

肺电阻抗成像技术的临床应用新进展

张 旭, 周浩然, 陈忠山

第八师石河子市总医院重症医学科, 新疆 石河子

收稿日期: 2025年11月2日; 录用日期: 2025年11月26日; 发布日期: 2025年12月3日

摘 要

肺电阻抗成像(Electrical Impedance Tomography, EIT)是一种非侵入、无辐射的床旁实时成像技术,通过在胸壁放置电极并注入微小电流,测量体表电压变化来重建肺内阻抗分布图像,从而反映肺通气和血流灌注等生理病理信息。相较于传统影像学(如X光、CT、MRI等),EIT具有便携、连续动态监测的独特优势,可在床旁实时提供肺功能信息,弥补了传统影像无法连续床边监测的不足。自20世纪70年代末提出将EIT用于肺通气监测的设想以来,经过数十年的发展,EIT设备不断改进并逐步应用于临床。特别是近五年来,随着EIT设备的普及和便携化,其临床应用场景已从重症监护扩展到慢性疾病管理和健康筛查等领域。本文核心旨在解决三大关键问题:一是系统梳理近五年EIT设备在硬件小型化与软件算法优化方面的核心突破,明确技术进步对临床应用的支撑作用;二是聚焦EIT从重症监护向新生儿/儿科、肺灌注及心血管评估等新兴领域拓展的临床证据链,分析不同场景下技术应用的适配性与价值差异;三是探讨AI融合、可穿戴设备等新技术方向面临的实际瓶颈,为后续研究与临床转化提供明确方向。

关键词

肺电阻抗成像, 非侵入, 肺通气和血流灌注

New Advances in the Clinical Application of Electrical Impedance Tomography of the Lung

Kui Zhang, Haoran Zhou, Zhongshan Chen

Intensive Care Unit, General Hospital of Shihezi City, Eighth Corps, Shihezi Xinjiang

Received: November 2, 2025; accepted: November 26, 2025; published: December 3, 2025

Abstract

Electrical Impedance Tomography (EIT) of the lung is a non-invasive and radiation-free bedside

文章引用: 张旭, 周浩然, 陈忠山. 肺电阻抗成像技术的临床应用新进展[J]. 临床医学进展, 2025, 15(12): 580-589.
DOI: 10.12677/acm.2025.15123447

real-time imaging technique. By placing electrodes on the chest wall and injecting a tiny current, it measures the changes in surface voltage to reconstruct the impedance distribution image within the lungs, thereby reflecting physiological and pathological information such as pulmonary ventilation and blood perfusion. Compared with traditional imaging techniques (such as X-ray, CT, and MRI), EIT has the unique advantages of portability and continuous dynamic monitoring, providing real-time lung function information at the bedside and making up for the inability of traditional imaging to continuously monitor at the bedside. Since the concept of using EIT for lung ventilation monitoring was proposed in the late 1970s, after decades of development, EIT devices have been continuously improved and gradually applied in clinical practice. Especially in the past five years, with the popularization and portability of EIT devices, their clinical application scenarios have expanded from intensive care to chronic disease management and health screening, among others. The core of this article aims to address three key issues: first, systematically review the core breakthroughs in hardware miniaturization and software algorithm optimization of EIT devices in the past five years, and clarify the supporting role of technological progress in clinical applications; second, focus on the clinical evidence chain of EIT's expansion from intensive care to emerging fields such as neonatology/pediatrics, lung perfusion, and cardiovascular assessment, and analyze the adaptability and value differences of technology application in different scenarios; third, explore the practical bottlenecks faced by new technology directions such as AI integration and wearable devices, and provide clear directions for subsequent research and clinical transformation.

Keywords

Electrical Impedance Tomography of the Lung, Non-Invasive, Pulmonary Ventilation and Blood Perfusion

Copyright © 2025 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

EIT 的基本原理^[1]是利用生物组织的电阻抗差异来成像：肺组织充气时阻抗升高，血流增加时阻抗降低，因此可通过测量呼吸周期中胸壁阻抗变化来推断肺通气分布，注入高渗盐水等对比剂后阻抗变化还可反映肺血流灌注。典型 EIT 系统由环绕胸壁的多电极阵列(通常 16 或 32 电极)、电流激励与电压测量模块以及图像重建算法组成。设备向相邻电极注入微小交流电(通常频率为几十 kHz, 电流强度 $< 5\text{ mA}$, 对人体安全无害), 测量其余电极间的电压, 通过数学反演算法重建出肺阻抗分布的断层图像。由于 EIT 不使用电离辐射且设备小型化, 可实现连续床旁监测, 被誉为“无创肺功能监护仪”。

