

**本科毕业设计[论文]**

**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 5 月 10 日

**学位论文原创性声明**

本人郑重声明：所呈交的论文是本人在导师的指导下独立进行研究所取得的 研究成果。除了文中特别加以标注引用的内容外，本论文不包括任何其他个人或 集体已经发表或撰写的成果作品。本人完全意识到本声明的法律后果由本人承担。

作者签名： 年 月 日

**学位论文版权使用授权书**

本学位论文作者完全了解学校有关保障、使用学位论文的规定， 同意学校保 留并向有关学位论文管理部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查 阅和借阅。本人授权省级优秀学士论文评选机构将本学位论文的全部或部分内容 编入有关数据进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学 位论文。

本学位论文属于 1、保密 。，在 年解密后适用本授权书。

2、不保密  。

(请在以上相应方框内打 “ √”)

作者签名： 年 月 日

导师签名： 年 月 日

**摘** **要**

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 伤等导致的脑瘫患者中。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， 这将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，获取 实验的逆动力学逆运动学相关数据。通过解决肌腱参数优化、肌肉冗余和前向模 拟等问题，获取优化后的感觉信息， 将感觉信息输入肌肉痉挛强度监测模型， 从而 估计肌肉激活，并于实际测得的肌电信号对比验证模型有效性。

研究结果表明，力相关模型模型很好的模拟胭绳肌和腓肠肌活动期间快速被动 伸展(相关系数测定R2 : 0.73±0.10,0.60±0.13, 均方根误差RMSE: 0.034±0.031,0.009 ±0.007)。同时力相关模型预测的胭绳肌和腓肠肌活动与步态中测量的活动 (相关 系数分别为 0.82±0.09 和 0.85±0.06)。在被动拉伸和步态过程中， 肌肉纺锤波中的 力编码与反馈增益和阈值的改变是痉挛肌肉活动的基础。痉挛模型为通过模拟研 究痉挛引起的运动障碍开辟了新的视角。

**关键词：**肌肉痉挛；非线性优化；痉挛模型；肌电信号

**Abstract**

Muscle spasticity are a common symptom of many neurological diseases, especially inpatients with hemiplegia caused by stroke, traumatic brain injury, spinal cord injury, etc. Muscle spasm not only affects patients’ daily life and motor functions, but may also lead to complications such as joint contracture and muscle atrophy, which will seriously affect the patient’s quality of life. Therefore, effective assessment and treatment of muscle spasticity is an important topic in the field of rehabilitation medicine.

This study aims to use the OpenSim software configuration environment to build a

lower limb musculoskeletal biomechanical model and obtain experimental inverse kinematics- related data. By solving problems such as tendon parameter optimization, muscle redun-

dancy and forward simulation, the optimized sensory information is obtained, and the sensory information is input into the muscle spasm intensity monitoring model to estimate muscle activation, and the model is compared with the actual measured electromyographic signal. Effectiveness, it achieves the effect of exploring the changes of muscle spasm on muscle tension, and provides scientific basis for the research and treatment of muscle spasticity. The research results show that the force-related model model can wellsimu- late the rapid passive stretching of the hamstring and gastrocnemius muscles during ac- tivity (correlation coefficient R2 : 0.73±0.10, 0.60±0.13, root mean square error RMSE: 0.034±0.031, 0.009±0.007). Simultaneous force-related model-predicted hamstring and gastrocnemius muscle activity and measured activity during gait (correlation coefficients 0.82±0.09 and 0.85±0.06, respectively). Changes in force encoding and feedback gain and threshold in muscle spindles underlie spastic muscle activity during passive stretch- ing and gait. The spasticity model opens new perspectives for studying spasticity-induced movement disorders through simulation.

**Key Words:** Muscle spasticity;nonlinear optimization;model of spasticity;EMG

**目** **录**

**[摘要](#bookmark1)** [I](#bookmark1)

**[Abstract](#bookmark2)** [II](#bookmark2)

**[1 绪论](#bookmark3)** [1](#bookmark3)

[1.1 研究背景和意义 1](#bookmark4)

[1.2 研究现状和存在的问题 2](#bookmark5)

[1.3 论文关键技术和主要工作 4](#bookmark6)

[1.4 论文结构和内容安排 5](#bookmark7)

**[2 基于下肢生物力学的肌腱参数最优估计](#bookmark8)** [7](#bookmark8)

[2.1 下肢生物肌骨模型 7](#bookmark9)

[2.2 肌腱参数最优估计 13](#bookmark10)

[2.3 本章小结 16](#bookmark11)

**[3 基于最优控制的肌肉冗余分析](#bookmark12)** [18](#bookmark12)

[3.1 肌肉冗余问题 18](#bookmark13)

[3.2 基于 IPOPT 的静态优化 19](#bookmark14)

[3.3 基于 GPOPS-II 的动态优化 20](#bookmark15)

[3.4 本章小结 22](#bookmark16)

**[4 基于优化反馈增益的痉挛模型](#bookmark17)** [23](#bookmark17)

[4.1 EMG 驱动的前向模拟 23](#bookmark18)

[4.2 力相关模型下对肌肉激活的计算 26](#bookmark19)

[4.3 本章小结 31](#bookmark20)

**[5 总结与展望](#bookmark21)** [32](#bookmark21)

[5.1 总结 32](#bookmark22)

[5.2 展望 32](#bookmark23)

**[致谢](#bookmark24)** [34](#bookmark24)

**[参考文献](#bookmark25)** [35](#bookmark25)

**1 绪论**

**1.1 研究背景和意义**

在当今这个快节奏的社会中， 神经损伤后的肌肉痉挛问题愈发突出， 成为了影 响数百万患者生活质量的“隐形杀手”。这一病症不仅束缚了患者的行动自由，更 在精神和心理层面造成了深重的负担。因此，对于这一病症的定量评估和治疗方 法的探索，显得尤为迫切和重要。肌肉痉挛这一病症的根源在于神经系统的损伤。 这些损伤可能来源于多种多样的原因， 比如外伤、中风、多发性硬化症， 甚至脊髓 损伤等。这些病症破坏了神经系统的正常功能， 导致肌肉控制的失调， 从而引发痉 挛。痉挛的症状不仅给患者带来身体上的痛苦，还可能引发心理和社会层面的问 题，如焦虑、抑郁和社交障碍。更为严重的是， 长期的肌肉痉挛还可能导致关节畸 形和肌肉萎缩，进一步恶化患者的状况。

然而，尽管肌肉痉挛的影响如此广泛，但目前对于其定量评估和治疗的研究 仍然显得捉襟见肘。传统的评估方法往往依赖于主观的临床观察和患者自报的症 状，这些方法缺乏精确性和可重复性， 使得医生难以准确判断患者的病情， 也难以 制定个性化的治疗方案 [1, 2]。因此，开发一种基于下肢肌骨力学的客观、精确的 肌肉痉挛定量评估方法，对于改善神经损伤患者的诊断和治疗具有重大意义。

表 1-1 基于医生主观判断的 Ashworth 量表

|  |  |
| --- | --- |
| **分数** | **Ashworth 量表** |
| 0 | 无肌肉张力增加 |
| 1 | 轻微肌肉张力增加，表现为抓住和释放，或者在受影响部位在屈曲或伸展时末端 范围内的最小阻力 |
| 2 | 在大部分范围内肌肉张力增加更明显，但受影响的部位容易移动 |
| 3 | 肌肉张力增加显著，被动运动困难 |
| 4 | 受影响的部位在屈曲或伸展中僵硬 |

对于患者个人而言，准确的肌肉痉挛评估无疑是一剂“良药”。通过评估，患 者可以更好地了解自己的病情， 从而在医生的指导下制定个性化的治疗计划。这不 仅能够提高治疗效果，减少痉挛发作的频率和强度，更能够帮助患者改善日常生 活质量，恢复工作和社交活动， 从而减轻经济和心理压力。从社会层面来看， 肌肉 痉挛的定量评估和有效治疗更是具有深远的意义。首先，通过精确的评估和治疗， 可以减少医疗资源的消耗， 降低因痉挛相关并发症导致的医疗费用。其次， 随着老 龄化社会的到来，神经退行性疾病的患者数量将会不断增加， 肌肉痉挛的问题将变

得更加突出。因此，研究肌肉痉挛的定量评估方法不仅能够改善当前患者的生活， 还能够为未来的健康护理提供有力的支持。

基于下肢肌骨力学的肌肉痉挛定量评估研究，对于神经损伤患者个人的康复 治疗、提高生活质量， 以及对于社会医疗资源的合理利用和未来健康护理的发展， 都具有深远的影响和重要的意义。我们有理由相信， 随着科学技术的不断进步， 这 一领域的研究将会取得更多的突破，为广大患者带来希望和改变。

**1.2 研究现状和存在的问题**

痉挛通常被定义为由张力反射的高度兴奋性引起的紧张性拉伸反射的速度依 赖性增加 [3]。痉挛最常见的临床诊断是过度的肌腱拍打反射和高张力，引起痉挛 肌肉的速度依赖性拉伸阻力 [4]。然而，尽管进行了大量的研究，但痉挛的潜在机 制以及痉挛对步态等功能运动的影响尚未得到很好的理解。在这项研究中，我们 使用基于模拟的方法来模拟肌肉拉伸的痉挛反应，并评估该模型如何应用于步态。

痉挛性是通过被动移动关节来定性评估的， 同时对阻力进行分级，通常使用 改良 Ashworth 量表 (MAS)[5] 或改良 Tardieu 量表 (MTS)[6]。为了进一步量化痉挛 受损伤程度，Bar-On 等人 [7] 开发了仪器测试， 比 MAS 和 MTS 具有更高的准确 性和可靠性。在这些测试中，后来被称为仪器被动痉挛评估 (IPSAs)，被动肌肉以 不同的速度拉伸， 同时收集生物力学 (关节力矩，角位置和速度) 和电生理 (肌电图 (EMG)) 数据，这些数据量化了对施加运动的阻力。因此，这些测试为全面描述痉 挛提供了有价值的信息。

