



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107693004 A  
(43)申请公布日 2018.02.16

(21)申请号 201710795914.5

(22)申请日 2017.09.05

(71)申请人 广东工业大学

地址 510062 广东省广州市越秀区东风东  
路729号

(72)发明人 胡锐 谢胜利 蔡坤 朱莉波  
谢侃

(74)专利代理机构 广东广信君达律师事务所  
44329

代理人 杨晓松

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0444(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

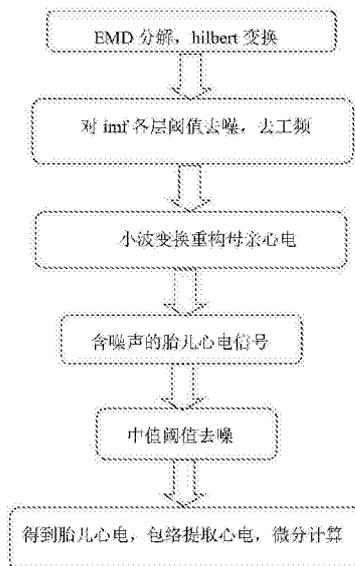
权利要求书1页 说明书4页 附图9页

(54)发明名称

基于hilbert变换的胎儿心电提取与胎儿心  
率识别方法

(57)摘要

目前已有许多研究其它技术来提取胎儿心  
电信号(FECG)的报道,如自适应滤波、基于奇异  
值分解、主分量分析,神经网络算法、ICA,非负盲  
分离等。但这些技术的提取方法受很多限制,或  
计算过于复杂,或需要更多的人工干预,或最后  
分离的效果不佳。本发明的目的在于克服现有胎  
儿心电信号提取方法的缺点和不足,提出一种基  
于hilbert变换的胎儿心电提取和瞬时心率识别  
方法针对由胎儿心电数据库中采集得到的母亲  
腹部心电信号,能快速简便的得到胎儿心电信  
号,并计算出胎儿的瞬时心率,方便应用于临床  
胎儿监护。



1. 一种基于hilbert变换的胎儿心电提取与胎儿心率识别方法,包括如下步骤:(1)EMD分解,对多路源信号做EMD分解,并对分解后的多层信号进行hilbert变换,得到各模态函数瞬时频率和幅值曲线;(2)对分解后的各层信号进行预处理;(3)重构母亲心电信号;(4)获取含噪声的胎儿心电信号;(5)获取较为纯净的胎儿心电和心率。

2. 根据权利要求1所述的胎儿心电提取与胎儿心率识别方法,所述的步骤(2)具体为:对分解的2,3,4高频层信号进行硬阈值滤波;对于工频50hz的消除,利用hilbert变换确定每一模态分量的瞬时频率,将瞬时频率为50Hz的信号幅值置零;对于基线漂移的消除,利用Hilbert变换,低频模态函数中瞬时频率小于0.3Hz的信号不参与去噪后信号的重构。

3. 根据权利要求2所述的胎儿心电提取与胎儿心率识别方法,所述的步骤(3)具体为:对滤波后的源信号进行离散小波变换,得到各尺度的高频系数和低频系数,由于心电细节成分大部分包含在高频系数中,因此对于变换后各个尺度高频系数可以方便进行QRS波特征识别,提取后得到母亲心电的信息,并进行小波重构得到含有噪声的母亲心电信号。

4. 根据权利要求3所述的胎儿心电提取与胎儿心率识别方法,所述的步骤(4)具体为:利用步骤(2)中得到的预处理后的源信号减去含噪声的母亲心电,可以初步得到待分析的胎儿心电信号,进一步对胎儿心电是否存在漏值,与相应位置母亲心电是否有混叠进行分析处理,得到含噪声的胎儿心电。

5. 根据权利要求4所述的胎儿心电提取与胎儿心率识别方法,所述的步骤(5)具体为:对得到的含噪声的胎儿心电进行中值阈值去噪,进一步去除微弱的胎儿心电中的噪声信号,即可得到较为清晰地胎儿心电信号;对胎儿心电信号进一步包络提取,并差分计算胎儿心率。

## 基于hilbert变换的胎儿心电提取与胎儿心率识别方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,具体涉及基于hilbert变换的胎儿心电提取和瞬时心率方法。

### 背景技术

[0002] 人体心电信号是生物学医学诊断中非常重要的信号,而对于妊娠期孕妇的胎儿心电监护,也是一种检测胎儿在子宫中发育是否健康的重要方法。在胎儿心电提取过程中,常常会受到工频,肌电等高频和呼吸所引起的基线漂移等低频的影响,并且采集到的胎儿心电信号很微弱,一般约为几十 $\mu\text{v}$ ,还会与信号相对较强的母亲心电信号(Maternal ECG)在时频空间混叠,因此,这些幅度大,分布广的非有效信号给胎儿心电的医学诊断带来了非常大的困难,如何准确,便捷,有效提取纯净的胎儿心电信号具有极其重要的实用价值和临床意义。

[0003] 目前已有许多研究其它技术来提取胎儿心电信号(FECG)的报道,如自适应滤波、基于奇异值分解、主分量分析,神经网络算法、ICA,非负盲分离等。但这些技术的提取方法受很多限制,或计算过于复杂,或需要更多的人工干预,或最后分离的效果不佳。

[0004] 希尔伯特黄变换(Hilbert-Huang Transform, HHT)是近十几年来随着盲信号分离技术的发展而出现的一种新的处理非线性非平稳信号的时频分析方法,其精华之处是可以把信号按频率从高到低分解为有限个本征模态函数,因而我们可以对分解后的各层心电信号进行处理。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的在于克服现有胎儿心电信号提取方法的缺点和不足,提出一种基于hilbert变换的胎儿心电提取方法,本发明针对由胎儿心电数据库中采集得到的母亲腹部心电信号,能快速简便的得到胎儿心电信号,并计算出胎儿的瞬时心率,方便应用于临床胎儿监护。

[0006] 该发明通过下述技术方案实现:一种基于hilbert变换胎儿心电提取和瞬时心率识别方法,包括如下步骤:

[0007] (1) EMD分解。对多路源信号做EMD分解,并对分解后的多层信号进行hilbert变换,得到各模态函数瞬时频率和幅值曲线;

[0008] (2) 预处理。对EMD分解后的各层信号如下预处理,包括:对分解的2,3,4高频层信号进行硬阈值滤波;对于工频50hz的消除,利用hilbert变换确定每一模态分量的瞬时频率,将瞬时频率为50Hz的信号幅值置零;对于基线漂移的消除,利用Hilbert变换,低频模态函数中瞬时频率小于0.3Hz的信号不参与去噪后信号的重构;

[0009] (3) 重构母亲心电信号。对滤波后的源信号进行离散小波变换,得到各尺度的高频系数和低频系数,由于心电细节成分大部分包含在高频系数中,因此对于变换后各个尺度高频系数可以方便进行QRS波特征识别,提取后得到母亲心电的信息,并进行小波重构得到

