

综述

呼气末二氧化碳检测技术研究进展

王 威^{1,2}, 王 翊¹, 刘延祥¹, 杨卓青³, 李 铁^{1,*}

(1. 中国科学院上海微系统与信息技术研究所, 上海 200050; 2. 中国科学院大学, 北京 100049;
3. 上海交通大学 集成电路学院, 上海 200240)

摘要: 呼气末二氧化碳(ETCO₂)作为反映肺部气体交换状态的重要生理参数,在呼吸疾病管理等医疗场景中具有重要应用价值。随着呼吸健康管理及便携式医疗设备需求的日益增长,呼吸监测正朝着连续化、无创化与便携化方向发展,ETCO₂检测技术面临动态响应、高湿干扰及系统小型化等多重工程约束,对传感技术的综合性能提出了更高要求。本文从ETCO₂检测的应用场景出发,系统分析了其在浓度范围、动态特性、环境干扰及工程实现等方面的关键技术约束。在此基础上,对非分光红外(NDIR)、光声光谱(PAS)、可调谐二极管激光吸收光谱(TDLAS)、固态气敏及半导体传感等CO₂气体传感技术进行了对比评估。综合多参数分析表明,NDIR技术在选择性、量程、系统复杂度及工程实现可行性等方面与ETCO₂检测需求具有最优的整体适配性。进一步地,本文综述了NDIR技术在ETCO₂检测中的研究进展,并指出未来ETCO₂检测技术可在NDIR体系下,通过器件优化、系统集成及数据驱动等方法的引入,实现高精度、低功耗与多参数融合的持续提升,为呼吸健康的连续监测与精准评估提供重要技术支撑。

关键词: 呼气末二氧化碳; 呼吸监测; 气体传感技术; 研究进展

中图分类号: TP212.3

文献标志码: A

DOI: 10.3724/jfmd.2603043

CSTR: 32180.14.jfmd.2603043

Research progress on end-tidal carbon dioxide detection technology

WANG Wei^{1,2}, WANG Yi¹, LIU Yanxiang¹, YANG Zhuoqing³, LI Tie^{1,*}

(1. Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200050, China; 2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China; 3. School of Integrated Circuits, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: End-tidal carbon dioxide (ETCO₂), as an important physiological parameter reflecting the state of gas exchange in the lungs, has significant application value in medical scenarios such as respiratory disease management. With the increasing demand for respiratory health monitoring and portable medical devices, respiratory monitoring is advancing toward continuous, non-invasive, and portable approaches. ETCO₂ detection technology faces multiple engineering constraints, including dynamic response, high humidity interference, and system miniaturization, which impose stringent requirements on the overall

收稿日期: 2026-03-30; 修订日期: 2026-04-17

作者简介: 王 威(2000—), 男, 硕士研究生, 研究方向为 CO₂ 传感器及其应用(E-mail: wangwei@mail.sim.ac.com)

通信作者: 李 铁(1970—), 男, 研究员, 研究方向为微纳传感(E-mail: tli@mail.sim.ac.cn)

performance of sensing technologies. This paper, starting from the application scenarios of ETCO_2 detection, systematically analyzes its key technical constraints in terms of concentration range, dynamic characteristics, environmental interference, and engineering implementation. Based on this analysis, a comparative evaluation is conducted of CO_2 gas sensing technologies, including non-dispersive infrared (NDIR), photoacoustic spectroscopy (PAS), tunable diode laser absorption spectroscopy (TDLAS), solid-state gas sensing, and semiconductor sensing₂. Through comprehensive multi-parameter analysis, NDIR technology demonstrates optimal overall suitability for ETCO_2 detection requirements in terms of selectivity, measurement range, system complexity, and engineering feasibility. Furthermore, this paper reviews the research progress of NDIR technology in ETCO_2 detection and concludes that future advancements in ETCO_2 detection can achieve continuous improvements in high precision, low power consumption, and multi-parameter fusion within NDIR-based systems through device optimization, system integration, and data-driven approaches, thereby providing critical technical support for continuous monitoring and accurate assessment of respiratory health.

Key words: end-tidal carbon dioxide; respiratory monitoring; gas sensing technology; research progress

0 引言

二氧化碳监测技术最初起源于第二次世界大战期间,用于监测密闭空间内的大气 CO_2 浓度^[1]。1950 年,该技术首次应用于医学领域,实现了对麻醉状态下呼出二氧化碳的测量。直至 20 世纪 80 年代初,随着检测设备的小型化与性能提升,二氧化碳监测仪才正式成为麻醉监护中的重要组成部分^[2-3]。

随着现代医学向精准化、连续化和无创化方向发展,呼吸生理参数的实时监测在疾病诊断、治疗评估及围术期管理中发挥着日益重要的作用。二氧化碳(CO_2)作为人体代谢产生并经肺部排出的主要气体,其在呼吸过程中的动态变化可直接反映肺通气、气体交换及循环灌注状态^[4]。其中,呼气末二氧化碳分压(end-tidal carbon dioxide, ETCO_2)被认为是最接近肺泡 CO_2 水平的无创指标之一^[5]。

大量研究表明,在正常通气与机械通气条件下, ETCO_2 与动脉血二氧化碳分压(PaCO_2)之间具有良好的相关性^[6-10]。因此, ETCO_2 监测已被广泛应用于麻醉监护、重症监护(ICU)和机械通气管理等多个临床场景^[11]。相较于间断式的血气分析检测, ETCO_2 监测具有连续、实时、无创的显著优势,能够及时反映患者通气状态的变化,对临床决策具有重要指导意义。

CO_2 检测技术经历了从早期化学比色法到光学吸收法^[12-13],再到近年来的非色散红外(NDIR)、

光声光谱(PAS)、可调谐二极管激光吸收光谱(TDLAS)以及电化学气敏等方法的发展。这些技术在环境监测或工业检测中各具优势,但在 ETCO_2 这一特定应用场景下,其适用性存在显著差异。

与传统气体检测不同, ETCO_2 信号来源于人体呼吸过程,具有周期性动态变化、高浓度区间以及多干扰共存等特征,使得检测系统不仅需具备良好的测量性能,还需在工程实现层面平衡响应速度、抗干扰能力与系统复杂度。因此,单纯基于灵敏度或检测极限对技术进行比较,难以反映其在 ETCO_2 场景中的实际应用价值。

基于此,本文从 ETCO_2 检测的生理特征与工程约束出发,系统分析不同气体检测技术的适配性,重点探讨 NDIR 技术在该场景中的优势,并对其他新型检测方法的局限性进行对比分析,以期对相关设备的技术选型与发展提供参考。

1 呼气末二氧化碳检测的基本原理

1.1 呼吸生理基础与 ETCO_2 形成机制

人体代谢过程中产生的二氧化碳经血液运输至肺部,并通过肺泡-毛细血管膜扩散进入肺泡气体中,随后随呼气排出体外^[14]。在一次完整的呼吸周期中,呼出气体的 CO_2 浓度并非恒定,而是呈现明显的阶段性变化,该过程通常以 ETCO_2 波形

(capnogram)进行表征。

如图1所示,典型的ETCO₂波形可划分为四个阶段:第一阶段为呼吸道死腔气体排出阶段,几乎不含CO₂;第二阶段为死腔气与肺泡气的混合阶段,CO₂浓度迅速上升;第三阶段为肺泡平台期,主要反映肺泡气体成分,其末端即为ETCO₂值;第四阶段为吸气开始阶段,CO₂浓度迅速下降。ETCO₂通常取第三阶段末端的CO₂分压或体积分数,能够较好地代表肺泡CO₂水平^[15]。

