

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03808327.2

A61B 5/00

A61B 5/02

A61B 5/05

A61B 5/08

A61B 6/00

A61B 18/00

[43] 公开日 2005 年 7 月 27 日

[11] 公开号 CN 1646055A

[22] 申请日 2003.2.19 [21] 申请号 03808327.2

[30] 优先权

[32] 2002.2.22 [33] US [31] 10/081,719

[32] 2002.2.22 [33] US [31] 10/081,887

[32] 2002.2.22 [33] US [31] 10/081,165

[32] 2002.2.22 [33] US [31] 10/081,168

[86] 国际申请 PCT/US2003/004836 2003.2.19

[87] 国际公布 WO2003/071938 英 2003.9.4

[85] 进入国家阶段日期 2004.10.12

[71] 申请人 德特克斯-奥米达公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 安德烈亚斯·L·A·J·德克

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

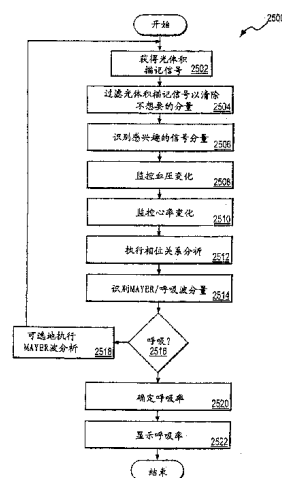
代理人 黄小临 王志森

权利要求书 12 页 说明书 27 页 附图 26 页

[54] 发明名称 基于光体积描记信号的变动监控生理参数

[57] 摘要

本发明公开了一种用于使用光体积描记术来获得有关呼吸率、心率、心率变动、血容积变动和/或自主神经系统的生理参数信息的方法和装置。在一种实现中,该处理涉及获得(2502)光体积描记信号(pleth),滤波(2504)pleth信号以去除不想要的分量、识别(2506)感兴趣的信号分量、监控(2508)血压变化、监控(2510)心率、并执行(2512)血压信号到心率信号的分析以识别有关感兴趣的分量的关系。基于此关系,感兴趣的分量可识别(2514)为和呼吸或Mayer波相关。如果相关呼吸波(2516),则可确定(2520)如呼吸率的呼吸参数。否则,可执行Mayer波分析(2518)以获得有关自主神经系统的参数信息。



1. 一种非侵入地监控患者的生理参数中使用的方法，包括以下步骤：  
获得基于所传输的光信号和所述患者的血液的作用而调制的光体积描记  
5 (“pleth”)信号，其中，所述光体积描记信号至少包括与患者的呼吸系统的操作  
相关的第一分量和与患者的自主神经系统相关的第二分量；  
处理和所述第一分量和第二分量相关的所述光体积描记信号，以从和其它  
所述各分量相关的效应区分和所述第一分量和第二分量之一相关的效应；  
以及  
10 使用所述区分的效应来监控所述生理参数。
  2. 如权利要求1所述的方法，其中，所述第一分量和患者的呼吸道窦性  
心律失常相关。
  3. 如权利要求1所述的方法，其中所述第二分量和所述患者的 Mayer 波  
相关。
  - 15 4. 如权利要求1所述的方法，其中，所述获得步骤包括下面的子步骤：  
提供至少一个源用于传输光信号；  
操作所述至少一个源，以传输和所述患者相关的所述光信号，以至于所  
述信号和所述患者的所述血液作用；  
提供检测器系统并且产生所述检测器系统以检测所述传输的光信号并提  
20 供反映所述检测到的光信号的所述光体积描记信号；和  
提供处理器并操作所述处理器以获得所述光体积描记信号。
  5. 如权利要求4所述的方法，其中，所述提供至少一个源子步骤包括  
提供具有不同频谱内容的两个源。
  6. 如权利要求1所述的方法，其中，所述处理步骤包括区分和所述第一  
25 分量相关的效应的区分子步骤，而所述使用步骤包括监控所述患者呼吸的监  
控子步骤。
  7. 如权利要求6所述的方法，其中，所述区分子步骤包括使用所述光体  
积描记信号来监控和血压和心率两者相关的信息。
  8. 如权利要求7所述的方法，其中，通过至少获得光体积描记信号的一  
30 部分、滤波来自所获得的信号部分的至少一个分量，和确定关于有关和第一  
分量和第二分量相关的血容积随时间的变动的信息，从而监控所述血压。

9. 如权利要求 7 所述的方法，其中，通过至少获得光体积描记信号的脉动部分并确定关于和第一分量和第二分量相关的心率随时间的变动的信息，从而监控所述心率。

10. 如权利要求 6 所述的方法，其中，所述区分子步骤包括：确定和由  
5 血压随时间的变动定义的第一信号相关的第一信息，确定和由心率随时间的变动定义的第二信号相关的第二信息，并使用所述第一信息和所述第二信息以获得和所述第一信号和所述第二信号间的相位差相关的第三信息。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其中，所述区分子步骤还包括使用所识别的相位差来分析所述光体积描记信号，以便获得和所述第一分量相关的信  
10 息。

12. 如权利要求 6 所述的方法，其中，所述区分子步骤包括：确定和由血压随时间的变动定义的第一信号相关的第一信息，确定和由心率随时间的变动定义的第二信号相关的第二信息，并使用所述第一信息和所述第二信息以获得和所述第一信号和所述第二信号间的波形差相关的第三信息。

13. 如权利要求 6 所述的方法，其中，所述监控子步骤包括测量所述患者的呼吸率。

14. 一种在监控患者呼吸中使用的方法，包括下面的步骤：

传输和所述患者相关的光信号以至于所述信号和所述患者的血液作用；

操作检测器系统以检测所述传输的光信号，并提供反映所述检测到的光  
20 信号的光体积描记（“pleth”）信号，其中，所述光体积描记信号至少包括和患者的呼吸系统的操作相关的第一分量和与患者的自主神经系统相关的第二分量；

处理所述光体积描记信号以从和所述第二分量相关的效应区分和所述第一分量相关的效应；和

25 使用所述区分的效应来监控所述患者的呼吸。

15. 如权利要求 14 所述的方法，其中，所述第一分量和患者的呼吸道窦性心律失常相关。

16. 如权利要求 14 所述的方法，所述第二分量和患者的 Mayer 波相关。

17. 如权利要求 14 所述的方法，其中，所述传输步骤包括操作一个或更  
30 多源以提供具有第一频谱内容的所述信号的第一信道以及具有和所述第一频谱内容不同的第二频谱内容的所述光信号的第二信道。

18. 如权利要求 14 所述的方法, 其中, 所述区分步骤包括使用所述光体积描记信号来监控和血压和心率之一相关的信息。

19. 如权利要求 18 所述的方法, 其中, 所述血压是通过至少获得光体积描记信号的一部分, 滤波来自所获得的信号部分的至少一个分量, 和确定关于有关和第一和第二分量相关的血容积随时间的变动的信息来监控的。

20. 如权利要求 18 所述的方法, 其中, 所述心率是通过至少获得光体积描记信号的脉动部分并确定关于和第一和第二分量相关的心率随时间的变动的信息来监控的。

21. 如权利要求 14 所述的方法, 其中, 所述区分步骤包括: 确定和由血压随时间的变动定义的第一信号相关的第一信息, 确定和由心率随时间的变动定义的第二信号相关的第二信息, 并使用所述第一信息和所述第二信息以获得和所述第一信号和所述第二信号间的相位差相关的第三信息。

22. 如权利要求 21 所述的方法, 其中, 所述区分步骤还包括使用所识别的相位差来分析所述光体积描记信号, 以便获得和所述第一分量相关的信息。

23. 如权利要求 14 所述的方法, 其中, 所述区分步骤包括: 确定和由血压随时间的变动定义的第一信号相关的第一信息, 确定和由心率随时间的变动定义的第二信号相关的第二信息, 并使用所述第一信息和所述第二信息以获得和所述第一信号和所述第二信号间的波形差相关的第三信息。

24. 如权利要求 14 所述的方法, 其中, 所述监控子步骤包括测量所述患者的呼吸率。

25. 一种在监控患者呼吸中使用的装置, 包括:

端口, 用于接收基于所传输的光信号和所述患者的血液的作用而调制的光体积描记("pleth")信号, 其中, 所述光体积描记信号至少包括与患者的呼吸系统的操作相关的第一分量和与患者的自主神经系统相关的第二分量; 以及

25 处理器, 操作于处理光体积描记信号, 以从和其它所述分量相关的效应区分和所述第一和第二分量之一相关的效应; 并且操作于使用所述区分的效应来监控所述生理参数。

26. 如权利要求 25 所述的装置, 还包括至少一个源, 用于传输和所述患者相关的光信号, 使得所述信号和所述患者的所述血液作用; 和

30 检测器系统, 用于检测所述传输光信号和提供所述光体积描记信号使得所述光体积描记信号反映所述检测到的光信号。

27. 如权利要求 26 所述的装置, 其中, 所述检测系统包括传感器, 用于接收所传输的光信号和提供反映所接收的光信号的传感器输出, 以及用于处理所述传感器输出信号的电路, 以提供所述光体积描记信号。

28. 如权利要求 26 所述的装置, 其中, 所述至少一个源被操作用于提供具有第一频谱内容的所述光信号的第一信道和具有和所述第一频谱内容不同的第二频谱的所述光信号的第二信道。

29. 如权利要求 25 所述的装置, 其中, 所述处理器操作用于区分和所述第一分量相关的效应和使用所述效应来监控所述患者的呼吸。

30. 如权利要求 25 所述的装置, 其中, 所述处理器操作用于通过使用所述光体积描记信号区分所述效应来监控和血压和心率之一相关的信息。

31. 如权利要求 30 所述的装置, 其中, 所述血压是通过至少获得所述光体积描记信号的一部分, 滤波来自所获得的信号部分的至少一个分量, 和确定关于有关和第一和第二分量相关的血容积随时间的变动的信息来监控的。

32. 如权利要求 20 所述的装置, 其中, 所述心率是通过至少获得光体积描记信号的脉动部分并确定关于和第一和第二分量相关的心率随时间的变动的信息来监控的。

33. 如权利要求 25 所述的装置, 其中, 所述处理器操作用于通过确定和由血压随时间的变动定义的第一信号相关的第一信息, 确定和由心率随时间的变动定义的第二信号相关的第二信息, 并使用所述第一信息和所述第二信息以获得和所述第一信号和所述第二信号间的相位差相关的第三信息, 从而区分所述效应。

34. 如权利要求 33 所述的装置, 其中, 所述处理器被操作用于使用所识别的相位的差来分析所述光体积描记信号以便获得和所述第一分量相关的信息。

35. 如权利要求 25 所述的方法, 其中, 所述区分步骤包括: 确定和由血压随时间的变动定义的第一信号相关的第一信息, 确定和由心率随时间的变动定义的第二信号相关的第二信息, 并使用所述第一信息和所述第二信息以获得和所述第一信号和所述第二信号间的波形差相关的第三信息。

36. 如权利要求 25 所述的装置, 其中, 所述处理器被操作用于测量所述患者的呼吸率并提供指示其的输出。

37. 一种用于基于由用于计算和血氧水平相关的值的光信号的至少一个

部分中的所述其次处理导致的变动来监控至少一个第二生理过程的方法，所述方法包括下列步骤：

向一部分组织施加至少一个已知波长的电磁辐射；

检测与施加到所述部分组织的所述至少一个波长的电磁辐射相关的各信

5 号；

产生指示所述检测到的辐射的信号；

处理所述产生的信号用于至少使用每个所述产生的信号的第一部分使得产生和所述血氧水平相关的输出；

监控预定时间周期上的所述输出，用于指示所述第二生理过程的变动；

10 以及

产生指示所述第二生理过程的信号。

38. 如权利要求 37 所述的方法，其中，所述处理步骤产生和在所述部分组织中动脉血和静脉血的比率有关的输出，其中，所述比率和血氧水平有关。

39. 如权利要求 38 所述的方法，其中，所述监控步骤还包括监控在预定  
15 间隔上动脉血和静脉血的所述比率，以确定所述第二生理过程。

40. 如权利要求 39 所述的方法，其中，所述其次处理是呼吸过程。

41. 如权利要求 39 所述的方法，其中，所述预定间隔在 0 和 1.5 Hz 之间。

42. 一种用于通过患者的血液浓度的变化监控患者的呼吸的方法，包括  
下列步骤：

20 监控灌注的组织的部分来确定其中包含的静脉和动脉血的相对浓度的变化；和

基于所述监控静脉和动脉血的所述相对浓度的步骤，从所述相对浓度的增加和减少来确定呼吸频率。

43. 如权利要求 42 所述的方法，其中，所述监控静脉血和动脉血的所述  
25 相对浓度的步骤是非-侵入性执行的。

44. 如权利要求 43 所述的方法，其中，所述非-侵入性监控的步骤是通过光体积描记执行的。

45. 如权利要求 44 所述的方法，其中，所述通过光体积描记监控的步骤还包括下列步骤：

30 向所述组织部分施加一个或多个已知波长的电磁辐射；

对施加到所述组织部分的每个所述波长，检测与所述一个或多个波长的

- 电磁辐射相关的各信号；
- 产生指示所述检测到的辐射的信号；
- 处理所述产生的信号的至少一个部分，使得产生与静脉血成比例的第一血氧相关值和产生与动脉血成比例的第二血氧相关值；以及
- 5 为变动在预定时间周期监控所述第一和第二值。
46. 一种用于监控呼吸的装置，使用光信号来识别由所述呼吸导致的和血氧水平相关的值的变化，所述装置包括：
- 至少一第一发射器，用于可控制地向活体组织的部分发射至少第一和第二波长的电磁辐射；
- 10 检测器，用于检测和所述发射的第一和第二波长的所述电磁辐射相关的各信号，并且产生指示该信号的检测器信号；以及
- 处理器，能操作用于接收所述滤波的信号，所述处理器还能被操作用来：滤波所述检测器信号使得隔离所述各信号的各部分；和
- 至少使用所述滤波的信号的第一部分通过数学计算来确定和所述组织的
- 15 血氧水平相关的值；
- 监控所述值来确定指示呼吸的预定频率范围上所述值的变动；和
- 产生指示所述呼吸的输出信号。
47. 如权利要求 46 所述的装置，其中，所述至少一个第一发射器包括至少一个第一发光二极管。
- 20 48. 如权利要求 47 所述的装置，还包括分别发射可见光和红外光范围内电磁辐射的第一和第二发光二极管。
49. 如权利要求 46 所述的装置，其中，所述检测器包括光检测器，该光检测器产生包含用于每个所述波长的分量的复用检测器，其中，每个所述波长还包括 AC 和 DC 分量。
- 25 50. 如权利要求 49 所述的装置，其中，所述滤波器去除所述检测器信号的所述 AC 和 DC 分量之一。
51. 如权利要求 49 所述的装置，其中，所述处理器从与所述组织中的动脉血和静脉血的比率相关的所述滤波的各信号的所述 AC 和 DC 分量之一确定和氧饱和度相关的值。
- 30 52. 如权利要求 46 所述的装置，其中，所述处理器对指示呼吸的所述值的变动，在预定的时间周期上监控所述氧饱和值。

53. 如权利要求 52 所述的装置,其中,所述预定时间周期是从 0 到 1.5 Hz。

54. 一种在监控患者中使用的方法,包括下列步骤:

获得基于传输的光信号和所述患者的血液的作用而调制的光体积描记

(“pleth”)信号;

- 5 处理所述光体积描记信号以识别和 Mayer 波相关的效应; 和  
提供和所述 Mayer 波效应相关的输出。

55. 如权利要求 54 所述的方法,其中,所述处理步骤包括识别血容积的变动。

56. 如权利要求 54 所述的方法,其中,所述处理步骤包括从所述光体积  
10 描记信号中有关提取 Mayer 波的振幅和频率的至少之一的信息。

57. 如权利要求 54 所述的方法,其中,所述处理步骤包括滤波光体积描记信号来提取和 Mayer 波相关的信息。

58. 如权利要求 57 所述的方法,其中,所述滤波步骤包括使用处于大约  
0.05 Hz 到 0.5 Hz 之间的通过所述光体积描记信号的谱峰的频带来带通滤波光  
15 体积描记信号。

59. 如权利要求 56 所述的方法,其中,所述滤波步骤包括使用处于大约  
0.1 Hz 的通过光体积描记信号的谱峰的频带来带通滤波光体积描记信号。

60. 如权利要求 54 所述的方法,其中,所述提供输出的步骤包括提供示  
出 Mayer 波的振幅和频率的至少之一的图形输出。

- 20 61. 如权利要求 60 所述的方法,还包括: 随时间监控所述振幅和所述频率之一以检测感兴趣的变动。

62. 如权利要求 54 所述的方法,其中,所述处理步骤包括首先分析所述  
光体积描记信号以获得心率信息。

63. 如权利要求 62 所述的方法,其中,所述首先分析步骤包括确定所述  
25 光体积描记信号的波形的周期。

64. 如权利要求 62 所述的方法,其中,所述首先分析步骤包括滤波所述  
光体积描记信号以获得所述心率信息。

65. 如权利要求 62 所述的方法,其中,所述处理步骤还包括随时间监控  
所述心率信息以获得心率值的时间序列。

- 30 66. 如权利要求 62 所述的方法,其中,所述处理步骤还包括其次分析所  
述心率信息以获得有关心率变动的信息。

67. 如权利要求 62 所述的方法, 其中, 所述心率信息包括心率值的时间序列, 而所述处理步骤还包括滤波所述心率值的时间序列以识别其中的低频变动。

68. 如权利要求 67 所述的方法, 其中, 所述低频变动在大约 0.05 Hz 和  
5 0.5 Hz 之间的范围。

69. 如权利要求 67 所述的方法, 其中, 所述低频变动在大约 0.1 Hz。

70. 一种在监控患者中使用的方法, 包括下列步骤:

获得基于传输的光信号和所述患者的血液的作用而调制的光体积描记  
10 (“pleth”)信号;

处理所述光体积描记信号以获得和所述患者的低频血容积变动相关的信息, 所述低频血容积变动和处于大约 0.05 Hz 到 0.5 Hz 之间的所述光体积描记信号的谱峰相关; 和

随时间监控所述低频血容积变动以识别感兴趣的特性。

71. 如权利要求 70 所述的方法, 其中, 所述处理步骤包括使用处于大  
15 约 0.05 Hz 到 0.5 Hz 之间的通过光体积描记信号的谱峰的频带来带通滤波光体积描记信号。

72. 如权利要求 70 所述的方法, 其中, 所述处理步骤包括使用处于大约 0.1 Hz 的通过光体积描记信号的谱峰的频带来带通滤波光体积描记信号。

73. 如权利要求 70 所述的方法, 还包括步骤: 提供示出低频血容积变动  
20 的振幅和频率的至少之一的图形输出。

74. 如权利要求 71 所述的方法, 所述监控步骤包括随时间监控所述振幅和所述频率之一以检测感兴趣的变动。

75. 一种在监控患者中使用的方法, 包括下列步骤:

获得基于传输的光信号和所述患者的血液的作用而调制的光体积描记  
25 (“pleth”)信号;

首先处理所述光体积描记信号以获得心率信息;

