



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110327029 A

(43)申请公布日 2019.10.15

(21)申请号 201910594524.0

(22)申请日 2019.07.03

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 熊玉勇 彭志科 李松旭 王冬

(74)专利代理机构 上海旭诚知识产权代理有限公司 31220

代理人 郑立

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

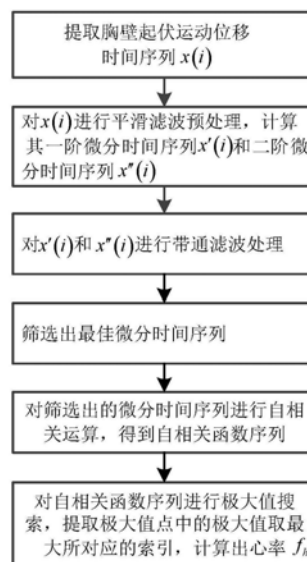
权利要求书2页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

一种基于微波感知的心率与心率变异性监测方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于微波感知的心率监测方法,通过微分增强心跳分量信号,并通过带通滤波器处理后,利用放大的心跳分量信号,特别是心跳二次及三次谐波分量,结合自相关周期分析法,解决呼吸谐波干扰和遮掩难题,实现高可靠性、高精度的心率监测,追踪灵敏度高且计算较为简便。



1. 一种基于微波感知的心率监测方法,具体包括以下步骤:

步骤1、提取胸壁起伏运动的位移时间序列;

步骤2、对所述胸壁起伏运动的位移时间序列进行平滑滤波预处理,然后进行一阶和二阶微分运算,得到一阶和二阶微分时间序列;

步骤3、采用带通滤波器对所述一阶和二阶微分时间序列进行带通滤波处理,得到滤波后的一阶和二阶微分时间序列;

步骤4、从所述滤波后的一阶和二阶微分时间序列中筛选出最佳微分时间序列;

步骤5、对所述最佳微分时间序列进行自相关运算,得到自相关函数序列;

步骤6、对所述自相关函数序列进行极大值搜索,提取极大值点中的极大值取最大所对应的索引 m ,得到心跳频率 f_h 。

2. 如权利要求1所述的基于微波感知的心率监测方法,其特征在于,步骤1中,所述位移时间序列是胸壁起伏运动位移 $x(t)$ 的离散时间序列, $x(t)$ 通过以下公式求取:

$$x(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \theta(t)$$

其中, t 为时间; λ 为载波波长; $\theta(t)$ 为基带信号在 t 时刻的相位;

位移时间序列 $x(i)$ 为 $t=i \Delta t$ 时刻 $x(t)$ 的离散数值, Δt 为采样间隔时间。

3. 如权利要求1所述的基于微波感知的心率监测方法,其特征在于,步骤2中,所述一阶微分时间序列 $x'(i)$ 和二阶微分时间序列 $x''(i)$,其第 i 个元素 $x'(i)$ 和 $x''(i)$ 具体分别满足如下公式:

$$x'(i) = \frac{x(i+1) - x(i)}{\Delta t}$$

$$x''(i) = \frac{x'(i+1) - x'(i)}{\Delta t}$$

其中, $x'(i)$ 为所述一阶微分时间序列中的第 i 个元素; $x''(i)$ 为所述二阶微分时间序列中的第 i 个元素; $x(i)$ 为所述位移时间序列中第 i 个元素; Δt 为采样间隔时间。

4. 如权利要求1所述的基于微波感知的心率监测方法,其特征在于,步骤3中,所述带通滤波器的频段范围为0.8-6Hz。

5. 如权利要求1所述的基于微波感知的心率监测方法,其特征在于,步骤4中,筛选所述最佳微分时间序列的方法步骤包括:

4.1、对所述带通滤波后的二阶微分时间序列 $x''(i)$ 做傅里叶变换,得到其幅频谱;

4.2、对所述幅频谱,取步骤3中所述带通滤波器通带频段范围的幅频段,并提取所述幅频段的最大值与平均值;

4.3、所述幅频段的最大值与平均值的比值,如果所述比值大于阈值,则选择所述滤波后的二阶微分时间序列作为所述最佳微分时间序列,否则,则选择所述滤波后的一阶微分时间序列为所述最佳微分时间序列。