含有噪声的母亲心电信号；

[0010] (4) 获取含噪声的胎儿心电信号。利用(2)中得到的预处理后的源信号减去含噪声的母亲心电,可以初步得到待分析的胎儿心电信号,进一步对胎儿心电是否存在漏值,与相应位置母亲心电是否有混叠进行分析处理,得到含噪声的胎儿心电；

[0011] (5) 获取较为纯净的胎儿心电和心率。对得到的含噪声的胎儿心电进行中值阈值去噪,进一步去除微弱的胎儿心电中的噪声信号,即可得到较为清晰地胎儿心电信号;对胎儿心电信号进一步包络提取,并差分计算胎儿心率。

[0012] 所述步骤(1)中,EMD分解方法将任意信号 $x(t)$ 分解为适于Hilbert变换的有限个IMF,IMF 必须满足两个条件:①极点和过零点的数目应该相等或至多相差为一;②在任意一点,由包络线定义的极大值与极小值的均值为零. $x(t)$ 可分解为:

$$[0013] \quad x(t) = \sum_{i=1}^N c_i + r$$

[0014] 其中: $c_i(t)$ ,  $i=1,2,\dots,n$ 为 $n$ 个IMF模态分量; $r$ 为 $n$ 个IMF分量后的余量。

[0015] 对每层IMF作hilbert变换得

$$[0016] \quad H[c(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{c(\tau)}{t-\tau} d\tau$$

[0017] 其中 $H[c(t)]$ 表示信号 $x(t)$ 的hilbert变换;

[0018] IMF分量的瞬时频率 $f(t)$ 定义为

$$[0019] \quad f(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\theta(t)}{dt}$$

[0020] 其中 $\theta(t)$ 为解析信号的相位函数;

[0021] Hilbert谱为

$$[0022] \quad H(\omega, t) = \text{Re} \sum_{i=1}^N a_i(t) e^{j \int \omega_i(t) dt}$$

[0023] 其中 $a(t)$ 为幅值函数,  $a(t) = \sqrt{c^2(t) + H^2[c(t)]}$ ;

[0024] 所述步骤(2)中,对EMD分解后的2,3,4高频层进行经验阈值去噪操作;对于工频50hz 的消除,利用hilbert变换可得到每一层模态分量imf的瞬时频率,将瞬时频率为50Hz的信号幅值置零,对于基线漂移的消除,利用Hilbert变换,低频模态函数中瞬时频率小于0.3Hz 的信号不参与去噪后信号的重构;

[0025] 所述步骤(3)中,重构母亲心电信号,首先,对阈值滤波的源信号进行离散小波变换,采用db2小波基,进行4级分解;然后在变换后的各尺度细节系数中对较强的母亲心电信号峰值点检测,并取峰值点周围45个数据点,45为一个母亲心电周期的数据点数,便可得到只包含母亲心电信息的各尺度细节系数;最后,将得到的各尺度细节系数进行小波重构得到含有噪声的母亲心电信号;

[0026] 所述步骤(4)中,阈值去噪和去工频后的源信号减去含有噪声的母亲心电信号即可初步得到待分析的含有噪声的胎儿心电信号,此时的胎儿心电信号便不包含母亲心电,并需要对母亲心电QRS波是否存在混叠进行分析,对胎儿心电漏值性检测,最后得到的含有噪声的胎儿心电信号中不包含母亲心电信号;

[0027] 所述步骤(5)中,获取较为纯净的胎儿心电和心率。对得到的含噪声的胎儿心电进

行中值阈值去噪,进一步去除微弱的胎儿心电中的噪声信号,即可得到较为清晰地胎儿心电信号;对胎儿心电信号进一步包络提取,取其峰值后并差分计算,计算胎儿瞬时心率,定义如下:

$$[0028] \quad v = \frac{60}{\Delta t}$$

[0029]  $\Delta t$ 每两相邻峰值的时间间隔,即所求的 $v$ 为瞬时心率。

[0030] 与现有技术相比本发明的优点和效果在于:

[0031] 本方法利用hilbert变换方法处理混合心电这种非线性非平稳信号,去除了主要的母亲心电信号的干扰,提取出的胎儿心电信号,计算出瞬时心率,方法较为简单,且准确率比常规算法高。

### 附图说明

[0032] 图1是本发明基于hilbert变换的胎儿心电提取方法和瞬时心率识别方法流程图;

[0033] 图2是采集于孕妇腹部的三路源信号;

[0034] 图3是本发明中由EMD分解后各层信号;

[0035] 图4是本发明中得到的各层imf频谱和瞬时频率;

[0036] 图5是本发明中阈值去噪后1,2,3,4,5层对比;

[0037] 图6是本发明中hilbert处理后的频谱和源信号频谱对比;

[0038] 图7是本发明中得到的三路含有噪声的母亲心电信号;

[0039] 图8是本发明中得到的包含噪声的三路胎儿心电信号;

[0040] 图9是本发明中胎儿心电中值阈值去噪后得到的三路信号;

[0041] 图10是本发明中包络提取的胎儿心电信号;

[0042] 图11是本发明中计算的胎儿瞬时心率;

### 具体实施方式

[0043] 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。

[0044] 实施例:

[0045] 如图1所示,本发明基于hilbert变换的胎儿心电提取和瞬时心率识别方法,包括如下步骤:(1)对图2中标准数据库中采集的母亲腹部的三路心电信号信号进行EMD分解,其中采样频率 $f_s$ 为1000hz,得到9层imf信号和剩余项信号,如图3所示;并由分解后的imf信号可得各层的频谱特性和瞬时频率信号,如图4所示;

[0046] (2)对图4中各层的频谱特性和瞬时频率分析,可将第1层频率分布广的肌点干扰噪声置零处理,将分解后的2,3,4层高频层进行经验阈值去噪,低频层9层和10层置零去除基线漂移,可得各层阈值去噪后的对比,如图5所示;对hilbert变换得到的各层瞬时频率分析,将50Hz的信号幅值置零,消除工频干扰影响,即可得去工频后与原信号的时域,频谱对比,如图6所示;最后可得到hilbert变换处理后的三路信号  $S_{h1}, S_{h2}, S_{h3}$ ,如图7所示;

[0047] (3)对三路hilbert变换处理后的信号 $S_{h1}, S_{h2}, S_{h3}$ 分别进行如下处理:首先采用db2小波基进行四尺度小波变换获得近似系数和细节系数,然后在各尺度细节系数上利用峰值

检测函数检测母亲心电信号的R波,取R波周围90个数据点作为各尺度上的母亲心电信息,最后运用小波重构得到含有噪声的母亲心电信号,得到三路信号 $[S_{m_1}, S_{m_2}, S_{m_3}]$ ,如图7所示;

