



# 人类小腿肌肉对运动训练生理响应的电学特性研究\*

孙 博<sup>1,2)</sup> Prima Asmara Sejati<sup>3)</sup> 姚佳烽<sup>4)\*\*</sup><sup>(1)</sup> 西安理工大学机械与精密仪器学院, 西安 710048;<sup>(2)</sup> Department of Mechanical Engineering, Chiba University, Chiba 263-0022, Japan;<sup>(3)</sup> Department of Electrical Engineering and Informatics, Vocational College, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta 55281, Indonesia;<sup>(4)</sup> 南京航空航天大学机电学院, 南京 210016)

**摘要 目的** 运动训练已被证明能够改善许多慢性肌肉功能疾病, 被用于治疗衰老型肌萎缩。本文采用电阻抗成像 (electrical impedance tomography, EIT) 研究人类小腿肌肉对运动训练生理响应的电学特性, 旨在使用 EIT 方法可视化运动训练对人类小腿响应肌肉隔室内肌肉纤维体积增加的效果。**方法** 实验对象被要求在连续 5 个实验日进行左、右腿单侧提踵训练, 应用 EIT 检测每日运动训练前和运动训练后小腿肌肉的电导率分布。为了定量分析运动训练对响应肌肉隔室的作用, 使用配对样本 *t* 检验分析 EIT 重建图像的空间平均电导率  $\langle \sigma \rangle$ 。**结果** 运动训练后, 由小腿腓肠肌组成的  $M_1$  肌肉隔室空间平均电导率  $\langle \sigma \rangle_{M_1}$  显著增加。此外, 连续 5 个实验日的 EIT 测量结果显示, 运动训练前的空间平均电导率  $\langle \sigma^{pre} \rangle_{M_1}$  呈上升趋势。所有实验对象在实验日 1 早晨进行实验前的腿部瘦体重与  $\langle \sigma \rangle_{M_1}$  呈线性关系, 即  $\langle \sigma \rangle_{M_1}$  随腿部瘦体重增加而增加; 运动训练前和训练后腿部  $M_1$  肌肉隔室空间平均电导率及空间平均电导率差比的增长趋势与细胞外液体积差比率相同。**结论** 由于电导率对细胞外水分变化敏感, 而细胞外液体积变化与肌浆肥大相关。在连续 5 d 的 EIT 测量中, 空间平均电导率  $\langle \sigma^{pre} \rangle_{M_1}$  呈上升趋势, 这意味着肌肉纤维体积的增加, 发生肌浆肥大现象。因此, EIT 能够有效地评估运动训练增加人类小腿肌肉纤维体积的效果。

**关键词** 电阻抗成像, 运动训练, 生理性响应, 肌肉组织细胞外液体积, 肌肉纤维体积, 肌浆肥大

**中图分类号** Q4-33, Q445

**DOI:** 10.16476/j.pibb.2022.0211

运动训练已被证明能优先改善许多慢性肌肉疾病, 增加肌肉纤维体积, 被用于治疗衰老性肌萎缩<sup>[1]</sup>。衰老性肌萎缩是自然衰老过程伴随着组织层面的变化, 50 岁后肌肉体积和质量以每年 1%~2% 的速度流失<sup>[2]</sup>, 尤其是 II 型肌肉纤维的萎缩<sup>[3]</sup>, 这对老年人的活动能力产生了负面影响<sup>[4]</sup>。为了评估运动训练对增加肌肉纤维体积的效果, 应该检测一段时间内接受运动训练的人类肌肉电导率变化, 因为电导率分布直接反映了肌肉纤维体积<sup>[5]</sup>。

传统的断层成像方法, 如磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 和双能 X 射线吸收法 (dual-energy X-ray absorptiometry, DXA)<sup>[6]</sup> 被推荐用于评估肌肉体积和质量, 然而这些技术检测费用昂贵, 而且不能在床旁进行长期监测<sup>[7]</sup>。肌肉功能物理测试, 如手握力测试 (hand

grip strength, HGS)<sup>[3]</sup>、6 分钟步行测试 (6-min walk test, 6MWT) 和医学研究委员会 (Medical Research Council, MRC) 肌肉量表经常被用来评估肌肉功能<sup>[8]</sup>。然而, 为了保证以上测试的准确性, 观察者需要有很高的专业能力。节段性生物电阻抗谱 (segmental bioelectrical impedance spectroscopy, S-BIS) 具有区分细胞内水分量 (ICW) 与细胞外水分量 (ECW) 比率 ICW/ECW 的能力, 该比率与相位角 (phase angle, PhA) 和无脂肪质量 (free fat mass, FFM) 有关。然而, S-BIS 测量结果强烈依赖于实验对象的个人信息,

\* 国家自然科学基金 (62071224) 资助项目。

\*\* 通讯联系人。

Tel: 18305147984, E-mail: jiaf.yao@nuaa.edu.cn

收稿日期: 2022-05-08, 接受日期: 2022-06-08

如年龄、身高和体重, 这些信息在实验测量中容易产生误差。为了克服传统方法的上述困难, 电阻抗成像 (electrical impedance tomography, EIT) 技术受到关注, 它是一种利用观察区域内物质阻抗分布进行成像的技术<sup>[9]</sup>。由于生物体不同组织在不同的生理、病理状态下具有不同的电阻抗特性, 采用各种激励模式, 对人体施加安全驱动电流/电压, 通过生物组织在安全激发下测量响应信息, 重建人体内部的电阻抗分布图像<sup>[10]</sup>。基于这一原理, 生物电阻抗断层成像技术发展成为一种非侵入性、安全无辐射、响应速度快、廉价、可在床旁长期监测的可视化方法<sup>[11]</sup>。因此, 通过EIT研究人类小腿肌肉对运动训练生理性电导响应的趋势, 从而探究运动对增加肌肉纤维体积的作用。

本文采用已开发的EIT系统重建连续5个实验日运动训练前与运动训练后人类小腿肌肉隔室的电导率分布图像 $\sigma$ 。通过配对样本 $t$ 检验评估运动训练引起的空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle$ 响应, 从而讨论在肌肉隔室中电学特性响应的科学原因。此外, 为了研

究运动训练对增加人类小腿肌肉纤维体积的效果, 通过比较连续5个实验日运动训练前响应肌肉隔室的空间平均电导率 $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle$ 的变化趋势。

## 1 材料与方法

### 1.1 实验仪器

EIT使用电传感器收集材料内部电特性的分布信息, 电信号作为数据传输和处理的载体, 适当的图像重建算法用于重建对象电特性的空间分布。EIT系统通常分为3个单元 (图1): a. 传感器阵列, 使用了16个电极可穿戴式传感器, 物理场分布信息被转换为电信号, 即根据物理场电特性的变化获得测量值; b. 数据采集和处理单元, 使用基于STM32开发的EIT硬件系统, 该单元用于收集传感器处理数据; c. 图像重建单元 (安装Python软件的个人计算机), 该单元从测量信号重建物理场参数分布。在实际测量中, 正弦电流的幅值设置为1 mA<sup>[12]</sup>, 并且选择1 kHz频率关注于细胞外液, 因为低频电流仅穿透细胞间质<sup>[13-14]</sup>。

