

腕手康复训练器的机构设计与仿真分析

高兴¹, 郭坤伦¹, 张宇玲^{1,2*}

¹上海理工大学康复工程与技术研究所, 上海

²上海康复器械工程技术研究中心, 上海

收稿日期: 2024年6月12日; 录用日期: 2024年7月5日; 发布日期: 2024年7月12日

摘要

脑卒中发生后都会造成许多的后遗症, 如痉挛、肌无力、偏瘫等。在所有的康复治疗中, 恢复患者的上肢功能, 特别是手的功能, 被认为是最具挑战性的。因此, 本文着眼于手功能康复, 结合矫形器原理和腕手关节结构特征, 通过Solidworks三维建模及Adams仿真分析, 本文设计了一款可拆卸的腕手康复训练装置。它能帮助患者训练手部肌肉, 抑制痉挛, 防止关节挛缩, 阻止异常活动的产生, 恢复腕手功能, 帮助患者完成日常生活活动, 提高生活自理能力。

关键词

腕手康复训练器, 手功能, 日常生活活动能力, 关节活动度, 仿真

Mechanism Design and Simulation Analysis of a Wrist-Hand Rehabilitation Trainer

Xing Gao¹, Kunlun Guo¹, Yuling Zhang^{1,2*}

¹Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

²Shanghai Engineering Research Center of Assistive Device, Shanghai

Received: Jun. 12th, 2024; accepted: Jul. 5th, 2024; published: Jul. 12th, 2024

Abstract

Stroke occurs with many sequelae such as spasticity, such as muscle weakness and hemiparesis. Among all the rehabilitation treatments, the rehabilitation of the upper limb function, especially the hand function, is considered to be the most challenging. Therefore, we focus on hand rehabili-

*通讯作者。

tation, fusing the principles of orthosis with the structural characteristics of wrist-hand joints. A detachable training device for wrist-hand rehabilitation was developed using Solidworks 3D modeling and Adams simulation analysis. Patients may benefit from hand muscle training, inhibition of spasm, prevention of joint contracture, cessation of aberrant activity generation, restoration of wrist and hand function, assistance with activity of daily life, and enhanced self-care abilities.

Keywords

Wrist and Hand Rehabilitation Training Device, Hand Function, ADL, Joint Range of Motion, Simulation

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

近年来,脑卒中已经成为了困扰中老年人的主要疾病之一,伴有较高的发病率和死亡率[1][2]。据统计,中国40岁以上的脑卒中患者数量已达到惊人的1400万人,并且每年新增的病例超过200万人,而幸存者中70%以上会出现功能障碍,给患者的日常生活带来巨大挑战。在所有的康复治疗中,恢复偏瘫患者的上肢功能,特别是手的功能,被认为是最具挑战性的。手部在我们的日常生活中扮演了至关重要的角色,如抓握、操纵物品等。手功能障碍对患者的生活质量和独立性造成严重影响[3][4]。

患者在手功能障碍后及时的康复治疗对于手功能和生活自理能力的恢复起着重要作用[5]。大量试验表明,重复性的运动训练对于脑卒中患者来说是极为有益的。这种训练方法不仅可以增强患者手部的肌肉力量和灵活性,而且还可以促进受损神经的功能重塑。传统的康复策略往往依赖于医护人员进行人工训练。康复治疗师通常会在患者身边指导或协助,以确保治疗的正确性和安全性。在当前医疗资源紧缺的背景下,传统的一对一人工辅助康复治疗变得耗时且成本高昂。因此,为患者提供一款舒适的居家康复的训练器不仅有助于帮助患者手功能康复,同时解放治疗师双手,有效减缓临床康复资源的紧缺。

目前,国内外研究团队研发出多款手功能康复训练器。上海健康医学院医疗器械学院设计了一种索控式手部康复训练器,采用一个自由度的康复训练器设计解决手指的伸展和弯曲问题[6]。美国莱斯大学也研发了一款腕手外骨骼机器人,在功能工作空间和动态特性方面进行了实验量化,在闭环位置带宽方面具有良好的性能[7]。智能的手功能设备可以达到人机交互,实现了部分患者可以自主控制的无障碍环境,且可以通过数据端建立患者数据库,进行量化分析,制定个性化治疗方案[8]。但依然存在一些问题。这些设备有的灵敏度欠佳,活动度有限,导致患者在使用时感到不舒适;有的结构复杂,体积较大,不适合居家康复;这些限制使得设备无法帮助大量患者进行有效康复训练。而且目前的设备同时也存在价格较贵和尺寸不能与每位患者适配等问题,患者很难以合适的价格购买到适配的康复器械,加重了患者的负担。目前国内外市场手功能康复需求庞大,在患者的全周期康复过程中,需要一款适合居家训练、价格低廉、穿戴简单的腕手功能康复训练器。本文着眼于手功能障碍患者的康复需求,设计一款简单易行的康复训练器,旨在改善患者的手部功能障碍。对国内外市场调研、背景分析、需求评估、基于目前现有的相关康复产品,再结合矫形器原理和手部结构特征,通过Solidworks三维建模设计一款适配性高可拆卸的腕手康复训练器,并通过计算手部关节活动力矩及Adams仿真分析验证了本文所设计的机构的合理性,能够改善患者的手部功能障碍,提高复效果,降低治疗成本,提高患者的生活质量。

