

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/05 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580032171.1

[43] 公开日 2008 年 2 月 20 日

[11] 公开号 CN 101128150A

[22] 申请日 2005.7.21

[21] 申请号 200580032171.1

[30] 优先权

[32] 2004.7.23 [33] US [31] 60/590,508

[86] 国际申请 PCT/IL2005/000778 2005.7.21

[87] 国际公布 WO2006/008745 英 2006.1.26

[85] 进入国家阶段日期 2007.3.23

[71] 申请人 以康源有限公司

地址 以色列洛德

[72] 发明人 本亚明·加维什 约拉姆·多隆

[74] 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

代理人 顾晋伟 刘继富

权利要求书 20 页 说明书 30 页 附图 6 页

[54] 发明名称

使用非接触式麦克风进行呼吸型式测定的装置和方法

[57] 摘要

本文提供了一种用于分析对象(20)的呼吸的方法。使用非接触式麦克风(22)，产生表示呼吸的气流声音的原始信号。分析该原始信号以测定第一组的一个或多个呼吸参数。将算法应用于第一组参数以导出通常在原始信号中不能直接检测的第二组的一个或多个估计呼吸参数。还描述了其它的实施方案。



1. 一种用于分析对象呼吸的方法，该方法包括：
使用非接触式麦克风，产生表示呼吸气流声音的原始信号；
分析该原始信号以测定第一组的一个或多个呼吸参数；和
将算法应用于第一组的参数，以导出通常在原始信号中不能直接检测的第二组的一个或多个估计呼吸参数。

2. 权利要求1的方法，其中应用算法包括将第二组的一个或多个估计的参数设置成等于第一组的一个或多个参数的唯象函数。

3. 权利要求1的方法，其中第一组参数包括呼吸的呼吸幅度测量值，并且其中分析原始信号包括整合呼吸的呼吸气流声音以测定呼吸幅度测量值。

4. 权利要求1的方法，
其中第一组参数包括呼吸的呼吸幅度测量值，
其中第二组参数选自：对象的通气测量值和对象的呼吸不规则性测量值，和

其中应用算法包括将算法应用于呼吸幅度测量值以导出所选的第二组参数。

5. 权利要求1的方法，包括分析第一和第二组参数中的至少一个以导出对象的至少一个另外的呼吸相关参数，所述的呼吸相关参数选自：呼吸幅度、对象气流的几何特性、表示缩唇呼吸的气流的特征、表示放松呼吸的呼吸的特征、表示对象的肺的被动弹性回缩的呼吸的特征、用力呼吸的特征和期间对象的肺经历功能变化的呼吸的特征。

6. 权利要求1的方法，包括引导对象以多个至少部分地响应于第二组参数测定的呼吸阶段进行呼吸。

7. 权利要求6的方法，其中引导对象进行呼吸包括通过引导对象以多个呼吸阶段进行呼吸来治疗对象的失眠。

8. 权利要求1的方法，其中非接触式麦克风包括消费性电子装置的非接触式麦克风，所述消费性电子装置能够发挥至少一种不是便于分析对象呼吸的功能，并且其中产生原始信号包括使用该非接触式麦

克风。

9. 权利要求 1 的方法，其中将非接触式麦克风整合到与对象的呼吸相关气流流体相通的医疗设备中，并且其中产生原始信号包括使用该整合的非接触式麦克风。

10. 权利要求 9 的方法，其中医疗设备包括药物吸入器，并且其中产生原始信号包括使用整合到药物吸入器中的非接触式麦克风。

11. 权利要求 1 的方法，其中分析原始信号包括从原始信号导出呼气流声音信号，并分析该呼气流声音信号以测定第一组参数。

12. 权利要求 11 的方法，包括产生指示是否已检测到呼吸的对于对象的实时指示。

13. 权利要求 11 的方法，其中第一组参数包括对象的主动呼气时间和呼吸期，并且其中分析呼气流声音信号包括分析呼气流声音信号以测定主动呼气时间和呼吸期。

14. 权利要求 13 的方法，其中第二组参数包括呼吸的非呼气部分的幅度，并且其中应用算法包括应用算法以导出呼吸的非呼气部分的幅度。

15. 权利要求 13 的方法，其中第二组参数包括对象的吸气时间，并且其中应用算法包括应用算法以导出吸气时间。

16. 权利要求 15 的方法，其中应用算法以导出吸气时间包括：

测定呼吸期和主动呼气时间的差异是否大于或等于主动呼气时间的第一函数；

响应于肯定测定，将吸气时间设置成等于所述差异的第二函数；
和

响应于否定测定，将吸气时间设置成等于主动呼气时间的第三函数。

17. 权利要求 16 的方法，其中测定包括测定呼吸期和主动呼气时间之间的差异是否大于或等于主动呼气时间。

18. 权利要求 16 的方法，其中响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20% 内的值。

19. 权利要求 18 的方法，其中响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 10 % 内的值。

20. 权利要求 16 的方法，其中第二函数包括所述差异和唯象常数的函数，并且其中响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异和唯象常数的第二函数。

21. 权利要求 20 的方法，其中响应于肯定测定进行设置包括至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

22. 权利要求 16 的方法，其中响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20 % 内的值。

23. 权利要求 22 的方法，其中响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 10 % 内的值。

24. 权利要求 16 的方法，其中第三函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数，并且其中响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动吸气时间和唯象常数的第三函数。

25. 权利要求 24 的方法，其中响应于否定测定进行设置包括至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

26. 权利要求 15 的方法，其中应用算法以导出吸气时间包括将吸气时间设置成等于呼吸期和主动呼气时间之间差异的函数。

27. 权利要求 26 的方法，其中设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20 % 内的值。

28. 权利要求 27 的方法，其中设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 10 % 内的值。

29. 权利要求 26 的方法，其中所述函数包括所述差异和唯象常数的函数，并且其中设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于所述差异和唯象常数的函数。

30. 权利要求 29 的方法，其中设置吸气时间包括至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

31. 权利要求 15 的方法，其中应用算法以导出吸气时间包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间的函数。

32. 权利要求 31 的方法，其中设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20 % 内的值。

33. 权利要求 32 的方法，其中设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 10 % 内的值。

34. 权利要求 31 的方法，其中所述函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数，并且其中设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间和唯象常数的函数。

35. 权利要求 34 的方法，其中设置吸气时间包括至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

36. 权利要求 15 的方法，包括分析所导出的吸气时间以测定吸气时间期间的呼吸幅度。

37. 权利要求 11 的方法，其中导出呼气流信号包括：

将原始信号数字化以产生数字信号；

对数字信号进行谱分析以产生频谱；和

过滤所述频谱以消除与呼气流声音相关的频率范围以外的频率。

38. 权利要求 37 的方法，其中过滤所述频谱包括将所述范围设置在第一频率和第二频率之间，所述第一频率在 30 到 50Hz 之间，所述第二频率在 100 到 200Hz 之间。

39. 权利要求 37 的方法，其中过滤所述频谱包括：

引导对象以多个交替吸气和呼气的呼吸阶段进行呼吸；

使用非接触式麦克风，在呼吸阶段期间产生表示呼吸气流声音的原始校准信号；

将原始校准信号数字化以产生数字校准信号，并对数字校准信号进行谱分析以产生吸气频谱和呼气频谱；

从呼气频谱中减去吸气频谱以得到净频谱；

通过分析净频谱测定第一频率和第二频率；和

将所述范围设置在第一和第二频率之间。

40. 权利要求 39 的方法，其中测定第一和第二频率包括：

设置第一频率使得频率小于第一频率的净频谱第一部分下的面积小于净频谱下的总面积的第一百分率；和

设置第二频率使得频率大于第二频率的净频谱第二部分下的面积小于净频谱下的总面积的第二百分率。

41. 权利要求 11 的方法，其中从原始信号导出呼气流声音信号包括过滤原始信号以消除与呼气流声音相关的频率范围以外的频率。

42. 权利要求 41 的方法，其中过滤原始信号包括将所述范围设置在第一频率和第二频率之间，所述第一频率在 30 到 50Hz 之间，所述第二频率在 100 到 200Hz 之间。

43. 权利要求 11 的方法，其中分析原始信号包括设置检测阈，并且其中导出呼气流声音信号包括将信号强度大于检测阈的部分原始信号解释为呼气流声音信号。

44. 权利要求 43 的方法，其中设置检测阈包括将检测阈设置在足以减少与功能呼吸无关的原始信号中的漂移峰的水平。

45. 权利要求 43 的方法，其中设置检测阈包括：

将原始信号数字化以产生在各个时间点具有流动值的数字信号，并在一段时间内缓冲数字信号的流动值；

将缓冲的流动值转换成具有多个组别的直方图；

将具有最大点数的组别中的一个指定为最大组别；

在最大组别的相反两侧选择两个组别；

将噪音带宽度设置成等于两个组别之间的流动间隔；和

响应于最大组别的流动值和噪音带的宽度设置检测阈。

46. 权利要求 45 的方法，其中设置检测阈包括将检测阈设置成等于最大组别的流动值加上常数和噪音带宽度的乘积。

47. 权利要求 1 的方法，包括通过分析选自第一组参数和第二组估计参数的至少一个参数来检测睡眠障碍性呼吸。

48. 权利要求 47 的方法，其中睡眠障碍性呼吸包括与呼吸暂停相关的呼吸，并且其中检测睡眠障碍性呼吸包括检测呼吸暂停。

49. 权利要求 47 的方法，其中睡眠障碍性呼吸包括与婴儿猝死综合征（SIDS）相关的呼吸，并且其中检测睡眠障碍性呼吸包括检测 SIDS。

50. 一种用于分析对象呼吸的方法，该方法包括：

产生表示呼吸气流声音的信号；

引导对象以多个呼吸阶段进行呼吸；

分析所引导的呼吸阶段中的信号，并响应于该分析确定一个或多个过滤参数；和

使用具有所确定参数的滤波器从信号中过滤背景噪音。

51. 权利要求 50 的方法，其中产生信号包括使用非接触式麦克风产生信号。

52. 权利要求 50 的方法，其中一个或多个过滤参数包括信噪比，并且其中确定一个或多个参数包括确定信噪比。

53. 权利要求 50 的方法，其中引导对象包括引导对象以多个吸气和呼气的呼吸阶段进行呼吸。

54. 权利要求 53 的方法，其中引导对象包括引导对象以吸气、屏住呼吸和屏住呼吸的呼吸阶段进行呼吸。

55. 权利要求 53 的方法，其中确定一个或多个过滤参数包括：

测定背景噪音加吸入气流声音和背景噪音加呼出气流声音的信号特征；

响应于信号特征，测定净背景噪音；和

响应于净背景噪音，确定一个或多个过滤参数。

56. 权利要求 53 的方法，

其中一个或多个过滤参数包括第一频率和第二频率，

其中分析信号包括：

将信号数字化以产生数字信号，并对数字信号进行谱分析以产生吸气频谱和呼气频谱，

从呼气频谱中减去吸气频谱得到净频谱，和

通过分析所述净频谱测定第一和第二频率；和

其中过滤背景噪音包括消除第一和第二频率所确定的频率范围以外的频率。

57. 权利要求 56 的方法，其中测定第一和第二频率包括：

设置第一频率使得频率小于第一频率的净频谱第一部分下的面积小于净频谱下的总面积的第一百分率；和

设置第二频率使得频率大于第二频率的净频谱第二部分下的面积小于净频谱下的总面积的第二百分率。

58. 一种改变对象的自然产生的多阶段生物节律活动的方法，该方法包括：

检测表示多阶段生物节律活动的信号；

分析该信号以测定一个或多个过滤参数；

使用具有所述参数的滤器从信号中过滤背景噪音；

至少部分地响应于过滤的信号，测定有效改变对象生物节律活动的至少个一方面的刺激输入；和

向对象提供刺激输入。

59. 权利要求 58 的方法，其中过滤背景噪音包括频率过滤所述信号。

60. 权利要求 58 的方法，其中过滤背景噪音包括对信号进行非频谱分析，以根据一个或多个变量对信号进行分类。

61. 权利要求 58 的方法，其中背景噪音表示不同于多阶段生物节律活动的次级生物节律活动，并且其中从信号中过滤背景噪音包括从信号中过滤次级生物节律活动相关的背景噪音。

62. 权利要求 58 的方法，其中多阶段生物节律活动包括对象的呼吸，并且其中检测信号包括检测表示呼吸的信号。

63. 权利要求 62 的方法，其中背景噪音包括信号的心跳相关成分，并且其中从信号中过滤背景噪音包括从信号中过滤心跳相关成分。

64. 权利要求 58 的方法，其中过滤背景噪音包括对信号进行谱分析以产生频谱。

65. 权利要求 64 的方法，其中进行谱分析包括频率过滤所述频谱。

66. 权利要求 58 的方法，其中过滤背景噪音包括从信号中除去非频率相关的噪音。

67. 权利要求 66 的方法，其中非频率相关的噪音包括信号的心跳相关成分，并且其中除去非频率相关的噪音包括从信号中除去信号的心跳相关成分。

68. 一种用于分析对象呼吸的方法，该方法包括：

测定对象的主动呼气时间和呼吸期；

测定呼吸期和主动呼气时间的差异是否大于或等于主动呼气时间的第一函数；

响应于肯定测定，估计对象的吸气时间等于所述差异的第二函数；
和

响应于否定测定，估计吸气时间等于主动呼气时间的第三函数。

69. 权利要求 68 的方法，其中测定主动呼气时间和呼吸期包括：

产生表示呼吸气流声音的原始信号；

分析该原始信号以从原始信号导出呼气流声音信号；和

分析呼气流声音信号以测定主动呼气时间和呼吸期。

70. 权利要求 68 的方法，其中测定包括测定呼吸期和主动呼气时间之间的差异是否大于或等于主动呼气时间。

71. 权利要求 68 的方法，其中响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20 % 内的值。

72. 权利要求 71 的方法，其中响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 10 % 内的值。

73. 权利要求 68 的方法，其中第二函数包括所述差异和唯象常数的函数，并且其中响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异和唯象常数的第二函数。

