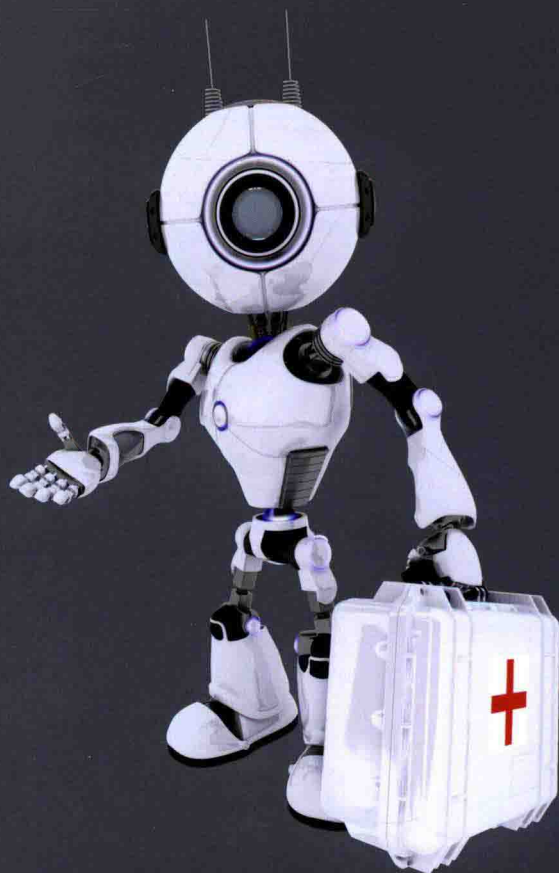




机器人学译丛



上田淳 (Jun Ueda)
[日] 栗田雄一 (Yuichi Kurita) 编著
晁飞 译

医疗机器人建模与制造

HUMAN MODELING
FOR BIO-INSPIRED
ROBOTICS

MECHANICAL ENGINEERING
IN ASSISTIVE TECHNOLOGIES



机械工业出版社
China Machine Press

机器人学译丛

[日] 上田淳 (Jun Ueda) 编著
栗田雄一 (Yuichi Kurita)
晁飞 译

医疗机器人建模与制造

HUMAN MODELING
FOR
BIO-INSPIRED
ROBOTICS

MECHANICAL ENGINEERING
IN ASSISTIVE TECHNOLOGIES



机械工业出版社
China Machine Press

图书在版编目 (CIP) 数据

医疗机器人建模与制造 / (日) 上田淳, (日) 栗田雄一编著; 晁飞译. —北京: 机械工业出版社, 2017.9

(机器人学译丛)

书名原文: Human Modeling for Bio-Inspired Robotics: Mechanical Engineering in Assistive Technologies

ISBN 978-7-111-57908-3

I. 医… II. ①上… ②栗… ③晁… III. 医疗器械 - 机器人技术 IV. TP242.3

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2017) 第 217671 号

本书版权登记号: 图字 01-2017-0507

Human Modeling for Bio-Inspired Robotics: Mechanical Engineering in Assistive Technologies

Jun Ueda and Yuichi Kurita

ISBN: 978-0-12-803137-7

Copyright © 2017 by Elsevier Inc. All rights reserved.

Authorized Simplified Chinese translation edition published by the Proprietor.

Copyright © 2017 by Elsevier (Singapore) Pte Ltd. All rights reserved.

Printed in China by China Machine Press under special arrangement with Elsevier (Singapore) Pte Ltd. This edition is authorized for sale in China only, excluding Hong Kong SAR, Macau SAR and Taiwan. Unauthorized export of this edition is a violation of the Copyright Act. Violation of this Law is subject to Civil and Criminal Penalties.

本书简体中文版由 Elsevier (Singapore) Pte Ltd. 授权机械工业出版社在中华人民共和国境内 (不包括香港、澳门特别行政区及台湾地区) 出版及标价销售。未经许可之出口, 视为违反著作权法, 将受民事及刑事法律之制裁。

本书封底贴有 Elsevier 防伪标签, 无标签者不得销售。

本书主要介绍医疗机器人的基础知识、研究挑战、关键成果、应用以及未来发展趋势, 包含辅助、康复和服务等机器人类别。每章都由该领域的权威专家撰写, 涵盖解剖造型、肌肉骨骼、神经和认知系统, 以及运动能力、自适应性、集成性和安全问题等。其中关于机械和控制方面的大规模尖端应用对于学术界和工业界有很高的参考价值。本书适合机器人领域的研究者、学生和技术人员巩固理论基础、了解业界前沿, 也适合生物医学领域的读者了解相关工程实践。

出版发行: 机械工业出版社 (北京市西城区百万庄大街 22 号 邮政编码: 100037)

责任编辑: 张锡鹏

责任校对: 李秋荣

印 刷: 北京瑞德印刷有限公司

版 次: 2017 年 9 月第 1 版第 1 次印刷

开 本: 185mm × 260mm 1/16

印 张: 14

书 号: ISBN 978-7-111-57908-3

定 价: 69.00 元

凡购本书, 如有缺页、倒页、脱页, 由本社发行部调换

客服热线: (010) 88378991 88361066

投稿热线: (010) 88379604

购书热线: (010) 68326294 88379649 68995259

读者信箱: hzjsj@hzbook.com

版权所有·侵权必究

封底无防伪标均为盗版

本书法律顾问: 北京大成律师事务所 韩光 / 邹晓东

医疗机器人、外骨骼设备和脑机接口技术的不断成熟带来了脑电信号控制医疗机器人这一全新的研究领域。该研究领域对于我国有着重要的意义。特别是中国社会的老龄化问题已经日趋严重，大规模的老年人看护工作消耗着大量宝贵的社会人力资源。然而随着人口红利的减退，当前很难有足够的人力来满足养老问题。为了应对这一严峻挑战，需要大量便捷的人-机器人交互方式和拥有自主学习能力的智能机器人。直接采用人类意念来控制机器人是最便捷的人-机器人交互方式，而人类意念的导出则主要利用脑机接口技术。脑机接口技术首先探测头皮表面或者大脑皮层的脑电信号，然后从信号中提取能反映使用者意图的脑电特征，再将这些特征转化为控制其他系统的命令。

