



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110731764 A

(43)申请公布日 2020.01.31

(21)申请号 201911031734.5

(22)申请日 2019.10.28

(71)申请人 重庆大学

地址 400044 重庆市沙坪坝区沙正街174号

(72)发明人 刘玉菲 陈璐 张楠 杜基赫

(74)专利代理机构 北京北汇律师事务所 11711

代理人 高元吉 刘贺秋

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

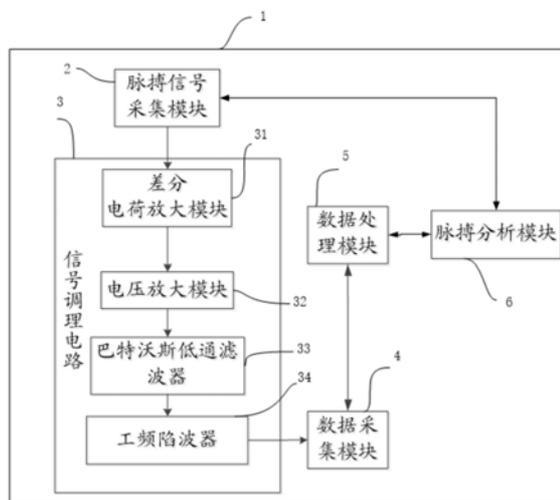
权利要求书1页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

一种脉搏检测系统

(57)摘要

本发明公开了一种脉搏检测系统,该系统包括:脉搏信号采集模块,用于采集脉搏信号,并且将所采集的脉搏信号转换为电荷信号,其中对脉搏信号的采集采用压电薄膜传感器;信号调理电路,与脉搏信号采集模块相连接,用于对所述电荷信号进行前置放大处理,产生经前置放大的电压信号;数据采集模块,与信号调理电路相连接,用于对所述经前置放大的电压信号进行采样,产生第一数字信号;数据处理模块,与数据采集模块相连接,用于处理所述第一数字信号,并且向上位机有线地或无线地发送所产生的代表脉搏数据的第二数字信号。本发明实现了对脉搏的实时检测,成本低,体积小,操作简单,适合家庭置备。该系统具有灵敏度高、精度高的突出优点。



1. 一种脉搏检测系统,其特征在于,包括:

脉搏信号采集模块,用于采集脉搏信号,并且将所采集的脉搏信号转换为电荷信号,其中对脉搏信号的采集采用压电薄膜传感器;

信号调理电路,与脉搏信号采集模块相连接,用于对所述电荷信号进行前置放大处理,产生经前置放大的电压信号;

数据采集模块,与信号调理电路相连接,用于对所述经前置放大的电压信号进行采样,产生第一数字信号;

数据处理模块,与数据采集模块相连接,用于处理所述第一数字信号,并且向上位机有线地或无线地发送所产生的代表脉搏数据的第二数字信号。

2. 根据权利要求1所述的脉搏检测系统,其特征在于,所述信号调理电路包括:

差分电荷放大模块,用于接收所述电荷信号,将所述电荷信号转换成第一电压信号,以及放大所述第一电压信号得到第二电压信号;

电压放大模块,用于对所述第二电压信号进行放大得到第三电压信号。

3. 根据权利要求2所述的脉搏检测系统,其特征在于,所述信号调理电路进一步包括:

巴特沃斯低通滤波器,用于将所述第三电压信号中的噪声滤除,得到第四电压信号。

4. 根据权利要求2所述的脉搏检测系统,其特征在于,所述巴特沃斯低通滤波器采用有源与无源相结合的方式构建。

5. 根据权利要求2所述的脉搏检测系统,其特征在于,所述信号调理电路进一步包括:

工频陷波器,用于滤除第四电压信号中的工频干扰得到第五电压信号。

6. 根据权利要求1所述的脉搏检测系统,其特征在于,所述数据采集模块为高精度数据采集模块,其具有12位高精度采集、电压分辨率为0.8mV、低噪声为0.2mV。

7. 根据权利要求1所述的脉搏检测系统,其特征在于,所述数据处理模块采用STM32F103C8T6单片机最小系统,其CPU最大时钟频率为72MHz、低功耗为0.02W。

8. 根据权利要求1-7中任一项所述的脉搏检测系统,其特征在于,所述压电薄膜传感器为PVDF薄膜传感器。

9. 根据权利要求1-7中任一项所述的脉搏检测系统,其特征在于,还包括:

作为上位机的基于Labview的脉搏分析模块,用于根据接收到的数字信号进行数据分析和结果呈现,包括下列各项中的一个或多个模块:脉搏波形分析检测模块;脉搏速度波形分析检测模块;脉搏加速度波形分析检测模块。

10. 根据权利要求9所述的脉搏检测系统,其特征在于,所述基于Labview的脉搏分析模块,其数据实时接收模块误差为1 μ s、频率计数模块误差为1 μ s、该上位机具备实时检测脉搏的跳动次数、外周血管阻力反应指数、外周动脉粥样硬化指标、血管紧张度、血管衰老指数功能,能够有效地分析脉搏波所包含的病理信息。

一种脉搏检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及人体脉搏检测仪器技术领域,更为具体地,本发明涉及一种脉搏检测系统。

背景技术

[0002] 随着中国新时代的发展,人类生活水平越来越高,但当前很多国家都面临着人口老龄化的问题,我国老龄化速度更居全球之首。老龄化不断的加重促使国家、社会等各个方面对老年人的健康更加关注,相应的健康服务也必须不断实施与完善。

[0003] 人们也越来越关心和重视医疗健康领域,发展应用于健康检测的医疗设备及系统,是新时代必不可少的。而人体脉搏波中含有丰富的人体生理病理信息,因此测量脉搏对病人来讲是一个不可缺少的检查项目,从脉搏波里提取出人体的病理信息,可作为临床诊断和治疗的辅助手段。从古至今,中医问诊都是以“摸脉”作为诊断的手段,由此可见脉搏波的重要性。随着材料技术和电子技术的发展,脉搏波传感器的精度也不断提高,记录脉搏波的信息从手写记录到PC端,对脉搏波的研究也逐步深入。大量的临床实测结果证实,脉搏波的波形特征也与血管疾病有着密切的关系,脉搏波的幅度、频率等多方面的信息可反映出人体血管系统的生理和病理特征。经过大量的临床实验和数据分析,医学工作者可以利用脉搏波与血管系统各项参数的关联来评估人体的血管系统健康状况。利用PVDF压电薄膜具有独特的柔软性与人体皮肤匹配性好的特点,可制成多种医用传感器。目前,压电薄膜在医疗仪器领域的应用包括监视血管移植修复手术中的血流扰动和脉动。压电薄膜作为一种动态应变传感器,可以广泛应用于需要探测细微信号的医用传感器,压电薄膜元件灵敏到足以隔着皮肤就能探测出人体脉搏。由于压电薄膜可以无源工作,在供电受限的情况下这一优点尤为突出。随着计算机技术和传输技术的发展,脉搏波检测系统也迅猛进步,从传统的机械式脉搏记录仪到基于数字技术脉搏检测系统,再到基于在线传输技术和无线传输技术脉搏波监测,未来脉搏波检测系统将向着人工智能、云计算技术和大数据方向发展。

[0004] Choi等人(Choi S,Jiang Z.A wearable cardiorespiratory sensor system for analyzing the sleep condition[J].Expert Systems with Applications,2008,35(1-2):317-329)利用压力监测检测的方法,采用压电薄膜传感器分别制作了监测腰带和监测床垫,对睡眠时脉搏、呼吸等生理参数进行监测并取得了良好的效果。但这些方法的缺点是睡眠时睡姿的改变、周围物体振动都会产生噪声,如不滤除这些噪声,得到的结果亦不准确。

