



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106073741 B

(45)授权公告日 2019.03.29

(21)申请号 201610375711.6

(22)申请日 2016.05.30

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106073741 A

(43)申请公布日 2016.11.09

(73)专利权人 珠海脉动时代健康科技有限公司
地址 519041 广东省珠海市金湾区三灶镇
机场东路288号C栋二楼C区

(72)发明人 金瑞军 符文剑

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 俞梁清

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 104224140 A,2014.12.24,

CN 103961092 A,2014.08.06,

CN 103860152 A,2014.06.18,

CN 1935084 A,2007.03.28,

US 2010/0014723 A1,2010.01.21,

李飞.9/7小波算法研究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库信息科技辑》.2013,(第S2期),I136-269.

审查员 杨星

权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

一种自适应滤波及计算脉搏的系统和方法

(57)摘要

本发明的技术方案包括一种自适应滤波及计算脉搏的系统,包括:采样模块,对传感器输出信号进行采集;变换模块,对采集信号小波分解及重构;计算模块,用于计算信号的RMS值;自适应模块,计算重构信号与总信号的RMS比值,通过对比值大小判断确并计算脉搏。本发明的技术方案包括一种自适应滤波及计算脉搏的放,包括:对传感器输出信号进行采集;对采集信号小波分解及重构;用于计算信号的RMS值;计算重构信号与总信号的RMS比值,通过对比值大小判断确并计算脉搏。本发明的有益效果为:能够自适应滤波以及对脉搏进行精准的计算,能够为后续的分析 and 计算奠定良好的基础。



1. 一种自适应滤波及计算脉搏的系统,其特征在于,该系统包括:

采样模块,用于对传感器输出信号进行采样,将采样的信号S存入缓存;

变换模块,用于获取缓存中的采样信号S,对采样信号S进行小波分解,获得近似系数cA6及细节系数cD1、cD2、cD3、cD4、cD5、cD6,进一步对细节系数cD3、cD4、cD5、cD6分别进行重构得到信号d3、d4、d5、d6;

计算模块,用于对信号d3、d4、d5、d6分别计算RMS值,获得对应的d3rms、d4rms、d5rms、d6rms,进一步计算重构总信号 $S1=d3+d4+d5+d6$ 的RMS,获得S1rms;

自适应模块,用于分别计算d3rms、d4rms、d5rms、d6rms与S1rms的比值,获得四个比值,通过对比值大小判断确定有用信号滤除噪声完成自适应滤波以及确定脉搏所在的信号,进一步在此信号上过零法计算脉搏。

2. 根据权利要求1所述的自适应滤波及计算脉搏的系统,其特征在于,所述的采样模块还包括:

其设置的采样频率为62.5HZ,采样的信号S的缓存大小为512B。

3. 根据权利要求1所述的自适应滤波及计算脉搏的系统,其特征在于,所述的变换模块:

对采样信号S进行6尺度小波分解,其中的基小波为db6。

4. 根据权利要求1所述的自适应滤波及计算脉搏的系统,其特征在于,所述的计算模块包括:

其中RMS的运算公式为

$$X_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n x_i^2}, \text{其中} N \text{表示总信号数,其中} 1 < n < N, x_i \text{表示第} i \text{个滤波的值。}$$

5. 根据权利要求1所述的自适应滤波及计算脉搏的系统,其特征在于,所述的自适应模块包括:

用于计算d6rms与S1rms的比值,若d6rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d6上,d6上使用过零法计算脉搏,得到有用的信号为d3+d4+d5+d6;

若d6rms与S1rms比值小,且d5rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d5上,d5上使用过零法计算脉搏,得到有用的信号为d3+d4+d5;

若d6rms与S1rms比值小,且d5rms与S1rms比值小,同时d4rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d4上,d4上过零法计算脉搏,则有用的信号为d3+d4。

6. 一种自适应滤波及计算脉搏的方法,其特征在于,该方法包括:

对传感器输出信号进行采样,将采样的信号S存入缓存;

获取缓存中的采样信号S,对采样信号S进行小波分解,获得近似系数cA6及细节系数cD1、cD2、cD3、cD4、cD5、cD6,进一步对细节系数cD3、cD4、cD5、cD6分别进行重构得到信号d3、d4、d5、d6;

对信号d3、d4、d5、d6分别计算RMS值,获得对应的d3rms、d4rms、d5rms、d6rms,进一步计算重构总信号 $S1=d3+d4+d5+d6$ 的RMS,获得S1rms;

分别计算d3rms、d4rms、d5rms、d6rms与S1rms的比值,获得四个比值,通过对比值大小判断确定有用信号滤除噪声完成自适应滤波以及确定脉搏所在的信号,进一步在此信号上

过零法计算脉搏。

7. 根据权利要求6所述的自适应滤波及计算脉搏的方法,其特征在於,该方法还包括:设置的采样频率为62.5HZ,采样的信号S的缓存大小为512B。

8. 根据权利要求6所述的自适应滤波及计算脉搏的方法,其特征在於,该方法还包括:对采样信号S进行6尺度小波分解,其中的基小波为db6。

9. 根据权利要求6所述的自适应滤波及计算脉搏的方法,其特征在於,该方法还包括:RMS的运算公式为

$$X_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n X_i^2}, \text{其中} N \text{表示总信号数,其中} 1 < n < N, X_i \text{表示第} i \text{个滤波的值。}$$

