

基于神经元结构仿真的下肢膝关节神经肌骨有限元模型

刘林金^{1,2}, 李怀仙^{1,2}, 尹鑫海^{1,2}, 何佳伟^{1,2}, 高参³

(1. 西南交通大学机械工程学院, 四川成都 610031; 2. 西南交通大学轨道交通运维技术与装备四川省重点实验室, 四川成都 610031; 3. 成都市第三人民医院, 四川成都 610031)

【摘要】目的 该文将神经肌肉模型与肌骨有限元模型进行联合仿真, 探索神经驱动和肌力之间的交互关系, 以更加清楚地了解神经康复机制。**方法** 首先根据 CT 医学影像建立人体下肢膝关节神经肌骨有限元模型; 然后借鉴猫的比目鱼肌运动神经元结构建立方法, 在 NEURON 软件中建立下肢膝关节屈肌股二头肌的运动神经元模型; 最后, 在 VUAMP 软件中调用通过神经元刺激计算得出的肌力, 仿真神经驱动肌肉的动力学特征。**结果** 通过仿真计算单个神经元在 NEURON 软件中预测的肌力, 与在 VUAMP 软件中集成的模型进行仿真计算所得的肌力进行比较, 其均方根误差很小, 验证了 NEURON 和 Abaqus 的有效集成; 通过集成模型仿真计算得到的运动单元招募规律和峰电位间隔占比与生物医学实验结论相符, 符合人体体内神经行为; 对膝关节半月板进行了接触力分析, 模型仿真结果符合人体生物力学结论, 表明该计算仿真模型的可行性。**结论** 该文建立的神经肌骨模型将有助于研究下肢肌骨运动和神经退行性疾病的机制与治疗策略, 同时可作为下肢外骨骼助力控制策略的参照, 还适用于其他肢体运动动力仿真。

【关键词】 神经肌骨模型; 运动单元; 膝关节; 运动单元招募; 峰电位间隔

【中图分类号】 R318.01

【文献标志码】 A

文章编号: 1674-1242(2025)05-0682-10

A Neuromusculoskeletal Finite Element Model of the Lower Limb Knee Joint Based on Neuron Structure Simulation

LIU Linjin^{1,2}, LI Huaixian^{1,2}, YIN Xinhai^{1,2}, HE Jiawei^{1,2}, GAO Shen³

(1.School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu, Sichuan 610031, China; 2. Sichuan Provincial Key Laboratory of Rail Transit Operation and Maintenance Technology and Equipment, Southwest Jiaotong University, Chengdu, Sichuan 610031, China; 3. Chengdu Third People's Hospital, Chengdu, Sichuan 610031, China)

【Abstract】Objective To explore the interaction between nerve drive and muscle force through the joint simulation of the neuromuscular model and musculoskeletal finite element model, and to understand the mechanism of neural rehabilitation more clearly. **Methods** The neuro musculoskeletal finite element model of the lower limb knee joint was established based on CT medical images. Then, the motoneuron model of the flexor muscle biceps femoris

收稿日期: 2024-11-12。

基金项目: 四川省科技厅省院省校合作项目(24YFHZ0049), 国家自然科学基金项目(51905451)。

第一作者: 刘林金, 男, 硕士研究生, 研究方向为康复机器人。邮箱: 13648233325@163.com。

通信作者: 李怀仙, 女, 讲师, 研究方向为下肢外骨骼技术。邮箱: ynlihuaixian@163.com。

of the lower limb knee joint was established in NEURON software using the method of establishing the structure of soleus motoneuron of the cat. Finally, the muscle force calculated by neuronal stimulation was invoked in VUAMP software to simulate the dynamic characteristics of muscle driven by neural. **Results** The muscle strength predicted by a single NEURON in the NEURON software was compared with the muscle strength obtained by the simulation calculation of the integrated model in VUAMP software. The root-mean-square error was very small, which verified the effective integration of NEURON and Abaqus. The recruitment rule of the motor unit and the proportion of the interspike interval obtained by integrated model simulation were consistent with the conclusion of the biomedical experiment and the neural behavior in the human body. The contact force analysis of knee meniscus was carried out, and the simulation results were consistent with the conclusion of human biomechanics, which shows the feasibility of the simulation model. **Conclusion** The neuromusculoskeletal model established in this paper will help to study the mechanism and treatment of lower limb musculoskeletal movement and neurodegenerative diseases, and can be used as a reference for the assistive control strategy of lower limb exoskeleton, and can also be applied to dynamic simulation of other limb motion.

【Key words】 Neuromusculoskeletal Model; Motor Unit; Knee Joint; Motor Unit Recruitment; Interspike Interval

0 引言

人的肢体运动是由神经系统和肌骨系统的密切合作完成的，在人体的行走步态中，大脑产生神经电信号输入脊髓中枢，脊髓中枢再通过运动神经元接入肌肉组织引起肌肉收缩，从而带动骨骼进行各关节的协调运动。神经康复是指通过各种功能性训练恢复或改善神经系统功能，从而恢复神经功能障碍患者的运动能力。目前，运动神经康复技术的研究大多以镜像神经元系统、神经可塑性等大脑神经机制作为理论支撑。例如，镜像疗法通过将健侧肢体的运动影像呈现给患侧，借助视觉反馈、视错觉和虚拟现实技术，促使患者进行运动模仿和再学习，从而提升大脑的可塑性，促进功能重塑。但现在关于神经可塑性等康复机制的核心原理依然有许多未被探明^[1]。神经驱动与肌肉力之间的关系决定了运动控制和康复效果，运动神经元的电信号通过神经肌肉接头激发肌肉收缩，从而产生相应的运动。因此，准确评估和调节神经-肌肉相互作用是实现精确运动神经康复的关键。当前对神经肌骨模型的研究，是将神经驱动信号和肌骨模型分开探索的。神经驱动信号的探索主要是对脑电图（Electroencephalography, EEG）和肌电图（Electromyography, EMG）进行映射研究^[2-4]。由于脑电信号在传达运动意图过程中的路径较为复杂，而肌电信号是从肌肉表面间接获取神经驱动信息，这两种映射方法均难

