



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102499664 B

(45) 授权公告日 2013.01.02

(21) 申请号 201110325533.3

(22) 申请日 2011.10.24

(73) 专利权人 西双版纳大渡云海生物科技发展  
有限公司

地址 666100 云南省西双版纳傣族自治州云  
南西双版纳景洪市勐泐大道 75 号山水  
云天厚德商务大厦 1 栋 6 单元 3002 室

(72) 发明人 赵芳 钱卓 俞雅萍

(74) 专利代理机构 上海麦其知识产权代理事务  
所（普通合伙）31257

代理人 董红曼

(51) Int. Cl.

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/0205 (2006.01)

审查员 王玮

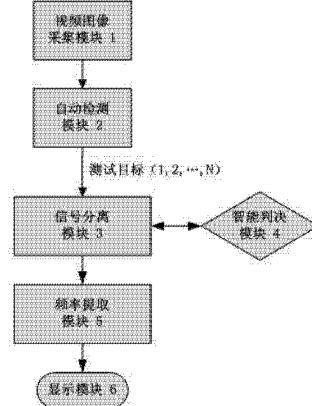
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 15 页

(54) 发明名称

基于视频图像的非接触式生命体征的检测方  
法及检测系统

(57) 摘要

本发明公开了一种基于视频图像的非接触式  
生命体征检测方法，首先按固定帧频连续采集视  
频图像，自动检测 ROI 区域，从所述 ROI 区域划分  
出的多通道信号中分离出生命体征信号，提取出  
生命体征信号的频率并将所述频率转换为所述生  
命体征，获得检测结果。本发明还公开了一种基于  
视频图像的非接触式生命体征的检测系统。本发  
明具有快速、实时、可实现连续监测、鲁棒性强、低  
成本以及适用范围广等优点。



1. 一种基于视频图像的非接触式生命体征的检测方法,其特征在于,包括

步骤一,按固定帧频连续采集待测目标的视频图像,自动检测图像中的 ROI 区域,

步骤二,从所述 ROI 区域划分出的多通道信号中分离出生命体征信号;所述分离生命体征信号包括以下步骤:将所述 ROI 区域的图像进行多通道划分,计算各个通道的空间平均值以形成原始时间序列信号,将所述原始时间序列信号的基线漂移滤除并归一化处理后,通过盲源分离法分离出与原始时间序列信号维数相同的独立分量;其中,所述独立分量包括生命体征信号和噪声;

步骤三,提取出所述生命体征信号的频率并将所述频率转换为所述生命体征,获得检测结果;所述提取生命体征信号的频率包括以下步骤:对盲源分离法得到的所述独立分量进行信号平滑处理,将与生命特征信号对应的独立分量作为源信号分量,然后通过周期信号频率检测法提取所述源信号分量的频率,获得所述生命体征信号的频率。

2. 如权利要求 1 所述的检测方法,其特征在于,所述生命体征信号的频率包括心跳信号的频率  $f$  和呼吸信号的频率  $f_1$ ;所述生命体征包括心率、呼吸。

3. 如权利要求 2 所述的检测方法,其特征在于,当所述生命体征为心率时,所述 ROI 区域为待测目标的皮肤区域;当所述生命体征为呼吸时,所述 ROI 区域为待测目标的胸腔或腹部位置。

4. 如权利要求 1 所述的检测方法,其特征在于,所述检测方法同时检测多个待测目标。

5. 如权利要求 1 所述的检测方法,其特征在于,所述检测方法以 2-3 个信号周期为最小测试时长提取所述生命体征信号的频率。

6. 如权利要求 1 所述的检测方法,其特征在于,所述盲源分离法包括最大信息量法、自然梯度法、自适应法、快速独立元分析法、矩阵特征值分解法。

7. 如权利要求 1 所述的检测方法,其特征在于,在所述原始时间序列信号的基线漂移滤除并归一化处理后,根据所述 ROI 区域图像亮度的变化幅度判定并剔除强扰动信号。

8. 如权利要求 7 所述的检测方法,其特征在于,所述检测方法中,当出现所述的强扰动信号时,重新自步骤一开始新的检测。

9. 如权利要求 1 所述的检测方法,其特征在于,所述源信号分量是所述独立分量中自相关函数的主瓣能量占整体能量比重最小的独立分量,或所述独立分量中功率谱密度峰值最大的独立分量。

10. 如权利要求 1 所述的检测方法,其特征在于,所述周期信号频率检测法包括双谱分析法、小波变换法和多重自相关法。

11. 如权利要求 1 所述的检测方法,其特征在于,所述周期信号频率检测法是多重自相关法,对所述源信号分量进行多重自相关运算,进行频谱分析,频谱中的峰值功率点为所述生命体征信号的频率。

12. 如权利要求 2 所述的检测方法,其特征在于,所述将生命体征信号的频率转换为生命体征是利用公式  $HR = 60 \times f$  及  $Rs = 60 \times f_1$  分别得到每分钟的心跳数 HR 和呼吸数 Rs。

13. 一种基于视频图像的非接触式生命体征的检测系统,其特征在于,所述系统包括视频图像采集模块(1)、自动检测模块(2)、信号分离模块(3)、智能判决模块(4)、信号频率提取模块(5)和显示模块(6);

其中,所述视频图像采集模块(1)按固定帧频连续采集图像,并传送给所述自动检测

模块 (2)；

所述自动检测模块 (2) 自动实时检测待测目标数量，并捕捉、跟踪所述 ROI 区域；

所述信号分离模块 (3) 实现生命体征信号和噪声的分离；

所述智能判决模块 (4) 根据所述 ROI 区域图像亮度的变化幅度判定并剔除强扰动信号；

所述信号频率提取模块 (5) 从所述生命体征信号中提取出其频率，并将其转换为所述生命体征；

所述显示模块 (6) 实时更新显示所述信号频率提取模块 (5) 转换的检测结果。

## 基于视频图像的非接触式生命体征的检测方法及检测系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及到家庭保健系统、医用监护系统以及动物健康检测系统，尤其涉及一种基于视频图像的非接触式生命体征的检测方法及系统，以检测人体和 / 或动物的心率、呼吸以及心率变化等生命体征。

### 背景技术

[0002] 非接触式生命体征(包括心率、呼吸等)检测方法及检测设施由于其方便性、安全性以及灵活性，受到业界广泛关注。目前已有的非接触式心率和呼吸检测技术主要包括如下的多普勒雷达探测式和序列图像采集式两种。

[0003] 1. 多普勒雷达探测式

[0004] 多普勒雷达式非接触测量方法对心跳和呼吸造成的人体体表微动进行探测，进而获取人体心率与呼吸信息。多普勒雷达式探测系统由控制器、超宽频信号发送器以及侦测接收返回信号的接收器组成。发射机发射的电磁波照射到人体后，受到人体体表微动的多普勒调制；接收机对后向散射回波做相干处理，检测出回波中的多普勒信息，经放大、滤波等信号处理技术最终获得人体的心跳和呼吸信息。

[0005] 由于多普勒雷达式检测方法的测量原理是感知人体体表的微生理运动，因而对身体运动和周围环境变化极其敏感。此外，多普勒雷达式探测系统的构造复杂、造价昂贵，主要用于地震灾害、塌方事故等紧急人员抢救以及警方人质救援等特殊场合，不适于在日常生活中普及应用。

[0006] 2. 序列图像采集式

[0007] 当光束照射到皮肤表面时，皮肤内的血液对光束产生吸收衰减作用，并且衰减量取决于血容积的多寡。在心脏搏动作用下，皮肤内动脉血管的血容积发生变化，照射光束衰减量相应呈现波动性变化，因而可以通过摄像头探测皮肤反射光强变化(即图像亮度值变化)间接得出生物体心跳信息。

[0008] 基于上述原理，目前国际上 Takano 和 Ohta 报道了一种利用延时序列图像测量心跳和呼吸的方法。该方法用 CCD 相机连续采集 30 秒的人脸图像，在图像中手动截取人体脸颊部位特定区域，求取每帧图像中脸颊特定区域的平均亮度值，将得到的一组亮度时间序列信号依次进行一阶差分、低通滤波和 AR 模型功率谱分析，所得功率谱中两个显著的峰值分别对应心跳和呼吸频率。

[0009] 国内也有人提出一种基于红外序列图像的心率无损检测方法。该方法首先通过红外动态图像采集系统采集受试者图像，手动截取受试者太阳穴处图像，采用重心法提取出时间序列信号，再通过一阶差分、低通滤波和 AR 模型功率谱分析等一系列步骤实现心率的无损检测。

[0010] 上述方法的局限性表现在以下几方面：1) 不能自动捕获跟踪人体脸颊区域，只能在完成图像采集后，通过人为手动截取 ROI 区域，属离线处理方式，无法实时给出测量结果。 2) 图像信号易受到照明光源的强度噪声和分布噪声、探测器噪声以及待测目标移动

噪声的影响,因而需要从混有噪声的图像信号中检测出微弱的心跳和呼吸信号。采用单组观测信号进行滤波处理的方式,其去噪和抗噪能力有限,当噪声较强时,将导致检测结果误差升高,甚至无法完成检测。3) 需要连续累积 30 秒钟的测试时间,因而仅能给出心率和呼吸在 30 秒内的平均值,无法反映出心率和呼吸的实时变化。

[0011] 本发明克服了现有技术中非接触式生命体征检测系统的装置结构复杂、造价昂贵、不适用于日常生活等缺陷,以及检测方法的不能进行实时测量、去噪及抗噪能力差、检测时间长且不能反映生命体征的实时变化等缺陷,本发明检测方法及系统具有快速、实时、多目标同时检测、可实现连续监测、鲁棒性强、低成本以及适用范围广等优点。

## 发明内容

- [0012] 本发明提供一种基于视频图像的非接触式生命体征的检测方法,包括:
- [0013] 步骤一,按固定帧频连续采集待测目标的视频图像,自动检测图像中的 ROI 区域,
- [0014] 步骤二,从所述 ROI 区域划分出的多通道信号中分离出生命体征信号,
- [0015] 步骤三,提取出所述生命体征信号的频率并将所述频率转换为所述生命体征,获得检测结果。
- [0016] 其中,所述生命体征信号的频率包括心跳信号的频率  $f$  和呼吸信号的频率  $f_1$ ;所述生命体征包括心率、呼吸。当所述生命体征为心率时,所述 ROI 区域为待测目标的皮肤区域;当所述生命体征为呼吸频率时,所述 ROI 区域为待测目标的胸腔或腹部位置。
- [0017] 本发明检测方法同时检测多个待测目标。
- [0018] 本发明检测方法以 2-3 个信号周期为最小测试时长提取所述生命体征信号的频率。
- [0019] 当所述 ROI 区域划分出的多通道信号的归一化时间序列信号幅度同时超过 4 时,判定此时存在强扰动信号。通过将亮度变化阈值设置为 4,实现将所述强扰动信号剔除。
- [0020] 步骤二中分离生命体征信号包括以下步骤:将所述 ROI 区域的图像进行多通道划分,计算各个通道的空间平均值以形成原始时间序列信号,将所述原始时间序列信号的基线漂移滤除并归一化处理后,通过盲源分离法分离出与原始时间序列信号维数相同的独立分量;其中,所述独立分量包括生命体征信号和噪声。其中,所述盲源分离法包括最大信息量法、自然梯度法、自适应法、快速独立元分析法、矩阵特征值分解法。
- [0021] 其中,在所述原始时间序列信号的基线漂移滤除并归一化处理后,根据所述 ROI 区域图像亮度的变化幅度判定并剔除强扰动信号。
- [0022] 在本发明检测方法中,当出现所述的强扰动信号时,可以重新自步骤一开始新的检测。
- [0023] 步骤三中提取出生命体征信号的频率包括以下步骤:对盲源分离法得到的所述独立分量进行信号平滑处理,将与生命特征信号对应的独立分量作为源信号分量,然后通过周期信号频率检测法提取所述源信号分量的频率,获得所述生命体征信号的频率。
- [0024] 其中,所述源信号分量是所述独立分量中自相关函数的主瓣能量占整体能量比重最小的独立分量,或所述独立分量中功率谱密度峰值最大的独立分量。
- [0025] 其中,所述周期信号频率检测法包括双谱分析法、小波变换法和多重自相关法。本发明中多重自相关法提取所述源信号分量的频率的步骤为,对所述源信号分量进行多重自