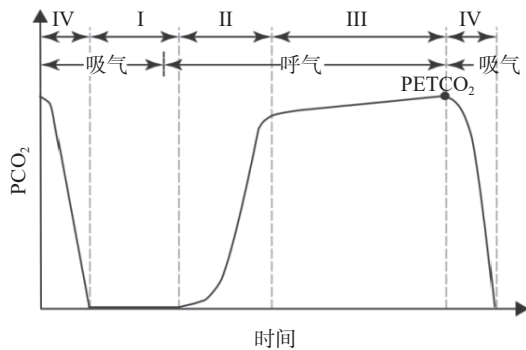


图1 单次呼吸二氧化碳波形^[16]

Fig. 1 Single-breath carbon dioxide waveform^[16]

1.2 ETCO₂与血气参数的关系

在理想情况下,当肺泡通气充分且通气/灌注比例匹配良好时,ETCO₂与PaCO₂的差值较小,通常维持在3~8 mmHg范围内^[17-21]。然而,如图2^[22]

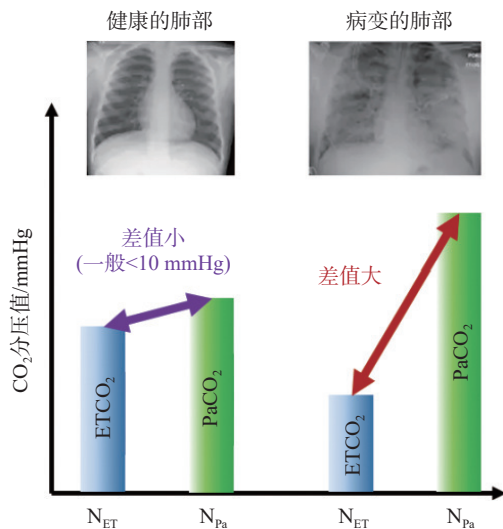


图2 不同肺部状态下ETCO₂与PaCO₂的关系^[22]

Fig. 2 The relationship between end-tidal carbon dioxide (ETCO₂) and arterial carbon dioxide partial pressure (PaCO₂) under varying pulmonary conditions^[22]

所示,在多种病理或特殊生理状态下,二者相关性可能受到干扰。例如,肺通气不足、肺血流减少、死腔通气增加或心输出量下降等因素均可导致ETCO₂与PaCO₂出现显著偏离^[15]。

在临床应用中,ETCO₂可用于间接评估肺气体交换功能,并辅助判断气道阻塞、呼吸抑制或麻醉复苏效果等^[23]。基于对ETCO₂波形形态及数值变化的综合分析,可获取较单一数值更为丰富的生理信息^[24]。

2 气体检测技术及应用适配性分析

2.1 气体检测技术原理及其特性

为分析不同气体检测技术在ETCO₂特定应用场景中的适用性,本文首先介绍各类主流CO₂检测技术的基本原理及其特性。

2.1.1 NDIR

NDIR技术的基本原理基于二氧化碳分子对特定波长红外辐射的选择性吸收特性。CO₂在约4.26 μm波段具有显著的特征吸收峰,当红外光通过含CO₂的气体样品时,光强衰减程度与气体浓度之间满足Beer-Lambert定律^[25-26],通过测量透射光强变化即可实现CO₂浓度的定量检测。

NDIR技术具有结构相对简单、稳定性高及抗干扰能力强等特点,在中高浓度范围内可保持良好的线性响应;通过合理设计气室结构与气流路径,可实现快速响应^[27]。NDIR系统通常采用窄带滤光与双通道差分检测方式,因此环境因素(如水汽)对测量结果的影响较小。

2.1.2 PAS

PAS技术是一种间接光吸收技术,其基本原理是:当调制光源照射气体样品时,吸收特定波长光能的气体分子发生周期性非辐射跃迁,导致局部温度和压力随调制频率周期性变化,进而在封闭腔体内产生可检测的声波信号^[28-32]。

如图3所示,Yin等^[33]搭建了一套基于PAS技术的呼出气CO₂检测系统,实现了在缓慢呼吸周期(约40 s)下ETCO₂波形的获取。该技术具有较高灵敏度,但系统结构复杂,且对环境噪声敏感^[34]。尽管在缓慢呼吸条件下可获得清晰的ETCO₂曲线,但在动态呼吸信号检测中其稳定性仍存在明显不足。

此外, 信号响应特性与声学系统设计密切相关^[35], 工程实现难度较高。

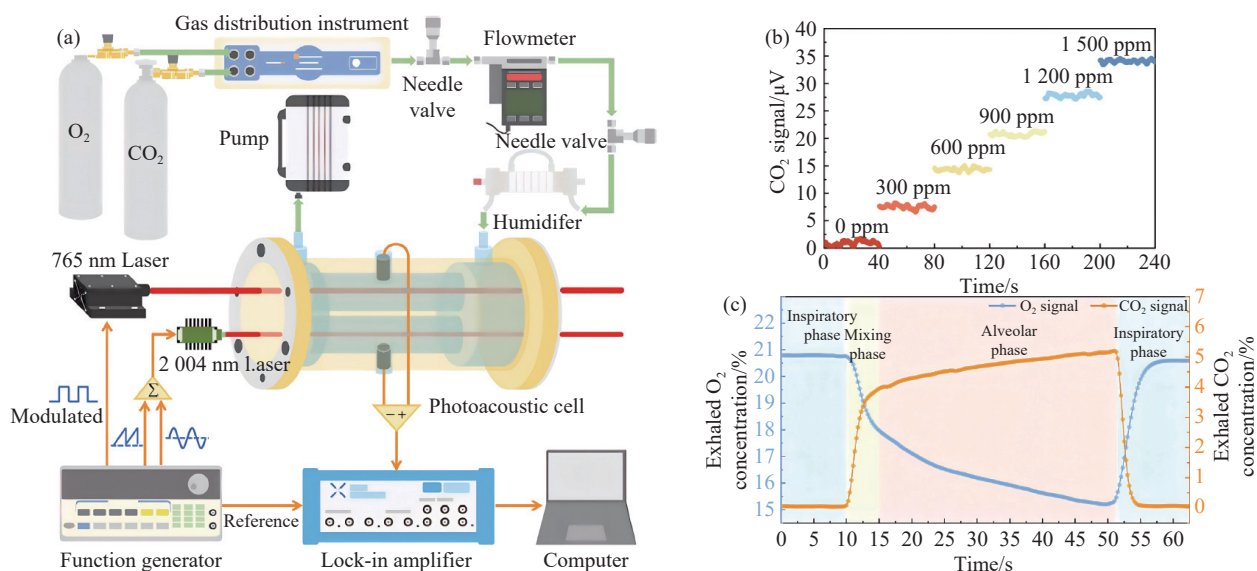


图3 基于光声光谱的ETCO₂传感系统^[33]。(a)用于检测ETCO₂的光声气体传感器系统示意图;(b)CO₂浓度在0~1500 ppm步进时的传感器输出;(c)一个缓慢呼吸周期的详细视图:吸气相、混合相和肺泡相

Fig. 3 Photoacoustic spectroscopy-based ETCO₂ sensing system^[33]. (a) Schematic of the photoacoustic gas sensor system for ETCO₂ and ETO₂ detection; (b) CO₂ gas sensor response to concentration steps from 0 to 1500 ppm; (c) detailed view of a slow breath cycle, showing the inspiratory phase, mixing phase, and alveolar phase

2.1.3 TDLAS

TDLAS技术是一种基于窄线宽激光对气体特征吸收线进行高分辨检测的方法,其原理是利用激光器在特定吸收线附近进行精细波长扫描,通过检测光强随波长变化的吸收谱线,实现对目标气体的高选择性与高灵敏度测量^[36-38]。

如图4所示,Lou等^[39]利用TDLAS结合垂直腔面发射激光器(VCSEL)与有效光程为20 m的多反射池,实现了呼气CO₂曲线的实时在线测量。TDLAS技术展现出优异的灵敏度与响应速度,但系统成本高、光学结构复杂^[40],且工程实现难度较大。

