

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2416992

基于匹配滤波的非接触生命体征测量*

曹杰¹ 温力¹ 唐敏² 郭宜竞² 顾昌展¹

(1.上海交通大学人工智能教育部重点实验室 上海 200240; 2.上海交通大学医学院附属第六人民医院心血管内科 上海 200233)

摘要: 针对目前非接触生命体征测量中稳定性和精度有限且各解决方法复杂度较高的问题,设计了一种基于匹配滤波的非接触生命体征测量方法,以实现低计算复杂度的同时保持最优性估计。在办公室环境下对五个样本进行了测试,结果表明所提出方法的有效性,能降低实际环境中由于人员体动等所导致的生命体征测量误差。以样本4为例,在平稳性设计下心率方差由2 825下降至82,在精度跟踪校准设计下,心率均方根误差由16下降至4。临床实验则与现行医学参考标准进一步对比,结果表明呼吸率误差在1 bpm内,同时心率的测量结果也更好,具有潜在的实用性。

关键词: 匹配滤波;非接触生命体征测量;心率估计;毫米波雷达

中图分类号: TN957.51 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.40

Non-contact vital sign measurement based on matched filtering

Cao Jie¹ Wen Li¹ Tang Min² Guo Yijing² Gu Changzhan¹(1. MoE Key Laboratory of Artificial Intelligence, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China;
2. Department of Cardiovascular Medicine, Shanghai Sixth People's Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200233, China)

Abstract: Aiming at the current problems of limited stability and accuracy and high complexity of each solution in non-contact vital signs measurement, a non-contact vital signs measurement method based on matched filtering is designed to achieve low computational complexity and maintain optimality estimation. Five samples are tested in an office environment, and the results show the effectiveness of the proposed method to reduce the vital sign measurement errors due to people's body movements in real environments. As an example, for sample 4, the variance of heart rate decreases from 2 825 to 82 in the smoothness design, and the root mean square error of heart rate decreases from 16 to 4 in the accuracy tracking calibration design. Clinical experiments are further compared with the current medical reference standards, and the results show that the respiratory rate error is within 1 bpm, while the heart rate measurements are better, which makes it potentially useful.

Keywords: matched filtering; non-contact vital sign measurement; heart rate estimation; millimeter-wave radar

0 引言

近年来,用毫米波雷达进行生命体征测量受到了广泛关注和获得了长足进步,毫米波雷达提供了一种非接触,全天候且隐私友好的新型监护方式^[1-3]。在心率测量方面,与常见的可穿戴传感器如光电传感器中的光电容积脉搏波(photo-plethysmography, PPG)和医学监测中采用的心电图(electrocardiogram, ECG)相比,更有着非接触的舒适优势^[4]。这一特性使其在心率监测过程中能够为用户提供更

为便捷和无感的体验。

目前这种非接触的测量方式仍旧受限于稳定性和精度,具体表现为容易受到人体随机移动信号的干扰,同时呼吸谐波也会于心率的精准估计带来挑战。毫米波雷达测量生命体征测量通常会先基于快速傅里叶变换定位目标位置,而后借助频域滤波来实现呼吸和心跳信号的分离^[5]。但这类直接基于频域分离的方法由于未能考虑到实际环境的复杂性而缺乏适用性,因此目前的研究者针对不同应用场景开展了大量的适用性研究^[6]。据泽东等^[7]提出了一种

收稿日期:2024-09-26

* 基金项目:上海交通大学“交大之星”医工交叉研究基金(YG2023QNA30)项目资助

多检测点信号分离技术与自适应噪声抵消算法相结合的方法,以增强非接触测量心率时雷达抗噪声干扰的能力。景会成等^[8]融合了频谱估计、目标检测和带通滤波的多种方法,以提高雷达在室内复杂环境中估计心率和呼吸率的准确度,进而提升非接触式测量的鲁棒性。孙苏云等^[2]则采用了相位差分、小波阈值去噪、多信号分类等多种方法以提高心率的估计精度。马骁等^[9]提出了一种时变滤波经验模态分解的方法,该方法能有效从雷达测量信号中分离出呼吸和心跳信号,并基于分离的心跳信号计算了心率变异性。综上所述,对于呼吸率和心率的估计,目前主要分为时域估计和频域估计两种思路。时域估计侧重于利用波形的变化特征,而频域估计则依据频域值进行判断。在进行估计之前,往往借助各种信号分解技术来提取主要信号分量并去除潜在干扰。然而,这些方法普遍缺乏对最优性估计的讨论,且算法的流程都仍较复杂。因此,如何在提高识别准确率的同时降低算法复杂度,已成为一项研究共识^[6]。

