



基于区域聚类三维电阻抗成像的胃出血检测方法*

赵子涵¹⁾ 孙博^{1)**} 黄晶石²⁾ 李志伟³⁾ 吴阳⁴⁾ 李楠⁵⁾ 姚佳烽⁶⁾ 赵桐¹⁾¹⁾ 西安理工大学机械与精密仪器工程学院, 西安 710048; ²⁾ 上海工程技术大学国际创意设计学院, 上海 201620;³⁾ 南京航空航天大学机电学院, 南京 210016; ⁴⁾ 南京林业大学机械电子工程学院, 南京 210037;⁵⁾ 西安电子科技大学机电工程学院-高性能电子装备机电集成制造全国重点实验室, 西安 710071;⁶⁾ 暨南大学物理与光电工程学院, 广州 510632)

摘要 目的 胃出血是上消化道最常见且最危险的急症之一, 早期诊断和连续监测对于降低再出血率和病死率至关重要。传统的内镜和影像学检查虽能明确出血部位, 但存在侵入性强、实时性差等不足。本文提出一种基于三维电阻抗成像 (three-dimensional electrical impedance tomography, 3D-EIT) 的胃出血检测新方法 (3D-gEIT), 目的是实现对胃出血的无创、实时与动态监测。**方法** 构建了包含胃的三维上腹部仿真模型, 并设计了3种电极排布方案 (双层环状、四层交错环状、对置双平面阵列), 仿真对比了不同结构对成像效果的影响。在 Tikhonov-Noser 组合正则化的基础上引入区域聚类约束, 形成 TK-Noser-RCC 算法, 以提升空间连贯性和抗噪性能。随后, 搭建基于琼脂介质的上腹部物理模型实验平台, 通过控制嵌入半球体积 (10~50 ml) 模拟不同程度出血, 采集边界电压并进行三维重建。此外, 开展猪实验, 通过注入 100 ml 自体血液来模拟胃出血, 用以验证方法在真实生理条件下的可行性。**结果** 仿真结果表明, 对置双平面阵列电极在纵深方向具有最佳灵敏度分布与空间分辨率, 其平均 ICC 和 SSIM 较双层环状结构分别提升 55.9% 与 38.8%, 较四层交错结构分别提升 64.0% 与 39.5%。区域聚类约束有效抑制了噪声伪影, 在 40 dB 和 30 dB 信噪比条件下仍保持清晰的边界与稳定的形态, ICC 仍可保持在 0.85 左右。物理实验中, 随着出血半球体积的增加, 重建体积呈线性增长趋势, 重建结果与实际出血区域高度一致。动物实验进一步验证了该系统在实际生理环境中的稳定性, 重建出血区域随注血量逐渐扩大, 空间位置稳定, 无显著伪影, 能够准确反映胃腔内出血的动态变化。**结论** 本文所提出的 3D-gEIT 系统可实现对胃出血体积与空间分布的定量重建, 具备良好的抗噪稳定性与适应性。为胃出血的早期诊断、术后监测及床旁连续检测提供了一种无创、实时、低成本的新型成像手段。

关键词 胃出血, 三维电阻抗成像, 区域聚类约束, 成像重建, 无创监测

中图分类号 TH772

DOI: 10.3724/j.pibb.2025.0520

CSTR: 32369.14.pibb.20250520

消化性溃疡出血 (peptic ulcer bleeding, PUB) 是上消化道出血的主要病因之一^[1], 也是胃肠道出血相关死亡的关键来源^[2]。流行病学数据显示, 上消化道出血在住院人群中的年发病率约为每 10 万人 100 例, 其中 PUB 约占 60%^[3]。尽管内镜止血和药物治疗技术近年来显著进步, 再出血率与早期死亡风险仍然突出, 且 72 小时内是预后恶化的关键窗口^[4-6]。临床上, PUB 常与幽门螺杆菌感染^[7]、长期使用非甾体抗炎药 (nonsteroidal anti-inflammatory drugs, NSAIDs) 及应激性黏膜损伤相关^[8], 出血部位多见于胃窦或胃底, 表现为喷射状出血、渗血及黏附血块等^[9]。然而, 早期症

状往往不典型, 循环动力异常多在大量失血后才出现^[10], 导致漏诊、误诊并延误干预时机^[11]。因此, 开发一种无创、快速、可床旁连续监测早期出血动态的技术, 对降低再出血与死亡风险具有重要意义。

现行诊断路径主要包括实验室检测、内镜检测与影像学评估^[12]。实验室指标 (如血红蛋白、红细胞压积) 仅能间接反映失血, 且易受脱水、慢性

* 陕西省重点研发计划 (2025GH-YBXM-007), 中国博士后基金 (2025M771364) 和国家自然科学基金 (625012888) 资助项目。

** 通讯联系人。

Tel: 15529525861, E-mail: bosun0814@gmail.com

收稿日期: 2025-11-24, 接受日期: 2026-02-26

贫血等因素干扰^[13]；内镜检查是PUB诊疗金标准^[14]，可结合Forrest分级进行风险评估^[15]，但属于有创操作、对条件要求高，难以实现实时连续监测^[16]。增强CT（contrast-enhanced computed tomography, CECT）^[17]与数字减影血管造影（digital subtraction angiography, DSA）^[18]虽可定位活动性出血，但流程复杂、成本较高，并伴随辐射与造影剂毒性相关风险^[19]。由此，在无创性、实时性与床旁可操作性方面，仍存在难以兼顾的缺口，尤其制约基层与术后监护场景的连续评估。

电阻抗断层成像（electrical impedance tomography, EIT）为无创、无辐射、可实时成像的功能性成像技术^[20]，通过体表电极注入微弱交流电并测量边界电压，以反演体内电导率分布^[21]。基于“血液电导率显著高于胃壁组织”的电学对比^[22]，EIT具备识别胃腔异常积血的物理前提^[23]，且其低成本与便携性契合应急与连续监护需求^[24-25]。既往研究已在消化道与腹腔出血模型中验证EIT的可行性^[26]，但多数停留在二维成像，纵深分辨率与体积定量能力有限，难以满足出血部位和体积演变的精确表征。提升空间分辨率与鲁棒性，是EIT走向临床实用的关键环节。

针对以上问题，本研究提出三维胃部EIT（3D-gEIT）用于胃出血的动态监测方法，并围绕“硬件配置-激励策略-重建算法”开展成套优化。在系统层面，比较不同电极排布与电流激励方案对检测灵敏度的影响，给出面向胃部解剖的最优参数组合；在算法层面，提出区域聚类驱动的三维重建方法，以电学同质域为先验抑制噪声与伪影，提升纵深定位与体积定量精度。该方法旨在床旁场景实现对出血位置、体积及其时序演变的连续可视化，在不增加侵入性或辐射负担的前提下，提供出血过程的趋势监测与再出血预警信息，从而为早期风险识别与干预窗口管理提供支持。

本文的主要贡献包括：a. 提出面向胃出血监测的3D-gEIT框架，实现早期出血的空间定位与动态监测；b. 优化电极排布与激励策略，系统评估并确定在胃部场景下的最优成像参数配置；c. 提出区域聚类驱动的三维重建算法，在包含噪声条件下提高纵深分辨率与体积定量的稳定性。

1 胃出血三维电阻抗检测方法

1.1 传感器结构与激励策略设计

为获得对胃内部的稳定感知并降低反演病态

性，我们从EIT测量电极布局与激励-测量路径两方面进行系统设计与比较。

与传统CT和磁共振成像（magnetic resonance imaging, MRI）等依赖辐射或磁共振信号的成像方式不同，EIT通过检测组织对外加电流的响应来反映体内电学特性^[27]。电流在人体组织中的传播具有非线性扩散特征，其分布路径会受组织电导率差异及周围介质耦合作用的影响，呈现出动态的空间分布形态^[28]。该特性使EIT的成像灵敏度不仅取决于电极激励方式，还与电极位置以及电极间距有关。虽然这种扩散传播特性会降低空间分辨率，但同时为三维成像提供了必要的物理基础。为了增强对胃腔深层区域的感知能力，需建立精确的三维电场模型，并通过优化电极布局与激励路径，从而优化对胃部出血区域的成像精度。

本研究设计的三维EIT传感器旨在获取胃腔深层出血的空间分布信息，其设计需同时兼顾纵深灵敏度与检测分辨率。由于胃位于上腹部偏左、后倾的复杂空间位置，电场分布不仅受电极几何布局影响，还受到胃壁及胃内容物状态等因素的共同作用。因此，在传感器设计阶段，重点对比了3种不同电极排列方式与不同量的胃内容物对出血的检测影响，如图1c所示。a. 双层环状电极，电极沿腹壁两层等间距环形分布，每层16个、总计32个，采用“相邻激励-相邻测量”方式。相邻电极对依次注入微弱交流电流并采集边界电压，用于形成基础的三维灵敏度分布；b. 四层交错环状电极，电极在腹壁四层等间距环形交错分布，每层8个、总计32个。激励方式为S型路径，即电流注入路径沿纵向与环向交替切换，使电流在胃体上下区域交叉分布，从而在纵深方向上形成较均匀的电流场；c. 前后腹对置双平面阵列电极，在腹前与腹后各布置一片4×4平面阵列，总计32个电极，前后位置对称。激励方式为顺序激励，通过前后对应电极依次施加电流，实现对腹腔纵向电流场的覆盖。

