

# 基于EIM的腰肌状态对称性检测技术研究

史婧婷<sup>1</sup>, 徐攀<sup>1</sup>, 庄源东<sup>2</sup>, 高跃明<sup>1</sup>

福州大学 物理与信息工程学院, 福建 福州 350116; 2. 福建医科大学附属协和医院 神经外科, 福建 福州 350001

**[摘要]** 目的 通过无创的生物阻抗技术肌阻抗图 (Electrical Impedance Myography, EIM) 检测人体腰肌, 探究其对腰肌状态对称性的检测效果。方法 基于人体腰部真实生理参数, 构建有限元电场模型。采用灵敏度分析法对不同电极配置下的电流密度仿真计算, 获取更适用于人体腰部肌肉的EIM测量间距。开展在体实验进行验证, 并将仿真结果应用于腰肌状态对称性检测实验中。结果 仿真实验与在体实验结果一致性为0.95; 本文提出的电极配置方式显著减小了测量时腰部脂肪厚度带来的个体差异; 不对称实验结果表明, 收缩侧EIM参数电阻 ( $R$ ) 和电抗 ( $X_c$ ) 变化更显著,  $R$ 和 $X_c$ 的变化拟合曲线的斜率分别为 $-4.15 \times 10^{-4}$ 和 $13.5 \times 10^{-4}$ , 且 $R$ 比 $X_c$ 的前后变化幅度更明显, 收缩侧 $R$ 平均降幅约为 $4.15 \Omega$ 。结论 EIM能无创检测出腰肌不对称状态, 结果具有显著性。腰肌劳损、腰痛等症状在临床上主要表现为不对称性, EIM有望成为腰部疾病的生物标记物, 对腰部疾病预防与检测有重要临床意义。

**[关键词]** 肌阻抗图; 腰肌状态对称性; 有限元电场模型; 仿真实验

## Research on Symmetry Detection Technology of Low Back Muscle State Based on EIM

SHI Jingting<sup>1</sup>, XU Pan<sup>1</sup>, ZHUANG Yuandong<sup>2</sup>, GAO Yueming<sup>1</sup>

1. College of Physics and Information Engineering, Fuzhou University, Fuzhou Fujian 350116, China;

2. Department of Neurosurgery, Fujian Medical University Union Hospital, Fuzhou Fujian 350001, China

**Abstract:** Objective To investigate human psoas muscle by electrical impedance myography (EIM), a non-invasive bioimpedance technique, and to explore its effect on the symmetry detection of psoas muscle. Methods The finite element electric field model is constructed based on the real physiological parameters of human low back, obtained the EIM measurement distance more suitable for human low back muscle, the sensitivity analysis method was used to simulate the current density under different electrode configurations. And *in vivo* experiments were carried out to verify, and the simulation results were applied to the low back muscle state symmetry detection experiment. Results The consistency between simulation experiment and the *in vivo* experiment was 0.95; The electrode configuration method proposed in this paper can significantly reduce the individual difference caused by waist fat thickness during measurement; The asymmetric experimental results showed that the EIM parameters resistance  $R$  and reactance  $X_c$  on the contraction side change more significantly, and the slopes of the change fitting curves of  $R$  and  $X_c$  were  $-4.15 \times 10^{-4}$  and  $13.5 \times 10^{-4}$  respectively. The changes of  $R$  is more obvious than  $X_c$ , and the average decrease range of  $R$  on the systolic side was about  $4.15 \Omega$ . Conclusion EIM can noninvasively detect the asymmetry of low back muscle, and the results are significant. The clinical manifestations of low back muscle strain, low back pain and other symptoms are more asymmetric. EIM is expected to be a biomarker of this disease, which has important clinical significance for the prevention and detection of waist diseases.

**Key words:** electrical impedance myography; low back pain; finite element method; optimized electrode configurations

[中图分类号] R318.08; R197.39

[文献标识码] A

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2023.01.007

[文章编号] 1674-1633(2023)01-0030-06

## 引言

流行病学调查发现, 下腰痛 (Low Back Pain, LBP) 是全球主要致残慢性病之一, 终生流行率高达65%~85%, 严重增加了社会负担<sup>[1-2]</sup>。腰肌不对称性可能加重脊柱不稳, 并加速腰部病情发展<sup>[3]</sup>。腰肌不对称状态检测可以帮助预防早期没有明显病理体征的LBP。