2.1.4 电化学与固态气敏技术

除光学检测技术外,基于化学反应或电化学过程的气敏传感技术亦被用于CO₂检测。研究者采用阳离子导体材料(如Na-β/β'-氧化铝或NASICON),并结合气敏辅助相Na₂CO₃构建电位型CO₂传感体系^[41-46],通过CO₂与敏感材料发生反应,引起电压、电流或电阻的变化,从而实现气体浓度的测量。

Sieber等^[47]基于NASICON材料体系,开展了固态电解质气体传感器在循环呼吸器(rebreather)中应用可行性的初步研究,如图5所示。研究结果

表明,该类传感器结合呼吸面罩结构可实现ETCO₂检测。然而,其输出信号与CO₂分压呈反对数关系,需通过复杂标定实现非线性校正,增加了系统实现难度。此外,该类传感器通常需在高温条件(>400℃)下工作,加热功耗高达1.5~2.0 W,且器件寿命仅约700 h,难以满足长期连续监测需求。同时,电化学传感机制对环境组分较为敏感,在呼出气体多组分(如高湿度及混合气体)条件下易产生交叉干扰,导致测量误差增大。

2.1.5 半导体式气体传感技术

半导体式气体传感器主要由金属氧化物材料(如ZnO、SnO₂、TiO₂和Fe₂O₃等)制成,其工作原理基于目标气体在半导体材料表面的吸附或脱附过程,引起材料电导率或其他电学特性的变化,从而产生可测量的电信号,并经后处理电路转换为气体浓度值^[48]。

如图6所示,Chang等^[49]针对传统半导体CO₂传感器在灵敏度与选择性方面的不足,提出了一种基于多层复合结构的改进方案:通过构建氮掺杂超纳米晶格金刚石(NUNCD)与ZnO的电荷传输层,并引入具有优异CO₂吸附能力的PEI-PEG聚合物作为表面吸附层,形成PEI-PEG/ZnO/NUNCD/Si

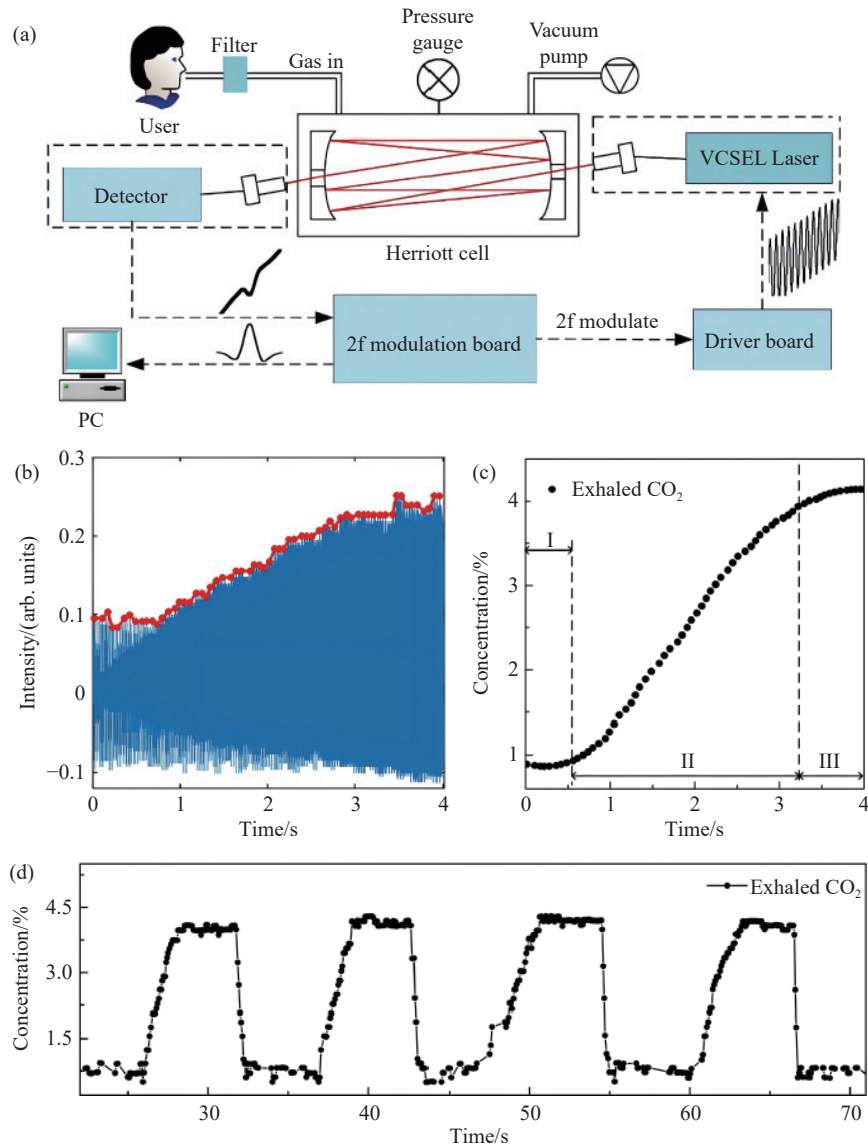


图4 基于TDLAS的呼气 CO_2 检测系统^[39]。(a)TDLAS实验系统示意图;(b)一名23岁健康男性在潮气量加呼气储备量呼吸过程中获得的 CO_2 呼气浓度曲线序列;(c)单次呼气过程中,记录呼吸节律三个阶段的呼气 CO_2 浓度变化曲线;(d)静息状态下正常呼吸1 min内呼气 CO_2 浓度的变化曲线

Fig. 4 TDLAS-Based exhaled CO_2 detection system^[39]. (a) Schematic drawings of the experimental TDLAS setup; (b) CO_2 expiragrams obtained from a healthy 23-year-old male individual during tidal breathing combined with expiratory reserve volume; (c) curves of exhaled CO_2 concentration across the three phases of the respiratory cycle during a single exhalation; (d) curves of exhaled CO_2 concentration during 1 min of normal resting breathing

复合电极结构。

研究表明,该复合结构通过“吸附层-电荷传输层”的协同作用机制,有效提升了器件的灵敏度与选择性,并可在室温条件下实现对 CO_2 的高灵敏检测,为呼出气 CO_2 传感提供了一种具有应用潜力的技术路径。然而,该研究仍主要停留在理想气体环境下的实验验证阶段,测试条件以简单混合气体为主,尚缺乏在复杂呼出气体环境中的系统性评

