



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108498083 A

(43)申请公布日 2018.09.07

(21)申请号 201710103612.7

(22)申请日 2017.02.24

(71)申请人 深圳市迈迪加科技发展有限公司

地址 518057 广东省深圳市高新技术产业
园北区朗山东路11号同方信息港A栋2
楼

(72)发明人 沈劲鹏 戴鹏 黄锦锋

(74)专利代理机构 北京太合九思知识产权代理
有限公司 11610

代理人 刘戈

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

一种生理信息监测装置以及方法

(57)摘要

本发明实施例提供一种生理信息监测装置以及方法。其中,装置包括:生理监测器,用于获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号;转换电路,其与所述生理监测器连接,用于将所述监测信号转换为电压信号;分流电路,其与所述转换电路连接,用于将所述电压信号分流为直流信号和交流信号;处理器,其与所述分流电路连接,用于根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的;若是,则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率。本发明实施例提高了生理信息监测装置的抗干扰能力,提高了生理信息监测结果的准确率。



1. 一种生理信息监测装置,其特征在于,包括:
生理监测器,用于获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号;
转换电路,其与所述生理监测器连接,用于将所述监测信号转换为电压信号;
分流电路,其与所述转换电路连接,用于将所述电压信号分流为直流信号和交流信号;
处理器,其与所述分流电路连接,用于根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的;若是,则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述分流电路,包括:
低通滤波电路,其与所述转换电路连接,用于得到所述电压信号中的直流信号;
高通滤波电路,其与所述转换电路连接,用于得到所述电压信号中的交流信号。
3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述分流电路,还包括:
第一电压放大电路,其与所述低通滤波电路连接,用于对所述直流信号进行放大;
第二电压放大电路,其与所述高通滤波电路连接,用于对所述交流信号进行放大。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其特征在于,所述处理器包括:
判断模块,其与所述分流电路连接,用于判断所述直流信号的电压是否高于或等于阈值,若是,则所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的;

低通滤波模块,其分别与所述分流电路以及所述判断模块连接,用于在所述判断模块作出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时所产生的结果时,从所述交流信号中分离出呼吸信号,并计算相应的呼吸率;

带通滤波模块,其分别与所述分流电路以及所述判断模块连接,用于在所述判断模块作出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时所产生的结果时,从所述交流信号中分离出心率信号,并计算相应的心率;

输出模块,其分别与所述判断模块、所述低通滤波模块以及所述带通滤波模块连接,用于在所述判断模块判断出所述直流信号的电压低于阈值时,输出离开提示信息,在所述判断模块判断出所述直流信号的电压高于或等于阈值时,输出所述低通滤波模块计算出的呼吸率以及所述带通滤波模块计算出的心率。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其特征在于,所述生理监测器包括:气垫和压力传感器;其中,

所述气垫的中空气腔与所述压力传感器的气压感测端连通;

所述压力传感器根据所述中空气腔内的气压变化输出相应的监测信号;

或者所述生理监测器为柔性压力传感器;

所述柔性压力传感器为片状结构,以根据置于所述柔性压力传感器上的被监测体的生理特征输出相应的监测信号;

或者所述生理监测器包括:柔性片状材料和均布在所述柔性片状材料上的多个压力传感器;

所述多个压力传感器根据置于其上的被监测体的生理特征输出相应的监测信号。

6. 根据权利要求1至3中任一项所述的装置,其特征在于,所述转换电路为电阻分压电路或桥式电桥电路。

7. 一个生理信息监测方法,其特征在于,包括:

获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号；

将所述监测信号转换为电压信号；

将所述电压信号分流为直流信号和交流信号；

根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的；

若所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的，则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率。

8. 根据所述权利要求7所述的方法，其特征在于，所述根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的，包括：

若所述直流信号的电压低于阈值，则确定出所述监测信号不是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的；

若所述直流信号的电压高于或等于所述阈值，则确定出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的。

9. 根据权利要求7或8所述的方法，其特征在于，所述基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率，包括：

对所述交流信号进行低通滤波处理以分离出呼吸信号，并基于所述呼吸信号计算并输出呼吸率；

对所述交流信号进行带通滤波处理以分离出心率信号，并基于所述心率信号计算并输出心率。

10. 根据权利要求7或8所述的方法，其特征在于，将所述电压信号分流为直流信号和交流信号之后，还包括：

将所述直流信号和交流信号分别进行放大，以得到放大后的直流信号和交流信号。

一种生理信息监测装置以及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及人体体征监测领域,尤其涉及一种生理信息监测装置以及方法。

背景技术

[0002] 睡眠质量直接影响着人的身体健康,而呼吸和心跳是人体睡眠中的两个重要的生理指标,因此有必要对人体睡眠中的呼吸和心跳等生理信息进行有效采集和监测,这样就可以根据获取到的数据进行睡眠质量分析,从而对症下药。

[0003] 目前,对人体睡眠中的呼吸和心跳等生理信息进行监测的装置一般是通过压力传感器来采集人体呼吸和心跳所引起的压力变化,然后通过后续电路处理得到呼吸和心跳的混合信号,再通过处理器的算法处理得到人体的在离床状态、呼吸率和心率信息。

[0004] 但是由于周围环境存在着各种各样的振动干扰源,如门窗的低频空气振动、工程施工振动等,这些振动干扰信号也会被压力传感器所采集,从而导致最后监测结果的偏差,例如,人不在床上时,周围振动干扰会传递到压力传感器上,最后的输出信号会被误认为是睡眠中的呼吸和心率信号。可见,现有技术中对人体睡眠中的呼吸和心跳等生理信息的采集装置抗干扰能力差,无法在有干扰的情况下,准确地判断出人是否离床。

