

一种同/异步四肢联动康复机器人的研究*

姜礼杰,张方双,任刚跃,王 勇

(合肥工业大学机械工程学院 合肥 230009)

摘要:为提高偏瘫患者健、患侧肢体协调运动能力,研制了一种新型坐式单驱动四肢联动康复机器人,它能够在主被动模式下为偏瘫患者的肢体提供同异步协同训练。基于平面七连杆变胞机构设计了一种可实现四肢协调运动的训练机构,通过传动系统调节两侧训练机构曲柄的相位差,实现左右两侧肢体同步或异步联合运动;在矢状面内建立人-机模型及训练机构进行运动学分析,从理论上证明该机构能够实现四肢联动的可行性;基于智能移动终端和微控制器开发了上下位机控制系统,并在样机上进行了试验,结果表明试验者在机器人作用下能够实现:肩关节 $-16.9^{\circ} \sim 15.1^{\circ}$ 、膝关节 $121.5^{\circ} \sim 172.5^{\circ}$ 的上下肢协同运动;0~6 r/min速度范围的同/异步被动训练和61.82~227 N足底压力范围的异步主动训练;同/异步训练模式之间可自动切换。

关键词: 康复机器人;偏瘫患者;四肢联动;同/异步训练;机构设计与分析

中图分类号: TP242 TH122 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 460.55 510.80

Research on a synchronous or asynchronous rehabilitation robot with linkage of limbs

Jiang Lijie, Zhang Fangshuang, Ren Gangyue, Wang Yong

(School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

Abstract: In order to improve the coordinated motion ability of the limbs of patients with hemiplegia, a new type of a sitting single-input rehabilitation robot for coordinated movement of limbs rehabilitation training robot is developed. This robot can provide the synchronous and asynchronous cooperation training for hemiplegic patients under the active and passive training mode. Based on the 7R linkage metamorphic mechanism, a rehabilitation training mechanism is designed to realize the coordinated movement of the upper and lower limbs. By the transmission system, the crank initial phase of the training mechanism can be adjusted, which can realize the synchronous or asynchronous movement of the left and right sides of the limbs. The kinematics analysis of the training mechanism is conducted, and it is proved theoretically that the mechanism can achieve the coordination movement of the limbs. The upper and lower computer control system is exploited by intelligent mobile terminal and microcontroller. Finally, the experiments are carried out on the prototype of the robot. The test results are as follows: The robot can realize cooperative motion of upper and lower limbs that the shoulder joint of the subject can move between -16.9° and 15.1° , and the knee joint can move between 121.5° and 172.5° ; The robot can achieve passive training of synchronous and asynchronous limbs with the speed limit (0~6 r/min) and active training of asynchronous limbs with plantar pressure range (61.82~227 N). Synchronous and asynchronous training modes can be switched automatically.

Keywords: rehabilitative robot; hemiplegia patients; linkage of limbs; synchronous or asynchronous training; mechanism design and analysis

0 引 言

康复治疗是降低偏瘫患者致残率和提高生活质量的

主要途径,有效的康复治疗是一个长期,强烈,频繁的过程^[1]。传统“一对一”的康复治疗方式存在劳动强度大、费用高、效率低、治疗效果难以客观评价等不足^[2],借助康复机器人进行治疗成为解决这些问题的有效措施^[3]。

康复机器人经过几十年的发展已涌现了一批成果,文献[4]对目前基于神经-机器人交互的康复机器人原理与现状进行了论述,为康复机器人发展指明了方向;文献[5]研制出世界首台上肢康复机器人 MIT-MANUS,它具有一定的重力补偿作用;文献[6]设计了一种具有姿态调节功能的上肢康复机器人,通过动力学分析以及建立轨道模型,寻找更加优化的运动轨迹实现算法,达到了安全平滑运动的效果;文献[7]研发了一种可穿戴的用于肩关节康复训练的单输入三转动输出并联机构并对其进行了运动学分析;文献[8]设计了一套远程监控手指康复训练系统,使得医生可根据训练参数做出评估并制定出更加科学合理的康复方案;文献[9]研制了一种可进行步态行走的外骨骼下肢康复机器人,没有考虑上肢的康复训练;文献[10]基于6自由度动力外骨骼步态训练装置提出了机器人轨迹跟踪自适应控制方法;文献[11]研制了一种能提高人类活动能力和耐力的下肢外骨骼机器人(Berkeley lower extremity exoskeleton, BLEEX),主要进行下肢活动;文献[12]研制了一种2自由度混合驱动坐姿康复机器人,并对其进行性能分析,但该机器人难以进行步态康复训练;文献[13]基于并联机构设计了一种踝关节康复训练器,仅仅针对踝关节进行康复,无法完成整个下肢动作;文献[14]设计了一种通过对足底动静脉间歇加压来模仿人行走时腿部血液循环的装置,该装置难以对上肢进行康复训练;文献[15]利用 Kinect 捕获的人体骨骼信息设计了患者与虚拟人物同步情景交互,能够激励并帮助偏瘫患者实现主动康复训练。综上所述,已有很多学者对康复机器人进行了深入研究并取得了一定成果,甚至有一些成果已在临床上试用,但目前康复机器人的研究主要聚焦于上肢、下肢或上下肢的某一关节康复领域,忽略了肢体协调性运动的康复训练。

文献[16-17]研究发现,人体上下肢的运动神经相互作用,相互影响,上肢的积极康复运动有利于下肢失能者下肢运动功能的恢复。上下肢并用运动不仅在代谢方面近似上坡跑、在最大摄氧量方面优于单用下肢作蹬车运动,而且可以更加均匀地刺激骨骼肌和心血管系统以产生更好的康复效应,建议患者在康复治疗中尝试应用上下肢并用运动。因此,从康复医学的角度来看,上下肢协同运动或四肢协调运动康复训练在偏瘫患者的康复过程中具有重要作用,研发一种能够实现四肢联动的康复训练设备对偏瘫患者的康复治疗具有积极的现实意义。

目前在报道中仅发现了 NuStep 四肢联动康复器^[18-19]。它是一种在坐姿下利用患者健侧肢体带动患侧肢体的无源四肢联动康复训练装置,主要用于康复中后期主动康复训练,且运动轨迹相对单一。临床表明,偏瘫患者病情稳定后越早介入康复治疗越利于肢体功能恢

