



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104840190 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 19

(21) 申请号 201510246579. 4

(22) 申请日 2015. 05. 15

(71) 申请人 江西科技师范大学

地址 330013 江西省南昌市昌北经济开发区
枫林大道 605 号

(72) 发明人 舒正华 刘国栋 谢志华

(74) 专利代理机构 南昌新天下专利商标代理有
限公司 36115

代理人 施秀瑾

(51) Int. Cl.

A61B 5/0245(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

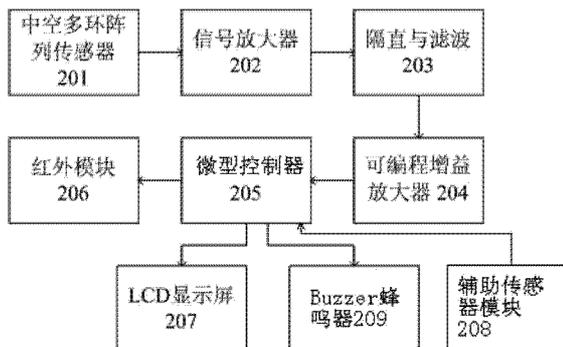
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

基于光声效应的心率测量方法及装置

(57) 摘要

本发明公开了一种基于光声效应的心率测量方法及装置,所述测量方法包括以下步骤:向生物体发射正弦连续波近红外光光源,并接受生物体被近红外光激发而辐射的声波等;所述装置包括中空多环阵列探测传感器、信号放大器、隔直与滤波器、可编程增益放大器、微型控制器、近红外模块、LCD 显示屏、辅助传感器模块和 Buzzer 蜂鸣器等,本发明具有性能稳定、结构简单、便于携带、操作方便、能实现心率的实时监测等优点,可广泛应用于各种心率测量场合。



1. 一种基于光声效应的心率测量方法,其特征在于:该方法包括以下步骤:

1) 向生物体发射正弦连续波近红外光光源,并接受生物体被近红外光激发而辐射的声波;

2) 由于光声效应,入射的近红外光会产生声波信号,声波探测器接收声波信号,利用压电效应把声波信号转换成电信号;

3) 对电信号进行多点采样,将此电信号与近红外光同频率的标准正弦电信号比较就可以得到声波电信号的强弱变化即频率,这就是心率数值。

2. 一种为实现权利要求 1 所述方法而设计的基于光声效应的心率测量装置,其特征在于:包括中空多环阵列探测传感器 (201)、信号放大器 (202)、隔直与滤波器 (203)、可编程增益放大器 (204)、微型控制器 (205)、近红外模块 (206)、LCD 显示屏 (207)、辅助传感器模块 (208) 和 Buzzer 蜂鸣器 (209);所述中空多环阵列探测传感器 (201)、信号放大器 (202)、隔直与滤波器 (203)、可编程增益放大器 (204)、微型控制器 (205) 和近红外模块 (206) 按照信号的输入至输出的流向依顺次相连,所述微型控制器 (205) 的信号输出端与 LCD 显示屏 (207) 的信号输入端相连,所述辅助传感器模块 (208) 的信号输出端与微型控制器 (205) 的信号输入端相连,所述微型控制器 (205) 的信号输出端与 Buzzer 蜂鸣器 (209) 的信号输入端相连。

3. 根据权利要求 2 所述的基于光声效应的心率测量装置,其特征在于:所述辅助传感器模块 (208) 为加速度传感器、温度传感器、和 / 或压力传感器。

基于光声效应的心率测量方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及电子测量领域,具体地指一种基于光声效应的测量方法及装置。

背景技术

[0002] 目前,心率是医学上广泛采用的人体健康状况的评价参数,传统的心率测量方式为听诊器测量,然而这种方式非常不方便且误差较大。随后出现了通过测量脉搏压力变化进而测量心率的压电式心率测量仪,但压电式的测量仪是接触式的,操作麻烦,灵敏度得不到保证。

[0003] 心率表的测量原理常见的有两种,一种是心动电流测量法,还有一种是光电透射测量法。两种测量方法均存在一定的缺陷。心动电流测量法的仪器需接触皮肤并将测量装置佩戴在胸腔,使用十分不方便。光电透射测量法由于信号极为微弱而非常容易受到外界干扰而造成测量数据不准确。而且光在组织中传输时,组织存在强散射效应。

发明内容

[0004] 本发明的目的就是要提供一种基于光声效应的心率测量方法及装置。

[0005] 为实现上述目的,本发明所提供的基于光声效应的心率测量方法,包括以下步骤:

[0006] 1) 向生物体发射正弦连续波近红外光光源,并接受生物体被近红外光激发而辐射的声波;

[0007] 2) 由于光声效应,入射的近红外光会产生声波信号,声波探测器接收声波信号,利用压电效应把声波信号转换成电信号;

