



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110720889 A

(43)申请公布日 2020.01.24

(21)申请号 201910798201.3

(22)申请日 2019.08.27

(71)申请人 广东工业大学

地址 510062 广东省广州市大学城外环西路100号

(72)发明人 刘震宇 孔永安 吴家彦 杨思远
谭维易 廖炫达

(74)专利代理机构 广东广信君达律师事务所
44329

代理人 杜鹏飞

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

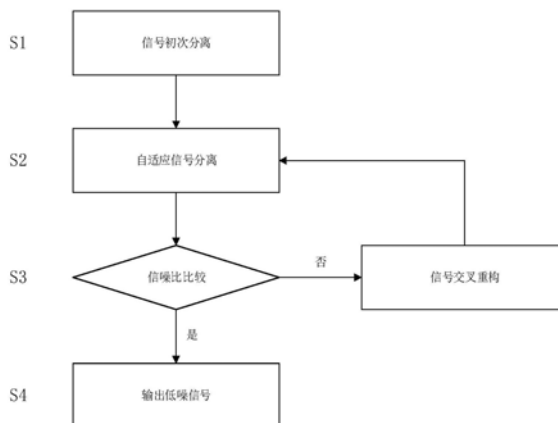
权利要求书3页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法,首先对生命信号进行初次分离,得到心跳信号和呼吸信号,计算出心跳信号最大信噪比和呼吸信号最大信噪比,然后对心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理,得到心跳信号分量和呼吸信号分量,并计算出心跳信号分量最大信噪比和呼吸信号分量最大信噪比,最后比较两次分离得到的心跳信号最大信噪比之差是否小于阈值或呼吸信号最大信噪比之差是否小于阈值,若满足条件,则输出低噪生命信号,否则对生命信号进行交叉重构;本发明通过信噪比比较,对生命信号进行交叉重构,不仅可以实现生命信号的多次分解,还可以自适应降低噪声对生命信号的干扰,提高生命信号提取的准确度。



1. 一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法,其特征在于,包括下述步骤:

S1,对生命信号做初次分离,得到心跳信号和呼吸信号,并计算出心跳信号和呼吸信号的最大信噪比为 SNR_h 和 SNR_b ;

S2,对S1中的心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理,并分别计算出处理后所有分量的信噪比;

S3,选择出S2中心跳信号分量和呼吸信号分量的最大信噪比为 SNR_u 和 SNR_v ,若 $|SNR_h - SNR_u| < \beta$ 或 $|SNR_b - SNR_v| < \beta$,则执行S4,否则进行信号交叉重构;

S4,根据S3中信噪比之差小于阈值 β ,得到低噪生命信号。

2. 根据权利要求1所述的基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法,其特征在于,所述S1对生命信号做初次分离,包括以下具体步骤:

S11,寻找生命信号 $x(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点,拟合出 $x(n)$ 的上包络线 $x_{up}(n)$ 和下包络线 $x_{low}(n)$;

S12,求出包络线的均值 $m(n) = [x_{up}(n) + x_{low}(n)]/2$,初始化 $i=1$,用生命信号 $x(n)$ 减去包络线均值 $m(n)$ 得到一个新信号: $h_i(n) = x(n) - m(n)$;

S13,计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|h_i(n) - h_{i-1}(n)|^2}{|h_{i-1}(n)|^2}$, N 是生命信号序列的总时间,若 SD 小于预设值 ε , ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值,则执行S14,否则令 $x(n) = h_i(n)$, $i = i+1$,返回执行S11;

S14,用生命信号 $x(n)$ 减去新信号 $h_i(n)$ 得到剩余分量: $r_i(n) = x(n) - h_i(n)$;

S15,若剩余分量 $r_i(n)$ 的极值点个数不大于2,则执行S16,否则令 $x(n) = r_i(n)$,返回执行S11;

S16,生命信号 $x(n)$ 可以用以下公式表示: $x(n) = \sum_{i=1}^M h_i(n) + r_i(n)$, $h_i(n)$ 为生命信号分解得到的第 i 个分量, M 为生命信号分解得到的总分量个数, $r_i(n)$ 为生命信号分解得到的剩余分量;

S17,对全部的 $h_i(n)$ 进行频谱分析得到 $h_i(\omega)$,找出 $h_i(\omega)$ 的频谱峰值,选择出频谱峰值在0.8Hz到3Hz的心跳信号分量和频谱峰值在0.2Hz到0.8Hz的呼吸信号分量;

S18,分别计算出S17中全部心跳信号分量和全部呼吸信号分量的信噪比

$SNR = 10 \log_{10} \frac{pi^2(l)}{(\sum pi^2(f)) - pi^2(l)}$, $pi(l)$ 为信号的频谱峰值, $\sum pi^2(f)$ 为信号的频谱总能量;

S19,选择出S18中心跳信号分量的最大信噪比为 SNR_h 和呼吸信号分量的最大信噪比为 SNR_b ;

S110,将S17中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构,得到一个新的心跳信号 $H(n)$ 和一个新的呼吸信号 $B(n)$ 。

3. 根据权利要求2所述的基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法,其特征在于,所述S2对心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理,其中:

(1) 对心跳信号做自适应分离处理,包括以下具体步骤:

S211, 寻找心跳信号 $H(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点, 拟合出 $H(n)$ 的上包络线 $H_{up}(n)$ 和下包络线 $H_{low}(n)$;

S212, 求出包络线的均值 $m1(n) = [H_{up}(n) + H_{low}(n)]/2$, 初始化 $j=1$, 用心跳信号 $H(n)$ 减去包络线均值 $m1(n)$ 得到一个新信号: $c_j(n) = H(n) - m1(n)$;

S213, 计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|c_j(n) - c_{j-1}(n)|^2}{|c_{j-1}(n)|^2}$, N 为心跳信号序列的总时间, 若 SD 小于预设值 ε , ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值, 则执行S214, 否则令 $H(n) = c_j(n)$, $j = j+1$, 返回执行S211;

S214, 用心跳信号 $H(n)$ 减去新信号 $c_j(n)$ 得到剩余分量: $p_j(n) = H(n) - c_j(n)$;

S215, 若剩余分量 $p_j(n)$ 的极值点个数不大于2, 则执行S216, 否则令 $H(n) = p_j(n)$, 返回执行S211;

