



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109222928 A

(43)申请公布日 2019.01.18

(21)申请号 201810876554.6

A61B 5/024(2006.01)

(22)申请日 2018.08.03

(71)申请人 深圳市大耳马科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区粤海街
道沙河西路2009号尚美科技大厦501

(72)发明人 叶飞

(74)专利代理机构 深圳瑞天谨诚知识产权代理
有限公司 44340

代理人 温青玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 7/04(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

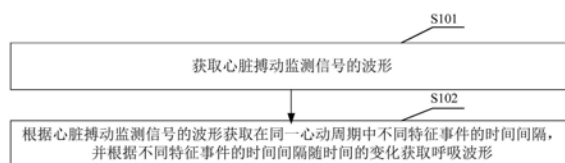
权利要求书3页 说明书7页 附图10页

(54)发明名称

呼吸信号的提取方法、装置、处理设备和系统

(57)摘要

本发明适用于医学领域,提供了一种呼吸信号的提取方法、装置、处理设备和系统。所述方法包括:获取心脏搏动监测信号的波形;根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。本发明可以防止部分场景下呼吸信号微弱或外界低频扰动而引起呼吸信号受影响甚至发生畸变,可以更准确的获取呼吸信号,而且通过本发明获取的呼吸波形的上升或下降能直接判断出呼气或吸气过程,且能更方便地将呼吸信号与心脏有关的参数结合进行临床分析计算,以满足更多的临床需求。



1. 一种呼吸信号的提取方法,其特征在于,所述方法包括:
获取心脏搏动监测信号的波形;
根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述心脏搏动监测信号为ECG信号或PPG信号。
3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述心脏搏动监测信号为BCG信号、PCG信号或SCG信号。
4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述心脏搏动监测信号通过振动传感器获得,所述振动传感器是加速度传感器、速度传感器、位移传感器、压力传感器、应变传感器、或者是以加速度、速度、压力或位移为基础将物理量等效性转换的传感器中的一种或多种。
5. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述振动传感器放置于平躺仰卧的人体背后的接触面、在预定倾斜角范围仰卧的人体背后的接触面、或可倚靠物体的倚卧人体背后的接触面。
6. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述获取心脏搏动监测信号的波形具体为:对所述振动传感器获得的原始振动信号进行滤波和缩放以生成心脏搏动监测信号波形。
7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,对原始振动信号进行滤波时,根据对滤波后信号特征的需求采用IIR滤波器、FIR滤波器、小波滤波器、零相位双向滤波器、多项式拟合平滑滤波器中的一种或多种组合,对原始振动信号进行滤波去噪。
8. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,在对原始振动信号进行滤波时,还包括:
判断原始振动信号是否携带工频干扰信号,如果有,则通过工频陷波器滤除工频噪声。
9. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形具体为:
基于一路心脏搏动监测信号,根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形;或者,
基于两路心脏搏动监测信号,根据两路心脏搏动监测信号的同步波形获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形;或者,
基于多路心脏搏动监测信号,选择优质的两路心脏搏动监测信号进行同步,以优质的两路心脏搏动监测信号为依据,根据两路心脏搏动监测信号的同步波形获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。
10. 如权利要求9所述的方法,其特征在于,所述基于一路心脏搏动监测信号,根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形具体为:
基于一路心脏搏动监测信号,根据心脏搏动监测信号的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,或者根据心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形在同一心动周

期中的任意两种不同特征峰/谷获取所述任意两种不同特征事件的时间间隔,并根据所述任意两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

11. 如权利要求10所述的方法,其特征在于,所述根据心脏搏动监测信号的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,或者根据心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷获取所述任意两种不同特征事件的时间间隔具体为:

基于心脏搏动监测信号的波形或者心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形检测出波形在同一心动周期中的所有选定的任意两种不同特征峰/谷,计算出相邻的所述选定的任意两种不同特征峰/谷之间的时间间隔,将所述时间间隔作为所述选定的任意两种不同特征峰/谷对应的不同特征事件的时间间隔。

12. 如权利要求9所述的方法,其特征在于,所述根据两路心脏搏动监测信号的同步波形获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形具体为:

根据两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,或者根据两路心脏搏动监测信号的同步波形进行变换后的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的所述任意两种不同特征事件的时间间隔,并根据所述任意两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

13. 如权利要求12所述的方法,其特征在于,所述根据两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,或者根据两路心脏搏动监测信号的同步波形进行变换后的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的所述任意两种不同特征事件的时间间隔具体为:

基于两路心脏搏动监测信号的同步波形或者心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形检测出波形在同一心动周期中的所有选定的任意两种不同特征峰/谷,计算出分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的相邻的所述选定的任意两种不同特征峰/谷之间的时间间隔,将所述时间间隔作为所述选定的任意两种不同特征峰/谷对应的不同特征事件的时间间隔。

14. 如权利要求10或12所述的方法,其特征在于,所述心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形是:所述心脏搏动监测信号的波形经不影响其时域信号上各不同特征事件的时间间隔的分布特征的变换方式的波形。

15. 如权利要求14所述的方法,其特征在于,所述不影响其时域信号上各不同特征事件的时间间隔的分布特征的变换方式是积分变换或微分变换。

16. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形是:基于两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化,采用线性插值、三次样条拟合或多项式拟合方式提取的呼吸波形。

17. 一种呼吸信号的提取装置,其特征在于,所述提取装置包括:

获取模块,用于获取心脏搏动监测信号的波形;和

呼吸波形获取模块,用于根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中两种不

同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

18.一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至16任一项所述的呼吸信号的提取方法的步骤。

19.一种呼吸信号的提取处理设备,包括:

一个或多个处理器;

存储器;以及

一个或多个计算机程序,其中所述一个或多个计算机程序被存储在所述存储器中,并且被配置成由所述一个或多个处理器执行,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至16任一项所述的呼吸信号的提取方法的步骤。

20.一种呼吸信号的提取系统,其特征在于,所述提取系统包括:

生成模块,被配置为用于生成心脏搏动监测信号的波形;和

与所述生成模块连接的,如权利要求19所述的呼吸信号的提取处理设备。

呼吸信号的提取方法、装置、处理设备和系统

技术领域

[0001] 本发明属于医学领域,尤其涉及一种呼吸信号的提取方法、装置、处理设备和系统。

背景技术

[0002] 传感器可以感应并采集机体的振动数据信号,传感器所采集到的原始振动信号通常包含了机体心脏搏动信号、呼吸信号、环境微振动信号、机体体动引起的干扰信号、电路自身噪音信号等。如果从原始振动信号中获取呼吸信号,需要对原始振动信号进行预处理(如滤波等)来捕获呼吸波形。

[0003] 由于传感器敏感的是振动位移变化引起的压力变化,机体呼气 and 吸气过程引起压力变化与传感器的测量位置相关,不同位置可能得到的呼吸波形具差异性,从而难以从呼吸波形中判断呼气 and 吸气的波段。另外,某些场景下呼吸波形可能非常微弱或者受外界低频扰动影响而发生畸变。