收稿日期: 2022-05-31

基金项目: 国家自然科学基金促进海峡两岸科技合作联合基金 (U1505251); 福建省对外合作项目 (202110005)。

通信作者: 高跃明, 研究员, 主要研究方向为生物电磁学和生物医学信号检测技术。

通信作者邮箱: fzugym@gmail.com

对早期LBP实施适当的治疗或康复措施可以防止疼痛恶化<sup>[4]</sup>。因此, 检测腰肌不对称状态对LBP的预防与康复具有重要意义。

现有腰部肌肉状态检测的相关技术较多, 如MRI等临床影像学方法可为临床诊断提供客观影像学依据, 但腰痛刚形成或处于初期阶段时, 难以通过影像学方法检测出来<sup>[5]</sup>。而表面肌电信号信号微弱、受外界影响干扰大, 必要时需采用有创针肌电图<sup>[6]</sup>。研究表明, 新技术肌阻抗图 (Electrical Impedance Myography, EIM) 可通过四电极将高频、低强度电流施加到感兴趣的肌肉或

肌群上,并测量产生的电压幅度、相位,非侵入式的评估神经肌肉疾病和肌肉疲劳程度<sup>[7-8]</sup>,是腰肌功能评估与腰肌健康状态检测的有效手段。

由于EIM依赖组织层的局部电流流动<sup>[9]</sup>,电极会影响电流密度在其中的分布,因此电极是影响EIM检测的重要因素之一。目前对于EIM电极的优化大多数是针对肢体部分<sup>[10-12]</sup>,肢体与躯干解剖结构的差异较大,而且腰部脂肪人体差异性较大,对腰肌阻抗值检测会产生影响。因此,本文拟通过建立人体腰部有限元电场分析模型(Finite Element Method, FEM),采用灵敏度分析方法优化电极间距,并开展EIM不对称腰肌在体疲劳实验,旨在通过无创生物阻抗检测技术EIM检测腰肌不对称状态,以期辅助诊断评估LBP。

## 1 材料与方法

因电极摆放位置会影响EIM检测结果,为找到合适腰部EIM测量的电极间距,需建立人体腰部几何模型,然后使用灵敏度分析法分别计算模型每层阻抗值,以最大化肌肉层对视在阻抗的贡献度为指标进行电极间距优化,获得稳定的腰部肌阻抗测量值,最后将该电极配置方式应用于腰肌状态对称性研究。

### 1.1 有限元模型建立

#### 1.1.1 受试者生理信息与检测参数

在仿真软件COMSOL中选择AC/DC模块下的电流场,建立电场模型。由于电阻抗特性具有频率依赖性,所以模型的研究模式选择“频域”。分层组织模型的厚度参数根据飞依诺TM(苏州)掌上超声诊断仪Q5-7LMIX520在受试者竖脊肌腰椎段进行组织超声成像所获。受试者纳入标准为身体健康,近期无剧烈运动,无肌肉损伤等疾病。以体质量指数(Body Mass Index, BMI)为区分指标选择受试者,以保证受试者之间腰部脂肪厚度的差距。受试者的生理信息与检测参数如表1所示。

表1 受试者生理信息

生理参数	受试者1	受试者2	受试者3	$\bar{x} \pm s$	中值 ± 差值
年龄/岁	24	22	23	$23 \pm 0.81$	$23 \pm 1$
性别	男	男	男	-	-
身高/cm	173.0	180.0	170.0	$174.3 \pm 4.19$	$175 \pm 5$
体质量/kg	81	73	53	$69 \pm 11.78$	$68.5 \pm 15.5$
体质量指数/ (kg/m <sup>2</sup> )	28.0	22.5	18.3	$22.9 \pm 3.97$	$23.2 \pm 4.9$
腰围/cm	94.0	77.0	65.0	$78.6 \pm 11.90$	$79.5 \pm 14.5$
T <sub>皮肤层</sub> /cm	0.27	0.24	0.19	$0.23 \pm 0.03$	$0.23 \pm 0.04$
T <sub>脂肪层</sub> /cm	0.91	0.74	0.45	$0.70 \pm 0.19$	$0.68 \pm 0.23$
T <sub>肌肉层</sub> /cm	3.49	3.60	3.09	$3.40 \pm 0.22$	$3.29 \pm 0.2$

