity, BRS)最为关键,且物理意义明显、临床应用意义重大,已被解剖学证明。国际上多次大规模研究表明,压力感受器灵敏度的降低,心梗、心衰、猝死等心脏事件的死亡率增加到3倍左右。BRS是心血管系统的一项重要且独立的危险指数。稳定测量BRS对于心血管系统疾病的诊断和量化管理具有重要意义。自主神经心血管系统的各项参数测量困难,临幊上常采用有创方法,即给病人注射苯肾上腺素(血管收缩剂)致血压升高、心率降低,但这种通过注射药物来测量的方法往往不被患者接受。随着科研的不断深入,能够无创引起血压变化的起立实验和倾斜实验越来越被广泛采用。

[0004] 自主神经失调是心血管疾病的第一大病因,而自主神经调控失衡,表现在压力感受器灵敏度下降、交感和副交感神经活性下降。这些都是很多致命性心血管病发生的起源和独立指标。定量测量压力感受器灵敏度,度量交感和副交感神经活性,对于心血管病的有效诊断、治疗效果的评估、预防、康复,都具有重要意义。

发明内容

[0005] 本发明通过起立实验对自主神经心血管系统进行测量,使用压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性来作为衡量自主神经心脏调控状态的指标进行实时显示,达到临幊评测心血管系统动态功能的目的。

[0006] 为达到上述目的,本发明一方面提出一种测量自主神经心血管系统的设备,包括数据采集单元和数据处理单元:所述数据采集单元用于同步采集被测者在起立实验中的加速度信号、电信号和脉搏波信号,并送往所述数据处理单元;所述数据处理单元用于计算被测者的心率和平均血压,并计算自主神经心脏调控模型的个性化参数,最后计算出压力感受器灵敏度和交感副交感神经的活性。

[0007] 根据本发明的优选实施方式,所述数据采集单元包括:脉搏波采集模块,其用于采集被测者在起立实验中的脉搏波信号;心电采集模块,其用于采集被测者在起立实验中的电信号;加速度采集模块,其用于采集被测者在起立实验中的运动和体位变化;数据同步模块,其用于同步控制所述加速度信号、电信号和脉搏波信号的采集;数据采集控制模块,其用于将采集到的信号实时传送至所述数据处理单元。

[0008] 根据本发明的优选实施方式，所述数据处理单元包括：平均血压计算模块，用于计算被测者的平均血压；心率计算模块，用于计算被测者的心率；起立动作检测模块，用于检测起立动作的发生；自主神经参数计算模块，用于在起立实验中，根据自主神经心血管调控模型，计算个性化模型参数，并进而计算压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

[0009] 根据本发明的优选实施方式，所述脉搏波采集模块采用压力传感器或红外传感器。

[0010] 本发明另一方面还提出一种测量自主神经心血管系统的方法，包括：同步采集被测者在起立实验中的加速度信号、心电信号和脉搏波信号；计算被测者的心率和平均血压，并计算自主神经心脏调控模型的个性化参数，最后计算出压力感受器灵敏度和交感副交感神经的活性。

附图说明

[0011] 图1是本发明的一个实施例的应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备结构框图；

[0012] 图2是本发明的穿戴式数据采集单元的结构框图；

[0013] 图3是本发明的一个实施例的数据处理单元的结构框图；

[0014] 图4是本发明的一个实施例的本发明应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备佩戴示意图；

[0015] 图5是本发明的一个实施例在进行起立实验的动作示意图。

具体实施方式

[0016] 下面将参照附图更详细地描述本明的示例性实施例。虽然附图中显示了本发明的示例性实施例，然而应当理解，本发明可以以各种形式实现，实施例并不是用于限制本发明的范围。相反，提供这些实施例的目的是为了使本领域的技术人员更透彻地理解本发明。

[0017] 本文中的术语“和/或”仅仅是一种描述关联对象的关联关系，表示可以存在三种关系，例如，“A和/或B”可以表示：单独存在A，同时存在A和B，单独存在B这三种情况。另外，本文中字符“/”，一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0018] 起立实验的原理如下：正常人体由平卧位变为直立时，大约有300-800ml血液从胸腔转移到下肢，正常生理反应是心率稍加快，收缩压稍降低，舒张压增加，平均动脉压不变。此实验可以造成直立位低血压，便于对自主神经心血管系统进行可控的测量。

