



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580005858.6

[43] 公开日 2007年3月28日

[11] 公开号 CN 1937952A

[22] 申请日 2005.2.24
 [21] 申请号 200580005858.6
 [30] 优先权
 [32] 2004. 2. 25 [33] US [31] 10/787,541
 [86] 国际申请 PCT/US2005/006316 2005.2.24
 [87] 国际公布 WO2005/082241 英 2005.9.9
 [85] 进入国家阶段日期 2006.8.25
 [71] 申请人 内尔科尔普里坦贝内特公司
 地址 美国加利福尼亚州
 [72] 发明人 伊桑·彼得森 布拉德福德·B·丘
 威廉·谢伊

[74] 专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限责任
 公司
 代理人 王允方 刘国伟

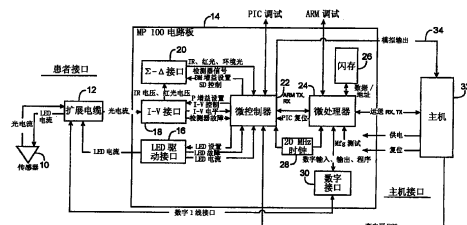
权利要求书 5 页 说明书 5 页 附图 4 页

[54] 发明名称

血氧计串音减少

[57] 摘要

本发明提供一种用于减少一血氧计中的串音的方法和装置。所述血氧计包括一带通滤波器。估计通过所述带通滤波器的串音的量。基于这个估计，在设计带通滤波器时调整带通滤波器的角频率以最小化串音。在一个实施例中，当一传感器附接到所述血氧计上时，可执行一校准模式。在所述校准模式中，首先仅接通红光 LED 且接着仅接通 IRLED 来测量信号。假定在关闭通道中测量所得的任何信号是来自其它通道的串音的结果。将串音的量值确定为一个百分比，且随后由实际信号乘以所述百分比，且从另一 LED 信号中减去相乘所得结果，以作为串音补偿。



1. 一种用于减少一血氧计中的串音的方法，其包含：
 - 提供一对应于—血氧计传感器信号的信号；
 - 将所述信号施加给一带通滤波器；
 - 估计通过所述带通滤波器的一信号的串音的一数量；和
 - 调整所述带通滤波器的所述角频率以最小化所述串音。
2. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述带通滤波器是一硬件滤波器。
3. 根据权利要求 2 所述的方法，其中所述硬件带通滤波器耦合到所述血氧计中的一电流到电压转换器的输出端。
4. 根据权利要求 2 所述的方法，其进一步包含：
 - 在所述调整后，测量通过所述硬件带通滤波器的剩余串音的一数量；和
 - 通过用软件补偿来自所述硬件带通滤波器的一数字化的信号最小化所述剩余串音。
5. 根据权利要求 2 所述的方法，其中所述测量包含：
 - 在无电流提供给—IR LED 的情况下，测量一来自—红光 LED 的电流；和
 - 在无电流提供给所述红光 LED 的情况下，测量一来自所述 IR LED 的电流。
6. 根据权利要求 5 所述的方法，其进一步包含：
 - 在一校准模式中，测量在一 IR LED 周期中获得的一 IR 串音信号，所述信号对应于来自所述红光 LED 的一信号的串音；
 - 比较所述 IR 串音信号与来自所述 IR LED 的所述电流以确定一 IR 串音百分比；
 - 测量在一红光 LED 周期中获得的一红光串音信号，所述信号对应于来自所述 IR LED 的一信号的串音；
 - 比较所述红光串音信号与来自所述红光 LED 的所述电流以确定一红光串音百分比；
 - 在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述 IR 串音百分比与一所检测的 IR 信号相乘，以给出一 IR 串音信号，且从一所检测的红光信号中减去所述 IR 串音信号；和
 - 在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述红光串音百分比与一所检测的红光信号相乘，以给出一红光串音信号，且从所述所检测的 IR 信号中减去所述红光串音信号。

7. 一种用于在一血氧计中补偿串音的方法，其包含：
- 提供一对应于—血氧计传感器信号的信号；
 - 将所述信号施加给—硬件带通滤波器，其中所述硬件带通滤波器耦合到所述血氧计中的一电流到电压转换器的输出端；
 - 估计通过所述带通滤波器的一信号的串音的一数量；
 - 调整所述带通滤波器的所述角频率以最小化所述串音；
 - 在一校准模式中，测量在一 IR LED 周期中获得的一 IR 串音信号，所述信号对应于来自所述红光 LED 的一信号的串音；
 - 比较所述 IR 串音信号与来自所述 IR LED 的所述电流以确定一 IR 串音百分比；
 - 测量在一红光 LED 周期中获得的一红光串音信号，所述信号对应于来自所述 IR LED 的一信号的串音；
 - 比较所述红光串音信号与来自所述红光 LED 的所述电流以确定一红光串音百分比；
- 在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述 IR 串音百分比与—所检测的 IR 信号相乘，以给出一 IR 串音信号，且从—所检测的红光信号中减去所述 IR 串音信号；和
- 在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述红光串音百分比与—所检测的红光信号相乘，以给出一红光串音信号，且从所述所检测的 IR 信号中减去所述红光串音信号。
8. 一种具有减少的串音的血氧计，其包含：
- 血氧计传感器输入端；
 - 电流到电压转换器，其耦合到所述血氧计传感器输入端；
 - 带通滤波器，其耦合到所述电流到电压转换器，所述带通滤波器具有经调整以最小化串音的角频率；
 - 模拟到数字转换器，其耦合到所述带通滤波器，用于将—所检测的信号转换成—数字化的检测器信号；和
 - 处理器，其耦合到所述模拟到数字转换器，用于操纵—所述数字化的检测器信号并计算氧饱和度。
9. 根据权利要求 8 所述的血氧计，其进一步包含：
- 测试电路，其用于将—测试信号提供给所述带通滤波器；
 - 存储器，其用于存储—程序，所述程序用于操作所述测试电路以估计剩余串音