相关运算,进行频谱分析,频谱中的峰值功率点为所述生命体征信号的频率。

[0026] 其中,所述将生命体征信号的频率转换为生命体征是利用公式  $HR=60 \times f$  及  $Rs=60 \times f_1$  分别得到每分钟的心跳数 HR 和呼吸数 Rs。

[0027] 本发明还提供一种基于视频图像的非接触式生命体征的检测系统,其包括视频图像采集模块(1)、自动检测模块(2)、信号分离模块(3)、智能判决模块(4)、信号频率提取模块(5)和显示模块(6);

[0028] 其中,所述视频图像采集模块(1)按固定帧频连续采集图像,并传送给所述自动检测模块(2);

[0029] 所述自动检测模块(2)自动实时检测待测目标数量,并捕捉、跟踪所述 ROI 区域;

[0030] 所述信号分离模块(3)实现生命体征信号和噪声的分离;

[0031] 所述智能判决模块(4)根据所述 ROI 区域图像亮度的变化幅度判定并剔除强扰动信号;

[0032] 所述信号频率提取模块(5)从所述生命体征信号中提取出其频率,并将其转换为所述生命体征;

[0033] 所述显示模块(6)实时更新显示所述信号频率提取模块(5)转换的检测结果。

[0034] 本发明的目的是提供一种自动非接触式心率和 / 或呼吸的检测方法及检测系统,具有快速、实时、可实现连续监测、鲁棒性强、低成本以及适用范围广等特点,实现了对心率及呼吸的自动、实时、连续的非接触式监测。在心脏搏动作用下,皮肤内动脉血管的血容积发生变化,使得皮肤反射光强呈现波动性变化,从而引起图像亮度值的改变。呼吸会引起人体胸腔起伏,同时还将带动人体肩部、头部等身体部位移动,从而致使图像上的亮度发生改变,因此,图像亮度变化既包含心跳也包含呼吸信息。

[0035] 本发明中,“2-3 个信号周期”是指心脏搏动或呼吸完成 2-3 次。

[0036] 本发明有益效果包括:实现了多目标、多生命体征的同时测量。能够在 2-3 个信号周期内完成测量,实现了心率和呼吸等生命体征的快速测量。与一般的滤波法相比较,本发明检测方法采用盲源分离的方法,能够增加对干扰的抵抗度(照明光亮度变化和待测者小幅度移动等),可以实现在不稳定环境中进行测量,测试距离的范围较大,不受短距离的限制。利用本发明检测系统可在多种照明条件(自然光、室内照明光源、低光照条件等)下实现全天候测量。本发明应用范围广泛,既适用于人体也适用于动物。

## 附图说明

[0037] 图 1 为本发明基于视频图像的非接触式生命体征检测系统的总结构示意图。

[0038] 图 2 为本发明基于视频图像的非接触式生命体征检测系统的结构示意图。

[0039] 图 3 为本发明基于视频图像的非接触式生命体征检测系统的流程示意图。

[0040] 图 4 为本发明基于视频图像的非接触式生命体征的检测系统示意图。

[0041] 图 5 为单人测试实例中,心率检测的 R、G、B 通道原始时间序列信号示意图。

[0042] 图 6 为单人测试实例中,呼吸检测的 R、G、B 通道原始时间序列信号示意图。

[0043] 图 7 为单人测试实例中,心率检测的归一化时间序列信号示意图。

[0044] 图 8 为单人测试实例中,呼吸检测的归一化时间序列信号示意图。

[0045] 图 9 为单人测试实例中,心率检测的 ICA 独立分量示意图。

- [0046] 图 10 为单人测试实例中,呼吸检测的 ICA 独立分量示意图。
- [0047] 图 11 为单人测试实例中,心率检测经平化处理后的 ICA 独立分量示意图。
- [0048] 图 12 为单人测试实例中,呼吸检测经平化处理后的 ICA 独立分量示意图。
- [0049] 图 13 为单人测试实例中,心率检测中各独立分量的自相关函数示意图。
- [0050] 图 14 为单人测试实例中,呼吸检测中各独立分量的自相关函数示意图。
- [0051] 图 15 为单人测试实例中,心率检测中所选独立分量的三重自相关函数的频谱图。
- [0052] 图 16 为单人测试实例中,呼吸检测中所选独立分量的三重自相关函数的频谱图。
- [0053] 图 17 为两人测试实例中,心率检测的 R、G、B 通道原始时间序列信号示意图。
- [0054] 图 18 为两人测试实例中,心率检测的归一化时间序列信号示意图。
- [0055] 图 19 为两人测试实例中,心率检测的 ICA 独立分量示意图。
- [0056] 图 20 为两人测试实例中,心率检测经平化处理后的 ICA 独立分量示意图。
- [0057] 图 21 为两人测试实例中,心率检测中各独立分量的自相关函数示意图。
- [0058] 图 22 为两人测试实例中,心率检测中所选独立分量的三重自相关函数的频谱图。
- [0059] 图 23 为猪测试实例中,心率检测的 R、G、B 通道原始时间序列信号示意图。
- [0060] 图 24 为猪测试实例中,心率检测的归一化时间序列信号示意图。
- [0061] 图 25 为猪测试实例中,心率检测的 ICA 独立分量示意图。
- [0062] 图 26 为猪测试实例中,心率检测经平化处理后的 ICA 独立分量示意图。
- [0063] 图 27 为猪测试实例中,心率检测中各独立分量的自相关函数示意图。
- [0064] 图 28 为猪测试实例中,心率检测中所选独立分量的三重自相关函数的频谱图。

## 具体实施方式

[0065] 结合以下具体实施例和附图,对本发明作进一步的详细说明,本发明的保护内容不局限于以下实施例。在不背离发明构思的精神和范围下,本领域技术人员能够想到的变化和优点都被包括在本发明中,并且以所附的权利要求书为保护范围。

[0066] 如图 1 所示,本发明基于视频图像的非接触式生命体征的检测系统包括:视频图像采集模块 1、自动检测模块 2、信号分离模块 3、智能判决模块 4、信号频率提取模块 5 和显示模块 6。待测目标为一个或多个。如图 2 所示,信号分离模块 3 包括心率信号分离模块 3-1、呼吸信号分离模块 3-2。依据不同实际检测目的,其他生命体征信号的分离模块也可适用。信号频率提取模块 5 包括心跳频率提取模块 5-1、呼吸节律提取模块 5-2。依据不同实际检测目的,其他生命体征信号的信号频率提取模块也可适用。经视频图像采集模块 1 获取的信号经自动检测模块 2、信号分离模块 3、智能判决模块 4、信号频率提取模块 5 的传输和处理得到检测结果,经显示模块 6 显示检测结果。

### 实施例 1

[0068] 利用本发明基于视频图像的非接触式生命体征的检测方法,以单人作为检测目标进行检测,其过程如下:

#### [0069] 获取待测目标的视频图像

[0070] 如图 3 所示,用视频图像采集模块 1 按固定帧频连续采集待测目标的视频图像。

[0071] 本实施例中,如图 4 所示,可采用罗技网络摄像头(型号 C250)采集 24 位 RGB 真彩图像,采集帧频 15fps,图像分辨率 640×480。本发明中,采集帧频和图像分辨率是越大越

好,但是这两项同时也受执行速度制约,所以在实际应用时应根据具体情况分析确定。理论上来说,对于心率测试,7fps 的帧频可以测试到最高 200bpm 的心跳;对于呼吸测试,1fps 的帧频可以测试最快 30 次 / 分钟的呼吸。图像分辨率不受限制。

[0072] 自动检测待测目标的数量和 ROI 区域

[0073] 如图 3、图 4 所示,视频图像采集模块 1 将所采集的图像传送给自动检测模块 2 后,自动检测模块 2 自动实时检测待测目标数量,通过边缘轮廓检测进行自动人体上身轮廓识别,由上身轮廓个数确定待测目标数量为单个。自动检测模块 2 动态捕获、跟踪测试感兴趣区域 (ROI)。由于呼吸引起的胸腔和腹部运动幅度最大,因而在本实例将待测目标胸腔位置作为呼吸检测的 ROI 区域。自动检测模块 2 通过边缘轮廓检测自动确定胸腔位置。

[0074] 检测心率时,心率检测的 ROI 区域为待测目标裸露在外的皮肤区域,通过肤色检测或人脸检测实现对心率 ROI 区域的自动识别和动态跟踪。对于每个待测目标,自动检测模块 2 分别将其上身轮廓区域内的像素从 RGB 空间转换到 YCbCr 空间进行肤色识别,自动检测出每个待测目标裸露在外的皮肤区域作为其心率检测的 ROI 区域。

[0075] 本发明对心率和呼吸等生命体征的测量,除上述选择的 ROI 区域不同外,后续处理步骤一致。

[0076] 分离生命体征信号和噪声,同时自动识别并剔除强扰动信号

[0077] 如图 1-3 所示,信号分离模块 3 实现信号和噪声的分离。检测过程中,图像信号易受到照明光源的强度噪声和分布噪声、探测器噪声以及待测目标移动噪声的影响,为了将微弱的心跳或呼吸信号从混有复杂噪声的图像信号中恢复出来,现有技术中直接采用滤波降噪的方法,但该方法效果有限。本发明将视频图像划分为多路测试通道,采用盲源分离法实现信号和噪声的自动分离,可以有效提高系统的抗噪性和鲁棒性。

[0078] 如图 2、图 3 所示,信号分离模块 3 中包括心率信号分离模块 3-1、呼吸信号分离模块 3-2。具体步骤如下:

[0079] 1. 多测试通道划分

[0080] 将 ROI 区域分解为 R、G、B 三个色彩通道,对心率和呼吸分别获得三路测试通道。

[0081] 2. 生成原始时间序列信号

[0082] 在 R、G、B 三路色彩通道上,分别将每一帧图像的 ROI 区域内所有像素求空间平均。对心率 ROI 区域求空间平均得到的三路心率原始时间序列信号,如图 5 所示,红色、绿色和蓝色通道信号分别为  $R_1(t)$ ,  $G_1(t)$ ,  $B_1(t)$ ;对呼吸 ROI 区域求空间平均得到的三路呼吸原始时间序列信号,如图 6 所示,红色、绿色和蓝色通道信号分别为  $R_2(t)$ ,  $G_2(t)$ ,  $B_2(t)$ 。

[0083] 3. 滤除基线漂移并归一化处理

[0084] 用平滑先验法滤除基线漂移,对于心率检测,将截止频率设为 0.6Hz;对于呼吸检测,将截至频率设为 0.16Hz。

[0085] 用平滑先验法滤除扰动带来的原始时间序列信号的基线漂移,使后续处理效果更好。对于心率检测,将截止频率设为 0.6Hz;对于呼吸检测,将截至频率设为 0.16Hz。再进行归一化处理,得到零均值、单位方差的归一化时间序列。以心率测试的红色通道为例,归一化处理如下:

[0086]

$$R1'(t) = \frac{R1(t) - \mu_1}{\sigma_1} \quad (1)$$

[0087] 其中  $R1(t)$  和  $R1'(t)$  分别代表心率测试红色通道的原始时间序列和归一化时间序列,  $\mu_1$  和  $\sigma_1$  分别代表心率测试红色通道的原始时间序列的均值和标准差。如图 7 所示, 心率测试的红色、绿色和蓝色通道归一化信号分别为  $R1'(t)$ ,  $G1'(t)$ ,  $B1'(t)$ 。如图 8 所示, 呼吸测试的红色、绿色和蓝色通道归一化信号分别为  $R2'(t)$ ,  $G2'(t)$ ,  $B2'(t)$ 。

#### [0088] 4. 智能剔除强扰动信号

[0089] 监测 R、G、B 三路时间序列信号的变化, 当三路信号同时突变时, 判定此时存在强扰动信号, 重新启动测量。在本实例中, 将突变阈值设为 4, 当 R、G、B 三路信号同时超过突变阈值时, 判定此时存在强扰动信号。

[0090] 如图 1-3 所示, 智能判决模块 4 自动识别并剔除强扰动信号。检测过程中, 偶发的大干扰或强干扰(例如待测目标身体大幅移动)会对测试结果产生影响, 本发明检测方法根据 ROI 区域图像亮度的变化幅度来判定是否存在强干扰, 通过设定亮度变化阈值, 自动将强干扰带来的强扰动信号剔除, 从而保证测量结果的准确性。本发明检测方法在很大程度上提高检测系统的抗噪性和鲁棒性。

[0091] 本实施例中, 当三路归一化时间序列信号幅度同时超过 4 时, 判定此时存在强扰动信号。通过将亮度变化阈值设置为 4, 实现将所述强扰动信号剔除。

#### [0092] 5. 盲源分离

[0093] 在本实例中盲源分离法采用快速独立元分析法(Fast ICA)进行信号和噪声的分离, 将的归一化时间序列作为观察信号, 利用 Fast ICA 得到与观察信号数量相等的独立分量。心率和呼吸检测的 ICA 分量分别见图 9 和图 10。其中, 盲源分离法还可采用最大信息量法(Infomax)、自然梯度法(Natural Gradient)、自适应法(EASI)、矩阵特征值分解法等方法。

#### [0094] 提取生命体征信号的频率, 并转换为生命体征信号

[0095] 如图 1-3 所示, 用信号频率提取模块 5 首先从 Fast ICA 分离输出分量中找出对应生命特征信号的独立分量, 以下称之为源信号分量, 再从混有噪声的源信号分量中提取出其频率, 为生命体征信号的频率, 并将其转换为所述生命体征, 即心率、呼吸节律。信号频率提取模块 5 包括心跳频率提取模块 5-1、呼吸节律提取模块 5-2。具体步骤如下:

##### [0096] 1. 信号平滑处理

[0097] 采用三点滑动平均滤波对 Fast ICA 输出的独立分量进行信号平滑处理, 滤除波动干扰。其中心率检测平滑后的独立分量见图 11; 呼吸检测平滑后的独立分量见图 12。

##### [0098] 2. 确定源信号分量

[0099] 将 Fast ICA 输出的独立分量做自相关运算, 计算自相关函数的主瓣能量占整体能量的比重, 比重最小的信号分量被选为源信号分量。如图 13 所示, 本实例中测试心率检测的源信号分量为第二路独立分量; 由图 14 可知, 呼吸检测的源信号分量为第三路独立分量。

##### [0100] 3. 源信号分量频率提取

[0101] 本发明采用多重自相关法, 将源信号分量进行三重自相关运算, 滤除源信号分量

上的噪声,提高信噪比。对源信号三重自相关函数进行快速傅立叶变换,获得的频谱中的峰值功率点即为生命体征信号的频率。本发明的源信号分量频率的提取不仅限于多重自相关法,其它的周期信号频率检测的方法(诸如双谱分析法、小波变换法、高阶频谱分析法等)也都适用。

[0102] 本实施例中,将所得心跳信号的频率  $f$  转换为以分钟为单位的心率,即

[0103]

$$\text{HR} = 60 \times f$$

$$(2)$$

[0104] 如图 15 所示,本测试实例中  $f=0.93\text{Hz}$ ,由此可得待测者心率为每分钟 56 跳。

[0105] 将所得呼吸信号的频率  $f_1$  转换为以分钟为单位的呼吸次数

[0106]

$$Rs = 60 \times f_1$$

$$(3)$$

[0107] 如图 16 所示,本测试实例中  $f_1=0.256\text{Hz}$ ,由此可得待测者呼吸节律为每分钟 15 次。

[0108] 实时更新显示检测结果

[0109] 通过显示模块 6 实时更新显示信号频率提取模块 5 转换的检测结果,如图 4 所示。

[0110] 本发明在 2-3 个信号周期内即可完成测量,为实现快速实时测量,根据待测目标的生命体征信号类型,分别确定心率和呼吸最短初始测试时长。例如,健康成人的心跳在 60-100 次每分钟,呼吸约 16 ~ 20 次 / 分钟,因此可将心率和呼吸的初始测试时间(即获取 2-3 个信号周期所需要的时间)分别设为 3 秒和 12 秒。完成初始测试后,将每秒钟更新的图像序列添加至原始时间信号序列中,计算新的测量结果。本实例将最长测试窗口设置为 30s,当累积测试时间达到 30 秒以后,采用窗口滑动方式,滑动增量设为 1 秒,从而实现实时监测。当发生强扰动时,利用智能判决模块 4 依据 ROI 区域划分出的多通道信号的归一化时间序列信号幅度同时超过 4,判定并自动剔除该组强扰动信号测试数据,同时自获取待测目标的视频图像开始重新启动新一轮测量,由此确保测量的连续性。

[0111] 如图 4 所示,本发明基于视频图像的非接触式生命体征的检测系统中采用普通网络摄像头作为图像采集设备,以电脑为硬件平台,用 VC 编程语言实现软件算法和显示界面。将心率和呼吸的初始测试时间分别设为 3 秒和 12 秒,完成初始测试后,利用每秒钟更新的图像序列实时更新测量结果,当发生强扰动时,自动剔除该组测试数据同时重新启动新一轮测量。

[0112] 实施例 2

[0113] 以两人为检测目标同时检测,与单人区别仅在于:

[0114] 自动检测模块通过边缘轮廓检测进行自动人体上身轮廓识别,由上身轮廓个数首先确定待测目标数量为两个。

[0115] 对于每个测试目标分别在其上身轮廓范围内,确定胸腔位置作为呼吸检测 ROI 区域;通过肤色检测确定心率检测 ROI 区域。而后对每个测试目标分别进行处理,处理方法同单人检测相同。心率检测的 R、G、B 通道原始时间序列信号见图 17,心率检测的归一化时间序列信号见图 18,心率检测的 ICA 独立分量见图 19,心率检测经平化处理后的 ICA 独立分

量见图 20,心率检测中各独立分量的自相关函数见图 21。

[0116] 我们以双人心率检测为实例对图 22 中实验结果进行了计算,两个测试目标的心率分别为 56 bpm 和 72 bpm。

### [0117] 实施例 3

[0118] 以动物猪作为检测目标进行检测。其他实验过程类似于实施例 1,不重复赘述。其中,区别在于,猪的心率和呼吸 ROI 区域可同时取为猪的腹部。猪腹部的自动检测通过边缘轮廓检测实现。具体如下:通过边缘轮廓检测对猪进行轮廓识别,并对猪形体进行椭圆拟合,拟合椭圆的中心位置即为腹部中心,将拟合椭圆长、短轴分别取 40%,得到猪腹部区域作为 ROI 区域。后续处理方法与单人检测相同。心率检测的 R、G、B 通道原始时间序列信号见图 23,心率检测的归一化时间序列信号见图 24,心率检测的 ICA 独立分量见图 25,心率检测经平化处理后的 ICA 独立分量见图 26,心率检测中各独立分量的自相关函数见图 27。

[0119] 我们以猪心率检测为实例对图 28 中实验结果进行了计算,被检测猪的心率为 72 bpm。

### [0120] 实施例 4

[0121] 以单人作为检测目标进行检测,对检测目标分别通过把脉计数及本发明检测系统进行心率检测,利用本发明检测系统依照实施例 1 的方法进行检测。检测时把脉 20 秒,计数检测目标的心跳次数并作记录;同时利用本发明检测系统对检测目标进行检测,检测时长为 20 秒。将把脉检测的结果与本发明检测系统所显示的检测结果进行比较,对十名随机选取的检测目标的检测结果如下:

[0122]

表 1 通过把脉及本发明检测人心率的对比结果。

检测目标	把脉检测心率 (bpm)	本发明检测心率 (bpm)
1	60	60
2	52	52
3	75	76
4	72	72
5	68	67
6	85	85
7	90	91
8	78	77
9	75	75
10	65	66

[0123] 从上述表 1 所示对比检测结果可见,利用本发明检测系统进行心率检测,其结果与通过传统中医的把脉检测结果基本一致,误差范围在 ±1bpm 以内。表明本发明检测系统及检测方法的检测结果准确,具有良好的实际应用价值,同时本发明还具有快速、实时、多目标同时检测、可实现连续监测、鲁棒性强、低成本以及适用范围广等优点。