[0019] 图1是本发明的一个实施例的应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备结构框图。本发明能够测量和评估自主神经心脏调控功能，特别是测量和计算压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性等。如图1所示，整个设备由数据采集单元100、数据处理单元200组成。数据采集单元优选为穿戴式的。穿戴式数据采集单元100包括数据采集控制模块150，在数据采集控制模块150的控制下，数据采集单元100同步采集加速度数据、心电数据和脉搏波数据，并送往数据处理单元200。在被测者起立试验过程中，数据处理单元200计算心率和平均血压，并计算自主神经心脏调控模型的个性化参数，最后计算出压力感受器灵敏度和交感副交感神经的活性。

[0020] 所述数据采集单元100包括脉搏波采集模块110，其用于采集被测者的脉搏波信

号；心电采集模块120用于采集被测者的心电信号；加速度采集模块130用于采集被测者的运动和体位变化；数据同步模块140用于同步控制所述加速度信号、心电信号和脉搏波信号的采集；数据采集控制模块150用于将采集到的信号实时传送至所述数据处理单元(200)。

[0021] 下面详细介绍本发明的实施例：

[0022] 如图2所示的穿戴式数据采集单元100的结构框图和图4所示的佩戴示意图，本发明的设备同步采集三种信号，即：脉搏波、心电信号和加速度信号。脉搏波采集模块110采用压力传感器或红外传感器。在图4中所示位置，其采集桡动脉脉搏波，在其他实施例中，也可以使用佩戴于手指的传感器采集光电血管容积图PPG代替脉搏波。心电采集模块120使用两个心电电极，令两电极的连线通过心脏，采集心电信号；在加速度采集模块130中的三轴加速度传感器测量运动和体位变化；三轴加速度传感器输出的是三轴加速度数字度量；上述采集的脉搏波数据和心电数据均为模拟信号，在采集模块中需要包括差分放大器和滤波器，对模拟信号进行放大和滤波。数据同步模块140同步采集加速度、心电和脉搏波信号，并将采集到的模拟信号作模数转换。数据采集控制模块150将接收到的数字信号按照约定的通信协议打包，通过有线(如USB)或无线(如蓝牙)等方式将数据实时传送至数据处理单元200。

[0023] 如图3数据处理单元200结构框图所示，数据处理单元200下分有四个模块。数据处理单元200接收到数据，按照通信协议解包后，分别将脉搏波信号、心电信号和加速度信号送至平均血压计算模块210、心率计算模块220和起立动作检测模块230。自主神经参数计算模块240分别自平均血压计算模块210、心率计算模块220和起立动作检测模块230获得起立动作开始后90秒内心率和平均血压值序列和起立动作开始时间，根据自主神经心血管调控模型，计算个性化模型参数，并进而计算压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性。

[0024] 自主神经心血管调控模型推导原理如下：

[0025] 压力感受器传入冲动的剧烈程度不仅与血压大小有关，也与血压变化的快慢有关，采用以下表达式进行建模：

$$[0026] \frac{dn}{dt} = k_i \frac{d\bar{p}}{dt} \frac{n(M-n)}{(M/2)^2} - \frac{n_i}{\tau_i}$$

[0027] 其中*i=S,I,L*，分别表示短期($\approx 1s$)、中期($\approx 5s$)与长期(约等于250s)， k_i 是*i*类神经的增益， n 为压力感受器激发率，满足 $n=n_s+n_i+n_l+N$ ， M 为最大激发率。 t 为时间， τ_i 为与 n_i 相关的时间常数。 N 为基础激发率，与最大激发率 M 的关系可表示为：

$$[0028] N = \frac{M}{2} + \frac{\eta^2}{1+\eta^2} \left(M - \frac{M}{2} \right)$$

