



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103209638 B

(45)授权公告日 2016.11.16

(21)申请号 201180056472.3

(22)申请日 2011.11.14

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103209638 A

(43)申请公布日 2013.07.17

(30)优先权数据

61/416,445 2010.11.23 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.05.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/AU2011/001470 2011.11.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/068613 EN 2012.05.31

(73)专利权人 瑞思迈有限公司

地址 澳大利亚新南威尔士州

(72)发明人 史蒂文·保罗·法鲁加

达留斯·乔治·查普曼

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理

有限公司 44224

代理人 王程 黎艳

(51)Int.Cl.

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61M 16/00(2006.01)

A62B 9/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 101400296 A,2009.04.01,

W0 2008/0127978 A1,2008.06.05,

W0 2008/0127978 A1,2008.06.05,

审查员 李玉菲

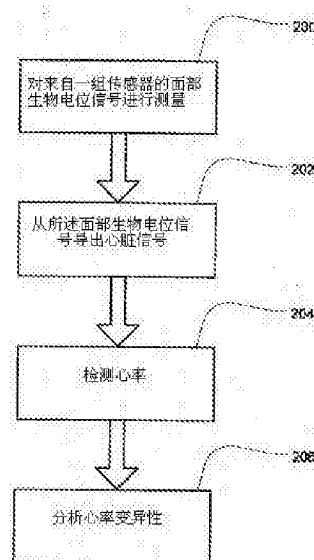
权利要求书4页 说明书10页 附图11页

(54)发明名称

检测心脏信号的方法及装置

(57)摘要

提供用于根据头部或面部生物电位传感器来检测心脏信号的方法和装置和系统。在一个实施例中,用一组传感器来测量面部生物电位信号。处理器从所述面部生物电位信号中推导出心脏信号。可选地,根据所述心脏信号来检测心率。可通过处理器确定和评估心率变异性,以根据该评估发出警报或消息。用于测量生物电位信号的一个或多个头部或面部生物电位电极可集成在头部支撑结构的接触表面内或表面上,所述头部支撑结构例如头饰支撑件或呼吸治疗罩。在一个这样的实施例中,呼吸治疗装置的控制装置可通过处理来自传感器的面部生物电位信号而作为心脏信号检测器使用,并可基于所检测到的信号的评估而进行控制调整或者发出警报。



1. 处理器中用于检测心脏信号的方法,包括:

对代表着来自一组电极的面部生物电位信号的处理器存储的数据进行访问,其中,该组电极定位为以矢状面取向检测基于头部的心电向量;和

由所述处理器根据代表着所述面部生物电位信号的数据来检测心脏信号。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述存储的数据代表所述一组电极中的至少两个电极的信号之间的确定的电压差。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述存储的数据代表用所述一组电极确定的场强,所述一组电极包括非接触式传感器。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述存储的数据代表所述一组电极中的两个电极之间的电流。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述检测包括面部生物电位信号的信号处理。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述处理包括对面部生物电位信号进行过滤。

7. 根据权利要求1项所述的方法,其特征在于,还包括根据心脏信号确定心率。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述确定心率的步骤包括检测心脏信号内的峰值。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述确定心率的步骤还包括确定检测到的峰值之间的间隔。

10. 根据权利要求9所述的方法,其特征在于,所述确定心率的步骤还包括过滤所确定的间隔,以除去所确定的间隔中短于阈值的间隔。

11. 根据权利要求10所述的方法,其特征在于,所述确定心率的步骤还包括确定所确定的间隔的平均值。

12. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述一组电极包括第一电极和第二电极,所述第一电极为鼻下面部电极。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一电极为矢状左面部电极。

14. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第二电极包括接地电极。

15. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一电极包括头饰的一部分。

16. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一电极由导电油墨形成。

17. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一电极是由导电丝形成的织物电极。

18. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一电极包括呼吸罩的一部分。

19. 根据权利要求17所述的方法,其特征在于,所述第一电极嵌入在罩垫的非导电聚合物中。

20. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一电极为皮肤接触电极。

21. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一电极为非接触式电极。

22. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述第一电极包括用于呼吸罩的头饰支撑件的一部分。

23. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述一组电极包括呼吸罩的一部分。

24. 根据权利要求12所述的方法, 其特征在于, 所述一组电极包括用于呼吸罩的头饰支撑件的一部分。

25. 根据权利要求7所述的方法, 其特征在于, 还包括基于通过处理器重复确定心率来提供心率变异性数据。

26. 用于检测心脏信号的设备, 包括:

一组面部电极, 该组面部电极定位为以矢状面取向检测基于头部的心电向量; 和

处理器, 该处理器与所述一组面部电极相连, 并用于控制根据一组面部电极测得的面部生物电位信号而进行的心脏信号的检测。

27. 根据权利要求26所述的设备, 其特征在于, 所述一组面部电极包括第一电极和第二电极, 其中所述第一电极为鼻下电极。

28. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极为矢状左电极。

29. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第二电极包括接地电极。

30. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极包括头饰的一部分。

31. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极由导电油墨形成。

32. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极是由导电丝形成的织物电极。

33. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极包括呼吸罩的一部分。

34. 根据权利要求33所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极嵌入在罩垫的非导电聚合物中。

35. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极为皮肤接触电极。

36. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极为非接触式电极。

37. 根据权利要求27所述的设备, 其特征在于, 所述第一电极包括用于呼吸罩的头饰支撑件的一部分。

38. 根据权利要求26所述的设备, 其特征在于, 所述一组面部电极包括呼吸罩的一部分。

39. 根据权利要求26所述的设备, 其特征在于, 所述一组面部电极包括用于呼吸罩的头饰支撑件的一部分。

40. 根据权利要求26所述的设备, 其特征在于, 所述处理器通过控制一组电极中的至少两个电极的信号之间的电压差的检测, 来测量所述面部生物电位信号。

41. 根据权利要求26所述的设备, 其特征在于, 所述处理器通过控制用一组电极进行的场强的确定, 来测量所述面部生物电位信号, 其中, 所述一组电极包括非接触式传感器。

42. 根据权利要求26所述的设备, 其特征在于, 所述处理器通过控制一组电极中的两个电极之间的电流的测量, 来测量所述面部生物电位信号。

43. 根据权利要求26所述的设备, 其特征在于, 所述处理器通过处理所述面部生物电位信号来检测心脏信号。

44. 根据权利要求43所述的设备, 其特征在于, 所述处理包括过滤所述面部生物电位信号。

45. 根据权利要求43所述的设备, 其特征在于, 所述处理器根据所述心脏信号确定心率。

46. 根据权利要求45所述的设备,其特征在于,所述确定心率的步骤包括检测心脏信号内的峰值。

47. 根据权利要求46所述的设备,其特征在于,所述确定心率的步骤还包括确定所检测到的峰值之间的间隔。

48. 根据权利要求47所述的设备,其特征在于,所述确定心率的步骤还包括过滤所确定的间隔,以除去所确定的短于阈值的间隔。

49. 根据权利要求48所述的设备,其特征在于,所述确定心率的步骤还包括确定所确定的间隔的平均值。

50. 根据权利要求45所述的设备,其特征在于,所述处理器还基于重复确定心率来确定心率变异性。

51. 一种呼吸治疗装置,包括:

病人接口,其包括一组面部电极,该组面部电极定位为以矢状面取向检测基于头部的心电向量;和

流发生器,其适于连接至所述病人接口,该流发生器产生流向病人接口的可呼吸气流;

处理器,其与流发生器相连,并适于连接至所述一组面部电极,该处理器适于控制所述流发生器,并控制根据由所述一组面部电极测得的面部生物电位信号所进行的心脏信号的检测。

52. 根据权利要求51所述的装置,其特征在于,所述一组面部电极包括第一电极和第二电极,其中所述第一电极为鼻下电极。

53. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述第一电极嵌入在罩垫的非导电聚合物中。

54. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述第一电极为皮肤接触电极。

55. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述第一电极为非接触式电极。

56. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述第一电极为矢状左电极。

57. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述第二电极包括接地电极。

58. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述第一电极包括头饰的一部分。

59. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述第一电极由导电油墨形成。

60. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述第一电极是由导电丝形成的织物电极。

61. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述病人接口包括呼吸罩,且所述第一电极位于该呼吸罩的面部接触表面上。

62. 根据权利要求52所述的装置,其特征在于,所述病人接口包括用于呼吸罩的头饰支撑件,且其中,所述第一电极位于头饰支撑件的面部接触表面上。

63. 根据权利要求51所述的装置,其特征在于,所述处理器通过控制对一组电极中的至少两个电极的信号之间的电压差的检测,来确定面部生物电位信号。

64. 根据权利要求51所述的装置,其特征在于,所述处理器通过控制用一组电极进行的场强的测量,来确定面部生物电位信号,所述一组电极包括非接触式传感器。

65. 根据权利要求51所述的装置,其特征在于,所述处理器通过控制对一组电极中的两个电极之间的电流的测量,来确定面部生物电位信号。

66. 用于呼吸治疗装置的病人接口设备,包括:

一组电极,该组电极定位为以矢状面取向检测基于头部的心电向量,该组电极包括第一电极,该组电极适于连接至呼吸治疗装置的处理器的信号接口,该信号接口用于根据所述一组电极测得的面部生物电位信号来检测心脏信号,

其中,所述病人接口设备被设置为输送来自呼吸治疗装置的流发生器的可呼吸气流。

67. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述一组电极包括第二电极,其中所述第一电极为鼻下电极。

68. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述第一电极为矢状左电极。

69. 根据权利要求67所述的设备,其特征在于,所述第二电极包括接地电极。

70. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述病人接口设备还包括呼吸罩,且所述第一电极位于呼吸罩的面部接触表面上。

71. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述病人接口设备还包括用于呼吸罩的头饰支撑件,且其中所述第一电极位于头饰支撑件的面部接触表面上。

72. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述第一电极包括头饰的一部分。

73. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述第一电极由导电油墨形成。

74. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述第一电极是由导电丝形成的织物电极。

75. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述第一电极嵌入在罩垫的非导电聚合物中。

76. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述第一电极为皮肤接触电极。

77. 根据权利要求66所述的设备,其特征在于,所述第一电极为非接触式电极。

检测心脏信号的方法及装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2010年11月23日提交的申请号为61/416,445 的美国临时专利申请的在先权益,其公开内容在此以引用的方式并入本申请。

技术领域

[0003] 本发明涉及检测心脏信号的方法及装置。更具体地,一些实施例涉及从头部或脸部的生物电位检测心脏信号。

背景技术

[0004] 心脏信号通常是用心电图来检测的。心电图(ECG或EKG)是通过检测来自皮肤电极的电活动而对心脏随时间推移而进行的电活动的经胸解释。

[0005] 每次心跳期间心肌去极化均会引起胸部皮肤上小的电的变化,而ECG通过放大这个电的变化来检测心脏的活动。因心电变化而引起的电压的变化通过分别位于心脏两个侧面的两个电极来检测。

[0006] 在检测心脏信号的现有技术方面对改善技术和设置均有需求。

发明内容

[0007] 本发明的一些实施例涉及到了心脏信号的检测。

[0008] 本发明的一些实施例更进一步地涉及到了用生物电位传感器来检测心脏信号,如:头部或脸部接触电极、头部或脸部非接触电极,等等。

[0009] 本发明的一些实施例更进一步地涉及到了用呼吸治疗装置来检测心脏信号,如:通气或正压气道治疗装置。

[0010] 本发明的一些实施例还进一步地涉及到了用集成在用于传感器或呼吸面罩的头盔上的生物电位传感器来检测心脏信号,如:面罩支架或面罩垫,和/或头盔用于支持呼吸面罩的部位,如:面罩绑带上。

[0011] 本发明的一些实施例涉及到了检测心脏信号的方法。该方法包括用一套连接到患者的电极测量面部生物电位的信号。这将涉及用心脏信号处理器处理脸部生物电位信号进行检测的方法。

[0012] 本发明的一些实施例包括一种检测心脏信号的装置。所述装置包括了一套面部电极。所述装置还可以进一步包括一个带有一套面部电极的处理器。所述处理器可以配置为控制通过一套面部电极测量面部生物电位来检测心脏信号。

[0013] 本发明的一些实施例还可以包括呼吸治疗装置。所述装置可以包括一个带有面部电极的患者接口。所述装置还可以包括带有带有气流发生器的患者接口。所述气流发生器可产生可呼吸的气流到患者接口。所述装置也包括一个带有气流发生器和一套面部电极的处理器,所述处理器可以配置为控制通过一套面部电极测量面部生物电位来检测心脏信号。

[0014] 在某些案例中,测量方法可以是测定一组电极中的至少两个电极的信号之间的电压差。也可以是用电极测定场强,所述电极包括非接触的传感器。更进一步的,还可以是测定一组电极中的两个电极之间的电流。

[0015] 可选的,检测可以包括对面部生物电位信号进行信号处理。例如:处理方式可以包括过滤面部电势信号。

[0016] 此外,实施例可以进一步包括从心脏信号测定心率。这包括测定心脏信号中的峰值。也可以进一步包括测定峰值之间的间隔。可选地,可以过滤测定到的间隔以去除比阈值小的间隔。在一些实施例中,可计算出测定到的间隔的平均值。

[0017] 可选择地,实施例可以更进一步地包括基于重复测定心率来测定心率变异性。

[0018] 在一些案例中,所述一组电极可以包括第一电极和第二电极,其中第一电极为鼻下(sub-rhinal)面部电极。可选地,第一电极也可以是矢状左(sagittal-left)面部电极。可选地,第二电极可以包括接地电极。

[0019] 在一些实施例中,第一电极可以构成头盔的一部分。在一些这样的案例中,第一电极可以由导电油墨组成。更进一步地,第一电极可以是由导电线构成的织物电极。可选择地,第一电极可以配置为呼吸面罩的一个部分。第一电极甚至可以植入非导电聚合物的面罩垫中,也可以是皮肤接触电极或非接触电极。

[0020] 在一些案例中,第一电极可以配置为呼吸面罩的头盔支撑的一部分。在一些实施例中,所述一组电极可以构成呼吸面罩的一部分。更进一步地,这些电极可以配置为呼吸面罩的头盔支撑的一部分。

[0021] 本发明的更进一步的实施例还包括了用于呼吸治疗设备的患者接口装置。所述患者接口装置可以包括一套电极,所述电极包括第一面部电极。所述电极还可以连接到从面部电势信号检测心脏信号的呼吸治疗设置的处理器器的信号接口。可选择地,所述患者接口装置可配置为可以控制呼吸治疗设备的气流发生器产生可呼吸的气流。

[0022] 可选择地,所述一组电极可以包括第二电极,其中第一电极为鼻下电极(sub-rhinal electrode)。更进一步地,第一电极可以是矢状左电极。第二电极可以是接地电极。

[0023] 在一些案例中,患者接口装置也可以包括呼吸面罩。在这种情形下,第一电极可以置于呼吸面罩的接触面部的表面上。在一些实施例中,患者接口装置可以包括一个呼吸面罩的头盔支撑。这种情形下,第一电极可以置于头盔支撑的接触面部的表面上。可选择地,第一电极可以配置为头盔的一部分。

[0024] 在一些案例中,患者接口的第一电极可以是由导电油墨组成或作为由导电线构成的织物电极。可选择地,第一电极可以植入非导电聚合物的面罩垫中,也可以是皮肤接触电极或非接触电极。

[0025] 所述实施例的不同方面可以与其它实施例结合起来从而得到更进一步的实施例。

[0026] 本发明的其它特征在考虑到以下说明书中所包含的内容的话,将会是很显然的。

附图说明

[0027] 本发明是用实施例的方式来进行说明,而不是用来限定。在附图里类似的元件用相似的附图标记。

[0028] 图 1 展示了基于头部和/或面部的生物电位传感器来检测心脏信号的显示器装置

的示例性元件；

[0029] 图 2是本发明中控制器或处理器检测心脏信号的方法的实施例；

[0030] 图 3展示了可用图1所示的传感器检测到的面部生物电位信号；

[0031] 图 4 展示了可通过处理头部或面部的生物电位信号而导出的示例性心脏信号；

[0032] 图 5展示了在本发明的一些实施例中用于头部和/或面部基生物电位测量的示例性传感器和位置；

[0033] 图 6为集成有生物电位传感器的示例性鼻部呼吸治疗面具，所述传感器可以是本发明的图5中所示的传感器；

[0034] 图 7为集成有生物电位传感器的示例性鼻部和口部呼吸治疗面具，所述传感器可以是本发明的图5中所示的传感器；

[0035] 图 8为另一种带有生物电位传感器的呼吸治疗面具的左侧视图，所述传感器集成在面具的头盔支撑内；

[0036] 图 9为图8中带有额外的生物电位传感器的呼吸治疗面具的右侧视图，所述传感器集成在面具的头盔支撑内；

[0037] 图 10为另一种带有生物电位传感器的呼吸治疗面具的右侧视图，所述传感器集成在面具的头盔支撑内；

[0038] 图 11为图10中带有额外的生物电位传感器的呼吸治疗面具的左侧视图，所述传感器集成在面具的头盔支撑内；

[0039] 图 12为一个带有生物电位传感器和控制器的呼吸治疗装置，所述控制器带有本发明的心脏信号检测器；

[0040] 图 13为本发明中一些实施例中提及的心脏信号检测器的控制器。

具体实施方式

[0041] 本发明的技术涉及到用于检测心脏信号的方法及装置。这些实施例可以从生物电位传感器获取心脏信号。如图1所示，即本发明的一个典型的实施例，它运用了一套生物电位传感器110。所述生物电位传感器典型地包括一个或多个头部和/或面部的生物电位传感器，如电极112。这些传感器可以配置为用于检测患者位于面部或头部或其附近的电信号。由这些传感器产生的头部或面部的生物电位信号114可以经心脏信号检测处理器116进行处理，用来检定并从所述头部或面部的生物电位信号获取心脏信号。

[0042] 利用这种心脏信号检测，装置的处理器的处理器可以选择性地分析所述信号或者代表信号的数据，以根据所述信号确定心率变异性或其它指标，例如与心脏相关的指标。接着可以分析这些指标，以评估自主神经状态或失调，例如，糖尿病或其它自主神经紊乱的指示器。例如，可通过装置的处理器的处理器对心脏信号进行分析，以提供警报或消息来降低自主神经状态或现有的失调。类似地，还可通过处理器来分析所述信号或指标，以评估心血管趋势或状态并提供类似的警报或消息。再举个例子，所述信号可以作为对心脏疾病自动分析用参数进行检测的基础，所述参数例如美国专利申请12/483,357(2009年6月12日提交)中描述的心脏衰竭状态指示器，该文献的全部内容在此并入本文中。类似地，其可被分析、作为自动睡眠阶段检测器的一部分，所述检测器例如：可基于对来自设备传感器的心脏信号和附加数据进行的分析而将睡眠分类为REM阶段和清醒阶段的检测器。