以直接反映神经元与肌肉之间的交互机制，因而阻碍了对神经肌肉耦合过程的深入理解。

肌骨系统模型可以分为肌骨多刚体模型和肌骨有限元模型。肌骨多刚体模型通过逆向运动学与动力学，推算出模型中的关节力矩、肌力及肌肉激活状态。Yu 等^[5]构建了膝关节多刚体模型，分析羽毛球运动员髌股关节力学，用步态数据和逆向动力学评估膝关节受力情况。肌骨有限元模型可以进行生物力学分析，在解决软组织形态、材料特性和变形等问题时更具优势^[6]。史旭^[7]借助踝关节有限元模型，深入探讨了踝外侧副韧带损伤对踝关节稳定性的影响，旨在为制定更高效的康复方案提供科学依据。

由于伦理学的限制，本文利用神经元软件 NEURON 借鉴猫神经元结构建立运动单元模型。目前研究人员基于 NEURON 软件开发了猫的腓肠肌^[8] 和比目鱼肌运动神经元^[9] 等模型。人类和猫科动物的中间神经元都参与调节简单的反射反应和复杂的运动，且人类脊髓中间神经元的膜特性和对各种化合物的敏感性都与在猫身上观察到的类似^[10]。同时，肌肉长度的变化对肌梭敏感性的影响规律在人类和猫中都是相似的^[11]。因此，本文将借鉴猫的运动神经元结构模型进行仿真。在肌骨模型方面，本文选择以膝关节屈曲时的生物力学特

性为验证对象，基于 CT 数据建立了下肢膝关节的有限元模型。Kim^[9]为了将神经元模型和肌肉模型进行有效连接，基于实验、HH 神经元模型^[12]和 Hill 肌肉模型^[13]，使用 NEURON 软件开发了一个猫 α 运动神经元的慢运动单元模型，详细地模拟了运动神经元的结构放电生理特性，以及神经刺激与肌力的输入 – 输出关系。由于猫的股二头肌和比目鱼肌的峰值肌力分别为 22 N、21 N^[14]，十分接近，因此本文同样运用基于生理学数据，在 NEURON 软件中建立了股二头肌运动单元模型。

早期的研究主要探讨了神经肌肉模型和肌骨模型。近年来，一些学者开始将神经 - 肌肉 - 骨骼进行联立研究。他们通过肌肉激活动力学将 EMG 信号转化为肌肉激活信号，再利用肌肉收缩动力学将该信号转化为肌肉力并作用在骨骼上。但此类研究多以体表的肌电信号作为刺激输入，对于从脊髓到肌肉的肌力产生机制的仿真探索比较缺乏。针对以上研究局限，本文建立了下肢膝关节的神经肌骨模型，通过 CT 影像建立了下肢膝关节有限元模型，利用 NEURON 软件建立了股二头肌的运动单元模型，通过 Abaqus 子程序将两者进行联立仿真，对神经肌骨模型的软件集成、体内神经行为和生物力学之间的关系进行了论证，仿真结果证明了模型的有效性和合理性。本文建立的神经肌骨模型将有助于研究下肢肌骨运动和神经退行性疾病的机制与治疗策略，同时可作为下肢外骨骼助力控制策略的参照，还适用于其他肢体运动动力仿真。

1 方法与步骤

1.1 下肢膝关节有限元模型的建立

本文中肌骨有限元模型使用的数据来源于在成都市第三人民医院就诊患者的单侧下肢 CT 数据，该患者无膝关节相关疾病，下肢能够正常使用。

将层厚 1 mm 的 CT 数据（1467 层）导入医学三维建模软件 Mimics21.0 中，将骨骼的灰度阈值设定为 278~2132，提取初步的骨骼模型，通过填充工具和手动修复对模型进行精细化修复与填充，再对模型表面进行初步的平滑处理，将 Smooth 参数设为 0.4，平滑次数设为 15，得到三维膝关节模型。通过三维扫描分析软件 Geomagic Wrap 对 Mimics 模

型进行精细化处理，利用重划网格功能，将三角面片边长统一设置为 1 mm，以提高网格质量，使模型的网格更加清晰、精确。再利用删除特征、去除钉状物、网格医生等功能，修复模型表面的小凸起、不平整等缺陷，使模型表面更加光滑、精确，构建膝关节 NURBS（Non-Uniform Rational B-Splines）曲面，将分辨率设置为 20，通过调整控制点密度和曲面参数实现高精度曲面表达，同时保证曲面的连续性和平滑性。将经过精细化处理的模型导入三维建模软件 SolidWorks，利用原点重合进行装配。为了更接近膝关节的真实生理状态，根据已有文献数据对膝关节添加相关软骨^[15]，韧带初应力难以被直接测量，通常也很难通过实验进行验证和评估，因为这涉及复杂的生物组织行为和解剖结构的相互作用。同时，为了降低计算复杂度，本文不考虑韧带初应力的影响。膝关节模型的主要材料属性^[16, 17]如表 1 所示。

表 1 膝关节模型的主要材料属性
Tab.1 Main material properties of the knee joint model

模型假设	泊松比 ν	弹性模量 E	网格类型
骨骼	刚体	无	C3D4
韧带	各向同性线弹性	无 弹簧单元 (N/mm)：外、内髌骨支持带 50，侧副韧带 30，交叉韧带 20	无
半月板	各向同性线弹性	0.49 59	C3D4
软骨	各向同性线弹性	0.46 5	C3D4

