



基于电阻抗断层成像的慢性阻塞性肺疾病诊断方法研究*

李芳^{1,2)} 陈柏¹⁾ 吴阳³⁾ 刘凯¹⁾ 周童⁴⁾ 姚佳烽^{5)**}

⁽¹⁾ 南京航空航天大学机电学院, 南京 210016; ⁽²⁾ 三江学院机械与电气工程学院, 南京 210012;

⁽³⁾ 南京林业大学机械电子工程学院, 南京 210037; ⁽⁴⁾ 苏州大学附属第二医院呼吸与危重症医学科, 苏州 215004;

⁽⁵⁾ 暨南大学物理与光电工程学院, 广州 510632)

摘要 目的 基于电阻抗断层成像 (EIT) 技术提出了一种新型床旁肺通气实时监测方法应用于慢性阻塞性肺疾病 (COPD) 诊断。计算通气中心 (CoV)、整体不均匀性 (GI)、区域通气延迟不均匀性 ($RVDI$) 和一秒率 (FEV_1/FVC) 四个指标, 来实现 COPD 时空诊断。方法 首先对 COPD 患者呼吸周期进行仿真, 确认患者与正常人在某些指标存在明显差异后, 再通过实验验证上述指标的差异性; 实验共纳入 93 名受试者, 对其进行了多次肺功能检查 (PFT) 和 EIT 同步测量, 并比较了不同呼吸模式 (包括用力呼气、用力吸气和平静潮气呼吸) 下的通气异质性, 通过分析 EIT 图像与指标, 以区分不同年龄段健康人和 COPD 患者。结果 仿真结果表明, COPD 患者与正常人在 CoV 、 GI 、 FEV_1/FVC 和 $RVDI$ 四个指标上存在明显差异。实验结果表明, 在空间异质性方面, COPD 患者的 GI 值显著高于其他两组, 但健康人群之间无明显差异。在时间异质性方面, 无论是平静吸气还是用力吸气, COPD 患者的 $RVDI$ 值均显著高于其他组别。此外, 在强制呼气过程中, FEV_1/FVC 的频率分布进一步揭示了 COPD 患者区域肺功能的时间延迟异质性, 区别于不同年龄段健康人。结论 EIT 技术揭示了区域肺功能的时空通气异质性, 对于 COPD 患者的诊断和治疗具有重要意义。

关键词 电阻抗断层成像, 通气均匀性, 阻塞性肺疾病, 肺功能成像, 区域肺功能

中图分类号 TH772

DOI: 10.16476/j.pibb.2024.0452

CSTR: 12369.14.pibb.20240452

慢性阻塞性肺疾病 (chronic obstructive pulmonary disease, COPD) 是一种以气流受限和进行性恶化为特征的肺部疾病^[1], 位居全球死亡原因第四, 在中国 40 岁以上人群中的患病率高达 13.7%^[2]。COPD 对经济和医疗系统有巨大影响, 对患者和社会构成了沉重负担。早期筛查有助于 COPD 早诊早治, 可以在很大程度上预防病情加重, 提高患者的生存质量。

目前, 临床用于 COPD 诊断和评估的检查方法主要是肺功能检查 (pulmonary function testing, PFT) 和胸部影像学检查。然而, 这些方法在临床应用方面都存在一定的局限性^[3]。肺功能检查确定持续气流受限是 COPD 诊断的必备条件, 但常规肺功能通过肺量计只能评估整体肺功能, 无法识别区域异质性, 需要患者的高度配合和用力呼吸^[4]。胸部影像学检查包括 X 线胸片、计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 和肺部超声 (lung

ultrasound, LUS)。虽然胸片操作简便, 常用于初步评估, 但信息有限, 容易漏诊^[5]。胸片改变对 COPD 诊断的特异性不高, 主要用于与其他肺部疾病进行鉴别, 也可用于明确并发症。常规 CT 不能评估肺通气功能, 主要也是用于鉴别诊断, 且需要转运患者, 辐射暴露大, 无法频繁重复评估^[6]。此外, LUS 的灵敏度低, 高度依赖操作技术, 受运动伪影影响大^[7]。

电阻抗断层成像 (electrical impedance tomography, EIT) 作为一种新兴的功能性医学成像技术, 通过表面电学测量推断体内电导率分布^[8-11]。相比之下, EIT 能够捕捉区域气流限制, 并提供其他技术难以获取的独特时空信息^[12-13]。

* 国家自然科学基金 (62271251, 62471225) 资助项目。

** 通讯联系人。

Tel: 17715275835, E-mail: jfyao@jnu.edu.cn

收稿日期: 2024-10-31, 接受日期: 2025-04-14

COPD 主要会使肺泡呼出气流受限, 高时间分辨率的 EIT 能够捕捉到这种区域通气延迟, 并通过实时图像重建, 从空间和时间维度上计算肺功能指标参数, 以评估通气不均匀性^[14]。

然而, 与大量针对机械通气急性呼吸窘迫综合征 (acute respiratory distress syndrome, ARDS) 患者的研究相比, 自主呼吸 COPD 患者的 EIT 相关研究仍需进一步开展^[15], 以证明 EIT 作为长期监测 COPD 患者病情的必要性^[16]。通过 EIT 技术测定 COPD 患者的区域肺功能, 可以提供更准确的通气变化信息, 包括空间分布和时间延迟的异质性^[17-18]。EIT 还可用于评估支气管舒张剂的治疗效果, 动态改善区域肺功能, 反映肺组织的振荡力学^[19-20]。目前, 针对 COPD 的评估方法和量化指标尚不明确^[21], 因此有必要开展临床研究以发掘 EIT 技术在评估区域肺功能方面的应用价值^[22-23]。这些重要信息对于 COPD 患者的分期、表型以及监测具有重要意义。

本研究针对常规肺功能检查不准确、CT 辐射暴露等问题, 构建了 COPD 三维电学模型, 借助肺相对面积变化进行 COPD 患者的肺功能拟合, 并提取受试者潮气阻抗变化 (tidal impedance variation, TIV)、整体不均匀性 (global inhomogeneity, GI) 和通气中心 (center of ventilation, CoV) 分析空间异质性, 提取一秒率 (第一秒用力呼气容积与用力肺活量的比值, forced expiratory volume in one second/forced vital capacity, FEV₁/FVC) 和区域通气延迟不均匀性 (regional ventilation delay, RVDI), 分析时间异质性, 最后进行了一项临床试验, 同步进行了肺功能测试和 EIT 监测, 用于对比 COPD 患者与无肺部疾病的健康受试者^[23]。结果显示, 通过 EIT 检查测定的空间分布指标 (如 TIV 和 GI) 和时间延迟指标 (如 RVDI 和 FEV₁/FVC) 能够区分在不同呼吸过程和不同受试者人群是否存在肺通气功能障碍, 有效避免了辐射暴露和肺功能检查中检查方式与人体对抗的问题, 为在肺病学领域中推广 EIT 临床应用提供了有力的数据支持, 对 COPD 患者的早期诊断和治疗具有重要的指导意义。

