



胃容积及胃食道液体状态变化的电学特性研究*

张全成¹⁾ 王岸新^{2)**} 孙 博^{3,4)} 姚佳烽⁵⁾¹⁾ 西安石油大学体育学院, 西安 710065; ²⁾ 沈阳师范大学体育科学学院, 沈阳 110034;³⁾ 西安理工大学机械与精密仪器工程学院, 西安 710048;⁴⁾ Department of Mechanical Engineering, Chiba University, Chiba 263-0022, Japan; ⁵⁾ 南京航空航天大学机电学院, 南京 210016)

摘要 目的 三维电阻抗成像(3D-EIT)结合二维电阻抗成像(2D-EIT)研究胃容积及胃食道液体状态变化的电学特性响应,旨在探究EIT技术应用于胃食道反流病监测的可能性。**方法** 8名受试者被要求在实验前4 h禁食,保证实验开始时胃部处于排空状态,实验开始后受试者被要求分两次喝下400 ml经口补水液,在摄入200 ml状态下和摄入400 ml状态下分别应用3D-EIT检测腹腔3D空间的电导率分布。为了定量说明不同状态下电学特性的变化,使用配对样本 t 检验分析3D-EIT重建3D图像的空间平均电导率($\bar{\sigma}$)。采用数值仿真工具,建立两种尺寸胃容积模型验证,实验结果中胃容积变化是引起受试者腹腔3D空间内电导率变化的原因,并研究胃腔被不同比例补水液填充状态下电学特性的变化趋势,应用2D-EIT数值仿真进行电导率分布图像重建。**结果** 8名受试者腹腔3D-EIT实验中空间平均电导率 $\bar{\sigma}$ 的配对样本 t 检验结果表明,空间平均电导率从C^{200 ml}状态下的 $\bar{\sigma}^{200\text{ ml}}=0.226$ 增加到C^{400 ml}状态下的 $\bar{\sigma}^{400\text{ ml}}=0.387$ ($n=8$, $P<0.05$)。因此,受试者腹腔胃部区域空间平均电导率随胃容积增加而显著增加。2D-EIT数值仿真结果表明,随着胃腔填充补水液比例的增加测量电压差(ΔV)逐渐减少, ΔV 对胃腔填充补水液体积敏感。与小型胃容积模型相比,大型胃容积模型在胃腔填充补水液比例相同情况下平均电压差($\bar{V}$)更小, $\bar{V}$ 对胃容积模型的尺寸敏感。在小型胃容积例中, $\bar{\sigma}$ 随着胃腔填充补水液比例增加而增加,从填充25%的 $\bar{\sigma}_A=-0.29$ 增加到填充100%的 $\bar{\sigma}_D=-0.41$;在大胃容积例中, $\bar{\sigma}$ 随着胃腔填充补水液比例增加而增加,从填充25%的 $\bar{\sigma}_E=-1.85$ 增加到填充100%的 $\bar{\sigma}_H=-2.12$ 。**结论** 3D-EIT电阻抗成像技术能够通过图像直观的反映不同尺寸胃容积的电学特性差异,2D-EIT根据在不同胃容积尺寸模型中 ΔV 、 $\bar{V}$ 和 $\bar{\sigma}$ 显示出相同的趋势得出结论,3D-EIT结合2D-EIT技术令人满意的监测了胃食道在不同胃容积中的液体状态变化。

关键词 电阻抗成像,胃容积,胃腔液体状态,电学特性,胃食道反流病**中图分类号** Q4-33, Q445**DOI:** 10.16476/j.pibb.2022.0460

胃食道反流病(gastroesophageal reflux disease, GERD)是一种常见的疾病,胃内容物从胃腔进入食管,但没有任何临床症状^[1]。多种刺激性生理事件通过增加胃酸分泌、影响胃排空、诱发短暂的食管下端括约肌松弛、增加胃和食管之间的压力梯度或降低食管清除率从而使胃食管反流病恶化^[2]。运动能够引起无症状健康志愿者的胃食管反流,诱发的反流与运动强度和类型成正比^[3-5]。如果不加以治疗,会导致食管糜烂、溃疡和狭窄的形成^[6]。为了避免有症状的患者因胃食管反流而受伤,应对胃容积进行有效评估,从而长期监测胃食道的液体状态。

一般来说,有两种胃测量方法可用于测量胃腔生理异常,即“基于信号”的测量方法和“基于图像”的测量方法。在“基于信号”的测量方法中,采用胃内pH值监测来评估GERD^[7]。用pH 4.0和

pH 7.0的缓冲液校准一个锑质pH电极,然后放在鼻腔内进行测定。使用一个流动记录器来获得连续的pH值监测,这样可以长期监测病人的食道pH值。采用传统的电化学方法,如胃电图(electrogastrography, EGG)通过在病人腹部放置电极来测量病人胃、肠和其他含有平滑肌的器官的平滑肌运动产生的肌电信号,从而评估病人胃肠道功能^[8]。另一方面,在传统的“基于图像”的测量方法中,计算机成像(computed tomography, CT)^[9]、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)^[10]和超声成像(ultrasonic imaging, UI)被广泛用于研究胃食道问题。CT和MRI提供结构和

* 陕西省社科基金(2020Q017)资助项目。

** 通讯联系人。

Tel: 18840612807, E-mail: wax_wn@163.com

收稿日期: 2022-09-25, 接受日期: 2022-11-23

功能上的消化道氧合和收缩图像。UI检测胃液流动和胃部活动^[11]。

然而, 上述传统的胃食道检测方法在监测有症状的胃食管反流病患者方面存在着缺陷。例如, 食道内的pH值监测不能对病变的局部位置进行成像。侵入性测量会给病人带来心理和生理上的不适。EGG被认为是非侵入性的, 但EGG不能直接观察到胃容量, 仅提供胃阻抗的变化测量。CT、MRI和UI都很昂贵, 而且无法携带, 这使得无法对有症状的患者进行长期床旁/居家监测。相比之下, 胃容积和胃食道处于不同状态下电特性, 如电导率会发生变化。在这种情况下, 基于电阻抗成像的方法被提出, 它解决了上述缺点, 能够成为非侵入性、无辐射、价格低, 并且长期床旁监测胃食管活动状态的新技术^[12]。

电阻抗成像 (electrical impedance tomography, EIT) 用于将目标在观察域内的阻抗分布可视化, 获得基于人体不同组织在不同生理和病理条件下的不同电阻抗特性^[13]。无创的EIT方法已被用于检测人体肺部通气和灌注^[14], 同时也被用于监测三维细胞培养过程^[15-16]。二维电阻抗成像技术 (two-dimensional electrical impedance tomography, 2D-EIT) 也被用来重建腹部水平横截面图像来获得估计胃容量。Soulsby等^[17]的研究比较了通过2D-EIT和伽马闪烁录像 (gamma scintigraphy) 获得的估计胃容量, 发现, 当真实胃容量为50~125 ml时, 通过2D-EIT获得的估计胃容量最准确, 平均容积误差为20.48 ml (容积误差16.38%)。在真实胃容积大于125 ml时, 2D-EIT的估计胃容积变得不准确 (容积误差>200%)。此外, 2D-EIT的分辨率较差, 使得从2D-EIT图像中提取胃容积变得十分困难^[18]。相较于2D-EIT, 三维电阻抗成像技术 (three-dimensional electrical impedance tomography, 3D-EIT) 通过在病人腹腔表面胃上放置若干凝胶电极 ($E=48$) 来测量阻抗, 并将数据