[0004] 因此,利用上述方式获取呼吸波形,一方面难以判断实际呼气 and 吸气过程,另一方面,在某些临床场景,例如需要计算呼气 and 吸气时间比,需要分析呼气 and 吸气时间的心冲击图特征,需要分析呼气 and 吸气时间的的心脏收缩时间特征情况时,难以满足实际的分析计算需求。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种呼吸信号的提取方法、装置、计算机可读存储介质、处理设备和系统,旨在解决现有技术获取呼吸波形的方法难以判断实际呼气 and 吸气过程,某些场景下呼吸波形可能非常微弱或者受外界低频扰动影响而发生畸变的问题。

[0006] 第一方面,本发明提供了一种呼吸信号的提取方法,所述方法包括:

[0007] 获取心脏搏动监测信号的波形;

[0008] 根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

[0009] 第二方面,本发明提供了一种呼吸信号的提取装置,所述提取装置包括:

[0010] 获取模块,用于获取心脏搏动监测信号的波形;和

[0011] 呼吸波形获取模块,用于根据心脏搏动监测信号的波形获取两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

[0012] 第三方面,本发明提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上述的呼吸信号的提取方法的步骤。

[0013] 第四方面,本发明提供了一种呼吸信号的提取处理设备,包括:

[0014] 一个或多个处理器;

[0015] 存储器;以及

[0016] 一个或多个计算机程序,其中所述一个或多个计算机程序被存储在所述存储器中,并且被配置成由所述一个或多个处理器执行,所述处理器执行所述计算机程序时实现如上述的呼吸信号的提取方法的步骤。

[0017] 第五方面,本发明提供了一种呼吸信号的提取系统,所述提取系统包括:

[0018] 生成模块,被配置为用于生成心脏搏动监测信号的波形;和

[0019] 与生成模块连接的,如上述的呼吸信号的提取处理设备。

[0020] 在本发明中,由于获取心脏搏动监测信号的波形,然后根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。因此可以防止部分场景下呼吸信号微弱或外界低频扰动而引起呼吸信号受影响甚至发生畸变,本发明可以更准确的获取呼吸信号,而且通过本发明获取的呼吸波形的上升或下降能直接判断出呼气或吸气过程,且能更方便地将呼吸信号与心脏有关的参数结合进行临床分析计算,以满足更多的临床需求。

附图说明

[0021] 图1是本发明实施例一提供的呼吸信号的提取方法的流程图。

[0022] 图2所示为原始振动信号的示意图。

[0023] 图3所示为根据原始振动信号生成BCG信号的时域波形的示意图。

[0024] 图4所示为根据BCG信号的波形的特征峰获取不同特征事件的时间间隔的示意图。

[0025] 图5所示为根据BCG信号的波形的特征峰获取不同特征事件的时间间隔,并根据不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形的示意图。

[0026] 图6所示为根据原始振动信号生成BCG信号的时域波形,BCG信号经二阶微分变换得到的波形的示意图。

[0027] 图7所示为基于三次样条拟合提取得到呼吸波形的示意图。

[0028] 图8所示为根据两路原始振动信号生成BCG信号的时域波形的示意图。

[0029] 图9所示为根据两路BCG信号的波形的特征峰获取不同特征事件的时间间隔,并根据不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形的示意图。

[0030] 图10是本发明实施例二提供的呼吸信号的提取装置的功能模块框图。

[0031] 图11是本发明实施例四提供的呼吸信号的提取处理设备的具体结构框图。

[0032] 图12是本发明实施例五提供的呼吸信号的提取系统的具体结构框图。

具体实施方式

[0033] 为了使本发明的目的、技术方案及有益效果更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0034] 为了说明本发明所述的技术方案,下面通过具体实施例来进行说明。

[0035] 实施例一:

[0036] 请参阅图1,本发明实施例一提供的呼吸信号的提取方法包括以下步骤:需注意的是,若有实质上相同的结果,本发明的呼吸信号的提取方法并不以图1所示的流程顺序为限。

[0037] S101、获取心脏搏动监测信号的波形。

[0038] 在本发明实施例一中,心脏搏动监测信号可以是心冲击图(Ballistocardiogram,BCG)信号、心电图(Electrocardiogram,ECG)信号、心音图(Phonocardiogram,PCG)信号、心震图(Seismocardiogram,SCG)信号、光电容积脉搏波(Photoplethysmograph,PPG)等。

[0039] 当心脏搏动监测信号为BCG信号、PCG信号或SCG信号时,所述心脏搏动监测信号通过振动传感器获得。当心脏搏动监测信号为ECG信号时,所述心脏搏动监测信号通过心电图机获得;当心脏搏动监测信号为PPG信号时,所述心脏搏动监测信号通过PPG信号采集器获得。

[0040] 在本发明实施例一中,振动传感器可以是加速度传感器、速度传感器、位移传感器、压力传感器、应变传感器、或者是以加速度、速度、压力、或位移为基础将物理量等效性转换的传感器(例如静电荷敏感传感器、充气式微动传感器、雷达传感器等)中的一种或多种。其中,应变传感器可以是光纤应变传感器。

[0041] 振动传感器可以放置于平躺仰卧的人体背后的接触面、在预定倾斜角范围仰卧的人体背后的接触面、轮椅或其它可倚靠物体的倚卧人体背后的接触面等。

[0042] 机体可以是进行生命体征信号监测的生命体。例如医院患者、被看护人员(例如年老者、被监禁者等)等。一般地,为保证所采集原始振动信号的质量,所述机体需要在安静的状态下进行测量。

[0043] 当所述心脏搏动监测信号是通过振动传感器获得时,S101具体可以为:对所述振动传感器获得的原始振动信号(如图2所示)进行滤波和缩放以生成心脏搏动监测信号波形(例如图3所示的BCG信号的时域波形)。

[0044] 对原始振动信号进行滤波时,可根据对滤波后信号特征的需求采用IIR滤波器、FIR滤波器、小波滤波器、零相位双向滤波器、多项式拟合平滑滤波器等中的一种或多种组合,对原始振动信号进行滤波去噪。

[0045] 在对原始振动信号进行滤波时,还可以包括以下步骤:

[0046] 判断原始振动信号是否携带工频干扰信号,如果有,则通过工频陷波器滤除工频噪声。

[0047] S102、根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

[0048] 下面以心脏搏动监测信号为BCG信号为例来对S102作进一步的阐述。当心脏搏动监测信号为ECG信号、PCG信号、SCG信号、PPG信号时,所述根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形均是采用跟BCG信号类似的原理,信号波形雷同,在此不再赘述。

[0049] BCG信号的波形包含的心动周期特征事件信息量非常丰富,包括最具代表性的“J”峰、“J”峰左右侧的“I”谷和“K”谷、对应于心脏收缩期的特征峰谷群(MC、AVO等)、对应于心脏舒张期的特征峰谷群(AVC、MO等)、以及其他特征明显的峰谷。

[0050] 从心肺耦合机理可知,心血管循环系统与呼吸系统之间内在的协调机制相互作用。心肺耦合分析能反应心肺系统之间的作用关系和耦合强度。因此,受心肺耦合作用影响,BCG信号中隐含着与呼吸有关的信号,通过BCG信号可以获取机体呼吸信号,可以更好的