复,但康复早期患肢难以克服阻力,需进行被动训练。故研制一种能够适用于早、中、晚不同康复期的偏瘫患者使用,主被动相结合的肢体协同训练康复机器人是一项具有一定现实意义和研究深度的课题。

关节活动度和足底压力揭示人体在静态和动态下的生理、病理力学参数和机能特征,可为康复训练和效果评估提供参考依据^[20]。本文在综合分析不同患者不同康复期主被动个性化康复训练需求的基础上,基于平面连杆机构设计一种能够实现患者四肢同步或异步协调运动的康复训练机器人并获得国际发明专利授权。选择康复训练过程中试验者肩、膝关节角度变化和足底受力信息作为机器人能否实现肢体协同运动及安全性的评价指标,在机器人样机上针对不同试验条件对试验者进行四肢同/异步训练测试。

1 机构设计

机器人主要由座椅及两侧肢体训练机构、传动系统、基于智能终端的控制器、运动控制系统、脚踏、扶手以及手套、固定双脚的绑带、维持坐位平衡的胸腰绑带辅具等部件组成,样机如图1所示。由于机器人两侧训练机构的结构相同,二者对称布置,故本文仅选取右侧训练机构进行分析。

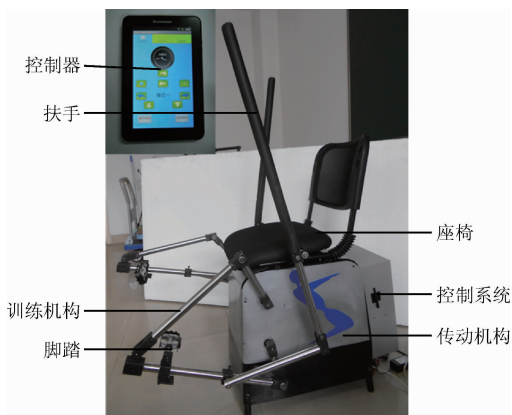


图1 机器人样机

Fig. 1 Prototype of the robot

1.1 康复训练机构

变胞机构是一类通过机构形态的转换,将一种拓扑结构形式变换到另一种拓扑结构形式,通常在变换的过程中机构的构件数和自由度也会随之发生改变的机构^[21]。本文设计的下肢训练机构是一种通过机构形态的转换而自由度发生改变的五杆变胞机构,主要由曲柄、连杆、摆杆、调整杆、机架和脚踏等构件组成。可通过设置脚踏在连杆上的位置和调整杆不同的倾角位置实现踝关节不同训练轨迹,以满足不同患者不同幅度的个性

化训练需求。

在下肢训练机构的基础上添加一种具有零自由度的 II 级杆组, II 级杆组可等效为一种可变连杆长度的凸轮机构,它随着 5R 下肢变胞机构进行协调运动,如图 2(a) 所示。将图 2(a) 康复训练机构可建立图 2(b) 所示机构示意图,其中 AB 代表训练机构的曲柄,由伺服电机进行驱动; BC 为连杆,杆 BC 分别与曲柄 AB 铰接,脚踏点 M 可在连杆上滑动调节以实现不同运动参数;II 级连杆 GF 的铰接点 F 也在连杆 BC 上; CD 为摇杆两端分别与杆 BC 、 DE 进行铰接、 DE 为调整杆,由伺服电机进行驱动; FG 为上衣连杆、 GN 是上衣摇杆, N 点为扶手位置; A 、 E 、 H 3 点分别与座椅机架进行铰接,脚踏点 M 和扶手 N 点可在平面内实现不同封闭曲线和不同幅度的摆动。该机构采用平面连杆机构设计,具有承载能力大、控制简单,安全可靠、经济性好,在一定范围可实现不同运动轨迹、幅度的特点。

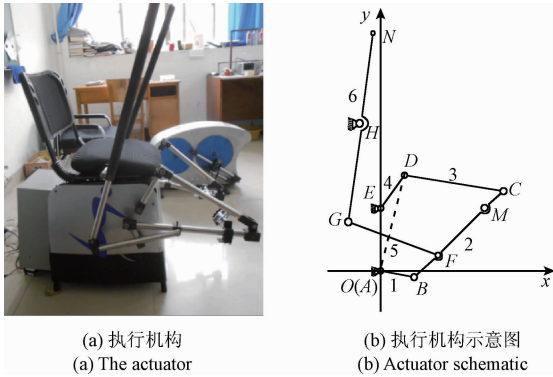


图 2 机器人一侧执行机构

Fig. 2 Executing mechanism on one side of the robot

1.2 传动系统设计

机器人两侧训练机构由一套传动系统进行驱动,传动系统有主、副两条传动链,通过传动系统中制动器、离合器及齿轮间的相互配合实现训练机构输出不同运动轨迹和幅度的康复训练。主传动链主要用来驱动训练机构的曲柄运动;副传动链主要是驱动训练机构的调整杆进行调节训练机构的训练幅度,两者分时共用一个伺服电机驱动,如图 3 所示。

在图 3 中,主传动链是由伺服电机,减速机、离合器 3/4、制动器 3/4,齿轮副 1/1'、齿轮副 6/6'、齿轮副 7/7'、齿轮副 8/8'、齿轮副 9/9' 和曲柄轴 1/2 等零部件组成。在主传动链中,伺服电机将运动经减速机降速并增大扭矩后传递到齿轮 1,经离合器 3、4 将运动传递到齿轮 6/8,然后制动器 3/4 处于非制动状态,齿轮 6/8 分别与齿轮 6'/8' 相啮合,齿轮 6'/8' 分别与齿轮 7/9 同轴相连,运动经齿轮 7' 和齿轮 9' 传递至曲柄轴 1/2,且曲柄轴 1/2 分别与两侧训练机构的曲柄相连,驱动曲柄做回转运动,完成

