



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103607956 B

(45) 授权公告日 2016. 08. 10

(21) 申请号 201280007682. 8

(22) 申请日 2012. 02. 02

(30) 优先权数据

61/439, 213 2011. 02. 03 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 08. 05

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/000180 2012. 02. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/104719 EN 2012. 08. 09

(73) 专利权人 尤伦·帕提

地址 以色列海法

(72) 发明人 尤伦·帕提

(74) 专利代理机构 上海旭诚知识产权代理有限

公司 31220

代理人 郑立 田嘉嘉

(51) Int. Cl.

A61B 8/02(2006. 01)

A61B 8/06(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2009/0318777 A1, 2009. 12. 24,

US 2010/0137717 A1, 2010. 06. 03,

US 6050948 A, 2000. 04. 18,

US 6050948 A, 2000. 04. 18,

CN 101404940 A, 2009. 04. 08,

CN 1868407 A, 2006. 11. 29,

审查员 廖怡芳

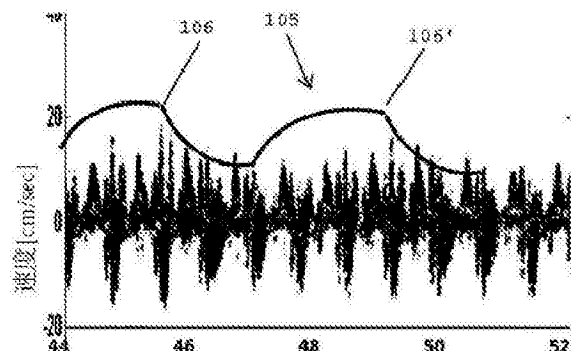
权利要求书3页 说明书14页 附图13页

(54) 发明名称

经胸的心肺监测器

(57) 摘要

可以通过将超声能量传送到患者的肺内,以及探测肺内的血管/软组织和围绕该血管且充满空气的肺泡之间的运动边界引起的反射超声的多普勒频移来分析患者心或肺的手术。边界的运动由血管中的压力波引起的,该压力波会导致那些血管的直径发生变化。将探测到的多普勒频移用降噪算法处理,然后分析结果数据内的周期性的特征,以确定患者的心跳速率、患者的呼吸速率和/或患者心跳异常情况的出现。



1. 一种确定患者呼吸速率的方法,包括以下步骤:

使用瞄准所述患者肺部的超声探针来获取对应于多个心动周期的时段内的多普勒超声功率和速度的数据;

用至少一种降噪算法对在所述获取步骤中获取到的所述功率和速度的数据进行处理;

提取相关于时间的所述功率和速度的所述数据的包,其中用在所述包提取步骤内的至少一个参数要被选取用来跟踪对应于预期呼吸周期的变量;

辨认在所述提取步骤内提取出来的所述包的周期特征;

确定在所述辨认步骤内辨认的所述周期特征的时间点;及

基于在所述确定步骤内确定的所述时间点输出所述呼吸速率的指示。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述至少一个参数被配置成能使低于0.25Hz的频率通过且能使高于1.5Hz的频率衰减。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述获取步骤包括对所述肺内的血管/软组织和围绕所述血管的充满空气的肺泡之间的运动边界引起的反射超声的多普勒频移进行探测,其中所述边界的运动由会导致那些所述血管的直径发生变化的所述血管内的压力波引起,且其中所述处理步骤包括用被设计以相对其他反射超声信号增强来自所述运动边界的算法来对被探测到的所述多普勒频移进行处理。

4. 一种确定患者呼吸速率的装置,包括:

超声频率信号发生器,所述超声频率信号发生器被配置成用于驱动超声转换器;

接收器,所述接收器被配置成用于接收反射自所述患者肺内目标区域的超声频率回返信号及探测所述回返信号的多普勒频移;及

处理器,所述处理器被配置成用于(a)用降噪算法处理被探测到的所述多普勒频移并在对应于多个心动周期的时段内输出处理的功率和速度的数据,(b)提取相关于时间的所述功率和速度的所述数据的包,其中用在所述包提取内的至少一个参数被选取用来跟踪对应于预期呼吸周期的变量,(c)辨认提取的所述包,(d)确定所述辨认出来的周期特征的时间点,及(e)基于所述确定的时间点输出所述呼吸速率的指示。

5. 根据权利要求4所述的装置,其中所述回返信号的所述多普勒频移由在所述肺内的血管/软组织和围绕所述血管的充满空气的肺泡之间的运动边界引起,其中所述边界的运动由会导致那些所述血管的直径发生变化的所述血管内的压力波引起。

6. 根据权利要求4所述的装置,其中所述至少一个参数配置成能使低于0.25Hz的频率通过且能使高于1.5Hz的频率衰减。

7. 根据权利要求4所述的装置,进一步包括:包含有所述超声转换器的超声探针。

8. 根据权利要求7所述的装置,所述超声探针是硬币形。

9. 一种监测患者心脏的方法,包括以下步骤:

使用瞄准所述患者肺部的超声探针来获取对应于多个心动周期的时段内的多普勒超声功率和速度的数据;

用至少一种降噪算法对在所述获取步骤中获取到的功率和速度的数据进行处理;

辨认每个心动周期内发生一次的所述功率和速度数据的特征;

确定所述辨认出来的特征之间的时间点;

其中所述获取步骤包括对所述肺内的血管/软组织和围绕所述血管的充满空气的肺泡

之间的运动边界引起的反射超声的多普勒频移进行探测,其中所述边界的运动由会导致那些所述血管的直径发生变化的所述血管内的压力波引起,且其中所述处理过程包括用被设计相对其他反射超声信号增强来自所述运动边界的算法来对被探测到的所述多普勒频移进行处理。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中在所述辨认步骤中辨认出来的所述特征包括以下特征中的至少一个:(a)对应于心脏心室收缩的特征,(b)对应于心室松弛的特征,(c)对应于舒张快速充盈期的特征,(d)对应于舒张后期的特征,(e)对应于心房收缩的特征。

11. 根据权利要求9所述的方法,其中在所述辨认步骤中辨认出来的特征包括对应于收缩期的心脏心室收缩的特征。

12. 根据权利要求9所述的方法,进一步包括步骤:基于在所述确定步骤中被确定的所述时间点输出患者心脏跳动得多快的指示。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中在所述辨认步骤中辨认出来的特征包括对应于收缩期的心脏心室收缩的特征。

14. 根据权利要求9所述的方法,进一步包括步骤:

基于辨认出来的特征的过去的出现情况来预测所期望的特定特征出现的时间;

在所述预测步骤中在不是预测的时间上探测所述特定特征的存在;及

输出在不是预测的时间上探测到所述特定特征的指示。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中在所述辨认步骤中辨认出来的特征包括对应于收缩期的心脏心室收缩。

16. 一种监测患者心脏的装置,包括:

超声频率信号发生器,所述超声频率信号发生器被配置成用于驱动超声转换器;

接收器,所述接收器被配置成用于接收反射自所述患者肺内目标区域的超声频率回返信号及探测所述回返信号的多普勒频移;及

处理器,所述处理器被配置成用于(a)用降噪算法处理被探测到的所述多普勒频移并在对应于多个心动周期的时段内输出处理的功率和速度数据,(b)辨认在每个心动周期内发生一次的所述功率和速度数据的特征,(c)确定在所述辨认出来的特征之间的时间点;

其中所述回返信号的所述多普勒频移由在所述肺内的血管/软组织和围绕所述血管的充满空气的肺泡之间的运动边界引起,其中所述边界的运动由会导致那些所述血管的直径发生变化的所述血管内的压力波引起。

17. 根据权利要求16所述的装置,其中所述辨认出来的特征包括以下特征中的至少一个:(a)对应于心脏心室收缩的特征,(b)对应于心室松弛的特征,(c)对应于舒张快速充盈期的特征,(d)对应于舒张后期的特征,(e)对应于心房收缩的特征。

18. 根据权利要求16所述的装置,其中所述辨认出来的特征包括对应于收缩期的心脏心室收缩的特征。

19. 根据权利要求16所述的装置,其中所述处理器被进一步配置成能基于所述确定的时间点输出患者心脏跳动得多快的指示。

20. 根据权利要求19所述的装置,其中所述辨认出来的特征包括对应于收缩期的心脏心室收缩的特征。

21. 根据权利要求16所述的装置,其中所述处理器被进一步配置成基于辨认出来的特

征的过去的出现情况来预测所期望的特定特征出现的时间,在预测步骤中在不是预测的时间上探测特定特征的存在,并输出在不是预测的时间上探测到的特定特征的指示。

22. 根据权利要求21所述的装置,其中所述辨认出来的特征包括对应于收缩期的心脏心室收缩的特征。

23. 根据权利要求16所述的装置,进一步包括:包含有所述超声转换器的超声探针。

24. 根据权利要求23所述的装置,所述超声探针是硬币形。

经胸的心肺监测器

[0001] 交叉引用相关的申请

[0002] 此申请要求2011年2月3日提出的美国临时申请61/439,213的利益,并通过引用将其合并于本文中。

背景技术

[0003] 病情不稳定或危重的患者经常会需要连续不断的生命指征监测。这包含了在ICU(重症监护室)、内科门诊、心脏病学、外科等诊室的患者。类似地,在疗养院和在自己家中的患者可能也会需要被监测。由监测系统收集到的数据经常会被转送至本地显示及分析、远程显示及分析(在诸如疗养院、电视医疗中心等场所)。可能被在线分析或离线分析的数据还会激活多种警报。

[0004] 在实践中,在非ICU的环境中,进行监测的主要参数是ECG(心电图),经常还会加上呼吸、血氧饱和度及血压。但是,通过由这些参数提供的信息只能得出患者有限的临床状态,而且可能监测器还来不及提供可靠的警告信号或警报患者就已经陷入危急状况。其失败原因是,由ECG提供的信息主要涉及心律不齐及有时涉及明显的心脏缺血,且由O₂(氧气)饱和度提供的信息也只局限于严重的心肺衰竭。结果,其他危险的状态可能不会被探测到。

发明内容

[0005] 本发明的一个方面涉及一种确定患者呼吸速率的方法。此方法包含的步骤是:使用瞄准患者肺部的超声探针来获取对应于多个心动周期的时段内的多普勒超声功率和速度的数据。用至少一种降噪算法对在获取步骤中获取到的功率和速度的数据进行处理。然后提取相关于时间的该功率和速度的数据的包,其中用在包提取内的至少一个参数要被选取用来跟踪对应于预期呼吸周期的变量。辨认提取的包的周期特征并确定辨认的周期特征的时间点。然后,基于确定的时间点输出呼吸速率的指示。在一些实施方式中,将该至少一个参数配置成能使低于0.25Hz的频率通过且能使高于1.5Hz的频率衰减。

[0006] 本发明的另一方面涉及一种确定患者呼吸速率的装置。此装置包含一个超声频率信号发生器和一个接收器,该超声频率信号发生器被配置成用于驱动超声转换器,该接收器被配置成用于接收反射自患者肺内目标区域的超声频率回返信号及探测该回返信号的多普勒频移。该装置还包含一个处理器,该处理器被配置成用于(a)用降噪算法处理被探测到的多普勒频移并输出对应于多个心动周期的时段内的经处理的功率和速度数据,(b)提取相关于时间的该功率和速度的数据的包,其中用在包提取内的至少一个参数要被选取用来跟踪对应于预期呼吸周期的变量,(c)辨认提取的包,(d)确定辨认出来的周期特征的时间点,及(e)基于确定的时间点输出呼吸速率的指示。该装置被配置成与包含该超声转换器的超声探针一同使用。

[0007] 本发明的另一方面涉及一种监测患者心脏的方法。该方法包含的步骤是:使用瞄准患者肺部的超声探针来获取对应于多个心动周期的时段内的多普勒超声功率和速度的数据。用至少一种降噪算法对在获取步骤中获取到的功率和速度的数据进行处理,且辨认

每个心动周期内发生一次的功率和速度数据的特征。然后确定在辨认出来的特征之间的时间点。

[0008] 可选地,该辨认出来的特征可以是以下特征中的至少一个,这些特征是(a)对应于心脏心室收缩,(b)对应于心室松弛,(c)对应于舒张快速充盈期,(d)对应于舒张后期,(e)对应于心房收缩。

[0009] 一些实施方式中还包含对患者心脏跳动得多快的指示进行输出的步骤,该指示基于在确定步骤中被确定的时间点。其他实施方式中还包含有另外的步骤,这些步骤有:基于辨认出来的特征的过去的出现情况来预测所期望的特定特征出现的时间、在预测步骤中不是在预测的时间上探测特定特征的存在、及输出在不是预测的时间上探测到的特定特征的指示。