估。在实际应用中,当气氛中存在硫化物等干扰气体时,传感材料易发生中毒效应,导致性能退化,长期使用过程中存在稳定性下降的问题^[50-51]。

2.2 技术适配性分析

2.2.1 ETCO_2 检测的技术约束

与传统环境气体检测相比, ETCO_2 检测具有显著的应用场景特异性,其技术需求并非追求单一

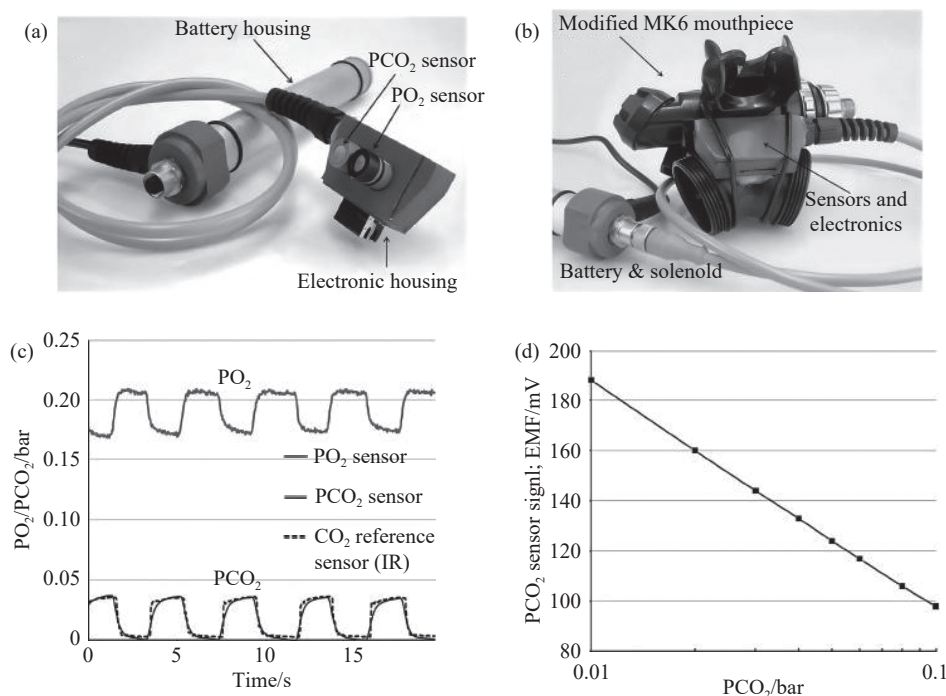


图5 基于固态传感器的CO₂检测系统^[47]。(a)PCO₂固态传感器模块、电子元件和可充电电池组；(b)安装在改装后循环呼吸器上的传感器模块；(c)在1% CO₂/空气混合气体中，对0.01~0.1 bar PCO₂范围内的CO₂传感器进行特性分析；(d)从循环呼吸器中的传感器模块逐次记录呼吸过程中的CO₂浓度

Fig. 5 CO₂ detection system based on solid-state sensors^[47]: (a) PCO₂ solid-state transducer module, electronics, and rechargeable battery pack; (b) transducer module mounted on a modified rebreather mouthpiece; (c) characterisation of the CO₂ sensor from 0.01 to 0.1 bar PCO₂ with a 1% CO₂/air mixture; and (d) sample breath-by-breath O₂ and CO₂ recording from the transducer module in the rebreather mouthpiece

性能指标的最优，而是在多重约束条件下实现系统级最优。本节从应用场景出发，对其关键技术约束进行归纳。

(1)ETCO₂浓度通常处于3%~5%范围，显著高于环境空气中的CO₂浓度(约400 ppm)。这一特点决定了ETCO₂检测无需极低的检测限，而更强调在中高浓度范围内的线性响应能力及测量稳定性。

(2)人体呼吸过程具有明显的周期性，呼吸频率通常为10~30次/min，对应单周期时间约为2~6 s。在呼气阶段，CO₂浓度会在短时间内快速上升并达到平台，因此传感器需具备较快的响应速度，以准确还原波形细节。临床Capnograph的典型响应时间范围为50~600 ms(T₉₀)；在以趋势监测为主的应用场景中，通过优化气路结构及引入信号处理方法，系统响应时间可放宽至秒级，仍可实现对呼吸状态的有效评估^[52]。

(3)呼出气体中含有大量水蒸气(接近饱和湿度)，同时还包含挥发性有机物(VOCs)及氧气等成分。这些组分可能通过光谱吸收或传感器表面反

应等方式对测量结果产生干扰，因此检测系统需具备良好的选择性及抗干扰能力。

2.2.2 检测技术适配性分析

基于上述约束条件，对不同CO₂检测技术进行综合评估，其性能对比如表1所示。其中：

灵敏度：优(0~100 ppm)，良(100 ppm~1%)，差(1%~100%)；

量程：优(0~5%及以上)，良(0~1%)，差(窄量程)；

功耗(系统功耗)：优(0~500 mW)，良(500 mW~1 W)，差(>1 W)；

响应时间：优(<1 s)，良(1~10 s)，差(>10 s)；

上述数值为典型工程范围，不同实现方式存在差异，未给出参数范围者为相关研究对比所得的相对特性。

从单项性能来看，TDLAS技术在灵敏度与光谱分辨率方面具有显著优势，适用于痕量气体检测；PAS技术在特定条件下可实现较高检测灵敏度；固态气敏技术与半导体式气体传感技术则在结构复

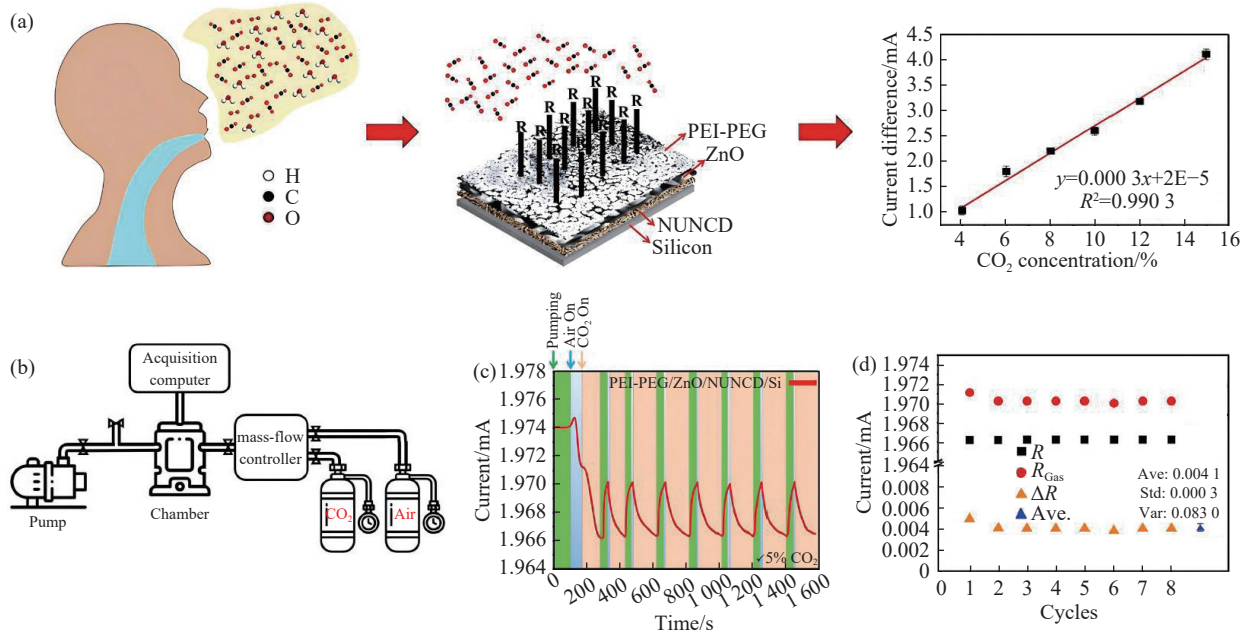


图 6 基于 PEI-PEG/ZnO/NUNCD/Si 异质结的 CO_2 传感系统^[49]。(a) 基于 PEI-PEG/ZnO/NUNCD/Si 异质结电极的人体呼出 CO_2 传感器; (b) 测量系统示意图; (c) 在相同 CO_2 浓度下对 PEI-PEG/ZnO/NUNCD/Si 电极进行连续 CO_2 气体测试; (d) 循环测试期间的电流响应

Fig. 6 CO_2 sensing system based on PEI-PEG/ZnO/NUNCD/Si heterojunctions^[49]. (a) CO_2 sensor for human exhalation based on the PEI-PEG/ZnO/NUNCD/Si heterojunction electrode; (b) schematic of the measurement system; (c) repeated exposure of the PEI-PEG/ZnO/NUNCD/Si electrode to CO_2 at a fixed concentration; (d) current response over successive cycles

表 1 各类工作原理的传感器的特性

Table 1 Characteristics of various sensors

参数	NDIR ^[53]	PAS ^[54]	TDLAS ^[39]	固态 气敏 ^[47]	半导 体式 ^[51]
灵敏度	良	优	优	良	良
量程	优	良	优	良	良
功耗	优	差	差	差	良
响应时间	良	差	优	良	差
选择性	良	优	优	差	差
可集成性	优	差	差	良	优
适配性	优	差	差	差	差