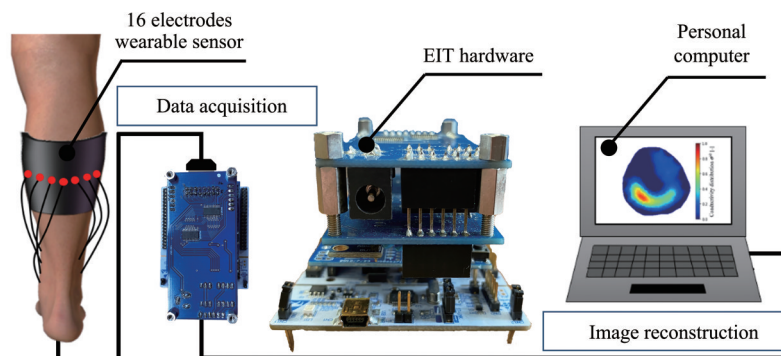


Fig. 1 Electrical impedance tomography (EIT) system

### 1.2 实验方法

#### 1.2.1 实验对象

根据日本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, 均已阅读并签署研究的书面知情同意书, 以明确参与有关研究的目的、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。7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。所有受试者无任何肌肉骨骼或神经系统疾病史, 并在3个月内无额外的肌肉训练和体育运动。

#### 1.2.2 实验过程

这项研究的实验过程如图2所示, 每个实验日包括3个部分, 即早晨、中午和晚上, 连续5个实验日重复进行测量, 左、右腿分别进行。在每个实验部分, 首先使用EIT重建实验对象左小腿的电导率分布图像 $\sigma^{\text{pre}}$ 。然后, 为了更安全和准确, 在两名有经验的研究人员的指导下实验对象进行5 min的运动训练, 训练内容为30次无负重单侧提踵训练。最后, 使用EIT重建实验对象在运动训练后左小腿的电导率分布图像 $\sigma^{\text{post}}$ 。右腿实验步骤与左腿相同。为保证测量结果的稳定性, 在每次测量中进行连续10次测量, 然后得到10次测量的平均阻抗,

| Table 1 The information of experimental subjects |        |           |          |              |                           |                       |                        |
|--------------------------------------------------|--------|-----------|----------|--------------|---------------------------|-----------------------|------------------------|
| Subjects                                         | Gender | Age/years | Hight/cm | Body mass/kg | BMI/(kg·m <sup>-2</sup> ) | Left leg lean mass/kg | Right leg lean mass/kg |
| 1                                                | Male   | 23        | 170      | 63.1         | 21.8                      | 7.06                  | 7.28                   |
| 2                                                | Male   | 23        | 167      | 55.0         | 21.5                      | 8.57                  | 8.57                   |
| 3                                                | Male   | 30        | 180      | 63.1         | 19.5                      | 8.80                  | 8.89                   |
| 4                                                | Male   | 32        | 178      | 53.5         | 16.9                      | 8.82                  | 8.95                   |
| 5                                                | Male   | 24        | 180      | 65.0         | 20.4                      | 9.70                  | 10.31                  |
| 6                                                | Male   | 22        | 175      | 76.2         | 24.3                      | 9.87                  | 9.98                   |
| 7                                                | Male   | 30        | 181      | 97.4         | 26.6                      | 11.54                 | 11.74                  |

使用平均阻抗进行图像重建。本研究使用的EIT传感器是一个由16个干电极组成的可穿戴传感器。该传感器直接接触到受试者的小腿皮肤，传感器位置和电极分布如图3所示。通过邻近电流注入法，启发式地选择两个阻抗测量频率 $f_1=500\text{ Hz}$ 和 $f_2=1\text{ kHz}$ ，最大电流 $I=1\text{ mA}$ ，以获得最清晰的 $\sigma$  ( $f_1$ 是参考频率， $f_2$ 是观测频率) [15]。

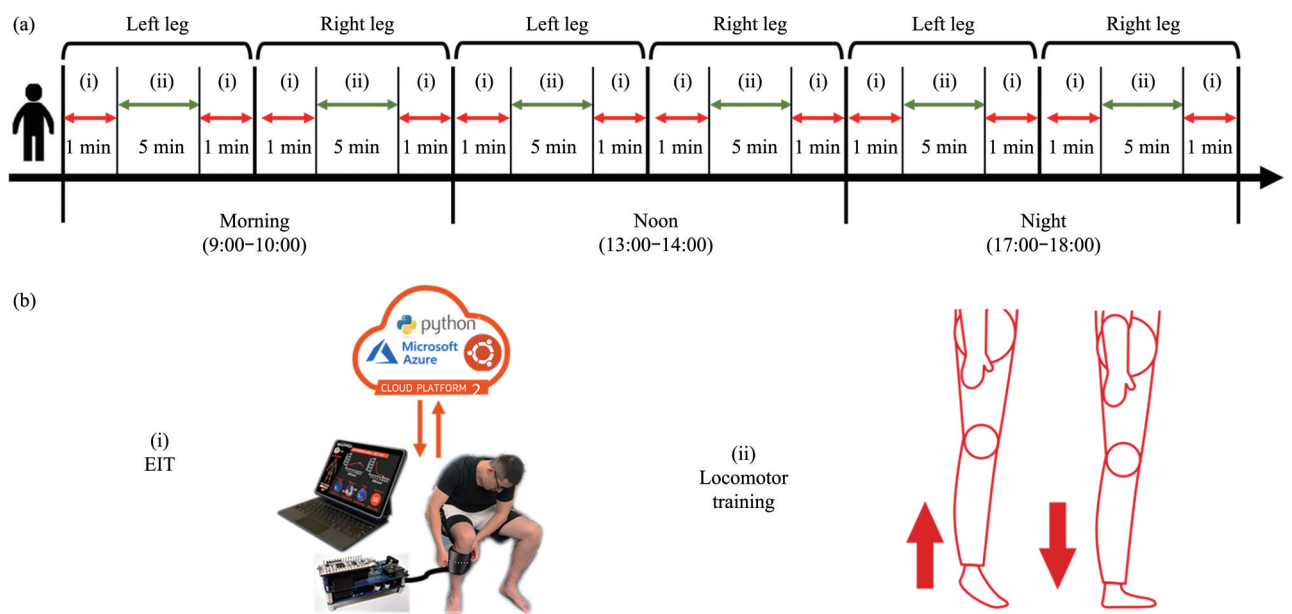


**Fig. 2 Human calf experiment protocol**  
(a) Experimental schedule; (b) the specific steps in experimental protocol by using EIT (i) and locomotor training (ii).

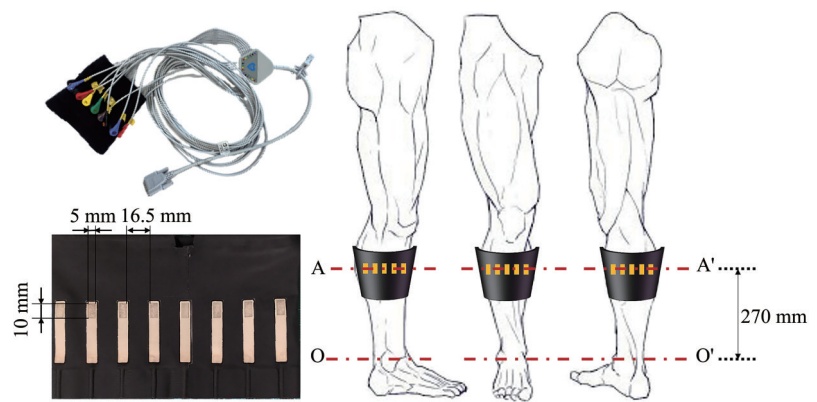


**Fig. 3 EIT sensor location and electrode distribution**

从阻抗 $Z$ 重建电导率分布图像 $\sigma$ 的图像重建算法使用高斯-牛顿方法<sup>[5]</sup>, 表示为

$$\sigma = J^T \Delta Z - (J^T J + \mu I)^{-1} J^T \Delta Z \quad (1)$$

其中 $J$ 是雅可比矩阵,  $J^T$ 是雅可比矩阵的转置。 $\mu$ 是超参数。 $\Delta Z = [\Delta Z_1, \dots, \Delta Z_m, \dots, \Delta Z_M] \in \mathbb{R}^M$ , 是频差EIT中高频 $f_2$ 注入电流下的一个测量阻抗 $Z^2$ 和低频 $f_1$ 注入电流下的另一个测量阻抗 $Z^1$ 之间的阻抗差, 其表示方法为

