

DOI:10.19344/j.cnki.issn1671-5276.2024.01.001

# 电阻抗成像技术在肺功能检测的研究进展

李志伟<sup>1</sup>, 于瑶<sup>1</sup>, 吴阳<sup>1</sup>, 段冀州<sup>2</sup>, 刘凯<sup>1</sup>, 姚佳烽<sup>1</sup>

(1. 南京航空航天大学 机电学院, 江苏 南京 210016; 2. 南京特殊教育师范学院, 江苏 南京 210038)

**摘要:** 电阻抗成像技术(EIT)通过对电极施加安全的交流激励电流信号,测量其余电极对的电压信号,借助重构图像算法,利用采集到的电压数据重构肺部阻抗分布情况。EIT技术具有实时、无创、便携的特点,能够动态监测肺部功能,有利于辅助肺疾病的诊断和治疗。概括了肺功能EIT技术的发展历程与原理,并对EIT硬件系统、图像重建算法和临床应用的研究进展进行了总结和分析;对肺功能EIT技术发展方向和趋势进行探讨与展望。

**关键词:** 电阻抗成像; 硬件系统; 图像重建算法; 临床应用; 发展趋势

**中图分类号:** TP391.41 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-5276(2024)01-0001-09

## Research Progress of Electrical Impedance Tomography

LI Zhiwei<sup>1</sup>, YU Yao<sup>1</sup>, WU Yang<sup>1</sup>, DUAN Jizhou<sup>2</sup>, LIU Kai<sup>1</sup>, YAO Jiafeng<sup>1</sup>

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics Astronautics, Nanjing 210016, China; 2. Nanjing Normal University of Special Education, Nanjing 210038, China)

**Abstract:** Electrical impedance tomography (EIT) measures the voltage signals of the remaining electrode pairs by applying a safe AC excitation current signal to the electrodes. With the help of reconstruction image algorithms, the acquired voltage data are applied to reconstruct the impedance distribution of the lungs. The EIT technique is real-time, non-invasive, and portable, and able to monitor lung function dynamically, which is beneficial in assisting in the diagnosis and treatment of lung diseases. This paper summarizes the development history and principle of lung function EIT technology, generalizes and analyzes the research progress of the EIT hardware system, image reconstruction algorithm and clinical application, and discusses and prospects the development direction and trend of the technology as well.

**Keywords:** electrical impedance tomography; hardware systems; image reconstruction algorithms; clinical applications; development trend

## 0 引言

电阻抗成像技术 (electrical impedance tomography, EIT) 是一种新兴的成像技术,具有实时、无创、便携的特点,能够动态监测肺部功能<sup>[1]</sup>。该技术的成像原理是在胸部均匀布置一组电极阵列,对电极施加安全的交流激励信号,测量其余电极对的电压信号,借助重构图像算法重建肺部电导率分布情况。

肺功能成像检测已成为当前 EIT 领域研究的热点之一,其应用范围涉及辅助肺疾病的治疗、重症监护、呼吸监测和体外膜氧合等领域<sup>[2]</sup>。肺功能 EIT 技术能够实时观察肺部通气情况,有助于

肺疾病早期诊断和治疗<sup>[3]</sup>。

近年来,国内外学者对 EIT 技术进行了深入的研究,探索出了更多新颖的成像算法,电阻抗成像技术已经较为成熟地应用于肺部疾病的监测。本文主要从 EIT 系统硬件设备、成像机理、图像重建算法及临床应用等方面进行了总结,并对其未来发展趋势进行了分析与讨论。

## 1 肺功能电阻抗成像技术

### 1.1 肺功能 EIT 发展历程

电阻抗成像技术是在 20 世纪 80 年代早期由 BARBER 和 BROWN 发明的<sup>[4]</sup>,在 EIT 第一次临

**基金项目:** 国家自然科学基金面上项目(62271251);科技部国家重点研发计划项目(2022YFC2404800)

**第一作者简介:** 李志伟(2000—),男,河北沧州人,硕士研究生,研究方向为智能医工检测,电阻抗成像方法, SX2205143@nuaa.edu.cn。

**通信作者简介:** 姚佳烽(1984—),男,河南巩义人,副教授,博士,2019年获得江苏省科学技术奖二等奖,2023年获中国康复医学会科学技术奖二等奖;共发表学术论文100余篇,日文专著章节1部,英文专著章节1部;发明专利30余项,转化4项,获批二类医疗器械注册证1项, jiaf.yao@nuaa.edu.cn。

床应用中,BROWN 提出 EIT 技术能够用于肺部的通气成像。简单的阻抗肺造影术只能提供胸部阻抗的全局信息,而 EIT 获得的阻抗数据具有更高的特异性、更多的视觉信息,为肺功能的生理和病理研究开辟了更广阔的应用领域。

HOLDER 和 TEMPLE 利用 EIT 技术对 30 名健康人与 4 名肺部病变患者进行了测试<sup>[5]</sup>,首次在两个胸椎横平面上进行了 EIT 测量。评估数据结果显示:不仅性别对 EIT 肺部图像有显著影响,健康人之间的 EIT 图像也存在很大的差异。因此得到结论:EIT 技术不适用于个体间的比较,而适用于患者个体的肺功能监测。

肺功能 EIT 大量的理论和技术进步提高了图像的分辨率和成像速度。而图像质量的提高也扩大医疗应用与研究的范围<sup>[6-9]</sup>,例如 EIT 正问题的并行化<sup>[10]</sup>、重构算法的研究以及对简化模型逆问题的修正等<sup>[11]</sup>。