6. 如权利要求5所述的基于微波感知的心率监测方法,其特征在于,所述阈值为6。

7. 如权利要求1所述的基于微波感知的心率监测方法,其特征在于,步骤5中,对所述最佳微分时间序列进行滑动窗处理,对每个滑动窗的微分时间序列都进行自相关运算。

8. 如权利要求1所述的基于微波感知的心率监测方法,其特征在于,步骤6中所述心跳

频率 f_h 的计算方法满足如下公式：

$$f_h = \frac{1}{(m-1)\Delta t}$$

其中， f_h 为所述心跳频率； m 为所述索引； Δt 为所述间隔时间。

一种基于微波感知的心率与心率变异性监测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生命体征监测领域,尤其涉及一种基于微波感知的心率监测方法。

背景技术

[0002] 生命体征监测是实现健康管理、睡眠质量与压力评估等生物医疗应用的重要手段,而心率监测是生命体征监测的重要内容。心率是指每分钟的平均心跳次数,目前,临床上常基于心电图(ECG)监测心率,需要佩戴多个传感器,成本较高,使用繁琐、不便。

[0003] 近年来,基于单频连续波(continuous wave,简称CW)和调频连续波(frequency-modulation continuous wave,简称FMCW)微波雷达的生命体征监测技术与方法可以实现非接触式的呼吸和心跳频率的监测。基于CW雷达的心率监测主要利用雷达I/Q(同相位/正交相位)基带信号进行复数信号解调,基于幅度频谱信息提取心跳频率。亦可采用反正切解调算法得到胸壁起伏振动位移的时域信息,通过快速傅里叶变换和频谱峰值搜索方法,实现心跳频率的测量。基于FMCW雷达的心率监测是指,首先通过相位演变追踪提取胸壁的振动起伏位移的时域信息,然后基于快速傅里叶变换和频谱峰值搜索方法实现心跳频率的测量。

[0004] 然而,现有技术中,基于复数信号解调的CW雷达心率监测方法在频谱峰值搜索中常遇到呼吸谐波的干扰,难以准确、可靠地提取心跳频率。基于反正切解调与频谱峰值搜索的FMCW雷达心跳频率监测,易受固有邻近呼吸谐波运动的干扰,且存在频率分辨率不足的问题。为了抑制固有的呼吸谐波干扰,常用的带通滤波器无法滤除通带内的呼吸谐波分量。另一方面,基于小波变换和经验模态分解方法也难以解决心率估计中邻近呼吸谐波干扰的影响。综上,基于微波感知的心率监测的难点是如何消除呼吸谐波干扰,特别是邻近呼吸谐波干扰,从而有效地辨别微弱的心跳分量信号,准确估计出心跳频率。

[0005] 因此,本领域的技术人员致力于开发一种基于微波感知的心率监测方法,能够辨别微弱的心跳分量信号,解决呼吸谐波干扰及对心跳分量的遮掩问题,实现高可靠性、高精度的心跳频率测量。

发明内容

[0006] 有鉴于现有技术的上述缺陷,本发明所要解决的技术问题是心率监测中存在的易受呼吸谐波干扰、心跳信号微弱及频谱分辨率不足等问题。

[0007] 为实现上述目的,本发明提供了一种基于微波感知的心率监测方法,具体包括以下步骤:

[0008] 步骤1、提取胸壁起伏运动的位移时间序列;

[0009] 步骤2、对所述胸壁起伏运动的位移时间序列进行平滑滤波预处理,然后进行一阶和二阶微分运算,得到一阶和二阶微分时间序列;

[0010] 步骤3、采用带通滤波器对所述一阶和二阶微分时间序列进行带通滤波处理,得到滤波后的一阶和二阶微分时间序列;

[0011] 步骤4、从所述滤波后的一阶和二阶微分时间序列中筛选出最佳微分时间序列；

[0012] 步骤5、对所述最佳微分时间序列进行自相关运算，得到自相关函数序列；

[0013] 步骤6、对所述自相关函数序列进行极大值搜索，提取极大值点中的极大值取最大所对应的索引 m ，得到心跳频率 f_h 。

[0014] 进一步地，步骤1中，所述位移时间序列是胸壁起伏运动位移 $x(t)$ 的离散时间序列， $x(t)$ 通过以下公式求取：

$$[0015] \quad x(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \theta(t)$$

