



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106096303 B

(45)授权公告日 2018.12.18

(21)申请号 201610460442.3

(22)申请日 2016.06.22

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106096303 A

(43)申请公布日 2016.11.09

(73)专利权人 深圳市是源医学科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市龙华新区龙华
街道民清路光辉科技园2栋厂房2单元
2楼201

(72)发明人 杨荣骞 张磊 吕瑞雪 付小婷

陈秀文 王之辉 郭加成 宋传旭

(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所
44237

代理人 张全文

(51)Int.Cl.

G16H 50/20(2018.01)

G16H 80/00(2018.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

H04L 29/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 204745287 U,2015.11.11,

CN 204293140 U,2015.04.29,

CN 101642369 A,2010.02.10,

CN 105380618 A,2016.03.09,

CN 1527235 A,2004.09.08,

CN 104127193 A,2014.11.05,

CN 101637383 A,2010.02.03,

CN 204931634 U,2016.01.06,

赵素文等.基于心电信号中提取呼吸信号的
探讨.《桂林航天工业高等专科学校学报》.2012,
(第1期),20-24.

郭永丛等.基于心电信号提取呼吸信号的算
法.《吉林大学学报(信息科学版)》.2016,第34
卷(第3期),327-333.

审查员 何守兵

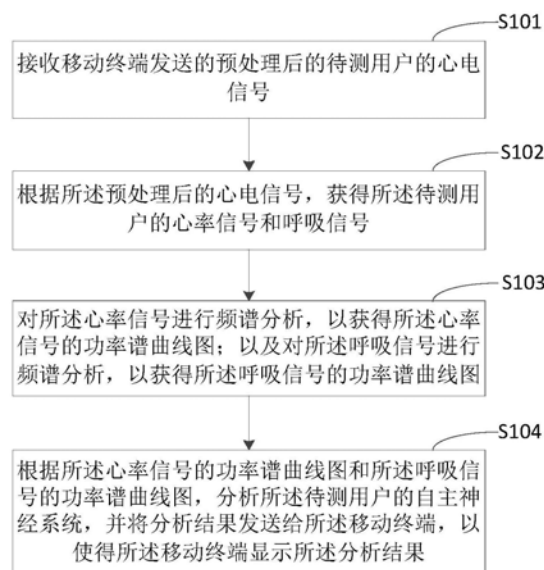
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种自主神经系统的分析方法、服务器及系
统

(57)摘要

本发明属于信号处理技术领域,提供了一种
自主神经系统的分析方法、服务器及系统,所述
方法包括:接收移动终端发送的预处理后的待测
用户的心电信号;根据所述预处理后的心电信
号,获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;
对所述心率信号进行频谱分析,以获得所述心率
信号的功率谱曲线图;以及对所述呼吸信号进行
频谱分析,以获得所述呼吸信号的功率谱曲线
图;根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼
吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自
主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终
端,以使得所述移动终端显示所述分析结果。通
过本发明可提高分析自主神经系统的准确性。



1. 一种服务器,其特征在于,所述服务器包括:

接收模块,用于接收移动终端发送的预处理后的待测用户的心电信号;

获得模块,用于根据所述预处理后的心电信号,获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;

第一分析模块,用于对所述心率信号进行频谱分析,以获得所述心率信号的功率谱曲线图;以及对所述呼吸信号进行频谱分析,以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图;

第二分析模块,用于根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终端,以使得所述移动终端显示所述分析结果;

所述获得模块具体包括:

提取单元,用于提取所述预处理后的心电信号的峰值,并对所述预处理后的心电信号的峰值进行标号;

第一计算单元,用于根据所述预处理后的心电信号的峰值,计算第*i*个峰值的前向平均值

$$R(i)_{avg} = \frac{\sum_{j=1}^{j=i} R(j)}{i}, \text{ 其中, } R(j) \text{ 为第 } j \text{ 个峰值, } i \text{ 和 } j \text{ 为大于零的整数};$$