将利用 SolidWorks 软件组装好的模型导入有限元软件 Abaqus 中，为了验证膝关节有限元模型屈伸状态下的情况，本文在模型中添加了股二头肌和股外侧肌，这两块肌肉在膝关节屈伸状态下进行等长收缩时起主要作用^[18]。同时，在模型中通过设置连接器的方式添加了膝关节的主要韧带。根据表 1 赋予骨骼、韧带、软骨对应的材料属性，进行有限元网格划分。最后进行分析步、相互作用、载荷等设置，为进行有限元分析做准备。最终构建的肌骨有限元模型如图 1 所示^[19-21]。

1.2 运动单元模型的建立

本文将 Kim^[9] 在 NEURON 7.7.2 模拟环境中开发的慢运动单元仿真模型进行扩展，生成了一个由 300 个运动单元^[22]组成的运动神经元池。在 NEU-

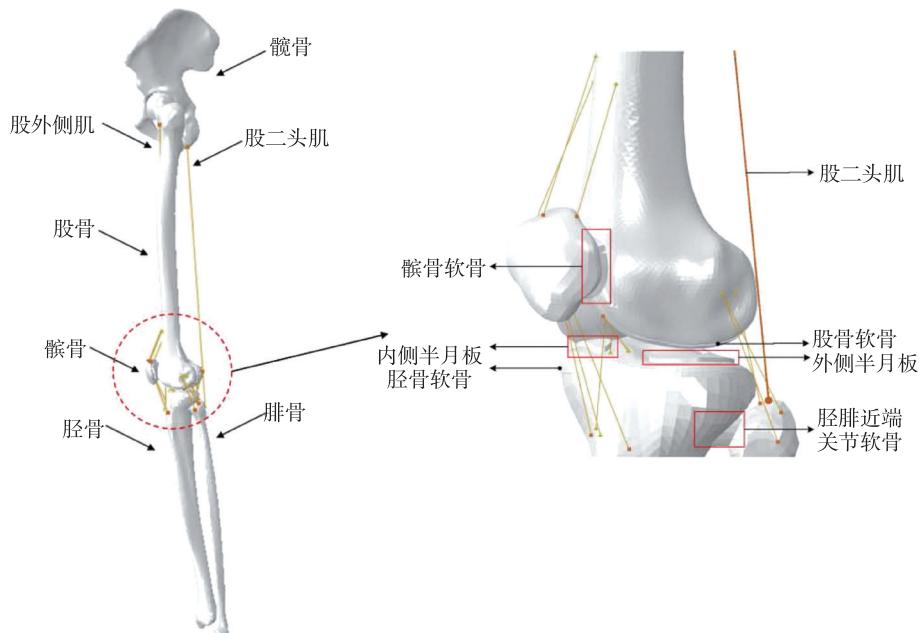


图 1 肌(连接器)骨有限元模型
Fig.1 Finite element model of muscle (connector) and skeleton

RON 软件中导入神经元的生理结构参数, 建立一个包含细胞体、轴突和树突的简单神经元仿真模型, 插入 HH 神经元模型等机制以使神经元仿真模型更接近神经元真实的生理特性。

由于本文主要研究从脊髓运动神经元到肌肉的肌力信号传递和肌力产生过程, 因此还需要建立神经肌肉接头处的模型。该模型的构建需要结合钙动力学、激活动力学和 Hill 方程^[23]。当刺激经过运动神经元神经末梢传递到肌肉接头处时, 神经递质被释放出来, 由此肌纤维内肌浆网 (SR) 和肌浆 (SP) 就会响应刺激释放钙离子。这些化学物质与激活动力学相关, Hill 肌肉模型将得出的激活度 A 转化为肌力 F 。本文使用的 Hill 肌肉模型包括收缩元 (CE) 和串联弹性元 (SE) 两个元素, 能够很好地反映肌肉主动张力部分和肌肉组织本身固有的弹性。文献 [23] 将神经肌肉接头的分子动力学和肌肉的跨桥形成过程通过数学模型进行了描述。

在 NEURON 软件中联合神经元模型和肌肉模型建立运动单元模型, 由于人体股二头肌运动单元数目为 300 个^[22], 故利用 NetPyne 软件将 NEURON 软件开发的运动单元模型中的运动单元数目

扩展到 300 个。对每个运动单元输入相同的刺激, 设置模拟时间和输出参数, 以得到运动单元募集规律的相关结果。

2 神经肌骨有限元框架仿真计算模型

为了能正向仿真计算神经驱动肌骨的肌力, 本文设计了如图 2 所示的神经驱动肌肉力计算流程框架。有限元分析软件 Abaqus 中的 VUAMP 子程序具备非线性负载输入能力, 可以将 NEURON 运动单元模型计算输出的力调用到肌骨有限元模型中的肌肉上, 从而实现神经驱动肌骨模型的正向仿真。

NEURON 用于处理神经元或细胞模型数据, 具有极高的灵活性与便利性。它可以基于解剖学测量的运动神经元数据, 构建神经元结构形态和离子通道, 插入主动和被动生理机制, 生成运动神经元生物物理模型, 进而结合 Hill 肌肉模型构建单个运动单元模型。

NetPyne 是一个基于 Python 的开源工具, 旨在简化生物神经网络的建模、仿真和优化过程。由于单个运动单元无法模拟人体多个运动单元控制肌肉的真实情况, 所以本文通过 NetPyne 将神经元数目扩展到控制人体股二头肌所需的 300 个。

