

文章编号: 1004-7220(2021)05-0698-07

# 基于 AnyBody 脑卒中患者手部抓握训练的肌肉力学特性分析

赵梦文<sup>1a</sup>, 胡志刚<sup>1a,1b,2</sup>, 王新征<sup>1b</sup>, 付东辽<sup>1b</sup>

(1.河南科技大学 a 机电工程学院, b 医学技术与工程学院, 河南 洛阳 471003;

2. 河南省智能康复医疗机器人工程研究中心, 河南 洛阳 471003)

**摘要:**目的 建立手部抓握的骨骼肌生物力学模型并进行逆向动力学仿真,得到不同受力时手部抓握过程各参与肌肉的最大肌肉力。**方法** 选择1名志愿者对其手部进行CT扫描,将得到的手部CT数据导入Mimics软件进行三维重建,获得各节骨模型,通过Geomagic Studio重新调整模型坐标后导入AnyBody软件,建立手部骨骼运动学模型。添加参与各手指屈曲的相关肌肉,建立手部骨骼肌模型。使用该模型进行手部抓握的逆向动力学仿真。**结果** 分别在各远节指骨上施加5~30 N不同外力后,得到各肌肉在整个运动过程中的最大肌肉力。随着力的增加,各肌肉最大肌肉力也呈线性趋势增大,如拇长屈肌的最大肌肉力从18.49 N增加到110.93 N;且在外力5 N时,手指抓握过程中拇短屈肌、拇长屈肌、拇收肌、小指短屈肌的最大肌肉力分别为7.70、18.49、9.49、8.39 N,指浅屈肌、指深屈肌在各手指运动过程的肌肉力远大于其他肌肉,对手部抓握起主要作用。**结论** 参与手部抓握各肌肉在不同阻力时的最大肌肉力,以及主要肌肉的肌肉力与关节角度的关系,可为评价脑卒中患者手部康复效果提供指导及参考,也可为康复设备制造提供一定的理论依据。

**关键词:**脑卒中; 骨骼肌; 手部抓握训练; 肌肉力; 逆向动力学分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.05.006

## Analysis on Muscle Mechanical Properties of Stroke Patients' Hand Grasping Training Based on AnyBody

ZHAO Mengwen<sup>1a</sup>, HU Zhigang<sup>1a,1b,2</sup>, WANG Xinzheng<sup>1b</sup>, FU Dongliao<sup>1b</sup>

(1a. School of Mechatronics Engineering, 1b. College of Medical Technology and Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, Henan, China; 2. Intelligent Rehabilitation Medical Robot Engineering Research Center in Henan, Luoyang 471003, Henan, China)

**Abstract: Objective** To establish the biomechanical model of skeletal muscle during hand grasping for reverse dynamics simulation, so as to obtain the maximum muscle force of each muscle involved in the process of hand grasping under different forces. **Methods** CT scanning was performed on a volunteer's hand, and CT data of his hand were imported into Mimics software for 3D reconstruction, so as to obtain the bone models of each segment. After adjusting the model coordinates by Geomagic Studio, the model was imported in AnyBody software for establishing the kinematics model of the hand skeleton. The related muscles involved in the flexion of each finger were added, to establish the skeletal muscle model of the hand. The model was then used to simulate the reverse

收稿日期:2020-09-21; 修回日期:2020-11-13

基金项目:河南省科技攻关计划(182102410046),河南省高等学校重点科研项目计划(19A416002)

