



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102149317 A

(43) 申请公布日 2011. 08. 10

(21) 申请号 200980121163. 2

A61B 7/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 04. 07

A61B 7/02 (2006. 01)

(30) 优先权数据

G06F 19/00 (2006. 01)

61/064, 993 2008. 04. 08 US

A61B 7/04 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 12. 06

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IL2009/000400 2009. 04. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02009/125407 EN 2009. 10. 15

(71) 申请人 迪普布雷兹有限公司

地址 以色列阿基瓦

(72) 发明人 梅拉夫·盖特 迪迪·塞兹本

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

代理人 李冬梅 郑霞

(51) Int. Cl.

A61B 5/04 (2006. 01)

A61B 5/08 (2006. 01)

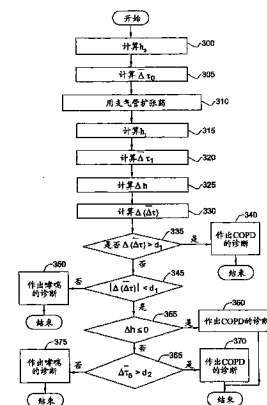
权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 10 页

(54) 发明名称

用于呼吸道声音的定量检测的方法和系统

(57) 摘要

本发明提供了用于分析呼吸道声音的系统和方法。声音换能器固定在胸部的皮肤上,其产生表示换能器的位置处的压力波的信号。信号的处理涉及执行信号中的事件搜索并确定对于在搜索中检测的事件的事件参数。



1. 一种用于分析个体的呼吸道的至少一部分中的声音的系统,包括:
 - (a) 整数 N 个换能器,每个换能器设置为固定在所述个体的胸部的表面上,第 i 个换能器固定在位置 x_i 并产生表示在所述位置 x_i 处的、在预先确定的时间间隔期间的的时间 t 的压力波的信号 $Z(x_i, t)$, $i = 1$ 到 N ;以及
 - (b) 处理器,该处理器设置为:
接收所述信号 $Z(x_i, t)$ 并处理所述信号,其中所述处理包括执行至少一个事件搜索;以及
确定对于在事件搜索中检测到的一个或多个事件的一个或多个事件参数。
2. 如权利要求 1 所述的系统,其中事件搜索是对所述信号 $Z(x_i, t)$ 中的一个或多个信号执行的。
3. 如权利要求 1 所述的系统,其中事件搜索是对一个或多个信号 $P(x_i, t)$ 执行的,其中所述信号 $P(x_i, t)$ 在对所述信号 $Z(x_i, t)$ 中的一个或多个信号执行从滤波、去噪、平滑、包络提取以及应用数学变换中选择一个或多个程序之后被获取。
4. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述换能器被分为一个或多个子组,且对于一个或多个所述子组中的每个子组,所述处理包括由从所述子组中的换能器获取的所述信号 $Z(x_i, t)$ 或 $P(x_i, t)$ 中的一个或多个信号来计算代表信号,以及对所述代表信号中的一个或多个信号执行一个或多个事件搜索。
5. 如前述的权利要求中的任一项所述的系统,其中所述事件中的一个或多个事件从整个呼吸循环、呼吸循环的吸气相、以及呼吸循环的呼气相中选择。
6. 如权利要求 5 所述的系统,其中换能器子组的所述代表信号是由该子组中的换能器获取的信号的总和或平均信号。
7. 如前述的权利要求中的任一项所述的系统,其中所述事件搜索包括执行峰值搜索、自相关、与预先确定函数的互相关以及傅里叶变换中的一个或多个。
8. 如前述的权利要求中的任一项所述的系统,其中所述事件参数中的一个或多个参数从包括以下项的组中选择:事件发生的时间、事件的持续时间、事件的强度、与事件相关联的峰值的高度、处于半峰高的信号中的与事件相关联的峰值的宽度、信号中与事件相关联的峰值的半上升时间、峰值的半下降时间、峰值下的面积;事件过程中的信号的最大值、吸气相期间的最大值与呼气相期间的最大值的比、吸气相的持续时间与呼气相的持续时间的比、以及事件过程中的信号的形态。
9. 如前述的权利要求中的任一项所述的系统,其中所述处理器还设置为计算事件参数值和预先确定的阈值或值的范围之间的一个或多个比较。
10. 如权利要求 4 所述的系统,其中对于一对或多对第一代表信号和第二代表信号中的每对,所述处理器还设置为计算在对于第一代表函数计算的事件参数值和对于第二代表函数计算的事件参数值之间的一个或多个比较。
11. 如权利要求 9 或 10 所述的系统,其中所述处理器还被包括来基于所述比较中的一个或多个做出诊断。
12. 如前述的权利要求中的任一项所述的系统,其中所述处理器设置为:
 - (a) 确定一个或多个初始事件参数的值;
 - (b) 确定一个或多个最终事件参数的值;和

(c) 将所述初始事件参数的值与所述最终事件参数相比较。

13. 如权利要求 12 所述的系统,其中所述处理器还设置为基于所述比较做出诊断。

14. 如权利要求 12 或 13 中任一项所述的系统,其中所述换能器被分为一组或多组,且事件参数是每组的代表信号中的事件发生的时间,且所述比较涉及确定两个信号之间的同步的程度。

15. 如权利要求 12 到 14 中任一项所述的系统,其中事件参数是一时间段内的信号的平均幅度。

16. 如权利要求 12 所述的系统,其中所述处理器设置为做出鉴别诊断。

17. 如权利要求 13 到 16 中任一项所述的系统,其中所述处理器设置为基于所述比较来诊断哮喘。

18. 如权利要求 13 到 17 中任一项所述的系统,其中所述处理器设置为基于所述比较来诊断 COPD。

19. 如前述的权利要求中的任一项所述的系统,还包括显示设备。

20. 如权利要求 19 所述的系统,其中所述处理器还设置为在所述显示设备上显示由所述处理器做出的计算、诊断或确定的结果。

21. 如权利要求 9 所述的系统,其中所述处理器设置为做出 COPD 和哮喘的鉴别诊断,其中:

(a) 所述一个或多个初始事件参数是:

(i) 在所述预先确定的时间间隔期间的所述信号的初始的平均值 h , 即 h_0 , 该 h_0 是对于施用支气管扩张药之前在第一子组换能器上获取的代表信号而计算的; 以及

(ii) 初始时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_0$, 该初始时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_0$ 是在施用所述支气管扩张药之前在对于第二换能器组计算的信号中的峰值的时间和对于第三换能器组计算的相应的峰值的时间之间的初始时间延迟;

(b) 所述一个或多个最终事件参数是:

(i) 最终的 h , 即 h_1 , 该 h_1 是对于施用所述支气管扩张药之后在所述第一子组换能器上获取的代表信号而计算的; 以及

(ii) 最终时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_1$, 该最终时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_1$ 是在施用所述支气管扩张药之前在对于第二换能器组计算的信号中的峰值的时间和对于第三换能器组计算的相应的峰值的时间之间的最终时间延迟;

且其中所述处理包括:

i) 计算 h 的变化, 即 Δh , 其中 $\Delta h = h_1 - h_0$;

ii) 计算 $\bar{\Delta\tau}$ 的变化, 即 $\Delta(\bar{\Delta\tau})$, 其中 $\Delta(\bar{\Delta\tau}) = \bar{\Delta\tau}_1 - \bar{\Delta\tau}_0$;

iii) 如果 $\Delta(\bar{\Delta\tau}) > d_1$, 则做出 COPD 的鉴别诊断, 其中 d_1 是预先确定的第一阈值;

iv) 如果 (i) $\Delta(\bar{\Delta\tau}) \leq d_1$, 以及如果 (ii) $\Delta(\bar{\Delta\tau}) < -d_1$, 则做出哮喘的鉴别诊断;

v) 如果 (i) $|\Delta(\bar{\Delta\tau})| < d_1$, 以及如果 (ii) $\Delta h \leq 0$, 则做出 COPD 的鉴别诊断;

vi) 如果 (i) $\Delta h \geq 0$, 且如果 (ii) $\bar{\Delta\tau}_0 > d_2$, 则做出 COPD 的鉴别诊断, 其中 d_2 是预先确定的第二阈值; 以及

vii) 如果 (i) $\Delta h \geq 0$, 且如果 (ii) $\overline{\Delta r_0} \leq d_2$, 则做出哮喘的鉴别诊断。

22. 一种用于分析个体的呼吸道的至少一部分中的声音的方法, 包括:

(a) 获取表示胸部上的位置 x_i 处的、在预先确定的时间间隔期间的的时间 t 的压力波的整数 N 个信号 $Z(x_i, t)$, $i = 1$ 到 N ; 以及

(b) 处理所述信号 $Z(x_i, t)$, 其中所述处理包括执行至少一个事件搜索; 以及

(c) 确定对于在事件搜索中检测到的一个或多个事件的一个或多个事件参数。

23. 如权利要求 22 所述的方法, 其中事件搜索是对所述信号 $Z(x_i, t)$ 中的一个或多个信号执行的。

24. 如权利要求 22 所述的方法, 其中事件搜索对一个或多个信号 $P(x_i, t)$ 执行, 其中所述信号 $P(x_i, t)$ 在对所述信号 $Z(x_i, t)$ 中的一个或多个信号执行从滤波、去噪、平滑、包络提取以及应用数学变换中选择一个或多个程序之后被获取。

25. 如权利要求 22 所述的方法, 其中所述换能器被分为一个或多个子组, 且对于一个或多个所述子组中的每个子组, 所述处理包括由从所述子组中的换能器获取的所述信号 $Z(x_i, t)$ 或 $P(x_i, t)$ 中的一个或多个信号来计算代表信号, 以及对所述代表信号中的一个或多个信号执行一个或多个事件搜索。

26. 如权利要求 22 到 25 中任一项所述的方法, 其中所述事件中的一个或多个事件从整个呼吸循环、呼吸循环的吸气相、以及呼吸循环的呼气相中选择。

27. 如权利要求 26 所述的方法, 其中换能器子组的所述代表信号是由该子组中的换能器获取的信号的和或平均信号。

28. 如权利要求 22 到 24 中任一项所述的方法, 其中所述事件搜索包括执行峰值搜索、自相关、与预先确定函数的互相关以及傅里叶变换中的任意一个或多个。

29. 如权利要求 22 到 28 中任一项所述的方法, 其中所述事件参数中的一个或多个从包括以下项的组中选择: 事件发生的时间、事件的持续时间、事件的强度、与事件相关联的峰值的高度、处于半峰高的信号中的与事件相关联的峰值的宽度、信号中与事件相关联的峰值的半上升时间、峰值的半下降时间、峰值下的面积; 事件过程中的信号的最大值、吸气相期间的最大值与呼气相期间的最大值的比、吸气相的持续时间与呼气相的持续时间的比、以及事件过程中的信号的形态。