S216, 心跳信号 $H(n)$ 可以用以下公式表示: $H(n) = \sum_{j=1}^J c_j(n) + p_j(n)$, $c_j(n)$ 为心跳信号分解得到的第 j 个分量, J 为心跳信号分解得到的总分量个数, $p_j(n)$ 为心跳信号分解得到的剩余分量;

S217, 对全部的 $c_j(n)$ 进行频谱分析得到 $c_j(\omega)$, 找出 $c_j(\omega)$ 的频谱峰值, 选择出频谱峰值在0.8Hz到3Hz的心跳信号分量和频谱峰值在0.2Hz到0.8Hz的呼吸信号分量;

S218, 对S217中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构, 得到一个新的心跳信号 $H_u(n)$ 和一个新的呼吸信号 $H_v(n)$;

S219, 计算S217全部心跳信号分量的信噪比 $SNR = 10 \log_{10} \frac{p_j^2(l)}{(\sum p_j^2(f)) - p_j^2(l)}$, $p_j(l)$ 为心跳信号分量的频谱峰值, $\sum p_j^2(f)$ 为心跳信号分量的频谱总能量;

(2) 对呼吸信号做自适应分离处理, 包括以下具体步骤:

S221, 寻找呼吸信号 $B(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点, 拟合出 $B(n)$ 的上包络线 $B_{up}(n)$ 和下包络线 $B_{low}(n)$;

S222, 求出包络线的均值 $m2(n) = [B_{up}(n) + B_{low}(n)]/2$, 初始化 $e=1$, 用呼吸信号 $B(n)$ 减去包络线均值 $m2(n)$ 得到一个新信号: $b_e(n) = B(n) - m2(n)$;

S223, 计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|b_e(n) - b_{e-1}(n)|^2}{|b_{e-1}(n)|^2}$, N 为呼吸信号序列的总时间, 若 SD 小于预设值 ε , ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值, 则执行S224, 否则令 $B(n) = b_e(n)$, $e = e+1$, 返回执行S221;

S224, 用呼吸信号 $B(n)$ 减去新信号 $b_e(n)$ 得到剩余分量: $q_e(n) = B(n) - b_e(n)$;

S225, 若剩余分量 $q_e(n)$ 的极值点个数不大于2, 则执行S226, 否则令 $B(n) = q_e(n)$, 返回执行S221;

S226, 呼吸信号 $B(n)$ 可以用以下公式表示: $B(n) = \sum_{e=1}^E b_e(n) + q_e(n)$, $b_e(n)$ 为呼吸信号分解得到的第 e 个分量, E 为呼吸信号分解得到的总分量个数, $q_e(n)$ 为呼吸信号分解得到的剩余分量;

S227,对全部的 $b_e(n)$ 进行频谱分析得到 $b_e(\omega)$,找出 $b_e(\omega)$ 的频谱峰值,选择出频谱峰值在0.8Hz到3Hz的心跳信号分量和频谱峰值在0.2Hz到0.8Hz的呼吸信号分量;

S228,对S227中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构,得到一个新的心跳信号 $B_u(n)$ 和一个新的呼吸信号 $B_v(n)$;

S229,计算S227全部呼吸信号分量的信噪比
$$\text{SNR} = 10 \log_{10} \frac{pe^2(l)}{(\sum pe^2(f)) - pe^2(l)},$$
 $pe(l)$ 为呼吸信号分量的频谱峰值, $\sum pe^2(f)$ 为呼吸信号分量的频谱总能量。

4.根据权利要求3所述的基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法,其特征在于,所述S3包括以下具体步骤:

S31,选择出S219中心跳信号分量最大信噪比 SNR_u 和S229中呼吸信号分量最大信噪比 SNR_v ;

S32,若 $|\text{SNR}_h - \text{SNR}_u| < \beta$ 或 $|\text{SNR}_b - \text{SNR}_v| < \beta$,则终止信号交叉重构,执行S4,否则执行S33;

S33,将S218的心跳信号 $H_u(n)$ 和S228的心跳信号 $B_u(n)$ 进行交叉重构得到一个新的心跳信号: $Y_u(n) = H_u(n) + B_u(n)$,S218的呼吸信号 $H_v(n)$ 和S228的呼吸信号 $B_v(n)$ 进行交叉重构得到一个新的呼吸信号: $Z_v(n) = H_v(n) + B_v(n)$;

S34,更新S2的心跳信号和呼吸信号: $H(n) = Y_u(n)$, $B(n) = Z_v(n)$ 。

5.根据权利要求4所述的基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法,其特征在于,所述S4输出低噪信号,包括以下具体步骤:

在S3中,若信噪比之差小于阈值,则输出低噪的心跳信号和呼吸信号。

一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及信号提取技术领域,具体涉及一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法。

背景技术

[0002] 随着社会的发展,人们对自身的健康情况越来越重视,定期做健康检查已经成为许多人生活中不可缺少的一部分。生命体征参数是评价人体生命活动正常与否的重要指标,心跳、呼吸、血压、体温等参数是表征人体生命体征的四大基本生理参数,其中心跳、呼吸是反映人体生命特征最直观的生理参数。常见的心跳、呼吸检测技术有非接触式检测和接触式检测:接触式检测需要利用电极或传感器直接或间接的接触生物体来检测心跳、呼吸,在检测过程中对受试者有一定的约束,特别是对新生儿、失能的老年人、烧伤的病人带来不适;非接触式检测无需使用电极或传感器与人接触,能实现远距离的检测,特别是在灾后伤员搜救、传染病人、睡觉时进行健康监测等方面具有很大的应用前景。目前常见的非接触式心跳、呼吸检测方法有光学检测、超声检测、生物雷达检测等,光学检测、超声检测易受天气情况、周围环境等因素的影响,信号在空气传播中衰减较大,生物雷达检测受天气情况影响小,能实现二十四小时不间断的检测。精确的检测心跳、呼吸不仅依赖于先进的检测技术,而且还与信号处理算法有关,信号处理算法的好坏直接影响心跳、呼吸的提取,从而影响生命体征状态的诊断。

[0003] 现有的技术是根据心跳频率范围、呼吸频率范围来近似提取心跳信号、呼吸信号,在实际检测中,心跳、呼吸容易受静态杂波、受试者身体的运动、周围环境等噪声干扰影响,有时这些噪声干扰落在心跳频率范围内或呼吸频率范围内,并且这些噪声干扰有时离需要提取的心跳信号或呼吸信号很近,影响心跳信号、呼吸信号的准确提取。

