



## 神经肌肉电刺激下小腿肌肉的电学特性研究\*

孙博<sup>1,2)</sup> Panji Nursetia Darma<sup>2)</sup> 张全成<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工程学院, 西安 710048; <sup>(2)</sup> Department of Mechanical Engineering, Chiba University, Chiba 263-0022, Japan;<sup>(3)</sup> 西安石油大学体育系, 西安 710065; <sup>(4)</sup> 南京航空航天大学机电学院, 南京 210016)

**摘要** 目的 采用电阻抗成像 (electrical impedance tomography, EIT) 方法研究神经肌肉电刺激 (neuromuscular electrical stimulation, NMES) 下小腿肌肉的电学特性, 旨在将EIT作为一种长期监测方法, 从而可视化NMES训练对人类小腿肌肉的训练效果。方法 16名实验对象被随机分配到对照组 (control group, CG,  $n=8$ ) 和最佳电压强度的NMES训练组 (optimal voltage intensity training group, OG,  $n=8$ )。对照组保持正常生活方式并不进行NMES和其他的肌肉训练; NMES训练组中使用商业NMES设备对实验对象右小腿进行23 min的NMES训练, 每周3次, 为期5周。应用EIT测量在每周一训练开始前的电导率分布。并且采用生物电阻抗分析 (bioelectrical impedance analysis, BIA) 方法测量右腿细胞外含水量与身体总含水量的比率 (ECW/TBW)  $\beta_{st}$ , 及身体总含水量 (TBW)  $\tau$ 。为了量化NMES在肌肉训练过程中的作用, 使用配对样本  $t$  检验分析EIT重建图像的空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle$  和BIA测量的  $\beta_{st}$ 、 $\tau$ 。结果 对照组实验对象, 右小腿肌肉电学特性及右腿细胞外液体积及身体总含水量与第1周无明显变化。然而, NMES训练组实验对象, 右小腿肌肉  $M_1$  肌肉隔室空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$  及右腿细胞外液体积  $\beta_{st}$  与第1周相比有相同的增长趋势。结论 连续5周的EIT测量结果显示, NMES训练引起被刺激肌肉隔室空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$  的增加, 且第2周  $\langle\sigma\rangle_{M_1}^2$  增加最为明显, 之后第3、4、5周相较于上一周均有增加但幅度明显小于第2周, 这意味着肌肉纤维体积在第2周已发生明显增加, 发生肌浆肥大现象, 之后受试者逐渐适应NMES训练, 肌肉生理响应变慢但仍在持续增长。因此, EIT能够作为一种长期监测方法有效评估NMES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, 神经肌肉电刺激, 长期监测, 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.2022.0327

神经肌肉电刺激 (neuromuscular electrical stimulation, NMES) 已成为现代体育锻炼的重要方式之一, 可以被认为是主动运动的代替方案, 其不需要受试者合作<sup>[1]</sup>。NMES能够使运动神经纤维产生兴奋, 兴奋传导至肌肉, 从而引起肌纤维收缩<sup>[2]</sup>, 即使在较低的刺激强度下NMES也能迅速募集收缩肌肉纤维。为了实现长期监测并评估NMES的有效性, 在使用NMES训练前和训练后应长期监测人体肌肉的电学信号, 因为该电学信号直接反映了肌肉活动的生理特性<sup>[3]</sup>。此外, 使用不同受试者肌肉电学特性有明显差异<sup>[4]</sup>, 这与肌肉细胞外液体积具有良好的相关性<sup>[5]</sup>。

通常, 测量评估NMES对肌肉的训练效果有以下方法。a. 表面肌电图 (surface electromyography, sEMG) 作为一种“被动”测量方法, 其基本原理是记录电极下方人体骨骼肌中运

动单位电位产生的肌电信号。sEMG的时频特性定量地反映了肌肉的功能状态、肌肉群的协调性和肌肉的力量<sup>[6]</sup>。sEMG方法已经应用于许多领域, 包括手势识别以及踩踏或步行分析<sup>[7-9]</sup>。b. 计算机断层扫描 (computed tomography, CT)、磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 和超声成像 (ultrasonic imaging, UI)。CT具有很好的肌肉形状图像分辨率, 能够准确、清晰地区分小腿成像中的肌肉、脂肪和骨骼。MRI是使用氧合<sup>[10]</sup>或收缩成像<sup>[11]</sup>提供肌肉结构和功能信息的工具。MRI能够准确反映NMES对肌肉的训练效果<sup>[12]</sup>。UI用于

\* 国家自然科学基金 (62071224) 和陕西省社科基金 (2020Q017) 资助项目。

\*\* 通讯联系人。

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

收稿日期: 2022-07-18, 接受日期: 2022-08-29

检测肌肉厚度、肌肉纤维羽状角和肌肉束活动的变化，已经被广泛用于研究肌肉的生理特性<sup>[13]</sup>。

然而，NMES训练对肌肉效果的监测所有常规检测方法都有缺点。sEMG受到“噪音”的过度影响，无法专注于感应特定肌肉的募集<sup>[14]</sup>。长期且定期进行高强度阻力训练会增加人体骨骼肌的横截面积，肌肉会发生明显的形态学变化。因此，传统成像检测方法能够通过检测肌肉形态学变化的检测来评估NMES训练对肌肉的效果，但传统成像检测方法设备体积较大无法携带，且价格高昂，无法实现在家或者床旁的长期监测。然而，NMES下人体肌肉人体骨骼肌的电特性分布会发生了变化<sup>[15]</sup>，在这种情况下，我们提出了一种方法，电阻抗成像（electrical impedance tomography, EIT）技术解决了上述缺陷，成为一种通过监测在长期NMES训练下不同肌肉响应隔室电学特性来评估NMES对肌肉训练效果的新颖技术。

EIT是一种利用观察区域内物质阻抗分布进行成像的技术<sup>[16]</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>[17]</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、廉价的可视化方法<sup>[18]</sup>。当人体骨骼肌在NMES训练下发生电学特性分布变化时，EIT可以检测到改变并通过可视化的方法直观的展示。

