

模块化轻量上肢假肢臂设计与多关节协同控制系统

张邛^{1, 2}, 李向新^{2*}, 朱亚龙², 郑悦², 田岚²

¹ (南方科技大学 深圳 518055)

² (中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

摘要: 上肢功能丧失给截肢患者带来了诸多生活不便, 为了提高上肢截肢人群的生活质量, 需开发低成本、轻量且功能强大的假肢系统。本文提出一种三自由度模块化轻量上肢假肢臂及其多关节协同控制系统的设计方案, 旨在提供一个轻便、经济、模块化且功能全面的假肢解决方案。通过采用镂空结构设计, 假肢臂的整体重量显著降低 (约 2 公斤), 远低于现有商业化假肢产品, 同时确保自由度数量及有效降低制造成本, 提升了假肢的舒适性和适用性。此外, 本文设计的多关节控制系统结合精确的协调算法, 能够精确控制各关节同时达到预定角度, 满足不同程度截肢者对多关节协同运动的需求。通过精度和效率测试, 结果表明, 该假肢在控制精度方面表现出色, 且运动效率能够满足日常生活中的绝大多数需求。

关键词: 假肢机械臂; 低成本; 轻量化; 模块化设计; 协同控制;

Lightweight prosthetic arm design and control system construction

ZHANG Zhi^{1,2}, LI Xiangxin^{2*}, ZHU Yalong², ZHENG Yue², TIAN Lan²

¹ (Southern University of Science and Technology, Shen Zhen 518055, China)

² (Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract: The loss of upper limb function brings a lot of inconvenience to the life of amputees. In order to improve the life quality of upper limb amputees, it is necessary to develop a low-cost, lightweight and powerful prosthetic system. In this paper, a three-degree-of-freedom modular light-weight upper limb prosthetic arm and its multi-joint cooperative control system are designed to provide a lightweight, economical, modular and comprehensive prosthetic solution. By using the hollow structure design, the overall weight of the prosthetic arm is significantly reduced (about 2 kg), which is much lower than existing commercial prosthetic products, while ensuring the number of degrees of freedom and effectively reducing manufacturing costs, improving the comfort and suitability of the prosthetic arm. In addition, the multi-joint control system designed in this paper, combined with the precise coordination algorithm, can accurately control each joint to reach a predetermined Angle at the same time, to meet the needs of different degrees of amputees for multi-joint cooperative movement. Through precision and efficiency tests, the results show that the prosthesis performs well in terms of control accuracy, and the motion efficiency can meet most of the needs of daily life.

Key words: Prosthetic mechanical arm; Low cost; Lightweight; Modular design; Control system; Cooperative control;

基金项目: 深圳市基础研究计划资助项目(JCYJ20220818101407016)

作者简介: 张邛, 研究生, 研究方向为假肢臂设计与控制; 李向新 (通讯作者), 副研究员, 研究方向为运动神经生理信息处理、多功能假肢控制、柔性传感材料应用等, E-mail: lix@siat.ac.cn; 朱亚龙, 研究生, 研究方向为多模态假肢控制; 郑悦, 博士, 研究方向为神经假肢控制设计等; 田岚, 高级工程师, 研究方向为假肢控制器设计。

1 引言

根据世界卫生组织统计,全球大约 10%的人口存在不同程度的身体残疾。根据 2007 年第二次全国残疾人抽样调查,推测截止 2010 年末我国有各类残疾人 8502 万,占全国总人口的 6.2%。其中,肢体残疾人 2472 万,在所有残疾种类中所占比重最大^[1]。肢体功能的丧失给广大肢体残疾人的生活、工作和学习造成诸多不利影响,极大地降低了他们的生活质量,佩戴假肢可以有效帮助截肢患者恢复肢体功能。

人体上肢主要由手、腕、肘和肩四个关节构成。根据截断位置,截肢的类型可分为前臂截肢、上臂截肢和肩部截肢三种形式,截肢程度越高,所需恢复的上肢关节自由度越多。对于前臂截肢患者,需要恢复腕部的屈伸和摆动、手部的抓取和侧捏等基本功能;而上臂截肢者则需进一步恢复小臂的旋前旋后及肘关节屈伸功能;对于肩部截肢者,则还需恢复大臂的内外旋、肩部外摆及肩部前后摆等功能。但是,目前主要是针对前臂截肢者进行假肢研究^[2-4],更侧重于假肢手功能重建。包含上臂的研究较少,主要有犹他大学设计的 LUKE 手臂^[5-6]和约翰霍普金斯大学设计的模块化假肢^[7-8],两种手臂都具有良好的仿生性能,但它们也都具有重量大、价格高的问题。中国科学技术大学李智军团队也设计了一套模块化灵巧假肢系统,稍微改善了重量大、价格高的问题,但是假肢臂展长为 1m,明显大于成人上肢一般长度(0.6m-0.8m),不仅增加假肢臂的重量,还降低了仿生性能。此外,假肢关节自由度的增加有助于提高截肢者的肢体功能恢复程度。然而,人体上肢本身具有较高的自由度^[9],因此,假肢关节数量过多会对控制系统提出更高要求。单一关节控制虽然能完成基本任务,但效率较低;而常见的多关节控制方式则容易出现关节干涉和协调性差等问题。为此,假肢设计需要实现多关节协同控制,以避免上述问题,进而更好地满足截肢者在假肢使用过程中的需求。

