



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01804900.1

[45] 授权公告日 2009年7月1日

[11] 授权公告号 CN 100506143C

[22] 申请日 2001.2.6 [21] 申请号 01804900.1  
 [30] 优先权  
     [32] 2000. 2.10 [33] US [31] 60/181,482  
 [86] 国际申请 PCT/US2001/003841 2001.2.6  
 [87] 国际公布 WO2001/058345 英 2001.8.16  
 [85] 进入国家阶段日期 2002.8.12  
 [73] 专利权人 德雷格医疗系统公司  
     地址 美国麻萨诸塞州  
 [72] 发明人 Z·埃尔格哈扎维  
 [56] 参考文献  
     US5924980A 1999.7.20  
     CN2258379Y 1997.7.30  
     US5632272A 1997.5.27  
 审查员 曹海勇

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
 代理人 栾本生 张志醒

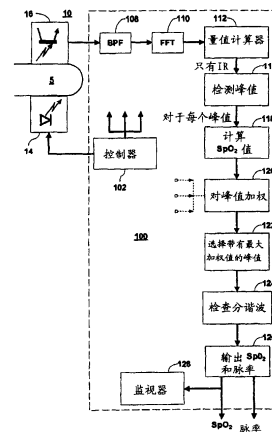
权利要求书7页 说明书8页 附图2页

## [54] 发明名称

检测生理参数的方法和设备

## [57] 摘要

一种用于从生理信号中检测生理参数的系统包括生理信号源。耦合到该信号源的电路检测生理信号中的谱峰值。耦合到该谱峰值检测电路的计算电路计算与每个检测到的谱峰值相对应的参数值。耦合到该计算电路和谱峰值检测电路的加权电路依据信号的特性和与该峰值相对应的参数值给每个峰值分配加权。耦合到该加权电路的电路依据一种预先规定的准则选择峰值。耦合到该选择电路和计算电路的输出电路随后生成与所选择的峰值相对应的参数值。



1. 一种用于从患者血液中取得的生理信号中检测生理参数的系统，适用于在确定  $SpO_2$  血氧饱和参数中使用，包括：

生理信号源；

预处理器，用于检测生理信号的红外频域变换表示中的峰值；

加权处理器，用于依据至少以下之一对所述检测峰值的单个峰值进行加权：(a) 与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值；和 (b) 与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数；

峰值选择器，用于选择加权的峰值；和

计算处理器，用于生成与所选择的加权峰值相对应的  $SpO_2$  血氧饱和参数值。

2. 如权利要求 1 的系统，还包括耦合在生理信号源和预处理器之间的带通滤波器。

3. 如权利要求 1 的系统，其中，所述加权处理器依据至少以下之一并且排除其他因素对所述检测峰值的单个峰值进行加权：(a) 与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值；和 (b) 与所述单个峰值相对应的血氧饱和和表示值的函数。

4. 如权利要求 1 的系统，其中，所述加权处理器依据以下二者的函数对所述检测峰值的单个峰值进行加权：(a) 与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值；和 (b) 与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值。

5. 如权利要求 1 的系统，其中，所述预处理器独立于生理信号的相关红光频域变换表示从生理信号的红外频域变换表示中排他地检测峰值。

6. 如权利要求 1 的系统，其中，与所述单个峰值相对应的所述红外频域变换表示值包括至少以下之一：(a) 表示与所述单个峰值相对应的红外频域变换的量值的值；(b) 表示与所述单个峰值相对应的红外频域变换的幅度的值；和 (c) 所述单个峰值的峰值红外频域变换值。

7. 如权利要求 1 的系统，其中，加权处理器根据与所述单个峰值相对应的红外频域变换的量值和与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值二者

对所述单个峰值进行加权。

8. 如权利要求 1 的系统, 其中, 峰值选择器选择具有最大加权的加权峰值。

9. 一种用于从生理信号中导出血氧浓度 ( $SpO_2$ ) 表示值的系统, 包括:  
生理信号源;

预处理器, 用于排除与所述生理信号相对应的红色频域变换中的峰值来检测所述生理信号的红外频域变换表示的峰值;

处理器, 用于计算与所述红外频域变换表示中检测的谱峰值相对应的血氧浓度表示值;

加权处理器, 用于依据至少以下之一对所述检测的谱峰值的单个峰值进行加权: (a) 与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值; 和 (b) 与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数;