近年来 EIT 设备取得了显著进展。一方面, 硬件方面出现了更高通道数、更高采样率的系统, 以提高图像空间和时间分辨率; 同时也开发了便携式和可穿戴式 EIT 设备, 便于在床旁、转运甚至院外环境中使用。例如, 有研究团队研制了仅名片大小的小型化 EIT 设备, 集成电池和无线传输功能, 实现对患者呼吸的连续远程监测。另一方面, 软件算法方面, 图像重建技术不断改进, 引入了更先进的正则化方法和模型, 提高了图像质量和稳定性。同时, EIT 已从最初的 2D 断层成像拓展到三维成像和多频成像, 多频 EIT 通过在不同频率下采集数据, 可区分组织的电阻和电抗特性, 从而提供更多生理信息。总体而言, 新一代 EIT 设备更便携、更智能, 为其在临床各领域的应用奠定了技术基础。

2. 在重症监护中的应用

EIT 最早和最成熟的应用领域是重症监护病房(ICU), 特别是在急性呼吸衰竭和机械通气患者的监测

中。EIT 可实时提供全肺及局部区域的通气分布信息,帮助医生评估肺通气不均程度、指导呼吸机参数调整以及监测治疗效果。以下重点介绍 EIT 在急性呼吸窘迫综合征(ARDS)和机械通气管理中的最新应用进展。

2.1. ARDS 的监测与 PEEP 优化

ARDS 是 ICU 常见的危重病症,其肺损伤具有明显的区域不均一性,表现为部分肺泡萎陷不张而部分肺泡过度充气。EIT 能够直观显示 ARDS 患者肺通气的不均分布,并可量化肺泡塌陷和过度膨胀的程度。例如,通过 EIT 可以识别背侧肺区的低通气(塌陷)区域和腹侧肺区的高通气(过度膨胀)区域,从而评估肺复张和过度充气情况。基于 EIT 的这些信息,临床可用于指导呼气末正压(PEEP)的个体化滴定。最佳 PEEP 的选择对 ARDS 患者至关重要:过低 PEEP 导致肺泡反复塌陷开放,过高 PEEP 则可能引起肺泡过度扩张。EIT 可在 PEEP 调整过程中实时监测肺通气变化,通过寻找通气最均匀、塌陷和过度膨胀最少的 PEEP 水平来确定最佳 PEEP [2]。近期的研究和临床观察显示,EIT 指导的 PEEP 滴定有助于改善氧合和肺顺应性,并可能降低呼吸机相关肺损伤的风险。此外,EIT 还可用于评估 ARDS 患者体位改变(如俯卧位通气)对通气分布的影响,有研究发现早期俯卧位可使通气更趋均匀,减少肺损伤风险[3]。总体而言,EIT 为 ARDS 患者提供了一种床旁可视化评估肺力学和指导保护性通气策略的工具,在改善患者预后方面展现出潜在价值[4]。

2.2. 机械通气的肺保护与监测

对于接受机械通气的危重患者,EIT 是一种有价值的肺保护监测手段。传统全身参数(如潮气量、气道压)无法反映肺内局部情况,而 EIT 可以实时监测各肺区通气量和通气时序,发现通气不均和异常模式。研究表明,机械通气患者中普遍存在通气分布不均,而 EIT 可量化这种不均程度,例如计算全肺通气的全局不均匀指数(GI)等指标。高 GI 值提示通气分布差异大,可能存在某些区域过度通气而另一些区域通气不足,这往往与呼吸机设置不当或肺病理改变有关。通过 EIT 监测,医生可以及时调整通气参数(如潮气量、呼吸频率、PEEP 等)以改善通气分布的均匀性,从而减少呼吸机诱导的肺损伤(VILI)。例如,有研究在接受机械通气的颅脑创伤患者中发现,基于 EIT 的 GI 指数可用于预测术后肺部感染的风险,提示早期干预改善通气均匀性可能降低并发症。

EIT 还可用于监测机械通气过程中的一些特殊现象,如“钟摆样”通气和区域通气延迟(Regional Ventilation Delay, RVD)。“钟摆样”通气是指由于肺顺应性差异,通气气体在不同肺区之间来回摆动的现象;RVD 则反映某些肺区通气启动时间较全局平均延迟,提示该区域可能存在顺应性降低或气道阻塞。EIT 能够捕捉这些异常通气模式:研究发现,在单侧气胸发生前约 1 分钟,受累肺区相对于其他区域出现显著的通气延迟,这可作为气胸发生的早期预警信号。如下图所示,在气胸发生的瞬间,EIT 监测到了显著的区域通气延迟变化。

临床上通过 EIT 监测 RVD 变化,可及时发现肺不张、气胸等并发症的早期迹象,从而采取措施预防严重后果。总之,在机械通气管理中,EIT 提供了实时的肺通气功能成像,有助于实现个体化的肺保护性通气策略,减少呼吸机相关并发症。

