

文章编号 1004-924X(2010)01-0108-10

创伤手指康复外骨骼手系统的设计

王 鹏¹, 付宜利¹, 王树国¹, 孟庆刚²

(1. 哈尔滨工业大学 机器人技术与系统国家重点实验室, 黑龙江 哈尔滨 150001;

2. 哈尔滨医科大学 附属第四医院, 黑龙江 哈尔滨 150001)

摘要:在分析人手生物学特性的基础上,提出了一种新的外骨骼式机械手,用于创伤手指的术后康复治疗。基于模块化思想设计了外骨骼手机构本体,该外骨骼手可以适应不同人手长度,能够驱动手指进行独立的弯曲和内收/外展康复运动;康复过程要求外骨骼手能够实时反馈手指关节的角度和力信息,同时保证康复力始终垂直作用于指骨以避免损坏关节周围的软组织。对外骨骼手关节单自由度和二自由度构型进行了分析,建立了外骨骼手的运动学模型,给出了外骨骼手的运动学和动力学方程。以 ARM 微处理器为核心,建立了基于 SPI 总线的外骨骼手控制系统。最后,进行了外骨骼手的运动学和动力学仿真验证及食指弯曲方向康复实验研究。实验结果表明,创伤手指康复外骨骼手系统康复原理和方法正确可行,实验的重复性误差 $<5\%$,表明外骨骼手系统能够满足创伤手指康复要求。

关键词:外骨骼机械手;康复;创伤手指;运动学;动力学

中图分类号:TP242.6 **文献标识码:**A

Design of rehabilitation hand exoskeleton system for injured fingers

WANG Peng¹, FU Yi-li¹, WANG Shu-guo¹, MENG Qing-gang²

(1. *State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China;*

2. *The 4th Affiliated Hospital, Harbin Medical University, Harbin 150001, China*)

Abstract: On the basis of the biological characteristics of human hands, a novel exoskeleton mechanical hand is presented for the rehabilitation of injured fingers. The exoskeleton hand developed by a modular design technology can be regulated for hands with different sizes and for driving fingers to do flexion and abduction/adduction motions independently, and it also can feedback the information of finger joints in real-time during the rehabilitation. The device keeps a rehabilitation force perpendicular to the finger bone under therapy and avoids the soft tissue damage surrounding the finger bone. The one DOF and two DOF structures of the driving mechanism are analyzed and then a kinematical model for the hand exoskeleton is established. Kinematics and dynamics of the hand exoskeleton are analyzed, and their equations are built. Furthermore, a controller architecture using an ARM processor as the kernel is presented based on SPI bus. Finally, the kinematics and dynamics simulations of the hand exoskeleton and the flexion rehabilitation experiment of the index finger are undertaken. The results indicate that the rehabilitation principle and method are correct and the repeatability is less

收稿日期:2009-04-09;修订日期:2009-04-18.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 60275033);黑龙江省科技攻关资助项目(No. 2006G0845-00)

than 5%, which demonstrates that the exoskeleton system can satisfy the rehabilitation requirements of the injured fingers.

Key words: exoskeleton mechanical hand; rehabilitation; injured finger; kinematics; dynamics

1 引 言

外骨骼机器人技术是融合了传感、控制、信息,并为操作者提供一种可穿戴的机械机构的综合技术^[1-2]。作为外骨骼机器人在医疗康复领域的应用,创伤手指康复外骨骼手的主要任务是辅助术后外伤患者进行术后的康复训练,依据现代循证医学(Evidence Based Medicine, EBM)^[3-4]和连续被动运动(Continuous Passive Motion, CPM)理论^[5],可以使患者在尽可能短的时间内恢复健康。目前,针对创伤手指康复外骨骼手的研究已经成为生物医学工程及机器人学科的一个热点方向。

创伤手指康复外骨骼手的主要功能是能够带动手指完成两种康复运动:双向弯曲运动和内收外展运动。为适应不同患者的手指尺寸,外骨骼手的长度需可调节。由于长时间的康复训练会使患者产生疲劳感,要求外骨骼手体积小且质量轻。康复过程中外骨骼手需要能实时反馈手指关节的角度、力信息,从而实现对手指关节的精确控制。而如何在康复训练过程中保证康复力始终垂直作用于指骨,从而避免对关节周围软组织的进一步破坏也成为了外骨骼手设计的难点之一。针对外骨骼机构辅助人手康复治疗国际上已经开展了广泛的研究,美国卡内基梅隆大学机器人研究所科研人员研制了一种手部康复外骨骼机构^[6],该机构固定大拇指,单独康复食指。手指单关节的康复运动采用杆机构配合气动驱动,能达到良好的康复效果,只是尚未建立起有效的感知系统来反馈康复运动信息。德国柏林工业大学机器人研究中心的科研人员研制的手部康复外骨骼机构仍然采用平面四杆机构,但驱动杆为贴近手指的连杆,可以减少力传递过程中的能量损失,获得更好的康复角度和力矩,实现了单个手指关节的精确控制;但此机构不能使康复力垂直作用于指骨,对患指关节必然存在着牵拉的作用,影响康复效

果^[7]。文献[8-9]介绍的机构虽然可以对创伤手指进行康复训练,且能保证康复力垂直作用于指骨,但都存在着体积庞大,携带不便的缺点。文献[10]中的外骨骼手结构与本文类似,缺点是不能实现手指的双向驱动。