满足实际临床需求,具有更重要的临床分析意义。

[0051] 在本发明实施例一中,通过从BCG信号的波形上确定“J”峰、“I”谷、“K”谷、MC、AVO、AVC、MO等特征点,然后选用不同特征事件的时间间隔来获取呼吸波形,例如,J-K特征的时间间隔、J-I特征的时间间隔、AVO-J特征的时间间隔、AVO-K特征的时间间隔、AVO-I特征的时间间隔、AVO-MC特征的时间间隔、AVO-AVC特征的时间间隔、AVO-MO特征的时间间隔等中的任意一种。在本发明实施例一中,所述BCG信号的波形上确定的“J”峰、“I”谷、“K”谷、MC、AVO、AVC、MO等特征的任意组合的时间间隔均可反推得到呼吸波形。

[0052] 在本发明实施例一中,S102具体可以为:

[0053] 基于一路心脏搏动监测信号,根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形;或者,

[0054] 基于两路心脏搏动监测信号,根据两路心脏搏动监测信号的同步波形获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形;或者,

[0055] 基于多路心脏搏动监测信号,选择优质的两路心脏搏动监测信号进行同步,以优质的两路心脏搏动监测信号为依据,根据两路心脏搏动监测信号的同步波形获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

[0056] 其中,基于两路心脏搏动监测信号时,两路心脏搏动监测信号可以包括基于左肩的心脏搏动监测信号和基于右肩的心脏搏动监测信号。基于多路心脏搏动监测信号时,多路心脏搏动监测信号可以包括基于左肩的心脏搏动监测信号、基于右肩的心脏搏动监测信号和基于身体的其他部位的心脏搏动监测信号。

[0057] 在本发明实施例一中,所述基于一路心脏搏动监测信号,根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形具体可以为:

[0058] 基于一路心脏搏动监测信号,根据心脏搏动监测信号的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,或者根据心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷获取所述任意两种不同特征事件的时间间隔,并根据所述任意两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

[0059] 其中,心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形可以是:心脏搏动监测信号的波形经积分变换、微分变换(例如二阶微分变换)等不影响其时域信号上各不同特征事件的时间间隔的分布特征的变换方式的波形。

[0060] 根据在同一心动周期中所述任意两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形可以是:基于所述任意两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化,采用线性插值、三次样条拟合、多项式拟合等方式提取呼吸波形。

[0061] 根据心脏搏动监测信号的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,或者根据心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷获取所述任意两种不同特征事件的时间间隔具体可以为:

[0062] 基于心脏搏动监测信号的波形或者心脏搏动监测信号的波形进行变换后的波形

检测出波形在同一心动周期中的所有选定的任意两种不同特征峰/谷,计算出相邻的所述选定的任意两种不同特征峰/谷之间的时间间隔,将所述时间间隔作为所述选定的任意两种不同特征峰/谷对应的不同特征事件的时间间隔。

[0063] 在本发明实施例一中,所述根据两路心脏搏动监测信号的同步波形获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形具体可以为:

[0064] 根据两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,或者根据两路心脏搏动监测信号的同步波形进行变换后的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的所述任意两种不同特征事件的时间间隔,并根据所述任意两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

[0065] 所述根据两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,或者根据两路心脏搏动监测信号的同步波形进行变换后的波形在同一心动周期中的任意两种不同特征峰/谷,获取分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形在同一心动周期中的所述任意两种不同特征事件的时间间隔具体可以为:

[0066] 基于两路心脏搏动监测信号的同步波形或者心脏搏动监测信号的同步波形进行变换后的波形检测出波形在同一心动周期中的所有选定的任意两种不同特征峰/谷,计算出分别位于两路心脏搏动监测信号的同步波形中的相邻的所述选定的任意两种不同特征峰/谷之间的时间间隔,将所述时间间隔作为所述选定的任意两种不同特征峰/谷对应的不同特征事件的时间间隔。

[0067] 如图4所示,基于BCG信号的波形检测出各个“J”峰和其跟随的“K”谷,计算出各相邻的“J”峰与“K”谷之间的时间间隔,即“J-K”时间间隔,即两种不同特征事件的时间间隔。此时发现随着呼吸和吸气过程变化,“J-K”时间间隔也会发生相应变化。此时选取的特征事件“J”峰和“K”谷为同一个心动周期内的特征事件。这里的同一个心动周期并非特指生理意义上的心脏搏动从收缩到舒张过程的依照严格的生理事件时间顺序上的心动周期,而是泛指能够划分心拍间期的两个相同特征峰/谷之间的心动周期。例如相邻的两个“J”峰之间的一个心动周期,相邻的两个“K”谷之间的一个心动周期。这里选取的“J”峰和“K”谷,既符合泛指的心拍间宽所对应的心动周期内事件,实际上也能够从属于心脏搏动生理意义上心动周期内事件。

[0068] 如图5所示,将各“J”峰所在时刻作为横坐标,“J-K”时间间隔作为纵坐标,绘制随时间变化的“J-K”时间间隔变化。受心肺耦合作用的影响,“J-K”时间间隔随着呼吸和吸气过程也呈现“高低起伏”的轮廓。基于该时序波形,可以提供诸如线性插值、三次样条拟合、多项式拟合等方式提取呼吸波形。图7所示为基于三次样条拟合提取得到的呼吸波形。与原始振动信号的呼吸轮廓相比,所提取的呼吸波形的频率基本一致,可以计算基本参数呼吸频率,且根据心肺耦合影响,可以判断波形往高/低处走与呼吸和吸气过程的对应关系,可以基于此做更多需要拆解呼吸和吸气阶段信号的计算分析。这里选择的两种不同特征事件的时间间隔为“J-K”时间间隔,根据大量实验数据表明波形往低处走为吸气过程,波形往高处走为呼气过程。

[0069] 如图6所示,由上至下,第一路为包含呼吸包络的原始振动信号的波形,第二路为

提取的BCG信号波形,第三路为对BCG信号进行二阶微分获得的信号波形。将特征事件起点从BCG信号波形“J”峰切换至二阶微分信号波形“AVO”峰,即BCG信号波形“J”峰前面二阶微分信号波形的最大值峰点位置,此时计算出各“AVO”峰与“K”谷的间宽即“AVO-K”时间间隔。同样地随着呼气和吸气过程变化,“AVO-K”时间间隔也会发生相应变化。

[0070] 如图7所示,将各“AVO”峰所在时刻作为横坐标,“AVO-K”时间间隔作为纵坐标,绘制随时间变化的“AVO-K”时间间隔变化。受心肺耦合作用的影响,“AVO-K”时间间隔随着呼气和吸气过程也呈现“高低起伏”的轮廓。基于该时序波形,可以提供诸如线性插值、三次样条拟合、多项式拟合等方式提取呼吸波形。图7所示为基于三次样条拟合提取得到的呼吸波形。同样地,与原始振动信号的呼吸轮廓相比,所提取的呼吸波形的频率基本一致,可以计算基本参数呼吸频率,且根据心肺耦合影响,可以判断波形往高/低处走与呼气和吸气过程的对应关系,可以基于此做更多需要拆解呼气和吸气阶段信号的计算分析。这里选择的两种不同特征事件的时间间隔为“AVO-K”时间间隔,根据大量实验数据表明波形往低处走为吸气过程,波形往高处走为呼气过程。