[0010] 本发明的另一方面涉及一种监测患者心脏的装置。此装置包含一个超声频率信号发生器和一个接收器,该超声频率信号发生器被配置成用于驱动超声转换器,该接收器被配置成用于接收反射自患者肺内目标区域的超声频率回返信号及探测该回返信号的多普勒频移。该装置还包含一个处理器,该处理器被配置成用于(a)用降噪算法处理被探测到的多普勒频移并输出对应于多个心动周期的时段内的经处理的功率和速度数据,(b)辨认在每个心动周期内发生一次的功率和速度数据的特征,(c)确定在辨认出来的特征之间的时间点。

[0011] 一些实施方式中,该处理器还被配置成能对患者心脏跳动得多快的指示进行输出,该指示基于在确定步骤中被确定的时间点。其他实施方式中,该处理器还被配置成能基于辨认出来的特征的过去的出现情况来预测所期望的特定特征出现的时间、能在预测步骤中不是在预测的时间上探测特定特征的存在、及能输出在不是预测的时间上探测到的特定特征的指示。

附图说明

[0012] 图1是经胸肺部多普勒(“TPD”)系统的具体实施方式的框图。

[0013] 图2绘示了由图1的系统生成的输出的实施例。

[0014] 图3是对图2中示出的输出中五个特征的示意性描述。

[0015] 图4A绘示了临床多普勒测量的“经典模型”。

[0016] 图4B绘示了用TPD收集到的多普勒信号的原始位置。

[0017] 图5A将正常人的TPD输出和对肺部动脉、静脉内血液流速的描记进行了比较。

[0018] 图5B到E是正常呼吸和不同呼吸动作过程中的TPD输出。

[0019] 图6绘示了来自正常人的超过十次心动周期的平均TPD输出。

[0020] 图7A绘示了之后有扩散房性期外收缩的正常窦性心率的TPD输出。

[0021] 图7B绘示了呈现非扩散房性期外收缩时的TPD输出。

[0022] 图8绘示了呈现期外收缩时的TPD输出。

[0023] 图9绘示了发生房颤时的TPD输出。

[0024] 图10绘示了用TPD来确定患者的呼吸速率。

[0025] 图11绘示了对假血测到的多普勒功率谱。

[0026] 图12绘示了来自肺纤维化患者的TPD输出记录。

- [0027] 图13A和图13B绘示了来自两名期外收缩患者的肺部多普勒信号记录。
- [0028] 图13C和图13D绘示了分别对应于图13A和图13B的多种特征中的功率。
- [0029] 图14绘示了功率如何与心肌收缩力相互关联。
- [0030] 图15A和图15B绘示了从心脏状态不稳定的患者处获得的TPD输出。
- [0031] 图16绘示了在一段时间内功率和速度如何随着呼吸的深度进行变化。
- [0032] 图17绘示了功率如何被相关的肺容量所影响。
- [0033] 图18绘示了由自动特征识别算法所确定的特征之间的边界。

具体实施方式

[0034] 发明者已经认知在大量心肺病理生理条件和疾病中,可以对肺循环和肺部超声散射性质进行重大修改,而且这样的信息对于诊断和治疗相当重要。此处描述的具体实施方式被设计成用多普勒超声监测肺内动脉和静脉的功能性,及监测围绕肺内动脉和静脉的肺组织的完整性和功能性。本文中将其称为“经胸肺部多普勒”或“TPD”。

[0035] 图1是一此类具体实施方式的框图。与探针11(包含超声转换器)连在一起的多普勒超声机12被用于以常规方法随着时间的推移,在每个相关速度下确定实验对象10的目标区域内的功率。这可以通过以下步骤完成,这些步骤有:生成脉冲超声束、收集反射能量、计算多普勒频移及处理由此获得的数据,从而提供超声反射器的功率及对应的速度的矩阵。相配的多普勒超声机12的一实施例是Sonara/tek脉冲经颅多普勒仪(可从美国威斯康辛州麦迪森的Viasys公司得到),这是一种脉冲多普勒系统。多普勒超声机12将其捕捉到的数据传送到个人计算机13,个人计算机13载有生成常规多普勒超声显示的软件,而在常规的多普勒超声显示(如与计算机13相连的监控器)中,x轴表示时间、y轴表示速度,功率用色彩表示。控制超声参数的适合的软件也可以从Viasys处得到。应注意到,在可替换的具体实施方式中,多普勒超声机12和个人计算机13的功能可以合并入单台设备。

[0036] 较佳地,还提供ECG系统14。ECG系统14与常规的ECG导联15连接,并以任何常规方式生成输出。该输出较佳的是与多普勒超声机12在时间上同步,以便ECG和超声两者的显示内容可以显示在同一时标上。ECG系统14的输出以任何常规方式被提供至个人计算机13。在可替换的具体实施方式中,个人计算机13可以被换成与多普勒超声机12组合在一起。

[0037] 探针11可以是标准TCD探针,该标准TCD探针诸如直径21mm、焦距为4cm的2MHz的传感器。适合的探针可从Viasys处得到,并与Viasys的Sonara/tek机一起使用。还可以使用用来对外周或心脏血管进行多普勒超声测量的常规探针。然而这些应用通常使用窄束以提供较高的空间分辨率,而较高的空间分辨率有助于制作相对小的目标的几何表征,其中该窄束经常由相控阵换能器定形。虽然这些窄束在TPD的背景下可以产生有用的结果,但一些较佳的可替换具体实施方式使用相对较宽的束,例如有效横截面至少为 $1/4\text{cm}^2$ (例如,在 $1/4$ 到 3cm^2 之间)的束。用较小的转换器、及用单组元的转换器即可使用相对较宽的束,而无需使用其他解剖应用中普遍使用的相控阵换能器。在可替换的实施方式中,可以使用具有较少组元(例如,4到6个)的转换器。硬币形状的超声多普勒探针(例如,直径约2cm)适合于此应用。肺包含有不特定几何形状的、由血管(动脉和静脉两者)及其周围的肺组织组成的相对较大的集合体这一事实,当使用较宽束时可为系统所利用。

[0038] 应注意到,由于散射会使得无法用超声对肺进行成像,因此人们不得不在仅有已

知的解剖学构造而无其他指引的情况下扫描目标。还应注意到,散射会削弱通过相控阵或通过机械手段进行扫描的优势。而且,由于肺的整体深度范围都会引起散射,因此对于在肺部的应用而言,CW(连续波)超声比PW(脉冲波)多普勒超声的效果要差。因此,一些较佳具体实施方式运用带有宽束的PW超声。可选地,此类具体实施方式可以采用设置在本体表面上的复式传感器。

[0039] 可选地,可以使用特别选取或设计的超声探针和/或适合的束功率控制,该束功率控制包含动态可调的束形状和尺寸,以便能对变化的组织容量进行测量。应注意到,与将多普勒用于其他组织目标的情形相比,此处来自相对较大容量的平均信号或完整信号包含了非常有价值的信息。

[0040] 除了用于从多普勒信号生成显示的标准软件外,个人计算机13较佳地包含用于激活TPD及用于选择期望的操作模式、显示模式和存储模式的软件。该个人计算机13还包含或具有通往适当的数据存储资源(例如,本地或远程的硬盘)的路径。该个人计算机13较佳地用一种或多种降噪算法(NR)处理速度和功率与时间之比的数据,该一种或多种降噪算法能最优化地使肺组织引起的信号散射和衰减产生的噪音减到最小。

[0041] 降噪的一种较佳途径含有两个阶段——平均化和边缘探测。在第一阶段,通过平均化N特征信号的功率/速度来获取来自多个心动周期的平均的信号,该处每个N信号较佳地代表单个心动周期。N较佳的是4到20之间的整数(例如,10)。较佳地,每个信号在各端都以R-波为界,尽管在可替换的具体实施方式中可以将心动周期上的其他点用作时间参考点。计算出来的平均信号被假定具有患者的声谱图特性,并因此作为之后要确定的相关特征的基础。应注意到,虽然施行此平均化阶段是优选的,但在可替换的具体实施方式中,可跳过此阶段,并可以用来自单个心动周期的数据施行后续步骤。

[0042] 第二阶段是边缘探测和包计算。在此阶段,考虑到振幅和时间两者,我们线性地描绘功率及速度信号描记与时间之比,并由此将代表血管运动(即,信号)的分段与代表噪音的分段隔开。在这个阶段中可以使用一种或多种降噪算法。在一较佳实施方式中,将两种特定边缘探测算法应用于数据,此处称为算法A和算法B。算法A和算法B都被应用到平均化的信号上,并计算经平均化的图像中的信号和噪音之间的边缘(即,包)。

[0043] 算法A是本地的、一维的方法,其中在给定时间处信号和噪音之间的边缘(e_A)仅根据此时间近端数据的统计情况进行定义。此算法包含两个步骤:第一步骤中,在任何给定的时间(t_i),我们通过在 t_i 近端内寻找最低能量的区域来定义每个功率谱 $A(t_i)$ 的阈值' $thr(t_i)$ '。接着,我们将 $thr(t_i)$ 设置成与此区域内的最高能量水平相等。然后,我们将 $thr(t_i)$ 应用到 $A(t_i)$ 上,并将超过 $thr(t_i)$ 的所有 $A(t_i)$ 的部分视作相当于运动区域,及将所有其他的部分视作相当于噪音。

[0044] 在算法A的第二个步骤中,我们用噪音的统计情况改进流量和噪音之间的初始区别:在此步骤中,我们假定向下估算(流量包含在噪音区域内);调节包探测以从噪音区域中排除流量像素点;并通过流像素点的相对较高的值在噪音区域内对它们进行辨认。象征性地,该步骤可以用以下三个步骤表示:

[0045] (a)对于每个 $t=\{1,2,\dots,N\}$,计算 $P(t)=\{\text{噪音区域内的}A(t)\text{的平均值}\}$

[0046] (b)定义阈值' thr_2 ',该阈值基于 $\{P(1),P(2),\dots,P(N)\}$ 的平均值和标准差

[0047] (c)在 $P(t')>thr_2$ 的每个 t' 处,通过升高上包或降低下包来减小 $P(t')$,直到 $P(t')$

$\leq \text{thr}2$ 。

[0048] 为了取得更好的效果,较佳地,将步骤(a)-(c)重复多次(例如,10次)。

[0049] 算法B是一种边缘探测算法,该算法将数据看作二维图像。在此方法中,信号被看成一种物体,该物体被由其分割出的噪音所围绕,并且据此计算出边缘(e_B)。此分割方法是Chan-Vese算法的一种实施。(参见Chan T.F.,Vese L.A.,Active contours without edges(无边界的活动轮廓)Image Processing IEEE,刊登于卷10, 期刊2:266-277(2001年2月)的,该内容通过引用合并于此。)

[0050] 之后,将通过算法A($e_A=[e_A(t_1),e_A(t_2),\dots]$)计算出来的边缘与通过算法B($e_B=[e_B(t_1),e_B(t_2),\dots]$)计算出来的边缘组合。组合这二种边缘的一种适合方法是假定目标边缘在被发现的两种边缘之间穿过。该组合可以通过多种途径实现。一种途径是取每个点上的从算法A和算法B中获得的结果的简单平均值。组合这两种边缘的另一种方法是设计一个重量($w=[w(t_1),w(t_2),\dots]$)的阵列,如下所示:(1)使间隙处图像的功率水平沿着时间整合;(2)将结果线性转化成具有最大值'1'及最小值'0';及(3)随后,在一个时间 t_i 上的用于边缘的输出通过下述等式定义: $e(t_i)=w(t_i)*e_A(t_i)+(1-w(t_i))*e_B(t_i)$ 。

[0051] 较佳地,结果性输出经由一维中滤波器(例如,等级3)进行平滑化及显示,及图2绘示了结果性输出的一个实施例。应注意到,在可替换的具体实施方式中,可以仅使用一种算法(即,算法A或算法B或一种不同的牛顿拉夫森算法),或者单独采用或者与其他牛顿拉夫森算法结合采用。

[0052] 图2绘示了用2MHz的多普勒超声系统获得的正常人右肺中的超声反射器的速度22,该多普勒超声系统的探针放置在胸骨右侧约3cm、剑状骨(约第四个肋间隙)尖端水平线上方7cm处。超声束大致垂直于胸部表面。图2中,较暗的区域对应于较高的功率。图2的底部还可以较佳地显示出常规的ECG24。从达14cm的深度(出入口)处的记录中和从未被心脏支配的左肺区域中获得了类似的记录。在表面以下8-9cm深的地方记录到整个右肺的最大信号强度。

[0053] 在常规TCD系统(即,3-10kHz)中使用的同样的脉冲重复频率(PRF)也可以用于TPD系统。然而,TPD声波图22包含多个中速信号,该多个中速信号与心动周期具有同样的周期性,并且通常只会达到约30cm/sec的值。鉴于这些相对较低的峰值速度(与较大动脉中多普勒流动测量相比),可以将使用的TPD PRF的值设定得低于标准脉动多普勒系统的值。通过将PRF降到1到2kHz之间,有效束穿透深度至少会是常规PRF的两倍。这是非常重要的,原因在于,肺内的超声速度比脂肪、肌肉等中的超声速度要低30-50%,从而会降低有效束穿透深度。较佳地,软件被配置成能算入此较低的速度。可以通过识别肺信号出现的最浅的点(即,带有很大回返的信号)来探测到肺内信号发起的临界点。应注意到,对不同肺深度的测量会产生非常类似的描记,且对于其他明显是正常人的描记也具有大体上相似的特性。