发明内容

[0005] 本发明提供一种生理信息监测装置以及方法,目的在于能够在有周围环境干扰的情况下准确判断出人的在离床状态,从而输出准确的呼吸率和心跳率,以避免周围环境中的干扰导致输出错误的监测结果。

[0006] 为了解决上述技术问题,本发明提供一种生理信息监测装置,包括:

[0007] 生理监测器,用于获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号;

[0008] 转换电路,其与所述生理监测器连接,用于将所述监测信号转换为电压信号;

[0009] 分流电路,其与所述转换电路连接,用于将所述电压信号分流为直流信号和交流信号;

[0010] 处理器,其与所述分流电路连接,用于根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的;若是,则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率。

[0011] 可选地,所述分流电路,包括:

[0012] 低通滤波电路,其与所述转换电路连接,用于得到所述电压信号中的直流信号;

[0013] 高通滤波电路,其与所述转换电路连接,用于得到所述电压信号中的交流信号。

[0014] 可选地,所述分流电路,还包括:

[0015] 第一电压放大电路,其与所述低通滤波电路连接,用于对所述直流信号进行放大;

[0016] 第二电压放大电路,其与所述高通滤波电路连接,用于对所述交流信号进行放大。

[0017] 可选地,所述处理器包括:

[0018] 判断模块,其与所述分流电路连接,用于判断所述直流信号的电压是否高于或等

于阈值,若是,则所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的;

[0019] 低通滤波模块,其分别与所述分流电路以及所述判断模块连接,用于在所述判断模块作出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时所产生的结果时,从所述交流信号中分离出呼吸信号,并计算相应的呼吸率;

[0020] 带通滤波模块,其分别与所述分流电路以及所述判断模块连接,用于在所述判断模块作出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时所产生的结果时,从所述交流信号中分离出心率信号,并计算相应的心率;

[0021] 输出模块,其分别与所述判断模块、所述低通滤波模块以及所述带通滤波模块连接,用于在所述判断模块判断出所述直流信号的电压低于阈值时,输出离开提示信息,在所述判断模块判断出所述直流信号的电压高于或等于阈值时,输出所述低通滤波模块计算出的呼吸率以及所述带通滤波模块计算出的心率。

[0022] 可选地,所述生理监测器包括:气垫和压力传感器;其中,

[0023] 所述气垫的中空气腔与所述压力传感器的气压感测端连通;

[0024] 所述压力传感器根据所述中空气腔内的气压变化输出相应的监测信号;

[0025] 或者

[0026] 所述生理监测器为柔性压力传感器;

[0027] 所述柔性压力传感器为片状结构,以根据置于所述柔性压力传感器上的被监测体的生理特征输出相应的监测信号;

[0028] 或者

[0029] 所述生理监测器包括:柔性片状材料和均布在所述柔性片状材料上的多个压力传感器;

[0030] 所述多个压力传感器根据置于其上的被监测体的生理特征输出相应的监测信号。

[0031] 可选地,所述转换电路为电阻分压电路或桥式电桥电路。

[0032] 为了解决上述问题,本发明实施例还提供了一种生理信息监测方法,包括:

[0033] 获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号;

[0034] 将所述生理监测信号转换为电压信号;

[0035] 将所述电压信号分流为直流信号和交流信号;

[0036] 根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的;

[0037] 若所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率。

[0038] 可选地,所述根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,包括:

[0039] 若所述直流信号的电压低于阈值,则确定出所述监测信号不是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,并输出离开提示信息;

[0040] 若所述直流信号的电压高于或等于所述阈值,则确定出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的。

[0041] 可选地,所述若所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率,包括:

[0042] 对所述交流信号进行低通滤波处理以分离出呼吸信号,并基于所述呼吸信号计算并输出呼吸率;

[0043] 对所述交流信号进行带通滤波处理以分离出心率信号,并基于所述心率信号计算并输出心率。

[0044] 可选地,将所述电压信号分流为直流信号和交流信号之后,还包括:

[0045] 将所述直流信号和交流信号分别进行放大,以得到放大后的直流信号和交流信号。

[0046] 本发明实施例提供的生理信息监测装置以及方法,通过生理监测器监测置于其上的被监测体因呼吸和心跳所产生的检测信号,通过转换电路将该监测信号转换成电压信号,并通过分流电路将该电压信号中的直流信号和交流信号进行分离,处理器根据该直流信号可以准确判断出所述监测信号是不是被监测体处于所述生理监测器上时所产生的,这样可以准确判断出人的在离状态,在确定人处于所述生理监测器上时才会根据交流信号计算输出呼吸率和心跳率,有效避免了人离开时,因周围环境中的干扰产生不为零的交流信号从而导致输出错误的呼吸率和心跳率的监测结果,提高了生理信息监测装置的抗干扰能力。

附图说明

[0047] 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一简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图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。

[0048] 图1为本发明实施例提供的生理信息监测装置的一个实施例的结构示意图;

[0049] 图2为本发明实施例提供的生理信息监测装置中分流电路的一种结构示意图;

[0050] 图3为本发明实施例提供的生理信息监测装置中分流电路的又一种结构示意图;

[0051] 图4为本发明实施例提供的生理信息监测装置中处理器的结构示意图;

[0052] 图5为本发明实施例提供的生理信息监测装置的又一个实施例的结构示意图;

[0053] 图6为本发明实施例提供的生理信息监测方法的一个实施例的流程图;

