



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109770854 B

(45) 授权公告日 2021. 10. 01

(21) 申请号 201910107695.6

A61B 5/0205 (2006.01)

(22) 申请日 2019.02.02

A61B 5/11 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109770854 A

(56) 对比文件

CN 101608944 A, 2009.12.23

CN 103175992 A, 2013.06.26

(43) 申请公布日 2019.05.21

US 2013278937 A1, 2013.10.24

(73) 专利权人 东北大学秦皇岛分校

CN 103534568 A, 2014.01.22

地址 066000 河北省秦皇岛市经济技术开发区泰山路143号

CN 102080972 A, 2011.06.01

CN 104490364 A, 2015.04.08

(72) 发明人 郭兴起 胡文博 杨丰辰

CN 109029688 A, 2018.12.18

张忍永康 李兆中 赵勇 蔡露

CN 103884679 A, 2014.06.25

CN 102080972 A, 2011.06.01

(74) 专利代理机构 北京冠和权律师事务所

CN 103424181 A, 2013.12.04

11399

CN 108982913 A, 2018.12.11

代理人 朱健 张国香

审查员 孙伟

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

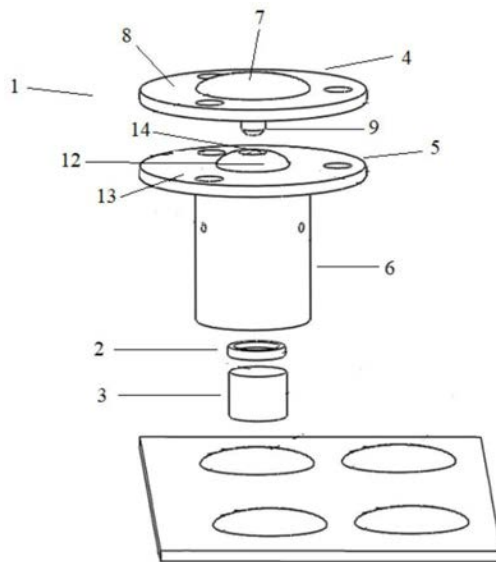
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

基于光纤传感的人体体征信息监测系统

(57) 摘要

本发明提供了基于光纤传感的人体体征信息监测系统,该人体体征信息监测系统是将人体呼吸、心跳或者脉搏变化等不同形式的物理位移振动转换为光学谐振腔中腔长的变化,并根据光干涉效应将该物理位移振动转换为光干涉信号的变化,该人体体征信息监测系统通过一中继传递模块将机械形式的物理位移振动变换为光干涉信号的变化,该人体体征信息监测系统在测量过程中并未涉及任何电磁波信号的测量,并且该系统对使用环境的要求相对较低,并且该系统采用光干涉信号作为检测对象能够提高其检测的准确性,同时该系统还能够集成到一个体积较小的检测探头中,以便于随时随地进行体征信息的测量。



1. 一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统,所述人体体征信息监测系统包括振动接收模块、中继传递模块、光干涉发生模块和光干涉信号分析模块,其中,所述中继传递模块用于连接所述振动接收模块和所述光干涉发生模块,其特征在于:

所述振动接收模块用于接收由人体生理活动产生的位移振动动作,并将所述位移振动动作传递至所述中继传递模块;

所述中继传递模块包括第一振动放大部件和应变光学膜部件,所述第一振动放大部件用于将来自所述振动接收模块的位移振动动作进行关于第一放大系数 K_1 的放大处理,并将经过所述放大处理后得到的位移振动动作传递至所述应变光学膜部件中,并驱动所述应变光学膜部件产生与所述人体生理活动之间存在时间关联性的位移振动动作;

所述光干涉发生模块包括光发射器,所述光发射器的光发射端面与所述应变光学膜部件中的光学膜面共同组成一光学谐振腔,所述光发射器发出的光纤在所述光学谐振腔内往返传播并发生干涉效应;

所述光干涉信号分析单元用于检测所述光学谐振腔中干涉效应对应的干涉信号,并根据所述干涉信号获得所述人体生理活动对应的体征参数;

所述振动接收模块包括由上至下依次设置的第一振动接收盖体、第二振动接收盖体和固定筒;其中,所述第一振动接收盖体与第二振动接收盖体相互嵌合;所述第一振动接收盖体用于接收所述位移振动动作;所述第二振动接收盖体用于支撑所述第一振动接收盖体、并为所述第一振动接收盖体提供弹性恢复力;所述固定筒与所述第二振动接收盖体的底面接触,所述固定筒用于容置所述中继传递模块,所述应变光学膜部件与所述第一振动接收盖体直接接触。

2. 如权利要求1所述的基于光纤传感的人体体征信息监测系统,其特征在于:所述第一振动接收盖体包括第一弹性圆形部和围绕所述第一弹性圆形部外周设置的第一环形部;所述第一弹性圆形部包括第一弹性凸膜和位于所述第一弹性凸膜底面中央处的活塞柱;所述第一弹性圆形部的外周侧与所述第一环形部的内环周侧呈预设角度平滑连接,以使所述第一弹性凸膜相对于所述第一环形部所在的平面向上凸起设置,所述第一弹性凸膜的厚度小于所述第一环形部的厚度;所述活塞柱包括与所述第一弹性凸膜一体设置的圆柱体以及设于所述圆柱体底端的第二振动放大部件,所述第二振动放大部件与所述应变光学膜部件直接接触,所述第二振动放大部件对所述位移振动动作进行关于第二放大系数 K_2 的放大处理后传递至所述应变光学膜部件。

