



(21)申请号 201610961899.2

(22)申请日 2016.11.04

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106419874 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(73)专利权人 中央军委后勤保障部军需装备研究所

地址 100010 北京市东城区禄米仓胡同69号

(72)发明人 谌玉红 李晨明 刘光达 蔡靖
郭亚飞

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

代理人 徐宁 孙楠

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01D 21/02(2006.01)

(56)对比文件

CN 102539175 A,2012.07.04,

CN 105698861 A,2016.06.22,

CN 105698861 A,2016.06.22,

CN 105030217 A,2015.11.11,

CN 205493836 U,2016.08.24,

CN 205375104 U,2016.07.06,

审查员 霍璐

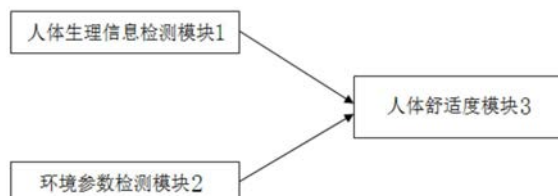
权利要求书3页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统及方法

(57)摘要

本发明涉及一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统及方法,它包括人体生理信息检测模块、环境参数检测模块和人体舒适度模块。人体生理信息检测模块将测量的心率、呼吸率和血氧饱和度信息传输至人体舒适度模块,环境参数检测模块将测量的环境温度值和环境湿度值信息传输至人体舒适度模块,由人体舒适度模块对接收的信息进行处理和分析,并与预先设置的参数比较,得到人体的舒适度。本发明综合了生理指标和环境指标,使测量结果更加准确。



1. 一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统的监测方法,其特征在于,所述系统包括人体生理信息检测模块、环境参数检测模块和人体舒适度模块;所述人体生理信息检测模块将测量的心率、呼吸率和血氧饱和度信息传输至所述人体舒适度模块,所述环境参数检测模块将测量的环境温度值和环境湿度值信息传输至所述人体舒适度模块,由所述人体舒适度模块对接收的信息进行处理和分析,并与预先设置的参数比较,得到人体的舒适度;

所述人体生理信息检测模块由单导联心电信号模块、胸阻抗法呼吸信号模块和反射式血氧模块构成;所述单导联心电信号模块根据电势差法将测量的心率信息传输至所述人体舒适度模块;所述胸阻抗法呼吸信号模块将测量的呼吸率信息传输至所述人体舒适度模块;所述反射式血氧模块根据修正朗伯-比尔定律将测量血氧饱和度信息传输至所述人体舒适度模块;

所述单导联心电信号模块内的织物电极采用镀银导电纺织布制成,并以纯棉为基底;所述镀银导电纺织布采用金属沉淀法镀银构成,导电纺织布含银比例为30%,其电气特性为5~8欧姆/平方厘米,屏蔽效能为在0.1MHz到30GHz的电磁频率内均达到60dB;

所述环境参数检测模块由温度模块和湿度模块构成;所述温度模块用于将测量的环境温度值传输至所述人体舒适度模块,所述湿度模块用于将测量的环境湿度传输至所述人体舒适度模块;

所述人体舒适度模块由心率判断模块、呼吸率判断模块、血氧饱和度判断模块、环境湿度判断模块、环境温度判断模块和显示处理模块构成;所述心率判断模块、所述呼吸率判断模块、所述血氧饱和度判断模块、所述环境湿度判断模块和所述环境温度判断模块都与所述显示处理模块电连接,将相应生理参数和环境参数传输至所述显示处理模块,由所述显示处理模块得到生理参数总评价值PP和环境参数总评价值EP;根据生理参数总评价值PP和环境参数总评价值EP,得到人体的舒适度,如下表所示:

舒适度	满足条件
舒适	PP=3,EP=2
一般舒适	PP=3,EP<2
不舒适	PP<3,EP=2
极端不舒适	PP<3,EP<2

所述心率判断模块内预先设置心率 H_c 舒适范围为60~100bpm/min,如果所述单导联心电信号模块采集的心率值在预先设置范围内,则向所述显示处理模块发送1,否则向所述显示处理模块发送0;所述呼吸率判断模块内预先设置呼吸率 R_c 舒适范围为15~20bpm/min,如果所述胸阻抗法呼吸信号模块采集的呼吸率值在预先设置范围内,则向所述显示处理模块发送1,否则向所述显示处理模块发送0;所述血氧饱和度判断模块预先设置血氧饱和度 S_c 舒适范围为98%~100%,如果所述反射式血氧模块采集的血氧饱和度值在预先设置范围内,则向所述显示处理模块发送1,否则向所述显示处理模块发送0;所述环境湿度判断模块内预先设置环境湿度 D_c 舒适范围为40%~60%,如果所述环境参数检测模块采集的环境湿度值在预先设置范围内,则向所述显示处理模块发送1,否则向所述显示处理模块发送0;所述环境温度判断模块内预先设置环境温度 T_c 舒适范围为20℃~28℃,如果所述环境参数检测模块采集的环境温度值在预先设置范围内,则向所述显示处理模块发送1,否则向所述

显示处理模块发送0；

所述监测方法包括以下步骤：

- 1) 开启穿戴式生理和环境监测系统，预先设置各个参数的舒适范围，对生理和环境参数进行测量；其中，各个参数为心率、呼吸率、血氧饱和度、环境湿度和环境温度；
- 2) 利用人体表面电势差法实现心电信号检测；
- 3) 采用织物电极为传感器，并设置在胸大肌下端边缘位置处进行呼吸率测量；
- 4) 根据修正朗伯-比尔定律，预先设置人体测量点是生理均匀分布，选用660nm和940nm为测量波长，通过检测反射光光电容积脉波交直流分量，实现血氧饱和度SpO₂检测；

$$SpO_2 = \frac{-E_{RHb}^{805}}{E_{RHb}^{660} - E_{O_2Hb}^{660}} \frac{\Delta W'}{\Delta W} + \frac{E_{RHb}^{660}}{E_{RHb}^{660} - E_{O_2Hb}^{660}},$$

$$\frac{\Delta W'}{\Delta W} = \frac{\lg(I_{DC}^{660} - I_{AC}^{660})}{\lg(I_{DC}^{805} - I_{AC}^{805})} = \frac{I_{AC}^{660} / I_{DC}^{660}}{I_{AC}^{805} / I_{DC}^{805}},$$

式中， E_{O_2Hb} 表示氧合血红蛋白吸光系数， E_{RHb} 表示还原血红蛋白吸光系数， I_{AC}^{660} 表示660nm透射光对应的交流电流值， I_{DC}^{660} 表示660nm透射光对应的直流电流值， I_{AC}^{805} 表示805nm透射光对应的交流电流值， I_{DC}^{805} 表示805nm透射光对应的直流电流值；

- 5) 对环境的温度和湿度进行测量；
- 6) 穿戴式生理和环境监测系统根据测量的信息，并与预先设定值进行比较后，输出人体的舒适度；

所述心电信号检测的具体步骤如下：

织物电极与胸腔测量点之间可等效为电容、电阻串并联电路，电容、电阻串并联电路由第一电容C₁、第二电容C₂、第一电阻R₁和第二电阻R₂构成；第一电容C₁与第二电阻R₂并联，其一端与第一电阻R₁电连接，其另一端与第二电容C₂一端电连接；织物电极与胸腔测量点之间的接触阻抗R_S为：

$$R_S = R_1 + \frac{1}{j\omega C_2} + \frac{R_2 \cdot \frac{1}{j\omega C_1}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C_1}};$$

随着心脏泵血节律的进行，织物电极与胸腔之间的接触阻抗R_S也发生对应的变化，从而得到测量点位置的心电信号，单导联心电信号模块内设置有测量点织物电极和参考点织物电极，通过两个测量点织物电极和参考点织物电极获得单导联心电信号，然后测量1分钟内的单导联心电信号的个数进而获得心率值。

2. 如权利要求1所述的监测方法，其特征在于：所述步骤3)中，呼吸率测量的具体步骤如下：

(3.1) 胸阻抗法呼吸信号模块的测量方法的等效电路，该等效电路由一电源、两电阻R₃、两织物电极与皮肤的接触阻抗R_S、一胸阻抗ΔR和一电阻R构成；电源、两电阻R₃、两织物电极与皮肤的接触阻抗R_S、一胸阻抗ΔR和一电阻R均串联构成电路回路；其中，电阻R为屏息时胸阻抗值，电源电压的频率为250KHz，定值电阻R₃的阻值为100KΩ；