的一数量，且用于确定在所述血氧计的正常操作期间将在软件中使用的红光和 IR 串音补偿因数。

10. 根据权利要求 9 所述的血氧计，其中所述测试电路包含：

一电阻器；

一开关电路，其用于交替将所述电阻器耦合到红光 LED 和 IR LED；和

一开关，其用于将所述电阻器耦合到所述带通滤波器。

11. 根据权利要求 9 所述的血氧计，其中所述程序包括用于执行以下操作的计算机可读码：

在一校准模式中，测量在一 IR LED 周期中获得的一 IR 串音信号，所述信号对应于来自所述红光 LED 的一信号的串音；

比较所述 IR 串音信号与来自所述 IR LED 的所述电流以确定一 IR 串音百分比；

测量在一红光 LED 周期中获得的一红光串音信号，所述信号对应于来自所述 IR LED 的一信号的串音；

比较所述红光串音信号与来自所述红光 LED 的所述电流以确定一红光串音百分比；

在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述 IR 串音百分比与一所检测的 IR 信号相乘，以给出一 IR 串音信号，且从一所检测的红光信号中减去所述 IR 串音信号；和

在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述红光串音百分比与一所检测的红光信号相乘，以给出一红光串音信号，且从所述所检测的 IR 信号中减去所述红光串音信号。

12. 一种具有减少的串音的血氧计，其包含：

一血氧计传感器输入端；

一电流到电压转换器，其耦合到所述血氧计传感器输入端；

一带通滤波器，其耦合到所述电流到电压转换器，所述带通滤波器具有经调整以最小化串音的角频率；

一模拟到数字转换器，其耦合到所述带通滤波器，用于将一所检测的信号转换成一数字化的检测器信号；

一处理器，其耦合到所述模拟到数字转换器，用于操纵一所述数字化的检测器信号并计算氧饱和度；

一测试电路，其用于将一测试信号提供给所述带通滤波器；

一存储器，其用于存储一程序，所述程序用于操作所述测试电路以估计剩余串音的一数量，且用于确定在所述血氧计的正常操作期间在软件中将使用的红光和 IR 串音补偿因数；

其中所述程序包括用于执行以下操作的计算机可读码：

在一校准模式中，测量在一 IR LED 周期中获得的一 IR 串音信号，所述信号对应于来自所述红光 LED 的一信号的串音；

比较所述 IR 串音信号与来自一 IR LED 的所述电流以确定一 IR 串音百分比；

测量一在一红光 LED 周期中获得的红光串音信号，所述信号对应于来自所述 IR LED 的一信号的串音；

比较所述红光串音信号与来自所述红光 LED 的所述电流以确定一红光串音百分比；

在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述 IR 串音百分比与一所检测的 IR 信号相乘，以给出一 IR 串音信号，且从一所检测的红光信号中减去所述 IR 串音信号；和

在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述红光串音百分比与一所检测的红光信号相乘，以给出一红光串音信号，且从所述所检测的 IR 信号中减去所述红光串音信号。

13. 一种用于使用一校准模式补偿一血氧计中的串音的方法，其包含：

提供对应于第一和第二发光器波长的检测器信号；

测量在对应于所述第一发光器波长的一第一周期中获得的一第一串音信号，所述第一串音信号对应于来自所述第二发光器波长的一信号的串音；

比较所述第一串音信号与来自所述检测器的对应于所述第一波长的一信号的一电流，以确定一第一串音百分比；

测量在对应于所述第二发光器波长的一第二周期中获得的一第二串音信号，所述第二串音信号对应于来自所述第一发光器波长的一信号的串音；

比较所述第二串音信号与来自所述检测器的对应于所述第一波长的一信号的所述电流，以确定一第二串音百分比；

在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述第一串音百分比与一所检测的第一波长信号相乘，以给出一第一串音信号，且从一所检测的第二波长信号中减去所述第一串音信号；和