发送到个人电脑, 根据病人腹部边界表面的阻抗测量提供实时的胃容积图像, 补充了2D-EIT在评估胃容积变化对于测量结果影响的局限性。因此, 本研究提出了基于3D-EIT技术的胃食道成像方法, 并结合2D-EIT分析胃食道液体状态变化对电学特性的影响, 说明所提出的方法在监测GERD具有的巨大潜力。

本文采用已开发的3D-EIT系统重建8名受试者在不同胃容积状态下腹腔的三维空间电导率分布图像 σ^{3D} 。并以数值仿真作为研究工具, 基于2D-EIT技术对不同胃容积条件下道进行仿真计算和成像, 探究胃腔内填充25%、50%、75%和100%补水液的条件腹腔二维横截面电学特性的变化趋势。通过对在不同测量序列下测量电压差 (ΔV) 和平均电压差 ($\bar{V}$) 与胃腔内补水液比例的关系, 讨论EIT技术实现对胃食道液体状态变化的监测, 从而探究EIT技术应用于胃食道反流病的监测的可能性。

1 实验仪器与方法

1.1 实验仪器

图1显示了由4个部分组成的3D-EIT系统: a. 一个由3层每层16个氯化银电极组成的弹性带传感器 (flexible 3D-EIT sensor); b. 一个多路复用器 (multiplexer), 实现特定激励方式下电极对在48电极之间的自动切换; c. 一台阻抗分析仪 (impedance analyzer, IM3570, HIOKI, Japan), 与多路复用器完成数据采集和处理; d. 一台安装了3D-EIT图像重建算法软件的个人计算机 (personal computer), 完成从测量信号重建物理场参数分布的功能。阻抗分析仪通过邻近电流注入法向电极注入1 mA的正选电流, 然后通过多路复用器三维空间物理场的测量阻抗分布 Z 。本实验使用的阻抗分析仪的阻抗测量精度为0.08%, 激励频率覆盖范围为4 Hz~5 MHz。

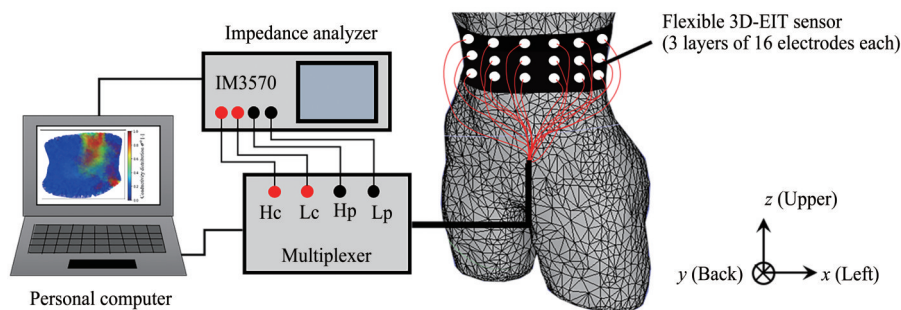


Fig. 1 3D-EIT system

1.2 实验方法

1.2.1 实验对象与道德规范

根据千叶大学人体实验伦理道德规范，所有受试者在获得详细解释后，均已获得研究的书面知情同意书，已了解参与有关实验的目的、潜在利益和风险。所有研究程序均根据赫尔辛基宣言和千叶大学研究道德规范进行，并得到千叶大学人体实验委员会的批准。8名健康的年轻男性自愿参加此实验，实验对象的基本信息如表1所示。

Table 1 The information of experimental subjects

Subjects	Gender	Age/years	Hight/cm	Body mass/kg	BMI/(kg·m ⁻²)
1	Male	36	173	73.3	24.5
2	Male	35	168	74.0	26.2
3	Male	33	172	72.6	24.5
4	Male	35	164	69.5	25.8
5	Male	31	163	64.3	24.2
6	Male	30	181	99.8	30.5
7	Male	35	165	79.9	24.7
8	Male	31	180	63.4	19.6

1.2.2 实验过程

这项研究的实验方案如图2所示，在实验开始前要求实验对象进行4 h的禁食禁水，保证实验开始时胃部处于排空的状态。该实验分为3个部分：a. 胃排空状态下的3D-EIT测量；b. 摄入200 ml经口补水液（C^{200 ml}）状态下的3D-EIT测量；c. 再次摄入200 ml经口补水液（C^{400 ml}）状态下的3D-EIT测量。实验准备阶段耗时4 h，整个实验阶段耗时47 min。本研究使用的3D-EIT传感器是由弹性带和医用氯化银电极制作而成的弹性带传感器，共48电极分布在3层弹性带上，每层有16个凝胶氯化银电极等距分布。该传感器直接接触受试者的腹部皮肤，传感器位置和电极分布如图3所示。通过邻近电流注入法，启发式地选择阻抗测量频率 $f=10$ kHz，最大电流 $I=1$ mA，以获得最清晰的 σ ^[19]。

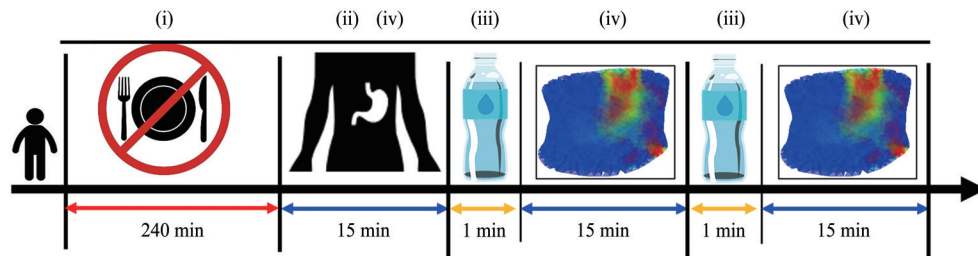


Fig. 2 Human gastric experimental protocol

The specific steps in experimental protocol by fasting process (i), empty condition (ii), drinking process, drink rehydrated water 200 ml (iii), and 3D-EIT measurement process (iv).

电导率图像是通过迭代线性投影法获得的，使用以下公式^[20]：

$$\sigma_{i+1} = \sigma_i + \alpha S^T (V - S\sigma_i) \quad (1)$$

其中 i 是迭代数， α 是松弛因子， S 是灵敏度矩阵， S^T 是灵敏度矩阵的转置， V 是测量电压。

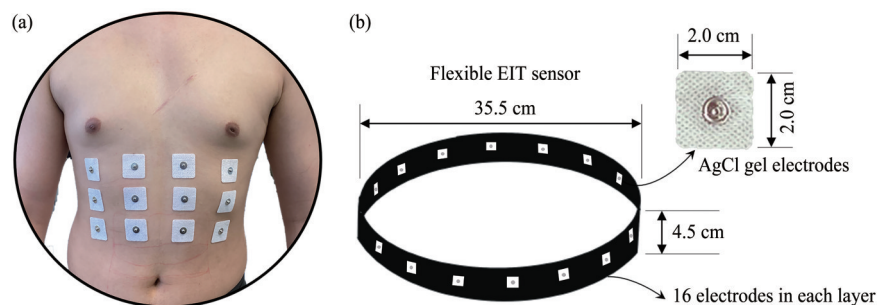


Fig. 3 3D-EIT sensor location (a) and electrode distribution (b)