[0004] 常见的生命信号提取方法有小波变换、带通滤波、陷波滤波等方法。小波变换要预先设置小波基函数,设置好的基函数不能随不同的信号做出改变,不具有自适应性,由于心跳信号和呼吸信号的频带范围很接近,利用带通滤波器来提取心跳信号时不能消除呼吸谐波的干扰,若噪声干扰频率离心跳频率或呼吸频率很近时,陷波滤波在消除噪声干扰时也会把心跳信号或呼吸信号消除。

[0005] 在实际检测过程中,生命信号的特性会随时间发生变化,并且易受许多干扰的影响,常用经验模态分解等自适应方法来降噪提取生命信号,而利用经验模态分解得到的生命信号满足收敛条件时,不能进一步利用经验模态分解来降噪提取生命信号。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法,该方法通过信噪比较,对生命信号进行交叉重构,不仅可以实现生命信号的多次分解,还可以自适应降低噪声对生命信号的干扰,提高生命信号提取的准确度。

[0007] 本发明的目的通过下述技术方案实现：

[0008] 一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法，包括下述步骤：

[0009] S1,对生命信号做初次分离，得到心跳信号和呼吸信号，并计算出心跳信号和呼吸信号的最大信噪比为 SNR_h 和 SNR_b ；

[0010] S2,对S1中的心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理，并分别计算出处理后所有分量的信噪比；

[0011] S3,选择出S2中心跳信号分量和呼吸信号分量的最大信噪比为 SNR_u 和 SNR_v ，若 $|SNR_h - SNR_u| < \beta$ 或 $|SNR_b - SNR_v| < \beta$ ，则执行S4，否则进行信号交叉重构；

[0012] S4,根据S3中信噪比之差小于阈值 β ，得到低噪生命信号。

[0013] 优选地，所述S1对生命信号做初次分离，包括以下具体步骤：

[0014] S11,寻找生命信号 $x(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点，拟合出 $x(n)$ 的上包络线 $x_{up}(n)$ 和下包络线 $x_{low}(n)$ ；

[0015] S12,求出包络线的均值 $m(n) = [x_{up}(n) + x_{low}(n)]/2$ ，初始化 $i=1$ ，用生命信号 $x(n)$ 减去包络线均值 $m(n)$ 得到一个新信号： $h_i(n) = x(n) - m(n)$ ；

[0016] S13,计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|h_i(i) - h_{i-1}(n)|^2}{|h_{i-1}(n)|^2}$ ， N 是生命信号序列的总时间，若 SD 小于预设值 ε ， ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值，则执行S14，否则令 $x(n) = h_i(n)$ ， $i=i+1$ ，返回执行S11；

[0017] S14,用生命信号 $x(n)$ 减去新信号 $h_i(n)$ 得到剩余分量： $r_i(n) = x(n) - h_i(n)$ ；

[0018] S15,若剩余分量 $r_i(n)$ 的极值点个数不大于2，则执行S16，否则令 $x(n) = r_i(n)$ ，返回执行S11；

[0019] S16,生命信号 $x(n)$ 可以用以下公式表示： $x(n) = \sum_{i=1}^M h_i(n) + r_i(n)$ ， $h_i(n)$ 为生命信号分解得到的第 i 个分量， M 为生命信号分解得到的总分量个数， $r_i(n)$ 为生命信号分解得到的剩余分量；

[0020] S17,对全部的 $h_i(n)$ 进行频谱分析得到 $h_i(\omega)$ ，找出 $h_i(\omega)$ 的频谱峰值，选择出频谱峰值在0.8Hz到3Hz的心跳信号分量和频谱峰值在0.2Hz到0.8Hz的呼吸信号分量；

[0021] S18,分别计算出S17中全部心跳信号分量和全部呼吸信号分量的信噪比

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{pi^2(l)}{(\sum pi^2(f)) - pi^2(l)}, \text{ } pi(l) \text{ 为信号的频谱峰值, } \sum pi^2(f) \text{ 为信号的频谱总能量;}$$

谱总能量；

[0022] S19,选择出S18中心跳信号分量的最大信噪比为 SNR_h 和呼吸信号分量的最大信噪比为 SNR_b ；

[0023] S110,将S17中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构，得到一个新的心跳信号 $H(n)$ 和一个新的呼吸信号 $B(n)$ 。

[0024] 优选地，所述S2对心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理，其中：

[0025] (1)对心跳信号做自适应分离处理，包括以下具体步骤：

[0026] S211,寻找心跳信号 $H(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点，拟合出 $H(n)$ 的上包络线 $H_{up}(n)$ 和下包络线 $H_{low}(n)$ ；

[0027] S212, 求出包络线的均值 $m_1(n) = [H_{up}(n) + H_{low}(n)]/2$, 初始化 $j=1$, 用心跳信号 $H(n)$ 减去包络线均值 $m_1(n)$ 得到一个新信号: $c_j(n) = H(n) - m_1(n)$;

[0028] S213, 计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|c_j(n) - c_{j-1}(n)|^2}{|c_{j-1}(n)|^2}$, N 为心跳信号序列的总时间,

若 SD 小于预设值 ε , ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值, 则执行 S214, 否则令 $H(n) = c_j(n)$, $j = j+1$, 返回执行 S211;

[0029] S214, 用心跳信号 $H(n)$ 减去新信号 $c_j(n)$ 得到剩余分量: $p_j(n) = H(n) - c_j(n)$;

[0030] S215, 若剩余分量 $p_j(n)$ 的极值点个数不大于 2, 则执行 S216, 否则令 $H(n) = p_j(n)$, 返回执行 S211;

[0031] S216, 心跳信号 $H(n)$ 可以用以下公式表示: $H(n) = \sum_{j=1}^J c_j(n) + p_j(n)$, $c_j(n)$ 为心跳信号分解得到的第 j 个分量, J 为心跳信号分解得到的总分量个数, $p_j(n)$ 为心跳信号分解得到的剩余分量;

[0032] S217, 对全部的 $c_j(n)$ 进行频谱分析得到 $c_j(\omega)$, 找出 $c_j(\omega)$ 的频谱峰值, 选择出频谱峰值在 0.8Hz 到 3Hz 的心跳信号分量和频谱峰值在 0.2Hz 到 0.8Hz 的呼吸信号分量;

