



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106798553 A

(43)申请公布日 2017.06.06

(21)申请号 201710074942.8

(22)申请日 2017.02.10

(71)申请人 苏州萌动医疗科技有限公司

地址 215123 江苏省苏州市苏州工业园区
星湖街328号创意产业园1-A4F-18单
元

(72)发明人 周营 饶丽婷

(74)专利代理机构 北京市广友专利事务所有限
责任公司 11237

代理人 祁献民

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/40(2006.01)

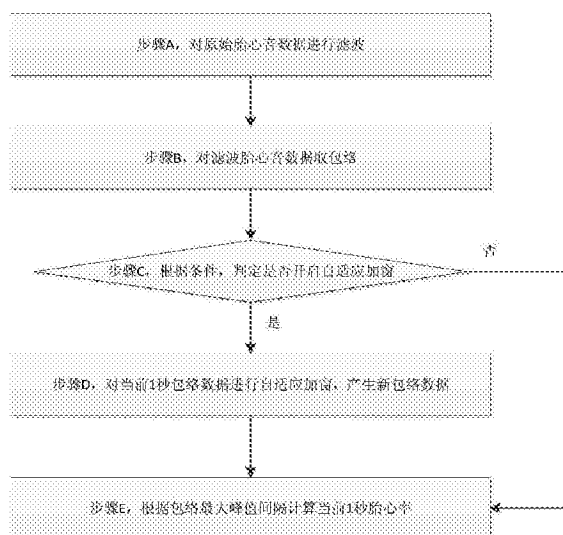
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法

(57)摘要

本发明提供了一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法。该方法通过对胎心音数据的包络进行自适应加窗,保留了包络上有用胎心音信号,剔除了大部分干扰信号。该方法可抑制与心音信号同频带的噪声,提高信噪比,并且可补偿强噪声背景下被淹没的微弱心音信号。当噪声干扰造成心率曲线断续时,该降噪方法可使心率曲线更加连续。



1. 一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法,其特征在于,包括:

步骤A,对第*i*秒原始胎心音数据 $d_i(n)$ 进行滤波,滤除胎心音频段外的干扰信号,得到胎心音滤波数据 $f_i(n)$,其中, $n=1,2,\dots,IV$, IV 为1秒总采样点数;

步骤B,对滤波数据 $f_i(n)$ 取包络,得到包络数据 $e_i(n)$;

步骤C,根据前*M*秒胎心率值判定是否开启时域自适应加窗,若开启加窗,则进入步骤D,若不开启加窗,则跳至步骤E;

步骤D,在包络数据 $e_i(n)$ 上进行自适应加窗,输出新包络数据;

步骤E,根据包络峰值间隔计算当前1秒心率值。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤C开启自适应加窗的条件是:前*M*秒连续计算出在正常范围内的胎心率。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤D具体包括:

子步骤D1:根据上1秒胎心率值,生成当前1秒两个矩形窗之间的参考间距*L*及间距的变化长度 d_H 和 d_L ;

子步骤D2:令矩形窗宽度为*w*,在当前1秒的包络上移动,移动步长为*v*,计算每个起始位置为 l_k 处的矩形窗内包络的总能量 p_k ,其中, $k=1,2,\dots,K$, K 为总位置点数;

子步骤D3:将当前1秒包络数据划分成*Q*段,从 p_k 中找出每段中能量最大值 p_q 及其相应位置 l_q , $q=1,2,\dots,Q$;

子步骤D4:从*Q*段最大值 p_q 中找出满足条件的两个最大值 $p_{\max 1}$ 和 $p_{\max 2}$,依次记录其矩形窗的起始位置 $l_{\max 1}$ 和 $l_{\max 2}$;