本书非常精准地把握住了在构建医疗机器人或外骨骼机器人中最关键的问题，即如何建立更精确的人类模型。更精确的模型能使设计出来的产品更贴合人体的运动，同时更有效地对人体进行辅助。我对本书的内容非常着迷，并做了较多使用手势和脑电信号控制移动式机器人的研究。在研究中发现，如果只是单纯地使用脑电信号来控制，存在着输入信号较少和时间延迟较大的问题。而本书介绍的思路除了包含肌电或其他信息的辅助，还强调肌肉骨骼的计算模型在设计人-机器人交互系统中的作用。本书的这些内容让我越来越感觉到：能够用意念控制的医疗机器人大有可为。

本书共 11 章，每章由不同的作者分别根据自己多年的研究经验进行撰写。大部分作者是工科的研究学者，他们撰写的章节文风朴素、简明易懂，所以翻译起来难度不大。而第 10 章的作者具有心理学研究背景，该章的文风明显更华丽、冗长一些。为了保持整本书风格的一致性，我尽量把第 10 章的长句改成短句，以降低读者的阅读难度。另外由于是多作者合著，所以在这 11 章中，有些章节的内容有重复；而在某些章节也有少量明显错误，我根据自己的知识储备尽量做出了修正。

另外，我的硕士研究生吴秋霞与黄雨轩分别帮助我翻译了本书的第 2 章与第 3 章，特别感谢他们的帮助。由于我们的水平有限，因此难免有翻译不妥的地方，在此请广大读者批评指正。

2017 年 7 月

于厦门大学

缘起

未来的医疗与辅助技术的发展，需要对人因工程进行很好的研究和理解，因为医疗与辅助系统的设计、控制和分析流程是严重依赖人类交互行为的。这些包含医疗与辅助机器人在内的新兴领域的出现，归因于人们为提高生活质量而不断增长的对新技术的需求。例如，美国政府在 2011 年宣布的“全国机器人行动倡议”，就是鼓励和支持在“人类参与交互循环”机器人系统或“人机协作机器人”领域中开展科学研究。

除了需要理解传统机器人学中的关键内容，诸如力学和编程，这项新兴的研究还需要从工程的角度分析人类运动学、生理学和心理学，也就是本书中所谓的“人类建模”。要掌握该领域复杂和跨学科的内容，并将理论知识应用到实际中，必须对该领域进行系统级的研究。

与人机协作机器人相关的研究成果倾向于发表在主题非常宽泛的期刊和会议论文集中，宽泛的主题使得新进的研究人员难以有效地找到研究材料。本书旨在为学术界和工业界的研究人员提供该领域的基础知识，并且展示了趋向于宏观（人类实际尺寸）应用的人类功能的力学和控制中的最新研究结果。这些内容由相关领域的高级专家组织和编写。虽然视觉与听觉系统的建模也很重要，但是这些内容超出了本书作者的专业知识范围，因此不包括在内。

本书中收集的工作提供了对人体机构的系统级的讨论，讨论的主题包括解剖学、肌肉骨骼、神经与认知系统的建模，以及运动的功能、自适应性和整合性。本书的目标读者是机器人等相关方向的研究生，以及新加入这个研究领域、需要尽快提高机械设计与控制能力的专业工程师。本书假设读者在工程学上具有基本的本科知识水平，例如机械、生物医学或电气工程。本书每章强调并总结了一项主题研究的背景、挑战、关键成果、应用和未来趋势，同时最大限度地减少高等数学的知识。本书的这种设置方法还旨在向具有生理学和生物医学背景的读者介绍工程方面的知识。虽然每章都是一篇独立的、完整的论文，但是这些论文是围绕着一个一致的主题组织的。

本书的作者们已经在 IEEE 国际机器人与自动化大会、IEEE 先进智能机电一体化大会和 ASME 动力学与控制大会上组织了多个研讨会和专题报告会。这项工作得到了 ASME 动力学系统和控制部门的机械电子学、机器人和生物系统技术委员会的支持。我们要感谢所有组织者、主题演讲者和提供帮助的工作人员。

内容组织

本书涵盖了人类建模的两大主题：

- 1) 人类肌肉骨骼系统的建模及应用，人类运动的计算分析、建模及应用。
- 2) 人类认知和肌肉技能的建模及应用。

本书中有 6 个关注人类肌肉骨骼系统和人类运动的计算分析的主题。在第 1 章中，Deshpande 等人提出了一种人类掌指关节的被动刚性的建模方法，以及肌腱单元和囊状韧带复合体弹性的建模方法；他们对 10 个人类受试者进行实验，并收集关节角度和指尖力度的

数据。在第2章中, Alamdari 和 Krovci 主要关注如何更好地理解人类下肢与肢体环境的物理相互作用, 并对这类计算建模方法进行了综述, 还讨论了人-机器人交互的应用设置。在第3章, Bu 等人阐述了基于肌电(EMG)信号的人-机器人接口的混合运动与任务的建模框架, 并且介绍了使用任务建模的EMG控制的人-机器人接口的案例研究。在第4章中, Hayashibe 等人概述了基于家庭的康复系统以及该系统的最先进产品, 并且提出了考虑特定主题变量平衡的个性化测量方案。在第5章中, sharma 和 kirsch 讨论了使用正向动态优化方法与三连杆动态行走模型来进行关节角度轨迹的计算, 该计算需要获得最小电刺激或电机转矩输入。在第6章中, Park 概述了主要依赖于身体运动的柔性可穿戴技术, 并用辅助和康复技术的多个示例讨论了集成有各种柔性可穿戴传感器和致动器的机器人系统。