[0048] (4) 对三路信号分别进行如下操作:阈值滤波和去工频之后的三路源信号 $S_{h1}, S_{h2}, S_{h3}$ 减去小波重构后三路含有噪声的母亲心电信号 $[S_{m_1}, S_{m_2}, S_{m_3}]$ 得到三路含噪声的胎儿心电信号 $[S_{f_1}, S_{f_2}, S_{f_3}]$ ,如图8所示;

[0049] (5) 将三路包含噪声的胎儿心电信号 $[S_{f_1}, S_{f_2}, S_{f_3}]$ 利用中值阈值去噪,得到三路包含胎儿心电的信号 $T = [T_1, T_2, T_3]$ ,如图9所示;对得到的胎儿心电信号包络提取极大值点,如图10所示,并对包络提取的信号得到峰值,由差分 and 心率计算公式得到胎儿瞬时心率,如图11所示;

[0050] 上述实施例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实施例的限制,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。

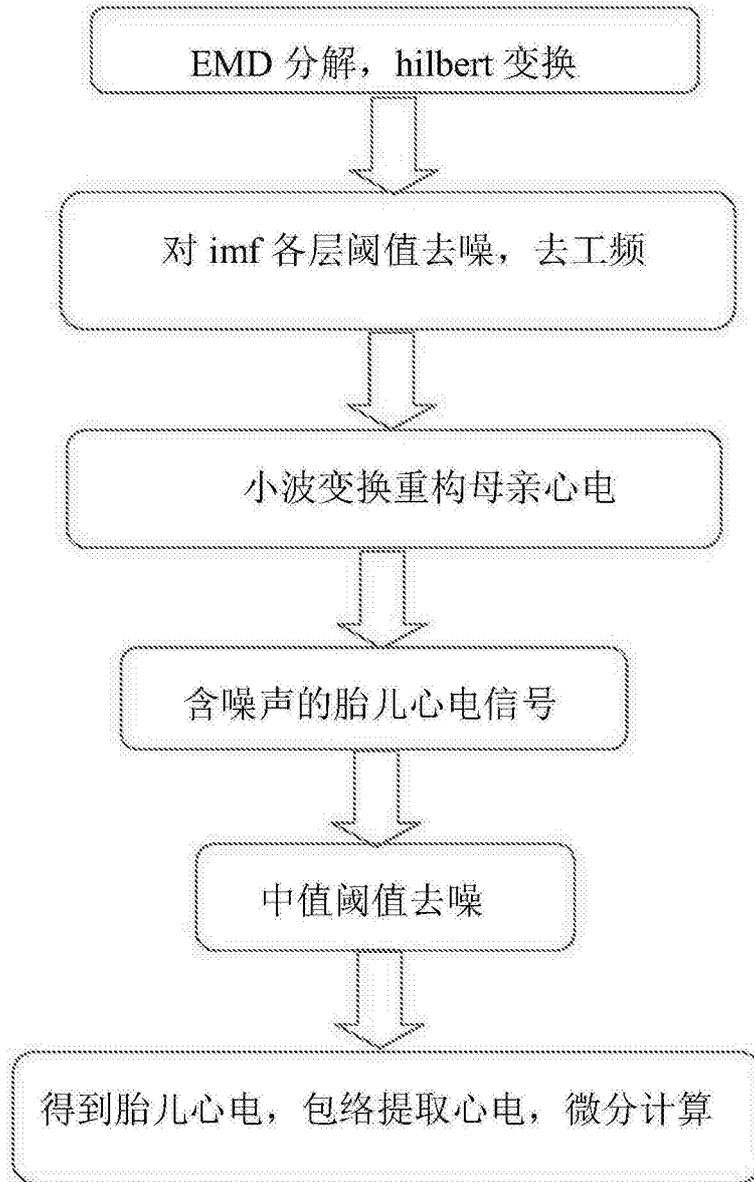


图1

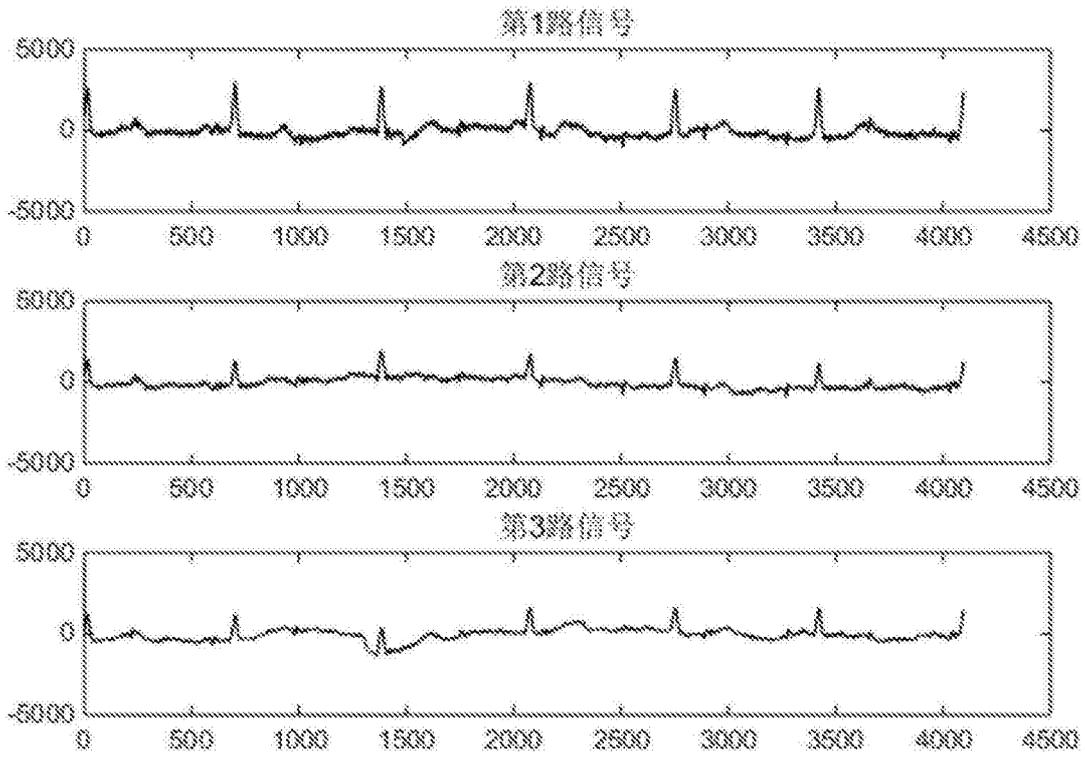
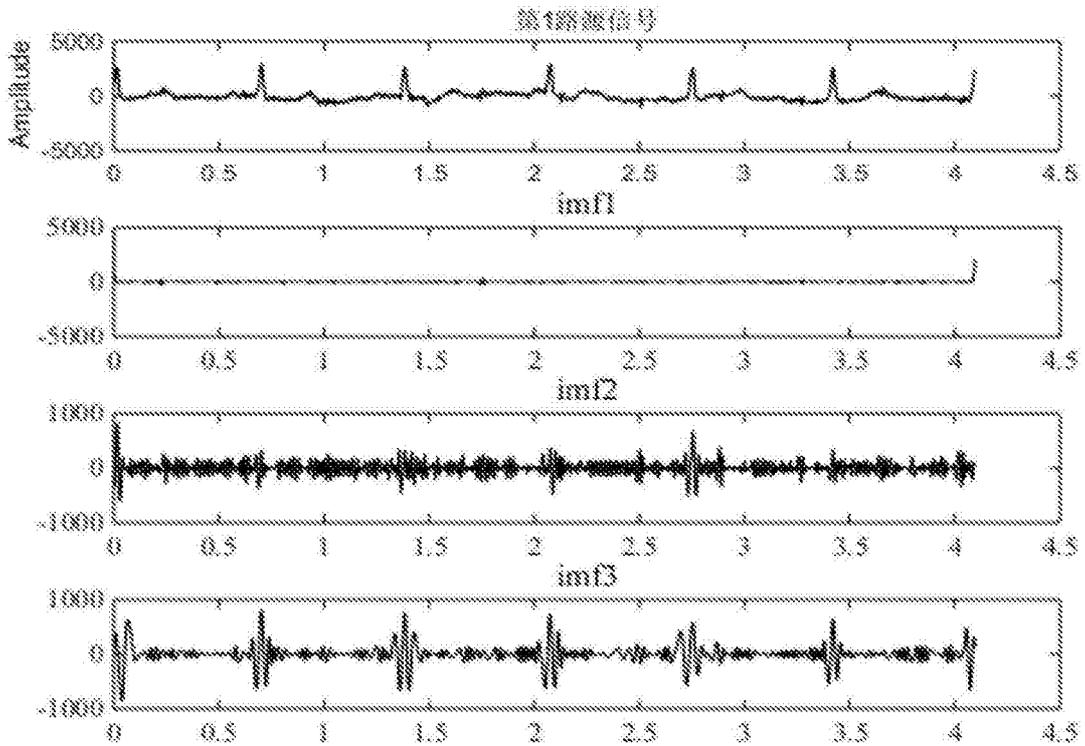