[0008] 3) 对电信号进行多点采样,计算得出心率数据。

[0009] 为实现上述方法而设计的基于光声效应的心率测量装置,包括中空多环阵列探测传感器、信号放大器、隔直与滤波器、可编程增益放大器、微型控制器、近红外模块、LCD 显示屏、辅助传感器模块和 Buzzer 蜂鸣器;所述中空多环阵列探测传感器、信号放大器、隔直与滤波器、可编程增益放大器、微型控制器和近红外模块按照信号的输入至输出的流向依顺次相连,所述微型控制器的信号输出端与 LCD 显示屏的信号输入端相连,所述辅助传感器模块的信号输出端与微型控制器的信号输入端相连,所述微型控制器的信号输出端与 Buzzer 蜂鸣器的信号输入端相连。

[0010] 与现有技术相比,本发明具有性能稳定、结构简单、便于携带、操作方便、能实现心率的实时监测等优点,可广泛应用于各种心率测量场合。

附图说明

[0011] 图 1 为本方法流程图。

[0012] 图 2 为本测量装置的原理结构示意图。

[0013] 图 3 为一种心率测量表结构示意图。

具体实施方式

[0014] 以下结合附图和具体实施例对本发明作进一步的详细说明。

[0015] 基于光声效应的心率测量方法,包括以下步骤:

[0016] 1) 向生物体发射正弦连续波近红外光光源,并接受生物体被近红外光激发而辐射的声波。探测器用的是近红外发光二极管和声波探测器即中空多环阵列探测传感器,当近红外光穿过手腕,光吸收颗粒吸收了强度调制的光能,其吸收的光能转化成热能,在颗粒内部产生周期性的温度变化,使这部分物质及其邻近介质热胀冷缩而产生压力的周期性变化,从而产生声波,其频率与光调制频率相同。中空多环阵列探测传感器可以接收到声波信号,利用压电效应把声波信号转换成电信号,接收到的电信号有强有弱,强弱变化就是频率,也就是心率,经过一系列信号处理后可通过显示屏显示测得的心率值。在所述向生物体发射近红外光光源,并接收所述生物体对所述近红外光的放射光信号之后,根据所述近红外光激发而辐射的声波的强度,调节近红外光光源的发射强度,提高测量装置的准确性与自适应性。可以采用一个正弦连续波信号来驱动半导体激光管发射近红外的光源,这样对比持续点亮的光源来说可以大大的节省了本技术系统的耗电。

[0017] 2) 由于光声效应,入射的近红外光会产生声波信号,声波探测器接收声波信号,利用压电效应把声波信号转换成电信号。对声波信号进行转换处理,包括转换,比较,滤波,放大,整形等一系列的处理,并获得对应的电信号。处理后的信号经过微处理器的数据处理,利用中空多环阵列探测传感器把声波信号转换为电信号。(删除部分)

[0018] 3) 对电信号进行多点采样,经过一系列信号处理后,结合相应算法,计算获得相应的心率数据。例如,将此电信号与近红外光同频率的标准正弦电信号比较就可以得到声波电信号的强弱变化即频率,这就是心率数值。

[0019] 向生物体发射近红外光光源,由于近红外光对生物体血液内携氧红细胞和去氧红细胞的流动产生的光声效应,以及对血液的其他液体成分产生了光声效应,接收该近红外光被激发的超声波信号,并对该超声波信号进行转换处理(采样、比较、滤波、放大),获得血液对应的强弱变化的电信号 S,再对该电信号 S 进行多点采样,并根据内部算法计算出相关的心率数据。其中,内部算法由微型控制器分析辅助模块提供的辅助信号而获得。本测量方法能适应不同的肤色、不同部位以及不同运动状态下的心率测量。其中,在向生物体发射近红外光光源,并接收所述生物体对所述近红外光的超声波信号之后,根据激发的超声波信号的强度,结合生物体不同的检测部位、不同的肤色,微型控制器模块通过调节该发光二极管的发光强度,选择该检测部位最适合的光源发射强度,从而提高装置的自适应性。

[0020] 基于光声效应的心率测量装置,包括中空多环阵列探测传感器 201、信号放大器 202、隔直与滤波器 203、可编程增益放大器 204、微型控制器 205、近红外模块 206、LCD 显示屏 207、辅助传感器模块 208 和 Buzzer 蜂鸣器 209;所述中空多环阵列探测传感器 201、信号放大器 202、隔直与滤波器 203、可编程增益放大器 204、微型控制器 205 和近红外模块 206 按照信号的输入至输出的流向依顺次相连,所述微型控制器 205 的信号输出端与 LCD 显示屏 207 的信号输入端相连,所述辅助传感器模块 208 的信号输出端与微型控制器 205 的信号输入端相连,所述微型控制器 205 的信号输出端与 Buzzer 蜂鸣器 209 的信号输入端相