通信作者:胡志刚,教授,E-mail: hu.robert@163.com

dynamics of hand grasping. **Results** The maximum muscle force of each muscle in the whole process of finger movement was obtained after the 5-30 N external force was applied to each distal phalanx. With the increase of force, the maximum muscle force of each muscle showed a linear trend. For example, the maximum muscle force of flexor pollicis longus increased from 18.49 N to 110.93 N; when the external force was 5 N, the maximum muscle force of flexor pollicis brevis, flexor pollicis longus, adductor pollicis and flexor digiti minimi brevis during hand grasping was 7.70, 18.49, 9.49, 8.39 N, respectively. The muscle force of superficial and deep flexors was greater than that of other muscles in the process of finger movement, which played a major role in grasping the hand. **Conclusions** The maximum muscle force of the muscles involved in hand grasping under different resistance, and the relationship between muscle force of main muscles and joint angles, can provide guidance and references for the evaluation of hand rehabilitation effect of stroke patients, as well as certain theoretical basis for the manufacture of rehabilitation equipment.

**Key words:** stroke; skeletal muscle; hand grasping training; muscle force; reverse dynamics analysis

数字医学是将计算机数字化技术与医学物理技术、医学临床和科研等融为一体的新型交叉型学科。数字化技术逐渐融入医学领域并与其结合日益紧密,是科学发展的必然趋势<sup>[1-2]</sup>。

人手作为人体重要器官的一部分,是人体运动最灵活的部位,能够完成各种复杂、精巧、微细的动作。建立人体手部的生物力学模型,一方面,有利于对人手运动有更深入的了解,从整体上分析肌肉力学特性以及外在的影响因素;另一方面,可以为脑卒中患者手部康复所需的主、被动训练提供可靠的理论依据。

关于人体运动,研究者已建立了很多生物力学模型。Rajagopal 等<sup>[3]</sup>根据 21 具尸体标本的解剖测量和 24 名年轻健康志愿者的磁共振图像,建立用于模拟人体步态仿真研究的全身骨骼肌模型,得到的肌肉激活度与实验测量得到的肌电信号图的特征一致。陈强<sup>[4]</sup>在研究病理性震颤抑制机器人时,通过简化人体肘关节的骨骼和肌肉,建立以肌肉活化度为输入的人体上肢生物力学模型,并进行相应的分析。胡丹<sup>[5]</sup>在分析汽车安全问题时,建立手部骨骼肌肉的生物力学模型,研究驾驶操作对于驾驶员手部可能产生的生物力学影响。Wu 等<sup>[6]</sup>根据食指解剖学特点,提出包含 3 个关节、7 条肌肉的手指动力学模型,并基于 AnyBody 软件模拟手指敲击键盘时肌肉力随时间的变化,发现手指敲击键盘时的肌肉力、关节扭矩与指尖的冲击力相关。Wei 等<sup>[7]</sup>结合基于医学图像的有限元建模、个性化肌肉力和运动学测量开发一种人手建模的主题框架,使用该人手模型进行抓取仿真,得到的接触面积和接触压

力与试验结果吻合良好。

脑卒中患者进行手部康复训练时,锻炼患者手部的抓握功能尤其重要。而目前针对脑卒中患者手部的康复训练,多由康复师一对一训练,关于康复效果的评价也多为经验法,没有确切的参数化康复效果评价标准。市面上手部康复训练设备对患者手部施加力的大小也多凭借经验,没有准确的数值设置,缺乏科学的指导。因此,建立人手骨骼肌生物力学模型,分析脑卒中患者手部康复训练过程中的肌肉力学特性,有助于为康复训练的実施和康复效果的评价提供合理依据,并为康复训练设备中力的设计提供参数标准。

## 1 材料与方法

### 1.1 对象

选择 1 名中年男性健康志愿者(体质量 73 kg,身高 180 cm)。经询问及 CT 检查排除手部骨折及畸形等疾病。将研究目的及过程告知志愿者,并签署知情同意书。对志愿者左手进行 64 排螺旋 CT (Aquilion 64, 东芝公司,日本)扫描,扫描层厚 0.8 mm,扫描层数 252 层。扫描过程中告知志愿者保持放松,手部处于自然伸展状态,以确保指骨关节无内部应力和变形,并将扫描数据以 DICOM 格式保存导出。