图2



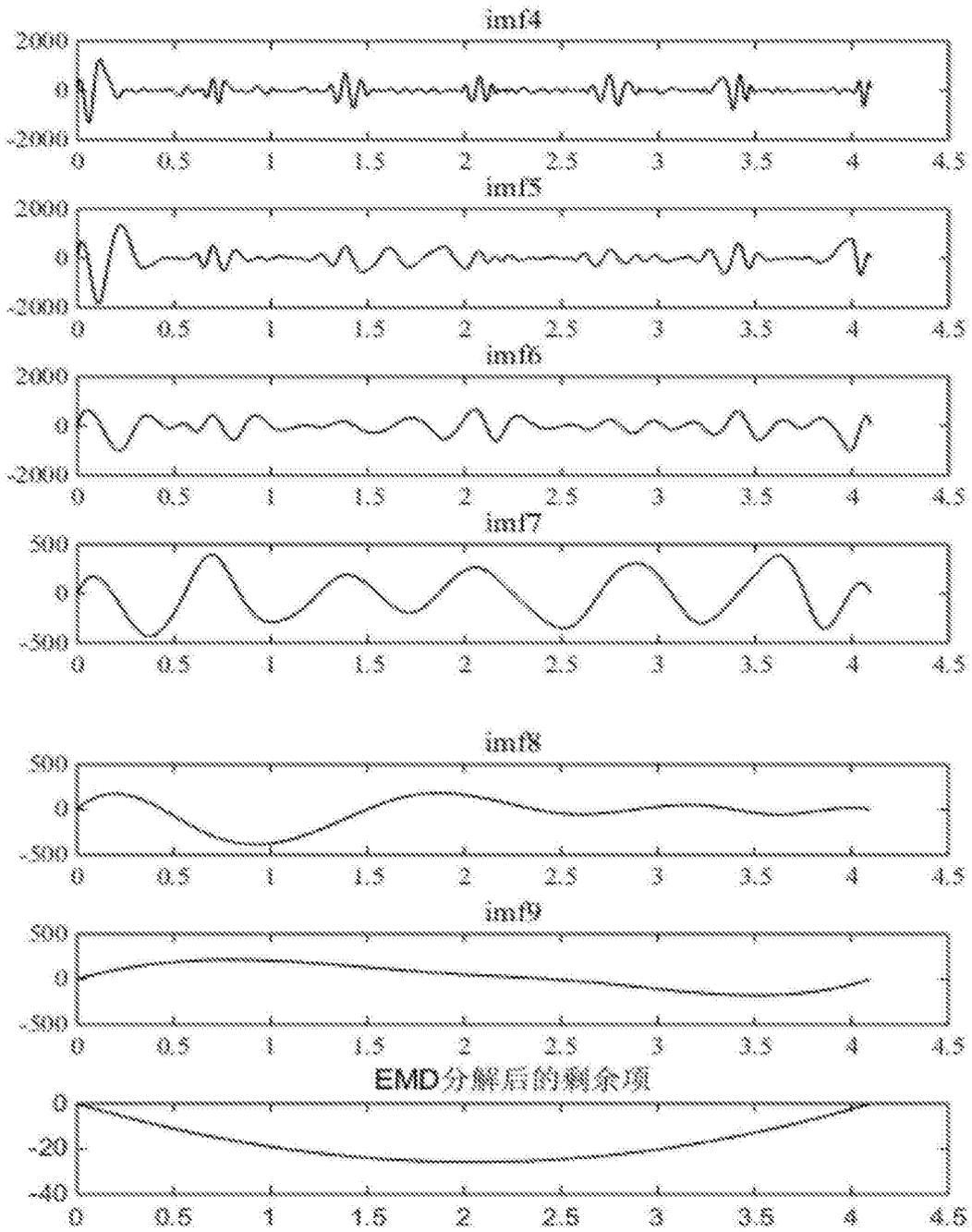
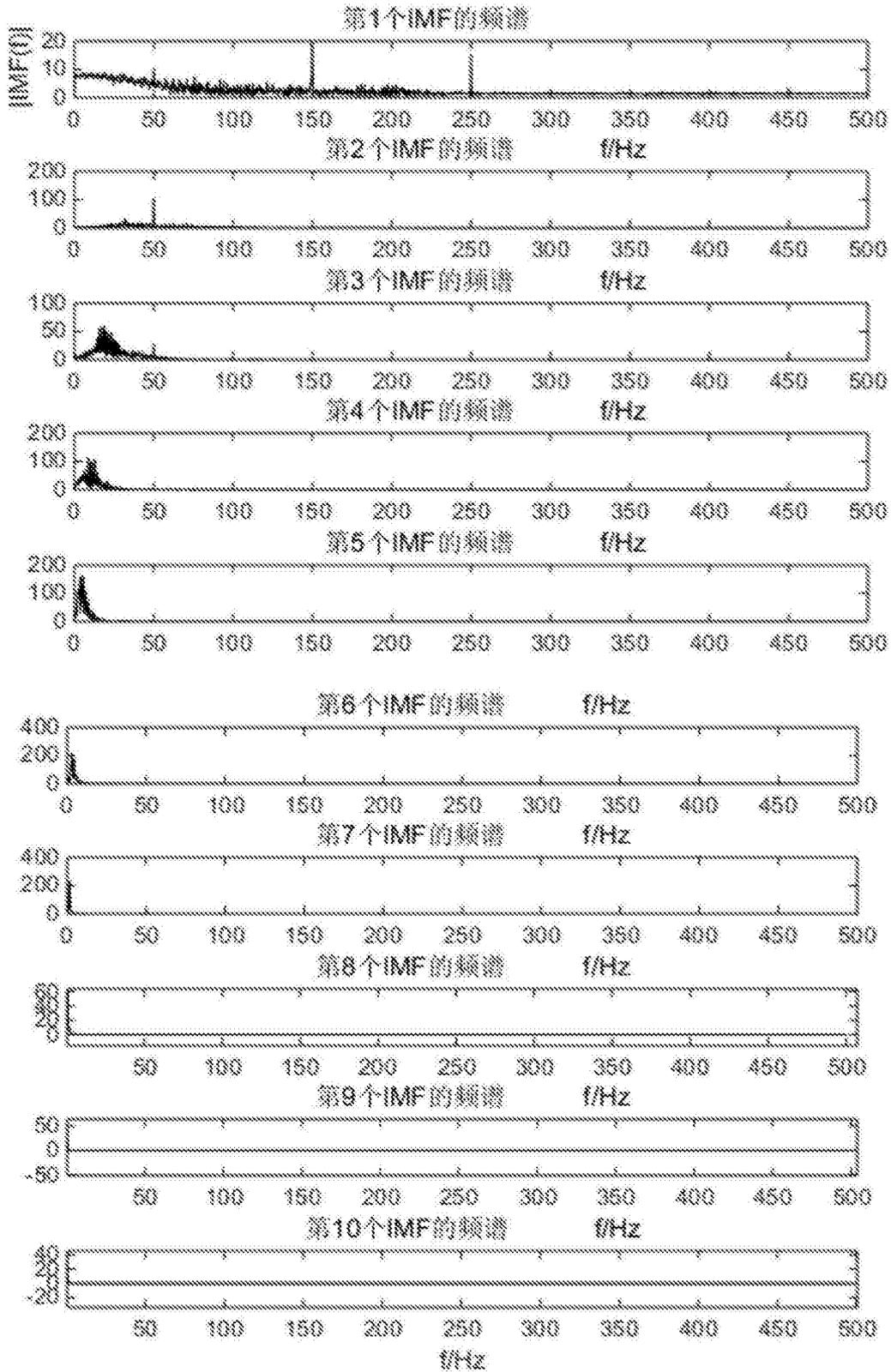