本文采用已开发的EIT系统对使用NMES训练小腿后侧肌肉的效果进行可视化和定量化分析，旨

在将EIT作为一种长期监测方法，从而可视化NMES训练对人类小腿肌肉的训练效果。首先，将EIT应用于对右小腿NMES训练前和5周每周3次后的电导率分布进行成像，以得到EIT重建图像。然后，通过比较EIT重建图像肌肉被刺激隔室的空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle$ 和生物电阻抗分析（bioelectrical impedance analysis, BIA）方法所测得的右腿组织细胞外含水量比率 $\beta_e$ ，验证EIT重构图像的电导率分布 $\sigma$ 。最后，通过配对样本 $t$ 检验评估NMES的有效性，并且讨论在NMES训练肌肉电学特性变化的生理原因。

## 1 仪器与方法

### 1.1 实验仪器

EIT方法使用电传感器收集材料内部电特性的分布信息，电信号用作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，它使用多路复用器和阻抗分析仪（IM3570, HIOKI, 日本）。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>[19]</sup>，并且选择1kHz频率关注于细胞外液，因为低频电流仅穿透细胞间质<sup>[20-21]</sup>。本研究采用的阻抗分析仪的阻抗测量精度为 $\pm 0.08\%$ ，激励频率范围为4 Hz~5 MHz。

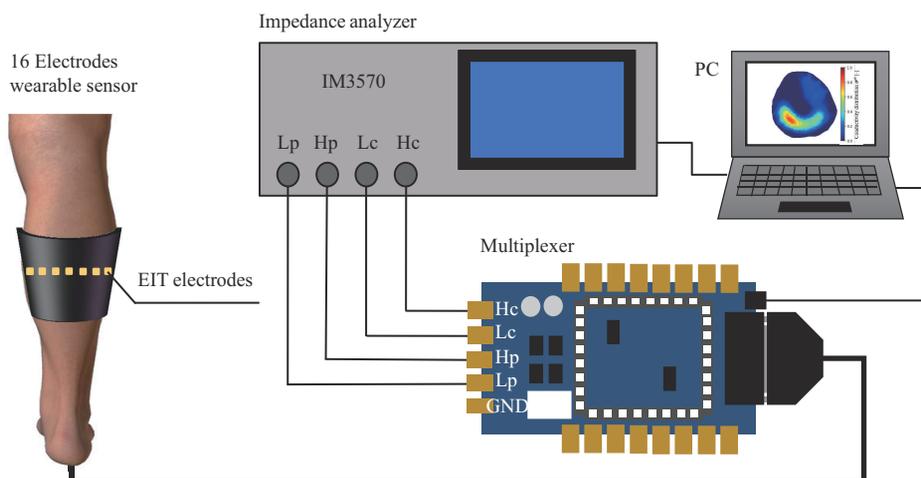


Fig. 1 Electrical impedance tomography (EIT) system

1.2 实验方法

1.2.1 实验对象和道德规范

根据千叶大学 (Chiba University) 人体实验伦理道德规范, 所有受试者在获得详细解释后, 均已签署研究的书面知情同意书, 已了解参与有关的目的、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。16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。所有受试者均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。

Table 1 The information of experimental subjects

Subjects	Gender	Age/years	Height/cm	Body mass/kg	BMI/(kg·m <sup>-2</sup> )	Right leg lean mass/kg
1	Male	25	175	73.7	24.1	9.88
2	Male	33	176	61.4	19.8	8.85
3	Male	36	173	73.3	24.5	9.15
4	Male	29	175	73.0	23.8	9.61
5	Male	35	168	74.0	26.2	8.73
6	Male	22	170	80.0	27.7	9.44
7	Male	33	172	72.6	24.5	8.74
8	Male	35	164	69.5	25.8	7.67
9	Male	31	163	64.3	24.2	7.09
10	Male	21	162	48.5	18.4	6.45
11	Male	30	181	99.8	30.5	11.41
12	Male	35	165	79.9	24.7	10.02
13	Male	24	176	79.6	25.7	9.39
14	Male	31	180	63.4	19.6	9.47
15	Male	22	163	52.8	19.6	7.14
16	Male	21	176	54.0	17.4	9.26

1.2.2 实验过程

这项研究的实验方案如图2所示, 每个实验周期为1周, 重复5周。16名实验对象被随机分配到对照组 (control group, CG, n=8) 和最佳电压强度 NMES 训练组 (optimal voltage intensity training group, OG, n=8)。对照组保持正常生活方式并不

进行NMES和其他的肌肉训练; NMES训练组中使用商业NMES设备进行23 min的NMES训练, 每周3次, 为期5周。NMES硅胶电极的位置如图3中左图所示, 该电极直接与受试者的皮肤接触。该NMES设备有一个不同的电压值, 但使用恒定的控制电流, 即8 mA。刺激周期规则是4 s刺激, 4 s

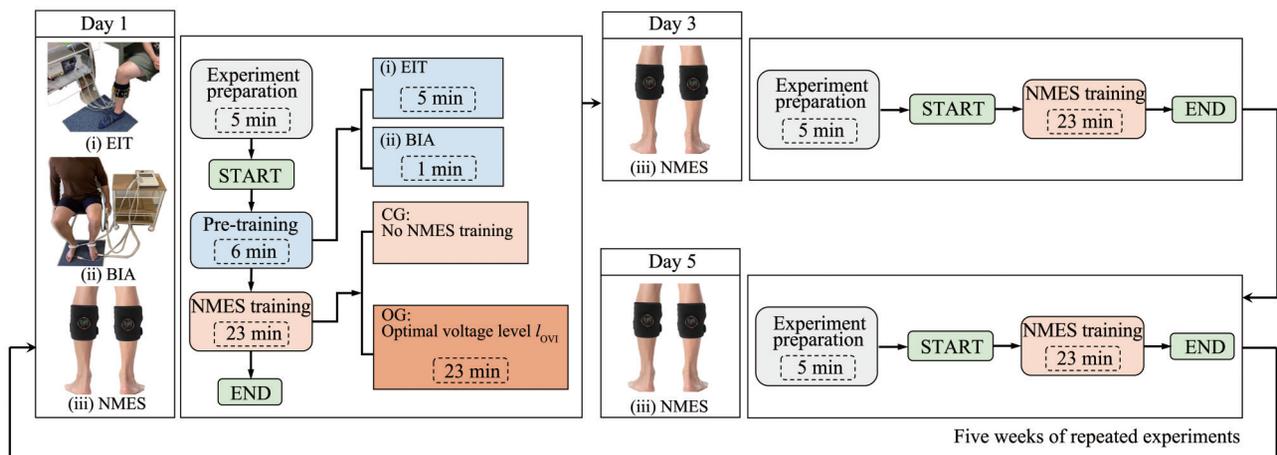


Fig. 2 Human calf long-term experiment protocol

The specific steps in experimental protocol by using EIT (i), BIA (ii), and NMES (iii).

