

文章编号 1004-924X(2025)20-3180-12

混合式 TOF 传感宠物狗呼吸监测系统的设计

时正顺¹, 刘宏月^{1*}, 曹 燕²

(1. 上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200444;

2. 上海蓝石宠物医院, 上海 200070)

摘要:针对犬类心力衰竭诊疗中呼吸频率连续监测的临床需求,开发一种混合式 TOF(Time-of-Flight)传感的新型非接触式呼吸监测系统。提出单点-点阵混合式 TOF 传感架构,构建自适应空间监测模型以适应宠物不同姿态的监测。基于 STM32 嵌入式平台实现传感器时序协同控制与原始信号预处理,通过 LabVIEW 上位机开发实时呼吸波形解析算法,并光学校准测试优化点阵 TOF 测距参数。静态场景下对小型犬的测试表明,系统呼吸频率测量误差 ≤ 2 BPM (breaths per minute)。LabVIEW 界面可实时显示呼吸波形与 BPM 值,验证了光学 TOF 传感在活体监测中的可行性。单点-点阵混合 TOF 系统通过光学测量优化与空间自适应策略,实现了高精度犬静态呼吸监测,为宠物医疗领域提供了小型化、低成本的生物光学测量新方案。

关键词:TOF 传感器;非接触式监测;宠物呼吸频率;心力衰竭犬;LabVIEW

中图分类号:TP212 **文献标识码:**A

doi:10.37188/OPE.20253320.3180

CSTR:32169.14.OPE.20253320.3180

Design of a respiration monitoring system for pet dogs based on hybrid TOF

SHI Zhengshun¹, LIU Hongyue^{1*}, CAO Yan²

(1. College of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University,
Shanghai 200444, China;

2. Shanghai Lanshi Pet Hospital, Shanghai 200444, China)

* Corresponding author, E-mail: lhy320208@shu.edu.cn.

Abstract: To address the clinical need for continuous respiratory rate monitoring in dogs with heart failure, this study developed a novel non-contact respiratory monitoring system based on Hybrid TOF (optical time-of-flight) sensing. A hybrid single-point/array TOF sensing architecture was proposed, incorporating a spatial adaptive monitoring model to accommodate varying pet postures. An STM32-embedded platform enabled sensor synchronization and raw signal preprocessing, while a LabVIEW-based host computer implemented real-time respiratory waveform analysis algorithms. Optical calibration tests optimized array TOF ranging parameters. Testing on small-sized dogs under static conditions demonstrates a respiratory rate measurement error of ≤ 2 breaths per minute (BPM). The LabVIEW interface enables real-time visualization of respiratory waveforms and BPM values, confirming the feasibility of optical TOF

收稿日期:2025-06-07;修订日期:2025-08-02.

基金项目:国家自然科学基金面上项目(No. 52377117)

sensing for vital sign monitoring. The hybrid TOF system achieves high-precision static respiratory monitoring in dogs through optical measurement optimization and spatial adaptive strategies, which provides a miniaturized, low-cost bionic optical solution for veterinary medical applications.

Key words: TOF sensor; non-contact monitoring; pet respiration rate; dogs with heart failure; LabVIEW

1 引言

近年来,社会结构的深刻变革推动养宠群体持续扩容并呈现多元化特征,涵盖单身青年、空巢老人、育前家庭等不同群体。随着宠物主人对宠物健康管理意识的不断增强,宠物医疗监测需求已从基础护理向精准化、预防性医疗转型。作为老年犬的高危疾病之一,心力衰竭(Chronic Heart Failure, CHF)的慢性疾病管理需求急剧增长^[1]。呼吸频率(Respiratory Rate, RR)作为反映犬类心肺功能的核心生理参数,其异常变化与心脏衰竭、呼吸系统疾病存在强相关性^[2-4]。研究表明,中小型犬的CHF病程进展遵循美国兽医内科学院(American College of Veterinary Internal Medicine, ACVIM)分期规律^[5-7],即:B1期(静息RR维持18~25 BPM)、B2期(出现夜间阵发性呼吸困难,RR>30 BPM)和C期(持续RR异常,RR>40 BPM,伴腹式呼吸主导模式)。宠物呼吸频率的动态监测不仅有助于B2/C期过渡临界点的识别,更能为药物使用提供量化依据^[8]。

目前,呼吸监测技术研究多集中于接触式与非接触式双路径^[9]。接触式方案以可穿戴设备为主^[10],对宠物而言,如心电监护需剃除毛发并辅以皮肤电极^[11-14],胸腹带式传感器^[15],但存在侵入性强、易诱发应激反应等缺陷,部分场景甚至需麻醉以抑制运动伪影^[16-17]。Alessandra等^[18]提出一种基于惯性测量单元的新型可穿戴系统,该系统可准确估计狗的呼吸频率,并提供验证数据,但过程中需对被测宠物进行麻醉^[19-22]。对心衰犬而言,强制剃毛安装ECG电极易引发RR异常加速,掩盖真实病理呼吸模式且易加重病情。长期佩戴胸腹带式传感器会导致部分个体出现皮肤擦伤或压疮,尤其B2/C期病犬的低蛋白血症会加剧组织脆弱性,不宜佩戴任何接触式监测设备。为抑制运动伪影的麻醉操作,会使ACVIM C期病犬的死亡率大幅提升。

与接触式相比,非接触式技术通过光学或射

频传感突破了物理接触限制,如Wang等^[23]提出了一种基于超宽带雷达的非接触式动物生命体征监测方案,具有较好的毛皮穿透性,准确率达95%以上。然而,雷达系统易受环境干扰,且硬件成本与系统组成复杂制约其对现实医疗场景中心力衰竭犬的监测,且其产生的电磁辐射可能会干扰心脏起搏器,无法用于植入式医疗设备的病犬。尽管现有技术在宠物呼吸监测领域取得一定进展,但接触式方案的侵入性限制与非接触式系统的环境敏感性及高成本问题,仍需探索兼具高鲁棒性、低侵入性与实用性的新型监测手段。

针对上述问题,本文将单点式与点阵式TOF传感器相融合,结合系统空间自适应监测模型设计,提出了一种基于单点-点阵混合式TOF(Time-of-Flight)传感的宠物呼吸监测系统。同时,通过STM32嵌入式平台实现TOF的开发调试,结合LabVIEW完成呼吸信号特征提取、自适应阈值报警以及实时呼吸波形和频率的监测显示。该系统突破传统接触式传感的生理干扰瓶颈。