### 1.2 硬件系统与设备

硬件系统是实现 EIT 测量的关键部件,采集的信号精度会直接影响图像重建的分辨率。硬件系统技术的改进为 EIT 提供了高精度的数据采集,有助于提高 EIT 成像的分辨率。EIT 系统由电极阵列、数据采集模块和图像重建单元组成<sup>[12]</sup>,如图 1 所示。整个电阻抗成像系统包括数字控制器、模数转换(A/D)和数模转换(D/A)、电流源、差分电压传感器、多路复用器和上位机。信号采集由激励通道、测量通道、多路复用器和通信模块组成。数据采集完成后,通过串口将数据传输到计算机,利用图像重建算法实现电阻抗成像。

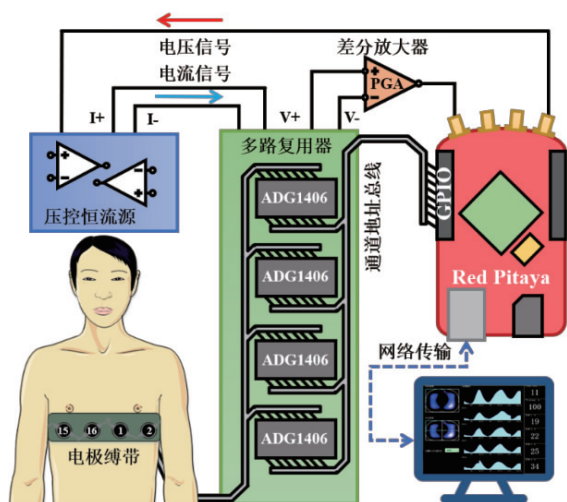


图 1 EIT 系统的示意图

电极是 EIT 硬件系统的重要组成部分,直接

参与信号激励和测量的过程。目前,为了提高电极的耐用性,大多采用钛合金作为电极的制造材料。此外,电极的数量直接决定了测量信号的数量。电极数量过多时,虽然可以获得更多电压数据,但测量时间也会增加,导致计算难度变高,成像速度会降低。目前,最常见的 EIT 硬件系统是 16 电极的测量系统,如图 2 所示。

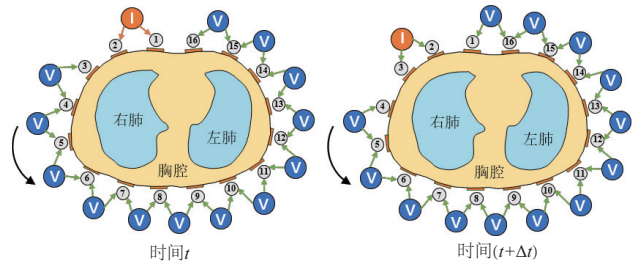


图 2 肺功能 EIT 测量 16 电极排列分布

2008 年,以色列希伯来大学和加州大学伯克利分校的研究人员设计了一种 32 电极的 EIT 系统<sup>[13]</sup>,能够通过手机拨号连接到计算机实现图像重建(图 3(a))。爱丁堡大学 YANG 等开发了一套快速多频电阻抗扫描系统<sup>[14]</sup>,采用半并行数据采集架构,能够实现 1 024 帧/s 的高帧率数据采集,实现实时成像(图 3(b))。国内对 EIT 的研究起步较晚。1993 年,空军军医大学董秀珍教授带领的研究小组开始进行肺功能 EIT 的研究,在 1998 年开发了国内第一个 32 电极电阻抗成像硬件系统<sup>[15]</sup>,该系统小信号测量精度达到 0.39%,大信号测量精度达到 0.08%(图 3(c))。2018 年,本课题组基于 Red Pitaya 平台开发了一套便携式的 EIT 系统<sup>[16]</sup>,该平台基于 ZYNQ 芯片,通过多路复用器实现激励信号的实时切换,将采集信号解调后通过有线或无线网络传输至 PC 端进行图像重构,能够实现 20 帧/s 以上的成像(图 3(d))。

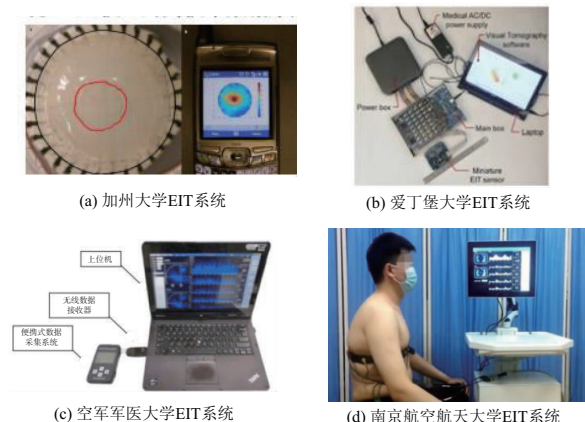


图 3 国内外 EIT 系统

### 1.3 成像机理

考虑一个内部导电的二维有界场域  $\Omega$ , 分段平滑边界为  $\partial\Omega$ 。假设通过完全导电的边界电极向场域内部注入高频激励电流, 场域内的阻抗呈现电阻特性, 可忽略虚部成分。通过对本构方程简化得到场域内电导率分布  $\sigma$  与电势  $\varphi$  之间的广义拉普拉斯方程:

$$\nabla\sigma \cdot \nabla\varphi + \sigma \cdot \nabla^2\varphi = 0 \quad (1)$$

求解偏微分式(1)要给定边界条件, 从而建立 EIT 数学模型。全电极模型已经被证明是 EIT 最准确的模型, 因为它考虑了电极与场域之间的接触阻抗。CEM 模型将单个电极视为一个等势体, 电导率视为常数。

边界条件表示为:

$$\begin{cases} \nabla^2\varphi(x, y) = 0, & (x, y) \in \Omega \\ \sigma(x, y) \frac{\partial\varphi(x, y)}{\partial\mathbf{e}} = 0, & (x, y) \in \partial\Omega/\Gamma \\ \int_{\Gamma} \sigma(x, y) \frac{\partial\varphi(x, y)}{\partial\mathbf{e}} dS = I_l, & (x, y) \in \Gamma \\ \varphi(x, y) + Z_l \cdot \sigma(x, y) \frac{\partial\varphi(x, y)}{\partial\mathbf{e}} = U_l, & (x, y) \in \Gamma \end{cases} \quad (2)$$