峰值选择器, 用于选择具有最大加权的加权峰值; 和

输出处理器, 用于提供与所选择的加权峰值相对应的血氧浓度表示值。

10. 如权利要求 9 的系统, 还包括耦合在信号源和预处理器之间的带通滤波器。

11. 如权利要求 10 的系统, 其中, 带通滤波器的通带在 0.5Hz 和 5Hz 之间。

12. 如权利要求 9 的系统, 其中, 信号源包括表示接收的红光的红信号源和表示接收的红外光的红外信号源。

13. 如权利要求 12 的系统, 其中,

所述用于检测生理信号的红外频域变换表示的峰值的预处理器包括生成变换的红信号和红外信号的一个傅立叶变换处理器。

14. 如权利要求 13 的系统, 其中,

该傅立叶变换处理器包括一个 FFT 电路。

15. 如权利要求 13 的系统, 其中, 用于计算血氧浓度表示值的处理器包括:

用于依据以下等式计算比率 R 值的电路:

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}}$$

其中，ACred 表示在每个峰值上被变换的红信号的量值，DCred 表示被变换的红信号的 DC 量值，ACir 表示在每个峰值上被变换的 IR 信号的量值，而 DCir 表示 IR 信号的 DC 量值；和

用于依据比率 R 查找 SpO<sub>2</sub> 值的查找表。

16. 如权利要求 13 的系统，其中，加权处理器依据以下等式对所述检测的谱峰值的单个峰值进行加权：

$$W = (SpO_2)^2 \cdot ACir$$

其中，ACir 表示在每个峰值上被变换的 IR 信号的量值。

17. 如权利要求 9 的系统，其中每个检测的峰值还与频率有关，并且该系统还包括：

处理器，用于确定与所选择的峰值有关的频率是否在预先规定的频率范围内，以及如果与所选择的峰值有关的频率在预先规定的频率范围内，则：

检查在与所选择的峰值有关的频率的一半上被变换的信号是否也是一个峰值，以及

如果在与所选择的峰值有关的频率的一半上的信号也是一个峰值，则：

将与所选择的峰值有关的各个量值和与所选择的峰值有关的频率的一半上的峰值进行比较，和

如果在与所选择的峰值有关的频率的一半上的峰值的量值比所选择的峰值的量值大一个预先规定的因数，并且与所选择的峰值有关的频率的一半上的峰值所关联的 SpO<sub>2</sub> 值比与所选择的峰值相关联的 SpO<sub>2</sub> 值大一个预

先规定的量, 则选择在所选择的峰值的频率的一半上的峰值。

18. 如权利要求 17 的系统, 其中, 该预先规定的因数为 2。

19. 如权利要求 17 的系统, 其中, 将该  $SpO_2$  值表示为百分数; 以及该预先规定的量为 2%。

20. 如权利要求 17 的系统, 其中该预先规定的频率范围在 0.5Hz 到 1.4Hz 之间。

21. 如权利要求 9 的系统, 被包括在一个计算机系统中, 在控制程序的控制下操作。

22. 一种检测生理信号的峰值的方法, 用于从患者血液中取得的生理信号中检测生理参数, 适用于在确定  $SpO_2$  血氧饱和参数中使用, 包括以下步骤:

接收表示参数的生理信号;

检测生理信号的红外频域变换表示中的峰值;

依据至少以下之一对所述检测峰值的单个峰值进行加权: (a) 与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值; 和 (b) 与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数;

选择加权的峰值; 和

生成与所选择的加权峰值相对应的  $SpO_2$  血氧饱和参数。

23. 如权利要求 22 的方法, 还包括限制生理信号的带宽的步骤。

24. 如权利要求 22 的方法, 其中, 所述检测峰值的步骤包括: 独立于生理信号的相关红光频域变换表示, 从生理信号的红外频域变换表示中排除地检测峰值。

25. 如权利要求 22 的方法, 其中, 所述加权步骤包括依据至少以下之一并且排除其他因素对所述检测峰值的单个峰值进行加权: (a) 与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值; 和 (b) 与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数。

26. 如权利要求 22 的方法, 其中, 与所述单个峰值相对应的所述红外频域变换表示值包括至少以下之一: (a) 表示与所述单个峰值相对应的红外频域变换的量值的值; (b) 表示与所述单个峰值相对应的红外频域变换

的幅度的值；和 (c) 所述单个峰值的峰值红外频域变换值。

27. 如权利要求 26 的方法，其中，加权步骤包括根据与所述单个峰值相对应的红外频域变换的量值和与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值二者对所述单个峰值进行加权的步骤。