2. 腕手康复训练器的机械结构设计

2.1. 腕手关生理结构

如图 1 所示[9], 人的腕手部共有 27 块骨头, 分别为 14 块指骨、5 块掌骨、8 块腕骨。手部的关节有腕掌关节、掌指关节、近端指间关节和远端指间关节。表 1、表 2 分别为手部和腕部关节活动度范围, 作为机构康复设计的理论基础。

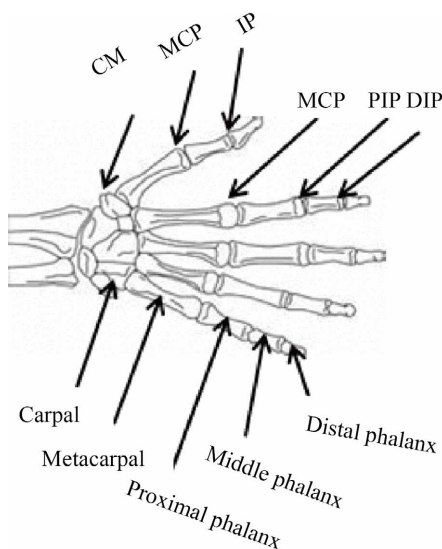


Figure 1. Hand and wrist physiological model

图 1. 腕手部生理结构模型

Table 1. Range of motion of the hand joint

表 1. 手指关节的活动范围

手指关节	屈曲角度范围(°)	伸展角度范围(°)
拇指 - 腕掌关节	0~15	0~20
拇指 - 掌指关节	0~50	0~10
拇指 - 指间关节	0~80	0~10
其他四指 - 腕掌关节	0~0	0~0
其他四指 - 掌指关节	0~90	0~45
其他四指 - 近端之间关节	0~100	0~0
其他四指 - 远端之间关节	0~90	0~10

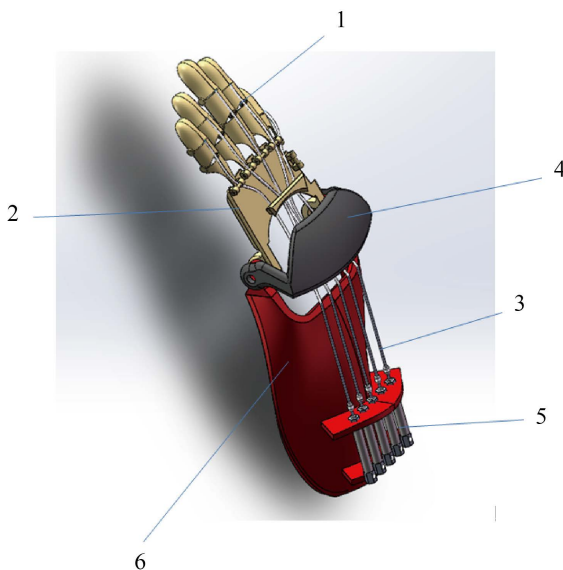
Table 2. Range of motion of the wrist joint

表 2. 腕关节的活动范围

腕关节动作	活动范围(°)
屈曲	0~90
伸展	0~70
尺偏	0~55
桡偏	0~25

2.2. 结构设计

由于腕手部精细复杂的结构,使得传统手指康复机构相对复杂,且多自由度的运动形式,也会带来患者康复体验不佳。如图 2 所示,为了解决此类问题,本文通过 Solidworks 三维仿真建模设计了一款适配性高可拆卸的腕手康复训练器,通过单自由度控制手指屈曲及伸展的被动训练,达到患者康复目的。整个装置以矫形器为骨架和基座,控制机构在矫形器的内部,执行机构安装在矫形器的背侧。从前臂后端看,气缸装置固定在桡腕矫形器背侧远离腕关节 15~20 cm 气缸基座处,放置在与手臂平行,且气缸的活塞杆端朝手部方向;韧度高的细绳与气缸的活塞杆相连并以此为起点,沿着桡腕矫形器的背侧在手臂方向上平行穿过,细绳之间为互相独立的单元。细绳从腕关节外罩的内侧贯穿出,再汇总到手掌矫形器的背侧的流向孔处,在孔处构造杠杆后再分别从孔穿出分别延伸到各个手指的近端指间关节和远端指间关节处,止于远端指间关节,拇指对应的细绳终止近端关节处。特别的是,细绳在手指上的固定方式与伸肌腱延伸出的中央束和两条侧束在手指上的轨迹相同,目的是模拟人手肌腱和纤维的工作模式。当控制机构接收到动作指令后,气缸的进气口打开,电磁阀控制空气速度使气缸开始工作,给细绳提供牵拉力。当手指伸展时,伸缩杆做回缸运动然后带动细绳牵拉手指做伸展运动,当手指屈曲时,伸缩杆做出缸运动,释放牵拉的细绳,强直肌力使手指屈曲[10]。