此外,相较于传统单模非接触式方案,本研究的单点-点阵混合式TOF通过三个传感器协同机制进一步提升呼吸监测的捕获范围和精度。单点TOF捕捉快速呼吸事件(如B2期阵发性呼吸困难),点阵TOF通过空间平均抑制运动伪影,同时克服单点TOF传感器因毛发遮挡可能造成的信号丢失。总体而言,单点TOF保障高频监测,点阵TOF提供空间冗余,为宠物医疗领域的日常智能监护提供新型技术解决方案。

2 基于单点-点阵混合式TOF传感的呼吸监测系统研发

2.1 系统模型构建

针对传统接触式监测方法侵入性强及笼养环境部署困难的问题,本文采用基于飞行时间法

(TOF)的激光测距^[24-26]传感器,通过非接触式胸腹位移检测实现心力衰竭犬静息呼吸频率的连续监测。本系统采用两个单点式和一个点阵式(4×4点阵列)TOF实现协同布局,结合笼体结构与犬类呼吸运动特性,构建空间自适应监测网络模型。针对宠物在笼中不同的静息姿态,结合犬类呼吸运动生物力学特征选择监测敏感区,设计不同的传感器空间布局方式;同时,结合LabVIEW等软件开发一套非接触式呼吸监测系统,为宠物医疗领域对患上心力衰竭犬进行呼吸监测提供一种准确可行的方法。

所设计的整体空间自适应监测系统模型如图1所示。该模型主要包括TOF传感硬件模块、LabVIEW软件模块以及自适应TOF传感监测模块。针对宠物狗的多姿态呼吸监测需求,传感器空间布局设计如下:侧卧姿态下,TOF-1(单点)部署于胸侧中部主呼吸区以捕获胸腔运动信号,TOF-2(单点)置于腹部中央监测腹式呼吸辅助特征,TOF-3(点阵)覆盖胸腹联合区域,实现呼吸信号的多维度监测;仰卧姿态时,胸腹位移显著,TOF-1定位于胸骨上端主呼吸区,TOF-2布设于剑突下方腹部落差区,通过双单点交叉验

证提升数据可靠性,TOF-3(点阵)布置于胸腹交界区补充监测;蜷缩姿态下,因主呼吸区受躯体遮挡,TOF-1转移至背部隆起代偿区,TOF-2监测侧腹下方的次生运动信号,TOF-3则通过后躯分散点阵实现冗余覆盖,有效捕捉代偿性呼吸模式。该监测模型动态适配宠物狗姿态变化,优化传感器空间分布,确保复杂体态下呼吸监测的连续性与准确性。表1为图1中TOF传感器的具体布局映射表。

表 1 TOF 传感器布局表

Tab. 1 TOF Sensor Deployment Table

姿态类型	传感器位置	监测区域
侧卧	TOF-1(单点)	胸侧中部
	TOF-2(单点)	腹部中央
	TOF-3(点阵)	胸腹联合区
仰卧	TOF-1(单点)	胸骨上端
	TOF-2(单点)	剑突下方
	TOF-3(点阵)	胸腹交界区
蜷缩	TOF-1(单点)	背部隆起区
	TOF-2(单点)	侧腹下方
	TOF-3(点阵)	后躯分散区

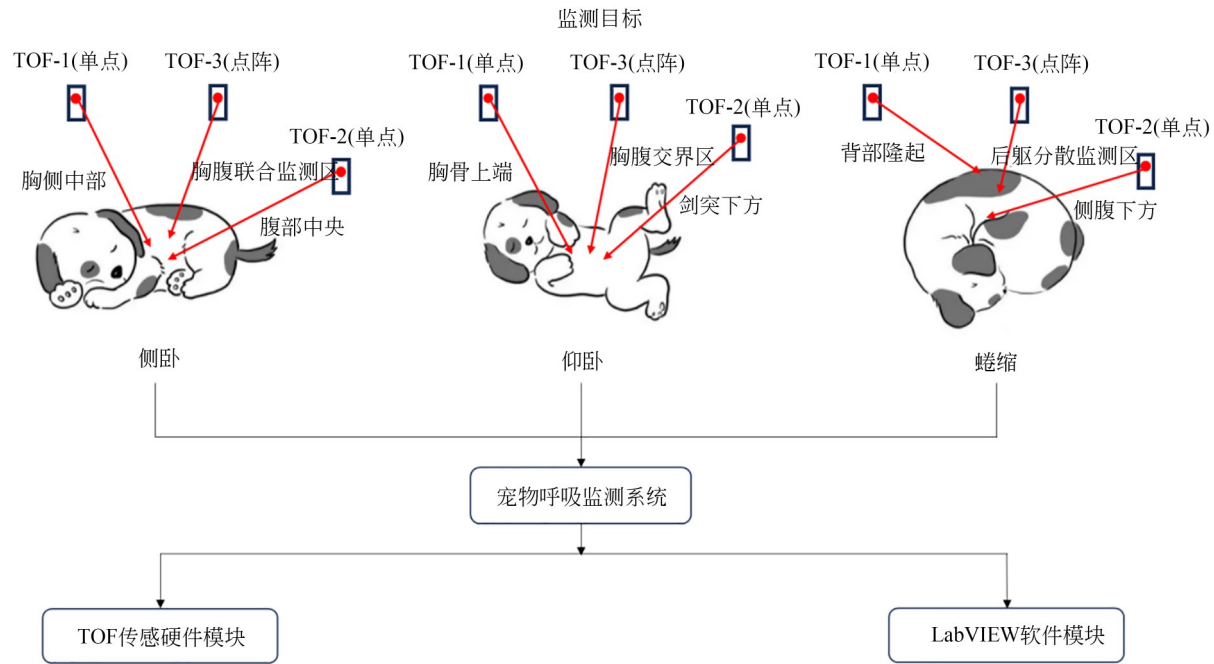


图1 单点-点阵混合式TOF传感呼吸监测系统空间自适应监测模型

Fig. 1 Hybrid single-point/array TOF spatial adaptive monitoring model for respiratory sensing system

该系统主要通过监测心衰犬连续性的呼吸动作来获得实时的呼吸频率,从而判断它们的身体状况,呼吸频率主要通过检测其最近一分钟连续呼吸波形的波峰数量来得到,当检测到连续高于设定阈值的呼吸波形则开始计算呼吸频率。对于健康犬类而言,因为没有明显的腹式呼吸,阈值一般以 TOF 最大精度设定为 1 mm,而对于心衰犬而言,发病时的腹式呼吸更加明显,故监测腹部的传感器阈值设定会较大些,下面给出不同姿态下针对心衰犬具体的自适应阈值数值设定:

侧卧和仰卧姿态下,监测胸侧中部和胸腹联

合区域的 TOF1 和 TOF3 阈值设定为 1 mm,监测腹式呼吸的 TOF2 阈值设定为 2 mm。

蜷缩姿态下,监测背部隆起呼吸代偿区以及后躯的 TOF1 和 TOF3 阈值设定为 1 mm,监测侧腹下方的 TOF2 阈值设定为 2 mm。自适应阈值的设定和更改在上位机 LabVIEW 中的波峰检测 VI 中进行。

2.2 系统总体设计

呼吸监测系统的总体设计包括三层架构:传感层、嵌入式处理层以及上位机应用层。系统总体架构如图 2 所示。

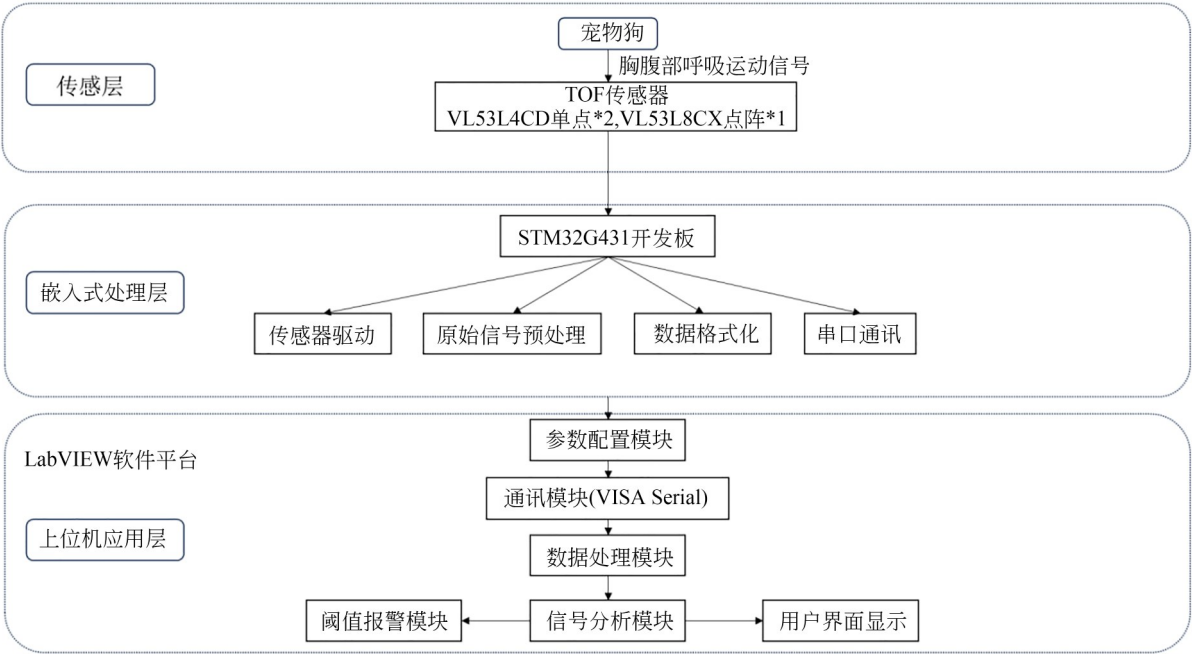


图 2 呼吸监测系统总体架构图

Fig. 2 System architecture diagram of the respiratory monitoring system

该系统基于单点式和点阵式 TOF 激光测距传感器来实现,两款 TOF 分别搭载在两个不同的 STM32 开发板上,原始距离数据由 TOF 传感器采集,经由 STM32 嵌入式平台进行预处理和格式化,使其数据采集精度和采样频率满足实验需求,再通过串口上传至 LabVIEW 上位机软件。LabVIEW 软件依次进行参数配置、通讯、数据解析、存储、滤波降噪、波峰检测(呼吸频率计算)、阈值判断(报警),最终在用户界面上实时显示呼吸波形和频率结果。

2.3 TOF 硬件设计

2.3.1 TOF 测距原理及参数

TOF 激光测距传感器采用脉冲测距方法^[27-28],通过测量发射出的光子被被测物表面反射后回到接收器的飞行时间来计算 TOF 与被测物表面的距离^[29],原理如图 3 所示,其核心计算公式为:

$$d = \frac{c \times t}{2}, \tag{1}$$

其中: c 表示光速, t 表示飞行时间。整个 TOF 传感器包括发射器模块、接收器模块、计时电路和信号

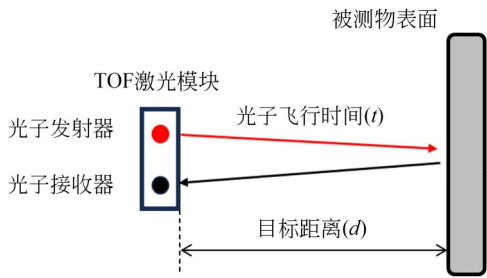


图3 TOF 飞行时间测距原理

Fig. 3 Principle of Time-of-Flight (TOF) distance measurement

处理单元^[30],广泛应用于三维成像^[31]等各个领域。

本文选用的单点式 TOF 板载 VL53L4CD 芯片,点阵式 TOF 板载 VL53L8CX 芯片。VL53L4CD 与 VL53L8CX 均采用脉冲式测距技术以避免相位式检测的波形解析误差,且均配备 I²C 通信接口(传输速率可达 1 MHz)并支持 921600 波特率。其中,VL53L4CD 芯片模块具有 1~1 300 mm 宽量程测距能力,精度为±1 mm,采样频率为 100 Hz,适用于高动态场景;而 VL53L8CX 芯片模块测距范围为 1~400 mm,最大采样频率为 15 Hz,适用于短距离复杂表面检测场景。为了保护传感器且便于安装和夹持,设计了传感器封装保护壳。TOF 传感电路板实物与封装图如图 4 和图 5 所示。

