



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103313662 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 27

(21) 申请号 201180059941. 7

(22) 申请日 2011. 12. 13

(30) 优先权数据

10194756. 2 2010. 12. 13 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 06. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2011/072537 2011. 12. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/080209 EN 2012. 06. 21

(73) 专利权人 阿克瑞克公司

地址 丹麦灵比

(72) 发明人 萨姆尔·埃米尔·施密特

约翰内斯·扬·史杜尔克

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 周亚荣 安翔

(51) Int. Cl.

A61B 7/04(2006. 01)

G06F 17/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2009/0177107 A1, 2009. 07. 09, 说明书第 9、10、26-29、32-40、45-47、50 段及附图 2、3.

US 5638823 A, 1997. 06. 17, 说明书第 8 栏第 9-63 行.

US 5109863 A, 1992. 05. 05, 全文.

US 6048319 A, 2000. 04. 11, 全文.

CN 1299486 A, 2001. 06. 13, 全文.

CN 1870935 A, 2006. 11. 29, 全文.

US 2003/0229289 A1, 2003. 12. 11, 全文.

CN 101137977 A, 2008. 03. 05, 全文.

CN 1870941 A, 2006. 11. 29, 全文.

审查员 胡新芬

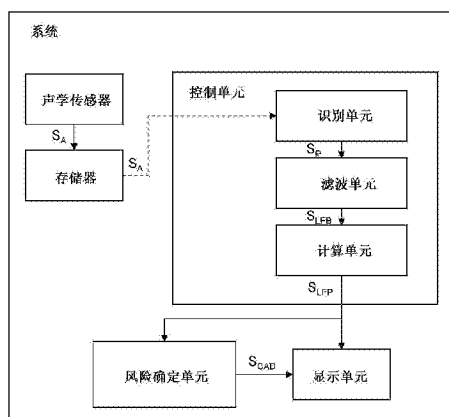
权利要求书2页 说明书10页 附图10页

(54) 发明名称

指示冠状动脉疾病的风险的系统、听诊器

(57) 摘要

本发明涉及一种用于检测对冠状动脉疾病(CAD)进行诊断的频率功率的系统,包括:声学传感器,其适于被放置在病人的胸部上,并且生成声学信号 S_A ;至少一个存储器,其适于存储来自声学传感器的声学信号 S_A ;控制单元,其适于接收所述声学信号 S_A ;该控制单元进一步包括:识别单元,其适于识别所存储的声学信号 S_A 的预先确定的时间周期中的心脏舒张或心脏收缩周期,并且生成指示所述识别的周期的周期信号 S_P ;滤波单元,其适于将至少一个滤波器应用到所述识别的周期,并且生成指示所述识别的周期的低频带的低频带信号 S_{LFB} ;计算单元,其适于估计所述识别的周期的所述低频带中的功率、基于所述估计的功率来计算低频功率测量、以及生成指示所述低频功率测量的低频功率测量信号 S_{LFP} 。本发明还涉及一种听诊器和用于检测低频功率的方法。



CN 103313662 B

1. 一种用于检测对冠状动脉疾病 (CAD) 进行诊断的频率功率的系统, 包括:
 - 声学传感器, 所述声学传感器适于被放置在病人的胸部上, 并且生成声学信号 S_A ;
 - 至少一个存储器, 所述至少一个存储器适于存储来自所述声学传感器的声学信号 S_A ;
 - 控制单元, 所述控制单元适于接收所述声学信号 S_A ;其特征在于, 所述控制单元进一步包括:
 - 识别单元, 所述识别单元适于识别所存储的声学信号 S_A 的预先确定的时间周期中的心脏舒张或心脏收缩周期, 并且生成指示所识别的周期的周期信号 S_p ;
 - 滤波单元, 所述滤波单元适于将至少一个滤波器应用到所识别的周期, 并且生成指示所识别的周期的低频带的低频带信号 S_{LFB} ;
 - 计算单元, 所述计算单元适于估计所识别的周期的所述低频带中的功率, 以及所述计算单元适于在其他、更高的频带上规范化所估计的功率, 所述计算单元进一步适于基于所估计和规范化的功率来计算低频功率测量, 以及生成指示所述低频功率测量的低频功率测量信号 S_{LFP} , 其中, 所述系统进一步包括风险确定单元, 所述风险确定单元适于通过将所述低频功率测量与用于 CAD 的至少一个参考值进行比较, 以及生成指示所述比较的结果的 CAD 风险信号 S_{CAD} , 来确定冠状动脉疾病 (CAD) 的风险。
2. 根据权利要求 1 所述的系统, 其中, 所述低频带是在 5Hz 至 70Hz 之间。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统, 其中, 所述计算单元另外适于基于所述周期的高频带中的估计的特征来计算高频特征测量, 并且生成指示所述高频特征测量的高频特征测量信号 S_{HFF} , 以及所述风险确定单元另外适于将所述高频特征测量与用于 CAD 的另一特征参考值进行比较, 以及依赖于所述比较, 生成指示所述风险的组合的 CAD 风险信号 S'_{CAD} 。
4. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统, 其中, 所述计算单元适于针对至少一个组织阻尼因子对所述低频功率测量进行校正, 以及所述组织阻尼因子是以下中的一个或多个: 身体质量指数 (BMI)、性别、年龄和疾病。
5. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统, 其中, 所述声学传感器可以适于感测低至 20Hz 的声学声音。
6. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统, 其中, 所述控制单元适于通过使用 5Hz 至 70Hz 的带通滤波器频率来对所识别的周期进行带通滤波以及计算在所述周期期间的方差, 来估计功率。
7. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统, 其中, 所述计算单元适于通过直接或间接利用所述低频带的至少一个 AR 模型生成功率谱以及计算在所述低频带中的功率, 来估计功率。
8. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统, 其中, 所述系统的至少部分被实施为电子听诊器。
9. 一种用于检测对冠状动脉疾病 (CAD) 进行诊断的频率功率的系统, 包括:
 - 声学传感器, 所述声学传感器适于被放置在病人的胸部上, 并且生成声学信号 S_A ;
 - 至少一个存储器, 所述至少一个存储器适于存储来自所述声学传感器的声学信号 S_A ;
 - 控制单元, 所述控制单元适于接收所述声学信号 S_A ;其特征在于, 所述控制单元进一步包括:
 - 识别单元, 所述识别单元适于识别所存储的声学信号 S_A 的预先确定的时间周期中的

心脏舒张或心脏收缩周期,并且生成指示所识别的周期的周期信号 S_p ;

- 滤波单元,所述滤波单元适于将至少一个滤波器应用到所识别的周期,并且生成指示所识别的周期的低频带的低频带信号 S_{LFB} ,以及生成指示所识别的周期的高频带的高频带信号 S_{HFB} ;

- 计算单元,所述计算单元适于估计所识别的周期的所述低频带中的功率,以及所述计算单元适于在其他、更高的频带上规范化所估计的功率,所述计算单元进一步适于基于所估计和规范化的功率来计算低频功率测量,以及生成指示所述低频功率测量的低频功率测量信号 S_{LFP} ,以及其中,所述计算单元另外适于基于所述周期的高频带中的估计的特征来计算高频特征测量,并且生成指示所述高频特征测量的高频特征测量信号 S_{HFF} ,

其中,所述系统进一步包括风险确定单元,所述风险确定单元适于通过将所述低频功率测量和所述高频功率测量组合,以及将作为结果的组合的功率比值与用于 CAD 的另一特征参考值进行比较,以及依赖于所述比较,生成指示所述风险的组合的 CAD 风险信号 S'_{CAD} ,来确定冠状动脉疾病 (CAD) 风险。

10. 根据权利要求 9 所述的系统,其中,所述低频带是在 5Hz 至 70Hz 之间。

11. 根据权利要求 9 或 10 所述的系统,其中,所述计算单元适于针对至少一个组织阻尼因子对所述低频功率测量进行校正,以及所述组织阻尼因子是以下中的一个或多个: 身体质量指数 (BMI)、性别、年龄和疾病。

12. 根据权利要求 9 或 10 所述的系统,其中,所述声学传感器可以适于感测低至 20Hz 的声学声音。

13. 根据权利要求 9 或 10 所述的系统,其中,所述控制单元适于通过使用 5Hz 至 70Hz 的带通滤波器频率来对所识别的周期进行带通滤波以及计算在所述周期期间的方差,来估计功率。

14. 根据权利要求 9 或 10 所述的系统,其中,所述计算单元适于通过直接或间接利用所述低频带的至少一个 AR 模型生成功率谱以及计算在所述低频带中的功率,来估计功率。

15. 根据权利要求 9 或 10 所述的系统,其中,所述系统的至少部分被实施为电子听诊器。

指示冠状动脉疾病的风险的系统、听诊器

技术领域

[0001] 本发明涉及用于指示冠状动脉疾病 (CAD) 的风险的系统和方法, 并且具体涉及被配置成根据测量的声学信号指示 CAD 风险的电子听诊器。

背景技术

[0002] 冠状动脉疾病 (CAD) 是斑块在冠状动脉内部积聚的状况。这些动脉向心肌供应富含氧气的血液。斑块使动脉变窄, 并且减少了流到心脏的血液, 这可以引起心绞痛或心脏病发作。随着时间的推移, 冠状动脉疾病可以使心肌变弱, 并且导致心力衰竭和心律失常。冠心病是最常见类型的心脏病。对大部分人而言, 生活方式改变、药物和 / 或医疗程序可以有效防止或治疗该疾病。

[0003] 历史上, 对冠心病的检测涉及病历、身体检查、压力测试以及可能冠状动脉造影。在身体检查期间, 经常使用听诊器来检查心脏的声音。尽管听诊器在现代临床中的作用似乎正在消退, 然而, 带有集成诊断算法的新的电子听诊器可能改变该趋势, 并且再次扩展听诊器的临床潜力。这样的类型的算法的示例是冠状动脉疾病的检测器。

