

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2311359

基于阻抗控制的骨外固定机器人矫形力自适应跟踪*

苏鹏¹, 谢实辉¹, 刘霖¹, 赵伟², 张力²

(1. 北京信息科技大学机电工程学院 北京 100192; 2. 国家康复辅具研究中心附属康复医院 北京 100176)

摘要:针对传统骨外固定器矫形力无法准确控制、安全性差的问题,本文基于RCM构型,搭建一种膝关节骨外固定机器人,提出一种间接自适应阻抗的矫形力跟踪方法。由于存在机械摩擦以及外部不确定性,针对阻抗控制鲁棒性差的问题,采用力误差信号作为目标阻抗的驱动力,建立新的阻抗模型适应矫形环境的变化,根据矫形力误差的变化,设计自适应律对阻抗参数实时调节,在线补偿动态环境的不确定性,使系统的力跟踪误差为零。并对所提的控制算法进行了胫骨矫形力控制的对比仿真和样机实验。结果表明:阻抗控制仿真结果各性能指标的加权平均值分别为2.12、8.58和13.2,且力跟踪实验的最大误差为20 N;相比于阻抗控制,自适应阻抗控制仿真性能指标的加权平均值仅为0.36、0.18和0.61,力跟踪波动误差控制在 ± 3 N以内,具有更好的鲁棒性和自适应能力。

关键词: 骨外固定机器人; RCM机构; 自适应阻抗控制; 阻抗参数; 矫形力跟踪控制

中图分类号: TH781 TP242 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.80

Adaptive tracking of orthopedic force for bone external fixation robot based on impedance control

Su Peng¹, Xie Shihui¹, Liu Lin¹, Zhao Wei², Zhang Li²

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Beijing Information Science and Technology University, Beijing 100192, China; 2. Rehabilitation Hospital, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China)

Abstract: To address the problem that the orthopedic force of the traditional bone external fixator cannot be accurately controlled and has poor safety, the article establishes a knee bone external fixation robot based on the RCM configuration and proposes an orthopedic force tracking control method with indirect adaptive impedance. Due to the existence of mechanical friction and external uncertainty, to address the problem of poor robustness of impedance control, the force error signal is adopted as the driving force of the target impedance, a new impedance model is formulated to adapt to the changes in the orthopedic environment. According to the changes in the contact force, the adaptive law is designed to regulate the impedance parameters in real time, which compensates for the uncertainty of the environmental dynamics on the line. Therefore, the system's force tracking error is zero. Comparative simulations and prototype experiments of the proposed control algorithm for tibial orthopedic force control are implemented. The results show that the impedance control simulation results of the weighted average of the performance indicators are 2.12, 8.58 and 13.2, and the maximum error of the force tracking experiment is 20 N. Compared with impedance control, the weighted average of the performance indicators of adaptive impedance control simulation is only 0.36, 0.18 and 0.61, and the force tracking fluctuation error is controlled to be within ± 3 N, which has better robust and adaptive ability.

Keywords: bone external fixation robot; RCM mechanism; adaptive impedance control; impedance parameters; force tracking control

收稿日期: 2023-04-26 Received Date: 2023-04-26

* 基金项目: 国家自然科学基金(52005045)、中央级公益性科研院所基本科研业务费专项(102118170090010009001)、北京市自然科学基金-海淀原始创新联合基金(L192018)项目资助

0 引言

膝关节是主要的承重关节,由于结构复杂,运动量大,其伤病率位居所有关节之首^[1]。随着膝关节软骨内侧日积月累的磨损,膝关节软骨内外侧间隙逐渐增大,而引起人体下肢肢体骨骼力线改变,导致膝内、外翻等骨关节炎肢体畸形疾病患病率剧增^[2-3]。当前,针对人体骨骼畸形类疾病有手术治疗和保守治疗等,但这些治疗方式均有较大的弊端,比如手术治疗中的人工膝关节置换可能会损伤膝关节的正常功能,具有较大风险;保守治疗中穿戴免载矫形器械虽然相对更安全,但可能会加重人体正常膝关节的磨损。

随着技术发展,医师们开始研究对关节损伤更小的矫形外固定器械进行胫骨高位截骨术,这种方式渐渐被视为人体四肢畸形矫正的高效手术方式^[4],其在“保肢”治疗四肢畸形方面具有良好的临床应用前景。不同种类的矫形装置中,Ilizarov 支架和 Taylor 支架是目前临床上使用最为广泛的矫形机构^[5-6]。其中,Ilizarov 支架虽然机械结构简单,应用广泛,但需手动调节,取决于医师的调节力度,使用繁琐,且矫形精度不高,难以实现精准控制。Taylor 支架虽然具有较高的调节精度^[7],但矫形前需测量 13 项参数的精准数据,且复杂的机构会导致运动耦合,造成旋转矫形错位。随着人工智能、计算机技术的发展,骨外固定技术也趋向数字化、智能化。当前,骨外固定矫形装置除了简单的机械手动调节以外,越来越多的医师借助计算机工具进行辅助治疗。北京工业大学 Zou 等^[8]基于并联机构设计了一种踝关节的康复机器人,并搭建了训练力信息采集系统。浙江工业大学朝洪志^[9]基于 Taylor 支架结构基础,搭建一种具有 6 自由度的智能骨外固定系统,可以对矫形参数进行数学分析。河北工业大学邸浩^[10]利用 OpenGL 搭建了虚拟平台,能够在三维视景中模拟观测畸形骨骼及矫正的整个过程。中北大学方子彬^[11]建立了六连杆骨外固定器的控制模型,并利用 PLC 控制器实现了对六连杆骨外固定器的电动控制,但并没有进一步结合先进控制算法,且未在临床上验证其有效性。虽然骨外固定技术在计算机的辅助治疗和电动控制有了重大发展,但在矫形力的柔顺控制上都没有进行深入的研究,没有太多的研究成果。

机器人技术是集合各种学科的交叉领域,用以取代或协助人类的工作,在各领域都取得了巨大进展。近年来,在医疗领域的应用中发展更为迅速。与其它种类机器人不同,医疗机器人是直接或间接地作用于人体上,其设计的合理与否直接影响到人类的健康。对医疗机器人而言,安全性能是其首先要考虑的因素。针对骨外固定矫形机器人的安全操控问题,大多还处于实验阶段,尤其

