



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106344040 A

(43)申请公布日 2017.01.25

(21)申请号 201610915756.8

(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 刘爱 王绍辉 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 5/1455(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

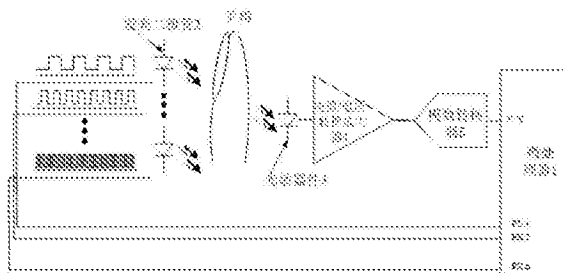
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置和测量方法

(57)摘要

本发明公开了一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置和测量方法,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方波,驱动至少4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,光敏器件转换成电压信号,电压信号经电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号;微处理器对数字信号进行处理获取光电容积脉搏波及其谷值和峰值,得到光谱值;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,但作为驱动的方波信号由于抬高了预设电平,在方波信号的低电平部分,方波信号相较于噪声改善明显,从而提高了在方波信号低电平段,光敏器件获取到光电信号的信噪比,进而提高了输入到计算机中的数字信号的精度。



1. 一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置,其特征在于,所述光电容积脉搏波测量装置包括:微处理器、至少2种发光二极管、光敏器件、电流/电压转换放大器和模数转换器,

所述微处理器输出不同频率且成2倍比率关系的抬高电平的方波,所述抬高电平的方波驱动所述至少2种发光二极管,所述发光二极管发出的光经被测手指后被所述光敏器件接收,所述光敏器件转换成电压信号,所述电压信号经所述电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号;

所述模数转换器将所述预设幅值电压信号转换成数字信号,所述微处理器对所述数字信号进行处理,获取光电容积脉搏波及其谷值和峰值,通过所述谷值和所述峰值得到光谱值;

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,但作为驱动的方波信号由于抬高了预设电平,在方波信号的低电平部分,方波信号相较于噪声改善明显,从而提高了在方波信号低电平段,光敏器件获取到光电信号的信噪比,进而提高了输入到计算机中的数字信号的精度。

2. 根据权利要求1所述的一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置,其特征在于,所述作为驱动的方波信号由于抬高了预设电平,在方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所述的一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置,其特征在于,所述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所述的一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置,其特征在于,所述微处理器采用MCU、ARM、DSP或FPGA中的任意一种。

5. 一种用于权利要求1至4中任一权利要求所述的一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置的测量方法,其特征在于,所述方法包括以下步骤:

(1)微处理器采用不同频率且成2倍比率关系的抬高电平的方波驱动至少2种发光二极管;

(2)所述发光二极管发出的光经过被测手指后由光敏器件接收转换成电压信号,所述电压信号经过电流/电压转换放大器放大成预设幅值电压信号;

(3)所述预设幅值电压信号经模数转换器转换成数字信号送入所述微处理器;

(4)所述微处理器对所述数字信号进行分离处理得到光电容积脉搏波并消除背景光的干扰;

(5)根据所述光电容积脉搏波获取谷值和峰值;

(6)对所述谷值和所述峰值进行计算得到吸光度差值,通过所述吸光度差值获取光谱值。

抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置和测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光电容积脉搏波测量领域,本发明涉及一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置和测量方法。

背景技术

[0002] 光电容积脉搏波(Photo Plethysmo Graphy,以下简称PPG)是一种重要的生理信号,广泛地应用对心血管系统和血液成分进行分析。如对血氧饱和度的测量中就是采用2种或2种以上的LED(发光二极管)测量PPG而实现的。在这些测量中通常采用时分方式采集PPG并消除背景光的干扰。

[0003] 为了提高测量精度,现有技术中的公告号为CN 102389313A,公告日为2012年3月28日的专利申请利用方波作为激励信号来提高信号测量的质量。

[0004] 由于现有的测量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。

[0005] 因此,采用纯净方波作为激励信号时,在方波的低电平部分得到的数字信号的信噪比就很低,从而影响了信号的测量精度。

发明内容

[0006] 为了改进现有技术中的不足,本发明要解决的技术问题在于提供一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置和测量方法,该测量装置和测量方法可以实现高精度测量,且电路结构简单、器件和工艺要求低、调试容易、可靠性高、计算量小等优点,详见下文描述:

[0007] 一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置,所述光电容积脉搏波测量装置包括:微处理器、至少2种发光二极管、光敏器件、电流/电压转换放大器和模数转换器,

[0008] 所述微处理器输出不同频率且成2倍比率关系的抬高电平的方波,所述抬高电平的方波驱动所述至少2种发光二极管,所述发光二极管发出的光经被测手指后被所述光敏器件接收,所述光敏器件转换成电压信号,所述电压信号经所述电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号;

[0009] 所述模数转换器将所述预设幅值电压信号转换成数字信号,所述微处理器对所述数字信号进行处理,获取光电容积脉搏波及其谷值和峰值,通过所述谷值和所述峰值得到光谱值;

[0010] 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,但作为驱动的方波信号由于抬高了预设电平,在方波信号的低电平部分,方波信号相较于噪声改善明显,从而提高了在方波信号低电平段,光敏器件获取到光电信号的信噪比,进而提高了输入到计算机中的数字信号的精度。