本研究针对不同程度的上臂截肢者,设计一款具有三自由度的模块化协同控制假肢系统,旨在降低重量与成本,同时满足不同截肢类型患者多关节协同控制需求。该系统分为假肢模块与控制模块:假肢模块包含腕部模组、小臂模组和大臂模组,腕部模组通过主轴与前臂接收腔进行连接,可作为前臂假肢恢复腕关节的屈伸功能;腕部模组与小臂模组、小臂模组与大臂模组、大臂模组与上臂接收腔分别通过主轴、旋转轴和四孔螺钉进行连接,可作为上臂假肢实现腕关节屈伸、小臂内外旋和肘关节屈伸功能;控制模块能够实现假肢的多关节协同控制,控制各关节同时到达目标角度,且具有良好的控制精度。

2 模块化假肢机械臂假肢模块

2.1 模块化假肢机械臂结构

根据前臂截肢、上臂截肢两种截肢类型,本文设计了一种具有三自由度的模块化手臂假肢。可通过模组的不同组合,用作前臂假肢和上臂假肢,图 1 为假肢臂的结构组成。假肢臂设计注重模块化与功能性,通过电机、减速器与蜗轮蜗杆的配合实现多自由度运动,并兼顾关节锁定与运动平稳性,为患者提供高度灵活和可靠的机械结构支持。

