



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110192867 A

(43)申请公布日 2019. 09. 03

(21)申请号 201910554286.0

(22)申请日 2019.06.25

(71)申请人 深圳市蓝瑞格生物医疗科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市罗湖区笋岗街道田心社区宝岗路251号华建工业厂房2层

(72)发明人 方进 张晓鑫

(74)专利代理机构 深圳市金信启明知识产权代理有限公司 44484

代理人 周斌

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

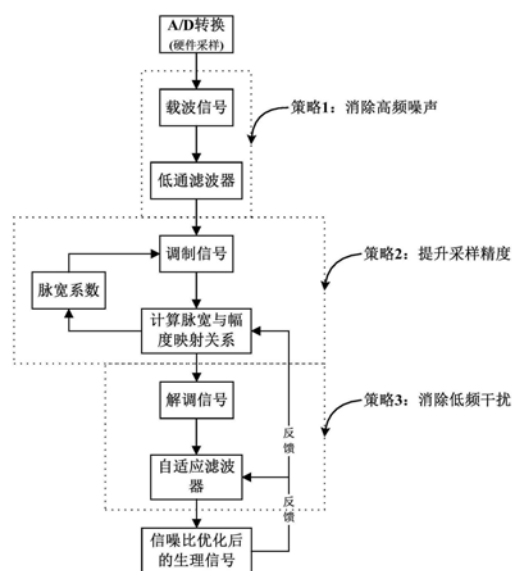
权利要求书3页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

一种提升测量系统测量精度的方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种提升测量系统测量精度的方法及系统,应用于血氧饱和度等生理参数测量,所述提升测量系统测量精度的方法核心是优化采样系统,从源头实现对噪声的抑制,有用信号的提升,达到提升系统测量准确性的目的,其核心包含三个阶段:1)、对载波信号滤波,消除高频干扰;2)、自适应调整调制信号的幅度和脉宽,获取最佳信噪比;3)、对解调信号做自适应平滑滤波,消除低频干扰。本发明提升了测量系统的测量精度。



1. 一种提升测量系统测量精度的方法,应用于血氧测量系统,血氧测量系统至少包括发光单元、光电转换单元、A/D模数转换单元、驱动调节单元、算法处理单元,其特征在于,

所述发光单元发射至少一路光信号,穿透人体组织;

所述光电转换单元接收发光单元发射的穿透人体组织的光信号,并转换成电信号,所述电信号包含了生理组织中至少一种生理信号特征,所述电信号发送至A/D模数转换单元;

所述A/D模数转换单元转换所述电信号为数字信号,所述A/D模数转换单元还具备一个信噪比优化模块,该模块完成对数字信号的信噪比优化,并输出驱动调节单元所需的调节系数,优化后的数字信号传输到算法处理单元,调节系数传输到驱动调节单元;

所述信噪比优化模块,针对载波信号、调制信号、解调信号和滤波器这四种元素建立了至少一种逻辑策略对数字信号的信噪比进行优化,所述逻辑策略包含载波信号、调制信号、解调信号和滤波器四种元素中的至少两种元素,所述滤波器是低通、高通、带通、带阻和自适应的至少一种类型;

所述逻辑策略的其中之一是消除高频噪声:载波信号、低通滤波器、调制信号依次满足至少4倍比例原则,即载波信号频率是低通滤波器截止频率的至少4倍,低通滤波器截止频率是调制信号频率的至少4倍,其中低通滤波器用于对载波信号滤波,消除调制信号中的高频干扰部分;

所述逻辑策略的其中之一是提升采样精度:调制信号和解调信号建立自适应宽度调节机制,其中自适应宽度调节,是指调制信号脉宽长度可以自适应增加或减少,解调信号根据脉宽变化自适应补偿精度,实现信噪比提升;

所述逻辑策略的其中之一是消除低频干扰:解调信号和自适应滤波器建立自适应滤波机制,动态调整滤波的窗长度,实现动态低频干扰的滤除;

所述驱动调节单元,基于经过信噪比优化模块的至少一种逻辑策略处理后的数字信号生成调节系数,调节发光单元驱动电流的大小;

所述算法处理单元,基于经过信噪比优化模块的至少一种逻辑策略处理后的数字信号,进行生理参数的转换和计算,得到至少一种生理参数。

2. 根据权利要求1所述的提升测量系统测量精度的方法,其特征在于,所述信噪比优化模块还包括下述逻辑策略:调制信号和解调信号建立自适应幅度调节机制,其中自适应幅度调节是指调制信号幅度大小可以自适应增加或减少,解调信号根据幅度变化自适应补偿精度,实现信噪比提升。

3. 根据权利要求1所述的提升测量系统测量精度的方法,其特征在于,所述提升采样精度的逻辑策略中自适应宽度调节包括如下步骤:

对获取的采样信号进行交直流分离处理获取交流分量和直流分量;

基于所述交流分量和直流分量计算得到幅度特性或者灌注指数特性;

依据所述幅度特性或者灌注指数特性来调节调制信号实际脉宽长度的增加或减少。

4. 根据权利要求3所述的提升测量系统测量精度的方法,其特征在于,所述调节调制信号实际脉宽长度的增加或减少包括如下步骤:

建立幅度特性或者灌注指数特性与调节系数的映射关系;

判断采样信号是否存在干扰;

如果存在干扰则维持当前的采样脉冲宽度输出;

如果不存在干扰则选择与当前幅度特性或者该灌注指数特性匹配的调节系数；
应用选择后的所述调节系数调节输出的采样脉冲宽度。

5. 根据权利要求1所述的提升测量系统测量精度的方法,其特征在于,所述信噪比优化模块中提升采样精度的逻辑策略还包括对驱动电流大小的自适应调节,具体如下:

消除采样信号由驱动电流突变引起的干扰;

对获取的采样信号进行交直流分离处理获取交流分量和直流分量;

基于所述交流分量和直流分量计算得到幅度特性或者灌注指数特性;

依据所述幅度特性或者灌注指数特性来调节驱动电流实际大小的增加或减少。

6. 根据权利要求5所述的提升测量系统测量精度的方法,其特征在于,所述调节驱动电流实际大小的增加或减少包括如下步骤:

建立幅度特性或者灌注指数特性与调节系数的映射关系;

建立交流分量与驱动电流大小的映射关系;

判断采样信号是否存在干扰;

如果存在干扰则维持当前的驱动电流大小进行输出;

如果不存在干扰则选择与当前幅度特性或者该灌注指数特性匹配的调节系数,并选择与当前交流分量和直流分量匹配的驱动电流大小;

将选择后的驱动电流大小及调节系数进行输出。

7. 根据权利要求4或6所述的提升测量系统测量精度的方法,其特征在于,所述判断采样信号是否存在干扰具体步骤为:

判断至少3个脉搏波幅度的一致性;

判断至少3个脉搏波周期的一致性;

判断脉搏波的幅度标准差值是否超过幅度均值的预设比例;

判断脉搏波的周期标准差值是否超过周期均值的预设比例;

当上述四个条件任一条件不满足,则认为存在干扰。

8. 根据权利要求5所述的提升测量系统测量精度的方法,其特征在于,所述消除采样信号由驱动电流突变引起的干扰的步骤具体包括:

识别采样信号由驱动电流突变引起的干扰的跳变时刻,并记录该时刻采样信号的跳变量 H ;

预设一可接受的采样信号跳变增量 J , $J \leq H$;

计算消除次数: $K = H/J$;

将跳变时刻后的连续 K 次采样信号的采样值,每一采样值逐级加上采样信号跳变增量 J 。

9. 根据权利要求1所述的提升测量系统测量精度的方法,其特征在于,所述发光单元至少发射红光及红外光,所述消除低频干扰的逻辑策略中自适应滤波机制包括如下步骤:

建立采样值缓存区;

获取多个红光和红外光的采样值并实时存入采样值缓存区;

获取脉搏波周期,依据所述脉搏波周期设置滤波的窗长度为 N 点,所述 N 点的长度依据脉搏波周期的变化动态变化;

分别计算滤波的窗长度为 N 点的红光和红外光采样值的均值,所述均值相当于当前滤

波的窗内采样值的直流分量；

计算红光和红外光采样值的均值的比值，即计算红光和红外光直流分量的比值，所述比值为简化系数；

依据所述采样值及均值计算得到当前滤波窗内红光和红外光的交流分量以进行滤波；
将简化系数乘以红光的交流分量进行输出。

10. 根据权利要求9所述的提升测量系统测量精度的方法，其特征在于，所述算法处理单元采用经过自适应滤波后的红外光交流分量和带有简化系数的红光交流分量的比值计算血氧饱和度系数。

11. 一种血氧测量系统，其特征在于，应用如权利要求1-10任一项所述的方法，包括发光单元、光电转换单元、A/D模数转换单元、驱动调节单元、算法处理单元、通讯单元及显示单元，A/D模数转换单元与光电转换单元、驱动调节单元、算法处理单元连接，驱动调节单元与发光单元连接，通讯单元连接算法处理单元及显示单元，A/D模数转换单元还设置有信噪比优化模块；

发光单元发射至少一路光信号穿透人体组织，光电转换单元接收发光单元发射的穿透人体组织后的光信号并转换成电信号发送至A/D模数转换单元，所述电信号包含了生理组织中至少一种生理信号特征，A/D模数转换单元对所述电信号进行模数转换后生成数字信号；

信噪比优化模块对所述数字信号的信噪比优化，并输出驱动调节单元所需的调节系数，优化后的数字信号传输到算法处理单元，调节系数传输到驱动调节单元；

算法处理单元基于经过信噪比优化模块处理后的数字信号，进行生理参数的转换和计算；

驱动调节单元基于经过信噪比优化模块处理后的数字信号生成调节系数，调节发光单元驱动电流的大小；

通讯单元用于将算法处理单元计算得到的生理参数信息发送到显示单元中；

显示单元对接收到的生理参数信息深入加工后进行显示。

一种提升测量系统测量精度的方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及血氧测量技术领域,尤其涉及一种提升测量系统测量精度的方法及系统。

背景技术

[0002] 氧是维持生命最重要的能量。同食物和水一样,是人体健康最基本的要素之一。缺氧是机体氧供与氧耗之间出现的不平衡,即组织细胞代谢处于乏氧状态。机体是否缺氧取决于各组织接受的氧运输量和氧储备能否满足有氧代谢的需要。缺氧的危害与缺氧程度、发生速度及持续时间有关。缺氧对机体有着巨大的影响。比如对中枢神经系统(CNS),肝、肾功能的影响。低氧时首先出现的是代偿性心率加速,心搏及心排血量增加,循环系统以高动力状态代偿氧含量的不足。同时产生血流再分配,脑及冠状血管选择性扩张以保障足够的血供。但在严重的低氧状况时,由于心内膜下乳酸堆积,ATP合成降低,产生心肌抑制,导致心动过缓,期前收缩,血压下降与心排血量降低,以及出现室颤等心率失常乃至停搏。严重低氧血症是麻醉死亡的常见原因,约占心脏骤停或严重脑细胞损害死亡的1/3到2/3。

