DOI: 10.3901/JME.2019.11.105

刚-柔耦合仿生手指设计及运动学特性*

杨 扬 肖晓晓 南卓江 刘 娜 李小毛 彭 艳
(上海大学机电工程与自动化学院 上海 200444)

摘要: 仿生手能够实现各类复杂的动作, 广泛应用于工业及医疗领域。现有的刚性仿生手大多具有质量重、柔顺性差等缺陷, 而柔性仿生手的控制精度低、难以实现有力的抓握。针对上述不足, 以人手的生理结构为设计依据, 运用 3D 打印技术制成刚性人手骨骼模型, 以日本东京工业大学铃森康一教授团队开发的 1.3 mm 和 2 mm 直径的细径 McKibben 型气动人工肌肉作为柔性执行器, 参考人手肌肉布局分别模拟人手的内在肌与外在肌, 研发一种刚-柔耦合仿生手指。利用 BP 人工神经网络构建手指的运动学模型, 分析手指关节运动和肌肉间的耦合驱动关系, 通过试验测试结果评估模型的预测精度, 通过对比解剖学的研究成果发现, 提出的仿生手指在驱动原理和运动学特性上与人手具有高度的相似性。

关键词: 仿生手指; McKibben 型气动人工肌肉; BP 人工神经网络; 运动学模型

中图分类号: TP241

Design and Kinematic Characteristics of Rigid-flexible Coupling Bionic Finger

YANG Yang XIAO Xiaoxiao NAN Zhuojia LIU Na LI Xiaomao PENG Yan
(School of Mechanical Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200444)

Abstract: The bionic hand can achieve various complex movements, which is widely used in the field of industry and medical treatment. While the existing rigid bionic hand has limitations of heavy weight and poor flexibility, the soft hand with low control accuracy is difficult to achieve powerful gripping. Therefore, based on the structure of human hand, this study develops a rigid-flexible coupling bionic finger. While the rigid bones are fabricated by 3D printing technology, the intrinsic muscles and extrinsic muscles respectively use the thin-McKibben pneumatic artificial muscles of diameters 1.3 mm and 2 mm developed by Prof. Koichi Suzumori in Tokyo Institute of Technology. A kinematic model of bionic finger is established by using BP artificial neural network, and the coupling relationship between the joint motion and muscle is analyzed. The prediction accuracy of the model is evaluated by the experiments. Comparing with results of anatomy, it can be confirmed that the developed hand has great similar driving principle and kinematic characteristics with human hand.

Key words: bionic finger; McKibben pneumatic artificial muscle; BP artificial neural network; kinematic model

0 前言

仿生手作为机器人与环境交互作用的最后环节, 其性能对机器人智能化水平和作业水平的提高具有重要意义。随着人类探索领域的不断扩大, 一些人类难以踏足的、危险的、未知的场合需要机器人代替人类完成很多复杂的作业任务, 仿生手的灵巧操作性、抓取稳定性和可控制性决定了机器人完成灵巧操作任务的能力。近年来, 研究

人员针对仿生灵巧手展开了大量研究并取得了丰硕的成果^[1]。

现有的仿生灵巧手多为刚性机械手, 通过电动机直接驱动或者利用人工肌腱牵引传动控制关节的运动, 具有响应速度快、输出力矩大、控制精度高等优点。德国宇航中心于 1997 年先后研发的 DLR I/II 手^[2-3]基于刚性关节和刚性传动链, 具有多种感知功能; 日本岐阜大学的 Gifu 手^[4-6]采用 5 根手指、16 个自由度的设计, 具有良好的抓握性能; 意大利博洛尼亚大学的 UB 手^[7-9]基于人手模型, 执行器置于底座, 通过腱网络控制各手指的运动, 并设计了传感系统来采集手指运动信息用于运动控制; NASA 开发的 Robonaut 手^[10]采用“腱传动”方式控

* 国家自然科学基金(91648119, 91748116, 51575333)、上海市青年科技英才扬帆计划(17YF1406200)和上海高校青年东方学者(QD2016029)资助项目。20180702 收到初稿, 20190320 收到修改稿

制手指运动;美国卡奈基梅隆大学的 ACT 手^[11-12]以人手的解剖学模型为设计基础,通过电动机驱动腱实现对手指的运动控制,在运动形式上尽量接近人手,但无法达到人手一样的灵巧操作水平。上述典型的刚性灵巧手采用机电一体化设计,能够实现多自由度的运动,但在尺寸及运动特性上仍存在一定限制,安全性与柔顺性也较低。