[0011] 所述作为驱动的方波信号由于抬高了预设电平,在方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。

[0012] 所述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。

[0013] 所述微处理器采用MCU、ARM、DSP或FPGA中的任意一种。

[0014] 一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置的测量方法,所述方法包括以下步骤:

[0015] (1)微处理器采用不同频率且成2倍比率关系的抬高电平的方波驱动至少2种发光二极管;

[0016] (2)所述发光二极管发出的光经过被测手指后由光敏器件接收转换成电压信号,所述电压信号经过电流/电压转换放大器放大成预设幅值电压信号;

[0017] (3)所述预设幅值电压信号经模数转换器转换成数字信号送入所述微处理器;

[0018] (4)所述微处理器对所述数字信号进行分离处理得到光电容积脉搏波并消除背景光的干扰;

[0019] (5)根据所述光电容积脉搏波获取谷值和峰值;

[0020] (6)对所述谷值和所述峰值进行计算得到吸光度差值,通过所述吸光度差值获取光谱值。

[0021] 本发明提供一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置和测量方法,与现有技术相比具有如下的优点:

[0022] 本发明依据朗伯-比尔定律,采用方波频分调制和数字解调技术,相较于背景技术中的公告号为CN 102389313A,公告日为2012年3月28日的专利申请,本发明采用抬高预设电平的方波驱动至少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,通过模数转换器将预设幅值电压信号转换成数字信号;微处理器对数字信号进行处理,获取到光谱值。本发明显著地提高了在方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,从而提高了信号采集的精度,满足了实际应用中的多种需要。

附图说明

[0023] 图1为本发明提供的计算吸光度的原理示意图;

[0024] 图2为本发明提供的一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置的结构示意图;

[0025] 图3为本发明提供的抬高电平的方波的示意图;

[0026] 图4为本发明提供的一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量方法的流程图;

[0027] 图5为本发明提供的一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置的另一结构示意图。

[0028] 附图中各标号所代表的部件列表如下:

[0029] 1:微处理器; 2:发光二极管;

[0030] 3:光敏器件; 4:电流/电压转换放大器;

[0031] 5:模数转换器; PX.1:1/0口;

[0032] PX.2:1/0口; PX.n:1/0口;

[0033]	PX.3:1/0口;	PX.4:1/0口;
[0034]	R1:第一电阻;	VCC:电源;
[0035]	R2:第二电阻;	R3:第三电阻;
[0036]	R4:第四电阻;	R5:第五电阻;
[0037]	R6:第六电阻;	C1:第一电容;
[0038]	C2:第二电容;	D1:第一发光二极管;
[0039]	D2:第二发光二极管;	D3:第三发光二极管;
[0040]	D4:第四发光二极管;	A1:运算放大器;
[0041]	PY口:1/0口。	

具体实施方式

[0042] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0043] 实施例1

[0044] 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,如图1所示。

[0045] 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1;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1。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。

[0046] 根据修正的朗伯-比尔定律,设 I_0 、 I 分别为入射光强和出射光强, α 为分子消光系数, c 为各成分浓度, l 为光在组织中的平均光路长, G 是由散射引起的光损失,则吸光度 A 可表示为:

$$[0047] \quad A = -\lg \frac{I}{I_0} = -2.303\alpha cl + G \quad (1)$$

[0048] 设生物组织的吸收系数为 μ_a ,则 $\mu_a = \alpha c$,代入式(1)可得:

$$[0049] \quad A = -2.303\mu_a l + G \quad (2)$$

[0050] 在光透射检测中,吸光度主要由被透射组织的吸收与散射构成,其中血液散射相对较小,可忽略不计。这样, G 仅仅由除了脉动动脉血外的组织贡献,在测量过程中保持不变。设除脉动动脉血外的被透射组织共 n 层,第 i 层的吸收系数为 μ_{ti} ,动脉血的吸收系数为 μ_{ab} ,一个光电脉搏波周期上动脉充盈时最大光路长为 l_{\max} ,动脉收缩时的最小光路长为 l_{\min} ,则动脉充盈时吸光度 A_1 和动脉收缩时吸光度 A_2 可分别表示为:

$$[0051] \quad A_1 = -2.303 \sum_{i=1}^n \mu_{ti} l_{\max} - 2.303 \mu_{ab} l_{\max} + G \quad (3)$$

$$[0052] \quad A_2 = -2.303 \sum_{i=1}^n \mu_{ti} l_{\min} - 2.303 \mu_{ab} l_{\min} + G \quad (4)$$

[0053] 设 l 为 l_{\max} 与 l_{\min} 之差。由于除了脉动动脉血液以外的其他组织基本稳定,不进行周

期变化,因此该部分在动脉充盈和收缩时对吸光度没有影响,即式(3)和式(4)中的第一个分量相等。则动脉充盈时的吸光度和动脉收缩时的吸光度之差为:

$$[0054] \quad \Delta A = A_1 - A_2 = -2.303\mu_{ab}(l_{\max} - l_{\min}) = -2.303\mu_{ab}l \quad (5)$$