### 1.2 AnyBody 软件建模

**1.2.1 手部骨骼模型** 将志愿者手部 CT 数据导入 Mimics 17.0 软件中,分别提取出各节指骨、掌骨以及腕骨的模型,得到手部骨骼的三维模型<sup>[8]</sup>。将 Mimics 17.0 重建出的各节指骨模型以 STL 格式导

出,并将各节骨分别导入 Geomagic Studio 2013 软件,重新调整其坐标位置。

**1.2.2 运动学模型** 由于是对手部抓握训练过程进行分析,即为各手指的屈曲运动过程,可以将各手指简化为如图 1 所示的连杆机构。掌骨、近节指骨、中节指骨和远节指骨分别简化为 4 根杆,拇指则为 3 根杆;各关节简化为铰链。对得到的骨骼模型进行测量,测得各节骨的长度如表 1 所示。

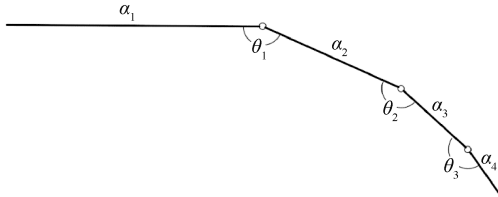


图 1 食指骨架模型

Fig.1 Index finger skeleton model

表 1 各手指模型各节指骨参数

Tab.1 Parameter values of the index finger model

手指	掌骨/mm	近节指骨/mm	中节指骨/mm	远节指骨/mm
拇指	46.4	32.0	—	22.4
食指	68.0	42.4	24.0	16.0
中指	68.8	48.0	28.0	16.8
无名指	61.6	46.4	27.2	18.4
小指	55.2	36.8	20.0	16.8

使用 AnyBody 5.3 软件中建立人手的骨骼肌生物力学模型,对骨骼肌肉系统进行仿真和分析<sup>[9]</sup>。AnyBody 模型库 v1.5.1 中有可调用的人体模型,但其手部骨骼模型不够完善,且不包含手部肌肉模型,故需要重新建立手部骨骼肌模型。在 Geomagic Studio 软件中调整好坐标的各节骨模型导入 AnyBody 中,设置各节骨的位置,在各节骨间设置运动关节,并在关节处添加对应的关节驱动器,得到手部骨骼运动学模型。

**1.2.3 肌肉模型** 脑卒中患者在患病初期手部肌肉特征基本没有发生变化,康复概率较大,同时康复训练主要针对初期患者。通过所建模型得到的分析结果,一方面用于辅助医师进行康复训练动作的设置与调整,另一方面用于医师对患者手部康复效果的评估,故采用一般人的肌肉模型,即经典三元素 Hill 肌肉模型<sup>[10]</sup>。它将肌肉的平衡被动弹性、纤维的旋转角、肌腱的连续性等特性考虑在内。该模型结构如图 2 所示,三元素分别为收缩元素 CE、

串行弹性单元 T、并行弹性单元 PE。其中,CE 代表肌肉纤维的活动特性,T 代表肌腱的弹性,PE 代表肌肉纤维的被动刚度。

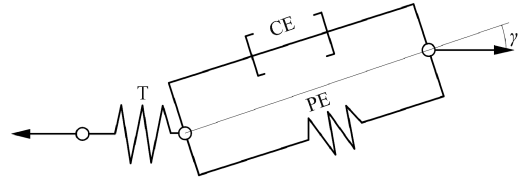


图 2 Hill 肌肉模型

Fig.2 Hill type muscle model

根据人手解剖学结构,参与各手指屈曲的肌肉及其控制的关节如表 2 所示。

表 2 参与手指屈曲的肌肉及其控制关节

Tab.2 Muscles and joints controlling finger flexion

肌肉	驱动手指	驱动关节
指浅屈肌	2~5 指	掌指关节、近端指间关节
指深屈肌	2~5 指	掌指关节、近端指间关节、远端指间关节
蚓状肌	2~5 指	掌指关节
骨间肌(掌侧、背侧)	2~5 指	掌指关节
小指短屈肌	5 指	掌指关节
拇短屈肌	1 指	腕掌关节、掌指关节
拇长屈肌	1 指	腕掌关节、掌指关节、指间关节
拇对掌肌	1 指	掌指关节
拇收肌	1 指	掌指关节