$$\Delta Z_m = \frac{Z_m^{f_2} - Z_m^{f_1}}{Z_m^{f_1}} \quad (2)$$

### 1.3 数据分析和处理

为了量化运动训练对肌肉训练的效果, 通过数据分析软件Python进一步对EIT重建图像进行分析。根据之前的研究, 运动训练后小腿肌肉隔室中的空间平均电导率 $\langle \sigma \rangle$ 发生了变化, 因此EIT重建图像中的肌肉层色深也发生了变化。本文主要关注由腓肠肌组成的 $M_1$ 隔室和由胫前肌、趾长伸肌、及腓骨长肌组成的 $M_2$ 隔室(图4)。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

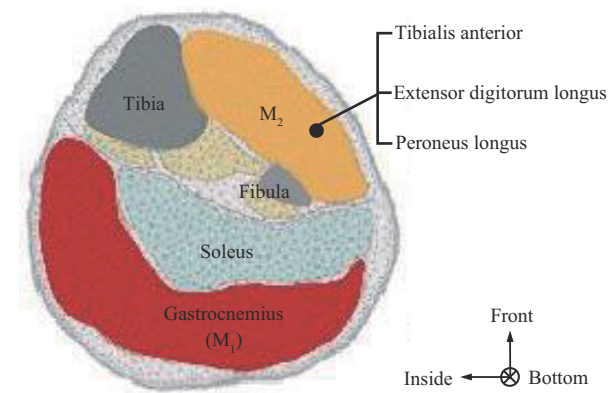


Fig. 4 The structure of calf muscle compartments

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3部分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

| Side      | Time    | Item                          | df | Pre-training part    |       |              |       | Post-training part   |       |              |       |
|-----------|---------|-------------------------------|----|----------------------|-------|--------------|-------|----------------------|-------|--------------|-------|
|           |         |                               |    | Kolomogorove-Smirnov |       | Shapiro-Wilk |       | Kolomogorove-Smirnov |       | Shapiro-Wilk |       |
|           |         |                               |    | Stats.               | Sig.  | Stats.       | Sig.  | Stats.               | Sig.  | Stats.       | Sig.  |
| Left leg  | Morning | $\langle \sigma \rangle_{M1}$ | 7  | 0.288                | 0.081 | 0.875        | 0.203 | 0.224                | 0.200 | 0.896        | 0.308 |
|           | Noon    | $\langle \sigma \rangle_{M1}$ | 7  | 0.198                | 0.200 | 0.930        | 0.553 | 0.160                | 0.200 | 0.982        | 0.968 |
|           | Night   | $\langle \sigma \rangle_{M1}$ | 7  | 0.203                | 0.200 | 0.913        | 0.414 | 0.184                | 0.200 | 0.957        | 0.790 |
| Right leg | Morning | $\langle \sigma \rangle_{M1}$ | 7  | 0.296                | 0.064 | 0.837        | 0.094 | 0.249                | 0.200 | 0.883        | 0.241 |
|           | Noon    | $\langle \sigma \rangle_{M1}$ | 7  | 0.180                | 0.200 | 0.956        | 0.786 | 0.167                | 0.200 | 0.983        | 0.972 |
|           | Night   | $\langle \sigma \rangle_{M1}$ | 7  | 0.267                | 0.143 | 0.871        | 0.189 | 0.180                | 0.200 | 0.955        | 0.779 |

配对的样本 $t$ 检验对运动训练后与运动训练前实验数据进行了检验。显着性水平设定为 $\alpha = 0.05$ 。另外计算了两个总体的相关系数, 该值从0到1表明与理想关系没有关系。使用SPSS软件(版本25.0)进行统计分析。配对样本 $t$ 检验的检验统计量表示为 $t$ , 计算如下:

$$t = \frac{\bar{d} - \mu_0}{s_d / \sqrt{n}} \quad (3)$$

其中,  $i=1, 2, 3 \dots n$ ,  $\bar{d} = \frac{\sum_{i=1}^n d_i}{n}$ 为配对样本差值之平均数,  $s_d = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (d_i - \bar{d})^2}{n-1}}$ 为配对样本差值之标准偏差,  $n$ 为配对样本数。

为了量化运动对 $M_1$ 和 $M_2$ 肌肉隔室的训练效

果, 进一步使用一个专门开发的Python脚本对EIT重建的电导率分布图像 $\sigma$ 进行分析。根据小腿肌肉结构的典型MRI图像, 通过使用专用的Python脚本, 在每个受试者中根据 $J$ 来计算 $M_1$ 和 $M_2$ 肌肉隔室的空间平均电导率 $\langle \sigma \rangle$ 。在每次测量中重复10次检测, 即得到10帧相同状态下的电导率分布图像, 通过专用的Python脚本对10次结果取平均, 得到10次测量的平均电导率分布图像, 在后续的分析中仅使用平均电导率分布图像做进一步分析。

为了评价运动训练前和训练后(post-pre)的空间平均电导率差比 $\Delta \langle \sigma^{\text{post-pre}} \rangle_{M1, M2}$ 被定义为:

$$\Delta \langle \sigma^{\text{post-pre}} \rangle_{M1, M2} = \frac{\langle \sigma^{\text{post}} \rangle_{M1, M2} - \langle \sigma^{\text{pre}} \rangle_{M1, M2}}{\langle \sigma^{\text{pre}} \rangle_{M1, M2}} \times 100\% \quad (4)$$

其中,  $\langle \sigma^{\text{pre}} \rangle_{M1, M2}$ 和 $\langle \sigma^{\text{post}} \rangle_{M1, M2}$ 为 $M_1$ 和 $M_2$ 肌肉隔室

在运动训练前和运动训练后的空间平均电导率。电导率的分布存在个体差异, 为了得到一般性结论, 用差分比来量化运动训练后生理响应引起的电导率分布变化。为了评估空间平均电导率的差比, 运动训练前和训练后的细胞外液体积 (ECW) 与细胞内液体积 (ICW) 比值的差比  $\Delta\tau^{\text{post-pre}}$  被定义为:

$$\Delta\tau^{\text{post-pre}} = \frac{\tau^{\text{post}} - \tau^{\text{pre}}}{\tau^{\text{pre}}} \times 100\%$$

(5)

其中  $\tau^{\text{pre}}$  和  $\tau^{\text{post}}$  是运动训练前和运动训练后的 ECW/ICW。差比量化了运动训练后对人体肌肉的影响, 作为  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{M1, M2}$  的参考。

