



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106618494 B

(45)授权公告日 2020.05.15

(21)申请号 201611089720.5

审查员 胡新芬

(22)申请日 2016.11.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106618494 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(73)专利权人 深圳职业技术学院

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽湖
镇西丽湖畔

(72)发明人 余菲 赵杰

(74)专利代理机构 深圳市科吉华烽知识产权事
务所(普通合伙) 44248

代理人 温玉珍

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

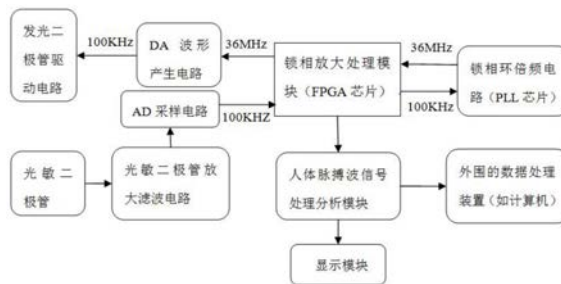
权利要求书2页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取
处理系统

(57)摘要

本发明提供一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,包括:光敏二极管放大滤波电路、AD采样电路、人体脉搏波信号处理分析模块、显示模块、锁相放大处理模块、锁相环倍频电路、DA波形产生电路和发光二极管驱动电路,所述光敏二极管放大滤波电路通过AD采样电路连接至所述锁相放大处理模块,所述锁相环倍频电路与所述锁相放大处理模块相连接,所述锁相放大处理模块通过DA波形产生电路连接至所述发光二极管驱动电路,所述锁相放大处理模块和显示模块分别与所述人体脉搏波信号处理分析模块相连接。本发明结构简单且设计合理,有效控制了系统成本,并具有非常好的信噪比,能高效地提取人体的PPG脉搏波这种微弱信号。



1. 一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在于,包括:光敏二极管放大滤波电路、AD采样电路、人体脉搏波信号处理分析模块、显示模块、锁相放大处理模块、锁相环倍频电路、DA波形产生电路和发光二极管驱动电路,所述光敏二极管放大滤波电路通过AD采样电路连接至所述锁相放大处理模块,所述锁相环倍频电路与所述锁相放大处理模块相连接,所述锁相放大处理模块通过DA波形产生电路连接至所述发光二极管驱动电路,所述锁相放大处理模块和显示模块分别与所述人体脉搏波信号处理分析模块相连接;其中,所述锁相放大处理模块和锁相环倍频电路提取PPG脉搏波信号后,发送至所述人体脉搏波信号处理分析模块实现分析和处理;

所述锁相放大处理模块用于对PPG脉搏波信号进行提取、放大和处理,所述锁相放大处理模块包括模拟PPG脉搏波发生器、调制器、自然数数值产生器、模拟噪声模块、锁相放大计算模块和滑动滤波模块,所述自然数数值产生器用于产生离散的自然数数值 n ,并通过自然数数值 n 驱动所述锁相放大处理模块工作;所述模拟PPG脉搏波发生器根据采集的原始PPG脉搏波的波形向量文件,并通过自然数数值 n 的增长实时地移动所述波形向量文件,输出当前PPG脉搏波的强度数值至所述调制器;所述调制器对PPG脉搏波的强度数值进行调制,经过了调制后的PPG脉搏波的强度数值发送至所述模拟噪声模块中增加随机噪声,然后发送至所述锁相放大计算模块;所述锁相放大计算模块对接收到的信号进行锁相放大的数值计算,以实现去除噪音和放大处理,并通过所述滑动滤波模块实现数据调整;

所述波形向量文件存储的数据是序列函数,其序列函数的总长度为原始PPG脉搏波的波形向量总长度。

2. 根据权利要求1所述的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在于,所述锁相放大处理模块输送100KHz的方波信号至所述锁相环倍频电路,所述锁相环倍频电路反馈36MHz的方波信号至所述锁相放大处理模块。

3. 根据权利要求2所述的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在于,所述DA波形产生电路发送频率为100KHz的正弦调制信号至所述发光二极管驱动电路。

4. 根据权利要求3所述的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在于,所述锁相放大处理模块发送频率为36MHz的正弦波信号至所述DA波形产生电路。

5. 根据权利要求2所述的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在于,光敏二极管放大滤波电路包括依次级联的双级高增益放大器和带阻滤波器,所述双级高增益放大器连接至光敏二极管。

6. 根据权利要求2所述的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在于,所述AD采样电路的采样频率为100KHz,并将采样后的信号输入至所述锁相放大处理模块。

7. 根据权利要求1至6任意一项所述的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在于,根据自然数数值 n 的增长并通过线性拟合把序列函数的定义域转换到实数域上,进而得到连续的模拟PPG脉搏波发生器。

8. 根据权利要求1至6任意一项所述的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在于,还包括参考信号输入模块,所述参考信号输入模块输出参考信号以对PPG脉搏波传感器的发光二极管实现调制,使得所述发光二极管发出的光为高频正弦波。

9. 根据权利要求8所述的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,其特征在

于,所述锁相放大处理模块用于对PPG脉搏波信号进行提取、放大和处理包括以下步骤:

步骤S1,初始化自然数数值n;

步骤S2,输入r和d的数值,并输入对随机噪声大小进行控制的变量数值,r为参考信号的周期与AD采样电路的采样周期之间的比例,d为PPG脉搏波的周期与AD采样电路的采样周期之间的比例;

步骤S3,判断自然数数值n是否达到最大值,若是则结束,若否则跳转至步骤S4;

步骤S4,自然数数值n实现自加运算,然后通过所述模拟PPG脉搏波发生器计算出当前自然数数值n对应的PPG脉搏波的强度数值,并对PPG脉搏波的强度数值进行调制、增加随机噪声以及锁相放大计算;重复步骤S4直到自然数数值n能够被r整除,则完成一个调制周期的提取、放大和处理,输出数值后结束。

一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脉搏波信号提取处理系统,尤其涉及一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统。

背景技术

[0002] 在科学研究及生产活动当中,人类不可避免的会遇到各种微弱信号的处理问题,例如在地震波形测量、卫星信号接收、激光信号测量、红外和人体生理指标测量等领域,通常要放大、还原毫伏量级甚至更小的微弱信号。

[0003] 在这样的背景之下,一个被称为“微弱信号检测”的新兴学科逐渐走入人们的视野,微弱信号检测是处理微信号的关键技术。所谓的微弱信号一般有两层含义,第一层含义是其本身的绝对值非常小,以电压为例,通常其绝对值不会高于毫伏的量级。第二层含义是被检测的信号相对值也非常小,一般地这样微弱的信号会淹没在外界的噪声当中,很难直接分辨其信号的大小。面对这样的信号,常见的检测方法包括小波变换、取样积分、平均处理法和信号的频谱窄带化技术、非线性随机系统协同随机共振法、多重匹配的滤波技术等方法。

[0004] 任何获取微弱信号的技术都是有其它代价或前提的,一般地基于频谱、滤波等技术是需要有已知信号的频谱特征为前提的,如果微弱信号落入某个窄带的内,则可以通过频谱、滤波的技术获得微弱信号的信息。传统的微弱信号检测一般均采用这个思路,首先使用极高增益的放大器,在放大的过程中及放大之后对信号进行滤波。或者对信号采用频谱分析,挑出自己需要的信号。但是对人体PPG脉搏波这种微弱信号的提取,所述PPG脉搏波即光电容积脉搏波,目前对人体PPG脉搏波这种微弱信号的提取技术比较复杂、成本高、效率低以及信噪比低。