在 AnyBody 软件中通过 AnyScript 编译程序定义各肌肉的起止点以及路径,将肌肉模型添加到骨骼模型中,得到手部骨骼肌模型(见图 3)。

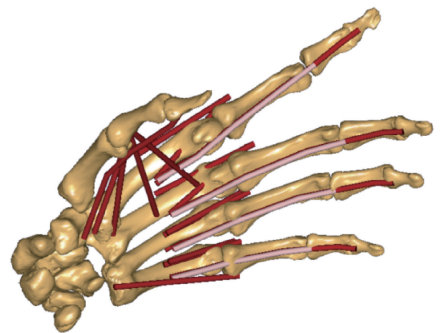


图 3 手部骨骼肌模型

Fig.3 Musculoskeletal model of the hand

**1.2.4 肌肉募集方法** 由于人体运动往往伴随多个关节的运动,同时有多条肌肉参与到运动过程中,并且部分肌肉会跨越多个关节,多自由度和多

条肌肉导致需要建立和求解数量很大的平衡方程组,甚至肌肉之间还会有拮抗作用。骨骼肌系统的基本平衡方程可以表示为:

$$Cf=r \quad (1)$$

式中: $f$ 为肌肉力与关节力的向量; $r$ 为外力和惯性力的向量; $C$ 为方程系数矩阵。虽然该线性平衡方程看起来非常容易解决,但事实并非如此。一方面,由于肌肉力只能是拉力而不能是推力,故肌肉力 $F \geq 0$ ;另一方面,由于肌肉系统拥有的肌肉数多于必要的平衡外部力量,从而造成肌肉冗余,会导致上述平衡方程有更多的未知量,故通常有无数多解。

AnyBody 软件可以解决肌肉募集以及优化冗余问题。肌肉募集方法有很多种,其中复合肌肉募集的方法适用于外部负载接近生物体强度极限时的情况,二次函数形式的肌肉募集情况与多数肌肉活动的实验测量吻合得很好,本实验选用二次函数形式的募集方法进行计算分析<sup>[11]</sup>。其函数可表示为:

$$G = \sum_i \left( \frac{f_i}{N_i} \right)^2 \quad (2)$$

式中: $f_i$ 为某块肌肉的肌肉力; $N_i$ 为对应肌肉的归一化因子。

### 1.3 逆向运动学仿真分析

对志愿者手部握拳时的手部各关节进行测量,得到此时的各个关节角度(见表3)。其中,拇指只有1个指间关节。

表3 手部握拳各关节角度

Tab.3 The angle of each joint when clenching fist 单位: (°)

手指	腕掌关节	掌指关节	近端指间关节	远端指间关节
拇指	45	55		85
食指	0	85	100	80
中指	0	85	100	80
无名指	0	85	100	80
小指	0	85	100	80

使用 Anybody 软件对建立的手部骨骼肌模型根据上述参数,定义各个关节驱动使各关节做匀速运动,各关节运动角度为从 $0^\circ$ 到握拳时的角度,即使各手指从完全伸直屈曲到握拳状态。分别在各手指的远节指骨上添加与远节指骨垂直并与运动方向相反的力 $F$ 。设置 $F=5、10、15、20、30$  N,进行多次仿真。