第二计算单元,用于根据所述第*i*个峰值和所述第*i*个峰值的前向平均值 $R(i)_{avg}$,计算

$$\text{与所述第 } i \text{ 个峰值对应的呼吸数值 } A(i) = \frac{R(i)}{R_{avg}(i)};$$

第三计算单元,用于重复执行所述第一计算单元和所述第二计算单元,直到计算出与
所述预处理后的心电信号的所有峰值对应的所有呼吸数值;

插值单元,用于对所述所有呼吸数值进行插值运算,以获得所述待测用户的呼吸信号。

2. 根据权利要求1所述的服务器,其特征在于,所述第二分析模块具体包括:

选取单元,用于从所述呼吸信号的功率谱曲线图中选取出功率谱最大值所对应的频率,并将该频率作为所述待测用户的呼吸频率*frf*,其中,*frf*大于零;

确定单元,用于根据所述呼吸频率*frf*,确定所述待测用户的交感神经的带宽和副交感神经的带宽;

计算单元,用于根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述交感神经的带宽,计算所述待测用户的交感神经张力;以及根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述副交感神经的带宽,计算所述待测用户的副交感神经张力;

分析单元,用于根据所述交感神经张力和所述副交感神经张力,分析所述待测用户的自主神经系统。

3. 根据权利要求2所述的服务器,其特征在于,所述确定单元具体包括:

第一带宽确定子单元,用于根据所述呼吸频率*frf*,确定所述待测用户的交感神经的带宽为 $x_1 \sim frf * x_2$,其中, x_1 、 x_2 大于零;

第二带宽确定子单元,用于根据所述呼吸频率*frf*,确定所述待测用户的副交感神经的带宽为 $frf * x_2 \sim frf * x_3$,其中, x_3 大于零;

所述分析单元具体包括:

第一张力确定子单元,用于当所述交感神经张力和所述副交感神经张力符合预设条件时,确定所述待测用户处于自主神经平衡状态;

第二张力确定子单元,用于当所述交感神经张力和所述副交感神经张力不符合预设条件时,确定所述待测用户处于自主神经紊乱状态。

4. 一种自主神经系统的分析系统,其特征在于,所述系统包括:

心电信号采集盒、移动终端以及服务器;

所述心电信号采集盒,用于采集待测用户的心电信号,并将所述心电信号发送给所述移动终端;

所述移动终端,用于对接收到的所述心电信号进行预处理,并将预处理后的心电信号发送给所述服务器;

所述服务器,用于接收所述移动终端发送的所述预处理后的心电信号;根据所述预处理后的心电信号,获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;对所述心率信号进行频谱分析,以获得所述心率信号的功率谱曲线图;以及对所述呼吸信号进行频谱分析,以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图;根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终端,以使得所述移动终端显示所述分析结果;

所述服务器,具体用于执行步骤一,提取所述预处理后的心电信号的峰值,并对所述预处理后的心电信号的峰值进行标号;步骤二,根据所述预处理后的心电信号的峰值,计算第

i 个峰值的前向平均值 $R(i)_{avg} = \frac{\sum_{j=1}^i R(j)}{i}$, 其中, $R(j)$ 为第 j 个峰值, i 和 j 为大于零的整数;步

骤三,根据所述第 i 个峰值和所述第 i 个峰值的前向平均值 $R(i)_{avg}$, 计算与所述第 i 个峰值对

应的呼吸数值 $A(i) = \frac{R(i)}{R_{avg}(i)}$;步骤四,重复执行步骤二和步骤三,直到计算出与所述预处理

后的心电信号的所有峰值对应的所有呼吸数值;步骤五,对所述所有呼吸数值进行插值运算,以获得所述待测用户的呼吸信号。

一种自主神经系统的分析方法、服务器及系统

技术领域

[0001] 本发明属于信号处理技术领域,尤其涉及一种自主神经系统的分析方法、服务器及系统。

背景技术

[0002] 自主神经系统又称为植物神经系统,包括交感神经和副交感神经,可以支配和调节机体内脏、血管、平滑肌、心肌和腺体等的活动。由于慢性疾病伴随着自主神经紊乱的发生,可以通过维持自主神经的平衡状态有效降低患病率和死亡率。因此,实时检测自主神经的状态在预防疾病领域具有重要的意义,而心电信号的频域分析在分析自主神经系统时尤为重要。