[0005] 日本的大型医疗设备制造厂家福田公司推出的脉搏传感器(VS-1500A)可检测动脉硬化,使用时需在两手腕和两脚腕处缠上类似绷带的测量装置,通过测定脉搏自心脏到两手腕及到两脚腕的速度来测量动脉硬化的程度。一旦动脉硬化加剧,就会导致脉搏传播速度加快。但该装置价格为数万日元,重达数公斤,不适合一般家庭购买置备。

[0006] 清华大学的金观昌等人(金观昌,于淼.压电薄膜压力分布计算机测试系统研究[J].清华大学学报,1998,38(2):21-24)将传感器阵列用于多点脉搏测试,分别探测寸、关、

尺三个部位的脉搏图形,并利用计算机软件对脉搏波形进行频谱分析,证实三个部位的谱线各不相同,分别代表了不同的生理信息,可与中医脉诊结合,为医生提供更准确、详细的信息。但是成本较高,操作复杂。

[0007] 大连理工大学的任程诚(任程诚.基于PVDF压电薄膜的脉搏传感器设计[D].大连:大连理工大学,2011)设计的基于PVDF脉搏传感器实现了对脉搏的测量,但是没有进行后端信号处理与分析检测。

[0008] PVDF压电薄膜是一种新型的高分子聚合物型传感材料,它作为新兴压电材料,有着质轻柔软、频响快、灵敏度高、加工性能好、频率响应宽、机械性能强度高等优点。由于压电薄膜的高压电特性,所制作的传感器有结构简单、响应速率快、后端处理电路简单等优点,已经成为当今人们研究的一个热点。由此可知,利用智能传感器与系统对脉搏波进行分析是大势所趋。

[0009] 现有脉搏病理检测医疗诊断系统具有多种多样,但是会存在脉搏检测系统精度低、噪声大、没有对脉搏波形进行相关指标分析、信号失真、体积大、成本高的问题。

[0010] 因此,如何提供一种高精度、低噪声、成本低、易携带并且可以对脉搏波指标进行分析,从而作为临床和治疗辅助手段的实时脉搏检测分析系统,成为了本领域技术人员亟待解决的技术问题和始终研究的重点。

发明内容

[0011] 为了解决现有脉搏检测分析系统存在的精度低、噪声大、成本高、体积大、操作复杂等问题中的一种或多种问题,本发明创新提供了一种脉搏检测分析系统,包括:

[0012] 脉搏信号采集模块,用于采集脉搏信号,并且将所采集的脉搏信号转换为电荷信号,其中对脉搏信号的采集采用压电薄膜传感器;

[0013] 信号调理电路,与脉搏信号采集模块相连接,用于对所述电荷信号进行前置放大处理,产生经前置放大的电压信号;

[0014] 数据采集模块,与信号调理电路相连接,用于对所述经前置放大的电压信号进行采样,产生第一数字信号;

[0015] 数据处理模块,与数据采集模块相连接,用于处理所述第一数字信号,并且向上位机有线地或无线地发送所产生的代表脉搏数据的第二数字信号。

[0016] 进一步地,信号调理电路包括:

[0017] 差分电荷放大模块,用于接收所述电荷信号,将所述电荷信号转换成第一电压信号,以及放大所述第一电压信号得到第二电压信号;

[0018] 电压放大模块,用于对所述第二电压信号进行放大得到第三电压信号。

[0019] 进一步地,信号调理电路进一步包括:

[0020] 巴特沃斯低通滤波器,用于将所述第三电压信号中的噪声滤除,得到第四电压信号。

[0021] 进一步地,巴特沃斯低通滤波器采用有源与无源相结合的方式构建。

[0022] 进一步地,信号调理电路进一步包括:

[0023] 工频陷波器,用于滤除第四电压信号中的工频干扰得到第五电压信号。

[0024] 进一步地,工频陷波器采用50Hz工频陷波器,其阻带窄、品质因素Q值高、在50Hz对

应的衰减高达-50dB以上,工频陷波器包括双T双跟随滤波器。

[0025] 进一步地,数据采集模块为高精度数据采集模块,其具有12位高精度采集、电压分辨率为0.8mV、低噪声为0.2mV。

[0026] 进一步地,数据处理模块采用STM32F103C8T6单片机最小系统,其CPU最大时钟频率为72MHz、低功耗为0.02W。

[0027] 进一步地,所述压电薄膜传感器为PVDF薄膜传感器。

[0028] 进一步地,还包括:作为上位机的基于Labview的脉搏分析模块,用于根据接收到的数字信号进行数据分析和结果呈现,包括下列各项中的一个或多个模块:脉搏波形分析检测模块;脉搏速度波形分析检测模块;脉搏加速度波形分析检测模块。

[0029] 进一步地,基于Labview的脉搏分析模块,其数据实时接收模块误差为1 μ s、频率计数模块误差为1 μ s、该上位机具备实时检测脉搏波的跳动次数、外周血管阻力反应指数、外周动脉粥样硬化指标、血管紧张度、血管衰老指数功能,能够有效地分析脉搏波所包含的病理信息。

[0030] 本发明的有益效果为:实现了对脉搏的实时检测,并进行病例分析,成本低,体积小,操作简单,适合家庭置备。该系统具有灵敏度高、精度高、功能全面、智能等突出优点。

附图说明

[0031] 图1为本发明一种优选实施例的脉搏检测系统模块框图。

[0032] 图2为本发明另一种优选实施例的脉搏检测系统模块框图。

[0033] 图3为本发明优选实施例的压电薄膜示意图。

[0034] 图4为本发明优选实施例的差分电荷放大模块电路原理图。

[0035] 图4-1为本发明优选实施例的差分电荷放大模块通带图。

[0036] 图4-2为图4-1的差分电荷放大模块截止频率图。

[0037] 图5为本发明优选实施例的脉搏分析模块框图。

[0038] 图6、7为本发明优选实施例的脉搏波形示意图。

[0039] 图8为本发明优选实施例的脉搏波形与脉搏加速度波形对比图。

具体实施方式

[0040] 下面结合说明书附图对本发明涉及的一种脉搏检测系统进行详细的解释和说明。

[0041] 图1为本发明一种优选实施例的脉搏检测系统1模块框图。如图1所示,本实施例公开了一种脉搏检测系统1,该脉搏检测系统1包括脉搏信号采集模块2、信号调理电路3、数据采集模块4以及数据处理模块5。脉搏信号采集模块2用于采集脉搏信号,并且将所采集的脉搏信号转换为电荷信号,其中对脉搏信号的采集采用压电薄膜传感器。信号调理电路3与脉搏信号采集模块相连接,用于对所述电荷信号进行前置放大处理,产生经前置放大的电压信号。数据采集模块4与信号调理电路3相连接,用于对所述经前置放大的电压信号进行采样,产生第一数字信号。数据处理模块5与数据采集模块4相连接,用于处理所述第一数字信号,并且向上位机有线地或无线地发送所产生的代表脉搏数据的第二数字信号。

[0042] 图2为本发明另一种优选实施例的脉搏检测系统1模块框图。如图2所示,信号调理电路3还包括差分电荷放大模块31、电压放大模块32、巴特沃斯低通滤波器33和工频陷波器

