



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01823750.9

[45] 授权公告日 2009 年 6 月 17 日

[11] 授权公告号 CN 100500083C

[22] 申请日 2001.10.15 [21] 申请号 01823750.9

[30] 优先权

[32] 2001.9.13 [33] IL [31] 145445

[86] 国际申请 PCT/US2001/032282 2001.10.15

[87] 国际公布 WO2003/022141 英 2003.3.20

[85] 进入国家阶段日期 2004.4.28

[73] 专利权人 康曼德公司

地址 美国纽约

[72] 发明人 尤拉姆·沃斯尔曼

[56] 参考文献

CN1168624A 1997.12.24

CN1205868A 1999.1.27

WO0013172A 2000.3.9

US5825672A 1998.10.20

审查员 王 洋

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 陆丽英

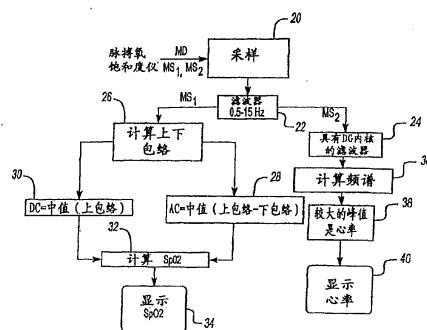
权利要求书 5 页 说明书 18 页 附图 12 页

[54] 发明名称

用于增强信噪比的信号处理方法和设备

[57] 摘要

一种方法和装置使用两种方法之一提取被测量信号的信号分量。如果在该被测量信号中的信号分量是具有特定明确的峰峰强度值的周期信号以及被测量信号的上和下包络。该信号成份可以被进一步用于计算该样本的所需参数。该信号的 DC 分量被确定为该上包络的中值，并且 AC 分量被确定为在该上和下包络之差的中值。如果被测量信号的信号分量是以特定不对称形状为特征的，则对该被测量信号采用特定自适应滤波，导致相对于噪声分量增强信号分量。该自适应滤波基于具有与该信号分量的特性相匹配的特定参数的高斯内核的导数。



1、一种用于处理第一测量信号以提取第一信号分量，并且抑制所述第一测量信号的噪声分量的方法，其中所述第一信号分量基本上是以明确的峰峰强度值为特征的周期性信号，所述方法包括步骤：

(i) 确定所述第一测量信号的上和下包络；以及

(ii) 分析上和下包络的值，以便从所述第一测量信号中提取所述第一信号分量；

其中分析上和下包络的值的步骤包括步骤：

确定所述上和下包络的值之间的差的中值。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其中所述中值被确定为所述第一信号分量中的交变数值。

3、根据权利要求 1 所述的方法，其中所述中值被确定为所述第一信号分量中的常量值。

4、根据权利要求 1 所述的方法，其中分析上和下包络的值的步骤包括步骤：

确定所述上包络值的中值，作为所述第一信号分量中的常量值。

5、根据权利要求 1 所述的方法，其中分析上和下包络的值的步骤包括步骤：

确定所述上和下包络值的总和的一半的中值，作为所述第一信号分量中的常量值。

6、根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一测量信号是生理信号。

7、根据权利要求 6 所述的方法，其中所述第一信号分量是与脉搏相关的信号。

8、根据权利要求 7 所述的方法，其中所述与脉搏相关的信号表示氧合血红蛋白饱和度。

9、根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一测量信号是样本对施加外场的响应。

10、根据权利要求 9 所述的方法，其中所述第一测量信号是所述样本对入射光的光响应。

11、根据权利要求 9 或 10 所述的方法，其中所述样本是生物样本。

12、根据权利要求 1 所述的方法，其用于病人血压和心脏状态的非侵入式测量的测量设备，所述第一信号分量为与脉搏相关的信号，并且包含以特定不对称形状为特征的第二信号分量，所述方法还包括如下步骤：

- 确定内核函数，所述内核函数作为具有与不对称形状的第二信号分量的特性相匹配的参数的高斯导数；以及

- 通过所述内核函数对所述第一测量信号进行频谱滤波，从而在所述滤波后的第一测量信号中相对于噪声分量，增强以所述特定不对称形状为特征的第二信号分量，从而根据所述增强的脉搏信号而确定心率。

13、根据权利要求 1 所述的方法，还包括步骤：

提供表示所述样本对外场的响应的所述第一测量信号，所述第一测量信号包括表示所需参数的信号分量以及噪声分量，所述信号分量基本上是以明确的峰峰强度值为特征的周期性的信号。

14、根据权利要求 13 所述的方法，其中提供所述第一测量信号的步骤包括步骤：

对所述响应进行采样和频率滤波。

15、根据权利要求 1 所述的方法，其中所述第一测量信号还包括以特定不对称形状为特征的第二信号分量，所述方法还包括步骤：

确定内核函数，所述内核函数作为具有与所述第二信号分量的特性相匹配的参数的高斯导数，以及通过所述内核函数参数对所述第二信号分量进行滤波而处理所述第一测量信号，从而在所述滤波后的第一测量信号中相对于所述噪声分量增强所述第二信号分量。

16、根据权利要求 1 所述的方法，还包括处理第二测量信号的步骤，所述第二测量步骤包括以特定不对称形状为特征的第二信号分量，所述方法还包括步骤：

确定内核函数，所述内核函数作为具有与所述第二信号分量的特性相匹配的参数的高斯导数，以及通过所述内核函数参数对所述第二信号分量进行滤波而处理所述第二测量信号，从而在所述滤波后的第二测量信号中相对于所述噪声分量增强所述第二信号分量。

17、根据权利要求 16 所述的方法，其中所述第二测量信号是 ECG，所述第二信号分量表示在所述 ECG 信号中的 QRS 段。

18、根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

确定所述第一测量信号的参数作为所述提取的第一信号分量的函数。

19、根据权利要求 1 所述的方法，其中分析上和下包络的值的步骤包括步骤：

抑制噪声。

20、根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

将外场施加到样本，并且检测所述第一测量信号，其中所述第一测量信号是所述样本对所述外场的响应。

21、根据权利要求 1 所述的方法，还包括：

将入射辐射施加到样本，并且检测所述第一测量信号，其中所述第一测量信号是所述样本对所述入射辐射的响应。

22、一种设备，包括：

(a) 测量设备，其可以操作为利用预定频率的入射光照亮测量位置，检测所述测量位置对所述入射光的光响应，并且产生指示所述光响应的测量信号，所述测量信号包括信号分量；以及

(b) 控制单元，其可以连接到所述测量设备，用于接收和处理所述测量信号，所述控制单元包括数据处理和分析工具，其被预编程为确定所述测量信号的上和下包络，并且分析上和下包络的值，以便从所述测量信号的噪声分量中提取所述信号分量，

其中分析上和下包络的值包括确定所述测量信号的上和下包络的值之间差的中值，作为所述测量信号的 AC 分量。

23、根据权利要求 22 所述的设备，其中所述控制单元还被设置成确定上包络值的中值，作为所述测量信号的 DC 分量。

24、根据权利要求 22 或 23 所述的设备，其中所述控制单元还被设置成确定上和下包络值的总和的一半的中值，作为所述测量信号的 DC 分量。

25、根据权利要求 22 所述的设备，其中所述测量信号包括以特定

不对称形状为特征的信号分量，

所述控制单元还被设置成通过利用具有与所述信号分量的特性相匹配的参数的高斯导数的内核函数，对所述信号分量进行滤波而处理所述测量信号，从而在所述滤波后的测量信号中相对于所述噪声分量，增强所述以特定不对称形状为特征的信号分量。

26、根据权利要求 22 所述的设备，其中所述测量信号是与脉搏相关的信号。

27、根据权利要求 22 所述的设备，其中所述设备是血氧计。

用于增强信噪比的信号处理方法和设备

技术领域

本发明一般涉及信噪比增强技术，特别涉及一种用于处理周期信号的方法和设备。本发明特别用于脉搏氧饱和度仪或者用于确定氧饱和度和/或心输出量的其他非侵入式测量设备。

背景技术

信号处理是任何测量技术的内在过程，并且总是需要足够大的信噪比以从包含在被测量信号中的噪声分量提取表示所需参数的信号分量。例如，针对于确定生理参数的测量技术包括检测和分析一个样本对例如电磁辐射这样的外场（*external field*）的施加的信号响应，例如光响应，并且一般需要适当的信号处理来在所检测的响应中提取该信号分量。

用于血液参数的非侵入式测量的各种技术被称为“生物阻抗技术”。一个电流源产生交流电流，其被通过电极施加到身体，并且在附加电极测量由通过身体的电流所感应的电压。其他技术利用分光光度技术，包括通过各种波长的入射光照射身体部分并且测量吸收谱。

最常用的分光光度技术是血氧测定法和脉搏氧饱和度仪。血氧测定法基于在可见光(在 500 和 700nm 之间)和近红外(在 700 和 1000nm 之间)光谱中血液的光特性与在血液中的氧含量之间的强烈相关性。利用透射和反射模式，脉搏氧饱和度仪依据由病人心脏的周期性收缩和舒张相关的动脉血量的变化所造成的光体积描记(*photoplethysmographic*)信号的检测。该信号的幅度取决于在每个心动周期中从心脏注入周围血管床的血液量、血液的光吸收性、由皮肤和组织部分的吸收以及被用于照亮该组织的特定波长。氧合血红蛋白饱和度(SaO_2)通过计算红(R)和红外(IR)光体积描记图而确

定。

电子电路或者在该脉搏氧饱和度仪内的适当软件（算法）将该 **R** 和 **IR** 光体积描记图分为它们各自的脉动（AC）和非脉动（DC）信号分量。在该脉搏氧饱和度仪内的一个算法执行算术归一化，通过该算法在每个波长的随时间变化的 AC 信号被相应的时间上恒定的 DC 分量所除，该 DC 分量主要从由无血的组织、当心脏舒张时剩余的动脉血、静脉血和皮肤色素所吸收和散射的光所造成。由于假设 AC 部分仅仅由该动脉血部分所造成，该按比例缩放处理提供一个归一化的 **R/IR** 比，即，分别对应于 **R** 和 **IR** 频谱的 **AC/DC** 比数值，其高度取决于 **SaO₂**，但是相当大地独立于在心脏收缩过程中进入组织的动脉血的量、皮肤色素、皮肤厚度和血管结构。

工作于反射模式的脉搏氧饱和度仪尽管基于与透射模式的原理相类似的分光光度计原理，但是执行起来更具有挑战性，并且具有独特的问题，该问题不总是能够由适用于解决与透射模式的脉搏氧饱和度仪相关的问题的解决方案来解决。通常，当比较透射和反射脉搏氧饱和度仪时，与反射脉搏氧饱和度仪相关的问题包括如下。在反射脉搏氧饱和度仪中，脉动 AC 信号通常非常小，并且取决于传感器结构和位置，与透射脉搏氧饱和度仪相比具有较大的 DC 分量。除了由于血液所导致的光吸收和反射之外，在反射脉搏氧饱和度仪中的 **R** 和 **IR** 光体积描记图的 DC 信号可能受到来自骨骼的强反射的影响。当在例如前额和头皮这样的身体位置进行测量时，或者当传感器被安装在胸腔上方的胸部上时，该问题变得更加显著。类似地，在传感器和皮肤之间的接触压力的变化可能造成反射脉搏氧饱和度仪中的较大误差（与透射脉搏氧饱和度仪相比），因为在皮肤的表面层附近的一些血液可能通常向着更深的皮下结构远离该传感器的外壳。结果，甚至在远离骨头而不能影响由传感器所产生的入射光的身体位置处，在皮肤表面附近的无血组织间隔的高度反射可能造成严重的误差。

