DOI: 10.3901/JME.2020.21.070

一种三自由度并联踝关节康复机构*

陈子明^{1,2} 尹涛^{1,2} 潘泓² 赵琛^{1,2}
闫升亲² 李艳文^{1,2} 黄真^{1,2}

(1. 燕山大学河北省并联机器人与机电系统实验室 秦皇岛 066004;

2. 燕山大学机械工程学院 秦皇岛 066004)

摘要: 在分析现有踝关节康复机构的基础上, 提出一种基于 3-UPU 并联机构的新型踝关节康复机构, 该机构具有 3 个自由度, 能够实现踝关节的旋前/旋后、内翻/外翻运动, 并且该机构的转动轴线可实现高度和角度方向的调节, 从而使机构转动轴线与人体踝关节运动轴线更好的吻合, 给患者带来更好的康复效果。求解了机构的自由度, 运动学反解, 并根据踝关节康复要求对机构尺寸进行确定, 进一步求解了机构的工作空间, 对机构的运动学进行了仿真验证和样机运动试验。

关键词: 踝关节康复; 并联机构; 运动学分析; 工作空间

中图分类号: TP242

3-DOF Parallel Ankle Rehabilitation Mechanism

CHEN Ziming^{1,2} YIN Tao^{1,2} PAN Hong² ZHAO Chen^{1,2} YAN Shengqin²
LI Yanwen^{1,2} HUANG Zhen^{1,2}

(1. Hebei Provincial Key Laboratory of Parallel Robot and Mechatronic System, Yanshan University,

Qinhuangdao 066004;

2. School of Mechanical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao 066004)

Abstract: Based on the analysis of existing ankle rehabilitation institutions, a new ankle rehabilitation mechanism based on 3-UPU parallel mechanism is proposed. The mechanism has three degrees of freedom, can achieve ankle pronation/supination, varus/valgus movement. And the axis of rotation of the mechanism can adjustment in height and angular direction. Therefore, the rotation axis of the mechanism can be better matched with the motion axis of the human ankle joint and bring better rehabilitation effect to the patients. The inverse kinematics and DOF of the mechanism are solved. According to the ankle rehabilitative requirements, the size of the mechanism is determined, and the workspace of the mechanism is further solved. Finally, the kinematics of the mechanism is simulated and verified by the prototype.

Key words: ankle rehabilitation; parallel mechanism; kinematic analysis; workspace

0 前言

踝关节是人体重要的承重和运动关节, 在人体的站立、行走中踝关节都起到了重要的作用^[1], 由于踝关节在运动中负重较大并且由于其自身结构特点在运动中特别容易损伤, 每年都有许多人因为运动损伤、中风、踝关节疾病等原因导致踝关节受损, 失去正常运动能力^[2]。医学研究表明, 科学有效的康复训练可以加快受损组织愈合, 有利于恢复韧带

弹性, 防止关节粘连, 维持关节灵活度, 加快关节的康复, 对于病人的运动机能恢复起到了十分重要的作用^[3]。现有的踝关节康复训练方法主要是专业护理人员帮助病人人工模拟踝关节的运动, 但是这种方法对护理人员的要求较高, 且劳动强度较大, 所以康复训练的费用高, 效率低, 治疗效果参差不齐, 主观性大。为解决这个问题, 需要研制一些能够代替人工康复护理人员的踝关节康复装置。

目前, 国内外研发的踝关节康复机器人种类较多, 各具特色。现有的踝关节康复机器人主要可以分为两大类, 第一类为单自由度及两自由度踝关节康复机器人, 例如日本国际医疗福祉大学提出的一种带油阻尼器的单自由度踝足矫正装置^[4], 该机构