### 1.4 肌电信号采集和处理

由于深层肌肉的肌电信号较难采集,故为验证模型的合理性,使用表面肌电系统(Motion Lab, Motion Lab Systems 公司,美国)采集志愿者手部抓握运动时指浅屈肌的肌电信号。以食指为例,分别采集其在不受外力、负载与仿真中外力方向相同10 N外力时指浅屈肌的肌电信号。对信号进行滤波处理,再使用移窗法得到信号的均方根特征,从而反映食指在屈曲过程指浅屈肌的激活度趋势(见图4)。

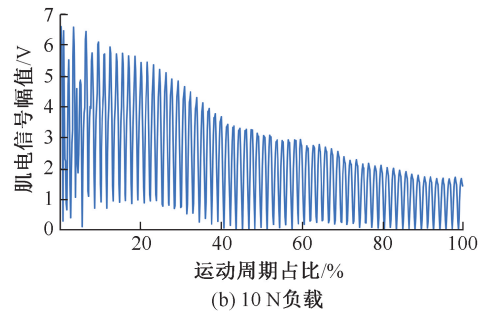
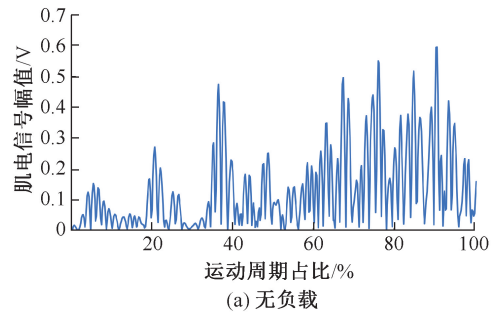


图4 食指屈曲运动时指浅屈肌表面肌电信号

Fig.4 sEMG signals of flexor superficialis during flexion of index finger (a) Without loading, (b) 10 N loading

## 2 结果

仿真得到食指分别在不受外力与受力10 N时在握拳运动过程中指浅屈肌的肌肉力。通过图4指浅屈肌的肌电信号曲线与图5得到的肌肉力曲线对比,可以看出在无负载和负载 $F=10$  N的情况下,仿真结果与测得的肌电信号结果趋势相同,故认为模型是合理的。

定义从桡侧到尺侧4条蚓状肌的序号为1~4,3条骨间掌侧肌的序号为1~3,4条骨间背侧肌的序号为1~4。定义2~5指的指浅屈肌及指深屈肌序号为对应指的序号。

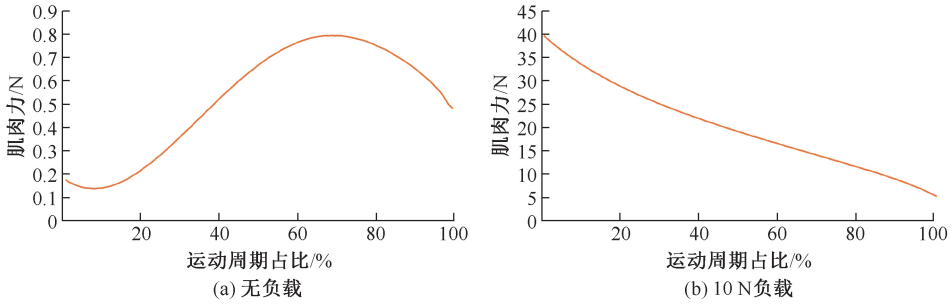


图5 食指弯曲过程指浅屈肌肌肉力

Fig.5 Muscle force of flexor superficialis during index finger bending (a) Without loading, (b) 10 N loading

