

DOI:10.19344/j.cnki.issn1671-5276.2026.01.039

基于生物阻抗谱的肌张力障碍程度评价研究

曾兰婷¹, 洪子文⁴, 蔡可书², 孙婉婷¹, 马姝玥¹, 刘铭洁¹, 许光旭^{1,2,3}

(1. 南京医科大学 康复医学院, 江苏 南京 210029; 2. 南京医科大学第一附属医院康复医学中心, 江苏 南京 211112;

3. 南京医科大学附属苏州医院, 江苏 苏州 215031; 4. 南京航空航天大学 机电学院, 南京 211106)

摘 要:提出一种基于生物阻抗谱的肌张力程度识别方法,解决临床中肌张力评估的难题。针对肱二头肌、肱三头肌、腓肠肌,运用 IM3570 阻抗分析仪测量各部位的生物阻抗谱,发现肌张力的弛豫阻抗显著小于正常部位的弛豫阻抗值,以患者 1 为例,其肌张部位的弛豫阻抗为 30~50、正常部位的阻抗为 50~100。最后搭建等效电路模型,这个等效电路对应了目标部位的不同生物组织,将前面测到的阻抗谱输入等效电路模型中,提取出关键电学特征参数:细胞内电阻(R_i)、细胞外电阻(R_e)和细胞膜电容(C_m)。使用提取到的参数对有无肌张力进行了分类,分类结果的准确度可达 94.7%。该方法有望用于肌张力的等级分类评估中。

关键词:生物阻抗谱方法;IM3570 实验平台搭建;等效电路模型搭建;临床应用;发展趋势

中图分类号:TP29 **文献标志码:**A **文章编号:**1671-5276(2026)01-0207-06

Evaluation on Muscle Tone Disorder Degree Based on Bioimpedance Spectroscopy

ZENG Lanting¹, HONG Ziwen⁴, CAI Keshu², SUN Wanting¹, MA Shuyue¹, LIU Mingjie¹, XU Guangxu^{1,2,3}

(1. College of Rehabilitation Medicine, Nanjing Medical University, Nanjing 210029, China;

2. Rehabilitation Medicine Center of the First Affiliated Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing 211112, China;

3. Nanjing Medical University Affiliated Suzhou Hospital, Suzhou 215031, China;

4. College of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 211106, China)

Abstract: This paper proposes a method for identifying muscle tone disorders based on bioimpedance spectroscopy, which addresses the challenge of classifying muscle tone in clinical practice. With the focus on the biceps brachii, triceps brachii and gastrocnemius muscles, the bioimpedance spectra of these muscle groups were measured using the IM3570 impedance analyzer, disclosing that the relaxation impedance of muscle tone-affected areas was significantly lower than that of normal areas. In the case of patient 1, the relaxation impedance of the muscle tone-affected area was 30 – 50, while the impedance of the normal area was 50 – 100. An equivalent circuit model was constructed, which corresponds to the different biological tissues of the target areas. The measured impedance spectra were input into the equivalent circuit model to extract key electrical characteristic parameters: intracellular resistance (R_i), extracellular resistance (R_e), and cell membrane capacitance (C_m). Using these extracted parameters, muscle tone presence or absence was classified with an accuracy rate of up to 94.7%. The proposed method holds promise for the classification and assessment of muscle tone levels.

Keywords: bioimpedance spectroscopy method; IM3570 experimental platform construction; equivalent circuit model construction; clinical application; development trend

0 引言

1984 年,国际障碍医学研究基金会首次提出了肌张力的定义,认为肌张力是一种不自主、持续性肌肉收缩引起的扭曲、重复运动或姿势异常的综合征^[1]。2020 年,我国专家将肌张力定义为肌张力障碍是一种运动障碍,其特征是持续性或间歇性肌肉收缩引起的异常运动和(或)姿势,常重

复出现。肌张力障碍性运动一般为模式化的扭曲动作,可以呈震颤样。肌张力障碍常因随意动作诱发或加重,伴有肌肉兴奋的泛化^[2-3]。

针对患者肌张力治疗效果的评估,国内外专家提出了一些方法。2008 年,中华医学会从药物治疗、物理治疗、手术治疗三个角度提出了临床诊治评估方法^[4]。2018 年,MA 等^[5]运用遗传学原理,采用靶向基因捕获测序技术,成功识别了病变