28. 如权利要求 22 的方法，其中，选择步骤包括选择具有最大加权的加权峰值的步骤。

29. 一种用于检测生理信号的峰值的方法，用于从生理信号中检测血氧浓度 ( $SpO_2$ ) 表示值，包括以下步骤：

接收表示  $SpO_2$  值的生理信号；

排除与所述生理信号相对应的红色频域变换中的峰值，检测所述生理信号的红外频域变换表示的谱峰值；

计算与所检测的谱峰值相对应的  $SpO_2$  表示值；

依据至少以下之一对所述检测的谱峰值的单个峰值进行加权：(a) 与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值；和 (b) 与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数；

选择具有最大加权的加权峰值；和

生成与所选择的加权峰值相对应的  $SpO_2$  表示值。

30. 如权利要求 29 的方法，还包括限制生理信号的带宽的步骤。

31. 如权利要求 30 的方法，其中，限制步骤包括将带宽限制到在 0.5Hz 到 5Hz 之间的步骤。

32. 如权利要求 29 的方法，还包括变换步骤，包括分别将红信号和 IR 信号变换成被变换的红信号和 IR 信号的步骤；和

其中接收步骤包括接收表示接收的红光的红信号和表示接收的 IR 光的 IR 信号的步骤；

其中检测步骤包括检测被变换的 IR 信号中的峰值的步骤。

33. 如权利要求 32 的方法，其中被变换的生理信号具有 DC 量值，并且计算步骤包括以下步骤：

根据以下等式计算比率 R 值：

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}}$$

34. 如权利要求 32 的方法，其中，加权步骤包括根据以下等式对所述检测的谱峰值的单个峰值进行加权的步骤：

$$W = (SpO_2)^2 \cdot ACir$$

其中，ACir 表示在峰值上被变换的 IR 信号的量值。

35. 如权利要求 32 的方法，其中，变换步骤还包括分别将红信号和 IR 信号变换为被变换的红信号和 IR 信号的量值的步骤。

36. 如权利要求 29 的方法，其中，每个检测到的峰值还与频率有关，并且该方法在选择步骤之后还包括以下步骤：

确定与所选择的峰值有关的频率是否在预先规定的频率范围内，以及如果与所选择的峰值有关的频率是在预先规定的频率范围内，则执行以下步骤：

检查在与所选择的峰值有关的频率的一半上被变换的信号是否也是一个峰值，以及如果在与所选择的峰值有关的频率的一半上的信号也是一个峰值，则执行以下步骤：

将与所选择的峰值有关的各个量值和在与所选择的峰值有关的频率的一半上的峰值进行比较；和

如果在与所选择的峰值有关的频率的一半上峰值的量值大于预先规定的因数乘以所选择的峰值的量值，并且在与所选择的峰值有关的频率的一半上的峰值所关联的  $SpO_2$  值比与所选择的峰值相关联的  $SpO_2$  值大一个预先规定的量，则选择在所选择的峰值的频率的一半上的峰值。

37. 如权利要求 36 的方法，其中，该预先规定的因数为 2。

38. 如权利要求 36 的方法，其中，将该  $SpO_2$  表示值表示为百分数；并且该预先规定的量为 2%。

39. 如权利要求 36 的方法，其中，该预先规定的频率范围在 0.5Hz 到

1. 4Hz 之间。

## 检测生理参数的方法和设备

### 技术领域

本发明涉及从生理 (physiological) 电信号中检测所希望的生理参数, 并且更具体涉及从生理信号中除去人为产物以便更精确地检测希望的参数。

### 背景技术

常常需要从电生理信号中检测生理参数。例如, 利用已知的心电图系统检测涉及心脏功能的参数; 利用已知的脑电图系统检测涉及脑的功能的参数; 和利用已知的血氧定量计系统检测血氧浓度和脉率 (pulse rate) 的参数。在本申请的其余部分中将较详细地描述脉搏血氧计系统, 然而本领域的技术人员将理解, 可将该说明书中的系统、电路和方法修改以应用到从电生理信号中检测生理参数的其他系统。

已知的血氧定量计系统使用光信号检测血氧浓度。将两种不同波长的光入射在充血的肉上, 检测发射的或反射的光, 变换成电生理信号, 处理电信号以便检出血氧浓度的生理参数, 全部采用已知的方式进行。众所周知, 许多因素将噪声引入电信号: 例如患者的移动, 周围光水平的变化, 和较次要的, 来自血氧定量计系统附近的电源线和/或其他操作电设备的 EMI。