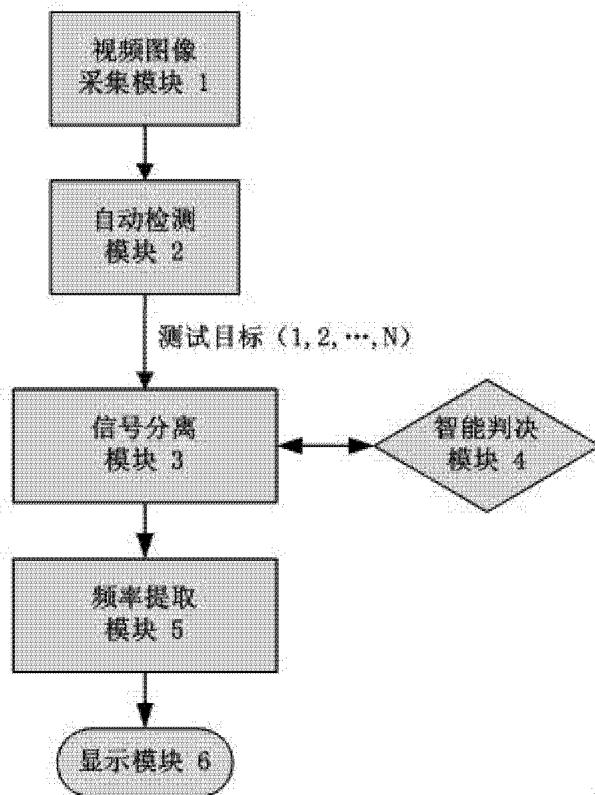


图 1

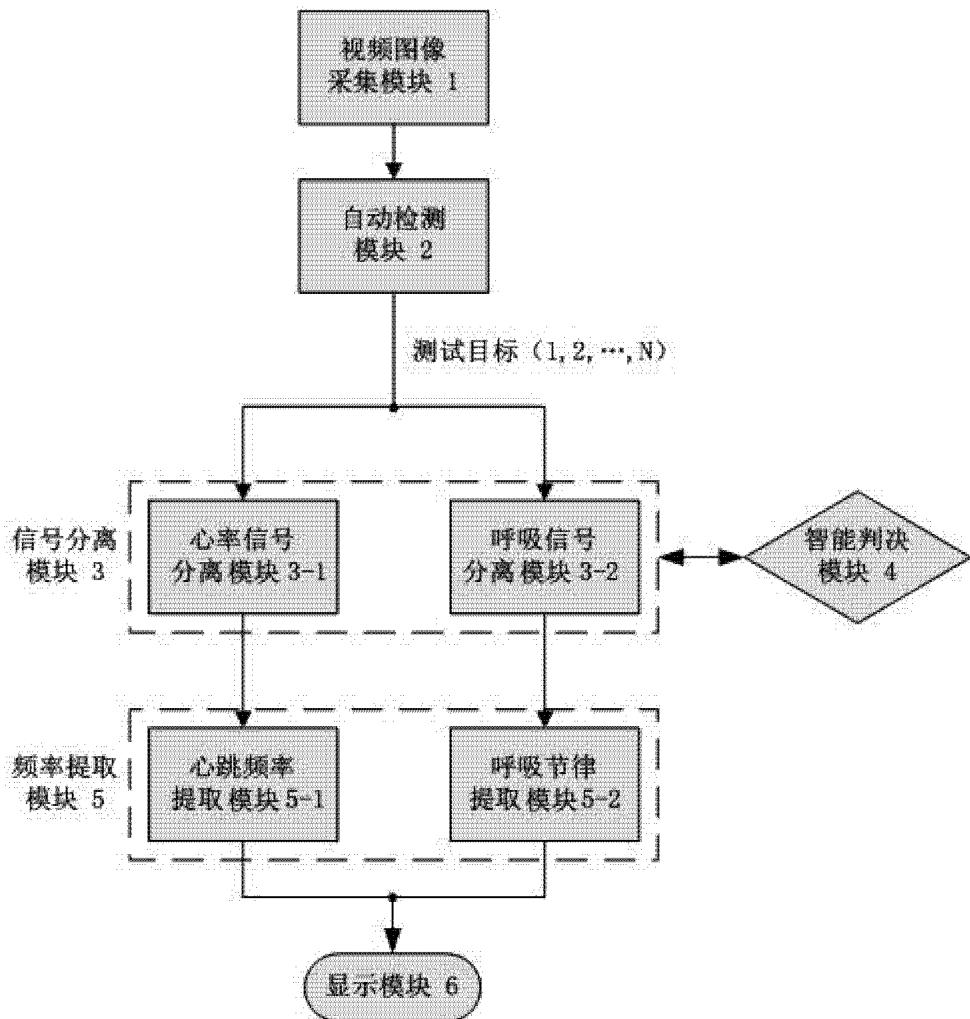


图 2

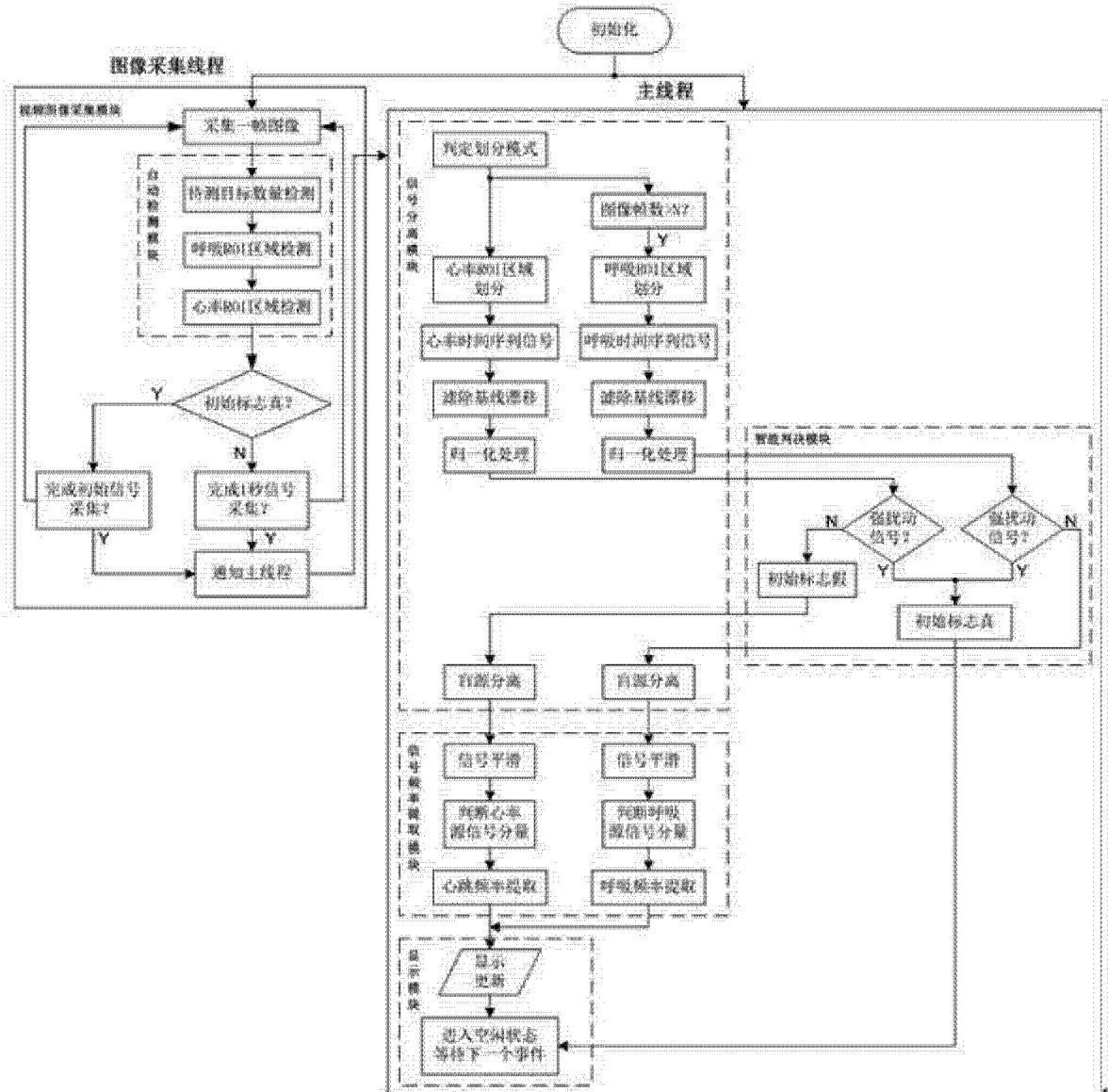


图 3

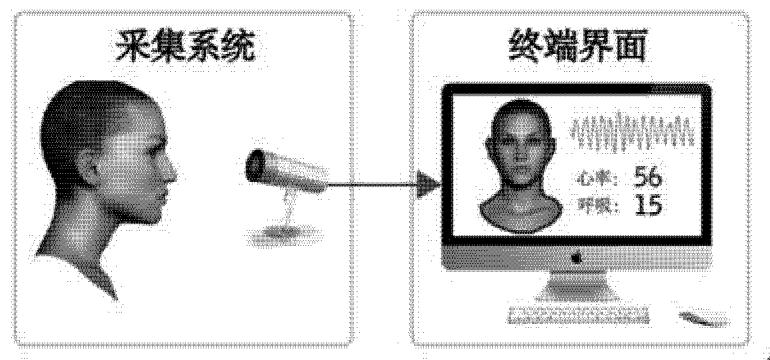


图 4

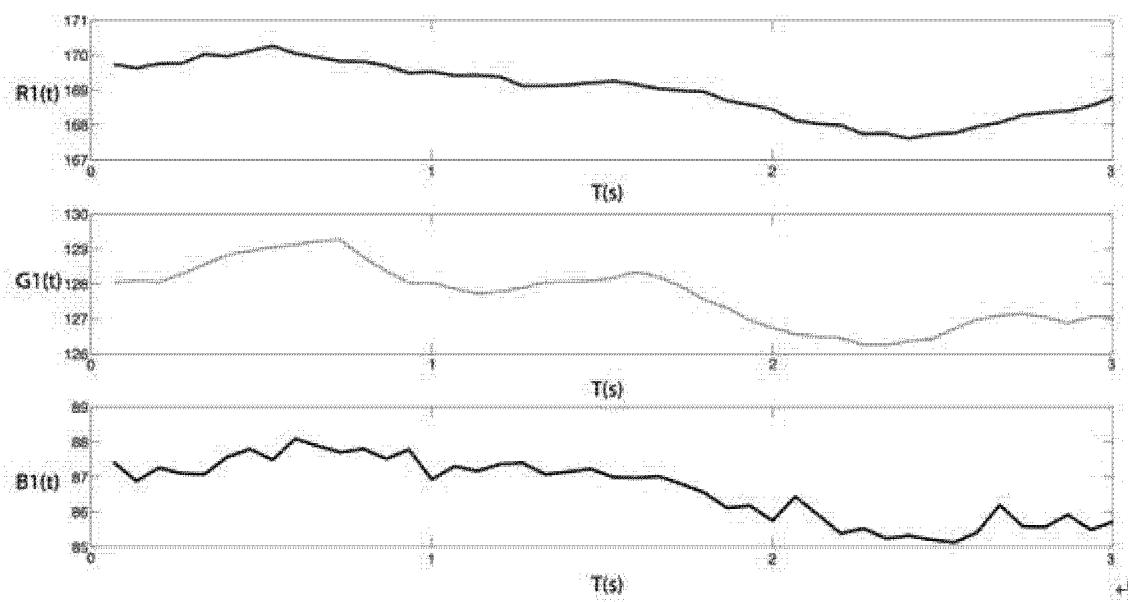


图 5

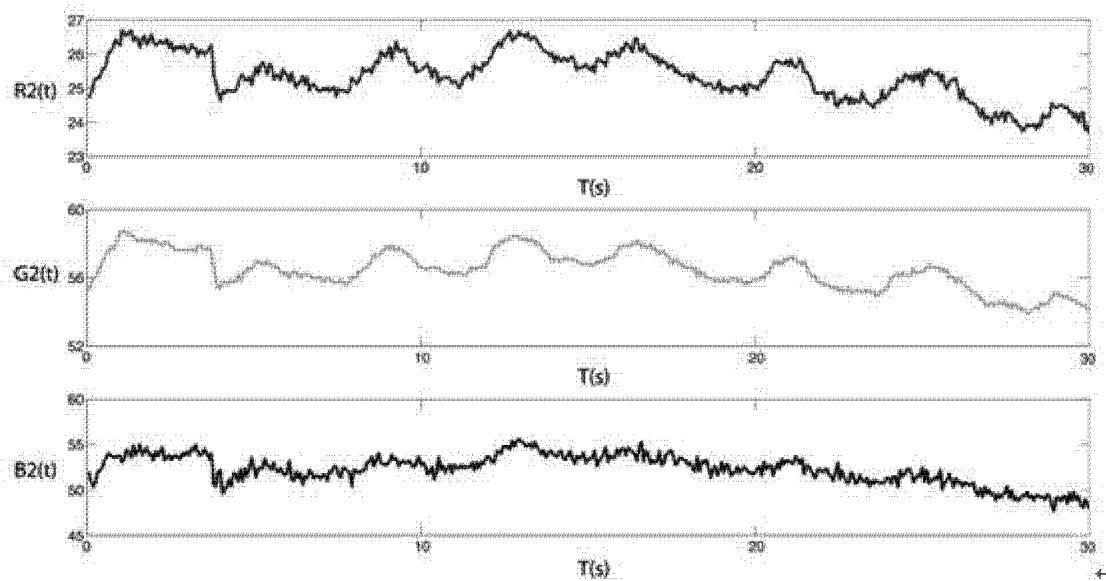