[0004] 在每一次心跳期间, 可以生成四个声音。这些声音由血液湍流和主要由在心脏内的瓣膜的关闭的心脏结构的振动而产生。这四个声音被识别为 S1、S2、S3 和 S4。S1 通常是最响亮的心音, 并且是在心室收缩期间的第一心音。S1 经常被描述为“lubb”声音。S1 在心室收缩开始处发生, 并且与在心房和心室之间的房室瓣膜的关闭有关。S2 经常被描述为“dubb”声音。S2 在心脏舒张开始处发生, 并且与分别使主动脉和肺动脉与左心室和右心室分离的半月瓣的关闭有关。可以用听诊器容易地听见 S1 和 S2 (“正常心音”)。然而, 在 40 岁以上人的正常心脏中通常不能听见 S3 和 S4 (“异常心音”)。也被称为“心室奔马音”的 S3 在早期心脏舒张期发生, 并且由心室壁膨胀到其达到其弹性极限的点引起。也被称为“心房奔马音”的 S4 在临近心房收缩结束发生, 并且同样由心室壁膨胀直到其达到其弹性极限引起。心音可以用于增强诊断, 并且帮助评估重要类型的心脏病的严重性。例如, 在 40 岁之后, S3 可以指示充血性心力衰竭, 以及 S4 可以指示高血压、急性心肌梗塞或冠状动脉疾病。遗憾的是, 研究已显示, 即使经验丰富的医生也不能可靠地检测重要心音。因此, 已开发了各种系统来支持医生检测可能的心脏病。

[0005] US-7, 096, 060 涉及用于自动检测心音的方法和系统。该声音系统可以使用 ECG 数据来识别在跳动内的各种位置, 例如 R 峰, 并且使用那些位置来帮助检测心音。

[0006] US-5, 159, 932 涉及心肌缺血检测系统, 其用于非侵害性地监视病人的心脏的运动, 以检测并显示心脏的运动中的缺血诱发的变异, 这指示冠状动脉疾病。在该系统中, 将加速度计用作压缩波换能器, 其必须具有宽的带宽, 并且应当表现出从 0.025Hz 到 800Hz 的平坦的频率响应。压缩波换能器的目的是, 以较高精度, 将在病人的表面处的非常低振幅机械运动转换成电信号, 用于进一步处理。结果, 包括所识别的形态特征的波形被处理、显示并且与参考 ECG 一起用于诊断。

[0007] US-2009/0177107 涉及在病人中自动检测的冠状动脉疾病的电子听诊器系统。该

系统使用电子听诊器来记录来自病人的第四左肋间隙的声学数据。然后应用处理技术,以对该数据进行滤波,并且产生幅度对频率的快速傅里叶变换 (FFT) 数据。如果在该数据中在带有大于预定义阈值——例如 2.5 单位——的峰值幅度的预定义频率范围 (例如, 50 和 80Hz) 之间识别钟形曲线,则该系统自动提供输出,其指示病人可能有 50% 至 99% 的冠状动脉狭窄。

[0008] 研究已显示,来自 CAD 病人的心脏舒张声音不同于非 CAD 病人。在 US-5, 036, 857 中对这进行了描述。差异可能由源自冠状动脉中的狭窄后湍流的弱杂音引起。用于量化心脏舒张心音的的一个方法基于心脏舒张声音的自回归 (AR) 模型,其根据 CAD 病人中的心脏舒张心音的 AR 模型中的极幅度不同于非 CAD 病人的事实。

[0009] US-6, 048, 319 涉及非侵害声学摄影设备,其用于通过识别 S1 和 S2 心音、心率,以及确定对象的心脏舒张间隔,此后估计在心脏舒张期间在大约 20Hz 附近的 2 倍频带内的声能水平,来检测冠状动脉狭窄。基于这样的估计,可以提供关于来自冠状动脉的狭窄的存在和程度的诊断。

[0010] 原来,使用非常敏感的定制传感器来收集较弱声音,但是,电子听诊器的出现提供了新的机会。电子听诊器的优点是便携性、低成本以及易于使用。在电子听诊器中实现 CAD 检测算法的潜力将产生方便适用的 CAD 测试。然而,CAD 相关杂音非常弱,并且在 CAD 和非 CAD 声音之间的差异很小。因此,检测算法可能对诸如环境噪声和生理噪声的其他类型的噪声敏感,这将限制该方法的可用性。

[0011] 基于对 AR 模型的噪声敏感度的研究,当将该模型应用于通过对来自电子听诊器的心音记录进行分析来识别 CAD 病人时,本发明人已识别出对当前使用的分析方法的改进的需求。

[0012] 因此,本发明的目的是,提供改进的分析系统和方法,以提高对 CAD 的诊断。

发明内容

[0013] 通过用于检测频率功率的系统来实现上述目的,该系统包括适于被放置在病人的胸部上的声学传感器。根据第一独立权利要求,该系统进一步包括:适于存储来自声学传感器的声学信号 S_A 的至少一个存储器;以及适于接收所述声学信号 S_A 的控制单元。可以分别放置该系统的部件,例如,传感器和存储器可以是电子听诊器的部件,该电子听诊器能够将记录的数据发送给包括所述控制单元的外部单元,用于对该数据进行进一步处理。

[0014] 根据另一个方面,通过电子听诊器来实现所述目的,该电子听诊器包括适于被放置在病人的胸部上的根据本发明的声学传感器、存储器和控制单元。因此,实现了能够指示 CAD 风险的紧凑型听诊器。该电子听诊器的优点是便携性、低成本及易于使用。在电子听诊器中对 CAD 检测算法的实现产生了方便适用的 CAD 测试。

[0015] 根据进一步方面,通过方法来实现所述目的,该方法用于使用检测频率功率的系统来检测频率功率。特别地,可以使用根据本发明的该方法来改进用于诊断 CAD 的其他方法。

[0016] 关于冠状动脉疾病 (CAD) 对低频功率的检测包括下面步骤:

[0017] - 利用具有被放置在病人的胸部上的声学传感器的电子听诊器记录声学数据,并且生成指示所述数据的声学信号 S_A ;

[0018] - 识别所存储的声学数据的在预先确定的时间周期的心脏舒张或心脏收缩周期，并且生成指示所述识别的周期的周期信号 S_p ；

[0019] - 将至少一个滤波器应用到周期信号 S_p ，并且生成指示所述识别的周期的低频带的低频带信号 S_{LFB} ；

[0020] - 估计在所述识别的周期的所述低频带中的功率；

[0021] - 基于所述估计的功率来计算低频功率测量，并且生成指示所述低频功率测量的低频功率测量信号 S_{LFP} 。

[0022] 心音的低频分量最可能与心室的活动有关。

[0023] 在从属权利要求中阐述了优选实施例。

[0024] 可以使用下面方法中的一个来估计对在心脏舒张或心脏收缩周期中的低频带的功率的估计：

[0025] - 使用 5-70Hz，优选地 10-60Hz，更优选地 15-50Hz，以及最优选地 20-50Hz 带通滤波器频率来对信号进行带通滤波，以及计算周期的方差。

[0026] - 生成周期的功率谱（直接或间接通过 AR 模型），以及计算功率相关的低频带。

[0027] 优选地，为数个心跳计算中低频带功率。还可以针对由身体质量指数 (BMI)、性别、年龄、疾病引起的差异或对组织抑制因子的类似估计来校正低频功率测量。然后，可以通过将低频功率测量与参考值进行比较来确定 CAD 风险。根据研究，与参考值相比，增加的低频功率测量是病人患有 CAD 的指示。

[0028] 根据描述中的示例的最近研究表明利用电子听诊器记录的心脏舒张的心音包含 CAD 的标记，但是 CAD 相关声音非常弱，并且记录经常被噪声污染。根据示例的当前研究对来自临床环境的 633 个听诊器记录的噪声污染进行了分析。在记录中识别了呼吸噪声、环境噪声、记录噪声以及腹部噪声，并且根据持续时间和强度对其进行了分类。为了监视噪声如何影响常见分类算法的分类性能，从 25-250Hz 频带和 250-1000Hz 频带两者提取 AR 极幅度。通过接收者操作特性下的面积 (AUC) 对分类性能进行了量化。环境噪声存在于 39.9% 的记录中，并且是最常见的噪声源。腹部噪声是最不常见的噪声源，其存在于 10.8% 的记录中。关于对 CAD 的检测，从 250-1000Hz 频带提取的最佳极对噪声最敏感，因为当噪声记录被包括时，AUC 在没有噪声的记录中从 0.70 降低到了 0.57，而来自 25-250Hz 频带的最佳极对噪声相对鲁棒，因为当噪声记录被包括时，AUC 从 0.73 仅降低到了 0.70。根据描述中的示例的研究表明噪声污染是常见问题，以及来自低频带的特征对噪声比来自更高频带的特征更鲁棒。

[0029] 在正常心脏周期期间，产生了低频和高频声音两者。增加的高频心音已被发现与冠状动脉疾病相关联，并且源自振动狭窄的冠状动脉。增加的低频心音尚未被发现源自狭窄的冠状动脉，并且在来源如此独立。

[0030] 出人意料地，低频功率谱和高频功率谱的组合可以提供比低频功率谱或高频功率谱单独甚至更明确的冠状动脉疾病诊断。低频信号对干扰没有高频信号那么敏感，因此，可以从低频信号收回信息，其根据有助于对 CAD 的更安全和准确诊断的高频信号是不可能的。

附图说明

- [0031] 在下面,将参考附图详细描述本发明,在附图中,
- [0032] 图 1 图示根据本发明的一个实施例的系统。
- [0033] 图 2 图示根据本发明的另一个实施例的系统。
- [0034] 图 3 示出来自非 CAD 病人 (在上面) 和 CAD 病人 (在下面) 的两个带通滤波的心音记录。
- [0035] 图 4 示出来自根据描述中的示例的听诊器研究、分别在 CAD 和非 CAD 病人中的低频功率的柱状图。
- [0036] 图 5 示出使用运行方差来计算的平均功率。更低的图示出用于确定功率差异的显著性的 P 值。
- [0037] 图 6 示出同时记录的带有在心动周期期间的心震描记法波的时序的心震图 (SCG) 和心电图 (ECG)。
- [0038] 图 7 示出 CAD 对象和对照对象中的中间心脏舒张功率。
- [0039] 图 8 示出示例 8 的组合估计的功率比。
- [0040] 图 9 图示心音信号的特定周期。
- [0041] 图 10 图示根据本发明的一个实施例的电子听诊器。
- [0042] 图 11 示出根据本发明的一个实施例的方法的流程图。
- [0043] 图 12 示出根据本发明的另一个实施例的方法的流程图。

