



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110200610 A

(43)申请公布日 2019.09.06

(21)申请号 201910601712.1

(22)申请日 2019.07.04

(71)申请人 合肥工业大学

地址 230009 安徽省合肥市包河区屯溪路
193号

(72)发明人 谷雨 付悦 任福继

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 尹明明

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

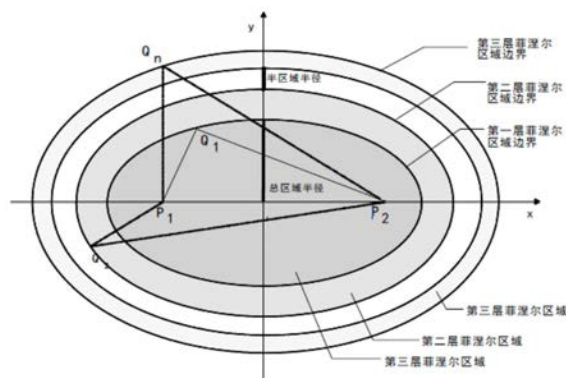
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时
监测评估方法系统

(57)摘要

本发明涉及一种基于WiFi信号的增强呼吸
及心率实时监测方法及系统,该方法是一种低成
本,非侵入式,可扩展,能够长期运行的睡眠期间
生命体征监控方案。通过改进硬件设置,即改进
基于菲涅尔区理论的天线设置方法来增强对呼
吸和心率的检测,本发明同时使用离线设备和实
时系统来实时监测呼吸和心率。实验结果表明该
发明对处于睡眠中处于不同姿势下的人的呼吸
和心跳具有很高的检测精度。



1. 一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,其特征在于,所述方法包括:

基于菲涅尔区域模型,预设待检测用户心跳监测的监视区域,并且在所述监视区域中设置一铅片以增强监测灵敏度;

在获取监测数据时,获取一最好的流作为数据处理的流;

通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率数据和呼吸率数据。

2. 根据权利要求1所述的基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,其特征在于,所述菲涅尔区域模型用如下公式来表示:

$$|P_1 Q_n| + |Q_n P_2| - |P_1 P_2| = n\lambda/2,$$

其中, P_1, P_2 分别为接收天线和发射天线的位置, λ 为给定的信号波长, Q_n 为第n个菲涅尔区域的边界。

3. 根据权利要求1所述的基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,其特征在于,所述通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率和呼吸率,还包括,

在子载波的选择上,使用方差最大的子载波;

通过Hampel filter来滤除与其他临近CSI测量值有显著差异的异常值;

使用巴特沃斯带通滤波器去分离用户正常心率范围相关CSI数据和用户正常呼吸频率范围相关CSI数据;

最后通过带通滤波器获取心率数据集和呼吸率数据集,然后用FFT提取出当前用户的心率数据和呼吸率数据。

4. 根据权利要求3所述的基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,其特征在于,所述最后通过带通滤波器获取心率数据集和呼吸率数据集,然后用FFT提取出当前用户的心率数据和呼吸率数据之前,还包括手动调整FFT时间阈值,如果积累的数据达到时间阈值,则开始获取这些数据集。

5. 根据权利要求4所述的基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,其特征在于,所述得到心率数据和呼吸率数据之后,还包括实时显示这些数据。

6. 根据权利要求5所述的基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,其特征在于,时间阈值为40秒。

7. 根据权利要求3所述的基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,其特征在于,用户正常心率范围相关CSI数据为60bpm-120bpm对应1Hz-2Hz,用户正常呼吸频率范围相关CSI数据为15bpm到30bpm对应0.25Hz到0.5Hz。

8. 根据权利要求1所述的基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,其特征在于,所述基于菲涅尔区域模型,预设待检测用户心跳监测的监视区域,采用WiFi设备和全方位天线,实现不同睡眠姿势下的实时用户呼吸速率和心率监测。

9. 一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估系统,其特征在于,所述系统包括:

发送端,基于菲涅尔区域模型,预设待检测用户心跳监测的监视区域,并且在所述监视

区域中设置一铅片以增强监测灵敏度；

处理模块,用于在获取监测数据时,获取一最好的流作为数据处理的流；

通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率数据和呼吸率数据。

10. 根据权利要求9所述的基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估系统,其特征在于,所述系统包括:

接收端,用于接收处理后的心率数据和呼吸率数据;

显示终端,用于实时显示心率数据和呼吸率数据。

一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法系统

技术领域

[0001] 本发明属于人工智能和医疗健康领域,具体的说是一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测方法及系统。

背景技术

[0002] 生命体征监测对于掌握一个人的基本健康状况极其重要,然而,睡眠中的许多疾病可以直接导致死亡,如心跳骤停,睡眠呼吸暂停,哮喘等。最近的一项研究表明,呼吸紊乱是睡眠中的婴儿猝死综合征的一个重要原因。在许多案例中,具有呼吸疾病的病人只在偶然情况下具有短暂的特征,因此一个长时间连续的低功耗的检测设备是极其重要的。

[0003] 大多数传统方法使用传感器来检测生理信号,比如多导睡眠图和心电图 通过将多个传感器连接到患者身上来测量呼吸和心率等功能。然而这些设备并不适合家庭环境。基于压力或加速传感器的解决方案需要与身体接触,而光照条件限制了基于计算机视觉的解决方案。近年来,基于射频的监测方案因提供非侵入式的呼吸率监测而受到关注。然而这些解决方案中使用的设备通常很昂贵,因此并没有受到广泛关注。

发明内容

[0004] 为解决上述技术问题,本发明提出了一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测方法及系统,从而实现精确地监测不同睡姿的生命体征。

[0005] 根据本发明的实施例,本发明提出了一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,所述方法包括:

[0006] 基于菲涅尔区域模型,预设待检测用户心跳监测的监视区域,并且在所述监视区域中设置一铅片以增强监测灵敏度;

[0007] 在获取监测数据时,获取一最好的流作为数据处理的流;