在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述第二串音百分比与一所检测的第

二波长信号相乘，以给出一第二串音信号，且从一所检测的第一波长信号中减去所述第二串音信号。

14. 根据权利要求 13 所述的方法，其中所述第一波长是红光，且所述第二波长是 IR。

15. 一种具有减少的串音的血氧计，其包含：

一血氧计传感器输入端，其用于提供一所检测的信号；

一模拟到数字转换器，其用于将所述所检测的信号转换成一数字化的检测器信号；

一处理器，其耦合到所述模拟到数字转换器，用于操纵一所述数字化的检测器信号并计算氧饱和度；

一测试电路，其用于提供一测试信号；

一存储器，其用于存储一程序，所述程序用于操作所述测试电路以估计剩余串音的一数量，且用于确定在所述血氧计的正常操作期间在软件中将使用的红光和 IR 串音补偿因数；

其中所述程序包括用于执行以下操作的计算机可读码：

提供对应于第一和第二发光器波长的检测器信号；

测量在对应于所述第一发光器波长的一第一周期中获得的一第一串音信号，所述第一串音信号对应于来自所述第二发光器波长的一信号的串音；

比较所述第一串音信号与来自所述传感器的对应于所述第一波长的一信号的一电流，以确定一第一串音百分比；

测量在对应于所述第二发光器波长的一第二周期中获得的一第二串音信号，所述第二串音信号对应于来自所述第一发光器波长的一信号的串音；

比较所述第二串音信号与来自所述传感器的对应于所述第一波长的一信号的所述电流，以确定一第二串音百分比；

在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述第一串音百分比与一所检测的第一波长信号相乘，以给出一第一串音信号，且从一所检测的第二波长信号中减去所述第一串音信号；和

在所述血氧计的正常操作期间，在软件中将所述第二串音百分比与一所检测的第二波长信号相乘，以给出一第二串音信号，且从一所检测的第一波长信号中减去所述第二串音信号。

16. 根据权利要求 15 所述的血氧计，其中所述第一波长是红光，且所述第二波长是 IR。

血氧计串音减少

技术领域

本发明涉及血氧计，且更特定而言，本发明涉及用于减少脉冲血氧计中的红光信号和 IR 信号之间的串音。

背景技术

脉冲血氧定量法通常用于测量各种血液化学特征，包括（但不限于）动脉血液中血红蛋白的血氧饱和度、供应给组织的个别血液脉动的体积，和对应于患者的每一次心跳的血液脉动率。使用非侵入性传感器来完成这些特征的测量，所述传感器将光散射过患者组织中有血液灌注到组织的一部分，且光电地感测此类组织中对各种波长的光的吸收。所吸收的光的量接着用于计算被测量的血液成分的量。

选择散射过组织的光，使其具有由血液吸收的、数量表示血液中的血液成分的一个或一个以上的波长。所传输的散射过组织的光的量将根据组织中血液成分的变化量和相关的光吸收而改变。根据用于测量血氧饱和度的已知技术，为测量血氧含量，所述传感器通常具有适用于产生至少两种不同波长的光的光源，及对于这些波长敏感的光电检测器。

已知的非侵入性传感器包括紧固到身体的一部分（如，手指，耳朵或头皮）的装置。在动物和人类中，这些身体部分的组织灌注有血液，且组织表面易于接近传感器。

典型的脉冲血氧计将交替地使用两个 LED 以红光和红外光照射患者，以获得两个不同的检测器信号。具有每一信号（红光和红外光（IR））的其中一组织是串音。例如，在滤波之后，当接通 IR LED 时红光信号仍然拖尾，且反之亦然。通常脉冲血氧计电路包括所述滤波器，以在解调之前将噪音（如 50 或 60 Hz 的环境光与荧光或其它光，或电子干扰）过滤出。当所述滤波使红光和 IR 脉冲扩展开使得它们重叠时，所述滤波可产生串音。

美国专利第 5,995,858 号中展示了一种用相位失真形式处理串音的方法，其与本发明利用的振幅失真相对。本专利案展示一种相同信号驱动相反相位的红光和 IR，从而给出相位偏移问题的方法。本专利案处理参考信号的带通滤波器的回应中的相位误差（使红光串音至 IR，且反之亦然）。为了最小化或补偿这个相位误差，血氧计通过仅 IR LED 在作用中时且接着仅红光 LED 在作用中而进行操作。据此，确定在用于确定氧饱和度

的等式中使用的校正常数。

发明内容

本发明提供一种用于减少血氧计中的串音的方法和装置。所述血氧计包括一带通滤波器。估计通过带通滤波器的串音的量。基于这个估计，调整带通滤波器的角频率以最小化串音。

在一个实施例中，带通滤波器是硬件滤波器，且在适当电阻器和电容器的设计和选择中调整角频率。在另一实施例中，带通滤波器在硬件中，且可在操作或校准期间调整频率。

在另一实施例中，本发明还包括一校准模式，当传感器附接到血氧计上时，可执行所述校准模式。在校准模式中，首先仅接通红光 LED 且接着仅接通 IR LED 来测量信号。假定在关闭通道中测量所得的任何信号是来自其它通道的串音的结果。所述效应是线性的，从而使其能够用软件补偿。将串音的量值确定为一个百分比，且随后由实际信号乘以所述百分比，且从另一 LED 信号中减去相乘所得结果，以作为串音补偿。