注: T<sub>皮肤层</sub>、T<sub>脂肪层</sub>、T<sub>肌肉层</sub>分别表示皮肤层、脂肪层、肌肉层的厚度。

#### 1.1.2 腰部几何有限元模型的构建

根据表格参数构建腰部3层几何有限元模型,如图1所示,模型整体长为30 cm,宽为20 cm,从上到下分别是皮肤层、脂肪层、肌肉层。皮肤较薄,个体之间的皮肤厚度差异不明显<sup>[13]</sup>,T<sub>皮肤层</sub>设定为0.23 cm。依据BMI,本文将受试者分为瘦(17.0~20.0 kg/m<sup>2</sup>)、正常(20.1~25.0 kg/m<sup>2</sup>)、超重(25.1~30.0 kg/m<sup>2</sup>)3种状态,T<sub>脂肪层</sub>分别设定为0.5、0.7、0.9 cm来代表这3种人群,T<sub>肌肉层</sub>设定为3.4 cm(为消除脂肪的影响,脂肪设置不同厚度,肌肉厚度取平均值,以控制变量)。因为骨头层灵敏度较低,对仿真阻抗贡献度低,所以忽略该组织层的建立。电极设定为空心圆柱体,外径1.6 cm,内径0.3 cm,高1 cm。

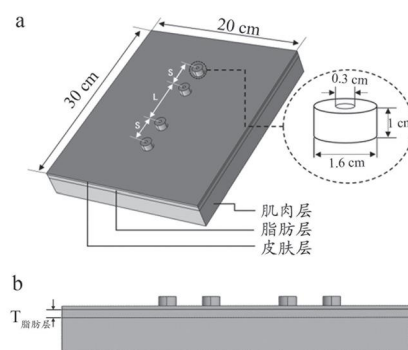


图1 人体腰部有限元模型

注: a. 腰部模型几何信息; b. 腰部模型侧面。

#### 1.1.3 有限元模型中各层的电特性参数

人体组织构成复杂,肌肉被认定为各向异性组织<sup>[14]</sup>,而皮肤和脂肪为各向同性<sup>[15]</sup>。有限元模型引入了各层的电特性参数,包括电导率( $\sigma$ )和相对介电常数( $\epsilon_r$ ),参数设置是根据Gabriel等<sup>[15]</sup>研究结果。

在有限元模型中,EIM研究选取的频率范围为10~1000 kHz,满足准静态近似的要求<sup>[16]</sup>。符合准静态电场的有限元控制方程如公式(1)所示<sup>[17]</sup>。

$$\begin{cases} \nabla \cdot J = Q_j \\ J = (\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r)E + J_e \\ E = -\nabla V \end{cases} \quad (1)$$

式中, $J$ 为电流密度, $Q_j$ 为总电流源, $\sigma$ 为电导率, $\omega$ 为角频率, $J_e$ 为电流源密度, $E$ 为电场强度, $V$ 为电势, $\sigma$ 和 $\epsilon_r$ 分别为电导率和相对介电常数, $\epsilon_0$ 为真空介电常数。

### 1.2 灵敏度分析法原理

灵敏度分析用于计算每层的阻抗,并用于后续优化4个电极的位置。视在阻抗值 $Z$ 如公式(2)表示。

$$Z = R + jX_c = Z_s + Z_f + Z_m = K(\omega) \int_v \vec{J}^i \cdot \vec{J}^j dv \quad (2)$$

式中, $R$ 为电阻值, $X_c$ 为电抗值, $j$ 为虚数单位, $J^i$ 和 $J^j$ 是分别通过皮肤表面上的2个电流激励电极之间

和两个电压感应电极之间施加单位电流而产生的局部电流密度矢量;  $Z_s$ 、 $Z_f$ 、 $Z_m$  分别代表皮肤、脂肪、肌肉区域; 其由皮肤、脂肪、肌肉 3 个子域组成人体腰部组织;  $K(\omega)$  是计算域的阻抗率<sup>[18]</sup>, 其计算方式如公式(3)所示。

$$k(\omega) = \frac{1}{\sigma(\omega) + j\omega\epsilon_0\epsilon_r(\omega)} \quad (3)$$

式中,  $\sigma$  为电导率,  $\omega$  为角频率,  $J_e$  为电流源密度,  $E$  为电场强度,  $V$  为电势,  $\sigma$  和  $\epsilon_r$  分别为电导率和相对介电常数,  $\epsilon_0$  为真空介电常数。

皮肤层、脂肪层和肌肉层 3 个域的阻抗灵敏度可以使用公式(4)计算。

$$\begin{cases} Sen_i = \int_{V_i} \vec{J}^I \cdot \vec{J}^V dv (i \in s, f, b) \\ Sen_m = Sen_{mT} + Sen_{mL} \\ = \left( \int_{V_m} J_x^I \cdot J_x^V dv + \int_{V_m} J_z^I \cdot J_z^V dv \right) + \int_{V_m} J_y^I \cdot J_y^V dv \end{cases} \quad (4)$$