本书还包含关注人类认知和肌肉技能建模方法的5个主题。在第7章中, Lisi 和 Morimoto 概述了可行的非侵入性技术, 随后详细描述了基于感觉运动节律(SMR)的脑机接口(BMI)技术, 并描述了在实现基于SMR的解码器及其主要组件中的重要挑战。在第8章中, Ravichandar 和 Dani 概述了人类意图估计算法, 并介绍了一种推断人类操作者手臂运动意图的算法, 该算法根据微软 Kinect 传感器的观察结果进行推断。在第9章中, Bai 和 Christensen 概述了外骨骼设计的主要挑战, 并介绍了基于人-机器人交互的生物机构模拟器的设计方法, 该方法旨在有效地设计外骨骼结构和运动控制器以根据需要实现运动辅助。在第10章中, Wagner 和 Briscoe 研究了众望所归的下一代机器人系统, 这些机器人将能与患者进行社交互动, 对患者的情绪、个性和喜恶进行建模, 并使用这些交互信息来指导机器人进行相应协助的决策。最后, 在第11章中, Ueda 等人针对人-机器人身体相互作用中的神经运动适应机制, 探讨了相关的理论、方法和工具。

译者序

前言

第一部分 人类肌肉骨骼系统的建模及应用，人类运动的计算分析、建模及应用

第1章 在机器人手掌中为提升操作性而实现的类人关节刚性 2

1.1 引言 2

1.2 关节刚性的建模 2

1.2.1 方法 2

1.2.2 实验结果 7

1.2.3 关节刚性建模的总结 12

1.2.4 对具有并行柔性的机器人关节的分析 13

1.2.5 时间延迟作用 13

1.2.6 加入并行柔性的作用 14

1.2.7 系统并行柔性的设计指南 16

1.3 被动关节刚性的多指操纵 16

1.3.1 系统模型 16

1.3.2 抓握稳定性分析 17

1.3.3 操作控制器的设计 17

1.3.4 实验与结果 18

1.4 讨论 21

参考文献 22

第2章 人类下肢肌肉骨骼的计算分析综述 24

2.1 引言 24

2.2 人类行走的步态周期 25

2.3 正常人类行走的生物力学 27

2.4 人类行走的量化模型 27

2.4.1 人类行走的运动学 28

2.4.2 人类行走的动力学 29

2.5 肌肉骨骼与铰接系统交互的计算分析 37

2.6 结论 40

参考文献 41

第3章 肌电控制的人-机器人接口：一种混合运动和任务的建模方法 47

3.1 引言 47

3.2 EMG动作分类 48

3.2.1 EMG采集与分析 48

3.2.2 动作分类 51

3.3 人类接口的任务建模 53

3.3.1 人类任务建模 53

3.3.2 结合肌电建模与任务建模 55

3.4 使用任务建模的肌电控制人-机器人接口 56

3.4.1 系统描述 56

3.4.2 动作分类实验 58

3.4.3 机器人操作实验 60

3.5 讨论与总结 62

3.5.1 分类准确率的增加 62

3.5.2 BN任务模型对分类结果的影响 63

参考文献 64

第4章 基于家庭的姿势平衡康复的个性化建模 68

4.1 引言 68

4.2 基于家庭的姿势平衡康复 68

4.3 身体肢体的参数 70

4.4 人类受试者的质心位置估计	70	6.4 用于运动感测的光纤可穿戴 传感器	110
4.5 方法	72	6.5 结论与未来的发展	112
4.5.1 SESC计算	72	参考文献	112
4.5.2 使用卡尔曼滤波器的SESC 参数识别和视觉反馈	73		
4.5.3 角动量的零速率	74	第二部分 人类认知和肌肉技能的建模 及应用	
4.5.4 实验	75		
4.6 实验结果	76	第7章 辅助和康复机器人的非侵入性 脑机接口技术综述	118
4.6.1 高成本传感器对比便携式 传感器	76	7.1 引言	118
4.6.2 收敛-骨架着色反馈与无视觉 反馈	78	7.2 脑机接口	118
4.6.3 使用新运动集进行交叉验证	78	7.2.1 脑电图	118
4.6.4 姿势稳定指数	80	7.2.2 大脑活动的类型	119
4.7 讨论	81	7.2.3 BMI的类别	119
4.8 结论	81	7.2.4 伪迹信号	119
参考文献	81	7.2.5 基于感觉运动节律的BMI	120
		7.2.6 性能评估	123
第5章 步态恢复的混合神经假体的建 模和动态优化	85	7.3 辅助机器人的BMI	123
5.1 引言	85	7.3.1 共享控制	123
5.2 动态模型	86	7.3.2 BMI与非穿戴式机器人	124
5.2.1 初始双重支撑阶段	86	7.3.3 BMI与可穿戴式机器人	124
5.2.2 单一支撑阶段	87	7.4 康复机器人的BMI	127
5.2.3 冲击和最终双重支撑阶段	89	7.4.1 上肢运动恢复	127
5.3 动态优化	90	7.4.2 下肢与步态恢复	128
5.4 仿真与结果	91	7.5 结论	129
5.4.1 在对抗肌肉副之间切换	91	致谢	130
5.4.2 对抗肌肉副的共激活作用	91	参考文献	130
5.4.3 混合关节致动器	91		
5.4.4 模拟结果	92	第8章 辅助机器人中人-机器人协作 的意图推理	139
5.5 结论与未来的工作	94	8.1 背景技术	139
附录	95	8.2 研究挑战和解决方法	141
参考文献	96	8.2.1 系统建模	141
		8.2.2 意图推理	142
第6章 身体运动感测的柔性可穿戴机 器人技术	98	8.2.3 在线模型学习	146
6.1 身体运动感测	98	8.3 应用	147
6.2 嵌入导电液的柔性人造皮肤	101	8.3.1 人-机器人协作	148
6.3 应变敏感的导电聚合物	106	8.3.2 辅助机器人	150
		8.4 讨论	153

