

下肢康复减重支撑系统的结构设计与分析*

STRUCTURAL DESIGN AND ANALYSIS OF WEIGHT REDUCTION SUPPORT SYSTEM FOR LOWER LIMB REHABILITATION

胡军^{**1,2} 余增^{***1} 王芳^{1,2,3} 刘国庆¹ 王鹏越¹ 张凯旋¹

(1. 天津科技大学机械工程学院, 天津 300222)

(2. 天津科技大学天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室, 天津 300222)

(3. 国家康复辅具研究中心, 北京 100176)

HU Jun^{1,2} YU Zeng¹ WANG Fang^{1,2,3} LIU GuoQing¹ WANG PengYue¹ ZHANG KaiXuan¹

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China)

(2. Key Laboratory of Integrated Design and On-Line Monitoring of Light Industrial and Food Engineering Machinery and Equipment in Tianjin, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China)

(3. National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China)

摘要 面向我国脑卒中和老龄化等原因导致的双下肢运动功能障碍患者,开发了一种基于人体足底压力分布和重心轨迹的双腋支撑下肢康复减重系统。首先,分析研究了减重支撑训练对足底压力的影响;其次,基于人机工程学理论并结合人体重心轨迹研究,对总体结构进行了分析与设计,并确定了相关尺寸;然后,通过静力学分析,验证了结构的可靠性;最后,对减重模块进行了运动学分析和动力学仿真。该系统可帮助下肢运动功能障碍的患者实现模仿正常人行走的康复训练。

关键词 下肢康复 减重支撑 人体重心轨迹 足底压力 结构设计 动力学仿真

中图分类号 TP242

Abstract For the patients with lower extremity motor dysfunction caused by stroke and aging, a new weight loss system for double axillary support lower limb rehabilitation based on barycentre trajectory of human body was developed. Firstly, the influence of weight loss support training on plantar pressure was analyzed and studied. Secondly, based on ergonomics theory and the study of barycentre trajectory of human body, the overall structure was analyzed and designed, and the relevant size was determined. Thirdly, the reliability of the structure was verified by statics analysis. Finally, the kinematics analysis and dynamic simulation of the weight reduction module were carried out. The system can help the patients with lower extremity motor dysfunction realize the rehabilitation training of imitating the normal walking.

Key words Lower limb rehabilitation; Weight reduction support; Barycentre trajectory of human body; Plantar pressure; Structural design; Dynamic simulation

Corresponding author: YU Zeng, E-mail: yuzeng_0328@163.com

The project supported by the National Natural Science Foundation of China (No. 12102301).

Manuscript received 20221123, in revised form 20230321.

0 引言

根据第七次全国人口普查数据,我国60岁及以上人口已超2.64亿,占全国总人口18.70%,并有进一步

增加的趋势^[1]。此外,我国脑卒中发病率也呈上升趋势^[2]。由上述因素导致的双下肢运动功能障碍患者的数量也在逐年增加。目前,多数患者需接受长期的康复训练治疗,而下肢康复训练系统是目前最有效的手

* 20221123 收到初稿, 20230321 收到修改稿。国家自然科学基金项目(12102301)资助。

** 胡军,男,1972年生,辽宁丹东人,满族,天津科技大学机械工程学院教授,博士,硕士研究生导师,主要研究方向为机械设计及理论。

***余增(通信作者),男,1998年生,宁夏吴忠人,汉族,天津科技大学机械工程学院硕士研究生,主要研究方向为机械设计及理论、康复医疗器械设计。

段^[3-4]。近20年来,伴随着康复医疗技术的发展,减重支撑(Body Weight Support, BWS)系统逐渐被应用到因运动、车祸、神经性疾病等导致的下肢运动功能障碍患者的步行康复训练中^[5],可有效降低康复医护人员的工作强度,提高治疗者与被治疗者的治疗积极性^[6-7]。

目前,BWS系统大致分为两类:一类是绳牵引式,如苏黎世Balgrist医院推出的LOKOMAT,采用配重块的重力作为减重支撑力,因配重块上下移动会产生惯性冲击,故无法在步行训练中保持支撑力相对恒定^[8]。柏林Franhoffs Institut研制的绳驱动式康复机器人STRING-MAN,通过多根绳索将患者与机器连接,其减重量大小由调节每根绳子的拉力来控制^[9-10]。此类绳驱动BWS系统的优点在于其驱动机构可安装在底座,具有较小的质量和惯性,提升了其负载自重比和响应速度,噪声小、减震、不需要润滑、安装维护方便等。另一类是特殊方式减重支撑系统,如徐秀林等^[11]设计的斜床减重式支撑系统,其减重量由斜床的倾斜角度而定,能对主动运动和被动运动状态下的足底压力和运动参数进行实时测试和统计分析。朱文超等^[12]设计开发的基于空气压差技术的减重康复步行训练系统,其减重量通过控制气囊内气压的大小来确定,在步行训练的同时可对患者的肌电信号进行采集。

