



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106344000 A

(43)申请公布日 2017.01.25

(21)申请号 201610915067.7

(22)申请日 2016.10.20

(71)申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 李刚 宋韶秀 林凌

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代
理事务所 12201

代理人 李林娟

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61B 5/0496(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

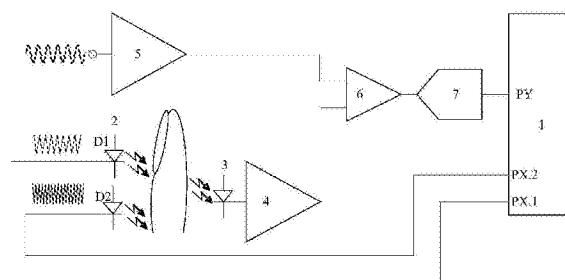
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

生物电与抬高电平三角波调制多路信号的
单路采集装置

(57)摘要

本发明公开了一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置,微处理器输出不同频率且成2倍比率关系的抬高预设电平的三角波,光敏器件转换成电流信号,电流信号经电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号;在光敏器件采集光电信号的过程中,噪声水平没有发生变化,但作为驱动的三角波信号由于抬高了预设电平,在三角波信号的低电平部分,三角波信号相较于噪声改善明显,从而提高了在三角波信号低电平段,光敏器件获取到光电信号的信噪比,进而提高了输入到微处理器中的数字信号的精度;微处理器对数字信号进行处理,分离出调制三角波信号与低频生物电信号,并从调制三角波信号中解调出多路PPG信号。



1. 一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置, 所述单路采集装置包括: 微处理器和至少2种发光二极管, 所述单路采集装置还包括: 低频生物电信号检测电路、加法运算电路以及单路模数转换器; 其特征在于,

所述微处理器输出不同频率且成2倍比率关系的抬高预设电平的三角波, 抬高预设电平的三角波驱动至少2种发光二极管; 发光二极管发出的光经被测手指后被光敏器件接收, 所述光敏器件转换成电流信号, 电流信号经电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号;

在光敏器件采集光电信号的过程中, 噪声水平没有发生变化, 但作为驱动的三角波信号由于抬高了预设电平, 在三角波信号的低电平部分, 三角波信号相较于噪声改善明显, 从而提高了在三角波信号低电平段, 光敏器件获取到光电信号的信噪比, 进而提高了输入到微处理器中的数字信号的精度;

所述低频生物电信号检测电路获取生物电信号, 所述电压信号与所述预设幅值生物电信号经所述加法运算电路相加后得到混合信号, 所述混合信号由所述单路模数转换器转换成数字信号;

所述微处理器对数字信号进行处理, 分离出调制三角波信号与低频生物电信号, 并从调制三角波信号中解调出多路PPG信号。

2. 根据权利要求1所述的一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置, 其特征在于, 作为驱动的三角波信号由于抬高了预设电平, 在三角波信号的高电平部分, 提高了光敏器件获取到光电信号的信噪比。

3. 根据权利要求1所述的一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置, 其特征在于, 预设电平的取值为光敏器件采集的光电信号动态范围一半以上最佳。

4. 根据权利要求1所述的一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置, 其特征在于, 所述低频生物电信号具体为: ECG、EEG、EMG、EGG和EOG中的任意一种。

5. 根据权利要求1所述的一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置, 其特征在于, 所述加法运算电路包括: 第一电阻和第二电阻,

所述第一电阻的一端接入第一信号源, 所述第二电阻的一端接入第二信号源, 所述第一电阻的另一端和所述第二电阻的另一端接运算放大器的负极性输入端; 运算放大器的正极性输入端接第四电阻的一端, 所述第四电阻的另一端接地; 所述运算放大器的负极性输入端还同时接入第三电阻的一端, 所述第三电阻的另一端接运算放大器的输出端, 输出信号电压。

6. 根据权利要求1所述的一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置, 其特征在于, 所述加法运算电路包括: 第一电阻和第二电阻,

所述第一电阻的一端接入第一信号源, 所述第二电阻的一端接入第二信号源, 所述第一电阻的另一端和所述第二电阻的另一端接运算放大器的正极性输入端; 所述运算放大器的负极性输入端同时接第三电阻和第四电阻的一端; 所述第四电阻的另一端接地; 所述第三电阻的另一端接运算放大器的输出端, 输出信号电压。

7. 根据权利要求1-6中任一权利要求所述的生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置, 其特征在于, 所述装置包括:

混合信号由单路模数转换器转换成数字信号送入微处理器;

微处理器对数字信号进行低通滤波处理恢复出低频生物电信号;微处理器对数字信号进行分离处理得到PPG信号和生物电信号,且PPG信号中的背景光干扰被消除;