[0054] 图7为本发明实施例提供的生理信息监测方法的又一实施例的流程图。

具体实施方式

[0055] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,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做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。

[0056] 在本发明实施例中使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本发明。在本发明实施例和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义,“多种”一般包含至少两种,但是不排除包含至少一种的情况。

[0057] 应当理解,本文中使用的术语“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。

[0058] 应当理解,尽管在本发明实施例中可能采用术语第一、第二、第三等来描述XXX,但这些XXX不应限于这些术语。这些术语仅用来将XXX彼此区分开。例如,在不脱离本发明实施例范围的情况下,第一XXX也可以被称为第二XXX,类似地,第二XXX也可以被称为第一XXX。

[0059] 取决于语境,如在此所使用的词语“如果”、“若”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”或“响应于监测”。类似地,取决于语境,短语“如果确定”或“如果监测(陈述的条件或事件)”可以被解释成为“当确定时”或“响应于确定”或“当监测(陈述的条件或事件)时”或“响应于监测(陈述的条件或事件)”。

[0060] 还需要说明的是,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的商品或者系统不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种商品或者系统所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的商品或者系统中还存在另外的相同要素。

[0061] 图1为本发明实施例提供的生理信息监测装置的一个实施例的结构示意图,如图1所示,该生理信息监测装置包括:生理监测器101、转换电路102、分流电路103和处理器104。

[0062] 其中,生理监测器101用于获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号。所述生理监测器101可以放置在床垫上,这样,当被监测体躺在床垫上睡觉时,所述生理监测器101所能监测到的检测信息就包括置于其上的被监测体的躯干压力、胸部呼吸运动以及心脏跳动所产生的压力信息,由于被监测体的躯干压力等于被监测体的重力,因此是一个静态的压力,而胸部呼吸运动和心脏跳动所产生的压力会随着呼吸运动和心跳运动发生着变化,因此是动态的压力。

[0063] 转换电路102与所述生理监测器101连接,该转换电路102用于将所述监测信号转换为电压信号。由于静态的被监测体躯干压力会产生一个直流电压,而动态的呼吸运动和心跳的压力会产生一个交流电压,所述交流电压叠加在所述直流电压之上,也就是说,所述转换电路102转换得到的所述电压信号包含有直流电压以及叠加在所述直流电压上的交流电压。

[0064] 分流电路103与所述转换电路102连接,该分流电路103用于将所述电压信号分流为直流信号和交流信号。

[0065] 处理器104与所述分流电路103连接,该处理器104用于根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器101上时产生的;若是,则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率。本实施例中处理器104根据所述直流信号可以直接判断出被监测体的在离状态,这是由于所述直流信号是根据被监测体的躯干压力生成的,如果被监测体未处于所述生理监测器101上时,所述生理监测器101必然监测不到所述被监测体的躯干压力,那么该直流信号也必然为零,如果被监测体处于所述生理监测器101上时,所述生理监测器101必然会监测到所述被监测体的躯干压力,那么所述直流信号必然不为零。当所述直流信号不为零时,说明被监测体处于所述生理监测器101上,这时所述处理器104基于所述交流信号计算并输出相应的呼吸率和心率,当所述直流信号为零时,即离开状态,这时就算所述交流信号因周围环境中的振动干扰而不为零,也可以判断出该交流信号并不

是被监测体的呼吸运动和心跳运动产生的,而是周围环境中的干扰产生的,因此,对所述交流信号不进行计算和输出。

[0066] 在实际应用中,所述直流信号上面可能会有噪声,因此,在实际的判断中,可以预先设置一个阈值,所述直流信号的电压低于所述阈值时,则认为离开状态,高于或等于所述阈值时,则认为被监测体处于所述生理监测器101上。

[0067] 在本实施例中,通过从所述生理监测器101输出的监测信号中剥离出直流信号和交流信号,根据所述直流信号可以准确地判断出被监测体的在离状态,并且只有在判断出被监测体处于所述生理监测器101上时,才会根据所述交流信号计算输出呼吸率和心率,这样就不会根据离开状态下监测到的由周围环境中的干扰产生的交流信号计算并输出错误的呼吸率和心率,提高了生理信息监测结果的准确性,还提高了生理信息监测设备的抗干扰能力。

[0068] 作为又一实施例,所述生理监测器101可以包括气垫和压力传感器;所述气垫的中空气腔与所述压力传感器的气压感测端连通;所述压力传感器根据所述中空气腔内的气压变化输出相应的监测信号。将所述气垫平铺放置在床上,被监测体躺在所述气垫上的时候,被监测体的躯干压力、呼吸运动和心脏跳动的压力会传递给气垫,引起气垫的中空气腔内的气压变化,该气压变化进一步引起跟气垫连接的所述压力传感器的压力变化,这种压力变化导致所述压力传感器的电阻变化,然后通过所述转换电路102将所述压力传感器的电阻变化转变成电压信号。

[0069] 作为又一实施例,所述生理监测器101为柔性压力传感器;所述柔性压力传感器为片状结构,以根据置于所述柔性压力传感器上的被监测体的生理特征输出相应的监测信号。将所述柔性压力传感器平铺放置在床上,这样被监测体躺在所述柔性压力传感器上时,被监测体的躯干压力、呼吸运动和心跳运动会直接导致传感器的压力变化,传感器的压力变化,一般表现为传感器的电阻变化,再通过所述转换电路将所述柔性压力传感器的电阻变化转变为电压信号。