(3.2) 对织物电极加一高频信号源;其中,高频信号源电压 U_0 的峰峰值为2V,电流为10mA的高频正弦波信号;

$$U_0 = U_{0m} \cos(\omega t);$$

(3.3) 人体阻抗的等效导纳为:

$$Y_X = G_X + jB_X = A \angle \theta;$$

式中, A 为模值, θ 为相位, G_X 为实部, B_X 为虚部;

(3.4) 已知经过人体的电流为:

$$I = U_0 \cdot Y_X;$$

(3.5) 人体响应信号为:

$$U_2 = -I \cdot R_S U_2 = -U_{0m} R_S A \cos(\omega t + \theta);$$

(3.6) 经低通滤波、模拟数字转换和DFT变换,获得人体呼吸信号:

$$U_R = -0.5 U_{0m} R_S G_S - j0.5 U_{0m} R_S B_S;$$

(3.7) 根据1分钟内呼吸信号的周期数即可获得呼吸率数值。

一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种监测系统及方法,特别是关于一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统及方法。

背景技术

[0002] 随着微电子技术的发展,穿戴式人体生理信号检测技术和方法的研究也在逐渐发展。近年来,心电信号的穿戴式检测方法主要为利用粘性心电电极,以心电信号单导联检测的方式粘贴在胸腔的对应位置,通过采集皮肤表面电势差,实现单导联穿戴式心电信号的检测,但是粘性电极的时效性并不适合长时间连续心电测量。

[0003] 呼吸信号穿戴式检测方法主要采用简单易行的压电或应变的方法进行呼吸检测,其原理为利用应变片或者压电片作为传感单元,基于呼吸过程中胸腔体积变化产生的压力,施加在应变片或者压电片上,产生相应的电学信号,来反映呼吸过程,在穿戴式呼吸检测中,通过调节应变片或压电片与皮肤接触的距离和面积,实现人体呼吸信号和呼吸参数的有效检测。实际测量中要考虑应变片和压电片的结构设计,以适应不同形体的测量要求,测量结果不够精确。在人体生理活动中,心电信号、呼吸信号等生理信号是反映人体生理功能的重要参数和指标,其中,心率、呼吸率等指标结合环境气压、温湿度等信息对特殊环境作业人员的生理状态测试,临床心脑血管疾病病症的诊断和辅助康复,运动员训练强度评估等都具有非常重要的意义。

发明内容

[0004] 针对上述问题,本发明的目的是提供一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统及方法,其综合了生理指标和环境指标,使测量结果更加准确。

[0005] 为实现上述目的,本发明采取以下技术方案:一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统,其特征在于它包括人体生理信息检测模块、环境参数检测模块和人体舒适度模块;所述人体生理信息检测模块将测量的心率、呼吸率和血氧饱和度信息传输至所述人体舒适度模块,所述环境参数检测模块将测量的环境温度值和环境湿度值信息传输至所述人体舒适度模块,由所述人体舒适度模块对接收的信息进行处理和分析,并与预先设置的参数比较,得到人体的舒适度。

[0006] 优选地,所述人体生理信息检测模块由单导联心电信号模块、胸阻抗法呼吸信号模块和反射式血氧模块构成;所述单导联心电信号模块根据电势差法将测量的心率信息传输至所述人体舒适度模块;所述胸阻抗法呼吸信号模块将测量的呼吸率信息传输至所述人体舒适度模块;所述反射式血氧模块根据修正朗伯-比尔定律将测量血氧饱和度信息传输至所述人体舒适度模块。

[0007] 优选地,所述单导联心电信号模块内的织物电极采用镀银导电纺织布制成,并以纯棉为基底。

[0008] 优选地,所述镀银导电纺织布采用金属沉淀法镀银构成,导电纺织布含银比例为

30%，其电气特性为5~8欧姆/平方厘米，屏蔽效能为在0.1MHz到30GHz的电磁频率内均达到60dB。

[0009] 优选地，所述环境参数检测模块由温度模块和湿度模块构成；所述温度模块用于将测量的环境温度值传输至所述人体舒适度模块，所述湿度模块用于将测量的环境湿度传输至所述人体舒适度模块。