1 COPD 三维电学模型仿真与分析

1.1 COPD 三维电学模型构建

在肺部 EIT 成像中, 最佳激励频率约为 100 kHz^[12]。在 100 kHz 条件下, 肺组织在不同的

呼吸过程 (例如呼吸和吸气) 中会随着空气含量的变化而产生相应的阻抗变化 (表 1)。

Table 1 Parameters of electrical properties of different tissue

Dielectric	Conductivity/(S·m ⁻¹)	Permittivity
Heart	0.215	9 845.8
Bloof	0.703	5 120.0
Bone	0.084	471.71
Fat	0.024	92.885
Lung (end expiratory)	0.272	5 145.3
Lung (end inspiration)	0.107	2 581.3

首先, 通过 CT 扫描获取 COPD 患者的肺部三维结构数据。其次, 利用 MATLAB 代码控制 COMSOL, 并将医学影像数据导入 COMSOL 中, 利用其几何建模工具构建肺部的三维几何模型。最后, 采用相邻激励-相邻采集的测量模型, 通过 MATLAB 控制 COMSOL 进行呼吸过程仿真, 得到呼吸过程中胸阻抗变化图像。仿真过程基于某成年健康男性的胸部 CT 扫描 (图 1)。在图 1a 中, 红线区域表示右肺, 绿线区域表示左肺, 蓝线区域表示背景, 这些图像特征被用于组建胸腔轮廓三维 EIT 仿真模型。

1.2 COPD 患者肺功能拟合

由于 COPD 患者潮气呼吸 (tidal volume, V_T) 时呼气可能不完全, 区域呼气量与肺容积的指数衰减相关。因此, 本文通过拟合的肺功能阻抗曲线指导三维仿真中肺部面积及对应电导率的设置。定义一个肺部面积变化比例的参数——肺部相对面积变化 (relative area change of lungs, RL), 表示呼吸过程中与吸气末肺横截面积的比值^[24], 如式 (1) 所示。RL 为 1 时表示吸气末时刻, RL 为 0.5 时表示呼气末时刻。

$$RL = \frac{S_1}{S_2} \quad (1)$$

其中, S₁ 是当前肺部面积; S₂ 是呼气末肺部面积。

利用多项式模型拟合^[25]得到慢阻肺患者的肺功能曲线, 对结果归一化得到其拟合公式为:

$$F(x) = p_1 x^9 + p_2 x^8 + \cdots + p_9 x + p_{10}$$

$$RL \rightarrow F(x)$$

$$\Delta\sigma \rightarrow F(x) \quad (2)$$

其中, RL 和电导率变化 $\Delta\sigma$ 均与 F(x) 之间存在映射关系。

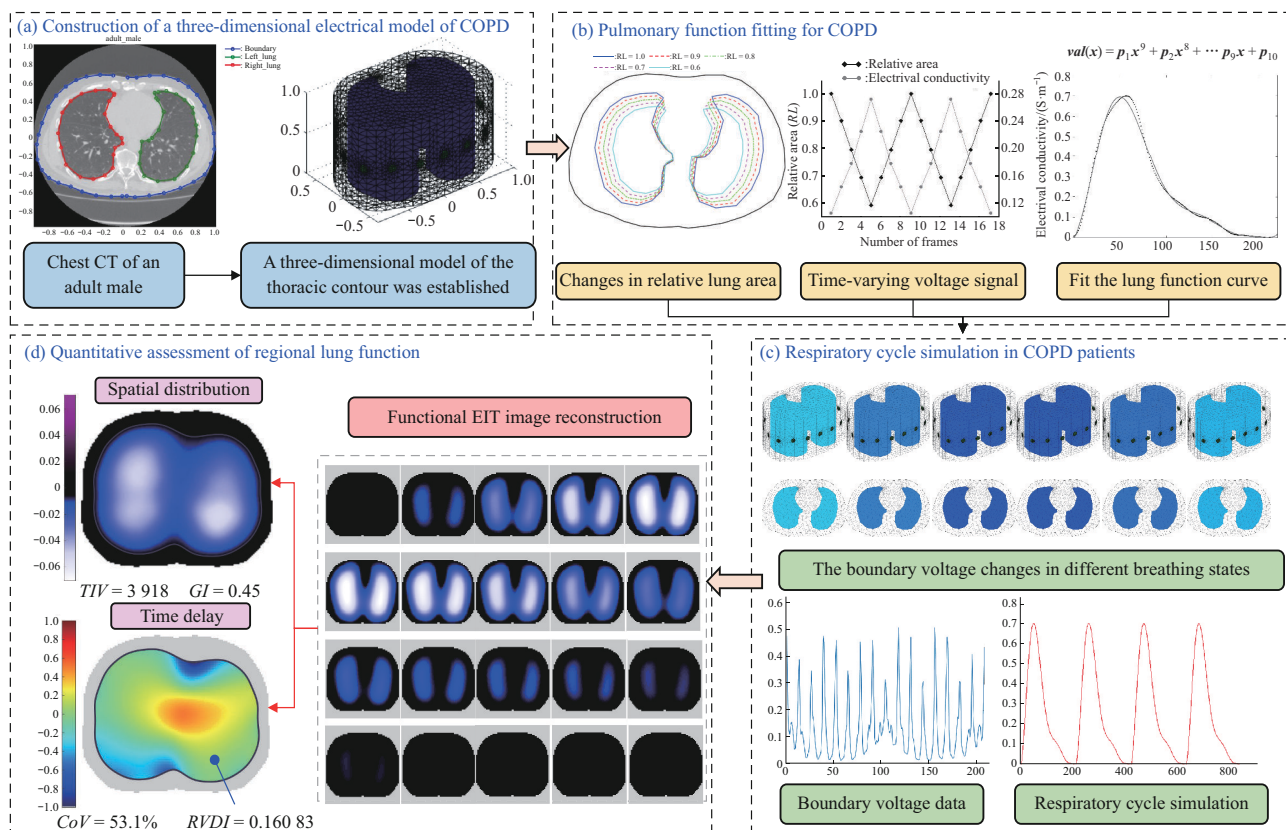


Fig. 1 Construction of a 3D electrical model of COPD

1.3 区域肺功能时空异质性定量评估

功能EIT图像重建采用了以不同时刻相对阻抗变化为目标的差分成像方法。通过对当前帧和参考帧的电压数据进行差分重构图像，用于动态监测患者呼吸过程中的阻抗变化（图1d）。

肺通气功能的时空均匀性是一个重要指标，它对呼吸系统的正常功能和患者的健康状态有着重要的影响。通过使用EIT方法，对患者肺通气功能的时空均匀性进行量化评估，从而为患者提供更全面、更准确的肺功能评估和疾病状况监测，具体方法如下：

CoV用于描述受重力或各种肺部疾病影响的背侧通气分布情况^[26]，计算公式为：

$$CoV = \frac{\sum (y_i \times TIV_i) / \sum TIV_i \times 100\%}{\sum TIV_i} \quad (3)$$

其中， y_i 是第 i 个像素点的阻抗值。

GI能够量化区域肺通气的空间异质性^[27]，与TIV之间的计算公式为：

$$GI = \frac{\sum_{l \in \text{lung}} |TIV_l - \text{median}(TIV_{\text{lung}})|}{\sum_{l \in \text{lung}} TIV_l} \quad (4)$$