式中:  $\Gamma$  是场域边界上的电极区域;  $l = 1, 2, \dots, L$ ,  $L$  是电极的个数;  $Z_l$  是电极  $l$  与场域之间的接触阻抗;  $\mathbf{e}$  是场域边界上的向外法向的单位向量;  $U_l$  是电极  $l$  上的电位;  $I$  为电极上注入的电流;  $dS$  是单位像素。

通过求解式(2)得到 EIT 正问题的数学模型, 它描述了场域内电导率分布  $\sigma \in \mathbf{R}^{N \times 1}$  与边界电压  $v \in \mathbf{R}^{M \times 1}$  之间的线性关系, 记作  $F(\sigma)$

$$v = J\sigma + n \quad (3)$$

式中  $n$  是测量噪声向量。实际测量过程中, 噪声通常来源于电极移动、信道之间的串扰以及电子硬件缺陷造成的误差。最常见的假设是噪声样本在不同的测量之间是独立的和不相关的, 并遵循零均值高斯分布  $n \sim N(0, \sigma_n^2 I)$ 。雅可比矩阵  $J \in \mathbf{R}^{M \times N}$  是通过有限元方法(FEM)计算得到的, 它可以被看成是由  $M$  个灵敏度分布向量  $S_k$  组合而成的。每一个灵敏度分布向量代表在第  $i$  对电极激励, 第  $j$  对电极测量模式下,  $N$  个节点处电压对电导率偏导数的集合。在 FEM 中, 灵敏度分布向量可以通过  $I_i$  和  $I_j$  计算得到。雅可比矩阵  $J$  可以被写成:

$$\begin{cases} S_k = \frac{\partial v_{i,j}}{\partial \sigma_{i,j}} = \int_{\Omega} \nabla_u(I_i) \cdot \nabla_u(I_j) d\Omega \\ J = [S_1, S_2, \dots, S_M]^T \end{cases} \quad (4)$$

## 2 肺功能电阻抗成像技术图像重建算法

肺功能 EIT 技术的图像重建实质是对逆问题的求解, 即在已知边界电压和敏感矩阵的情况下, 对待测场域内的电导率分布进行反演重建。由于肺部结构特性复杂, 测量到的电压会受到其复杂特性的影响, 导致边界电压的测量数据与肺部电导率分布存在复杂的非线性关系。其次, 肺功能 EIT 测量数据中常常含有噪声扰动, 得到的模拟数据与真实肺部状态存在一定的差距, 边界电压测量数据的微小变动也会造成解的倍数变化。因此, 需要稳定的重建方法, 降低逆问题的病态性和非线性, 提高计算精度和分辨率, 得到更接近真实的电导率分布。

根据重建方法的不同, EIT 图像重建可分为绝对成像和差分成像。绝对成像是指 EIT 测量过程中, 直接使用测量得到的电流或电压数据来进行图像重建, 简单易实现、成本较低, 但是精度较差<sup>[17]</sup>。差分成像则是利用两个或多个时间点的测量数据进行差分图像重建, 获得电导率变化分布。这种方法减小了误差, 提高了成像的稳定性, 但需要更多的数据处理和计算<sup>[18]</sup>。

### 2.1 正则化算法

为解决逆问题的不适定性, 当前最具普适性的方法就是正则化方法, 即用一系列近似于原问题使解变得稳定的适定问题来逼近原来的不适定问题。

常见的正则化方法包括以下几种方法。

1) Tikhonov 正则化方法<sup>[19]</sup>。Tikhonov 正则化方法的基本原理是在原有的最小化经验误差函数上使用  $L_2$  范数作为正则化项进行约束, 通过引入一定的平滑先验信息, 缩小解的空间, 改善重建性能, 提高重建精度。但是由于惩罚项是  $L_2$  范数, 这种方法会对解产生较为强烈的光滑效应, 限制了其对于待测物体尖锐特征的重建能力。

2) 全变差(total variation, TV) 正则化方法<sup>[20]</sup>。全变差正则化方法是基于图像相邻要素之间的差异性, 通过引入全变差函数正则化项, 可以在图像处理任务中平衡平滑和细节保留之间的关系, 保留不连续特征。例如, 在图像去噪任务中, 全变差正则化可以抑制图像中的噪声, 同时尽量保留图像的细节信息。

3) 最大熵正则化方法<sup>[21]</sup> (maximum entropy regularization method)。最大熵正则化方法是基于

两个电导率分布之间电导率相对变化的非负性,通过对电导率的变化值进行重建<sup>[22]</sup>,通过最大化模型的熵,使得模型对未知情况保持最大的不确定性。该方法提供了一种从不完整数据中获取信息的方法,提高模型的泛化能力。

## 2.2 参数化水平集算法

近年来,出现了各种各样基于形状的重建算法,其中水平集法(level set method, LSM)是最常见的一种<sup>[23]</sup>。水平集法的关键是使用水平集函数隐式表示电导率分布,区域之间的界面表示为零水平集,将电导率重构问题转化为形状重构的问题。

传统的 LSM 在重建时,存在许多的数值问题。例如,级别设置函数(level set function, LSF)更改为非距离函数,再将 LSF 定义为符号距离函数(signed distance function, SDF),需要执行重新初始化的操作,以再次将 LSF 重置为 SDF,这样提高了计算成本和问题的复杂性。

为了克服这些问题,基于参数化水平集(parametric level set, PLS)的图像重建算法应运而生。基于 PLS 的图像重建算法最初是 AGHASI 提出的<sup>[24]</sup>,根据径向基函数对 LSF 进行参数化,呈现更清晰的形状。该方法未知数较少,由于其径向基函数的稀疏性,计算成本较低。基于 PLS 的方法首先应用于光学断层扫描<sup>[25]</sup>、地震成像等领域<sup>[26]</sup>,随着技术的发展,也应用于肺功能 EIT。但是,PLS 仅适用于相数为两个的研究,具有一定的局限性。