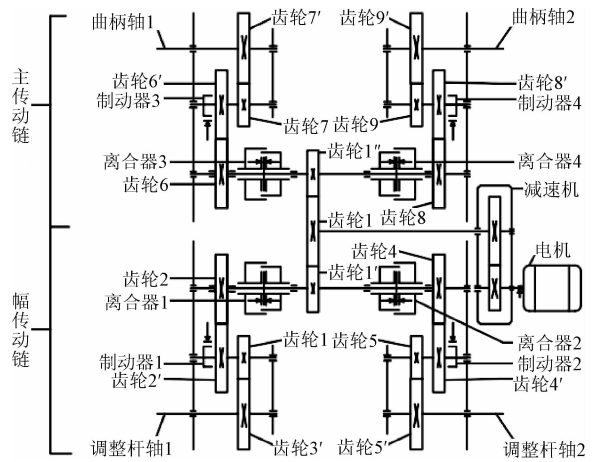


图 3 传动系统

Fig. 3 Transmission system

被动康复训练。

训练机构的同异步运动是由两侧曲柄的相位差所决定的,当二者相位差为 0° 时,训练机构则同步运动,相位差为 180° 时,则两者为异步运动。进行两侧训练机构同步调节时,需将副传动链的离合器 1/2 处于离合状态,控制器控制制动器 3 处于制动状态及离合器 3 处于分离状态;利用制动器 3 使无负载的左侧训练机构处于静止状态;另一侧执行机构的离合器 4 处于粘合状态,制动器 4 处于非制动状态。此状态下,伺服电机将运动经减速机、齿轮 1、齿轮副 8/8'、齿轮副 9/9' 等传递到右侧曲柄轴 2 进行相位调节,直至相位差为 0° ,实现同步运动。同理,异步调节时,只需通过传递系统将两侧曲柄的相位差调节为 180° 即可实现两侧训练机构异步运动。

副传动链主要由离合器 1/2、制动器 1/2、齿轮副 2/2'、齿轮副 3/3'、齿轮副 4/4'、齿轮副 5/5' 和调节杆轴 1/2 等组成,主要针对不同患者个性化训练需求调节调整杆的倾斜角度,以实现不同的康复训练轨迹和幅度。副传动链调节调整杆运动时,主传动链中的离合器 3/4 处于离合状态,制动器 3/4 处于制动状态,曲柄轴 1/2 处于静止状态,而副传动链离合器 1/2 处于黏合状态,伺服电机经减速机、齿轮副 2/2', 齿轮副 3/3、4/4'、5/5' 将运动传递到调整杆轴 1/2,驱动调整杆轴 1/2 进行运动,实现调节调整杆处于不同倾斜角。调整杆完成调整后,将离合器 1/2 均处于分离状态,制动器 1/2 均处于制动状态,因制动器 1/2 与机架连接,故调整杆轴 1/2 和训练机构的调整杆处于制动状态。

2 人-机运动学分析

人体是一个极其精细系统,分析时须进行合理地简化,忽略关节的生理结构和骨的长度变化,则可将人体建

模为一个多刚体运动系统。选择机器人训练机构曲柄轴心为坐标原点(0,0),在矢状面内建立人-机模型,如图4所示。在人-机模型中,设杆AB、杆BC、杆CD、杆DE、杆AE、杆BF、杆FM、杆FG、杆GH和杆HN的长度分别为 $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6, l_7, l_8, l_9, l_{10}$ 。E点坐标(0, l_5)以及H点坐标(x_h, y_h),规定逆时针旋转角度为正,曲柄转角 θ_1 ,调整杆转角 θ_4 ,以ABC与AEDC两条支链分析脚踏M点与扶手N点的运动学关系。在矢状面内,将人体简化为杆件铰接,关节均为平面铰接,设RP为人体躯干,P、T、R、S分别表示为髋、膝、肩、肘关节, l_r, l_s, l_h, l_k 分别表示为大臂、小臂、大腿和小腿长度,大臂RS与竖直线的夹角为 θ_s ,大臂RS与小臂SN之间的肘关节角 θ_e ,大腿PT与水平椅面的髋关节角为 θ_h ,膝关节夹角为 θ_k ,M、N点分别为脚踏点和扶手位置。

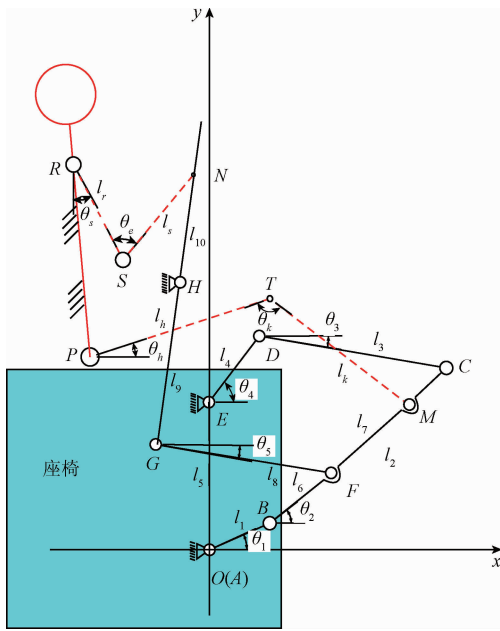


图4 人-机模型

Fig. 4 Human-machine model

由图4中C点位置关系可知:

$$\begin{cases} l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 = l_4 \cos \theta_4 + l_3 \cos \theta_3 \\ l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2 = l_5 + l_4 \sin \theta_4 - l_3 \sin \theta_3 \end{cases} \quad (1)$$

消去式(1)中 θ_2 ,可得:

$$\theta_3 = 2 \arctg \frac{B \pm \sqrt{A^2 + B^2 - (C + D)}}{A - (C + D)} \quad (2)$$

$$\theta_2 = \arctg \frac{-B - 2l_3^2 \sin \theta_3}{A + 2l_3^2 \cos \theta_3} \quad (3)$$

在式(2)和(3)中: $A = 2l_3 l_4 \cos \theta_4 - 2l_1 l_3 \cos \theta_1$, $B = 2l_1 l_3 \sin \theta_1 - 2l_3 l_4 \sin \theta_4 - 2l_3 l_5$, $C = l_5^2 + l_4^2 + l_3^2 + l_1^2 - l_2^2$, $D = 2l_4 l_5 \sin \theta_4 - 2l_1 l_5 \sin \theta_1 - 2l_1 l_4 \cos(\theta_1 - \theta_4)$ 。由式(2)和(3)可知 θ_2 和 θ_3 是关于 θ_1 和 θ_4 的函数。