[0043] 在一些这样的实施例中,对从生物电位信号或心脏信号处获得或检测得出的指标所进行的自动病人分析包括基于获自此处述及的附加传感器的信号、将指标进行组合。例如,可根据一些或所有压力信号、流量信号和/或生物电位信号的信号处理或分析来导出组合的病人分析指标。在一个这样的实施例中,这些信号可被记录在公共的时间尺度上,以允许进行特定时间处的信号评估。例如,可在病人呼吸循环的特定时间对基于检测到的心脏信号或生物电位信号的指标进行评估。在这种情形下,例如,可在吸气阶段或呼气阶段、通过根据流量和/或压力信号检测这些呼吸阶段并分析与一个或多个被检测阶段相关的心脏信号,来特别地评估所述心脏信号。

[0044] 因此,处理器可用于实施特定的方法,以根据头部或面部生物电位信号及其分析结果,检测或导出心脏信号,例如通过下文将详细讨论的算法来进行所述检测或导出。例如,设备控制器或处理器可包括集成芯片,例如用所述方法应用专用集成芯片、存储器和/或其它控制指令、数据或信息存储介质。因此,涵盖所述方法的编程指令可被编码在集成芯片上,或者存储在所述设备的存储器中。可以利用合适的数据存储介质,将这些指令作为软件或固件加载。

[0045] 图2展示了用于这种装置的处理器的、用来检测心脏信号的一种示例性方法的流程图。在步骤200,测量来自病人身上的或靠近病人的一组传感器的一个或多个头部或面部生物电位信号。在步骤202,根据所述头部或面部生物电位信号检测出或导出心脏信号。可选地,在步骤204,根据所述心脏信号检测出心率;并且在步骤206,可以对心率变异性进行分析。例如,可以随着时间的推移,确定检测到的心率,并将其存储在处理器的存储器中。接着可以对这些心率的变化进行评估。例如,如果所述变化达到一定的阈值,则可将这种比较作为基础来触发与这种变化有关的消息或警报。

[0046] 在一个这种实施例中,可通过处理所述头部或面部生物电位信号,根据心脏信号来确定心率。如图3所示,心脏信号表现为面部生物电位信号324内的高振幅、高频率界标。可采用信号处理来分离或者过滤所述头部或面部生物电位信号中的“噪声”,并增强心脏成分。在一个这种情形下,可以获得心脏信号424,例如图4中的例子。

[0047] 例如,可以实施信号处理来过滤和/或平滑所述生物电位信号。在一些情形下,根据特定传感器和位置,所述头部或面部生物电位信号的噪声成分(即:与心脏相关的QRS波群之间的信号成分,所述QRS波群为与左、右心室的去极化相对应的信号的偏转)的频率特征可能指示出低频率(例如,约小于8Hz)的峰值噪声强度。通常,QRS成分的频率可为约10-30Hz之间。因此,可以采用滤波器来带通所述生物电位信号,例如在约5-30Hz的带通范围内。但是,也可采用其它过滤范围或截止频率,这可取决于传感器的位置。

[0048] 还可以进行平滑(Smoothing),以增强信号中的高振幅、频率较高的成分,并削弱其它成分。这可通过自适应低通滤波器来实现。这种滤波器可以基于输入信号适应其响应。例如,该滤波器可能有反馈,以细化滤波器系数值和其频率响应。

[0049] 这种信号处理可以应用至图3的示例性面部生物电位信号,以获得图4的示例性心脏信号。所述平滑和/或过滤处理可以通过任何硬件和/或软件的结合而选择性地进行。

[0050] 接着可以更容易地从心脏信号测出心率,所述心脏信号是对头部或面部生物电位信号进行处理后所获得的结果。例如,在有些实施例中,可通过检测与心脏有关的峰值来确定心率,其中采用了阈值算法。通过检测高于阈值的峰值并确定这些峰值之间的间隔,可在

多个步骤中应用这种处理方法。选择性地,可将非生理性峰值除去或忽略不计。例如,信号的每个QRS峰值均可通过检测峰值(例如:局部最大值)并只考虑高于阈值的峰值(例如:忽略掉等于或低于阈值的峰值)而检测出来。选择性地,可以忽略掉高于另一阈值的峰值(例如:与有些信号假象有关的峰值、而不是心脏峰值)。可选地,这种峰值阈值可以为预先设定的值,或者可以通过用户接口或监视器手动选择。替代性地,这些阈值可以通过信号的处理而更动态地确定。因此,所述阈值可被设置为生物电位信号例如信号噪声的函数。例如,当心脏峰值(QRS成分)的振幅一般高于信号的噪声成分、且噪声成分更频繁时,如图3所示,在信号的理想时长内,阈值可基于噪声峰值和心脏峰值的所有振幅的确定平均值而自动选择。因此,所述阈值可自动设定为所选时长的所有被检测峰值的平均值,或高于该平均值的一定边际值。例如,所述边际值可被设定为最大峰值与平均峰值之差的某部分。高于所述阈值的峰值可被认为是QRS成分或心脏峰值和/或等于或低于所述阈值的峰值可被忽略。也可实施其它方法来自动检测心脏信号。

[0051] 接着可用检测到的心脏峰值来确定这些峰值之间的间隔。例如,这可通过确定每个连续峰值之间或者与连续峰值相关联的样本编号之间的信号中的数个样本之间的时间差来进行。可选地,可以根据所述间隔的长度进行进一步的过滤来除去非生理性峰值。例如,与短于间隔阈值的间隔相关的峰值可被忽略。例如,自前一峰值到现有峰值的间隔时间短于约200ms时,所述现有峰值可以忽略。

[0052] 基于剩余的间隔,可以计算出心率。例如,可以确定平均间隔时间。在这样一种实施例中,可以根据心脏信号的理想时间长度,如分钟级时间长度(例如,1分钟,2分钟,等等),用所述间隔计算出间隔平均值。接着可用该平均值来确定心率(例如,1次/平均间隔时间)。更进一步地,在所述心脏信号的时间长度(例如1分钟)内对间隔数或峰值数所进行的计数可作为心率。也可采用其它方法来根据所述信号确定心率。可以随着时间的推移,定期记录这种心率值,以用于进一步分析,例如用于评估前面讨论过的心率变异性。

[0053] 如前所述,用一组一个或多个头部或面部生物电位传感器来测量生物电位信号。这些头部或面部生物电位传感器的例子如图5所示。通常,可以采用两个电极来确定生物电位信号,可将跨两个电极的读数差异测定为生物电位信号。可选地,所述生物电位信号可以用合适的传感器测得的电压、电流或场强测量值。

[0054] 因此,生物电位传感器可实施为皮肤接触电极。例如,可用干电极将所述电极直接应用至皮肤,或者也可用位于皮肤和电极之间的电解质凝胶或其它导电元件或浆糊将所述电极间接地应用至皮肤。可选地,所述生物电位传感器可实施为非接触式电极。例如,一个或多个电极可嵌入在非导电部件如聚合物(例如硅酮)中,并可位于皮肤附近、同时所述非导电部件将皮肤与电极隔开。通常,可利用这种非接触式传感器,通过检测场强来测量所述生物电位信号。

[0055] 通常,所述生物电位传感器的电极可以用任何合适的金属或导体制成。例如,在其它部件上打印或染色形成电极时,该电极可用导电油墨制成。例如,可采用导电油墨,以在头饰带、面罩垫、面罩框或一些其它头饰上打印或染色形成电极。类似地,所述电极可被形成成为织物或布电极。例如,电极可用导电丝或细金属丝形成或织成。例如,布可以用金属线或丝充满。可选地,这种电极可被织入头饰或头饰支撑件的带的织物中。可选地,电极可用导电聚合物构成,或者嵌入到导电聚合物中。

[0056] 因此,在一个典型实施例中,第一头部或面部生物电位传感器或电极可如图5所示。也可采用第二传感器或电极。不过,第二电极可以,但不是必须,位于病人的头部或面部上的位置。例如,第二电极可以选择性地为颈部电极112-R或其它电极。在一个典型的实施例中,可以采用两个或多个电极112-1, 112-2, 112-3, 112-4, 112-5, 112-6, 112-7, 112-8, 112-9或112-G,例如两个或多个电极的任意组合,如图5所示。例如,在一个这样的实施例中,可以利用面部电极112-7和112-G来检测面部生物电位信号。通过进一步的例子,在另一个这种实施例中,可以利用面部电极112-9和112-G来检测面部生物电位信号。通过进一步的例子,在又一个这种实施例中,可以利用面部电极112-9和112-R来检测面部生物电位信号。通过进一步的例子,在另一个这种实施例中,可以利用面部电极112-7和112-R来检测面部生物电位信号。可选地,所述面部电极112-G可作为接地电极。如前所述,这种电极可为接触式或非接触式电极。

[0057] 如图5所示,面部电极112-1, 112-1, 112-2, 112-3, 112-4, 112-5, 112-6, 112-7, 112-8, 112-9可被设计或应用为位于面部的特定象限中,所述象限如以轴线SPA和轴线RA展示的虚轴所示。在这一点上,轴线SPA可被认为是沿矢状面的虚轴。轴线RA可被认为是垂直于矢状轴并约跨过面部的鼻腔区域的竖直中部的虚轴。面部象限QA、QB、QC和QD被认为与轴线SPA和RA有关。因此,面部象限QA被认为是矢状左和鼻上的象限,其通常对应于面部的左上侧。面部象限QB被认为是矢状右(sagittal-right)和鼻上(supra-rhinal)的象限,其通常对应于面部的右上侧。面部象限QC被认为是矢状左和鼻下的象限,其通常对应于面部的左下侧。面部象限QD被认为是矢状右和鼻下的象限,其通常对应于面部的右下侧。

[0058] 因此,在本发明的有些实施例中,所述面部生物电位传感器可位于或配置用于面部特定象限的测量。例如,电极可被配置为矢状右面部电极和/或矢状左面部电极。类似地,所述电极也可被配置为鼻下面部电极和/或鼻上面部电极。