74. 权利要求 73 的方法，其中响应于肯定测定进行设置包括至少部分地响应于至少一个呼吸参数来测定唯象常数。

75. 权利要求 68 的方法，其中响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20 % 内的值。

76. 权利要求 75 的方法, 其中响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 10% 内的值。

77. 权利要求 68 的方法, 其中第三函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数, 并且其中响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间和唯象常数的第三函数。

78. 权利要求 77 的方法, 其中响应于否定测定进行设置包括至少部分地响应于至少一个呼吸参数来测定唯象常数。

79. 一种用于分析对象呼吸的方法, 该方法包括:

产生表示呼吸气流声音的原始信号;

通过以下步骤确定检测阈:

将原始信号数字化以产生在各个时间点具有流动值的数字信号, 并在一段时间内缓冲数字信号的流动值,

将缓冲的流动值转换成具有多个组别的直方图,

将具有最大点数的组别中的一个指定为最大组别,

在最大组别的相反两侧选择两个组别,

将噪音带宽度设置成等于两个组别之间的流动间隔, 和

响应于最大组别的流动值和噪音带的宽度设置检测阈; 和

通过将信号强度大于检测阈的部分原始信号解释为呼气流声音信号而从原始信号导出呼气流声音信号。

80. 权利要求 79 的方法, 其中设置检测阈包括将检测阈设置成等于最大组别的流动值加上常数和噪音带宽度的乘积。

81. 一种方法, 其包括:

使用整合到通气机内的非接触式麦克风, 产生表示对象的呼吸气流声音的信号; 和

分析信号以检测对象的主动呼气。

82. 权利要求 81 的方法, 包括分析主动呼气以测定通气机是否适当地运行。

83. 权利要求 81 的方法, 其中分析信号包括分析信号的低频率成分以检测主动呼吸。

84. 权利要求 81 的方法，其中产生信号包括在对象断开通气期间产生信号。

85. 一种方法，其包括：

使用整合到药物吸入器内的非接触式麦克风，产生表示对象的呼吸气流声音的信号；和

分析信号以检测对象的主动呼气。

86. 权利要求 85 的方法，包括引导对象以多个至少部分地响应于所检测到的主动呼气而测定的呼吸阶段进行呼吸。

87. 权利要求 85 的方法，其中分析信号包括分析信号的低频率成分以检测主动呼吸。

88. 一种方法，其包括：

选择患有失眠症的对象；

使用非接触式麦克风，产生表示对象的呼吸气流声音的信号；

分析信号以检测对象的主动呼气；和

通过引导对象以多个至少部分地响应于所检测到的主动呼气而测定的呼吸阶段进行呼吸来治疗失眠。

89. 一种用于分析对象呼吸的装置，其包括：

非接触式麦克风，用于产生代表呼吸气流声音的原始信号；和
控制单元，用于：

分析原始信号以测定第一组的一个或多个呼吸参数，和

将算法应用于第一组参数以导出通常在原始信号中不能直接检测的第二组的一个或多个估计呼吸参数。

90. 权利要求 89 的装置，其中控制单元用于将第二组的一个或多个估计参数设置成等于第一组的一个或多个参数的唯象函数。

91. 权利要求 89 的装置，其中第一组参数包括呼吸的呼吸幅度测量值，并且其中控制单元用于通过整合呼吸的呼吸气流声音来分析原始信号以确定呼吸幅度测量值。

92. 权利要求 89 的装置，

其中第一组参数包括呼吸的呼吸幅度测量值，

其中第二组参数选自：对象的通气测量值和对象的呼吸不规则性测量值，和

其中控制单元用于将算法应用于呼吸幅度测量值以导出所选的第二组参数。

93. 权利要求 89 的装置，其中控制单元用于分析第一和第二组参数中的至少一个以导出对象的至少一个另外的呼吸相关参数，所述的呼吸相关参数选自：呼吸幅度、对象气流的几何特性、表示缩唇呼吸的气流的特征、表示放松呼吸的呼吸的特征、表示对象的肺的被动弹性回缩的呼吸的特征、用力呼吸的特征和期间对象的肺经历功能变化的呼吸的特征。

94. 权利要求 89 的装置，包括输出发生器，其中控制单元用于驱动输出发生器以引导对象以多个至少部分地响应于第二组参数而测定的呼吸阶段进行呼吸。

95. 权利要求 89 的装置，其中非接触式麦克风包括消费性电子装置的非接触式麦克风，所述消费性电子装置能够发挥至少一种不是便于分析对象呼吸的功能。

96. 权利要求 89 的装置，其中将非接触式麦克风整合到与对象的呼吸相关气流流体相通的医疗设备中。

97. 权利要求 96 的装置，其中所述医疗设备包括药物吸入器。

98. 权利要求 89 的装置，其中控制单元用于从原始信号导出呼气流声音信号并用于分析呼气流声音信号以测定第一组参数。

99. 权利要求 98 的装置，包含输出发生器，其中控制单元用于驱动输出发生器以产生指示是否已检测到呼气的对于对象的实时指示。

100. 权利要求 98 的装置，其中第一组参数包括对象的主动呼气时间和呼吸期，并且其中控制单元用于分析呼气流声音信号以测定主动呼气时间和呼吸期。

101. 权利要求 100 的装置，其中第二组参数包括呼吸的非呼气部分的幅度，并且其中控制单元用于应用算法以导出呼吸的非呼气部分的幅度。

102. 权利要求 100 的装置,其中第二组参数包括对象的吸气时间,并且其中控制单元用于应用算法以导出吸气时间。

103. 权利要求 102 的装置,其中控制单元用于通过以下步骤应用算法以导出吸气时间:

测定呼吸期和主动呼气时间的差异是否大于或等于主动呼气时间的第一函数;

响应于肯定测定,将吸气时间设置成等于所述差异的第二函数;
和

响应于否定测定,将吸气时间设置成等于主动呼气时间的第三函数。

104. 权利要求 103 的装置,其中控制单元用于测定呼吸期和主动呼气时间之间的差异是否大于或等于主动呼气时间。

105. 权利要求 103 的装置,其中控制单元用于,响应于肯定测定,将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20% 内的值。

106. 权利要求 105 的装置,其中控制单元用于,响应于肯定测定,将吸气时间设置成等于所述差异加或减 10% 内的值。

107. 权利要求 103 的装置,其中第二函数包括所述差异和唯象常数的函数,并且其中控制单元用于,响应于肯定测定,将吸气时间设置成等于所述差异和唯象常数的第二函数。

108. 权利要求 107 的装置,其中控制单元用于至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

109. 权利要求 103 的装置,其中控制单元用于,响应于否定测定,将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20% 内的值。

110. 权利要求 109 的装置,其中控制单元用于,响应于否定测定,将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 10% 内的值。

111. 权利要求 103 的装置,其中第三函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数,并且其中控制单元用于,响应于否定测定,将吸气时间设置成等于主动吸气时间和唯象常数的第三函数。

112. 权利要求 111 的装置,其中控制单元用于至少部分地响应于

第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

113. 权利要求 102 的装置，其中控制单元用于通过将吸气时间设置成等于呼吸期和主动呼气时间之间差异的函数来导出吸气时间。

114. 权利要求 113 的装置，其中控制单元用于将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20 % 内的值。

115. 权利要求 114 的装置，其中控制单元用于将吸气时间设置成等于所述差异加或减 10 % 内的值。

116. 权利要求 113 的装置，其中所述函数包括所述差异和唯象常数的函数，并且其中控制单元用于将吸气时间设置成等于所述差异和唯象常数的函数

117. 权利要求 116 的装置，其中控制单元用于至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

118. 权利要求 102 的装置，其中控制单元用于通过将吸气时间设置成等于主动呼气时间的函数来导出吸气时间。

119. 权利要求 118 的装置，其中控制单元用于将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20 % 内的值。

120. 权利要求 119 的装置，其中控制单元用于将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 10 % 内的值。

121. 权利要求 118 的装置，其中所述函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数，并且其中控制单元用于将吸气时间设置成等于主动呼气时间和唯象常数的函数。

122. 权利要求 121 的装置，其中控制单元用于至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

123. 权利要求 102 的装置，其中控制单元用于分析导出的吸气时间以测定吸气时间期间的呼吸幅度。

124. 权利要求 98 的装置，其中控制单元用于通过将原始信号数字化以产生数字信号、对数字信号进行谱分析以产生频谱和过滤所述频谱以消除与呼气流声音相关的频率范围以外的频率来导出呼气流信号。

125. 权利要求 124 的装置, 其中控制单元用于通过将所述范围设置在第一频率和第二频率之间来过滤所述频谱, 所述第一频率在 30 到 50Hz 之间, 所述第二频率在 100 到 200Hz 之间。

126. 权利要求 124 的装置, 包括输出发生器,

其中控制单元用于驱动输出发生器以引导对象以多个交替吸气和呼气的呼吸阶段进行呼吸,

其中非接触式麦克风用于产生表示呼吸阶段中呼吸气流声音的原始校准信号, 和

其中控制单元用于通过以下步骤过滤所述频谱:

将原始校准信号数字化以产生数字化校准信号, 并对数字校准信号进行谱分析以产生吸气频谱和呼气频谱,

从呼气频谱中减去吸气频谱得到净频谱,

通过分析所述净频谱测定第一频率和第二频率, 和

将所述范围设置在第一和第二频率之间。

127. 权利要求 126 的装置, 其中控制单元用于通过以下步骤测定第一和第二频率:

设置第一频率使得频率小于第一频率的净频谱第一部分下的面积小于净频谱下的总面积的第一百分率, 和

设置第二频率使得频率大于第二频率的净频谱第二部分下的面积小于净频谱下的总面积的第二百分率。

128. 权利要求 98 的装置, 其中控制单元用于通过过滤原始信号以消除与呼气流声音相关的频率范围以外的频率来从原始信号导出呼气流声音信号。

129. 权利要求 128 的装置, 其中控制单元用于通过将所述范围设置在第一频率和第二频率之间来过滤原始信号, 所述第一频率在 30 到 50Hz 之间, 所述第二频率在 100 到 200Hz 之间。

130. 权利要求 98 的装置, 其中控制单元用于通过设置检测阈来分析原始信号, 并且用于通过将信号强度大于检测阈的部分原始信号解释为呼气流声音信号来导出呼气流声音信号。

131. 权利要求 130 的装置，其中控制单元用于将检测阈设置在足以减少与功能呼吸无关的原始信号中的漂移峰的水平。

132. 权利要求 130 的装置，其中控制单元包括存储器，并且其中控制单元用于通过以下步骤设置检测阈：

将原始信号数字化以产生在各个时间点具有流动值的数字信号，并在存储器内用一段时间缓冲数字信号的流动值，

将缓冲的流动值转换成具有多个组别的直方图，

将具有最大点数的组别中的一个指定为最大组别，

在最大组别的相反两侧选择两个组别，

将噪音带宽度设置成等于两个组别之间的流动间隔，和

响应于最大组别的流动值和噪音带的宽度设置检测阈。

133. 权利要求 132 的装置，其中控制单元用于将检测阈设置成等于最大组别的流动值加上常数和噪音带宽度的乘积。

134. 权利要求 89 的装置，其中控制单元用于通过分析至少一个选自第一组参数和第二组估计参数的参数来检测睡眠障碍性呼吸。

135. 权利要求 134 的装置，其中睡眠障碍性呼吸包括与呼吸暂停相关的呼吸，并且其中控制单元用于检测呼吸暂停。

136. 权利要求 134 的装置，其中睡眠障碍性呼吸包括与婴儿猝死综合征（SIDS）相关的呼吸，并且其中控制单元用于检测 SIDS。

137. 一种用于分析对象呼吸的装置，其包括：

麦克风，用于产生代表呼吸气流声音的信号；

输出发生器；和

控制单元，用于：

驱动输出发生器以引导对象以多个呼吸阶段进行呼吸，

分析所引导的呼吸阶段中的信号，并响应于该分析确定一个或多个过滤参数，和

使用具有所确定参数的滤器从信号中过滤背景噪音。

138. 权利要求 137 的装置，其中麦克风包括非接触式麦克风。

139. 权利要求 137 的装置，其中一个或多个过滤参数包括信噪比，

并且其中控制单元用于确定信噪比。

140. 权利要求 137 的装置, 其中控制单元用于驱动输出发生器以引导对象以多个吸气和呼气的呼吸阶段进行呼吸。

141. 权利要求 140 的装置, 其中控制单元用于驱动输出发生器以引导对象以吸气、呼气 and 屏住呼吸的呼吸阶段进行呼吸。

142. 权利要求 140 的装置, 其中控制单元用于通过以下步骤确定一个或多个过滤参数:

测定背景噪音加吸入气流声音和背景噪音加呼出气流声音的信号特征;

响应于信号特征, 测定净背景噪音; 和

响应于净背景噪音, 确定一个或多个过滤参数。

143. 权利要求 140 的装置,

其中一个或多个过滤参数包括第一频率和第二频率;

其中控制单元用于通过以下步骤分析信号:

将信号数字化以产生数字信号, 并对数字信号进行谱分析以产生吸气频谱和呼气频谱,

从呼气频谱中减去吸气频谱得到净频谱, 和

通过分析净频谱测定第一频率和第二频率; 和

其中控制单元用于通过消除由第一和第二频率所确定的频率范围以外的频率来过滤背景噪音。

144. 权利要求 143 的装置, 其中控制单元用于通过以下步骤测定第一和第二频率:

设置第一频率使得频率小于第一频率的净频谱第一部分下的面积小于净频谱下的总面积的第一百分率, 和

设置第二频率使得频率大于第二频率的净频谱第二部分下的面积小于净频谱下的总面积的第二百分率。

145. 一种用于改变对象自然产生的多阶段生物节律活动的装置, 该装置包括:

传感器, 用于检测表示多阶段生物节律活动的信号;

控制单元，用于：

分析信号以测定一个或多个过滤参数，
使用具有所述参数的滤器从信号中过滤背景噪音，和
至少部分地响应于过滤的信号，测定有效改变对象生物节律
活动的至少一个方面的刺激输入；和
刺激器，用于向对象提供刺激输入。