[0070] 作为又一实施例,所述生理监测器101包括:柔性片状材料和均布在所述柔性片状材料上的多个压力传感器;所述多个压力传感器根据置于其上的被监测体的生理特征输出相应的监测信号。将均布有多个压力传感器的柔性片状材料平铺放置在床上,被监测体躺在所述柔性片状材料上时,被监测体的躯干压力信息、呼吸压力和心跳压力信息会直接被所述柔性片状材料上的多个压力传感器中的全部或部分压力传感器所采集,并引起全部或部分压力传感器的电阻变化,通过所述转换电路将所述全部或部分压力传感器的电阻变化转变为电压信号。

[0071] 采用柔软的气垫或柔性压力传感器来采集被监测者的生理信息,会给被监测者带来一种柔软舒服的感受,还有助于提高睡眠监测的准确性。

[0072] 作为又一实施例,所述转换电路102可以为电阻分压电路或桥式电桥电路。电阻分压电路即是将压力传感器与一定值电阻串联之后接入到直流电源的两端,所述压力传感器和所述定值电阻的连接点作为电压输出端,由于所述传感器的电阻随着其上的压力的变化而变化,因此,可将所述压力传感器看成是一个可变电阻,这样,所述电压输出端输出的电压会随着所述压力传感器的电阻变化而变化;桥式电桥电路即是将压力传感器串联在电桥电路的一桥臂上,所述压力传感器的电阻的变化会直接引起所述桥式电桥电路的输出电压

的变化。这样,所述电压分压电路或桥式电桥电路就能将所述压力传感器输出的监测信号转换成电压信号。

[0073] 作为又一实施例,所述分流电路103还可以选择高通滤波电路和低通滤波电路来实现所述电压信号中的直流信号和交流信号的分离。参见图2,示出了本发明实施例提供的生理信息监测装置中分流电路的一种结构示意图。

[0074] 结合图2,所述分流电路103包括:

[0075] 低通滤波电路110,其与所述转换电路102连接,用于得到所述电压信号中的直流信号;

[0076] 高通滤波电路120,其与所述转换电路102连接,用于得到所述电压信号中的交流信号。

[0077] 其中,所述低通滤波电路110的低通截止频率可以根据实际情况进行预先设置。一般情况下,新生儿的呼吸率在60~70次/分钟,新生儿的心率在120~160次/分钟,成人的呼吸率在12~18次/分钟,成人的心率在60~100次/分钟,由于在实际情况中,呼吸率最低可能达到6次/分钟,那么可以将所述低通截止频率设置在0.1Hz以下,即低于所述低通截止频率的信号才能通过所述低通滤波电路,这样,所述电压信号通过所述低通滤波电路110之后,所述电压信号中包含的呼吸运动和心跳运动产生的交流信号就会被滤除,只剩下所述电压信号中的被监测体的躯干压力产生的直流信号。

[0078] 其中,所述高通滤波电路120的高通截止频率可以与所述低通滤波电路110的低通截止频率的数值一致,也可以不一致,只要预先设置的所述高通截止频率的数值在0.1Hz以下即可,这样就可以确保最低频率的呼吸信号和心率信号能够通过所述高通滤波电路120。所述电压信号通过所述高通滤波电路120之后,所述电压信号中包含的被监测体的躯干压力产生的直流信号就会被滤除,只剩下所述电压信号中的呼吸运动和心跳运动产生的交流信号。

[0079] 在实际应用中,由于通过所述低通滤波电路110和所述高通滤波电路120得到的所述直流信号和所述交流信号比较微弱,因此,作为又一实施例,可以采用电压放大电路来对所述直流信号和所述交流信号进行放大,放大到合适的范围。参见图3,为本发明实施例提供的生理信息监测装置中分流电路103的又一种结构示意图。

[0080] 结合图3,所述分流电路103除包含有低通滤波电路110和高通滤波电路120外,还包括:第一电压放大电路111和第二电压放大电路121。其中,第一电压放大电路111,其与所述低通滤波电路110连接,用于对低通滤波电路110输出的所述直流信号进行放大。第二电压放大电路121与所述高通滤波电路120连接,用于对高通滤波电路120输出的所述交流信号进行放大。

[0081] 其中,所述第一电压放大电路111和第二电压放大电路121的放大倍数可以根据实际需要进行预先设置,本发明实施例对放大倍数的设置不做具体限定。

[0082] 另外,经过所述分流电路103分离出所述电压信号的直流信号和交流信号之后,所述处理器104会根据所述直流信号来判断是否基于所述交流信号来计算并输出相应的监测结果。参见图4,为本发明实施例提供的生理信息监测装置中处理器的一种结构示意图。

[0083] 结合图4,所述处理器104包括:

[0084] 判断模块130,其与所述分流电路103连接,用于判断所述直流信号的电压是否高

于或等于阈值,若是,则所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器101上时产生的;

[0085] 低通滤波模块131,其分别与所述分流电路103以及所述判断模块130连接,用于在所述判断模块130作出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器101上时所产生的结果时,从所述交流信号中分离出呼吸信号,并计算相应的呼吸率;

[0086] 带通滤波模块132,其分别与所述分流电路103以及所述判断模块130连接,用于在所述判断模块130作出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器101上时所产生的结果时,从所述交流信号中分离出心率信号,并计算相应的心率;

[0087] 输出模块140,其分别与所述判断模块130、所述低通滤波模块131以及所述带通滤波模块132连接,用于在所述判断模块130判断出所述直流信号的电压低于阈值时,输出离开提示信息,在所述判断模块130判断出所述直流信号的电压高于或等于阈值时,输出所述低通滤波模块131计算出的呼吸率以及所述带通滤波模块132计算出的心率。