1.2 正问题模型与边界条件

在稳态条件下，人体组织中的电流传导主要遵循欧姆定律与电荷守恒定律，因此可采用准静态近似描述电势场分布。本文利用数值仿真的方法，对不同激励模式下的电势分布、灵敏度矩阵及其与出血区域的对应关系进行了系统建模与分析。

在低频准静态近似下，组织电势满足^[29]：

$$E = -\nabla \cdot \varphi(x, y, z) \quad (1)$$

$$\nabla \cdot j = 0 \quad (2)$$

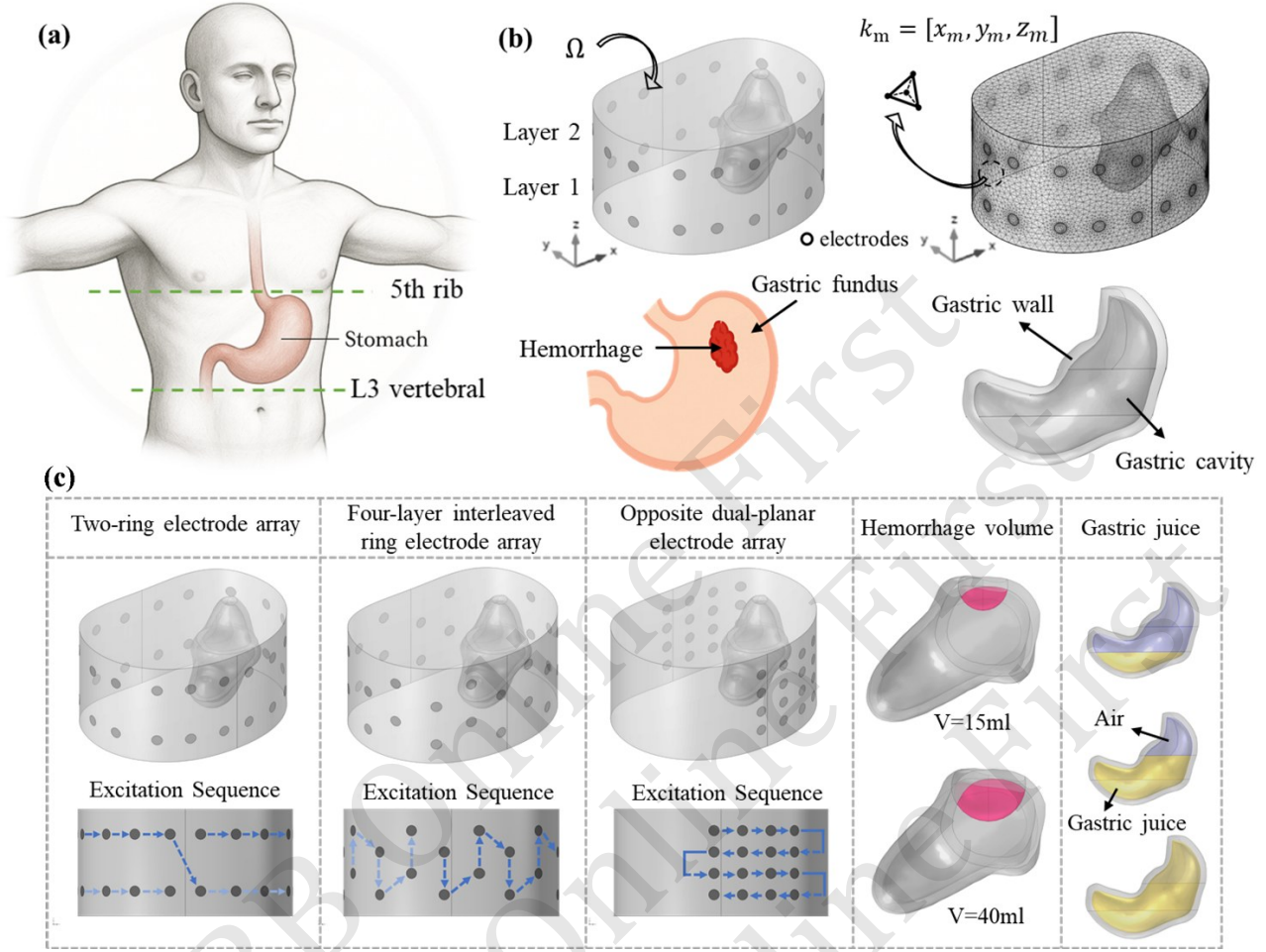


Fig. 1 Upper abdominal simulation model for gastric hemorrhage detection

(a) Anatomical range of the upper abdomen, extending from the fifth rib at the right midclavicular line to the level of the L3 vertebra. (b) Construction of the gastric model, composed of the gastric wall, gastric fluid, and a hemorrhagic sphere embedded within the upper abdominal environment. (c) Schematic diagram of the three electrode configurations and their corresponding excitation sequences. The first row shows the dual-layer ring electrode configuration, the four-layer staggered ring electrode configuration, and the anterior-posterior opposed dual-plane array configuration, respectively; the second row illustrates the corresponding current injection paths. The last two columns indicate the locations of the hemispherical hemorrhage region within the gastric lumen and the schematic differences under different gastric fluid filling states.

$$j = \sigma \cdot E \quad (3)$$

式中, E 为电场强度, $\varphi(x, y, z)$ 为场域坐标点电势, j 为电流密度, σ 为电导率。

在求解正问题时, 我们采用了简化的 Neumann 模型^[30]。该模型假设每个电极是一个直径为 $R=12$ mm 的圆形区域, 其中注入的电流均匀分布在电极表面。然而, 它没有考虑电极和组织之间的接触阻抗。边界条件定义如下:

$$\begin{cases} \int_{e_l} \sigma(x,y,z) \cdot \frac{\partial \varphi(x,y,z)}{\partial D} ds = -I & (x,y,z) \in e_l \\ \sigma(x,y,z) \cdot \frac{\partial \varphi(x,y,z)}{\partial D} ds = 0 & (x,y,z) \in \frac{\partial \Omega}{\bigcup_{l=1}^{N_e} e_l} \end{cases} \quad (4)$$

式中, I 为激励电流, $\partial \Omega$ 为场域边界, e_l 为电极边界, 为外法向单位向量, ds 为场域边界弧长单元。

对模型进行四面体网格划分, 上腹部模型的整体电导率分布 σ 可表示为:

$$\sigma = [\sigma_1(k_1), \sigma_2(k_2), \dots, \sigma_m(k_m), \dots, \sigma_M(k_M)]^T \quad (5)$$

式中, $k_m = [x_m, y_m, z_m]$ 是一个行向量, 给出了腹部内部被划分为 M 个四面体体积元后, 在第 m 个网格点 ($1 \leq m \leq M$) 的三维位置, 如图所示。

重建腹部整体电导率分布 σ 图, 我们使用上腹部专用三维灵敏度矩阵 S , 它由注入电流 I 和测量阻抗 Z 的所有组合组成, 表示为:

$$S^{ij, k,l} = - \sum_{e=1}^M \sigma_e \int_{\Omega} \nabla \varphi_{ij}^e \cdot \nabla \varphi_{kl}^e d\Omega \quad (6)$$

式中, Ω 为腹部内部的三维体积, $\varphi_{i,j}^c$ 为在第 i 个电极和第 j 个电极之间注入电流 I 所产生的三维势场, $\varphi_{k,l}^c$ 是假设在第 i 个电极和第 j 个电极之间注入电流 I 所产生的势场在测量电极 k 和 l 之间的阻抗 Z , 其中 i, j, k, l 选择顺序由不同的激励方式控制。

1.3 胃部区域聚类约束的三维重建算法

由于EIT逆问题求解的病态特性, 直接求解往往导致噪声放大和过度平滑。为此, 本研究在Tikhonov与Noser正则化的基础上, 引入区域聚类约束TK-Noser-RCC, 以保留出血区域的空间连通性和边界特征。在三维胃域中, 出血区与非出血区在空间位置和电导率梯度上呈现可分性。出血区域通常呈连通、紧凑的, 而背景区域分布广泛。区域聚类通过在反演结果中聚合空间邻近、电导率变化相近的体素, 来减少伪影、抑制孤立噪声点, 并提升整体重建分辨率。

在传统Tikhonov-noise组合正则化算法中, 相对电导率变化 $\Delta\sigma$ 通过公式计算:

$$\Delta\sigma = (S_{ua}^T \cdot S_{ua} + k_t \cdot I + k_n \cdot \text{diag}(S_{ua}^T \cdot S_{ua}))^{-1} \cdot S_{ua}^T \cdot \Delta V \quad (7)$$

其中, S_{ua} 为通过仿真获得的上腹部专用全三维灵敏度矩阵, k_t 和 k_n 为正则化系数, I 为单位矩阵, $\text{diag}(S_{ua}^T \cdot S_{ua})$ 为对角矩阵, ΔV 为边界电压变化。