2.3. 其他 ICU 应用

除了 ARDS 和机械通气,EIT 在 ICU 其他领域也有应用探索。例如,在心肺复苏(CPR)过程中,EIT 可用于监测胸外按压时的肺通气和血流变化,评估按压效果和指导复苏措施。EIT 还可用于监测 ICU 患者的呼吸力学变化,例如评估自主呼吸努力、咳嗽有效性等,辅助撤机决策。此外,有研究将 EIT 用于重症患者的肺水监测,通过观察呼吸末阻抗的变化来评估肺水肿情况,为液体管理提供参考。这些应用

虽然尚处于研究阶段,但显示出 EIT 在 ICU 多方面的潜在价值。随着临床经验积累和设备改进,EIT 有望成为 ICU 中一种多功能的床旁监测工具。

2.4. 局限性与争议

2.4.1. ARDS-PEEP 滴定的核心争议

EIT 指导 PEEP 的核心矛盾在于滴定指标的统Ⓐ性缺失:目前临床存在“全局不均匀指数(GI)最小化”“塌陷/过度膨胀区域占比低于阈值”“通气容积变化最大化”等多种滴定目标,不同指标指导的 PEEP 值差异可达 3~5 cmH₂O。例如,2023 年《实用临床医药杂志》的研究显示,GI 指导的 PEEP 可使 ARDS 患者氧合指数提升 20%,但 2025 年《中国现代医学杂志》的多中心研究却发现,以“塌陷区占比 < 10%”为目标的 PEEP 滴定,与传统经验性 PEEP 设置相比,患者 28 天死亡率无显著差异[3]。

与传统金标准食道压监测相比,EIT 存在明显局限:食道压可直接测量跨肺压(气道压 - 食道压),精准区分胸壁与肺组织的压力负荷(如肥胖患者胸壁压力高,EIT 易误将“胸壁限制导致的通气不均”判定为“肺塌陷”),而 EIT 仅通过阻抗变化间接反映通气状态,无法排除胸壁水肿、皮下气肿等因素的干扰——在胸壁顺应性降低的患者中,EIT 指导的 PEEP 可能过高,反而增加肺泡过度膨胀风险。

2.4.2. 机械通气监测的临床价值争议

EIT 量化的“通气不均”与患者预后的因果关系尚未明确:虽然部分研究提出“高 GI 值与肺部感染风险相关”,但后续验证发现,GI 仅能描述通气分布特征,无法区分“生理性不均”(如重力依赖区通气较少)与“病理性不均”(如肺不张)。例如,在慢性阻塞性肺疾病急性加重(AECOPD)患者中,即使 GI 值显著升高,若未伴随氧合下降,调整通气参数后患者预后无改善。

此外,EIT 对气胸、肺不张的早期预警实用性有限:现有研究显示 EIT 可提前 1 分钟识别气胸,但样本量均小于 50 例,且不同品牌 EIT 设备的采样率(50~200 Hz)和伪影过滤算法差异大,预警阈值(如 RVD 延迟时间 > 0.5 秒)无法统一。临床实践中,若依赖 EIT 预警而延迟胸部 X 光检查,可能错过干预窗口期。

2.4.3. 其他 ICU 应用的技术瓶颈

心肺复苏(CPR)中 EIT 监测受电磁干扰严重:除颤仪放电、呼吸机气流波动会导致 EIT 电压测量噪声显著增加,图像重建误差可达 30%以上,目前尚无统一的抗干扰算法标准。而肺水监测方面,EIT 通过“呼吸末阻抗基线变化”推算肺水含量,但该指标与肺动脉楔压(PAWP)的相关性仅为 0.6~0.7,在急性心源性肺水肿与 ARDS 的鉴别中,误诊率可达 25%,无法替代有创血流动力学监测。

3. 在新生儿和儿科中的应用

新生儿和婴幼儿由于解剖生理特点,对呼吸支持的要求更高,且传统影像学检查(如反复 X 光)存在辐射风险。EIT 作为一种无辐射、连续的监测手段,在新生儿和儿科重症监护中具有独特优势。近年来,多项研究和临床报道显示 EIT 在新生儿呼吸窘迫综合征(NRDS)、新生儿机械通气管理以及儿科肺功能评估等方面具有良好的应用前景[5]。

3.1. 新生儿呼吸窘迫综合征(NRDS)

NRDS 是早产儿常见的危重疾病,由于肺表面活性物质缺乏导致肺泡萎陷和严重呼吸困难。机械通气和表面活性物质替代是主要治疗手段,但如何优化通气参数、避免肺损伤是临床难题。EIT 可连续监测早产儿肺通气分布,评估肺复张情况和指导呼吸支持策略。有研究报道,在应用表面活性物质治疗 NRDS 时,EIT 监测显示给药后肺通气明显改善、通气不均程度降低,提示 EIT 可用于评估治疗反应。此外,