8.5 结论	153	10.5.1 心理特征的检测和建模	184
附录	153	10.5.2 利用情景	185
参考文献	157	10.6 结论	185
第9章 生物力学的 HRI 建模和 外骨骼辅助应用的机电 一体化设计	160	参考文献	185
9.1 引言	160	第11章 机器人合作伙伴的自适应人— 机器人身体交互	190
9.2 外骨骼设计的挑战	161	11.1 引言	190
9.2.1 人—外骨骼系统的生物力学 建模	161	11.2 触觉稳定性	191
9.2.2 运动结构	162	11.3 人工操作者建模	191
9.2.3 致动器	162	11.3.1 人类手臂的刚性	191
9.2.4 感测	163	11.3.2 肌肉骨骼建模	192
9.3 生物力学建模	163	11.4 触觉的辅助控制	193
9.4 HRI模型的开发	164	11.4.1 阻抗屏蔽方法	193
9.5 设计实例	165	11.4.2 线性二次高斯控制	194
9.5.1 实例一：用于重力补偿的 弹簧加载的外骨骼	165	11.4.3 具有随机变量参数的系统 控制	196
9.5.2 实例二：2自由度主动辅助 外骨骼	168	11.5 系统集成	196
9.6 结论	171	11.5.1 人类手臂刚性估计	197
致谢	172	11.5.2 刚性分类	198
参考文献	172	11.6 系统验证与实验评估	200
第10章 辅助机器人的人类心理 建模	174	11.6.1 触觉装置	200
10.1 引言	174	11.6.2 稳定性分析	201
10.2 人类特征的维度	175	11.6.3 刚性的分布	201
10.2.1 性格	176	11.6.4 系统验证：与刚性表面 接触	202
10.2.2 情感和心情	176	11.6.5 验证实验：与刚性表面 接触	203
10.2.3 智力	177	11.6.6 阈值分类性能与HMM分类 性能	203
10.2.4 社交智力	177	11.6.7 阈值分类性能与SVM分类 性能	205
10.3 构建HRI的行为模型	178	11.7 局限与解决方法	207
10.4 经济决策模型	179	11.8 结论	208
10.4.1 神经经济学	181	附录	209
10.4.2 认知架构	183	致谢	209
10.5 心理推理模型	183	参考文献	210

人类肌肉骨骼系统的建模及应用， 人类运动的计算分析、建模及应用

- 第 1 章 在机器人手掌中为提升操作性而实现的类人关节刚性
- 第 2 章 人类下肢肌肉骨骼的计算分析综述
- 第 3 章 肌电控制的人-机器人接口：一种混合运动和任务的建模方法
- 第 4 章 基于家庭的姿势平衡康复的个性化建模
- 第 5 章 步态恢复的混合神经假体的建模和动态优化
- 第 6 章 身体运动感测的柔性可穿戴机器人技术

在机器人手掌中为提升操作性而实现的类人关节刚性

A. Deshpande, T. Niehues, P. Rao

得克萨斯大学，奥斯汀，得克萨斯州，美国

1.1 引言

在过去二十年中，许多以提高交互稳定性、鲁棒性和操纵能力为目标的机器人手掌已经被设计出来。在人类的手掌中，手指内在的、被动的关节刚性严重影响了手掌的功能和关节的稳定性^[1-3]。由于关节刚性在许多手功能中的突出作用，所以众多研究都调查了食指掌指（MCP）关节的关节刚性^[2,4-7]。肌肉-肌腱单元（MTU）通过在拉伸时产生阻力而产生被动 MCP 关节的刚性^[2,3]。除了 MTU 之外，关节处的囊状韧带复合体（CLC）也能够提供阻力，特别是可以防止关节不稳定。我们进行定量分析，可以确定在各种手指形态配置中 MTU 和 CLC 对被动关节刚性的相对贡献。许多先前的研究已经表明：在 MCP 关节处由关节刚性所产生的阻力矩对关节角度具有双指数的对应关系^[4,5]。众多先前的研究明确或隐含地假设：这种关节刚性完全是由来自肌肉和肌腱的拉伸被动力所产生的，而 CLC 的影响可以忽略^[7,8]。

受到人类手掌中关节柔性起到主导作用这一思想的启发，我们探索了在机器人手掌中与关节运动致动器并行添加机械弹簧的作用（并行柔性）。虽然通过串联弹性致动器（SEA）引入的串联柔性已经被广泛研究^[9]，并且被应用于众多机器人系统中^[10,11]，但是，这些研究并未分析引入并行柔性对系统性能的影响。我们分析了当系统引入并行柔性之后在提高稳定性、鲁棒性以及抓取和操纵存在时间延迟物体的过程中的轨迹平滑度的效果。

我们首先建立了符合单关节机器人并行柔性的数学建模效果的基本理解，该单关节机器人系统由带有时间延迟的阻抗控制器实现。这就使得能够理解并行柔性的添加与适合性的指导规则的生成之间的权衡，并对添加并行柔性而产生的优点进行识别。这些发现是用腱驱动的机器人手指关节实验进行验证的。之后，我们分析了在具有两个手指进行物体抓取和操纵的机器人系统中并行柔性的效果。我们重点关注物体与机器人之间的相互作用，因此首先建立这些机器人系统的力控制策略，特别是阻抗控制策略。通过对比具有和不具有并行柔性系统的实验结果，可以证明在轨迹跟踪精度和冲击鲁棒性中所加入并行柔性带来的改进。