在轨迹规划以及对矫形力的柔顺控制等关键技术方面仍需深入研究和改进^[12]。

在骨外固定机器人的矫形过程中,与人体骨骼的接触性作业是至关重要的,由于人体膝关节骨骼刚度较大,微小的位置误差就会产生很大的矫形力,会给患者造成很大的痛苦,无法保证矫正结束后关节生理功能的正常恢复,影响手术治疗效果^[13],因此,深入研究骨外固定机器人的矫形力控制策略,解决机器人作业过程中矫形力的安全操控问题,是极具实际意义的。一些研究者基于扩展卡尔曼滤波^[14]、强化学习^[15]等方法对环境信息进行在线估计,间接调整参考轨迹以实现机器人的力控制,但如果辨识过程不精确,会产生较大的跟踪误差。除了间接的力控制方法之外,文献[16]通过传感器实时采集接触力的信息,利用模糊控制的方法调整参考轨迹;文献[17]基于最小二乘法辨识机器人的动力学参数,有效减小了力/位混合控制误差。但这种直接的力控制方法辨识过程相对复杂,不具有通用性。

近年来,越来越多的研究学者注意到阻抗控制在机器人接触力控制方面的优势。文献[18]通过将自抗扰控制算法作为内环控制,同时利用神经网络优化阻抗参数作为外环控制,有效减小了机器人作业中力的波动误差;文献[19]通过模糊控制调整阻抗参数,实现了机器人系统对外界环境变化时的动态力跟踪控制;文献[20]利用自适应算法调整阻抗参数实现力的跟踪,有效减小了力的跟踪误差,并有很好的动态性能。但以上阻抗控制策略并未对对机器人动态物理特性做出深入的研究,不能保证机器人作业时的安全操控。

针对传统骨外固定器矫形力精度不高、安全性差的问题,文章借鉴了临床手术中使用成熟的远程运动中心(remote center of motion, RCM)机构,针对膝关节炎引起的骨骼畸形疾病研制出一种矫形力精确跟踪的骨外固定机器人,实现机器人在肢体畸形矫正过程中的安全操控。针对经典阻抗力控制方法鲁棒性较差的问题,利用六维力/力矩传感器采集机器人与胫骨的矫形力信息,采用力误差信号作为目标阻抗的驱动力,通过设计的自适应律调整阻抗参数,以建立新的阻抗模型来适应骨骼环境的变化,在线补偿环境动态变化的不确定性,使机器人参考力的跟踪误差为零,实现更好的控制效果^[21-22],提升控制算法对多变环境的适应性。

1 骨外固定机器人的运动分析

作为膝关节胫骨畸形类疾病的主要治疗方法,骨外固定技术主要是利用克氏针在畸形骨骼两端的骨段上经皮肤和软组织嵌入内部畸形骨骼,再使用固定装置等零件进行固定,使畸形骨骼和克氏针固定在外固定支架上,

通过固定和限制肢体运动来改变骨骼力线,可达到错位骨骼两端良好复位和局部损伤恢复的目的^[23],其手术时间较短,创伤较小,不仅可以矫正复杂肢体畸形,现在还广泛地应用在肢体创伤和骨折类疾病。但目前传统肢体畸形矫形器械还均为手动操作,严重依赖医生的医治经验,无法保证矫治过程中力操控的安全性和准确性。

由于畸形或损伤骨骼病理在体内特殊的环境,无法复现外固定支架对畸形骨骼的真实矫正过程,目前主要的研究方法是通过有限元仿真研究人机接触的矫形力信息,在骨外固定装置支链上安装力传感器,在轴向方向对骨骼进行力的控制和调节。为完成膝关节骨外固定机器人矫形力控制的作业要求,基于 RCM 机构所设计的骨外固定机器人模型如图 1 所示,主要由动平台、静平台、电动推杆(集成力传感器)、步进电机、三条支链和其他一些连接件组成。

机器人可以通过独特的机构构型实现定心多自由度转动和移动,且在虚拟中心点处无实际的转动副,实现机构绕 RCM 点处 X 、 Y 轴的旋转和沿 Z 轴牵伸的独立运动,满足骨外固定矫形手术的运动要求^[4]。

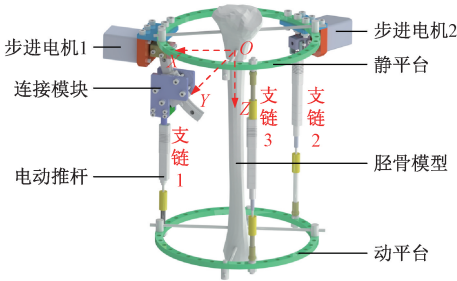


图 1 骨外固定机器人示意图

Fig. 1 Diagram of the deformity correction robot

在基于 RCM 构型的机器人结构设计中,以静平台圆心(RCM 点,虚拟旋转中心)建立固定坐标系 O - XYZ 。其中,静平台、动平台圆环直径为 200 mm,3 条支链初始状态为 185 mm。课题组所设计的机器人机构共有 3 种独立的运动方式,具体如下:

1) 支链 1 为主动链,步进电机 1 运动,步进电机 2 固定不动,支链 2、3 为从动链,此时,动平台带动胫骨模型绕 O - XYZ 坐标系 X 轴转动;

2) 支链 2 为主动链,步进电机 2 运动、步进电机 1 固定不动,支链 1、3 为从动链,此时,动平台带动胫骨绕 O - XYZ 坐标系 Y 轴转动,此种运动方式和运动方式 1) 共同完成膝关节胫骨旋转矫形作业;

3) 步进电机 1、2 固定不动,三条支链上的电动推杆均沿 O - XYZ 坐标系 Z 轴运动,机器人动平台实现 Z 轴方向的运动,用以完成膝关节胫骨 Z 轴方向的牵伸矫形作业。

2 阻抗控制模型与稳态误差分析

2.1 阻抗控制模型

阻抗控制的基本思想是将人机接触模型简化为阻抗模型,得到机器人与外界环境的虚拟交互力,以实现机器人的力-位协同控制^[24]。其中,基于位置的阻抗控制不需要准确了解机器人的动力学模型,这使得算法变得简单且易于实施,在实际应用中得到广泛应用^[25]。