其次处理所述心率信息以获得和心率变动相关的信息; 和

监控所述心率变动信息以识别感兴趣的特性。

76. 如权利要求 75 所述的方法, 其中, 所述首先处理步骤包括确定所述  
30 光体积描记信号的波形的周期。

77. 如权利要求 75 所述的方法, 其中, 所述首先处理步骤包括滤波所述

光体积描记信号以获得所述心率信息。

78. 如权利要求 75 所述的方法，其中，所述首先处理步骤包括获得心率值的时间序列。

79. 如权利要求 75 所述的方法，其中，所述心率信息包括心率值的时间序列，而所述其次处理步骤包括滤波所述心率值的时间序列以识别其中的低频变动。

80. 如权利要求 76 所述的方法，其中，所述低频变动在大约 0.05 Hz 到 0.5 Hz 之间的范围。

81. 如权利要求 79 所述的方法，其中，所述低频变动在大约 0.1 Hz。

82. 一种监控患者中使用的方法，包括下列步骤：

配置和患者相关的光体积描记(“pleth”)仪器用于光体积描记分析；

导致所述患者的呼吸率至少在给定的阈值；

首先操作所述光体积描记仪器以获得用于所述患者的光体积描记信号；

和

其次操作所述光体积描记仪器以处理所述光体积描记信号，用于识别和 Mayer 波相关的效应并且提供和所述 Mayer 波效应相关的输出。

83. 如权利要求 82 所述的方法，其中，所述配置步骤包括向所述患者施加所述仪器的探针以向所述患者的灌注组织传输光信号。

84. 如权利要求 82 所述的方法，其中，所述导致步骤包括指示所述患者以至少在预定阈值呼吸。

85. 如权利要求 84 所述的方法，其中，所述预定阈值是至少每分钟 10 次呼吸。

86. 如权利要求 84 所述的方法，其中，所述预定阈值是至少每分钟 20 次呼吸。

87. 如权利要求 82 所述的方法，其中，所述导致步骤包括使用呼吸器来控制所述患者的呼吸率。

88. 如权利要求 82 所述的方法，其中，所述其次操作步骤包括导致所述仪器处理所述光体积描记信号以获得心率信息，并处理所述心率信息以获得和心率变动相关的信息。

89. 如权利要求 82 所述的方法，其中，所述其次操作步骤包括导致所述仪器处理所述光体积描记信号以获得和所述患者的低频血容积变动相关的信

息。

90. 一种在监控患者中使用的装置，包括：

端口，用于接收基于传输的光信号和所述患者的血液的作用而调制的光  
体积描记(“pleth”)信号；

5        处理器，用于处理所述光体积描记信号以识别和 Mayer 波相关的效应；  
和

输出设备，其提供和所述 Mayer 波效应相关的输出。

91. 如权利要求 90 所述的装置，其中，所述处理器操作用于识别血容积  
的变动。

10       92. 如权利要求 90 所述的装置，其中，所述处理器操作以滤波该光体积  
描记信号来提取和 Mayer 波相关的信息。

93. 如权利要求 90 所述的装置，其中，所述输出设备操作用于提供示出  
Mayer 波的振幅和频率的至少之一的图形输出。

15       94. 如权利要求 90 所述的装置，其中，所述处理器操作用于分析所述光  
体积描记信号以获得心率信息。

95. 如权利要求 94 所述的装置，其中，所述处理器还操作用于分析所述  
心率信息以获得和心率变动相关的信息。

96. 一种在监控患者中使用的方法，包括下列步骤：

获得基于传输的光信号和患者的血液的作用而调制的光体积描记

20       (“pleth”)信号；

首先处理所述光体积描记信号以获得和所述患者的心率相关的心率信  
息；以及

其次处理所述心率信息以获得和所述患者的呼吸相关的呼吸信息。

25       97. 如权利要求 96 所述的方法，其中，所述获得光体积描记信号的步骤  
包括操作脉搏血氧计来获得对应于传输的光的至少一个波长信道的检测器信  
号。

98. 如权利要求 96 所述的方法，其中，所述获得光体积描记信号的步骤  
包括操作脉搏血氧计来获得对应于传输的光的至少两个不同波长信道的检测  
器信号。

30       99. 如权利要求 98 所述的方法，其中，所述获得步骤包括选择作为所述  
光体积描记信号的和所述两个信道之一相对应的信号分量。

100. 如权利要求 98 所述的方法, 其中, 所述获得步骤包括处理对应于两个所述信道的信号分量以获得所述光体积描记信号。

101. 如权利要求 96 所述的方法, 其中, 所述首先处理步骤包括识别对应于所述患者的脉搏周期的所述光体积描记信号的波形的特性, 以便确定所述脉搏周期的周期和频率之一。

102. 如权利要求 96 所述的方法, 其中, 所述首先处理步骤包括执行所述光体积描记信号的频谱分析以获得所述心率信息。

103. 如权利要求 96 所述的方法, 其中, 所述首先处理步骤包括使用滤波器来识别对应于所述患者的所述心率的谱峰。

104. 如权利要求 96 所述的方法, 其中, 所述首先处理步骤包括获得反映所述患者的心率值的时间序列的心率信号。

105. 如权利要求 96 所述的方法, 其中, 所述其次处理步骤包括识别和所述呼吸相关的所述患者的所述心率的变动。

106. 如权利要求 96 所述的方法, 其中, 所述其次处理步骤包括滤波所述心率信息, 以识别其中在大约 0-1.5 Hz 之间的频率范围内的变动。

107. 如权利要求 106 所述的方法, 其中, 所述变动在大约 0.15 和 0.5 Hz 之间的频率范围内。

108. 如权利要求 106 所述的方法, 其中, 所述变动在大约 0.2 - 0.4 Hz 之间的频率范围内。

109. 如权利要求 96 所述的方法, 还包括提供指示所述患者的呼吸率的输出的步骤。

110. 一种在监控患者中使用的方法, 包括下列步骤:

获得基于传输的光信号和患者的血液的作用而调制的光体积描记 (“pleth”) 信号;

使用至少一个滤波器处理所述光体积描记信号, 以便从具有在 0-0.5 Hz 之间的频率的潜在干扰信号分量、区分具有对应于所述患者的呼吸率的频率的感兴趣的信号分量; 和

基于所述感兴趣的信号分量提供指示所述患者的所述呼吸率的输出。

111. 如权利要求 110 所述的方法, 其中, 所述处理步骤包括首先处理所述光体积描记信号以获得心率信号, 以及其次处理所述心率信号以识别对应于所述呼吸率的所述频率。

112. 如权利要求 110 所述的方法，其中，所述滤波器被用于识别患者的心率。

113. 如权利要求 110 所述的方法，其中，所述滤波器被用于从心率信号识别所述呼吸率。

## 基于光体积描记信号的变动监控生理参数

## 5 技术领域

本发明一般涉及基于光(可见和/或不可见光谱)信号来监控诸如呼吸速率或低频心率/血容积变动(variability)的生理参数,尤其涉及基于对于所接收的光信号的处理来监控这些参数,以区分和患者的呼吸系统和/或自律(autonomic)神经系统相关的效应。本发明能够容易地结合脉搏血氧计实施以便扩展这些仪器的使用。

## 背景技术

光体积描记术(photoplethysmography)涉及使用传输通过诸如动脉血管或灌注(perfused)组织的患者的血液、或者由血液反射的光信号,用于监控患者的生理参数。这样的监控是可能的,因为光信号通过和患者的血液的作用来调制。即,和患者的血液的作用(通常涉及由于吸收、反射和/或扩散导致的基于波长和/或时间的衰减),向能够被分析的传输的信号透露(impart)特性以产生和感兴趣的生理参数相关的信息。由于它的非侵入性(noninvasive),这种对于患者的监控是非常期望的,通常能够产生基本上即时和准确的结果,并且利用最少的医疗资源,从而被证明具有成本效率。

光体积描记仪器的一个常用类型是脉搏血氧计。脉搏血氧计基于光传输通过患者组织或者由患者组织反射的传输/吸收特性来确定一个患者的血液的氧饱和水平,或者相关的分析物的值。具体来说,脉搏血氧计一般包括用于附加到患者的诸如手指、耳垂或者鼻隔膜的附属肢体的探针。该探针用于传输至少两个波长、通常红和红外脉冲光信号通过患者的附属肢体。被传输的信号由提供表示所接收的光信号的模拟电输出信号的检测器所接收。通过处理所述电信号和患者的脉搏周期的不同部分分析每个波长的信号值,可以获得关于血液氧饱和度的信息。

用于确定血氧饱和度相关值的算法通常在一个数字处理单元中实现。因此,通常在检测器和数字处理单元之间插入一个或多个模数(A/D)转换器。取决于所采用的特定系统结构,可以通过所述数字处理单元接收一个单一多信

道数字信号或者接收用于每个信道的独立的数字信号。在前一种情况下，该数字处理单元可以用于把所接收的信号分成独立的信道分量。因而，不管在哪种情况下，该数字处理单元处理表示每个信道的数字信息。

这种信息定义输入数字光体积描记信号或数字“pleth”。这些光体积描记信号(pleth) 通常包括两个分量。感兴趣的第一分量是和为血氧饱和度计算考虑的时间增量相关的一个低频率或基本上不变的分量，有时被称为“DC 分量”，其通常对应于和影响所传输的体积描记信号的所灌注的组织和其它物体(matter)的非脉搏体积相关的衰减。有时称为“AC 分量”的第二分量通常对应于血液的脉搏引起的衰减的变化。通常，AC 分量表示对应于心跳的频率的变动波形。作为对照，由于当不考虑由心脏的跳动导致的变动时，所调查的组织的有效容积变动很小或仅仅在低频率变动，所以该 DC 分量是一个更稳定的基线分量。

脉搏血氧计通常提供血氧饱和值，并有时提供心率和脉搏波形的图形表示作为输出。通常从光体积描记信号的 AC 分量获得用于产生这些输出的每个的信息。在这点上，某些脉搏血氧计试图从光体积描记信号滤波 DC 分量，例如为了提供更好的数字化的 AC 分量波形。其它的脉搏血氧计可测量和使用 DC 分量，例如来标准化从 AC 分量获得的测量的差分值，或者提供和运动相关的测量或其他噪声修正。不过，通常传统的脉搏血氧计不监视单个或多个光体积描记信号的 DC 分量的变动，以获得上述的输出之外的生理参数信息。

### 发明内容

本发明着眼于基于从 AC 分量或脉搏波形分离出来或者附加于 AC 分量或脉搏波形的光体积描记信号特性，使用光体积描记术来获得和呼吸或自主神经系统相关的生理信息。本发明因而能够非侵入性地提供重要诊断或监控信息。而且，本发明的各个方面可以使用传统脉搏血氧计的一个或多个信道来实现，从而向广泛可用和可信任的仪器提供附加功能，以及提供对用于基于成本效率的治疗患者的重要信息的访问。

在一个优选实施例中，本发明基于对于光体积描记信号的 DC 分量(“光体积描记基线信号”)的分析获得和生理参数相关的信息，以把和自主神经系统相关的效应从与呼吸系统相关的效应中区分出来。已经认识到可以分析该光

体积描记基线信号来产生在这点上重要信息。具体来说，已经认识到光体积描记基线信号包括至少三个主要分量：1) 和呼吸或“呼吸波”相关的分量，2) 和自主神经系统或血管运动中枢相关的低频分量，有时被称为“Mayer 波”，和 3) 和温度控制相关的甚低频分量。关于这些中的第二个，Mayer 波的起源和本质并未解决(settle)。为了当前目的，Mayer 波和血管收缩、心率和/或血压的低频变动相关。

上面所述的前两个分量对于诊断和患者监控目的特别重要。具体来讲，Mayer 波的振幅和频率被观察到随着高血压，心肌梗死、心室心动过速、冠状动脉疾病、心肌受损(infraction)、心脏衰竭、糖尿病和自发性神经病和心脏移植后而变动。呼吸率在各个医疗程序期间被监控，例如，作为患者的压迫(stress)水平的指示和用于识别患者呼吸窘迫。本发明部分基于下面的认识：和这些分量相关的效应能够基于对光体积描记信号的分析来监控，以便识别生理参数信息。具体来说，预期 Mayer 和呼吸波两者都通过直接影响血管运动中枢来影响心率(以及如血压和血容积的变化的相关参数)。在后一种情况下，这是通过从呼吸中枢向血管运动中枢“交盖(spillover)”而实现的，这增加了在呼吸期间的心率。

和基于 Mayer 波和呼吸波获得生理参数信息相关的困难涉及到区分和这些波相关的效应，特别是考虑到每个这种波形都能够在重叠频率范围内发生的事实。根据本发明，生理参数信息是通过用任何方法区分这两个光体积描记信号分量来获得的。这通常包括基于频率、基于非频率的波特性和基于不直接从 Mayer/呼吸波比较导出的信息区分这些波。关于基于频率区分波，如上所述，Mayer 波和呼吸波可能在重叠频段出现。因此，可以通过修改这些波频率的一个或两者，以创建可识别的区分基础来协助基于频率区分这些波的处理。在某些情况下，这可以通过控制或让患者控制其呼吸率来实现。

或者，可以基于和诸如波形或相位等非频率的波特性来区分波。关于后一点，已经认识到呼吸波和 Mayer 波能够通过改变心率和血管收缩来影响血压。然而，由于在吸气和呼气期间的胸压差，呼吸导致血压的变化。吸气导致在左心室填充的减少，降低了血压。因此，在吸气期间血压下降而心率增加。作为对照，在 Mayer 波的上升部分，血压和心率都同时增加。因此，如果它们是由于呼吸造成的，则血压和心率变化将异相，而在 Mayer 波中它们是同相的。

还可基于不直接从 Mayer/呼吸波比较导出的信息来区分 Mayer 和呼吸波。例如，在预定的频率范围上血氧水平的增加可以和已知的由呼吸导致的生理效应相关。更具体地说，氧血色素和脱氧血色素的比率超过 0 到 0.5 赫兹(或新生婴儿情形 1 赫兹或更高)可能是由于吸气导致的，其具有降低组织中的静脉血量的效应，因而增加了在组织中动脉血和静脉血的比率。这种效应可以通过例如监控和多个信道相关的光体积描记信号来指示，以识别在相关频段内血氧化的变动。应当理解这考虑区分和呼吸波相关的效应而不直接把呼吸波分量和 Mayer 波分量进行分离或否则比较。

一旦和呼吸波和 Mayer 波之一相关的效应被识别，其可被用于获得生理参数信息。如上所述，取决于特定的实现，可以基于一种波的已知特性、波之间的已知区别或者和波之一相关的第二效应区分各波。在基于和波之一的已知特性或第二效应区分波的情形，可以从具有已知特性或第二效应的波、从其它波、或从包括两个波分量的信号导出生理参数信息。

根据本发明的一个方面，提供了一种用于监控患者的生理参数的方法。该方法包括下列步骤：获得至少包括和患者的呼吸系统的操作相关的第一分量和与患者的自主神经系统相关的第二分量的光体积描记信号，处理该光体积描记信号以把和第一和第二分量之一相关的效应从和其它分量相关的效应区分出来，并且使用这一区分的效应来监控生理参数。取决于特定的实现，获得光体积描记信号的此步骤可能涉及获得对应于传输光(可见和/或不可见光谱)的单个信道的信息或对应于多个信道的信息。例如，本发明可以结合提供至少两个分开信道和相应光体积描记信号的传统脉搏血氧计来实现。这些光体积描记信号中的一个或两个可以被用于监控感兴趣的生理参数。用于处理光体积描记信号的步骤可能涉及把 Mayer 波效应从呼吸波效应中区分出来，例如，以上面所述的任何方法。被监控的生理参数可以是诸如呼吸率的呼吸参数或诸如低频心率变动或血容积变动的 Mayer 波参数。相关装置包括用于接收光体积描记信号的端口和用于操作处理该光体积描记信号的处理器，以区分和第一和第二分量相关的效应。包括这种装置的系统可以包括一个或更多发射器用于传输光信号以及用于检测所传输的该光信号并基于其提供该光体积描记信号的检测器信号。

根据本发明的另一个方面，提供一种用于监控患者的呼吸的方法。该方法包括下列步骤：传输和患者相关的信号，以至于该信号和患者的灌注的组

织作用，操作检测器系统来检测所传输的光信号并提供反映该检测到的光信号的光体积描记信号，其中该光体积描记信号至少包括与患者的呼吸系统相关的第一分量和与患者的自主神经系统相关的第二分量，处理该光体积描记信号以把和第一分量相关的效应和第二分量相关的效应区分开来，并且使用  
5 该被区分的效应来监控患者的呼吸。在一个实现中，基于在相关波之间的相位差，将呼吸效应和自主神经系统效应区分开。具体来说，如果血压和心率的变化是由呼吸导致的，它们将具有一种相位关系，而如果它们是和 Mayer 波相关的，则它们将具有另一种相位关系。于是，通过获得血压和心率的这两种变化，可以确定相位关系以把和呼吸波相关的效应和与 Mayer 波相关的  
10 效应区分开。这种信息随后被用于识别和呼吸相关的光体积描记信号特性，而该光体积描记信号特性，反过来被监控以确定呼吸率。

在本发明的另一个方面，提供了一种监控至少一个第二生理过程的方法，该第二生理过程的监控是通过由该过程导致的、用于计算和血氧水平相关的值的光信号的至少一个部分的变动来实现的。该方法包括下列步骤：向组织  
15 的一个部分施加一种或多种已知波长的电磁辐射，检测和该部分组织相关的电磁辐射的强度，至少产生指示所检测的辐射的第一信号，处理该信号以至于至少产生和血氧水平相关的第一值，并且在预定的时间上监控该第一值以识别指示第二生理过程的变动。最后，该方法包括产生指示该第二生理过程的输出信号。

20 处理可能包括使用检测到的信号的一部分来产生和血氧水平相关的第一值。具体说，检测到的信号可以被滤波以隔离信号的离散部分。一旦信号被滤波，可以在每个离散信号部分监控各值，以至于可确定第一血氧水平相关值。一旦确定了第一值，则可以监控该值用于已知和诸如心肺过程的第二过程相关的变动。例如，在第一值是患者的  $HbO_2/Hb$  比率的情形，在已知时间  
25 周期上该比率的增加可以指示呼吸。应当理解，如果识别了由呼吸导致的变动则可以产生指示呼吸的输出。

在本发明的另一个方面，提供了一种用于使用光信号来监控呼吸以识别和血氧水平相关的值中由呼吸导致的变化。该装置包括：发射器，用于把第一和第二波长的电磁辐射传输给活体组织一部分；检测器，用于检测作为施  
30 加给组织的第一和第二波长的电磁辐射，并产生指示其的检测器输出信号；以及处理器。该处理器操作用于滤波检测器信号以至于检测器信号的各个部

分可以被隔离。该处理器被配置用于通过至少使用每个被滤波的信号的第一部分的数学计算来确定有关在所监控的组织中的血氧水平的值。一旦确定了该组织的血氧相关值,则其可以断续地、周期地或者基本上连续地被监控以便确定作为患者呼吸指示的增加或减少。最后,确定指示呼吸的血液值的变化后,该处理器可产生示出该患者的呼吸频率的输出信号。

该检测器输出信号可以由处理器和相关滤波模块接收,使得每个信号的一个或多个部分可以被隔离。例如,如果检测信号包含 AC 和 DC 两个分量,则滤波模块可以被操作用于去除和/或隔离 AC 分量或是 DC 分量。此外,该滤波器可包括带通滤波器,该带通滤波器能够根据频率隔离检测到的信号各部分。应当理解,该 AC 分量和 DC 分量相比通常是高频分量,从而可以使用高通滤波器从检测到的信号中去除 AC 分量。

该处理器可以进一步被配置来至少使用第一滤波的信号的第一部分和第二滤波的信号的第一部分而通过数学计算来确定和所监控的组织中的血氧水平相关的血液分析物值。例如,该处理器可以被配置成使其能够确定和在确定血氧饱和水平中传统使用的 Ratios 的比率相关的值。应当理解,通过使用可以只包含 DC 或 AC 分量的滤波后的信号,所确定的氧饱和水平将只和该分量相关。例如,检测到的电磁信号的 DC 分量表示作为统一施加给该组织的电磁辐射的被检测部分,其中,AC 部分表示由于脉搏导致的血液容积的变动造成的在组织的该部分的容积变动。因此,通过使用 DC 信号,可以确定在组织中独立于脉冲 AC 分量的血液分析物值。

一旦对于检测到的信号的期望的分量(例如 AC 或 DC)确定了血氧分析物相关值,则该值可以被监控用于指示呼吸的增加或减少。例如,在预定频率范围上的血液氧含量水平的增加可以和已知的由呼吸导致的生理效应相关。更具体地说,氧血色素和脱氧血色素的比率超过 0 到 0.5 赫兹频率的增加可能是由于吸气(吸入)导致的,其具有降低组织中的静脉血量的效应,因而增加了组织中动脉(含氧的)血和脱氧血的比率。

根据本发明的另一个方面,提供了一种用于监控 Mayer 波效应,诸如心率、血容积、血管收缩和/或血压的低频变动的方法。该方法涉及获得基于传输的光信号和患者的血液(例如,动脉血和/或灌注组织)的作用而调制的光体积描记信号,处理该光体积描记信号以识别和 Mayer 波相关的效应,并提供和 Mayer 波效应相关的输出(例如,波形,一个或多个值或其它信息,如有关

Mayer 波的振幅和/或周期/频率或其变动)。这种方法可以结合传统的脉搏血氧计来实现。在这点上,获得光体积描记信号的步骤可涉及操作该脉搏血氧计以传输和患者相关的光信号,并且提供表示接收的光信号的检测器信号,并且访问对应于所传输的光信号的一个或多个信道的检测器信号的至少一个部分。例如,该血氧计可以被操作用以传输单一或多个信道(例如,红和红外信道)信号。不管是在哪种情况下,该检测器信号一般包括光体积描记信号。在多个信道检测器信号的情况,每个信道一般包括光体积描记信号并且关于一个信道的信息可以根据本发明访问,或者关于多个信道的信息例如可以通过组合信道信号而使用。

一旦获得了该光体积描记信号,其可用各种方法处理以识别感兴趣的 Mayer 波效应。在一种实现中,这种处理涉及基于频率的滤波以识别感兴趣的效应。具体来说,表示或另外基于所获得的光体积描记信号的信号或一系列值被滤波,以选择性地通过位于大约 0.05 Hz 和 0.5 HZ 之间的谱峰。这个范围的低端可以被选择以至少消除和温度控制相关的上述的甚低频波峰相关的谱功率的基本部分。而上述范围的高端可以被选择协助控制患者的呼吸率。在这一点上,对很多应用 0.5 Hz 将考虑把 Mayer 波从呼吸波中分离出来。可优选大约 0.08-0.2 之间的滤波范围以便把 Mayer 波从所述的潜在的干扰谱峰区分出来。更好地,由于 Mayer 波一般在大约 0.1 Hz 的狭窄频带内发现,可以利用具有不多于大约 0.05 Hz 的标称通带宽度(以传统方式指定)并且包括在这种带通(最好基本上居中)中或频率 0.1 Hz 的窄带通滤波器。这种滤波一般能够把 Mayer 波效应从所分析的信号中区分出来。