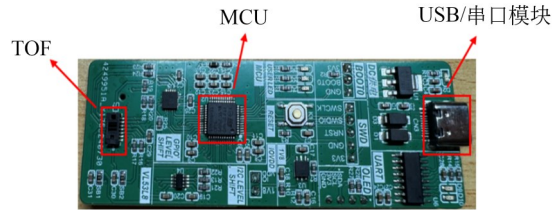


图4 TOF 传感电路板实物图

Fig. 4 Actual image of TOF senso

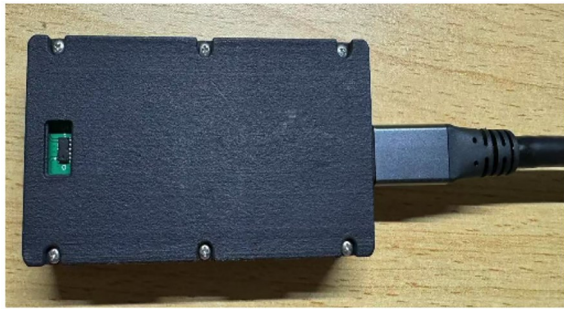


图5 TOF 传感器封装图

Fig. 5 TOF sensor package diagram

相较于现有非接触式方案,本系统采用 TOF 传感的核心优势体现在 TOF 直接测量光子飞行时间,可以达到±1 mm 的位移分辨率,在宠物姿态变化或微动时,仍可保持监测的稳定,而像超宽带雷达依赖胸腔微动多普勒频移间接推算呼吸位移,精度相对较低,且对于心衰犬的医疗监测场景来说,超宽带雷达的电磁辐射可能干扰植入式心脏设备,而 TOF 发射的 940 nm 完全不可见的红外光以及零电磁干扰特性完美契合起搏器病犬。此外,超宽带雷达系统需要专用的射频芯片及复杂的信号处理单元,整机成本高昂。本系统采用商用 TOF 模块,硬件成本低,功耗小,是一种临床兼具低成本、高精度与安全性的方案。

2.3.2 TOF 嵌入式信号预处理与时序协同控制

TOF 传感器(单点/点阵)通过 I²C 接口将测距结果输出至 STM32。单点 TOF 的原始数据包含单次测量的距离值、时间戳、状态码(指示测量状态,如 STATUS=0 表示距离数据有效)以及接收到的光子数量;点阵 TOF 则包含 16 个独立测点的距离值数组、每个测点的状态码以及对应的时间戳。

STM32 固件执行原始信号预处理操作,对单点式和点阵式 TOF 进行状态校验与有效性判定,对于单点式 TOF 预处理结果为有效的距离值及其对应的时间戳。对于点阵式 TOF 预处理结果为包含有效测点的距离值数组及其对应的时间戳,后续为消除周期性方波噪声进一步加入了对 TOF 输出数据平均滤波的预处理操作。预处理后的数据通过串口发送至 LabVIEW 上位机。

三个 TOF 分别采用三条 USB/串口的数据线与上位机连接,TOF 传感器按 STM32 硬件触发信号同步启动测量,LabVIEW 实时读取采集到的数据并处理后显示在波形图表上,时间戳与采样周期与 TOF 测量的输出结果保持一致,使系统具有实时性。

2.4 上位机软件系统设计

系统软件设计部分基于 LabVIEW 进行开发,包括通讯模块、参数配置模块、数据处理模

块、信号分析模块、阈值报警模块以及界面显示模块,具体开发流程如图 6 所示。

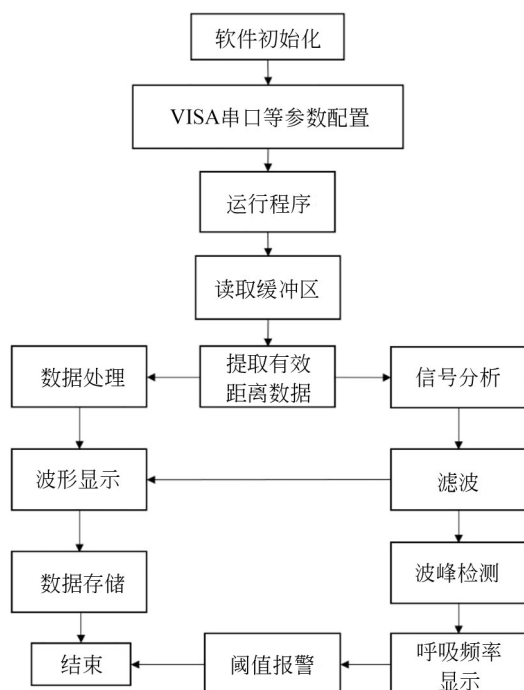


图 6 LabVIEW 软件开发流程图

Fig. 6 LabVIEW software development flowchart

单点式和点阵式 TOF 均通过串口协议与 LabVIEW 通讯,利用 VISA 完成串口通信。参数配置模块主要是对传感器通道、波特率、采样频率等进行配置。数据处理模块主要是对读取到的 TOF 传感器数据进行有效距离数据提取、处理和存储等操作,其中,单点式 TOF 采用单次数据完整接收机制,通过解析串口数据提取有效距离值,校验状态位(零值判定有效)后实时更新并存储;点阵式 TOF 因多测点数据量较大,采用分帧接收与数据重组策略,即分别解析 16 个独立测点距离值后,取平均值并同步存储。信号分析模块主要包括滤波降噪、波峰检测(设定每个 TOF 的自适应阈值)等操作,以进一步获得实时呼吸频率。阈值报警模块是对实时呼吸频率设定阈值,超出或低于所设定的阈值则会报警提示呼吸急促或缓慢。最后,对 LabVIEW 前面板进行监测界面设计,所设计监测界面的前面板与程序框图如图 7 和图 8 所示。

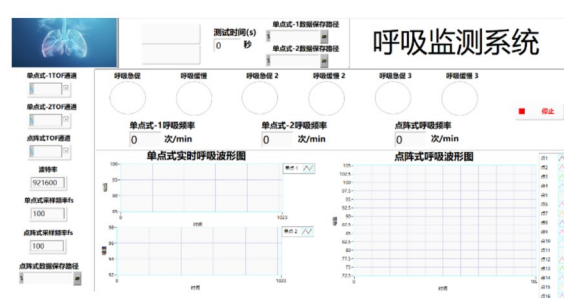


图 7 LabVIEW 软件监测显示界面

Fig. 7 Real-time respiratory monitoring interface of LabVIEW-based system

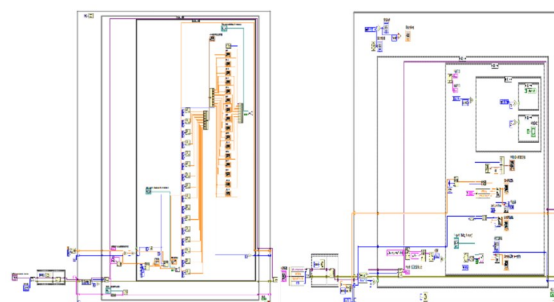


图 8 LabVIEW 软件程序框图

Fig. 8 Block diagram of hybrid single-point/array TOF integration in LabVIEW

2.5 实验系统搭建及性能测试

2.5.1 实验系统搭建

基于上述软硬件设计完成系统搭建,整套系统主要由 TOF 传感器、计算机、固定支架组成,使用支架固定 TOF 并对准监测目标,采用 USB/C 转接线将 TOF 与计算机 COM 口连接并与 LabVIEW 软件完成通讯,以人为监测对象对 TOF 进行前期性能测试。实验测试场景如图 9 所示。