2 结 果

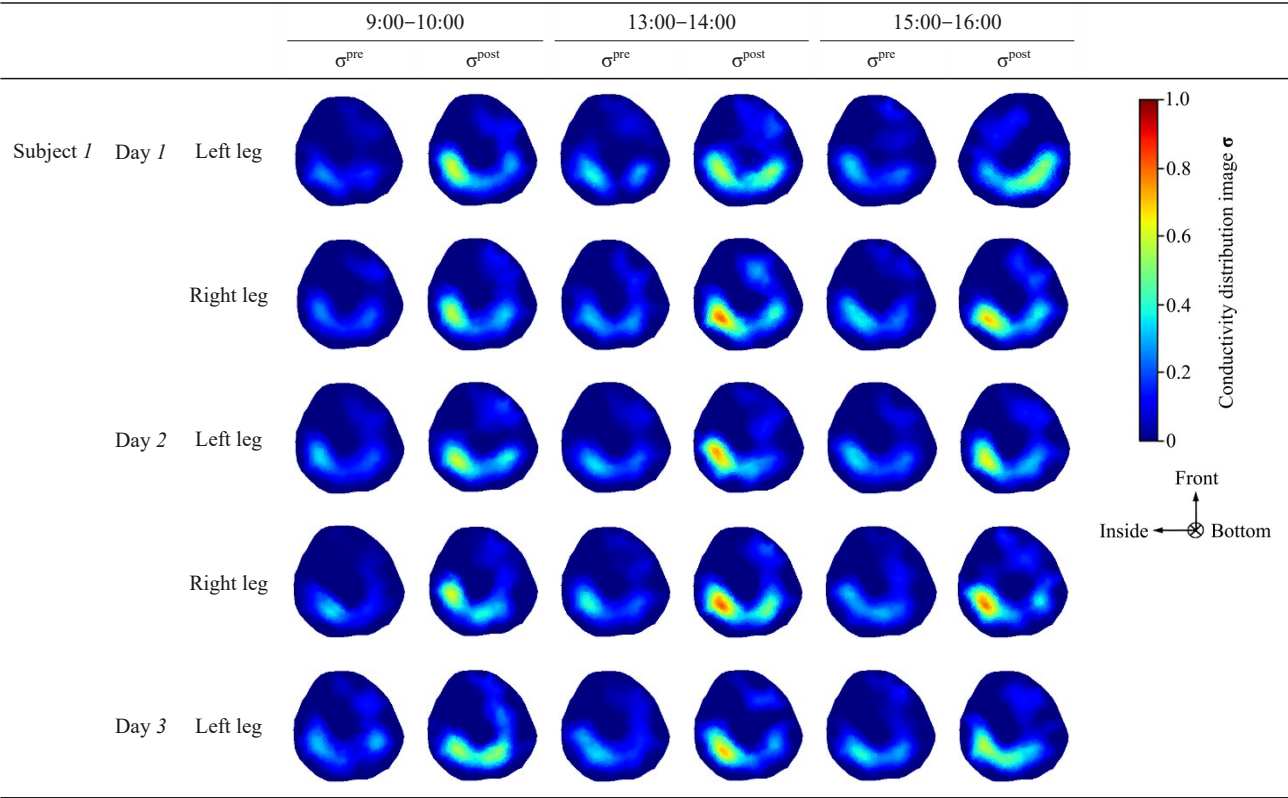
2.1 EIT重建图像

表3显示了在两名典型实验对象双小腿在运动训练前的电导率分布图像  $\sigma^{\text{pre}}$  和运动训练后的电导率分布图像  $\sigma^{\text{post}}$ 。本研究中, 所有7名实验对象小腿双小腿在运动训练前的电导率分布图像  $\sigma^{\text{pre}}$  和运动训练后的电导率分布图像  $\sigma^{\text{post}}$  如附件表S1所示。EIT能够清楚检测到小腿肌肉隔室的电学特性响应

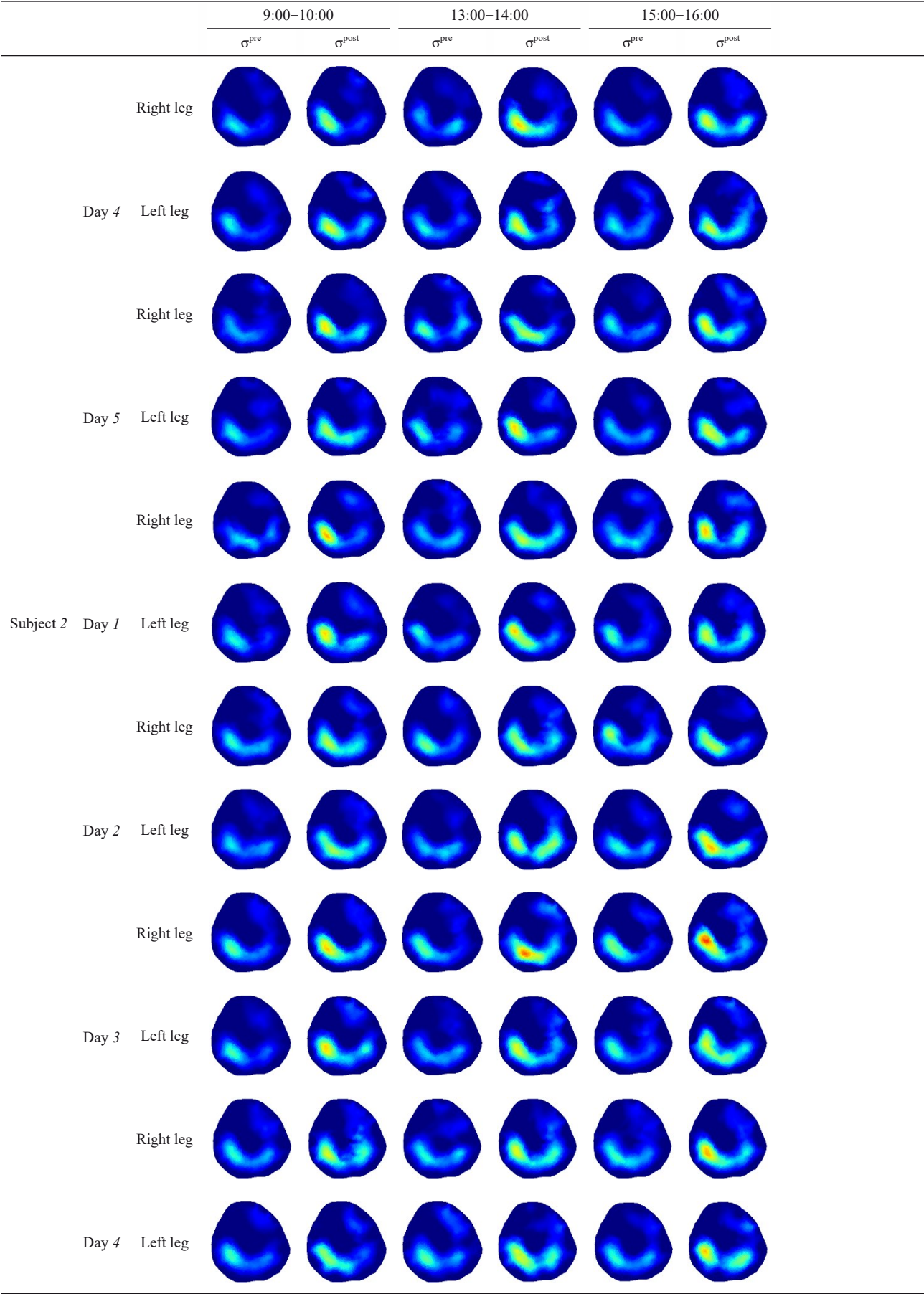
和变化趋势。根据连续5个实验日的  $\sigma^{\text{pre}}$ , 电导率分布的趋势是增加的。根据每个实验日的  $\sigma^{\text{post}}$ , 电导率在运动训练后立即增加。此外, 比较实验对象1左、右小腿的  $\sigma^{\text{pre}}$  和  $\sigma^{\text{post}}$ , 在相同强度的运动训练中, 左、右小腿肌肉的电导率响应几乎相同。然而, 对象2在相同强度的运动训练中, 相较于左腿其右腿的  $\sigma^{\text{pre}}$  较高。据悉, 实验对象2是校乒乓球队运动员, 乒乓球运动经常需要右腿发力旋转身体完成扣杀动作。因此, 导致实验对象2右小腿肌肉较左小腿较发达。本研究中, 所有7名实验对象小腿  $M_1$  肌肉隔室空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle_{M1}$  在连续5个实验日的变化趋势图如附件图S1所示。