分别计算PPG信号的谷值和峰值;再由PPG信号的谷值和峰值计算各个波长所对应的吸光度差值 ΔA ,可以得到由吸光度差值 ΔA 组成的光谱值。

8.根据权利要求7所述的一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置,其特征在于,所述微处理器对数字信号进行分离处理得到PPG信号和生物电信号,且PPG信号中的背景光干扰被消除的步骤具体为:

在频率为 $1f$ 的抬高预设电平的三角波的一个周期内,分别对不同频率三角波的每个周期内的正、负半个周期内的采样信号进行累加,正半周期累加结果与负半周期累加结果进行求差运算,以分离出各路不同频率的三角波信号。

生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号采集领域,尤其涉及一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置。

背景技术

[0002] 电压信号等载有信息的变化量,在其自然状态下是以模拟形式表示的,但是,为了便于计算机处理,传输和储存,通常要通过模数转换器将其转变为数字信号,因此在生物医学信号处理中,模数转换是必不可少的。

[0003] 现有的多路生物医学信号采集系统中,通常需采用多片ADC或多路模拟开关搭配单片ADC的方案,前者具有电路复杂,系统功耗高及电路尺寸大的缺点;而后者则会在采集过程中,由于多路开关的切换,引入开关噪声,以及由于多路开关存在建立时间,会导致相邻通道信号之间相互干扰。

[0004] 为了提高信号的采集质量,现有技术中的公告号为CN 104799840 A,公告日为2015年7月29的专利申请利用三角波作为激励信号来提高信号采集的质量。

[0005] 发明人在实现本发明的过程中,发现上述现有技术中至少存在以下缺点和不足:

[0006] 由于现有的采集装置无一例外地均采用模数转换器,模数转换器在靠近输入极限(最大或最小幅值)时存在显著的非线性,特别是输入模数转换器的模拟信号电平越低,得到的数字转换结果的不确定度越大。

[0007] 因此,采用纯净三角波作为激励信号时,在三角波的低电平部分得到的数字信号的信噪比就很低,从而影响了信号的采集精度。

发明内容

[0008] 为了改进现有技术中的不足,本发明提供了一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置,本发明通过将三角波调整为抬高预设电平的三角波,提高了生物医学信号的采集精度,详见下文描述:

[0009] 一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置,所述单路采集装置包括:微处理器和至少2种发光二极管,所述单路采集装置还包括:低频生物电信号检测电路、加法运算电路以及单路模数转换器;

[0010] 所述微处理器输出不同频率且成2倍比率关系的抬高预设电平的三角波,抬高预设电平的三角波驱动至少2种发光二极管;发光二极管发出的光经被测手指后被光敏器件接收,所述光敏器件转换成电流信号,电流信号经电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号;

[0011] 在光敏器件采集光电信号的过程中,噪声水平没有发生变化,但作为驱动的三角波信号由于抬高了预设电平,在三角波信号的低电平部分,三角波信号相较于噪声改善明显,从而提高了在三角波信号低电平段,光敏器件获取到光电信号的信噪比,进而提高了输入到微处理器中的数字信号的精度;

[0012] 所述低频生物电信号检测电路获取生物电信号,所述电压信号与所述预设幅值生物电信号经所述加法运算电路相加后得到混合信号,所述混合信号由所述单路模数转换器转换成数字信号;

[0013] 所述微处理器对数字信号进行处理,分离出调制三角波信号与低频生物电信号,并从调制三角波信号中解调出多路PPG信号。

[0014] 其中,作为驱动的三角波信号由于抬高了预设电平,在三角波信号的高电平部分,提高了光敏器件获取到光电信号的信噪比。

[0015] 其中,预设电平的取值为光敏器件采集的光电信号动态范围一半以上最佳。

[0016] 进一步地,所述低频生物电信号具体为:ECG、EEG、EMG、EGG和EOG中的任意一种。

[0017] 其中,所述加法运算电路包括:第一电阻和第二电阻,

[0018] 所述第一电阻的一端接入第一信号源,所述第二电阻的一端接入第二信号源,所述第一电阻的另一端和所述第二电阻的另一端接运算放大器的负极性输入端;运算放大器的正极性输入端接第四电阻的一端,所述第四电阻的另一端接地;所述运算放大器的负极性输入端还同时接入第三电阻的一端,所述第三电阻的另一端接运算放大器的输出端,输出信号电压。

[0019] 另一实施例,所述加法运算电路包括:第一电阻和第二电阻,

[0020] 所述第一电阻的一端接入第一信号源,所述第二电阻的一端接入第二信号源,所述第一电阻的另一端和所述第二电阻的另一端接运算放大器的正极性输入端;所述运算放大器的负极性输入端同时接第三电阻和第四电阻的一端;所述第四电阻的另一端接地;所述第三电阻的另一端接运算放大器的输出端,输出信号电压。

