

基于 Wi-Fi 信号的免训练呼吸检测

于怡然 常俊 吴柳繁 张永鸿

(云南大学信息学院 昆明 650500)

摘要 随着无线通信技术的飞速发展, Wi-Fi 已被广泛应用于公共和私人领域。基于无线技术的非侵入式呼吸检测技术在智能家居领域有着广阔的应用前景。针对现有的解决方案难以解释不同场景下存在的巨大性能差异, 文中在自由空间中引入菲涅耳区刃形绕射模型, 设计了一种基于 Wi-Fi 信号的免训练呼吸检测方案。首先, 通过菲涅耳区刃形绕射模型, 在室内环境中验证了 Wi-Fi 信号的衍射传播特性; 其次, 研究了人体呼吸对接收端 Wi-Fi 信号的影响, 并量化了衍射增益与人体呼吸时微小胸腔位移之间的关系, 不仅解释了可以使用 Wi-Fi 设备检测到人体呼吸的原理, 还论证了在哪些位置更容易检测到呼吸; 最后, 通过快速傅里叶变换 (FFT) 从接收信号强度 (RSS) 中估计呼吸速率。利用所提算法, 可以清楚地知道呼吸检测的好位置和坏位置的分布, 并且对于好的位置来说, 平均呼吸估计的准确率可达 93.8%。实验结果证明了仅使用一对收发器便可使厘米尺度的呼吸感知成为可能, 并有望通过普及的 Wi-Fi 基础设施提供一种无处不在的呼吸检测方案。

关键词 呼吸检测, Wi-Fi 信号, 免训练, 菲涅耳区, 刃形绕射模型

中图分类号 TN99 **文献标识码** A **DOI** 10.11896/jsjx.190600143

Training-free Human Respiration Sensing Based on Wi-Fi Signal

YU Yi-ran CHANG Jun WU Liu-fan ZHANG Yong-hong

(School of Information Science & Engineering, Yunnan University, Kunming 650500, China)

Abstract With the rapid development of wireless communication technology, Wi-Fi has been widely used in public and private fields. Non-invasive breath detection technology based on wireless technology has a broad application prospect in the field of smart home. Considering that the existing solutions are difficult to explain the huge performance differences in different scenarios, this paper introduced the Fresnel edge diffraction model in the free space and designed a training free breathing detection sensing based on Wi-Fi signals. Firstly, we introduced the Fresnel Zone knife-edge diffraction model in free space, then verified the diffraction propagation characteristics of Wi-Fi signals in indoor environment. Secondly, we accurately quantified the relationship between diffraction gain and micro thoracic displacement in human respiration, which not only explains why Wi-Fi devices can be used to detect human breathing, but also demonstrates where is easier to detect. Finally, respiratory rate is estimated from RSS by fast Fourier transform (FFT). The algorithm in this paper can clearly know the distribution of good and bad positions of breath detection, and for good positions, the accuracy of breath estimation can reach 93.8%. Experiment results show that using a pair of transceivers makes centimeter-scale breathing perception possible and it is expected to provide a ubiquitous respiratory detection solution through a popular Wi-Fi infrastructure.

Keywords Human respiration sensing, Wi-Fi signals, Training-free, Fresnel zone, Knife-edge diffraction model

1 引言

呼吸速率是许多严重疾病的重要预测因素, 如心脏骤停、中风或慢性阻塞性肺病^[1]。通常, 呼吸系统疾病患者出现症状的时间和场合均无法预测。因此, 在家庭环境中进行实时的呼吸检测是十分必要的。

目前, 基于可穿戴传感器^[2]或者摄像^[3]的方法都可以提

供良好的呼吸检测精度, 然而各自的限制却阻碍了它们的广泛部署。例如, 在基于可穿戴传感器的方案中, 用户必须佩戴某些设备。而基于摄像的方法只适用于光照条件, 并且存在隐私泄露问题。为了克服传统的室内呼吸检测方案的不足, 亟需一种无接触式的呼吸检测方案, 利用射频技术进行呼吸检测是其中一种有着广泛应用前景的方案, 因为其可以利用电磁波的传播在高度复杂的室内环境中感知呼吸。在技术