34。

[0043] 脉搏信号采集模块2采集脉搏信号,并且将所采集的脉搏信号转换为电荷信号发送给差分电荷放大模块31。差分电荷放大模块31将接收到的电荷信号转换成第一电压信号,放大第一电压信号得到第二电压信号,将第二电压信号发送给电压放大模块32。电压放大模块32将接收到的第二电压信号进行放大得到第三电压信号,将第三电压信号发送给巴特沃斯低通滤波器33。巴特沃斯低通滤波器33将接收到的第三电压信号中的噪声滤除,得到第四电压信号,将第四电压信号发送给数据采集模块4。数据采集模块4将接收到的第四电压信号进行采样得到第一数字信号,将第一数字信号发送给数据处理模块5。数据处理模块5将接收到的第一数字信号进行处理得到第二数字信号,并有通过线地或无线的方式将第二数字信号传输给上位机。应当理解,巴特沃斯低通滤波器33和工频陷波器34是可选的模块。

[0044] 脉搏信号采集模块2包括压电薄膜传感器。图3为本发明优选实施例的压电薄膜21在x-y-z坐标系中的示意图。桡动脉血产生的压力作用在压电薄膜21上,脉搏信号采集模块2将机械能转化为电能。压电方程为:

$$[0045] \quad \begin{pmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & d_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{24} & 0 & 0 \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{pmatrix}$$

[0046] 式中 D_i 为在*i*方向产生的电位移(C/m^2),下标*i*为电荷量的输出方向,在X、Y、Z方向上输出电荷量时, $i=1,2,3$ 。 T_j 为*j*方向受到的应力(N/m^2), $j=1,2,3\cdots,6$ 其中1,2,3方向上的力为正应力,4,5,6方向上的力为剪应力。 d_{ij} 为压电系数,表示*j*方向上的机械能转变为*i*方向的电能的转变系数。由于只有一对电极,所以只能在Z方向上取电位移 D_3 ,剪切力 T_4 、 T_5 、 T_6 引起的电位移 D_1 、 D_2 是不可测的。因此,压电方程为:

$$[0047] \quad D_3 = d_{31}T_1 + d_{32}T_2 + d_{33}T_3$$

[0048] 压电薄膜传感器作为一种动态应变传感器,其灵敏度足以隔着皮肤就能探测出人体脉搏。在一个实施例中,压电薄膜传感器采用PVDF压电薄膜传感器。优选地,可以采用柔性PDMS来作为PVDF压电薄膜传感器的基底结构。由于柔性PVDF压电薄膜具有独特的柔软性与人体皮肤匹配性好、灵敏度高、频响快、舒适性强等特点,本发明的压电薄膜采用柔性PVDF薄膜。本发明用于测量人体手腕桡动脉的脉搏信号。关于PVDF薄膜的面积,太小会失去检测脉搏信号的作用,太大则灵敏度低,容易受到干扰。优选地,PVDF薄膜的面积通过测量人体手腕桡动脉处的面积确定。优选地,PVDF薄膜为 $2.5cm \times 1.5cm$ 的矩形。在PVDF薄膜的上下表面分别覆盖正电极层和负电极层。优选地,通过铆钉扣的方法引出正极导线和负极导线。导线优选为铜导线。为进行良好的绝缘,同时避免温度影响,在正电极和负电极键合PZT薄膜。测试可得上述薄膜的灵敏度为 $2.4V/mm$,灵敏度极高。使用时,可通过松紧绑带将压电薄膜21传感器固定到使用者手腕桡动脉处。优选地,脉搏信号采集模块2可集成到智能医疗手环中或装在表带上以便使用者佩戴。优选地,脉搏信号采集模块还包括柔性腕带。

[0049] 压电薄膜传感器的信号传输线优选为屏蔽电缆。采用屏蔽电缆可大大减弱噪声的引入,同时可以增加信号传输线的长度。

[0050] 差分电荷放大模块采用差分输入电荷放大器,将PVDF柔性薄膜传感器产生的电荷信号转换为电压信号。图4为根据一个实施例的差分电荷放大模块31电路原理图。差分电荷放大模块31优选为一个具有深度负反馈的高输入阻抗的前置放大器311,采用差分输入,极大地提高共模抑制比,极大地减弱压电薄膜脉搏传感器引入的噪声,提高信噪比,保证脉搏信号的完整性与高精度,以便于更好的分析脉搏中所包含的病理信息。通过阻抗分析测试可知,在0-15Hz的频率范围内 1cm^2 的PVDF薄膜的电阻值在 $10\text{-}20\text{M}\Omega$ 左右,可知其内阻抗非常高,必须进行阻抗匹配,来保证信号的不失真;又因为其电荷信号很微弱,因此与脉搏信号采集模块2相连的电荷放大器必须具备非常高的输入阻抗及极低的偏置电流。由于电荷放大器的输入阻抗很高,PVDF传感器产生的电荷只对反馈电容 C_f 进行充电,电荷放大器的输出电压为 $V_{\text{OUT}}=-Q/C_f$ 。其中 Q 为电荷量, C_f 为反馈电容,决定着输出电压的精度,故需要使用高精度的电容作为反馈电容。又因为为了避免电荷放大器因长时间充电而饱和,通常会将 C_f 与一个电阻 R_f 并联, R_f 可以稳定电路中直流成分。考虑到脉搏频率范围为0-10Hz,优选地,取值 $C_f=1\text{nF}$, $R_f=10\text{M}$,满足低频脉搏信号所需带宽要求。通过Multisim仿真分析,如图4-1为差分电荷放大模块31通带图,由图中得知放大倍数约为20倍。图4-2为差分电荷放大模块31截止频率图,截止频率为15.94Hz。电荷放大模块采用差分输入,大大提高共模抑制比,减少传感器引入的噪声。电荷放大模块的运算放大器优选采用TI公司生产的LF353M运算放大器,具有低输入偏置电流(50pA)、低输入电压噪声(25nV)、低输入失调电流(0.01pA)、低温漂失调电压(5uV/°C)、带宽大(4MHz)等优点,且其输入电阻非常大($10^{12}\Omega$),能与压电传感器的内阻实现阻抗匹配,可应用于医疗电子中进行微弱小信号的放大。

[0051] 电压放大模块32将脉搏转换后的电压信号进行放大,便于后续的高精度数据采集模块进行数据采集。高精度数据采集模块用于将经放大的脉搏的模拟电信号转换为数字信号,便于后续对脉搏数据进行分析与处理。

[0052] 数据采集模块4通常可以采集0-3.3V的电压值。为了满足数据采集模块4的采集要求需要电压放大模块32对第一电压信号进行放大处理。优选地,电压放大模块32的放大倍数为1-100倍。电压放大模块32可采用ADA4062集成运放,其灵敏度设计为1-100倍、低输出失调电压为 $5\mu\text{V}$ 、增益带宽为1.4MHz。优选地,电压放大模块32采用OP27运算放大器作为运放芯片,失调电压低至 $25\mu\text{V}$,最大漂移为 $0.6\mu\text{V}/^\circ\text{C}$,极低噪声,低1/f噪声转折频率(2.7Hz)以及高增益(180万),能够使低电平信号得到精确的高增益放大。利用偏置电流消除电路,OP27可实现 $\pm 10\text{nA}$ 的低输入偏置电流。在整个军用温度范围内,此电路通常可以将 I_B 和 I_{OS} 分别保持在 $\pm 20\text{nA}$ 和 15nA 。输出级具有良好的负载驱动能力。 $\pm 10\text{V}$ 保证摆幅(600 Ω 负载)和低输出失真,使OP27成为专业音频应用的绝佳选择。电源抑制比(PSRR)和共模抑制比(CMRR)均超过120dB。借助这些特性以及 $0.2\mu\text{V}/\text{月}$ 的长期漂移,可达到高性能水平。优选地,电压放大模块32最大放大倍数为100倍,截止频率为78.866kHz。本发明的数据采集模块能够保证被采集信号的高精度与完整性。

[0053] 巴特沃斯低通滤波器33可以是五阶、六阶、八阶等,优选为五阶巴特沃斯低通滤波器。在经电压放大模块放大的第三电压信号中虽然脉搏信号是主要的,但夹杂着许多噪声以及其他与测量无关的信号,例如,人体手腕处的皮肤静电干扰,从而影响测量精度。这些