在不同外力作用下,各肌肉在运动过程中所产生的最大肌肉力如图6所示。图6中各肌肉的最大

肌肉力是指其在整个过程中肌肉力最大时刻的值,而各肌肉最大肌肉力的发生点不一定相同。

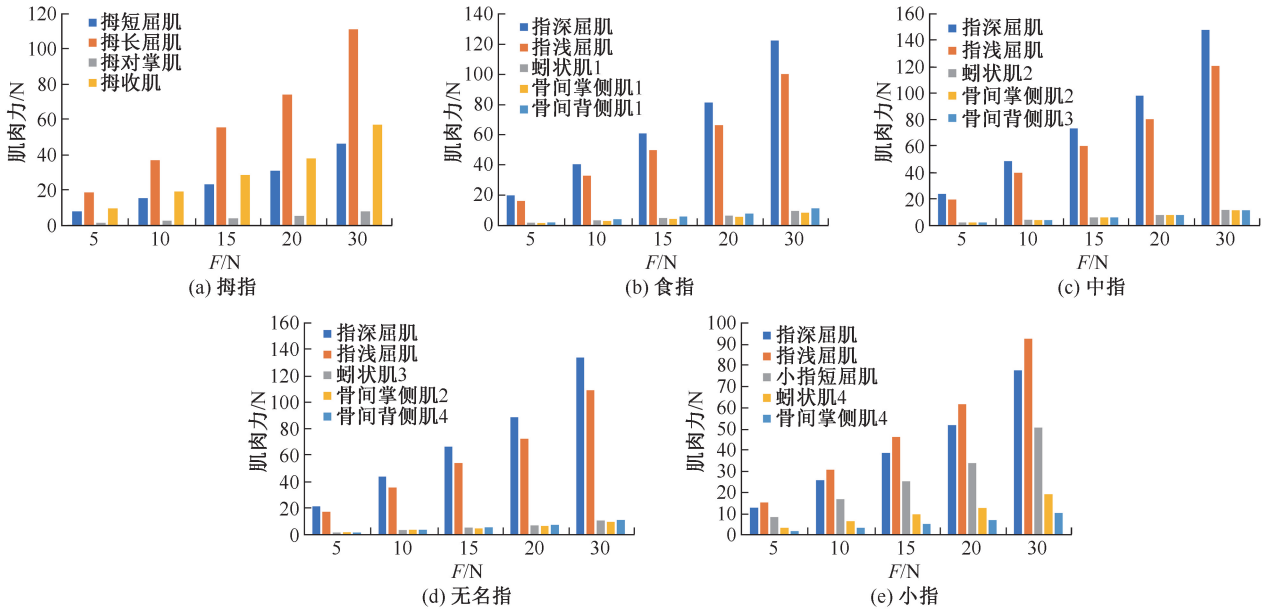


图6 各手指肌肉在不同外力下运动过程的最大肌肉力

Fig.6 Maximum muscle force of each finger muscle during exercise with different external force (a) Thumb, (b) Index finger, (c) Middle finger, (d) Ring finger, (e) Little finger

由结果可看出,参与各手指屈曲的肌肉随着外部阻力增加,在屈曲过程中产生的最大力与阻力基本呈线性关系。拇指在屈曲过程中虽然4条肌肉都有参与发力,但大多数力由拇长屈肌、拇短屈肌和拇收肌承担,拇对掌肌参与的力很少。食指、中指和无名指在屈曲过程中主要由指浅屈肌和指深屈肌参与发力,蚓状肌以及骨间提供的力较小。参与小指屈曲运动的肌肉中,蚓状肌和骨间肌的参与也较少,主要由指深屈肌、指浅屈肌以及小指短屈

肌带动小指运动。

由于指深屈肌和指浅屈肌在手部抓握时起主要作用,且拇指以外的4指在抓握过程中,上述两条肌肉的肌肉力曲线比较相似。以食指为例,分析在施加不同力的抓握过程中,指浅屈肌与指深屈肌的肌肉力随关节角度的变化情况(见图7)。各关节角度与运动周期的关系分别为:掌指关节  $\theta_1 = T \times 85^\circ$ ,近端指间关节  $\theta_2 = T \times 100^\circ$ ,远端指间关节  $\theta_3 = T \times 80^\circ$ 。在手指对抗恒定外力抓握过程中,手指在