[0033] S218, 对 S217 中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构, 得到一个新的心跳信号 $H_u(n)$ 和一个新的呼吸信号 $H_v(n)$;

[0034] S219, 计算 S217 全部心跳信号分量的信噪比 $SNR = 10 \log_{10} \frac{p_j^2(l)}{(\sum p_j^2(f)) - p_j^2(l)}$,

$p_j(l)$ 为心跳信号分量的频谱峰值, $\sum p_j^2(f)$ 为心跳信号分量的频谱总能量;

[0035] (2) 对呼吸信号做自适应分离处理, 包括以下具体步骤:

[0036] S221, 寻找呼吸信号 $B(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点, 拟合出 $B(n)$ 的上包络线 $B_{up}(n)$ 和下包络线 $B_{low}(n)$;

[0037] S222, 求出包络线的均值 $m_2(n) = [B_{up}(n) + B_{low}(n)]/2$, 初始化 $e=1$, 用呼吸信号 $B(n)$ 减去包络线均值 $m_2(n)$ 得到一个新信号: $b_e(n) = B(n) - m_2(n)$;

[0038] S223, 计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|b_e(n) - b_{e-1}(n)|^2}{|b_{e-1}(n)|^2}$, N 为呼吸信号序列的总时间,

若 SD 小于预设值 ε , ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值, 则执行 S224, 否则令 $B(n) = b_e(n)$, $e = e+1$, 返回执行 S221;

[0039] S224, 用呼吸信号 $B(n)$ 减去新信号 $b_e(n)$ 得到剩余分量: $q_e(n) = B(n) - b_e(n)$;

[0040] S225, 若剩余分量 $q_e(n)$ 的极值点个数不大于 2, 则执行 S226, 否则令 $B(n) = q_e(n)$, 返回执行 S221;

[0041] S226, 呼吸信号 $B(n)$ 可以用以下公式表示: $B(n) = \sum_{e=1}^E b_e(n) + q_e(n)$, $b_e(n)$ 为呼吸信号分解得到的第 e 个分量, E 为呼吸信号分解得到的总分量个数, $q_e(n)$ 为呼吸信号分解得到的剩余分量;

[0042] S227, 对全部的 $b_e(n)$ 进行频谱分析得到 $b_e(\omega)$, 找出 $b_e(\omega)$ 的频谱峰值, 选择出频谱峰值在 0.8Hz 到 3Hz 的心跳信号分量和频谱峰值在 0.2Hz 到 0.8Hz 的呼吸信号分量;

[0043] S228, 对 S227 中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构, 得到一个

新的心跳信号 $B_u(n)$ 和一个新的呼吸信号 $B_v(n)$ ；

[0044] S229, 计算S227全部呼吸信号分量的信噪比 $SNR = 10 \log_{10} \frac{pe^2(l)}{(\sum pe^2(f)) - pe^2(l)}$, pe

(1) 为呼吸信号分量的频谱峰值, $\sum pe^2(f)$ 为呼吸信号分量的频谱总能量。

[0045] 优选地, 所述S3包括以下具体步骤:

[0046] S31, 选择出S219中心跳信号分量最大信噪比 SNR_u 和S229中呼吸信号分量最大信噪比 SNR_v ;

[0047] S32, 若 $|SNR_h - SNR_u| < \beta$ 或 $|SNR_b - SNR_v| < \beta$, 则终止信号交叉重构, 执行S4, 否则执行S33;

[0048] S33, 将S218的心跳信号 $H_u(n)$ 和S228的心跳信号 $B_u(n)$ 进行交叉重构得到一个新的心跳信号: $Y_u(n) = H_u(n) + B_u(n)$, S218的呼吸信号 $H_v(n)$ 和S228的呼吸信号 $B_v(n)$ 进行交叉重构得到一个新的呼吸信号: $Z_v(n) = H_v(n) + B_v(n)$;

[0049] S34, 更新S2的心跳信号和呼吸信号: $H(n) = Y_u(n)$, $B(n) = Z_v(n)$ 。

[0050] 优选地, 所述S4输出低噪信号, 包括以下具体步骤:

[0051] 在S3中, 若信噪比之差小于阈值, 则输出低噪的心跳信号和呼吸信号。

[0052] 本发明与现有技术相比具有以下的有益效果:

[0053] (1) 相对于传统的小波变换, 本发明提供的方法不需要设置基函数, 可以根据不同环境不同受试者的生命信号特性做出自适应调整, 具有自适应性;

[0054] (2) 本发明通过比较生命信号信噪比之差与阈值的大小进行交叉重构, 不仅可以实现生命信号的多次分解, 而且还能自适应消除生命信号频带内的噪声干扰, 提高生命信号的信噪比, 提高生命信号提取的准确度。

附图说明

[0055] 图1为本发明的流程图;

[0056] 图2为本发明的生命信号初次分离的流程图;

[0057] 图3为本发明的自适应生命信号分离的流程图;

[0058] 图4为本发明的生命信号交叉重构的流程图。

具体实施方式

[0059] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述, 但本发明的实施方式不限于此。

[0060] 本发明提出了一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法, 首先对生命信号进行初次分离, 得到心跳信号和呼吸信号, 计算出心跳信号最大信噪比和呼吸信号最大信噪比, 然后对心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理, 得到心跳信号分量和呼吸信号分量, 并计算出心跳信号分量最大信噪比和呼吸信号分量最大信噪比, 最后比较两次分离得到的心跳信号最大信噪比之差是否小于阈值或呼吸信号最大信噪比之差是否小于阈值, 若满足条件, 则输出低噪生命信号, 否则对生命信号进行交叉重构。

[0061] 具体来说, 如图1~4所示, 一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法, 包括下述步骤:

[0062] S1,对生命信号做初次分离,得到心跳信号和呼吸信号,并计算出心跳信号和呼吸信号的最大信噪比为 SNR_h 和 SNR_b ;

[0063] 如图2所示,对生命信号做初次分离,包括以下具体步骤:

[0064] S11,寻找生命信号 $x(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点,拟合出 $x(n)$ 的上包络线 $x_{up}(n)$ 和下包络线 $x_{low}(n)$;

[0065] S12,求出包络线的均值 $m(n) = [x_{up}(n) + x_{low}(n)]/2$,初始化 $i=1$,用生命信号 $x(n)$ 减去包络线均值 $m(n)$ 得到一个新信号: $h_i(n) = x(n) - m(n)$;