为了提高准确度, 已经做了许多工作, 以便在这样的系统的固有的噪声中精确地检测电的血氧测量信号 (oximetry signal)。某些现有技术系统将时间域的电生理信号 (包括噪声) 变换到频率域, 并在频率域中实行进一步的处理。这样的系统利用傅立叶变换将电生理信号变换到频率域。更具体而言, 使用某种形式的离散的傅立叶变换, 最好是快速傅立叶变换 (FFT)。然后分析频率或信号以便从噪声中分离出生理信号并检出所希望的参数。

2000年9月19日颁发给 Kaestle 等人的美国专利 6,122,535 示出一种系统, 其中计算由血氧测量传感器产生的 IR 和红光表示信号。通过 FFT, 计算对于红信号和 IR 信号的量值变换。对于信号之一的量值变换被画在 X 轴上, 而两个信号中的另一个的量值变换被画在 y 轴上。所得到的 x-y 图包含从原点辐射状向外延伸的指针。将这些指针

的量值和角度以及与它们有关的其他参数编辑在一张表中。在表中的每个项依据各种准则进行记分。具有最高分的项目被选作表示患者的实际脉率。然后处理与这个项有关的 FFT 的数据，以产生脉率和血氧浓度 ( $SpO_2$ ) 参数。

2000年7月25日颁发给 Yorkey 等人的美国专利 6,094,592 示出另一种系统，其中对由血氧测量传感器产生的 IR 和红光表示信号计算 FFT。对于 FFT 中的每一点计算  $SpO_2$  参数，然后由以前计算出的所有  $SpO_2$  参数构成一个直方图。依据一套规则从直方图信息中选择一个  $SpO_2$  参数。这个  $SpO_2$  值被作为血氧浓度参数显示。

1999年7月20日颁发给 Coetzee 的美国专利 5,924,980 示出又一种系统，其中对由血氧测量传感器产生的 IR 和红光表示信号计算 FFT。在这个专利中，通过将光表示信号与“理想的”波形作比较来识别由血氧测量传感器产生的光表示信号的“好”和“差”部分。通过将红的和 IR 光表示信号相关来识别并删除局外物。作为相关的结果，噪声信号的危害影响被最小化，并且  $SpO_2$  值被以较准确的方式计算。

1997年5月27日颁发给 Diab 等人的美国专利 5,632,272 公开了一种用于分析两种测量信号（特别是根据血氧测量）的系统，这些信号通过系数相关联。为了找到适当的系数，系统利用一种变换，评估多种可能的信号系数。

由 J.E.Scharf 等人作的“Pulse Oximetry Through Spectral Analysis”公开了对于脉搏血氧测量波形的信号处理使用谱分析。通过一种定制 C 程序实现八个分离的红和红外波形数据分段的快速傅立叶变换。而且，在心脏谱中谱分析峰值的量值被用于计算  $SpO_2$  值。

所有这些现有技术的系统需要大量的处理，并因此需要大量的功率。一种需要较少处理和消耗较少功率的系统是所希望的。

### 发明内容

依据本发明的原理，一种用于从生理信号中检测生理参数的系统包括生理信号源。耦合到该信号源的电路检测该生理信号中的谱峰值。耦合到该谱峰值检测电路的计算电路计算与每个检测到的谱峰值相对应的参数值。耦合到计算电路和谱峰值检测电路的加权电路依据信号的特性和与该峰值相对应的参数值将加权分配给每个峰值。耦合到该加权电路的电路依据一种预先确定的准则选择峰值。然后，耦合

到选择电路和计算电路的输出电路生成与所选择的峰值相对应的参数值。

具体地，本发明提供一种用于从患者血液中取得的生理信号中检测生理参数的系统，包括：生理信号源；预处理器，用于检测生理信号的红外频域变换表示中的峰值；加权处理器，用于依据至少以下之一对所述检测峰值的单个峰值进行加权：(a)与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值；和(b)与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数；峰值选择器，用于依据预先规定的准则选择加权的峰值；和计算处理器，用于生成与所选择的加权峰值相对应的参数值。

本发明还提供一种用于从生理信号中导出血氧浓度( $SpO_2$ )表示值的系统，包括：生理信号源；预处理器，用于排除与所述生理信号相对应的红色频域变换中的峰值来检测所述生理信号的红外频域变换表示的峰值；处理器，用于计算与所述红外频域变换表示中检测的谱峰值相对应的血氧浓度表示值；加权处理器，用于依据至少以下之一对所述检测的谱峰值的单个峰值进行加权：(a)与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值；和(b)与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数；峰值选择器，用于选择具有最大加权的加权峰值；和输出处理器，用于提供与所选择的加权峰值相对应的血氧浓度表示值。