然而, 式(1)所得的电导率分布在加入高斯噪声后在空间上仍可能出现大量离散噪点。为此, 本研究在结果后处理中引入区域聚类约束, 以强化解的空间连贯性。具体步骤如下: 首先, 对重建结果进行归一化处理并设定阈值 τ , 使得 $A = \{i | \Delta\sigma_i \geq \tau\}$, $\tau \in [0.5, 0.6]$, A 表示高导电有效节点集合, 引入阈值 τ 对反演得到的相对阻抗变化量进行二值化, 用以区分目标出血区域与背景波动, τ 在 $[0.5, 0.6]$ 区间表现出较好的效果, 因此作为统一设置用于数据处理。其次, 在有效点集合中建立欧氏邻域图。对于有限元网格中的每个有效节点, 提取其对应的三维坐标 $k_i = (x_i, y_i, z_i)$ 。若两个有效节点之间的欧氏距离不超过其所在四面体单元的平均边长 L_e , 则认为两点相邻, 并在邻接矩阵中赋值为1。其数学定义如下:

$$w_{ij} = \begin{cases} 1, & 0 < \|k_i - k_j\| \leq L_e \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (8)$$

其中, w_{ij} 为邻接矩阵 $W = [w_{ij}]$ 的元素。每个节点与其所在四面体单元的相邻三个顶点节点相连接,

从而形成稀疏图结构 $G = (A, W)$, 并利用连通分量提取所有连通区域。

对每个连通区域计算其空间重心位置将各连通区域的重心坐标与胃部几何模型的三维范围进行比较。若重心 c_i 不在胃部体积域 Ω 内, 则认为该区域属于背景伪影并予以剔除。仅保留既满足空间连通性、又位于胃部区域范围内的最大团块 C^* 。最终电导率分布修正为:

$$\Delta\sigma^{RCC} = [\Delta\sigma_i], \quad i \in C^* \quad (9)$$

经过区域聚类约束后, 重建结果不仅保持连通性和边界完整性, 同时避免噪音带来的伪影, 从而保留了真实出血区域的整体形态与边界结构。

2 仿真设置与分析

2.1 三维胃部仿真模型构建与参数设定

为面向胃出血的三维EIT检测开展定量评估, 本研究构建了包含胃的上腹部三维仿真模型。如图1a所示, 模型自右锁骨中线第5肋水平向下延伸至L3椎体层面, 包含腹腔环境与胃^[31]。在模型中, 胃为中空器官, 分为胃壁和胃腔, 胃腔内部为内容物和气体, 通过改变两者比例来模拟胃不同充盈状态^[32]。模型的几何离散采用四面体网格, 并对胃壁与电极邻域进行局部加密以抑制数值误差。组织电学性质选取120 kHz下的人体组织真实值。

如图1b所示, 根据模型设置, 本研究在胃出血仿真中定义了4类组织区域^[33]: a. 背景组织 ($\sigma = 1.5 \text{ S/m}$, $\varepsilon_r = 97.99$) 用于模拟上腹部环境; b. 胃壁区域 ($\sigma = \frac{0.537S}{m}$, $\varepsilon_r = 2730$) 用于描述黏膜与肌层的整体导电特性; c. 胃腔内容物 (胃液, $\sigma = \frac{0.366S}{m}$, $\varepsilon_r = 7630$) 用于模拟胃内液体; d. 气体区域 ($\sigma = 1 \times 10^{-8} \text{ S/m}$, $\varepsilon_r = 1$) 用于模拟胃腔空气层。局部出血区的电导率设置为 0.70 S/m , 相对介电常数 $\varepsilon_r = 5080$ 。如图1c所示, 为研究出血在胃腔内的检测精度, 本文在胃壁内表面贴附半球形的小球来模拟局部黏膜下出血或附壁凝血团。考虑胃内容物对测量的影响, 设置三种充盈状态: 1/3、2/3、1个胃体积。

2.2 重建图像质量的评估方法

为了定量评估重建图像相对于真实图像的相关性, 采用了两个指标: 图像相关系数 (ICC)。ICC 用于定量评估成像过程的准确性, 其计算公式如下:

$$ICC = \frac{\sum_{e=1}^M (\Delta\sigma_e^{TK} - \overline{\Delta\sigma^{TK}})(\Delta\sigma_e - \overline{\Delta\sigma})}{\sqrt{\sum_{e=1}^M (\Delta\sigma_e^{TK} - \overline{\Delta\sigma^{TK}})^2 \sum_{e=1}^M (\Delta\sigma_e - \overline{\Delta\sigma})^2}} \quad (10)$$

其中, M 是场划分中的网格点数量, $\Delta\sigma_e$ 和 $\overline{\Delta\sigma}$ 分别为第 e 个网格点的实际电导率变化值和实际平均电导率变化值, $\Delta\sigma_e^{TK}$ 和 $\overline{\Delta\sigma^{TK}}$ 分别为通过逆问题重建后第 e 个网格点的电导率变化值和平均电导率变化值。 ICC 的取值范围都为0到1, ICC 值越高成像结果越逼近真实情况。

为评估图像重建质量, 使用了结构相似性 ($SSIM$), 其计算公式如下:

$$SSIM = \frac{(2\overline{x_r x_i} + c_1)(2k_n + c_2)}{(\overline{x_r^2} + \overline{x_i^2} + c_1)(\sigma_r^2 + \sigma_i^2 + c_2)} \quad (11)$$

其中, $\overline{x_r}$ 、 $\overline{x_i}$ 为重建图像和真实图像的均值, σ_r 、 σ_i 为标准差, k_n 为协方差, c_1 、 c_2 为亮度和对比度的正则化常数。

2.3 仿真结果

图 2a 显示了在不同胃液充盈条件 (1/3、2/3 及全胃液)、两种预设出血体积 (15 ml、40 ml) 下, 使用3种不同电极结构 (对置双平面阵列、双层环状结构以及四层交错环状结构) 的三维出血重建结果。通过对比胃液相同充盈条件下重建图像可以发现, 电极排布方式对成像精度与空间分辨率具有显著影响。在3种结构中, 对置双平面阵列的成像精度最高, 重建的出血区域与真实几何形态近似、轮廓完整。相比之下, 双层环状电极在纵向方向上灵敏度分布不均, 出现一定的拉伸变形; 而四层交错环状结构虽然在浅层区域具有较高灵敏度, 但在对向位置产生明显伪影, 影响整体稳定性。图 2b, c 分别给出了对应的结构 $SSIM$ 和 ICC 的定量比较结果。结果表明, 15 ml 的出血模拟时对置双平面阵列在不同胃液充盈条件下的平均 $SSIM$ 和 ICC 分别达到 0.703 和 0.667, 较双层环状结构分别提高 37% 和 41.9%, 较四层交错环状结构分别提高