10. 根据权利要求6所述的自适应滤波及计算脉搏的方法,其特征在於,该方法还包括:计算d6rms与S1rms的比值,若d6rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d6上,d6上使用过零法计算脉搏,得到有用的信号为d3+d4+d5+d6;

若d6rms与S1rms比值小,且d5rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d5上,d5上使用过零法计算脉搏,得到有用的信号为d3+d4+d5;

若d6rms与S1rms比值小,且d5rms与S1rms比值小,同时d4rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d4上,d4上过零法计算脉搏,则有用的信号为d3+d4。

一种自适应滤波及计算脉搏的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种自适应滤波及计算脉搏的系统和方法,属于计算机医用领域。

背景技术

[0002] 在医疗电子领域生理信号处理占据非常重要的位置,各种传感器输出的生理信号非常微弱并且被噪声淹没,所以获得有用的生理信息提取这些微弱信号是关键的一个环节,典型的生理信号提取如下:

[0003] (1) 用于检测人体含氧量的光电容积波信号。

[0004] (2) 用于无创测量血压的脉搏波信号。

[0005] 光电容积波的产生是借光电手段在活体组织中检测血液容积变化的一种无创检测方法,当一定波长的光束照射到指端皮肤表面时,光束将通过透射或反射方式传送到光电接收器,心脏收缩时外周血容量最多光吸收量也最大检测到的光强度最小;心脏舒张时正好相反检测到的光强度最大,将此光强度变化信号转换成电信号便可获得光电容积波。光电容积波被多种噪声干扰,主要的有环境光、暗电流、工频干扰、运动伪差、呼吸基线漂移、电磁设备干扰、肌电干扰。常用的数字滤波方法有IIR滤波器,FIR滤波器,卡曼滤波器,多项式拟合滤波等,自适应能力的滤波器尚未应用。脉搏的计算方法主要有微分法,模式匹配法,滤波器法。微分法提取突变的部分,与阈值比较,过阈值则为一次脉搏,微分法很容易被干扰加上阈值不好确定因此效果不太理想,模式匹配法选择匹配的模型比较困难,滤波法也要选择阈值容易干扰,因此脉搏的准确计算存在困难。

[0006] 无创血压的脉搏波信号的产生流程是先将袖带充气以阻断动脉血流,然后在放气过程中用压力传感器检测袖带内的气体压力会接收到微弱的压力小脉冲,这种小脉冲就是脉搏波。脉搏波主要的干扰源有呼吸基线漂移、运动干扰、工频干扰、电磁设备干扰等,滤波方法、脉搏计算方法与容积波有类似的缺陷。

[0007] 小波变换(wavelettransform,WT)是一种新的变换分析方法,它继承和发展了短时傅立叶变换局部化的思想,同时又克服了窗口大小不随频率变化等缺点,能够提供一个随频率改变的“时间-频率”窗口,是进行信号时频分析和处理的理想工具。它的主要特点是通过变换能够充分突出问题某些方面的特征,能对时间(空间)频率的局部化分析,通过伸缩平移运算对信号(函数)逐步进行多尺度细化,最终达到高频处时间细分,低频处频率细分,能自动适应时频信号分析的要求,从而可聚焦到信号的任意细节,解决了Fourier变换的困难问题,成为继Fourier变换以来在科学方法上的重大突破。

发明内容

[0008] 针对现有技术的不足,本发明的技术方案提供了一种自适应滤波及计算脉搏的系统和方法,用于人体生理信号的自适应滤波及脉搏计算。在人体生理信号处理方面脉搏的计算是后续分析计算的基础,准确的脉搏计算非常重要,本发明利用小波变换准确的实现了脉搏的计算及自适应滤波为后续的分析计算奠定了良好的基础。

[0009] 本发明的技术方案包括一种自适应滤波及计算脉搏的系统,其特征在于,该系统包括:采样模块,用于对传感器输出信号进行采样,将采样的信号S存入缓存;变换模块,用于获取缓存中的采样信号S,对采样信号S进行小波分解,获得近似系数cA6及细节系数cD1、cD2、cD3、cD4、cD5、cD6,进一步对细节系数cD3、cD4、cD5、cD6分别进行重构得到信号d3、d4、d5、d6;计算模块,用于对信号d3、d4、d5、d6分别计算RMS值,获得对应的d3rms、d4rms、d5rms、d6rms,进一步计算重构总信号 $S1=d3+d4+d5+d6$ 的RMS,获得S1rms;自适应模块,用于分别计算d3rms、d4rms、d5rms、d6rms与S1rms的比值,获得四个比值,通过对比值大小判断确定有用信号滤除噪声完成自适应滤波以及确定脉搏所在的信号,进一步在此信号上过零法计算脉搏。

[0010] 根据所述的自适应滤波及计算脉搏的系统,所述的采样模块还包括:其设置的采样频率为62.5HZ,采样的信号S的缓存大小为512B。

[0011] 根据所述的自适应滤波及计算脉搏的系统,所述的变换模块:对采样信号S进行6尺度小波分解,其中的基小波为db6。

[0012] 根据所述的自适应滤波及计算脉搏的系统,所述的计算模块:其中RMS的运算公式为

$$[0013] \quad X_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n x_i^2}。$$

[0014] 根据所述的自适应滤波及计算脉搏的系统,所述的自适应模块:用于计算d6rms与S1rms的比值,若d6rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d6上,d6上使用过零法计算脉搏,得到有用的信号为d3+d4+d5+d6;若d6rms与S1rms比值小,且d5rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d5上,d5上使用过零法计算脉搏,得到有用的信号为d3+d4+d5;若d6rms与S1rms比值小,且d5rms与S1rms比值小,同时d4rms与S1rms比值大,则脉搏所在的信号在d4上,d4上过零法计算脉搏,则有用的信号为d3+d4。