1.2 关节刚性的建模

1.2.1 方法

在本节中，我们首先介绍一种用户定制的机构，该机构让我们从人类受试者中收集被动力和运动学数据。之后，我们详细描述实验参与者和实验设计的信息。最后，我们演示了针

对特定主题的肌肉骨骼建模和数据分析。

1. 机构设计

我们设计了一种机构，用来测量食指的 MCP 关节在静态和动态测试中的被动力矩（图 1-1）。该机构的关键特征包括：

1) **力量感测的精确性**：如果将力量 / 扭矩传感器直接连接到被测量的手指上，这样会产生由软组织的局部变形而引起的较大误差。即使用支架进行弥补，在支架和手指之间的滑动也增加了在动态条件下测得可靠力矩信息的难度。因此，我们设计了一个带有力传感器和扩展连杆的齐平式接触机构，该机构使我们能够估计被测关节的总体被动扭矩，并解决由皮肤形变和滑动引起的问题。

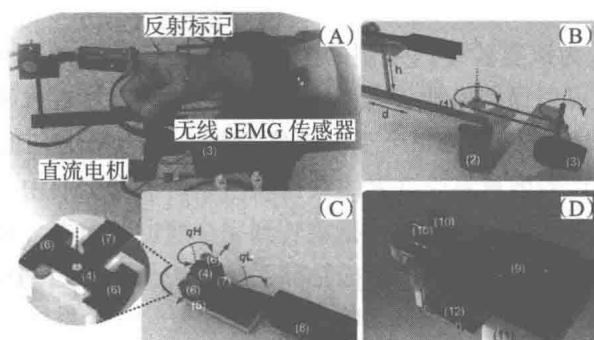


图 1-1 (A) 受试者手臂的静止位置和测量机构的完整设置。首先，我们将标记和 EMG 传感器连接在受试者的前臂上，并将 MCP 关节与直流电机的轴向位置对齐。然后，我们用魔术贴和扶手将前臂固定在测试面板上，并调整掌托使手臂被固定在刻度为零的位置。最后，我们调整驱动臂以使食指可以装进夹板中。在机构上固定好受试者手臂之后，我们手动移动驱动臂以测试设置。(B) 驱动臂及其子部件的设计。安装在力矩臂（编号 1 所示机构）上的测力传感器支架可以调整高度 (h) 和距离 (d) 以适应不同的手掌尺寸。直流电机（编号 2 所示机构）和编码器（编号 3 所示机构）通过链条和驱动链轮进行连接。(C) 测力传感器支架和夹板连杆的设计。外形像“锤子”的部件（编号 4 所示机构）在手指的运动范围内实现夹板机构和测力传感器之间的齐平式的接触。箭头表示锤子部件的滑动方向。锤子和缸体之间存在 0.1mm 的尺寸公差，使得锤子可以沿着缸体进行滑动。锤子头部的铰链接头可以使锤子与连杆在伸出支架时进行相对的旋转。图 1-1C 中的子图显示了锤子的设计截面图。(D) 试验板和可调支架的设计。掌托（编号 10 所示机构）可以移动和固定到期望的方向，并且通过测试面板上的两个槽旋转 360°。掌托可以将受试者的手掌固定在适当位置

2) **关节运动学计算的精确性**：人类关节的旋转中心没有固定点。因此，通过将传感器直接附接在接头上来测量接头角度和扭矩会存在一些问题。不过，红外运动捕获是一种可以用来精确估计关节旋转的无创方法。该测量机构需要经过精心设计才能与定制的反光标记和红外运动捕捉系统进行集成。

3) **设备的可定制性**：在该测量机构的设计中针对特定受试者进行了考虑。为适应人类不同尺寸的手，我们设计了一套可以很容易调整的测试面板和驱动臂。该测量机构可以通过改变移动夹具和不同尺寸的手指支架的构造，来收集具有各种手腕姿势的不同手指的关节数据。

2. 人类受试者和实验过程

本次研究招募了年龄在 23 岁 (± 3.7 岁) 的 10 名右利手健康受试者 (6 名男性, 4 名女性)。实验对每个受试者的食指进行了测量, 测量结果作为受试者的人体测量数据 (表 1-1)。

表 1-1 10 名受试者平均的人体测量参数 (以 mm 计) 的平均值 (标准偏差)

	长度	宽度	厚度	关节厚度
近端	45.0 (3.5)	14.8 (1.1)	14.5 (1.1)	21.6 (4.9)
中端	25.3 (1.7)	13.7 (1.1)	11.6 (1.2)	13.9 (1.3)
远端	23.6 (1.8)	11.5 (1.2)	8.7 (0.7)	10.2 (0.8)

注: 假设每段手指具有均匀矩形形状的矩形横截面。每个受试者签署知情同意书, 同意实验执行得克萨斯大学的人类受试者政策。

将受试者的手放入为该实验专门定制的全套装置中 (如图 1-1 所示)。该装置只固定受试者的食指, 其他手指可以保持松弛状态, 这样设置可以使食指在水平平面中自由屈伸。为了 sEMG 进行归一化和数据缩放, 每个受试者需要将食指做最大幅度的弯曲和伸直。该装置通过两个循环, 以 10° 的增量将受试者的食指从由编码器限定的中立位置驱动到完全伸直的方向进行伸展, 之后以相反的方向将手指旋转到完全弯曲的位置。该装置将手指在每个位置上都保持 30s 姿态, 在此期间由于肌肉松弛而手指的力量可以达到稳定状态^[4]。实验中还为每个受试者确定极限的运动范围 (RoM), 极限位置为受试者手指被旋转到手指运动范围末端附近、开始感到不舒服时的位置。为了监测受试者的肌肉松弛情况, 我们在受试者的手指浅表屈肌腱 (FDS)、伸肌腱 (EDC)、肱二头肌和三头肌上附接了四个无线肌电图传感器 (Trigno 系统, DelSys 公司产品) 以监测肌肉松弛情况。针对 EDC 的信号, 我们在前臂的中部从外侧上髁到尺骨茎突这两个部位的连线上放置了一个电极; 针对 FDS 的信号, 将电极放置在连接内侧上髁与尺骨茎突的连线中心点的周围^[12]。另外, 我们还把电极放置在肱二头肌部位和在距肱三头肌 (长头) 的后腋窝四指宽的位置上^[13]。在实验期间使用带有六个红外相机 (500Hz) 和 18 个反射标记 (直径: 4.17mm) 的运动捕获系统 (Vicon 公司) 来收集 MCP 关节的三维运动学数据, 以便精确地确定 MCP 关节角度。每个受试者进行两次重复的全范围的弯曲 - 伸直运动。在实验期间同时收集指尖处的力量信息、EMG 信号和手指的运动学数据。