2018 年,LIU 等提出了一种基于形状驱动的参数化水平集(PLS)重建方法<sup>[27-28]</sup>,将图像重建问题表述为图形重建问题,假设重建的电导率变化是分段常数,而异常的几何形状则采用高斯径向基函数(gaussian radial basis functions, GRBF)来表示,可以灵活地描述未知数少的这一类形状,重建结果如图 4 所示。图中:E1 使用传统的线性差分成像;E2 基于 PLS 的差分成像;Case 1 中 $\sigma_1$ 为呼气末阶段, $\sigma_2$ 为吸气末阶段;Case 2 为左肺塌陷;Case 3 中 $\sigma_1$ 为心脏处于收缩末期状态, $\sigma_2$ 为心脏处于舒张末期状态。与传统的线性方法相比,该方法显著减少了未知数的总数,提高了计算效率,能够容忍更多的建模误差,同时显著提高图像质量。

2022 年,WU 等提出一种新的形状重建框架<sup>[12]</sup>,该框架融合了稀疏贝叶斯学习(sparse

bayesian learning, SBL)和 B 样条水平集(BLS),用于差分电阻抗成像扫描,充分利用了 B 样条柔性表示和贝叶斯学习能力的优势,提高重建性能、噪声鲁棒性和计算效率。图 5 为水箱数据重建结果,图中:第 2 列为理想边界(红色虚线)、初始基元(黑色虚线)和最终基元(蓝色实线)的分布;第 3 列为 BLS 方法的重建结果;第 4 列为 PLS 方法的重建结果的 Case5—Case8 中,胸形水箱中装满盐水,将红色心形琼脂夹杂物放入罐中来模拟心脏,将白色肺状物放入罐中进行水箱试验并测量数据。图像重建结果显示,BLS 方法成功将心脏从不同的成像结果中移除,能很好地定位白色肺状物,且重构图像边缘清晰、无伪影(本刊为黑白印刷,相关疑问咨询作者)。

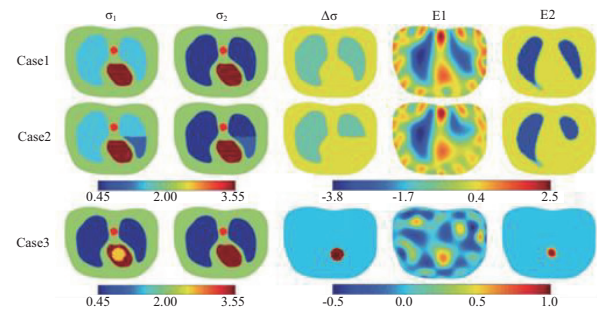


图 4 基于形状驱动的参数化水平集的重建结果

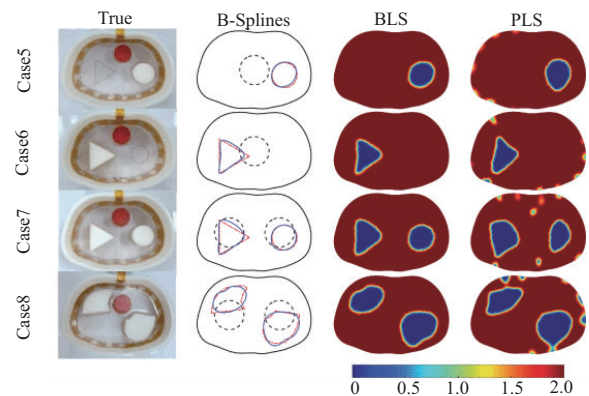


图 5 水箱数据重建结果

## 2.3 深度学习算法

基于深度学习的方法已被证明可有效提高肺功能 EIT 技术的成像质量<sup>[29]</sup>。因此,许多研究人员尝试使用基于深度学习的方法来解决图像重构问题。WU 等提出了一种改进的卷积神经网络(convolutional neural network, CNN)方法用于肺功能 EIT<sup>[30]</sup>,并进行了水箱静态试验,如图 6 所示。图中 Tikhonov 重建的图像容易出现伪影且边缘图像不清晰;由于增加了 RBF 层,CNN-RBF 的图像

重建效果是最好的,肺过度扩张和肺不张所引起的传导率分布不均现象最为明显。该方法增加了批量归一化(BN)层、ELU 激活函数、全局平均池化(GAP)层和径向基函数(RBF)神经网络。改进的 CNN 有助于加快网络收敛速度,提高图像重建精度和鲁棒性。

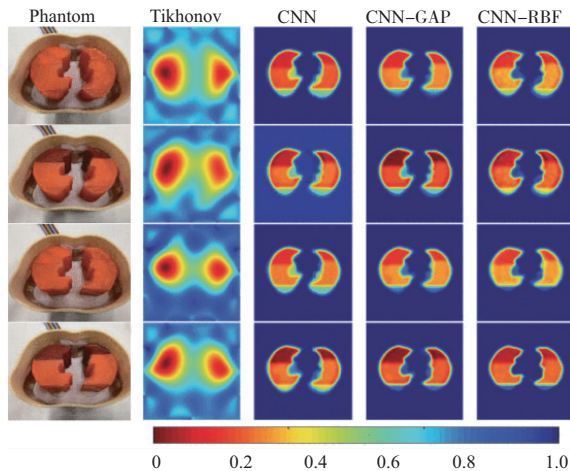


图 6 水箱模型种使用不同方法的重建结果

LIN 等利用变分自编码器 (variational autoencoder, VAE) 学习 CT 扫描的结果<sup>[31]</sup>, 在低维空间构建 EIT, 将潜在代码的参数作为未知数, 通过高斯-牛顿 (gauss-newton, GN) 方法进行反演, 构建了一种基于特征的反演绝对成像反演方法。该方法将解空间限制在特征空间内, 对反演施加了更强的先验约束<sup>[32]</sup>, 能够以更少的参数、更少的信息损失表示 EIT 图像, 保证了反演结果与实测数据的一致性、反演结果的可靠性, 并从 50 名患者中随机选取 5 名患者的 CT 扫描数据生成 EIT 模型 (图 7)。图中: GT 为实际情况; PB 为基于像素的反演; FB 为基于特征的反转反演。基于像素的方法基本可以重建心肺, 但会过度拟合噪声, 而基于特征的反演结果与实际情况高度相似, 肺部的锐边和凹陷部分都能被清晰地重建出来。