图 9 实验系统现场测试场景

Fig. 9 Experimental system field test scenario

2.5.2 调试优化及性能测试

TOF 主要是通过监测宠物呼吸时胸腹部位移变化来获得呼吸频率,所以对 TOF 的采样频率和精度有一定的要求,采样频率必须高于宠物的呼吸频率且精度必须小于宠物单次呼吸时的胸腹部位移变化。

此次实验旨在评估单点式(VL53L4CD)与点阵式(VL53L8CX)TOF 传感器在呼吸监测场景下的适用性,针对其可能存在的噪声与采样率不足问题进行光学校准优化,并通过人体呼吸频率监测验证系统性能。

首先,对 TOF 传感器进行基础性能测试,将两款 TOF 固定后对准墙体进行定距测试,单点式 TOF (VL53L4CD)表现出 100 Hz 采样率与 ± 1 mm 测量精度,满足宠物呼吸监测需求。然而,点阵式 TOF (VL53L8CX)初始测试显示 1~2 Hz 低采样率与 ± 10 mm 的周期性方波噪声。分析表明,VL53L8CX 内置固件算法存在双稳态距离值振荡缺陷,需通过平均滤波的方法抑制周期性噪声干扰,在点阵式 TOF 的嵌入式程序中将每个测点前后两次的数据做平均,来抵消算法带来的跳动,同时调节自主测距模式下的时间预算(Timing Budget)与测距频率(Ranging Frequency),建立时间预算与测距频率的平衡关系,时间预算越长测量越稳定,但相对的测距频率会降低。做完平均滤波后的点阵式 TOF 在 10~50 cm 的定距测试中的周期性方波噪声优化至 ± 5 mm 左右,在此基础上进一步调节时间预算以提高测距稳定性。表 2 为实际测试中时间预算、频率和精度三者的对应关系。由表 2 可以得到将时

表 2 点阵式 TOF 时间预算-频率-精度关系

Tab. 2 Interrelationship among timing budget, ranging frequency, and measurement accuracy for array TOF

时间预算/ms	频率/Hz	精度/mm
15	15	± 5
50	10	± 2
60	7	± 1
80	2	± 1

间预算提升至 60 ms 后,测距频率最大稳定于 7 Hz 左右,同时精度优化至 ± 1 mm。

TOF 与 LabVIEW 通过 VISA 协议进行串口通讯,利用 LabVIEW 读取缓存区的数据并进一步处理,距离数据通过 Chebyshev 滤波器进行带通滤波消除噪声后在波形图表上实时显示为呼吸波形,同时对最近 60 s 的波形数据进行峰值检测以同步显示呼吸频率。图 10 为滤波前后的波形对比,可以看到去噪效果十分明显。

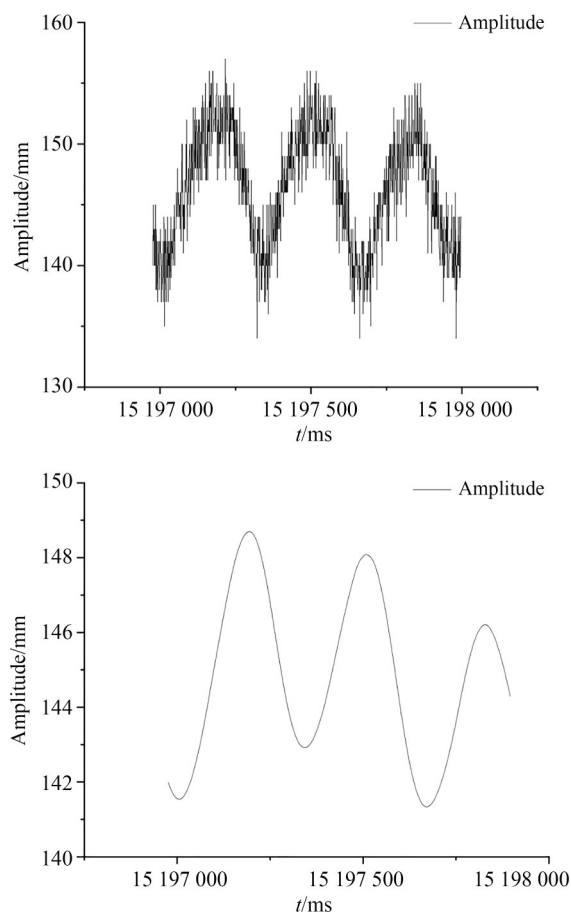
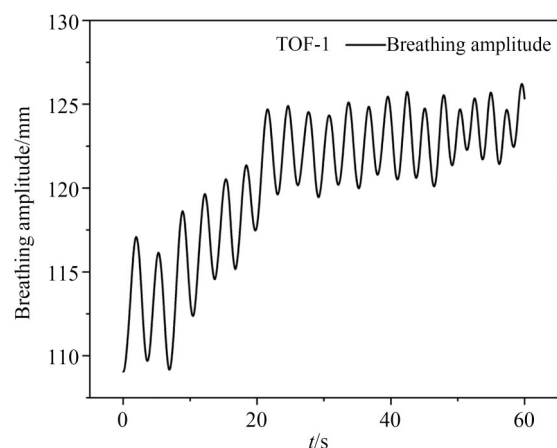


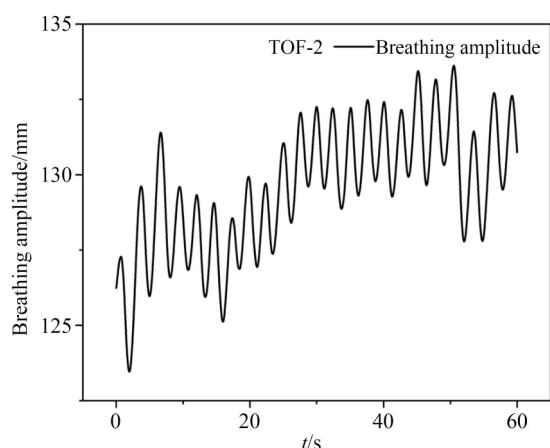
图 10 滤波前后噪声抑制效果对比

Fig. 10 Comparison of noise suppression effects before and after filtering

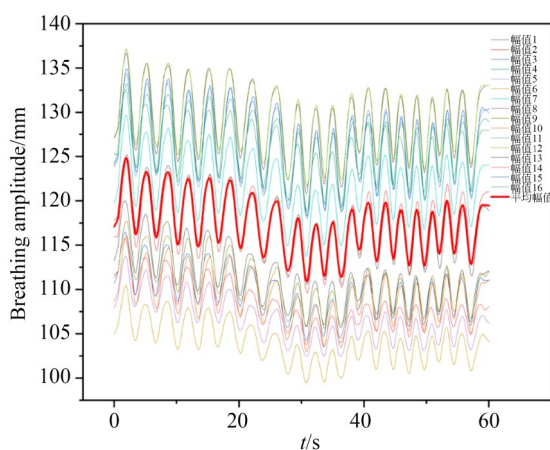
完成 TOF 优化调试后进行人体呼吸频率监测性能测试,将单点式和点阵式 TOF 置于人体胸腹部前 120 mm 左右的位置,同时开始监测并人工计数呼吸频率。单点式与点阵式 TOF 的呼吸监测结果如图 11 所示。