[0055] 在上面的推导过程中,非脉动血液和各层组织的吸收和散射的吸光度分量都被消掉了,动脉充盈时和动脉收缩时的吸光度差值 ΔA 仅由动脉血的脉动吸收部分贡献,主要反映脉动的动脉血的吸收变化。在本质上相当于在被透射组织中、皮肤、肌肉以及静脉血液等除脉动动脉血液外的其他组织的影响都被去除了,只留下纯粹的脉动动脉血部分来进行吸光度差值 ΔA 的测量。这样一来,皮肤、骨骼和肌肉等个体差异的影响都被去除了。

[0056] 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 ΔA 为:

$$[0057] \quad \Delta A = A_1 - A_2 = \lg\left(\frac{I_0}{I_{\min}}\right) - \lg\left(\frac{I_0}{I_{\max}}\right) = \lg\left(\frac{I_{\max}}{I_{\min}}\right) \quad (6)$$

[0058] 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} 、 \dots 、 ΔA_{λ_n} 组成的光谱值。

[0059] 一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置, 参见图2, 该抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置包括: 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和模数转换器5,

[0060] 微处理器1输出不同频率且成2倍比率关系的抬高电平的方波, 抬高电平的方波驱动至少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转换成电压信号, 电压信号经电流/电压转换放大器4转换成预设幅值电压信号, 模数转换器5将预设幅值电压信号转换成数字信号, 微处理器1对数字信号进行处理, 获取光电容积脉搏波及其谷值和峰值, 通过谷值和峰值得到光谱值。

[0061] 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, 但作为驱动的方波信号由于抬高了预设电平, 在方波信号的低电平部分, 方波信号相较于噪声改善明显, 从而提高了在方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 102389313A, 公告日为2012年3月28的以纯净方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方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。

[0062] 另外, 由于抬高预设电平, 噪声水平没有变化, 在方波信号的高电平部分, 方波信号相较于噪声也有一定的改善, 提高了在方波信号高电平段的光电信号的信噪比。

[0063] 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1中的数字信号的精度, 微处理器1对数字信号进行处理可以得到光谱值。

[0064] 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, 当大于等于1/2动态范围时, 通过光敏器件3采集到的光电信号质量最高。

[0065] 模数转换器5将预设幅值电压信号转换成数字信号, 微处理器1对数字信号进行处理, 获取光电容积脉搏波及其谷值和峰值, 通过谷值和峰值得到光谱值。

[0066] 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, 本发明实施例对此不做限制。

[0067] 其中, 预设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。

[0068] 其中,微处理器1可以采用MCU、ARM、DSP或FPGA中的任意一种。

[0069] 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,显著地提高了在方波低电平段的光电信号的信噪比,且也提高了在方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处理可以得到光谱值。

[0070] 实施例2

[0071] 一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量方法,参见图3和图4,该方法包括以下步骤:

[0072] 101:微处理器1采用不同频率且成2倍比率关系的抬高电平的方波驱动至少2种发光二极管2;

[0073] 102:发光二极管2发出的光经过被测手指后由光敏器件3接收转换成电压信号,电压信号经过电流/电压转换放大器4放大成预设幅值的电压信号;

[0074] 103:电压信号经模数转换器5转换成数字信号送入微处理器1;

[0075] 104:微处理器1对数字信号进行分离处理得到光电容积脉搏波并消除背景光的干扰;

[0076] 105:根据光电容积脉搏波获取谷值和峰值;

[0077] 为简便说明起见,以4种波长发光二极管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方波频率分别为8倍 f 、4倍 f 、2倍 f 、1倍 f 。假定模数转换器5的采样频率为 f_s ,且 $f_s=2f$,并保证在 λ_1 驱动信号高、低电平中间采样。

[0078] 数字信号序列 D_i^f 可以表示为:

$$[0079] \quad D_i^f = D_i^{\lambda_1} + D_i^{\lambda_2} + D_i^{\lambda_3} + D_i^{\lambda_4} + D_i^B \quad (7)$$

[0080] 其中, $D_i^{\lambda_1}$ 、 $D_i^{\lambda_2}$ 、 $D_i^{\lambda_3}$ 和 $D_i^{\lambda_4}$ 分别为波长 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 和 λ_4 的光电容积脉搏波, D_i^B 为背景光和光敏器件3的暗电流、电流/电压转换放大器4的失调电压的总和信号(简称背景信号,包括各个波长抬高电平部分的作用)。

[0081] 假定采样频率 f_s 远高于调制抬高方波信号和背景光的变化频率,在最低驱动信号频率的一个周期可以近似认为各路方波信号的幅值和背景光信号的幅值不变。以最前16个采样数据为例:

$$\begin{cases}
 D_1^{\lambda_1} = D_3^{\lambda_1} = D_5^{\lambda_1} = D_7^{\lambda_1} = D_9^{\lambda_1} = D_{11}^{\lambda_1} = D_{13}^{\lambda_1} = D_{15}^{\lambda_1} = D_A^{\lambda_1} \\
 D_2^{\lambda_1} = D_4^{\lambda_1} = D_6^{\lambda_1} = D_8^{\lambda_1} = D_{10}^{\lambda_1} = D_{12}^{\lambda_1} = D_{14}^{\lambda_1} = D_{16}^{\lambda_1} = 0 \\
 D_1^{\lambda_2} = D_2^{\lambda_2} = D_5^{\lambda_2} = D_6^{\lambda_2} = D_9^{\lambda_2} = D_{10}^{\lambda_2} = D_{13}^{\lambda_2} = D_{14}^{\lambda_2} = D_A^{\lambda_2} \\
 D_3^{\lambda_2} = D_4^{\lambda_2} = D_7^{\lambda_2} = D_8^{\lambda_2} = D_{11}^{\lambda_2} = D_{12}^{\lambda_2} = D_{15}^{\lambda_2} = D_{16}^{\lambda_2} = 0 \\
 D_1^{\lambda_3} = D_2^{\lambda_3} = D_3^{\lambda_3} = D_4^{\lambda_3} = D_9^{\lambda_3} = D_{10}^{\lambda_3} = D_{11}^{\lambda_3} = D_{12}^{\lambda_3} = D_A^{\lambda_3} \\
 D_5^{\lambda_3} = D_6^{\lambda_3} = D_7^{\lambda_3} = D_8^{\lambda_3} = D_{13}^{\lambda_3} = D_{14}^{\lambda_3} = D_{15}^{\lambda_3} = D_{16}^{\lambda_3} = 0 \\
 D_1^{\lambda_4} = D_2^{\lambda_4} = D_3^{\lambda_4} = D_4^{\lambda_4} = D_5^{\lambda_4} = D_6^{\lambda_4} = D_7^{\lambda_4} = D_8^{\lambda_4} = D_A^{\lambda_4} \\
 D_9^{\lambda_4} = D_{10}^{\lambda_4} = D_{11}^{\lambda_4} = D_{12}^{\lambda_4} = D_{13}^{\lambda_4} = D_{14}^{\lambda_4} = D_{15}^{\lambda_4} = D_{16}^{\lambda_4} = 0 \\
 D_1^B = D_2^B = D_3^B = D_4^B = D_5^B = D_6^B = D_7^B = D_8^B = D_9^B = D_{10}^B = D_{11}^B = D_{12}^B = D_{13}^B = D_{14}^B \\
 = D_{15}^B = D_{16}^B = D_A^B
 \end{cases} \quad (8)$$

[0083] 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(包括各个波长抬高电平部分的作用)的幅值。

[0084] 换言之,以顺序每16个数字信号为一组进行运算:

$$\begin{aligned}
 [0085] \quad & D_{16n-1} - D_{16n+2} + D_{16n+3} - D_{16n+4} + D_{16n+5} - D_{16n+6} + D_{16n+7} - D_{16n+8} + D_{16n+9} - D_{16n+10} + \\
 & D_{16n+11} - D_{16n+12} + D_{16n+13} - D_{16n+14} + D_{16n+15} - D_{16n+16} = 8D_{An}^{\lambda_1} \quad n=0,1,2,\dots \quad (9)
 \end{aligned}$$

[0086] 即得到8倍的波长 λ_1 的光电容积脉搏波 $D_{An}^{\lambda_1}$,而且完全消除了背景信号(包括各个波长抬高电平部分的作用) D_n^B 的影响。

$$\begin{aligned}
 [0087] \quad & D_{16n+1} + D_{16n-2} - D_{16n+3} - D_{16n+4} + D_{16n+5} + D_{16n+6} - D_{16n+7} - D_{16n+8} + D_{16n+9} + D_{16n+10} - \\
 & D_{16n+11} - D_{16n+12} + D_{16n+13} + D_{16n+14} - D_{16n+15} - D_{16n+16} = 8D_{An}^{\lambda_2} \quad n=0,1,2,\dots \quad (10)
 \end{aligned}$$

[0088] 即得到8倍的波长 λ_2 的光电容积脉搏波 $D_{An}^{\lambda_2}$,而且完全消除了背景信号(包括各个波长抬高电平部分的作用) D_n^B 的影响。

$$\begin{aligned}
 [0089] \quad & D_{16n+1} + D_{16n+2} + D_{16n+3} + D_{16n+4} - D_{16n+5} - D_{16n+6} - D_{16n+7} - D_{16n+8} + D_{16n+9} + D_{16n+10} + \\
 & D_{16n+11} + D_{16n+12} - D_{16n+13} - D_{16n+14} - D_{16n+15} - D_{16n+16} = 8D_{An}^{\lambda_3} \quad n=0,1,2,\dots \quad (11)
 \end{aligned}$$

[0090] 即得到8倍的波长 λ_3 的光电容积脉搏波 $D_{An}^{\lambda_3}$,而且完全消除了背景信号(包括各个波长抬高电平部分的作用) D_n^B 的影响。

$$\begin{aligned}
 [0091] \quad & D_{16n+1} + D_{16n+2} + D_{16n+3} + D_{16n+4} + D_{16n+5} + D_{16n+6} + D_{16n+7} + D_{16n+8} - D_{16n+9} - D_{16n+10} - \\
 & D_{16n+11} - D_{16n+12} - D_{16n+13} - D_{16n+14} - D_{16n+15} - D_{16n+16} = 8D_{An}^{\lambda_4} \quad n=0,1,2,\dots \quad (12)
 \end{aligned}$$

[0092] 即得到8倍的波长 λ_4 的光电容积脉搏波 $D_{An}^{\lambda_4}$,而且完全消除了背景信号(包括各个波长抬高电平部分的作用) D_n^B 的影响。