[0015] 本发明的技术方案还包括一种自适应滤波及计算脉搏的方法,该方法包括:对传感器输出信号进行采样,将采样的信号S存入缓存;获取缓存中的采样信号S,对采样信号S进行小波分解,获得近似系数cA6及细节系数cD1、cD2、cD3、cD4、cD5、cD6,进一步对细节系数cD3、cD4、cD5、cD6分别进行重构得到信号d3、d4、d5、d6;对信号d3、d4、d5、d6分别计算RMS值,获得对应的d3rms、d4rms、d5rms、d6rms,进一步计算重构总信号

[0016] $S1=d3+d4+d5+d6$ 的RMS,获得S1rms;分别计算d3rms、d4rms、d5rms、d6rms与S1rms的比值,获得四个比值,通过对比值大小判断确定有用信号滤除噪声完成自适应滤波以及确定脉搏所在的信号,进一步在此信号上过零法计算脉搏。

[0017] 进一步,该方法还包括:设置的采样频率为62.5HZ,采样的信号S的缓存大小为512B。

[0018] 进一步,该方法还包括:对采样信号S进行6尺度小波分解,其中的基小波为db6。

[0019] 进一步,该方法还包括:RMS的运算公式为

$$[0020] \quad X_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n x_i^2}。$$

[0021] 进一步,该方法还包括:计算 $d6_{rms}$ 与 $S1_{rms}$ 的比值,若 $d6_{rms}$ 与 $S1_{rms}$ 比值大,则脉搏所在的信号在 $d6$ 上, $d6$ 上使用过零法计算脉搏,得到有用的信号为 $d3+d4+d5+d6$;若 $d6_{rms}$ 与 $S1_{rms}$ 比值小,且 $d5_{rms}$ 与 $S1_{rms}$ 比值大,则脉搏所在的信号在 $d5$ 上, $d5$ 上使用过零法计算脉搏,得到有用的信号为 $d3+d4+d5$;若 $d6_{rms}$ 与 $S1_{rms}$ 比值小,且 $d5_{rms}$ 与 $S1_{rms}$ 比值小,同时 $d4_{rms}$ 与 $S1_{rms}$ 比值大,则脉搏所在的信号在 $d4$ 上, $d4$ 上过零法计算脉搏,则有用的信号为 $d3+d4$ 。

[0022] 本发明的有益效果为:能够自适应滤波以及对脉搏进行精准的计算,能够为后续的分析 and 计算奠定良好的基础。

附图说明

[0023] 图1所示为根据本发明实施方式的自适应滤波及脉搏计算流程图;

[0024] 图2所示为根据本发明实施方式的小波阈值去噪流程图;

[0025] 图3a-图3i所示为根据本发明实施方式的基于MATLAB软件实现的图。

具体实施方式

[0026] 为了使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面结合附图和具体实施例对本发明进行详细描述。本发明的一种自适应滤波及计算脉搏的系统和方法用于人体生理信号(血氧容积波信号、无创血压脉搏波信号)的自适应滤波及脉搏计算。

[0027] 图1所示为根据本发明实施方式自适应滤波及脉搏计算流程图。人体生理信号(血氧容积波、血压脉搏波)的频率主要分布在 $0.5\text{HZ}\sim 8\text{HZ}$ 之间,根据奈奎斯特采样定理,当采样频率 $f_{s,max}$ 大于信号中最高频率 f_{max} 的2倍时($f_{s,max}>2f_{max}$),采样之后的数字信号完整地保留了原始信号中的信息,一般实际应用中保证采样频率为信号最高频率的5~10倍,因此,在本发明中采样频率为 62.5HZ 。一个长度为 N 的序列,最多能进行 $\log_2 N$ 次的分解,采样的信号 S 的缓存为512最多可以进行9尺度分解,本发明进行6尺度小波分解,获得近似系数 $cA6$ 和细节系数 $cD1$ 、 $cD2$ 、 $cD3$ 、 $cD4$ 、 $cD5$ 、 $cD6$,对应的频带依次是 $cA6$ ($0\sim 0.53\text{HZ}$)、 $cD6$ ($0.53\sim 1.06\text{HZ}$)、 $cD5$ ($1.06\sim 2.12\text{HZ}$)、 $cD4$ ($2.12\sim 4.24\text{HZ}$)、 $cD3$ ($4.24\sim 8.48\text{HZ}$)、 $cD2$ ($8.48\sim 16.96\text{HZ}$)、 $cD1$ ($16.96\sim 33.92\text{HZ}$),人体生理信号(血氧容积波、血压脉搏波)的频带在 $0.5\text{HZ}\sim 8\text{HZ}$ 之间,正好落在了细节系数 $cD3$ 、 $cD4$ 、 $cD5$ 、 $cD6$ 上,分别重构这些系数获得信号 $d3$ 、 $d4$ 、 $d5$ 、 $d6$, $S1=d3+d4+d5+d6$ 获得人体生理信号 $S1$,细节系数 $cD2$ 、 $cD1$ 为高频噪声,近似系数 $cA6$ 为呼吸基线干扰。脉搏代表了人体生理信号(血氧容积波、血压脉搏波)基波的频率,人的脉搏一般 $40\sim 180$ 次/分,即人体生理信号(血氧容积波、血压脉搏波)基波的频率 $0.66\sim 3\text{HZ}$,小波分解重构后 $d6$ ($0.53\sim 1.06\text{HZ}$)、 $d5$ ($1.06\sim 2.12\text{HZ}$)、 $d4$ ($2.12\sim 4.24\text{HZ}$), $d6$ 、 $d5$ 、 $d4$ 都有可能是基波,基波是 $d4$,重构信号 $d5$ 、 $d6$ 是没有能量的,基波是 $d5$,重构信号 $d6$ 是没有能量的,基波是 $d6$,重构信号 $d4$ 、 $d5$ 、 $d6$ 都有能量,通过计算信号 $d6$ 、 $d5$ 、 $d4$ 的能量与信号 $S1$ 能量的比值及大小的判断就可以确定基波所在的信号计算脉搏,完成自适应滤波,具体的逻辑是 $d6_{rms}/S1_{rms}$ 比值大,脉搏所在的信号在 $d6$ 上, $d6$ 上过零法计算脉搏,有用的信号为 $d3+d4+d5+d6$; $d6_{rms}/S1_{rms}$ 比值小, $d5_{rms}/S1_{rms}$ 比值大,脉搏所在的信号在 $d5$ 上, $d5$ 上过零法计算脉搏,有用的信号为 $d3+d4+d5$; $d6_{rms}/S1_{rms}$ 比值小, $d5_{rms}/S1_{rms}$ 比值小, $d4_{rms}/S1_{rms}$ 比值大,脉搏所在的信号在 $d4$ 上, $d4$ 上过零法计算脉搏,有用的信号为 $d3+d4$ 。