本发明又提供一种检测生理信号的峰值的方法，用于从患者血液中取得的生理信号中检测生理参数，包括以下步骤：接收表示参数的生理信号；检测生理信号的红外频域变换表示中的峰值；依据至少以下之一对所述检测峰值的单个峰值进行加权：(a)与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值；和(b)与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数；依据预先规定的准则选择加权的峰值；和生成与所选择的加权峰值相对应的生理参数。

本发明仍提供一种用于检测生理信号的峰值的方法，用于从生理信号中检测血氧浓度( $SpO_2$ )表示值，包括以下步骤：接收表示 $SpO_2$ 值的生理信号；排除与所述生理信号相对应的红色频域变换中的峰值，检测所述生理信号的红外频域变换表示的谱峰值；计算与所检测的谱峰值相对应的 $SpO_2$ 表示值；依据至少以下之一对所述检测的谱峰值的单个峰值进行加权：(a)与所述单个峰值相对应的红外频域变换表示值；和(b)与所述单个峰值相对应的血氧饱和表示值的函数；选

择具有最大加权的加权峰值；和生成与所选择的加权峰值相对应的  $SpO_2$  表示值。

#### 附图说明

附图中：

图 1 是说明依据本发明的原理的一种血氧浓度 ( $SpO_2$ ) 检测系统的方框图；

图 2 是说明在图 1 所示的系统中有用的检测谱峰值的方法的简图。

#### 具体实施方式

图 1 是表示依据本发明的原理的血氧浓度 ( $SpO_2$ ) 检测系统的一个方框图。在图 1 中，用光源 14 和光传感器 16 的组合表示的血氧测量传感器 10 被连接到一个控制电路 100。在图 1 中，控制器 102 的输出端被耦合到光源 14 的一个输入端。控制器 102 的另一个输出端被耦合到控制电路 100 内的其它电路的相应控制输入端（未示出）。本领域的技术人员将理解需要什么样的控制信号、如何产生它们以及如何将它们与控制电路 100 内需要它们的电路相互连接。

正如所知道的那样，光源 14 被配置成发射入射在充血肉 5 诸如手指或耳垂上的光。通过肉 5 发射或从中反射的光被光传感器 16 接收。光传感器 16 的一个输出端被耦合到带通滤波器 (BPF) 108、FFT 计算电路 110、量值计算器 112、峰值检测器 114、 $SpO_2$  值计算器 118、峰值加权电路 120、峰值选择电路 122、分谐波检查电路 124 和产生表示  $SpO_2$  与脉率参数的输出信号的电路 126 的串联连接。输出电路 126 的第一输出端产生  $SpO_2$  参数值并被进一步与监视器 128 的输入端耦合，输出电路 126 的第二输出端产生脉率表示信号。

在操作中，光源 14 包括至少两个发光二极管：一个发射红波长的光，另一个发射 IR 波长的光，以便对来自控制器 102 的控制信号作出响应。控制器 102 对光源 14 提供信号，调整光源 14 以产生交替的在各个波长上的光信号。另一种方案是，控制器 102 可以调整 LED，以便在相互排斥的时间周期期间发光，包括任何一个 LED 都不发光的时间周期，全都用已知的方式进行。光传感器 16 接收或者通过肉 5 或从中反射的光信号。信号被以适当的方式处理，以使用已知的方式产生分离的红和 IR 电信号，表示从光源 14 中相应的 LED 接收到的信号。这

种处理可以包括噪声过滤、黑（无 LED 光）周期处理、增益控制和可能地还包括至数字样本的变换，全都用已知方式进行。在本图的其余部分中，除非另外特别说明，红和 IR 电信号被用单一信号线来表示。本领域的技术人员也将理解，这种处理有些可在控制电路 100 内进行，虽然为了使图简化，未示出这样的电路。

因为已知感兴趣的电生理信号只存在于从 0.5 Hz 到 5 Hz 的频段内，所以带通滤波器 108 过滤接收到的光表示信号，并只让在这个通带内的那些频率通过。FFT 计算电路 110 执行将已滤波的红的和 IR 信号到频域的变换。红的和 IR 的 FFT 被量值计算器 112 以标准方式变换为量值变换。电路 114 只检测 IR 信号的量值 FFT 中的峰值。许多用于检测峰值的已知方法中任何一种可被用于 IR 量值 FFT，以检测峰值。