连。所述辅助传感器模块 208 为加速度传感器、温度传感器、和 / 或压力传感器。

[0021] 中空多环阵列探测传感器 201 用于接收声波信号,并通过压电效应将携带心率信息的声波信号转换为电信号;

[0022] 隔直与滤波器 203 为低通滤波器;可编程增益放大器 204 把电信号放大;近红外模块 206 发射近红外光;辅助传感器模块与 Buzzer 蜂鸣器用于为微型控制器 205 提供辅助信号例如温度、声音、运动模式等,以便于微型控制器 205 判断当前运动模式和当前需使用算法等辅助功能;LCD 显示屏 207 显示心率等数据;微型控制器 205 用于计算心率。

[0023] 中空多环阵列传感器 201 接收到超声波,利用压电效应把声波信号转换成电信号,接收到的电信号有强有弱,强弱变化就是频率,也就是心率。由于近红外光对生物体血液内携氧红细胞和去氧红细胞的流动产生的光声效应,以及对血液的其他液体成分产生了光声效应,其中,在向生物体发射近红外光光源,并接收所述生物体对所述近红外光的超声波信号之后,根据激发的超声波信号的强度,结合生物体不同的检测部位、不同的肤色,微型控制器 205 通过调节该半导体激光管的发光强度,选择该检测部位最适合的光源发射强度,从而提高装置的自适应性。微型控制器模块 205 可以采用一个正弦连续波来驱动半导体激光管 302 发射近红外的光源,这样对比持续点亮的光源来说可以大大的节省了本技术系统的耗电,而且更能提高近红外光的穿透性。微型控制器 205 用于处理后的提供辅助数据,辅助内部算法,提升获得相应的心率数据可靠性。辅助传感器模块 208 用于为微型控制器 205 提供辅助信号,以便于微型控制器 205 判断当前运动模式和当前需使用算法等辅助功能。辅助传感器模块 206 包括以下一种或任意多种组合:加速度传感器、温度传感器以及压力传感器等。如采用加速度传感器时,微型控制器 205 通过加速度传感器发送的加速度辅助数据,判断当前的运动模式为:静止、行走、跑步等,进而选择相应的内部算法,提高测量装置的自适应性。

[0024] 图 3 为一种心率测量表,在手表式外壳内设有显示屏 303、控制按钮、控制器、电池 305 和测量盒,超声波检测与心率测量电路 304、声学绝缘层、粘结板 308、半导体激光管 302、傅立叶透镜 301、透光保护膜一体化封装于测量盒内,构成一体化的同轴共焦结构。手表式外壳装有佩戴于被检测人员手腕上的表带,光声激发源和光路透镜系统产生聚焦的激光束,穿过中空多环阵列传感器 306,射向手腕内的血管 307,实现连续动态聚焦扫描的光声超声波心率信号的探测,通过超声波检测与心率测量电路计算和提供手腕深度方向多个位点的心率结果。