根据本发明的另一个方面,监控患者的低频血液容积变动。相关方法涉及获得光体积描记信号(如如上所述),处理该光体积描记信号以获得和患者的低频血液容积变动相关的信息,并且随时间监控该低频血液容积变动,以识别感兴趣的特性用于患者监控或诊断目的。这种低频血液容积变动一般涉及位于大约 0.05 Hz 和 0.5 HZ 之间的光体积描记信号的谱峰。因此,可带通滤波获得的光体积描记信号,如上所述,以提取有关所述血液变动的信息。因为这样的低频血液容积变动和 Mayer 波相关,其振幅和/或频率的变化可具有如上所述的诊断重要性。

根据本发明的另一个方面,监控患者的低频心率变动。相关方法涉及获得光体积描记信号,分析该光体积描记信号以获得心率信息,分析该心率信

息以获得有关心率变动信息的信息，并且监控该心率变动信息，以识别感兴趣的特性。例如，可监控产生的心率变动信息以识别具有潜在诊断重要性的 Mayer 波现象。

获得光体积描记信号的步骤一般涉及接收表示光信号的数字信号，所述  
5 光信号是基于和患者的灌注组织的作用被调制的。可以使用传统脉搏血氧计的各分量提供这种信号。脉搏血氧计典型地传输红光和红外信号，从而产生红光和红外光体积描记信号。这些光体积描记信号的任何一个或全部可以根据本发明来利用。具体来说，这些光体积描记信号的每个一般具有对应于患者心率的基本频率。因此，任何一个光体积描记信号都可以被使用以产生所  
10 期望的心率信息。一般，对于正常氧化的患者，红外信道典型地具有更强的光体积描记信号波形并且可能优选用于心率计算。对于氧化差的患者，可能优选红光体积描记信号。在很多情况，两个信号的组合可以提供比任何单个信号更好的用于心率分析的波形。

可以处理该光体积描记信号以用各种方式获得心率信息。如上所述，该  
15 光体积描记信号一般是具有对应于患者心率的基本频率的周期信号。因此，可以通过对该光体积描记信号执行峰值到峰值测量来确定脉搏周期从而确定脉搏频率，来确定心率。例如，可以通过识别在沿着该光体积描记信号或者和该光体积描记信号相符的函数的连续采样或采样组之间的差分值的符号变化，来获得这样的最大值。作为替代，可以监控波形上的其它点，如标称零(或  
20 平均光体积描记值)相交。这种零相交将被期望具有两倍心率的频率。由于光体积描记信号的一般带噪声的波形，这种周期测量可能是复杂的。因此，可以使用多种波形。

此外，可以在频率域执行心率计算。在这点上，可以配置处理器以获得光体积描记信号的傅立叶变换。一旦获得了该傅立叶变换，脉搏率可以被识  
25 别为对应于该患者心率的光体积描记信号的基本频率。在任何情形，一旦确定了心率，就可以监控该心率以识别感兴趣的低频变动。具体来说，可以监控如上所述的具有和 Mayer 波相关的频率的振荡变动用于诊断目的。例如，在一个实施例中，具有大约 0.15 Hz 和 0.5 Hz 之间特别是 0.2 Hz 和 0.4 Hz 之间的频率的振荡变化被监控，以识别呼吸率。在进一步的实施例中，该范围  
30 可扩展到 0-5 Hz，以容纳新生儿的更高的呼吸率。

根据本发明基于光体积描记信号获得心率变动信息时可以使用一个或多

个滤波器。在这点上，可以使用自适应滤波器来跟踪该光体积描记信号的基本频率，从而跟踪该患者的脉搏率。例如，这样滤波器可作为具有中心在该光体积描记信号的基本频率的带通的窄带通滤波器。该滤波器的传送函数可以例如基于对连续波形的分析而改变，以跟踪潜在的变动基本频率。该滤波器或相关逻辑可以因而适应于输出脉搏率值的时间序列。这种脉搏率值的时间序列，不管是作为自适应滤波器系统的输出获得的还是其它，可以使用跟踪所选的时间序列的谱峰的自适应滤波器来滤波，以提供与其相关的输出。这种滤波提供快速、健壮和计算上高效的机制，用于基于光体积描记信号非侵入性监控低频心率变动。

根据本发明的另一个方面，分析光体积描记信号以识别和呼吸率相关的心率变动参数。该相关过程涉及获得光体积描记信号，处理该光体积描记信号以获得心率采样，监控该心率采样以识别心率变动，并且基于所述心率变动确定呼吸率。已知心率随呼吸周期变动，所谓呼吸道窦性心律失效应。本发明提供了一种健壮的过程以基于光体积描记信号监控这种效应和确定呼吸率。根据本发明还提供一种包含这种处理的新的处理器和脉搏血氧计。

根据本发明的另一个方面，提供了一种用于使用光体积描记仪器监控患者的方法。该方法涉及配置相对于用于光体积描记分析的患者的光体积描记仪器，例如通过给患者附加探针，使得患者的呼吸率至少处在给定的阈值，操作该仪器以获得光体积描记信号，并且操作该仪器以处理该光体积描记信号，以识别和 Mayer 波相关的效应并且提供与其相关的输出。如上所述，Mayer 波一般具有大约 0.1 Hz 的频率。因此，该阈值最好大于 0.1 Hz，例如，至少大约 0.167 Hz 或者一分钟呼吸十次。在这点上，该患者的呼吸率可以例如使用呼吸器来控制，或者患者可以被指示控制其呼吸。该光体积描记仪器可以被操作以获得单一或多信道光体积描记信号，并且可以处理一个或多个这种信道，以识别诸如血液容积、脉搏率、血压或血管压缩的低频变动的任何适当的光体积描记效应。如上所述，和感兴趣的效应相关的信息可以被输出。这种结合频率控制的患者呼吸的光体积描记仪器的使用考虑方便的 Mayer 波效应的监控。

根据本发明的一种装置包括：输入端口，用于接收光体积描记信号；处理器，用于处理该光体积描记信号以识别和 Mayer 波相关的效应；和输出端口，用于提供和感兴趣的效应相关的输出信息。例如，该输入端口可以被调

整以接收连接到探针的电缆或者可以是被配置来访问数字信号的处理器模块，而输出端口可以是被配置来和外部监视器或其它显示设备接口的端口或可以是被配置来提供到数字形式的输出信息的访问的处理器模块。最好该处理器包括滤波器，用于直接从光体积描记信号或从其获得的处理过的信息来提取关于 Mayer 波效应的信息。例如，光体积描记信号可以被滤波以获得低频血容积变动信息，或者该光体积描记信号可以被处理以提供心率信息，而且该信息可以被滤波以产生低频心率变动信息。该装置可以被包含在诸如脉搏血氧计的传统光体积描记仪器中。通过这种方式，脉搏血氧计的功能可以被有益地扩展。

10 因此，本发明允许光体积描记信号被分析以监控和呼吸系统和/或自主神经系统的操作相关的生理参数。这种参数可以基于和患者相关的传输的光信号的一个或更多信道，非侵入性地监控。本发明可以结合传统的脉搏血氧计分量来实现，以便扩展这样的仪器的功能以及以成本有效方式提供重要的生理参数信息。

15

#### 附图说明

为了更完整地理解本发明及其进一步的优点，现在结合附图参考如下的详细描述，附图中：

图 1 是根据本发明的脉搏血氧计的示意图；

20 图 2 图示了根据本发明可用于获得生理参数信息的光体积描记信号的波形；

图 3 是图示光体积描记信号的低频功率谱和根据本发明所使用的滤波器的通频带的图；

25 图 4 是图示光体积描记信号功率谱和根据本发明使用的滤波器的通频带的图；

图 5 是图示根据本发明的基于光体积描记术的心率信号监控 Mayer 波效应的处理的流程图；

图 6 是适于基于光体积描记术心率信号监控 Mayer 波效应的脉搏血氧计系统的示意图；

30 图 7 是根据本发明的适于监控低频血容积变动的脉搏血氧计系统的示意图；

- 图 8 是说明根据本发明用于监控低频血容积变动的处理的流程图；
- 图 9-16 说明了根据本发明执行以监控 Mayer 波效应的各种过程的结果；
- 图 17 图示了根据本发明使用适当的滤波器产生的心率时间序列；
- 图 18 是图示根据本发明的另一个滤波器的传送函数的呼吸功率频谱；
- 5 图 19 是图示根据本发明的使用光体积描记信号来监控呼吸的处理的流程图；
- 图 20 图示了根据本发明的信号处理系统；
- 图 21 图示了根据本发明的可以用于获得生理参数信息的光体积描记信号的波形；
- 10 图 22 是图示 Mayer 波和呼吸波的波形的图；
- 图 23 是图示对应于光体积描记信号的 Mayer 波分量的心率信号和血压信号之间的相位关系的图；
- 图 24 是图示用于光体积描记信号的呼吸波分量的心率信号和血压信号之间的相位关系的图；
- 15 图 25 是图示根据本发明的用于根据从关联于呼吸波的效应区分关联于 Mayer 波的效应、从而获得生理参数信息的处理的流程图；
- 图 26 示出了示例光体积描记的波形的红和红外信道；
- 图 27 示出了用于红和红外信道的光体积描记的波形的滤波的 DC 分量；
- 以及
- 20 图 28 是图示根据本发明利用血液分析比率监控呼吸的方法的流程图。

### 具体实施方式

- 本发明涉及基于涉及识别和光体积描记信号的 Mayer 波分量相关的效应的对光体积描记信号的分析来获得患者的生理参数信息。在下面的讨论中，
- 25 在使用传统的脉搏血氧计的各分量（componets）的实现的描述本发明。在这点上本发明具有特别的益处，因为这样一种实现改善了传统脉搏血氧计的功能并且以成本有效方式提供了重要生理参数信息。然而，应当理解，本发明的各个方面并不局限于这样的脉搏血氧计或任何其它多信道信号实现，并且本发明可以用专用的单个或多个信道光体积描记仪器来实施。因此，下
- 30 面的讨论应当被理解为本发明的示例而不是限制。

根据本发明，生理参数信息是基于从和呼吸波相关的效应中区分和

Mayer 波相关的效应获得的。一旦区分了这种效应，该 Mayer 波、该呼吸波或这两种波能够被分析以获得所期望的信息，例如关于呼吸系统、自主神经系统或相关的诊断。

如下面所全面讨论的，Mayer 波和呼吸波能够以各种方式被区分。这些包括基于频率的区分、基于波形特性而不是频率的区分和基于并非直接从 Mayer/呼吸波比较导出的信息的区分。关于这些中的第一种，基于频率的区分可以在某些情况下通过控制患者的呼吸率或要求患者控制其呼吸率来完成。借此隔离和分析 Mayer 波效应的相关方法和处理系统在下面开始描述。本发明的另一个方面提供了一种用于分析光体积描记信号以识别心率变动并且基于该变动确定呼吸率的方法和处理系统。具体来说，通过隔离该呼吸波（例如从 Mayer 波），可以监控呼吸道窦性心律失常及其对于患者心率的效应。本发明的另一个方面处理利用波形和/或波的相位来区分 Mayer 和呼吸波以便监控生理参数。关于上述的最后一类，基于并非直接从 Mayer 波/呼吸波比较导出的信息来区分波，这可以在关联于呼吸周期的考虑下通过多信道、血液分析物分析来实现，以识别和在组织中的动脉血和静脉血的比率的变动的效应。

因此，借此隔离和分析呼吸波效应的相关方法和处理系统在下面描述。

参照图 1，示出了根据本发明的脉搏血氧计 100 的示意图。该血氧计 100 一般包括仪器外壳 102 和用于附加到被分析的患者的手指 101 或其它附属肢体的探针 104。在这个图示的实施例中，探针 104 包括两个或更多源 106 和检测器 110。应当理解这些部件中的任一或两者都可以在外壳 102 中互换位置，并且可以通过光纤等被光连接到探针 104。此外，源 106 和/或检测器 110 可以位于电缆中或其它在探针 104 和外壳 102 之间操作的耦合中。源 106 由源驱动 108 驱动。源驱动 108 用作以各种方式中的任一种调制信号 103。在这点上，由源 106 传输的信号 103 可以是时分复用的、频分复用的或码分复用的等。这种复用便利了在基于硬件或软件的信号处理期间把信号从每个信道中分离。源 106 提供信号 103 的两个或多个信道。每个信道具有唯一的谱内容，例如波长或波长带。在图示的实施例中，示出了两个源 106；源之一可以具有以红光为中心的波长，而另一个可以具有红外为中心的波长。

信号 103 可以传输通过患者的组织或由患者的组织反射。不管在何种情况，信号被患者的血调制以用熟知的方式提供和血氧饱和度相关的信息。传

输的信号 103 由检测器 110 接收, 该检测器 110 在图示的实施例中提供表示所检测到的信号 103 的模拟电流输出信号 105。然后这个检测器信号 105 由信号处理模块 112 处理。处理模块 112 可以包括数个可以由软件、固件和/或硬件实现的部件。这些部件可以包括用于放大信号 105 和把该信号从电流信号转换成电压信号、滤波该信号以去除一定噪声分量、以及另外整理信号的部件。在图示的实施例中, 信号处理模块 112 还包括用于把该信号转换成数字信号的模数转换器和用于提供一般对应于两个分离的信道信号 103 的两个分离的输出信号 118 或光体积描记信号的去复用器部件。这些光体积描记信号 118 随后被氧化计算模块 116 所使用来计算和血氧饱和度相关的值, 例如血氧饱和度百分比。已知多个用于执行这种计算的算法, 并且这种计算技术被 Mortz 的美国专利第 5,934,277 和 Jarman 的美国专利第 5,842,979 所公开, 这两者都包含于此作为参考。

本发明的当前的方面涉及监控和诸如低频血容积和心率变动的 Mayer 波相关的效应。在下面说明一种用于监控心率变动的实现, 随后是用于监控血液容积变动的实现。这两个情形均涉及对于光体积描记信号的分析。

图 2 图示了光体积描记信号的范例波形, 而这样的信息可以通过脉搏血氧计的处理单元获得。具体来说, 这样的信息可以作为由 A/D 转换器所输出的数字信号, 即和检测器输出有关的值的时间序列来获得。这样的值被在图 2 中以图形示出。如上所述, 对应于任何血氧信道, 或者信道组合的光体积描记信号可以根据本发明被使用。期望获得强的光体积描记信号以便能够精确地识别波形和脉冲。因此, 对于正常氧化的患者, 可以利用红外信道光体积描记。对于氧化差的患者, 最好利用红光光体积描记。在这一点上, 诸如 85% 的分界氧化水平可以被用来确定是使用红外或是红光光体积描记。或者, 取决于当前的氧水平, 可以从数学上混合这两个光体积描记信号以获得优化的光体积描记用于根据本发明的随后分析。这种对于单独的信道光体积描记信号的选择或混合在 Hanna 的美国专利申请第 09/975,289 号中进行了详细描述, 其被引入于此作为参考。

如图 2 所示, 该光体积描记信号包括具有指定周期  $T_p$  的脉搏分量。该周期对应于患者的心率。该心率可以通过用各种方式监控该光体积描记信号来确定, 诸如识别波形的差分值的符号改变, 跟踪由 A 所指示的平均值的交叉, 或者如下面所要详述的, 通过使用滤波器来跟踪该光体积描记信号的基本频

率。

根据本发明，患者的呼吸是通过跟踪低频心率变动来监控的。图 3 示出了范例光体积描记功率谱。该谱的特征是三个离散波峰。这包括一般在大约 0.3-0.5 Hz 的波峰、通常在大约 0.1 Hz 的波峰以及在 0.05 Hz 以下的波峰。在 0.05 Hz 以下的波峰一般链接血管动作控制 (vaso motor control) 和温度控制。在大约 0.1 Hz 的波峰一般和 Mayer 波相关。如上所述，这个现象不好理解但是和高血压、突发心肌梗死、心室心动过速、冠状动脉疾病、心肌受损 (infraction)、心脏衰竭、糖尿病、自主神经病有关，并且在心脏移植后已经发现会改变。其余的在大约 0.3-0.5 Hz 的波峰被认为和呼吸有关。对于婴儿，这个波峰可能具有明显更高的频率。

从前面的讨论，可知和 Mayer 波相关的低频心率变动能够通过下列被监控：1) 基于对于光体积描记信号的分析确定心率，2) 随时间监控该心率以获得时间序列心率值，和 3) 分析该时间序列心率值以识别低频变动。这些步骤可以使用下面讨论的自适应滤波器执行。

图 4 图示了光体积描记功率谱，这种功率谱可以通过配置血氧计处理器以从数学上获得时间域光体积描记信号的傅立叶变换来获得。如所示，该光体积描记功率谱具有对应于患者的心率的在  $t_0$  的基本频率。所图示的功率谱的其它波峰和其谐波相关。本发明利用了被调整用于作为具有包容基本频率的窄带通的带通滤波器的自适应滤波器。这个滤波器的传送函数一般由函数 500 来指示。在这点可以使用各种不同类型的滤波器。一般来说，这种滤波器基于和信号的本质相关的一定的编程信息以及通过监控连续的信号波形来跟踪信号的基本频率。这种滤波器在操作中具有健壮性并且能提供连续的更新输出（在此情形，关于脉搏率的更新）。从而，这种滤波器能够提供脉搏率的值或脉搏率信号的时间序列作为输出。

可以使用附加的数字滤波器来从这个脉搏率信号中提取其中和 Mayer 波相关的低频变动。再次参照图 3，Mayer 波具有大约 0.1 Hz 的频率。因此，和 Mayer 波相关的脉搏率的低频变动可以通过使用具有包容 Mayer 波频率的带通的带通滤波器来滤波该脉搏率信号而从该脉搏率信号中提取出来。这种带通滤波器的传送函数一般通过图 3 的函数 300 图示出来。这种带通具有宽度  $w$ ，以及中心频率，选择中心频率通过 Mayer 波分量并基本上排除来自甚低频波峰和如上所述的和呼吸波相关的波峰的干扰。另一方面，宽度  $w$  应当

足够容纳用于诊断目的的所感兴趣的 Mayer 波频率的小的变动。因此，该带通的低端最好是在至少 0.05 Hz。如上面所述的，可以结合可控制的患者的呼吸率来选择该通带的高端。因而，该通带的高端最好不大于大约 0.5 Hz 或 1.5 Hz 以容纳新生的应用 (neonatal application)，并且更好地，不大于大约 0.3 Hz。

- 5 在所图示的实施例中，带通滤波器具有大约 0.08 Hz 的下限以及大约 0.4 Hz 的上限。或者，可以使用自适应滤波器来跟踪 Mayer 波分量。具体来说，这种自适应滤波器可以用作为具有能够移位来跟踪 Mayer 波分量的频率的传送函数的带通滤波器。

图 5 是图示根据本发明用于基于光体积描记信号监控心率的低频变动的处理的流程图。通过把患者的呼吸控制(501)在至少预定阈值的频率和获得(502)检测器输出或光体积描记信号来开始处理 500。该患者的呼吸可以通过指示该患者以所期望的速率呼吸或通过使用呼吸器来控制。该阈值可以基于如上所述的滤波器的通带来选择。在脉搏血氧计环境中，获得光体积描记信号可能涉及从反映该检测器信号的模数转换器接收数字输出，解调这个信号以  
10 以获得单独的信道分量和选择用于进一步处理的光体积描记信号。所选择的光体积描记信号可以是信道之一或基于这两个信道分量的优化的光体积描记信号。该光体积描记信号随后被滤波(504)，例如使用自适应滤波器来跟踪该光体积描记信号的基本频率，以获得心率值的时间序列。这些值随时间被监控(506)以获得心率信号。如上所述，随后使用带通滤波器或自适应滤波器滤  
15 波该心率信号来提取和 Mayer 波相关的频率分量。有关这个频率分量的信息随后被例如作为图形波形显示或作为数值输出。最好，这种信息和基于所提取的 Mayer 波分量的振幅、频率或其中的变动相关。这种信息可以显示在被编程用于提供这种信息的传统脉搏血氧计的显示区域中。

在图 6 中图示了脉搏血氧计处理单元的相应部件。图示单元 600 包括模  
25 数转换器 602。该模数转换器 602 接收表示由脉搏血氧计检测器接收的光信号的模拟信号。这种模拟输入信号由转换器(602)处理以提供数字检测器信号 603。数字检测器信号 603 随后由解调器 604 处理以提供两个指定信道 A(605)和信道 B(607)的分离信道信号，两个信道可对应于例如脉搏血氧计的红光和红外信道。在图示的实施例中，这样的信道信号随后被优化的光体积描记发生器 606 处理以提供优化的光体积描记波形 609。如上所述，该优化的光体积描记波形可以对应于信道信号的任一或其组合。这种优化的波形 609 由心  
30