[0029] 副交感神对压力感受器激发率的响应如下式：

$$[0030] T_{par}(n) = \frac{n(t)}{M}$$

[0031] T_{par} 为副交感神经响应，而 M 为最大激发率。相对于副交感神经的瞬时响应而言，交感神经响应具有一定的延迟。此外，副交感神经响应还对交感神经有抑制的作用。同时实验数据也表明在姿势变化过程中前庭交感反射也有助于应对压力感受器反射触发前持续低血压的情形。用下式描述上面的各种效应：

$$[0032] T_{sym} = \frac{1 - n(t - \tau_d) / M + u(t)}{1 + \beta T_{par}(n)}.$$

[0033] 式中 β 表示副交感神经抑制因子, τ_d 为时间延迟, $u(t)$ 为前庭反射的冲激响应函数, 如下:

$$[0034] u(t) = [b(t - t_m)]^2 + u_0, b = \sqrt{\frac{4u_0}{(t_{stop} - t_{start})^2}}, t_m = \frac{t_{start} + t_{stop}}{2}.$$

[0035] 其中 t_{start} 与 t_{stop} 参数分别为冲激的开始与结束时刻, u_0 则为响应幅度。

[0036] 自主神经系统对心率的影响主要通过控制相关递质的释放来完成。在该模型中将受副交感神经控制的递质为乙酰胆碱, 将受交感神经控制的递质为去甲肾上腺素。分别得到如下两式

$$[0037] \frac{dC_{nor}}{dt} = \frac{-C_{nor} + T_{sym}}{\tau_{nor}}$$

$$[0038] \frac{dC_{ach}}{dt} = \frac{-C_{ach} + T_{par}}{\tau_{ach}}.$$

[0039] 其中 C_{nor} 为去甲肾上腺素浓度、 C_{ach} 为乙酰胆碱浓度。 τ_{ach} 与 τ_{nor} 为时间常数。

[0040] 最后对递质对心率的影响进行建模。心率势能 ϕ 可以通过以下集成火灾模型表示。

$$[0041] \frac{d\phi}{dt} = H_0(1 + M_s C_{nor} - M_p C_{ach})$$

[0042] 这里 H_0 (通常是100beats/min) 表示基准心率。剩下两个参数 M_s , M_p 表示对于两种化学元素变化反应的强度。为了使心率在正常的物理范围之内, 我们限制 M_s , M_p 在【0, 1】之间, 为了达到这种效果我们引入了另外两个变量 ξ_s 、 ξ_p , 它们与 M_s , M_p 的关系如下。

$$[0043] M_s = \frac{\xi_s^2}{1 + \xi_s^2}, M_p = \frac{\xi_p^2}{1 + \xi_p^2}$$

[0044] 当时间相关函数 ϕ 变为1时, 说明产生了一次心搏。此时将其重置为0。如果两次心搏在连续时刻 t_i 与 t_{i+1} 上发生, 那么心率为 $1 / (t_{i+1} - t_i)$, 也就是两次心搏时间间隔的倒数。

$$[0045] HR = 1 / (t_{\phi=1} - t_{\phi=0})$$

[0046] 综上, 自主神经心血管调控模型可整理为:

$$[0047] \frac{dx}{dt} = f(x, p(t), \theta),$$

$$[0048] x = (n, T_{sym}, T_{par}, C_{nor}, C_{ach}, \phi)$$

$$[0049] \theta = (K_S, K_I, K_L, \tau_S, \tau_I, \tau_L, \tau_{nor}, \tau_{ach}, \eta,$$

$$[0050] \xi_S, \xi_p, \mu_0, t_{start}, t_{per}, \tau_d, \beta)$$

[0051] 其中, x 是模型中的状态变量, $p(t)$ 表示模型的输入(即是血压), θ 表示模型的参数。由上述模型显然可知, 在已知模型的输入(血压)的情况下, 可以通过此模型求解出对应的心率。

[0052] 为了准确地测定压力感受器灵敏度, 通过无创、无风险、无特殊操作的方式得到一种血压和心率有较大变化的测量场景, 避免被其它因素所掩盖。为达此目的, 选用“起立”动