[0010] 优选地，所述人体舒适度模块由心率判断模块、呼吸率判断模块、血氧保护度判断模块、环境湿度判断模块、环境温度判断模块和显示处理模块构成；所述心率判断模块、所述呼吸率判断模块、所述血氧保护度判断模块、所述环境湿度判断模块和所述环境温度判断模块都与所述显示处理模块电连接，将相应生理参数和环境参数传输至所述显示处理模块，由所述显示处理模块得到生理参数总评价值PP和环境参数总评价值EP；根据生理参数总评价值PP和环境参数总评价值EP，得到人体的舒适度，如下表所示：

[0011]

舒适度	满足条件
舒适	PP=3, EP=2
一般舒适	PP=3, EP<2
不舒适	PP<3, EP=2
极端不舒适	PP<3, EP<2

[0012] 优选地，所述心率判断模块内预先设置心率Hc舒适范围为60~100bpm/min，如果所述心率判断模块采集的心率值在预先设置范围内，则向所述显示处理模块发送1，否则向所述显示处理模块发送0；所述呼吸率判断模块内预先设置呼吸率Rc舒适范围为15~20bpm/min，如果所述呼吸率判断模块采集的呼吸率值在预先设置范围内，则向所述显示处理模块发送1，否则向所述显示处理模块发送0；所述血氧保护度判断模块预先设置血氧保护度Sc舒适范围为98%~100%，如果所述血氧保护度判断模块采集的血氧保护度值预先设置范围内，则向所述显示处理模块发送1，否则向所述显示处理模块发送0；所述环境湿度判断模块内预先设置环境湿度Dc舒适范围为40%~60%，如果所述环境湿度判断模块采集的环境湿度值在预先设置范围内，则向所述显示处理模块发送1，否则向所述显示处理模块发送0；所述环境温度判断模块内预先设置环境温度Tc舒适范围为20℃~28℃，如果所述环境温度判断模块采集的环境温度值在预先设置范围内，则向所述显示处理模块发送1，否则向所述显示处理模块发送0。

[0013] 一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测方法，其特征在于，它包括以下步骤：
1) 开启穿戴式生理和环境监测系统，预先设置各个参数的舒适范围，对生理和环境参数进行测量；2) 利用人体表面电势差法实现心电信号检测；3) 采用织物电极作为传感器，并设置在胸大肌下端边缘位置处进行呼吸率测量；4) 根据修正朗伯-比尔定律，预先设置人体测量点是生理均匀分布，选用660nm和940nm为测量波长，通过检测反射光光电容积脉波交直流分量，实现血氧饱和度SpO₂检测；

$$[0014] \quad SpO_2 = \frac{-E_{RHb}^{805}}{E_{RHb}^{660} - E_{O_2Hb}^{660}} \frac{\Delta W'}{\Delta W} + \frac{E_{RHb}^{660}}{E_{RHb}^{660} - E_{O_2Hb}^{660}},$$

$$[0015] \quad \frac{\Delta W'}{\Delta W} = \frac{\lg(I_{DC}^{660} - I_{AC}^{660})}{\lg(I_{DC}^{805} - I_{AC}^{805})} = \frac{I_{AC}^{660}/I_{DC}^{660}}{I_{AC}^{805}/I_{DC}^{805}},$$

[0016] 式中, E_{O_2Hb} 表示氧合血红蛋白吸光系数, E_{RHb} 表示还原血红蛋白吸光系数, I_{AC}^{660} 表示660nm透射光对应的交流电流值, I_{DC}^{660} 表示660nm透射光对应的直流电流值, I_{AC}^{805} 表示805nm透射光对应的交流电流值, I_{DC}^{805} 表示805nm透射光对应的直流电流值; 5) 对环境的温度和湿度进行测量; 6) 穿戴式生理和环境监测系统根据测量的信息, 并与预先设定值进行比较后, 输出人体的舒适度。

[0017] 优选地, 所述心电信号检测的具体步骤如下: 织物电极与胸腔测量点之间可等效为电容、电阻串并联电路, 电容、电阻串并联电路由第一电容 C_1 、第二电容 C_2 、第一电阻 R_1 和第二电阻 R_2 构成; 第一电容 C_1 与第二电阻 R_2 并联, 其一端与第一电阻 R_1 电连接, 其另一端与第二电容 C_2 一端电连接; 织物电极与胸腔测量点之间的接触阻抗 R_s 为:

$$[0018] \quad R_s = R_1 + \frac{1}{j\omega C_2} + \frac{R_2 \cdot \frac{1}{j\omega C_1}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C_1}};$$