1.2.3 数据分析与处理

为了量化实验对象胃容积对腹腔三维空间电导率分布的影响, 通过数据分析软件 Python 进一步对 3D-EIT 重建图像进行分析。空间平均电导率 $\bar{\sigma}$ 的变化用来反映胃容积不同对电导率分布的影响。所有数据均以平均值和标准差表示。为了对实验数据使用配对样本 t 检验, 有必要进行正态分布检验。使用 SPSS 软件 (25.0 版) 的描述性统计功能来检验 $C^{200\text{ ml}}$ 和 $C^{400\text{ ml}}$ 状态下实验数据的正态分布。表 2 显示了 Shapiro-wilk 检验和 Kolmogorov-smirnov 检验的结果。在 $\alpha=0.05$, $P>0.05$ 的检验水平下, 不拒绝无效假设。因此, 可以认为实验数据服从于正态分布。

Table 2 The results of Shapiro-Wilk test and Kolmogorov-Smirnov test

Conditon	Item	df	Shapiro-Wilk		Kolmogorov-Smirnov	
			Stats.	Sig.	Stats.	Sig.
$C^{200\text{ ml}}$	$\bar{\sigma}^{200\text{ ml}}$	8	0.219	0.200	0.911	0.360
$C^{400\text{ ml}}$	$\bar{\sigma}^{400\text{ ml}}$	8	0.224	0.200	0.828	0.057

2 仿真模型与理论

本文采用 3D-EIT 数值仿真重建三维空间电导率分布图像, 其目的是在不同胃容积条件下对未知的实验结果进行说明验证, 并结合 2D-EIT 数值仿真重建二维横截面电导率分布图像, 研究在胃腔被不同体积的补液液填充的状态下电学特性的变化趋势。从而说明所提出的方法在监测 GERD 具有的巨大潜力。

2.1 仿真实验

本文 3D-EIT 数值仿真的目的是在不同胃容积条件下获得测量的电压矢量 V , 并重建三维电导率分布图像 σ^{3D} , 并结合横截面 2D-EIT 成像在不同胃食道条件下获得重建电导率分布图像 σ^{2D} 。胃容积及胃食道条件的数值仿真是基于拉普拉斯方程的扰动定理, 电势 ϕ (V) 和电场 E (V/m) [21-22] 被给出:

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (2)$$

$$E = -\nabla \phi \quad (3)$$

当方程 (2) 中的 E 被施加到人体腹部时, 根据电磁理论, 边界内的自由电荷会受到基于电荷密度连续性方程的电磁力的影响, 如下所示:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla J = 0 \quad (4)$$

其中 ρ 是电荷密度 (C/m^3), t (s) 是时间, J 是电流密度 (A/m^2)。本研究中, 采用了麦克斯韦方程 [23] 的时间热力学公式的准静态近似方法, 控制方程为:

$$\nabla \cdot J = 0 \quad (5)$$

对电流密度 J 的常见近似假设是 J 与 E 成正比, 如下所示:

$$J = \sigma E = -(\sigma + j\omega\epsilon)\nabla\phi \quad (6)$$

其中 σ 是边界内的电导率分布, ϕ 是电势 (V), ω 是径向频率 (rad/s), ϵ 是介电常数 (F/m)。为了解决方程 (6), 采用有限元方法, 将边界 Ω 离散成 N 个较小的边界 $\{\Omega_n\}_{n=1}^{n=N}$ (图 4)。为了在数值仿真中获得测量的电压矢量 $\{V_l\}_{l=1}^{l=E(E-1)/2}$, 在腹部边界面 $\partial\Omega$ 上附着数量为 E 的电极 $\{E_l\}_{l=1}^{l=E}$ 。边界条件的完整电极模型 (CEM) [24] 如下所示:

$$\int_{E_l} \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} dA = I_l, l = 1, 2, \dots, L \quad (7)$$

$$\sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} = 0, x \in \partial\Omega \setminus \bigcup_{l=1}^L E_l \quad (8)$$

$$\phi + z_l \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} = v_l \quad (9)$$

$$\sum_{l=1}^L I_l = 0, \sum_{l=1}^L v_l = 0 \quad (10)$$

$$n \cdot J = 0 \text{ on } \partial\Omega \quad (11)$$

$$\int_{\partial\Omega^{E_l}} n \cdot J ds = I_0 \text{ on } \partial\Omega^{E_l} \quad (12)$$

$$\int_{\partial\Omega^{E_k}} n \cdot J ds = -I_0 \text{ on } \partial\Omega^{E_k} \quad (13)$$

$$\int_{\partial\Omega^E} n \cdot J ds = 0 \text{ on } \partial\Omega^E \setminus \partial\Omega^{E_{lk}} \quad (14)$$

其中, E_l 和 E_k 分别为第 l 和第 k 个电极, L 为总电极数, σ 为电导率, ϕ 为电势 (V), n 为网格数, I_l 为第 l 个电极的注入电流, z_l 为第 l 个电极的接触阻抗, n 为从边界向外的法向量, J 为电流密度。

为了获得电导率分布图像 σ , 采用三维/二维灵敏度矩阵 S 的方法, S 通过下式得到 [25]:

$$S = -\int_{\Omega} \nabla E(I^l) \cdot \nabla E(I^m) dV \quad (15)$$

其中 $E(I^l)$ 表示电流注入第 l 个电极时产生的电场, $E(I^m)$ 表示电流注入第 m 个电极时产生的电场。

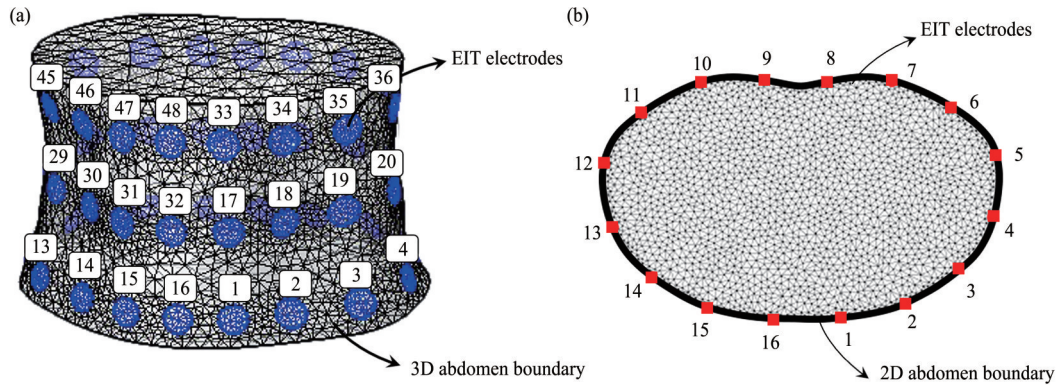


Fig. 4 Abdomen EIT imaging geometry and mesh

(a) 3D-EIT imaging geometry and mesh; (b) 2D-EIT imaging geometry and mesh.

2.2 仿真模型

图5显示了本研究使用的胃容积数值仿真模型和条件，建立两种尺寸的胃容积模型（小型和大型）来研究在胃容积不同的情况下的3D电导率分布图像。图6显示了本研究使用的胃容积数值仿

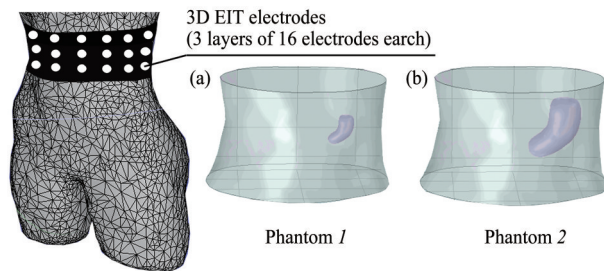


Fig. 5 3D-EIT numerical simulation conditions of gastric lumen model

(a) Phantom 1 with small gastric volumes; (b) Phantom 2 with large gastric volumes.