为了进一步理解本发明的性质和优点，可参考结合附图所说明的以下实施方式。

附图说明

图 1 是并入本发明的血氧计的方框图。

图 2 是图 1 的电路图的一部分的方框图，其说明根据本发明的滤波器的布置。

图 3 是根据本发明一实施例的带通滤波器的电路图。

图 4 是说明根据本发明一实施例的对红光和 IR 信号的低通和高通滤波效应的时序图。

图 5 是说明 LED 驱动电路的一实施例的电路图，其包括根据本发明一实施例的校准模式下的电路连接。

具体实施方式

整个系统

图 1 说明并入本发明的血氧定量系统的实施例。传感器 10 包括红光 LED 和红外光 LED 以及光电检测器。这些器件通过电缆 12 而连接到电路板 14。LED 驱动接口 16 提供 LED 驱动电流。自传感器所接收的光电流提供到 I-V 接口 18。IR 电压和红光电压接着提供到并入本发明的 $\Sigma - \Delta$ (sigma-delta) 接口 20。 $\Sigma - \Delta$ 接口 20 的输出提供到微控制器 22。微控制器 22 包括用于程序的闪存和用于数据的 SRAM 存储器。处理器还包括连接到闪存 26 的微处理器芯片 24。最后，使用时钟 28，且提供接口 30 以用于传感器 10

中的数字校准。独立主机 32 接收经处理的信息，且接收线 34 上的模拟信号以提供模拟显示。

带通滤波器

图 2 是说明根据本发明的一实施例的滤波器的位置的方框图，其展示了由 LED 驱动电路 16 驱动的传感器 10。LED 驱动电路 16 交替驱动 IR LED 40 和红光 LED 42。光电检测器 44 提供一信号到电流到电压 (I-V) 转换器 46。电压信号提供给高通和防混淆滤波器 48。这个区块包括根据本发明的一实施例的带通滤波器。输出信号接着提供给 Σ - Δ 调制器 50。 Σ - Δ 调制器 50 的输出提供给解调器 52，其接着提供给滤波和分样区块 54 和 56。

图 3 说明根据本发明的一实施例的带通滤波器 60。所述滤波器包括放大器 62 和一电阻器和电容器电路，所述电路包含电容器 C2、C110、C111 和 C40 以及电阻器 R7、R111、R112、R110 和 R109。这个电路的输入从 I-V 转换器 46 沿线 64 提供到第一开关 66，以用于与本发明不相关的偏移校正。接着将信号提供到第二开关 68，其用于根据本发明的校准模式。串音控制信号 70 使开关与 LED 电流传感线 72 耦合以用于校准模式。

带通滤波器的设计

在图 3 的带通滤波器的设计和制造中，通过改变电容器和电阻器的值来调整角频率 (corner frequency)，以使串音效应发生偏移且将其最小化。角频率是带通滤波器的高通和低通端，所述带通滤波器适当地将周围的干扰过滤出。

在带通滤波器的设计中涉及到一主要的折衷。希望使滤波器角频率与调制频率尽可能接近。使高通角频率上升可以使滤波器更好地排除环境光的任何 AC 部分。通常在美国，荧光具有 120 Hz 的强 AC 成分和 120 Hz 的谐波。希望将它从信号中过滤出。降低低通滤波器的截止频率 (cut off frequency) 限制来自 I-V 转换器的高频率噪音，且提供一定的防混淆以使环境噪音离开系统。

然而，任何滤波在时域中扩展信号，例如，一些 IR 脉冲将漏入跟随其的暗脉冲中。这具有两个缺点。第一个缺点是 IR 信号“漏”入红光信号中的串音，且反之亦然。第二个缺点是由患者电缆中 LED 电线和检测器电线之间的电容所致的瞬变造成的偏移。当这个瞬变经滤波时，其部分漏入导致偏移的信号的取样部分中。滤波器角频率与调制频率越接近，所述两种效应越糟糕。

当通过调整高通滤波器角频率和低通角频率以迫使串音为零来设计带通滤波器时，可调节带通滤波器以优化串音。通过比较样本 P5 (见图 4) 与在暗状态 P4 和 P6 中取得的样本可测量红光脉冲的大小。

$$\text{Red} = P5 - \frac{P4 + P6}{2}$$

因为来自 IR 脉冲的信号仍在 Dark2 时间段中衰减，所以 P4 样本将因为低通回应而较高，且因为高通回应而较低。P4 上的 IR 脉冲的效应将影响所测量的红光信号的大小。这是 IR 信号漏入红光信号中的串音的原因，且反之亦然。

如果滤波器是具有高通和低通效应的带通滤波器，那么可最小化这个效应。高通滤波的效应补偿低通滤波的效应。

因此，可调整角频率使得可调整图 5 中所展示的高通和低通信号，以使得高通滤波的效应补偿低通滤波的效应，以最小化串音。低通滤波器导致正串音，且高通滤波器导致偏移的负串音。

在一个实施例中，带通滤波器由 RC 高通和跟随其后的 Salen-Key 低通组成，经配置成二级 Butterworth 滤波器。RC 高通部分的阻抗将对 Salen-Key 电路的转移功能起作用，然而，如果电容 C2 比 C10 和 C111 大得多，那么可忽略这个作用。高通滤波器的截止频率是 32 Hz，且低通滤波器的截止频率是 12.7 kHz。

