



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109363646 A

(43)申请公布日 2019.02.22

(21)申请号 201811353133.1

(22)申请日 2018.11.14

(71)申请人 中山大学

地址 510275 广东省广州市海珠区新港西路135号

(72)发明人 罗锦兴 卢俊良

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 颜希文 宋静娜

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

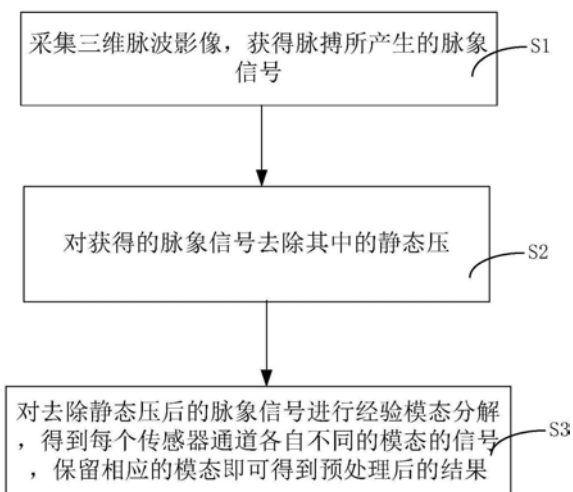
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统

(57)摘要

本发明一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统,所述方法包括如下步骤:步骤S1,采集三维脉波影像,获得脉搏所产生的脉象信号;步骤S2,对获得的脉象信号去除其中的静态压;步骤S3,对去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解,得到每个传感器通道各自不同的模态的信号,保留相应的模态即可得到预处理后的结果,通过本发明,可实现更有效的基面预处理。



1. 一种三维脉波影像的基面预处理方法,包括如下步骤:

步骤S1,采集三维脉波影像,获得脉搏所产生的脉象信号;

步骤S2,对获得的脉象信号去除其中的静态压;

步骤S3,对去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解,得到每个传感器通道各自不同的模态的信号,保留相应的模态即可得到预处理后的结果。

2. 如权利要求1所述的一种三维脉波影像的基面预处理方法,其特征在于,于步骤S1中,利用安装在机械手指上的传感器采集所述三维脉波影像,所述传感器包括若干个传感器感测点。

3. 如权利要求2所述的一种三维脉波影像的基面预处理方法,其特征在于:于步骤S2中,将所述脉象信号的每个通道的信号都减去所属通道的最小值,实现去除静态压。

4. 如权利要求2所述的一种三维脉波影像的基面预处理方法,其特征在于:所述经验模态分解就是假设信号分解出来的每个模态都处于不同的中心频率附近,然后将该问题转化为约束问题来求解出每个模态。

5. 如权利要求4所述的一种三维脉波影像的基面预处理方法,其特征在于,所述约束问题如下式所示:

$$\min_{u_k, \omega_k} \left\{ \sum_k \left\| \partial_t \left[\left(\delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) * u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 \right.$$

$$\left. \text{s.t. } \sum_k u_k = f \right.$$

其中, $\delta(t)$ 为狄拉克函数, $\{u_k\} = \{u_1, \dots, u_K\}$ 为各个模态, $\{\omega_k\} = \{\omega_1, \dots, \omega_K\}$ 为模态k所对应的中心频率, $\sum_k u_k = f$ 代表原信号被分解成K个模态,该约束问题的实质为将原始信号 $f(t)$ 分解成K个互相独立的模态 $u_k(t)$,每个模态 $u_k(t)$ 以中心频率 ω_k 进行分解,通过乘以 $e^{-j\omega_k t}$ 来实现调频的操作,使得每个模态都被调整到估计的中心频率上,从而选出模态的基带。

6. 如权利要求5所述的一种三维脉波影像的基面预处理方法,其特征在于:为了求解该约束问题,首先需要将该约束问题转换为可解的对偶问题,其增广拉格朗日函数式如下:

$$\mathcal{L}(u_k, \omega_k, \lambda) = \alpha \sum_k \left\| \partial_t \left[\left(\delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) * u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 + \left\| f - \sum_k u_k \right\|_2^2 + \langle \lambda, f - \sum_k u_k \rangle$$

其中, f 为原始信号, λ 是拉格朗日乘子

上式问题的求解使用交替方向乘子法进行求解。

7. 如权利要求1所述的一种三维脉波影像的基面预处理方法,其特征在于:于步骤S3中,保留相应的模态得到预处理结果的步骤进一步包括:

步骤S4,根据每个模态的信号的频率,去除频率不在脉搏信号频率范围内的该模态的信号;

步骤S5,对去除频率不在脉搏信号频率范围内的模态的信号的结果进行叠加,获得最终的预处理结果。

8. 如权利要求7所述的一种三维脉波影像的基面预处理方法,其特征在于:于步骤S4中,分析每个模态的信号的频率,判断其是否在0.8~25Hz之间,若不在此区间,则丢弃

该模态的信号,否则保留。

9. 一种三维脉波影像的基面预处理系统,包括:

信号采集单元,用于采集三维脉波影像,获得脉搏所产生的脉象信号;

静态压去除单元,用于对获得的脉象信号去除其中的静态压;

经验模态分解单元,用于对去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解,得到每个传感器通道各自不同的模态的信号,保留相应的模态得到预处理后的结果。

10. 如权利要求9所述的一种三维脉波影像的基面预处理系统,其特征在于:所述经验模态分解单元中保留相应的模态得到预处理结果具体为:

根据每个模态的信号的频率,去除频率不在脉搏信号频率范围内的该模态的信号;

对去除频率不在脉搏信号频率范围内的模态的信号的结果进行叠加,获得最终的预处理结果。

一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基面预处理方法及系统,特别是涉及一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统。

背景技术

[0002] 脉象信号预处理的效果将直接影响后续临床分析的结果,其中基线漂移的消除是脉象信号预处理的其中一个难点。在脉搏信号采集过程中,受测者的呼吸和运动会使脉搏信号的基线产生漂移。对于三维脉波影像,信号不再是对桡动脉某个点的压力脉搏波所形成的曲线进行研究,而是转变成对某个区域内多个点所产生的三维脉象进行研究。因此干扰也由原来的线也转变成了面(以下简称基面)。

[0003] 如图1所示,根据分析手腕部位的皮下组成,皮肤下面依次为皮下组织、桡动脉、肌肉、肌腱以及骨头,当使用机器手指进行切脉时,传感器除了能接收到桡动脉的脉搏信号外,还会受到其他皮下组织的干扰,由此可以分析出干扰信号的主要构成:手腕皮下组织的不规则结构带来的干扰和手腕动态运动的干扰。预处理的目标就将脉搏产生的动态压保留下来,将干扰去除。

[0004] 现有技术中用于基线漂移的处理,也可广泛用在不同的领域,比如:ECG信号处理、表面肌电图(Surface Electromyography, sEMG)、脉象信号等,目前,国内外对基线校正方法的研究成果已经十分丰富。