噪声一般随机性很强,难以从时域中直接分离出来,但限于其产生的物理机理,噪声功率是有限的,并按一定规律分布于频域中某个特定频带。因此,可以用滤波电路从频域中实现对噪声的抑制,提取有用信号。本发明主要用来提取人体的脉搏信号,因脉搏信号频率范围为0-10Hz左右,属于低频信号。故可设计低通滤波电路来阻断高频信号的干扰。在发明人的实验中,分别比较了巴特沃斯和贝赛尔两种滤波器,结果表明巴特沃斯比贝赛尔的品质因数Q值高,阶跃响应较好,且过冲和振荡非常小,通频带拥有最大限度平坦,更适合处理低频的信号。本发明的巴特沃斯低通滤波器能够滤除噪声以及其他与测量无关的信号,阻断高频信号干扰,提高测量精度,保证带宽平坦和功耗达到最优。

[0054] 工频陷波器34优选将干扰的低频噪声即50Hz工频干扰进行滤除,保证脉搏信号的完整性与高精度。工频干扰在我们的生活中无处不在,它是由于市电在传播过程中会以电磁波的形式向外辐射能量,进而影响到我们使用的电子设备。由于中国电力供应交流电的标准频率为50Hz,因此工频干扰噪声的主要频率在50Hz附近,需要使用相应的陷波滤波器来滤除。进一步地,工频陷波器34采用50Hz工频陷波器34,其阻带窄、品质因素Q值高、在50Hz对应的衰减高达-50dB以上。优选地,工频陷波器34为双T双跟随滤波器,具有阻带窄、品质因素Q值高的特点,对工频噪声的滤波效果很好。

[0055] 脉搏信号的频率为0-10Hz,采样率大于被采信号10倍多便满足要求。数据采集模块4优选为高精度数据采集模块,其具有12位高精度采集、电压分辨率为0.8mV、低噪声为0.2mV。数据采集模块4的采样率优选为200SPS,不仅能够保证被采集信号的完整性,而且数据量少,便于上位机的快速处理,减少PC端CPU的负荷。为了在测量小信号的时候能得到尽量高的信噪比,保证被采集信号的高精度与完整性,在模数转换采集中用到了平均平滑滤波算法。

[0056] 数据处理模块5用于处理数据采集模块4发送的数据,再将处理后的数据通过无线传输模块实时传输至上位机,传输过程中抗干扰性强,不会丢失数据,保证信息的完整性。优选地,数据处理模块5包括一个低噪声的可编程增益放大器,放大的倍数可以是1、2、4、8、16、32或64,增益系数一般是越小噪声也越低,选取放大倍数为1,保证被采集信号的高精度与完整性。优选地,数据处理模块5采用STM32F103C8T6单片机,它拥有的资源包括:具有20KB SRAM、64KB FLASH、3个16位定时器、2个32位定时器、2个SPI、2个全双工I2S、2个IIC、3个串口、1个USB(支持HOST/SLAVE)、1个CAN、2个12位ADC、37个通用IO口等。数据总线宽度为32bit,其CPU最大时钟频率为72MHz,工作电压为2V-3.6V,低功耗为0.02W。数据处理模块5所具有的功能完全满足基于PVDF薄膜的实时脉搏病理检测医疗系统的需求。进一步地,STM32F103C8T6单片机最小系统将数据采集模块4输出的数据进行处理并由无线传输模块实时传输至基于Labview的上位机脉搏检测模块。单片机CPU最大时钟频率为72MHz,具有USART接口、SPI接口、支持直接存储器访问DMA。通过编写驱动数据采集模块4的程序,数据采集模块4将采集的数据通过SPI协议传输到处理器模块,然后编写串口驱动无线和有有线模块的程序,实时将采集到的数据无线或者有线传输至上位机,传输过程中抗干扰性强,不会丢失数据,保证信息的完整性。

[0057] 优选地,该系统还包括传输模块,传输模块用于将数据处理模块5发送的数据传输至上位机。传输模块的数据传输方式可选有线通信或无线通信。进一步地,数据传输方式可选USB通信,优选为蓝牙通信。进一步地,无线传输模块包括信驰达公司的蓝牙模块,利用

USART协议进行无线传输,接口特性为TTL,兼容3.3V/5V电源,设置波特率为115200,通信距离为15-20米;在通信中所功耗约为3mW。

[0058] 优选地,该系统还包括电源模块用于给其它模块供电。由于脉搏检测系统需要+5V电压进行充电放电,信号调理电路需要±5V电压供电,因此电源模块优选包括DC-DC电源转换器。DC-DC电源转换器用于将+5V电压转换为±5V。DC-DC电源转换器具有以下优点:输入输出端的电压均为平滑直流,无交流谐波分量;输出阻抗为零;快速动态响应,抑制能力强;高效率小型化。但DC-DC电源转换器的输出纹波较大,因此电源模块优选包括滤波电路及防反接开关电路。

[0059] 上位机例如可以是基于Labview的脉搏检测模块,其用于根据接收到的数字信号进行数据分析和结果呈现,包括下列各项中的一个或多个模块:脉搏波形分析检测模块;脉搏速度波形分析检测模块;脉搏加速度波形分析检测模块。基于Labview的脉搏检测模块还可以用于将获取的脉搏波数据对其进行实时检测脉搏波的跳动次数、外周血管阻力反应指数、外周动脉粥样硬化指标、血管紧张度、血管衰老指数功能,作为临床诊断和治疗的辅助手段。

[0060] 图5为本发明优选实施例的脉搏分析模块框图。如图5所示,该系统还包括基于Labview的脉搏分析模块6作为上位机。脉搏分析模块6包括:数据实时接收模块61、异常峰值检测模块62、病理分析模块64和报警模块63。进一步地,病理分析模块64包括:脉搏波形(PWA)分析检测模块641、脉搏速度波形(PWV)分析检测模块642、脉搏加速度波形(APG)分析检测模块643。数据实时接收模块61根据下位机传输的数据格式编写对应的接收格式。数据实时接收模块61用于接收无线传输模块或有线传输发送的数据。异常峰值检测模块62用于比较数据实时接收模块61接收的数据与设定阈值的大小,当数据实时接收模块61接收的数据超过设置阈值时,向报警模块发出峰值异常报警指示。报警模块63接收到峰值异常报警指示后发出峰值异常报警提示。

[0061] 脉搏速度波形(PWV)分析检测模块642用于分析心跳频率是否正常,心跳频率不正常时,脉搏速度波形(PWV)分析检测模块642向报警模块63发出心跳频率异常报警指示。报警模块63接收到心跳频率异常报警指示后发出心跳频率异常报警提示。脉搏速度波形(PWV)分析检测模块642用于检测设定时间内脉搏速度波波形的相邻波峰之间时间间隔,去掉时间间隔中的最大值与最小值,然后取峰值时间间隔的平均值,根据峰值时间间隔的平均值确定心跳速度是否正常。设定时间优选为20s。脉搏速度波形(PWV)分析检测模块642通过检测20s内脉搏速度波波形的相邻波峰之间N个时间间隔,去掉时间间隔中最大值与最小值,然后计算时间间隔的平均值:

$$\Delta T_{ave} = \frac{20 - \Delta T_{MAX} - \Delta T_{MIN}}{N - 2}$$
, ΔT 为时间间隔, ΔT_{MAX} 为时间

间隔中的最大值, ΔT_{MIN} 为时间间隔中的最小值。即每分钟的心跳次数为:
$$N_{HeartRate} = \frac{60}{\Delta T_{ave}}$$
,