校准

除了设计带通滤波器的硬件以减少串音外，校准模式允许使用串音校准测试来进一步校正串音。由于电路中的滤波而产生细微的串音效应，使得光和暗脉冲在时域中扩展到彼此之中。幸运的是，带通滤波器的效应是线性的和可测量的，因此可用软件补偿。因为这是滤波的结果，所以可提前知道所述效应的量值。可从红光信号中减去 IR 信号的效应，且反之亦然：

$$\text{Red}' = \text{Red} - \text{IR} * \text{Kcross}$$

$$\text{IR}' = \text{IR} - \text{Red} * \text{Kcross}$$

图 5 是图 2 的 LED 驱动电路 16 的实施例的电路图。所述电路中包括在线 80 上的到红光 LED 的连接，和在线 82 上到 IR LED 的连接。通过 MOSFET 电晶体 84 和 86 将它们提供给 1 欧姆电阻器 88。在校准模式中，线 72 上的 LED 电流传感信号是利用图 5 中的线 72 从通过这个 1 欧姆电阻器的电流取得的，线 72 连接到图 3 的线 72 以作为通过开关 68 到带通滤波器的输入端。

除了设计带通滤波器的硬件以减少串音外，在校准模式期间，图 5 中的线 72 的连接允许使用串音校准测试来进一步校正串音。

当进行串音测试时，使用电路板上的大多数模拟电路，因此这是检查模拟硬件的整合性的良好测试。这个测试将 1 Ω 电流传感电阻器 88 连接到带通滤波器的输入端。用这

个方式,使得固定 LED 电流可将信号注入信号获取电路中。这允许验证 LED 驱动器 16、带通滤波器 60 和 Σ - Δ 调制器 50 的操作。另外,使用 1Ω 电流传感电阻器测量 LED 电流允许 LED 电流传感电路的校准比电路中 10%公差电容器一般将允许的校准更精确。

因此,在校准模式期间,将电流分流成来自 LED 驱动电流的电流传感输入。未使用的唯一模拟电路是检测器和 I-V 转换器。在优选实施例中,只要连接了传感器,就可进行检测,且软件自动进行串音校准测试。

在校准期间 50%的驱动信号施加到 LED 电路以给出足够大的信号,而不达到满标度,且不冒所提供的信号过高的风险。或者,可使用其它百分比的驱动电流。

执行以下步骤:

- 1) 将 IR LED 设置成 50%,将红光 LED 设置成 0,接着测量 0 红光信号;
- 2) 将红光 LED 设置成 50%,将 IR LED 设置成 0,接着测量 IR 信号。

随后,在实际操作期间,通过将百分比的串音与红光信号相乘,接着从 IR 信号中减去所得结果,来确定红光串音效应。为红光信号执行对应行为。

如所属领域技术人员所了解,本发明可以其它特定形式来体现,而不会脱离本发明的本质特征。例如,可用不同方式获得驱动电流,且不同设计可用于带通滤波器。或者,可单独使用带通滤波器,而不添加软件校准。因此,前述描述意在对以上权利要求书中所阐述的本发明的范畴进行说明而非限制。