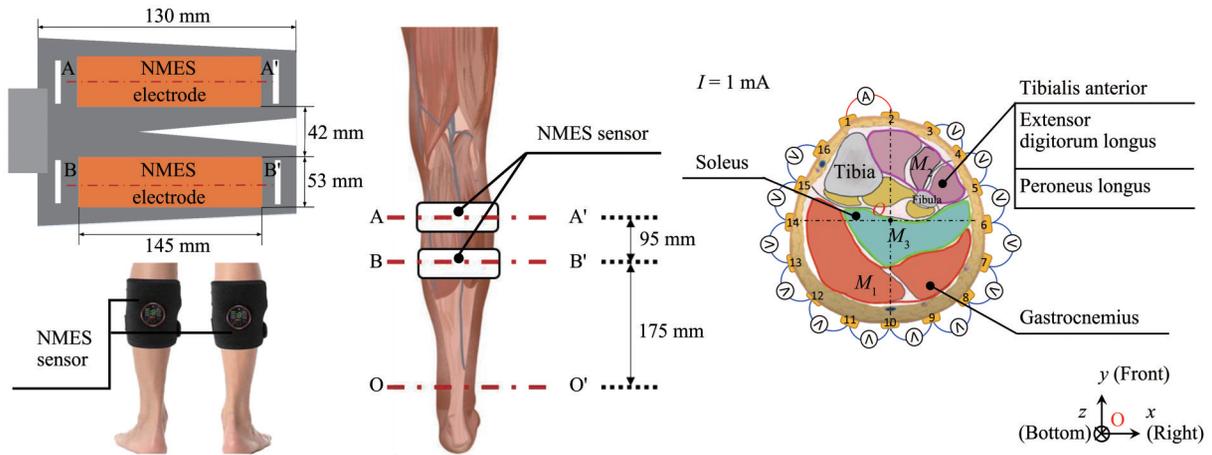


Fig. 3 The electrode locations for NMES and structure of calf muscle compartments

停顿，刺激频率为 20 Hz。在 OG 中，根据以前的研究计算的最佳电压强度被用来训练受试者的右小腿<sup>[5]</sup>。在所有的实验步骤中，受试者都以坐姿进行测量。

第 1 天，首先在 NMES 训练前进行 EIT 测量，重建人体右小腿的电导率分布图像  $\sigma$ 。图 4 显示了可穿戴式传感器的 16 个电极的位置和分布。然后，用 BIA 测量右腿的细胞外含水量 (ECW) 与身体总含水量 (TBW) 的比率  $\beta_{ri}$  ( $\beta_{ri} = ECW/TBW$ )，以获取每次 EIT 测量期间小腿组织水分含量的变化，

该变化与小腿电导率变化有关，测量身体总含水量 (TBW)  $\tau$ ，TBW 随着瘦体重的增加而增加，这是由于肌肉大约 73% 是水份。最后，用 NMES 训练受试者的小腿肌肉 23 min。

第 2 天和第 4 天，没有实验安排。要求实验对象在日常饮食中摄入适量的蛋白质。

第 3 天和第 5 天，只进行 NMES 训练。实验对象的小腿肌肉受到 NMES 的刺激，持续 23 min。

在 CG 中，除了不使用 NMES 训练受试者的小腿肌肉外，实验方案与 OG 的实验方案相同。

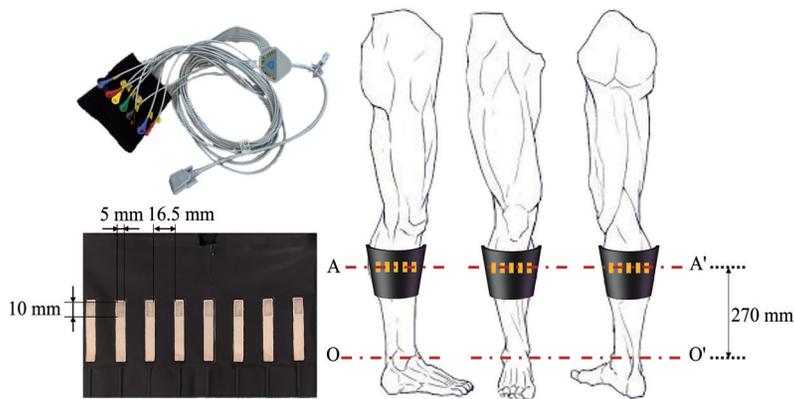


Fig. 4 EIT sensor location and electrode distribution

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>[15]</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  $f_2 = 1 \text{ kHz}$  注入电流下的一个测量阻抗  $Z^2$  和低频  $f_1 = 500 \text{ Hz}$  注入电流下的另一个测量阻抗  $Z^1$  之间的阻抗差<sup>[22]</sup>，其表示方法为：

$$\Delta Z_m = \frac{Z_m^2 - Z_m^1}{Z_m^1} \quad (2)$$

为了定量的评估肌肉电导率分布的变化，空间

平均电导率 $\langle\sigma\rangle$ 被定义为:

$$\langle\sigma\rangle = \sum_{n=1}^n \sigma_n / N \quad (3)$$

### 1.3 数据分析和处理

根据之前的研究, 运动训练后小腿肌肉隔室的空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle$ 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。在NMES刺激下, 有两个小腿肌肉隔室的电学响应明显, 分别表示为由腓肠肌组成的 $M_1$ 隔室和由胫前肌、趾长伸肌, 及腓骨长肌组成的 $M_2$ 隔室, 如图3中右图所示。NMES主要覆盖在 $M_1$ 肌肉隔室,  $M_1$ 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>[23]</sup>。 $M_1$ (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,  $M_1$ 与 $M_2$ 属于拮抗肌肉对, 因此 $M_2$ 肌肉隔室在NMES刺激下发生的电学响应是由于肌肉机械运动产生, 由于本研究的目的是可视化NMES训练对人类小腿肌肉的训练效果, 因此下面的研究重点评估了 $M_1$ 区间的电导率分布。所有数据均以组内所有受试者的平均值和标准差表示。为了长期使用NMES对人类小腿肌肉的训练效果, 将配对样本 $t$ 检验应用于空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle$ , ECW/TBW比率值 $\beta_{ri}$ , 以及身体总含水量(TBW)  $\tau$ , 显著性水平设定为 $\alpha=0.05$ 。使用SPSS软件(版本25.0)的描述性统计功能来检验实验数据的正态分布, 表2显示了