3. 如权利要求2所述的基于光纤传感的人体体征信息监测系统,其特征在于:所述第二振动接收盖体包括第二弹性圆形部和围绕所述第二弹性圆形部外周设置的第二环形部;所述第二弹性圆形部包括第二弹性凸膜和位于所述第二弹性凸膜中央处的通孔;所述第二弹性凸膜相对于所述第二环形部所在的平面向上凸起设置,所述第二弹性凸膜的曲率半径小于所述第一弹性凸膜的曲率半径,以使所述第二弹性凸膜与所述第一弹性凸膜只在局部区域相抵接,所述第二弹性凸膜的厚度小于所述第二环形部的厚度;所述活塞柱穿过所述通孔与所述应变光学膜部件直接接触。

4. 如权利要求3所述的基于光纤传感的人体体征信息监测系统,其特征在于:所述第一环形部上沿周向均匀设有若干嵌合凸起,所述第二环形部上沿周向均匀设有若干嵌合凹槽,所述若干嵌合凸起中的每一个与所述若干嵌合凹槽中的每一个相互结合以实现所述第

一环形部和第二环形部之间的全平面接触嵌合。

5. 如权利要求3所述的基于光纤传感的人体体征信息监测系统,其特征在于:在所述第一弹性凸膜与所述第二弹性凸膜相抵接的局部区域中,所述第一弹性凸膜的下表面设有若干第一微结构,所述第二弹性凸膜的上表面设有若干第二微结构,所述若干第一微结构与所述若干第二微结构相互嵌合,以实现所述第一弹性凸膜和所述第二弹性凸膜在所述局部区域中无空气间隙的紧密接触;在所述第一弹性凸膜与所述第二弹性凸膜的非相抵接的区域中,所述第一弹性凸膜的曲率半径R1与所述第二弹性凸膜的曲率半径R2满足 $R1 \geq 3R2$ 。

6. 如权利要求2所述的基于光纤传感的人体体征信息监测系统,其特征在于:所述应变光学膜部件包括固定圆环和设于所述固定圆环内的应变光学反射膜,所述第一振动放大部件设于所述固定圆环与所述应变光学反射膜相互接触的内周缘上,所述第一振动放大部件用于对所述应变光学反射膜的位移振动动作进行关于第一放大系数K1的放大处理;所述应变光学反射膜的上表面与所述第二振动放大部件接触,所述第二振动放大部件用于对所述应变光学反射膜的位移振动动作进行关于第二放大系数K2的放大处理;所述应变光学反射膜的下表面为光反射面,所述光反射面与所光发射端面共同组成所述光学谐振腔。

7. 如权利要求1所述的基于光纤传感的人体体征信息监测系统,其特征在于:所述光干涉发生模块为一光纤形式的光传输部件,所述光纤形式的光传输部件包括光纤本体和金属本体,所述金属本体套设在所述光纤本体的部分外周面上,所述光纤本体中未被所述金属本体套设的部分与插入所述中继传递模块中成为所述光发射器、并与所述应变光学膜部件相互对置设置以形成所述光学谐振腔;所述光纤本体包括裸光纤和包围所述裸光纤的套管。

8. 如权利要求7所述的基于光纤传感的人体体征信息监测系统,其特征在于:所述金属本体包括中空金属筒、卡接件、调节扣和缓冲件;所述中空金属筒用于套设所述光纤本体的部分外周面;所述卡接件设置在所述中空金属筒的一侧端上,以用于将所述中空金属筒卡紧与所述光纤本体的外周面上;所述调节扣设置在所述中空金属筒的所述侧端上,以用于调节所述光纤本体的光发射端面与所述应变光学膜部件的光学膜面之间的平行度;所述缓冲件设置与所述中空金属筒的内壁面与所述光纤本体之间,所述缓冲件还部分延伸至所述裸光纤与所述套管的接触界面上。

9. 如权利要求1或2所述的基于光纤传感的人体体征信息监测系统,其特征在于:所述光干涉信号分析单元的输入端与所述光干涉发生模块的干涉光输出端连接,所述光干涉信号分析单元基于所述光干涉发生模块输出的干涉光和所述第一放大系数K1,或者基于所述光干涉发生模块输出的干涉光、所述第一放大系数K1和所述第二放大系数K2得出所述人体生理活动对应的体征参数;所述光干涉信号分析单元还对所述振动接收模块接收到的位移振动动作对应的测量值进行卡尔曼滤波处理,所述卡尔曼滤波处理是通过下面公式(1)执行的,

$$M(i+1) = K(i+1) * C(i+1) + (1-K(i+1)) * M(i) \quad (1)$$

在上述公式(1)中, $M(i+1)$ 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作对应的信号估计值, $M(i)$ 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作对应的信号估计值, $C(i+1)$ 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作对应的信号测量值, $K(i+1)$ 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作对应的信号卡尔曼增益系数,其中,所述信号卡尔曼增益系数决定于

前后两次位移振动动作对应的信号测量值的方差,所述信号卡尔曼增益系数 $K(i+1)$ 通过下面公式(2)计算得出,

$$K(i+1) = \frac{(P(i) + Q)}{(P(i) + Q + R)} \quad (2)$$

在上述公式(2)中, $P(i)$ 为人体生理活动产生的第 i 次位移振动动作对应的信号估计值的方差, Q 为高斯干扰的方差, R 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作的信号测量值的方差,其中, R 是根据位移振动动作的测量结果求得, $P(i)$ 是根据人体生理活动产生的第 $i-1$ 次位移振动动作对应的信号估计值的方差 $P(i-1)$ 和人体生理活动产生的第 i 次位移振动动作对应的信号卡尔曼增益系数 $K(i)$ 求得, $P(i)$ 的计算公式为下面的公式(3),

$$P(i) = (1-K(i))P(i-1) \quad (3)$$

还有,高斯干扰的方差 Q 是通过测量得到的随时间变化的位移振动动作信号进行高斯拟合求得,所述高斯拟合为下面公式(4),

$$X(t) = X_0 + \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (4)$$

在上述公式(4)中, $X(t)$ 为在 t 时刻测量得到的位移振动动作信号, X_0 为位移振动动作信号的基准值, μ 为高斯拟合后对应的数学期望, σ 为高斯拟合后对应的方差,即 $Q=\sigma$ 。