为解决刚性手存在的问题,提高仿生灵巧手的柔顺性及运动特性,研究人员考虑将柔性部件用于仿生灵巧手的设计。柏林大学 DEMEL 等^[13-14]运用硅胶制成手指,研制出了基于气动执行器的柔性仿生灵巧手 RBO 手,这种完全使用柔性材料制成的仿生手与人手的生理结构具有较大差距,存在鲁棒性和可控性差等问题。因此,采用刚性部件与柔性部件相融合设计而成的刚-柔耦合仿生灵巧手成为近年来一个新的研究热点。日本同志社大学研发的仿生手^[15-16]利用非金属弹性元件制作手指关节,以气囊作为执行器,当气体充入气囊时拉动关节弯曲运动;韩国三星公司的 LEE 等^[17]将 3.5 mm 直径的 McKibben 型气动人工肌肉应用于仿人手的研制;英国 Shadow 机器人公司的 Shadow 手,共有 20 个自由度,每一个关节由一对 McKibben 型气动人工肌肉驱动,可以实现与人手高度一致的各类复杂动作^[18];上海大学南卓江等^[19]研制了基于细径 McKibben 型气动人工肌肉的仿生手,并对其运动性能和目标抓握能力进行了验证。刚-柔耦合仿生手采用柔性执行器或柔性关节,减轻了仿生手的质量,能够实现各类复杂的运动,提高了柔顺性,在一定程度上克服了刚性手的不足。但是这种新形式的仿生手研究时间较短,在运动特性、可控性等方面还有许多问题亟待解决。

为了提高仿生手的可控性和运动精度,近年来研究人员开展了大量仿生手运动学建模相关研究。美国斯坦福大学的 SAUL 等^[20]提出了一个 15 自由度的上肢模型,其中包括 4 自由度食指和 4 自由度拇指,并基于此模型估计了肌肉的长度、力臂、力和关节运动之间的关联。加拿大不列颠哥伦比亚大学的 SUEDE 等^[21]提出了一种通过自动化技术分析人手肌肉和腱运动的方法,针对皮下肌腱与肌肉能够进行精准的动力学分析。多伦多大学的 TSANG 等^[22]提出了一个现实的骨骼、肌腱系统模型,通过输入肌肉的动作可以预测手指的位置。法国黎巴嫩大学的 ALLOUCH 等^[23]建立了一个通过六根肌肉控制三个手指关节动作的机械手仿生学模型。但是由于缺乏对手生物特征的深刻了解,这些模型很难反映人手的真实运动特性,也无法解释肌肉收缩长度

与关节回转角度之间的非线性关系^[24]。

本文高度模拟人手生理结构^[25],研究刚-柔耦合仿生手指的运动特性和可控性。利用 3D 打印技术制作骨骼模型,以日本东京工业大学铃森康一教授团队研制的 1.3 mm 直径与 2 mm 直径 McKibben 型气动人工肌肉作为执行器,搭建仿生手指样机;通过 BP 神经网络构建手指关节运动学模型;在此基础上,通过试验测试,分析模型误差并结合已有的人手解剖学研究成果阐述手指肌肉与关节角度之间的耦合关系。该运动学模型实现了刚-柔耦合仿生手指关节运动的可控性,同时为研究人手肌肉-关节的内在运动机理提供测试平台。

1 仿生手指结构设计

1.1 生理结构

如图 1a 所示,人手中指由一根掌骨与三根指骨构成,掌骨与近节指骨构成掌指关节(MP),近节指骨与中节指骨、中节指骨与远节指骨分别构成两个指间关节(IP),即近端指间关节(PIP)与远端指间关节(DIP)^[26]。MP 关节有 2 个自由度以实现手指的屈曲/伸展、内收/外展运动,如图 1a、1b 所示。每个 IP 关节各有一个自由度,实现屈曲/伸展运动,如图 1c、1d 所示。

图 1 中指关节及运动

人手肌肉分为外在肌与内在肌两类,外在肌起始于前臂止于手部,直径较大,腱较长,有效增强手指的输出力量;内在肌起于手部止于手部,直径较细,控制手指完成精细操作。每一块肌肉都分成肌腹和肌腱两部分:肌腹质软有收缩能力,肌腱较硬无收缩能力。图 2 所示为中指肌肉布局,外在肌包括指深屈肌(E_1)、指浅屈肌(E_2)、指伸肌(E_3);内在肌包括蚓状肌(I_1)、骨间背侧肌(I_2, I_3)。