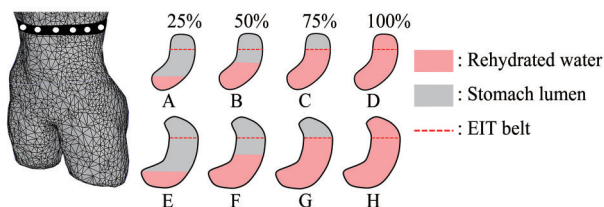


Fig. 6 2D-EIT numerical simulation conditions of gastric lumen model

真模型和条件，研究在胃腔被不同体积的补水液填充的状态下电学特性的变化趋势。胃腔分别填充25%的补水液（模型A和E）、50%的补水液（模型B和F）、75%的补水液（模型C和G）及100%的补水液（模型D和H）。3D-EIT电极带由3层每层16个电极组成，以相等的距离放置在横跨胃底腹部水平面至胸骨部水平面，2D-EIT仅使用最上层电极带进行测量。本研究中，补水液的电导率被设定为0.69 S/m，胃腔的电导率被设定为0.35 S/m^[26]。

图7显示了基于3D-EIT的相邻法驱动激励电流的四线测量模式^[19]，1 mA的恒定电流被注入到相邻的电极对（红色实心点），并从另一个电极对测量边界电压（蓝色实心点）。在本研究中3D-EIT的情况下，使用了 $E^{3D}=48$ 个电极，因此测量边界电压的总数为 $M^{3D}=E^{3D}(E^{3D}-3)/2=1\ 080$ 。图8显示了基于2D-EIT的测量模式^[27]，2D-EIT利用3D电极中最上层测量电极进行测量。与3D-EIT类似，1 mA的恒定电流被注入到相邻的电极对（用红线表示），并从另一对相邻的电极对（用蓝线表示）测量边界电压，使用了 $E^{2D}=16$ 个电极，因此电压测量模式的总数为 $M^{2D}=E^{2D}(E^{2D}-3)/2=208$ 。

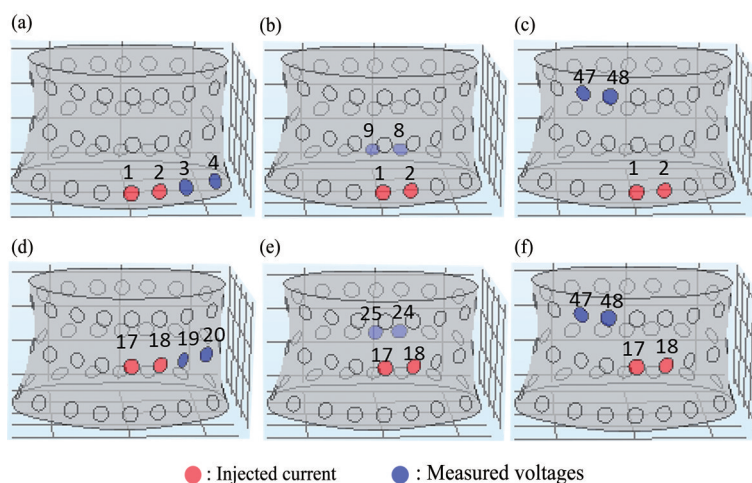


Fig. 7 Example of adjacent drive electrical stimulation current protocol for 3D EIT

Injected current at electrode 1, 2: (a) measured voltage at electrode 3, 4; (b) measured voltage at electrode 9, 8; (c) measured voltage at electrode 47, 48. Injected current at electrode 17, 18: (d) measured voltage at electrode 19, 20; (e) measured voltage at electrode 25, 24; (f) measured voltage at electrode 47, 48.

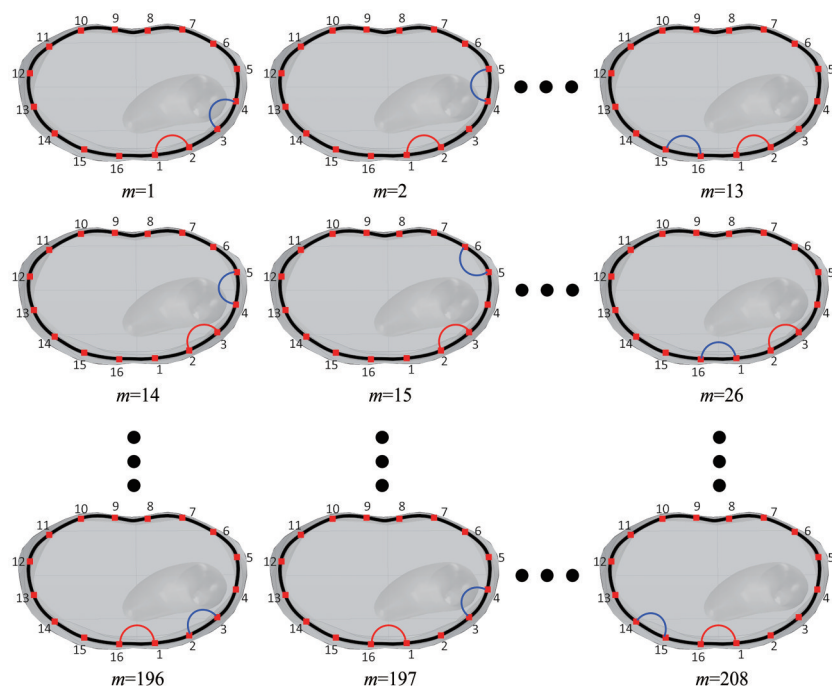


Fig. 8 Example of adjacent drive electrical stimulation current protocol for 2D EIT

3 结果与讨论

3.1 实验结果

图9显示了3D-EIT重建的8名受试者在摄入200 ml ($C^{200\text{ ml}}$) 和400 ml ($C^{400\text{ ml}}$) 经口补液状态下腹腔三维电导率分布图像 $\sigma^3\text{D}$ 。红色区域代表

腹腔高电导率区域, 蓝色区域代表腹部低电导率区域。根据图9, 本文所提出的3D-EIT方法能够清晰重建出不同受试者在不同状态下胃部在三维空间上的电导率分布差异。其中5号受试者, $C^{400\text{ ml}}$ 状态下腹腔胃部区域三维电导率分布相较于 $C^{200\text{ ml}}$ 状态下明显增加; 1、2、3、6、7、8号受试者, $C^{400\text{ ml}}$ 状

态下腹腔胃部区域三维电导率分布高电导率区域相较于 $C^{200\text{ ml}}$ 状态下明显增加；然而，4号受试者， $C^{400\text{ ml}}$ 状态下腹腔胃部区域三维电导率分布相较于 $C^{200\text{ ml}}$ 状态下无明显变化。由于补水液的电导率显著高于人体腹腔原本的电导率^[26]。因此，受试者腹腔胃部区域三维空间内电导率分布随受试者摄入的补水液体积增加而增加，即受试者腹腔胃部区域

三维空间内电导率分布随着胃容积的增而增加。为了定量评估3D-EIT区分胃容积的性能，空间平均电导率 $\bar{\sigma}$ 及空间平均电导率差比 ($\Delta\bar{\sigma}$) 通过下公式计算：

$$\bar{\sigma} = \left(\sum_{n=1}^N \sigma_n^t \right) / N \quad (16)$$

$$\Delta\bar{\sigma} = \frac{\bar{\sigma}^{400\text{ ml}} - \bar{\sigma}^{200\text{ ml}}}{\bar{\sigma}^{200\text{ ml}}} \times 100\% \quad (17)$$

