

1. 一种用于测量在身体内多重信号的系统,所述系统包括:
 - 产生第一色彩光的至少一个第一光源;
 - 产生第二色彩光的至少一个第二光源;
 - 至少一个光传感器,其经调适用于检测光振幅,其中所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源以及所述至少一个光传感器经调适用于位于其之间的身体的部分;
 - 伪随机噪声产生器,其经调适用于在伪随机时间接通及关断所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源;
 - 模/数转换器ADC,其用于将来自所述至少一个光传感器的经取样光振幅转换为其数字表示;及
 - 相关电路,其耦合到所述ADC的数字输出及所述伪随机噪声产生器,其中所述相关电路使所述数字表示与所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源中的对应者相关联。
2. 根据权利要求1所述的系统,其进一步包括用于对所述经相关数字表示滤波的数字滤波器。
3. 根据权利要求1或权利要求2所述的系统,其进一步包括耦合到所述数字滤波器的输出的心跳检测电路。
4. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其进一步包括耦合到所述数字滤波器的输出的血氧饱和度(SpO₂)确定电路。
5. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其中所述伪随机噪声产生器包括接收产生最大长度ML序列的时钟信号的线性反馈移位寄存器,其中所述时钟信号还耦合到所述ADC。
6. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其中所述ADC在所述时钟信号的正上升边缘上触发,且所述伪随机噪声产生器在所述时钟信号的负上升边缘上触发。
7. 根据权利要求5所述的系统,其中所述ML序列针对所述光源中的每一者进行相移。
8. 根据权利要求5所述的系统,其中所述ML序列针对多个其它光源中的每一者进行相移。
9. 根据权利要求5所述的系统,其中所述线性反馈移位寄存器包括多个移位寄存器,其基于所述伪随机噪声产生器的对应输出而相加或相减。
10. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其进一步包括:
 - 至少一个第一数/模转换器DAC,其具有耦合到所述至少一个第一光源的模拟输出;及
 - 至少一个第二数/模转换器DAC,其具有耦合到所述至少一个第二光源的模拟输出;
 - 其中所述至少一个第一DAC及所述至少一个第二DAC控制所述第一及第二光源的光强度。
11. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其中所述第一色彩光为大体上红色波长且所述第二色彩光为大体上红外线波长。
12. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其中所述第一色彩光为大体上绿色波长且所述第二色彩光为大体上黄绿色波长。
13. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其中从来自所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源的所述经取样光振幅的所述数字表示中减去环境光样本的数字表示。

14. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其中由微控制器提供所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源以及所述至少一个光传感器、所述伪随机噪声产生器、ADC及相关电路的接口。

15. 根据权利要求14所述的系统,其进一步包括通信接口,所述通信接口耦合到所述微控制器并提供氧气饱和度及心跳信息。

16. 根据前述权利要求中任一权利要求所述的系统,其中所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源包括发光二极管LED,且所述至少一个光传感器包括至少一个光电二极管或光电晶体管。

17. 一种用于测量在身体内多重信号的方法,所述方法包括以下步骤:

利用至少一个第一光源产生第一色彩光;

利用至少一个第二光源产生第二色彩光;

利用至少一个光传感器检测光振幅,其中所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源以及所述至少一个光传感器经调适用于位于其之间的身体的部分;

在由伪随机噪声产生器产生的伪随机时间接通及关断所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源;

利用模/数转换器ADC将来自所述至少一个光传感器的经取样光振幅转换为其数字表示;及

使用来自所述伪随机噪声产生器的所述伪随机时间使所述经取样光振幅的所述数字表示与所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源的对应者相关。

18. 根据权利要求17所述的方法,其进一步包括利用数字滤波器对所述经相关数字表示滤波的步骤。

19. 根据权利要求17或权利要求18所述的方法,其进一步包括根据所述经取样光振幅的所述数字表示确定血液的氧气饱和度(SpO₂)的步骤。

20. 根据权利要求17到19中任一权利要求所述的方法,其进一步包括将来自所述伪随机噪声产生器的所述伪随机时间相移的步骤。

21. 一种经配置用于测量在身体内多重信号的控制装置,其包括:

至少一个第一驱动器,其用于接通及关断产生第一色彩光的至少一个第一光源;

至少一个第二驱动器,其用于接通及关断产生第二色彩光的至少一个第二光源;

至少一个模拟输入,其用于从经调适用于检测光振幅的至少一个光传感器接收输出,其中所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源以及所述至少一个光传感器经调适用于位于其之间的身体的部分;

伪随机噪声产生器,其耦合到所述至少一个第一驱动器及所述至少一个第二驱动器,用于在伪随机时间接通及关断所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源;

模/数转换器ADC,其用于将接收从所述至少一个光传感器的经取样光振幅转换为其数字表示;及

相关电路,其耦合到所述ADC的数字输出及所述伪随机噪声产生器,其中所述相关电路使所述数字表示与所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源的对应者相关联。

22. 根据权利要求21所述的微控制器,其进一步包括:

至少一个第一数/模转换器DAC,其耦合到经调适用于耦合到所述至少一个第一光源的

至少一个第一模拟输出;及

至少一个第二数/模转换器DAC,其耦合到经调适用于耦合到所述至少一个第二光源的至少一个第二模拟输出;

其中所述至少一个第一DAC及所述至少一个第二DAC控制所述第一色彩光及所述第二色彩光的强度。

用于测量在身体内多重信号的方法、系统及设备

[0001] 相关专利申请案

[0002] 本申请案主张D.瑞安·巴图(D.Ryan Bartling)在2016年1月20日所申请的标题为“用于测量在身体内多重信号的方法及系统(Method and System for Measuring Multiple Signals in a Body)”的共同拥有的序列号为62/281,071的美国临时专利申请案的优先权,且出于全部目的,特此以引用方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及信号分析,特定来说,涉及有源传感器的信号分析(例如,脉搏血氧仪生物特征测量)。

背景技术

[0004] 某些生物特征测量遭受噪声,所述噪声使得极为难以提供传感器信号的正确分析。特定来说,脉搏血氧仪测量对噪声敏感。脉搏血氧仪使用脉搏血氧计,其为监测患者的血液的氧气饱和度及心率的无创医疗设备。

[0005] 参考图5及6,描绘现有技术脉搏血氧仪测量系统的一般概述框示意图及更详细框图。脉搏血氧计基于氧合血红蛋白(HbO₂)及脱氧血红蛋白(Hb)的红色光(600到750nm波长)及红外线光(850到1000nm波长)吸收特性来监测人的血液的氧气饱和度(SpO₂)。脉搏血氧计闪烁红色光及红外线光(例如发光二极管(LED)),交替地通过手指到达光电二极管。HbO₂吸收更多红外线光并允许更多红色光行进通过。另一方面,Hb吸收更多红色光并允许更多红外线光行进通过。光电二极管从每一LED接收未吸收光。必须在不同时间对每一红色及红外线光源进行光强度测量且环境光(背景光噪声)将影响这些测量。难以消除作为噪声源的闪光灯(例如,荧光灯)。

[0006] 图5、6及7中所示的电路的操作在由张丰(Zhang Feng)于2013年在微芯科技公司(Microchip Technology Inc.)出版、在www.microchip.com处可获得的申请案批注AN1525“使用微芯的模拟装置及dsPIC®数字信号控制器(DSC)的脉搏血氧仪设计(Pulse Oximeter Design Using Microchip's Analog Devices and dsPIC® Digital Signal Controllers(DSCs))”中得到更全面地解释,且出于全部目的,特此以引用方式并入本文中。图7展示显示来自图5及6的脉冲血氧计系统的脉冲信号的例示性波形。