发明内容

[0005] 本发明所要解决的技术问题是需要提供一种刚好能够实现人体的PPG脉搏波信号的提取,且结构简单的基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,已达到降低系统成本,提高对人体PPG脉搏波这种微弱信号的提取效率并提高其信噪比的目的。

[0006] 对此,本发明提供一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,包括:光敏二极管放大滤波电路、AD采样电路、人体脉搏波信号处理分析模块、显示模块、锁相放大处理模块、锁相环倍频电路、DA波形产生电路和发光二极管驱动电路,所述光敏二极管放大滤波电路通过AD采样电路连接至所述锁相放大处理模块,所述锁相环倍频电路与所述锁相放大处理模块相连接,所述锁相放大处理模块通过DA波形产生电路连接至所述发光二极管驱动电路,所述锁相放大处理模块和显示模块分别与所述人体脉搏波信号处理分析模块相连接;其中,所述锁相放大处理模块和锁相环倍频电路提取PPG脉搏波信号后,发送至所述人体脉搏波信号处理分析模块实现分析和处理。

[0007] 本发明的进一步改进在于,所述锁相放大处理模块输送100KHz的方波信号至所述

锁相环倍频电路,所述锁相环倍频电路反馈36MHz的方波信号至所述锁相放大处理模块。

[0008] 本发明的进一步改进在于,所述DA波形产生电路发送频率为100KHz的正弦调制信号至所述发光二极管驱动电路。

[0009] 本发明的进一步改进在于,所述锁相放大处理模块发送频率为36MHz的正弦波信号至所述DA波形产生电路。

[0010] 本发明的进一步改进在于,光敏二极管放大滤波电路包括依次级联的双级高增益放大器和带阻滤波器,所述双级高增益放大器连接至光敏二极管。

[0011] 本发明的进一步改进在于,所述AD采样电路的采样频率为100KHz,并将采样后的信号方至所述锁相放大处理模块。

[0012] 本发明的进一步改进在于,所述锁相放大处理模块用于对PPG脉搏波信号进行提取、放大和处理,所述锁相放大处理模块包括模拟PPG脉搏波发生器、调制器、自然数数值产生器、模拟噪声模块、锁相放大计算模块和滑动滤波模块,所述自然数数值产生器用于产生离散的自然数数值 n ,并通过自然数数值 n 驱动所述锁相放大处理模块工作;所述模拟PPG脉搏波发生器根据采集的原始PPG脉搏波的波形向量文件,并通过自然数数值 n 的增长实时地移动所述波形向量文件,输出当前PPG脉搏波的强度数值至所述调制器;所述调制器对PPG脉搏波的强度数值进行调制,经过了调制后的PPG脉搏波的强度数值发送至所述模拟噪声模块中增加随机噪声,然后发送至所述锁相放大计算模块;所述锁相放大计算模块对接收到的信号进行锁相放大的数值计算,以实现去除噪音和放大处理,并通过所述滑动滤波模块实现数据调整。

[0013] 本发明的进一步改进在于,所述波形向量文件存储的数据是序列函数,其序列函数的总长度为脉搏波的波形向量总长度;根据自然数数值 n 的增长并通过线性拟合把序列函数的定义域转换到实数域上,进而得到连续的模拟PPG脉搏波发生器。

[0014] 本发明的进一步改进在于,还包括参考信号输入模块,所述参考信号输入模块输出参考信号以对PPG脉搏波传感器的发光二极管实现调制,使得所述发光二极管发出的光为高频正弦波。

[0015] 本发明的进一步改进在于,所述锁相放大处理模块用于对PPG脉搏波信号进行提取、放大和处理包括以下步骤:

[0016] 步骤S1,初始化自然数数值 n ;

[0017] 步骤S2,输入 r 和 d 的数值,并输入对随机噪声大小进行控制的变量数值, r 为参考信号的周期与AD采样电路的采样周期之间的比例, d 为PPG脉搏波的周期与AD采样电路的采样周期之间的比例;

[0018] 步骤S3,判断自然数数值 n 是否达到最大值,若是则结束,若否则跳转至步骤S4;

[0019] 步骤S4,自然数数值 n 实现自加运算,然后通过所述模拟PPG脉搏波发生器计算出当前自然数数值 n 对应的PPG脉搏波的强度数值,并对PPG脉搏波的强度数值进行调制、增加随机噪声以及锁相放大计算;重复步骤S4直到自然数数值 n 能够被 r 整除,则完成一个调制周期的提取、放大和处理,输出数值后结束。

[0020] 与现有技术相比,本发明的有益效果在于:通过对人体PPG脉搏波这种微弱信号进行了调制等处理,使得人体PPG脉搏波这种微弱信号刚好能够被基于FPGA实现的锁相放大处理模块进行提取、放大和处理,进而提供了一个完整且有效的PPG脉搏波信号提取系统,

本发明结构简单且设计合理,有效控制了系统成本,并具有非常好的信噪比,能高效地提取人体的PPG脉搏波这种微弱信号。

附图说明

- [0021] 图1是本发明一种实施例的系统结构示意图;
- [0022] 图2是本发明一种实施例的提取端基本原理示意图;
- [0023] 图3是本发明一种实施例的发光二极管的特性曲线示意图;
- [0024] 图4是本发明一种实施例的发光二极管的驱动电路原理图;
- [0025] 图5是本发明一种实施例的双级高增益放大器的电路原理图;
- [0026] 图6是本发明一种实施例的带阻滤波器的电路原理图;
- [0027] 图7是本发明一种实施例的锁相放大器的系统原理示意图;
- [0028] 图8是本发明一种实施例的相近频率的相关性检测运算仿真示意图;
- [0029] 图9是本发明一种实施例的锁相放大器的算法示意图;
- [0030] 图10是本发明一种实施例的锁相放大器的系统示意图;
- [0031] 图11是本发明一种实施例的数字锁相放大器提取PPG脉搏波的仿真工作流程图。

具体实施方式

[0032] 下面结合附图,对本发明的较优的实施例作进一步的详细说明。

[0033] 如图1所示,本例提供一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统,包括:光敏二极管放大滤波电路、AD采样电路、人体脉搏波信号处理分析模块、显示模块、锁相放大处理模块、锁相环倍频电路、DA波形产生电路和发光二极管驱动电路,所述光敏二极管放大滤波电路通过AD采样电路连接至所述锁相放大处理模块,所述锁相环倍频电路与所述锁相放大处理模块相连接,所述锁相放大处理模块通过DA波形产生电路连接至所述发光二极管驱动电路,所述锁相放大处理模块和显示模块分别与所述人体脉搏波信号处理分析模块相连接;其中,所述锁相放大处理模块和锁相环倍频电路提取PPG脉搏波信号后,发送至所述人体脉搏波信号处理分析模块实现分析和处理。

[0034] 值得一提的是,本例的核心在于通过锁相放大处理模块和人体脉搏波信号处理分析模块及其他外围电路或模块的配合,实现了基于锁相放大器对人体PPG脉搏波这种微弱信号的提取,其中,所述锁相放大处理模块优选通过Altera EP3C25F256C8FPGA芯片实现,所述人体脉搏波信号处理分析模块优选通过ARM cortex内核的STM32嵌入式处理器实现。FPGA芯片主要负责所述锁相放大处理模块中锁相放大器及相关组件的控制,实现PPG脉搏波的信号提取、放大和处理等。STM32嵌入式处理器主要负责人体脉搏波信号的后期分析和计算等处理,所述后期分析和计算等处理其实就是对人体光电容积脉搏波频谱特征的提取,所述人体光电容积脉搏波频谱特征的提取可以采用抽样插值和查表的方法,当然这个如何提取其频谱特征不是本例的重点,这种后期分析和计算等处理用于将处理结果直接显示在显示模块所述显示模块优选为STM32系统的液晶屏;将处理结果显示至外围的计算机等数据处理装置中,比如通过串口通信协议将脉搏数据传输给计算机进行展示和处理。