[0008] 通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率数据和呼吸率数据。

[0009] 优选的,所述菲涅尔区域模型用如下公式来表示:

$$[0010] \quad |P_1Q_n| + |Q_nP_2| - |P_1P_2| = n\lambda/2,$$

[0011] 其中, P_1 , P_2 分别为接收天线和发射天线的位置, λ 为给定的信号波长, Q_n 为第n个菲涅尔区域的边界。

[0012] 优选的,所述通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率和呼吸率,还包括,

[0013] 在子载波的选择上,使用方差最大的子载波;

[0014] 通过Hampel filter来滤除与其他临近CSI测量值有显著差异的异常值;

[0015] 使用巴特沃斯带通滤波器去分离用户正常心率范围相关CSI数据和用户正常呼吸频率范围相关CSI数据;

[0016] 最后通过带通滤波器获取心率数据集和呼吸率数据集,然后用FFT提取出当前用

户的心率数据和呼吸率数据。

[0017] 优选的,所述最后通过带通滤波器获取心率数据集和呼吸率数据集,然后用FFT提取出当前用户的心率数据和呼吸率数据之前,还包括手动调整 FFT时间阈值,如果积累的数据达到时间阈值,则开始获取这些数据集。

[0018] 优选的,所述得到心率数据和呼吸率数据之后,还包括实时显示这些数据。

[0019] 优选的,时间阈值为40秒。

[0020] 优选的,用户正常心率范围相关CSI数据为60bpm-120bpm对应 1Hz-2Hz,用户正常呼吸频率范围相关CSI数据为15bpm到30bpm对应0.25Hz到0.5Hz。

[0021] 优选的,所述基于菲涅尔区域模型,预设待检测用户心跳监测的监视区域,采用WiFi设备和全方位天线,实现不同睡眠姿势下的实时用户呼吸速率和心率监测。

[0022] 根据本发明的又一实施例,本发明还提出了一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估系统,所述系统包括:

[0023] 发送端,基于菲涅尔区域模型,预设待检测用户心跳监测的监视区域,并且在所述监视区域中设置一铅片以增强监测灵敏度;

[0024] 处理模块,用于在获取监测数据时,获取一最好的流作为数据处理的流;

[0025] 通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率数据和呼吸率数据。

[0026] 优选的,所述系统包括:

[0027] 接收端,用于接收处理后的心率数据和呼吸率数据;

[0028] 显示终端,用于实时显示心率数据和呼吸率数据。

[0029] 本发明的有益效果:

[0030] (1) 第一个使用一对WiFi设备和全方位天线,实现不同睡眠姿势下的实时个人呼吸速率和心率监测;

[0031] (2) 通过利用菲涅尔衍射模型和信号传播理论,本作品通过调整实验设置,使得天线对我们感兴趣的监控区域敏感度增强,提高了对呼吸和心跳造成的动作的检测能力;

[0032] (3) 本发明开发了一套实时系统,可以远程实时检测使用者的睡眠时生命体征。

附图说明

[0033] 图1为本发明的菲涅尔区图

[0034] 图2为本发明的天线摆放位置

[0035] 图3将铅片放在T1发送天线下的三根天线接收到的CSI波形图

[0036] 图4将铅片放在R1接收天线下的三根天线接收到的CSI波形图

[0037] 图5本发明的原型系统

[0038] 图6CSI获取信息和ACC传感器读取的呼吸数据进行比较

[0039] 图7CSI获取的信息和ACC传感器读取的心跳数据进行比较

[0040] 图8不同参与者的生命体征(呼吸和心率)监测错误描述

[0041] 图9不同睡眠姿势的性能

[0042] 图10发明系统框架图

[0043] 图11实时系统显示图

具体实施方式

[0044] 以下,基于附图来说明本发明的一实施方式。需要说明的是,在各附图中标注有相同的附图标记的结构表示相同的结构,并适当省略其说明。在本说明书中,在统称的情况下由省略尾标的附图标记表示,在表示单独的结构的情况下由带有尾标的附图标记表示。

[0045] 基于WiFi的解决方案最近作为一种可替代方案出现。由于WiFi行为感知基于已有通信设备,利用环境中广泛存在的WiFi信号,具有良好的普适性和扩展性。与传统的人体行为感知方法,如计算机视觉感知技术、红外感知技术以及专用传感器感知技术等方法相比,基于WiFi信号的人体行为感知技术具有非视距、被动感知(无须携带传感器)、成本低、易部署、不受光照条件限制、扩展性强等一系列优势。

[0046] 根据本发明的一实施例,本发明提出了一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法,所述方法包括:

[0047] 基于菲涅尔区域模型,预设待检测用户心跳监测的监视区域,并且在所述监视区域中设置一铅片以增强监测灵敏度;

[0048] 在获取监测数据时,获取一最好的流作为数据处理的流;

[0049] 通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率数据和呼吸率数据。

[0050] 由于呼吸及心跳造成的躯干位移很微弱,即使使用加速度传感器等专用传感器也必须绑在某些特定的位置才能获得比较好的监测数据。使用从WiFi物理层提取的CSI数据来监测这些生命体征难度很大,必须使得信号的敏感范围覆盖胸腔和腹腔的可能位置才能获取持续的好的监测效果,本作品从信号传播的菲涅尔衍射模型和信道响应的叠加角度对系统设置进行了理论推导并进行了系统设计。

[0051] 在这部分,我们会简单介绍信号传播的菲涅尔衍射理论,本专利的系统依托于这个理论以及信道响应的叠加原理进行设计,并依据此设计了一套硬件配置的计算方法。

[0052] 如图1所示,菲涅尔区域被定义为一系列的同轴椭圆, P_1, P_2 分别为接收天线和发射天线的位置,对于一个给定的信号波长 λ ,可以使用以下公式来构建菲涅尔区域模型, Q_n 为第n个菲涅尔区域的边界:

$$|P_1Q_n| + |Q_nP_2| - |P_1P_2| = n\lambda/2 \quad (1)$$

[0054] 接收端的信道频率响应CFR可以简单的表示为静态路径CFR和动态路径CFR的叠加,在无线信号的波长固定的情况下,动态路径CFR与电磁波传播的路径长度有关。在本作品的模型中,静态CFR可看作 P_1 到 P_2 的直接传播CFR,动态CFR为人体躯干反射造成的CFR,最终接收到信号的整体CFR为静态和动态的叠加。当人体的躯干处于不同的位置时,信号反射路径不一样,最终导致的无线信号和原始信号之间的相位差也会不同。菲涅尔区域理论可以简单的反应这种相位变化,简单来说,当物体从一个菲涅尔区域的边界移动到相邻的菲涅尔区域边界的时候,相位会变化 π ,当反射信号和原始信号的相位差为 π 时,叠加信号的CFR表现为衰减特性最大,当它们的相位差为 2π 时,叠加信号的CFR表现为增强特性最大。

