

华中科技大学

本科生毕业设计（论文）开题报告

题 目：基于下肢肌骨生物力学的肌肉痉挛
定量评估研究

院 系 人工智能与自动化学院

专业班级 自动化卓越 2001 班

姓 名 孙徐舟

学 号 U202014916

指导教师 黄剑

2024 年 1 月 19 日

一、课题来源、目的、意义

在过去的 40 年里，对上运动神经元综合征（UMNS）的研究主要集中在痉挛[1]。Lance 将痉挛定义为一种运动障碍，其特征是由于拉伸反射的过度兴奋性导致强直性拉伸反射增加，并伴有过度的肌腱抽搐[2]。我们通常发现这种综合征的大多数情况是在中风、脊髓损伤或其他影响中枢神经系统（CNS）的神经系统疾病之后。因此，由于症状的异质性和运动控制的性质，痉挛现象是复杂的。

一方面，药理学和非药理学方法疗法已被用作减少痉挛影响的治疗方法[3]。关于药物治疗，巴氯芬被认为是一线对策之一，但骨 A 毒素是用于缓解痉挛影响的最常见药物[4]。注射可减少长达 3 个月的肌肉张力，并提高上肢能力[5]。非药物治疗主要涉及物理干预，旨在最大限度地减少结缔组织、肌肉和关节的粘弹性特性的变化[6]。此外，最近的研究证实，Bont-A 与身体康复的联合使用缩短了患者的康复时间[7]；然而，考虑到以前的研究和综述，还需要更多的临床试验来支持分析[8, 9]。

另一方面，在过去的几十年里，对痉挛的理解和诊断呈指数级发展[10]，评估程序已经尝试了多种方法。一开始，学者就创建了一些量表来评估疾病的水平[11]，如改良的 Ashworth 量表（MAS）、Tardieu 量表等[10]。目前，尽管已经提出了新的方法，但这些量表仍然是临床实践中的黄金标准[12]。临床医生通过多年来的感知、经验和训练来评估患者的痉挛状态，显然有很大的主观性。

肌肉痉挛是许多神经系统疾病常见的症状，特别是在中风、脑外伤、脊髓损伤等导致的偏瘫患者中。肌肉痉挛不仅影响患者的日常生活和运动功能，还可能导致关节挛缩、肌肉萎缩等并发症，严重影响患者的生活质量。因此，对肌肉痉挛进行有效的评估和治疗是康复医学领域的一个重要课题。本研究旨在利用 OpenSim 软件配置环境，搭建下肢肌骨生物力学模型，并探索肌肉痉挛对肌张力的变化规律。通过对痉挛强度的定量评估，构建肌肉痉挛强度监测模型，为肌肉痉挛的研究和治疗提供科学依据。

痉挛性脑瘫（CP）的特点是关节运动阻力增加，这是由神经和组织损伤引起的。神经损伤包括反射活动增加（即肌肉张力或痉挛的速度依赖性增加）、共收缩和非拉伸相关收缩（即背景激活）。组织损伤包括结缔组织、肌肉或肌腱的粘弹性改变。神经损伤和组织损伤之间的区别在很大程度上指导了旨在降低关节阻

力的治疗方法的选择。

本研究的意义在于提供一种基于下肢肌骨生物力学的肌肉痉挛定量评估研究方法，构建肌肉痉挛强度监测模型，为肌肉痉挛的研究和治疗提供新的视角和科学依据。具体而言，以下是本研究的主要意义：

1. 深入理解肌肉痉挛机制：通过搭建下肢肌骨生物力学模型，我们可以探索肌肉痉挛对肌张力的变化规律。这将有助于进一步理解肌肉痉挛的机制，包括相关肌肉和神经系统的变化、病理性因素的作用等。

2. 提供科学依据支持临床治疗：通过构建肌肉痉挛强度监测模型，本研究将为临床医生提供科学依据和工具来评估肌肉痉挛的严重程度。这将有助于优化治疗方案的选择，提高病人的康复效果和生活质量。