发明内容

[0007] 需要存在一种特定来说用于脉搏血氧仪测量的抗噪声传感器信号测量方法、系统及装置。

[0008] 根据实施例,一种用于测量在身体内多重信号的系统可包括:产生第一色彩光的至少一个第一光源;产生第二色彩光的至少一个第二光源;至少一个光传感器,其经调适用于检测光振幅,其中所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源以及所述至少一个光传感器可经调适用于位于其之间的身体的部分;伪随机噪声产生器,其经调适用于在伪随

机时间接通及关断所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源;模/数转换器(ADC),其用于将来自所述至少一个光传感器的经取样光振幅转换为其数字表示;及相关电路,其耦合到所述ADC的数字输出及所述伪随机噪声产生器,其中所述相关电路使所述数字表示与所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源中的对应者相关联。

[0009] 根据进一步实施例,数字滤波器可对所述经相关数字表示滤波。根据进一步实施例,心跳检测电路可耦合到所述数字滤波器的输出。根据进一步实施例,血氧饱和度(SpO₂)确定电路可耦合到所述数字滤波器的输出。根据进一步实施例,所述伪随机噪声产生器包括接收产生最大长度(ML)序列的时钟信号的线性反馈移位寄存器,其中所述时钟信号还可耦合到所述ADC。根据进一步实施例,所述ADC可在所述时钟信号的正上升边缘上触发,且所述伪随机噪声产生器可在所述时钟信号的负上升边缘上触发。根据进一步实施例,所述ML序列可针对所述光源中的每一者进行相移。根据进一步实施例,所述ML序列可针对多个其它光源中的每一者进行相移。根据进一步实施例,所述线性反馈移位寄存器可包括多个移位寄存器,其可基于所述伪随机噪声产生器的对应输出而被相加或相减。

[0010] 根据进一步实施例,可包括:至少一个第一数/模转换器(DAC),其具有耦合到所述至少一个第一光源的模拟输出;及至少一个第二数/模转换器(DAC),其具有耦合到所述至少一个第二光源的模拟输出;其中所述至少一个第一DAC及所述至少一个第二DAC控制所述第一及第二光源的光强度。根据进一步实施例,所述第一色彩光可为大体上红色波长且所述第二色彩光可为大体上红外线波长。根据进一步实施例,所述第一色彩光可为大体上绿色波长且所述第二色彩光可为大体上黄绿色波长。根据进一步实施例,可来自所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源的所述经取样光振幅的所述数字表示中减去环境光样本的数字表示。根据进一步实施例,可由微控制器提供用于所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源以及所述至少一个光传感器、所述伪随机噪声产生器、ADC及相关电路的接口。根据进一步实施例,通信接口可耦合到所述微控制器且可提供氧气饱和度及心跳信息。根据进一步实施例,所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源可包括发光二极管(LED),且所述至少一个光传感器可包括至少一个光电二极管或光电晶体管。

[0011] 根据实施例,一种用于测量在身体内多重信号的方法可包括以下步骤:利用至少一个第一光源产生第一色彩光;利用至少一个第二光源产生第二色彩光;利用至少一个光传感器检测光振幅,其中所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源以及所述至少一个光传感器可经调适用于位于其之间的身体的部分;在由伪随机噪声产生器产生的伪随机时间接通及关断所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源;利用模/数转换器(ADC)将来自所述至少一个光传感器的经取样光振幅转换为其数字表示;及使用来自所述伪随机噪声产生器的所述伪随机时间使所述经取样光振幅的所述数字表示与所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源中的对应者相关。

[0012] 根据所述方法的进一步实施例,可包括利用数字滤波器对所述经相关数字表示滤波的步骤。根据进一步实施例,根据数字确定血液的氧气饱和度(SpO₂)的步骤可为所述经取样光振幅的表示。根据所述方法的进一步实施例,可包括将来自所述伪随机噪声产生器的所述伪随机时间相移的步骤。

[0013] 根据实施例,一种经配置用于测量在身体内多重信号的控制单元可包括:至少一个第一驱动器,其用于接通及关断产生第一色彩光的至少一个第一光源;至少一个第二驱

驱动器,其用于接通及关断产生第二色彩光的至少一个第二光源;至少一个模拟输入,其用于从经调适用于检测光振幅的至少一个光传感器接收输出,其中所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源以及所述至少一个光传感器可经调适用于位于其之间的身体的部分;伪随机噪声产生器,其耦合到所述至少一个第一驱动器及所述至少一个第二驱动器,用于在伪随机时间接通及关断所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源;模/数转换器(ADC),其用于将接收自所述至少一个光传感器的经取样光振幅转换为其数字表示;及相关电路,其耦合到所述ADC的数字输出及所述伪随机噪声产生器,其中所述相关电路使所述数字表示与所述至少一个第一光源及所述至少一个第二光源中的对应者相关联。

[0014] 根据进一步实施例,可包括:至少一个第一数/模转换器(DAC),其耦合到经调适用于耦合到所述至少一个第一光源的至少一个第一模拟输出;及至少一个第二数/模转换器(DAC),其耦合到经调适用于耦合到所述至少一个第二光源的至少一个第二模拟输出;其中所述至少一个第一DAC及所述至少一个第二DAC控制所述第一色彩光及所述第二色彩光的强度。

附图说明

[0015] 通过结合附图参考下列描述可获得本发明的更完全理解,在附图中:

[0016] 图1说明根据本发明的特定实例实施例的使用PDM的脉搏血氧仪测量系统的示意框图;

[0017] 图2说明根据本发明的另一特定实例实施例的使用PDM的脉搏血氧仪测量系统的示意框图;

[0018] 图3说明用于图2中所示的脉搏血氧仪测量系统的示意时序图;

[0019] 图4说明根据本发明的教示的图1及2中所示的脉搏血氧仪测量系统的示范性波形;

[0020] 图5说明现有技术脉搏血氧仪测量系统的一般概述的示意框图;

[0021] 图6说明现有技术脉搏血氧仪测量系统的更详细示意框图;

[0022] 图7说明图5及6中所示的现有技术脉搏血氧仪测量系统的示范性波形;及

[0023] 图8说明根据本发明的教示的用于产生红色及IR信号的ML序列的示意图形曲线。

[0024] 虽然本发明易于以多种修改及替代形式呈现,但是其特定实例实施例已在所述图式中展示且在本文中详细描述。然而,应了解,本文中的特定实例实施例的描述不希望将本发明限于本文中揭示的特定形式。

具体实施方式

[0025] 根据本发明的各种实施例,脉搏血氧仪测量系统使用伪随机噪声(PN)产生器以刺激一或多个发光二极管(LED)。来自这些LED的光振幅在行进通过身体的部分之后由光电晶体管或光电二极管检测并利用模/数转换器(ADC)进行数字化。接着使用相位分离多路复用使经数字化光振幅值与传出的伪随机噪声刺激重新相关。扩频技术因其噪声减轻性质及使多重信号行进通过相同介质且无干扰的能力而为人所知。因此,在彼此干扰最小的情况下可对两个或两个以上LED执行这些测量。

[0026] 利用多个信号源(在脉搏血氧计的情况中,LED)的传感器所面临的一个问题如同

具有许多用户的通信系统所面临的问题。每一LED必须共享同一传感器(光电二极管)。这通常是通过按顺序接通每一光源且接着又进行每一测量而完成。因此,每一光源得到其自身的时间片段,其中传感器可得到其自身的测量。这称为时分多路复用(TDM)。使用TDM的主要缺陷是,增加更多传感器同时保持所有其它不变需要更多时间得到来自每个光源的测量,从而降低了每一光源的总采样率。此外,因为正尝试测量的信号(动脉搏动)是不断变化的信号,所以所述测量由于进行其的次序而出现偏差。高采样率可帮助减少这两种担忧,但是最后的担忧是,当前技术需要从源测量中减去背景测量。