基金项目:国家自然科学基金面上项目(62271251);江苏省卫生健康发展研究中心开放课题(JSJD2021003)

第一作者简介:曾兰婷(2000—),女,江苏徐州人,硕士研究生,研究方向为电阻抗技术在肌张力障碍患者诊断过程的应用,zlt202510@qq.com。

区域。2021年,张心培等^[6]概述了临床中最常用的肌张力评定方法,包括基于被动运动检查的临床分级量表、神经电生理学方法等。

尽管如此,现有的肌张力评估方法仍然存在一定的不足。目前的评估方法缺乏统一、标准的评估指标,缺少一种能够直接检测得到肌张力等级的测量设备,评估时间较长^[7-8]。本文提出了一种基于生物阻抗谱的肌张力障碍程度识别方法,能准确、快速的得到肌张力等级的评估结果^[9]。由于其无创、无辐射、实时监测特性,生物阻抗谱技术已被广泛运用于皮肤癌^[10]、舌癌^[11]以及膀胱尿液^[12]检测中。

1 肌张力测量实验方法

1.1 生物阻抗谱测量的原理

生物阻抗谱(biological impedance spectroscopy, BIS)方法是一种向生物组织内注入电流激励,利用生物组织的电阻抗特性提取相应生理、病理信息的检测技术^[13-14]。其检测具有快速性、非侵入性的特点^[15-16]。1957年,美国宾夕法尼亚大学的Herman P. Schwan学者首次提出了生物组织频散理论,他将不同生物组织的频率响应特性分成了 α 、 β 、 γ 三类。在这三类色散情况下,不同生物组织的弛豫机制也不同,如图1所示。

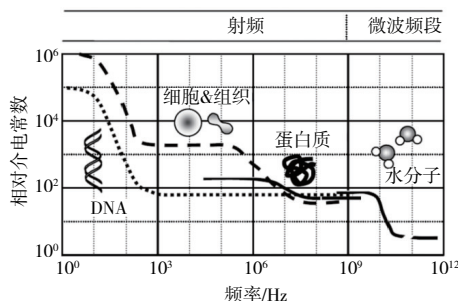


图1 不同生物组织的频率响应特性

α 色散主要发生在几 Hz 至几十 kHz。细胞离子层的电荷重新排列导致细胞膜电容改变,并发生电荷极化现象。 β 色散主要发生在几十 kHz 到几十 MHz。在低频段,由于细胞膜表现为容抗,施加的激励无法进入细胞内液。当频率变大时,细胞膜的容抗特性减小,发生容性短路,施加的激励进入细胞内液。 γ 色散发生在几十 MHz 以上。此时,水分子发生偶极转动,导电性增大。

由于极化现象,在施加外电场时,物质从极化状态恢复到平衡状态需要一定的时间,这一过程

称为介电弛豫。物质在外加电场作用下表现出的响应特性称为物质的介电特性。介电特性反映了物质对电场的感应程度,而介电常数则是描述物质对电场响应的一个重要参数,它体现了物质中电荷的改变程度。电场在空场状态下,极化强度 $P=0$,此时,电束密度 $D(t)$ 与电场的相位相同,可表示为

$$D(t) = \epsilon_0 E(\omega) \cos \omega t \quad (1)$$

式中: ϵ_0 为真空状态下的介电常数; ω 为电场振荡的角频率。

$$E(t) = E(\omega) \cos \omega t \quad (2)$$

若将突变电场表示为式(2),则处于电场中的物质的极化强度 $P(t)$ 与电场 $E(t)$ 就会产生相位差,此时,电束密度 $D(t)$ 可表示为

$$D(t) = D_0 \cos(\omega t - \Phi) = D_0 \cos \omega t \cos \Phi + D_0 \sin \omega t \sin \Phi \quad (3)$$

式中: D_0 为空场状态下的电流密度; Φ 为施加电场后产生的相位差; $D_0 \cos \omega t \cos \Phi$ 为物质发生极化现象后仍然与电场同步变化的部分; $D_0 \sin \omega t \sin \Phi$ 为物质发生极化现象后较电场变化产生滞后的部分。

