



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101594826 B

(45) 授权公告日 2012.06.06

(21) 申请号 200780050826.7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2007.12.11

A61B 7/00(2006.01)

(30) 优先权数据

60/873,945 2006.12.11 US

(56) 对比文件

US 2003/0071952 A1, 2003.04.17,

WO 2005/074799 A1, 2005.08.18,

US 2003/0130588 A1, 2003.07.10,

WO 2004/105612 A1, 2004.12.09,

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009.08.03

KOMPIS M ET AL. ACOUSTIC IMAGING OF THE HUMAN CHEST. 《CHEST, THE COLLEGE, CHICAGO, IL, US》. 2001, 第120卷(第4期), 1309-1321.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IL2007/001533 2007.12.11

(87) PCT申请的公布数据

WO2008/072233 EN 2008.06.19

审查员 吕媛

(73) 专利权人 迪普布雷兹有限公司

地址 以色列阿基瓦

(72) 发明人 奈拉·拉济耶夫斯基

苏里克·帕佩安

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 李辉

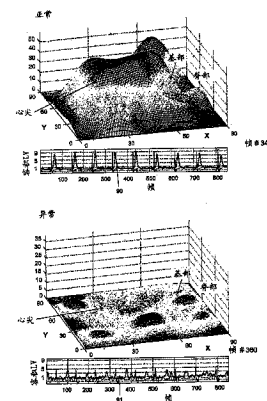
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 15 页

(54) 发明名称

分析体音的方法和系统

(57) 摘要

本发明涉及对来自一个或多个身体器官的体音进行分析的方法和系统。传感器阵列固定在要对其体音进行记录的器官上的体表处。对所记录的声音信号的分析包括:将各信号划分成一个或多个时间间隔,并计算在各时间间隔中的所述信号的平均值。针对各间隔而计算差分信号,其中,所述差分信号是在所述间隔内记录的信号与所述间隔平均值之间的差分。之后使用所述差分信号在各间隔中计算能量评估信号。在一个优选实施方式中,所述能量评估信号是标准偏差信号。本发明可用于记录并分析心血管声音以诊断异常的心血管功能,或用于计算射血分数。



1. 一种对来自一个或更多个身体器官的体音进行分析的系统,该系统包括:

(a) 整数 N 个传感器,各传感器被设置成固定在一个人的体表的区域上,传感器 i 固定在位置 x_i 处并生成表示位置 x_i 处的压力波的信号 $S(x_i, t)$, $i = 1$ 至 N ;

(b) 接收信号 $S(x_i, t)$ 的处理器,该处理器被设置成针对一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 中的每一个以及针对一个或更多个时间间隔 k 中的每一个而执行以下操作:

(i) 计算在所述间隔 k 中所述信号 $S(x_i, t)$ 的平均值 \bar{S}_k ; 以及

(ii) 针对所述间隔 k 内的一个或更多个时间 t_j , 计算差分 $S(x_i, t_j) - \bar{S}_k$; 以及

(iii) 在涉及所述一个或更多个差分 $S(x_i, t_j) - \bar{S}_k$ 的计算中计算能量评估信号。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述处理器被设置成对一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 进行滤波以去除所述信号 $S(x_i, t)$ 中的不是源于所述身体器官或所述多个身体器官的一个或更多个分量。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统,其中,所述能量评估信号的计算涉及根据一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 来计算标准偏差信号。

4. 根据权利要求 3 所述的系统,其中,在以下处理中由所述信号 $S(x_i, t)$ 或由所述信号 $S(x_i, t)$ 导出的信号而获得所述标准偏差信号,其中该处理包括以下步骤:以时间窗将滤波后的信号划分成多个时间间隔,并且使用代数表达式

$$\sigma(k) = \left(\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (S(x_i, t_j) - \bar{S}_k)^2 \right)^{\frac{1}{2}}$$

针对各间隔来计算标准偏差 $\sigma(k)$, 其中, k 是间隔号, t_j 是该间隔内的时间样点, n 是该间隔内的样点的数量, \bar{S}_k 是在该间隔中所述信号 $S(x_i, t)$ 的平均值:

$$\bar{S}_k = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n S(x_i, t_j)$$

5. 根据权利要求 3 所述的系统,其中,在归一化之前或之后、在中值滤波之前或之后、以及在平滑之前和之后,将所述能量评估信号计算为所述标准偏差信号的分量的平方和。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统,其中,所述处理器被进一步设置成对所述多个能量评估信号进行插值以获得在传感器阵列中的传感器之间的一个或更多个位置处的能量评估信号。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统,该系统被设置成对心血管音进行分析。

8. 根据权利要求 7 所述的系统,其中,所述处理器被进一步设置成对心动周期的事件 E1、E2、E3 和 E4 中的一个或更多个进行识别。

9. 根据权利要求 8 所述的系统,其中,所述处理器被进一步设置成对覆盖在心尖上的一个或更多个传感器进行识别。

10. 根据权利要求 9 所述的系统,其中,所述处理器被进一步设置成将所述心动周期事件 E1、E2、E3 和 E4 中的任一个或更多个处的声学能量中的任一个或更多个与预定阈值进行比较。

11. 根据权利要求 10 所述的系统,其中,所述处理器被进一步设置成基于所述比较中的任一个或更多个来对异常的心脏功能进行诊断。

12. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统,其中,所述处理器被进一步设置成根据所述能量评估信号来计算射血分数。

13. 根据权利要求 12 所述的系统,其中,在涉及容积比率 $\frac{\text{容积}_{(E3,E4)}}{\text{容积}_{(E1,E2)}}$ 的计算中来计算所述射血分数,其中,容积 $(_{E3, E4})$ 是在 E3 或 E4 处的声学能量,而容积 $(_{E1, E2})$ 是在 E1 或 E2 处的声学能量。

14. 一种对来自一个或更多个身体器官的体音进行分析的方法,该方法包括以下步骤:

(a) 将整数 N 个传感器附着在一个人的体表的区域上,传感器 i 固定在位置 x_i 处,各传感器生成表示所述位置 x_i 处的压力波的信号 $S(x_i, t)$, $i = 1$ 至 N;以及

(b) 针对一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 中的每一个以及针对一个或更多个时间间隔 k 中的每一个:

(i) 计算在所述间隔 k 中所述信号 $S(x_i, t)$ 的平均值 \bar{S}_k ;以及

(ii) 针对所述间隔 k 内的一个或更多个时间 t_j ,计算差分 $S(x_i, t_j) - \bar{S}_k$;以及

(iii) 在涉及所述一个或更多个差分 $S(x_i, t_j) - \bar{S}_k$ 的计算中计算能量评估信号。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,该方法进一步包括以下步骤:对一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 进行滤波以去除所述信号 $S(x_i, t)$ 中的不是源于所述身体器官或所述多个身体器官的一个或更多个分量。

16. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法,其中,对所述能量评估信号的计算涉及根据一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 来计算标准偏差信号。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中,在如下处理中从所述信号 $S(x_i, t)$ 或从所述信号 $S(x_i, t)$ 导出的信号获得所述标准偏差信号,该处理包括如下步骤:以时间窗将滤波后的信号划分成多个时间间隔,并且使用代数表达式

$$\sigma(k) = \left(\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (S(x_i, t_j) - \bar{S}_k)^2 \right)^{\frac{1}{2}}$$

针对各间隔来计算标准偏差 $\sigma(k)$,其中,k 是间隔号, t_j 是该间隔内的时间样点,n 是该间隔内的样点的数量, \bar{S}_k 是在该间隔中所述信号 $S(x_i, t)$ 的平均值:

$$\bar{S}_k = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n S(x_i, t_j)$$

18. 根据权利要求 16 所述的方法,其中,在归一化之前或之后、在中值滤波之前或之后、以及在平滑之前和之后,将所述能量评估信号计算为所述标准偏差信号的分量的平方和。

19. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法,该方法进一步包括以下步骤:

对所述多个能量评估信号进行插值以获得在传感器阵列中传感器之间的一个或更多个位置处的能量评估信号。

20. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法,其中,所述体音是心血管音。

21. 根据权利要求 14 或 15 所述的方法,该方法进一步包括以下步骤:

对覆盖在心尖上的一个或更多个传感器进行识别。

22. 根据权利要求 21 所述的方法,其中,该方法进一步包括以下步骤:

将心动周期事件 E1、E2、E3 和 E4 中的任一个或更多个处的声学能量中的任一个或更多个与预定阈值进行比较。

分析体音的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗装置和方法,更具体地,涉及用于分析体音的这种装置和方法。

背景技术

[0002] 医师一般使用体音 (body sound) 对各种不同的病变进行诊断。为了检测偶发的 (即不正常的或未预料到的) 肺音或心音,医师可以将听诊器放置在人的胸部或背部,并且监听患者的呼吸或心跳。对偶发的肺音或心音的识别和分类常常会提供与肺部异常或心脏异常有关的重要信息。

[0003] 将一个或多个麦克风固定到被试者的胸部或背部以记录肺音也是已知的。美国专利第 6, 139, 505 号公开了一种其中在患者的胸部附近放置了多个麦克风的系统。在吸气和呼气过程中麦克风的记录被显示在显示屏上或打印在纸上。然后,为了检查患者的肺部病变,由医师可视地对记录进行检查。Kompis 等人 (Chest, 120 (4), 2001) 公开了一种其中在患者的胸部上放置了 M 个麦克风并且记录肺音的系统。这些记录产生了 M 个线性方程并使用最小二乘拟合法来求解该方程。该系统的解决方案用于确定在记录中检测到的声源在肺部中的位置。

[0004] 美国专利第 6, 887208A 号公开了用于分析呼吸道声音的方法和系统,其中在胸部上固定有声音传感器。每个传感器都生成表示到达该传感器的压力波的信号。针对每个信号,处理器确定该信号中在时间间隔上的平均声能。该声能用于生成肺部的图像。

[0005] 国际申请第 W02004/105612A 号公开了用于对源于一个人的心血管系统中的至少一部分的声音进行分析的方法和系统。声音传感器固定在胸部上。每个传感器都生成表示到达该传感器的压力波的信号,其中对这些信号进行处理以产生经过滤波的信号,在经过滤波的信号中,去除了信号中不是由心血管声音引起的分量。经过滤波的信号可以用于生成心血管系统的至少一部分的图像。

发明内容

[0006] 在以下的说明书以及权利要求书中,当两个明确地说明的、可计算的、或可测量的变量互成正比时,将这两个变量视为相等。

[0007] 本发明提供了用于记录和分析心音的方法和系统。本发明的系统包括一个或多个声音传感器,所述传感器被应用于覆盖了要对其声音进行记录和分析的该身体器官或多个身体器官的区域。各传感器生成表示到达该传感器在皮肤表面上的位置处的压力波的时间信号。为了去除信号中不是源于要对其声音进行分析的身体器官或多个身体器官的一个或多个分量,对所述声音信号进行滤波。例如,如果将要记录和分析心血管信号,则为了去除呼吸道声音,应该对该信号进行滤波。使用时间窗将各滤波后的信号划分成多个时间间隔,并且计算在各时间间隔中所述信号的平均值。随后计算各间隔中的差分信号,该差分信号是在所间隔中滤波后的信号与所述平均信号之间的差。之后,根据所述差分信号计算能量评估信号。在目前优选的实施方式中,根据用于计算所述能量评估信号的所述差分信

号,来计算在各间隔中各信号的标准偏差。在目前优选的实施方式中,如下所述,首先对所述标准偏差信号进行归一化处理、滤波处理以及去噪处理。之后,将处理后的标准偏差信号划分成子间隔,并且计算所述能量评估信号,该能量评估信号是所述处理后的标准偏差信号的平方和。