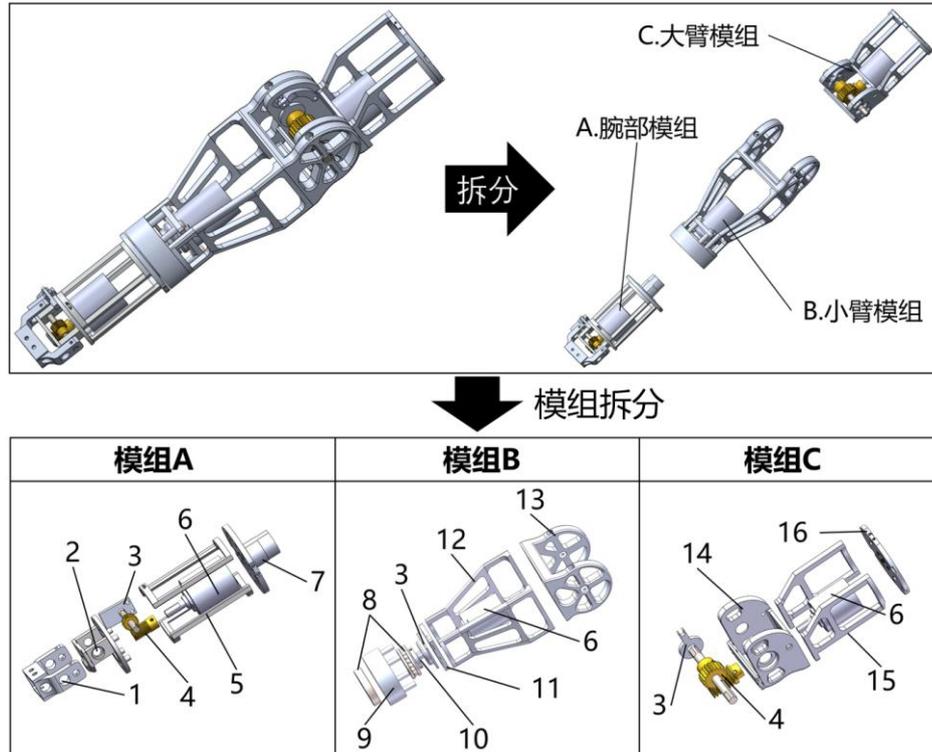


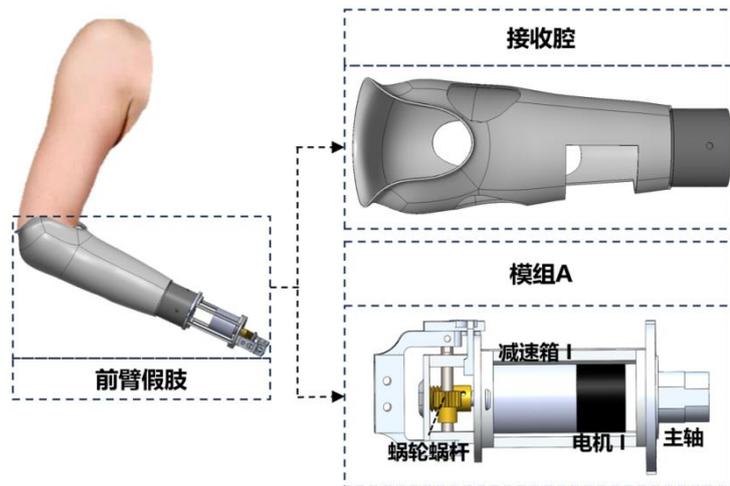
图 1 假肢臂结构示意图

Fig.1 Schematic diagram of prosthetic arm structure

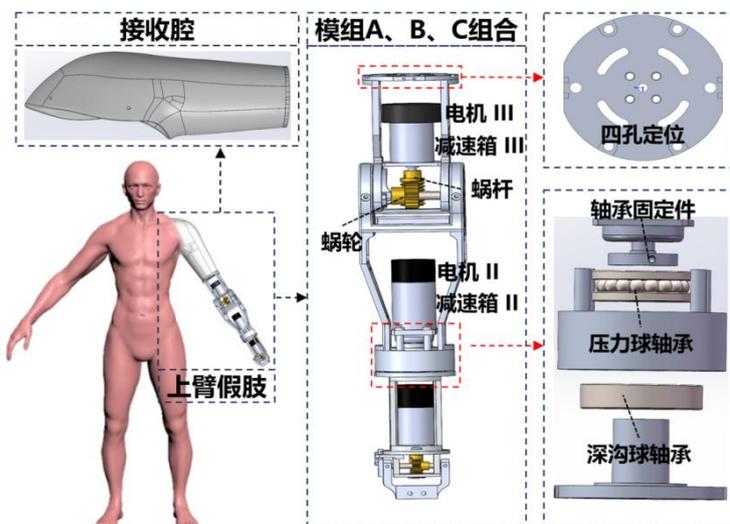
(1.手部连接件 2.腕部顶座 3.角度传感器 4.蜗轮蜗杆 5.腕部支撑 6.电机 7.腕部底座 8.轴承 9.小臂连接件 10.轴承固定件 11.电机固定件 12.内外旋架 13.内外旋座 14.肘部顶座 15.肘部支撑 16.肘部底座)

前臂假肢适用于截肢位置位于小臂的经桡动脉截肢者和腕离断截肢者，通过腕部模组 A 与前臂接收腔组合而成，结构如图 2a 所示。前臂假肢可实现腕关节的屈伸功能，其动力传输由 Maxon 电机 I、减速器 I 和蜗轮蜗杆结构实现，另外蜗轮蜗杆还可实现腕部屈伸的自锁。模组 A 中的主轴负责与接收腔或其它模组组装。

上臂假肢适用于截肢位置位于大臂的肘关节离断和经肱骨截肢者。上臂假肢主要由腕部模组 A、小臂模组 B、大臂模组 C 和上臂接收腔组成，其结构如图 2b 所示。上臂假肢可实现腕部屈伸、小臂内外旋转、肘部屈伸这三个自由度的运动。模组 A 和模组 B 的拼接可实现小臂的内外旋转功能，动力传输由 Maxon 电机 II、减速器 II 和轴承固定件实现。轴承固定件有三个功能：（1）与压力球轴承配合提供轴向约束固定模组 A 和 B；（2）将 Maxon 电机 II 的作用力传递至模组 A，从而完成内外旋运动；（3）为深沟球轴承提供轴向约束，进而横向约束模组 A。压力球轴承除了上述与压力球轴承配合外，还起到将内外旋运动过程构件间的滑动摩擦变为滚动摩擦的作用（减少摩擦力）。模组 B 和模组 C 的拼接可实现肘关节的屈伸功能，屈伸的动力传输由 Maxon 电机 III、减速器 III 和蜗轮蜗杆实现，蜗轮蜗杆同样具有控制关节自锁作用。与腕部模组 A 不同的是，大臂模组 C 通过四孔定位与上臂接收腔组合固定。



(a) 前臂假肢示意图



(b) 上臂假肢示意图

图 2 模块化假肢示意图

Fig.2 Modular prosthetic schematic

2.2 模块化假肢机械臂轻量化仿真分析

为了保证假肢机械臂各部分的强度(即安全系数,所选材料通常情况下安全系数大于 1.5 即可靠)达到要求,本研究对各构件进行仿真分析(如图 3)。其中,图 3(a)为手部连接件的有限元分析结果,构件各点的颜色与色带安全系数对应,即由红→黄→绿→蓝对应的部分安全系数逐步增加,且最小安全系数为 6.538,该构件结果模型主要为红色,故在该负载情况下,其最小安全系数为 6.538。参数优化是以有限元仿真分析为基础进行的分析,设定构件尺寸参数范围,可以得到不同情形下(构件在设定参数范围内取不同尺寸参数)的最低安全系数值和质量,如图 3(b)为腕部底座构件参数优化部分结果所绘制的折线图,横坐标为 14 种情形,每种情形具有不同的构件尺寸参数(以长方体为例,设定其长宽尺寸范围为 10-15mm,高不变,取样间隔为 1mm,则情形 1 代表长宽各 10mm,情形 2 代表长 11mm,宽 10mm,情形 3 代表长 11mm,宽 11mm...以此类推,取遍设定尺寸范围),纵坐标分别为对应情形下的质量及最小安全系数,绿线表示构件质量的变化情况,蓝线及红虚线分别表示腕屈底座在两种负载状态下的最小安全系数变化。由此图像可以看出,构件选用情形 14 的尺寸参数时,质量最低,为 40.1g,并且在两种负载情况下的安全系数分别为 3.86 和 4.21,能满足强度要求。故在 14 种情形下,情形 14 的尺寸参数为构件最优选(质量最小且强度足

够)。拓扑优化同样是以有限元分析结果为基础进行的仿真，最终结果会生成在不同负载下满足强度要求（分析时设定安全系数大于 1.8）的构件“新模型”，如图 3（c）为腕部支撑的拓扑优化结果，右侧色带对应到构件反映各部分在满足强度要求需要保留的程度，构件模型为黄色的部分说明应该保留，其余颜色部分可以进行切除，切除后得到的新构件模型在多个负载情况下的安全系数将接近设定的 1.8。通过仿真分析，保证了各构件质量更加轻便，同时在工作负载情况下具有足够的安全系数。