30. 如权利要求 22 到 29 中任一项所述的方法, 还包括计算事件参数值和预先确定的阈值或值的范围之间的一个或多个比较。

31. 如权利要求 25 所述的方法, 还包括, 对于一对或多对第一代表信号和第二代表信号中的每对, 计算在对于第一代表函数计算的事件参数值和对于第二代表函数计算的事件参数值之间的一个或多个比较。

32. 如权利要求 30 或 31 所述的方法, 还包括基于一个或多个所述比较来做出诊断。

33. 如权利要求 22 至 32 中任一项所述的方法, 还包括:

(a) 确定一个或多个初始事件参数的值;

(b) 确定一个或多个最终事件参数的值; 以及

(c) 将所述初始事件的值与所述最终事件参数相比较。

34. 如权利要求 33 所述的方法, 还包括在确定所述初始事件参数之后对所述个体进行医学治疗。

35. 如权利要求 34 所述的方法,其中所述医学治疗包括用支气管扩张药。
36. 如权利要求 33 到 35 中任一项所述的方法,包括基于所述比较做出诊断。
37. 如权利要求 33 或 36 中任一项所述的方法,其中所述换能器被分为一组或多组,且事件参数是每组的代表信号中的事件发生的时间,且所述比较涉及确定两个信号之间的同步的程度。
38. 如权利要求 33 到 36 中任一项所述的方法,其中事件参数是一时间段内的信号的平均幅度。
39. 如权利要求 31 所述的方法,还包括做出鉴别诊断。
40. 如权利要求 34 到 39 中任一项所述的方法,还包括基于所述比较诊断哮喘。
41. 如权利要求 34 到 40 中任一项所述的方法,还包括基于所述比较诊断 COPD。
42. 如权利要求 36 所述的方法,其中所述鉴别诊断是 COPD 和哮喘的鉴别诊断,其中:
- (a) 所述一个或多个初始事件参数是:
- (i) 所述预先确定的时间间隔期间的信号的初始的平均值 h ,即 h_0 ,该 h_0 是对于用所述支气管扩张药之前在第一子组换能器上获取的代表信号而计算的;以及
- (ii) 初始时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_0$,该初始时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_0$ 是在用所述支气管扩张药之前在对于第二换能器组计算的信号中的峰值的时间和对于第三换能器组计算的相应的峰值的时间之间的初始时间延迟;
- (b) 所述一个或多个最终事件参数是:
- (i) 最终的 h ,即 h_1 ,该 h_1 是对于用所述支气管扩张药之后在所述第一子组换能器上获取的代表信号而计算的;以及
- (ii) 最终时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_1$,该最终时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_1$ 是在用所述支气管扩张药之前在对于第二换能器组计算的信号中的峰值的时间和对于第三换能器组计算的相应的峰值的时间之间的最终时间延迟;
- 且其中所述方法包括:
- (a) 计算 h 的变化,即 Δh ,其中 $\Delta h = h_1 - h_0$;
- (b) 计算 $\bar{\Delta\tau}$ 的变化,即 $\Delta(\bar{\Delta\tau})$,其中 $\Delta(\bar{\Delta\tau}) = \bar{\Delta\tau}_1 - \bar{\Delta\tau}_0$;
- (c) 如果 $\Delta(\bar{\Delta\tau}) > d_1$,则做出 COPD 的鉴别诊断,其中 d_1 是预先确定的第一阈值;
- (d) 如果 (i) $\Delta(\bar{\Delta\tau}) \leq d_1$,以及如果 (ii) $\Delta(\bar{\Delta\tau}) < -d_1$,则做出哮喘的鉴别诊断;
- (e) 如果 (i) $|\Delta(\bar{\Delta\tau})| < d_1$,以及如果 (ii) $\Delta h \leq 0$,则做出 COPD 的鉴别诊断;
- (f) 如果 (i) $\Delta h \geq 0$,且如果 (ii) $\bar{\Delta\tau}_0 > d_2$,则做出 COPD 的鉴别诊断,其中 d_2 是预先确定的第二阈值;以及
- (g) 如果 (i) $\Delta h \geq 0$,且如果 (ii) $\bar{\Delta\tau}_0 \leq d_2$,则做出哮喘的鉴别诊断。

用于呼吸道声音的定量检测的方法和系统

发明领域

[0001] 本发明涉及医疗设备和系统,且更具体地涉及用于分析身体声音的这样的设备和系统。

[0002] 发明背景

[0003] 身体声音通常在各种病症的诊断中被医生使用。医生可将听诊器放置在人的胸或背上并监视患者的呼吸,以便检测异常的或未预期的肺部声音。

[0004] 将一个或多个扩音器固定在对象的胸或背上并记录肺部声音也是已知的。第 6,139,505 号美国专利公开了一种系统,在该系统中多个扩音器被置于患者胸周围。扩音器在吸和呼期间的记录被显示在屏幕上或打印在纸上。然后记录由医生可见地检查以便检测患者的肺病。

[0005] 指定给本申请的受让人的第 5,887,208 号美国专利公开了用于分析个体中的呼吸道声音的方法和系统。换能器(transducer)固定在胸部上。每个换能器产生指示在换能器的位置处的压力波的信号。然后在每个位置的声能量信号由所记录的压力波确定。声能量信号可经历内插程序以获取胸部上换能器不在的位置处的声能量信号。对于一个或多个呼吸循环的各个时间的声能量信号可显示在屏幕上以用于查看以及视觉分析。

[0006] 慢性阻塞性肺病(COPD)是通过中年发病的进展缓慢的症状临床表现的肺病,该症状包括久咳、生痰、渐进的和持续的呼吸困难和喘息,且因肥胖和长期吸烟而加重。COPD 的诊断一般通过用支气管扩张药来进行,且然后通过测定一秒用力呼气容积(FEV1)和用力肺活量(FVC)来确定。用支气管扩张药后的 $FEV1/FVC < 0.7$ 的比值通常被作为不完全可逆的气流受限的确认,且因此作为 COPD 的表示。气流的完全可逆性在排除 COPD 时是有用的($FEV1 > 400\text{mL}$ 中的上升)。

[0007] 哮喘是气道壁发炎且倾向于反应于过敏原和刺激物而收紧的肺病。哮喘的症状包括呼吸困难、喘息、咳嗽和胸闷。生痰也可增多。

[0008] 与 COPD 相反,哮喘是间歇的、反应的症状例如由过敏和锻炼引发的偶发的喘息和呼吸困难的早发疾病。哮喘与家族病史相关联。哮喘通常响应于支气管扩张药,如用支气管扩张药后的肺活量测定确定的。12% 的上升以及至少 200mL 的 FEV1 的绝对上升被认为是支气管可逆性的暗示。因此,COPD 和哮喘之间的不同的诊断主要基于肺活量测试连同患者病史一起。但是,由于 COPD 和哮喘患者的肺活量数据的相当多的生理重叠,如肺活量所确定的支气管可逆性不提供两种疾病的不同诊断的清楚标准。另外的试验例如胸部 X 光透视、呼出气的一氧化氮水平和痰液分析可被执行以确证诊断。但是,患者对这些试验的反应也有相当多的重叠。

[0009] 发明概述

[0010] 在以下的说明和一组权利要求中,两个明确描述的、可计算的或可测量的变量在这两个变量相互之间成比例时被认为是彼此等效的。

[0011] 在其第一方面,本发明提供了用于分析呼吸道声音的系统。本发明的系统包括设置为被应用于个体的胸部或背部皮肤的实质上平坦的区域的一个或多个声音换能器。每

个换能器产生表示达到换能器的压力波的模拟电压信号,其依照本发明的方法由处理器处理。

[0012] 在本发明的方法的一个实施方式中,处理器执行任一个信号的事件搜索。在另一个实施方式中,处理器设置为通过两个或多个信号的时间平均来计算代表信号以在代表信号中执行事件搜索。然后处理器确定由事件搜索检测到的事件的一个或多个参数,例如事件发生的时间、事件的强度、与事件相关联的峰值的高度、半高峰宽、半上升时间、半下降时间或峰值下的面积。

[0013] 在一个优选的实施方式中,换能器被分为两组或多组换能器。每组优选地是换能器阵列中的一组相邻换能器,且因此覆盖体表面的不同区域。例如,换能器可分为两组,其中一组由覆盖左肺的一个或多个换能器组成,而另一组由覆盖右肺的换能器组成。作为另一个例子,换能器可被分为六组,其中覆盖每个肺的换能器被分为三个子组(覆盖肺的上部、中间和下部)。对于两组或多组换能器中的每组,处理器计算代表信号,如以上所解释,并对每个代表信号执行事件搜索。然后处理器确定通过搜索检测的事件的一个或多个的参数。处理器还可将对于一个换能器组所确定的参数中的任何一个或多个参数的值与对于其他的换能器组中的任意一个或多个参数的值相比较。例如,处理器可计算两组中的相应的峰值发生之间的时间延迟。处理器还可确定特定类型的事件的重复发生之间的时间延迟。处理器还可设置为计算在对个体的治疗用药之前和之后的各种事件参数的值的比较。处理器还可设置为基于比较中的任何一个或多个作出诊断。例如,处理器还设置为诊断哮喘或 COPD。

[0014] 因此,在其第一方面,本发明提供了用于分析个体的呼吸道的至少一部分中的声音的系统,该系统包括:

[0015] (a) 整数 N 个换能器,每个换能器设置为被固定在个体的胸部的表面上,换能器被固定在位置 x_i 并产生表示在位置 x_i 处的压力波的信号 $Z(x_i, t)$;在预先确定的时间间隔期间的的时间 $t, i = 1$ 到 N ;以及

[0016] (b) 处理器设置为:

[0017] 接收信号 $Z(x_i, t)$ 并处理信号,其中处理包括执行至少一个事件搜索;以及

[0018] 确定对于在事件搜索中检测到的一个或多个事件的一个或多个事件参数。

[0019] 事件搜索可对于一个或多个信号 $Z(x_i, t)$ 或对于一个或多个信号 $P(x_i, t)$ 执行,其中信号 $P(x_i, t)$ 在对一个或多个信号 $Z(x_i, t)$ 执行从滤波、去噪、平滑、包络提取以及应用数学变换中选择一个或多个程序之后被获取。可选地或另外地,换能器可被分为一个或多个子组,且对于一个或多个子组,所述处理包括由从子组中的换能器获取的信号 $Z(x_i, t)$ 或 $P(x_i, t)$ 计算代表信号以及对一个或多个代表信号执行一个或多个事件搜索。换能器子组的代表信号可以是例如由子组中的换能器获取的信号的或平均信号。

[0020] 事件可以是例如整个呼吸循环、呼吸循环的吸气相 (inspiratory phase)、或呼吸循环的呼气相 (expiratory phase),事件搜索可包括执行峰值搜索、自相关、与预先确定函数的互相关以及傅里叶变换中的任何一个或多个。