基于光纤传感的人体体征信息监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及人体体征参数测量的技术领域,特别涉及基于光纤传感的人体体征信息监测系统。

背景技术

[0002] 人体体征参数是用于表征人体生理活动正常与否的重要指标,通过监测人体体征参数的变化能够有效和及时地获取人体生理活动的实时情况,这对于了解人体、特别是病人、的潜在健康隐患都具有正面的作用。在众多人体体征参数中,心率是用于表征人体心脑血管方面状态的主要参数,通过监测人体心率是否出现过高、过低或者不正的情况,都能够在很大程度上帮助医生对病人的患病情况进行正确的判断。现有的心率检测手段都是借助心电检测仪来实现的,心电检测仪通过电磁波信号检测的方式来获取心率值。由于心电检测仪是以电磁波信号为检测对象,这导致心电检测仪极易受到外来电磁波信号的干扰,为了保证心电检测仪的正常工作,需要在心电检测仪的工作过程中对外来电磁波信号进行屏蔽,如操作人员和检测对象都不允许将手机随身携带等,可见心电检测仪对使用过程中的电磁波环境要求较高,其需要检测对象保持平躺状态和在检测对象的不同身体区域设置检测探头,这并不能改善心率体征参数的获取便利性;此外,虽然心电检测仪的测量精度高,但是心电检测仪的设备结构复杂、设备体积较大以及设备操作繁复,这都不利于心电检测仪应用的推广和降低心率体征参数测量的便捷性。

[0003] 可见,目前人体心率体征参数的测量都是需要借助心电检测仪来实现,现有技术中并未出现采用非电磁波信号的心率测量手段,这严重地制约了人体心率体征参数测量手段向稳定化、小型化和测量环境条件要求低的方向发展。

发明内容

[0004] 在人体心率体征参数测量的方面中,现有的人体心率体征参数测量都是依靠心电检测仪获取相应的电磁波信号来得出心率变化曲线的。虽然,心电检测仪能够准确地测量人体心率体征参数,但是心电检测仪对于使用环境的要求较高,其极易受到外来电磁波信号的干扰而导致无法正常工作,并且心电检测仪的体积较大和操作要求较高,这都不利于随时随地测量人体心率体征参数。现有技术中并不存在基于非电磁波信号作为测量对象的人体心率体征参数的检测手段,以及难以实现人体心率体征参数测量手段向稳定化和小型化方向的发展。

[0005] 针对现有技术存在的缺陷,本发明提供一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统,该基于光纤传感的人体体征信息监测系统是将人体呼吸、心跳或者脉搏变化等不同形式的物理位移振动转换为光学谐振腔中腔长的变化,并根据光干涉效应将该物理位移振动转换为光干涉信号的变化,该人体体征信息监测系统通过一中继传递模块将机械形式的物理位移振动变换为光干涉信号的变化,该人体体征信息监测系统在测量过程中并未涉及任何电磁波信号的测量,即该人体体征信息监测系统是基于非电磁波信号的方式进行人体体

征参数的检测,这使得该系统明显有别于现有技术的心电检测仪,该系统由于采用光干涉信号作为检测对象,这使得该系统在工作过程中并不需要对外来干扰电磁波信号进行屏蔽,该系统对使用环境的要求相对较低,并且该系统采用光干涉信号作为检测对象能够提高其检测的准确性,同时该系统还能够集成到一个体积较小的检测探头中,以便于随时随地进行体征参数的测量。

[0006] 本发明提供一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统,所述人体体征信息监测系统包括振动接收模块、中继传递模块、光干涉发生模块和光干涉信号分析模块,其中,所述中继传递模块用于连接所述振动接收模块和所述光干涉发生模块,其特征在于:

[0007] 所述振动接收模块用于接收由人体生理活动产生的位移振动动作,并将所述位移振动动作传递至所述中继传递模块;

[0008] 所述中继传递模块包括第一振动放大部件和应变光学膜部件,所述第一振动放大部件用于将来自所述振动接收模块的位移振动动作进行关于第一放大系数 K_1 的放大处理,并将经过所述放大处理后得到的位移振动动作传递至所述应变光学膜部件中,并驱动所述应变光学膜部件产生与所述人体生理活动之间存在时间关联性的位移振动动作;

[0009] 所述光干涉发生模块包括光发射器,所述光发射器的光发射端面与所述应变光学膜部件中的光学膜面共同组成一光学谐振腔,所述光发射器发出的光纤在所述光学谐振腔内往返传播并发生干涉效应;

[0010] 所述光干涉信号分析单元用于检测所述光学谐振腔中干涉效应对应的干涉信号,并根据所述干涉信号获得所述人体生理活动对应的体征参数;

[0011] 进一步,所述振动接收模块包括由上至下依次设置的第一振动接收盖体、第二振动接收盖体和固定筒;其中,所述第一振动接收盖体与第二振动接收盖体相互嵌套;所述第一振动接收盖体用于接收所述位移振动动作;所述第二振动接收盖体用于支撑所述第一振动接收盖体、并为所述第一振动接收盖体提供弹性恢复力;所述固定筒与所述第二振动接收盖体的底面接触,所述固定筒用于容置所述中继传递模块,所述应变光学膜部件与所述第一振动接收盖体直接接触;

