



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110974196 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201911279799.1

(22)申请日 2019.12.13

(71)申请人 福州大学

地址 350108 福建省福州市闽侯县福州大学城乌龙江北大道2号福州大学

(72)发明人 李娟 陈良琴 田利平

(74)专利代理机构 福州元创专利商标代理有限公司 35100

代理人 钱莉 蔡学俊

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

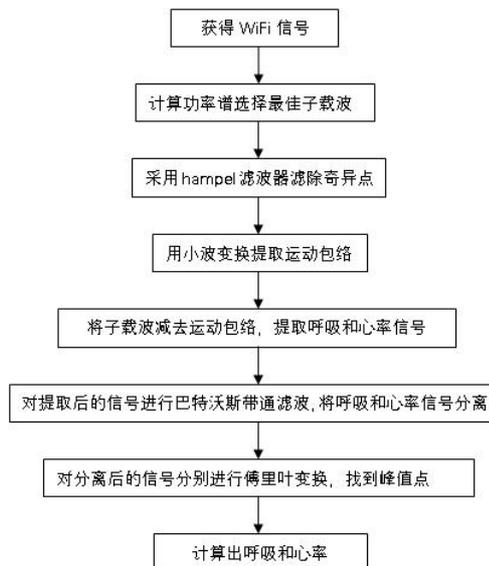
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法

(57)摘要

本发明涉及一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法,该方法实现了运动状态下的呼吸和心率测量,提出了运动状态下由于运动幅度远远大于呼吸和心率的幅度,可以近似地认为包络是由运动引起的,采用小波变换的方法提取CSI信号的包络,它是步行、呼吸和心率信号之和,从总信号中减去运动信号就是呼吸和心率信号,采用巴特沃斯带通滤波器根据频率范围的不同将呼吸和心率进行分离。本发明实现了运动状态下呼吸和心率的准确测量。



1. 一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法,其特征在于:包括以下步骤:

步骤S1:选择最佳子载波:设置发送端为一个天线,接收端包括三个天线;待检测人员在发送端和接收端的视距范围内随意走动;接收端每个天线能够获得30个子载波,三根接收天线共收到90个子载波,计算每个子载波的功率谱,找出功率谱峰值最大的子载波作为呼吸和心率测量的信号;

步骤S2:对步骤S1中呼吸和心率测量的信号用hampe1滤波器对功率谱峰值最大的子载波进行滤波,去除奇异点;

$$s(t) = q(t) + r(t) + h(t)$$

s(t)为滤波后的信号,r(t)为呼吸信号,h(t)为心率信号;q(t)为走路的信号;

步骤S3:对步骤S2中的进行奇异点滤波后的信号用小波变换进行分解,选择haar小波;在分解的第5层上,对分解后的信号选择启发式SURE阈值选择法进行阈值处理;利用小波逆变换进行小波重构,即将 $w_f(a, b)$ 进行逆变换得到运动信号包络 $w(t)$ ;

$$W_f(a, b) = \langle f, \psi_{a,b} \rangle = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$

$\Psi((t-b)/a)$ 是对小波基函数选择合适的拉伸因子和平移因子,f(t)是滤波后的信号,t是时间,其中a是拉伸因子,b是平移因子;

步骤S4:用步骤S2的进行奇异点滤波后的信号减去步骤S3的运动信号包络,得到呼吸和心率信号;

$$r(t) + h(t) = s(t) - w(t)$$

步骤S5:对步骤S4中获取的呼吸和心率信号进行巴特沃斯带通滤波,通带频率为0.15-0.5Hz滤出呼吸信号,通带频率为0.8-2.5Hz滤出心率信号;

步骤S6:分别对步骤S5得到的两个信号进行离散傅里叶变换,频谱中检测到的峰值点所对应的频率就是呼吸率和心率。

2. 根据权利要求1所述的一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法,其特征在于:步骤S1中所述的计算每个子载波的功率谱,找出功率谱峰值最大的子载波;功率谱计算公式如下:

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} x^2(t) dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} |X(jw)|^2 dw$$