[0016] 其中， t 为时间； λ 为载波波长； $\theta(t)$ 为基带信号在 t 时刻的相位；

[0017] 位移时间序列 $x(i)$ 为 $t=i \Delta t$ 时刻 $x(t)$ 的离散数值， Δt 为采样间隔时间。

[0018] 进一步地，步骤2中，所述一阶微分时间序列 $x'(i)$ 和二阶微分时间序列 $x''(i)$ ，其第 i 个元素 $x'(i)$ 和 $x''(i)$ 具体分别满足如下公式：

$$[0019] \quad x'(i) = \frac{x(i+1) - x(i)}{\Delta t}$$

$$[0020] \quad x''(i) = \frac{x'(i+1) - x'(i)}{\Delta t}$$

[0021] 其中， $x'(i)$ 为所述一阶微分时间序列中的第 i 个元素； $x''(i)$ 为所述二阶微分时间序列中的第 i 个元素； $x(i)$ 为所述位移时间序列中第 i 个元素； Δt 为采样间隔时间。

[0022] 进一步地，步骤3中，所述带通滤波器的频段范围为0.8-6Hz。

[0023] 进一步地，筛选所述最佳微分时间序列的方法步骤包括：

[0024] 4.1、对所述带通滤波后的二阶微分时间序列 $x''(i)$ 做傅里叶变换，得到其幅频谱；

[0025] 4.2、对所述幅频谱，取步骤3中所述带通滤波器通带频段范围的幅频段，并提取所述幅频段的最大值与平均值；

[0026] 4.3、所述幅频段的最大值与平均值的比值，如果所述比值大于阈值，则选择所述滤波后的二阶微分时间序列作为所述最佳微分时间序列，否则，则选择所述滤波后的一阶微分时间序列为所述最佳微分时间序列。

[0027] 进一步地，所述阈值为6。

[0028] 进一步地，步骤5中，对所述最佳微分时间序列进行滑动窗处理，对每个滑动窗的微分时间序列都进行自相关运算。

[0029] 进一步地，所述心跳频率 f_h 的计算方法满足如下公式：

$$[0030] \quad f_h = \frac{1}{(m-1)\Delta t}$$

[0031] 其中， f_h 为所述心跳频率； m 为所述索引； Δt 为所述间隔时间。

[0032] 本发明提供一种基于微波感知的心率监测方法，通过微分增强心跳分量信号，并通过带通滤波器处理后，利用放大的心跳分量信号，特别是心跳二次及三次谐波分量，结合自相关周期分析法，解决呼吸谐波干扰和遮掩难题，实现高可靠性、高精度的心率监测，追踪灵敏度高且计算较为简便。

[0033] 以下将结合附图对本发明的构思、具体结构及产生的技术效果作进一步说明，以充分地了解本发明的目的、特征和效果。

附图说明

- [0034] 图1是本发明一个较佳实施例中,基于微波感知的心率监测方法流程图;
- [0035] 图2是本发明一个较佳实施例中,胸壁起伏运动位移的时域波形图;
- [0036] 图3是本发明一个较佳实施例中,胸壁起伏运动位移的傅里叶幅频谱图;
- [0037] 图4是本发明一个较佳实施例中,胸壁起伏运动位移一阶微分时间序列的傅里叶幅频谱图;
- [0038] 图5是本发明一个较佳实施例中,胸壁起伏运动位移二阶微分时间序列的傅里叶幅频谱图;
- [0039] 图6是本发明一个较佳实施例中,微分时间序列的自相关运算结果图;
- [0040] 图7是本发明一个较佳实施例中,心跳频率追踪结果图。

具体实施方式

[0041] 以下参考说明书附图介绍本发明的多个优选实施例,使其技术内容更加清楚和便于理解。本发明可以通过许多不同形式的实施例来得以体现,本发明的保护范围并非仅限于文中提到的实施例。

[0042] 实施例1:

[0043] 本实施例为一种基于微波感知的心率监测方法,流程如图1所示。具体包括以下步骤:

[0044] 步骤1、基于干涉测量方法提取胸壁起伏运动的位移时间序列 $x(i)$, $i=1,2,\dots,N$ 。 $x(i)$, $i=1,2,\dots,N$ 是胸壁起伏运动位移 $x(t)$ 的离散时间序列, $x(t)$ 通过以下公式求取:

$$[0045] \quad x(t) = \frac{\lambda}{4\pi} \theta(t)$$

[0046] 其中, t 为时间; λ 为载波波长; $\theta(t)$ 为基带信号在 t 时刻的相位。位移时间序列 $x(i)$ 为 $t=i \Delta t$ 时刻 $x(t)$ 的离散数值, Δt 为采样间隔时间。

[0047] 例如,基于FMCW微波雷达的生命体征监测,通过估计跨越多扫频周期的相位变化量提取出胸壁起伏运动位移时间序列。本实施例中,胸壁起伏运动位移的时域波形图如图2所示,其快速傅里叶变换幅度频谱如图3所示。可以看到,心跳基频分量附近存在严重的呼吸谐波干扰。

[0048] 步骤2、对胸壁起伏运动位移时间序列进行平滑滤波预处理,计算其一阶微分时间序列 $x'(i)$ 和二阶微分时间序列 $x''(i)$,其第 i 个元素 $x'(i)$ 和 $x''(i)$ 具体分别满足如下公式:

$$[0049] \quad x'(i) = \frac{x(i+1) - x(i)}{\Delta t}$$

$$[0050] \quad x''(i) = \frac{x'(i+1) - x'(i)}{\Delta t}$$

[0051] 其中, $x'(i)$ 为所述一阶微分时间序列中的第 i 个元素; $x''(i)$ 为所述二阶微分时间序列中的第 i 个元素; $x(i)$ 为所述位移时间序列中第 i 个元素; Δt 为采样间隔时间。

[0052] 优选地,为提高微分运算的抗噪性能,可使用下述公式分别计算一阶和二阶微分时间序列:

$$[0053] \quad x_0' = \frac{5(x_1 - x_{-1}) + 4(x_2 - x_{-2}) + x_3 - x_{-3}}{32\Delta t}$$

$$[0054] \quad x_0'' = \frac{4x_0 + (x_1 + x_{-1}) - 2(x_2 + x_{-2}) - (x_3 + x_{-3})}{16(\Delta t)^2}$$

[0055] 其中, x_0' 是胸壁起伏运动位移时间序列中的某一元素 x_0 的一阶微分序列, x_0'' 是胸壁起伏运动位移时间序列中的某一元素 x_0 的二阶微分序列, x_i ($i = -3, -2, -1, 1, 2, 3$) 表示距离元素 x_0 i 个采样点对应的位移时间序列的元素。所求一阶微分时间序列和二阶微分时间序列的快速傅里叶变换幅度频谱分别如图4和图5所示, 可以看到微分运算对心跳基频及其谐波分量进行了放大, 尤其是其谐波分量。

[0056] 步骤3、对胸壁起伏运动位移的一阶和二阶微分时间序列进行带通滤波处理, 带通滤波器通带频段范围优选为0.8-6Hz。

[0057] 步骤4、从滤波后的一阶和二阶微分时间序列权衡筛选出最佳微分时间序列, 这主要由于微分运算对噪声较为敏感, 因此需要权衡高阶微分的信噪比。筛选最佳微分时间序列的方法步骤包括:

[0058] 4.1、对带通滤波后的二阶微分时间序列 $x''(i)$ 做傅里叶变换, 得到其幅频谱;

[0059] 4.2、取步骤3中带通滤波器通带频段范围的幅频谱, 并提取此幅频谱的最大值与平均值;

[0060] 4.3、计算幅频谱最大值与平均值的比值, 如果比值大于阈值, 则选择滤波后的二阶微分时间序列为最佳微分时间序列, 否则, 选择滤波后的一阶微分时间序列为最佳微分时间序列。其中阈值可通过经验确定, 优选为6。