具体实施方式

[0044] 图 1 示出根据本发明的用于检测频率功率的系统。该系统可以用于诊断冠状动脉疾病 (CAD), 以及尤其用于与其他指示器一起对 CAD 进行分类。为了感测声学的声波, 该系统包括适于被放置在病人的胸部上并且生成声学信号 S_A 的声学传感器。该声学传感器包括例如麦克风、加速度计或光束设备。根据一个实施例, 该传感器可以适于感测低至 5Hz 的声学的声音。根据另一个实施例, 该传感器适于感测低至 20Hz 的声学的声音。该系统进一步包括适于存储来自声学传感器的声学信号 S_A 的至少一个存储器; 以及适于接收所述声学信号 S_A 的控制单元。根据一个实施例, 声学传感器和存储器被包含在适于通过有线或无线地将所感测到的声学信号传输给包括所述控制单元的外部单元的单独设备中, 例如电子听诊器。因此, 根据该实施例, 至少部分的该系统由电子听诊器实现。单独设备, 即听诊器, 然后包括适于传输信号的传输单元 (附图中未示出)。可以在外部单元而不是听诊器中对信号进行处理。根据一个实施例, 存储器是可以被插入外部单元中的可拆卸存储器, 诸如 USB 设备。

[0045] 控制单元包括识别单元, 其适于识别所存储的声学信号 S_A 的在预先确定的时段的的心脏舒张或心脏收缩周期, 并且生成指示所识别的周期的周期信号 S_p 。预先确定的时段可以包括预先确定的心脏舒张或心脏收缩周期数。前述 S2 声音在心脏舒张周期开始发生, 并且与分别使主动脉和肺动脉与左心室和右心室分离的半月瓣的关闭有关。S1 声音在心室收缩周期开始发生, 并且与在心房和心室之间的房室瓣膜的关闭有关。

[0046] 控制单元进一步包括滤波单元, 其适于将至少一个滤波器应用到所识别的周期, 并且生成指示所识别的周期的低频带的低频带信号 S_{LFB} 。如果使用 PSD 来估计低频能量, 则当通过使用功率谱密度 (PSD) 方法 (如在示例 8 中所述) 来执行滤波时, 也可以应用滤波

单元,其中至少一个滤波器被应用到所述识别的周期以及对于与低频功率估计有关的频率进行移情 (to empathize)。

[0047] 根据研究,已表明周期的更低频范围中的心音对干扰没有其他频率范围中的心音那么敏感。根据一个实施例,低频带在 5-70Hz,优选地 10-60Hz,更优选地 15-50Hz 和最优选地 20-40Hz 之间。

[0048] 从低频带,可以得到低频功率测量。来自研究的发现已表明周期信号 S_p 的低频部分的振幅在 CAD 病人中被增加,因此,指示心室顺应性的改变。该信息作为 CAD 的多元分类中的特征是有用的,并且可以与和 CAD 杂音有关的更高频的特征相组合。参见例如专利申请 US2010160807 A1。

[0049] 对于估计功率,控制单元包括计算单元,其适于估计所识别的周期的低频带中的功率。根据一个实施例,控制单元适于通过使用 5-70Hz,优选地 10-60Hz,更优选地 15-50Hz,以及最优选地 20-40Hz 带通滤波器频率来对所述识别的周期进行带通滤波并且计算在所述周期期间的方差,来估计功率。因此,滤波单元以在 5-70Hz,优选地 10-60Hz,更优选地 15-50Hz,以及最优选地 20-40Hz 之间的带通滤波器频率来对所识别的周期进行带通滤波,以及计算单元计算在带通滤波的周期期间的方差。所计算的方差被称为低频功率。

[0050] 示例 1-7 涉及来自两个不同研究的结果,一个研究基于使用标准电子听诊器 (3M Littmann E4000) 来获取的记录,以及另一个研究使用适于感测低频的定制传感器。

[0051] 示例 1

[0052] 图 3 示出通过 20 至 50Hz 带通滤波器滤波的、利用电子听诊器对两个不同病人的心音的记录。上面的图示来自非 CAD 病人的记录,以及下面的图示来自 CAD 病人的记录。所述记录来自带有近似相同的身体质量指数 (BMI) 的两个男人。如可以从所述图所看到的,在心脏收缩 (S1) 和心脏舒张 (S2) 两者中的振幅在 CAD 病人中均增加。

[0053] 根据另一个实施例,计算单元适于通过直接或间接利用低频带的至少一个自回归 (AR) 模型生成功率谱,并且计算低频带中的功率,来估计功率。功率谱可以通过使用快速傅里叶变换 (FFT) 来计算而直接计算,以及通过根据信号模型计算功率谱来间接计算。自回归模型可以被看作是其输入是白噪声的全极无限响应滤波器的输出。已发现在 CAD 病人的心脏舒张的心音的 AR 模型中的极幅度不同于非 CAD 病人。例如,子分段方法可以用于提取 AR 模型的极幅度。

[0054] 示例 2

[0055] 在根据示例的研究中,使用了子分段方法。从心脏舒张段提取了 AR 模型的极幅度。子分段方法将心脏舒张周期分成较短持续时间的子段,并且在从剩余子段计算 AR 极幅度之前,移除具有较高方差的子段。子段方法提高了针对较短持续时间的噪声,诸如摩擦峰值,的鲁棒性。使用前序向后方法来构建了具有顺序 2、4、6、8 和 10 的 AR 模型。为用于所有信号的分类性能估计,选择在没有微小噪声的记录中获取了最好分类性能的极幅度。来自 CAD 病人的心音的早期研究主要聚焦于高于 250Hz 的频率,因为 CAD 与高于 250Hz 的谱能量的增加相关联,而最近研究包括更低频率。因此,从 25-250Hz 频带以及 250-1000Hz 频带提取 AR 极幅度。使用第 8 阶 Chebyshev 带通滤波器来创建该频带。

[0056] 通过计算在接收者操作特性下的面积 (AUC) 来估计 AR 极的性能。AUC 在噪声强度和持续时间的不同最大容许水平下来估计。

[0057] 根据 25-250Hz 频带,最好执行特征是在第 6 阶 AR 模型中的第一极的极幅度。用于“清洁记录”的 AUC 是 0.725,以及当所有噪声记录被包括时被下降到 0.7。结果指示当使用 25-250Hz 带时,噪声没有相当大地影响 AUC。仅当噪声超过 4 秒时,才为呼吸噪声和环境噪声观察到 AUC 中的微小降低。因此,对于呼吸噪声和环境噪声,推荐噪声阈值是最大 4 秒。458 个记录满足这些标准,以及如果标准被应用,则 AUC 是 0.725。从 25-250Hz 频带提取的极的对噪声的鲁棒性和 AUC 性能指示如果心音在临床环境下用手持式电子听诊器来记录,则从心音的更低频率提取的特征最适于 CAD 标记的检测。

[0058] 根据示例的研究表明当在临床环境下用电子听诊器收集记录时,心音记录的噪声污染是普遍性问题。来自 25-250Hz 频带和 250-1000Hz 频带的 AR 模型的极幅度两者均允许在 CAD 和非 CAD 对象之间的合理分类,但是只有从 250-1000Hz 频带提取的极才对噪声非常敏感。

[0059] 计算单元进一步适于基于估计的功率来计算低频功率测量,并且生成指示所述低频功率测量的低频功率测量信号 S_{LFP} 。根据一个实施例,通过计算数个心跳,即数个所识别的心脏舒张或心脏收缩周期的中低频功率,来确定低频功率测量。因此,获取了低频功率的测量,该值指示病人是否患有 CAD。

[0060] 示例 3

[0061] 从根据带有电子听诊器的示例的研究中,图 4 中的柱形图示出来自 70 个非 CAD 对象的 264 个记录以及来自 63 个 CAD 对象的 246 个记录中的在 20 至 40Hz 频带的心脏舒张功率。通过以 20 至 40Hz 带通滤波器对记录进行滤波以及计算在心脏舒张的方差来计算功率。该特征被称为低频功率。利用在接收者操作特性曲线下的面积 (AUC) 对低频能量的分类性能进行测量。20-40Hz 心脏舒张功率的 AUC 是 69.44%。在 20-40Hz 频带的平均功率对于非 CAD 病人是 16.8dB (STD = 7.3),以及对于 CAD 病人是 21.7dB (STD = 6.2)。

[0062] 示例 4

[0063] 图 5 示出用定制传感器获取的、在心脏收缩结束和心脏舒张开始使用运行方差来计算的平均功率。下面窗口示出分别用于确定在两个 CAD 病人和非 CAD 病人组之间的功率差异的显著性的 P 值。P 值使用 T 测试来计算。如所看见的是,在心脏舒张和心脏收缩两者中显著 (5%) 的功率差异,但是在 S2 出现时不是。

[0064] 根据一个实施例,该系统包括适于指示低频功率测量的显示单元。

[0065] 示例 5

[0066] 图 6 示出同时记录的带有在心动周期期间的心震描记法波的时序的心震图 (SCG) 和心电图 (ECG)。基于多普勒模型和 M 模型超声心动图研究,心脏收缩事件被识别为二尖瓣关闭 (MC)、等容活动 (FM)、主动脉瓣打开 (AO)、快速心脏收缩喷射 (RE) 以及主动脉瓣关闭 (AC)。心脏舒张事件包括二尖瓣打开 (MO)、早期快速充盈 (RF) 以及心房收缩 (AS)。