[0012] 进一步,所述第一振动接收盖体包括第一弹性圆形部和围绕所述第一弹性圆形部外周设置的第一环形部;所述第一弹性圆形部包括第一弹性凸膜和位于所述第一弹性凸膜底面中央处的活塞柱;所述第一弹性圆形部的外周侧与所述第一环形部的内环周侧呈预设角度平滑连接,以使所述第一弹性凸膜相对于所述第一环形部所在的平面向上凸起设置,所述第一弹性凸膜的厚度小于所述第一环形部的厚度;所述活塞柱包括与所述第一弹性凸膜一体设置的圆柱体以及设于所述圆柱体底端的第二振动放大部件,所述第二振动放大部件与所述应变光学膜部件直接接触,所述第二振动放大部件对所述位移振动动作进行关于第二放大系数 K_2 的放大处理后传递至所述应变光学膜部件;

[0013] 进一步,所述第二振动接收盖体包括第二弹性圆形部和围绕所述第二弹性圆形部外周设置的第二环形部;所述第二弹性圆形部包括第二弹性凸膜和位于所述第二弹性凸膜中央处的通孔;所述第二弹性凸膜相对于所述第二环形部所在的平面向上凸起设置,所述第二弹性凸膜的曲率半径小于所述第一弹性凸膜的曲率半径,以使所述第二弹性凸膜与所述第一弹性凸膜只在局部区域相抵接,所述第二弹性凸膜的厚度小于所述第二环形部的厚度;所述活塞柱穿过所述通孔与所述应变光学膜部件直接接触;

[0014] 进一步,所述第一环形部上沿周向均匀设有若干嵌合凸起,所述第二环形部上沿周向均匀设有若干嵌合凹槽,所述若干嵌合凸起中的每一个与所述若干嵌合凹槽中的每一个相互结合以实现所述第一环形部和第二环形部之间的全平面接触嵌合;

[0015] 进一步,在所述第一弹性凸膜与所述第二弹性凸膜相抵接的局部区域中,所述第一弹性凸膜的下表面设有若干第一微结构,所述第二弹性凸膜的上表面设有若干第二微结构,所述若干第一微结构与所述若干第二微结构相互嵌合,以实现所述第一弹性凸膜和所述第二弹性凸膜在所述局部区域中无空气间隙的紧密接触;在所述第一弹性凸膜与所述第二弹性凸膜的非相抵接的区域中,所述第一弹性凸膜的曲率半径R1与所述第二弹性凸膜的曲率半径R2满足 $R1 \geq 3R2$;

[0016] 进一步,所述应变光学膜部件包括固定圆环和设于所述固定圆环内的应变光学反射膜,所述第一振动放大部件设于所述固定圆环与所述应变光学反射膜相互接触的内周缘上,所述第一振动放大部件用于对所述应变光学反射膜的位移振动动作进行关于第一放大系数K1的放大处理;所述应变光学反射膜的上表面与所述第二振动放大部件接触,所述第二振动放大部件用于对所述应变光学反射膜的位移振动动作进行关于第二放大系数K2的放大处理;所述应变光学反射膜的下表面为光反射面,所述光反射面与所光发射端面共同组成所述光学谐振腔;

[0017] 进一步,所述光干涉发生模块为一光纤形式的光传输部件,所述光纤形式的光传输部件包括光纤本体和金属本体,所述金属本体套设在所述光纤本体的部分外周面上,所述光纤本体中未被所述金属本体套设的部分与插入所述中继传递模块中成为所述光发射器、并与所述应变光学膜部件相互对置设置以形成所述光学谐振腔;所述光纤本体包括裸光纤和包围所述裸光纤的套管;

[0018] 进一步,所述金属本体包括中空金属筒、卡接件、调节扣和缓冲件;所述中空金属筒用于套设所述光纤本体的部分外周面;所述卡接件设置在所述中空金属筒的一侧端上,以用于将所述中空金属筒卡紧与所述光纤本体的外周面上;所述调节扣设置在所述中空金属筒的所述侧端上,以用于调节所述光纤本体的光发射端面与所述应变光学膜部件的光学膜面之间的平行度;所述缓冲件设置与所述中空金属筒的内壁面与所述光纤本体之间,所述缓冲件还部分延伸至所述裸光纤与所述套管的接触界面上;

[0019] 进一步,所述光干涉信号分析单元的输入端与所述光干涉发生模块的干涉光输出端连接,所述光干涉信号分析单元基于所述光干涉发生模块输出的干涉光和所述第一放大系数K1,或者基于所述光干涉发生模块输出的干涉光、所述第一放大系数K1和所述第二放大系数K2得出所述人体生理活动对应的体征参数;

[0020] 所述光干涉信号分析单元还对所述振动接收模块接收到的位移振动动作对应的测量值进行卡尔曼滤波处理,所述卡尔曼滤波处理是通过下面公式(1)执行的,

$$M(i+1) = K(i+1) * C(i+1) + (1-K(i+1)) * M(i) \quad (1)$$

[0022] 在上述公式(1)中, $M(i+1)$ 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作对应的信号估计值, $M(i)$ 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作对应的信号估计值, $C(i+1)$ 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作对应的信号测量值, $K(i+1)$ 为人体生理活动产生的第 $i+1$ 次位移振动动作对应的信号卡尔曼增益系数,其中,所述信号卡尔曼增益系数决定于前后两次位移振动动作对应的信号测量值的方差,所述信号卡尔曼增益系数 $K(i+1)$ 通

过下面公式(2)计算得出,

$$[0023] \quad K(i+1) = \frac{(P(i) + Q)}{(P(i) + Q + R)} \quad (2)$$

[0024] 在上述公式(2)中,P(i)为人体生理活动产生的第i次位移振动动作对应的信号估计值的方差,Q为高斯干扰的方差,R为人体生理活动产生的第i+1次位移振动动作的信号测量值的方差,其中,R是根据位移振动动作的测量结果求得,P(i)是根据人体生理活动产生的第i-1次位移振动动作对应的信号估计值的方差P(i-1)和人体生理活动产生的第i次位移振动动作对应的信号卡尔曼增益系数K(i)求得,P(i)的计算公式为下面的公式(3),

$$[0025] \quad P(i) = (1-K(i))P(i-1) \quad (3)$$

[0026] 还有,高斯干扰的方差Q是通过测量得到的随时间变化的位移振动动作信号进行高斯拟合求得,所述高斯拟合为下面公式(4),

$$[0027] \quad X(t) = X_0 + \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (4)$$