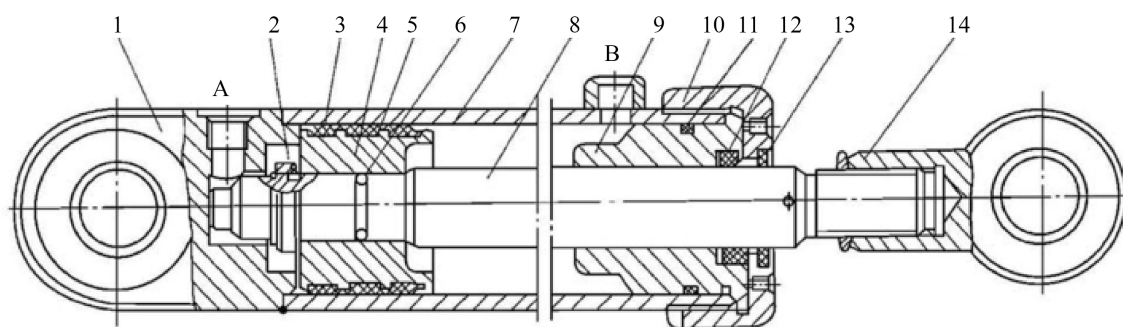
1-Finger orthosis; 2-Palmar structure; 3-Pulling string; 4-Wrist cap;
5-Cylinder structure; 6-Radial carpal orthosis
1-手指矫形器; 2-手掌结构; 3-牵拉绳; 4-腕关节外罩; 5-气缸
结构; 6-桡腕矫形器

Figure 2. The overall structure of the wrist rehabilitation trainer

图 2. 腕手康复训练器的整体结构图

2.3. 气缸

本装置采用的是单活塞杆双作用气缸,结构如图 3 所示[11],进气口在气缸盖处,节流阀在缸筒的左侧,它们相互配合使活塞杆做往复运动。当工作时,右边进气口打开,气体进入,压强增大,促使活塞杆向左运动;当活塞杆伸到一定极限后,节流阀关闭,右侧缸压强增大速率小于左侧缸,所以活塞杆继续向前做减速运动,当速率为 0 时,活塞杆做往回运动。



1-Cylinder bottom; 2-Clasp ring; 3-Sealing ring; 4-Piston; 5-Support ring; 6-Sealing ring between piston and piston; 7-Cylinder; 8-Piston rod; 9-Guide sleeve; 10-End cover; 11-Sealing ring between guide sleeve and cylinder; 12-Sealing ring between guide sleeve and piston rod; 13-Dust ring; 14-Connection header

1-缸底; 2-卡环; 3-密封圈; 4-活塞; 5-支承环; 6-活塞与活塞之间的密封环; 7-缸筒; 8-活塞杆; 9-导向套; 10-端盖; 11-导向套和缸筒之间的密封圈; 12-导向套和活塞杆之间的密封圈; 13-防尘圈; 14-接头

Figure 3. Cylinder internal structure diagram

图 3. 气缸内部结构图

2.4. 牵拉机构

如图 4 所示, 细绳从气缸的活塞杆处出发, 沿着手腕矫形器的背侧平行穿过, 再腕关节外罩的内侧贯穿出, 汇总到手掌矫形器的背侧的流向孔处。接收控制系统发出的动作指令后, 气缸便开始工作。当手指伸展时, 伸缩杆做返回运动然后带动细绳牵拉手指做伸展运动, 当手指屈曲时, 活塞杆做伸出运动, 释放牵拉的细绳, 强直肌力使手指屈曲。

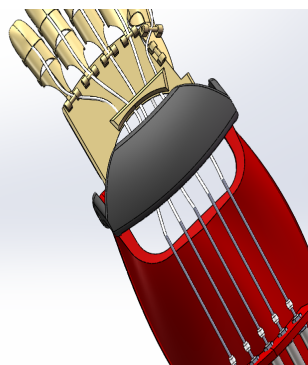


Figure 4. Structure of the pull rope

图 4. 牵拉绳

2.5. 设计要求

根据前期相关研究和对临床医生的访谈, 确定了本文装置在物理治疗中应满足如下要求: 促进指浅屈肌(FDS)的高肌腱偏移, 从而通过连续的关节屈曲运动和四指活动, 帮助手指完成屈曲和伸展的变化; 装置应在掌指关节和近端指关节中提供至少 46.2° 的总 ROM [12], 使屈曲时指浅屈肌肌腱偏移至少 3 mm 防止粘连; 设备重量应轻于 500 g [13], 便于患者手持使用。

为了达到目标功能要求, 本文所采用的训练器仅使用单个气缸。牵拉绳在施加张力的情况下, 通过屈曲对四个手指施加屈曲力, 进行关节的顺序屈曲运动; 在释放张力的情况下, 通过其弹性进行伸展, 对手指施加拉伸力。手指的关节示意图如图 5 所示, 掌指关节和近端指关节最大屈曲所需的扭矩范围为