[0003] 目前,通常是对心电信号的RR间期进行傅里叶变换功率谱分析,其中,具有固定带宽0.04~0.15Hz的低频功率LF代表交感神经,具有固定带宽0.15~0.4Hz的高频功率HF代表副交感神经,通过LF、HF和LF/HF这三个值来分析自主神经系统。然而,现有技术并没有考虑呼吸信号对自主神经系统的影响,进而导致分析自主神经系统的准确性不高。

[0004] 故,有必要提出一种新的技术方案,以解决上述技术问题。

发明内容

[0005] 鉴于此,本发明实施例提供一种自主神经系统的分析方法、服务器及系统,以提高分析自主神经系统的准确性。

[0006] 本发明实施例的第一方面,提供一种自主神经系统的分析方法,所述方法包括:

[0007] 接收移动终端发送的预处理后的待测用户的心电信号;

[0008] 根据所述预处理后的心电信号,获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;

[0009] 对所述心率信号进行频谱分析,以获得所述心率信号的功率谱曲线图;以及对所述呼吸信号进行频谱分析,以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图;

[0010] 根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终端,以使得所述移动终端显示所述分析结果。

[0011] 本发明实施例的第二方面,提供一种服务器,所述服务器包括:

[0012] 接收模块,用于接收移动终端发送的预处理后的待测用户的心电信号;

[0013] 获得模块,用于根据所述预处理后的心电信号,获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;

[0014] 第一分析模块,用于对所述心率信号进行频谱分析,以获得所述心率信号的功率谱曲线图;以及对所述呼吸信号进行频谱分析,以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图;

[0015] 第二分析模块,用于根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终端,以使得所述移动终端显示所述分析结果。

[0016] 本发明实施例的第三方面,提供一种自主神经系统的分析系统,所述系统包括:

[0017] 心电信号采集盒、移动终端以及服务器;

[0018] 所述心电信号采集盒,用于采集待测用户的心电信号,并将所述心电信号发送给所述移动终端;

[0019] 所述移动终端,用于对接收到的所述心电信号进行预处理,并将预处理后的心电信号发送给所述服务器;

[0020] 所述服务器,用于接收所述移动终端发送的所述预处理后的心电信号;根据所述预处理后的心电信号,获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;对所述心率信号进行频谱分析,以获得所述心率信号的功率谱曲线图;以及对所述呼吸信号进行频谱分析,以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图;根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终端,以使得所述移动终端显示所述分析结果。

[0021] 本发明实施例与现有技术相比存在的有益效果是:本发明实施例通过将待测用户的心率信号的功率谱曲线图和呼吸信号的功率谱曲线图相结合,共同作用分析待测用户的自主神经系统,从而使得在分析待测用户的自主神经系统时,考虑呼吸信号对自主神经系统的影响,提高了分析待测用户的自主神经系统的准确性。

附图说明

[0022] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0023] 图1是本发明实施例一提供的自主神经系统的分析方法的实现流程图;

[0024] 图2是本发明实施例二提供的服务器的组成示意图;

[0025] 图3是本发明实施例三提供的自主神经系统的分析系统的组成示意图。

具体实施方式

[0026] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0027] 实施例一:

[0028] 图1示出了本发明实施例一提供的自主神经系统的分析方法的实现流程,所述实现流程详述如下:

[0029] 在步骤S101中,接收移动终端发送的预处理后的待测用户的心电信号;

[0030] 在本发明实施例中,服务器接收移动终端发送的预处理后的待测用户的心电信号,所述预处理包括但不限于去基线和滤波处理,所述去基线处理用于去除心电信号中的基线漂移,所述滤波处理用于滤除心电信号中的噪声。

[0031] 在本发明实施例中,服务器可以将移动终端发送的预处理后的待测用户的心电信号以日期或者姓名的方式保存在数据库中,以便于学者或专家等进行统计学分析,深入挖

掘心电信号隐藏的其他特征。

[0032] 在步骤S102中,根据所述预处理后的心电信号,获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;