[0071] 图8所示,第一路为包含呼吸包络的原始振动信号的波形(实线为左肩信号,虚线为右肩信号),第二路为对BCG信号进行二阶微分获得的信号波形(实线为左肩信号,虚线为右肩信号)。特征事件起点仍然选择左肩二阶微分信号波形“AVO”峰,终点则从左肩BCG信号的“K”谷切换至右肩二阶微分信号波形与“AVC”关联的峰(不妨这里也定义为“AVC”峰),此时计算出各“AVO”峰与“AVC”峰的时间间隔,即“AVO-AVC”时间间隔。同样地随着呼气和吸气过程变化,“AVO-AVC”时间间隔也会发生相应变化。将各“AVO”峰所在时刻作为横坐标,“AVO-AVC”时间间隔作为纵坐标,绘制随时间变化的“AVO-AVC”时间间隔变化。受心肺耦合作用的影响,“AVO-AVC”时间间隔随着呼气和吸气过程也呈现“高低起伏”的轮廓。基于该时序波形,可以提供诸如线性插值、三次样条拟合、多项式拟合等方式提取呼吸波形。如图9所示为基于三次样条拟合提取得到的呼吸波形。同样地,与原始振动信号的呼吸轮廓相比,所提取的呼吸波形的频率基本一致,可以计算基本参数呼吸频率,且根据心肺耦合影响,可以判断波形往高/低处走与呼气和吸气过程的对应关系,可以基于此做更多需要拆解呼气和吸气阶段信号的计算分析。这里选择的两种不同特征事件的时间间隔为“AVO-AVC”时间间隔,根据大量实验数据表明波形往低处走为吸气过程,波形往高处走为呼气过程。除了本实施例所选择的“AVO”峰与“AVC”峰之外,可以根据实际信号特性择取合适的双路BCG信号的特征事件峰谷。

[0072] 实施例二:

[0073] 请参阅图10,本发明实施例二提供的呼吸信号的提取装置包括:

[0074] 获取模块21,用于获取心脏搏动监测信号的波形;

[0075] 呼吸波形获取模块22,用于根据心脏搏动监测信号的波形获取两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。

[0076] 本发明实施例二提供的呼吸信号的提取装置及本发明实施例一提供的呼吸信号的提取方法属于同一构思,其具体实现过程详见说明书全文,此处不再赘述。

[0077] 实施例三:

[0078] 本发明实施例三提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如本发明实施例一提供的呼吸信号的

提取方法的步骤。

[0079] 实施例四：

[0080] 如图11所示,本发明实施例四提供了一种呼吸信号的提取处理设备100,所述呼吸信号的提取处理设备100包括:一个或多个处理器101、存储器102、以及一个或多个计算机程序,其中所述处理器101和所述存储器102通过总线连接,所述一个或多个计算机程序被存储在所述存储器102中,并且被配置成由所述一个或多个处理器101执行,所述处理器101执行所述计算机程序时实现如本发明实施例一提供的所述呼吸信号的提取方法的步骤。

[0081] 实施例五：

[0082] 请参阅图12,本发明实施例五提供的呼吸信号的提取系统包括：

[0083] 生成模块11,被配置为用于生成心脏搏动监测信号的波形;和

[0084] 与生成模块连接的,如本发明实施例四提供的呼吸信号的提取处理设备100。

[0085] 在本发明实施例五中,当心脏搏动监测信号为BCG信号、PCG信号或SCG信号时,生成模块是振动传感器;当心脏搏动监测信号为ECG信号时,生成模块是心电图机;当心脏搏动监测信号为PPG信号时,生成模块是PPG信号采集器。

[0086] 在本发明中,由于获取心脏搏动监测信号的波形,然后根据心脏搏动监测信号的波形获取两种不同特征事件的时间间隔,并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。因此可以防止部分场景下呼吸信号微弱或外界低频扰动而引起呼吸信号受影响甚至发生畸变,本发明可以更准确的获取呼吸信号,而且通过本发明获取的呼吸波形的上升或下降能直接判断出呼气或吸气过程,且能更方便地将呼吸信号与心脏有关的参数结合进行临床分析计算,以满足更多的临床需求。

[0087] 本领域普通技术人员可以理解上述实施例的各种方法中的全部或部分步骤是可以通程序来指令相关的硬件来完成,该程序可以存储于一计算机可读存储介质中,存储介质可以包括:只读存储器(ROM,Read Only Memory)、随机存取记忆体(RAM,Random Access Memory)、磁盘或光盘等。