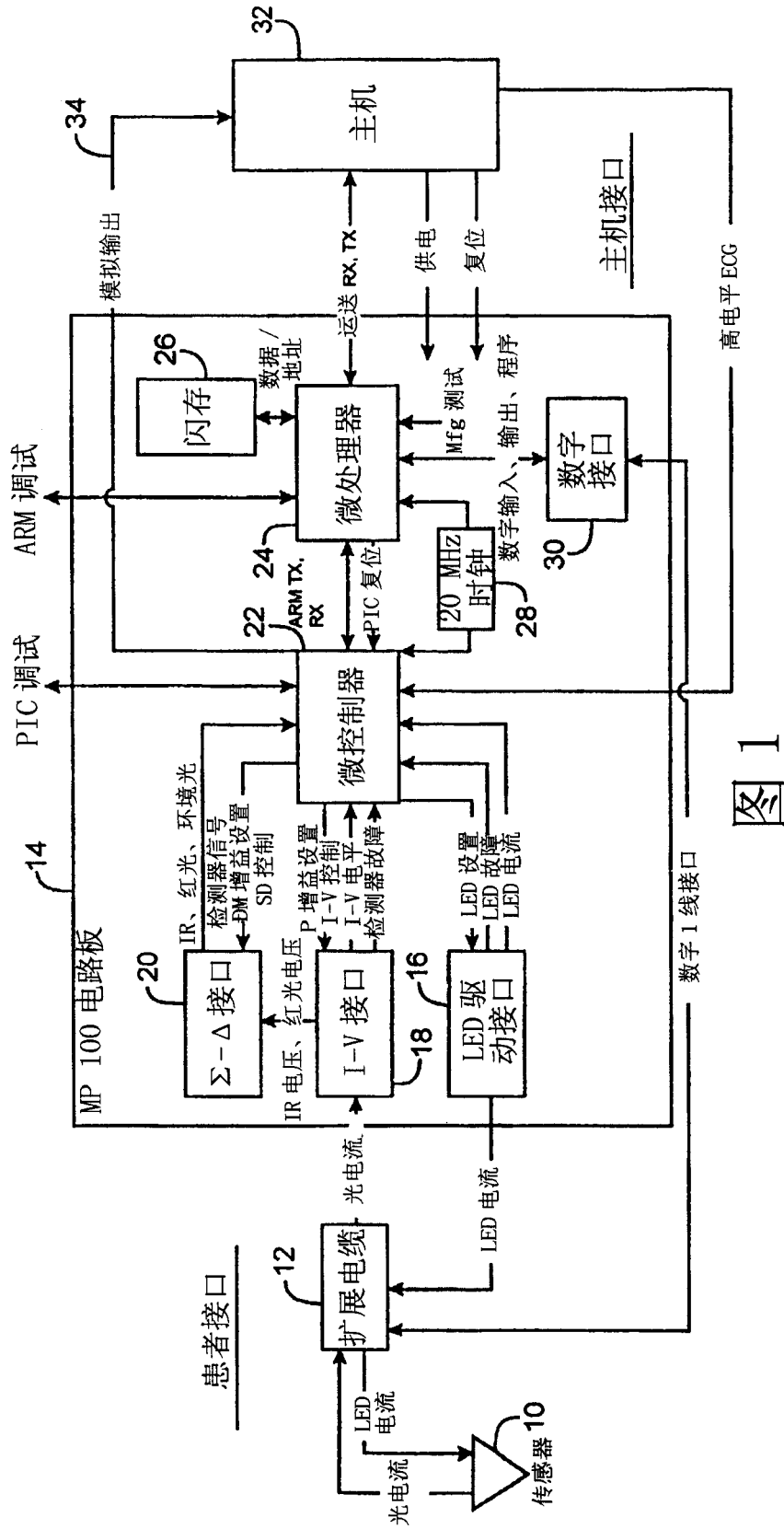


图 1

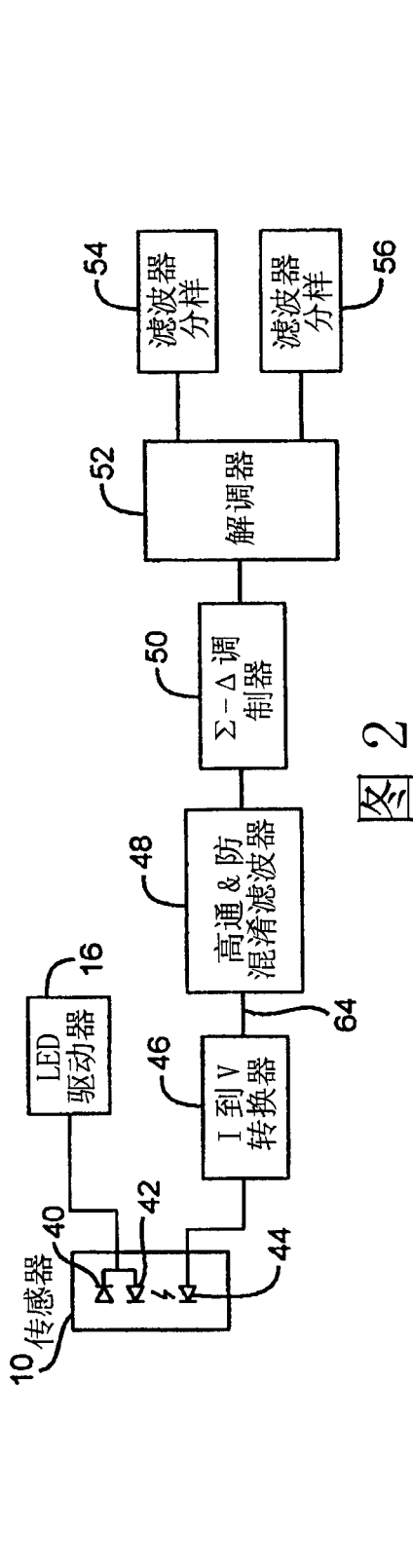


图 2