[0066] S13,计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|h_i(n) - h_{i-1}(n)|^2}{|h_{i-1}(n)|^2}$, N 是生命信号序列的总时间,若

SD 小于预设值 ε , ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值,则执行S14,否则令 $x(n) = h_i(n)$, $i=i+1$,返回执行S11;

[0067] S14,用生命信号 $x(n)$ 减去新信号 $h_i(n)$ 得到剩余分量: $r_i(n) = x(n) - h_i(n)$;

[0068] S15,若剩余分量 $r_i(n)$ 的极值点个数不大于2,则执行S16,否则令 $x(n) = r_i(n)$,返回执行S11;

[0069] S16,生命信号 $x(n)$ 可以用以下公式表示: $x(n) = \sum_{i=1}^M h_i(n) + r_i(n)$, $h_i(n)$ 为生命信号分解得到的第 i 个分量, M 为生命信号分解得到的总分量个数, $r_i(n)$ 为生命信号分解得到的剩余分量;

[0070] S17,对全部的 $h_i(n)$ 进行频谱分析得到 $h_i(\omega)$,找出 $h_i(\omega)$ 的频谱峰值,选择出频谱峰值在0.8Hz到3Hz的心跳信号分量和频谱峰值在0.2Hz到0.8Hz的呼吸信号分量;

[0071] S18,分别计算出S17中全部心跳信号分量和全部呼吸信号分量的信噪比

$SNR = 10 \log_{10} \frac{pi^2(l)}{(\sum pi^2(f)) - pi^2(l)}$, $pi(l)$ 为信号的频谱峰值, $\sum pi^2(f)$ 为信号的频谱总能量;

[0072] 例如 $pi(l) = 40$, $\sum pi^2(f) = 6660$, $SNR = 10 \log_{10} \frac{pi^2(l)}{(\sum pi^2(f)) - pi^2(l)} = -5dB$;

[0073] S19,选择出S18中心跳信号分量的最大信噪比为 SNR_h 和呼吸信号分量的最大信噪比为 SNR_b ;

[0074] 例如 $SNR_h = -4.9dB$, $SNR_b = -3.9dB$;

[0075] S110,将S17中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构,得到一个新的心跳信号 $H(n)$ 和一个新的呼吸信号 $B(n)$ 。

[0076] S2,对S1中的心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理,并分别计算出处理后所有分量的信噪比;

[0077] 如图3所示,对心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理,其中:

[0078] (1)对心跳信号做自适应分离处理,包括以下具体步骤:

[0079] S211,寻找心跳信号 $H(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点,拟合出 $H(n)$ 的上包络线 $H_{up}(n)$ 和下包络线 $H_{low}(n)$;

[0080] S212,求出包络线的均值 $m1(n) = [H_{up}(n) + H_{low}(n)]/2$,初始化 $j=1$,用心跳信号 $H(n)$ 减去包络线均值 $m1(n)$ 得到一个新信号: $c_j(n) = H(n) - m1(n)$;

[0081] S213, 计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|c_j(n) - c_{j-1}(n)|^2}{|c_{j-1}(n)|^2}$, N 为心跳信号序列的总时间, 若 SD 小于预设值 ε , ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值, 则执行 S214, 否则令 $H(n) = c_j(n)$, $j = j+1$, 返回执行 S211;

[0082] S214, 用心跳信号 $H(n)$ 减去新信号 $c_j(n)$ 得到剩余分量: $p_j(n) = H(n) - c_j(n)$;

[0083] S215, 若剩余分量 $p_j(n)$ 的极值点个数不大于 2, 则执行 S216, 否则令 $H(n) = p_j(n)$, 返回执行 S211;

[0084] S216, 心跳信号 $H(n)$ 可以用以下公式表示: $H(n) = \sum_{j=1}^J c_j(n) + p_j(n)$, $c_j(n)$ 为心跳信号分解得到的第 j 个分量, J 为心跳信号分解得到的总分量个数, $p_j(n)$ 为心跳信号分解得到的剩余分量;

[0085] S217, 对全部的 $c_j(n)$ 进行频谱分析得到 $c_j(\omega)$, 找出 $c_j(\omega)$ 的频谱峰值, 选择出频谱峰值在 0.8Hz 到 3Hz 的心跳信号分量和频谱峰值在 0.2Hz 到 0.8Hz 的呼吸信号分量;

[0086] S218, 对 S217 中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构, 得到一个新的心跳信号 $H_u(n)$ 和一个新的呼吸信号 $H_v(n)$;

[0087] S219, 计算 S217 全部心跳信号分量的信噪比 $SNR = 10 \log_{10} \frac{p_j^2(l)}{(\sum p_j^2(f)) - p_j^2(l)}$, p_j (1) 为心跳信号分量的频谱峰值, $\sum p_j^2(f)$ 为心跳信号分量的频谱总能量;

[0088] 例如 $p_j(1) = 30$, $\sum p_j^2(f) = 3000$, $SNR = 10 \log_{10} \frac{p_j^2(l)}{(\sum p_j^2(f)) - p_j^2(l)} = -3.7 \text{dB}$;

[0089] (2) 对呼吸信号做自适应分离处理, 包括以下具体步骤:

[0090] S221, 寻找呼吸信号 $B(n)$ 的所有局部极大值点和所有局部极小值点, 拟合出 $B(n)$ 的上包络线 $B_{up}(n)$ 和下包络线 $B_{low}(n)$;

[0091] S222, 求出包络线的均值 $m_2(n) = [B_{up}(n) + B_{low}(n)]/2$, 初始化 $e = 1$, 用呼吸信号 $B(n)$ 减去包络线均值 $m_2(n)$ 得到一个新信号: $b_e(n) = B(n) - m_2(n)$;

[0092] S223, 计算标准差 $SD = \sum_{n=0}^N \frac{|b_e(n) - b_{e-1}(n)|^2}{|b_{e-1}(n)|^2}$, N 为呼吸信号序列的总时间,

若 SD 小于预设值 ε , ε 取 $[0.2, 0.3]$ 范围的值, 则执行 S224, 否则令 $B(n) = b_e(n)$, $e = e+1$, 返回执行 S221;

[0093] S224, 用呼吸信号 $B(n)$ 减去新信号 $b_e(n)$ 得到剩余分量: $q_e(n) = B(n) - b_e(n)$;