(a) 单点式TOF-1
(a) Single-Point TOF-1



(b) 单点式TOF-2
(b) Single-Point TOF-2



(c) 点阵式TOF监测结果
(c) Array TOF

图 11 单点-点阵式 TOF 呼吸监测结果

Fig. 11 Hybrid single-point/array TOF respiratory monitoring results

由图 11 可知,该单点-点阵混合式 TOF 传感的呼吸监测系统可以很好地捕捉人体的呼吸,单点式和点阵式 TOF 传感器能够同时进行监测,并通过 LabVIEW 实时显示呼吸波形以及呼吸频率。测试时,通过人工计数得到的呼吸频率为 21 BPM,而由单点式 TOF-1 和 TOF-2 监测得到的呼吸频率分别为 21 BPM 和 23 BPM,与人工计数的结果误差分别为 0 BPM 和 2 BPM,而点阵式 TOF 16 个测点所监测到的呼吸频率分布在 19~22 BPM 的区间范围内,而经过平均化后所得到的呼吸频率为 20.6 BPM,与人工计数的结果误差为 0.6 BPM,由此可以看出两款 TOF 的测量精度都可以满足宠物呼吸监测的需求。

3 场景验证实验与结果

以宠物狗为目标对象,进行呼吸监测系统场景验证实验。本次实验为原理验证性实验,此类研究可接受 $n=1\sim3$ 的样本量。考虑到心衰宠物狗的身体状态,此次实验选取健康犬只作为实验对象,实验的核心目标是验证光学 TOF 传感在活体犬呼吸监测中的可行性及准确性,以及所提出的空间自适应模型的有效性。

实验环境选择在室内,采用柔光照明。实验对象经行为学筛选,排除高应激反应个体,实验前禁食 2 h 并静息适应环境 15 min 以维持代谢稳态,避免剧烈活动影响呼吸频率。实验过程中保持环境安静,减少外界干扰。采用宠物狗的品种为雪纳瑞(体重 7.2 kg,年龄 3 岁),将宠物狗置于固定软垫平台上,由宠物医生在旁辅助。为便于监测验证,宠物狗采取仰卧姿态。

依据所提出的空间自适应监测模型,针对仰卧姿态,分别将单点式和点阵式 TOF 传感器固定在支架上,调整高度使两单点式 TOF 分别对准宠物狗的胸部和腹部,点阵式 TOF 对准宠物胸腹交界区,距离目标区域约 10~30 cm。支架底座与实验平台采用夹持固定,确保稳定性。同时设定上位机的各项配置参数,单点式 TOF 与点阵式 TOF 波峰检测的自适应阈值设置为 1 mm。图 12 为非接触式呼吸监测实验验证场景。

图 13 为双单点式 TOF 监测的宠物狗整体呼吸波形,选取时间范围为 150 s,可以看到在实验



图 12 非接触式呼吸监测实验验证场景

Fig. 12 Experimental validation scenario of non-contact respiration monitoring

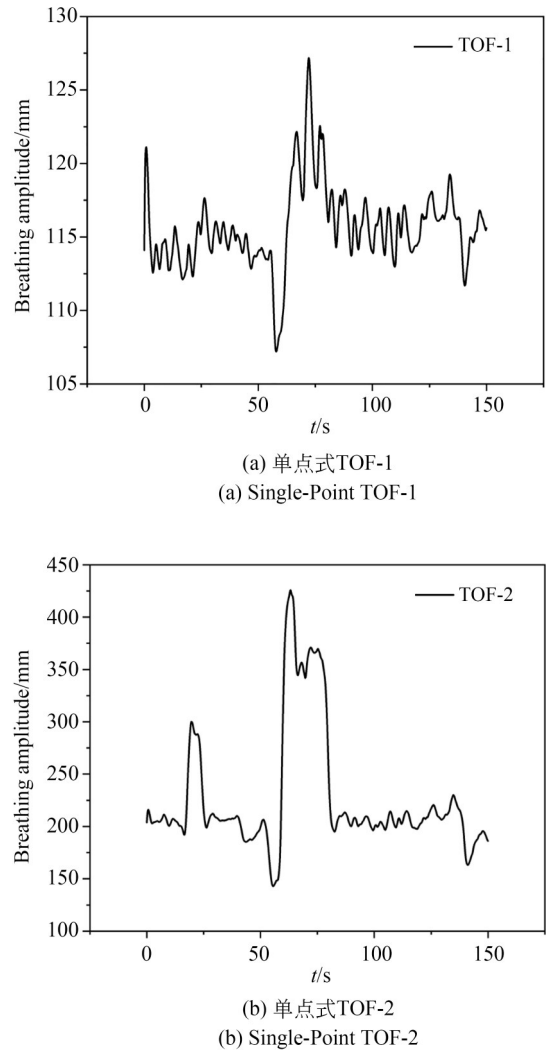


图 13 双单点式 TOF 整体呼吸波形图

Fig. 13 Integrated respiration waveform of two single-point TOFs

过程中监测胸部的 TOF-1 的呼吸波形相对比较平稳,而监测腹部的 TOF-2 在 55 s 时出现较大波动,波动时间与监测过程中宠物腹部产生抽动时间相吻合。由此可知,实际监测场景中,宠物呼吸波动在腹部区域比较明显,而胸部区域相对平稳,单点式 TOF 可以很好地捕捉宠物的呼吸信号,得到监测宠物的呼吸状态。实验中,通过肉眼观察计数得到的呼吸频率为 16 BPM,TOF-1 与 TOF-2 所监测到的呼吸频率分别约为 16 BPM 和 14 BPM,与实际呼吸频率的误差很小,具有较高的测量精度。

图 14 是点阵式 TOF 监测的宠物狗整体呼吸波形,选取时间范围 120 s,从图中可以很直观地看到每个测点的呼吸波形,监测得到的各个测点呼吸频率在 15~19 BPM 区间内,平均化后得到的呼吸频率为 16.375 BPM。点阵式 TOF 实验时,通过观察宠物腹部得到平均呼吸频率为 16 BPM,平均化后所得到的呼吸频率与人工计数相吻合。由此可知,点阵式 TOF 进行呼吸监测的稳定性较高,但需采用平均化以减小误差。