EIT 还能帮助识别 NRDS 的并发症, 如气胸。NRDS 患儿因肺泡压力高, 易发生气胸且临床表现隐匿, EIT 可在床旁实时发现一侧肺通气突然下降的征象, 从而早期提示气胸的发生。有病例报告显示, EIT 成功检测到了 NRDS 患儿发生张力性气胸前的通气变化, 为及时干预争取了时间。总体而言, EIT 为 NRDS 的监测和管理提供了一种无创工具, 可用于指导个体化通气支持、评估治疗效果和早期发现并发症。

3.2. 新生儿和儿童机械通气管理

在新生儿和儿科 ICU 中, 许多危重患儿需要机械通气支持, 而其肺容量小、顺应性差异大, 更需要精细的通气管理。EIT 可用于新生儿和儿童机械通气的实时监测, 帮助优化通气参数和减少呼吸机相关肺损伤。例如, 在新生儿持续气道正压通气(CPAP)或机械通气过程中, EIT 可监测肺通气分布是否对称、有无局部通气不足, 从而指导调整头位、气道管理或通气模式。对于接受高频振荡通气(HFOV)的新生儿, EIT 也能提供独特的信息: 由于 HFOV 潮气量极小, 传统监测难以评估通气效果, 而 EIT 可通过监测阻抗波动来判断高频通气时气体分布情况, 指导振荡参数的调整。在儿童 ARDS 或急性肺损伤中, EIT 同样可用于评估肺复张和指导 PEEP 设置, 与成人患者类似, 以改善通气/血流匹配和氧合。值得一提的是, 由于儿童胸壁薄、电极接触好, EIT 在小儿患者中往往能获得质量较高的图像, 这进一步提高了其应用价值。

3.3. 新生儿和儿童其他应用

除了上述领域, EIT 在儿科还可用于一些特殊场景。例如, 对于接受体外膜肺氧合(ECMO)的新生儿或儿童, EIT 可监测肺是否得到足够通气以及肺复张情况, 指导 ECMO 期间的肺休息和逐步复张策略。在先天性膈疝等新生儿疾病中, EIT 可评估患侧肺发育不良的通气功效, 帮助制定手术前后的呼吸支持方案。此外, EIT 还可用于儿童哮喘急性发作的监测, 通过观察通气分布的变化评估支气管扩张剂治疗效果, 或在睡眠呼吸监测中用于儿童睡眠呼吸暂停的评估等。这些应用目前多处于研究和初步临床试用阶段, 但已显示出 EIT 在儿科领域的广阔前景。随着更多 pediatric 数据的积累, EIT 有望成为新生儿和儿童呼吸管理中的重要工具[6]。

3.4. 局限性与争议

3.4.1. 新生儿应用的技术适配难题

EIT 设备与新生儿解剖特征的适配性不足: 现有商用 EIT 电极阵列(16/32 电极)设计基于成人胸型, 新生儿胸壁周长仅 25~35 cm, 电极间距不均(可相差 2~3 cm)导致电流分布不均, 图像空间分辨率下降(约 1~2 cm³), 无法识别微小肺泡复张(如<0.5 cm³的肺区)。同时, 新生儿皮肤角质层薄, 电极凝胶长时间接触(>6 小时)易引发接触性皮炎, 发生率约 8%~12%, 而减少佩戴时间又会失去“连续监测”的优势。

在 NRDS 评估中, EIT 定量能力缺失: 虽然 EIT 可观察到表面活性物质给药后的通气改善, 但无法量化肺泡复张数量或表面活性物质在肺内的分布, 与胸部 X 光(可通过肺透亮度评估整体肺膨胀)相比, 缺乏“半定量指标”(如 Lung Injury Score)。此外, 极低出生体重儿(<1000 g)的肺容量极小, 呼吸周期中阻抗变化信号(<5%)易被心电图伪影(阻抗变化约 10%)掩盖, 图像信噪比低, 误诊率可达 15%。

3.4.2. 儿科机械通气监测的临床证据缺口

HFOV 患儿的 EIT 监测信号可靠性存疑: HFOV 的振荡频率高达 5~15 Hz, EIT 需至少 200 Hz 的采样率才能捕捉阻抗波动, 但现有便携式 EIT 设备采样率多为 50~100 Hz, 易出现“信号混叠”, 导致通气分布判断错误。2025 年《J Perinatol》的研究显示, EIT 指导的 HFOV 参数调整, 与传统压力调整相比, 患儿氧合改善无统计学差异[6], 提示该场景下 EIT 的临床价值尚未证实。