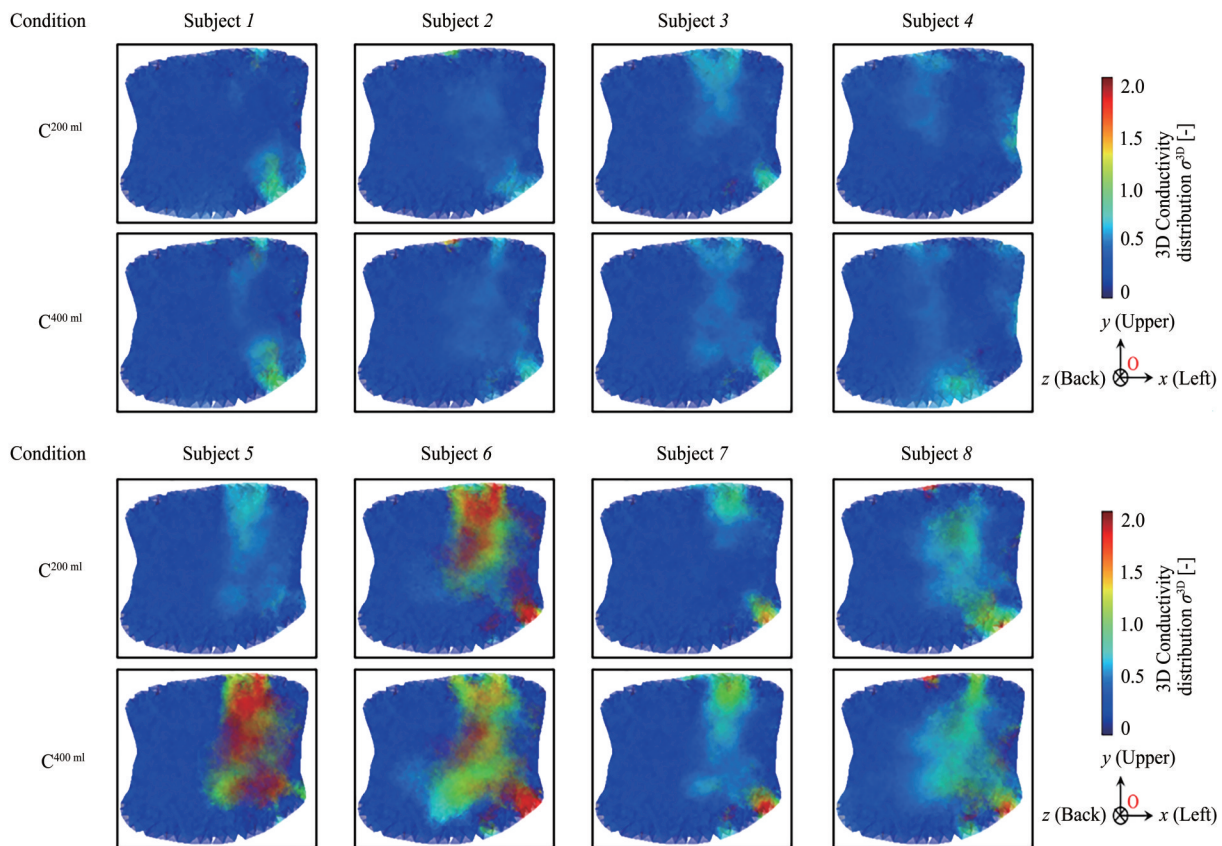


Fig. 9 Human experimental results of conductivity distribution images σ^{3D} reconstructed by 3D-EIT

图10中的实色条形图显示了8名受试者的3D-EIT人体实验中空间平均电导率 ($\bar{\sigma}$) 的配对样本 t 检验和空间平均电导率差比 ($\Delta\bar{\sigma}$) 的结果。空间平均电导率从 $C^{200\text{ ml}}$ 状态下的 $\bar{\sigma}^{200\text{ ml}}=0.226$ 增加到 $C^{400\text{ ml}}$ 状态下的 $\bar{\sigma}^{400\text{ ml}}=0.387$ ($n=7$, $P<0.05$)，空间平均电导率差比 $\Delta\bar{\sigma}^{\text{exp}}=207.39$ [%]。因此，受试者腹腔胃部区域三维空间平均电导率随胃容积增加而显著增加，3D-EIT能够直观且定量的评估胃容积变化引起受试者腹腔三维空间内电导率的变化。

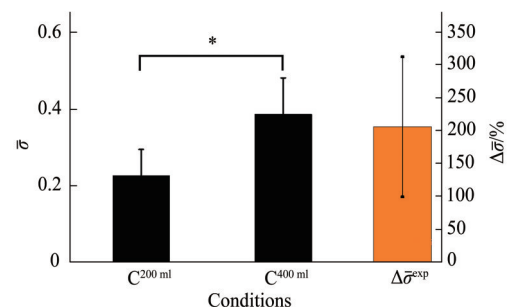


Fig. 10 The t -test results of spatial-mean conductivity $\bar{\sigma}$ and spatial-mean conductivity difference ratio $\Delta\bar{\sigma}$ for 8 subjects in the 3D-EIT human experiment

* $P<0.05$.

3.2 数值仿真结果

图 11 显示了 3D-EIT 重建的数值仿真条件下小型胃容积例 (Phantom 1) 和大型胃容积例 (Phantom 2) 三维电导率分布图像 σ^{3D} 。红色区域代表高电导率区域, 蓝色区域代表低电导率区域。重建图像给出小型胃容积例 (图 11a) 和大型胃容积例 (图 11b) 在三维空间上电导率分布有明显差异, 与 3.1 人体实验结果表现出相同趋势, 即对于大型胃食道例, 高电导率区域在空间上与小型胃食道例相比更大。图 12 中实色条形图显示了 3D-EIT 数值仿真条件下小型胃容积例 (Phantom 1) 和大型胃容积例 (Phantom 2) 空间平均电导率 $\bar{\sigma}$ 和空

间平均电导率差比 ($\Delta\bar{\sigma}$) 的结果。小型胃容积例 $\bar{\sigma}=0.49$ 显著小于大型胃容积例 $\bar{\sigma}=2.32$, 空间平均电导率差比 $\Delta\bar{\sigma}^{\text{simu}}=302.40$ [%], 与人体实验 $\Delta\bar{\sigma}^{\text{exp}}=207.39$ [%] 相比数值仿真结果胃容积变化对电导率分布的影响更为明显, 这是由于人体实验中尽管严格控制了变量, 但也不乏有别的变量会影响腹腔电导率的分布, 而数值仿真相较于真实人体实验变量条件单一, 更易于观察到胃容积变化对电导率分布的影响。综上, 3D-EIT 能够令人满意的直观且定量评估不同尺寸胃容积模型, 同时通过 3D-EIT 数值仿真验证了人体实验结果中胃容积变化是引起受试者腹腔三维空间内电导率变化的原因。

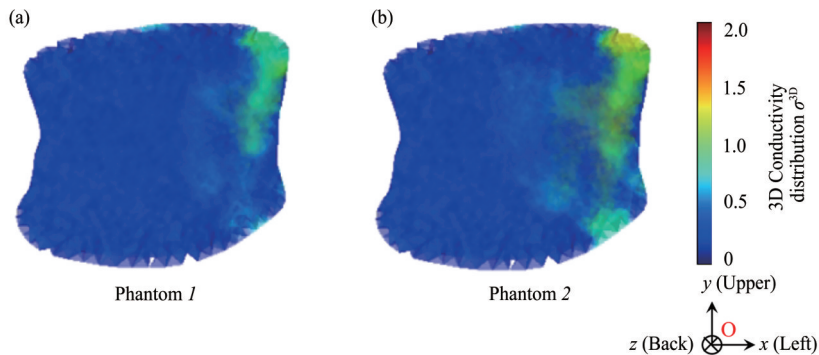


Fig. 11 3D-EIT numerical simulation conditions of conductivity distribution image σ^{3D}

(a) Phantom 1 with small gastric volumes; (b) Phantom 2 with large gastric volumes.

