

文章编号: 1004-7220(2023)02-0389-07

# 踝关节人机耦合生物力学特性分析

苏永生, 卢宗兴, 李胤增, 陈晓辉, 赵栋哲

(福州大学 机械工程及自动化学院, 福州 350116)

**摘要:**目的 设计一种 2-PSU/RR 并联踝关节康复机器人,并对人体肌肉进行生物力学特性分析,研究踝关节康复机器人的康复策略。方法 采用数值离散搜索法获得机器人的实际工作空间,探究结构参数变化对机器人动平台高度的影响。通过人体生物力学仿真软件 AnyBody 得到肌肉力、肌肉活动度等人体生物力学响应,研究动平台高度变化对肌肉行为的影响。结果 机器人能够满足踝关节跖屈/背屈和内翻/外翻运动需求。适当增大定长杆的初始倾角和减小长度,使得踝关节康复机器人具有较低的整体高度。动平台高度依次递减 10 mm,人体参与运动的肌肉力和肌肉活动度都有一定幅度下降。结论 本研究为踝关节康复提供一种新的设计方案,为踝康复机器人运动分析提供理论指导,并通过修改机构参数加快患者脚踝康复。

**关键词:** 并联结构; 踝关节康复机器人; 工作空间; 参数优化; 人机耦合建模

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.02.027

## Biomechanical Characteristics Analysis of Human-Machine Coupling on Ankle

SU Yongsheng, LU Zongxing, LI Yinzeng, CHEN Xiaohui, ZHAO Dongzhe

(School of Mechanical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350116, China)

**Abstract:** **Objective** A 2-PSU/RR parallel ankle rehabilitation robot was designed, and the biomechanical properties of human muscles were also analyzed, so as to study rehabilitation strategy of the ankle rehabilitation robot. **Methods** The actual workspace of the robot was obtained by numerical discrete search method, and the effect of structural parameter changes on the height of robot moving platform was explored. Then the human biomechanical responses such as muscle force and muscle mobility were obtained by human biomechanical simulation software AnyBody, so as to investigate the effect of moving platform height changes on muscle behavior. **Results** The robot could meet the demand of ankle plantarflexion/dorsiflexion and inversion/eversion motion. Appropriately increasing the initial inclination angle and decreasing the length of the fixed-length bar enabled the ankle rehabilitation robot to have a lower overall height. The height of the moving platform was decreased by 10 mm in turn, and the muscle force and muscle activity of the human body involved in the movement were decreased to a certain extent. **Conclusions** This study provides a new design solution for ankle rehabilitation, offers theoretical guidance for motion analysis of the ankle rehabilitation robot, and accelerates rehabilitation of the patients' ankles by modifying the mechanism parameters.

**Key words:** parallel mechanism; ankle rehabilitation robot; workspace; parameter optimization; human-machine coupling modeling

收稿日期: 2022-04-15; 修回日期: 2022-05-20

基金项目: 福建省自然科学基金项目(2022J01542)

通信作者: 卢宗兴, 副教授, E-mail: luzongxing@fzu.edu.cn

踝关节是人体负重最大的关节,在运动过程中传递力和扭矩,帮助完成走跑跳等动作。在日常生活中,许多因素会导致踝关节功能受损,影响患者的行动能力和生活质量<sup>[1]</sup>。例如,由于不恰当的运动引发踝关节扭伤,中风偏瘫导致的足下垂和足内翻,儿童的马蹄足内翻/外翻等。脚踝扭伤后,若没有进行科学的康复训练,容易造成二次损伤,甚至留下功能障碍等后遗症,而中风和其他疾病引起的脚踝功能受损使得康复过程更加漫长。

踝关节功能康复需要大量重复的针对训练,但目前相应的康复医师数量短缺<sup>[2]</sup>。为了更好地辅助医师治疗,国内外相继开始研究应用于踝关节功能恢复训练的康复机器人。Jamwal等<sup>[3]</sup>设计了一种可穿戴式康复机器人。Farjadian等<sup>[4]</sup>设计了一种平衡训练机器人 Vi-RABT。张彦斌等<sup>[5]</sup>基于无耦合 RR-RURU 转动机构,设计出一种新型踝关节康复机器人。刘旭升等<sup>[6]</sup>提出一种4自由度广义球面并联机构。郭旺旺等<sup>[7]</sup>提出一种 P(2-RPS)&U 可重构康复机构,并通过 ADAMS 仿真分析。樊晓琴等<sup>[8]</sup>提出了一种4自由度的(2-SPS+PU)&R 踝康复机器人,该机构能实现一定的拉伸运动。目前的康复机构虽然满足了运动自由度要求,但动平台的转动中心与脚踝转动中心不一致,踝关节转动时伴随着小腿的移动,容易造成患者二次损伤。