当前可以获得的反射传感器的另一个问题是当气隙存在于该传感器和皮肤之间或者通过液体薄层在 **LED** 和光检测器之间直接分流光

束时，由皮肤的表层所造成的规则反射的可能性（这可能是由于过度的汗水或者在分娩过程中存在的羊水所造成的）。

记住在常规双波长脉搏氧饱和度仪下的两个基本的假设是重要的：在组织中具有不同照明波长的光线的路径基本上相同，因此相互抵消。每个光源照亮动脉血量的相同脉动变化。另外，由于朗伯-比尔定律忽略在生物组织中的的多次散射影响，因此在脉搏氧饱和度仪中光测量和组织吸收率之间的关系取决于光传播主要吸收率所确定这样的基本假设。但是，在实践中，在生物组织中的不同波长的光路已知在反射血氧定量法中比透射血氧定量法中具有更多变化，因为该光路强烈地取决于被照明的组织和传感器安装的光散射特性。

在体内研究中的相关性例如在如下的出版物中公开：

Dassel 等人,"Effect of location of the sensor on reflectance pulse oximetry", British Journal of Obstetrics and Gynecology, vol. 104, pp. 910-916, (1997);

Dassel 等人, "Reflectance pulse oximetry at the forehead of newborns: The influence of varying pressure on the probe", Journal of Clinical Monitoring, vol. 12, pp. 421-428, (1996)

应当知道在组织模拟模型测量中也需要改进信噪比（在体外）。在体外测量中产生的问题例如公开于如下出版物中：**Edrich 等人,"Fetal pulse oximetry: influence of tissue blood content and hemoglobin concentration in a new in-vitro model", European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology, vol. 72, suppl. 1, pp. S₂9-S34, (1997)**。

改进的传感器在双波长反射脉搏氧饱和度仪中的应用已经被开发并且例如公开于如下出版物中：**Mendelson 等人,"Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 35, no. 10, pp. 798-805 (1988)**。根据该技术，可以由反射传感器所检测的反向散射光的总量与置于 LED 周围的光检测器的数目成正比。通过增加光电检测器的有

效区域以及优化在该光源和光检测器之间的分离距离而实现信噪比的进一步增强。

根据在 LED 周围对称地分布有具有 6 个光电二极管的传感器的使用，在如下出版物中公开一种不同的方法：

-Mendelson 等人, "Design and evaluation of a new reflectance pulse oximeter sensor", *Medical Instrumentation*, vol. 22, no. 4, pp. 167-173(1988); 以及

-Mendelson 等人, "Skin reflectance pulse oximetry: in vivo measurements from the forearm and calf, *Journal of Clinical Monitoring*, vol. 7, pp. 7-12,(1991)。

根据该方法，为了使得由该传感器所收集的反向散射光的部分最大化，来自所有六个光电二极管的电流被在该脉搏氧饱和度仪中的内部电路电子求和。该结构基本上创建由并联的六个光电二极管所制成的一个大面积光检测器，以产生与来自皮肤的反向散射光量成比例的单个电流。

基于八个双波长 LED 和单个光电二极管的使用的反射传感器在如下出版物中公开：Takatani 等人, "Experimental and clinical evaluation of a noninvasive reflectance pulse oximeter sensor", *Journal of Clinical Monitoring*, vol. 8, pp. 257-266(1992)。在此，四个 R (红) 和 IR (红外) LED 被按照 90 度的间隔绕着该基片分离，并且与该光电二极管相距相等的径向距离。基于安装在该 LED 周围的传感器中央的六个光检测器上的类似传感器结构在如下出版物中公开：Konig 等人, "Reflectance pulse oximetry-principles and obstetric application in the Zurich system", *Journal of Clinical Monitoring*, vol. 14, pp. 403-412(1998)。

包括用于过滤噪声并且监视例如碳氧血红蛋白或者注入到血流中的这种脉搏氧饱和度仪探针或者各种指示染料已经被开发并且例如公开在 WO00/32099 和 US5,842,981 中。在这些出版物中公开的技术针对于提供一种用于从由该传感器所产生的输入信号指示数字信号的形

成以及用于过滤噪声的改进方法。

如上文所述，在脉搏氧饱和度仪中，从所检测的信号计算 SpO_2 和心率，该所检测的信号对于反射模式的脉搏氧饱和度仪来说相对较小。用于处理由脉搏氧饱和度仪所检测的信号的方法在下述文献中描述：美国专利 5,482,036; 5,490,505; 5,685,299; 5,632,272; 5,769,785; 6,036,642; 6,081,735; 6,067,462; 和 6,083,172。但是，这些方法利用基于噪声参考的特定假设的具体模型。

发明内容

在本领域中需要通过提供一种用于处理具有特定已知特性的被测量信号的新方法来在被测量数据中改进信噪比 (SNR)。

本发明与这样的事实相关，其中大多数生理信号的特性是已知的，例如具有特定明确峰峰强度值的周期（例如，与脉搏相关的信号）或者具有特定不对称形状的周期（例如血压脉冲或 ECG）。相反，在被测量信号中的噪声分量一般与各种人为因素相关，因此没有具体的特性。

本发明的主要思想如下。一个样本对外场的施加的响应的时间变化由任何适当的装置所检测并且产生表示该响应的被测量信号。如果在被测量信号中的信号分量是具有特定明确的峰峰强度值的周期信号，则被测量信号的上和下包络被确定和分析，以提取该被测量信号的所述信号分量。该信号分量可以被进一步用于计算该样本的所需参数。该信号的 DC 分量被确定为该上包络的中值，并且该 AC 分量被确定为上和下包络之差的中值。如果被测量信号的信号分量是以特定不对称形状为特征的一个周期信号，则对该被测量信号进行特定自适应滤波，导致相对于噪声分量增强该信号分量。该自适应滤波基于具有与该信号分量的特性相匹配的参数的高斯内核 (Gaussian Kernel) 的导数。

在此所用的术语“被测量信号”表示由任何测量设备所获得的信号以及包括被提取并且进一步用于确定所需参数的信号分量，以及由各

种噪声和人为条件所造成的噪声分量。在此所用的术语“被测量数据”是指表示不同类型的两个被测量信号的数据。适合于由本发明的技术所处理的一种被测量信号包含具有明确的峰峰值的周期信号形式的信号分量，例如正弦信号。适用于由本发明的技术所处理的另一种被测量信号是包含以特定不对称形状为特征的周期信号形式的信号分量。这种周期性的不对称形状的信号的特征如下：该信号的每个周期（循环）包含一个区域，其具有比其他区域更高的频率。本发明由一种信号处理技术所构成，其可以由包含在该测量设备的控制单元中或者在可连接到该测量设备以接收和处理其输出的分离单元中的相应数据处理和分析工具所执行。

根据本发明，提供了一种用于处理第一测量信号以提取第一信号分量，并且抑制所述第一测量信号的噪声分量的方法，其中所述第一信号分量基本上是以明确的峰峰强度值为特征的周期性信号，所述方法包括步骤：

- (i) 确定所述第一测量信号的上和下包络；以及
- (ii) 分析上和下包络的值，以便从所述第一测量信号中提取所述第一信号分量；

其中分析上和下包络的值的步骤包括步骤：

确定所述上和下包络的值之间的差的中值。

根据本发明，还提供了一种设备，包括：

(a) 测量设备，其可以操作为利用预定频率的入射光照亮测量位置，检测所述测量位置对所述入射光的光响应，并且产生指示所述光响应的测量信号，所述测量信号包括信号分量；以及

(b) 控制单元，其可以连接到所述测量设备，用于接收和处理所述测量信号，所述控制单元包括数据处理和分析工具，其被预编程为确定所述测量信号的上和下包络，并且分析上和下包络的值，以便从所述测量信号的噪声分量中提取所述信号分量，

其中分析上和下包络的值包括确定所述测量信号的上和下包络的值之间差的中值，作为所述测量信号的 AC 分量。

根据本发明的广义方面，在此提供一种用于处理被测量信号以提取该被测量信号的信号分量并且抑制噪声分量的方法，其中该信号分量为以基本上明确的峰峰强度值为特征的一个基本上周期性的信号，该方法包括如下步骤：

- (i) 确定被测量信号的上和下包络；以及
- (ii) 分析该上和下包络值，以从该被测量信号中提取信号分量。

上和下包络的分析包括确定该上和下包络值之差的中值作为该信号分量中的交变数值，确定该上包络值的中值（或者该上包络加上下包络的中值除以 2）作为该信号分量中的一个常量值。该被测量信号可以是一个生理信号，例如是与脉搏相关的信号，在这种情况下，被提取的信号分量被进一步用于确定所需的生理参数，例如氧合血红蛋白饱和度。

该被测量信号可以被确定为一个样本对外场的响应，例如该样本对入射辐射的光响应。

根据本发明另一个方面，在此提供一种用于确定一个样本的所需参数的信号处理方法，该方法包括如下步骤：

- 提供表示该样本对一个外场的响应的被测量信号，该被测量信号包括表示所述所需参数的信号分量和噪声分量，所述信号分量为以基本上明确的峰峰强度值为特征的基本上周期性的信号；
- 确定被测量信号的上和下包络；以及
- 分析该上和下包络值，以从该被测量信号提取该信号分量。

所述被测量信号的提供可以包括对所述响应进行采样和频率滤波。

根据本发明另一个方面，在此提供一种用于处理被测量信号以在该被测量信号中相对于噪声分量增强信号分量的方法，该信号分量以特定不对称形状为特征，该方法包括如下步骤：

- 确定一个内核函数，其作为具有与信号分量的特性相匹配的参数的高斯的导数；以及
- 利用该内核函数参数对被测量信号进行滤波，从而在该滤波的

被测量信号中相对于该噪声分量增强该信号分量。

根据本发明另一个方面，在此提供一种可由机器所读取的计算机程序存储设备，其实际地体现可以由机器所执行的指令程序，以执行处理被测量信号以提取信号分量并且抑制该被测量信号的噪声分量的方法步骤，其中该信号分量是以基本上明确的峰峰强度值为特征的基本上周期性的信号分量，该方法包括如下步骤：

(i) 确定该被测量信号的上和下包络；以及

(ii) 分析该上和下包络值，以从该被测量信号提取该信号分量。

根据本发明另一个方面，在此提供一种可由机器所读取的计算机程序存储设备，其实际地体现可以由机器所执行的指令程序，以执行处理被测量信号的方法步骤，在该被测量信号中相对于噪声分量增强信号分量，其中该信号分量以特定不对称形状为特征，该方法包括如下步骤：

- 确定一个内核函数，其作为具有与该信号分量的特性相匹配的参数的高斯的导数；以及

- 利用该内核函数参数对被测量信号进行滤波，从而在该滤波的被测量信号中相对于噪声分量增强信号分量。

根据本发明另一个方面，在此提供一种用于测量设备并且被编程为执行本发明的方法的控制单元，被应用于一个样本或介质以通过执行本发明的方法而确定所需参数的测量系统，以及将这种控制单元用于与血液相关的参数的非侵入式测量的脉搏氧饱和度仪。

更加具体来说，本发明被用于血液参数的非侵入式测量。因此，应当知道本发明表示适用于各种应用的信号处理的方法和工具(例如，在生物样本中的生物体内或体外测量)，假设要被从被测量信号提取用于进一步分析的信号分量是具有明确峰峰值的基本上周期性的信号或者以上述特定不对称性为特征的基本上周期性的信号。

附图说明

通过结合附图参照下文的详细描述，可以更好地理本发明的其

他优点，其中：

为了理解本发明以及如何实际执行该发明，下面通过参照附图以非限制性例子描述优选实施例，其中：

图 1A 和 1B 分别示出根据本发明的控制单元的主要操作步骤的方框图和流程图。

图 1C 和 1D 示出分别利用本发明的脉搏氧饱和度仪和基于生物阻抗的系统的方框图；

图 1E 和 1F 分别示出由图 1C 和 1D 的系统所执行的发明的方法的主要操作步骤；

图 2A 和 2B 示出用于脉搏氧饱和度仪的根据本发明的方法的试验结果，其中图 2A 示出包络检测技术，以及图 2B 示出该技术如何可以用于从被检测信号提取脉冲幅度 (AC)；