然而，这种方法存在一定的局限性， 因为它们受到个人感知和解释的影响， 可 能缺乏一致性和可重复性 [8]。为了克服这些限制，研究人员开始探索更客观的评 估方法，其中包括使用肌电图（EMG）技术来测量肌肉活动。肌电图可以提供关于 肌肉收缩和放松状态的详细信息。通过分析 EMG 信号，研究人员能够更准确地评 估肌肉痉挛的频率、持续时间和强度。这种方法的优势在于其客观性和量化能力， 使得痉挛的评估更加精确和可靠。本文中通过搭建生物力学模型， 进行 EMG 驱动 的前向模拟，再通过力相关模型，得到肌肉激活，从而实现了模拟脑瘫（CP）儿 童痉挛肌肉在拉伸时的反应。

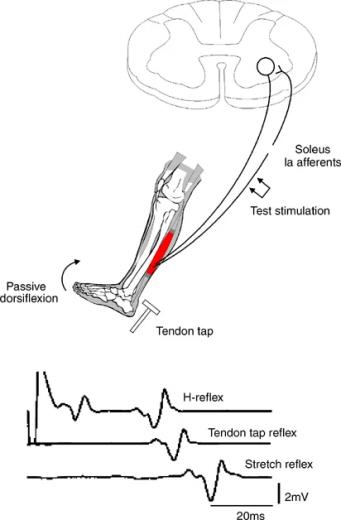


图 1-1 采集肌电信号 [9]

Willerslev 等 [10] 研究表明，CP 儿童在摆动过程中感觉反馈对比目鱼肌活动 的贡献并不比正常发育儿童大，两组在摆动过程中观察到的比目鱼肌活动程度相 同。因此，他们得出结论，痉挛不太可能导致踝关节运动学改变。相反，其他研 究可以将痉挛的测量与步态的决定因素联系起来， 表明痉挛影响行走。Damiano 等 [11] 研究表明，被动拉伸时胭绳肌和股四头肌拉伸反射增加的 CP 患儿在步态摇摆 阶段的膝关节角速度较低。Tuzson 等人 [12] 报道了类似的结果， 以及 CP 儿童快 速行走时痉挛阈值速度 (以膝关节角速度表示) 与峰值膝关节角速度之间的相关性。 此外，痉挛通常被认为会影响行走能力。例如， 有人认为股直肌痉挛会导致摆动早 期的异常活动，从而限制了该阶段的膝关节屈曲 [13, 14]。总之，痉挛测量与步态 之间的关系以及痉挛对步行性能的影响仍在争论中。肌肉痉挛作为一种常见的肌 肉功能障碍，给患者的生活带来了诸多困扰。它在临床表现、病因及治疗方面呈现

出复杂性，因此，对肌肉痉挛的研究成为了医学界关注的焦点。然而， 当前肌肉痉 挛研究仍存在许多挑战，制约了临床诊疗的效果。以下是肌肉痉挛研究中的一些 主要问题。不同痉挛类型的分类和识别：肌肉痉挛的类型繁多，包括痉挛性疼痛、 痉挛性瘫痪、抽搐等。目前， 尚无明确的分类标准和诊断方法， 导致不同痉挛类型 之间的混淆和误诊。这对患者的及时救治和康复带来了严重影响。因此， 研究和制 定明确的分类标准和诊断方法是肌肉痉挛研究的首要任务。

尽管我们对神经系统和肌肉的基本功能有了深入的了解，但肌肉痉挛的确切 机制仍不清楚。这使得痉挛的预防和治疗变得困难。为了更好地应对这一问题，研 究者需进一步探讨肌肉痉挛的发病机制， 以便为临床治疗提供新思路。客观评估方 法的不足：传统的痉挛评估方法主要依赖于主观的临床观察和患者自我报告。这 些方法可能受到个体差异、主观感受和环境因素的影响，缺乏客观性和可重复性。 虽然肌电图等客观评估方法已经应用于临床实践，但仍存在局限性，如设备昂贵、 操作复杂和数据解释的复杂性 [15]。因此，研究者和临床医生急需寻求更为客观、 便捷的评估方法。然而， 目前对于长期痉挛的治疗策略仍不够明确， 需要更多的研 究来探讨有效的干预方法。这对于提高患者生活质量、减轻病痛具有重要意义。不 同患者对痉挛的反应存在差异， 因此需要个性化的治疗方案。研究和制定个性化 治疗方案，有助于提高治疗效果， 改善患者的生活质量。社会心理和生活质量的影 响：肌肉痉挛不仅影响患者的身体健康，还可能对心理健康和社交生活产生负面 影响。这方面的研究仍然有待深入，以期为患者提供全方位的康复支持。

**1.3 论文关键技术和主要工作**

**1.3.1 论文关键技术**

本文提出了一个基于肌肉力延迟反馈的痉挛模型及其首次导数，可以解释通 过仪器被动痉挛评估的肌肉活动。此外， 该模型可以预测痉挛 CP 儿童步态中的胭 绳肌和腓肠肌活动，这与测量的肌肉活动一致。在预测步行模拟中纳入痉挛模型 可能会导致更准确的步行运动学模拟， 最终可用于预测 CP 儿童的治疗结果。其中 用到的关键技术有：非线性优化、生物力学建模、前向模拟。

**1.3.2 论文主要工作**

1. 查阅人肢体肌肉痉挛相关的研究进展及研究方法。

2. 了解脑瘫病人的异常运动模式以及相应的肌肉痉挛情况。

3. 学习 OpenSim 软件，建立人体的下肢生物力学模型。

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。

5. 基于 OpenSim 软件，建立肌肉痉挛模型，估计肌肉痉挛产生的关节阻力矩 和肌电信号。

**1.4 论文结构和内容安排**

全文共包括五个章节，按以下结构展开：

第一章阐述了研究背景和意义，分析了肌肉痉挛定量测量的研究现状， 同时 指出了当前定量测量中存在的问题。最后介绍了研究采用的关键技术和主要工作。

第二章分析了基于下肢生物力学的肌腱参数最优估计，分析了通过 OpenSim 实现的对逆动力矩等肌肉数据的测量，同时介绍了对肌腱参数的最优估计。

第三章阐述了肌肉冗余问题，肌肉冗余问题分为静态优化和动态优化两部分， 其中静态优化的解是动态优化的初试猜测，静态优化解决了单一时刻或静态情况 下的肌肉力分配。动态优化不仅考虑了肌肉力和关节力矩的平衡，还考虑了运动 的动力学。二者相互补充构成了完整的肌肉冗余问题的解决方案。

第四章使用具有优化反馈增益的痉挛模型来模拟步态试验中由于纺锤体反射 引起的肌肉兴奋。为此，首先通过进行肌电驱动的 Hill 肌肉-肌腱动力学前向模拟 来估计痉挛肌肉步态试验中的感觉信息。然后， 对痉挛模型进行前向积分， 以模拟 由纺锤体反射引起的肌肉兴奋。对于每个受试者，使用三个校准运动中的最小阈 值作为反馈阈值。

第五章为总结与展望， 总结了本文的研究与成果， 提出了存在的不足， 展望了 未来该领域的研究前景。

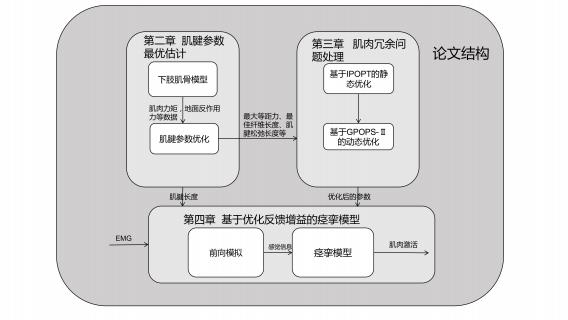


图 1-2 论文结构

**2 基于下肢生物力学的肌腱参数最优估计**

为了能够获取合适的前向模拟输入参数，需要对肌腱参数，肌电信号等数据 进行优化。本章中介绍了下肢肌骨模型的建立以及数据的构成和处理。

**2.1 下肢生物肌骨模型**

**2.1.1 gait2392 肌骨模型**

人体的下肢肌骨模型是研究肌肉痉挛定量测量的关键基础。首先从生物学的 角度出发来介绍人体下肢的关节和肌肉组成。

关节：髋关节（股骨与髋臼相连接） 是连接躯干和大腿骨的关节， 允许大腿的 前后、内外运动。膝关节（股骨与胫骨相连接） 是连接大腿骨和小腿骨的关节， 主 要实现屈曲和伸展运动。踝关节（胫骨与腓骨相连接）是连接小腿骨和足部的关 节，控制足部的上下运动。

肌肉：股四头肌位于大腿前侧， 通过肌腱与髌骨相连， 控制膝关节的伸展。 胭 绳肌位于大腿后侧， 通过肌腱与胫骨相连， 控制膝关节的屈曲。腓肠肌位于小腿后 侧，通过肌腱与跟骨相连，控制踝关节的运动。

连接：肌肉通过肌腱与骨骼相连， 形成肌骨连接。这些连接点在关节附近， 使 肌肉能够产生力量，控制关节的运动。

在 OpenSim 4.1[16] 中使用 gait2392 肌肉骨骼模型处理被动运动和步态试验的 实验数据，该模型每条腿包含 20 个节段、23 个自由度和 43 个 Hill 型肌肉肌腱致 动器 [17](图2-1) 。gait2392 模型包含 92 个肌肉腱执行器， 代表了下肢和躯干的 76 块肌肉 1。为了提高模拟速度， 方便演示和教学， 将 gait2354 模型中的肌肉数量进 行了减少。并移除了髌骨以避免运动约束； 股四头肌的插入点则通过在胫骨框架中 的移动点来处理。这些模型的默认未缩放版本代表的是一个身高约 1.8 米，质量为 75.16 公斤的成年人。这些模型可以在OpenSim 中使用和修改。OpenSim 是一个开 源的生物力学模拟应用程序。在 OpenSim 中，一个肌肉骨骼模型是由各个关节把 多块骨骼连接起来，其中肌肉附着在骨骼上，通过肌肉产生的力来带动关节运动。 目前 OpenSim 被全球上百个生物力学实验室用于运动研究，并拥有一个活跃的开 发者社区来不断完善其功能。

gait2392 模型的应用包括：计算任何身体位置下肌肉可以发展的最大等长力和

关节力矩；研究肌肉骨骼几何和肌肉腱参数的手术改变如何影响人体不同肌肉的 力矩生成能力；生成肌肉驱动的行走和跑步的前向模拟， 以分析肌肉如何贡献运 动或关节如何加载。