通过对国内外踝关节康复机器人进行分析,本文提出一种2自由度的踝关节康复机器人,使用时

脚踝转动中心与机构转动中心近似重合。分析工作空间并探究不同的结构参数对机器人运动性能的影响。建立人机耦合模型,得到人体生物力学输出,进一步研究机器人动平台高度变化对肌肉力和肌肉活动度(激活度)特性的影响。通过科学设计结构参数,可以辅助医师加快患者脚踝康复,在一定程度上缓解医师压力。

## 1 材料与方法

### 1.1 机构设计

本文所提出的2-PSU/RR踝关节康复机器人如图1(a)所示。该机构主要由静平台、动平台、两条驱动支链和1条约束支链构成。RR约束支链由两个旋转副  $R_1$  和  $R_2$  串联而成,  $R_1$  和  $R_2$  的轴线交点即为机构旋转中心。动平台与机构旋转中心有一定的距离,足部放置其上时,可使脚踝旋转中心与机构旋转中心近似重合。PSU驱动支链由直线模组( $P$ )、杆端关节轴承( $S$ )、虎克铰( $U$ )组成。其中,直线模组  $P$  垂直于静平台运动。

机构简图如图1(b)所示。RR约束支链简化为1个中央虎克铰柱  $OO'$ 。设  $A_i, C_i$  分别表示虎克铰与球铰的转动中心,  $A_1, A_2, O'$  是腰长为  $a$  的等腰直角三角形;相对应的  $B_1, B_2, O$  是腰长为  $b$  的等腰直角三角形。虎克副  $U_i$  的第1根轴线与直线  $A_i O'$  垂直,且平行于平面  $A_1 A_2 O'$ ;第2根轴线垂直于第1根轴线与定长杆  $l_i$ 。

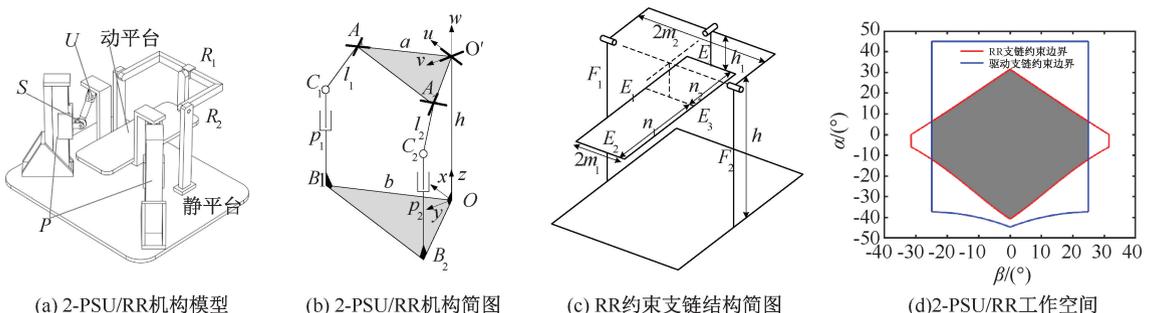


图1 踝关节康复机器人设计

Fig.1 Design of ankle rehabilitation robot (a) 2-PSU/RR mechanism model, (b) Sketch of 2-PSU/RR mechanism,

(c) Sketch of RR constrained branched chain structure, (d) 2-PSU/RR workspace

注: $\beta$ 为内翻/外翻角; $\alpha$ 为屈趾/背屈角。

### 1.2 机构工作空间

并联机构的工作空间是机构可达的工作区域,工作空间大小关系到患者脚踝能否进行充分的康

复运动。分析可知,踝关节康复机器人的实际工作空间受RR约束支链工作空间、驱动支链工作空间、驱动支链与动平台干涉情况的影响。康复机器人

动平台 RR 约束支链的模型简图如图 1(c) 所示,可使用模型解析法推导出工作空间的边界。当 RR 约束支链处于干涉状态时,即棱线  $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ 、 $E_4$  与定平台面、支架  $F_1$ 、 $F_2$  之间存在相交,求解这些相交情况,便可获得 RR 支链的边界,边界表达式如下:

$$\begin{cases} f_1(\alpha, \beta) = h_1 \sin\beta - m_1 \cos\beta + m_2 = \beta + \theta_0 = 0 \\ f_2(\alpha, \beta) = h_1 \sin\beta + m_1 \cos\beta - m_2 = \beta - \theta_0 = 0 \\ \alpha \in [\theta_1, \pi/4] \\ f_3(\alpha, \beta) = \cos\alpha (m_1 \sin\beta + h_1 \cos\beta) - n_1 \sin\alpha - h = 0 \\ f_4(\alpha, \beta) = \cos\alpha (-m_1 \sin\beta + h_1 \cos\beta) - n_1 \sin\alpha - h = 0 \\ \alpha \in [\theta_1, \theta_2] \end{cases} \quad (1)$$

式中:

$$\theta_0 = \arcsin(m_2 / \sqrt{h_1^2 + m_1^2}) - \arctan(m_1 / h_1)$$

$$k = -m_1 \sin\theta_0 + h_1 \cos\theta_0$$

$$\theta_1 = \arcsin(-h / \sqrt{n_1^2 + k^2}) - \arctan(-k / n_1)$$

$$\theta_2 = \arcsin(h / \sqrt{h_1^2 + n_1^2}) - \arctan(h_1 / (-n_1))$$

RR 约束支链的工作空间可由式(1)确定,为避免驱动支链与动平台的干涉,结构参数  $a$ 、 $b$  应足够大。表 1 所示为给定的踝关节康复机器人结构参数。

表 1 踝康复机器人结构参数

Tab. 1 Structure parameters of ankle rehabilitation robot

参数/mm	数值
动平台前段长度, $n_1$	220
动平台后段长度, $n_2$	120
动平台宽度, $2m_1$	120
RR 约束支链宽度, $2m_2$	210
动平台距离转动中心 $O'$ 高度, $h_1$	120
转动中心 $O'$ 距离定平台高度, $h$	240
定长杆长度, $l$	100
$A_i O'$ 距离, $a$	180
$B_i O'$ 距离, $b$	210
移动副 P 位置上限, $p_{i \max}$	205
移动副 P 位置下限, $p_{i \min}$	85

依据上述公式,在  $(\alpha, \beta) \in [-60^\circ, 60^\circ]$  的范围内,使用数值离散搜索法求解满足约束条件  $l_1/l_2 \in [85 \text{ mm}, 205 \text{ mm}]$  的工作空间[见图 1(d)]。图 1(d) 中红色线包围区域为 RR 支链约束的工作空间,蓝色线包围区域为驱动支链约束的工作空

间,阴影部分即为踝关节康复机器人实际的工作空间,驱动支链能达到的一部分位姿被 RR 支链所限制。将机构在各方向的极限转角与正常人踝关节的运动范围列于表 2 中。对比可见,机构能满足跖背屈和内外翻的运动需求。在进行主被动康复运动时,提前规划好运动轨迹,一般为  $10^\circ$  的直线轨迹(跖背屈或内外翻)或  $10^\circ$  圆弧轨迹(跖背屈和内外翻复合运动)。另外,对于康复前期患者,运动能力有限,可进一步缩小踝关节康复机器人的运动范围,避免患者发生二次损伤。

表 2 机构可达角度与踝关节极限角度<sup>[9-10]</sup>

Tab. 2 Reachable angles of the mechanism and limit angles of the ankle joint<sup>[9-10]</sup>

运动类型	机构可达角度/ $(^\circ)$	踝关节极限角度/ $(^\circ)$
跖屈	40.8	37~45
背屈	31.5	20~30
外翻	24.9	10~20
内翻	24.9	14.5~22

### 1.3 人机耦合建模

**1.3.1 建立人机耦合模型** 在机构分析的基础上,为了对踝关节的生物力学响应(肌肉力、活动度和关节力等)进行评估,须在 AnyBody Modeling System (AMS) 软件中建立人机耦合模型。耦合模型建立的过程主要分为 3 个步骤:① 将机器人模型从 SolidWorks 导入 AMS;② 建立人体模型;③ 搭建人体与康复机器人的耦合模型。

2-PSU/RR 踝关节康复机器人具有两个自由度,在保持脚踝复合运动功能的前提下进行简化模型。在将踝康复机器人导入前需检查自由度冗余问题,即在配合过程中约束过多或零件配合不当问题。

在整个运动仿真过程中,主要研究踝关节以及相关肌肉的生物力学响应,为了提高软件的计算速度,将颈部和躯干的肌肉去除,仅保留下肢肌肉。踝关节康复机器人与人体的耦合通过添加约束与驱动来建立,只有自由度数等于约束与驱动之和,人机耦合模型才能进行踝关节复合运动的仿真。