3. 推动肌肉痉挛研究和开发创新治疗方法：本研究将为肌肉痉挛领域的研究和开发提供新的思路和方法。通过对肌肉痉挛强度的定量评估，我们可以更准确地评估治疗效果，为研究人员提供新的方向和策略，促进创新治疗方法的开发。

二、国内外研究现状与发展趋势

2.1 国外研究现状

定性测量在临床环境中广泛用于评估痉挛，最显著的是改良 Ashworth 量表（MAS）[13, 14]，Anand D Pandyan 等人（2002）尝试对肘屈肌痉挛状态采用改良的 Ashworth 量表（MAS）进行评级，并通过使用定制设备测量屈肌表面肌电图进行量化。还评估了肘部力量（等长）、握力和上肢功能（手臂动作研究测试），然而，它往往是主观的，严重依赖于检查者的经验，并且是不准确的，尤其是对下肢[15]。即使是上肢，评分者之间和评分者内部的可靠性也不一致。虽然一些研究报告了良好的评分者间和评分者内可靠性[14, 16]，主要针对上肢肌肉，但其他研究报告了评分者之间的可靠性较差[17]。这种临床评分也无法区分先前讨论的 UMNS 中出现的重叠症状。这些分数也对导致痉挛的因素视而不见，因此无法帮助理解潜在的现象。

Tardieu 量表是另一种肌肉痉挛的临床测量方法，通过评估慢速和快速下的被动肌肉反应，可以更好地解释痉挛的速度依赖性特征。Tardieu 量表及其修改版本最近比 AS 和 MAS 更受欢迎[18]，因为它们更好地遵循 Lance 的定义，并且对

痉挛的变化更敏感，但是仍然缺少对 Tardieu 量表作为痉挛测量指标的可靠性和质量的研究。

为了解决现有临床评分的不足，近几十年来对痉挛的客观测量进行了研究。首先是肌电图（EMG），它测量肌肉在收缩过程中产生的电流，该信号可以代表给定肌肉的活动。Steele 等人[19]证明了间隔六周的临床访视之间表面肌电（sEMG）记录和肌肉协同作用分析的高可重复性，这表明信号分析结果的任何变化都反映了肌肉活动的真实变化。在痉挛定量建模的某些方法中，准确检测肌肉活动的开始是重要的。

大多数定量评估痉挛的研究都使用了机械化器械[20]，在实验过程中支撑肢体。这样的装置允许肢体的手动或电动运动，同时用集成传感器记录运动学和扭矩数据。这种方法是有效的，可用于高可靠性的初步研究，但这种设置的限制性并不能代表日常生活中真实、自然运动的所有方面。更重要的是，所使用的设备通常体积庞大，尤其是如果它们涉及机器人组件，这在临床环境中的广泛应用是不可行的。

之后改进为可穿戴设备[21]，但是还有一些问题：所得到的测量结果对于传感器的放置将不是鲁棒的；例如如果传感器没有与运动轴完全对准。当旋转轴发生变化时，电角度计测量也可能导致关节角度估计不准确。此外，使用电角度计测量关节角度依赖于准确识别旋转中心，例如膝关节，其随着运动而变化，并且难以手动识别和跟踪。

最近关于痉挛的研究中使用了惯性测量单位（IMU）[22]。制定了 IMU 校准程序，以纠正不完美的位置和方向，并产生准确表示所研究肢体真实运动的信号。在评估康复运动表现的研究中，即使使用单个 IMU 也可以进行准确的运动分析[23]。作为可穿戴传感器，IMU 在临床环境中使用比体积较大或固定的替代品更方便、更实用。

下面介绍三种目前最常用的建模方法：

2.1.1 机械建模

Chung 等人[20]测量了被动背屈和跖屈运动过程中偏瘫痉挛性踝关节的阻力关节力矩和角位置屈 ROM 曲线内的面积表示背屈过程中的能量损失，然后通过 ROM 极限对其进行归一化。较高的硬度和能量损失表明关节运动过程中的阻力