* 国家自然科学基金资助项目(51775474)。20191202 收到初稿, 20200313 收到修改稿

主要实现对患者踝关节的矫正康复功能, 并且可以根据需要调节阻力大小。意大利理工学院于 2009 年提出的一种高性能的 3-UPS/U 踝关节康复机构^[5], 该机构具有两个自由度, 能够满足踝关节趾曲/背屈和内翻/外翻的康复需求, 但由于机构自由度的限制康复效果不够全面。第二类是多自由度踝关节康复机构, 例如新西兰奥克兰大学于 2009 年提出了应用气动肌肉牵引驱动三自由度柔性并联踝关节康复机器人^[6]。美国罗格斯大学于 1999 年研制出基于 Stewart 平台的踝关节快速康复系统该康复机构提供了远程康复模式, 使患者在家里娱乐的过程中就得到了康复治疗, 由于该机构在转动的同时会伴随有移动, 容易对患者造成二次损伤^[7]。河北工业大学刘更谦等^[8]设计出一种 3-RSS/S 踝关节康复机器人并基于此康复机构设计出了一套康复评价系统用于对患者的康复效果进行评价。燕山大学边辉等^[9]于 2010 年, 应用生物融合式康复机构的概念设计了一种含有弹性元件的并联式踝关节康复机构。北京工业大学李剑锋等^[10]于 2016 提出了一种 3 自由度的 2-UPS/RRR 踝关节康复并联机构, 并对其可操作度及刚度等性能作了分析。韩国光州科技学院于 2006 年提出了一种新型的具有两个动平台的踝关节康复训练机器人。该机构由伺服气缸驱动, 该机构可以实现踝关节的背伸/跖屈、内翻/外翻, 同时可实现足趾的上下运动, 以促进足趾关节的韧带强度^[11]。美国特拉华大学于 2007 设计出一款用于踝关节运动矫正的 2 自由度康复机器人, 该装置除可用于踝关节矫正外, 还在机构运动轴线位置安装有编码器与力矩传感器, 可用于测量踝关节处关节力矩^[12]。

通过对国内外的踝关节康复机构进行分析, 可以发现目前在踝关节康复方面还存在一些不足, 主要是机构的运动方式与人体踝关节的运动方式吻合度不够, 在康复过程中容易对患者造成二次损伤。本文提出了一种新型的踝关节康复机构, 首先该机构可以实现旋前/旋后这一种更加符合人体踝关节运动方式的康复模式, 并且机构转动的轴线可以根据不同人体踝关节结构的差异在一定范围内进行调节, 使机构有更好的适应性。

1 踝关节康复机器人设计

1.1 踝关节运动分析

踝关节是人体重要的负重及运动关节, 其主要由胫骨下关节面、腓骨外踝关节面与距骨滑车上关节面构成^[13]。脚踝的整体运动是复杂的, 本文主要关注踝关节的旋前/旋后和内翻/外翻运动(图 2)。其

中旋前/旋后运动的轴线位置如图 1 中 S 所示, 旋前/旋后运动为足踝的联合运动, 该运动是一种复合的运动, 其中旋前主要由踝关节的背伸、外展、外翻三个方向的复合运动组成, 旋后主要由踝关节的跖屈、内收、内翻三个方向的复合运动组成^[14]。LEARDINI 等在对踝关节的解剖研究中发现, 踝关节在背伸 25° 时会伴有 4° 的外翻和 6° 的外展, 而跖屈 30° 时伴有 6° 内翻, 4° 内收^[15], 说明在日常生活中踝关节处发生的绝大多数运动为这种复合运动。在康复后期需要对患者踝关节进行适度抻拉, 从而保证踝关节周围韧带及肌肉的弹性, 防止反复扭伤, 所以旋后位置的康复非常重要^[16]。虽然在踝关节的旋前/旋后运动中已经包含了一定程度的内翻/外翻运动, 但由于其运动范围过小不足以满足康复时的需求, 所以还需要围绕踝关节内外翻转动轴线^[17](图 1 中 Y 所示)对患者踝关节进行内翻/外翻康复运动。通过对踝关节的结构及其运动性质进行分析, 可以发现踝关节的旋前/旋后、内翻/外翻运动可以作为人体踝关节康复运动的主要运动形式, 所以在设计该踝关节康复机构时主要考虑了以上两个康复运动形式。