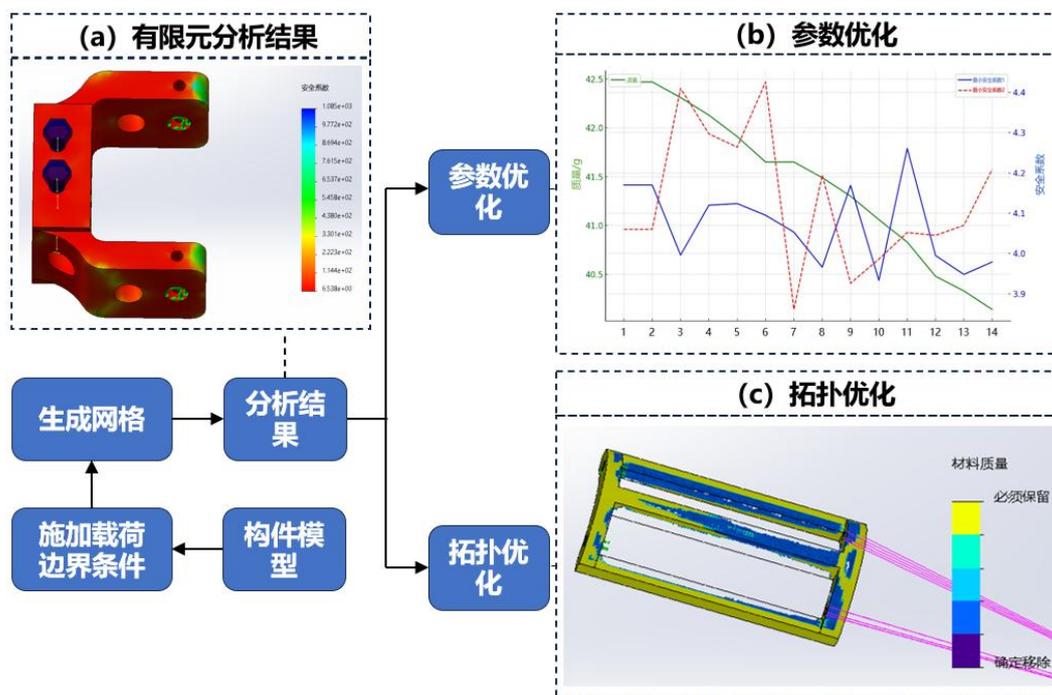


图 3 构件仿真分析流程

Fig.3 Flow chart of component simulation analysis

本节进行了三自由度模块化手臂假肢结构设计，其适用于前臂和上臂截肢者。通过模块化组合，假肢可实现腕部屈伸、小臂旋转和肘部屈伸等功能。通过镂空设计结合有限元仿真和参数优化，确保各构件在满足强度要求的同时，最大程度减轻质量，提高假肢的稳定性和舒适性，整体设计兼顾功能性与可靠性。

3 模块化假肢机械臂控制模块

3.1 硬件系统组成

整个假肢机械臂的控制系统如图 4 所示，主要由控制单元（电脑、控制板）、分析（输出）单元（控制板、驱动器）和运动单元（电机组）等多个子系统组成。其中，1）电脑作为上位机，通过 Micro 转 USB 接口与控制板连接，使用 UART 串行通信协议向控制板发送命令；2）控制板接收上位机的命令，并将命令解释成相应时序信号（PWM）直接控制驱动器；3）角度传感器工作原理与滑动变阻器类似，输出端电压会随着关节角度变化，用于返回各关节的实时角度；4）驱动器为电机组提供运动电压，并根据来自控制板的 PWM 信号驱动电机转动；5）12V 锂电池组为驱动器和角度传感器提供电力。

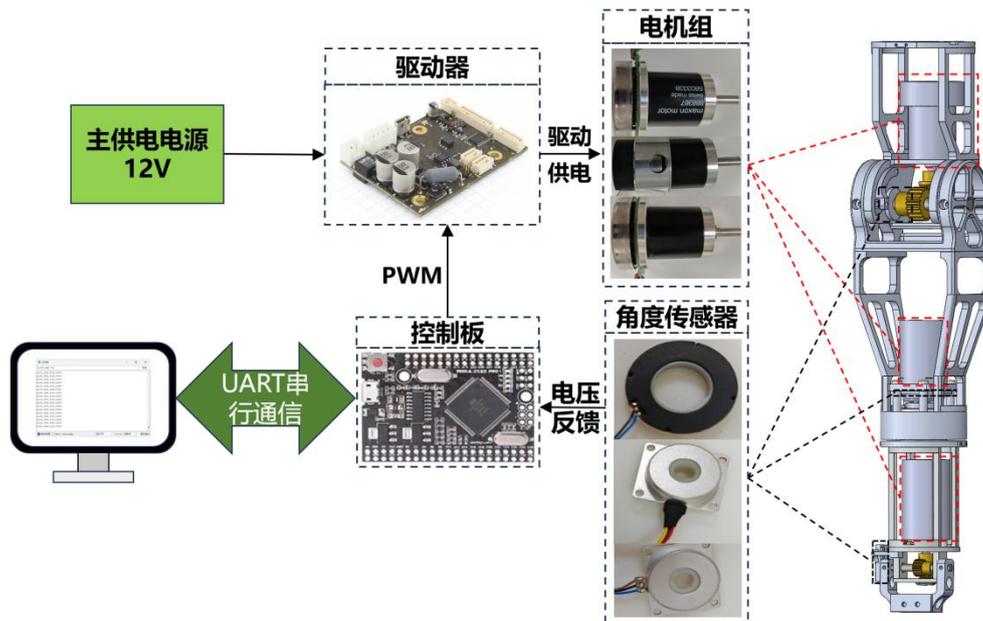


图 4 控制系统组成

Fig.4 Control system composition

3.2 控制模式

假肢机械臂的控制流程包括以下几个主要步骤：首先，电脑通过串口通信将角度指令发送至控制板。控制板根据角度传感器返回的电压信号与目标角度指令进行比对，并将运动命令转换为脉冲信号（PWM），随后将该信号传输至电机驱动器。电机驱动器根据脉冲信号驱动电机运动，使机械臂的各个关节移动至预定位置，从而实现对机械臂的精确运动控制。