图 3A - 3B 和 4A - 4B 分别示出用于脉搏氧饱和度仪的根据本发明的方法的另外两个试验结果的例子；

图 5A 和 5B 示出用于生物阻抗技术的根据本发明的方法的试验结果，其中图 5A 示出该包络检测技术，以及图 5B 示出该技术如何可以用于从被检测信号中提取脉冲幅度 (AC)；

图 6A-6B、7A-7B、8A-8B 和 9A-9B 分别示出用于该生物阻抗技术的根据本发明的方法的另外四个试验结果的例子；

图 10 示出与常规技术相比较的根据本发明的方法的脉搏信号的 DC 分量的确定；

图 11 示出在动脉中的血压脉搏的典型形状和时序；

图 12 示出要用于根据本发明的方法中的内核函数；

图 13A 和 13B 示出将一个反射脉搏氧饱和度仪应用于病人的胸腔，分别表示在用该内核函数参数滤波之前和之后的试验结果；

图 14A 和 14B 分别示出在用 DG 内核参数滤波之前和之后的所测量信号的频谱；以及

图 15A 和 15B 示出本发明的技术如何可以用于增强在 ECG 信号中的 QRS 段。

具体实施方式

参照图 1A 和 1B, 在操作中, 本发明提供一种用于处理被测量信号的方法和设备。更加具体来说, 本发明从噪声分量提取信号分量, 并且抑制噪声分量。

根据本发明而构造和操作的一种控制单元, 总体表示为 1, 用于处理来自测量设备的输入信号 IS, 其包括具有两个软件模块(成分) C₁ 和 C₂ 的数据处理和分析工具 2, 该软件模块一同操作以提取信号分量并且抑制包含在输入信号中的噪声分量。该软件成分 C₁ 处理该输入信号, 并且软件成分 C₂ 分析该被处理数据, 以提取或增强该信号分量。

如图 1B 中所示, 当以周期信号的形式具有明确的峰峰值的信号分量 S₁, 例如正弦信号, 被从输入的被测量信号 IS 中提取, 被测量信号的处理包括确定该信号的上和下包络 E_{up} 和 E_{low} (步骤 4), 然后分析以从一个噪声分量提取该信号分量 S₁ (步骤 6)。

如果要被相对于噪声分量增强的信号分量是以特定不对称形状为特征的周期信号 (即, 该信号分量的每个周期 (循环) 包含一个区域, 其频率高于其他区域的频率), 该数据处理和分析工具 2 确定一个特定的内核函数 (具有与该不对称形状的信号分量的特性相匹配的参数的高斯的导数), 并且用这些内核函数参数对被测量信号进行滤波, 从而在滤波的被测量信号中相对于该噪声分量增强信号分量。

参照图 1C, 下面描述用于生理参数的非侵入式测量的测量系统 10。应当知道, 本发明应用于这样的测量系统 10 是仅仅用于讨论目的的, 并且本发明不限于这样的应用。本发明同样可以应用于要从包含噪声分量的被测量信号中提取指定类型的信号分量的情况。

在当前例子中, 系统 10 是一种反射脉搏氧饱和度仪, 其应用于病人身体上的一个测量位置 (未示出) 并且可操作为检测该测量位置的光响应 (反射) 并且确定在病人血液中的氧合血红蛋白饱和度和心率。该系统 10 包括例如测量设备 12 (探针) 和控制单元 13 这样的主要构成部分。

该测量设备 12 包括一个照明设备和检测单元。在当前例子中，该照明设备包括分别由三个驱动器 D1 - D3 所操作的三个发光元件（例如，LED）14A、14B 和 14C。LED14A-14C 示出具有三个不同波长的测量位置：一个波长 A1 处于红频谱中，并且另外两个波长 A2 和 A3 位于包含辐射的近红外和红外频谱的频谱范围内。波长 A2 和 A3 被选择为与该光吸收曲线的频谱区相一致，其中氧合血红蛋白 (HbO_2) 比去氧血红蛋白 (Hb) 略吸收更多的光，并且 Hb 和 HbO_2 的消光系数近似相等并且作为波长的一个函数相对地保持恒定。该检测器单元包括两个光检测器 PD_1 和 PD_2 ，其接收从测量位置反射的光成分，并且产生表示被测量数据（电流）。

应当知道，尽管没有具体示出，但是该光检测器 14A、14B、14C 最好被设计和设置为收集从在围绕该发光元件的闭合路径设置的不同检测点处的测量位置反射的光的。例如，该光检测器是两个同心环（所谓的“近”和“远”环），并且该光发射元件位于该环的中央。该设置允许最佳定位该检测器，用于高质量的测量，并且允许区分接收“好”信息（即，导致 SpO_2 的计算精确的 AC 和 DC 值）和“坏”信息（导致 SpO_2 的计算不精确的 AC 和 DC 值）。

该血液参数的测量设备和计算的操作（例如，氧合血红蛋白饱和度）不构成本发明的一部分，因此除了下文所述之外不需要具体描述。在入射辐射的三个波长和多个检测点的具体例子中，计算在每个检测点对于三个波长检测的光中的 AC/DC 比的数据，并且分析以确定所接受的检测点并且对三个波长的每个波长选择相应的 AC/DC 比。这些被选择的比率然后被用于计算血液参数。该分析包括如下：对于在至少一个闭合路径中的可接受检测点计算比值 W_2/W_3 ($W_2=I_2(\text{AC})/I_2(\text{DC})$ 和 $W_3=I_3(\text{AC})/I_3(\text{DC})$ ，I 为强度)。这些数值的每一个被分析，以确定其是否满足一个预定条件（例如，所计算的数值 W_2/W_3 在由一个阈值所确定的预定范围内），并且产生表示该探针（传感器）的位置是否被调节的信号。如果该条件被满足，则分析光体积描记图（photoplethysmogram）的质量，以确定其是否被接受。

如果该质量可接受，则所选择的比率被分析以从在至少一个闭合路径中检测的数据计算比率 W_1/W_2 和 W_1/W_3 （其中 $W_1=I_1(AC)/I_1(DC)$ ），并且计算差值 $ABS(W_1/W_2-W_1/W_3)$ 。所计算的差值被分析，以确定每个差值是否满足特定的预定条件（例如，所计算的差值 $ABS(W_1/W_2-W_1/W_3)$ 小于预定阈值），如果该条件被满足，则用于确定该血液参数。

如图 1C 中所示，该光检测器 PD_1 和 PD_2 的输出分别连接到模数转换器 ADC_1 和 ADC_2 ，其连接到微控制器 16，从而通过对该信号采样和带通滤波而进行同时的信号转换。由此，除了信号分量之外具有频谱分量的噪声被抑制。该控制单元进一步包括一个处理器 17（由数据处理和分析工具 U_1 和 U_2 所构成），其被预编程为执行根据本发明的信号处理，以及一个显示器 18。提供两个工具 U_1 和 U_2 的目的是确定 SpO_2 和心率，其中 SpO_2 从具有明确峰峰值的周期信号形式的信号分量 S_1 这样的被测量信号中导出，并且该心率被从具有以特定不对称形状为特征的信号分量这样的被测量信号中导出。

应当知道对于本发明的目的，光源（具有各自的驱动器）、检测器、模数转换器和微控制器一同构成一个用于产生表示被测量信号的数据的测量设备，该被测量信号包括信号分量和噪声分量。这样的测量设备可以是任何种类。实际上，具有该工具 U_1 和 U_2 之一或这两者的处理器可以被包含在可连接到该测量设备的一个分离单元中，以接受和处理被测量信号，从而能够确定所需参数，为了本发明的目的，在该被测量信号中的信号分量是具有明确峰峰值的一个周期性信号（例如，与脉搏相关的信号），或者具有特定不对称形状的信号（例如，心脏脉搏信号）。通过使用应用于病人身体上的一个位置的反射脉搏氧饱和度仪，该被测量信号包括表示病人血液的与脉搏相关的信号的信号分量 S_1 （基本上为具有明确峰峰强度值的周期性信号）以及表示心脏的与脉搏相关的信号的信号分量 S_2 （以特定不对称形状为特征中的周期性信号）。

图 1D 示出用于生物阻抗测量的一种测量系统 100 的方框图。为

了便于理解, 相同的参考标号被用于表示在图 1C 和 1D 的例子中相同的部件。因此, 测量系统 100 包括测量设备 12 和控制单元 13, 其包括被预编程为执行根据本发明的方法的处理器 17 (由数据处理和分析工具 U_1 和 U_2 所构成)。在图 1D 的当前例子中, 测量设备 12 包括由微控制器 16 所操作的交流电源 114, 以通过激励机体电极 115 将电流注入到病人身体; 电极 116 感应由所注入的交流电流所产生的电压; 以及电子元件 117 (解调器和放大器), 用于检测和放大从读出电极 116 接收的交流电压的幅度。在这种测量设备中, 不同电极结构一般被用于产生生物阻抗和 ECG 被测量信号 MS_1 和 MS_2 。

参见图 1E 和 1F, 其中分别示出根据本发明的方法在脉搏氧饱和度仪和生物阻抗应用设备中的原理。为了便于理解, 相同的参考标号被用于表示在图 1E 和 1F 的例子中的相同步骤。

如图所示, 从一个测量设备接收的被测量数据 MD 首先受到采样和频率滤波。在图 1E 的例子中 (脉搏氧饱和度仪), 表示包含具有明确峰峰强度值的周期性信号分量和以特定不对称形状为特征的周期性信号分量的与脉搏相关的信号的被测量数据 MD 被从一个脉搏氧饱和度仪的测量设备提供, 被采样 (步骤 20), 然后受到频率滤波 (步骤 22)。该被测量数据 MD 然后被分离以受到由各个数据处理和分析工具所执行的两个同时处理: 确定该被测量数据 MD 的上和下包络的处理 (步骤 26), 以及用一个特定 DG 内核对被测量数据 MD 滤波的处理, 这将在下文中更加详细地描述。

在图 1F 的例子中, 被测量信号 MS_1 和 MS_2 (分别表示生物阻抗和 ECG) 被从该测量设备的不同电极排列提供。同时, 该被测量信号由各个采样工具所采样 (步骤 20A 和 20B)。表示采样的被测量信号 MS_1 的数据受到频率滤波 (步骤 22), 并且表示采样的被测量信号 MS_2 的数据受到 DG 内核滤波 (步骤 24)。该频率滤波的被测量信号 MS_1 被处理, 以计算其上和下包络 (步骤 26)。

该上和下包络被用于确定该被测量信号的与脉搏相关的信号分量的 AC 和 DC 分量 (步骤 28 和 28)。如此确定的 AC 和 DC 分量被用

于计算氧合血红蛋白饱和度 SpO_2 (在图 1E 中的步骤 32)，或者归一化阻抗 $Z=AC/DC$ (在图 1F 中的步骤 33)，然后显示该计算结果 (步骤 34)。该 DG 内核滤波的数据被处理以计算该频谱 (步骤 36)，其被分析以确定作为心率的最大峰值 (步骤 38)。该计算结果被显示在该显示器上 (步骤 40)。

参见图 2A-2B、3A-3B 和 4A-4B，其中分别示出处理由一个脉搏氧饱和度仪所获得的被测量信号的三个例子。图 2A、3A 和 4A 示出该采样和频率滤波的被测量信号 $MS^{(1)}_1$ 、 $MS^{(2)}_1$ 和 $MS^{(3)}_1$ (每个信号具有表示受到运动和呼吸这样的人为因素导致失真 (噪声分量) 的信号分量)，以及该被测量信号 $MS^{(1)}_1$ 、 $MS^{(2)}_1$ 和 $MS^{(3)}_1$ 的上和下包络 $E^{(1)}_{up}$ 和 $E^{(1)}_{low}$ 、 $E^{(2)}_{up}$ 和 $E^{(2)}_{low}$ 以及 $E^{(3)}_{up}$ 和 $E^{(3)}_{low}$ 。如图 2A 的例子所示，该人为因素 (artifacts) 的幅度大约比脉冲幅度 (AC) 大 6 倍。

