

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 5/00 (2006.01)  
G01N 21/31 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580007373.0

[43] 公开日 2007年3月21日

[11] 公开号 CN 1933773A

[22] 申请日 2005.3.7

[21] 申请号 200580007373.0

[30] 优先权

[32] 2004. 3. 8 [33] US [31] 10/796,578

[86] 国际申请 PCT/US2005/007388 2005.3.7

[87] 国际公布 WO2005/087094 英 2005.9.22

[85] 进入国家阶段日期 2006.9.7

[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 克拉克·R·小贝克

[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

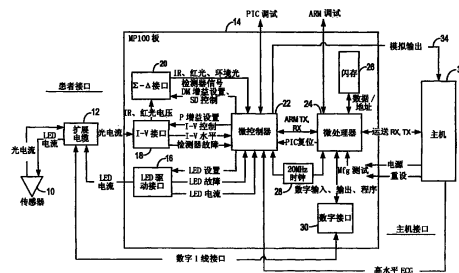
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 4 页

## [54] 发明名称

对氧饱和度和心率进行单独整体平均的脉冲  
血氧计

## [57] 摘要

使用两个单独的整体平均器来处理所检测到的  
波形，以用于计算氧饱和度与脉冲率。用于计算氧  
饱和度的整体平均器对经标准化的信号进行操作，  
而用于脉冲率计算的整体平均器对未经标准化的信  
号进行操作。可改变穿过两个整体平均器的两条路  
径选择的度量，以最优化氧饱和度或脉冲率计算的  
整体平均。



1. 一种用于在一脉冲血氧计中处理信号以确定氧饱和度和脉冲率的方法，其包括：
  - 接收对应于来自一患者的两种不同波长的光的波形；
  - 在一第一整体平均器中对所述波形进行整体平均；
  - 基于所述第一整体平均器的一输出计算一脉冲率；
  - 将所述波形标准化以产生标准化波形；
  - 在一第二整体平均器中对所述标准化波形进行整体平均；和
  - 基于所述第二整体平均器的一输出计算一氧饱和度。
2. 根据权利要求 1 所述的方法，其进一步包括：
  - 所述整体平均使用可变权数；
  - 选择所述第一整体平均器的第一度量以最优化所述计算一脉冲率；和
  - 选择所述第二整体平均器的第二度量以最优化所述计算一氧饱和度。
3. 根据权利要求 2 所述的方法，其中所述第一与第二度量均包含一心律失常度量以用于检测一心律失常脉冲，与计算一脉冲率相关，用于所述第一度量的所述心律失常度量所具有的用于辨别心律失常的一相关阈值低于用于所述第二度量的所述心律失常度量的相关阈值。
4. 根据权利要求 2 所述的方法，其中所述第一与第二度量均包含一短期度量，所述短期度量是脉冲振幅中短期变化的一测量；
  - 与所述第二整体平均器相比，所述第一整体平均器响应于脉冲振幅中的一短期降低更快速地提高一整体平均权数。
5. 一种用于确定氧饱和度与脉冲率的脉冲血氧计，其包括：
  - 一检测器，其接收对应于来自一患者的两种不同波长的光的波形；
  - 一第一整体平均器；
  - 一脉冲率计算器，其耦合到所述第一整体平均器的一输出；
  - 一标准化器，其耦合到所述检测器，用于将所述波形标准化以产生标准化波形；
  - 一第二整体平均器；和
  - 一氧饱和度计算器，其耦合到所述第二整体平均器的一输出。
6. 根据权利要求 5 所述的脉冲血氧计，其进一步包括：
  - 其中所述整体平均器经配置以使用可变权数来进行整体平均；
  - 一信号质量度量计算器，其经配置以提供所述第一整体平均器的第一度量来最优

- 化所述计算一脉冲率，并提供所述第二整体平均器的第二度量来最优化所述计算一氧饱和度。
7. 一种用于在一脉冲血氧计中处理信号以确定氧饱和度和脉冲率的方法，其包括：
    - 接收对应于来自一患者的两种不同波长的光的波形；
    - 在一第一低通滤波器中对所述波形进行低通滤波；
    - 基于所述第一低通滤波器的一输出计算一脉冲率；
    - 将所述波形标准化以产生标准化波形；
    - 在一第二低通滤波器中对所述标准化波形进行低通滤波；和
    - 基于所述第二低通滤波器的一输出计算一氧饱和度。
  8. 根据权利要求7所述的方法，其进一步包括：
    - 选择所述第一低通滤波器的第一度量以最优化所述计算一脉冲率；和
    - 选择所述第二低通滤波器的第二度量以最优化所述计算一氧饱和度。
  9. 根据权利要求8所述的方法，其中：
    - 与所述第一低通滤波器相关联的低通滤波权数是基于频率比度量，所述频率比度量量化所述波形相对于一脉冲率估计的频率组成。
  10. 根据权利要求8所述的方法，其中：
    - 用于所述第二低通滤波器的一低通滤波权数是基于
    - 一频率比度量，所述频率比度量量化所述波形相对于一脉冲率估计该度量的频率组成，和
    - 一单独的比率比方差度量。
  11. 一种用于在一脉冲血氧计中处理信号以确定氧饱和度与脉冲率的方法，其包括：
    - 接收对应于来自一患者的两种不同波长的光的波形；
    - 在一第一低通滤波器和整体平均器中对所述波形进行低通滤波和整体平均；
    - 基于所述第一低通滤波器和整体平均器的一输出计算一脉冲率；
    - 将所述波形标准化以产生标准化波形；
    - 在一第二低通滤波器和整体平均器中对所述标准化波形进行低通滤波和整体平均；和
    - 基于所述第二低通滤波器和整体平均器的一输出计算一氧饱和度。
  12. 一种用于确定氧饱和度与脉冲率的脉冲血氧计，其包括：
    - 一检测器，其接收对应于来自一患者的两种不同波长的光的波形；
    - 一第一低通滤波；