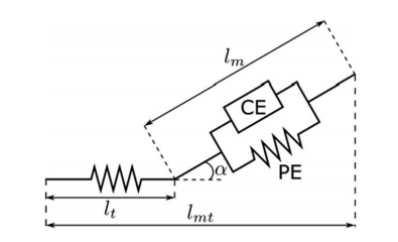


图 2-1 Hill 模型 [18]

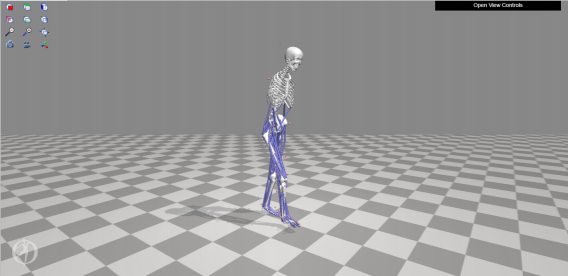


图 2-2 gait2392 下肢模型

**2.1.2 数据来源及初步处理**

该论文使用了 Falisse 等人采集的数据集，他们收集了 6 名 CP 儿童 (4 名单侧 和 2 名双侧痉挛受征) 的实验数据。作为治疗的一部分，3 名儿童 (2 名单侧和 1 名 双侧痉挛受征) 接受了肉毒杆菌毒素 a (BTX) 注射以减少痉挛，收集了治疗前和治 疗后 6 至 14 周的数据。这里认为痉挛模型应该能够描述不同程度的痉挛强度， 因 此在注射 BTX 前后应该是有效的。他们分析了两个肌肉群：胭绳肌和腓肠肌。在

被动运动（IPSA）时，通过移动膝盖和脚踝分别拉伸腿筋和腓肠肌， 在整个运动范 围内从预定位置一次拉伸一个。拉伸以慢速 (分别为 15 度和 10 度/秒，用于测试胭 绳肌和腓肠肌)、中速 (分别为 75 度和 55 度/秒) 和快速 (分别为 200 度和 100 度/秒) 的速度进行。采用与步态分析相同的系统收集半腱肌和腓肠肌外侧肌及其拮抗剂 (分别为股直肌和胫骨前肌) 的表面肌电信号。电极在两次分析之间保持原位。

对于每个功能运动，依次应用逆运动学卡尔曼平滑算法和 OpenSim 逆动力学 (ID) 分析，逆动力学是机器人学和动力学领域的一个重要概念，它涉及到根据已知 的运动状态（如位置、速度和加速度） 来计算导致该状态的作用力和力矩。简单来 说，逆动力学就是已知物体的运动表象，利用力学定律来求解使物体运动发生变 化的动力表达。

在数学原理上，逆动力学通常涉及到牛顿-欧拉动力学方程的递归形式。这些 方程描述了系统中各个部分的动力学行为，包括它们的质量、惯性、作用力和力 矩。逆动力学问题可以通过递归牛顿-欧拉算法（Recursive Newton-Euler Algorithm, RNEA）来解决，该算法分为两个主要步骤： Outward pass 和Inward pass。

**Outward pass** 阶段，计算每个部分的速度和加速度。这一过程可以用以下方 程表示：

(2-1)

(2-2)

其中，和分别是刚体 i 的速度和加速度，是关节 i 的速度螺旋，和分 别是关节 i 的速度和加速度，是重力加速度。

**Inward pass** 阶段，从系统的末端开始向基座方向计算，根据之前计算得到的 速度和加速度信息来求解作用在每个刚体上的合外力和关节力矩。这一过程可以 用以下方程表示：

(2-3)

(2-4)

其中，是作用在刚体 i 上的净作用力， 是刚体 i 的惯性矩阵，是力矩。

逆动力学的计算对于机器人控制和仿真非常重要， 因为它允许我们根据期望 的运动轨迹来计算必要的驱动力矩， 从而实现精确的运动控制。此外， 逆动力学也

广泛应用于生物力学和运动分析，帮助我们理解和模拟生物体的运动。逆动力学 的计算通常需要复杂的数学运算和计算机算法，但它为我们提供了一种强大的工 具来预测和控制动态系统的行为。

卡尔曼滤波是一种基于线性动态系统的状态估计方法，它通过融合过去的观 测数据和对未来状态的预测来提供系统状态的最优估计。这是通过前向-后向递归 来实现的，其中前向递归（卡尔曼滤波）提供关于系统状态的先验估计， 而后向递 归（平滑）则利用未来的观测来修正这些估计。该模型由两个主要方程组成： 状态 转移方程和观测方程。状态转移方程描述了系统状态如何随时间演变，而观测方 程描述了如何从系统状态中得到观测值。这些方程通常包含随机噪声， 以模拟现 实世界中的不确定性。

**x**k = **A**k **x**k−1 + **B**k**u**k + **w**k (2-5)

其中：

• **x**k 是时间步 k 的状态向量。

• **A**k 是状态转移矩阵，描述了状态如何从时间步 k − 1 转移到 k。

• **B**k 是控制输入矩阵，将控制向量 **u**k 映射到状态空间。

• **u**k 是时间步 k 的控制向量。

• **w**k 是过程噪声，通常假设为高斯白噪声。

**z**k = **H**k **x**k + **v**k (2-6)

其中：

• **z**k 是时间步 k 的观测向量。

• **H**k 是观测矩阵，将状态空间映射到观测空间。

• **v**k 是观测噪声，通常假设为高斯白噪声。

根据标记轨迹和 GRF 计算关节运动学和力矩使用 OpenSim 的肌肉分析工具计 算肌腱（MT）长度和力臂作为关节运动学的函数。MT 动力学包括激活和收缩动 力学，用两个非线性一阶微分方程描述了控制、肌肉兴奋、状态、神经兴奋和归一 化肌纤维长度之间的关系。图 2-1为 Hill 模型的示意图。将肌腱建模为长度为lt 的 非线性弹簧。肌肉长度为 lm ，由一个收缩单元 (CE) 和一个被动单元 (PE) 平行组

成。α 是肌纤维方向与肌腱之间的夹角。肌腱力由下式给出：

(2-7)

其中为肌腱力，它是归一化肌腱长度 的函数，为肌肉力，它是肌肉 激活的函数，归一化肌纤维长度 和归一化肌纤维速度 。

如图 2-3所示，数据主要分为步态数据， IPSA 数据，静态标记点轨迹。步态数 据主要有标记点轨迹、 GRF 和 EMG，其中标记点轨迹通过卡尔曼平滑滤波提高数 据的准确性和稳定性，之后经过肌肉分析之后求得肌腱长度力臂； 卡尔曼滤波后的 标记点轨迹同 GRF 经过逆动力学计算求得逆动力矩。IPSA 数据和步态数据类似， 关节运动学在肌肉分析之后得到肌腱长度力矩臂，外界施加的力经过逆动力学得 到逆动力矩。IPSA 与步态类似，不同之处在于 IPSA 是被动运动，因此在逆动力学 计算时的输入是外界施加给下肢的力。最后 EMG、逆动力矩和肌腱长度力矩臂经 过参数估计得到优化后的参数。

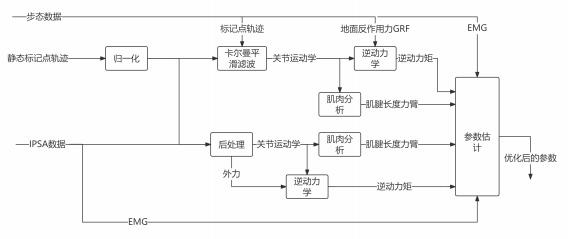


图 2-3 数据处理流程图

通过 OpenSim 的逆动力学部分， 可以得到地面反作用力， 如图 (图2-4)，在对 健康人和脑瘫患者的步态进行细致的比较分析后，我们可以观察到两者在接触地 面时力量的变化过程中存在显著差异。健康人在脚掌接触地面后，能够迅速产生 一个力量峰值， 随后力量略有下降，但很快又会上升，直至脚掌离开地面。这一过 程中的力量变化呈现出一种连贯且有节奏的波动，反映了健康人在行走时肌肉力 量的协调性和控制能力。相较之下 (图2-5)，脑瘫患者在脚掌接触地面后虽然也能 产生力量，但这种力量的持续性和稳定性不足，尤其是在步态的后半段，力量的

下降更为明显。这种力量输出的不连续性可能是由于他们无法有效控制肌肉的收 缩和放松，导致在行走过程中出现踉跄和步频加快的现象。健康人的肌肉协调性 和神经系统的精确调节能力使他们能够在运动过程中维持一致且连续的力矩输出。 这种平滑而持续的力矩曲线不仅反映了肌肉力量的稳定性，也体现了健康人在运 动中的灵活性和适应性。相比之下， 脑瘫患者的力矩曲线则显得断断续续， 尤其是 在运动的关键阶段，如踝关节的稳定和推进力的生成上，他们往往无法产生足够 的力矩来支持动作的完成。这种不连贯的力矩输出揭示了他们在神经肌肉协调上 的障碍，这可能是由于大脑中负责运动控制的区域受损，或是神经传导路径的损 伤所致。此外，脑瘫患者在运动时的力矩减弱也可能与他们的肌肉力量下降有关。 由于神经损伤，肌肉可能未能得到充分的激活和利用，导致在需要持续发力的运 动阶段，如行走或站立时，他们无法保持稳定的姿态。这不仅影响了他们的运动效 率，也增加了跌倒和受伤的风险。