图2 中指肌肉布局

1.2 细径 McKibben 型气动人工肌肉

McKibben 于 20 世纪 50 年代末发明了 McKibben 型气动人工肌肉^[27], 因其具有输出力大、质量轻、柔软等特点, 近年来被广泛应用于机器人领域。该执行器外层是纤维编织套, 内层是橡胶管。当有气体充入橡胶管时, 径向膨胀轴向收缩。如果编织角达到极限, 橡胶管停止形变, 因此通过调节充入气体的压强可以实现收缩运动从而产生收缩力^[28]。收缩力 F 可根据内部压强 P 以及收缩率 ε 由 Schulte 公式算得

$$F = \frac{\pi}{4} D_0^2 P \left(\frac{1}{\sin \theta_0} \right)^2 [3(1-\varepsilon)^2 \cos^2 \theta_0 - 1] \quad (1)$$

式中, D_0 为橡胶管的初始半径; θ_0 为初始编织角; 当执行器制作完成后, 两者均是常数。当内部压强恒定时, 收缩力 F 与收缩比 ε 呈二次函数关系。因此, 当受到外力拉伸时执行器作为一个弹性元件储存能量, 当外力撤去后储存的能量被释放。

本文提出的刚-柔耦合仿生手指采用日本东京工业大学铃森康一教授团队研制的细径 McKibben 型气动人工肌肉作为执行器^[29], 其规格参数如表 1 所示^[19]。人工肌肉一端通过人工肌腱与仿生骨骼相连; 另一端与送气管相连, 连接位置用接头固定, 如图 3 所示。

表 1 细径 McKibben 型气动人工肌肉规格参数(mm)

胶管外径	胶管内径	人工肌肉外径
1.3	0.86	1.8
2.0	1.28	2.6

图3 细径 McKibben 型气动人工肌肉

首先使用图 4a 所示的平台测试细径人工肌肉执行器的输出特性, 包括收缩比、收缩力以及气压之间的关系。人工肌肉的两端分别与高精度滑台和力传感器连接。调整滑台可得到预期的收缩比, 调整电磁阀控制内部气压, 收缩力通过力传感器测量。在试验中, 收缩比、力以及气压初始值分别为 0、0、0.35 MPa, 通过控制其中一个变量测得其余两变量之间的关系。其中, 当收缩力为 0 时, 人工肌肉的末端与力传感器脱离。

为了测试人工肌肉的耐久性, 将其一端悬挂在框架上, 另一端与负载连接, 如图 4b 所示。输入最大值为 0.3 MPa、频率为 0.5 Hz 的方波信号, 使人工肌肉产生反复伸缩运动, 记录人工肌肉失效时间。负载数值的大小分别为人工肌肉最大收缩力的 1/10 和 1/20。

图4 人工肌肉性能测试平台

输出特性测试结果如图 5 所示。可以看出, 收缩力的增长与内部气压的增长成线性关系, 执行器越粗, 收缩力越大。由图 5b 可得, 收缩比与内部气压成二次函数关系, 且不同直径执行器的收缩比基

图5 人工肌肉输出特性测试结果

本相似,最大收缩比约为 27%,与人类肌肉相似。由图 5c 可知,当气压保持在 0.35 MPa 时,气动人工肌肉的收缩力随着收缩比的增大而减小,表现出与弹簧类似的特性。

耐久性测试结果如表 2 所示,直径越大,耐久性越好。随着载荷的增大,耐久性降低。

表 2 肌肉失效时间记录

	直径/mm	
	1.3	2.0
载荷 1 失效时间/s	2 891	4 839
载荷 2 失效时间/s	3 006	6 340

1.3 仿生手指样机制作

采用 3D 打印技术制作手骨模型,包括上肢模型与手指模型,肱骨、尺骨、桡骨、腕骨(八块)以及手指的掌骨通过粘合剂粘合。

相邻指骨用 0.6 mm 细导线连接,在相邻指骨靠近连接处钻直径为 1 mm 的孔,细导线穿孔打结,模拟关节韧带。根据表 3 中指各关节的运动范围,对关节进行限位。为了对每个 IP 关节的外展/内收运动进行完全约束,将导线在紧贴通孔处打一个结,使结的距离与孔距相等。在 MP 关节处,近节指骨上左右两侧两个结的横向距离大于孔距,以保证其外展/内收运动的范围为 $\pm 15^\circ$ 。用类似的方法对屈曲/伸展运动进行限位,通过改变导线长度进行调节手指的运动范围^[19]。