在力传感器信息不完全可知的情况下,为了确保控制性能,以及保证骨外固定机器人末端的位置与其作用的环境间适当的动态关系,将机器人和力传感器构成的系统建模为“质量-阻尼-弹簧”的二阶系统,如图 2 所示。

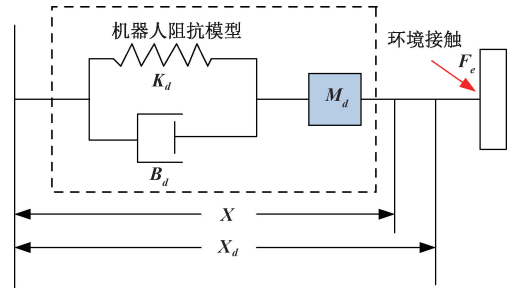


图 2 阻抗控制模型图

Fig. 2 Impedance control model diagram

根据阻抗控制的定义,可将其描述成以下二阶模型:

$$\begin{cases} M_d \Delta \ddot{X} + B_d \Delta \dot{X} + K_d \Delta X = -F_e \\ \Delta X = X - X_d \end{cases} \quad (1)$$

式中: M_d 、 B_d 、 K_d 分别为机器人的理想惯量、理想阻尼和理想刚度; X 和 X_d 分别为实际位置和期望位置; F_e 为机器人与人体骨骼接触力。

同时,将骨外固定机器人与人体骨骼的接触力模型简化为弹簧模型:

$$F_e = K_e (X - X_e) \quad (2)$$

为了实现力的跟踪误差为 0,采用矫形力误差信号作为目标阻抗模型的驱动力,式(1)改写成新的阻抗模型为:

$$\begin{cases} M_d \Delta \ddot{X} + B_d \Delta \dot{X} + K_d \Delta X = E \\ \Delta X = X - X_d \end{cases} \quad (3)$$

式中: $E = F_r - F_e$ 。 M_d 、 B_d 、 K_d 和环境刚度矩阵 K_e 都为对角矩阵,即机器人工作中各方向矫形力信息可以进行解耦分析,因此可以先只考虑机器人操作空间某一维的情况,为了方便起见,只考虑一个方向。为表述方便,下文用 f_r 、 f_e 、 m_d 、 b_d 、 k_d 代替 F_r 、 F_e 、 M_d 、 B_d 、 K_d , 设 $e = f_r - f_e$,

式(3)变为:

$$\begin{cases} m_d \Delta \ddot{x} + b_d \Delta \dot{x} + k_d \Delta x = e \\ \Delta x = x - x_d \end{cases} \quad (4)$$

一般工业机器人有2个运动空间,自由空间和接触空间。而骨外固定机器人在矫形中,只需考虑接触空间。在接触空间,由式(4)决定机器人矫形末端与骨骼的动态关系,当 $\Delta x = 0$ 时, $e = 0$ 。

2.2 阻抗控制稳态误差分析

为了对阻抗模型进行简化,仅考虑一维的情况下,可将阻抗关系可写为:

$$m_d(\ddot{x} - \ddot{x}_d) + b_d(\dot{x} - \dot{x}_d) + k_d(x - x_d) = -f_e \quad (5)$$

对式(5)进行拉普拉斯变换,阻抗模型的微分方程转化为传递函数形式:

$$Z(s) = \frac{\Delta X(s)}{\Delta E(s)} = \frac{1}{m_d s^2 + b_d s + k_d} \quad (6)$$

对于阻抗控制来说,合理地选择阻抗参数可以提高机器人系统的鲁棒性和和适应性。阻抗控制参数的选择需要根据系统的稳态效果和动态响应情况进行进行选择,由于式(6)是一个典型的二阶系统,可以得出阻抗模型的阻尼比 ξ 和固有频率 ω_n 分别为:

$$\xi = \frac{b_d}{2\sqrt{m_d k_d}} \quad (7)$$

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k_d}{m_d}} \quad (8)$$

根据经典控制理论中典型二阶系统的性能指标可知, m_d 和 b_d 虽然不影响系统的稳态误差,但会影响控制系统的稳定性和动态性能;同时,当 k_d 增大时,经典阻抗控制的响应稳态值在不断的减小,影响系统的稳态误差。同时,应尽量增大 m_d ,以限制机器人末端的动能;相反, k_d 则应尽量减小,以确保机器人的力控制达到一定精度。所以对于阻抗参数的选择,应该根据实际情况来合理的选取。由于 k_d 值的大小直接决定了机器人末端与骨骼接触时是呈现出刚性还是柔性,可以通过调节其值的大小,实现骨外固定机器人与畸形骨骼接触力的矫形需求。

在骨外固定机器人矫形作业中,其位姿变化在有限的时间内是非常微小的,可认为某一小段持续的时间,机器人矫形过程中的接触力 f_e 和期望位置 x_d 是保持不变的,这里可以将其视为一个常数。所以可以得 $\ddot{x}_d = \dot{x}_d = 0$,那么:

$$m_d \ddot{x} + b_d \dot{x} + k_d(x - x_d) = -f_e \quad (9)$$

将骨骼刚度模型设为 $f_e = k_e(x - x_e)$,可以得出实际位置 x 的表达式为:

$$x = \frac{f_e}{k_e} + x_e = \frac{f_d - e}{k_e} + x_e \quad (10)$$

式中: $e = f_r - f_e$ 。

将式(10)带入式(9)得:

$$m_d(\ddot{f}_r - \ddot{e}) + b_d(\dot{f}_r - \dot{e}) + k_d(f_r - e) = (e - f_r)k_e + k_e k_d(x_d - x_e) \quad (11)$$