为了计算信号的上和下包络，首先计算该周期性信号的局部最大和最小值的位置。然后，估计在局部最小点之间的数值，产生确定下包络的连续线，以及估计局部最大点之间的数值，产生确定上包络的连续线。该极值点之间的线估计例如利用线性插值或三次样条插值方法。

图 2B、3B 和 4B 示出 (以放大比例) 从各个被测量信号减去上包络而获得的信号 (对于每个时间点确定被测量信号和上包络的强度值之差)。可以看出，失真现在小于该信号幅度，因此提高信噪比 (在图 2A-2B 的例子中提高 10 的因子)。

为了计算脉搏的幅度 (与脉搏相关的信号的 AC 分量)，对于每个时间矩从上包络值减去下包络值 ($E_{up}-E_{low}$)，从而获得与表示被测量信号的矢量相同长度的矢量。然后，对该矢量值排序，并且计算中值。因此，根据本发明，一个具有明确峰峰强度值的周期性信号的交变数值 (AC 分量) 被计算如下：

$$AC = \text{中值}(E_{up}-E_{low})$$

应当指出，根据常规技术，极值点被用于计算脉冲幅度。因此，对于 256 点 (大约 3 秒) 的一个帧，观察 3 次心跳 (假设每分钟 60

次心跳的心率），即，仅有 3 个极大值和 3 个极小值（每次脉冲各一个）。在该 3 秒帧中的 3 个脉冲的计算仅仅获得 3 个数字，并且在该帧中的平均幅度从这 3 个脉冲幅度计算。如果所检测的信号包括表示不实际存在的附加脉冲的数据，则这将影响数据分析结果（三个数值中有一个错误幅度值：两个正确数值和一个错误数值）。

相反，本发明利用在两个包络的减法之后获得 256 个数值的统计分析来估计在该帧中的最可能出现的幅度。为了减小人为因素的影响并且查找从该减法 ($E_{up}-E_{low}$) 获得的信号的中值（最可能出现的幅度值），对该数值排序，排除 10% 的极值（最小和最大值），并且从剩余的数值中取中值。

图 5A-5B、6A-6B、7A-7B、8A-8B 和 9A-9B 分别示出处理在心输出量测量设备中通过心脏活动的生物阻抗测量而获得的被测量信号的五个不同例子。在此，图 5A、6A、7A、8A 和 9A 示出采样和频率滤波的被测量信号（每个信号具有表示被运动和呼吸这样的人为因素导致失真的与脉搏相关信号的信号分量），以及被测量信号的上和下包络。图 5B、6B、7B、8B 和 9B 示出具有通过从各个被测量信号减去上包络而获得的改进信噪比的信号。

现在参照图 10 描述包含在被测量信号 MS_1 中的与血液相关的信号的 DC 分量的计算。当在脉搏过程中照明测量位置时（当血液充满血管时），吸收更多的入射光。因此，从皮肤反射的被检测信号相应地减小（与光吸收成比例）。

根据常规方法，被反射信号强度的恒定数值（即，光体积描记图的 DC 分量）被计算为在被测量信号 MS_1 的中央测量的信号 S_1 的平均值。该方法基于这样的事实，即平均值包括反射光的恒定水平（在动脉脉搏之间）和脉动值（AC 分量）。该平均值是基线、该脉搏的幅度和该脉搏的形状的结果。

根据本发明的技术，由被测量信号 MS_1 的上包络 E_{up} 所确定的实际恒定吸收分量被用于计算 DC 分量值，其与常规方法相比给出更好的精度。因此，根据本发明，该上包络值被排序，并且中值被取为 DC

分量，即， $DC = \text{中值}(E_{up})$ 。另外，具有明确峰峰值的周期性信号的 DC 分量可以被计算为上和下包络值的总和的一半，即， $DC = \text{中值}((E_{up} + E_{low})/2)$ 。

现在描述适用于计算心率的根据本发明的信号处理。该技术基于与心动周期相关的生物物理信号的生理特性的知识，并且包括频谱过滤内核，其被预处理以相对于附加噪声和干扰增强脉搏信号，因此增强信噪比。当处理该信号以计算心率时，这使得进一步处理的技术更加有效，例如快速傅利叶变换和自动互相关。

图 11 示出在表示与血压的改变相关的生物物理信号的在动脉中的血压脉冲的典型形状和时序，其由心动周期所感应，并且表示在被测量信号 MS_2 中的一个信号分量。该信号分量具有该脉搏的主动期(收缩期) P_{act} 和被动期(舒张期) P_{pas} 。该主动期 P_{act} 的持续时间由心脏收缩期所确定，并且范围在 80 和 140 毫秒之间，并且被动期 P_{pas} 的持续时间是剩余时间，即，在心率持续时间和主动期持续时间之差。典型的心率范围在 40bpm 和 280bpm (心跳每分钟) 之间，并且等价于 0.67-4.7Hz 的频率范围。为了过滤噪声和人为因素，脉搏氧饱和度仪以及任何其他适当的测量设备一般利用具有 0.5 - 10Hz 的通频带的滤波器。测试在该脉搏中的收缩期 P_{act} 的频率成份，显然该频率成份包含 10Hz 以上的频率。例如，在 80ms 的上升期中，包含 12.5Hz 的频率成份 (即， $1/0.08 = 12.5$)。

为了增强心脏脉搏信号，本发明通过对该信号的快速上升期进行滤波而利用血压的特定不对称形状，从而在被测量信号 MS_2 中的噪声分量中识别脉搏信号分量。为了避免快速上升期的干扰，例如一个自适应滤波器这样的通频带必须包括大于 12.5Hz 的频率。对于下限，0.5Hz 是一个适当的截止频率，由于心率下降到 0.67Hz 的频率，并且在该数值之下仅仅出现由于呼吸或运动所造成的缓慢的人为因素。

为此目的，根据一个采用高斯的导数 (DG) 的形式的解析函数使用一个特定 DG 内核。该 DG 内核 (DGK) 解析方程为：

$$DGK(t) = \frac{-t}{\sigma\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left[-\frac{1}{2\sigma^2}t^2\right]$$

其中 t 和 σ 是时间和高斯宽度参数。这些 DG 内核函数的参数应当与脉搏特性相匹配，以具有最佳的 SNR。

图 12 示出该函数 $DGK(t)$ 。这种内核可以有利地作为一个低通滤波器，从而过滤高频噪声。另外，当该信号分量在特定范围具有陡坡度时，该内核可以增强在被测量信号中的信号分量。这是由于该滤波器的操作被限于其通频带区域的事实所造成的。滤波和心脏脉搏增强的一遍操作允许实时快速地确定心率。

该内核的参数可以被调节，以增强心脏脉搏信号乃至在 ECG 信号中的 QRS 段的收缩期，因为该 QRS 段的频率成份包括比在该 ECG 信号的其他段中的频率更高的频率。与该 ECG 信号的形状不同于心脏脉搏的形状这样的情况无关，该 DGK 可以自适应地相对于在 ECG 中的其他段和包含在该 ECG 被测量信号中的噪声和人为因素相关的 QRS 段。该技术有助于检测 QRS 段，如在下文更加具体地描述。由于根据本发明的信号处理利用与在该被测量信号中的其他分量（噪声和人为因素）的不对称特性这样的事实，即使当该噪声和人为因素频率内容与心率频率相重叠时，可以获得改进的信噪比。

因此，本发明利用高斯解析方程，计算解析导数，在相关信号采样频率处的数字化，该内核的长度 t 和为了最佳性能的高斯宽度 σ 的优化，然后利用所获得参数作为一般有限脉冲响应（FIR）滤波器参数。在用 DG 内核参数对被测量信号 MS_2 滤波之后，在与该脉冲相关的被测量信号中的能量相对于其他人为因素和噪声被增强。

图 13A 和 13B 示出对病人的胸部应用反射脉搏氧饱和度仪的试验结果。图 13A 示出表示被测量信号 MS_2 的曲线图 H_1 。在此，在该信号基线中，呼吸和其他运动干扰被表示为相对缓慢的改变。心脏信号相对较快并且在信号幅度上以周期性的小改变为特征。显然人为因素对于心脏脉搏占主要地位，它们约大 3 至 4 倍。图 13B 示出表示利用 DG 内核参数的图 13A 的被测量信号的滤波结果的曲线图 H_2 。在此，

心脏脉搏占主要地位。尽管脉冲幅度由人为因素的倾向而调制，信噪比略有提高。如图所示，在图 13A 的信号中由于人为因素而失真的小脉冲，在图 13B 的信号中具有适当的幅度。

图 14A 和 14B 分别示出在用 DG 内核参数滤波之前或之后包含不对称形状的信号分量的被测量信号的频谱 S_1 和 S_2 。将这些频谱相互比较，可以清楚地看出表示 2.2Hz 的心率的峰值远大于在 DG 内核滤波之后的人为因素峰值。换句话说，该 DG 内核滤波导致在与其他双峰值相关的大约 2.2Hz 的心率峰值的增强。

许多医疗过程需要检测 ECG 信号的 QRS 段。使用 DG 内核参数用于滤波使得该 QRS 段相对在该 ECG 信号中的其他段被增强。图 15A 和 15B 分别示出在用 DG 内核方法滤波之前和之后具有 QRS 段的 ECG 信号，其示出该 QRS 段被在滤波的信号中增强。

回到图 1E 和 1F，在被频率滤波之后，该 DG 内核方法应用于被测量信号，以抑制具有除了心脏脉搏信号的频率之外的频率的噪声。换句话说，DG 内核滤波被应用于该信号，其中噪声和人为因素的频谱与心率频谱相重叠。由此，增强与脉搏相关的信息，然后可以应用一个普通频谱方法，以获得心率。使用包络技术计算该 SpO_2 水平：上和下包络值之差的中值 ($E_{up}-E_{low}$) 被用于脉搏幅度计算 (与脉搏相关的信号的 AC 分量)。该上包络 E_{up} 的中值被用于计算恒定的所检测信号的计算 (与脉搏相关的信号的 DC 分量)。根据任何适当的技术，所获得的 AC 和 DC 分量被用于提取 SpO_2 。