[0027] 许多无线应用已经实现的方法是使用码分多址(CDMA)。在此技术中,系统使用彼此之间具有极低交叉相关的经编码序列(例如,黄金码)。这允许频谱的多个用户同时共存,而代码之间具有极少串扰。在数字系统中,所述最少量的串扰可被轻易地舍弃,但是却足以在尝试进行精确模拟测量时造成问题。根据本发明的教导,脉搏血氧计可使用最大长度(ML)序列(最大长度序列还可用于产生黄金码),但是取代如同在CDMA中使用多重序列的是,仅需要一个序列且可对每一LED光源相移所述序列。这将在下文称为“相位分离多路复用(PDM)”且由于ML序列的某些性质而工作。

[0028] ML序列因其表示可由给定数目个位表示的最大数目的(非零)状态而得名。例如,给定4位,所述序列将在每15(2^n-1)个状态或“码片”之后重复。因此,每个ML序列中的1及0的数目几乎相等(确切地,0比1少一个)。按照惯例,0可被视为-1。这导致在序列对齐时,所述序列的圆形自相关的峰值为15(另外, 2^n-1)。这应是微不足道的,因为每次乘法是 1×1 或 -1×-1 且因此仅将15个结果相加以得到15。最重要的是,非峰值响应对于整个相关函数来说是单调-1。此意味着,如果相同序列重复并移位,那么组成信号可通过使用相关而分离。

[0029] 图8中说明此性质。顶部曲线图展示ML序列。ML序列移位以产生“红色”及“IR”信号。ADC 106得到组合信号,且最后的曲线图展示参考与信号之间的圆形互相关。所述两个峰值与用于红色及IR信号的相移对齐。用于所有其它相位偏移的相关为零。此意味着另外13个传感器光源可插入而不影响另两个光源的测量周期或结果。这表示显著优于传统的TDM方法。

[0030] 可使用线性反馈移位寄存器(LFSR)产生ML序列。这些可实施在硬件或软件中。可使用三个或三个以上正反器的任何长度的移位寄存器且将组正反器的输出进行XOR返回到移位寄存器的输入而制作LFSR。下文的表1提供有效LFSR参数的选择。LFSR可具有多个分接头,且对于任何给定大小将总是存在至少两个分接头选项。可使用可配置逻辑单元(CLC) 238构造图2中使用的LFSR配置。

[0031]

大小(n)	分接头	序列长度(k)
3	2	7

[0032]

4	3	15
5	3	31
6	5	63
7	6	127
8	4,5,6	255
9	5	511
10	7	1023

[0033] 通常,常规反射比脉搏血氧仪使用两个光波长,红色及红外线(IR)。替代地,可使用绿色及黄绿色。还可根据接收从所述光传感器的信号而确定佩戴光传感器的人的心率。根据本发明的教导,脉搏血氧仪测量系统使用伪随机噪声(PN)产生器使经测量光强度相关,且接着可计算经测量及经相关峰值对峰值检测光振幅以获得这些光振幅之间的比率用于确定血液中的氧气饱和度。

[0034] 与本文所揭示的提出的解决方案相比,现有技术的脉搏血氧仪测量系统缺少测量序列的随机化造成测量偏差。难以消除作为噪声源的闪光灯(例如,荧光灯)。移动使测量心跳或 SpO_2 面临困难。到今没有消费者手腕式或触摸式血氧计可用。

[0035] 现在参考图,示意地说明实例实施例的细节。在图式中的相似元件将由相似数字表示,且类似元件将由具有不同小写字母下标的相似数字表示。

[0036] 现在参考图1,其描绘根据本发明的特定实例实施例的使用相位分离多路复用(PDM)的脉搏血氧仪测量系统的示意框图。使用PDM的脉搏血氧仪测量系统(通常由符号100表示)可包括模拟亮度控制件102、数字LED控制件104、模/数转换器(ADC)106、相关电路(匹配滤波)108、数字滤波110(例如,有限脉冲响应(FIR)及/或无限脉冲响应(IIR)滤波器);心跳检测112及氧气饱和度确定(SpO_2)114。可用模拟/数字混合信号集成电路(例如,微控制器)提供前述提及的元件。脉搏血氧仪测量系统100可进一步包括至少一个红色光源(例如,红色LED)116、至少一个红外线光源(例如,IR LED)118、至少一个光传感器(例如,光电二极管、光电晶体管)120、电流感测电阻器122以及开关124及126,例如,金属氧化物半导体场效晶体管(MOSFET)、双极晶体管、结场效晶体管(JFET)等。电阻器122可用于提供电压信号到ADC 106,所述电压信号表示由所述至少一个光传感器120接收的光强度。电阻器142及144分别限制电流通过LED 116及118。预期且在本发明的范围内,绿色及黄绿色光源可结合或取代红色及红外线光源使用。可使用且本文中预期多个光源。可在微控制器中提供通信接口150用于与外部显示器及控制件通信。

[0037] 模拟亮度控制件102可包括第一数/模转换器(DAC)130、第一缓冲放大器132、第二DAC 134及第二缓冲放大器136。数字LED控制件104可包括伪随机噪声产生器138及时钟或时序源140。DAC 130及134的输出可分别耦合到缓冲放大器132及136,例如,单位增益运算放大器,且用于控制开关(晶体管)124及126的集电极(或如果使用FET,那么为漏极)上的电

压,又控制当每一相应开关124或126接通时施加分别来自缓冲放大器132及136的DC电压时LED 116及118的亮度。

[0038] 时钟或时序源140可用于驱动基于硬件或软件的伪随机噪声(PN)产生器138。伪随机噪声产生器138可具有可耦合到开关(晶体管)124及126的基极(或栅极)的一或多个输出。最大长度(ML)序列的性质(例如,由线性反馈移位寄存器)产生当同相相关时总计为 $(2^n)-1$ 的代码,其中n是如图2中所示的移位寄存器238中的正反器或位的数目。当异相时,相关性=-1。相干噪声呈指数减少。可通过平均化减少白噪声。多个传感器可在不同相位使用相同代码(例如,PDM)以同时测量多个信号。与传感器无关的相位可用于测量背景噪声且接着可从其它传感器测量中减去。

[0039] 现在参考图2,其说明根据本发明的另一特定实例实施例的使用PDM的脉搏血氧仪测量系统的示意框图。使用PDM的脉搏血氧仪测量系统(通常由符号200表示)可包括模拟亮度控制件202、数字LED控制件204、模/数转换器(ADC)106、相关电路(匹配滤波)108a、数字滤波110(例如,有限脉冲响应(FIR)及/或无限脉冲响应(IIR)滤波器)、心跳检测112及氧气饱和度确定(SpO_2)114。可用模拟/数字混合信号集成电路(例如,微控制器)提供前述提及的元件。脉搏血氧仪测量系统200可进一步包括至少一个红色光源(例如,红色LED)116、至少一个红外线光源(例如,IR LED)118、118a、至少一个光传感器(例如,光电二极管、光电晶体管)120、电流感测电阻器122以及开关124及126,例如,金属氧化物半导体场效晶体管(MOSFET)、双极晶体管、结场效晶体管(JFET)等。电阻器122可用于提供电压信号到ADC 106,所述电压信号表示由所述至少一个光传感器120接收的光强度。电阻器142、144及144a分别限制电流通过LED 116、118及118a。预期且在本发明的范围内,绿色及黄绿色光源可结合或取代红色及红外线光源使用。可使用且本文中预期多个光源。通信接口150可提供在微控制器中用于与外部显示器及控制件通信。

[0040] 模拟亮度控制件102可包括第一数/模转换器(DAC)130、第一缓冲放大器132、第二DAC 134、第二缓冲放大器136、第三DAC 134a及第三缓冲放大器136a。数字LED控制件204可包括伪随机噪声产生器,其包括移位寄存器238及时钟源140。DAC 130、134及134a的输出可分别耦合到缓冲放大器132、136及136a,例如,单位增益运算放大器,且用于控制开关(晶体管)124、126及126a的集电极(或如果使用FET,那么为漏极)上的电压,又控制当每一相应开关124、126或126a接通时施加分别来自缓冲放大器132、136及136a的DC电压时LED 116、118及118a的亮度。捕获比较脉冲宽度调制(CCP)模块240(例如,PDM)可提供用于触发ADC 106的相位控制。