[0094] S225, 若剩余分量 $q_e(n)$ 的极值点个数不大于 2, 则执行 S226, 否则令 $B(n) = q_e(n)$, 返回执行 S221;

[0095] S226, 呼吸信号 $B(n)$ 可以用以下公式表示: $B(n) = \sum_{e=1}^E b_e(n) + q_e(n)$, $b_e(n)$ 为呼吸信号分解得到的第 e 个分量, E 为呼吸信号分解得到的总分量个数, $q_e(n)$ 为呼吸信号分解得到的剩余分量;

[0096] S227, 对全部的 $b_e(n)$ 进行频谱分析得到 $b_e(\omega)$, 找出 $b_e(\omega)$ 的频谱峰值, 选择出频谱峰值在 0.8Hz 到 3Hz 的心跳信号分量和频谱峰值在 0.2Hz 到 0.8Hz 的呼吸信号分量;

[0097] S228,对S227中选择出的心跳信号分量和呼吸信号分量分别进行重构,得到一个新的心跳信号 $B_u(n)$ 和一个新的呼吸信号 $B_v(n)$;

[0098] S229,计算S227全部呼吸信号分量的信噪比 $SNR = 10\log_{10} \frac{pe^2(l)}{(\sum pe^2(f)) - pe^2(l)}$, pe (1) 为呼吸信号分量的频谱峰值, $\sum pe^2(f)$ 为呼吸信号分量的频谱总能量;

[0099] 例如 $pe(1) = 50$, $\sum pe^2(f) = 7000$, $SNR = 10\log_{10} \frac{pe^2(l)}{(\sum pe^2(f)) - pe^2(l)} = -2.6\text{dB}$ 。S3, 选择出S2中心跳信号分量和呼吸信号分量的最大信噪比为 SNR_u 和 SNR_v ,若 $|SNR_h - SNR_u| < \beta$ 或 $|SNR_b - SNR_v| < \beta$, 则执行S4, 否则进行信号交叉重构;

[0100] 如图4所示,包括以下具体步骤:

[0101] S31,选择出S219中心跳信号分量最大信噪比 SNR_u 和S229中呼吸信号分量最大信噪比 SNR_v ;

[0102] 例如 $SNR_u = -4.3\text{dB}$, $SNR_v = -3.1\text{dB}$;

[0103] S32,若 $|SNR_h - SNR_u| < \beta$ 或 $|SNR_b - SNR_v| < \beta$, 则终止信号交叉重构,执行S4, 否则执行S33;

[0104] 例如 $|SNR_h - SNR_u| = 0.6\text{dB}$, $|SNR_b - SNR_v| = 0.8\text{dB}$, 均不小于阈值 $\beta = 0.01$, 执行S33;

[0105] S33,将S218的心跳信号 $H_u(n)$ 和S228的心跳信号 $B_u(n)$ 进行交叉重构得到一个新的心跳信号: $Y_u(n) = H_u(n) + B_u(n)$, S218的呼吸信号 $H_v(n)$ 和S228的呼吸信号 $B_v(n)$ 进行交叉重构得到一个新的呼吸信号: $Z_v(n) = H_v(n) + B_v(n)$;

[0106] S34,更新S2的心跳信号和呼吸信号: $H(n) = Y_u(n)$, $B(n) = Z_v(n)$ 。

[0107] S4,根据S3中信噪比之差小于阈值 β ,得到低噪生命信号;

[0108] 输出低噪信号包括以下具体步骤:

[0109] 在S3中,若信噪比之差小于阈值,则输出低噪的心跳信号和呼吸信号。

[0110] 相对于传统的小波变换,本发明提供的方法不需要设置基函数,可以根据不同环境不同受试者的生命信号特性做出自适应调整,具有自适应性;通过比较生命信号信噪比之差与阈值的大小进行交叉重构,不仅可以实现生命信号的多次分解,而且还能自适应消除生命信号频带内的噪声干扰,提高生命信号的信噪比,提高生命信号提取的准确度。

[0111] 上述为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述内容的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