儿童 ARDS 的 PEEP 滴定缺乏标准化方案：儿童肺发育阶段差异大(如 1 岁与 10 岁儿童肺容量相差 5 倍)，成人常用的“GI 最小化”策略在儿童中可能不适用——有研究发现，5 岁以下儿童采用 EIT 指导的 PEEP，反而可能因过度追求通气均匀性导致潮气量过大，增加肺损伤风险。目前尚无针对不同年龄段儿童的 EIT 参数阈值共识。

ECMO 期间的 EIT 监测受电磁干扰不可控：ECMO 循环泵的电流(5~10 A)会产生强磁场，导致 EIT 电压测量误差 > 40%，即使采用屏蔽电极，图像仍存在明显伪影，无法准确评估肺通气。而先天性膈疝患儿中，EIT 无法区分“患侧肺发育不良”与“疝内容物压迫导致的通气不足”，需结合超声或 CT 才能明确诊断，增加了检查复杂度。

4. 在肺灌注和心血管评估中的应用

虽然 EIT 最初主要用于肺通气成像，但通过结合对比剂或利用心动周期的阻抗变化，EIT 还可以提供肺血流灌注和心血管功能的信息。这为 EIT 在肺栓塞、心功能不全等疾病的评估中开辟了新的应用途径。

4.1. 肺灌注成像

肺灌注评估对于诊断肺栓塞、判断肺血流分布异常等具有重要意义。传统方法如核素肺通气/灌注扫描(V/Q 扫描)或 CT 肺动脉造影存在需要注射放射性示踪剂或碘对比剂、设备不可移动等局限。而 EIT 结合高渗盐水团注的方法可实现无创、床旁的肺灌注成像。其原理是：快速静脉注射高渗盐水会暂时提高血液的电导率，导致肺组织阻抗发生可测量的下降；通过 EIT 连续监测阻抗变化，可得到盐水通过肺循环的时间-阻抗曲线，从而重建肺灌注分布图像。研究表明，这种盐水增强 EIT 测得的肺灌注分布与 CT 灌注成像具有良好的一致性，能够可靠地检测区域性灌注缺损。最新的一项研究甚至实现了无需患者屏气的床旁肺灌注 EIT 成像，通过优化算法在自由呼吸条件下成功区分了通气和灌注信号，提高了检查的可行性和舒适度。目前，盐水增强 EIT 已在临床用于鉴别不同原因的急性呼吸衰竭：例如，在肺栓塞患者中 EIT 灌注图可显示相应区域灌注缺损，而在 ARDS 患者中则表现为弥漫性灌注降低，有助于快速判断病因。此外，该技术还可用于监测肺移植术后的灌注情况、评估肺血管床的反应性等。随着技术改进，肺灌注 EIT 有望成为床旁评估肺循环功能的有力工具。

4.2. 心血管功能评估

EIT 在心血管领域的应用主要基于对胸阻抗变化的分析，包括心动周期引起的阻抗波动和呼吸对循环的影响等。首先，利用心动周期中心脏射血导致的胸部阻抗变化，EIT 可用于评估心输出量和心功能。经典的胸阻抗法心输出量监测(ICG)已在临床应用多年，通过测量单轴胸阻抗变化推算每搏输出量。而 EIT 由于可以获取二维甚至三维的阻抗分布，有望提供更全面的心脏活动信息。例如，有研究使用 EIT 监测心脏手术患者，观察到心脏射血时心前区阻抗的周期性变化，并尝试从中提取每搏输出量和心输出量的信息，结果与有创监测具有一定相关性。其次，EIT 可用于评估心肺相互作用和容量反应性。在机械通气患者中，EIT 可以分别监测左右肺的通气和血流变化，计算每搏量变异(SVV)等指标，从而判断患者对容量负荷的反应性。有研究显示，基于 EIT 的 SVV 监测与传统动脉波形法测得的 SVV 高度相关，可用于指导液体治疗。再次，EIT 还能用于检测心内分流等异常。例如，通过观察盐水团注后阻抗变化到达左右肺的时序差异，EIT 可检测是否存在右向左的心脏内分流。北京协和医院的一项研究提出了利用 EIT 监测右心造影的新方法，通过分析盐水注射后阻抗-时间曲线的早期变化来判断心内右向左分流，初步结果显示了可行性。

总的来说，尽管 EIT 在心血管评估中的应用仍处于起步阶段，但其无创、实时的特点为某些场景提

供了独特优势。例如，在 ICU 床旁监测心功能、指导液体复苏，或在急救现场评估循环状态等方面，EIT 有望成为现有监测手段的有益补充。未来随着算法和电极技术的改进，EIT 可能提供更准确的心脏功能参数，拓展其在心血管领域的临床应用[7]。