146. 权利要求 145 的装置，其中控制单元用于通过频率过滤所述信号来过滤背景噪音。

147. 权利要求 145 的装置，其中控制单元用于通过对信号进行非频谱分析以根据一个或多个变量对信号进行分类来过滤背景噪音。

148. 权利要求 145 的装置，其中背景噪音表示不同于多阶段生物节律活动的次级生物节律活动，并且其中控制单元用于从信号中过滤次级生物节律活动相关的背景噪音。

149. 权利要求 145 的装置，其中多阶段生物节律活动包括对象的呼吸，并且其中传感器用于检测表示呼吸的信号。

150. 权利要求 149 的装置，其中背景噪音包括信号的心跳相关成分，并且其中控制单元用于从信号中过滤心跳相关成分。

151. 权利要求 145 的装置，其中控制单元用于通过对信号进行谱分析以产生频谱来过滤背景噪音。

152. 权利要求 151 的装置，其中控制单元用于频率过滤所述频谱。

153. 权利要求 145 的装置，其中控制单元用于通过从信号中除去非频率相关的噪音来过滤背景噪音。

154. 权利要求 153 的装置，其中非频率相关的噪音包括信号的心跳相关成分，并且其中控制单元用于从信号中除去信号的心跳相关成分。

155. 一种分析对象呼吸的装置，该装置包括控制单元，用于：
测定对象的主动呼气时间和呼吸期，
测定呼吸期和主动呼气时间之间的差异是否大于或等于主动呼气时间的第一函数，

响应于肯定测定,估计对象的吸气时间等于所述差异的第二函数;
和

响应于否定测定,估计吸气时间等于主动呼气时间的第三函数。

156. 权利要求 155 的装置,包括传感器,用于产生表示呼吸气流声音的原始信号,其中控制单元用于分析原始信号以从原始信号导出呼气流声音信号,并且分析呼气流声音信号以测定主动呼气时间和呼吸期。

157. 权利要求 155 的装置,其中控制单元用于测定呼吸期和主动呼气时间之间的差异是否大于或等于主动呼气时间。

158. 权利要求 155 的装置,其中控制单元用于,响应于肯定测定,将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20% 内的值。

159. 权利要求 158 的装置,其中控制单元用于,响应于肯定测定,将吸气时间设置成等于所述差异加或减 10% 内的值。

160. 权利要求 155 的装置,其中第二函数包括所述差异和唯象常数的函数,并且其中控制单元用于响应于肯定测定,将吸气时间设置成等于所述差异和唯象常数的第二函数。

161. 权利要求 160 的装置,其中控制单元用于至少部分地响应于至少一个呼吸参数来测定唯象常数。

162. 权利要求 155 的装置,其中控制单元用于,响应于否定测定,将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20% 内的值。

163. 权利要求 162 的装置,其中控制单元用于,响应于否定测定,将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 10% 内的值。

164. 权利要求 155 的装置,其中第三函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数,并且其中控制单元用于,响应于否定测定,将吸气时间设置成等于主动吸气时间和唯象常数的第三函数。

165. 权利要求 164 的装置,其中控制单元用于至少部分地响应于至少一个呼吸参数来测定唯象常数。

166. 一种用于分析对象呼吸的装置,该装置包括:

传感器,用于产生表示呼吸气流声音的原始信号;和

控制单元，用于：

通过以下步骤确定检测阈：

将原始信号数字化以产生在各个时间点具有流动值的数字信号，并在一段时间内缓冲数字信号的流动值，

将缓冲的流动值转换成具有多个组别的直方图，

将具有最大点数的组别中的一个指定为最大组别，

在最大组别的相反两侧选择两个组别，

将噪音带宽度设置成等于两个组别之间的流动间隔，和

响应于最大组别的流动值和噪音带宽度设置检测阈；和

通过将信号强度大于检测阈的部分原始信号解释为呼气流声音信号来从原始信号导出呼气流声音信号。

167. 权利要求 166 的装置，其中控制单元用于将检测阈设置成等于最大组别的流动值加上常数和噪音带宽度的乘积。

168. 一种和通气机一起使用的装置，该装置包括：

非接触式麦克风，用于整合到通气机内，并用于产生表示对象呼吸气流声音的信号；和

控制单元，用于分析信号以检测对象的主动呼气。

169. 权利要求 168 的装置，其中控制单元用于分析主动呼气以测定通气机是否适当地运行。

170. 权利要求 168 的装置，其中控制单元用于分析信号的低频率成分以检测主动呼吸。

171. 一种和药物吸入器一起使用的装置，该装置包括：

非接触式麦克风，用于整合到药物吸入器内，并用于产生表示对象呼吸气流声音的信号；和

控制单元，用于分析信号以检测对象的主动呼气。

172. 权利要求 171 的装置，包括输出发生器，其中控制单元用于驱动输出发生器以引导对象以多个至少部分地响应于所检测到的主动呼吸而测定的呼吸阶段进行呼吸。

173. 权利要求 171 的装置，其中控制单元用于分析信号的低频率

成分以检测主动呼吸。

使用非接触式麦克风进行呼吸型式测定的装置和方法

相关申请的交叉参考

本申请要求 2004 年 7 月 23 日提交的美国临时专利申请 60/590,508 的权益，其被转让给本申请的受让人并通过引用并入本文。

技术领域

本发明一般而言涉及医疗设备，具体而言涉及监测和/或改变使用者生物节律活动的设备。

背景技术

体育锻炼通常包括改变多阶段生物节律活动，例如呼吸。多数心血管疾病，包括充血性心力衰竭（CHF），和肺病，包括慢性阻塞性肺病（COPD）中的呼吸型式显示不规律性。这些不规律性是公知的疾病相关的死亡和病态的标志。典型的不规律性包括 Cheyne-Stokes 呼吸（中枢性呼吸暂停和呼吸过度交替反复发作）、每分钟约一次调节的速率的调幅呼吸（周期性呼吸）、反复叹气和任意幅度和周期的呼吸。呼吸型式不规律性的降低显示健康的改善。临床上，心血管反射的损伤在心血管和心身疾病中也是重要的，所述心血管反射控制血压和血液体积以试图最小化血液向器官供应的波动性。

Gavish 的美国专利 5,076,281、5,800,337 和 6,090,037，通过引用并入本文，描述了通过检测使用者的一个或多个变量来改变生物节律活动的方法和设备。本专利描述了刺激的形成，所述刺激是提供给使用者的，从而以与监测的生物节律活动以预定方式相关的方式改变使用者的生物节律活动。此外，'037 描述了呼吸传感器。

Gavish 的美国专利 5,423,328，通过引用并入本文，描述了用于监测呼吸的应力检测设备，以及尤其是，用于检测和监测呼吸引起的使用者胸部或腹部的周围变化。

Gavish 等的美国专利 6,662,032，通过引用并入本文，描述了促进改善使用者健康的技术，包括用于检测第一个生理变量的第一传感器，

所述第一个生理变量表示使用者的自愿行为；用于检测第二个生理变量的第二传感器，所述第二个生理变量不完全处在使用者的直接自愿控制下；和用于接收来自第一和第二传感器的相应的第一和第二传感器信号的电路并对其响应，以产生引导使用者改变自愿行为参数的输出信号。

Gavish 的美国专利申请公开 2004/0116784，通过引用并入本文，描述了含有传感器的装置，所述传感器用于产生表示该装置的使用者的生物节律活动的传感器信号，该传感器信号具有表示使用者自愿行为的第一特征和表示使用者利益相关的变量的第二特征。

Gavish 的 PCT 公开 WO 04/014226，通过引用并入本文，描述了含有存储器的装置，所述的存储器用于存储一组计算机指令，该存储器用于在其中存储原始形式的多阶段生物节律活动模式和期望形式的多阶段生物节律活动模式指示，其中期望形式的两阶段的持续时间比例不同于原始形式的相应阶段的持续时间比例，并且其中多阶段生物节律活动模式的至少一个阶段对应于对象的多阶段生物节律活动的相应阶段。

Intercure, Inc. (Fort Lee, New Jersey, USA and Lod, Israel) 在市场上出售 RESPeRATE™，这是一种使用了上述专利和专利申请公开中描述的一些技术的设备。这种用于改变生物节律活动的设备包括呼吸信号输入、中央处理单元、存储器、声音合成芯片和耳机输出。

Koppel 等的美国专利 5,734,090，通过引用并入本文，描述了用于检验呼气流量的方法和装置（例如用于检测呼吸中醇的程度），使用标准化呼吸的声速特征作为参照。

Der Ghazarian 等的美国专利 6,726,636，通过引用并入本文，描述了包含将口语表达转换成电子信号的麦克风和将给定的呼吸量转换成电子信号的呼吸测醉仪传感器的语音识别呼吸测醉仪。

Hok 的美国专利 5,509,414，通过引用并入本文，描述了在对象的口和鼻处检测气流的技术，包括将电信号转变成超声波并反之亦然转换器、朝向对象的口和鼻引导超声波并接收返回波的装置和分析由

转换器转变的来自返回超声波的电信号的检测器。

Hok 的美国专利 5,195,528, 通过引用并入本文, 描述了包括至少两条管状空气传送线路的声呼吸检测器, 所述管状空气传送线路具有连接麦克风元件的终端。接近线路的另一个终端的是开口, 在该开口处由于呼吸引起的气流的发生而产生紊乱, 并由此产生声信号。保持元件保护与待监测呼吸功能的患者的口或鼻相关的开口, 并且导流元件, 例如形成为面具状, 将气流导向开口。麦克风元件连接在具有两个电压供应导线和至少一个信号导线的桥路上。该布置被描述为抑制机械和声紊乱的敏感性。

Karakasoglu 等的美国专利 5,797,852, 通过引用并入本文, 描述了睡眠呼吸暂停荧光屏检查和/检测装置, 通过患者用鼻和/或口呼吸并产生出入患者肺的气流以及产生听得见的声音来使用。

Geiger 等的美国专利 6,150,941, 通过引用并入本文, 描述了远距离的 (stand-off)、非侵入式声检测器来监测儿童和婴儿的身体活动和/或呼吸活动。

Gavriely 的美国专利 6,261,238, 其通过引用并入本文, 描述了分析由呼吸系统产生的呼吸音的方法, 该方法包括: 检测由呼吸系统产生的呼吸音; 如果符合给定类型的呼吸音的第一个标准特征, 就暂且将信号识别为由给定类型的呼吸音引起的; 并且如果暂且被识别的信号符合给定类型的呼吸音的第二个标准特征, 就确认所说的识别。

下列专利, 通过引用并入本文, 可以是利益相关的:

Schweizer 的美国专利 4,195,626

Brown 的美国专利 5,678,571

Bro 的美国专利 5,596,994

Knispel 等的美国专利 4,883,067

Yagi 的美国专利 4,798,538

Lichter 等的美国专利 5,827,179

DeVito 的美国专利 6,001,065

Miley 的美国专利 5,921,890

Ishikawa 的美国专利 5,027,686

Schreiber 的美国专利 6,212,135

Fresquez 等的美国专利 4,711,585。

下述文章，通过引用并入本文，可以是利益相关的：

Cooke 等，"Controlled breathing protocols probe human autonomic cardiovascular rhythms," *American Journal of Physiology* 274:H709-H718 (1998)

Pitzalis 等，"Effect of respiratory rate on the relationship between RR interval and systolic blood pressure fluctuations: a frequency-dependent phenomenon," *Cardiovascular Research* 38:332-339 (1998)

Bernardi 等，"Effect of breathing rate on oxygen saturation and exercise performance in chronic heart failure," *The Lancet* 351:1308-1311 (1998)

Mortara 等，"Abnormal awake respiratory patterns are common in chronic heart failure and may prevent evaluation of autonomic tone by measures of heart rate variability," *Circulation* 96:246-252 (1997)

La Rovere 等，"Baroreflex sensitivity and heart-rate variability in prediction of total cardiac mortality after myocardial infarction," *The Lancet* 351 :478-484 (1998)

发明内容

在本发明的一些实施方案中，提供了使用标准的非接触式麦克风测定使用者的一组呼吸型式参数的方法。该方法包括使用麦克风来检测使用者的第一亚组的一个或多个呼吸参数，并将算法应用于第一亚组参数，以导出通常使用麦克风不能直接检测的第二亚组的一个或多个估计呼吸参数。由于不能通过麦克风检测和/或从背景噪音中区分与第二亚组相关的声音，如果有的话，因此第二亚组参数通常不能使用麦克风直接检测。对于一些应用，通过将第二亚组的估计参数设置成等于第一组参数的唯象函数(phenomenological function)应用该算法。

通常，第一亚组参数包括主动呼气时间（即主动呼气的持续时间）和呼吸期（即相继呼吸之间的时间），第二亚组参数包括吸气时间。通常通过检测由呼气流产生的低频率的声音来测定主动呼气时间。该方法使得能够测定至少部分地因为吸气流太安静以至于不能在正常背景噪声条件下检测到而通常使用标准的非接触式麦克风不能直接测得的吸气时间。

在本发明的一些实施方案中，提供了在潜在可变的背景信号噪声存在下改进生物节律信号检测的方法。该方法包括通过引导使用者经过多个生物节律活动阶段来校准一个或多个信号检测参数，和在多个阶段中检测生物节律信号。该信号检测参数通常包括信噪比和/或过滤特征。该信号检测参数用于从检测的生物节律性信号中过滤背景噪音。

在一些实施方案中，生物节律活动包括使用标准的非接触式麦克风检测的呼吸。引导使用者进行一定时间的吸气、一定时间的呼气和任意的一定时间的屏住呼吸。该信号检测参数通常通过（a）检测背景噪音加吸气音和背景噪音加呼气音的信号特征，和（b）使用这些信号特征来测定净背景噪音和/或呼气音的信号特征进行校准。该呼气音的信号特征通常用于测定一个或多个信号检测参数。对于一些应用，该方法与例如上述 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开中描述的那些呼吸型式改变技术相结合使用。

这些用于改进呼吸信号检测的技术能在特定的使用条件下测定每个使用者的特定的信号检测参数。基于使用者的个体呼吸习惯（例如使用者是从鼻还是从口中吸气和呼气、在吸气和呼气时使用者是否闭合嘴唇），该参数通常在使用者之间变化。这些技术能在日常生活的噪音环境中动态地测定信号检测参数。