3. 数据分析

反射标记的运动学数据与 EMG 信号同步进行 (Nexus 1.7.1, Vicon 公司)。通过使用标记数据, 之前构建的优化处理方法可以确定瞬时旋转中心 (iCoR) 的位置和 MCP 弯曲 - 伸直角度^[14,15]。我们将 MCP 角度定义为: 沿着连接手腕和 MCP 关节中心的线为零度角, 弯曲为正方向且伸直为负方向。在进行实验之前的最大自主等长收缩 (MVC) 实验中所得到的 EMG 信号, 我们用它来归一化每个肌肉的 EMG 信号。我们使用四阶带通巴特沃斯滤波器 (20 ~ 500Hz) 处理原始 EMG 信号, 进行全波整流, 然后使其通过具有 5Hz 截止频率的低通滤波器, 以导出线性包络的 EMG 信号。我们采用线性包络的 EMG 的平均值作为肌肉激活的 100% 效果值。当四个 EMG 信号中的任一个信号超过了最大自发等长收缩实验测定阈值的 5% 时, 来自本实验的数据就被消除^[16]。

4. 总弹性力矩

由于关节刚度引起的总被动力矩由下式给出: $\tau_{total} = l_{tip} \times F_{tip}$, 这里 l_{tip} 是力传感器位置

和 MCP 关节的 iCoR 之间的距离。公式 (1-1) 中的双指数模型用来描述总被动弹性力矩和 MCP 关节角度之间的关系^[4,5,17]:

$$\tau_{\text{total}}(\theta_m) = A(e^{-B(\theta_m-E)} - 1) - C(e^{D(\theta_m-F)} - 1) \quad (1-1)$$

其中 θ_m 是 MCP 关节的角度, A 至 F 是拟合模型的参数。我们在 MATLAB (Mathworks 公司) 中使用非线性最小二乘法来估计每个受试者的 7 个模型参数, 最小二乘法通过最小化测量力矩和拟合模型之间平方差之和来进行计算。定义为静止位置的食指松弛角度 (θ_{ms}) 的值在 τ_{total} 等于零的拟合模型中确定^[6]。

5. MTU 的弹性力矩

由穿过 MCP 关节的 7 个 MTU 所产生的净弹性力矩 $\tau_{\text{MTU}}(\theta_m)$ (见表 1-2) 随 MCP 关节角度而变化, 并且可以由公式 (1-2) 得到:

$$\tau_{\text{MTU}}(\theta_m) = \sum_{i=1}^7 R_i(\theta_m) \cdot F_{pi}(\theta_m), \quad i=1, \dots, 7 \quad (1-2)$$

其中 $R(\theta_m)$ 相对于 MCP 关节角度的 7 个 MTU 的力矩臂的向量, $F_p(\theta_m)$ 表示被动力的向量, 它由响应于 θ_m 的变化的 7 个 MTU 伸展而产生。7 个 MTU 力矩臂随 θ_m 的变化而变化, 我们使用 ACT 手动测试 MCP 关节的模型来确定力矩臂的数值^[18]。我们假设力矩臂与食指的体积成正比^[19], 并通过缩放 ACT 的力矩臂来计算 7 个 MTU 的受试者不相同的力矩臂的值, 其中要用到受试者食指 (v) 的体积与 ACT 手指体积 (V) 的比值: ($r_v = \frac{v}{V}$, 表 1-3)。缩放的力矩臂还用于计算由 θ_m 的变化导致的 MTU (l_{mi}) 长度的变化, 即: $\Delta l_{mi}(\theta_m) = R_i \times \theta_m$, 其中, $i=1, \dots, 7$ 表示 MTU 的个数。

表 1-2 7 个肌肉的缩放参数的结果 ($n=10$)

肌肉	缩写	$F_{mo}(N)$	$l_{mo}(mm)$	$l_s(mm)$	$\alpha(deg)$
手指总伸肌	EDC	18.9 ± 3.2	61.9 ± 4.4	289.9 ± 20.9	3
	EDC ^a	(18.26)	(70)	(322)	
食指伸肌	EI	22.5 ± 3.8	52.1 ± 3.7	167.7 ± 12	6
	EI ^a	(21.7)	(58.9)	(186)	
第一骨间掌侧肌	PI ^b	18.3	30.7	25	6.3
指深屈肌	FDP	75.9 ± 17.9	62.7 ± 7	265.2 ± 19.1	7
	FDP ^a	(68.3)	(74.9)	(293.5)	
第一蚓状肌	LU ^b	2.7	68	55.4	1.2
指浅屈肌	FDS	68.1 ± 16.1	72.7 ± 3.9	247.5 ± 18	6
	FDS ^a	(61.24)	(83.5)	(275)	
第一骨间背侧肌	DI ^b	36.6	38.9	31.7	9.2