[0033] 在本发明实施例中,服务器可以通过预处理后的心电信号的RR间期,获得心率数值,再对心率数值进行插值运算可获得所述待测用户的心率信号,所述RR间期为预处理后的心电信号的两个连续QRS波中R波之间的时间,由于心率为心脏每分钟跳动的次数,如果RR间期的单位为分,则RR间期的倒数即为心率数值,如果RR间期的单位为秒,则60除以RR间期即为心率数值,所述插值运算包括但不限于三次样条插值,插值频率可以为4Hz。

[0034] 示例性的,RR间期为0.8秒,则对应的心率数值为75次/分。

[0035] 进一步的,所述根据所述预处理后的心电信号,获得所述待测用户的呼吸信号可以包括:

[0036] 步骤一,提取所述预处理后的心电信号的峰值,并对所述预处理后的心电信号的峰值进行标号;

[0037] 在本发明实施例中,提取所述预处理后的心电信号的峰值及每个峰值所对应的时间,并对每个峰值按顺序进行标号,即所述预处理后的心电信号的第一个峰值标记为1,第二个峰值标记为2,以此类推,直到标记完所述预处理后的心电信号的所有峰值。

[0038] 步骤二,根据所述预处理后的心电信号的峰值,计算第*i*个峰值的前向平均值

$$R(i)_{avg} = \frac{\sum_{j=1}^{j=i} R(j)}{i}, \text{ 其中, } R(j) \text{ 为第 } j \text{ 个峰值, } i \text{ 和 } j \text{ 为大于零的整数};$$

[0039] 步骤三,根据所述第*i*个峰值和所述第*i*个峰值的前向平均值 $R(i)_{avg}$,计算与所述

$$\text{第 } i \text{ 个峰值对应的呼吸数值 } A(i) = \frac{R(i)}{R_{avg}(i)};$$

[0040] 在本发明实施例中,服务器根据所述第*i*个峰值和所述第*i*个峰值的前向平均值 $R(i)_{avg}$,计算与所述第*i*个峰值所对应的时间对应的呼吸数值 $A(i) = \frac{R(i)}{R_{avg}(i)}$,即所述呼吸数

$$\text{值 } A(i) = \frac{R(i)}{R_{avg}(i)} \text{ 所对应的时间与所述第 } i \text{ 个峰值所对应的时间相同。}$$

[0041] 步骤四,重复执行步骤二和步骤三,直到计算出与所述预处理后的心电信号的所有峰值对应的所有呼吸数值;

[0042] 在本发明实施例中,服务器可以先根据步骤二和步骤三,计算与所述预处理后的心电信号的第一个峰值对应的呼吸数值,再根据步骤二和步骤三,计算与所述预处理后的心电信号的第二个峰值对应的呼吸数值,根据步骤二和步骤三,计算与所述预处理后的心电信号的第三个峰值对应的呼吸数值,以此类推,直到计算与所述预处理后的心电信号的最后一个峰值对应的呼吸数值,即可计算出与所述预处理后的心电信号的所有峰值对应的所有呼吸数值。

[0043] 步骤五,对所述所有呼吸数值进行插值运算,以获得所述待测用户的呼吸信号。

[0044] 在本发明实施例中,所述插值运算包括但不限于三次样条插值,插值频率可以为

4Hz。

[0045] 在步骤S103中,对所述心率信号进行频谱分析,以获得所述心率信号的功率谱曲线图;以及对所述呼吸信号进行频谱分析,以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图;

[0046] 在本发明实施例中,服务器可以通过小波变换对所述心率信号进行频谱分析,获得所述心率信号的功率谱曲线图,对所述呼吸信号进行频谱分析,获得所述呼吸信号的功率谱曲线图,所述小波变换的小波基包括但不限于morlet小波,其表达式为:

$$\text{morl_func} = \frac{1}{\sqrt{2 * \pi i}} * \exp(i * 2 * \pi i * f_c * t / a) * \exp\left(-\frac{U^2 * t^2}{2 * a^2}\right), \text{其中, } f_c \text{ 为小波基的中心频率,}$$

可取值为0.8Hz,t为小波基宽度,a为小波基的尺度,U用于调节小波基带通滤波器的宽度,U值越小,带通滤波器的宽度就越窄,i为虚数单位,pi为圆周率 π 。

[0047] 在步骤S104中,根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终端,以使得所述移动终端显示所述分析结果。