杂度及成本方面具有一定优势。然而,这些优势主要适用于低浓度检测或特定应用场景,在 ETCO_2 检测中难以直接转化为系统级性能提升。

进一步结合 ETCO_2 的应用约束分析可知:在中高浓度检测需求下,过高的灵敏度并非关键优势,反而可能增加系统复杂度;在动态呼吸信号检测中,系统响应速度与稳定性更为关键,而复杂的光学或声学结构可能制约其动态性能;在高湿度与多干扰

环境中,检测机制的本征选择性及抗干扰能力直接影响测量可靠性;此外,系统体积与功耗限制进一步制约了高复杂度技术路线的实际应用。

在此背景下,NDIR 技术在多个关键维度上展现出良好的综合适配性:其基于分子特征吸收的检测机制保障了较高的气体选择性;通过光程设计可在中高浓度范围内实现良好的线性响应;其结构相对简单,有利于实现快速响应与系统小型化;同时,结合 MEMS 技术的发展,其在功耗与集成度方面具备持续优化潜力。

综上所述, ETCO_2 检测技术的选择并非单一性能指标的比较结果,而是多约束条件下的工程优化问题。在综合考虑检测性能、动态响应能力及工程实现可行性后,NDIR 技术在当前阶段仍展现出最优的整体适配性,是实现 ETCO_2 连续监测的主流技术路径。

3 NDIR 在 ETCO_2 检测领域研究进展

如图 7 所示,典型的 NDIR 传感器主要由红外光源、气体吸收腔、光学滤波组件及红外探测器构成。

NDIR 技术的主要优势在于其检测原理成熟、

系统结构相对简单、长期稳定性好,且不依赖化学反应或传感材料消耗,适用于连续在线监测^[56]。为提高检测稳定性,临床设备通常采用双通道结构:其中一通道对应 CO_2 吸收波段($4.26\ \mu\text{m}$),另一通道作为参考波段($3.9\ \mu\text{m}$),以补偿光源衰减、窗口

污染及环境变化等因素的影响^[57-58]。

目前临床上广泛使用的 ETCO_2 传感器多基于 NDIR 技术,如 Cubic CM2201^[59]、Philips Capnography M2501A^[60] 等,适用于呼吸机、监护仪及麻醉设备等医疗场景,如图 8 所示。

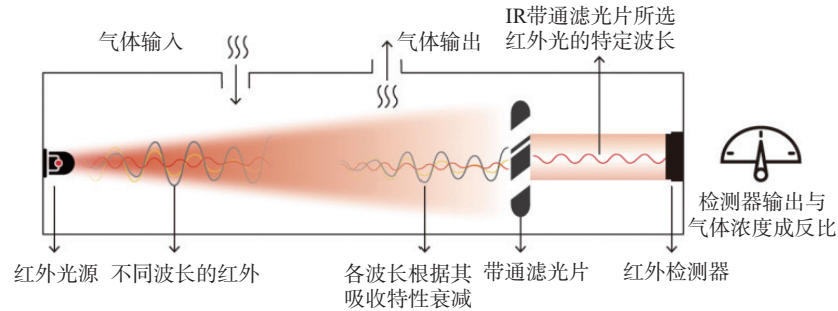


图 7 NDIR 传感器结构组成示意图^[55]

Fig. 7 Schematic diagram of NDIR sensor structure^[55]

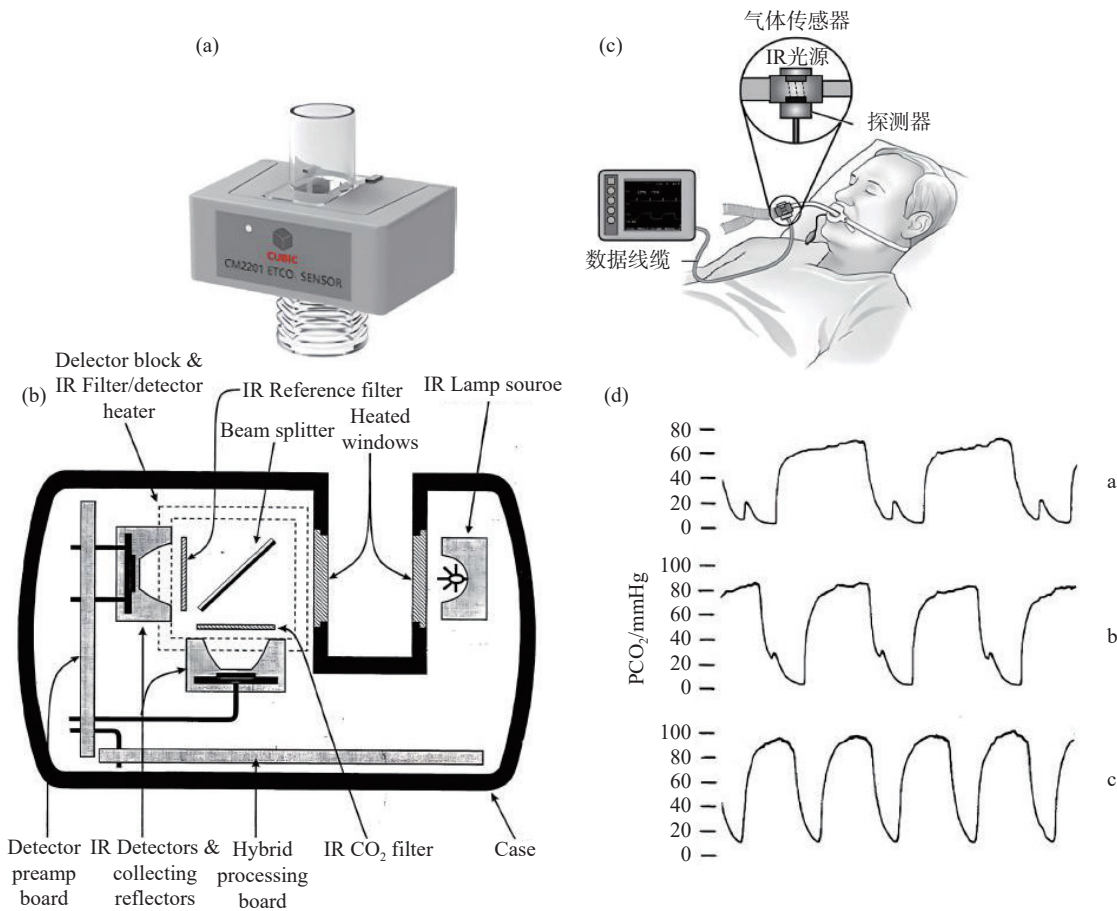


图 8 典型 ETCO_2 监测设备。(a) CM2201 产品图^[59]; (b) 现代典型设备 ETCO_2 检测装置横截面图^[61]; (c) 临床医疗场景^[61]; (d) 不同呼吸频率下 ETCO_2 监测曲线^[62]

Fig. 8 Typical ETCO_2 monitoring equipment. (a) CM2201 product photograph and its use in an application setting^[59]; (b) Cross-sectional view of a typical modern ETCO_2 detection device^[61]; (c) Clinical setting^[61]; (d) ETCO_2 monitoring curves at different respiratory rates^[62]

随着床旁监护、院前急救、居家健康管理及便携式医疗设备需求的日益增长,ETCO₂检测技术对装置的小型化、低功耗与便携性提出了更高要求。得益于MEMS技术的发展,研究人员基于NDIR技术,持续在体积、功耗与性能三个维度优化ETCO₂传感器,并推动其向可穿戴监测设备演进。例如,Feng等^[63]开发了一种小型化、高性能的红外CO₂传感器,该传感器集成了高发射率MEMS红外光

源、高探测率热电堆芯片及高耦合效率光学气室,实现了高效的光-热-电转换。其体积仅为10 mm×10 mm×6.35 mm,较典型商用传感器缩小约80%,同时具备低功耗与快速响应特性。如图9所示,基于该传感器构建的ETCO₂监测系统可安装于面罩,在实验中表现良好,适用于便携式及可穿戴呼吸气体监测。