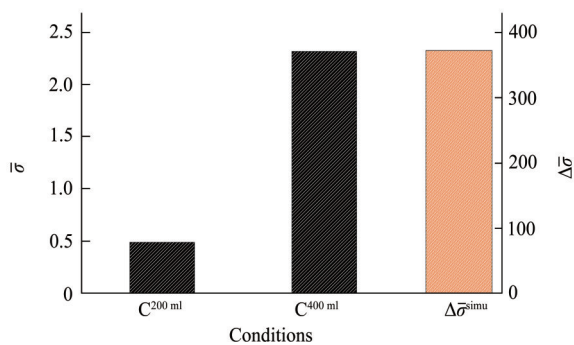


Fig. 12 The results of spatial-mean conductivity ($\bar{\sigma}$) and spatial-mean conductivity difference ratio ($\Delta\bar{\sigma}$) for 3D-EIT simulation

图 13 显示了 2D-EIT 数值仿真条件下一次激励测量中小型胃容积例和大型胃容积例的边界电压差。当 E_1 和 E_2 电极对作为激励电极对, 另一个相

邻的电极对 ($E_2E_3, E_3E_4, \dots, E_{15}E_{16}$) 作为测量电极对时, 测量边界电压序列 ($m=1, m=2, \dots, m=13$), 其边界电压差通过下式计算:

$$\Delta V = V - V_0 \quad (18)$$

其中, V 为胃腔填充 25%、50%、75% 和 100% 补水液时测量的电压矢量, V_0 为胃腔处于空腹状态时 (补水液 0%) 测量的电压矢量。测量电压序列从 $m=1$ 到 $m=13$ 测量电压差 ΔV 逐渐趋于 0, 特别是, 从 $m=7$ 到 $m=11$ 胃腔填充补水液比例对电压差无明显影响 (图 13)。这是因为在该测量序列内激励电极与测量电极间不存在胃腔模型, 因此对测量域内电场无明显影响, 故 ΔV 对胃腔填充补水液比例不敏感。与之相对应的, 测量序列从 $m=1$ 到 $m=6$ 随着胃腔填充补水液比例的增加, 测量电压差 (ΔV) 逐渐减少。这是由于在该测量序列内激励电极与测量电极间存在胃腔模型对测量区域内导电特

性产生影响, 补水液电导率 $\sigma_w=0.69$ S/m 高于胃腔电导率 $\sigma_g=0.35$ S/m, 因此 ΔV 随胃腔内补水液比例

增加而减小, 即 ΔV 对胃腔填充补水液比例敏感。

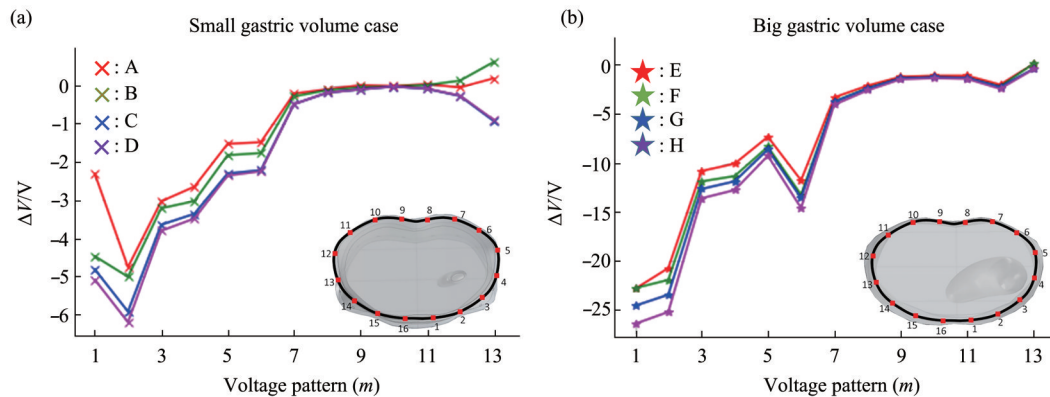


Fig. 13 The relationship between voltage difference and voltage pattern

(a) The relationship between voltage difference and voltage pattern in small gastric volume case; (b) the relationship between voltage difference and voltage pattern in big gastric volume case.

为了定量评估测量的电压水平, 平均电压差 ($\bar{V}$) 通过下式被计算得出:

$$\bar{V} = \sum_{m=1}^{m=M} v_m - v_{0m} / M \quad (19)$$

其中, v_m 是当胃腔填充 25%、50%、75% 和 100% 补水液时, 在不同尺寸胃容积模型下测得的第 m 个电压, v_{0m} 是当胃腔处于空腹状态 (补水液 0%) 时测得的第 m 个电压。图 14 显示了使用公式 (19) 计算所得的平均电压差 ($\bar{V}$)。在小型胃容积例中, 模型 A、B、C 和 D 的 ($\bar{V}$) 分别为 -0.70、-0.74、

-0.97 和 -1.01 V, 随着胃腔填充补水液的比例增加而逐渐下降。此外, 同样的变化趋势也出现在大型胃容积中, 对于模型 E、F、G 和 H, $\bar{V}$ 分别为 -3.93、-4.20、-4.45 和 -4.78 V, 同样胃腔填充补水液的比例增加而逐渐下降。然而, 与小型胃容积模型相比, 大型胃容积模型在相同情况下 $\bar{V}$ 更小, 这是由于大型胃容积模型整体容量较大, 在相同条件下包含的补水液比小型胃容积模型多, 因此 $\bar{V}$ 对胃容积模型的尺寸敏感。

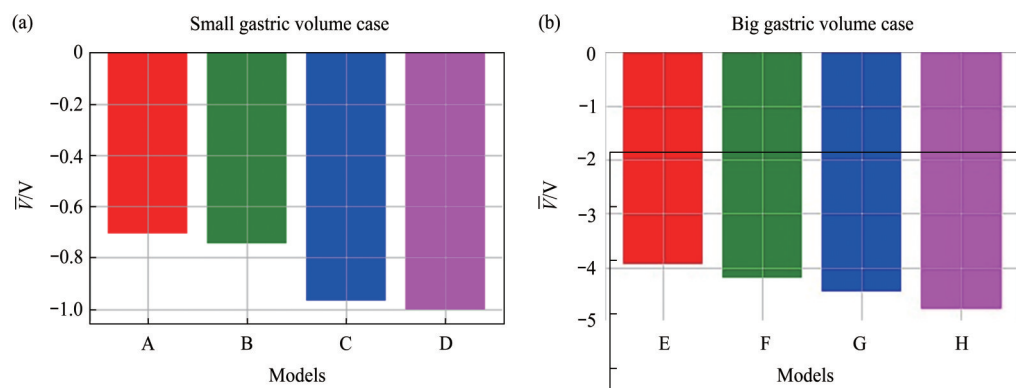


Fig. 14 The relationship between rehydrated water ratio and average voltage difference

(a) The average voltage difference $\bar{V}$ of each condition when gastric is filled with 25%, 50%, 75% and 100% of rehydrated water in small gastric volume case; (b) the average voltage difference $\bar{V}$ of each condition when gastric is filled with 25%, 50%, 75% and 100% of rehydrated water in big gastric volume case.