图 6

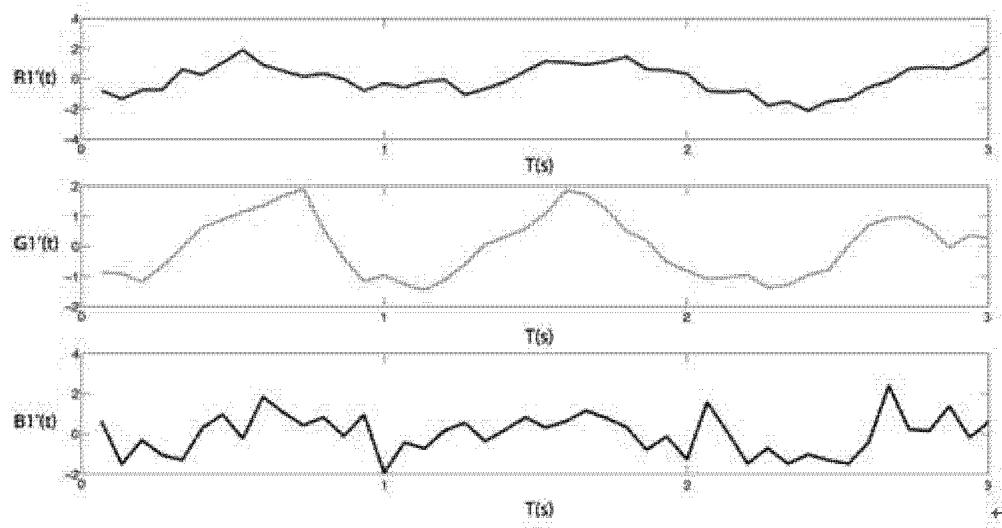


图 7

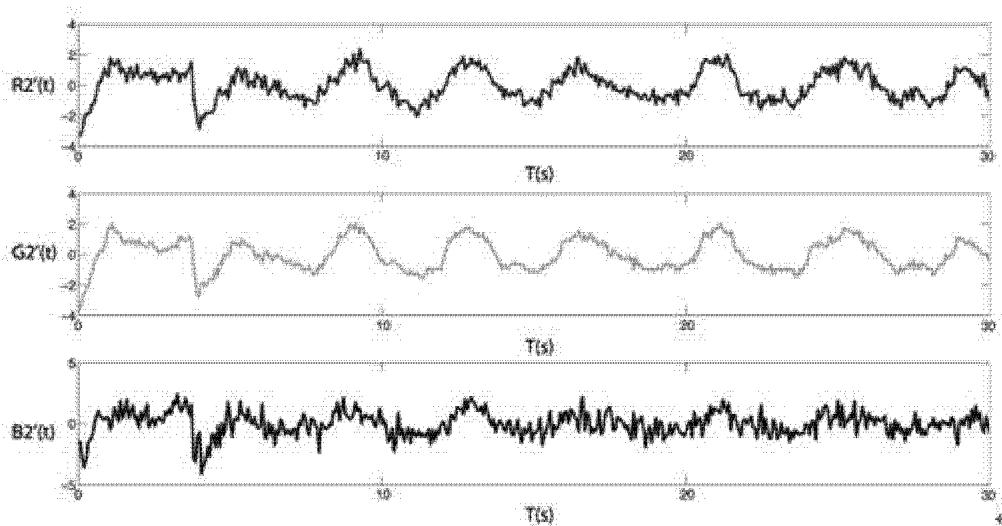


图 8

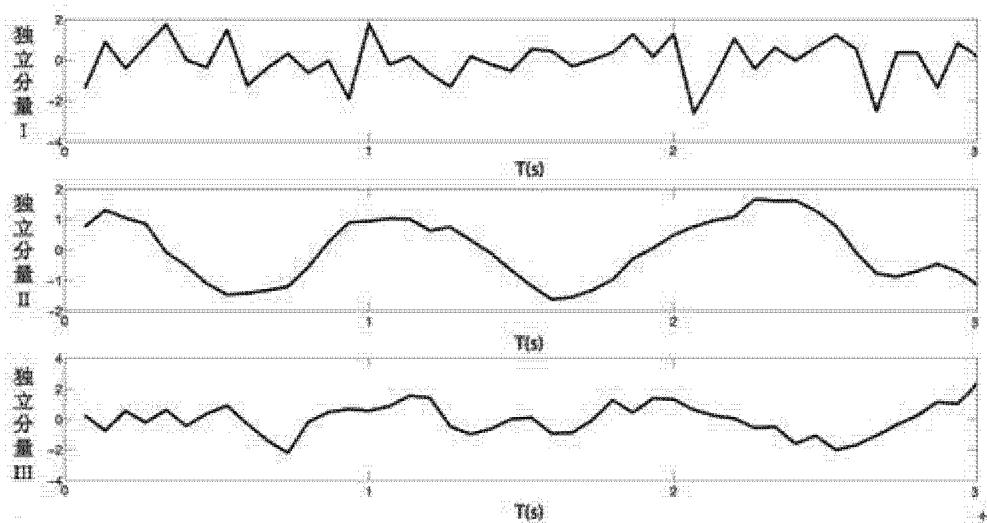


图 9

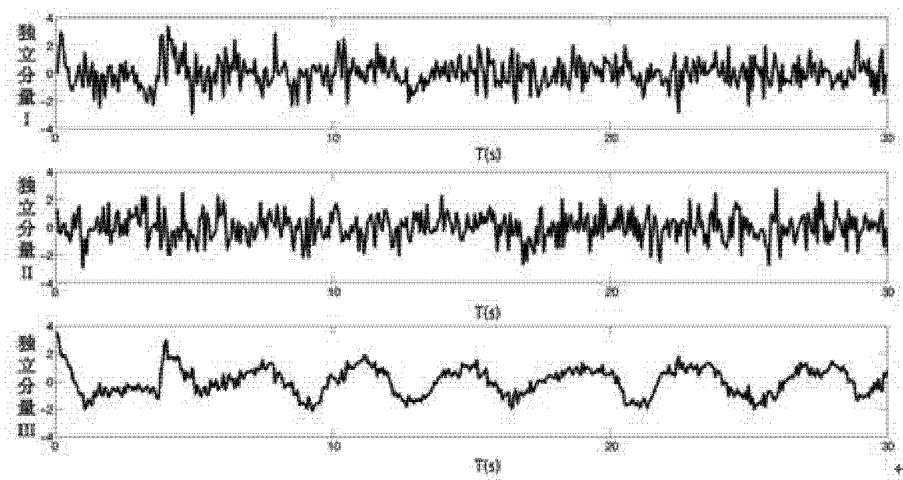


图 10

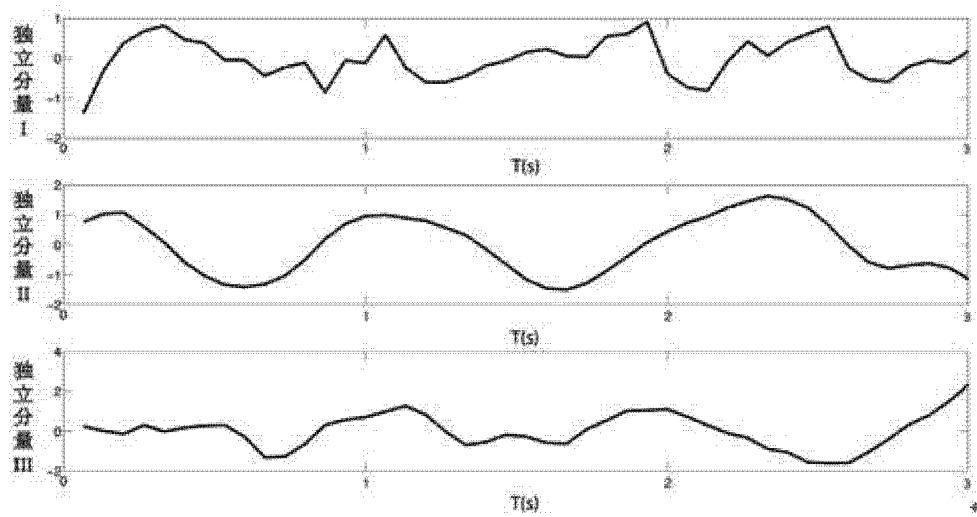


图 11