[0061] 步骤5、优选地, 对筛选后的微分时间序列进行滑动窗处理, 对每个滑动窗的微分时间序列进行自相关运算, 得到自相关函数序列。图6展示了本实施例中筛选的二阶微分时间序列0-8s信号的自相关函数序列和提取的极大值中最大值对应的索引点。基于微分运算, 能够有效增强心跳及其谐波分量信号的能量, 利用显著放大的心跳谐波分量提高自相关运算中对三阶、四阶或五阶呼吸谐波对心跳基频分量的干扰或遮掩抑制能力。

[0062] 步骤6, 对自相关函数时间序列进行极大值搜索, 提取极大值中最大值所对应的索引 m , 求取心跳频率 f_h 为:

$$[0063] \quad f_h = \frac{1}{(m-1)\Delta t}$$

[0064] 其中, f_h 为所述心跳频率; m 为所述索引点; Δt 为所述间隔时间。本实施例中, $m = 187$, 得到的 $f_h = 1.344\text{Hz}$ 。图7展示了本实施例中经过滑动窗(窗宽8s, 滑动步长1s)逐个处理得到的基于最佳(二阶)微分时间序列的心跳频率追踪结果图。

[0065] 以上详细描述了本发明的较佳具体实施例。应当理解, 本领域的普通技术无需创造性劳动就可以根据本发明的构思作出诸多修改和变化。因此, 凡本技术领域中技术人员依本发明的构思在现有技术的基础上通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案, 皆应在由权利要求书所确定的保护范围内。