2.1 运动学正分析

由图4中几何关系可知,M点的位置为:

$$\begin{bmatrix} x_m \\ y_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \cos \theta_2 \\ \sin \theta_1 & \sin \theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} l_1 \\ l_6 + l_7 \end{bmatrix} \quad (4)$$

对M点位置关于时间求导可得M点速度为:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_m \\ \dot{y}_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sin \theta_1 \dot{\theta}_1 & -\sin \theta_2 \dot{\theta}_2 \\ \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 & \cos \theta_2 \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} l_1 \\ l_6 + l_7 \end{bmatrix} \quad (5)$$

扶手N点位置为:

$$\begin{cases} x_f: l_1 \cos \theta_1 + l_6 \cos \theta_2 = x_h - l_9 \sin \theta_6 + l_8 \cos \theta_5 \\ y_f: l_1 \sin \theta_1 + l_6 \sin \theta_2 = y_h - l_9 \cos \theta_6 + l_8 \sin \theta_5 \end{cases} \quad (6)$$

式(6)消去 θ_6 可得:

$$\theta_2 = 2 \arctan \frac{E \pm \sqrt{E^2 + F^2 - (G + H)^2}}{F - (G + H)} \quad (7)$$

式中: $E = 2y_h l_8 - 2l_1 l_8 \sin \theta_1 - 2l_6 l_8 \sin \theta_2$, $F = 2x_h l_8 - 2l_1 l_8 \cos \theta_1 - 2l_6 l_8 \cos \theta_2$, $G = l_1^2 + l_6^2 + l_8^2 - l_9^2 + x_h^2 + y_h^2$, $H = 2l_1 l_6 \cos(\theta_1 - \theta_2) - 2l_1 x_h \cos \theta_1 - 2l_1 y_h \sin \theta_1 - 2l_6 x_h \cos \theta_2 - 2y_h l_6 \sin \theta_2$ 。

根据式(6)可得:

$$\theta_6 = \arcsin \frac{x_h + l_8 \cos \theta_5 - l_1 \cos \theta_1 - l_6 \cos \theta_2}{l_9} \quad (8)$$

由式(7)、(8)可知 θ_5 和 θ_6 是关于 θ_1 、 θ_4 的函数。

在图4中,N点位置为:

$$\begin{bmatrix} x_n \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_{10} \cos \theta_6 \\ l_{10} \sin \theta_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_h \\ y_h \end{bmatrix} \quad (9)$$

N点速度为:

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_n \\ \dot{y}_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_{10} \sin \theta_6 \dot{\theta}_6 \\ l_{10} \cos \theta_6 \dot{\theta}_6 \end{bmatrix} \quad (10)$$

2.2 运动学逆分析

在康复机器人的运动中,一侧下肢带动其他肢体运动或一侧肢体运动带动另一侧运动,运动学逆分析是机器人力学性能和运动控制的基础。

在坐标系x-o-y中,已知M点或N点运动规律,M点坐标(x_m, y_m)或N点坐标(x_n, y_n),可知:

$$\begin{cases} (l_6 + l_7) \cos \theta_2 = x_m - l_1 \cos \theta_1 \\ (l_6 + l_7) \sin \theta_2 = y_m - l_1 \sin \theta_1 \end{cases} \quad (11)$$

式(11)消去 θ_2 ,可得:

$$\theta_1 = 2 \arctg \frac{2l_1 y_m \pm \sqrt{(2l_1 y_m)^2 + (2l_1 x_m)^2 - R^2}}{2l_1 x_m - R} \quad (12)$$

式中: $R = (l_6 + l_7)^2 - x_m^2 - y_m^2 - l_1^2$ 。

由式(11)可知:

$$\theta_2 = \arccos \frac{x_m - l_1 \cos \theta_1}{l_6 + l_7} \quad (13)$$

由图4可知C点坐标为:

$$\begin{cases} x_c = l_4 \cos\theta_4 + l_3 \cos\theta_3 \\ y_c = l_5 + l_4 \sin\theta_4 - l_3 \sin\theta_3 \end{cases} \quad (14)$$

消去 θ_3 可得:

$$\theta_4 = 2\arctg \frac{2l_4(y_c - l_5) \pm \sqrt{(2l_4(y_c - l_5))^2 + (2l_4x_c)^2 - P^2}}{2l_4x_c - P} \quad (15)$$

式中: $P = l_3^2 - x_c^2 - l_c^2 - (y_c^2 - l_5^2)$ 。

综上所述,该机器人训练机构的 M 点与 N 点运动轨迹与速度均是关于 θ_1 和 θ_4 的函数,从理论上证明了上下肢的 $M、N$ 点在时域内是协调联合运动的。通过机器人传动机构可知训练机构能够实现左右两侧训练机构的同/异步运动。通过理论分析可知,该训练机构能够满足四肢联动的设计目标。

3 样机研制、试验与分析

为了验证该设计方案的可行性进行了样机制作,控制系统设计,试验验证以及结果分析。

3.1 控制系统设计

为使机器人具有良好的人机交互功能,控制系统采用上、下位机的分层控制结构。上位机为基于 Android 操作系统的智能移动终端(如智能手机、平板电脑等)。通过人机交互模块接收使用者的控制信息,上位机通过 Wi-Fi 无线通信模块将相应的指令发送至下位机,下位机解析操作信息后控制驱动模块和模式模块执行相应动作,系统总体方案如图 5 所示。

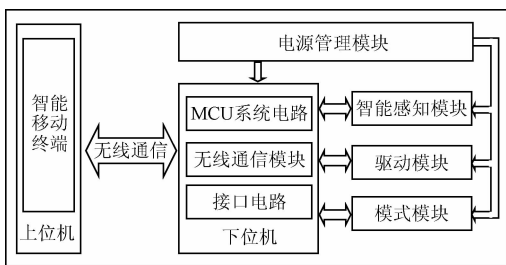


图 5 控制系统方案

Fig. 5 Block diagram of control system

人机交互系统为基于 Android 平台开发的应用软件,主要包括开机界面、用户注册与登录信息、训练参数配置界面以及训练信息实时分析显示等界面,同时还提供了用户操作使用说明文档以及各种通知、提示弹出窗口等。为了实现用户训练效果的评估,软件需要对用户训练参数以及每次训练的时长、强度、生理参数等信息进行存储以供康复训练效果评估分析及方便训练参数配置,上位机任务配置界面,如图 6 所示。