本文提出了一种新的创伤手指康复外骨骼手,用于患手的术后康复治疗。这种外骨骼手的特点是可驱动手指做双向弯曲运动和内收外展运动,适应不同人手长度,长时间佩戴不会使患者产生疲劳感,康复过程中能实时反馈手指的关节角度、力信息,且能保证康复力始终垂直作用于指骨,不会破坏关节周围软组织。该装置能使创伤手指恢复运动更加安全有效,并能够对手指的临床康复效果建立起有效的评价。

2 外骨骼手机构设计及建模

2.1 人手生物学特性分析

人手除大拇指外其他 4 个手指相对于手掌的运动由掌指关节 MP、近侧指间关节 PIP、远侧指间关节 DIP 决定。手指有 4 个自由度,其中 MP 处有 2 个自由度,PIP 和 DIP 处各有 1 个自由度,大拇指有 2 个自由度,整个手指共有 18 个自由度,如图 1 所示。

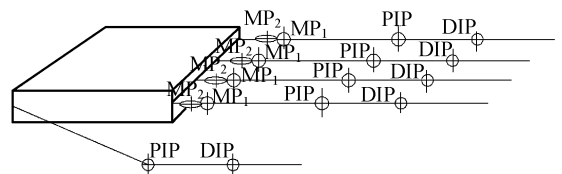


图 1 人手生物学模型

Fig. 1 Human hand physiology

手指运动的特点包括:(1)手指关节的弯曲伸展范围和内收外展范围有限,如 MP 关节的弯曲角度一般不大于 90°;(2)各段手指骨在同一个平面内运动;(3)大拇指外伸的两段指骨在同一平面内运动;(4)MP 处弯曲的轴线和内收外展的轴线几乎垂直;(5)PIP 和 DIP 之间的运动互相约

束,即使没有外力作用,弯曲 PIP 的同时,DIP 也必然会弯曲;反之亦然。手指运动角度如表 1 所示。

表 1 正常成人手指活动范围

Tab. 1 Activity range of normal adults

手指关节	运动方式	活动范围/(°)
MP	内收/外展	-20~20
MP	弯曲	0~90
PIP	弯曲	0~110
DIP	弯曲	0~70

2.2 外骨骼手运动原理

外骨骼手 3 个关节的弯曲运动原理完全相同,以 MP 关节为例,运动原理如图 2 所示。采用直流电机作为关节驱动器,为减轻手指上的重量,将驱动器安置在手的后部位置上,通过腱传动方式把运动和力传递到手指关节,每个关节处集成了两根腱从而实现了关节的双向运动。关节驱动器通过锥齿轮-小滑轮-腱-小滑轮组合机构驱动主动齿轮做旋转运动,主动齿轮的旋转通过啮合传动使与手指相连的弧形架以手指关节为圆心做相应的转动,从而实现手指的弯曲运动。在运动过程中由于弧形架的中心与手指关节中心时刻保持一致,从而保证了康复力能够始终垂直作用于指骨,避免了对手指关节周围软组织的破坏。

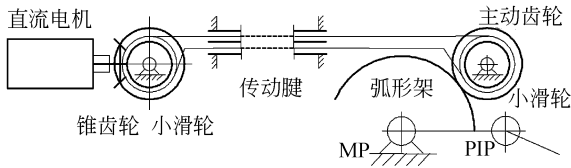


图 2 弯曲运动原理图

Tab. 2 Principle diagram of flexible exercise

为保证创伤手指有足够的运动空间,并且相邻手指之间不发生运动干涉,4 个手指的内收/外展康复运动将同时进行。考虑到运动的一致性和设计的复杂度,采用一个电机共同进行驱动。以单个手指为例,外骨骼手内收/外展运动原理如图 3 所示。驱动器产生的动力由锥齿轮-齿轮齿条组合机构传递至主动齿轮,主动齿轮的旋转带动其正上方与手指相连的弧形架以 MP 关节为圆心

作相应的摆动,从而实现手指的运动。通过控制电机的正反转可实现手指内收/外展的双向驱动。

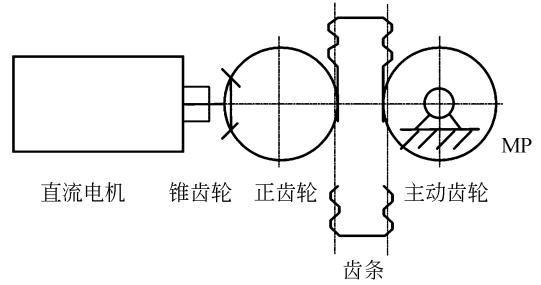
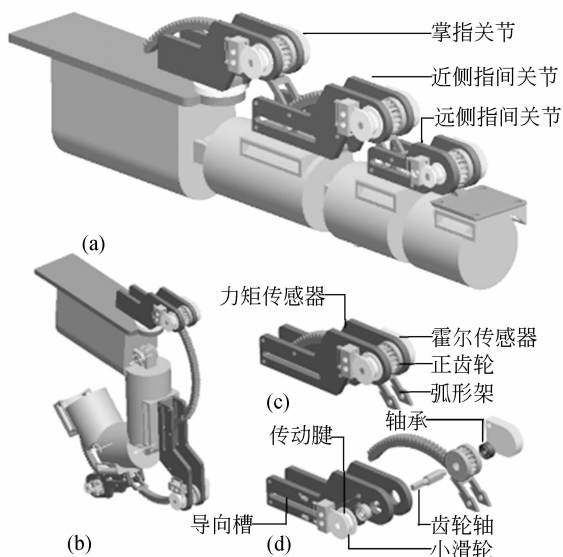