[0003] 因此在临床中对氧的监测至关重要,它直接关系到患者生命的安全。在生理上,机体对氧的运输和代谢是通过血液中的血红蛋白(Hb,hemoglobin)与氧的结合和分解完成的。因此,氧与血红蛋白的结合体(HbO₂)决定了机体的氧储备是否充足。临床中常见的手段是利用氧合血红蛋白的容量占全部可结合的血红蛋白的百分比,即血氧饱和度(SpO₂),来评估机体的氧含量。自上世纪70年代血氧饱和度测量技术被发明以来,血氧饱和度参数的监测重要性与日俱增,目前已经成为各大医疗系统、健康系统的必备的监测基本参数之一。

[0004] 血氧饱和度监测的基本原理是Lamb-Beer光吸收定律。通过特定波长的红光和红外光,分别吸收氧合血红蛋白和血红蛋白,再进一步测定红外光吸收量和红光吸收量的比值,最终计算血氧饱和度。测量组织的一侧安装有发光管,发射红光和红外光照射测量部位;另一侧安装光电转换器,把检测到的透过机体组织的红光和红外光转换为电信号。动脉血流中的HbO₂和Hb浓度随着血液动脉波动而周期性变化,从而引起光电转换器输出的信号强度也周期性变化,通过处理这些周期性变化的信号,即可计算出对应的血氧饱和度和周期脉搏信息。如图1所示,给出了信号采集的示意图。血液灌注的充盈量将直接反映采集系统的信号强度大小。

[0005] 血氧饱和度测量的准确性会影响到医护人员的判断,甚至是导致患者延误治疗,进而出现危及生命的严重事件发生。例如,假阳性事件:即生理上血氧饱和度很低,但是测量得到的血氧饱和度值很高。发生这种情况,有可能导致医护人员误以为患者处于正常状态而不做关注,被动使得患者处于低氧状态,导致机体组织受到不同程度的损伤,甚至是危险到生命。假阴性事件:即生理上血氧饱和度很高,但是测量得到的血氧饱和度值很低。在新生儿患者人群中,过高的氧通气治疗会导致视网膜病变。因此这种情况发生时也会导致患者出现不可逆的组织损失。

[0006] 临床中影响血氧饱和度测量准确性的因素主要分为生理维度和技术维度两大类。

[0007] 生理维度主要是患者生理状态的原因导致外周循环血液容量偏低,进而导致测量系统所获得的生理信号微弱,引起测量系统计算的血氧相关参数不准确,即信噪比不满足测量系统的设计要求。例如:低温、静脉栓塞、臂丛阻滞等导致局部阻滞灌注水平过低,以及低容量、低心排量、休克等重要脏器异常引起的外周血液循环差。

[0008] 技术维度主要是测量系统的设计架构以及应用环境、方式等决定。系统设计架构包含了硬件、软件和算法三个重要组成部分,每个环节的设计都会直接或间接的影响到系统的测量准确性。应用环境是指临床应用中常见的操作环境,例如:白炽灯照射环境、蓝光灯照射环境、手术灯照射环境、以及因患者主动或被动的活动引起的运动干扰等。应用方式主要是指医护人员在使用配附件的佩戴方式、类型选择、以及模式的设置选择。应用方式是医护人员的操作规范约束,一般通过对使用者的教育培训可以解决,因此本发明不作为重点来阐述。

[0009] 可以监测血氧饱和度的系统或设备一般称为血氧测量系统或血氧测量仪/监测仪等。一般而言,血氧监测仪/测量仪至少包含了一个血氧测量系统。通常一个血氧测量系统或设备除了监测血氧饱和度参数,还可以提供其它维度的生理参数,例如:脉率值(PR, Pulse Rate)、灌注指数值(PI, Perfusion Index)、呼吸率(RR, Respiration Rate)、灌注变异指数(PVI, Perfusion Variety Index)等。

[0010] 现有血氧参数测量的主流厂家,很少有能够综合考虑整个测量系统进行优化设计的,要么测量系统成本很高,设计特别复杂;要么测量性能不能满足要求,在一些极端应用场景下测量异常或者无法测量。血氧参数的业界标杆masimo公司,以专利US6263222所描述的自适应算法为核心,发展出了多达5种之多的并行算法和决策系统。尽管masimo公司的技术较大幅度的解决了临床中测量不准确的问题,但是其技术的复杂性导致了其系统成本高居不下,维护支出代价高昂。也因为这个原因,在欧洲、非洲、亚洲、南美洲等重要市场,其市场份额并不高。其它血氧参数的生产厂家,如Nellcor公司、Mindray公司等,由于其系统设计的缺陷性,在低体温患者、体重儿、濒死患者等场景中性能不如意,不能满足临床中测量准确的要求。例如Mindray公司,尽管其采用了业界先进的TI采样集成芯片AFE系列,但是由于其系统设计的不合理性,在灌注指数低于0.1%时,其测量准确性就逐渐出现了偏差,甚至是无法测量,严重影响了在临床中常见的特殊场景的应用。

[0011] 因此,现有技术还有待发展。

发明内容

[0012] 鉴于上述现有技术的不足之处,本发明的目的在于提出一种提升测量系统测量精度的方法及系统,旨在提高血氧测量的精度。

[0013] 为实现上述目的,本发明采取了以下技术方案:

[0014] 一种提升测量系统测量精度的方法,应用于血氧测量系统,血氧测量系统至少包括发光单元、光电转换单元、A/D模数转换单元、驱动调节单元、算法处理单元,其中,

[0015] 所述发光单元发射至少一路光信号,穿透人体组织;所述光电转换单元接收发光单元发射的穿透人体组织的光信号,并转换成电信号,所述电信号包含了生理组织中至少一种生理信号特征,所述电信号发送至A/D模数转换单元;所述A/D模数转换单元转换所述电信号为数字信号,所述A/D模数转换单元还具备一个信噪比优化模块,该模块完成对数字

信号的信噪比优化,并输出驱动调节单元所需的调节系数,优化后的数字信号传输到算法处理单元,调节系数传输到驱动调节单元;所述信噪比优化模块,针对载波信号、调制信号、解调信号和滤波器这四种元素建立了至少一种逻辑策略对数字信号的信噪比进行优化,所述逻辑策略包含载波信号、调制信号、解调信号和滤波器四种元素中的至少两种元素,所述滤波器是低通、高通、带通、带阻和自适应的至少一种类型;

[0016] 所述逻辑策略的其中之一是消除高频噪声:载波信号、低通滤波器、调制信号依次满足至少4倍比例原则,即载波信号频率是低通滤波器截止频率的至少4倍,低通滤波器截止频率是调制信号频率的至少4倍,其中低通滤波器用于对载波信号滤波,消除调制信号中的高频干扰部分;所述逻辑策略的其中之一是提升采样精度:调制信号和解调信号建立自适应宽度调节机制,其中自适应宽度调节,是指调制信号脉宽长度可以自适应增加或减少,解调信号根据脉宽变化自适应补偿精度,实现信噪比提升;所述逻辑策略的其中之一是消除低频干扰:解调信号和自适应滤波器建立自适应滤波机制,动态调整滤波的窗长度,实现动态低频干扰的滤除;所述驱动调节单元,基于经过信噪比优化模块的至少一种逻辑策略处理后的数字信号生成调节系数,调节发光单元驱动电流的大小;所述算法处理单元,基于经过信噪比优化模块的至少一种逻辑策略处理后的数字信号,进行生理参数的转换和计算,得到至少一种生理参数。

[0017] 其中,所述信噪比优化模块还包括下述逻辑策略:调制信号和解调信号建立自适应幅度调节机制,其中自适应幅度调节是指调制信号幅度大小可以自适应增加或减少,解调信号根据幅度变化自适应补偿精度,实现信噪比提升。

[0018] 其中,所述提升采样精度的逻辑策略中自适应宽度调节包括如下步骤:对获取的采样信号进行交直流分离处理获取交流分量和直流分量;基于所述交流分量和直流分量计算得到幅度特性或者灌注指数特性;依据所述幅度特性或者灌注指数特性来调节调制信号实际脉宽长度的增加或减少。

[0019] 其中,所述调节调制信号实际脉宽长度的增加或减少包括如下步骤:建立幅度特性或者灌注指数特性与调节系数的映射关系;判断采样信号是否存在干扰;如果存在干扰则维持当前的采样脉冲宽度输出;如果不存在干扰则选择与当前幅度特性或者该灌注指数特性匹配的调节系数;应用选择后的所述调节系数调节输出的采样脉冲宽度。

[0020] 其中,所述信噪比优化模块中提升采样精度的逻辑策略还包括对驱动电流大小的自适应调节,具体如下:消除采样信号由驱动电流突变引起的干扰;对获取的采样信号进行交直流分离处理获取交流分量和直流分量;基于所述交流分量和直流分量计算得到幅度特性或者灌注指数特性;依据所述幅度特性或者灌注指数特性来调节驱动电流实际大小的增加或减少。

[0021] 其中,所述调节驱动电流实际大小的增加或减少包括如下步骤:建立幅度特性或者灌注指数特性与调节系数的映射关系;建立交流分量与驱动电流大小的映射关系;判断采样信号是否存在干扰;如果存在干扰则维持当前的驱动电流大小进行输出;如果不存在干扰则选择与当前幅度特性或者该灌注指数特性匹配的调节系数,并选择与当前交流分量和直流分量匹配的驱动电流大小;将选择后的驱动电流大小及调节系数进行输出。

[0022] 其中,所述判断采样信号是否存在干扰具体步骤为:判断至少3个脉搏波幅度的一致性;判断至少3个脉搏波周期的一致性;判断脉搏波的幅度标准差值是否超过幅度均值的

预设比例;判断脉搏波的周期标准差值是否超过周期均值的预设比例;当上述四个条件任一条件不满足,则认为存在干扰。

[0023] 其中,所述消除采样信号由驱动电流突变引起的干扰的步骤具体包括;识别采样信号由驱动电流突变引起的干扰的跳变时刻,并记录该时刻采样信号的跳变量 H ;预设一可接受的采样信号跳变增量 J , $J \leq H$;计算消除次数: $K=H/J$;将跳变时刻后的连续 K 次采样信号的采样值,每一采样值逐级加上采样信号跳变增量 J 。

[0024] 其中,所述发光单元至少发射红光及红外光,所述消除低频干扰的逻辑策略中自适应滤波机制包括如下步骤:建立采样值缓存区;获取多个红光和红外光的采样值并实时存入采样值缓存区;获取脉搏波周期,依据所述脉搏波周期设置滤波的窗长度为 N 点,所述 N 点的长度依据脉搏波周期的变化动态变化;分别计算滤波的窗长度为 N 点的红光和红外光采样值的均值,所述均值相当于当前滤波的窗内采样值的直流分量;计算红光和红外光采样值的均值的比值,即计算红光和红外光直流分量的比值,所述比值为简化系数;依据所述采样值及均值计算得到当前滤波窗内红光和红外光的交流分量以进行滤波;将简化系数乘以红光的交流分量进行输出。