图 1 足踝运动转动轴线

图 2 足踝运动

除了确定踝关节的具体转动轴线位置之外,还需要对踝关节的转动角度进行分析,踝关节的运动范围会因为个体生理结构的不同而具有微小差异性,但大致在一定的范围内,具体参数如表1所示^[18-19]。

表1 踝关节运动范围

运动类型	运动范围/(°)
旋前	24.68±3.25
旋后	40.92±4.32
内翻	18.87±3.89
外翻	11.47±2.29

为达到预期的康复效果,设计的踝关节康复机构的运动范围应该满足表1的要求。

1.2 机构设计

本文提出了一种基于3-UPU并联机构的踝关节康复机构,具体结构如图3所示,主要由定平台1、动平台7和UPU运动分支2、三个运动分支结构相同,以及相应的固定与调整装置组成。取分支中的移动副作为机构的驱动副。该机构可以实现绕运动平面内任意一条轴线转动和垂直于运动平面方向的移动^[20]。由于踝关节旋前/旋后运动的转动轴线是一条空间中的斜轴,为了使机构转动轴线与踝关节运动轴线重合,机构的康复初始位置的选取如图3所示,此时机构的运动平面 M 与水平面夹角为 8° ,在运动平面中取与水平轴线夹角为 25° 的轴线作为旋前/旋后运动的转轴;选取与水平轴线夹角为 90° 的轴线作为内翻/外翻运动的转轴。

图3 踝关节康复机构

1. 定平台 2. UPU运动分支 3. 小腿固定装置 4. 支撑架
5. 切换调整装置 6. 脚踏板 7. 动平台

当患者从右脚康复模式转换到左脚康复模式时由于踝部旋前/旋后运动的转动轴线的变化需要机构的初始康复位置做相应的调整,图3中5、6所示装置便是为了满足该要求而设计的调整装置,机构

调整后便将其与动平台固定,康复过程中可将其与动平台视为一个整体。

2 踝关节康复机器人运动学分析

2.1 机构自由度分析

机构的运动学简图如图4所示。

图4 机构简图

如图4所示建立机构的分支坐标系,取分支中 U 副与定/动平台相连的转动副轴线交点作为坐标原点 O ,以平行于 U 副中另外一个转动副轴线的方向为 X 轴方向,以与定平台相连的 U 副转动副轴线的方向为 Z 轴方向,根据右手定则确定 Y 轴的方向。确定分支坐标系后,在该坐标系下机构分支上各运动副的螺旋可以表示为

$$\begin{cases} s_{11} = (0 \ 0 \ 1; 0 \ 0 \ 0) \\ s_{12} = (1 \ 0 \ 0; 0 \ b_2 \ 0) \\ s_{13} = (0 \ 0 \ 0; 0 \ b_3 \ c_3) \\ s_{14} = (1 \ 0 \ 0; 0 \ b_4 \ c_4) \\ s_{15} = (0 \ m_5 \ n_5; 0 \ 0 \ 0) \end{cases} \quad (1)$$

根据螺旋理论可以求得该分支的反螺旋为

$$s_1^r = (1 \ 0 \ 0; 0 \ 0 \ 0) \quad (2)$$

可以得到该反螺旋为过分支坐标系原点且与坐标系 X 轴重合的力线矢,位于机构运动平面 M 上,由于该机构的三条运动分支结构相同又关于平台均匀对称分布,可以知道三条分支对平台所施加的约束力均位于上述运动平面 M 上,且相互交错,如图5所示。

图5 机构所受约束力

可以将这三个力线矢等效为平面 M 上的两个汇交力和一个垂直于该平面的力偶,这样便可以约

束动平台在平面 M 方向上的两个移动自由度和绕垂直于平面 M 方向上的转动自由度，此时机构动平台只剩下在平面 M 上的两个转动自由度和沿运动平面 M 垂直方向上的一个移动自由度。在机构发生转动或者移动后，三个分支的约束力依然会相互交错且都位于运动平面 M 上，故机构自由度性质不会发生变化，所以可以得到机构具有 3 个自由度^[21]。