子步骤D5:以 $l_{\max 1}$ 和 $l_{\max 2}$ 为加矩形窗的起始点,分别在包络上加宽度为*w*的矩形窗,然后将在 $[l_{\max 1}+w, l_{\max 2}]$ 范围内的包络置零,以及 $l_{\max 1}$ 位置前和在 $l_{\max 2}+w$ 位置后在 $l_{\max 2}-l_{\max 1}-w$ 距离内的包络置零。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述子步骤D1中参考间距*L*、间距的变化长度 d_H 和 d_L 分别为:

$$L = \frac{60 \times N}{f_0}$$

$$d_L = \frac{60 \times N}{f_0} - \frac{60 \times N}{f_0 - f_v}$$

$$d_H = \frac{60 \times N}{f_0 + f_v} - \frac{60 \times N}{f_0}$$

其中, IV 为1秒总采样点数, f_0 为上一秒胎心率,胎心率为 f_0 表示每分钟 f_0 次心跳, f_v 为胎心率变化值。

5. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述子步骤D4选择两个最大值的必需满足以下三个条件:

条件a: $l_{\max 2}-l_{\max 1}$ 的值在 $[L-d_L, L+d_H]$ 范围内;

条件b: $l_{\max 1}$ 在设定的起始范围内;

条件c: $p_{\max 1}$ 与 $p_{\max 2}$ 的相互比值不超过2。

一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法

技术领域

[0001] 本发明涉及音频信号处理领域,尤其涉及一种针对微弱胎心音的时域降噪方法。

背景技术

[0002] 胎心率是胎儿健康监护的重要指标,胎心率曲线直观地显示了胎儿的心脏功能,并且与胎儿的供氧状况和脐带缠绕等信息紧密相关。目前,最常规的胎心率检测方法是采用超声波胎心仪,超声波胎心仪主动发射超声波作用于胎儿心脏,利用超声波的多普勒效应,经过信号处理计算出胎心率。超声波存在安全剂量问题,医学上不建议高频率、长时间地使用超声波胎心仪,这导致孕妇无法随时监控胎儿的健康状况。针对这种问题,更加理想的胎儿健康监护手段是采用无源式收集胎心音的检测装备,这种检测装备不发射超声波,被动式接收胎儿的心跳声信号,对胎儿和孕妇都十分安全,可长时间连续使用。无源式胎心音检测装备采用高灵敏度的声信号采集模块,在孕妇腹部采集胎心音,然后对胎心音做信号处理,计算胎心率并绘制曲线图。

[0003] 胎心音是一种微弱的低频声信号,易受环境噪声、母体内噪声等干扰,采集的胎心音数据中不可避免地含有各种低频噪声干扰,严重的噪声干扰会影响心率值的计算。在实现本发明的过程中,申请人发现常规的频域滤波方法可滤除非胎心音频段的噪声干扰,在一定程度上提高信噪比,却无法滤除与胎心音信号同频段的噪声,同频段噪声干扰很严重时,无法计算出心率值,导致心率曲线断断续续。此时需要一种可滤除与心音信号同频段噪声的方法,进一步提高信噪比,改善胎心率曲线断断续续现象。

发明内容

[0004] (一)要解决的技术问题

[0005] 鉴于上述技术问题,本发明提供了一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法,以实现提高信噪比并改善胎心率曲线断断续续现象的效果。

[0006] (二)技术方案

[0007] 本发明一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法包括:步骤A,对第 i 秒原始胎心音数据 $d_i(n)$ 进行滤波,滤除胎心音频段外的干扰信号,得到胎心音滤波数据 $f_i(n)$,其中, $n=1,2,\dots,IV$, IV 为1秒总采样点数;步骤B,对滤波数据 $f_i(n)$ 取包络,得到包络数据 $e_i(n)$;步骤C,根据前 M 秒胎心率判定是否开启时域自适应加窗,若开启加窗,则进入步骤D,若不开启加窗,则跳至步骤E;步骤D,时域自适应加窗具体包括:

[0008] 子步骤D1:根据上1秒胎心率值,生成当前1秒两个矩形窗之间的参考间距 L 及间距的变化长度 d_H 和 d_L ;

[0009] 子步骤D2:设置宽度为 w 的矩形窗,在当前1秒的包络上移动,移动步长为 v ,计算每个起始位置为 l_k 处矩形窗内包络的总能量 p_k ,其中, $k=1,2,\dots,K$, K 为总位置点数;