[0067] 为了能够为医生指示病人可能患有 CAD,根据一个实施例,该系统包括风险确定单元,其适于通过将低频功率测量与用于 CAD 的至少一个参考值进行比较,并且生成指示所述比较的结果的 CAD 风险信号 S_{CAD} ,来确定 CAD 风险。可以在显示单元上指示该结果,因此,根据一个实施例,显示单元适于指示所述 CAD 风险。

[0068] 本发明人已发现低频功率谱和高频功率谱的组合提供了比低频功率谱或高频功率谱单独甚至更明确的冠状动脉疾病诊断。图 2 中的示意框图图示了该实施例。

[0069] 根据该实施例,滤波单元适于将滤波器应用到所述识别的周期,并且生成指示所述识别的周期的高频带的高频带信号 S_{HFB} 。根据一个实施例,高频带在 250-1000Hz 之间。除计算低频功率测量外,根据该实施例,计算单元适于基于在所述周期的高频带的估计特征计算来计算高频特征测量,并且生成指示所述高频特征测量的高频特征测量信号 S_{HFF} 。风险确定单元然后另外适于将所述高频特征测量与用于 CAD 的另一特征参考值进行比较,并且依赖于所述比较,生成指示所述风险的组合的 CAD 风险信号 S'_{CAD} 。来自高频带的特征可以是不同类型的,诸如功率、功率比或复杂度。对于不同的特征,使用用于 CAD 的不同的特征参考值。因此,然后实现甚至更明确的冠状动脉疾病诊断。

[0070] 因此,自然可能的是,在所附权利要求所限定的范围内,单独生成 S'_{CAD} 或 S_{CAD} (图 1 所图示) 或图 2 所图示的同时生成两个信号。

[0071] 记录的振幅可以受组织阻尼因子影响。为了提供准确的传感器值,根据一个实施例,计算单元适于针对至少一个组织阻尼因子,诸如身体质量指数 (BMI)、性别、年龄以及疾病,对低频功率测量进行校正。

[0072] 示例 6

[0073] 低频记录的振幅最可能与 BMI 有关,因为从心室到记录点的距离将影响振幅。在根据使用电子听诊器的示例的研究中,在 66 个对象中, BMI 是已知的。示出了在 BMI 和在 20-40Hz 带的功率之间的负相关。在健康对象中,在 BMI 和低频功率之间的关联在本研究中是 $r = -0.27$ 。

[0074] 可以使用线性校正来校正 BMI 的影响:

[0075] 校正的低频功率 = 低频功率 + 0.43 · BMI + 11.6 (1)

[0076] 在 BMI 可用的 66 个对象中,分类性能 AUC 在校正之前是 72.6%,以及在校正之后是 73.1%。因此,提高了低频功率的准确性。

[0077] 示例 7

[0078] 低频功率分值可能与性别有关,因为女人的心脏更小,以及乳房增加了从心室到记录点的距离。在根据示例的电子听诊器研究中,平均女性低频功率在健康病人中是 13.9dB,以及在患病的女性病人中是 15.8dB,而对于男性平均功率分别是 20.3dB 和 23.4dB。这清楚表明与男性组相比,功率水平在女性组中更低。分类性能在男性组中是 $\text{AUC} = 68.4\%$,以及在女性组中是 58%。

[0079] 根据一个实施例,对性别的影响进行校正,用于消除在男人和女人之间的结果之间的差异。如果没有对影响进行校正,则应当为男人和女人,分别使用用于低频功率测量的不同参考值。

[0080] 已进一步观察到,在 CAD 记录中,心脏舒张的低频功率与心脏收缩的低频功率强相关。根据一个实施例,计算单元适于为心脏舒张和心脏收缩周期两者计算低频功率测量、对测量进行比较、以及基于该比较来生成指示在低频功率测量之间的关联的关联值。因此,如果值相关联,则这在关联值中被指出,并且支持病人患有 CAD 的假设。

[0081] 示例 8

[0082] 在频带 10-90Hz 这种情况下,心脏信号的低频分量所生成的功率可以通过在其他、更高的频带上规范化所生成的功率来更精确地估计。在当前示例中,该更大的频带是 90-300Hz。该频率比 PR 可以被表示为:

$$[0083] \quad PR = \frac{\sum_{LF} PSD(f)}{\sum_{HF} PSD(f)}$$

[0084] 其中 PSD 是功率谱密度。

[0085] 因此,针对更高频带的功率规范化在低频带生成的功率,即,计算两个功率值的功率比。以这种方式,可以消除在个体之间的噪声和 / 或变化。图 6 示出如预期的,在低频带 CAD 病人的平均心脏舒张的功率值大于控制组的对应值。

[0086] 当应用 PSD 时的一个问题是, PSD 的动态范围很高,大约 70dB,这意味着信号的低频部分高于信号的高频部分 70。因此,信号的 HF 部分被 LF 部分覆盖。这是由于称为谱泄漏的现象。通过调整所谓的白化滤波器来使平均健康对象的 PSD 变白,所有的频率将具有相同的功率。从而,减小了频谱的动态范围,这将减小谱泄漏,以及从而将是可能的是,从相同谱估计低频功率和高频功率。

[0087] 在包括 112 个病人的图 7 的样本中,在曲线下的面积是 78.21%。此外,如果定义了阈值,则获取 73.42%的敏感度和 75.76%的特异性。

[0088] 示例 9

[0089] 该示例示出了通过将在先前示例 8 中获取的估计的功率比(即,通过在频带 90-300Hz 中获取的功率上规范化在频带 10-90Hz 中获取的功率)与分别在 700-900Hz 和 900-1300Hz 频带类似获取、估计的功率比相组合,获取改进的分类模型。

[0090] 更具体地,在包括 112 个病人并且通过图 8 中所示的 ROC 空间的平均值来直观化的样本中,单独对于后者估计的功率比,在曲线下的区域(AUC)是 67.6%,以及对于两个估计的功率比的组合分值,使用二次判别函数,AUC 是 81.1%。

[0091] 根据基于可以以不同的方式测量在低频带的功率的发现的,对本发明的进一步精化,例如,可以在 S2 声音之后在心脏舒张开始 200-300ms 的预定义时间间隔对其进行测量。然后,执行该测量的一个方式是在每一个单个记录中,识别称为“心舒张后期”的时间间隔,其是心脏舒张的最后阶段,即在 S3 和 S4 声音之间的时间周期。由于如可以同样在图 9 中看见的,心舒张后期是相对静止的周期,因此,做这个的一个方式是识别在带有最低功率的心脏舒张中的时间窗口。该时间窗口可能是 100ms 或更长,并且从在 S2 之后大约 200ms 以及在 S1 之前 100ms,但是在 S2 之后不晚于 450ms 的间隔中被找到。

[0092] 根据一个实施例,本发明涉及电子听诊器,如在图 10 中所示的。电子听诊器适于将声学的声波转换成可以被进一步处理的电信号。为了感测到声学的声波,听诊器包括适于被放置在病人的胸部上,并且生成声学信号 S_A 的声学传感器。听诊器进一步包括适于存储来自声学传感器的声学信号 S_A 的至少一个存储器;以及适于接收所述声学信号 S_A 的控制单元。由于声音被电子地传输,因此,电子听诊器可以是无线设备、记录设备,并且可以提供噪声降低、信号增强、以及视觉和音频输出两者。根据一个实施例,电子听诊器包括适于将在此提及的信号传输到外部单元的传输单元。因此,信号可以在另一个单元中被进一步使用并处理。控制单元包括:识别单元,其适于识别所存储的声学信号 S_A 的在预先确定的时间周期中的心脏舒张或心脏收缩周期,并且生成指示所述识别的周期的周期信号 S_p ;滤波单元,其适于将至少一个滤波器应用到所述识别的周期,并且生成指示所述识别的周期的低频带的低频带信号 S_{LFB} ;以及计算单元,其适于估计在所述识别的周期的所述低频带中的

功率、基于所述估计的功率来计算低频功率测量、以及生成指示所述低频功率测量的低频功率测量信号 S_{LFP} 。

[0093] 听诊器中的单元的功能与根据本发明的系统中的相同。例如,听诊器可以包括风险确定单元,其适于通过将低频功率测量与用于 CAD 的至少一个参考值进行比较,并且生成指示所述比较的结果的 CAD 风险信号 S_{CAD} ,来确定 CAD 风险。根据一个实施例,听诊器包括显示单元,其适于指示所述低频功率测量和 / 或上述比较的结果,例如病人的 CAD 风险。应当注意的是,听诊器还可以设有生成组合的 CAD 风险信号 S'_{CAD} 所需的必要装置,即,例如结合图 2 所图示的实施例描述的装置。

[0094] 本发明还涉及方法,该方法用于使用根据本发明的系统来检测用于诊断冠状动脉疾病 (CAD) 的频率功率。现将参考图 11 中的流程图说明该方法中的不同步骤。

[0095] 该方法包括第一步骤 A1,该步骤利用包括被放置在病人的胸部上的声学传感器的用于检测频率功率的系统记录声学数据,并且生成指示所述数据的声学信号 S_A 。传感器优选地被放置靠近病人的心脏,以能够感测并记录来自心跳的声音。

[0096] 心脏的最显著声音被称为 S1、S2、S3 和 S4,如在先前文本中已说明的。

[0097] 在第二步骤 A2 中,在所存储的声学数据的预先确定的时间周期中识别心脏舒张或心脏收缩周期,并且生成指示所述识别的周期的周期信号 S_p 。因此,识别了心脏舒张或心脏收缩周期的持续时间。根据一个实施例,仅仅心脏舒张或心脏收缩周期存在于该周期信号中。

[0098] 在第三步骤 A3 中,将至少一个滤波器应用到周期信号 S_p ,并且生成指示所识别的周期的低频带的低频带信号 S_{LFB} 。优选地,滤波掉高于 100Hz 的频率。根据一个实施例,使用 5-70Hz,优选地 10-60Hz,更优选地 15-50Hz,以及最优选地 20-40Hz 带通滤波器频率对周期信号 S_p 进行带通滤波。