2.2 机构位置反解

为了使计算更具有一般性，选择当机构运动到一般位形下对机构进行分析，如图 6 所示为机构的结构简图，图中点 $A_i(i=1, 2, 3)$ 为与定平台相连的 U 副的中心点， $B_i(i=1, 2, 3)$ 为与动平台相连的 U 副的中心点， θ 为 U 副中与平台相连的转动副轴线与平台的夹角。坐标系的建立规则如下：定坐标系原点 O 选在定平台的中心， X 轴方向选择为平行于 A_1A_2 连线的方向， Z 轴方向垂直于定平台平面向下， Y 轴方向由右手定则确定，动坐标系的建立与定坐标系的建立方法类似。 E 点为定坐标系 Z 轴与动坐标系 z 轴交点， l'_z 为动坐标系 z 轴在定平台平面中的投影， α 为 l'_z 与定坐标系 X 方向夹角， k 为过定坐标原点且与 l'_z 垂直的直线， β 为定坐标系 Z 轴与动坐标系 z 轴夹角， s 为动坐标系原点到定坐标系原点距离，因此可以用 α 、 β 、 s 这三个参数来描述机构的姿态。若将动坐标系平移到与定坐标系原点重合的位置，动坐标系可以看成定坐标系绕直线 k 旋转 β 角得到的。

图 6 机构结构简图

由于与动/定平台相连的转动副轴线与其平台的夹角都为 θ ，各运动分支结构相同且关于平台均匀对称布置，所以做 B_i 点关于运动平面 M 的对称点可以得到 $b_i(i=1, 2, 3)$ 点，并且这三点形成的平面 N 平行于定平面，将图 6 中 O 、 E 、 o 三点构成的三角形提取出来(图 7)对其进行分析。

图 7 中 h 为定坐标系原点 O 到点 o' 之间的距离， d 为点 o' 到动坐标系原点 o 之间的距离，分析可知

$\triangle o'Eo$ 为等腰三角形。下面进行机构的反解计算，机构的反解为在已知机构的参数 α 、 β 、 s 条件下求解机构驱动副长度 f_i 。

图 7 局部简图

结合图 6、7 可知

$$h = (R - r) \tan \theta \quad (3)$$

由 $\triangle o'Eo$ 为等腰三角形，可得

$$\angle Oo'o = \pi - \frac{\beta}{2} \quad (4)$$

在 $\triangle Oo'o$ 中由余弦定理，可得

$$\cos\left(\pi - \frac{\beta}{2}\right) = \frac{d^2 + h^2 - s^2}{2dh} \quad (5)$$

由上式求得 d 之后，可求解动坐标系原点 o 点在定坐标系下的坐标

$$\mathbf{o} = \begin{bmatrix} d \sin \frac{\beta}{2} \cos \alpha & d \sin \frac{\beta}{2} \sin \alpha & h + d \cos \frac{\beta}{2} \end{bmatrix}^T \quad (6)$$

定平台 U 副中心点在定坐标系下的坐标为

$$\begin{cases} A_1 = R \cdot \begin{bmatrix} -\sqrt{3}/2 & 1/2 & 0 \end{bmatrix}^T \\ A_2 = R \cdot \begin{bmatrix} \sqrt{3}/2 & 1/2 & 0 \end{bmatrix}^T \\ A_3 = R \cdot \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}^T \end{cases} \quad (7)$$

动平台 U 副在动坐标系下的坐标为

$$\begin{cases} B_1 = r \cdot \begin{bmatrix} -\sqrt{3}/2 & 1/2 & 0 \end{bmatrix}^T \\ B_2 = r \cdot \begin{bmatrix} \sqrt{3}/2 & 1/2 & 0 \end{bmatrix}^T \\ B_3 = r \cdot \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}^T \end{cases} \quad (8)$$