[0035] 本例所述锁相放大处理模块输送100KHz的方波信号至所述锁相环倍频电路,所述锁相环倍频电路反馈36MHz的方波信号至所述锁相放大处理模块;所述DA波形产生电路发

送频率为100KHz的正弦调制信号至所述发光二极管驱动电路,为了产生这么一个正弦调制信号的,所述锁相放大处理模块发送频率为36MHz的正弦波信号至所述DA波形产生电路,采用的是类似DDS的方法。

[0036] 本例由于光敏二极管接收到的PPG脉搏波传感器的发光二极管的信号是比较复杂的,是被100KHz正弦信号调制后的PPG脉搏波信号,因此,本例所述光敏二极管放大滤波电路包括依次级联的双级高增益放大器和50Hz的带阻滤波器,所述双级高增益放大器连接至光敏二极管;所述AD采样电路的采样频率为100KHz,并将采样后的信号方至所述锁相放大处理模块。

[0037] 值得一提的是,本例上述这些参数和波形的选择是具有非常重要的意义的,并不是随意选择或是通过有限实验得到的,其选择和结果是设计之初没有想到;本例将利用下面的详细描述和算法来说明这一点。本例所述锁相放大处理模块进行相关性运算得到脉搏波的幅值,所述锁相放大处理模块按照1KHz采样率的速度向人体脉搏波信号处理分析模块输送脉搏波数据,人体脉搏波信号处理分析模块进行运算整理分析,并传输到上位机或通过显示模块实现显示。

[0038] 区别于现有其他的脉搏波信号提取技术,本例基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取具有很鲜明的特点,本例用一个发光二极管发出660nm的激光或940nm的激光,或者二者兼而有之;另外使用一个光敏二极管来检测信号,为了更好的检测精度,使用透射式的检测模式,这种透射式的精度更高且噪声更小,其基本原理如图2所示。

[0039] 采用透射式的PPG脉搏波的检测端装置是通过发光二极管照射手指,在手指甲的一面进行采样;整个脉搏波传感器应该尽量避光,减少干扰。对于发光二极管,其电压电流满足图3中的特性曲线。

[0040] 由图3可知,当给定的驱动电压在较小范围内变化时,发光二极管的电流将在较大范围内变化,这种变化会引发二极管的烧毁,且导致探测到的信号出现较大幅度的波动,即使二极管的驱动电压严格保持在确定的数值,发光二极管也会因为温度的变化导致公式中 U_T 的变化而导致实际电流的剧烈变化。因此,对发光二极管必须采用恒流的驱动方式。对于一般的电路,只需要采用一个普通NPN三极管9013就可以实现良好的驱动,如图4所示。

[0041] 由于接收到PPG脉搏波的信号极其微弱,且受到各种外界噪声的干扰,尤其是市电50Hz信号的干扰,因此,光敏二极管接收到的信号是比较复杂的,需要设计双级高增益放大器这种两极的高增益和低噪声的放大器模块,并进行有效的滤波。其中,需要双级高增益放大器对微弱的PPG脉搏波信号进行放大,其电路原理图如图5所示。

[0042] 与一般的接收电路不同,本例提出的PPG脉搏波信号提取处理系统是基于锁相放大器进行噪声去除和信号还原的,所以并不需要专门的低通滤波器,高频噪声和无关噪声可以通过锁相放大器去除,就能够很好地还原信号,对于低频信号,需要专门设计一个50Hz的带阻滤波器去掉市电的噪声信号影响,其电路图如图6所示。

[0043] 锁相放大(Lock-in Amplifier) (LIA) 技术是逐渐兴起的一种新技术,锁相放大技术又称为锁定放大技术。其获取微弱信号的前提并不是因为已知微弱信号的频带,而已通过付出高额的时间代价和处理运算代价来实现微弱信号检测。其具有其它信号处理技术不可比拟的优势,其具有极高信噪比,其抗干扰的能力很强,测量的精度很高,目前广泛用于信号检测等诸多小信号处理领域。锁相放大器的处理方法是令被测量的微弱小信号成为一

个准静态的信号,用高频信号调制探测信息,然后经过若干个检测周期对测量信号进行采样,根据自相关性的数学原理对其进行运算和处理,最终得到准静态的测量信号。

[0044] 值得一提的是,锁相放大器虽然性能极为强调,处理效果极好,但在使用上也有一定的限制,根据上面的基本论述,锁相放大器的应用需要满足一定的条件:(1)必须可以调制被测量的微弱信号。例如人体光电容积 (PPG) 脉搏波,可以对发射探测光的LED进行调制,这样被透射(反射)的检测信号也是被调制的。对比而言例如利用人体震动而产生电信号的检测方式,就很难进行调制,不适用于锁相放大器进行处理。(2)被检测信号必须变化较慢,是准静态的。由于锁相放大器是用更高频的信号去调制被检测信号,被检测信号的每一个“采样点”都需要被调制,以一个人体的脉搏波信号为例,其频谱一般可以扩展到基频的15倍,而根据采用定理就至少一个周期采用30个点,但是工程上,我们一般要采样300个点,而要使得锁相放大器能够正常工作,一般需要30个周期的数据进行微弱信号的处理,这样一般锁相放大器需要调制的信号大约为原信号的1万倍频率,如果使用数字锁相放大器,通常一个调制周期内需要采样几百个数据点,按照本文的设计,我们取样360个点,这样锁相放大器的工作频率大约是原始信号的360万倍。目前,速度最快的FPGA的运行速度大约不会超过100MHz,通常是40MHz,这样使用锁相放大器大约可以处理周期为0.1s的信号,而人体的PPG脉搏波刚好在这个范围之内,这是本例实现基于锁相放大器对人体PPG脉搏波这种微弱信号进行提取的非常重要的一个点!

[0045] 也就是说,本例所述锁相放大处理模块包括锁相放大器,所述锁相放大器作为一种较为贵重的电子设备,其内部结构比较复杂,如图7所示,主要包括信号输入处理电路输入、输入放大滤波电路、相敏检波 (PSD) 电路、滤波器电路、A/D电路、DPS处理器及D/A电路等。为了设计整个锁相放大器电路的算法,需要先讨论相关性检测的原理,包括:自相关检测和互相关检测的原理。首先设一个有用的信号为一个正弦波信号,该正弦波信号的表达式为: $S(t) = A * \sin(\omega_0 t + \varphi)$; 令随机的噪声为: $N_{osie}(t) = N(t)$; 对上面两个公式进行求和,可以得到输入总信号为: $I(t) = S(t) + N(t) = A * \sin(\omega_0 t + \varphi) + N(t)$ 。定义正弦波信号和随机噪声这两个信号的相关性检测函数为:

$R_{ab} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} a(t) * b(t) * dt$, 其中, $a(t)$ 和 $b(t)$ 分别代表需要做相关性检测的任意两个时域信号; 定义检测用的参考正弦波信号表达式为

$Y(t) = B * \sin(\omega_0 t + \varphi)$, 则通过相关性函数的检测就能够得到A、B的信息,而去除不相关噪声的影响,下面以正弦波信号 $Y(t)$ 和输入总信号 $I(t)$ 为例,讨论其互相关检测函数的

$$\begin{aligned}
 R_{YI} &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} Y(t) * I(t) dt \\
 &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} (A * \sin(\omega_0 t + \varphi) + N(t)) * B * \sin(\omega_0 t + \varphi) dt \\
 &= \frac{1}{2} AB \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} \sin^2(\omega_0 t + \varphi) dt + \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} N(t) B * \sin(\omega_0 t + \varphi) dt
 \end{aligned}$$