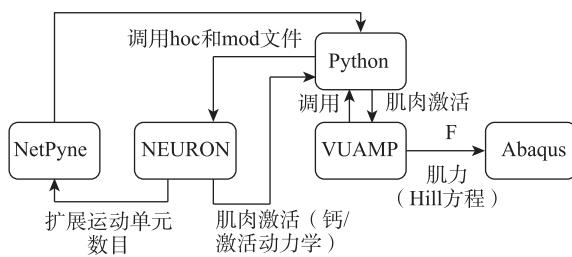


图2 神经驱动肌肉力计算流程框架
Fig.2 Flow framework of nerve driven muscle force calculation

VUAMP 可以定义当前幅值函数的值，也可以用于模型的逻辑控制。一般通过设置传感器的值预定义状态变量，并计算幅值函数的导数和积分。

在 NEURON 模拟过程中，将给定的刺激通过钙动力学、激活动力学和 Hill 方程计算后输出肌肉力，随后通过 Python 将该肌肉力传递至 VUAMP 子程序，并输出到 Abaqus 软件中的股二头肌连接器上，从而在 Abaqus 软件中进行肌肉等长收缩时膝关节的有限元分析，验证神经肌骨模型正向仿真的可行性。

3 模型验证方法

3.1 软件集成验证

本文采用等长收缩状态计算肌肉力的产生过程，验证软件的集成功能。在研究猫的比目鱼肌模型中，肌肉力仿真实验采用等长收缩，肌肉长度分为 0mm、-8mm、-16mm，这是与生理最大长度（0mm）进行对比得到的相对长度，-8mm 是输出肌肉力的最佳长度，为了保持长度变化相同，将 -16mm 作为相对的缩短状态^[9]。由于等长收缩最佳肌肉长度是依据生理实验得到的，为了适应本模型计算肌力的相关参数，本研究采用与文献 [9] 相同的方法和参数进行股二头肌等长收缩肌力仿真计算。

通过给予运动单元模型一个阶梯状刺激，分别在 NEURON 和集成模型中计算肌力。刺激的初始值（运动单元模型的刺激阈值）为 6.78nA。采用交替的兴奋性和抑制性电流施加的刺激模式，能更好地评估模型的准确性和稳定性。

基于相同的阶梯状刺激，分别在 NEURON 的单个运动单元模型和神经肌骨模型框架中计算肌力，对比两组肌力结果，计算它们之间的均方根误差。

3.2 运动单元招募和速率编码验证

运动单元招募遵循大小原则，也就是在电流刺激逐渐增加的过程中，具有较低兴奋阈值的小型运动单元会首先被激活，兴奋阈值较大的大型运动单元会在之后被逐渐激活。同时，运动单元产生动作电位的速率（速率编码）会增加，即连续动作电位放电之间的时间间隔减少。它们对于肌力的精准控制都有十分重要的作用。在 40%MVC 和 75%MVC 两种肌肉强度下，通过给予对应的刺激曲线验证运动单元的招募能力和速率编码。

3.3 膝关节接触力学验证

通过计算膝关节屈曲时半月板的接触应力，验证其是否符合膝关节在屈曲过程中的生物力学特性。模拟神经系统的电信号传递和肌肉收缩机制，将运动神经元池输出的力作用在膝关节的主要屈肌（股二头肌）上。股二头肌的收缩会引起膝关节的屈曲运动，从而挤压半月板产生接触应力。

4 仿真计算结果

4.1 软件集成的验证结果

为了验证本文所建立的下肢膝关节神经肌骨有限元模型的有效性，首先在 NEURON 软件中仿真单个运动单元接受阶梯状刺激的过程，如图 3 (a) 所示，得到的肌力结果如图 3 (b) 所示。然后通过整合模型，在 VUAMP 子程序中对单个运动单元施加相同的刺激，得到的肌力结果如图 3(c) 所示。计算两组肌力的均方根误差：在肌肉最佳收缩长度（-8mm）下的均方根误差为 0.09N，在最大收缩状态（-16mm）下的均方根误差为 0.14N，在延长状态（0mm）下的均方根误差为 0.12N。3 个均方根误差占实际数据范围的比例分别为 0.4%、0.8%、0.6%，都小于 10%^[24]，在合理范围内^[25]，由此验证了神经元模型和有限元软件环境的有效集成。

运动单元模型的刺激阈值为 6.78 nA（阶梯状刺激的初始值）。观察图 3 (a) 中 3~4s 和 9~10s 两个刺激时间段对应的图 (b) 和 (c) 中的肌力，可知在未达到刺激阈值的电流强度的作用下，无法计算肌力，符合实际的人体生理情况。