[0048] 在本发明实施例中,服务器将分析结果发送给所述移动终端,所述移动终端向用户显示所述分析结果,可以使用户实时了解自己的自主神经状态。

[0049] 进一步的,所述根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统可以包括:

[0050] 从所述呼吸信号的功率谱曲线图中选取出功率谱最大值所对应的频率,并将该频率作为所述待测用户的呼吸频率frf,其中,frf大于零;

[0051] 根据所述呼吸频率frf,确定所述待测用户的交感神经的带宽和副交感神经的带宽;

[0052] 根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述交感神经的带宽,计算所述待测用户的交感神经张力;以及根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述副交感神经的带宽,计算所述待测用户的副交感神经张力;

[0053] 在本发明实施例中,将所述交感神经的带宽对应到所述心率信号的功率谱曲线图中,获得所述交感神经的带宽在所述心率信号的功率谱曲线图中对应的功率谱,所述功率谱与所述交感神经的带宽在所述心率信号的功率谱曲线图中所围面积即为所述待测用户的交感神经张力LFa;将所述副交感神经的带宽对应到所述心率信号的功率谱曲线图中,获得所述副交感神经的带宽在所述心率信号的功率谱曲线图中对应的功率谱,所述功率谱与所述副交感神经的带宽在所述心率信号的功率谱曲线图中所围面积即为所述待测用户的副交感神经张力RFa。

[0054] 根据所述交感神经张力和所述副交感神经张力,分析所述待测用户的自主神经系统。

[0055] 进一步的,所述根据所述呼吸频率frf,确定所述待测用户的交感神经的带宽和副交感神经的带宽可以包括:

[0056] 根据所述呼吸频率frf,确定所述待测用户的交感神经的带宽为 $x_1 \sim \text{frf} * x_2$,其中, x_1 、 x_2 大于零;

[0057] 较佳的, x_1 为0.04, x_2 为0.65,交感神经的带宽单位为Hz。

[0058] 根据所述呼吸频率frf,确定所述待测用户的副交感神经的带宽为 $\text{frf} * x_2 \sim \text{frf} *$

x_3 , 其中, x_3 大于零。

[0059] 较佳的, x_3 为 1.35, 副交感神经的带宽单位为 Hz。

[0060] 进一步的, 所述根据所述交感神经张力和所述副交感神经张力, 分析所述待测用户的自主神经系统可以包括:

[0061] 当所述交感神经张力和所述副交感神经张力符合预设条件时, 确定所述待测用户处于自主神经平衡状态;

[0062] 在本发明实施例中, 所述预设条件为 LFa 和 RFa 的取值范围为 $0.5 \sim 10 \text{ bpm}^2$, 且 LFa/RFa 比值范围为 $0.4 \sim 3$, 所述 bpm^2 为所述交感神经张力和所述副交感神经张力的单位, 可以表示为单位时间内的心率。其中, 所述单位时间为 1 分钟, 所述心率为心脏每分钟跳动的次数。

[0063] 当所述交感神经张力和所述副交感神经张力不符合预设条件时, 确定所述待测用户处于自主神经紊乱状态。

[0064] 本发明实施例通过将待测用户的心率信号的功率谱曲线图和呼吸信号的功率谱曲线图相结合, 共同作用分析待测用户的自主神经系统, 从而使得在分析待测用户的自主神经系统时, 考虑呼吸信号对自主神经系统的影响, 提高了分析待测用户的自主神经系统的准确性。

[0065] 实施例二:

[0066] 图2示出了本发明实施例二提供的服务器的组成示意图, 为了便于说明, 仅示出了与本发明实施例相关的部分, 详述如下:

[0067] 接收模块21, 用于接收移动终端发送的预处理后的待测用户的心电信号;

[0068] 获得模块22, 用于根据所述预处理后的心电信号, 获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;

[0069] 进一步的, 所述获得模块22具体包括:

[0070] 提取单元221, 用于提取所述预处理后的心电信号的峰值, 并对所述预处理后的心电信号的峰值进行标号;