[0088] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

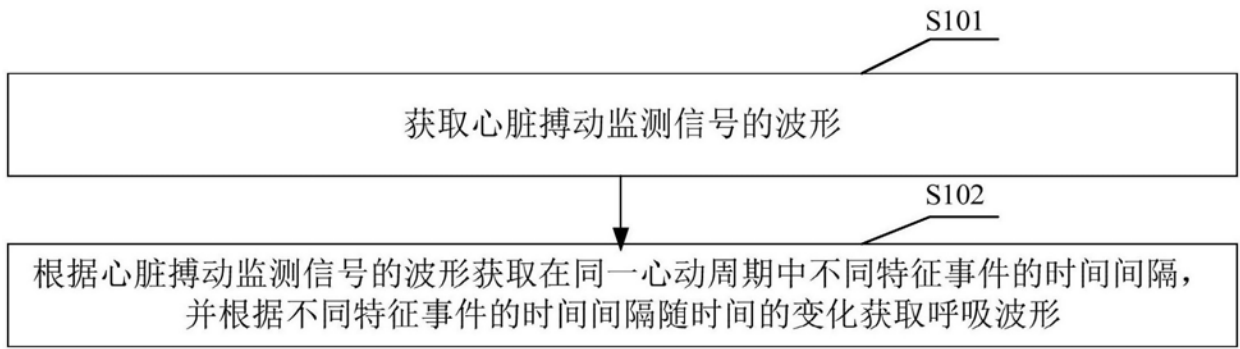
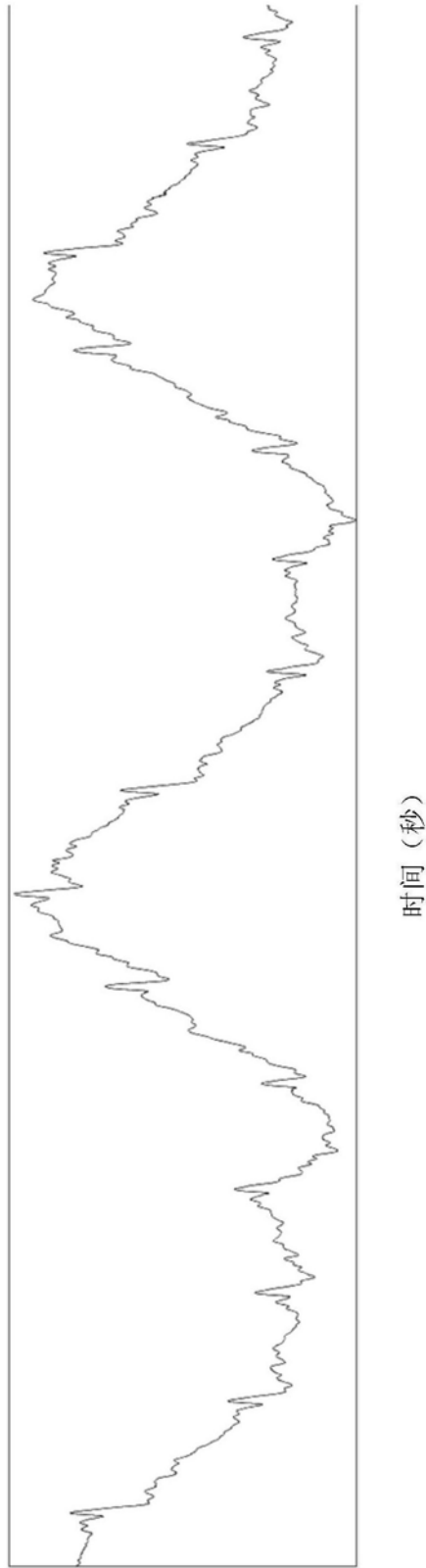
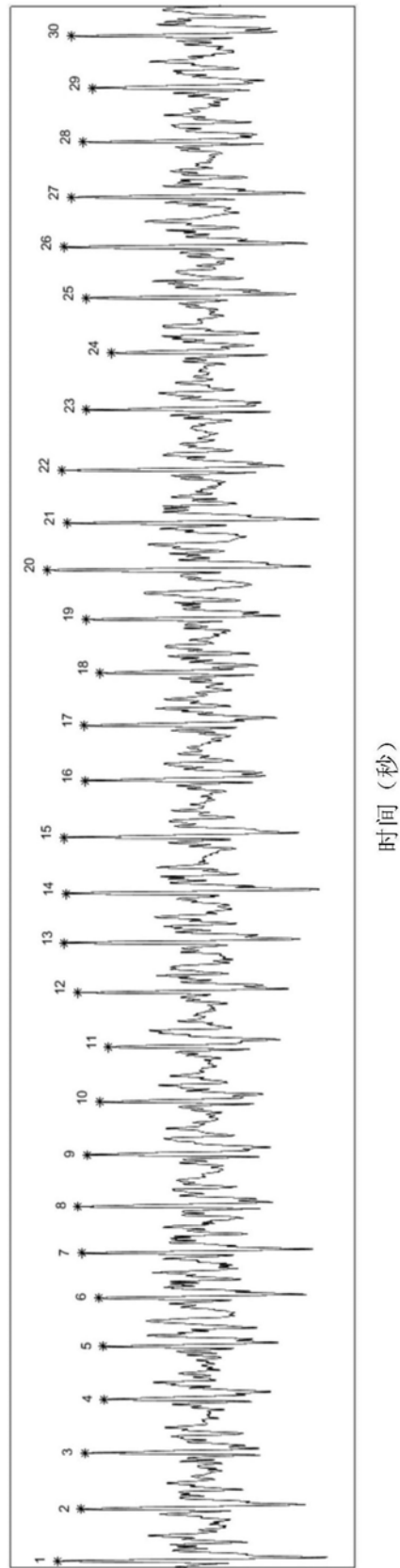


图1



原始振动信号

图2



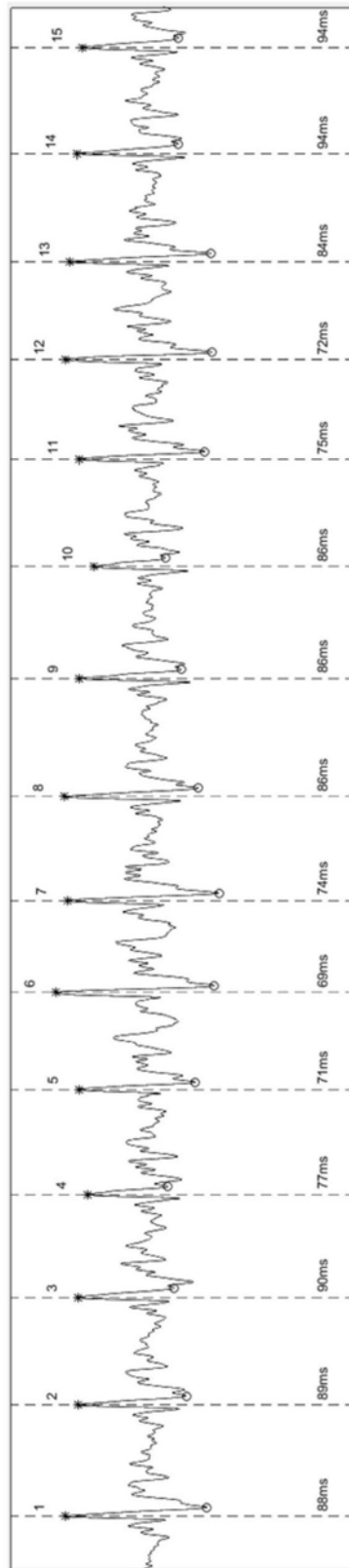
B C G 信号的时域波形

图3



原始振动信号

时间 (秒)



B C G 信号的时域波

时间 (秒)