[0041] 数字LED控制件204可包括时钟或时序源140,其可用于驱动实施为线性反馈移位寄存器(LFSR)且包括产生最大长度序列(ML)序列码的移位寄存器238a、238b、238c及238d的伪随机噪声(PN)产生器。控制LED的开关的相同信号还可用于使ADC 106转换结果相关。这允许同时有效地进行测量。此方法可使用一对伪随机噪声码(PN码)以刺激一到多个LED或其它传感器。LED的测量以及环境光测量实际上“同时”。IR及红色LED的伪随机测量消除序列偏差及背景光闪烁的问题。运动并未由于短PN码而消除,反而可通过使用较长PN码消除。

[0042] 还存在可相关但是并未用于导通光源(LED)的LFSR的一个部分。这可用于得到接着可从另外两个光源(红色及IR)测量中减去的环境光或背景噪声的测量。PN序列必须确定

性地重复。图3展示用于红色及IR LED的控制信号的示范性时序图。展示用于红色及IR LED的PN序列。模式重复可仅仅消耗不到4毫秒,且在相同的约3.75毫秒周期过程期间对红色、IR及环境光有效地进行测量。此背景噪声的减去是任选的,因为相关性已经显著地降低了背景/环境噪声。

[0043] 伪随机噪声产生器(移位寄存器238)可具有可耦合到晶体管124及126的基极(或栅极)的一或多个输出。最大长度(ML)序列是一种类型的伪随机二进制序列。ML序列(例如,由线性反馈移位寄存器238产生)的性质在同相相关时总计 $(2^n) - 1$, 其中n是移位寄存器238中的正反器或位的数目。当异相时,相关性 = -1。相干噪声呈指数减少。通过平均化减少白噪声。多个传感器可在不同相位(PDM)处使用相同代码以同时测量多个信号。与传感器无关的相位可用于测量背景噪声且接着从其它传感器测量中减去。由ML序列提供经产生ML序列。例如,使用三(3)位LFSR,ML序列可为1、1、1、-1、1、1、-1。

[0044] 同相:

	参考	*	信号	=	乘积
[0045]	1	*	1	=	1
	1	*	1	=	1
	1	*	1	=	1
	-1	*	-1	=	1
	-1	*	-1	=	1
[0046]	1	*	1	=	1
	-1	*	-1	=	1
总和:					7

[0047] 其中n=3且 $2^n - 1 = 7$ 。如果以上栏中的一者向上或向下移位(绕回),那么乘积变为异相:

[0048] 异相:

	参考	*	信号	=	乘积
	1	*	-1	=	-1
	1	*	1	=	1
	1	*	1	=	1
[0049]	-1	*	1	=	-1
	-1	*	-1	=	1
	1	*	-1	=	-1
	-1	*	1	=	-1
总和:					-1

[0050] 与LFSR长度无关,两栏彼此异相时的结果将总是为-1。因为不可能为负光,所以结果可表示为:

[0051] 同相:

	参考	*	信号	=	乘积
	1	*	1	=	1
	1	*	1	=	1
	1	*	1	=	1
[0052]	-1	*	0	=	0
	-1	*	0	=	0
	1	*	1	=	1
	-1	*	0	=	0
总和:					4

[0053] 其中 $2^{(n-1)}=4$

[0054] 异相:

	参考	*	信号	=	乘积
[0055]	1	*	0	=	0
	1	*	1	=	1
	1	*	1	=	1
	-1	*	1	=	-1
[0056]	-1	*	0	=	0
	1	*	0	=	0
	-1	*	1	=	-1
总和:					0

[0057] 在此情况中,异相时的和将总是为0。

[0058] 如图1及2中所示的ADC 106可在除用于PN产生器(移位寄存器238)的有效边缘外的任何时刻使用硬件逻辑或软件编程来触发。ADC 106可每个时钟周期触发一或多次。如图2中所示,相同时钟源140可用于ADC 106及PN产生器(移位寄存器238)两者。ADC 106可在正边缘上触发,且PN产生器可在时钟信号的负边缘上触发。CCP模块240可对ADC 106何时相对于LFSR移位寄存器238移位时触发提供相位控制。

[0059] 为了相关,每一ADC样本可复制到n+1个移位寄存器中(其中n是有源传感器或LED的数目)。每一移位寄存器基于PN产生器的对应输出而相加或相减。即,如果LED1导通且LED2关断,那么 $LED1Reg = previousLED1Reg + ADCSamp$ 且 $LED2Reg = previousLED2Reg - ADCSamp$ 。在PN码全部重复某次数之后,可读取移位寄存器且接着由应用程序软件将其归零。这还可在具有适当架构的硬件中进行。相关电路(匹配滤波)108及108a检查参照(LED)是否导通,接着,如果导通,那么相加,且如果LED关断,那么相减。实例编码如下所示。软件编码领域中且获益于本发明的一般技术人员可编写实现相同目的的不同程序代码且本文中预期不同程序代码。

[0060]

```
//当 LED 导通时相加，当 LED 关断时相减
#define CS_Correlate(sample, reference)
    ((1 == (reference)) ? (sample) : -(sample))

//总样本累加
static unit16_t CS_sampleCount;
//针对每一相关累加样本
static unit16_t CS_sampleMax = 30;

//每当完成 ADC 转换时调用
static void CS_AdcCallback(void) {
```

[0061]

```
    if (CS_sampleMax > CS_sampleCount) {

        //读取 ADC 样本
        adc_result_t rawSample = ADC_GetConversionResult();

        //使 adc 样本与 LFSR 分接头相关
        CS_accumulatorRed += CS_Correlate(rawSample, redTap)
        CS_accumulatorIR1 += CS_Correlate(rawSample, ir1Tap)
        CS_accumulatorIR2 += CS_Correlate(rawSample, ir2Tap)
        CS_accumulatorBkg += CS_Correlate(rawSample, bkgTap)

        //对迄今为止相关的样本数目计数。
        CS_sampleCount++;
    } else {
        //完成时停止相关
        bool err = CS_CorrelationStop();
        E_ASSERT(false == err);
    }
}
```

[0062] 数字滤波可用于额外滤波以将信号响应平滑化且必要时消除DC分量。这些数字滤

波器可为FIR及/或IIR DSP元件的任何组合,如由数字滤波器领域中且获益于本发明的一般技术人员所已知。

[0063] 对于心跳检测,可使用任何方法。软件锁相环(PLL)可用于实施心跳检测,或还可使用状态机表示。可在每一心跳的周期中测量来自LED的峰值对峰值信号输出。这些值可进一步滤波,且IR/红色或绿色/黄绿色光强度的比率可用于确定氧气饱和度水平(SP/O₂)。

[0064] 图4展示根据各种实施例的显示脉冲信号的示范性波形。图4中所示的波形是在对相关(匹配滤波器)108的输出施加任何数字滤波110之前在所述输出处获得。甚至在后续滤波之前,与已经滤波且图7中所示的现有技术信号范围相比,这些波形提供优越信号范围。总之,可例如使用PIC微控制器(例如PIC16F1778)中可用的可配置逻辑电路以硬件提供信号产生。滤波算术仅需要加法及减法。通信接口(未展示)可耦合到微控制器的部分且提供氧气饱和度及心跳信息到显示器及/或计算机(未展示)。

[0065] 预期且在本发明的范围内,如上文使用伪随机噪声产生器论述的信号分析不限于脉搏血氧计测量,而是还可适用于需要驱动信号来产生测量信号的其它传感器信号评估。因此,如本文中所提出的方法可适用于各种其它传感器信号评估系统及方法。