0.02 Nm 至 0.3 Nm。维持直拳姿势对抗最大手指关节阻力所需要的张力为 200 N。因此，在安全系数为 2 的前提下，本装置选用能够承受 400 N 绳索张力的气缸结构。矫形器相对于其三合一关节(j_1, j_2)在屈曲和伸展力矩下弯曲和伸展。在施加张力的情况下，在 j_1 上施加弯曲力矩，而在 j_2 上施加弯曲力矩。当张力被释放时，由于矫形器的弹性， j_1 、 j_2 和手指关节被伸展；施加张力时，分别对 j_1 和 j_2 施加屈曲和伸展力矩，使 j_1 和掌指关节屈曲，同时限制 j_2 和近端指关节的运动。 j_1 和掌指关节屈曲后，屈曲力矩开始作用于 j_2 ，产生 j_2 和近端指关节屈曲。 j_1 、 j_2 、掌指关节、近端指关节通过张力释放时弹性产生的拉伸力矩进行拉伸。

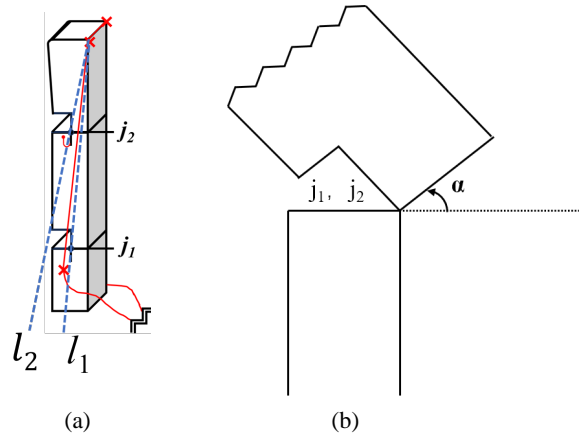


Figure 5. Joint schematic
图 5. 关节示意图

外罩位于拇指的掌指关节处，根据手指中最长的中指的测量结果确定每个节段的纵向长度(表示为近端、中端和远端)。即近端节段的长度等于掌骨基部和远端边缘之间的距离和底座厚度一半的总和。中段和远段的长度分别相当于近节指骨长度和外罩厚度的总和，以及中节指骨长度和外罩厚度一半的总和。通过确定关节的位置可使矫形器在手指屈曲时帮助实现手指关节的完全活动度。

由于手指和设备的关节位置不同，因此在屈曲过程中手指和设备之间必然会发生一定的滑动，且近端和中间部分具有恒定的厚度，确保矫形器的重量小于 500 克。远端节段的厚度沿其长度逐渐增加，当在 90° 处最大屈曲时，允许最大近端指关节角度为 103.98° 。因为关节刚度会因人而异，因此在设计指套时应保证套膜的弹性，以达到被动伸展手指的活动。尽管较大的弹性有利于手指伸展，但会带来非必要的高辅助力的屈曲。在由指套和手指产生的 j_1 、 j_2 节点刚度的各种情况下，为了使 j_1 挠曲先于 j_2 挠曲，牵拉绳在外加张力作用下应先施加 j_1 挠曲力矩和 j_2 伸展力矩。通过几何模型调整走线位置， r_1 由 r_2 、 j_1 和 j_2 的位置决定，其中 r_2 固定在指套的末端，如图 6 所示， l_2 与 l_1 定义如下：

$$\begin{aligned}\vec{l}_1 &= c_1(\vec{j}_1 - \vec{r}_2) + \vec{r}_2, c_1 \in R \\ \vec{l}_2 &= c_2(\vec{j}_2 - \vec{r}_2) + \vec{r}_2, c_2 \in R\end{aligned}\quad (1)$$

在手指关节屈曲了角度 φ 后，其位置 R_φ 与 l_3 定义如下：

$$\begin{aligned}R_\varphi &= \begin{bmatrix} \cos(\varphi) & -\sin(\varphi) & 0 \\ \sin(\varphi) & \cos(\varphi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \vec{l}_3 &= c_3 R_\varphi(\vec{j}_2 - \vec{r}_2) + R_\varphi(\vec{r}_2 - \vec{j}_1) + \vec{j}_1, c_3 \in R\end{aligned}\quad (2)$$

r_1 位于图中由 l_2 与 l_1 生成的区域内, 在施加 j_2 伸展力矩的同时施加 j_1 挠曲力矩。当 j_1 屈曲达到 90° 度时, r_1 便处在 l_3 上, 开始施加 j_2 屈曲力矩。因此, r_1 应为 l_1 , l_3 和 l_2 , l_3 的交点, 记交点分别为 P_1 、 P_2 。 r_1 的位置使用数值计算结果如下所示:

$$P_1 = \vec{l}_1 \cap \vec{l}_3; P_2 = \vec{l}_2 \cap \vec{l}_3$$

$$\vec{r}_1 = \left\{ \vec{p} \mid \vec{p} \in \vec{l}_3, \left((R_\varphi(\vec{r}_2 - \vec{j}_2)) \times (R_\varphi(\vec{r}_2 - \vec{j}_1) + \vec{j}_1 - \vec{p}) \right) \right\} \quad 0 < \varphi < \frac{\pi}{2} \quad (3)$$