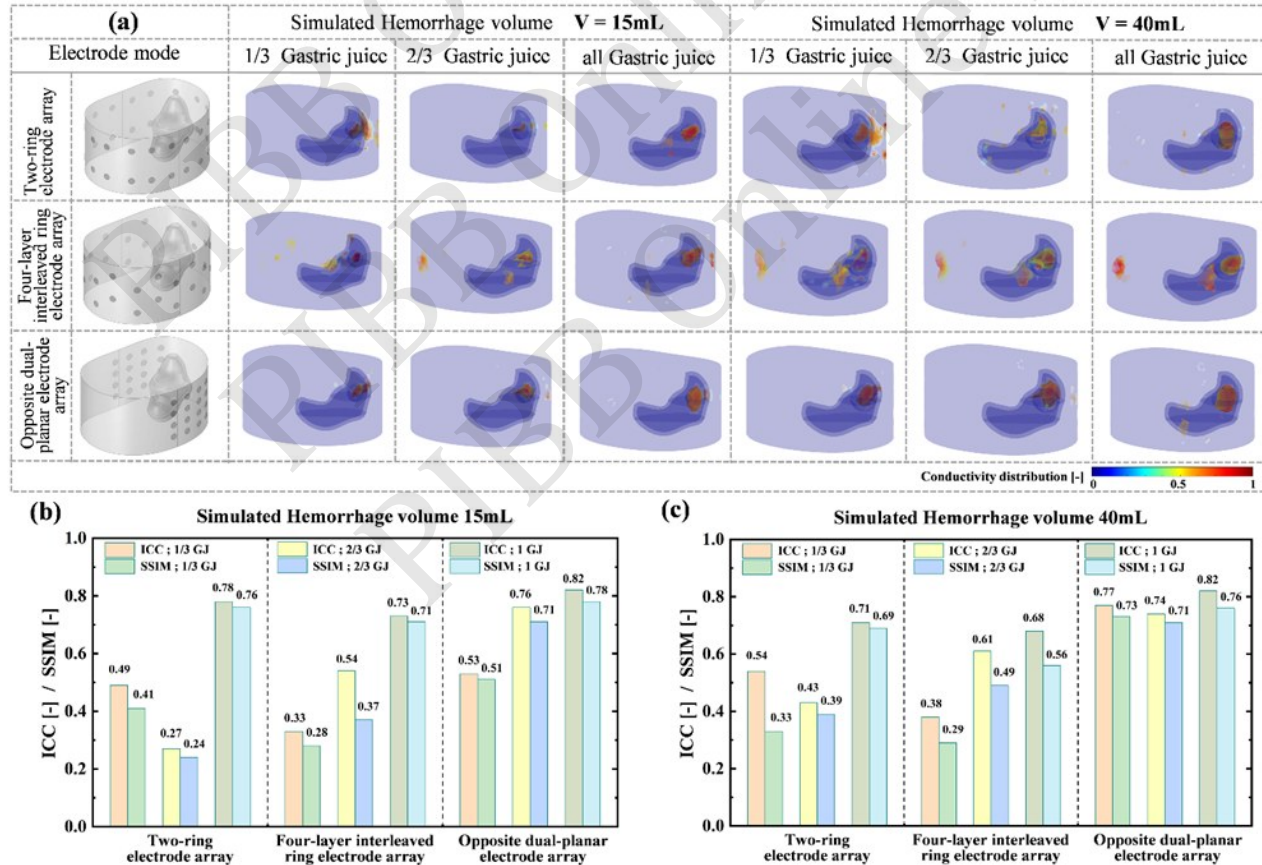


Fig. 2 Numerical simulation results

(a) Three-dimensional reconstruction results obtained using three different electrode configurations under three gastric fluid filling conditions (1/3, 2/3, and full stomach) and two hemorrhage volumes (15 ml and 40 ml). (b) Image correlation coefficient (ICC) and structural similarity index ($SSIM$) values corresponding to a hemorrhage volume of 15 ml. (c) ICC and $SSIM$ values corresponding to a hemorrhage volume of 40 ml.

31.9%和47.2%，综合性能最优。40 ml的出血模拟体积时，体内电导率分布变化更显著，因而重建精度提升，平均 *SSIM* 和 *ICC* 分别达到 0.777 和 0.733，较双层环状结构分别提高 38.8% 和 55.9%，较四层交错环状结构分别提高 39.5% 和 64%，综合性能最优。

在图 2 展示的不同胃液充盈条件（1/3 胃液、2/3 胃液、全胃液）下的重建结果可见，胃液体积变化会导致胃腔内整体电导率分布发生改变，但对置双平面阵列仍能保持较高的成像稳定性，*ICC* 和 *SSIM* 在不同充盈条件下均达到了最高值，分别为：1/3 胃液时 0.77 和 0.73，2/3 胃液时 0.74 和 0.71，满胃液时 0.82 和

0.76。随着胃液体积增加，电场分布趋于均匀，重建图像的边界过渡更平滑，空间连续性更佳；在全胃液条件下，重建率达到最高值，重建形态与参考模型高度一致。

图 3 对比了传统 TK-Noser 算法与本文提出的

TK-Noser-RCC 算法在 3 种出血体积（15 ml、25 ml、40 ml）下的重建性能。如图 3a 所示，在不加入噪声时 TK-Noser-RCC 算法均表现出更好的成像效果。随着出血体积的增大，*ICC* 由 0.79 增大到 0.94，*SSIM* 由 0.81 增大到 0.91，均显著高于传统 TK-Noser 算法。从重建结果可以看出，TK-Noser-RCC 算法能有效抑制胃外伪影，准确重现出血区域的空间边界与体积特征。

为进一步评估算法的抗噪性能，本文在仿真中分别加入 40 dB 和 30 dB 的高斯白噪声，以模拟电极接触误差和系统噪声干扰。图 3a 显示，传统 TK-Noser 算法在低信噪比条件下出现明显伪影与边界模糊，出血区域难以识别；而 TK-Noser-RCC 算法在区域聚类约束与几何筛选机制的共同作用下，能剔除伪影和加强边界清晰度，保持较高的成像质量。在 40 ml 出血与 40 dB 和 30 dB 的附加噪声下，TK-Noser-RCC 算法的 *ICC* 分别达到 0.85 和 0.84，较传统算法提高 37.1% 和 115%；*SSIM* 分别

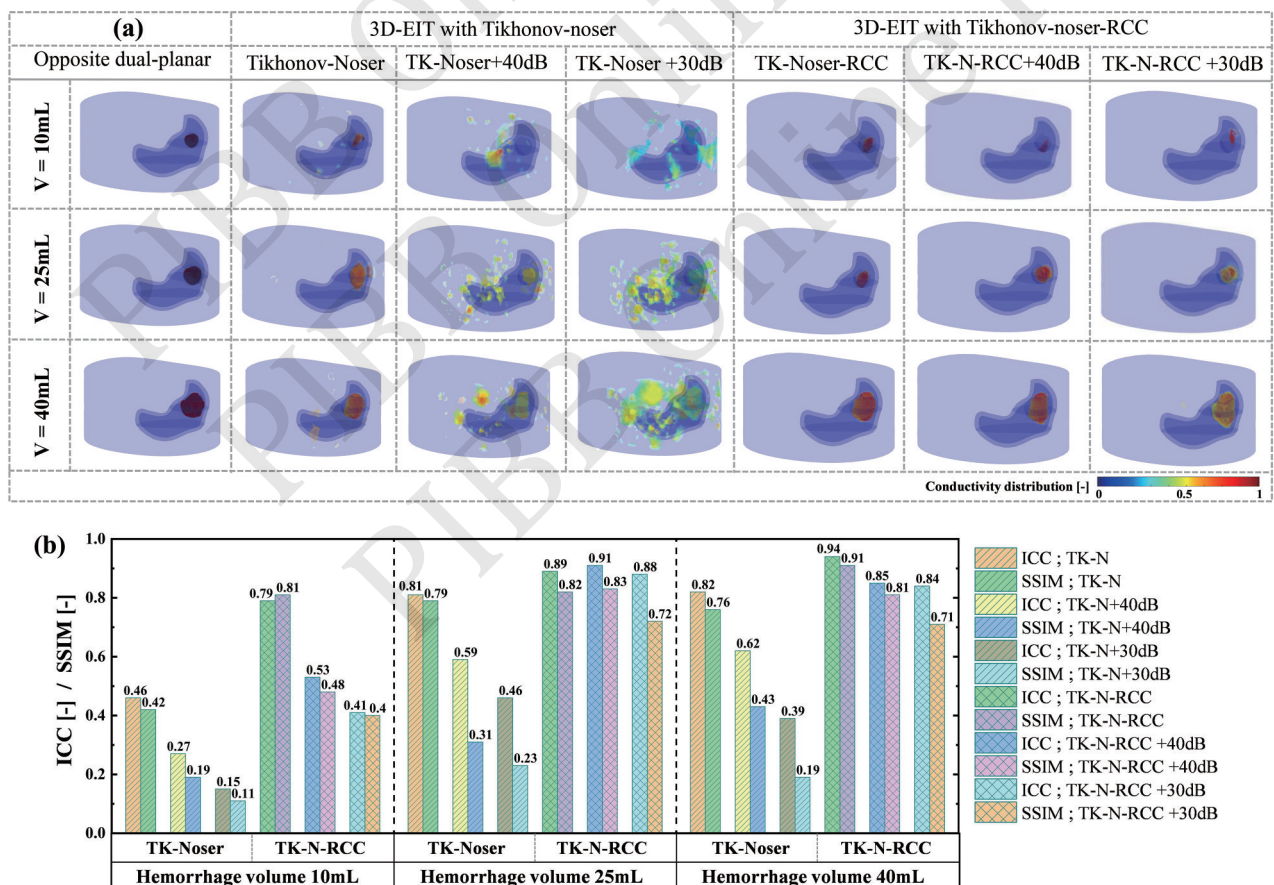


Fig. 3 Simulation results under different noises

(a) Under a dual-plane electrode configuration, simulation results for three hemorrhage volumes comparing the reconstruction stability of the conventional TK-N algorithm and the proposed TK-N-RCC algorithm under three conditions: noise-free, with 40 dB noise, and with 30 dB noise. (b) Image correlation coefficient (ICC) and structural similarity index (SSIM) values of the reconstructed images.