[0055] 呼吸和心率造成的躯干变动通常表现为微形变,也就是说其躯干形变范围可能只有1-3cm,对于这一类的微形变,利用WiFi设备难以直接检测,之前的参考文献也没有相关检测的理论方法,本作品在设计系统的过程中依据菲涅尔区域理论设计了一套应对微形变检测的硬件设置方法。上文解释过,如果一个物体持续穿过相邻的菲涅尔区域,反射信号与原始信号的相位差会表现为从0到 π 到 2π 的循环,叠加信号的CFR会呈现为类正弦波特性。如果人的动作能够正好从一个菲涅尔区域的边界运动到另一个菲涅尔区域的边界,其反应在CFR上的响应是从正弦波的波峰到波谷或者波谷到波峰的一段,这就达到了理论上最大的CFR响应幅度。微形变一般来说不可能跨过三个以上的菲涅尔区域,这是因为菲涅尔区域的半区域半径最低为半波长,对5Ghz的WiFi而言,半区域半径最短为3cm左右。如果微动作的范围跨过两个连续的非涅尔区域,动作反应在CFR波形上,波形会包含峰值点或谷值点,反之,如果动作只发生在一个菲涅尔区域内时,CFR波形不会包含峰值或谷值点。显而易见,当菲涅尔区域半径相差不多时,相同幅度的动作在后一种情况下反应在CFR波形上更加明显,也就是说,想要对呼吸心率进行有效的监测,最好让腹腔或胸腔处于两个菲涅尔区域的中间部位。

[0056] 菲涅尔衍射模型给与了我们一个很好的引导,但是睡眠中的人并不是一动不动的,也就是说,不能保证人的胸腔一定位于最佳监测位置,只能通过设计天线的位置来保证人体处于WiFi信号强度不低,菲涅尔区域的厚度比较小的位置来让人体监控部位有更大概率处于最佳位置。

[0057] 但实际上,最终接收端接收到的信号还与直射信号强度,其它天线的位置有很大的关系。如图2所示,将一根发射天线和三根接收天线分别设置在人体的两侧,并使用铅片阻隔在T1下方,最终三根接收天线接收到的CSI波形图如图3所示。可以看到三根天线都能监测到不同睡姿下的呼吸信号。改用铅片阻隔了T1右边的信号,得到的CSI监测波形如图4所示。阻隔发射接收天线之间的直射信号可以降低接收信号的信噪比(图中R1信噪比降低),使得对应的接收天线接收到的叠加信号对于检测动作更加明显,但是会对其它接收天线产生不良的影响,即会抬升其它天线的信噪比,使得其对动作的感知变得不敏感。

[0058] 从WiFi物理层所提取得到的CSI数据包含30个子载波,这些子载波的中心频率各不相同,这就造成了不同子载波的菲涅尔衍射模型的大小不一样,综合考虑所有子载波,可以从中选择出比较敏感的子载波可以提高系统检测能力。

[0059] 所述通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率和呼吸率,还包括,

[0060] 在子载波的选择上,使用方差最大的子载波;

[0061] 通过Hampel filter来滤除与其他临近CSI测量值有显著差异的异常值;

[0062] 使用巴特沃斯带通滤波器去分离用户正常心率范围相关CSI数据和用户正常呼吸频率范围相关CSI数据;

[0063] 最后通过带通滤波器获取心率数据集和呼吸率数据集,然后用FFT提取出当前用户的心率数据和呼吸率数据。

[0064] 所述最后通过带通滤波器获取心率数据集和呼吸率数据集,然后用FFT提取出当前用户的心率数据和呼吸率数据之前,还包括手动调整FFT时间阈值,如果积累的数据达到时间阈值,则开始获取这些数据集。

[0065] 我们通过理论公式推导来证明通过增加铅片来阻隔发射接收天线之间的直射信号可以降低接收信号的信噪比,使得对应天线接收到的叠加信号对于检测动作更加明显。从而在流选择的步骤中可以选择出性能更好的数据流,改善系统性能。

[0066] 莱斯K因子定义为LOS路径的幂次与NLOS路径的幂次之比。接收信号的基带同相/正交相(I/Q)表示如下:

$$[0067] \quad x(t) = \sqrt{\frac{K\Omega}{K+1}} e^{j(2\pi f_D \cos(\theta_0)t + \phi_0)} + \sqrt{\frac{\Omega}{K+1}} h(t) \quad (6)$$

[0068] K是莱斯因子,Ω表示总的接收功率,θ₀和φ₀分别表示LOS的到达角度和相位,f_D是多普勒频移的最大值,h(t)是由大量多径分量之和给出的散射分量,构成一个复杂的高斯过程。

[0069] 可以用K和Ω表示的接收信号包络线的边缘分布概率密度函数(PDF)为:

$$[0070] \quad p(r) = \frac{2(K+1)r}{\Omega} \exp\left(-K - \frac{(K+1)r^2}{\Omega}\right) I_0\left(2r\sqrt{\frac{K(K+1)}{\Omega}}\right) \quad (7)$$

[0071] I₀代表0阶改进的Bessel函数。如果没有LOS分量,即K=0时,则上述公式服从瑞利分布。NLoS分量的相对功率可以用K系数表示,这是解释障碍物如何影响RF信号的一种有用的方法。

[0072] 莱斯k因子用来表示LoS分量和NLoS分量之比,莱斯分布可以用如下公式表示:

$$[0073] \quad \mu_n := E[R^n(t)] = (\delta^2)^{\frac{n}{2}} \Gamma\left(\frac{n}{2} + 1\right) \exp(-K) {}_1F_1\left(\frac{n}{2} + 1; 1; K\right) \quad (8)$$