本文对于上述存在的问题,提出了一种基于匹配滤波的非接触生命体征测量方法,该方法的核心在于通过设计一个正弦的滤波模板,以对心率和呼吸率进行高精度估计。文中对这种估计的最优性也做了分析。以心率估计为例,利用自身历史数据作为滤波模板,可以实现良好的心率平稳;利用参考源作为滤波模板,可以实现高精度的心率跟踪校准。通过在实际环境中的一系列测试,验证了所提出方法在心率平稳性和测量精度上的有效性。此外,临床实验的结果进一步证实了该类非接触式生命体征测量方法的可靠性和实用性,并展望了其在实际医疗监护中的价值。

1 FMCW 雷达生命体征测量

1.1 信号链路

无论是连续波(continuous wave, CW)雷达还是调频连续波(frequency modulated continuous wave, FMCW)雷达,对生命体征的测量都源于对人体胸腔位移信号中微小普勒运动信息的解调^[10]。对于一个用锯齿波调制的FMCW 雷达系统而言,其发射信号表达式可写作^[11]:

$$x_T(t) = A_T \exp(j(2\pi f_0 t + \pi K t^2 + \phi_0)) \quad (1)$$

其中, A_T 为幅度; f_0 为载波的中心频率; $K = B/T_c$, B 为扫频带宽, T_c 为扫频周期; ϕ_0 为初始相位, t 为“快时间”,并且 $t \in (-T_c/2, T_c/2)$ 。

发射信号在遇到距离为 $d(\tau)$ 处的目标后产生回波,并经过往返时延 τ 返回雷达收发器,即:

$$\tau = \frac{2d(\tau)}{c} \quad (2)$$

其中, c 为光速, τ 为“慢时间”。接收信号的表达式为:

$$x_R(t) = \rho A_T x_T(t - \tau) \quad (3)$$

其中, ρ 为发射信号和接收信号间的幅度相关系数,主要与目标的雷达散射面积(radar cross section, RCS)和电

磁波传播损耗有关。发射信号和接收信号经过混频器输出,就可以得到拍频信号:

$$x_b(t) = x_T(t)x_R^*(t) = \rho A_T^2 \exp(j(2\pi K\tau t + 2\pi f_0\tau)) \quad (4)$$

将拍频信号进一步通过模拟数字转换器(analog to digital converter, ADC)进行数字采样后就可以转换得到数字信号,做进一步的信号处理便可以得到呼吸率和心率。该过程中的信号链路模型如图1所示。

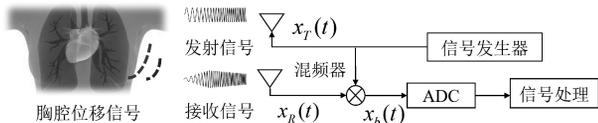


图1 信号链路

Fig. 1 Signal link

1.2 频谱估计

对拍频信号做傅里叶变换,就可以得到其频域形式:

$$x_b(f) = \rho A_T^2 \exp\left(j \frac{4\pi f_c d(\tau)}{c}\right) \cdot \text{sinc}\left(f - \frac{2Bd(\tau)}{T_c c}\right) \quad (5)$$

其中, $x_b(f)$ 作为拍频信号的频谱,其峰值频率 $f_p(\tau)$ 表明了目标所在的位置 $d(\tau)$, 对应的相位值 $\phi(\tau)$ 由于限制在 $[-\pi, \pi]$ 之间,只可解调恢复出目标的运动 $v(\tau)$, 其公式分别如下:

$$d(\tau) = \frac{T_c c}{2B} f_p(\tau) \quad (6)$$

$$v(\tau) = \frac{c\phi(\tau)}{4\pi f_0} \quad (7)$$

尽管由相位值无法求得探测目标的绝对距离,但由相位值求得的运动精度其实远高于由频率值求得的绝对距离^[12]。因此,FMCW 雷达在固定峰值频率上所解得的相位信息,与 CW 雷达在测量目标运动时所产生的相位变化,其实是等效的^[13]。于是,无论是 CW 雷达还是 FMCW 雷达,生命体征测量的精度都取决于相位解调的精度。对于 FMCW 雷达而言,准确的频谱估计能帮助更好地找对目标位置,同时合适的信号去噪方法则能帮助更好地恢复出这个胸腔位移信号^[5-6]。最后对这个胸腔位移信号 $v(\tau)$ 做快速傅里叶变换(fast Fourier transform, FFT)以进行频谱分析,通过在频谱中找到呼吸信号和心跳信号的谱峰,就可以实现对呼吸率和心率的估计。

2 基于匹配滤波的心率估计

2.1 匹配滤波的最优性估计

对于胸腔位移信号而言,其调制了周期性的呼吸信号和心跳信号,从位移信号中恢复出呼吸信号可以借助滑动平均或带通滤波技术,恢复出心跳信号则可以经过一个特定的带通滤波器^[14]。采取特定的信号分解技术会有助于减轻恢复信号时面临的噪声干扰问题^[1],但由于实际环境