### 3 肺功能电阻抗成像技术临床应用

与传统医学成像技术相比, EIT 在空间分辨率方面具有局限性, 但由于其无创、无辐射等优势, EIT 在生物医学, 特别是肺功能方面, 具有广泛的应用领域。当前, 肺功能 EIT 的临床应用主要分为 3 个方面: 肺通气检测、肺灌注评估和肺功能检查。

#### 3.1 肺通气检测

在重症监护病房中, 机械通气可能会对急性

呼吸窘迫综合征 (acute respiratory distress syndrome, ARDS) 患者脆弱的肺部造成损伤, 因此必须进行保护性肺通气, 以预防或减少呼吸机相关肺损伤。CINNELLA 等通过 EIT 证明<sup>[33]</sup>, 在早期轻度患者中应用开放肺入路可以改善肺通气的均匀性。在 ARDS 中, EIT 技术可以测量肺部及区域性肺部通气分布, 根据电导率分布变化判断呼气末正压 (positive end-expiratory pressure, PEEP) 的变化对肺泡的影响, 如图 8 所示, 实现对患者病情的检测。EIT 应用于 ARDS 的其他方面包括检测气胸<sup>[34]</sup>, 检测患者与呼吸机的不同步<sup>[35-37]</sup>。因此, EIT 可用于捕捉气胸的肺通气变化、选择最佳床边呼气末正压 (PEEP)。

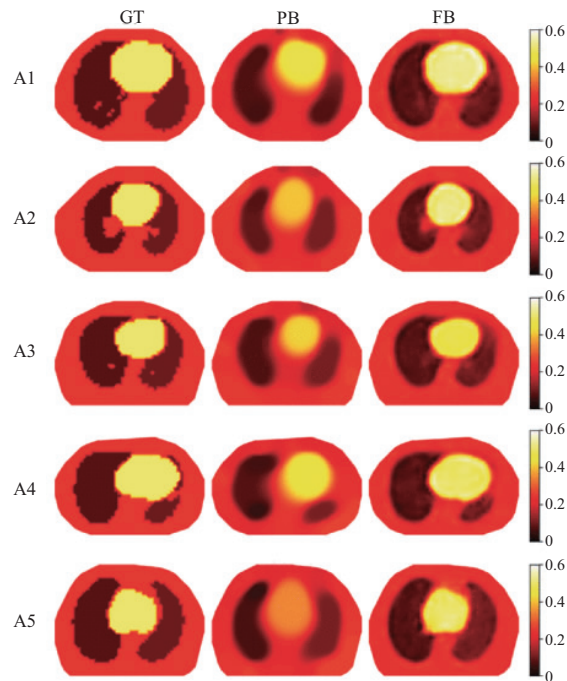


图 7 5 名患者训练样本结果

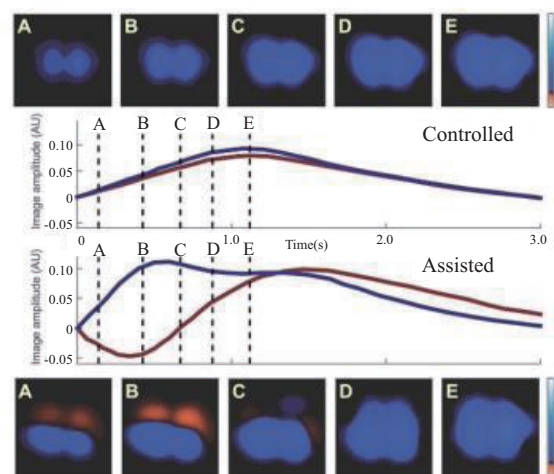


图 8 EIT 用于机械通气患者 PEEP 滴定

### 3.2 肺灌注评估

近年来,EIT 通过肺部血流灌注评估肺部血流异常引起了广泛关注,对于肺损伤与心血管疾病的诊断和治疗具有重要意义。肺灌注评估是利用肺血流脉动引起的阻抗变化来反映肺血流流动情况,可以提供区域肺灌注和通气/灌注(ventilation/perfusion, V/Q)比例图像,如图 9 所示。FAGERBERG 等对小猪进行了 EIT 肺灌注的监测和评估<sup>[38]</sup>,结果表明 EIT 可以检测肺灌注信号。MAURI 等发现,可以通过 EIT 技术检测盐水造影法中 ARDS 患者灌注受损通气区域不平衡的 V/Q 匹配情况<sup>[39]</sup>。PERIER 等使用 EIT 技术证实,俯卧位通气和 PEEP 增加可使得 ARDS 患者的 V/Q 匹配更好<sup>[40]</sup>。这些研究表明,肺功能 EIT 应用于肺灌注评估中,能够考虑 V/Q 分布不匹配的情况并进行调整,对于指导呼吸机的诊疗具有重要意义。