达到0.81和0.71,较传统算法提高88.4%和274%。重建图像表明,该算法能有效滤除随机噪声引起的伪影,显著改善图像边界与空间连续性。总体而言,TK-Noser-RCC算法在低出血量及强噪声条件下的优势尤为明显,表现出更好的稳定性与收敛性,为EIT在胃部出血检测中的实际应用提供了更可靠的算法基础。

3 实验与结果

3.1 模拟实验设置

为验证所提出的三维胃部电阻抗断层成像(3D-gEIT)方法在实际环境中的可行性与稳定性,本研究搭建了一个基于琼脂介质的上腹部物理模型实验平台。实验目标是模拟胃腔内局部出血场景,通过三维电阻抗成像系统获取边界电压分布,并评估算法在不同出血体积与位置条件下的重建性能。

图4展示了胃部实验模型。整体由两部分组成:外层为代表腹腔背景的琼脂基质,内部嵌入一个中空的“胃腔”区域,用以模拟实际胃体结构。胃腔模型采用塑形模具预留空腔形成,内部填充50%的导电液体,以体现胃内液体及空腔环境特性。外层琼脂溶液按照2%配置,其中添加适量氯化钠以调节电导率,使其接近人体软组织在120 kHz下的电导率水平。为模拟胃内出血,实验中在胃腔内壁分别贴附5个不同大小的琼脂半球作为局部高导区域。小球电导率约0.7 S/m。通过调整小球的大小,可分别模拟不同出血体积及出血分布状态。小球贴附在胃腔内壁的胃底区域,以模拟实际胃底部位的出血情况。

图4b展示了实验系统结构,包括个人计算机(PC)、阻抗分析仪(IM3570, HIOKI, 日本)、多路复用器(34980A, Keysight, 美国)以及自主搭建的32电极、水槽系统。所有电极均采用AgCl材料,与仿真模型位置保持一致。实验采用时差电阻抗断层成像(*td*-EIT)模式监测出血引起的电导率变化。首先在空胃(无出血)状态下采集基线边界电压数据;随后逐步在胃腔内壁贴附琼脂小球以模拟不同出血体积,并分别记录对应的边界电压分布。激励电流幅值为5 mA,频率为120 kHz。所有电压信号通过多路复用器采集并传输至计算机端,利用TK-Noser-RCC算法进行实时重建与后处理。系统在实验前通过开路、短路及50 Ω负载条件进行校准,以消除电极接触与信号传输误差。

3.2 模拟实验结果与讨论

图5显示了不同出血体积条件下的三维重建结果。如图5所示,随着嵌入在胃腔内壁的高导琼脂半球体积逐步增大(10、20、30、40、50 ml),重建图像中的高导区域(红色部分)呈现出明显的空间扩张趋势,与实际出血体积的变化方向一致。该结果表明,3D-gEIT系统能够准确捕捉胃腔内局部导电特性变化,并对出血区域的形成与扩展过程进行实时可视化。

从整体形态上看,重建图像中的高导区域主要集中在电极阵列对应的胃底区域,与实验中模拟的出血位置相符合。随着出血体积的增加,电导率分布的峰值增大且梯度变化更加平滑,表明电流在高导区域周围的分布趋于均匀,重建边界更加清晰。通过区域聚类约束后的TK-Noser-RCC的TK-Noser-RCC算法能够有效去除孤立噪点和背景伪影,使成像结果具有良好的空间连贯性与边界完整性。

为了定量评估重建图像体积与实验出血体积之间的相关性,本文对空胃和满胃两种胃液充盈条件下进行了实验,对不同出血体积下的重建结果进行了定量对比。采用重建体积 V 和重建体积误差 $E_V^%$ 进行评估,定义为:

$$V = \sum_{e=1}^M \frac{1}{6} |(r_2 - r_1) \cdot [(r_3 - r_1) \times (r_4 - r_1)]| \quad (12)$$

$$E_V^% = \frac{|V - V_r|}{V_r} \times 100\% \quad (13)$$

其中, M 是元素总数, r_1 、 r_2 、 r_3 、 r_4 是四面体元素的四个顶点的坐标, V_r 是目标半球体积。

如图5所示,结果表明,随着半球出血模型体积的增加,重建出的高导区域体积呈近似线性增长趋势,二者之间具有明显的正相关关系。当目标半球体积为10 ml、20 ml、30 ml、40 ml和50 ml时,在空胃时对应的重建体积分别约为4.82 ml、14.11 ml、26.93 ml、37.13 ml和48.2 ml,体积误差分别为51.80%、29.45%、10.23%、7.18%和3.60%;在满胃时对应的重建体积分别约为6.93 ml、15.32 ml、28.77 ml、44.84 ml和56.11 ml,体积误差分别为30.70%、23.40%、4.10%、12.10%和12.22%。该结果说明本系统对出血体积变化具有良好的响应特性,能够实现定量反映。其中,空胃时的重建准确率低于满胃,因为胃液体积变化会影响背景电导率分布和电场扩散,气体的低电导率会导致出血区域电流密度降低。对置双平面阵列电极在不同液体

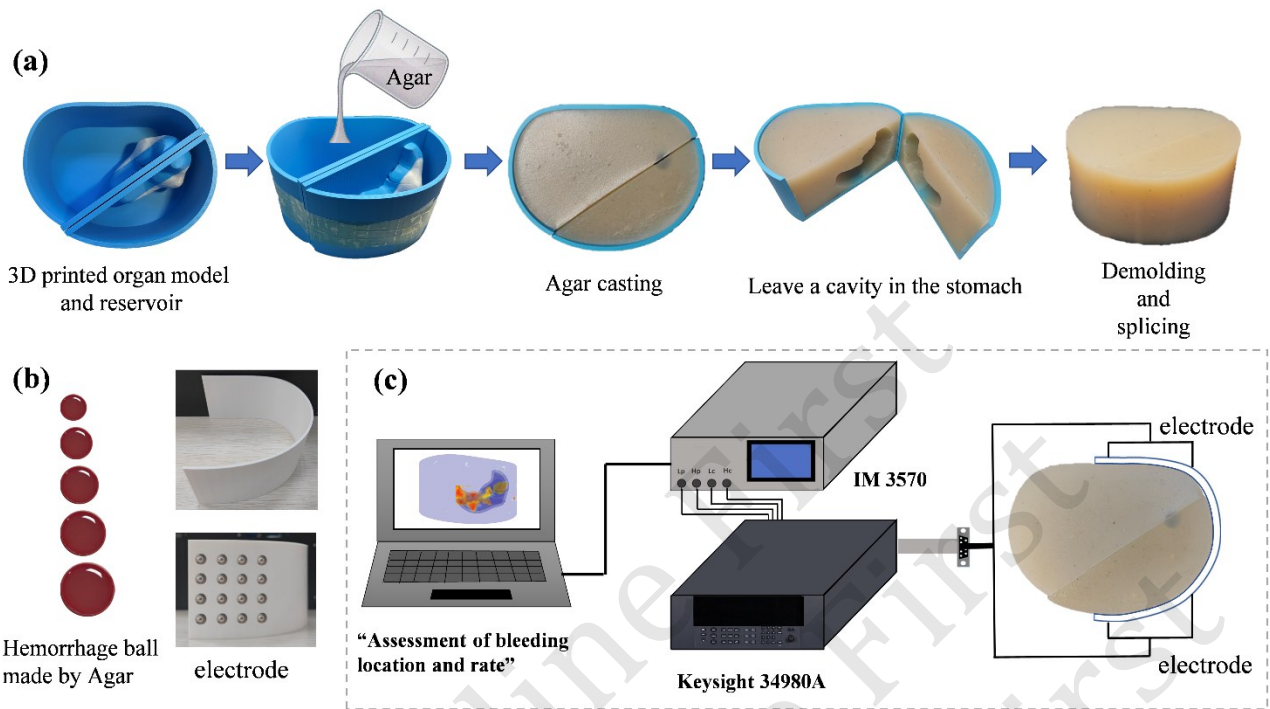


Fig. 4 Experimental setup

(a) Upper abdominal experimental model: constructed by pouring agar solution into a 3D-printed upper abdominal mold and demolding after solidification. (b) A total of 32 Ag/AgCl electrodes were attached to the outer wall of the 3D-printed model. The hemorrhagic sphere model was fabricated using agar casting. (c) Experimental data acquisition system.

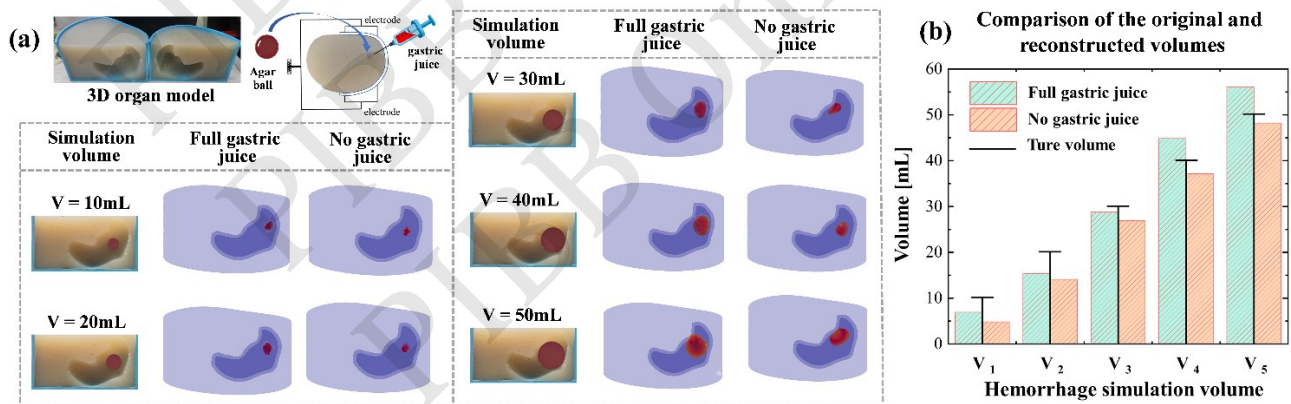


Fig. 5 Experimental results

(a) Reconstruction results under different simulated hemorrhage conditions by attaching hemispherical phantoms of various sizes to mimic bleeding. Two scenarios were considered: a full-stomach state and an empty-stomach state. (b) The reconstructed hemorrhage volumes were calculated and compared with the preset reference values.