当系统稳定时,可得:

$$k_d f_r + k_d f_e - k_d k_e(x_d - x_e) = (k_d + k_e)e \quad (12)$$

设 e_{ss} 为系统的稳态误差,则:

$$e_{ss} = f_r + \frac{k_d k_e}{k_d + k_e}(x_e - x_d) \quad (13)$$

$$f_{ss} = \frac{k_d k_e}{k_d + k_e}(x_d - x_e) \quad (14)$$

式中: k_d 为已知, k_e 和 x_e 未知。

式(14)可以看出,不仅理想刚度 k_d 会影响系统的跟踪误差 e_{ss} ,骨骼刚度 k_e 和矫形位置 x_e 也会对 e_{ss} 造成影响。众所周知,膝关节骨骼刚度非常大,微小的骨骼矫形偏差都会产生较大的力,给病人带来巨大的痛苦。为了消除或者减小矫形力跟踪误差,实现骨外固定机器人的矫形力能准确跟随目标接触力,当满足 $x_d = f_d/k_{eq} + x_e$ 时,稳态误差趋于0。但 k_{eq} 和 x_e 都是未知的,而且在机器人实际矫形作业中不好进行测量,所以最有效的解决方法就是可以在线估计 k_{eq} 和 x_e 的值,下面将采用间接自适应算法来解决这个难题。

3 基于自适应阻抗控制的力跟踪策略

机器人矫形畸形骨骼系统的被控对象是未知或者不能完全可知的,随着矫形过程的持续,机器人外部环境会发生变化,控制参数就有可能相应地发生变化,模型也会随之改变,那么基于定常参数的阻抗控制器将不能满足要求。为了解决这些问题,使模拟系统在有参数变动和干扰的影响情况下仍能将控制性能保持在最优状态,通过设计自适应律,根据力误差信号的变化对经典阻抗控制器中的目标参数进行实时调整,以满足变化的被控对象性能要求。

文章将采用间接自适应阻抗控制算法,通过在线估计参数 k_{eq} (由于 k_d 为已知,实质上是估计 k_e 的值)和环境位置 x_e ,利用这些值实时计算出期望的目标位置 x_d ,最终实现机器人输出期望的理想力 f_d 。

间接自适应算法进行估算时具有很好的抗干扰能力,这一点对柔顺控制来说是十分重要的。根据前面的推导,参数 k_{eq} 和环境位置 x_e 是已知的,可得目标位置为:

$$x_d = \frac{f_d}{k_{eq}} + x_e \quad (15)$$

如果用 \hat{x}_e 来表示 x_e 的估计值, \hat{k}_{eq} 来表示 k_{eq} 的估计值,那么可得式(16):

$$x_d = \frac{f_d}{\hat{k}_{eq}} + \hat{x}_e \quad (16)$$

$$\text{式中: } \tilde{k}_{eq} = \frac{k_d \tilde{k}_e}{k_d + \tilde{k}_e}, k_{eq} = \frac{k_d k_e}{k_d + k_e}$$

由于 x_e 和 k_d 通常已知,对 x_e 和 k_{eq} 进行估计本质上就是对 x_e 和 k_e 进行估计,下面将采用间接自适应算法来对环境位置估计值 \tilde{x}_e 和环境刚度估计值 \tilde{k}_e 进行计算。

设膝关节骨骼刚度模型为:

$$f_e = k_e (x - x_e) \quad (17)$$

并作以下定义:

$$\tilde{f}_e = \tilde{k}_e (x - x_e) \quad (18)$$

式(18)中 \tilde{f}_e 表示人机接触力 f_e 的估计值,可以通过矫形位置估计值 \tilde{x}_e 和骨骼刚度估计值 \tilde{k}_e 计算得出,再设:

$$\begin{cases} \Phi_k = \tilde{k}_e - k_e \\ \Phi_x = \tilde{k}_e \tilde{x}_e - k_e x_e \end{cases}, \Phi = [\Phi_k \quad \Phi_x]^T \quad (19)$$

用式(18)减去式(17)可得:

$$\tilde{f}_e - f_e = [x - 1] \Phi \quad (20)$$

可以通过人机接触力的估计值 \tilde{f}_e 与实际值 f_e 的差值 $\tilde{f}_e - f_e$ 来调整 \tilde{k}_e 和 \tilde{x}_e ,使得当 $t \rightarrow \infty$ 时, $\tilde{f}_e \rightarrow f_e$ 。那么当在 $\tilde{f}_e = f_e$ 时,根据式(17)和(18)有:

$$f_e = \frac{\tilde{k}_d f_d}{\tilde{k}_{eq}} - \tilde{k}_e (x_d - x) \quad (21)$$

由式(20)可以得出机器人末端矫形力的误差为:

$$e = f_d - f_e = \frac{\tilde{k}_d f_d}{k_d} + \tilde{k}_e (x_d - x) \quad (22)$$

可得:

$$\frac{e}{\tilde{k}_e} = -\frac{f_r}{k_d} + (x_d - x) \quad (23)$$

假设 $\Delta x = x_d - x$,则 $\Delta x = -\frac{e}{\tilde{k}_e} - \frac{f_r}{k_d}$ 。

将 $\Delta x = x_d - x$ 代入阻抗模型式(5)可得:

$$m_d \Delta \ddot{x} + b_d \Delta \dot{x} + k_d \Delta x = -f_e \quad (24)$$

$$\frac{m_d \ddot{e}}{\tilde{k}_e} + \frac{b_d \dot{e}}{\tilde{k}_e} + \frac{k_d e}{\tilde{k}_e} + f_r - f_e = 0 \quad (25)$$

$$m_d \ddot{e} + b_d \dot{e} + (k_d + \tilde{k}_e) e = 0 \quad (26)$$

所以当 $\tilde{f}_e \rightarrow f_e$ 时,有 $\tilde{k}_e = -k_d$ 或者 $f_e \rightarrow f_r$ 。显然,前者是不可能成立的,这是由于 $k_e > 0$,那么其估计值也是严格为正的,所以当 $\tilde{f}_e \rightarrow f_e$ 可以得到 $f_e \rightarrow f_r$ 。

为了保证 $\tilde{f}_e \rightarrow f_e$ 收敛并且得到 $f_e \rightarrow f_r$,使用 Lyapunov 渐进稳定定理,来获得 $\tilde{k}_e \tilde{x}_e$ 与 \tilde{k}_e 的解析表达式。