Shapiro-wilk 检验和 Kolmogorov-smirnow 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正态分布。

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

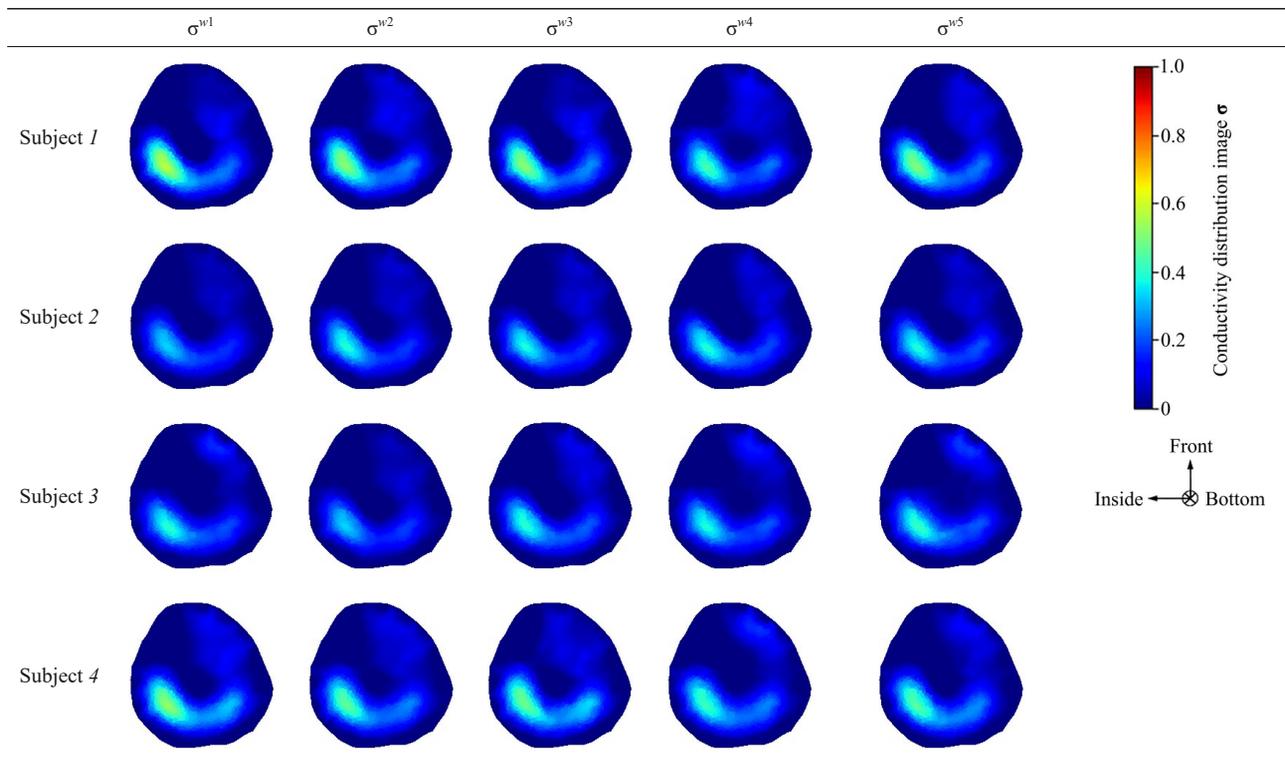
Week	Item	df	Shapiro-Wilk		Kolmogorov-Smirnov	
			Statistic	Sig.	Statistic	Sig.
1	$\langle\sigma\rangle_{M1}$	16	0.160	0.200	0.919	0.160
2	$\langle\sigma\rangle_{M1}$	16	0.158	0.200	0.926	0.210
3	$\langle\sigma\rangle_{M1}$	16	0.158	0.200	0.947	0.451
4	$\langle\sigma\rangle_{M1}$	16	0.122	0.200	0.952	0.527
5	$\langle\sigma\rangle_{M1}$	16	0.146	0.200	0.942	0.369