每分钟心跳次数超过心跳额定范围时,心跳频率不正常,报警模块63将发出报警提示。心跳额定值可根据用户设定和更改。脉搏的频率受年龄和性别的影响,婴儿每分钟120-140次,幼儿每分钟90-100次,学龄期儿童每分钟80-90次,成年人每分钟70-80次。另外运动和情绪激动时可使脉搏增快,而休息睡眠则使脉搏减慢。成人脉率每分钟超过100次,称为心动过速;每分钟低于60次,称为心动过缓。优选地,心跳额定范围为每分钟60-100次。脉搏速

度波形 (PWV) 分析检测模块642每过20s实时更新一次心跳次数,且误差在0.01-1次内。

[0062] 脉搏波形 (PWA) 分析检测模块641用于分析外周血管阻力反应指数和外周动脉粥样硬化指标是否正常。如果外周血管阻力反应指数不正常或外周动脉粥样硬化指标不正常,脉搏波形 (PWA) 分析检测模块641对应地向报警模块63发出外周血管阻力反应指数异常或外周动脉粥样硬化指标异常报警指示。报警模块63收到外周血管阻力反应指数异常或外周动脉粥样硬化指标异常报警指示后对应地发出外周血管阻力反应指数异常或外周动脉粥样硬化指标异常报警提示。进一步地,脉搏波形 (PWA) 分析检测模块641将脉搏速度波形 (PWV) 进行积分转换至脉搏波形 (PWA)。

[0063] 图6、7为脉搏波形 (PWA) 在x-y坐标系中的示意图。如图6所示,外周血管阻力反应

指数计算公式为: $IPA = \frac{A_2}{A_1}$, 其中IPA为外周血管阻力反应指数, A_1 、 A_2 为图6中对应的面积。

如图7所示,脉搏波形 (PWA) 反应了心脏的运动过程。第一个高峰值,是因为心脏收缩,向外输出血液,直到挠动脉,产生手腕处的脉搏峰值;下降至第一凹点,是因为心脏舒张,血液回流,但由于瓣膜的阻挡,下降到一定值后,反弹形成第二个峰值。外周动脉粥样硬化指标计

算公式为: $AI = \frac{j}{i}$, 其中AI为外周动脉粥样硬化指标, i 、 j 为图7中对应的波峰高度。

[0064] 脉搏加速度波形 (APG) 分析检测模块643用于分析血管紧张度和血管衰老指数是否正常。脉搏加速度波形 (APG) 分析检测模块643将脉搏速度波形 (PWV) 进行求导转换至脉搏加速度波形 (APG), 根据脉搏加速度波形 (APG) 确定血管衰老指数。图8为脉搏波形 (PWA) 与脉搏加速度波形 (APG) 在x-y坐标系中示意图的对比图。如图8所示,血管紧张度计算公式

为: $AGT = \frac{-d}{a}$, 其中AGT为血管紧张度, d 、 a 为图8中对应的波峰高度。血管衰老指数计算公式

为: $AGI = \frac{b-c-d-e}{a}$, 其中AGI为血管衰老指数, a 、 b 、 c 、 d 、 e 为图8中对应的波峰高度。如果

血管紧张度或血管衰老指数不正常,报警模块63将发出血管紧张度异常或血管衰老指数异常报警提示。

[0065] 该系统具有高精度为99%、低噪声极低为0.2mV、上位机具有实时检测脉搏波的跳动次数、外周血管阻力反应指数、外周动脉粥样硬化指标、血管紧张度、血管衰老指数功能。本发明的上位机能够全面地分析脉搏波所包含的病理信息。本发明提供的脉搏检测系统1, 成本低,体积小,操作简单适合日常使用。该脉搏检测系统1通过对人体健康信息持续、随时随地的获取,使人们能够随时关注自己的健康生理指标,并且可以更好的作为临床诊断和治疗的辅助手段。该智慧医疗手环脉搏诊断系统具有功耗低、体积小、成本低等优点,可作为一种新型的智能辅助医疗设备,具有很好的实用性与市场潜力,符合未来的发展方向。

[0066] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明实质内容上所作的任何修改、等同替换和简单改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