上述BWS系统就响应速度来讲,绳驱动式的更优,斜床式和空气压差式减重系统限于其结构复杂,响应速度难以保障。此外,体型庞大、移动困难、对医护人员的专业程度要求过高等都限制其只能被应用于大型康复医疗机构,无法普遍应用于广大患者群体。

本文基于人机工程学,设计了一种响应速度快、可移动、便于操作的下肢康复BWS系统,可与下肢外骨骼组合使用,实现步行训练的同时为患者提供动态减重力,对未来康复医疗普民化有重要意义。该系统相较于绳索悬吊式BWS系统,由于采用腋下支撑,可防止悬吊导致的身体重心不稳,且身体的整体高度低,安全稳定性更好,更适合人体主动康复训练需求。

1 减重支撑治疗下的足底压力分析研究

研究表明,减重支撑下肢康复训练明显优于常规训练,可有效改善患者患肢的动态足底压力分布,并有利于足底各区域负荷模式正常化^{[13]1523-1528}。

影响足底压力分布的因素有体质量、年龄、性别、步速、鞋的构造、运动方式等^[14]。为控制除体重外的

其他变量,以一名身高170 cm、体质量75 kg的健康男性为实验对象,来验证减重支撑训练对足底压力的影响。

实验采用逐步减轻背包负重的方式来模拟实际的减重训练过程。即:初始(未减重)体质量为80 kg(包括背包最大质量5 kg),单次减质量设为2.5 kg,共减重两次,设受试者与背包的总重为 G ,则 G 的值分别为800、775、750 N,即减重量 W 分别为0、25、50 N。实验时让受试者在Zebris足底压力测量平板上匀速赤足行走3次。图1为减重量 $W=0$ 时双足的足底压强蝶形图,图2、图3所示分别为减重量 $W=0$ 时步态周期内左足的足底峰值压强和垂直(相对地面)方向上的地面反作用力曲线。由图2、图3可知,一个步态周期内会出现2次峰值,即首峰和次峰。3组实验的足底压力分布趋势如表1和表2所示。

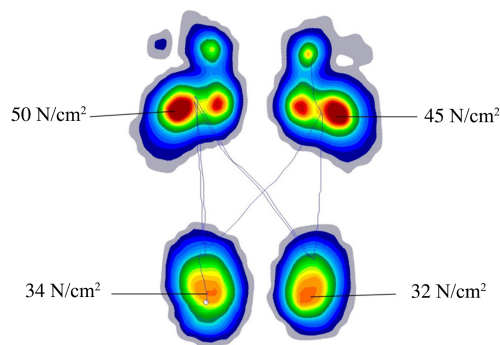


图1 足底压强蝶形图

Fig. 1 Butterfly chart of plantar pressure

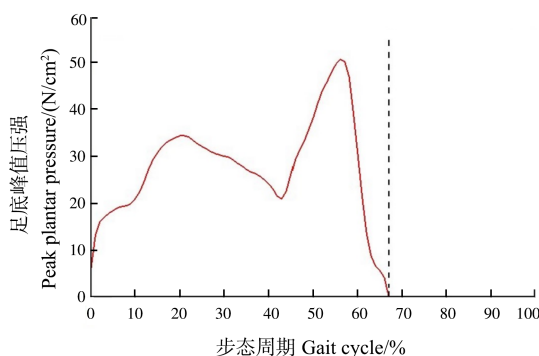


图2 足底峰值压强曲线

Fig. 2 Curve of peak plantar pressure

分析可知,随着减重量的不断增加,地面对足底的反作用力和足底峰值压强也随之降低,这表明减重状态下足底压力得到了明显的改善,有利于患者下肢本体感觉、提高步行中的平衡能力^{[13]1523-1528},也有利于促进患者下肢功能快速恢复^[15]。此外,还可以看到,左右足的压力分布不同,并不是完全对称的,采用腋下支撑可提高稳定性。

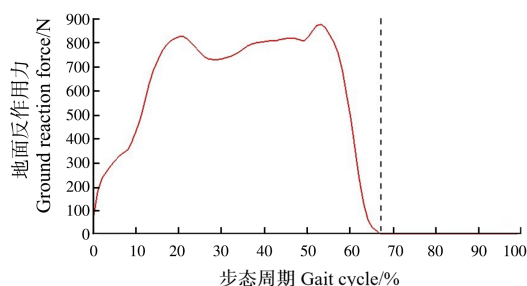


图3 地面反作用力曲线

Fig. 3 Curve of ground reaction force

表1 地面反作用力峰值(左/右)