[0028] 在上述公式(4)中,X(t)为在t时刻测量得到的位移振动动作信号,X₀为位移振动动作信号的基准值,μ为高斯拟合后对应的数学期望,σ为高斯拟合后对应的方差,即Q=σ。

[0029] 相比于现有技术,本发明的基于光纤传感的人体体征信息监测系统不同于传统的心电检测仪以电磁波信号作为检测对象,其是将人体生理活动对应形成的物理位移振动通过一中继传递模块转为为光干涉信号,并以该光干涉信号作为检测对象来对相应的体征参数进行表征;由于光干涉信号并不会受到外界电磁波信号的干扰而产生信号紊乱,这能够有效地提高该人体体征信息监测系统的抗电磁波干扰性能,此外该人体体征信息监测系统还设有两级振动放大部件以对该人体生理活动形成的物理位移振动进行放大处理,并且将经过放大处理的物理位移振动传递至光学谐振腔中以使该光干涉信号的变化能够响应于该物理位移振动的变化,这能够有效地提高该人体体征信息监测系统的检测灵敏度和精确度;还有,该人体体征信息监测系统的物理位移振动接收部分和光学谐振腔部分都能够集成到一个检测探头中,这在很大程度上提高监测系统的小型化程度和检测便捷性。

[0030] 本发明的其它特征和优点将在随后的说明书中阐述,并且,部分地从说明书中变得显而易见,或者通过实施本发明而了解。本发明的目的和其他优点可通过在所写的说明书、权利要求书、以及附图中所特别指出的结构来实现和获得。

[0031] 下面通过附图和实施例,对本发明的技术方案做进一步的详细描述。

附图说明

[0032] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,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的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0033] 图1为本发明提供了一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统的结构分解示意图。

[0034] 图2为本发明提供了一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统的剖面透视结构

示意图。

[0035] 图3为本发明提供的一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统的第一振动接收盖体的结构示意图。

[0036] 图4为本发明提供的一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统的中继传递模块的结构示意图。

[0037] 图5为本发明提供的一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统的光干涉发生模块的结构示意图。

[0038] 附图中的数字标记分别是：1：振动接收模块、2：中继传递模块、3：光干涉发生模块、4：第一振动接收盖体、5：第二振动接收盖体、6：固定筒、7：第一弹性圆形部、8：第一环形部、9：活塞柱、10：圆柱体、11：第二振动放大部件、12：第二弹性圆形部件、13：第二环形部、14：通孔、15：固定圆环、16：应变光学膜部件、17：第一振动放大部件、18：光纤本体、19：金属本体、20：裸光纤、21：套管、22：中空金属铜、23：卡接件、24：调节扣、25：缓冲件。

具体实施方式

[0039] 下面将结合本发明实施例中的附图，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作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。

[0040] 参阅图1，为本发明实施例提供的一种基于光纤传感的人体体征信息监测系统的结构分解示意图。从该图1可见，该人体体征信息监测系统主要包括振动接收模块、中继传递模块、光干涉发生模块和光干涉信号分析模块等不同功能模块；优选地，该中继传递模块可用于连接该振动接收模块和该光干涉发生模块，从而将该振动接收模块接收到的物理振动信号转换为光干涉信号，以实现该人体体征信息监测系统的信号形式变换。

[0041] 其中，该振动接收模块用于接收由人体生理活动产生的位移振动动作，并同步地将该位移振动动作传递至该中继传递模块中；优选地，该人体生理活动可包括但不限于呼吸、心跳或者脉搏跳动等形式的生理活动；相应地，该振动接收模块可贴合设置于形成该人体生理活动对应的人体区域，比如胸腔表面或者动脉血管对应的表皮区域。

[0042] 其中，该中继传递模块可包括第一振动放大部件和应变光学膜部件；当该中继传递模块接收到来自该振动接收模块传递的位移振动动作时，该第一振动放大部件能够将该位移振动动作进行关于第一放大系数 K_1 的放大处理，并将经过该放大处理后得到的位移振动动作传递至该应变光学膜部件中，从而驱动该应变光学膜部件产生与该人体生理活动之间存在特定时间关联性的位移振动动作；优选地，该第一振动放大部件进行该放大处理可为将该位移振动动作对应的振动幅度进行关于该第一放大系数 K_1 的放大处理，相应地，该第一放大系数 K_1 满足 $K_1 > 1$ ；该应变光学膜部件自身的位移振动动作相对于该人体生理活动产生的位移振动动作可存在一定的时间延迟，但是该两者的振动频率和周期是相同的。

[0043] 其中，该光干涉发生模块可包括光发射器，该光发射器的光发射端面与该应变光学膜部件中的光学膜面共同组成一光学谐振腔；相应地，该光发射器发出的光纤能够在该光学谐振腔内往返传播并发生干涉效应，通过上述过程该人体生理活动产生的位移振动动作的变化就会被转换为该光学谐振腔中的光干涉信号的变化。最后，该光干涉信号分析单

元接收并检测该光学谐振腔中干涉效应对应的干涉信号,并根据该干涉信号计算出该人体生理活动对应的体征参数;优选地,该干涉信号分析单元可包括但不限于示波器、光谱仪或者计算机终端中的至少一者;相应地,该人体生理活动对应的体征参数可优选为心率或者呼吸频率等。