图 3 内收/外展运动原理图

Tab. 3 Principle diagram of adduction/abduction exercise

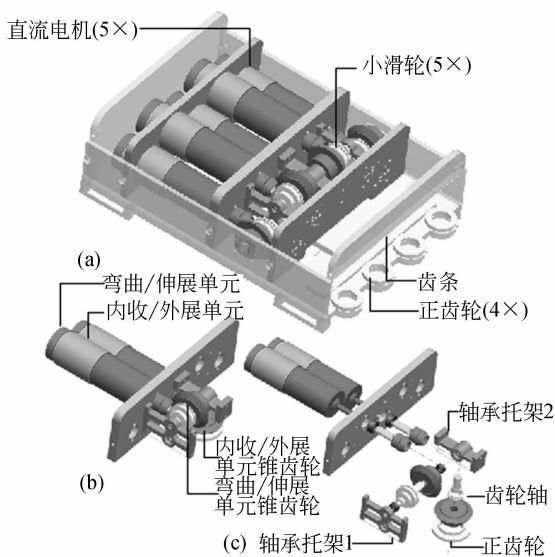
2.3 外骨骼手结构设计

研制的创伤手指康复外骨骼手结构如图 4 (a)、(b)所示。基于模块化的设计思想,将外骨骼手分为执行模块和驱动模块两部分。驱动模块集成了执行电机、传动机构、导向机构、支撑机构和张紧机构。康复训练时将驱动模块放置于患者手背之上。考虑到手指的各关节弯曲运动原理完全相同,并且关节运动之间具有耦合性,运动速度存在一定的比例关系,所以单个手指的 MP、PIP、DIP 关节的弯曲运动采用一个电机进行驱动,每个手指集成了 6 根传动腱。通过对关节处小滑轮外径的合理设计,可使手指的各个关节在康复运动过程中同时到达预定角度。选择驱动模块小滑轮的外径比例为 7:5:2,执行模块小滑轮的外径比为 3:3:2,可实现手指运动的速度比为 9:11:7,结合表 1 提供的数据可使手指各关节在运动中同时达到极限位置。采用弹簧套管对传动腱进行张紧,传动腱和小滑轮之间通过紧定螺钉固连,避免了打滑现象的发生。通过改变腱的长度可以实现动力传输距离的调整,通过改变外骨骼手的调整轴在导向槽中的位置,可以使外骨骼手适应不同人手的长度。为了能够实时反馈手指关节的信息,执行模块上还集成了关节力和位置传感器及其信号调理电路板。外骨骼手机构本体采用硬铝合金材料制成,刚度好且重量轻,康复过程中不会给患者带来疲劳感。图 4(c)、(d)为康复外骨骼手的实物照片。



(a) 外骨骼手执行模块结构

(a) Execution module of hand exoskeleton



(b) 外骨骼手驱动模块结构

(b) Actuator module of hand exoskeleton



(c) 外骨骼手执行模块照片

(c) Picture of execution module



(d) 外骨骼手驱动模块照片

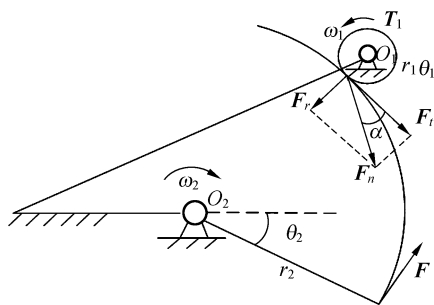
(d) Picture of actuator module

图 4 创伤手指康复外骨骼手

Fig. 4 Rehabilitation hand exoskeleton for injured fingers

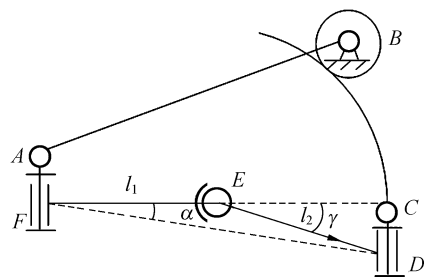
2.4 外骨骼手构型分析

单自由度驱动机构安装在手指的 DIP 和 PIP 关节处。假设支座和手指固联,无相对滑动,该机构为相啮合齿轮的演化形式,如图 5(a)所示。



(a) 单自由度驱动机构

(a) One DOF drive mechanism



(b) 二自由度驱动机构

(b) Two DOF drive mechanism

图 5 外骨骼手构型

Fig. 5 Structure types of exoskeleton

由力矩平衡条件,得圆周力

$$F_t = F_{t_1} = F_{t_2} = \frac{2T_1}{d_1} = \frac{2T_2}{d_2}, \quad (1)$$

可得切向力

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}_{t2} = \frac{2T_1}{d_1} = \frac{19.1 \times 10^6 P_1}{n_1 d_1}, \quad (2)$$

关节转角

$$\theta_2 = \frac{\theta_1 r_1}{r_2}, \quad (3)$$

式中 T_1 、 T_2 为两齿轮转矩； d_1 、 d_2 为两齿轮的分度直径； P 为传递的功率； n_1 为小齿轮的转速； r_1 、 r_2 为分度圆半径单位。