率滤波器处理以便跟踪对应于该患者的心率的波形的基本频率。来自心率滤波器 608 的输出是心率值的时间序列 611。这个时间序列心率值随后被通过相应的频谱的 Mayer 波分量的带通滤波器 610 处理以识别相关的低频心率变动。相关信息 613 可以经由显示器 612 周期性地输出给用户。

- 5       图 7-17 涉及监控替代 Mayer 波效应，即，低频血容积变动。如上所述，Mayer 波是和包括心率、血容积、血压和血管收缩的低频变动的多种效应相关的。将会理解，血容积的变动能够直接从光体积描记信号来监控。具体来说，在脉搏血氧计中的光信号的衰减和反过来和血容积相关的有效光路径长度成比例。多个因素影响血容积，特别是包括患者的脉搏。因而，光体积描记信号将包括具有脉搏波形的分量。这个脉搏波形是通过 Mayer 波有效调制的。因而，如果考虑到诸如患者呼吸的潜在干扰效应，就可以使用结合图 3(在此例中用于对光体积描记信号而不是心率信号滤波)的如上所述的带通滤波器或自适应滤波器，通过带通滤波从光体积描记信号中提取 Mayer 波分量。该患者的呼吸可以被控制为具有在该滤波器的通带之外的频率。具体来说，
- 10       在可能时，该患者可以被指示以至少 0.167 Hz(每分钟呼吸 10 次)的频率呼吸，并且，更好以至少 0.333 Hz(每分钟呼吸 20 次)的频率呼吸。或者，在这点上可以使用呼吸器来控制该患者的呼吸。

- 在图 7 中图示了脉搏血氧计处理单元的相应部件。图示的单元 700 包括模数转换器 702。如上所述结合图 6，该模数转换器用作接收表示通过脉搏血氧计检测器接收的光信号的模拟信号，并提供相应数字检测器信号 701。该
- 20       数字检测器信号 701 随后由解调器 704 处理以提供两个指定信道 A(703)和信道 B(705)的分离信道信号，两个信道可对应于例如脉搏血氧计的红光和红外信道。如上所述，对应于这些信道中的任一的光体积描记信号或基于这两个信道的组合信号随后由带通滤波器 706 滤波，以提取和血容积变动相关的分量 707。和血容积变动相关的信息随后经由显示器 708 被提供。这种信息可以包括血容积变动信号的波形、频率或血容积变动波形的振幅和/或与该振幅或频率的变动相关的值。
- 25

- 图 8 是图示用于监控血容积变动的处理 800 的流程图。处理 800 开始于使得(802)患者的呼吸率高于所选的阈值。如上所述，如果可能，该患者可以
- 30       被指示控制其呼吸。或者，该患者的呼吸可以被人工控制。例如，该患者的呼吸率可以被控制为大约至少每分钟 10 次并且更好是大约至少每分钟 20 次。

随后脉搏血氧计仪器被配置(804)以获得光体积描记信号, 例如通过把探针放在患者的手指上, 并且该仪器被操作以获得(806)光体积描记信号。这个可以对应于一个或多个血氧计信道的光体积描记信号随后被带通滤波(808), 以提取和 Mayer 波相关的低频血容积变动分量。滤波后的信号被监控(810)以识别任何感兴趣的变动。在这点上, Mayer 波的振幅或频率的变动可能对诊断是重要的。

图 9-16 图示了根据本发明执行的过程的结果。具体来说, 对于以每分钟 25、20、15 和 10 次呼吸的主体进行 4 个两分钟的测量。图 9 图示了在每分钟 25 次呼吸的第一分钟的结果, 图 10 示出了在每分钟 25 次呼吸的第二分钟的结果, 图 11 示出了在每分钟 20 次呼吸的第一分钟的结果, 图 12 示出了在每分钟 20 次呼吸的第二分钟的结果, 图 13 示出了在每分钟 15 次呼吸的第一分钟的结果, 图 14 示出了在每分钟 15 次呼吸的第二分钟的结果, 图 15 示出了在每分钟 10 次呼吸的第一分钟的结果, 而图 16 示出了在每分钟 10 次呼吸的第二分钟的结果。这些图中的每个包括分别对应于脉搏血氧计检测器信号的红色(光)和红外信道的顶行面板和底行面板。每行包括: 第一面板, 示出未滤波的光体积描记信号; 第二面板, 示出滤波以提取血容积变动的 Mayer 波相关分量后的光体积描记信号; 以及最后面板, 示出和 Mayer 波相关的低频血容积变动的结果谱。如所示, Mayer 波相关分量的振幅和频率在每个测试结果中清晰可见, 从而考虑监控具有潜在诊断重要性的 Mayer 波效应。

在本发明的另一个实现中, 分析光体积描记信号以识别和呼吸率相关的心率变动参数。在这一点上, 图 17 图形化地示出了和结合图 3 所讨论的呼吸波相关的呼吸窦性心律失常现象。具体来说, 如下所述, 图 17 是描绘心率滤波器的输出对时间的图。如所示, 该结果是具有指定周期  $T_B$  的周期波形。这一般对应于在呼吸周期的呼气部分期间心率的降低以及在该周期的吸气部分期间心率的增加。这个波形的周期一般对应于呼吸率, 并根据本发明使用脉搏血氧计而被跟踪。

通过前面的讨论, 应当理解, 呼吸率可以通过以下来监控: 1) 基于对光体积描记信号的分析确定心率, 2) 随时间监控该心率以获得时间序列心率值, 和 3) 分析该时间序列心率值以识别呼吸率。如下所述, 这些步骤可以使用自适应滤波器和/或静态带通滤波器来执行。

如上所述, 图 4 图示了通过配置血氧计处理器获得的光体积描记功率谱,

以从数学上获得时间域光体积描记信号的傅立叶变换，其中所述自适应滤波器用作为具有包容基本频率的窄带通的带通滤波器。根据本发明的附加的方面，使用附加数字滤波器来处理该光体积描记信号以便跟踪呼吸率。具体来说，心率滤波器的输出可以被处理以提供如图 18 所示的呼吸功率谱。例如，

5 血氧计处理器可以被配置以对由心率滤波器输出的脉搏率值的时间序列执行傅立叶变换。生成的呼吸功率谱包括和被指定为  $t_0$  的呼吸率相关的频率峰。在图 18 的功率谱中示出的附加波峰和其谐波或其它心率变动相关。具有传送函数的自适应滤波器，一般由函数 1800 指示，能够被用于跟踪基本频率。如上所述，这样的滤波器可能和心率滤波器类似并且被编程以自适应地跟踪对

10 应于呼吸率的呼吸功率谱的所述频率。该滤波器的输出是周期性更新的呼吸率值。或者，可以使用静态带通滤波器来隔离和呼吸相关的波峰，并且由此识别该心率。这种滤波器可以具有 0-0.5 Hz 的通带，或为容纳新生的应用的 0-1.5 Hz 的通带。

图 19 是根据本发明的基于光体积描记信号确定呼吸率的处理的流程图。

15 处理 1900 开始于获得检测器输出或光体积描记信号。在脉搏血氧计的环境中，这可能涉及从反映检测器信号的 A/D 转换器接收数字输出，解调该信号以获得单独的信道分量，并且选择用于进一步处理的光体积描记信号。所选择的光体积描记信号可以是信道之一或基于两个信道分量的优化的光体积描记信号。该光体积描记信号随后被滤波(1904)以便获得心率值的时间序列。这

20 些值随时间被监控以获得心率信号。该心率信号随后被滤波(1908)以识别和呼吸相关的频率峰。该频率峰随后输出(1910)作为呼吸率。这个呼吸率可以显示在被编程用以提供这样的信息的传统脉搏血氧计的显示区域中。

脉搏血氧计处理单元的相应部件在图 20 中示出。图示的单元 2000 包括模数转换器 2002。该模数转换器接收表示由脉搏血氧计检测器所接收的光信号

25 的模拟信号。该模拟输入信号由转换器(2002)处理以提供数字检测器信号 2003。该数字检测器信号 2003 随后由解调器 2004 处理以提供两个指定信道 A(2005)和信道 B(2007)的分离信道信号，两个信道可能对应于例如脉搏血氧计的红光和红外信道。这些信道信号随后由优化的光体积描记发生器 2006 处理以提供优化的光体积描记波形 2009。如上所述，光体积描记波形可对应于

30 信道信号的任一或其组合。该优化的波形 2009 由心率滤波器处理以便跟踪对应于患者的心率的波形的基本频率。来自心率滤波器 2008 的输出是心率值的

时间序列 2001。这个时间序列心率值随后由跟踪相应谱的所选频率的呼吸率滤波器 2010 处理以确定呼吸率 2013。该患者的呼吸率 2013 可以经由显示器 2012 周期性输出给用户。

在本发明的另一个实现中，提供了一种用于利用光体积描记信号以获得和呼吸或自主神经系统相关的生理参数信息的过程。在这点上，图 21 一般图示了可以被利用来基于波的特性而不是频率来区分 Mayer 和呼吸波的对应于两个光信道(例如红光和红外)之一的光体积描记波形。如所示，波形 2100 一般包括由较大幅度的基线分量 2104 承载的具有相对小幅度的脉搏分量 2102。该脉搏分量 2102 是主要用于脉搏血氧计中来确定血氧化的分量。这个分量或整体信号 2100 还可以根据本发明用于例如监控脉搏率。有时被称作“DC 分量”的基线分量 2104 包括根据本发明反映可以被监控的重要生理信息的低频分量。具体来说，已经认识到该基线分量包括多个子分量，包括 Mayer 波分量、呼吸波分量、以及和温度控制相关的甚低频分量相关的其它分量。和呼吸波和 Mayer 波相关的效应具有和下面所述的本发明各方面的实现相关的重要意义。

呼吸被认为对于可以在光体积描记信号中反映的循环具有多种效应。首先，脑部的呼吸中枢直接影响血管运动中枢，导致与吸气期间增加的心率和呼气期间降低的心率相关的呼吸道窦性心律失常。此外，在吸气时胸腔压降低，增加在胸腔中的血液内容，导致：1) 回到左心室的血液的减少，2) 回到右心室的血液的增加，和 3) 静脉压的减小。呼吸也被认为能在呼气的早期部分期间产生动脉压的增加，而在呼吸周期的其余部分期间产生压力的下降。因而，对于动脉压的突出效应显然是上面的项目 1)。在深呼吸期间，血压可以升高或降低多到 20mm hg。和本发明相关也已经认识到呼吸对于胸腔外的静脉血的效应，在吸气期间下降而在呼气期间静脉充满和压力增加。

如上所述，还未完全理解 Mayer 波。然而，Mayer 波被认为和主要归因于压力感受器反射的压力反射控制系统的振荡相关。相关周期如下：1) 压力感受器感觉到压力的增加并且抑制交感神经系统，这减小压力，2) 这种压力下降导致压力感受器激励交感神经系统和血压上升，而周期重新开始。压力对于反射的反应并不是即时的；可能需要几秒。Mayer 波的周期一般对于人取大约 6-20 秒之间或者大约 0.05 Hz-0.15 Hz。该时间长度对于其它的对象是不同的。该波的振幅可以高达 40mm hg，但在个体之间变动，随着年龄降低，

随着浓度增加。

下面的描述关于基于波的特性而非频率来区分 Mayer 和呼吸波。虽然可以使用在这点上产生可识别的区分的任何特性，但两个合适的特性是波形和相位。图 22 图示可以用于从呼吸波效应区分 Mayer 波效应的波形的差。具体来说，图 22 一般图示了 Mayer 波 2202 和呼吸波 2204 的波形。如所示，Mayer 波 2202 一般被期望具有类似的上升时间和下降时间的简单正弦曲线形状。而呼吸波 2204 并非如此。一般来说，和吸气 2206 相关的时间周期比和呼气相关的时间周期短。此外，在呼吸周期有明显的休息时间 2210，特别是在低呼吸率时。相关波形，如在所测量的诸如心率或血压的变化的参数(一般表示为 p)中所反映的，因而和在图 22 中一般所示的 Mayer 波形不同。因而，可以通过识别在光体积描记信号中感兴趣的分量来区分 Mayer 波和呼吸波效应，使用适当的测量参数监控 Mayer 波和呼吸波的波形，及把波形之一和感兴趣的光体积描记信号分量进行相关。

在这点上，患者的心率和/或血压可以通过光体积描记或以任何其它适当形式监控。通过光体积描记监控诸如心率的测量参数的适当方法如上所公开。因而，根据本发明，可以使用诸如带通滤波器的滤波器来从光体积描记信号提取分量波，被提取的波的波形可以和如心率波形来比较以验证所提取的分量波是 Mayer 波还是呼吸波，并且所提取的分量波随后可以被分析以获得生理参数信息。例如，当所提取的分量波是 Mayer 波时，其可被监控以识别可能具有诊断意义的频率和振幅改变。如果提取的分量波是呼吸波，则其频率可以被监控以跟踪呼吸率。

还可以基于相关参数的不同相位关系来区分 Mayer 波和呼吸波。这在图 23 和 24 中图示出。具体来说，图 23 示出了和 Mayer 波相关的血压 2302 和心率 2304 对时间的图。如所示，Mayer 波通过心率和血管收缩的变化影响血压。在 Mayer 波的上升部分，血压和心率两者都同时增加。因而，图示的波基本上同相。

作为对比，图 24 示出了和呼吸波相关的波形。由于在吸气和呼气期间胸腔压的差别，呼吸导致血压的变化(如波形 2402 所示)。吸气导致左心室填充的降低，使血压降低(如波形 2404 所示)。因而，图示的波形 2402 和 2404 异相。因此，血压和心率的变化如果是由于呼吸导致的，则它们一般异相，而如果其变化是由 Mayer 波导致的，则它们一般同相。通过获得血压和心率两者

的变动，可以确定存在相位差，使其可能区分 Mayer 波和呼吸波。可以使用下面的方式使用脉搏血氧计来获得这两者：

1. 可以通过获得和在手指中存在的血量相关的光体积描记信号来监控血压的改变，其直接和血压成比例。获得该光体积描记信号并滤掉诸如甚低频的不想要的分量，则该心率将给出血容积的变动，从而给出 Mayer 波和呼吸波的压力。在这点上可以使用对应于脉搏血氧计的一个或多个信道的信号。

2. 心率的变动可以通过检测在未滤波的体积描记信号中的脉冲和确定在其间的时间来确定。心率将由于呼吸和 Mayer 波而变化。从而，可以基于适当的处理，例如对于光体积描记信号的数学或谱分析来识别感兴趣的效应。一旦识别了感兴趣的效应或分量，就可以如上所述获得相应的心率和血压波形。关于这些波形之间的相位关系的波形分析产生关于这些被分析的效应是和 Mayer 波相关还是和呼吸波相关的信息。应当理解，虽然该处理已经被图示以便利更好的理解，相关的方法可以被容易地以软件或其它处理部件实现。最后，一旦借此区分了效应，就可使用其获得生理参数信息。例如，如上所述的，呼吸波反映呼吸周期。一旦光体积描记基线信号被分解成其 Mayer 波分量和呼吸波分量，则该呼吸波分量可以被分析以获得呼吸率，例如基于连续波形波峰的识别来获得呼吸的周期或基于谱分析/滤波(例如涉及快速傅立叶变换以获取呼吸波的基本频率)。

可以参照图 25 的流程图概括相关处理 2500。处理 2500 是通过获得(2502)一个或多个光体积描记信号用于分析来开始的。本发明可以结合传统的脉搏血氧计来实现。在这点上，可以采用对应于红和红外信道之一的例如无论哪个看来具有更好的信噪比的光体积描记信号，或者复合信号。该光体积描记信号随后可以被滤波(2504)以去除不想要的分量。例如，该脉搏分量可以通过一个或多个带通滤波器、高通滤波器、低通滤波器或其它硬件或软件部件从光体积描记基线分量分离出来。在这点上，应当注意该脉搏分量一般会具有可以从包括 Mayer 波和呼吸波的光体积描记基线分量容易地区分的较高的频率。

一旦已经滤波了光体积描记信号，感兴趣的效应可以基于对滤波后的光体积描记基线分量的分析被识别(2506)。例如，可以使用数学或谱分析来把该光体积描记基线信号分解成两个主要分量。随后，可以使用滤波的光体积描记信号(光体积描记基线分量)来监控(2508)和所识别的效应相关的血压变化。

可以使用未滤波的光体积描记信号或脉搏分量来监控(2510)心率。使用产生的血压和心率信号,执行分析(2512)以识别和感兴趣的光体积描记分量相关的相位关系。根据相位关系,该感兴趣的光体积描记分量借此被识别(2414)为和呼吸波或 Mayer 波相关。如果该分量被识别为和呼吸波相关(2516),则  
5 该呼吸率可以基于周期测量或主频率分析被确定(2520)。在这点上,感兴趣的频段对于成人患者一般将在 0-0.5 Hz,而对于新生儿可以被扩展到如 0-1.5 Hz。产生的呼吸率可以随后被输出(2522)在脉搏血氧计的显示器上和/或以如磁带上的硬拷贝形式输出。如果该识别的分量(2516)不和呼吸波相关,则可作为选项执行(2518)Mayer 波分析,例如来监控和自主神经系统相关的参数,并  
10 且如果期望,附加的光体积描记信号可以被分析以识别呼吸波效应。

根据本发明的另一个方面,利用血液分析物分析来区别由呼吸波和 Mayer 波导致的光体积描记信号的变动。图 26 图示了表示由光检测器 18 接收的红光和红外光体积描记波形。这些波形表示出通过组织的光随时间的强度或吸收的‘原始’(即未处理的)光体积描记信号。在每个这些信号中的脉冲  
15 表示光的上升和下降强度或衰减,光传输通过由心脏跳动导致的组织或由该组织反射。每次心脏脉搏,组织中的血量增加,增加了其中吸收的光量并且造成在光体积描记信号中降低的强度读数。随着血管在心脏跳动间松弛,在组织中的血量减少并且吸收较少的光。应当注意,由于红光和红外光穿过基本上相同的组织,用于红光信道的光体积描记波形将和在红外信道中的光体  
20 积描记波形具有接近相同的形状,仅仅是红光信号和红外信号的振幅显著不同。此外,如在图 26 中所示,用于每个红光和红外波长的光体积描记波是 AC 分量和 DC 分量的组合,并且如所示,DC 分量的大的基础部分已经被去除,使得光体积描记信号的振幅变化可更好的示出。在振幅上的这些变化对应于患者的脉搏率,该脉搏率可以容易地从这个原始光体积描记信号确定。  
25 光体积描记波的每个的 AC 和 DC 分量可以相互分离(即滤波),使得可单独监控这些分量。

图 27 示出了其中 AC 分量被滤掉,只剩下 DC 基线信号的红光和红外光体积描记波。如图 27 所示,即使在脉搏 AC 分量被从光体积描记信号中去除的情况下,DC 信号的振幅也随时间轻微变动。这种振幅上的缓慢变化是由在所  
30 测量的组织(例如手指尖)的厚度的逐渐变化导致的,这导致在组织中吸收的光量的变动。已知有三个非脉搏因素导致在光体积描记波的 DC 分量中的这些

缓慢变化，即 Mayer 波、呼吸和在较小的程度上，组织中的温度变化。一般，如上所述，组织中的温度的变化发生在如此低的频率以至于其容易地从呼吸和 Mayer 波对光体积描记波的效应区分出来。然而，如上所述，Mayer 波以和呼吸类似的频率变动，使得很难隔离仅仅由 Mayer 波或仅仅由呼吸导致的原始光体积描记信号中的变动。具体来说，Mayer 波的周期频率一般对人类保持在大约 6 到 20 秒之间，或者大约 0.05 到 0.15 Hz。Mayer 波可对动脉和静脉中的血压影响到达 40 毫米汞柱(40 mm Hg)。然而，Mayer 波的强度随个体变动，一般随着年龄递减，而随着浓度而增加。同样，呼吸周期能够导致血压上升和下降达到 20 毫米汞柱(20 mm Hg)。此外，呼吸对于典型的成年人可以被预期发生在每分钟 0 到 30 次，而休息呼吸周期在每分钟 4-12 次之间或从大约 0.07 到 0.2 Hz。

在 Mayer 波和呼吸波的频率可能重叠并且对于血压具有类似的效应时，它们对于组织中的血容积的效应可能互相抵消而不指示其在原始 DC 波形中的发生。例如，如果 Mayer 波导致压力感受器抑制交感神经系统，当患者呼气时这反过来降低血压，这导致压力的增加，至于考虑组织的容积的变动，这两个行为的效应可以互相抵消。因此即使不是不可能也变得难于从光体积描记信号来区分仅仅由呼吸导致的效应和仅仅由 Mayer 波导致的效应。