[0044] 优选地,该振动接收模块可包括由上至下依次设置的第一振动接收盖体、第二振动接收盖体和固定筒;其中,该第一振动接收盖体与第二振动接收盖体相互嵌合;该第一振动接收盖体用于接收所述位移振动动作;该第二振动接收盖体用于支撑所述第一振动接收盖体、并为该第一振动接收盖体提供弹性恢复力;该固定筒与所述第二振动接收盖体的底面接触,该固定筒用于容置该中继传递模块,该应变光学膜部件与该第一振动接收盖体直接接触。上述将该第一振动接收盖体和第二振动接收盖体相互嵌合设置,通过该第二振动接收盖体为该第一振动接收盖体提供相应的弹性恢复支撑,这样能够避免该第一振动接收盖体受到振动压迫发生形变后无法恢复原状情况的发生,从而保证该振动接收模块能够正常持续地接收和传递该位移振动动作。

[0045] 优选地,该第一振动接收盖体包括第一弹性圆形部和围绕所述第一弹性圆形部外周设置的第一环形部;该第一弹性圆形部包括第一弹性凸膜和位于所述第一弹性凸膜底面中央处的活塞柱;该第一弹性圆形部的外周侧与该第一环形部的内环周侧呈预设角度平滑连接,以使该第一弹性凸膜相对于该第一环形部所在的平面向上凸起设置,该第一弹性凸膜的厚度小于该第一环形部的厚度;该活塞柱包括与该第一弹性凸膜一体设置的圆柱体以及设于该圆柱体底端的第二振动放大部件,该第二振动放大部件与所述应变光学膜部件直接接触,该第二振动放大部件对该位移振动动作进行关于第二放大系数 K_2 的放大处理后传递至该应变光学膜部件。可见,该人体生理活动产生的位移振动动作经过该第一振动放大部件和第二振动放大部件的两次放大处理后被传递至该应变光学膜部件中,该两次放大处理能够将微小的位移振动动作放大至该应变光学膜部件能够感应的强度,这不仅能够提高该人体体征信息监测系统的检测灵敏度,并且还有助于后续对干涉信号的精确分析计算。

[0046] 优选地,该第二振动接收盖体包括第二弹性圆形部和围绕该第二弹性圆形部外周设置的第二环形部;该第二弹性圆形部包括第二弹性凸膜和位于该第二弹性凸膜中央处的通孔;该第二弹性凸膜相对于该第二环形部所在的平面向上凸起设置,该第二弹性凸膜的曲率半径小于该第一弹性凸膜的曲率半径,以使所述第二弹性凸膜与所述第一弹性凸膜只在局部区域相抵接,该第二弹性凸膜的厚度小于该第二环形部的厚度;该活塞柱穿过所述通孔与该应变光学膜部件直接接触。

[0047] 优选地,该第一环形部上沿周向均匀设有若干嵌合凸起,该第二环形部上沿周向均匀设有若干嵌合凹槽,该若干嵌合凸起中的每一个与该若干嵌合凹槽中的每一个相互结合以实现该第一环形部和第二环形部之间的全平面接触嵌合。

[0048] 优选地,在该第一弹性凸膜与该第二弹性凸膜相抵接的局部区域中,该第一弹性凸膜的下表面设有若干第一微结构,该第二弹性凸膜的上表面设有若干第二微结构,该若干第一微结构与该若干第二微结构相互嵌合,以实现该第一弹性凸膜和该第二弹性凸膜在该局部区域中无空气间隙的紧密接触;在该第一弹性凸膜与该第二弹性凸膜的非相抵接的区域中,该第一弹性凸膜的曲率半径 R_1 与该第二弹性凸膜的曲率半径 R_2 满足 $R_1 \geq 3R_2$ 。由于

该第一弹性凸膜是直接接触人体并接收感知该位移振动动作、并且该第二弹性凸膜是对该第一弹性凸膜提供弹性恢复支撑,若该第一弹性凸膜与第二弹性凸膜在相互接触的区域之间存在空气间隙,该空气间隙会对该第一弹性凸膜和第二弹性凸膜各自的弹性形变和弹性恢复过程中产生空气阻力,由于该位移振动动作的原始振动幅度很小,故该空气阻力会对该位移振动动作的传递产生阻碍和减弱的作用,这最终会影响该人体体征信息监测系统的测量准确性,为了消除该空气阻力的影响,通过该第一弹性凸膜上的若干第一微结构与该第二弹性凸膜上的若干第二微结构相互嵌合能够保证该第一弹性凸膜和该第二弹性凸膜之间紧密接触以防止空气间隙的形成。此外,将该第一弹性凸膜的曲率半径 R_1 与该第二弹性凸膜的曲率半径 R_2 设成满足 $R_1 \geq 3R_2$,能够在保证第一弹性凸膜与第二弹性凸膜之间存在足够面积的接触支撑区域的同时,还能够避免由于第一弹性凸膜与第二弹性凸膜之间相互接触区域的面积过大导致该位移振动动作无法高效地进行传递的问题。

[0049] 优选地,该应变光学膜部件包括固定圆环和设于该固定圆环内的应变光学反射膜,该第一振动放大部件设于该固定圆环与该应变光学反射膜相互接触的内周缘上,该第一振动放大部件用于对该应变光学反射膜的位移振动动作进行关于第一放大系数 K_1 的放大处理;该应变光学反射膜的上表面与该第二振动放大部件接触,该第二振动放大部件用于对该应变光学反射膜的位移振动动作进行关于第二放大系数 K_2 的放大处理;该应变光学反射膜的下表面为光反射面,该光反射面与所光发射端面共同组成该光学谐振腔。

[0050] 优选地,该光干涉发生模块为一光纤形式的光传输部件,该光纤形式的光传输部件可包括光纤本体和金属本体,该金属本体套设在该光纤本体的部分外周面上,该光纤本体中未被该金属本体套设的部分与插入该中继传递模块中成为该光发射器、并与该应变光学膜部件相互对置设置以形成该光学谐振腔;该光纤本体包括裸光纤和包围该裸光纤的套管。