找出最大功率谱峰值 $y = \max(\max(E_{i,j}))$ ,  $i=1, 2, 3$ ;  $j=1, \dots, 30$ ;

E为信号功率,x(t)为子载波信号,t为时间, $|X(jw)|$ 为x(t)信号的傅里叶变换,y为找到的最佳子载波, $E_{i,j}$ 为不同子载波的功率,i表示不同天线,j表示子载波的编号。

## 一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及信道状态信息处理领域,特别是一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法。

### 背景技术

[0002] 根据中国心血管病报告提供的数据,我国心血管疾病患病率持续上升。中国目前的心血管疾病数量超过2.9亿。首都医科大学权威数据显示,2017年中国肺癌发病率达到80万,死亡人数近70万,占有癌症死亡人数的四分之一。这一数字仍在以每年26.9%的速度增长,据估计,到2025年,中国每年死于肺癌的人数将达到100万。如果能在人身上检测呼吸和心率信息,就能及早发现和治疗这些疾病。但是,由于医院的心电图和呼吸检测费用昂贵,许多病人被延误,因此找到一个快速、低廉甚至免费的检测设备是至关重要的。

[0003] 近年来,非接触生命信号的检测引起了人们的广泛关注。基于FMCW雷达的生命信号检测虽然可以得到更准确的测量,但由于成本高而难以推广。随着WiFi信号的普及和其低廉的价格,利用WiFi信号检测生命信号引起了极大的关注,用商用WiFi设备进行人体呼吸和心率的检测将有着广泛的前景。但是,目前的方法都是对人在睡眠或者静坐等静止状态下进行测量,还没有人提出运动状态下心率和呼吸的检测。

### 发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明的目的是提供一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法,解决运动状态下心率和呼吸检测困难的问题,实现了运动状态下呼吸率和心率的准确测量。

[0005] 本发明采用以下方案实现:一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤S1:选择最佳子载波:设置发送端为一个天线,接收端包括三个天线;待检测人员在发送端和接收端的视距范围内随意走动;接收端每个天线能够获得30个子载波,三根接收天线共收到90个子载波,计算每个子载波的功率谱,找出功率谱峰值最大的子载波作为呼吸和心率测量的信号;

[0007] 步骤S2:对步骤S1中呼吸和心率测量的信号用hampel滤波器对功率谱峰值最大的子载波进行滤波,去除奇异点; $s(t)$ 为滤波后的信号, $r(t)$ 为呼吸信号, $h(t)$ 为心率信号;

[0008]  $s(t) = q(t) + r(t) + h(t)$

[0009]  $s(t)$ 为滤波后的信号, $r(t)$ 为呼吸信号, $h(t)$ 为心率信号; $q(t)$ 为走路的信号;

[0010] 步骤S3:对步骤S2中的进行奇异点滤波后的信号用小波变换进行分解,选择haar小波,在分解的第5层上,对分解后的信号选择启发式SURE域值选择法进行阈值处理;利用小波逆变换进行小波重构,即将 $w_f(a, b)$ 进行逆变换得到运动信号包络 $w(t)$ ;

[0011] 
$$W_f(a, b) = \langle f, \psi_{a,b} \rangle = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{\mathbb{R}} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$

[0012]  $\Psi((t-b)/a)$  是对小波基函数选择合适的拉伸因子和平移因子  $f(t)$  是滤波后的信号,  $t$  是时间, 其中  $a$  是拉伸因子,  $b$  是平移因子;

[0013] 步骤S4: 用步骤S2的进行奇异点滤波后的信号减去步骤S3的运动信号包络, 得到呼吸和心率信号;

[0014]  $r(t) + h(t) = s(t) - w(t)$

[0015] 步骤S5: 对步骤S4中获取的呼吸和心率信号进行巴特沃斯带通滤波, 通带频率为 0.15-0.5Hz 滤出呼吸信号, 通带频率为 0.8-2.5Hz 滤出心率信号;