由于 Maxwell 方程组的本构关系,可以得出电束密度 D 与真空状态下的介电常数 ϵ_0 和相对介电常数 ϵ_r 满足式(4)

$$D = \epsilon E = \epsilon_0 \epsilon_r E \quad (4)$$

结合式(3)和式(4),可推出物质的相对介电常数的表达式为

$$\epsilon(\omega) = \frac{D(t)}{\epsilon_0 E(t)} = \frac{D_0 \cos \Phi}{\epsilon_0 E(\omega)} + \frac{D_0 \sin \Phi}{\epsilon_0 E(\omega)} \quad (5)$$

介电常数和电导率是物质的固有特性,不同物质的这些特性存在差异,因此可以利用它们来区分不同的物质。根据上述公式,物质的介电常数与频率之间存在一定的关系。因此,不同的生物组织在不同频率下,由于阻抗的变化,其介电特性也会随之改变。基于此,可以通过测量不同组织的阻抗谱来对其进行分类。

1.2 生物组织的等效电路模型

为了分析生物组织的性质,一般对测量的生物阻抗谱进行 Cole-Cole 拟合,观察 Nyquist 图和实部、虚部的值。在对肌肉进行测量时,为了针对不同受测者,需要得出一种普遍性规律,因此,可以搭建一种生物组织的等效电路模型,结合电路元器件的参数进行拟合。常见电路元器件的阻抗如表1所示。

表 1 常使用的电气元器件及其阻抗表达式

元件缩写	元件名称	阻抗表达式
R	电阻/ Ω	$Z=R$
C	电容/F	$Z=1/j\omega C$
L	电感/H	$Z=j\omega L$
W	Warburg 元件/ $\Omega \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}^{(-1/2)}$	$Z=\sigma(j\omega)^{-1/2}$
CPE	常相位元件/ $\Omega^{-1} \cdot \text{s}^n$	$Z=1/q(j\omega)^n$

n 的说明: n 是常相位元件的等效参数, n 的不同取值, 将确定元件表示的不同对象。

生物组织可以视为无数个细胞串联在细胞液中组成的, 这种情况下, 该组织仍然满足 SCHWAN^[17] 提出的频散理论。学者们根据这些元器件, 将生物组织逆合成三元件等效电路, 如图 2 所示。其中, R_e 是细胞外溶液的等效电阻, R_i 是细胞内溶液的等效电阻, C_m 是细胞膜的等效电容。

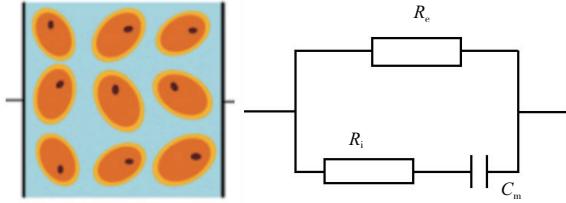


图 2 生物组织及等效电路

接下来, 对三元件电路进行分析, 该电路的阻抗表达式为

$$Z = (R_i + C_m) // R_e \quad (6)$$

将表 1 中各元件的阻抗表达式代入, 可得

$$Z = \frac{R_e(1+j\omega C_m R_i)}{1+j\omega C_m(R_i+R_e)} \quad (7)$$

式中: j 为虚数单位; ω 为角频率, 单位为 rad/s 。 ω 与频率 f 之间满足 $\omega = 2\pi f$, 对上式进行实部、虚部分离, 得到式:

$$Z = \frac{R_e + \omega^2 C_m^2 R_e R_i (R_i + R_e)}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_i + R_e)^2} - j \frac{\omega C_m R_e^2}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_i + R_e)^2} \quad (8)$$

为了进行化简式 8, 引入弛豫时间常数:

$$\tau = C_m(R_i + R_e) \quad (9)$$

同样, 将其实部和虚部进行分离, 可以得到阻抗的实部和虚部表达式为:

$$Z' = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (10)$$

$$Z'' = R_\infty + \frac{(R_0 - R_\infty) \omega \tau}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (11)$$

将上式联立并消去角频率 ω , 得到了生物组

织的 Nyquist 方程

$$\left[Z' - \frac{(R_0 - R_\infty)}{2} \right]^2 + Z''^2 = \left(\frac{R_0 - R_\infty}{2} \right)^2 \quad (12)$$

由式 (12) 可知: Nyquist 方程满足一段半圆弧曲线, 这段曲线反映了被测物体内部的计划过程, 可以用 Nyquist 曲线判断待测物体的组成成分^[18-19]。以待测组织的 Nyquist 图是否为一段较为完整、规则的半圆弧曲线进行判断, 如图 3 所示。