[0051] 优选地,该金属本体还可包括中空金属筒、卡接件、调节扣和缓冲件;该中空金属筒用于套设该光纤本体的部分外周面;该卡接件设置在该中空金属筒的一侧端上,以用于将该中空金属筒卡紧与该光纤本体的外周面上;该调节扣设置在该中空金属筒的该侧端上,以用于调节该光纤本体的光发射端面与该应变光学膜部件的光学膜面之间的平行度;该缓冲件设置与该中空金属筒的内壁面与该光纤本体之间,该缓冲件还部分延伸至该裸光纤与所述套管的接触界面上。

[0052] 优选地,该光干涉信号分析单元的输入端与该光干涉发生模块的干涉光输出端连接,该光干涉信号分析单元基于该光干涉发生模块输出的干涉光和该第一放大系数 K_1 ,或者基于该光干涉发生模块输出的干涉光、该第一放大系数 K_1 和该第二放大系数 K_2 得出该人体生理活动对应的体征参数。由于光干涉信号能够在该光学谐振腔腔长发生波长量级变化的情况下,都可相应地产生干涉强度的改变,这能够保证该位移振动动作在强度较小的情况下也能够引起相应的光干涉信号的改变,并且该人体体征信息监测系统还对该位移振动动作进行两级放大处理,这有利于提高该人体体征信息监测系统的检测灵敏度和精确度。

[0053] 优选地,由于人体生理活动产生的位移振动动作会受到一些因素的干扰使得其并不绝对均匀的,为了改善后续信号处理的便捷性和消除上述因素的干扰,该光干涉信号分析单元还可对该位移振动动作对应的信号进行卡尔曼滤波处理,其中,该卡尔曼滤波处理是基于关于人体生理活动产生的位移振动动作的估计值和实际测量值来进行的,该卡尔曼

滤波处理是通过下面公式(1)执行的,

$$[0054] \quad M(i+1) = K(i+1) * C(i+1) + (1-K(i+1)) * M(i) \quad (1)$$

[0055] 在上述公式(1)中, $M(i+1)$ 为人体生理活动产生的第*i*+1次位移振动动作对应的信号估计值, $M(i)$ 为人体生理活动产生的第*i*+1次位移振动动作对应的信号估计值, $C(i+1)$ 为人体生理活动产生的第*i*+1次位移振动动作对应的信号测量值, $K(i+1)$ 为人体生理活动产生的第*i*+1次位移振动动作对应的信号卡尔曼增益系数,其中,该信号卡尔曼增益系数决定于前后两次位移振动动作对应的信号测量值的方差,该信号卡尔曼增益系数 $K(i+1)$ 通过下面公式(2)计算得出,

$$[0056] \quad K(i+1) = \frac{(P(i) + Q)}{(P(i) + Q + R)} \quad (2)$$

[0057] 在上述公式(2)中, $P(i)$ 为人体生理活动产生的第*i*次位移振动动作对应的信号估计值的方差, Q 为高斯干扰的方差, R 为人体生理活动产生的第*i*+1次位移振动动作的信号测量值的方差,其中, R 是根据位移振动动作的测量结果求得, $P(i)$ 是根据人体生理活动产生的第*i*-1次位移振动动作对应的信号估计值的方差 $P(i-1)$ 和人体生理活动产生的第*i*次位移振动动作对应的信号卡尔曼增益系数 $K(i)$ 求得, $P(i)$ 的计算公式为下面的公式(3),

$$[0058] \quad P(i) = (1-K(i))P(i-1) \quad (3)$$

[0059] 还有,高斯干扰的方差 Q 是通过测量得到的随时间变化的位移振动动作信号进行高斯拟合求得,所述高斯拟合为下面公式(4),

$$[0060] \quad X(t) = X_0 + \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{\left(-\frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)} \quad (4)$$

[0061] 在上述公式(4)中, $X(t)$ 为在*t*时刻测量得到的位移振动动作信号, X_0 为位移振动动作信号的基准值, μ 为高斯拟合后对应的数学期望, σ 为高斯拟合后对应的方差,即 $Q=\sigma$ 。通过对位移振动动作信号进行上述的卡尔曼滤波处理,能够实现位移振动动作信号的优化,从而提高后续相应信号处理的精确性。

[0062] 在实际商品化过程中,该基于光纤传感的人体体征信息监测系统可包括一扁平状的检测主体以及与该检测主体相连接的供电主体和信号输出端;其中,扁平状的检测主体可包括若干个阵列形式排布的振动接收模块,优选地,该检测主体可具有垫状结构,该若干个振动接收模块均匀地分布在该垫状结构的整个区域上,通过上述方式使得该检测主体能够平铺地设置于床垫下方,当使用者躺在床垫上时该检测主体中的若干振动接收模块就能够直接地接收到使用者不同身体区域对应人体生理活动产生的位移振动动作,这样能够极大地提高该系统的使用便捷性;优选地,该检测主体可具有60cm*84cm*1cm的体积尺寸;优选地,该检测主体具有可折叠卷起的特性,这便于该系统在不使用时进行折叠收纳以减小其占用的空间;优选地,该供电主体可为一5V/2.5A规格的供电适配器,该供电主体不仅用于为检测主体中的光发射器供电,还用于为系统中的信号输出端供电;优选地,该系统的信号输出端可通过有线或者无线的方式与手机等移动终端或者计算机等个人处理器终端进行信号通信,从而将该系统检测到的体征参数或者人体生理活动数据传输至上述外接终端以进行显示;优选地,上述外接终端可配置相应的应用程序用以接收和处理来自该系统的相关检测数据以及对使用者进行持续的监测,比如该外接终端的应用程序可用于准确地监