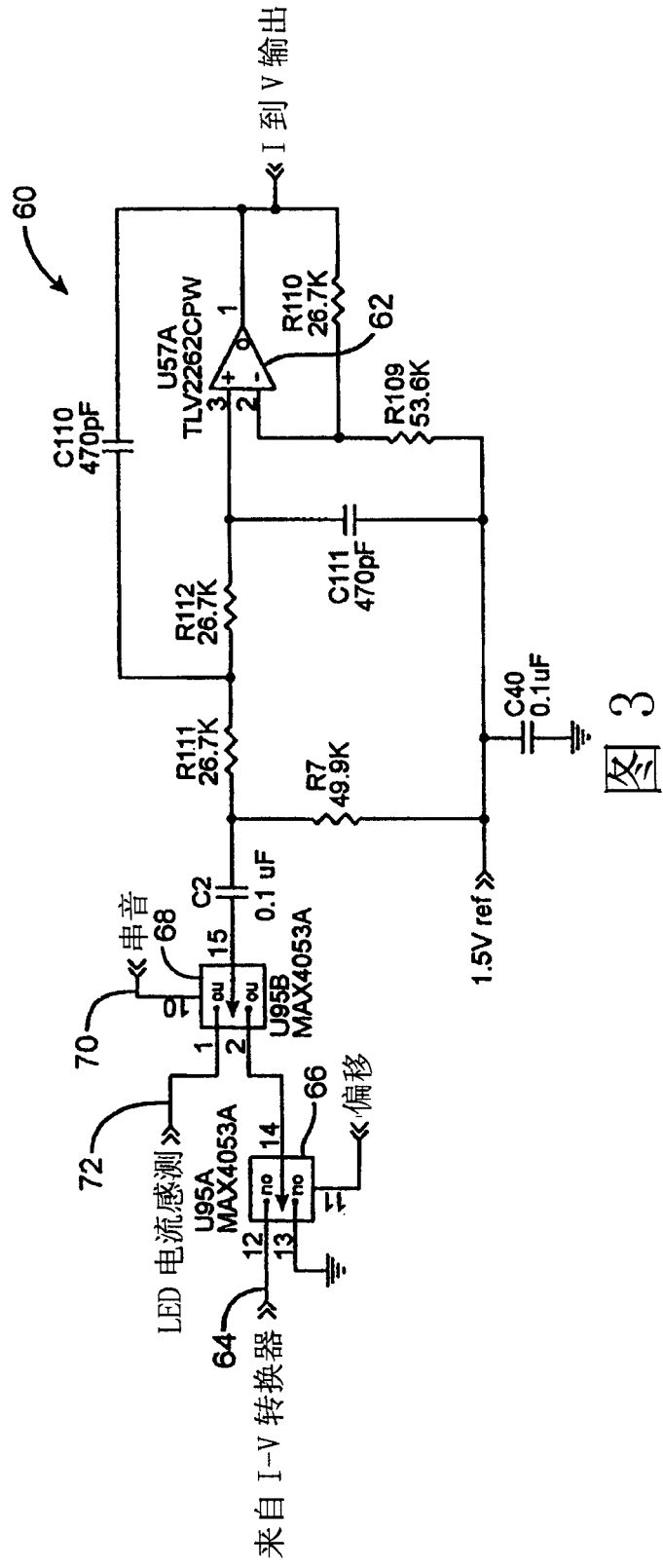
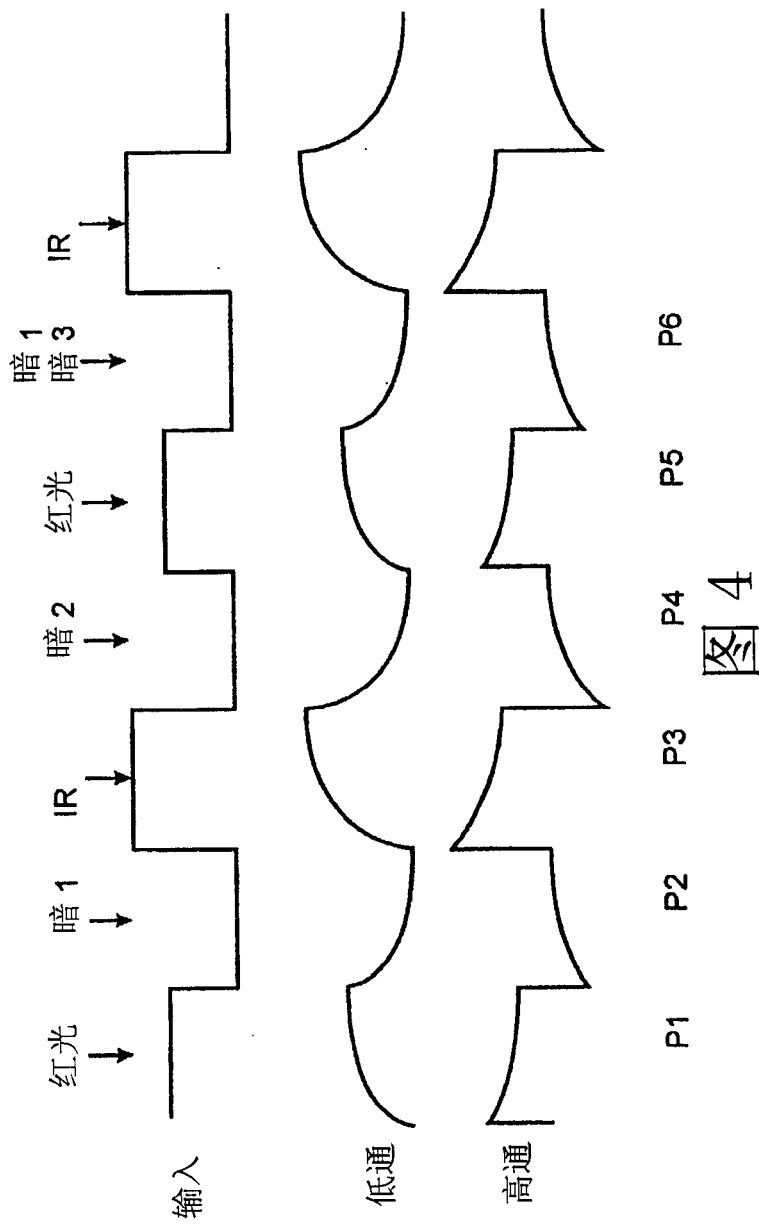
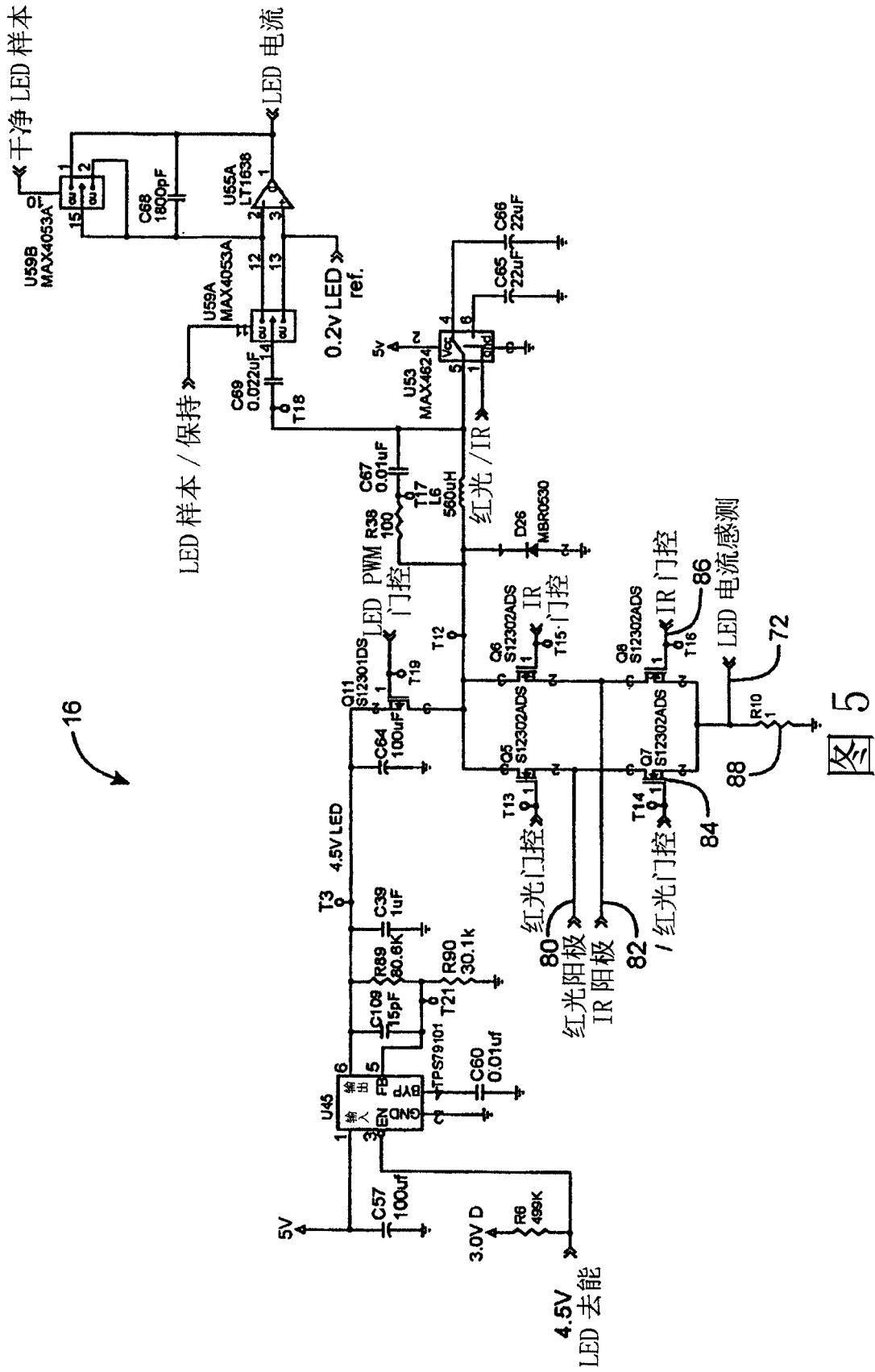