本文提出一种多关节同步到位控制模式，即当多个关节同时接收到运动指令时，系统将计算各个关节起始角度值与目标角度值的差值，不同关节之间在整个运动过程中会根据差值的比值进行速度比例调整，使得各个关节能够同步启动并同步完成运动指令。该模式可以在几乎不影响效率的情况下，降低运动过程中电机的损耗和震动，并且提高关节运动的准确性。

作为对比，本研究还设置了单关节运动和多关节同步运动两种假肢臂常用模式。单关节运动控制模式：假肢机械臂每次仅驱动单个关节运动，当该关节到达目标角度后，下一个关节才开始运动，运动顺序为肘关节、小臂、腕关节。多关节同步运动控制模式：假肢关节将同步进行运动，且各关节以各自速度运动到目标角度，彼此互不干涉。

上述三种控制模式都加入 PID 控制算法以减少机械臂的运动偏差。PID 控制算法^[10]结合了比例（P）、积分（I）和微分（D）三种控制策略，用以精确调节假肢的运动过程。PID 控制公式如下^[11]：

$$u(t) = K_p \left(e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) dt + T_D \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (3-1)$$

其中：

K_p ——比例增益系数， K_p 与比例度成倒数关系；

T_i ——积分时间常数；

T_D ——微分时间常数；

$u(t)$ ——PID 控制器的输出信号；

$e(t)$ ——给定值 $r(t)$ 与测量值之差。

假肢系统使用离散的 PID 位置控制算法，通过固定时间间隔采样角度传感器的返回值，并根据角度误差进行调整。公式如下^[12]：

$$u(k) = K_p e(k) + K_i \sum_{i=0}^k e(i) + K_d [e(k) - e(k-1)] \quad (3-2)$$

式中：

K_i ——积分增益系数；

K_d ——微分增益系数；

$e(k)$ —— k 时段给定值 $r(k)$ 与测量值之差。

系统通过固定时间间隔读取角度传感器的数据，并计算实时误差，并不断进行误差值记录和累加。按式 3-2 将其用于更新 PID 控制器的输出，调整各电机的运动速度，确保机械臂在高速运动时仍保持较小的偏差，并且能够精确地到达目标位置。借助该算法提高了机械臂运动的精度，机械臂能够完成更高精度和稳定性的任务。

本节介绍假肢机械臂的控制系统及其工作流程，系统包括上位机、控制板、电机驱动器等多个子系统。重点阐述了通过 PID 控制算法实现的精准角度控制，并结合协调算法实现多关节同步到位控制，优化运动精度与效率。相比单关节控制模式，多关节同步模式提高了关节协调性并减少了电机损耗。PID 控制算法进一步提升了系统的精度和稳定性，确保机械臂能够高效、精确地完成运动任务。

此外，经肱骨截肢者佩戴三自由度模块化假肢系统与自研假肢手，左手经桡骨截肢者佩戴前臂假肢系统与自研假肢手完成了基础抓握动作的实验，通过佩戴此系统，两类截肢者成功完成了拿水杯、拿不规则物体等动作。

4 实验测试与结果

本节将对上肢假肢的控制系统进行验证，重点测试假肢在多关节同步到位、单关节运动、多关节同步运动三种控制模式下的精确度和运动效率。精确度测试通过多次发送相同目标位置指令，分析假肢手指末端位置的偏差来评估精确度。效率测试则通过记录假肢抓握可乐瓶后，从抓握位置运动到预设位置的时间，衡量假肢臂的运动效率。

4.1 精确度测试

为评估假肢臂的精确度，设计“标靶”测试，标靶由半径差为 0.5cm 的同心圆组成。测试过程：1) 定位靶心，手动调整假肢使假肢手的食指末端与数字靶靶心重合，记录假肢此时三个关节的角度；2) 调整假肢到初始位置；3) 指令复位，分别选择不同模式，通过输入角度指令方式让假肢移动至靶心，观察食指末端与靶心偏差。测试标准：末端位置距离靶心中心点 0.5cm 半径的圆内，误差记作 0，在 0.5cm 半径圆与 1cm 半径圆之间误差记作 0.5cm，以此类推。每个模式进行 10 次实验，记录食指末端与靶心的偏差值，并计算偏差值的平均值和标准差，偏差值越大，则说明机械臂偏离指定位置远，精确度越低。精确度测试的结果如表 1 所示，单关节运动模式的 10 次测试末端偏差值结果为：0cm 和 0.5cm 各 5 次，平均值和标准差都为 0.25cm，多关节同步运动模式 10 次测试末端误差结果为 0cm 和 0.5cm 各 5 次，平均值和标准差值都为 0.25cm，多关节同步到为模式 10 次测试末端误差结果为 8 次 0cm 和 2 次 0.5cm，误差平均值为 0.1cm，标准差为 0.2cm。