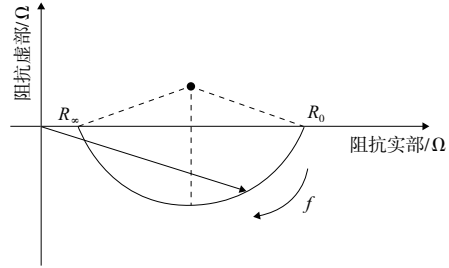


图 3 生物组织的 Nyquist 曲线

2 生物阻抗检测实验平台与流程

2.1 IM3570 实验平台

为了测量受试者的生物阻抗谱, 进行数据分析, 以此判断受测者是否患有肌张力。本文搭建了如图 4 所示的 IM3570 实验系统。实验系统包括: PC 机 1 台、阻抗分析仪 IM3570 1 台、信号屏蔽盒 1 个、四电极传感器 1 个。

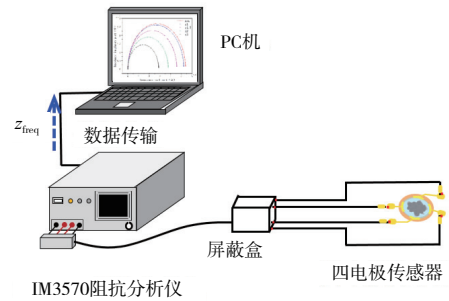


图 4 IM3570 实验系统

将用户 PC 机与阻抗分析仪连接, 运用阻抗分析仪进行检测, 将采集到的数据返回用户电脑中, 可以对采集到的数据进行后续分析, 如运用 MATLAB2021b 软件绘制 Nyquist 图, 判断肌张力等级等。

2.2 实验流程

本文实验在某医院康复科进行。首先, 根据医生的诊断结果选取了不同肌张力等级的患者作为受试者。在告知受试者实验目的、过程及可能

带来的风险,保证其充分理解并征得其同意,签署知情同意书后进行实验。记录受试者的年龄、性别、症状等基本信息,便于后续分析。接着,使用磨砂膏对受试者皮肤进行处理,直至皮肤呈红色状,达到去角质的效果,然后用酒精或专业医用清洁剂对受试者皮肤进行清洁,并安装测试电极,保证接触良好。测试时,4个电极以3~4 cm的等间隔呈列状排列在受测部位,如图5所示。

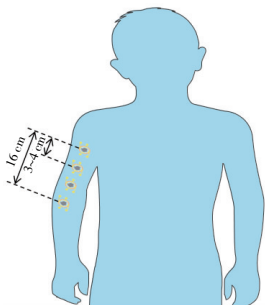


图5 四电极排列方式

测试时,需保证电极固定,避免松动后,连接到检测IM3570阻抗分析仪检测平台上,在受试者完全放松的状态下,测量得到其静态下的肌张力水平。根据不同患者的实际情况,给受试者发出指定动作并完成,测量此时的肌张力。为了保证实验结果的准确性和可靠性,需进行多次实验,避免其偶然性。

3 生物阻抗检测实验结果分析

3.1 入组成员选择

为了评估不同肌张力等级的受试者,并考虑不同人群,平衡年龄、性别,本文选择了不同的入组成员,其信息如表2所示。

表2 入组成员情况统计

分类	数量/个	平均年龄/岁	平均围度/cm
正常	37	67.5	32.1±0.6
患者	39	61.8	32.4±0.8

上述受测者均被排除患有严重疾病、近期正在使用药物、近期接收过手术、具有认知障碍的患者,确保受测者的状态是仅因肌张力带来的。本研究经某医院伦理委员会审批通过(No.2025-SR-469),试验前取得所有受试者的知情同意。

3.2 实验结果

本文主要关注不同肌张力等级患者的生物阻

抗差异,因此实验部分分为两种情况进行。第1种情况是针对不同肌张力等级患者的同一部位进行测量,第2种是针对同一受测者,其患病部位与正常部位的生物阻抗进行测量。对所有受测者均按照这2种方式进行分类,完成测量后进行对比分析。

根据1.2节中提出的生物组织等效电路模型,将采集到的数据代入三元件电路,并做出其Nyquist图像,分别进行对比。图6、图7分别为受测者1和受测者2的Nyquist图、阻抗幅值图对比。其中,受测者1为319床患者,受测者2为正常。