## 2 结 果

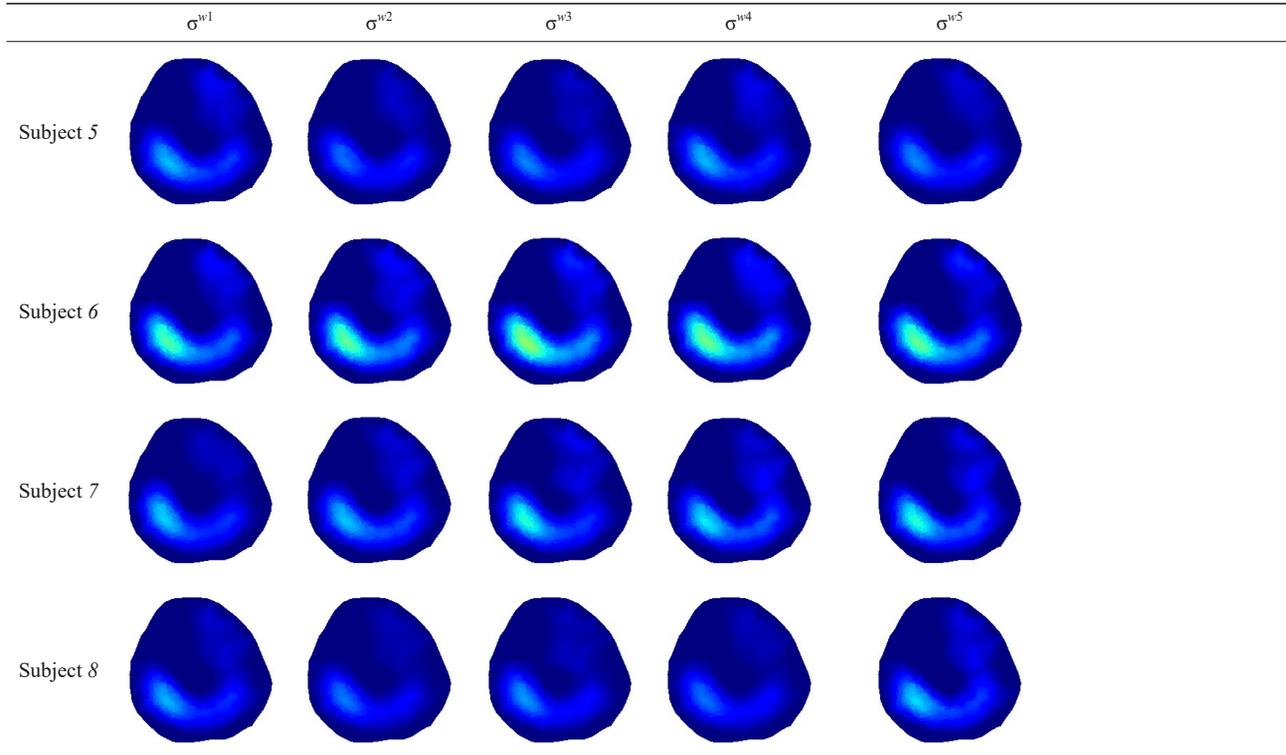
### 2.1 对照组实验结果

表3显示了由公式(1)和(2)得到的对照组(CG)8名受试者右小腿的电导率分布图像 $\sigma$ 。在不同受试者的实验中, 肌肉层在重建图像中很好地被识别。尽管使用所提出方法仍在不同的受试者中观察到一些噪音, 但是观察到EIT能够清楚检测到小腿肌肉隔室的电学特性在对照组5周的测量中无明显变化。

**Table 3 Conductivity distribution images  $\sigma$  in control group**



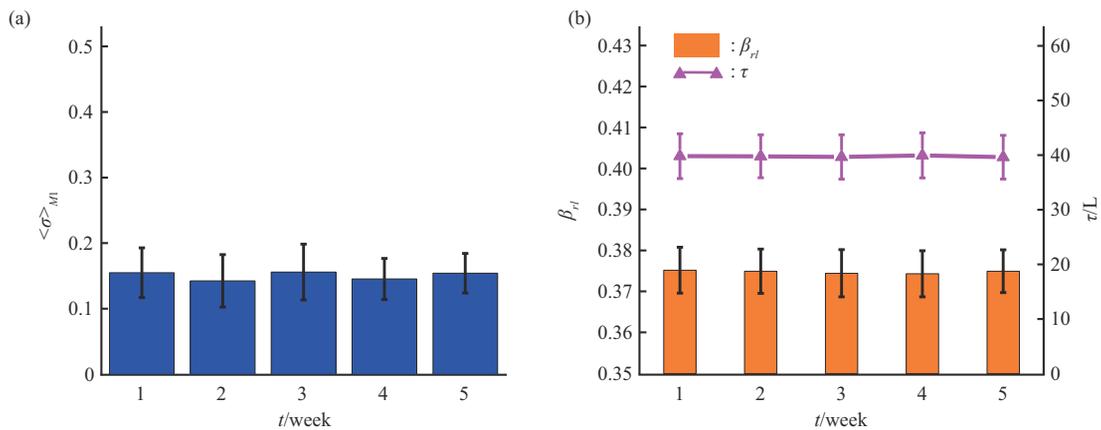
Continued to Table 3



w, week.

图 5a 中的实色条形图显示了在 CG 组 5 周的监测中右小腿 M<sub>1</sub> 肌肉隔室的空间平均电导率  $\langle \sigma \rangle_{M_1}$ 。M<sub>1</sub> 的空间平均电导率从第 1 周的  $\langle \sigma^{w1} \rangle_{M_1} = 0.155$  到第 5 周的  $\langle \sigma^{w5} \rangle_{M_1} = 0.154$  ( $n=8, P>0.05$ ) 没有明显变化。图 5b 中的实色条形图显示了用生物电阻抗 (Inbody S10, InBody Co., Ltd, 韩国) 方法测量所得右腿的细胞外含水量 (ECW) 与身体总含水

量 (TBW) 的比率 (ECW/TBW)  $\beta_{rl}$ 。ECW/TBW 从第 1 周的  $\beta_{rl}^{w1} = 0.375$  到  $\beta_{rl}^{w5} = 0.375$  ( $n=8, P>0.05$ ) 没有明显变化。图 5b 中的实线图显示了用 BIA 方法测量所得的身体总含水量 (TBW)  $\tau$ 。第 5 周 TBW 值  $\tau^{w5} = 39.62$  L 与第 1 周的 TBW 值  $\tau^{w1} = 39.81$  L 相比无明显变化 ( $n=8, P>0.05$ )。



**Fig. 5 The spatial-mean conductivity  $\langle \sigma \rangle_{M_1}$ , ECW/TBW ratio  $\beta_{rl}$  of right leg, and total body water (TBW)  $\tau$  in control group (CG) during 5 experimental weeks**