可以看到切向力即手指骨上的作用力 F 始终垂直于手指骨，康复运动中不会产生横向滑动，保证了安全性，并且使驱动力矩达到最小，减小了能量损失，提高了效率。同时关节转角与驱动齿轮转角成线性关系，可实现精确控制。

二自由度驱动机构安装在手指的 MP 关节处，如图 5(b) 所示。通过 AF 轴的转动副带动手指的内收外展运动，由正弦定理可得康复角度 θ 与 AF 轴转角 α 和关节弯曲 γ 角的关系

$$\theta = \arcsin\left(\frac{l_1 \sin \alpha}{l_2 \cos \gamma}\right) + \alpha, \quad (4)$$

根据手指基关节的特点，有 $\gamma = 0$ ，则外展内收角度

$$\theta = \arcsin\left(\frac{l_1 \sin \alpha}{l_2}\right) + \alpha, \quad (5)$$

当限制住 AF 轴和 CD 轴的转动副时，该机构就变成了平面齿轮机构，其原理与单自由度驱动机构相同。

3 外骨骼手运动学及动力学分析

3.1 运动学方程

外骨骼手运动学模型如图 6 所示，其中坐标系 $x_{-1}y_{-1}z_{-1}$ 为基础坐标系，固定在手掌上。根据 D-H 理论，得到各连杆参数如表 2 所示。其中

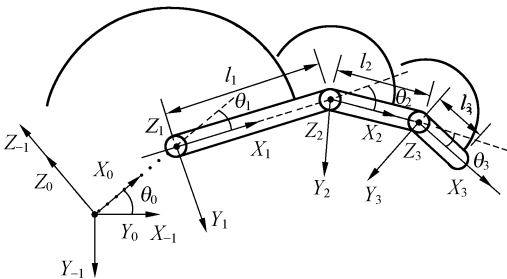


图 6 外骨骼手运动学模型

Fig. 6 Kinematics model of hand exoskeleton

θ_i 为相邻两连杆夹角， α_{i-1} 为相邻两连杆扭角， a_i 为连杆长度， d_i 为相邻两连杆之间的距离。

定义 s_{123} 为 $\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$ ， c_{123} 为 $\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$ ； s_{12} 为 $\sin(\theta_1 + \theta_2)$ ， c_{12} 为 $\cos(\theta_1 + \theta_2)$ ； s_1 为 $\sin \theta_1$ ， c_1 为 $\cos \theta_1$ ， s_0 为 $\sin \theta_0$ ， c_0 为 $\cos \theta_0$ 。根据机器人运动学理论，末端关节的位姿矩阵为

$${}^0\mathbf{T}_3 = {}^{-1}\mathbf{A}_0 {}^0\mathbf{A}_1 {}^1\mathbf{A}_2 {}^2\mathbf{A}_3 = \begin{bmatrix} c_0 c_{123} & -c_0 s_{123} & -s_0 & l_2 c_0 c_{12} + l_1 c_0 c_1 \\ s_0 c_{123} & -s_0 s_{123} & c_0 & l_2 s_0 c_{12} + l_1 s_0 c_1 \\ -s_{123} & -c_{123} & 0 & -l_2 s_{12} - l_1 s_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (6)$$

表 2 外骨骼手 D-H 参数表

Tab. 2 D-H parameters of hand exoskeleton

i	θ_i	$\alpha_{i-1}/(^{\circ})$	a_i	d_i
0	θ_0	0	0	0
1	θ_1	-90	0	0
2	θ_2	0	l_1	0
3	θ_3	0	l_2	1

3.2 运动学逆解

运动学逆问题采用解析法。由末端关节在初始坐标系的位姿变换矩阵，设：

$${}^0\mathbf{T}_3 = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

则根据矩阵对应元素相等可求得关节转角 θ_i ：

$$\theta_0 = -\arcsin a_x, \quad (7)$$

$$\theta_1 = 2\arctan \delta, \quad (8)$$

$$\theta_2 = \arccos \epsilon - 2\arctan \delta, \quad (9)$$

$$\theta_3 = -\arcsin n_x - \arccos \epsilon - 2\arctan \delta, \quad (10)$$

$$\epsilon = \frac{Cp_x - Bl_1 c_0}{Cl_2 c_0}, \quad (11)$$

$$\delta = \frac{A \pm \sqrt{A^2 + B^2 - C^2}}{B + C}, \quad (12)$$

$$A = 2l_1 p_z s_0^2, \quad (13)$$

$$B = -2l_1 p_y s_0, \quad (14)$$

$$C = l_2^2 s_0^2 - p_z^2 s_0^2 - l_1^2 s_0^2. \quad (15)$$

3.3 动力学方程

由前面的分析和计算可以看出外骨骼手具有如下结构特点:外骨骼手的主运动链为开链机器人;主运动链的各个关节为被动关节,分别由相应的闭链驱动。外骨骼手动力学分析主要方法是:根据机构特点,建立从电机输出到末端关节包括整个传动机构的动力学方程。在驱动空间和关节空间中的作用关系,写出外骨骼手的动力学方程为

$$\mathbf{T}_m = \mathbf{J}_m \frac{d^2 \boldsymbol{\theta}_m}{dt^2} + \boldsymbol{\mu}_m \frac{d\boldsymbol{\theta}_m}{dt} + \mathbf{T}_{f_m} + \mathbf{k} \mathbf{C}_{La} (\mathbf{T}_L + \mathbf{T}_{ext}), \quad (16)$$