[0054] 可以看出,在各极性处(正极或负极),通常可以用相对较高的能量和大致三角形的形状来标识出五个重要特征。这五个特征在图3中被示意性地描绘出,并编号为#1-5。这些特征中的每个特征都包含正分量(即,正速度,指示出流动的方向朝向探针),及相应的负分量(即,负速度,指示出流动的方向远离探针),并带有很大程度的正/负对称性。由此,这些特征中的每个特征都指示出相反方向上的同时发生的运动。如图3中所示,这些特征与心动周期(注意ECG24中的R波26)是同步的。

[0055] 操作理论

[0056] 从整个肺记录到的上述信号似乎具有不一样的来源。众所周知,肺由许多肺泡管、肺泡囊和肺泡组成,这许多的肺泡管、肺泡囊和肺泡可以被认为是被非常薄的膜密封起来的微小气体容积。肺泡能被假定成由球状体合理地代表,该肺泡的尺寸范围是50到150 μ 。当暴露在超声波中时,这些天然的肺组成部分在许多方面都非常类似于用在声纳成像中的超声造影剂。(超声造影剂是充满气的微泡并具有高度的回声反射性,即,物体反射超声波的能力。)肺泡和软组织之间的回声反射性区别很大,因此大多数能量会被反射。

[0057] 尽管散射会使得无法获取肺结构的超声图像,但其确实有助于探测血管和/或软组织(本文中统称为血管/软组织)和肺泡之间的高反射边界的运动。呼吸作用甚至心脏收缩及行进在血管和肺部血管中的机械脉冲波引起了此边界运动。众所周知,肺部血管具有很高的顺从性(即,比体循环的血管的顺从性大得多),且围绕该血管的肺泡组织中充盈的空气是高度压缩的。由此,肺部动脉和静脉中的压力波会造成它们的直径发生巨大的变化。这些变化反过来会使高反射边界移动,从而使在其附近的肺泡、肺泡囊等压缩并移动。由于在组织内和在空气中的超声传播速度差别很大,所以在组织和空气的边界处就会出现机械耦合不匹配,该机械耦合不匹配会导致高的回声反射性和很强的超声反射,而这种情况下是来自引起多普勒频移的运动反射器。这些反射通常会在噪音水平以上约100dB(与从动脉中流动的血液中测得的通常强度相比,后者的在噪音水平以上约20到40dB范围内)。因为这些信号如此之强,所以即使回返信号中有部分被固定肺组织层掩蔽,多普勒系统还是可以收集到回返信号,其中所述掩蔽会使超声能量衰减约40dB/cm。

[0058] 图4A和图4B绘示了常规多普勒信号和用TPD手段通过胸壁收集到的信号之间的差别。图4A描述了临床多普勒测量的“传统模型”,其中设备测量了动脉和静脉血流42产生的,或更具体的,红细胞43经由那些血管44进行运动(会反射超声波)而产生的多普勒频移。

[0059] 图4B描述了用TPD收集到的多普勒信号的原始位置。此处,压力中的变化会导致血管的直径变化,其原因在于,随着心跳产生会驱使血液32穿过血管的压力脉冲,血管壁34会暂时性地向外膨胀,并压缩环绕其周围的充满空气的肺泡、肺囊泡等35。由血管/软组织和肺泡之间的运动边界引起的反射超声的多普勒频移通过TPD系统被转化成功率-和-速度与时间之比的图,并通过TPD系统被显示。可以预期的是,这些信号中的大部分由小尺寸及中等尺寸的动脉和静脉产生。以此种模式产生的信号的独特特征(与身体其他部分中的血液流动产生的信号相比)在于其双向性。此现象可能是因为肺实质从各侧包围血管,使得无论相关束方向在哪个方向上,较近的边界都会朝向束源运动而远处的边界都会远离束源运动。结果,产生了相反极性的类似信号。有时候,如图2所描绘的,信号看起来几乎完全对称。这样的对称在非肺部多普勒记录中非常罕见。

[0060] 值得注意的是,对流经血管的血流进行常规的多普勒测量时,其中,运动的是血流本身,探针要被放置成能使超声束尽可能地与流动轴线平行以获取最大速度。相比之下,此处所述的实现TPD测量的运动是垂直于血流的方向的,因此最优化的位置是正交于流动轴线且平行于血管半径。但是由于肺内有众多的血管,所以在TPD的背景下,放置就不那么关键(与对经由血管的血流进行常规多普勒测量相比)。

[0061] 由于图2中的特征总是具有对应于ECG24的R-R间隔的重复周期,所以我们可以得出结论:它们必定源自会反射超声能量而又与心跳同步运动的结构。这些实体可以是心脏

本身、肺部血管中流动的血液、搏动的血管或其与肺泡、肺泡囊、空气等的连接处。

[0062] 记录到的信号将被称为肺多普勒速度信号(LDVS)。图5A将正常人的典型LDVS52与肺部动脉、静脉内血压流速的描记53、54进行了比较,比较了单个心动周期的情况,且心动周期的持续时间被均一化到了同样的时标(注意ECG24的R-波26)。呈现出了显著的关联性。图5B-E将正常呼吸(图5B)的LDVS56与不同呼吸动作过程中记录到的LDVS56进行了比较,比较了多个心动周期。例如,在FRC(功能余气量)处屏气的过程中(图5C),特征57具有正常的形状和速度,但衰减了的强度。在瓦尔萨尔瓦动作(图5D)过程中,其中胸腔压力大幅提升,特征58看起来几乎消失了。相比之下,在穆勒动作(图5E)过程中,在胸腔内产生了负压力,LDVS59的速度和信号功率都得到了增强。

[0063] 五个特征(#1-5)与心跳及与关联的机械事件的同步性表明信号源与心脏和血管产生的脉动是相关的,及呼吸动作对特征的强烈调整(参见图5C-E)表明肺实质的状态会严重影响这些特征的形状。尽管肺实质有很强的机械倾倒性质,但事实是,能排出心脏和较大的血管的参与而对整个肺都记录到了类似的信号。由此,最有可能的是,脉动是通过在肺内沿血管传播,包含沿相对较小的血管传播。

[0064] 基于上述的操作理论,我们对图2和3中描绘的五个特征作出以下诠释:特征#1,一般会很显著,紧随着R波出现,且与收缩期心脏心室收缩相符。特征#2,具有较低的峰值速度,与ECG的T波、复极化及心室松弛相符。特征#3经常是双峰隆起,并且会延续相对较长时间,看上去主要出现在舒张快速充盈期。特征#4,具有典型的低的峰值速度,对应于心舒张后期,特征#4的后部经常会与可探测的信号无关。特征#5,一般会有较高的峰值速度,与心房收缩相符。

[0065] 这五个特征的相对振幅、上升时间及下落时间、持续时间等能提供关于如下方面的信息:血流血液动力学、多种心血管系统成分的被动机械性质及活动(收缩)力。此外,显示内容提供的信息主要与肺系统相关。

[0066] 为了证实回返是由运动的组织-空气边界产生的理论,用模型制作了多普勒声波图,其中混合微型空气气泡(小于0.5mm)的假血(多普勒试验流体707,美国康涅狄格州ATS实验室公司)在适当的管中流动。在声波图中,气泡表现为明亮的“光点”。流动的假血和气泡的功率图谱揭示了如下现象:由运动的空气气泡产生的峰值功率比在类似情况下记录到的流动的假血和冠脉血流的峰值功率高约40dB。这些结果与上述的理论一致。

[0067] 对10名正常的、年龄在27-72岁的志愿者的右肺或左肺进行了测量,测量方法是将超声传感器放置在坐着或者仰卧着的志愿者的胸壁上方。通过标准的超声耦合剂,将焦距为4cm的21mm、2MHz的传感器与胸壁阻抗匹配。用脉冲TCD设备(美国威斯康辛州麦迪森的Viasys公司)在脉冲重复率(PRF)为3kHz时,在胸壁上方的不同进行测量。传送的脉冲功率达到允许的最大ISPTA.3(492mW/cm²)的10%。这些对象被连接至标准的三导联ECG(以色列约克尼穆的Norav医药公司),三导联ECG的输出包含在了显示内容内。

[0068] 我们可以观察到从脉动的周围动脉中记录到了双向壁运动的信号,这一事实更证实了上文提出的理论。应注意到,由于肺部血管的顺从性远远高于身体组织血管的顺从性,所以虽然肺部脉压相对较低,但肺部血管的直径的变化仍相当明显。由此,尽管肺实质会引起明显的衰减,但当LDVS到达身体表面时仍会具有相对较高的功率(80-90dB)。LDVS的峰值速度值可以达到20-40cm/sec,如文献中所记录的,该值与动脉壁的运动速度一致。在记录

下来的R波和特征#1的时间点之间的延迟的基础上,可以计算出由血管的顺应性所确定的脉冲波的传播速度。应注意到,多普勒信号会沿着高顺应性的肺部血管快速行进的压力脉冲波来反映血管的膨胀情况。由于在血管中的脉冲传播速度是2-5m/s,所以延迟通常预计会在10-40msec的范围内。

[0069] 对得到的速度-和-功率对比时间跟踪进行的观察能提供当那些描记偏离所期望的正常描记时,大体上在特定位置上的对肺实质的机械性能的诊断信息。这些诊断信息可以包含与组织结构(可能与肺气肿、肺纤维化、肺不张等相关)、脉管系统、或肺泡内或周围存在流体(如患充血性心脏衰竭或肺炎、诸如栓塞及溢血的血管事件)等相关的信息。这些从正常描记偏离的偏差起因于弹性性质、多种组织成分的质量及其空间分布上的变化。这样的变化会导致描记的一些方面发生全局或局部的相应的变化,所述描记的一些方面包括描记的功率图谱轮廓、时间常数、持续时间或振幅(相对的或绝对的)方面。诸如深呼吸、用力呼气、屏气、瓦耳萨耳瓦动作、运动等的生理操作,可以被用于提升诊断能力。应注意到,当反射自任何肺内成分的超声波穿过介于其与胸壁之间的肺实质时,该被反射的超声波会被修改。此组织表现得像具有具体特性的机械过滤器。这些特性取决于相关实质的状态,以至如Gavriely N., Y. PaIti&G. Elroy(Spectral Characteristics of Normal Breath Sounds, J. Appl. Physiol(正常呼吸音的图谱特性,应用生理学杂志.)50:307-314(1981),该项文献通过引用合并于此)所描述的穿过此过滤器的信号的功率谱反映在声音信号的过滤特性上。

[0070] 可选地,可以使用ECG24的R波26作为参照点,对来自单个实验对象的信号取多个心动周期的平均值。例如图6,描绘了来自正常人的十个心动周期的平均值62,记录的是右肺。能够看到对应于上述特征#1-5的五个特征#61-65。对于其他正常人进行的描记也大致类似。

[0071] 对心肺功能的探测和表征

[0072] 此处所述的TPD系统的一项有益运用是作为一种工具,该工具通过对肺的TPD测量间接探知心肺系统的功能。这可以实现的原因在于,心脏活动的产出沿肺部血管从其在心脏内的原始位置扩散到整个肺容量。在这种途经中利用TPD可以探知并表征一些与正常机械心脏活动偏离的临床上的显著偏差,以下将给出一些实施例。

[0073] 在这些实施例的基础上,可以施用经胸的心肺监测器(“TCPM”)以提供患者心肺状况的相关信息。图1中绘示的TCPM的硬件框图与TPD系统的硬件框图基本一致,不同的是为计算机13构建了另外的功能。例如,计算机13可被配置成,如下文所解释的,能报告患者生命指征(例如,心率、呼吸速率等)的状态。TCPM还可以用于确定心脏收缩的成因、心脏收缩力的量级、呼吸速率和深度及肺实质(包含积液及实变)的状态。可选地,计算机13还可以被编程为能辨认可能会伴随有疾患的状况,当这些状况被检测到的时候,能想起警报和/或捕得数据。TCPM可以被用作独立的诊断工具,或者与其他监测器组合运用。

[0074] 应注意到,五个特征(#1-#5)的形状包含心脏活动和肺部血管顺应性的相关信息。肺部血管顺应性的有关信息可以指示出肺动脉高压和肺结缔组织病等疾病患者肺部血管内出现的变化。

[0075] 用TCPM能够探测出来的异常中的一种是期外收缩。图7绘示了由房性期外收缩引起的心律不齐情况下,肺信号与正常模式相比发生的变化,房性期外收缩是一种附加的异