[0099] 在第四步骤 A4 中,估计所述识别的周期的低频带中的功率。根据一个实施例,可以使用下面两种方法中的一个来执行该估计:

[0100] 1、通过使用 5-70Hz,优选地 10-60Hz,更优选地 15-50Hz,以及最优选地 20-40Hz 带通滤波器频率对所述识别的周期进行带通滤波,并且计算在所述周期期间的方差,来估计功率。

[0101] 2、通过直接或间接利用所述低频带的至少一个 AR 模型生成功率谱,并且计算所述低频带中的功率,来估计功率。

[0102] 在第五步骤 A5 中,基于所述估计的功率来计算低频功率测量,并且生成指示所述低频功率测量的低频功率测量信号 S_{LFP} 。

[0103] 为了确定 CAD 风险,根据一个实施例,该方法包括步骤 (A6),其将所述低频功率测量与用于 CAD 的至少一个参考值进行比较,并且生成指示所述比较的结果的 CAD 风险信号 S_{CAD} 。CAD 风险可以在显示器上被示出、或被可听见地传输给医生。

[0104] 根据一个实施例,该方法包括以下步骤:

[0105] - 将滤波器应用到周期信号 S_p ,并且生成指示所述识别的周期的高频带的高频带信号 S_{HFB} ;

[0106] - 估计所述识别的周期的所述高频带中的特征;

[0107] - 基于所述周期的高频带中的估计特征来计算高频特征测量,并且生成指示所述

高频特征测量的高频特征测量信号 S_{HFF} ，以及将所述高频特征测量与用于 CAD 的另一特征参考值进行比较，并且依赖于所述比较，生成指示所述风险的组合的 CAD 风险信号 S'_{CAD} 。来自高频带的特征可以是不同类型的，诸如功率、功率比或复杂度。因此，可以实现甚至更明确的冠状动脉疾病诊断。

[0108] 根据另一个实施例，本发明涉及方法，该方法用于使用检测频率功率的系统来检测频率功率，用于对冠状动脉疾病 (CAD) 进行诊断。

[0109] 现将参考图 12 中的流程图描述该实施例。因此，该方法包括：

[0110] - 利用具有被放置在病人的胸部上的声学传感器的所述系统记录声学数据，并且生成指示所述数据的声学信号 S_A ；

[0111] - 识别所存储的声学数据的预先确定的时间周期中的心脏舒张或心脏收缩周期，并且生成指示所述识别的周期的周期信号 S_p ；

[0112] - 将至少一个滤波器应用到周期信号 S_p ，并且生成指示所述识别的周期的低频带的低频带信号 S_{LFB} ，以及生成指示所述识别的周期的高频带的高频带信号 S_{HFB} ；

[0113] - 估计所述识别的周期的所述低频带中的功率；

[0114] - 基于所述估计的功率来计算低频功率测量，并且生成指示所述低频功率测量的低频功率测量信号 S_{LFP} ；

[0115] - 基于所述周期的高频带中的估计特征来计算高频特征测量，并且生成指示所述高频特征测量的高频特征测量信号 S_{HFF} ，以及

[0116] - 将所述低频功率测量和所述高频功率测量相组合，并且将作为结果的组合的功率比值与用于 CAD 的另一特征参考值进行比较，以依赖于所述比较，生成指示所述风险的组合的 CAD 风险信号 S'_{CAD} 。

[0117] 记录的值可能受诸如 BMI、性别、年龄或疾病的组织阻尼因子影响。根据一个实施例，该方法包括针对至少一个组织阻尼因子对所述低频功率测量进行校正的步骤。先前已说明了这可以是如何做的。

[0118] 根据一个实施例，该方法包括将任何前述信号传输到外部单元用于进一步处理或保存的步骤。

[0119] 本发明还涉及计算机程序产品，其包括计算机程序指令，该计算机程序指令用于当数据程序指令在所述计算机系统上被执行时，指示系统或听诊器中的计算机系统根据前述的方法步骤执行步骤。本发明还包括计算机程序产品，其中，计算机程序指令被存储在计算机可读介质上。