**1.3.2 模型的约束与驱动** 为了最大程度反映患者脚踝情况,可以输出肌肉力以及活动度等属性,肌肉模型选择 AnyMuscleModel3E(一种具有三元素的 Hill 型肌肉模型)<sup>[11-12]</sup>。肌肉模型选定后,骨骼

肌系统进行逆向动力学分析时往往会出现冗余问题<sup>[13-14]</sup>,即平衡外力所需的肌肉数小于肌肉系统的肌肉数,故涉及肌肉募集的问题。通常,把逆向动力学中肌肉募集问题转化为优化问题,通过目标函数  $G(f^{(M)})$  找到最小值:

$$G(f^{(M)}) = \sum_{i=1}^{n^{(M)}} \left( \frac{f_i^{(M)}}{N_i} \right)^p \quad (2)$$

$$Cf^{(M)} = d \quad (3)$$

$$0 \leq f^{(M)} \leq N_i, i = 1, 2, \dots, n \quad (4)$$

式中: $G$  为目标函数,目的是使未知力最小,并以肌肉力  $f^{(M)}$  表示。其中, $f_i^{(M)}$  为第  $i$  块肌肉的肌肉力, $n^{(M)}$  为肌肉数量。式(3)为动态平衡方程,将其作为约束条件。 $C$  为未知力的系数矩阵, $d$  为已知载荷。式(4)表示肌肉只能受拉并有上限, $N_i$  为肌肉强度。为增强肌肉的协调性,肌肉模型采用 Hill 多项式肌肉模型, $p=3$ 。

由踝关节康复机器人的运动形式来确定驱动函数,从而设置驱动参数。对两个推杆设定如下的驱动函数:

$$\phi_1 = (l_1 - l) \sum_{i=1}^n A_i \cos(\omega_i t + B_i), i = 1, 2, 3 \dots n \quad (5)$$

$$\phi_2 = (l_2 - l) \sum_{j=1}^n A_j \sin(\omega_j t + B_j), j = 1, 2, 3 \dots n \quad (6)$$

式中: $A, B$  为傅里叶系数; $\omega_i$  和  $\omega_j$  为角速度,可表示为:

$$\begin{cases} \omega_i = (i - 1)2\pi f \\ \omega_j = (j - 1)2\pi f \end{cases} \quad (7)$$

式中: $f$  为频率。

**1.3.3 人体生物力学响应** 人机耦合模型建立完成后可以对其进行逆动力学分析,得到脚踝关节的生物力学特性。可以根据患者康复的需求,修改人体模型参数调整姿态,或修改驱动参数以变化机器人的运动轨迹,从而模拟不同情况下的康复运动。图 2 所示为跖背屈和内外翻运动仿真。

脚踝关节运动主要由小腿肌肉控制,小腿肌群可以分为前群、外侧群和后群。本文选择胫骨前肌、拇长伸肌、腓骨短肌、比目鱼肌、趾长屈肌和胫骨后肌 6 块肌肉,比较肌肉在复合运动下的变化情况。6 块