常心脏收缩。图7A的左侧绘示了正常窦节律的典型信号,及右侧绘示了扩散到心室的房性期外收缩71(即,由窦房结产生的早期电跳动生成的信号)的出现。这些信号基本上是正常的节律集合体的复制,即这些信号包含额外的心房收缩(特征#5),跟着是额外的心室收缩(特征#1)和心室放松(特征#3)。当它们发生得足够早,心房收缩信号(特征#5)可能会及时地叠置在之前的心室放松(特征#3)上。图7B描述了由房性期外收缩73产生的信号的特性,房性期外收缩73使得心房紧张(特征#5)不会从心房扩散到心室,如异常附加的特征#5*之后无特征#1和#3所表明的。

[0076] 图8描述了心室内电异常活动82生成的期外收缩紧张(特征#1*)所产生的信号。图9绘示了对应于罹患房颤的患者的心室收缩的原始位置(#1)的信号。因为没有特征#5(代表心室收缩),所以这种情况在图9中是显而易见的。同样可见的是,心室期外收缩的特性与心房期外收缩的特性完全不同,反映出机械活动本质之间的有较大差异。同样可见的是,心室收缩和心室放松(特征#1和#3)的特性与正常人的非常相似。这样记录的描记会有助于内科医生确定异常活动进行扩散的路径。

[0077] 上述讨论的有关图7A、7B、8和9的任何异常特征的出现,可由此用作患者具有相应问题的指示。这些通过依据视觉即可实现,也就是通过观看显示内容及识别相关特征实现。在可替换的具体实施方式中,可以使用模式识别软件以自动识别相关特征。

[0078] 一种探测患者异常心跳特征的方式是使用上文所述的超声探针来获取对应于多个心动周期的时段内的多普勒超声功率和速度的数据。用至少一种降噪算法对在获取步骤中获取到的功率和速度的数据进行处理,该降噪算法包含但不仅限于上文所提到的。辨认每个心动周期内发生一次的功率和速度数据(例如,特征#1-5)。确定在辨认出来的特征之间的时间点。在此时间点的基础上,可以预测制定特定预计的到达时间。例如,如果跟踪特征1,且连续出现的特征1之间的时间间隔是1秒,那么系统可以预测新的特征#1将在前一个特征#1到达后的1秒后到达。但是,如果只过了1/3秒,新的特征#1就到达了,系统就会将该提前的到达识别为异常,并生成恰当的输出来指示出不是在预测的时间上探测到了特定特征。适合的输出的实例包含发起数据存储例程的警报、打印输出或标志(以便晚些时候操作者可以观察到异常)。

[0079] 由于能探测到肺泡和边界运动,TCPM还可以被用于监测心率。由于从肺部记录到的信号与心率完全同步,所以不依靠ECG(由于动作人为而经常会产生不准确的结果)就可以确定心率。

[0080] 一种确定患者心率的方式是使用上文所述的超声探针来获取对应于多个心动周期的时段内的多普勒超声功率和速度的数据。用至少一种降噪算法对在获取步骤中获取到的功率和速度的数据进行处理,该降噪算法包含但不仅限于上文所提到的。辨认每个心动周期内发生一次的功率和速度数据(例如,特征#1-5)。然后确定在辨认出来的特征之间的时间点。例如,如果用特征1,且连续出现的特征1之间的时间间隔是2秒,那么心率就会是每分钟30跳。然后输出心率是30bpm的指示。

[0081] TCPM还可以用于确定患者的呼吸速率。图10描述了使用TCPM,根据例如从右胸记录到的信号的速度和功率中的变化来确定患者的呼吸速率。这些变化归因于,在呼吸周期内肺内空气/组织容量比率的变化及伴随着呼吸的血压和心脏输出的变动。

[0082] 一种确定患者呼吸速率的方式是使用上文所述的超声探针来获取对应于多个心

动周期的时段内的多普勒超声功率和速度的数据。用至少一种降噪算法对在获取步骤中获取到的功率和速度的数据进行处理,该降噪算法包含但不仅限于上文所提到的。然后用恰当的包探测算法从LDVS中提取相关于时间的功率和速度的数据的包105。该包探测算法的参数应被设置成使相关于呼吸足够慢的频率通过及阻隔相关于心跳足够快的频率。例如,由于每分钟的呼吸次数通常少于15次,算法就应使低于0.25Hz的频率通过。及由于每分钟的呼吸次数几乎不会超过90次,所以算法应阻隔高于1.5Hz的频率。在通过波段和止停波段之间被截取的一段较佳地应被选定在之前两种频率之间某处。从多次呼吸周期及两次或更多次出现之间的时间点能辨认出提取出的包的周期性的特征,诸如最高波峰106、106'或最低波谷,然后确定该辨认出来的特征。接着,在确定下来的时间点的机场上输出呼吸速率的指示。例如,如果连续两个波峰106、106'之间间隔10秒,那就意味着呼吸速率是每分钟6次。

[0083] TCPM还被用于探测肺纤维化。图11的带有气泡的流动假血的多普勒功率谱揭露出由流动的气泡生成的峰值功率111类似于从肺部记录到的LDVS信号112,两者都达到了80-110dB的数值。众所周知的是由例如胸膜表面-胸壁的空气-组织界面产生的非常强的反射。这些反射也会作为超声造影材料,该超声造影材料由作为肺泡模拟物的小的、被薄膜密封的空气气泡组成。这些功率的数值比诸如在类似条件下获取的冠状血流的功率谱113的那些血流的数值高得多。

[0084] 但是,在相对透明的肺纤维化的特例中,可以经由肺部在较大的肺部血管内看见血流114。还应注意到,LDVS和那些典型血流的功率谱的形状和频谱有很大差别,后者会具有反映血流轮廓抛物线性质的上位平稳段。通过选定适合于患者的阈值(例如,基于年龄、身体状况等)能够探测到与预计数值之间的偏离,当超过该阈值时,会生成警报。

[0085] 图12绘示了来自肺纤维化患者的LDVS记录。在这类患者体内,结缔组织会困在肺实质内,起到“波导”的作用,经由该结缔组织超声能量可以深深地进入肺部及退出而不会被肺泡空气衰减。由此,这种情况下,肺是半透明的,使得描记能包含由主要肺部血管深处的血流生成的信号。应注意到,虽然多普勒功率低了很多,但是此时的血流速度122比正常肺内的要高很多。

[0086] 从上文可以看出,LDVS包含有会对肺部及心脏系统起到重大诊断价值的重要的结构和功能性的信息。信号功率会反映出信号衰减的程度,该信号衰减程度取决于肺实质的结构性质。可以构建出来的是,当空气/组织比率增加时,衰减会增加,这一点可以指示出例如气胸或严重的气喘病。与之相反地,如所预计的,肺实变或当有积液时衰减就会减少,这时候可能就会是例如肺水肿及充血性心力衰竭(CHF)的情况。因此,LDVS预期衰减中的变量可以相当于TCPM中适合的阈值,且响应中可以生成适当的输出和/或警报。因为被反射的多普勒信号的功率与收缩的程度成比例,所以TCPM还可以用于监测心肌收缩的幅度。

[0087] 图13A和13B绘示了来自两名期外收缩132患者右肺的多普勒信号记录。我们可以看到,当心动周期内期外收缩132出现得比较早的时候,即,当心肌的大段在相对不应期内并因此减弱了收缩力,记录到的信号133就会具有相应较低的速度和功率。图13C和图13D绘示了表示出特征#1、#3及#5的反射多普勒功率的柱形图,其中横坐标表示出相关于标准R-R间隔的时间。用于记录具有内收缩间隔1的正常收缩后的跳动的信号的柱形图136,一般会比记录到过早收缩(内收缩间隔0.7)的柱形图135高。相比之下,在比标准内收缩间隔长的间隔(1.3-1.4)后出现的心跳,即跟随着补偿间歇的心跳,如柱形图所137所指示出的,通常

会更高。此结果与已知的在此种情况下出现的更强的收缩相一致。因此,异常情况可被探测到,且可适当地激发告示和/或警报。我们所有看到的都是LDVS功率取决于心肌收缩的程度。因此,TCPM可以被用于确定心肌收缩的程度。

[0088] TCPM还可以用于测量心脏收缩力。如TCPM输出的描记的颜色或稠密度及量化的功率参数中所表达的,该反射的超声功率中能较好地表达心脏收缩力。图14绘示了被反射的特征#1的超声多普勒功率(曲线145),该功率由心脏收缩产生,此心脏收缩的功能出现的时间是在心肌相对不应期。在曲线145上的数据点表示期外收缩下的特征#1的功率。可以看到的是,由TCPM确定的功率在相对不应期内与心肌电活动幅度上变化的关联度很高。心脏收缩力与此活动的幅度成比例(见Cardiovascular Physiology(心血管生理学),Berne&Levy),因此总结果可以证明,TCPM能够探测心脏收缩中的变化。同样地,异常情况可被探测到,且可适当地激发告示和/或警报。

[0089] TCPM还可以用于测量LAD(左前降支)冠状动脉中的流动速度。图15A和图15B绘示了从一名心脏状态不稳定的患者处获得的两幅典型显示,记录时间间隔了30分钟。在图15A中,显示155示出平均峰值速度为75cm/sec且平均总功率为70dB。在图15B中,显示156示出平均峰值速度为54cm/sec且平均总功率为68dB。因此,我们可以看出,在冠状动脉(LAD)中流速的描记,也可以同时看出TCPM确定的速度和功率参数值的变化。这种冠状流描记可以有助于跟踪患者血液灌注/氧合中的变化及有助于探测由痉挛、闭塞及低主动脉压引起的危险衰败。较佳地,使用另外的硬币形的位于左胸LAD上方的超声多普勒探针来监测冠状流。还是同样地,异常情况因此可被探测到,且可适当地激发告示和/或警报。

[0090] TCPM还可以用于测量患者的呼吸容量或深度,这可以指示出垂危患者的状况。在图16中,曲线162示出速度(用右侧的标度)及曲线164示出功率(用左侧的标度),且这些曲线与呼吸周期同步变化。这可以用于推断呼吸周期的信息,及可以被用作确定呼吸速率的另一方式(例如,通过确定速度曲线162或功率曲线164的周期)。再次同样地,异常情况可被探测到,且可适当地激发告示和/或警报。

[0091] 图17描述了如TCPM所确定的总肺信号功率会被相关的肺容量严重影响——容量越大,信号衰减得越厉害及功率越低。应注意到,纵坐标是对数标度,即,在完全膨胀的肺(柱形图174)和在用力呼气过程中的肺容量(柱形图172)之间,功率变化了两个数量级,且在FRC(柱形图173)处的功率位于该两个极限值之间。

[0092] 可以在不同的肺深度上进行TPD测量,且这样的测量一般会显示出非常类似的描记,从而指示出信号在肺容量中的大范围传播。也可以在对象身体的不同位置进行测量,诸如在肋间隙(例如,在第二根肋骨和第三根肋骨之间,或在第五根和第六根肋骨之间),及在肋骨上方的位置。当在多个位置进行这样的测量时,一些情况下,每个位置采得的测量结果在信号形状、速度、功率方面会有显著的差异。这些差异可以用TPD探测到并被赖以诊断某些生理状况,或者从显示出来的功率-速度与时间之比的显示视觉观察到,或者自动使用适合的模式识别或参数化软件,如美国申请12/912,988中所说明的,该项申请通过引用合并于本文。

[0093] 自动特征识别

[0094] 上文讨论中频繁提到了特征#1-5。可选地,能识别那些特征中各特征之间的线性的软件可被提供在个人计算机13(图1示出)中。自动特征辨认("AFR")可以实施在与图6有

关的上述经平均化的信号上,实施在单个信号(例如,如图2中所描述的)上,或在包含在NR内的平均化操作(即,上述常规降噪的第一阶段)后被实施。图18是基于后者的自动特征识别的实施例。在图18中,特征#1-5中的每个特征被计算得出的包上的两个局部最小点所划定界限,并根据其峰值速度(即,最大点)和经平均化的信号的ECG波形的相对位置被定义。图18中,这些局部最小点在不同的特征之间限定了过渡区181-185,并用虚线表示。在规则的心搏节律中,限定特征与ECG信号24的关系如下:#1--在第一R波26后的第一速度峰值段;#2--在特征#1后但在ECG的T波前的第一速度峰值段;#3--在T波结束后的第一速度峰值段;#4--被特征#3和特征#5所界定的段;#5--紧挨下一个R波和下一个特征#1之前的速度峰值段。

[0095] AFR非常有用的原因在于,计算出来的绝对和相对参数可用于区分和诊断病理及其位置,其中绝对和相对参数是以这些段为特性的。这些参数对于依赖参数化法而对多种情况进行自动识别而言非常有益,讨论如下。