[0005] 样条插值法是一种比较常见的简单处理手段,其原理是利用信号的特殊基准点进行样条插值。由于这些基准点在未受干扰的情况下,应该处于同一直线上,因此通过对这些漂移的基准点进行插值,即可逼近出信号的干扰基线。最后将观测信号中减掉预测的干扰基线信号,以此来达到基线校准的目的。

[0006] 然而,样条插值法中,被插值点为脉搏波的起始点,因此干扰基线的准确度完全依赖于插值点的选择;另外,由于样条插值只能预测出基线漂移的趋势,而对于高频部分,样条插值不能达到比较理想的效果,同时高频干扰还可能会导致脉搏波起始点的选择,从而也影响到该方法的结果。

[0007] 由于基线干扰信号一般是由一些低频信号所构成,因此对于基线干扰的消除还可以从频域的角度进行考虑,比如现有技术中使用切比雪夫和巴特沃斯滤波器对信号进行预处理。然而,巴特沃斯滤波器虽然有比较平稳的幅频特性,但是有较长的过度带,在过渡带很容易造成信号的失真;而切比雪夫滤波器则恰恰相反,它的过渡带很窄,但是幅频特性却很不稳定

[0008] 基于小波的自适应级联滤波器(Wavelet based cascaded adaptive filter, CAF)则是结合了样条插值和频域滤波器的特点的一种基线校准方法,CAF滤波器由基线漂移级别检测、离散Meyer小波滤波器和基线漂移的三次样条估计三部分所组成,其主要的方法是根据脉波成分和基线漂移的能量比来衡量基线漂移的等级,然后再根据漂移的程度选用不同的处理策略进行处理。对于ECG信号,现有技术则提出了一种自适应的小波基线校正

方法,该方法通过计算干扰信号的能量度,自适应的调整小波包的系数,以达到最佳的基线校正效果。

[0009] 然而,对于小波的自适应级联滤波器,其核心在于使用基于小波的多尺度分析将高低频分量的能量比来自适应的选择合适的处理方式,这个能量比的阈值是一种经验值,需要不断的实验才能确定,同时该方法实际上也是基于样条插值,因此对插值点的选择算法会有很高的要求。

发明内容

[0010] 为克服上述现有技术存在的不足,本发明之目的在于提供一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统,以实现更有效的基面预处理并解决上述现有技术中存在的各种问题。

[0011] 为达上述及其它目的,本发明提出一种三维脉波影像的基面预处理方法,包括如下步骤:

[0012] 步骤S1,采集三维脉波影像,获得脉搏所产生的脉象信号;

[0013] 步骤S2,对获得的脉象信号去除其中的静态压;

[0014] 步骤S3,对去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解,得到每个传感器通道各自不同的模态的信号,保留相应的模态即可得到预处理后的结果。

[0015] 优选地,于步骤S1中,利用安装在机械手指上的传感器采集所述三维脉波影像,所述传感器包括若干个传感器感测点。

[0016] 优选地,于步骤S2中,将所述脉象信号的每个通道的信号都减去所属通道的最小值,实现去除静态压。

[0017] 优选地,所述经验模态分解就是假设信号分解出来的每个模态都处于不同的中心频率附近,然后将该问题转化为约束问题来求解出每个模态。

[0018] 优选地,所述约束问题如下式所示:

$$[0019] \min_{u_k, \omega_k} \left\{ \sum_k \left\| \partial_t \left[\left(\delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) * u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 \right.$$

$$[0020] \left. s. t. \sum_k u_k = f \right.$$

[0021] 其中, $\{u_k\} = \{u_1, \dots, u_K\}$ 为各个模态, $\{\omega_k\} = \{\omega_1, \dots, \omega_K\}$ 为模态k所对应的中心频率, $\sum_k u_k = f$ 代表原信号被分解成K个模态,该约束问题的实质为将原始信号 $f(t)$ 分解成K个互相独立的模态 $u_k(t)$, 每个模态 $u_k(t)$ 以中心频率 ω_k 进行分解,通过乘以 $e^{-j\omega_k t}$ 来实现调频的操作,使得每个模态都被调整到估计的中心频率上,从而选出模态的基带。

[0022] 优选地,为了求解该约束问题,首先需要将该约束问题转换为可解的对偶问题,其增广拉格朗日函数式如下:

$$[0023] \mathcal{L}(u_k, \omega_k, \lambda) = \alpha \sum_k \left\| \partial_t \left[\left(\delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) * u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 + \left\| f - \sum_k u_k \right\|_2^2 + \langle \lambda, f - \sum_k u_k \rangle$$

[0024] 上式问题的求解使用交替方向乘法进行求解。

[0025] 优选地,于步骤S3中,保留相应的模态得到预处理结果的步骤进一步包括:

[0026] 步骤S4,根据每个模态的信号的频率,去除频率不在脉搏信号频率范围内的该模态的信号;

[0027] 步骤S5,对去除频率不在脉搏信号频率范围内的模态的信号的结果进行叠加,获得最终的预处理结果。

[0028] 优选地,于步骤S4中,分析每个模态的信号的频率,判断其是否在0.8~25Hz之间,若不在此区间,则丢弃该模态的信号,否则保留。

[0029] 为达到上述目的,本发明还提供一种三维脉波影像的基面预处理系统,包括:

[0030] 信号采集单元,用于采集三维脉波影像,获得脉搏所产生的脉象信号;

[0031] 静态压去除单元,用于对获得的脉象信号去除其中的静态压;

[0032] 经验模态分解单元,用于对去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解,得到每个传感器通道各自不同的模态的信号,保留相应的模态得到预处理后的结果。

[0033] 优选地,所述经验模态分解单元中保留相应的模态得到预处理结果具体为:

[0034] 根据每个模态的信号的频率,去除频率不在脉搏信号频率范围内的该模态的信号;

[0035] 对去除频率不在脉搏信号频率范围内的模态的信号的结果进行叠加,获得最终的预处理结果。

[0036] 与现有技术相比,本发明一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统通过获取三维脉波影像,并通过静态压去除和经验模态分解,实现了一种更有效的基面预处理方法,解决了现有技术存在的问题。

附图说明

[0037] 图1为受测部位的皮下组织示意图;

[0038] 图2为本发明一种三维脉波影像的基面预处理方法的步骤流程图;

[0039] 图3为本发明具体实施例中其中一个传感器通道信号的4个模态示意图;

[0040] 图4A与图4B为其中一个传感器的信号预处理前与后的结果示意图;

[0041] 图5A与图5B为三维脉波影像预处理前与后的结果示意图;

[0042] 图6为本发明一种三维脉波影像的基面预处理系统的系统架构图;

[0043] 图7为本发明具体实施例之三维脉波影像的基面预处理方法的流程图;

[0044] 图8为本发明具体实施例中模拟的干扰信号示意图;

[0045] 图9为原始三维脉波影像;

[0046] 图10为加入干扰后的三维脉波影像;