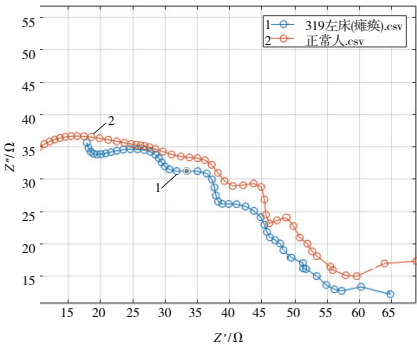


图6 受测者的Nyquist图

可以发现,肌张力患者的弛豫阻抗为 $Z = 47.74 \Omega$,正常受测者为 $Z = 55.41 \Omega$ 。此外,瘫痪患者的阻抗幅值为 $Z = 72 \Omega$,也显著低于正常患者的阻抗幅值 $Z = 81 \Omega$ 。因此,弛豫阻抗和阻抗幅值可以进行用作判断受测者是否患有肌张力的依据。

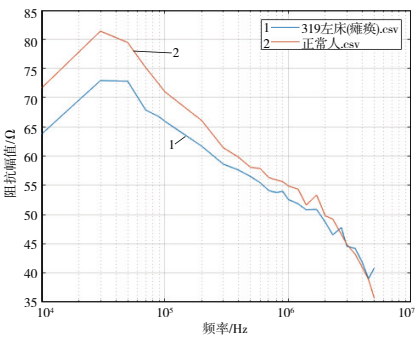


图7 受测者的阻抗幅值图

在Nyquist图中,瘫痪患者的阻抗整体低于正常患者。肌张力患者的弛豫频率为 $f = 35 \text{ kHz}$,正常受测者的弛豫频率为 $f = 32 \text{ kHz}$ 。因此,由于阻抗值存在显著差异,可以运用具体的阻抗值和阻抗幅值判断是否患病。而弛豫频率患者与正常受测者差距并不显著,不作为进行结果区分的要素。

此外,本文还选取了同一受测者的不同肌张力等级部位进行了测量。该受测者的右侧肱二头肌诊断结果为软瘫,左侧肱二头肌为正常。以受

测者3为例,图8、图9分别为其左侧肱二头肌和右侧肱二头肌的Nyquist图、阻抗幅值图对比。

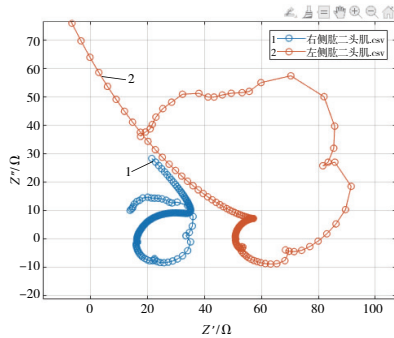


图8 受测者的Nyquist图

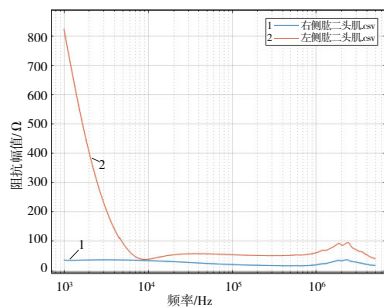


图9 受测者的阻抗幅值图

可以发现,该受测者的左肱二头肌弛豫阻抗为 $Z=98.2\ \Omega$,右侧肱二头肌为 $Z=45.5\ \Omega$,且在Nyquist图中,右侧肱二头肌阻抗整体低于左侧肱二头肌的阻抗值。此外,左侧肱二头肌的弛豫频率为 $f=2\ \text{MHz}$,正常受测者的弛豫频率为 $f=2\ \text{MHz}$ 。因此,患病侧的弛豫阻抗与阻抗幅值一般为 $30\sim 50\ \Omega$,显著小于正常侧的 $50\sim 100\ \Omega$ 。而弛豫频率仍相差不大,不作为进行结果区分的要素。