[0008] 如下所示,本发明的所述能量评估信号可用于诊断异常的心脏功能,并可用于计算心脏射血分数 (ejection fraction)。

[0009] 应该理解的是,根据本发明的系统可以是经过适当编程的计算机。同样,本发明设想了用于执行本发明的方法的计算机可读的计算机程序。本发明进一步设想了用于执行本发明的方法的以有形方式包含有机可执行指令的程序的机器可读存储器。

[0010] 因此,在本发明的一个方面中,提供了一种对来自一个或更多个身体器官的体音进行分析的系统,该系统包括:

[0011] (a) 整数 N 个传感器,各传感器被设置成固定在一个人的体表的区域上,传感器 i 固定在位置 x_i 处并生成表示所述位置 x_i 处的压力波的信号 $S(x_i, t)$, $i = 1$ 至 N ; 以及

[0012] (b) 接收所述信号 $S(x_i, t)$ 的处理器,并且所述处理器被配置为针对一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 中的每一个以及针对一个或更多个时间间隔 k 中的每一个而执行以下操作:

[0013] (a) 计算在所述间隔 k 中所述信号 $S(x_i, t)$ 的平均值 \bar{S}_k ; 以及

[0014] (b) 针对所述间隔 k 内的一个或更多个时间 t_j , 计算差分 $S(x_i, t_j) - \bar{S}_k$; 以及

[0015] (c) 在涉及所述一个或更多个差分 $S(x_i, t_j) - \bar{S}_k$ 的计算中计算能量评估信号。

[0016] 在本发明的另一方面,提供了一种对来自一个或更多个身体器官的体音进行分析的方法,该方法包括以下步骤:

[0017] (c) 将整数 N 个传感器附着在一个人的体表的区域上,传感器 i 固定在位置 x_i 处,各传感器生成表示所述位置 x_i 处的压力波的信号 $S(x_i, t)$, $i = 1$ 至 N ; 以及

[0018] (d) 针对一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 中的每一个以及针对一个或更多个时间间隔 k 中的每一个:

[0019] (a) 计算在所述间隔 k 中所述信号 $S(x_i, t)$ 的平均值 \bar{S}_k ; 以及

[0020] (b) 针对所述间隔 k 内的一个或更多个时间 t_j , 计算差分 $S(x_i, t_j) - \bar{S}_k$; 以及

[0021] (c) 在涉及所述一个或更多个差分 $S(x_i, t_j) - \bar{S}_k$ 的计算中计算能量评估信号。

[0022] 在本发明的又一个方面,提供了一种用于确定心室的射血分数的系统,该系统包括:

[0023] (a) 整数 N 个传感器,各传感器被设置成固定在一个人的胸部的体表上,第 i 个传感器固定在位置 x_i 处并生成表示所述位置 x_i 处的压力波的信号 $S(x_i, t)$, $i = 1$ 至 N ; 以及

[0024] (a) 处理器,所述处理器被设置成接收信号 $S(x_i, t)$ 并在包括涉及一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 的计算的方法中计算所述射血分数。

[0025] 在本发明的又一个方面,提供了一种确定心室的射血分数的方法,该方法包括以下步骤:

[0026] (a) 将整数 N 个传感器中的每一个附着在一个人的胸部上,第 i 个传感器固定在位置 x_i 处并生成表示所述位置 x_i 处的压力波的信号 $S(x_i, t)$, $i = 1$ 至 N ; 以及

[0027] (b) 在包括涉及一个或更多个所述信号 $S(x_i, t)$ 的计算的方法中计算所述射血分

数。

[0028] 本发明还提供了一种计算机程序,该计算机程序包括当所述程序在计算机上运行时执行本发明的所述方法的所有所述步骤的计算机程序代码单元,所述计算机程序包含在计算机可读介质上。

附图说明

[0029] 为了理解本发明并领会如何在实践中执行本发明,现在将参照附图,仅通过非限制性示例的方式对优选的实施方式进行说明,在附图中:

[0030] 图 1 示出了根据本发明的一个实施方式的用于记录并分析体音的系统;

[0031] 图 2 示出了根据本发明的用于根据差分信号来计算能量评估信号的方法;

[0032] 图 3 示出了根据本发明的用于根据标准偏差信号来计算能量评估信号的方法;

[0033] 图 4 示出了用于根据标准偏差信号的平方和来计算能量评估信号的方法;

[0034] 图 5a 示出了由放置在一个人的胸部心尖(heart apex)上的麦克风所获得的声音信号和同时获得的心电图,图 5b 示出了与图 5a 的声音信号同时地由放置在同一人的背部上的麦克风获得的声音信号以及心电图,而图 5c 示出了根据图 5a 和图 5b 的声音记录计算出的能量评估信号以及心电图;

[0035] 图 6 示出了根据本发明的一个具有正常心脏功能的人的心音信号(图 6a)、心电图(图 6b)以及能量评估信号(图 6c);

[0036] 图 7 示出了根据本发明的一个具有异常心脏功能的人的心音信号(图 7a)、心电图(图 7b)以及能量评估信号(图 6c);

[0037] 图 8 示出了从放置在一个人的背部心脏区域上的 6×6 传感器阵列同时获得的能量评估信号;

[0038] 图 9 示出了在声音事件 E1 发生时一个具有正常心脏功能的人的能量评估信号(图 9a)和一个具有异常心脏功能的人的能量评估信号(图 9b);

[0039] 图 10 示出了在 E1(图 10a)、E2(图 10b)、E3(图 10c) 和 E4(图 10d) 发生时一个具有正常心脏功能的人的能量评估信号;

[0040] 图 11 示出了在 E1(图 11a)、E2(图 11b)、E3(图 11c) 和 E4(图 11d) 发生时一个具有异常心脏功能的人的能量评估信号;

[0041] 图 12 示出了识别放置在心尖上方的传感器阵列中的传感器的方法;以及

[0042] 图 13 示出了由本发明的方法确定的作为根据心电图而确定的心脏射血分数(cardiac ejection fraction) 的函数的心脏射血分数的散点图。

具体实施方式

[0043] 图 1 示出了根据本发明的一个实施方式的用于记录和分析体音的总体上由 100 来表示的系统。向一个人 110 的皮肤表面的平坦区域 R 应用了一个或多个声音传感器 105。在图 1 中示出了四个传感器 105a、105b、105c、以及 105d。这仅仅是示例性的,在本发明中可以使用任一应用所要求的任意数量的传感器。图 1 示出了以覆盖一个人 110 的背部皮肤表面的方式而被应用于平坦区域的传感器 105,这些传感器 105 可用于例如记录和分析呼吸音或心血管音。以在平坦区域 R 中定义的二维坐标系中的二维位置矢量 $x = (x^1, x^2)$ 来

表示区域 R 中的位置。第 i 个传感器 ($i = 1$ 至 N) 固定在区域 R 中的位置 x_i 并产生表示到达位置 x_i 处的体内压力波的信号, 这里, 以 $S(x_i, t)$ 表示该信号。传感器 105 可以是任何类型的声音传感器, 诸如麦克风或多普勒移位检测器。可以使用现有技术中已知的任意方式将传感器 105 应用于被试者, 例如, 使用粘合剂、吸盘、或缚带 (fastening strap)。每个传感器 105 都在一个时间间隔产生相应的模拟电压信号 115, 该模拟电压信号 115 表示了到达该传感器的压力波。通过模数转换器 120 使模拟信号 115 数字化, 从而生成相应的数字数据信号 $S(x_i, t)$ 125, 其表示在时间 t 时传感器的位于皮肤表面上的位置 x_i 处的压力波。将数字数据信号 125 输入存储器 130。被设置成对数据信号 125 进行处理的处理器 135 访问输入到存储器 130 的数据。使用诸如计算机键盘 140 或鼠标 145 等的输入设备来输入与检查有关的相关信息 (诸如个人 110 的个人信息) 以及在信号处理中使用的参数的任意值。

[0044] 图 2 示出了根据本发明的一个实施方式的由处理器 135 执行的对信号 $S(x_i, t)$ 125 中的任一信号进行分析的方法。为了去除信号 $S(x_i, t)$ 中的并不是来自于要对其声音进行分析的该身体器官或多个身体器官的一个或更多个分量, 在步骤 200 中, 对信号 $S(x_i, t)$ 进行滤波以产生滤波后的信号 $S_f(x_i, t)$ 。例如, 如果要记录并分析心血管信号, 则对信号 $S(x_i, t)$ 进行滤波以去除呼吸道音。心音通常处于 8 至 70Hz 的范围内, 而呼吸道音处于 100 至 2000Hz 的范围内。因此, 可通过 10-66Hz 范围内的带通滤波将呼吸道音从信号中去除。带通滤波还从信号中去除了伪迹 (artifact) 和偶发的肺音。

[0045] 另选地或附加地, 如果要记录心音并对其进行分析, 可以指示被试者 110 在记录心音的过程中不要呼吸。

[0046] 在步骤 201 中, 使用滑动时间窗将滤波后的信号 $S_f(x_i, t)$ 划分为多个时间间隔, 并且计算各间隔中信号的平均值 $\bar{S}_k(x_i)$, 其中

$$[0047] \quad \bar{S}_k(x_i) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^{n_k} S_f(x_i, t_j) \quad (1)$$

[0048] 其中, k 是间隔号, t_j 是间隔内的时间样点, 而 n_k 是该间隔内的样点数量。在步骤 203 中, 针对 n_k 个间隔中的每一个计算差分信号 $S_f(x_i, t) - \bar{S}_k(x_i)$ 。在步骤 203 中, 在涉及差分信号 $S_f(x_i, t) - \bar{S}_k(x_i)$ ($k = 1$ 至 n_k) 的计算中, 计算了能量评估信号。

[0049] 能量评估信号的计算可能涉及代数表达式 $|S_f(x_i, t) - \bar{S}_k(x_i)|$ 或表达式 $(S_f(x_i, t) - \bar{S}_k(x_i))^p$, 其中, p 是预定的常数。在目前优选的实施方式中, $p = 2$ 。在如下所述的最优选的实施方式中, 使用各间隔 k 中信号 $S_f(x_i, t)$ 的标准偏差计算出了能量评估信号。图 3 示出了根据本实施方式在步骤 204 (图 2) 中计算能量评估信号的方法。在步骤 215 中, 根据在步骤 200 中得到的滤波后的信号 $S_f(x_i, t)$ 而获得标准偏差信号 $\sigma(x_i, k)$ 。为了获得标准偏差信号, 将信号 $S_f(x_i, t)$ 划分为多个时间间隔, 并且计算各时间间隔的标准偏差 $\sigma(x_i, k)$, 其中

$$[0050] \quad \sigma(k) = \left(\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n (S_f(t_j) - \bar{S}_k)^2 \right)^{\frac{1}{2}}, k = 1 \text{ 至 } n_k$$

[0051] (2)

[0052] 之后在步骤 216 中计算归一化标准偏差矢量 $\sigma^{\text{norm}}(x_i, k)$, 其中其中, $\bar{\sigma}(x_i)$ 是针对所有间隔而计算的标准偏差的平均值:

$$[0053] \quad \bar{\sigma}(x_i) = \frac{1}{n_k} \sum_{k=1}^{n_k} \sigma(x_i, k) \quad (3)$$