[0016] 步骤S6: 分别对步骤S5得到的两个信号进行离散傅里叶变换, 频谱中检测到的峰值点所对应的频率就是呼吸率和心率。

[0017] 进一步地, 步骤S1中所述的计算每个子载波的功率谱, 找出功率谱峰值最大的子载波; 功率谱计算公式如下:

$$[0018] \quad E = \int_{-\infty}^{+\infty} x^2(t) dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} |X(j\omega)|^2 d\omega$$

[0019] 找出最大功率谱峰值  $y = \max(\max(E_{i,j}))$ ,  $i = 1, 2, 3; j = 1, \dots, 30$ ;

[0020]  $E$  为信号功率,  $x(t)$  为子载波信号,  $t$  为时间,  $|X(j\omega)|$  为  $x(t)$  信号的傅里叶变换,  $y$  为找到的最佳子载波,  $E_{i,j}$  为不同子载波的功率,  $i$  表示不同天线,  $j$  表示子载波的编号。

[0021] 与现有技术相比, 本发明具有以下有益效果:

[0022] 本发明提出了运动状态下由于运动幅度远远大于呼吸和心率的幅度, 可以近似地认为包络是由运动引起的, 采用小波变换的方法提取CSI信号的包络, 它是步行、呼吸和心率信号之和, 从总信号中减去运动信号就是呼吸和心率信号, 采用巴特沃斯带通滤波器根据频率范围的不同将呼吸和心率进行分离。实现了运动状态下呼吸和心率的准确测量。

## 附图说明

[0023] 图1为本发明实施例的流程图。

[0024] 图2为本发明实施例的测试环境图。

[0025] 图3为本发明实施例的滤波后的CSI幅度图。

[0026] 图4为本发明实施例的提取的运动包络图。

[0027] 图5为本发明实施例的呼吸波形图, 其中, 图5(a)为呼吸时域波形图, 图5(b)为呼吸频域波形图。

[0028] 图6为本发明实施例的心率波形图, 其中, 图6(a)为心率时域波形图, 图6(b)为心率频域波形图。

## 具体实施方式

[0029] 下面结合附图及实施例对本发明做进一步说明。

[0030] 应该指出, 以下详细说明都是例示性的, 旨在对本申请提供进一步的说明。除非另有指明, 本文使用的所有技术和科学术语具有与本申请所属技术领域的普通技术人员通常理解的含义。

[0031] 需要注意的是, 这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式, 而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的, 除非上下文另外明确指出, 否则单数形式

也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0032] 如图2所示,人在运动状态下由于运动幅度远远大于呼吸和心率的幅度,可以近似地认为包络是由运动引起的,滤掉包络后即可测出呼吸率和心率。运动引起的信号幅度变化较大,呼吸和心率信号幅度相对很小,几乎被淹没掉,通过本实施例可以获得呼吸和心率信号,本实施例在宽阔场地中设置信号发送和接收端,发送端为一个天线,接收端包括三个天线;待检测人员在发送端和接收端的视距范围内随意走动;人随意走动对信号造成干扰,进而进行呼吸和心率的测量。

[0033] 如图1所示,本实施例提供一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法,包括以下步骤:

[0034] 步骤S1:选择最佳子载波:WiFi采用OFDM调制技术,在规定场地内设置发送端为一个天线,接收端包括三个天线;待检测人员在发送端和接收端视距范围内随意走动;接收端每个天线能够获得30个子载波,三根接收天线共收到90个子载波,计算每个子载波的功率谱,找出功率谱峰值最大的子载波作为呼吸和心率测量的信号;

[0035] 步骤S2:对步骤S1中呼吸和心率测量的信号用hampel滤波器对功率谱峰值最大的子载波进行滤波,去除奇异点;

[0036]  $s(t) = q(t) + r(t) + h(t)$

[0037]  $s(t)$  为滤波后的信号, $r(t)$  为呼吸信号, $h(t)$  为心率信号; $q(t)$  为走路的信号;

[0038] 步骤S3:对步骤S2中的进行奇异点滤波后的信号用小波变换进行分解,选择haar小波;在分解的第5层上,对分解后的信号选择启发式SURE域值选择法进行阈值处理;利用小波逆变换进行小波重构,即将 $w_f(a, b)$ 进行逆变换得到运动信号包络 $w(t)$ ;