[0074] R(t)为接收信号的包络线, $\delta = \sqrt{\frac{\Omega}{K+1}}$, F₁(:::;)是合流超几何函数,Γ(:)是伽马函数,由于K和未知,如果我们想估计K,我们至少需要两个不同时刻的R(t),定义仅依赖于K的函数,如下:

$$[0075] \quad f_{n,m}(K) := \frac{u_n^m}{u_m^n}, n \neq m \quad (9)$$

[0076] 我们可以评估K通过f_{n,m}(k)的倒数,基于m和n路径的k可以估计为:

$$[0077] \quad \bar{K}_{n,m} = \int_{-1}^{n,m} \left(\frac{\hat{u}_n^m}{\hat{u}_m^n}\right) \quad (10)$$

$$[0078] \quad \hat{u}_k = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} R^k(iT_s) \quad (11)$$

[0079] N为有效样本数,T_s为采样周期。通常我们用第二和第四分量来估计K因子

$$[0080] \quad \bar{K}_{2,4} = \frac{-2\hat{u}_2^2 + \hat{u}_4 - \hat{u}_2 \sqrt{2\hat{u}_2^2 - \hat{u}_4}}{\hat{u}_2^2 - \hat{u}_4} \quad (12)$$

[0081] 在上面我们提出,由于T1-R3中间的塑料板堵塞,导致信号的LOS分量减少,NLOS分量增加,最终导致T1-R3在检测呼吸时比T1-R1更敏感。T1-R3的莱斯K因子会变小。为了验证我们的观点,我们计算了设置1种三个流的分布,如图4所示。T1-R1的K因子最大,说明R3接收到的LOS分量比其他两个流都大,符合我们的观点。

[0082] 遮挡LOS如何影响接收到的信号?如下式所示,接收信号可分为静态路径信号和动态路径信号两部分,接收信号在复平面上具有时变幅度:

$$[0083] \quad |H(f, \theta)|^2 = |H_s(f)|^2 + |H_d(f)|^2 + 2|H_s(f)||H_d(f)|\cos\theta \quad (13)$$

[0084] θ 是静态向量和动态向量的相位差,引起CSI波形幅度变化的部分是 $2|H_s(f)||H_d(f)|\cos\theta$,可以看到,在振幅恒定的情况下, θ 为常数,影响波动范围的因素为 $|H_s(f)|$ 和 $|H_d(f)|$

[0085] 由于天线在实验中不会移动, $fD=0$,所以将公式简化为:

$$[0086] \quad x(t) = \sqrt{\frac{K\Omega}{K+1}}e^{j\varphi_0} + \sqrt{\frac{\Omega}{K+1}}h(t) \quad (14)$$

[0087] 在躯干不阻塞LOS的情况下,所有LOS组件和部分NLOS组件属于静态路径,部分NLOS组件属于动态路径。结合式14,忽略传输功率,定义 H_s 和 H_d 为

$$[0088] \quad H_s = \sqrt{\frac{K}{K+1}} + \sqrt{\frac{1}{K+1}}\rho \quad (15)$$

$$[0089] \quad H_d = \sqrt{\frac{1}{K+1}}(1-\rho) \quad (16)$$

[0090] ρ 是NLos组件中静态路径的比例。综合方程得到如下方程

$$|H|^2 = |H_s|^2 + |H_d|^2 + 2|H_s||H_d|\cos\theta$$

$$[0091] \quad = \frac{K+\rho^2+2\sqrt{K}\rho\cos\alpha}{K+1} + \frac{(1-\rho)^2}{K+1} + \frac{2(1-\rho)\sqrt{K+\rho^2+2\sqrt{K}\rho\cos\alpha}}{K+1}\cos\theta \quad (17)$$

[0092] α 是静态向量中Los路径到NLos路径中相位差,可以看出影响波形波动的因素是由K和 ρ 引起的。我们假设所有的动态向量属于动态向量,即 $\rho=0$,同时 $\alpha=\pi/2$,可以得到如下公式:

$$[0093] \quad f(K) = |H_s||H_d| = \frac{\sqrt{K}}{K+1} \quad (18)$$

$$[0094] \quad f(K) = \frac{1-k}{2\sqrt{K(1+K)^2}} \quad (19)$$

[0095] 当 $K>1$ 时,当K减少时 $f(K)$ 也减少,当运动物体相对靠近发射天线,只要反射器不把信号反射出去,就可以保证 ρ 相对较小,换句话说,通过增加一个障碍物来降低K,就可以使CSI对动作更敏感。

[0096] 如设置一所示,我们在发送天线T1放置了一块铅片,我们得到的结果如图4所示,我们计算T1-R1流的K因子等于12.4,可以看出T1-R1的性能有了明显的提高,T1-R3的K因子达到5076,T1-R3流对运动几乎没有响应。

[0097] 根据本发明的又一实施例,本发明还提出了一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估系统,所述系统包括:

[0098] 发送端,基于菲涅尔区域模型,预设待检测用户心跳监测的监视区域,并且在所

述监视区域中设置一铅片以增强监测灵敏度；

[0099] 处理模块,用于在获取监测数据时,获取一最好的流作为数据处理的流；

[0100] 通过CSI工具提取CSI数据,对所述CSI数据进行处理,从而得到心率 数据和呼吸率数据。

[0101] 接收端,用于接收处理后的心率数据和呼吸率数据；

[0102] 显示终端,用于实时显示心率数据和呼吸率数据。

[0103] 根据本发明的一实施例,我们的原型系统包括两个MiniPc,全都装好了Intel5300网卡,他们分别作为发送和接收设备,包发送率为500Hz,参与者用 不同的姿势进行实验(躺下,侧躺,趴着)

[0104] 我们在如图5所示的实验室环境中进行实验,共有5名参与者参与实验 (男3名,女2名),年龄21-26岁。在实验中,我们不限制房间里其他人的 正常活动。每位参与者在不同睡姿(俯卧、仰卧、面向左侧卧和面向右侧卧) 下进行30分钟的实际测试。与以往的工作不同,我们不使用节拍器来控制 参与者的呼吸速率,也不需要定向天线来检测LOS条件下的心率。我们 使用一个实时系统直接读取测量到的心率和呼吸速率,分别由放置在腹部的 加速度计和指尖脉搏血氧计监测呼吸和心率的基本情况。利用系统实测值与 加速度计实测值的差值作为误差来表征性能。