$M_1$  肌肉隔室被认为主要参与腿部肌肉的快速募集, 因为它以白肌纤维 (II型快肌) 为主<sup>[16]</sup>。腓肠肌被收缩的同时, 小腿前部  $M_2$  肌肉隔室的肌肉被拉伸,  $M_1$  和  $M_2$  肌肉隔室的这些肌肉协同工作, 从而完成提踵运动训练。然而,  $M_2$  肌肉隔室以及位于腓肠肌深层的比目鱼肌, 其肌肉纤维类型以红肌纤维 (I型慢肌) 为主<sup>[17]</sup>, 因此在下面的研究中我们重点评估了  $M_1$  区间的电导率分布。

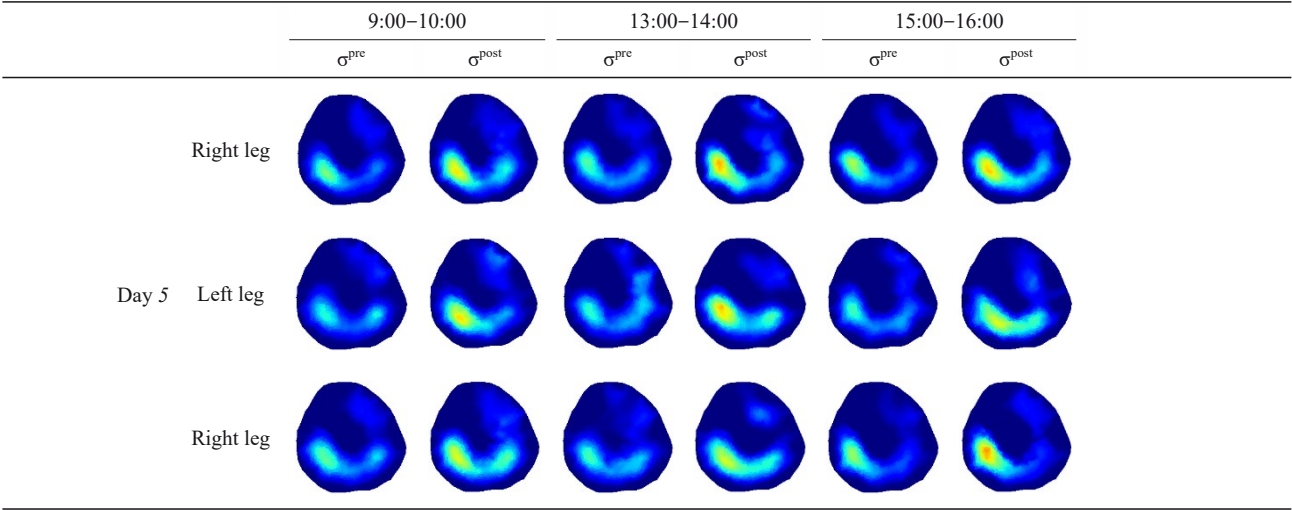
Table 3 Conductivity distribution images  $\sigma^{\text{pre}}$  and  $\sigma^{\text{post}}$  in pre- and post- Locomotor training



Continued to Table 3



Continued to Table 3



2.2 配对样本t检验

如图 5a 所示, 左腿  $M_1$  隔室空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$  在 5 个实验日内不同时间段运动训练后均显著增加, 如在第 1 个训练日: 早晨, 空间平均电导率从训练前的  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.128[-]$  增加到训练后的  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{M_1}=0.207[-]$  ( $n=7, P<0.001$ ), 空间平均电导率差比  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{M_1}=63.34\%$ ; 中午,  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.146[-]$  增加到  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{M_1}=0.223[-]$  ( $n=7, P<0.001$ ),  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{M_1}=52.73\%$ ; 傍晚,  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.152[-]$  增加到  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{M_1}=0.229[-]$  ( $n=7, P<0.001$ ),  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{M_1}=50.07\%$ 。另外, 比较 9:00~10:00 测量时间段连续 5 dEIT 测量结果显示, 运动训练前的空间平均电导率  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}$  呈上升趋势, 第 1 天的  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.128[-]$  增加到第 5 天的  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.152[-]$  ( $n=7, P<0.05$ )。

如图 5b 所示, 右腿  $M_1$  隔室空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$  在 5 个实验日内不同时间段运动训练后均显著增加, 如在第 1 个训练日: 早晨, 空间平均电导率从训练前的  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.141[-]$  增加到训练后的  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{M_1}=0.224[-]$  ( $n=7, P<0.001$ ),  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{M_1}=58.86\%$ ; 中午,  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.152[-]$  增加到  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{M_1}=0.234[-]$  ( $n=7, P<0.001$ ),  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{M_1}=53.95\%$ ; 傍晚,  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.167[-]$  增加到  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{M_1}=0.254[-]$  ( $n=7, P<0.001$ ),  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{M_1}=51.49\%$ 。另外, 比较 9:00~10:00 测量时间段连续 5 dEIT 测量结果显示, 运动训练前的空间平均电导率  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}$  呈上升趋势, 第 1 天的  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.141[-]$  增加到第 5 天的  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{M_1}=0.171[-]$  ( $n=7, P<0.05$ )。