[0039] 
$$W_f(a, b) = \langle f, \psi_{a, b} \rangle = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{\mathbb{R}} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$

[0040]  $\Psi((t-b)/a)$  是对小波基函数选择合适的拉伸因子和平移因子, $f(t)$  是滤波后的信号, $t$  是时间,其中 $a$  是拉伸因子, $b$  是平移因子;如图3、4所示。

[0041] 步骤S4:用步骤S2的进行奇异点滤波后的信号减去步骤S3的运动信号包络,得到呼吸和心率信号;

[0042]  $r(t) + h(t) = s(t) - w(t)$

[0043] 步骤S5:呼吸相对缓慢是每分钟9次,频率为0.15Hz,最快的情况每分钟不超过36次,频率为0.6Hz,心率一般在每分钟48到150次之间,对应的频率为0.8-2.5Hz。对步骤S4中获取的呼吸和心率信号进行巴特沃斯带通滤波,通带频率为0.15-0.5Hz滤出呼吸信号,通带频率为0.8-2.5Hz滤出心率信号;

[0044] 步骤S6:分别对步骤S5得到的两个信号进行离散傅里叶变换,频谱中检测到的峰值点所对应的频率就是呼吸率和心率,如图5、6所示。

[0045] 在本实施例中,步骤S1中所述的计算每个子载波的功率谱,找出功率谱峰值最大的子载波;功率谱计算公式如下:

[0046] 
$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} x^2(t) dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} |X(jw)|^2 dw$$

[0047] 找出最大功率谱峰值 $y = \max(\max(E_{i,j}), i=1,2,3; j=1, \dots, 30)$ ;

[0048]  $E$ 为信号功率, $x(t)$ 为子载波信号, $t$ 为时间, $|X(j\omega)|$ 为 $x(t)$ 信号的傅里叶变换, $y$ 为找到的最佳子载波, $E_{i,j}$ 为不同子载波的功率, $i$ 表示不同天线, $j$ 表示子载波的编号。

[0049] 较佳的,本实施例首先对90个子载波进行筛选,找出功率谱峰值最大的子载波作为呼吸和心率测量的信号,并采用hampel滤波器对选定的子载波进行奇异点滤波,再对其进行小波变换,获得运动包络,从载波信号减去此包络得到呼吸和心率信号,最后通过巴特沃斯带通滤波器准确的测量出呼吸和心率。

[0050] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,凡依本发明申请专利范围所做的均等变化与修饰,皆应属本发明的涵盖范围。