到稿日期: 2019-06-26 返修日期: 2019-09-08 本文受云南省省教育厅科研基金(2019J0007)资助。

于怡然(1995-), 男, 硕士生, CCF 会员, 主要研究方向为无线感知, E-mail: yyr. yyr@foxmail.com; 常俊(1970-), 男, 硕士, 副教授, CCF 会员, 主要研究方向为无线通信与网络, E-mail: changjun@ynu.edu.cn(通信作者); 吴柳繁(1997-), 主要研究方向为无线传输网络; 张永鸿(1997-), 主要研究方向为通信与信息系统。

上,利用射频技术进行呼吸检测的技术可以分为基于雷达或者基于 Wi-Fi 的两种不同方案。在基于雷达的方案中,多普勒雷达^[4]常用来测量人体反射的电磁波的周期性变化引起的信号频移。最近,文献[5]提出了一种利用软件无线电外设(USRP)作为射频前端模拟调频连续雷达(FMCW)的生命体征检测系统。然而,昂贵的专用硬件阻碍了其在家庭环境中的部署。

基于 Wi-Fi 信号的入侵检测技术由于可以利用几乎无处不在的无线覆盖,受到了越来越多的关注。大量实验表明,使用常见 Wi-Fi 设备检测人体呼吸速率具有可行性。例如,文献[6]利用 Wi-Fi 设备上的 RSS 进行呼吸估计,但其缺乏理论依据的支撑,用户只有将 Wi-Fi 设备放在胸前时检测结果才准确。基于模式识别^[7-9]的方法也常被用于呼吸检测,然而其受到多径的影响,一旦环境发生变化,这些基于模式识别的方法的准确性就会下降。

本文主要围绕菲涅耳区以及刃形衍射模型展开分析,深入探索了基于 Wi-Fi 信号的呼吸检测机理,解释说明了在进行呼吸检测时,为何接收器接收到的 Wi-Fi 信号中会产生主导的周期性成分,并通过数学分析的方式论证了检测呼吸时的最佳位置。在此基础上,本文选取了 3 处典型的位置来测试算法的有效性,结果表明,基于 Wi-Fi 信号的免训练呼吸检测能够有效地面面对不同场景,便于人们的日常使用。

2 Wi-Fi 信号衍射传播模型

随着无线技术的飞速发展,Wi-Fi 射频信号的作用已经从单一的通信介质扩展到非侵入性的环境传感工具。文中将引入菲涅耳区半径和刃形衍射模型这两个核心概念来解释无线通信信道由于障碍物导致的阴影衰落。

2.1 菲涅耳区

根据惠更斯-菲涅耳原理^[10],Wi-Fi 菲涅耳区域在一对收发器中呈同心椭圆状,焦点为收发器所在位置。当一个物体经过一系列菲涅耳区域时,接收到的信号呈现出连续的正弦波;当物体经过菲涅耳区域的边界时,会交替产生波峰和波谷。这是由于当物体处在奇数菲涅耳区域的边界上时,反射路径和直射路径之间的相位差为 π ,两个信号相位相同,导致相长干涉;而当物体处在偶数菲涅耳区域的边界上时,两个信号相位相反,导致相消干涉。菲涅耳区半径示意图如图 1 所示。

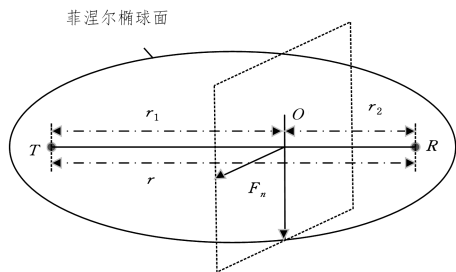


图 1 菲涅耳区半径示意图
Fig.1 Radius of Fresnel zone

图 1 中,T,R 之间的间距为 r ,点 O 至 T,R 间的距离分别为 r_1 和 r_2 ,则第 n 菲涅耳区半径 F_n 为:

$$F_n = \sqrt{n\lambda r_1 r_2 / r} \quad (1)$$

其中,经由第一菲涅耳区半径 F_1 传输电磁波的能量大约占接收端接收总能量的 1/2。

$$F_1 = \sqrt{\lambda r_1 r_2 / r} \quad (2)$$

自由空间下电场强度相同的最小菲涅耳区半径 F_0 是判断系统是否满足视距路径传播的充要条件。

$$F_0 = F_1 / \sqrt{3} \approx 0.577 \sqrt{\lambda r_1 r_2 / r} \quad (3)$$

因此,在研究由于障碍物导致的阴影衰落时,主要须考虑第一菲涅耳区半径 F_1 和最小菲涅耳区半径 F_0 受阻隔时对系统路径损耗产生的影响

2.2 衍射传播模型

无线信号在传播过程中遇到障碍物时会发生衍射现象。衍射时,波前上的每一个点都是一个新的次级波辐射源。衍射是次级波传播进入障碍物的阴影区形成的。把一个障碍物周围环境中的每一个次级波的电场分矢量加起来,就得到了阴影区的衍射波场强。

以图 2 所示的无限平面屏幕上任意形状的孔径为例,假设 S 是一个带有孔径的无限屏幕, P_1 为信号源, P 为接收点, S_0 是孔径, Q_0 为 PP_1 连线上与屏幕 S 的交点, Q' 是孔上任意的一点,这个图形其实就是一个菲涅耳区的几何模型。假设有两个无穷小量 u 和 v ,它们的值取决于波长、信号源的位置 P_1 、接收点的位置 P 和孔径点 $Q'(x',y')$,其表达式如下:

$$u = \sqrt{2} \frac{x' - x_0}{F_1} \quad (4)$$

$$v = \sqrt{2} \frac{y' - y_0}{F_1} \quad (5)$$

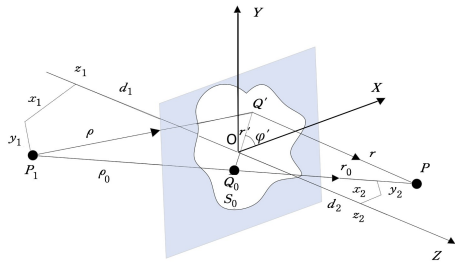


图 2 无限屏幕上任意形状的孔径
Fig.2 Aperture of any shape on infinite flat screen

由文献[11]可知,菲涅耳系数 $F_d(u, v)$ 的表达式为:

$$F_d(u, v) = \frac{j}{2} \iint_{A_0} \exp[-j \frac{\pi}{2} (u^2 + v^2)] dudv \quad (6)$$

则 P 点的场强为:

$$E(P) = E_0(P) F_d(u, v) \quad (7)$$

其中, $E_0(P)$ 是自由空间下没有障碍物时 P 点的场强。

3 在 Wi-Fi 信号中感知呼吸

3.1 人体呼吸建模

将人体模型假设为一个大小不一的扁平圆柱体,如图 3 所示,其中外圆柱体表面和内圆柱体表面分别对应于吸气和呼气时胸部的位置。当人体躺在收发器之间时,其呼吸过程类似于障碍物进出的过程。

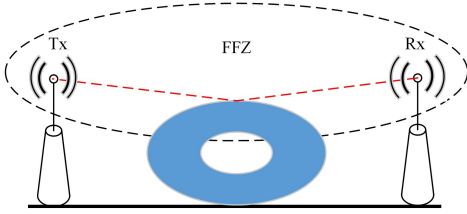


图3 人体胸腔模型图
Fig. 3 Human chest model

为了计算胸腔高度变化对衍射增益的影响,根据布灵顿的多屏衍射理论^[12],将平躺人体和地面假设成一种半无限的矩形障碍物,如图4所示,信号只能从单侧衍射到达接收端。

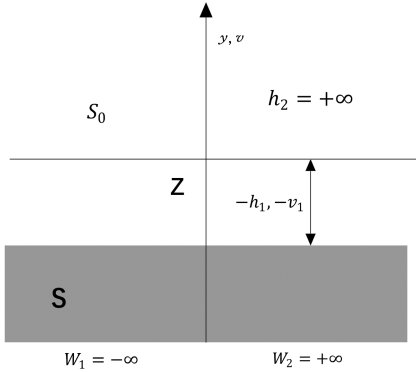


图4 刃形衍射模型
Fig. 4 Edge diffraction model

图4中,S为半无限的矩形屏幕,相对应的可传播孔径S₀也为半无限的矩形。在此情况下:

$$-\infty = u_1 \leq x' \leq u_2 = +\infty \tag{8}$$

$$v_1 \leq y' \leq v_2 = \infty$$

由式(4)和式(5)可得:

$$-\infty = u_1 \leq u \leq u_2 = +\infty \tag{9}$$

$$v_1 \leq v \leq v_2 = \infty$$

将u和v代入式(6)中,可得菲涅耳系数的表达式。由于u和v是相互独立的,曲面积分可以变成两个相互独立的线性积分的形式:

$$\begin{aligned} F_d(u, v) &= \frac{j}{2} \iint_{A_0} \exp[-j \frac{\pi}{2} (u^2 + v^2)] dudv \\ &= \frac{j}{2} \int_{-\infty}^{+\infty} \exp(-j \frac{\pi}{2} u^2) du \int_{v_1}^{+\infty} \exp(-j \frac{\pi}{2} v^2) dv \end{aligned} \tag{10}$$

进一步简化式(10):

$$\begin{aligned} &\int_{-\infty}^{+\infty} \exp(-j \frac{\pi}{2} u^2) du \\ &= 2 \int_0^{+\infty} \exp(-j \frac{\pi}{2} u^2) du \\ &= 2 [\int_0^{+\infty} \cos(\frac{\pi}{2} u^2) du - j \int_0^{+\infty} \sin(\frac{\pi}{2} u^2) du] \\ &= 1 - j \end{aligned} \tag{11}$$

在这种情况下,曲面积分变成一维积分:

$$F_d(v) = \frac{(1+j)}{2} \int_{v_1}^{+\infty} \exp(-j \frac{\pi}{2} v^2) dv \tag{12}$$

对比自由空间,由刃形障碍引起的衍射增益为:

$$L_{diff} = 20 \log |F_d(v)| \tag{13}$$

其中,v为菲涅耳积分衍射参数。

定义菲涅耳余隙 $\mu = v/\sqrt{2} = h_1/F_1$,则图3所示的刃形障碍物模型中L_{diff}随μ的变化情形如图5所示。

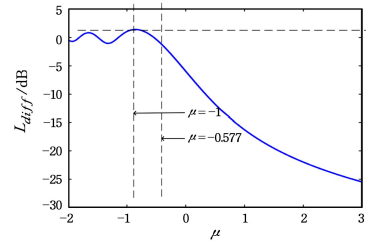


图5 衍射损耗L_{diff}随菲涅耳余隙μ的变化情形
Fig. 5 Diffraction loss L_{diff} with Fresnel clearance μ

由图5可得,当μ ≤ -1时,L_{diff}随μ的减小呈波动变化,这是由于当衍射波及直射波相位差Δφ = k × 2π(k = 0, 1, 2, ...)时,衍射波及直射波同向,|E| > |E₀|;当Δφ = k × π(k = 0, 1, 2, ...)时,衍射波及直射波反向,|E| < |E₀|,故L_{diff}呈波动变化。当-0.577 > μ > -1时,表示刃形障碍物处在第一菲涅耳区的边界上,L_{diff}随μ的增大而缓慢减小;当μ = -0.577时,前向及反向链路中接收端及发射端天线接收的电磁波电场强度与自由空间情形下的电磁波电场强度相等,故L_{diff} = 0;当μ > -0.577时,表示刃形障碍物越过第一菲涅耳区到达最小菲涅耳区,也就是已不满足视距路径传播条件,此时L_{diff}随μ的增大而快速减小。

3.2 人体呼吸对路径损耗的影响

由文献^[13]可知,人体正常呼吸时胸部正前方位移在4.2~5.4 mm之间,深度呼吸时胸部正前方位移可增大至12.6 mm。因此,人类呼吸引起的路径长度变化小于波长,所接收到的人类呼吸引起的信号波形只是一个完整的正弦循环的一个片段。实际上,呼吸波形高度依赖于人类胸部的相对位置,即菲涅耳区。如果要从接收到的射频信号中提取由胸腔位移引起的幅度变化,首先须将胸部位移转化为衍射路径长度的变化,然后将这个路径长度转化为幅度变化。假设胸部位移为Δd,则呼吸导致的路径长度变化为2Δd。