图4

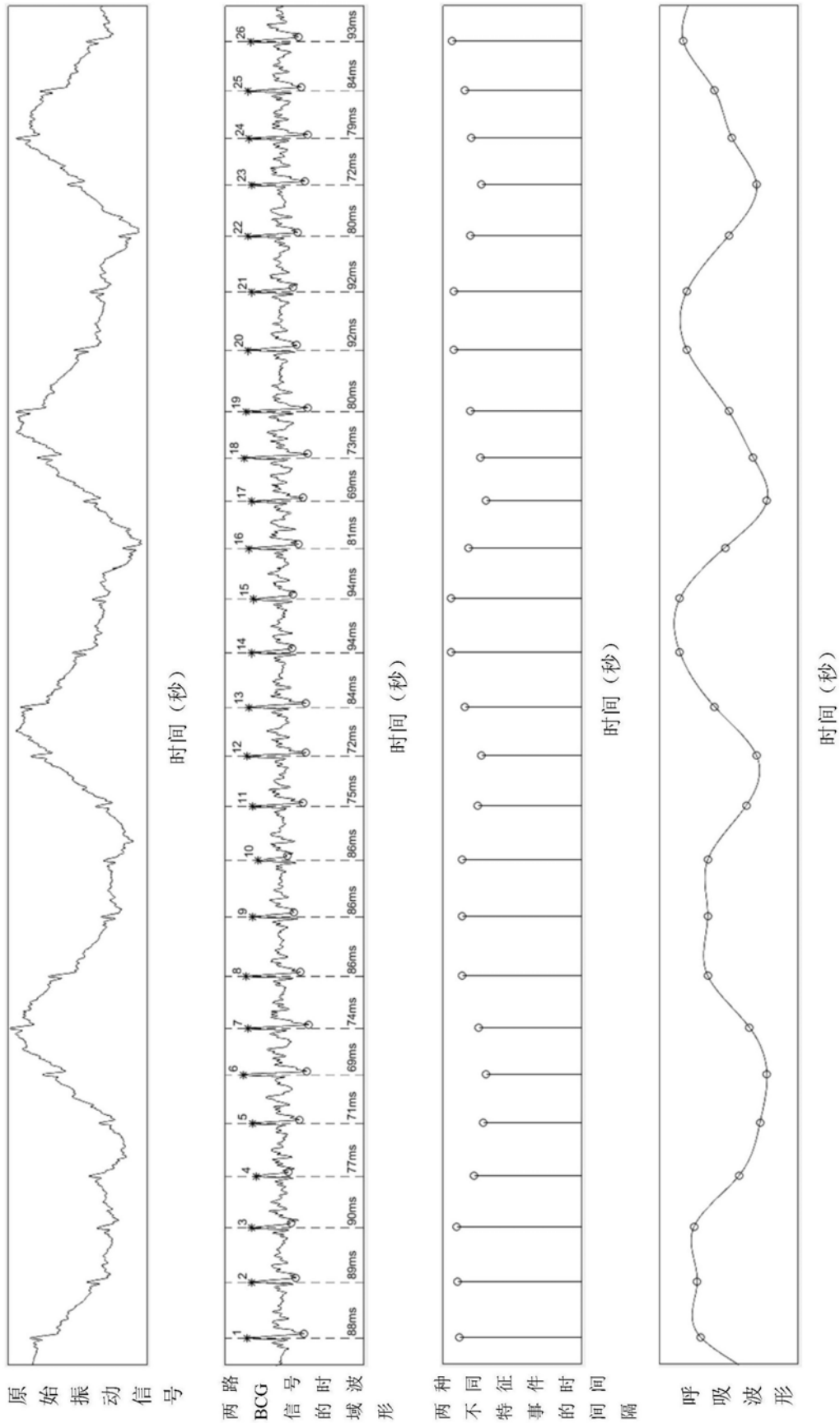


图5

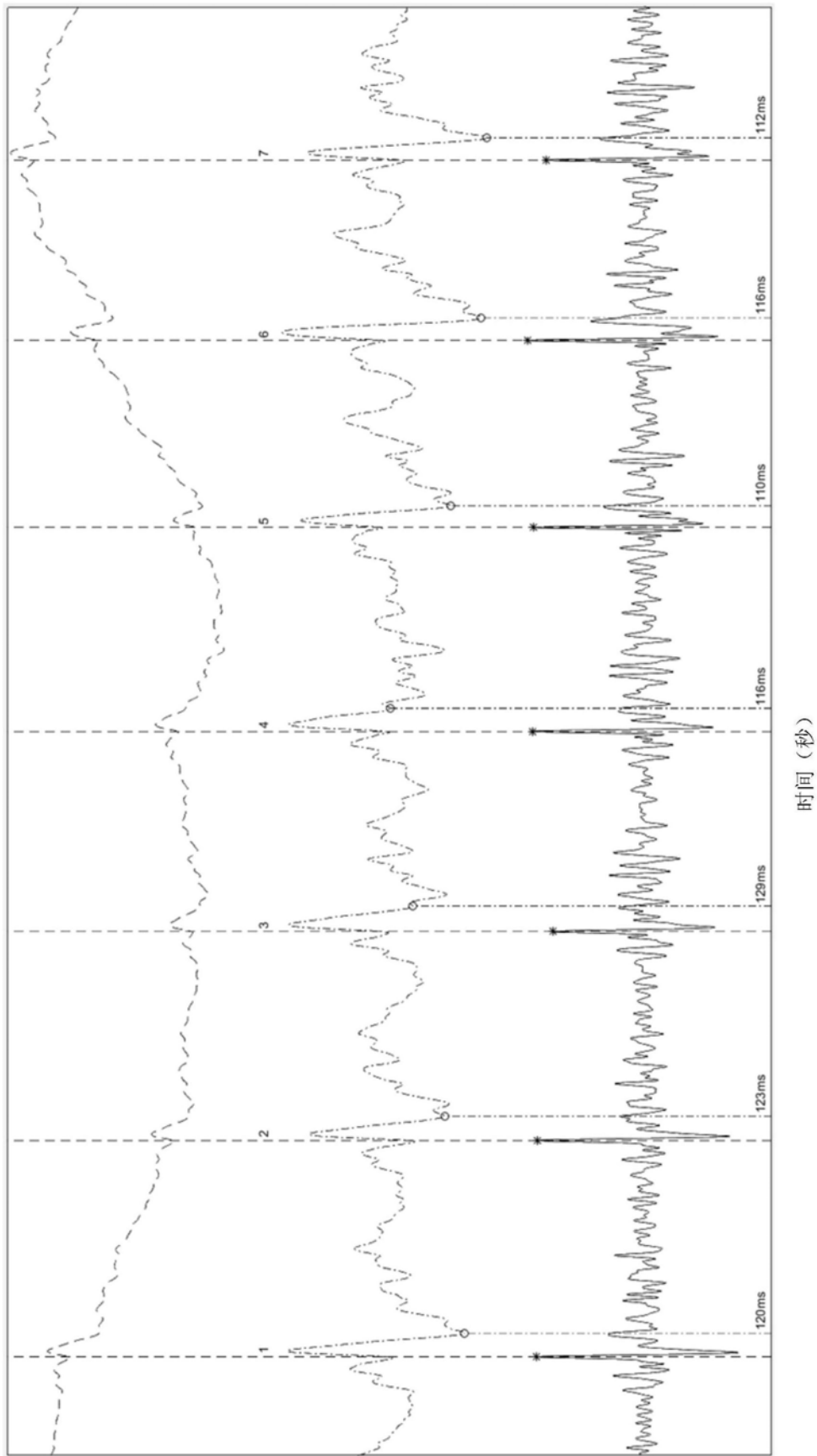
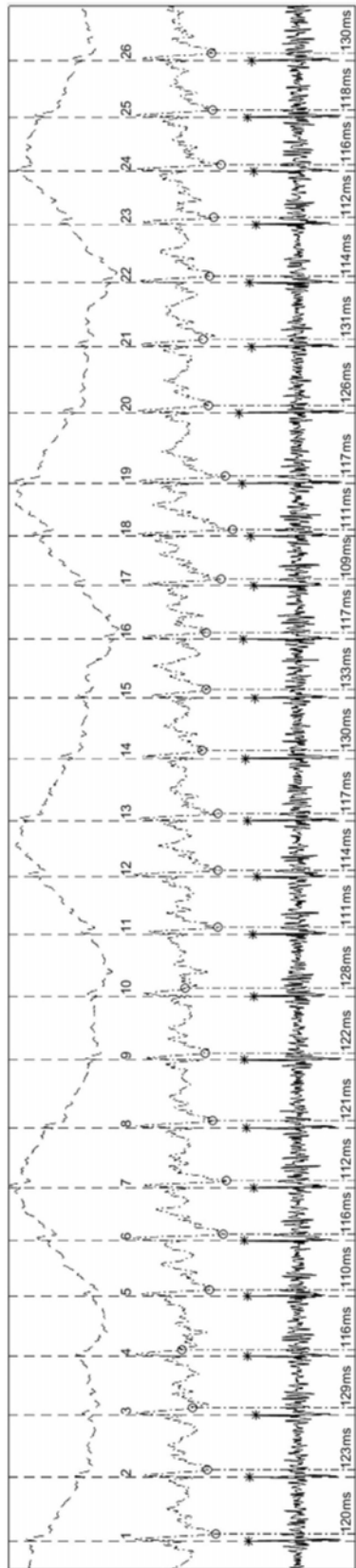
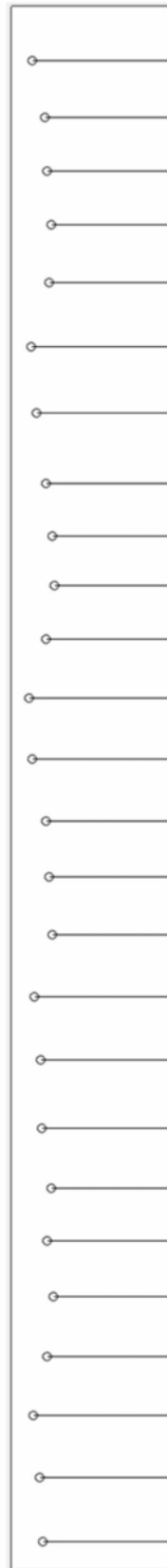