[0088] 所述处理器104在接收到分流电路103输出的所述直流信号和交流信号后,其判断模块130会首先对所述直流信号进行判断,如果所述直流信号的电压低于阈值,则表明被监测体处于离开状态,输出模块140输出离开提示信息,如果所述直流信号的电压高于或等于阈值,则表明被监测体处于所述生理监测器101上,这时所述交流信号中包含有呼吸和心跳信息,通过低通滤波模块131分离出所述交流信号中的呼吸信号,通过带通滤波模块132分离出所述交流信号中的心率信号,然后计算并输出呼吸率和心率的监测结果。

[0089] 在实际应用中,对于新生儿而言,其呼吸率在1Hz~1.17Hz之间,其心率在2Hz~2.67Hz之间,这样,就可以根据实际需要,预先为所述低通滤波模块131设置一截止频率,所述截止频率可以设置为1.17Hz~2Hz之间任一数值,例如,设置为1.5Hz,这样,低于所述截止频率的呼吸信号能够通过所述低通滤波模块131,而高于所述截止频率的心率信号就不能通过所述低通滤波模块131,对于所述带通滤波模块132而言,可为其预先设置一下限截止频率和上限截止频率,所述下限截止频率也可以设置为1.17Hz~2Hz之间任一数值,所述上限截止频率可以设置为大于2Hz的任一数值,这样,低于所述下限截止频率的呼吸信号就不能通过所述带通滤波模块132,而高于所述下限截止频率且低于所述上限截止频率的心率信号就能够通过所述带通滤波模块132,如此,就可以分离出所述交流信号中的呼吸信号和心率信号。

[0090] 对于成人而言,同样可以根据其呼吸率和心率的频段来合理设置低通滤波模块131的截止频率以及带通滤波模块132的下限截止频率和上限截止频率,以实现所述交流信号中的呼吸信号和心率信号的分离。

[0091] 需要说明的是,所述低通滤波模块131和带通滤波模块132可以通过软件方式实现。当然,上述的所述处理器104所做的低通滤波处理以及带通滤波处理也可以通过添加低通滤波电路和带通滤波电路来实现。参见图5,示出了本发明实施例提供的生理信息监测装置的又一个实施例的结构示意图。

[0092] 如图5所示,该生理信息监测装置包括:

[0093] 生理监测器201,用于获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号;

[0094] 转换电路202,其与所述生理监测器201连接,用于将所述监测信号转换为电压信号;

[0095] 分流电路203,其与所述转换电路202连接,用于将所述电压信号分流为直流信号和交流信号;其中,

[0096] 所述分流电路203包括:

[0097] 第一低通滤波电路210,其与所述转换电路202连接,用于得到所述电压信号中的直流信号;

[0098] 高通滤波电路220,其与所述转换电路202连接,用于得到所述电压信号中的交流信号;

[0099] 第二低通滤波电路221,其与所述高通滤波电路220连接,用于从所述交流信号中分离出呼吸信号;

[0100] 带通滤波电路222,其与所述高通滤波电路220连接,用于从所述交流信号中分离出心率信号;

[0101] 处理器204,其分别与所述第一低通滤波电路210、第二低通滤波电路221以及带通滤波电路222连接,用于在所述直流信号的电压低于阈值时,输出离开提示信息;在所述直流信号的电压高于或等于阈值时,根据所述呼吸信号计算并输出呼吸率监测结果,根据所述心率信号计算并输出心率监测结果。

[0102] 作为又一实施例,在所述第一低通滤波电路210的输出端连接第一电压放大电路111,在高通滤波电路220的输出端连接第二放大电路121,对所述直流信号和交流信号进行放大处理,放大到合适的范围,所述第二低通滤波电路221和带通滤波电路222分别与所述第二放大电路121的输出端连接,用于从所述放大后的交流信号中分离出呼吸信号和心率信号,所述处理器104分别连接第一电压放大电路111、第二低通滤波电路221和带通滤波电路222,用于根据所述放大后的直流信号判断所述监测信号是否是在所述被监测体处于所述生理监测器201上时产生的;若是,则基于所述放大后的交流信号计算并输出呼吸率和心率。

[0103] 在本实施例中,分流电路会从生理监测器输出的监测信号中剥离出直流信号和交流信号,当被监测体离开时,就算周围环境中存在振动干扰,其直流信号的电压也低于预设阈值或为零,因此可以给出正确的在离状态,当判断出被监测体处于所述生理监测器上时,才会输出交流信号中包含的呼吸信号和心率信号,当判断出被监测体处于离开状态时,就可以准确地判断出不为零的交流信号是由周围环境中的振动干扰产生的,而不是被监测体的呼吸运动和心跳运动产生的,因此,直接输出离开提示信息,而不会输出错误的呼吸率和心率的监测结果,提高了生理监测设备的抗干扰性以及生理监测结果的准确性。

[0104] 图6为本发明实施例提供的生理信息监测方法的一个实施例的流程图,该方法包括以下几个步骤:

[0105] 步骤301:获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号。

[0106] 所述步骤301可以通过上述实施例中的生理监测器来实现。

[0107] 具体地,所述生理监测器可以是气垫和压力传感器,也可以是片状结构的柔性压力传感器,也可以是均布有多个压力传感器的柔性片状材料。

[0108] 步骤302:将所述监测信号转换为电压信号。

[0109] 所述步骤302可以通过上述实施例中的转换电路来实现。

[0110] 具体地,所述转换电路可以是电阻分压电路,也可以是桥式电桥电路。

- [0111] 步骤303:将所述电压信号分流为直流信号和交流信号。
- [0112] 所述步骤303可以通过上述实施例中的分流电路来实现。
- [0113] 具体地,所述分流电路可以选用低通滤波电路和高通滤波电路。
- [0114] 步骤304:根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的;
- [0115] 步骤305:若所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率。
- [0116] 所述步骤304和305可以通过上述实施例中的处理器来实现。
- [0117] 作为又一实施例,所述根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,可以包括:
- [0118] 若所述直流信号的电压低于阈值,则确定出所述监测信号不是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,并输出离开提示信息;
- [0119] 若所述直流信号的电压高于或等于所述阈值,则确定出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的。
- [0120] 作为又一实施例,所述若所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率,可以包括:
- [0121] 对所述交流信号进行低通滤波处理以分离出呼吸信号,并基于所述呼吸信号计算并输出呼吸率;
- [0122] 对所述交流信号进行带通滤波处理以分离出心率信号,并基于所述心率信号计算并输出心率。
- [0123] 图7为本发明实施例提供的生理信息监测方法的又一个实施例的流程图,该方法可以包括以下几个步骤:
- [0124] 步骤401:获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号。
- [0125] 步骤402:将所述监测信号转换为电压信号。
- [0126] 步骤403:将所述电压信号分流为直流信号和交流信号。
- [0127] 步骤404:判断所述直流信号的电压是否低于阈值,如果是,则确定出所述监测信号不是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,并执行步骤405;如果否,则确定出所述监测信号是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的,执行步骤406和407。
- [0128] 步骤405:输出离开提示信息。
- [0129] 步骤406:对所述交流信号进行低通滤波处理以分离出呼吸信号,并基于所述呼吸信号计算并输出呼吸率。
- [0130] 步骤407:对所述交流信号进行带通滤波处理以分离出心率信号,并基于所述心率信号计算并输出心率。其中,所述交流信号中包含有呼吸信号和心率信号,根据所述交流信号中的呼吸信号计算并输出呼吸率,根据所述交流信号中的心率信号计算并输出心率。
- [0131] 上述实施例提供的生理监测方法可以采用上述生理监测装置来实现,具体实现原理可参见上述实施例中的相应内容,在此不再赘述。
- [0132] 这里需要说明的是:上述403之后还可包括对所述直流信号和所述交流信息进行放大,以便后续步骤基于放大后的直流信号和交流信号进行相应的处理。
- [0133] 在本实施例中,将生理监测器监测到的生理监测信号中剥离出直流信号和交流信

号,根据直流信号可以准确地判断出在离状态信息,在判断出所述被监测体处于所述生理监测器上时,才会根据交流信号计算输出对应的生理监测结果,在判断出离开时,可准确判断出所述交流信号是由周围环境中的振动干扰产生的,而不是被监测者的呼吸运动和心跳运动产生的,因此,只输出离开提示信息。如此,有效提高了生理监测结果的准确率和生理信息监测设备的抗干扰能力。

[0134] 通过以上的实施方式的描述,本领域的技术人员可以清楚地了解到各实施方式可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现,当然也可以通过硬件。基于这样的理解,上述技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在计算机可读存储介质中,如ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行各个实施例或者实施例的某些部分所述的方法。