其中， TIV_l 是肺部感兴趣区（region of interest, ROI）第 l 个像素点的TIV值， TIV_{lung} 是肺部ROI所

有像素点TIV值的集合。

RVD指标是评估区域肺通气均匀性的指标之一^[28]，被定义为区域阻抗时间曲线达到其最大阻抗变化的40%阈值所需的延迟时间，即：

$$RVD_l = \frac{t_{l,40\%}}{T_{\text{global},40\%}} \times 100\% \quad (5)$$

其中， $t_{l,40\%}$ 是肺部ROI第 l 个像素点达到其最大吸气阻抗值40%所需的时间， $T_{\text{global},40\%}$ 是根据整体阻抗曲线计算的吸气时间。

RVDI是所有像素中RVD的标准偏差，其量化了区域肺通气的时间异质性，即：

$$RVDI = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{l \in \text{lung}} (RVD_l - \text{mean}(RVD_{\text{lung}}))^2} \quad (6)$$

其中， L 是肺部ROI像素点的总数， RVD_l 是肺部ROI第 l 个像素点的RVD值， RVD_{lung} 是肺部ROI所有像素点RVD值的集合。

1.4 慢阻肺患者呼吸周期仿真

表2列出了正常人和COPD患者在呼吸周期相关的具体数值，结果显示，COPD患者的呼吸周期相较于健康人来说时间更长，快速吐气的时间常数更大。

Table 2 Time constant result			
Respiratory cycle parameters	Healthy	COPD	P value
Time constant	0.83±0.30	1.57±0.88	0.004

为了进一步理解这些差异, 根据 1.2 节式 (2) 拟合的 COPD 患者肺功能曲线, 进行 EIT 正问题计算, 得到边界电压数据。图 2 展示了两组的肺功能拟合曲线。可以看出, COPD 患者的肺功能曲线明显低于正常人, 且呼气时间长。其中, COPD 患者肺功能拟合曲线参数为: $p_1=0.016\ 2$, $p_2=-0.008\ 573$, $p_3=-0.156\ 5$, $p_4=0.124\ 5$, $p_5=0.473\ 6$, $p_6=-0.505\ 8$, $p_7=-0.342\ 7$, $p_8=0.564\ 2$, $p_9=-0.319\ 3$, $p_{10}=0.188\ 5$ 。正常人肺功能拟合曲线参数为: $p_1=-0.049\ 21$, $p_2=-0.012\ 56$, $p_3=0.378\ 7$, $p_4=0.079\ 21$, $p_5=-1.021$, $p_6=-0.103\ 7$, $p_7=0.995\ 5$, $p_8=p_9=p_{10}=0$ 。

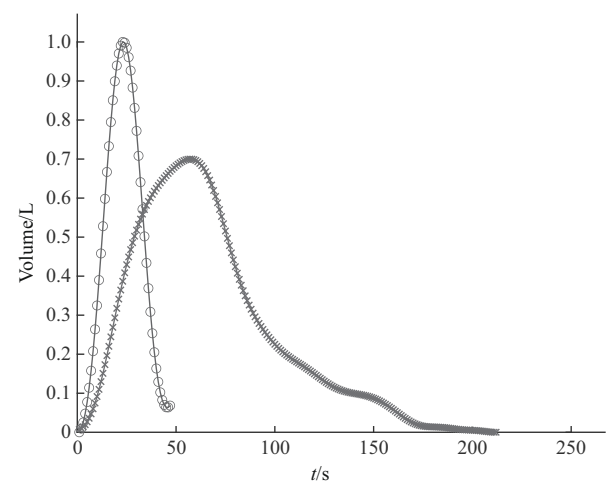


Fig. 2 Pulmonary function fitting curve
The “○” represents normal people and the “×” represents patients with chronic obstructive pulmonary disease.

当肺部空气含量增加时, 肺部阻抗增大, 边界电压总和升高, 呈现深蓝色。相反, 当肺部空气含量减少时, 肺部阻抗减小, 边界电压总和下降, 肺部呈现浅蓝色 (图 1c)。COPD 患者呼吸仿真过程中, 肺部空气含量呈现周期性变化, 得到的边界电压数据也呈现周期性变化。

根据逆问题求解重建 COPD 患者一个呼吸周期的功能 EIT 图像 (图 1d)。根据 1.3 节提出的指标对区域肺功能的时空异质性进行评估。仿真结果显示, COPD 患者与正常人在 CoV 、 GI 、 FEV_1/FVC 和 $RVDI$ 四个指标上存在明显差异。肺部 EIT 技术

能够实现床旁肺通气功能可视化实时监测, 有望为呼吸疾病的监测和评估提供新的成像手段。

2 实验及验证

2.1 研究对象及方案

本研究共纳入 93 名临床受试者, 包括 27 名无肺部疾病史的年轻健康受试者 (Young), 23 名无肺部疾病史的老年健康受试者 (Elderly), 以及 43 名 COPD 患者。所有受试者的身体特征和肺功能数据列于表 3。本研究已通过苏州大学附属第二医院伦理委员会批准 (JD-LK-2022-031-01), 所有受试者已知情同意参加本次研究。

Table 3 Pulmonary function test results of all subjects					
Subjects	Age	Number	FEV_1/L	FVC/L	FEV_1/FVC
Young	35±10	27	3.95±0.53	4.71±0.68	0.84±0.06
Elderly	65±10	23	3.24±0.62	4.26±0.47	0.76±0.08
COPD	68±12	43	1.30±0.45	2.41±0.61	0.54±0.10

Value=mean±standard deviation. In the table, FEV_1 is the ratio of forced expiratory volume in 1 s to vital capacity; FVC was the ratio of forced vital capacity to vital capacity. FEV_1/FVC was the ratio of forced expiratory volume in 1 s to forced vital capacity.

如图 3 所示, 受试者在坐姿位下接受标准化肺功能检查。使用 EIT 设备 (EIT-1000) 和肺活量计 (AS-507, MINATO, 日本), EIT 采用 16 电极法, 电极均布在胸腔第四肋至第五肋区域, 通过 1 mA 的电流采用相邻激励、相邻采集的方式采集边界电压, 以约 1~2 min 的间隔同步记录 EIT 和肺功能数据, 随后进行 EIT 图像重建和异质性评估。

在本研究中, 箱线图作为一种有效的数据可视化和统计分析工具, 被用于展示数据的分布特征和离散程度。通过箱线图对正常人和 COPD 患者的 TIV 、 GI 、 CoV 、 $RVDI$ 数据进行对比分析, 显示了其最小值、25% 百分位数、中位数、75% 百分位数和最大值, 分析得到相关数据位置和分布的信息。

2.2 EIT 数据采集和分析

EIT 信号由胸阻抗断层成像仪实时采集。在相邻驱动配置下, 通过体表注入微弱且安全的激励电流 (幅值 $I=1\text{ mA}$, 频率 $f=100\text{ kHz}$), 该系统设计了四阶低通数字滤波器以有效去除心脏信号和测量噪声。

对 V_T 、用力吸气 (inspiratory vital capacity, IVC) 和用力呼气 (forced vital capacity, FVC) 等