Tab. 1 Ground peak reaction force (left/right) N

减重量 Force of reduction	左、右首峰反作用力 Reaction force of the first peak	左、右次峰反作用力 Reaction force of the second peak
0	828/899	879/899
25	769/823	813/866
50	747/814	804/852

表2 足底峰值压强(左/右)

Tab. 2 Peak plantar pressure (left/right)

减重量 Force of reduction/N	左、右首峰峰值压强 Peak pressure of the first peak/(N/cm ²)	左、右次峰峰值压强 Peak pressure of the second peak/(N/cm ²)
0	34/32	50/45
25	28/35	54/44
50	28/31	42/42

2 减重支撑系统设计方案

2.1 总体设计方案

参照 GB10000—2023 标准^[16],以 18~60 周岁成年人人体第五百分位的相关数据为主要依据,尺寸上限由第九十百分位数据而定,下限由第十百分位数据而定,考虑到面向群体主要为 60 岁以上老年人,加入适当的修正量来确定结构的具体尺寸。

该减重支撑系统主要由基座模块、电动升降柱、减重模块、扶手以及辅助构件等组成。整体结构如图 4 所示。

在训练开始前,可根据患者的身体体型调整两侧减重支撑臂的间距,调节完成后,减重支撑臂伸入患者两侧腋下,待患者成功穿戴马甲后即可进行康复训练。当患者身高差别较大或站立困难时,可控制电动升降柱降低动态减重装置整体高度,待准备工作完成后升高到适宜训练的高度。

鉴于该系统面向的是脑卒中和老龄化等原因导

致的下肢运动功能障碍患者,其安全性能至关重要,特别配置了如图 4 所示的减重马甲、位于减重支撑臂远端处的海绵保护套和两侧可调高低的扶手等。除此之外,在电动升降柱和基座底部的万向轮等配件选型时也应严格匹配配件的参数,确保实际使用时安全可靠。



图4 减重支撑系统整体结构

Fig. 4 Overall structure of weight reduction support system

2.2 减重模块设计

减重模块不仅要为患者训练提供减重力,还要求该减重力动态可调,即根据步行训练中人体重心实时调整减重支撑臂支撑点的空间位置。步行训练前将实际重心数据输入控制端,即可换算出减重模块电动推杆所需的运动状态,由此保证该支撑点与人体实际重心轨迹一致。

2.2.1 人体重心轨迹研究

通过人体运动的棍棒模型来分析人体站立及行走过程中的运动状态^[17]对应的三维数学方程为

$$\begin{cases} x = (L - N) \sin\left(\frac{2\pi t}{t_0} + \frac{\pi}{2}\right) \\ y = \frac{1}{2} A \sin\left(\frac{2\pi t}{3} + \frac{\pi}{2}\right) \\ z = Vt \end{cases} \quad (1)$$

式中, L 为人站立时重心与脚支撑点之间的距离, $L = \sqrt{0.3025h^2 + 0.25m^2}$; N 为行走过程中重心处最低点

与地面的距离, $N = \sqrt{(L^2 - \frac{S^2}{4})(1 - \frac{A^2}{4L^2 - S^2})}$; x 、 y 、 z

分别为行走时人体重心的上下、左右和前后位移量;其他参数详见表 3,取值时考虑了患者的实际情况并修正了数值。

将上述参数具体值及数学方程导入 Matlab 软件,

得到重心位移轨迹三维曲线如图 5 所示。

表 3 参数的含义及取值

Tab. 3 Parameters' meaning and value

参数 Parameter	含义 Meaning	取值 Value
A/cm	步宽 Step width	10
S/cm	步长 Step length	30~50
m/cm	站立时双脚支撑点距离 Distance between feet when standing	10
h/cm	身高 Height	150~190
t_0/s	行走时左右腿摆动一次所用时间 Time taken to swing one leg from side to side while walking	1
t/s	行走时间 Walk time	2
$V/(\text{cm/s})$	行走速度 Walk velocity	40

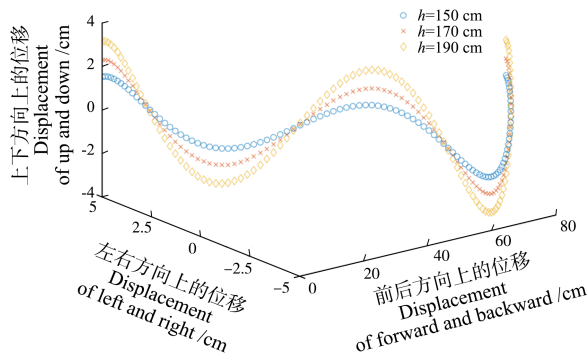


图 5 人体重心轨迹

Fig. 5 Trajectory of gravity center of human body

人行走过程中重心时刻变化,包括上下、左右和前后方向的位移。身高 150~190 cm 的人体重心上下位移量最大值约为 6 cm,左右位移约为 10 cm,前后位移即步行的前进距离。