的复杂性,目前往往需要各种复杂的自适应技术来完成这种高精度的调整^[2]。

匹配滤波方法在知道传送信号形式和信号同步情况下能最优地恢复出原始信号。在先验条件充分的情况下,其能最优地从接收端恢复出隐藏的原始信号。其公式原理可简写如下:

$$x(n) = g(n) + w(n) \quad (8)$$

其中, $x(n)$ 为输入信号, $g(n)$ 为希望恢复的原始信号, $w(n)$ 为加性高斯白噪声。通过设计一个特定的滤波器 $h(n)$, 就能从接收端最优地恢复出信号 $g(n)$ 。在此假设条件下, 对应的输出信号可以表示为:

$$y(n) = (g(n) + w(n)) * h(n) \quad (9)$$

可以证明当 $h(n) = g^*(-n)$ 时, 式(9)中 $y(n)$ 关于 $g(n)$ 能取到最大信噪比(signal to noise ratio, SNR)^[15]。

2.2 匹配滤波模板设计

对于生命体征探测场景而言, 心率和呼吸率在短期内往往连续且稳定, 因此对信号同步的要求可以放宽。而在通过傅里叶变换进行心率和呼吸率的估计时, 呼吸信号和心跳信号都被等效成了单频的周期性正弦信号。因此, 一种对应的模板设计策略是构建一个单频正弦波形, 以充当待测原始信号的匹配滤波模板。

在实际应用场景中, 模板的设计策略可以依据两种主要途径来优化测量性能。一方面, 可以根据历史频谱估计的结果来构造模板, 这种方法能够提升信号的平稳性; 另一方面, 在适当的情况下, 可以通过引入外部参考源对模板进行实时调整, 以实现精度的跟踪与校准。

针对心跳信号的平稳性设计, 可以采用以下策略: 先设置一个长度为 k 点的历史心率箱, 用这个箱体内心率的平均值生成一个匹配当前时间窗长的单频正弦信号。将这个单频正弦信号作为匹配滤波模板与当前窗内的位移信号做匹配滤波输出得到恢复的心跳信号, 再次频谱估计就得到当前匹配滤波输出的估计心率 HR_{MF} 。其中历史心率箱的数据更新采取先进先出原则, 维持在 k 点, 进入的元素在直接频谱估计得到的心率 HR_{FFT} 和当前得到的估计心率 HR_{MF} 中选更接近上一个历史值的数据。

心跳信号的平稳性设计的流程示意图如图 2 所示。图 2 中的菱形框表示判断, 表示选择更接近上一个历史值的数据进入历史心率箱。对呼吸信号同样可以通过历史的呼吸率做出一种平稳性的设计。

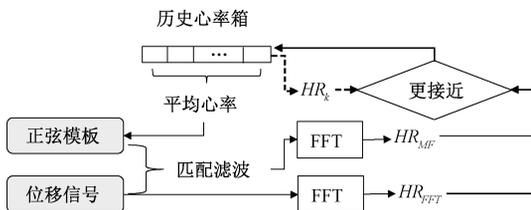


图 2 心跳信号的平稳性设计

Fig. 2 Stability design of heartbeat signal

针对心跳信号的精度跟踪校准, 可以采用以下设计策略: 接入外部参考信号如 PPG 或 ECG 的心率估计结果作为单频正弦信号模板中的频率源, 从而获得高精度的心率跟踪特性。

心跳信号的精度跟踪校准设计的流程示意图如图 3 所示。由于呼吸信号往往比心跳信号更显著, 因此目前精度估计的困难主要来源于心率的估计^[16]。

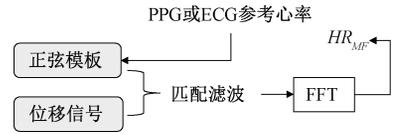


图 3 心跳信号的精度跟踪校准设计

Fig. 3 Calibration design for precision tracking of heartbeat signal

3 实验验证

3.1 平稳性测试

在办公室环境下选择了 5 个样本, 测试时人员坐在办公桌前, 并随机做小幅度动作。其中 5 个样本为 20~26 岁的男性青年, 雷达设备放置在测试人员的正前方约 40 cm 的位置。其中对于心跳的平稳性设计如 2.2 节中所述, 并取 k 等于 3; 对呼吸的平稳性设计则将当前频谱估计的结果作为滤波模板中频率的输入。