McClelland 等^[28] 在研究中要求被试者饮用低电率的液体, 在上腹使用氯化银电极用 4 mA、100 kHz 电流进行测量, 结果表明当被试者饮用低导电液体后电阻抗增加, 并随时间电阻抗逐渐减小, 即电导率逐渐增加。这是由于, 当液体离开胃时, 其电阻抗会随之下降。与之相反, 本研究要求被试者短时间分 2 次饮用等量高电导率液体, 并在数值仿真研究分别对胃腔内填充 25%、50%、75%、100% 的高电导率补水液, 图 15 显示了 2D-EIT 重建的数值仿真条件下小型胃容积例 (Phantom A~D) 和大型胃容积例 (Phantom E~H) 二维电导率分布图像 σ^{2D} 。红色区域代表腹部电导率未发生变化的区域, 蓝色区域代表电导率变化较大的区域。可见, 2D-EIT 方法能够清晰重建出胃

腔电导率分布图像 σ^{2D} 随胃腔内液体状态变化的趋势 (图 15)。在小型胃容积例和大型胃容积例中, 蓝色区域随着胃腔内填充补水液比例的增加逐渐扩大。为了定量评估 EIT 区分胃食道病例的性能, 使用公式 (16) 计算所得的空间平均电导率 ($\bar{\sigma}$)。在小型胃食道例中, A、B、C 和 E 的 $\bar{\sigma}=-0.29$ 、 -0.32 、 -0.38 、 -0.41 ; 在大型胃食道例中, $\bar{\sigma}=-1.85$ 、 -1.95 、 -2.05 、 -2.12 。因此, 结果表明腹腔胃部区域电导率随着胃腔内填充高电导率补水液的比例增加而增加, 3D-EIT 结合 2D-EIT 能够通过图像直观且定量反映胃容积和胃食道液体状态变化所引起的电学特性差异, EIT 技术应用于胃食道反流病的监测具有巨大潜力。

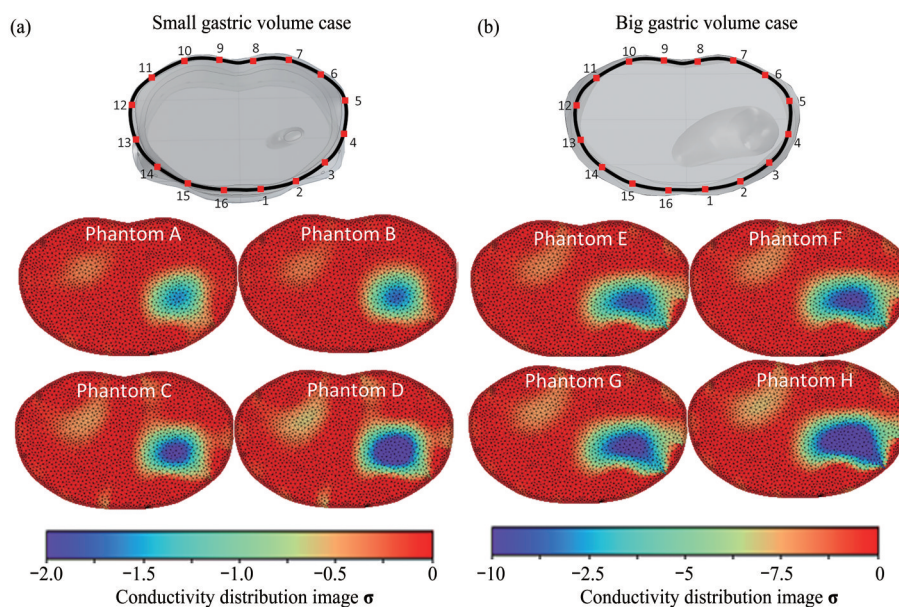


Fig. 15 Comparison of the 2D-EIT conductivity distribution images σ^{2D} between small gastric volume cases and big gastric volume cases under different fluid conditions

4 结 论

本研究显示, 结合 3D-EIT 和 2D-EIT 在不同胃容积状态下, 胃食道液体状态变化的电学特性响应能够通过电阻抗成像技术进行监测。本研究的主要发现如下:

a. 基于对 8 名受试者在不同胃容积状态下使用 3D-EIT 重建三维空间电导率分布图像 σ^{3D} , 3D-EIT 技术令人满意地监测了胃容积差异对空间电导率分布的影响, 并且通过数值仿真对实验条件进行模拟

验证。结果表明, 本文提出的 3D-EIT 电阻抗成像技术能够通过图像直观且定量的反映不同尺寸胃容积的电学特性差异。

b. 基于 2D-EIT 重建胃腔被不同体积补水液填充状态下数值仿真研究的电导率分布图像 σ^{2D} , 2D-EIT 技术令人满意地监测了胃食道的液体状态变化趋势。在测量电压序列从 $m=7$ 到 $m=11$ 胃腔填充补水液比例对电压差无明显影响, 而在测量序列从 $m=1$ 到 $m=6$ 随着胃腔填充补水液比例的增加测量电压差 (ΔV) 逐渐减少, 这意味着 ΔV 对胃腔填