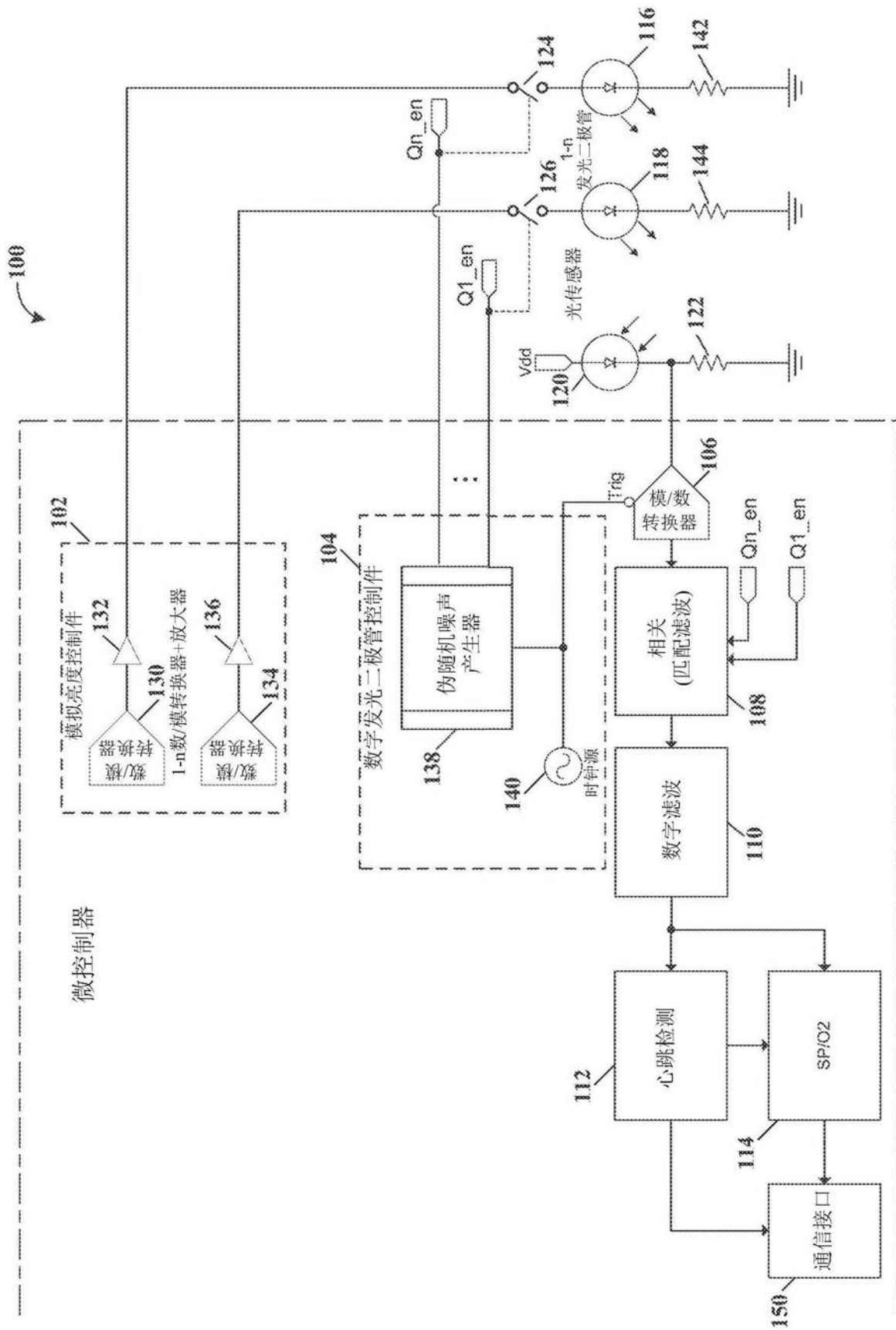


图1

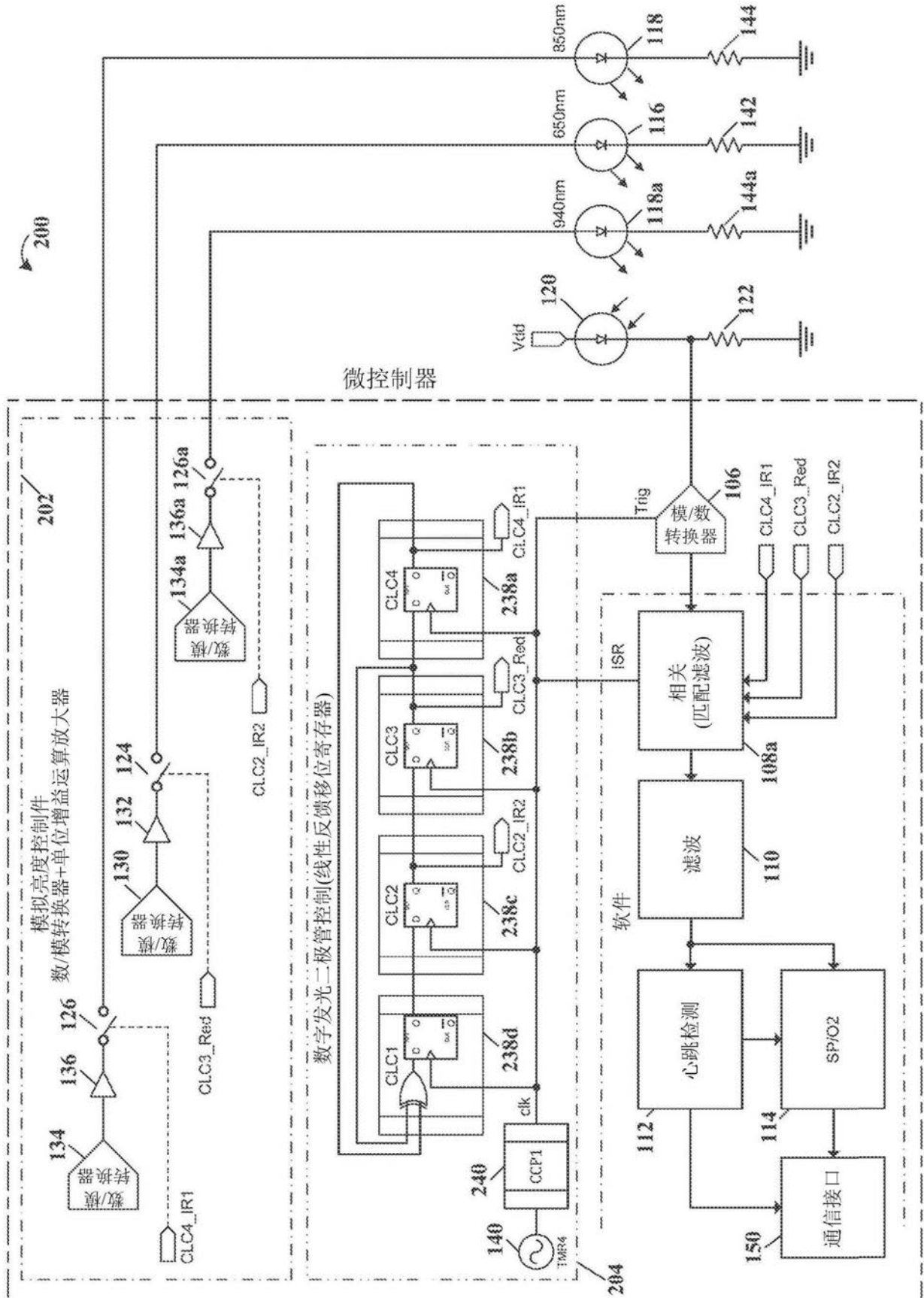


图2