[0059] 在本发明的一些实施例中,如此处更详细的讨论所述,面部生物电位信号理想地可用一个或多个鼻下面部电极测量,所述鼻下面部电极例如鼻下、矢状右面部电极或者鼻下、矢状左面部电极。这些电极的例子可为图5所示的分别位于面部象限QC或QD中的面部电极。可选地,象限QC或QD中的任何电极均可作为第一电极,颈部电极可作为第二电极,而测得的所述第一和第二电极之间的电压差即为面部生物电位信号。此外,有些实施例可以有利地采用鼻下、矢状左面部电极作为第一电极,例如图5的面部象限QC中呈现的任意一个示例性面部电极。在这种情形下,颈部电极可作为第二电极,并用测得的第一和第二电极之间的电压差作为面部生物电位信号。可选地,第二电极可以是接地电极,或者可以是这样的电极:例如电极112-G或者象限QA、QB、QC和QD中的任意电极。

[0060] 在这方面,已经发现头部存在心电向量,却不料该向量不是依赖典型ECG的胸部心电向量的确切空间平移。所发现的基于头部的心电向量可被认为是以矢状面取向(从前至后)的向量,且在本发明的有些实施例中传感器的定位和配置,例如在前一实施例中讨论过的取向,最好被设计为大致沿这一取向来检测面部生物电位信号。

[0061] 在本发明的一些实施例中,生物电位传感器可以简单地应用至理想位置以进行测量,例如用病人身上的临时粘合剂应用至理想位置。但是,在本发明的有些实施例中,一些或所有的头部或面部生物电位传感器可被设计或集成为具有合适的结构,以确保用于测量的正确取向。例如,在呼吸治疗装置的示例中,传感器可嵌入、粘合或通过其它方式集成至

病人接口的垫表面或框,所述病人接口例如用于呼吸治疗装置(例如CPAP装置或呼吸器装置)的面罩(例如:鼻罩、口鼻罩或全面罩)、鼻塞或鼻枕等。类似地,所述生物电位传感器可替代性地或附加性地集成至头饰支撑件,例如用于传感器的头饰支撑件的带,或者用于呼吸治疗装置的病人接口(例如鼻罩、鼻塞或全面罩)的头饰支撑件的带。优选地,这种集成传感器可以为非接触式传感器或者干接触式生物电位传感器。不过前述的任何传感器均可采用。所述集成传感器的例子如图6至11所示。

[0062] 在图6中,鼻罩600包括垫602,在戴上鼻罩时,该垫602可被压在面部上、围绕着病人的鼻子,以便为呼吸压力治疗提供压力密封件,所述呼吸压力治疗例如针对睡眠呼吸障碍的CPAP治疗。面部电极112-A、112-B和112-C中的任意一个电极均可作为面部生物电位传感器。因此,所述传感器可被集成到垫602或者罩框上,从而使得,当所述垫被戴上时,所述传感器具有用于直接或间接皮肤接触的理想取向,并可选择性地构成所述鼻罩的压力密封件的一部分。当所述传感器为非接触式传感器时,所述电极可被嵌入到形成垫的材料(例如硅酮或非导电聚合物)中,以使得在鼻罩被戴上时构成压力密封件的一部分的罩垫的非导电材料介于病人皮肤与被嵌入的电极之间。可选地,用于电极的引线可经过病人接口或鼻罩的一部分的内部或上面,从而使得所述引线可以延伸至与这里提及的处理器信号接口电连接,所述处理器例如呼吸治疗装置的处理器。例如,这些引线也可与可呼吸气体或气流管道集成到一起,所述管道从病人接口延伸,以从呼吸治疗装置的气流发生器处导出气流。所述气流管道例如本申请人于2010年7月30日提交的美国专利申请12/847,021中提到的热空气输送管道,该文献的内容在此通过引用并入本文。虽然图6的实施例中显示了3个电极,即:鼻下、矢状右面部电极112-A,鼻上、矢状右面部电极112-B和鼻下、矢状左面部电极112-C,但是应当理解,可以使用一个或多个面部电极。例如,在鼻罩600的一些实施例中,只有单个生物电位传感器或电极可被集成到罩垫602上。在这样一种实施例中,任何必要的或想要的附加电极也可集成到头饰支撑件上,所述头饰支撑件例如图8-11的示例所示,或者所述附加电极也可简单地粘合至病人的皮肤触点,例如临时性地粘合至病人的颈部。

[0063] 图7展示了一种口鼻呼吸罩700,以在病人的鼻孔和嘴巴处密封气流或压力,该口鼻呼吸罩700为与图6的鼻罩类似的呼吸治疗装置。在本实施例中,鼻下面部电极112-A、112-B、112-C、112-D被集成到罩垫702或罩框上。与图6中的实施例类似,该呼吸罩上可选择性地安装有图示的一个或多个电极中的任意选择。在这样一个实施例中,任何必要的或想要的附加电极也可集成到头饰支撑件上,所述头饰支撑件例如图8-11的示例所示,或者所述附加电极也可简单地与病人皮肤接触,例如临时性地粘合至病人的颈部。

[0064] 图8和9展示了与图7的罩700相似的罩。本实施例采用集成在用于罩700的头饰支撑件882上的一个或多个面部生物电位传感器,这些传感器与罩700上呈现的罩垫或框上的传感器一起设置,或者代替后者。如图所示,一个或多个鼻下面部电极112-E、112-F、112-G和112-H可被集成到头饰支撑件882的罩带上,从而使得当病人戴上所述罩时,所述传感器与病人皮肤表面接触,或者靠近病人皮肤表面。在本实施例中,传感器被集成在带的底侧。可选地,颈部电极112-I可被集成到位于或靠近颈部的、用于皮肤接触的带上,例如图9所示的头饰支撑件882的颈带或颈带部分990的背面。

[0065] 类似地,图10和11展示了与图6的罩600相似的罩。本实施例采用集成到用于罩600的头饰支撑件882上的一个或多个面部生物电位传感器,这些传感器与罩600上呈现的罩垫

或框上的传感器一起设置,或者代替后者。如图所示,鼻下面部电极112-E和112-D可集成到头饰支撑件882的罩带上,从而使得当所述罩被病人戴上时,所述传感器与病人的皮肤表面接触、或者靠近病人皮肤表面。在本实施例中,所述传感器也可集成到所述带的底侧。

[0066] 因此,具有带面部生物电位感测技术的的心脏信号检测处理器116的装置或设备可以提供便利的监视心脏相关信息的途径,甚至可以在病人睡眠过程中使用;所述心脏相关信息例如心率或心率变异性和相关病情。当这种设备确定了病人的病情变化为病情恶化时,所述设备可被编程为提供合适形式的警报或消息,以使病人和/或临床医生注意到病人的心脏或病情的状态,从而使病人能够更有效地接受到必要的护理。

[0067] 所述系统的警报或消息可采用多种形式。例如,处理器或者具有这种处理器的控制器,可以响应心脏信号的分析结果,激活监视设备的状态指示灯(例如LED,或者显示屏或LCD上的图标)。与指示器的评估有关的更详细的消息也可显示在显示屏上。可选地,所述控制器也可、或者替代性地、发送消息至临床医生。这种消息可以采用有线或无线通信形式。例如,所述控制器可以经由寻呼系统,例如通过自动拨打一寻呼系统来产生消息。所述控制器还可被设置为产生自动语音电话消息。控制器也可通过传真发送消息。在一些实施例中,控制器也可经由任何互联网信息协议来发送消息,例如电子邮件,或者通过任何其它的互联网数据文件传输协议来发送。甚至可以对消息进行加密,以保持病人信息的保密。一条典型的消息可以识别出病人。这样的消息还可包括由所述系统记录的变化数据和/或任何其它记录下来的病人信息。

[0068] 因此,可能通过所述设备提交给病人或医生的显示或警报的示例性实施例可以是警报消息,例如图形或文本消息,其告知心率或心率变异性等发生的重大改变。该消息可以显示在所述设备或者一个远程设备上。可选地,所述警报可以是声音警报。

[0069] 呼吸治疗装置示例

[0070] 虽然心脏信号检测处理技术可被实施为独立监控设备,但是该技术也可以与其它设备如前述的呼吸治疗装置结合起来。例如,图12展示了一呼吸治疗装置,该装置可以实施本文所述的传感器和方法。

[0071] 参见图12,呼吸治疗装置1202可包括可连接的病人接口,例如罩1208和气体输送管道1212。在该装置中,输送管道1212可作为用于面部或头部生物电位传感器(HBS)112-A和112-B的引线的管道。接着心脏信号检测处理器116可以与所述装置的控制器1204结合到一起。具有控制器的所述装置也可被设置为提供来自流发生器的呼吸压力治疗,所述流发生器例如伺服控制的风机1210。在这种情形下,所述装置可选择性地包括压力传感器1205,例如压力变送器(pressure transducer),以测量由风机1210产生的压力,并产生表征压力测量值的压力信号 $p(t)$ 。在图示实施例中,压力传感器1205呈现为位于病人接口1208上,但是替代性地,压力传感器1205可以位于风机1210的设备下游。在这种布置中,可以对压力传感器测得的压力进行压力补偿,以确定病人接口处的压力。压力补偿可以针对沿输送管道1212的压力降进行调节。

[0072] 呼吸治疗装置1202也可选择性地包括流量传感器1206,该流量传感器1206可连接至病人呼吸接口。所述流量传感器产生代表病人的呼吸流量的信号。例如,可以用呼吸速度和压差传感器或类似设备来测量流量,例如用管束来获得流量信号 $f(t)$ 。替代性地或附加性地,流量传感器1206可以位于病人接口1208内。