较高，表明严重痉挛。足底屈曲和背屈标称极限下的阻力力矩以及 ROM 也被视为结果指标，其中 ROM 较小和力矩较高表明痉挛更严重。与健康对照受试者相比，参与的中风受试者表现出显著更高的阻力矩、刚度和能量损失，以及更低的 ROM。这些被动生物力学特性与 MAS 评分具有中等至较低的相关性因此可以提供作用于踝关节的肌肉痉挛的信息性测量。

2.1.2 肌肉骨骼和神经动力学模型

为了对痉挛的神经和物理成分进行建模，几项研究设计了理论控制器，包括肌肉骨骼几何形状、肌肉肌腱动力学、肌肉纺锤体、运动神经元池和随后的肌肉激活。理论控制器接收测量的运动学作为输入，以估计肌肉在给定被动运动中产生的力或力矩[24]。控制器参数由神经和非神经参数组成（例如，肌梭发射率、被动粘弹性等），并被优化以适应测量数据。估计的力或力矩通常表示为惯性、重力和主动肌肉力的影响之和。

2.1.3 阈值控制建模

中枢神经系统（CNS）如何控制人类运动的一个假设是阈值位置控制，或者更一般的形式是平衡点（EP）假设。EP 假说表明，中枢神经系统改变了肌肉中长度和力量之间的关系，以达到一个新的位置和力量平衡，在这个位置和平衡处，相反的肌肉力量得到平衡，从而产生运动或静止姿势。Levin 和 Feldman[25]使用 sEMG 记录来检测在不同速度的被动伸展过程中，由于痉挛性过度兴奋而引起的肘屈肌激活的开始。使用关节角速度和痉挛开始时的关节角度来定义动态拉伸反射阈值（DSRT）。以不同的速度多次重复被动肘部伸展，可以进行数据驱动的建模，在给定运动和相关肌肉的组合数据上建立线性回归模型。该线性模型在零速度下的截距表示张力拉伸反射阈值（TSRT）。

2.2 国内研究现状

在中国，郭天赐等人（2023）针对中国成年人群体的特点，系统阐述 OpenSim 建模及仿真模拟过程，从基础和临床角度分析 OpenSim 肌骨模型在膝关节生物力学研究中的应用优势及局限，并从建模准确性、验证建模准确性的标准及未来潜在的仿真研究方向进行探讨，以期后续 OpenSim 肌骨模型在膝关节生物力学研究中的应用提供借鉴和参考[26]。

董浩等人（2023）的研究则集中在以下肢运动为研究对象，通过计算机技术进

行肌骨运动系统建模仿真等相关研究。采用三维动态捕捉技术复现人体不同姿态运动,借助 OpenSim 平台动力学仿真得到目标肌群激活代谢水平,模拟辅助装置作用下的系统运动表现[27]。

2.3 研究进展和趋势

目前,关于肌肉痉挛的研究主要集中在临床评估和治疗方面,而定量的生物力学评估方法还不够成熟。本课题旨在填补这一空白,通过建立基于 OpenSim 的下肢生物力学模型,对肌肉痉挛进行定量分析,为临床治疗提供理论和技术支持。综上所述,国内外在肌肉痉挛研究领域已经取得了重要的进展,但仍存在着一些问题和挑战。传统上,痉挛评估是由临床医生使用标准化程序进行客观评估的。然而,这些程序是手动执行的,因此,它们可能会受到临床医生的主观性或专业知识的影响。基于下肢肌骨生物力学的肌肉痉挛定量评估是一个活跃且不断进步的研究领域。随着技术的不断发展,未来有望开发出更加高效、精准的评估方法,为偏瘫患者的治疗和康复提供更有力的支持。下一步的发展趋势将集中在更加精确和客观的定量评估方法、深入标准化指标、智能化评估、人机交互安全性的进一步推进[28]。

三、预计达到的目标、关键理论和技术、主要研究内容、完成课题的方案及主要措施

1、预计达到的目标

搭建下肢肌骨生物力学模型,研究痉挛导致肌张力的变化规律,构建肌肉痉挛强度监测模型。

2、关键理论和技术

2.1. 生物力学建模

生物力学建模可以依赖 OpenSim 来实现:

数据采集: 收集用于建模的相关数据,包括人体解剖结构、肌肉力量、关节运动范围等。这些数据可以通过医学影像技术(如 MRI、CT 扫描)和运动捕捉系统等获取。

建立骨骼模型: 使用 OpenSim 的建模工具,根据采集到的骨骼结构数据,创建人体下肢的骨骼模型。这包括骨骼的几何形状和关节的连接关系。

划分肌肉: 根据解剖学知识和文献资料,将下肢骨骼模型划分为不同的肌肉

组。每个肌肉组都与特定的骨骼区域相连，并具有特定的力量和活动范围。

肌肉建模：使用 OpenSim 的肌肉建模工具，为每个肌肉组分配力量、长度-张力关系和活动范围等参数。这些参数可以基于文献数据、实验测量或估计来确定。

运动模拟：通过设置初始条件和施加外部力，使用 OpenSim 进行运动模拟。模拟可以是静态的（如关节角度）或动态的（如运动轨迹）。模拟可以产生关节力矩、肌肉力量和运动轨迹等输出结果。

仿真优化：根据需要，可以使用 OpenSim 的优化工具对模型进行参数优化。优化可以通过调整肌肉力量、活动范围等参数，以使模拟结果与实际观测数据尽可能接近。

结果分析：对模拟结果进行分析和解释。这包括评估肌肉力量、关节力矩、运动轨迹等指标，以及与实际观测数据的比较和验证。

2.2. 面向肌肉痉挛的非线性优化

要找到肌肉状态和肌张力的变化规律，必须要能够对数据有效处理，建立数学模型，模型可以基于已知的生理学和生物力学原理，通过数学方程和参数来描述痉挛对肌肉张力的影响。对实验数据进行统计分析和模式识别，以揭示痉挛导致肌肉张力的变化规律。

非线性优化是一种数学方法，用于解决非线性问题中的最优化（优化）问题。在肌肉痉挛研究中，非线性优化可以应用于估计肌肉痉挛产生的肌电数据。肌电数据是通过测量肌肉电活动来获取的。肌电信号是由肌肉收缩引起的电流产生的，可以通过肌电传感器记录和测量。肌电信号的特征可以提供关于肌肉痉挛的信息，如肌肉活动的强度、时序和频率等。基于肌电数据进行非线性优化的目的是找到最优的参数或模型，以最好地拟合观测到的肌电信号。这可以帮助研究人员理解肌肉痉挛的机制，并提供有关痉挛程度和痉挛产生的关节阻力矩的定量评估。在进行非线性优化时，需要选择适当的优化算法和目标函数。优化算法可以是梯度下降法、遗传算法、粒子群算法等。目标函数是衡量拟合程度的指标，可以使用最小二乘法、最大似然估计等。

非线性优化的基本原理是通过调整模型参数，使模型产生的肌电信号与实际观测到的肌电数据尽可能接近。通过迭代计算，优化算法会逐步调整参数值，直

到达到最优的拟合效果。

需要注意的是，非线性优化是一个复杂的过程，需要合理选择模型、优化算法和参数设置，以及进行适当的数据预处理和验证。此外，非线性优化的结果应该与实际情况进行比较和解释，以确保其合理性和可靠性。

3、主要研究内容

- 3.1. 查阅人肢体肌肉痉挛相关的研究进展及研究方法。
- 3.2. 了解偏瘫病人的异常运动模式以及相应的肌肉痉挛情况。
- 3.3. 学习 OpenSim 软件，建立人体的下肢生物力学模型。
- 3.4. 查找相关数据集，深入研究肌肉状态和肌张力的变化规律。
- 3.5. 基于 OpenSim 软件，建立肌肉痉挛强度监测模型，估计肌肉痉挛产生的关节阻力矩。