对于一些应用，应用算法基本上连续地评估信号的一个或多个非呼气部分参数。例如，该参数可以包括非呼气部分的持续时间或幅度。在一个实施方案中，这些参数响应于大多数人通常遵守的生理约束而被测定。一个约束反映了身体为了保持大致恒定的通气同时将能量消耗降到最低的自然倾向。该约束的实例是相对深呼吸（短暂地增加通

气)之后,通常延迟随后的呼吸。

在本发明的一些实施方案中,使用常规消费性电子装置的标准非接触式麦克风实施本文描述的技术,所述的常规消费性电子装置例如电话、蜂窝式电话、个人数字助理(PDA)或便携式数字音频播放器,这些可以是使用者为了其它目的已经购买了的。对于蜂窝式电话,例如使用者可以直接对被整合到电话体内的麦克风讲话,或,作为替代,使用者可以对插入到电话体内的外置麦克风讲话。一般而言,可以使用被整合到消费性电子装置体内,或与消费性电子装置主体相连(例如有线或无线)的麦克风。通常,通过常规的无线或有线的网络,用装置安装的软件和/或在装置所接入的中央位置处实施本文描述的技术。

在本发明的一些实施方案中,使用整合到与对象的呼吸相关气流流体相通(例如通过空气或另一种气体)的医疗设备内的非接触式麦克风实施本文描述的技术。例如,所述医疗设备可以包括呼吸罩或管,例如气管切开插管。

对于一些应用,呼吸罩或呼吸管是通气机的部件,给对象的肺施加正压。应用本文描述的技术检测通气机的适当性能,通常通过检测对象的主动呼气进行。通常通过检测表示呼气流的低频率的声音,而不是通过检测呼吸音,来检测主动呼气。(该对象中,呼吸音通常不与呼气相关联,这是因为呼吸音通常受到对象气道的各种限制。然而,表示呼气流的低频率声音通常不受该限制的影响。)对于一些应用,本文描述的技术用于非接触式监测断开通气期间的呼吸。

在本发明的一个实施方案中,本文描述的技术用于非接触式监测对象使用药物吸入器时的呼吸。对于一些应用,这种呼吸的非接触式监测与例如上述 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开中描述的那些改变对象呼吸活动的技术相组合。

在本发明的一个实施方案中,本文描述的和/或上述 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开描述的那些技术用于治疗患有失眠症的对象。有时失眠是由于障碍性呼吸例如快呼吸和浅呼吸造成的。对

于一些应用，使用本文描述的用于检测和监测呼吸的技术，组合上述 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开描述的改变对象呼吸相关的生物节律活动的技术来治疗失眠。

在本发明的一个实施方案中，本文描述的呼吸监测技术用于检测睡眠障碍性呼吸，例如与睡眠呼吸暂停或婴儿猝死综合征（SIDS）相关的睡眠障碍性呼吸。通常，监测呼气期间的呼吸间的气流。对于一些应用，该非接触式呼吸监测与例如上述 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开描述的那些改变对象呼吸活动的技术相组合。

因此，根据本发明的一个实施方案，提供了一种用于分析对象呼吸的方法，该方法包括：

使用非接触式麦克风，检测呼气流声音，并将该声音转变成信号；
分析该信号以测定第一组的一个或多个呼吸参数；和

将算法应用于第一组的参数，以导出通常在信号中不能直接检测的第二组的一个或多个估计的呼吸参数。

在一个实施方案中：

第一组参数包括呼吸的主动呼气时间和呼吸期，

第二组参数包括呼吸的吸气时间，

分析信号包括分析信号以测定主动呼气时间和呼吸期，和

应用算法包括应用算法以导出吸气时间。

根据本发明的一个实施方案，进一步提供了一种用于分析对象呼吸的方法，该方法包括：

检测呼吸气流声音，并将该声音转变成信号；

引导使用者经过多个呼吸阶段；

分析引导的呼吸阶段中的信号，并响应于该分析确定一个或多个过滤参数；和

使用具有所确定参数的滤器从信号中过滤背景噪音。

在一个实施方案中，引导使用者包括引导使用者经过吸气和呼气的呼吸阶段。

根据本发明的一个实施方案，还提供了一种用于改变对象自然产

生的多阶段生物节律活动的方法，该方法包括：

检测表示多阶段生物节律活动的信号；

分析该信号以测定一个或多个过滤参数；

使用具有所述参数的滤器从信号中过滤背景噪音；

至少部分地响应于过滤的信号，测定有效改变对象生物节律活动的至少一个方面的刺激输入；和

给对象提供刺激输入。

对于一些应用，过滤背景噪音包括频率过滤信号。作为替代或附加地，过滤背景噪音包括对信号进行非频谱分析，以根据一个或多个变量对信号进行分类。

在一个实施方案中，背景噪音表示不同于多阶段生物节律活动的次级生物节律活动 (secondary biorhythmic activity)，并且从信号中过滤背景噪音包括从信号中过滤次级生物节律活动相关的背景噪音。

在一个实施方案中，多阶段生物节律活动包括对象的呼吸，并且检测信号包括检测表示呼吸的信号。

对于一些应用，背景噪音包括信号的心跳相关的成分，并且从信号中过滤背景噪音包括从信号中过滤心跳相关成分。

在一个实施方案中，过滤背景噪音包括对信号进行谱分析以产生频谱。对于一些应用，进行谱分析包括频率过滤所述频谱。

对于一些应用，过滤背景噪音包括从信号中除去非频率相关的噪音。对于一些应用，非频率相关的噪音包括信号的心跳相关的成分，并且除去非频率相关的噪音包括从信号中除去信号的心跳相关的成分。

根据本发明的一个实施方案，进一步提供了一种用于分析对象呼吸的方法，该方法包括：

使用非接触式麦克风，产生表示呼吸气流声音的原始信号；

分析该原始信号以测定第一组的一个或多个呼吸参数；和

将算法应用于第一组参数，以导出通常在原始信号中不能直接检测的第二组的一个或多个估计呼吸参数。

在一个实施方案中，应用算法包括将第二组的一个或多个估计参数设置成等于第一组的一个或多个参数的唯象函数。

在一个实施方案中，第一组参数包括呼吸的呼吸幅度测量值，并且分析原始信号包括整合呼吸的呼吸流声音以测定呼吸幅度测量值。对于一些应用，第一组参数包括呼吸的呼吸幅度测量值，第二组参数选自：对象的通气测量值和对象的呼吸不规则性测量值，应用算法包括将算法应用于呼吸幅度测量值以导出所选的第二组参数。

对于一些应用，该方法包括分析第一和第二组参数中的至少一个以导出对象的至少一个另外的呼吸相关参数，所述的呼吸相关参数选自：呼吸幅度、对象气流的几何特性、表示缩唇呼吸的气流的特征、表示放松呼吸的呼吸的特征、表示对象的肺的被动弹性回缩的呼吸的特征、表示用力呼吸的特征和期间对象的肺经历功能变化的呼吸的特征。

在一个实施方案中，该方法包括引导对象以多个至少部分地响应于第二组参数而测定的呼吸阶段进行呼吸。对于一些应用，引导对象进行呼吸包括通过引导对象以多个呼吸阶段进行呼吸来治疗对象的失眠。

在一个实施方案中，非接触式麦克风包括消费性电子装置的非接触式麦克风，所述消费性电子装置能够发挥至少一种不是便于分析对象呼吸的功能，产生原始信号包括使用非接触式麦克风。在一个替代实施方案中，将非接触式麦克风整合到与对象的呼吸相关气流流体相通的医疗设备中，并且产生原始信号包括使用该整合的非接触式麦克风。例如，该医疗设备可以包括药物吸入器，并且产生原始信号包括使用整合到药物吸入器中的非接触式麦克风。

在一个实施方案中，分析原始信号包括从原始信号中导出呼气流声音信号，和分析呼气流声音信号以测定第一组参数。对于一些应用，该方法包括产生对于对象的实时指示来指示是否已检测到呼气。

在一个实施方案中，第一组参数包括对象的主动呼气时间和呼吸期，分析呼气流声音信号包括分析呼气流声音信号以测定主动呼气时

间和呼吸期。对于一些应用，第二组参数包括呼吸的非呼气部分的幅度，应用算法包括应用算法以导出呼吸的非呼气部分的幅度。

在一个实施方案中，第二组参数包括对象的吸气时间，应用算法包括应用算法以导出吸气时间。

在一个实施方案中，应用算法以导出吸气时间包括测定呼吸期和主动呼气时间之间的差异是否大于或等于主动呼气时间的第一函数，响应于肯定测定 (positive determination)，将吸气时间设置成等于所述差异的第二函数，响应于否定测定(negative determination)，将吸气时间设置成等于主动呼气时间的第三函数。

对于一些应用，测定包括测定呼吸期和主动呼气时间之间的差异是否大于或等于主动呼气时间。

对于一些应用，响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20 % 内的值，例如所述差异加或减 10 % 内的值。对于一些应用，第二函数包括所述差异和唯象常数的函数，响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异和唯象常数的第二函数。对于一些应用，响应于肯定测定进行设置包括至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

对于一些应用，响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20 % 内的值，例如主动呼气时间加或减 10 % 内的值。对于一些应用，第三函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数，响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间和唯象常数的第三函数。对于一些应用，响应于否定测定进行设置包括至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

对于一些应用，应用算法以导出吸气时间包括将吸气时间设置成等于呼吸期和主动呼气时间之间差异的函数。对于一些应用，设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20 % 内的值，例如所述差异加或减 10 % 内的值。对于一些应用，所述函数包括所述差异和唯象常数的函数，设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于所述差

异和唯象常数的函数。对于一些应用，设置吸气时间包括至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

对于一些应用，应用算法以导出吸气时间包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间的函数。对于一些应用，设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20 % 内的值，例如主动呼气时间加或减 10 % 内的值。对于一些应用，所述函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数，设置吸气时间包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间和唯象常数的函数。对于一些应用，设置吸气时间包括至少部分地响应于第一组的一个或多个参数中的至少一个参数来测定唯象常数。

对于一些应用，该方法包括分析导出的吸气时间以测定吸气时间期间的呼吸幅度。

在一个实施方案中，导出呼气流信号包括：

将原始信号数字化以产生数字信号；

对数字信号进行谱分析以产生频谱；和

过滤所述频谱以消除与呼气流声音相关的频率范围以外的频率。

对于一些应用，过滤所述频谱包括将范围设置在第一频率和第二频率之间，第一频率在 30 到 50Hz 之间，第二频率在 100 到 200Hz 之间。

对于一些应用，过滤所述频谱包括：

引导对象以多个交替吸气和呼气的呼吸阶段进行呼吸；

使用非接触式麦克风，产生表示呼吸阶段中呼吸气流声音的原始校准信号；

将原始校准信号数字化以产生数字化校准信号，并对数字校准信号进行谱分析以产生吸气频谱和呼气频谱；

从呼气频谱中减去吸气频谱得到净频谱；

通过分析净频谱测定第一频率和第二频率；和

将范围设置在第一和第二频率之间。

对于一些应用，测定第一和第二频率包括：

设置第一频率使得频率小于第一频率的净频谱第一部分下的面积

小于净频谱下的总面积的第一百分率；和

设置第二频率使得频率大于第二频率的净频谱第二部分下的面积小于净频谱下的总面积的第二百分率。

在一个实施方案中，从原始信号导出呼气流声音信号包括过滤原始信号以消除与呼气流声音相关的频率范围以外的频率。对于一些应用，过滤原始信号包括将范围设置在第一频率和第二频率之间，第一频率在 30 到 50Hz 之间，第二频率在 100 到 200Hz 之间。

在一个实施方案中，分析原始信号包括设置检测阈，导出呼气流声音信号包括将信号强度大于检测阈的部分原始信号解释为呼气流声音信号。对于一些应用，设置检测阈包括将检测阈设置在足以减少与功能呼吸无关的原始信号中的漂移峰的水平。对于一些应用，设置检测阈包括：

将原始信号数字化以产生在各个时间点具有流动值的数字信号，并在一段时间内缓冲数字信号的流动值；

将缓冲的流动值转换成具有多个组别（bin）的直方图；

将具有最大点数的组别中的一个指定为最大组别；

在最大组别的相反两侧选择两个组别；

将噪音带宽度设置成等于两个组别之间的流动间隔；和

响应于最大组别的流动值和噪音带的宽度设置检测阈。

对于一些应用，设置检测阈包括将检测阈设置成等于最大组别的流动值加上常数和噪音带宽度的乘积。

在一个实施方案中，该方法包括通过分析至少一个选自第一组参数和第二组估计参数的参数检测睡眠障碍性呼吸。对于一些应用，睡眠障碍性呼吸包括与呼吸暂停相关的呼吸，检测睡眠障碍性呼吸包括检测呼吸暂停。对于另外的应用，睡眠障碍性呼吸包括与婴儿猝死综合征（SIDS）相关的呼吸，检测睡眠障碍性呼吸包括检测 SIDS。

根据本发明的一个实施方案，还进一步提供了用于分析对象呼吸的方法，该方法包括：

产生表示呼吸气流声音的信号；

引导对象以多个呼吸阶段进行呼吸;

分析所引导的呼吸阶段的信号,并响应于该分析确定一个或多个过滤参数;和

使用具有所确定参数的滤器从信号中过滤背景噪音。

在一个实施方案中,产生信号包括使用非接触式麦克风产生信号。

对于一些应用,一个或多个过滤参数包括信噪比,确定一个或多个参数包括确定信噪比。

在一个实施方案中,引导对象包括引导对象以多个吸气和呼气的呼吸阶段进行呼吸。对于一些应用,引导对象包括引导对象以多个吸气、呼气 and 屏住呼吸的呼吸阶段进行呼吸。

对于一些应用,确定一个或多个过滤参数包括:

测定背景噪音加吸气流声音和背景噪音加呼气流声音的信号特征;

响应于信号特征,测定净背景噪音;和

响应于净背景噪音,确定一个或多个过滤参数。

对于一些应用,一个或多个过滤参数包括第一频率和第二频率,分析信号包括:

将信号数字化以产生数字信号,并对数字信号进行谱分析以产生吸气频谱和呼气频谱;