[0047] 图11为4种不同的方法对观测信号进行处理后的结果对比图。

具体实施方式

[0048] 以下通过特定的具体实例并结合附图说明本发明的实施方式,本领域技术人员可由本说明书所揭示的内容轻易地了解本发明的其它优点与功效。本发明亦可通过其它不同的具体实例加以施行或应用,本说明书中的各项细节亦可基于不同观点与应用,在不背离本发明的精神下进行各种修饰与变更。

[0049] 图2为本发明一种三维脉波影像的基面预处理方法的步骤流程图。如图2所示,本

发明一种三维脉波影像的基面预处理方法,包括如下步骤:

[0050] 步骤S1,采集三维脉波影像,获得脉搏所产生的脉象信号。

[0051] 在本发明具体实施例中,三维脉波影像可通过安装在机械手指上的传感器获得,具体地,所述传感器可为矩阵传感器阵列,其可由若干个传感器感测点所组成,将传感器按压在桡动脉也就是脉管的位置,脉搏所产生的动态信息即可被传感器捕获。

[0052] 步骤S2,对获得的脉象信号去除其中的静态压。

[0053] 从传感器获取到的脉象信号包含脉搏产生的动态压、手腕皮下组织不规则结构的干扰和手腕动态运动的干扰。为了提高后面预处理的效果,需要先将静态压去除,也就是去除机械手指按压手腕皮下不规则结构所产生的力的干扰。在本发明中,认为每个通道信号的最小值为所受到的静态压干扰,因此于步骤S2中,则将脉象信号的每个通道的信号都减去所属通道的最小值,即可实现去除静态压。

[0054] 步骤S3,对去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解,得到每个传感器通道各自不同的模态的信号,保留相应的模态即可得到预处理后的结果。

[0055] 经验模态分解法的核心思想是假设信号分解出来的每个模态都处于不同的中心频率附近,然后将这个问题转化为约束问题来求解出每个模态,该约束问题如下式所示:

$$[0056] \quad \min_{u_k, \omega_k} \left\{ \sum_k \left\| \partial_t \left[\left(\delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) * u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 \right.$$

$$[0057] \quad \left. s. t. \sum_k u_k = f \right.$$

[0058] 其中, $\delta(t)$ 为狄拉克函数, $\delta(t) = \begin{cases} \infty & t=0 \\ 0 & t \neq 0 \end{cases}$, $\{u_k\} = \{u_1, \dots, u_k\}$ 为各个模态,

$\{\omega_k\} = \{\omega_1, \dots, \omega_k\}$ 为模态k所对应的中心频率, $\sum_k u_k = f$ 代表原信号被分解成K个模态。上式所描述的约束问题的实质是将原始信号 $f(t)$ 分解成K个互相独立的模态 $u_k(t)$, 每个模态 $u_k(t)$ 以中心频率 ω_k 进行分解, 通过乘以 $e^{-j\omega_k t}$ 来实现调频的操作, 使得每个模态都被调整到估计的中心频率上, 从而选出模态的“基带”。

[0059] 为了求解上述问题, 首先需要将问题转换为可解的对偶问题, 其增广拉格朗日函数式如下:

$$[0060] \quad \mathcal{L}(u_k, \omega_k, \lambda) = \alpha \sum_k \left\| \partial_t \left[\left(\delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) * u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 + \left\| f - \sum_k u_k \right\|_2^2 + \langle \lambda, f - \sum_k u_k \rangle$$

[0061] 其中, f 为原始信号, λ 是拉格朗日乘子。

[0062] 上式问题的求解可以使用交替方向乘子法 (ADMM) 进行求解, 根据对上式最小化的化简得到 u_k 和 ω_k 的更新表达式:

$$[0063] \quad \hat{u}_k^{n+1} = \frac{\hat{f}(\omega) - \sum_{i < k} \hat{u}_i^{n+1} - \sum_{i > k} \hat{u}_i^n + \frac{\hat{\lambda}(\omega)}{2}}{1 + 2\alpha(\omega - \omega_k)^2}$$

$$[0064] \quad \omega_k^{n+1} = \frac{\int_0^\infty \omega |\hat{u}_k^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}{\int_0^\infty |\hat{u}_k^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}$$

[0065] 其中, α 为二次惩罚因子, ω 为频率变量, \hat{u}_k^{n+1} 为一个关于 ω 的函数,为第 $n+1$ 次迭代的第 k 个频率分量, $\hat{f}(\omega)$ 为 $f(t)$ 的傅里叶变换, $\sum_{i < k} \hat{u}_i^{n+1} + \sum_{i > k} \hat{u}_i^n$ 表示前 k 个经过 $n+1$ 次迭代更新的频率分量的叠加减去后 k 个经过 n 次迭代更新的频率分量的叠加, ω_k^{n+1} 表示为第 $n+1$ 次迭代的第 k 个频率分量的中心频率。

[0066] 下面进行问题的求解,其迭代求解的实现步骤如下:

[0067] 1、初始化 $\{\hat{u}_k^1\},\{\omega_k^1\},\hat{\lambda}^1,n \leftarrow 0$

[0068] 2、重复步骤3-4, $n \leftarrow n+1$,直到满足5的约束条件

[0069] 3、 k 从1到 K :

[0070] 1) 对所有的 $\omega \geq 0$ 更新 \hat{u}_k^{n+1}

[0071] 2) 更新 ω_k^{n+1}

[0072] 4、对所有 $\omega \geq 0$,利用对偶上升法更新 $\hat{\lambda}^{n+1} \leftarrow \hat{\lambda}^n + \Gamma(f - \sum_k \hat{u}_k^{n+1})$

[0073] 5、约束条件: $\frac{\sum_k \|\hat{u}_k^{n+1} - \hat{u}_k^n\|_2^2}{\|\hat{u}_k^n\|_2^2} < \varepsilon$,其中 ε 为事先设定的收敛误差

[0074] 去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解后,每个传感器通道的信号即可得到各自的不同的模态,如图3所示为其中一个传感器通道信号的4个模态。脉搏信号一般处于0.8到25Hz内,因此只需保留合适的模态即可得到处理后的结果。

[0075] 优选地,于步骤S3中,保留相应的模态得到预处理结果的步骤进一步包括:

[0076] 步骤S4,根据每个模态的信号的中心频率,去除频率不在脉搏信号频率范围内的该模态的信号。一般地,脉搏信号频率一般处于0.8到25Hz内,因此,于步骤S4中,分析每个模态的信号的中心频率,判断其是否在0.8~25Hz之间,若不在此区间,则丢弃该模态的信号,否则保留。

[0077] 步骤S5,对去除频率不在脉搏信号频率范围内的模态的信号的结果进行叠加,获得最终的预处理结果,如图4A/图4B及图5A/图5B所示,图4A为其中一个传感器的信号预处理前的结果,图4B则为其中一个传感器的信号预处理后的结果,图5A为三维脉波影像预处理前的结果,图5B为三维脉波影像预处理后的结果。