[0120] 本发明并不限于上述优选实施例。可以使用各种替代、修改和等价物。因此，上面的实施例不应当被当作限制由所附权利要求限定的本发明的范围。

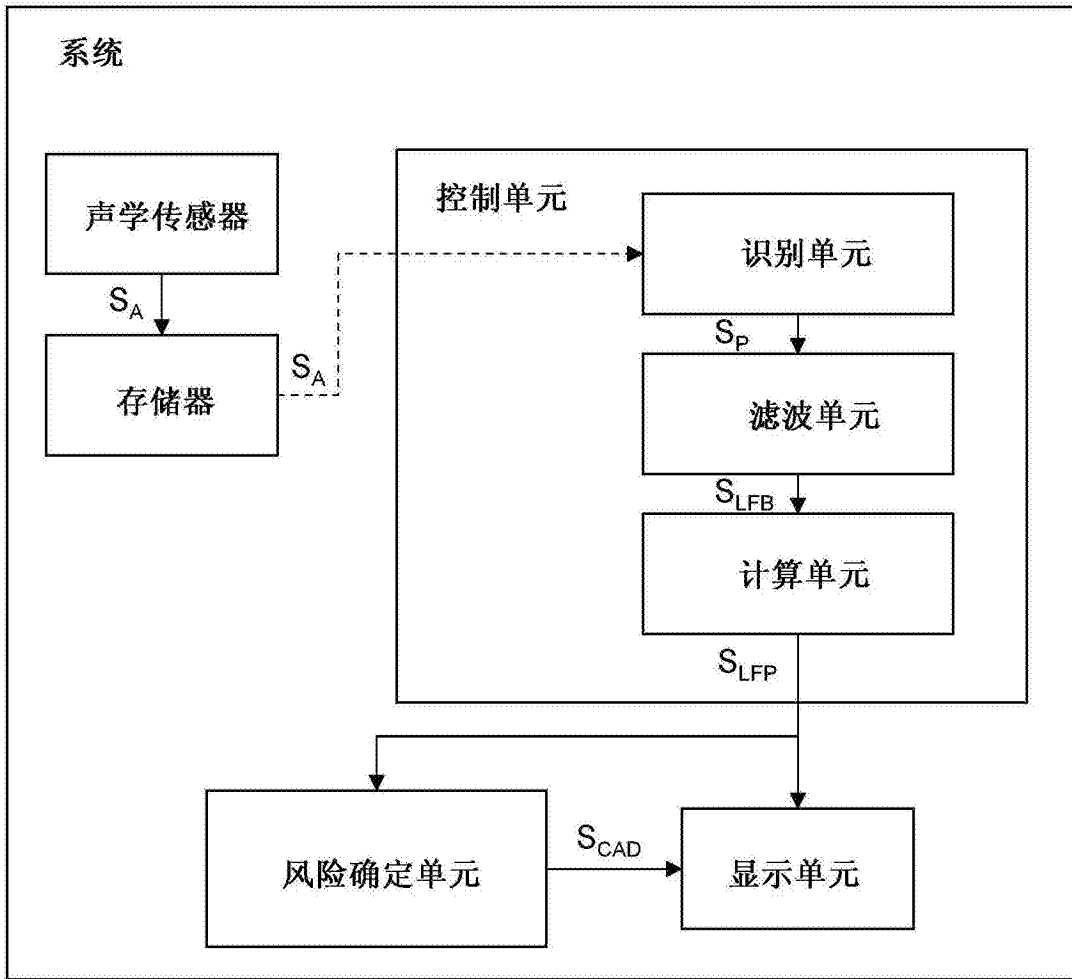


图 1

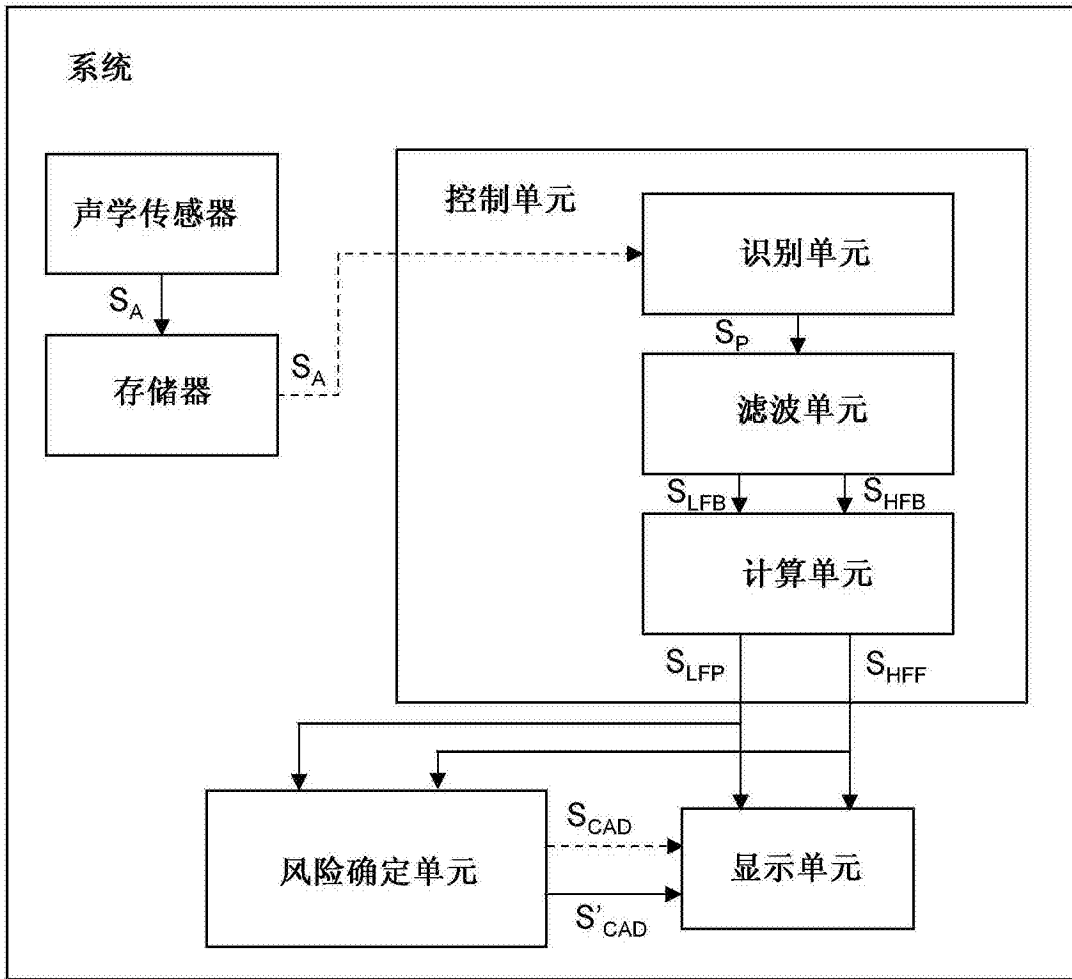


图 2

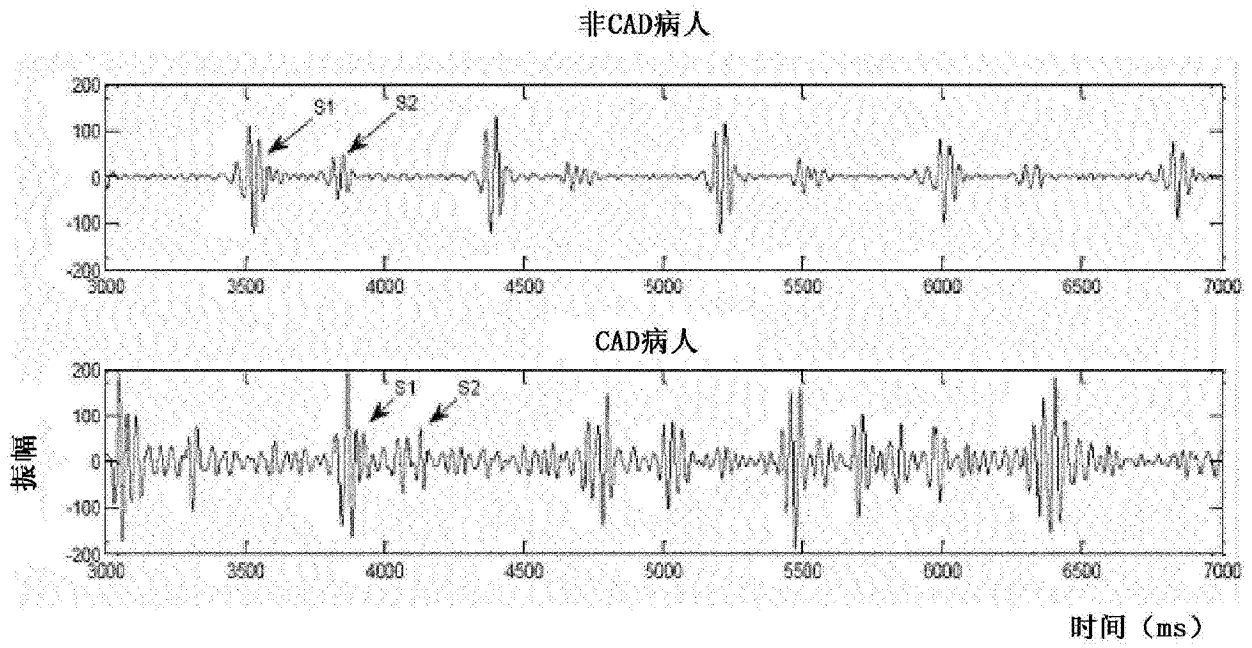