[0021] 其中,混合信号由单路模数转换器转换成数字信号送入微处理器;

[0022] 微处理器对数字信号进行低通滤波处理恢复出低频生物电信号;微处理器对数字信号进行分离处理得到PPG信号和生物电信号,且PPG信号中的背景光干扰被消除;

[0023] 分别计算PPG信号的谷值和峰值;再由PPG信号的谷值和峰值计算各个波长所对应的吸光度差值 ΔA ,可以得到由吸光度差值 ΔA 组成的光谱值。

[0024] 其中,所述微处理器对数字信号进行分离处理得到PPG信号和生物电信号,且PPG信号中的背景光干扰被消除的步骤具体为:

[0025] 在频率为 $1f$ 的抬高预设电平的三角波的一个周期内,分别对不同频率三角波的每个周期内的正、负半个周期内的采样信号进行累加,正半周期累加结果与负半周期累加结果进行求差运算,以分离出各路不同频率的三角波信号。

[0026] 本发明提供的技术方案的有益效果是:本发明采用抬高预设电平的三角波驱动至少2种发光二极管,发光二极管发出的光经被测手指后被光敏器件接收,进而通过电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号;微处理器对由预设幅值电压信号和生物电信号组成的数字信号进行处理,分离出调制的三角波信号与低频生物电信号,并从调制的三角波信号中解调出多路PPG信号。相较于背景技术中的公告号为CN 104799840A,公告日为2015年7月29的专利申请,本发明显著地提高了在三角波信号低电平段的光电信号的信噪比,改善了预设幅值电压信号;进而提高了输入到微处理器中的数字信号的精度,微处理器对数字信号进行解调分离可以得到多路PPG信号。本发明提高了在低电平部分得到的信噪比,从而提高了信号采集的精度;并且当加法运算电路采用本发明设计的电路时,可以方便的获

取到稳定、精度高的混频信号,容易集成化,且降低了电路成本,扩大了信号的动态范围,满足了实际应用中的多种需要。

附图说明

[0027] 图1为本发明提供的一种装置的结构示意图;

[0028] 图2为本发明提供的加法运算电路的结构示意图;

[0029] 图3为本发明提供的加法运算电路的另一结构示意图;

[0030] 图4为本发明提供的分离不同波长PPG信号的示意图;

[0031] 图5为本发明提供的一种生物电与抬高电平的三角波调制多路信号的单路采集装置的软件的流程图。

[0032] 附图中,各标号所代表的部件列表如下:

[0033] 1:微处理器; 2:发光二极管;

[0034] 3:光敏器件; 4:电流/电压转换放大器;

[0035] 5:低频生物电信号检测电路; 6:加法运算电路;

[0036] 7:单路模数转换器。

具体实施方式

[0037] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0038] 实施例1

[0039] 一种生物电与抬高电平的三角波调制多路信号的单路采集装置,参见图1,该单路采集装置包括:微处理器1、至少2种发光二极管2、光敏器件3、电流/电压转换放大器4,低频生物电信号检测电路5、加法运算电路6以及单路模数转换器7,

[0040] 微处理器1输出不同频率且成2倍比率关系的抬高预设电平的三角波,抬高预设电平的三角波驱动至少2种发光二极管2,发光二极管2发出的光经被测手指后被光敏器件3接收,光敏器件3转换成电流信号,电流信号经电流/电压转换放大器4转换成预设幅值电压信号。

[0041] 本发明实施例抬高预设电平后,在光敏器件3采集光电信号的过程中,噪声水平没有发生变化,但作为驱动的三角波信号由于抬高了预设电平,在三角波信号的低电平部分,三角波信号相较于噪声改善明显,从而提高了在三角波信号低电平段的光电信号的信噪比;相较于背景技术中的公告号为CN 104799840 A,公告日为2015年7月29以纯净三角波作为激励信号的专利申请,本发明实施例显著地提高了在三角波信号低电平段的光电信号的信噪比,进而改善了光敏器件3获取到光电信号的质量。

[0042] 另外,由于抬高预设电平,噪声水平没有变化,在三角波信号的高电平部分,三角波信号相较于噪声也有一定的改善,提高了在三角波信号高电平段的光电信号的信噪比。

[0043] 进而,由于光敏器件3获取到的光电信号的信噪比整体增强,进而提高了输入到微处理器中的数字信号的精度,微处理器对数字信号进行解调分离可以得到多路PPG信号。