作为测量场景。由于重力的作用,成年人起立时约有500毫升血液不是通过静脉回流,而是流向下方。这种过渡状态引起血压降低。对血压降低的补偿条件反应发生在10—15秒之后。这种称之为“初始起立低血压”过程历经30—60秒。由于血管顺应性和交感神经活性的不同,不同人的“初始起立低血压”的程度和恢复状况和时间也不同。

[0053] 图5所示是一个人体起立实验的示意图,在应用本发明时,实验过程需划分为两部分:一个是血压标定过程,一个是起立过程。血压标定过程,即利用一系列的不同动作,测定不同血压值对应的脉搏波波速,并拟合相关关系。标定过程具体如下:

[0054] 1)采集受试者平放、下垂、上举三种动作状态下的ppg,ecg信号

[0055] 2)同时用全自动数字血压采集设备采集标准的血压值

[0056] 3)每次信号采集完成后隔30秒,等信号稳定之后再采集下一组信号

[0057] 起立实验,即实验者进行从坐立到站起这个过程,具体过程如下:

[0058] 1)受试者坐在椅子上,背部靠椅背,上身挺直。

[0059] 2)开启设备,采集1min的稳定信号

[0060] 3)让受试者站起,同时采集相应的ppg,ecg信号

[0061] 4)重复以上过程三次

[0062] 应当理解,为了精简本发明并帮助本领域的技术人员理解本发明的各个方面,在上面对本发明的示例性实施例的描述中,本发明的各个特征有时在单个实施例中进行描述,或者参照单个图进行描述。但是,不应将本发明解释成示例性实施例中包括的特征均为本专利权利要求的必要技术特征。

[0063] 应当理解,可以对本发明的一个实施例的设备中包括的模块、单元、组件等进行自适应性地改变以把它们设置在与该实施例不同的设备中。可以把实施例的设备包括的不同模块、单元或组件组合成一个模块、单元或组件,也可以把它们分成多个子模块、子单元或子组件。

[0064] 本发明的实施例中的模块、单元或组件可以以硬件方式实现,也可以以一个或者多个处理器上运行的软件方式实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本发明实施例。本发明还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的计算机程序产品或计算机可读介质上。