[0096] 参数化法

[0097] 参数化法可用于表征多种特征,以诊断及估算多种病理的程度,这多种病理诸如COPD、结节病、纤维性哮喘、肺气肿、肺动脉高压、肺栓塞、肿块、肺部血管的动脉硬化、肺不张、心脏收缩功能障碍及心律不齐等。多种参数的量化可以在具体段及多种参数的关系上完成,也可以在原始图谱中信号的变化性上完成(即,在它被平均化前)。参数化法可以用2010年2月5日提出的美国申请12/700,828(“828申请”)中描述的方法来实现,该项申请通过引用合并于此。

[0098] 其中的一些数据源自由多普勒测量提供的功率图谱本身。这些功率图谱的特征也可以被参数化,例如,具体速度处的功率、曲线的平均斜率、正负特征处的不同斜率的数量等。参数还可以源自速度和功率与时间之比的描记。以下表格包含可用于对TPD结果进行参数化的参数的实施例,及其定义:

[0099]

速度特征:	
峰值_速度{PDS _i } = 最大值(包络{PDS _i })	
峰值_速度_比率{PDS _i } = $\frac{\text{峰值_速度}\{PDS_i\}}{\text{峰值_速度}\{PDS\}}$	
最大值_斜率{PDS _i } = 最大值($\frac{d}{dt}$ (包络{PDS _i }))	
VTI{PDS _i } = Δt · Σ _{PDS_i} 包络{PDS _i }	
ADPV{PDS _i } = $\frac{1}{t_2-t_1+1} \sum_{PDS_i=t_1}^{t_2} \text{包络}\{PDS_i\}$	
标准差_峰值_速度{PDS _i } = 标准差(峰值_速度 {PDS _{orig_i} }) (PDS _{orig_i}) ∈ 周期_之前_求平均值	
平均值_加权_V = $\frac{\sum_{t=t_1}^{t_2} \sum_{v=0}^{\text{包络}(t)} (P(t,v) \cdot v)}{\sum_{t=t_1}^{t_2} \sum_{v=0}^{\text{包络}(t)} (P(t,v))}$	
MMWVC = $\frac{\Delta t \cdot \sum_{t=t_1}^{t_2} \left(\frac{\sum_{v=0}^{\text{包络}(t)} (P(t,v) \cdot v)}{\sum_{v=0}^{\text{包络}(t)} P(t,v)} \right)}{t_2 - t_1 + 1}$	

[0100]

功率特征:	
平均值_功率 = 平均值 {P _{(t,v)}} (t,v) ∈ PDS _i }	
最大值_功率 = 最大值 {P _{(t,v)}} (t,v) ∈ PDS _i }	
中位数_功率 = 中位数 {P _{(t,v)}} (t,v) ∈ PDS _i }	
标准差_功率_流 = 标准差 {P _{(t,v)}} (t,v) ∈ PDS _i }	
标准差_功率_流_dB = 标准差 {10 · log ₁₀ (P _(t,v) + 1)} (t,v) ∈ PDS _i }	
PVTI = Δv · Δt · Σ _{t=t₁} ^{t₂} Σ _{v=0} ^{包络(t)} (P _(t,v) · v)	
总_功率 = Δv · Δt · Σ _{t=t₁} ^{t₂} Σ _{v=0} ^{包络(t)} P _(t,v)	

	时间特征:
	$PDS_持续时间 = \{t_{结束} - t_{开始}\}_{(t) \in PDS_}$
[0101]	$PDS_ECG_同步化 = abs(\alpha(最大值_速度\{PDS\}) - \alpha(最大值(R/T - 速度)))_{(x,y) \in ROI}$
	$持续时间_百分比 = \left(\frac{PDS_持续时间}{(t_{结束} - t_{开始})_{(t) \in 平均的周期}} \right)_{(x,y) \in ROI}$

	其他特征
	年龄
[0102]	体重
	性别
	身高

[0103] 可以使用这些参数,用如'828申请中所描述地实施学习和将步骤分类。

[0104] 总结

[0105] 对于以下组织和结构的多普勒标记图会根据病理而发生变化:肺气肿、肺栓塞、肺动脉高压、肺血管狭窄和畸形、与肺纤维化相关的情况、肺炎、肺不张、气胸、充血性心力衰竭、肺部实体瘤、肺部血管中显现的多种心功能不全、肿块及异物等。由此,用TPD收集到的肺多普勒信号可以被用于提供关于肺实质和脉管系统的结构和完整性的见解和具有潜在价值的诊断信息。因此,TPD可以作为用于诊断肺疾病及肺功能的一种新的非侵入式且无损的工具。其也可以实现对衰竭的肺部或心血管系统的状态的连续监测,及有助于确定功效从而为最优化的治疗实现计量定标。

[0106] TPD的一项附增的独特诊断能力是,确定肺部血管树组分的顺从性(倒电容),该顺从性在动脉硬化及其他的血管情况下会变化。可以基于脉搏在血管中的扩散速度来测量血管的顺从性,原因在于,血管越僵硬,扩散得越快。就肺而言,扩散速度可以通过沿扩散路径的不同位置处的任何肺信号出现的时间(或其峰值等)之间的延迟来确定。在不同的肺位置或单个位置以下的不同深度处的不同记录内,可以通过手动或适当的软件作出这样的延迟测量。

[0107] 虽然本发明在披露过程中提到了某些实施方式、数值修改、变更,但也可能有不背离本发明所说明的领域和范围的实施例的变化,如附带的权利要求书中所限定的。据此,可预期的是,本发明不局限于所述的实施例,而具有由以下的权利要求书限定的整个范围,及其等同物。