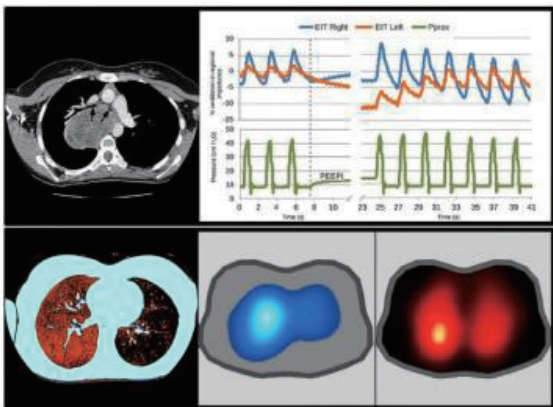


图 9 EIT 用于肺灌注评估

### 3.3 肺功能检查

慢性阻塞性肺疾病(chronic obstructive pulmonary diseases, COPD)患者通常需要做常规肺功能检查(pulmonary function testing, PFT)来监测疾病进展。传统的 PFT 仅提供从气道开口测量的全局信息,其他技术如多次呼吸冲洗(MBW),需要复杂的设备和高成本,而 EIT 提供了一种非侵入的方法来评估局部肺功能<sup>[41]</sup>。

VOGT 等利用 EIT 评估了慢性阻塞性肺疾病(COPD)患者通气的时空异质性<sup>[42]</sup>,进一步测试了 COPD 患者和哮喘患者<sup>[43]</sup>对支气管扩张剂可逆性的局部肺反应。在重症监护病房中,COPD 急性加重(AECOPD)患者通常需要呼吸机支持,而肺功能 EIT 则能够为局部肺通气提供定量评估,指导呼吸机的参数设置(图 10)。SUN 等研究

了 AECOPD 患者使用神经调节通气辅助时的空气分布情况<sup>[44]</sup>,与压力支持通气相比,相关区域的通气分布显著增加。EIT 肺功能检查,除了能够提供整体肺功能信息外,还可以提供独特的区域性信息。但是针对 COPD 的评估方法和指标仍不明确,故有必要继续推进 EIT 技术在 COPD 患者肺功能检查方面的研究。

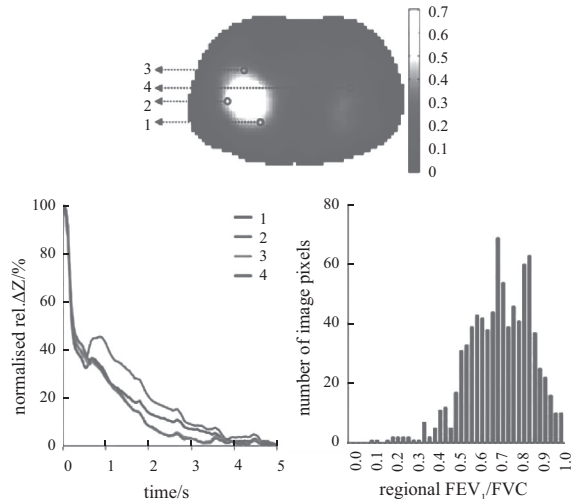


图 10 EIT 用于 COPD 患者肺功能检查

## 4 肺功能电阻抗成像技术发展趋势

肺功能 EIT 的发展趋势主要体现在 3 个方面:系统趋向便携式、智能化;重构算法将从平面二维转向空间三维发展;临床应用领域将从成人人群扩展到婴幼儿。

### 1) 便携式、智能化

EIT 系统正向着便携式、家庭化方向发展,即简单化、集成化的 EIT 设备同时具备高性能处理器、大容量存储等特点,以满足人们在居家医疗的各种需求<sup>[45]</sup>。其次,EIT 技术趋向智能化,如能够实现动态评估患者肺通气功能变化,结合机器学习进行手势识别等功能<sup>[46]</sup>。本课题组正在研发基于医疗物联网架构的 EIT 在线数据健康管理云平台,不仅体积小,操作简便,方便移动与安装(图 11),还利用上万张胸部 CT 图片建立和训练深度学习模型,实现了实时监测肺功能,且能够制定个性化机械通气策略。

### 2) 三维实时成像算法

肺功能 EIT 图像重建算法发展迅速,包括传统的正则化算法、基于参数化水平集的算法、基于卷积神经网络的深度学习算法等。现阶段算法的重心在二维图像的重建,因成像平面单一、无法掌

握全局肺功能状态,未来的图像重构算法将着重于实现三维实时成像的功能。本课题组正在研发三维实时成像算法,以三维肺功能 EIT 为研究对象,搭建一套肺部三维实时成像的系统,建立三维 EIT 的量化指标和评价方法,对人体肺部全局的通气状态进行实时监测,为临床应用提供参考(图 12)。



图 11 便捷式肺功能 EIT 系统示意图

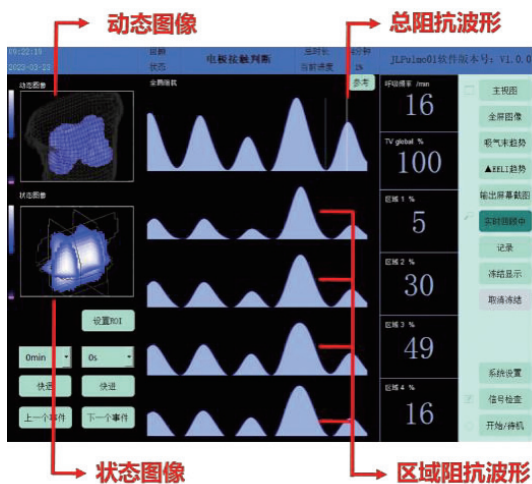


图 12 三维肺功能监测面板示意图

### 3) 特殊应用场景

EIT 技术未来将用于更多特殊场景。

新生儿应用:每年有数百万婴儿早产,许多婴儿因肺部发育不成熟而患有呼吸窘迫综合征<sup>[47]</sup>。新生儿自身器官发育不完全,辐射暴露会严重影响其身体健康与生长发育,因此,对婴幼儿肺功能监测提出了更高的要求<sup>[48]</sup>。而肺功能 EIT 技术为解决上述问题提供了新的思路,不仅满足病理检测和诊断的要求,还具备非辐射、非侵入性的特点,能够为儿童呼吸和循环系统疾病的诊断提供无创、无辐射的检测方法,将成为监测早期新生儿肺功能的新方法。