从图6中可以看出,呼吸引起的幅度变化高度依赖于FFZ中的目标位置。相同的胸腔移位置会导致非常不同的幅度变化。当胸腔移位发生在μ ≥ -0.577时,接收到的呼吸信号波动较大;当μ < -0.577时,呼吸信号波动较弱,容易被噪声淹没。这是由于最小菲涅耳区为系统满足视距路径传播的充要条件,而视距路径是传播电磁波能量最主要的路径,因此只有当最小菲涅耳区域受障碍物阻挡时,系统路径损耗才会发生较大变化。

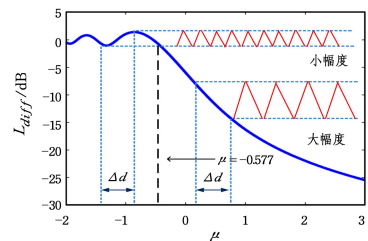


图6 波形幅度受位置变化的影响
Fig. 6 Waveform amplitude affected by positional change

3.3 从 RSS 中获取呼吸速率

伴随着人体呼吸,路径损耗 L_{diff} 会随着时间发生变化,这是由于菲涅耳余隙 μ 随时间会产生周期性的变化。菲涅耳余隙 μ 的表达式^[14]为:

$$\mu(t) = \frac{h_1 + \Delta d \sin(\frac{2\pi b}{60}t + \phi)}{F_1} \quad (14)$$

其中, h_1 为胸腔的初始高度, b 是用每分钟呼吸量(BPM)来衡量的呼吸速率, ϕ 是呼吸时的初始相位。此外,当收发端的距离不变时,RSS 与路径损耗具有相同的相位变化。而呼吸是一个稳定的周期运动,因此可以使用 FFT 从接收到的 Wi-Fi 信号 RSS 值中提取完整的呼吸信号。具体来说,将 FFT 应用于从 Wi-Fi 原始信号提取得到的长度为 n 的样本来获得频谱,然后使用带通滤波器将频率限制在正常人类呼吸频率^[15]的范围内。因此,将带通截止频率设置为 0.1~0.5 Hz,对应于 6~30 bpm 的呼吸速率。呼吸速率的估计值 \hat{b} 可以表示为:

$$\hat{b} = 60 \times \arg \max_{b_{min} \leq b \leq b_{max}} |FFT(x(1) \cdots x(n))| \quad (15)$$

其中, b_{min} 为最小人类呼吸速率, b_{max} 为最大人类呼吸速率, $x(1) \cdots x(n)$ 是当前滑动窗口中的 RSS 值。

4 实验结果与分析

4.1 菲涅耳余隙对路径损耗的影响

实验在 6m×6m×3m 的开阔室内环境进行,测试场地内除实验设备外无其他障碍物,以减少环境因素对测试结果的干扰。实验布置场景如图 7 所示。

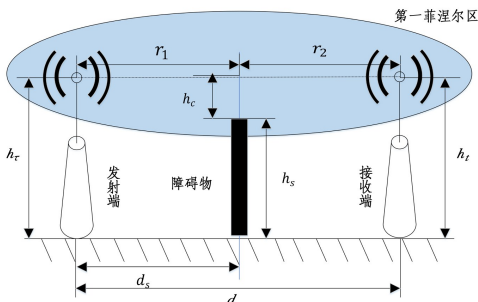


图 7 路径损耗实验场景的布置

Fig. 7 Layout of path loss experimental scene

两个收发信机放置在相同高度处,即 $h_r = 2\text{ m}$, $h_t = 2\text{ m}$, 它们彼此之间的距离 $d = 1\text{ m}$ 。刃形障碍物为 $1\text{ m} \times 1\text{ m} \times 0.2\text{ cm}$ 的厚铁板,位于接收端和发送端的中央。Wi-Fi 以 2.4 GHz 的频率传递信息,第一菲涅耳区半径 $F_1 = 18\text{ cm}$,菲涅耳余隙 h_c 以 0.01 m 为步长从 -0.36 m 增加至 0.18 m(也就是菲涅耳余隙 μ 从 -2 变化到 1)时,系统测量得到的路径损耗 L_{diff} 的测试结果如图 8 所示。