[0044] 其中,预设电平的取值优选光敏器件3采集的光电信号动态范围一半以上时,信号大于等于1/2动态范围,通过光敏器件3采集到的光电信号质量最高。

[0045] 低频生物电信号检测电路5获取预设幅值生物电信号,预设幅值电压信号与预设幅值生物电信号经加法运算电路6相加后得到混合信号,混合信号由单路模数转换器7转换成数字信号,微处理器1对数字信号进行处理,分离出调制的三角波信号与低频生物电信号,并从调制的三角波信号中解调出多路PPG信号。

[0046] 其中,发光二极管2的数量大于等于2。具体实现时,发光二极管2的数量根据实际应用中的需要进行设定;预设幅值电压信号与预设幅值生物电信号的幅值根据实际应用中的需要进行设定,具体实现时,本发明实施例对此不做限制。

[0047] 其中,低频生物电信号包括:ECG、EEG、EMG、EGG、EOG等生物电信号中的任意一种。微处理器1可以采用MCU、ARM、DSP或FPGA中的任意一种。加法运算电路6采用市面上常规的加法器件。

[0048] 其中,生物电信号检测电路5的增益及带宽由所检测的生物电信号的幅值和频率范围决定。

[0049] 综上所述,由于本发明实施例相对于背景技术中的申请文件,显著地提高了在三角波低电平段的光电信号的信噪比,且也提高了在三角波信号高电平段的光电信号的信噪比,进而提高了整个电平段的光电信号信噪比,提高了输入到微处理器中的数字信号的精度,微处理器对数字信号进行解调分离可以得到多路PPG信号。

[0050] 实施例2

[0051] 一种生物电与抬高电平的三角波调制多路信号的单路采集装置,参见图1,该单路采集装置包括:微处理器1、至少2种发光二极管2、光敏器件3、电流/电压转换放大器4,低频生物电信号检测电路5、加法运算电路6以及单路模数转换器7。该实施例与实施例1不同的是,该加法运算电路6采用本发明实施例设计的加法运算电路6来实现,参见图2,该加法运算电路6包括:第一电阻 R_1 和第二电阻 R_2 ,

[0052] 第一电阻 R_1 的一端接入第一信号源 V_1 ,第二电阻 R_2 的一端接入第二信号源 V_2 ,第一电阻 R_1 的另一端和第二电阻 R_2 的另一端接运算放大器A的负极性输入端;运算放大器A的正极性输入端接第四电阻 R_4 的一端,第四电阻 R_4 的另一端接地;运算放大器A的负极性输入端还同时接入第三电阻 R_3 的一端,第三电阻 R_3 的另一端接运算放大器A的输出端,输出信号电压 V_o 。

[0053] 第一信号源 V_1 、第二信号源 V_2 分别为预设幅值电压信号与预设幅值生物电信号;或,第一信号源 V_1 、第二信号源 V_2 分别为预设幅值生物电信号与预设幅值电压信号;信号电压 V_o 为混合信号。

[0054] 综上所述,由于本发明实施例相对于背景技术中的申请文件,显著地提高了在三角波低电平段的光电信号的信噪比,且也提高了在三角波信号高电平段的光电信号的信噪比,进而提高了整个电平段的光电信号信噪比,提高了输入到微处理器中的数字信号的精度,微处理器对数字信号进行解调分离可以得到多路PPG信号。

[0055] 实施例3

[0056] 一种生物电与抬高电平的三角波调制多路信号的单路采集装置,参见图1,该单路采集装置包括:微处理器1、至少2种发光二极管2、光敏器件3、电流/电压转换放大器4,低频生物电信号检测电路5、加法运算电路6以及单路模数转换器7。该实施例与实施例1不同的是,该加法运算电路6可以采用本发明实施例设计的加法运算电路6来实现,参见图3,该加

法运算电路6包括：第一电阻 R_1 和第二电阻 R_2 ，

[0057] 第一电阻 R_1 的一端接入第一信号源 V_1 ，第二电阻 R_2 的一端接入第二信号源 V_2 ，第一电阻 R_1 的另一端和第二电阻 R_2 的另一端接运算放大器A的正极性输入端；运算放大器A的负极性输入端同时接第三电阻 R_3 和第四电阻 R_4 的一端；第四电阻 R_4 的另一端接地；第三电阻 R_3 的另一端接运算放大器A的输出端，输出信号电压 V_o 。

[0058] 第一信号源 V_1 、第二信号源 V_2 分别为预设幅值电压信号与预设幅值生物电信号；或，第一信号源 V_1 、第二信号源 V_2 分别为预设幅值生物电信号与预设幅值电压信号；信号电压 V_o 为混合信号。