虽然它们对于人体的效应类似，但在 Mayer 波和呼吸的效应之间存在区别。在呼吸中，动脉血压和/或静脉血压的变化主要是通过胸腔压力的改变造成的。如会理解地，胸腔压的改变是通过在呼吸期间胸室(即胸腔)的扩张和收缩造成的。由于呼吸造成的胸腔压的改变导致在吸气(吸气)期间胸壁内的血管内的血液的积累。血压的变化一般被认为是源于在吸气期间减少的左心室的填充和在呼气期间增加的填充。静脉压因而静脉填充，作为在吸气期间把血液吸向胸部和在呼气期间把血液从胸排出的直接结果而变化。这种把血液吸入胸部导致在组织中的静脉血量的变化但是并不影响在组织中的动脉血量。因此，呼吸导致在组织中动脉血和静脉血的比率的变动。相反，由 Mayer 波造成的动脉血压、心率和/或血管收缩的变动，和动脉血相比对静脉血不具有独立的效应。实际上，心率、血压和/或血管收缩的变动一般以大约同样的方式影响动脉和静脉血两者，使得它们的相对量(即比率)多少保持不变。因此，Mayer 波不影响组织中动脉血和静脉血的比率。因此，通过监控和呼吸对应的频率上的变化的比率，可以使用脉搏血氧计监控呼吸。

难于或基本不可能通过原始光体积描记信号来测量静脉血和动脉血的比率，因此，为了确定这个比率，原始信号必须被处理。假定进入血的氧饱和度和在组织中的氧消耗是恒定的，动脉血和静脉血的比率将和组织的氧基血红素和去氧基血红素( $HbO_2/Hb$ )的整体浓度比率成比例，因为一般动脉血富氧而静脉血缺氧。因此，动脉血和静脉血的比率可以通过测量上述比率的变化来监控。例如，在 0 到 1.5 赫兹之间的频率周期上， $HbO_2/Hb$  的比率将在吸气期间上升而在呼气期间下降。

### 用于整体监控组织中的 $HbO_2/Hb$ 的算法的推导：

微处理器使用所测量信号的分离的 DC 分量来计算氧化血和去氧化血的比率。通过只使用光体积描记信号的 DC 分量，将对组织整体计算氧化血和去氧化血的比率。使用 Lambert-Beer 法则，对于具有第一波长  $\lambda_1$  的光的吸收和吸收系数  $\alpha_1$  如下：

$$\left[ \log \frac{I}{I_0} \right]_{\lambda_1} = -[\alpha_{1HbO_2}(HbO_2) + \alpha_{1Hb}(Hb)]L \quad (1)$$

求解  $HbO_2/Hb$  比率：

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{-1}{\alpha_{1HbO_2}L(Hb)} \left[ \log \frac{I}{I_0} \right]_{\lambda_1} - \frac{\alpha_{1Hb}}{\alpha_{1HbO_2}} \quad (2)$$

对于第二波长  $\lambda_2$  和吸收系数  $\alpha_2$ ：

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{-1}{\alpha_{2HbO_2}L(Hb)} \left[ \log \frac{I}{I_0} \right]_{\lambda_2} - \frac{\alpha_{2Hb}}{\alpha_{2HbO_2}} \quad (3)$$

应当理解，由于两个波长的光穿过组织的相同部分，所以对于每个等式长度将会相同。重新排列上述等式并求解：

$$\frac{-1}{L(Hb)} = \left\{ \frac{HbO_2}{Hb} + \frac{\alpha_{2Hb}}{\alpha_{2HbO_2}} \right\} / \left\{ \frac{1}{\alpha_{2HbO_2}} \left( \log \frac{I}{I_0} \right)_{\lambda_2} \right\} \quad (4)$$

把这个值代入等式(2)并简化：

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{\alpha_{2Hb}Q - \alpha_{1Hb}}{\alpha_{1HbO_2} - \alpha_{2HbO_2}Q} \quad (5)$$

其中，

$$Q = \log(I/I_0)_{\lambda_1} / \log(I/I_0)_{\lambda_2} \quad (6)$$

25 让  $\lambda_1$  为红光和  $\lambda_2$  为红外光，则最后结果的为：

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{\alpha_{IRHb}Q - \alpha_{redHb}}{\alpha_{redHbO_2} - \alpha_{IRHbO_2}Q} \quad (7)$$

其中,

$$Q = \log(I/I_0)_{red} / \log(I/I_0)_{IR} \quad (8)$$

### 整体计算在组织中的 HbO<sub>2</sub>/Hb 的实际算法

由于  $I_0$  一般未知, 不直接计算  $Q$ 。而是, 为了确定氧基血红素和去氧基  
5 血红素的比率, 该比率用可以测量的方式表达。在动脉血饱和度(即, AC 分量)计算中使用的用于解决该问题的方法是差分吸收。在差分吸收计算中, Beer 法则的另一种表示是:

$$I = I_0 \exp(-\epsilon d) \quad (9)$$

其中,  $\epsilon$  是血液的衰减系数(即, 颜色)而  $d$  是动脉血的容积。再次具有未知数  
10  $I_0$ , 然而通过对上述的等式求导, 在测量的强度中的强度变化能够被确定:

$$\frac{\Delta I}{I} \approx -\epsilon \cdot \Delta d \quad (10)$$

由于动脉血量的变化( $\Delta d$ )对于两个波长相同, 它们在随后的计算中将互相抵消而不需要直接测量。然而, 由于使用了 DC 分量,  $\Delta d$  不是由于脉搏导致的动脉血的变化, 而是由于呼吸和 Mayer 波导致的组织容积的缓慢变化。

15 Ratios 的比率是在患者的血液中计算血氧饱和度水平中使用的变量, 并且可以使用红光和红外波形的波峰到波谷测量或即时差分值来计算它。对于每个信道, 关于两个或更多最近采样来确定即时差分值。通过把红光体积描记信号的峰值除以红光体积描记信号的波谷测量的比率取自然对数, 来获得波峰到波谷测量。前述的值随后除以红外光体积描记信号的峰值除以红外光  
20 体积描记信号的波谷测量值的比率的自然对数, 或者反之亦然。在任一情形, 对给定的时间周期信号可以被测量几次, 并且可以执行平均或回归分析来获得所期望的 ratios 的比率。然而, 当使用差分吸收时, 相同的 Ratios 的比率可以被表达为:

$$R = \left( \frac{\Delta I}{I} \right)_{\lambda_1} / \left( \frac{\Delta I}{I} \right)_{\lambda_2} \quad (11)$$

25 因此,  $R$  可以通过对 Bear Lambert 函数求导而不需要使用对数来导出。对于每个波长, 把作为  $\Delta I/I = \epsilon \Delta d$  的差分吸收代入, (容积的变化( $\Delta d$ )对于两个波长相同因此相互抵消) 并且假定  $HbO_2 + Hb = 1$ , 得出:

$$R = \frac{\epsilon_1}{\epsilon_2} = \frac{\epsilon_{1HbO_2}(HbO_2) + \epsilon_{1Hb}(Hb)}{\epsilon_{2HbO_2}(HbO_2) + \epsilon_{2Hb}(Hb)} \quad (12)$$

重新排列并且对等式求解

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{\epsilon_{1Hb} - R\epsilon_{2Hb}}{R\epsilon_{2HbO_2} - \epsilon_{1HbO_2}} \quad (13)$$

应当理解,等式(13)中的所有变量都可以通过处理各种以对于本领域技术人员来说已知的几种方式之一穿过组织的光体积描记信号来确定。例如,可以(使用对数或导数)确定衰减系数来为每个波长对等式(9)求解,如 Mortz 的美国专利 5,934,277 所提示的。或者处理器可以存储包含用于 RHb 和 HbO<sub>2</sub> 的对传输通过患者组织的光的中心波长的衰减曲线的查找表,如 Jarman 的美国专利 5,842,929 所提示的。Ratios 的比率可以通过使用如上所述使用、光体积描记信号的 DC 分量的波峰和波谷的自然对数法来计算。通过对周期变动监控预定的时间周期(即频率)上的等式(13)的结果值,可以使用光体积描记信号来监控呼吸。例如,结果值可以被相对时间绘图使得产生呼吸波。

参照图 28,阐述了根据本发明的使用脉搏血氧计来监控呼吸的方法。如上所述,第一步是使用在不同的对应的中心波长发射的多个光信号来照射亮(2800)主体的组织。为了确定在组织中的血液的容积和/或颜色,使用至少两个具有不同中心波长的光源。最好第一光源将具有在红外范围的第一波长,而第二光源将具有在红光范围的第二波长。通过使用一个或多个产生对应于其所接收的光的强度的光检测器,测量(2802)传输通过被测组织或由被测组织反射的光的强度。该信号可以包括表示和组织相关的传输光的第一波长和第二波长两者的强度的单一复用信号、或者对每个波长的分离的信号。模拟格式表示的这种强度测量(即,检测器信号)被传输(2804)到光体积描记监视器。一旦被监视器接收,该模拟信号被使用模数(A/D)转换器转换(2806)成数字等同信号,模数转换器可以是与监视器接口的探测器的一部分。产生的数字信号由监视器存储并根据其中存储的指令由处理器操作。特别是,该数字信号被滤波(2808),使得红外和红光波形相互分离从而它们可以被分别监控。一旦红外和红光波形被相互分离,则可以通过如现有技术中已知的、从红外和红光波形的波峰和波谷计算 Ratios 的比率,计算 (2810)组织的血氧饱和度水平。更好的是,可以基于即时差分值计算 Ratios 的比率并且可以在回归分析中分析多个值以获得和血氧化相关的结果。红光和红外波形被进一步滤波(2812)以分离在其中包含的 AC 和 DC 分量。一旦红光和红外波形两者的 DC 分量可用,则处理器可以从这些波形中在预定的时间周期上进行采样。从这些采样或数据点,该处理器能够通过对于红光和红外 DC 波形的波峰和波谷值或在

- 预定时间周期上的其它差分值求平均并且用这些值执行对数计算来计算(2814)Ratios 的 DC 分量比率。此外,该处理器被配置为计算(2816)HbO<sub>2</sub> 和 RHb 的红光和红外波形两者的衰减系数。一旦计算出 Ratios 的 DC 分量比率和衰减系数,则处理器计算(2818)HbO<sub>2</sub>/Hb 比率并产生指示其的输出。例如,
- 5 监控器可以绘制该比率相对于时间的图使得产生呼吸波。这个例子中的呼吸波将包括随着呼吸周期增加和降低的周期波形。因此,每个波峰到波峰和波谷到波谷的测量会对应于可以和一般由脉搏血氧计记录的血氧饱和度水平一起容易地监控(2820)的完整呼吸周期。应当理解,可以利用和分析相关的其它波形来获得呼吸信息。
- 10 虽然详细说明了本发明的各种实施例,然而,对于本领域的技术人员来说,对于本发明的进一步的修改和调整是显然的。然而,显然应当理解,这些修改和调整要在本发明的主旨范围之内。