充盈状态下均能保持稳定成像，重建形态与仿真预测的灵敏度分布相符，说明该系统在不同胃内容物条件下均具有较好的适应性与鲁棒性。

实验结果表明所提出的3D-gEIT系统能够较为准确地反映胃腔内出血的空间分布与体积变化关系，实现出血过程的实时可视化与定量评估，为早

期胃出血的无创监测提供了可靠的实验依据。

3.2 动物实验设置及结果

如图 6a 所示, 为匹配成人腹腔尺度, 实验选用实验动物中心提供的 6 月龄猪 (体重 $110 \text{ kg} \pm 1 \text{ kg}$, 雌性), 并在动物中心饲养。为降低麻醉诱导与体位改变引起的胃内容物反流及误吸风险, 实验前 12 h 对动物禁食禁水。实验室环境温度控制在 $(27 \pm 1) \text{ }^\circ\text{C}$, 术中连续记录体温。麻醉采用异氟烷吸入维持。麻醉平稳后建立气道并连接动物呼吸机, 通气参数设定为呼吸频率 12 次/min、潮气量 800 ml, 并根据呼气末二氧化碳与血氧饱和度的监测结果对通气参数进行小幅调节以维持稳定的呼吸生理状态。同时全程记录心率、血氧、呼吸末二氧化碳、体温以确保动物处于稳定麻醉平面并减少应激相关波动对阻抗测量的干扰。

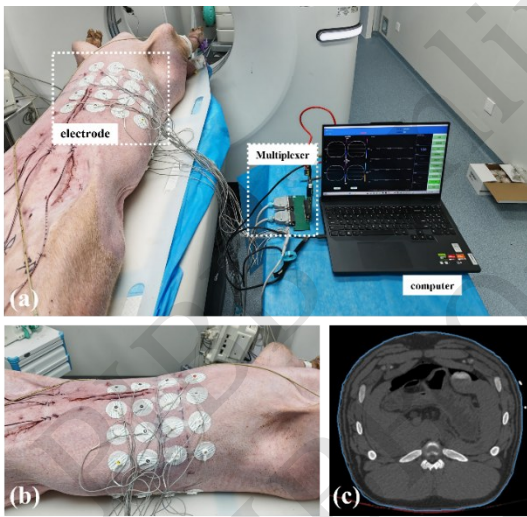


Fig. 6 Animal experimental setup

(a) Setup of the experimental system. (b) Placement of the electrode patches. (c) Positioning localization using CT imaging.

为降低皮肤-电极接触阻抗, 麻醉稳定后首先进行术区备皮: 以剑突下至上腹部为中心, 在约 50 cm 范围内对胸腹部皮肤剃毛, 用酒精清洁皮肤并待其干燥。随后在皮肤表面均匀涂覆导电介质, 完成 EIT 电极贴附与引线固定。贴附完成后先进行 1 组静息基线采集, 并检查各通道接触状态直至信号稳定。胃出血模型采用自体血注射建立。经股动脉采集 100 ml 自体全血, 加入肝素抗凝并混匀备用。将血液经引流管连接至预置穿刺针与导管组件, 并固定在微量注射泵上, 注射速率设定为 600 ml/h。按解剖层次逐层开腹, 暴露胃部后使用负压

吸引器充分抽吸胃内容物。于直视下将穿刺针及导管置入胃壁预定位置, 缝合固定导管与穿刺点; 确认无明显渗漏后按层次逐层关闭腹腔。

如图 6b 所示, EIT 电极系统由 32 个一次性 Ag 一次性 Ag/AgCl 电极 (杭州迅达 X-1 心电电极) 组成, 电极直径 10 mm。电极按对置双平面 4×4 阵列贴附于与胃部对应的腹部皮肤: 在腹部左右两侧各布置一平面阵列 (每平面 16 电极), 阵列上下边界以肋弓下缘与脐上区域作为定位参照; 电极贴附后使用医用胶带对每个电极边缘进行加固, 引线采用分段胶带固定并留出松弛环以减小牵拉。正式测量阶段, 微量注射泵以 600 ml/h 分阶段注入 20、40、60、80、100 ml 血液。每一阶段注入完成后立即进行 EIT 数据采集, 每阶段采集 10 次重复数据。激励参数设置为频率 122 kHz、激励电流 1 mA, 整个实验过程保持不变。

图 7a 展示了猪在注射血液前 5 min 及整个 100 ml 注血过程中的 EIT 三维重建图像随时间的动态变化。总体来看, 随着注血量逐步增加, EIT 重建图像阻抗变化区域体积呈持续扩大趋势。注射前, 未观察到局部明显的阻抗变化; 当注入 20 ml 血液后, 胃壁对应区域出现局部阻抗下降; 随后随着 40 ml、60 ml、80 ml 及 100 ml 血液的持续注入, 阻抗变化区域逐渐扩大, 其分布范围呈现出随注血量累积而增强的规律性变化。

对应的重建体积变化如图 7b 所示。在分别注入 20 ml、40 ml、60 ml、80 ml 和 100 ml 血液时, 对每阶段 10 次测量数据的重建体积取平均值, 体积依次为 9.98 ml、32.35 ml、62.11 ml、72.83 ml 和 110.69 ml, 体积误差分别为 50.10%、19.13%、3.52%、8.96% 和 10.69%; 空间变化电导率归一化后取平均值, 依次为 0.22×10^{-2} 、 0.71×10^{-2} 、 1.26×10^{-2} 、 1.41×10^{-2} 和 2.24×10^{-2} 。从整体趋势可见, 重建体积和空间平均变化电导率随注血量呈近似线性增长, 说明 EIT 对胃腔内血液积聚导致的局部电导率变化具有良好的敏感性。这一结果验证了所提出的 3D-gEIT 系统能够有效捕捉到出血体积的变化, 为临床胃出血的实时监测提供了新的检测手段。

本研究采用的动物模型为体型接近成人腹腔尺度的实验猪, 目的是在控制变量的前提下, 验证 3D-gEIT 系统对胃腔内出血的动态响应能力。我们承认猪与人类在腹壁厚度、皮下脂肪分布、胃体空间位置及邻近器官结构上存在差异, 这些解剖因素可能影响电流在腹腔内的传播路径及纵深灵敏度分

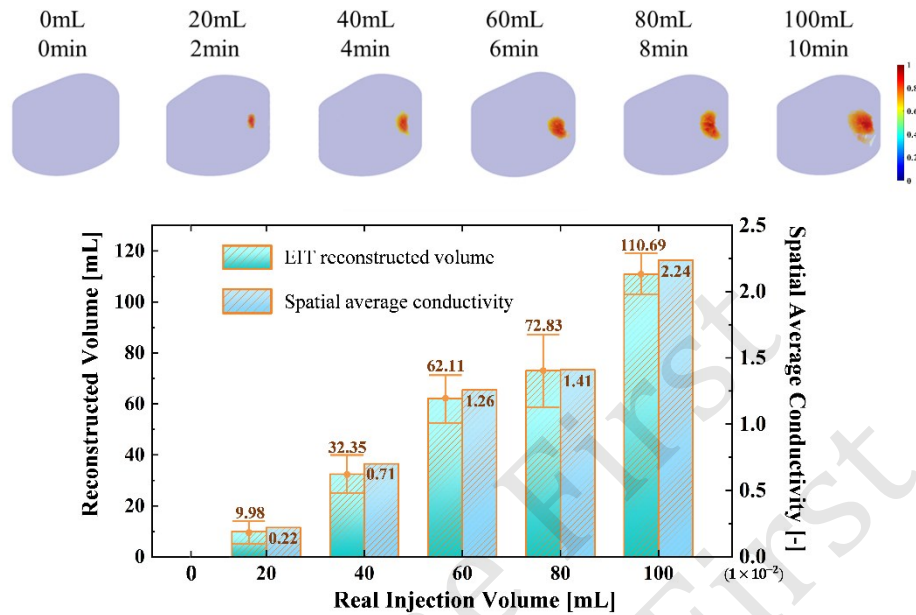


Fig. 7 Animal experimental image results

(a) 3D-gEIT reconstructed images. (b) 3D-gEIT reconstructed volume and spatial average conductivity.