图3



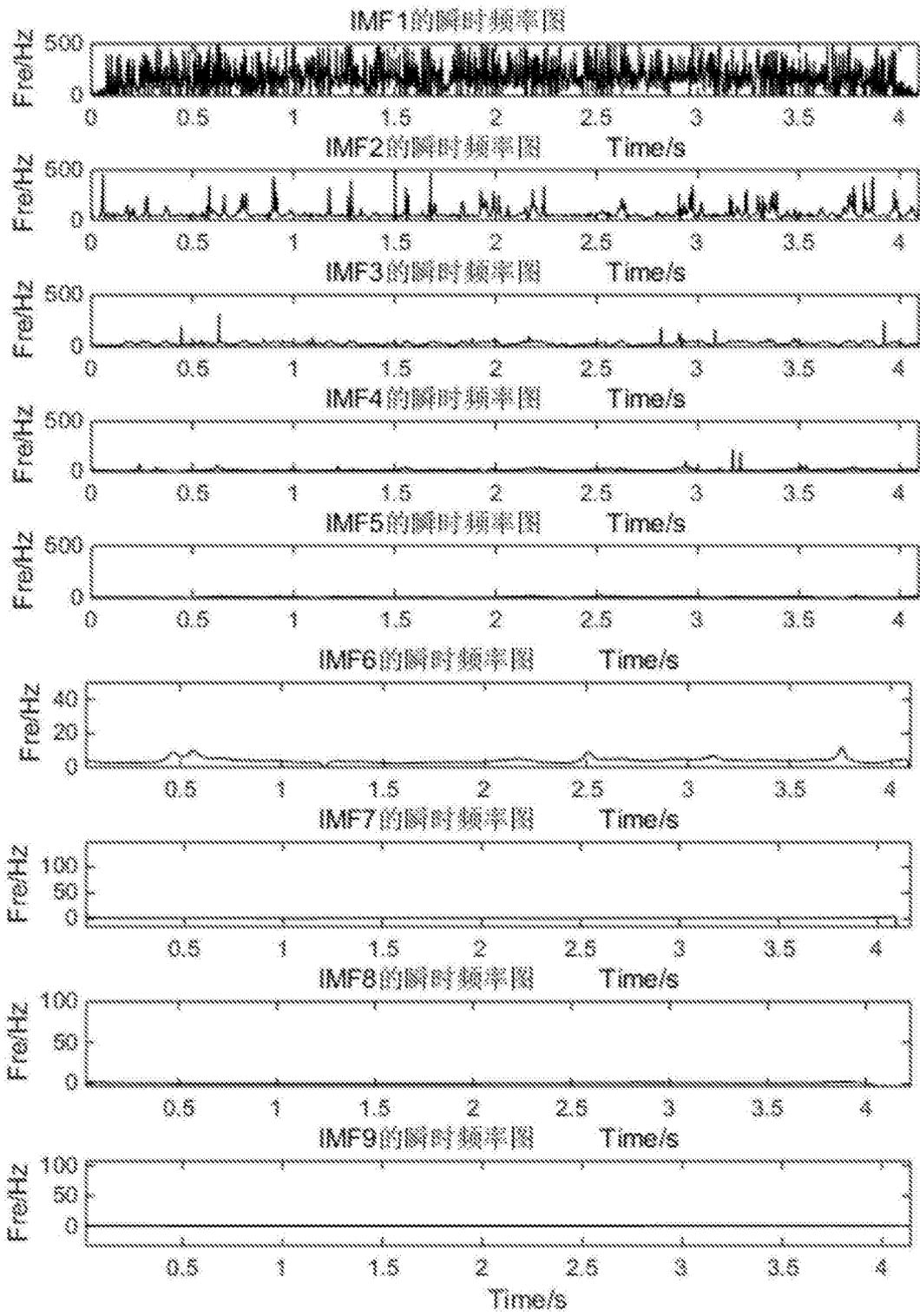


图4

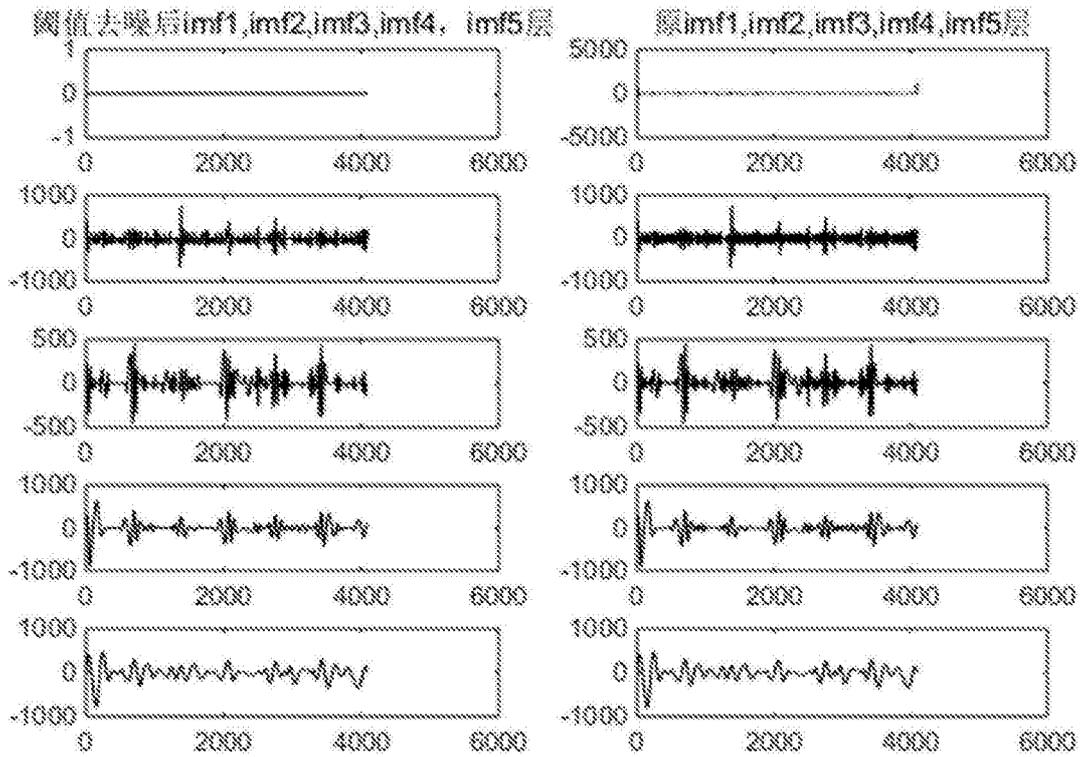


图5

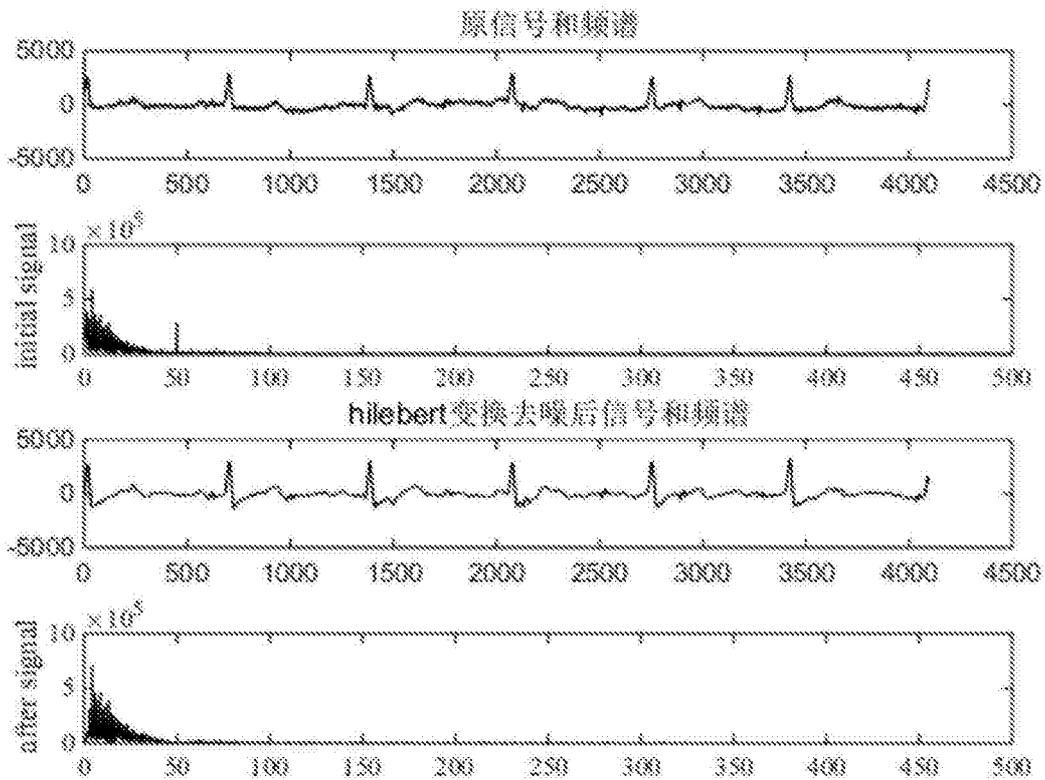


图6

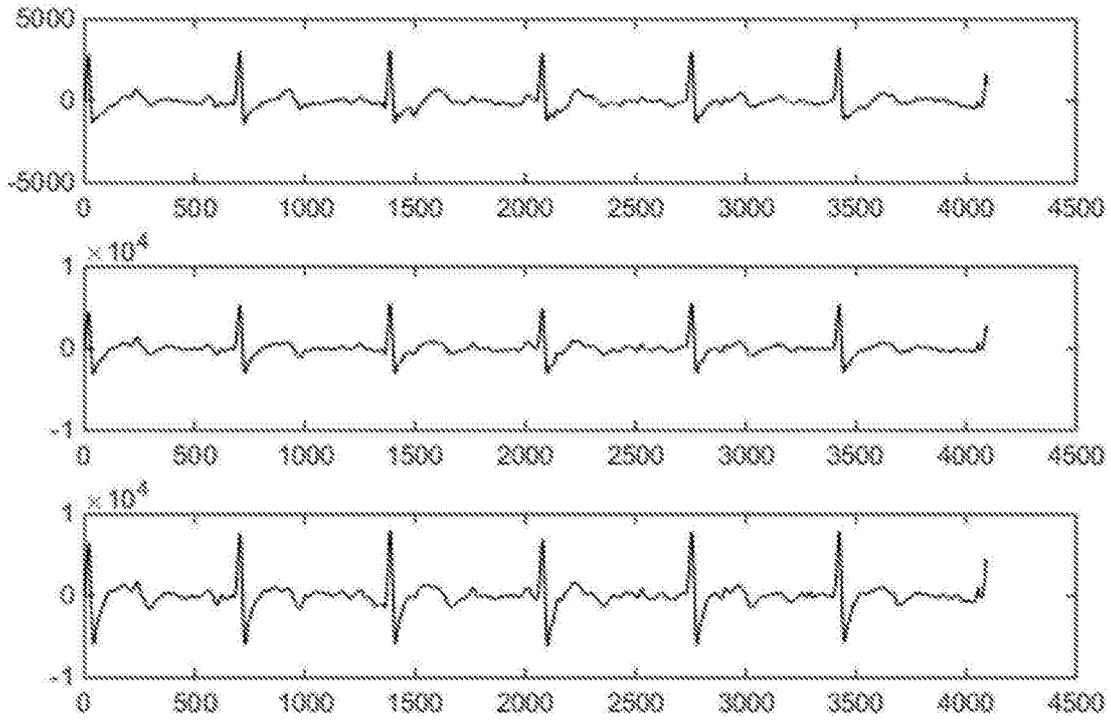


图7

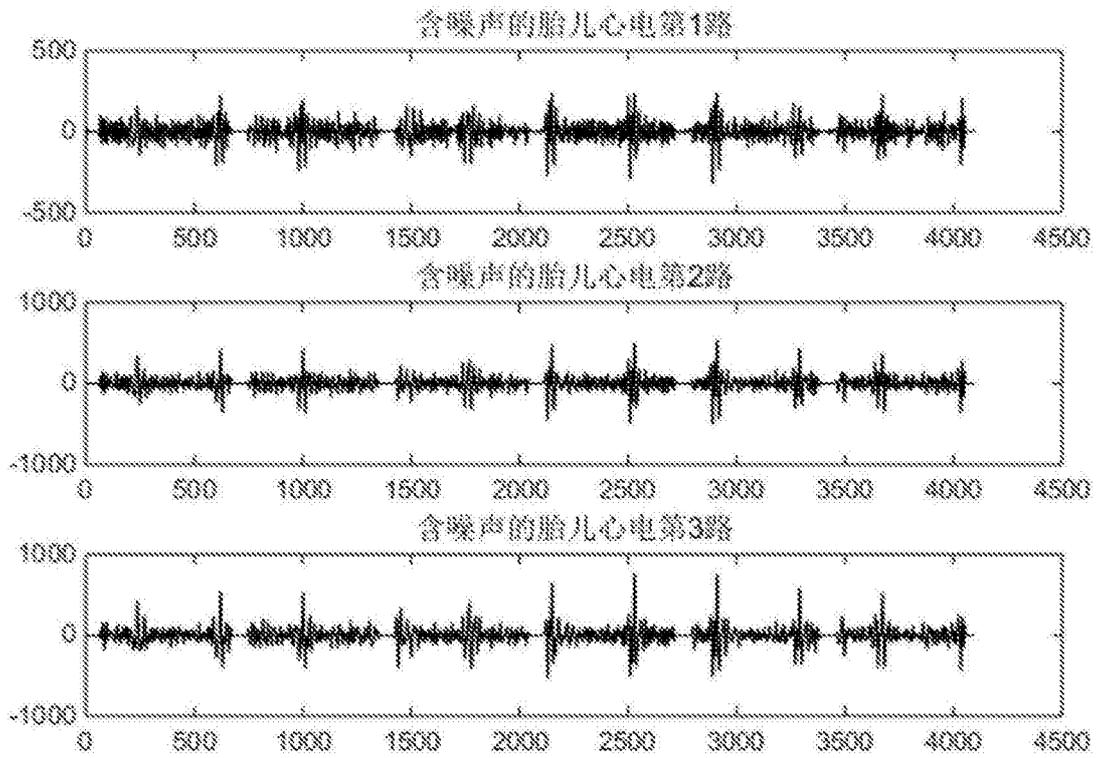


图8

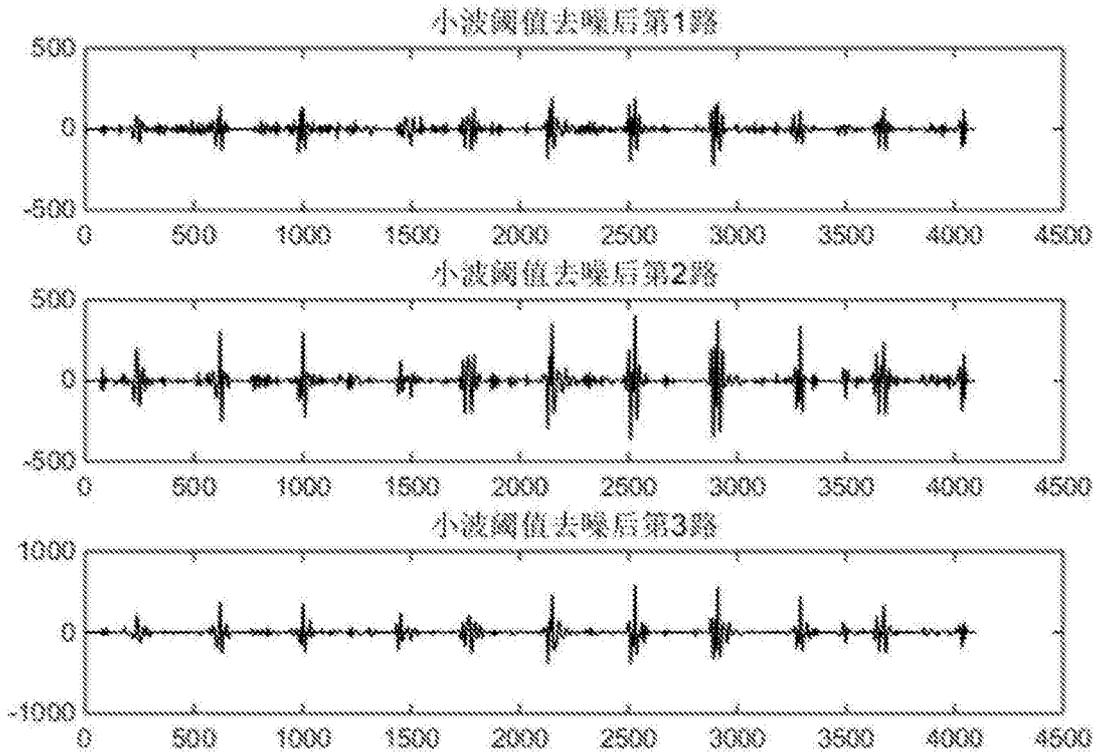


图9