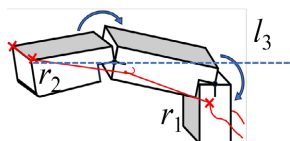


Figure 6. Flexion schematic
图 6. 屈曲示意图

在获得的 r_1 值中, 使用了最接近 P_2 的值以增加 j_1 弯曲力矩臂。牵拉位置被位于 j_2 下方、及 l_3 之间, 使牵拉绳能在 j_2 弯曲时施加 j_1 弯曲力矩。在几何模型中, 由于 j_2 弯曲力矩臂为零, 当 j_1 弯曲达到 90° 时, 无法使 j_2 弯曲。然而拉力的增加会导致 r_1 处发生变形, 从而改变走线, 当 j_1 弯曲达到 90° 时, 会为 j_2 弯曲提供一个 j_2 弯曲力矩臂。

3. 仿真分析

本文基于上述模型通过 Adams 软件对上文所提运动机构模型进行了建模, 对该机构进行了仿真分析。由于手指结构较为精细且复杂, 每个手指具有 4 个自由度, 共 20 个自由度, 针对本文所介绍的屈曲、伸展方向上的运动, 使用仿真系统在 XY 平面上构建了远端指骨绕 DIP 关节、中指骨绕 PIP 关节、近端指骨绕 MCP-2 关节的运动, 即食指在 XY 坐标轴上单自由度的运动。因气缸所提供的驱动力会平均分摊到每一根牵拉绳上, 共同带动手指运动。然而人手运动存在一定的约束条件, 各个手指间的运动存在制约关系, 如当食指和小指弯曲时, 无名指和中指无法完全屈伸; 且同一手指的各个指骨运动处于同一平面内。因此为了简化机构模型, 本文仅针对了一根牵拉绳驱动的一个手指关节进行了建模, 其余关节同理。以食指为例, 本文基于人体工程学理论设计了人体指骨长度, 以作为理论参考, 数值如表 3 所示。本文所用 Adams 建模的机构模型如图 7 和图 8 所示。

在定义完模型的信息后, 根据实际情况对模型的每个零件施加了约束, 各零部件约束条件如表 4 所示。正常成年人手指各关节活动范围如表 5 所示[14], 本文基于此对机构进行活动范围设置。

在建模完成后, 以屈曲为例, 对机构设置仿真时间为 3 s, 仿真步长为 300, 图 9 为机构初状态及末状态图。

Table 3. Length of finger bones
表 3. 手指指骨长度

手指	指骨	选取值(mm)	总长(mm)
食指	远端指骨	24	92
	中端指骨	20	
	近端指骨	48	

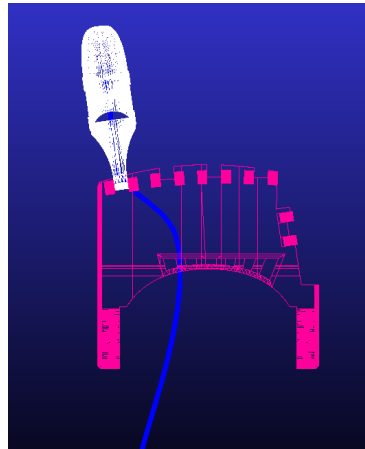


Figure 7. Top view of the mechanism
图 7. 机构俯视图

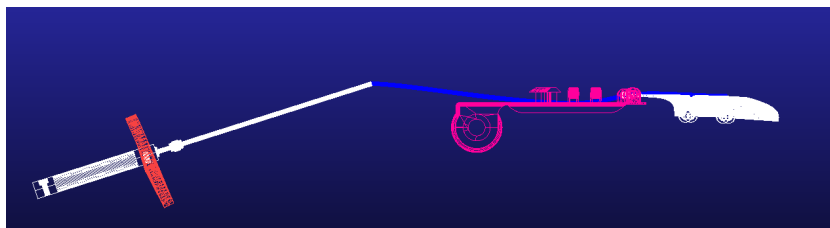


Figure 8. Side view of the mechanism
图 8. 机构侧视图

Table 4. Component constraints
表 4. 零部件约束条件

运动副名称	类型	零部件
JOINT_1	平移副	气缸与基座
JOINT_2	球副	气缸与牵拉绳
JOINT_3	固定副	牵拉绳与近端指节
JOINT_4	旋转副	远端指节与中端指节
JOINT_5	旋转副	中端指节与近端指节
JOINT_6	固定副	地面与基座
JOINT_7	固定副	地面与手掌结构
JOINT_8	旋转副	远端指节与手掌结构

Table 5. Normal adult finger range of motion
表 5. 正常成年人手指活动范围

手指	运动方式	运动范围(°)		
拇指	屈曲/伸展	IP	MCP	CMC
		0~90	0~65	无
四指	屈曲/伸展	DIP	PIP	MCP
		0~80	0~100	0~85