- 一脉冲率计算器，其耦合到所述第一低通滤波器的一输出；
  - 一标准化器，其耦合到所述检测器，以用于将所述波形标准化以产生标准化波形；
  - 一第二低通滤波器；和
  - 一氧饱和度计算器，其耦合到所述第二低通滤波器的一输出。
13. 根据权利要求 12 所述的脉冲血氧计，其进一步包括：
- 其中所述低通滤波器经配置以使用可变权数来进行整体平均；
  - 一信号质量度量计算器，其经配置以提供所述第一低通滤波器的第一度量来最优化所述计算一脉冲率，并提供所述第二低通滤波器的第二度量来最优化所述计算一氧饱和度。
14. 根据权利要求 12 所述的脉冲血氧计，其中：
- 与所述第一低通滤波器相关联的所述低通滤波权数基于一频率比度量，所述频率比度量量化所述波形相对于一脉冲率估计的频率组成。
15. 根据权利要求 12 所述的脉冲血氧计，其中：
- 用于所述第二低通滤波器的一低通滤波权数是基于一频率比度量，所述频率比度量量化所述波形相对于一脉冲率估计该度量的频率组成，和
  - 一单独的比率比方差度量。
16. 一种用于确定氧饱和度与脉冲率的脉冲血氧计，其包括：
- 一检测器，其接收对应于来自一患者的两种不同波长的光的波形；
  - 一第一低通滤波和整体平均器；
  - 一脉冲率计算器，其耦合到所述第一低通滤波器和整体平均器的一输出；
  - 一标准化器，其耦合到所述检测器，以用于将所述波形标准化以产生标准化波形；
  - 一第二低通滤波器和整体平均器；和
  - 一氧饱和度计算器，其耦合到所述第二低通滤波器和整体平均器的一输出。
17. 一种用于在一脉冲血氧计中处理信号以确定氧饱和度的方法，其包括：
- 接收对应于来自一患者的两种不同波长的光的波形；
  - 在一脉冲周期触发之后对一新波形进行处理以与一历史平均波形整体平均；和
  - 当所述新波形与所述历史平均波形的差大于一预定阈值时，在所述新波形与所述历史平均波形之间进行内插用于一新的复合历史平均波形的一第一少数样本。
18. 根据权利要求 17 所述的方法，其中所述第一少数样本是四个样本，且所述内插是在所述新波形与所述历史平均波形之间的差的 80%、60%、40%和 20%处。

## 对氧饱和度和心率进行单独整体平均的脉冲血氧计

### 技术领域

本发明涉及血氧计，且确切地说涉及来自脉冲血氧计的所检测的波形中的脉冲的整体平均。

### 背景技术

脉冲血氧定量法通常用来测量各种血液化学特征，其中包含但不限于动脉血液中血红蛋白的血氧饱和度、供应给组织的个体血液脉动的体积以及对应于患者每次心跳的血液脉动率。通过使用一种非侵入性传感器来测量这些特征，所述传感器散射光并穿过患者组织中血液灌注组织的部分，并以光电的方式感测所述组织中的光吸收。随后用各波长下吸收的光的量来计算所测量的血液成分的量。

散射穿过组织的光被选择为具有一种或一种以上波长，血液所吸收的所述光的量代表血液中的血液成分的量。散射穿过组织的透射光的量将根据组织中的血液成分和相关的吸收量的变化而变化。根据测量血氧饱和度的已知技术，为了测量血氧含量，所述传感器通常具备一个用于产生至少两种不同波长的光的光源，和对所述两种波长均敏感的光电检测器。

已知的非侵入性传感器包含固定到身体部位（例如手指、耳朵或头皮）的装置。在动物和人类中，这些身体部位的组织灌注有血液，且传感器容易接近组织表面。

N-100。N-100 技术大约出现在 1985 年，其根据脉冲大小、脉冲形状、预期发生时间（频率）和 R/IR 比率（红光/红外光）的脉冲历史来接受或拒绝脉冲。

具体而言，N-100 通过寻找信号最大值、接着是最大负斜率点然后是最小负斜率点，来发现脉冲。所述处理在一种被称作“咀嚼机（munch）”的状态机中进行。只有信号可在噪音阈值（称为噪音门）下通过，每个最大值才合格。这可充当自适应滤波器，因为后续处理步骤中的反馈对噪音门水平进行设置，使其适应不同的预期的信号振幅。随后，在“第 3 级”处理中接受或拒绝脉冲，所述“第 3 级”处理是一个滤波器，其用于通过将新脉冲的振幅、周期和比率比（红光与红外光比率，红光和红外光表达为 AC 与 DC 的比率）与历史缓冲器中的平均值进行比较、随后确定差异是否在置信水平内，来改变信号。如果接受新的脉冲，那么用新脉冲的值来更新历史缓冲器。第 3 级充当自适应带通滤波器，其中中心频率和带宽（置信限度）由来自滤波器的输出的反馈来调试。

**N-200** N-200 是对 N-100 的改进，因为其能与 ECG 同步，并且包含 ECG 滤波。N-200 还加入了内插法，以便补偿测量脉冲最大值和最小值的时间之间的基线位移。N-200 还包含其他的滤波特征，例如计算变化数目的信号样本的平均值的“boxcar”滤波器。

在各种滤波和缩放步骤之后，N-200 向“boxcar”滤波器施加数字化信号，“boxcar”滤波器计算 N 个样本的平均值，其中 N 由来自后续处理步骤的反馈根据经滤波的心率来设置。新的样本平均到 boxcar 滤波器中，而最旧的样本被丢弃。Boxcar 长度 (N) 用来设置三个参数：脉冲阈值、绝对最小脉冲和小脉冲。整体平均(也称作“滑动器 (slider)”)滤波器接着产生新样本与来自前一个脉冲周期的先前整体平均样本的加权平均值。所述样本随后被传递到“咀嚼机”状态机和噪音门，如同 N-100。向 N-100 处理中添加内插特征，从而补偿基线水平中的变化。由于最小值和最大值是在不同时间出现的，所以变化的基线可能会增加或减小最小值而非最大值，反之亦然。

“整体平均”是 C-Lock 的组成部分，其中 C-Lock 是 NELLCOR 商标，用于一起平均多个脉冲的样本以形成复合脉冲的过程。所述过程也称为“心脏门控平均”(cardiac-gated averaging)。其要求“触发”事件来标志每次脉冲的开始。

Conlon 美国专利第 4,690,126 号揭示了整体平均，其中向不同的脉冲指派不同的权重，并用一个复合的平均脉冲波形来计算氧饱和度。美国专利第 4,802,486 号中描述了上述 N-100。美国专利第 4,911,167 号 (Corenman) 和第 5,078,136 号 (Stone) 中描述了 N-200 的方面。

## **发明内容**

本发明针对使用两个单独的整体平均器来处理所检测到的波形以用于计算氧饱和度和脉冲率。用于计算氧饱和度的整体平均器对经标准化的信号进行操作，而用于计算脉冲率的整体平均器对未经标准化的信号进行操作。请注意，对应于这两个波长的波形应按相同的数量 (例如 IR 脉冲振幅) 经标准化，以保留比率比用于氧饱和度计算。

对脉冲率使用未经标准化的信号会改进软件鉴定实质上大于生理脉冲的伪影 (例如，运动伪影) 不合格的能力。对脉冲率使用未经标准化的信号避免了因为标准化而错失脉冲。

可改变通过两个整体平均器为两条路径选择的度量，从而最优化氧饱和度或脉冲率计算的整体平均。例如，将较低的阈值用于度量，以在用于计算脉冲率 (而不是用于计算氧饱和度) 时检测心律失常脉冲。另外，在运动伪影已平息时，短期脉冲振幅比率的