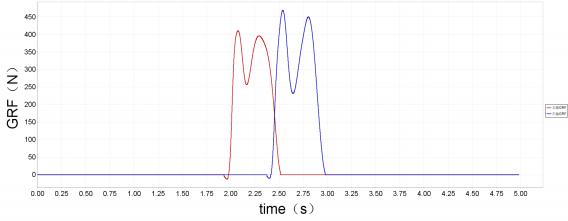


图 2-4 脑瘫患者走路时的地面反作用力（GRF）

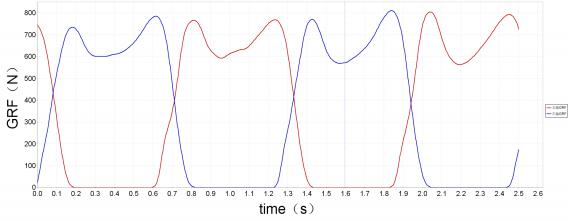


图 2-5 健康人走路地面反作用力（GRF）

12

基于估计的肌肉兴奋将肌电图归一化。计算了肌肉兴奋，通过最小化肌肉兴 奋的平方， 同时考虑 Hill 的肌肉-肌腱动力学， 再现了步态过程中的逆动力矩 [19]。 对于每个步态试验和肌肉，将归一化因子确定为肌电峰值与估计肌肉兴奋峰值之 间的比率。对于被动运动，使用步态试验中个体最大的归一化因子对肌电包络进 行归一化（不同步态试验的归一化因子之间的受试者内差异很小，所有受试者平 均归一化因子的受试者内标准差为 0.05±0.05）。

为了解释受试者之间肌肉-肌腱特性的差异，通过优化逆动态和模拟关节力矩 之间的拟合，估计了受试者特定的肌腱松弛长度和 8 块膝关节肌肉的最佳肌纤维 长度 (4 块膝伸肌：股二头肌长头、腓肠肌外侧和内侧肌、半膜肌和 4 块膝伸肌：股 直肌、股中间肌、外侧肌和内侧肌)(图2-2)。关节力矩采用肌电驱动方法模拟。使 用来自三种步态试验和慢速被动运动的实验数据，使用 Falisse 等人 [18] 描述的参 数估计方法来优化参数。

由于在这些试验中只有很少的肌电信号通道可用， 因此没有使用中高速被动 运动来进行参数估计。对于缓慢的被动运动，可以假设没有肌电图通道的肌肉活 动低。然而， 这一假设并不一定适用于更快的速度， 这促使在参数估计中排除更快 速度的试验。

**2.2 肌腱参数最优估计**

肌腱参数最优估计的目的是为了获取特定情况的肌肉-肌腱（MT）参数，这些 参数可以改善运动模拟的精度。这是通过解决一个最优控制问题来实现的，该问 题优化了实验和基于模型的膝关节力矩之间的拟合。使用特定的 MT 参数而不是 更常见的线性缩放 MT 参数，可以显著提高逆动力学力矩和模拟力矩之间的拟合， 从而提高模拟的准确性。这种方法为特定的肌骨建模提供了新的视角，可能有助 于更好地模拟和理解病理运动。

肌腱参数包括最大等距力、最佳纤维长度、肌腱松弛长度和最佳倾斜角。解决 肌腱参数最优估计问题的整个过程如图 2-6所示：

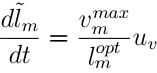
1.MT 动力学的约束条件：

MT 动力学由De Groote 等人描述 [12]。以肌肉兴奋 e 和神经兴奋 r 分别作为

~ ~

控制和状态，归一化肌纤维长度为 lm ，引入 lm 的时间导数 uv 作为新的控制，简

化动力学方程：

 (2-8)

其中 v/l 是将 uv 转换成 vm 的比例因子。然后将描述肌腱动力学的非线性方

程以隐式形式施加为代数约束，简化了它们的计算。先前已经证明了这种隐式收 缩动力学公式的有效性和鲁棒性 [12]。

2. 边界条件：

状态  ，控制 u  和静态参数 p = [l,j /l,] 被限制在：

0 ≤ ri , ej ≤ 1 (2-9)

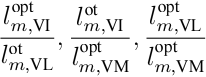
0.4 ≤  ≤ 1.6 (2-10)

− 1 ≤ uv,j ≤ 1 (2-11)

约束 (2-9 、2-10 、2-11) 基于 Hill 模型的定义。

3. 路径约束：

(2-12)

0.9 ≤  ≤ 1.1 (2-13)

0.9 ≤  ≤ 1.1 (2-14)

在 (2-12) 中选择了非零边界，以允许与测量的肌电信号有较小的偏差， 以补偿测量 误差。只允许小的偏差来限制冗余 (通过优化肌肉激励或 MT 参数可以获得模拟和 ID 矩之间更好的拟合)。约束条件 (2-13) 和约束条件 (2-14) 在解剖学上是这样规定 的，并且分别强制要求三个股肌和两个腓肠肌的最佳肌纤维长度在同一范围内。

4. 代价函数：

关节力矩差的平方：对于每个关节自由度 dof ，有

(2-15)

IDdof 为第 dof 个关节的实际力矩, 计算第 dof 个关节的模拟力矩

(2-16)

这是通过将肌肉力 F 和肌肉-关节力臂 MA 相乘并求和得到的。

(2-17)

计算实际关节力矩和模拟关节力矩之间的差的平方，并将结果存储在 Tdiff 的相应 位置。

肌肉速度的平方和

n

 (2-18)

肌肉激活差的平方

(2-19)

计算代价函数，它是关节力矩差的平方、肌肉速度的平方和肌肉激活差的平 方和的加权和

(2-20)

力矩误差：Tdiff 是实际力矩 Texp 和模拟力矩 Tsim 之间的平方误差。这个误差 项的目标是使模型预测的力矩尽可能接近实验观测的力矩。

肌电信号误差：EMGdiff 是预测的肌电信号和实际肌电信号之间的平方误差。 这个误差项的目标是使模型预测的肌电信号尽可能接近实际的肌电信号。

肌肉速度误差： M 是肌肉速度 vM 的平方和。计算了归一化肌肉速度的平方 和。这是为了使肌肉的运动尽可能平滑，避免出现突然的速度变化。

5. 计算解决方案：

本文中包含大量动态优化问题, 可以借助 GPOPS-II 来完成优化任务。GPOPS- II 是一款用于解决一般非线性最优控制问题的 MATLAB 软件。通过将连续时间最 优控制问题转化为 NLP 问题，然后使用 NLP 求解器来解决这个问题，从而实现 了对最优控制问题的求解。最优控制问题是一类需要优化由微分代数方程定义的 系统的问题。GPOPS-II 的主要作用是解决连续时间最优控制问题。这些问题在许 多领域都有应用。 GPOPS-II 的工作原理基于变量顺序高斯积分法。在这种方法中， 连续时间最优控制问题被近似为稀疏非线性规划问题 (NLP)。然后，使用 NLP 求 解器 IPOPT 来解决。GPOPS-II 的一些关键特性包括： 允许对最优控制问题进行极 其通用的表述；允许包含积分约束和高度通用的边界条件；完整的第一和第二稀

疏有限差分最优控制问题，以计算 NLP 求解器所需的所有导数。

利用三阶 LGR(Legende - Gauss - Radau) 配置，在每运动 100 个间隔的网格上 解决了这个问题。内部点求解器 IPOPT 使用二阶导数信息求解得到的非线性规划 问题（NLP）。NLP 求解器所需的导数由开源自动微分软件 ADiGator 提供。

6. 初始猜测：

为了降低使用基于梯度的方法找到局部最优的概率，使用两次静态参数的初 始猜测来解决最优估计问题。第一个初始猜测是基于预先计算的热启动，而第二 个初始猜测是任意的。然后选择导致成本函数最小值的解决方案。

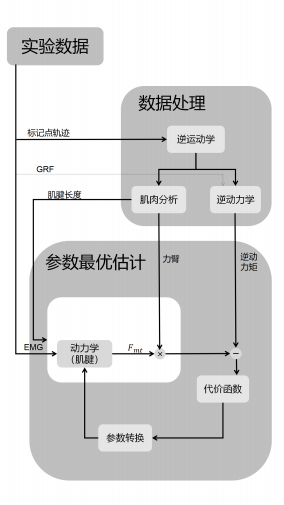


图 2-6 肌腱参数最优估计过程

**2.3 本章小结**

本章详细介绍了肌肉骨骼模型的建立和数据处理的过程。首先， 利用 OpenSim 的 gait2392 模型对数据处理， 包括逆动力学、逆运动学和静态优化， 从而求得逆动

力矩，地面反作用力等数据。然后， 通过优化实验和基于模型的膝关节力矩之间的 拟合，利用最优控制问题公式， 以估计受试者特定的 Hill 模型膝关节执行器的肌 肉-肌腱参数。方法：利用肌电驱动的肌肉骨骼模型，通过直接配置的方式，解决 了 MT 参数估计背后的最优控制和参数估计问题。

**3 基于最优控制的肌肉冗余分析**

在逆动力学分析中，人体从一个状态到另一个状态有多种力矩转角组合， 即 肌肉冗余问题，为了能够找到平滑且协调的运动，本章通过先静态优化后动态优 化的方法处理肌肉冗余问题。

**3.1 肌肉冗余问题**

肌肉冗余问题是指在人体运动控制中，对于特定的运动任务，存在多种不同 的肌肉激活模式来完成这一任务。这种现象在生物力学和运动神经科学中被广泛 观察到，尤其是在涉及复杂运动和协调的情况下更为明显。

