



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107212863 A

(43)申请公布日 2017.09.29

(21)申请号 201710450926.4

(22)申请日 2017.06.15

(71)申请人 河北工业大学

地址 300130 天津市红桥区丁字沽一号路8号

(72)发明人 耿读艳 姜星

(74)专利代理机构 北京兆君联合知识产权代理
事务所(普通合伙) 11333

代理人 郑学成

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

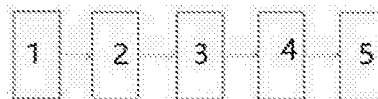
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

人体心脏跳动冲击力检测系统

(57)摘要

本发明公开了一种人体心脏跳动冲击力检测系统,该系统包括:传感器:用于检测心脏跳动的冲击力度;前置级处理模块:与传感器的信号输出端连接,并对传感器采集的信号进行初步处理;信号离散化模块:与前置级处理模块的信号输出端连接,并对前置处理的信号进行进一步加工;信号传输模块:与信号离散化模块的信号输出端连接,并将离散后的信号向外传输;信号处理主机:接收信号处理模块发出的离散的信号,并处理从而显示人体实时心脏跳动冲击力的标量图和显示实时的心率情况的信号后期处理部分。本发明的有益效果是,检测更方便快捷。



1. 一种人体心脏跳动冲击力检测系统,其特征在于,该系统包括:
传感器(1):用于检测心脏跳动的冲击力度;
前置级处理模块(2):与传感器的信号输出端连接,并对传感器采集的信号进行初步处理;
信号离散化模块(3):与前置级处理模块的信号输出端连接,并对前置处理的信号进行进一步加工;
信号传输模块(4):与信号离散化模块的信号输出端连接,并将离散后的信号向外传输;
信号处理主机(5):接收信号处理模块发出的离散的信号,并处理从而显示人体实时心脏跳动冲击力的标量图和显示实时的心率情况的信号后期处理部分。
2. 根据权利要求1所述的人体心脏跳动冲击力检测系统,其特征在于,所述传感器(1)为压电薄膜式传感器,其信号端口通过导线与前置级处理模块的信号输入端连接。
3. 根据权利要求1所述的人体心脏跳动冲击力检测系统,其特征在于,所述前置级处理模块(2)是由电荷放大器(6)、与电荷放大器信号输出端通过导线连接的低通滤波器(7)、与低通滤波器信号输出端通过导线连接的电压放大器(8)以及通过导线与电压放大器输出端连接的电压抬升电路(9)共同构成的。
4. 根据权利要求2所述的人体心脏跳动冲击力检测系统,其特征在于,所述压电薄膜式传感器的信号端口引出两根传输导线,一根接地另一根与电荷放大器输入端相接。
5. 根据权利要求4所述的人体心脏跳动冲击力检测系统,其特征在于,所述电荷放大器(6)是由1个CA3140放大器、1个1nF的瓷片电容和1个100M Ω 电阻依次通过导线连接组成的电路。
6. 根据权利要求1所述的人体心脏跳动冲击力检测系统,其特征在于,所述信号离散化模块(3)是将连续信号离散化的MSP430单片机。
7. 根据权利要求1所述的人体心脏跳动冲击力检测系统,其特征在于,所述信号传输模块(4)为蓝牙模块。
8. 根据权利要求1所述的人体心脏跳动冲击力检测系统,其特征在于,所述信号处理主机(5)为台式电脑。

人体心脏跳动冲击力检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及心脏检测技术领域,特别是一种人体心脏跳动冲击力检测系统。

背景技术

[0002] 目前,心脏功能检测方法主要包括心率、心输出量等心脏功能指标的检测,对心脏力学性能的检测方法还是很少的,且不够成熟。而临床上常用的心脏功能检测有创伤性和无创伤性两大类。

[0003] 有创伤性检查包括心血管造影,心脏插管血流动力学检测染料稀释法,电磁流量计法等。优点是数据准确,可靠;缺点是有创伤,设备和技术条件要求高。如冠状动脉造影术会有一定的死亡率和并发症(如心肌梗死、血管或心脏穿破或恶性心律失常等)。