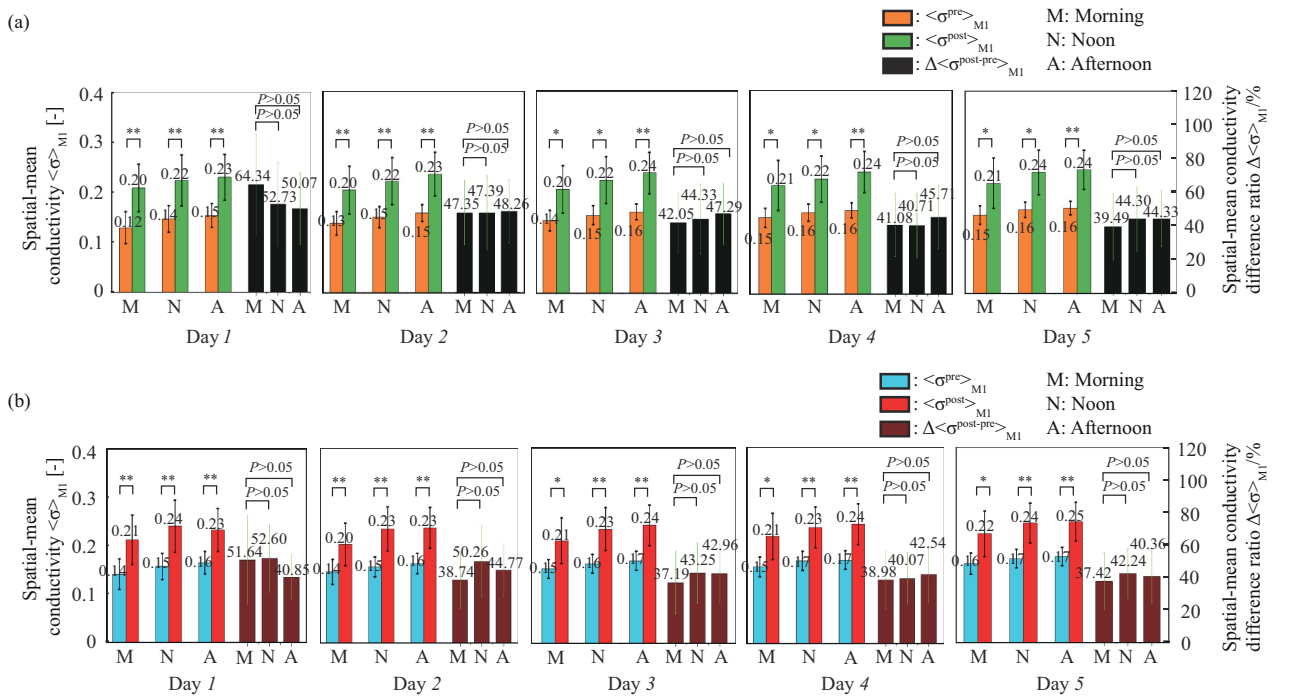


Fig. 5 The spatial-mean conductivity  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$  and spatial-mean conductivity difference ratio  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{M_1}$  of leg  $M_1$  compartment in pre-training and post-training during 5 experimental days  
(a) The left leg; (b) the right leg. \* $P<0.05$ , \*\* $P<0.001$ .

$\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{M}_1}=0.212[-]$  ( $n=7$ ,  $P<0.001$ ), 空间平均电导率差比 $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{M}_1}=51.64\%$ ; 中午,  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{M}_1}=0.157[-]$  增加到 $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{M}_1}=0.240[-]$  ( $n=7$ ,  $P<0.001$ ),  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{M}_1}=52.60\%$ ; 傍晚,  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{M}_1}=0.164[-]$  增加到 $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{M}_1}=0.233[-]$  ( $n=7$ ,  $P<0.001$ ),  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{M}_1}=40.85\%$ 。另外, 比较9:00~10:00测量时间段连续5天EIT测量结果显示, 运动训练前的空间平均电导率 $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{M}_1}$ 呈上升趋势, 从第1天的 $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{M}_1}=0.141[-]$ 增加到第5天的 $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{M}_1}=0.161[-]$  ( $n=7$ ,  $P<0.05$ )。

### 2.3 电导率与瘦体重、细胞外液体积之间的关系

为了探究电导率与肌肉纤维体积的关系, 我们绘制了所有实验对象在实验日1早晨进行实验前通

过生物电阻抗分析 (bioelectrical impedance analysis, BIA; Inbody S10, InBody Co., Ltd, 韩国) 方法测量所得左、右腿瘦体重与通过EIT所得的空间平均电导率之间的关系 (图6)。如图6a所示, 实验对象左腿瘦体重与空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle$ 呈线性关系 ( $R^2=0.876$ )。同样, 实验对象右腿瘦体重与空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle$ 也呈线性关系 ( $R^2=0.895$ ) (图6b)。

为了探究电导率变化与肌肉细胞外液体积之间的关系, 图7a, c中的实色柱状图显示了实验对象在实验日1早晨实验中的运动训练前和训练后左、右腿  $\text{M}_1$  肌肉隔室的空间平均电导率 $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{M}_1}$  和

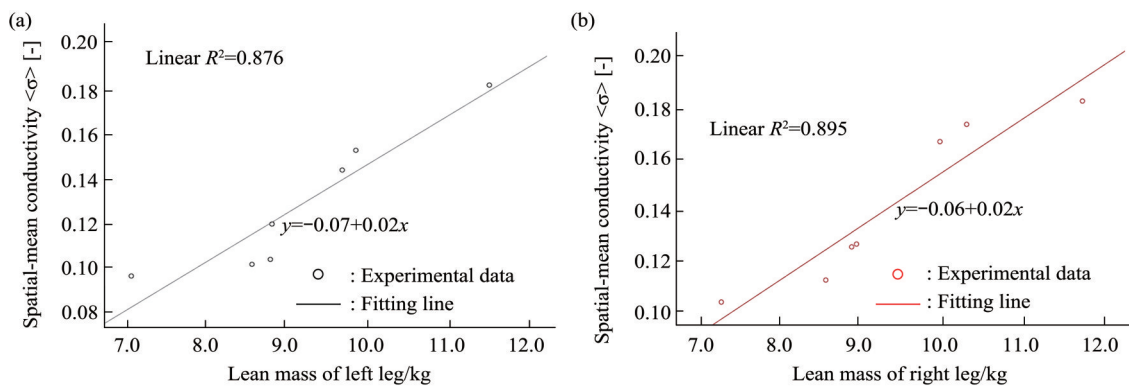


Fig. 6 The relationship between spatial-mean conductivity  $\langle\sigma\rangle_{\text{M}_1}$  in  $\text{M}_1$  muscle compartment and lean mass

(a) Left leg; (b) right leg.

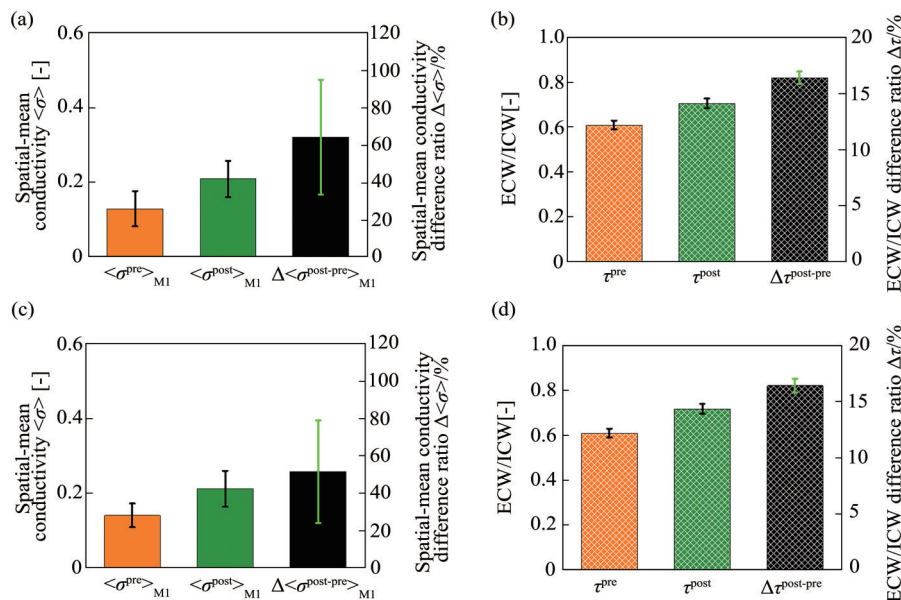


Fig. 7 Spatial-mean conductivity and ECW/ICW in pre-training and post-training parts and of all subjects

(a) Spatial-mean conductivity in pre-training  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{M}_1}$  and post-training  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{M}_1}$  parts and  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{M}_1}$  of all subjects between pre- and post-training parts in subject's left leg; (b) ECW/ICW in pre-training  $\tau^{\text{pre}}$  and post-training  $\tau^{\text{post}}$  parts and  $\Delta\tau^{\text{post-pre}}$  of all subjects between pre- and post-training parts in subject's left leg; (c) spatial-mean conductivity in pre-training  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{M}_1}$  and post-training  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{M}_1}$  parts and  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{M}_1}$  of all subjects between pre- and post-training parts in subject's left leg; (d) ECW/ICW in pre-training  $\tau^{\text{pre}}$  and post-training  $\tau^{\text{post}}$  parts and  $\Delta\tau^{\text{post-pre}}$  of all subjects between pre- and post-training parts in subject's right leg.