从生物力学的角度来看， 肌肉冗余是由于人体肌肉系统的复杂性所导致的。人 体拥有数百条肌肉，而每个动作或姿势的完成往往只需要一小部分肌肉的参与。因 此，在执行任何给定的运动任务时，通常会有多组肌肉可以被激活和使用。例如， 举起手臂这个动作，不仅涉及肩部肌肉，还可能涉及背部、胸部和甚至腹部的肌 肉。这种冗余性提供了灵活性，使得人体能够在不同的条件下以不同的方式完成 相同的任务。

从运动神经科学的角度来看，肌肉冗余问题涉及到中枢神经系统如何在多种 可能的肌肉激活模式中选择一种来执行运动。这是一个复杂的决策过程， 因为中 枢神经系统必须考虑到运动的效率、稳定性、以及可能的能量消耗。此外，肌肉 冗余还涉及到学习和记忆的问题， 因为人体需要通过经验来优化肌肉的使用模式， 以提高运动的效率和准确性。

肌肉冗余问题的存在对于人体运动的适应性和灵活性具有重要意义。它允许 人体在面对不同的环境和任务要求时， 能够调整和优化肌肉的使用。同时， 这种冗 余性也为运动的学习和创新提供了基础， 因为它允许个体探索新的运动模式，而 不是仅仅依赖于固定的模式。

然而，肌肉冗余也带来了一些挑战，尤其是在运动控制的建模和理解方面。由 于可能的肌肉激活组合数目巨大，理解中枢神经系统如何选择最佳的肌肉组合成 为了一个复杂的问题。这个问题在设计人体运动模型、开发康复治疗方法以及制 造高级假肢和外骨骼系统时尤为重要。肌肉冗余的求解思路如图 3-1所示：

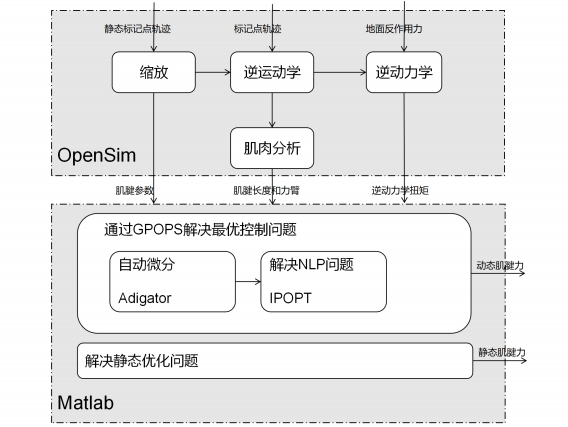


图 3-1 肌肉冗余求解流程

**3.2 基于** **IPOPT 的静态优化**

本文尝试的思路是将静态优化的解作为动态优化的初试猜测，静态优化通过 IPOPT 实现，IPOPT（Interior Point OPTimizer）是一个用于大规模非线性优化的软 件包。它的设计目标是找到数学优化问题的（局部）解，具体步骤如下：

1. 定义优化问题：首先，需要定义优化问题。这包括代价函数，以及变量 的上下界。代价函数：

这个代价函数是一个常见的二次代价函数，其中 表示肌肉激活。设计这样的代 价函数的目的主要有两个：最小化肌肉激活：函数的值与（即肌肉激活） 的平 方成正比。通过最小化，实际上是在寻找一组肌肉激活，使得其平方和最小。这意味着希望找到一种方式，使得肌肉的激活尽可能小，从而减少肌肉的疲劳; 平滑肌肉激活：二次代价函数对于大的肌肉激活会施加更大的惩罚。这意味着相比于 一些肌肉激活很大、其他肌肉激活很小的情况，更倾向于找到一种所有肌肉激活都比较平均的方式。

2. 初始化问题：在 IPOPT 中，需要提供问题的初始迭代点。这个初始点会影 响优化问题的是否收敛或者是否收敛到 (局部) 最优解，不同的初始值可能会导致 收敛到不同的局部最优解。在优化问题中， 初始猜测是非常重要的， 因为它可能影 响到优化算法是否能找到解，以及找到的解的质量。

不妨这样设置初试猜测：假设所有的肌肉活动度和自由度都是 0，所有的肌 肉激活度都是 0.01。这里假设所有的肌肉状态都是 0.2。假设积分变量的初始值为 0[20]。

3. 提供问题的数据结构：IPOPT 需要提供约束函数的雅可比矩阵和拉格朗日 函数的 Hessian 矩阵的非零元素以及他们所在的行索引和列索引。约束函数 g(x)：

(3-2)

(3-3)

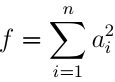
其中，是第个肌肉的力，是第个肌肉的力臂，是第个关节的实际力矩，是第个肌肉的最大力，是第个肌肉的激活度，是第个肌肉的被动力。

4. 求解问题：定义了问题并提供了所有必要的信息，就可以调用 IPOPT 来求 解问题了。

**3.3 基于** **GPOPS-II 的动态优化**

将静态优化的解作为动态优化的初试猜测， 再利用 GPOPS-II 求解动态优化问 题 [19]。动态优化是解决在动态变化环境下的优化问题的方法。相对于求解静态问 题（如函数极值） 的方法，许多现实世界中的优化问题都涉及到随时间变化的因 素, 因此在静态优化的基础上再进行动态优化是非常必要的。

1. 代价函数：

 + w1 ·  + w2 ·  (3-4)

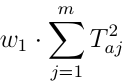
这个代价函数的设计是为了解决肌肉冗余问题， 同时考虑到生物力学的实际 情况和优化的目标。具体来说：

肌肉激活的平方和：

 (3-5)

其中 a 是肌肉激活, 这一项代表了肌肉激活的平方和。这是一个常见的代价函数选 择，因为它倾向于分散肌肉激活， 避免单个肌肉的过度激活， 从而减少肌肉疲劳。

关节力矩的平方和：

 (3-6)

其中 Ta 为关节力矩，这一项代表了关节力矩的平方和。这个项的目的是尽量减小 关节力矩，以减少对关节的压力和潜在的损伤风险。

肌肉激励速度的平方和：

 (3-7)

这一项代表了肌肉激活速度的平方和。这个项的目的是尽量减小肌肉激励的变化 速度，以保持肌肉激励的平稳性。其中， ω 1 和 ω2 是权重系数，用于调整不同项在 代价函数中的重要性。这些权重系数可以根据具体问题的需要进行调整。

总的来说，这个代价函数的设计是为了在解决肌肉冗余问题的同时，尽量减 少肌肉疲劳、关节压力和肌肉激励的不稳定性。

2. 边界条件：肌肉兴奋在 0 和 1 之间，而理想的扭矩可以取正负值

0 ≤ a ≤ 1 (3-8)

− 1 ≤ eT k ≤ 1 (3-9)

3. 路径约束：预先计算的肌肉力臂将肌肉力与逆动力学关节反作用力相关联

[21]:

(3-10)

其中 为逆动力学关节扭矩，为肌肉相对于第个自由度的力臂， = 150Nm为理想致动器的最大扭矩输出,理想致动器的输入。所以，这个公式约束了肌肉力和理想致动器的输入，使得它们产生的扭矩之和等于逆动力学关节扭矩。

采用 GPOPS-II 最优控制方法， 通过直接配置对这四个肌肉动态优化问题进行 了数值求解 GPOPS-II，利用正交配置法将动态优化问题转化为 NLP。所有问题都

在 100 个等间隔的网格上用三阶 LGR 配置求解。对网格精度的分析 [19] 表明，进 一步增加网格间隔数量对最优解的影响很小。内部点求解器 IPOPT 利用二阶导数 信息求解得到的大规模 NLP, NLP 相对误差为 1 × 10−6 ，最大迭代次数为 2000 次。 使用 ADigator 生成供 IPOPT 使用的衍生源代码。自动微分通过对构成代码基础的 初等函数操作应用微分规则，生成由计算机代码定义的一般函数的解析导数。

静态优化主要关注的是在单一时刻或静态情况下的肌肉力分配。它通常假设 在给定时刻，肌肉力和关节力矩之间的关系是平衡的。这种方法适用于研究静态或 准静态的运动，如站立、慢速行走等。然而，静态优化不能很好地处理动态情况， 特别是当运动涉及到显著的惯性和阻尼效应时。例如，在跑步或跳跃等动态运动 中，肌肉力和关节力矩之间的关系并不总是平衡的，这时就需要考虑到动态效应。 动态优化正是为了处理这种情况而设计的。它不仅考虑了肌肉力和关节力矩的平 衡，还考虑了运动的动力学， 包括质量、速度、加速度等因素。动态优化能够生成 一种随时间变化的肌肉激活模式，使得在整个运动过程中，某种“代价”（如肌肉 激活的平方和）被最小化。因此， 尽管静态优化已经处理了肌肉冗余问题， 但在动 态运动中，仍然需要进行动态优化以得到更准确和实际的结果。

**3.4 本章小结**

该章节分析了肌肉冗余问题，肌肉冗余问题分为静态优化和动态优化两部分， 其中静态优化的解是动态优化的初试猜测，静态优化解决了单一时刻或静态情况 下的肌肉力分配。它通常假设在给定时刻，肌肉力和关节力矩之间的关系是平衡 的。这种方法适用于研究静态或准静态的运动， 如站立、慢速行走等。动态优化不 仅考虑了肌肉力和关节力矩的平衡， 还考虑了运动的动力学， 包括质量、速度、加 速度等因素。二者相互补充构成了完整的肌肉冗余问题的解决方案。

**4 基于优化反馈增益的痉挛模型**

在优化肌腱参数和解决肌肉冗余问题之后，便可以借助痉挛模型来估计肌肉 激活，首先通过前向模拟，输入为肌腱参数，EMG 信号，输出肌腱产生的力等肌肉 信息，再由力相关模型进行计算，最终得到肌肉激活，并与之和测量得到的 EMG 数据进行比较，来评估模型的有效性。