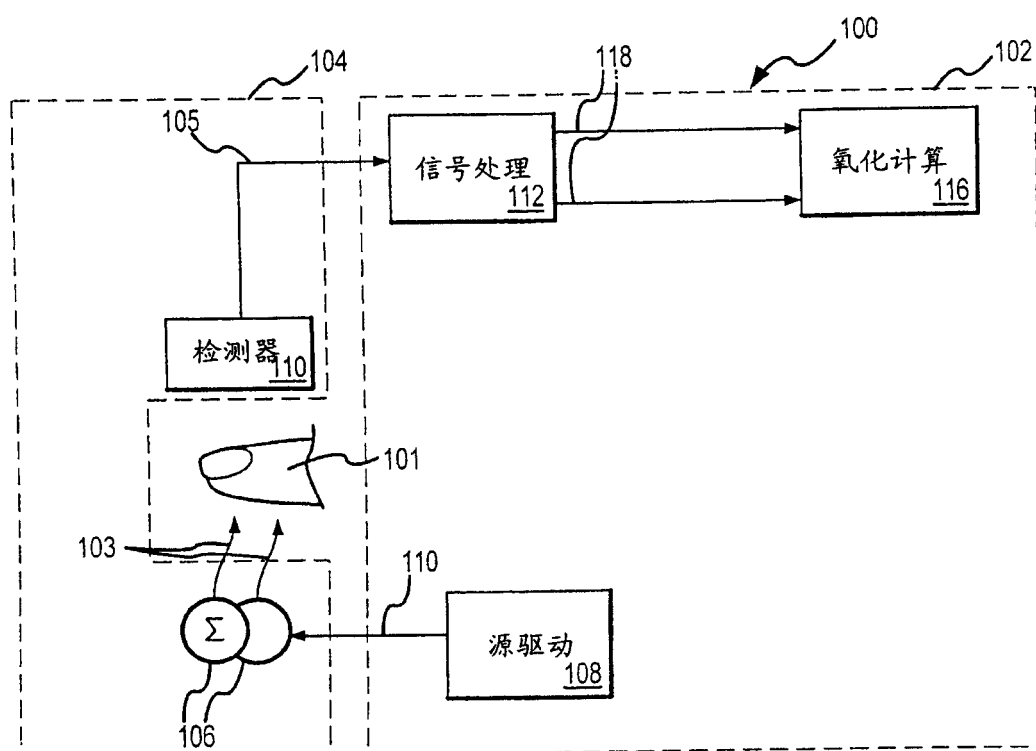


图 1

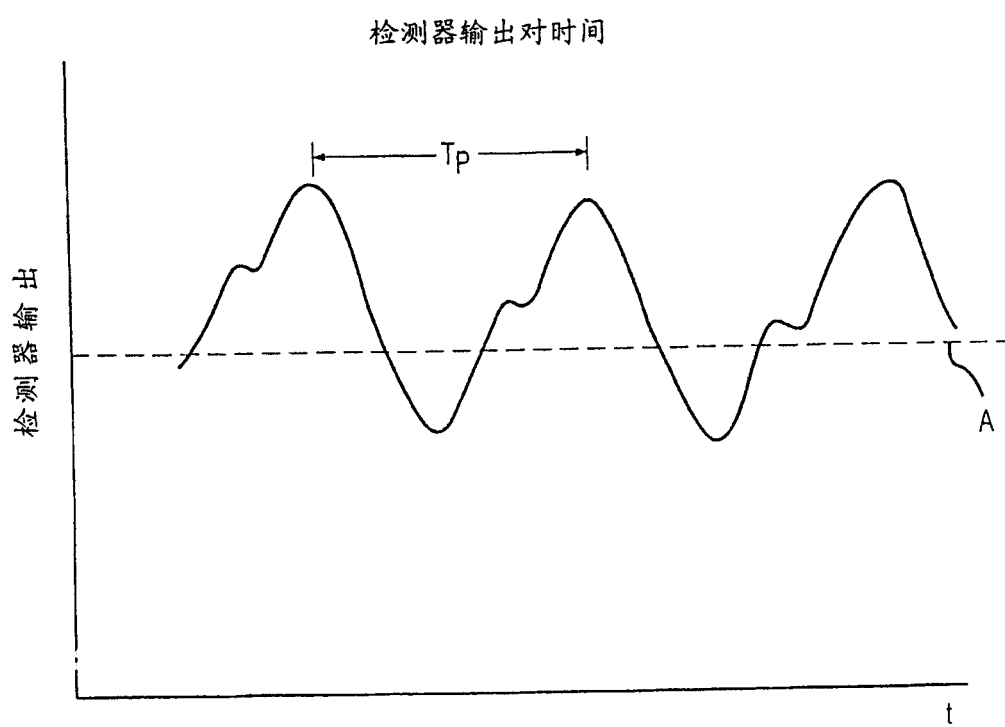


图 2

低频光体积描记变动功率谱

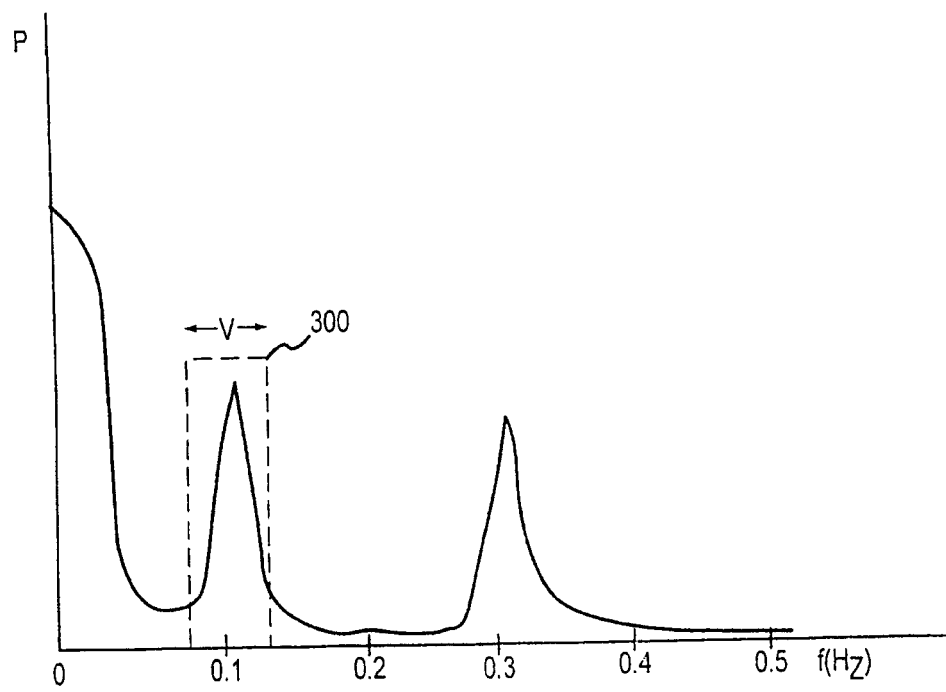


图 3

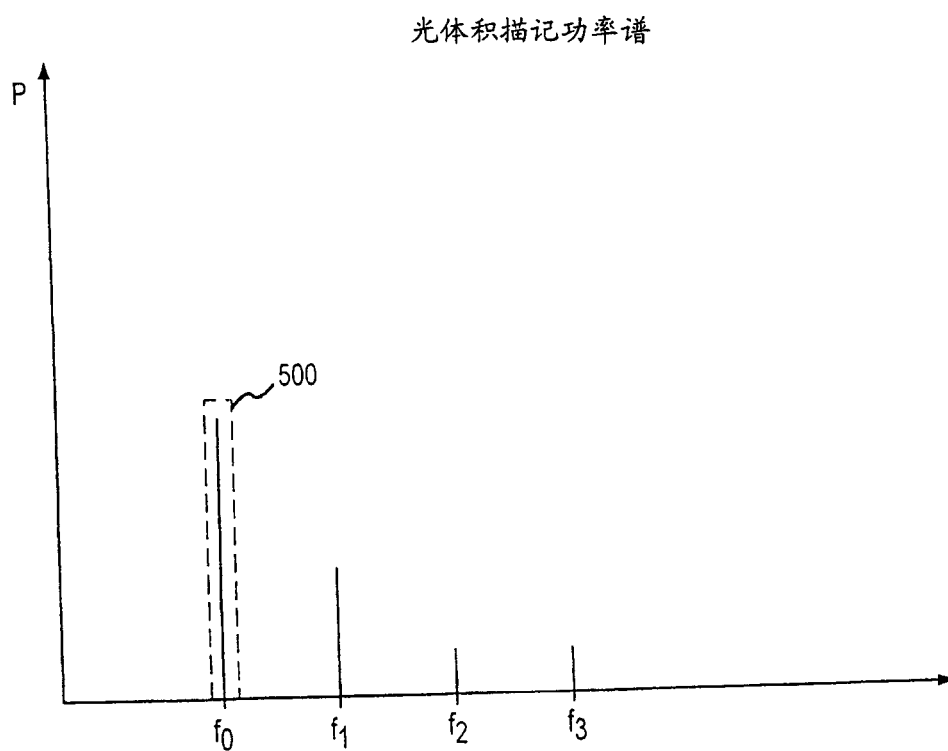


图 4

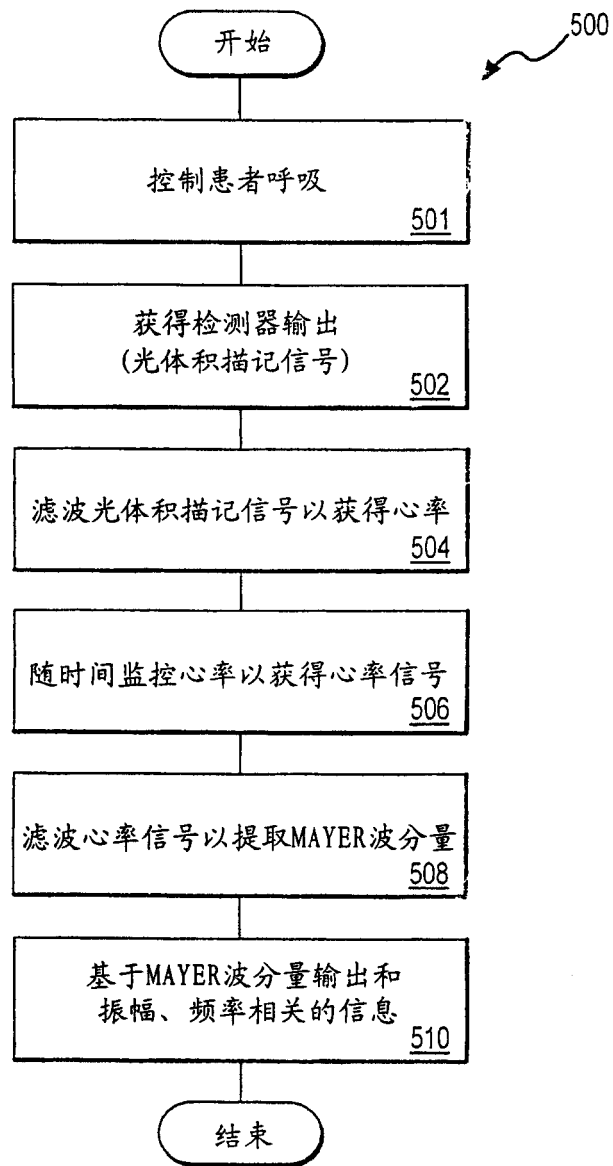


图 5

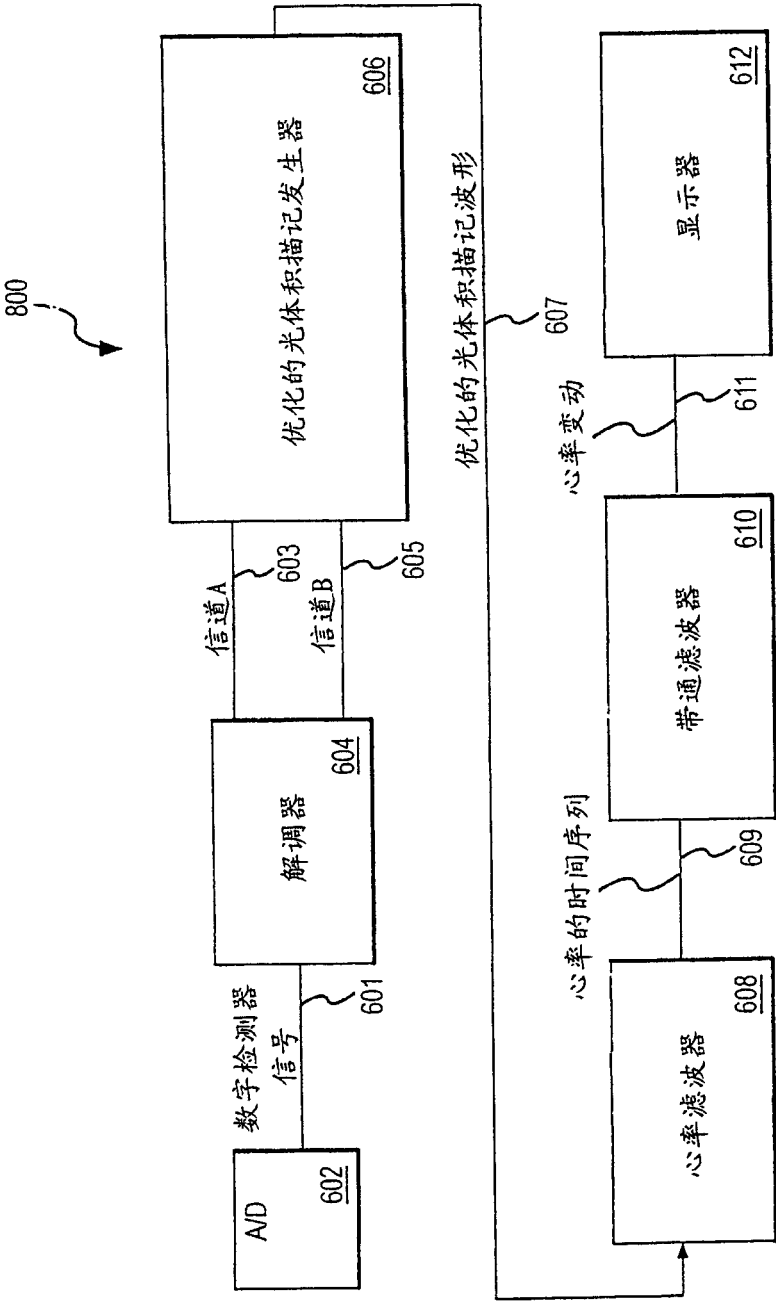


图 6

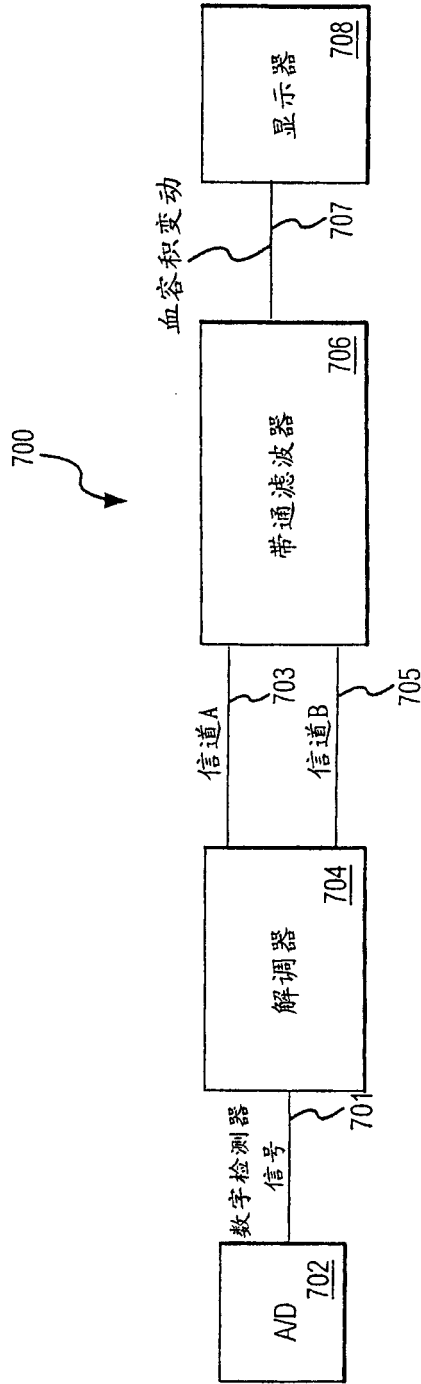


图 7

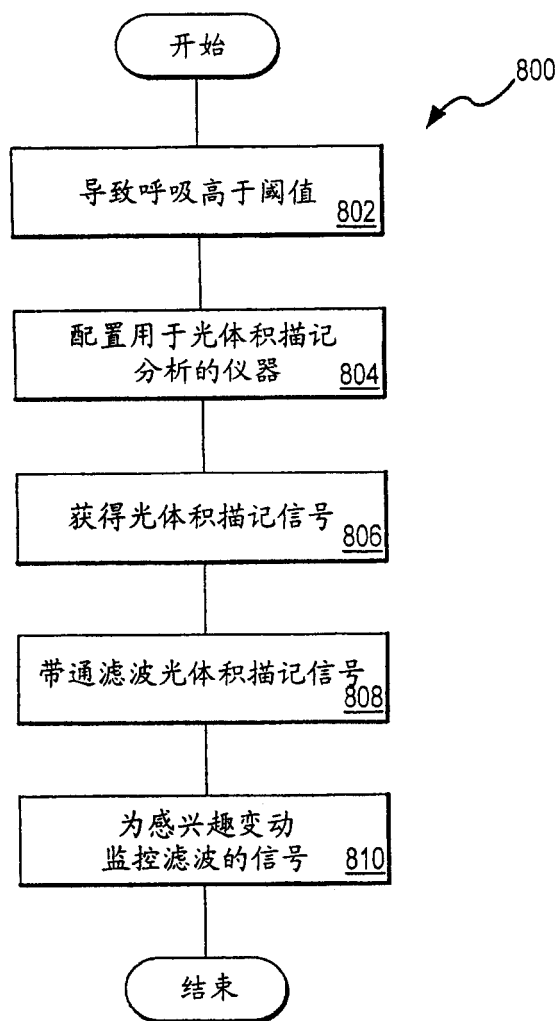
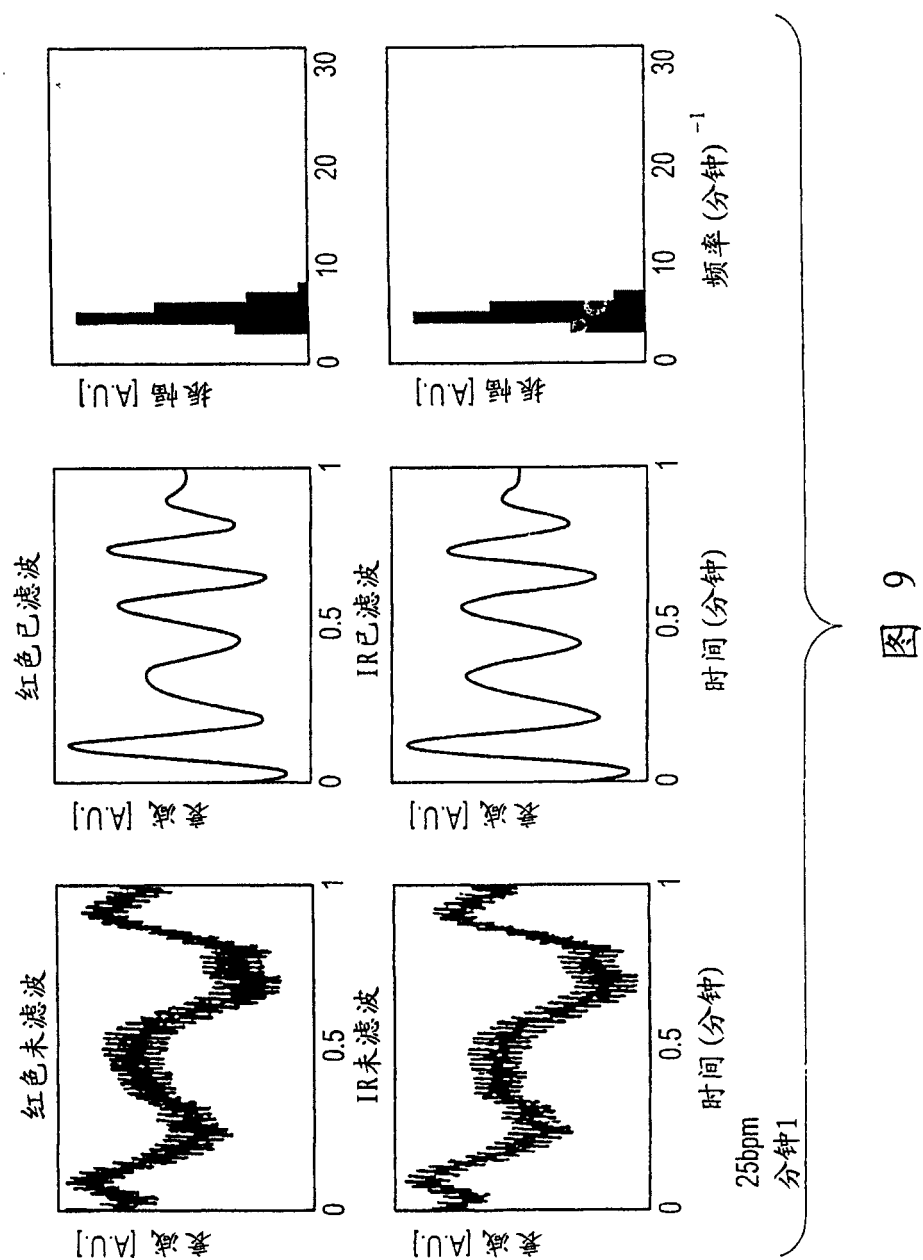
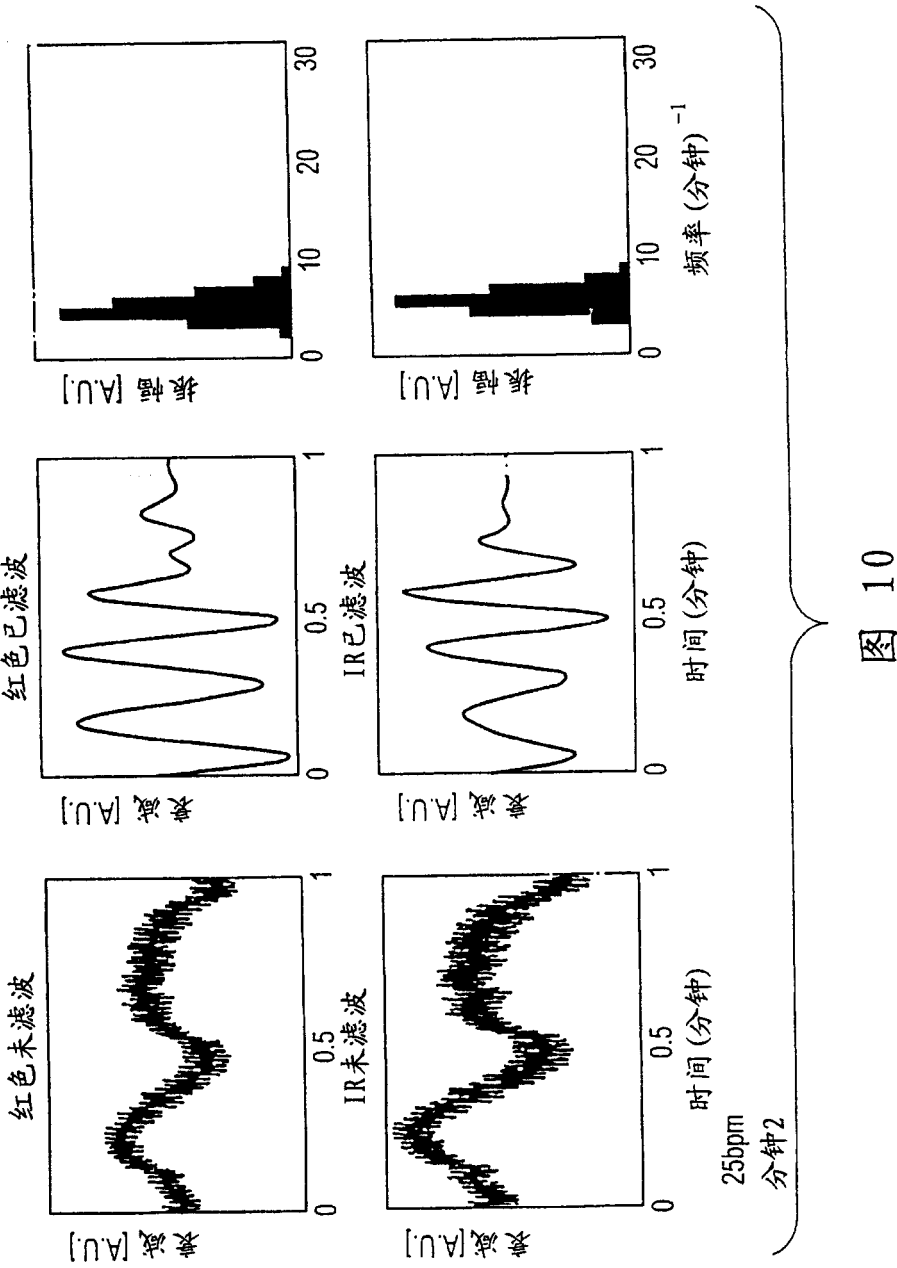