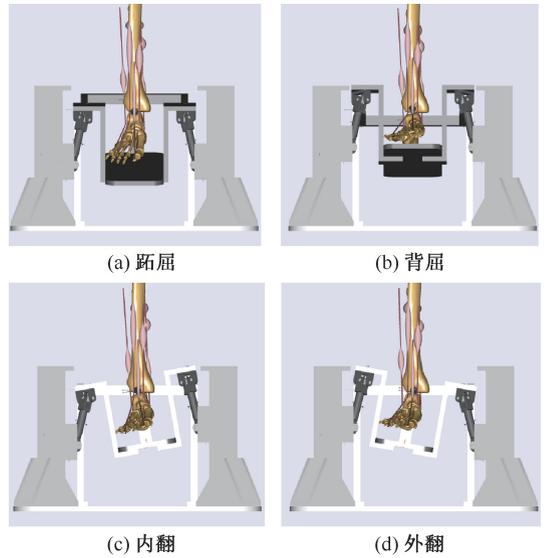


图 2 AMS 中康复运动仿真

Fig. 2 Simulation of rehabilitation exercise in AMS

- (a) Plantarflexion, (b) Dorsiflexion, (c) Inversion, (d) Eversion

肌肉的主要作用包含踝关节的跖背屈和内外翻,全面研究踝关节康复机器人的生物力学特性。

图 3 为康复机器人动平台高度在 140 mm 时复合运动的生物力学响应。在运动开始和结束时,腓骨短肌肌肉力最大,比目鱼肌次之。拇长伸肌和胫骨前肌在康复运动中发力很小,可见主要作用跖屈和外翻运动的肌群发力要多于作用于背屈和内翻的肌群。6 块肌肉都有参与复合运动,且最大肌肉力不超过 103 N[见图 3(a)]。腓骨短肌的肌肉活动度在康复训练中波动最大,最为敏感。6 块肌肉的活动度都不超过 30%,但变化趋势不尽相同。胫骨前肌与拇长伸肌在运动中期不活跃,而比目鱼肌、胫骨后肌和趾长屈肌在运动中期更为活跃[见图 3(b)]。为了防止患者在康复过程中发生二次损伤,有必要避免患者肌肉活动度超过其最大值。获取 1 个运动周期内复合运动对关节力的变化规律,应避免关节力达到患者的承受极限。关节力分别在运动始末出现最大值,变化趋势为先下降后上升,变化曲线由内外翻主导,同时受跖背屈的影响[见图 3(c)]。脚踝的转动角度不宜过大,设置 10° 的跖背屈、内外翻运动轨迹,人机耦合模型能较好地复现人体脚踝的复合运动[见图 3(d)]。

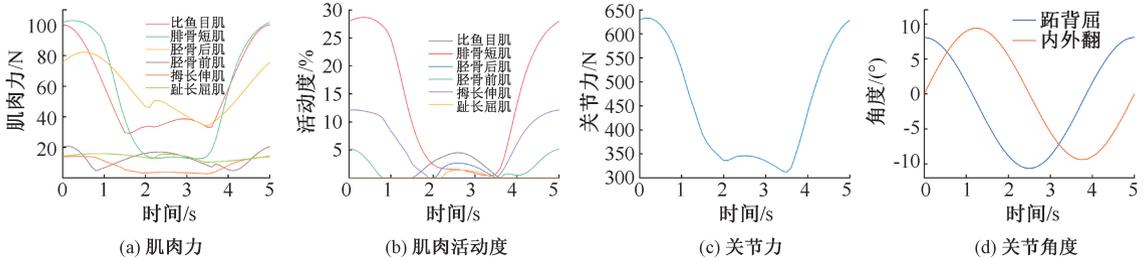


图3 生物力学仿真输出

Fig. 3 Biomechanical simulation output (a) Muscle force, (b) Muscle mobility, (c) Joint force, (d) Joint angle

## 2 结果

### 2.1 参数优化分析

如图1(c)所示的2-PSU/RR机器人包含4个尺度参数<sup>[15]</sup>,即动、定平台等腰三角形腰长 $a$ 和 $b$ , PSU支链连杆长度 $l$ ,以及动平台转动中心到定平台的距离 $h$ 。当动平台的运动角度 $(\alpha, \beta)$ 确定,两个移动副的位移 $l_i (i=1, 2)$ 也相应确定。动平台的转动角度与 $h$ 无关,可调整 $h$ 以使直线模组的行程处于合理位置。进一步地,可由参数 $a, b, l$ ,计算在初始位姿时PSU支链连杆与竖直方向的夹角 $\lambda$ 。为得到尺度参数对踝康复机器人姿态的影响规律,以 $\lambda, a, l$ 作为参数变量。

如图1(d)所示,驱动支链PSU行程内能达到的位姿的一部分被RR支链所限制,相对于内外翻运动方向,参数变化对踝康复机器人做跖背屈运动

能力的影响更大。当机器人仅做跖背屈运动时,两侧移动副的位移 $l_1/l_2$ 相等。令 $h=140$  mm,取移动副位移 $l_1/l_2$ 范围为70~230 mm,跖屈/背屈运动旋转角度 $\alpha$ 随着 $l_1/l_2, a, l, \lambda$ 变化规律如图4所示。

结果表明,在不同的参数下,均存在一段区间,在该区间内旋转角 $\alpha$ 随位移 $l_1/l_2$ 变化的曲线近乎直线;而随着位移 $l_1/l_2$ 的减小,曲线的斜率逐渐增大。为方便机器人跖背屈运动控制,应将行程上下限布置在近乎直线的变化区间内。随着三角形腰长 $a$ 的增大,曲线的斜率变小,在相同的旋转角 $\alpha$ 下,所需的行程更长,为行程选择提供依据[见图4(a)]。在相同 $\alpha$ 角时,随着 $l$ 的减小或 $\lambda$ 的增大,对应的位移 $l_1/l_2$ 越大,其中 $l$ 的变化对其影响更为明显[见图4(b)、(c)]。又因位移 $l_1/l_2$ 与 $h$ 相关,合理地选择参数 $\lambda$ 和 $l$ ,使动平台高度 $h$ 具有可降低的选择。