[0025] 其中,所述算法处理单元采用经过自适应滤波后的红外光交流分量和带有简化系数的红光交流分量的比值计算血氧饱和度系数。

[0026] 本发明还提出一种血氧测量系统,其中,应用上述的方法,包括发光单元、光电转换单元、A/D模数转换单元、驱动调节单元、算法处理单元,通讯单元及显示单元,A/D模数转换单元与光电转换单元、驱动调节单元、算法处理单元连接,驱动调节单元与发光单元连接,通讯单元连接算法处理单元及显示单元,A/D模数转换单元还设置有信噪比优化模块;

[0027] 发光单元发射至少一路光信号穿透人体组织,光电转换单元接收发光单元发射的穿透人体组织后的光信号并转换成电信号发送至A/D模数转换单元,所述电信号包含了生理组织中至少一种生理信号特征,A/D模数转换单元对所述电信号进行模数转换后生成数字信号;信噪比优化模块对所述数字信号的信噪比优化,并输出驱动调节单元所需的调节系数,优化后的数字信号传输到算法处理单元,调节系数传输到驱动调节单元;算法处理单元基于经过信噪比优化模块处理后的数字信号,进行生理参数的转换和计算;驱动调节单元基于经过信噪比优化模块处理后的数字信号生成调节系数,调节发光单元驱动电流的大小;通讯单元用于将算法处理单元计算得到的生理参数信息发送到显示单元中;显示单元对接收到的生理参数信息深入加工后进行显示。

[0028] 本发明的提升测量系统测量精度的方法及系统,通过A/D模数转换单元的信噪比优化模块中消除高频噪声、提升采样精度、消除低频干扰的逻辑策略,驱动调节单元基于经过信噪比优化模块处理后的数字信号调节发光单元驱动电流的大小,算法处理单元基于经过信噪比优化模块处理后的数字信号进行生理参数的转换和计算,能够保证生理信号无失真且能够有效去除干扰,大大提高了测量系统的测量精度。

附图说明

[0029] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以

根据这些附图示出的结构获得其他的附图。

[0030] 图1为背景技术中血氧测量系统光电信号采集示意图。

[0031] 图2为本发明血氧测量系统第一种实施方式的组成示意图。

[0032] 图3为本发明提升测量系统测量精度的方法信噪比优化模块的逻辑策略示意图。

[0033] 图4为本发明血氧测量系统中采样信号和载波信号示意图。

[0034] 图5为本发明提升采样精度的逻辑策略中自适应宽度调节的流程示意图。

[0035] 图6为本发明调节调制信号实际脉宽长度的增加或减少的流程示意图。

[0036] 图7为本发明提升测量系统测量精度的方法根据脉宽变化自适应补偿精度的示意图。

[0037] 图8为本发明提升采样精度的逻辑策略中驱动电流大小的自适应调节的流程示意图。

[0038] 图9为本发明调节驱动电流实际大小的增加或减少的流程示意图。

[0039] 图10为本发明提升测量系统测量精度的方法消除采样信号由驱动电流突变引起的干扰的流程示意图。

[0040] 图11为本发明提升测量系统测量精度的方法采样信号的交流和直流分量构成示意图。

[0041] 图12为本发明消除低频干扰的逻辑策略中自适应平滑滤波的流程示意图。

[0042] 图13为本发明采用自适应平滑滤波后采样信号构成示意图。

[0043] 附图标记说明：

[0044] 100-测量系统,10-发光单元,20-光电转换单元,30-A/D模数转换单元,31-信噪比优化模块,40-驱动调节单元,50-算法处理单元,60-通讯单元,70-显示单元。

具体实施方式

[0045] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0046] 请参照图2,为本发明提升测量系统测量精度的方法所应用的血氧测量系统100,包括

[0047] 发光单元10、光电转换单元20、A/D模数转换单元30、驱动调节单元40、算法处理单元50,通讯单元60及显示单元70,A/D模数转换单元30与光电转换单元20、驱动调节单元40、算法处理单元50连接,驱动调节单元40与发光单元10连接,通讯单元60连接算法处理单元50及显示单元70,A/D模数转换单元30还设置有信噪比优化模块31;

[0048] 发光单元10发射至少一路光信号穿透人体组织,如红光信号或红外光信号,光电转换单元20接收发光单元10发射的穿透人体组织后的光信号并转换成电信号发送至A/D模数转换单元30,所述电信号包含了生理组织中至少一种生理信号特征,如监测血氧饱和度参数、脉率值(PR,Pulse Rate)、灌注指数值(PI,Perfusion Index)、呼吸率(RR,Respiration Rate)、灌注变异指数(PVI,Perfusion Variety Index)等。A/D模数转换单元30对所述电信号进行模数转换后生成数字信号。

[0049] 信噪比优化模块31对所述数字信号的信噪比优化,并输出驱动调节单元40所需的调节系数,优化后的数字信号传输到算法处理单元50,调节系数传输到驱动调节单元40。

[0050] 算法处理单元50基于经过信噪比优化模块31处理后的数字信号,进行生理参数的转换和计算。驱动调节单元40基于经过信噪比优化模块31处理后的数字信号生成调节系数,调节发光单元10驱动电流的大小。通讯单元60用于将算法处理单元50计算得到的生理参数信息发送到显示单元70中。显示单元70对接收到的生理参数信息深入加工后进行显示。

[0051] 如图3所示,本发明提出一种提升测量系统测量精度的方法,应用于上述的血氧测量系统100,该方法在于从消除高频噪声、提升采样精度、消除低频干扰中的至少一个逻辑策略去优化数字信号的信噪比,从而提高系统的测量精度。具体包括:

[0052] 所述信噪比优化模块31,针对载波信号、调制信号、解调信号和滤波器这四种元素建立了至少一种逻辑策略对数字信号的信噪比进行优化,所述逻辑策略包含载波信号、调制信号、解调信号和滤波器四种元素中的至少两种元素,所述滤波器是低通、高通、带通、带阻和自适应的至少一种类型。

[0053] 所述逻辑策略的其中之一是消除高频噪声:载波信号、低通滤波器、调制信号依次满足至少4倍比例原则,即载波信号频率是低通滤波器截止频率的至少4倍,低通滤波器截止频率是调制信号频率的至少4倍,其中低通滤波器用于对载波信号滤波,消除调制信号中的高频干扰部分。

[0054] 所述逻辑策略的其中之一是提升采样精度:调制信号和解调信号建立自适应宽度调节机制,其中自适应宽度调节,是指调制信号脉宽长度可以自适应增加或减少,解调信号根据脉宽变化自适应补偿精度,实现信噪比提升。

[0055] 所述逻辑策略的其中之一是消除低频干扰:解调信号和自适应滤波器建立自适应滤波机制,动态调整滤波的窗长度,实现动态低频干扰的滤除。

[0056] 所述驱动调节单元40,基于经过信噪比优化模块31的至少一种逻辑策略处理后的数字信号生成调节系数,调节发光单元10驱动电流的大小。所述算法处理单元50,基于经过信噪比优化模块31的至少一种逻辑策略处理后的数字信号,进行生理参数的转换和计算,得到至少一种生理参数。

[0057] 优选地,本发明的信噪比优化模块31还包括下述逻辑策略:调制信号和解调信号建立自适应幅度调节机制,其中自适应幅度调节是指调制信号幅度大小可以自适应增加或减少,解调信号根据幅度变化自适应补偿精度,实现信噪比提升。即通过自适应幅度调节机制来提高采样精度。

[0058] 以下针对各逻辑策略进行分别说明:

[0059] 一、逻辑策略:消除高频噪声

[0060] A/D模数转换单元30是把光电转换单元20输出的电信号转换为数字信号,以供其它单元使用。该单元是测量系统100中最为重要的核心单元,一旦转换模式固定下来,也就意味着整个系统的基准噪声水平已明确且再也无法调整。传统手段中,一般是在硬件上增加RC电容滤波,或是针对解调后的生理信号做简单的高通/低通滤波。由于硬件的限制,在电路上实现的RC滤波器,其滤波阶数一般都比较低,即滤波效果有限;而解调信号并没用滤除噪声,且在解调的过程中,由于降频的原因,噪声也进一步被混叠到了低频端,导致后端

处理效果微乎其微。光电转换单元20转换的电流信号,除了计算生理参数所需要的生理信号之外,还包含了其它各种各样的杂乱噪声,例如:血氧测量系统100本身已有的电磁噪声。除此之外,由于血氧测量系统100的基本原理所决定,外界环境光也会产生大量的杂乱噪声。血氧测量系统100常见的光源干扰有:日光、白炽灯、蓝光灯、手术灯等,甚至还存在因佩戴不到位而导致的自身光源污染。在生理信号比较强的情况下,即信噪比SNR较高,血氧测量系统100的输出结果是比较准确的,因为噪声很微弱,可以忽略不计;而在生理信号较弱的情况下,即信噪比SNR较低,则血氧测量系统100的输出结果的准确性就难以确保。

[0061] 光源信号噪声和血氧测量系统100自身的电磁噪声,可近似理解为随机白噪声分布,进而具备了滤波的可行性。血氧测量系统100是红光和红外光的交替发光策略,如图3所示,通过控制发光单元10交替发光,就形成了光电转换单元20所获得的调制信号,红外光的调制频率和红光的调制频率相同,两者相结合形成了固定的采样周期。图中的脉冲波形即为有效生理信号,只有解调信号(获取脉冲波上的采样值),才可以获取有效的生理信号。

[0062] 如果要对采样信号进行滤波,以达到滤除随机白噪声的目的,就必须充分考虑到载波信号频率、调制信号频率、以及滤波器特性。

[0063] 载波频率决定了红外光/红光调制信号所能采集到的有效采样值的数量。理论上,载波频率越高越好,但是受限于MCU芯片的特性,载波频率不可能无限制的提高。目前通用的ST芯片和NXP芯片,其自带的片内ADC一般可支持12MHz左右的采样频率,已经能够满足本说明书中所公示的技术方案,更高频率的芯片会带来成本的大幅度上升,除非特殊需要,否则针对传统监护参数(例如:心电ECG、血氧SpO₂、血压NIBP、体温TEMP等),已经可以满足应用需求,可以达到低成本的诉求。

[0064] 调制信号频率与滤波器特性存在非常强的关联。由数字信号理论知识可知,信号的本质是不同周期、相位和幅度的正弦波叠加构成,如图3中所示意的方波。由Nyquist采样定律可知,如果要无失真的还原出采样信号,采样率必须至少是模拟信号频率的2倍以上。

[0065] 基于此原理,本发明提升测量系统测量精度的方法中采用消除高频噪声的逻辑策略,具体为:载波信号、低通滤波器、调制信号依次满足至少4倍比例原则,即载波信号频率是低通滤波器截止频率的至少4倍,低通滤波器截止频率是调制信号频率的至少4倍,其中低通滤波器用于对载波信号滤波,消除调制信号中的高频干扰部分。