[0019] 随着心脏泵血节律的进行, 织物电极与胸腔之间的接触阻抗 R_s 也发生对应的变化, 从而得到测量点位置的心电信号, 单导联心电信号模块内设置有测量点织物电极和参考点织物电极, 通过两个测量点织物电极和参考点织物电极获得单导联心电信号, 然后测量1分钟内的单导联心电信号的个数进而获得心率值。

[0020] 优选地, 所述步骤3) 中, 呼吸率测量的具体步骤如下: (3.1) 胸阻抗法呼吸信号模块的测量方法的等效电路, 该等效电路由一电源、两电阻 R_3 、两织物电极与皮肤的接触阻抗 R_s 、一胸阻抗 ΔR 和一电阻 R 构成; 电源、两电阻 R_3 、两织物电极与皮肤的接触阻抗 R_s 、一胸阻抗 ΔR 和一电阻 R 均串联构成电路回路; 其中, 电阻 R 为屏息时胸阻抗值, 电源电压的频率为250KHz, 定值电阻 R_3 的阻值为100K Ω ; (3.2) 对织物电极加一高频信号源; 其中, 高频信号源电压 U_0 的峰峰值为2V, 电流为10mA的高频正弦波信号; $U_0 = U_{0m} \cos(\omega t)$; (3.3) 人体阻抗的等效导纳为: $Y_X = G_X + jB_X = A \angle \theta$; 式中, A 为模值, θ 为相位, G_X 为实部, B_X 为虚部; (3.4) 已知经过人体的电流为: $I = U_0 \cdot Y_X$; (3.5) 人体响应信号为: $U_2 = -I \cdot R_s$ $U_2 = -U_{0m} R_s A \cos(\omega t + \theta)$; (3.6) 经低通滤波、模拟数字转换和DFT变换, 获得人体呼吸信号: $U_R = -0.5 U_{0m} R_s G_s - j0.5 U_{0m} R_s B_s$; (3.7) 根据1分钟内呼吸信号的周期数即可获得呼吸率数值。

[0021] 本发明由于采取以上技术方案, 其具有以下优点: 1、本发明采用织物电极实现了单导联心电信号检测和呼吸信号检测, 并在此基础上实现了心率、呼吸率测量。2、本发明采用的以织物电极为测量传感端, 穿戴舒适, 可多次清洗, 检测生理信号更加方便, 适合日常生活中的穿戴式心电监测和呼吸监测。3、本发明采用心电信号、呼吸信号、反射式血氧信号等生理信号和环境温、湿度等环境参数测量, 与传统穿戴式检测相比, 更全面的实现了人体生理状态监测和评估, 并且检测参数更加全面、具体, 监测结果更加科学合理。

附图说明

[0022] 图1是本发明的整体结构示意图;

[0023] 图2是本发明单导联心电信号模块测量原理的等效电路示意图；

[0024] 图3是本发明的胸阻抗法等效电路示意图；

[0025] 图4是本发明的呼吸率测量流程示意图。

具体实施方式

[0026] 下面结合附图和实施例对本发明进行详细的描述。

[0027] 如图1所示,本发明提供一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统,其包括人体生理信息检测模块1、环境参数检测模块2和人体舒适度模块3。人体生理信息检测模块1将测量的心率、呼吸率和血氧饱和度信息传输至人体舒适度模块3,环境参数检测模块2将测量的环境温度值和环境湿度值信息传输至人体舒适度模块3,由人体舒适度模块3对接收的信息进行处理和分析,并与预先设定值进行比较,得到人体的舒适度。

[0028] 上述实施例中,人体生理信息检测模块1由单导联心电信号模块、胸阻抗法呼吸信号模块和反射式血氧模块构成。单导联心电信号模块根据电势差法将测量的心率信息传输至人体舒适度模块3;胸阻抗法呼吸信号模块将测量的呼吸率信息传输至人体舒适度模块3;反射式血氧模块根据修正朗伯-比尔定律将测量血氧饱和度信息传输至人体舒适度模块3。