图 3

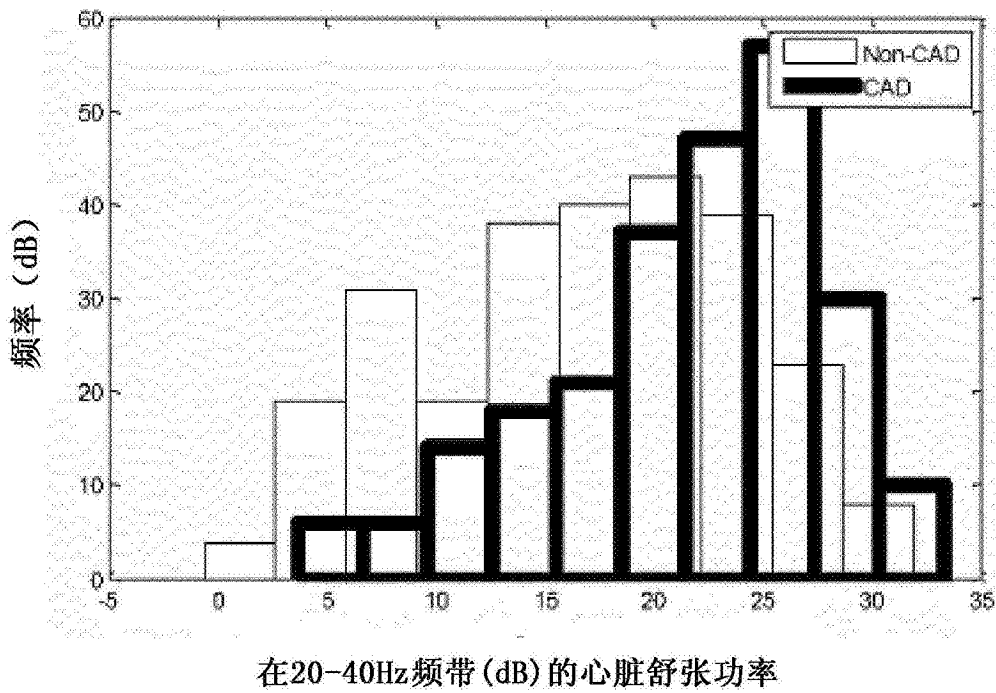


图 4

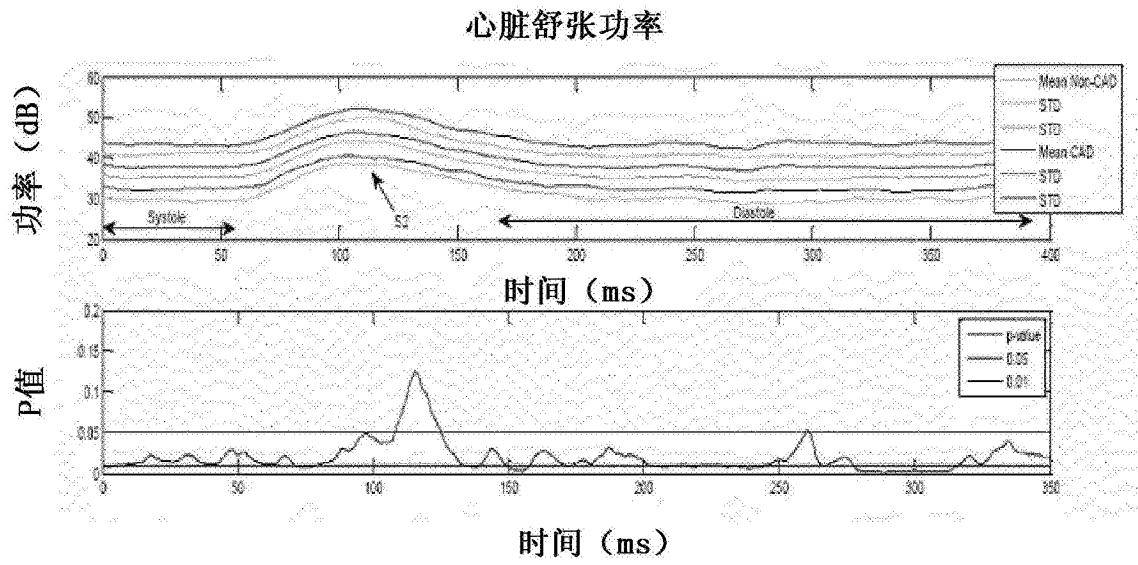


图 5

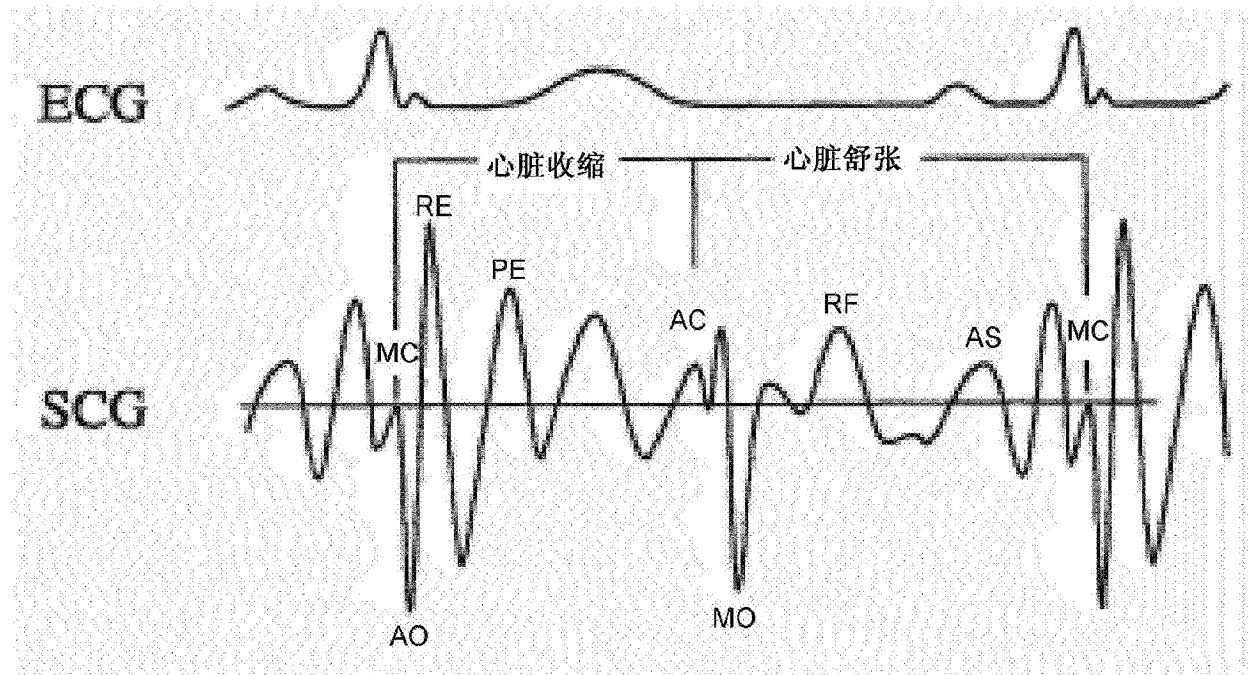
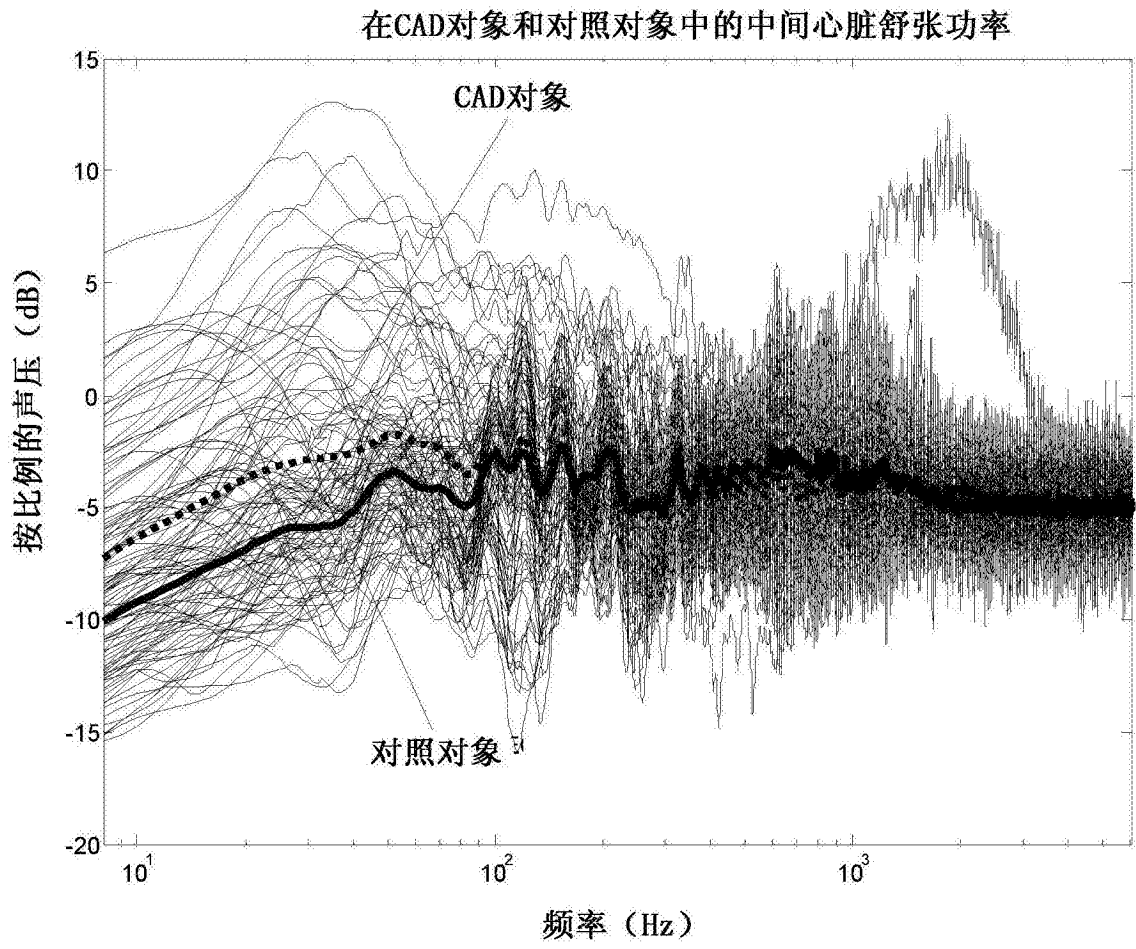