音乐疗法应用:音乐疗法是一种新兴的交叉

性边缘学科,通过音乐特有的旋律、节奏和频率等发挥促进患者身心健康的作用,目前已被广泛应用于临床医学领域。EIT 为音乐疗法的效果评价提供了检测思路,尤其在肺部疾病等康复治疗中的应用成为了可能,今后将为更多疾病康复提供科学参考。

## 5 结语

EIT 技术的理论研究已经较为成熟,已广泛地应用于生物医学,特别是肺功能领域,但是由于现有系统的庞大、图像重建的病态性等问题,还需要对 EIT 系统、图像重构算法等进行迭代优化。本文对 EIT 技术的系统开发、硬件设备、基本原理、图像重建算法以及临床应用等方面的现状及未来发展趋势进行了探讨。EIT 系统趋向于便携式、家庭化、智能化,以满足人们居家医疗的需求。肺功能 EIT 图像重建算法将集中在实现三维实时成像上。随着计算速度的加快与图像质量的提高,肺功能 EIT 将成为实时监测全局肺功能状态的最佳选择。同时,凭借其无损伤、无辐射、非侵入的特点,肺功能 EIT 将成为监测早期新生儿肺功能的新方法。

### 参考文献:

- [1] FRERICHS I. Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities [J]. *Physiological Measurement*, 2000, 21(2): R1-R21.
- [2] BAYFORD R, TIZZARD A. Bioimpedance imaging: an overview of potential clinical applications [J]. *Analyst*, 2012, 137(20): 4635-4643.
- [3] JIMENEZ J V, WEIRAUCH A J, CULTER C A, et al. Electrical impedance tomography in acute respiratory distress syndrome management [J]. *Critical Care Medicine*, 2022, 50(8): 1210-1223.
- [4] BARBER D C, BROWN B H. Applied potential tomography [J]. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, 1984, 17(9): 723-733.
- [5] HOLDER D S, TEMPLE A J. Effectiveness of the sheffield EIT system in distinguishing patients with pulmonary pathology from a series of normal subjects [C]. *Clinical and Physiological Applications of Electrical Impedance Tomography*. London: UCL Press, 1993: 277-298.
- [6] DODD M, MUELLER J L. A real-time D-bar algorithm for 2-D electrical impedance tomography data [J]. *Inverse Problems and Imaging*, 2014, 8(4): 1013-1031.
- [7] HAMILTON S J, MUELLER J L, ALSAKER M. Incorporating a spatial prior into nonlinear D-bar EIT

- imaging for complex admittivities[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2017, 36(2):457-466.
- [8] MARTINS T C, TSUZUKI M S G, CAMARGO E D L B. Interval simulated annealing applied to electrical impedance tomography image reconstruction with fast objective function evaluation [J]. Computers & Mathematics with Applications, 2016, 72(5): 1230-1243.
- [9] SILVA O L, LIMA R G, MARTINS T C. Influence of current injection pattern and electric potential measurement strategies in electrical impedance tomography[J]. Control Engineering Practice, 2017, 58: 276-286.
- [10] TAVARES R S, SATO A K, MARTINS T C, et al. GPU acceleration of absolute EIT image reconstruction using simulated annealing [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2019, 52: 445-455.
- [11] KAIPIO J P, SOMERSALO E. Statistical inverse problems: discretization, model reduction and inverse crimes [J]. Journal of Computational and Applied Mathematics, 2007, 198(2): 493-504.
- [12] WU Y, ZHOU T, CHEN B, et al. Bayesian shape reconstruction using B-spline level set in electrical impedance tomography [J]. IEEE Sensors Journal, 2022, 22(19):19010-19019.
- [13] GRANOT Y, IVORRA A, RUBINSKY B. A new concept for medical imaging centered on cellular phone technology[J]. Plos One, 2008, 3(4): e2075.
- [14] YANG Y J, JIA J B. A multi-frequency electrical impedance tomography system for real-time 2D and 3D imaging[J]. Review of Scientific Instruments, 2017, 88(8):085110.
- [15] 尤富生,董秀珍,秦明新,等.一个32电极电阻断层成像硬件系统[J].医学争鸣,1998(增刊1):7-9.
- [16] YAO J F, CHEN H J, XU Z F, et al. Development of a wearable electrical impedance tomographic sensor for gesture recognition with machine learning [J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2020, 24(6): 1550-1556.
- [17] THIAGO C M, ANDRÉ K S, FERNANDO S M, et al. A review of electrical impedance tomography in lung applications: theory and algorithms for absolute images[J]. Annual Reviews in Control, 2019, 48: 442-471.
- [18] FRERICHS I, AMATO M B P, VAN KAAM A H, et al. Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the translational EIT development study group[J]. Thorax, 2017, 72: 83-93.
- [19] VAUHKONEN M, VADÁSZ D, KARJALAINEN P A, et al. Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998, 17(2):285-293.
- [20] GONZÁLEZ G, HUTTUNEN J M J, KOLEHMAINEN V, et al. Experimental evaluation of 3D electrical impedance tomography with total variation prior [J]. Inverse Problems in Science and Engineering, 2016, 24(8): 1411-1431.
- [21] FAN W, WANG H. Maximum entropy regulation method for electrical impedance tomography combined with a normalized sensitivity map [J]. Flow Measurement and Instrumentation, 2010, 21(3): 2126-2136.
- [22] GU D P, DENG J S, SMYL D, et al. Supershape augmented reconstruction method based on Boolean operations in electrical impedance tomography[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2021, 70:1-11.
- [23] GIBOU F, FEDKIW R, OSHER S. A review of level-set methods and some recent applications [J]. Journal of Computational Physics, 2018, 353:82-109.
- [24] AGHASI A, KILMER M, MILLER E L. Parametric level set methods for inverse problems [J]. SIAM Journal on Imaging Sciences, 2011, 4(2): 618-650.
- [25] LARUSSON F, FANTINI S, MILLER E L. Parametric level set reconstruction methods for hyperspectral diffuse optical tomography [J]. Biomedical Optics Express, 2012, 3(5): 1006-1024.
- [26] KADU A, VAN LEEUWEN T, MULDER W A. Salt reconstruction in full-waveform inversion with a parametric level-set method [J]. IEEE Transactions on Computational Imaging, 2017, 3(2): 305-315.
- [27] LIU D, SMYL D, DU J F. A parametric level set-based approach to difference imaging in electrical impedance tomography [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2019, 38(1): 145-155.
- [28] LIU D, GU D P, SMYL D, et al. Shape-driven EIT reconstruction using Fourier representations [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2021, 40(2): 481-490.
- [29] XU Y Z, HOLANDA G, DE F SOUZA L F, et al. Deep learning-enhanced Internet of medical things to analyze brain CT scans of hemorrhagic stroke patients: a new approach [J]. IEEE Sensors Journal, 2021, 21(22): 24941-24951.
- [30] WU Y, CHEN B, LIU K, et al. Shape reconstruction with multiphase conductivity for electrical impedance tomography using improved convolutional neural network method [J]. IEEE Sensors Journal, 2021, 21(7): 9277-9287.
- [31] LIN Z C, GUO R, ZHANG K, et al. Feature-based inversion using variational autoencoder for electrical