度量会较小，在脉冲率计算中比在氧饱和度计算中提供更大的权数（短期脉冲振幅比率是当前脉冲振幅/先前脉冲振幅）。

### **附图说明**

图 1 是并入本发明的实施例的血氧定量系统的方框图。

图 2 是包含本发明的实施例的血氧计的软件处理区块的图。

图 3 是显示复合脉冲的形成的图。

图 4 是整体平均性能的图表。

图 5-7 是用于更新复合脉冲缓冲器中的某些变量的状态机的图。

### **具体实施方式**

图 1 说明并入本发明的血氧定量系统的实施例。传感器 10 包含红光和红外光 LED 与光电检测器。其通过电缆 12 连接到板 14。LED 驱动接口 16 提供 LED 驱动电流。从传感器接收到的光电流提供到 I-V 接口 18。随后，将 IR 和红光电压提供到并入本发明的  $\Sigma$ - $\Delta$  接口 20。 $\Sigma$ - $\Delta$  接口 20 的输出提供到包含 10 位 A/D 转换器的微控制器 22。控制器 22 包含用于程序的快闪存储器 and 用于数据的 EEPROM 存储器。处理器还包含连接到快闪存储器 26 的控制器芯片 24。最后，使用时钟 28 并提供到传感器 10 中的数字校准的接口 30。单独的主机 32 接收经处理的信息，并接收线 34 上的模拟信号以便提供模拟显示。

**设计摘要** 本发明的设计用于处理不想要的噪音。对信号度量进行测量并将其用于确定滤波加权。信号度量是指示脉冲可能是体积描记器还是噪音的东西，例如频率（其是否在人体心率范围内）、形状（其形状是否像心脏脉冲）、上升时间等。本申请案的背景技术中所述的 Nellcor N200 中使用了类似的技术。新的设计中加入了若干不同的特征和变化，例如如同本发明所主张的使用两个整体平均器。

图 2 的图中显示了结构的细节。所述设计不但计算氧饱和度而且计算脉冲率，下面分别予以描述。

#### **I. 氧饱和度计算**

A. **信号调节**—在此区块中，通过以下步骤来接收和调节经数字化的红光和 IR 信号：  
(1) 进行第一次求导以除去基线位移，(2) 用固定的系数进行低通滤波，和 (3) 除以 DC 值以保留比率。信号调节子系统的功能是强调人体体积描记器中出现的较高频率，并减弱通常集中运动伪影的较低频率。信号调节子系统基于初始化期间识别的硬件特征来选择其滤波系数（宽带或窄带）。

输入—数字化红光和 IR 信号

输出—预处理的红光和 IR 信号

**B. 脉冲识别和鉴定** 将经过低通滤波和数字化的红光和 IR 信号提供到此区块，以便识别脉冲并鉴定其为可能的动脉脉冲。这是使用预训练的神经网络进行的，且主要在 IR 信号上进行。与 Nellcor N-100 中一样，通过检查脉冲的振幅、形状和频率来识别脉冲。对此区块的输入是来自区块 D 的平均脉冲周期。此功能与 N-100 相似，N-100 用脉冲率来改变前面的鉴定。输出指示心律失常的程度和个体脉冲质量。

输入—（1）预处理的红光和 IR 信号、（2）平均脉冲周期、（3）来自低通滤波器的低通波形

输出—（1）心律失常程度、（2）脉冲振幅变化、（3）个体脉冲质量、（4）脉冲蜂鸣通知、（5）合格的脉冲周期和龄期。

**C. 计算信号质量度量** 此区块确定脉冲形状（衍生歪斜）、周期变率、脉冲振幅和变率、比率比变率和相对于脉冲率的频率组成。

输入—（1）原始的数字化红光和 IR 信号、（2）心律失常程度、个体脉冲质量、脉冲振幅变化、（3）经预处理的红光和 IR 信号、（4）平均脉冲周期。

输出—（1）低通和整体平均滤波器加权、（2）传感器偏离检测器的度量、（3）经标准化的预处理的波形、（4）调制百分比。

**D. 平均脉冲周期** 此区块计算所接收到的脉冲的平均脉冲周期。

输入—合格的脉冲周期和龄期。

输出—平均脉冲周期。

**E1. 低通滤波器和整体平均** 区块 E1 对经区块 A 调节并经区块 C 标准化的信号进行低通滤波和平均，用于脉冲率识别。信号度量区块 C 确定低通滤波器的权数。信号还经过整体平均（这会衰减除脉冲率及其谐波附近的所关注频率之外的频率），其中整体平均滤波器的权数也由信号度量区块 C 来确定。如果信号被标记为降级，那么分配较小的加权。如果信号被标记为心律失常，那么分配较大的权数，因为心律失常期间进行整体平均不合适。红光和 IR 单独进行处理，但具有相同的滤波权数。将滤波延迟大约一秒，以允许先计算信号度量。

滤波器使用连续变化的权数。如果样本不经过整体平均，那么先前经滤波的样本的加权在加权平均中设定为零，且新的样本仍然通过所述规则来加以处理。此区块追踪信号的龄期，即滤波的累积量（处理过程中响应时间与延迟的和）。结果将被标记为过旧（如果暂时检测不到良好脉冲的话）。

输入— (1) 经标准化的预处理的红光和 IR 信号, (2) 平均脉冲周期, (3) 低通滤波器权数和整体平均滤波器加权, (4) ECG 触发器 (如果可用的话), (5) 针对过零触发器的 IR 基波。

输出— (1) 经滤波的红光和 IR 信号, (2) 龄期。

F. 估计经滤波的波形相关性和计算平均权数 此使用与上述 N100 和 N200 中所使用的相似的噪音度量, 且不使用反馈。滤波器的可变加权受到比率比方差的控制。可变权数滤波的效果在于, 比率比随着伪影的增加而缓慢变化, 并随着伪影的减少而快速变化。子系统具有两个响应模式。快速模式中的滤波的目标是 3 秒的龄期度量。标准模式中的目标龄期是 5 秒。在快速模式中, 当前值的最小加权被夹在较高的水平上。换句话说, 如果存在噪音, 那么为最新的比率比计算分配较低的加权, 而不存在噪音, 那么分配较高的加权。

输入— (1) 经滤波的红光和 IR 信号和龄期, (2) 校准系数, (3) 响应模式 (用户速度设置)。

输出— 用于比率比计算的平均权数。

H. 计算饱和度 使用具有校准系数和平均比率比的算法计算饱和度。

输入— (1) 平均比率比, (2) 校准系数。

输出— 饱和度。

## II. 脉冲率计算

E2. 低通滤波器和整体平均—区块 E2 对经区块 A 调节的信号进行低通滤波和整体平均, 以用于脉冲率识别。信号度量区块 C 确定用于低通滤波器的权数。信号还经过整体平均 (这会衰减除脉冲率及其谐波附近的所关注频率之外的频率), 其中整体平均滤波器的权数也由信号度量区块 C 来确定。如果信号被标记为降级, 那么分配较小的权数。如果信号被标记为心律失常, 那么分配较大的权数, 因为心律失常期间不合适进行滤波。红光和 IR 单独进行处理。将该区块的处理延迟大约一秒, 以允许首先计算信号度量。

滤波器使用连续可变的权数。如果样本将不经过整体平均, 那么在经加权的平均中将先前经滤波样本的加权设定为零, 且新的样本仍然通过所述规则来加以处理。此区块追踪信号的龄期, 即滤波的累积量 (处理过程中响应时间与延迟的和)。过旧的结果将被标记 (如果暂时尚未检测到良好脉冲的话)。