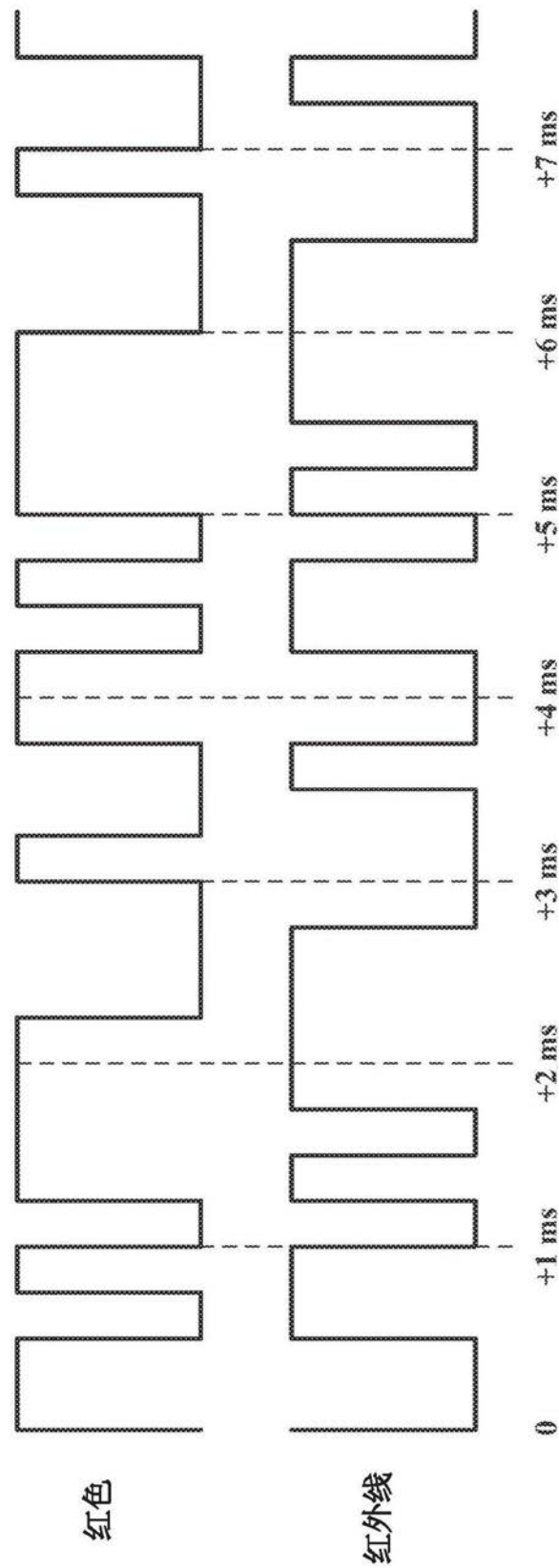


图3

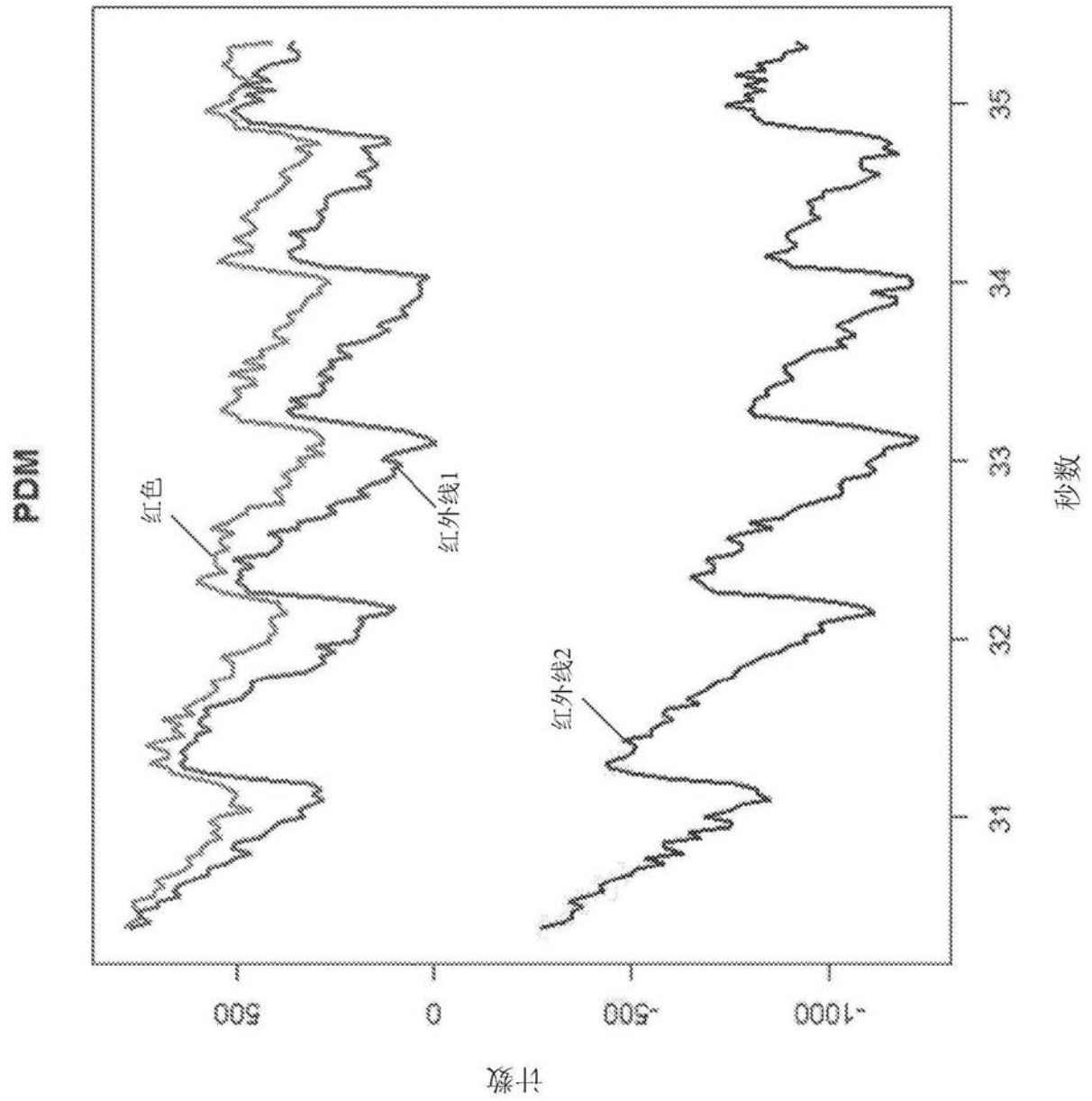


图4