[0093] 分别计算波长 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 和 λ_4 的光电容积脉搏波的谷值和峰值: $l_{\min\lambda_1}$ 、 $l_{\max\lambda_1}$ 、 $l_{\min\lambda_2}$ 、 $l_{\max\lambda_2}$ 、 $l_{\min\lambda_3}$ 、 $l_{\max\lambda_3}$ 、 $l_{\min\lambda_4}$ 和 $l_{\max\lambda_4}$;

[0094] 106:对谷值和峰值进行计算得到吸光度差值,通过吸光度差值获取光谱值。

[0095] 采用公式(6)计算各个波长的吸光度差值 ΔA_{λ_1} 、 ΔA_{λ_2} 、 \dots 、 ΔA_{λ_n} ,并由吸光度差值构成光谱值。

[0096] 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,显著地提高了在方

波低电平段的光电信号的信噪比,且也提高了在方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处理可以得到光谱值。

[0097] 实施例3

[0098] 如图5所示,一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置,采用了4种发光二极管2,微处理器1的四个I/O口PX.1、PX.2、PX.3和PX.4分别通过第一电阻R1、第二电阻R2、第三电阻R3和第四电阻R4驱动第一发光二极管D1、第二发光二极管D2、第三发光二极管D3和第四发光二极管D4,第一发光二极管D1、第二发光二极管D2、第三发光二极管D3和第四发光二极管D4发出的光透光被测手指被光敏传感器3所接收,光敏传感器3所接收的信号经过由运算放大器A1、第一电容C1、第二电容C2、第五电阻R5和第六电阻R6所组成的电流/电压转换放大器4转换成预设幅值电压信号,然后模数转换器5以最高驱动发光二极管2频率的二倍速度将预设幅值电压信号转换成数字信号通过PY口送入到微处理器1。数字信号在微处理器1先分离出不同波长光电容积脉搏波:每顺序获取的16个数字信号为一组,按照

$$D_{16n+1} - D_{16n+2} + D_{16n+3} - D_{16n+4} + D_{16n+5} - D_{16n+6} + D_{16n+7} - D_{16n+8} + D_{16n+9} - D_{16n+10} + D_{16n+11} - D_{16n+12} + D_{16n+13} - D_{16n+14} + D_{16n+15} - D_{16n+16} = 8D_{An}^{\lambda 1} \quad n=0,1,2,\dots$$

$$D_{16n+1} + D_{16n+2} - D_{16n+3} - D_{16n+4} + D_{16n+5} + D_{16n+6} - D_{16n+7} - D_{16n+8} + D_{16n+9} + D_{16n+10} - D_{16n+11} - D_{16n+12} + D_{16n+13} + D_{16n+14} - D_{16n+15} - D_{16n+16} = 8D_{An}^{\lambda 2} \quad n=0,1,2,\dots$$

[0099]

$$D_{16n+1} + D_{16n+2} + D_{16n+3} + D_{16n+4} - D_{16n+5} - D_{16n+6} - D_{16n+7} - D_{16n+8} + D_{16n+9} + D_{16n+10} + D_{16n+11} + D_{16n+12} - D_{16n+13} - D_{16n+14} - D_{16n+15} - D_{16n+16} = 8D_{An}^{\lambda 3} \quad n=0,1,2,\dots$$

$$D_{16n+1} + D_{16n+2} + D_{16n+3} + D_{16n+4} + D_{16n+5} + D_{16n+6} + D_{16n+7} + D_{16n+8} - D_{16n+9} - D_{16n+10} - D_{16n+11} - D_{16n+12} - D_{16n+13} - D_{16n+14} - D_{16n+15} - D_{16n+16} = 8D_{An}^{\lambda 4} \quad n=0,1,2,\dots$$

[0100] 即分别得到8倍的波长 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 和 λ_4 的光电容积脉搏波 $D_{An}^{\lambda 1}$ 、 $D_{An}^{\lambda 2}$ 、 $D_{An}^{\lambda 3}$ 和 $D_{An}^{\lambda 4}$,而且完全消除了背景信号(包括各个波长抬高电平部分的作用) D_n^B 的影响。

[0101] 得到各个波长的光电容积脉搏波,据此计算出 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 和 λ_4 的光电容积脉搏波的谷值和峰值: $l_{\min\lambda_1}$ 、 $l_{\max\lambda_1}$ 、 $l_{\min\lambda_2}$ 、 $l_{\max\lambda_2}$ 、 $l_{\min\lambda_3}$ 、 $l_{\max\lambda_3}$ 、 $l_{\min\lambda_4}$ 和 $l_{\max\lambda_4}$ 。

[0102] 再由 $l_{\min\lambda_1}$ 、 $l_{\max\lambda_1}$ 、 $l_{\min\lambda_2}$ 、 $l_{\max\lambda_2}$ 、 $l_{\min\lambda_3}$ 、 $l_{\max\lambda_3}$ 、 $l_{\min\lambda_4}$ 和 $l_{\max\lambda_4}$ 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_{λ_1} 、 ΔA_{λ_2} 、 \dots 、 ΔA_{λ_n} 组成的光谱值。

[0103] 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,显著地提高了在方波低电平段的光电信号的信噪比,且也提高了在方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处理可以得到光谱值。