从呼气频谱中减去吸气频谱以得到净频谱;和

通过分析净频谱测定第一频率和第二频率;和

过滤背景噪音包括消除第一和第二频率所确定的频率范围以外的频率。

对于一些应用,测定第一和第二频率包括:

设置第一频率使得频率小于第一频率的净频谱第一部分下的面积小于净频谱下的总面积的第一百分率;和

设置第二频率使得频率大于第二频率的净频谱第二部分下的面积小于净频谱下的总面积的第二百分率。

根据本发明的一个实施方案,还进一步提供了用于分析对象呼吸

的方法，该方法包括：

测定对象的主动呼气时间和呼吸期；

测定呼吸期和主动呼气时间的差异是否大于或等于主动呼气时间的第一函数；

响应于肯定测定，估计对象的吸气时间等于所述差异的第二函数；
和

响应于否定测定，估计吸气时间等于主动呼气时间的第三函数。

在一个实施方案中，测定主动呼气时间和呼吸期包括：

产生表示呼吸的气流声音的原始信号；

分析该原始信号以从原始信号导出呼气的气流声音信号；和

分析呼气的气流声音信号以测定主动呼气时间和呼吸期。

对于一些应用，测定包括测定呼吸期和主动呼气时间之间的差异是否大于或等于主动呼气时间。

对于一些应用，响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异加或减 20 % 内的值，例如所述差异加或减 10 % 内的值。对于一些应用，第二函数包括所述差异和唯象常数的函数，响应于肯定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于所述差异和唯象常数的第二函数。对于一些应用，响应于肯定测定进行设置包括至少部分地响应于至少一个呼吸参数来测定唯象常数。

对于一些应用，响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间加或减 20 % 内的值，例如主动呼气时间加或减 10 % 内的值。对于一些应用，第三函数包括主动呼气时间和唯象常数的函数，响应于否定测定进行设置包括将吸气时间设置成等于主动呼气时间和唯象常数的第三函数。对于一些应用，响应于否定测定进行设置包括至少部分地响应于至少一个呼吸参数来测定唯象常数。

根据本发明的一个实施方案，还提供了用于分析对象呼吸的方法，该方法包括：

产生表示呼吸气流声音的原始信号；

通过以下步骤确定检测阈：

将原始信号数字化以产生在各个时间点具有流动值的数字信号，并在一段时间内缓冲数字信号的流动值，
将缓冲的流动值转换成具有多个组别的直方图，
将具有最大点数的组别中的一个指定为最大组别，
在最大组别的相反两侧选择两个组别，
将噪音带宽度设置成等于两个组别之间的流动间隔，和
响应于最大组别的流动值和噪音带的宽度设置检测阈；和
通过将信号强度大于检测阈的部分原始信号解释为呼气流声音信号而从原始信号导出呼气流声音信号。

对于一些应用，设置检测阈包括将检测阈设置成等于最大组别的流动值加上常数和噪音带宽度的乘积。

根据本发明的一个实施方案，还另外提供了一种方法，该方法包括：

使用整合到通气机内的非接触式麦克风，产生表示对象的呼吸气流声音的信号；和

分析所述信号以检测对象的主动呼气。

对于一些应用，该方法包括分析主动呼气以测定通气机是否适当地运行。

对于一些应用，分析信号包括分析信号的低频率成分以检测主动呼吸。

对于一些应用，产生信号包括在对象断开通气期间产生信号。

根据本发明的一个实施方案，还另外提供了一种方法，该方法包括：

使用整合到药物吸入器内的非接触式麦克风，产生表示对象的呼吸气流声音的信号；和

分析信号以检测对象的主动呼气。

对于一些应用，该方法包括引导对象以多个至少部分地响应于所检测到的主动呼气而测定的呼吸阶段进行呼吸。

对于一些应用，分析信号包括分析信号的低频率成分以检测主动

呼吸。

根据本发明的一个实施方案，还另外提供了一种方法，该方法包括：

选择患有失眠症的对象；

使用非接触式麦克风，产生表示对象的呼吸气流声音的信号；

分析信号以检测对象的主动呼气；和

通过引导对象以多个至少部分地响应于所检测到的主动呼气而测定的呼吸阶段进行呼吸来治疗失眠。

根据本发明的一个实施方案，还另外提供了用于分析对象呼吸的装置，包括：

非接触式麦克风，用于产生代表呼吸气流声音的原始信号；和
控制单元，用于：

分析原始信号以测定第一组的一个或多个呼吸参数，和

将算法应用于第一组参数以导出通常在原始信号中不能直接检测的第二组的一个或多个估计呼吸参数。

根据本发明的一个实施方案，还另外提供了用于分析对象呼吸的装置，包括：

麦克风，用于产生代表呼吸气流声音的信号；

输出发生器；和

控制单元，用于：

驱动输出发生器以引导对象以多个呼吸阶段进行呼吸，

分析所引导的呼吸阶段中的信号，并响应于该分析确定一个或多个过滤参数，和

使用具有所确定参数的滤器从信号中过滤背景噪音。

根据本发明的一个实施方案，还提供了用于改变对象自然产生的多阶段生物节律活动的装置，该装置包括：

传感器，用于检测表示多阶段生物节律活动的信号；

控制单元，用于：

分析信号以测定一个或多个过滤参数，

使用具有所述参数的滤波器从信号中过滤背景噪音，和
至少部分地响应于过滤的信号，测定有效改变对象生物节律
活动的至少一个方面的刺激输入；和

刺激器，用于向对象提供刺激输入。

根据本发明的一个实施方案，进一步提供了用于分析对象呼吸的
装置，该装置包括控制单元，用于：

测定对象的主动呼气时间和呼吸期；

测定呼吸期和主动呼气时间的差异是否大于或等于主动呼气时间
的第一函数；

响应于肯定测定，估计对象的吸气时间等于所述差异的第二函数；
和

响应于否定测定，估计吸气时间等于主动呼气时间的第三函数。

根据本发明的一个实施方案，进一步提供了用于分析对象呼吸的
装置，该装置包括：

传感器，用于产生表示呼吸气流声音的原始信号；和

控制单元，用于：

通过以下步骤确定检测阈：

将原始信号数字化以产生在各个时间点具有流动值的数字
信号，并在一段时间内缓冲数字信号的流动值，

将缓冲的流动值转换成具有多个组别的直方图，

将具有最大点数的组别中的一个指定为最大组别，

在最大组别的相反两侧选择两个组别，

将噪音带宽度设置成等于两个组别之间的流动间隔，和

响应于最大组别的流动值和噪音带宽度设置检测阈；和

通过将信号强度大于检测阈的部分原始信号解释为呼气流声音信
号而从原始信号导出呼气流声音信号。

根据本发明的一个实施方案，另外提供了和通气机一起使用的装
置，该装置包括：

非接触式麦克风，用于整合到通气机内，并产生表示对象呼吸气

流声音的信号；和

控制单元，用于分析信号以检测对象的主动呼气。

根据本发明的一个实施方案，还另外提供了和药物吸入器一起使用的装置，该装置包括：

非接触式麦克风，用于整合到药物吸入器内，并产生表示对象呼吸气流声音的信号；和

控制单元，用于分析信号以检测对象的主动呼气。

通过下列实施方案的详细描述和附图，将更充分地理解本发明，其中：

附图说明

图 1 是应根据本发明的一个实施方案用于使用者的基于麦克风的呼吸型式改变系统的示意图；

图 2 是根据本发明的一个实施方案的图 1 系统的示意性方块图；

图 3 是举例说明根据本发明的一个实施方案的用于从原始模拟信号确定呼吸型式的方法的流程图；

图 4A 和 4B 是根据本发明的一个实施方案的图 3 方法的阈计算步骤分析的信号的示意性举例说明；

图 5 是根据本发明的一个实施方案使用本文描述的技术记录的麦克风检测气流的记录、使用本领域公知的技术记录的相应的胸围记录的示意性举例说明；

图 6 显示根据本发明的一个实施方案的麦克风检测的呼气时间和带式测定的主动呼气时间之间的典型相关性，基于试验得到的数据与图 5 中显示的数据相似（但是不相同）；

图 7 是显示根据本发明的一个实施方案检测的试验结果的图；

图 8 是举例说明根据本发明的一个实施方案用于适应性地测定过滤频率的方法的流程图；和

图 9A 和 9B 是根据本发明的一个实施方案的几种典型频谱的示意性举例说明。

具体实施方式

图 1 是根据本发明的一个实施方案应用于使用者 20 的基于麦克风的呼吸型式改变系统 10 的示意图。系统 10 包括麦克风 22 和扬声器 24，其通常是标准的头戴耳机或电话的标准元件。系统 10 还包括控制单元 26，所述控制单元通过电缆或无线地与麦克风 20 和扬声器 24 连接。

图 2 是根据本发明的一个实施方案的系统 10 的示意性方块图。控制单元 26 包括放大器 28、A/D 转换器 30、CPU 32 和声音合成器 34。声音合成器 34 通常用于产生声调、音乐和/或合成的或录音的口头信息。

对于一些应用，控制单元 26 包括标准的消费性电子装置，用软件编程以实施本文描述的功能。例如，控制单元 26 可以包括标准的或小型的计算机、个人数字助理 (PDA)、“智能”电话、电话或蜂窝式电话。作为替代，控制单元 26 的至少一部分功能在远程系统上执行，所述远程系统通过常规的无线或有线网络接入本地装置。另外作为替代，控制单元 26 包括为了实施本文描述的技术而生产的定制的控制单元。

一般而言，为人类使用者设计的头戴耳机内的非接触式标准麦克风可以从两种源检测不费力气的呼吸的声音：(a) 声波，通常在 500 到 5000Hz 频率范围内，在体内产生并在环境中传播，例如言语，和 (b) 低频率的声波，反映在呼气期间并且有时在有风的条件下通过麦克风附近的气流产生的紊乱。标准的麦克风被设计成检测言语，归类为第一种源 (a)。言语对于使用者的特定解剖学 (anatomy) 而言是特有的，通常可以在使用者附近的任何地方被检测，并且可以在吸气和/或呼气过程中产生。第二种源 (b) 的声音通常被认为是应该最小化的噪音 (参见，例如，Plice 的美国专利 4,887,693，其通过引用并入本文)。该声音与使用者的特定解剖学无关，通常仅仅受呼气的限制，并且如果将麦克风放置在气流的通道中，通常可以被检测。

图 3 是举例说明根据本发明的一个实施方案的用于从原始模拟信号确定呼吸型式的方法的流程图。在放大步骤 100，放大器 28 将麦

麦克风 22 产生的原始模拟信号放大，并且在数字化步骤 102，A/D 转换器 30 将放大的信号数字化。在缓冲步骤 104，控制单元 26 缓冲数字信号。响应于检测过程的需要，确定缓冲量。例如，如果需要每 t 秒进行下文描述的谱分析，并且如果以取样速率 f 对数据进行取样，那么缓冲应该通常足够大以致于至少容纳 $t \times f$ 个数据点。

在过滤步骤 106，控制单元 26 周期性地对缓冲的数据进行谱分析，例如，每 0.05 到 1 秒（例如每 0.1 秒）。控制单元 26 通常采用离散傅立叶变换（DET）进行谱分析，在最小频率（ $f_{\min}$ ）和最大频率（ $f_{\max}$ ）之间的频率范围内操作。通常基于麦克风 22 的特性和特定应用测定最小和最大频率。一般而言，设定最大频率使得通过与呼气流无关的声音支配频率高于最大频率时的频谱能。设定最小频率通常使得环境气流例如风支配频率低于最小频率时的频谱能。通常，在过滤步骤 106，控制单元 26 消除低于频率 f_1 和高于频率 f_2 的频率，其中 f_1 高于最小频率 $f_{\min}$ ，并且 f_2 低于最大频率 $f_{\max}$ 。对于一些应用，控制单元 26 通过下文描述的适应性最优化技术测定 f_1 和 f_2 ，参照图 8、9A 和 9B。作为替代， f_1 和 f_2 是预先选择的（在此情况下，过滤是非适应性的）。通常， f_1 在约 30 到约 50Hz 之间， f_2 在约 100 到约 200Hz 之间。

在频谱整合步骤 108，控制单元 26 整合频谱能，并且，通常，在移动平均计算步骤 110，使用移动平均计算将信号变平滑。所得的短暂的（即非频谱的）信号表示麦克风检测的呼气流。控制单元 (a) 在缓冲步骤 112 缓冲该信号，和 (b) 在呼气流检测步骤 114 分析该信号，下文对这两种情况进行描述。

在缓冲步骤 112，控制单元 26 缓冲在 N 最近期呼吸期检测的暂时信号。通过型式参数测定 N ，以保证数据分布足以用于阈测定。例如可以选择 N 以包含至少 5 个检测的呼吸期，如下文中图 4A 所示。

在阈计算步骤 116，使用缓冲步骤 112 储存的数据，控制单元 26 以选定的时间间隔计算检测阈，通常，使用下文参照图 4A 和 4B 描述的技术。对于一些应用，将检测阈设置成等于 (a) 使用下文参照

图 4A 和 4B 描述的技术确定的阈和 (b) 如下文所述在步骤 118 确定的第二阈中的较大值。在呼气流检测步骤 114, 控制单元 26 通过相对于检测阈分析麦克风检测的气流来检测与呼气相关的气流的开始和停止。控制单元将信号强度大于检测阈的气流解释为呼气, 将信号强度小于检测阈的气流解释为背景噪音。

对于一些应用, 在呼气流检测步骤 114, 控制单元 26 产生对于使用者 20 的实时指示, 表明已经检测到呼气。对于一些应用, 该指示帮助使用者 20 最优化麦克风 22 的定位。作为替代或附加地, 如果经过一段时间而没有检测到呼吸信号, 那么控制单元 26 通知使用者 20 应当重新定位麦克风 22。

在型式测定步骤 118, 控制单元 26 测定呼吸型式参数, 例如下文参照图 5、6 和 7 所描述的。为了测定这些参数, 需要具有足够大数目的近期呼吸数据点来处理, 并且这些数据点在缓冲步骤 112 中进行储存, 例如, 如果需要具有代表 5 次呼吸的呼吸数据, 以及如果最近期的 5 次呼吸用了 45 秒并在 10Hz 取样, 那么该缓冲应该通常包含至少 450 个点。(可以使用本领域公知的数据处理技术来减少该数目)。