由图 8 可见,路径损耗随 μ 的增大而减小。对于金属障碍物,系统测量得到的路径损耗 L_{diff} 小于菲涅耳刃形衍射模型损耗 L_{diff} ,这是由于式(4)和式(5)未考虑发送端和接收端天线的极化方式及方向图、障碍物表面粗糙度、电气特性及障碍物多径效应对系统衍射损耗的影响。当 $\mu < -1.3$ 时, L_{diff} 较小,这是由于此时系统的第一菲涅耳区未受阻隔,因此系统衍射损耗较小;当 $-1.3 \leq \mu < -0.577$ 时, L_{diff} 随 μ 的增

大呈波动态渐近减小;当 $\mu \geq -0.577$ 时, L_{diff} 随 μ 的增大快速减小,这是由于当 $\mu \geq -0.577$ 时,由式(3)及图 4 可知此时系统已不满足视距路径条件,故系统损耗速率减小;当 $\mu \geq 1$ 时,第一菲涅耳区域内被完全阻挡,接收端几乎接收不到信号。

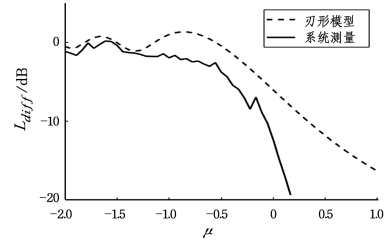


图 8 路径损耗随菲涅耳余隙的变化

Fig. 8 Path loss with Fresnel clearance

因此,在实际检测呼吸信号时,应当使菲涅耳余隙在 $[-0.577, 1]$ 区间内,以增大人体呼吸对衍射路径损耗的影响。

4.2 人体所处高度对呼吸信号的影响

为了研究不同高度对呼吸检测能力的影响,让 3 名实验者躺在床上进行自然呼吸并计算自己呼吸的次数,通过改变实验者的高度来改变菲涅耳间隙参数 μ 。共选取了 3 个典型的菲涅耳间隙值即 $\mu = -1, \mu = -0.5, \mu = 0$ 来进行呼吸信号的提取,结果如图 9 所示。

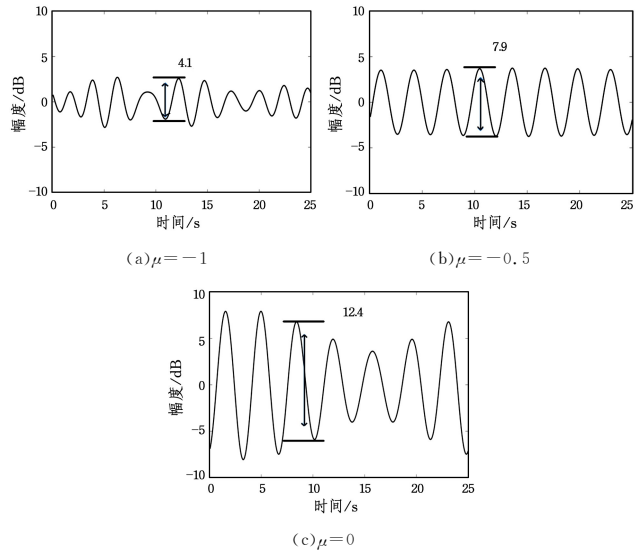


图 9 不同位置提取到的呼吸波形

Fig. 9 Respiratory waveform extracted from different positions

可以看出,以最小菲涅耳区边界为界,当人体的高度远离最小菲涅耳区边界时,由于直射路径未被阻隔,信号波动较小,如图 9(a) 所示;当人体的高度高于或接近最小菲涅耳区边界时,直射路径受到干扰,信号波动较大,如图 9(b) 和 9(c) 所示。图 9 的结果与第 3 节的理论分析非常吻合。

图 10 展示了 3 名实验者在 5 min 内处于不同位置时的呼吸速率估计精度。对于一个好的位置,可以明确地从信号波动中识别出由呼吸引起的周期性变化,从而得到一个高精度的呼吸速率,总体估计精度可达 93.8%。而对于一个糟糕的位置,呼吸速率精度下降到 74.5%。幸运的是,本文方法可