[0073] 接着来自传感器的信号(例如流量、压力和生物电位)可被发送至控制器1204。如果传感器提供的信号不是数字形式的,而控制器为数字控制器,则可以使用可选的模拟-数字(A/D)转换器/采样器(没有单独展示出来)。

[0074] 基于流量信号 $f(t)$ 和压力信号 $p(t)$,具有一个或多个处理器的控制器1204可产生风机控制信号。例如,控制器可产生理想的压力控制点,并对风机进行伺服控制,以通过将设定点与压力传感器测得的情况相比较来满足设定点。因此,控制器1204可以使由风机1210发送至病人接口的压力发生受控变化。可选地,这种使压力发生的变化可通过如下方式实现:用机械释放阀(未图示)控制排气,以提高或降低排气,同时维持相对不变的风机转速。有了这样的控制器或处理器之后,所述装置可用于许多不同的压力治疗方法,例如通过调节合适的压力输送方程,用于睡眠呼吸障碍、潮式呼吸或阻塞性睡眠呼吸暂停(例如:CPAP、APAP、双极CPAP、自动VPAP等)的压力治疗。可选地,控制器1204也可实现为基于根据头部或面部生物电位信号取得或测得的指标变化来改变压力治疗。

[0075] 控制器可以选择性地包括显示器,例如一个或多个警示灯(例如一个或多个发光二极管)。所述显示设备也可实现为显示屏,例如LCD。可选地,可以控制所述显示设备,以显示源自生物电位信号的数据,例如经确定的心率或心脏信号,如图4所示的信号图标。

[0076] 在图12所示的实施例中,生物电位传感器通过与连接至控制器或处理器的信号接口的引线中的信号进行通信,可以产生用于所述控制器或心脏信号检测处理器的生物电位信号。但是,在有些实施例中,传感器本身可被实现为具有用于这样的部件,该部件通过无线通信将生物电位信号传送至控制器或心脏信号检测处理器。例如,心脏信号检测处理器或控制器的信号接口可包括接收器或收发器,以便与集成在生物电位传感器HBS上的一个或多个发射器或收发器进行无线通信。在这种情形下,代表生物电位信号的数据可通过例如合适的无线协议(如蓝牙)进行数字传输。可选地,一组传感器可以分享一个共同的发射器或收发器,以将不同传感器的数据传输至控制器。

[0077] 控制器结构示例

[0078] 适合本发明的控制器的系统结构的例子展示在图13的框图中。在该图中,用于心脏信号检测处理器116和/或呼吸治疗装置1202的控制器1301可包括一个或多个处理器1308。该系统还可包括显示接口1310,以输出事件检测报告(例如呼吸频率、心率变异性等)、结果或图表(例如图3或4所示的心脏信号或生物电位信号等),如本文所述,例如显示在监视器或LCD面板上。也可提供用户控制/输入接口1312,例如,键盘、触摸板、控制按钮、鼠标等,以激活或修改本文所述的控制方法。所述系统还可包括传感器或数据接口1314,例如总线,用于接收/传输数据,如编程指令、压力和流量信号、面部生物电位信号、心脏信号等。所述设备通常还可包括含有前述方法(例如图2)的控制指令的存储器/数据存储元件1320。在1322处,这些控制指令可包括用于流量和/或压力信号处理的处理器控制指令(例如预处理方法、滤波器)。在1324处,这些控制指令还可包括用于基于心脏信号检测进行治疗控制和/或监控的处理器控制指令(例如:心率变异性检测和响应,自主神经状态或失调检测和响应,警报和警告等),如在此详细描述。在1326处,所述控制指令还可包括用于面部生物识别信号测量和处理以及心脏信号检测的处理器控制指令(例如:平滑、过滤、阈值处理、峰值检测、间隔检测、间隔求平均、心率检测,等)。最后,所述控制指令还可包括为这些方法存储的数据1328(例如头部或面部生物识别信号、心脏信号、心率、心率变异性、自主

神经状态、阈值等)。

[0079] 在一些实施例中,用于控制上述方法的这些处理器控制指令和数据可作为软件包含在计算机可读记录介质中,以供通用目的的计算机使用,从而使得所述通用目的的计算机在加载了所述软件后,能够作为根据本文讨论的任何一种方法的特定目的的计算机。

[0080] 虽然已在几个实施例中讨论了所述心脏信号检测技术,但是应当理解,这些实施例只是用于演示本技术。进一步的修改可在本发明的精神和范围内作出。例如,虽然本发明中拟采用集成设备,但是所述设备的各部件的方法也在系统的多个部件中分享。例如,监控设备可以简单地测量病人的生物电位信号,并将代表这些信号的数据传输至另一处理系统。接下来该第二处理系统可以对这些数据进行分析,以从中确定心脏信号或有关数据和指标,例如心率。然后该第二处理系统可以评估本文所述的已产生的警报消息,例如,将一条或多条所述消息例如以电子形式送回病人监控设备中、显示在该设备上,以警示所述病人。还可在不脱离本发明的精神的范围的前提下进行其它变化。

[0081] 借助进一步的实施例,附加性或替代性地,本发明的有些传感器还可被实现为检测其它信号。例如,如前述方式配置或定位的面部电极还可实现为通过装配一个或多个作为面部接触热敏电阻的电极,来检测头部、面部或皮肤温度。类似地,本文所述的电极可被实现为检测头部、面部或皮肤阻抗和/或皮肤电反应(皮肤电导性)。然后可由前述部件对这些信号进行处理,以导出进一步的用于病人分析的指标。例如,可以对前述的一个或多个信号进行处理,以评估病人的交感神经激活。