图 6



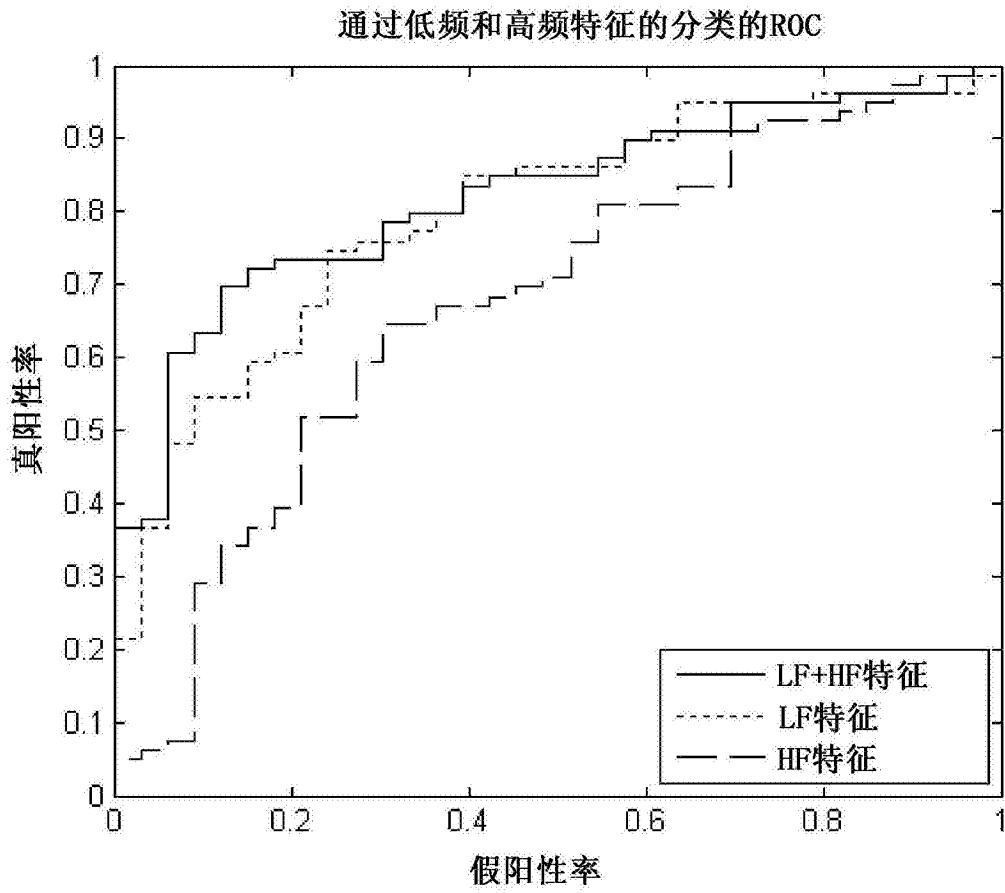


图 8

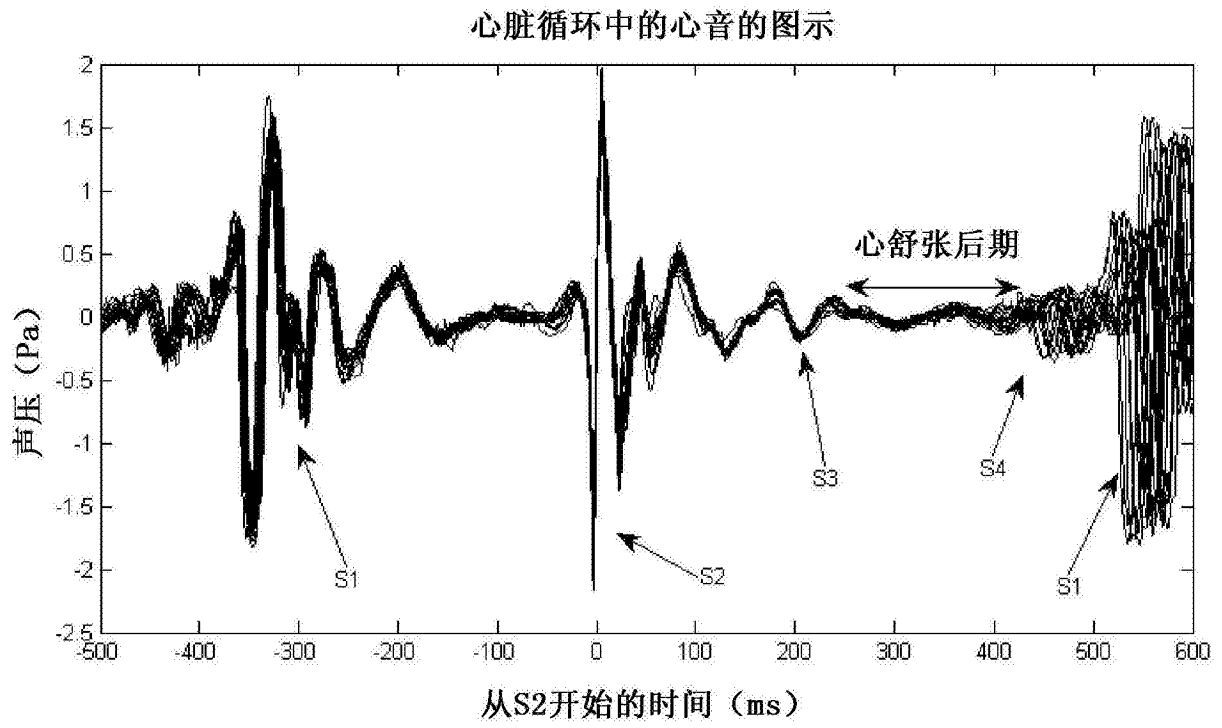


图 9

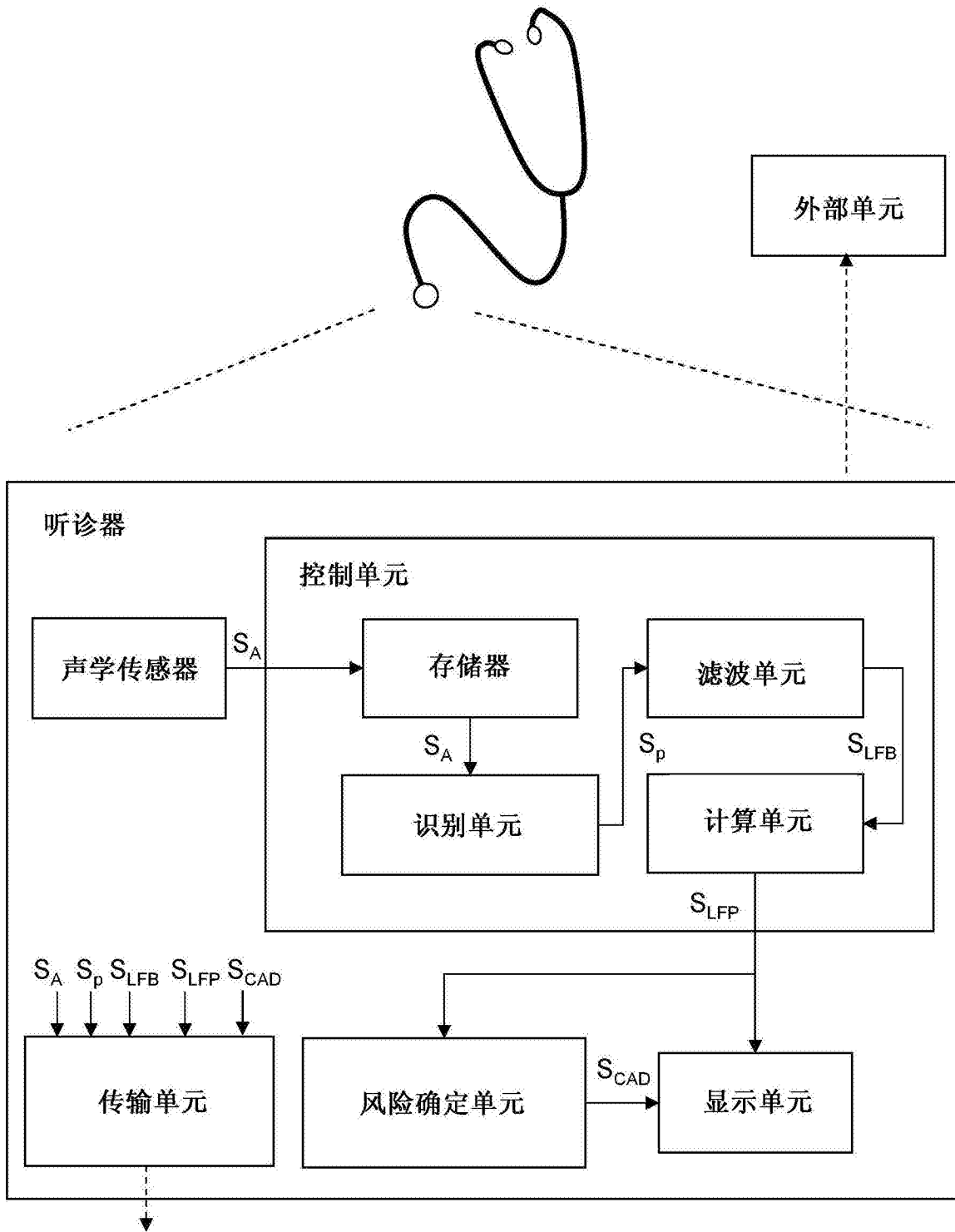


图 10

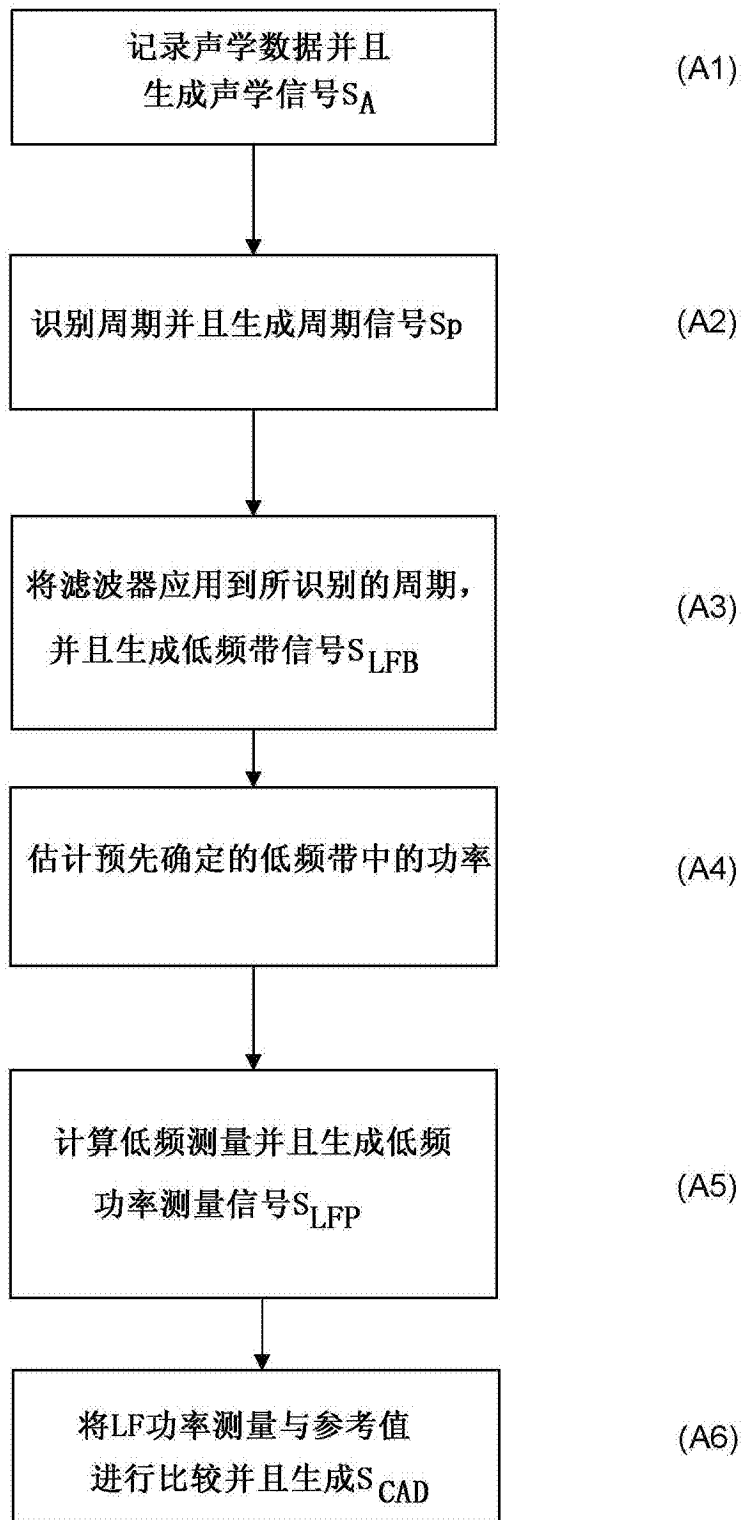


图 11

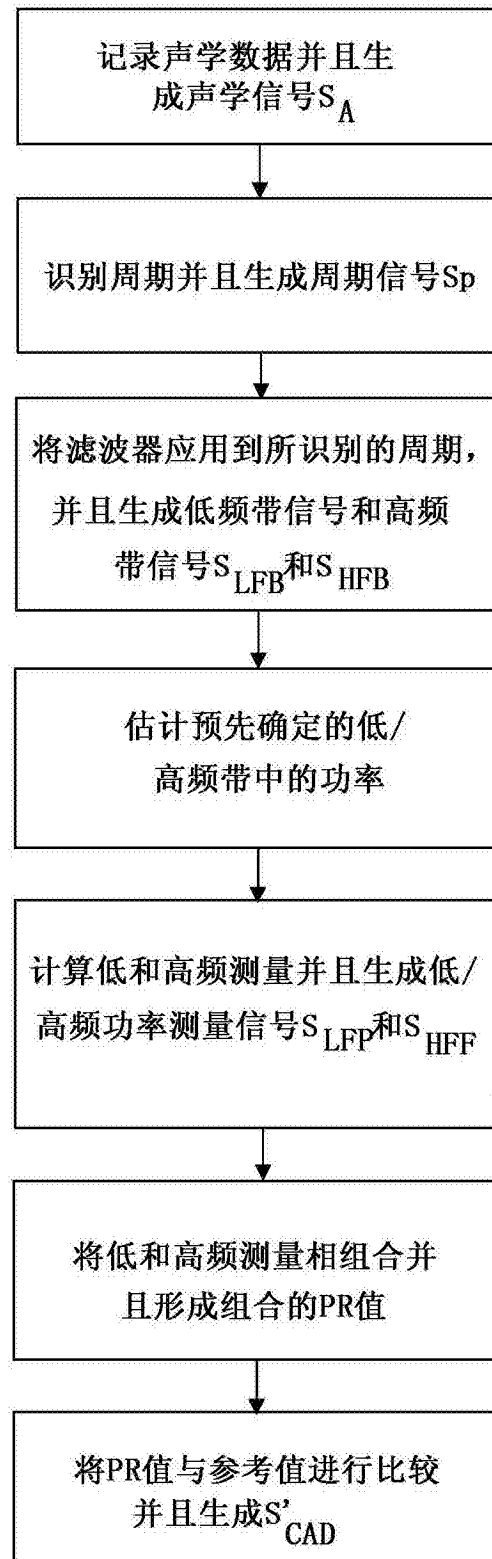


图 12