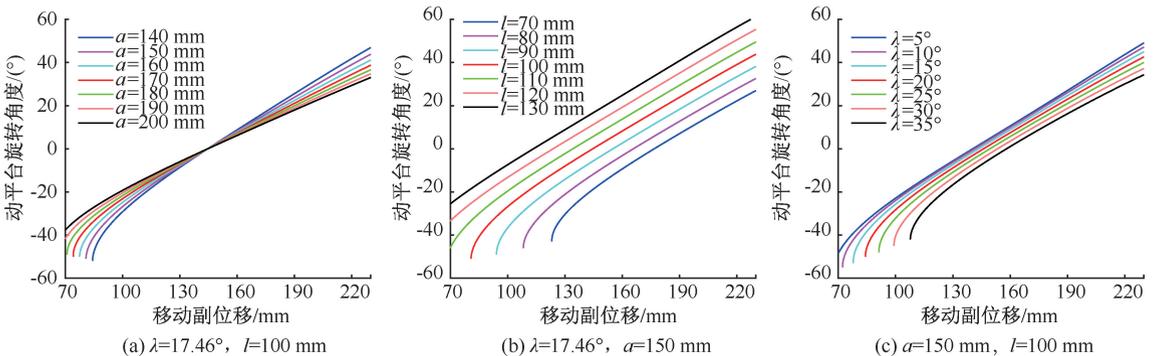


图4 参数变化对旋转角度的影响

Fig. 4 Influences of parameter changes on rotation angle (a)  $\lambda=17.46^\circ, l=100$  mm, (b)  $\lambda=17.46^\circ, a=150$  mm, (c)  $a=150$  mm,  $l=100$  mm

### 2.2 生物力学特性分析

通过AnyBody仿真软件开展康复机器人动平台高度参数化研究,动平台高度分别为140、150、160 mm,依次递增10 mm。图5为仿真输出的3块肌肉(胫骨前肌、拇长伸肌、趾长屈肌)肌肉力。结果显示,随着动平台高度的增加,所有肌肉力都相

随着动平台高度的增加,所有肌肉力都相

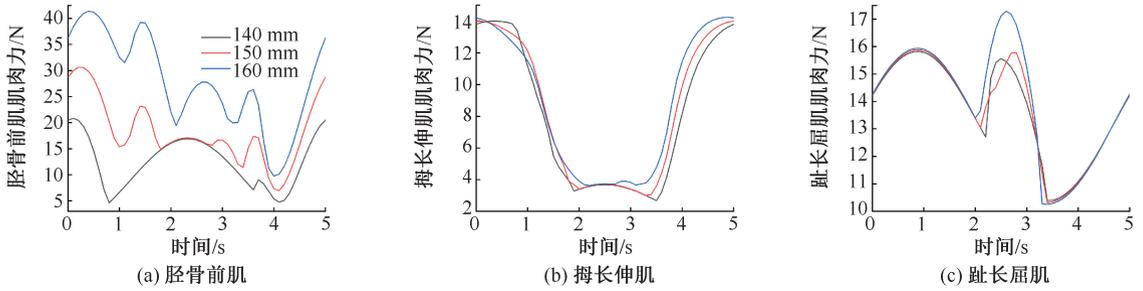


图5 不同动平台高度下肌肉力

Fig. 5 Muscle strength at different dynamic platform heights

(a) Tibialis anterior muscle, (b) Long thumb extensor,

(c) Long toe flexors

对增加。3块肌肉中,胫骨前肌峰值最高,受高度变化影响最大,有较大的波动幅度。拇长伸肌肌肉力变化像凹形,运动前期受高度变化影响不显著,因为运动初始肌肉发力还不稳定。而趾长伸肌分别出现两个波峰与1个波谷,运动中期肌肉力相对始末受高度影响变化更大,能明显看出随高度增加肌肉力在变大。