4.3. 局限性与争议

4.3.1. 肺灌注成像的核心局限

高渗盐水对比剂的使用规范缺失：目前临床注射剂量(5~20 ml)和速度(1~5 ml/s)无统一标准，剂量 < 10 ml 时，肺阻抗变化信号弱(<10%)，易漏诊亚段肺栓塞；剂量 > 15 ml 时，对心功能不全患者可能诱发短暂肺水肿(发生率约 5%)。此外，盐水在血管内的弥散时间仅 30~60 秒，需快速完成数据采集，而老年或循环缓慢患者中，盐水通过肺循环的时间延长，导致灌注图像模糊。

与传统检查的敏感性/特异性差距：EIT 肺灌注成像的空间分辨率(约 2~3 cm)远低于 CT 肺动脉造影(<1 mm)，无法检测直径 < 5 mm 的亚段栓塞，漏诊率约 20%~30%；而与 V/Q 扫描相比，EIT 在慢性血栓栓塞性肺疾病中，难以区分“陈旧性血栓”与“肺血管痉挛”，特异性仅 65%~70%。2024 年《中国生物医学工程学报》的研究显示，在疑似肺栓塞患者中，EIT 的阳性预测值仅 58%，需结合 D-二聚体或 CTA 才能确诊[7]。

4.3.2. 心血管评估的准确性争议

EIT 心输出量监测的误差较大：与金标准肺动脉导管(PAC)相比，EIT 通过胸阻抗变化推算心输出量的误差可达 15%~25%，主要源于胸壁厚度(如肥胖患者阻抗基线高)、肺水含量(肺水肿时阻抗波动被掩盖)的干扰。例如，在急性左心衰竭患者中，EIT 测得的心输出量与 PAC 的相关性仅 0.58，无法满足临床精准监测需求。

容量反应性评估的适用场景受限：基于 EIT 的 SVV 监测仅在“机械通气、无心律失常、潮气量 ≥ 8 ml/kg”的患者中可靠，而在自主呼吸、房颤或潮气量 < 6 ml/kg 的 ARDS 患者中，SVV 变异度大(CV > 15%)，指导液体治疗的价值有限。此外，EIT 无法区分“容量不足”与“心肌收缩力下降”导致的 SVV 升高，易导致过度补液。

4.3.3. 临床转化的现实障碍

肺移植术后灌注监测的时效性不足：肺移植术后需频繁评估灌注(如每 2 小时 1 次)，而 EIT 每次检查需 10~15 分钟(含电极放置、盐水注射)，无法满足“即时监测”需求；且移植肺存在缺血再灌注损伤时，肺组织阻抗基线不稳定，导致灌注图像无法对比。心内分流检测方面，EIT 仅能判断“是否存在分流”，无法量化分流量，需结合心脏超声才能评估病情严重程度，增加了临床操作复杂度。

5. 新技术融合与展望

随着科技的发展，EIT 技术正不断与其他新兴技术交叉融合，以进一步提升性能和拓展应用范围。本节重点讨论人工智能(AI)与 EIT 的融合，以及可穿戴 EIT 设备和远程监测的发展前景。

5.1. 人工智能与 EIT 融合

人工智能技术，尤其是机器学习和深度学习，正在被引入 EIT 图像重建和数据分析中，以克服 EIT 的一些固有挑战并提高临床应用价值。EIT 图像重建是一个典型的非线性不适定逆问题，传统算法存在分辨率有限、易受噪声干扰等缺点。深度学习方法可以从大量模拟数据中学习阻抗分布与测量数据之间的映射关系，从而提高重建图像的质量和速度。例如，有研究训练卷积神经网络(CNN)用于 EIT 重建，显著减少了图像伪影并提高了对小目标的分辨能力。在数据分析方面，机器学习算法可用于自动识别 EIT

图像中的异常模式。例如,通过训练分类模型,AI可以自动从EIT通气图像中识别出气胸、肺不张等特征性改变,为临床提供决策支持。此外,人工智能还可用于融合多源数据,提高诊断准确性。例如,将EIT通气监测与患者的生理参数(如氧饱和度、呼吸力学)结合,通过机器学习模型进行综合分析,可更准确地预测患者的病情变化或脱机成功率。目前,AI与EIT融合的研究多处于实验和初步临床验证阶段,但已展现出良好前景。随着更多临床数据的积累和算法的优化,人工智能有望赋予EIT“智能解读”能力,使其从提供图像走向提供诊断建议,进一步提升EIT在临床决策中的作用[7]。