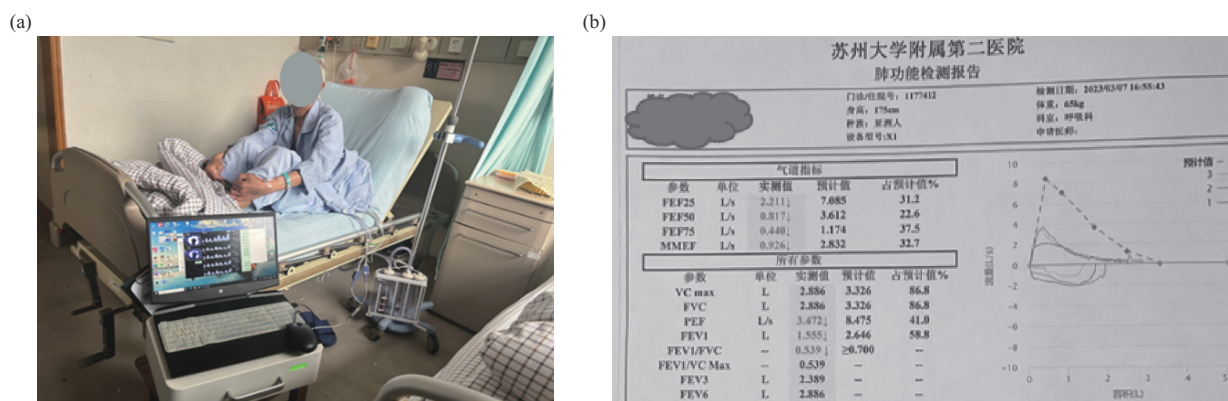


Fig. 3 Clinical experiment of bedside pulmonary function and electrical impedance testing in COPD patients

(a) Clinical study of COPD patients; (b) pulmonary function test report.

期间记录的EIT数据进行离线分析(图4)。利用像素信息计算出表征空间分布异质性的两个量化指标,即 CoV 和 GI ;计算 $RVDI$ 、 FEV_1/FVC ,以表征

时间延迟异质性以及气道阻塞对肺排空能力的影响。

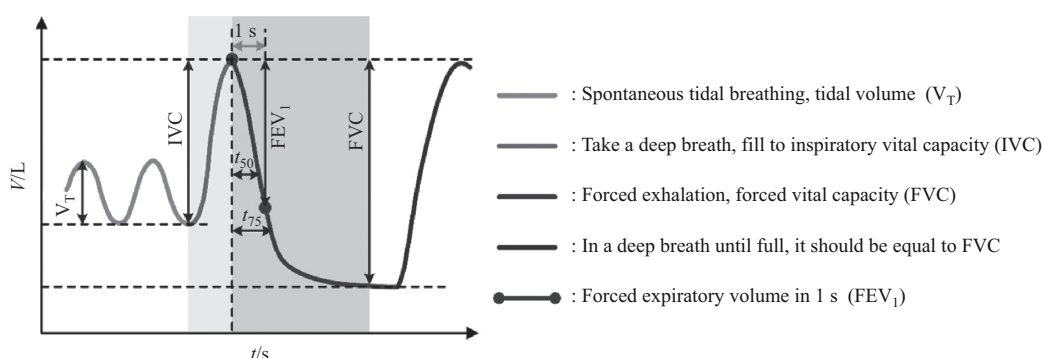


Fig. 4 Schematic representation of lung volume over time in pulmonary function tests

These include a forced inspiratory maneuver (light gray area) and a forced expiratory maneuver (dark gray area).

3 结 果

仿真结果如图1d所示,通过功能EIT图像重建技术,生成了肺部在不同呼吸状态下的图像,结合慢阻肺边界电压数据进行呼吸周期仿真,模拟了COPD患者在呼吸周期中的电学特性,确定了COPD患者在 TIV 、 GI 、 CoV 、 $RVDI$ 与正常人有所区别,可用于评估肺部区域功能的时空异质性,为COPD的诊断和治疗提供重要信息。

CoV 在 V_T 、IVC、第1秒用力呼气(forced

expiratory volume in one second, FEV_1)和FVC四个过程的分布情况如图5所示。COPD患者在IVC、 FEV_1 和FVC方面的 TIV 值显著低于年轻人和老年人, COPD患者 V_T 下的 CoV 与正常人相差不大,在IVC、FVC时, CoV 虽然大于50%,但总体来说低于正常人。

GI 在 V_T 、IVC、 FEV_1 和FVC四个过程的分布结果如图6所示,图中显示慢阻肺患者通气不均匀性明显高于正常人,均接近甚至超过1.0。

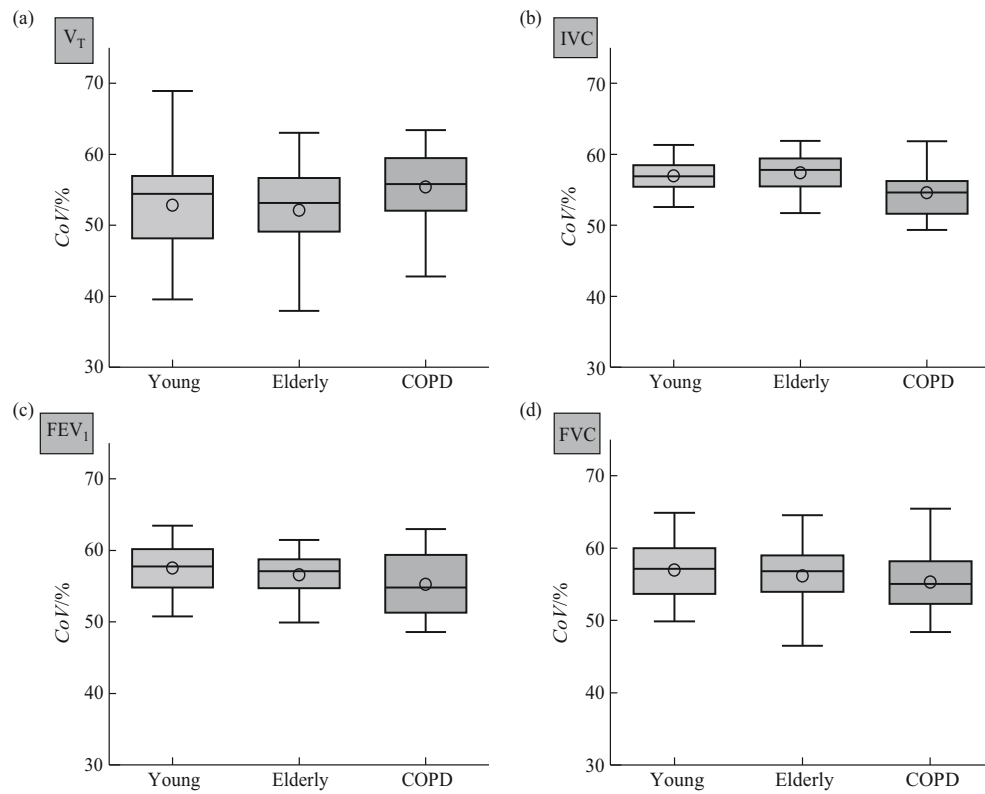


Fig. 5 CoV result plot

(a) Distribution of ventilation centers during tidal breathing; (b) distribution of ventilation centers during forced inspiration; (c) distribution of ventilation centers during forced expiration in 1 s; (d) distribution of ventilation centers during forced expiration.