[0046] 事实上,整个检测系统中核心的目的是检测A的数值,也就是正弦波信号S(t)的幅值,B是参考信号的幅值,是一个已知的数值,通过后面的计算,可以得到AB乘积的表达式,进而计算出A的数值。

[0047] 由前面的论述可知,噪声对时间的积分可以为0,所以

$$\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} N(t) B * \sin(\omega_0 t + \varphi) dt = 0,$$

通过相关性检测后信号只剩余和AB有关的部分。同理,如果是不同频率信号做相关性检测也会发现其相关性很弱,图8给出了两个频率相近信号的相关性检测函数运算的结果和趋势。

[0048] 在实际的锁相放大器中,我们也运用了相关性运算的原理,首先需要对被检测的准静态直流信号进行调制,设 $a \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ 是调制完毕的信号,而其中a就是需要检测的信号。设整个锁相放大器的其中输入信号是 $s(t)$,根据傅立叶变换原理,该输入信号可以由 $a \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ 和 $\sum b_n \sin(\omega_n t + \phi_n)$ 两部分构成,其中 $a \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ 是需要放大的有效信号,而 $\sum b_n \sin(\omega_n t + \phi_n)$ 是无关的噪声信号,该算法的原理的如图9所示; b_n 是其它各个频率分量信号的幅值,所述其它指的是除了要检测的信号频率以外的频率。

[0049] 另外,需要给信号处理器一个和 $a \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ 频率一样的标准正弦波作为参考,设该信号的波函数为 $r(t) = a' \sin(\omega_0 t + \phi'_0)$,利用乘法器,实现两个信号的乘法运算可以得

$$\begin{aligned} m_{(t)} &= s_{(t)} * r_{(t)} \\ &= a' \sin(\omega_0 t + \phi'_0) * [a \sin(\omega_0 t + \phi_0) + \sum b_n \sin(\omega_n t + \phi_n)] \\ &= a' \sin(\omega_0 t + \phi'_0) * a \sin(\omega_0 t + \phi_0) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{到如下信号:} &+ \sum b_n \sin(\omega_n t + \phi_n) * a' \sin(\omega_0 t + \phi'_0) \quad ; \\ &= \frac{1}{2} a' a \cos(\phi'_0 - \phi_0) - \frac{1}{2} a' a \cos(2\omega_0 t + \phi_0 + \phi'_0) \\ &+ \sum \frac{1}{2} [b_n a' \cos(\omega_n t + \phi_n - \omega_0 t - \phi'_0) - b_n a' \cos \omega_n t + \phi_n + \omega_0 t + \phi'_0] \end{aligned}$$

[0050] 其中输入信号是 $s(t)$,根据傅立叶变换原理,该输入信号可以由 $a \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ 和 $\sum b_n \sin(\omega_n t + \phi_n)$ 两部分构成,其中 $a \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ 是需要放大的有效信号,而 $\sum b_n \sin(\omega_n t + \phi_n)$ 是无关的噪声信号。另外,需要给信号处理器一个和 $a \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ 频率一样的标准正弦波作为参考,设该信号的波函数为 $r(t) = a' \sin(\omega_0 t + \phi'_0)$,利用乘法器,实现两个信号的乘法运算可以得到如下复合信号:

$$\begin{aligned} m_{(t)} &= s_{(t)} * r_{(t)} \\ &= a' \sin(\omega_0 t + \phi'_0) * [a \sin(\omega_0 t + \phi_0) + \sum b_n \sin(\omega_n t + \phi_n)] \\ &= a' \sin(\omega_0 t + \phi'_0) * a \sin(\omega_0 t + \phi_0) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} [0051] &+ \sum b_n \sin(\omega_n t + \phi_n) * a' \sin(\omega_0 t + \phi'_0) \quad 。 \\ &= \frac{1}{2} a' a \cos(\phi'_0 - \phi_0) - \frac{1}{2} a' a \cos(2\omega_0 t + \phi_0 + \phi'_0) \\ &+ \sum \frac{1}{2} [b_n a' \cos(\omega_n t + \phi_n - \omega_0 t - \phi'_0) - b_n a' \cos \omega_n t + \phi_n + \omega_0 t + \phi'_0] \end{aligned}$$

[0052] 显然 $m(t)$ 是一个复合信号,其中的直流成分是 $\frac{1}{2}a'a\cos(\phi'_0 - \phi_0)$,如果使用一个低频滤波器可以完全滤掉其交流成分,则可以得到直流分量,进而得到 $a \sin(\omega_0 t + \phi_0)$ 信号的幅度值 a 。

[0053] 如前文所述,数字的锁相放大器能够从算法理论上能够实现微弱小信号的放大和提取工作。但是整个分析都基于一个最基本的假设,就是所测量的信号是“准静态”的,也就是说前面的全部讨论都认为测量的光电信号在不调制的时候一直是处于不变的状态,等待锁相放大器系统去进行“调制”、“测量”。但事实上锁相放大器面对的信号是一个会改变的信号,也就是说随着调制的进行,测量值本身也会较为缓慢地发生变化,当两个因素结合在一起的时候,系统变得更加复杂,需要建立模型进行仿真,以确保最终的系统设计是正确的。

[0054] 根据前面的分析,设信号的强度为 E ,时域函数为 V ,则锁相放大器的基本原理可以用如下的数学表达式描述:

$$V_{in} = \sum_{i=1}^{+\infty} E_i \times \sin(2\pi f_i t + \phi_i), V_{ref} = E_0 \times \sin(2\pi f_0 t + \phi_0) \quad ; \text{其中, } V_{in}$$

$$V_{in} \times V_{ref} = \sum_{i=1}^{+\infty} \frac{E_i E_0}{2} \times \cos(2\pi(f_i - f_0)t + (\phi_i - \phi_0)) - \frac{E_i E_0}{2} \times \cos(2\pi(f_i + f_0)t + (\phi_i + \phi_0))$$

是待检测信号, V_{ref} 是检测用的参考信号, E_i 是构成待检测信号的各个频率分量的信号幅值, f_i 就是各个频率分量的频率值, ϕ 是相位, E_0 是检测用的参考信号的幅值, f_0 就是检测用的参考信号频率值。

[0055] 通过前面的分析及数学表达式可知,锁相放大器接收到了一个由调制过的真实检测信号和一大堆由于噪声等引入的各种频率的信号。根据前面的数学模型分析,在系统中设定一个基础的正弦波作为参考信号,利用参考信号对PPG脉搏波的发光二极管进行调制使之发出的光为一个高频的正弦波。该正弦波信号通过人体血管和组织之后,会出现衰减及相位的改变,本设计的关键要点就是检测出接收信号的振幅是多大。根据前面的分析可以知道,用接收到的信号与参考信号做相关性检测,就可以留下参考信号和检测信号的幅值,而其他不相关信号就会被剔除。

[0056] 上述分析只是理论分析,在实际中还有两个问题要解决:(1)由于相位偏差的存在,如果近用参考信号去做相关性检测,当相位差为 $\frac{\pi}{2}$ 的时候,相关性检测运算的结果为0。所以需要一对正交的参考信号来做相关性检测。(2)由于理论上的算法是考虑积分时间趋于无穷,但是实际上积分时间是有限的,而且积分效果还要受到“准静态”近似的影响,最终需要确认到底积分多久是合适的。