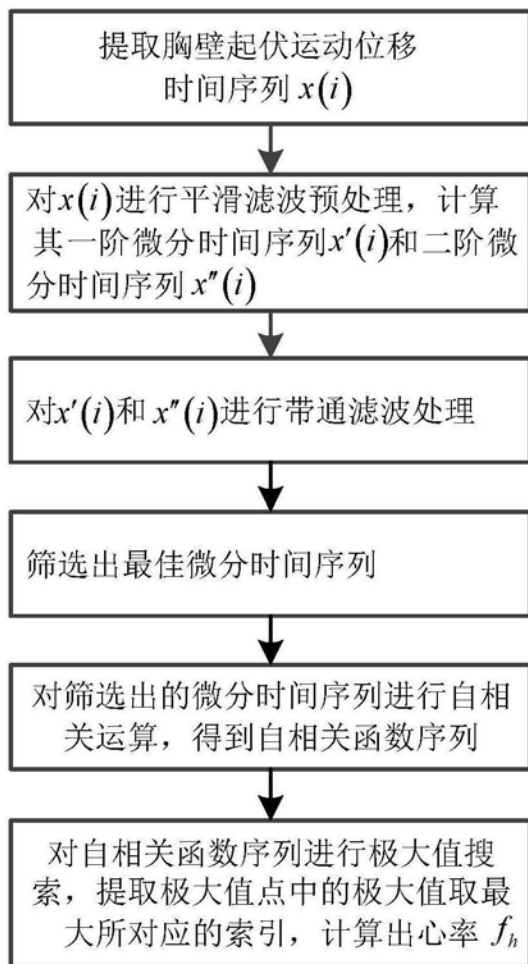


图1

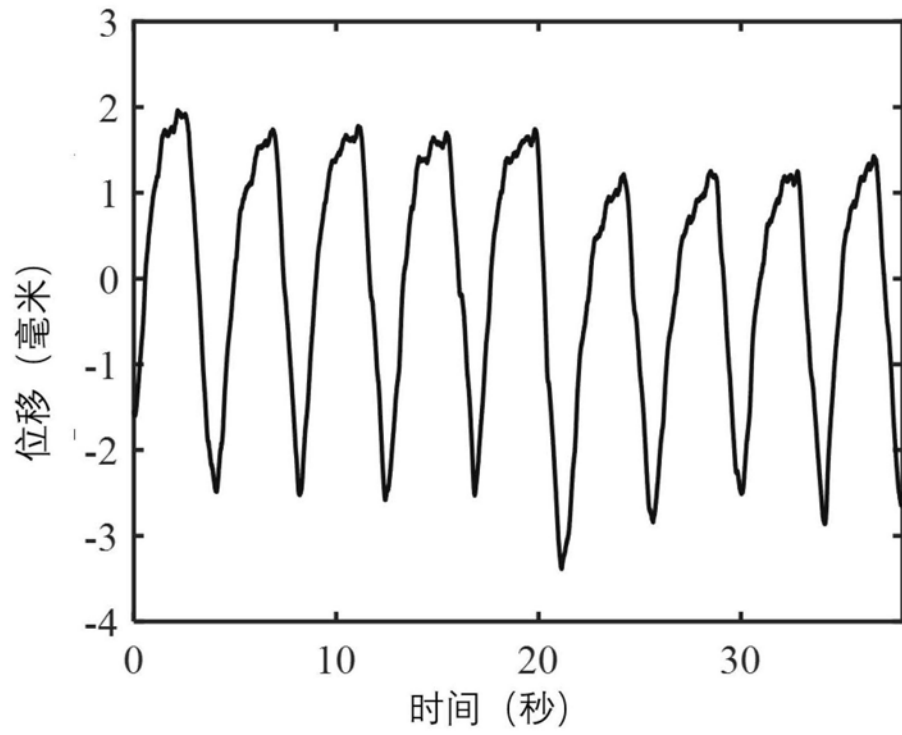


图2

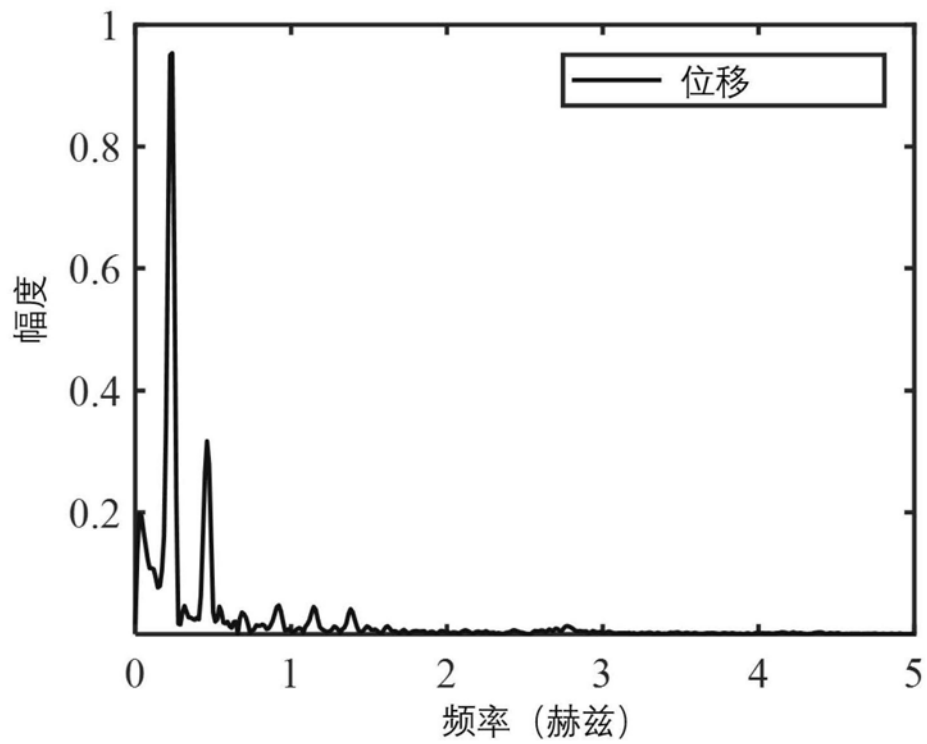


图3

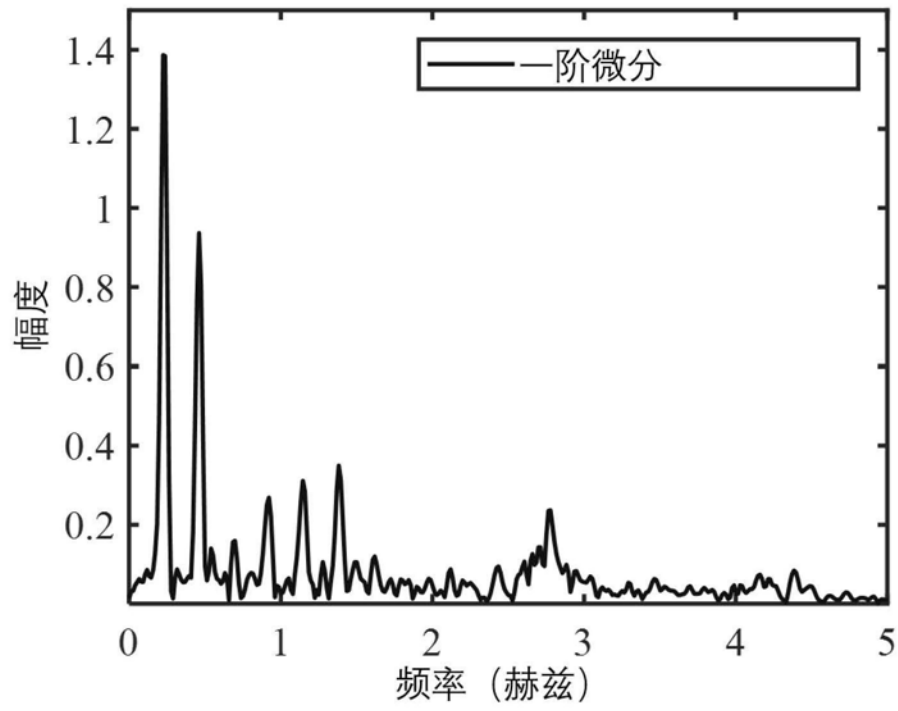


图4

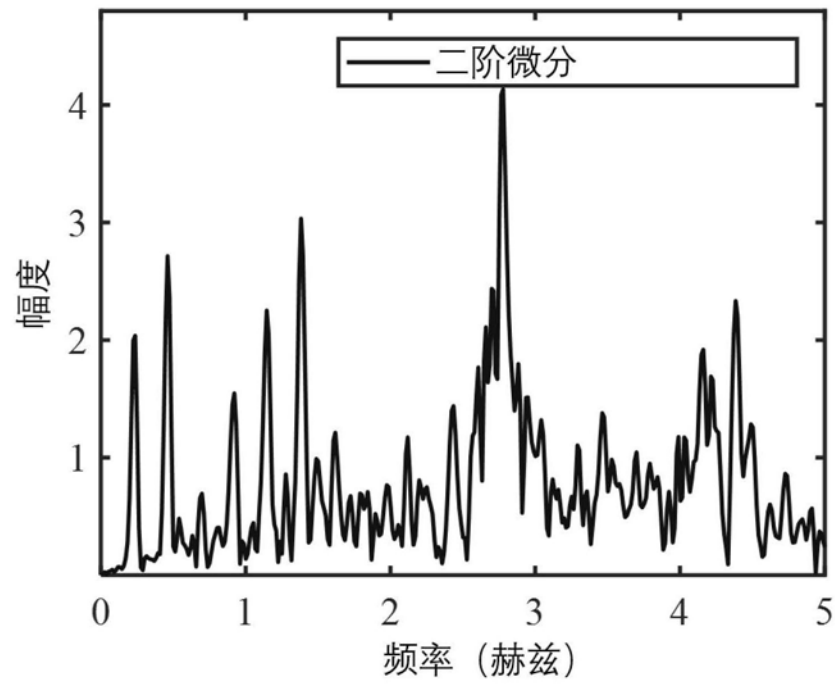


图5

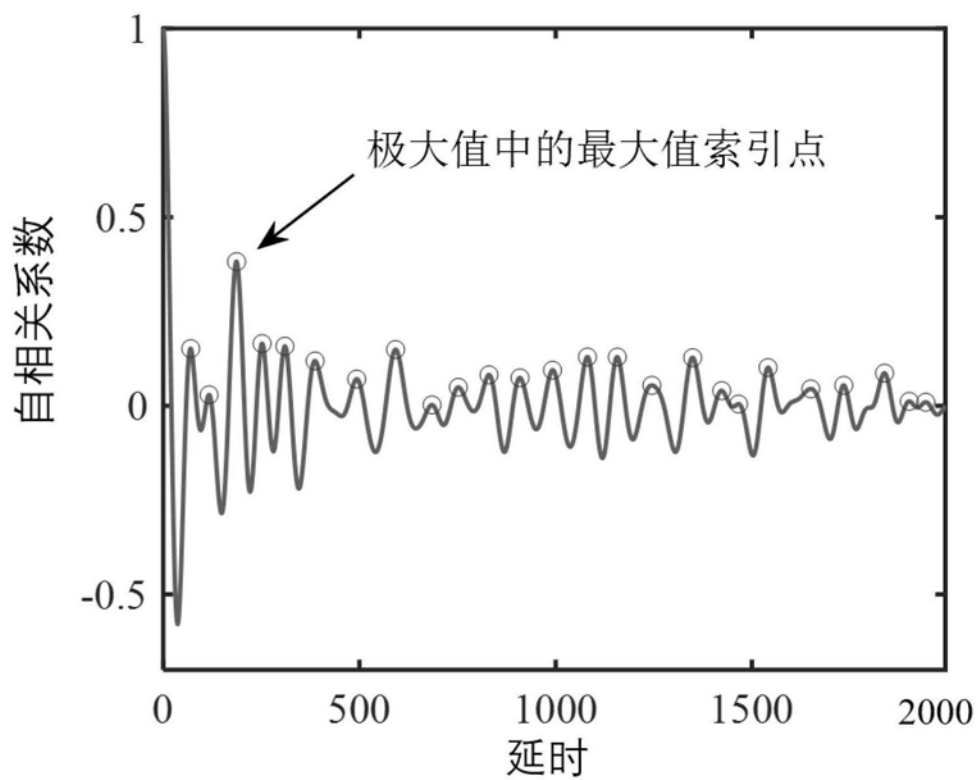


图6