起始的伸展状态时肌肉力最大,随着抓握过程关节角度的变化,肌肉力随之减小,且指浅屈肌与指深

屈肌作为参与抓握的主要肌肉,其肌肉力大小不同,但与关节角度的关系趋势大致相同。

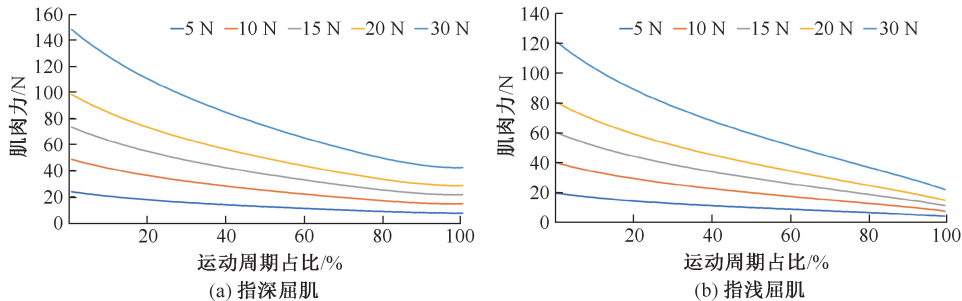


图7 食指抓握过程中主要参与肌肉肌肉力

Fig.7 Mainly involved muscle force during index finger grasping (a) Flexor digitorum profundus, (b) Flexor digitorum superficialis

### 3 讨论与结论

在手部的临床康复治疗及评价中,可将主要参与肌肉,例如屈曲过程中的拇短屈肌、拇长屈肌、指深屈肌、指浅屈肌等作为主要研究和评价对象,其他肌肉如蚓状肌以及骨间肌等,由于临床上存在较难测得肌电信号等困难,可作为次要或暂不作为研究对象。研究表明,肌肉力与其肌肉激活度以及肌电信号存在一定的关系<sup>[7]</sup>。本文得到不同受力情况下的肌肉力大小,可在临床应用时通过采集对应肌肉的肌电信号进行联系,从而达到评价患者肌肉恢复度的效果。

脑卒中后 30%~66% 患者会遗留不同程度的上肢运动功能障碍,尤其是手部运动功能障碍,重度致残者约占 10% 以上<sup>[12-13]</sup>。手部运动功能的恢复进程较下肢困难且缓慢,成为卒中康复的热点、难点和重点<sup>[14]</sup>。目前对患者的手部康复训练缺乏评价训练参数和康复效果关系的客观数据,不利于患者神经康复规律的深入研究。

通过计算机建立生物力学模型进行分析作为一种高效、低成本的技术方法,提高结果的准确性尤为重要。建立骨骼肌模型时,使用正确方法解决肌肉冗余问题是关键之一。崔伟玲等<sup>[15]</sup>在建立骨骼肌模型时使用 OpenSim 软件中的方法,将参与计算的肌肉活性总和取最小值,从而得到最优解,该方法与本研究中的二次函数法基本类似。丘军委<sup>[16]</sup>在对人体步态进行分析时,将相关的冗余肌肉群进行简化处理,从而在 OpenSim 软件中进行分

析,并设计合理的人工肌肉髁/膝关节康复装置。

脑卒中患者手部康复是一个较长的过程,在此过程中通过人工训练或者由康复训练设备进行训练,使患者手部逐渐恢复主动机能。而在康复过程中,对患者手部康复效果的评价往往没有准确的参数指标。手部最重要的功能就是抓握,本文对手部解剖学进行深入分析,建立手部抓握的骨骼肌模型,模拟手部在受不同阻力时抓握过程中相关肌肉的最大肌肉力。研究结果可为患者手部康复的评价提供理论参考,也可作为康复训练设备研究的技术指导,为今后手部康复进行更深入的研究提供指导或参考。然而,本研究的局限性如下:① 所建模型只对手部抓握这一训练动作进行设置和分析,而手部康复训练还包含背伸、对指等多种动作,需要对其肌肉力进行研究;② 在建模过程中对肌肉进行简化处理,所得到的仿真结果会与真实的肌肉力存在一定偏差。下一步需要在现有模型中加入伸肌模型,并调整肌肉模型,使之更加接近真实的肌肉,并模拟手部在做主被动背伸等康复动作时的肌肉力特性。