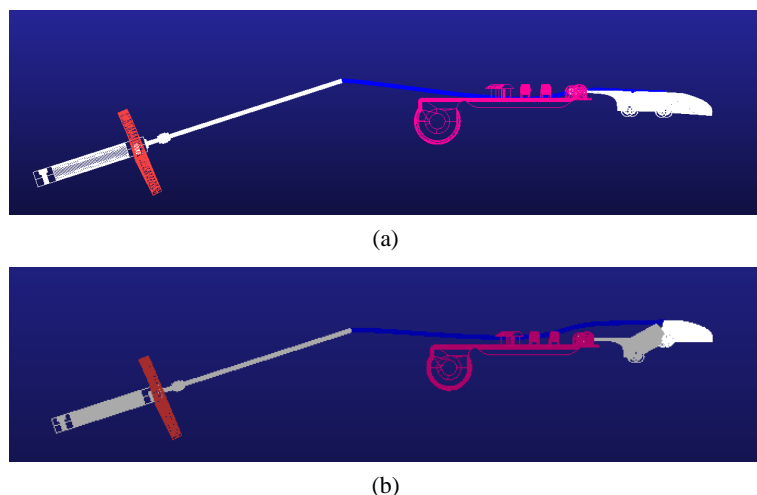


Figure 9. Adams model for different states: (a) initial state; (b) terminal state
图 9. 不同状态的 Adams 模型: (a) 初始状态; (b) 末状态

在本腕手康复训练器运行过程中, 设定空载状态下装置的末端阻力为 0 N , 患者在进行康复训练时远端指节所设定的阻抗力为 1.9 N , 患者单根手指所能承受的最大阻抗力为 8.79 N [15]。图 10 为驱动牵拉绳的力的总和, 可以看出牵拉绳的驱动力从 12 N 左右开始, 拮抗重力及阻抗力作用带动患者患侧进行屈曲运动, 并在指节屈曲过程中逐渐减小所驱动的力, 以微小的力使患者维持屈曲姿势, 从而达到训练效果。