[0057] 在锁相放大的研究领域,除了可以使用正弦波调制信号以外,还可以使用方波调制信号,可以证明使用方波调制信号与正弦波具有相同的理论效果,但方波调制在实际电路中实现起来会有一定困难,因为任何电路的响应都不可能是理想方波,在本章节中,为了便于仿真算法的实现,使用方波调制进行建模,设被检测的微弱小信号振幅为 E_{WEAK} ,其调制

算法的数学模型如下面的表达式所示：

$$V_{\text{ref}} = \begin{cases} V & t_0 + \frac{2n}{f_0} < t \leq t_0 + \frac{2n}{f_0} + \frac{1}{f_0} \quad (n \in N) \\ -V & t_0 + \frac{2n}{f_0} + \frac{1}{f_0} < t \leq t_0 + \frac{2n+2}{f_0} \quad (n \in N) \end{cases}; \text{其中,}$$

$$E_{\text{WEAK}} = \sum_{i=1}^K \frac{V_{\text{in}} \times V_{\text{ref}}}{K \times V} = \sum_{i=1}^K \frac{V_{\text{in}}(t_i) \times V_{\text{ref}}(t_i)}{K \times V}$$

被检测的微弱小信号振幅为 E_{WEAK} , V_{in} 是待检测信号, V_{ref} 是检测用的参考信号, n 是自然数序列(就是 $n \in N$), V 是一个定值(检测用的参考信号中的已知量), f_0 就是检测用的参考信号频率值。

[0058] 设脉搏波传感器的光电二极管接收到的透射(反射)的光线强度为 T_i , 显然 T_i 是一个关于时间的函数, 这个函数绘制出的图形就是人体的PPG脉搏波, 此函数的时间轴是由于人体心跳脉搏活动自然形成的, 在仿真算法中, 我们预设一个脉搏波的波形数据向量, 这个波形向量是个一维向量, 可以认为波形向量以一定的速度发出波形数据, 我们定义向量发出数据的长度为 s , 可以定义 $T_i = T_i(s)$ 。我们也可以建模为发出数据的速度为 v , 则有 $s = vt$, 这个 t 可以认为是绝对时间, 这样可以建模为 $T_i = T_i(vt)$ 。根据前面的模型, 定义脉搏波传感器的光电二极管接收到的透射信号实现调制后为调制信号 $T_{i_{\text{mo}}}$, 其数学模型可以用

$$T_{i_{\text{mo}}} = \begin{cases} T_{i(vt)} & t_0 + \frac{2n}{f_0} < t \leq t_0 + \frac{2n}{f_0} + \frac{1}{f_0} \quad (n \in N) \\ -T_{i(vt)} & t_0 + \frac{2n}{f_0} + \frac{1}{f_0} < t \leq t_0 + \frac{2n+2}{f_0} \quad (n \in N) \end{cases}$$

表示, 其中, N 代表自然数集合, 向量发出数

据的长度为 s , 发出数据的速度为 v , t 就是绝对时间, t_0 是整个系统运转的初始时间, n 是自然数序列(即 $n \in N$), f_0 就是检测用的参考信号频率值。

[0059] 结合

$$V_{\text{ref}} = \begin{cases} V & t_0 + \frac{2n}{f_0} < t \leq t_0 + \frac{2n}{f_0} + \frac{1}{f_0} \quad (n \in N) \\ -V & t_0 + \frac{2n}{f_0} + \frac{1}{f_0} < t \leq t_0 + \frac{2n+2}{f_0} \quad (n \in N) \end{cases} \text{及}$$

$$E_{\text{WEAK}} = \sum_{i=1}^K \frac{V_{\text{in}} \times V_{\text{ref}}}{K \times V} = \sum_{i=1}^K \frac{V_{\text{in}}(t_i) \times V_{\text{ref}}(t_i)}{K \times V}$$

$$T_{i_{\text{mo}}} = \begin{cases} T_{i(vt)} & t_0 + \frac{2n}{f_0} < t \leq t_0 + \frac{2n}{f_0} + \frac{1}{f_0} \quad (n \in N) \\ -T_{i(vt)} & t_0 + \frac{2n}{f_0} + \frac{1}{f_0} < t \leq t_0 + \frac{2n+2}{f_0} \quad (n \in N) \end{cases}$$

就可以联立得到整个使用锁相放大的PPG

脉搏波信号提取系统的数学模型。仿真系统中首先动作的是波形数据向量, 随着仿真时间的推移, 波形向量部分发出波形信号, 我们认为光电二极管首先可以接收到PPG脉搏波信号 T_i , 经过的参考信号 f_0 调制后得到调制信号 $T_{i_{\text{mo}}}$ 。但是实际光电二极管及其放大电路在处理调制信号 $T_{i_{\text{mo}}}$ 的过程中会引入大量的噪声信号, 而且噪声信号足以淹没调制信号 $T_{i_{\text{mo}}}$ 。我们设噪声信号的表达式为 $\text{Noise}(t)$ 。我们设最终经过锁相放大器处理后的PPG脉搏波强度信号为 $T_{i_{\text{c}}}$, 如果算法正确, PPG脉搏波强度信号 $T_{i_{\text{c}}}$ 应该近似等于PPG脉搏波的信号 T_i 。结合上

述讨论,可以得到PPG脉搏波强度信号Tic的最终表达式为 $Tic = \sum_{i=1}^K \frac{Ti_{mo}(vt) + Noise(t)}{K}$,其中K

就是需要仿真的每个采样点完成的调制周期个数;其中,被检测的微弱小信号振幅为 E_{WEAK} , V_{in} 是待检测信号, V_{ref} 是检测用的参考信号, n 是自然数序列。

[0060] 为上述表达式做离散化处理,便于仿真算法实现。设定仿真系统的参数如下,假定绝对时间的仿真最高频率是锁相放大器AD的采样频率,为 f_{max} ,周期为 T_{min} ,并定义采样发生的次数为 n 。定义一个PPG脉搏波的周期为 T_{min} 的 d 倍,设为 $T1$,脉搏波数据向量总的长度定义为 L 。定义参考信号的周期为 T_{min} 的 r 倍,首先离散化绝对时间 t ,离散化绝对时间 $t = nT_{min}$ 。我们令锁相放大器的滑动滤波深度为1,可得到最终数学模型表达式

$$\begin{aligned} Tic(n) &= \sum_{i=1}^r \frac{Ti_{mo}(vnT_{min}) + Noise(nT_{min})}{r} \\ &= \sum_{i=1}^r \frac{Ti_{mo}\left(\frac{L}{T1}nT_{min}\right) + Noise(nT_{min})}{r} \\ &= \sum_{i=1}^r \frac{Ti_{mo}\left(\frac{L}{d}n\right) + Noise(nT_{min})}{r} \quad (\text{仅当}n\text{能整除}r\text{时有效}) \end{aligned}$$

[0061] 整个所述PPG脉搏波信号提取处理方法所在仿真算法系统结构如图10所示,其内部由六个模块构成。 n 产生器主要是产生离散的自然数数值 n ,并利用 n 驱动整个系统工作。模拟PPG脉搏波发生器的主要作用是根据外部读入的原始PPG脉搏波波形向量文件,利用 n 的增长不断地移动波形向量文件,送出此时的PPG脉搏波的强度数值。

[0062] 调制器根据外部的 r 值设定,在 n 的驱动下,对PPG脉搏波的强度数值进行调制。经过了调制的PPG脉搏波强度数据被送入模拟噪声模块增加随机噪声。噪声的强度和大小被外部程序控制。