输入— (1) 经预处理的红光和 IR 信号、(2) 平均脉冲周期、(3) 低通滤波器权数和整体平均滤波器权数、(4) ECG 触发器 (如果可用的话)、(5) 用于过零触发器的 IR 基波。

输出— (1) 经滤波的红光和 IR 信号、(2) 龄期。

I. 经滤波的脉冲的识别和鉴定 此区块识别并鉴定来自经滤波的波形的脉冲周期，仅在区块 B 鉴定一个脉冲不合格时才使用其结果。

输入— (1) 经滤波的红光和 IR 信号，(2) 平均脉冲周期，(3) 硬件 ID 或噪音基准，(4) 传感器种类。

输出— 合格的脉冲周期和龄期。

J. 平均脉冲周期并计算脉冲率 此区块计算脉冲率和平均脉冲周期。

输入— 合格的脉冲周期和龄期。

输出— (1) 平均脉冲周期，(2) 脉冲率。

### III. 静脉脉动

K. 检测静脉脉动 区块 K 从区块 A 接收到经预处理的红光和 IR 信号和年龄以及脉冲率作为输入，并提供静脉脉动的指示作为输出。所述子系统在所述时域中使用单齿梳状滤波器产生 IR 基波波形，所述波形输出到整体平均滤波器。

输入— (1) 经滤波的红光和 IR 信号和龄期，(2) 脉冲率。

输出— 静脉脉动指示，IR 基波

### IV. 传感器偏离

L. 检测传感器偏离和脉冲振幅的损耗 脉冲丢失和传感器偏离检测子系统使用预训练的神经网络来确定传感器是否离开患者。进入神经网络的输入是鉴定最近数秒中 IR 和红光值的行为的若干方面的度量。当信号状态既不是脉冲存在也不是传感器可能偏离时，许多算法的子系统忽视样本。信号状态变量的值是“脉冲存在、断开、脉冲丢失、传感器可能偏离和传感器偏离”。

输入— (1) 度量，(2) 前端伺服设置和 ID

输出— 信号状态，包含传感器偏离指示

整体平均子系统

整体平均子系统 整体平均子系统的功能是用可变加权过滤其输入流，并输出由于噪音或运动伪影失真较少的波形。减少经滤波的波形中的伪影程度使得运动或噪音期间可获得更稳固的饱和度或比率估计。

整体平均子系统要求每个样本的 IR 和红光输入在若干脉冲期间平均值为零。

首先用从信号度量子系统接收到的权数 (*LPF\_Weight*) 对输入样本进行 IIR 低通滤波，再将所述输入样本存储在一秒延迟的缓冲器中。

其将当前的一秒延迟的输入脉冲的第  $i$  个 IR 和红光样本与先前的复合脉冲的第  $i$  个

样本进行平均，以形成当前复合脉冲的第  $i$  个样本。开始脉冲周期的起点的触发起源于（按优先顺序） $RWave\_Occurred$  输入和平均周期输入（ $Optical\_period$ ）。从信号度量量子系统接收到的  $Ensemble\_Averaging\_Weight$  值的值确定提供给当前样本的权数与提供给先前脉冲的相应样本的权数的比。

与滤波器的输入脉冲相比，此复合脉冲由于噪音或动作伪影而引起的失真较少。图 3 是如何对脉冲一起进行平均从而形成复合脉冲的概念性说明。

子系统接收并鉴定触发器，所述触发器应当与心跳同步。触发器是来自 R 波鉴定子系统（当可用时）的合格的 R 波触发器。当 R 波触发器不可用时，根据来自脉冲率计算子系统（ $Optical\_Period$ ）的平均周期输入在内部产生触发器。“脉冲”被认为是开始于每个合格的触发，并结束于下一合格的触发。以此方式，用连续的触发器来定义整体平均周期。

图 4 显示子系统对受到运动伪影破坏的一系列脉冲的响应的示意图。垂直线为 R 波触发器。经滤波的输出恢复输入脉冲的大致形状和大小。平均量随着运动伪影的增加而增加，其由从信号度量量子系统接收到的  $Ensemble\_Averaging\_Weight$  来确定。

图 4 是整体平均子系统的可变权数的实例。R 波触发标志着每个脉冲的开始。IR 输入线显示受运动伪影破坏的脉冲。经滤波的 IR 线是多个脉冲的复合体，其主要地恢复了原始脉冲大小和形状。经滤波的 IR 延后 IR 输入一秒。

低通滤波器—用从信号度量量子系统接收到的如下权数（ $LPF\_Weight$ ）对 IR 和红光输入波形进行 IIR 滤波：

$$Lowpass\_Wavefonns_i = Lowpass\_Waveforms_{i-1} + LPF\_Weight * (Input\_Waveforms_i + Lowpass\_Wavefonns_{i-1})$$

在子系统初始化期间，加权的默认值设为 1.0。

一秒延迟缓冲器—IR 和红光  $Lowpass\_Waveforms$ （连同其关联的龄期和状态）与  $RWave\_Occurred$  输入存储在 一秒时长缓冲器（ $IR\_Inputs, Red\_Inputs, Input\_Valid, Age\_Inputs, RWave\_Inputs$ ）中。

时戳—时戳（ $Current\_Time\_ctr$ ）只是一个 32 位的计数器，其初始化为 0 并在每个样本周期中递增。将所接收到的若干值连同其时戳存储起来，以重建其龄期。

整体权数缓冲器—将所接收到的最后四个  $Ensemble\_Averaging\_Weights$  及其时戳存储在整体  $Ensemble\_Average\_Buffer$  和  $Ensemble\_Weight\_Timestamp$  中。这允许一秒延迟缓冲器中的每个条目与其正确的权数相关联。每当从一秒延迟缓冲器中检索到经延迟的输入时，相关联的整体权数便被设置成所述缓冲器中最老的权数，所述最老的权数的新近程度至少与延迟的样本相同（ $权数时戳 + 一秒 \geq Current\_Time\_ctr$ ）。

触发器鉴定—子系统从以下两个输入中的一者选择其触发器：*RWave\_Occurred* 或 *Optical\_Period*。*RWave\_Occurred* 是默认触发器。在将 *RWave\_Occurred* 用作触发器之前，其通过上述一秒延迟缓冲器，以与延迟的 IR 与红光样本同步。只有当至少五秒内没有接收到 R 波触发器时，基于来自脉冲率计算子系统的 *Optical\_Period* 输入的触发器才被鉴定为合格。这个等待周期被视为足以确定 R 波触发器不可用。接着，来自 *Optical\_Period* 的第一触发被延迟，直到子系统的 *Optical\_Trigger\_WF* 输入波形首次过零为止。随后，仅从 *Optical\_Period* 得到触发。

整体平均模型—子系统接收到 IR 和红光输入样本和触发，从而指示每个脉冲的开始。应注意，IR 和红光输入已经过低通滤波，并且通过一秒延迟缓冲器。其通过对当前脉冲的第  $i$  个样本与先前估计的脉冲的第  $i$  个样本进行平均来估计其当前输入样本的脉动成分。