式中,  $Sen_{mT}$  和  $Sen_{mL}$  分别是肌肉层中的横向灵敏度和纵向灵敏度;  $x$  和  $z$  是肌纤维的横向,  $y$  是纵向。结合有限元仿真的控制方程, 通过灵敏度分析得到各层的阻抗值。引入参数  $Sen_i$  表示视在阻抗对目标区域  $i$  的选择性, 定义如公式(5)所示。

$$Sen_i = \frac{Z_i}{Z} \approx \frac{R_i}{R} = \frac{Re\{k_i \int_{V_i} \vec{J}^I \cdot \vec{J}^V dv\}}{Re\{k \int_V \vec{J}^I \cdot \vec{J}^V dv\}} (i \in s, f, m) \quad (5)$$

式中,  $Z_i$  为目标区域的阻抗,  $Z$  为视在阻抗,  $R_i$  为目标区域的电阻,  $R$  为视在电阻,  $k_i$  和  $V_i$  分别为目标区域的阻抗率和体积,  $k$  和  $V$  分别是总阻抗率和总积, 目标区域包括皮肤层、脂肪层和肌肉层。

### 1.3 电极优化仿真实验与验证方法

基于人体腰部有限元模型, 通过设置人体腰部有限元模型不同的  $T_{脂肪层}$ , 探讨 EIM 参数随激励电极与感应电极之间中心间距 ( $S$ ) 的变化规律。整个电极配置全长度应控制在人体腰部区域长度范围内, 即 20 cm 左右。实验时保持  $L=4$  cm 不变, 通过移动感应电极改变  $S$ ,  $S$  以步长为 1 cm 增长。

验证在体实验在受试者竖脊肌腰椎段进行在体阻抗测量, 腰部在体实验平台如图 2 所示。实验操作与仿真方案一致。选取 7 名受试者, 纳入标准为身体健康、无 LBP 及其他腰部疾病的成年人, 年龄 ( $25 \pm 2$ ) 岁, 身高 ( $166 \pm 5$ ) cm, 体质量 ( $60 \pm 10$ ) kg。在体实验前对受试者进行皮肤简单处理, 用酒精溶液消毒该区域, 并用棉花干燥。氯化银定制测量时配合使用导电膏, 并利用 Imp<sup>TM</sup> SFB7 人体阻抗分析仪 (澳大利亚) 测量人体腰部组织响应电压信号。受试取俯卧位, 保持肌肉放松。每次每侧重复测量 3 次, 每个受试者共做 2 次实验,

2 次间隔期间内保证受试者不发生剧烈运动, 避免影响 EIM 数据测量。每次在体测量值进行平均处理。

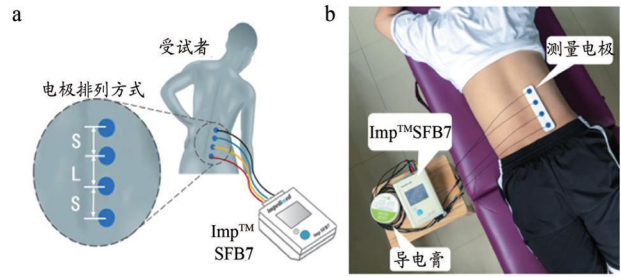


图2 腰部在体实验示意图

注: a. 测量实验平台示意图; b. 腰部在体验证实验。

### 1.4 腰肌不对称在体实验方法

基于上述在体实验平台, 采用 Biering-Sorensen (BS) test<sup>[19]</sup> 动作让受试者腰部肌肉产生等长收缩 (图 3), 即让受试者俯卧于健身椅上, 保持上半身躯干悬空, 将其脚踝和臀部固定于健身椅上, 双手放置于头部。然后再让受试者的躯干往身体左、右水平旋转 30°, 使两侧肌肉不对称收缩, 测量竖脊肌的 EIM 参数并分析, 每侧每次重复测量两侧 3 次。实验停止标准是受试者无法使躯干保持与地面水平, 肌力明显下降, 并伴有强烈酸痛感。每个受试者共进行 2 次完整在体实验。

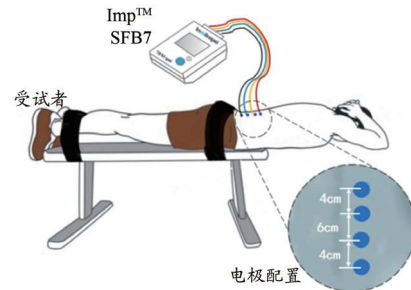


图3 腰部在体测量实验示意图

为避免个别点的波动带来的影响, 同时让数据分布范围集中和便于观察, 将所有受试者的 EIM 测量结果取平均值后, 再进行相对值处理, 相对值的计算采用同一负重下, 当前参数值除以该负重下参数平均值的方式, 如公式(6)所示。

$$Y' = \frac{Y_i}{\bar{Y}_i} \quad (6)$$

式中,  $Y$  代表不同 EIM 参数值,  $Y'$  代表相对值,  $i$  代表不同负重状态。

### 1.5 统计学分析

本文采用 SPSS 12.0 软件进行计算, 对不同 EIM 参数收缩状态与拉伸状态比较, 进行独立样本  $t$  检验, 使用 Origin 2016 进行数据可视化展示。