[0021] 一个或多个事件参数可以是例如事件发生所在的时间、事件的持续时间、事件的强度、与事件相关联的峰值的高度、处于半峰高的信号中的与事件相关联的峰值的宽度、信号中与事件相关联的峰值的半上升时间、峰值的半下降时间、峰值下的面积;事件过程中的

信号的最大值、吸气相期间的最大值与呼气相期间的最大值的比、吸气相的持续时间与呼气相的持续时间的比、以及事件过程中的信号的形态。

[0022] 系统中的处理器还可设置为计算事件值和预先确定的阈值或值的范围之间的比较。对于一对或多对的第一代表信号和第二代表信号中的每对,处理器还可被设置为计算对于第一代表函数计算的事件参数值和对于第二代表函数计算的事件参数值之间的一个或多个比较。处理器可设置为基于一个或多个比较来做出诊断。

[0023] 在本发明的优选实施方式中,处理器设置为:

[0024] (a) 确定一个或多个初始事件参数的值;

[0025] (b) 确定一个或多个最终事件参数的值;以及

[0026] (c) 将初始事件的值与最终事件参数相比较。

[0027] 在这个实施方式中,处理器可设置为基于比较作出诊断。换能器可被分为一个或多个组,且事件参数是每组的代表信号中的事件发生的时间。在这种情况下,比较涉及确定两个信号之间的同步的程度。可选地或另外地,事件参数是在一时间段期间的信号的平均幅度。在这种情况下,比较可涉及确定在两个不同时间段期间获取的两个信号的幅度的不同。处理器可设置为作出有差别的诊断。具体地,处理器可设置为在比较的基础上诊断哮喘和/或 COPD。

[0028] 在最优选的实施方式中,处理器设置为作出对 COPD 和哮喘的鉴别诊断,其中:

[0029] 一个或多个初始事件参数是:

[0030] (i) 预先确定的时间间隔期间的信号的初始平均值 h_0 ,其是在用支气管扩张药之前对于在第一子组换能器上获取的代表信号而计算的;以及

[0031] (ii) 初始时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_0$,其是在用支气管扩张药之前在对于第二换能器组计算的信号中的峰值的时间和对于第三换能器组计算的相应的峰值的时间之间的初始时间延迟;

[0032] 一个或多个最终事件参数是:

[0033] (i) 预先确定的最终时间间隔期间的信号的最终平均值 h_1 ,其是在用支气管扩张药之后对于在第一子组换能器上获取的代表信号而计算的;以及

[0034] (ii) 最终时间延迟 $\bar{\Delta\tau}_1$,其是在用支气管扩张药之前在对于第二换能器组计算的信号中的峰值的时间和对于第三换能器组计算的相应的峰值的时间之间的最终时间延迟;

[0035] 且其中处理包括:

[0036] (a) 计算信号的平均值的变化, Δh ,其中 $\Delta h = h_1 - h_0$;

[0037] (b) 计算 $\bar{\Delta\tau}$ 的变化, $\Delta(\bar{\Delta\tau})$,其中 $\Delta(\bar{\Delta\tau}) = \bar{\Delta\tau}_1 - \bar{\Delta\tau}_0$;

[0038] (c) 如果 $\Delta(\bar{\Delta\tau}) > d_1$,作出 COPD 的鉴别诊断,其中 d_1 是预先确定的第一阈值;

[0039] (d) 如果 (i) $\Delta(\bar{\Delta\tau}) \leq d_1$,以及如果 (ii) $\Delta(\bar{\Delta\tau}) < -d_1$,作出哮喘的鉴别诊断;

[0040] (e) 如果 (i) $|\Delta(\bar{\Delta\tau})| < d_1$,以及如果 (ii) $\Delta h \leq 0$,作出 COPD 的鉴别诊断;

[0041] (f) 如果 (i) $\Delta h \geq 0$,且如果 (ii) $\bar{\Delta\tau}_0 > d_2$,作出 COPD 的鉴别诊断,其中 d_2 是预先确定的第二阈值;以及

[0042] (g) 如果 (i) $\Delta h \geq 0$,且如果 (ii) $\bar{\Delta\tau}_0 \leq d_2$,作出哮喘的鉴别诊断;

[0043] 在其另一个方面中,本发明提供了用于分析个体的呼吸道的至少一部分中的声音的方法,该方法包括:

[0044] (a) 获取表示胸部的位置 x_i 处的压力波的整数 N 个信号 $Z(x_i, t)$;在预先确定的时间间隔期间的时间 t , $i = 1$ 到 N ;以及

[0045] (b) 处理信号 $Z(x_i, t)$,其中处理包括执行至少一个事件搜索;以及

[0046] (c) 确定对于在事件搜索中检测到的一个或多个事件的一个或多个事件参数。

[0047] 附图的简要描述

[0048] 为了理解本发明并看其如何在实践中实现,现通过仅是非限制性的例子参考附图描述了优选的实施方式,其中:

[0049] 图 1 示出了依照本发明的实施方式的用于获取分析身体声音的系统;

[0050] 图 2 示出了依照本发明的一个实施方式的用于实现分析身体声音的方法的流程图;

[0051] 图 3 示出了用依照本发明的实施方式的用于作出哮喘和 COPD 的鉴别诊断的方法的流程图;

[0052] 图 4 示出了将声音换能器置于个体的肺部;

[0053] 图 5a、5b 和 5c 示出了从第一个体获取的信号;

[0054] 图 6a、6b 和 6c 示出了从第二个体获取的信号;

[0055] 图 7a、7b 和 7c 示出了从第三个体获取的信号;

[0056] 图 8a、8b 和 8c 示出了从第四个体获取的信号;

[0057] 图 9a、9b 和 9c 示出了从第五个体获取的信号;以及

[0058] 图 10a、10b 和 10c 示出了从第六个体获取的信号。

[0059] 优选的实施方式的详细描述

[0060] 图 1 示出了依照本发明的一个实施方式的用于分析呼吸道声音的一般由 100 标示的系统。整数 N 个声音换能器 105(其中有四个被示出)被应用于个体 110 的胸部或背部皮肤的平坦区域。换能器 105 可通过本领域中已知的技术例如使用胶布、吸附或缚带应用于对象。每个换能器 105 产生表示到达换能器的压力波的模拟信号 115。模拟信号 115 通过多信道模数转换器 120 被数字化。数字数据信号 $Z(x_i, t)$ 125,代表在时间 t 第 i 个换能器 ($i = 1$ 到 N) 的位置 x_i 处的压力波。数据信号 125 被输入到存储器 130。输入到存储器 130 的数据由设置为处理数据信号 125 的处理器 135 来访问。信号 $Z(x_i, t)$ 125 可通过例如滤波、去噪、平滑以及包络提取来处理。被处理的信号 $P(x_i, t)$ 可进行数学变换 F 以产生变换后的信号 $\tilde{P}(x_i, t) = F(P(x_i, t))$ 。信号 $\tilde{P}(x_i, t)$ 可显示在显示设备 150 上。

[0061] 输入设备例如计算机键盘 140 或鼠标 145 用于输入关于检查的相关信息,例如个体 110 的个人详细信息。输入设备 140 还可用于在信号被记录或分析过程中输入时间 t_1 和 t_2 的值。可选地,时间 t_1 和 t_2 可在由处理器 135 执行的信号 $P(x_i, t)$ 的呼吸相分析中自动确定。

[0062] 在本发明的一个实施方式中,处理器 135 设置为计算信号 $\tilde{P}(x_i, t)$ 的子集 S 的至少一个代表 $R_s = R(\tilde{P}(x_i, t))$,其中,例如 R_s 可等于单个信号 $\tilde{P}(x_i, t)$,或 R_s 可通过将集合 S 中的信号 $\tilde{P}(x_i, t)$ 进行时间平均来计算。 R_s 可显示在现实设备 150 中。处理器还设置为对 R_s 执行

事件搜索。事件可以是例如呼吸循环的任何一个或多个预先确定的部分,例如吸气相、呼气相或其子部分。事件可由代表信号 R_s 中的特性形态来识别。例如,事件可通过具有一个或多个预先确定的特性的代表信号 R_s 的峰值的存在来限定。作为另外的例子,事件可通过局部最大值、局部最小值、拐点或预先确定的值上方或下方的曲率半径或任何级别的导数来识别。事件还可以是整个记录。处理器 135 还确定通过事件搜索检测到的事件的一个或多个参数,例如事件发生的时间、与事件相关联的峰值的参数的值、半上升时间、半下降时间或事件过程中的信号下的面积、事件过程中的信号的平均值、最大值或最小值。处理器 135 可在显示设备 150 上显示任何一个代表信号 R_s 或被确定的参数。

[0063] 在一个实施方式中,换能器 105 被分为两组或多组换能器。每组优选地是换能器阵列中一组相邻的换能器,且因此覆盖身体表面的不同区域。例如,换能器可分为两组,其中一组由覆盖左肺的一个或多个换能器组成,而另一组由覆盖右肺的一个或多个换能器组成。作为另一个例子,换能器可被分为六组,其中覆盖每个肺的换能器被分为三个子组(覆盖肺的上部、中间和下部)。对于两组或多组换能器中的每组,处理器 135 计算代表信号,如以上所解释,并对每个代表信号执行事件搜索。然后处理器确定通过搜索检测的事件的一个或多个的参数。处理器 135 可在显示设备 150 上显示参数中的任何一个。对于至少一个代表信号,处理器还可将对于一个换能器组所确定的参数中的任何一个或多个参数的值与对于其他的换能器组中的任意一组或多组所确定的参数的值相比较。例如,处理器可计算两个数字数据信号 $Z(x_i, t)$ 之间的两组中的相应事件的发生之间的时间延迟。另一个例子,处理器可计算 $Z(x_i, t)$ 中的事件类型的重复发生的发生之间的时间延迟。

[0064] 图 2 示出了依照一个实施方式的用于实现本发明的方法的流程图。在步骤 200 中,信号 $Z(x_i, t)$ 从位于身体表面的预先确定的位置 x_i (i 为从 1 到 N) 处的 N 个换能器获取,其中 N 个换能器可被分为两个或多个组 S_i 。在步骤 205 中,使用输入设备 140 或 145 中的一个或这两者将 t_1 和 t_2 的值输入到处理器 135 中,或者其由处理器确定。在步骤 210 中,对于每个换能器组,换能器组的代表信号被计算。在步骤 215 中,一个或多个代表信号在显示设备 150 上被显示。在步骤 220 中,对于每个代表信号,对于代表信号执行事件搜索。在步骤 225 中,对于每个代表信号,在信号的事件搜索中检测到的事件的一个或多个参数的值被确定,例如事件发生的事件或事件过程中代表信号的平均值。在步骤 230 中,所确定的参数值在显示设备上显示。最终,在步骤 235 中,对于一个或多个参数中的每个参数,对于每个代表信号确定的一个或多个参数的值被处理,以及在步骤 240 中,处理的结果在显示设备 150 上被显示。