$\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{MI}}$  以及空间平均电导率差比  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{MI}}$ 。图 7b, d 中的点状彩条图显示了实验对象在实验日 1 早晨实验中的运动训练前和训练后左、右腿训练前和训练后细胞外液体积与细胞内液体积比 (ECW/ICW)  $\tau^{\text{pre}}$  和  $\tau^{\text{post}}$  以及训练前和训练后 ECW/ICW 的差比  $\Delta\tau^{\text{post-pre}}$ 。如图 7a, b 所示, 左腿  $\text{M}_1$  的空间平均电导率从  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{MI}}=0.128$  增加到  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{MI}}=0.207$ , 增幅为  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{MI}}=64.34\%$ ; 增加的趋势类似于 ECW/ICW 从  $\tau^{\text{pre}}=0.61$  到  $\tau^{\text{post}}=0.72$  的训练前和训练后部分的差异比率  $\Delta\tau^{\text{post-pre}}=16.44\%$ 。如图 7c, d 所示, 右腿  $\text{M}_1$  的空间平均电导率从  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{MI}}=0.141$  增加到  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{MI}}=0.212$ , 增幅为  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{MI}}=51.54\%$ ; 增加的趋势类似于 ECW/ICW 从  $\tau^{\text{pre}}=0.61$  到  $\tau^{\text{post}}=0.70$  的训练前和训练后部分的差异比率  $\Delta\tau^{\text{post-pre}}=16.41\%$ 。

### 3 讨 论

本文从肌肉组织细胞外液体积在运动训练后变化的角度讨论了在  $\text{M}_1$  隔室中电导率增加的原因。Fleckenstein 等<sup>[18]</sup> 首先报道了  $\text{T}_2$  加权的主动骨骼肌自旋回波 MRI 图像显示在训练后信号强度立即增加。这一现象在其他研究中也得到了研究<sup>[19]</sup>。有人提出, 这种锻炼肌肉的对比度增强是由血管和细胞外液体积的增加引起的<sup>[18]</sup>。因此, 肌肉组织细胞外液体积的变化用于确定目标肌肉是否得到有效训练, 该现象被称为肌浆肥大。根据之前的研究<sup>[15]</sup>, 肌肉收缩的幅度也会影响肌肉细胞外液体积, 在运动训练前和运动训练后, 电导率分布发生变化<sup>[5]</sup>。

肌肉细胞外液体积的增加是由于快速糖酵解引起的血浆与肌肉细胞间隙压力梯度增加<sup>[20]</sup>。快速糖酵解产生高浓度代谢物, 如乳酸和氢离子, 在肌肉细胞间隙中积累<sup>[21]</sup>。同时, 由于肌肉泵的功能, 位于肌肉内血管与周围的组织紧密相连<sup>[22]</sup>, 这意味着由骨骼肌产生的机械力会传递到脉管系统。此外, 组织学证据表明, 肌肉长度的变化可引起肌肉细胞间隙体积的变化, 从而增加了长度上的节奏变化引起收缩强度节奏变化的可能性 (例如肌肉泵)<sup>[23]</sup>。静脉拥有丰富的瓣膜, 肌肉收缩时阻塞了收缩肌肉的静脉, 这意味着大量的血液通过动脉进入肌肉, 但少量的血液通过静脉离开肌肉, 这使得更多的血浆充满肌肉细胞周围。因此, 与运动训练前相比, 训练后的细胞外液体积更大, 因为血浆中的水分由于压力差的作用转移到肌肉细胞间隙, 导致肌肉组织细胞外液增加。

本研究发现, 所有实验对象在实验日 1 早晨进行实验前的腿部瘦体重与  $\langle\sigma\rangle_{\text{MI}}$  呈线性关系, 即  $\langle\sigma\rangle_{\text{MI}}$  随腿部瘦体重增加而增加 (图 6)。运动训练前和训练后腿部  $\text{M}_1$  肌肉隔室空间平均电导率  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{MI}}$  和  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{MI}}$  及空间平均电导率差比  $\Delta\langle\sigma^{\text{post-pre}}\rangle_{\text{MI}}$  的增长趋势与运动训练前和训练后腿部 ECW/ICW  $\tau^{\text{pre}}$  和  $\tau^{\text{post}}$  及 EWC/ICE 差比  $\Delta\tau^{\text{post-pre}}$  相同 (图 7)。综上所述, 连续 5 个实验日的 EIT 测量结果显示, 运动训练前的空间平均电导率  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{MI}}$  呈上升趋势, 这意味着肌肉纤维体积的增加, 发生肌浆肥大现象。因此, EIT 能够有效的评估运动训练增加人类小腿肌肉纤维体积的效果。

### 4 结 论

通过 EIT 检测人类小腿肌肉隔室在运动训练前和运动训练后的电学特性。根据电导率分布图像  $\sigma$  探讨了运动训练后  $\text{M}_1$  隔室电导率响应趋势, 以及肌肉生理响应的科学原因。使用配对样本  $t$  检验方法对连续 5 d 测量的空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle$  进行分析, 结果表明, 运动训练后由腓肠肌组成的  $\text{M}_1$  肌肉隔室的空间平均电导率  $\langle\sigma^{\text{post}}\rangle_{\text{MI}}$  立即增加, 这是由于电导率对细胞外水分变化敏感。另外, 连续 5 d 的 EIT 测量结果显示,  $\text{M}_1$  肌肉隔室的空间平均电导率  $\langle\sigma^{\text{pre}}\rangle_{\text{MI}}$  呈上升趋势, 这意味着肌肉纤维体积的增加, 发生肌浆肥大现象, 导致运动训练前肌肉电导率的增加。本研究提出的 EIT 检测方法, 用于评估运动训练对人类小腿肌肉纤维体积增加的效果。

附件 见本文网络版 (<http://www.pibb.ac.cn> 或 <http://www.cnki.net>):

PIBB\_20220211\_Table S1.pdf

PIBB\_20220211\_Fig S1.jpg

### 参 考 文 献

- [1] Terson de Paleville D G L, Harkema S J, Angeli C A. Epidural stimulation with locomotor training improves body composition in individuals with cervical or upper thoracic motor complete spinal cord injury: a series of case studies. *J Spinal Cord Med*, 2019, **42**(1): 32-38
- [2] Marcell T J. Sarcopenia: causes, consequences, and preventions. *J Gerontol Ser A*, 2003, **58**(10): M911-M916
- [3] Lauretani F, Russo C R, Bandinelli S, et al. Age-associated changes in skeletal muscles and their effect on mobility: an operational diagnosis of sarcopenia. *J Appl Physiol*, 2003, **95**(5):