表 3 中指各关节运动范围

	屈曲/伸展范围/(°)	外展/内收范围/(°)
MP 关节	120	± 15
PIP 关节	95	0
DIP 关节	95	0

分别以 1.3 mm 直径和 2 mm 直径的气动人工肌肉模拟手指的内在肌与外在肌,肌肉布局参照人手生理结构。外在肌输出力矩较大,故选用直径较粗的人工肌肉;受空间所限,为避免干涉,选用较细的人工肌肉作为内在肌,驱动手指完成各类精细动作。

中指样机如图 6 所示,内在肌的肌腱较短,外在肌的肌腱较长。将 2 mm 内径中通管粘接在对应位置模拟腱鞘,导引肌腱运动。样机由 3 根 2 mm 直径人工肌肉(分别模拟 E_1 、 E_2 、 E_3)和 3 根 1.3 mm 直径人工肌肉(分别模拟 I_1 、 I_2 、 I_3)驱动,实现 4 个自由度的运动。

图 6 仿生手中指样机

2 基于 BP 神经网络的运动学模型

手指每个关节的动作由多根肌肉协作驱动完成,每根肌肉又可能引起多个关节的运动,因此表达肌肉-手指关节角度关系的运动学模型具有非线性、强耦合等特点。不仅如此,在手指运动过程中,肌肉伴随伸缩运动会发生较大变形,其运动路径也较为复杂。传统的线性模型尽管能够在一定程度上满足手指关节运动的控制需求,但误差较大,如何对手指关节之间的非线性关系进行准确的建模是刚-柔耦合仿生手的研究难点。为此,本文使用 BP 人工神经网络构建仿生手的运动学模型。

2.1 BP 神经网络

BP 神经网络是一种多层前馈神经网络,主要特点是信号前向传递,误差反向传递。采用有监督学习算法,在前向传递的过程中,输入信号经隐含层逐层处理,直至输出层。每一层的神经元状态只影响下一层神经元状态。如果输出层得不到预期输出,则转入反向传播,根据预测误差调整网络权值和阈值,从而使 BP 神经网络的预测输出不断逼近期望输出^[30]。图 7 所示为 BP 神经网络的结构。

图 7 BP 人工神经网络结构图

图 7 中, $X_1, X_2, \dots, X_n$ 是神经网络的输入值,

$Y_1, Y_2, \dots, Y_m$ 是 BP 神经网络的预测值, w_{ij} 和 w_{jk} 为神经网络权值。BP 神经网络可以看作一个 n 自变量、 m 因变量的多元非线性函数。

通过对本文制作的仿生手指样机进行测试发现, 屈曲/伸展与外展/内收运动之间的耦合关系较弱。为进一步简化模型、提高计算效率, 本文忽略屈曲/伸展与外展/内收运动之间的耦合关系。针对两种运动形式分别构建屈伸函数 θ_1 和收展函数 θ_2 , 两个子函数共同构成基于 BP 神经网络的手指关节运动学模型 θ 。该模型描述了中指关节运动角度 θ 与人工肌肉控制电压 v 之间的关系, 如式(2)~(4)所示

$$\theta = \theta_1 \cup \theta_2 \quad (2)$$

$$\theta_1 = [\theta_1, \theta_2, \theta_3] = f(v_1, v_2, v_3, v_4) \quad (3)$$

$$\theta_2 = \begin{cases} 0 & v_5 = v_6 \\ f(v_5, v_6) = \theta_4 & v_5 \neq v_6 \end{cases} \quad (4)$$

式中, $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ 分别对应 DIP、PIP、MP 关节的屈曲/伸展运动角度, θ_4 为 MP 关节的外展/内收运动角度, $v_i (i=1, 2, \dots, 6)$ 分别对应外在肌 E_1, E_2, E_3 以及内在肌 I_1, I_2, I_3 的控制电压值。函数 θ 由 θ_1 和 θ_2 共同作用; 当 $v_5 = v_6$ 时, θ_2 输出为常数 0, $v_5 \neq v_6$ 时输出为 θ_4 。