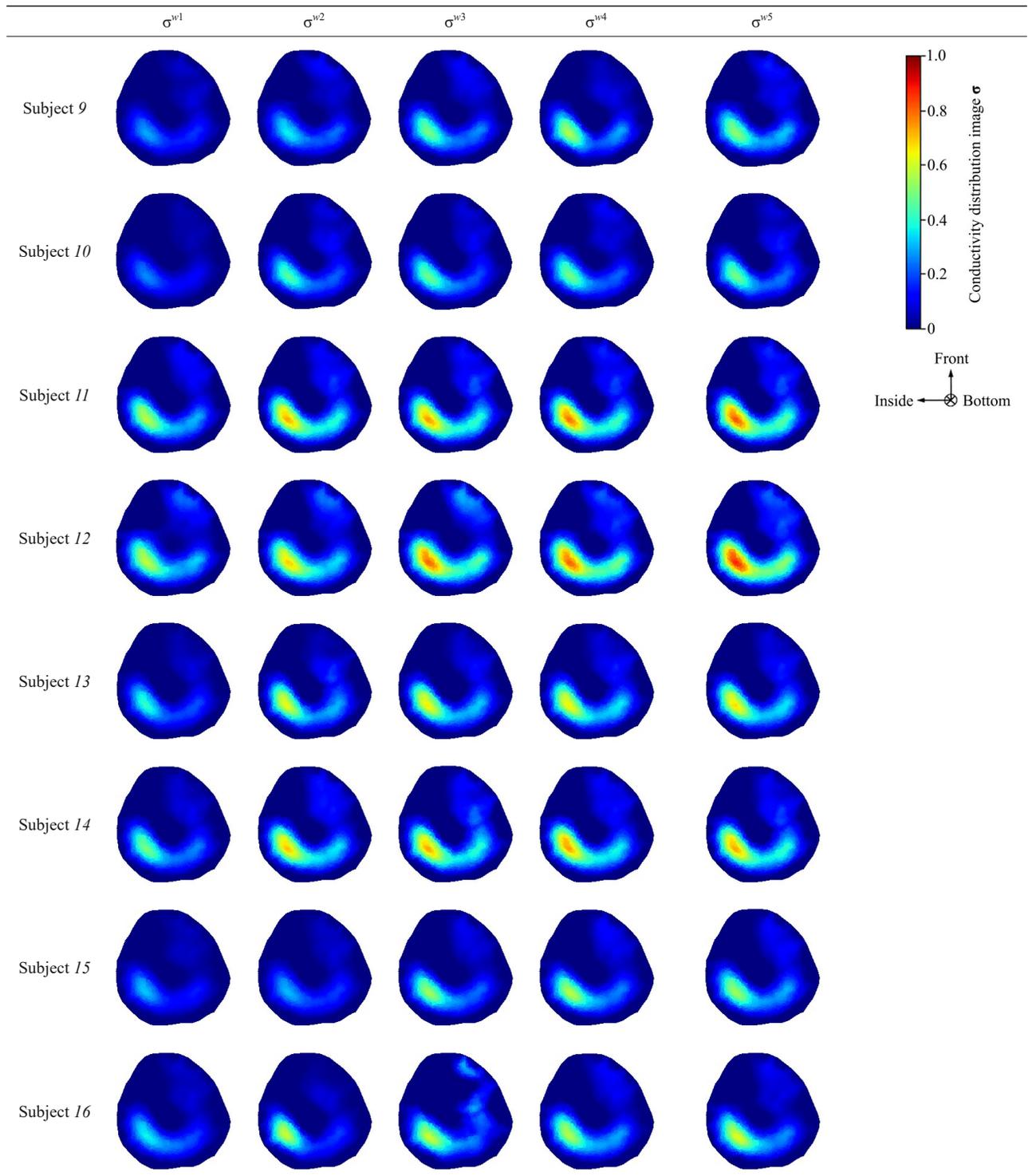
(a) The spatial-mean conductivity  $\langle \sigma \rangle_{M_1}$ ; (b) the ECW/TBW ratio  $\beta_{rl}$  of right leg, and total body water (TBW)  $\tau$ . \* $P<0.05$ , \*\* $P<0.01$ .

### 2.2 NMES训练组实验结果

表4显示了由公式(1)和(2)得到的OG组8名受试者右小腿的电导率分布图像 $\sigma$ , 通过EIT检测在5周NMES训练中8名受试者小腿肌肉电学特性的变化。表4显示使用EIT方法对于检测小腿

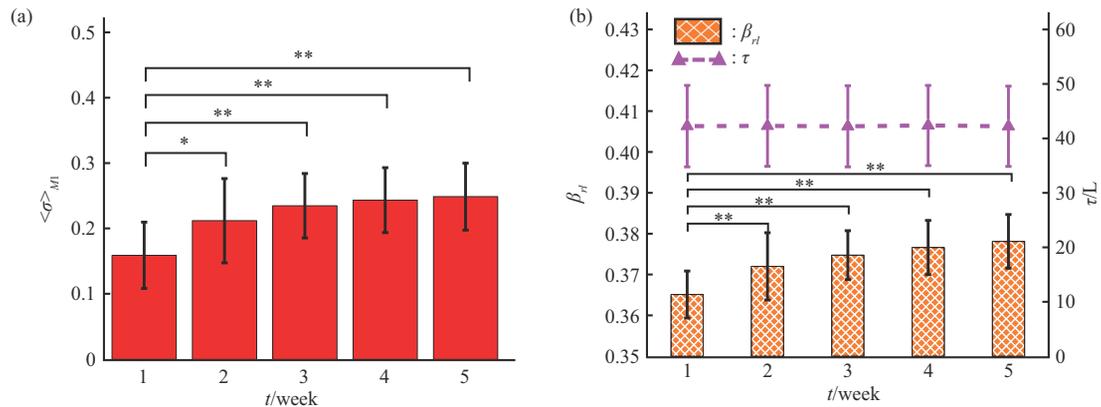
骨骼肌在NMES训练下引起的小腿肌肉电学特性变化的检测具有令人满意的结果。电导率图像显示, 在使用NMES训练右小腿肌肉的第2周电导率发生显著增加, 随后第3、4、5周仍有增加, 但变化并不明显。

Table 4 Conductivity distribution images  $\sigma$  in optimal voltage intensity training group



w, week.

图6a中的实色条形图显示了NMES训练组5周内右小腿 $M_1$ 肌肉隔室的空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle_{M_1}$ 的变化趋势。 $M_1$ 的空间平均电导率从第1周的 $\langle\sigma^{w1}\rangle_{M_1}=0.159$ 明显增加到第5周的 $\langle\sigma^{w5}\rangle_{M_1}=0.248$  ( $n=8$ ,  $P<0.01$ )。图6b中的点状彩条图显示了用BIA方法测量所得右腿的细胞外含水量(ECW)与身体总含水量(TBW)的比率( $ECW/TBW$ )  $\beta_{rl}$ ,  $ECW/TBW$ 也有增加趋势,从第1周的 $\beta_{rl}^{w1}=0.365$ 到 $\beta_{rl}^{w5}=0.378$  ( $n=8$ ,  $P<0.01$ )。图6b中的点线图显示了用BIA方法测量所得的身体总含水量(TBW)。第5周TBW值 $\tau^{w5}=42.22$  L与第一周的TBW值 $\tau^{w1}=42.25$  L相比无明显变化 ( $n=8$ ,  $P>0.05$ )。



**Fig. 6** The spatial-mean conductivity  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$ , ECW/TBW ratio  $\beta_{rl}$  of right leg, and total body water (TBW)  $\tau$  in optimal voltage intensity training group (OG) during 5 experimental weeks

(a) The spatial-mean conductivity  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$ ; (b) the ECW/TBW ratio  $\beta_{rl}$  of right leg, and total body water (TBW)  $\tau$ . \* $P<0.05$ , \*\* $P<0.01$ .