图 3





专利名称(译)	血氧计串音减少		
公开(公告)号	CN1937952A	公开(公告)日	2007-03-28
申请号	CN200580005858.6	申请日	2005-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	内尔科尔普里坦贝内特公司		
申请(专利权)人(译)	内尔科尔普里坦贝内特公司		
当前申请(专利权)人(译)	内尔科尔普里坦贝内特公司		
[标]发明人	伊桑彼得森 布拉德福德B丘 威廉谢伊		
发明人	伊桑·彼得森 布拉德福德·B·丘 威廉·谢伊		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/7203 A61B5/725		
代理人(译)	刘国伟		
优先权	10/787541 2004-02-25 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于减少一血氧计中的串音的方法和装置。所述血氧计包括一带通滤波器。估计通过所述带通滤波器的串音的量。基于这个估计，在设计带通滤波器时调整带通滤波器的角频率以最小化串音。在一个实施例中，当一传感器附接到所述血氧计上时，可执行一校准模式。在所述校准模式中，首先仅接通红光LED且接着仅接通IRLED来测量信号。假定在关闭通道中测量所得的任何信号是来自其它通道的串音的结果。将串音的量值确定为一个百分比，且随后由实际信号乘以所述百分比，且从另一LED信号中减去相乘所得结果，以作为串音补偿。