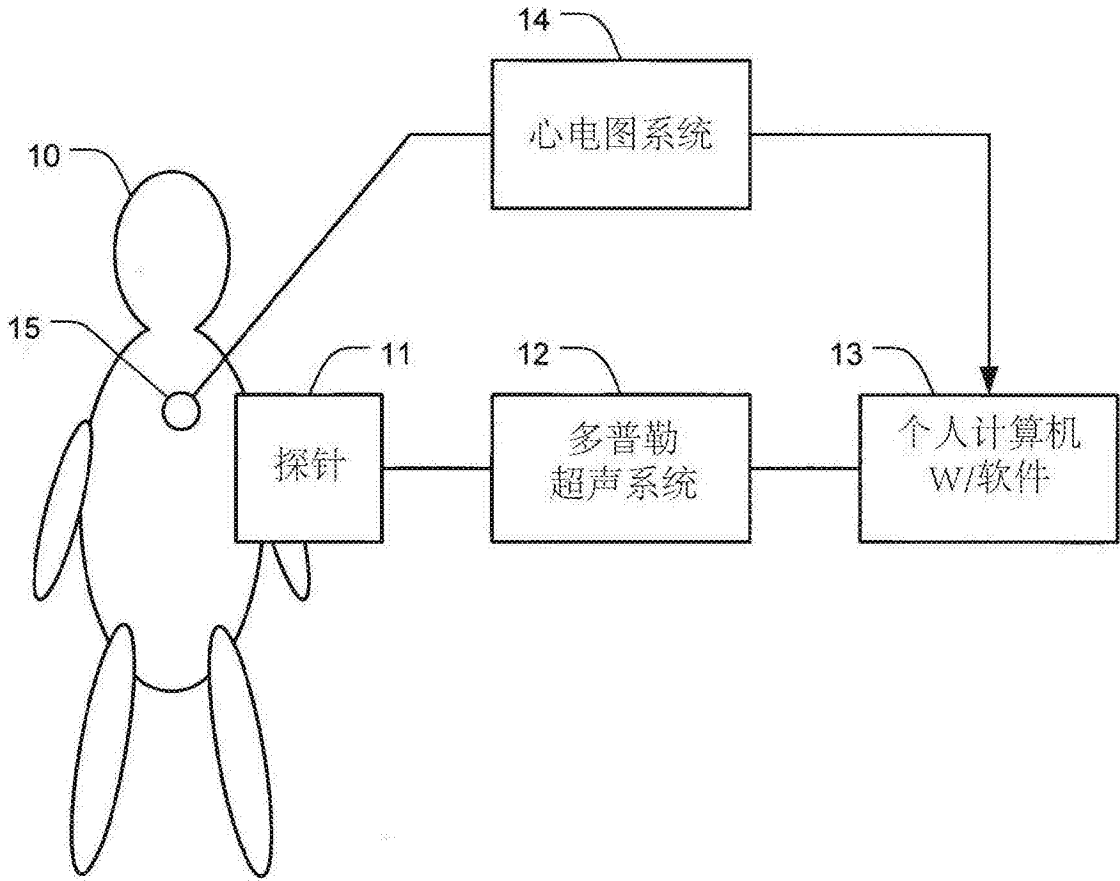


图1

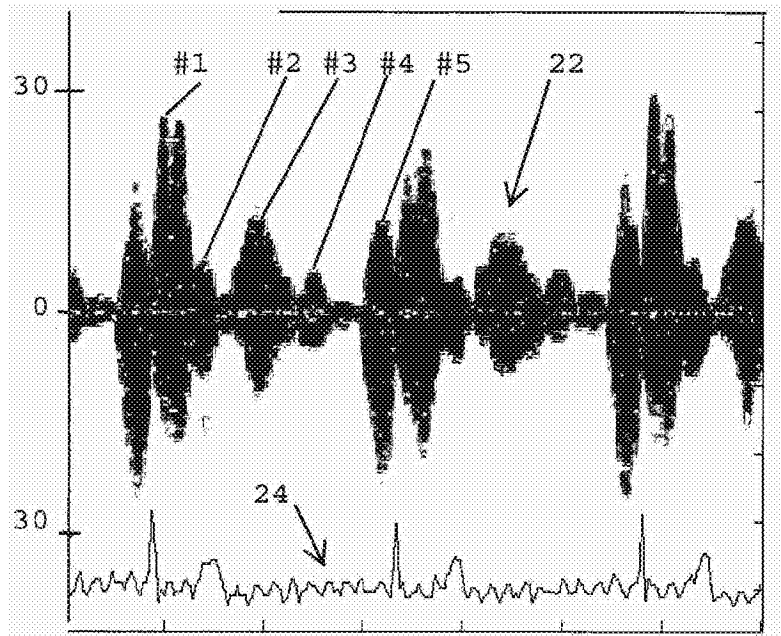


图2

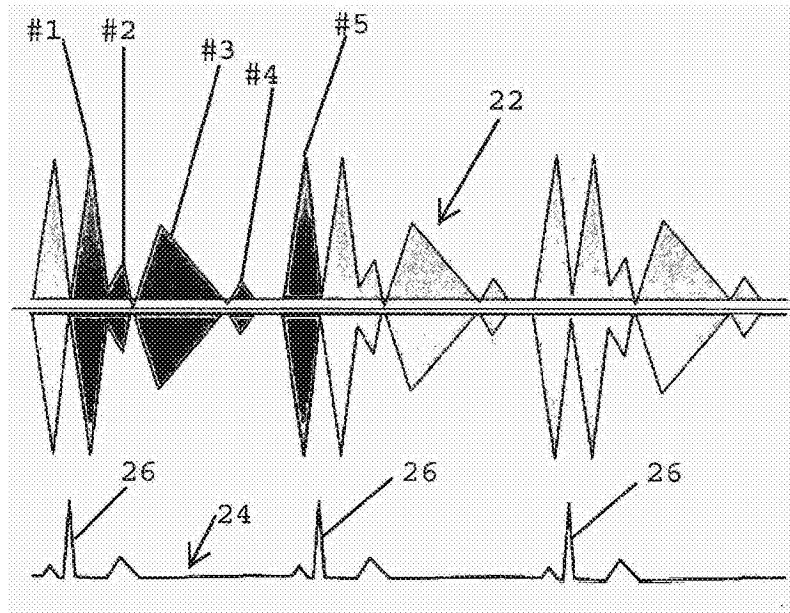


图3

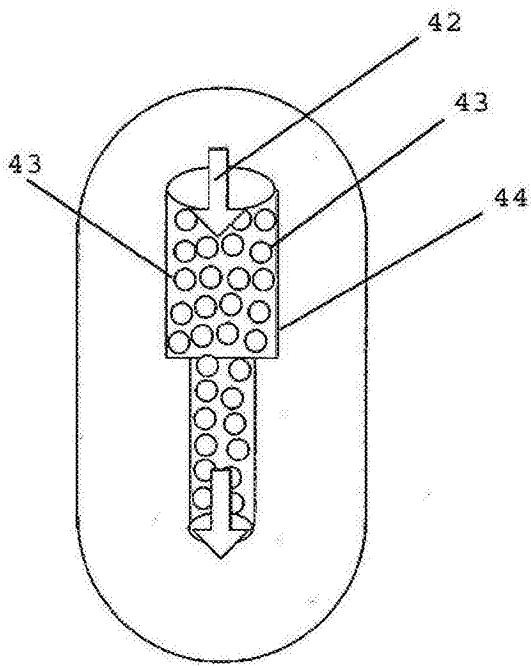


图4A

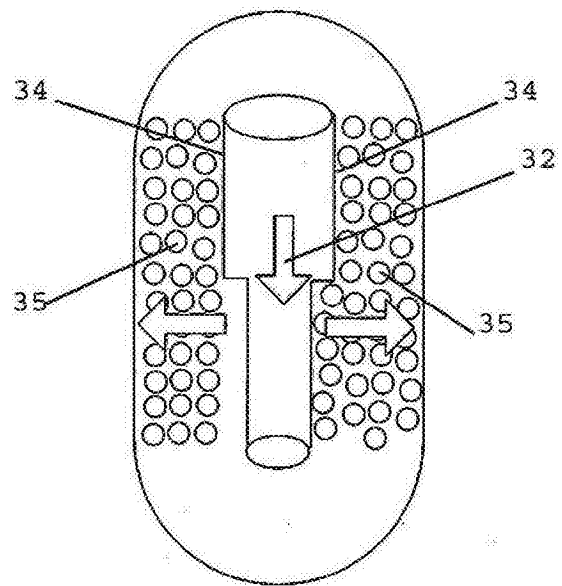


图4B

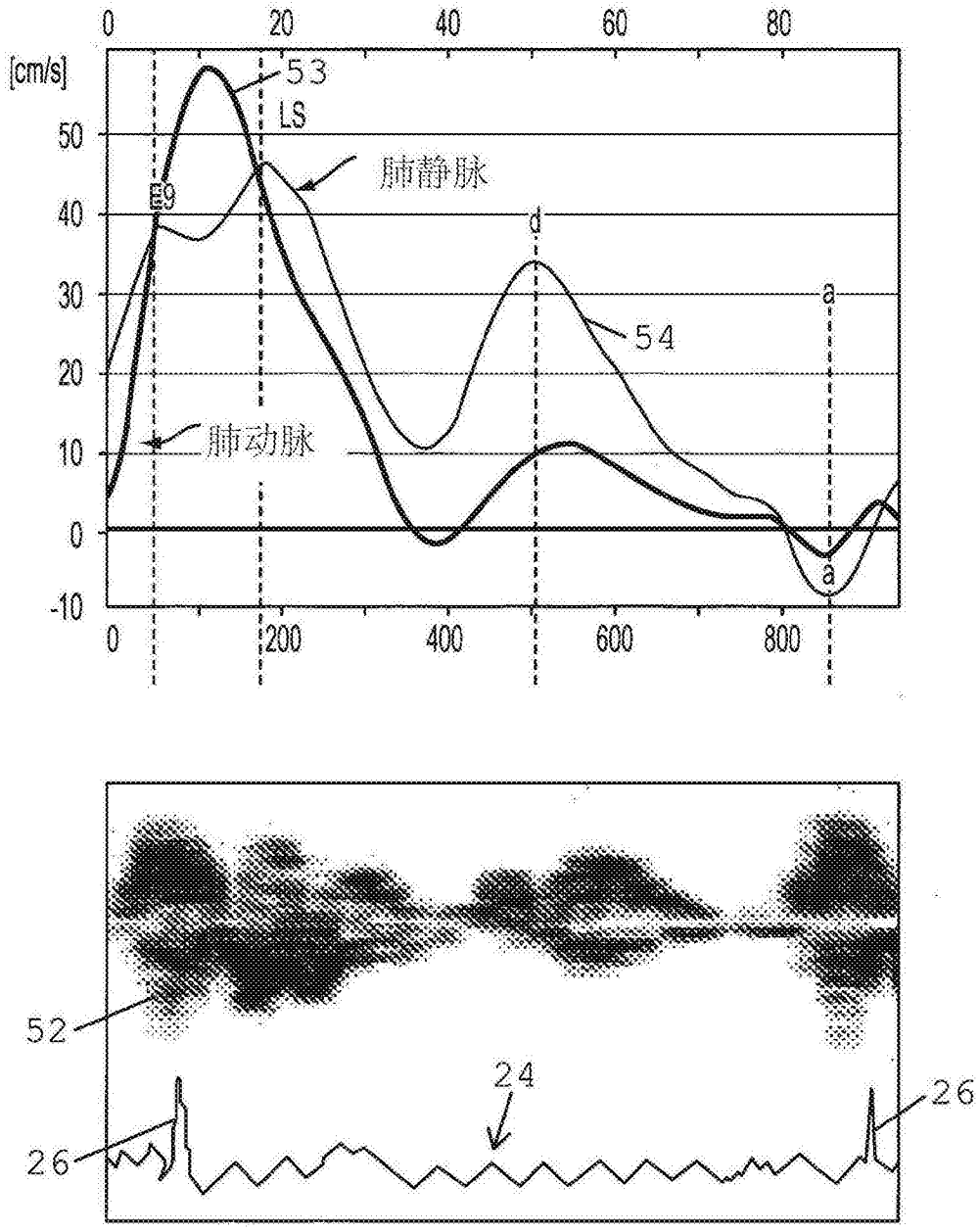


图5A

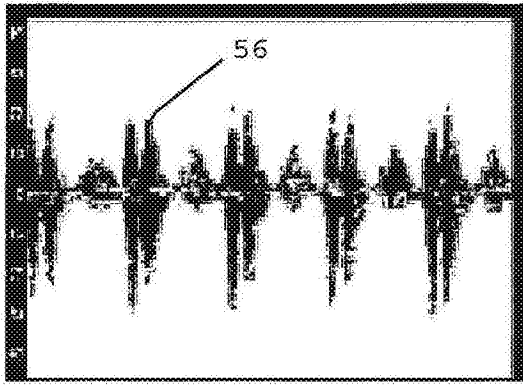


图5B

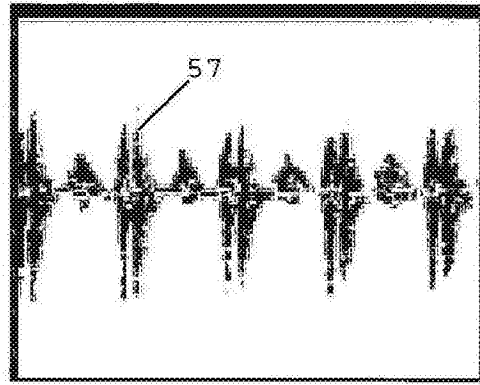


图5C

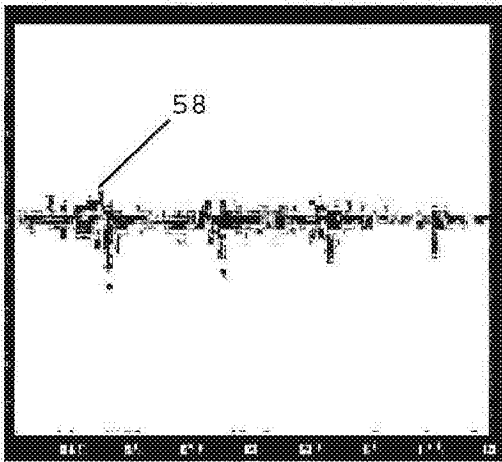


图5D

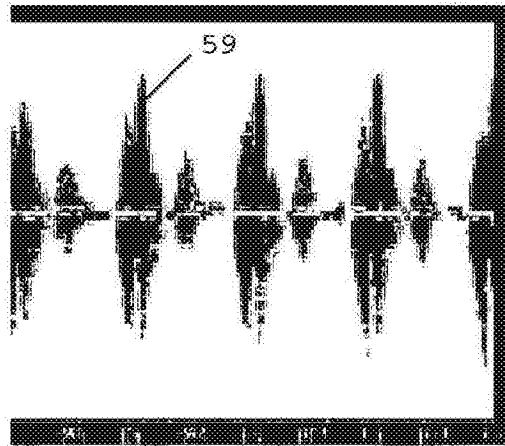