[0078] 图6为本发明一种三维脉波影像的基面预处理系统的系统架构图,如图6所示,本发明一种三维脉波影像的基面预处理系统,包括:

[0079] 信号采集单元601,用于采集三维脉波影像,获得脉搏所产生的脉象信号。

[0080] 在本发明具体实施例中,三维脉波影像可通过安装在机械手指上的传感器获得,具体地,所述传感器可为矩阵传感器阵列,其可由若干个传感器感测点所组成,将传感器按压在桡动脉也就是脉管的位置,脉搏所产生的动态信息即可被传感器捕获。

[0081] 静态压去除单元602,用于对获得的脉象信号去除其中的静态压。

[0082] 从传感器获取到的脉象信号包含脉搏产生的动态压、手腕皮下组织不规则结构的干扰和手腕动态运动的干扰。为了提高后面预处理的效果,需要先将静态压去除,也就是去除机械手指按压手腕皮下不规则结构所产生的力的干扰。在本发明具体实施例中,认为每个通道信号的最小值为所受到的静态压干扰,静态压去除单元602通过将脉象信号的每个通道的信号都减去所属通道的最小值,实现去除静态压的目的。

[0083] 经验模态分解单元603,用于对去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解,得到每个传感器通道各自不同的模态的信号,保留相应的模态即可得到预处理后的结果。

[0084] 经验模态分解法的核心思想是假设信号分解出来的每个模态都处于不同的中心频率附近,然后将这个问题转化为约束问题来求解出每个模态,该约束问题如下式所示:

$$[0085] \quad \min_{u_k, \omega_k} \left\{ \sum_k \left\| \partial_t [(\delta(t) + \frac{j}{\pi t}) * u_k(t)] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 \right.$$

$$[0086] \quad \left. s. t. \sum_k u_k = f \right.$$

[0087] 其中, $\delta(t)$ 为狄拉克函数, $\delta(t) = \begin{cases} \infty & t=0 \\ 0 & t \neq 0 \end{cases}$, $\{u_k\} = \{u_1, \dots, u_K\}$ 为各个模态,

$\{\omega_k\} = \{\omega_1, \dots, \omega_K\}$ 为模态k所对应的中心频率, $\sum_k u_k = f$ 代表原信号被分解成K个模态。上式所描述的约束问题的实质是将原始信号 $f(t)$ 分解成K个互相独立的模态 $u_k(t)$, 每个模态 $u_k(t)$ 以中心频率 ω_k 进行分解, 通过乘以 $e^{-j\omega_k t}$ 来实现调频的操作, 使得每个模态都被调整到估计的中心频率上, 从而选出模态的“基带”。

[0088] 为了求解上述问题, 首先需要将问题转换为可解的对偶问题, 其增广拉格朗日函数式如下:

$$[0089] \quad \mathcal{L}(u_k, \omega_k, \lambda) = \alpha \sum_k \left\| \partial_t [(\delta(t) + \frac{j}{\pi t}) * u_k(t)] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 + \left\| f - \sum_k u_k \right\|_2^2 + \langle \lambda, f - \sum_k u_k \rangle$$

[0090] 上式问题的求解可以使用交替方向乘子法 (ADMM) 进行求解, 根据对上式最小化的化简得到 u_k 和 ω_k 的更新表达式:

$$[0091] \quad \hat{u}_k^{n+1} = \frac{\hat{f}(\omega) - \sum_{i < k} \hat{u}_i^{n+1} - \sum_{i > k} \hat{u}_i^n + \frac{\hat{\lambda}(\omega)}{2}}{1 + 2\alpha(\omega - \omega_k)^2}$$

$$[0092] \quad \omega_k^{n+1} = \frac{\int_0^\infty \omega |\hat{u}_k^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}{\int_0^\infty |\hat{u}_k^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}$$

[0093] 下面进行上述问题的求解, 迭代求解的实现步骤如下:

[0094] 1、初始化 $\{\hat{u}_k^1\}, \{\omega_k^1\}, \hat{\lambda}^1, n \leftarrow 0$

[0095] 2、重复步骤3-4, $n \leftarrow n+1$, 直到满足5的约束条件

[0096] 3、k从1到K:

[0097] 1) 对所有的 $\omega \geq 0$ 更新 \hat{u}_k^{n+1}

[0098] 2) 更新 ω_k^{n+1}

[0099] 4、对所有 $\omega \geq 0$, 利用对偶上升法更新 $\hat{\lambda}^{n+1} \leftarrow \hat{\lambda}^n + \Gamma(f - \sum_k \hat{u}_k^{n+1})$

[0100] 5、约束条件: $\frac{\sum_k \|\hat{u}_k^{n+1} - \hat{u}_k^n\|_2^2}{\|\hat{u}_k^n\|_2^2} < \varepsilon$, 其中 ε 为事先设定的收敛误差

[0101] 去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解后, 每个传感器通道的信号即可得到各自的不同的模态, 只需保留合适的模态即可得到处理后的结果。

[0102] 优选地,经验模态分解单元603中保留相应的模态得到预处理结果具体可为:

[0103] 根据每个模态的信号的中心频率,去除频率不在脉搏信号频率范围内的该模态的信号。一般地,脉搏信号频率一般处于0.8到25Hz内,因此,于步骤S4中,分析每个模态的信号的中心频率,判断其是否在0.8~25Hz之间,若不在此区间,则丢弃该模态的信号,否则保留。

[0104] 对去除频率不在脉搏信号频率范围内的模态的信号的结果进行叠加,获得最终的预处理结果。

[0105] 图7为本发明具体实施例之三维脉波影像的基面预处理方法的流程图。如图7所示,在本发明具体实施例中,该三维脉波影像的基面预处理方法步骤如下:

[0106] 1、数据采集获取:

[0107] 其中三维脉波影像通过安装在机械手指上的传感器获得,传感器阵列由24个传感器感测点所组成,将传感器按压在桡动脉也就是脉管的位置,脉搏所产生的动态信息即可被捕获。

[0108] 2、静态压去除

[0109] 从传感器获取到的脉象信号包含脉搏产生的动态压、手腕皮下组织不规则结构的干扰和手腕动态运动的干扰。为了提高后面预处理的效果,需要先将静态压去除,也就是去除机械手指按压手腕皮下不规则结构所产生的力的干扰。

[0110] 由于皮下组织一般都是不平整的,因此矩阵传感器的每一点所受到的静态压都会不同。在去除静态压这个步骤,我们需要根据每个通道的不同情况来进行处理。另外,静态压的大小是一种静态值,不会随着测量的推进所改变,由此我们可以粗略的认为每个通道信号的最小值为所受到的静态压干扰。因此将每个通道的信号都减去所属通道的最小值,即可完成这个处理。