[0029] 上述各实施例中,单导联心电信号模块内的织物电极采用镀银导电纺织布制成,并以纯棉为基底。镀银导电纺织布采用金属沉淀法镀银构成,导电纺织布含银比例为30%,其电气特性为5~8欧姆/平方厘米,屏蔽效能为在0.1MHz到30GHz的电磁频率内均达到60dB。

[0030] 上述各实施例中,环境参数检测模块2由温度模块和湿度模块构成。温度模块用于将测量的环境温度值传输至人体舒适度模块3;湿度模块用于将测量的环境湿度传输至人体舒适度模块3。

[0031] 上述各实施例中,人体舒适度模块3由心率判断模块、呼吸率判断模块、血氧保护度判断模块、环境湿度判断模块、环境温度判断模块和显示处理模块构成。心率判断模块、呼吸率判断模块、血氧保护度判断模块、环境湿度判断模块和环境温度判断模块都与显示处理模块电连接,将相应生理参数和环境参数传输至显示处理模块,由显示处理模块根据接收的生理参数和环境参数分别相加,分别得到生理参数总评价价值PP和环境参数总评价价值EP。根据生理参数总评价价值PP和环境参数总评价价值EP,得到人体的舒适度,如表1所示。

[0032] 表1人体舒适度评价方式

[0033]

舒适度	满足条件
舒适	PP=3,EP=2
一般舒适	PP=3,EP<2
不舒适	PP<3,EP=2
极端不舒适	PP<3,EP<2

[0034] 上述实施例中,心率判断模块内预先设置心率H_c舒适范围为60~100bpm/min,如果心率判断模块采集的心率值在预先设置范围内,则向显示处理模块发送1,由显示处理模块得到心率舒适值;否则向显示处理模块发送0。呼吸率判断模块内预先设置呼吸率R_c舒适

范围为15~20bpm/min,如果呼吸率判断模块采集的呼吸率值在预先设置范围内,则向显示处理模块发送1,由显示处理模块得到呼吸率舒适值;否则向显示处理模块发送0。血氧保护度判断模块预先设置血氧保护度 S_c 舒适范围为98%~100%,如果血氧保护度判断模块采集的血氧保护度值预先设置范围内,则向显示处理模块发送1,由显示处理模块得到血氧保护度舒适值;否则向显示处理模块发送0。环境湿度判断模块内预先设置环境湿度 D_c 舒适范围为40%~60%,如果环境湿度判断模块采集的环境湿度值在预先设置范围内,则向显示处理模块发送1,由显示处理模块得到环境湿度舒适值;否则向显示处理模块发送0。环境温度判断模块内预先设置环境温度 T_c 舒适范围为20℃~28℃,如果环境温度判断模块采集的环境温度值在预先设置范围内,则向显示处理模块发送1,由显示处理模块得到环境温度舒适值;否则向显示处理模块发送0。

[0035] 基于上述系统,本发明还提供一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测方法,其具体步骤如下:

[0036] 1) 开启穿戴式生理和环境监测系统,预先设置各个参数的舒适度范围,对生理和环境参数进行测量;

[0037] 2) 利用人体表面电势差法实现心电信号检测,其测量方法如下:

[0038] 织物电极与胸腔测量点之间可等效为电容、电阻串并联电路,如图2所示,电容、电阻串并联电路由第一电容 C_1 、第二电容 C_2 、第一电阻 R_1 和第二电阻 R_2 构成。第一电容 C_1 与第二电阻 R_2 并联,其一端与第一电阻 R_1 电连接,其另一端与第二电容 C_2 一端电连接;织物电极与胸腔测量点之间的接触阻抗 R_s 为:

$$[0039] \quad R_s = R_1 + \frac{1}{j\omega C_2} + \frac{R_2 \cdot \frac{1}{j\omega C_1}}{R_2 + \frac{1}{j\omega C_1}} \quad (1)$$

[0040] 随着心脏泵血节律的进行,织物电极与胸腔之间的接触阻抗 R_s 也发生对应的变化,从而得到测量点位置的心电信号,单导联心电信号模块内设置有测量点织物电极和参考点织物电极,通过两个测量点织物电极和参考点织物电极获得单导联心电信号,然后测量1分钟内的单导联心电信号的个数进而获得心率值。