**4.1 EMG 驱动的前向模拟**

通过进行肌电驱动的 Hill 肌肉-肌腱模型动力学前向模拟，估计了在中、高速 被动运动 (胭绳肌和腓肠肌) 中输入痉挛模型的感觉信息， 即肌纤维长度、速度、加 速度、肌力和 dF/dt(图4-1)。肌纤维长度、速度、肌力和 dF/dt 直接遵循肌肉-肌 腱动力学的正向整合 (Hill 模型与个性化参数)，使用肌肉的肌电图和肌肉-肌腱长 度轨迹作为输入。使用半腱肌肌电图来驱动股二头肌长头、半膜肌和半腱肌。同 样，使用腓肠肌外侧肌肌电图来驱动腓肠肌外侧肌和内侧肌。通过低通滤波 (二阶 双通巴特沃斯滤波器，截止频率为 10Hz) 的肌纤维速度的样条近似来估计肌纤维 加速度。

前向模拟思路：根据已知的初始条件和系统规则，通过模拟系统的演化来预 测未来的状态或结果。前向模拟是一种常用于生物力学和运动学研究的方法。本 文使用了 EMG 驱动的前向模拟来估计步态试验中痉挛肌肉的感觉信息。下面是详 细过程：

收集数据：收集包括 EMG 信号在内的实验数据。这些数据通常包括关节角度、 肌肉长度、肌肉力等信息。

建立模型: 使用 Hill 肌肉-肌腱动力学模型来描述肌肉的力-长度和力-速度关 系。这个模型包括一个主动元素（代表肌肉收缩）和一个被动元素（代表肌腱和其 他非收缩组织）。

驱动模型：使用 EMG 信号来驱动这个模型。EMG 信号可以被看作是神经系 统对肌肉的电刺激，它可以被转化为肌肉力的预测。

进行模拟：使用数值方法进行前向积分，模拟肌肉-肌腱系统的动力学行为。

解析结果：通过分析模拟结果，可以得到关于肌肉活动、肌肉力、关节运动等的 预测。前向模拟同样是非线性优化问题， 因此也是主要由 Initial guess 和 GPOPS-II

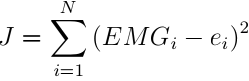
求得。

**Initial guess** 阶段：

控制变量：控制变量包括 EMG 信号和肌肉力的导数。这是因为在许多生物力 学模型中，EMG 信号通常被用作神经控制输入，而肌肉力的变化率（导数）可以 反映肌肉的收缩和放松速度，这对于模拟肌肉动力学是非常重要的。

状态变量：状态变量包括肌肉的激活水平和归一化的肌肉力。肌肉的激活水 平可以反映神经控制信号的强度，而归一化的肌肉力可以反映肌肉的收缩状态。

**GPOPS-II** 阶段：利用 GPOPS 实现优化与肌肉冗余同理，不同之处在于代价 函数的变化。代价函数：

 (4-1)

目的是减少模拟肌肉激活和实际 EMG 的差值，尽量使得模型精度较高。

**求解各感觉信息**阶段： 肌腱力-长度特性：

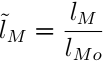
(4-2)

其中 是肌腱力。

对 Hill 肌肉模型有

几何关系：函数计算了肌肉长度和肌肉长度相对于最大肌肉长度的比值其中为最大肌腱长度。



 (4-4)

主动肌肉力-长度特性：函数计算了主动肌肉力-长度特性，这是通过高斯 函数来近似的。当肌肉的长度在其最大长度的一定比例范围内时，肌肉的主动力 会达到最大；当肌肉的长度小于或大于这个范围时， 肌肉的主动力会减小。这个范 围通常被称为肌肉的有效长度范围。这个公式通过高斯函数来描述这种关系，这 是因为高斯函数是一个钟形曲线，它可以很好地描述肌肉的主动力随肌肉长度的 变化情况。在这个公式中，b1 决定了高斯函数的高度，b2 决定了高斯函数的中心

位置，b3 和 b4 决定了高斯函数的宽度。

(4-5)

主动肌肉力-速度特性：接着，函数计算了主动肌肉力-速度特性，这是通

过一个对数函数来近似的。为参数，由 Van 得出 [22]。



主动肌肉力：然后，函数计算了主动肌肉力，这是通过肌肉激活度，主

动肌肉力-长度特性，主动肌肉力-速度特性，和一个阻尼项来计算的。

(4-7)

被动肌肉力-长度特性：接着，函数计算了被动肌肉力-长度特性 Fpe ，这是通 过一个指数函数来近似的， 其中 kpe 是被动弹性系数， e0 是肌肉在其自然长度时的 应变。

(4-8)

其中

pp1 = e4(0.2−1)/e0 − 1 (4-9)

pp2 = e4 − 1 (4-10)

和的设计主要是为了描述肌肉在不同长度下的被动力。是基于实 验数据得出的 [22]，用于调整模型以匹配在特定肌肉长度（肌肉长度为其自然长度 的 50% 和 70%）时的实际被动力。

肌肉力：然后，函数计算了肌肉力，这是通过主动肌肉力 和被动肌肉 力的和来计算的。

(4-11)

肌肉和肌腱力的平衡：最后，函数计算了肌肉和肌腱力的平衡误差 err ，这是 通过肌肉力和肌腱力的差来计算的。

(4-12)

25

在人体运动中，肌肉通过收缩产生力， 这种力通过肌腱传递到骨骼， 从而驱动关节 运动。因此，肌肉和肌腱力的平衡直接影响到人体运动的性能。

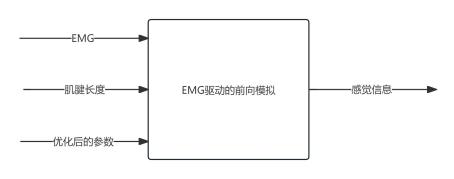
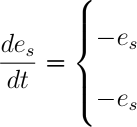
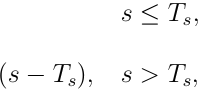


图 4-1 EMG 驱动的前向模拟

**4.2 力相关模型下对肌肉激活的计算**

**4.2.1 模型分析**

建立依赖于肌肉力和 dF/dt 的反馈模型，称为力相关模型。反馈分量 es 即肌 肉激活，用一阶动力学描述。其中 Ts 为阈值、gs 为增益因子

 ,+ gs  (4-13)

其中 s 为感觉信息， 即肌力或 dF/dt。由于数值原因， 使用双曲正切函数实现了的 连续可微近似值， 以便在高于和低于阈值的反馈贡献之间平滑过渡。根据 Staude 和 Wolf[23] 的方法确定肌力的阈值为肌电图开始前 20 ms 的值。这里手动纠正了 可能由于过滤而被错误识别的肌电图发作。这个 20 ms 的延迟与时间延迟 τ = 30 ms 不同， 因为在反馈动力学的公式中使用了一阶近似 (4-15)。对加速度和 dF/dt 反馈使用了零阈值， 即只有当信号为正时才有反馈。以下是函数的主要步骤和对 应的数学表达式：

模型参数：

c1 = −  (4-14)  (4-15)

c1 是一个负的比例常数，它表示肌肉激活 a 对时间的衰减率。这个参数与时间常 数 τ 成反比，表示肌肉激活随时间的自然衰减。c2 是一个正的比例常数，它表示

反馈增益 g 对时间的影响。这个参数与时间常数 τ 成反比，表示反馈增益对肌腱 力的影响。

双曲正切函数：

(4-16)

函数计算了一个函数，它描述了肌肉激活度和肌电图信号之间的关系。是参数。肌肉激活度和肌电图信号 e 之间的差异会影响肌肉的激活过程。具体来说，如果肌电图信号大于肌肉激活度，那么肌肉将被进一步激活；如果肌电图信号 小于肌肉激活度，那么肌肉将被进一步去激活。这个关系通过双曲正切函数来描 述，这是因为双曲正切函数是一个 S 形函数，它可以将任意实数映射到-1 和 1 之间。这意味着，无论肌电图信号和肌肉激活度之间的差异有多大， 函数的值都会在-0.5 和 0.5 之间。这对于模拟肌肉的激活和去激活过程是非常有用的，因为这个过程通常是非线性的，并且会在达到一定的阈值后饱和。

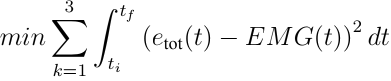
肌肉激活度的微分方程：

 = c1 + c2 · s  (4-17)

最后，函数计算了肌肉激活度的变化率。这个变化率是由肌电图信号，当前的肌肉激活度，和上面计算的参数和 决定的。总的来说，这个函数是在计算肌肉激活度的变化率，这个变化率是由肌电图信号当前的肌肉激活度和一些肌肉的生理参数决定的。如果肌电图信号大于肌肉激活度，那么肌肉将 被进一步激活，肌肉激活度的变化率将为正。

修正：如果积分没有成功完成， 会进行修正，将肌肉激活度设置为全零。然后， 将肌肉激活度限制在 0 和 1 之间，以确保肌肉激活度在合理的范围内。

对于痉挛模型，通过最小化实验肌电图与模拟肌肉兴奋之间的差异来优化痉 挛肌肉的反馈增益，通过三种快速被动运动 (图4-2)：

 (4-18)

其中 k 为标定运动指标， t 为时间，ti 和 tf 为时间间隔。只有快速运动被用来校准 反馈增益， 因为其他速度的拉伸并不总是引起痉挛反应。不能使用步态试验来确 定反馈增益， 因为不是所有的肌肉活动在步行时都是由于感觉反馈。假设被动运

动中的肌肉活动由恒定的基线激活和不同的反馈成分组成。基线激活是拉伸开始 前 0.5 s 的最小肌电图值。人工选择 ti 和 tf 的值，使优化时间窗口以痉挛反应对 应的肌电图增加为中心 (胭绳肌和腓肠肌的平均优化时间窗口分别为 0.7±0.2 s 和 0.9±0.5 s)。采用 GPOPS-II 最优控制软件，在每秒 300 个等间隔的网格上， 采用三 阶 Legende - Gauss - Radau 配置，通过直接配置对优化问题进行数值求解。使用内 部点求解器 IPOPT 来解决由此产生的非线性规划问题 (NLP)。