2.2 模型参数确定

通过 BP 神经网络分别构建 θ_1 和 θ_2 。针对 θ_1 中多个变量存在高度耦合的情况, 为了提高模型的精度, 采用双隐藏层 BP 神经网络结构, 隐藏层节点数均为 10 个, 选定学习率为 0.195, 迭代次数为 1000; 与 θ_1 相比, θ_2 的变量结构较为简单, 为提高计算速度, 采用单层 BP 神经网络, 隐藏层节点数为 9, 选定学习率为 0.2, 迭代次数为 1000。 θ_1 和 θ_2 的隐藏层节点函数选用 logsig 函数(式(5)), 输出层节点函数选用 purelin 函数(式(6)), 上述参数设置如表 4 所示

$$\text{logsig 函数: } y = 1 / [1 + \exp(-x)] \quad (5)$$

$$\text{purelin 函数: } y = x \quad (6)$$

表 4 神经网络模型参数

	θ_1	θ_2
隐藏层数	2	1
隐藏层节点数	10, 10	9
学习率	0.195	0.2
迭代次数	100	100
转移节点函数	$\text{logsig} + \text{logsig} + \text{purelin}$	$\text{logsig} + \text{purelin}$

通过调节电压分别控制手指实现屈曲/伸展、外展/内收运动, 测量不同电压下的关节运动角度, 构

建训练集与测试集, 对训练数据做归一化处理训练 BP 神经网络, 得到描述驱动电压与关节运动角度关系的运动学模型。

3 试验与讨论

3.1 驱动与控制系统

通过气泵向手指样机提供 0.35 MPa 的稳定气源, 样机与气压控制系统的连接如图 8 所示。PXI 系列 NI 主机上装有 PXIe-8880 控制器, 可通过改变电磁阀的输入电压调节 6 根肌肉送气管的输入气压。每根肌肉可由 NI 控制器进行独立控制。

图 8 样机与气压控制系统连接示意图

3.2 样机柔顺性能测试

首先对仿生手指样机的柔顺性能进行测试, 分别控制并保持各肌肉的输入电压, 实现屈曲、伸展、外展 3 种状态。如图 9 所示, 用塑料板击打样机使手指被动伸直、弯曲或外展, 通过相机记录手指回复过程, 测量并计算得到各关节的回复精度如表 5 所示。可以看出, 手指样机在受到外力时可以储存能量, 在外力撤去后能够较快地回复至原始位置, 具有较好的柔顺性和较高的回复定位精度。

图 9 柔顺性能测试

表 5 样机重复定位精度测量结果

角度	回复误差/(°)
θ_1	0.23
θ_2	0.45
θ_3	0.87
θ_4	0.10

3.3 运动学模型训练与测试

对中指的测量基准进行标定：以各指骨关节的中轴线标记基准线，利用方格纸和相机记录变化过程，如图 10 所示。经处理后获得相应角度值数据，压力值可通过控制系统精确测量。

图 10 关节运动角度数据采集

通过测量不同电压下的关节运动角度，构建训练集与测试集，训练并测试 BP 神经网络模型。

(1) 屈曲/伸展运动：分别独立控制电压 v_1 、 v_2 、 v_3 、 v_4 驱动单根肌肉运动，控制电压初始值为 0.5 V，增量 0.2 V，记录不同电压下的关节运动角度。

(2) 外展/内收运动：分别控制 v_5 与 v_6 驱动手指进行外展/内收运动，电压初始值为 0.5 V，增量 0.2 V，记录不同电压下的关节角度。

通过上述测试，共获得 230 组屈曲/伸展运动相关数据以及 73 组外展/内收运动相关数据。分别从两个数据库中选取 200 组(屈曲/伸展运动)和 63 组(外展/内收运动)数据作为训练集，对模型进行了 5 次训练；分别选取 30 组(屈曲/伸展运动)和 10 组(外展/内收运动)数据作为测试集，测试并比较模型预测精度。如表 6 所示，各关节角度的预测平均误差均在 1.5°以内，最大误差不超过 7°。值得注意的是，由于 BP 神经网络学习算法基于梯度下降思想，导致了算法本身可能存在局部极大值，如表 6 中训练结果 2 和 5 中的 θ_3 值。

3.4 关节运动和肌肉间的耦合驱动关系分析

通过实验发现，在无外部载荷时，手指样机的关节运动角度与驱动肌肉间并不是一一对应关系，可以通过构建的运动学模型分析肌肉-关节之间的运动特性及耦合关系。

表 6 模型误差统计表

训练结果	绝对误差平均值/(°)	最大误差绝对值/(°)
1	θ_1	0.49
	θ_2	0.56
	θ_3	1.23
	θ_4	0.33
2	θ_1	0.81
	θ_2	0.71
	θ_3	1.53
	θ_4	0.08
3	θ_1	0.26
	θ_2	0.81
	θ_3	0.55
	θ_4	0.87
4	θ_1	0.74
	θ_2	0.89
	θ_3	1.07
	θ_4	0.35
5	θ_1	0.48
	θ_2	0.68
	θ_3	1.57
	θ_4	0.12