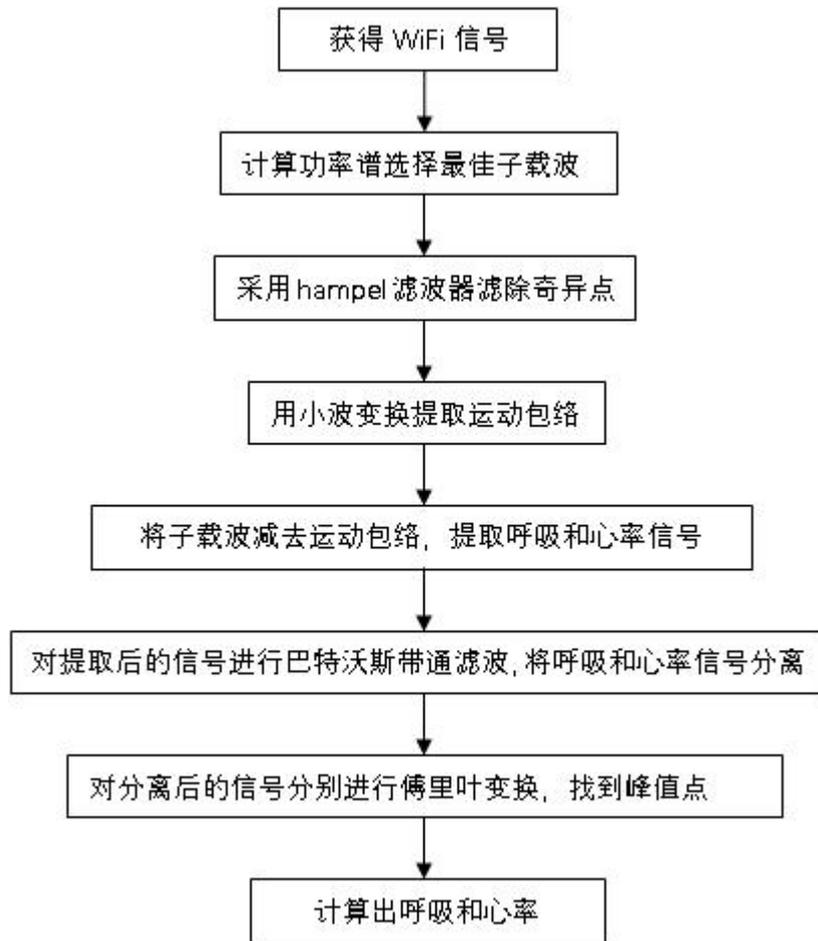


图1

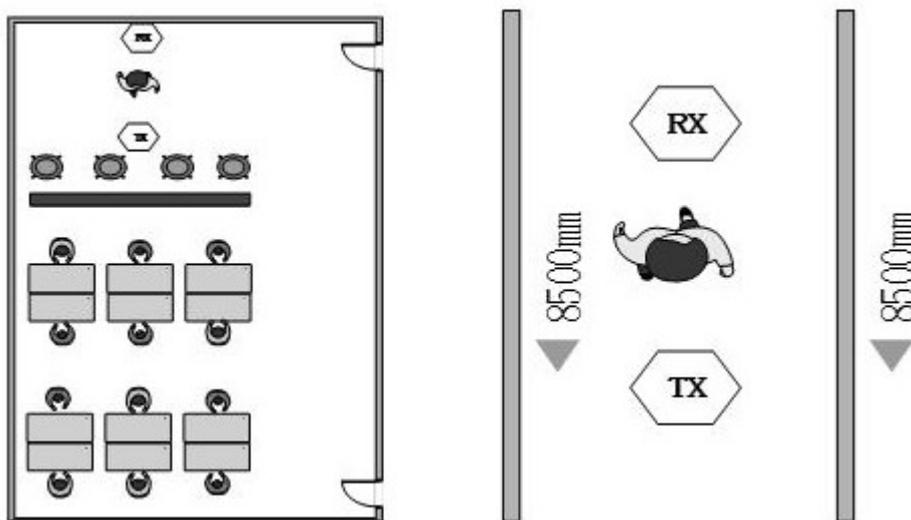


图2

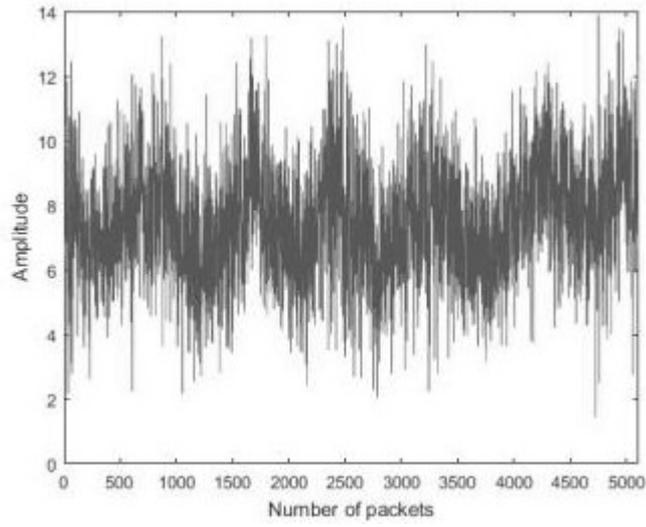