[0135] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

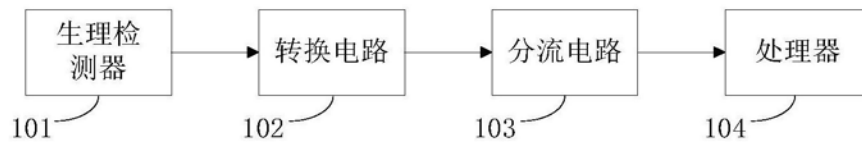


图1

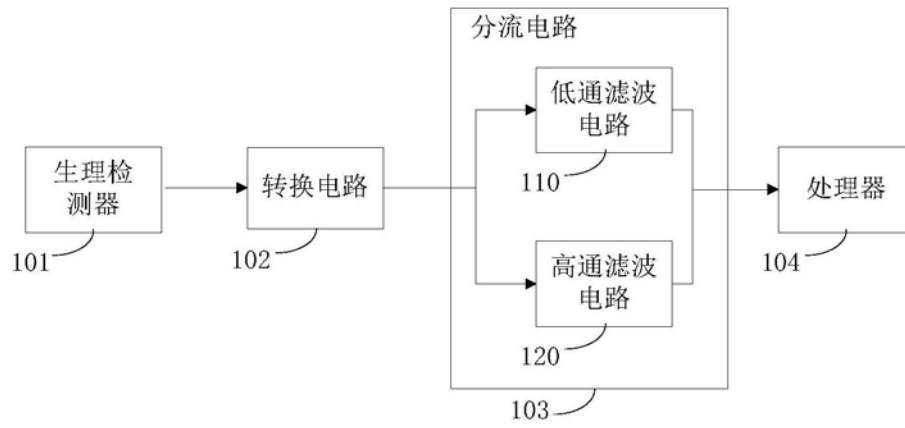


图2

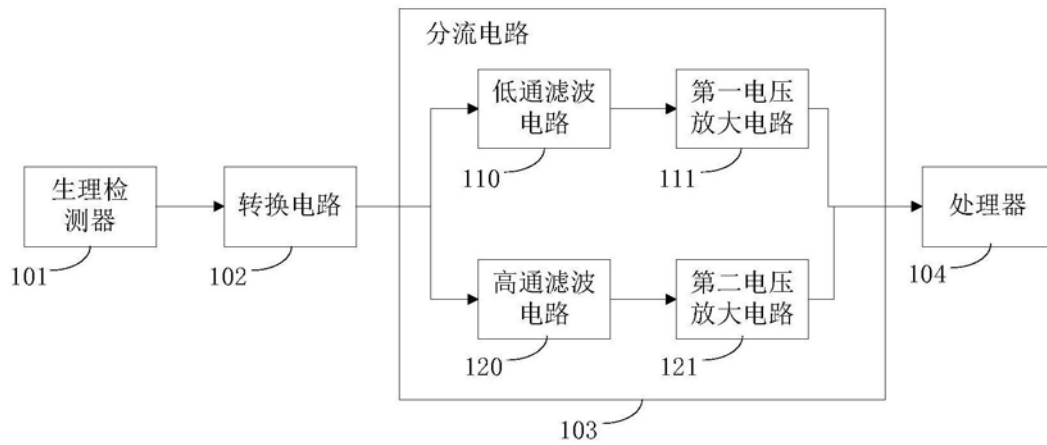


图3

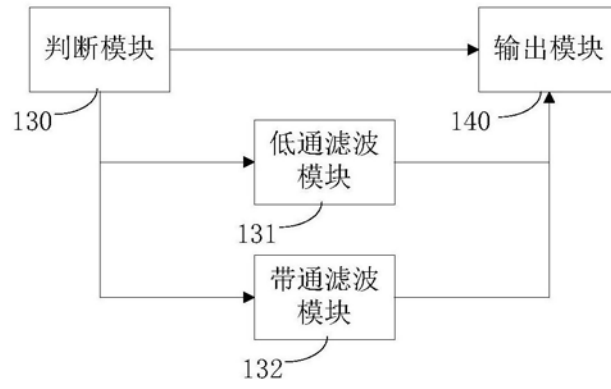


图4

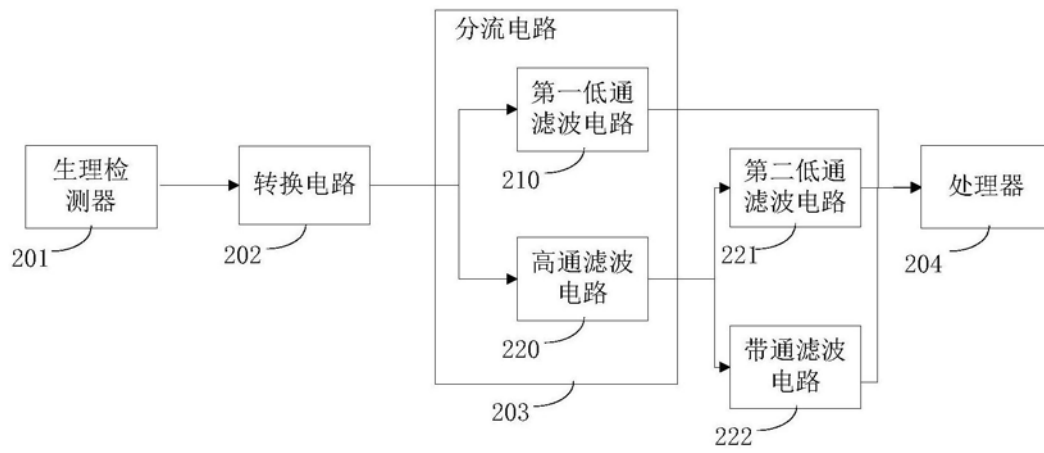


图5

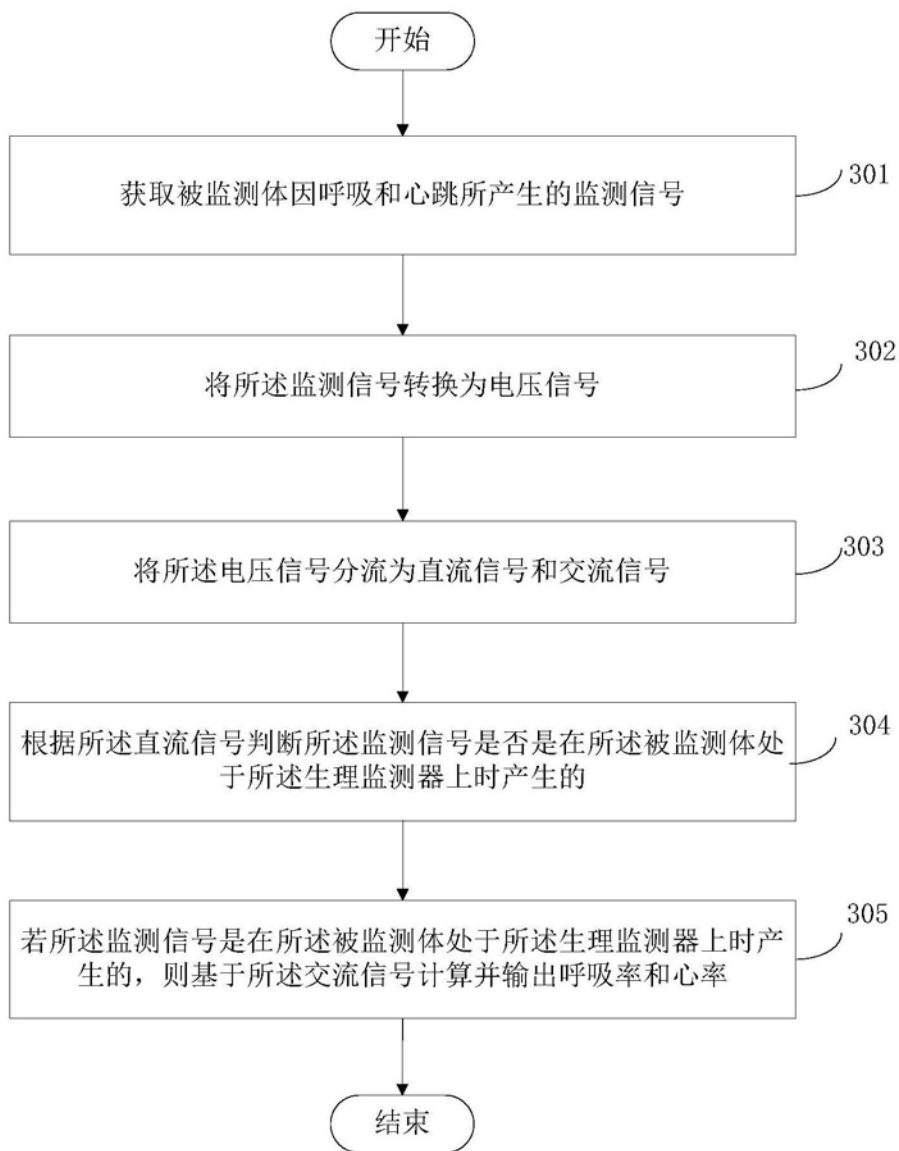


图6

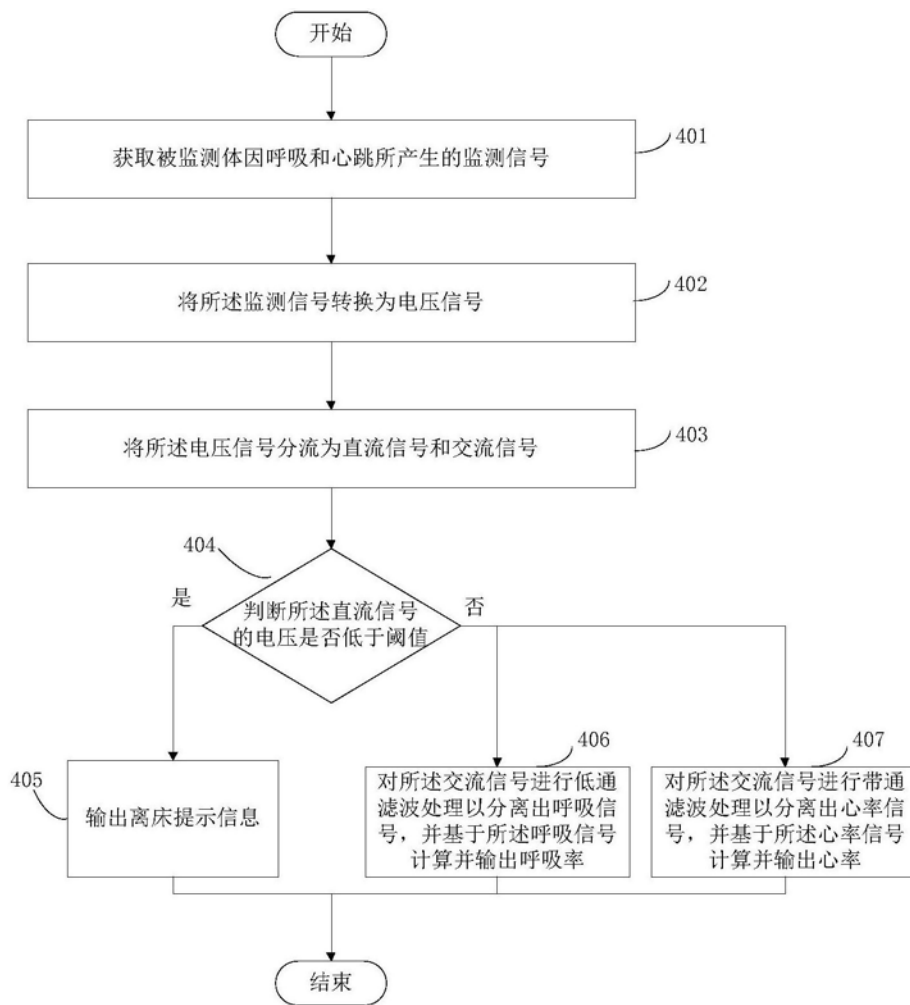


图7

专利名称(译)	一种生理信息监测装置以及方法		
公开(公告)号	CN108498083A	公开(公告)日	2018-09-07
申请号	CN2017110103612.7	申请日	2017-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市迈迪加科技发展有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市迈迪加科技发展有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市迈迪加科技发展有限公司		
[标]发明人	沈劲鹏 戴鹏 黄锦锋		
发明人	沈劲鹏 戴鹏 黄锦锋		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0816 A61B5/4815 A61B5/6892 A61B5/7203 A61B5/725		
代理人(译)	刘戈		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供一种生理信息监测装置以及方法。其中，装置包括：生理监测器，用于获取被监测体因呼吸和心跳所产生的监测信号；转换电路，其与所述生理监测器连接，用于将所述监测信号转换为电压信号；分流电路，其与所述转换电路连接，用于将所述电压信号分流为直流信号和交流信号；处理器，其与所述分流电路连接，用于根据所述直流信号判断所述监测信号是否是所述被监测体处于所述生理监测器上时产生的；若是，则基于所述交流信号计算并输出呼吸率和心率。本发明实施例提高了生理信息监测装置的抗干扰能力，提高了生理信息监测结果的准确率。