[0054] 接下来,在步骤 217,优选地对 $\sigma^{\text{norm}}(x_i, k)$ ($k = 1$ 至 n_k) 进行滤波。该滤波优选的是一维中值滤波,例如,如通过使用 MATLAB 算法“midfield1”而执行的那样。这产生了滤波归一化标准偏差矢量 $\sigma_f^{\text{norm}}(x_i, k)$ 。在步骤 220 中,例如使用实现所谓 Savitzky-Golay 平滑滤波器的 MATLAB 算法“sgolayfilt”优选地对矢量 $\sigma_f^{\text{norm}}(x_i, k)$ 执行扩展的平滑。这产生了滤波和平滑归一化序列 $\sigma_{fs}^{\text{norm}}(x_i, k)$ 。这一步骤旨在去除由环境噪声引入信号中的脉冲伪迹 (“click”)。

[0055] 在步骤 225 中,由滤波和平滑归一化序列 $\sigma_{fs}^{\text{norm}}(x_i, k)$ 在时间间隔上的一系列时间点计算能量评估信号。在图 3 的算法的步骤 225 中,可使用由滤波和去噪信号 $\sigma_{fs}^{\text{norm}}(x_i, k)$ 来计算能量评估信号的任一种方法。图 4 示出了由滤波和去噪信号 $\sigma_{fs}^{\text{norm}}(x_i, k)$ ($k = 1$ 至 n_k) 来计算能量评估信号的目前优选方法。在步骤 320 中,通过具有 n_s 个样点的滑动窗将 n_k 维矢量 $\sigma_{fs}^{\text{norm}}(x_i, k)$ 划分为子间隔。在步骤 325 中,将间隔 k_s 内的能量评估信号 $P(k_s)$ 计算为 $\sigma_{fs}^{\text{norm}}(k_s)$ 的平方和:

$$[0056] \quad P(x_i, k_s) = \sum_{l=1}^{n_s} \left[\left(\sigma_{fs}^{\text{norm}}(x_i, l) \right)^2 \right]_{k_s} \quad (4)$$

[0057] 其中, k_s 是间隔号而 l 属于该间隔。在步骤 330 中,在位置变量 x 中对能量评估信号 $P(x_i, k_s)$ 进行插值,以提供麦克风阵列中的麦克风之间的区域 R 中的位置处的能量评估信号。

[0058] 示例

[0059] 示例 1:对能量评估信号的计算

[0060] 当尖瓣 (cusp) 的凸起部分 (belly) 的向上运动被突然阻止在心室和心房中的压力脉冲交叉处时,尖瓣和心室的振动产生了心音。通常使用放置在一个人的胸部心尖位置上的麦克风来记录心音。已经定义了胸部心尖上所记录的心音信号中可检测到的两种心音。

[0061] 被称为“S1”的一种心音是在 ECG 信号的 S 点与 T 点的时间之间心脏收缩开始时由二尖瓣和三尖瓣的闭合以及主动脉瓣的打开造成的湍流 (turbulence) 而引起。被称为“S2”的第二种心音是在 T 波后收缩末期时由主动脉瓣和肺动脉瓣的闭合而引起。

[0062] 图 5a 示出了由放置在一个健康的人的胸部心尖位置上的麦克风所获得的声音信号 50,以及同时记录的心电图 51。在图 5a 的所记录的声音信号中观察到了心音 S1 和 S2。

[0063] 图 5b 示出了与图 5a 的声音信号 50 同时地由放置在同一个人的背部心尖位置上的麦克风获得的声音信号 53,以及心电图 51。在图 5b 的声音信号中观察到了在这里被称为“E1”和“E2”的两个心血管周期事件。声音事件“E1”发生在与胸部记录 (图 5a) 中观察到的声音事件 S1 大约相同的时间。声音事件 E2 发生在与胸部记录 (图 5a) 中观察到的声音事件 S1 大约相同的时间。

[0064] 图 5c 示出了使用上式 (4) 分别根据图 5a 和图 5b 的声学信号计算出的能量评估信号 54 和 55,以及 ECG 51。在胸部信号的声学能量信号中,观察到作为峰值 S1 与稍小峰值 S2 的心音 S1 和 S2。在背部信号的声学能量信号中,观察到作为峰值 E1 与峰值 E2 的声

音事件 E1 和 E2。

[0065] 图 6a 示出了由放置在一个具有正常心脏功能的健康人背部心脏的心尖区域上的麦克风所获得的声音信号 $S(x_i, t)$, 如上所述。图 6b 示出了与该声音信号同时获得的心电图。ECG 信号的一个典型心动周期包括一个 P 波 P、一个 QRS 复合波 (QRS complex)、一个 T 波, 并终止于下一心动周期的 P 波 P'。在图 6a 中示出的声学信号中, 观察到了声学事件 E1、及 E2。图 5c 示出了使用上式 (4) 计算出的能量评估信号, 在该能量评估信号中分别观察到作为峰值和稍小峰值的事件 E1 和 E2。

[0066] 图 7a 示出了由放置在一个人的背部心脏的心尖区域的位置 x_i 处的麦克风所获得的声音信号。图 7b 示出了与该声音信号同时获得的心电图。图 7c 示出了根据上式 (6) 计算出的能量评估信号。这个人具有异常的心脏功能。与图 6b 的声学信号中以及图 6c 的能量评估信号中的事件 E1 和 E2 相比, 在图 7a 的声学信号以及图 7b 的能量评估信号中事件 E1 和 E2 不是很显著。另一方面, 在图 6b 的声学信号中或在图 7c 的声学评估信号中观察到了在图 6c 的能量评估信号中未观察到的两个声学事件 E3 和 E4。声学事件 E3 和 E4 在时间上相对应于已经在由放置在胸部心尖上的麦克风所获得的心音记录中所定义的被称作“S3”和“S4”的心音。心音 S3 和 S4 是“奔马律 (gallop)”, 奔马律是与舒张期充盈 (diastolic filling) 相关联的低频声音。奔马律 S3 与早期的舒张期充盈相关联, 在病理上, 可以在容积超负荷 (volume overload) 和左心室收缩功能障碍的状态下听到奔马律 S3。奔马律 S4 是后期舒张音并且在如不可控高血压这样的病理状态下可听到 S4。因此, 声学评估信号可用于诊断异常的心脏功能。如果在 E1 和 / 或 E2 发生时的能量评估信号的幅度低于预定的第一阈值, 或如果在 E3 和 / 或 E4 发生时的能量评估信号的幅度高于第二预定常数, 则这个人具有异常的心脏功能。

[0067] 示例 2 : 多个心脏信号中的声学能量

[0068] 在人的背部心脏区域上固定了一个 6×6 的声音传感器阵列以记录并分析心血管声音。在该阵列中这些传感器具有 3.5cm 的中心距。针对该阵列中的每个传感器, 使用上式 (4) 由传感器声音信号来计算能量评估信号。图 8 示出了对于 36 个传感器中每一个在一个健康的人身上获得的大约 6 个心动周期的能量评估信号。

[0069] 图 9 示出了对于具有正常心脏功能的健康的人 (图 9a) 和具有异常心脏功能的人 (图 9b) 在事件 E1 发生时麦克风阵列上的插值能量评估信号。曲线图的 X 轴和 Y 轴表示在该区域中的位置。表示了插值能量评估函数的覆盖在心尖上的区域。在心尖区域中, 具有正常心脏功能的人的能量评估信号大体上大于具有异常心脏功能的人的能量评估信号。

[0070] 图 9a 和图 9b 还示出了与从中获得图 9a 和图 9b 的声学能量信号的声学声音记录同时地获得的这个人的 ECG。在该 ECG 中以点 90 和点 91 表示相应能量评估信号的心动周期期间的的时间。

[0071] 图 10 示出了在心动周期期间的四个时间点处在麦克风阵列的区域上的插值能量评估信号的值。曲线图的 X 轴和 Y 轴表示在该区域中的位置。图 10a 中的曲线图示出了在 E1 发生时的能量评估信号。图 10b 中的曲线图示出了在 E2 发生时的能量评估信号, 图 10c 中的曲线图示出了在 E3 发生时的能量评估信号, 而图 10d 中的曲线图示出了在 E4 发生时麦克风阵列的能量评估信号的值。

[0072] 图 11a 至图 11d 分别示出了一个具有异常心脏功能的人在 E1、E2、E3、和 E4 处的

插值能量评估信号。图 10 的曲线图与图 11 的相应曲线图的比较表明,对于健康的人(图 10)来说,在 E1 和 E2 处能量评估曲线图下的容积大于不健康的人(图 11)的容积。另一方面,对于健康的人来说,在 E3 和 E4 处能量评估信号曲线图下的容积小于不健康的人的容积。

[0073] 为了对心脏疾病进行诊断,可以将诸如那些在图 10 和图 11 中示出的插值能量评估信号的曲线图显示为一个或多个心动周期的影片。可以在 E1、E2、E3、和 E4 处计算曲线图下的容积并将其与预定的阈值进行比较。然而,更优选的是,可以仅在心脏的心尖上计算在各个时刻能量评估信号下的容积,并将其与预定的阈值进行比较。

[0074] 当使用覆盖了在身体表面超出心脏心尖之外区域的麦克风阵列时,可以使用图 12 中示出的方法来识别覆盖了心尖的阵列中的麦克风。在步骤 410 中,对于各传感器,通过计算函数 $\sigma_{fs}^{norm}(x_i, k_s)$ 的自相关 $P(x_i, k_s)$ 而确定信号 $\sigma_{fs}^{norm}(x_i, k_s)$ 的周期:

$$[0075] \quad \hat{R}_{xy}(m) = \begin{cases} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_{n+m} y_n^* & m \geq 0 \\ \hat{R}_{yx}^*(-m) & m < 0 \end{cases} \quad (7)$$

[0076] 其中, $\hat{R}_{xy}(m)$ 是自相关, $n = k_s$, $x = y = P(x_i, k_s)$, 而 m 是从 $-N$ 至 N 变化的移位值,其中 N 是矢量 $P(x_i, k_s)$ 的长度。

[0077] 在步骤 420 中,将传感器阵列划分成可能交迭的相邻传感器的子阵列。例如,如果传感器布置在呈规则网格的阵列中,则可以将传感器阵列划分成交迭的 $n_r \times m_c$ 个矩形或平行四边形的传感器子阵列。然后,在步骤 430 中,对于各传感器子阵列 p ,计算参数 $K(p)$,其中:

$$[0078] \quad K(p) = \sum_{i \in p} \sum_{k_s} \text{abs}[\text{diff}(\hat{R}_{xy}(m))] \quad (8)$$

[0079] 其中,外层求和是针对传感器子阵列 p 中的所有传感器 i 。确定 $K(p)$ 最大的麦克风子阵列 p (步骤 440)。 $K(p)$ 最大的传感器子阵列 p 生成了最佳的周期性声音信号,而且由于已经将非心音从信号中滤出或由于被试者在记录心血管声音期间没有呼吸,因此该传感器子阵列 p 生成了最佳的心音信号,并且该传感器子阵列 p 因此而由覆盖在心尖上的传感器组成。

[0080] 分析了图 8 中示出的能量评估信号以找出覆盖在心尖上的传感器。将传感器划分成传感器子阵列。图 8 中标有“心尖 (apex)”的正方形表示了传感器阵列中由上述方法确定的放置在心尖上的心尖区域传感器阵列。

[0081] 示例 3:确定射血分数

[0082] 在心血管生理学中,术语“射血分数”是指在舒张期注入心室中与在收缩期抽出心室外的血液的百分比。尽管可以计算四个心室中任一个的射血分数,但是在心脏检查中最经常确定的射血分数是左心室射血分数 (“LVEF”, left ventricular ejection fraction)。

[0083] 健康的人通常具有大于 60% 的左心室射血分数。心肌的损伤(诸如出现在心肌梗塞或心肌症中的损伤)削弱了心脏射血的能力并因此降低了一个或多个心室的射血分数。这种射血分数的降低可在临床上显现为心力衰竭。射血分数是预后 (prognosis) 的最