[0071] 第一计算单元222, 用于根据所述预处理后的心电信号的峰值, 计算第 i 个峰值的

前向平均值 $R(i)_{\text{avg}} = \frac{\sum_{j=1}^{j=i} R(j)}{i}$, 其中, $R(j)$ 为第 j 个峰值, i 和 j 为大于零的整数;

[0072] 第二计算单元223, 用于根据所述第 i 个峰值和所述第 i 个峰值的前向平均值 $R(i)_{\text{avg}}$, 计算与所述第 i 个峰值对应的呼吸数值 $A(i) = \frac{R(i)}{R_{\text{avg}}(i)}$;

[0073] 第三计算单元224, 用于重复执行所述第一计算单元和所述第二计算单元, 直到计算出与所述预处理后的心电信号的所有峰值对应的所有呼吸数值;

[0074] 插值单元225, 用于对所述所有呼吸数值进行插值运算, 以获得所述待测用户的呼吸信号。

[0075] 第一分析模块23, 用于对所述心率信号进行频谱分析, 以获得所述心率信号的功率谱曲线图; 以及对所述呼吸信号进行频谱分析, 以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图;

[0076] 第二分析模块24, 用于根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率

谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终端,以使得所述移动终端显示所述分析结果。

[0077] 进一步的,所述第二分析模块24具体包括:

[0078] 选取单元241,用于从所述呼吸信号的功率谱曲线图中选取出功率谱最大值所对应的频率,并将该频率作为所述待测用户的呼吸频率 f_{rf} ,其中, f_{rf} 大于零;

[0079] 确定单元242,用于根据所述呼吸频率 f_{rf} ,确定所述待测用户的交感神经的带宽和副交感神经的带宽;

[0080] 计算单元243,用于根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述交感神经的带宽,计算所述待测用户的交感神经张力;以及根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述副交感神经的带宽,计算所述待测用户的副交感神经张力;

[0081] 分析单元244,用于根据所述交感神经张力和所述副交感神经张力,分析所述待测用户的自主神经系统。

[0082] 进一步的,所述确定单元242具体包括:

[0083] 第一带宽确定子单元,用于根据所述呼吸频率 f_{rf} ,确定所述待测用户的交感神经的带宽为 $x_1 \sim f_{rf} * x_2$,其中, x_1 、 x_2 大于零;

[0084] 第二带宽确定子单元,用于根据所述呼吸频率 f_{rf} ,确定所述待测用户的副交感神经的带宽为 $f_{rf} * x_2 \sim f_{rf} * x_3$,其中, x_3 大于零。

[0085] 进一步的,所述分析单元244具体包括:

[0086] 第一张力确定子单元,用于当所述交感神经张力和所述副交感神经张力符合预设条件时,确定所述待测用户处于自主神经平衡状态;

[0087] 第二张力确定子单元,用于当所述交感神经张力和所述副交感神经张力不符合预设条件时,确定所述待测用户处于自主神经紊乱状态。

[0088] 本发明实施例提供的服务器可以使用在前述对应的方法实施例一中,详情参见上述实施例一的描述,在此不再赘述。

[0089] 本发明实施例通过将待测用户的心率信号的功率谱曲线图和呼吸信号的功率谱曲线图相结合,共同作用分析待测用户的自主神经系统,从而使得在分析待测用户的自主神经系统时,考虑呼吸信号对自主神经系统的影响,提高了分析待测用户的自主神经系统的准确性。

[0090] 实施例三:

[0091] 图3示出了本发明实施例三提供的自主神经系统的分析系统的组成示意图,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,详述如下:

[0092] 所述系统包括心电信号采集盒31、移动终端32以及服务器33;

[0093] 所述心电信号采集盒31,用于采集待测用户的心电信号,并将所述心电信号发送给所述移动终端32;

[0094] 在本发明实施例中,所述心电信号采集盒31为便携式佩戴设备,可以通过心电传感器实时采集待测用户的心电信号,并将所述心电信号通过无线方式发送给所述移动终端32,所述无线方式包括但不限于蓝牙、WiFi等,所述待测用户为所述心电信号采集盒31佩戴者。