然后，使用具有优化反馈增益的痉挛模型来计算在快速 (即校准运动) 和中速 被动运动的整个过程中痉挛肌肉的肌肉兴奋。中等速度的被动运动仅用于验证， 将 被称为验证运动。对于验证运动，对每个受试者使用三个校准运动中最小的阈值 作为反馈阈值 (每个受试者的阈值之间的差异很小， 所有受试者的阈值的被试标准 偏差平均值分别为 0.01±0.01,0.02±0.03 和 0.02±0.01) 归一化肌力，肌纤维长度和 肌纤维速度。为了模拟痉挛肌肉的兴奋，使用 MATLAB 中的 ode45 求解器对反馈 模型动力学进行前向积分，即痉挛模型 (4-13)。

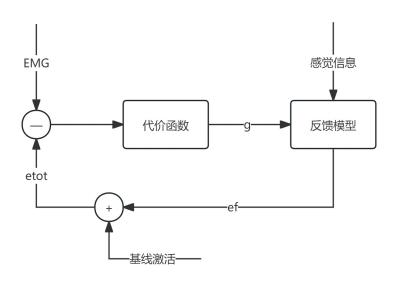


图 4-2 反馈增益估计

**4.2.2 结果分析**

力相关痉挛模型在生物力学和运动科学领域中的应用，展现了其在预测和解 释肌肉活动方面的显著优势。这种模型的核心在于它考虑了肌肉力的反馈机制， 这 是一个在传统模型中往往被忽视的重要因素。通过对肌肉在被动拉伸过程中产生 的力量变化进行建模， 力相关模型能够准确地捕捉到 EMG 中的振荡现象，这些振

荡现象是肌肉活动的重要特征，尤其是在快速被动拉伸的情况下。

在实验中，通过对胭绳肌和腓肠肌进行快速被动拉伸， 收集了肌电图数据。分 析这些数据时，力相关模型表现出较高的相关性（R2 值）和较小的均方根误差 （RMSE），这表明模型在预测肌肉活动方面具有高度的准确性和现实意义。这一发 现对于理解肌肉如何响应快速拉伸至关重要， 因为它提供了一个更为精确的方法 来模拟和预测肌肉在这种情况下的行为。力相关模型的另一个显著优点是其能够 描述肌肉活动的振荡。在快速被动拉伸运动中， 肌肉活动的峰值和持续活动是肌电 图的显著特征。力相关模型不仅能够捕捉到这些特征，还能再现信号的明显特征， 如肌肉活动的快速变化（振荡）。这一点在速度或加速度相关模型中往往难以实现， 因为这些模型通常只关注单一的运动参数，而没有考虑到肌肉力的动态变化。

在步态分析中，力相关模型同样显示出其优越性。它能够预测胭绳肌肌电包络 内的肌肉活动，尤其是在摆动结束时的高肌肉活动，这与实际测量的肌电图相似。 此外，力相关模型还能捕捉到特定情况下的异常峰值，如初次接触时的活动峰值。 这些预测对于理解步态过程中肌肉活动的复杂性提供了重要的视角，并且有助于 诊断和治疗步态障碍。力相关痉挛模型的应用不仅限于实验室环境。随着技术的 进步，这种模型有潜力被应用于临床环境中，帮助医生和治疗师更好地理解和治 疗运动障碍。例如， 通过使用力相关模型， 治疗师可以更准确地评估痉挛患者的肌 肉反应，并根据模型的预测来调整治疗方案。此外， 这种模型也可以用于开发新的 康复设备和程序，以提供更个性化和有效的治疗。

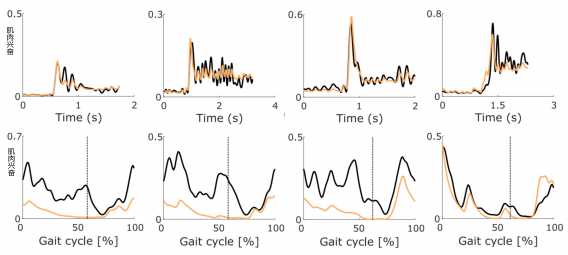


图 4-3 肌电图与胭绳肌感觉反馈

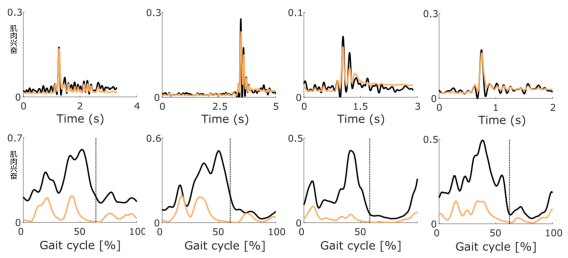


图 4-4 肌电图与腓肠肌感觉反馈

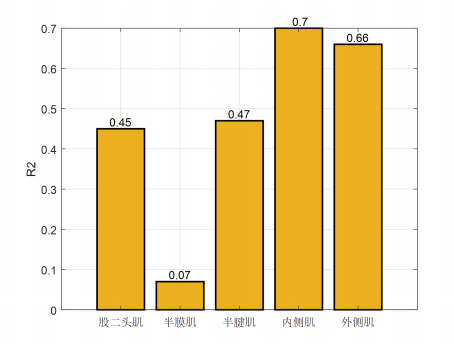


图 4-5 模型相关性 R2

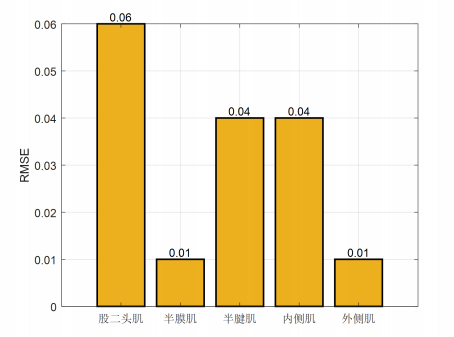


图 4-6 均方误差 RMSE

**4.3 本章小结**

本章使用具有优化反馈增益的痉挛模型来模拟步态试验中由于纺锤体反射引 起的肌肉兴奋。为此，首先通过进行肌电驱动的 Hill 肌肉-肌腱动力学前向模拟来 估计痉挛肌肉步态试验中的感觉信息。然后， 对痉挛模型进行前向积分， 以模拟由 纺锤体反射引起的肌肉兴奋，对于每个受试者，使用三个校准运动中的最小阈值 作为反馈阈值。最终得到较大的 R2 和较小的 RMSE, 证明了模型的有效性。

31

**5 总结与展望**

**5.1 总结**

本文提出了一个基于肌肉力量及其一阶导数的延迟反馈的痉挛模型，这个模 型能够解释儿童脑瘫患者在被动痉挛评估中的肌肉活动，并且能够预测他们在步 态中的股二头肌和小腿肌肉活动，与实际测量的肌肉活动相符。使用个性化的痉 挛模型对于深入理解由痉挛引起的运动障碍非常重要。此外，将痉挛模型纳入步 态预测模拟可能会得到更准确的步态动力学模拟，最终这些模拟可以用来预测脑 瘫儿童的治疗结果。

痉挛是脑瘫中常见的一种运动障碍，其特点是肌肉张力增加和腱反射过度活 跃。传统上，痉挛被视为速度依赖性的强直性拉伸反射的增加，但这个新模型表 明，肌肉力量反馈在痉挛中扮演着关键角色。这个与力量相关的模型考虑了运动过 程中肌肉力量的动态变化，并提供了一个更准确的代表脑瘫儿童肌肉行为的模型。

这个模型的一个主要优势是其预测肌肉活动的能力。通过使用被动痉挛评估 的仪器，模型可以预测步态中股二头肌和小腿肌肉的活动。这种预测能力与实际 测量的肌肉活动一致，这在个性化医学领域是一个重要的进步。

为了深入理解由痉挛引起的运动障碍， 个性化的痉挛模型是必不可少的。每个 脑瘫儿童可能以不同的方式经历痉挛，通用的方法是不够的。个性化模型允许进 行定制化的评估和干预，这可以帮助更好地管理痉挛，提高这些儿童的生活质量。

将痉挛模型纳入步态预测模拟可以提高这些模拟的准确性。通过这样做， 研究 人员和临床医生可以了解脑瘫儿童的步态动力学以及他们可能对不同治疗的反应。 这种方法可以帮助规划干预措施并预测治疗结果，使其成为脑瘫管理中的一个宝 贵工具。

这项研究的发现为研究和临床实践开辟了新的途径。基于肌肉力量反馈的痉 挛模型提供了对脑瘫儿童肌肉活动更全面的理解。还强调了个性化模型的重要性， 以改善治疗策略。

**5.2 展望**

肌肉痉挛是许多神经系统疾病， 如脑瘫、中风和多发性硬化症的常见症状。尽 管这些疾病的病因各不相同， 但它们都可能导致肌肉过度收缩， 从而引起疼痛、僵

硬和运动障碍。因此，对肌肉痉挛的定量研究对于理解这些疾病的病理生理机制， 以及开发有效的治疗方法具有重要意义。

先前的研究发现，在相同的拉伸速度下， 在拉伸运动开始时， 痉挛反射受到初 始拉伸水平的影响。 Kamper 等 [24] 发现肘关节屈肌初始长度越长， 反射阈值和僵 硬度分别显著降低和增加，表明初始肌肉长度与痉挛反射呈负相关。第 3 节中讨 论的方法不能解释这一观察结果。未来的研究应该包括不同的初始拉伸位置和不 同的拉伸速度。