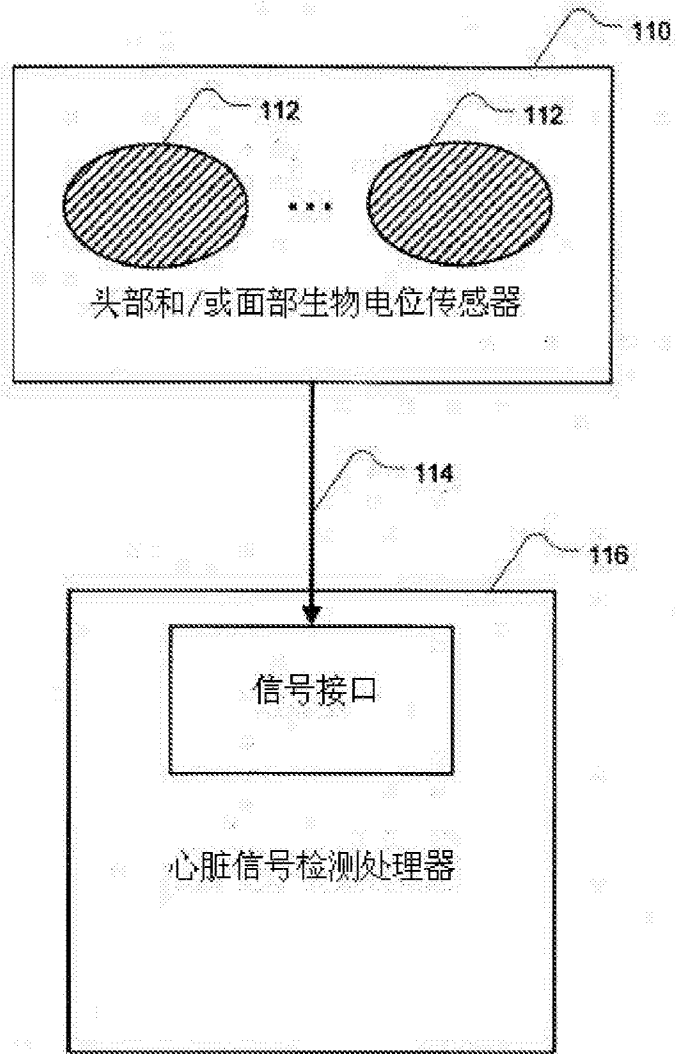


图1

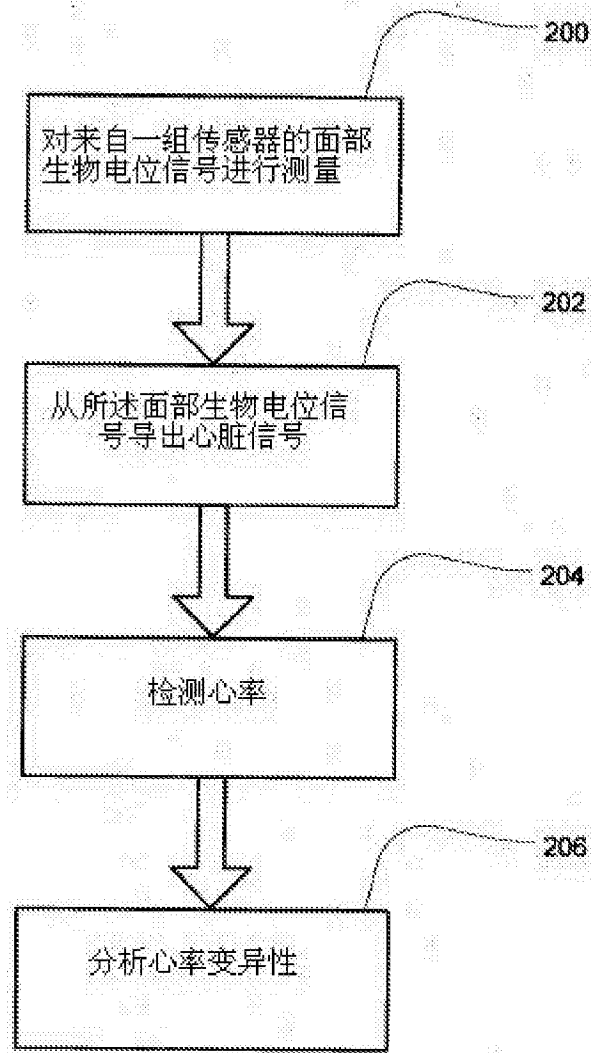


图2

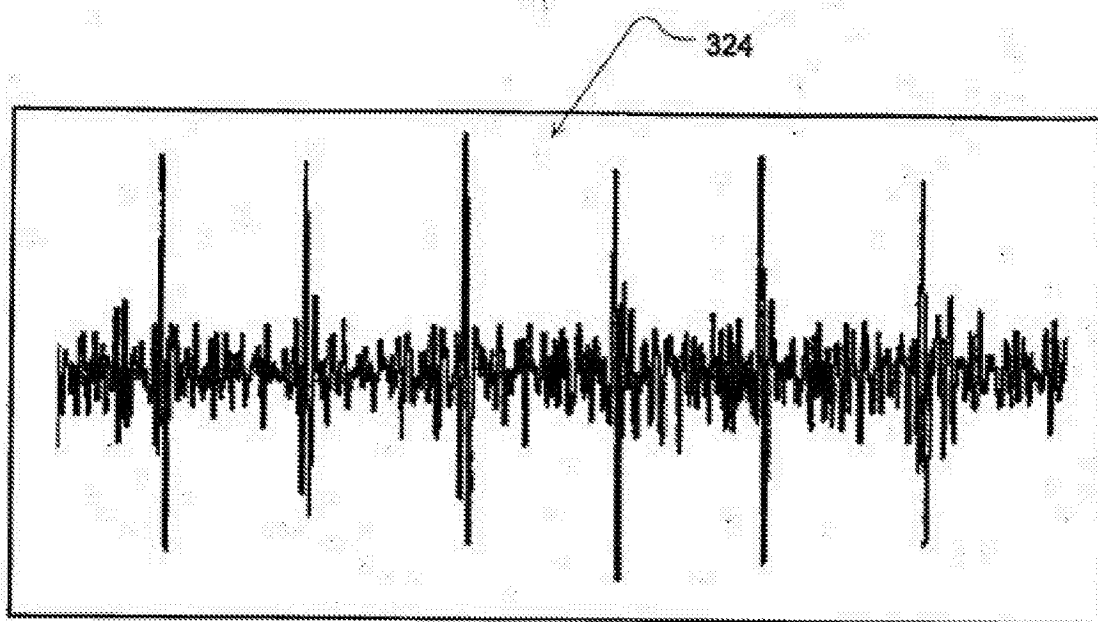


图3

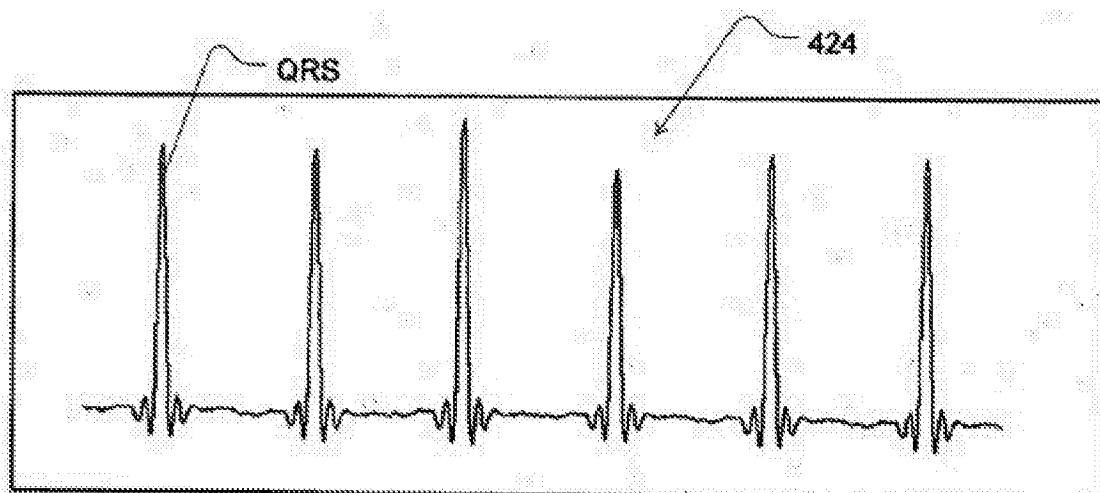


图4