定义一个二次型 Lyapunov 能量函数为:

$$V = \Phi^T \Pi \Phi \quad (27)$$

这里的能量函数并不是唯一的,只要满足 Lyapunov 稳定定理即可。其中 Π 为 2×2 的正的对称矩阵,所以可

以得出, V 也是正的,如果:

$$\dot{\Phi} = -\Pi^{-1} [x \quad -1]^T (\tilde{f}_e - f_e) \quad (28)$$

根据式(20)、(27)和(28)得到能量函数 V 对时间的导数为:

$$\begin{aligned} \dot{V} &= 2\Phi^T \Pi \dot{\Phi} = -2\Phi^T [x \quad -1]^T (\tilde{f}_e - f_e) = \\ &= -2(\tilde{f}_e - f_e)^2 \end{aligned} \quad (29)$$

显然这是一个半负定矩阵,所以根据式(26)和(28),如果 Φ 满足式(27),当 $t \rightarrow \infty$ 时, $\tilde{f}_e \rightarrow f_e$,可得 $f_e \rightarrow f_r$ 。

经过一些运算就可以解得:

$$\dot{\tilde{k}}_e = -\xi_1 x (\tilde{f}_e - f_e) \quad (30)$$

$$\dot{\tilde{x}}_e = \frac{(\tilde{f}_e - f_e)}{\tilde{k}_e} (\xi_2 x \tilde{x}_e + \xi_2) \quad (31)$$

其中 ξ_1 和 ξ_2 为正常数。所以自适应控制律为:

$$\begin{cases} \tilde{k}_e(t) = \tilde{k}_e(0) - \xi_1 \int_0^t x (\tilde{f}_e - f_e) dt \\ \tilde{x}_e(t) = \tilde{x}_e(0) + \xi_1 \int_0^t \frac{(\tilde{f}_e - f_e)}{\tilde{k}_e} \left(x \tilde{x}_e - \frac{\xi_2}{\xi_1} \right) dt \\ \tilde{f}_e = \tilde{k}_e (x - \tilde{x}_e) \end{cases} \quad (32)$$

4 骨外固定机器人的矫形力控制结果

4.1 矫形力跟踪仿真分析

本节利用 MATLAB/Simulink 平台对定参数阻抗控制和所提的间接自适应阻抗控制在多种环境下进行力跟踪算法的仿真分析,设置初始阻抗参数为 $m_d = 1 \text{ kg}$ 、 $b_d = 100 \text{ N(m/s)}$ 、 $k_d = 800 \text{ N/m}$,自适应律初始值设置为 $\xi_1 = 50$ 、 $\xi_2 = 80$ 、 $\tilde{k}_e(0) = 0$ 、 $\tilde{x}_e(0) = 0$,控制性能指标采用超调量 M_p 、稳态误差 e_{sm} 和稳态时间 t_s 加权的方式进行对比,权重系数比为 3:5:2,加权平均值 AH 越小,控制性能越好。

1) 面对定阻抗参数对于骨骼刚度突变时鲁棒性较差的问题,设置目标矫形力为 40 N,环境刚度在 $t = 6 \text{ s}$ 时发生突变, k_e 由 800 N/m 变为 1 500 N/m,对自适应阻抗控制以及阻抗控制进行了对比仿真实验。结果如图 3 所示,控制性能指标如表 1 所示。

由图 3 可知,对于环境刚度变化时,间接自适应控制产生力响应的突变较小,并很快恢复到稳定状态。阻抗控制在达到稳态和环境刚度突变恢复过程中有明显的超调和轻微震荡现象,且自适应阻抗控制性能指标的加权平均值 AH 为 0.36,小于阻抗控制的 2.12。

2) 实际情况中,有可能会理想矫形力不断加大的情况,所以加入了对于斜坡信号的仿真分析。两种控制算法的矫形力跟踪结果如图 4 所示,控制性能指标如表 2 所示。

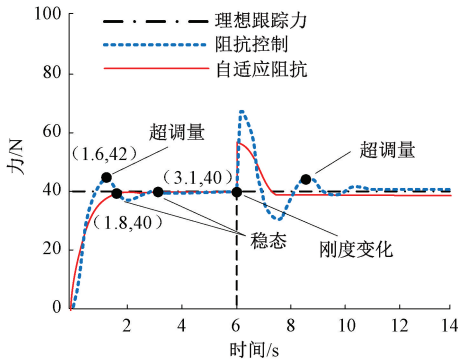


图3 环境刚度突变时跟踪结果

Fig. 3 Tracking effect when the environmental stiffness changes abruptly

表1 环境刚度突变时控制指标

Table 1 Control indexes in case of sudden changes in environmental stiffness

控制方法	$M_p/\%$	e_{sn}/N	t_s/s	AH
阻抗控制	5	0	3.1	2.12
自适应阻抗	0	0	1.8	0.36

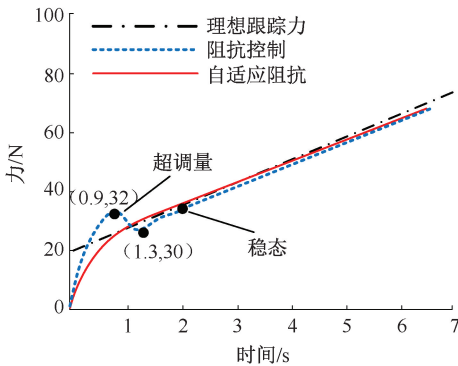


图4 斜坡信号力跟踪结果

Fig. 4 Slope signal force tracking results

表2 斜坡力信号控制指标

Table 2 Slope force signal control index

控制方法	$M_p/\%$	e_{sn}/N	t_s/s	AH
阻抗控制	28	0	1.9	8.58
自适应阻抗	0	0	0.9	0.18

由图4可以看出,在斜坡信号的输入下,两种控制算法均能实现稳态误差几乎为0的目的,但由于经典阻抗控制的参数确定,会伴随一定的超调,而自适应阻抗控制能够快速平稳地跟踪控制力信号,自适应阻抗控制的加权性能指标 $AH=0.18$,阻抗控制的 $AH=8.58$,自适应控制具有更好的控制效果。

3) 考虑到骨外固定机器人与畸形人体骨骼实际接触过程中,理想矫形力可能也会存在一些微小的变化,针对这种情况,又对参考输入为正弦信号时进行了仿真分析,控制结果如图5所示,控制指标分析如表3所示。