[0041] 3) 采用织物电极为传感器,并设置在胸大肌下端边缘位置处进行呼吸率测量;其测量方法如下:

[0042] (3.1) 胸阻抗法呼吸信号模块的测量方法的等效电路,如图3所示,该等效电路由一电源、两定值电阻 R_1 、两织物电极与皮肤的接触阻抗 R_s 、一胸阻抗 ΔR 和一定值电阻 R 构成;电源、两定值电阻 R_1 、两织物电极与皮肤的接触阻抗 R_s 、一胸阻抗 ΔR 和一定值电阻 R 均串联构成电路回路;其中,定值电阻 R 为屏息时胸阻抗值,电源电压的频率为250KHz,定值电阻 R_1 的阻值为100K Ω ;

[0043] (3.2) 如图4所示,对织物电极加一高频信号源;其中,高频信号源电压 U_0 的峰峰值为2V,电流为10mA的高频正弦波信号;

$$[0044] \quad U_0 = U_{0m} \cos(\omega t) \quad (2)$$

[0045] (3.3) 人体阻抗的等效导纳为:

$$[0046] \quad Y_X = G_X + jB_X = A \angle \theta \quad (3)$$

[0047] 式中, A 为模值; θ 为相位; G_X 为实部; B_X 为虚部;

[0048] (3.4) 已知经过人体的电流为:

$$[0049] \quad I = U_0 \cdot Y_X \quad (4)$$

[0050] (3.5) 人体响应信号为:

$$[0051] \quad U_2 = -I \cdot R_S \quad U_2 = -U_{0m} R_S A \cos(\omega t + \theta) \quad (5)$$

[0052] (3.6) 经低通滤波、模拟数字转换和DFT变换, 获得人体呼吸信号:

$$[0053] \quad U_R = -0.5 U_{0m} R_S G_S - j 0.5 U_{0m} R_S B_S \quad (6)$$

[0054] (3.7) 根据1分钟内呼吸信号的周期数即可获得呼吸率数值;

[0055] 4) 根据修正朗伯-比尔定律, 预先设置人体测量点是生理均匀分布, 选用660nm和940nm为测量波长, 通过检测反射光光电容积脉波交直流分量, 实现血氧饱和度 SpO_2 检测;

$$[0056] \quad SpO_2 = \frac{-E_{RHb}^{805}}{E_{RHb}^{660} - E_{O_2Hb}^{660}} \frac{\Delta W'}{\Delta W} + \frac{E_{RHb}^{660}}{E_{RHb}^{660} - E_{O_2Hb}^{660}} \quad (7)$$

$$[0057] \quad \frac{\Delta W'}{\Delta W} = \frac{\lg(I_{DC}^{660} - I_{AC}^{660})}{\lg(I_{DC}^{805} - I_{AC}^{805})} = \frac{I_{AC}^{660} / I_{DC}^{660}}{I_{AC}^{805} / I_{DC}^{805}} \quad (8)$$

[0058] 式中, E_{O_2Hb} 表示氧合血红蛋白吸光系数, E_{RHb} 表示还原血红蛋白吸光系数, I_{AC}^{660} 表示660nm透射光对应的交流电流值, I_{DC}^{660} 表示660nm透射光对应的直流电流值, I_{AC}^{805} 表示805nm透射光对应的交流电流值, I_{DC}^{805} 表示805nm透射光对应的直流电流值;

[0059] 5) 对环境的温度和湿度进行测量;

[0060] 6) 穿戴式生理和环境监测系统根据测量的信息, 并与预先设定值进行比较后, 输出人体的舒适度。

[0061] 上述各实施例仅用于说明本发明, 各部件的结构、尺寸、设置位置及形状都是可以有所变化的, 在本发明技术方案的基础上, 凡根据本发明原理对个别部件进行的改进和等同变换, 均不应排除在本发明的保护范围之外。