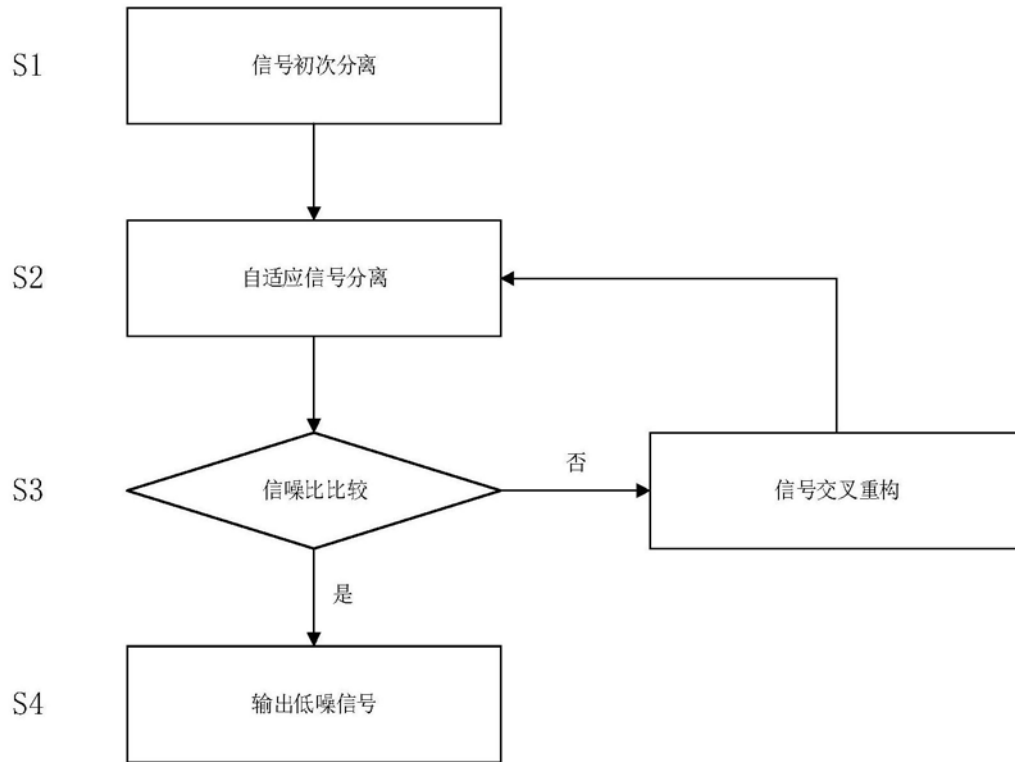


图1

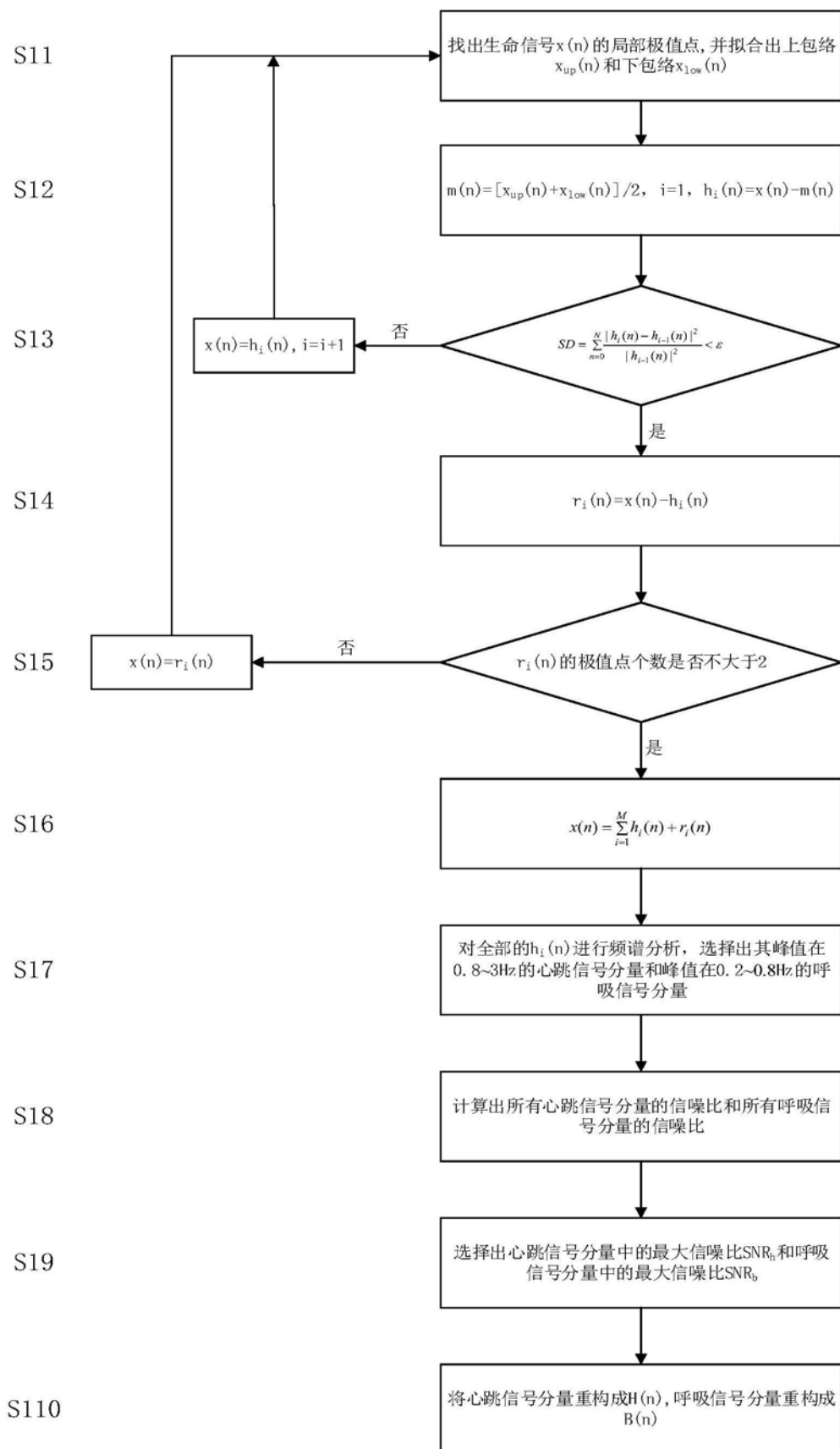


图2

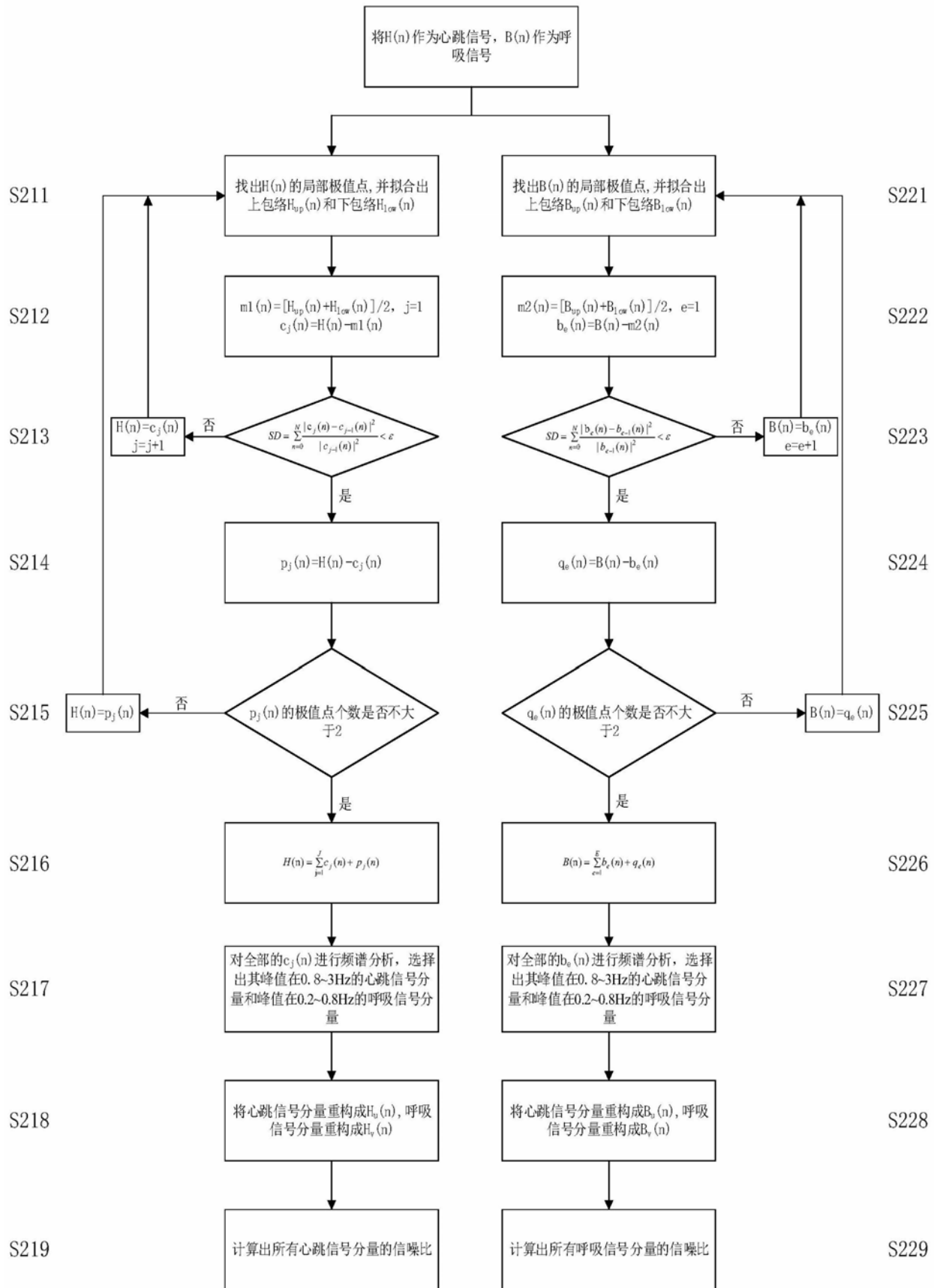


图3

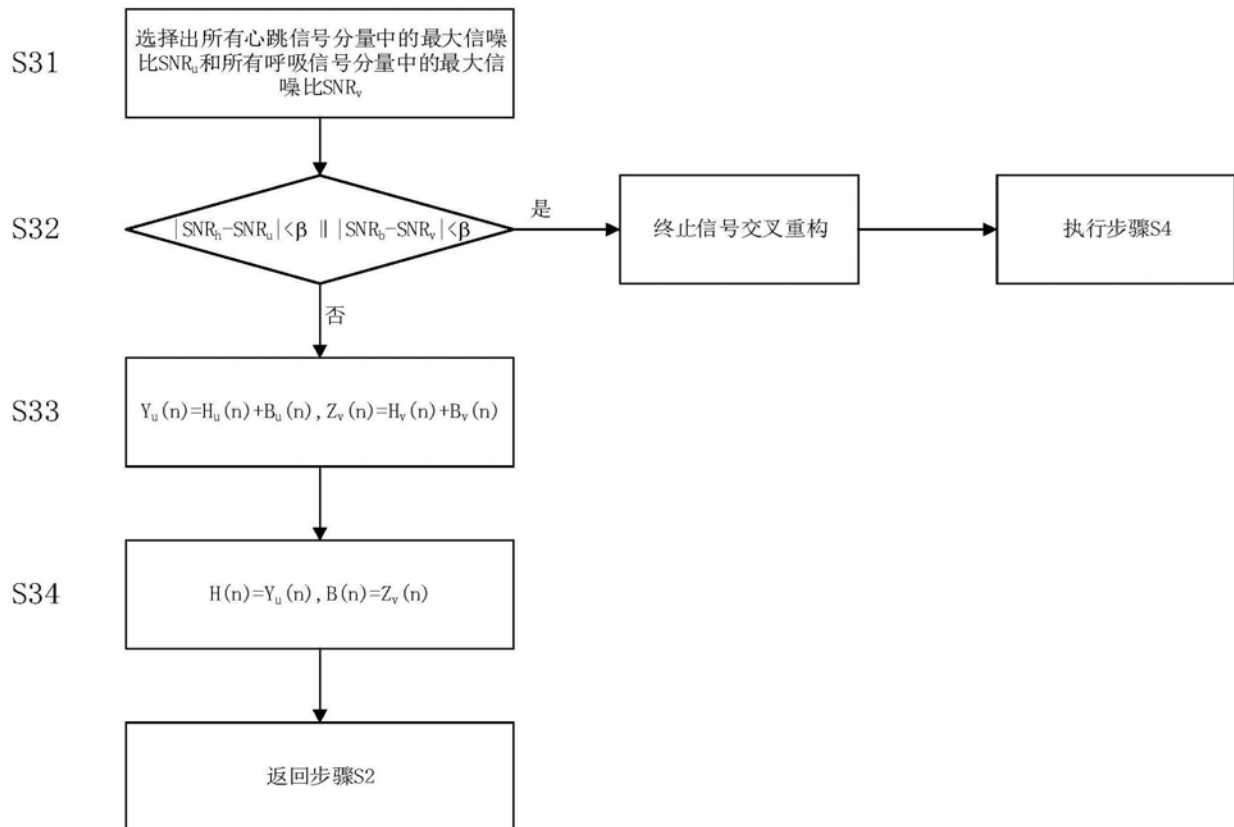


图4

专利名称(译)	一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法		
公开(公告)号	CN110720889A	公开(公告)日	2020-01-24
申请号	CN201910798201.3	申请日	2019-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	广东工业大学		
[标]发明人	刘震宇 杨思远		
发明人	刘震宇 孔永安 吴家彦 杨思远 谭维易 廖炫达		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/08 A61B5/7203		
代理人(译)	杜鹏飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于自适应交叉重构的生命信号降噪提取方法，首先对生命信号进行初次分离，得到心跳信号和呼吸信号，计算出心跳信号最大信噪比和呼吸信号最大信噪比，然后对心跳信号和呼吸信号分别做自适应分离处理，得到心跳信号分量和呼吸信号分量，并计算出心跳信号分量最大信噪比和呼吸信号分量最大信噪比，最后比较两次分离得到的心跳信号最大信噪比之差是否小于阈值或呼吸信号最大信噪比之差是否小于阈值，若满足条件，则输出低噪生命信号，否则对生命信号进行交叉重构；本发明通过信噪比比较，对生命信号进行交叉重构，不仅可以实现生命信号的多次分解，还可以自适应降低噪声对生命信号的干扰，提高生命信号提取的准确度。