## 2 结果

### 2.1 电极优化结果与验证

实验频率选取 50 kHz (该频率下 EIM 参数对于肌肉变化更具敏感性)。固定  $L=4$  cm 时,  $Sel_m$  受  $S$  变化影响的仿真结果如图 4 所示,  $Sel_m$  随着  $S$  增大而增大, 且不断趋近于 1,  $T_{脂肪层}=0.5$  cm 时, 上升的最快,  $T_{脂肪层}=0.9$  cm 时, 上升的最慢, 即当脂肪层厚度较大时, 需要增加  $S$  来减小脂肪增厚带来的影响。当  $S=4$  cm 时, 不同脂肪层厚度的  $Sel_m$  都大于 0.8, 表示肌肉层对视在阻抗贡献程度达到 80% 以上。因此在后续的实验中,  $S$  应  $\geq 4$  cm。

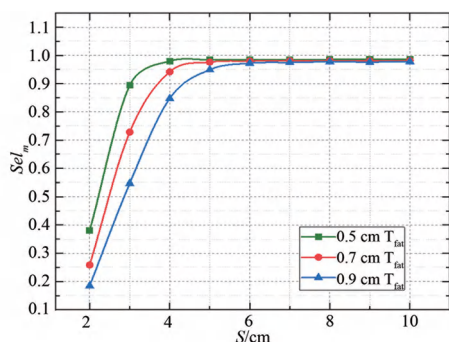


图4 不同脂肪层厚度下  $S$  对  $Sel_m$  的影响

仿真电阻 ( $R_{sim}$ ) 与在体平均电阻 ( $R_{mea}$ ) 对比结果如图 5 所示,  $S$  从 2 cm 增加到 10 cm,  $R_{sim}$  与  $R_{mea}$  都随着  $S$  的增大而减小, 但  $R_{sim}$  比  $R_{mea}$  下降的快, 总体下降趋势一致, 其一致性如表 2 所示, 两者的相关系数达到 0.95 以上, 拟合优度  $r^2$  达到 0.91 以上。故认为仿真与在体实验结果有较好的一致性, 由此验证基于灵敏度分析法的电极间距优化方案的有效性。

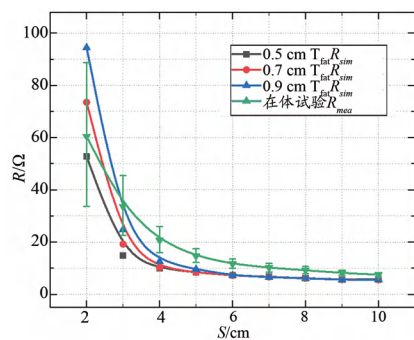


图5 仿真  $R$  与在体实验平均  $R$  受  $S$  影响对比曲线

由图 6 所示, 检测电极与激励电极之间的中心距  $S$  应选取  $\geq 4.0$  cm 的长度。而整个电极配置长度范围应控制在 20.0 cm 范围内, 不超过健康成年人腰椎长度, 因此检测电极中心距  $L$  应选择 6.0 cm 为优, 此配置能够在有限范围内最大化肌肉层对视在阻抗的贡献量, 消除脂肪个体差异对结果影响, 使 EIM 检测更具稳定性。

表2 不同脂肪厚度的仿真  $R_{sim}$  与在体平均  $R_{mea}$  拟合程度

拟合参数	0.5 cm $T_{脂肪层}$	0.7 cm $T_{脂肪层}$	0.9 cm $T_{脂肪层}$
Pearson相关系数	0.96	0.95	0.96
$r^2$	0.91	0.91	0.92

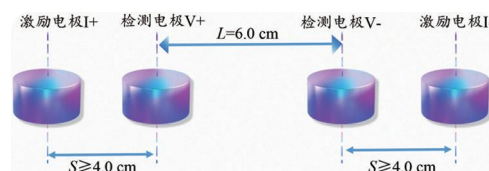


图6 仿真研究得出的最终电极优化结果

注: 仿真目的是优化电极间距,  $L$  是检测电极之间的距离, 为了适应腰部长度, 又保证检测范围足够长, 设定为 6 cm。4 cm 是最优间距里面的最小情况,  $S$  大于 4 cm 时, 结果受脂肪的影响较小。