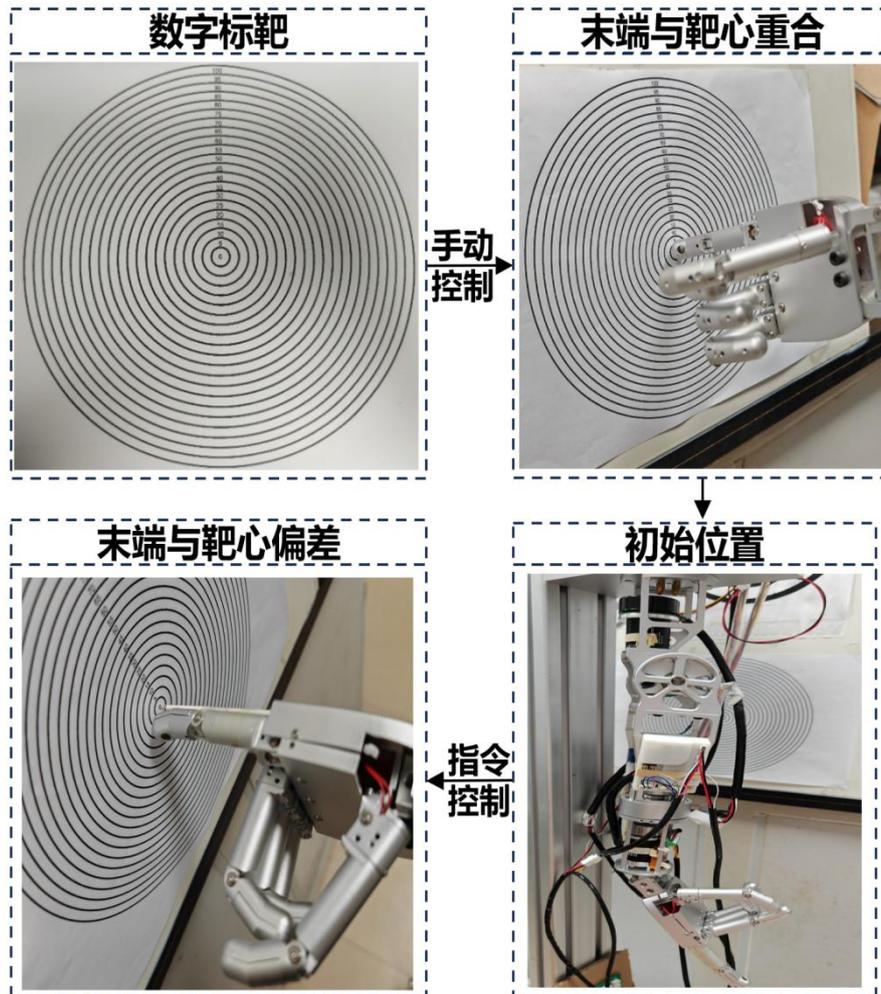


图 5 精确度测试过程图

Fig.5 Accuracy test process diagram

4.2 效率测试

本测试通过控制假肢抓握可乐瓶后各关节进行一定的角度的运动时间来评估机械臂的运动效率。测试过程：1) 手动定位，手动调整机械臂至握住可乐瓶位置（起始位置），记录关节角度；2) 指令运动控制，发送控制指令，让机械臂三个自由度各进行 45 度角度运动，记录此时位置（目标位置）关节角度；3) 调整机械臂至起始位置；4) 让机械臂抓握可乐瓶，发送控制命令，使机械臂起始位置移动至目标位置，并对运动过程进行计时。三个模式都进行 10 次实验，并计算运动过程耗时的平均值与标准差，以运动时间评价机械臂效率，平均时间越长，则机械臂效率越低。另外，为缩短各关节角度到位时间，运动过程中各模式速度设定较快，但是同时会难以精确到达目标角度，导致调整时间波动，最终引起运动时间的浮动，所以运动时间标准差越小，说明机械臂的稳定性越好。效率测试结果如表 2 所示，假肢在单关节模式下进行的 10 次效率测试的运动时间都在 19.58s-25.06s 之间，运动时间的平均值和标准差分别为 21.66s 和 1.749s；假肢在多关节同步运动模式下进行的 10 次效率测试的运动时间都在 17.27s-20.47s 之间，运动时间的平均值和标准差分别为 18.79s 和 0.988s；假肢在多关节同步到位模式下进行的 10 次效率测试的运动时间都在 19.14s-20.41s 之间，运动时间的平均值和标准差分别为 19.87s 和 0.445s。

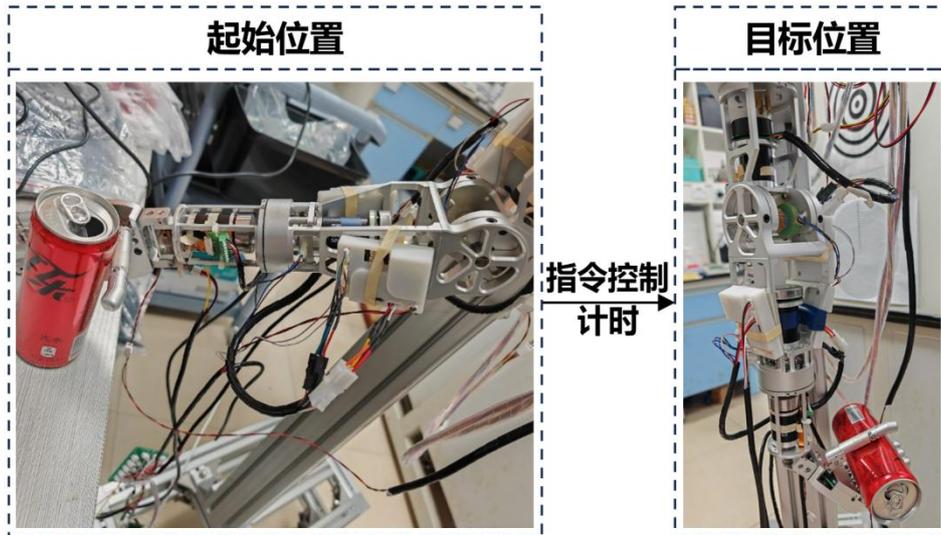


图 6 效率测试过程图

Fig.6 Stability experiment process diagram

表 1 精确度测试结果

Table 1 Accuracy test result

模式	末端偏差/cm										平均值/cm	标准差/cm
组号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	\	\
单关节运动	0	0.5	0.5	0.5	0	0.5	0	0	0.5	0	0.25	0.25
多关节同步运动	0.5	0.5	0	0	0	0.5	0.5	0.5	0	0	0.25	0.25
多关节同步到位	0	0	0	0	0	0.5	0	0	0	0.5	0.1	0.2