[0028] 图2所示为根据本发明实施方式小波阈值去噪流程图。对小波阈值去噪的思想做一下延伸,就会构成自适应滤波器,所谓自适应滤波就是根据不同噪声环境选择不同的滤波参数,由以上可知,小波阈值去噪的关键是阈值的选择以及所滤系数层的选择,选择的依据就是能量大小,如果一个系数层的能量占总能量的比值小,可以将此层作为噪声滤除,本发明应用此原理进行自适应滤波及脉搏的计算。

[0029] 图3a-图3i所示为根据本发明实施方式基于MATLAB软件实现的图。图3a-图3i表示三组实际采集的血压脉搏波数据为例通过MATLAB软件提供的功能函数和命令来分析实现小波变换的自适应滤波及脉搏计算方法。

[0030] 以下为MATLAB的程序描述:

[0031] %第一组采样的序列s,长度为512,采样频率62.5HZ。

[0032] plot(s);

[0033] %获得的信号s如图3a所示

[0034] %对s进行6尺度分解,母小波db6

[0035] [c,1]=wavedec(s,6,'db6');

[0036] %分解信号s获得的图3b所示

[0037] %分别重构cD3、cD4、cD5、cD6系数

[0038] d3=wrcoef('d',c,1,'db6',3);

[0039] d4=wrcoef('d',c,1,'db6',4);

[0040] d5=wrcoef('d',c,1,'db6',5);

[0041] d6=wrcoef('d',c,1,'db6',6);

[0042] %分别计算d3、d4、d5、d6的能量与总能量的比值

[0043] sum(d6.^2)/sum((d3+d4+d5+d6).^2)

[0044] ans=0.6250

[0045] sum(d5.^2)/sum((d3+d4+d5+d6).^2)

[0046] ans=0.3148

[0047] sum(d4.^2)/sum((d3+d4+d5+d6).^2)

[0048] ans=0.0565

[0049] %d6能量比较大说明d6是基波,在d6上过零法计算脉搏,最终得到的信号d3+d4+d5+d6

[0050] subplot(2,1,1)

[0051] plot(s);

[0052] subplot(2,1,2)

[0053] plot(d6);

[0054] %获得的信号s和信号d6如图3c所示

[0055] %s与d6有相似的频率,在d6上过零点就可以计算脉搏,最终得到的信号d3+d4+d5+d6

[0056] 第二组采集序列s1,长度为512,采样频率62.5HZ。

[0057] plot(s1)

[0058] %获得的信号s1如图3d所示

```
[0059] %对s1进行6尺度分解,母小波db6
[0060] [c,1]=wavedec(s1,6,'db6');
[0061] %分解信号s1获得的信号如图3e所示
[0062] %分别重构cD3、cD4、cD5、cD6系数
[0063] d3=wrcoef('d',c,1,'db6',3);
[0064] d4=wrcoef('d',c,1,'db6',4);
[0065] d5=wrcoef('d',c,1,'db6',5);
[0066] d6=wrcoef('d',c,1,'db6',6);
[0067] %分别计算d3、d4、d5、d6的能量总能量的比值
[0068] sum(d6.^2)/sum((d3+d4+d5+d6).^2)
[0069] ans=0.0084
[0070] sum(d5.^2)/sum((d3+d4+d5+d6).^2)
[0071] ans=0.6056
[0072] sum(d4.^2)/sum((d3+d4+d5+d6).^2)
[0073] ans=0.3151
[0074] %d6能量小d5能量大说明d5是基波,在d5上过零法计算脉搏,最终得到的信号d3+
d4+d5
[0075] subplot(2,1,1)
[0076] plot(s1);
[0077] subplot(2,1,2)
[0078] plot(d5);
[0079] %获得的信号s1与d5如图3f所示
[0080] %s1与d5有相似的频率,在d5上过零点就可以计算脉搏,最终得到的信号d3+d4+
d5
[0081] 第三组采集序列s2,长度为512,采样频率62.5HZ。
[0082] plot(s2)
[0083] %得到信号s2,如图3g所示
[0084] %对s2进行6尺度分解,母小波db6
[0085] [c,1]=wavedec(s2,6,'db6');
[0086] %s2分解获得的信号如图3h所示
[0087] %分别重构cD3、cD4、cD5、cD6系数
[0088] d3=wrcoef('d',c,1,'db6',3);
[0089] d4=wrcoef('d',c,1,'db6',4);
[0090] d5=wrcoef('d',c,1,'db6',5);
[0091] d6=wrcoef('d',c,1,'db6',6);
[0092] %分别计算d3、d4、d5、d6的能量总能量的比值
[0093] sum(d6.^2)/sum((d3+d4+d5+d6).^2)
[0094] ans=0.0034
[0095] sum(d5.^2)/sum((d3+d4+d5+d6).^2)
```