布, 从而影响相同出血量条件下的检测灵敏性。然而, 猪作为实验模型也具备一定相似性, 尤其在胃腔容积、腹腔环境组成与电导率水平上与人体接近, 可为模拟胃腔积血过程提供良好基础。实验中采用的电极排布、激励频率与注血速率均与前期仿真和物理模型保持一致, 重建出的低阻区域随注血量逐步扩大, 空间位置稳定, 未出现明显伪影, 验证了系统对血液导电性变化的响应稳定性。需要强调的是, 本次动物实验的核心目标并非直接等效于人体, 而是验证该系统在真实生理环境下的趋势响应与成像可行性。虽然个体解剖差异与动态生理过程确实可能影响信号质量, 但我们的算法框架具备一定的抗伪影能力, 实验结果也呈现出出血体积与重建体积之间良好线性相关性。我们后续将进一步拓展实验样本与场景, 以增强结果的临床推广潜力。

4 结论

本文基于三维电阻抗成像 (3D-EIT) 原理, 提出了一种面向胃出血监测的三维电阻抗检测方法 (3D-gEIT), 并结合区域聚类约束算法 (TK-Noser-RCC) 构建了完整的检测体系, 实现了对胃腔内出血的空间定位与动态可视化监测。主要成果如下:

a. 通过建立上腹部三维电场模型, 系统比较了

3种电极排布方式 (双层环状、四层交错环状、对置双平面阵列) 的成像性能。结果表明, 对置双平面阵列电极在纵深方向具有更高的灵敏度分布和空间穿透性, 以 40 ml 出血模型为例, 其平均 ICC 和 SSIM 较双层环状结构分别提升 55.9% 与 38.8%, 较四层交错结构提升 64.0% 与 39.5%。说明该电极结构具备最佳性能, 是适用于胃出血检测的最优方案。

b. 提出的区域聚类约束三维重建算法 (TK-Noser-RCC) 有效抑制了传统正则化算法在噪声环境下的伪影扩散问题, 显著提高了重建图像的空间连贯性与结构相似度。在加入 40 dB 与 30 dB 高斯噪声后, TK-Noser-RCC 算法的 ICC 仍能分别保持在 0.85 与 0.84。

c. 物理模型实验验证了该方法的可行性与鲁棒性。结果显示, 随着模拟出血体积的增加 (10~50 ml), 重建区域的体积呈近似线性增长趋势 (4.83~56.11 ml), 位置与形态与实际出血区域高度一致, 说明 3D-gEIT 系统能够准确反映胃腔内出血的空间变化与体积扩张过程。

d. 动物实验进一步验证了方法在真实条件下的有效性。实验在持续注入 100 ml 自体血液的过程中实时采集 EIT 数据, 经过呼吸滤波后, 重建图像能够清晰反映出出血区域体积, 位置稳定, 与实际出

血区域一致, 说明该系统能够可靠监测胃腔内出血变化。

本文提出的 3D-gEIT 检测体系在成像分辨率、抗噪性能及空间稳定性方面均较传统 EIT 方法有明显提升。该方法为胃出血的无创、实时与动态监测提供了一种新的技术途径, 在术后出血风险预警、止血疗效评估及床旁监护等场景中有良好的应用前景。然而本研究仍存在不足需要进一步完善。首先, 本问题未引入电极-皮肤接触阻抗与电极极化效应, 实际测试中接触状态波动可能导致边界电压偏移, 从而影响小体积出血的定量精度与重复性。其次, 在体验证目前只完成一只动物实验, 控制注血速率, 且固定体位, 尚未进行不同出血部位以及更强呼吸运动和胃蠕动下的动态干扰场景实验。最后, 当前算法预设值的设定仍主要基于有限场景下的经验验证, 尚未建立严格的理论推导机制。因此, 现阶段结论还停留在可行性验证阶段, 临床推广仍需更大样本量与多场景实验支撑。

后续我们将从以下方向继续开展研究工作: 首先, 在正问题中引入更完整的电极模型与接触阻抗参数, 并结合校准流程进一步改善系统性误差, 提高跨受试者一致性; 其次, 拓展至多频测量, 利用组织与血液频散差异构建更稳健的特征量与先验约束, 增强对胃内容物变化的鲁棒性; 最后, 引入呼吸与体位变化的运动补偿与时序先验, 在强动态条件下提升定位稳定性。构建更大样本量的真实数据集, 并设计多部位、多体积与不同出血速率的验证方案, 采用交叉验证与误差边界分析方法, 对不同参数设定下的重建性能和鲁棒性开展系统评估, 同时与临床金标准建立对照评价指标体系, 推进床旁连续监护场景下的临床可行性评估。

参考文献

- [1] van Leerdam M E. Epidemiology of acute upper gastrointestinal bleeding. *Best Pract Res Clin Gastroenterol*, 2008, **22**(2): 209-224
- [2] Laine L, Barkun A N, Saltzman J R, *et al*. ACG clinical guideline: upper gastrointestinal and ulcer bleeding. *Am J Gastroenterol*, 2021, **116**(5): 899-917
- [3] Lau J Y, Barkun A, Fan D M, *et al*. Challenges in the management of acute peptic ulcer bleeding. *Lancet*, 2013, **381**(9882): 2033-2043
- [4] Martino A, Di Serafino M, Orsini L, *et al*. Rare causes of acute non-variceal upper gastrointestinal bleeding: a comprehensive review. *World J Gastroenterol*, 2023, **29**(27): 4222-4235
- [5] Cheng C L, Lin C H, Kuo C J, *et al*. Predictors of rebleeding and mortality in patients with high-risk bleeding peptic ulcers. *Dig Dis Sci*, 2010, **55**(9): 2577-2583
- [6] García-Iglesias P, Villoria A, Suarez D, *et al*. Meta-analysis: predictors of rebleeding after endoscopic treatment for bleeding peptic ulcer. *Aliment Pharmacol Ther*, 2011, **34**(8): 888-900
- [7] Narayanan M, Reddy K M, Marsicano E. Peptic ulcer disease and *Helicobacter pylori* infection. *Mo Med*, 2018, **115**(3): 219-224
- [8] Alali A A, Barkun A N. An update on the management of non-variceal upper gastrointestinal bleeding. *Gastroenterol Rep*, 2023, **11**: goad011
- [9] Ohmann C, Imhof M, Röher H D. Trends in peptic ulcer bleeding and surgical treatment. *World J Surg*, 2000, **24**(3): 284-293
- [10] Cheung F K, Lau J Y. Management of massive peptic ulcer bleeding. *Gastroenterol Clin North Am*, 2009, **38**(2): 231-243
- [11] Zullo A, Hassan C, Campo S M, *et al*. Bleeding peptic ulcer in the elderly: risk factors and prevention strategies. *Drugs Aging*, 2007, **24**(10): 815-828
- [12] Samuel R, Bilal M, Tayyem O, *et al*. Evaluation and management of non-variceal upper gastrointestinal bleeding. *Disease-a-Month*, 2018, **64**(7): 333-343
- [13] Kim B S, Li B T, Engel A, *et al*. Diagnosis of gastrointestinal bleeding: a practical guide for clinicians. *World J Gastrointest Pathophysiol*, 2014, **5**(4): 467-478
- [14] Naseer M, Lambert K, Hamed A, *et al*. Endoscopic advances in the management of non-variceal upper gastrointestinal bleeding: a review. *World J Gastrointest Endosc*, 2020, **12**(1): 1-16
- [15] Barkun A N, Almadi M, Kuipers E J, *et al*. Management of nonvariceal upper gastrointestinal bleeding: guideline recommendations from the international consensus group. *Ann Intern Med*, 2019, **171**(11): 805-822
- [16] Fujishiro M, Iguchi M, Kakushima N, *et al*. Guidelines for endoscopic management of non-variceal upper gastrointestinal bleeding. *Dig Endosc*, 2016, **28**(4): 363-378
- [17] Guglielmo F F, Wells M L, Bruining D H, *et al*. Gastrointestinal bleeding at CT angiography and CT enterography: imaging atlas and glossary of terms. *Radiographics*, 2021, **41**(6): 1632-1656
- [18] Kumamaru K K, Hoppel B E, Mather R T, *et al*. CT angiography: current technology and clinical use. *Radiol Clin North Am*, 2010, **48**(2): 213-235, vii
- [19] Wells M L, Hansel S L, Bruining D H, *et al*. CT for evaluation of acute gastrointestinal bleeding. *Radiographics*, 2018, **38**(4): 1089-1107
- [20] Darma P N, Baidillah M R, Sifuna M W, *et al*. Real-time dynamic imaging method for flexible boundary sensor in wearable electrical impedance tomography. *IEEE Sens J*, 2020, **20**(16): 9469-9479
- [21] Holder D. *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*. London: Taylor & Francis, 2004
- [22] İstük N, La Gioia A, Benchakroun H, *et al*. Relationship between the conductivity of human blood and blood counts. *IEEE J Electromagn RF Microw Med Biol*, 2022, **6**(2): 184-190
- [23] Sun B, Darma P N, Ikeda K, *et al*. Relationship between fat thickness and current density magnitude in calf muscles