在一个实施方案中, 在上文描述的阈计算步骤 116 中, 根据预先确定的规则, 使用第二阈减少或消除漂移峰, 所述漂移峰不能与功能呼吸相关。例如, 可以使用第二阈在与使用者相关的某些记录信号中辨别漂移峰: (a) 讲话 (而不是呼吸), 或 (b) 由于姿势的变化引起的呼气, 由此促使气体离开肺 (不是作为功能呼吸循环的一部分)。

适当地, 控制单元 26 可以确定并使用一个或多个第二阈, 通过: (a) 确定响应于一个或多个与之前 1 到 5 个呼吸相关的值的第二阈 (例如, 将第二阈设置为 n 倍于与呼吸相关的平均呼吸量), (b) 比较相应的当前记录的呼吸数据参数和第二阈, 和 (c) 如果相应的参数没有超过第二阈, 则认为当前记录的呼吸数据表示真实的功能呼吸, 对于一些应用, 控制单元 26 在型式测定步骤 118 测定第二阈值 (例如通过取最近期的平均流动幅度的百分率, 例如 20%, 如呼吸型式和/或一系列呼吸中所反映的)。

现在参照图 4A 和 4B, 所述图 4A 和 4B 是根据本发明的一个实施方案的阈计算步骤 116 (图 3) 中分析的信号的示意性举例说明。图 4A 显示在缓冲步骤 112 中储存的数字化麦克风信号在 20 秒周期内的迹线 160。将迹线 160 转换成直方图 170, 如图 4B 所示。通常, 通过将直方图 170 的组别宽度设置成等于使得至少一个组别具有至少是阈值点数 n 例如约 20 个数据点的最小值。通常, 设置组别宽度使得所述组别的最小或接近最小的数目具有至少是阈值点数。

根据设置组别宽度的第一种方法, 控制单元 26 将初始的、转变的组别宽度设置成低值, 通常为 1。控制单元计算每个所得组别的点数。如果所有组别的点数都少于 n , 那么控制单元增加转变组别宽度, 通常增加 1, 并且该方法循环回到前面的计算步骤。另一方面, 如果任何一个组别具有至少 n 个点, 那么控制单元将指定具有最大点数 M 的组别为最大组别 172。

根据设置组别宽度的第二种方法, 控制单元 26 将连续-渐近法 (successive-approximation procedure) 应用于迹线 160 的数据。控制单元创建流动数据范围在 0 到 F 之间的单个组别的初始的、转变的直方图, 其中 F 是迹线 160 的最大流动值。控制单元将流动数据范围划分成两个相等的流动间隔: (1) 从 0 到 $F/2$ 和 (2) 从 $F/2$ 到 F 。控制单元选择含有较大点数的流动间隔, 并将所选的流动间隔中的点数与 n 比较。如果所选的流动间隔中的点数大于或等于 n , 那么该方法返回到上述的将所选流动间隔划分成两个流动间隔的划分步骤。另一方面, 如果所选的流动间隔中的点数小于 n , 那么控制单元通常逆转最近的划分, 导致具有 M 点的流动间隔, 其中 M 大于或等于 n 。控制单元使用所得的流动间隔作为直方图 170 的组别宽度。控制单元指定具有最大点数 M 的直方图 170 的组别作为最大组别 172。

最大组别 172 具有 B 的流动值 (y -轴)。流动值 B 通常对应于信号背景噪音的平均流动。通常, 控制单元 26 在点数最接近 $M/2$ 的最大组别 172 相反两侧选择两个组别 176 和 178, 并将噪音带 180 的宽度 W 设置成等于组别 176 和 178 之间的流动间隔。(不使用所述的 $M/2$,

而是对于一些应用,使用 M/k 值,其中 k 通常在 1.5 到 4 之间。)控制单元通常将检测阈 182 设置成等于 $(a)B$ 加 $(b)W$ 和常数的乘积,例如,等于 B 加 W 的整数倍,例如 $B+2W$ 。通常,控制单元 26 基本上连续地测定检测阈 182,导致适应性的检测过程。

现在参照图 5,其是使用本文描述的技术记录的麦克风检测气流的记录 250,和使用本领域公知的技术记录的胸围的相应记录 252 的示意性举例说明。同时记录同一个使用者的麦克风检测记录 250 和胸围记录 252。在参照上述图 3 的过滤步骤 106,分别使用 30Hz 和 150Hz 的频率 f_1 和 f_2 过滤麦克风检测的记录 250。使用与上述 Gavish 的美国专利 5,423,328 和 6,090,037 中描述的带式传感器相似的带式传感器记录胸围记录 252。由于该带式传感器产生呼吸阶段的高精确测量,因此胸围记录 252 作为使用本文描述的技术测定基于麦克风的呼吸阶段测定的精确度的对照。

胸围记录 252 清楚地显示所有正常呼吸阶段:吸气和呼气,包括主动呼吸和呼气后暂停。使用最小-最大分析来分析胸围记录 252 以导出吸气时间 T_{in} 、呼吸期 T 、呼气时间 $T_{ex} = T - T_{in}$,主动呼气时间 T_{ax} 和呼吸幅度 A ,例如上述美国专利 5,800,337 中所描述。

相比之下,麦克风检测的记录 250 仅仅显示呼吸的主动呼气阶段。至少吸气时间的估计是某些应用(包括通过产生例如上述 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开中描述的吸气和呼气相关的引导声调的呼吸型式改变)所需要的。

参照图 6,其显示根据本发明的实施方案,使用图 5 的数据,麦克风检测的呼气时间 T_f 和带式测定的主动呼气时间 T_{ax} 之间的典型相关性。 T_f 和 T_{ax} 之间的相关性,如使用线性回归测定的,是 $r = 0.98$,斜率 0.97 ± 0.05 (期望 1) 并且截距几乎是零 (期望 0)。时间精确度是 0.22 秒,其中 0.14 秒是在 10Hz 采样速率下检测时间间隔的统计误差。发现麦克风检测的和带式测定的呼吸期具有相似的相关性(数据没有显示)。这些数据表明麦克风检测的参数与带式传感器检测的那些是可比的。

再次参照图 5。在本发明的一个实施方案中，提供了使用麦克风检测的主动呼气时间 T_f 和呼吸期 T （连续呼吸之间的时间）估计吸气时间 T_{inf} 的方法。该方法通常用于实施型式测定步骤 118，如上文参照图 3 所述。记录 250 反映的气流信号通常对应于呼气期间胸围记录 252 的时间导数（具有相反符号），这是由于气流是胸围所示的肺体积的时间导数。

本发明人观察到不费力的呼吸通常可以表现为下列两种型式之一：

第一种型式 260，其中主动呼气 T_{ax} 结束通常发生在随后的吸气 T_{in} 开始的相同时间处。对于该型式，使用下述通式估计 T_{inf} ：

$$T_{inf} = T - T_f \quad (1)$$

对于一些应用， T_{inf} 设置成 $T - T_f$ 的函数。例如， T_{inf} 可以设置成 $T - T_f$ 和约 0.8 到约 1.2，例如约 0.95 到约 1.05 之间的常数的乘积。作为替代， T_{inf} 可以设置成 $T - T_f$ 和该值的总和，其中该值是正的或负的。对于一些应用， T_{inf} 设置成等于 $T - T_f$ 加或减 20 % 内，例如加或减 10 % 内。对于一些应用， T_{inf} 设置成 $T - T_f$ 的唯象函数，或使用本文描述的技术检测的其它呼吸相关参数的唯象函数。对于一些应用，至少部分地响应于至少一个呼吸参数来测定唯象函数的一个或多个常数。

第二种型式 262，其中主动呼气 T_{ax} 结束之后发生没有胸部运动的阶段 T_p ，所述没有胸部运动的阶段 T_p 之后开始随后的吸气 T_{in} 。对于该型式，通常使用下述通式估计 T_{inf} ：

$$T_{inf} = T_f \quad (2)$$

对于一些应用， T_{inf} 设置成 T_f 的函数。例如， T_{inf} 可以设置成 T_f 和约 0.8 到约 1.2，例如约 0.95 到约 1.05 之间的常数的乘积。作为替代， T_{inf} 可以设置成 T_f 和该值的总和，其中该值是正的或负的。对于一些应用， T_{inf} 设置成等于 T_f 加或减 20 % 内，例如加或减 10 % 内。对于一些应用， T_{inf} 设置成 T_f 的唯象函数，或使用本文描述的技术检测的其它呼吸相关参数的唯象函数。对于一些应用，至少部分地响应于至少

一个呼吸参数来测定唯象函数的一个或多个常数。

本发明人观察到第一种型式 260 中, 主动呼气时间 T_{ax} 的持续时间通常大于吸气时间 T_{in} 的持续时间, 有时至多为 5 倍。相比之下, 在第二种型式 262 中, T_{ax} 通常与 T_{in} 的持续时间相似。本发明人观察到当使用者进行例如称为自然疗法的缩唇呼吸即通过缩窄嘴唇之间的间隙人为地延长呼气的动作时, 通常得到被第一种型式 260, 第二种型式 262 反映了与吸气和呼气开始时的气流匹配的一般自然倾向。

通式 (1) 和 (2) 可以组合并通过下述算法表示:

$$\begin{aligned} &\text{If } T - T_f \geq T_f \\ &\quad \text{then } T_{inf} = T - T_f \\ &\quad \text{else } T_{inf} = T_f \end{aligned} \quad (3)$$

如上所述, 对于一些应用, 根据条件评估, 将 T_{inf} 设置成 $T - T_f$ 或 T_f 函数。作为替代或附加地, 由该算法评估的条件是: 如果 $T - T_f \geq T_f$ 函数。

图 7 是根据本发明一个实施方案检测的试验结果的图。该图显示用随机选自 10 位不同使用者 (每位使用者 3 次呼吸) 的数据的数据点的应用算法 (3) 计算的麦克风检测的 T_{inf} (y-轴) 与用带式传感器检测的 T_{in} (x-轴) 之间的关系。 T_{inf} 和 T_{in} 的相关性, 如使用线性回归测定的, 是 $r = 0.82$, 斜率 0.97 ± 0.13 (期望 1) 并且截距几乎是零 (期望 0)。时间精确度是 0.54 秒, 其中 0.14 秒是在 10Hz 采样速率下检测时间间隔的统计误差。该误差表示 2.1 秒的平均吸气时间 T_{in} 的约 25%, 和 6.9 秒的平均呼吸期 T 的约 7.8%。这些结果通常足够精确用于通过产生引导声调改变呼吸型式的目的。应用算法 (3) 和带式传感器发现的参数之间的接近一致的斜率表明该差异归因于随机数据的分散。在一个实施方案 (通常在呼吸型式改变过程中) 中, 通过在多个呼吸循环中检测的 T 值的平均和/或通过多个呼吸循环中检测的 T_{inf} 值的平均将该分散降低至可接受的水平。

在本发明的一个实施方案中, 由麦克风检测的气流导出另外的呼吸参数。该气流可以表示为 $Y(i, t)$, 其中 Y 是气流幅度, i 是呼吸

次数, t 是从呼吸 i 开始到呼吸 i 结束所经历的时间。另外的呼吸参数包括:

- 呼吸幅度, 由单次呼吸的综合气流表示, 以下式给出:

$$Af(i) = \sum_t Y(i, t) \quad (4)$$

综合气流表示第 i 次呼吸的呼吸深度。(作为替代, 呼吸幅度由适当时间间隔内的 $Y(i, t)$ 的最大值表示。

- 利用矩的气流型式的几何特性, 以下式给出:

$$\sum_t \left(Y(i, t) \cdot (t - \langle t_i \rangle)^n \right) \quad (5)$$

其中

$$(a) \langle t_i \rangle = \frac{\sum_t (Y(i, t) \cdot t)}{\sum_t Y(i, t)}, \text{ 和}$$

(b) n 是矩顺序。

例如, 如果 $n = 0, 1, 2$ 或 3 , 那么总和分别对应于 (a) 积分面积, (b) 定义为 0 , (c) 气流型式变化, 和 (d) 气流型式的不对称性。

对于一些应用, 测定呼吸幅度, 如上所述, 以及从呼吸幅度导出至少一个另外的参数。例如, 另外的参数可以是: (a) 通气检测 (每单位时间的气体量), 例如呼吸幅度和呼吸期的乘积, 或 (b) 呼吸不规则性的检测, 例如呼吸幅度的相对波动 (例如 n 次最后呼吸幅度值的标准偏差, 除以呼吸幅度的平均值)。呼吸不规则性通常在紧张时和一些疾病中增加。对于一些应用, 例如通过适合生理基本原理的数学模型检测气流的其它特征, 例如:

- 对应于均匀呼气的平方脉冲, 其表现缩唇呼吸的特征;
- 快速升高但逐步降低的气流之后的呼气后暂停, 其表现放松呼吸的特征; 或
- 表现出对抗气道阻力的被动的肺弹性回缩特征的指数衰减。

对于一些应用，分析气流以检测用力呼吸的特征。对于一些应用，分析气流以检测肺经历功能改变期间的呼吸特征，例如当对象患有哮喘、肺气肿或在呼气期间小气道萎陷的其它病症（不能表现为简单的弹性回缩）。

图 8 是举例说明根据本发明的一个实施方案适应性地测定过滤频率的方法的流程图。对于一些应用，当系统 10 用于呼吸型式改变时，控制单元 26 使用该方法以测定过滤频率 f_1 和 f_2 ，如上参照图 3 的过滤步骤 106 所述。通常，当打开系统 10 时，或当在预定量的时间内检测不到气流时，控制单元 26 自动地进入节拍式操作模式。在该操作模式中，在阶段指示产生步骤 300，CPU 32 交替地产生吸气和呼气阶段指示。例如，CPU 32 可以产生约 1 到约 5 秒之间例如约 2 秒的每个吸气阶段指示，和约 2 到约 10 秒之间例如约 4 秒的每个呼气阶段指示。CPU 32 通常产生每个阶段约 5 到约 10 次。