本领域的普通技术人员应当知道可以对本发明在此作为例子给出的实施例实现各种信息和改变，而不脱离由所附权利要求定义的范围。

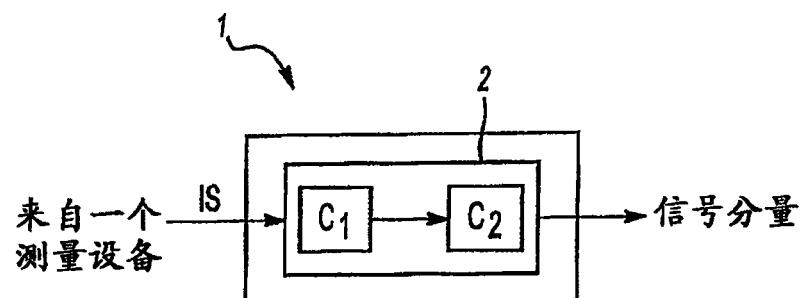


图 1A

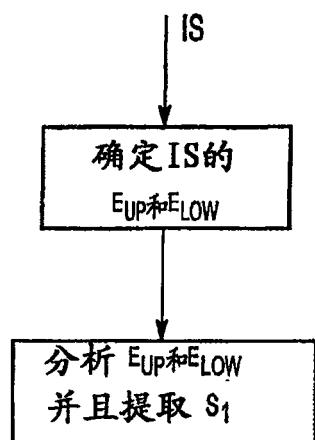


图 1B

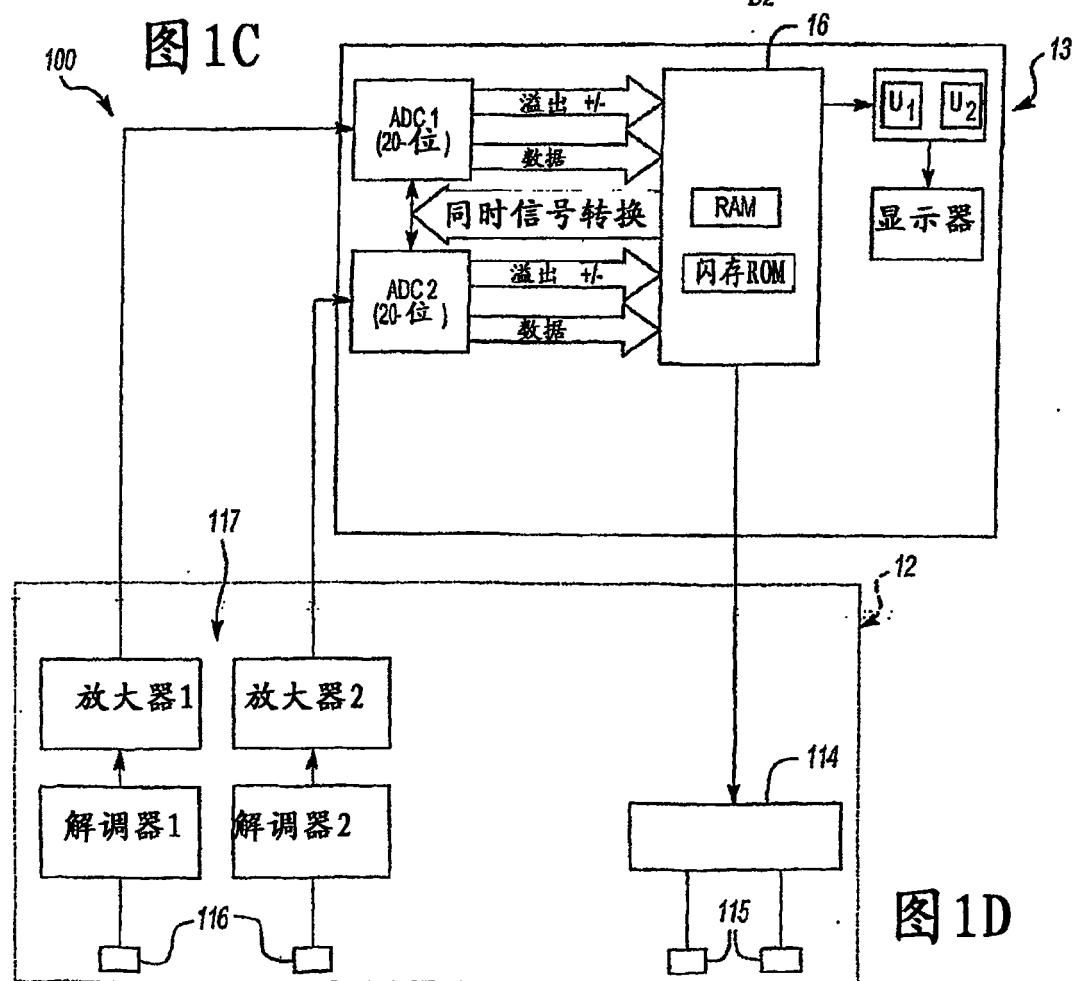
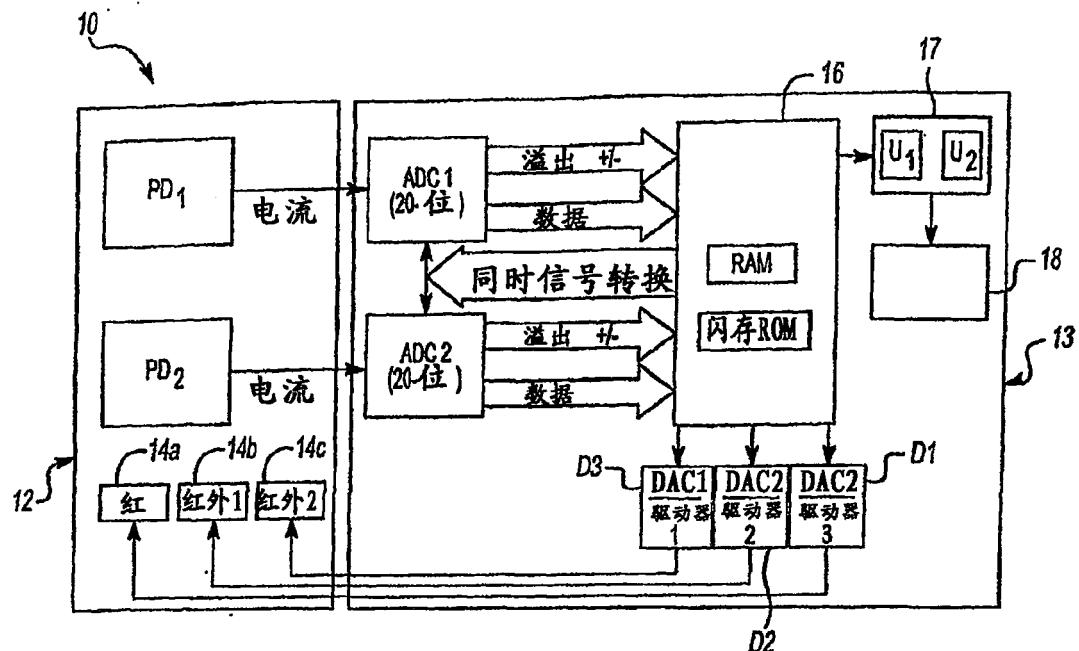