图 2 是用作说明在图 1 所示的系统中有用的检测谱峰值的方法的简图。在图 2 中，IR 量值 FFT 在频率上被从 dc 点向上横截 (traverse)。无论何时在 IR FFT 的量值下降到峰值以下预先规定的量以前，IR FFT 的量值从起始点的量值上升至少预先规定的量（例如 300），则一个峰值被检测到。检测到的峰值具有与之相关的频率和量值。检测到的峰值的频率是 FFT 中的频率位置，在此位置上检测到最大的量值，并且在此频率位置上的最大量值是峰值量值。

更具体地，参考图 2，一个示范性的 IR 量值 FFT 被示出。本领域的技术人员将理解，这样的一种 FFT 由一组有序的量值组成，每个值表示在相应频率上 IR 信号的量值。然后，为了更清楚地描述用于检测峰值的方法，这组值用表示量值谱的线图表示。在 dc 点 202 开始，IR FFT 的量值被监测，以检测何时它超出 dc 值一个预先确定的值，这个值在所示的实施方案中是 300。在图 2 中，这种情况发生在点 204 上。从点 204 起，IR FFT 量值的最大值被不断地更新，并且 IR FFT 的量值被监测，以检测何时它从最大值降低预先规定的量（例如，300）。更具体地说，一个最大值在点 206 上被检测到。这个最大值具有值为  $M_1$ ，并且频率为  $F_1$ 。当 IR FFT 的量值降低到比最大量值  $M_1$  低预先规定的量（300）时，选择这个峰值，这发生在点 208 上。从点 208 起，IR FFT 的量值的最小值被不断地更新，并且 IR FFT 的量值被监测，以检测何时它从最小值增加预先规定的量（300）。更具体地说，在点 210 上一个最小值被检测到。当 IR FFT 的量值超过点 210 上最小值量

值预先规定的量(300)时,这个最小值被选择,这种情况发生在点212上。最小值点的量值和频率并不是相关的。

从点210起,上述的过程重复,以便检测其后的峰值。因此,如上所描述的那样,从点212起,IR FFT的量值的最大值被不断地更新,并且IR FFT的量值被监测,以便检测何时它从最大值降低预先规定的量(300)。在点214上,第二个最大值被检测到。这个最大值具有值为M2和频率为F2。当IR FFT的量值降低到最大值的量值M2以下预先规定的量(300)时选取这个峰值,这种情况发生在点216上。所有这样的峰值被以这种方式检出。这些峰值被按以下描述的方式进一步地处理。另一种方案是,预先确定的峰值的最大数目可被进一步处理(例如10到30)。在这种情况下,如以下描述的那样,具有最大量值的10到30个峰值被进一步处理,而其余的被抛弃。

计算电路118对于由峰值检测电路114识别的每个峰值的频率计算SpO<sub>2</sub>值。对于每个这样的峰值,计算是基于在以下的等式(1)中给出的比率R,其中ACred表示在IR FFT中检测到的峰值位置上红FFT的量值;DCred表示在零频(DC)位置上红FFT的量值;ACir表示在峰值位置上IR FFT的量值,和DCir表示在零频(DC)位置上IR FFT的量值。然后比率R被用作一个实验确定的查找表的输入参数,以便确定与该比率对应的SpO<sub>2</sub>值。

$$R = \frac{\log \frac{ACred + DCred}{DCred}}{\log \frac{ACir + DCir}{DCir}} \quad (1)$$

然后由峰值检测器114检测到的每个峰值被加权电路120加权。一般,加权是基于在计算电路118中计算出的SpO<sub>2</sub>值和其他的信号特性。这些信号特性可以涉及到生理信号本身,或者涉及某些其他的信号,如在图1的虚线框中由耦合到加权电路120的第二输入端的信号线所示的那样。这些信号特性可以例如是在时间或频率域中包括生理信号的一个或多个信号的值、斜率或积分或某种其他的函数。

在所示的实施方案中,按以下等式(2)中所示的方式计算加权W,即,取由计算电路118算得的SpO<sub>2</sub>值的平方并用相应的IR FFT峰值

的量值 ( $AC_{ir}$ ) 相乘, 以生成与该峰值相对应的加权  $W$ 。

$$W = (SpO_2)^2 \cdot AC_{ir} \quad (2)$$

选择电路 122 依据一种预先规定的准则选择峰值。在所示的实施方案中, 具有最大加权  $W$  的峰值被选作表示实际脉率的峰值。

然而, 如果选择电路 122 所选的峰值在 0.75 Hz 和 1.4 Hz 之间, 则有可能这个峰值的频率表示的不是脉率, 而是脉率的第一谐波, 并且表示基波频率的谱峰值被噪声掩蔽。因此, 在最后选择表示脉率的峰值以前, 可选地实施一种进一步的检查。