图3

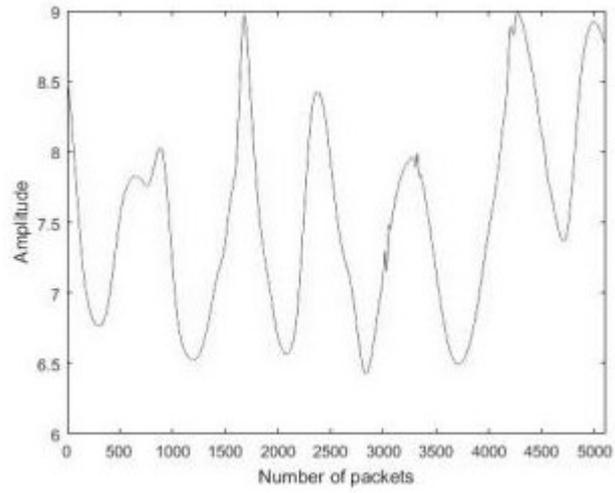
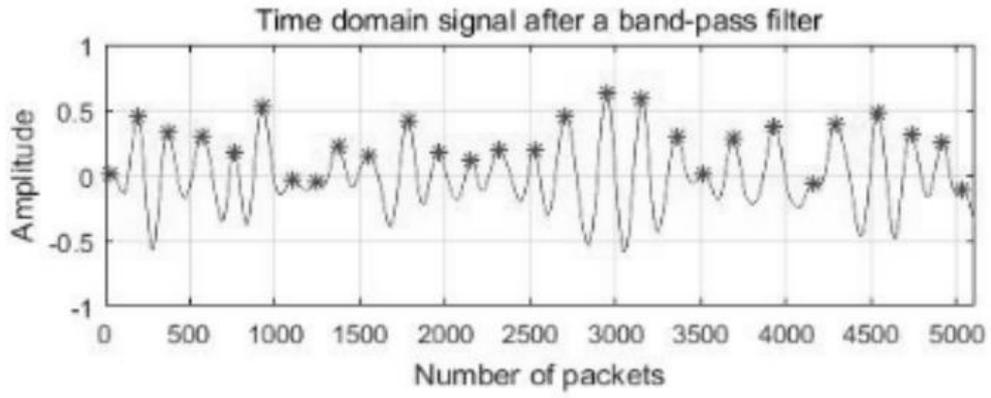
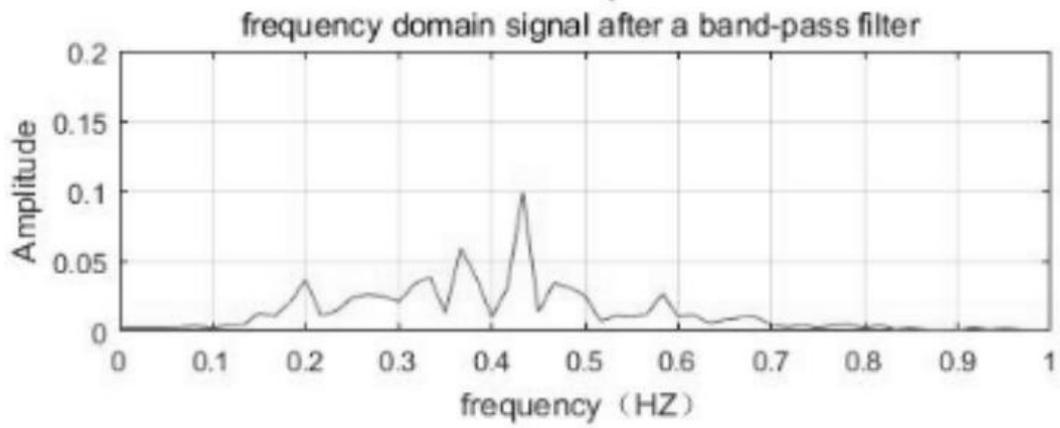