5 个样本实验结果如表 1 所示。图 4 和图 5 以 4 号样本为例对其进行了 40 s 测试过程的可视化, 可以发现测试中异常干扰的影响被降低, 呼吸率和心率估计的稳定性得到提高。其中呼吸率和心率的计算均采用逐点 FFT 的结果进行对比。方差表明了信号的稳定程度, 方差越小, 稳定性越好。其中表格中方差的定义为 1 s 内 50 个采样点方差的累加和, 以更均衡地评估在短时性内的估计平稳性。即:

$$VAR = \sum_{k=0}^{n-1} var(x[k:(k+1) \times 50]) \quad (10)$$

其中, x 表示信号序列, var 表示在当前 1 s 内计算得到的方差, VAR 为信号序列中 n 个切片方差计算结果的累加和。

表 1 平稳性测试

Table 1 Stability test

样本编号	呼吸率方差	匹配滤波后的呼吸率方差	心率方差	平稳性设计下的心率方差
1	89.013	112.463	2 005.755	54.220
2	237.280	205.454	3 579.593	69.086
3	154.457	77.489	2 088.503	117.083
4	303.979	250.576	2 824.815	81.963
5	2.407	0.000	1 053.415	22.480

3.2 心率精度测试

其中对于心跳的精度跟踪校准设计如 2.2 节中所述,

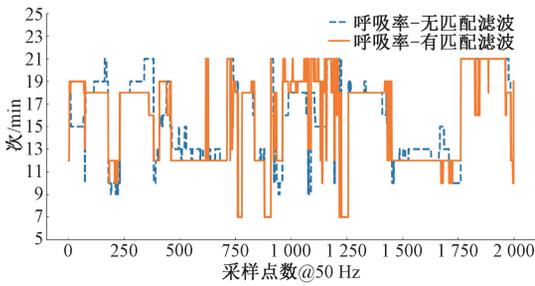


图 4 样本 4 的呼吸率平稳

Fig. 4 Stability of respiratory rate for sample 4

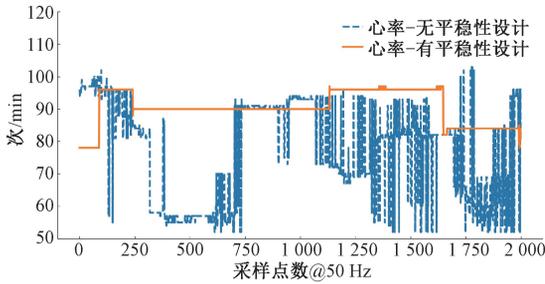


图 5 样本 4 的心率平稳

Fig. 5 Stability of heart rate for sample 4

表 2 心率精度测试
Table 2 Heart rate precision test

样本编号	心跳方差	PPG 方差	心跳与 PPG 的均方根误差	跟踪校准后与 PPG 的均方根误差
1	2 005.755	1 373.144	16.916	4.667
2	3 579.593	2 455.325	27.818	6.753
3	2 088.503	831.912	13.998	5.974
4	2 824.815	665.060	16.268	4.080
5	1 053.414	510.405	9.848 8	2.915

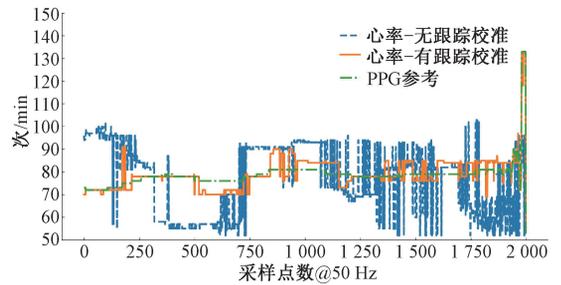


图 6 样本 4 的心率跟踪校准

Fig. 6 Heart rate tracking calibration for sample 4

测试时采用 PPG 信号作为匹配滤波模板中的频率源输入。

表 2 展现了 5 个样本的测试结果,在表中,均方根误差表明了信号的精度,均方根误差越小,精度越高。

图 6 展示了样本 4 的 40 s 测试过程,在跟踪校准后心率估计的精度和稳定性都得到了提高,且有着比 PPG 更高的灵敏度,这也是毫米波雷达测量微位移运动优势的体现^[17]。

其中,表 2 中心率均方根误差的定义区间内为所有点:
$$RMSE = \sqrt{\text{mean}[(x - y)^2]} \quad (11)$$

其中, x 表示信号序列, y 表示对比的参考序列, $mean$ 表示取平均数。

一组实时展示的环境和结果曲线结果如图 7 所示,图 7(a)反映了测试场景;图 7(b)反映了直接基于带通滤波器恢复出的心跳信号及其频谱特性,当心跳信号受到外界干扰时,其波形会出现一定程度的紊乱,导致频谱图呈现出较高的杂乱程度,难以准确识别心率;图 7(c)反映了基于设计的匹配滤波方法可以得到规整的心跳信号,同时频谱图也变得更加清晰尖锐。