### 参考文献:

- [1] 白波,陈玉书. 数字化技术给骨科学带来了全新的变革[J]. 中华关节外科杂志(电子版), 2015, 9(1): 1-3.
  - [2] 罗林聪,马立敏,林泽,等. 基于 AnyBody 骨骼肌肉多体动力学分析的有限元仿真[J]. 医用生物力学, 2019, 34(3): 237-242.
- LUO LC, MA LM, LIN Z, et al. Finite element simulation of AnyBody-based musculoskeletal multi-body dynamics [J].

- J Med Biomech, 2019, 34(3): 237-242.
- [ 3 ] RAJAGOPAL A, DEMBIA CL, DEMERS MS, *et al.* Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait [J]. IEEE T Biomed Eng, 2016, 63(10): 2068-2079.
- [ 4 ] 陈强. 面向病理性震颤抑制机器人上肢生物力学模型的研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2013
- [ 5 ] 胡丹. 驾驶员手部骨骼肌肉生物力学建模研究 [D]. 长春: 吉林大学, 2014.
- [ 6 ] WU JZ, AN KN, CUTLIP RG, *et al.* Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping [J]. J Biomech, 2008, 41(3): 668-676.
- [ 7 ] WEI Y, ZOU Z, WEI G, *et al.* Subject-specific finite element modelling of the human hand complex: Muscle-driven simulations and experimental validation [J]. Ann Biomech Eng, 2020, 48(4): 1181-1195.
- [ 8 ] 曹桂平, 张明娇, 刘非, 等. Arigin 3D Pro 软件与 Mimics 软件三维重建模型的精度研究 [J]. 中国组织工程研究, 2018, 22(15): 2384-2389.
- [ 9 ] MICHAEL D, RASMUSSEN J, CHRISTENSEN ST, *et al.* Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system [J]. Simul Model Pract Th, 2006, 14(8): 1100-1111.
- [10] MATTHEW M, UCHIDA T, SETH A, *et al.* Flexing computational muscle: Modeling and simulation of musculotendon dynamics [J]. J Biomech Eng, 2013, 135(2): 21005.
- [11] ANGELOS K, JUNG M, SCHEPERS HM, *et al.* Musculoskeletal model-based inverse dynamic analysis under ambulatory conditions using inertial motion capture [J]. Med Eng Phy, 2019, 65: 68-77.
- [12] GERT K, KOLLEN BJ, WAGENAAR RC. Therapy impact on functional recovery in stroke rehabilitation [J]. Physiotherapy, 1999, 85(7): 377-391.
- [13] 乐趣, 屈云. 脑卒中后偏瘫侧手部运动功能康复技术进展 [J]. 中国康复医学杂志, 2012, 27(11): 1084-1086.
- [14] KWAKKEL G, WAGENAAR RC, KOLLEN BJ, *et al.* Predicting disability in stroke: A critical review of the literature [J]. Age Aging, 1996, 25(6): 479-489.
- [15] 崔伟玲, 陈维毅, 王长江, 等. 基于 nmsBuilder 和 OpenSim 建立个性化骨肌模型及其验证 [J]. 医用生物力学, 2019, 34(6): 608-614.
- CUI WL, CHEN WY, WANG CJ, *et al.* Establishment and verification of personalized musculoskeletal model based on nmsBuilder and OpenSim [J]. J Med Biomech, 2019, 34(6): 608-614.
- [16] 丘军委. 复式套索人工肌肉下肢单关节康复装置的研究 [D]. 南京: 东南大学, 2019.