[0065] 在本发明的一个实施方式中,三种事件类型被使用,即吸气相、呼气相以及预先确定的时间间隔期间的整个信号。对于事件吸气相和呼气相,事件的参数是与事件的每次发生相关联的峰值的时间 τ 。对于由预先确定的时间间隔期间的整个信号组成的事件,参数是预先确定的时间间隔期间的信号的平均值 h 。对于参数 τ ,处理包括计算时间延迟 $\Delta \tau = |\tau_1 - \tau_2|$,其中 τ_1 是第一代表信号中的峰值的时间,而 τ_2 是第二代表信号中的相应峰值的时间。 $\Delta \tau$ 是在两个代表信号彼此同步的程度的测量。如果代表信号覆盖一个或多个呼吸循环,则 $\Delta \tau$ 、 $\overline{\Delta \tau}$ 的平均值可被计算。

[0066] 在其另一个方面,本发明提供了用于 COPD 和哮喘的鉴别诊断的方法。在本发明的这方面,在用支气管扩张药之前,对于单个代表信号计算 h ,且对于两个代表信号计算 $\overline{\Delta \tau}$,如

以上所解释。图 3 示出了依照本发明的这个方面的 COPD 和哮喘的鉴别诊断的方法的流程图。在步骤 300 中,如以上解释参考图 2 计算初始的 h , 即 h_0 。在步骤 305 中,如以上所解释计算初始的 $\bar{\Delta\tau}$, 即 $\bar{\Delta\tau}_0$ 。在步骤 310 中,对个体用支气管扩张药。在步骤 315 中,如以上所解释计算最终的 h , 即 h_1 。在步骤 320 中,如以上所解释计算最终 $\bar{\Delta\tau}$, 即 $\bar{\Delta\tau}_1$ 。在步骤 325 中,在用支气管扩张药后计算 h 的变化 Δh , 其中 $\Delta h = h_1 - h_0$ 。在步骤 330 中,在用支气管扩张药后计算 $\bar{\Delta\tau}$ 的变化 $\Delta(\bar{\Delta\tau})$, 其中 $\Delta(\bar{\Delta\tau}) = \bar{\Delta\tau}_1 - \bar{\Delta\tau}_0$ 。

[0067] 在步骤 335 中, $\Delta(\bar{\Delta\tau})$ 与预先确定的第一阈值 d_1 比较。如果 $\Delta(\bar{\Delta\tau}) > d_1$, 则作为用支气管扩张药的结果, 两个代表信号的同步的程度降低, 且在步骤 340 中, 作出 COPD 的鉴别诊断, 且过程终止。如果在步骤 335 确定 $\Delta(\bar{\Delta\tau})$ 不超过 d_1 , 那么在步骤 345 中确定是否 $|\Delta(\bar{\Delta\tau})| < d_1$ 。如果不是 (即, $\Delta(\bar{\Delta\tau}) < -d_1$), 那么作为用支气管扩张药的结果, 两个代表信号之间的同步的程度增加, 且在步骤 350 中, 哮喘的鉴别诊断被作出。如果在步骤 345, 确定 $|\Delta(\bar{\Delta\tau})| < d_1$, 那么作为用支气管扩张药的结果, 代表信号的同步没有大的变化, 且过程继续进行到步骤 355, 在该步骤 Δh 的符号被确定。如果 $\Delta h \leq 0$, 那么在步骤 360 中在用支气管扩张药后 h 减小, 作出 COPD 的鉴别诊断。如果在步骤 355 中确定 $\Delta h \geq 0$, 那么在用支气管扩张药后 h 增加, 且过程继续进行到步骤 365, 其中 $\bar{\Delta\tau}_0$ 与预先确定的第二阈值 d_2 相比较。如果在步骤 365 中确定 $\bar{\Delta\tau}_0 > d_2$, 那么在步骤 370 中作出 COPD 的鉴别诊断。如果在步骤 365 中确定 $\bar{\Delta\tau}_0 \leq d_2$, 那么在步骤 375 中作出哮喘的鉴别诊断, 且过程终止。

实施例

[0068] 本发明的系统和方法用于 COPD 和哮喘的鉴别诊断。

[0069] 在以下描述的情况下, 40 个换能器被置于对象的背上的肺部的由图 4 中的圈 400 标示的位置上。曲线 405a 和 405b 分别示出了对象的左肺和右肺的假定轮廓。如所见到的, 换能器布置于在换能器之间有水平方向和垂直方向 5 厘米的间隔的规则的正交晶格中。然后信号 $Z(x_i, t)$ 在若干呼吸循环期间被记录。用于产生信号 $\tilde{P}(x_i, t)$ 的信号 $Z(x_i, t)$ 的处理包括 150 到 250Hz 之间的带通滤波、包络提取以及转换为与换能器的饱和电平相关的分贝数。对于参数 τ , 换能器被分为两组 20 个换能器。一个组, 此处称为“左组换能器”, 由覆盖在图 4 中示出的轮廓 405a 中的左肺上的换能器组成。另一组, 此处称为“右组换能器”, 由覆盖在图 4 中示出的轮廓 405b 中的右肺上的换能器组成。对于两组换能器中的每组, 代表信号被计算, 作为由组中的换能器获取的信号 $\tilde{P}(x_i, t)$ 的平均。对于参数 h , 40 个换能器的整个组被用作单组换能器, 且代表信号被计算, 作为由这组中的换能器获取的信号 $\tilde{P}(x_i, t)$ 的平均。

[0070] 代表信号在用支气管扩张药之前获取, 且两个代表信号的初始平均值 $\Delta\tau$, 即 $\bar{\Delta\tau}_0$, 连同初始 h_0 一起被计算, 如以上所解释。然后 2.5 毫克剂量的支气管扩张药沙丁胺醇通过喷雾器被用于对象。在用支气管扩张药 15 分钟后, 最终的 $\bar{\Delta\tau}_1$ 和 h_1 被计算。在用支气管扩张药后的 $\Delta\tau$ 中的变化 $\bar{\Delta\tau}_0$ 也被计算, h 中的变化 Δh 也被计算。

[0071] 情况 1:

[0072] 图 5a 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之前获取的对于对象的左肺 (曲

线 a) 和右肺 (曲线 b) 的代表信号。图 5b 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之后获取的对于对象的左肺 (曲线 a) 和右肺 (曲线 b) 的代表信号。图 5c 示出了在用支气管扩张药之前 (曲线 a) 和之后 (曲线 b) 的两个肺的以分贝为单位的平均音量水平。

[0073] 结果在表 1 中被总结。

[0074]

	$\bar{\Delta\tau}_0$	$\bar{\Delta\tau}_1$	h_0	h_1
	[#帧]	[#帧]	[db]	[db]
第 58 号患者	0.75	0	-50.88	-52.65

[0075] 表 1

[0076] 在用支气管扩张药后两个肺的同步发生了相当大的增加,如绝对值很大的负值 $\Delta(\bar{\Delta\tau})$ (-0.75) 所表示。基于此观察,该病例被诊断为哮喘,且该诊断通过肺活量测定和病历被确认。

[0077] 情况 2:

[0078] 图 6a 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之前获取的对于对象的左肺 (曲线 a) 和右肺 (曲线 b) 的代表信号。图 6b 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之后获取的对于对象的左肺 (曲线 a) 和右肺 (曲线 b) 的代表信号。图 6c 示出了在用支气管扩张药之前 (曲线 a) 和之后 (曲线 b) 的两个肺的以分贝为单位的平均音量水平。对于这种情况的结果在表 2 中被总结。

[0079]

	$\bar{\Delta\tau}_0$	$\bar{\Delta\tau}_1$	h_0	h_1
	[#帧]	[#帧]	[db]	[db]
第 23 号患者	0	1.43	-33.54	-39.37

[0080] 表 2

[0081] 在用支气管扩张药后两个肺的同步发生了相当大的降低,如绝对值很大的正值 $\Delta(\bar{\Delta\tau})$ (1.43) 所表示。基于此观察,该病例被诊断为 COPD,且该诊断通过肺活量测定和病历被确认。

[0082] 情况 3:

[0083] 图 7a 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之前获取的对于对象的左肺 (曲线 a) 和右肺 (曲线 b) 的代表信号。图 7b 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之后获取的对于对象的左肺 (曲线 a) 和右肺 (曲线 b) 的代表信号。图 7c 示出了在用支气管扩张药之前 (曲线 a) 和之后 (曲线 b) 的两个肺的以分贝为单位的平均音量水平。对于这种情况所获得的结果在表 3 中被总结。

[0084]

	$\bar{\Delta\tau}_0$ [#帧]	$\bar{\Delta\tau}_1$ [#帧]	h_0 [db]	h_1 [db]
第 30 号患者	0	0	-48.35	-52.68

[0085] 表 3

[0086] 在这种情况下,在 $\Delta\tau(\Delta(\bar{\Delta\tau})=0)$ 中没有观察到变化。但是,观察到了 Δh 的减小。因此作出 COPD 的诊断,该诊断通过肺活量测定和病历被确认。

[0087] 情况 4:

[0088] 图 8a 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之前获取的对于对象的左肺(曲线 a)和右肺(曲线 b)的代表信号。图 8b 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之后获取的对于对象的左肺(曲线 a)和右肺(曲线 b)的代表信号。图 8c 示出了在用支气管扩张药之前(曲线 a)和之后(曲线 b)的两个肺的以分贝为单位的平均音量水平。对于这种情况所获得的结果在表 4 中被总结。

[0089]

	$\bar{\Delta\tau}_0$ [#帧]	$\bar{\Delta\tau}_1$ [#帧]	h_0 [db]	h_1 [db]
第 7 号患者	0	0	-49.51	-49.03

[0090] 表 4

[0091] 在这种情况下,两个肺的同步以及 h 的值没有因用支气管扩张药而改变。因此作出 COPD 的诊断,该诊断通过肺活量测定和病历被确认。

[0092] 情况 5:

[0093] 图 9a 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之前获取的对于对象的左肺(曲线 a)和右肺(曲线 b)的代表信号。图 9b 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之后获取的对于对象的左肺(曲线 a)和右肺(曲线 b)的代表信号。图 9c 示出了在用支气管扩张药之前(曲线 a)和之后(曲线 b)的两个肺的以分贝为单位的平均音量水平。对于这种情况所获得的结果在表 5 中被总结。

[0094]

	$\bar{\Delta\tau}_0$ [#帧]	$\bar{\Delta\tau}_1$ [#帧]	h_0 [db]	h_1 [db]
第 66 号患者	0.67	0.67	-53.27	-51.76

[0095] 表 5

[0096] 在这种情况下,在用支气管扩张药后两个肺的同步保持不变,而 h 的值增加。在用支气管扩张药之前,两个肺非同步。因此作出 COPD 的诊断,该诊断通过肺活量测定和病历