[0066] 在本逻辑策略中,把载波信号的频率、调制信号的频率、低通滤波器截止频率这三者抽象为模拟信号频率与采样率的关系。

[0067] 载波信号频率大于等于4倍的低通滤波器截止频率,低通滤波器截止频率大于等于4倍的调制信号频率,这样既可以实现对载波信号的滤波,同时又满足Nyquist采样定律,能够保证生理信号无失真且能够有效去除高频噪声干扰,大大提高了血氧测量系统100的测量精度。

[0068] 以血氧饱和度参数为例,生理信号的有效频带范围为[0.2-5]Hz。本发明内容实施方案选择的采样信号频率为125Hz(满足采样信号频率与生理信号频率4倍的原则),则采样信号的滤波截至频率至少选择500Hz。根据上述推导公式,则载波频率至少必须满足2kHz,才能够满足载波滤波的基本要求。

[0069] 依据上述的消除高频噪声的逻辑策略,可以有效的滤除环境光(蓝光、手术灯、白炽灯、日光灯)的干扰以及硬件自身的电磁噪声,提升信噪比,进而提升了血氧测量系统100

的测量准确性。

[0070] 二、逻辑策略：提升采样精度

[0071] 驱动调节单元40的主要作用是调节发光单元10的驱动电流大小,使得光电转换单元20从发光单元10转换得到的信号始终处于一个相对比较合理的范围内。当低温、休克等生理异常导致外周血液循环变差时,患者较为容易出现极低弱灌注现象。此时,传统血氧测量系统通常是依赖于提升驱动电流的大小来实现信噪比的提升。但是在患者测量部位较厚的情况下,驱动电流已经达到最大值,提升驱动电流的方法就没有效果了,此时,传统血氧测量系统要么输出的参数值不准确,要么无法测量。部分血氧测量系统采用增加发光脉宽的方式,通过多点平均来实现信噪比的提升。但是该现有技术方案在实现脉宽调节时,需要统计较长时间($\geq 30s$)的采样数值的波动特性来判断,且每次脉宽调节后需要维持一段时间,不能够快速自由切换。由于发光脉宽切换的滞后性,可能会出现在关键时刻血氧测量不准而出现误判的情况,也会导致在某些时刻出现功耗过大的问题(例如:生理信号已经恢复为正常灌注,但是发光脉宽还没有及时切换回来)。

[0072] 针对上述问题,本发明的提升测量系统测量精度的方法采用的逻辑策略为:将调制信号和解调信号建立自适应宽度调节机制,其中自适应宽度调节,是指调制信号脉宽长度可以自适应增加或减少,解调信号根据脉宽变化自适应补偿精度,实现信噪比提升。

[0073] 具体地,请参考图5,本发明提升采样精度的逻辑策略中自适应宽度调节包括如下步骤:

[0074] S101,对获取的采样信号进行交直流分离处理获取交流分量和直流分量。

[0075] S102,基于所述交流分量和直流分量计算得到幅度特性或者灌注指数特性。

[0076] 交流和直流分量特性,主要是AC量(脉搏搏动血液量)和DC量(非血液搏动量,例如:骨骼、皮肤、静脉等的吸收量),在一段时间内的幅度变化均值和标准差,还有脉搏波的节律(脉率)等。通过这些信息可以推算出灌注指数PI(perfusion Index), $PI = AC/DC * coef$,coef是校准系数为常量。

[0077] S103,依据所述幅度特性或者灌注指数特性来调节调制信号实际脉宽长度的增加或减少。

[0078] 即按照幅度特性或者灌注指数特性,调整调制信号的实际脉宽长度,按照实际情况进行增加或减少,以自适应的方式补偿或修正灌注度。

[0079] 进一步地,如图6所示,在步骤S103中,所述调节调制信号实际脉宽长度的增加或减少包括如下步骤:

[0080] S201,建立幅度特性或者灌注指数特性与调节系数的映射关系;

[0081] 本发明实施例中可以先统计所述交流分量特性和直流分量特性。如用均值、标准差、正态分布特性等来表达其特性,然后统计对应的幅度特性或者灌注指数特性。然后将幅度特性或者灌注指数特性与调节系数建立一一映射的关系。

[0082] 在统计交流分量特性和直流分量特性时,选择至少一个完整周期的脉搏采样信号的交流分量特性和直流分量特性,评价该脉搏采样信号的交直流特性。

[0083] 本发明实施例中一般选择 ≥ 3 个脉搏波周期,看这3个脉搏波的周期是否均匀,如标准差std满足 $\leq 5bpm$ 的波动则周期均匀;或看3个脉搏波的幅度是否均匀,如标准差std满足 $\leq 5\%$ 的幅度偏差则幅度均匀。这里既可以选择红外光信号,也可以选择红光信号来做判

断,或者两路结合来判断。

[0084] S202,判断采样信号是否存在干扰。

[0085] S203,如果存在干扰则维持当前的采样脉冲宽度输出。

[0086] S204,如果不存在干扰则选择与当前幅度特性或者该灌注指数特性匹配的调节系数。

[0087] S205,应用选择后的所述调节系数调节输出的采样脉冲宽度。

[0088] 这样,可以对采样信号的脉冲宽度在不同的采样环境如患者体温变化、患者的血管充盈度强弱等不同情况下对采样信号进行自适应调节。

[0089] 该逻辑策略不仅可以自适应的快速响应切换发光脉宽,还能够增加采样信号的逻辑分辨率,实现低分辨高精度的输出效果,可以有效改善生理信号的信噪比,提升测量准确性。

[0090] 本发明实施例采样信号是否存在干扰的具体步骤为:

[0091] 判断至少3个脉搏波幅度的一致性;判断至少3个脉搏波周期的一致性;判断脉搏波的幅度标准差值是否超过幅度均值的预设比例,本实施例中预设比例设为25%;判断脉搏波的周期标准差值是否超过周期均值的预设比例,本实施例中预设比例设为25%。当上述四个条件任一条件不满足,则认存在干扰。

[0092] 调节系数可以采用如下方式确定:

[0093] 获取一个发光脉冲最大宽度M1;获取一个发光脉冲实际宽度M2;计算该发光脉冲匹配的增益系数 $P=M1/M2$ 。如一个发光脉冲最大宽度 $M1=12$,一个发光脉冲实际宽度 $M2=9$,则该发光脉冲匹配的增益系数 $P=M1/M2=12/9$ 。

[0094] 本逻辑策略中自适应宽度调节为一个闭环反馈调节系统。首先实时获取采样信号(至少红光和红外光信号中的一路来做闭环判断,两路的效果会更好),并对采样信号进行交直流分离处理,用于统计交流分量(AC)和直流分量(DC)的特性。交流分量是指光吸收量变化的成分,例如:动脉搏动血液成分(血流量时刻变化,引起吸收量相应变化);直流分量是指光吸收恒定不变的成分,例如:皮肤、骨骼、脂肪、静脉血等。从生理角度可知,直流分量的量级要远大于交流分量的量级。因此,交流分量的变化量是实现自适应脉宽驱动调节的关键。统计交直流分量的特性,可以用均值、标准差、正态分布特性等来表达其特性,更进一步,还可以计算获得灌注指数(perfusion Index,PI) ($PI=AC/DC*coef$,coef是校准系数为常量)。然后,选择至少1个完整周期的脉搏波,评价其交直流的特性,以选择合适的调节系数。一般而言,多选择几个脉搏周期综合判断,有助于提升噪声干扰的识别,避免因噪声引起决策失误。本实施例以灌注指数PI为例来描述,假设灌注指数PI[0.9%,0.8%,0.7%,0.6%,0.5%,0.4%,0.3%,0.2%,0.1%]分别对应调节的调节系数[12/4,12/5,12/6,12/7,12/8,12/9,12/10,12/11,12/12]。若 ≥ 1 个脉搏波周期内存在噪声干扰,则维持当前的调节增益不做调节;若不存在噪声干扰,则根据计算得到的灌注指数所在的区间,选择对应的调节系数。例如:当前灌注指数PI为0.25%,落入[0.3%-0.2%]区间,则对应选择12/11的调节系数档位。完成调节系数选择后,即可设置驱动调节单元完成对采样信号的优化输出。

[0095] 本逻辑策略中根据脉宽变化自适应补偿精度,如图7所示:

[0096] 以最大驱动脉宽为基准,逆向构建驱动脉宽调节体系。假设最小驱动脉宽有4个采样点,最大驱动脉宽有12个采样点。当驱动脉宽只有8个采样点时,则在这8个点的累积和基

基础上,再乘以调节增益 $12/8$,扩展到12个采样点,即采样值有效精度始终保持为19位(假设最小驱动脉宽4个采样点下获取到的采样值有效精度为16位,在最大脉宽下增加了8个采样值共12个采样值,8个采样值就是 2^3 次幂,有效精度为16位+3位,就是19位。工程上的精度都是按照以2的N次幂来表示)。为了保持数据有效位数不会随着驱动脉宽的变化而变化,在驱动脉宽获取的采样值不足时,自动补足精度。这样设计的最大优势是保持了采样值的稳定性,不会因驱动脉宽变化而导致采样值波动,即突破了传统技术必须要等待足够长的时间才可以切换驱动脉宽的约束,可以实现根据当前采样信号的波动特性随时随地自适应调整的目的。

[0097] 本逻辑策略的自适应脉冲宽度调节,以累积和作为最终输出,而不是取均值。这样带来的好处是,可以提升逻辑精度,进而提升了弱灌注状态下的信噪比。可以有效解决弱灌注状态下血液搏动成分信息不足的问题。假设芯片ADC采样物理精度为16位,假设弱灌注水平为 0.025% ,则血液搏动成分的最大幅度近似为16点($2^{16} \times 0.025\%$),考虑到采样值需要落在合理区间范围内,过高/过低容易导致信号失真,因此信号幅度还需要折半,即仅有8个点来表达血液搏动变化。由数字信号处理知识可知,8个点描绘脉搏波的搏动变化,必然会产生生理信号信息损失,进而导致参数测量不准确。以本发明的自适应方式调节采样脉冲宽度,8个点可提升为64个点($8 \times (2^3)$)来表达脉搏波搏动变化,可知参数测量准确性必然得到大幅度提升。

[0098] 提升采样精度逻辑策略的本质就是调整采样点的多少。而每个采样点对应的时间单位,其实就是脉宽信息。采样点数的增加或减少,对应的,调制信号的脉宽长度也在相对应的增加或减少。在信噪比较高的时候,精度足够强,不需要太多的采样值,对应的采样脉宽就是减少;反之,信噪比较差时,增加足够多的采样值,其对应的采样脉宽就增加。假设一个采样值需要 $50\mu s$ 的时间,则4个采样值对应 $200\mu s$ 的脉宽。采样脉宽长度的调节,或者说采样数值平均个数,取决于信噪比优化模块最后的输出结果的反馈,基于该输出结果计算得到幅度特性或者灌注指数特性,来调节实际脉宽的加长或缩短。逻辑精度补齐的目的是以最大的累积点数作为输出,可以保证弱灌注下不会因为平均的原因损失精度。