- impedance tomography [ J ]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2022, 71 : 1-12.
- [ 32 ] ZHANG C, BÜTEPAGE J, KJELLSTRÖM H, et al. Advances in variational inference [ J ]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2018, 41( 8 ) : 2008-2026.
- [ 33 ] CINNELLA G, GRASSO S, RAIMONDO P, et al. Physiological effects of the open lung approach in patients with early, mild, diffuse acute respiratory distress syndrome [ J ]. Anesthesiology, 2015, 123 ( 5 ) : 1113-1121.
- [ 34 ] MORAIS C C A, DE SANTIS SANTIAGO R R, DE OLIVEIRA FILHO J R B, et al. Monitoring of pneumothorax appearance with electrical impedance tomography during recruitment maneuvers [ J ]. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, 2017, 195( 8 ) : 1070-1073.
- [ 35 ] GOW C H, CHANG M Y, ZHAO Z, et al. Patient-ventilator asynchrony identified with electrical impedance tomography [ J ]. IFAC – PapersOnLine, 2018, 51( 27 ) : 52-55.
- [ 36 ] YUN L, HE H W, MÖLLER K, et al. Assessment of lung recruitment by electrical impedance tomography and oxygenation in ARDS patients [ J ]. Medicine, 2016, 95( 22 ) : e3820.
- [ 37 ] PILLOW J J, FRERICHS I, STOCKS J. Lung function tests in neonates and infants with chronic lung disease: global and regional ventilation inhomogeneity [ J ]. Pediatric Pulmonology, 2006, 41( 2 ) : 105-121.
- [ 38 ] FAGERBERG A, STENQVIST O, ÅNEMAN A. Monitoring pulmonary perfusion by electrical impedance tomography: an evaluation in a pig model [ J ]. Acta Anaesthesiologica Scandinavica, 2009, 53( 2 ) : 152-158.
- [ 39 ] MAURI T, SPINELLI E, SCOTTI E, et al. Potential for lung recruitment and ventilation-perfusion mismatch in patients with the acute respiratory distress syndrome from coronavirus disease 2019 [ J ]. Critical Care Medicine, 2020, 48( 8 ) : 1129-1134.
- [ 40 ] PERIER F, TUFFET S, MARAFFI T, et al. Effect of positive end - expiratory pressure and proning on ventilation and perfusion in COVID - 19 acute respiratory distress syndrome [ J ]. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, 2020, 202( 12 ) : 1713-1717.
- [ 41 ] ZHAO Z Q, MÜLLER-LISSE U, FRERICHS I, et al. Regional airway obstruction in cystic fibrosis determined by electrical impedance tomography in comparison with high resolution CT [ J ]. Physiological Measurement, 2013, 34( 11 ) : N107-N114.
- [ 42 ] VOGT B, LÖHR S, ZHAO Z Q, et al. Regional lung function testing in children using electrical impedance tomography [ J ]. Pediatric Pulmonology, 2018, 53( 3 ) : 293-301.
- [ 43 ] FERGUSON N D, FAN E, CAMPOROTA L, et al. The berlin definition of ARDS: an expanded rationale, justification, and supplementary material [ J ]. Intensive Care Medicine, 2012, 38( 10 ) : 1573-1582.
- [ 44 ] SUN Q, LIU L, PAN C, et al. Effects of neurally adjusted ventilatory assist on air distribution and dead space in patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease [ J ]. Critical Care ( London, England ), 2017, 21( 1 ) : 126.
- [ 45 ] HUANG J J, HUNG Y H, WANG J J, et al. Design of wearable and wireless electrical impedance tomography system [ J ]. Measurement, 2016, 78 : 9-17.
- [ 46 ] JIANG D, WU Y, DEMOSTHENOUS A. Hand gesture recognition using three - dimensional electrical impedance tomography [ J ]. IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, 2020, 67( 9 ) : 1554-1558.
- [ 47 ] DURLAK W, KWINTA P. Role of electrical impedance tomography in clinical practice in pediatric respiratory medicine [ J ]. ISRN Pediatrics, 2013, 2013 : 529038.
- [ 48 ] KING A, BLANK D, BHATIA R, et al. Tools to assess lung aeration in neonates with respiratory distress syndrome [ J ]. Acta Paediatrica ( Oslo, Norway: 1992 ), 2020, 109( 4 ) : 667-678.

---

收稿日期: 2023 - 12 - 25