结合对受测者的测量结果,发现患有肌张力的部位,生物阻抗幅值显著低于正常部位,可以以此作为肌张力等级的判断依据。

这是由于患有肌张力部位常处于肌肉异常收缩状态,在此状态下,肌肉无法正常放松,长期处于紧绷状态,而正常部位相较之下长期处于放松状态^[20-22]。当肌肉处于紧绷状态下,脂肪代谢加速,导致脂肪含量减少^[23]而脂肪作为一种不良导体,其水分和电解质含量没有肌肉中多,导电性能差,所以脂肪的阻抗一般高于肌肉的阻抗^[24]。因此,在同样围度的受测者中,患有肌张力的肢体阻抗幅值小于正常部位,且肌张力等级越高,阻抗幅值越小。

3.3 肌张力分类模型

在1.2节中,我们搭建了生物阻抗谱的等效

电路模型,该模型最终将生物组织等效为由 R_e , R_i , C_m 组成的电路,这3个电学特征参数决定了生物阻抗谱以及Nyquist图像。将3.2节的实验中测量得到的生物阻抗谱代入等效电路图中,可以反提取 R_e , R_i , C_m 这3个电学参数,运用机器学习算法对测量得到的数据进行分类,判断是否患有肌张力。在KNN算法中,对是否患肌张力的分类准确性达到了94.7%,其散点图如图10所示,混淆矩阵图和ROC曲线如图11、图12所示。

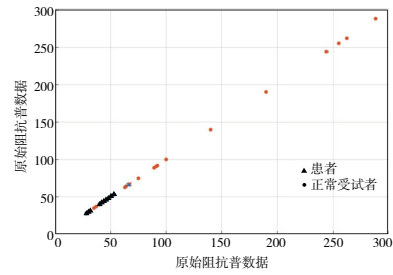


图10 KNN算法预测散点图

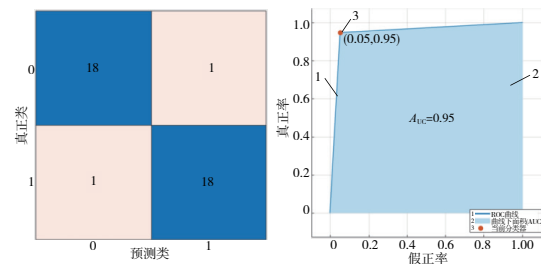


图11 混淆矩阵图

图12 ROC曲线图

由图10可见,正常受试者的阻抗值整体较高,仅有个别受试者的测量值存在异常,可以认为是测量过程中电极接触不良等原因所致,总体上机器学习算法具有较高准确性。

图11的混淆矩阵显示了一个二分类模型的结果,这个二分类即“患有肌张力”和“正常受试者”,其中,真正例为18,假正例为1,真负例为18,假负例为1,其准确率为94.7%,表明该机器学习模型在区分正负类上表现良好,能够进行区分。图12的ROC曲线图中,曲线下的面积AUC(area under curve)的值为0.95,表明该机器学习模型对样本数据集具有很高的区分能力,能够正确区分患者和正常受测者。此外,图中还标注了最佳阈值点为(0.05, 0.95),说明在阈值0.05时,该模型的分类性能为最优。

由此可见,本文搭建的等效电路模型的3个电学参数可以用于是否患有肌张力和肌张力的分

类评估中,并且其分类准确度达到 94.7%,具有良好的分类效果。运用同样的算法,对受测者进行更详细的肌张力等级区分并进行标注,并加大样本量,运用机器学习算法,可以更准确的对受测者的肌张力等级进行区分。

4 结语

本文提出了一种基于生物阻抗谱的肌张力障碍程度识别方法。主要内容如下。1)分析了肌张力导致的生物组织在电学参数上的变化;2)进行了实验验证,发现存在肌张力的部位,其阻抗幅值一般在 30~50 Ω ,显著小于正常侧的 50~100 Ω ,可以运用生物阻抗幅值对是否患有肌张力以及肌张力等级进行判断,而弛豫频率因差距不大不作为判断依据;3)建立了人体肌肉等效电路模型,利用已搭建的生物组织等效电路求出电学参数 R_e , R_i , C_m ,针对这 3 个参数值,运用机器学习算法进行分类,分类准确率达到 94.7%。证明了本文提出的识别方法能够帮助识别肌张力障碍程度。

参考文献:

- [1] FAHN S. Concept and classification of dystonia [J]. *Advances in Neurology*, 1988, 50: 1-8.
- [2] ALBANESE A, BHATIA K, BRESSMAN S B, et al. Phenomenology and classification of dystonia: a consensus update [J]. *Movement Disorders*, 2013, 28(7): 863-873.
- [3] 王琳,万新华,陈海波. 肌张力障碍诊断中国专家共识[J]. *中华神经科杂志*, 2020, 53(1): 8-12.
- [4] 中华医学会神经病学分会帕金森病及运动障碍学组. 肌张力障碍诊断与治疗指南[J]. *中华神经科杂志*, 2008, 41(8): 570-573.
- [5] MA J, WANG L, YANG Y M, et al. Targeted gene capture sequencing in diagnosis of dystonia patients[J]. *Journal of the Neurological Sciences*, 2018, 390: 36-41.
- [6] 张心培,刘楠,周谋望. 肌张力评定方法的研究进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2021, 36(7): 873-880.
- [7] BOHANNON R W, SMITH M B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity [J]. *Physical Therapy*, 1987, 67(2): 206-207.
- [8] GREGSON J M, LEATHLEY M J, MOORE A P, et al. Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients [J]. *Age and Ageing*, 2000, 29(3): 223-228.
- [9] 姚佳烽,邓琪,刘凯. 基于医工融合的高端医疗装备研究进展[J]. *机械制造与自动化*, 2022, 51(2): 1-4, 8.
- [10] 彭俊文,胡松佩,洪志扬,等. 皮肤肿瘤早期筛查的快速无创电阻抗检测方法[J]. *生物化学与生物物理进展*, 2024, 51(5): 1161-1173.
- [11] 胡松佩,徐德洪,李彦,等. 基于高密度传感器的舌癌组织边界三维电阻抗成像方法[J]. *分析化学*, 2023, 51(12): 1924-1934.
- [12] HONG Z Y, ZHU J, WU Y, et al. A whale optimization detection (WOD) method for bladder volume estimation with bioelectrical impedance spectroscopy (BIS) [J]. *Measurement Science and Technology*, 2024, 35(3): 035101.
- [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[J]. *物理学报*, 2020, 69(16): 90-97.
- [14] 任超世. 生物电阻抗测量技术[J]. *中国医疗器械信息*, 2004, 10(1): 21-25.
- [15] MCGLENNEN M, DIESER M, FOREMAN C M, et al. Monitoring biofilm growth and dispersal in real-time with impedance biosensors [J]. *Journal of Industrial Microbiology and Biotechnology*, 2023, 50: kuad022.
- [16] 刘凯,程晓璇,万建芬,等. 基于生物阻抗谱的干细胞发育过程电学特性研究[J]. *分析化学*, 2022, 50(8): 1188-1195.
- [17] SCHWAN H P. Electrical properties of tissue and cell suspensions[M]//*Advances in Biological and Medical Physics*. Amsterdam: Elsevier, 1957: 147-209.
- [18] ROMERO FOGUÉ D, MASOT PERIS R, IBÁÑEZ CIVERA J, et al. Monitoring freeze-damage in grapefruit by electric bioimpedance spectroscopy and electric equivalent models [J]. *Horticulturae*, 2022, 8(3): 218.
- [19] 李建平,何立栋,万嫩,等. 基于浓厚分散系 HANAI 理论的血液温度生物电阻抗特性量化表征研究[J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(9): 236-243.
- [20] SHIGETO H, NISHI Y, OSUMI M, et al. Combined abnormal muscle activity and pain-related factors affect disability in patients with chronic low back pain: an association rule analysis [J]. *PLoS One*, 2020, 15(12): e0244111.
- [21] SOLOPOVA I A, SELIONOV V A, ZHVANSKY D S, et al. Investigation of muscle tone in patients with Parkinson's disease in unloading conditions [J]. *Human Physiology*, 2014, 40(2): 125-131.
- [22] DEL ROSARIO FERREIRA-SÁNCHEZ M, MORENO-VERDÚ M, CANO-DE-LA-CUERDA R. Quantitative measurement of rigidity in Parkinson's disease: a systematic review[J]. *Sensors*, 2020, 20(3): 880.
- [23] DO A H SOUZA A C, TROSCHER A S, et al. Skeletal muscle adiposity, coronary microvascular dysfunction, and adverse cardiovascular outcomes [J]. *European Heart Journal*, 2025, 46(12): 1112-1123.
- [24] 毛雅,姚颖. 生物电阻抗分析的临床应用[J]. *华中科技大学学报(医学版)*, 2022, 51(5): 706-711.