(1) 驱动肌肉间的耦合关系。

为分析单个关节角度变化时驱动肌肉之间的运动耦合关系，通过本文构建的运动学模型分别计算 6 根人工肌肉独立驱动时各关节的角度值。其中，外展/内收运动中手指向拇指一侧运动为正，反之为负。

如图 11a 所示，在 MP 关节的屈曲运动中， E_1 、 E_2 、 I_1 三根肌肉各自对应的电压-关节角度关系曲线的变化趋势一致：在低压段关节角度随输入电压的增加呈线性增加，变化量较小；随后关节角度随电压的增大发生剧烈变化，呈现非线性。可以看出， E_3 独立控制 MP 关节的伸展运动；而关节弯曲角度在 5°~45°范围内时，同一角度值对应 E_1 、 E_2 和 I_1 不同的驱动电压，三根肌肉之间存在耦合关系，其中以 E_1 与 E_2 之间的耦合关系更为强烈。如图 11b 所示，PIP 关节与 MP 关节相似： E_3 相较 E_1 、 E_2 独立， E_1 和 E_2 之间存在着强烈的耦合关系。而 DIP 关节仅由肌肉 E_1 控制其屈曲运动， E_3 控制其伸展运动。图 11d 所示为外展/内收运动特性， I_2 和 I_3 控制 MP 关节的运动，范围为 $\pm 15^\circ$ ，相互对称，呈现较明显的抛物线关系。

为定量分析手指屈曲/伸展运动时具有耦合作用的各肌肉对 MP 以及 PIP 关节角度变化的影响程度, 分别计算其对关节运动的贡献率, 即在单一肌肉作用下关节的最大角度变化量与该关节角度变化范围(表 3)的比值。如表 7 所示, 对于 MP 和 PIP 关节的屈曲运动, 肌肉 E₂ 的贡献率最大, E₁ 次之, I₁ 的贡献率最小且仅对 MP 关节的屈曲运动有效。与此结论类似, 文献[31-33]分析发现 MP 关节在屈曲/伸展运动时外在肌的影响程度远大于内在肌。肌肉对关节运动的贡献率定量地解释了生理学上外在肌与内在肌不同的功能特点: 外在肌提供较大的力矩实现有力的抓握, 故对关节角度变化的贡献率较大; 内在肌提供较小的力矩, 实现精细的手指操作, 对关节角度变化的贡献率较小。

表 7 屈曲运动肌肉关节运动贡献率(%)

关节	肌肉		
	E ₁	E ₂	I ₁
MP	60.8	87.5	37.5
PIP	37.5	62.5	0

(2) 关节角度间的耦合关系。

如图 12 所示, E₁、E₂、E₃ 三根外在肌单独驱动时会带动多关节的耦合运动。其中, E₁ 和 E₃ 肌腱的末端均与远节指骨相连, 收缩时可同时带动三个关节的屈曲与伸展运动; E₂ 肌腱的末端与中节指骨相连, 收缩时带动 MP 和 PIP 关节的屈曲动作。与外在肌相比, 单根内在肌的驱动只带动单一关节的运动。

3.5 解剖学研究成果对比分析

将手指样机运动学模型中体现出的耦合关系与解剖学的研究成果作进一步对比。如表 8 所示, 根据静态解剖学结果, 文献[25]给出了中指肌肉与各关节运动的关系。

表 8 基于解剖学研究结果的肌肉-关节运动关系

肌肉	MP 关节				PIP 关节		DIP 关节		
	外展	内收	屈曲	伸展	屈曲	伸展	屈曲	伸展	
E ₁			○		○		○		
E ₂			○		○				
E ₃				○		○			○
I ₁			○			○			○
I ₂ /I ₃	○	○	○			○			○

由表 8 可得, E₁、E₂、E₃ 以及 I₁ 在解剖学上对应的关节运动关系与图 11、12 的分析结果一致。E₁、E₂ 对应屈曲运动, E₃ 对应伸展运动。E₂ 在 PIP 与 MP 关节的屈曲运动中起主导作用, 而 E₁ 独立控制 DIP 关节屈曲运动。中指样机中控制外展/内收的 I₂、I₃ 在解剖学结果中对应外展、内收、屈曲、伸展运动, 造成这一差异的原因与仿生手运动学模型的简化方式有关: 为了简化模型并提高计算效率, 本文提出的运动学模型忽略了外展/内收运动和屈曲/伸展运动之间的耦合关系, 故无法体现 I₂、I₃ 与屈曲、伸展运动之间的联系。