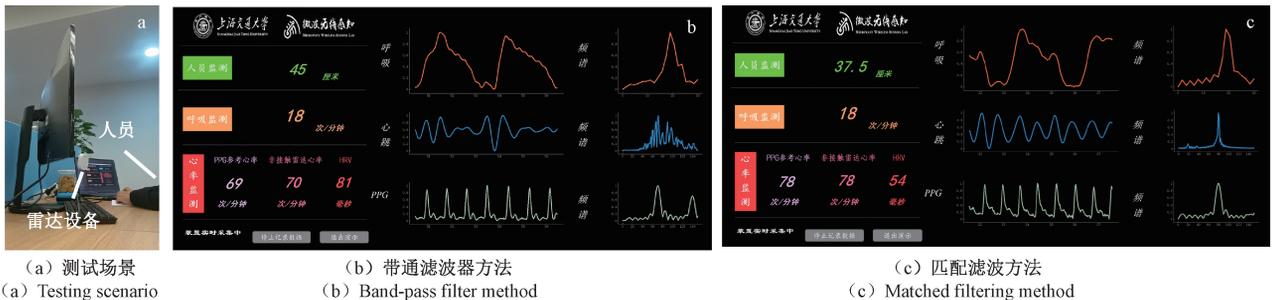


图 7 办公室环境下的实时测试结果

Fig. 7 Real-time test results in an office environment

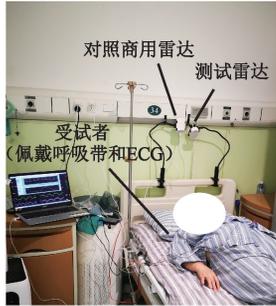
3.3 临床测试

在临床测试中,采用呼吸带测量呼吸率,并同时采用 ECG 测量心率作为对照。除了继续使用办公室环境下的实验设备继续测试外,还采用了另一款商用的雷达设备清雷 KY-30 睡眠呼吸记录仪(注册证编号湘械注准

20212071908,长沙清雷科技有限公司)进行测量对照,以在验证精度可靠性的同时说明该方法在雷达非接触测量生命体征中的实用性。如图 8(a)所示,受试者佩戴 ECG 和呼吸带躺在病床上,其源数据采样存储至电脑,在床头放置了两款测试所用的雷达,并使其对向人体胸腔位置进

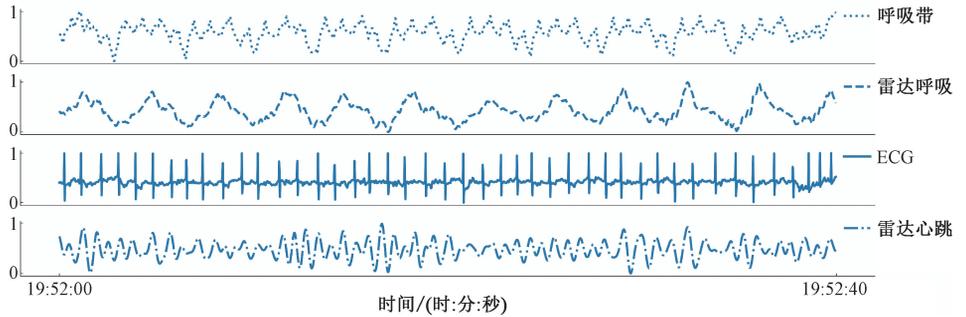
行相应的生命体征测量。其中一名受试者 40 s 数据采集的结果如图 8(b)所示。可以发现直接恢复出的雷达呼吸信号中叠加了心跳信号,而直接由带通滤波器恢复出的心跳信号则并不规整,这是由于呼吸信号中谐波等所产生的干扰所致。对比雷达和呼吸带测得的呼吸信号,以及雷达和

ECG 测得的心跳信号,尽管这些信号的波形形式并不一致,但其在反映周期性的呼吸率和心率先上,有着良好的同步性,这正是非接触生命体征测量原理的直观说明。在临床测试中,共有 6 名住院的受试者,受试者的年龄和性别信息如表 3 所示。雷达均放置在床头距人员头部约 40 cm 的上方。



(a) 受试者平躺在病床上

(a) One subject lying flat on a hospital bed



(b) 一位受试者 40 s 数据的展示

(b) Presentation of 40 s data from one subject

图 8 临床环境下的对照结果

Fig. 8 Control results in a clinical setting

表 3 呼吸率精度的临床验证 (30 s)

Table 3 Clinical validation of respiratory rate precision (30 seconds)