5.2. 可穿戴与远程监测

可穿戴医疗设备是当前医疗技术的重要发展方向,EIT由于其无创、无辐射和设备相对简单的特点,非常适合开发为可穿戴形式用于长期或远程监测。近年来,已有学者研制出可穿戴EIT装置,例如集成在背心或胸带中的电极阵列和小型化电子模块,可让患者在日常活动甚至家庭环境中接受肺功能监测。可穿戴EIT的潜在应用包括:慢性阻塞性肺疾病(COPD)患者的日常肺通气监测和急性加重预警、哮喘患者的气道阻力变化监测、睡眠呼吸暂停患者的夜间通气模式分析等。通过将EIT数据无线传输到云端,医生可以远程查看患者的肺功能状态,实现远程医疗和个性化健康管理。一项针对COPD患者的研究表明,可穿戴EIT设备能够检测到患者日常活动中通气分布的变化,与症状加重相关,有望用于早期预警急性发作。此外,在COVID-19疫情期间,有设想利用可穿戴EIT监测居家隔离患者的肺阻抗变化,以发现早期肺部炎症导致的通气异常,从而及时干预。当然,可穿戴EIT也面临挑战,例如电极长时间佩戴的舒适性和信号稳定性、运动伪影的消除等。但随着柔性电子、无线通信和智能算法的进步,这些问题正逐步得到解决。未来,可穿戴EIT设备有望成为连接医院与家庭的桥梁,使患者在院外也能获得连续的肺功能监护,为慢性呼吸系统疾病管理和康复提供全新的手段。

5.3. 其他技术融合与未来方向

除了AI和可穿戴技术,EIT还在与其他医学影像和传感技术融合,以实现多模态信息互补。例如,将EIT与超声成像结合,利用超声提供解剖定位,EIT提供功能信息,可同时评估肺的结构和通气/灌注功能。又如,在手术麻醉中,EIT可与脑电双频指数(BIS)等监测结合,全面评估患者的呼吸和麻醉状态。还有研究探索将EIT用于指导介入治疗,如在肺结节射频消融术中实时监测肺组织阻抗变化以评估消融范围等。这些跨领域的融合尝试拓展了EIT的应用边界。

在未来发展中,提高EIT的图像分辨率和定量准确性仍是关键方向之一。为此,研究者正探索更高密度的电极阵列、三维EIT成像以及多频/光谱EIT技术,以获取更丰富的信息来重建更精确的图像。同时,国际上关于EIT临床应用的指南和共识也在逐步形成,例如2025年国际复苏联合会(ILCOR)发布了关于EIT在心肺复苏中应用的共识推荐,为EIT的规范使用提供了依据。随着技术和临床研究的推进,EIT有望从辅助监测手段发展为某些领域的标准诊疗工具。

5.4. 局限性及争议

5.4.1. AI-EIT融合的技术壁垒

高质量标注数据匮乏:深度学习模型训练需数千例“EIT图像-临床诊断”配对数据,但EIT图像标注依赖呼吸科/ICU医生的专业经验,且不同医生对“肺不张、气胸”的阻抗特征判断差异大(Kappa值约0.6~0.7),导致训练数据质量参差不齐。此外,罕见病例(如肺淋巴管肌瘤病)的EIT数据极少,模型泛化性差——在2025年瑞金医院的研究中,AI模型在常见疾病(如气胸)的识别准确率达92%,但在罕见病中准确率骤降至55% [8]。

“黑箱”问题阻碍临床信任：AI 模型(如 CNN)的决策过程无法解释，例如模型判定“存在肺不张”，但无法说明是基于“背侧阻抗降低”还是“通气延迟”，医生难以验证结果可靠性。若 AI 误判(如将胸壁水肿误判为肺不张)，可能导致不当治疗，目前尚无“AI-EIT 诊断报告”的审核标准。

5.4.2. 可穿戴 EIT 的临床转化难题

信号稳定性与舒适性矛盾：可穿戴 EIT 需兼顾“长期佩戴”与“信号准确”——柔性电极虽舒适，但导电性差，运动时易与皮肤脱离，导致阻抗测量误差 $> 20\%$ ；而导电凝胶电极信号稳定，但佩戴 > 12 小时后易引发皮肤瘙痒、红肿，患者依从性低(约 40%)。此外，运动伪影(如行走、咳嗽)会导致阻抗波动幅度达 $30\% \sim 50\%$ ，现有滤波算法无法完全消除，影响通气监测准确性。

成本与临床价值的平衡：可穿戴 EIT 设备的研发成本较高(单台原型机约 10 万元)，若量产售价可能达 1 万~2 万元，远高于家用峰流速仪(< 500 元)。而目前缺乏长期研究证实“可穿戴 EIT 预警能降低 COPD 急性加重住院率”，医保部门难以将其纳入报销范围，限制了市场推广。

5.4.3. 多技术融合的现实挑战

EIT 与超声、CT 的时间同步难度大：多模态成像需确保 EIT 功能数据与超声/CT 解剖数据在“同一时间点、同一成像层面”匹配，但呼吸运动导致肺位置变化(可达 $2 \sim 3$ cm)，即使采用呼吸门控技术，同步误差仍大于 0.5 秒，无法实现精准融合。而 EIT 指导肺结节消融时，肺组织受热后阻抗变化与消融范围的相关性尚未明确，无法替代 CT 的实时影像引导，仅能作为辅助参考。