由于减重支撑臂摆转的时候腋下支撑点会有水平方向的偏移,即图 6 所示的 w ,故需要计算 w 是否影响人体运动。综合考虑功能修正量 and 心理修正量以 20 cm 为上限(图 6 中 $x = 20\text{ cm}$)对减重支撑臂的设计尺寸进行验证。

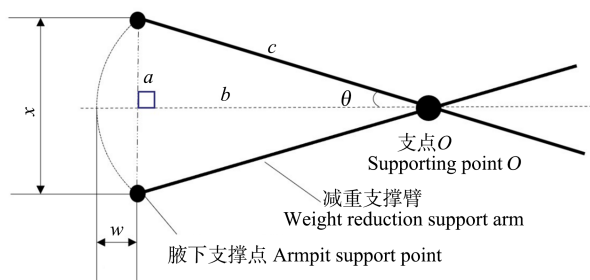


图 6 减重支撑臂摆转简图

Fig. 6 Swing diagram of weight reduction support arm

如图 6 所示,当 $x = 2a = 200\text{ mm}$ 时,可得

$$w = c - b = c - \sqrt{c^2 - a^2} = 400 - \sqrt{400^2 - 100^2} = 11\text{ mm} \quad (2)$$

由式(2)得到一定范围内水平偏移量随 c 值的变化趋势,如图 7 所示,在一定范围内 w 值随 c 值的增大而减小,但趋势较小。故在设计减重支撑臂时要做到支点与腋下支撑点之间的距离在满足其他设计要求的条件下尽可能长,但距离过长又会影响减重支撑臂的承重能力,本文综合考虑仍以 $c = 440\text{ mm}$ 为准对减重支撑臂进行设计。

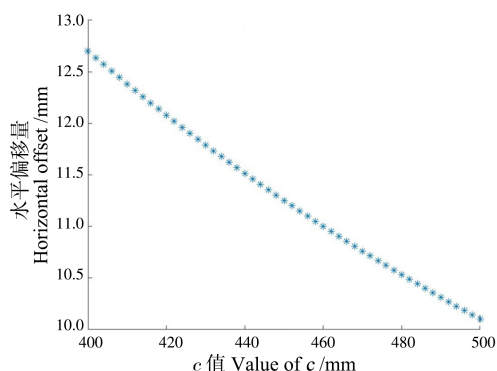


图 7 水平偏移量变化趋势

Fig. 7 Variation tendency of the horizontal offset

2.2.2 减重模块机构设计

减重模块如图 8 所示,减重支撑臂总长调节范围为 800~850 mm,其长度调节由支撑臂下方的伸缩推杆带动。左右两侧减重支撑臂与立柱通过承重轴相连,当置于立柱腔内的电动机按预设程序运行时,通过齿轮系统传动可带动承重轴转动,该承重轴两端有正反螺纹,进而驱使左右两侧减重支撑臂沿承重轴相向或相背移动,两臂间距的调节范围为 300~500 mm,以此来适应不同体型的患者。

支撑臂调节原理如图 9 所示。减重模块的整体高度调节通过电动升降柱的升降来实现,该升降柱最大

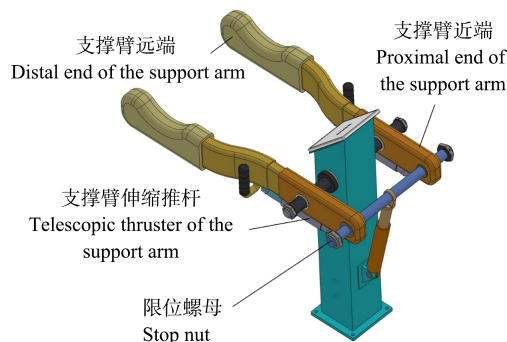


图 8 减重模块示意图

Fig. 8 Schematic diagram of the weight reduction module

推力为 4 000 N,最大行程为 600 mm,运行速度为 19~24 mm/s。该型号电动升降柱的推力可满足 95% 成年人(参考成年人身高尺寸),在控制上考虑到人体的运动规律,运行速度稳定,舒适性好,并配备急停安全开关。可将患者从低位(如轮椅上)托举至正常行走高度。动态减重则通过减重电动推杆的运行实现,该电动推杆与减重支撑臂的近端铰接,使得减重支撑臂的远端上下摆动,达到动态调节患者行走重心高度的目的。