图 1D

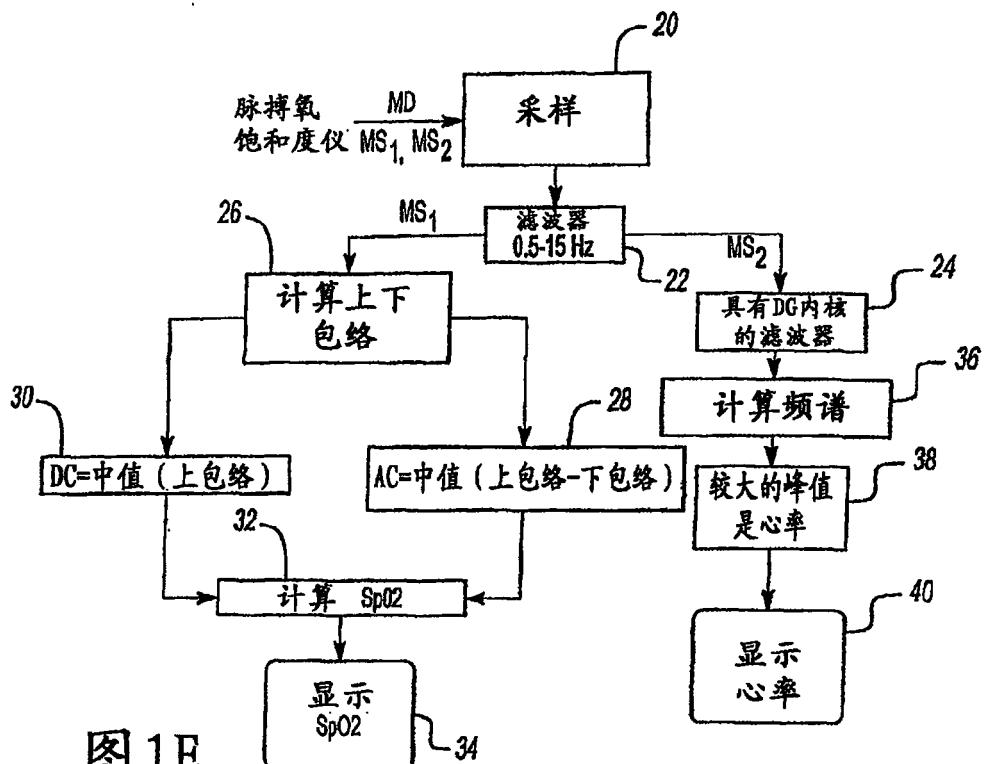


图 1E

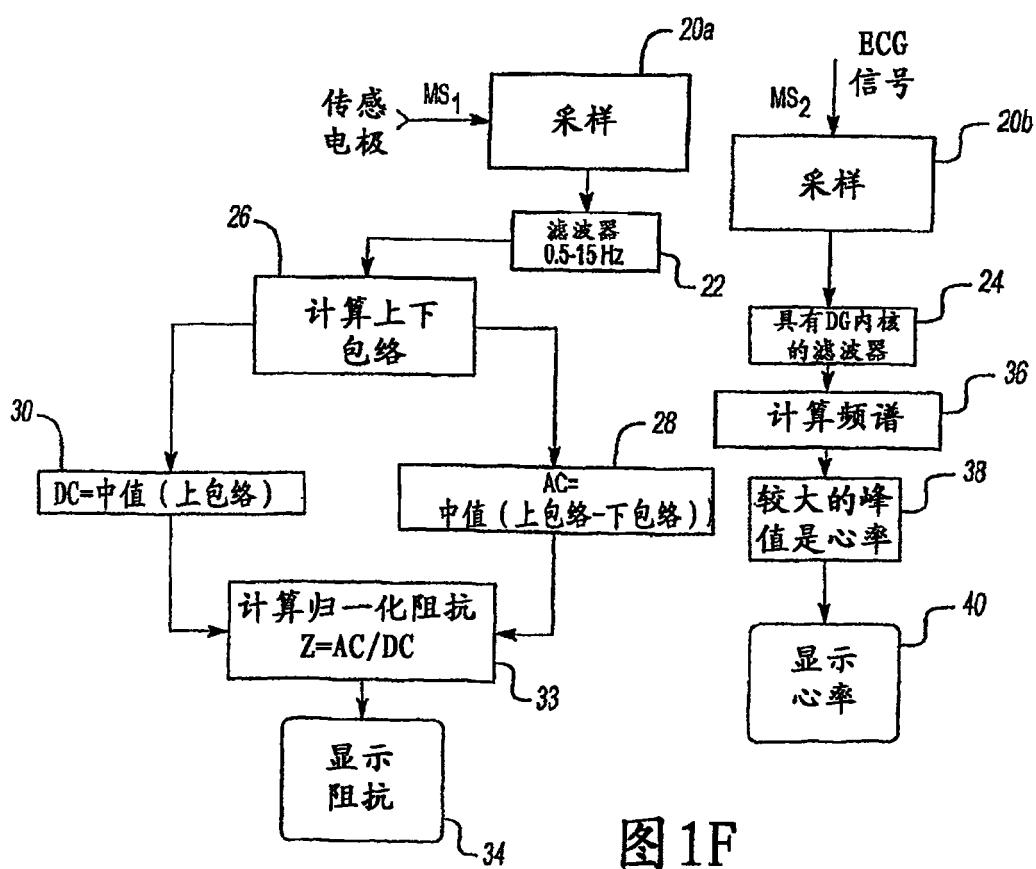


图 1F

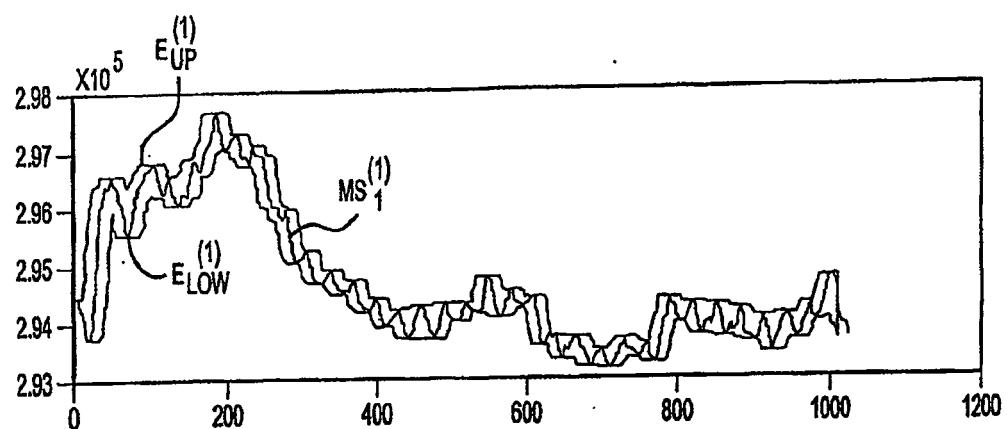


图 2A

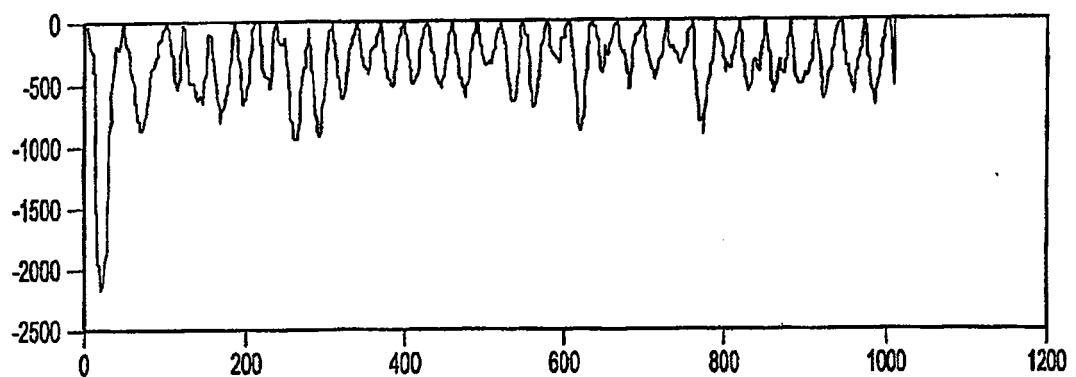
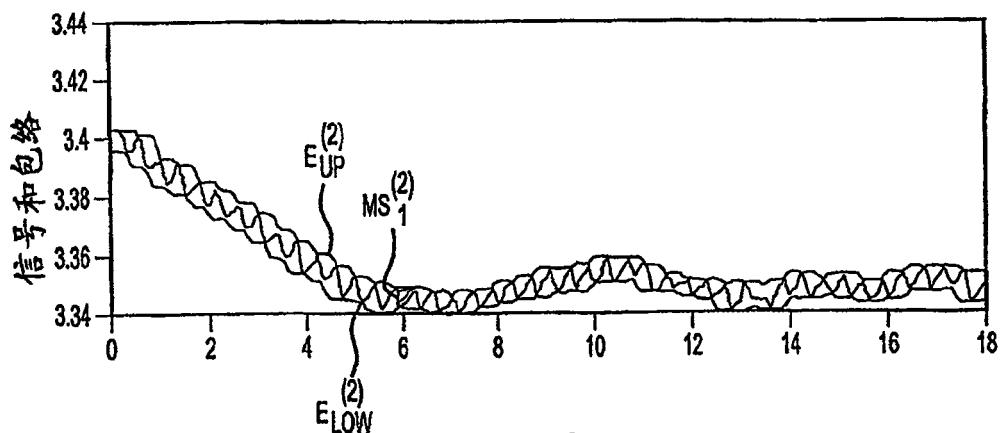