在引导使用者步骤 302，响应于阶段指示，声音合成器 34 产生声调和/或口头信息来引导使用者 20 使呼吸与吸气和呼气阶段同步。在气流检测步骤 304，麦克风 22 检测所得的使用者产生的气流。在放大和数字化步骤 306，放大器 28 放大该信号，A/D 转换器 30 将放大的信号数字化。在缓冲和标记步骤 308，控制单元 26 缓冲数字信号并用记录信号时产生的阶段指示来标记缓冲的信号。

在过滤步骤 310，控制单元 26 周期性地对缓冲的数据进行谱分析，例如每 0.1 秒。控制单元 26 通常使用 DFT 进行谱分析，在 f_{min} 和 f_{max} 之间的频率范围内操作，如上参照图 3 的过滤步骤 106 所述。控制单元 26 消除小于 f_{min} 且大于 f_{max} 的频率。在频谱整合步骤 312，控制单元 26 整合分别在吸气阶段和呼气阶段储存的信号的单独频谱的能量，并通常在移动平均计算步骤 314 使用移动平均计算使信号平滑。分别在吸气缓冲步骤 316 和呼气缓冲步骤 318，单独地缓冲所得的吸气和呼气频谱。

参照图 9A 和 9B，是根据本发明的一个实施方案的几个典型频谱的示意性举例说明。图 9A 显示典型吸气频谱 350 和典型呼气频谱

352。在频谱相减步骤 320 (图 8), 控制单元 26 从呼气频谱 352 减去吸气频谱 350 得到净频谱 354, 如图 9B 所示, 其与呼气流声音相关。控制单元 26 通常使得在所选数目的引导呼吸内的净频谱 352 平均化。在参数计算步骤 322, 控制单元 26 计算净频谱 352 的参数, 包括 f_1 和 f_2 , 如上参照图 3 的过滤步骤 106 所述。在过滤步骤 106 使用所得的参数, 如上参照图 3 所述。对于一些应用, 将 f_1 设置成使得净频谱 354 下 f_1 向左的面积是净频谱 354 下总面积的 $r_1\%$ (例如 10%) 的值, 并且将 f_2 设置成使得净频谱 354 下 f_2 向右的面积是净频谱 354 下总面积的 $r_2\%$ (例如 10%) 的值。适当地, r_1 可以等于或不等于 r_2 。作为替代或附加地, 控制单元 26 导出在图 3 的过滤步骤 106 中用于过滤的净频谱 354 的其它参数。

再次参照图 1。在本发明的一个实施方案中, 麦克风 22 被整合到与使用者 20 的呼吸相关气流流体相通 (例如通过空气或另外的气体) 的医疗设备中。例如, 该医疗设备可以包括呼吸罩或管例如气管切开插管。对于一些应用, 呼吸罩或管是向使用者 20 的肺施加正压的通气机的部件。本文描述的技术用于检测通气机的适当性能, 通常通过检测使用者的主动呼气进行。通常通过检测表示呼气流的低频率声音检测主动呼气, 而不是通过检测呼吸声音。(在该对象中, 呼吸声音通常不与呼气相关, 这是由于呼吸声音通常受到对象气道的各种收缩的影响。然而, 表示呼气流的低频率声音通常不受这种收缩的影响。) 对于一些应用, 本文描述的技术用于非接触式监测断开通气时的呼吸。

在本发明的一个实施方案中, 本文描述的技术用于非接触式监测对象使用药物吸入器时的呼吸。通常, 麦克风 22 和任选的系统 10 的其它部件被整合到药物吸入器中。对于一些应用, 该非接触式呼吸监测与改变对象呼吸活动的技术例如上述的 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开中描述的技术相组合。

在本发明的一个实施方案中, 本文和/或上述的 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开中描述的技术用于治疗患有失眠症的对象。失眠有时是障碍性呼吸例如快呼吸和浅呼吸引起的。对于一些应用,

使用本文所描述的用于检测和监测呼吸的技术，结合改变上述的 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开中描述的对象呼吸相关的生物节律活动的技术来治疗失眠。

在本发明的一个实施方案中，本文描述的呼吸监测技术用于检测睡眠障碍性呼吸，例如与睡眠呼吸暂停或婴儿猝死综合征（SIDS）相关的睡眠障碍性呼吸。通常，监测呼气期间的呼吸间的气流。对于一些应用，这种非接触式呼吸监测与例如上述 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开描述的那些改变对象呼吸活动的技术相组合。

在本发明的一个实施方案中，本文描述的技术与改变使用者 20 的生物节律活动的技术组合使用。通常，该生物节律活动包括呼吸。引导使用者进行一段时间的吸气、一段时间的呼气和任选的一段时间的屏住呼吸。

在本发明的一个实施方案中，提供了改变对象自然产生的多阶段生物节律活动例如对象的呼吸的方法。该方法包括检测表示多阶段生物节律活动的信号和分析该信号以确定一个或多个过滤参数。使用滤波器从信号中过滤背景噪音。至少部分地响应于过滤的信号，测定刺激输入，例如听觉和/或视觉刺激输入，所述刺激输入有效地改变对象生物节律活动的至少一个方面，并向对象提供刺激输入。对于一些应用，背景噪音表示不同于多阶段生物节律活动的次级生物节律活动，并且从信号中过滤该次级生物节律活动相关的背景噪音。

对于一些应用，通过频率过滤信号而从信号中过滤背景噪音。作为替代或附加地，通过对信号进行谱分析以过滤信号来产生频谱。例如，可以频率过滤所述频谱。进一步作为替代，对信号进行非频谱分析，以根据一个或多个变量对信号进行分类。

对于一些应用，过滤背景噪音以从信号中除去非频率相关的噪音，通常用于消除与测定刺激输入无关的部分信号。例如，呼吸相关的信号（例如使用带式传感器监测的）可以包括心跳相关的成分，所述心跳相关的成分是相对于信号的呼吸相关成分的噪音。通常使用非频率相关的过滤，从信号中消除该心跳相关的成分，例如通过辨别心

跳特征的小峰并将其从信号中除去。

适当地，结合上述的 Gavish 和 Gavish 等的专利和专利申请公开中描述的技术实施本文描述的技术。

虽然本文一般性地将节拍性刺激和/或其它的引导描述为包括音频声调和/或口头信息，但是这种刺激和引导还可以具有另外的形式，例如视觉展示图，例如文本信息（例如，“吸气”和“呼气”），和/或动态地改变图像特征，例如颜色和形式。在这些情况下，用适当的输出发生器代替声音合成器 34 和扬声器 24。作为替代，声音合成器 34 仅仅产生口头引导信息，而不是声调。

本领域技术人员应当理解，本发明不局限于本文上述具体显示和描述的那些。而且，本发明的范围包括本文上述的各种特征的组合和亚组合，以及其不属于现有技术的变化方案和变型，这些都是本领域技术人员在阅读了前述说明之后能够想到的。