图 6 训练任务配置界面

Fig. 6 Configuration interface of training tasks

实时监控界面用于显示实时训练信息,实时训练信息包括“速度”、“里程”、“电机功率”、“训练阻力”、“消耗的能量”等动态值与曲线图以及训练进度、提醒提醒等内容,如图 7 所示。



图 7 实时监控界面

Fig. 7 Real-time monitoring interface

在下位机控制系统中加入 WiFi 转串口模块,以接收上位机系统发送的控制指令并从串口转发给主控芯片以处理。主控芯片通过串口将采集到的数据发送给该模块,进而发送给上层人机交互系统,以实现数据的实时交互。

根据偏瘫患者不同康复阶段的训练需求,机器人提供被动和主动两种训练模式,实现机器人主被动训练的原理如图 8 所示。在康复早期,患者肢体难以进行自主活动,需要借助机器人进行被动训练。被动训练模式下,伺服电机设置为位置或速度模式,由伺服电机产生的扭矩经传动系统传递到曲柄轴上,由曲柄轴驱动两侧康复训练机构进行工作,从而带动患者肢体进行康复训练;在康复中后期,患者肌肉力量有所恢复,具有部分主动运动能力,患者可根据运动处方进行主动训练治疗。主动训练时,患者将克服机器人所提供阻力进行运动,以进一步提高肌力与心肺功能。使用者主动运动时产生的力经过机器人训练机构传递到两侧曲柄轴,由曲柄轴经主传动链传递至伺服电机处,此时,伺服电机设置为力矩

模式,由伺服电机产生反方向扭矩来充当机器人的阻力。通过调节伺服电机的输出扭矩大小,可实现机器人可产生不同阻力目的,以满足不同患者不同阻力训练的需要。

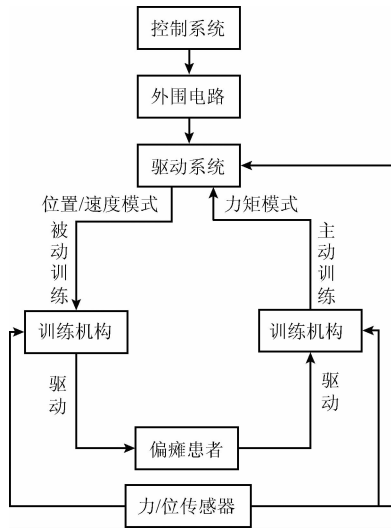


图8 主被动训练模式原理

Fig. 8 Principle of active and passive training mode

3.2 样机试验与结果分析

关节活动度和足底压力是评价人体运动功能的主要指标,在矢状面内规定中立位为 0° 时,正常步态下肩关节运动范围为 $-15.07^{\circ} \sim 29.54^{\circ}$ 、膝关节运动范围为 $4.58^{\circ} \sim 58.93^{\circ}$ ^[22],在静态下肩关节最大后伸活动度为 $-40^{\circ} \sim -45^{\circ}$ 、最大上举活动度 $160^{\circ} \sim 180^{\circ}$ 、膝关节最大屈曲活动度 $120^{\circ} \sim 150^{\circ}$ 、最大过伸活动度 $-5^{\circ} \sim -10^{\circ}$ ^[23]。当运动形式发生变化时,关节活动度和足底压力也会随之发生改变。当四肢进行周期性协调运动时,试验者肢体的关节活动度和足底压力则也会呈现周期性变化,同时也可判断机器人工作时使用者肢体关节活动度是否超过正常活动范围,造成二次伤害。故本文选择肩、膝关节活动度和足底压力作为评价指标检验机器人能否满足四肢联动的设计要求。

为验证机器人能否实现使用者四肢联动康复训练的设计目标,选择20位年龄 23 ± 4 岁的身体健康在校大学生分别在不同训练模式下对机器人样机进行性能测试。文中选择某一年龄为26岁、身高为170 cm、体重为68 kg男性试验者为例进行说明。

图9、10所示为异步被动2 r/min训练速度下两侧膝、肩关节活动度及足底压力变化情况,从图9可看出在矢状面内,左侧膝关节活动范围为 $131^{\circ} \sim 172.5^{\circ}$,右侧膝关节活动范围为 $131.5^{\circ} \sim 172^{\circ}$,左侧肩关节活动范围为 $-14.4^{\circ} \sim 14.3^{\circ}$,右侧肩关节活动范围为 $-15.2^{\circ} \sim$

12.1° 。两侧肩膝关节运动平滑、异步交替运动、相位相差半个运动周期,可实现四肢异步被动训练。

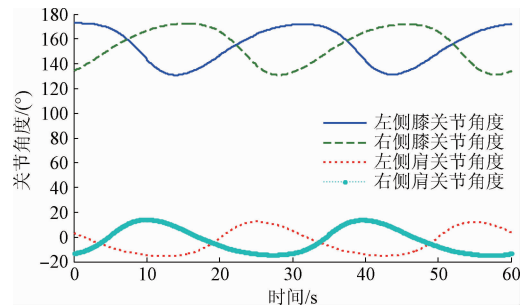


图9 异步被动2 r/min速度下膝、肩关节活动度
Fig. 9 Knee and shoulder activity degree under the speed with 2 r/min in asynchronous passive training process

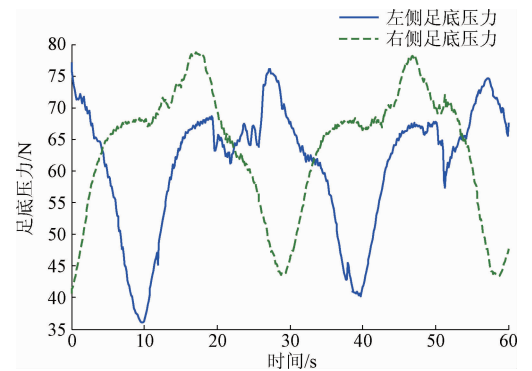


图10 异步被动2 r/min速度下足底压力
Fig. 10 Plantar pressure under the speed with 2 r/min in asynchronous passive training process