图 2B



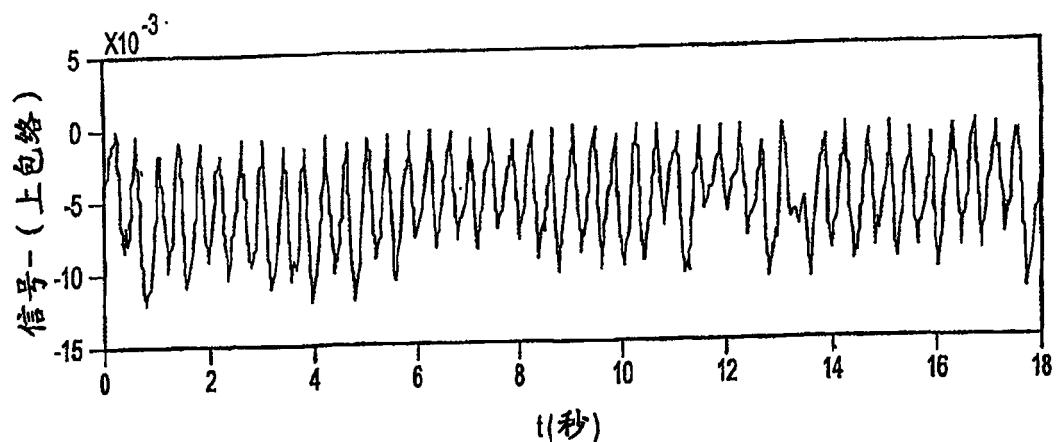


图 3B

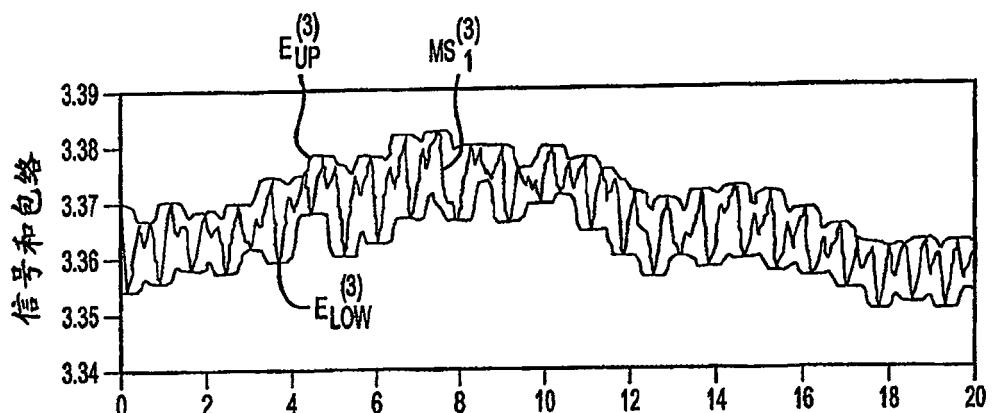


图 4A

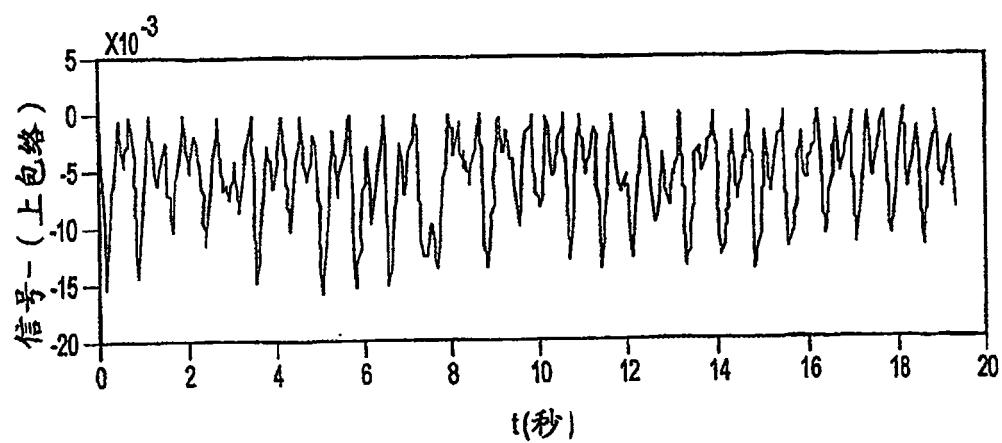


图 4B

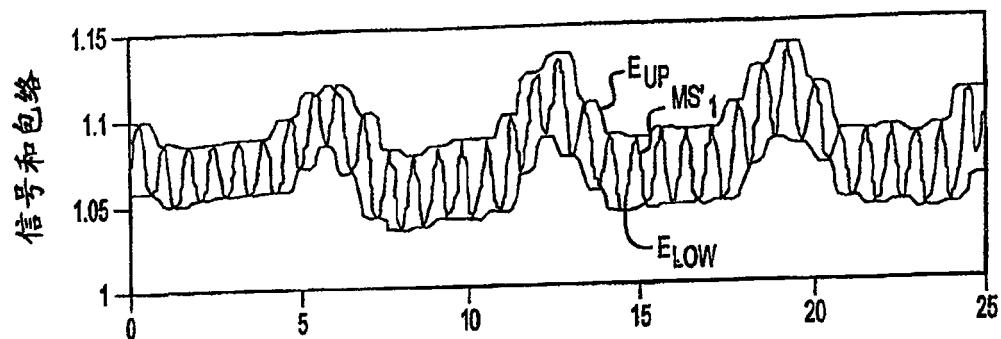


图 5A

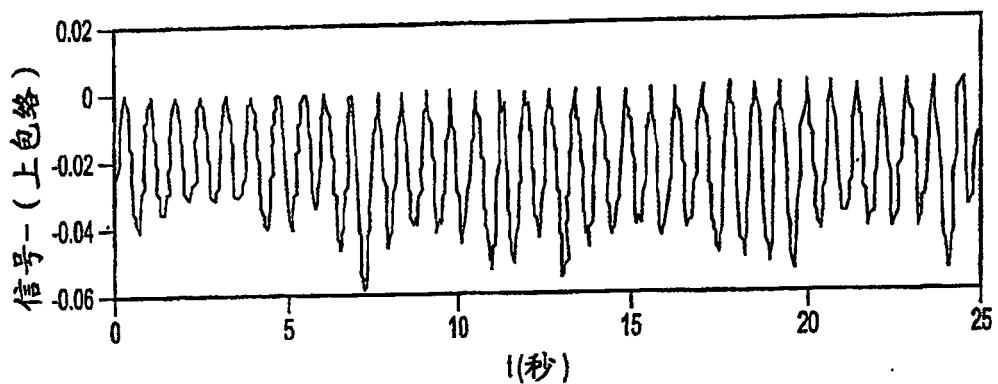


图 5B

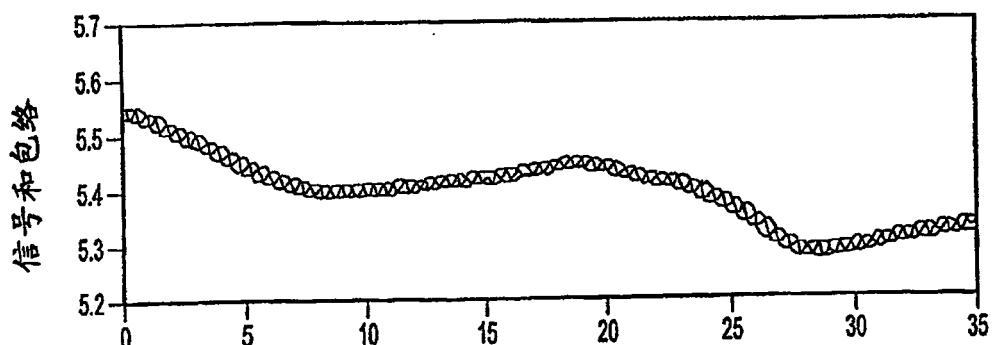


图 6A

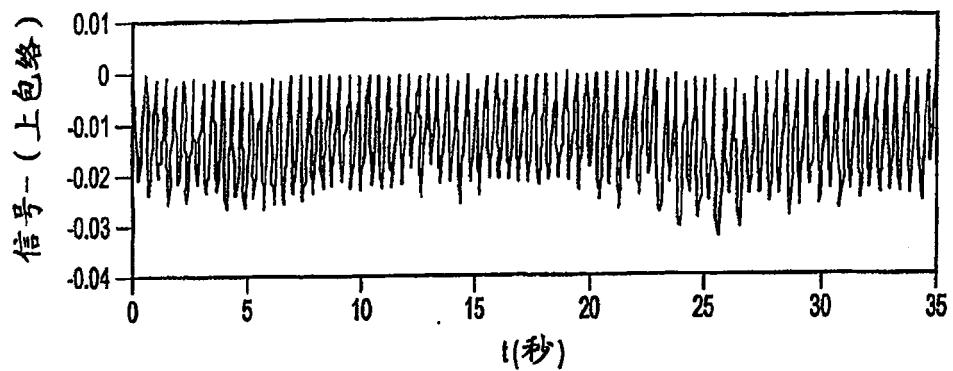


图 6B

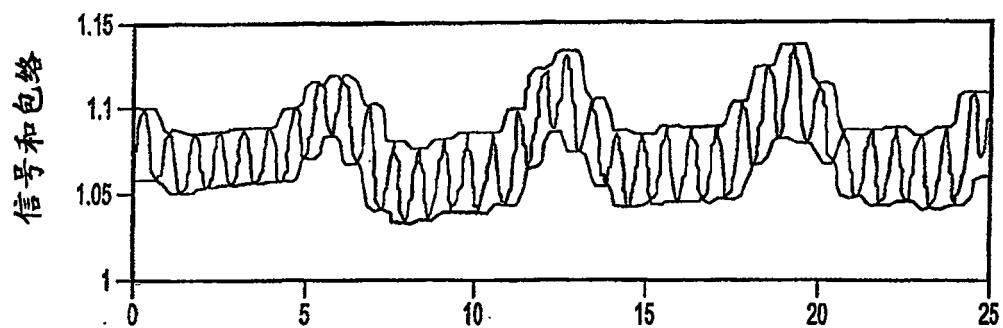


图 7A

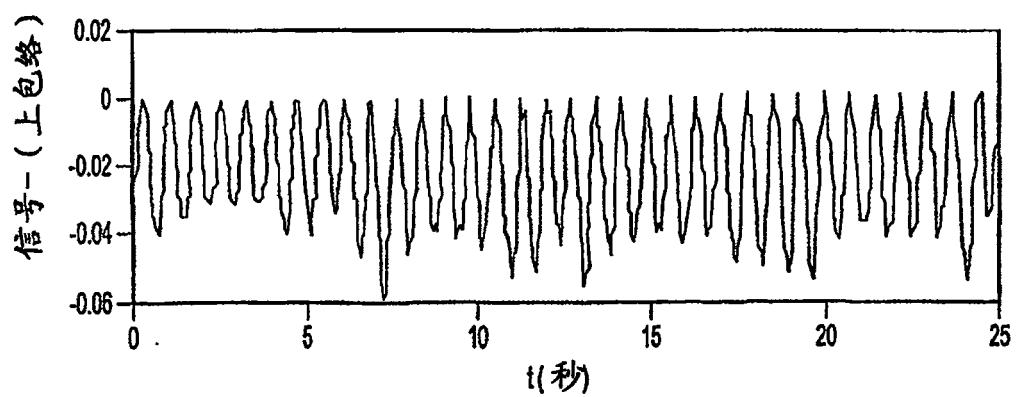


图 7B

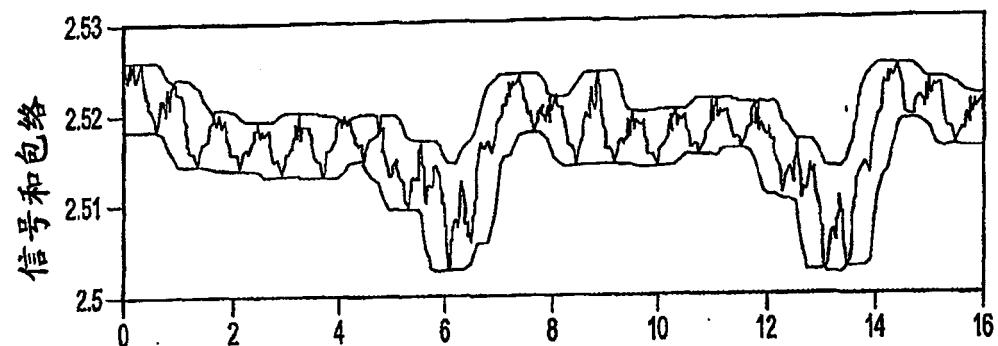


图 8A

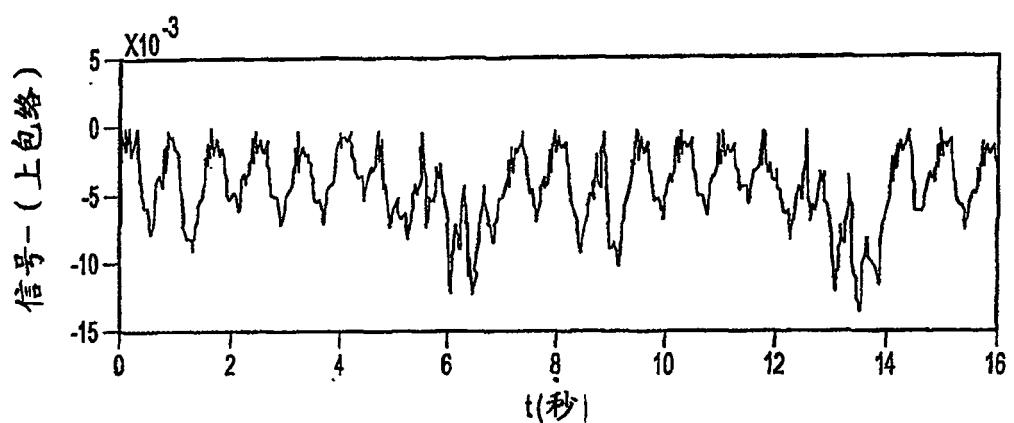


图 8B

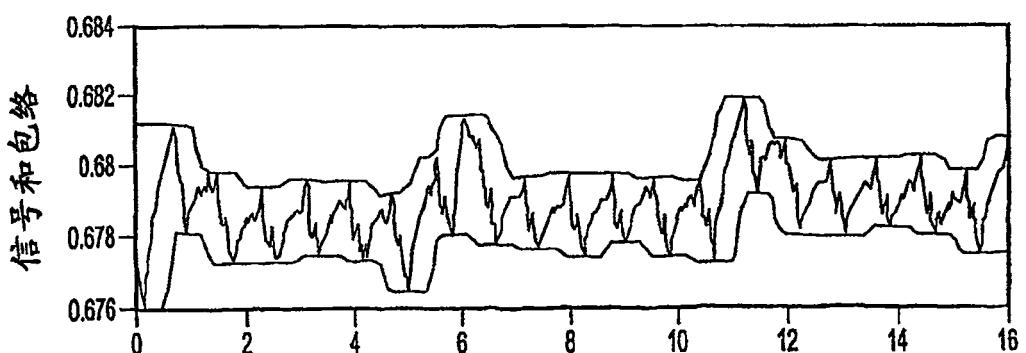


图 9A

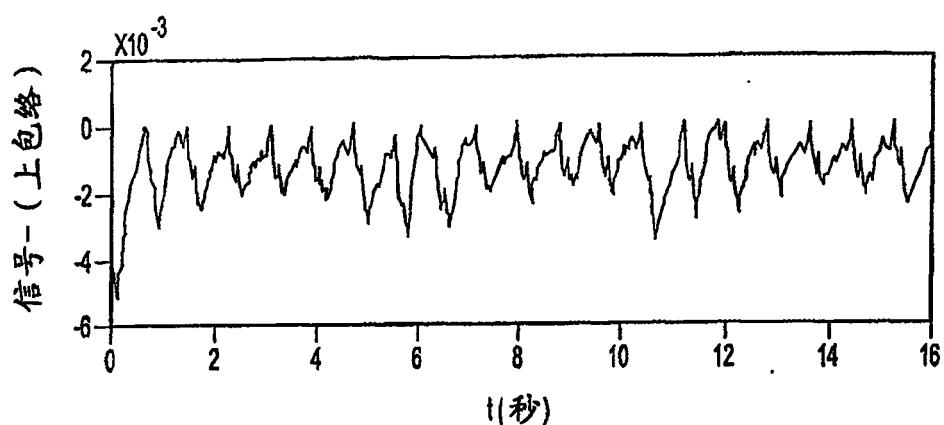


图 9B

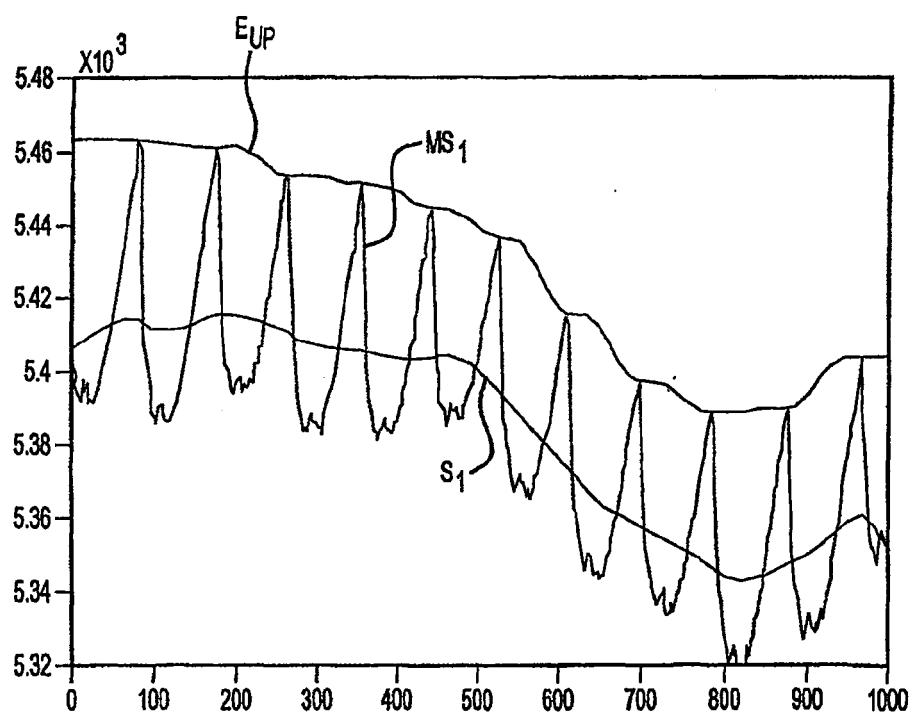


图 10

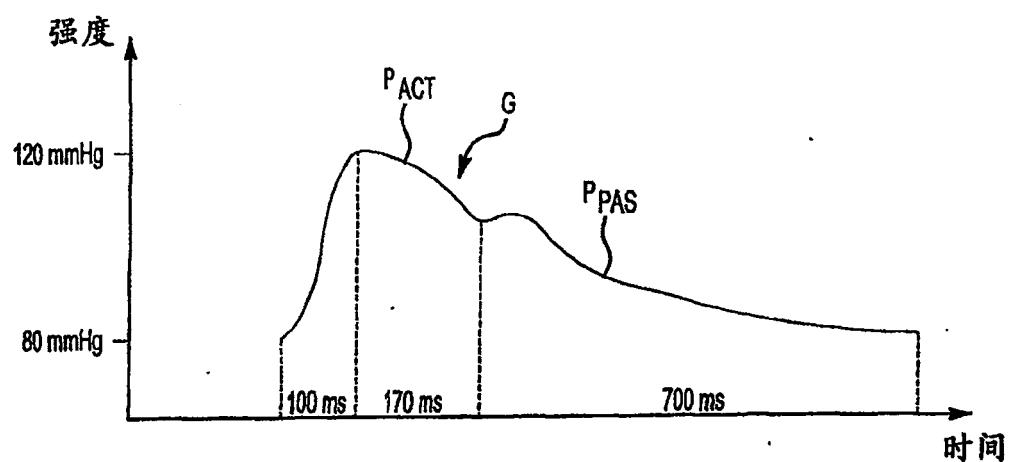


图11

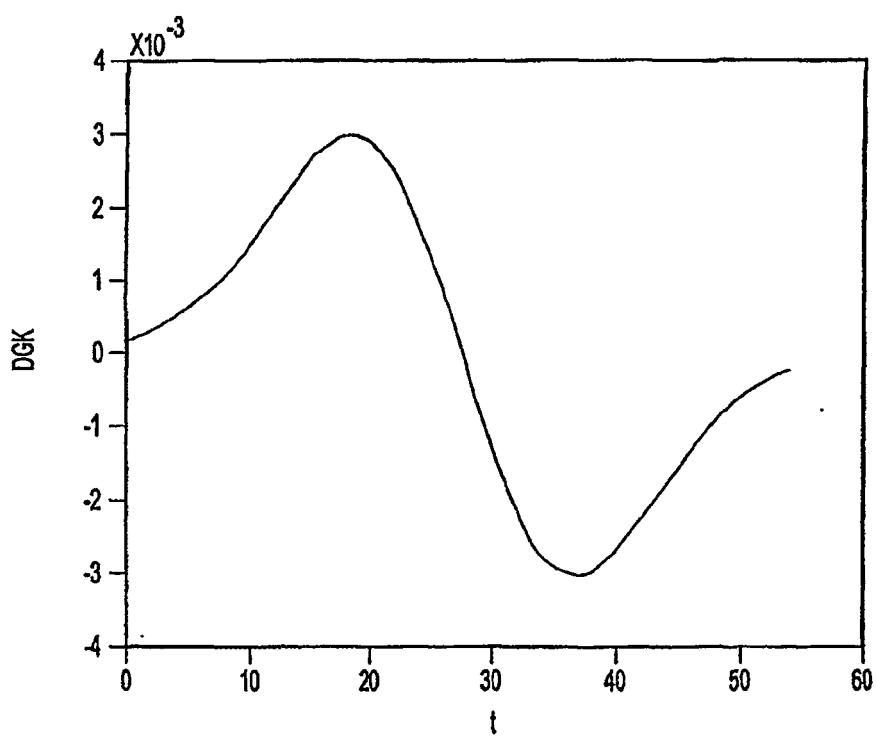


图12

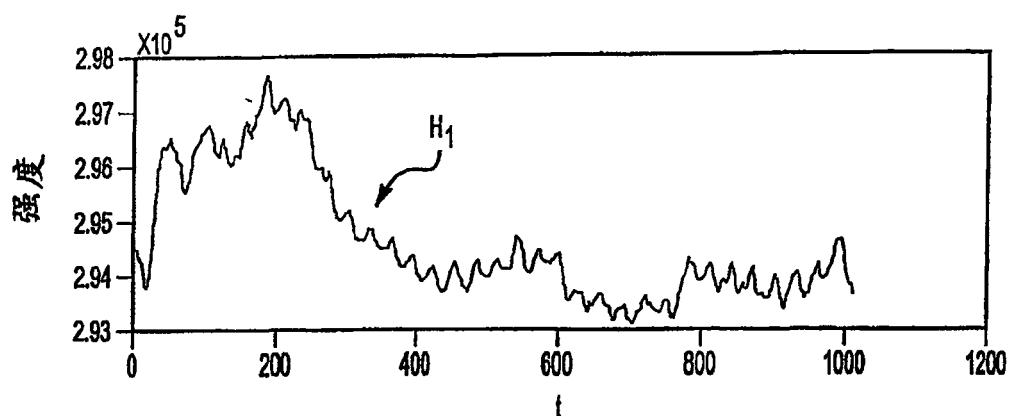


图 13A

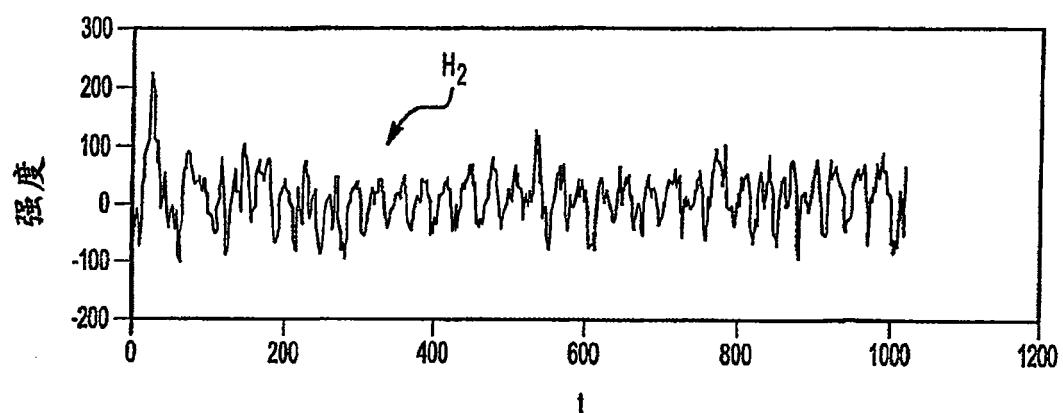


图 13B

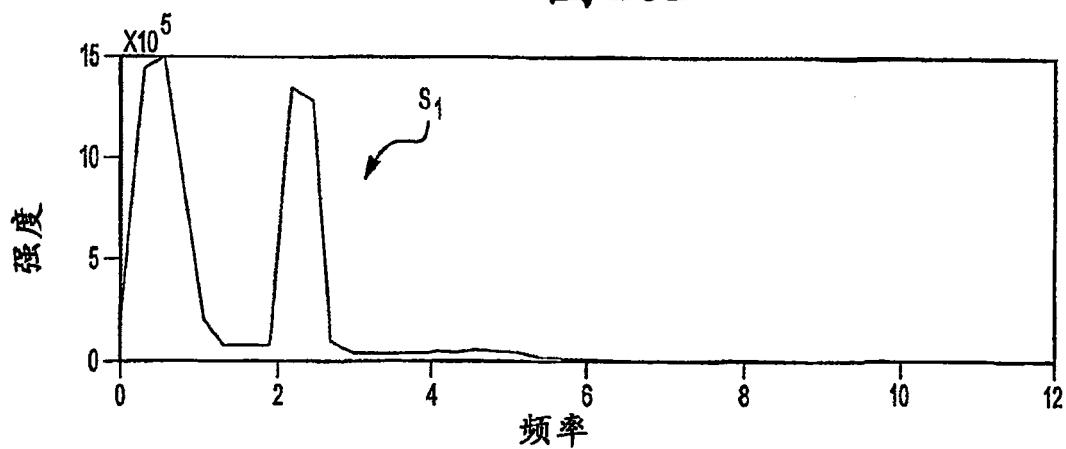