图6



时间 (秒)

两种不同特征事件的时间间隔



时间 (秒)



时间 (秒)

呼吸波形

图7

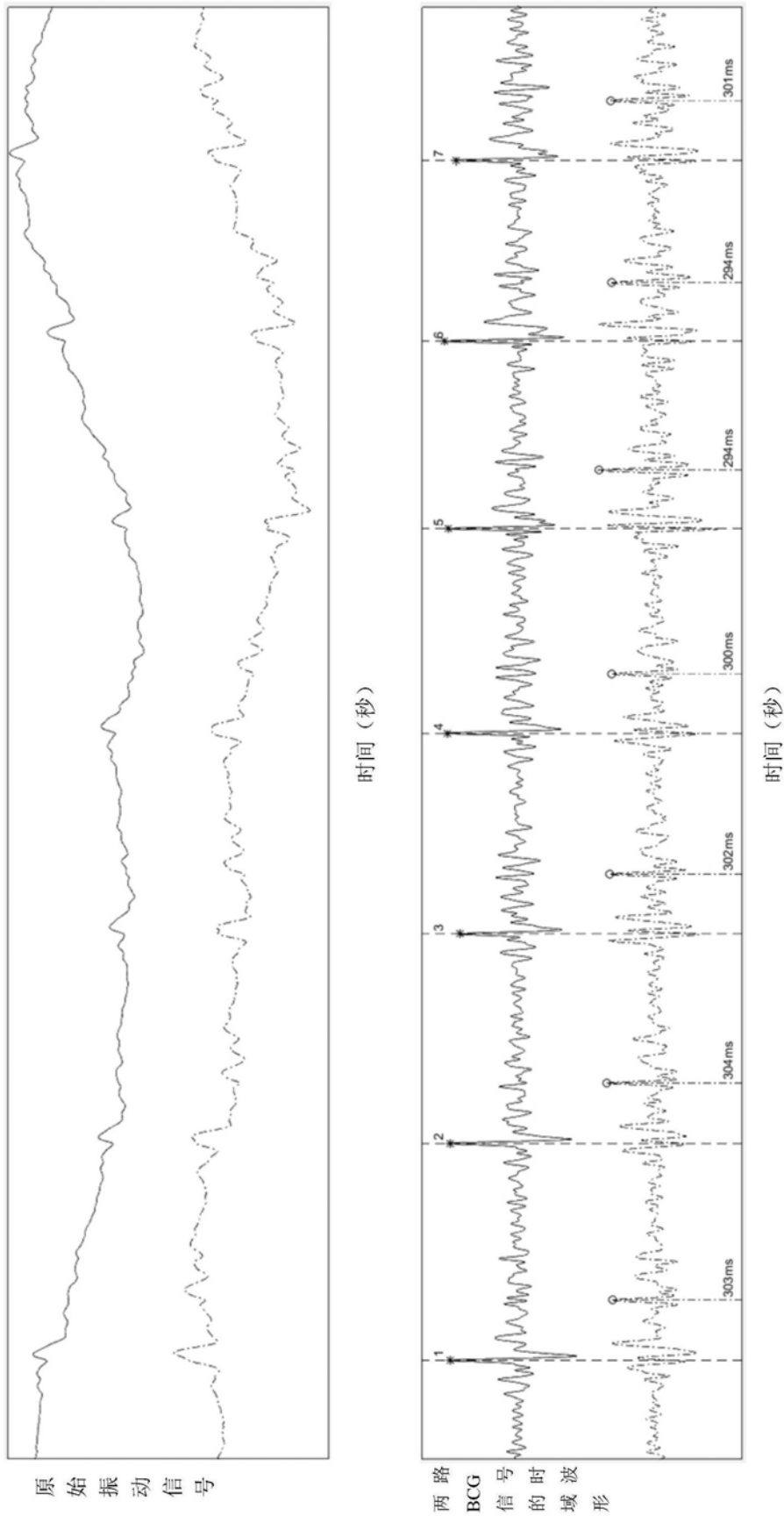


图8

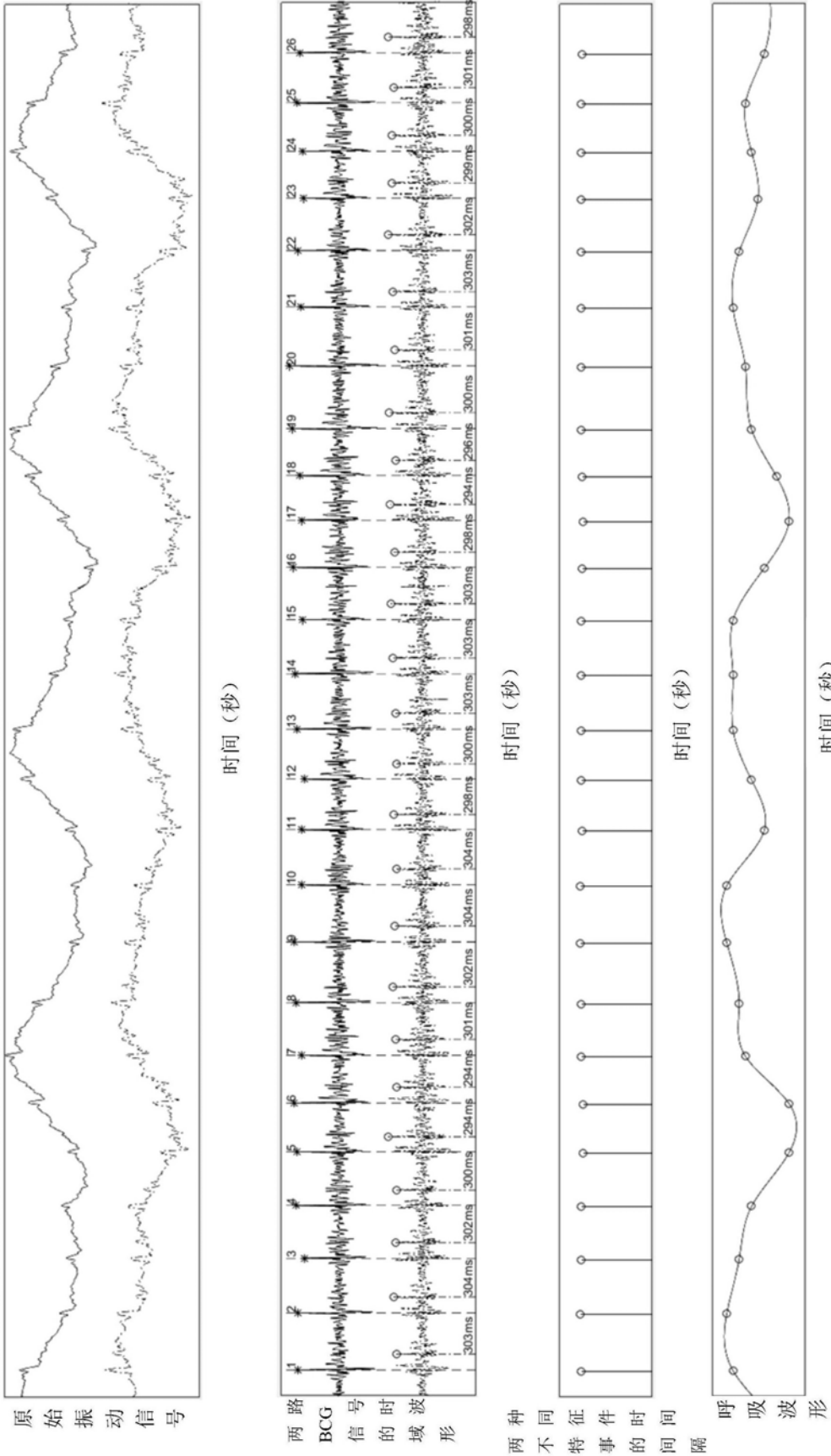


图9

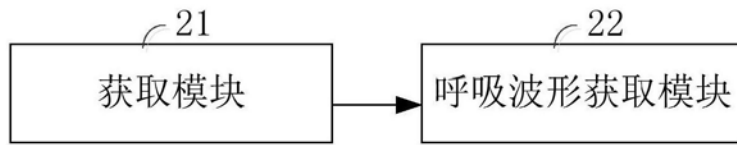


图10

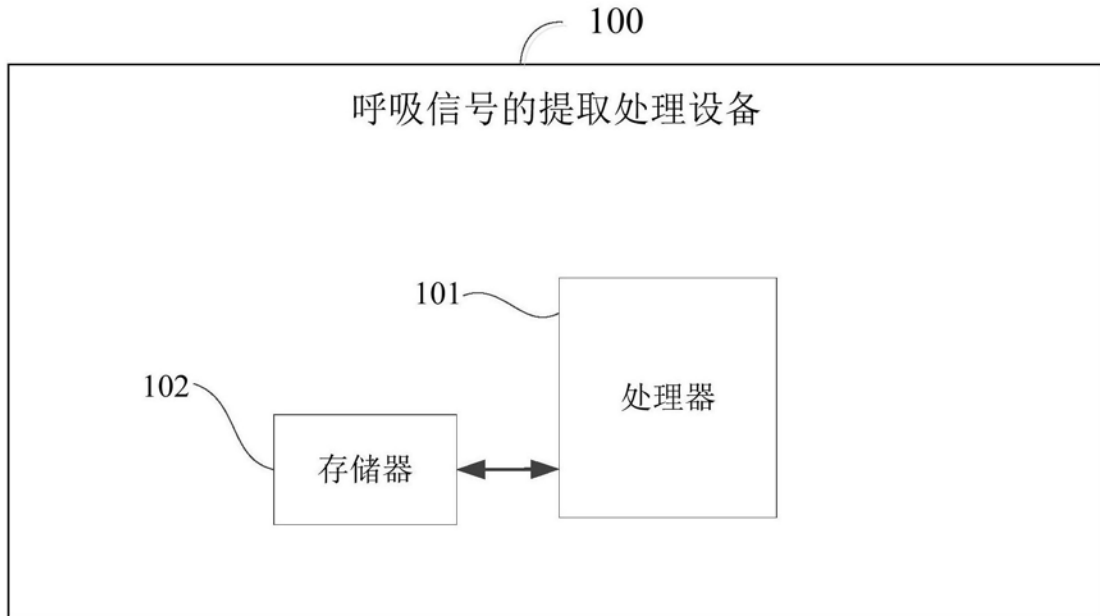


图11

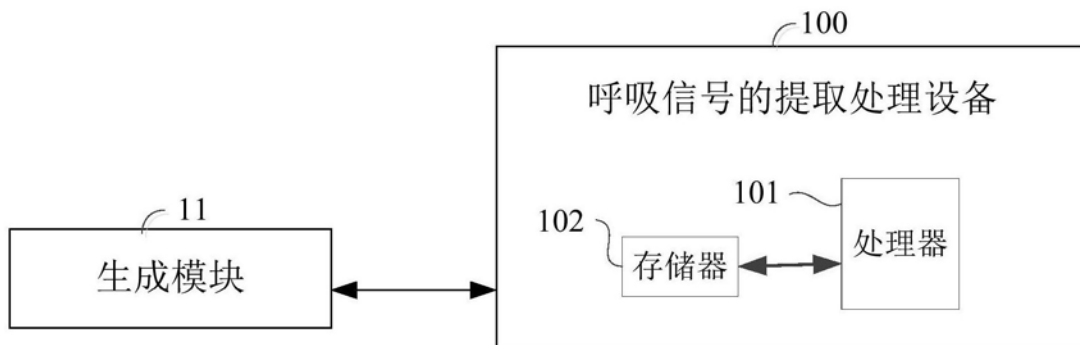


图12

专利名称(译)	呼吸信号的提取方法、装置、处理设备和系统		
公开(公告)号	CN109222928A	公开(公告)日	2019-01-18
申请号	CN201810876554.6	申请日	2018-08-03
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市大耳马科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市大耳马科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市大耳马科技有限公司		
[标]发明人	叶飞		
发明人	叶飞		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00 A61B5/0402 A61B7/04 A61B5/08 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/08 A61B5/0803 A61B5/0816 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B7/04		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明适用于医学领域，提供了一种呼吸信号的提取方法、装置、处理设备和系统。所述方法包括：获取心脏搏动监测信号的波形；根据心脏搏动监测信号的波形获取在同一心动周期中的两种不同特征事件的时间间隔，并根据两种不同特征事件的时间间隔随时间的变化获取呼吸波形。本发明可以防止部分场景下呼吸信号微弱或外界低频扰动而引起呼吸信号受影响甚至发生畸变，可以更准确的获取呼吸信号，而且通过本发明获取的呼吸波形的上升或下降能直接判断出呼气或吸气过程，且能更方便地将呼吸信号与心脏有关的参数结合进行临床分析计算，以满足更多的临床需求。