[0099] 本逻辑策略的自适应宽度调节机制,不仅突破了传统技术的约束,实现了驱动脉宽的自适应调节,更重要的是,提升了采样信号的精度,改善了弱灌注状态下的信噪比,增加了测量参数的准确性。该技术方案具备如下优势:1.可以根据生理灌注水平的变化,自适应的调节驱动脉宽大小,从而实现在弱灌注下性能提升,在正常灌注下低功耗运行。在保证性能的前提下,实现了低功耗的需求且提升了光电元器件的使用寿命;2.扩展了采样信号的精度,使得应用低精度、低成本的硬件设计但具备高性能输出的方案,从理论模型变为实际可行,也为行业内推广带来了巨大的竞争优势。

[0100] 更进一步,上述提升采样精度的逻辑策略还包括对驱动电流大小的自适应调节。如图8所示,包括如下步骤:

[0101] S301,消除采样信号由驱动电流突变引起的干扰。

[0102] S302,对获取的采样信号进行交直流分离处理获取交流分量和直流分量。

[0103] S303,基于所述交流分量和直流分量计算得到幅度特性或者灌注指数特性。

[0104] S304,依据所述幅度特性或者灌注指数特性来调节驱动电流实际大小的增加或减少。

[0105] 即按照幅度特性或者灌注指数特性,调整驱动电流的实际大小,按照实际情况自动进行增加或减少,以自适应的方式补偿驱动电流的不足或降低过大的驱动电流。

[0106] 进一步地,如图9所示,所述调节驱动电流实际大小的增加或减少包括如下步骤:

[0107] S401,建立幅度特性或者灌注指数特性与调节系数的映射关系。

[0108] S402,建立交流分量与驱动电流大小的映射关系。

[0109] S403,判断采样信号是否存在干扰。

[0110] S404,如果存在干扰则维持当前的驱动电流大小进行输出。

[0111] S405,如果不存在干扰则选择与当前幅度特性或者该灌注指数特性匹配的调节系数,并选择与当前交流分量和直流分量匹配的驱动电流大小。

[0112] S406,将选择后的驱动电流大小及调节系数进行输出。

[0113] 交流分量特性对应不同的驱动电流大小,然后根据实际的交流分量特性选择不同的驱动电流来驱动发光单元,使得发光单元的驱动电流大小能够自适应的调节,同时,与交流直流分量特性关联的幅度特性或者灌注指数特性也对应不同的调节系数,该调节系数使得A/D模数转换单元将模拟信号转换为数字信号时对数字信号进行放大处理,从而适应不同生理状态下的测量,以提高测量的精度。

[0114] 由于驱动电流变化会引起采样信号的跳变,因此,需要增加突变消除功能,将跳变特性进行抹除。如图10所示,消除采样信号由驱动电流突变引起的干扰的步骤具体包括:

[0115] S501,识别采样信号由驱动电流突变引起的干扰的跳变时刻,并记录该时刻采样信号的跳变量H。

[0116] S502,预设一可接受的采样信号跳变增量J, $J \leq H$ 。

[0117] S503,计算消除次数: $K = H/J$ 。

[0118] S504,将跳变时刻后的连续K次采样信号的采样值,每一采样值逐级加上采样信号跳变增量J。

[0119] 以AC交流量为例,建立AC量与驱动电流大小的映射关系,进行自适应驱动电流的调节。在识别到驱动发生变化时,记录驱动变化引起的采样信号跳变量,将跳变量量化为可接受的增量,在单位时间内完成累加。例如:跳变量H为100,可接受的跳变增量J为5,则把跳变量100转为 $K = 100/5 = 20$ 次的连续调整,即把跳变发生时刻的采样值在后续连续20个采样点,每个采样点逐级递增增量5。通过这种方法可以把跳变的干扰抹除,实现平滑自由过渡。

[0120] 三:逻辑策略:消除低频干扰

[0121] 如图11所示,红外光或红光采样信号分别由两部分组成:搏动血液的光吸收而产生的搏动成分(AC量)和非搏动组织的光吸收而产生的非搏动成分(DC量)。搏动成分一般为心脏射血所引起的血液容量的变化,非搏动成分一般为骨骼、皮肤、肌肉、静脉等的恒定量。

[0122] 由于采样信号的AC量和DC量在解调信号存在低频干扰,本逻辑策略将解调信号和自适应滤波器建立自适应滤波机制动态调整滤波的窗长度,实现动态低频干扰的滤除。

[0123] 具体地,如图12所示,该自适应滤波机制包括如下步骤:

[0124] S601,建立采样值缓存区。

[0125] S602,获取多个红光和红外光的采样值并实时存入采样值缓存区。

[0126] S603,获取脉搏波周期,依据所述脉搏波周期设置滤波的窗长度为N点,所述N点的长度依据脉搏波周期的变化动态变化。

[0127] S604,分别计算滤波的窗长度为N点的红光和红外光采样值的均值,所述均值相当于当前滤波的窗内采样值的直流分量。

[0128] S605,计算红光和红外光采样值的均值的比值,即计算红光和红外光直流分量的比值,所述比值为简化系数,简化系数即 $\frac{Ired_{DC}}{Red_{DC}}$,简化系数用于简化血氧饱和度R系数的计算。

[0129] S606,依据所述采样值及均值计算得到当前滤波窗内红光和红外光的交流分量以进行滤波。

[0130] S607,将简化系数乘以红光的交流分量进行输出。带简化系数的红光的交流分量可以消除血氧饱和度R系数计算过程中的红光和红外光的直流分量,简化R的计算。

[0131] 例如:建立17个采样值的缓存区,则缓存区的中心点是第9点,中心点左侧长度为8个点,中点右侧长度也为8个点。对缓存区采样值进行累积求和,并计算平均值。然后用中心点9减去累积平均值,就得到滤波输出结果了而实现平滑滤波。实现连续滤波的方式是,每采集到一个采样值,则把这个采样值存入缓存区,采用先进后出的原则,即缓存区第一位的存储位置始终是最新的采样值。缓存每压入一个采样值,就执行一次上述的计算操作,这样就实现了随着采样值刷新的实时滤波特性。

[0132] 滤波的原理是,滤波窗中心点减去整个窗内所有采样点的平均值,采样值序列为Sample(1:2N1+1),i为采样点,N1为采样点中心,2N1+1=N为滤波窗的长度,Sample(i)为采样值,中心点采样值为Sample(N1),滤波输出为Filter(N1),计算公式即为:

$$[0133] \quad Filter(N1) = Sample(N1) - \frac{\sum_{i=1}^{2N1+1} Sample(i)}{2N1+1}。$$

[0134] 以上述公式计算当前滤波窗内红光和红外光采样值的交流分量以进行滤波,Filter(N1)输出滤波计算后红外光交流分量Ired_{AC}或红光交流分量Red_{AC}。

[0135] 如图13所示,采样上述自适应平滑滤波机制设计自适应平滑滤波窗,进行步骤S601-S607过程的逐点滤波,图13中实线信号为原先基线漂移比较严重的信号,在经过自适应平滑滤波后,就变成了图中虚线部分的信号。这样处理的优势是简化了搜波逻辑,以0点为分界线,可以很轻松的识别到脉搏波的峰点和谷点。

[0136] 本逻辑策略以解调信号为信号滤波对象,统计最终的输出结果。

[0137] 例如:统计其中的脉率变化信息,得到脉率值。再以脉率值来调节自适应平滑滤波器的平滑窗长度。假设:采样率是100Hz,当前脉率是60bpm,则自适应平滑滤波器的窗长为60s*100Hz/60bpm=100个采样点。假设脉率从60bpm变化到120bpm,则自适应平滑滤波器的窗长为60s*100Hz/120bpm=50个采样点。自适应平滑滤波器就是这样依据统计得到的脉搏信息,来自适应的调整滤波特性,从而滤除低于脉率值以下的噪声干扰。例如:60bpm时,以100个采样点窗长滤波,其滤波特性可以理解为消除<60bpm的低频干扰,即<=1Hz;120bpm时,以50个采样点窗长滤波,其滤波特性可以理解为消除<120bpm的低频干扰,即<=2Hz。

[0138] 本发明的算法处理单元50的算法策略同样关系到血压饱和度参数值的计算是否准确,传统算法有各种设计方法(例如:时域算法、频域算法、自适应算法等),但总体来说还是遵循滤除噪声,依据血氧饱和度计算公式计算参数的逻辑。血氧饱和度的计算需先计算

出R系数,然后使用R系数查表得到该R系数值对应的血氧饱和度。

[0139] 传统血氧测量系统的常规做法是先对信号做噪声抑制或滤除处理,再分别计算出红外光和红光的AC量和DC量,进而运用公式计算出血氧饱和度系数。

[0140] 而本发明的提升测量系统测量精度的方法中,算法处理单元50采用经过自适应滤波后的红外光交流分量和带有简化系数的红光交流分量的比值计算血氧饱和度系数。其在滤除低频干扰的同时简化了R系数的计算,使得血氧测量系统100既能采用自适应滤波提高信号的识别精度,从而提高血氧饱和度的测量精度,又能简化血氧饱和度的计算公式,并提高了整个算法的运行效率。

[0141] 具体的,本发明中,R系数的计算式为:

$$[0142] \quad R = \frac{Ired_{AC}}{Red''_{AC}};$$

[0143] 其中,R为血氧饱和度系数; $Ired_{AC}$ 为红外光自适应滤波后的交流分量;

[0144] Red''_{AC} 为红光自适应滤波后带有简化系数的交流分量;

$$[0145] \quad \text{其中, } Red''_{AC} = Red_{AC} * \frac{Ired_{DC}}{Red_{DC}};$$

[0146] Red_{AC} 为红光自适应滤波后的交流分量;

[0147] $Ired_{DC}$ 为红外光的直流分量; Red_{DC} 为红光的直流分量; $\frac{Ired_{DC}}{Red_{DC}}$ 为简化系数。

[0148] 这样,本发明的算法处理单元50中,R计算可以直接采用自适应滤波处理后的 $Ired_{AC}$ 、 Red''_{AC} 进行计算,简化了R的计算过程。

[0149] 本发明提升测量系统测量精度的方法在针对红外光和红光做自适应平滑滤波的同时,以红外光窗内平均值和红光窗内平均值的比值作为红外光和红光的DC分量比值,以简化系数的方式带入红光信号中。后续算法处理时以经过自适应滤波后的红外光和红光信号为基础,进行参数计算。因此,血氧饱和度的计算公式,在经过自适应滤波处理后,就简化为红外光和红光的交流比值计算,大大降低了算法设计的复杂度,提升了运行效率,从提升信号信噪比的角度,提出了一种简易可行去躁方式,不仅可以有效的去除低频干扰,同时简化了整个算法的处理流程,使得算法运行更加简洁、高效。