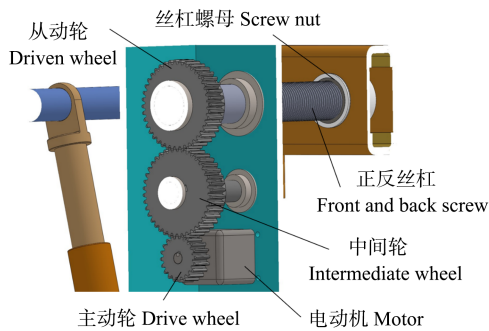


图9 支撑臂调节原理
Fig. 9 Adjustment principle of the support arm

2.3 基座及扶手设计

基座与扶手整体外观如图 10 所示。左右两侧基座纵杆可绕固定轴向外侧摆动 10°,方便轮椅直接推入该系统内部。

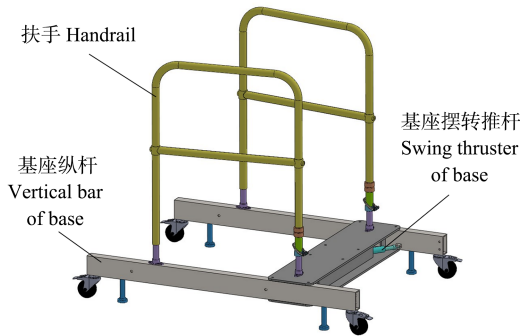


图 10 基座、扶手外观
Fig. 10 Appearance of the base and handrail

基座纵杆向外侧摆动的原理简图如图 11。电动推杆 1(图 10 所示的基座摆转推杆)伸出带动基座纵杆 2 绕固定轴转动,实现基座张开一定角度的效果。由于该减重支撑系统有悬臂结构,对整体装置的稳定性要求极高,所以要求整体重心尽可能地低。为此,要求基座与地面距离尽可能小,距离为 100 mm。

扶手的设计参照了成年人人体尺寸,高度调节范围为 1 000~1 400 mm(符合人体身高尺寸 5%~95% 百分位数),符合人机工程学,可满足不同体型患者的训

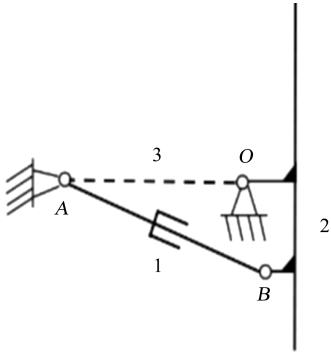


图 11 基座纵杆摆动原理简图
Fig. 11 Schematic diagram of the rotation of base

练需求,可在康复训练时为患者双手提供必要的支撑力,以维持患者身体姿态稳定。同时左右两侧扶手可保护患者腿部,防止人-机系统以外的人或物干扰正常训练。两侧扶手可与基座纵杆绕同一个固定轴同步转动。

3 减重模块的静力学分析

在康复训练过程中,减重支撑臂为主要受力部件,为避免训练中支撑结构由于受力而发生不必要的变形或者断裂,需对其进行静力学分析,验证支撑结构是否满足安全使用要求。

3.1 模型建立及材料属性赋予

利用 SolidWorks 软件建立三维模型,除去扶手等不影响整体结构强度的零件后导入至有限元软件 Ansys Workbench 中。

将轴体轴承件等材料定义为 45 钢,其余部件及紧固件定义为 Q235 钢,相关材料参数如表 4 所示。

表 4 材料参数
Tab. 4 Parameter of material

材料 Material	密度 Density / (g/cm ³)	弹性模量 Elasticity modulus /GPa	泊松比 Poisson's ratio	屈服强度 Yield strength /MPa
Q235 钢 Q235 steel	7.85	210	0.300	235
45 钢 45 steel	7.89	209	0.269	355

3.2 定义接触类型及网格划分

按实际情况定义接触类型。网格划分采用自由网格划分,将网格尺寸设置为 5 mm,同时对销轴等处网格进一步细化处理。网格划分后共有 1 658 096 个节点,904 056 个单元,网格质量良好。

3.3 添加载荷和约束

根据康复训练器械安全通用要求^{[18]4-5}的静载强度要求:承载人体全部重量的装置应能承受的承载力为2 000 (1±2%) N,卸载后悬臂支撑物(悬臂表面)变形量不得超过 $f=1/150$,并不应有任何裂纹、破损等。

考虑人体的最大体重及安全系数并参考相关国家标准^{[18]4-5},本文将最大工作载荷设置为2 000 N,施加于两侧支撑臂的承重面上,在基座下方的4处螺栓孔施加固定约束,同时添加竖直向下的重力约束。