[0105] 步骤一:硬件设置。位置如图2中设置,首先计算了T1-R3的菲涅尔衍 射模型,通过调整T1-R3的距离及其床层的位置,使床层处于敏感的监视区 域。这意味着我们将床放置在T1-R3的第二个菲涅尔区之外,但不要太远, 然后将铅片放置在T1下以增强其灵敏度。

[0106] 步骤二:流选择。我们收集三个流的数据,每次重启系统的时候,都会 发现一个最好的流,因此选择该流作为数据处理的流。

[0107] 步骤三:数据处理。该系统使用CSI工具提取CSI数据。然后把CSI数 据发送到监测电脑用于处理数据。具体处理过程如下:

[0108] 1.子载波选择。不同的子载波有不同的中心频率,对于相同的运动,它 们可能有不同的性能。因此,有必要选择合适的子载波,以更好地捕捉呼吸。根据以往的经验,我们 选择方差最大的子载波。

[0109] 2.数据去燥。接收到的CSI数据由于设备和环境因素,含有大量的干扰 噪声。在预处理模块中,我们选择Hampel filter来滤除与其他临近CSI测量 值有显著差异的异常值。

[0110] 3.频域切分。CSI数据的频率范围与人的正常心率范围有关(即 60bpm-120bpm对应1Hz-2Hz)发送我们的心率估算,以及频率范围与人们 正常呼吸频率范围相关的CSI数据(即15bpm到30bpm,相当于0.25Hz到 0.5Hz)将用于我们的呼吸速率估计,我们使用巴特沃斯带通滤波器去分离 两种数据。

[0111] 4.重要信号提取。我们使用带通滤波器获取以心率为主的数据和以呼吸 率为主的数据,然后用FFT提取心率和呼吸率。我们设计了一个实时系统, 利用Matlab实时处理和显示这些生命体征,系统可以手动调整FFT时间阈 值。如果积累的数据达到阈值时间,生命体征提取部分开始工作,一般40 秒的数据就足够保证准确性。

[0112] 将带通滤波器得到的数据与放置在腹部的加速度传感器数据进行对比 如图6可以看出,CSI波形与加速度传感器得到的呼吸波形高度一致。

[0113] 图7将归一化的CSI模式与放置在胸前的加速度传感器s读数进行对比, 加速度计

上出现心跳与CSI检测结果一致。这表明,利用WiFi信号得到的归一化CSI可以提取出细粒度的心脏运动和呼吸运动。我们用Matlab编写了一个实时监测生命体征的系统。

[0114] 我们评估了不同睡眠姿势下呼吸和心率估计的整体性能,最终的结果是平均误差为0.575bpm(每分钟跳动一次)用于检测呼吸,3.9bpm用于检测心率。总体精度分别为96.636%和94.215%。

[0115] 图8为不同参与者生命体征(呼吸、心率)监测误差情况;他们有不同的体型,这导致了不同的最终结果。但是,总体来说,我们的系统在检测呼吸方面具有较高的准确性,在非临床环境下检测心率的误差也在可接受范围内。图9为不同睡眠姿势的生命体征(呼吸、心率)监测误差。从实验结果可以看出,仰卧位的监测误差相对较小。面朝左卧位心率监测误差最大,俯卧位呼吸监测误差最大。一般来说,我们的系统可以精确地监测不同睡姿的生命体征。

[0116] 对于本领域技术人员而言,显然本发明实施例不限于上述示范性实施例的细节,而且在不背离本发明实施例的精神或基本特征的情况下,能够以其他的具体形式实现本发明实施例。因此,无论从哪一点来看,均应将实施例看作是示范性的,而且是非限制性的,本发明实施例的范围由所附权利要求而不是上述说明限定,因此旨在将落在权利要求的等同要件的含义和范围内的所有变化涵括在本发明实施例内。不应将权利要求中的任何附图标记视为限制所涉及的权利要求。此外,显然“包括”一词不排除其他单元或步骤,单数不排除复数。系统、装置或终端权利要求中陈述的多个单元、模块或装置也可以由同一个单元、模块或装置通过软件或者硬件来实现。第一,第二等词语用来表示名称,而并不表示任何特定的顺序。

[0117] 最后应说明的是,以上实施方式仅用以说明本发明实施例的技术方案而非限制,尽管参照以上较佳实施方式对本发明实施例进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明实施例的技术方案进行修改或等同替换都不应脱离本发明实施例的技术方案的精神和范围。