[0063] 锁相放大计算模块按照前面的数学公式

$$\begin{aligned} Tic(n) &= \sum_{i=1}^r \frac{Ti_{mo}(vnT_{min}) + Noise(nT_{min})}{r} \\ &= \sum_{i=1}^r \frac{Ti_{mo}\left(\frac{L}{T1}nT_{min}\right) + Noise(nT_{min})}{r} \\ &= \sum_{i=1}^r \frac{Ti_{mo}\left(\frac{L}{d}n\right) + Noise(nT_{min})}{r} \quad (\text{仅当}n\text{能整除}r\text{时有效}) \end{aligned}$$

进行锁相放大的数值计算,去除噪音,

得到良好的弱信号放大结果。由于通常锁相放大器的结果仍然需要一个滑动滤波的调整,才能便于后面的电路或者计算机使用,所以增加一个滑动滤波模块进行处理。

[0064] 模拟PPG脉搏波形发生器模块的主要作用是根据已经存储好的波形文件的波形,连续不断地发出PPG脉搏波的强度数据。按照前面的推论,波形文件存储的数据是一个关于序列的函数,也就是 $Ti(s)$,其中 s 是自然数。而序列总长度为前文所述的波形向量总长度 L 。通过线性拟合的方式,把函数定义域转换到实数域上,可以设计出连续PPG脉搏波形发生器。

[0065] 调制器模块受到外部变量r的控制,r决定仿真过程中这个函数的跳变周期,这个模块通过给输出的数值增加一个正负号来进行调制。模拟噪声模块被外部的噪声控制变量影响,通过增加实验测得的噪声数值范围,利用高阶随机函数给系统增加白噪声,直接把白噪声数值增加到调制信号上面。

[0066] 锁相放大计算模块是一个核心计算模块,它的输出是一个变量,这个变量只有在n能整除r的时候才能改变数值,也就是在完成了—个调制周期的采样计算后才能改变数值。

计算的方法套用
$$Tic = \sum_{i=1}^K \frac{Ti_{mo}(vt) + Noise(t)}{K}。$$

[0067] 数字锁相放大器提取PPG脉搏波的仿真软件流程图如图11所示,程序首先初始化n的数值,然后根据仿真需要或者上级函数的需要输入r和d的数值,以及对噪声大小控制的变量数值。然后判定n的数值是否到达了根据r和d计算的仿真结束条件。如果n小于计算出的最大值,n进行自加运算,然后送给函数计算出此n值对应的PPG脉搏波的强度数值,然后对这个PPG脉搏波的强度数值进行调制运算,调制运算的结果送入噪声函数增加噪声。

[0068] 把经过调制并且含有噪声的PPG脉搏波的强度数值送入锁相放大器计算模块进行计算,如果计算,计算是一个累加计算,在n能被r整除的前提下,可以完成一次运算,并且输出数值到存储文件。完成了上述计算和输出之后,重新判定n然后判定n的数值是否到达了根据r和d计算的仿真结束条件。如果n等于或者大于计算出的最大值,程序结束退出。

[0069] 本例从基于锁相放大器提取PPG脉搏波信号提取处理方法的实际研究所遇到的问题出发,为了解决目前数字锁相放大器提取PPG脉搏波参数调整和系统优化评估等需求,通过对PPG脉搏波产生进行数学建模,到对系统中的锁相放大器进行数学建模,以及整体系统的数学建模,设计出了一套行之有效的基于锁相放大器提取PPG脉搏波信号提取处理方法,通过设计软件流程图并最终完成了该算法的软件设计,仿真效果理想为后文的参数选择提供了有效的依据,避免盲目实验摸索,大大提升研究的效率。

[0070] 也就是说,本例所述锁相放大处理模块用于对PPG脉搏波信号进行提取、放大和处理,所述锁相放大处理模块包括模拟PPG脉搏波发生器、调制器、自然数数值产生器、模拟噪声模块、锁相放大计算模块和滑动滤波模块,所述自然数数值产生器用于产生离散的自然数数值n,并通过自然数数值n驱动所述锁相放大处理模块工作;所述模拟PPG脉搏波发生器根据采集的原始PPG脉搏波的波形向量文件,并通过自然数数值n的增长实时地移动所述波形向量文件,输出当前PPG脉搏波的强度数值至所述调制器;所述调制器对PPG脉搏波的强度数值进行调制,经过了调制后的PPG脉搏波的强度数值发送至所述模拟噪声模块中增加随机噪声,然后发送至所述锁相放大计算模块;所述锁相放大计算模块对接收到的信号进行锁相放大的数值计算,以实现去除噪音和放大处理,并通过所述滑动滤波模块实现数据调整。

[0071] 本例所述波形向量文件存储的数据是序列函数,其序列函数的总长度为脉搏波的波形向量总长度;根据自然数数值n的增长并通过线性拟合把序列函数的定义域转换到实数域上,进而得到连续的模拟PPG脉搏波发生器。本例还包括参考信号输入模块,所述参考信号输入模块输出参考信号以对PPG脉搏波传感器的发光二极管实现调制,使得所述发光二极管发出的光为高频正弦波。

[0072] 如图11所示,本例所述锁相放大处理模块用于对PPG脉搏波信号进行提取、放大和

处理包括以下步骤:

[0073] 步骤S1,初始化自然数数值n;

[0074] 步骤S2,输入r和d的数值,并输入对随机噪声大小进行控制的变量数值,r为参考信号的周期与AD采样电路的采样周期之间的比例,d为PPG脉搏波的周期与AD采样电路的采样周期之间的比例;

[0075] 步骤S3,判断自然数数值n是否达到最大值,若是则结束,若否则跳转至步骤S4;

[0076] 步骤S4,自然数数值n实现自加运算,然后通过所述模拟PPG脉搏波发生器计算出当前自然数数值n对应的PPG脉搏波的强度数值,并对PPG脉搏波的强度数值进行调制、增加随机噪声以及锁相放大计算;重复步骤S4直到自然数数值n能够被r整除,则完成一个调制周期的提取、放大和处理,输出数值后结束。

[0077] 本例通过对人体PPG脉搏波这种微弱信号进行了调制等处理,使得人体PPG脉搏波这种微弱信号刚好能够被基于FPGA实现的锁相放大处理模块进行提取、放大和处理,进而提供了一个完整且有效的PPG脉搏波信号提取系统,本发明结构简单,有效控制了系统成本,并具有非常好的信噪比,能高效地提取人体的PPG脉搏波这种微弱信号。