动坐标系到定坐标系的转换矩阵 ${}^O\mathbf{R}_o$ 为

$${}^O\mathbf{R}_o = \begin{bmatrix} k_x^2 \cdot \text{Ver}(s\beta) + c\beta & k_y k_x \cdot \text{Ver}(s\beta) & k_y s\beta \\ k_x k_y \cdot \text{Ver}(s\beta) & k_y^2 \cdot \text{Ver}(s\beta) + c\beta & -k_x s\beta \\ -k_y s\beta & k_x s\beta & c\beta \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$s\beta = \sin \beta \quad c\beta = \cos \beta \quad k_x = \cos\left(\alpha + \frac{\pi}{2}\right)$$

$$k_y = \sin\left(\alpha + \frac{\pi}{2}\right)$$

动平台 U 副在动坐标系下的坐标为

$${}^oB_i = {}^oR_o \cdot B_i + o \quad (10)$$

可以得到各分支长度为

$$f_i = |{}^oB_i - A_i| \quad (11)$$

由此可以求得机构反解。

通过机构的反解计算可以发现,在机构尺寸已经确定的条件下,当知道机构的参数 α 、 β 、 s 便可以确定机构位姿,该机构在初始位置可以通过调节参数 s 而调整机构转动中心高度,以满足不同患者踝关节踝高的差异性,其中人体的踝高 h_g 如表 2 中所示, h_r 为图 7 中 $\triangle o'Eo$ 的等腰边边长。下面计算 h_g 与 s 之间的关系。

结合图 7 可知

$$h_r = h_g \div \cos \beta \quad (12)$$

在 $\triangle OGo$ 中由勾股定理,可得

$$s = \sqrt{(h_g + h_r + h)^2 + (h_g \times \tan \beta)^2} \quad (13)$$

由此求得不同患者在康复时合适的机构初始位姿。所以首先通过调节机构初始位姿参数 s 来调节机构运动平面的位置以满足不同患者的踝高要求,其次机构可以通过三个驱动的相互配合实现绕运动平面内任意轴线的转动,所以在运动平面内机构转动轴线的选取相对灵活。通过这种调节方式可以使机构的运动与踝关节的运动更加吻合。

3 机构工作空间

3.1 机构尺寸分析

通过该机构奇异性的分析可以发现当机构以移动副作为驱动时不会出现驱动奇异^[22],而机构的分支奇异与平台约束奇异可以通过对机构转动副轴线与平台夹角 θ 的设计而加以避免。机构发生分支奇异或平台约束奇异时,机构转角 β 与夹角 θ 之间的关系进行简化分析后可以表示成式(14)的形式

$$\theta + \frac{\beta}{2} = 90^\circ \quad (14)$$

通过上面对机构奇异性分析的结论并结合在实际康复过程中对机构转动角度的要求,取 $\theta = 58^\circ$,此时可以保证在机构工作空间内不存在奇异。机构其他参数的选取不仅要使机构的转动性能满足要求,还要使机构尺寸符合人体尺寸比例,满足穿戴要求。所以机构在尺寸设计上参考了中国男性 26~35 岁人体尺寸国家标准(GB10000—1988)^[23],其中

部分参数如表 2 所示。

最后选取机构的具体参数如表 3 所示。

表 2 人体尺寸参数

结构名称	尺寸范围/mm
小腿长	324~420
踝高 h_g	70~78
足宽	86~106
足长	223~271

表 3 踝关节康复机构设计参数

机构设计参数	单位/mm
定平台半径 R	210
动平台半径 r	90
分支最长 $f_{\max}$	435
分支最短 $f_{\min}$	280

3.2 工作空间求解

通过前面对机构反解的计算以及设计的机构尺寸参数求解机构的工作空间,考虑机构尺寸设计要求以及实际应用的情况下选取机构杆长作为约束条件,具体求解方法是不断依次递增机构参数 s 、 α 、 β ,然后将参数带入到机构反解验证是否满足机构杆长约束条件,如果满足即为机构工作空间内的点,然后不断递增参数数值进一步求解。我们选择使用圆柱坐标系来描述其工作空间,具体定义如下:取 α 为极角、 β 为极径, $\beta=0$ 的位置为极坐标系的极点, s 决定圆柱坐标的高度。机构的具体参数如表 3 所示,利用 Matlab 编程得到的工作空间如图 8 所示。