同时，运动单元模型对刺激的变化也是非常灵敏的。例如，在图 3 (a) 中，刺激时间为 8.7s 的

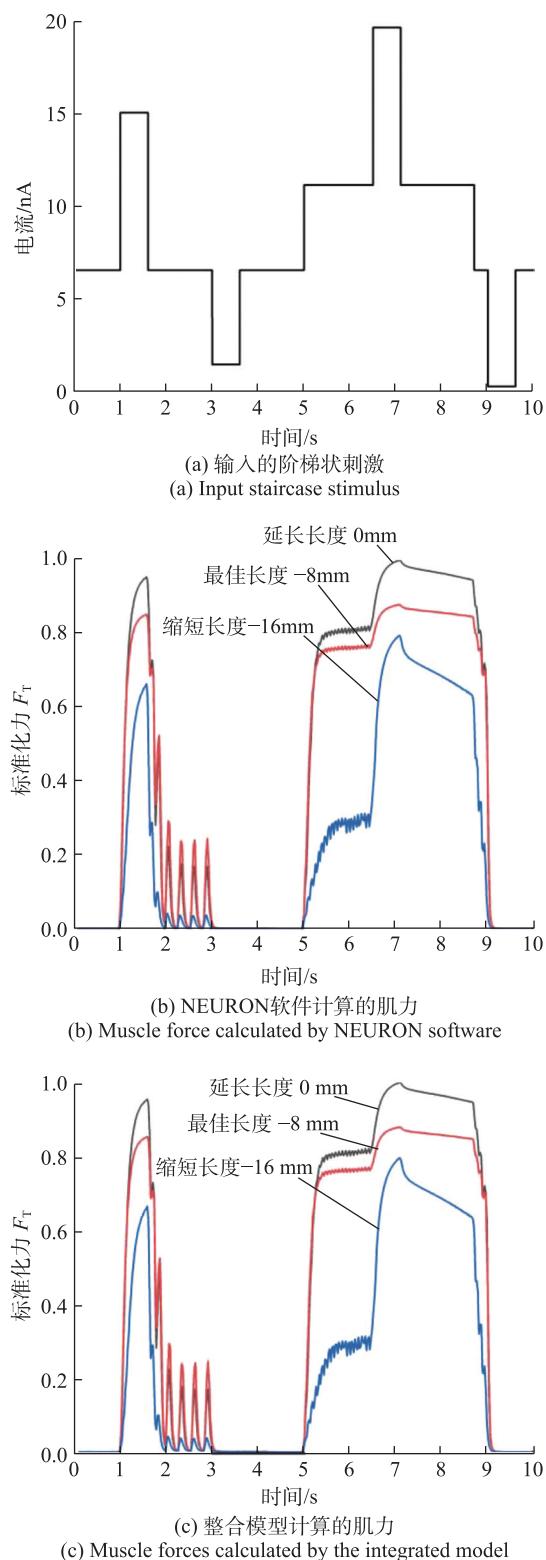


图3 阶梯状刺激下模拟力输出的比较
Fig.3 Comparison of simulated force output under step stimulus

一段电流下降到刺激阈值，图3(b)和(c)中对应时间的肌力也快速下降，而从8.7s到9s的0.3s

内刺激强度保持不变，肌力变化也出现了短暂的缓冲，最终在刺激时间为9s时快速下降为0。

4.2 运动单元招募规律和速率编码

在神经肌骨有限元模型中，先以1s斜坡刺激上升到40%最大自主收缩力（Maximal Voluntary Contraction, MVC）和75%MVC，对应的刺激电流强度分别为14.8nA和20nA^[9]，然后保持2s的持续刺激，如图4(a)和(b)所示。利用NetPyne软件将股二头肌运动单元扩大到300个^[22]，运动单元在神经肌骨有限元模型中招募，其招募结果如图4(c)和(d)所示。

为了让招募的运动单元显示图像不过于密集，图4(c)和(d)显示的是每20个运动单元（每20个运动单元为一组）的放电时间，运动单元编号越大，其招募阈值越大。随着肌力水平的不断升高，招募的运动单元编号越来越大，运动神经元的平均直径也越来越大。图4(d)中募集的运动单元编号最大为290，图4(c)中募集的运动单元编号最大为280，可以看出肌力水平越高，其募集的运动单元数目越多，符合运动单元招募所遵循的大小原则。在Taylor等^[26]的研究中，其构建的模型包含120个运动单元，运动单元1具有最小的招募阈值，而运动单元120具有最大的招募阈值。低强度收缩时，首先被招募的是那些具有较小阈值的运动单元（如运动单元1）。而随着收缩强度的增加，具有较大阈值的运动单元（如运动单元120）逐渐被招募，与图4中的招募现象相符。在放电率方面，运动单元1的峰值放电率为35Hz，而其他运动单元的最大放电率随着招募阈值的增大而降低，运动单元120的最大放电率为25Hz。这表明，随着运动单元编号的增大，其能够达到的最大放电率反而降低，这与图4(c)和(d)中编号越大的运动单元放电间隔越大的现象相符。

随着肌力水平的不断升高，大部分运动单元的峰电位间隔时间会逐渐减小，表明其产生动作电位的频率逐渐增加。由图4(e)和(f)可以看出，在肌力水平为40%MVC的情况下，大部分运动单元的峰电位间隔落在30~70ms区间。而在肌力水平为75%MVC的情况下，大部分运动单元的峰电