注：正常人指向靶心会存在 1-2mm 的偏差

表 2 效率测试结果

Table 2 The efficiency of test results

模式	运动时间/s										平均值/s	标准差/s
组号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	\	\
单关节运动	19.71	20.96	19.73	21.35	21.16	25.06	23.68	22.39	22.98	19.58	21.66	1.749
多关节同步运动	19.71	20.47	17.58	17.94	19.40	19.38	17.27	18.91	17.98	19.24	18.79	0.988
多关节同步到位	20.41	20.36	20.10	19.84	19.14	19.68	19.14	19.68	20.04	20.35	19.87	0.445

注：试验假肢运动速度为 $5^{\circ} - 10^{\circ} /s$ ^[23-24]

4.3 讨论与分析

本文设计的模块化前臂假肢（假肢手+腕部模组+小臂模组）具有 12 个关节及 7 个主动自由度，质量为 1kg，制作成本低于 2W 人民币，相较于市售前臂假肢，模块化前臂假肢优势主要体现在质量及成本上（从表 3 可以看出 LUKE Arm、OttoBock Michelangelo Hand、Bebionic Hand、i-limb Ultra 这几种前臂假肢的质量最少为 1.4kg，成本都高于 2W 美元）。模块化上臂假肢（假肢手+腕部模组+小臂模组+大臂模组）具有 14 个关节及 9 个主动自由度，质量为 2kg，制作成本约 2W 人民币，相较于部分商业化和科研上臂假肢，关节数和主动自由度更多（LUKE Arm 上臂关节数和主动自由度为 10 和 8），在质量及成本方面仍旧具备明显

优势（LUKE Arm、Dynamic Arm Plus、Utah Arm 这几款上臂假肢质量均大于 2.5kg，最低制作成本为 2.5W 美元）。

表 3 目前已有的部分商业化与科研假肢参数对比

Table 3 Comparison of some of the existing commercial and scientific prosthetic parameters

名称	厂家或实验室	关节数/个	主动自由度 (电机数)/个	质量/kg	成本/美元
Modular Prosthetic Limb [12-13] (MPL)	Johns Hopkins University's Applied Physics Laboratory (APL)	全臂: 26	全臂: 17	全臂: 4.7	~5W
		全臂: 12 (手: 6, 臂: 6)	全臂: 10	全臂: 4.7	
LUKE Arm ^[14-15]	Mobius Bionics	上臂: 10 (手: 6, 臂: 4) 前臂: 7 (腕: 1, 手: 6)	上臂: 8 前臂: 5	上臂: 3.4 前臂: 1.4	>10W
Ottobock Michelangelo Hand	Ottobock	8 (手: 6, 腕: 2)	6	手: 0.51 手+臂: 1.5-2.0	3~7W
Bebionic Hand	Ottobock	13 (手: 11, 腕: 2)	7	手: 0.40-0.69 手+臂: 1.8-2.5	2.5~4.5W
Dynamic Arm Plus	Ottobock	肘部 1	1	臂: 1 臂+手+腕: 2.5-3	2~5W
i-limb Ultra	OSSUR	13 (手: 11, 腕: 2)	8	手: 0.4-0.68 手+臂: 1.8-2.3	2~5W
Utah Arm	Fillaues Motion Control	肘部 1	1	臂: 0.9 臂+手+腕: 2.5-3.0	2.5~5W
模块化轻量假肢	自研	上臂: 14 (手: 11, 臂: 3) 前臂: 12 (手: 11, 臂: 1)	HC: 9 RC: 7	上臂: 1.5 上臂+手: 2 前臂+手: 1	~2750

在精确度方面，从表 1 的数据可以看出，无论是在单关节运动模式还是多关节同步运动模式下，测试末端偏差的平均值和标准差均为 0.25cm。而在多关节同步到位模式下，末端偏差的平均值为 0.1cm，标准差为 0.2cm。三种模式的平均误差均小于或等于 0.25cm，表明该假肢臂具有较高的控制精度。特别是在多自由度同步到位模式下，末端误差的平均值和标准差明显低于其他两个模式，显示出该模式在控制精度上的优势。此外，在实验过程中，虽然某些情况下一些关节的实际到位角度与指令角度相同，但依然会出现偏差。我们推测，这些偏差主要来源于结构误差和角度传感器的测量误差。

在运动效率方面，从表 2 的数据可以看出，假肢在单关节运动模式下，运动时间的平均值为 21.66 秒，标准差为 1.749 秒；在多关节同步运动模式下，平均运动时间为 18.79 秒，标准差为 0.988 秒；而在多关节同步到位模式下，平均运动时间为 19.87 秒，标准差为 0.445 秒。从平均运动时间来看，单关节模式的效率最低，其次是多关节同步运动模式，而多关节同步到位模式则介于两者之间，效率略低于多关节同步运动模式（降低了 5.7%）。然而，多关节同步到位模式的标准差显著低于其他两个模式，意味着其运动时间波动较小、调整稳定性较高，表明该模式具有更好的稳定性。