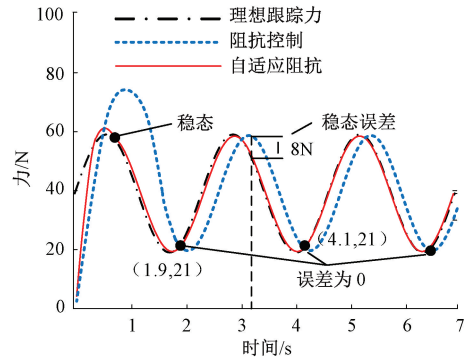


图5 正弦信号力跟踪结果

Fig. 5 Sine signal force tracking results

表3 正弦力信号控制指标

Table 3 Sine force signal control index

控制方法	$M_p/\%$	e_{sn}/N	t_s/s	AH
阻抗控制	29.8	8	1.9	13.20
自适应阻抗	1.5	0	0.8	0.61

通过对于参考输入为正弦信号的仿真结果可以看出,阻抗控制的力跟踪出现了很大的超调量,而且伴随着一定的滞后,稳态误差 e_{sn} 约为8 N,加权平均值 $AH=13.2$,可见阻抗控制对于动态力的跟踪性能较差,不能满足机器人的矫形需求;而自适应阻抗控制下跟踪正弦信号不仅没有超调量, AH 值仅为0.61,具有较好的鲁棒性和自适应能力,能够满足机器人预期的控制需求。

综上,基于定参数的阻抗控制总是伴随着超调量,对骨外固定机器人来说,较大超调量会使病人有巨大的疼痛感,影响治疗效果而且在动态力的跟踪时,不仅有很大的超调,而且存在稳态误差,不能满足机器人作业要求;而自适应阻抗控制在各种力参考信号中,误差 e_{sn} 都几乎为0,且无震荡和超调现象,能更快地跟踪上参考力信号,证明了所提控制算法的有效性。

4.2 矫形力跟踪实验验证

为证明所提控制算法的有效性,基于自主设计研发的骨外固定机器人样机进行胫骨模型矫形力跟踪实验,阻抗参数和自适应律初始条件与仿真一致。

为了得到参考矫形力的范围,利用六维力/力矩传感器进行各支链调节力 F_1 和 F_2 的平均值,施加到可调节杆的端部。进一步分析,将可调节的力从可调节杆转移到克氏针上,并拉伸骨折的胫骨上端。应力集中出现在连接移动平台和可调节/支撑杆的单向铰链中。实验中

以调节螺母一圈为一周期(1 mm),将每个校正周期中的两个可调节力 F_1 和 F_2 的平均值施加到可调节杆的端部,可调节的力从可调节杆转移到克氏针上,并拉伸骨折的胫骨上端。应力集中出现在连接移动平台和可调节/支撑杆的单向铰链中。记录力传感器测试结果。经过 5 组实验测量,如表 4 所示,为前 5 次矫治时段的各矫形力平均值变化趋势表。

表 4 各矫治时段的矫形力平均值变化趋势表

Table 4 Trend of the mean orthopedic force for each orthopedic period

时段	F_1/N	F_2/N	牵张力/N
1	0.56	8.56	5.26
2	12.18	20.78	22.03
3	16.89	30.31	34.58
4	27.28	40.03	48.11
5	35.81	53.04	59.75

临床上骨外固定机器人矫形力是人体骨骼的瞬时刚度与矫形位移的乘积。文章中的胫骨模为 3D 打印,经测量刚度大约为 2 500 N/m。根据前期的研究结果,即文献[4],机器人可带动胫骨沿 Z 轴移动最大为 30 mm,最大旋转角度为 15°,所以胫骨模型牵伸矫形力最大为 75 N。实验采用使用的微小型伺服推杆型号为因时 LAF30-024D,最大侧向力为 90 N。考虑到伺服推杆的承载力,实际中可能会存在一定的误差和超调,为了保证操作安全性,矫形力的设置范围应留有一定的裕量,再由表 4 的实验结果,所以将实验中的参考恒力设置为 50 N,正弦力信号幅值为 60 N。

搭建的样机实验平台如图 6 所示。六维力/力矩传感器采集矫形力信息,通过串口通信在力信息采集系统上显示,控制系统根据力反馈信息对电机发送指令。各部件设计紧密连接,保证矫形力跟踪试验过程中稳定、无微位移。

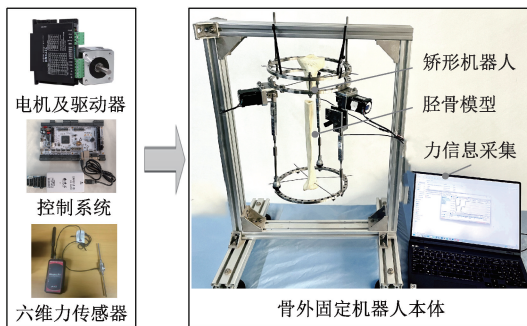
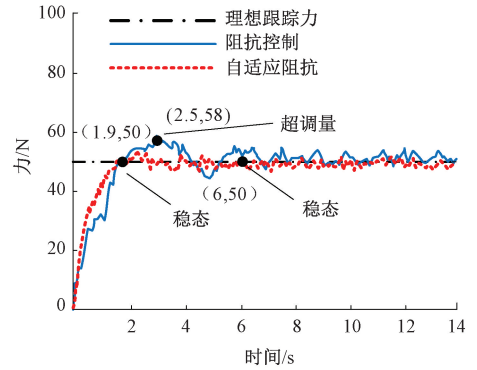


图 6 矫形力控制跟踪系统

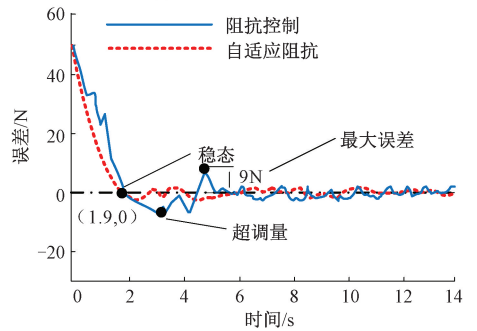
Fig. 6 Orthopedic force control tracking system