式中 \mathbf{T}_m 为电动机的电磁转矩矢量, $\mathbf{T}_m = [T_{1m}, T_{2m}, T_{3m}, T_{4m}]^T$; $\mathbf{J}_m, \boldsymbol{\mu}_m$ 为折合到电动机端的驱动器转动惯量矩阵和摩擦因数矩阵,他们都是 4×4 的对角阵; $\boldsymbol{\theta}_m$ 为电动机端的角位置矢量, $\boldsymbol{\theta}_m = [\theta_{1m}, \theta_{2m}, \theta_{3m}, \theta_{4m}]^T$; \mathbf{T}_{f_m} 为折合到电动机端的摩擦阻力矩矢量, $\mathbf{T}_m = [T_{1m}, T_{2m}, T_{3m}, T_{4m}]^T$; \mathbf{T}_L 为作用在手指关节上的驱动力矩矢量, $\mathbf{T}_L = [T_{1L}, T_{2L}, T_{3L}, T_{4L}]^T$; \mathbf{T}_{ext} 为手指骨与环境的外部作用力产生的关节力矩矢量,维数是 4×1 , $\mathbf{T}_{ext} = \mathbf{J}_F^T \cdot \mathbf{F}_{ext}$; \mathbf{F}_{ext} 为手指与环境的作用力矢量,其维数是 4×1 ; \mathbf{J}_F 为手指的力雅克比矩阵,维数是 4×4 ; \mathbf{k}

$$\text{为减速比矩阵, } \mathbf{k} = \begin{pmatrix} k_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_4 \end{pmatrix}, k_i \text{ 为第 } i$$

转动关节的转角与相应的电动机转角的比 $k_i = \frac{\theta_i}{\theta_{im}}, i=1, 2, 3, 4$ 。

$$\mathbf{C}_{La} = \begin{pmatrix} d_{1a}/d_{1L} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & d_{2a}/d_{2L} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & d_{3a}/d_{3L} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{4a}/d_{4L} \end{pmatrix},$$

$d_{ia}, d_{iL} (i=1, 2, 3)$ 为 MP 关节、PIP 关节、DIP 关节弯曲运动啮合齿轮直径; d_{4a} 为 MP 关节内收外展运动的驱动齿轮直径; d_{4L} 为空间杆机构与 MP 关节的距离。

4 外骨骼手控制系统

康复外骨骼手系统是康复外骨骼手本体和嵌入式控制系统的有机统一,整个外骨骼手控制系统的集成如图 7 所示。康复外骨骼手的传感器和驱动器分别集成在执行模块和手驱动模块内部。由于外骨骼手本体尺寸和电子产品微型化技术水平的限制,整个系统采用分布式控制结构^[11]从空间上实现起来难度很大,所以本系统采用了所有传感器信号统一处理,所有电机统一进行驱动的控制方案。整个系统以 ARM 微处理器 S3C2410^[12-13] 为核心,ARM 微处理器完成的任务主要包括外骨骼手控制任务的规划,复杂控制算法的计算,人机交互界面的管理以及与底层控制器的通讯。基于 FPGA 的底层控制器负责外骨骼手关节驱动器的控制,如产生控制电机的 PWM 信号,在整个系统中作为从处理器。为了保护手指,防止手指在康复过程中受到损伤,设计中外骨骼手指的关节运动角度是有限制的。运动过程中, FPGA 不断检测各个关节位置传感器的位置反馈信号,当关节运动到设定的极限位置时, FPGA 立即停止电机的运行,实现极限位置保护。所有传感器信号统一由数据采集模块中的 A/D 转换器完成 A/D 转换。传感系统和驱动控制系统均通过 SPI 总线与 S3C2410 进行通讯。

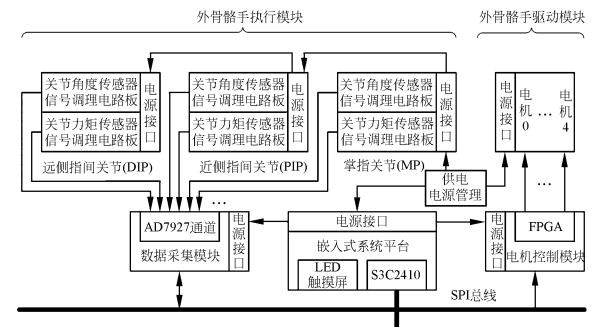


图 7 外骨骼手控制系统

Fig. 7 Control system of hand exoskeleton

5 仿真验证与康复实验

5.1 仿真验证

通过 Pro/E 软件建立了外骨骼手的三维模

型,利用 Pro/E 与 ADAMS 软件的接口 Mechanical/Pro 将模型导入到 ADAMS 中,然后把 Pro/E 中计算得到的参数,添加到 ADAMS 模型中。仿真模型如图 8 所示,其中远指节质量为 66.3 g,中间关节质量为 100.4 g,近指节质量为 78.4 g,单个手指康复机构质量为 245.8 g。考虑齿面之间的摩擦系数在无润滑的情况下为 0.048,在有润滑情况下的摩擦系数为 0.023,其它的动力学参数如表 3 所示。