[0096] ans=0.0218

[0097] $\text{sum}(d4.^2)/\text{sum}((d3+d4+d5+d6).^2)$

[0098] ans=0.6387

[0099] %d6能量小d5能量小d4能量大说明d4是基波,在d4上过零点法计算脉搏,最终得到的信号d3+d4

[0100] subplot(2,1,1)

[0101] plot(s2);

[0102] subplot(2,1,2)

[0103] plot(d4);

[0104] %获得的信号s2与d4如图3i所示

[0105] %s2与d4有相似的频率,在d4上过零点就可以计算脉搏,最终得到的信号d3+d4

[0106] 以上所述,只是本发明的较佳实施例而已,本发明并不局限于上述实施方式,只要其以相同的手段达到本发明的技术效果,都应属于本发明的保护范围。在本发明的保护范围内其技术方案和/或实施方式可以有各种不同的修改和变化。

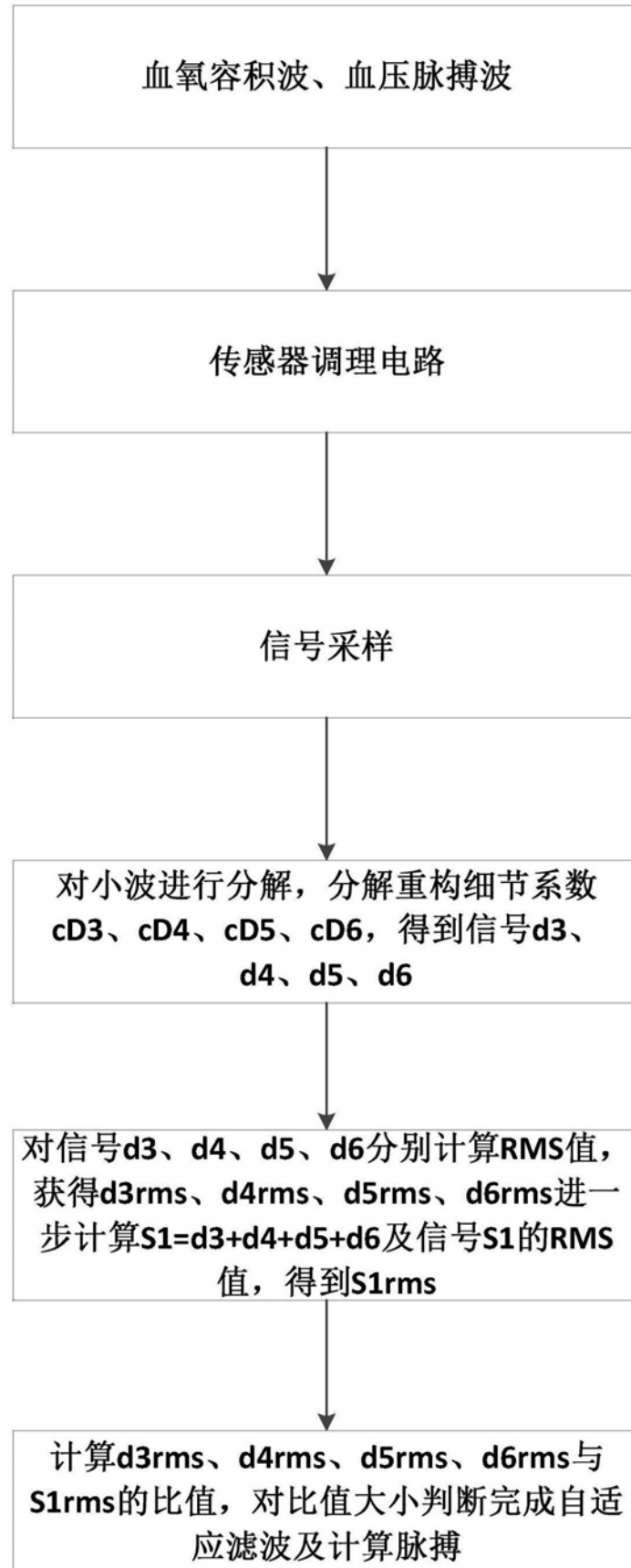


图1

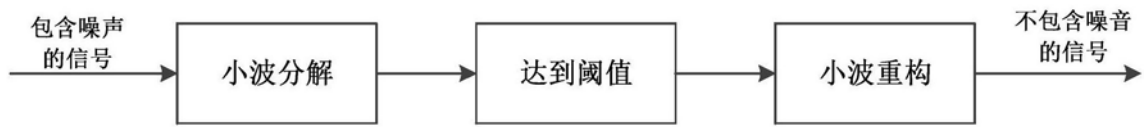


图2

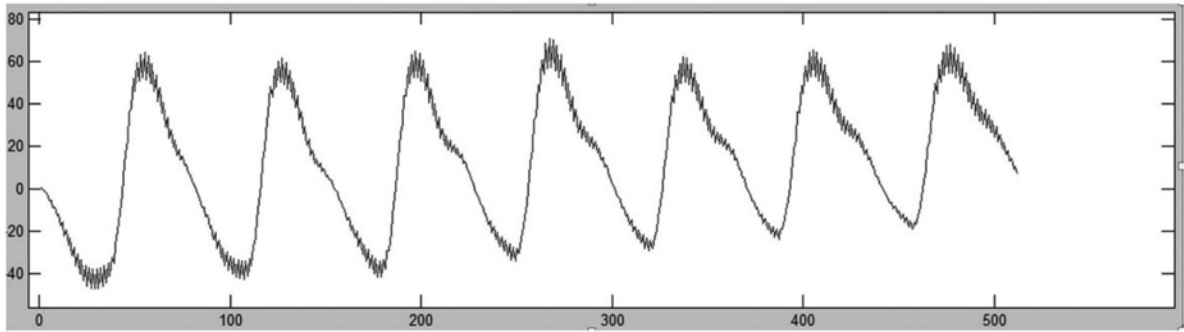


图3a

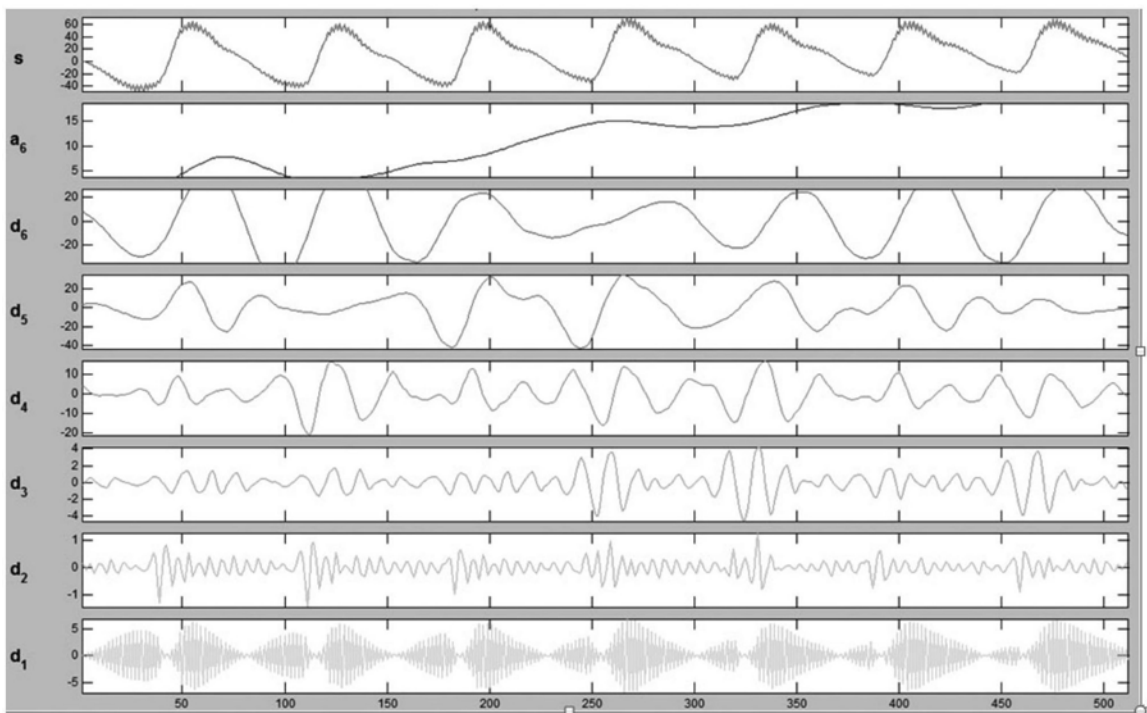


图3b

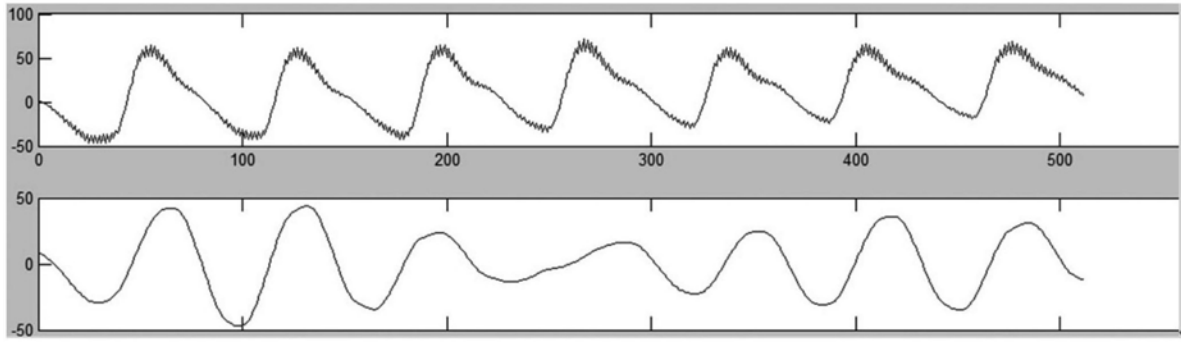


图3c

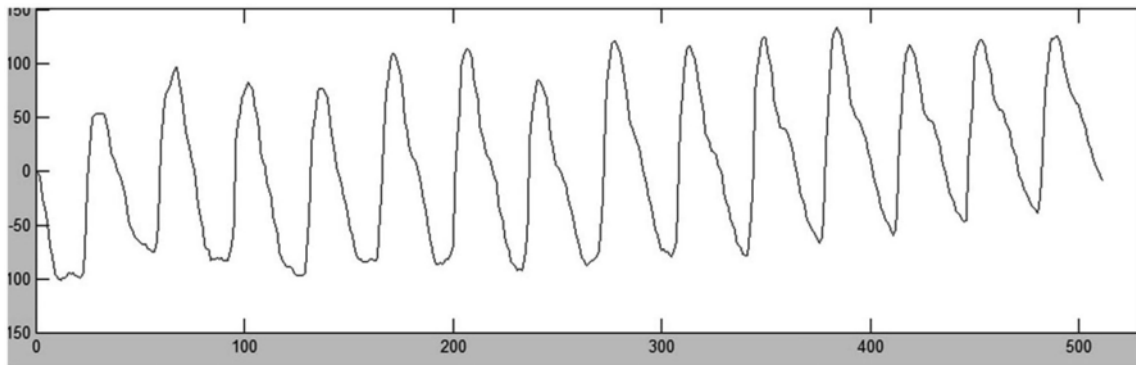


图3d

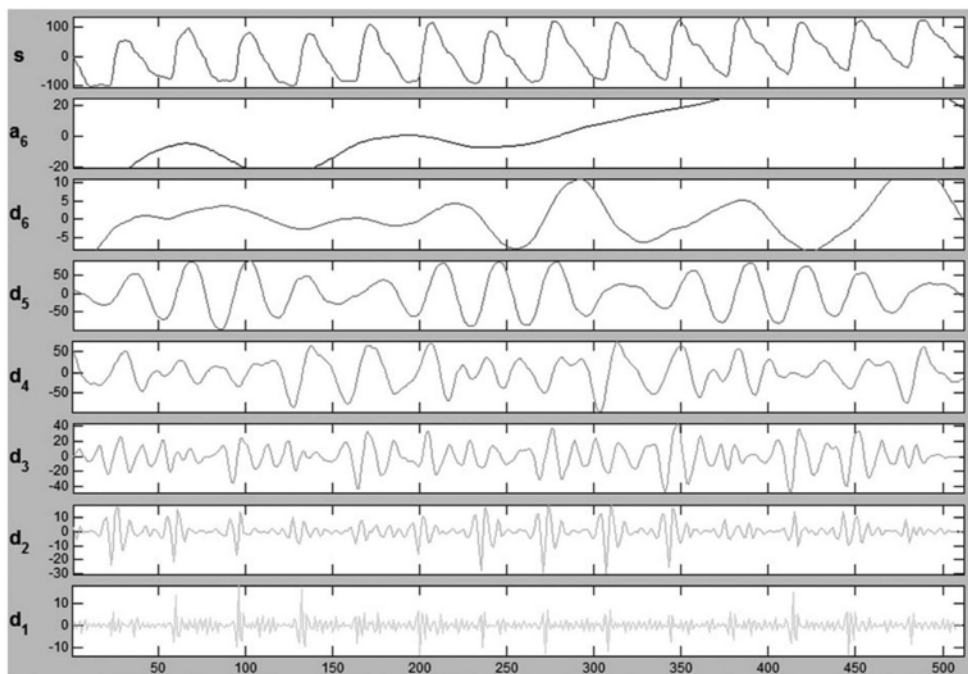


图3e

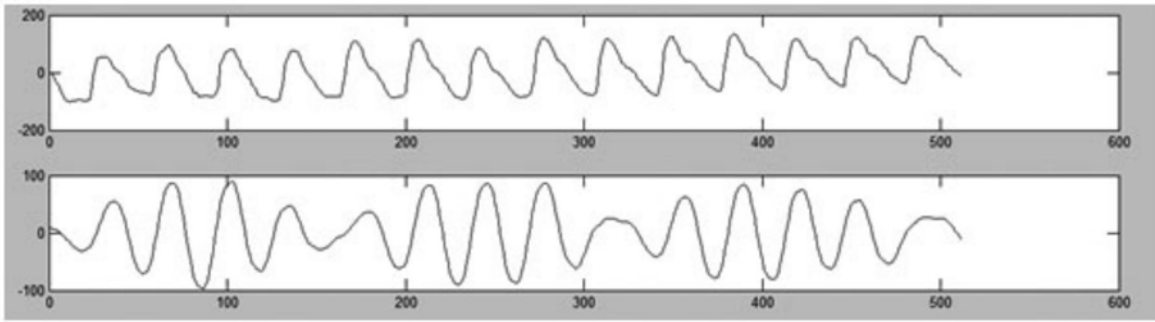


图3f

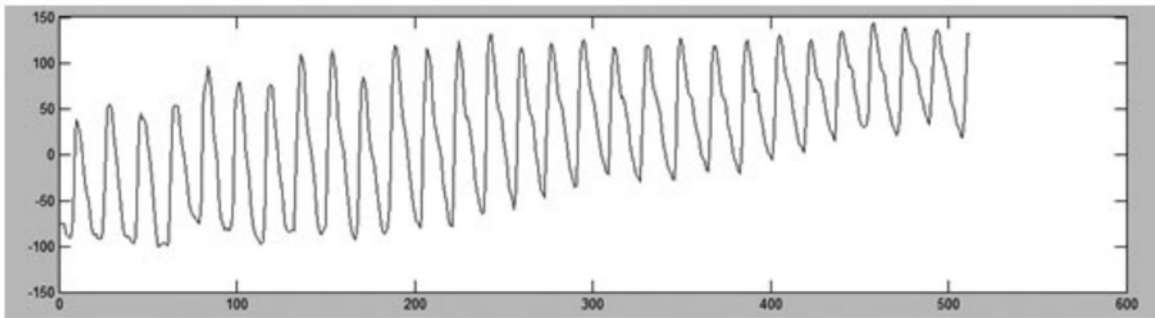