3.4 求解及结果分析

求解结果如图12所示。

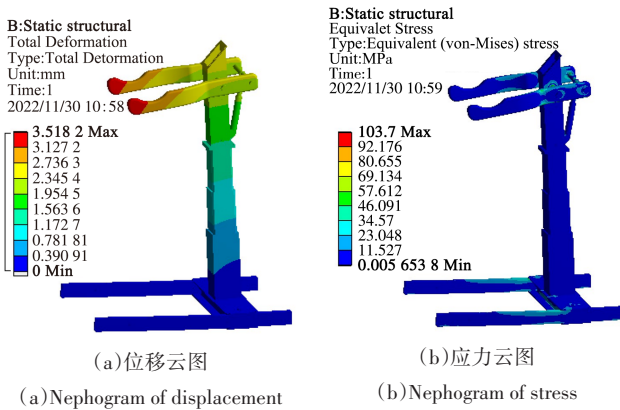


图12 减重模块静力学分析求解结果

Fig. 12 Results of statics analysis of the weight reduction module

最大变形出现在减重支撑臂的最前端,最大变形量为3.518 mm,小于 $590/150 \approx 3.933$ mm,符合标准^{[19]93-97}相关要求。其中,590 mm为减重支撑臂的最前端距支撑轴的长度。最大应力为103.7 MPa,当设安全系数为1.5时,低于对应Q235材料的许用应力156 MPa,参照文献^{[19]93-97}可知满足使用要求。

4 机构运动分析

4.1 减重模块的运动学模型

减重支撑系统的减重支撑臂在康复训练过程中与人体有直接的接触,因此减重支撑臂的摆动很大程度上会影响患者的使用体验,故有必要分析该机构的运动学参数。减重支撑臂的运动简图如图13,在运动学中主要的研究参数是支撑臂的角位移 θ_2 、角速度 ω_2 、角加速度 α_2 。

$\triangle AOB$ 的封闭矢量方程为 $L_2 = L_1 + L_3$,写成复数形式为

$$L_2 e^{i\theta_2} = L_1 e^{i\theta_1} + L_3 e^{i\theta_3} \quad (3)$$

运用欧拉公式 $e^{i\theta} = \cos \theta + i \sin \theta$,将式(3)的实部和虚部分离,可解得

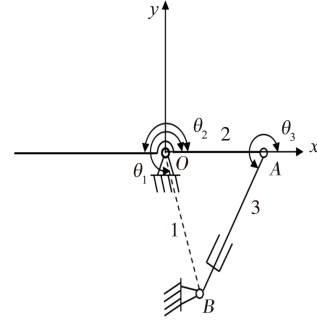


图13 减重支撑臂运动简图

Fig. 13 Movement diagram of the weight reduction support arm

$$\theta_2 = \theta_1 - \arccos \frac{L_2^2 + L_1^2 - L_3^2}{2L_1 L_2}$$

$$\theta_3 = \theta_1 - \arccos \frac{L_2^2 + L_1^2 - L_3^2}{2L_1 L_3}$$

将式(3)对时间 t 求导,可得

$$iL_2 \omega_2 e^{i\theta_2} = iL_1 \omega_1 e^{i\theta_1} + iL_3 \omega_3 e^{i\theta_3} \quad (4)$$

运用欧拉公式将式(4)的实部和虚部分离,可

解得

$$\omega_2 = L_1 \omega_1 \sin(\theta_3 - \theta_1) / [L_2 \sin(\theta_3 - \theta_2)] \quad (5)$$

$$\omega_3 = L_1 \omega_1 \sin(\theta_2 - \theta_1) / [L_3 \sin(\theta_3 - \theta_2)] \quad (6)$$

将式(4)对时间 t 求导,可得

$$L_2 (\alpha_2 e^{i\theta_2} + i\omega_2^2 e^{i\theta_2}) =$$

$$L_1 (\alpha_1 e^{i\theta_1} + i\omega_1^2 e^{i\theta_1}) + L_3 (\alpha_3 e^{i\theta_3} + i\omega_3^2 e^{i\theta_3}) \quad (7)$$

运用欧拉公式将式(7)的实部和虚部分离,并由图6可知 $\alpha_1 = 0$,故可解得

$$\alpha_2 = [L_1 \omega_1^2 \sin(\theta_3 - \theta_1) + L_3 \omega_3^2 + L_2 \omega_2^2 \sin(\theta_3 - \theta_2)] / L_2 \sin(\theta_3 - \theta_2) \quad (8)$$

4.2 减重模块的动力学仿真

减重支撑臂的原动件是电动推杆,考虑到支撑臂的运行平稳度对患者的使用舒适度至关重要,对减重模块做动力学仿真分析^[20]。将模型简化后导入至Adams软件中,定义零件的材料属性,在对应的位置设置固定副、转动副及移动副,在电动推杆处添加平移驱动并定义驱动函数使电动推杆匀速运行。运行后得到减重支撑臂的角位移曲线、角速度曲线、角加速度曲线,如图14所示。

由图14可以看出,在预定时间内角位移、角速度曲线平滑,角加速度曲线在开始、结束及第20 s处有明显波动。产生波动现象的原因是电动推杆开始、停止运行的一瞬间,角加速度会产生突变。纵观全程,在预定时间内,98%时间内角加速度曲线平滑,运行平稳。