[0095] 所述移动终端32,用于对接收到的所述心电信号进行预处理,并将预处理后的心

电信号发送给所述服务器33;

[0096] 在本发明实施例中,所述移动终端32为具有显示功能的终端,如手机、平板电脑等,可以实时显示所述心电信号采集盒31发送的心电信号,并保存所述心电信号,以便于用户的多次使用。

[0097] 在本发明实施例中,所述预处理包括但不限于去基线和滤波处理,可以采用0.8Hz二阶巴特沃斯高通滤波器进行去基线处理,所述去基线处理用于去除心电信号中的基线漂移,可以采用30Hz四阶巴特沃斯低通滤波器进行滤波处理,所述滤波处理用于滤除心电信号中的噪声。所述移动终端32可以通过无线方式将预处理后的心电信号发送给所述服务器33,所述无线方式包括但不限于蓝牙、WiFi等。

[0098] 所述服务器33,用于接收所述移动终端32发送的所述预处理后的心电信号;根据所述预处理后的心电信号,获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号;对所述心率信号进行频谱分析,以获得所述心率信号的功率谱曲线图;以及对所述呼吸信号进行频谱分析,以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图;根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图,分析所述待测用户的自主神经系统,并将分析结果发送给所述移动终端32,以使得所述移动终端32显示所述分析结果。

[0099] 本发明实施例中的服务器33与实施例二中的服务器相同,详情参见上述实施例二的描述,在此不再赘述。

[0100] 所述领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,仅以上述各功能模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能模块完成,即所述服务器的内部结构划分成不同的功能模块,上述功能模块既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件的形式实现。另外,各功能模块的具体名称也只是为了便于相互区别,并不用于限制本申请的保护范围。

[0101] 综上所述,本发明实施例将待测用户的心率信号的功率谱曲线图和呼吸信号的功率谱曲线图相结合,共同作用分析待测用户的自主神经系统,从而使得在分析待测用户的自主神经系统时,考虑呼吸信号对自主神经系统的影响,提高了分析待测用户的自主神经系统的准确性。

[0102] 本领域普通技术人员还可以理解,实现上述实施例方法中的全部或部分步骤是可以通程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可以在存储于一计算机可读取存储介质中,所述的存储介质,包括ROM/RAM、磁盘、光盘等。