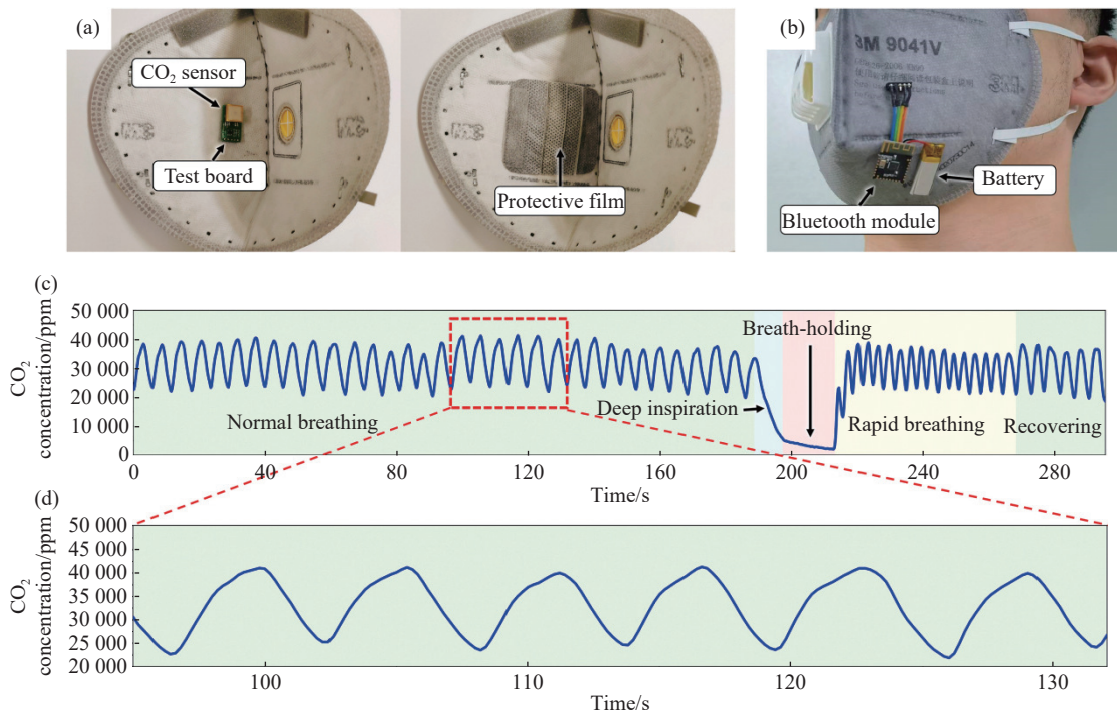


图9 一种基于口罩的可穿戴式ETCO₂监测系统及其测试结果^[63]。(a)覆有保护膜的微型化CO₂传感器安装于口罩内部;(b)蓝牙模块与电池安装于口罩外部;(c)~(d)正常呼吸状态下的ETCO₂波形

Fig. 9 A wearable ETCO₂ monitoring system integrated into a mask and its test results^[63]. (a) A miniaturized CO₂ sensor is mounted inside the mask and covered with a protective film; (b) a Bluetooth module and battery are mounted on the exterior of the mask; (c) - (d) ETCO₂ waveforms in the normal breathing state

如图10所示,Wang等^[64]研发了一种ETCO₂监测装置。该系统将超紧凑型CO₂传感器(16 mm×14 mm×10 mm)与低功耗蓝牙(BLE)集成于一分体式可穿戴平台,采用模块化设计,实现了高度便携性与紧凑外形,用于鼻腔口处ETCO₂的无创监测。该设备通过超低功耗微控制器与混合信号处理技术进行优化,平均工作功耗仅为185 mW,可支持5 Hz采样频率下连续2 h的无线监测,并已完成临床测试。通过协同实现小型化、低功耗与无线功能,该工作推进了面向慢性肺部疾病患者的便携式呼吸监测解决方案。

随着MEMS技术的持续发展,小型化趋势不断加速,推动基于NDIR技术的ETCO₂检测系统在体积、功耗与集成度方面实现显著优化,逐步向便携式、可穿戴及多参数融合方向演进,为呼吸健康的连续监测与精准评估提供了更加灵活、高效的技术支撑,助力便携式医疗的发展。

4 结论

NDIR技术凭借其成熟稳定的检测原理、良好的抗干扰能力以及较高的测量准确度,已成为当前临床与工程应用中最广泛采用的ETCO₂检测技术。

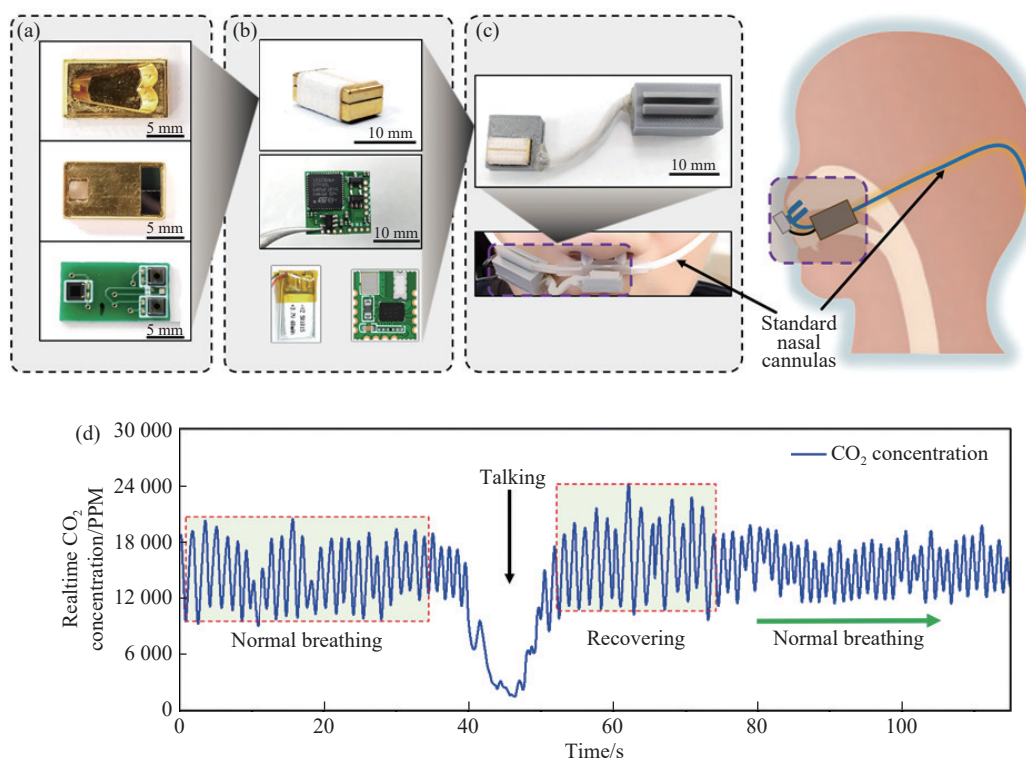


图 10 一种可穿戴式 ETCO₂ 监测装置^[64]。(a)CO₂ 传感器的组装图;(b)超紧凑型 CO₂ 传感器、电路板、电池和 BLE 模块;(c)组装完成的 ETCO₂ 设备及其正面佩戴示意图;(d)呼出气体 CO₂ 监测波形

Fig. 10 A wearable ETCO₂ monitoring device^[64]. (a) Assembly diagram of the CO₂ sensor; (b) individual components, including the ultra-compact CO₂ sensor, circuit board, battery, and BLE module; (c) assembled ETCO₂ device and its configuration when worn on the front; (d) exhaled CO₂ monitoring waveform

随着红外光源、小型化气室及红外探测器技术的进步, NDIR 传感器在维持较高测量精度的同时, 体积与功耗持续降低, 已逐步实现模块化、小型化与便携化, 为可穿戴呼吸监测设备和移动医疗系统奠定了重要技术基础。