### 3 讨 论

一般来说,有两个原因用于研究NMES训练下人类肌肉组织的生理响应,即肌肉收缩的“血液动力学”原因和肌肉收缩的“新陈代谢”原因<sup>[24]</sup>。

在肌肉收缩的“血液动力学”原因中,一般的概念是,肌肉收缩会压缩骨骼肌中的血管(尤其是静脉),而松弛会引起吸力或束缚。这种现象称为肌肉泵,它使血管以允许血流速度急剧上升的方式打开<sup>[25]</sup>。当骨骼肌有规律地收缩时发生的充血是正常哺乳动物组织中最大的灌注增加之一<sup>[26]</sup>,肌肉充血通常用于确定目标训练肌肉是否得到有效训练。已经认识到在肌肉收缩期间骨骼肌的血流量急剧增加<sup>[27]</sup>。而且,运动过程中的血流量增加仅限于收缩肌肉,这直接作用于给定肌肉群内被募集的纤维<sup>[28]</sup>。Currier等<sup>[29]</sup>在NMES下进行了一项血流研究,当电刺激施加于人的小腿肌肉组织时,他们发现,在电刺激的第1分钟血流量便增加,并在随后的刺激中保持相对稳定的水平。

另一方面,是肌肉收缩的“新陈代谢”原因。肌浆肥大的主要成因是无氧代谢机制,NMES快速招募目标肌肉,会给代谢带来很大压力,而随着肌

纤维增大,尤其是又不怎么做有氧训练的情况下,线粒体密度会降低,而且由于肌肉横断面面积增大,氧气扩散也会变慢一点,从而导致有氧代谢效率降低<sup>[30]</sup>。因此,肌纤维随着自身的增长,会越来越依赖于无氧代谢,产生与无氧代谢更相关的蛋白质,而这些蛋白质会将水分带入细胞,从而使得肌浆扩大。

本研究发现,CG组实验对象保持正常生活状态,在实验期间无任何体育锻炼,其右小腿肌肉电学特性及右腿细胞外液体积及身体总含水量与第1周无明显变化(图5)。然而,OG组实验对象在实验期间每周一、三、五使用NMES训练右小腿肌肉,其右小腿肌肉 $M_1$ 肌肉隔室空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle_{M_1}$ 及右腿细胞外液体积 $\beta_{rl}$ 与第1周相比有相同的生长趋势,而身体总含水量与第1周无明显变化(图6)。综上所述,连续5周的EIT测量结果显示,NMES训练引起被刺激肌肉隔室空间平均电导率 $\langle\sigma\rangle_{M_1}$ 的增加,且第2周 $\langle\sigma^{w2}\rangle_{M_1}$ 增加最为明显,之后第3、4、5周相较于上一周均有增加但增加幅度明显小于第2周,这意味着肌肉纤维体积在第2周已发生明显增加,发生肌浆肥大现象,之后受试者逐渐适应NMES训练,肌肉生理响应变慢但仍在持

续增长。因此, EIT 能够作为一种长期监测方法有效的评估 NMES 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 NMES 下人类小腿肌肉的电学特性变化, 被刺激肌肉隔室在重建图像中很好地被识别, 因此 EIT 方法对于检测人类小腿肌肉在 NMES 下收缩所引起的电学特性及生理响应应具有令人满意的结果。使用配对样本  $t$  检验方法对小腿  $M_1$  肌肉隔室连续 5 周测量的空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$  和右腿细胞外液比例 (ECW/TBW)  $\beta_{r1}$  进行分析, 结果表明, 对照组实验对象右小腿肌肉电学特性及右腿细胞外液体积及身体总含水量与第 1 周无明显变化。与对照组相比, NMES 训练组实验对象连续 5 周的 EIT 测量结果显示, NMES 训练引起被刺激肌肉隔室空间平均电导率  $\langle\sigma\rangle_{M_1}$  的增加, 且第 2 周  $\langle\sigma^{w2}\rangle_{M_1}$  增加最为明显, 之后第 3、4、5 周相较于上一周均有增加但幅度明显小于第 2 周, 这意味着肌肉纤维体积在第 2 周已发生明显增加, 发生肌浆肥大现象, 之后受试者逐渐适应 NMES 训练, 肌肉生理响应变慢但仍在持续增长。本研究提出 EIT 能够作为一种长期监测方法有效的评估 NMES 训练增加人类小腿肌肉纤维体积的效果。