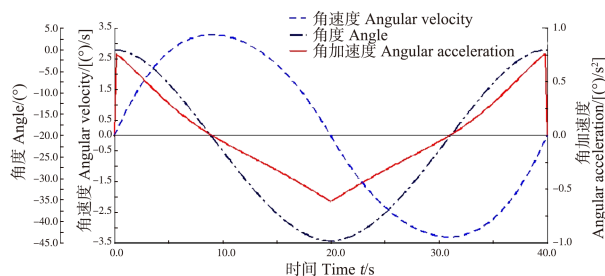


图 14 减重支撑臂动力学分析曲线

Fig. 14 Dynamic analysis curve of the weight reduction support arm

5 结论

本文提出了一种新型的下肢康复减重支撑系统。首先,研究了减重支撑训练下对足底压力的影响;其次,基于人机工程学理论和人体重心轨迹确定了机构的具体尺寸和可调节机构的尺寸范围,并对结构进行了详细的设计;然后,在 Ansys Workbench 协同仿真环境下对减重模块进行了静态分析,验证了训练系统在极限受力情况下的安全性;最后,通过理论计算得到了减重模块的运动学参数,并在 Adams 软件中对其做了模拟仿真,得到了支撑臂的角位移、角速度和角加速度曲线,证明了减重模块可平稳运行。得到的主要结论如下:

1) 减重状态下足底压力会得到明显的改善,这有利于提升患者下肢本体感觉、提高步行中的平衡能力,有利于促进患者下肢功能快速恢复。

2) 为避免减重支撑臂长度影响人体重心水平位移,其长度应合理,实际设计以 440 mm 为准。

3) 对减重模块进行静力学分析,得到变形量最大值为 3.518 mm,最大应力值为 103.7 MPa。

4) 通过分析支撑臂运动时的角位移、角速度和角加速度曲线,证明其可平稳运行。

基于以上研究将为样机制作提供理论依据,将结合样机通过实验来验证设计分析的正确性、可行性,也将协同表面肌电仪和 Zebri 压力测试平板来验证预想功能的准确性和可操作性。

参考文献 (References)

- [1] 宁吉喆. 第七次全国人口普查主要数据情况[N]. 中国信息报, 2021-05-12(1).
NING JiZhe. Main data of the 7th National Census [N]. China Information News, 2021-05-12(1) (In Chinese).
- [2] 王陇德, 彭斌, 张鸿祺, 等. 《中国脑卒中防治报告 2020》概要[J]. 中国脑血管病杂志, 2022, 19(2): 136-144.
WANG LongDe, PENG Bin, ZHANG HongQi, et al. Brief report on stroke prevention and treatment in China, 2020[J]. Chinese Journal

of Cerebrovascular Diseases, 2022, 19(2): 136-144 (In Chinese).

- [3] 韩朝慧. 天轨悬吊减重步行训练系统的研究[D]. 北京: 北京工业大学, 2018: 1-3.
HAN ZhaoHui. The research of body weight support walk training [D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2018: 1-3 (In Chinese).
- [4] 薛强, 周金满, 杨硕. 应用于下肢功能障碍者的康复机器人: 综述[J]. 制造业自动化, 2022, 44(7): 50-55.
XUE Qiang, ZHOU JinMan, YANG Shuo. Rehabilitation robots for people with lower limb dysfunction: a review [J]. Manufacturing Automation, 2022, 44(7): 50-55 (In Chinese).
- [5] 胡淑珍, 吴华, 傅建明, 等. 下肢机器人辅助步态训练在脑卒中后步行功能障碍患者中的应用进展[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2017, 39(9): 709-712.
HU ShuZhen, WU Hua, FU JianMing, et al. Application progress of lower limb robot-assisted gait training in patients with walking dysfunction after stroke [J]. Chinese Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 2017, 39(9): 709-712 (In Chinese).
- [6] 尚会超, 冀涛, 付晓莉, 等. 下肢康复机器人的结构设计与动力学分析[J]. 机械设计与制造, 2022(5): 253-256.
SHANG HuiChao, JI Tao, FU XiaoLi, et al. Structural design and dynamic analysis of lower limb rehabilitation robot [J]. Machinery Design & Manufacture, 2022(5): 253-256 (In Chinese).
- [7] 王瑗瑛, 葛祎霏, 胡宁宁, 等. 基于步态数据的下肢康复机器人控制设计[J]. 控制工程, 2021, 28(11): 2266-2272.
WANG AiHui, GE YiFei, HU NingNing, et al. Control design of lower limb rehabilitation robot based on gait data [J]. Control Engineering of China, 2021, 28(11): 2266-2272 (In Chinese).
- [8] 李赐恩. 基于舒适性的下肢外骨骼康复机器人仿真研究[D]. 唐山: 华北理工大学, 2021: 1-2.
LI CiEn. Simulation study on lower limb exoskeleton rehabilitation robot based on comfort [D]. Tangshan: North China University of Science and Technology, 2021: 1-2 (In Chinese).
- [9] 魏超. 绳索驱动减重步态训练机器人构型与控制研究[D]. 襄阳: 湖北文理学院, 2022: 4-5.
Wei Chao. Research on the configuration and control of a cable-driven body-weight support gait training robot [D]. Xiangyang: Hubei University of Arts and Science, 2022: 4-5 (In Chinese).
- [10] 王逸铭, 韦依珊, 胡秀枋, 等. 绳索并联驱动下肢康复机器人的设计与分析[J]. 生物医学工程研究, 2021, 40(4): 401-406.
WANG YiMing, WEI YiShan, HU XiuFang, et al. Design and optimization of lower limb rehabilitation robot driven by parallel ropes [J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2021, 40(4): 401-406 (In Chinese).
- [11] 徐秀林, 邹任玲, 陆蓉蓉, 等. 一种用于偏瘫患者的减重多态康复训练评定系统的设计[J]. 中国生物医学工程学报, 2010, 29(6): 882-888.
XU XiuLin, ZOU RenLing, LU RongRong, et al. A design of body weight loss multi-function system in patients with hemiplegia rehabilitation training and assessment [J]. Chinese Journal of