被确认。

[0097] 情况 6：

[0098] 图 10a 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之前获取的对于对象的左肺（曲线 a）和右肺（曲线 b）的代表信号。图 10b 示出了如以上所获取的在用支气管扩张药之后获取的对于对象的左肺（曲线 a）和右肺（曲线 b）的代表信号。图 10c 示出了在用支气管扩张药之前（曲线 a）和之后（曲线 b）的两个肺的以分贝为单位的平均音量水平。对于这种情况所获得的结果在表 6 中被总结。

[0099]

	$\bar{\Delta\tau}_0$	$\bar{\Delta\tau}_1$	h_0	h_1
	[#帧]	[#帧]	[db]	[db]
第 9 号患者	0	0	-52.00	-49.91

[0100] 表 6

[0101] 在这种情况下，在用支气管扩张药后两个肺的同步保持不变，而 h 的值增加。在用支气管扩张药之前，两个肺是同步的。因此作出哮喘的诊断，该诊断通过肺活量测定和病历被确认。

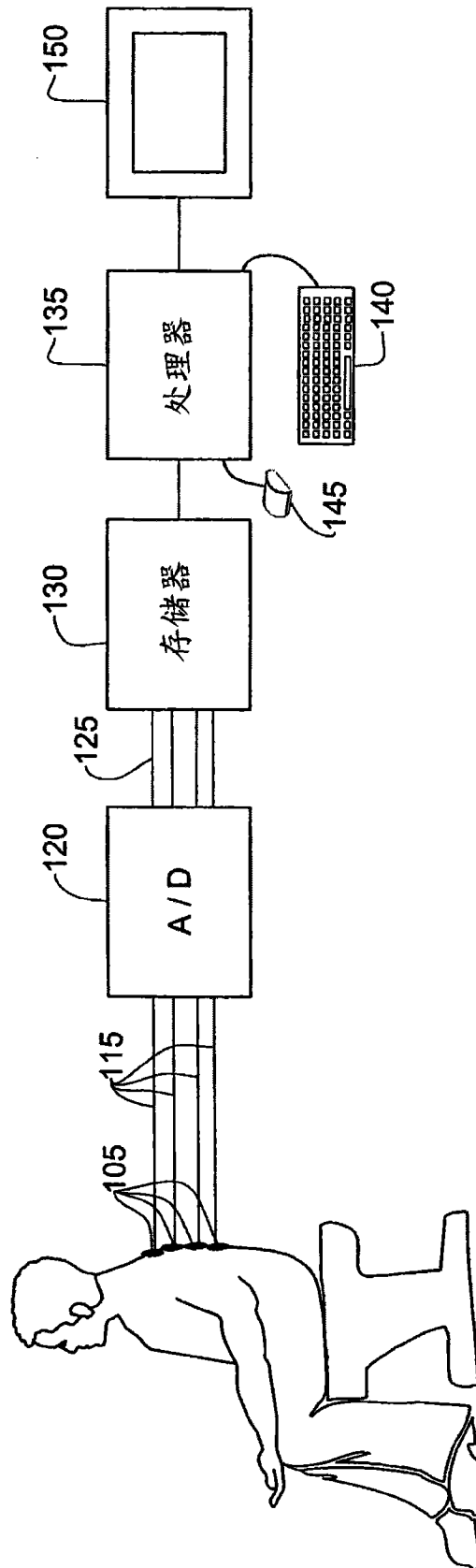


图 1

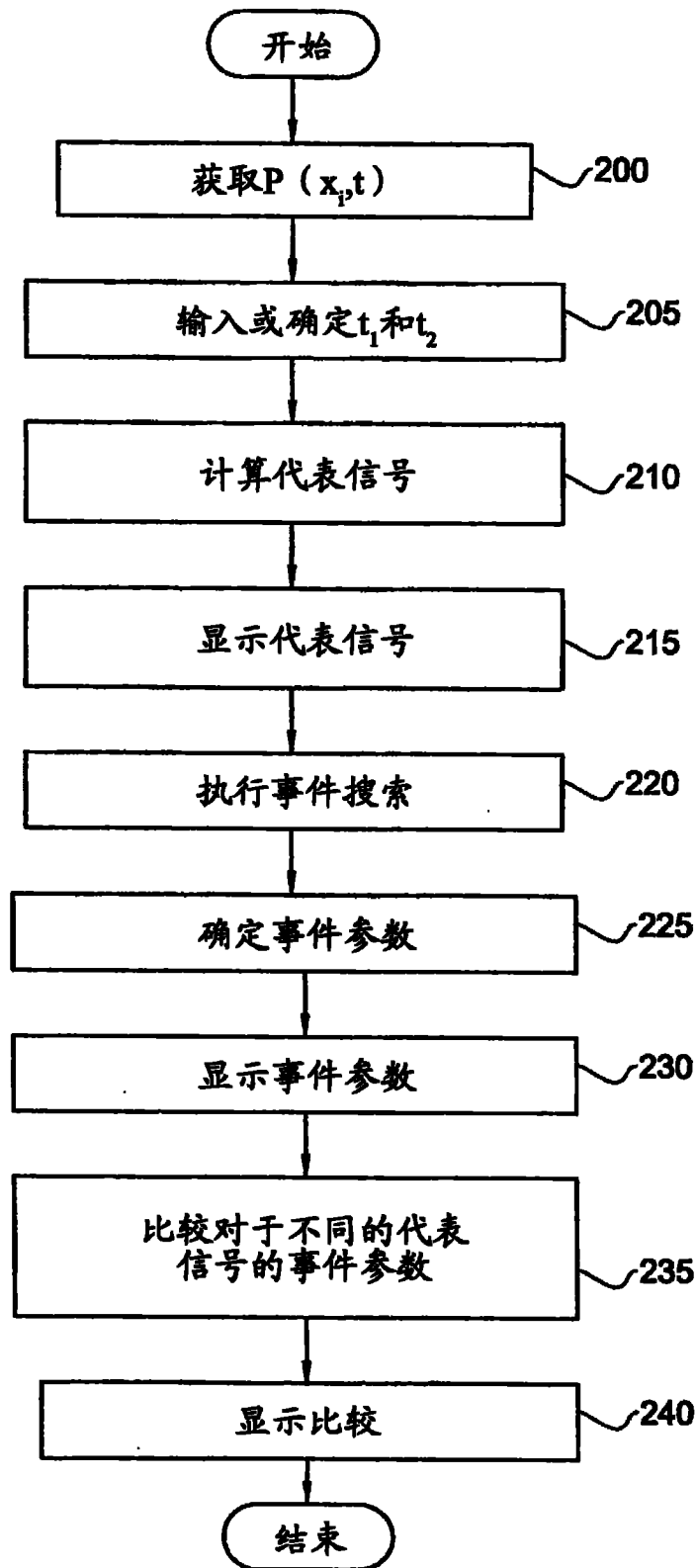


图 2

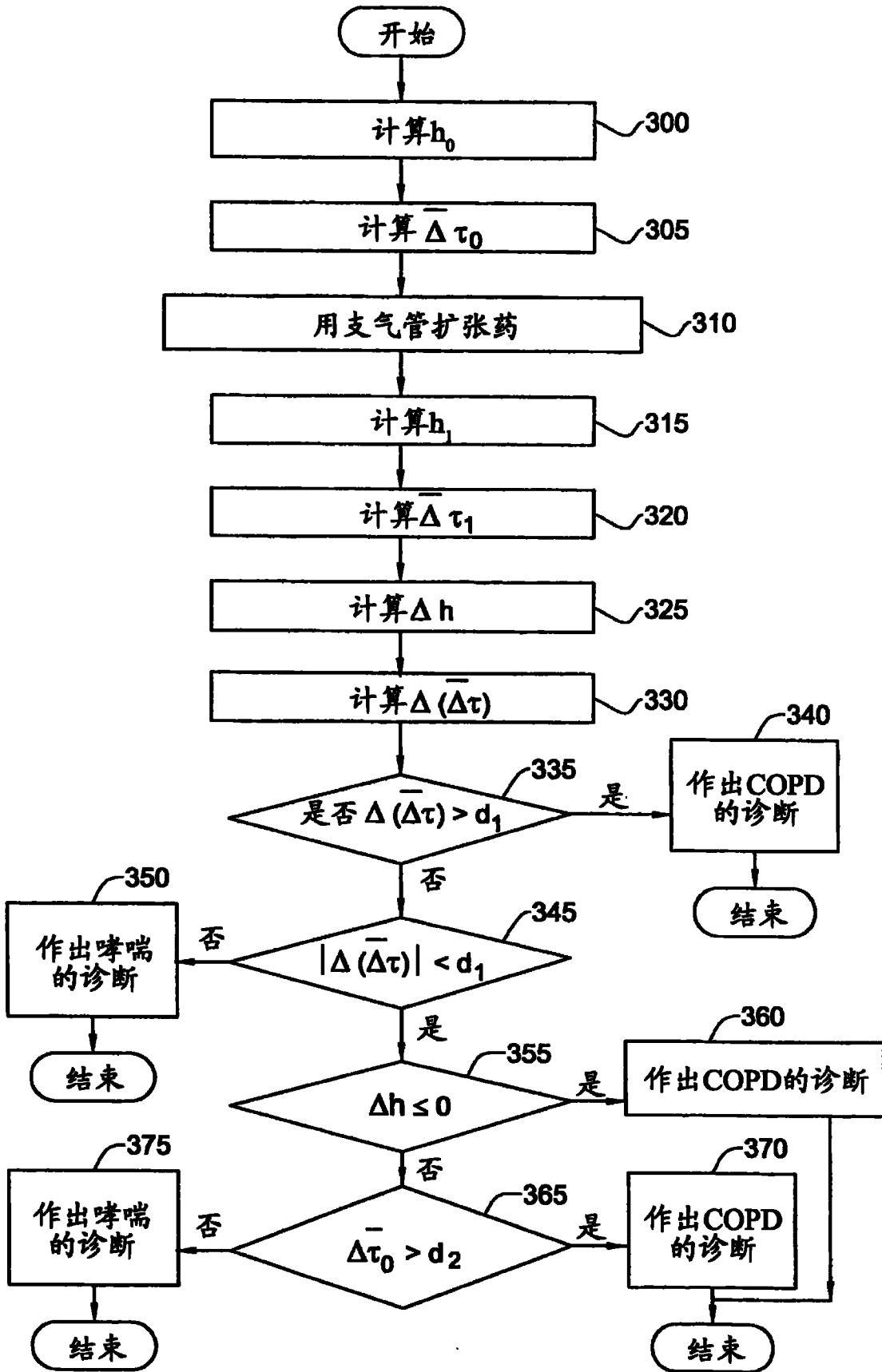


图 3

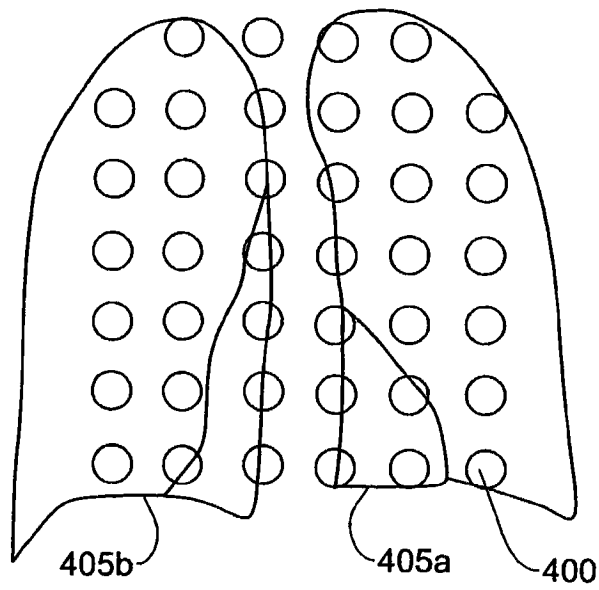


图 4

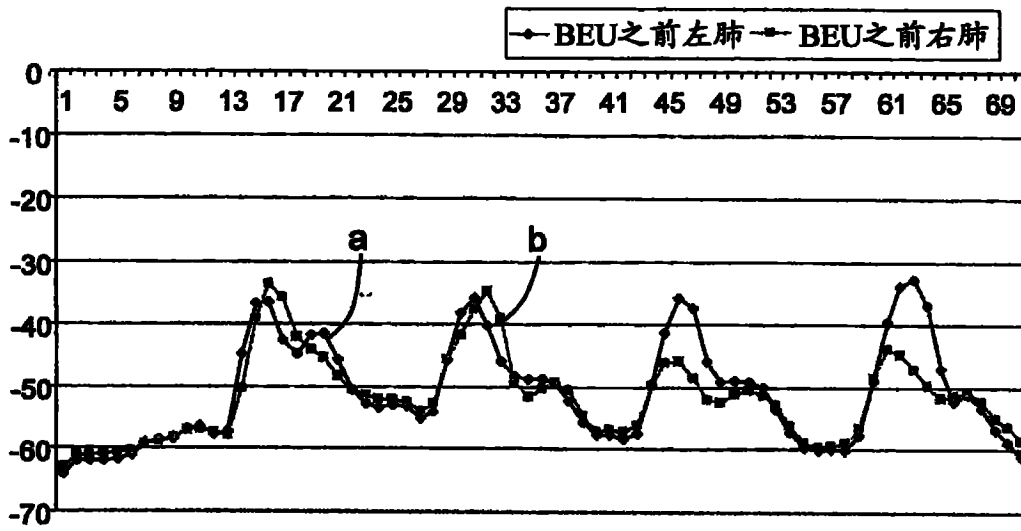


图 5A

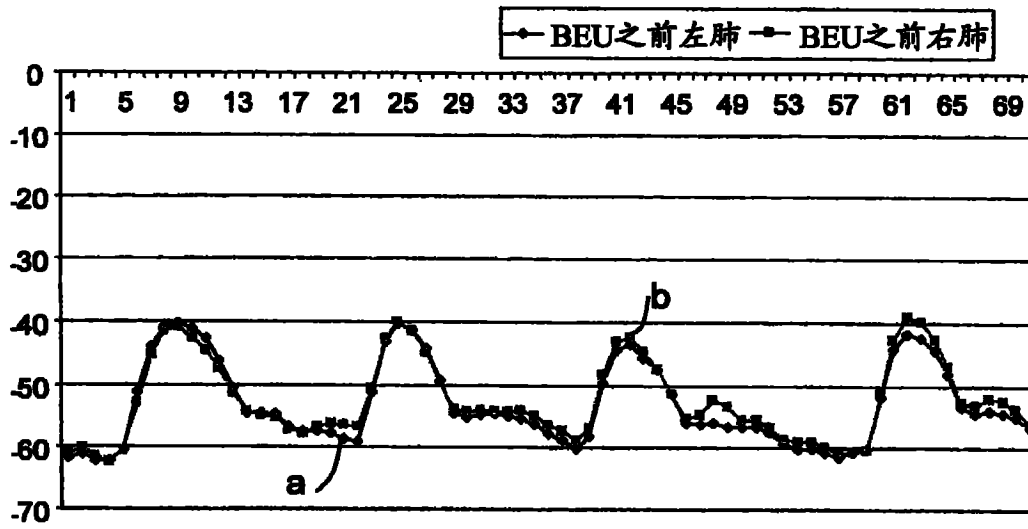


图 5B