样本编号	性别	年龄	呼吸率(平均值±标准差)			与呼吸带的均方根误差	
			自研雷达	商用雷达	呼吸带	自研雷达	商用雷达
1	男	75	16.9±0.4	16.8±0.8	16.2±0.4	0.86	0.96
2	男	71	16.5±0.6	16.2±0.7	16.2±0.4	0.68	0.71
3	男	76	16.3±0.5	17.2±0.8	17.0±0.3	0.91	0.84
4	女	72	14.8±0.6	14.6±0.5	15.0±0.2	0.64	0.68
5	女	77	16.9±0.5	17.2±0.9	17.0±0.3	0.61	0.94
6	男	51	16.6±0.8	16.6±0.7	16.1±0.3	0.95	0.90

图 9 展示了各设备呼吸率测量值的比较,所取的信号段取自该人员当日的平稳数据。由于呼吸信号比心跳信号更显著,因此结果中两款雷达呼吸率的精度误差与参考的呼吸带对比都仅在 1 bpm 内。无论是自研雷达还是商用雷达在给定的测量区间(9~20 bpm)内,均达到了高精度的呼吸率测量结果。从图 8(b)中也可以观察到雷达和呼吸带的呼吸波形在时域上的对齐效果,这说明了目前的雷达设备在测量呼吸率时的可靠性。表 3 则进一步全面对比了 6 名受试者的呼吸率用不同的设备测得的情况。

图 10 和图 11 依次展现了对临床测试中一段 30 s 数据采集结果的分析,该段数据的心跳受到了呼吸谐波的明显干扰。其中平稳性设计如 3.1 节中所述,心率精度设计如 3.2 节中所述。

图 10 展现了平稳性设计带来了心率稳定性的提高。与参考的商用雷达对比,所采用的系统并未受到初始阶段错误估计的高心率值的干扰。经过一段时间的适应与调整,其心率监测数据能够稳定地回落到与 ECG 参考心率相一致的区间内。这意味着匹配滤波实现了对心率更好

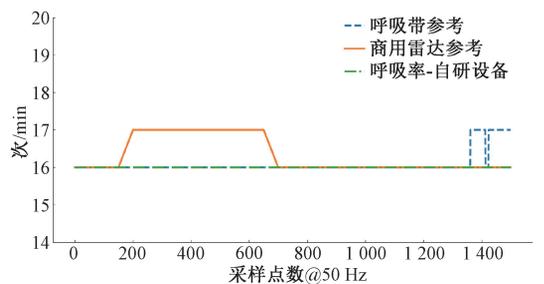


图 9 呼吸率测量值的比较

Fig. 9 Comparison of respiratory rate measurements

的平稳跟随。以方差作为平稳性衡量的标准,在无平稳性设计时,心跳方差为 920.526,而在平稳性设计后,心跳方差仅为 84.205。

图 11 展现了跟踪校准设计带来了心率精度的提高。如果接入 ECG 作为匹配滤波中的频率参考源,雷达心率和参考的 ECG 心率之间能实现很好的跟踪校准。以均方根误差作为精度衡量的标准,在无跟踪校准设计时,心跳与 ECG 的均方根误差为 10.220,而在跟踪校准设计后,心

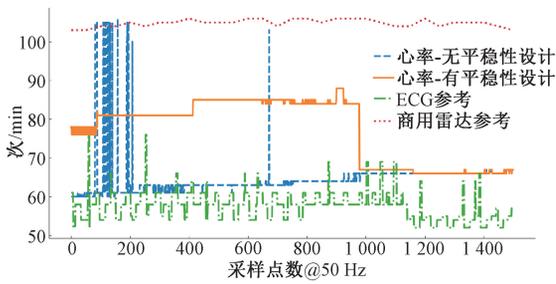


图 10 临床测试的心率平稳

Fig. 10 Stability of heart rate in clinical test

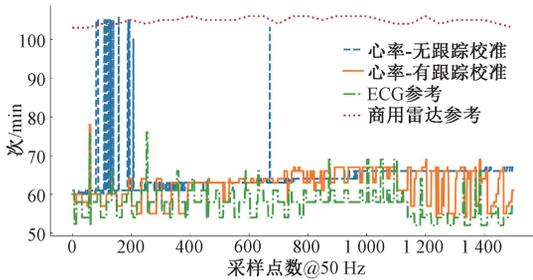


图 11 临床测试的心率跟踪校准

Fig. 11 Heart rate tracking calibration in clinical test

跳与 ECG 的均方根误差仅为 6.585。

值得注意的是,目前已经有一些实验论证了非接触生命体征测量在呼吸系统和心脏系统相关的疾病诊治方面的可行性^[18]。因此,可以展望未来雷达监测在临床场景下的应用潜力。