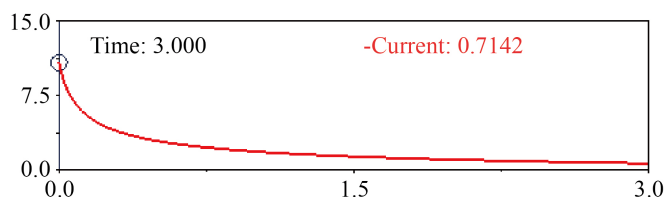


Figure 10. Drawstring drive
图 10. 牵拉绳驱动力

因手指关节的运动主要位于所建立模型的 y 轴方向上, 因此本文就 y 轴矢量分量对中端指节和远端指节进行仿真分析, 仿真结果如图 11~14 所示。

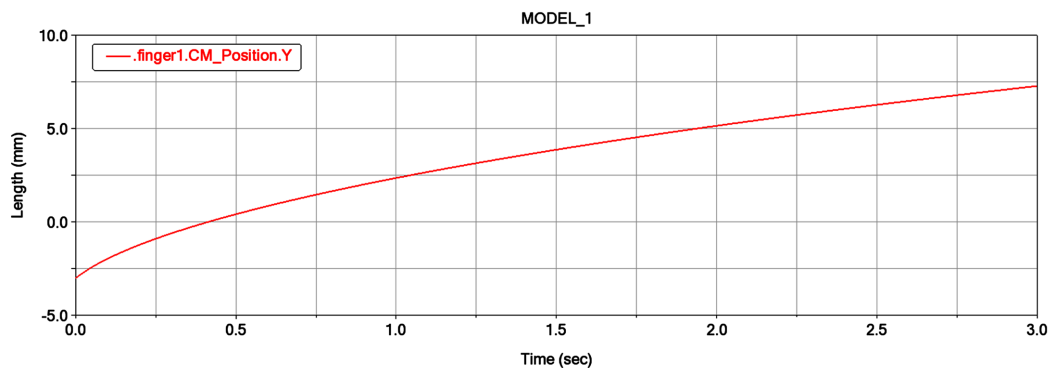


Figure 11. Distal phalanx position
图 11. 远端指节位置

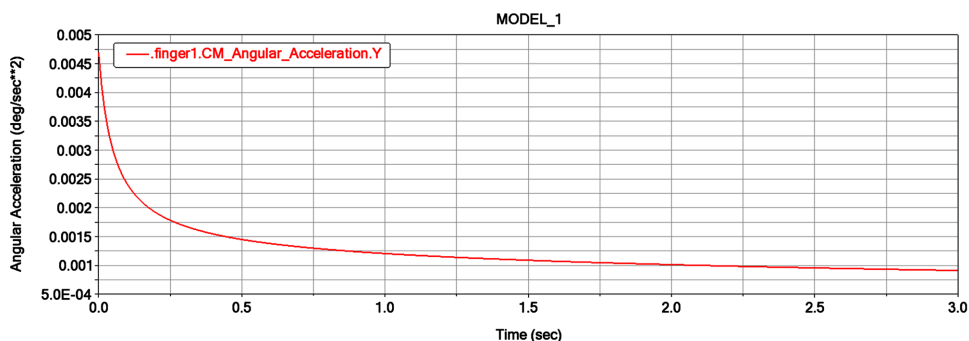


Figure 12. Distal phalanx angular acceleration

图 12. 远端指节角加速度

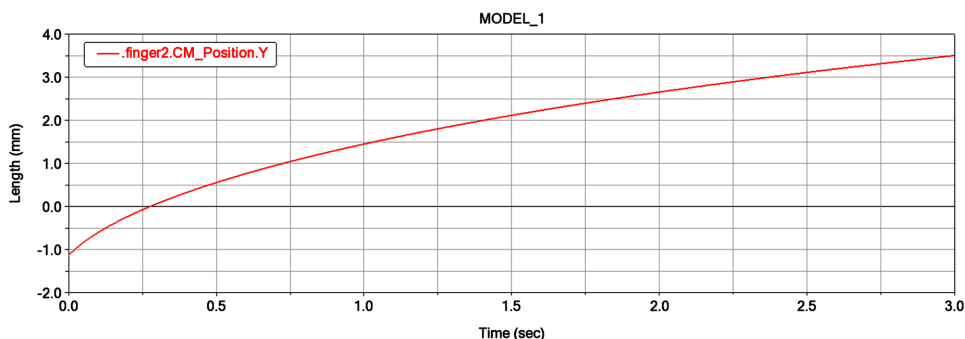


Figure 13. Middle phalanx position

图 13. 中端指节位置

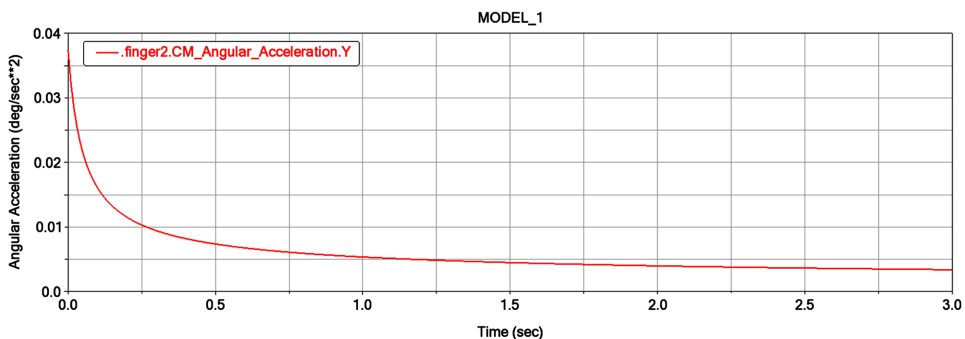


Figure 14. Middle phalanx angular acceleration

图 14. 中端指节角加速度

仿真结果表明, 利用气缸驱动牵拉绳运动, 带动手指关节在 y 轴方向上以一定的加速度运动, 从而实现关节的屈曲或伸展。其中, 远端指节可在 3 秒内达成约 7.5 mm 左右的屈曲, 中端指节完成约 3.5 mm 左右的屈曲, 符合正常人手指关节活动度的活动范围。可以看出随着时间推移, 驱动各关节所产生的角速度及角加速度变化趋于平稳, 且角加速度会随着接近运动极限位置而减小。倘若患者手指的阻抗力越大, 则说明患者手指受损越严重, 因此需要使训练器末端角速度越小, 这正符合手指康复机器人的康复理念。

同时本文利用了 Adams 仿真得到了旋转副远端指节 - 中端指节的势能变化及驱动力矩曲线, 如图 15 和图 16 所示。对于远端指间关节而言, 在运动过程中, 其相对于基坐标系的位移角度小于 90° , 在手指

关节抬升过程中重力作负功，远端指节势能变化由 0 逐渐变正，关节力矩随时间及抬升高度增加逐渐下降。此外，可以看出关节驱动力矩变化较为平稳，无突变及方波信号，与动力学方程契合，设计的训练器具有较好的运动稳定性。