[0078] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

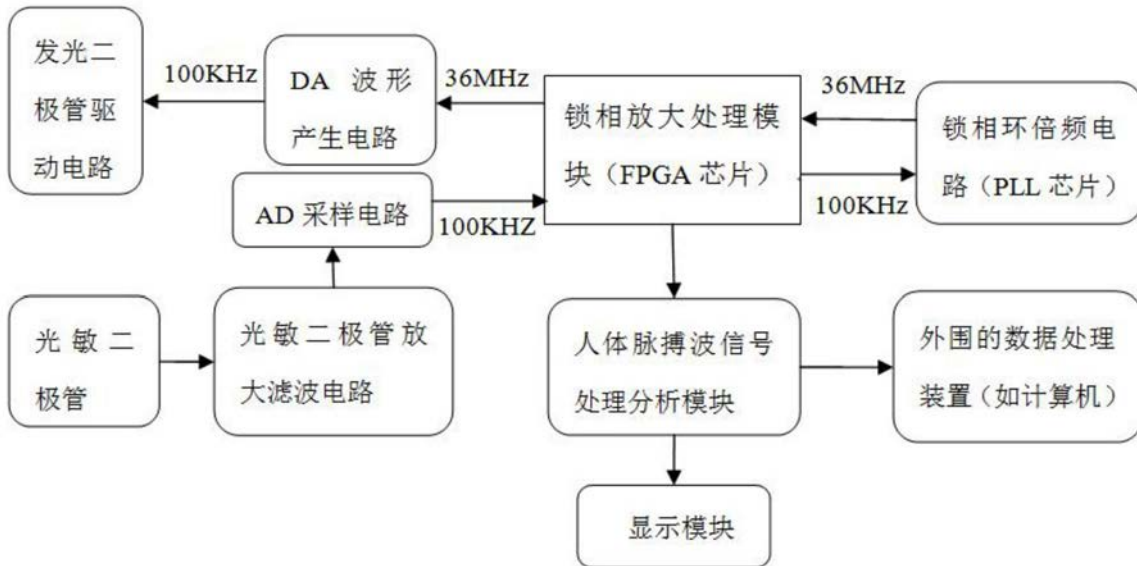


图1

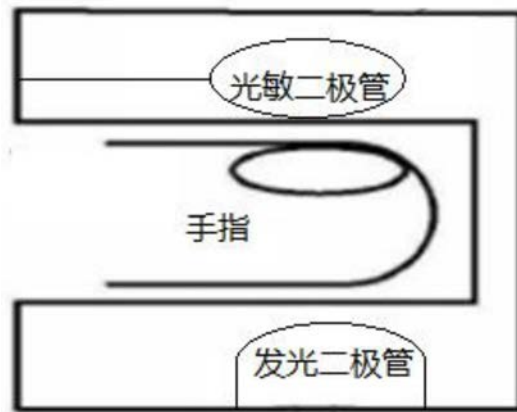


图2

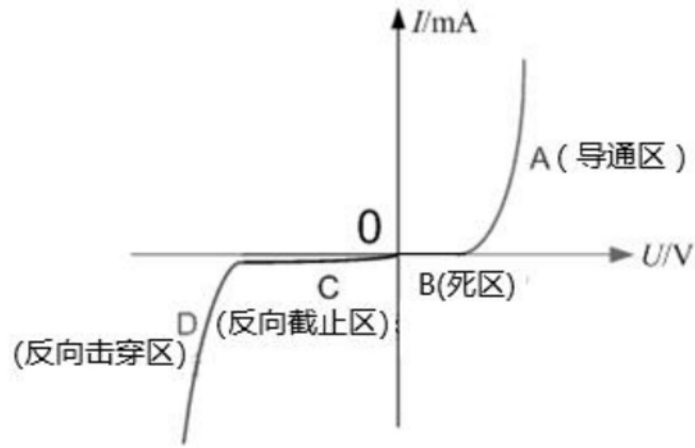


图3

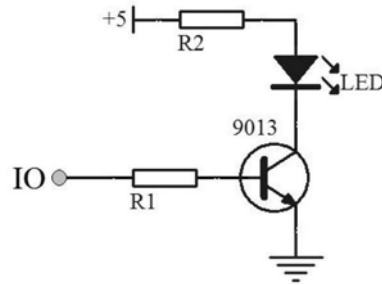


图4

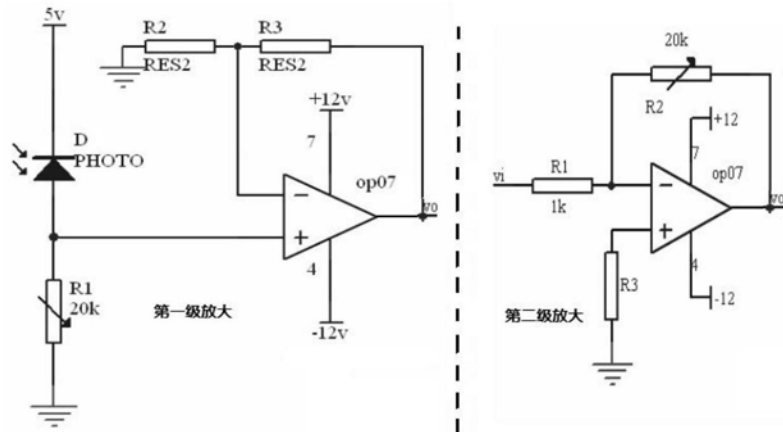


图5

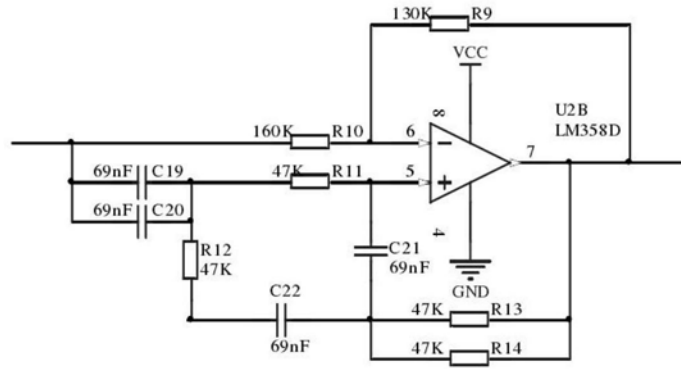


图6

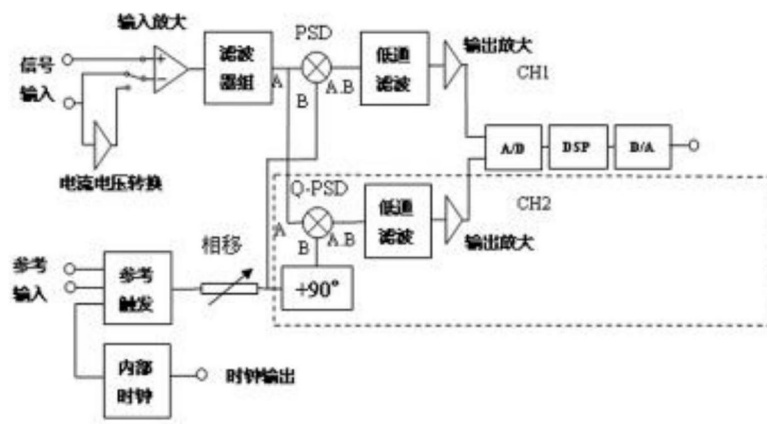


图7

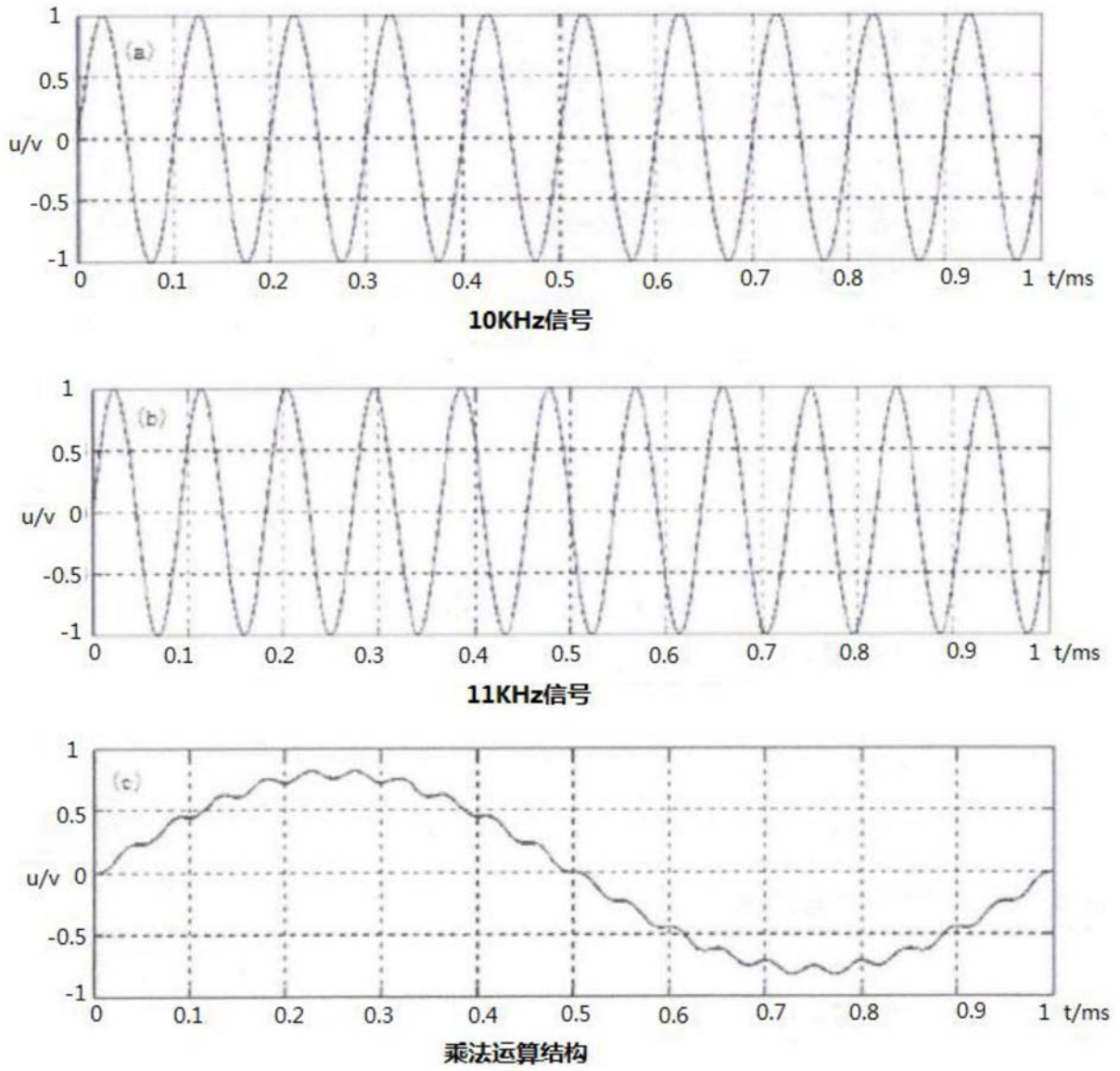


图8

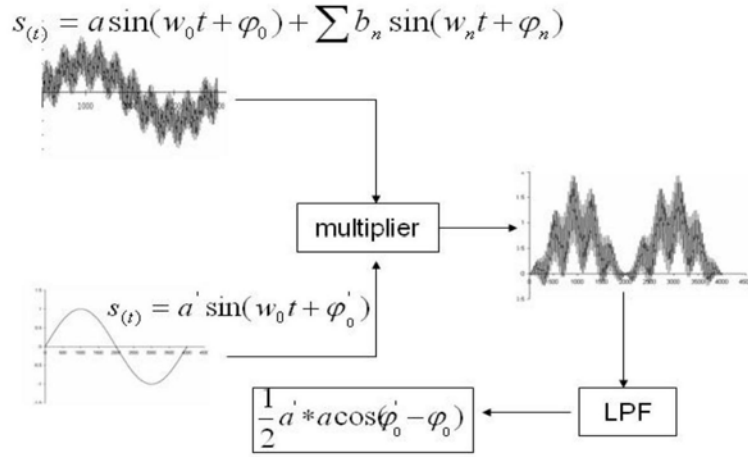


图9

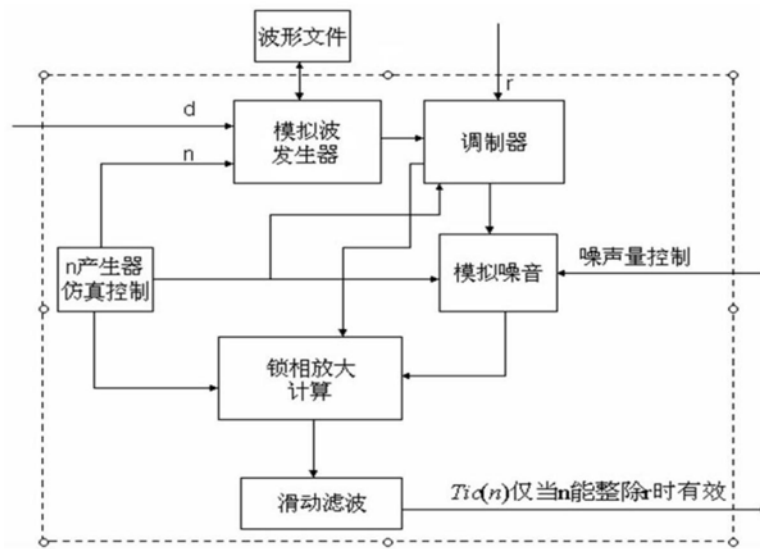


图10

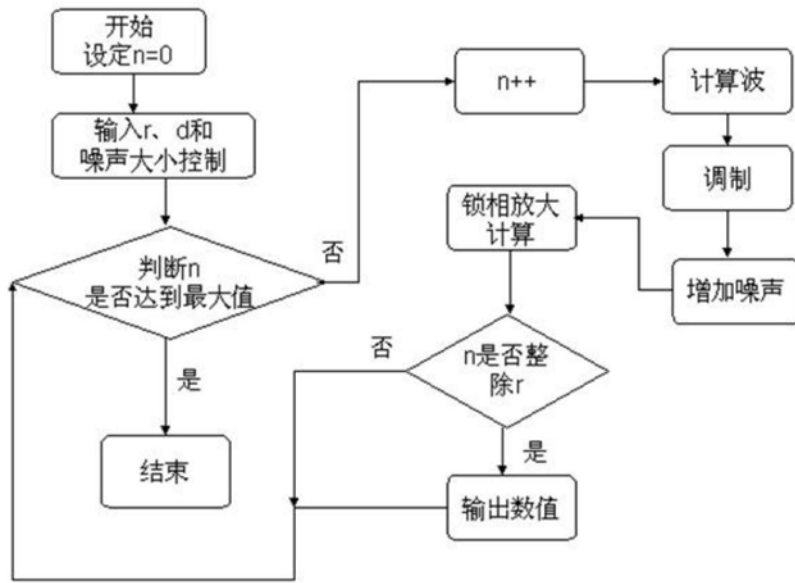


图11

专利名称(译)	一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统		
公开(公告)号	CN106618494B	公开(公告)日	2020-05-15
申请号	CN201611089720.5	申请日	2016-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳职业技术学院		
申请(专利权)人(译)	深圳职业技术学院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳职业技术学院		
[标]发明人	余菲 赵杰		
发明人	余菲 赵杰		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B5/7235		
代理人(译)	温玉珍		
其他公开文献	CN106618494A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于锁相放大器的PPG脉搏波信号提取处理系统，包括：光敏二极管放大滤波电路、AD采样电路、人体脉搏波信号处理分析模块、显示模块、锁相放大处理模块、锁相环倍频电路、DA波形产生电路和发光二极管驱动电路，所述光敏二极管放大滤波电路通过AD采样电路连接至所述锁相放大处理模块，所述锁相环倍频电路与所述锁相放大处理模块相连接，所述锁相放大处理模块通过DA波形产生电路连接至所述发光二极管驱动电路，所述锁相放大处理模块和显示模块分别与所述人体脉搏波信号处理分析模块相连接。本发明结构简单且设计合理，有效控制了系统成本，并具有非常好的信噪比，能高效地提取人体的PPG脉搏波这种微弱信号。