图 8 3-UPU 工作空间

通过对机构的工作空间进行求解可以发现机构的运动范围满足要求，并且工作空间内部不存在奇异，如图 9 所示分别给出机构在旋前/旋后，内翻/外翻极限位置条件下的机构的位置姿态。

图 9 机构康复位姿

4 机构运动学仿真

在求解得到机构的工作空间之后运用 Matlab 对机构的运动学进行仿真，首先根据表 2 中的数据

取 $h_g = 70 \text{ mm}$ 确定机构运动平面的初始位置，计算得到机构的初始位姿为 $\alpha = 0^\circ$ 、 $\beta = 16^\circ$ 、 $s = 339.56 \text{ mm}$ ，取 $T = 30 \text{ s}$ ，对机构旋前/旋后运动的转角 γ 进行规划，结果如式(15)所示。

$$\gamma = \begin{cases} 24.68 \times \sin\left(\frac{2\pi}{T} \times t\right) & 0 \leq t < \frac{T}{2} \text{ 旋前运动} \\ 40.92 \times \sin\left(\frac{2\pi}{T} \times t\right) & \frac{T}{2} \leq t \leq T \text{ 旋后运动} \end{cases} \quad (15)$$

将规划结果代入到 Matlab 中得到机构杆长随时间变化的曲线如图 10 所示。

图 10 旋前/旋后运动机构杆长随时间的变化

内翻/外翻运动的转角规划如式(16)所示

$$\gamma = \begin{cases} 18.87 \times \sin\left(\frac{2\pi}{T} \times t\right) & 0 \leq t < \frac{T}{2} \text{ 内翻运动} \\ 11.47 \times \sin\left(\frac{2\pi}{T} \times t\right) & \frac{T}{2} \leq t \leq T \text{ 外翻运动} \end{cases} \quad (16)$$

将规划结果代入到 Matlab 中得到机构杆长随时间变化的曲线如图 11 所示。

图 11 内翻/外翻运动机构杆长随时间的变化

通过对机构进行运动学仿真，得到了在相应转角规划条件下机构运动过程中的杆长变化。其机构相应的杆长变化可以作为机构实现选前/旋后、内翻/外翻运动的理论输入。

5 踝关节康复机器人样机及试验

选用带电位器和行程开关的步进电动推杆作为该机构的驱动,采用 TB6600 电动机驱动模块为电动推杆供电,采用固高公司 GTS-400-PV(G)-PCI 运动控制器做为主控制器,通过运动控制卡读取推杆电动机位器的电压值来计算电动推杆位置,进而控制推杆步进电动机实现相应的康复运动,具体控制流程如图 12 所示。

图 12 机构的控制流程

并采用该样机对一名青年男性进行样机的穿戴及康复训练试验,对机构的康复训练效果进行验证,该机构可以实现带动患者踝关节按照上文中提到的康复方式进行被动康复训练,满足踝关节康复训练的要求,具体的几个典型训练方式如图 13 所示。

图 13 样机康复运动

采用 DXL360S 倾角仪对机构的转动角度进行测量,如图 14 所示,得到其测量与仿真结果的对比。

通过图 14 可以发现机构能够实现内翻/外翻、旋前/旋后的连续运动。

图 14 机构转动角度

6 结论

(1) 通过对足踝关节的运动学特性进行研究提出了一种可实现踝关节旋前/旋后、内翻/外翻康复运动模式的新型 3 自由度踝关节康复机构,该康复运动模式更加符合人体踝关节运动特点,并且该机构还可以根据患者踝关节结构特点调节机构转动轴线位置已达到更好的吻合性。