4 结论

针对现有仿生手存在的不足, 本文参照人手生理结构, 利用 3D 打印技术制作骨骼模型, 以细径

McKibben 型气动人工肌肉为执行器, 研制了一种刚-柔耦合仿生手指。基于 BP 人工神经网络, 构建了中指样机运动学模型, 实现了理想的预测精度和计算效率。通过测试结果分析了仿生手的运动学特性, 以及手指关节运动和肌肉间的耦合驱动关系。通过对比解剖学的研究成果发现, 本文提出的仿生手指在驱动原理和运动学特性上与人手具有高度的相似性。在下一步工作中, 将对手指的动力学行为和力学输出特性做进一步测试与研究。

参 考 文 献

- [1] 张进华, 王韬, 洪军, 等. 软体机械手研究综述[J]. 机械工程学报, 2017, 53(13): 19-28.
ZHANG Jinhua, WANG Tao, HONG Jun, et al. Review of soft-bodied manipulator[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2017, 53(13): 19-28.
- [2] BUTTERFASS J, HIRZINGER G, KNOCH S, et al. DLR's multisensory articulated hand. I. Hard-and software architecture[C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 20-20, 1998, Leuven. IEEE, 1998: 2081-2086.
- [3] BUTTERFASS J, GREBENSTEIN M, LIU H, et al. DLR-hand II: Next generation of a dexterous robot hand[C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 21-26, 2001, Seoul. IEEE, 2001: 109-114.
- [4] KAWASAKI H, KOMATSU T. Mechanism design of anthropomorphic robot hand: Gifu hand I[J]. Journal of robotics and Mechatronics, 1999, 11(4): 269-273.
- [5] KAWASAKI H, KOMATSU T, UCHIYAMA K. Dexterous anthropomorphic robot hand with distributed tactile sensor: Gifu hand II[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2002, 7(3): 269-303.
- [6] MOURI T, KAWASAKI H, YOSHIKAWA K, et al. Anthropomorphic robot hand: Gifu hand III[C]// Proceedings of the International Conference on Control, Automation and Systems, October 16-19, 2002, Jeonbuk. 2002: 1288-1293.
- [7] MELCHIORRI C, VASSURA G. Mechanical and control features of the university of bologna handversion2[C]// Proceedings of the 1992 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, July 7-10, 1992, Raleigh. IEEE, 1992: 187-193.
- [8] LOTTI F, TIEZZI P, VASSURA G, et al. Development of UB hand 3: Early results[C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Aril 18-22, 2005, Barcelona. IEEE, 2005: 4488-4493.
- [9] MELCHIORRI C, PALLI G, BERSELLI G, et al. Development of the UB hand IV: Overview of design solutions and enabling technologies[J]. IEEE Robotics Automation Magazine, 2013, 20(3): 72-81.
- [10] LOVCHIK C, DIFTLER M. The robonaut hand: A dexterous robot hand for space[C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 10-15, 1999, Detroit, Michigan. IEEE, 1999: 907-912.
- [11] VANDE WEGHE M, ROGERS M, WEISSERT M, et al. The ACT hand: Design of the skeletal structure[C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, April 26-May 1, 2004, New Orleans, Los Angeles. IEEE, 2004: 3375-3379.
- [12] DESHPANDE A, XU Z, WEGHE M, et al. Mechanisms of the anatomically correct testbed hand[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2013, 18(1): 238-250.
- [13] DEIMEL R, BROCK O. A compliant hand based on a novel pneumatic actuator[C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 6-10, 2013, Karlsruhe. IEEE, 2013: 2047-2053.
- [14] NUCHKRUA T, LEEPHAKPREEDA T, MEKARPORN T. Development of robot hand with pneumatic artificial muscle for rehabilitation application[C]// Proceedings of the 7th IEEE International Conference on Nano/Molecular Medicine and Engineering, November 10-13, 2013, Phuket. IEEE, 2013: 55-58.
- [15] TSUJIUCHI N, KOIZUMI T, SHIRAI S, et al. Development of a low pressure driven pneumatic actuator and its application to a robot hand[C]// Proceedings of the 32nd Annual Conference on IEEE Industrial Electronics, November 6-10, 2006, Paris. IEEE, 2006: 3040-3045.
- [16] TAKEDA H, TSUJIUCHI N, KOIZUMI T, et al. Development of prosthetic arm with pneumatic prosthetic hand and tendon-driven wrist[C]// Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, September 3-6, 2009, Minneapolis, Minnesota. IEEE, 2009: 5048-5051.
- [17] LEE Y, SHIMOYAMA I. A skeletal framework artificial hand actuated by pneumatic artificial muscles[C]// Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 10-15, 1999, Detroit, Michigan. IEEE, 1999: 926-931.
- [18] ROTHLING F, HASCHKE R, STEIL J, et al. Platform portable anthropomorphic grasping with the bielefeld 20-DOFshadow and 9-DOFtum hand[C]// Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, October 29- November 2, 2007, San Diego. IEEE, 2007: 2951- 2956.
- [19] 南卓江, 杨扬, 铃森康一, 等. 基于细径 McKibben 型