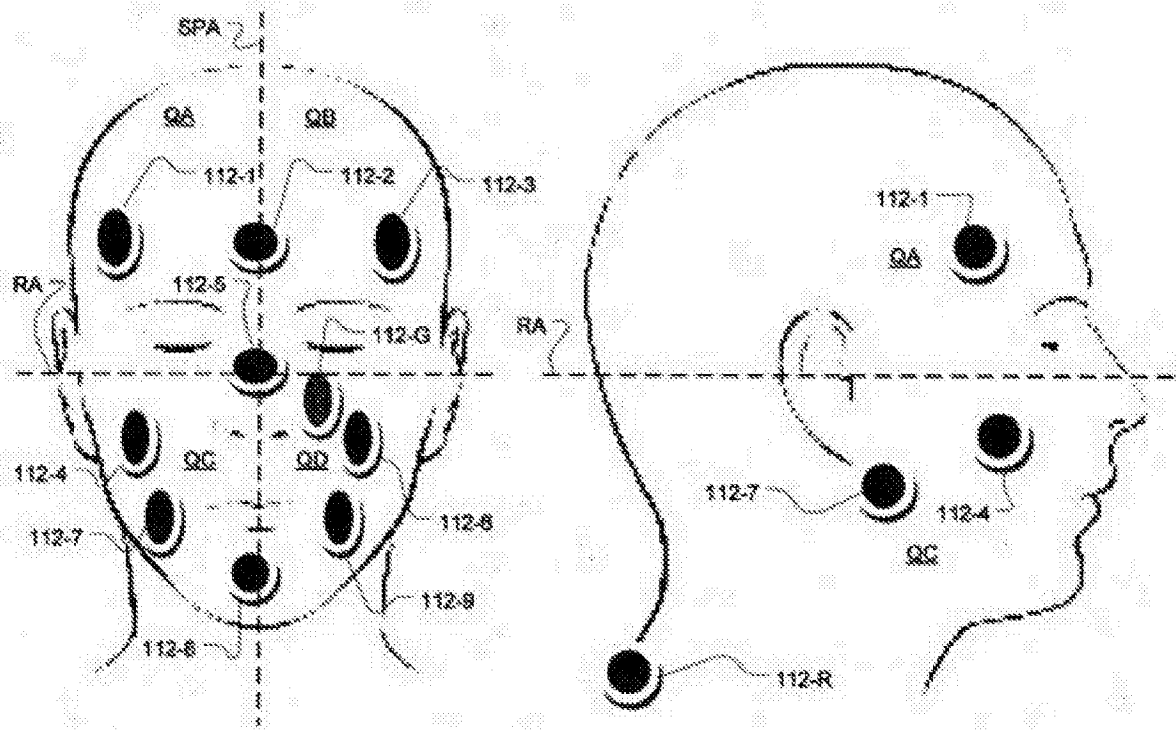


图5

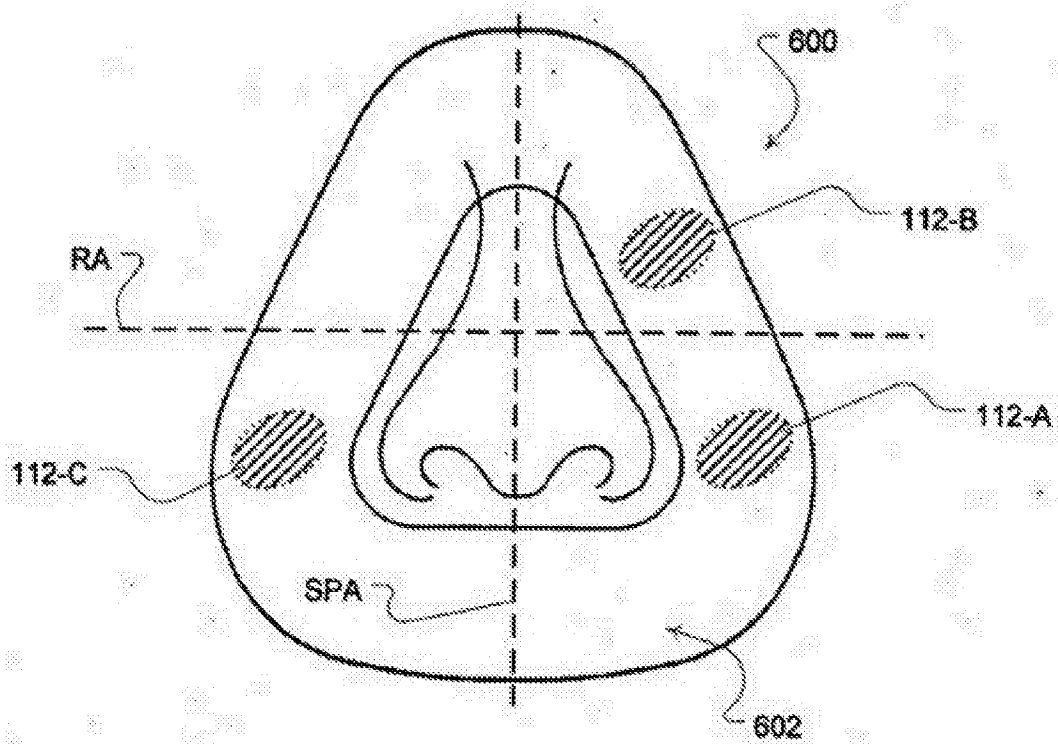


图6

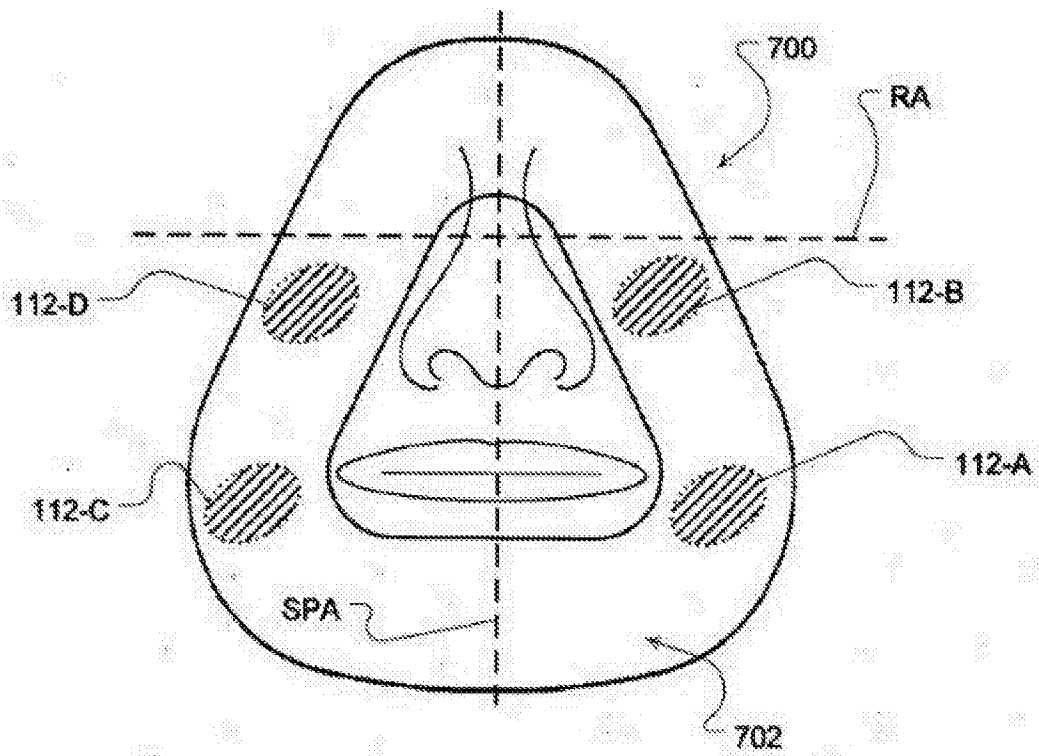


图7

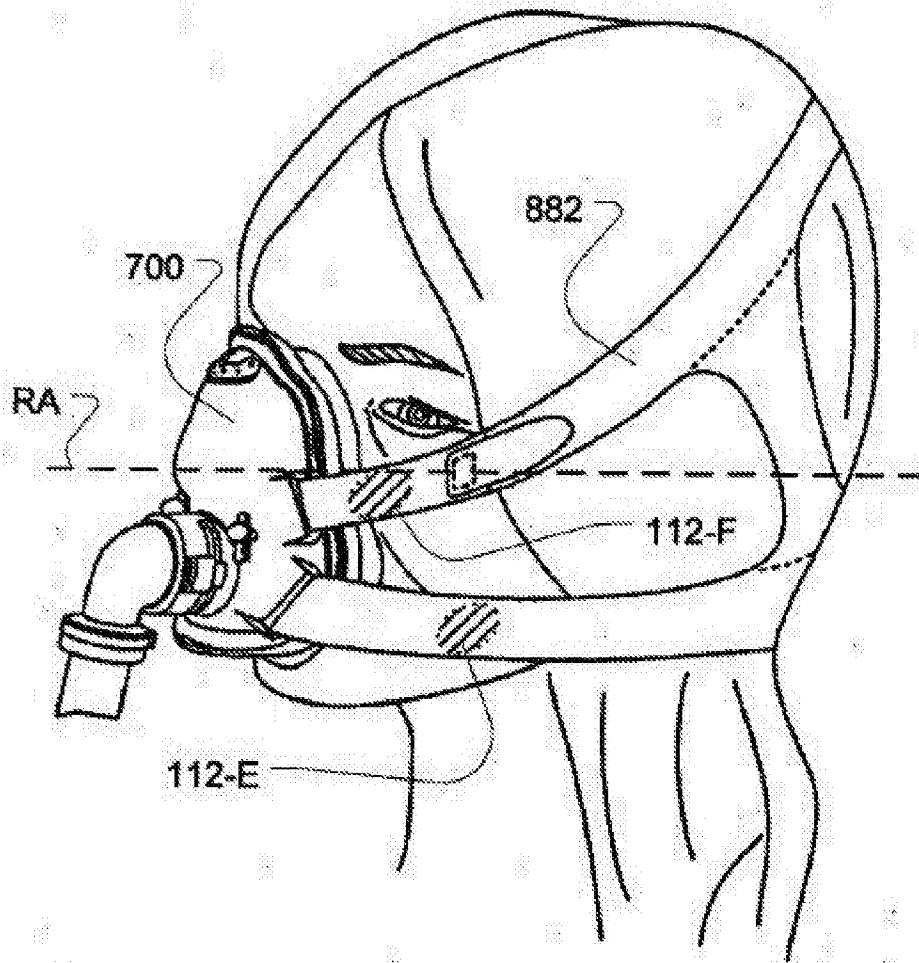


图8

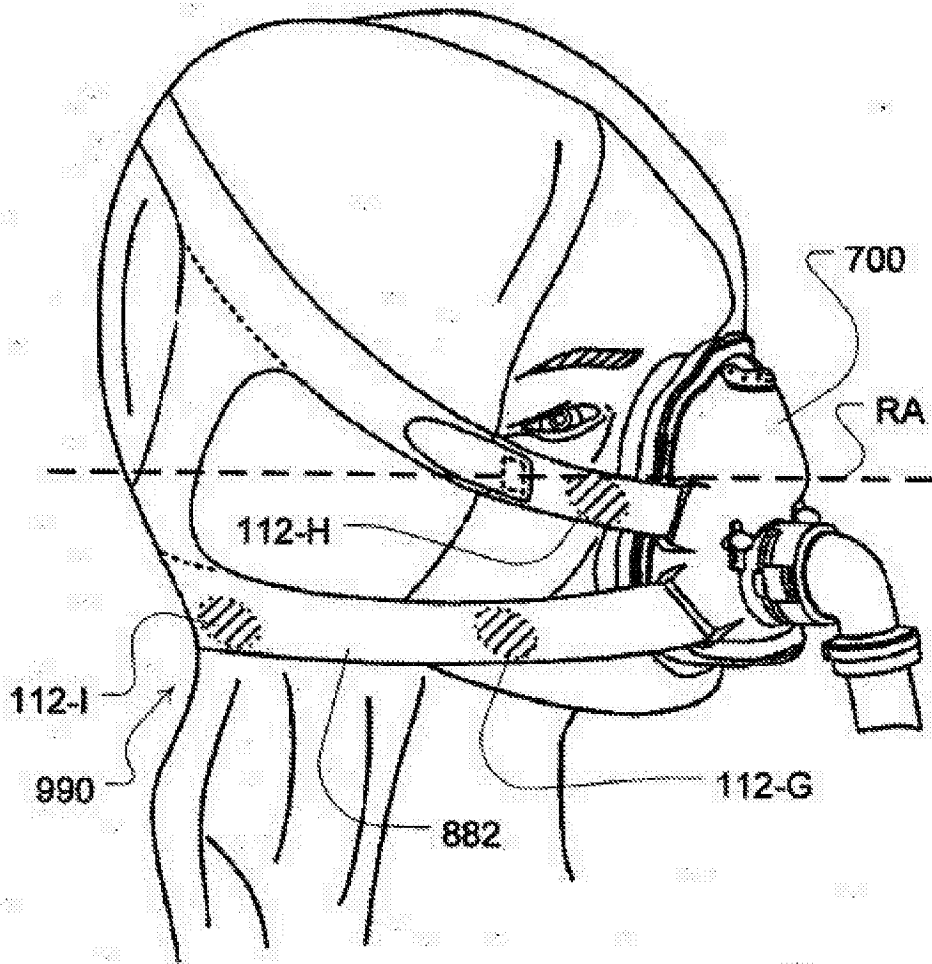