3.4 讨 论

采用匹配滤波方法来估计呼吸率和心率,其能够取得最优性估计的前提假设,在于短期内呼吸信号和心跳信号可以近似视为周期信号。根据傅里叶级数的理论,任何周期信号都可以被分解为一系列不同频率的正弦波的叠加。在这一框架下,表征周期性的主要分量,即那些对信号整体形态影响最大的成分,等同于频谱分析中最大值所对应的正弦信号频率分量。具体来说,应用匹配滤波技术时,实际上是在寻找与预期呼吸或心跳周期最匹配的正弦波模式,从而实现对呼吸率和心率的准确估计。

现有的信号分解和重构技术旨在全面恢复被干扰的心跳信号和呼吸信号,其核心在于识别并提取一系列信号基分量,并确定一组由基分量去表征心跳和呼吸信号模式的系数。这里系数选择的原则,主要是减少干扰,从而提高有效信号成分在重构信号中的比例。然而,这些方法的有效性高度依赖于信号基分量的组合形式。在实际应用中,由于基分量通常是预设且固定的,而不同个体的心跳信号和呼吸信号波形却可能存在显著差异。因此,这种基于固定基分量的重构方法很难做到无偏差,其适用性往往会因人而异、因场景而异。于是大量工作在根据具体场景和人群特点,开发出相应的信号分解与重

构技术,这也使得这些信号分解和重构技术的复杂度会相应变高。

对于呼吸率还是心率的估计,无论从时域角度还是频域角度估计出发,都是根据当前状态,静态地计算得到目前的信号周期,而忽略了历史信息。而匹配滤波的设计则恰当地引入了历史信息,使得信号能跟随上次的周期信息,并根据当前拥有的估计结果自适应地微调,从而得到一种平稳效果。在接入外部参考源时,其能最佳搜索出目标频率邻近区间内最佳的频率表征,从而实现心率或呼吸率的校准。这样设计下的匹配模板具有自适应性,避免了信号分解方法由于分解基分量固定时可能出现的分解失效。

但所提出的基于正弦信号设计模板的方法也存在着局限性,这便是无法最佳恢复出波形的细节信息,而只保存了周期信息。

4 结 论

本文针对目前非接触估计生命体征中缺乏最优性估计且各类算法流程仍较复杂的问题,提出了一种基于匹配滤波的非接触生命体征测量方法。

该方法以设计滤波模板为核心,且在信号接收理论上有着最佳信噪比的公式证明。文中给出了一种正弦滤波模板以适应频谱估计场景,实际测试表明其能有效增强心跳信号受干扰时频谱估计的平稳性和估计精度,同时该方法流程实现简单,运行效率高。临床测试结果进一步表明测量结果能与现行医学标准对齐,表明了非接触生命体征测量这项技术潜在的实用性。

尽管本文针对频谱估计场景展开,但也可以着眼于最优恢复出心跳信号和呼吸信号,并进行相应的模板设计。因为心跳信号和呼吸信号并不是标准的正弦信号,比如对于呼吸而言,吸气和呼气的占比在一个周期内往往就并不相同^[19]。这种周期内非对称结构的提取并不是一个正弦模板所能实现的,正弦模板完成的仅是对于当前周期频率的一个最优性恢复。

参 考 文 献

- [1] 刘震宇, 陈惠明, 陆蔚, 等. 基于改进经验模态分解的雷达生命信号检测[J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(12): 171-178.
LIU ZH Y, CHEN H M, LU W, et al. Radar life signal detection based on improved empirical modal decomposition [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(12): 171-178.
- [2] 孙苏云, 郭剑, 付阳焯, 等. 基于 FMCW 雷达的非接触式心率估计方法[J]. 电子测量技术, 2023, 46(14): 117-122.
SUN S Y, GUO J, FU Y Y, et al. A non-contact heart rate estimation method based on FMCW radar [J]. Electronic Measurement Technology, 2023, 46(14):