然而, 随着器件向微型化与高集成度方向发展, 其长期稳定性问题日益凸显。红外光源在长期工作过程中可能发生辐射效率衰减, 导致信号基线漂移; 微型封装结构对环境温度更为敏感, 易引发探测器响应波动; 同时, 呼出气体中的高湿度及颗粒物可能在光学窗口或气室内壁形成污染层, 进一步加剧测量误差。上述因素在长期连续监测场景中尤为突出, 对系统可靠性提出了更高要求。

未来, ETCO₂ 传感技术的发展仍可围绕 NDIR 技术体系开展进一步优化。在器件设计方面, 可通过优化红外光路结构、缩小气室体积、引入高性能 MEMS 红外光源, 并结合新型高灵敏度红外探测器, 实现系统的小型化、低功耗与高灵敏度设计; 同时,

可引入超表面材料滤波结构, 进一步压缩光学路径尺寸并降低封装复杂度。在稳定性提升方面, 可采用双通道或多波长检测技术, 对光源衰减及环境变化进行实时补偿, 并结合周期性零点校准或参考基准气体, 提高系统长期运行的可靠性; 此外, 引入温度补偿模型及数据驱动方法(如机器学习)对漂移进行建模与动态修正, 亦是提升系统性能的重要方向。

在系统集成与应用层面, 可结合可穿戴医疗设备与家庭健康监测场景, 对 ETCO₂ 监测系统进行整体优化: (1)通过改进气体采样结构、优化传感器布局及进一步降低系统功耗, 实现轻量化与便携化设计; (2)引入数据驱动的模式识别或机器学习算法, 对呼吸波形进行分析, 提升呼吸参数评估的实时性与准确性, 为智能化呼吸监测系统提供技术支撑; (3)将 ETCO₂ 监测与呼吸频率、血氧饱和度等多参数监测相融合, 构建综合呼吸监测平台, 从而提升设备在临床监护及慢性呼吸疾病管理中的应用价值。

参考文献:

- [1] O'FLAHERTY D, Hahn C E W, Adams A P. Capnography: principles and practice series[M]. London: BMJ Books, 1994: 108.
- [2] Smalhout B, Kalenda Z. An atlas of capnography[M]. 2nd ed. Utrecht: Kerckebosch-Zeist, 1981.
- [3] Weingarten M. Respiratory monitoring of carbon dioxide and oxygen: a ten-year perspective[J]. *Journal of Clinical Monitoring*, 1990, 6(3): 217-225.
- [4] Sandroni C, De Santis P, D'Arrigo S. Capnography during cardiac arrest[J]. *Resuscitation*, 2018, 132: 73-77.
- [5] Nagler J, Krauss B. Capnographic monitoring in respiratory emergencies[J]. *Clinical Pediatric Emergency Medicine*, 2009, 10(2): 82-89.
- [6] Tyagi D, Govindagoudar M B, Jakka S, et al. Correlation of PaCO₂ and ETCO₂ in COPD patients with exacerbation on mechanical ventilation[J]. *Indian Journal of Critical Care Medicine*, 2021, 25(3): 305-309.
- [7] Prause G, Hetz H, Lauda P, et al. A comparison of the end-tidal-CO₂ documented by capnometry and the arterial pCO₂ in emergency patients[J]. *Resuscitation*, 1997, 35(2): 145-148.
- [8] Barten C W, Wang E S J. Correlation of end-tidal CO₂ measurements to arterial PaCO₂ in nonintubated patients[J]. *Annals of Emergency Medicine*, 1994, 23(3): 560-563.
- [9] Satoh K, Ohashi A, Kumagai M, et al. Evaluation of differences between PaCO₂ and ETCO₂ by age as measured during general anesthesia with patients in a supine position[J]. *Journal of Anesthesiology*, 2015, 2015: 710537.
- [10] Belpomme V, Ricard-Hibon A, Devoir C, et al. Correlation of arterial PCO₂ and PETCO₂ in prehospital controlled ventilation[J]. *The American Journal of Emergency Medicine*, 2005, 23(7): 852-859.
- [11] Aminiahdashti H, Shafiee S, Kiasari A Z, et al. Applications of end-tidal carbon dioxide (ETCO₂) monitoring in emergency department; a narrative review[J]. *Emergency*, 2018, 6(1): e5.
- [12] Varon A J, Morrina J, Civetta J M. Clinical utility of a colorimetric end-tidal CO₂ detector in cardiopulmonary resuscitation and emergency intubation[J]. *Journal of Clinical Monitoring*, 1991, 7(4): 289-293.
- [13] Nobel J J. Carbon dioxide monitors: exhaled gas (capnographs, capnometers, end-tidal CO₂ monitors)[J]. *Pediatric Emergency Care*, 1993, 9(4): 244-246.
- [14] West J B. Respiratory physiology: the essentials[M]. 9th ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [15] Nunn J F. Nunn's applied respiratory physiology[M]. 4th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1993.
- [16] 刘亚男, 李明月, 康富豪, 等. 基于非分散红外法的呼气末二氧化碳检测技术研究进展 [J]. *中国医疗器械杂志*, 2024, 48(2): 203-207.
Liu Yanan, Li Mingyue, Kang Fuhao, et al. Research progress on end-tidal carbon dioxide detection technology based on non-dispersive infrared method[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2024, 48(2): 203-207.
- [17] Garcia E, Abramo T J, Okada P, et al. Capnometry for noninvasive continuous monitoring of metabolic status in pediatric diabetic ketoacidosis[J]. *Critical Care Medicine*, 2003, 31(10): 2539-2543.
- [18] Gilhotra Y, Porter P. Predicting diabetic ketoacidosis in children by measuring end-tidal CO₂ via non-invasive nasal capnography[J]. *Journal of Paediatrics and Child Health*, 2007, 43(10): 677-680.
- [19] Fearon D M, Steele D W. End-tidal carbon dioxide predicts the presence and severity of acidosis in children with diabetes[J]. *Academic Emergency Medicine*, 2002, 9(12): 1373-1378.
- [20] Agus M S D, Alexander J L, Mantell P A. Continuous non-invasive end-tidal CO₂ monitoring in pediatric inpatients with diabetic ketoacidosis[J]. *Pediatric Diabetes*, 2006, 7(4): 196-200.
- [21] Pishbin E, Ahmadi G D, Sharifi M D, et al. The correlation between end-tidal carbon dioxide and arterial blood gas parameters in patients evaluated for metabolic acid-base disorders[J]. *Electronic Physician*, 2015, 7(3): 1095-1101.
- [22] Bhatti M. End tidal waveform capnography[EB/OL]. (2022-09-23)[2026-03-10]. <https://sinaiem.org/foam/end-tidal-waveform-capnography/>.
- [23] Siobal M S. Monitoring exhaled carbon dioxide[J]. *Respiratory Care*, 2016, 61(10): 1397-1416.
- [24] Leturiondo S M. Feasibility of waveform capnography as a non-invasive monitoring tool during cardiopulmonary resuscitation[D]. Bilbao: University of the Basque Country, 2021.
- [25] López F, de Frutos J. Multispectral interference filters and their application to the design of compact non-dispersive infrared gas analysers for pollution control[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 1993, 37/38: 502-506.