1) 恒力跟踪实验。目标恒力大小设置为 50 N,控制效果如图 7 所示,机器人在两种控制算法下均能实现稳态误差为 0 的控制目标,但阻抗控制由于参数固定,跟踪过程中伴随着一定的超调量,约为 16%;自适应阻抗控制在达到稳态后,力跟踪虽然有一些波动,但误差在 2 N 之内,能够达到控制要求。



(a) 恒力跟踪效果

(a) Constant force control results



(b) 恒力跟踪误差

(b) Constant force tracking error

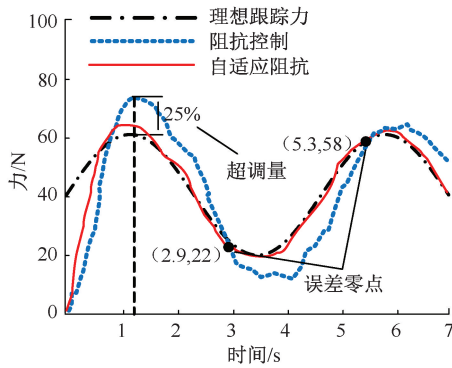
图 7 恒力跟踪结果

Fig. 7 Constant force tracking results

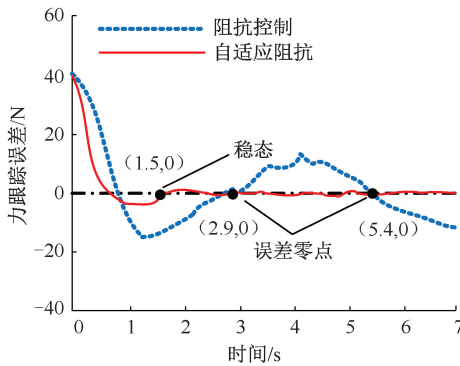
2) 变力跟踪实验。设置初始阻抗系数和自适应初始条件同上,理想矫形变力为正弦信号,实验结果如图 8 所示。由实验结果可知,阻抗控制的超调量较大,达到 25%,约为 15 N,且有较大的跟踪误差,最大达到 20 N,显然不能满足控制要求;间接自适应阻抗控制不仅能实现力跟踪误差为 0 的目标,而且跟踪误差控制在 3 N 以内,稳态误差在可控范围内。在面对矫形力需要实时变化时,能够较好地解决骨外固定机器人矫治畸形骨骼时力的安全操控问题。

5 结 论

针对传统骨外固定矫形器械的矫形效果不佳,无法实现矫形力安全操控的问题,文章基于 RCM 结构搭建一种膝关节骨外固定机器人,可实现各种复杂的矫形任务,并对机器人进行了矫形力控制策略的研究。



(a) 动态力跟踪效果
(a) Dynamic force tracking results



(b) 动态力跟踪误差
(b) Dynamic force tracking error

图8 动态力跟踪结果

Fig. 8 Dynamic force tracking result

首先,建立机器人末端与胫骨接触的阻抗模型,并对人机接触阻抗模型进行了误差分析;其次,设计自适应控制律,根据矫形力误差信息对阻抗参数进行在线调节,用于实时补偿胫骨骨骼刚度的变化和其他不确定因素的影响,使实际矫形力能够实时跟踪参考力信号;然后,对多种情况下的输入矫形力信号进行了仿真验证,结果证明了所提的控制算法在不同环境中都能对力有较好的控制性能,鲁棒性更强;最后,对所提控制算法进行了骨外固定机器人样机实验,并取得了良好的矫形力跟踪效果。针对传统骨外固定矫正装置矫形力调节精度不高、安全性差的弊端,该力跟踪方法提供了更为有效的解决方案,具有一定的实用性和临床价值。

参考文献

[1] WEI M T, CHEN J W, GUO Y, et al. The computer aided parallel external fixator for complex lower limb deformity correction [J]. International Journal of Computer Assisted Radiology & Surgery, 2017, 2 (12): 2107-2117.

[2] 姚玉峰,杨云龙,郭军龙,等. 膝关节术后康复训练机器人研究综述[J]. 机械工程学报, 2021, 57(5): 1-18.
YAO Y F, YANG Y L, GUO J L, et al. A review of postoperative knee rehabilitation robot research [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2021, 57(5): 1-18.

[3] 孟琳,董洪涛,侯捷,等. 面向下肢康复的柔性外骨骼机器人进展研究[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(4): 206-217.
MENG L, DONG H T, HOU J, et al. Soft exoskeleton robot facing to lower-limb rehabilitation: A narrative review [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(4): 206-217.

[4] 苏鹏,来钰梁,张力,等. 定心矫形骨外固定机器人设计与分析[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(11): 262-273.
SU P, LAI Y L, ZHANG L, et al. Design and analysis of centering orthopedic bone external fixation robot [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(11): 262-273.

[5] 张力,秦泗河,邵建建,等. 矫形器结合骨外固定器在下肢畸形矫治的创新应用[J]. 中国矫形外科杂志, 2019, 27(7): 655-658.
ZHANG L, QIN S H, SHAO J J, et al. Innovative application of orthoses combined with external fixator in the correcting deformity of lower limbs [J]. Orthopedic Journal of China, 2019, 27 (7): 655-658.

[6] 崔睿,陈殿生,苏鹏,等. 骨折复位及骨外固定机器人的轨迹规划研究进展[J]. 机械工程学报, 2022, 58(13): 1-21.
CUI R, CHEN D SH, SU P, et al. Research progress on trajectory planning of fracture reduction and deformity correction robot [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2022, 58(13): 1-21.

[7] 倪自强,王田苗,刘达,等. 医疗机器人技术发展综述[J]. 机械工程学报, 2015, 51(13): 45-52.
NI Z Q, WANG T M, LIU D, et al. Survey on medical robotics [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2015, 51(13): 45-52.