重要指标之一。射血分数显著降低的人通常具有较差的预后。

[0084] 超声心动描记术 (echocardiography) 是一种常用的测量心室射血分数的方法, 该方法使用心脏的超声图像来获得在一个或多个心动周期上的一系列 2 维或 3 维心脏图像。对该系列图像进行分析, 以计算在心室达到其最大容积的舒张末期时的心室容积 (“舒张末期容积”) 以及在心室达到其最小容积的收缩末期时的同一心室的容积 (“收缩末期容积”)。随后, 获得作为在收缩末期前从左心室射入的舒张末期血液容积的分数的左心室射血分数 (LVEF) :

[0085]

$$LVEF = 1 - \frac{\text{收缩末期容积}}{\text{舒张末期容积}} \quad (1)$$

[0086] 还使用对心脏成像的其它方法来确定心室容积和计算射血分数。这些方法包括脉冲多普勒超声或连续波多普勒超声、心脏磁共振成像 (MRI, magnetic resonance imaging)、快速扫描心脏计算机体层摄影 (CT, computed tomography)、以及多门电路探测扫描 (MUGA, multiple gated acquisition)。

[0087] 可以使用能量评估函数来确定左心室射血分数。本发明的这一应用是基于新颖的且预料之外的发现, 即使比率 $\frac{\text{容积}_{(E3,E4)}}{\text{容积}_{(E1,E2)}}$ (在下文中称为“能量比率”) 与收缩末期容积

对舒张末期容积之比率 $\frac{\text{收缩末期容积}}{\text{舒张末期容积}}$ (在下文中称为“容积比率”) 相关, 其中, 容积 $_{(E3,E4)}$ 是在 E3 和 E4 发生时心尖上的插值能量评估信号下的最大容积, 而容积 $_{(E1,E2)}$ 是在 E1 或 E2 发生时心尖上的插值能量评估信号下的容积。

[0088] 如以上所述, 在 32 个被试者中确定能量比率。同时通过超声心动描记术获得容积比率。总共获得了 80 对能量比率与容积比率。图 13 示出了散点图, 其中将 80 个确定的 1- 能量比率绘制为被试者的射血分数 (1- 容积比率) 的函数。对数据点进行线性回归分析, 得到线性拟合 $y = 0.7884x + 10.214$, 其中 y 是能量比率, 而 x 是容积比率。该回归具有回归系数 $r^2 = 0.7706$ 。

[0089] 图 13 示出了 80 个点, 其中 53 个点表示正常的射血分数 (1- 容积比率 > 0.5) 并且这 53 个点中除了两个点以外所有点的 1- 能量比率也超过 0.5。其它的 27 个点表示异常的射血分数 (1- 容积比率 < 0.5), 并且这 27 个点中除了 3 个点以外所有点的 1- 能量比率低于 0.5。因此, 本发明的方法将 80 个点的 87.8% 分类为正常或异常, 这与超声心动描记术一致。

[0090] 通过上述方法可以计算能量信号中两个心动周期或更多个心动周期 (优选的是至少三个心动周期) 中的每一个的射血分数, 并且这两个或更多个计算出的射血分数一起求平均。