[0010] 子步骤D3:将当前1秒包络数据划分成 Q 段,从 p_k 中找出每段中能量最大值 p_q 及其相应位置 l_q , $q=1,2,\dots,Q$;

[0011] 子步骤D4:从Q段最大值 p_q 中找出满足条件的两个最大值 $p_{\max 1}$ 和 $p_{\max 2}$,依次记录其位置 $l_{\max 1}$ 和 $l_{\max 2}$;

[0012] 子步骤D5:以 $l_{\max 1}$ 和 $l_{\max 2}$ 为加窗的起始点,分别在包络上加宽度为 w 的矩形窗,将在 $[l_{\max 1}+w, l_{\max 2}]$ 范围内的包络置零,以及 $l_{\max 1}$ 位置前和在 $l_{\max 2}+w$ 位置后的 $l_{\max 2}-l_{\max 1}-w$ 距离内的包络置零。

[0013] 步骤E,根据包络峰值间隔计算当前1秒心率值。

[0014] (三)有益效果

[0015] 从上述技术方案可以看出,本发明一种时域自适应加窗的心音降噪方法具有以下有益效果:

[0016] (1)抑制与心音信号同频带的噪声,提高信噪比;

[0017] (2)补偿强噪声背景下被淹没的微弱心音信号,使心率曲线更加连续。

附图说明

[0018] 图1为根据本发明实施例时域自适应加窗的胎心音降噪方法的流程图。

[0019] 图2为实测胎心音数据1的不加窗处理的心率曲线与自适应加窗处理后的心率曲线对比;

[0020] 图3为实测胎心音数据2的不加窗处理的心率曲线与自适应加窗处理后的心率曲线对比;

具体实施方式

[0021] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,以下结合具体实施例,并参照附图,对本发明进一步详细说明。需要说明的是,在附图或说明书描述中,相似或相同的部分都使用相同的图号。附图中未绘示或描述的实现方式,为所属技术领域中普通技术人员所知的形式。另外,虽然本文可提供包含特定值的参数的示范,但应了解,参数无需确切等于相应的值,而是可在可接受的误差容限或设计约束内近似于相应的值。实施例中提到的方向用语,例如“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”等,仅是参考附图的方向。因此,使用的方向用语是用来说明并非用来限制本发明的保护范围。

[0022] 本发明一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法,该方法假定胎心音包络数据上至少存在两次心跳产生的两个心音峰,在胎心率连续的情况下开启自适应加窗,通过一些列筛选和判决,找到两个心音包络峰,在心音包络峰上加矩形窗,两个矩形窗中间包络及矩形窗外侧一定范围内的包络置零,从而保留包络上有用胎心音信号,剔除大部分干扰信号。

[0023] 在本发明的一个示例性实施例中,提供了对实测胎心音进行时域自适应加窗的胎心音降噪方法的演示。图1是根据本发明实施例时域自适应加窗的胎心音降噪方法的流程图。请参照图1,本实施例包括:

[0024] 步骤A,对第 i 秒原始胎心音数据 $d_i(n)$ 进行滤波,滤除胎心音频段外的干扰信号,得到胎心音滤波数据 $f_i(n)$,其中, $n=1,2,\dots,N$, N 为1秒总采样点数;

[0025] 步骤B,对滤波数据 $f_i(n)$ 取包络,得到包络数据 $e_i(n)$;

[0026] 步骤C,判断前 M 秒是否连续计算出在正常范围内的胎心率,若是,则开启时域自适应加窗,进入步骤D,若不是,则不开启加窗,跳至步骤E;

[0027] 步骤D,在包络数据 $e_i(n)$ 进行自适应加窗,输出新包络数据,具体包括:

[0028] 子步骤D1:根据上1秒胎心率值,生成当前1秒两个矩形窗之间的参考间距 L 及间距的变化长度 d_H 和 d_L ;