测使用者的心率、呼吸频率、帮助发现使用者潜在的健康隐患,该应用程序还可用于在使用者离床过久的情况下进行自动报警以避免夜间风险的发生,该应用程序还可根据使用者的入睡时间、睡眠深浅程度、睡眠过程中的体动情况和生命体征等综合评估使用者的睡眠质量并形成相应的睡眠报告,可见该系统与其相应的应用程序能够对使用者进行全方位的健康状况监测。

[0063] 从上述实施例可以看出,该人体体征信息监测系统具有如下三方面的优点:第一,该人体体征信息监测系统并不依赖电磁波信号作为检测对象,其通过将人体生理活动产生的位移振动动作转换为光干涉信号并进行分析计算得到相应的体征参数,故该人体体征信息监测系统具有抗电磁波干扰的特定,其对使用环境的要求较低;第二,该人体体征信息监测系统对接收到的位移振动动作进行两级放大处理以及将该位移振动动作转换为光干涉信号,这有利于该系统对人体生理活动产生的细微的位移振动动作进行检测,从而提高对体征参数的检测灵敏度和精确度;第三,该人体体征信息监测系统的振动接收模块、中继传递模块和光干涉发生模块均可集成至一个检测探头中,这有利于提高人体体征信息监测系统的小型化程度,并且该系统只要与相应人体区域接触就能够直接进行检测,其使用操作方便,能够适应不同场合的检测,极大地提高体征参数检测在时间和地点上使用便捷性。

[0064] 显然,本领域的技术人员可以对本发明进行各种改动和变型而不脱离本发明的精神和范围。这样,倘若本发明的这些修改和变型属于本发明权利要求及其等同技术的范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变型在内。

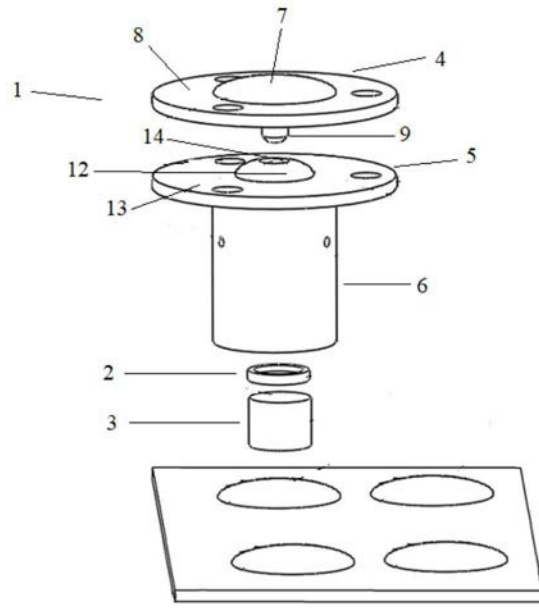


图1

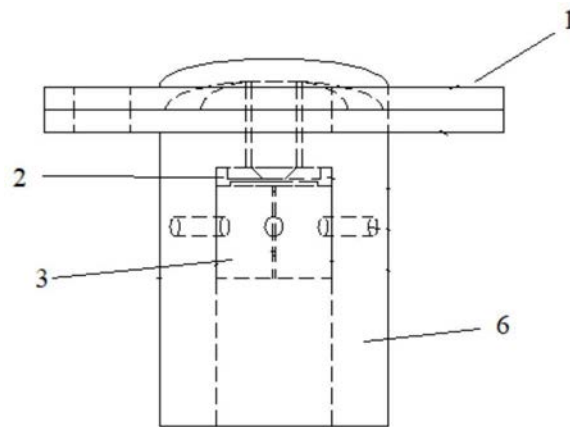


图2

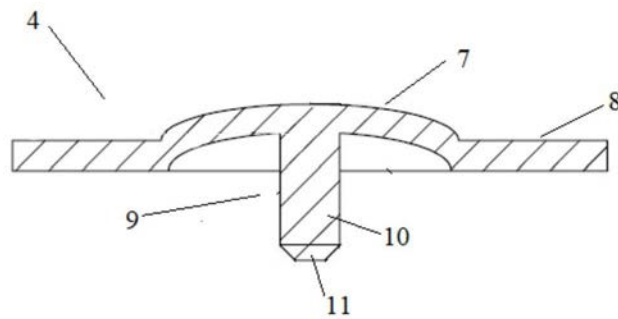


图3

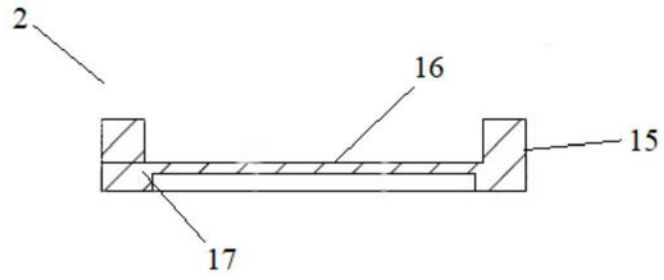


图4

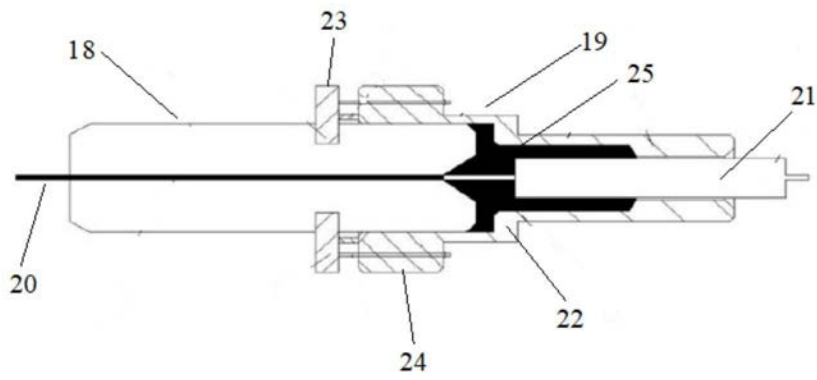


图5