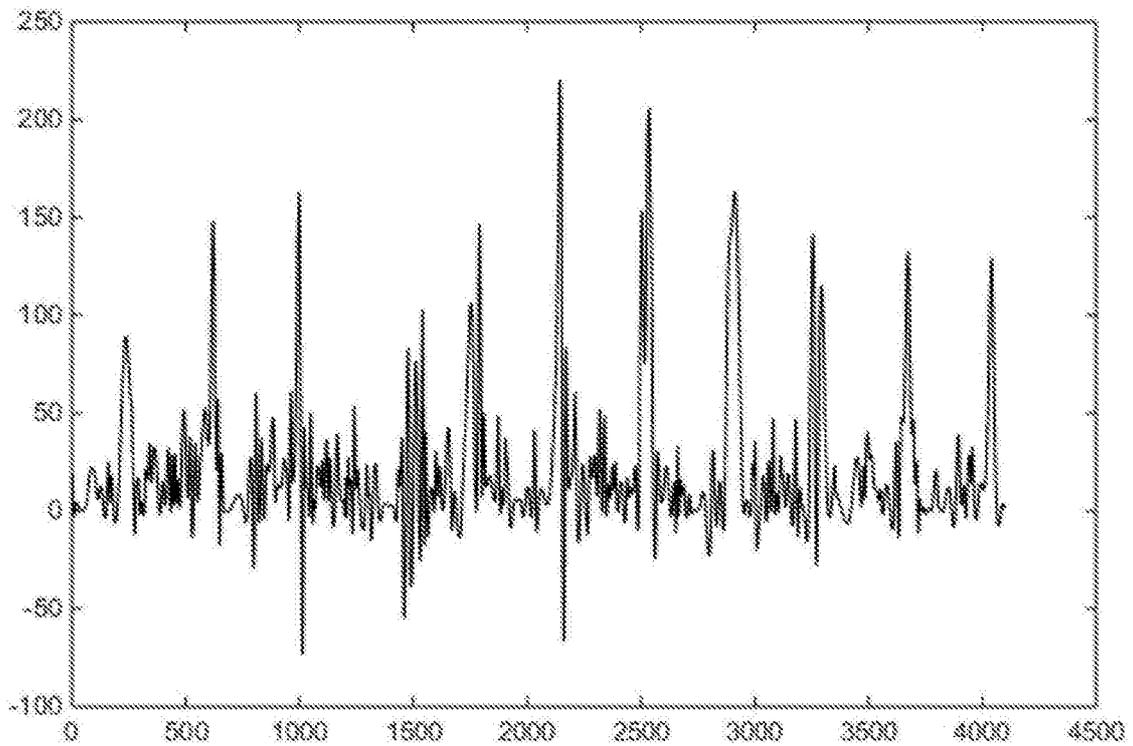


图10

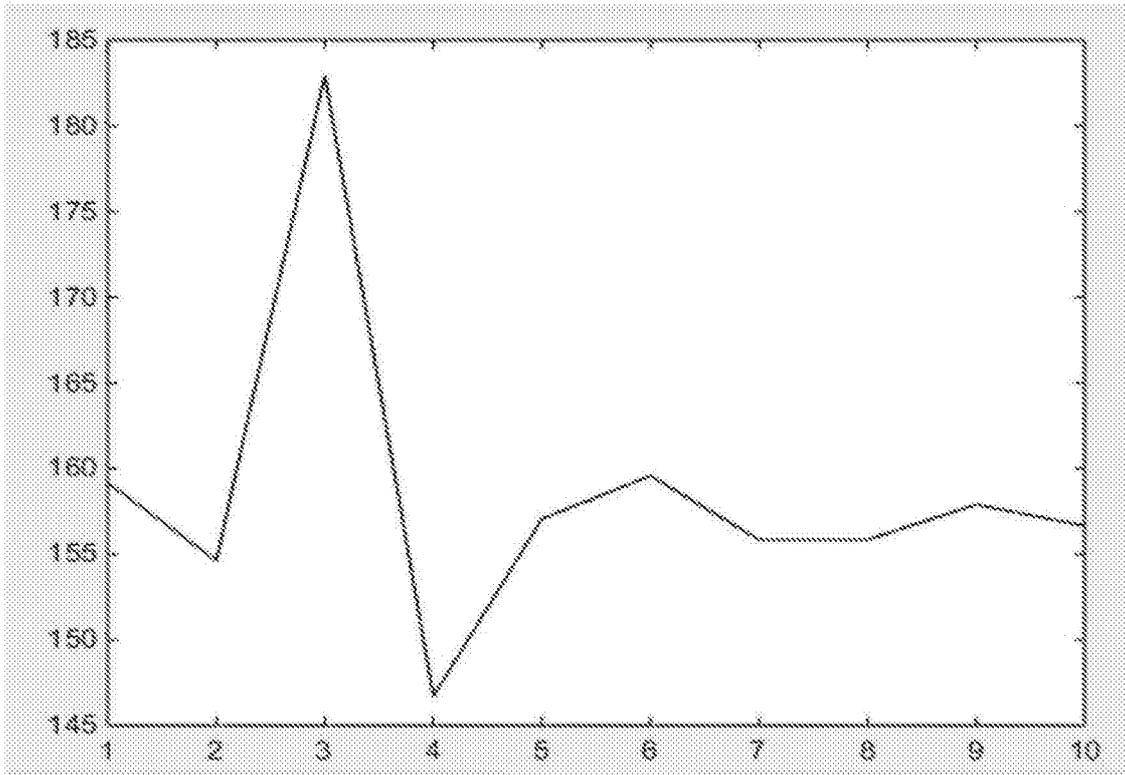


图11

专利名称(译)	基于hilbert变换的胎儿心电提取与胎儿心率识别方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN107693004A</a>	公开(公告)日	2018-02-16
申请号	CN2017110795914.5	申请日	2017-09-05
[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	胡锐 谢胜利 蔡坤 朱莉波 谢侃		
发明人	胡锐 谢胜利 蔡坤 朱莉波 谢侃		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0444 A61B5/00 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/02411 A61B5/0245 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0444 A61B5/4362 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 A61B5/7253 A61B2503/02		
代理人(译)	杨晓松		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

目前已有许多研究其它技术来提取胎儿心电信号(FECG)的报道,如自适应滤波、基于奇异值分解、主分量分析,神经网络算法、ICA,非负盲分离等。但这些技术的提取方法受很多限制,或计算过于复杂,或需要更多的人工干预,或最后分离的效果不佳。本发明的目的在于克服现有胎儿心电信号提取方法的缺点和不足,提出一种基于hilbert变换的胎儿心电提取和瞬时心率识别方法针对由胎儿心电数据库中采集得到的母亲腹部心电信号,能快速简便的得到胎儿心电信号,并计算出胎儿的瞬时心率,方便应用于临床胎儿监护。