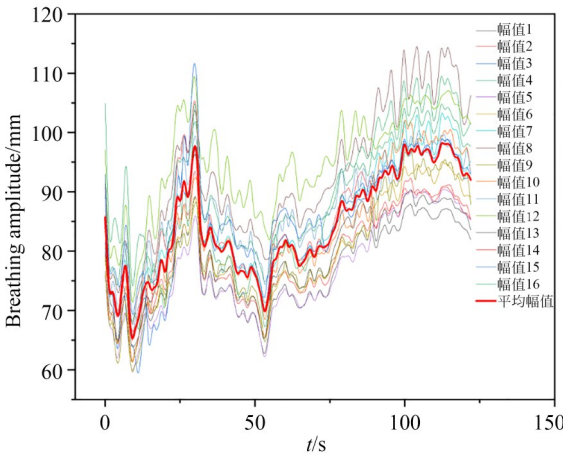


图 14 点阵式 TOF 整体呼吸波形图

Fig. 14 Integrated respiration waveform of array-type TOF

4 分析与讨论

实验结果表明,单点式 (VL53L4CD) 与点阵式 (VL53L8CX) TOF 对静息态犬类呼吸状

态具有良好的捕获效果,但二者呈现差异化性能特性。单点式TOF凭借100 Hz高采样率与 ± 1 mm位移分辨率,在静息状态下可实现对呼吸频率的高精度监测,但其单通道测量特性导致空间鲁棒性不足,监测对象的微小活动可能引发信号失真。点阵式TOF通过 4×4 测点矩阵实现空间平均效应,虽受限于7 Hz采样率,但测量范围较大,允许实验犬在肢体微动条件下仍保持稳定监测空间鲁棒性高。整体而言,两款TOF各有优劣,将二者结合构建的空间自适应监测模型可以进一步提高系统对宠物狗呼吸的捕获概率以及呼吸频率监测的准确性。

需要强调的是,本研究作为原理验证和初步可行性探索,本阶段实验在健康犬仰卧姿态下获得的性能指标(呼吸频率误差约1~2 BPM)为系统建立了一个重要的性能基线。这些结果验证了光学TOF传感非接触捕捉犬类呼吸信号的基本原理的可行性和在稳定静息状态下的初步精度。这为后续研究引入心力衰竭患病犬作为实验对象,以及纳入不同品种、体型犬只和多种静息姿态(侧卧、蜷缩)作为扩展和对照组,提供了不可或缺的参照基础和对比依据。

参考文献:

- [1] 刘石. 犬病毒性肠炎的发病特点与防治措施[J]. 河南农业, 2025(5): 79-80.
LIU S. Pathogenic characteristics and preventive measures of canine viral enteritis[J]. *Agriculture of Henan*, 2025(5): 79-80. (in Chinese)
- [2] 樊明言. 一例老年犬心脏二尖瓣关闭不全诊断报告[J]. 山东畜牧兽医, 2024, 45(10): 57-59, 61.
FAN M Y. Diagnosis of mitral insufficiency in an elderly dog[J]. *Shandong Journal of Animal Science and Veterinary Medicine*, 2024, 45(10): 57-59, 61. (in Chinese)
- [3] NADJA E SIGRIST DR MED VET D, ADAMIK DR MED VET K N, MARCUS G DOHERR DR MED VET P, *et al.* Evaluation of respiratory parameters at presentation as clinical indicators of the respiratory localization in dogs and cats with respira-

5 结 论

本文设计了一套基于单点-点阵混合式TOF传感的呼吸监测系统,为宠物医疗领域新型日常监测用医疗设备研发提供了一种新的方法和思路。该系统相较于一些传统的接触式监测方法而言对宠物的侵入性更低且拥有较高的测量精度,尤其对于患心力衰竭的犬只而言可避免因触碰给宠物带来的不适和侵入感。单点-点阵TOF用于宠物呼吸监测的可行性以及准确性均在健康小型犬只的身上得到了验证,系统呼吸频率测量误差在1~2次/min(BPM),且能够实时返回宠物呼吸波形,点阵TOF精度经优化后由初始 ± 10 mm提升至 ± 1 mm。后续工作应聚焦于:(1)在兽医监督和严格伦理规范下,开展针对不同ACVIM分期心力衰竭犬的系统性实验,评估本监测方案在病理状态下的有效性和临床价值;(2)扩展实验样本,纳入多种犬种、体型以及侧卧、蜷缩等静息姿态,提供多因素下的性能统计分析结果,全面验证系统的普适性。

作者贡献声明:

时正顺:系统设计、数据分析与论文撰写;
刘宏月:论文构思、审核和修改;
曹燕:宠物监测专业指导。

- tory distress[J]. *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care*, 2011, 21(1): 13-23.
- [4] 李梦伟,亢玉,寇宇晴,等. 基于可穿戴设备量化分析急性心衰患者夜间呼吸模式的探索性研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2023, 40(6): 1108-1116.
LI M W, KANG Y, KOU Y Q, *et al.* Exploratory study on quantitative analysis of nocturnal breathing patterns in patients with acute heart failure based on wearable devices[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2023, 40(6): 1108-1116. (in Chinese)
- [5] SALT C, MORRIS P J, BUTTERWICK R F, *et al.* Comparison of growth patterns in healthy dogs and dogs in abnormal body condition using growth standards[J]. *PLoS One*, 2020, 15(9): e0238521.
- [6] 张争祯,肖桂兰,石昊源,等. 犬、猫心脏疾病的诊断与治疗研究进展[J]. 现代畜牧科技, 2025(1): 104-107.