[0103] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

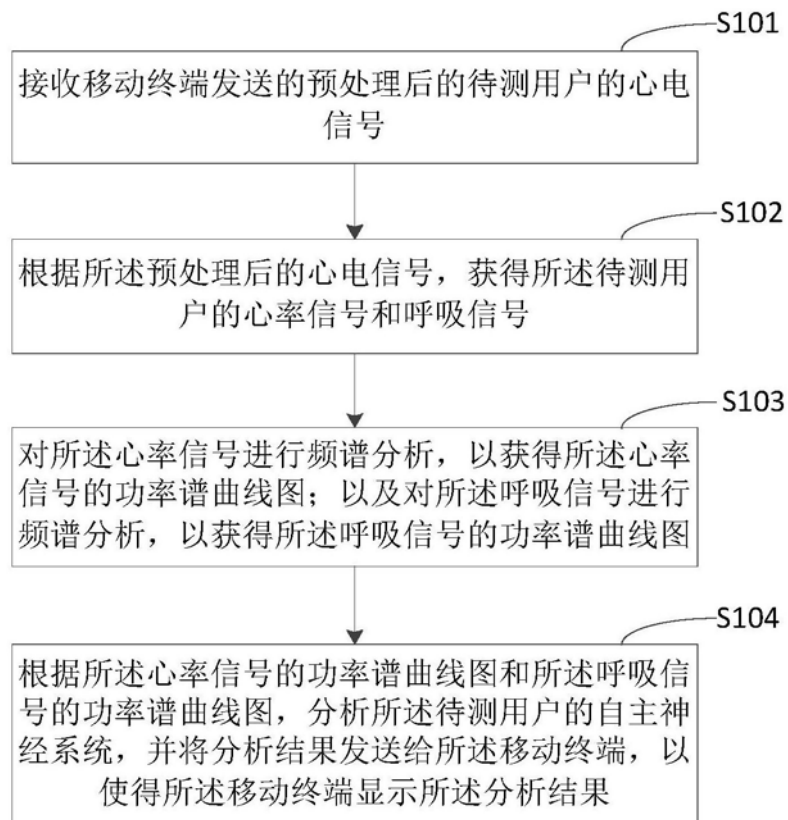


图1

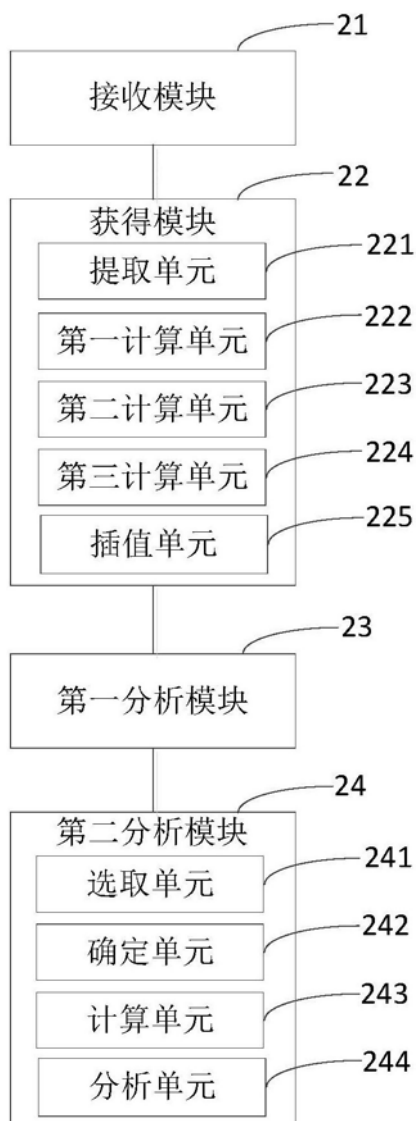


图2

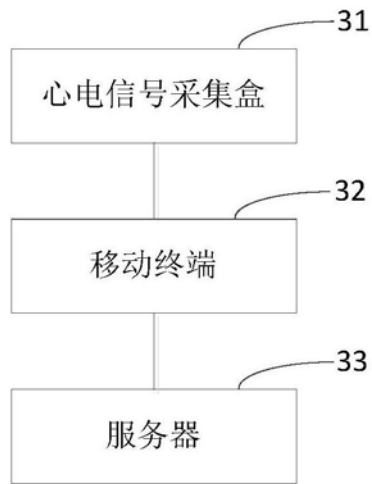


图3

专利名称(译)	一种自主神经系统的分析方法、服务器及系统		
公开(公告)号	CN106096303B	公开(公告)日	2018-12-18
申请号	CN201610460442.3	申请日	2016-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市是源医学科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市是源医学科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市是源医学科技有限公司		
[标]发明人	杨荣赛 张磊 吕瑞雪 付小婷 陈秀文 王之辉 郭加成 宋传旭		
发明人	杨荣赛 张磊 吕瑞雪 付小婷 陈秀文 王之辉 郭加成 宋传旭		
IPC分类号	G16H50/20 G16H80/00 A61B5/0402 A61B5/0205 A61B5/00 H04L29/08		
CPC分类号	G06F19/3418 G16H50/20 H04L67/12		
代理人(译)	张全文		
其他公开文献	CN106096303A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于信号处理技术领域，提供了一种自主神经系统的分析方法、服务器及系统，所述方法包括：接收移动终端发送的预处理后的待测用户的心电信号；根据所述预处理后的心电信号，获得所述待测用户的心率信号和呼吸信号；对所述心率信号进行频谱分析，以获得所述心率信号的功率谱曲线图；以及对所述呼吸信号进行频谱分析，以获得所述呼吸信号的功率谱曲线图；根据所述心率信号的功率谱曲线图和所述呼吸信号的功率谱曲线图，分析所述待测用户的自主神经系统，并将分析结果发送给所述移动终端，以使得所述移动终端显示所述分析结果。通过本发明可提高分析自主神经系统的准确性。