图10所示为试验者在2 r/min速度异步被动训练状态下,左侧足底压力波动范围为 $36.14 \sim 77.19$ N,右侧足底压力波动范围为 $40.59 \sim 78.04$ N;左右侧足底压力呈周期性变化情况,左右两侧足底压力协调交替出现峰值,从足底压力的角度证实该运动过程为两侧下肢异步训练。

图11、12所示为异步被动6 r/min训练速度下两侧膝、肩关节活动度及足底压力协调变化情况。从图11可以看出在矢状面内,左侧膝关节活动范围为 $128.3^{\circ} \sim 170.5^{\circ}$,右侧膝关节活动范围为 $129.5^{\circ} \sim 172^{\circ}$,左侧肩关节活动范围为 $-14.92^{\circ} \sim 14.43^{\circ}$,右侧肩关节活动范围为 $-13.35^{\circ} \sim 16.05^{\circ}$ 。两侧的肩膝关节运动平滑、异步交替运动、相位相差半个运动周期;图12所示为试验者左右两侧足底压力周期性波动,左侧足底压力波动范围为 $35.88 \sim 81.87$ N,右侧足底压力波动范围为 $36.44 \sim 81.64$ N。

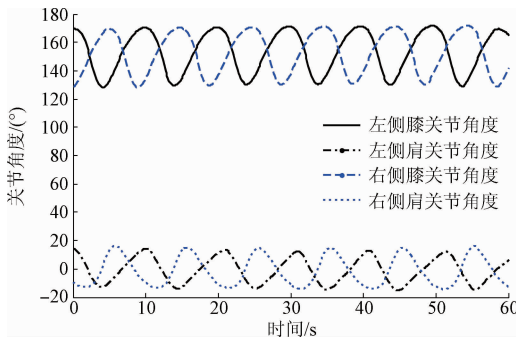


图 11 6 r/min 速度下异步被动训练膝、肩关节活动度

Fig. 11 Knee and shoulder activity degree under the speed with 6 r/min in asynchronous passive training process

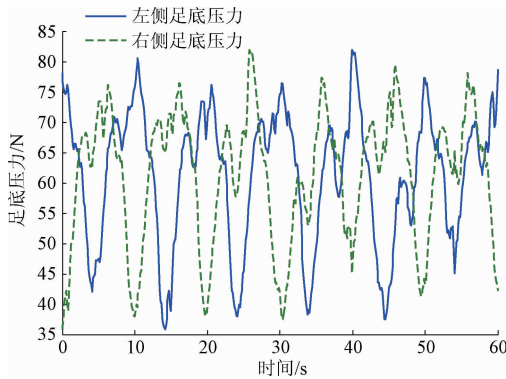


图 12 6 r/min 速度下异步被动训练足底压力

Fig. 12 Plantar pressure under the speed with 6 r/min in asynchronous passive training process

由图 11 与 9、图 12 与 10 对比可知,机器人运动速度变化对左右两侧肩、膝关节活动度和足底压力变化影响不大,二者仍为协调性变化;在低速(6 r/min 以下)时,运动速度对肩、膝关节角度和足底压力的数值变化未有明显影响。

图 13、14 所示为机器人在 3 r/min 速度下同步被动训练下两侧膝、肩关节活动度及足底压力变化情况。从图 13 可看出左右两侧的肩膝关节活动度同步运动,在矢状面内,左侧膝关节活动范围为 $126.0^{\circ} \sim 168.8^{\circ}$,右侧膝关节活动范围为 $126.5^{\circ} \sim 170.5^{\circ}$,左侧肩关节活动范围为 $-16.9^{\circ} \sim 9.48^{\circ}$,右侧肩关节活动范围为 $-20.25^{\circ} \sim 7.8^{\circ}$,各关节活动度在人体关节正常范围内,不会造成二次伤害;图 14 所示为同步被动训练足底压力周期性变化情况,左侧足底压力波动范围为 $43.63 \sim 88.48$ N,右侧足底压力波动范围为 $50.12 \sim 75.84$ N;因坐姿、足底用力习惯等原因造成左右两侧足底压力值存在一定误差,但二

者的压力峰值几乎是同步存在的、同频变化,能够满足同步训练的设计目标。

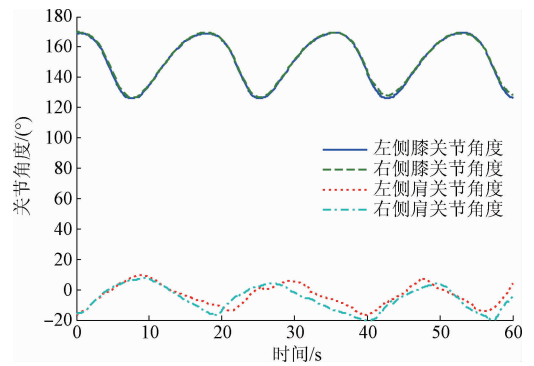


图 13 3 r/min 速度下同步被动训练膝、肩关节活动度

Fig. 13 Knee and shoulder activity degree under the speed with 3 r/min in synchronous passive training process

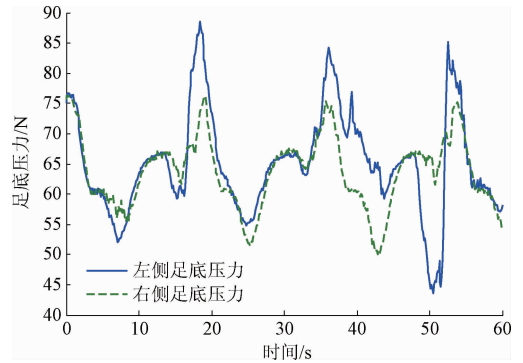


图 14 3 r/min 速度下同步被动训练足底压力

Fig. 14 Plantar pressure under the speed with 6 r/min in synchronous passive training process