### 2.2 腰肌不对称在体实验结果

电阻相对值 ( $R'$ )、电抗相对值 ( $X_c'$ ) 分别如图 7 所示。如图 7 可知, 随着受试者腰肌的持续性发力, 平均电阻  $R$  整体呈下降趋势, 平均电抗  $X_c$  呈上升趋势。向左偏时, 左侧  $R'$  比右侧下降更快, 左侧斜率  $k$  更小, 约为  $-3.78 \times 10^{-4}$ ; 向右偏时, 右侧  $R'$  比左侧下降更快, 右侧斜率更小, 约为  $-4.51 \times 10^{-4}$ 。收缩侧  $k$  平均约为  $-4.15 \times 10^{-4}$ ; 对于  $X_c'$ , 向左偏时左侧  $X_c'$  上升更快, 左侧  $k$  更大为  $12 \times 10^{-4}$ ; 向右偏时, 右侧  $X_c'$  上升更快, 右侧  $k$  更大约为  $15 \times 10^{-4}$ 。收缩侧  $k$  平均约为  $13.5 \times 10^{-3}$ 。所有受试者腰肌收缩侧与拉伸侧的相对值  $R'$  变化速度差异 ( $t=-5.931$ ,  $P<0.001$ ) 和相对值  $X_c'$  变化速度差异 ( $t=7.547$ ,  $P<0.001$ ) 均有统计学意义, 见表 3。表明 EIM 可以有效检测腰肌不对称状态的变化趋势。

实验前后 EIM 变化幅值如图 8 所示, 由图 8 可知, 左右两侧的参数初始值有微小差异, 但收缩侧幅值变化明显大于拉伸侧。受试者普遍表示收缩侧的腰肌产生的酸痛更明显。收缩侧的电阻降幅在 2.12~5.29  $\Omega$  的范围内波动, 平均降幅  $\Delta R$  为 4.15  $\Omega$ , 拉伸侧电阻降幅在 0.42~3.25  $\Omega$  的范围内波动, 平均降幅  $\Delta R$  为 2.15  $\Omega$ 。收缩侧的电抗升幅在 0.89~1.43  $\Omega$  的范围内波动, 平均升幅  $\Delta X_c$  为 1.14  $\Omega$ , 拉伸侧电抗升幅在 0.18~0.70  $\Omega$  的范围内波动, 平均升幅  $\Delta X_c$  为 0.45  $\Omega$ 。表明, EIM 参数的幅值变化可以反映腰肌不对称持续性发力前后差别。

## 3 讨论

EIM 是一种新型、非侵入性的四电极生物电阻抗测量的技术, 可以评估局部肌肉或肌肉群的组织特性, 是检测肌肉健康状态的有效手段。EIM 与目前检测腰肌状态的方式不同的是, 其非有创性的分析肌肉的肌电活动<sup>[20]</sup>, 亦非滞后性的观察医学图像病灶与病变<sup>[21]</sup>, 而是拥有无创观察肌纤维的完善性以及肌肉生理与病理变

化的潜力, EIM 是一个可靠、定量、无痛、便捷的诊断工具。EIM 的视在阻抗值来源各个组织层, 许多因素会影响 EIM 阻抗检测结果, 比如解剖学结构、电极配置等, 目前对于 EIM 电极的优化大多数是针对肢体部分的<sup>[12]</sup>, 针对躯干尤其是腰部的研究较少, 肢体与躯干解剖结构的差异较大, 所以目前已有电极间距不适合腰部检测。本文创新性的使用灵敏度分析法优化腰肌检测的电极间距, 提高肌肉层阻抗值对视在阻抗的贡献度大小。对称性在 EIM 检测分区 LBP 患者中具有显著意义<sup>[22]</sup>, EIM 可通过快速、无痛、准确的方式弥补腰肌状态检测临床需求的空白, 给予有价值的稳定数据进行肌肉状态评估。