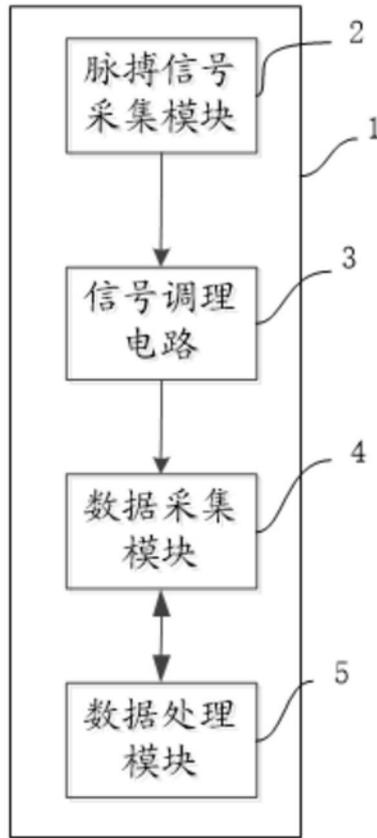


图1

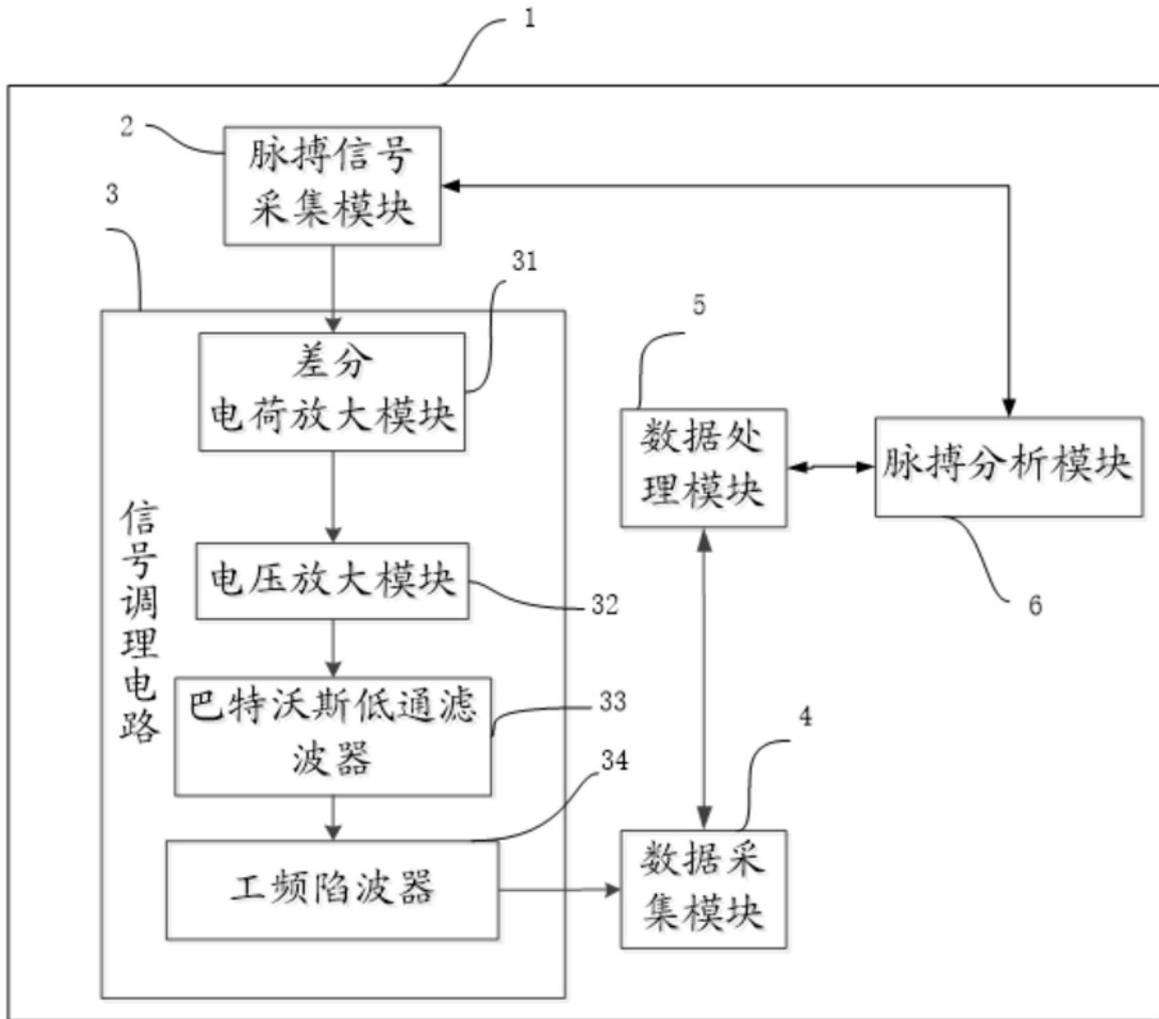


图2

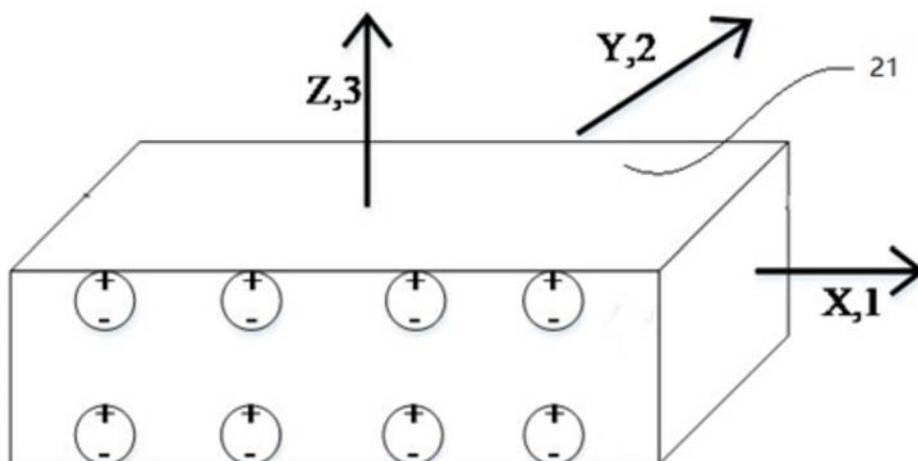


图3

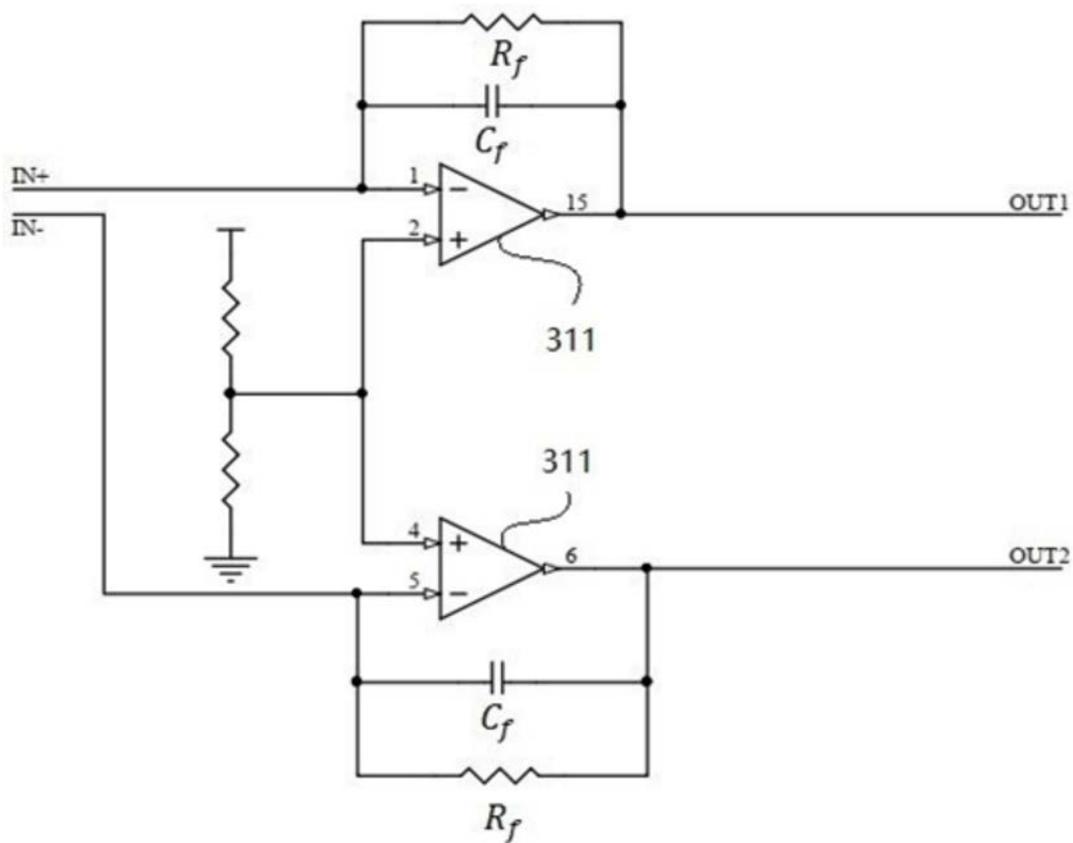


图4

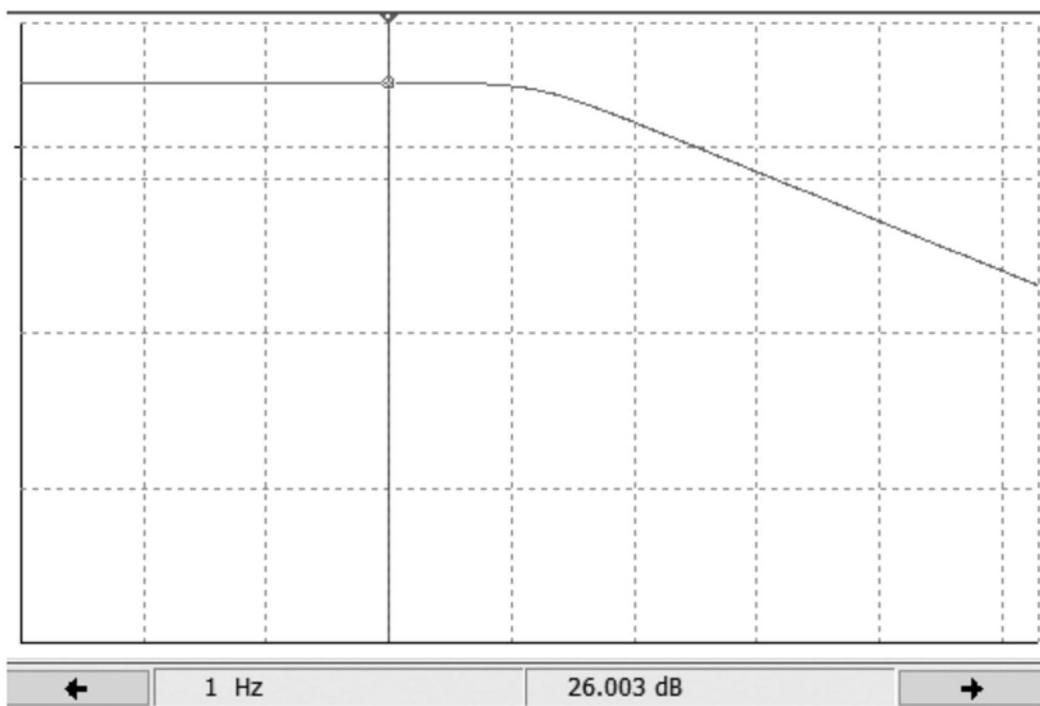


图4-1

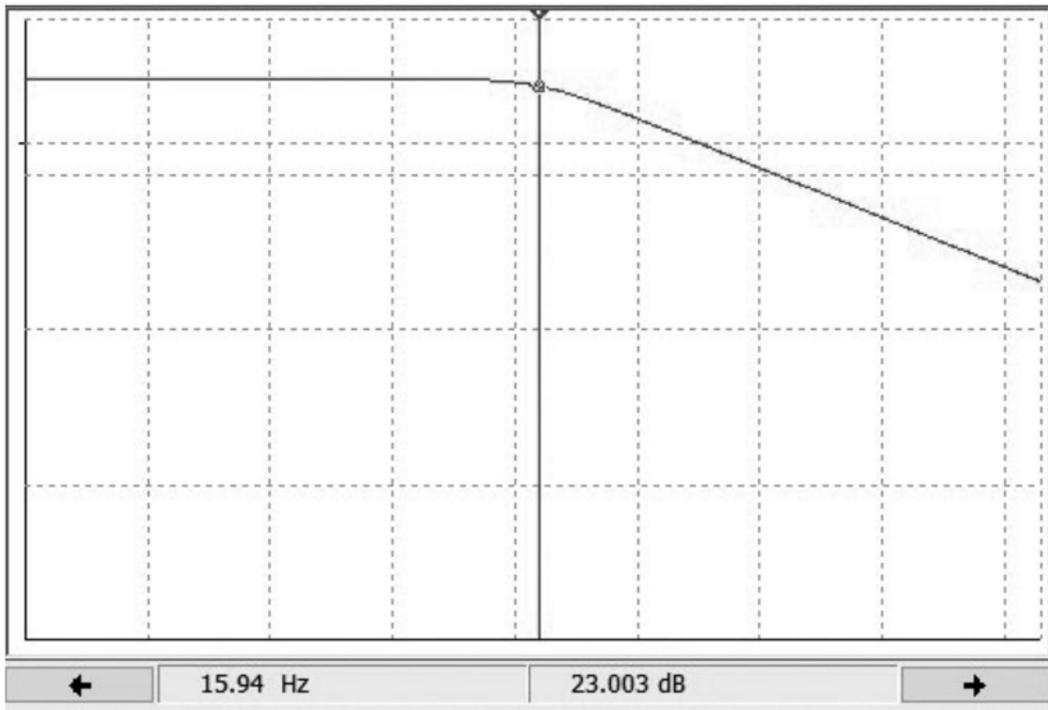


图4-2

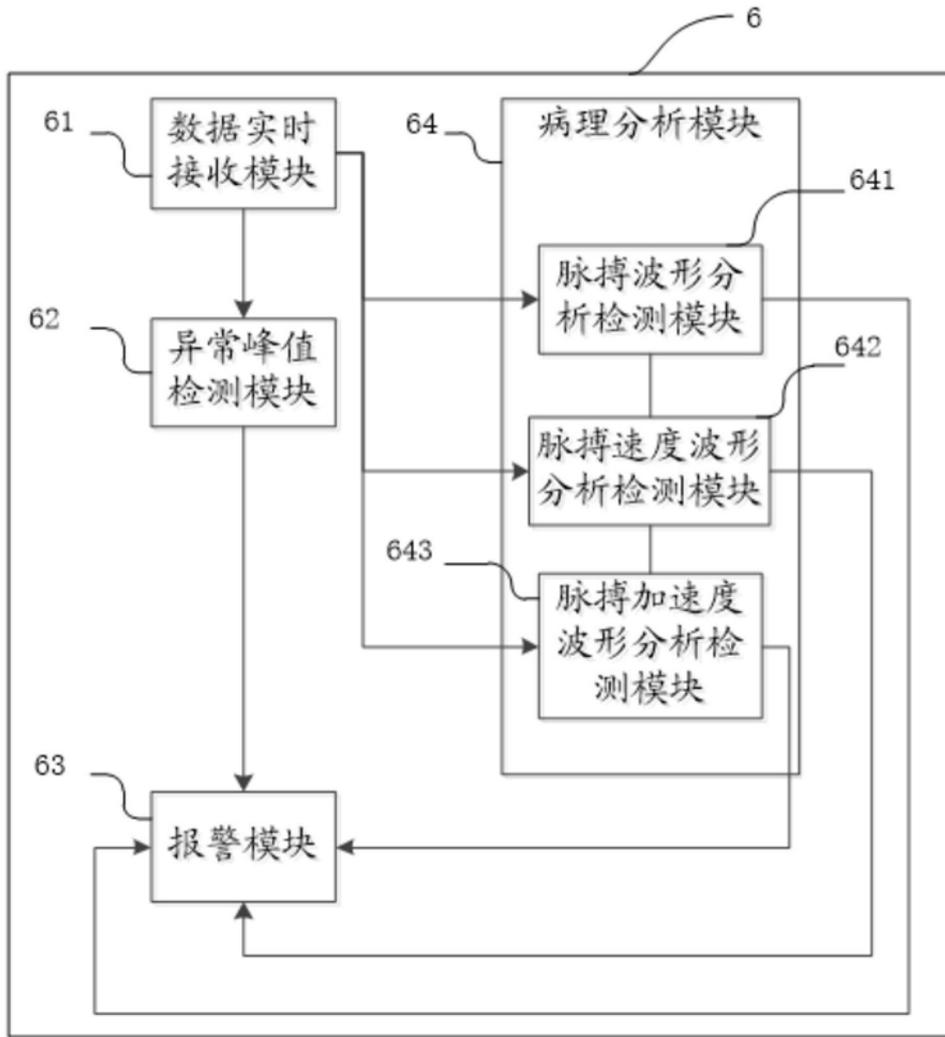


图5

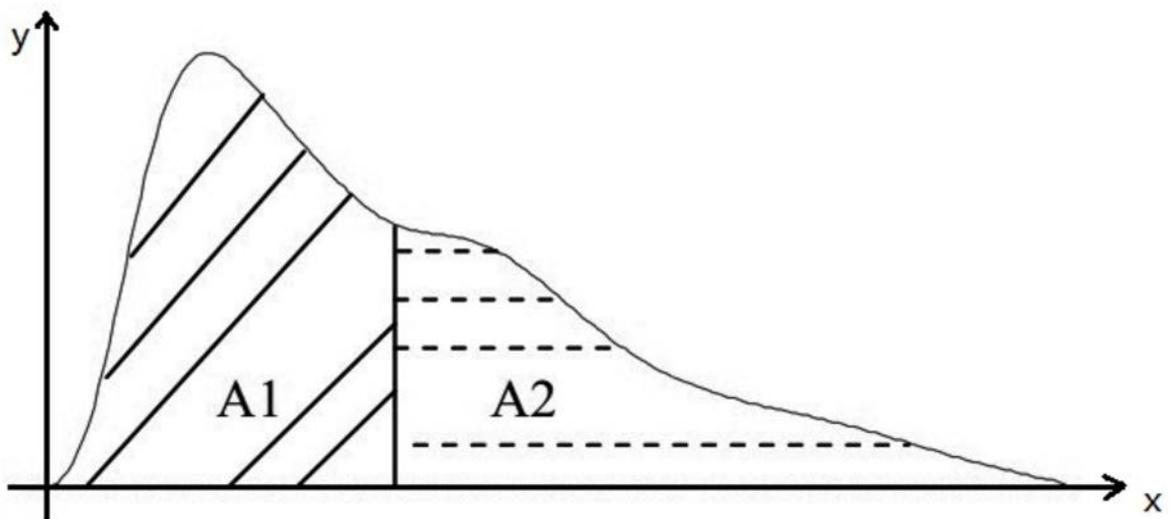


图6