[0004] 无创伤性心功能检查,包括心电图,心音图,颈动脉搏动图,心尖搏动图。这4个合称心电机械图,此外还有超声心动图,心阻抗图,心前区阻抗图及各种型号的多导生理仪等。优点是无创伤,无痛苦,简单方便,准确迅速。缺点在于不及有创伤性心功能准确。但目前的仪器经过微机处理,与有创伤性检查准确程度接近了,很受医生和病人的欢迎。但是心电图、心阻抗图、超声心动图和心音图的检测需要将传感器直接放置在检测对象的相应部位,与人体发生直接接触,会有束缚,使检测对象产生心理负担,很难保证人体机能的自然性,因此导致心功能检测结果与检测对象的实际情况出现偏差。并且这些检测方式由于受到设备本身结构的限制,很难实现长时间的心脏检测和日常监护,造成心脏疾病的漏检;同时,检测对象的大幅运动也会导致传感器的脱落或损伤等问题。

[0005] 综上可知,现有的心脏功能检测方式,无论是创伤性还是无创伤性检测,都会对患者造成影响而且不适于长期监测,目前临床上还未出现无创的心冲击检测系统。

发明内容

[0006] 本发明的目的是为了解决上述问题,设计了一种人体心脏跳动冲击力检测系统。

[0007] 实现上述目的本发明的技术方案为,一种人体心脏跳动冲击力检测系统,该系统包括:

[0008] 传感器:用于检测心脏跳动的冲击力度;

[0009] 前置级处理模块:与传感器的信号输出端连接,并对传感器采集的信号进行初步处理;

[0010] 信号离散化模块:与前置级处理模块的信号输出端连接,并对前置处理的信号进行进一步加工;

[0011] 信号传输模块:与信号离散化模块的信号输出端连接,并将离散后的信号向外传输;

[0012] 信号处理主机:接收信号处理模块发出的离散的信号,并处理从而显示人体实时心脏跳动冲击力的标量图和显示实时的心率情况的信号后期处理部分。

[0013] 所述传感器为压电薄膜式传感器,其信号端口通过导线与前置级处理模块的信号

输入端连接。

[0014] 所述前置级处理模块是由电荷放大器、与电荷放大器信号输出端通过导线连接的低通滤波器、与低通滤波器信号输出端通过导线连接的电压放大器以及通过导线与电压放大器输出端连接的电压抬升电路共同构成的。

[0015] 所述压电薄膜式传感器的信号端口引出两根传输导线，一根接地另一根与电荷放大器输入端相接。

[0016] 所述电荷放大器是由1个CA3140放大器、1个1nF的瓷片电容和1个100M Ω 电阻依次通过导线连接组成的电路。

[0017] 所述信号离散化模块是将连续信号离散化的MSP430单片机。

[0018] 所述信号传输模块为蓝牙模块。

[0019] 所述信号处理主机为台式电脑。

[0020] 信号采集模块：采用压电薄膜传感器，当你拉伸或弯曲一片压电薄膜，薄膜上下电极表面之间就会产生一个电信号，并且同拉伸或弯曲的形变成比例，在纵向施加一个很小的力时，横向上会产生很大的应力，而如果对薄膜大面积施加同样的力时，产生的应力会小很多。因此，压电薄膜对动态应力非常敏感。由于形变产生的电荷会从与薄膜连接的电路流失，所以压电薄膜并不能探测静态应力。薄膜只感受到应力的变化量，最低响应频率可达0.1Hz。基于压电薄膜传感器的特殊工作原理电路中传输的电信号仅包含心跳、呼吸等人体器官动作产生的微弱信号。

[0021] 前置级处理模块：由传感器采集到信号包含心脏跳动信号、呼吸信号以及其他各种器官跳动所产生的信号，且采集到的信号十分微弱其幅值变化范围位于毫伏级不易后期处理与计算，故而设计前置处理机去除噪音并将信号幅值放到的合适范围方便后续处理。