图 15、16 所示为机器人在训练阻力为 3 级的状态下,两侧膝、肩关节活动度及足底压力异步主动变化情况。主动训练下由于肩、膝关节均需用力克服阻力,故活动度变化曲线较被动训练时波动大;从图 15 可以看出左右两侧的肩、膝关节活动度为异步协调运动,左侧肩关节活动范围为 $-9.35^{\circ} \sim 15.51^{\circ}$,右侧肩关节活动范围为 $-8.97^{\circ} \sim 14.49^{\circ}$;左侧膝关节活动范围为 $121.5^{\circ} \sim 171.8^{\circ}$,右侧膝关节活动范围为 $120.3^{\circ} \sim 169.5^{\circ}$ 。关节活动度符合人体正常关节运动范围,不会造成二次伤害,在运动过程中试验者的四肢协调运动。从图 16 可知两侧足底压力为异步协调变化,左侧足底压力范围为 $33.47 \sim 95.76$ N,右侧足底压力范围为 $29.72 \sim 88.08$ N,呈现周期性变化,证明两侧足底压力协调变化。

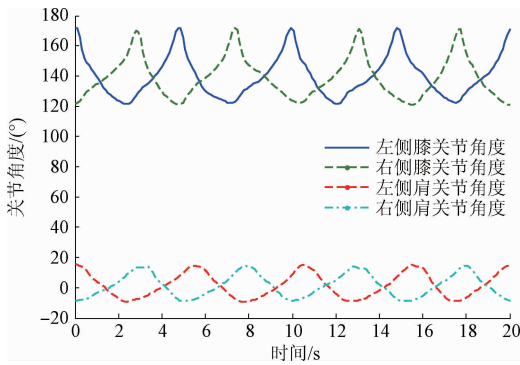


图 15 异步主动模式膝、肩关节活动度
Fig. 15 Knee and shoulder activity degree in asynchronous active training process

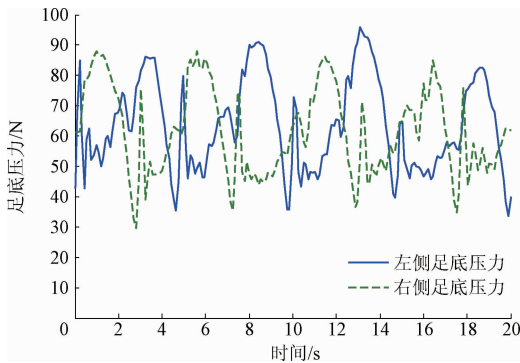


图 16 异步主动模式足底压力
Fig. 16 Plantar pressure in asynchronous active training process

图 17 所示为提供机器人不同训练阻力状态下试验者一侧足底压力变化情况。在阻力 1 级时,足底压力平均值为 61.82 ± 4.91 N;随着机器人阻力增大,足底压力不断变大,最大可达 227 N。因此,该机器人可为康复患者提供 61.82 ~ 227 N 足底压力范围内不同阻力的主动训练。

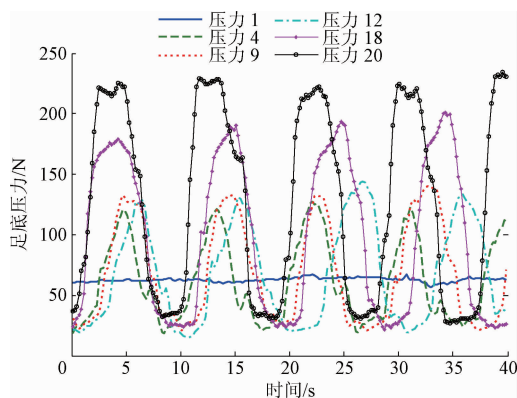


图 17 异步不同主动阻力训练右侧足底压力变化
Fig. 17 Change of plantar pressure of the right side of the body with different active resistance in asynchronous training process

综上所述,该机器人通过调整两侧执行机构曲柄的相位差可实现四肢的同步或异步康复训练;能够为不同康复期、不同患者提供不同运动幅度的肢体协同运动(肩关节 $-16.9^\circ \sim 15.1^\circ$ 、膝关节 $121.5^\circ \sim 172.5^\circ$), $0 \sim 6$ r/min 速度范围内被动训练以及 61.82 ~ 227 N 足底压力范围的异步主动训练;能够满足四肢联动康复训练的设计要求。

4 结 论

本文基于七杆变胞机构设计了一种可实现两侧肢体同步或异步主被动训练的康复训练机器人。

对机器人的执行机构和传动系统进行了设计,在矢状面内建立人-机模型,通过运动学分析从理论上验证了机器人可实现使用者四肢联动的运动可行性。

设计了机器人控制系统,并选择关节活动度和足底压力作为评价指标在样机上进行了性能测试。试验结果表明,该机器人通过调整执行机构两侧曲柄的相位差可实现两侧肢体同/异步康复训练;能够为不同康复期的患者提供不同关节活动幅度(肩关节 $-16.9^\circ \sim 15.1^\circ$ 、膝关节 $121.5^\circ \sim 172.5^\circ$)的四肢协调运动, $0 \sim 6$ r/min 速度范围的被动训练以及 61.82 ~ 227 N 足底压力范围的主动训练。

从工程实践上验证了该机器人设计方案的可行性,但其临床有效性仍需进一步验证与定量评价。

参考文献

- [1] KWAKKEL G, KOLLEN B J, KREBS H I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A systematic review[J]. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2008, 22(2):111-121.
- [2] SHI Q Y, ZHANG X D, CHEN J C, et al. Design on mechanism of lower limb rehabilitation robot based on new body weight support (BWS) system [C]. *IEEE International Conference on Information and Automation*, 2014:108-112.
- [3] VEALE A J, XIE S Q. Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies [J]. *Medical Engineering and Physics*, 2016, 38(4):317-325.
- [4] SONG A G, ZENG H, YANG R H, et al. Fundamental problems in rehabilitation robots based on neuro-machine interaction[J]. *Instrumentation*, 2014, 1(3):1-16.
- [5] KREBS H I, HOGAN N, AISEN M L, et al. Robot-aided neurorehabilitation [J]. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1998, 6(1):75-87.