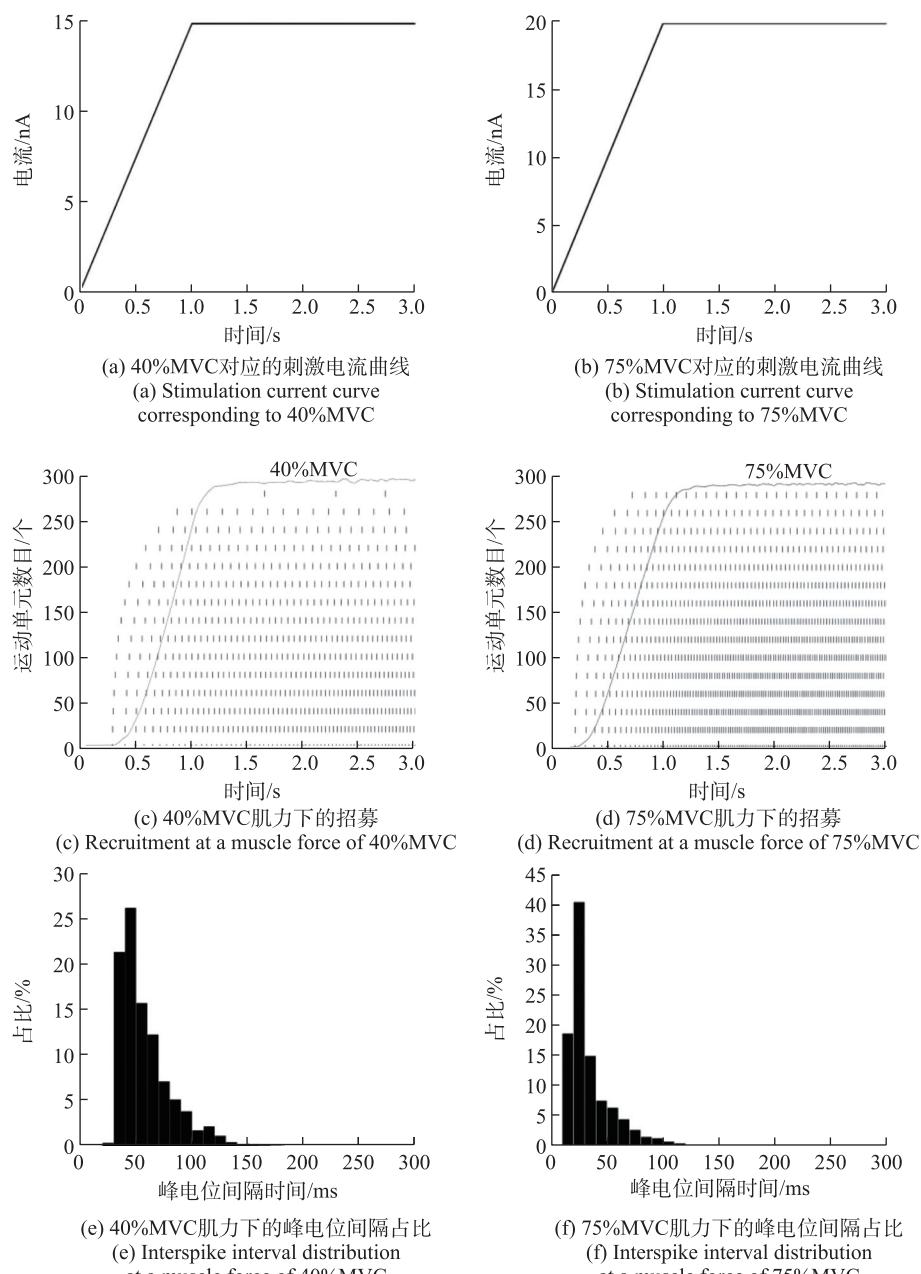


图4 不同MVC强度下的肌肉动态响应曲线
Fig.4 Muscle dynamic response curves under different MVC intensities

位间隔落在 $10 \sim 40\text{ms}$ 区间。这一峰电位间隔随肌力的变化过程符合运动单元的速率编码机制。

4.3 膝关节半月板的接触力学

以最佳收缩长度(-8mm)下40%MVC的肌力水平作为输入，将其作用于主要屈伸肌股二头肌和股外侧肌，得到的屈膝角度范围为 $0^\circ \sim 30^\circ$ ，仿真得出内外侧半月板上的接触应力云图，如图5所示。结果显示，内侧半月板最大接触应力为 7.618MPa ，

外侧半月板最大接触应力为 6.461MPa 。内侧半月板接触应力主要集中在中后部，外侧半月板主要集中在中部内缘。文献[28]显示在不同工况(如行走运动)下，内侧半月板的最大接触应力通常大于外侧半月板，且在 $0^\circ \sim 30^\circ$ 屈膝角度范围内，内侧半月板的接触应力集中在中部偏后区域，外侧半月板的接触应力集中在中部内缘，同时半月板接触应力大部分在 10MPa 以下。

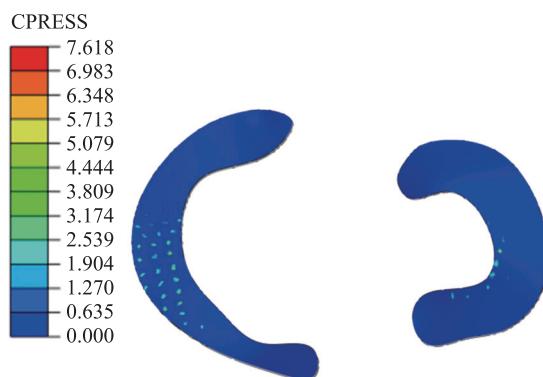


图5 内外侧半月板接触应力
Fig.5 Contact stress on the medial and lateral menisci

内侧半月板位于膝关节内侧，形状像一个延长的字母C，因为该侧的胫骨表面较大。内侧半月板承受的力往往比外侧大，因为它牢固地连接于内侧副韧带和关节囊，导致其运动性受到限制，难以自由移动，因此受到外力作用时更容易发生撕裂或损伤。外侧半月板则位于膝关节外侧，形状像一个半圆形。由于没有与外侧副韧带或关节囊连接，外侧半月板比内侧半月板更具移动性，可以更自由地滑动和适应膝关节的活动^[29]，受到的力也会相对更小。本文仿真结果符合人体膝关节屈曲时的生物规律，证明了整个神经肌骨模型正向仿真过程的有效性。

5 讨论和结论

本文提出了一种基于神经元结构仿真信号刺激的肌骨运动模型正向仿真方法。该方法从人体运动控制的核心枢纽——脊髓出发，通过仿真构建脊髓运动单元模型与肌骨有限元模型之间的连接。该模型不仅有助于理解神经退行性疾病的发病机制，揭示神经驱动肌骨运动的内在过程，为运动康复治疗提供理论支撑，还能从肌力预测的正向视角为外骨骼控制方案设计提供参考^[30]。

由于伦理学限制，无法通过生理解剖直接研究人体神经肌肉接头的作用机理以构建神经-肌骨模型，因此本文基于猫与人体的运动单元模型的相似性，先建立与人体股二头肌肌力水平匹配的运动单元数量，再将其与下肢膝关节肌骨有限元模型进行连接。神经肌骨模型在临床领域具有重要的应用潜力：可辅助运动功能障碍的诊断与治疗，尤其通过模拟神经、肌肉与骨骼的相互作用，深入解析神经损伤、肌肉萎缩等病理问题，进而优化个性化康复