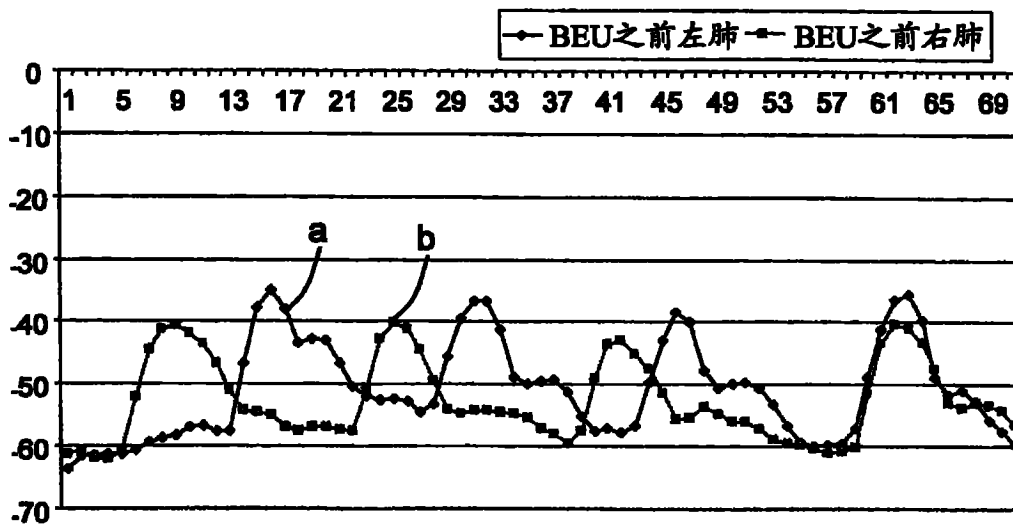


图 5C

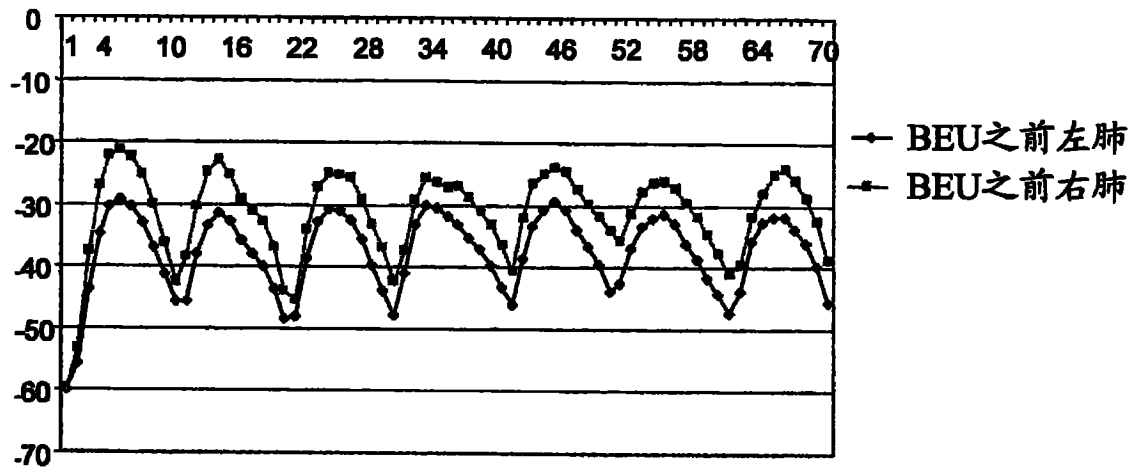


图 6A

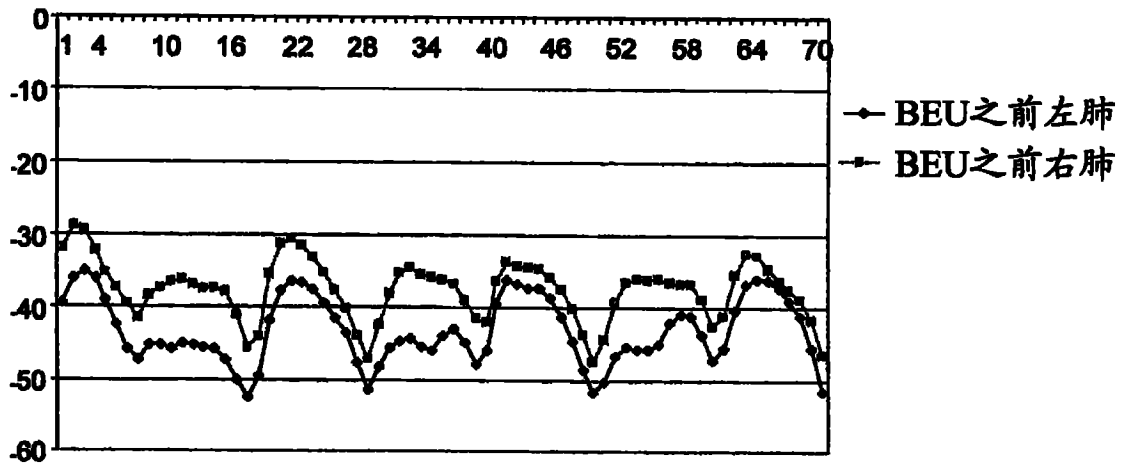


图 6B

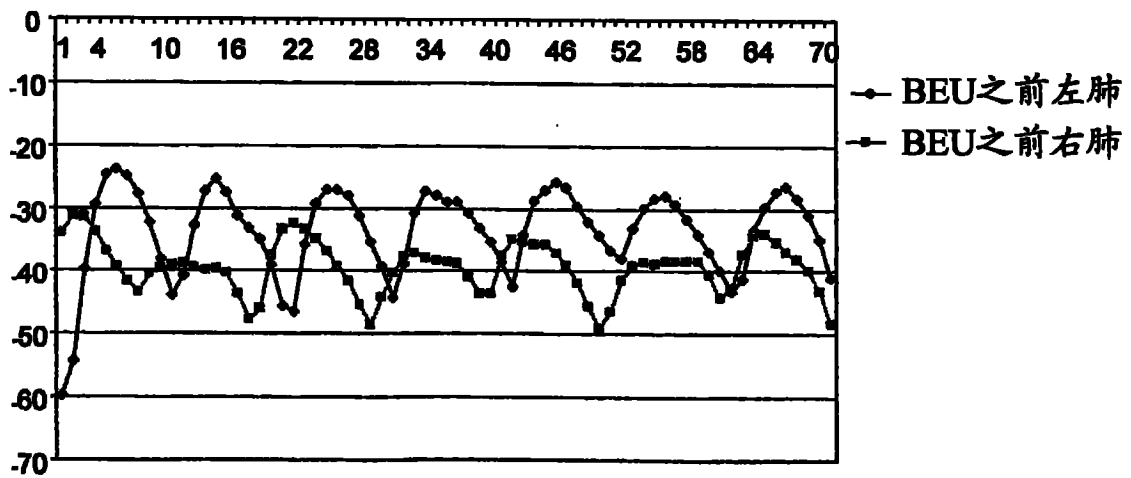


图 6C

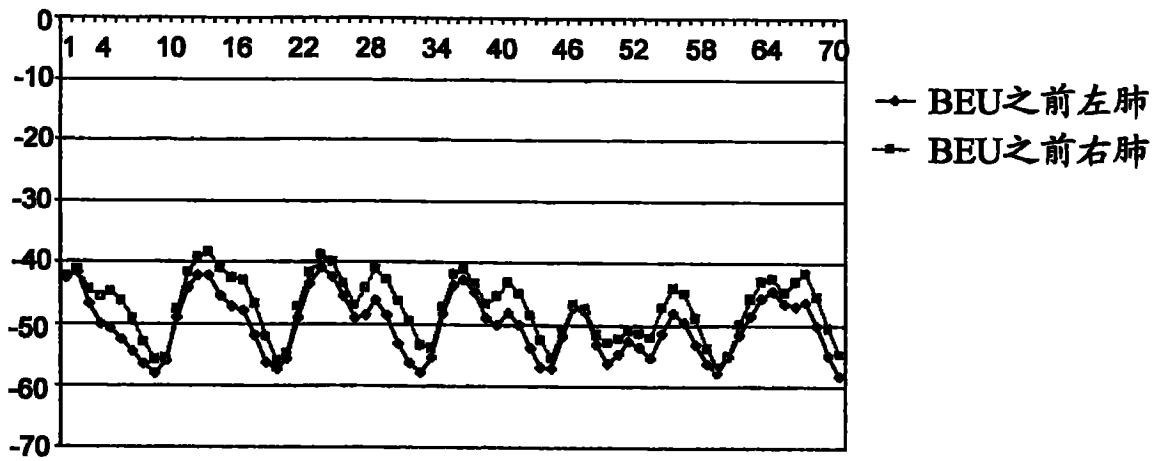


图 7A

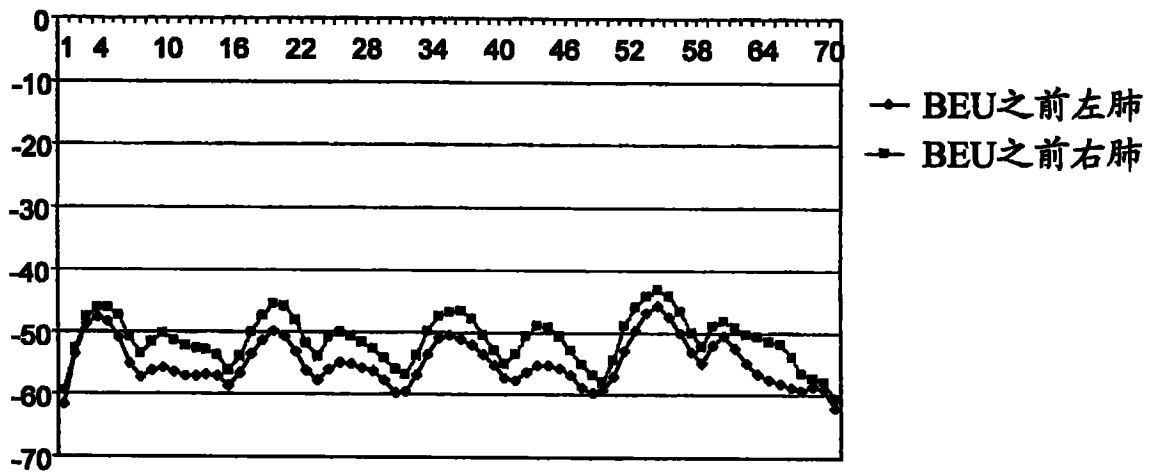


图 7B

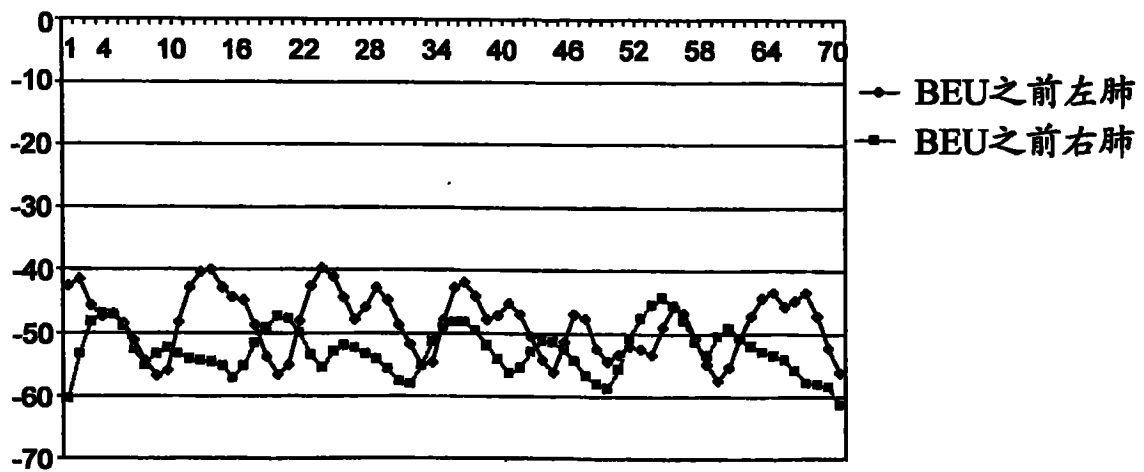


图 7C

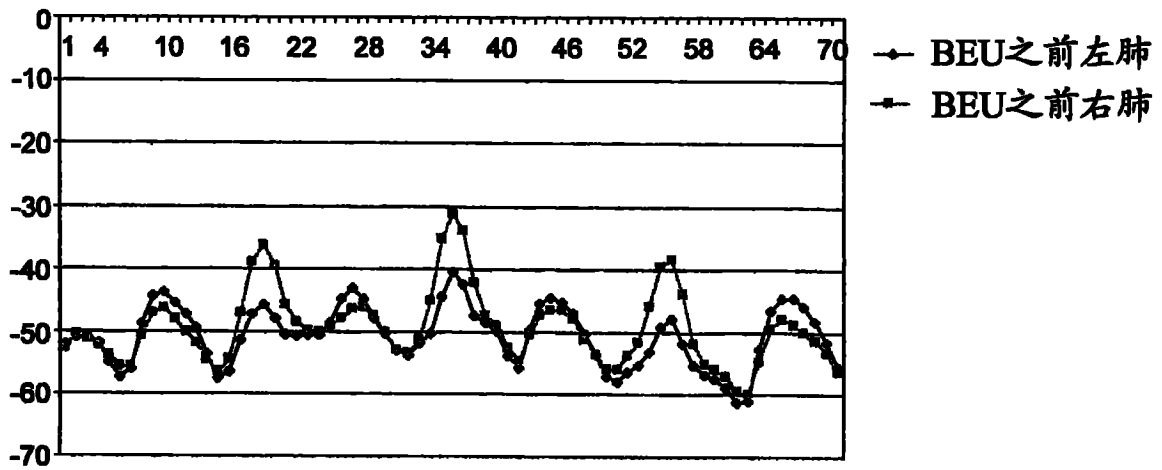


图 8A