以很轻易地调整收发端的高度或者移动人体所在的位置,从而实现高精度呼吸速率的估计。

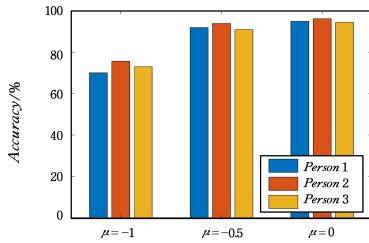


图 10 不同位置呼吸速率的估计精度

Fig. 10 Estimation accuracy of respiration rate at different positions

结束语 基于公众通信的无线信号进行的无线智能感知,存在于无形,感知于无影,特别是以 OFDM 和 MIMO 为新一代技术装备的商业 Wi-Fi 设备,让 Wi-Fi 信号的角色从无线通信延伸到了无线感知领域。而基于菲涅耳区的刃形衍射模型为室内射频信号非侵入式的非接触传感提供了新的理论基础。该模型解释了人体活动对子载波信号的幅度变化的影响,并进一步说明了为什么 Wi-Fi 信号可以感知并识别别人呼吸,以及人体在哪个位置可以被感知并识别到呼吸信号。随着 Wi-Fi 设备的普及,基于公众通信的无线信号进行的呼吸感知系统可以在未来的医疗应用中提供实时、在家和非侵入性的呼吸检测。

参 考 文 献

- [1] PARKES R. Rate of respiration: the forgotten vital sign [J]. *Emergency Nurse*, 2011, 19(2): 12-17.
- [2] HILBEL T, FEILNER S, STRUCK M, et al. Cor/log BAN BT a wearable battery powered mHealth data logger and telemetry unit for multiple vital sign monitoring[C]// 2016 Computing in Cardiology Conference (CinC). IEEE, 2016: 273-276.
- [3] BARTULA M, TIGGES T, MUEHLSTEFF J. Camera-based system for contactless monitoring of respiration[C]// 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2013: 2672-2675.
- [4] PARK B K, YAMADA S, BORIC-LUBECKE O, et al. Single-channel receiver limitations in Doppler radar measurements of periodic motion[C]// 2006 IEEE Radio and Wireless Symposium. IEEE, 2006: 99-102.
- [5] ADIB F, MAO H, KABELAC Z, et al. Smart homes that monitor breathing and heart rate[C]// Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems. ACM, 2015: 837-846.
- [6] ABDELNASSER H, HARRAS K A, YOUSSEF M. Ubi-Breathe: A ubiquitous non-invasive WiFi-based breathing estimator[C]// Proceedings of the 16th ACM International Symposium on Mobile Ad Hoc Networking and Computing. ACM, 2015: 277-286.
- [7] KHAN U M, KABIR Z, HASSAN S A, et al. A deep learning framework using passive WiFi sensing for respiration monitoring [C]// 2017 IEEE Global Communications Conference (GLOBECOM 2017). IEEE, 2017: 1-6.
- [8] ZENG Y, YI E, WU D, et al. A CSI-ratio model based house-level respiration monitoring system using COTS wifi devices[C]// Proceedings of the 2019 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing and Proceedings of the 2019 ACM International Symposium on Wearable Computers. ACM, 2019: 354-357.
- [9] WANG X, YANG C, MAO S. TensorBeat: Tensor decomposition for monitoring multiperson breathing beats with commodity WiFi[J]. *ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology (TIST)*, 2017, 9(1): 8.
- [10] GOLDSMITH A. *Wireless communications* [M]. Cambridge: Cambridge University Press, 2005.
- [11] ESPINEIRA P M. *Modeling the wireless propagation channel: a simulation approach with MATLAB* [M]. New York: Wiley, 2008.
- [12] RAPPAPORT T S. *Wireless communications: Principles and Practice* [M]. New Jersey: prentice hall PTR, 1996.
- [13] ZHANG F, ZHANG D, XIONG J, et al. From fresnel diffraction model to fine-grained human respiration sensing with commodity wi-fi devices[J]. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 2018, 2(1): 53.
- [14] CHEN C, HAN Y, CHEN Y, et al. TR-BREATH: Time-reversal breathing rate estimation and detection[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, 65(3): 489-501.
- [15] LI X, ZHANG D, XIONG J, et al. Training-Free Human Vitality Monitoring Using Commodity Wi-Fi Devices[J]. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 2018, 2(3): 121.