[0150] 综上,本发明针对测量系统100的A/D模数转换单元30、驱动调节单元40、算法处理单元50每个关键环节进行了信噪比的优化设计,A/D模数转换单元30的信噪比优化模块31中消除高频噪声、提升采样精度、消除低频干扰的逻辑策略,驱动调节单元基于经过信噪比优化模块31处理后的数字信号调节发光单元驱动电流的大小,算法处理单元基于经过信噪比优化模块31处理后的数字信号进行生理参数的转换和计算;上述几个环节的信噪比的优化方案单独运用或者组合运用均可以提升整个测量系统100的信噪比,从而提高整个测量系统100测量的精度。

[0151] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是在本发明的发明构思下,利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构变换,或直接/间接运用在其他相关的技术领域均包括在本发明的专利保护范围内。

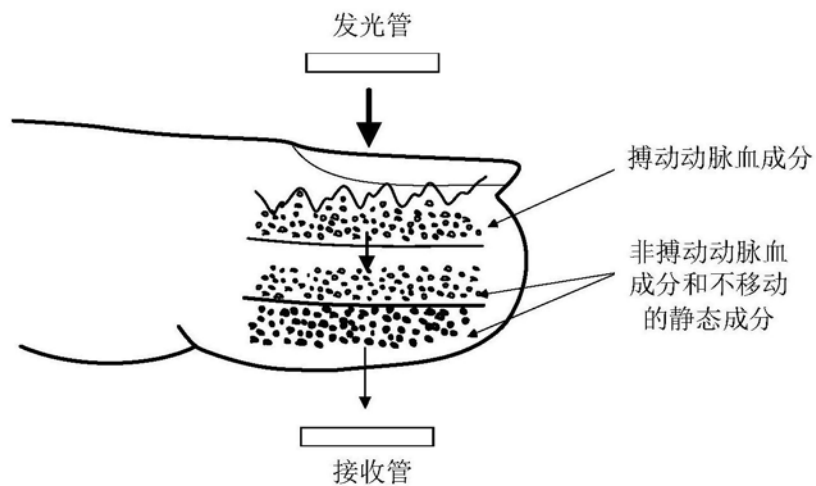


图1