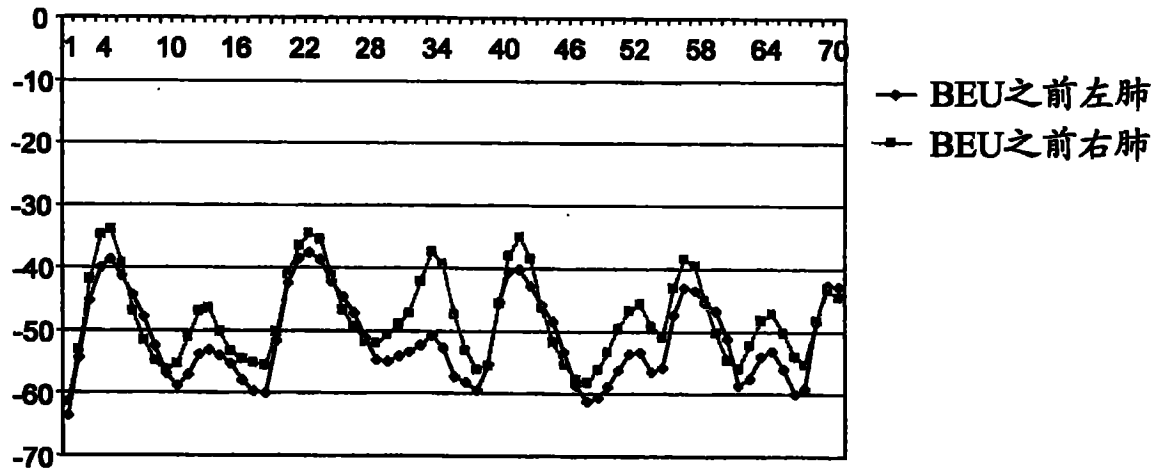


图 8B

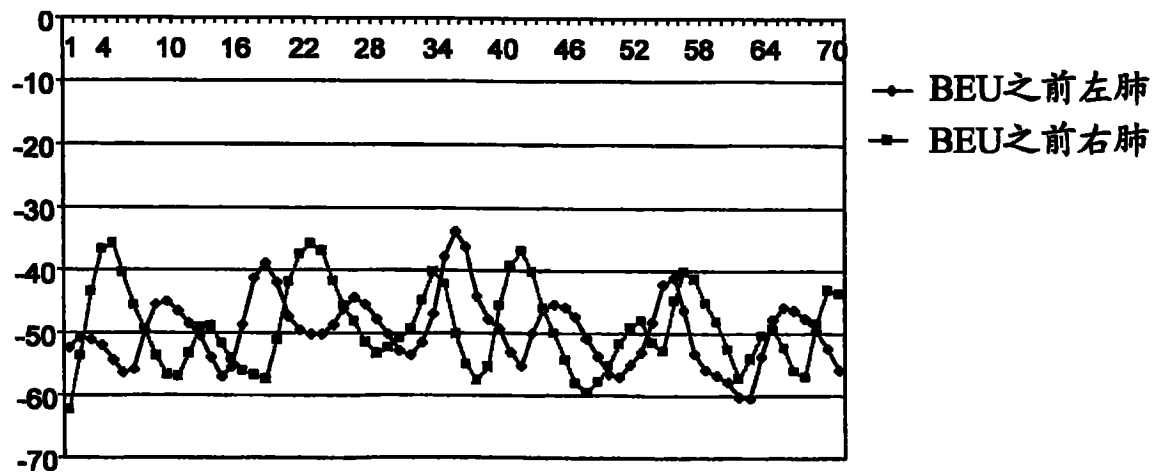


图 8C

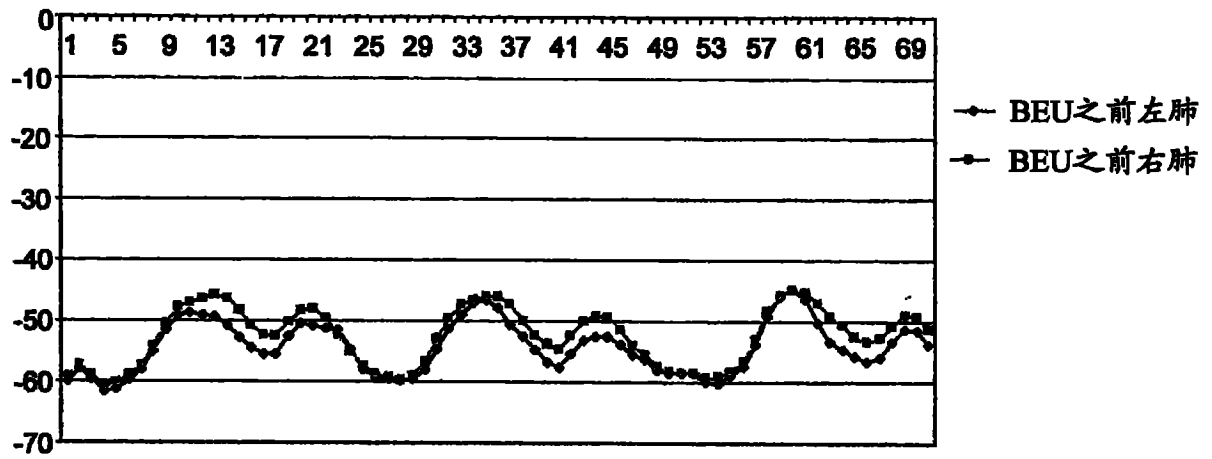


图 9A

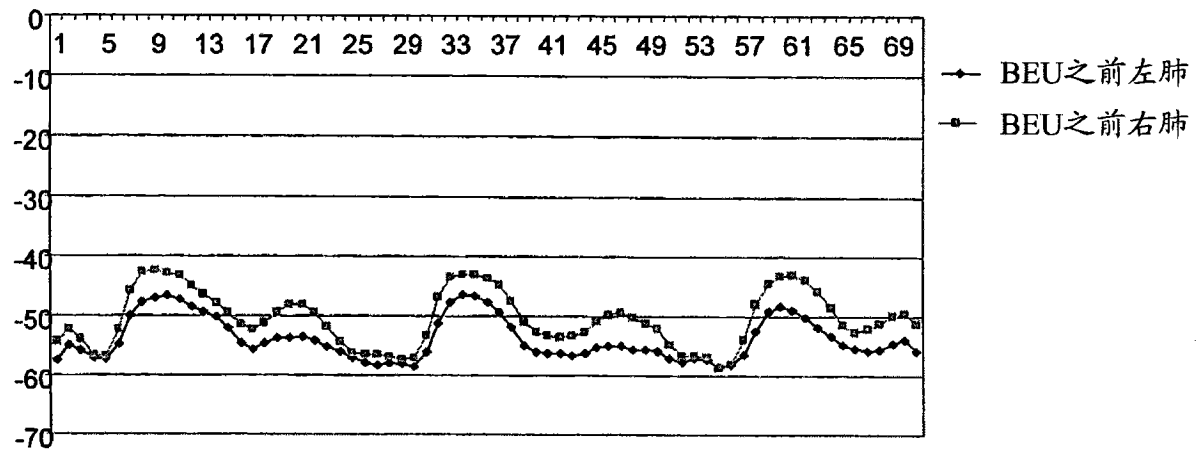


图 9B

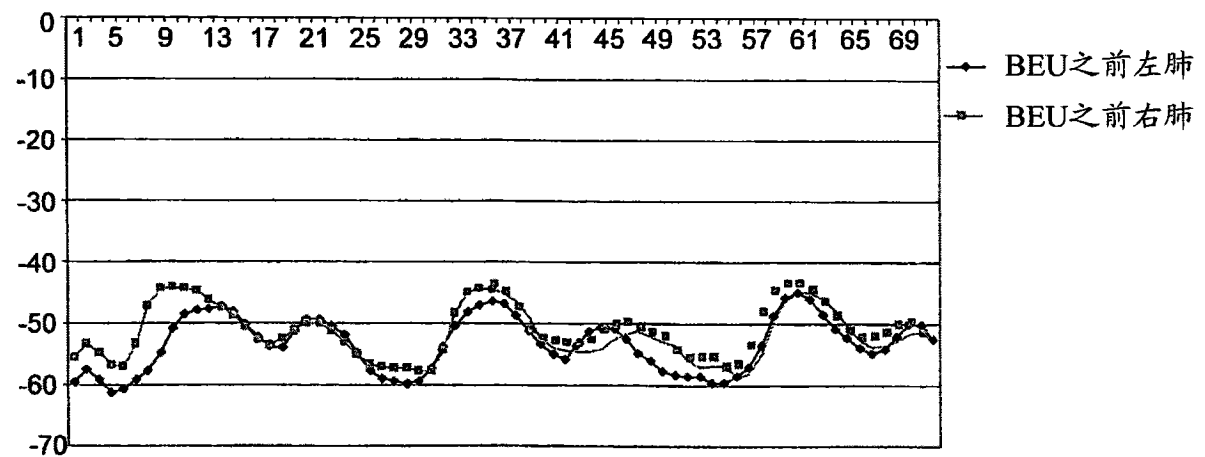


图 9C

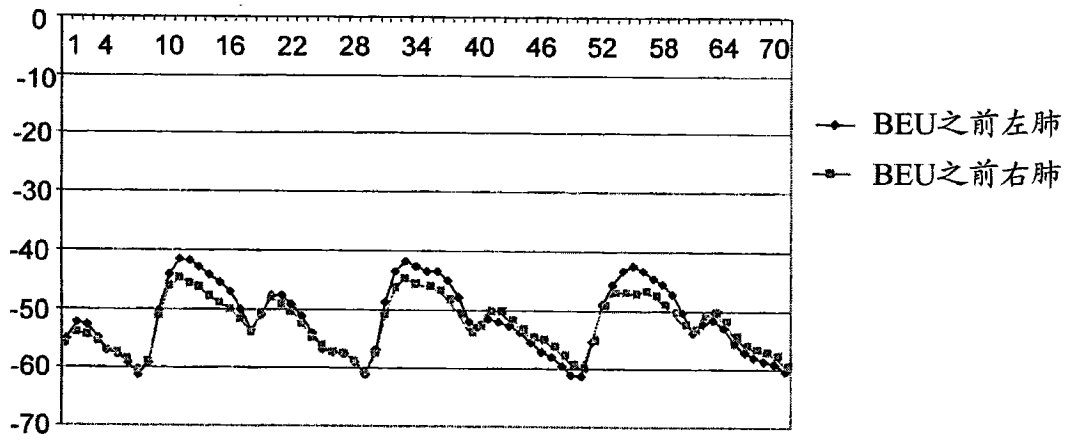


图 10A

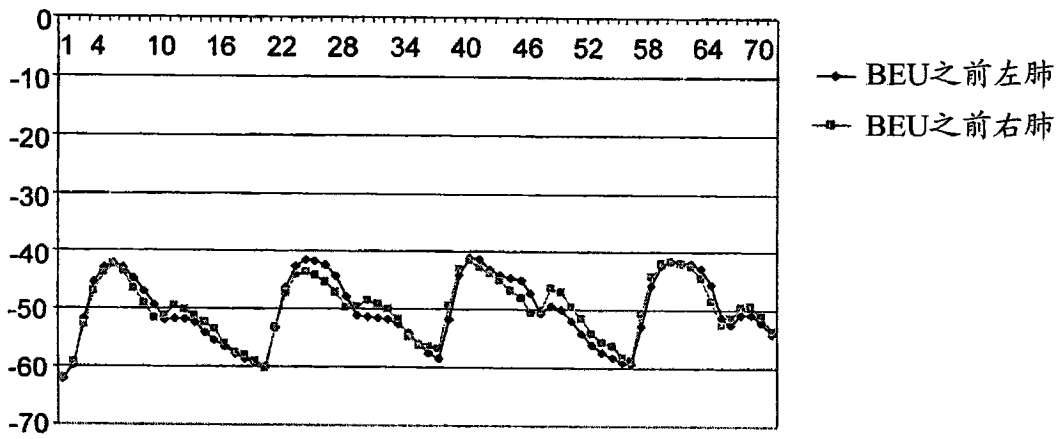


图 10B

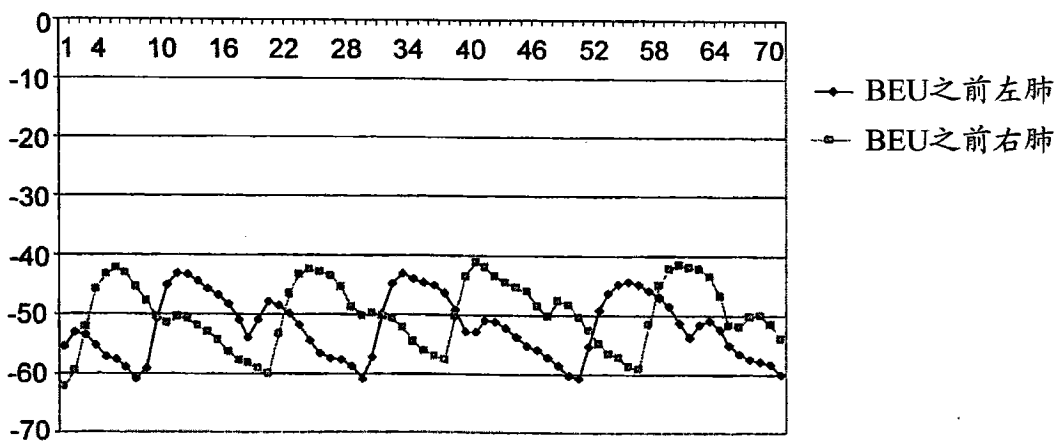


图 10C