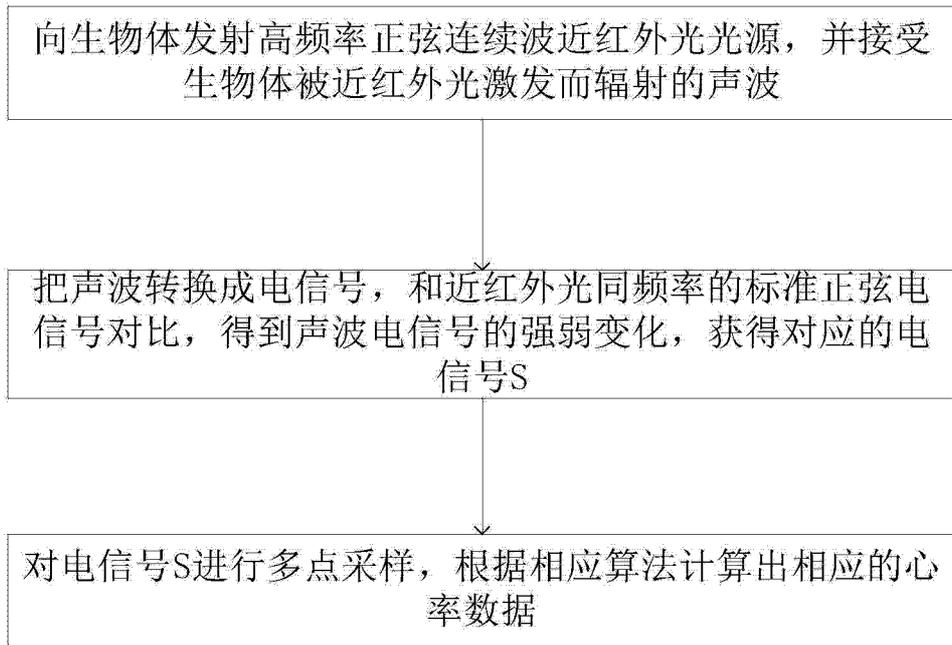


图 1

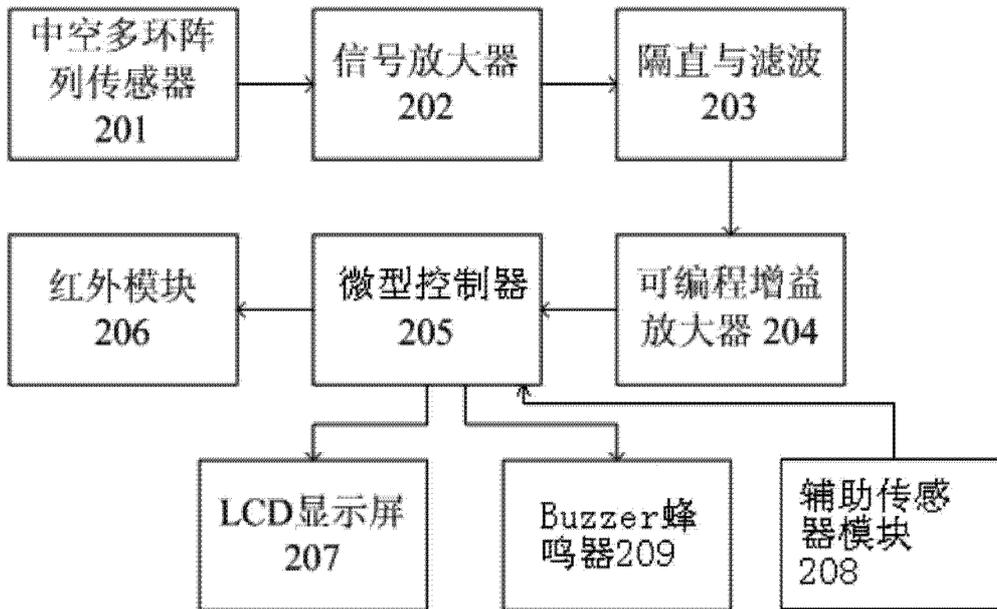


图 2

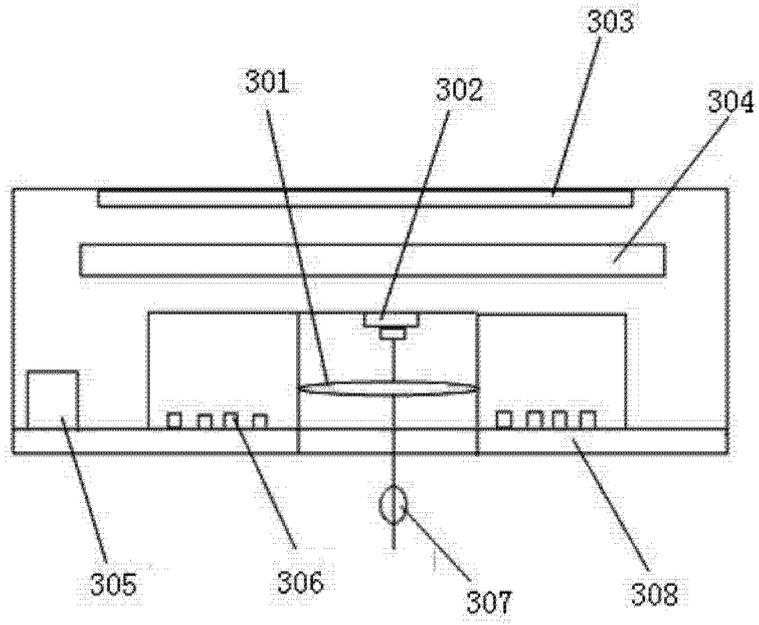


图 3

专利名称(译)	基于光声效应的心率测量方法及装置		
公开(公告)号	CN104840190A	公开(公告)日	2015-08-19
申请号	CN201510246579.4	申请日	2015-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
[标]发明人	舒正华 刘国栋 谢志华		
发明人	舒正华 刘国栋 谢志华		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/0095 A61B5/681 A61B5/6824		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于光声效应的心率测量方法及装置，所述测量方法包括以下步骤：向生物体发射正弦连续波近红外光光源，并接受生物体被近红外光激发而辐射的声波等；所述装置包括中空多环阵列探测传感器、信号放大器、隔直与滤波器、可编程增益放大器、微型控制器、近红外模块、LCD显示屏、辅助传感器模块和Buzzer蜂鸣器等，本发明具有性能稳定、结构简单、便于携带、操作方便、能实现心率的实时监测等优点，可广泛应用于各种心率测量场合。