- 1851-1860
- [4] Tomeleri C M, Cavalcante E F, Antunes M, *et al.* Phase angle is moderately associated with muscle quality and functional capacity, independent of age and body composition in older women. *J Geriatr Phys Ther*, 2019, **42**(4): 281-286
- [5] Sun B, Baidillah M R, Darma P N, *et al.* Evaluation of the effectiveness of electrical muscle stimulation on human calf muscles *via* frequency difference electrical impedance tomography. *Physiol Meas*, 2021, **42**(3): 035008
- [6] Sergi G, Trevisan C, Veronese N, *et al.* Imaging of sarcopenia. *Eur J Radiol*, 2016, **85**(8): 1519-1524
- [7] Rubbieri G, Mossello E, Di Bari M. Techniques for the diagnosis of sarcopenia. *Clin Cases Miner Bone Metab*, 2014, **11**(3): 181-184
- [8] Cawthon P M. Assessment of lean mass and physical performance in sarcopenia. *J Clin Densitom*, 2015, **18**(4): 467-471
- [9] 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  
Yao J F, Liu X Y, Xu Z F, *et al.* *J Mech Eng*, 2019, **55**(2): 1-9
- [10] Yang L, Wu H, Liu K, *et al.* Image reconstruction improvement with optimal driven-measurement pattern selection for electrical impedance tomography. *IEEE Sens*, 2021, **21**(12): 13530-13539
- [11] Wu Y, Chen B, Liu K, *et al.* Shape reconstruction with multiphase conductivity for electrical impedance tomography using improved convolutional neural network method. *IEEE Sens*, 2021, **21**(7): 9277-9287
- [12] Fu F, Li B, Dai M, *et al.* Use of electrical impedance tomography to monitor regional cerebral edema during clinical dehydration treatment. *PLoS One*, 2014, **9**(12): e113202
- [13] 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  
Yao J F, Wan J F, Yang L, *et al.* *Acta Phys Sin*, 2020, **69**(16): 51-58
- [14] 姚佳烽, 姜祝鹏, 赵桐, 等. 多电极阵列微流控芯片内细胞介电泳运动分析. *分析化学*, 2019, **47**(2): 221-228  
Yao J F, Jiang Z P, Zhao T, *et al.* *Chin J Anal Chem*, 2018, **47**(2): 221-228
- [15] Sun B, Darma P N, Shirai T, *et al.* Electrical-tomographic imaging of physiological-induced conductive response in calf muscle compartments during voltage intensity change of electrical muscle stimulation (vic-EMS). *Physiol Meas*, 2021, **42**(9): 095007
- [16] Mademli L, Arampatzis A. Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue. *Eur J Appl Physiol*, 2005, **94**(5): 611-617
- [17] Tasić D, Dimov D, Gligorićević J, *et al.* Muscle fibre types and fibre morphometry in the tibialis posterior and anterior of the rat: a comparative study. *Facta Univ Med Biol*, 2003, **10**(1): 16-21
- [18] Fleckenstein J L, Canby R C, Parkey R W, *et al.* Acute effects of exercise on MR imaging of skeletal muscle in normal volunteers. *Am J Roentgenol*, 1988, **151**(2): 231-237
- [19] Meyer R A, Prior B M. Functional magnetic resonance imaging of muscle. *Exerc Sport Sci Rev*, 2000, **28**(2): 89-92
- [20] Lanne R, Barnes J R, Brouha L. Changes in osmotic pressure and ionic concentrations of plasma during muscular work and recovery. *J Appl Physiol*, 1959, **14**(5): 804-808
- [21] Vicente M, Salgado-Almario J, Soriano J, *et al.* Visualization of mitochondrial  $\text{Ca}^{2+}$  signals in skeletal muscle of zebrafish embryos with bioluminescent indicators. *Int J Mol Sci*, 2019, **20**(21): 5409
- [22] Bader H. The anatomy and physiology of the vascular wall. *Handb Physiol*, 1963, **2**: 865-889
- [23] Nakao M, Segal S S. Muscle length alters geometry of arterioles and venules in hamster retractor. *Am J Physiol Circ Physiol*, 1995, **268**(1): H336-H344

## Electrical Characteristics of Physiological Response in Calf Muscle Compartments to Locomotor Training\*

SUN Bo<sup>1,2)</sup>, Prima Asmara Sejati<sup>3)</sup>, YAO Jia-Feng<sup>4)\*\*</sup>

<sup>(1)</sup>*School of Mechanical and Precision Instrument Engineering, Xi'an University of Technology, Xi'an 710048, China;*

<sup>(2)</sup>*Department of Mechanical Engineering, Chiba University, Chiba 263-0022, Japan;*

<sup>(3)</sup>*Department of Electrical Engineering and Informatics, Vocational College, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta 55281, Indonesia;*

<sup>(4)</sup>*College of Mechanical & Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, Nanjing 210016, China)*

**Abstract Objective** Locomotor training has been shown to preferentially affect muscle function in many chronic diseases which has been used in the treatment of sarcopenia. In this study, we propose electrical impedance tomography (EIT) to study the electrical characteristics of physiological response in calf muscle compartments induced by locomotor training, which is intended to visualize the effectiveness of locomotor training on the increase in volume of calf muscle fibers. **Methods** Experimental subjects were asked to perform unilateral heel rises on the right and left legs on 5 consecutive experimental days. EIT was applied to detect the conductivity distribution of calf muscles after locomotor training. In order to quantify the effectiveness of locomotor training, a paired sample *t*-test was used to analyze the spatial-mean conductivity  $\langle\sigma\rangle$  from reconstructed EIT images. **Results** The results show that the spatial-mean conductivity  $\langle\sigma\rangle_{M1}$  of  $M_1$  compartment (which is recognized as the position of the gastrocnemius muscle) is significantly increased in post-training by locomotor training. In addition, the spatial-mean conductivity in pre-training  $\langle\sigma^{pre}\rangle_{M1}$  shows an increasing tendency in EIT measurement results on 5 consecutive experimental days. The lean mass of all subjects in pre- and post-training parts which was performed in the morning of experimental day 1 is linearly related to  $\langle\sigma\rangle_{M1}$ ; the increase in  $\langle\sigma\rangle_{M1}$  and spatial-mean conductivity difference ratio  $\Delta\langle\sigma\rangle_{M1}$  between pre- and post-training followed the same tendency as extracellular water/intracellular water (ECW/ICW)  $\tau$  by ECW/ICW difference ratio  $\Delta\tau$ . **Conclusion** Since conductivity is sensitive to changes in extracellular volume which correlates with sarcoplasmic hypertrophy. The  $\langle\sigma^{pre}\rangle_{M1}$  tended to increase during 5 consecutive experimental days of EIT measurements, which implies an increase in muscle fiber volume with sarcoplasmic hypertrophy occurring. Therefore, EIT is able to effectively detect the effectiveness of locomotor training to increase the volume of human calf muscle fibers.

**Key words** electrical impedance tomography (EIT), locomotor training, physiological response, muscle extracellular volume, muscle fiber volume, sarcoplasmic hypertrophy

**DOI:** 10.16476/j.pibb.2022.0211

\* This work was supported by a grant from The National Natural Science Foundation of China (62071224).

\*\* Corresponding author.

Tel: 86-18305147984, E-mail: jiaf.yao@nuaa.edu.cn

Received: May 8, 2022 Accepted: June 8, 2022