治疗方案；同时能应用于手术规划、假肢设计及康复训练，提升临床决策的准确性与治疗效果。

在第一组验证实验中，向NEURON软件构建的单个运动单元模型及整合后的单个运动单元神经肌骨模型分别施加阶梯状刺激。结果显示：在肌肉最佳长度(-8mm)、缩短状态(-16mm)、延长状态(0mm)下，两组模型的肌力均方根误差分别为0.09N、0.14N、0.12N。对比Kim对猫比目鱼肌仿真模型的研究（其最佳长度、缩短状态、延长状态下的均方根误差分别为0.05N、0.04N、0.04N），本文误差与文献结果均处于合理范围。此外，交替施加的兴奋性与抑制性电流刺激更贴近人体自然运动状态下的生理刺激，模型输出的肌力对刺激变化响应灵敏且延迟较小，进一步验证了整合模型的有效性。

对于运动单元模型，Taylor等^[26]的研究表明：随着肌力的增加，被招募的运动单元数量增多，且多数运动单元的收缩时间（峰电位间隔时间）缩短，这与本文图4(c)~(f)呈现的规律一致。值得注意的是，40% MVC与75% MVC的肌力水平虽存在显著差异，但对应招募的运动单元数量差距较小——这是因为在此肌力区间内，人体主要通过提升运动单元放电频率增加肌力，而非大量招募新的运动单元，图中运动单元放电图形的密度变化也印证了这一生理规律。

本文的半月板有限元仿真结果与文献结论具有一致性：在应力峰值方面，内、外侧半月板峰值均低于10 MPa，且内侧半月板峰值略大于外侧峰值，与文献结果差异较小；在应力分布方面，内侧半月板应力主要集中于中后部，与文献[27]的分布规律基本吻合，但外侧半月板应力分布与文献存在一定差异。推测差异原因在于：本文使用的半月板模型是基于半月板形状构建的，而文献中的模型是通过核磁共振影像识别生成的，这一建模方式的差异可作为后续研究的改进方向。

综上，本研究通过多组验证实验，成功证实了下肢膝关节神经肌骨模型的有效性。该整合模型框架不仅适用于下肢膝关节，还具备扩展至其他肢体神经肌骨建模的优势。同时，本文存在以下局限性：

其一，由于不同肌肉运动单元模型的实验数据获取难度较大，为贴近膝关节屈伸运动的生理状态，仅针对股二头肌、股外侧肌（主要屈伸肌）进行建模，而在实际运动中，膝关节屈伸由多块肌肉协同完成，未来可通过非负矩阵分析法协调运动过程中不同肌肉的作用权重；其二，本文的运动单元模型是基于猫的比目鱼肌模型修改并构建的，尽管猫与人类的运动神经元存在相似性，但猫比目鱼肌与人体股二头肌在解剖结构、功能分区上的差异，可能对肌肉力模拟精度产生影响；其三，本文的建模采用单侧健康膝关节CT数据，单一样本的代表性有限，但不影响模型验证结果及建模方法的有效性；其四，本文模型仅能模拟简单动态负荷场景，若需应对高强度、快速变化的运动工况，需进一步优化有限元仿真的复杂工况设置。

参考文献

- [1] 王仲朋. 脑机交互运动训练的神经反馈响应关键机制及卒中康复应用 [D]. 天津: 天津大学, 2019.
- [2] WANG Zhongpeng. Key mechanisms of neural feedback response in motor training based on brain-computer interaction and its application in stroke rehabilitation[D]. Tianjin: Tianjin University, 2019.
- [3] ZHANG L, LI Z, HU Y, et al. Ankle joint torque estimation using an EMG-driven neuromusculoskeletal model and an artificial neural network model[J]. *IEEE Trans Autom Sci Eng*, 2020, 18(2): 564-573.
- [4] DAVICO G, LLOYD D G, CARTY C P, et al. Multi-level personalization of neuromusculoskeletal models to estimate physiologically plausible knee joint contact forces in children[J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2022, 21(6): 1873-1886.
- [5] DU Yanchen, SUN Jie, WANG Xiaoming, et al. A method for mapping lower limb movement intention based on surface electromyography signals[J]. *Biomedical Engineering and Clinical Medicine*, 2023, 44(2): 158-162.
- [6] YU L, MEI Q, MOHAMAD N I, et al. An exploratory investigation of patellofemoral joint loadings during directional lunges in badminton[J]. *Comput Biol Med*, 2021, 132: 104302.
- [7] 李银倩, 吕杰, 王多多, 等. 三维有限元法分析前纵韧带对腰椎生物力学的影响 [J]. *生物医学工程学进展*, 2023, 44 (2) : 176-183.
- [8] LI Yinqian, LYU Jie, WANG Duoduo, et al. Analysis of the effect of anterior longitudinal ligament on lumbar biomechanics using three-dimensional finite element method[J]. *Biomedical Engineering and Clinical Medicine*, 2023, 44(2): 176-183.
- [9] 史旭. 跟外侧副韧带损伤的有限元分析及自体腓骨长肌腱解剖重建跟外侧副韧带的临床研究 [D]. 镇江: 江苏大学, 2022.
- [10] SHI Xu. Finite element analysis of lateral ankle ligament injury and clinical study on anatomical reconstruction of lateral ankle ligament with autologous peroneus longus tendon[D]. Zhenjiang: Jiangsu University, 2022.
- [11] ELBASIOUNY S M, BENNETT D J, MUSHAHWAR V K. Simulation of dendritic CaV1. 3 channels in cat lumbar motoneurons: spatial distribution[J]. *J Neurophysiol*, 2005, 94(6): 3961-3974.
- [12] KIM H. Muscle length-dependent contribution of motoneuron Cav1. 3 channels to force production in model slow motor unit[J]. *J Appl Physiol*, 2017, 123(1): 88-105.
- [13] JANKOWSKA E, HAMMAR I. Spinal interneurones: how can studies in animals contribute to the understanding of spinal interneuronal systems in man? [J]. *Brain Res Rev*, 2002, 40(1-3): 19-28.
- [14] GREGORY J E, MARK R F, MORGAN D L, et al. Effects of muscle history on the stretch reflex in cat and man[J]. *J Physiol*, 1990, 424(1): 93-107.
- [15] HODGKIN A L, HUXLEY A F. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve[J]. *J Physiol*, 1952, 117(4): 500.
- [16] Holmes J W. Teaching from classic papers: Hill's model of muscle contraction[J]. *Adv Physiol Educ*, 2006, 30(2): 67-72.
- [17] KARABULUT D, DOGRU S C, Lin Y C, et al. Direct validation of model-predicted muscle forces in the cat hindlimb during locomotion[J]. *J Biomech Eng*, 2020, 142(5): 051014.
- [18] 王红霞. 面向 MRI 的膝关节软骨识别及缺损区域面积估算 [D]. 大连: 大连海事大学, 2022.
- [19] WANG Hongxia. MRI-Oriented knee cartilage identification and defect area estimation[D]. Dalian: Dalian Maritime University, 2022.
- [20] 王傲寒, 董万鹏, 张震, 等. 膝关节三维有限元模型的建立和验证 [J]. *计算机辅助工程*, 2018, 27 (5) : 5.
- [21] WANG Aohan, DONG Wanpeng, ZHANG Zhen, et al. Establishment and validation of a three-dimensional finite element model of the knee joint[J]. *Computer Aided Engineering*, 2018, 27(5): 5.
- [22] 陈彦飞, 鲁超, 赵勇, 等. 基于 CT 影像动态膝关节有限元模型的构建及仿真力学分析 [J]. *中国骨伤*, 2020, 33(5): 479-484.