[0029] 子步骤D1中,参考间距 L 、间距的变化长度 d_H 和 d_L 可通过以下公式计算:

$$[0030] \quad L = \frac{60 \times N}{f_0} \quad (1)$$

$$[0031] \quad d_L = \frac{60 \times N}{f_0} - \frac{60 \times N}{f_0 - f_v} \quad (2)$$

$$[0032] \quad d_H = \frac{60 \times N}{f_0 + f_v} - \frac{60 \times N}{f_0} \quad (3)$$

[0033] 其中, IV 为1秒总采样点数, f_0 为上一秒胎心率,胎心率为 f_0 表示每分钟 f_0 次心跳,只为胎心率变化值。这里需要注意的是,心跳的频率一般不会突变,胎心率变化值不宜设置过大。

[0034] 子步骤D2:设置宽度为 w 的矩形窗,在当前1秒的包络上移动,移动步长为 v ,计算每个起始位置为 l_k 处矩形窗内包络的总能量 p_k ,其中, $k=1,2,\dots,K$, K 为总位置点数;

[0035] 子步骤D2中需要注意的是,建议矩形窗的宽度 w 小于 $1/2L$,若矩形窗宽度太宽,降噪效果可能不佳,同时,移动步长为 v 不宜过大。

[0036] 子步骤D3:将当前1秒包络数据划分成 Q 段,从 p_k 中找出每段中能量最大值 p_q 及其相应位置 l_q , $q=1,2,\dots,Q$;

[0037] 子步骤D4:从 Q 段最大值 p_q 中找出满足条件的两个最大值 $p_{\max 1}$ 和 $p_{\max 2}$,依次记录其位置 $l_{\max 1}$ 和 $l_{\max 2}$;

[0038] 子步骤D4选择两个最大值的必需满足以下三个条件:

[0039] 条件a: $l_{\max 2}-l_{\max 1}$ 的值在 $[L-d_L, L+d_H]$ 范围内;

[0040] 条件b: $l_{\max 1}$ 在设定的起始范围内;

[0041] 条件c: $p_{\max 1}$ 与 $p_{\max 2}$ 的比值不超过2。

[0042] 子步骤D5:以 $l_{\max 1}$ 和 $l_{\max 2}$ 为加窗的起始点,分别在包络上加宽度为 w 的矩形窗,将在 $[l_{\max 1}+w, l_{\max 2}]$ 范围内的包络置零,以及 $l_{\max 1}$ 位置前和在 $l_{\max 2}+w$ 位置后的 $l_{\max 2}-l_{\max 1}-w$ 距离内的包络置零。

[0043] 子步骤D5中需要注意的是,如当前1秒包络上存在三个心跳包络峰,在对其中两个包络峰加矩形窗后,并对矩形窗之间及两侧一定范围内包络置零后,第三个心跳包络峰仍然保留了下来,且其附近的噪声也得到一定程度抑制。

[0044] 步骤E,根据包络峰值间隔计算当前1秒心率值。

[0045] 图2至图3给出了两组实测胎心音数据的不加窗处理的心率曲线与自适应加窗处理后的速率曲线对比图,可以看出,由于噪声干扰,未加窗处理前的心率曲线出现断断续续现象,断续一般持续几秒到十几钟,经过自适应加窗处理后,抑制了噪声干扰,心率曲线非常连续。

[0046] 至此,已经结合附图对本实施例进行了详细描述。依据以上描述,本领域技术人员应当对本发明一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法有了清楚的认识。

[0047] 此外,上述对各元件和方法的定义并不仅限于实施例中提到的各种具体结构、形

状或方式,本领域普通技术人员可对其进行简单地更改或替换。

[0048] 综上所述,本发明一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法,通过对胎心音数据的包络进行自适应加窗,保留了包络上有用胎心音信号,剔除了大部分干扰信号。当噪声干扰造成心率曲线断续时,该项降噪方法可使心率曲线更加连续。