(2) 对机构的自由度及运动学反解进行了求解,建立了踝关节康复机构的运动学模型,并根据成年人人体的尺寸及踝关节的转动范围确定了机构的具体尺寸,并进一步求解了机构的工作空间,给出了机构在康复极限角度位置时的位置姿态。

(3) 对机构的运动学进行仿真分析,并对机构的康复转角进行了规划,求解得到各驱动副杆长随时间变化的曲线。通过机构样机试验对上文中提到的康复训练方法进行验证,并对其误差进行分析,说明该机构满足踝关节康复训练的要求。

参考文献

- [1] 赵勇,王钢. 踝关节扭伤的生物力学与运动学研究进展[J]. 中国骨伤, 2015, 28(4): 374-377.
ZHAO Yong, WANG Gang. Advances in biomechanics and kinematics of ankle sprain[J]. China Journal of Orthopaedics and Traumatology, 2015, 28(4): 374-377.
- [2] 荣积峰,吴毅,顾玲,等. 脑卒中患者足下垂和足内翻康复研究进展[J]. 中国康复, 2015, 30(1): 45-48.
RONG Jifeng, WU Yi, GU Ling, et al. Progress in rehabilitation of foot and foot varus in stroke patients[J]. Chinese Journal of Rehabilitation, 2015, 30(1): 45-48.