4、完成课题的方案及主要措施

具体而言，我们将通过以下步骤来实现课题：

1. 配置 OpenSim 软件环境：使用 OpenSim 软件搭建下肢肌骨生物力学模型，包括骨骼结构、肌肉群和关节运动模式等。通过模拟和仿真，我们能够更好地理解下肢肌骨的生物力学特性。

2. 分析肌肉痉挛对肌张力的影响：通过在下肢肌骨模型中引入肌肉痉挛的变化模型，我们将研究肌肉痉挛导致肌张力的变化规律。通过量化分析，我们可以了解痉挛对特定肌肉群的影响程度，以及不同程度和类型的痉挛对肌张力的影响。

3. 构建肌肉痉挛强度监测模型：基于从仿真模拟结果中获得的数据，我们将探索肌肉痉挛强度的测量和监测方法。这将使临床医生能够准确评估痉挛的严重程度，进而为治疗方案的选择提供科学依据。

四、课题研究进度安排

表 1 课题研究进度安排表

学期	周次	工作任务
2023-2024 第一学期	19 周——21 周	查找并翻译文献，完成开题报告
	1 周——4 周	学习 OpenSim 环境，建立人体下肢生物力学模型

2023-2024	2 周——6 周	研究痉挛检测手段，提出肌肉痉挛监测模型
第二学期	6 周——10 周	完成算法程序，在 OpenSim 环境下验证痉挛模型的有效性
	10 周——12 周	撰写论文，答辩

五、主要参考文献

- [1] Biering-Sørensen, F.; Nielsen, J.B.; Klinge, K. Spasticity-assessment: A review. *Spinal Cord* 2006, 44, 708 – 722.
- [2] Lance, J.W. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenbeg Lecture. *Neurology* 1980,30, 1303.
- [3] Kuo, C.L.; Hu, G.C. Post-stroke Spasticity: A Review of Epidemiology, Pathophysiology, and Treatments. *Int. J. Gerontol.* 2018, 12, 280 – 284.
- [4] Rekand, T. Clinical assessment and management of spasticity: A review: Clinical assessment and management of spasticity . *Acta Neurol. Scand.* 2010, 122, 62 – 66.
- [5] Kwakkel, G.; Meskers, C.G.M. Botulinum toxin A for upper limb spasticity . *Lancet Neurol.* 2015, 14, 969 – 971.
- [6] Thibaut, A.; Chatelle, C.; Ziegler, E.; Bruno, M.A.; Laureys, S.; Gosseries, O. Spasticity after stroke: Physiology ,assessment and treatment. *Brain Inj.* 2013, 27, 1093 – 1105.
- [7] Kinnear, B.Z.; Lannin, N.A.; Cusick, A.; Harvey , L.A.; Rawicki, B. Rehabilitation Therapies After Botulinum Toxin-A Injection to Manage Limb Spasticity: A Systematic Review. *Phys. Ther.* 2014, 94, 1569 – 1581.
- [8] Hesse, S.; Reiter, F.; Konrad, M.; Jahnke, M.T. Botulinum toxin type A and short-term electrical stimulation in the treatment of upper limb flexor spasticity after stroke: A randomized, double-blind, placebo-controlled trial. *Clin. Rehabil.* 1998, 12, 381 – 388.
- [9] Hoare, B.J.; Imms, C. Upper-Limb Injections of Botulinum Toxin-A in Children With Cerebral Palsy:A Critical Review of the Literature and Clinical Implications for Occupational Therapists. *Am. J. Occup. Ther.* 2004, 58, 389 – 397.
- [10] Petek Balci, B. Spasticity measurement. *Arch. Neuropsychiatry* 2018, 55, s49 –

s53.

[11] Sherwood, A.; McKay, W.B. Spasticity and Upper Motor Neuron Dysfunction. In *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*; Akay, M., Ed.; John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, NJ, USA, 2006; p. ebs1109.

[12] Wang, H.; Huang, P.; Li, X.; Samuel, O.W.; Xiang, Y.; Li, G. Spasticity Assessment Based on the Maximum Isometrics Voluntary Contraction of Upper Limb Muscles in Post-stroke Hemiplegia. *Front. Neurol.* 2019, 10, 465.