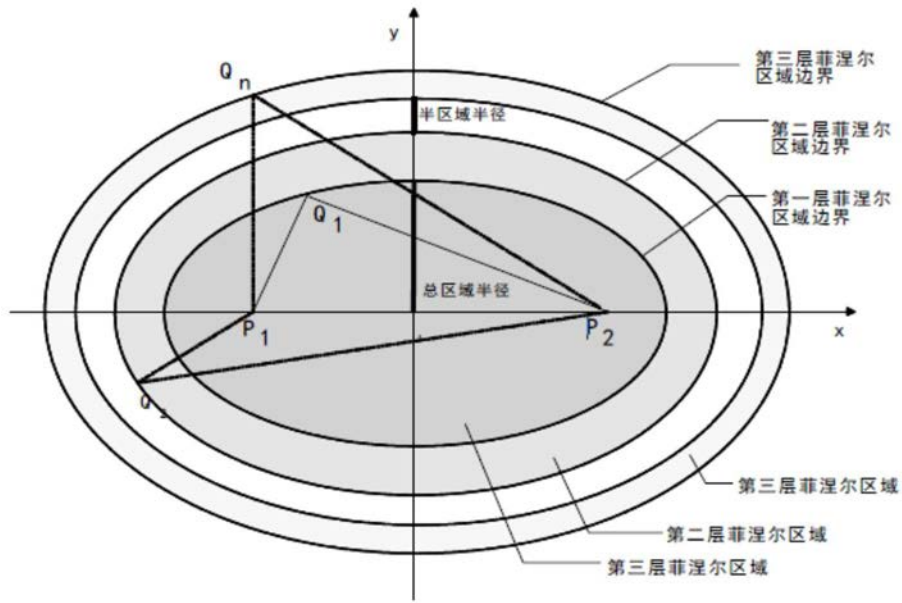


图1

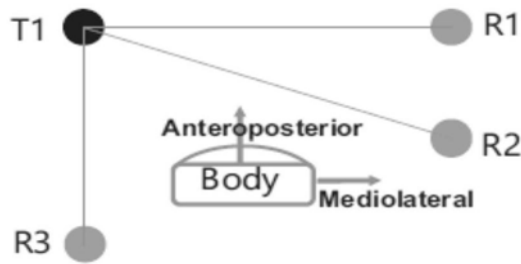


图2

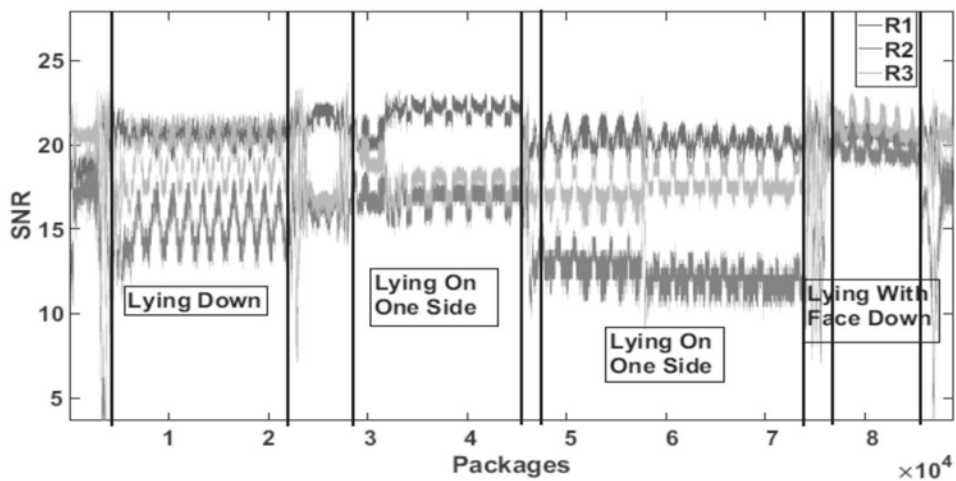


图3

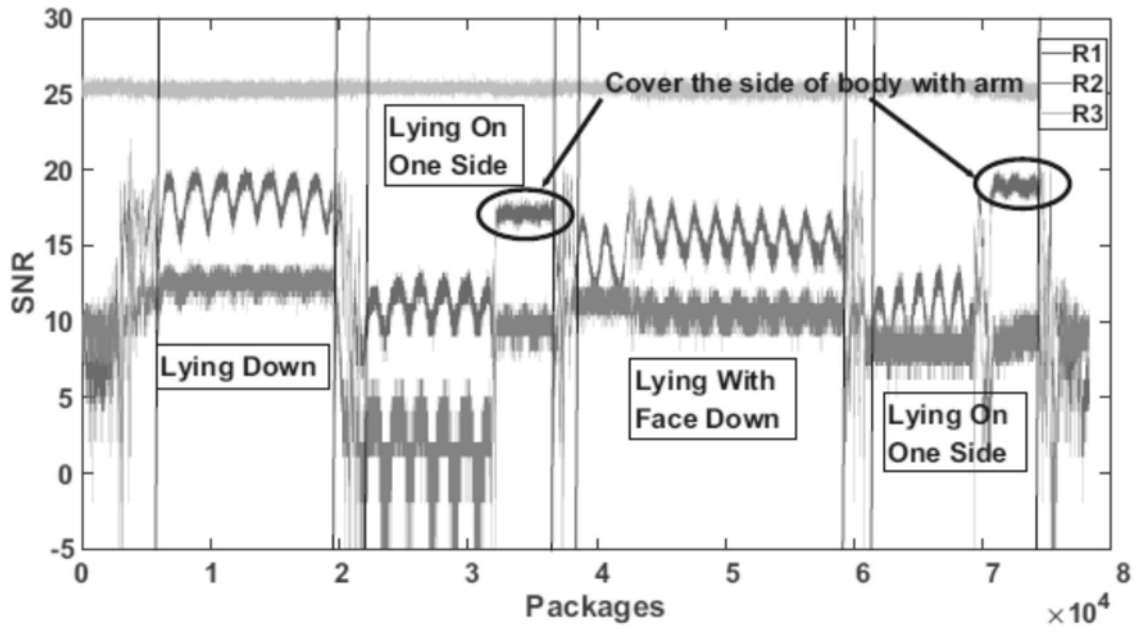


图4

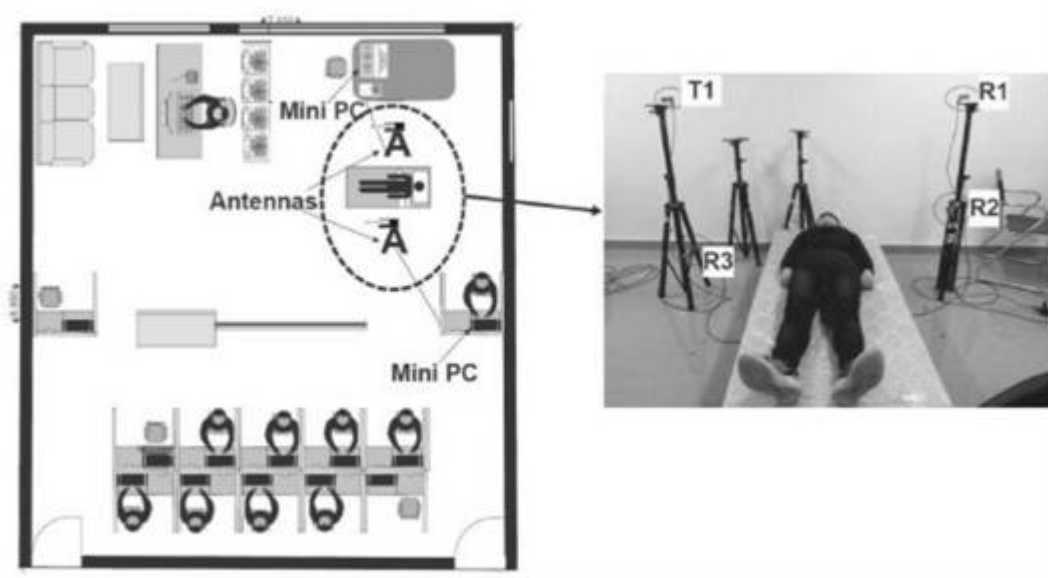


图5

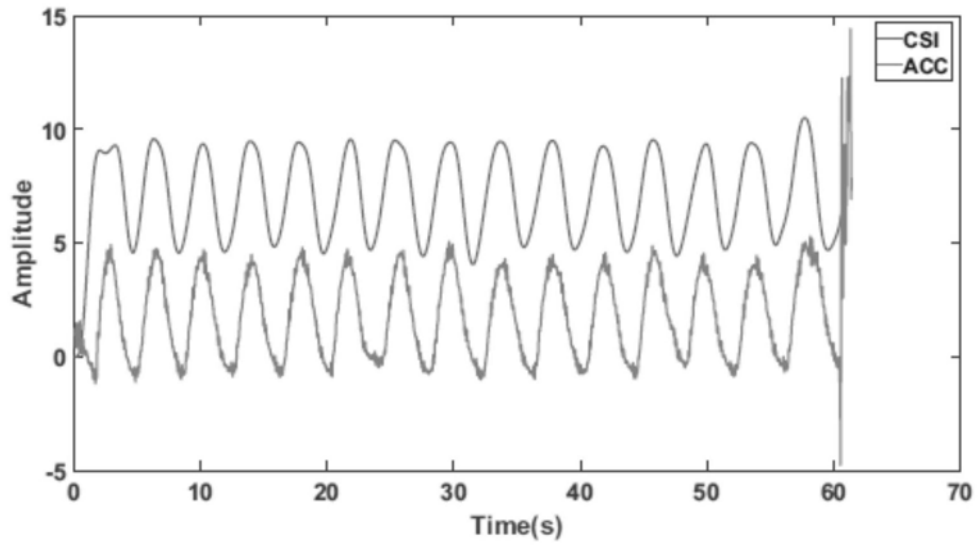


图6

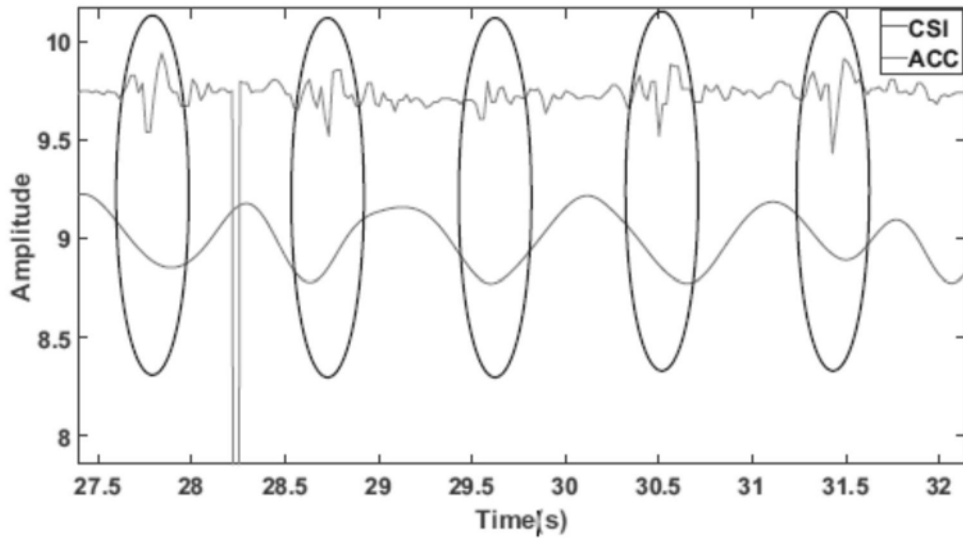


图7

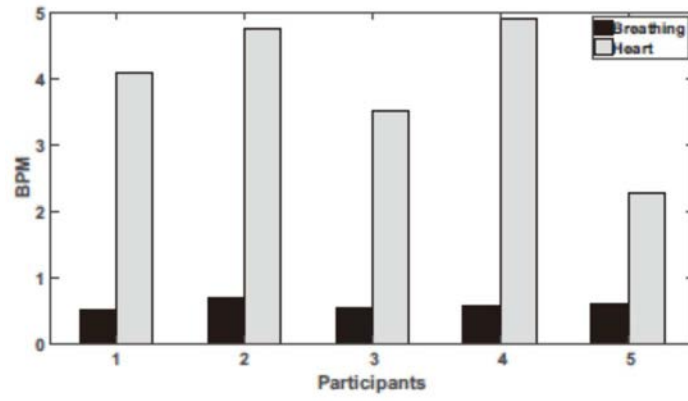