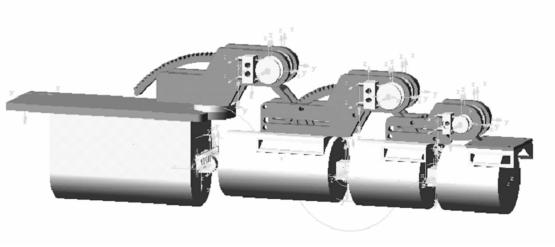


图 8 外骨骼手仿真模型

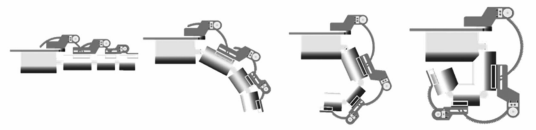
Fig. 8 Simulation model of hand exoskeleton

表 3 动力学参数表

Fig. 4 Parameter of dynamics

i	$m_i /$ kg	$I_{xx} /$ $\text{km} \cdot \text{m}^2$	$I_{yy} /$ $\text{km} \cdot \text{m}^2$	$I_{zz} /$ $\text{km} \cdot \text{m}^2$	$x_i /$ mm	$y_i /$ mm	$z_i /$ mm
1	0.066 3	1 090	3 201	1 305	48	0	0
2	0.100 4	586	2 630	2 873	25	0	0
3	0.078 4	2 430	850	813	25	0	0
4	0.254 3	3 510	4 368	7 235	98	0	0

在 ADAMS 仿真中,给模型添加相应的关节驱动和约束。在 MP_1 、PIP、DIP、 MP_2 关节的驱动齿轮上加载力矩 0.9, 0.1, 0.1, 0.8 $\text{N} \cdot \text{m}$,同时在手指关节依次施加阻力矩 0.16, 0.1, 0.1, 0.15 $\text{N} \cdot \text{m}$ 。仿真时间设定为 5 s,在一个运动周期内对弯曲运动和内收外展运动分别进行仿真分析,运动示意图如图 9 所示。各关节输出角度和角速度曲线如图 10 所示,其中曲线 1、2、3 分别为 PIP、MP、DIP 关节的屈伸角度变化,曲线 4 为 MP 关节的内收/外展角度变化。可以看出各关节最大弯曲角度分别为 110, 90, 70, 20°,与预期设计的最大康复角度一致。在 P_1 、 P_2 、 P_3 指节上创建 MARK 点,对各个手指关节进行力矩测量。其中 Y 方向为手指骨的垂直方向,输出仿真曲线如图 11 所示。可以看到 P_1 、 P_2 、 P_3 指节在 X、Z