最近的研究发现，肌肉纺锤波的放电不一定与肌肉长度和拉伸速度有关，而 可能与肌肉力量更直接相关。 Blum 等 [25] 证明，与肌肉长度相关的变量相比， 力 相关的变量能更好地预测肌纺锤体初级传入的瞬时发射率 (IFRs)，尤其是在较高 的拉伸速度下。Falisse 等人 [26] 还发现，使用测量力 (由检查者在被动运动中施加 的力和步态中的地面反作用力) 比使用运动学变量估计的模型更好地完成被动运动 痉挛反射期间的肌肉活动 (使用肌电图) 以及 CP 儿童的步态。例如，力对胭绳肌 活动的预测明显优于速度或加速度 (R2分别 = 0.73±0.10,0.46±0.15 和 0.47±0.15)。 这些结果表明， 除了使用其他变量 (如关节运动学) 估计测量轮廓外，还需要将反 射产生的肌肉力或扭矩纳入痉挛模型。未来的研究应旨在考虑肌肉力量和痉挛反 射之间的关系， 以表征和评估痉挛。总的来说， 肌肉痉挛定量研究的未来展望是充 满挑战和机遇的。通过深入理解肌肉痉挛的机制， 开发更有效的评估方法， 以及探 索新的治疗方法，有望为改善患者的生活质量和功能恢复做出重要贡献。

**致** **谢**

在这段人生旅程的重要里程碑上，我深感荣幸能够表达我的感激之情。首先， 我要向我的导师黄剑老师致以最诚挚的谢意。黄老师不仅是我的学术指导，更是 我的人生导师。每周的组会， 黄老师总是准时出席， 他的专业知识和严谨态度一直 是我学习的榜样。在毕业设计的每一个阶段，黄老师都能及时发现问题并提供宝 贵的建议，使我能够克服困难，顺利完成研究任务。

我还要特别感谢曹瑜老师， 他的悉心指导让我受益匪浅。每周的答疑时间， 曹 老师总是耐心解答我的每一个疑问，照亮了我前进的道路。在我迷茫和困惑时， 曹 老师总能给我指出正确的方向，让我看到希望。他的专业知识和独到见解为我的 研究工作提供了坚实的基础。每当我在研究中遇到难题时，曹老师总能耐心地为 我解惑，帮助我顺利解决问题。

我也要感谢华中科技大学这个大家庭。在这里， 我不仅获得了知识和技能， 更 重要的是，我学会了如何成为一个有责任感和有追求的人。大学生活充满了挑战 和机遇，我在这里找到了自己的兴趣和目标，也结识了来自五湖四海的朋友。

这篇论文不仅是我本科学习的总结，也是我未来学术旅程的起点。我期待着 未来书写更多精彩的篇章。谢谢！

**参考文献**

[1] SunG Chung, Elton Van Rey, Zhiqiang Bai, Elliot J Roth, and Li-Qun Zhang. Biome- chanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia. *Archives ofphysical medicine and rehabilitation*, 85(10):1638–1646, 2004.

[2] Ruben De-la Torre, Edwin Daniel Oña, Carlos Balaguer, and Alberto Jardón. Robot- aided systems for improving the assessment of upper limb spasticity: A systematic review. *Sensors*, 20(18):5251, 2020.

[3] LANCE JW. Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen. *Spasticity: disordered motor control*, pages 185–204, 1980.

[4] Volker Dietz and Thomas Sinkjaer. Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *The Lancet Neurology*, 6(8):725–733, 2007.

[5] Richard W Bohannon and Melissa B Smith. Interrater reliability of a modified ash- worth scale of musclespasticity. *Physical therapy*, 67(2):206–207, 1987.

[6] Roslyn N Boyd and H Kerr Graham. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type a for the management of children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology*, 6:s23–s35, 1999.

[7] Lynn Bar-On, Erwin Aertbeliën, Hans Wambacq, Deborah Severijns, K Lambrecht, BDan, Catherine Huenaerts, Herman Bruyninckx, Luc Janssens, L Van Gestel, et al. A clinical measurement to quantify spasticity in children with cerebral palsy by in- tegration of multidimensional signals. *Gait & posture*, 38(1):141–147, 2013.

[8] James W Lance. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert warten- beg lecture. *Neurology*, 30(12):1303–1303, 1980.

[9] Dario Farina, RobertoMerletti, and Roger M Enoka. The extraction of neural strate- gies from the surface emg. *Journal of applied physiology*, 96(4):1486–1495, 2004.

[10] Maria Willerslev-Olsen, Jacob Buus Andersen, Thomas Sinkjaer, and Jens Bo Nielsen. Sensory feedback to ankle plantar flexors is not exaggerated during gait in spastic hemiplegic children with cerebral palsy. *Journal of neurophysiology*, 111(4):746–754, 2014.

[11] IM Schut, Denise Engelhart, JH Pasma, Ronald GKM Aarts, and Alfred Christiaan

Schouten. Compliant support surfaces affect sensory reweighting during balance control. *Gait & posture*, 53:241–247, 2017.

[12] Ann E Tuzson, Kevin P Granata, and Mark F Abel. Spastic velocity threshold con- strains functional performance in cerebral palsy. *Archives ofphysical medicine and rehabilitation*, 84(9):1363–1368, 2003.

[13] James R Gage, Jacquelin Perry, Ramona R Hicks, Steven Koop, and Joanne R Werntz. Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 29(2):159–166, 1987.

[14] Jacquelin Perry. Distal rectus femoris transfer. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 29(2):153–158, 1987.

[15] Katherine M Steele, Meghan E Munger, Keshia M Peters, Benjamin R Shuman, and Michael H Schwartz. Repeatability of electromyography recordings and muscle syn- ergies during gait among children with cerebral palsy. *Gait & posture*, 67:290–295,

2019.

[16] Scott L Delp, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman, and Darryl GThelen. Opensim: open-source soft- ware to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(11):1940–1950, 2007.

[17] Scott L Delp, J Peter Loan, Melissa G Hoy, Felix E Zajac, Eric L Topp, and Joseph M Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical engineer- ing*, 37(8):757–767, 1990.

[18] Antoine Falisse, Sam Van Rossom, Ilse Jonkers, and Friedl De Groote. Emg-driven optimal estimation of subject-specific hill model muscle–tendon parameters of the knee joint actuators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(9):2253– 2262, 2016.

[19] Friedl De Groote, Allison L Kinney, AnilV Rao, and Benjamin JFregly. Evaluation of direct collocation optimal control problem formulations for solving the muscle redundancy problem. *Annals of biomedical engineering*, 44:2922–2936, 2016.

[20] Belgin PetekBalci. Spasticity measurement. *Archives ofNeuropsychiatry*, 55(Suppl

1):S49, 2018.

[21] Won-Seok Shin, Handdeut Chang, Sangjoon J Kim, and Jung Kim. Characteriza- tion of spastic ankle flexors based on viscoelastic modeling for accurate diagnosis. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 18:102–113, 2020.

[22] Marjolein Margaretha van derKrogt, Lynn Bar-On, Thalia Kindt, Kaat Desloovere, and Jaap Harlaar. Neuro-musculoskeletal simulation of instrumented contracture and spasticity assessment in children with cerebral palsy. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13:1–11, 2016.

[23] G Staude and W Wolf. Objective motor response onset detection in surface myo- electric signals. *Medical engineering & physics*, 21(6-7):449–467, 1999.

[24] DG Kamper, BD Schmit, and WZ Rymer. Effect of muscle biomechanics on the quantification of spasticity. *Annals of biomedical engineering*, 29:1122–1134, 2001.

[25] Kyle P Blum, Boris Lamotte D’Incamps, Daniel Zytnicki, and Lena H Ting. Force encoding in muscle spindles during stretch of passive muscle. *PLoS computational biology*, 13(9):e1005767, 2017.

[26] Antoine Falisse, Lynn Bar-On, Kaat Desloovere, Ilse Jonkers, and Friedl De Groote. A spasticity model based on feedback from muscle force explains muscle activ- ity during passive stretches and gait in children with cerebral palsy. *PloS one*, 13(12):e0208811, 2018.

[27] JU Baumann,H Ruetsch, and K Schürmann. Distal hamstring lengthening in cerebral palsy: an evaluation by gait analysis. *International orthopaedics*, 3:305–309, 1980.

[28] David H Sutherland and Jon R Davids. Common gait abnormalities of the knee in cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 288:139– 147, 1993.

[29] Paolo Crenna. Spasticity andspastic’gait in children with cerebral palsy. *Neuro- science & Biobehavioral Reviews*, 22(4):571–578, 1998.

[30] Jun-Xiang Wang, Olivia Lai Fidimanantsoa, and Liang-Xiao Ma. New insights into acupuncture techniques for poststrokespasticity. *Frontiers in Public Health*, 11:1155372, 2023.

[31] Joline E Brandenburg, Amy ERabatin, and Sherilyn W Driscoll. Spasticity interven-

tions: Decision-making and management. *Pediatric Clinics*, 70(3):483–500, 2023.

[32] Haoyang Duan, Yawen Lian, Yuling Jing, Jingsong Xing, and Zhenlan Li. Research progress in extracorporeal shock wave therapy for upper limbspasticity after stroke. *Frontiers in Neurology*, 14:1121026, 2023.

[33] Paul Winston, Fraser MacRae, Shanika Rajapakshe, Isabella Morrissey, Ève Bois- sonnault, Daniel Vincent, and Mahdis Hashemi. Analysis of adverse effects of cry- oneurolysis for the treatment of spasticity. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 102(11):1008–1013, 2023.

[34] Kyu-Ho Yi, Ji-Hyun Lee, Hye-Won Hur, Hyung-Jin Lee, You-Jin Choi, and Hee-Jin Kim. Distribution of the intramuscular innervation of the triceps brachii: Clinical im- portance in the treatment of spasticity with botulinum neurotoxin. *Clinical Anatomy*, 36(7):964–970, 2023.

[35] Gregory Brusola, Erica Garcia,Meagan Albosta, Audrey Daly, KonstandinosKafes, and Michael Furtado. Effectiveness of physical therapy interventions on post-stroke spasticity: an umbrella review. *NeuroRehabilitation*, 52(3):349–363, 2023.

[36] Florian Rakers, David Weise, Farsin Hamzei, Rita Musleh, Matthias Schwab, Josephine Jacob, Marco Alibone, and Albrecht Günther. The incidence and out- patient medical care of patients with post-stroke spasticity. *Deutsches Ärzteblatt*

*International*, 120(16):284, 2023.