图8

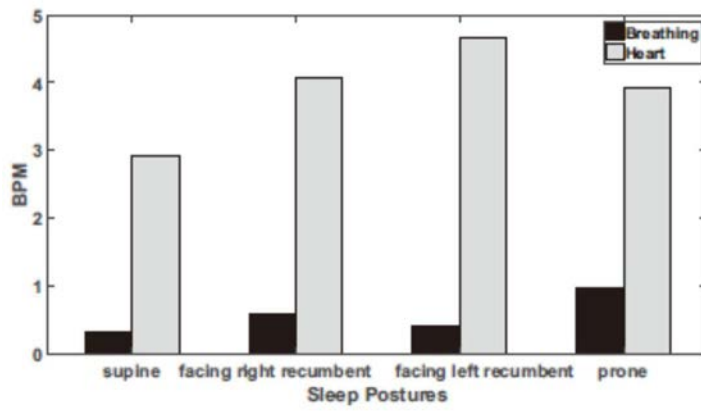


图9

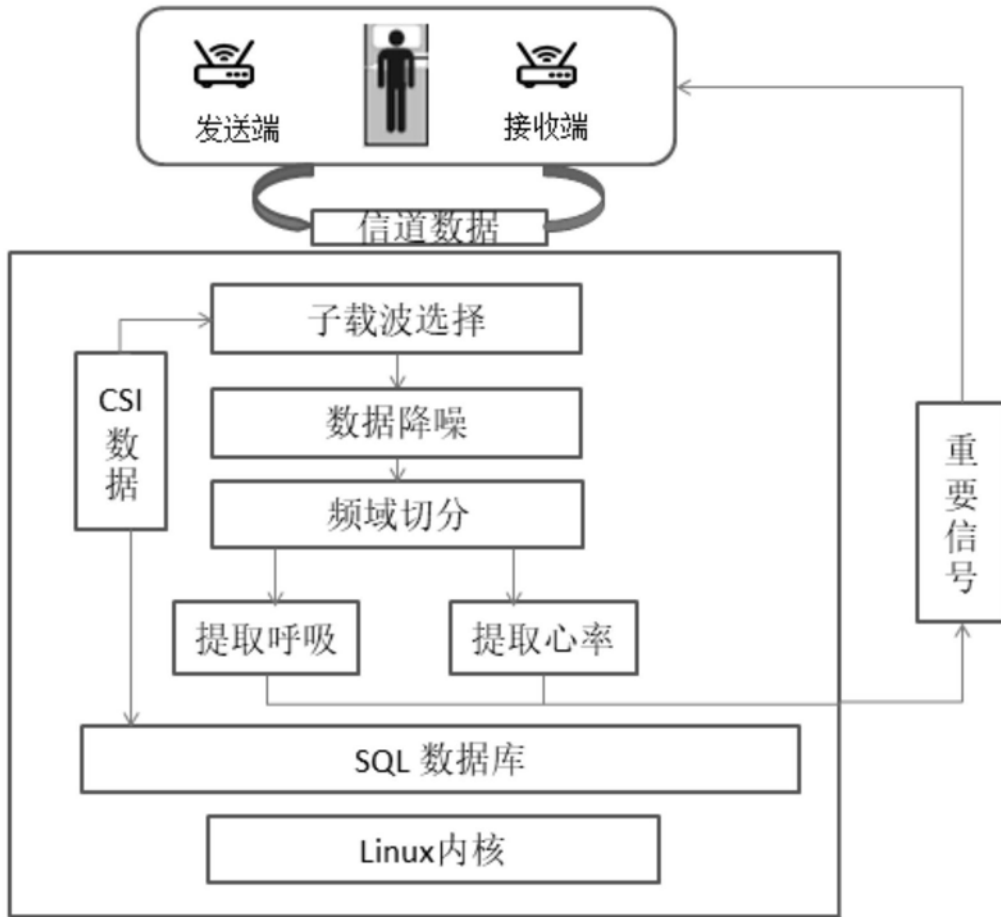


图10

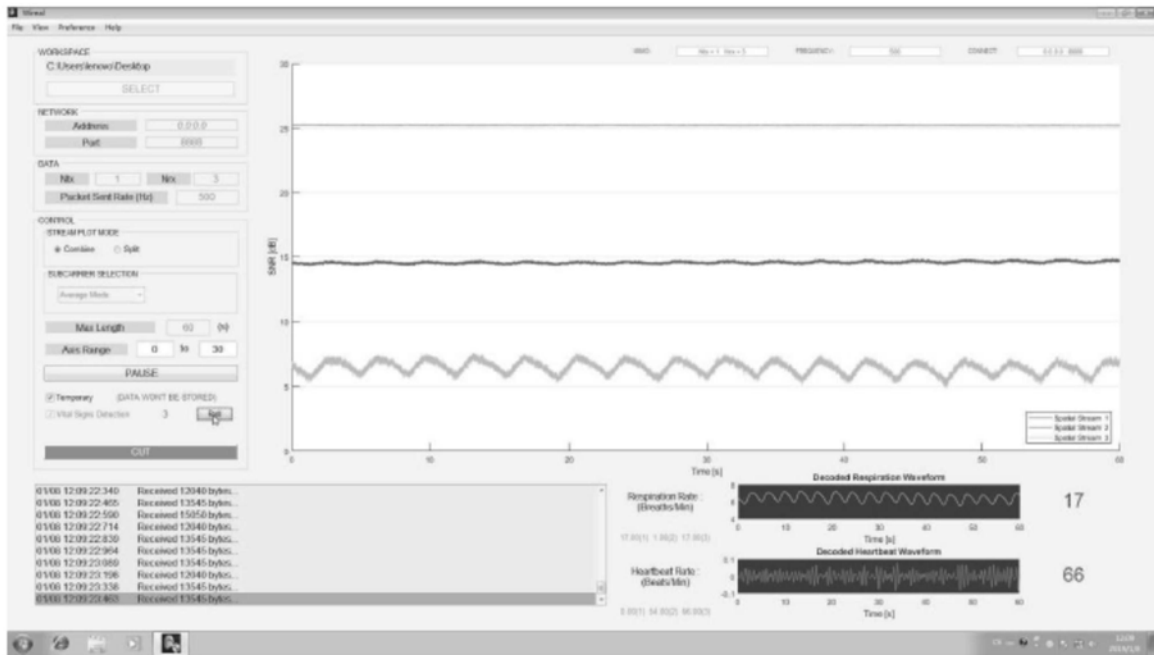


图11

专利名称(译)	一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测评估方法系统		
公开(公告)号	CN110200610A	公开(公告)日	2019-09-06
申请号	CN201910601712.1	申请日	2019-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
[标]发明人	谷雨 付悦 任福继		
发明人	谷雨 付悦 任福继		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0816 A61B5/4806 A61B5/4818 A61B5/725		
代理人(译)	尹明明		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于WiFi信号的增强呼吸及心率实时监测方法及系统，该方法是一种低成本，非侵入式，可扩展，能够长期运行的睡眠期间生命体征监控方案。通过改进硬件设置，即改进基于菲涅尔区理论的天线设置方法来增强对呼吸和心率的检测，本发明同时使用离线设备和实时系统来实时监测呼吸和心率。实验结果表明该发明对处于睡眠中处于不同姿势下的人的呼吸和心跳具有很高的检测精度。