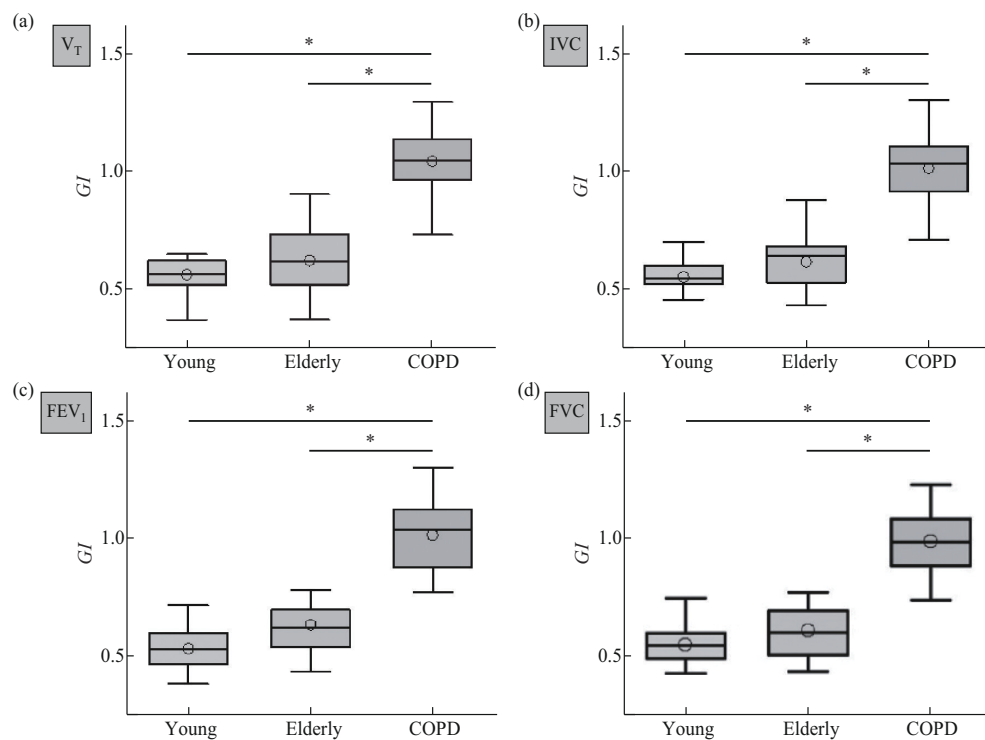


Fig. 6 GI result plot

Boxplots show the minimum, 25% percentile, median, 75% percentile, and maximum values, circles represent the mean, and significant differences between groups are indicated as follows: * $P < 0.05$.

$RVDI$ 在 V_T 、 IVC 两个过程的分布如图7所示,图中显示COPD患者相较于正常人存在明显的通气延迟,数值在11左右,比年轻人高出175%,比老

年人高出83%。 FEV_1/FVC 结果如图8所示,图中显示COPD患者相较于正常人而言,比值更接近50%,说明其呼吸主要集中在腹侧。

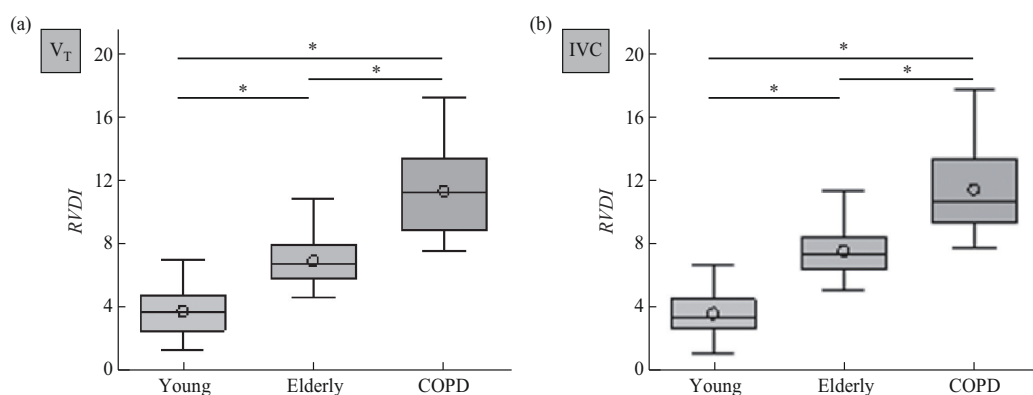


Fig. 7 RVDI result plot

(a) Distribution of ventilation centers during tidal breathing; (b) distribution of ventilation centers during forced inspiration. * $P<0.05$.

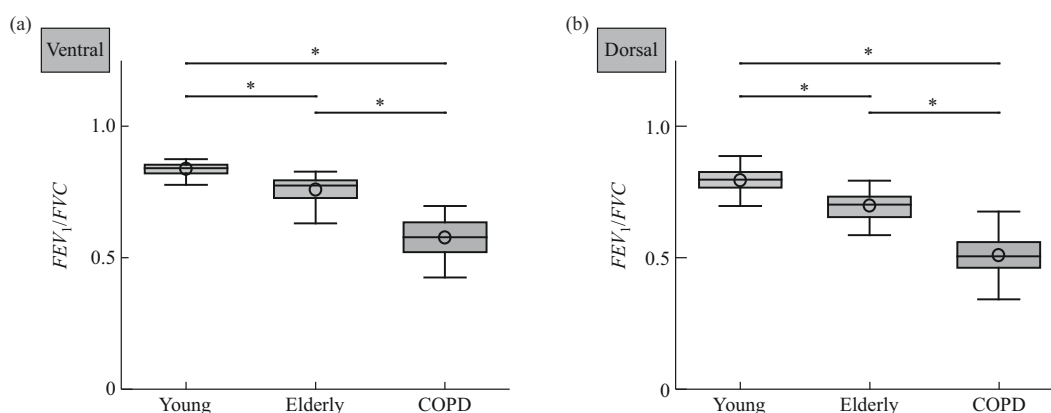


Fig. 8 FEV_1/FVC result plot

(a) Ventral FEV_1/FVC ratio; (b) dorsal FEV_1/FVC ratio. * $P<0.05$.

4 讨 论

4.1 空间分布异质性结果分析

图5结果显示,三组受试者的 CoV 指标未呈现出明显差异。在 IC 、 FEV_1 和 FVC 方面,大多数受试者的通气分布主要集中在胸部背侧,即 CoV 值大于50%。不同个体的 CoV 值有较大分散性,这可能是由于个体间的呼吸模式和肺顺应性的差异所导致的。

如图6所示,COPD患者的 GI 值明显高于其余两组,表现出最高的通气分布异质性。这表明COPD患者的肺通气功能在空间分布上更为不均

匀。气道阻塞在用力呼气时表现得最为明显,同时影响区域肺通气分布,因此 FEV_1 的 GI 值也具有很好的区分能力。

这项研究还发现,即使在平静呼吸过程中,无需进行标准的用力呼吸动作,EIT测定的 GI 值仍然能够有效区分COPD患者和健康受试者。这一发现强调了COPD患者在潜在肺部疾病的影响下,其通气分布的显著不均匀性。总的来说, GI 指标能够有效评估不同呼吸动作中年轻人、老年人和COPD患者之间肺通气功能的空间分布异质性,而这一点并不完全依赖于用力呼吸动作,从而减轻了患者在检测过程中的努力与配合需求。