^a 显示从 [20, 21] 导出的四个外在参数的通用值。^b 显示从 [22, 23] 导出的三个内在参数的常数。

表 1-3 10 个被试的力矩臂缩放参数 (r_v), l_{mto} (r_v) 和 F_{mo} (r_f 和 r_e)

参数	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
r_v	0.68	1.26	0.85	0.84	0.87	0.88	0.80	0.98	0.84	0.62
r_v	0.43	0.79	0.53	0.53	0.55	0.55	0.50	0.62	0.53	0.39
r_f	1.50	1	1.21	1.19	0.64	1.25	1.29	1.12	1.22	0.71
r_e	1.22	1	1.09	0.93	0.97	1.35	1.02	1.05	1.04	0.69

当 MCP 关节被动地移动通过其完整的运动范围时, 为确定这 7 个 MTU 产生的被动刚性, MTU 被假设成由两个非线性弹簧串联连接组成, 如图 1-2 所示, 两个弹簧分别表示肌肉和肌腱。4 个参数定义了山型的 MTU 模型的静态被动力-长度关系, 即最大等长力 (F_{mo})、最佳肌肉纤维长度 (l_{mo})、肌腱松弛长度 (l_{ts}) 和触角角度 (α_m)^[24-26]。这些参数的值已经通过解剖研究和建模技术在以前的研究工作中被确定下来^[20-22,27-29], 在这项研究中, 我们调整了每个主题的 F_{mo} 、 l_{mo} 和 l_{ts} 值。由于 7 块肌肉所导致的角度较小^[20,22], 我们为所有受试者保持相同的角度值。

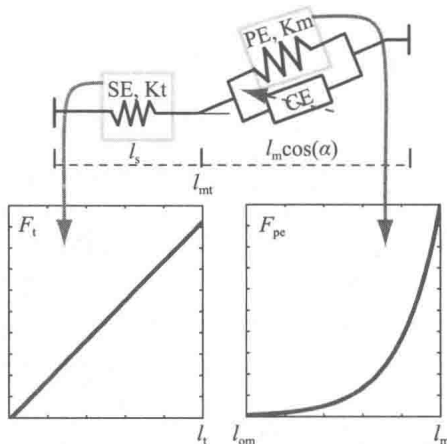


图 1-2 显示山型模型的肌肉和肌腱元件的示意图。每个 MTU 被建模为通过串联连接的两个非线性弹簧。对于给定的长度变化, 由 MTU 产生的力通过使用肌肉和肌腱的被动力-长度关系来计算。肌肉中的被动力-长度关系由下式给出: $f_m(\tilde{l}_m) = \frac{e^{10(\tilde{l}_m-1)}}{e^5}$, $F_m =$

$F_{mo} f_m \cos(\alpha_m)$, 其中, $\tilde{l}_m = \frac{\Delta l_m}{l_{mo}}$ 。肌腱中的被动力-长度关系由下式给出: 当 $\varepsilon_t \leq 0$ 时, $f_t(\varepsilon_t) = 0$; 当 $0 < \varepsilon_t < 0.0127$ 时, $f_t(\varepsilon_t) = 1480.3\varepsilon_t^2$; 当 $\varepsilon_t \geq 0.0127$ 时, $f_t(\varepsilon_t) = 37.5\varepsilon_t - 0.2375$; 并且 $F_t = F_{mo} \cdot f_t$, 这里 $\varepsilon_t = \frac{\Delta l_t}{l_{ts}}$ 。使用两个串联的非线性弹簧时, 两者产生的力相等, 即 $F_m = F_t$, 并且总长度变化是各长度变化的总和, 即 $\Delta l_{mt} = \Delta l_m + \Delta l_t$ ^[30]

由 MVC 的 EMG 信号产生的电压信号来缩放四个外在肌肉的 F_{mo} 值。首先, 我们选定一个受试者 (受试者 2), 其食指体积与 Holzbaur^[21] 提出的模型密切匹配 (79.08%), 我们分配外在肌肉的 F_{mo} 值 (FDP、FDS、EDC 和 EI) 从 Holzbaur 的模型到受试者 2 的模型中去。然后, 我们计算每个受试者和受试者 2 弯曲和伸直过程中 MVC 与 EMG 的比率。使用弯曲和伸直过程中的 EMG 比率来缩放受试者之间的两个屈肌和两个伸肌的 F_{mo} (表 1-3 中的 r_f 和 r_e)。

我们通过用每个受试者的体积比 (r_v) 线性缩放来自 Holzbaur 模型的 l_{mo} 值来计算受试者特异性标称 MTU 长度 l_{mo} ^[19]。通过实施在先前研究^[28]中描述的数值优化方法, 对每个受试者的肌腱松弛长度 (l_{ts}) 进行功能调整在完全弯曲、完全延伸和放松位置。随机选择肌纤维长度 (l_m) 作为输入。然后在更新肌腱松弛长度之后, 在松弛位置处对于每个受试者计算最佳肌肉长度值: $l_{mo} = l_{mo}$ 。表 1-2 显示了缩放参数的统计结果。

6. MTU 的贡献

假设 MCP 关节处的总被动关节力矩 (τ_{total}) 由来自 7 个 MTU 的拉伸的弹性力矩 (τ_{MTU}) 和来自 CLC 的被动力矩 (τ_{CLC}) 组成。按照之前介绍的步骤确定 τ_{total} 和 τ_{MTU} 的值, 并且根据公式 (1-3) 估计 τ_{CLC} :

$$\tau_{\text{CLC}} = \tau_{\text{total}} - \tau_{\text{MTU}} \quad (1-3)$$

为了评估 MTU 对关节刚度的贡献, 我们使用公式 (1-4) 计算 MCP 关节处的被动力矩的机械功:

$$W = W_f + W_e = \left| \int_{\theta_{\text{ms}}}^{\theta_{\text{mf}}} \tau(\theta) d\theta \right| + \left| \int_{\theta_{\text{ms}}}^{\theta_{\text{me}}} \tau(\theta) d\theta \right| \quad (1-4)$$