[0111] 3、经验模态分解

[0112] 经验模态分解法的核心思想是假设信号分解出来的每个模态都处于不同的中心频率附近,然后将这个问题转化为约束问题来求解出每个模态。该约束问题如下式所示:

$$[0113] \quad \min_{u_k, \omega_k} \left\{ \sum_k \left\| \partial_t \left[\left(\delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) * u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 \right\}$$

$$[0114] \quad s. t. \sum_k u_k = f$$

[0115] 其中, $\{u_k\} = \{u_1, \dots, u_K\}$ 为各个模态, $\{\omega_k\} = \{\omega_1, \dots, \omega_K\}$ 为模态k所对应的中心频率, $\sum_k u_k = f$ 代表原信号被分解成K个模态。上式所描述的约束问题的实质是将原始信号 $f(t)$ 分解成K个互相独立的模态 $u_k(t)$, 每个模态 $u_k(t)$ 以中心频率 ω_k 进行分解, 通过乘以 $e^{-j\omega_k t}$ 来实现调频的操作, 使得每个模态都被调整到估计的中心频率上, 从而选出模态的“基带”。

[0116] 为了求解上述问题,首先需要将问题转换为可解的对偶问题,其增广拉格朗日函数式如下:

$$[0117] \quad \mathcal{L}(u_k, \omega_k, \lambda) = \alpha \sum_k \left\| \partial_t \left[\left(\delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) * u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \right\|_2^2 + \left\| f - \sum_k u_k \right\|_2^2 + \langle \lambda, f - \sum_k u_k \rangle$$

[0118] 上式问题的求解可以使用交替方向乘子法 (ADMM) 进行求解, 根据对上式最小化的化简得到 u_k 和 ω_k 的更新表达式:

$$[0119] \quad \hat{u}_k^{n+1} = \frac{\hat{f}(\omega) - \sum_{i < k} \hat{u}_i^{n+1} - \sum_{i > k} \hat{u}_i^n + \frac{\hat{\lambda}(\omega)}{2}}{1 + 2\alpha(\omega - \omega_k)^2}$$

$$[0120] \quad \omega_k^{n+1} = \frac{\int_0^\infty \omega |\hat{u}_k^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}{\int_0^\infty |\hat{u}_k^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}$$

[0121] 去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解后, 每个传感器通道的信号即可得到各自的不同的模态

[0122] 4、分析每个模态的信号的中心频率, 去除频率不在脉搏信号频率范围内的该模态的信号。具体地, 分析每个模态的信号的中心频率, 判断其是否在 0.8~25Hz 之间, 若不在此区间, 则丢弃该模态的信号, 否则保留。

[0123] 5、对去除频率不在脉搏信号频率范围内的模态的信号的结果进行叠加, 获得最终的预处理结果。

[0124] 以下将对本发明与现有技术的样条插值法、小波滤波器和巴特沃斯滤波器的处理效果进行对比。首先需要将模拟的干扰 (如图8) 加入到三维脉波影像中, 如图9所示为原始三维脉波影像, 图10为加入干扰后的三维脉波影像, 通过使用上述的方法来对比各种方案的处理效果的不同 (如图11)。由于从图11上看, 并不能很好的对比出各方法之间的差别, 因此使用下式来对各个方法进行衡量:

$$[0125] \quad \frac{\frac{1}{T} \sum_{k=1}^{24} \sum_{t=0}^T \frac{y_k(t) - n_k(t)}{n_k(t)}}{24}$$

[0126] 其中, y_k 为第 k 个传感器通道的观测信号, n_k 为模拟的干扰信号, T 为信号的采样总时间, 从最终的结果 (表1) 可以看出, 本发明有着更好的预处理效果。

[0127] 表1各方案的量化对比 (值越小, 效果越好)

[0128]

插值法	小波滤波器	巴特沃斯滤波器	本发明
0.1461	0.0867	0.142	0.0410

[0129] 综上所述, 本发明一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统通过获取三维脉波影像, 并通过静态压去除和经验模态分解, 实现了一种更有效的基面预处理方法。

[0130] 与现有技术相比, 本发明具有如下优点:

[0131] 1、相比于基于样条插值的基线处理方法, 本发明不需要依赖于某种特定的不确定的特征 (如: 脉搏波起始点)。

[0132] 2、本发明基于经验模态分解可以避免模态混叠和端点问题对信号分析的影响。

[0133] 3、现有的技术基本上都是对一维脉搏波进行处理, 而本发明弥补了三维脉波影像的预处理方法的缺失。

[0134] 4、三维脉波影像是把脉触感的立体表现, 因此获取到的信号还需要考虑静态压对波形的影响, 否则波形会被大量的静态压所覆盖, 从而导致无法分析出脉象的波形, 本发明

考虑到静态压对脉搏波的影响,在预处理的流程中加入了处理流程,改善了预处理的效果。

[0135] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明。任何本领域技术人员均可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰与改变。因此,本发明的权利保护范围,应如权利要求书所列。