图 8





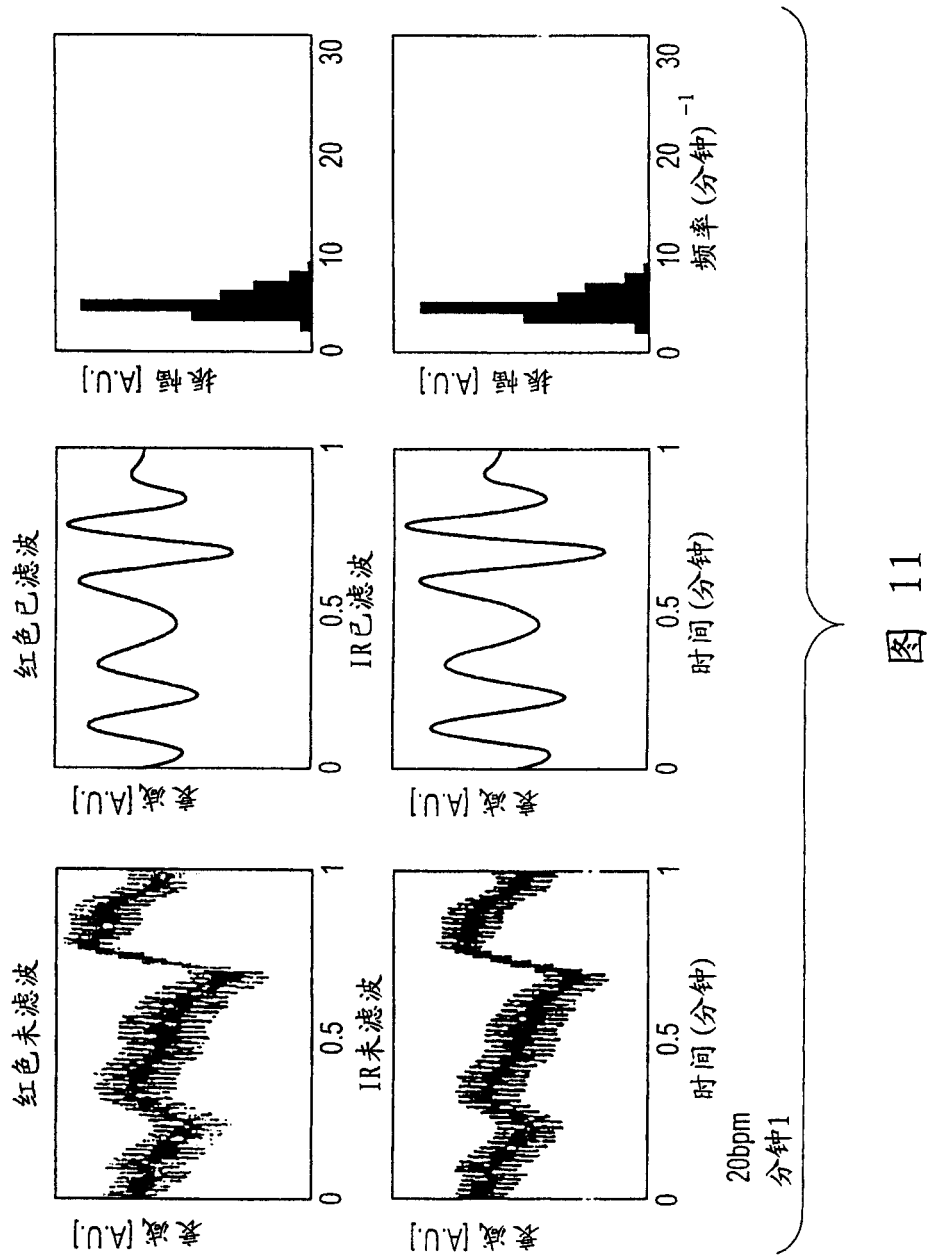


图 11

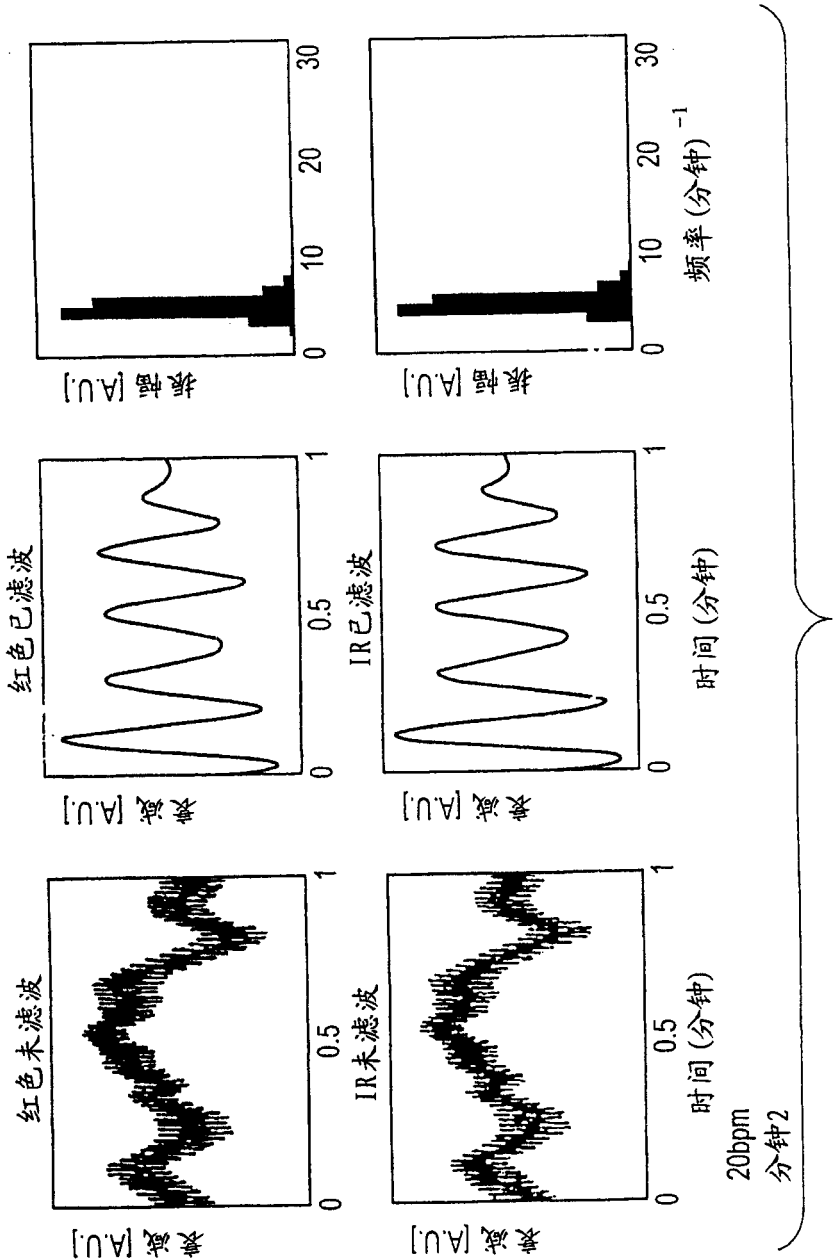


图 12

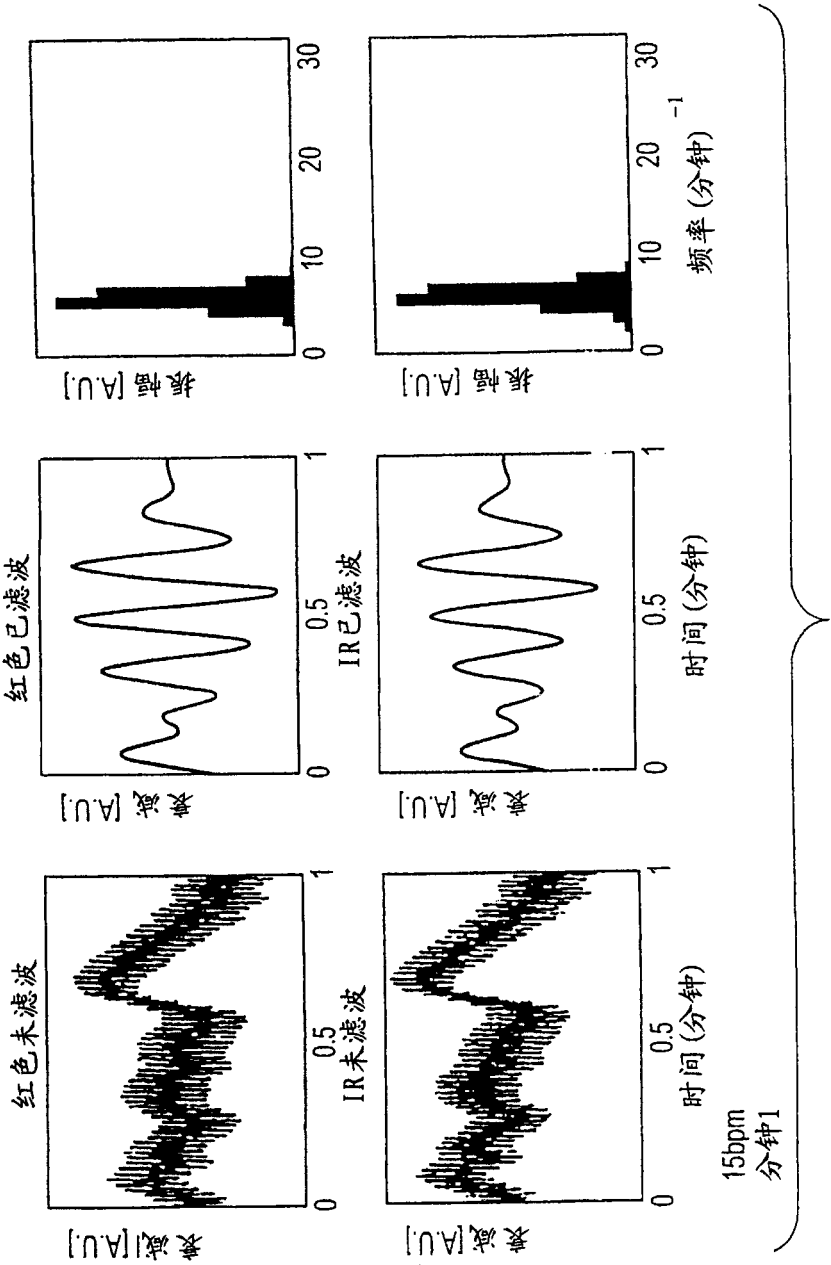


图 13

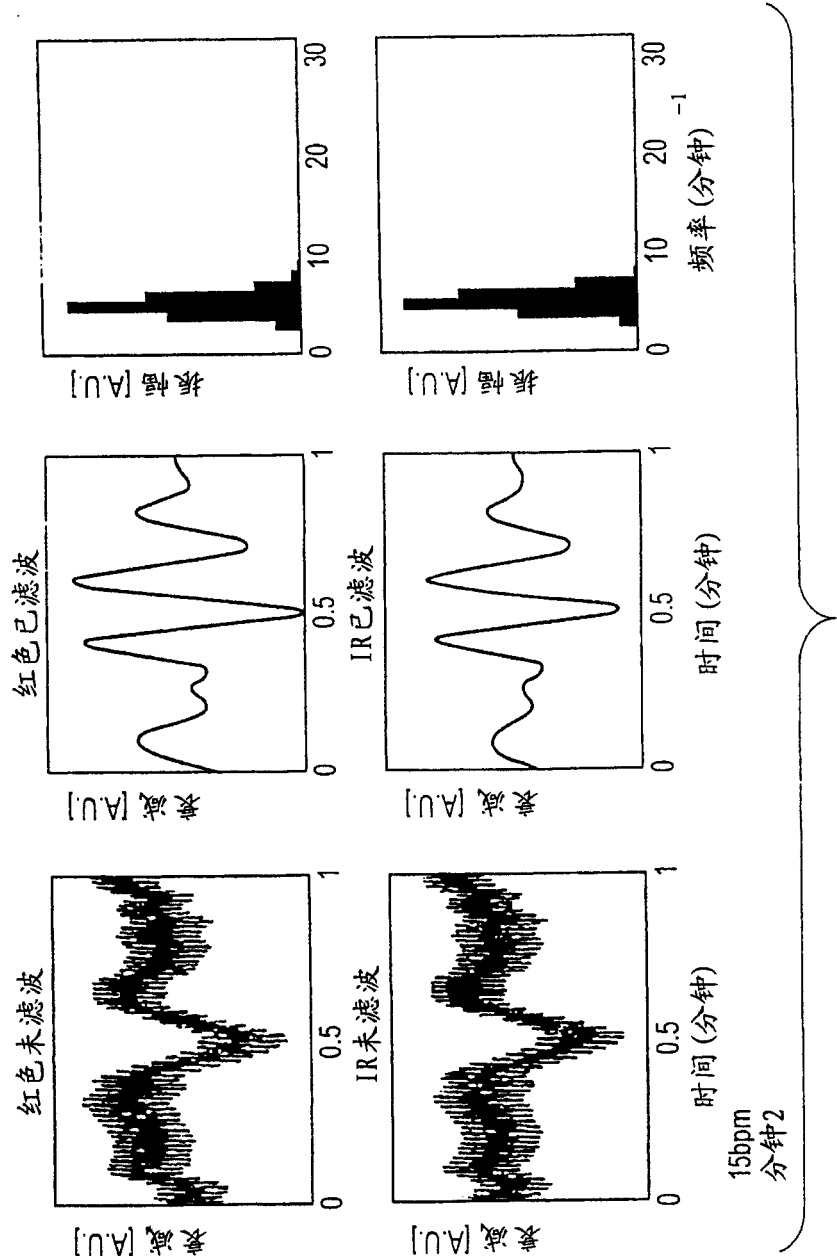


图 14

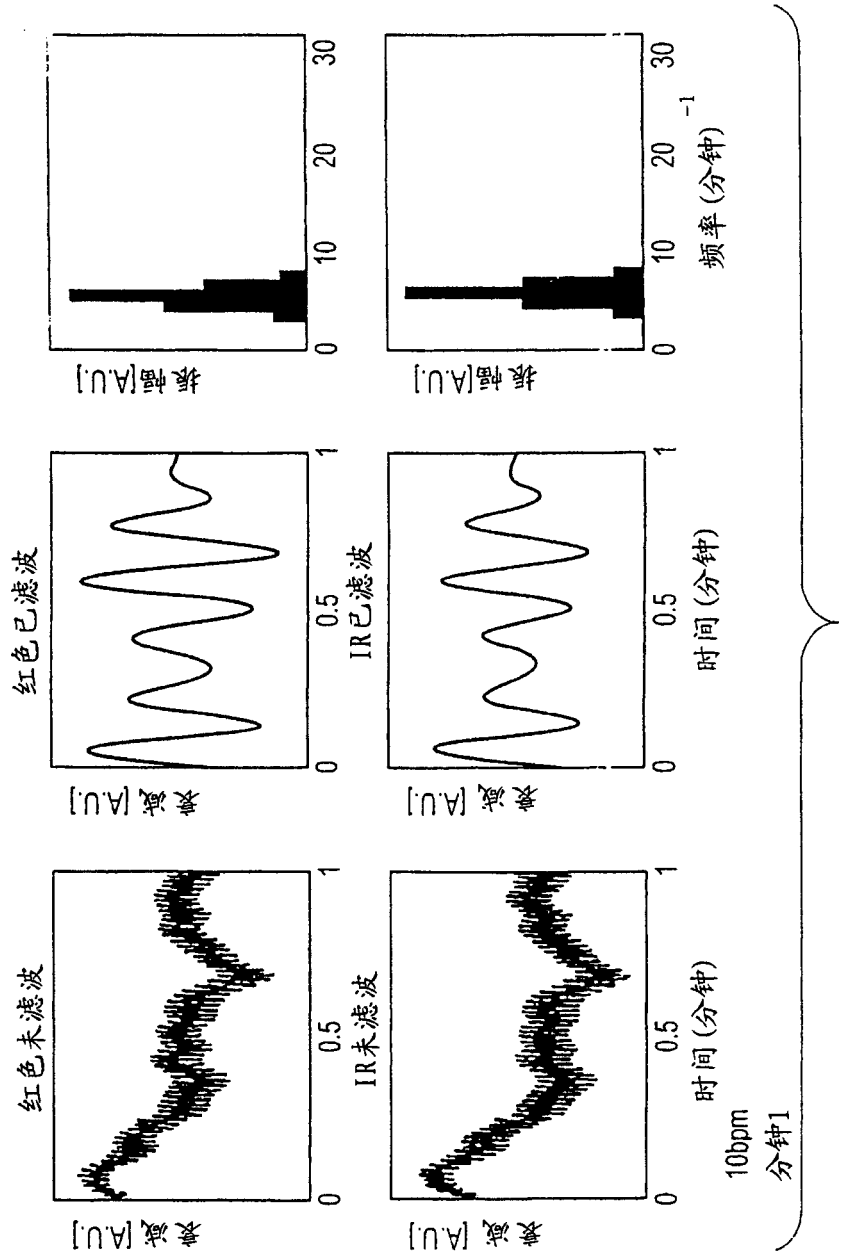


图 15

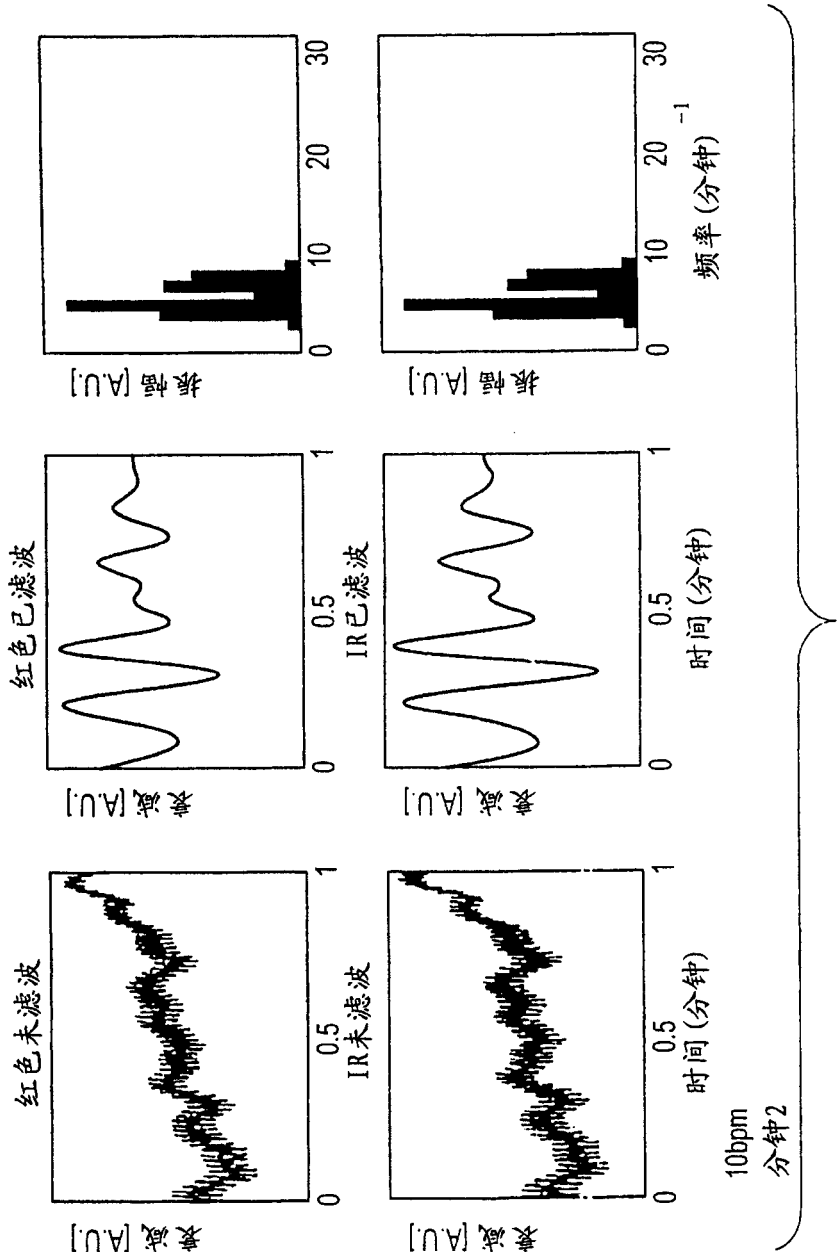


图 16

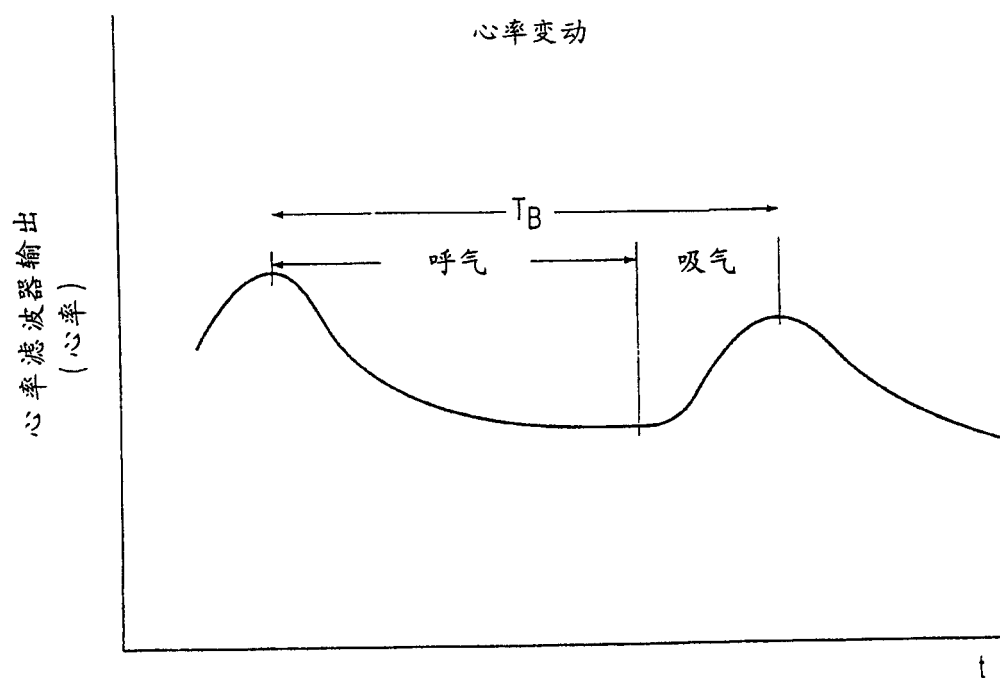


图 17

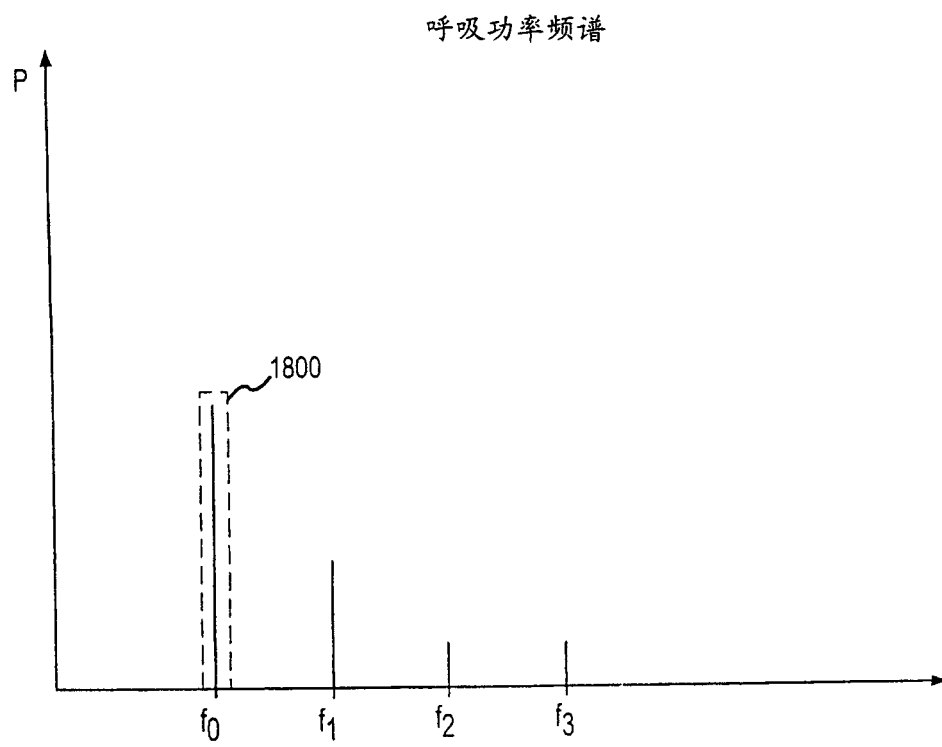


图 18

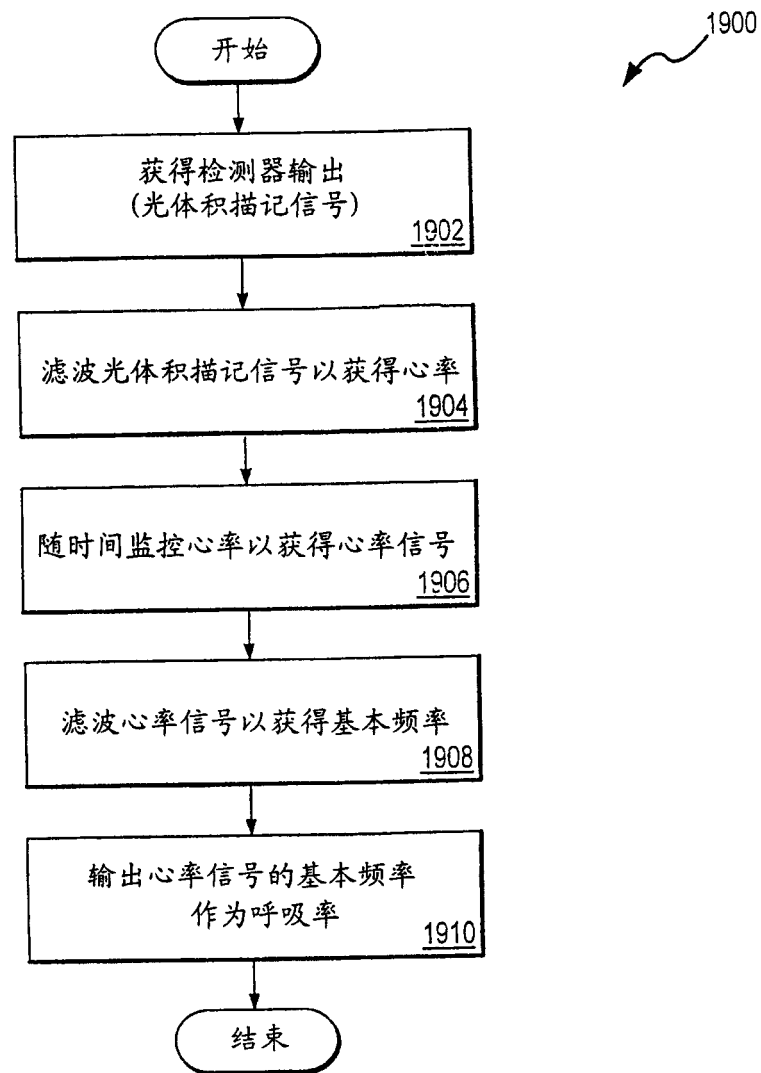


图 19

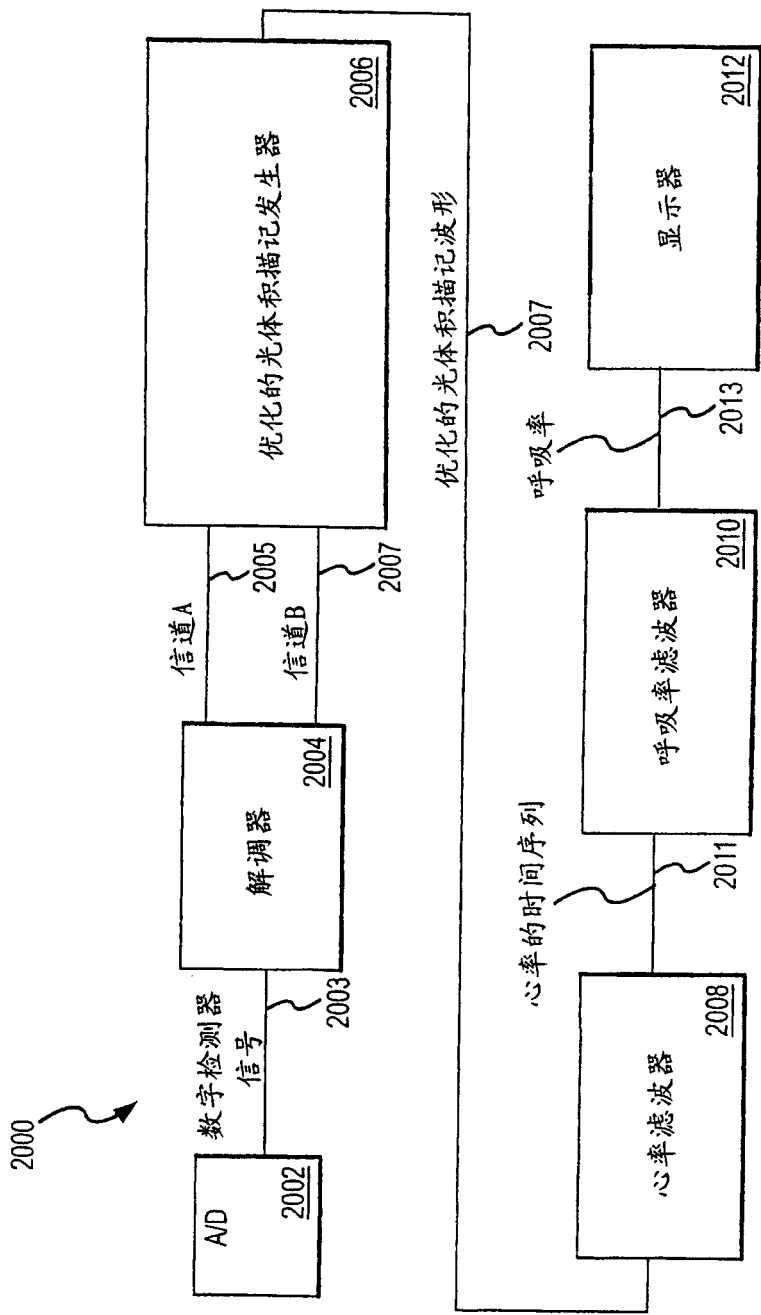


图 20

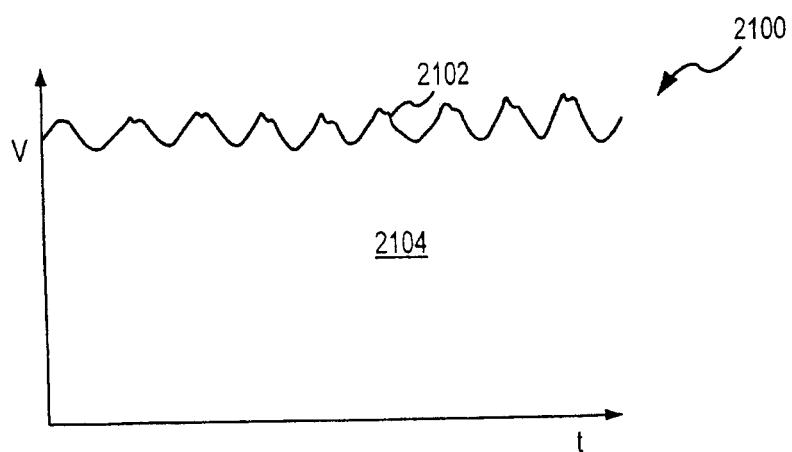


图 21

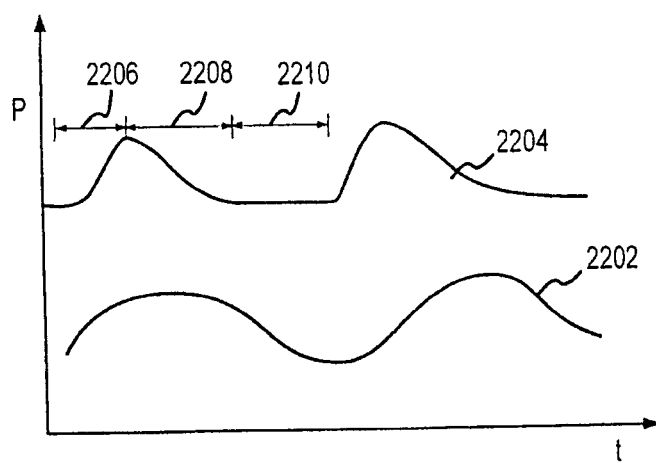


图 22

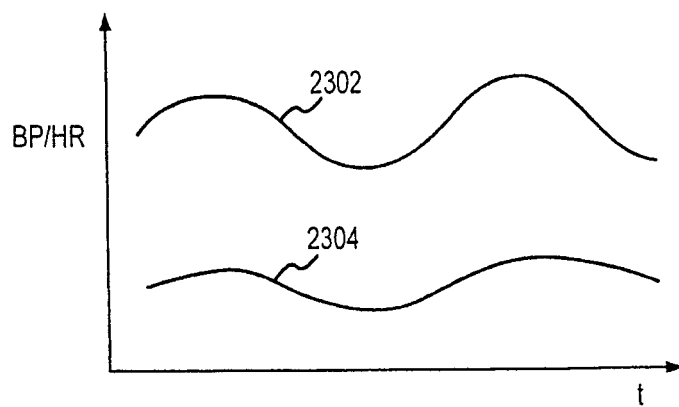


图 23

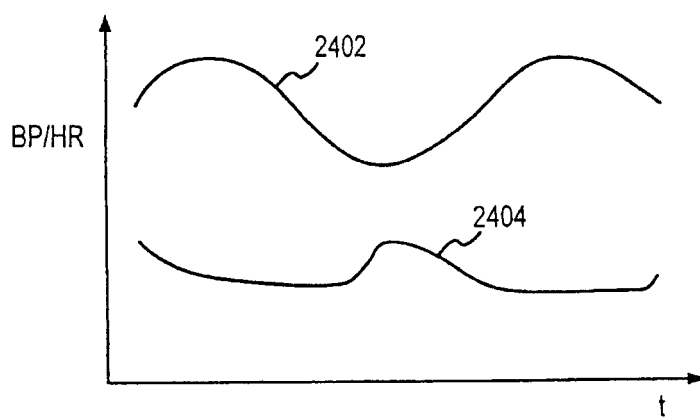


图 24

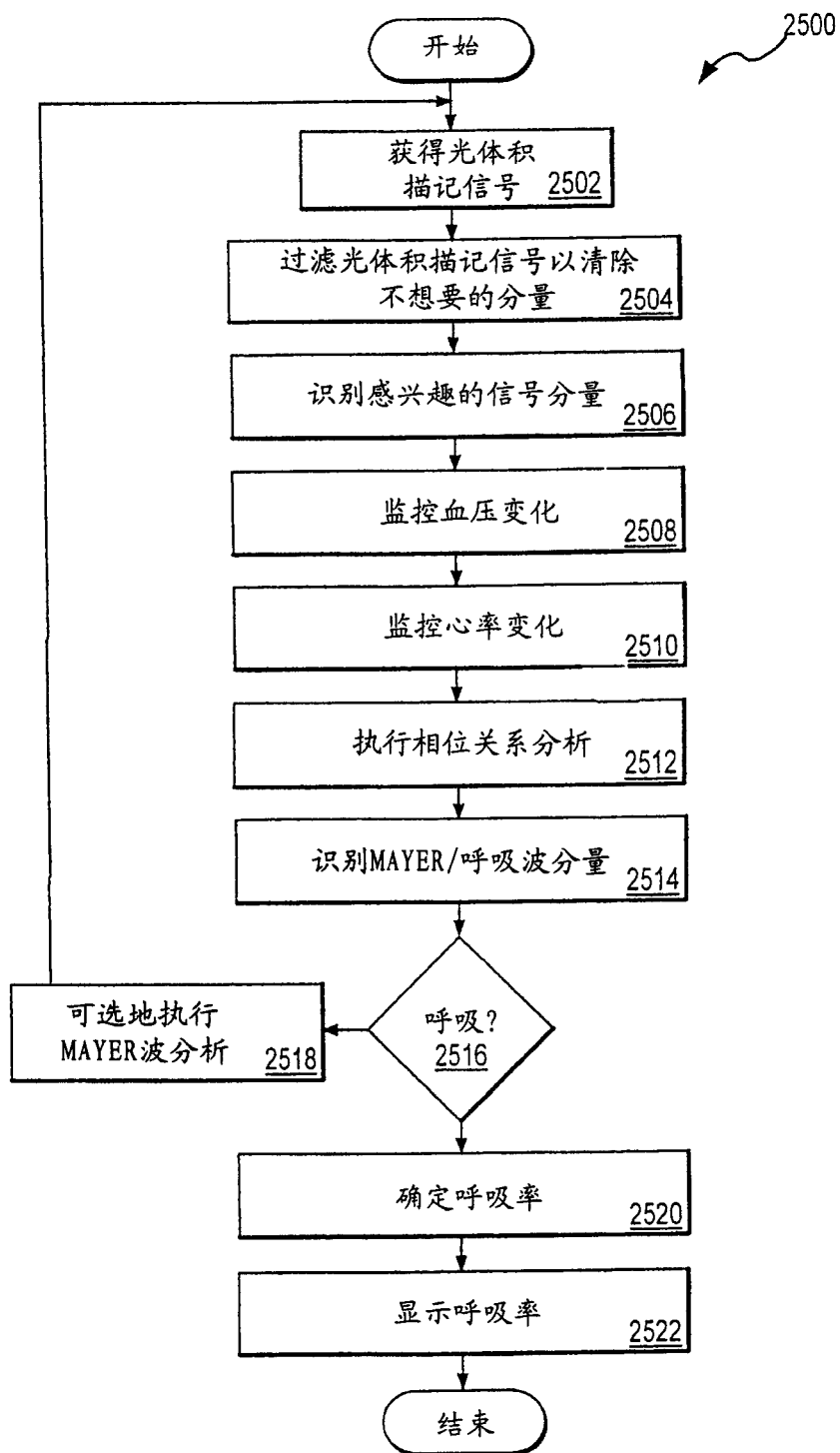


图 25

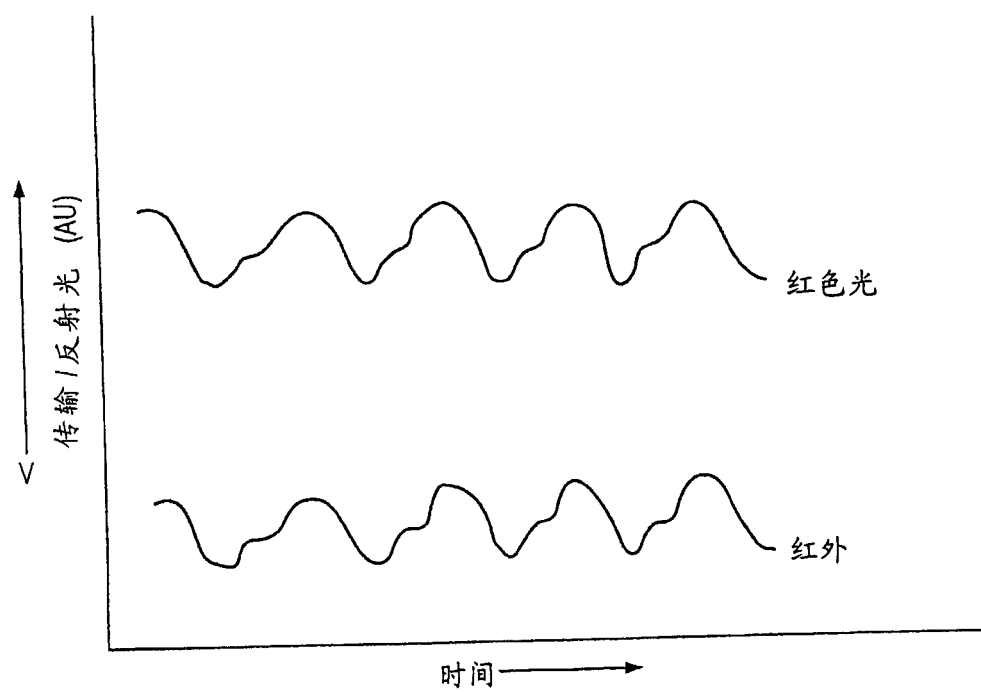


图 26

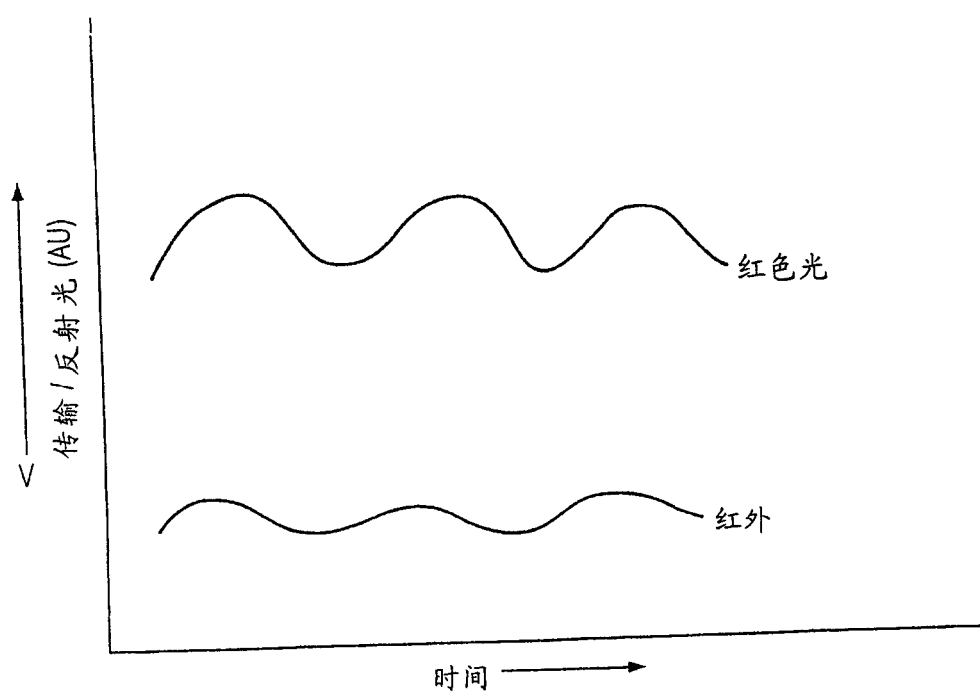


图 27

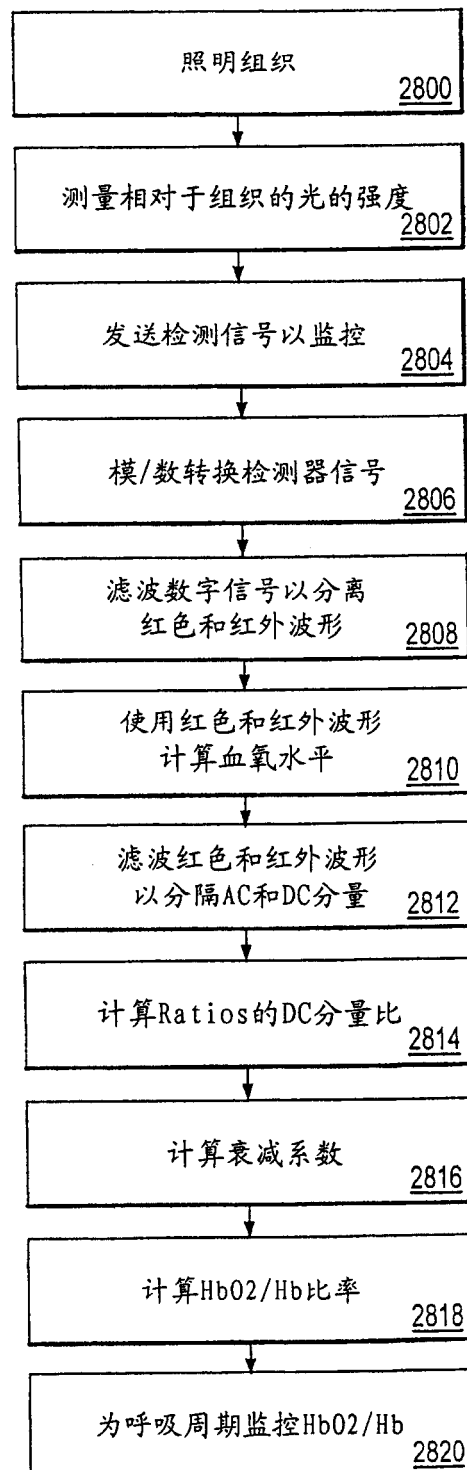


图 28

|         |                                                                                                                                 |         |            |
|---------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 基于光体积描记信号的变动监控生理参数                                                                                                              |         |            |
| 公开(公告)号 | <a href="#">CN1646055A</a>                                                                                                      | 公开(公告)日 | 2005-07-27 |