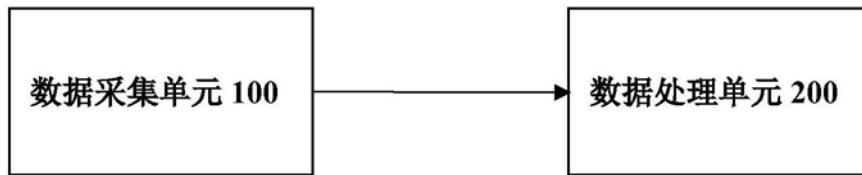


图1

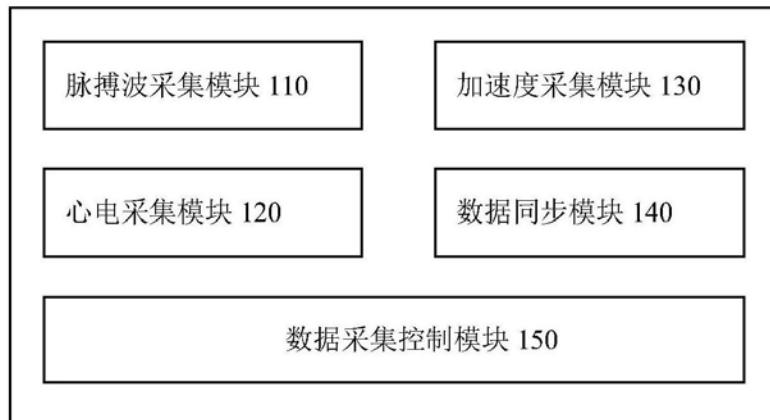


图2



图3

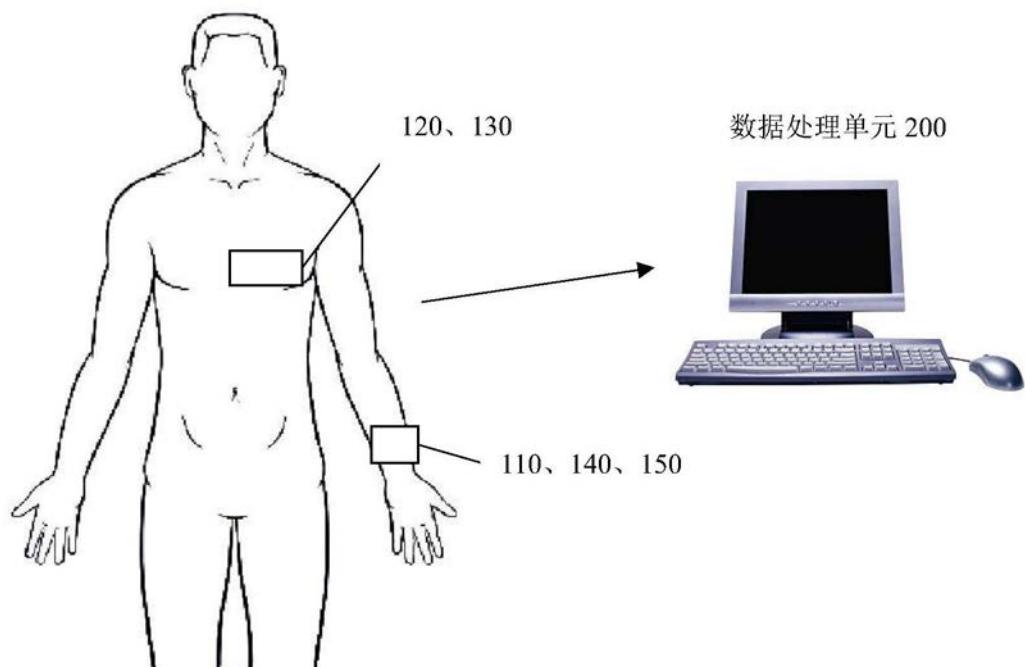


图4

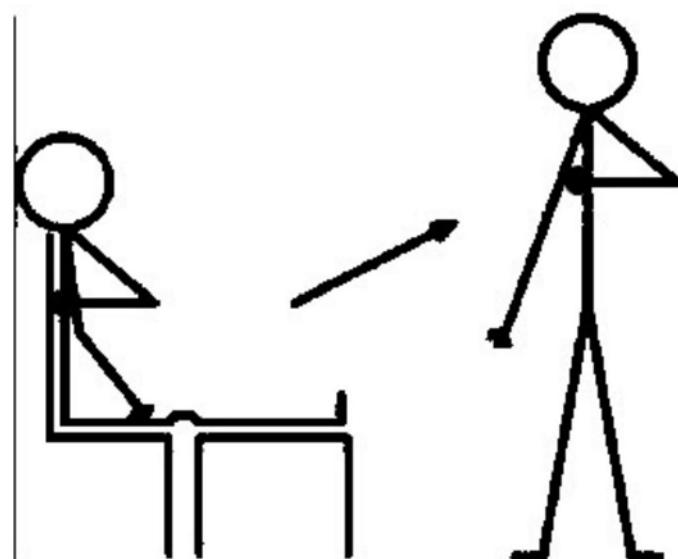


图5

专利名称(译)	一种应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备和方法		
公开(公告)号	CN109222936A	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN201811333550.X	申请日	2018-11-09
[标]发明人	王红亮 赵王麒麟		
发明人	王红亮 赵王麒麟		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0402 A61B5/1118 A61B5/40 A61B5/6802		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种应用起立实验测量自主神经心血管系统的设备和方法，所述设备包括数据采集单元(100)和数据处理单元(200)，数据采集单元(100)用于同步采集被测者在起立实验中的加速度信号、心电信号和脉搏波信号，并送往所述数据处理单元(200)；数据处理单元(200)用于计算被测者的心率和平均血压，并计算自主神经心脏调控模型的个性化参数，最后计算出压力感受器灵敏度和交感副交感神经的活性。本发明使用压力感受器灵敏度和交感副交感神经活性作为衡量自主神经心脏调控状态的指标进行实时显示，达到临床评测心血管系统动态功能的目的。