4.2 时间延迟异质性结果分析

研究结果表明, COPD 患者的 $RVDI$ 值在 V_T 和 IVC 方面显著高于正常人, 展现出更高的肺通气时间延迟异质性。这种显著差异与肺组织的损伤、气道阻塞或其他病理变化有关。相比之下, 正常人的 $RVDI$ 值较低, 显示出其肺通气时间延迟异质性较小, 与较好的肺组织弹性和气道通畅性有关。

对像素 FEV_1/FVC 比值的分布情况进行分析 (图9) 发现, 正常人的 FEV_1/FVC 比值呈现右侧尖峰, 更接近1。而 COPD 患者则呈现出时间延迟异质性程度最高的平坦分布, 反映出患者的通气分布

更为不均匀。受试者保持坐姿时, 其背侧 FEV_1/FVC 比值明显低于腹侧, 这与背侧作为重力依赖区的特性相符。

实验结果表明, 在不同呼吸动作中进行肺通气功能定量评估时, EIT 检查能够提供与通气功能障碍有关的重要信息, 即时空异质性, 对于 COPD 患者的早诊早治具有重要意义。 TIV 、 GI 等空间分布指标和 $RVDI$ 、 FEV_1/FVC 等时间延迟指标展现了肺功能床旁快速可视化评估中的高度区分能力, 为未来在肺病学领域中推广 EIT 临床应用提供了有力的数据支持。

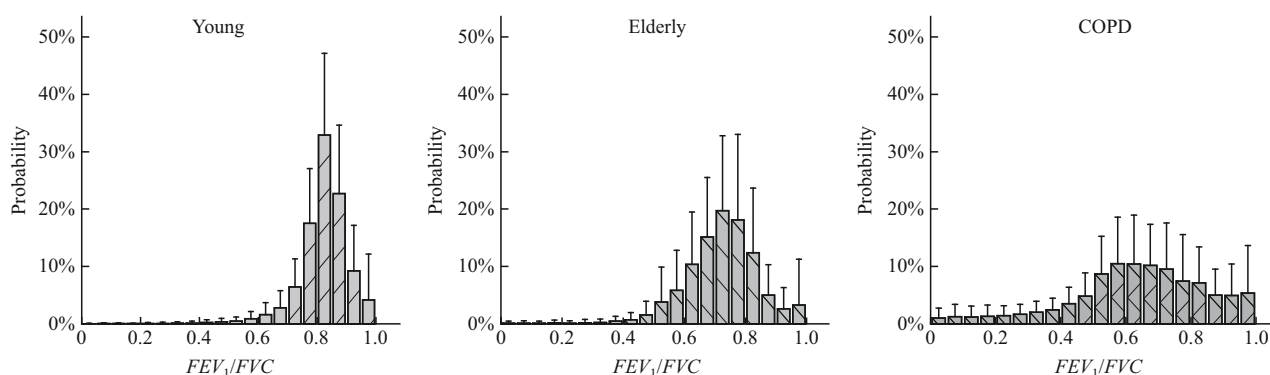


Fig. 9 FEV_1/FVC frequency profile

Distributions of FEV_1/FVC frequencies measured by EIT in Young (left) and Elderly (middle) individuals with healthy lungs, as well as in patients with COPD (right), histograms show mean $\pm$ SD.

4.3 时空异质性对比分析

图10结果显示, 尽管FVC的肺通气功能整体保持稳定, 但随着气道阻塞程度的增加, FEV_1 的通气分布明显减少。此外, 随着气道阻塞程度的加重, FEV_1/FVC 图像表现出更高的不均匀性。在这些功能性图像中, 随着气道阻力增加, 通气正常的区域 (蓝色区域) 显著减少, 而通气阻塞的区域 (红色区域) 相应增加, 验证了EIT方法在定量评估 COPD 患者肺通气功能障碍方面的有效性。

本研究表明, EIT 方法可以与传统的肺量计检查同步进行, 为评估区域性肺功能提供重要的时空异质性信息。EIT 检查不仅适用于识别病理状态引发的通气异质性增加, 也能检测与年龄相关的通气异质性变化。因此, EIT 检查的这些特点有助于 COPD 患者的早期筛查, 并为标准化的肺功能测试提供有价值的补充信息。此外, EIT 衍生的区域性肺功能信息可用于监测肺部疾病的发展和治疗效

果, 例如支气管扩张剂治疗。综上所述, EIT 在区域性肺功能时空评估方面展示出巨大的应用潜力, 为慢病患者的早诊早治提供了新的可能性。

5 结 论

通过 EIT 检查测定的空间分布指标 (如 TIV 和 GI) 和时间延迟指标 (如 $RVDI$ 和 FEV_1/FVC) 展示了其不同呼吸过程和不同受试者人群中定量评估肺通气功能障碍的高度区分能力, 揭示了由于肺生理病理状态引发的肺通气时空异质性变化。这些量化结果为将来在肺病学领域中推广 EIT 临床应用提供了有力的数据支持, 对 COPD 患者的早期诊断和治疗具有重要的指导意义。但本文仅仅提出了判断 COPD 的指标, 没有对指标的应用进行研究, 后续将开展更多研究, 实现通过上述指标正确区分 COPD 患者与正常人, 并判断 COPD 病情发展情况。