图3g

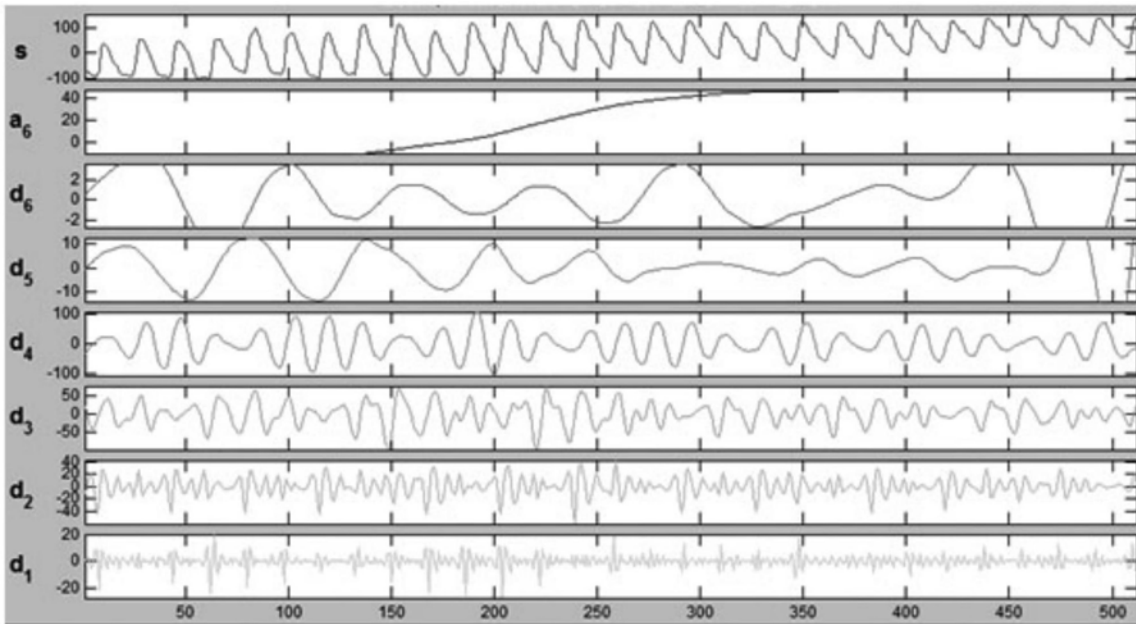


图3h

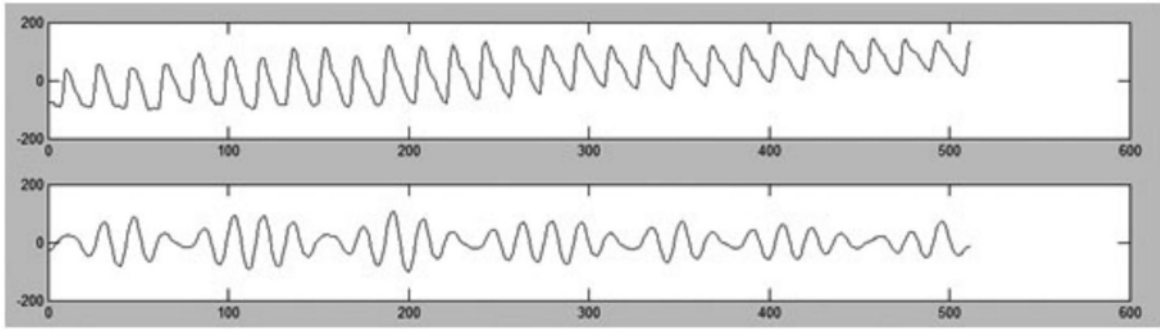


图3i

专利名称(译)	一种自适应滤波及计算脉搏的系统和方法		
公开(公告)号	CN106073741B	公开(公告)日	2019-03-29
申请号	CN201610375711.6	申请日	2016-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	珠海脉动时代健康科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	珠海脉动时代健康科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	珠海脉动时代健康科技有限公司		
[标]发明人	金瑞军 符文剑		
发明人	金瑞军 符文剑		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235		
审查员(译)	杨星		
其他公开文献	CN106073741A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的技术方案包括一种自适应滤波及计算脉搏的系统，包括：采样模块，对传感器输出信号进行采集；变换模块，对采集信号小波分解及重构；计算模块，用于计算信号的RMS值；自适应模块，计算重构信号与总信号的RMS比值，通过对比值大小判断确并计算脉搏。本发明的技术方案包括一种自适应滤波及计算脉搏的放，包括：对传感器输出信号进行采集；对采集信号小波分解及重构；用于计算信号的RMS值；计算重构信号与总信号的RMS比值，通过对比值大小判断确并计算脉搏。本发明的有益效果为：能够自适应滤波以及对脉搏进行精准的计算，能够为后续的分析计算奠定良好的基础。