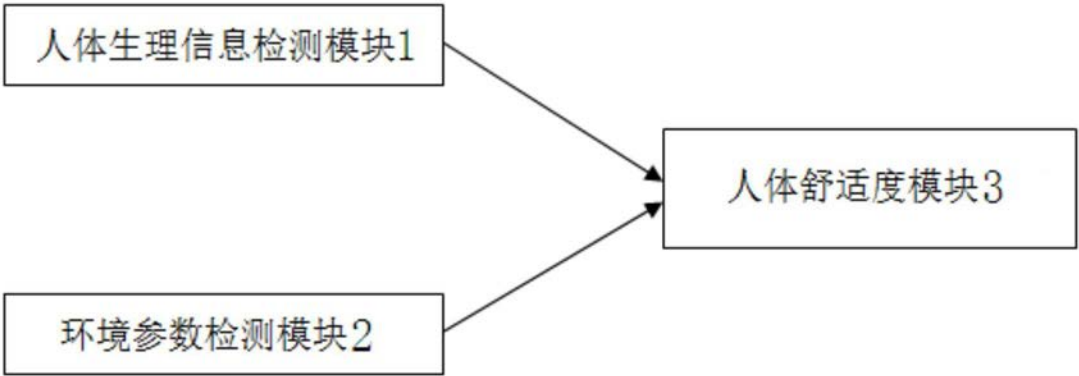


图1

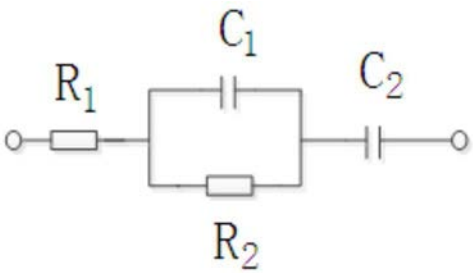


图2

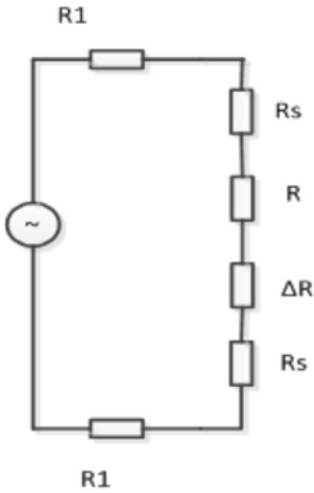


图3

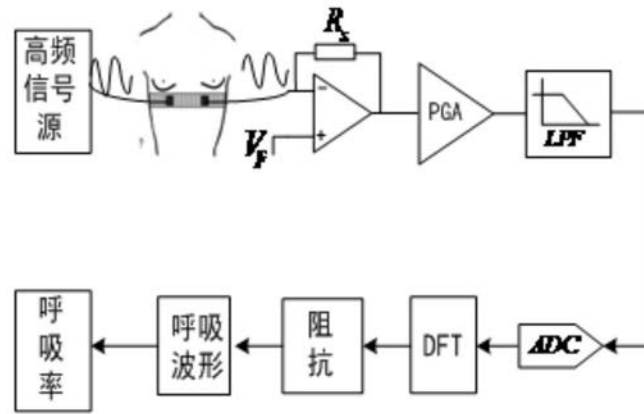


图4

专利名称(译)	一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统及方法		
公开(公告)号	CN106419874B	公开(公告)日	2019-12-24
申请号	CN201610961899.2	申请日	2016-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	中央军委后勤保障部军需装备研究所		
申请(专利权)人(译)	中央军委后勤保障部军需装备研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中央军委后勤保障部军需装备研究所		
[标]发明人	谌玉红 李晨明 刘光达 蔡靖 郭亚飞		
发明人	谌玉红 李晨明 刘光达 蔡靖 郭亚飞		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/0402 A61B5/00 G01D21/02		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/0205 A61B5/02438 A61B5/0402 A61B5/0816 A61B5/14551 A61B5/6802 A61B5/7235 G01D21/02		
代理人(译)	徐宁 孙楠		
其他公开文献	CN106419874A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于织物电极的穿戴式生理和环境监测系统及方法，它包括人体生理信息检测模块、环境参数检测模块和人体舒适度模块。人体生理信息检测模块将测量的心率、呼吸率和血氧饱和度信息传输至人体舒适度模块，环境参数检测模块将测量的环境温度值和环境湿度值信息传输至人体舒适度模块，由人体舒适度模块对接收的信息进行处理和分析，并与预先设置的参数比较，得到人体的舒适度。本发明综合了生理指标和环境指标，使测量结果更加准确。