- [3] 陈昕, 施少云, 陈秀清, 等. 运动疗法在踝关节损伤康复治疗中的应用 [J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2018, 33(8): 892-893.
- CHEN Xin, SHI Shaoyun, CHEN Xiuqing, et al. Application of sports therapy in rehabilitation of ankle joint injury[J]. Chinese Journal of Bone and Joint Injuries, 2018, 33(8): 892-893.
- [4] LIN C C K, JU M S, CHEN S M, et al. A specialized robot for ankle rehabilitation and evaluation[J]. J. Med. Biol. Eng., 2008, 28(2): 79-86.
- [5] SAGLIA J A, TSAGARAKIS N G, DAI J S, et al. Control strategies for ankle rehabilitation using a high performance ankle exerciser[C]//Robotics and Automation (ICRA), May 3-8, 2010, Anchorage, Alaska, New York: IEEE, 2010: 2221-2227.
- [6] JAMWAL P K, XIE S, AW K C. Kinematic design optimization of a parallel ankle rehabilitation robot using modified genetic algorithm[J]. Robotics And Autonomous Systems, 2009, 57(10): 1018-1027.
- [7] GIRONE M, BURDEA G, BOUZIT M, et al. A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation[J]. Autonomous Robots, 2001, 10(2): 203-212.
- [8] 刘更谦, 高金莲, 杨四新, 等. 踝关节康复训练并联机构构型及其运动学分析[J]. 机电产品开发与创新, 2005, 18(5): 13-15.
- LIU Gengqian, GAO Jinlian, YANG Sixin, et al. Configuration and kinematics analysis of ankle rehabilitation training parallel mechanism[J]. Development & Innovation of Machinery & Electrical Products, 2005, 18(5): 13-15.
- [9] 边辉, 赵铁石, 田行斌, 等. 生物融合式康复机构及其应用 [J]. 机器人, 2010, 32(4): 470-477.
- BIAN Hui, ZHAO Tieshi, TIAN Xingbin, et al. Bio-fusion rehabilitation institutions and their applications[J]. Robot, 2010, 32(4): 470-477.
- [10] 李剑锋, 李世才, 陶春静, 等. 并联 2-UPS/RRR 踝关节康复机构及运动性能分析[J]. 机器人, 2016, 38(2): 144-153.
- LI Jianfeng, LI Shicai, TAO Chunjing, et al. Parallel 2-UPS/RRR Analysis of ankle rehabilitation mechanism and athletic performance[J]. Robot, 2016, 38(2): 144-153.
- [11] YOON J, RYU J, LIM K B. Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises[J]. J. Robot Syst., 2006, 22(S1): S15-S33.
- [12] AGRAWAL A, SANGWAN V, BANALA S K, et al. Design of a novel two degree-of-freedom ankle-foot orthosis[J]. Journal of Mechanical Design, 2007, 129(11): 1137-1143.
- [13] MENG W, XIE S Q, LIU Q, et al. Robust iterative feedback tuning control of a compliant rehabilitation robot for repetitive ankle training[J]. IEEE-ASME Trans. Mechatron, 2017, 22(1): 173-184.
- [14] DONALDA N. 骨骼肌肉功能解剖学[M]. 北京: 人民军医出版社, 2014.
- DONALDA N. Kinesiology of the musculoskeletal system foundations for rehabilitation[M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2014.
- [15] LEARDINI A, STAGNI R, O'CONNOR J. Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex[J]. J. Biomech., 2001, 34(6): 805-809.
- [16] 钟俊, 彭昊, 李皓桓, 等. 骨科康复技巧[M]. 北京: 人民军医出版社, 2013.
- ZHONG Jun, PENG Hao, LI Haohuan, et al. Orthopedic rehabilitation skills[M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2013.
- [17] ALVAREZ-PEREZ M G, GARCIA-MURILLO M A, CERVANTES-SANCHEZ J J. Robot-assisted ankle rehabilitation: A review[J]. Disability and Rehabilitation Assistive Technology, 2019, 14(1): 1-15.
- [18] SIEGLER S, CHEN J, SCHNECK C D. The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints — Part I: Kinematics[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 1988, 110(4): 364-373.
- [19] 俞光荣, 杨云峰, 张凯, 等. 距下关节、踝关节对后足运动影响的实验研究[J]. 中华骨科杂志, 2005, 25(4): 236-239.
- YU Guangrong, YANG Yunfeng, ZHANG Kai, et al. Experimental study on the influence of subtalar joint and ankle joint on hind foot movement[J]. Chin. J. Orthop., 2005, 25(4): 236-239.
- [20] 陈子明, 刘晓檬, 张扬, 等. 对称两转一移 3-UPU 并联机构的动力学分析[J]. 机械工程学报, 2017, 53(21): 57-64.
- CHEN Ziming, LIU Xiaomeng, ZHANG Yang, et al. Dynamics analysis of a symmetrical 2R1T 3-UPU parallel mechanism[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2017, 53(21): 57-64.
- [21] ZHAO C, CHEN Z, LI Y, et al. Motion characteristics analysis of a novel 2R1T 3-UPU parallel mechanism[J]. Journal of Mechanical Design, 2020, 142(1): 012302.

- [22] 陈子明, 张扬, 黄坤, 等. 一种无伴随运动的对称两转一移并联机构[J]. 机械工程学报, 2016, 52(3): 9-17.
CHEN Ziming, ZHANG Yang, HUANG Kun, et al. Symmetrical 2R1T parallel mechanism without parasitic motion[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2016, 52(3): 9-17.
- [23] 国家技术监督局. 中国成年人人体尺寸国家标准 GB10000 —88 [S]. 北京: 中国标准出版社, 1988.
National Technical Supervision Bureau. Chinese national

standard for adult body size. GB10000-88[S]. Beijing: Standards Press of China, 1988.

作者简介: 陈子明, 男, 1984 年出生, 博士, 副教授。主要研究方向为空间少自由度并联机构的设计及分析。

E-mail: chenzm@ysu.edu.cn

尹涛, 男, 1994 年出生, 硕士研究生。主要研究方向为康复机器人。

E-mail: yintao@stumail.ysu.edu.cn

李艳文(通信作者), 女, 1966 年出生, 博士, 教授。主要研究方向为机器人设计及机器视觉。

E-mail: ywl@ysu.edu.cn