- 117-122.
- [3] 余慧敏, 朱姣姿. 基于新模式-小波包分解的超宽带雷达生命体征信号去噪算法[J]. 电子测量与仪器学报, 2024, 38(3): 143-151.
- YU H M, ZHU J Z. Ultra-wideband radar vital signs signal denoising algorithm based on new mode-wavelet packet decomposition [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2024, 38(3): 143-151.
- [4] WEN L, DONG SH Q, WANG Y, et al. Noncontact infant apnea detection for hypoxia prevention with a K-band biomedical radar [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2024, 71(3): 1022-1032.
- [5] 罗朗娟, 张洽. 非接触式人体生命信号检测方法研究[J]. 医疗卫生装备, 2021, 42(11): 8-19.
- LUO L J, ZHANG Q. Research on non-contact human life signal detection method [J]. Healthcare Equipment, 2021, 42(11): 8-19.
- [6] 薛帅康, 王小月, 许致火, 等. 面向人体呼吸心跳同时监测的雷达信号处理方法综述[J]. 电讯技术, 2023, 63(12): 1995-2002.
- XUE SH K, WANG X Y, XU ZH H, et al. A review of radar signal processing methods for simultaneous monitoring of human respiratory heartbeat [J]. Telecommunications Technology, 2023, 63 (12): 1995-2002.
- [7] 据泽东, 黄晓红. 基于毫米波雷达的动态目标生命体征检测研究[J]. 电子测量技术, 2022, 45(16): 27-33.
- JU Z D, HUANG X H. Research on dynamic target vital signs detection based on millimetre wave radar [J]. Electronic Measurement Technology, 2022, 45(16): 27-33.
- [8] 景会成, 白英杰, 曾凯, 等. 基于 77 GHz 毫米波雷达感知的生命体征检测方法[J]. 电子测量技术, 2022, 45(22): 55-63.
- JING H CH, BAI Y J, ZENG K, et al. Detection of vital signs based on 77 GHz millimetre wave radar sensing [J]. Electronic Measurement Technology, 2022, 45(22): 55-63.
- [9] 马骁, 卢晓光, 张喆, 等. 基于时变滤波经验模态分解的非接触式心率变异性估计方法[J]. 数据采集与处理, 2024, 39(4): 1009-1019.
- MA X, LU X G, ZHANG ZH, et al. A non-contact heart rate variability estimation method based on empirical modal decomposition with time-varying filtering[J]. Data Acquisition and Processing, 2024, 39(4): 1009-1019.
- [10] GU CH ZH. Short-range noncontact sensors for healthcare and other emerging applications: A review[J]. Sensors, 2016, 16(8): 1169.
- [11] 刘劲涛, 张泽生, 顾昌展, 等. 基于微型化 FMCW 雷达的抗振乘员健康监测[J]. 雷达科学与技术, 2022, 20(4): 391-408.
- LIU J T, ZHANG Z SH, GU CH ZH, et al. Vibration-resistant occupant health monitoring based on miniaturised FMCW radar[J]. Radar Science and Technology, 2022, 20(4): 391-408.
- [12] PIOTROWSKY L, JAESCHKE T, KUEPPERS S, et al. Enabling high accuracy distance measurements with FMCW radar sensors[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2019, 67 (12): 5360-5371.
- [13] LIU J T, LI Y CH, GU CH ZH. Solving phase ambiguity in interferometric displacement measurement with millimeter-wave FMCW radar sensors[J]. IEEE Sensors Journal, 2022, 22 (9): 8482-8489.
- [14] DONG SH Q, LI Y CH, LU J Y, et al. Accurate detection of doppler cardiograms with a parameterized respiratory filter technique using a K-band radar sensor[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2023, 71(1): 71-82.
- [15] MCGUIRE B A, LOOMIS R A, BURKHARDT A M, et al. Detection of two interstellar polycyclic aromatic hydrocarbons via spectral matched filtering[J]. Science, 2021, 371(6535): 1265-1269.
- [16] LI Y CH, LU J Y, DONG SH Q, et al. Temporal-spatial equivalent virtual array technique for accurate vital sign monitoring [C]. 2023 IEEE/MTT-S International Microwave Symposium-IMS 2023, 2023: 1093-1096.
- [17] GU CH ZH, ZHANG Z SH, LIU J T, et al. Characterization of the frequency ramp nonlinearity impact on the range estimation accuracy and resolution in LFMCW radars [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2023, 72: 1-12.
- [18] WEN L, ZHANG ZH, WANG J L, et al. Enhancing heart failure monitoring: Biomedical radar-based detection of cheyne-stokes respiration[C]. 2024 IEEE Radio and Wireless Symposium(RWS), 2024: 42-45.
- [19] DONG SH Q, WEN L, LI Y CH, et al. Remote respiratory variables tracking with biomedical radar-based IoT system during sleep[J]. IEEE Internet of Things Journal, 2024, 11: 19937-19948.

作者简介

曹杰, 博士研究生, 主要研究方向为毫米波雷达系统、AI算法在近距雷达感知中的应用。

温力, 博士研究生, 主要研究方向为雷达近距感知技术在生物医学领域的应用。

唐敏, 护士, 主要研究方向为心脏重症诊治及监护。

郭宜竞, 医师, 主要研究方向为心脏重症诊治及监护。

顾昌展(通信作者), 博士, 副教授, 博士生导师, 主要研究方向为射频/微波/毫米波电路与系统、毫米波系统一体化集成, 近距雷达感知及在人机交互、物联网、生物医学等方面的应用。

E-mail: changzhan@sjtu.edu.cn