因此，滤波器输出是多个脉冲的复合体，在接收到每个样本时进行计算。滤波器具有梳状滤波器的频率响应，梳状滤波器仅通过脉冲率及其谐波处或其附近的频率。平均量确定梳状滤波器的“齿”的宽度。

滤波器假设当前脉冲的第  $i$  个样本值大约等于先前脉冲的第  $i$  个样本。应注意， $i$  是时间  $t$  的斜坡函数，其值在每个合格触发时为零，并在后续每个样本递增。

整体平均滤波器等式和中间变量—整体平均滤波器使用 *Ensemble\_Averaging\_Weight*、 $w$ ，其由信号度量子系统提供。以下等式展示了每个脉冲的第  $i$  个样本必须执行的基本步骤：

$$z_i = z_i' + w_i (x_i - z_i') \quad (1)$$

其中  $z_i'$  表示一个脉冲之前  $z_i$  的值。 $z_i$  是子系统的整体经滤波的输出。所有的  $z_i$  均存储在复合脉冲缓冲器中。 $x_i$  是来自一秒延迟缓冲器的最新近的输出样本。等式 1 中的所有变量都是标量。

**复合脉冲缓冲器**—复合的 IR 和红光脉冲存储在单独的复合脉冲缓冲器中。当接收到触发时，指数  $i$  被重新设置为缓冲器的开始，并随后对于每个样本递增。

缓冲器的长度必须足以存储一个 20 BPM 的脉冲加上 10% 的裕度以虑及脉冲率可变速率。因此，用 20 BPM 下的至少 1.1 个连续复合脉冲和大多数脉冲率下的两个复合脉冲来更新缓冲器。假如  $i$  经过缓冲器的末端，那么正常的处理必须暂停，直到下一次触发为止，在此期间滤波器的输出将被设为与其输入相同。

当触发之间的间隔变长时，复合脉冲缓冲器可能不含有最新近的样本以在脉冲结束处进行平均。

对于每个样本，计算复合脉冲的第  $j$  个样本，其中  $j=i+m$ ，且  $m$  是当前与先前合格触发之间的样本数目，即脉冲周期。应注意， $j$  与  $i$  一样是  $t$  的斜坡函数。

对于  $j$ ，等式 (1) 修改后为：

$$Z_j = z_j' + w_t (x_t - z_j') \quad (1b)$$

使用  $w$  的相同值来计算  $z_i$  和  $z_j$ 。当  $j$  达到缓冲器末端时， $z_j$  的计算必须暂停，直到  $j$  再次变成有效为止。

改变脉冲周期可能会在接收到每个触发之后导致子系统输出中出现小的不连续性。在一触发后的前四个样本期间进行特殊处理会减少这个影响。在标准输出（等式 1）与第二复合脉冲（等式 1b）之间内插经滤波的输出样本，以使得经滤波的输出在这些样本上分别是  $z_j$  的 80%、60%、40% 和 20%。如果第二复合脉冲不可用，那么替代地使用输入波形。

**初始化、重新初始化、清零和被忽略的样本** 一直到接收到两个触发加上一秒样本为止， $j$  无意义，且  $z_j$  未被计算。

子系统含有两种从处理过程中的中断进行恢复的方法。当两次触发之间经过了五秒以上时，子系统在下一合格触发时被“清零”。清零操作将子系统的所有持久变量设置成其初始值，除了以下对触发鉴定和维持一秒延迟缓冲器至关重要的变量外：

1. 子系统的当前时戳。
2. 自最近一个 R 波触发和最近一个合格触发以来逝去的时间。
3. 先前 *Optical\_Trigger\_Waveform* 样本，用来检测过零。
4. 触发鉴定状态机的状态。
5. 一秒延迟输入缓冲器
6. *Ensemble\_Averaging\_Weight* 缓冲器

因为这种情况较罕见，且可能指示处理过程中有长久的中断，所以执行“清零”操作。每当 I 溢出复合脉冲缓冲器的末端时，滤波器输出还与滤波器输入相同。

当样本由于在五秒以下的时期内缺乏有效输入而被忽略（未经处理）时，复合脉冲缓冲器未被改变，且子系统的输出被标为无效。当处理重新开始时，且如果 *Optical\_Period* 为非零，那么缓冲器的指数被重新设置成其在整数个脉冲周期之前应该具有的值，且将一秒延迟缓冲器重新设置。之所以这样做是因为复合脉冲缓冲器在处理过程中的短暂中断之后应当仍然含有当前脉冲的准确表示。如果 *Optical\_Period* 估计为零（无效）或样本被忽略至少五秒，那么子系统被“清零”。预计大多数“被忽略的样本”是因为血氧计的 LED 亮度或放大器增益被调整（通常花费不到两秒的时间）的缘故。重新设置指

数的等式如下：

$$Elapsed\_periods = int(Interruption\_Duration/Optical\_Period)$$

$$Samples\_In\_Fractional\_Period = Interruption\_Duration\_ Elapsed\_Periods * Optical\_Period$$

$New\_Idx = round(i\_dx + Samples\_In\_fractional\_Period)$  或如果  $New\_Idx > Optical\_Period$ ,

$$New\_Idx = round(i\_Idx + Samples\_In\_Fractional\_Period - Optical\_Period)$$

如果  $j$  尚未溢出且不会溢出复合脉冲缓冲器，那么  $j = NewIdx + j - i\_Idx$ 。

如果  $I\_Idx$  尚未溢出且不会溢出复合脉冲缓冲器，那么  $i\_Idx = New\_Idx$ 。

当脉冲丢失且传感器偏离检测子系统确定在较长时间缺乏脉冲之后重新获得脉冲或者传感器连接时，整体平均子系统被重新初始化。“重新初始化”意味着子系统的所有恒存变量被设置成其初始值。之所以这样做，是因为这两种引起初始化的事件均使得整体平均子系统的先前脉冲表示可能不再是当前的。

自从最后一个 R 波和最后一个合格触发以来的逝去时间间隔在被忽略的样本上递增。被忽略的样本期间出现的 R 波或过零不用于鉴定触发。

图 5-7 的状态转变图显示了用于更新复合脉冲缓冲器中维持的两个脉冲中的每一者及其指数的状态机。

龄期度量一子系统接收其 IR 和红光输入的样本中的龄期  $Age\_Inputs_i$ ，并输出其复合脉冲输出的龄期  $Age\_Out_i$ 。对于每个样本， $Age\_Out_i$  以其最后一次被更新以来逝去的时间递增，然后用用于更新复合波形的滤波权数 ( $Ensemble\_Averaging\_Weight$ )， $w$  与  $Age\_Inputs_i$  平均。 $Age\_Out_i$  的公式为：

$$age\_out_i = age\_out_i' + m + w_i ((age\_in_i + N) - (age\_out_i' + m))$$

其中  $m$  是自  $Age\_Out_i$  最后一次更新以来的样本数目，且  $N$  是一秒内的样本数目。

每个  $Age\_Out_i$  被更新的时戳必须存储起来以便计算  $m$ 。

子系统还必须更新  $Age\_Out_j$ 。 $Age\_Out_j$  的公式同上，区别在于用  $j$  代替  $i$ 。

对于每个样本（包含被忽略的样本），子系统必须递增当前时戳 ( $Current\_Time\_Ctr$ )。

当子系统被清零或者被重新初始化时， $Age\_Out$  缓冲器中的所有条目均被重新初始化成  $Age\_Inputs_i$ 。此外， $Age\_Out$  条目被更新的时戳的缓冲器中的所有条目均被设置成当前时戳减 1。采取这些步骤来确保  $Age\_Out$  值不比子系统清零或重新初始化以来经过的时间旧。