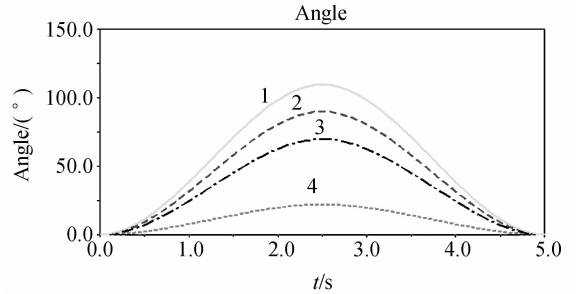
(a) 弯曲运动
(a) Flexible exercise



(b) 内收/外展运动
(b) Adduction/abduction exercise

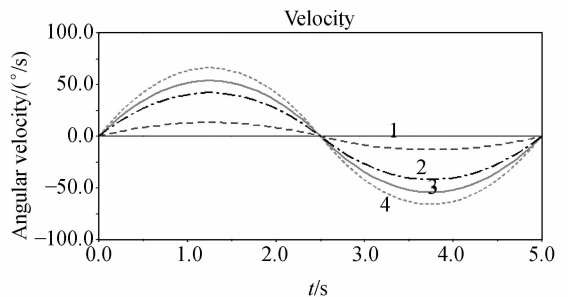
图 9 手指运动示意图

Fig. 9 Schematic diagrams of finger exercise



(a) 各关节角度变化

(a) Angle variations of joints



(b) 各关节角速度变化

(b) Angle velocity variations of joints

图 10 各关节角度及角速度变化

Fig. 10 Angles and angle velocity variations of joints

方向上的分力分别为 0 或趋近于 0,在忽略重力的情况下,仅在 Y 方向上存在康复力,说明康复力始终是与手指骨垂直的,从而验证了外骨骼手机构的合理性。

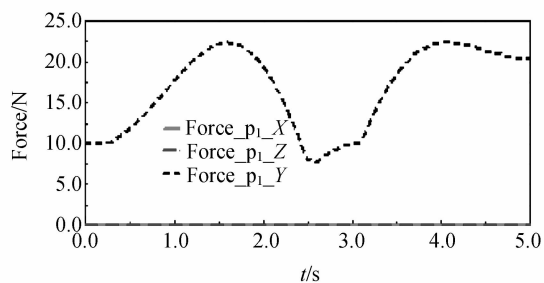
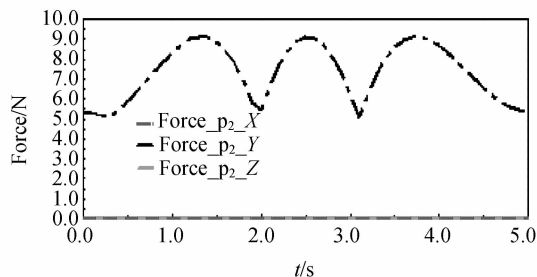
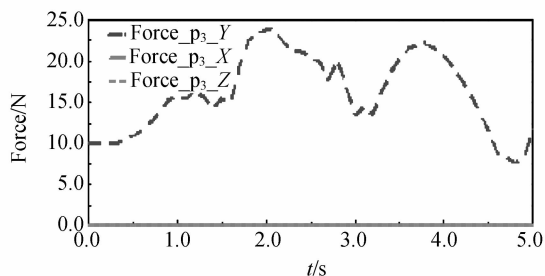
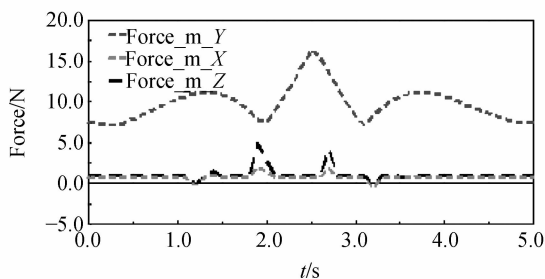
(a) P₁ 指节弯曲运动(a) Flexion of P₁ knuckle(b) P₂ 指节弯曲运动(b) Flexion of P₂ knuckle(c) P₃ 指节弯曲运动(c) Flexion of P₃ knuckle(d) P₁ 指节内收/外展运动(d) Adduction/abduction of P₁ knuckle

图 11 手指骨上的作用力

Fig. 11 Forces on finger bone

5.2 康复实验

利用康复外骨骼手进行了左手食指 MP 关节弯曲方向康复运动实验,如图 12 所示。康复过程中进行了数据采样,采样周期为 100 ms,设置安全力矩为 $150 \text{ mN} \cdot \text{m}$ 。指关节的阻力矩由力矩传感器测得的值变换得到,根据实验数据进行分析得到图 13 所示关节力矩曲线,图中曲线为两个运动周期内采样数据的拟合回归曲线。对图 13 分析可得:两条曲线的重复误差 $< 5\%$,验证了系

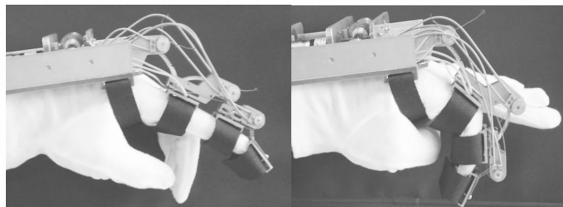


图 12 食指 MP 关节康复运动实验

Fig. 12 Rehabilitation exercise experiment for MP joint of index finger

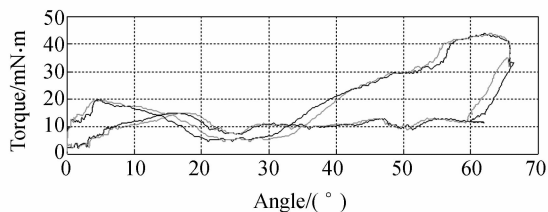


图 13 康复运动过程中关节力矩曲线

Fig. 13 Torque curves of joints during rehabilitation exercise

统的可靠性。另外,一个运动周期内的关节力矩曲线是闭合的,这说明测量的曲线基本反映了实际的力学特性;食指 MP 关节的运动为 $0 \sim 66^\circ$,这是由于尼龙搭扣的阻碍,使得关节的实际运动范围与理想值存在一定偏差;数据曲线中出现异常的“锁扣”(图中左侧),这是因为外骨骼手采用的独特腱驱动的柔性特性导致了在运动换向处有迟滞;来回程曲线的重合度不高,这是因为腱驱动来回程运动方向上的摩擦阻力不同,随着绳索紧边和松边的转化导致关节受力出现一定的差异;关节力矩在关节位置大的一侧最大,这是因为此处接近于手指向手心方向弯曲的极限位置,往往创伤手指关节运动受限需要恢复手功能的要求就是要打破这个方向的自主运动的限制,达到或接近

正常的生理极限位置,是康复治疗的主要技术参数。

6 结 论

本文提出了一种应用于创伤手指术后康复训练的外骨骼手机构,并对其进行了运动原理分析和结构设计。该外骨骼手具有长度可调节,能够驱动手指进行独立的弯曲和内收/外展康复运动。在康复过程中能实时反馈手指的关节力和位

置信息,且能保证康复力始终垂直作用于指骨,避免了对关节周围软组织的损坏。对外骨骼手单自由度和两自由度构型的分析验证了机构的合理性。根据外骨骼手结构特性建立的运动学模型为其运动学分析和动力学分析奠定了基础。建立了基于 ARM 微处理器和 SPI 总线的控制系统。运动学和动力学仿真验证以及食指弯曲方向康复实验结果证明,外骨骼手康复原理正确可行,实验的重复性误差 $<5\%$,验证了外骨骼手的可靠性,表明外骨骼手系统能够满足创伤手指的康复要求。

参考文献:

- [1] DOLLAR A M, HERR H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2008,24(1):144-158.
- [2] 王建宇,谢宗武,方宏根,等. 外骨骼式多指测量机器人[J]. 光学 精密工程, 2008,16(4):662-668.
WANG J Y, XIE Z W, FANG H G, *et al.*. Research on exoskeleton multi-finger measurement robot [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008,16(4):662-668. (in Chinese)
- [3] MOLEWIJK A C, STIGGELBOUT A M, OTTEN W, *et al.*. Implicit normativity in evidence-based medicine: a plea for integrated empirical ethics research [J]. *Health Care Analysis*, 2003,11(1):69-92.
- [4] GRAY G E, PINSON L A. Evidence-based medicine and psychiatric practice [J]. *Psychiatric Quarterly*, 2003,74(4):387-399.
- [5] SALTER R B, FIELD P. The effects of continuous compression on living articular cartilage [J]. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1960,42A(1):31.
- [6] DICICCO M, LUCAS L, MATSUOKA Y. Comparison of control strategies for an EMG controlled orthotic exoskeleton for the hand [C]. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, New Orleans, LA, USA: IEEE*, 2004:1622-1627.
- [7] WEGE A, ZIMMERMANN A. Electromyography sensor based control for a hand exoskeleton [C]. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Sanya, China: IEEE*, 2007:1470-1475.
- [8] MALI U, GOLJAR N, MUNIH M. Application of haptic interface for finger exercise [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2006,14(3):352-360.
- [9] WORSNOPP T T, PESHKIN M A, COLGATE J E, *et al.*. An actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke [C]. *Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Noordwijk, The Netherlands: IEEE*, 2007:896-901.
- [10] LELIEVELD M, MAENO T, TOMIYAMA T. Design and development of two concepts for a 4 DOF portable haptic interface with active and passive multi-point force feedback for the index finger [C]. *Proceedings of ASME International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, Philadelphia, Pennsylvania, USA*, 2006.
- [11] GAO X H, JIN M H, XIE Z W, *et al.*. Development of the chinese intelligent space robotic system [C]. *Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Beijing, China*, 2006:994-1001.
- [12] 张仁杰,汤林,郑哲. 基于 ARM920T 模块的深孔表面多点粗糙度自动检测装置[J]. 光学 精密工程, 2008,16(5):912-916.
ZHANG R J, TANG L, ZHENG ZH. Novel instrument for automatic measuring roughness of deep hole surface based on ARM920T circuit block [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008,16(5):912-916. (in Chinese)
- [13] 于保军,杨志刚,周广禄. 基于 TMS320 DM642 和

S3C2410 的细胞注射装置控制系统[J]. 光学精密工程, 2008, 16(8): 1500-1507.

YU B J, YANG ZH G, ZHOU G L. Control sys-

tem for cell injection device based on TMS320 DM642 and S3C2410 [J]. *Opt. Precision Eng.*,

2008, 16(8): 1500-1507. (in Chinese)

作者简介:



王 鹏(1980—),男,黑龙江哈尔滨人,博士研究生,分别于 2003 年、2005 年在哈尔滨工业大学获得学士、硕士学位,主要从事医疗机器人技术,传感技术,嵌入式系统技术的研究。E-mail: wangpeng.hit@gmail.com



王树国(1958—)男,河北献县人。教授,博士生导师,分别于 1982 年、1984 年、1996 年在哈尔滨工业大学获得学士、硕士、博士学位,现为哈尔滨工业大学校长,主要从事机器人机构学,机器人动力学控制与仿真的研究。E-mail: meylfu@hope.hit.edu.cn



孟庆刚(1963—)男。黑龙江齐齐哈尔人,教授,硕士生导师,1987 年、1995 年于哈尔滨医科大学分别获得学士、硕士学位,2006 年于武汉同济医科大学获得博士学位,现为哈尔滨医科大学附属第四医院副院长,主要从事手外伤治疗,断指再植技术的研究。E-mail: mqg680@sohu.com

导师简介:



付宜利(1966—),男,河北秦皇岛人,教授,博士生导师,分别于 1991 年、1996 年在哈尔滨工业大学获得硕士、博士学位,现为哈尔滨工业大学现代生产技术中心主任,主要从事机器人技术,数字化设计制造技术的研究。E-mail: meylfu@hit.edu.cn

●下期预告

八矩阵超小型绝对式光电编码器

刘长顺^{1,2},王显军¹,韩旭东¹,盖竹秋¹,王增发¹

(1. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所,吉林 长春 130033;

2. 中国科学院 研究生院,北京 100039)

为了实现高精度、高可靠性绝对式光电编码器的小型化,对编码器的编码方式和读数头的结构等进行了研究。首先,介绍了编码器码盘所采用的八象限矩阵编码(即八矩阵码)原理,对比传统四象限矩阵码,八矩阵编码的优点在于它仅需两圈就可以实现 10 位自然二进制编码:码盘第一圈四路信号实现格雷编码的高三位,第二圈八路信号实现格雷编码的低七位;再经格雷编码与自然二进制的译码关系,得到 10 自然二进制码。接着,说明了狭缝的精码窗口运用错位移相的方法获得圆光栅莫尔条纹,且采用单头读数,减少发光元器件(光源)数量。最后,介绍了信号提取方法。实验结果表明,实现了 $\Phi 25\text{ mm} \times 16\text{ mm}$ 的超小体积,小于 28 g 的重量,分辨率经过电子细分达到了 16 位,精度(1σ)优于 $30''$ 。极高的可靠性可保证在极其苛刻条件下长期正常工作,在航空航天和军事等领域有广泛的应用前景。