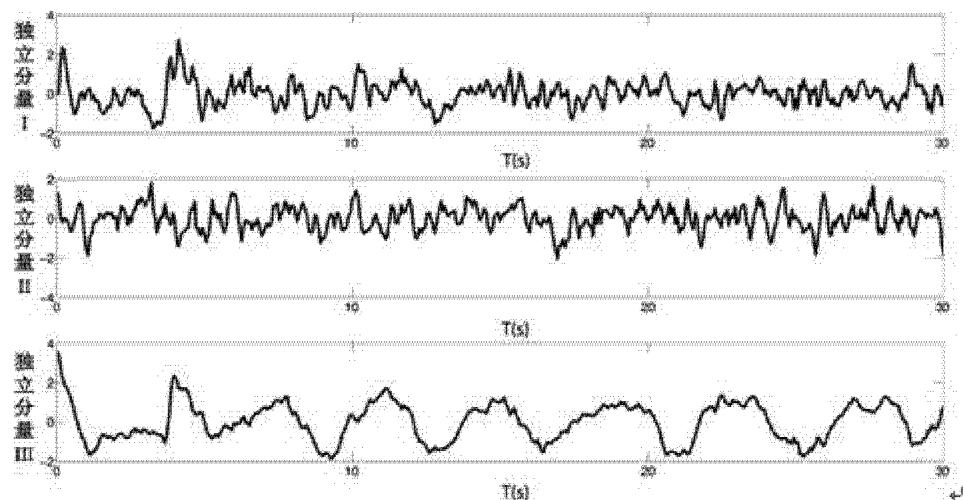


图 12

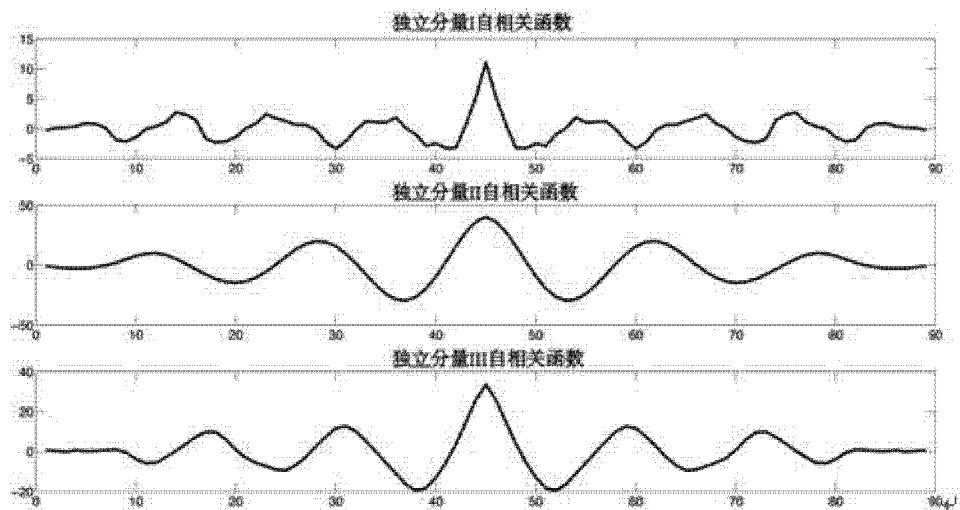


图 13

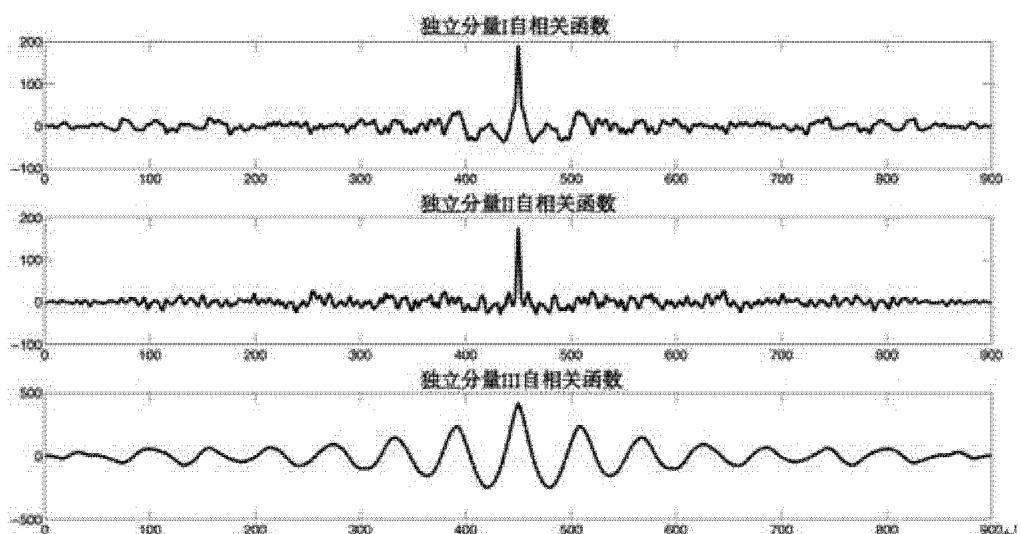


图 14

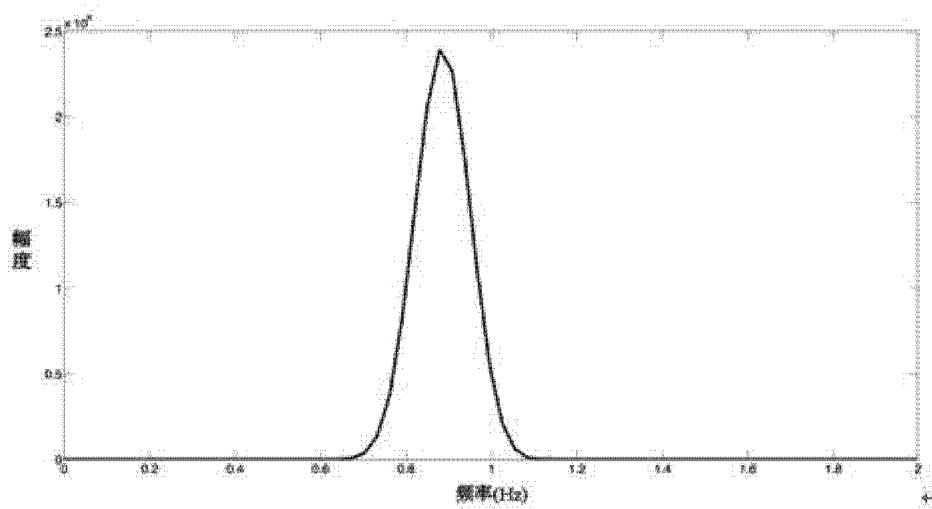


图 15

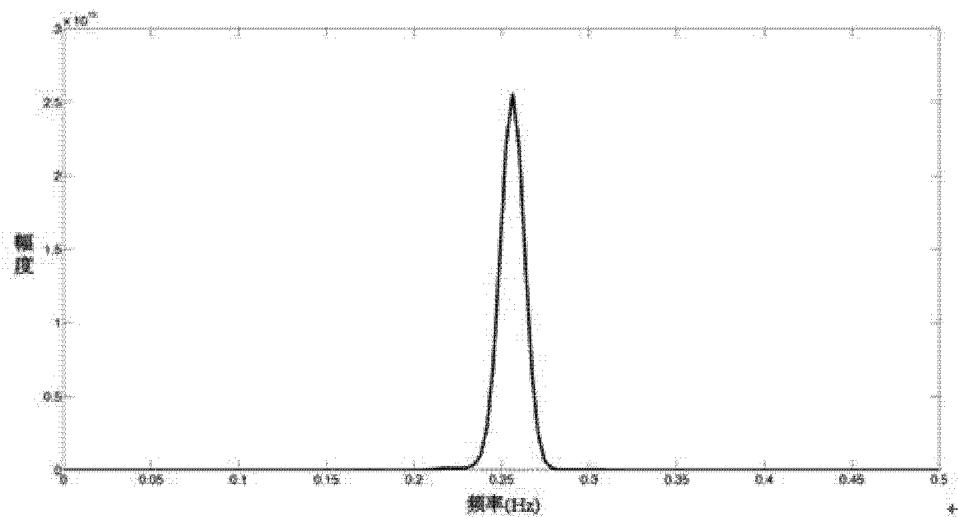


图 16

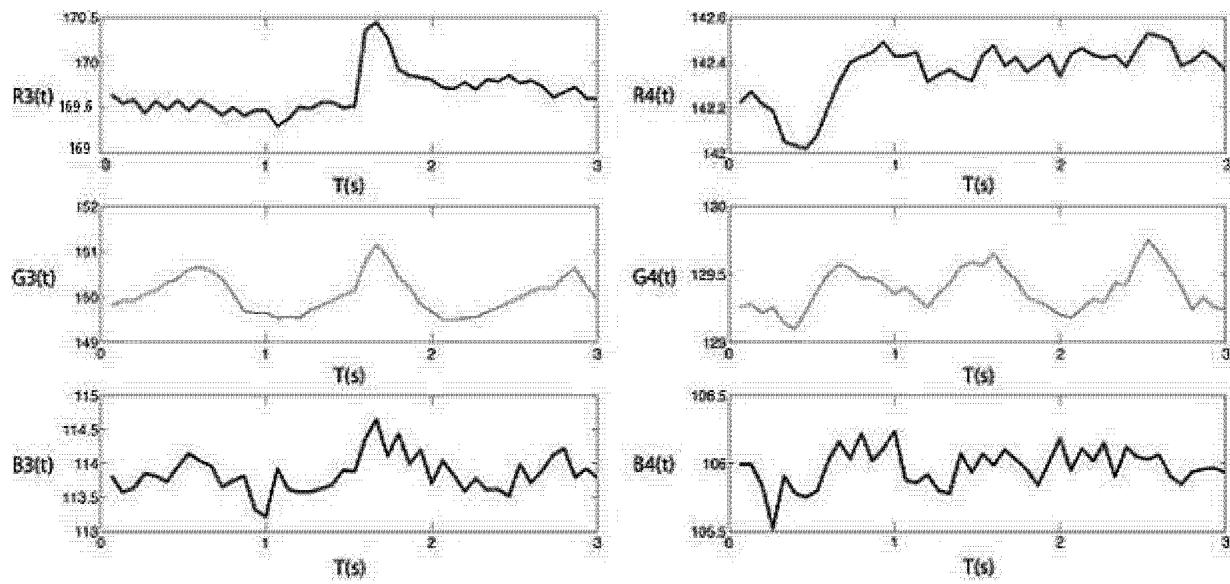