## 参 考 文 献

- [1] Black C D, Mccully K K. Muscle injury after repeated bouts of voluntary and electrically stimulated exercise. *Medicine Sci Sports Exerc*, 2008, **40**(9): 1605
- [2] Muthalib M, Jubeau M, Millet G Y, *et al.* Comparison between electrically evoked and voluntary isometric contractions for biceps brachii muscle oxidative metabolism using near-infrared spectroscopy. *Eur J Appl Physiol*, 2009, **107**(2): 235-241
- [3] Cogshall J C, Bekey G A. EMG-force dynamics in human skeletal muscle. *Med Biol Eng*, 1970, **8**(3): 265-270
- [4] Martin N A, Zoeller R F, Robertson R J, *et al.* The comparative effects of sports massage, active recovery, and rest in promoting blood lactate clearance after supramaximal leg exercise. *J Athlet Train*, 1998, **33**(1): 30
- [5] 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): 95007
- [6] Disselhorst-klug C, Schmitz-rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin Biomech*, 2009, **24**(3): 225-235
- [7] Kim J, Mastnik S, Andre E. EMG-based hand gesture recognition for realtime biosignal interfacing//Steffen Staab. *Proceedings of the 13th International Conference on Intelligent User Interfaces*. Gran Canaria Spain: Association for Computing Machinery, 2008: 30-39
- [8] Zhang X, Chen X, Li Y, *et al.* A framework for hand gesture recognition based on accelerometer and EMG sensors. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, 2011, **41**(6): 1064-1076
- [9] Kiguchi K, Hayashi Y. An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, 2012, **42**(4): 1064-1071
- [10] Partovi S, Schulte A C, Jacobi B, *et al.* Blood oxygenation level-dependent (BOLD) MRI of human skeletal muscle at 1.5 and 3 T. *J Magn Reson Imaging*, 2012, **35**(5): 1227-1232
- [11] Sinha S, Hodgson J A, Finni T, *et al.* Muscle kinematics during isometric contraction: development of phase contrast and spin tag techniques to study healthy and atrophied muscles. *J Magn Reson Imaging*, 2004, **20**(6): 1008-1019
- [12] Adams G R, Harris R T, Woodard D, *et al.* Mapping of electrical muscle stimulation using MRI. *J Appl Physiol*, 1993, **74**(2): 532-537
- [13] Iizuka K, Dobashi K, Houjou S, *et al.* Evaluation of airway smooth muscle contractions *in vitro* by high-frequency ultrasonic imaging. *Chest*, 1992, **102**(4): 1251-1257
- [14] Son C, Kim S, Kim S jong, *et al.* Detection of muscle activation through multi-electrode sensing using electrical stimulation. *Sensors Actuators A Phys*, 2018, **275**: 19-28
- [15] 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
- [16] 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
- [17] Yao J F, Liu X Y, Xu Z F, *et al.* *J Mech Eng*, 2019, **55**(2): 1-9
- [18] Zou Y, Guo Z. A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection. *Med Eng Phys*, 2003, **25**(2): 79-90
- [19] Barber D C, Brown B H, Freeston I L. Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography—APT//Deconinck F. *Information Processing in Medical Imaging*. Cham: Springer, 1984: 446-462
- [20] 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
- [21] 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
- [22] Yao J F, Wan J F, Yang L, *et al.* *Acta Phys Sin*, 2020, **69**(16): 51-58
- [23] 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
- [24] Yao J F, Jiang Z P, Zhao T, *et al.* *Chin J Anal Chem*, 2018, **47**(2): 221-228

- [22] Darma P N, Takei M. High-speed and accurate meat composition imaging by mechanically-flexible electrical impedance tomography with k-nearest neighbor and fuzzy k-means machine learning approaches. *IEEE Access*, 2021, **9**: 38792-38801
- [23] Mademli L, Arampatzis A. Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue. *Eur J Appl Physiol*, 2005, **94**(5-6): 611-617
- [24] Levine S P, Kett R L, Gross M D, *et al.* Blood flow in the gluteus maximus of seated individuals during electrical muscle stimulation. *Arch Phys Med Rehabil*, 1990, **71**(9): 682-686
- [25] Laughlin M H. Skeletal muscle blood flow capacity: role of muscle pump in exercise hyperemia. *Am J Phys*, 1987, **253**(5): H993-H1004
- [26] Moritani T, Muro M, Kijima A. Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: electrophysiologic responses of different muscle fiber types during stimulated contractions. *Exp Neurol*, 1985, **88**(3): 471-483
- [27] Gaskell W H. The changes of the blood-stream in muscles through stimulation of their nerves. *J Anat Phys*, 1877, **11**(Pt 3): 360
- [28] Mackie B G, Terjung R L. Blood flow to different skeletal muscle fiber types during contraction. *Am J Phys Heart Circul Phys*, 1983, **245**(2): H265-H275
- [29] Carrier D P, Petrilli C R, Threlkeld A J. Effect of graded electrical stimulation on blood flow to healthy muscle. *Phys Ther*, 1986, **66**(6): 937-943
- [30] Haun C T, Vann C G, Osburn S C, *et al.* Muscle fiber hypertrophy in response to 6 weeks of high-volume resistance training in trained young men is largely attributed to sarcoplasmic hypertrophy. *PLoS One*, 2019, **14**(6): e0215267

## Electrical Characteristics of Calf Muscles Under Neuromuscular Electrical Stimulation\*

SUN Bo<sup>1,2)</sup>, Panji Nursetia Darma<sup>2)</sup>, ZHANG Quan-Cheng<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 Physical Education, Xi'an Shiyou University, Xi'an 710065, China;

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

**Abstract Objective** Electrical impedance tomography (EIT) was applied to study the electrical characteristics of human calf muscles under neuromuscular electrical stimulation (NMES), with the objective of using EIT as a long-term monitoring method to visualize the effectiveness of NMES training on human calf muscles. **Methods** Sixteen subjects were randomly assigned to a control group (CG,  $n=8$ ), which kept a normal lifestyle and without NMES or other muscle training; an optimal voltage intensity training group (OG,  $n=8$ ), in which 23 min of NMES training was performed on the right calf using commercial NMES equipment 3 times a week for 5 weeks. EIT was applied to obtain the conductivity distribution before the start of each training cycle on Monday. Bioelectrical impedance analysis (BIA) was also used to measure the extracellular volume ratio (ECW/TBW)  $\beta_{ri}$  in the right leg. **Results** In the CG, subjects showed no significant differences in the electrical characteristics of right calf muscle and in the extracellular volume of right calf compared to the first week. However, in the OG, subjects showed the same tendency of increase in the spatial-mean conductivity  $\langle\sigma\rangle_{M1}$  of right calf muscle  $M_1$  muscle compartment and  $\beta_{ri}$  of right leg compared to the first week. **Conclusion** NMES training caused an increase in the stimulated muscle compartment spatial-mean conductivity  $\langle\sigma\rangle_{M1}$ , with the most dramatic increase in  $\langle\sigma^{w2}\rangle_{M1}$  of second week, followed by an increase in the third, fourth and fifth weeks compared to the previous week with less growth rate. This implies that a significant increase in muscle fiber volume and sarcoplasmic hypertrophy occurred in the second week, after which the subjects gradually adapted to NMES training and the physiological response of the muscle slowed but continued to grow.

**Key words** electrical impedance tomography (EIT), neuromuscular electrical stimulation (NMES), long-term monitoring, muscle extracellular volume, muscle fiber volume, sarcoplasmic hypertrophy

**DOI:** 10.16476/j.pibb.2022.0327

\* This work was supported by grants from The National Natural Science Foundation of China (62071224) and The Shaanxi Provincial Social Science Foundation Project (2020Q017).

\*\* Corresponding author.

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

Received: July 18, 2022 Accepted: August 29, 2022