检查电路 124 检查由选择电路 122 选取的峰值的频率, 以确定它是否在 0.75 Hz 和 1.4 Hz 之间。如果是的话, 则检查由所选的峰值表示的频率的 1/2 处量值 IR FFT 的位置, 以确定它是否已被识别为峰值。如果该位置不是一个峰值, 则起初被选择电路 122 选取的峰值被选为峰值, 并且与该峰值相对应的脉率和  $SpO_2$  值被产生在输出电路 126 的输出端, 并被显示在监视器 128 上。

另一方面, 如果起初被选择电路 122 选取的峰值的 1/2 频率处量值 IR FFT 的位置被确定也是一个峰值, 则该峰值 (较低的峰值) 的量值与由选择电路 122 起初选取的峰值 (高峰值) 的量值作比较。如果较低峰值的量值比高峰值量值大两倍, 则为较低和高峰值所计算的  $SpO_2$  值被比较。如果对于较低峰值的  $SpO_2$  值 (被表示为百分数) 比对于高峰值的  $SpO_2$  值大两个百分数, 则较低峰值被假定为基本的, 并且较低峰值的频率被假定为表示脉率。在这种情况下, 在输出电路 126 的输出端上产生与较低峰值相对应的脉率和  $SpO_2$  值。并显示在监视器 128 上。否则, 较高峰值被假定为基本的, 并在输出电路 126 的输出端上产生与高峰值相对应的脉率和  $SpO_2$  值, 并显示在监视器 128 上。

图 1 中所示的系统被按由分离的相互连接的硬件部件组成的形式描述的, 并且这样的一种系统可以按这种方式实施。然而, 本领域的技术人员将理解, 控制电路 100 也可以实施为计算机系统, 在控制程序的控制下运行, 其中从光传感器 16 接收到的信号以一种已知的方式被模拟-数字变换器变换成数字形式的样本。数字样本被计算机 100 接收到, 并且所有的滤波、变换和其他的计算及比较都用已知的方式在

存储在存储器（未示出）中的程序的控制下由计算机完成。

通过检测在电的红和 IR 光信号中的峰值，必须被执行的计算量相对于以上所描述的先前技术方法减少了，并因此检测脉率和 SpO<sub>2</sub> 水平所需的功率也减少了。