综上，多自由度同步到位模式相较于其他两种模式具有更高的控制精确度及稳定性。此

外，三个模式下，假肢各自由运动 45 度角度的时间在 20s-25s 之间，可以满足截肢者日常需求。

5 结论

本文提出了一种低成本、轻量化的模块化三自由度假肢机械臂，并设计了相应的控制系统，实现了多自由度的协同控制。与市场上现有的商业化假肢产品相比，所研究的假肢机械臂在质量和成本上具有显著优势，且关节数量和主动自由度超出大多数同类型假肢（前臂假肢和上臂假肢）。通过精度实验和运动效率实验，本文设计的多自由度同步到位控制模式与常用的单关节运动和多关节同步运动两种模式进行了对比，实验结果证明该设计在控制精度和稳定性方面表现优异。在运动效率方面，假肢机械臂的表现与多关节同步运动模式相近，优于单关节运动模式，整体设计取得了较为成功的成果。未来的研究将重点集中在减小机械结构误差，并改进假肢的外观设计，使其更加拟人化。同时，还将继续优化控制系统，提升各模式的运动效率，缩短调整时间，并进一步提高使用者的舒适度和体验感。

参考文献

- [1] 佚名. 第二次全国残疾人抽样调查主要数据公报(第二号)[J]. 时政文献辑览, 2008(00):455-458.
- [2] Maat B, Smit G, Plettenburg D, et al. Passive prosthetic hands and tools: A literature review

- [J]. *Prosthetics and Orthotics International*, 2018, 42(1): 66-74.
- [3] Hussain S, Shams S, Khan S J. Impact of medical advancement: Prostheses [J]. *Computer Architecture in Industrial, Biomechanical and Biomedical Engineering*, 2019: 9.
- [4] 李纪桅, 张弼, 姚杰, 等. 面向智能假肢手臂的生机接口系统与类神经协同控制 [J]. *机器人*, 2022, 44(5): 546-563.
- [5] Johannes M S, Bigelow J D, Burck J M, et al. An overview of the developmental process for the modular prosthetic limb [J]. *Johns Hopkins APL Technical Digest*, 2011, 30(3): 207-216.
- [6] Johannes M S, Faulring E L, Katyal K D, et al. The Modular Prosthetic Limb[J]. *Wearable Robotics Systems and Applications*, 2020, 393-444.
- [7] Bloomer C, Kontson K L. Comparison of deka arm and body-powered upper limb prosthesis joint kinematics [J]. *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation*, 2020, 2(3): 100057.
- [8] Resnik L, Klinger S L, Etter K. The deka arm: Its features, functionality, and evolution during the veterans affairs study to optimize the deka arm [J]. *Prosthetics and orthotics international*, 2014, 38(6): 492-504.
- [9] 吴庭丞. 基于肌电信号的前臂假肢动作识别研究与实现 [D]. 哈尔滨工业大学, 2017.
- [10] KH Ang, Chong G, Y Li. PID control system analysis, design, and technology[J].*Control Systems Technology, IEEE Transactions on*, 2005.
- [11] 张燕红, 郑仲桥, 张永春.计算机控制技术[M]. 东南大学. 2014.02:79.
- [12] 吴勇.四轴飞行器 DIY:基于 STM32 微控制器[M].北京航空航天大学出版社,2016:199.
- [13] Cipriani C, Controzzi M, Carrozza M C. Objectives, criteria and methods for the design of the SmartHand transradial prosthesis[J]. *Robotica*, 2010, 28(6): 919-927.
- [14] Controzzi M, Cipriani C, Carrozza M C. Mechatronic design of a transradial cybernetic hand[C]. 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2008: 576-581.
- [15] Hoshigawa S, Jiang Y, Kato R, et al. Structure design for a two-DoF myoelectric prosthetic hand to realize basic hand functions in ADLs[C]. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015: 4781-4784.
- [16] Samuel O W, Asogbon M G, Geng Y, et al. Intelligent emg pattern recognition control method for upper-limb multifunctional prostheses: Advances, current challenges, and future prospects [J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 10150-10165.
- [17] Moreira A H, Barbosa F S M, Ikeda G H A, et al. Development of a hybrid arm prosthesis controlled by eeg signals [C]//2017 2nd International Conference on Cybernetics, Robotics and Control (CRC). IEEE, 2017: 203-207.
- [18] Huang J, Li G, Su H, et al. Development and continuous control of an intelligent upper-limb neuroprosthesis for reach and grasp motions using biological signals [J]. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, 2021, 52(6): 3431-3441.

- [19] Yatsenko D, McDonnall D, Guillory K S. Simultaneous, proportional, multi-axis prosthesis control using multichannel surface emg [C]//2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007: 6133-6136.
- [20] 张策.高速包装机械手视觉控制系统研究与开发[D].天津大学, 2024.
- [21] 任秉银,魏坤,吴卓琦.机械臂视觉伺服路径规划研究进展[J].哈尔滨工业大学学报, 2018, 50(1):10.
- [22] Lan N, Hao M, Niu C M, et al. Next-generation prosthetic hand: from biomimetic to biorealistic [J]. Research, 2021, 2021.、
- [23] Jeffrey C, Linda R, Jason W, et al. Movement quality of conventional prostheses and the DEKA Arm during everyday tasks. Prosthetics and Orthotics International 41(1):p 33-40, 2017.
- [24] 熊大柱.一种 7 自由度生机电假肢手臂的结构设计及运动学分析[D].华中科技大学.