- ZHANG Z Z, XIAO G L, SHI H Y, *et al.* Research developments in diagnostics and treatment of canine and feline heart diseases[J]. *Modern Animal Husbandry Science & Technology*, 2025(1): 104-107. (in Chinese)
- [7] REECEW O, ERICKSON H, GOFF J P, *et al.* *Physiology of Domestic Animals* [M]. USA: Wiley, 2015.
- [8] 肖龙演, 文杨奋, 农绍积, 等. 犬细小病毒病的预防与控制措施[J]. 畜牧业环境, 2023(23): 53-55.
XIAO L Y, WEN Y F, NONG S J, *et al.* Prevention and control measures of canine parvovirus disease[J]. *Animal Industry and Environment*, 2023(23): 53-55. (in Chinese)
- [9] 郭健, 陈雨行, 王丽荣, 等. 非接触式呼吸与心率信号采集系统[J]. 光学精密工程, 2019, 27(6): 1354-1361.
GUO J, CHEN Y H, WANG L R, *et al.* Non-contact respiratory rate and heart rate signal acquisition system[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2019, 27(6): 1354-1361. (in Chinese)
- [10] 陈泓瑜, 王在浩, 孟龙, 等. 柔性可穿戴传感系统设计[J]. 生物医学工程学杂志, 2023, 40(6): 1071-1083.
CHEN H Y, WANG Z H, MENG L, *et al.* Design of flexible wearable sensing systems[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2023, 40(6): 1071-1083. (in Chinese)
- [11] DETWEILER D K. *The Dog Electrocardiogram: A Critical Review*[M]. Comprehensive Electrocardiology. London: Springer London, 2010: 1861-1908.
- [12] FARMER J B, LEVY G P. A simple method for recording the electrocardiogram and heart rate from conscious animals[J]. *British Journal of Pharmacology and Chemotherapy*, 1968, 32(1): 193-200.
- [13] GONDER J C, GARD E A, LOTT N E. Electrocardiograms of nine species of nonhuman Primates sedated with ketamine[J]. *American Journal of Veterinary Research*, 41(6): 972-975.
- [14] ECKENFELS A, TRIEB G. The normal electrocardiogram of the conscious beagle dog[J]. *Toxicology and Applied Pharmacology*, 1979, 47(3): 567-584.
- [15] DOLITTLE. Wearable Pet Health Management Device [EB/OL]. 2022-08-11 [2025-02-15]. <https://zentry.kr/>
- [16] TSUKAMOTO A, SERIZAWA K, SATO R, *et al.* Vital signs monitoring during injectable and inhalant anesthesia in mice[J]. *Exp Anim*, 2015, 64(1): 57-64.
- [17] BAILEY J E, PABLO L S. Anesthetic monitoring and monitoring equipment: application in small exotic pet practice[J]. *Seminars in Avian and Exotic Pet Medicine*, 1998, 7(1): 53-60.
- [18] ANGELUCCI A, BIRETTONI F, BUFALARI A, *et al.* Validation of a wearable system for respiratory rate monitoring in dogs[J]. *IEEE Access*, 2024, 12: 80308-80316.
- [19] MENKES A. Pet animal collar for health & vital signs monitoring, alert and diagnosis: US13400595 [P]. US20130014706A1, [2025-02-16]. DOI: US20130014706 A1.
- [20] LTD P. Acoustically enhanced pet animal collar for health & vital signs monitoring, alert and diagnosis[P]. US20190289827A1, [2019-06-12].
- [21] JACKSON R. How to Take Your Pet's Vital Signs: Heart Rate, Respiratory Rate and Body Temperature [EB/OL]. 2024 [2025-02-15]. <https://support-uk.rover.com/hc/en-gb/articles/360033146531-How-to-check-a-dog-s-vital-signs>
- [22] KINDIG J R, BEESON T P, CAMPBELL R W, *et al.* Acoustical performance of the stethoscope: a comparative analysis[J]. *American Heart Journal*, 1982, 104(2 Pt 1): 269-275.
- [23] WANG P F, MA Y Y, LIANG F L, *et al.* Non-contact vital signs monitoring of dog and cat using a UWB radar[J]. *Animals*, 2020, 10(2): 205.
- [24] 赖慧敏, 刘杰, 刘红海, 等. 激光雷达接收机中时刻鉴别模块的研究和设计[J]. 半导体光电, 2024, 45(2): 303-307.
LAI H M, LIU J, LIU H H, *et al.* Design of time discrimination module in LiDAR receiver [J]. *Semiconductor Optoelectronics*, 2024, 45(2): 303-307. (in Chinese)
- [25] 闫语畅, 陈潇洒, 薛简洋, 等. 一种扫频干涉激光测距系统设计[J]. 光学学报, 2024, 44(18): 166-175.
YAN Y C, CHEN X S, XUE L Y, *et al.* Design of frequency scanning interferometry laser ranging system[J]. *Acta Optica Sinica*, 2024, 44(18): 166-175. (in Chinese)
- [26] ZYGMUNT M, JAKUBASZEK M, SĘDEK B, *et al.* Real-time measurement technique of the echo

- signal magnitude in ToF laser scanners[J]. *Measurement*, 2023, 208: 112453.
- [27] 虞静,涂朴.一种TDC结合相位的激光测距研究与实现[J].*自动化技术与应用*,2023,42(1):51-54,68.
- YU J, TU P. Research and implementation of laser ranging based on TDC and phase[J]. *Techniques of Automation and Applications*, 2023, 42(1): 51-54, 68. (in Chinese)
- [28] 赵旭,苏中,李连鹏,等.脉冲激光飞行时间测距误差补偿技术研究进展[J].*激光与光电子学进展*,2021,58(23):9-18.
- ZHAO X, SU Z, LI L P, *et al.* Research progress of error compensation technology for pulsed laser time-of-flight ranging [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2021, 58(23): 9-18. (in Chinese)
- [29] 任彦儒,宗思光,梁善永,等.水下激光通信系统接收机倾角及位置对接收光功率的影响研究[J].*半导体光电*,2022,43(6):1184-1189.
- REN Y R, ZONG S G, LIANG S Y, *et al.* Study on the influence of receiver tilt angle and position on the received optical power in underwater laser communication systems [J]. *Semiconductor Optoelectronics*, 2022, 43(6): 1184-1189. (in Chinese)
- [30] 元林,高传顺,林珑君,等.一种基于BiCNN的TOF测距精度补偿方法[J/OL].*半导体光电*,1-7[2025-03-27].
- QI L, GAO C S, LIN L J, *et al.* A BiCNN-based TOF Ranging Accuracy Compensation Method[J/OL]. *Semiconductor Optoelectronics*, 1-7[2025-03-27]. (in Chinese)
- [31] 韩圆,李有治,纪珍辰,等.阵列飞行时间实时非视域成像技术[J].*光学精密工程*,2025,33(3):377-388.
- HAN Y, LI Y Z, JI Z C, *et al.* Technologies of real-time non-line-of-sight imaging based on time-of-flight array[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2025, 33(3): 377-388. (in Chinese)

作者简介:



时正顺(2000—),男,江苏宿迁人,硕士研究生,2023年于浙江理工大学获得学士学位,现为上海大学机电工程与自动化学院机械专业硕士研究生,主要研究方向为智能传感系统开发,目前致力于非接触式宠物健康监测设备的系统研发。

E-mail:1556887121@shu.edu.cn

通讯作者:



刘宏月(1983—),女,黑龙江人,副教授,现为上海大学机电工程与自动化学院教师,主要从事智能结构状态监测、智能传感系统研发等研究。

E-mail: lhy320208@shu.edu.cn