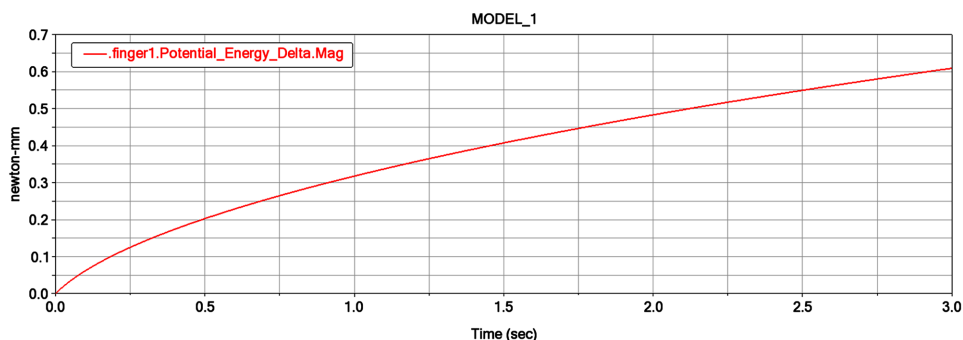


Figure 15. Change in potential energy of distal phalanx

图 15. 远端指节势能变化

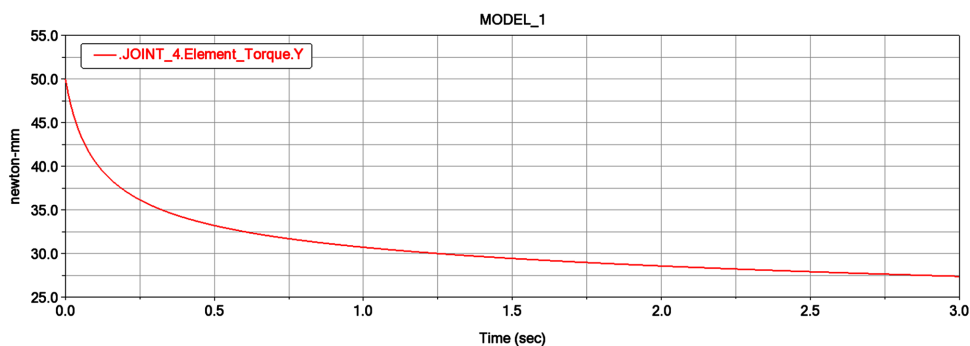


Figure 16. Rotary subjoint torque

图 16. 旋转副关节力矩

4. 结论

本文设计了一款可拆卸的腕手康复训练器，其通过气缸运动控制牵拉绳的活动，当伸缩杆返回运动时，带动细绳牵拉手指做伸展运动；当伸缩杆伸出运动时释放牵拉的细绳，使手指完成屈曲动作，从而完成不同的运动训练，满足患者的康复需求。通过关节活动度计算了手指关节的屈曲和伸展力矩及机构带传动所需的力，通过 Adams 仿真分析证明了机构在运动学和力学上的可行性，能够完成所预设的动作，帮助患者进行康复训练。

本训练器节约成本易推广，结构简单，容易操作；相较于大型的手功能康复器械，本训练器更为小巧且可拆卸，便于患者居家康复训练，适用于患者全周期手功能康复。其结构设计符合腕手部生理结构，不会在患者康复训练时带来不良的体验。因训练器的便携性及可拆卸性，还可后期研发更多的手功能训练功能，节约康复医疗资源并减轻治疗师的劳动，提高康复治疗的效果。

参考文献

- [1] 张春悦, 方力群. 急性前庭综合征患者脑梗死的临床特征及相关因素分析[J]. 中国全科医学, 2024, 27(14): 1678-1684.
- [2] 苟晓霞, 吴银瓶, 滕庆兰, 等. 一种手功能训练器在脑卒中偏瘫患者手功能早期康复中的临床应用[J]. 甘肃医药,

2023, 42(2): 175-177.

- [3] Ambar, R., Yusof, Y., Jamil, M.M.A., Sharif, J.M. and Ngadi, M.A. (2017) Design of Accelerometer Based Wrist Rehabilitation Device. 2017 6th ICT International Student Project Conference (ICT-ISPC), Johor, 23-24 May 2017, 1-4. <https://doi.org/10.1109/ICT-ISPC.2017.8075342>
- [4] 李继才, 官龙, 胡鑫, 等. 外骨骼式手功能康复训练器结构设计[J]. 中国康复理论与实践, 2013, 19(5): 412-415.
- [5] 谢晓明, 朱登纳, 袁俊英, 等. 腕手矫形器联合康复训练对脑性瘫痪痉挛型偏瘫患儿腕手关节功能活动的疗效分析[J]. 河南大学学报(医学版), 2019, 38(3): 219-221.
- [6] 张凯, 孟青云, 彭家睿, 等. 索控式手部康复训练器设计[J]. 现代仪器与医疗, 2023, 29(4): 21-26.
- [7] Pezent, E., Rose, C.G., Deshpande, A.D. and O'Malley, M.K. (2017) Design and Characterization of the OpenWrist: A Robotic Wrist Exoskeleton for Coordinated Hand-Wrist Rehabilitation. 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), London, 17-20 July 2017, 720-725. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009333>
- [8] 武绍华. 基于掌指构型及运动特征的手部康复训练器设计[D]: [硕士学位论文]. 秦皇岛: 燕山大学, 2023.
- [9] Wang, C., et al. (2015) Development of a Rehabilitation Robot for Hand and Wrist Rehabilitation Training. 2015 IEEE International Conference on Information and Automation, Lijiang, 8-10 August 2015, 106-111. <https://doi.org/10.1109/ICInfA.2015.7279267>
- [10] 徐文超, 沈雪, 张峰, 等. 一种可拆卸式手功能康复训练器的设计[J]. 医疗装备, 2022, 35(9): 29-32.
- [11] 张子波. 液压缸可靠性加速寿命试验及数据分析研究[D]: [硕士学位论文]. 广州: 广东工业大学, 2022.
- [12] Yoshii, Y., Henderson, J., Villarraga, H.R., Zhao, C., An, K.N. and Amadio, P.C. (2011) Ultrasound Assessment of the Motion Patterns of Human Flexor Digitorum Superficialis and Profundus Tendons with Speckle Tracking. *Journal Orthopaedic Research*, **29**, 1465-1469. <https://doi.org/10.1002/jor.21428>
- [13] Yurkewich, A., Hebert, D., Wang, R.H. and Mihailidis, A. (2019) Handextension Robot Orthosis (HERO) Glove: Development and Testing with Stroke Survivors with Severe Hand Impairment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **27**, 916-926. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2910011>
- [14] 欧阳云霞. 基于绳索驱动的手指运动功能康复训练系统[D]: [硕士学位论文]. 南京: 东南大学, 2022.
- [15] 姚贺元. 手指康复机器人结构设计与研究[D]: [硕士学位论文]. 唐山: 华北理工大学, 2023.