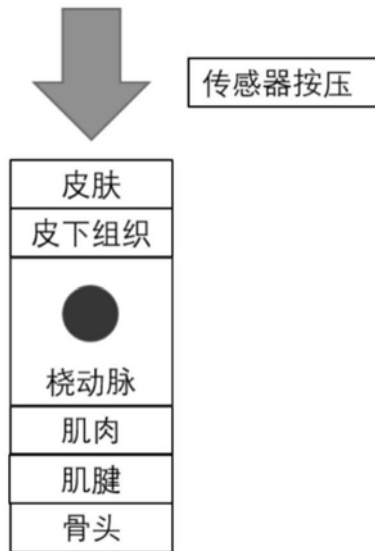


图1

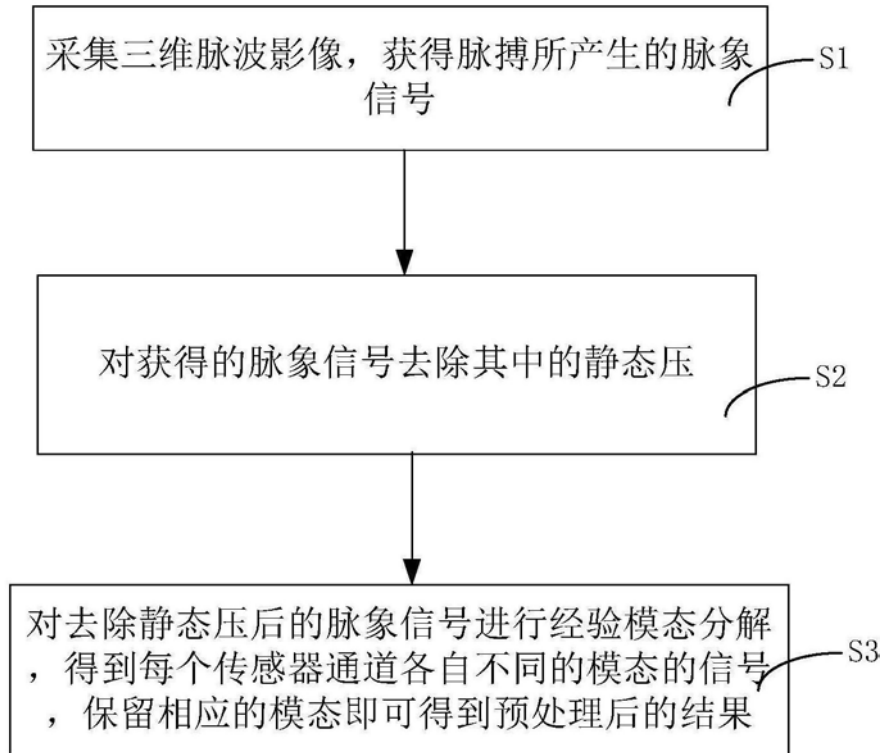


图2

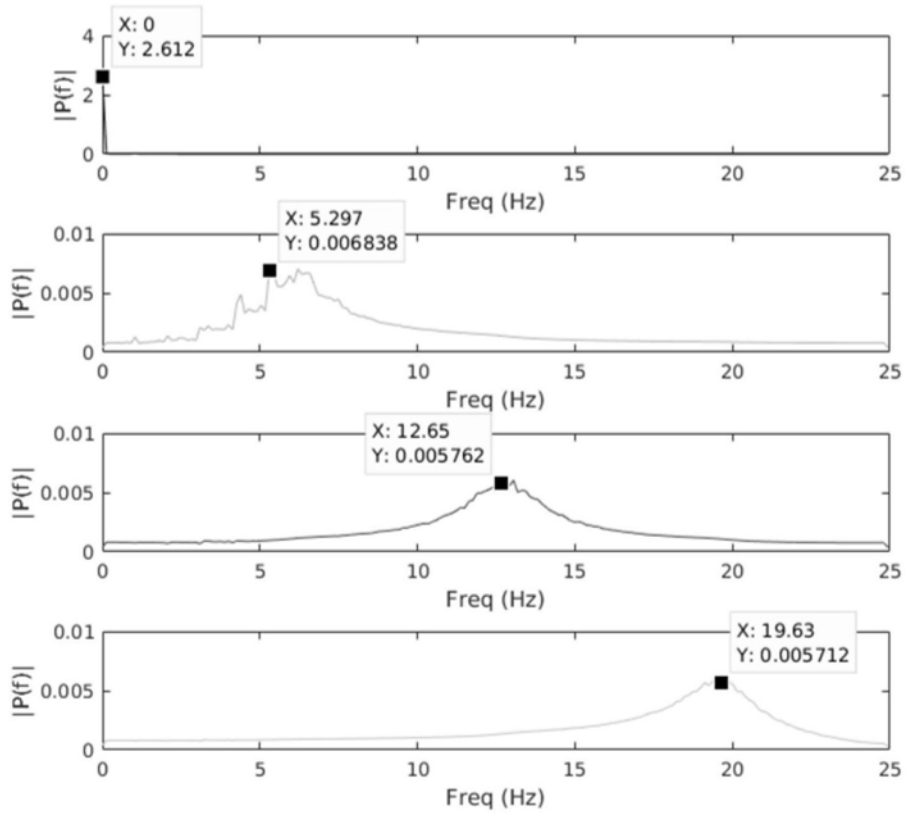


图3

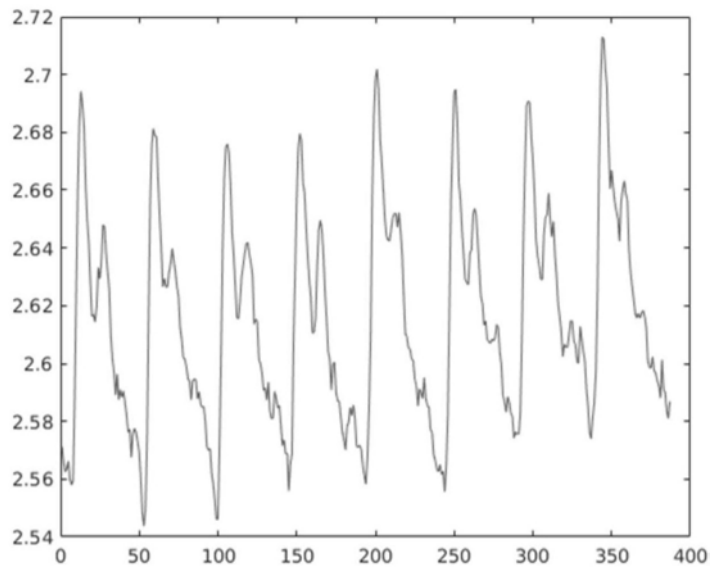


图4A

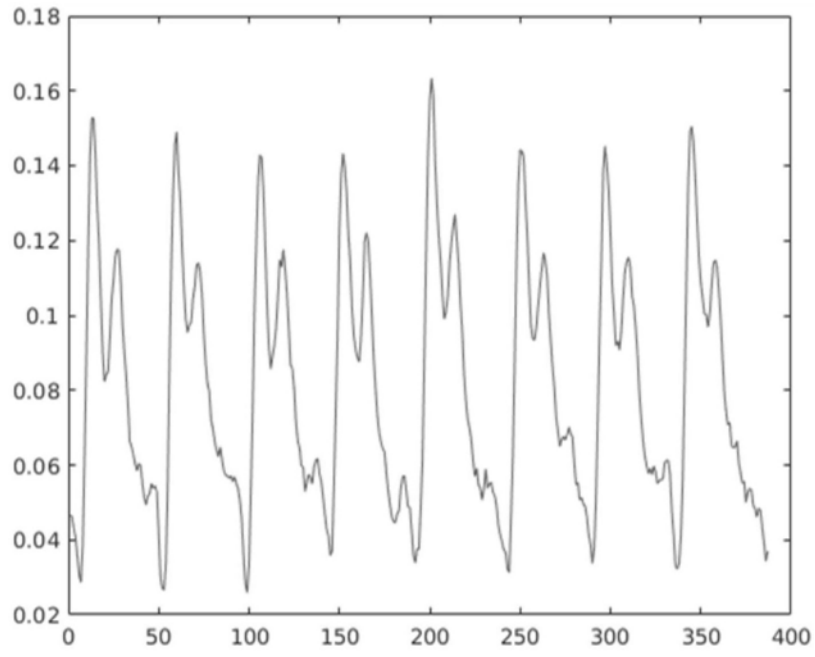


图4B

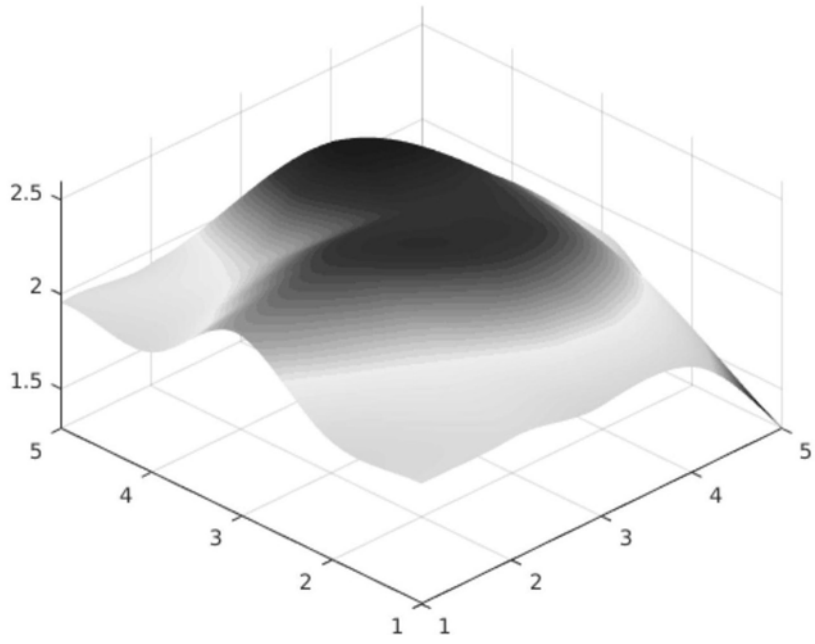


图5A

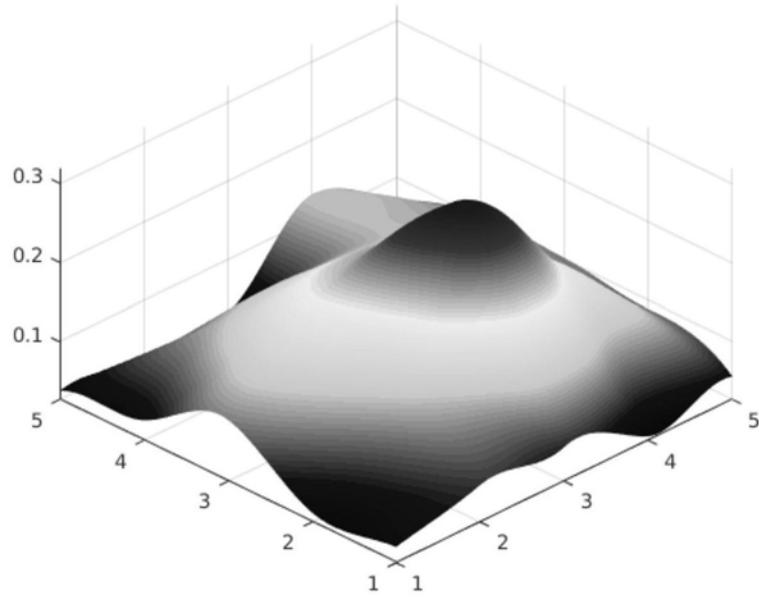


图5B

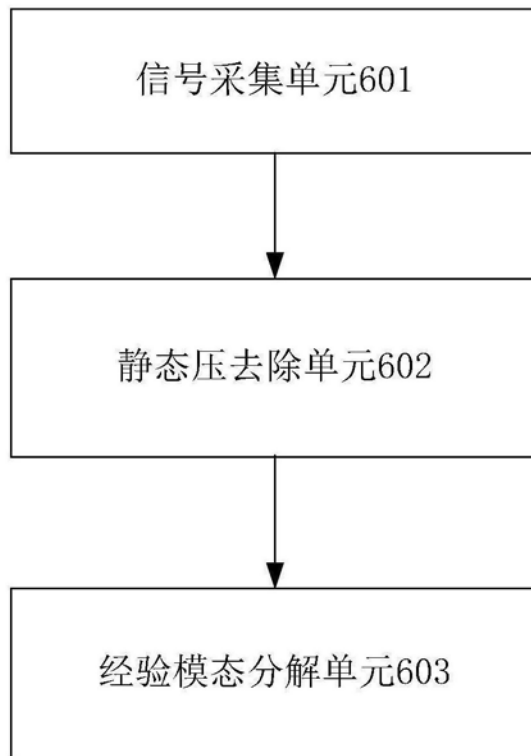