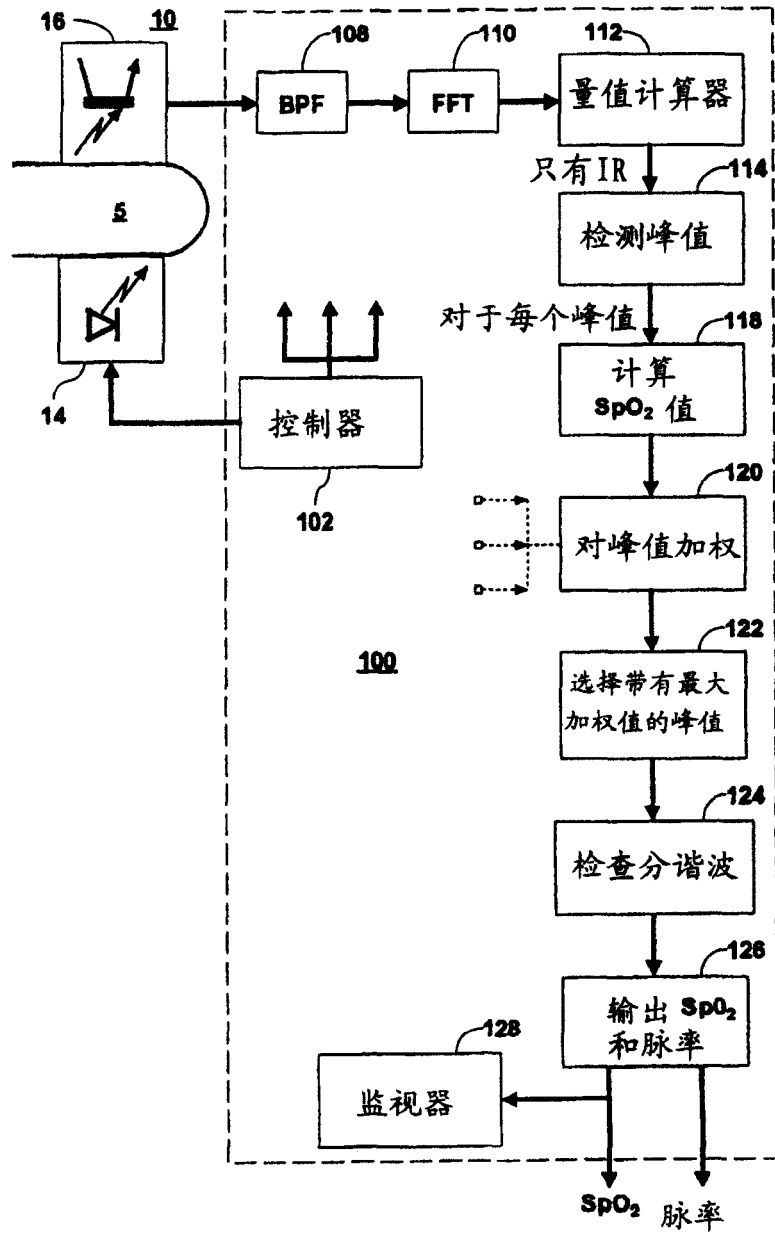


图 1

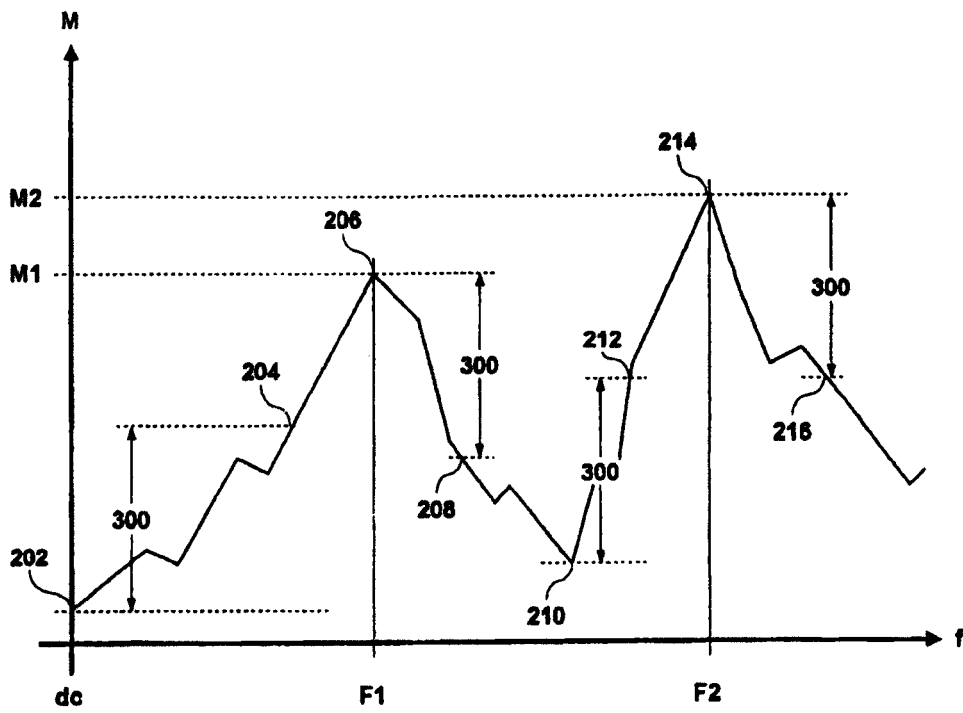


图 2

专利名称(译)	检测生理参数的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN100506143C</a>	公开(公告)日	2009-07-01
申请号	CN01804900.1	申请日	2001-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	德雷格医疗系统公司		
[标]发明人	Z·埃尔格哈扎维		
发明人	Z·埃尔格哈扎维		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0452 A61B5/0476 A61B5/145 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/7257 A61B5/1455 A61B5/14551 A61B5/7203		
审查员(译)	曹海勇		
优先权	60/181482 2000-02-10 US		
其他公开文献	CN1441648A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于从生理信号中检测生理参数的系统包括生理信号源。耦合到该信号源的电路检测生理信号中的谱峰值。耦合到该谱峰值检测电路的计算电路计算与每个检测到的谱峰值相对应的参数值。耦合到该计算电路和谱峰值检测电路的加权电路依据信号的特性和与该峰值相对应的参数值给每个峰值分配加权。耦合到该加权电路的电路依据一种预先规定的准则选择峰值。耦合到该选择电路和计算电路的输出电路随后生成与所选择的峰值相对应的参数值。