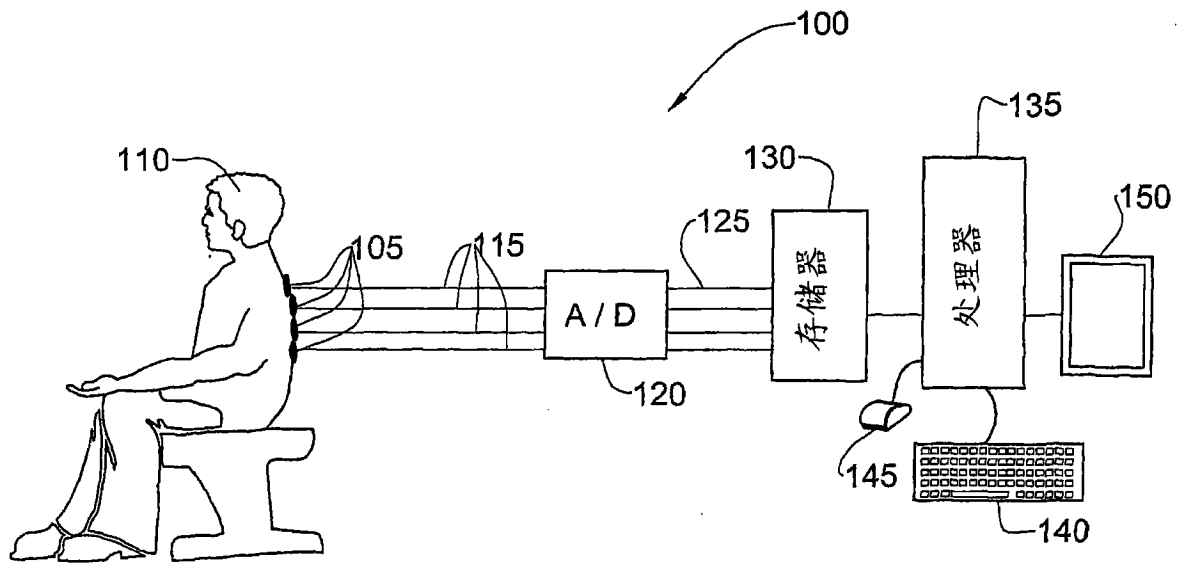


图 1

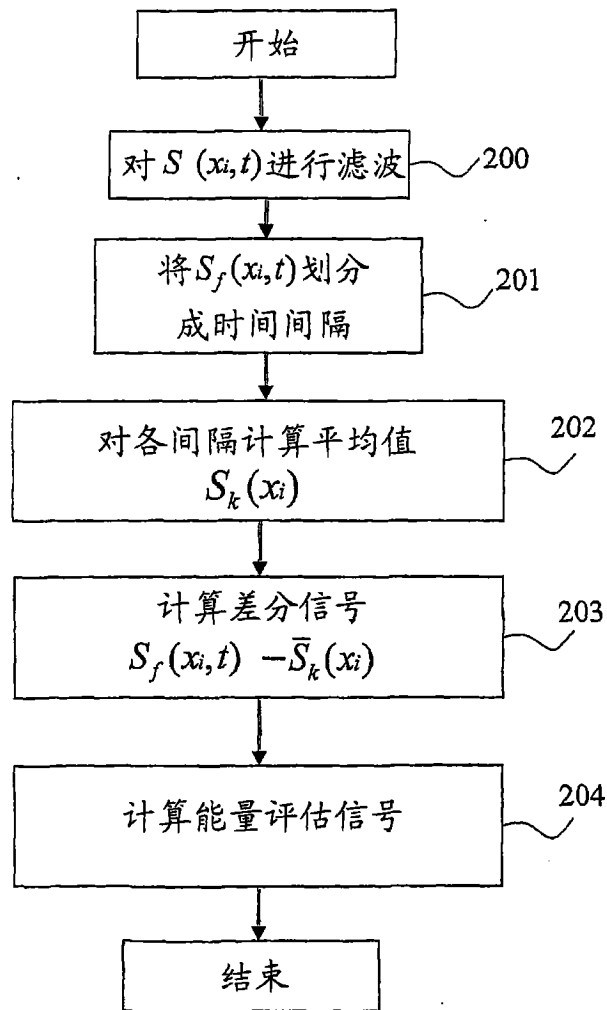


图 2

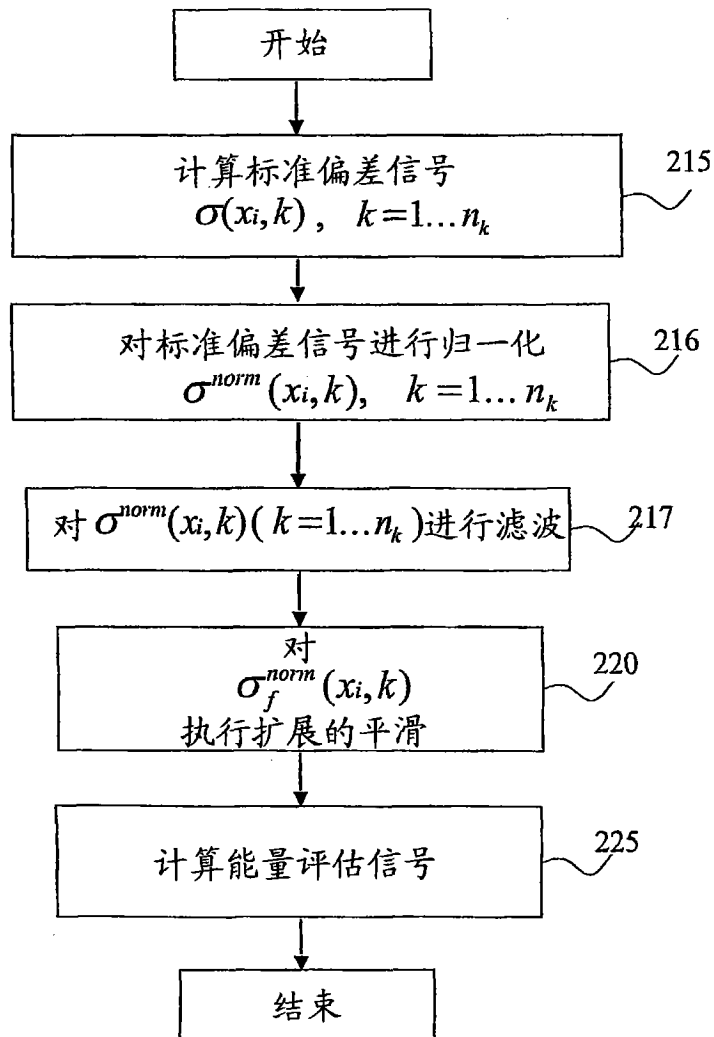


图 3

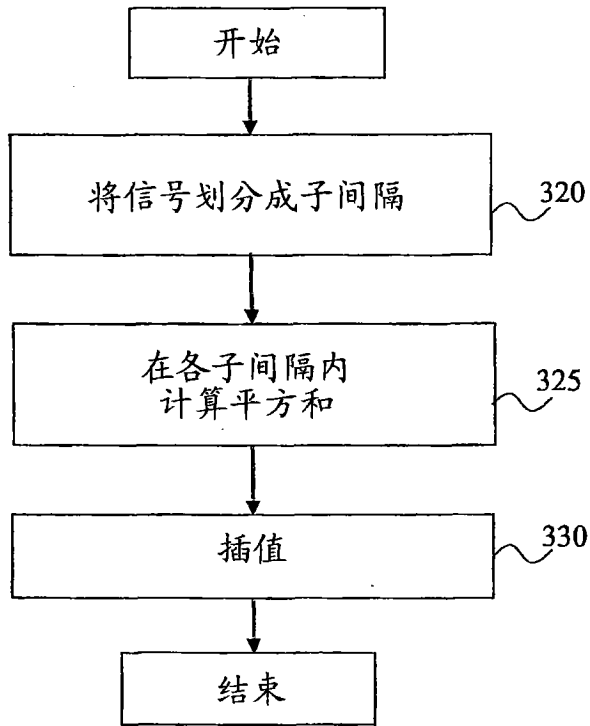


图 4

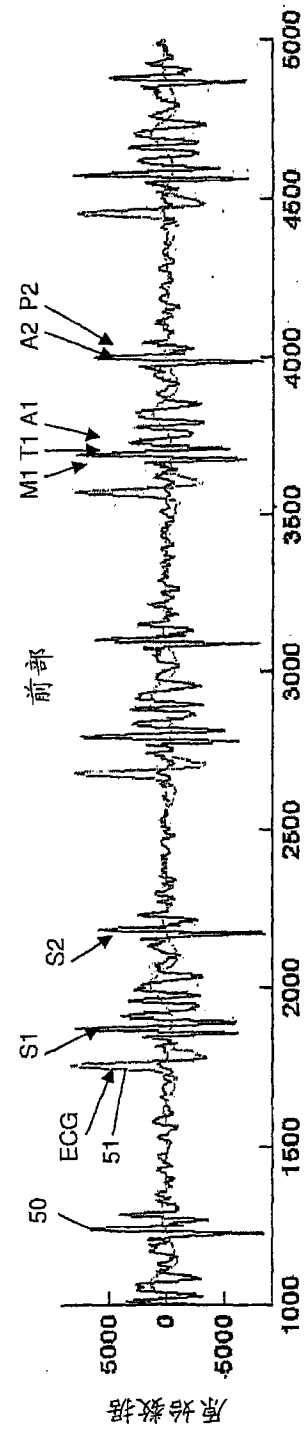


图 5a

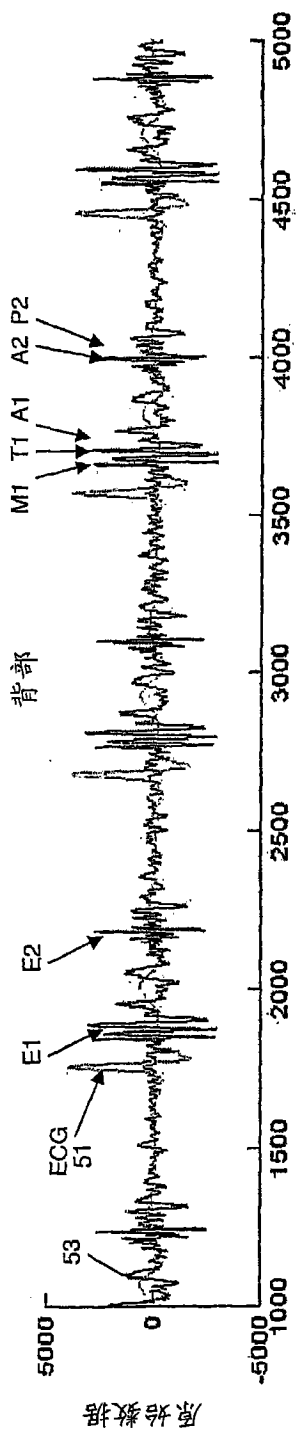


图 5b