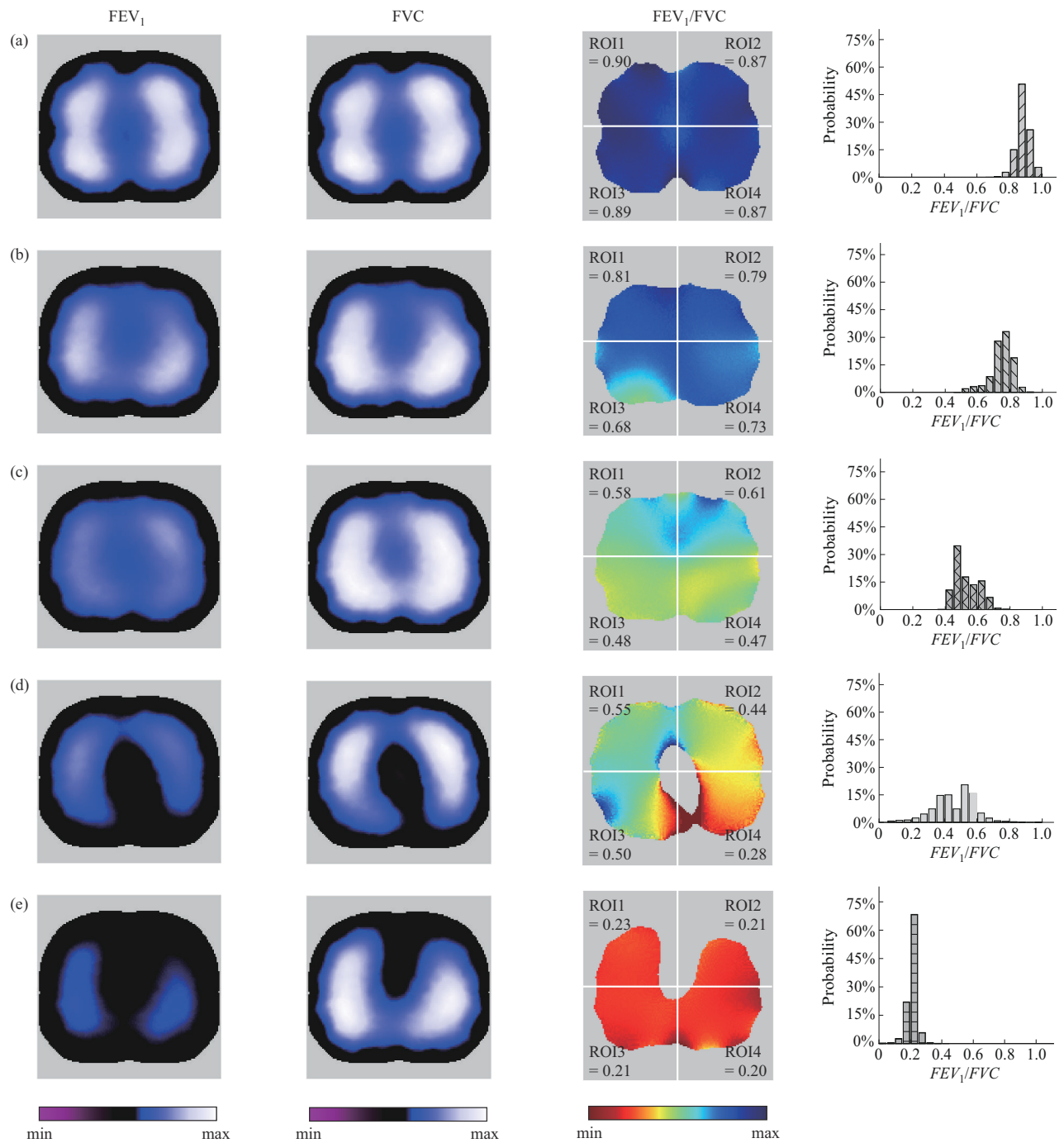


Fig. 10 EIT functional images and FEV_1/FVC frequency distributions in patients with ventilatory dysfunction

(a) A young healthy subject, (b) an elderly healthy subject, (c) a COPD patient with GOLD stage II, (d) a COPD patient with GOLD stage III, (e) a COPD patient with GOLD stage IV. Ventral: top of the image, right: left of the image.

参 考 文 献

- [1] Daheshia M. Therapeutic inhibition of matrix metalloproteinases for the treatment of chronic obstructive pulmonary disease (COPD). *Curr Med Res Opin*, 2005, **21**(4): 587-593
- [2] Luo L, Tang J, Du X, *et al*. Chronic obstructive pulmonary disease and the airway microbiome: a review for clinicians. *Respir Med*, 2024, **225**: 107586
- [3] Liang Y, Mak J C W. Inhaled therapies for asthma and chronic obstructive pulmonary disease. *Curr Pharm Des*, 2021, **27**(12): 1469-1481

- [4] Haynes J M, Kaminsky D A, Ruppel G L. The role of pulmonary function testing in the diagnosis and management of COPD. *Respir Care*, 2023, **68**(7): 889-913
- [5] 杨奇芳. CT和X线检查在小儿肺部疾病影像诊断中的价值分析. *基层医学论坛*, 2020, **24**(16): 2331-2333
Yang Q F. *Med Forum*, 2020, **24**(16): 2331-2333
- [6] 蒋瑶, 印淑均, 向茜, 等. 超声肺实变的临床应用研究. *中国医药指南*, 2015, **13**(14): 8-9
Jiang Y, Yin S J, Xiang Q, *et al.* *Guide China Med*, 2015, **13**(14): 8-9
- [7] Quarato C M I, Mirijello A, Lacedonia D, *et al.* Low sensitivity of admission lung US compared to chest CT for diagnosis of lung involvement in a cohort of 82 patients with COVID-19 pneumonia. *Medicina (Kaunas)*, 2021, **57**(3): 236
- [8] 姚佳烽, 李比古, 陈怀瑾. 面向手势识别的电阻抗成像系统开发. *传感器与微系统*, 2020, **39**(8): 89-91, 95
Yao J F, Li B G, Chen H J. *Transducer Microsyst Technol*, 2020, **39**(8): 89-91, 95
- [9] 李志伟, 于瑶, 吴阳, 等. 电阻抗成像技术在肺功能检测的研究进展. *机械制造与自动化*, 2024, **53**(1): 1-9
Li Z W, Yu Y, Wu Y, *et al.* *Mach Build Autom*, 2024, **53**(1): 1-9
- [10] Panoutsos G, Mahfouf M, Brown B, *et al.* Electrical impedance tomography (EIT) in pulmonary measurement: a review of applications and research//International Association of Science and Technology for Development (IASTED) Proceedings of the 5th IASTED International Conference: Engineering Biomedical, Innsbruck, Austria, F, ACTA Press: 2007
- [11] 董秀珍. 生物电阻抗成像研究的现状与挑战. *中国生物医学工程学报*, 2008, **27**(5): 641-643, 649
Dong X Z. *Chin J Biomed Eng*, 2008, **27**(5): 641-643, 649
- [12] Adler A, Boyle A. Electrical impedance tomography: tissue properties to image measures. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2017, **64**(11): 2494-2504
- [13] Wu Y, Hanzae F F, Jiang D, *et al.* Electrical impedance tomography for biomedical applications: circuits and systems review. *IEEE Open J Circuits Syst*, 2021, **2**: 380-397
- [14] Yang L, Dai M, Wang H, *et al.* A wireless, low-power, and miniaturized EIT system for remote and long-term monitoring of lung ventilation in the isolation ward of ICU. *IEEE Trans Instrum Meas*, 2021, **70**: 1-11
- [15] Lowhagen K, Lindgren S, Odenstedt H, *et al.* Prolonged moderate pressure recruitment manoeuvre results in lower optimal positive end-expiratory pressure and plateau pressure. *Acta Anaesthesiol Scand*, 2011, **55**(2): 175-184
- [16] Ochiai R. Mechanical ventilation of acute respiratory distress syndrome. *J Intensive Care*, 2015, **3**(1): 25
- [17] Vogt B, Pullett S, Elke G, *et al.* Spatial and temporal heterogeneity of regional lung ventilation determined by electrical impedance tomography during pulmonary function testing. *J Appl Physiol* (1985), 2012, **113**(7): 1154-1161
- [18] Kostakou E, Barrett N, Camporota L. Electrical impedance tomography to determine optimal positive end-expiratory pressure in severe chronic obstructive pulmonary disease. *Crit Care*, 2016, **20**(1): 295
- [19] Frerichs I, Zhao Z, Becher T, *et al.* Regional lung function determined by electrical impedance tomography during bronchodilator reversibility testing in patients with asthma. *Physiol Meas*, 2016, **37**(6): 698-712
- [20] Milne S, Huvanandana J, Nguyen C, *et al.* Time-based pulmonary features from electrical impedance tomography demonstrate ventilation heterogeneity in chronic obstructive pulmonary disease. *J Appl Physiol* (1985), 2019, **127**(5): 1441-1452
- [21] Ware S A, Kliment C R, Giordano L, *et al.* Cell-free DNA levels associate with COPD exacerbations and mortality. *Respir Res*, 2024, **25**(1): 42
- [22] Vogt B, Deuß K, Hennig V, *et al.* Regional lung function in nonsmokers and asymptomatic current and former smokers. *ERJ Open Res*, 2019, **5**(3): 240-2018
- [23] Lasarow L, Vogt B, Zhao Z, *et al.* Regional lung function measures determined by electrical impedance tomography during repetitive ventilation manoeuvres in patients with COPD. *Physiol Meas*, 2021, **42**(1): 015008
- [24] Zhang T, Jang G Y, Kim Y E, *et al.* Influence of current injection scheme on electrical impedance tomography for monitoring of the respiratory function of obese subjects. *J Appl Phys*, 2020, **128**(17): 174902
- [25] 田超凡, 李剑君, 翁国军, 等. 改进的局部最值分段多项式拟合算法精确校正拉曼光谱基线. *光谱学与光谱分析*, 2024, **44**(4): 1073-1080
Tian C F, Li J J, Weng G J, *et al.* *Spectrosc Spectr Anal*, 2024, **44**(4): 1073-1080
- [26] Frerichs I, Hahn G, Golisch W, *et al.* Monitoring perioperative changes in distribution of pulmonary ventilation by functional electrical impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand*, 1998, **42**(6): 721-726
- [27] Zhao Z, Möller K, Steinmann D, *et al.* Evaluation of an electrical impedance tomography-based global inhomogeneity index for pulmonary ventilation distribution. *Intensive Care Med*, 2009, **35**(11): 1900-1906
- [28] Muders T, Luepschen H, Zinserling J, *et al.* Tidal recruitment assessed by electrical impedance tomography and computed tomography in a porcine model of lung injury. *Crit Care Med*, 2012, **40**(3): 903-911