- Biomedical Engineering, 2010, 29(6): 882-888(In Chinese).
- [12] 朱文超, 徐秀林, 姚晓明, 等. 压差式气动减重康复步行训练系统的设计[J]. 生物医学工程学杂志, 2017, 34(4): 565-571.
- ZHU WenChao, XU XiuLin, YAO XiaoMing, et al. The design of weight-loss walking rehabilitation training system of differential-pressure style[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2017, 34(4): 565-571(In Chinese).
- [13] 吴茂东, 苏清伦, 杜海敏, 等. 减重支持训练对前交叉韧带重建术后患者动态足底压力的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(12): 1523-1528.
- WU MaoDong, SU QingLun, DU HaiMin, et al. Effects of partial body weight support training on dynamic plantar pressure in patients with anterior cruciate ligament reconstruction [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2021, 36(12): 1523-1528(In Chinese).
- [14] 蒋 杰. 人体负重行走时终止步态的生物力学研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2015: 13-15.
- JIANG Jie. Study on gait biomechanics during gait termination with weight-bearing [D]. Tianjin: Tianjin University of Science and Technology, 2015: 13-15(In Chinese).
- [15] 沙 蕉, 顾 茜, 刘 芳, 等. 早期减重步态训练对前交叉韧带重建术后下肢步行功能的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2015, 30(2): 138-142.
- SHA Jiao, GU Qian, LIU Fang, et al. Effects of early partial body-weight support gait training on the walking function of lower extremities of patients with anterior cruciate ligament reconstruction [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2015, 30(2): 138-142 (In Chinese).
- [16] 中国国家标准化管理委员会. 中国成年人人体尺寸: GB 10000—2023 [S]. 北京: 中国标准出版社, 2023: 1-11.
- Standardization Administration of the People's Republic of China. Human dimensions of Chinese adults: GB 10000—2023 [S]. Beijing: Standards Press of China, 2023: 1-11(In Chinese).
- [17] 张立勋, 赵凌燕, 胡明茂. 下肢康复训练机器人的重心轨迹控制研究[J]. 应用科技, 2005(4): 54-56.
- ZHANG LiXun, ZHAO LingYan, HU MingMao. Study of COM-control system of lower limbs rehabilitative robot [J]. Applied Science and Technology, 2005 (4): 54-56(In Chinese).
- [18] 全国残疾人康复和专用设备标准化技术委员会. 康复训练器械安全通用要求: GB 24436—2009 [S]. 北京: 中国标准出版社, 2009: 4-5.
- National Technical Committee for Standardization of Rehabilitation and Special Equipment for Disabled Persons. Rehabilitation training instrument-general safety requirements: GB 24436—2009 [S]. Beijing: Standards Press of China, 2009: 4-5(In Chinese).
- [19] 余俊伟, 许洪斌, 徐涛金, 等. 一种绳牵引上肢康复机器人结构设计及有限元分析[J]. 机械传动, 2018, 42(12): 93-97.
- YU JunWei, XU HongBin, XU TaoJin, et al. Structure design and finite element analysis of a rope traction upper limb rehabilitation robot [J]. Journal of Mechanical Transmission, 2018, 42(12): 93-97 (In Chinese).
- [20] 陈耿彪, 易宽寒. 踝关节康复并联机构的变胞设计和自由度分析[J]. 机械强度, 2021, 43(2): 470-475.
- CHEN GengBiao, YI KuanHan. Metamorphic design and degree of freedom analysis about parallel mechanism for ankle rehabilitation [J]. Journal of Mechanical Strength, 2021, 43 (2) : 470-475 (In Chinese).