[0059] 综上所述，由于本发明实施例相对于背景技术中的申请文件，显著地提高了在三角波低电平段的光电信号的信噪比，且也提高了在三角波信号高电平段的光电信号的信噪比，进而提高了整个电平段的光电信号信噪比，提高了输入到微处理器中的数字信号的精度，微处理器对数字信号进行解调分离可以得到多路PPG信号。

[0060] 实施例4

[0061] 一种生物电与抬高电平的三角波调制多路信号的单路采集装置的软件流程，参见图4和图5，该方法包括以下步骤：

[0062] 101：混合信号由单路模数转换器7转换成数字信号送入微处理器1；

[0063] 102：微处理器1对数字信号进行低通滤波处理恢复出低频生物电信号；微处理器1对数字信号进行分离处理得到PPG信号和生物电信号，且PPG信号中的背景光等干扰被消除。

[0064] 其中，该步骤具体为：

[0065] 在频率为 $1f$ 的抬高预设电平的三角波的一个周期内，分别对不同频率抬高预设电平的三角波的每个周期内的正、负半个周期内的采样信号进行累加，正半周期累加结果与负半周期累加结果进行求差运算，以分离出各路不同频率的抬高预设电平的三角波信号。

[0066] 为简便说明起见以4种波长的发光二极管2为例进行说明，假定 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 和 λ_4 波长的发光二极管的驱动抬高预设电平的三角波频率分别为 $8f$ 、 $4f$ 、 $2f$ 和 f 。

[0067] 假定单路模拟转换器7的采样频率为 f_s ，且 $f_s = 4Mf$ ，假设以驱动信号的最高频率 $f_{\max}$ （在上述情况下 $f_{\max} = 2f$ ）的 $4M$ 倍速度对光电信号进行采样， $f_s = 8Mf$ ，获取采样信号 $x(m)$ ，其中 M 为大于等于1的正整数；

$$[0068] \quad x(m) = \sum_{i=0}^{M-1} x(4lm + i), l = 0, 1, 2, \dots$$

[0069] 假定采样频率 f_s 远高于调制的三角波信号和低频信号的变化频率，在最低驱动信号频率的一个周期可以近似认为各路三角波信号的幅值和低频信号的幅值不变。以最前 $32M$ 个采样数据 $x(i)$ 为例：

$$[0070] \quad \begin{aligned} & \sum_{i=0}^{2M-1} x(i) - \sum_{i=2M}^{4M-1} x(i) + \sum_{i=4M}^{6M-1} x(i) - \sum_{i=6M}^{8M-1} x(i) + \sum_{i=8M}^{10M-1} x(i) - \sum_{i=10M}^{12M-1} x(i) + \sum_{i=12M}^{14M-1} x(i) - \sum_{i=14M}^{16M-1} x(i) + \\ & \sum_{i=16M}^{18M-1} x(i) - \sum_{i=18M}^{20M-1} x(i) + \sum_{i=20M}^{22M-1} x(i) - \sum_{i=22M}^{24M-1} x(i) + \sum_{i=24M}^{26M-1} x(i) - \sum_{i=26M}^{28M-1} x(i) + \sum_{i=28M}^{30M-1} x(i) - \sum_{i=30M}^{32M-1} x(i) - \sum_{i=0}^{32M-1} x(i) / 2 \end{aligned}$$

[0071] 即得到 $2M$ 倍的波长 λ_1 的光信号 $D_{\lambda_1}^{A1}$ ，而且完全消除了低频信号 D_n^B 的影响。

$$[0072] \quad \sum_{i=0}^{4M-1} x(i) - \sum_{i=4M}^{8M-1} x(i) + \sum_{i=8M}^{12M-1} x(i) - \sum_{i=12M}^{16M-1} x(i) + \sum_{i=16M}^{20M-1} x(i) - \sum_{i=20M}^{24M-1} x(i) + \sum_{i=24M}^{28M-1} x(i) - \sum_{i=28M}^{32M-1} x(i) - \sum_{i=0}^{32M-1} x(i) / 2$$

[0073] 即得到2M倍的波长 λ_2 的光信号 $D_{An}^{\lambda_2}$,而且完全消除了低频信号 D_n^B 的影响。

$$[0074] \quad \sum_{i=0}^{8M-1} x(i) - \sum_{i=8M}^{16M-1} x(i) + \sum_{i=16M}^{24M-1} x(i) - \sum_{i=24M}^{32M-1} x(i) - \sum_{i=0}^{32M-1} x(i) / 2$$

[0075] 即得到2M倍的波长 λ_3 的光信号 $D_{An}^{\lambda_3}$,而且完全消除了低频信号 D_n^B 的影响。

$$[0076] \quad \sum_{i=0}^{16M-1} x(i) - \sum_{j=16M}^{32M-1} x(j) - \sum_{i=0}^{32M-1} x(i) / 2$$