- compartments under electrical muscle stimulation (EMS) by coupling of electromagnetic simulation and electrical impedance tomography (ES-EIT). *J Vis*, 2023, **26**(6): 1375-1388
- [24] Sun B, Sejati P A, Shirai T, *et al.* Long-term phase angle muscle imaging under electrical muscle stimulation (EMS) by phase angle electrical impedance tomography. *Physiol Meas*, 2024, **45**(7): 075010
- [25] Yang L, Zhang C, Liu W, *et al.* Real-time detection of hemothorax and monitoring its progression in a piglet model by electrical impedance tomography: a feasibility study. *Biomed Res Int*, 2020, **2020**: 1357160
- [26] Murphy E K, Klein S B, Hamlin A, *et al.* Detection of subclinical hemorrhage using electrical impedance: a porcine study. *Physiol Meas*, 2022, **43**(5): 055001
- [27] He J, Hong Z, Sun X, *et al.* Three-dimensional image reconstruction of breast tumor by electrical impedance tomography based on dimensional grey wolf optimization algorithm. *IEEE Trans Instrum Meas*, 2025, **74**: 4504310
- [28] Dimas C, Alimisis V, Uzunoglu N, *et al.* Advances in electrical impedance tomography inverse problem solution methods: from traditional regularization to deep learning. *IEEE Access*, 2024, **12**: 47797-47829
- [29] Yao J F, Wan J F, Yang L, *et al.* Electrical characteristics of cells with electrical impedance spectroscopy. *Acta Phys Sin*, 2020, **69**(16): 163301
- [30] Somersalo E, Cheney M, Isaacson D. Existence and uniqueness for electrode models for electric current computed tomography. *SIAM J Appl Math*, 1992, **52**(4): 1023-1040
- [31] Chaudhry S R, Liman M N P, Omole A E, *et al.* Anatomy, abdomen and pelvis: stomach[M/OL]. Treasure Island (FL): Statpearls Publishing, 2024[2025-10-15]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482334/>
- [32] O'malley J, Bordoni B. Anatomy, abdomen and pelvis, stomach gastroepiploic artery[M/OL]. Treasure Island (FL): Statpearls Publishing, 2022[2025-10-15]. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK545306/>
- [33] Gabriel S, Lau R W, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Phys Med Biol*, 1996, **41**(11): 2251-2269

Three-dimensional Electrical Impedance Tomography for Monitoring Gastric Hemorrhage*

ZHAO Zi-Han¹⁾, SUN Bo^{1)**}, HUANG Jing-Shi²⁾, LI Zhi-Wei³⁾, WU Yang⁴⁾, LI Nan⁵⁾, YAO Jia-Feng⁶⁾, ZHAO Tong¹⁾

¹⁾School of Mechanical and Precision Instrument Engineering, Xi'an University of Technology, Xi'an 710048, China;

²⁾International Institute of Creative Design, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China;

³⁾College of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China;

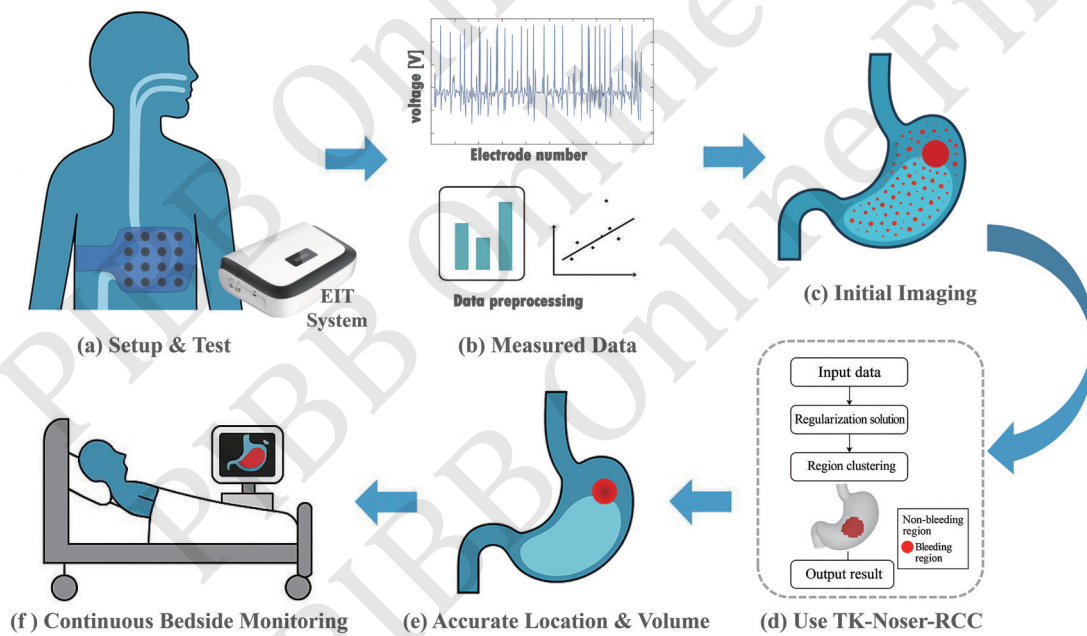
⁴⁾College of Mechanical and Electronic Engineering, Nanjing Forestry University, Nanjing 210037, China;

⁵⁾School of Mechano-Electronic Engineering-State Key Laboratory of Electromechanical Integrated Manufacturing for High-Performance Electronic Equipment, Xidian University, Xi'an 710071, China;

⁶⁾College of Physics & Optoelectronic Engineering, Jinan University, Guangzhou 510632, China)

Graphical abstract

3D-gEIT for Monitoring Gastroesophageal Variceal Bleeding



Abstract Objective Gastric hemorrhage is one of the most common and life-threatening emergencies of the upper digestive tract. Early identification and continuous monitoring are essential for reducing rebleeding rates and mortality, particularly within the critical early hours after onset. Although endoscopy and radiological imaging can accurately localize bleeding sites, these approaches are invasive, resource-intensive, and unsuitable for continuous bedside monitoring. Electrical impedance tomography (EIT), as a noninvasive and radiation-free functional imaging technique, offers real-time visualization of conductivity distribution and has the potential for detecting intragastric bleeding based on the electrical contrast between blood and surrounding gastric tissues. In this study, a three-dimensional gastric EIT framework (3D-gEIT) is proposed to achieve noninvasive, real-time, and dynamic monitoring of gastric hemorrhage, with emphasis on spatial localization and quantitative volume assessment. **Methods** A three-dimensional upper-abdominal simulation model incorporating the stomach,

gastric wall, gastric contents, and surrounding tissues was established. Three electrode configurations, namely the dual layer ring, the four layer staggered ring, and the opposed dual plane array, were designed and systematically compared to evaluate their influence on depth sensitivity and spatial resolution. Based on the Tikhonov-Noser hybrid regularization scheme, a region-clustering constraint was introduced to develop the TK-Noser-RCC algorithm. This approach aggregates spatially adjacent elements with similar conductivity variations, thereby enhancing structural continuity and suppressing isolated noise artifacts. To validate the proposed framework, an upper-abdominal physical phantom was constructed using agar to simulate background tissue conductivity. Hemispherical high-conductivity inclusions with volumes ranging from 10 ml to 50 ml were attached to the inner gastric wall to mimic localized bleeding under different gastric filling states. Boundary voltages were acquired under a 120 kHz excitation current and reconstructed using the TK-Noser-RCC algorithm. Furthermore, an *in vivo* animal experiment was performed using a porcine model with adult-scale abdominal dimensions. A total of 100 ml of autologous blood was injected incrementally into the stomach to simulate progressive gastric hemorrhage, and time-difference EIT reconstruction was conducted at each injection stage to assess the dynamic system response under physiological conditions. **Results** Simulation results demonstrated that the opposed dual-plane electrode array achieved superior depth sensitivity distribution and spatial resolution. For a 40 ml hemorrhage model, the average *ICC* and *SSIM* improved by 55.9% and 38.8% compared with the dual-layer ring configuration, and by 64.0% and 39.5% compared with the four-layer staggered configuration. The proposed region-clustering constraint significantly enhanced reconstruction stability. Under added Gaussian noise of 40 dB and 30 dB, *ICC* values remained approximately 0.85, indicating effective artifact suppression and preservation of boundary integrity. In physical phantom experiments, reconstructed hemorrhage volumes increased approximately linearly with the preset hemispherical volumes, and the reconstructed high-conductivity regions closely matched the actual bleeding locations. Both empty-stomach and full-stomach conditions were evaluated, demonstrating that the opposed dual-plane configuration maintained stable imaging performance across varying gastric contents. In the animal experiment, reconstructed low-impedance regions expanded progressively with increasing injected blood volume. The spatial localization of the hemorrhage remained stable throughout the procedure, and no significant artifacts were observed. Quantitative analysis showed that reconstructed volume and average conductivity variation exhibited an approximately linear growth trend with injected blood volume, confirming the sensitivity of the system to dynamic intragastric conductivity changes. **Conclusion** The proposed 3D-gEIT framework enables quantitative reconstruction of gastric hemorrhage volume and spatial distribution with improved depth sensitivity, structural continuity, and noise robustness compared with conventional EIT approaches. By integrating optimized electrode configuration and a region-clustering-constrained reconstruction algorithm, the system provides stable dynamic monitoring under both controlled phantom conditions and *in vivo* physiological environments. This method offers a noninvasive, real-time, and low-cost imaging strategy for early diagnosis, postoperative monitoring, and bedside surveillance of gastric bleeding.

Key words gastric bleeding, three-dimensional electrical impedance tomography (3D-EIT), regional clustering constraint, noninvasive monitoring

DOI: 10.3724/j.pibb.20250520

* Found: This work was supported by grants from The Key Research and Development Program of Shaanxi (2025GH-YBXM-007), the China Postdoctoral Science Foundation (2025M771364), and The National Natural Science Foundation of China (625012888).

** Corresponding author.

Tel: 86-15529525861, E-mail: bosun0814@gmail.com