图 17

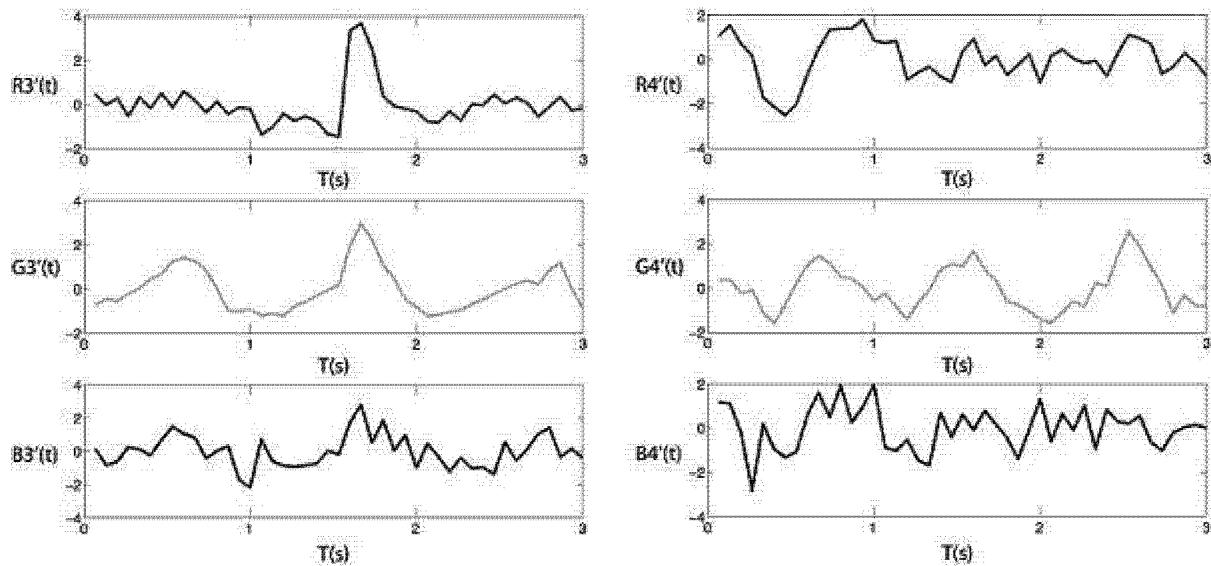


图 18

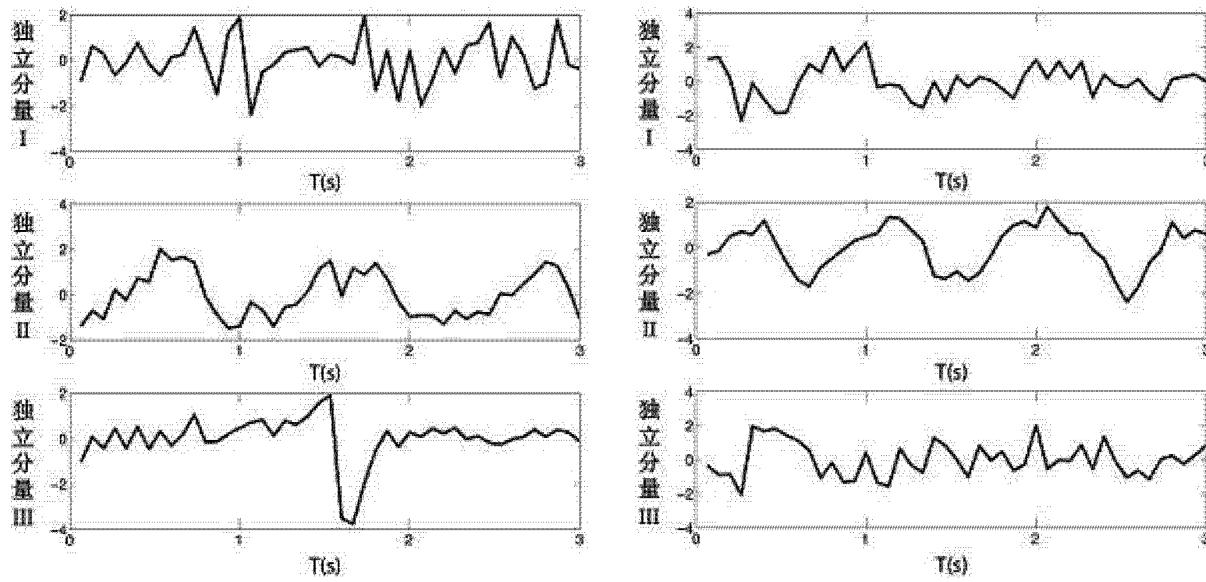


图 19

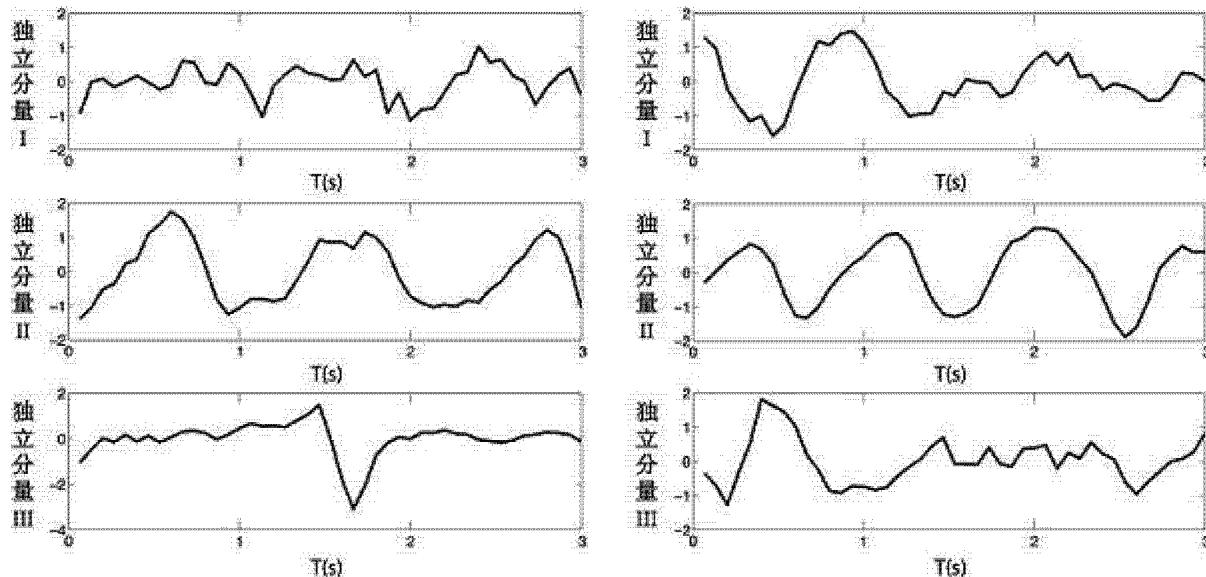


图 20

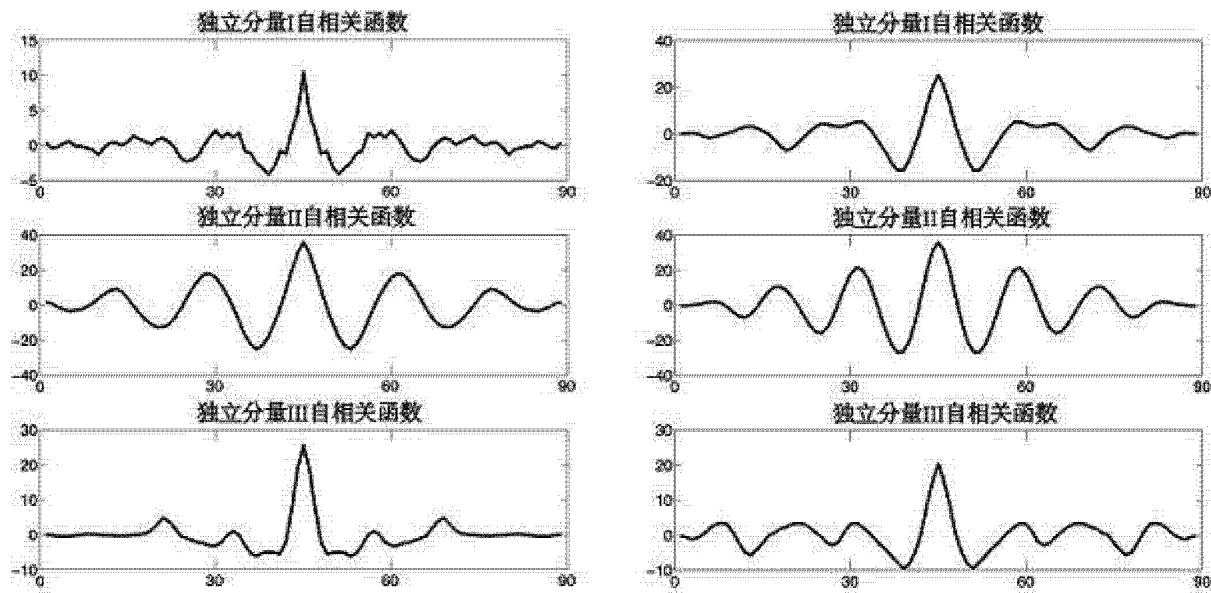


图 21

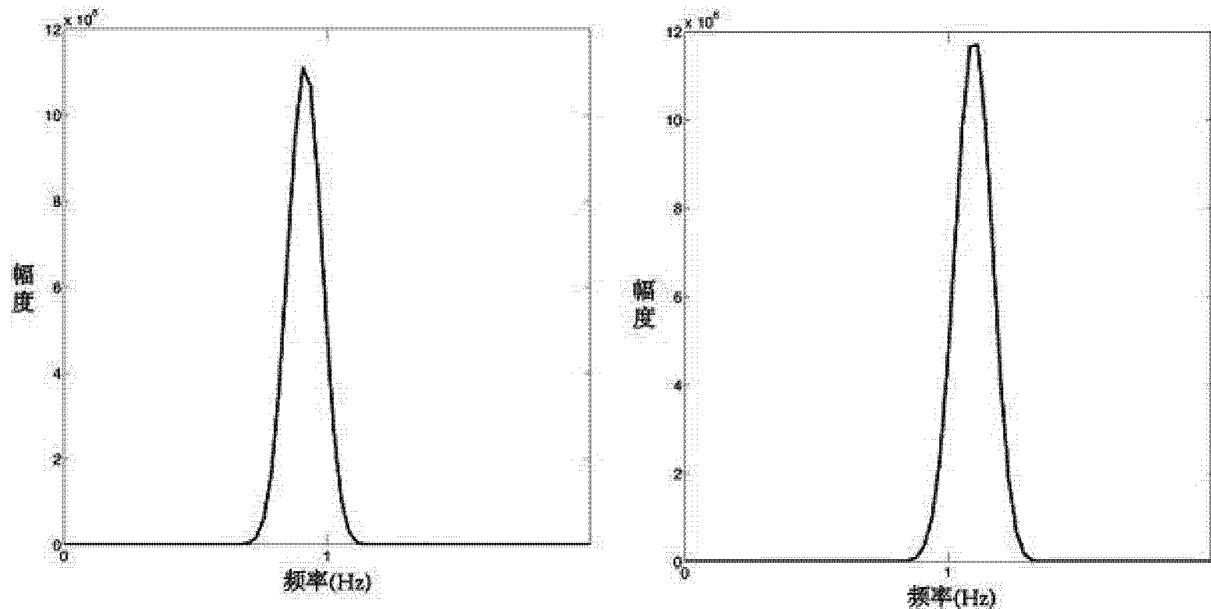


图 22