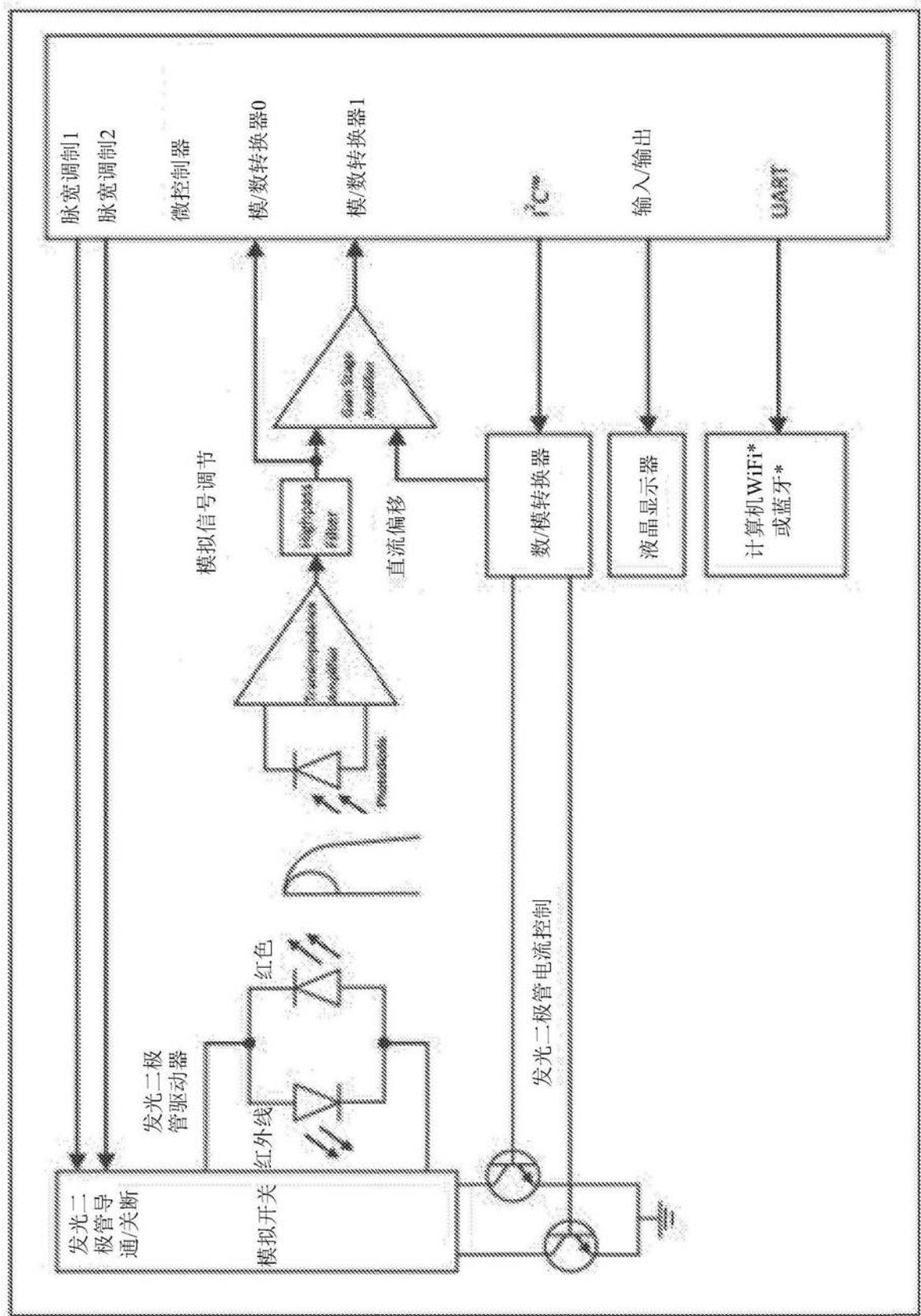


图5 (现有技术)

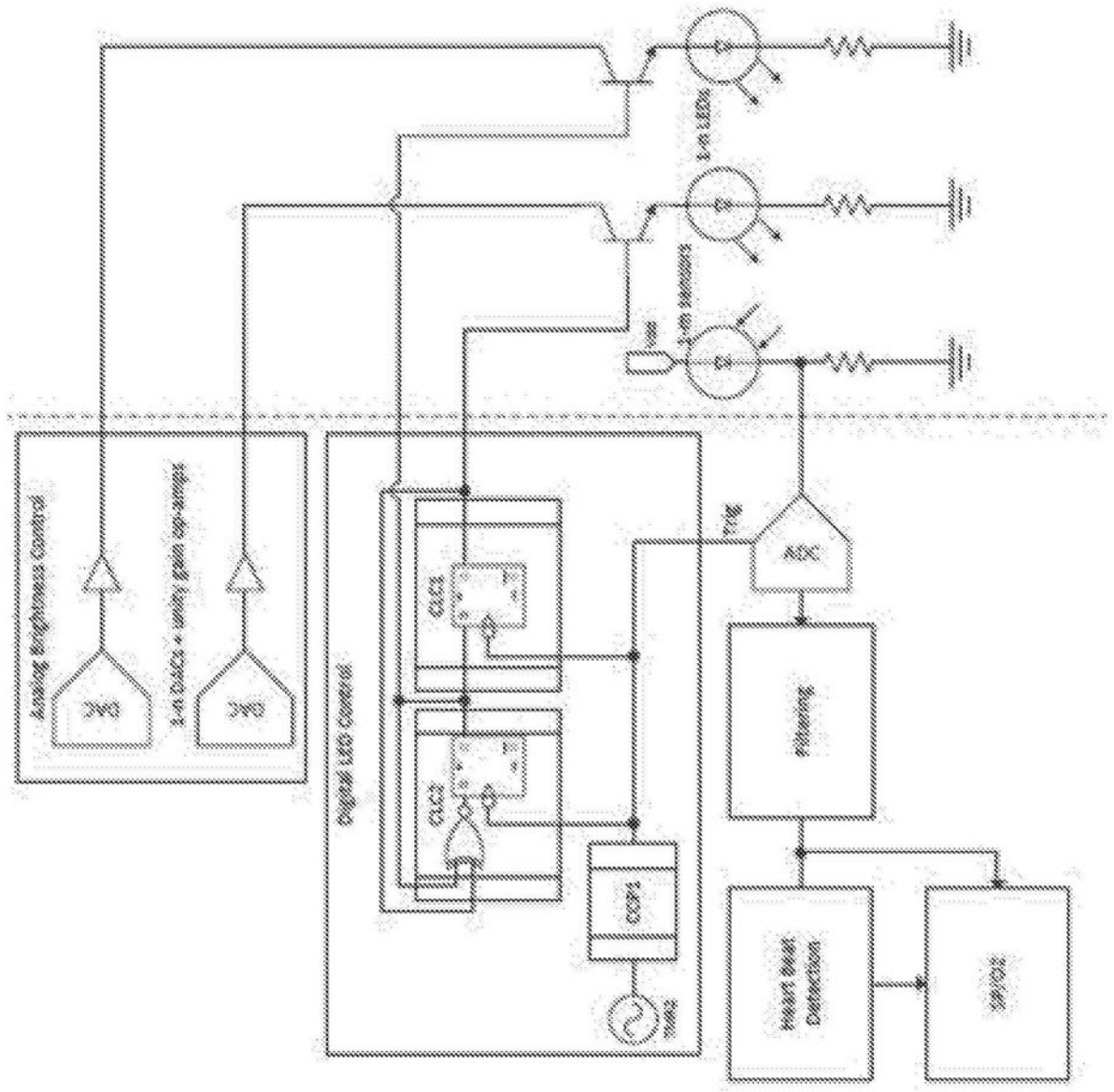


图6 (现有技术)