- [6] 吴常铖, 宋爱国, 李会军, 等. 一种上肢康复训练机器人及控制方法[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(5): 999-1004.
WU CH CH, SONG AI G, LI H J, et al. An upper limb rehabilitation training robot and its control method [J], Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35 (5): 999-1004.
- [7] 沈惠平, 杨梁杰, 邓嘉鸣, 等. 用于肩关节康复训练的单输入三转动输出并联机构及其运动学设计[J]. 中国机械工程, 2015, 26(22): 2983-2988.
SHEN H P, YANG L J, DENG J M, et al. A single input and three rotation output parallel mechanism for shoulder joint rehabilitation training and its kinematics design [J]. China Mechanical Engineering, 2015, 26(22): 2983-2988.
- [8] 易荣武, 王爱民. 手指远程康复训练机器人系统设计[J]. 电子测量技术, 2016, 39(9):128-132.
YI R W, WANG AI M. Design of remote rehabilitation training robotic system for fingers [J]. Electronic Measurement Technology, 2016, 39(9):128-132.
- [9] 李峰, 吴智政, 钱晋武. 下肢康复机器人步态轨迹自适应控制[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(9): 2027-2036.
LI F, WU ZH ZH, QIAN J W. Trajectory adaptation control for lower extremity rehabilitation robot [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(9): 2027-2036.
- [10] 尹贵, 张小栋, 陈江城, 等. 模型不确定的下肢康复机器人轨迹跟踪自适应控制[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(11):1750-1757.
YIN G, ZHANG X D, CHEN J CH, et al. Trajectory tracking adaptive control of the lower limb rehabilitation robot with model uncertainty [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2016, 30 (11): 1750-1757.
- [11] ZOSS A B, KAZEROONI H, CHU A. Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128-138.
- [12] 姜礼杰, 王良诣, 王勇, 等. 一种混合输入并联拟人步态康复机器人的机构设计与分析[J]. 机器人, 2016, 38(4): 495-503.
JIANG L J, WANG L Y, WANG Y, et al. Mechanism design and analysis of a hybrid-input parallel rehabilitation robot with humanoid gaits [J]. Robot, 2016, 38(4): 495-503.
- [13] 边辉, 刘艳辉, 梁志成, 等. 并联 2-RRR/UPRR 踝关节康复机器人机构及其运动学[J]. 机器人, 2010, 32(1):6-12.
BIAN H, LIU Y H, LIANG ZH CH, et al. A novel 2-RRR/UPRR robot mechanism for ankle rehabilitation and its kinematics[J]. Robot, 2010, 32(1):6-12.
- [14] 魏守水, 郭磊, 杨洪光. 足底动静脉脉冲系统的设计与实现[J]. 电子测量与仪器学报, 2007, 21(6): 89-93.
WEI SH SH, GUO L, YANG H G. Design and implementation of plantar AV impulse system [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2007, 21(6): 89-93.
- [15] 秦超龙, 宋爱国, 吴常铖, 等. 基于 Unity3D 与 Kinect 的康复训练机器人情景交互系统[J]. 仪器仪表学报, 2017, 38(3): 530-536.
QIN CH L, SONG AI G, WU CH CH, et al. Scenario interaction system of rehabilitation training robot based on Unity3D and Kinect [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(3): 530-536.
- [16] HUANG H J, FERRIS D P. Neural coupling between upper and lower limbs during recumbent stepping [J]. Journal of Applied Physiology, 2010, 22 (10): 2459-2463.
- [17] 屠丹云. 上下肢并用和单用下肢运动训练法比较[J]. 神经损伤与功能重建, 1982(2):95-96.
TU D Y. Comparison of upper and lower limbs combined with single lower limb exercise training [J]. Neural Injury and Functional Reconstruction, 1982(2):95-96.
- [18] MARTINEZ G M, DRIZD N G, FIRMEZA J M, et al. The effects of cardiac rehabilitation on a patient post-percutaneous coronary intervention using a bioresorbable vascular scaffold[J]. Cardiopulmonary Physical Therapy Journal, 2014, 25(4): 135-135.
- [19] BILLINGER S A, MATTLAGE A E, ASHENDEN A L, et al. Aerobic exercise in subacute stroke improves cardiovascular health and physical performance [J]. Journal of Neurologic Physical Therapy, 2012, 36(4): 159-165.
- [20] 李文浩, 葛云, 陈颖. 基于欧拉角的关节活动度测量系统[J]. 电子测量技术, 2016, 39(7): 132-135.
LI W H, GE Y, CHEN Y. Joint motion measurement system based on euler angle[J]. Electronic Measurement Technology, 2016, 39(7): 132-135.
- [21] DAI J S, ZHANG Q X. Metamorphic mechanisms and their configuration models [J]. Chinese Journal of

Mechanical Engineering, 2000, 13(3): 212-218.

- [22] 姜礼杰, 陈进, 王良诣, 等. 肢体协调运动康复机器人的机构设计与实验[J]. 自动化学报, 2016, 42(12): 1808-1818.

JIANG L J, CHEN J, WANG L Y, et al. Mechanism design and experiment of rehabilitation training robot for coordinated movement of upper and lower limbs [J]. Acta Automatica Sinica, 2016, 42(12): 1808-1818.

- [23] 黄晓琳. 人体运动学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2013.

HUANG X L. Human kinesiology[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2013.

作者简介



姜礼杰, 2010 年于河南科技大学获得学士学位, 2013 年于合肥工业大学获得硕士学位, 现为合肥工业大学在读博士研究生, 主要研究方向为康复训练机器人。

E-mail: jianglijie001@126.com

Jiang Lijie received his B. Sc. degree from Henan University of Science and Technology in 2010, and received his M. Sc. degree from Hefei University of Technology in 2013. Now, he is a Ph. D. candidate in Hefei University of Technology. His main research interest is rehabilitation robot.



王勇 (通讯作者), 分别在 1998 年和 2008 年于合肥工业大学获得硕士学位和博士学位, 现为合肥工业大学机械工程学院教授, 主要研究方向为机械设计、传感与测量技术、服务机器人。

E-mail: simenkouwang@sina.com

Wang Yong (Corresponding author) received his M. Sc. degree from Henan University of Science and Technology in 1998, and received his Ph. D. degree from Hefei University of Technology in 2008. Now, he is a Professor in Hefei University of Technology. His main research interests include mechanical design, sensing and measuring technology, service robot.