Research on a COPD Diagnosis Method Based on Electrical Impedance Tomography Imaging*

LI Fang^{1,2)}, CHEN Bai¹⁾, WU Yang³⁾, LIU Kai¹⁾, ZHOU Tong⁴⁾, YAO Jia-Feng^{5)**}

¹⁾College of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China;

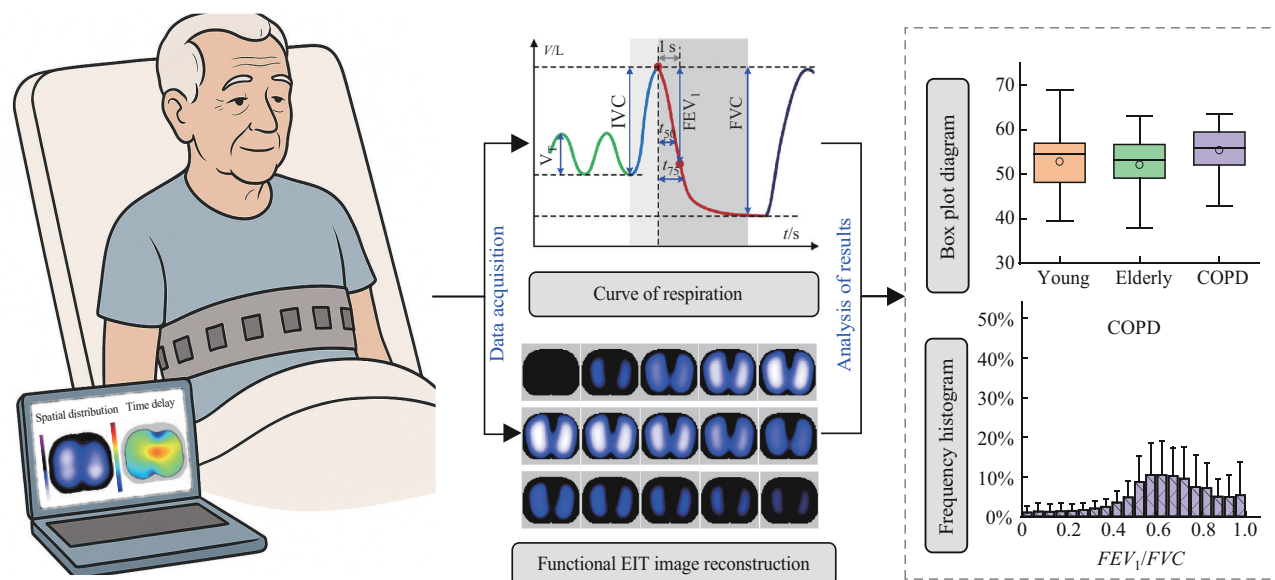
²⁾College of Mechanical and Electrical Engineering, Sanjiang University, Nanjing 210012, China;

³⁾College of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing Forestry University, Nanjing 210037, China;

⁴⁾Department of Respiratory and Critical Care Medicine, The Second Affiliated Hospital of Soochow University, Suzhou 215004, China;

⁵⁾College of Physics and Optoelectronic Engineering, Jinan University, Guangzhou 510632, China)

Graphical abstract



Abstract Objective This paper proposes a novel real-time bedside pulmonary ventilation monitoring method for the diagnosis of chronic obstructive pulmonary disease (COPD), based on electrical impedance tomography (EIT). Four indicators—center of ventilation (CoV), global inhomogeneity index (GI), regional ventilation delay inhomogeneity (RVDI), and the ratio of forced expiratory volume in one second to forced vital capacity (FEV_1/FVC)—are calculated to enable the spatiotemporal assessment of COPD. **Methods** A simulation of the respiratory cycles of COPD patients was first conducted, revealing significant differences in certain indicators compared to healthy individuals. The effectiveness of these indicators was then validated through experiments. A total of 93 subjects underwent multiple pulmonary function tests (PFTs) alongside simultaneous EIT measurements. Ventilation heterogeneity under different breathing patterns—including forced exhalation, forced

* This work was supported by grants from The National Natural Science Foundation of China (62271251, 62471225).

** Corresponding author.

Tel: 86-17715275835, E-mail: jfyao@jnu.edu.cn

Received: October 31, 2024 Accepted: April 14, 2025

inhalation, and quiet tidal breathing—was compared. EIT images and related indicators were analyzed to distinguish healthy individuals across different age groups from COPD patients. **Results** Simulation results demonstrated significant differences in CoV, GI, FEV_1/FVC , and RVDI between COPD patients and healthy individuals. Experimental findings indicated that, in terms of spatial heterogeneity, the GI values of COPD patients were significantly higher than those of the other two groups, while no significant differences were observed among healthy individuals. Regarding temporal heterogeneity, COPD patients exhibited significantly higher RVDI values than the other groups during both quiet breathing and forced inhalation. Moreover, during forced exhalation, the distribution of FEV_1/FVC values further highlighted the temporal delay heterogeneity of regional lung function in COPD patients, distinguishing them from healthy individuals of various ages. **Conclusion** EIT technology effectively reveals the spatiotemporal heterogeneity of regional lung function, which holds great promise for the diagnosis and management of COPD.

Key words electrical impedance tomography (EIT), ventilation homogeneity, obstructive lung disease, pulmonary function imaging, regional lung function

DOI: 10.16476/j.pibb.2024.0452

CSTR: 12369.14.pibb.20240452