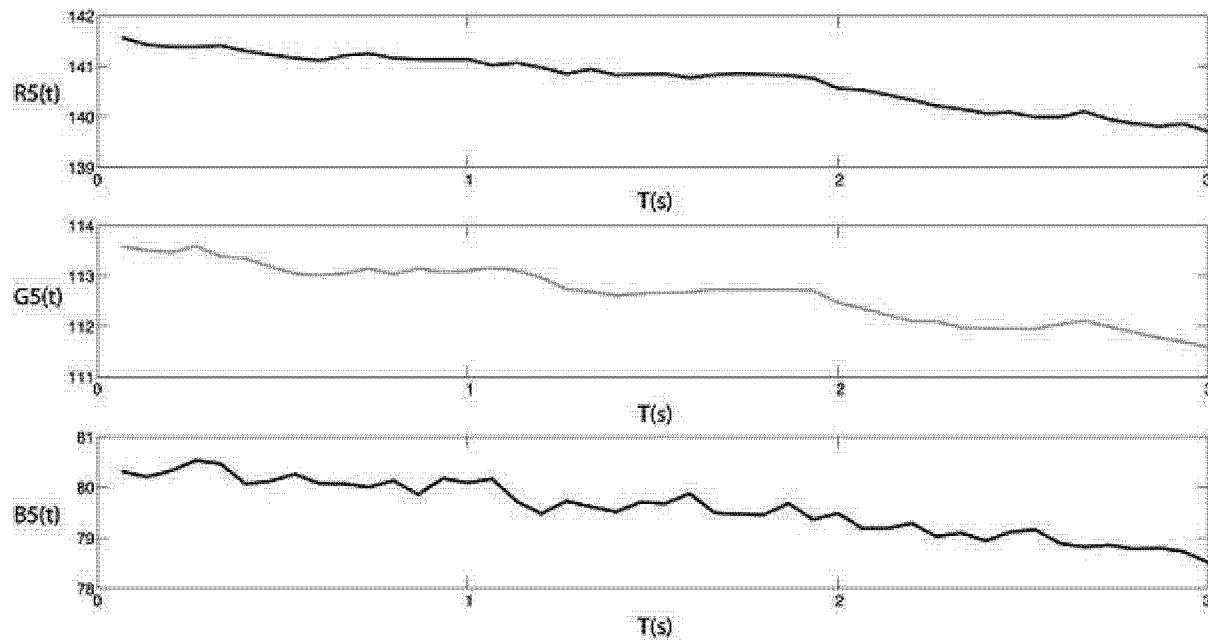


图 23

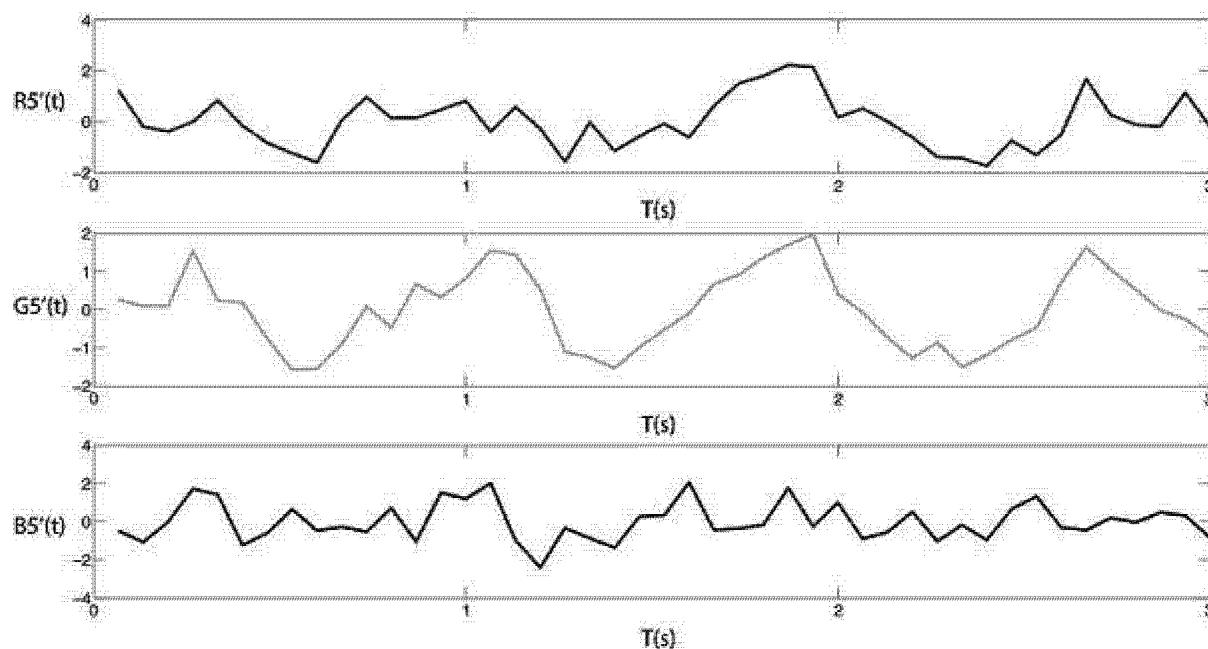


图 24

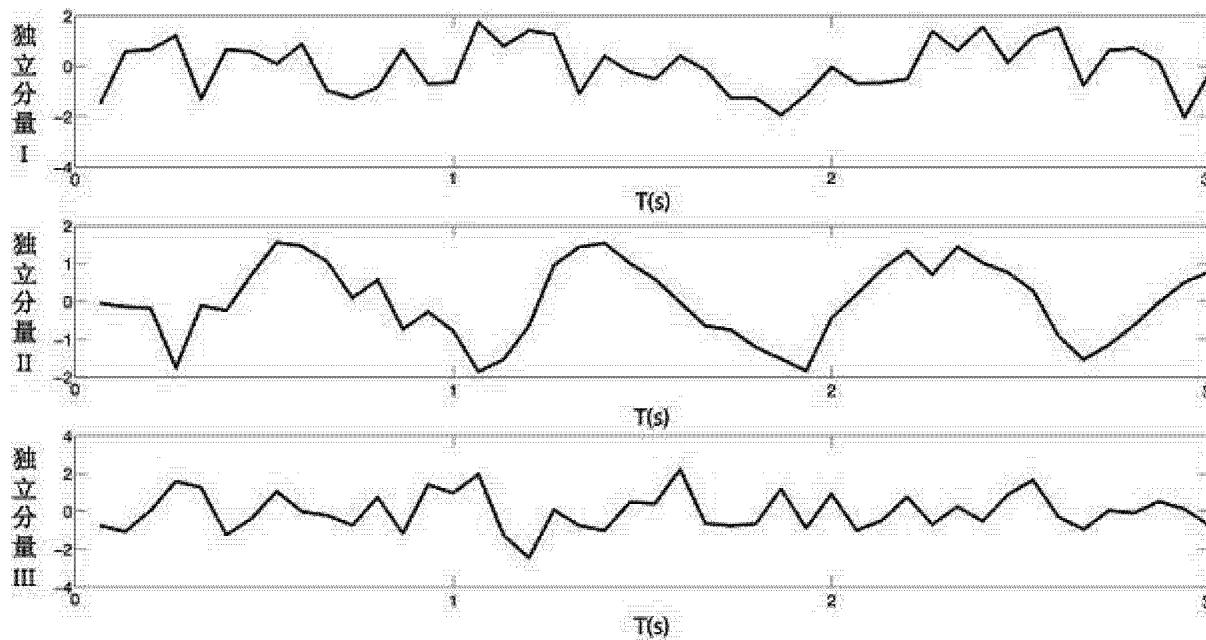


图 25

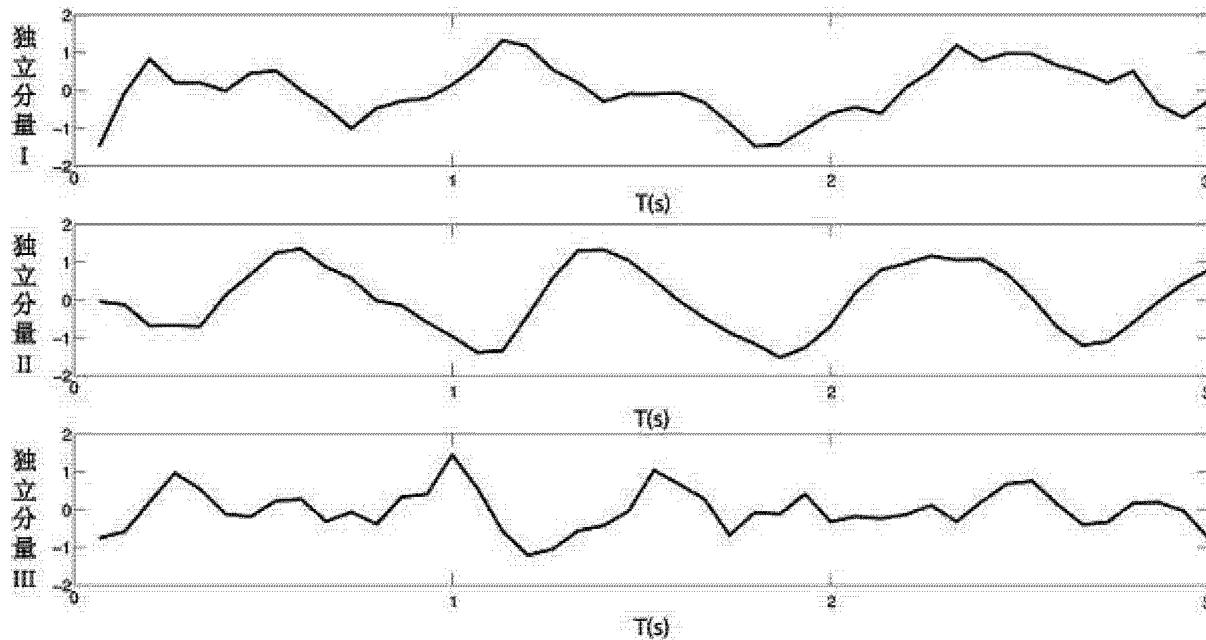


图 26

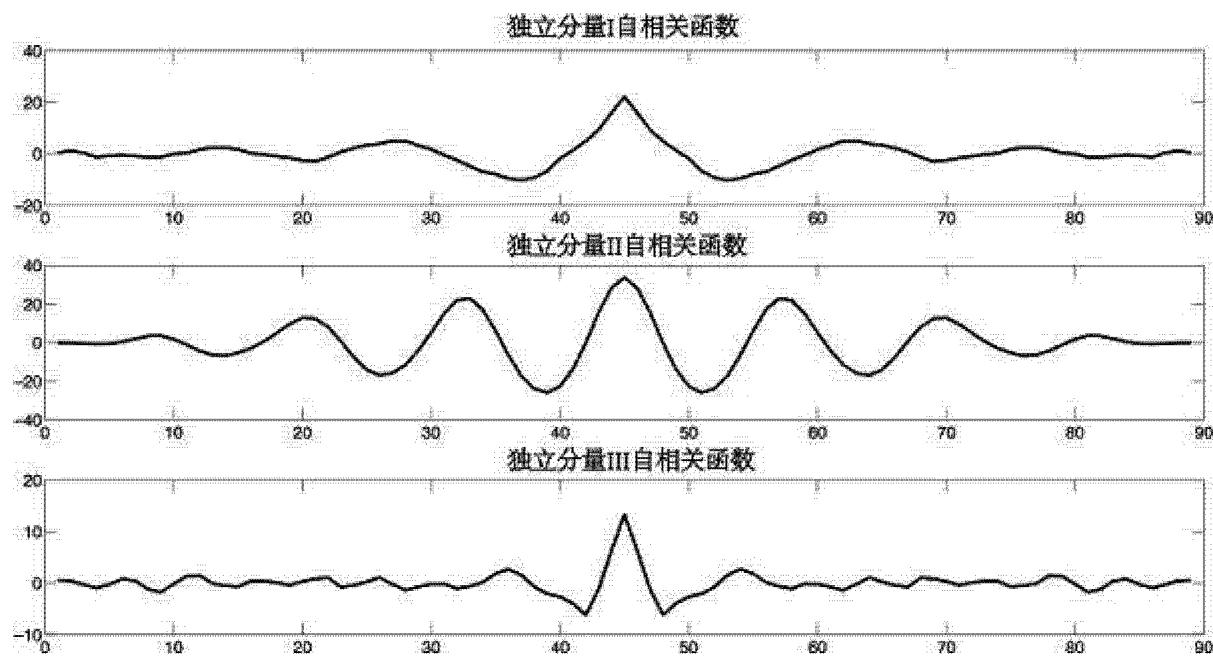


图 27

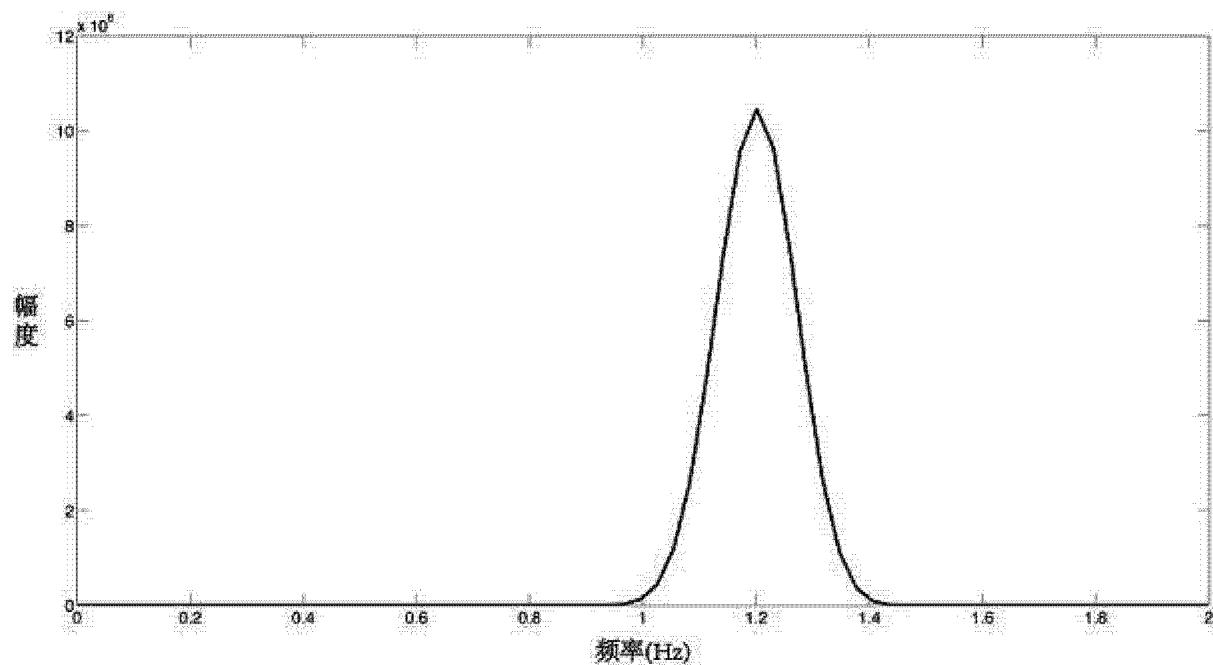


图 28