在3种不同高度下运动时,胫骨前肌、拇长伸肌和趾长屈肌的活动度变化如图6所示。结果显示,不同动平台高度下肌肉活动趋势基本一致,峰

值发生和活动开始的时间点大致相同,这也在一定程度上说明了所建模型的准确性。胫骨前肌和拇长伸肌在运动中期不活跃,在运动始末活动度出现峰值。拇长伸肌活动度变化呈凹形,因运动初期波动,活动度未呈现明显的变化趋势,整个运动过程总体还是随着高度增加,肌肉活动度有一定幅度提升。而趾长屈肌活动度为山峰,只在运动中期活跃。3块肌肉随着高度的增加,肌肉活动度都有一定范围的增大。通过对肌肉行为的研究,为医师治疗患者提供参考。

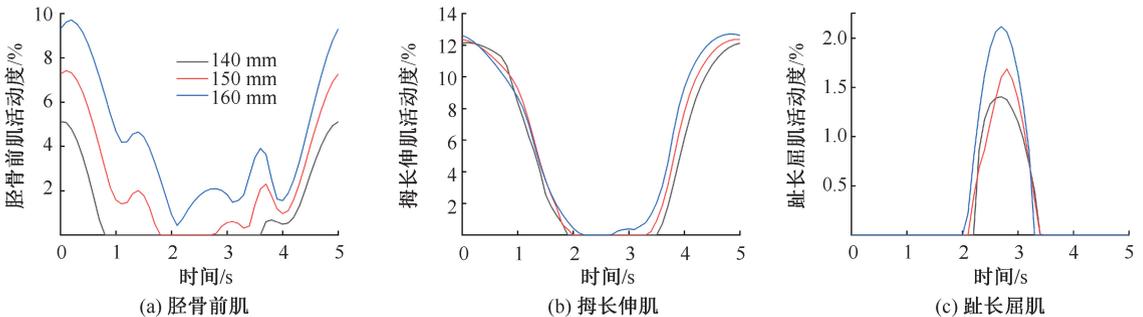


图6 不同动平台高度下肌肉活动度

Fig. 6 Muscle activity at different dynamic platform heights

(a) Tibialis anterior muscle, (b) Long thumb extensor,

(c) Long toe flexors

通过人机耦合模型仿真验证可得,随着动平台高度增加,参与运动的肌肉力和活动度都有一定幅度的提升,该结果不利于患者康复。因此,设计的康复机器人在满足功能前提下,动平台高度下降,会极大降低患者发生二次损伤的可能性。

### 3 讨论

本文依据踝关节的运动形式,提出一种2-PSU/

RR构型的踝关节康复机器人,符合踝关节的运动特性。通过数值离散搜索法求解实际工作空间,验证表明,该机器人能够满足患者脚踝康复运动需求。分析了结构参数变化对机器人跖背屈运动能力的影响,在相同的跖背屈运动范围内,随着定平台三角形腰长 $a$ 增大,所需的直线模组行程增长。适当增大定长杆的初始倾角 $\lambda$ 和减小长度 $l$ ,使得踝关节康复机器人具有较低的整体高度,便于患者使用。

AnyBody 软件允许在没有其他变量干扰的情况下,只改变 1 个参数分析复杂的人体肌肉系统。尹传盛等<sup>[12]</sup>利用 AnyBody 考察握拳运动时肌肉力和收缩功率等参数的变化。人机耦合模型也可以在无疲劳的情况下研究所有的肌肉<sup>[13-14]</sup>。有研究比较了在 3 种不同运动轨迹下关节和肌肉的受力情况<sup>[16-17]</sup>。彭晨等<sup>[18]</sup>利用 AnyBody 中的参数研究机制对验证后的耦合模型进行生物力学仿真。

在上述研究基础上,本文通过人机耦合模型得到脚踝关节的生物力学响应。在运动开始和结束时,腓骨短肌肌肉力最大,比目鱼肌次之。6 块肌肉都有参与复合运动,主要作用跖屈和外翻运动的肌群发力要多于作用于背屈和内翻的肌群。6 块肌肉的活动度都不超过 30%,腓骨短肌的肌肉活动度在康复训练中波动最大。随着动平台高度增加,所有肌肉力、肌肉活动度都有所增加。通过对肌肉行为的研究,从而设计合适的机构参数,可以避免患者发生二次损伤。但是动平台高度只是决定肌肉行为因素之一,其他因素也可能对康复运动有影响,故机构设计参数必须根据实际情况进行调整。

本文虽对人机耦合生物力学响应开展了研究,但要想将踝关节康复机器人投入临床应用,还有许多问题等待解决:① 机器人整体尺寸过大,需提高刚度和降低结构尺寸,并实现无线蓝牙控制,小型化控制系统,方便携带;② 将 MVC 肌肉最大自主收缩归一化的数据与模型输出的肌肉活动度进行比较,验证人机耦合模型的准确性;③ 应完善参数化分析,搭建实验平台,通过不同康复参数组合下的肌肉输出,研究个体差异是否会影响康复策略评估。同时,根据康复策略制定一套科学完整的康复评价体系,以满足不同康复时期患者的需求。

## 参考文献:

[ 1 ] 侯璐. 踝关节的损伤与预防[J]. 体育科技文献报, 2019, 27(7): 163-164.