图5E

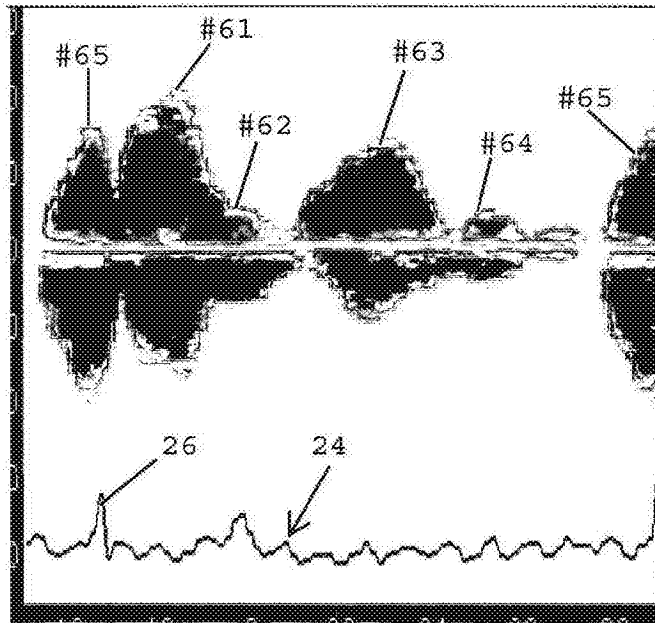


图6

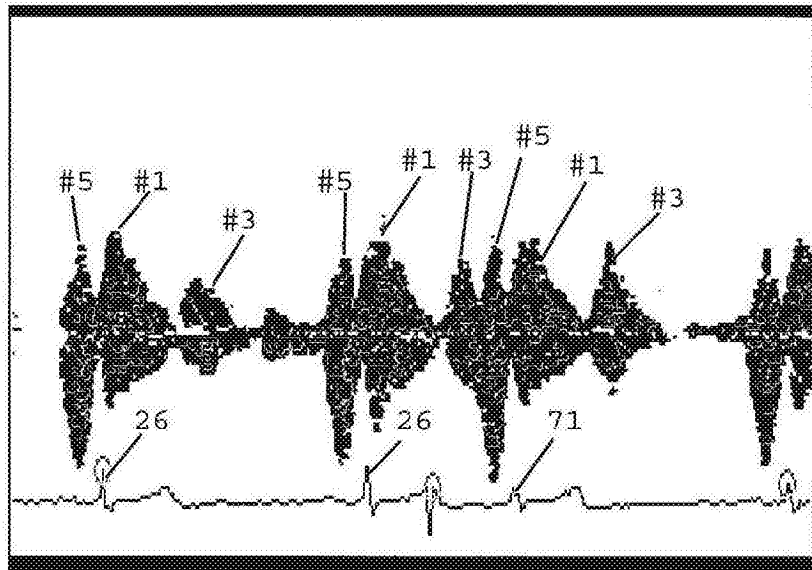


图7A

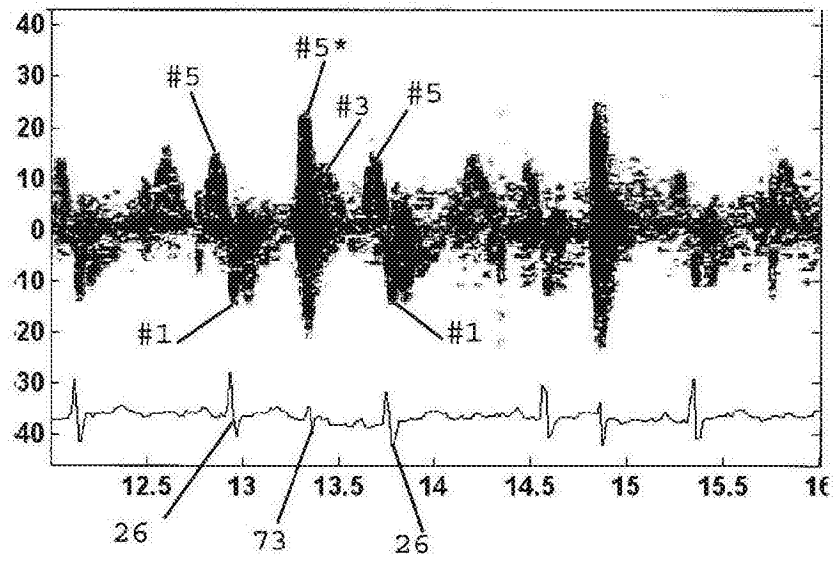


图7B

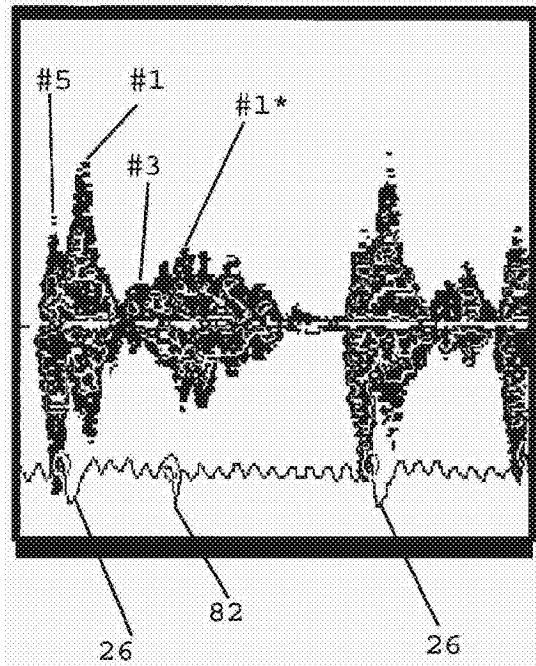


图8

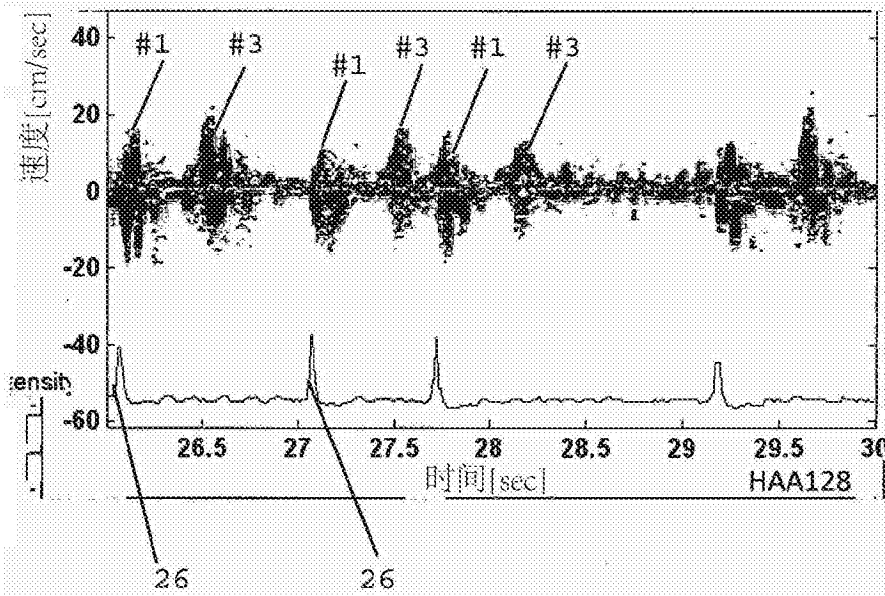


图9

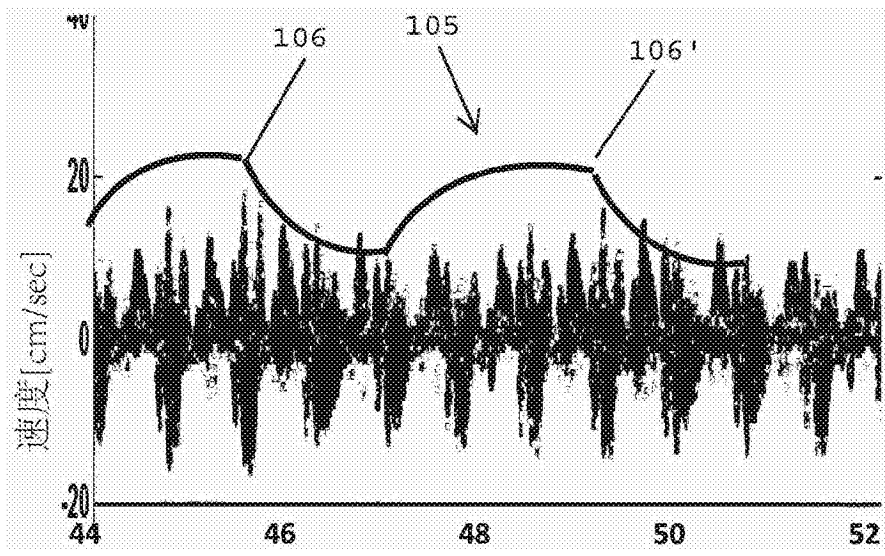


图10

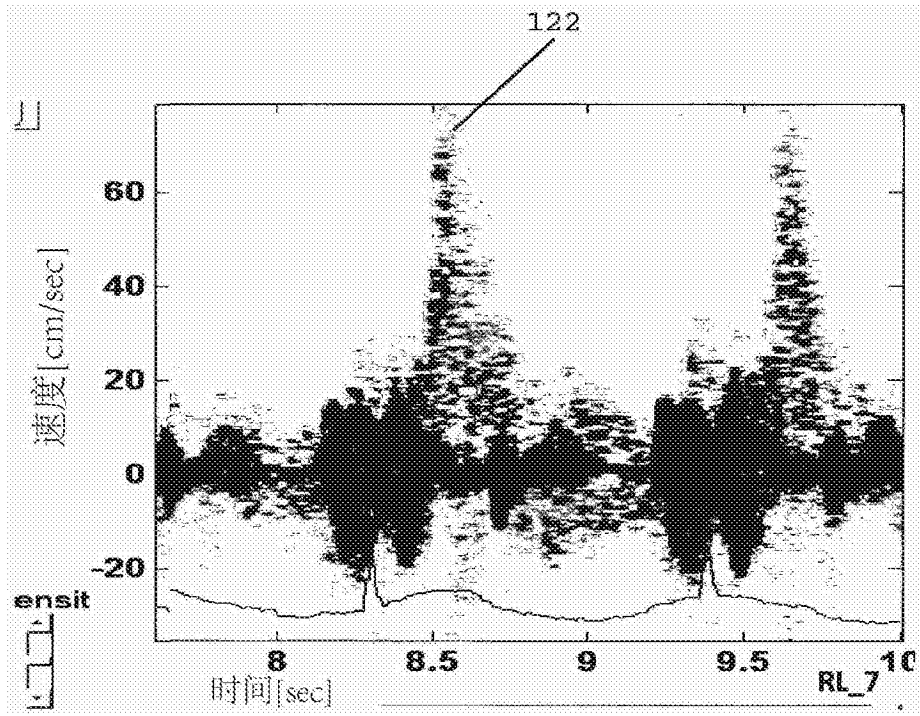


图12

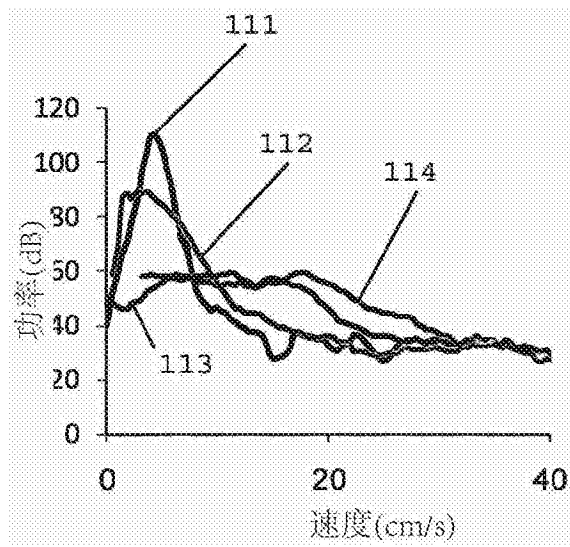


图11

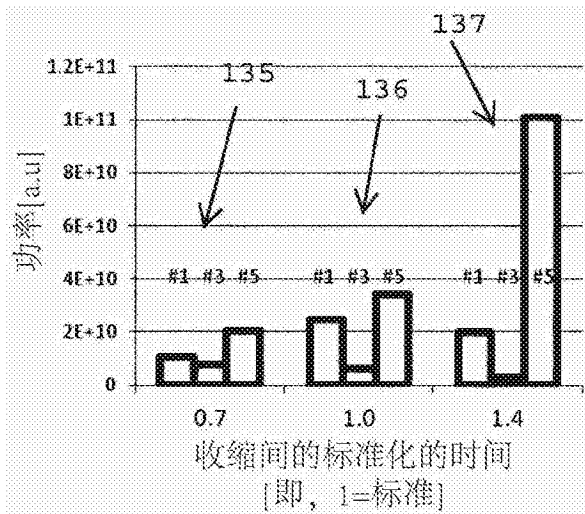
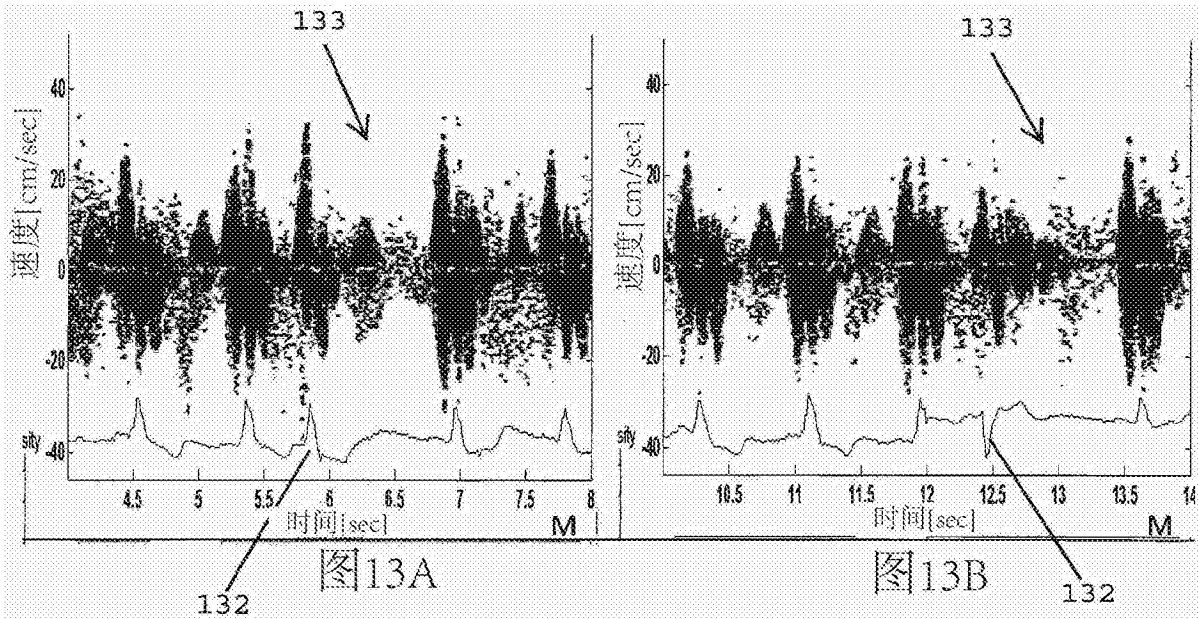