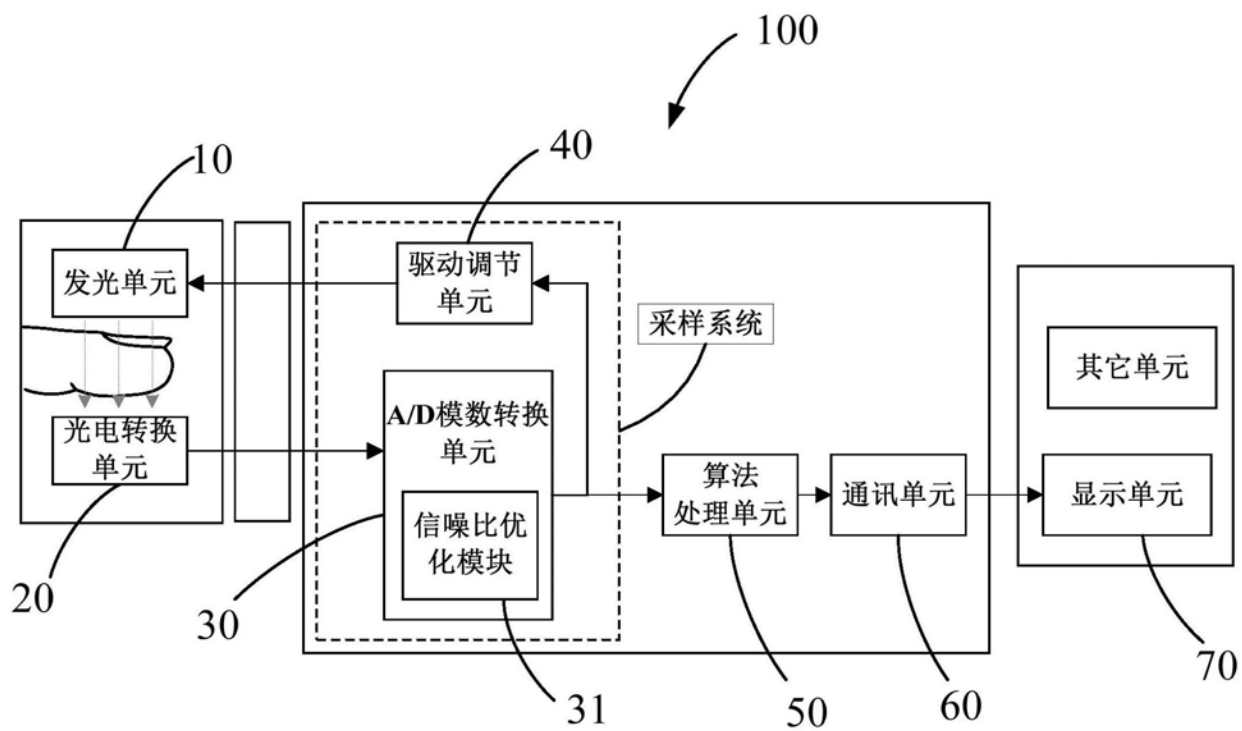


图2

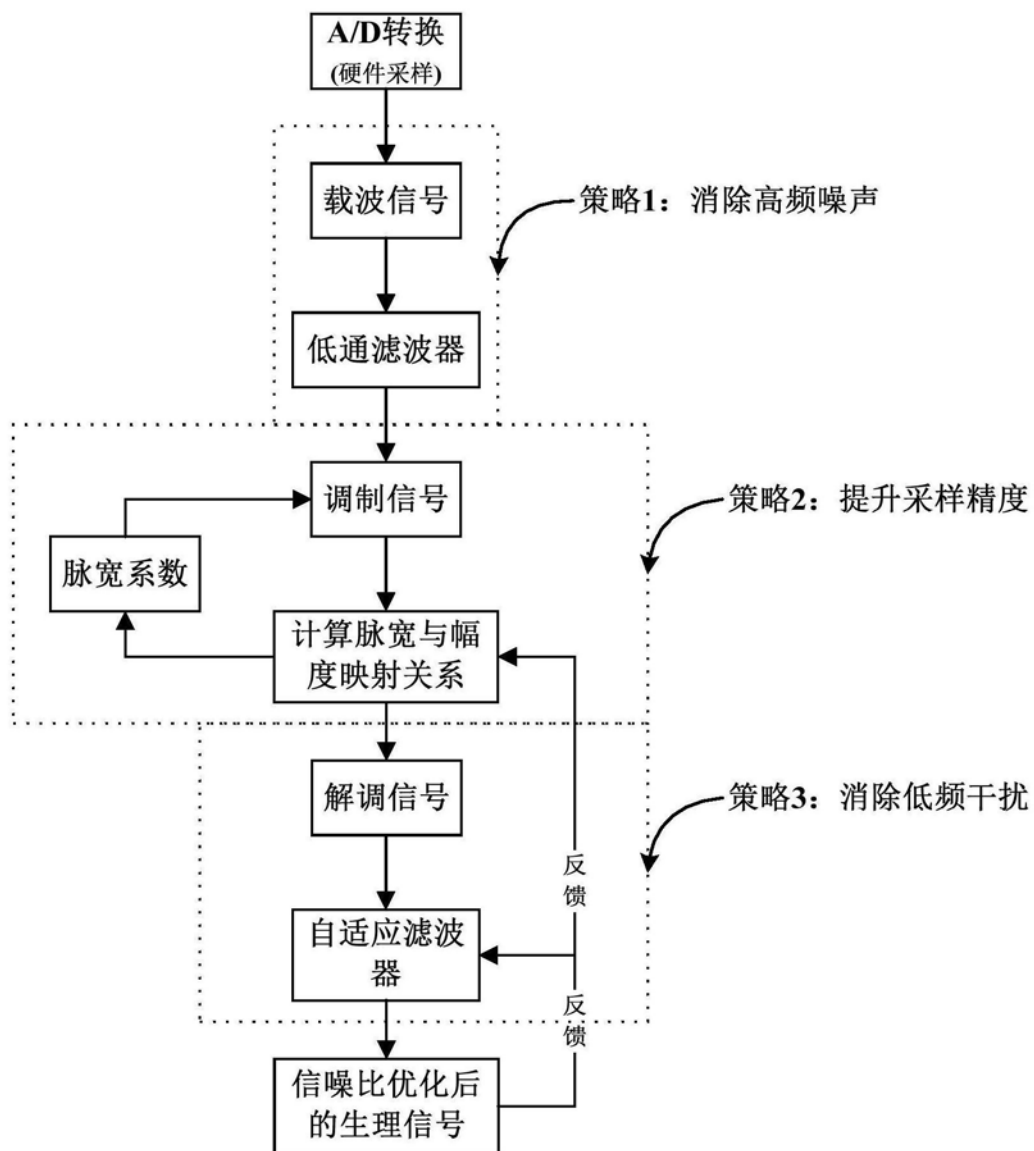


图3

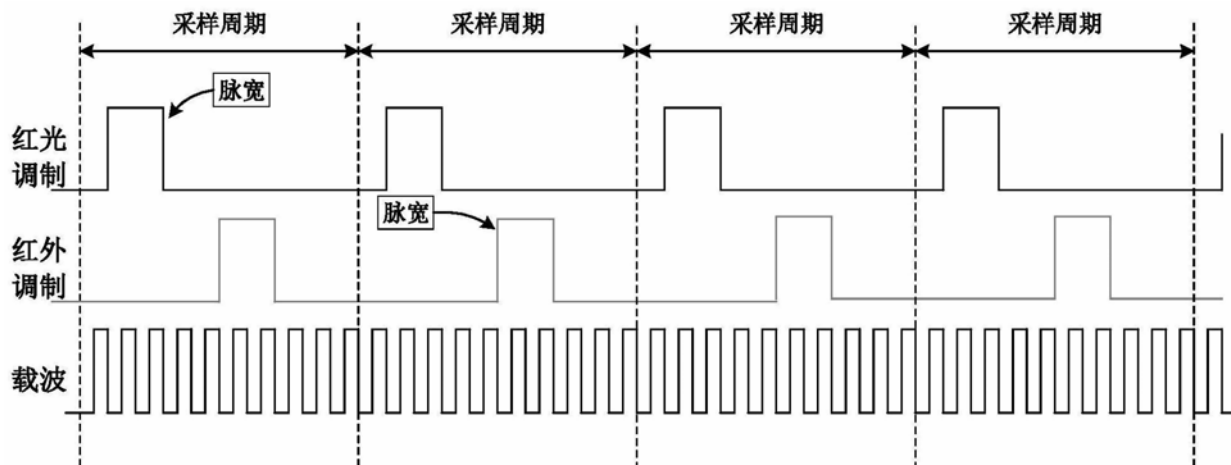


图4

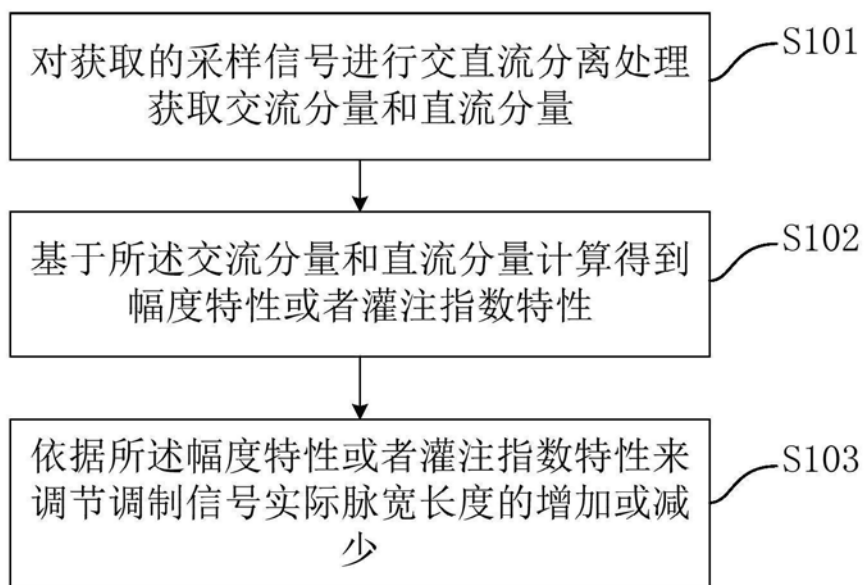


图5

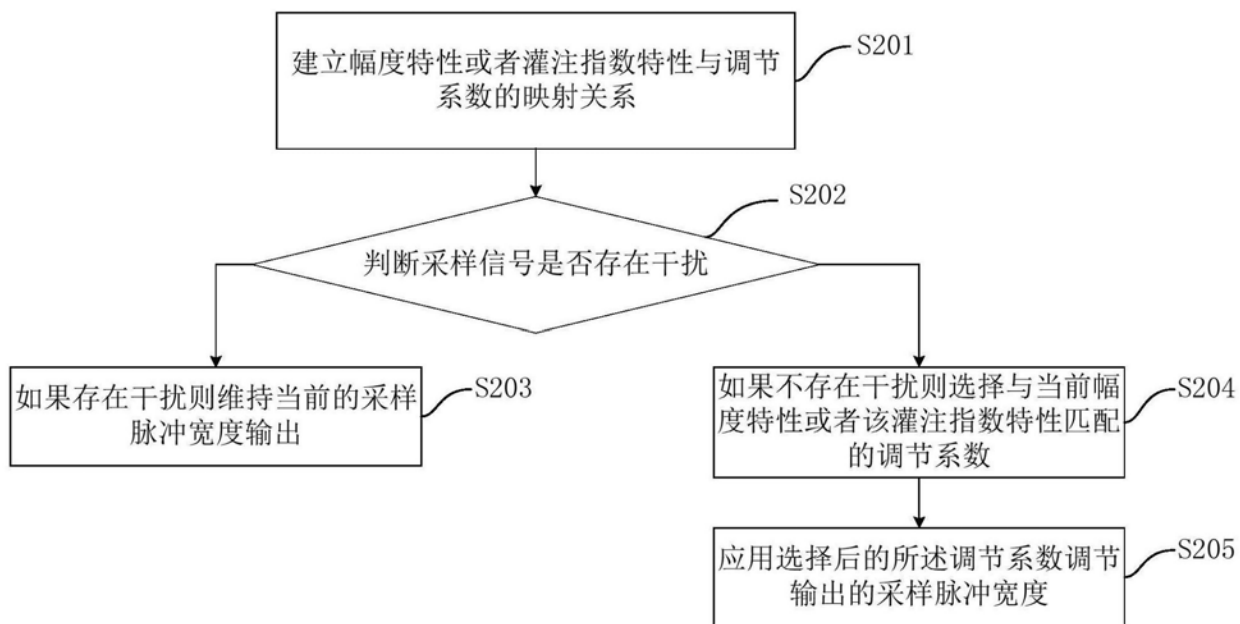


图6

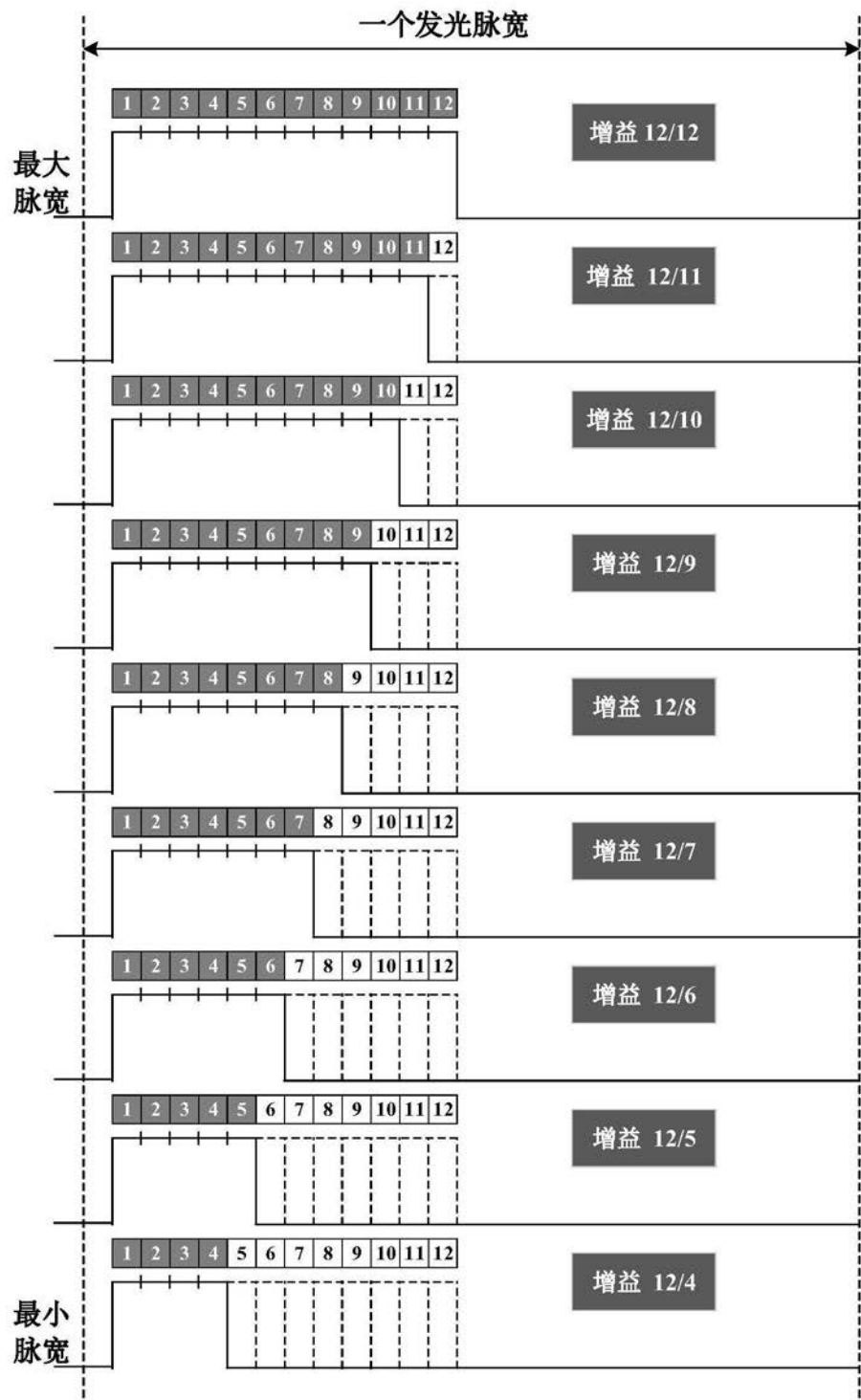


图7

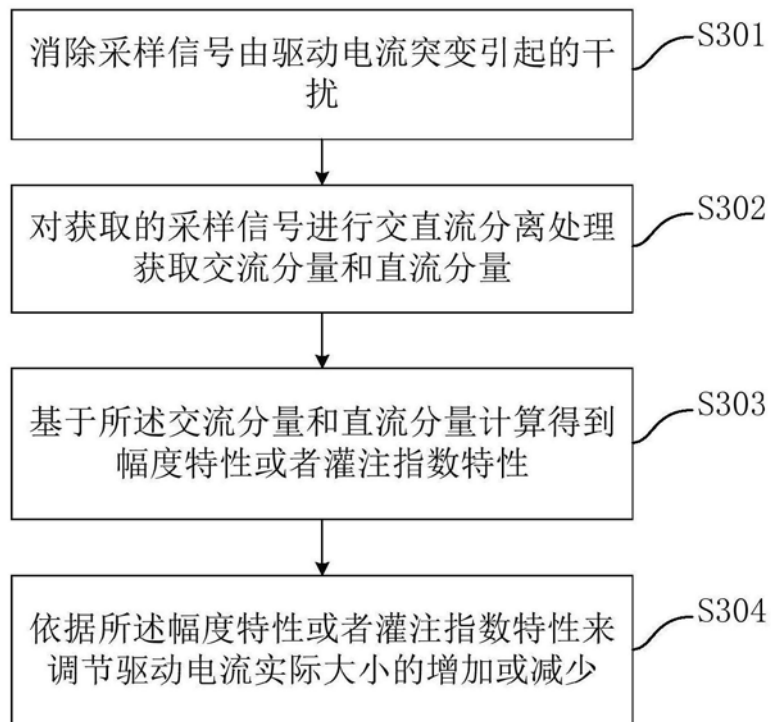


图8

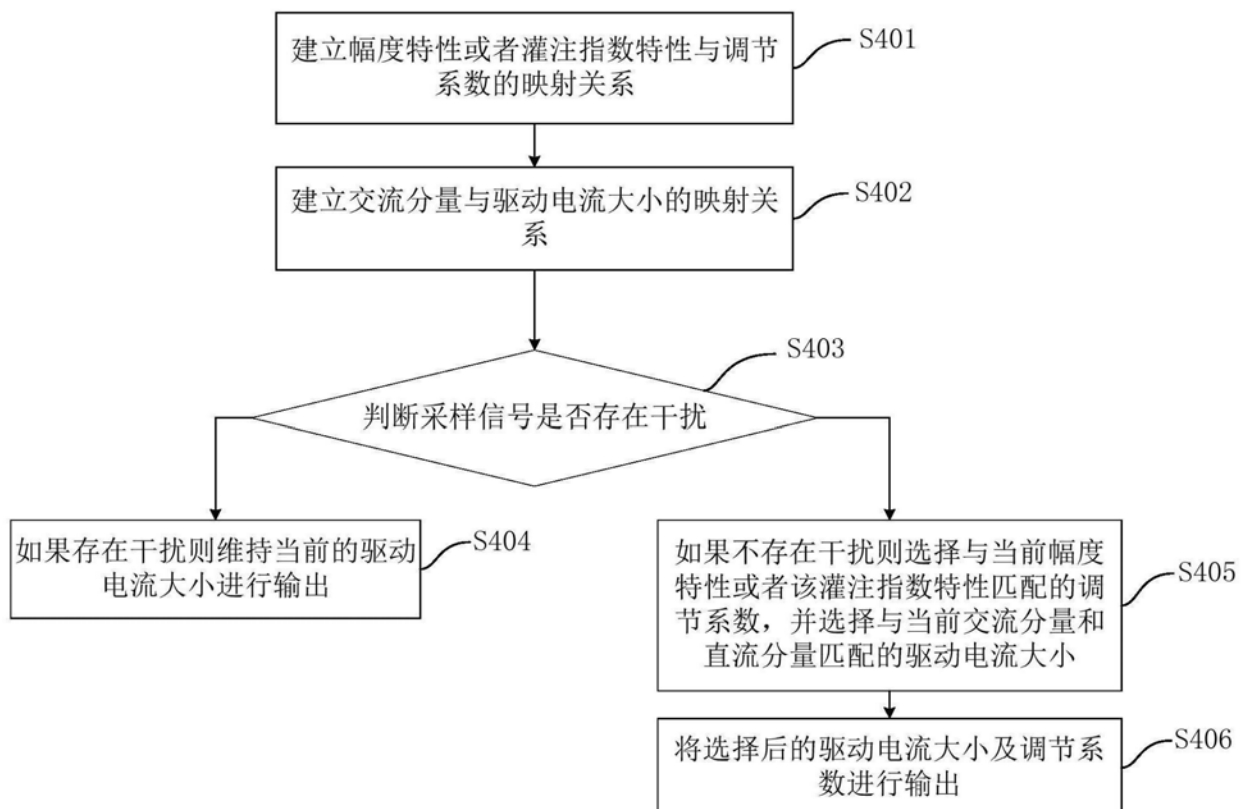


图9

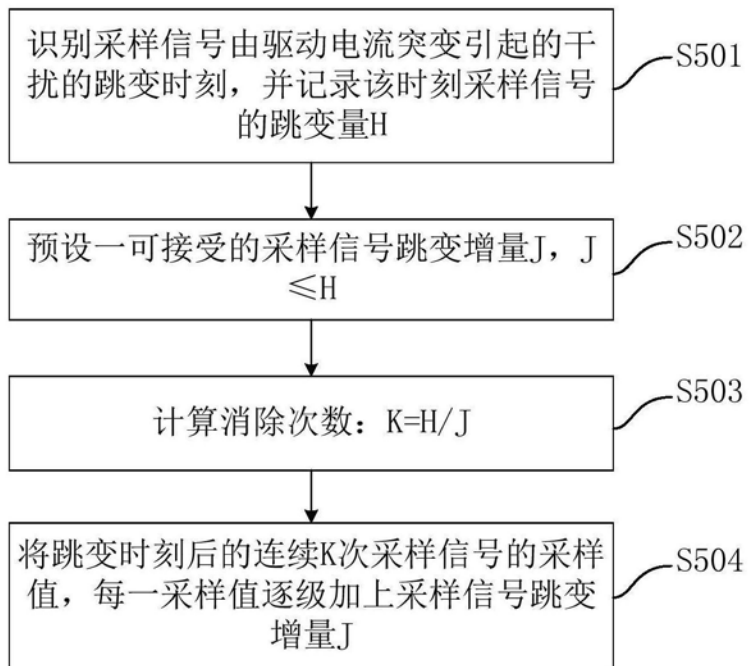


图10

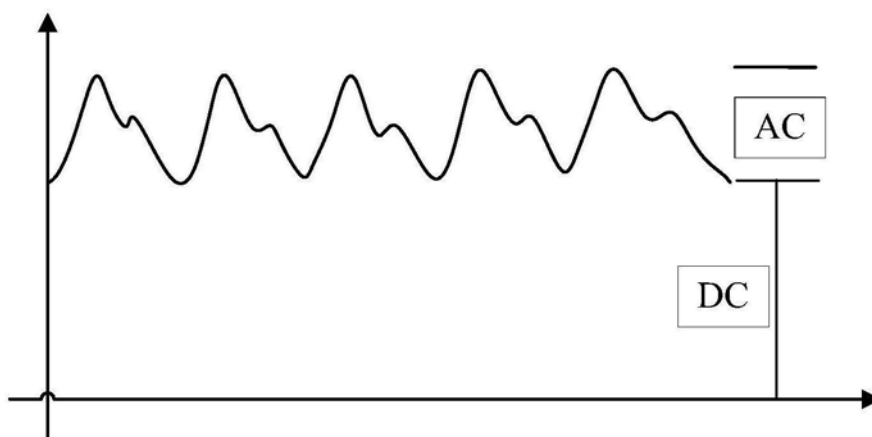


图11

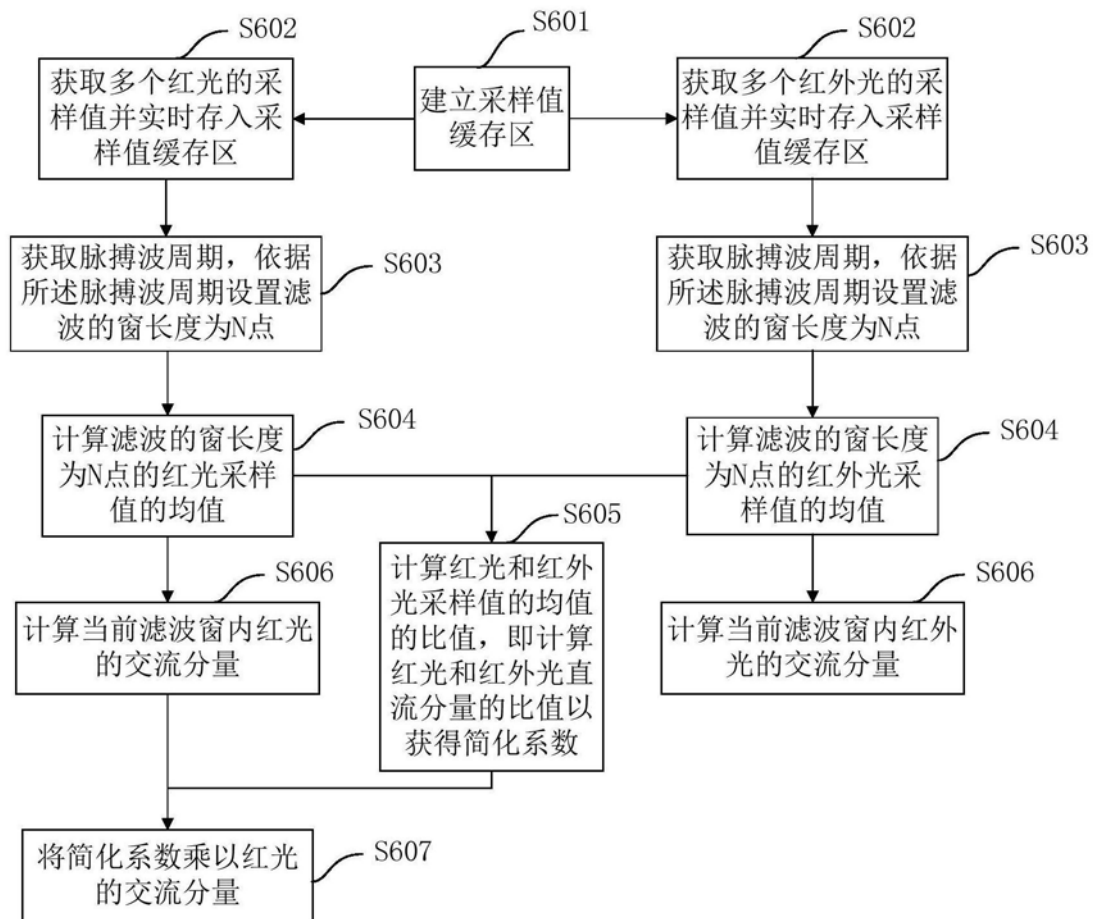


图12