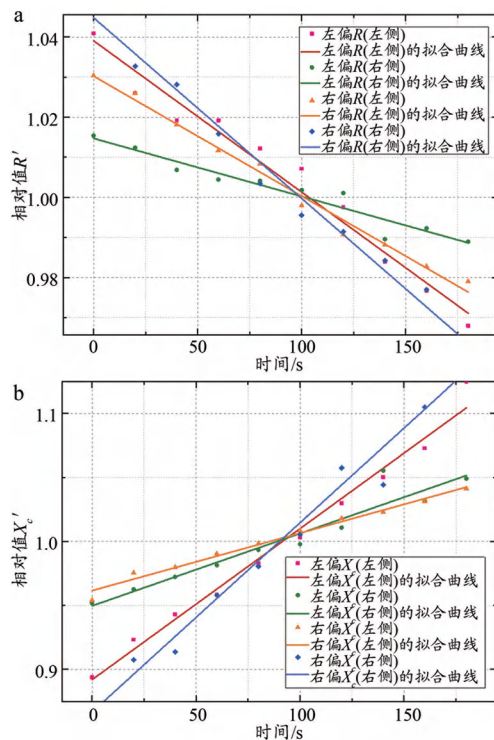


图7 EIM相对值随时间变化曲线

注: a. 相对值 $R'$  随时间变化; b. 相对值 $X_c'$  随时间变化。

表3 EIM参数相对值的拟合斜率 $k$  ( $\times 10^{-4}$ )

状态		受试者1	受试者2	受试者3	受试者4	受试者5	受试者6	受试者7	$\bar{x} \pm s$
$R'$	收缩侧	-6.06	-4.24	-5.05	-4.17	-3.37	-4.30	-3.62	-4.15 $\pm$ 0.84 <sup>a</sup>
	拉伸侧	-4.46	-1.01	-2.87	-1.17	-2.80	-1.57	-2.07	-2.22 $\pm$ 1.12
$X_c'$	收缩侧	12.4	11.2	11.4	12.1	14.8	14.4	14.2	13.50 $\pm$ 1.39 <sup>b</sup>
	拉伸侧	9.44	4.16	3.28	4.74	4.06	3.60	3.16	5.08 $\pm$ 2.02

注:  $R'$  收缩侧与拉伸侧 $k$ 比较, <sup>a</sup> $t = -5.931$ , <sup>a</sup> $P < 0.001$ ;  $X_c'$  收缩侧与拉伸侧 $k$ 比较, <sup>b</sup> $t = 7.547$ , <sup>b</sup> $P < 0.001$ 。

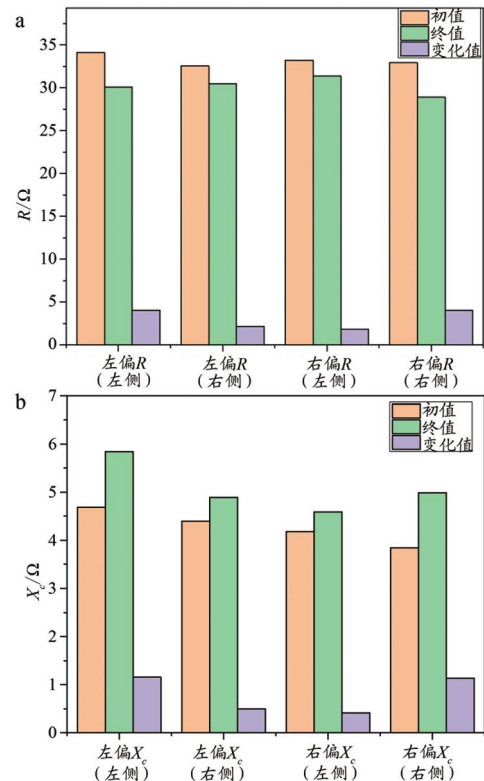


图8 不同负重下实验前后EIM参数变化

注: a.  $R$  的变化; b.  $X_c$  的变化。

本文系统地探讨了 EIM 检测腰部肌肉对称性的可行性问题, 但由于人体系统的复杂性, 仿真模型的构建仍值得改进。本研究主要针对低腰区域的肌肉状态检测, 在腰部建模时未考虑相邻臀部脂肪的非均匀性, 会造成仿真值与真实值一定的差异。腰臀在组织上联系紧密, 可以在现有模型基础上, 增加臀部组织几何模型, 使模型仿真更为合理。

## 4 结论

本文针对 EIM 腰肌状态对称性检测的需求做了相关研究并得出电极间距优化结果为激励电极中心距应小于 20 cm (不超过腰椎长度), 且感应电极中心距不小于 4 cm, 这样能有效减少腰部脂肪对结果的影响; 验证性在体实验中在体平均  $R$  与不同脂肪厚度下仿真  $R$  的相关性达到 0.95 以上, 在体结果与仿真结果一致性证实电极优化仿真的有效性。 $R$  和  $X_c$  的变化速度与幅值能反映腰肌的不对称性, 尤其是电阻  $R$  变化情况更为显著, 因此 EIM 能够为腰部疾病的预防和康复提供相应的状态检测。

## [参考文献]

- [1] 李可, 陈加飞, 陈伟. 运用MRI评价椎旁肌改变与下腰痛及椎间盘退变的相关性研究[J]. 临床放射学杂志, 2020, 39(3): 541-546.