波形被用于脉冲鉴定和脉冲率的整体平均实例使用  $Rate\_LPF\_Weight$ ，其中所述权

数仅取决于频率含量。波形被用于计算比率比和饱和度的整体平均实例使用 *Sat\_LPF\_Weight*，所述权数还取决于 *RoR\_Variance* 度量是否会因低通滤波的加入而变得更佳（更低）。这些权数的范围在 0.1 到 1.0 之间，且不会在单个步骤中增加 0.05 以上。

#### 整体平均权数

当子系统被通知脉冲识别和鉴定子系统已完成电压脉冲的估计时，子系统对整体平均子系统的实例所使用的整体平均权数进行更新。对于在计算饱和度和脉冲率时使用其输出的两个整体平均实例分别计算权数。这些权数部分基于其输入波形未被整体平均的脉冲识别和鉴定子系统的实例所提供的度量。

*Sat\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight* 的等式如下：

$$x = \max(\text{Short\_RoR\_Variance}, \text{Pulse\_Qual\_RoR\_Variance} / 1.5) * \max(\text{Long\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio}, 1.0) \text{RoR\_Variance\_Based\_Filt\_Wt} = 0.5 * 0.05 / \max(0.05, x)$$

$$\text{Arr\_Prob} = (\text{Period\_Var} - 0.1 * \text{Short\_RoR\_Variance} - 0.09) / (0.25 - 0.09);$$

$$\text{Arr\_Min\_Filt\_Wt\_For\_Sat} = 0.05 + 0.5 * \text{bound}(\text{Arr\_Prob}, 0, 1.0)$$

$$\text{Sat\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight} = \max(\text{RoR\_Variance\_Based\_Filt\_Wt}, \text{Arr\_Min\_Filt\_Wt\_For\_Sat}) * (1.0 + \text{Pulse\_Qual\_Score})$$

$$\text{Sat\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight} = \min(\text{Sat\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight}, 1.0)$$

其中  $\text{bound}(a, b, c)$  表示  $\min(\max(a, b), c)$ 。

以上等式对于比率比方差的较低值得出 0.5 的默认权数。*Short\_RoR\_Variance* 和 *Pulse\_Qual\_RoR\_Variance* 均在三秒的间隔内计算出来。*Pulse\_Qual\_RoR\_Variance* 的间隔以对最新近的脉冲的鉴定或拒绝结束，最新近的脉冲通常包含最新近的样本。所述权数减少了较高的比率比方差，且减少了通常指示运动伪影的 *Long\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio* 的较高值。*Arr\_Min\_Filt\_Wt\_For\_Sat* 主要基于 *Period\_Var*（其鉴定心律失常的程度）向整体平均权数（范围为 0.05—0.55）强加最小值。之所以这样做是因为整体平均对于具有不同周期的脉冲来说并不有效。如果最新近的脉冲接收到良好的 *Pulse\_Qual\_Score*，那么此可将 *Sat\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight* 的最大值从 0.5 提高到 1.0。

*Rate\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight* 的等式如下：

$$\text{Arr\_Prob} = (\text{Period\_Var} - 0.07) / (0.20 - 0.07) \text{Arr\_Min\_Filt\_Wt\_For\_Rate} = 0.05 + 0.5 * \text{bound}(\text{Arr\_Prob}, 0, 1.0)$$

$$x = \max(\text{RoR\_Variance\_Based\_Filt\_Wt}, \text{Arr\_Min\_Filt\_Wt\_For\_Rate}) * (1.0 + \text{Pulse\_Qual\_Score})$$

如果  $\text{Short\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio} * \text{Long\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio} < 1.0$

那么  $x = x * \text{Short\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio}$

如果  $\text{Avg\_Period} > 0$

那么  $x = x * \text{bound}(\text{Pulse\_Qual\_Score} * \text{Qualified\_Pulse\_Period}/\text{Avg\_Period}, 1.0, 3.0)$

$\text{Rate\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight} = \min(x, 1.0)$

这些等式与  $\text{Sat\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight}$  的等式有以下不同：

a) 用来计算心率  $\text{Arr\_Prob}$  的阈值略低一些，因为在脉冲鉴定之前需要心律失常脉冲不受到整体平均混淆。

b) 较小值的  $\text{Short\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio}$  通常指示运动伪影已被平息，这意味着整体平均权数可能会迅速提高。根据经验，这对于脉冲鉴定而言较为有益，但对比率比滤波和饱和度计算而言则并非如此。

c) 如果心脏跳过一拍（不论之前有无心律失常），所得出的比平均值更长的  $\text{Qualified\_Pulse\_Period}$  均将提高整体平均权数，从而不会在后续的脉冲鉴定中混淆跳过的一拍。

定义：

数据输入

$\text{Avg\_Period}$ ：脉冲率计算子系统所报告的平均脉冲周期

$\text{Long\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio}$ ：量化最近一次脉冲振幅与历史脉冲振幅的比。其由脉冲识别和鉴定子系统来提供。实质大于 1.0 的值通常表示运动伪影，且得出较低的  $\text{Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weights}$ 。

$\text{Period\_Var}$ ：来自脉冲识别和鉴定子系统的周期变率度量。用来规定心律失常的程度。

$\text{Pulse\_Qual\_RoR\_Variance}$ ：来自脉冲识别和鉴定子系统的  $\text{RoR\_Variance}$  度量。例如，值 0.10 将指示连续脉冲周期之间的平均差为  $\text{Avg\_Period}$  的 10%。

$\text{Pulse\_Qual\_Score}$ ：由脉冲识别和鉴定子系统内的脉冲质量神经网络计算的得分。零表示极差，1.0 表示优良。

$\text{Qualified\_Pulse\_Period}$ ：由脉冲识别和鉴定子系统鉴定的最新近的脉冲周期。

$\text{Short\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio}$ ：量化最近一个脉冲振幅与先前脉冲振幅的比。

输出

*Frequency\_Ratio*: *Mean\_IR\_Frequency\_Content* 与脉冲率的比率。

*LPF\_RoR\_Variance*: 量化比率比的方差。在来自 *LPF\_Scaled\_Waveforms* 的 9 秒的窗口中计算而得。

*Rate\_LPF\_Weight*: 对用于脉冲鉴定和脉冲率计算的波形进行预处理的整体平均子系统的实例所使用的低通滤波器权数。

*RoR\_Variance*: 量化比率比的方差。在来自 *Scaled\_Waveforms* 的 9 秒的窗口中计算而得。值 0.10 将指示样本与样本的比率比的值与平均比率比的值的差平均为平均比率比的值的 10%。