图 14A

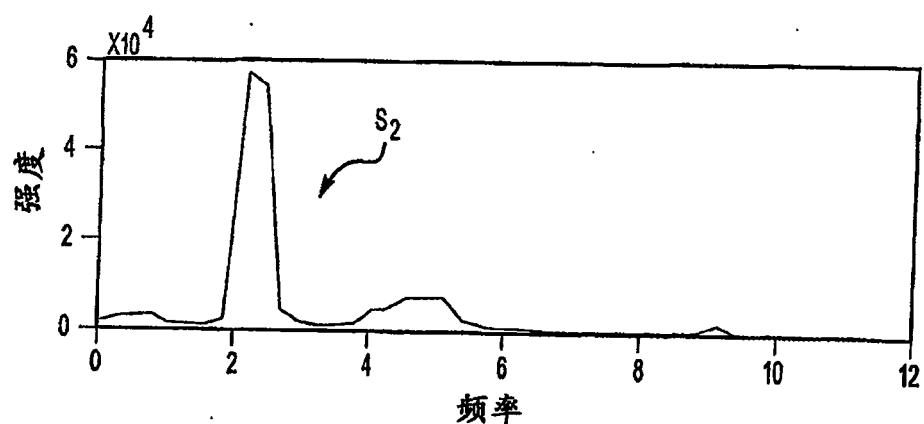


图 14B

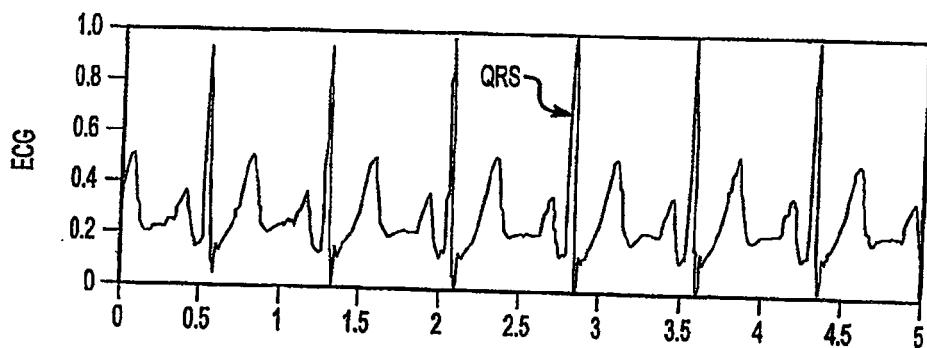


图 15A

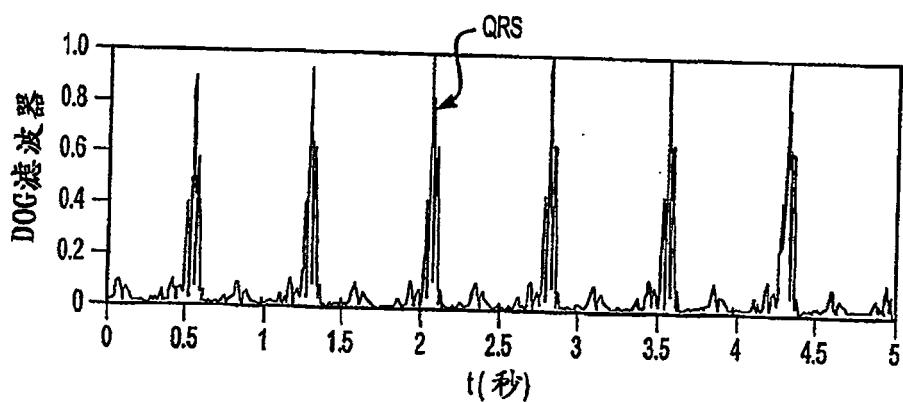


图 15B

专利名称(译)	用于增强信噪比的信号处理方法和设备		
公开(公告)号	CN100500083C	公开(公告)日	2009-06-17
申请号	CN01823750.9	申请日	2001-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	康曼德公司		
申请(专利权)人(译)	康曼德公司		
当前申请(专利权)人(译)	康曼德公司		
[标]发明人	尤拉姆沃斯尔曼		
发明人	尤拉姆·沃斯尔曼		
IPC分类号	A61B5/00 G06F17/00 A61B5/145 A61B5/04 A61B5/053 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/7239 A61B5/04017 A61B5/0535 A61B5/1455		
代理人(译)	陆丽英		
审查员(译)	王洋		
优先权	145445 2001-09-13 IL		
其他公开文献	CN1665443A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种方法和装置使用两种方法之一提取被测量信号的信号分量。如果在该被测量信号中的信号分量是具有特定明确的峰峰强度值的周期信号以及被测量信号的上和下包络。该信号成份可以被进一步用于计算该样本的所需参数。该信号的DC分量被确定为该上包络的中值，并且AC分量被确定为在该上和下包络之差的中值。如果被测量信号的信号分量是以特定不对称形状为特征的，则对该被测量信号采用特定自适应滤波，导致相对于噪声分量增强信号分量。该自适应滤波基于具有与该信号分量的特性相匹配的特定参数的高斯内核的导数。