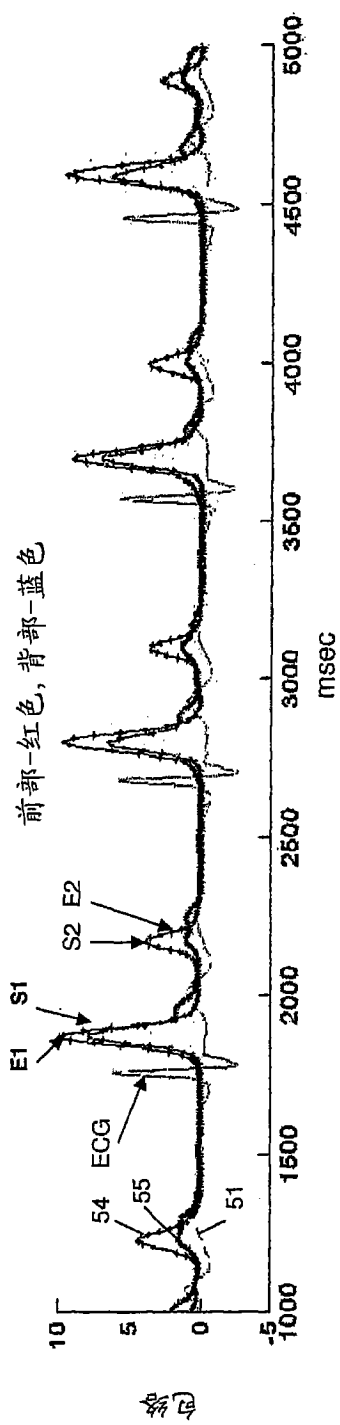


图 5c

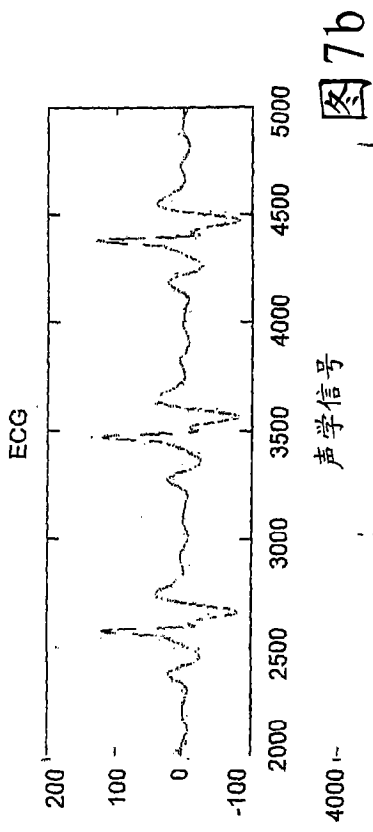


图7b

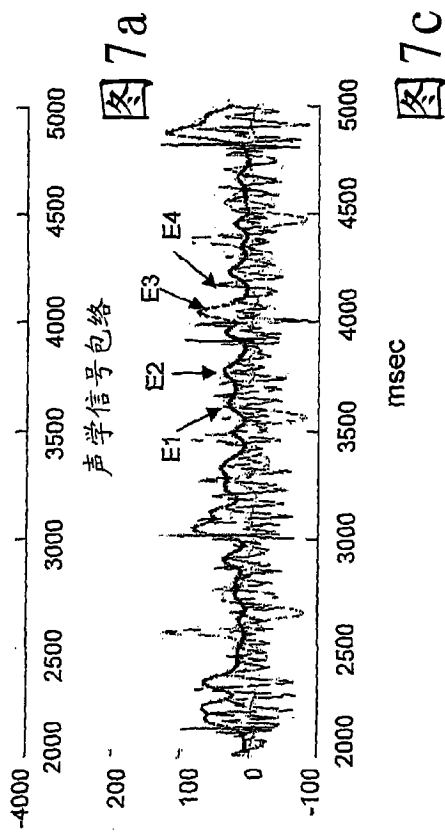


图7a

图7c

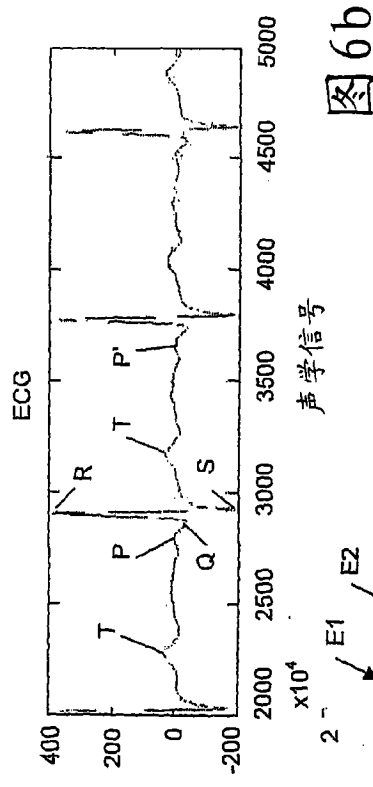


图6b

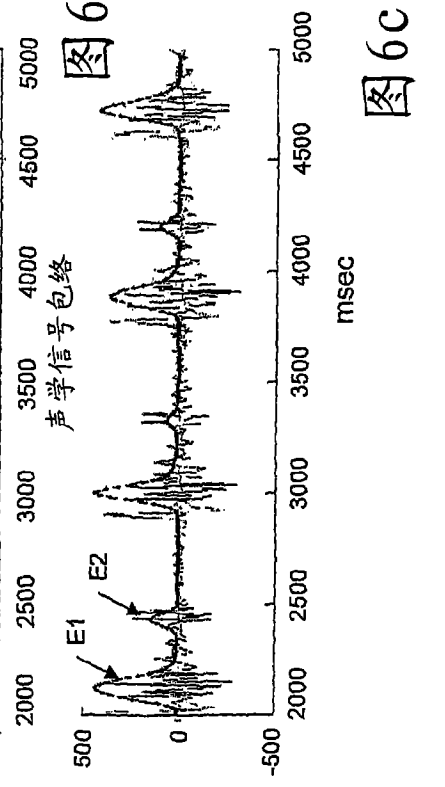


图6a

图6c

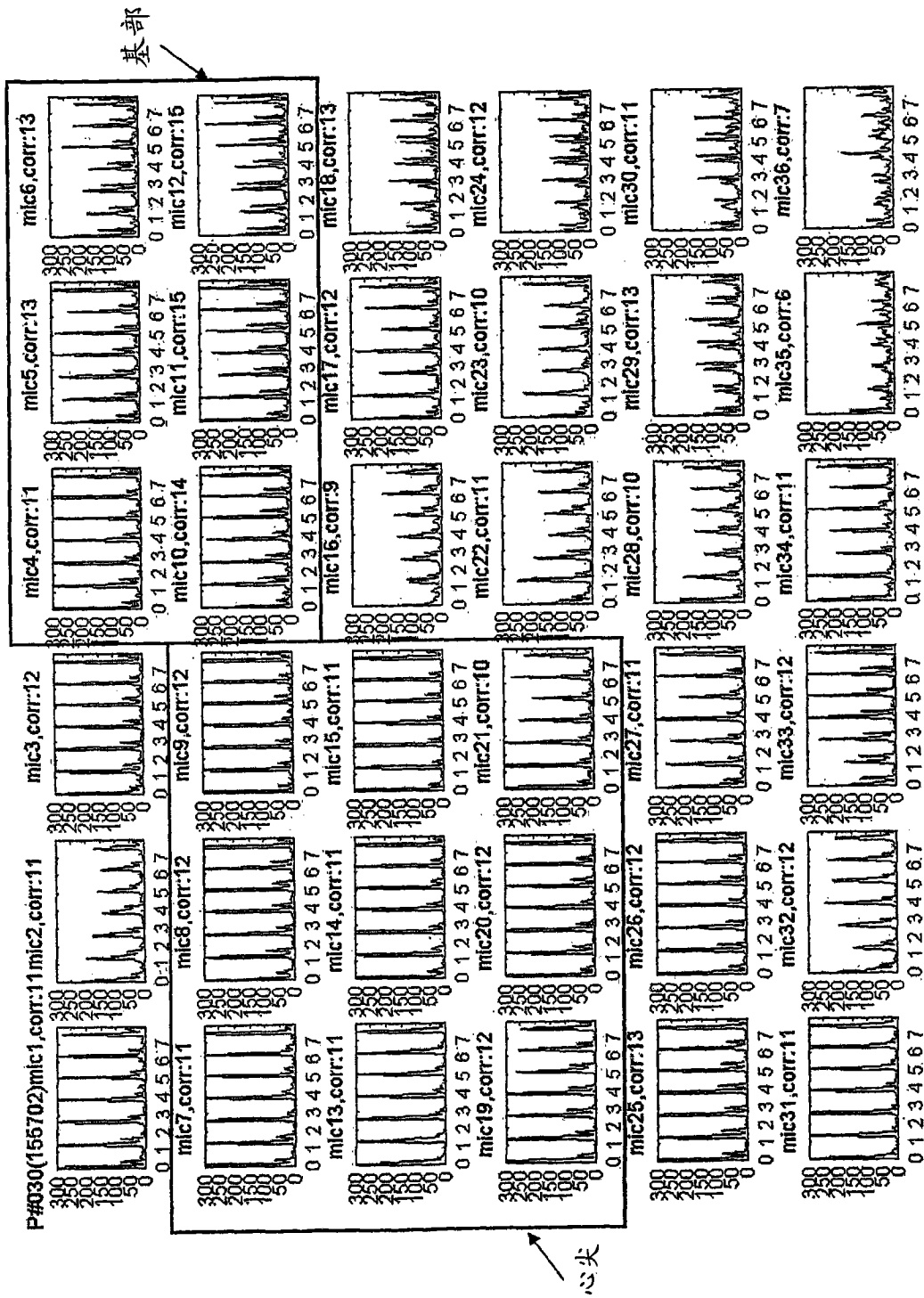


图 8