[ 2 ] 段秀丽,张珍珍,孙银梅,等. 功能康复训练对踝关节骨折术后关节功能恢复影响分析[J]. 中国医学前沿杂志, 2018, 10(3): 44-47.

[ 3 ] JAMWAL PK, HUSSAIN S. Multicriteria design optimization of a parallel ankle rehabilitation robot: Fuzzy dominated sorting evolutionary algorithm approach [J].

IEEE T Syst Man Cy-S, 2016, 46(5): 589-597.

[ 4 ] FARJADIAN AB, NABIAN M, HARTMAN A, et al. Vi-RABT: A platform-based robot for ankle and balance assessment and training [J]. J Med Biol Eng, 2018, 38(4): 556-572.

[ 5 ] 张彦斌,荆猷领,韩建海,等. 新型 RR-RURU 踝关节康复机器人机构的设计与分析[J]. 中国机械工程, 2019, 30(14): 1734-1741.

[ 6 ] 刘旭升,张建军,刘承磊,等. 踝关节康复四自由度广义球面并联机构的运动学分析及尺度优化[J]. 生物医学工程学杂志, 2021, 38(2): 286-294.

[ 7 ] 郭旺旺,李瑞琴,宁峰平. 用于人体关节的 P(2-RPS)&U 可重构康复机构及运动学分析[J]. 机械传动, 2019, 43(3): 35-40.

[ 8 ] 樊晓琴,李瑞琴,李庠,等. (2-SPS+PU)&R 混联式踝关节康复机器人及运动学性能分析[J]. 机械科学与技术, 2019, 38(7): 1035-1040.

[ 9 ] WANG C, FANG Y, GUO S, et al. RR redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation [J]. J Mech Robot, 2013, 5(4): 041003.

[ 10 ] LI J, ZUO S, ZHANG L, et al. Mechanical design and performance analysis of a novel parallel robot for ankle rehabilitation [J]. J Mech Robot, 2020, 12(5): 1-36.

[ 11 ] 郭伟,郭建岍,顾永鹏,等. 飞行载荷条件下腰椎多体动力学分析[J]. 中华航空航天医学杂志, 2017, 28(2): 130.

[ 12 ] 尹传盛,孙芳,贺纓,等. 基于 Anybody 软件平台冷水刺激前后食指动力学的特性[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(22): 4091-4098.

[ 13 ] LU Z, WEI X, YOU S. The effect of sitting position changes from pedaling rehabilitation on muscle activity [J]. Comput Method Biomec, 2021, 24(3): 206-269.

[ 14 ] LU Z, YOU S, WEI X, et al. The effect of crank length changes from cycling rehabilitation on muscle behaviors [J]. Appl Bionics Biomech, 2021(5): 1-8.

[ 15 ] 翟亚普,杨彦东,董罡,等. 3-PSU&S 并联机构的运动学分析与优化设计[J]. 机械设计, 2017, 34(8): 19-25.

[ 16 ] 姚立纲,廖志炜,卢宗兴,等. 踝关节章动式康复运动轨迹规划[J]. 机械工程学报, 2018, 54(21): 33-40.

[ 17 ] 卢宗兴,魏湘文,蔡灿. 3-PH/R 踝关节康复机器人的运动轨迹[J]. 医用生物力学, 2021, 36(1): 110-115.

LU ZX, WEI XW, CAI C. Motion trajectory of 3-PH/R ankle rehabilitation robot [J]. J Med Biomech, 2021, 36(1): 110-115.

[ 18 ] 彭晨,卢宗兴,姚立纲,等. 摆幅可调型足部康复机器人的生物力学特性分析[J]. 医用生物力学, 2021, 36(5): 692-697.

PENG C, LU ZX, YAO LG, et al. Structural design and kinematics analysis of an adjustable swing foot rehabilitation robot [J]. J Med Biomech, 2021, 36(5): 692-697.