其中, θ_{me} 和 θ_{mf} 分别是完全伸直和完全弯曲的 MCP 角度的值, θ_{ms} 是松弛角, W_f 和 W_e 分别表示在弯曲和伸直时完成的机械功。我们通过公式 (1-4) 用 τ_{total} 和 τ_{MTU} 对 W_{MTU} 和 W_{total} 进行计算, 之后再计算贡献值 $\eta = \frac{W_{\text{MTU}}}{W_{\text{total}}} \times 100$ 。我们还计算了 MTU 对弯曲的总机械功的贡献:

$\eta_f = \frac{W_{\text{MTU}_f}}{W_{\text{total}_f}} \times 100$, 以及在伸直过程中的贡献 $\eta_e = \frac{W_{\text{MTU}_e}}{W_{\text{total}_e}} \times 100$ 。使用一个样本 t 检验和功率分析来作为我们假设的事后检验 ($\alpha = 0.05$, 功率 = 0.8)。

1.2.2 实验结果

1. 总被动力矩模型

对于所有受试者, 松弛角 θ_{ms} 位于 $\theta_m > 0^\circ$ 的位置 (表 1-4)。完全伸直的总被动力矩 (τ_{total_e} , $438.1 \pm 184.61 \text{ N}\cdot\text{mm}$) 大于完全弯曲 (τ_{total_f} , $288.41 \pm 71.41 \text{ N}\cdot\text{mm}$) 的总被动力矩。由表 1-4 中给出参数所定义的双指数模型紧密地拟合每个受试者的被动力矩角数据, 其中 R_2 值大于 0.9, RMSE 值小于 $50 \text{ N}\cdot\text{mm}$ 。实验数据和受试者 7 的模型之间的拟合结果显示在图 1-3 中。

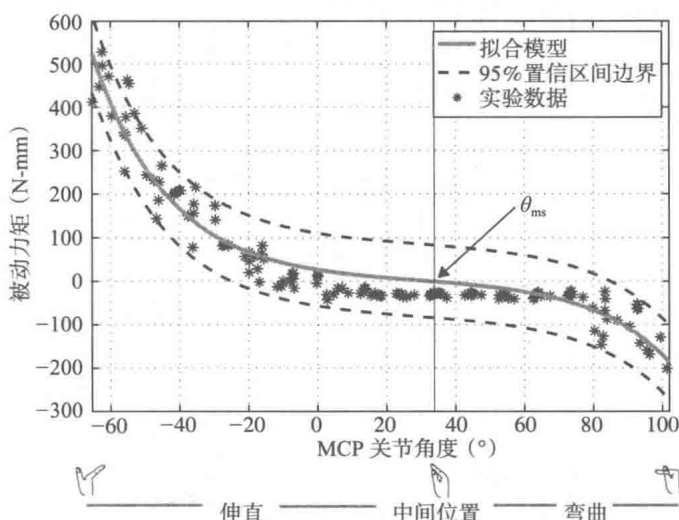


图 1-3 实验数据和第 7 位受试者的双指数拟合模型。95% 置信区间成功预测了实验数据中 MCP 关节的平均总力矩。松弛角 (θ_{ms}) 确定伸肌和屈肌对 MTU 被动力矩的相对贡献。较大的正值 θ_{ms} 意味着比较小正值的 θ_{ms} 的伸直范围更大, 使得屈肌 (FDS 和 FDP) 具有更大的拉伸和被动力矩

表 1-4 MCP 关节力矩和角度数据的双指数模型的拟合结果

受试者	拟合模型												
	$\theta_{me}(^{\circ})$	$\theta_{ms}(^{\circ})$	$\theta_{mf}(^{\circ})$	$\theta_{totalg}(N\cdot mm)$	$\theta_{totalf}(N\cdot mm)$	A	B	C	D	E	F	RMSE	R ²
1	-59.22	11.79	97.21	573.00	-292.20	0.27	0.06	13.28	0.03	72.83	-6.74	23.86	0.93
2	-57.30	21.24	102.48	334.70	-278.10	0.01	0.08	4.11	0.05	73.95	16.32	15.71	0.9
3	-68.55	9.02	108.54	372.10	-222.00	0.19	0.05	23.82	0.02	73.55	-1.42	15.12	0.94
4	-79.45	26.77	98.79	381.90	-259.90	5.54	0.03	1.71	0.07	74.51	15.34	36.74	0.74
5	-69.43	9.20	98.44	470.70	-209.58	3.00	0.04	28.22	0.02	70.18	-18.27	29.25	0.9
6	-59.24	11.96	98.79	682.50	-433.70	3.60	0.05	2.28	0.03	47.43	-51.86	29.18	0.92
7	-65.36	32.97	102.65	558.10	-329.70	1.01	0.05	3.39	0.05	70.96	13.68	17.62	0.95
8	-55.72	8.75	93.25	477.36	-280.31	0.53	0.05	15.83	0.03	73.51	-11.43	36.81	0.93
9	-67.41	23.60	103.11	609.79	-213.63	4.54	0.03	22.32	0.02	75.49	-5.73	32.89	0.94
10	-64.73	19.45	101.63	358.93	-364.99	1.44	0.05	16.72	0.03	71.23	-4.65	41.43	0.93

实验记录了 MCP 关节角和被动力矩的范围以及给出了 10 个受试者的拟合模型的系数。MCP 的角度是从连接手腕和 MCP 关节中心的连线进行测量, θ_{ms} 是 MCP 关节的松弛角, $\theta_m \in [\theta_{mc}\theta_{md}]$ 是运动范围, τ_{totalg} 和 τ_{totalf} 分别表示完全伸直和完全弯曲的最大被动关节力矩。