[13] Pandyan A D, Vuadens P, van Wijck F M J, et al. Are we underestimating the clinical efficacy of botulinum toxin (type A)? Quantifying changes in spasticity, strength and upper limb function after injections of Botox® to the elbow flexors in a unilateral stroke population[J]. *Clinical rehabilitation*, 2002, 16(6): 654-660.

[14] Bohannon R W, Smith M B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity[J]. *Physical therapy*, 1987, 67(2): 206-207.

[15] Pandyan A D, Johnson G R, Price C I M, et al. A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity[J]. *Clinical rehabilitation*, 1999, 13(5): 373-383.

[16] 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.

[17] Blackburn M, Van Vliet P, Mockett S P. Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke[J]. *Physical therapy*, 2002, 82(1): 25-34.

[18] Vattanasilp W, Ada L, Crosbie J. Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke[J]. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 2000, 69(1): 34.

[19] Steele K M, Munger M E, Peters K M, et al. Repeatability of electromyography recordings and muscle synergies during gait among children with cerebral palsy[J]. *Gait & posture*, 2019, 67: 290-295.

[20] Chung S G, Van Rey E, Bai Z, et al. Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia[J]. *Archives of physical medicine and*

rehabilitation, 2004, 85(10): 1638-1646.

[21] Attal F, Mohammed S, Dedabrishvili M, et al. Physical human activity recognition using wearable sensors[J]. *Sensors*, 2015, 15(12): 31314-31338.

[22] Arami A, Tagliamonte N L, Tamburella F, et al. A simple tool to measure spasticity in spinal cord injury subjects[C]//2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, 2017: 1590-1596.

[23] Whelan D F, O'Reilly M A, Ward T E, et al. Technology in rehabilitation: evaluating the single leg squat exercise with wearable inertial measurement units[J]. *Methods of information in medicine*, 2017, 56(02): 88-94.

[24] Shin W S, Chang H, Kim S J, et al. Characterization of spastic ankle flexors based on viscoelastic modeling for accurate diagnosis[J]. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 2020, 18: 102-113.

[25] Levin M F, Feldman A G. The role of stretch reflex threshold regulation in normal and impaired motor control[J]. *Brain research*, 1994, 657(1-2): 23-30.

[26] 郭天赐,刘爱峰,陈继鑫,等.OpenSim 肌骨模型在膝关节生物力学研究中的应用进展[J].*河北医药*, 2023(021):045.

[27] 董浩.基于 OpenSim 的下肢肌骨运动系统生物力学研究[D].北京化工大学,2023.DOI:10.26939/d.cnki.gbhgu.2023.001951

[28] De-la-Torre R, Oña E D, Balaguer C, et al. Robot-aided systems for improving the assessment of upper limb spasticity: A systematic review[J]. *Sensors*, 2020, 20(18): 5251.

华中科技大学本科生毕业设计（论文）开题报告评审表

姓名	孙徐舟	学号	U202014916	指导教师	黄剑
院（系）专业	人工智能与自动化学院				
指导教师评语					
1. 学生前期表现情况。					
2. 是否具备开始设计（论文）条件？是否同意开始设计（论文）？					
3. 不足及建议。					
<p>孙徐舟同学在阅读一定数量的论文后，对肌肉痉挛领域有了一定了解，深入论述了课题的目的和意义，同时也具备了良好的论文综述能力。在对目前肌肉痉挛的定量评估方法研究后，提出了课题的初步解决方案。</p> <p>开题报告格式规范、语言通顺、结构合理，同意该同学继续开展课题下一阶段研究工作。</p> <p>指导教师（签名）：</p> <p>2024 年 1 月 20 日</p>					
教研室（系、所）或开题报告答辩小组审核意见					
<p>孙徐舟同学在深入研究之后，对该领域有了一定了解，并且具备良好的写代码能力，因此同意该同学继续开展课题下一阶段研究工作。</p> <p>教研室（系、所）或开题报告答辩小组负责人（签名）：</p> <p>2024 年 1 月 20 日</p>					