[0077] 即得到2M倍的波长 λ_4 的光信号 $D_{An}^{\lambda_4}$,而且完全消除了低频信号 D_n^B 的影响。

[0078] 其中, $D_A^{\lambda_1}$ 、 $D_A^{\lambda_2}$ 、 $D_A^{\lambda_3}$ 、 $D_A^{\lambda_4}$ 和 D_A^B 分别为波长 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 和 λ_4 的光信号和背景信号的幅值。

[0079] 103:分别计算PPG信号的谷值和峰值;再由PPG信号的谷值和峰值计算各个波长所对应的吸光度差值 ΔA ,可以得到由 ΔA_{λ_1} 、 ΔA_{λ_2} …… ΔA_{λ_n} 组成的光谱值。

[0080] 由于动脉的脉动现象,使血管中血流量呈周期性变化,而血液是高度不透明液体,因此脉搏搏动的变化必然引起吸光度的变化。

[0081] 考虑动脉血管充盈度最低状态,来自光源的入射光没有被脉动动脉血液吸收,此时的出射光强 $I_{\max}$ 最强,可视为脉动动脉血液的入射光 I ;而动脉血管充盈度最高状态对应光电脉搏波的谷点,即脉动动脉血液作用最大的时刻,此时的出射光强 $I_{\min}$ 最弱,为脉动动脉血液的最小出射光强 I 。所以,通过记录动脉充盈至最大与动脉收缩至最小时的吸光度值,就可以消除皮肤组织、皮下组织等一切具有恒定吸收特点的人体成分对于吸光度的影响。

[0082] 设入射光强为 I_0 ,动脉充盈时检测光强和动脉收缩时检测光强分别为 $I_{\min}$ 和 $I_{\max}$,则动脉充盈时的吸光度和动脉收缩时的吸光度差值为:

$$[0083] \quad \Delta A = A_1 - A_2 = \lg\left(\frac{I_0}{I_{\min}}\right) - \lg\left(\frac{I_0}{I_{\max}}\right) = \lg\left(\frac{I_{\max}}{I_{\min}}\right)$$

[0084] 测量各个光电容积脉搏波的谷值 $I_{\min}$ 和峰值 $I_{\max}$ 即可得到光电容积脉搏波所对应的吸光度差值 ΔA ,可以得到由 ΔA_{λ_1} 、 ΔA_{λ_2} …… ΔA_{λ_n} 组成的光谱值。

[0085] 即,分别计算波长 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 和 λ_4 的PPG信号的谷值和峰值: $I_{\min\lambda_1}$ 、 $I_{\max\lambda_1}$ 、 $I_{\min\lambda_2}$ 、 $I_{\max\lambda_2}$ 、 $I_{\min\lambda_3}$ 、 $I_{\max\lambda_3}$ 、 $I_{\min\lambda_4}$ 和 $I_{\max\lambda_4}$ 。

[0086] 综上所述,由于本发明实施例相对于背景技术中的申请文件,显著地提高了在三角波低电平段的光电信号的信噪比,且也提高了在三角波信号高电平段的光电信号的信噪比,进而提高了整个电平段的光电信号信噪比,提高了输入到微处理器中的数字信号的精度,微处理器对数字信号进行解调分离可以得到多路PPG信号。

[0087] 本发明实施例对各器件的型号除做特殊说明的以外,其他器件的型号不做限制,只要能完成上述功能的器件均可。

[0088] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0089] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