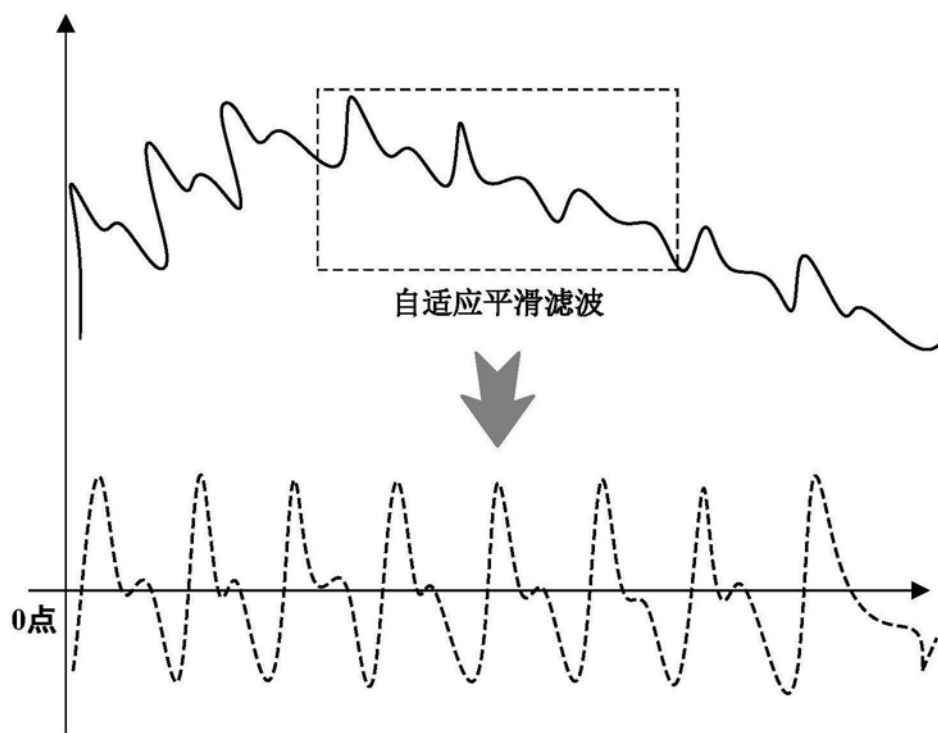


图13

专利名称(译)	一种提升测量系统测量精度的方法及系统		
公开(公告)号	CN110192867A	公开(公告)日	2019-09-03
申请号	CN201910554286.0	申请日	2019-06-25
[标]发明人	方进 张晓霖		
发明人	方进 张晓霖		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/7203		
代理人(译)	周斌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种提升测量系统测量精度的方法及系统，应用于血氧饱和度等生理参数测量，所述提升测量系统测量精度的方法核心是优化采样系统，从源头实现对噪声的抑制，有用信号的提升，达到提升系统测量准确性的目的，其核心包含三个阶段：1)、对载波信号滤波，消除高频干扰；2)、自适应调整调制信号的幅度和脉宽，获取最佳信噪比；3)、对解调信号做自适应平滑滤波，消除低频干扰。本发明提升了测量系统的测量精度。