充补水液体积敏感。

c. 与小型胃食道模型相比,大型胃食道模型在胃腔填充补水液比例相同情况下平均电压差 ($\bar{V}$) 更小, $\bar{V}$ 对胃肠道模型的大小敏感。

综上所述,本研究提出3D-EIT结合2D-EIT技术通过监测胃容积及胃食道液体状态变化的电学特性响应,从而具有实现对胃食道反流病监测的可能性。

致谢 感谢西安石油大学机械工程学院郑杰博士的讨论。

参 考 文 献

- [1] Clarrett D M, Hachem C. Gastroesophageal reflux disease (GERD). *Mo Med*, 2018, **115**(3): 214
- [2] Eslick G D, Talley N J. Gastroesophageal reflux disease (GERD): risk factors, and impact on quality of life—a population-based study. *J Clin Gastroenterol*, 2009, **43**(2): 111-117
- [3] Parmelee P K, Moeller J L. Gastroesophageal reflux in athletes. *Curr Sport Med Rep*, 2004, **3**(2): 107-111
- [4] Herregods T V K, Vanhoeij F B, Oors J M, *et al.* Effect of running on gastroesophageal reflux and reflux mechanisms. *Am J Gastroenterol*, 2016, **111**(7): 940-946
- [5] Yazaki E, Shawdon A, Beasley I, *et al.* The effect of different types of exercise on gastro-oesophageal reflux. *Aust J Sci Med Sport*, 1996, **28**(4): 93-96
- [6] Patti M G, Gasper W J, Fisichella P M, *et al.* Gastroesophageal reflux disease and connective tissue disorders: pathophysiology and implications for treatment. *J Gastrointest Surg*, 2008, **12**(11): 1900-1906
- [7] Soffer E E, Wilson J, Duethman G, *et al.* Effect of graded exercise on esophageal motility and gastroesophageal reflux in nontrained subjects. *Dig Dis Sci*, 1994, **39**(1): 193-198
- [8] Yin J, Chen J D Z. Electrogastrography: methodology, validation and applications. *J Neurogastroenterol Motil*, 2013, **19**(1): 5
- [9] Wang M. *Industrial Tomography: Systems and Applications*. Amsterdam: Elsevier, 2015: 175-195
- [10] Lu K H, Cao J, Oleson S T, *et al.* Contrast-enhanced magnetic resonance imaging of gastric emptying and motility in rats. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2017, **64**(11): 2546-2554
- [11] Bruno A C, Baffa F O, Carneiro A A O, *et al.* Stomach emptying evaluation by ultrasound and susceptometric measurements with a hybrid transducer//IEEE. 2014 IEEE International Ultrasonics Symposium. Chicago: IEEE, 2014: 1869-1872
- [12] 姚佳烽,刘夏移,徐梓菲,等.基于微流控芯片的生物细胞电阻抗成像检测技术. *机械工程学报*, 2019, **55**(2): 1-9
- [13] Yao J F, Liu X Y, Xu Z F, *et al.* *J Mech Eng*, 2019, **55**(2): 1-9
- [14] Kwon O, Woo E J, Yoon J R, *et al.* Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): simulation study of J-substitution algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2002, **49**(2): 160-167
- [15] Henderson R P, Webster J G. An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax. *IEEE Trans Biomed Eng*, **1978**(3): 250-254
- [16] 姚佳烽,万建芬,杨璐,等.基于生物阻抗谱的细胞电学特性研究. *物理学报*, 2020, **69**(16): 51-58
- [17] Yao J F, Wan J F, Yang L, *et al.* *Acta Phys Sin*, 2020, **69**(16): 51-58
- [18] Yang Y, Jia J, Smith S, *et al.* A miniature electrical impedance tomography sensor and 3-D image reconstruction for cell imaging. *IEEE Sens J*, 2016, **17**(2): 514-523
- [19] Soulsby C T, Khela M, Yazaki E, *et al.* Measurements of gastric emptying during continuous nasogastric infusion of liquid feed: electric impedance tomography versus gamma scintigraphy. *Clin Nutr*, 2006, **25**(4): 671-680
- [20] Brown B H. Electrical impedance tomography (EIT): a review. *J Med Eng Technol*, 2003, **27**(3): 97-108
- [21] Darma P N, Kawashima D, Takei M. Gastric electrical impedance tomography (gEIT) based on a 3D jacobian matrix and dual-step fuzzy clustering post-processing. *IEEE Sens J*, 2022, **22**(14): 14336-14346
- [22] Darma P N, Baidillah M R, Sifuna M W, *et al.* Improvement of image reconstruction in electrical capacitance tomography (ECT) by sectorial sensitivity matrix using a K-means clustering algorithm. *Meas Sci Technol*, 2019, **30**(7): 075402
- [23] Borcea L. Electrical impedance tomography. *Inverse Probl*, 2002, **18**(6): R99
- [24] Hecht F. New development in freefem++. *J Numer Math*, 2012, **20**(3-4): 251-266
- [25] Spink D M. Direct finite element solution for the capacitance, conductance or inductance, and force in linear electrostatic and magnetostatic problems. *COMPEL*, 1996, **15**(3): 70-84
- [26] Vauhkonen M J, Vauhkonen P J, Kaipio J P, *et al.* Three-dimensional electrical impedance tomography using complete electrode model. *SPIE*, 1997, **3171**: 166-174
- [27] Geselowitz D B. An Application of Electrocardiographic lead theory to impedance plethysmography. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1971, **18**(1): 38-41
- [28] 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
- [29] Adler A, Holder D. *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*. Boca Raton: CRC Press, 2021: 3-11
- [30] McClelland G R, Sutton J A. Epigastric impedance: a non-invasive method for the assessment of gastric emptying and motility. *Gut*, 1985, **26**(6): 607-614

Electrical Characteristics of Changes in Gastric Volume and Gastroesophageal Liquid Condition*

ZHANG Quan-Cheng¹⁾, WANG An-Xin^{2)**}, SUN Bo^{3, 4)}, YAO Jia-Feng⁵⁾

¹⁾Department of Physical Education, Xi'an Shiyou University, Xi'an 710065, China;

²⁾College of Sports Science, Shenyang Normal University, Shenyang 110034, China;

³⁾School of Mechanical and Precision Instrument Engineering, Xi'an University of Technology, Xi'an 710048, China;

⁴⁾Department of Mechanical Engineering, Chiba University, Chiba 263-0022, Japan;

⁵⁾College of Mechanical & Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, Nanjing 210016, China)

Abstract Objective In this study, we propose three-dimensional electrical impedance tomography (3D-EIT) combined with two-dimensional electrical impedance tomography (2D-EIT) to study the electrical characteristics of gastric volume changes and the response to changes in the gastroesophageal liquid condition with the objective of investigating the possibility of applying EIT technique to monitor gastroesophageal reflux disease (GERD). **Methods** Eight subjects were asked to fast 4 h before the experiment to ensure that the gastric was in an emptying condition at the start of the experiment. The subject was asked to drink 400 ml of rehydration water in two parts, 3D-EIT was applied to detect the conductivity distribution in the 3D space of the abdominal cavity at the condition of 200 ml intake and at the condition of 400 ml intake, respectively. In order to quantify the variation of electrical characteristics in different conditions, the spatial-mean conductivity ($\bar{\sigma}$) of 3D-EIT was analysed by using a paired-samples *t*-test. In addition, numerical simulation tools were used to establish two sizes of gastric volume models to verify that the cause of conductivity changes in the 3D space of the subject's abdominal cavity in the experimental results is due to the changes in gastric volume. The trends of electrical characteristics when gastric cavity was filled with different ratios of rehydration water were investigated, and 2D-EIT numerical simulation was applied to reconstruct the conductivity distribution image σ . **Results** The results of the paired-sample *t*-test for spatial-mean conductivity ($\bar{\sigma}$) in the abdominal 3D-EIT experiment in eight subjects show that the spatial-mean conductivity increased from $\bar{\sigma}^{200\text{ ml}}=0.226$ in the $C^{200\text{ ml}}$ case to $\bar{\sigma}^{400\text{ ml}}=0.387$ in the $C^{400\text{ ml}}$ case ($n=8$, $P<0.05$). Thus, the $\bar{\sigma}$ of subject's abdominal gastric region increased significantly with increasing gastric volume. The 2D-EIT numerical simulation results show that the measured voltage difference (ΔV) is decreased gradually with increasing the rehydration water ratio of the gastric lumen filling. ΔV is sensitive to the ratio of gastric lumen filling rehydration water. The average voltage difference $\bar{V}$ is smaller in the big gastric lumen model with the same ratio of gastric lumen filling rehydration water compared to the small gastric lumen model. $\bar{V}$ is sensitive to the size of gastric lumen model. In the small gastric lumen model, the spatial-mean conductivity $\bar{\sigma}$ is increased with the ratio of gastric lumen filled with rehydration water, from $\bar{\sigma}_A=-0.29$ for 25% filling to $\bar{\sigma}_B=-0.41$ for filling 100%; in the big gastric lumen model, the $\bar{\sigma}$ is also increased with the ratio of gastric lumen filled with rehydration water, from $\bar{\sigma}_E=-1.85$ for 25% filling to $\bar{\sigma}_H=-2.12$ for filling 100%. **Conclusion** The 3D-EIT satisfactorily monitors the differences in electrical characteristics of different gastric volumes by 3D-EIT images. 2D-EIT shows the same trend according to ΔV , $\bar{V}$, and $\bar{\sigma}$ in different gastric volume models. Therefore, we conclude that 3D-EIT combined with 2D-EIT technique satisfactorily monitors liquid condition changes in the different gastric volumes.

Key words electrical impedance tomography (EIT), gastric volume, gastric lumen liquid condition, electrical characteristics, gastroesophageal reflux disease

DOI: 10.16476/j.pibb.2022.0460

* This work was supported by a grant from The Shaanxi Provincial Social Science Foundation Project (2020Q017).

** Corresponding author.

Tel: 86-18840612807, E-mail: wax_wn@163.com

Received: September 25, 2022 Accepted: November 23, 2022