[0022] 信号离散化处理模块：经过上述模块处理后的信号是模拟量信号在直观上利于观看与研究但在传输过程中存在较大困难，因而运用离散化模块将信号离散为数字信号传输到电脑上。

[0023] 信号传输模块：在外部电路上获得数字信号需要传输到电脑上进行进一步处理，考虑到电磁的生物效应问题与设备的使用性等问题，我们在设备上加用了蓝牙传输模块，将处理器电脑和信号采集与前置级分开，既保证了设备的灵活性又是人体避免了长时间的电脑辐射。

[0024] 信号后期处理模块：处理后的信号仅为一些离散的数据点，处理模块将它们转化为直观地心脏冲击扫描图线，并通过我们特殊的算法转化为实时变化的心率。具体算法详见系统软件设计。

[0025] 利用本发明的技术方案制作的人体心脏跳动冲击力检测系统，使得进行人体生理体征的非接触检测成为可能，而且整个系统价格低廉，便于安装，稳定性较高。该系统检测结果准确，检测过程与人体无直接的接触，对检测者无创伤，无束缚，无辐射。

附图说明

[0026] 图1是本发明所述人体心脏跳动冲击力检测系统的连接结构示意图；

[0027] 图2是本发明所述人体心脏跳动冲击力检测系统的整体电路图；

[0028] 图3是本发明所述前置级处理模块的连接结构示意图；

- [0029] 图4是本发明所述电荷放大器的电路图；
- [0030] 图5是本发明所述低通滤波器的电路图；
- [0031] 图6是本发明所述电压放大器的电路图；
- [0032] 图7是本发明所述电压抬升电路的电路图；
- [0033] 图中,1、传感器;2、前置级处理模块;3、信号离散化模块;4、信号传输模块;5、信号处理主机;6、电荷放大器;7、低通滤波器;8、电压放大器;9、电压抬升电路。

具体实施方式

[0034] 下面结合附图对本发明进行具体描述,如图1-7所示,一种人体心脏跳动冲击力检测系统,该系统包括:

[0035] 传感器1:用于检测心脏跳动的冲击力度;

[0036] 前置级处理模块2:与传感器的信号输出端连接,并对传感器采集的信号进行初步处理;

[0037] 信号离散化模块3:与前置级处理模块的信号输出端连接,并对前置处理的信号进行进一步加工;

[0038] 信号传输模块4:与信号离散化模块的信号输出端连接,并将离散后的信号向外传输;

[0039] 信号处理主机5:接收信号处理模块发出的离散的信号,并处理从而显示人体实时心脏跳动冲击力的标量图和显示实时的心率情况的信号后期处理部分。

[0040] 其中,所述传感器1为压电薄膜式传感器,其信号端口通过导线与前置级处理模块的信号输入端连接;所述前置级处理模块2是由电荷放大器6、与电荷放大器信号输出端通过导线连接的低通滤波器7、与低通滤波器信号输出端通过导线连接的电压放大器8以及通过导线与电压放大器输出端连接的电压抬升电路9共同构成的;所述压电薄膜式传感器的信号端口引出两根传输导线,一根接地另一根与电荷放大器输入端相接;所述电荷放大器6是由1个CA3140放大器、1个1nF的瓷片电容和1个100M Ω 电阻依次通过导线连接组成的电路;所述信号离散化模块3是将连续信号离散化的MSP430单片机;所述信号传输模块4为蓝牙模块;所述信号处理主机5为台式电脑。

[0041] 在本技术方案中,压电薄膜传感器:将传感器平铺固定于坐垫中,引出两根传输线与外部电路连接,一根接地另一根与电荷放大器输入端相接。测量时人体正常在坐垫上防止大幅度运动,此时传感器自动采集人体信号并将信号传输到前置处理级。

[0042] 电荷放大器:将传感器电容中的电荷量变化转化为电压变化,输出给下一级。电荷放大器是一个有源元件,由1个CA3140放大器、1个1nF的瓷片电容和1个100M Ω 电阻组成,输出信号的变化范围位于毫伏级。