[8] ZUO S P, DONG M J, LI J F, et al. Configuration design and correction ability evaluation of a novel external fixator for foot and ankle deformity treated by U osteotomy [J]. Medical & Biological Engineering &

- Computing, 2020, 58(3): 541-558.
- [9] 韩洪志. 骨外固定矫形支架系统研究与开发[D]. 杭州: 浙江工业大学, 2016.
HAN H ZH. Research and development of bone external fixation system[D]. Hangzhou: Zhejiang University of Technology, 2016.
- [10] 邸洁. 基于 OpenGL 的泰勒骨外固定器仿真关键技术研究[D]. 天津: 河北工业大学, 2015.
DI J. Researches on key technologies of simulation of Taylor external fixator based on OpenGL[D]. Tianjin: Hebei University of Technology, 2015.
- [11] 方子彬. 数字骨外固定器的设计及其控制[D]. 太原: 中北大学, 2021.
FANG Z B. Design of digital bone external fixator and control [D]. Taiyuan: North University of China, 2021.
- [12] SU P, WANG S K, LAI Y L, et al. Screw analysis, modeling and experiment on the mechanics of tibia orthopedic with the ilizarov external fixator [J]. Micromachines, 2022, 13(6): 932.
- [13] 龚敏丽, 徐颖, 唐佩福, 等. 3 维 CT 图像导航的并联机构辅助股骨复位方法[J]. 机器人, 2011, 33(3): 303-306, 346.
GONG M L, XU Y, TANG P F, et al. 3D CT image guided parallel mechanism-assisted femur fracture reduction[J]. Robot, 2011, 33(3): 303-306, 346.
- [14] ROVEDA L, IANNACCI N, VICENTINI F, et al. Optimal impedance force tracking control design with impact formulation for interaction tasks [J]. IEEE Robotics & Automation Letters, 2017, 1(1): 130-136.
- [15] 张铁, 肖蒙, 邹焱飏, 等. 基于强化学习的机器人曲面恒力跟踪研究[J]. 浙江大学学报(工学版), 2019, 53(10): 1865-1873, 1882.
ZHANG T, XIAO M, ZOU Y B, et al. Research on robot constant force control of surface tracking based on reinforcement learning[J]. Journal of Zhejiang University (Engineering Science), 2019, 53(10): 1865-1873, 1882.
- [16] 李二超, 李战明. 基于力/力矩信息的面向位控机器人的阻抗控制[J]. 控制与决策, 2016, 31(5): 957-960.
LI ER CH, LI ZH M. Impedance control for positional controlled robotic manipulators based on force/ torque information[J]. Control and Decision, 2016, 31(5): 957-960.
- [17] 张春涛, 王勇, 穆春阳, 等. 基于快速动力学辨识的机器人力/位混合控制碰撞检测研究[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(6): 161-171.
ZHANG CH T, WANG Y, MU CH Y, et al. Collision detection for robot force/position hybrid control based on fast dynamics identification [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(6): 161-171.
- [18] 郭万金, 于苏扬, 田玉祥, 等. 机器人打磨自适应变阻抗主动柔顺恒力控制[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2023, 12(6): 1-12.
GUO W J, YU S Y, TIAN Y X, et al. Active compliance constant force control with adaptive variable impedance for robotic grinding [J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2023, 12(6): 1-12.
- [19] BUCHLI J, STULP F, THEODOROU E, et al. Learning variable impedance control[J]. International Journal of Robotics Research, 2011, 30(7): 820-833.
- [20] PEI Y, OBINATA G, KIM Y W, et al. Adaptive impedance control with variable viscosity for motion and force tracking system [C]. Int Symposium on Micro-Nanomechanics and Human Science. Nagoya: IEEE, 2015: 1-5.
- [21] CALANCA A, FIORINI P. Understanding environment adaptive force control of series elastic actuators [J]. IEEE/ASME Trans on Mechatronics, 2018, 23(1): 413-423.
- [22] KAYA K D, CETIN L. Adaptive state feedback controller design for a rotary series elastic actuator[J]. Trans of the Institute of Measurement & Control, 2017, 39(1): 61-74.
- [23] TETSWORTH K D, PALEY D. Accuracy of correction of complex lower extremity deformities by the Ilizarov method [J]. Clin Orthop Relat Res, 1994, 301: 102-110.
- [24] 王燕妮, 朱宝彤, 戴亚平, 等. 基于模糊阻抗控制的上肢康复机器人中接触力规划器的设计[J]. 北京理工大学学报, 2015, 35(8): 805-809.
WANG Y N, ZHU B T, DAI Y P, et al. Design for the contact force planner in upper limb rehabilitant robot based on fuzzy impedance control[J]. Journal of Beijing Institute of Technology, 2015, 35(8): 805-809.
- [25] 郭万金, 于苏扬, 赵伍端, 等. 机器人主动柔顺恒力

打磨控制方法[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2023, 44(1): 89-99,109.

GUO W J, YU S Y, ZHAO W D, et al. Robot active flexible constant force grinding control method [J]. Journal of Northeastern University (Natural Science), 2023, 44(1): 89-99,109.

作者简介



苏鹏,2011年于北方工业大学获得硕士学位,2016年于北京航空航天大学获得博士学位,2020年民政部国家康复辅具研究中心博士后出站,现为北京信息科技大学机电工程学院教授、硕士生导师,主要研究方向医疗机器人技术、康复辅具技术等。

E-mail: supeng@bistu.edu.cn

Su Peng received his M.Sc. degree from North China University of Technology in 2011, and receive his Ph. D. degree from Beihang University in 2016. He finished his post-doctoral from Ministry of Civil Affairs national Rehabilitation AIDS Research Center in 2020. He is currently a professor and a master advisor in the School of Mechanical and Electrical

Engineering at Beijing Information Science and Technology University. His main research interests include medical robot technology and rehabilitation accessory technology.



张力(通信作者),2007年于锦州医科大学获得硕士学位,2012年于辽宁中医药大学获得博士学位,现为国家康复辅具研究中心附属康复医院骨二科主任、主任医师、硕士生导师,主要研究方向骨科肢体畸形矫正

生物力学及骨外固定器应用研究等。

E-mail: zhangli@nrcta.cn

Zhang Li (Corresponding author) received his M. Sc. degree from Jinzhou Medical University in 2007, and receive his Ph. D. degree from Liaoning University of Traditional Chinese Medicine in 2012. He is currently the director of the Department of the Second Department of Orthopedics of the Affiliated Rehabilitation Hospital of the National Rehabilitation Accessories Research Center, chief physician, master's tutor. His main research interests include the biomechanics of orthopedic limb deformity correction and the application of bone external fixator.