| 申请号     | CN03808327.2                                                                                                                    | 申请日     | 2003-02-19 |
| [标]发明人  | 安德烈亚斯LAJ德克                                                                                                                      |         |            |
| 发明人     | 安德烈亚斯·L·A·J·德克                                                                                                                  |         |            |
| IPC分类号  | A61B5/022 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/08 A61B5/103 A61B5/145 A61B5/1455 A61B5/02 A61B5/05 A61B6/00 A61B18/00 |         |            |
| CPC分类号  | A61B5/0205 A61B5/4035 A61B5/14551 A61B5/1073 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/7278                                      |         |            |
| 代理人(译)  | 王志森                                                                                                                             |         |            |
| 优先权     | 10/081887 2002-02-22 US<br>10/081168 2002-02-22 US<br>10/081719 2002-02-22 US<br>10/081165 2002-02-22 US                        |         |            |
| 外部链接    | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                  |         |            |

#### 摘要(译)

本发明公开了一种用于使用光体积描记术来获得有关呼吸率、心率、心率变动、血容积变动和/或自主神经系统的生理参数信息的方法和装置。在一种实现中，该处理涉及获得(2502)光体积描记信号(pleth)，滤波(2504)pleth信号以去除不想要的分量、识别(2506)感兴趣的信号分量、监控(2508)血压变化、监控(2510)心率、并执行(2512)血压信号到心率信号的分析以识别有关感兴趣的分量的关系。基于此关系，感兴趣的分量可识别(2514)为和呼吸或Mayer波相关。如果相关呼吸波(2516)，则可确定(2520)如呼吸率的呼吸参数。否则，可执行Mayer波分析(2518)以获得有关自主神经系统的参数信息。