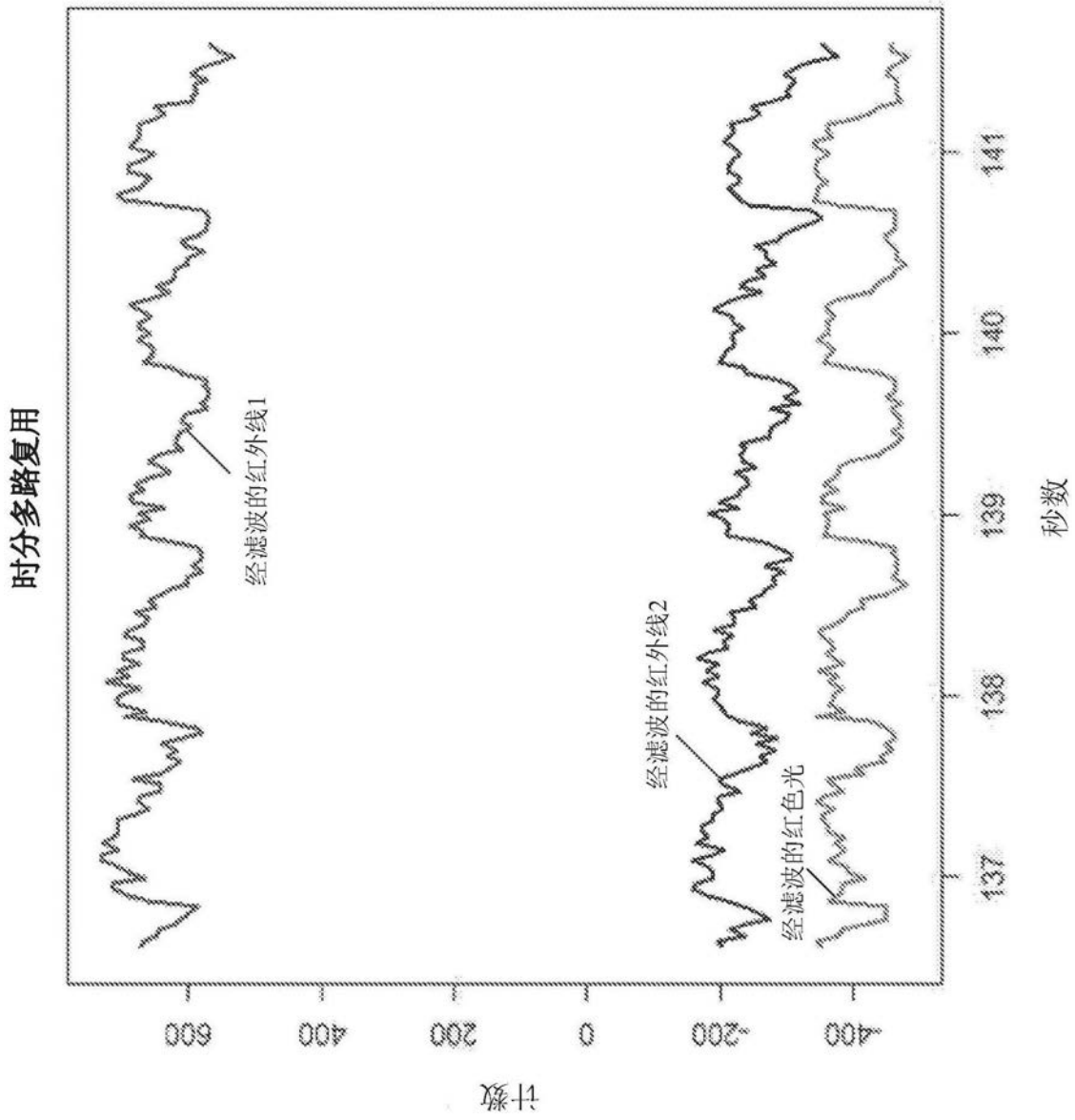


图7(现有技术)

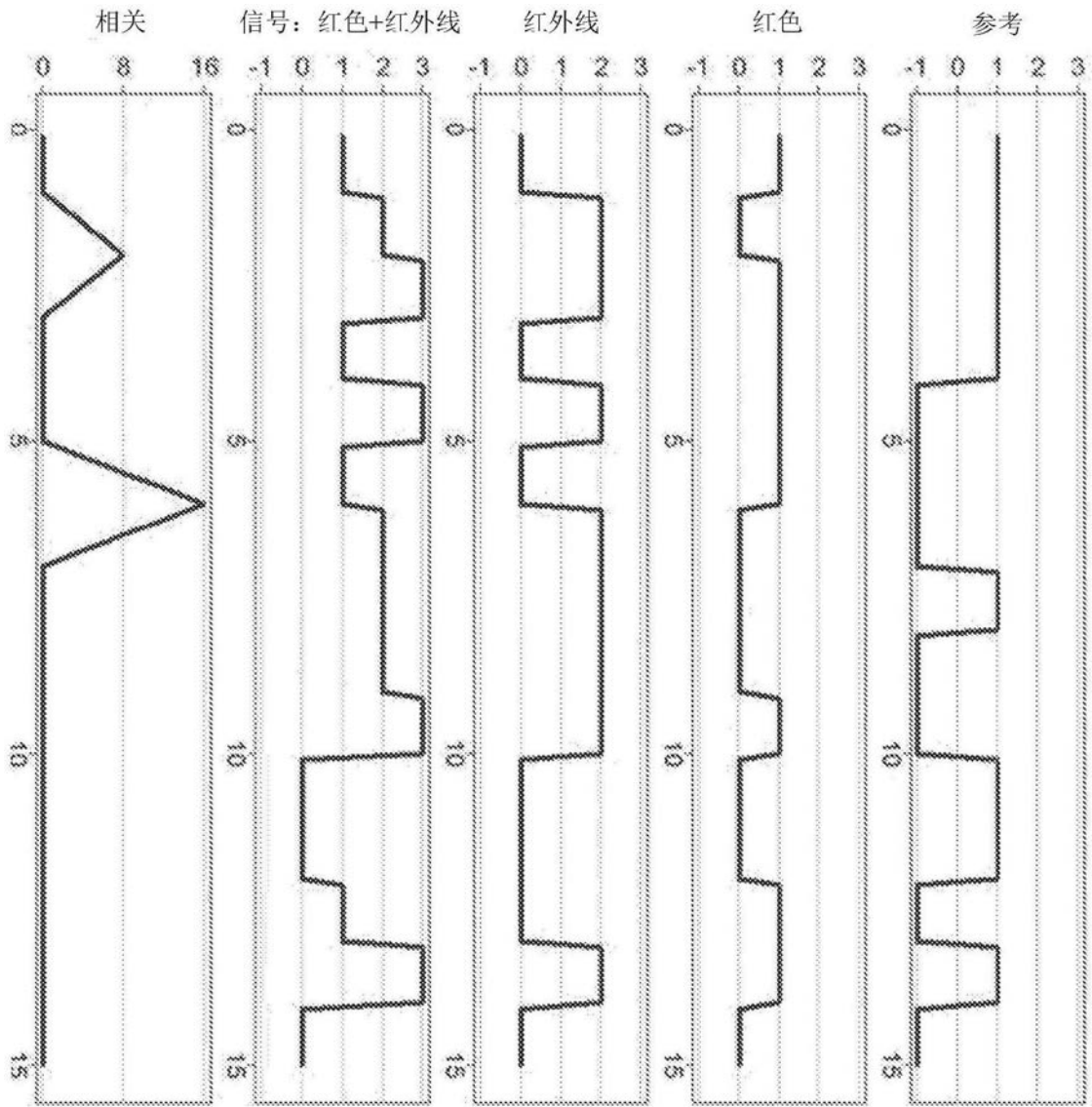


图8

专利名称(译)	用于测量在身体内多重信号的方法、系统及设备		
公开(公告)号	CN108289628A	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201780004212.9	申请日	2017-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	微晶片科技公司		
申请(专利权)人(译)	密克罗奇普技术公司		
当前申请(专利权)人(译)	密克罗奇普技术公司		
[标]发明人	D R 巴特林		
发明人	D·R·巴特林		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/1455 A61B5/00 H04B10/116		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/14551 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7246 A61B5/725 A61B2560/0252 H04B13/005 A61B5/02427 A61B5/02433 A61B5/14552 A61B5/7228 A61B2562/0233 G01J1/08 G01J1/44 G01J2001/4413 G01J2001/444		
代理人(译)	沈锦华		
优先权	62/281071 2016-01-20 US 15/409532 2017-01-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明揭示一种脉搏血氧仪测量系统，其使用伪随机噪声产生器以刺激一或多个发光二极管LED。来自这些LED的光振幅在行进通过身体的部分之后由光电晶体管或光电二极管检测并利用模/数转换器ADC进行数字化。经数字化ADC光振幅值与传出的伪随机噪声刺激重新相关。扩频技术因其噪声减轻性质及使多重信号行进通过相同介质且无干扰的能力而为人所知。因此，在彼此干扰最小的情况下可大体上同时执行这些测量。所述脉搏血氧仪测量系统使用伪随机噪声产生及相位分离多路复用使经测量光强度相关，且计算经测量且经相关峰值对峰值检测光振幅以获得这些光振幅之间的比率，用于确定血液中的氧气饱和度，且还可用于心率监测。