*Sat\_Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weight*: 对用于脉冲鉴定和脉冲率计算的波形进行预处理的整体平均子系统的实例所使用的整体平均权数。

*Sat\_LPF\_Weight*: 对用于脉冲鉴定和脉冲率计算的波形进行预处理的整体平均子系统的实例所使用的低通滤波器权数。

*Scaled\_Waveforms*: IR 和红光 *Pre\_Processed\_Waveforms* 的缩放版本。

*Short\_RoR\_Variance*: 量化比率比的变率。在来自 *Scaled\_Waveforms* 的 3 秒窗口中计算而得。

#### 内部变量

*Arr\_Prob*: 限制整体平均的量的心律失常的可能性。基于 *Period\_Var*, 具有 *Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weights* 中的每一者特定的阈值。

*Arr\_Min\_Filt\_Wt\_For\_Rate*、*Atr\_Min\_Filt\_Wt\_For\_Sat*: 基于其各自的 *Arr\_Prob* 值, 用于两个 *Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weights* 的最小值。

*LPF\_Scaled\_Waveforms*: *Scaled\_Waveforms* 的低通滤波版本, 用来计算 *LPF\_RoR\_Variance*。

*Mean\_IR\_Frequency\_Content*: 对 IR 输入波形的平均频率组成的估计。

*RoR\_Variance\_Based\_Filt\_Wt*: 基于 *RoR\_Variance* 度量 和 *Long\_Term\_Pulse\_Amp\_Ratio* 的 *Ensemble\_Averaging\_Filter\_Weights* 的分量。