图6

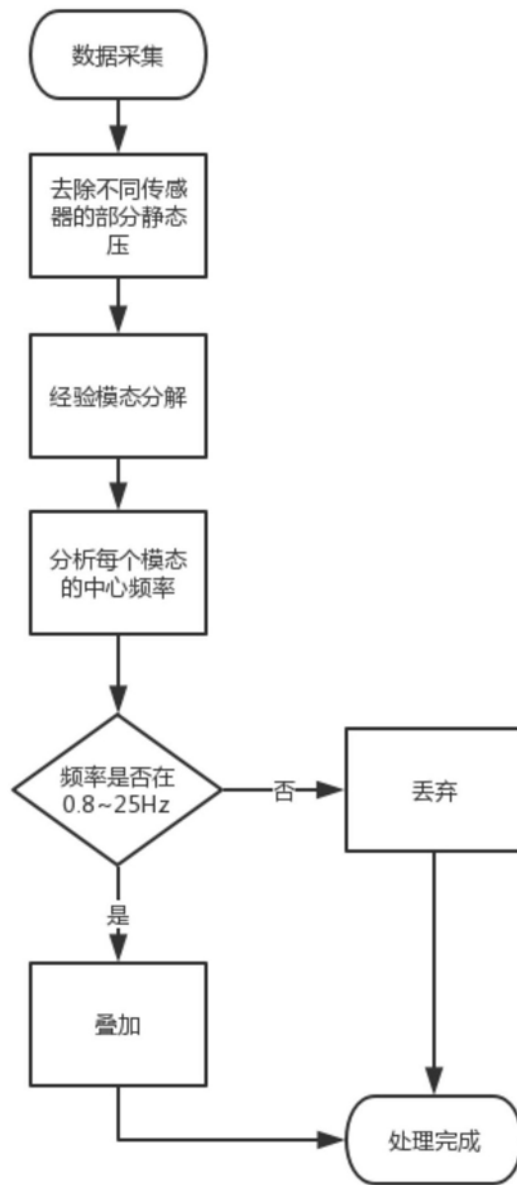


图7

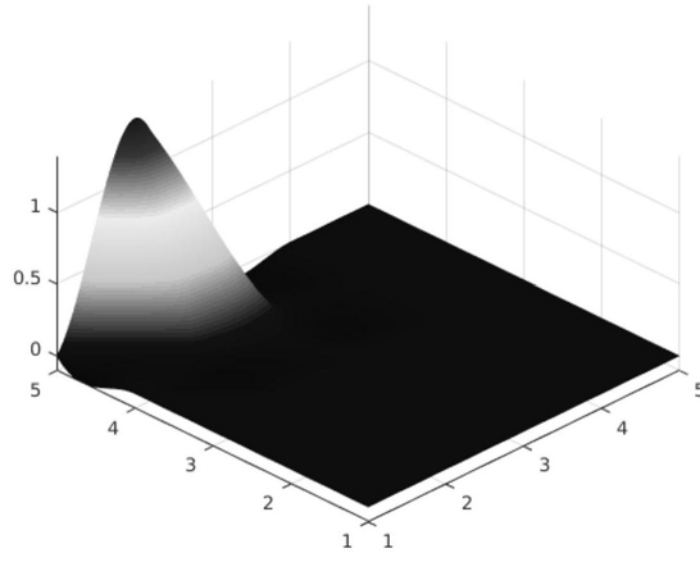


图8

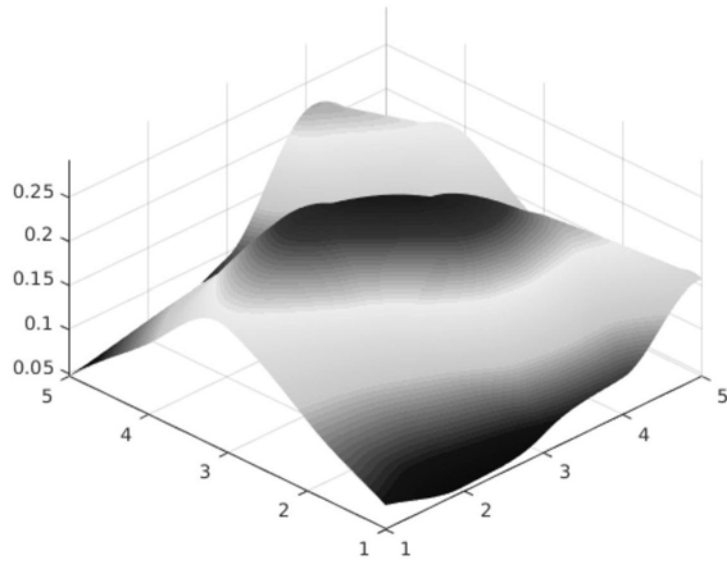


图9

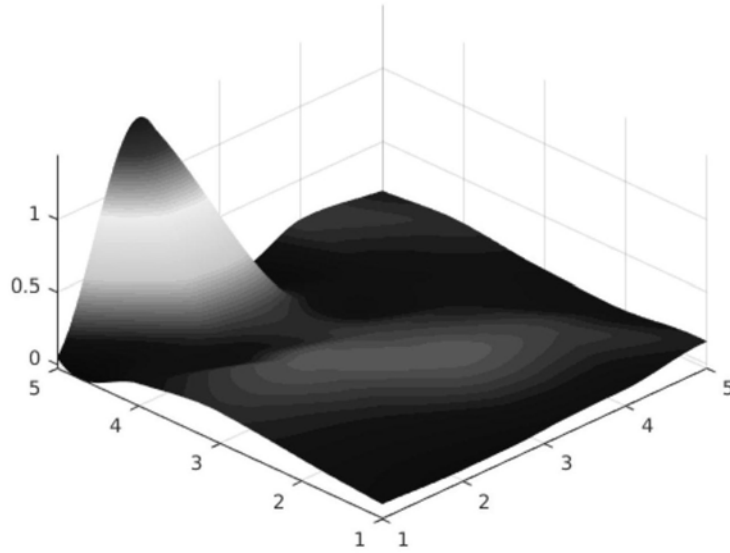


图10

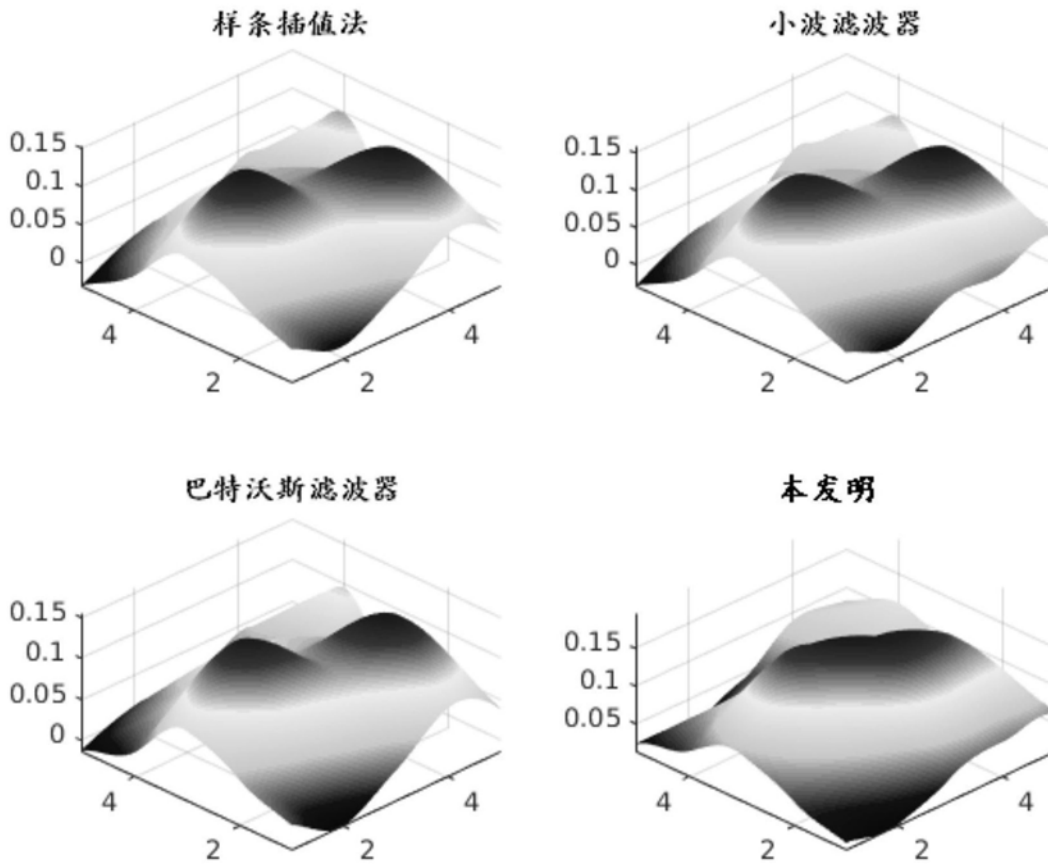


图11

专利名称(译)	一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统		
公开(公告)号	CN109363646A	公开(公告)日	2019-02-22
申请号	CN201811353133.1	申请日	2018-11-14
[标]申请(专利权)人(译)	中山大学		
申请(专利权)人(译)	中山大学		
当前申请(专利权)人(译)	中山大学		
[标]发明人	罗锦兴 卢俊良		
发明人	罗锦兴 卢俊良		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	颜希文		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明一种三维脉波影像的基面预处理方法及系统，所述方法包括如下步骤：步骤S1，采集三维脉波影像，获得脉搏所产生的脉象信号；步骤S2，对获得的脉象信号去除其中的静态压；步骤S3，对去除静态压后的脉象信号进行经验模态分解，得到每个传感器通道各自不同的模态的信号，保留相应的模态即可得到预处理后的结果，通过本发明，可实现更有效的基面预处理。