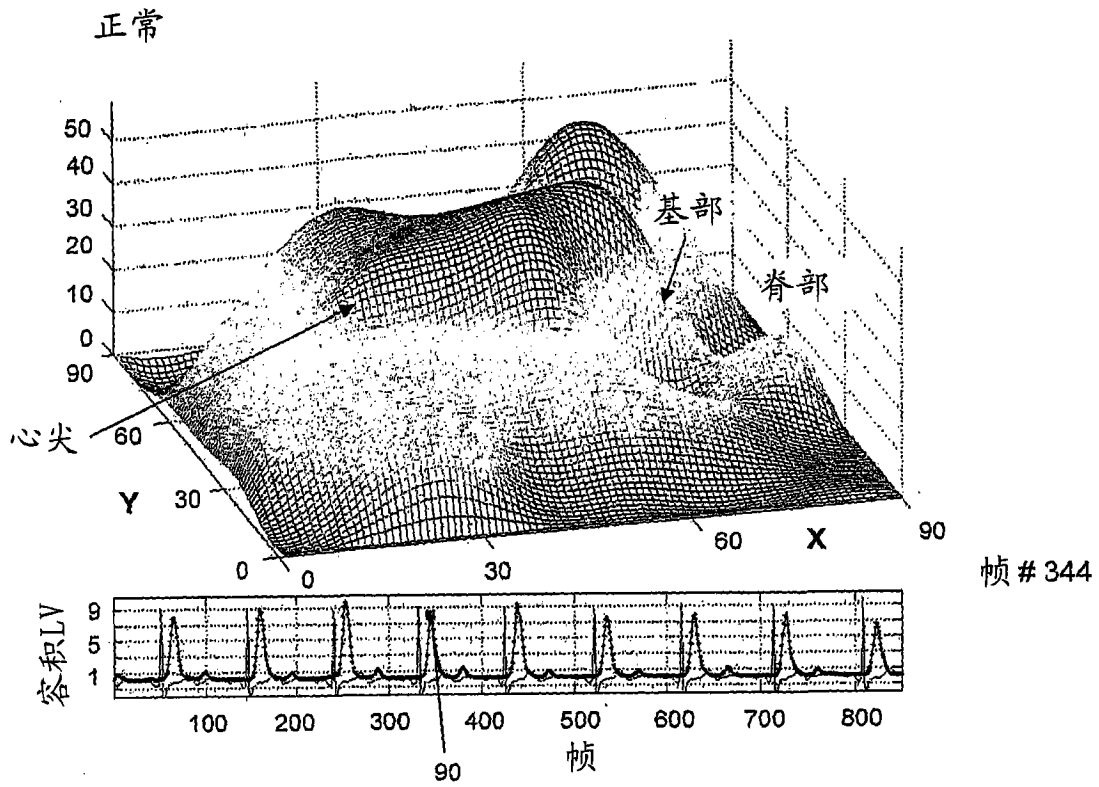


图 9a

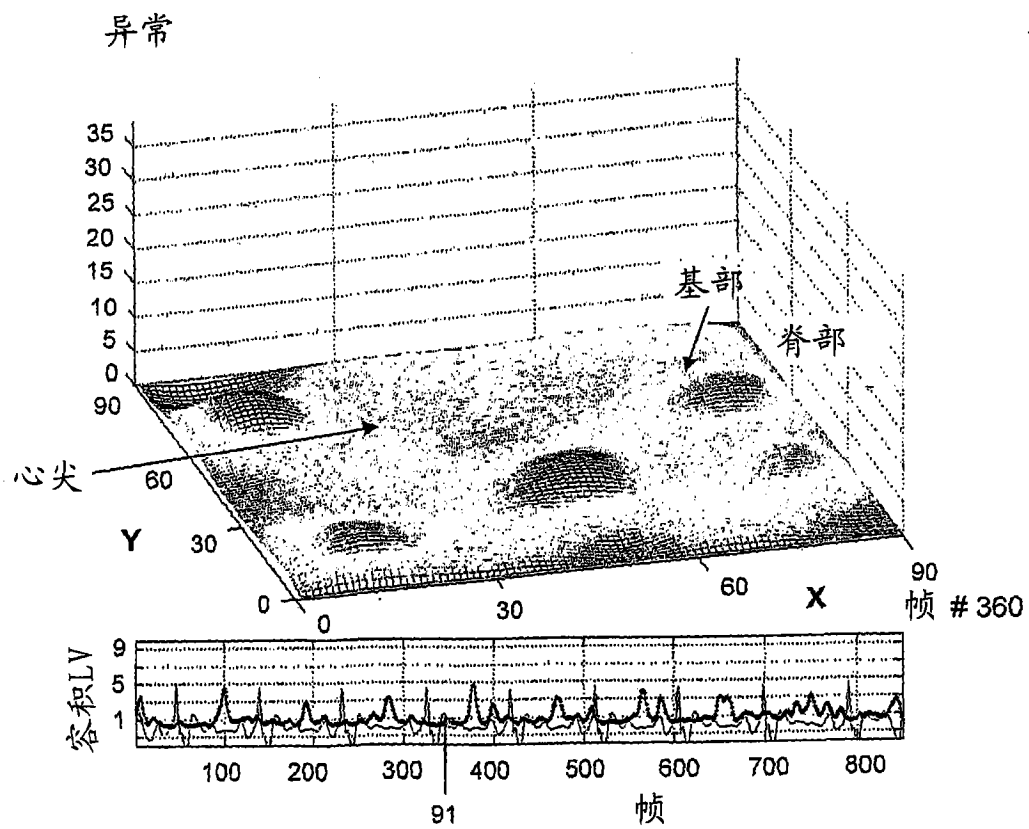


图 9b

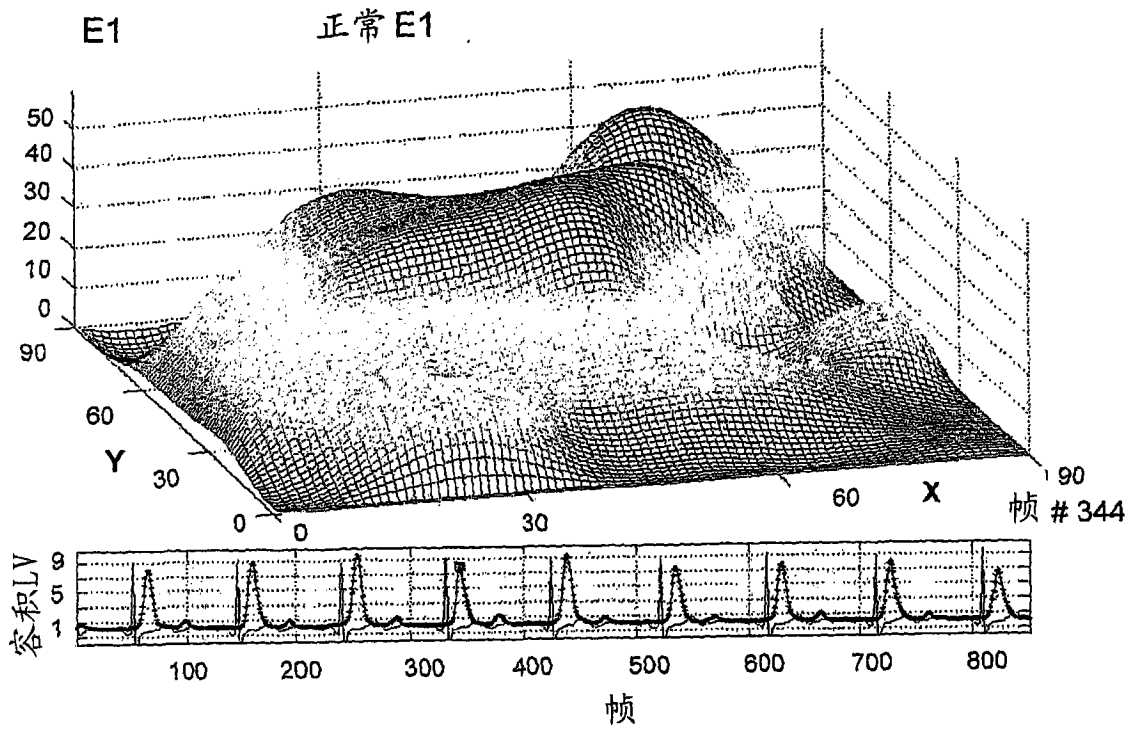


图 10a

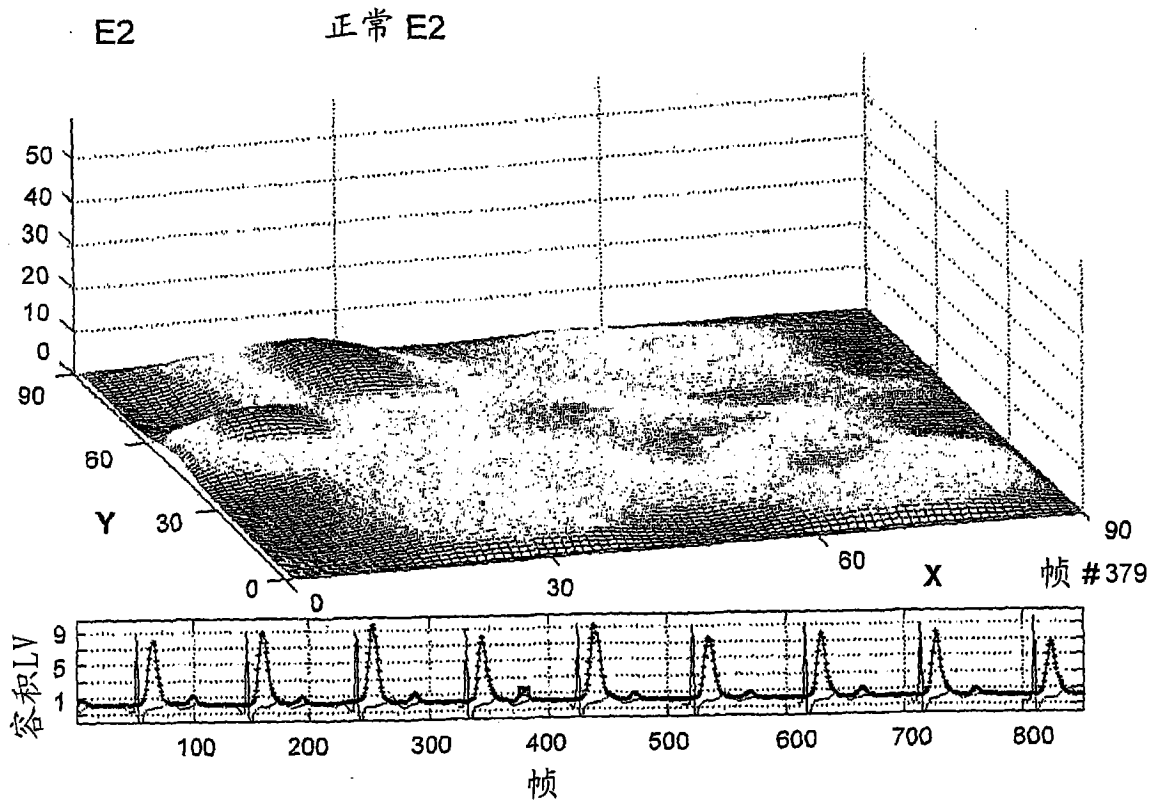


图 10b

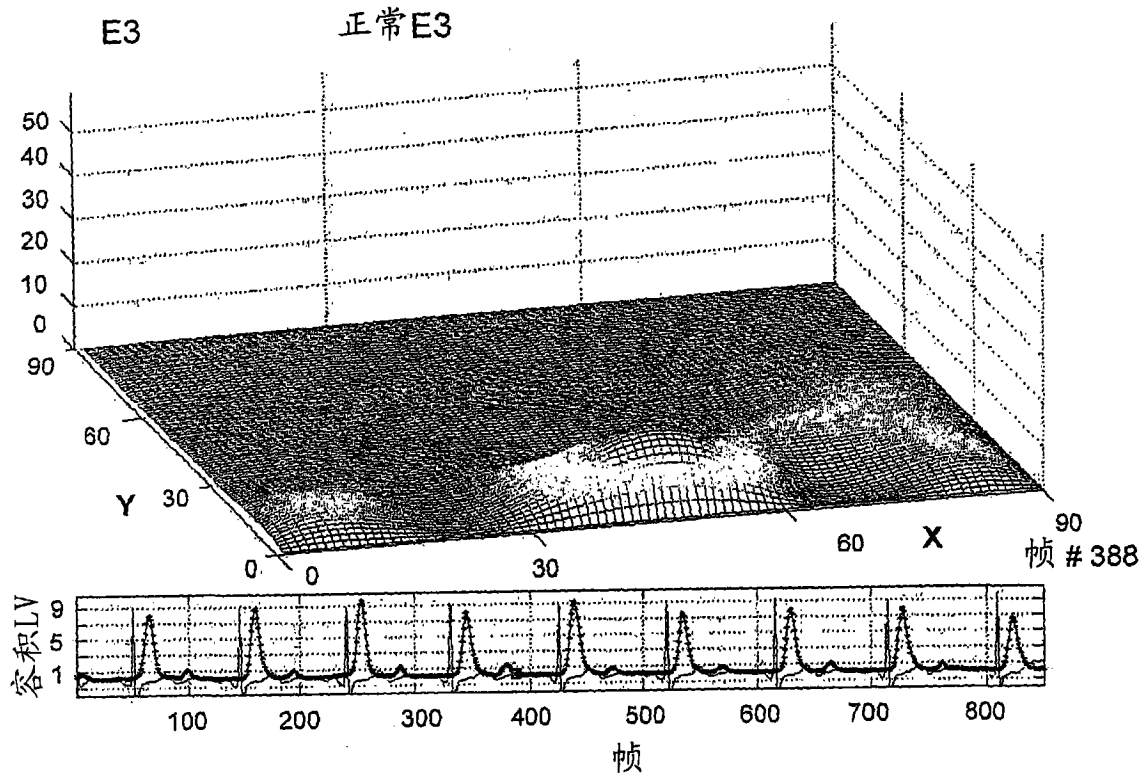


图 10c

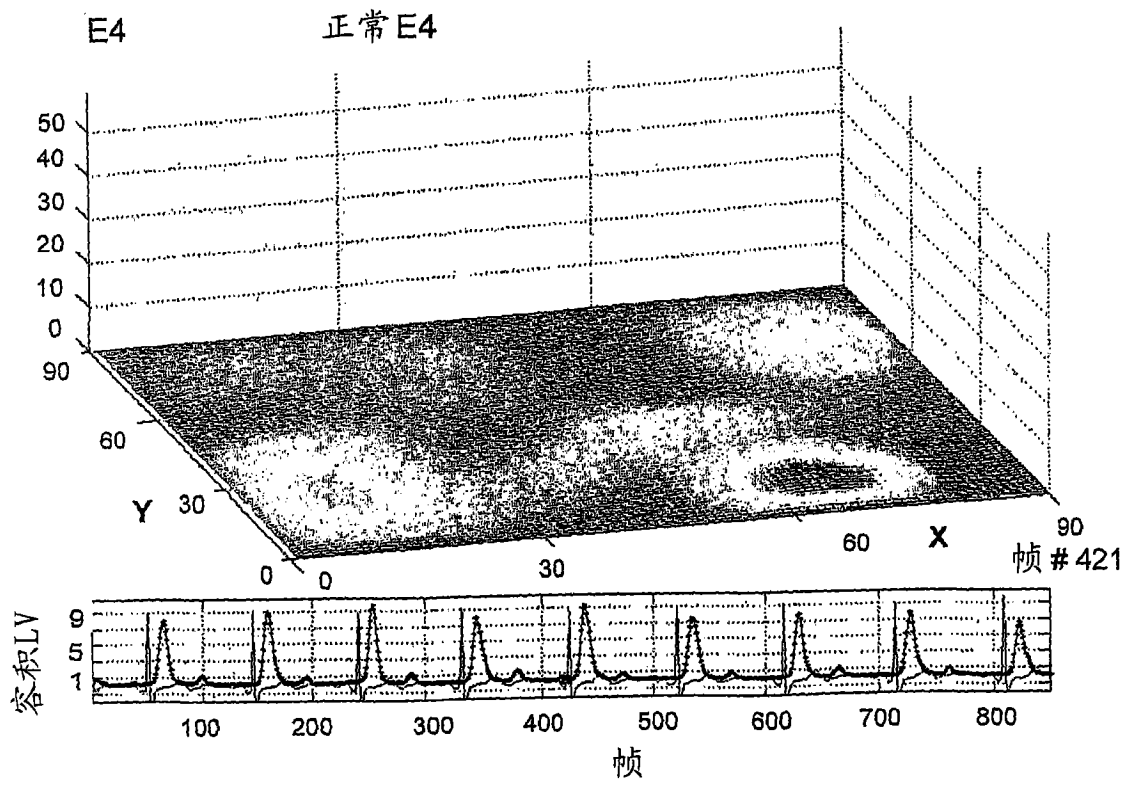


图 10d