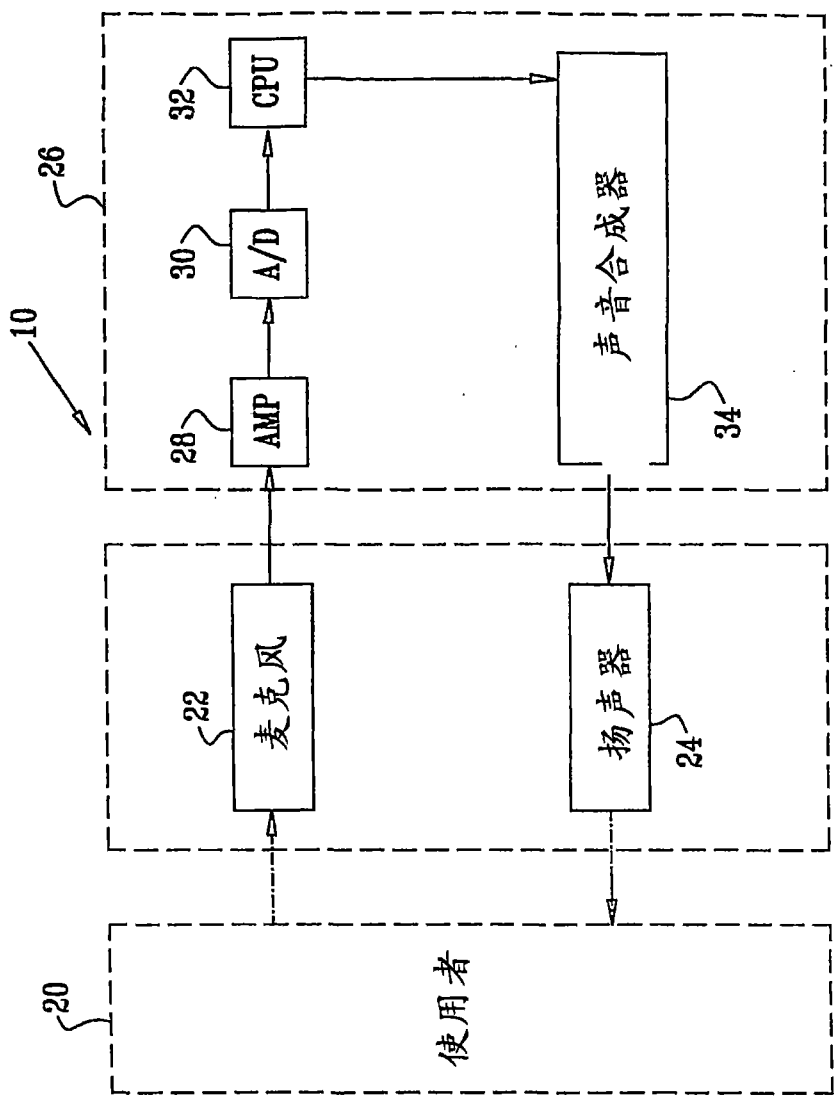


图2

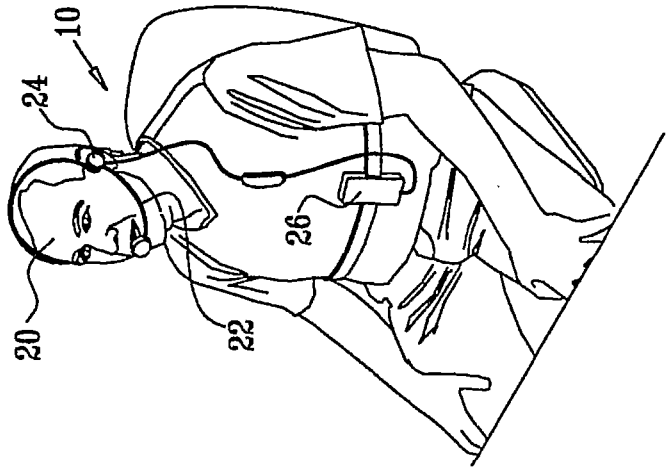


图1

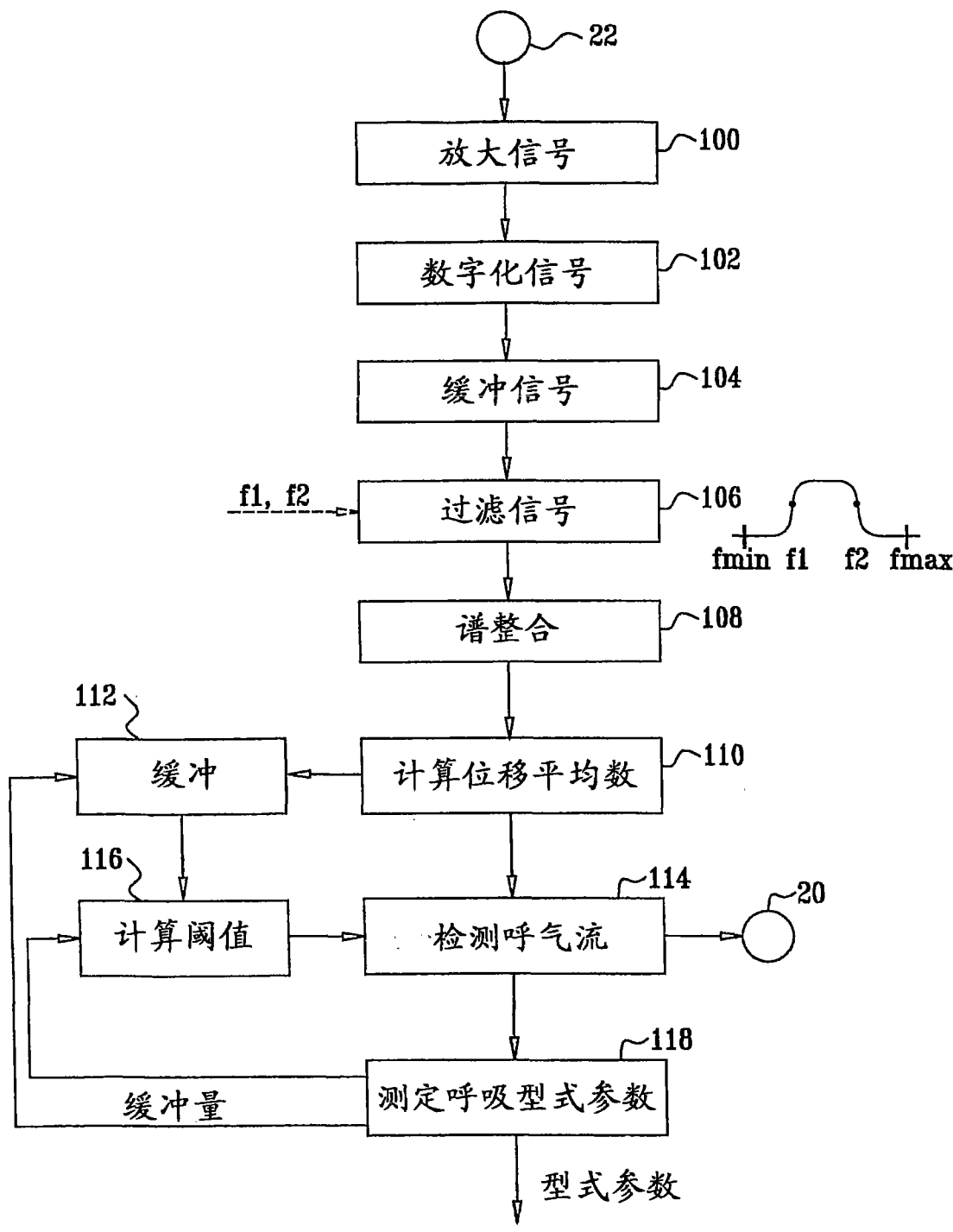


图 3

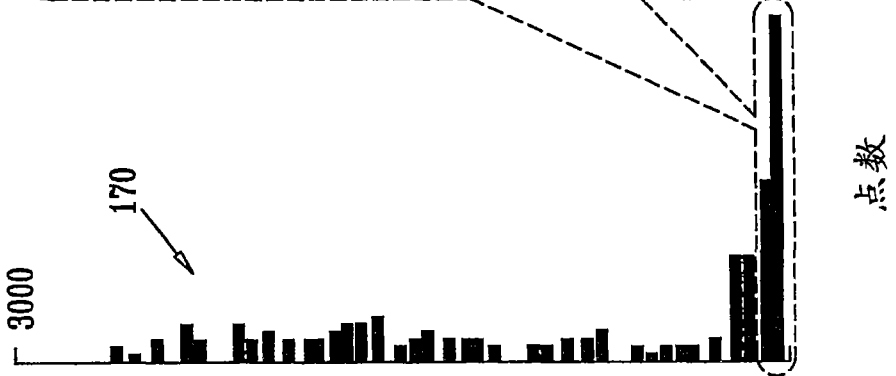
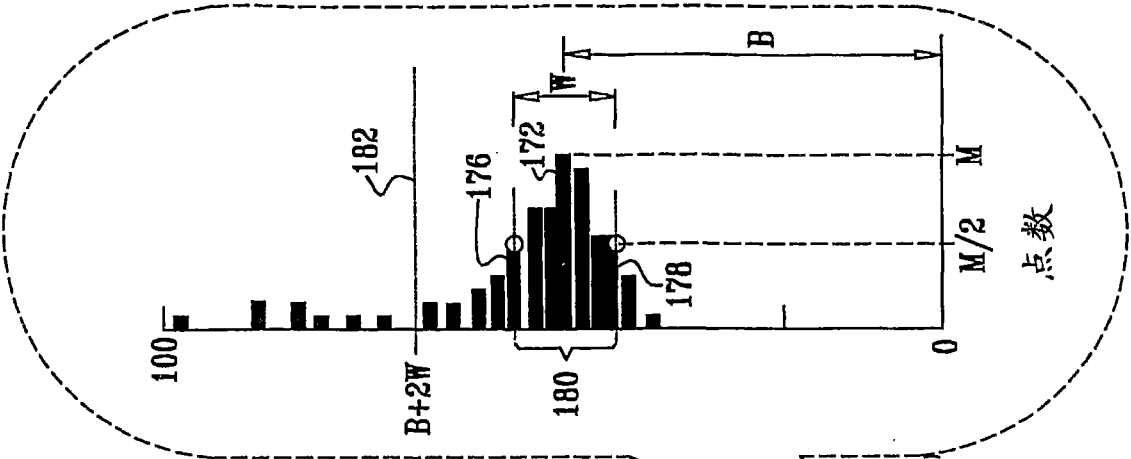


图4B

图4A

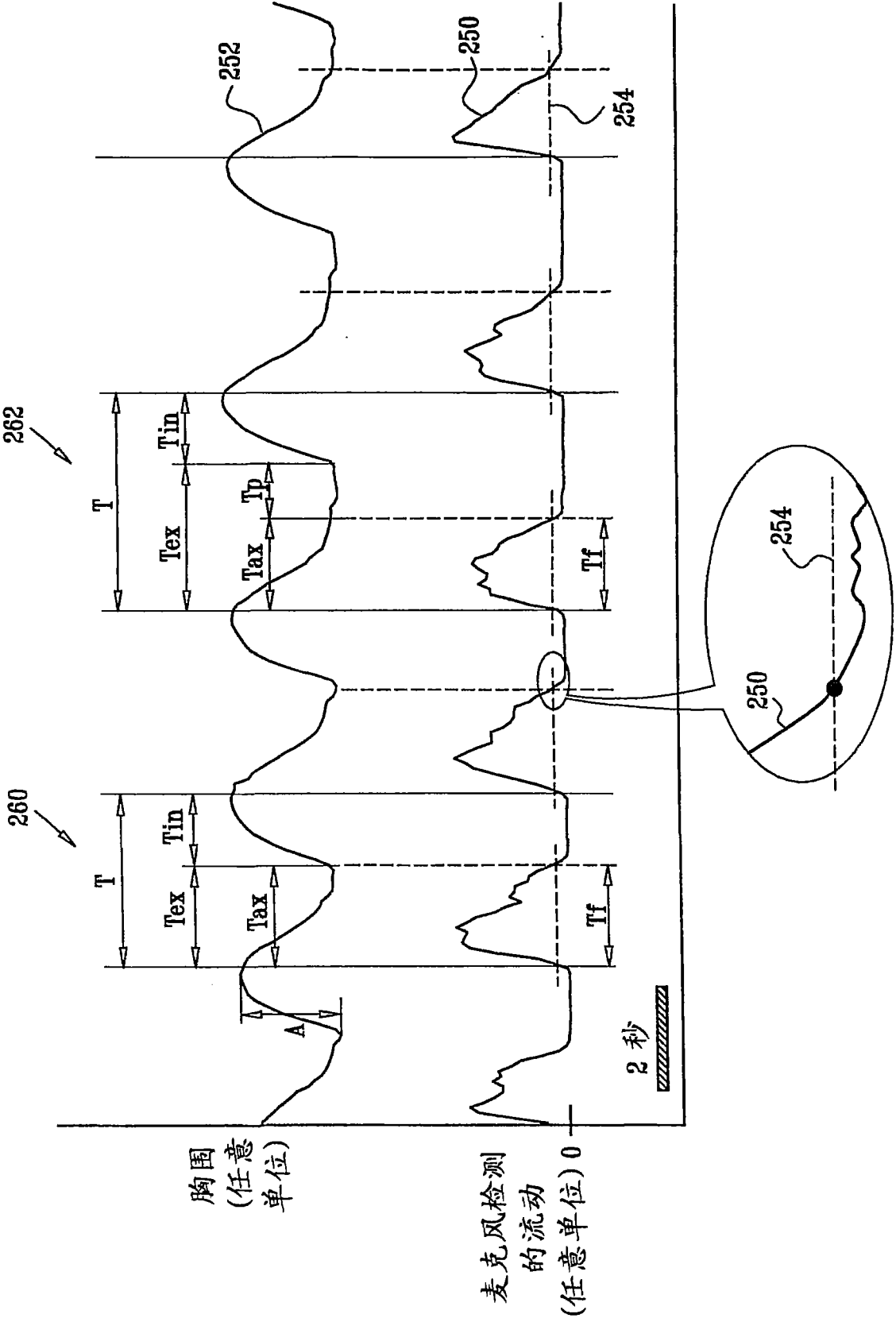


图 5

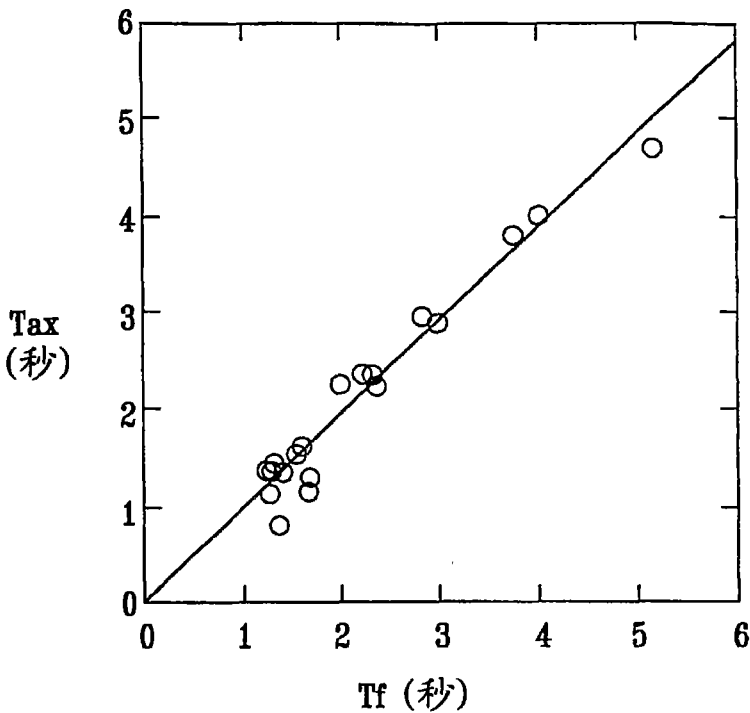


图 6

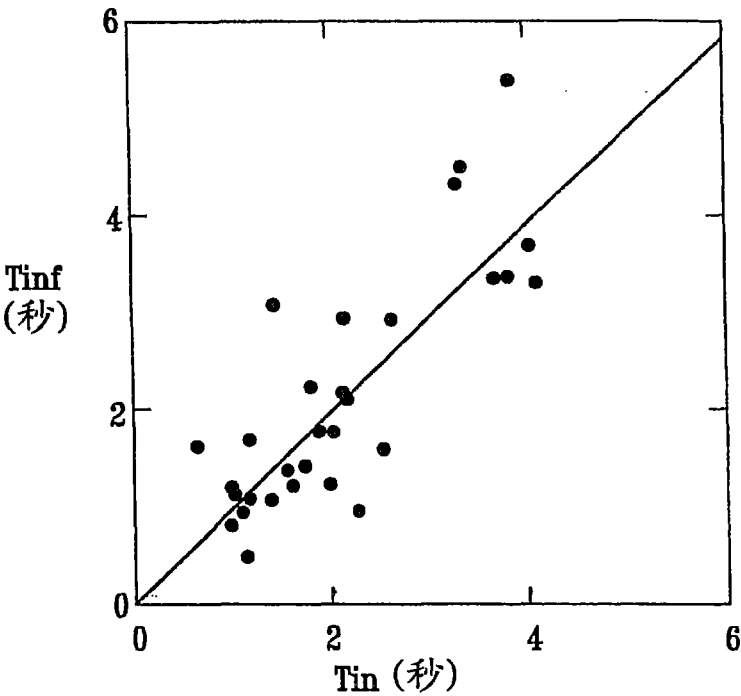


图 7

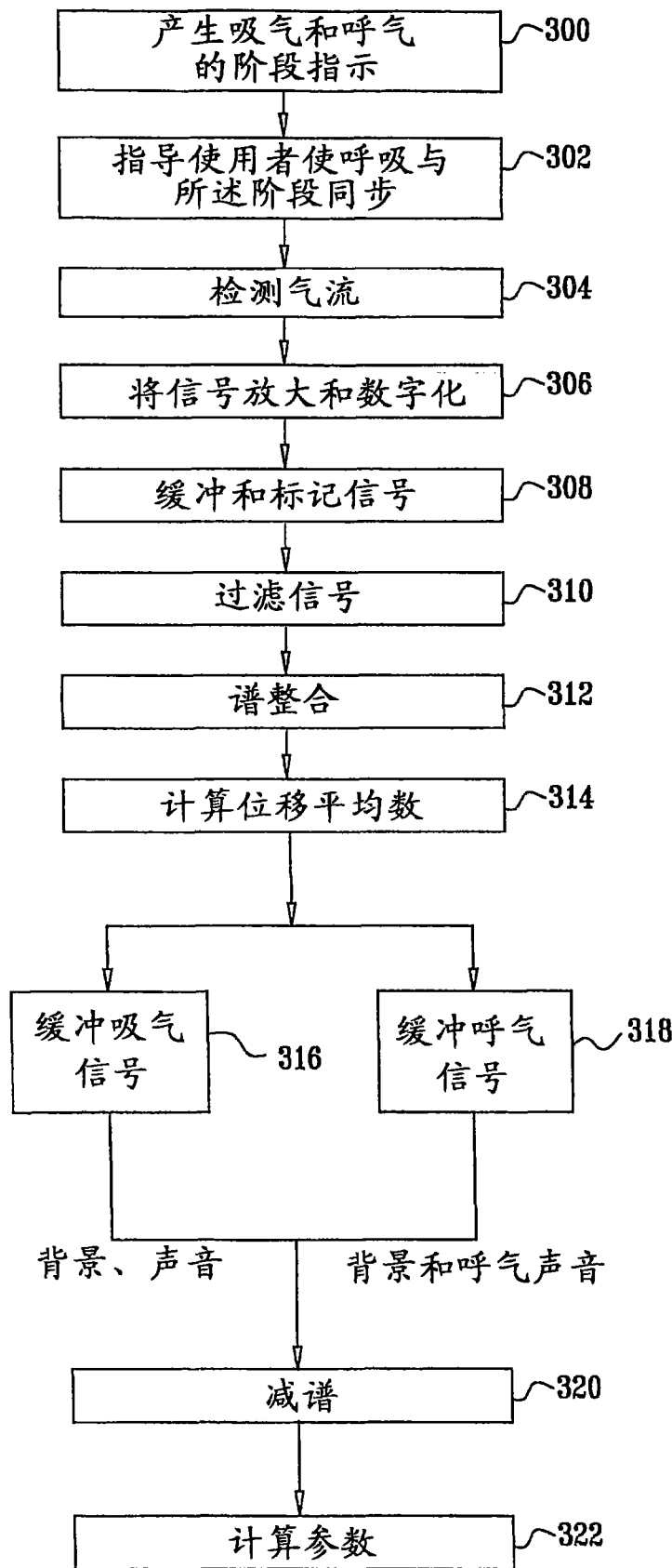


图8

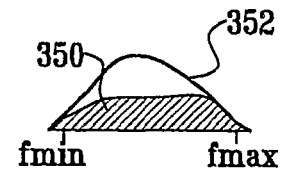


图9A

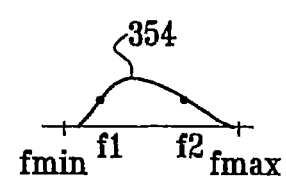


图9B