- [26] Watkins S P, Pinnington T, Hu J, et al. Infrared single wavelength gas composition monitoring for metalorganic vapour-phase epitaxy[J]. *Journal of Crystal Growth*, 2000, 221(1/2/3/4): 166-171.
- [27] Zhou Libing, He Yaoyi, Zhang Qing, et al. Carbon dioxide sensor module based on NDIR technology[J]. *Micromachines*, 2021, 12(7): 845.
- [28] Yin Xukun, Wu Hongpeng, Dong Lei, et al. Ppb-level SO₂ photoacoustic sensors with a suppressed absorption-desorption effect by using a 7.41 μm external-cavity quantum cascade laser[J]. *ACS Sensors*, 2020, 5(2): 549-556.
- [29] Sang Chenzhao, Zhang Chu, Wang Runqiu, et al. Tapered acoustic resonator-based quartz-enhanced photoacoustic spectroscopy[J]. *Optics Letters*, 2025, 50(15): 4646-4649.
- [30] Kinjalk K, Paciolla F, Sun B, et al. Highly selective and sensitive detection of volatile organic compounds using long wavelength InAs-based quantum cascade lasers through quartz-enhanced photoacoustic spectroscopy[J]. *Applied Physics Reviews*, 2024, 11(2): 021427.
- [31] Wang Lihao, Lyu Haohua, Zhao Yaohong, et al. Sub-ppb level HCN photoacoustic sensor employing dual-tube resonator enhanced clamp-type tuning fork and U-net neural network noise filter[J]. *Photoacoustics*, 2024, 38: 100629.
- [32] Li Chenxi, Han Xiao, Guo Min, et al. Cantilever-enhanced fiber-optic photoacoustic spectrophone for low-pressure gas detection[J]. *Analytical Chemistry*, 2025, 97(1): 838-847.
- [33] Yin Xukun, Zhu Chenchen, Yang Xiu, et al. Compact differential photoacoustic exhaled gas sensor for online ETCO₂ and ETO₂ Monitoring[J]. *ACS Sensors*, 2026, 11(2): 1476-1483.
- [34] Wijesinghe D R, Abu Zobair M, Esmaelpour M. A review on photoacoustic spectroscopy techniques for gas sensing[J]. *Sensors*, 2024, 24(20): 6577.
- [35] Gupta A, Bhardwaj A, Bittner A, et al. Photoacoustic gas sensing using a novel fluidic microphone based on thermal MEMS[J]. *Sensors*, 2025, 25(24): 7411.
- [36] Allen M G. Diode laser absorption sensors for gas-dynamic and combustion flows[J]. *Measurement Science and Technology*, 1998, 9(4): 545-562.
- [37] Werle P, Mücke R, Slemr F. The limits of signal averaging in atmospheric trace-gas monitoring by tunable diode-laser absorption spectroscopy (TDLAS)[J]. *Applied Physics B*, 1993, 57(2): 131-139.
- [38] Gupta M, Jiao H, O'Keefe A. Cavity-enhanced spectroscopy in optical fibers[J]. *Optics Letters*, 2002, 27(21): 1878-1880.
- [39] Lou Cunguang, Jing Congrui, Wang Xin, et al. Near-infrared tunable diode laser absorption spectroscopy-based determination of carbon dioxide in human exhaled breath[J]. *Biomedical Optics Express*, 2019, 10(11): 5486-5496.
- [40] Zhang Yanfei, Yuan Kaiping, Yu Zhaoan, et al. On-site and sensitive pipeline oxygen detection equipment based on TDLAS[J]. *Sensors*, 2025, 25(13): 4027.
- [41] Yamazoe N, Miura N. Potentiometric gas sensors for oxidic gases[J]. *Journal of Electroceramics*, 1998, 2(4): 243-255.
- [42] Park C O, Akbar S A, Weppner W. Ceramic electrolytes and electrochemical sensors[J]. *Journal of Materials Science*, 2003, 38(23): 4639-4660.
- [43] Möbius H H. Galvanic solid electrolyte cells for the measurement of CO₂ concentrations[J]. *Journal of Solid State Electrochemistry*, 2004, 8(2): 94-109.
- [44] Bhoga S S, Singh K. Electrochemical solid state gas sensors: an overview[J]. *Ionics*, 2007, 13(6): 417-427.
- [45] Fergus J W. A review of electrolyte and electrode materials for high temperature electrochemical CO₂ and SO₂ gas sensors[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2008, 134(2): 1034-1041.
- [46] Pasierb P, Rekas M. Solid-state potentiometric gas sensors: current status and future trends[J]. *Journal of Solid State Electrochemistry*, 2009, 13(1): 3-25.
- [47] Sieber A, Baumann R, Fasoulas S, et al. Solid-state electrolyte sensors for rebreather applications: a preliminary investigation[J]. *Diving and Hyperbaric Medicine*, 2011, 41(2): 90-96.
- [48] 潘小青, 刘庆成. 气体传感器及其发展 [J]. *东华理工学院学报*, 2004, 27(1): 89-93.
- Pan Xiaoqing, Liu Qingcheng. Gas sensor and its development[J]. *Journal of East China Institute of Technology*, 2004, 27(1): 89-93.
- [49] Chang C, Lee C Y, Tai N H. Human exhalation CO₂ sensor based on the PEI-PEG/ZnO/NUNCD/Si heterojunction electrode[J]. *ACS Omega*, 2022, 7(18): 15657-15665.
- [50] Tang Yanting, Zhao Yunong, Liu Huan. Room-temperature semiconductor gas sensors: challenges and opportunities[J]. *ACS Sensors*, 2022, 7(12): 3582-3597.
- [51] Chu J, Pan J, Wang Q, et al. Research progress and prospects on gas-sensitive mechanisms of semiconductor sensors[J]. *Physical Chemistry Chemical Physics*, 2023, 25(18): 12668-12683.

- [52] Brunner J X, Westenskow D R. How the rise time of carbon dioxide analysers influences the accuracy of carbon dioxide measurements[J]. *British Journal of Anaesthesia*, 1988, 61(5): 628-638.
- [53] Feng Liyang, Liu Yanxiang, Wang Yi, et al. Ultra-compact dual-channel integrated CO₂ infrared gas sensor[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2024, 10: 151.
- [54] Han S, Yi S. Structure of photoacoustic spectroscopy (PAS) cells and lock-in amplifiers for PAS gas sensors: a review-PART I[J]. *Journal of Sensor Science and Technology*, 2025, 34(1): 44-54.
- [55] 美思编辑部. NDIR 红外 CO₂ 传感器核心技术解析 [EB/OL]. (2025-12-17)[2026-04-01]. https://www.memsf.cn/know_more_sensor/NDIR-Infrared-CO2-Sensor-Core-Technology-Analysis.
MFrontier Editorial department. NDIR infrared CO₂ sensor core technology analysis[EB/OL]. (2025-12-17)[2026-04-01]. https://www.memsf.cn/know_more_sensor/NDIR-Infrared-CO2-Sensor-Core-Technology-Analysis.
- [56] Cubic Sensor and Instrument Co., Ltd. Medical mainstream EtCO₂ sensor module CM2201[EB/OL]. [2026-03-10] https://en.gassensor.com.cn/CO2Sensor/info_itemid_96.html.
- [57] Jaffe M B. Mainstream or sidestream capnography?[R/OL]. 2002-08-23. <https://med-sys.ru/pdf/Main%20vs%20Side.pdf>.
- [58] van Genderingen H R, Gravenstein N. Capnogram artifact during high airway pressures caused by a water trap[J]. *Anesthesia & Analgesia*, 1987, 66(2): 185-187.
- [59] Hodgkinson J, Tatam R P. Optical gas sensing: a review[J]. *Measurement Science and Technology*, 2013, 24(1): 012004.
- [60] Eckbreth A C. Laser diagnostics for combustion temperature and species[M]. London: CRC Press, 2022.
- [61] Liu Xiao, Cheng Sitian, Liu Hong, et al. A survey on gas sensing technology[J]. *Sensors*, 2012, 12(7): 9635-9665.
- [62] Philips Healthcare. Mainstream etCO₂ sensor[EB/OL]. [2026-03-10]. <https://www.philips.co.in/healthcare/product/HCM2501A/mainstreametco2sensor2sensorcappnography>.
- [63] Feng L, Liu Y, Wang Y, et al. An ultra-small integrated CO₂ infrared gas sensor for wearable end-tidal CO₂ monitoring[J]. *iScience*, 2023, 26(11): 108293.
- [64] Wang Wei, Liu Yanxiang, Yang Zhuoqing, et al. Monitoring device for end-tidal carbon dioxide and its applications[C]//2025 Symposium on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS (DTIP). Split: IEEE, 2025: 1-4.