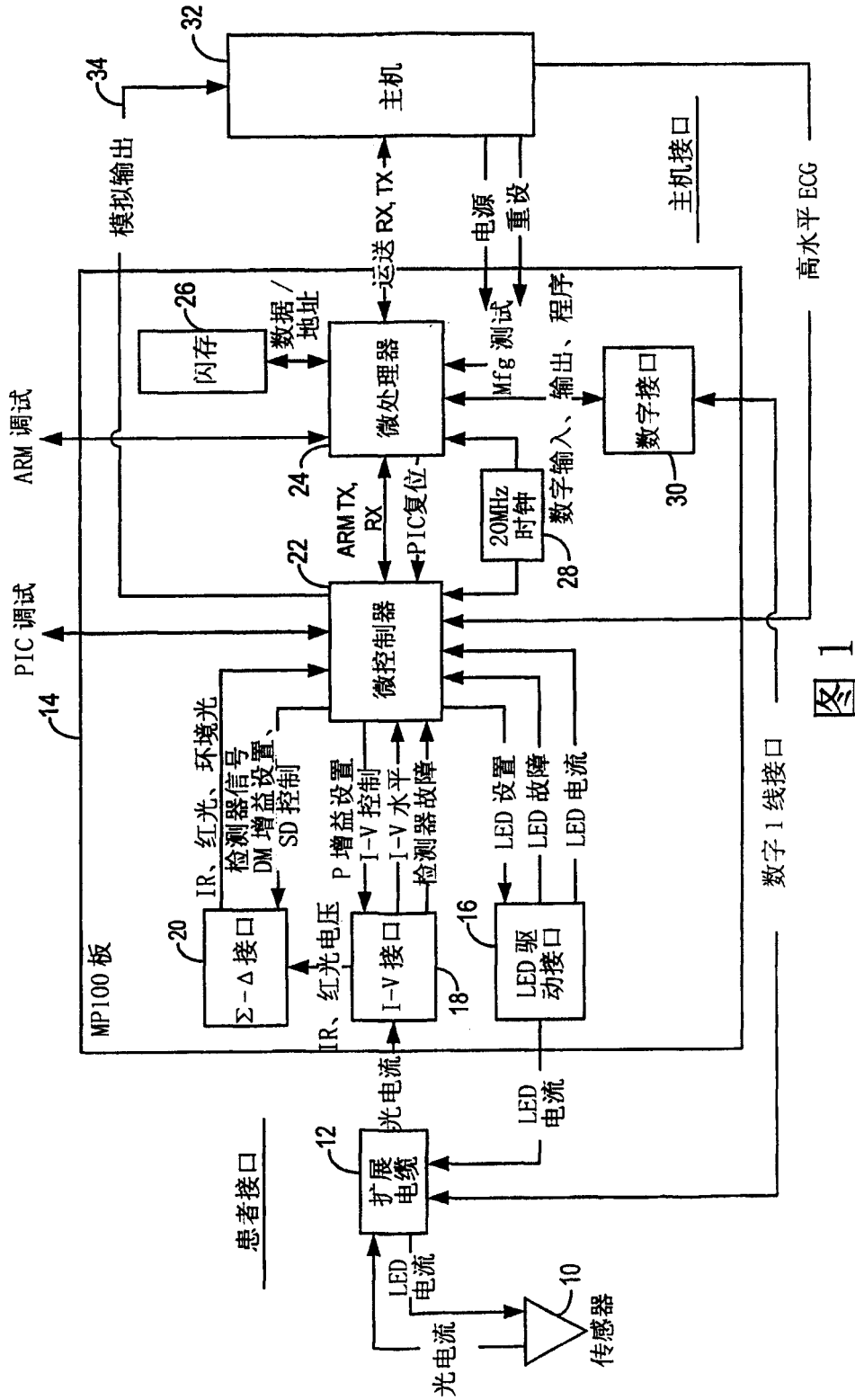


图 1



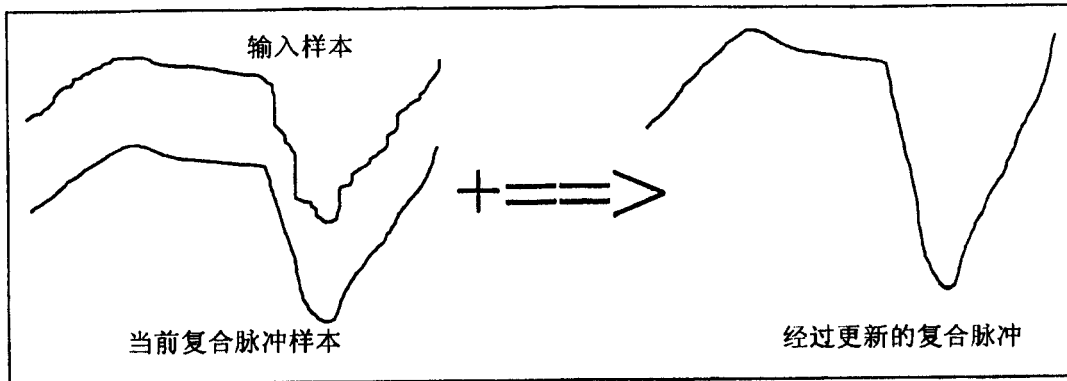


图3 通过将输入样本与现有复合脉冲样本进行平均来更新复合脉冲

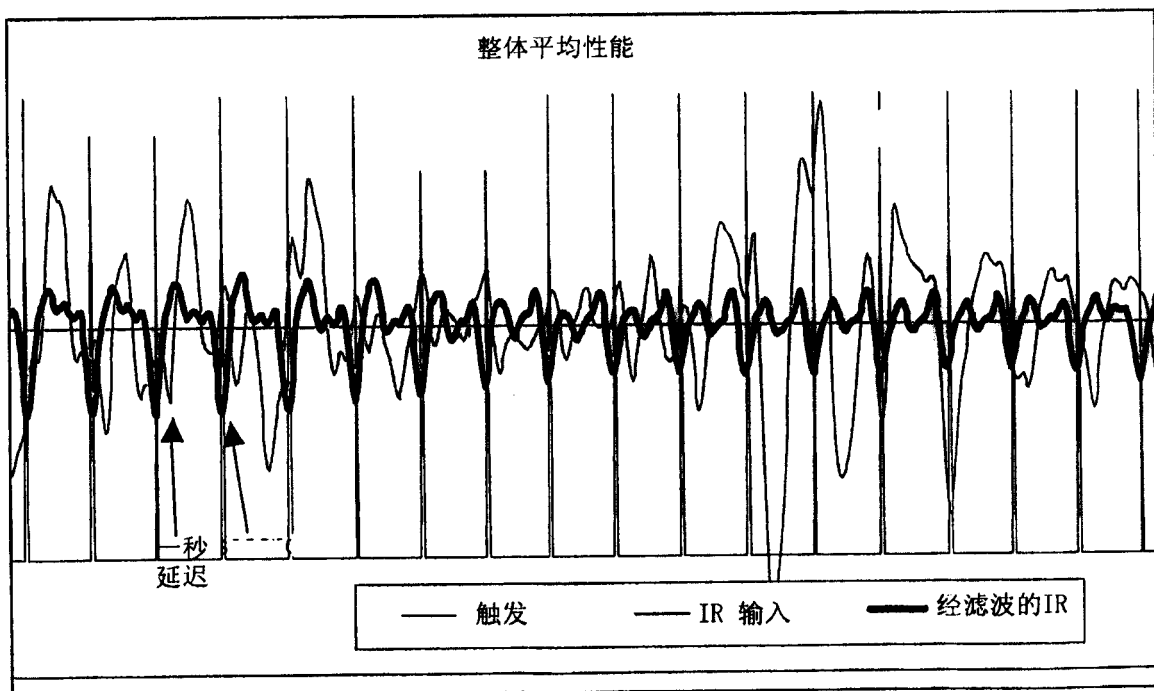
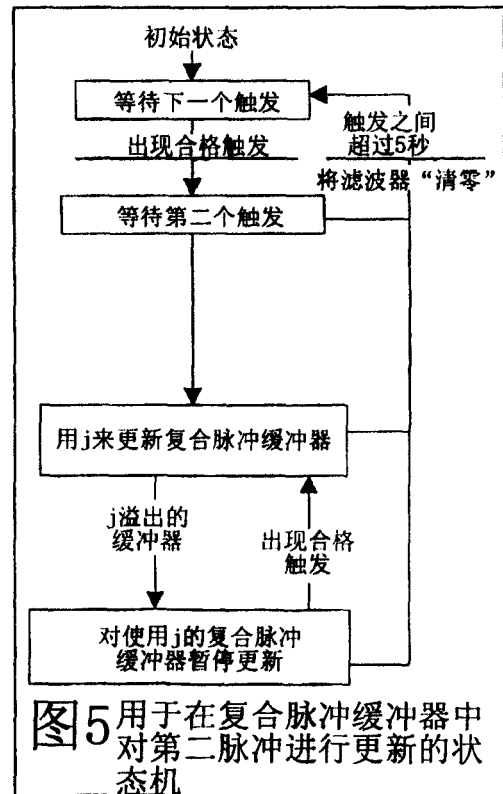
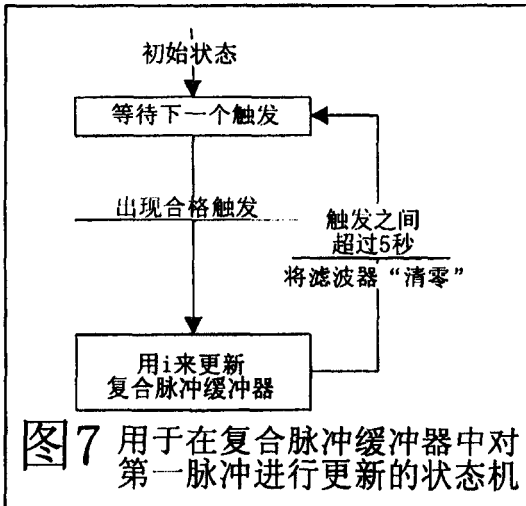
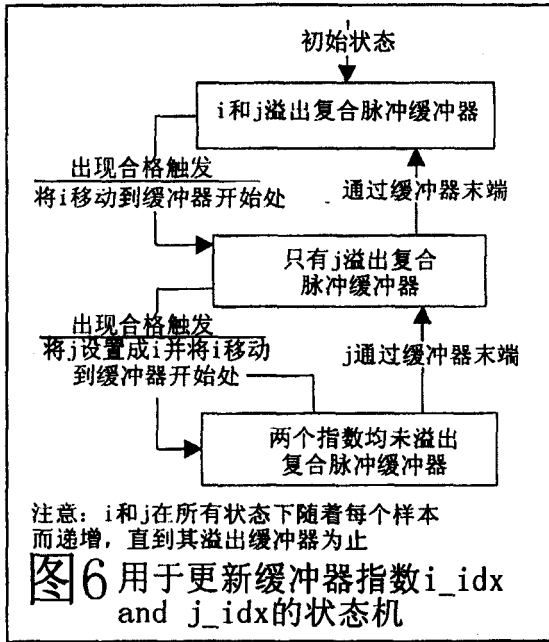


图4 整体平均子系统的可变加权的实例



专利名称(译)	对氧饱和度和心率进行单独整体平均的脉冲血氧计		
公开(公告)号	<a href="#">CN1933773A</a>	公开(公告)日	2007-03-21
申请号	CN200580007373.0	申请日	2005-03-07
[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	克拉克R小贝克		
发明人	克拉克·R·小贝克		
IPC分类号	A61B5/00 G01N21/31		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/725 A61B5/6843		
代理人(译)	刘国伟		
优先权	10/796578 2004-03-08 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

使用两个单独的整体平均器来处理所检测到的波形，以用于计算氧饱和度与脉冲率。用于计算氧饱和度的整体平均器对经标准化的信号进行操作，而用于脉冲率计算的整体平均器对未经标准化的信号进行操作。可改变穿过两个整体平均器的两条路径选择的度量，以最优优化氧饱和度或脉冲率计算的整体平均。