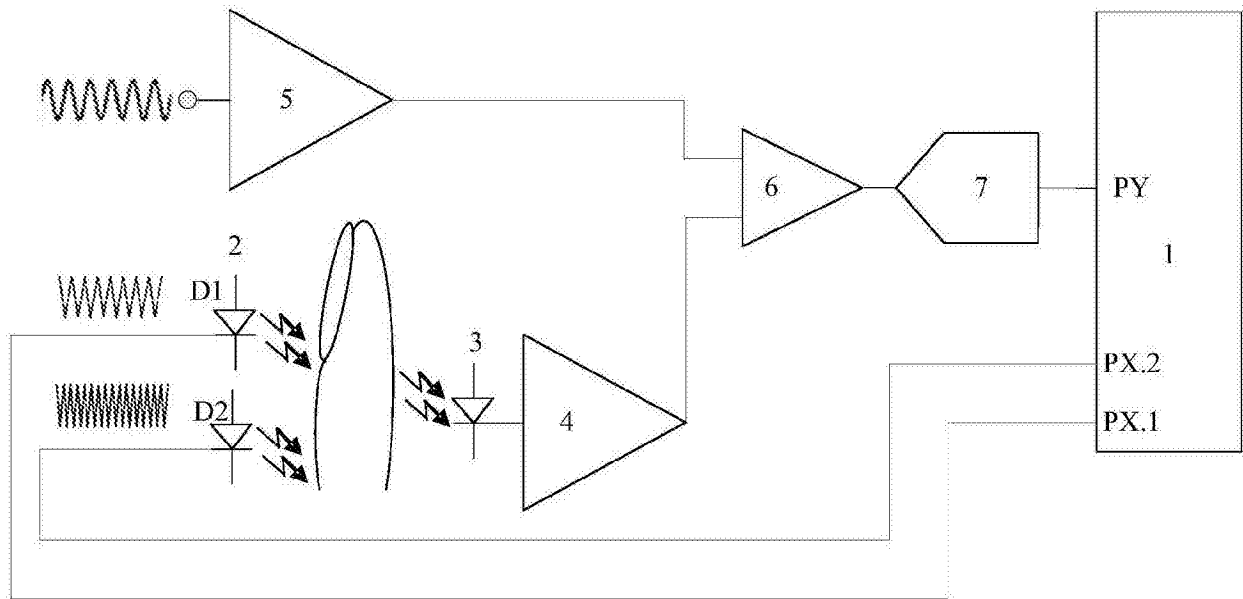


图1

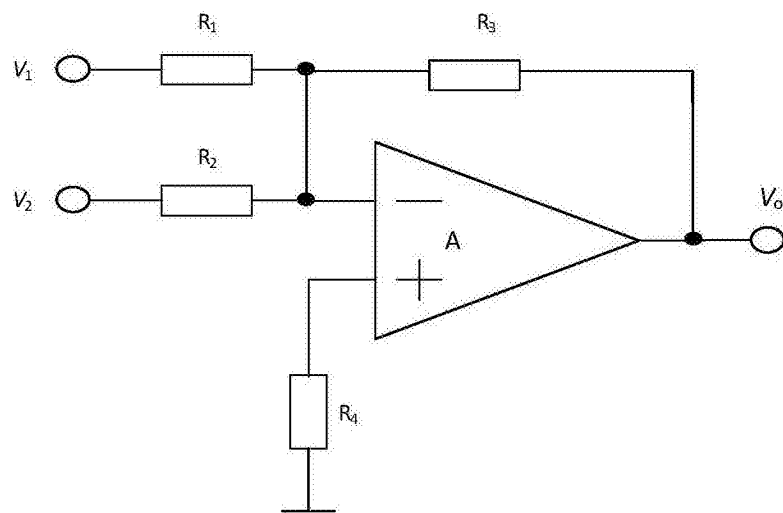


图2

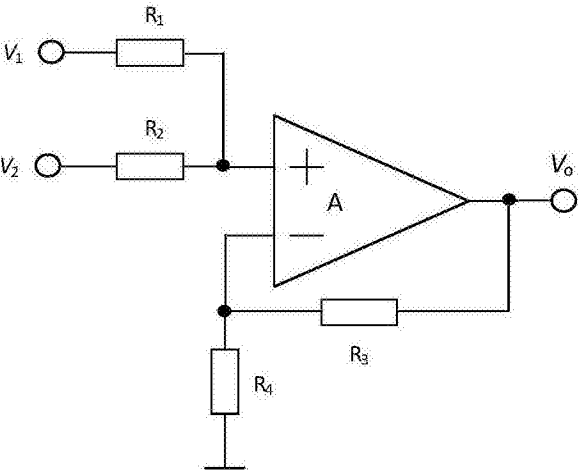


图3

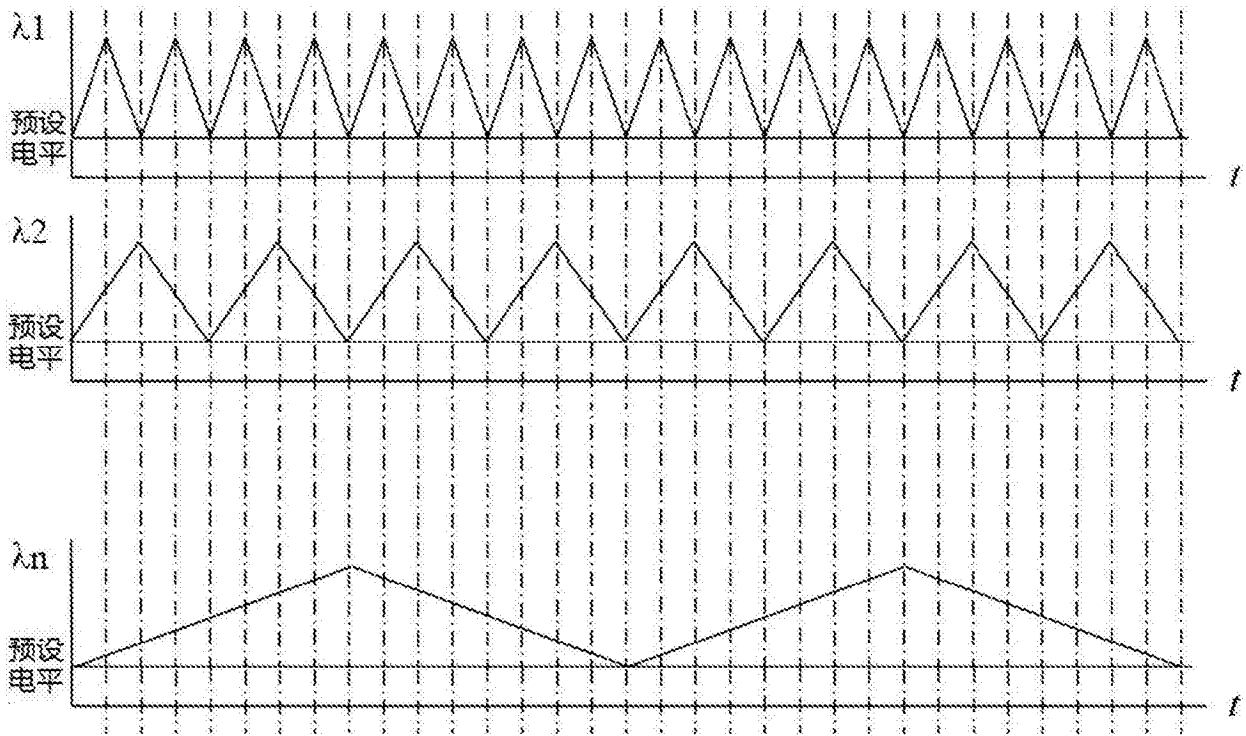


图4

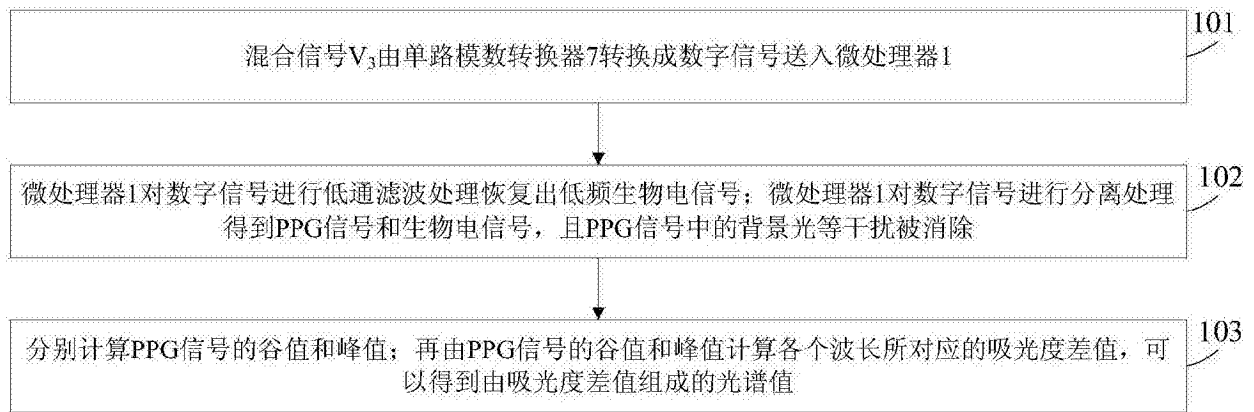


图5

专利名称(译)	生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置		
公开(公告)号	CN106344000A	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	CN201610915067.7	申请日	2016-10-20
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	李刚 宋韶秀 林凌		
发明人	李刚 宋韶秀 林凌		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235		
代理人(译)	李林娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种生物电与抬高电平三角波调制多路信号的单路采集装置，微处理器输出不同频率且成2倍比率关系的抬高预设电平的三角波光敏器件转换成电流信号，电流信号经电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号；在光敏器件采集光电信号的过程中，噪声水平没有发生变化，但作为驱动的三角波信号由于抬高了预设电平，在三角波信号的低电平部分，三角波信号相较于噪声改善明显，从而提高了在三角波信号低电平段，光敏器件获取到光电信号的信噪比，进而提高了输入到微处理器中的数字信号的精度；微处理器对数字信号进行处理，分离出调制三角波信号与低频生物电信号，并从调制三角波信号中解调出多路PPG信号。