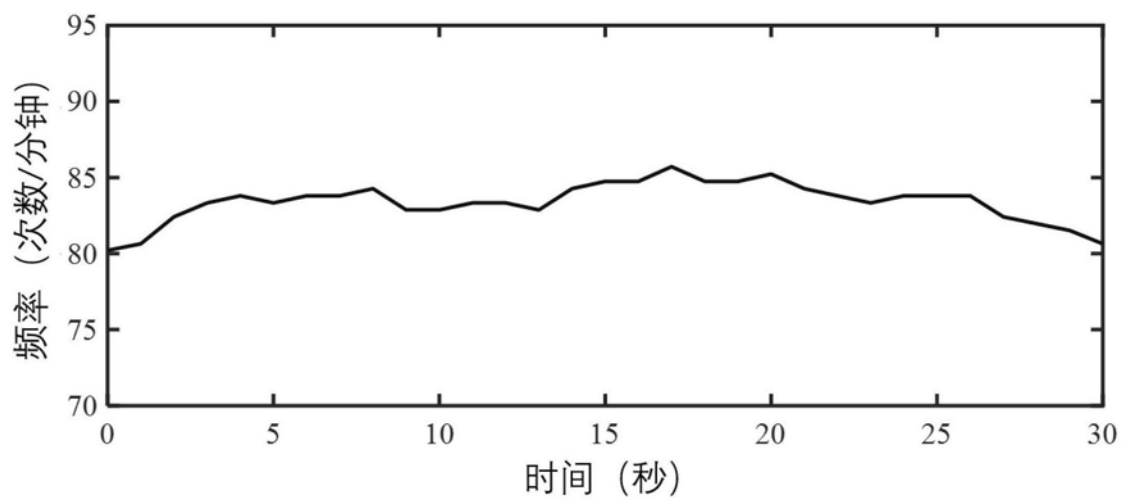


图7

专利名称(译)	一种基于微波感知的心率与心率变异性监测方法		
公开(公告)号	CN110327029A	公开(公告)日	2019-10-15
申请号	CN201910594524.0	申请日	2019-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	熊玉勇 彭志科 李松旭 王冬		
发明人	熊玉勇 彭志科 李松旭 王冬		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/113 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/0507 A61B5/1135 A61B5/721 A61B5/7235 A61B5/7257		
代理人(译)	郑立		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于微波感知的心率监测方法，通过微分增强心跳分量信号，并通过带通滤波器处理后，利用放大的心跳分量信号，特别是心跳二次及三次谐波分量，结合自相关周期分析法，解决呼吸谐波干扰和遮掩难题，实现高可靠性、高精度的心率监测，追踪灵敏度高且计算较为简便。