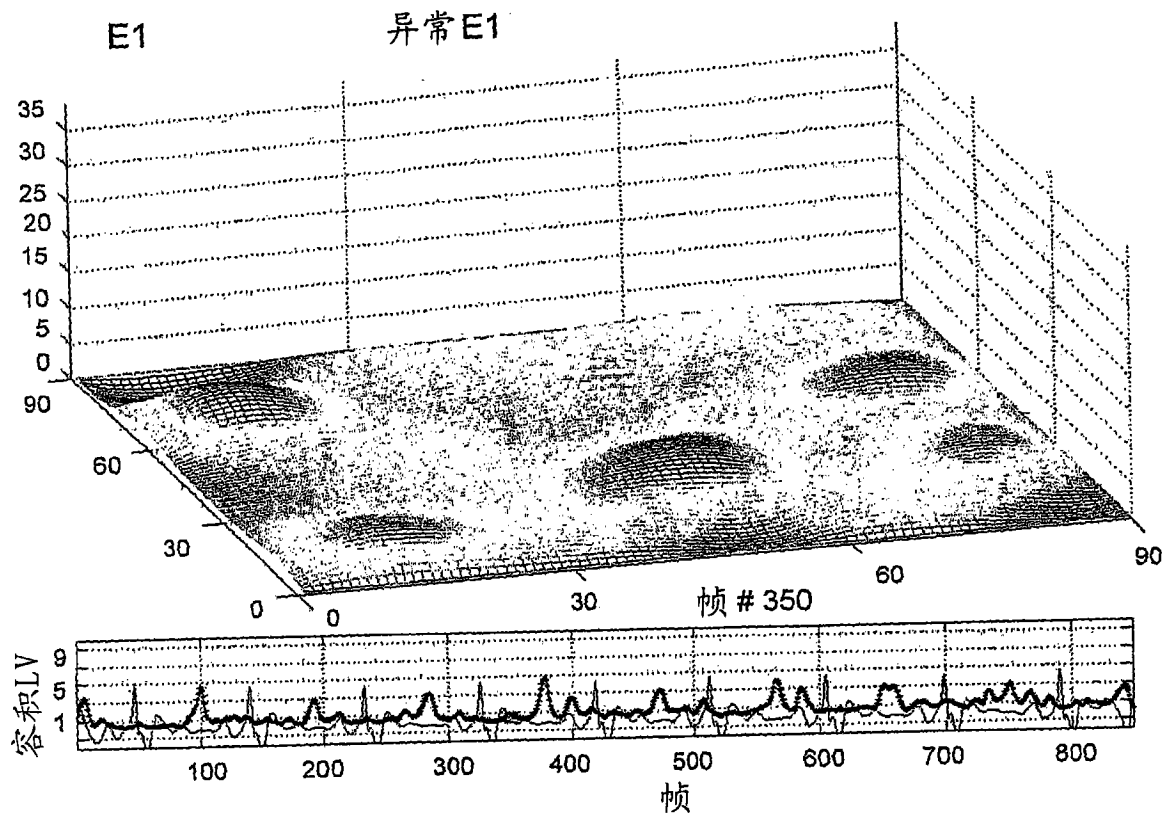


图 11a

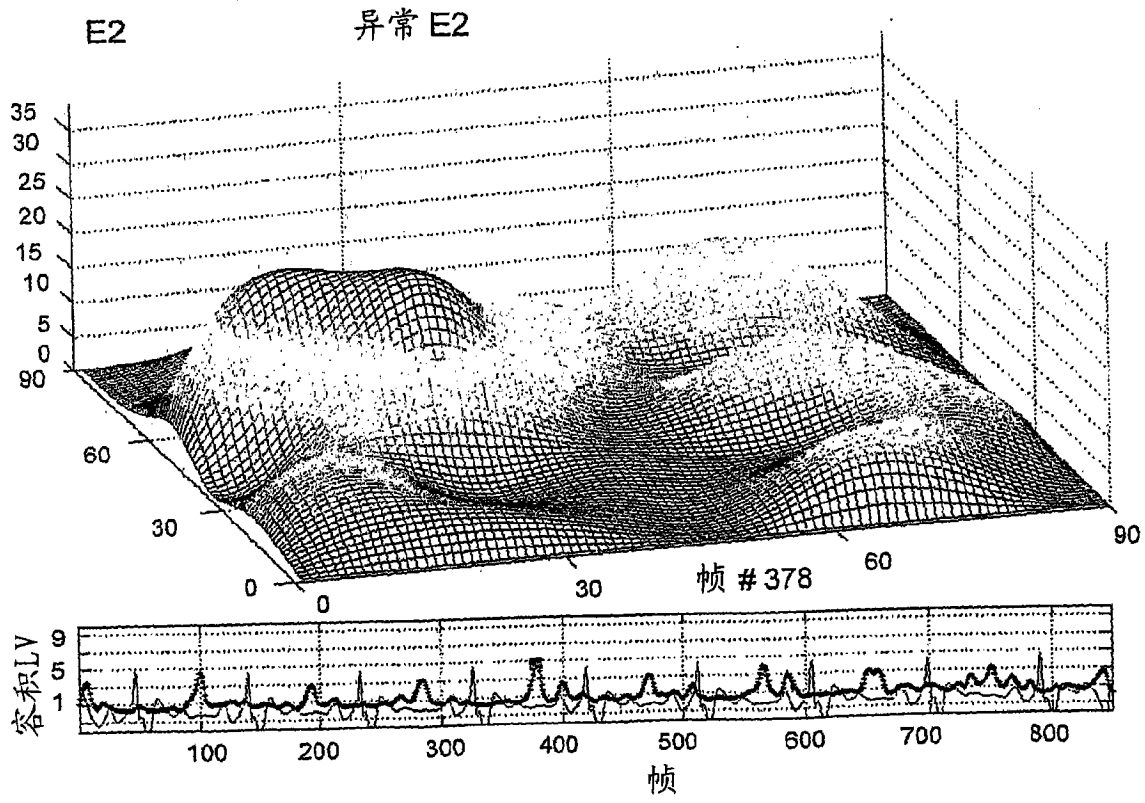


图 11b

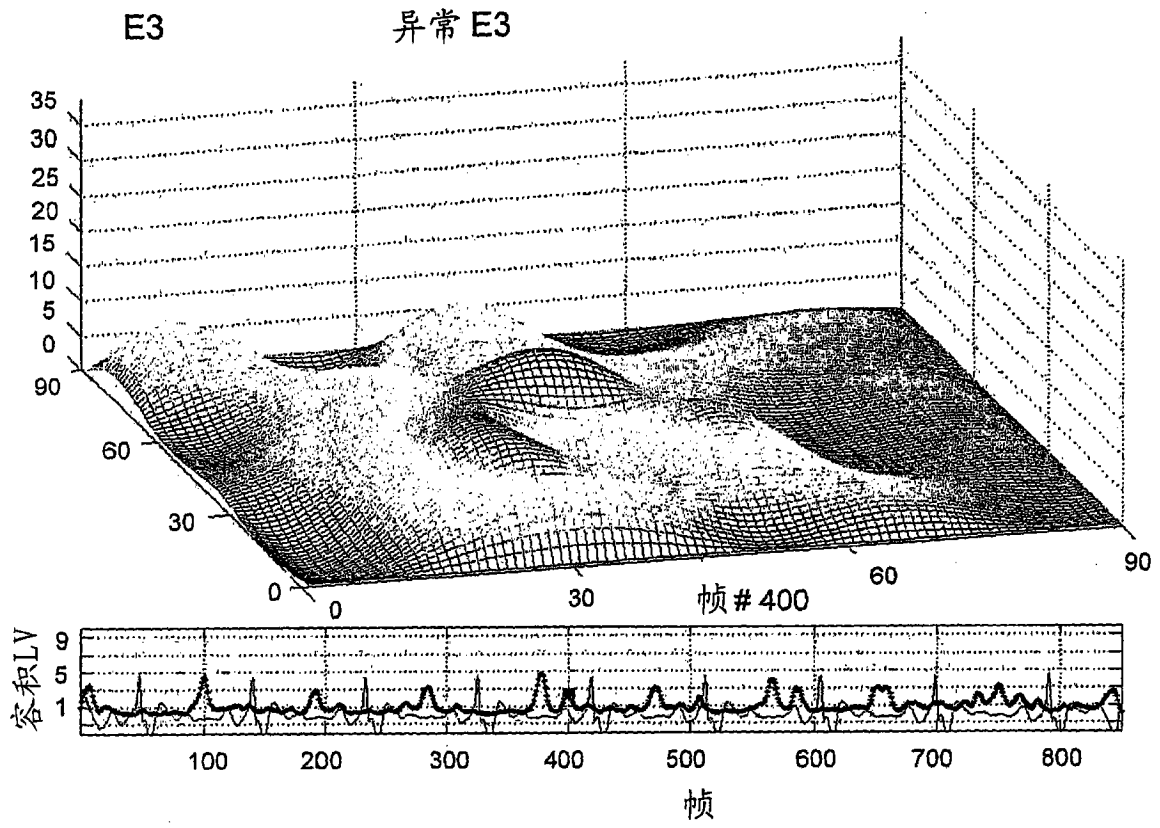


图 11c

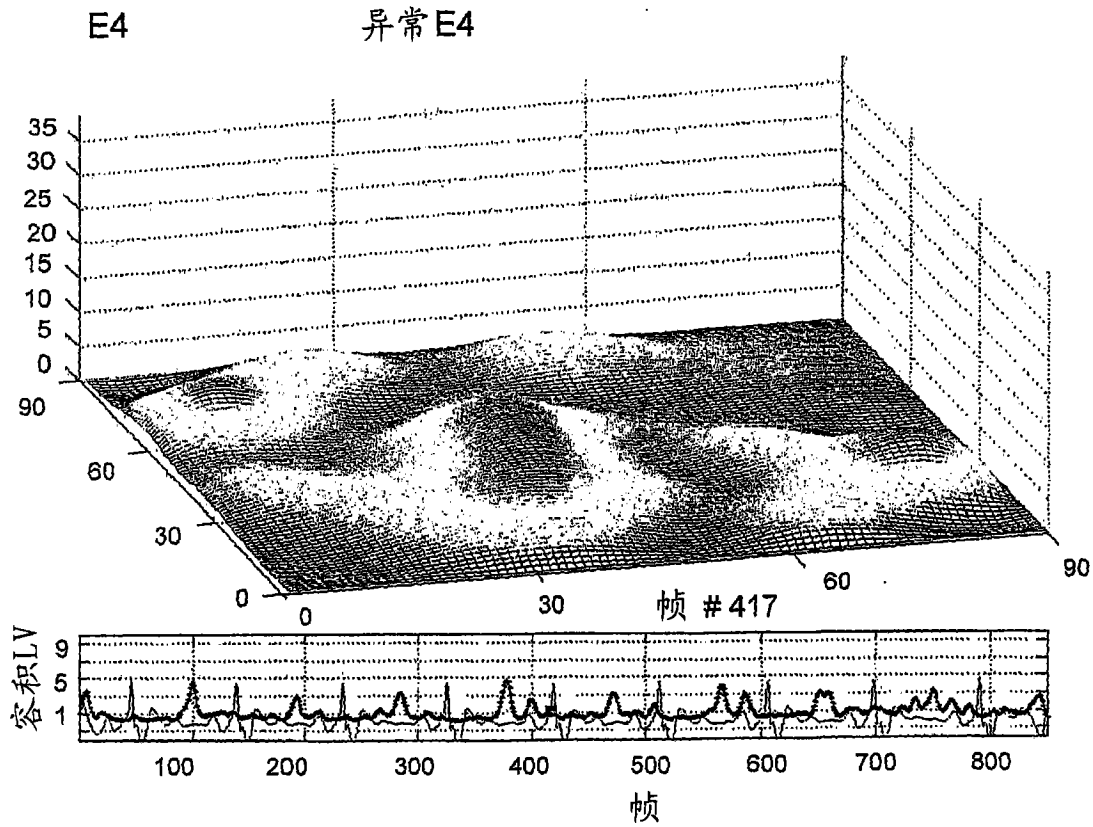


图 11d

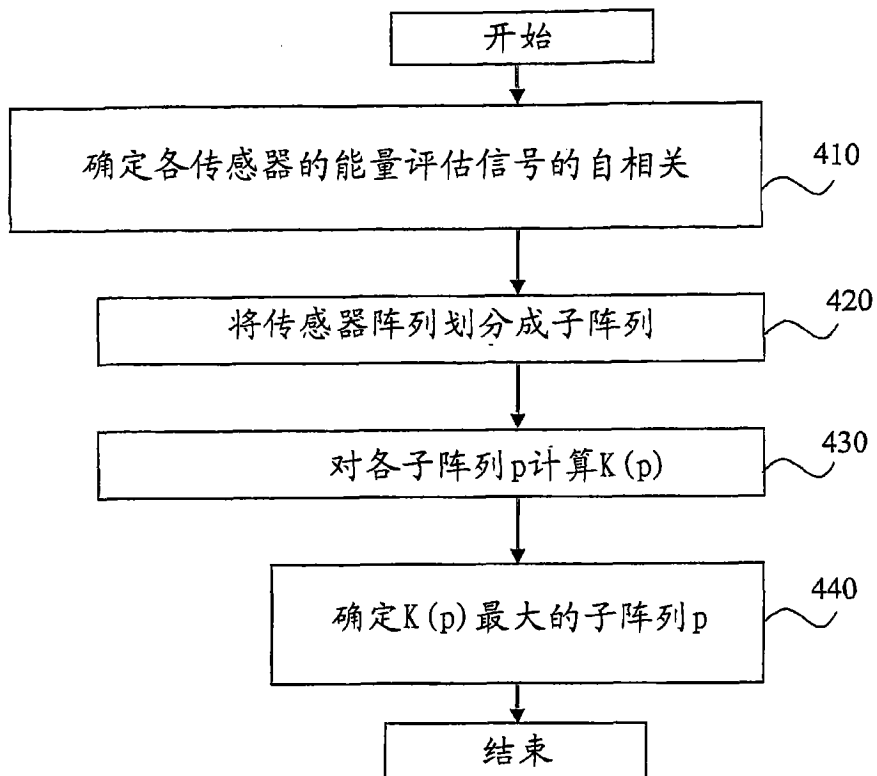


图 12

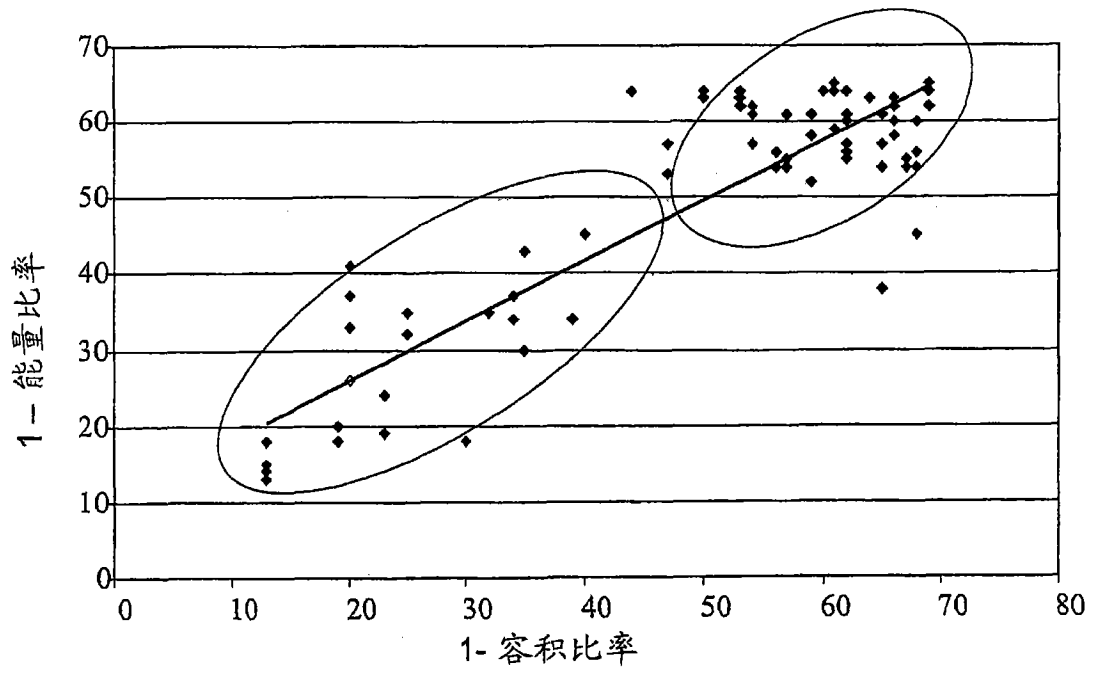


图 13