[0043] 低通滤波器:我们知道人体正常的心率在60-100次/分钟,其频率为1-1.7Hz,由于工频干扰的普遍存在和人体其他器官跳动产生的噪声存在,设计低通滤波器将噪音滤除,包含1个OP27放大器、2个360K Ω 电阻、2个10K Ω 电阻和2个瓷片0.1 μ F电容。上一级传输过来的信号经过此电路处理后信号中仅包含BCG信号,拥有较高信噪比,可以较完好的滤除工频干扰,避免了再次设计陷波电路减少了元器件的使用,降低了电路功耗和电路间的噪音干扰。

[0044] 电压放大器:上一级传输过来的信号幅值范围位于毫伏级,信号微弱在传输过程和计算过程中存在困难,故而需要将信号幅值范围放大到合适的范围,考虑到芯片的工作电压范围故信号变化范围要在放大器的工作电压范围内,避免失真现象发生。电压放大器包括的元器件有1个OP27放大器、1个500K Ω 滑动变阻器和2个10K Ω 电阻。

[0045] 电压抬升电路:经由上述模块传输过来的信号由于电气元件特性导致其数值得分布仅存在负数值,因为MSP430单片机的工作电压在0-3.3V之间,所以设计电压抬升电路将信号所有数值提升到0值以上变化。电压抬升电路的组成元器件有:1个OP27放大器、1个10K Ω 电阻、1个50K Ω 滑动变阻器和2个2K Ω 电阻。

[0046] 信号离散模块:信号离散模块用MSP430单片机将连续信号离散化,采样频率为1000Hz。

[0047] 信号传输模块:信号传输模块采用HC06作为从模块将MSP430单片机处理后的信号发送给上位机,HC05作为主模块接收从模块发来的离散数据,保证了信号传输的稳定性和快速性。

[0048] 本技术方案利用MSP430单片机的A/D转换功能,将得到的模拟信号转换为离散信号,采样频率为1KHZ,将A/D转换后的12位离散数据分成高四位和低八位通过蓝牙发送给上位机,上位机利用MATLAB中GUI串口通讯助手接收下位机蓝牙发送的数据,利用MATLAB中的findpeaks函数找出数据中的峰值点,利用两峰值点的距离n,得到心率为 $60*n/1000$,为了保证心率的准确性,将算的20个心率值求平均得到最终的心率值。

[0049] 本技术方案的特点是我们的系统使用的信号为心脏冲击扫描波,测量部分使用市场上新出现的压电薄膜传感器,采集人体的BCG信号作为信号源,与常规的心电检测测试方法相比:

[0050] 在测量方法方面:传统方式是心电测量或通过测血氧饱和度的方法来计算心率。心电测量利用电极采取人体的心电变化规律分析心脏的工作情况,由于电极的存在,在数据采集的过程中人的束缚性较大,不能进行长时间持续的测量,而不能在突发心脏问题发生时发挥作用。而在测量血氧饱和度时,需要佩戴特殊装置,约束被测者自身的行为。而我们的系统可以满足测试者正常生活的需求,测试者在工作、休息的同时可以测量自己心脏跳动情况,真正实现无束缚。

[0051] 在电气原理和安全性问题方面:使用者使用其他电气元件时,心电测量会受到电气元件的电场或磁场的影响,而血氧饱和度的测量并非是自身信号的采集,而是需要外加刺激,在测量中安全问题应该考虑由于BCG信号是人体自身心脏的机械泵血能力,并能根据频率的不同将BCG信号与其他生理信号区分,所以硬件电路和数据的分析更加的简单。

[0052] 在数据存储方面:我们系统的设计能够将采集到的数据进行存储,并能够在需要的时候调出,生成波形并算出心率,为医生的诊断提供依据。

[0053] 测试方法:用示波器将硬件处理后的波形显示出来,并与标准BCG信号进行比对,能够看出明显的J波(类似于ECG的R波)。并观察不同的人得出不同的BCG波,观察个体差异。在测量数据的同时记录脉搏跳动的个数,并将两个数据进行比对,求得计算心率和脉搏跳动次数的误差,并不断完善程序,得到更好的效果。