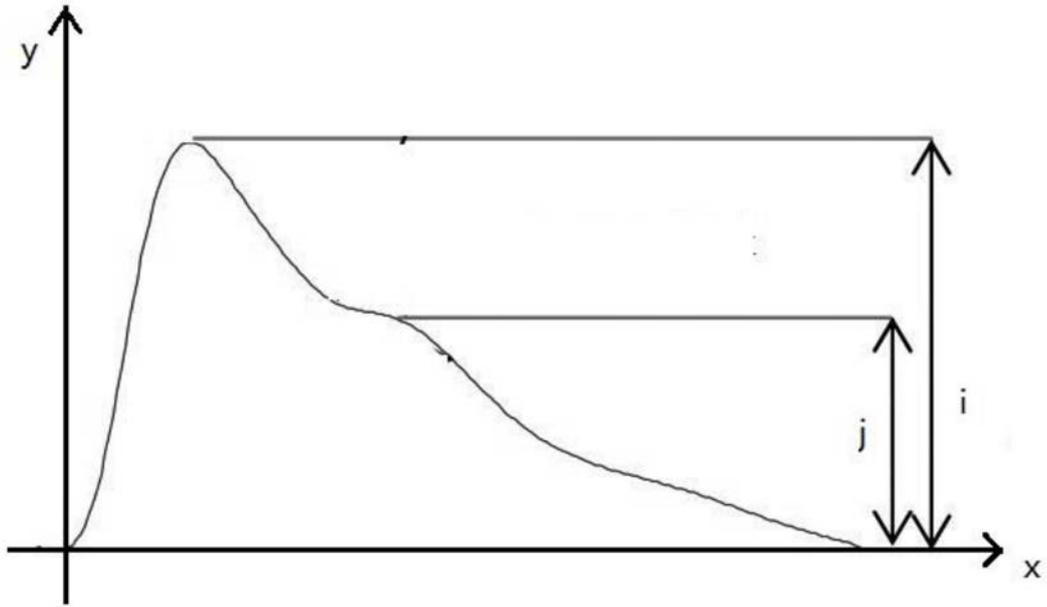


图7

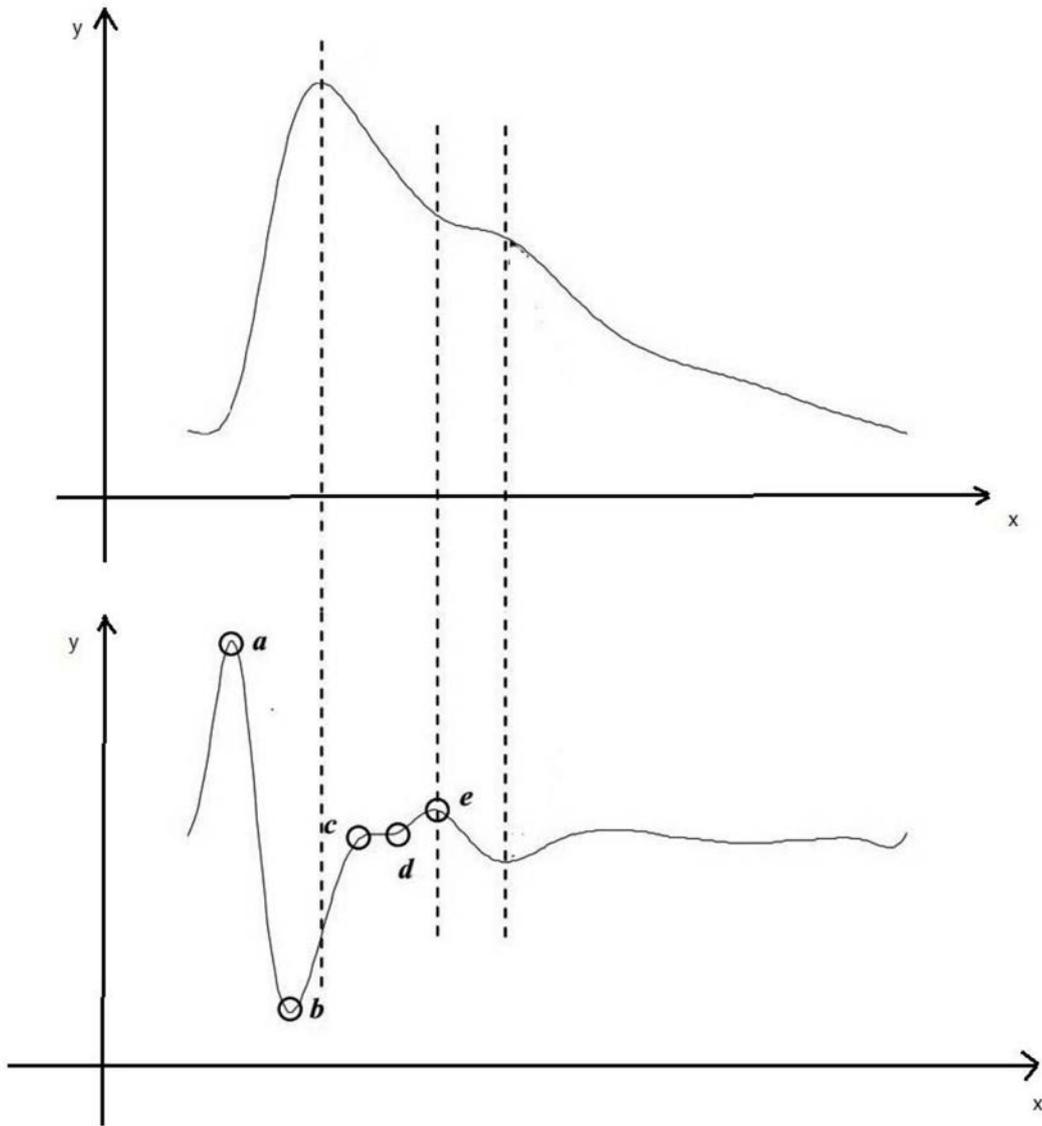


图8

专利名称(译)	一种脉搏检测系统		
公开(公告)号	CN110731764A	公开(公告)日	2020-01-31
申请号	CN201911031734.5	申请日	2019-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	重庆大学		
申请(专利权)人(译)	重庆大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆大学		
[标]发明人	刘玉菲 陈璐 张楠 杜基赫		
发明人	刘玉菲 陈璐 张楠 杜基赫		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7246 A61B5/725		
代理人(译)	高元吉		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种脉搏检测系统，该系统包括：脉搏信号采集模块，用于采集脉搏信号，并且将所采集的脉搏信号转换为电荷信号，其中对脉搏信号的采集采用压电薄膜传感器；信号调理电路，与脉搏信号采集模块相连接，用于对所述电荷信号进行前置放大处理，产生经前置放大的电压信号；数据采集模块，与信号调理电路相连接，用于对所述经前置放大的电压信号进行采样，产生第一数字信号；数据处理模块，与数据采集模块相连接，用于处理所述第一数字信号，并且向上位机有线地或无线地发送所产生的代表脉搏数据的第二数字信号。本发明实现了对脉搏的实时检测，成本低，体积小，操作简单，适合家庭置备。该系统具有灵敏度高、精度高的突出优点。