- Li K, Chen JF, Chen W. Evaluation of correlation between paravertebral muscles changes and low back pain and intervertebral disc degeneration by MRI[J]. *J Clin Radiol*, 2020, 39(3): 541-546.
- [2] Collaborayors IP. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015[J]. *Lancet (London)*, 2016, 388(10053): 1545-1602.
- [3] 王成伟. 腰椎椎旁肌横截面积和多裂肌脂肪浸润及不对称性对退行性腰椎滑脱的影响[J]. 感染、炎症、修复, 2020, 21(3): 177-181.
- [4] Du W, Omisore OM, Li H, *et al.* Recognition of chronic low back pain during lumbar spine movements based on surface electromyography signals[J]. *IEEE Access*, 2018, 6(6): 65027-65042.
- [5] Suri P, Fry AL, Gellhorn AC. Do Muscle characteristics on lumbar spine magnetic resonance imaging or computed tomography predict future low back pain, physical function, or performance? A systematic review[J]. *PM R*, 2015, 7(12): 1269-1281.
- [6] Xu H, Xiong A. Advances and disturbances in semg-based intentions and movements recognition: a review[J]. *IEEE Sensors J*, 2021, 21(12): 13019-13028.
- [7] Herencsar N. An empirical study of fatigue-induced electrical impedance models of biceps tissues[A]. International Congress on Ultra Modern Telecommunications and Control Systems and Workshops[C]. IEEE, 2020: 58-61.
- [8] Zhou B, Zhuang Y, Gao Y, *et al.* Electrical impedance myography for evaluating muscle fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation[J]. *IEEE J Electromagn RF Microw Med Biol*, 2021, 6(1): 94-102.
- [9] Glass D, Roubenoff R. Recent advances in the biology and therapy of muscle wasting[J]. *Ann N Y Acad Sci*, 2010, 1211(1): 25-36.
- [10] Rutkove SB, Pacheck A, Sanchez B. Sensitivity distribution simulations of surface electrode configurations for electrical impedance myography[J]. *Muscle Nerve*, 2017, 56(5): 887-895.
- [11] Fernandezschrunder AD, Rodriguez S, Rusu A. A finite element analysis and circuit modelling methodology for studying electrical impedance myography of human limbs[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2021, 61(1): 244-255.
- [12] Jafarpour M, Li J, White JK, *et al.* Optimizing electrode configuration for electrical impedance measurements of muscle via the finite element method[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2013, 60(5): 1446-1452.
- [13] Gao YM, Zhang HF, Shi L, *et al.* Electrical exposure analysis of galvanic-coupled intra-body communication based on the empirical arm models[J]. *Biomed Eng Online*, 2018, 17(1): 1-16.
- [14] Wang LL, Ahad M, Mcewan A, *et al.* Assessment of alterations in the electrical impedance of muscle after experimental nerve injury via finite-element analysis[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2011, 58(6): 1585-1591.
- [15] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues[J]. *Phys Med Biol*, 1996, 41(11): 2271-2293.
- [16] Foster KR, Schwan HP. Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review[J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 1989, 17(1): 25-104.
- [17] Gao YM, Wu ZM, Pun SH, *et al.* A novel field-circuit fem modeling and channel gain estimation for galvanic coupling real ibc measurements[J]. *Sensors*, 2016, 16(4): 471.
- [18] Gao YM, Ye YT, Lin S, *et al.* Investigation of implantable signal transmission characteristics based on visible data of the human leg[J]. *BioMed Eng Online*, 2017, 16(1): 88.
- [19] Moniri A, Terracina D, Rodriguez-Manzano J, *et al.* Real-time forecasting of sEMG features for trunk muscle fatigue using machine learning[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2021, 68(2): 718-727.
- [20] Wei T, Cacho-Soblechero M, Dan T, *et al.* A 4-Channel sEMG ASIC with real-time muscle fatigue feature extraction[A]. 2021 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)[C]. IEEE, 2021: 1-5.
- [21] Shi J, Yan ZZ, Zheng YP, *et al.* Evaluation of the muscle fatigue based on ultrasound images[A]. 2006 6th World Congress on Intelligent Control and Automation[C]. Dalian: IEEE, 2006, 2: 10332-10336.
- [22] Wang Y, Freedman L, Buck M, *et al.* Electrical Impedance myography for assessing paraspinal muscles of patients with low back pain[J]. *J Electr Bioimp*, 2019, 10(1): 103-109.

本文编辑 盛伟