图9

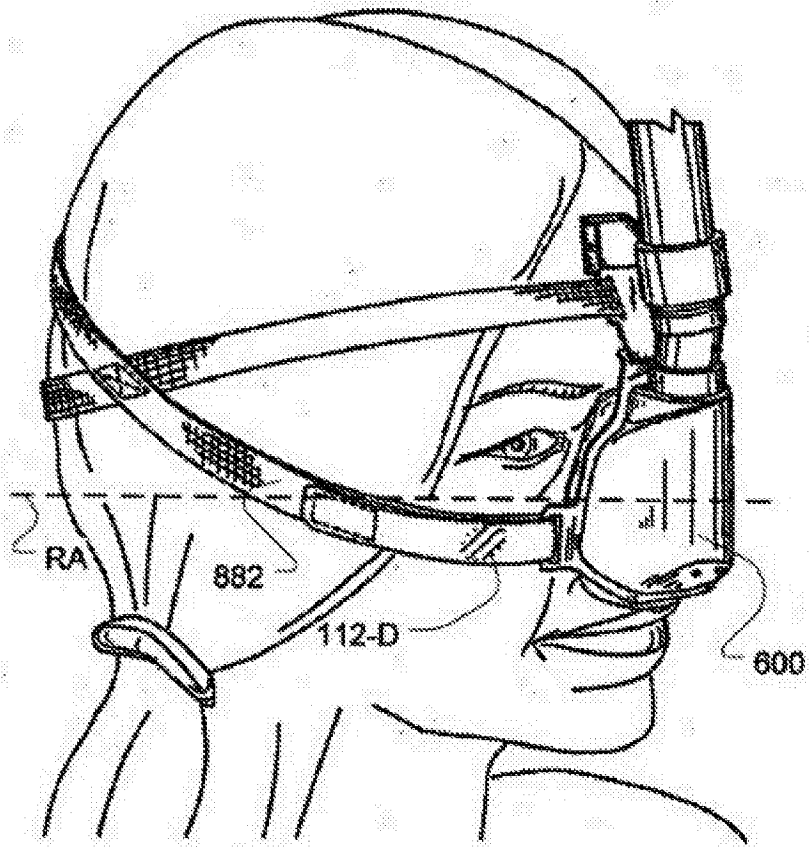


图10

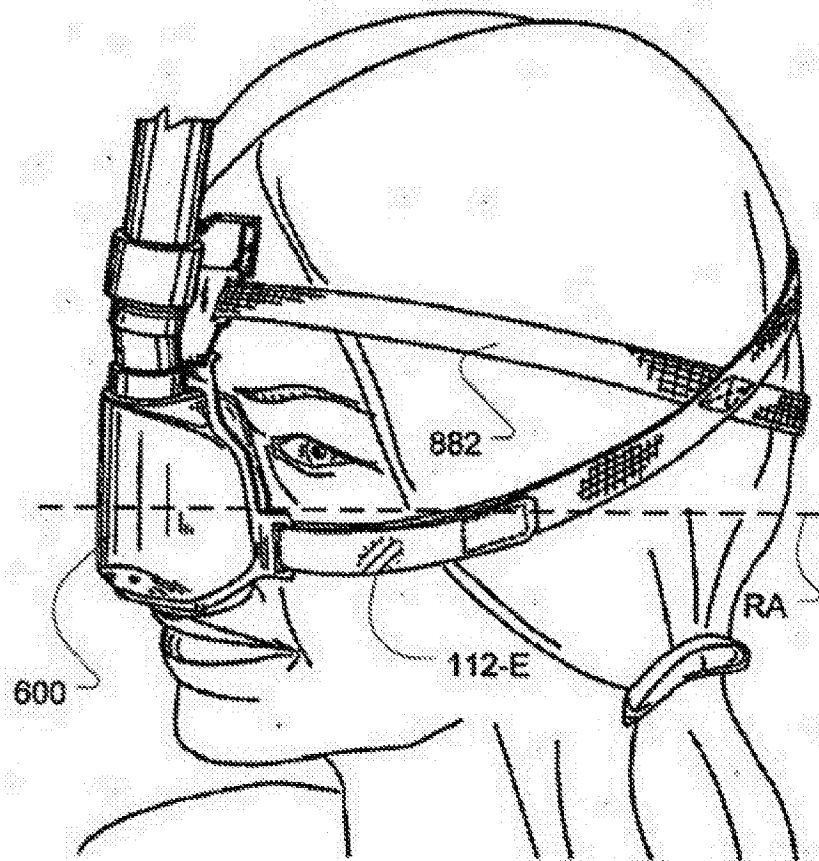


图11

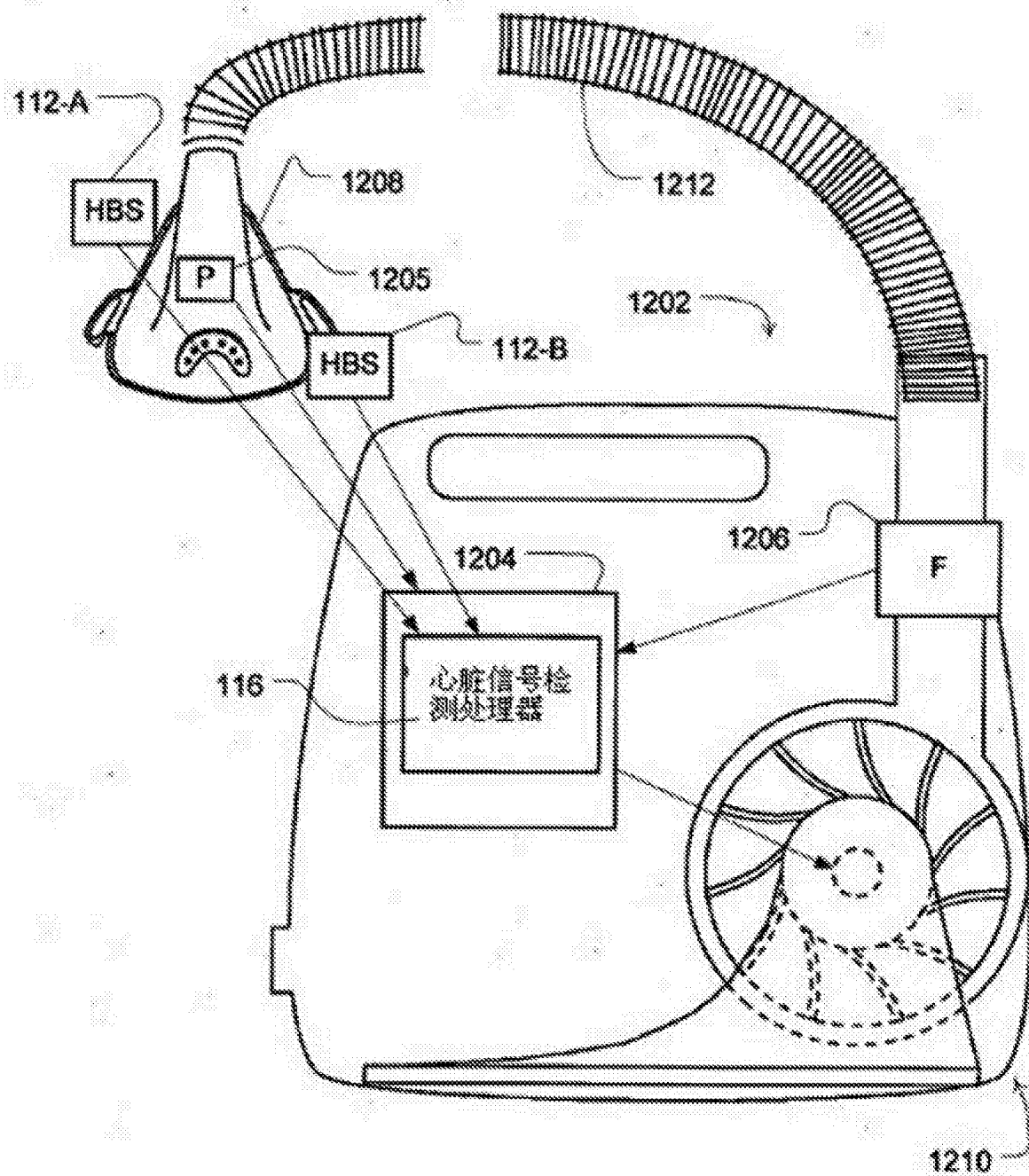


图 12

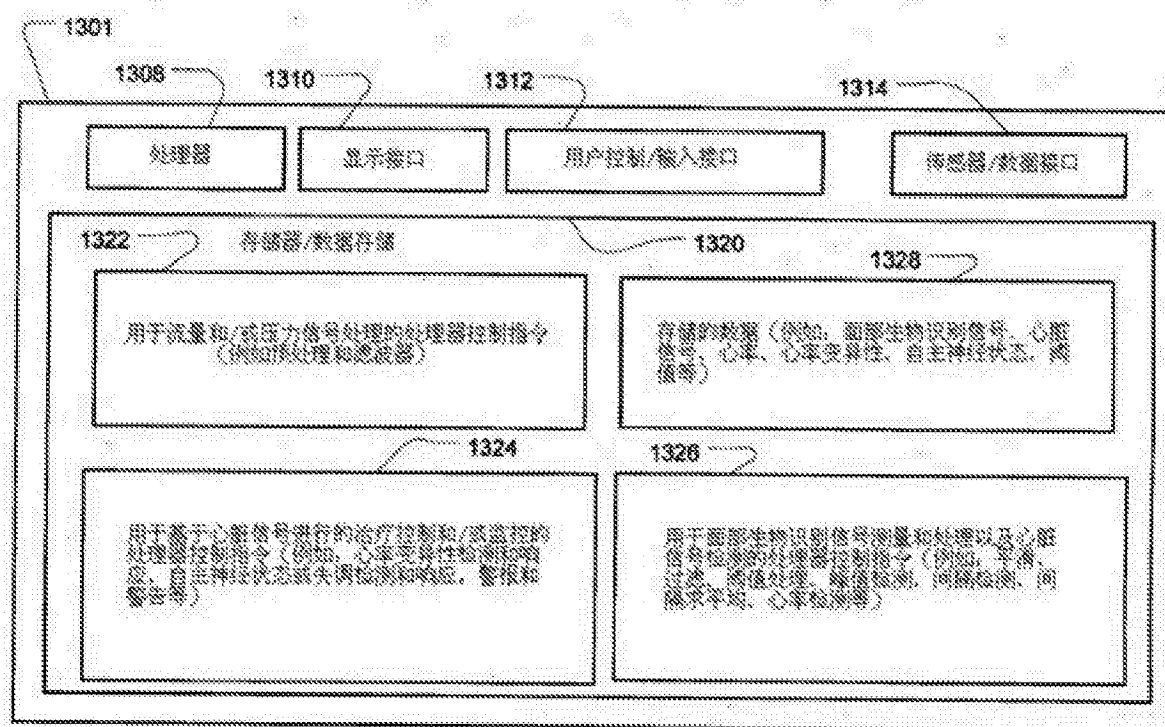


图13