- 气动人工肌肉的仿生手研发[J]. 机器人, 2018, 40(3): 67-74.
- NAN Zhuojia, YANG Yang, SUZUMORI K, et al. Development of a bionic hand actuated by thin McKibben pneumatic artificial muscle[J]. Robot, 2018, 40(3): 67-74.
- [20] HOLZBAUR K, MURRAY W, DELP S. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control[J]. Annals of Biomedical Engineering, 2005, 33(6): 829-840.
- [21] SUEDA S, KAUFMAN A, PAI D. Musculotendon simulation for hand animation[J]. ACM Transactions on Graphics, 2008, 27(83): 1-8.
- [22] TSANG W, SINGH K, FIUME E. Helping hand: an anatomically accurate inverse dynamics solution for unconstrained hand motion[C]// Proceedings of the 2005 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation, July 29-July 31, Los Angeles, California. ACM, 2005: 319-328.
- [23] ALLOUCH S, YOUNS R, BOUDAUD S, et al. Physiological and biomechanical approach for human finger movement: Modeling, simulation and experimental validation[J]. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2014, 14(3): 1450040.
- [24] AN K, UEBA Y, CHAO E, et al. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles[J]. Journal of Biomechanics, 1983, 16(6): 419-425.
- [25] PALASTANGA N, FIELD D, SOAMES R. Anatomy and human movement: Structure and function[M]. Elsevier Health Sciences, 2006.
- [26] LI Jiting, WANG Shuang, WANG Ju, et al. Development of a hand exoskeleton system for index finger rehabilitation[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2012, 25(2): 223-233.
- [27] TONDU B. Modelling of the McKibben artificial muscle: A review[J]. Journal of Intelligent Material Systems and Structures, 2012, 23(3): 225-253.
- [28] SHAO Tiefeng, ZHANG Libin, BAO Guanjun, et al. Basic characteristics of a new flexible pneumatic bending joint[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2014, 27(6): 1143-1149.
- [29] KURUMAYA S, NABAE H, ENDO G, et al. Design of thin McKibben muscle and multifilament structure[J]. Sensors and Actuators A, 2017, 261: 66-74.
- [30] 牛江川, 韩利涛, 李素娟, 等. 基于 PSO-BP 神经网络的盾构刀具配置研究[J]. 机械工程学报, 2018, 54(10): 167-172.
- NIU Jiangchuan, HAN Litao, LI Sujuan, et al. Research on shield cutting tool configuration based on PSO-BP neural network[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(10): 167-172.
- [31] ALBRECHT I, HABER J, SEIDEL H P. Construction and animation of anatomically based human hand models[C]// Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation, July 26-27, 2003, San Diego, California. Aire-la-Ville: Eurographics Association, 2003: 98-109.
- [32] KNUTSON J S, KILGORE K L, MANSOUR J M, et al. Intrinsic and extrinsic contributions to the passive moment at the metacarpophalangeal joint[J]. Journal of Biomechanics, 2000, 33(12): 1675-1681.
- [33] O'SULLIVAN L W, GALLWEY T J. Upper-limb surface electromyography at maximum supination and pronation torques: The effect of elbow and forearm angle[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2002, 12(4): 275-285.

作者简介: 杨扬, 男, 1986 年出生, 博士, 讲师。主要研究方向为特种机器人、仿生机器人、执行器。

E-mail: yangyang_shu@shu.edu.cn

李小毛(通信作者), 男, 1981 年出生, 博士, 副研究员。主要研究方向为特种机器人。

E-mail: lixiaomao@shu.edu.cn