图13C

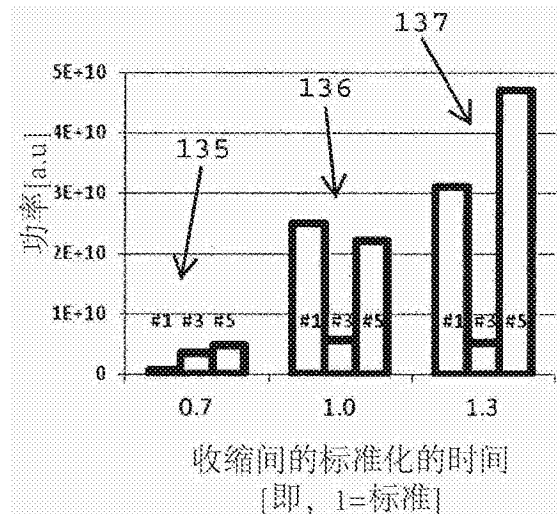


图13D

心脏收缩强度
在相对不应期内的变化

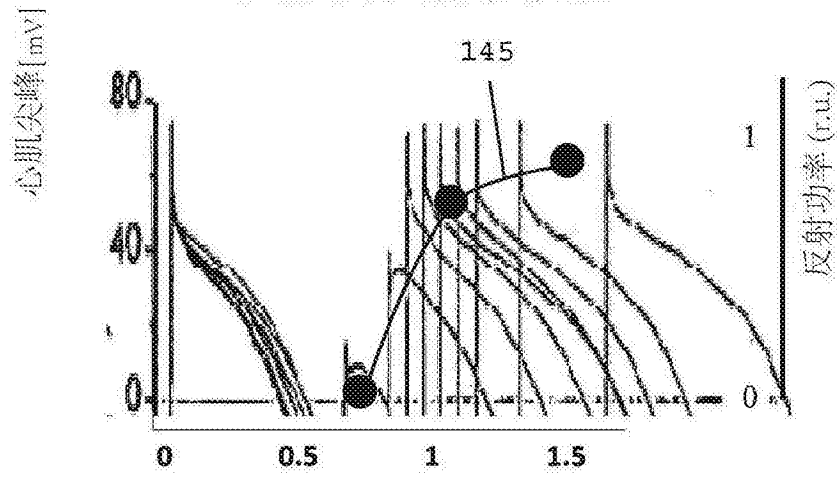


图14

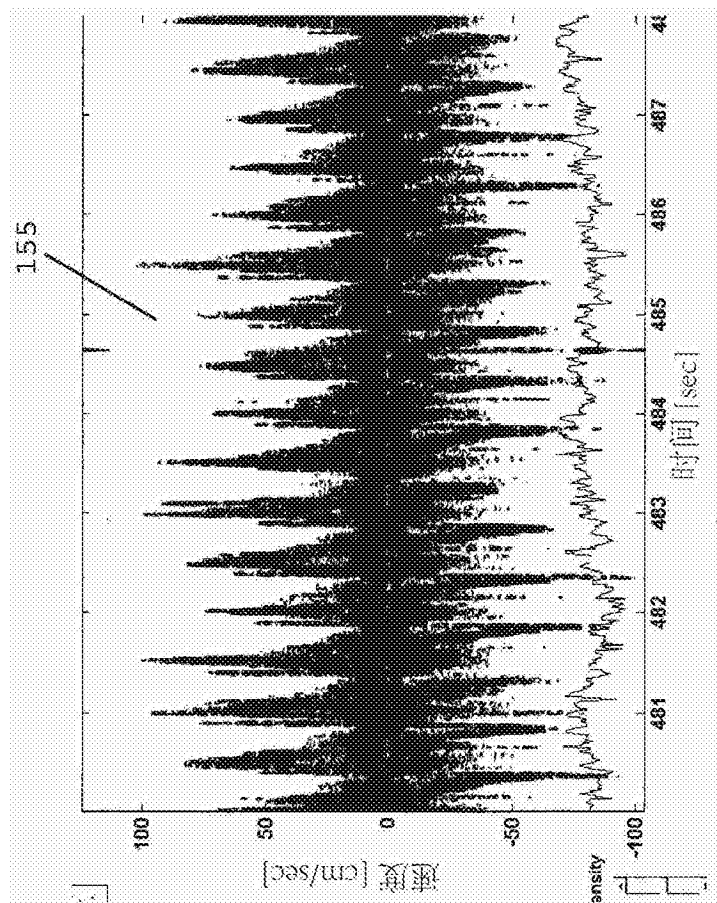


图15A

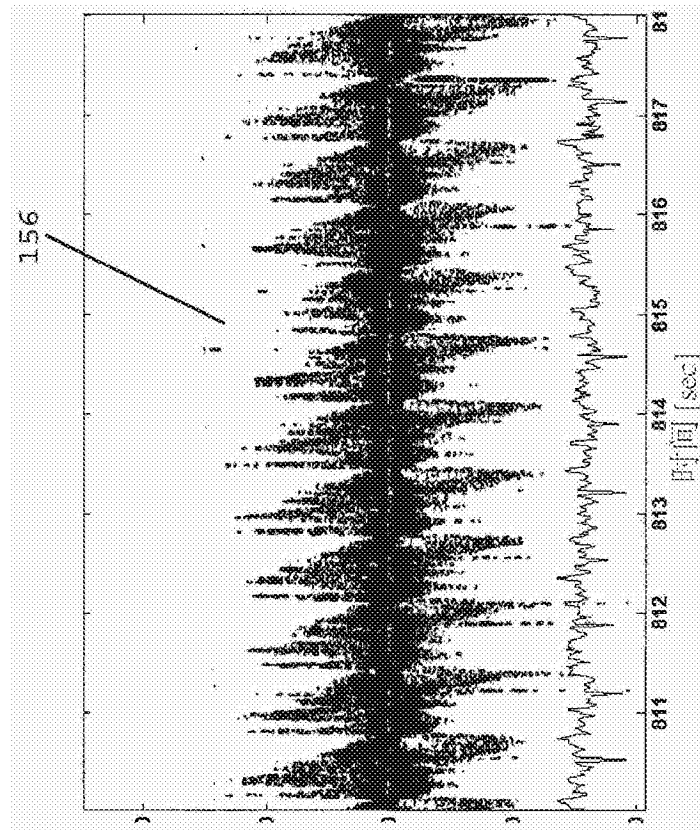


图15B

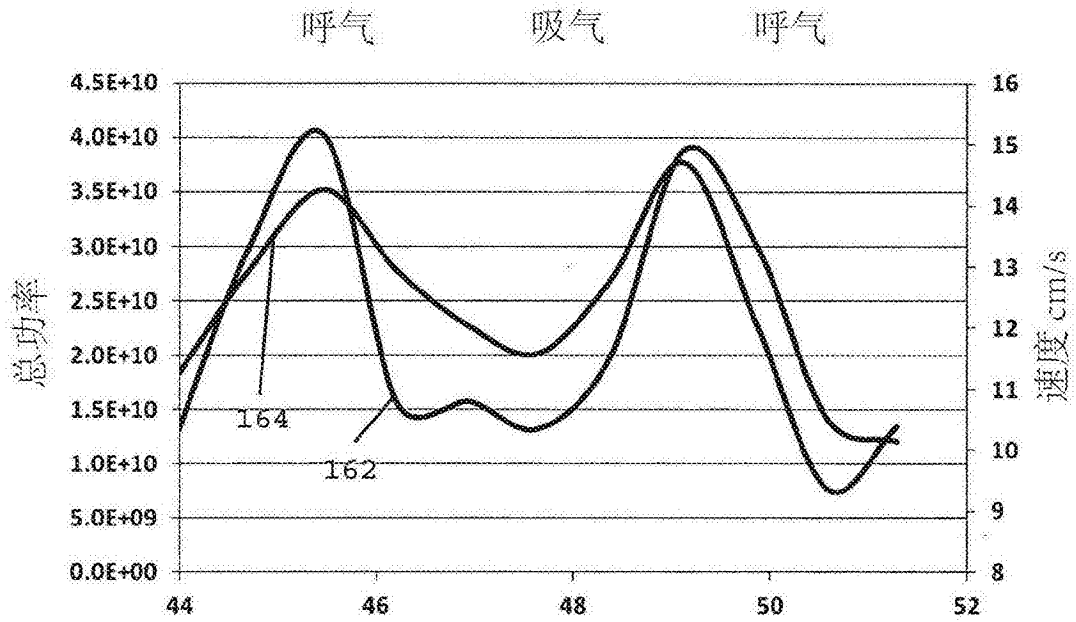


图16

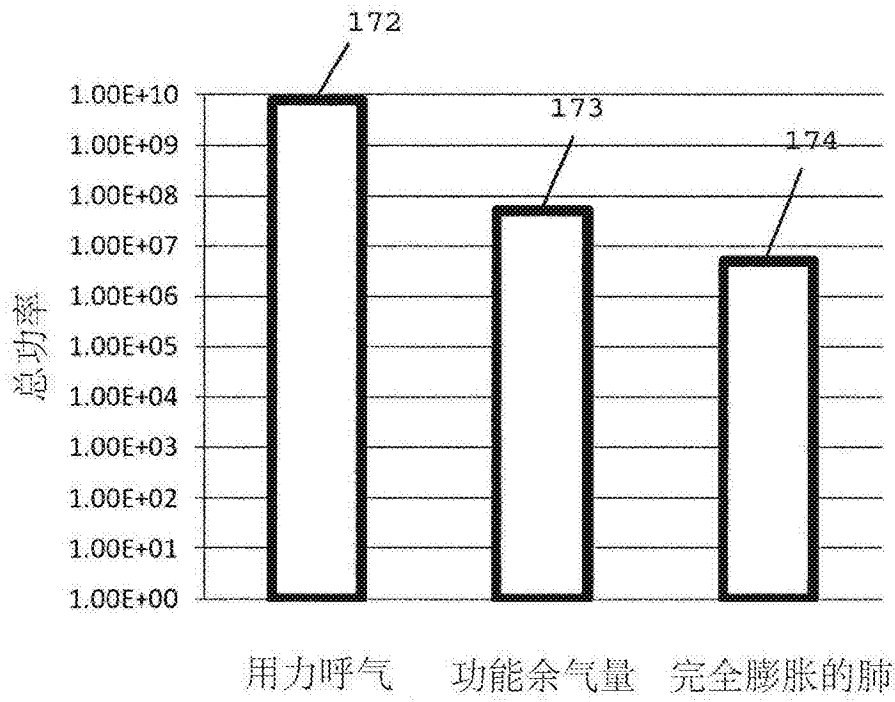


图17

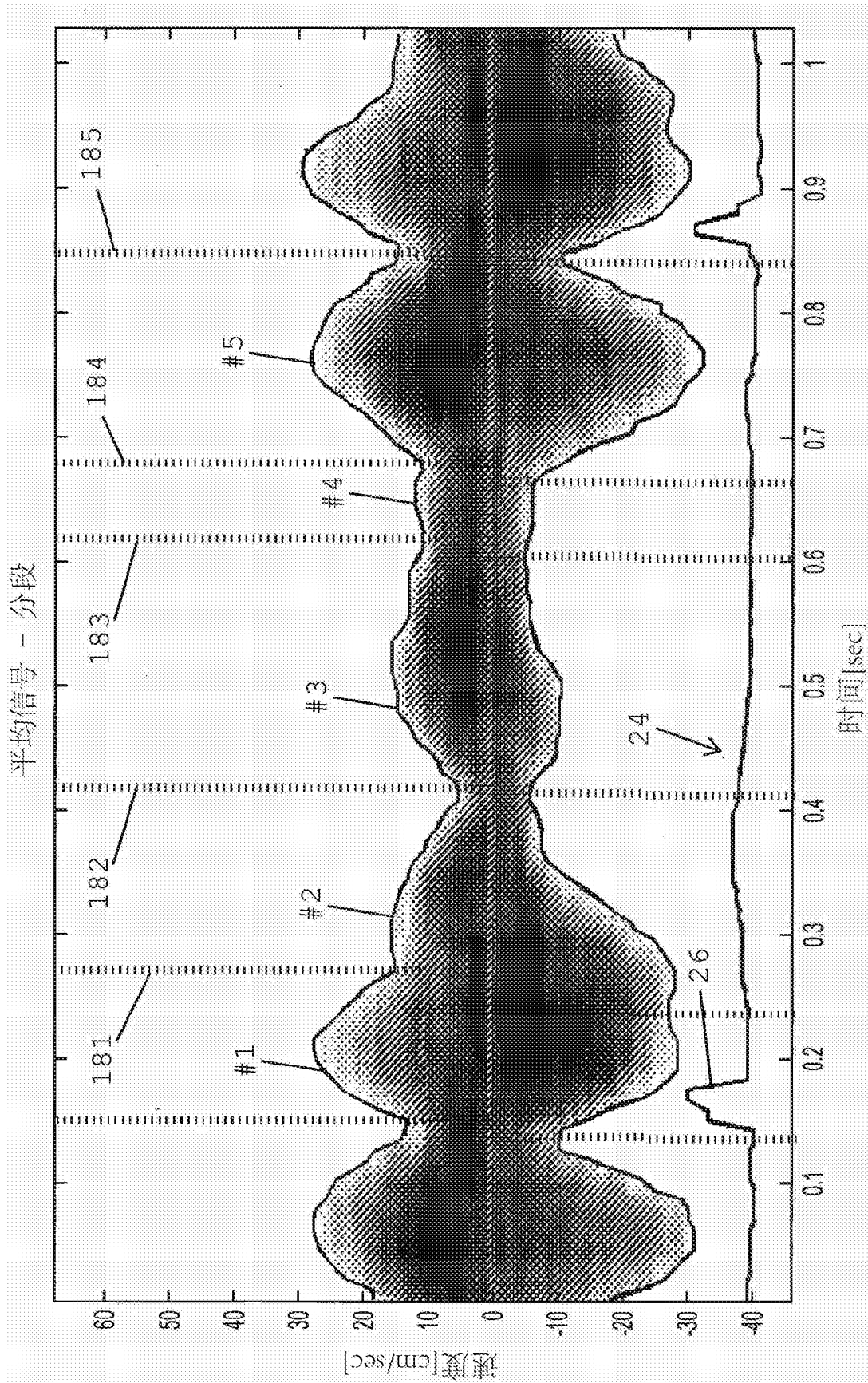


图18

专利名称(译)	经胸的心肺监测器		
公开(公告)号	CN103607956B	公开(公告)日	2016-08-10
申请号	CN201280007682.8	申请日	2012-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	尤伦·帕提		
申请(专利权)人(译)	尤伦·帕提		
当前申请(专利权)人(译)	尤伦·帕提		
[标]发明人	尤伦·帕提		
发明人	尤伦·帕提		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B8/02 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/543 G16H50/30		
代理人(译)	郑立		
优先权	61/439213 2011-02-03 US		
其他公开文献	CN103607956A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

可以通过将超声能量传送到患者的肺内，以及探测肺内的血管/软组织和围绕该血管且充满空气的肺泡之间的运动边界引起的反射超声的多普勒频移来分析患者心或肺的手术。边界的运动由血管中的压力波引起的，该压力波会导致那些血管的直径发生变化。将探测到的多普勒频移用降噪算法处理，然后分析结果数据内的周期性的特征，以确定患者的心跳速率、患者的呼吸速率和/或患者心跳异常情况的出现。