[0104] 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。

[0105] 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。

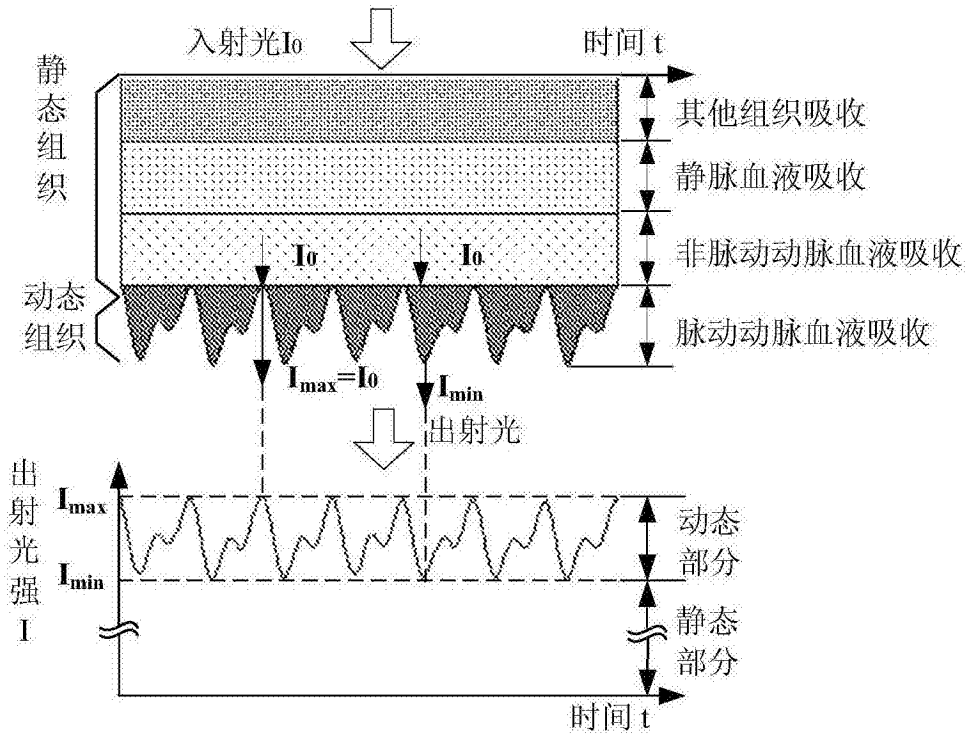


图1

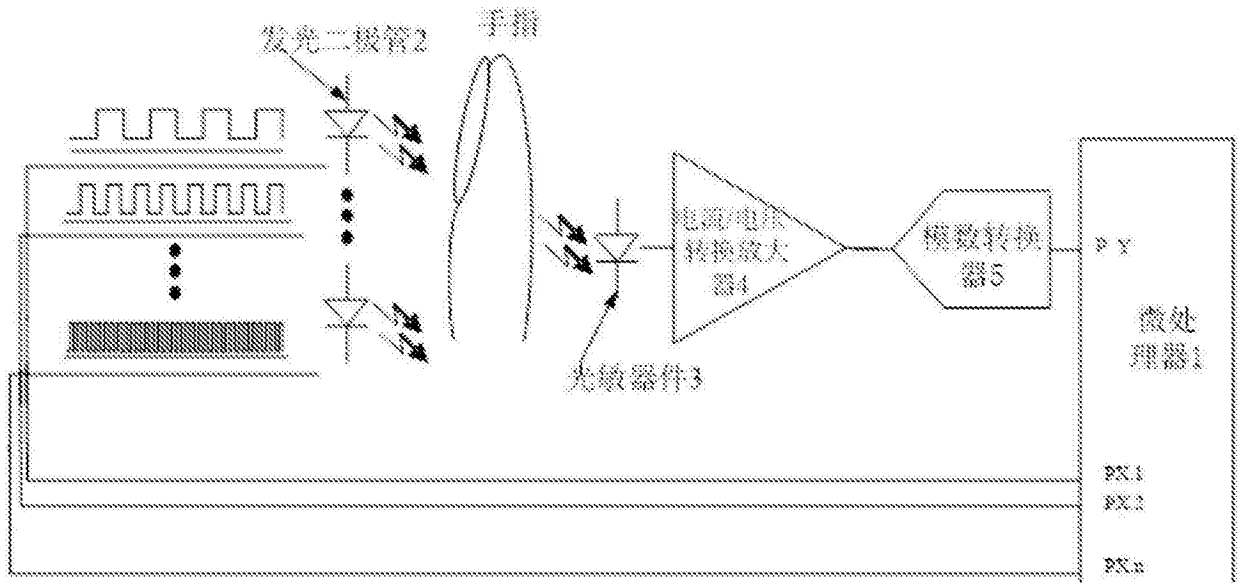


图2

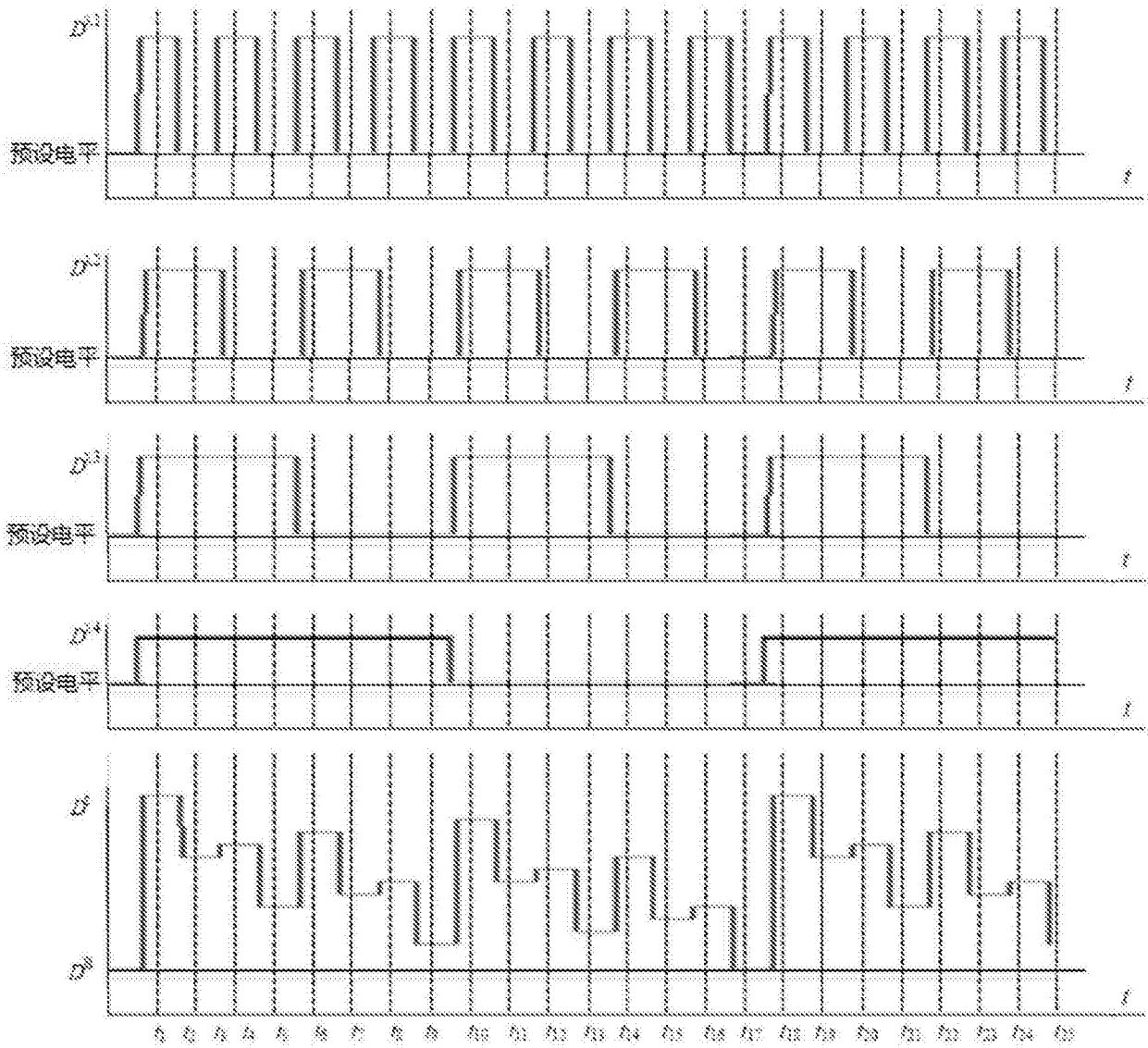


图3

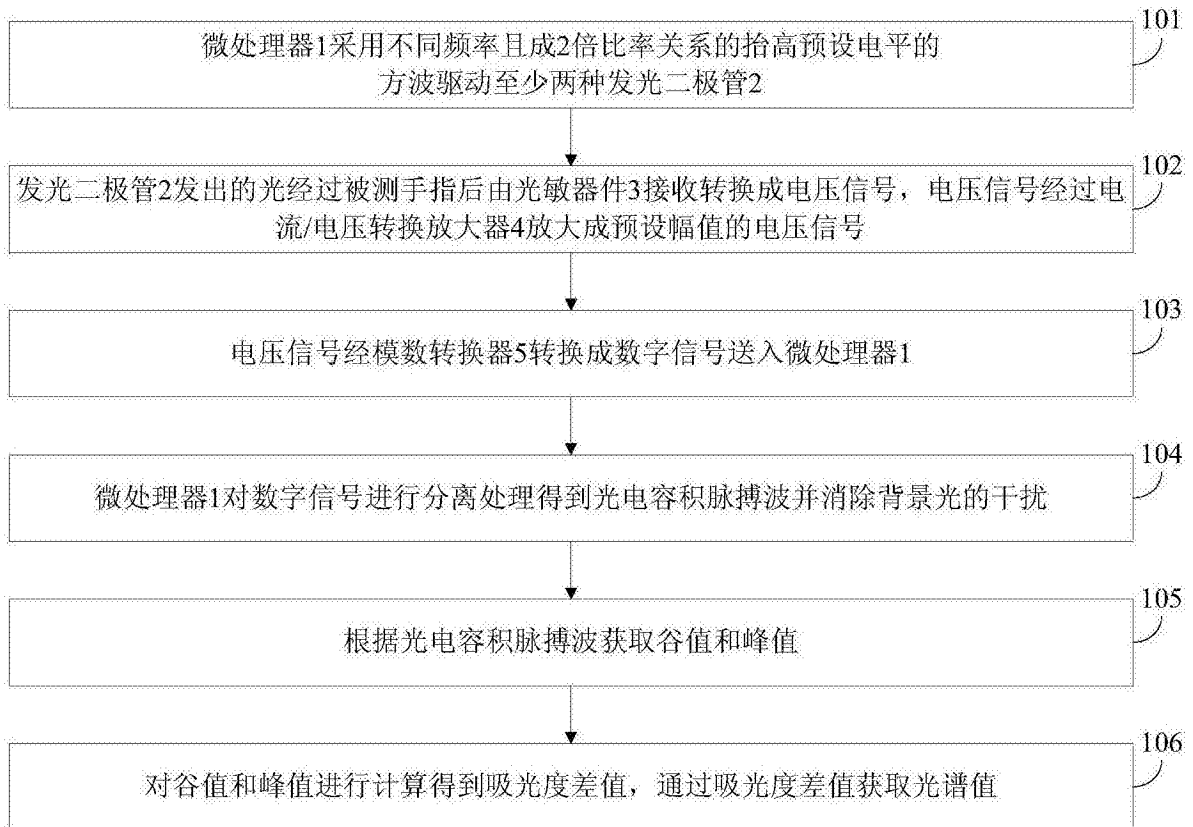


图4

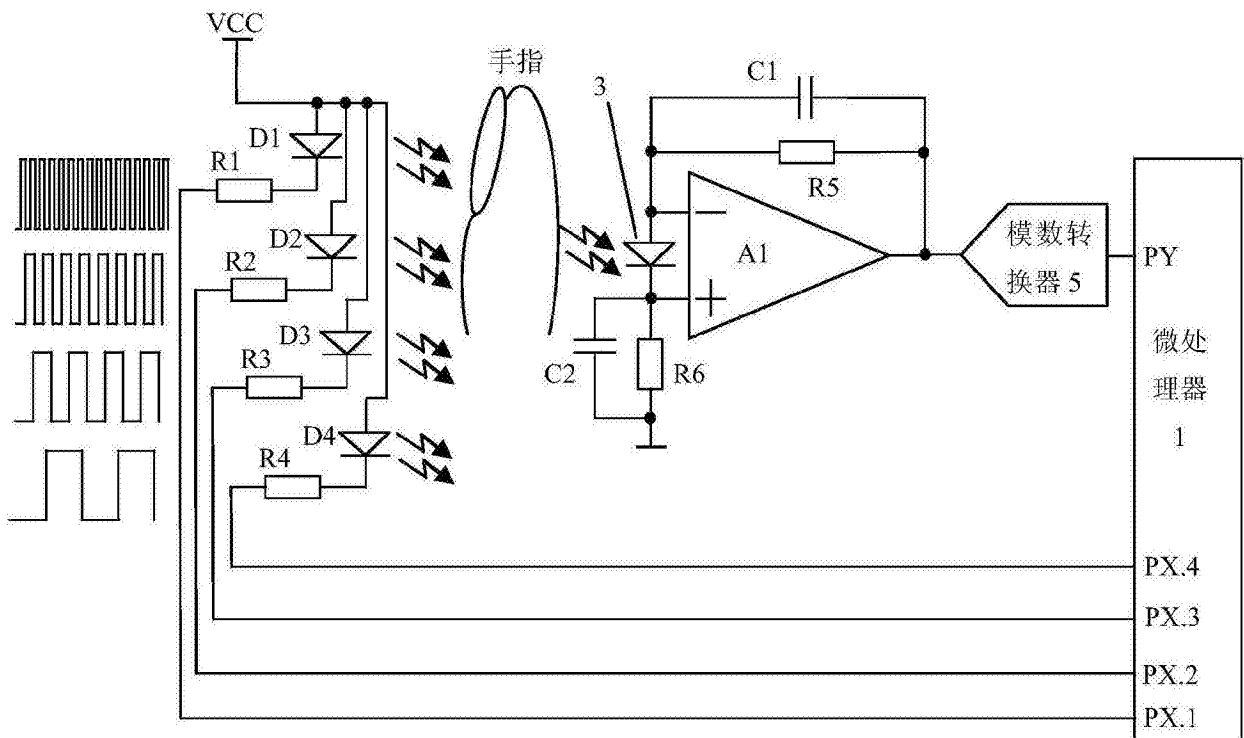


图5

专利名称(译)	抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置和测量方法		
公开(公告)号	CN106344040A	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	CN201610915756.8	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 刘爱 王绍辉 林凌		
发明人	李刚 刘爱 王绍辉 林凌		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/0064 A61B5/02 A61B5/7203 A61B5/7235		
代理人(译)	李林娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种抬高电平的方波调制光电容积脉搏波测量装置和测量方法，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方波，驱动至少4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，光敏器件转换成电压信号，电压信号经电流/电压转换放大器转换成预设幅值电压信号；微处理器对数字信号进行处理获取光电容积脉搏波及其谷值和峰值，得到光谱值；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，但作为驱动的方波信号由于抬高了预设电平，在方波信号的低电平部分，方波信号相较于噪声改善明显，从而提高了在方波信号低电平段，光敏器件获取到光电信号的信噪比，进而提高了输入到计算机中的数字信号的精度。