[0054] 上述技术方案仅体现了本发明技术方案的优选技术方案,本技术领域的技术人员对其中某些部分所可能做出的一些变动均体现了本发明的原理,属于本发明的保护范围之

内。

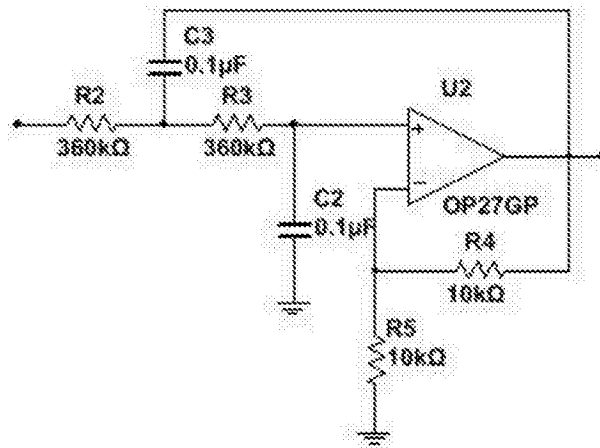


图5

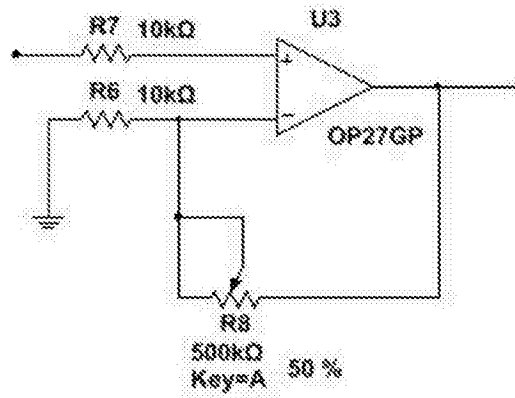


图6

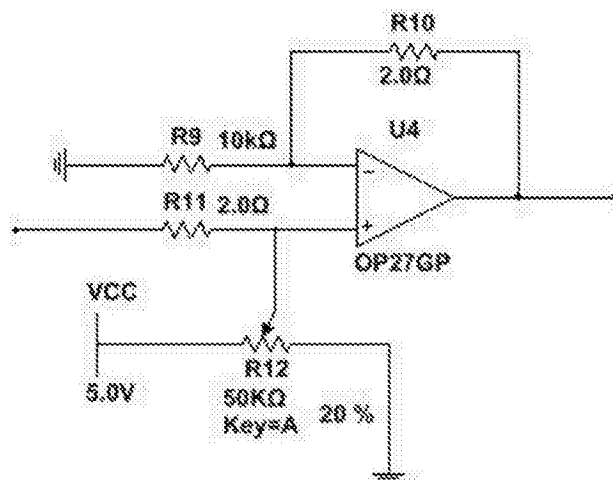


图7

专利名称(译)	人体心脏跳动冲击力检测系统		
公开(公告)号	CN107212863A	公开(公告)日	2017-09-29
申请号	CN2017110450926.4	申请日	2017-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	河北工业大学		
申请(专利权)人(译)	河北工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	河北工业大学		
[标]发明人	耿读艳 姜星		
发明人	耿读艳 姜星		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/024 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B2562/0247		
代理人(译)	郑学成		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种人体心脏跳动冲击力检测系统，该系统包括：传感器：用于检测心脏跳动的冲击力度；前置级处理模块：与传感器的信号输出端连接，并对传感器采集的信号进行初步处理；信号离散化模块：与前置级处理模块的信号输出端连接，并对前置处理的信号进行进一步加工；信号传输模块：与信号离散化模块的信号输出端连接，并将离散后的信号向外传输；信号处理主机：接收信号处理模块发出的离散的信号，并处理从而显示人体实时心脏跳动冲击力的标量图和显示实时的心率情况的信号后期处理部分。本发明的有益效果是，检测更方便快捷。