图4

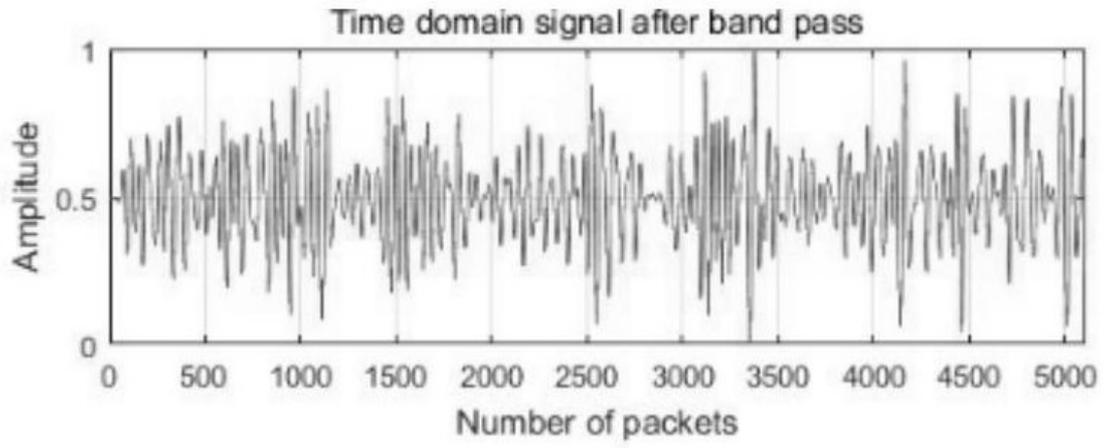


(a)

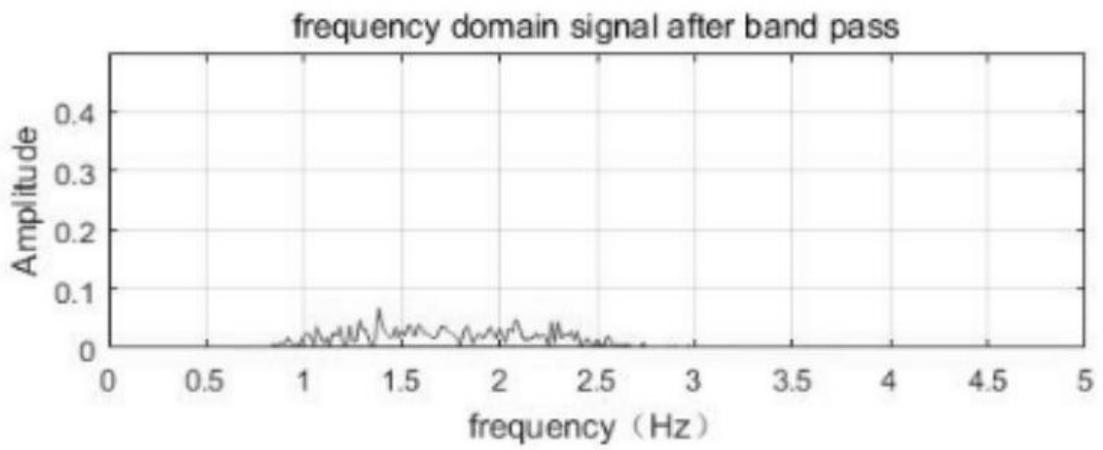


(b)

图5



(a)



(b)

图6

专利名称(译)	一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110974196A</a>	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201911279799.1	申请日	2019-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	福州大学		
申请(专利权)人(译)	福州大学		
当前申请(专利权)人(译)	福州大学		
[标]发明人	李娟 陈良琴 田利平		
发明人	李娟 陈良琴 田利平		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/05 A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/05 A61B5/7207 A61B5/7257		
代理人(译)	钱莉 蔡学俊		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种运动状态下非接触式的呼吸和心率检测方法，该方法实现了运动状态下的呼吸和心率测量，提出了运动状态下由于运动幅度远远大于呼吸和心率的幅度，可以近似地认为包络是由运动引起的，采用小波变换的方法提取CSI信号的包络，它是步行、呼吸和心率信号之和，从总信号中减去运动信号就是呼吸和心率信号，采用巴特沃斯带通滤波器根据频率范围的不同将呼吸和心率进行分离。本发明实现了运动状态下呼吸和心率的准确测量。