- CHEN Yanfei, LU Chao, ZHAO Yong, et al. Construction of a dynamic knee joint finite element model based on CT images and simulation mechanical analysis[J]. *China Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 2020, 33(5): 479-484.
- [18] 李子军. 不同形式下膝关节屈伸运动力学特征及主要肌群 SEMG 的变化 [D]. 苏州: 苏州大学, 2009.
- LI Zijun. Biomechanical characteristics of knee flexion and extension under different conditions and changes in SEMG of major muscle groups[D]. Suzhou: Soochow University, 2009.
- [19] 丁先树. 基于膝关节三维重构的前交叉韧带重建研究 [D]. 成都: 电子科技大学, 2015.
- DING Xianshu. Research on anterior cruciate ligament reconstruction based on 3D reconstruction of the knee joint[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2015.
- [20] 王婧鲆. 股二头肌长头肌肉 - 肌腱单元长度与肌束长度的关系及拉伤的影响 [D]. 北京: 北京体育大学, 2021.
- WANG Jingping. The relationship between muscle-tendon unit length and fascicle length of the biceps femoris long head and the impact of strain injury[D]. Beijing: Beijing Sport University, 2021.
- [21] 贾士玉. 基于人体步态相位划分的下肢肌力研究 [D]. 长春: 吉林大学, 2023.
- JIA Shiyu. Research on lower limb muscle strength based on human gait phase division[D]. Changchun: Jilin University, 2023.
- [22] MARATEB H R, MCGILL K C, HOLOBAR A, et al. Accuracy assessment of CKC high-density surface EMG decomposition in biceps femoris muscle[J]. *J Neural Eng*, 2011, 8(6): 066002.
- [23] KIM H, SANDERCOCK T G, HECKMAN C J. An action potential-driven model of soleus muscle activation dynamics for locomotor-like movements[J]. *J Neural Eng*, 2015, 12(4): 046025.
- [24] 张聪. 多通道表面肌电信号特征提取关键技术研究 [D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2020.
- Zhang Cong. Research on key technologies for multi-channel surface electromyography signal feature extraction[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2020.
- [25] VOLK V L, HAMILTON L D, HUME D R, et al. Integration of neural architecture within a finite element framework for improved neuromusculoskeletal modeling[J]. *Sci Rep*, 2021, 11(1): 22983.
- [26] TAYLOR A M, STEEGE J W, ENOKA RM. Motor-unit synchronization alters spike-triggered average force in simulated contractions[J]. *J Neurophysiol*, 2002, 88(1): 265-276.
- [27] 刘明杰. 不同运动模式和护膝条件下膝关节半月板应力场数值研究 [D]. 天津: 天津工业大学, 2023.
- Liu Mingjie. Numerical study on the stress field of the knee meniscus under different exercise modes and knee brace conditions[D]. Tianjin: Tiangong University, 2023.
- [28] 金波, 胡云根, 韩雷. 半月板三维有限元模型建立及力学分析 [J]. *中国骨伤*, 2020, 33 (8) : 766-770.
- Jin Bo, Hu Yungen, Han Lei. Establishment of a three-dimensional finite element model of the meniscus and mechanical analysis[J]. *China Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 2020, 33(8): 766-770.
- [29] MAMERI E S, DASARI S P, FORTIER L M, et al. Review of meniscus anatomy and biomechanics[J]. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 2022, 15(5): 323-335.
- [30] 黄潇楠, 方凡夫. 神经肌肉电刺激对躯干稳定肌影响的研究进展 [J]. *生物医学工程学进展*, 2023, 44 (3) : 244-252.
- Huang Xiaonan, Fang Fanfu. Research progress on the effect of neuromuscular electrical stimulation on trunk stabilizer muscles[J]. *Biomedical Engineering and Clinical Medicine*, 2023, 44(3): 244-252.