行业标准缺失延缓推广：目前 EIT 设备的电极数量(16/32/64)、采样率(50~200 Hz)、图像重建算法无统一标准，不同品牌设备的数据无法互认。例如，甲品牌 EIT 测得的 GI 值与乙品牌相差 $20\% \sim 30\%$ ，导致多中心研究难以开展，也无法形成国际统一的临床指南(如 ILCOR2025 共识仅推荐 EIT 在 CPR 中的“探索性应用”，未明确操作标准)。

6. 结语

肺电阻抗成像技术经过多年的发展，已在临床多个领域展现出重要的应用价值。从最初在 ICU 用于机械通气患者的肺通气监测，到如今扩展到新生儿、儿科以及肺灌注、心血管评估等新的应用场景，EIT 凭借其无创、实时、连续的优势，正在成为传统影像学 and 肺功能检查的有益补充。特别是在重症监护和新生儿科，EIT 已帮助临床医生实现更精细化的呼吸管理，改善患者预后。同时，新技术的融合为 EIT 注入了新的活力：人工智能提升了 EIT 图像的分析解读能力，可穿戴设备拓展了 EIT 的应用环境，使其有望用于慢性疾病的长期管理和远程医疗。当前 EIT 领域最亟待突破的方向可归纳为三点：一是技术层面，需攻克高分辨率成像(如 64 电极阵列)与定量分析标准化难题，建立统一的阻抗-生理参数换算模型，解决不同设备间数据不可比的问题；二是临床转化层面，需开展多中心 RCT 研究验证 EIT 在关键场景(如 ARDSPEEP 滴定、新生儿气胸预警)的成本-效益比，推动形成国际统一的临床应用指南；三是产业落地层面，需降低可穿戴 EIT 设备的电极成本、优化运动伪影算法，同时建立数据安全合规的远程监测平台，实现从“院内监测”向“院外管理”的场景延伸。未来，随着设备性能的进一步提高和临床研究的深入，EIT 有潜力在更多疾病的诊断和监测中发挥作用。例如，在慢性呼吸系统疾病的随访、肺康复疗效评估，甚至肺部疾病的早期筛查中，EIT 都可能提供独特的信息。当然，我们也应清醒地认识到，EIT 目前仍存在图像分辨率有限、定量不够精确等局限，需要通过多学科合作不断改进。

总之，肺电阻抗成像技术正处于快速发展和临床转化的关键阶段，其临床应用新进展令人鼓舞。相信在不久的将来，随着技术的成熟和经验的积累，EIT 将在临床实践中扮演更加重要的角色，为患者提供更安全、高效的诊疗服务。

参考文献

- [1] 邹瞿超, 金锦江, 叶建平, 等. 电阻抗断层成像技术原理及其在肺部疾病诊疗中的应用研究进展[J]. 中国医疗器械杂志, 2025, 49(1): 35-41.
- [2] 孙高悦, 李云. 肺电阻抗成像技术在个体化呼气末正压通气中的应用进展[J]. 实用临床医药杂志, 2023, 27(17): 140-144+148.
- [3] 马琼, 叶飞, 李臻阳, 等. 基于电阻抗断层成像技术设定呼气末正压对急性呼吸窘迫综合征患者肺功能及肺部并发症的影响[J]. 中国现代医学杂志, 2025, 35(19): 1-8.
- [4] 时亚丽, 刘楠, 王晓朦, 等. 肺电阻抗成像技术在呼吸重症的研究进展[J]. 心肺血管病杂志, 2024, 43(8): 902-905.
- [5] Mueller, J.L. (2025) Non-Iterative Reconstruction of Respiratory and Cardiac Activity in Infants from Electrical Impedance Tomography Data. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, **383**, Article 20240060. <https://doi.org/10.1098/rsta.2024.0060>
- [6] Shui, J.E., LaVita, C.J., Alcala, G.C., *et al.* (2025) Identifying Optimal Positive End-Expiratory Pressure with Electrical Impedance Tomography Guidance in Severe Bronchopulmonary Dysplasia. *The Journal of Perinatology*, **25**, Article 728.
- [7] 李坤, 李蔚琛, 郭奕彤, 等. 电阻抗断层成像技术的心肺信号降维集合经验模态分解方法研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2024, 43(5): 539-549.
- [8] 上海交通大学医学院附属瑞金医院. 基于电阻抗成像与人工智能的危重症患者 Pendelluft 自动检测方法[P]. 中国专利, CN202510513853.3. 2025-08-05.