[0049] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

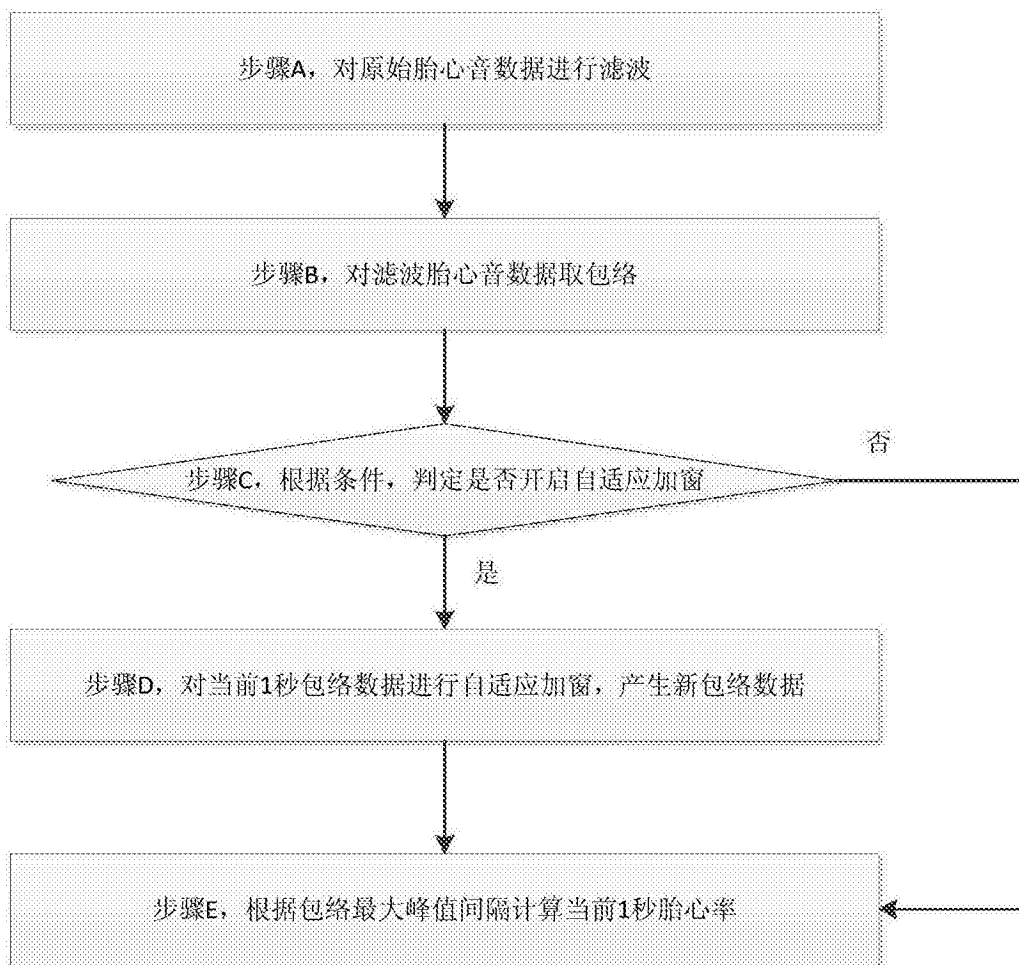


图1

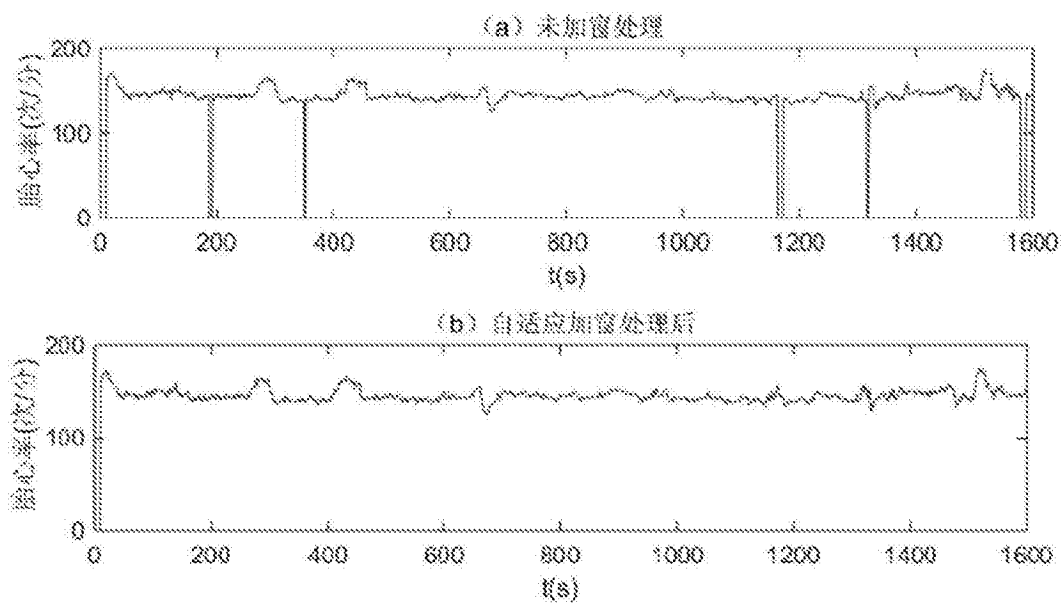


图2

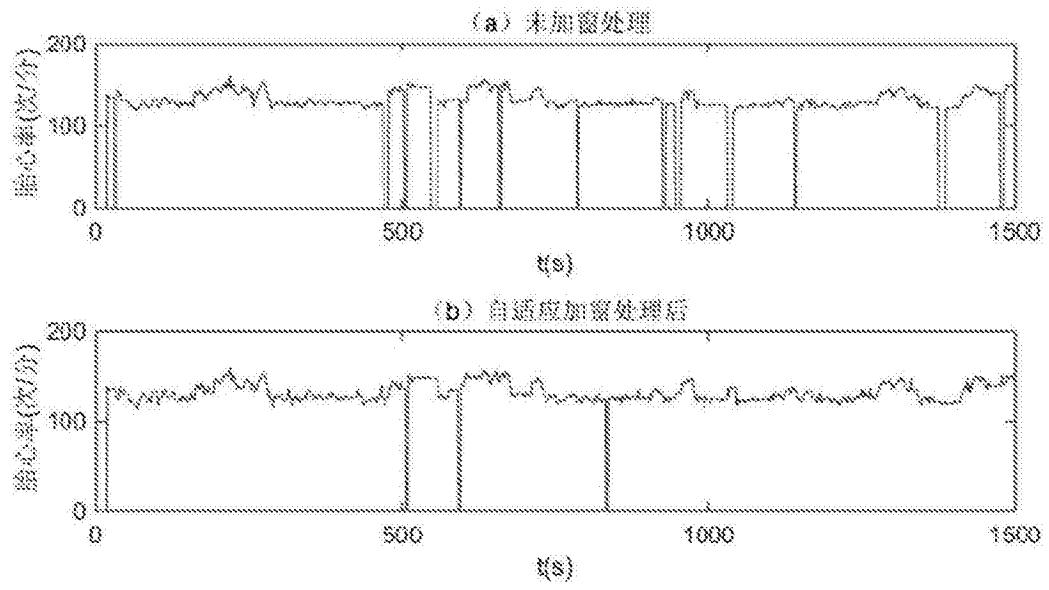


图3

专利名称(译)	一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法		
公开(公告)号	CN106798553A	公开(公告)日	2017-06-06
申请号	CN201710074942.8	申请日	2017-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	苏州萌动医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州萌动医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州萌动医疗科技有限公司		
[标]发明人	周营 饶丽婷		
发明人	周营 饶丽婷		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 G06K9/40		
CPC分类号	A61B5/02411 A61B5/4362 A61B5/7203 A61B5/725 G06K9/00885 G06K9/40 G06K2009/00939		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种时域自适应加窗的胎心音降噪方法。该方法通过对胎心音数据的包络进行自适应加窗，保留了包络上有效胎心音信号，剔除了大部分干扰信号。该方法可抑制与心音信号同频带的噪声，提高信噪比，并且可补偿强噪声背景下被淹没的微弱心音信号。当噪声干扰造成心率曲线断续时，该降噪方法可使心率曲线更加连续。

