Modeling and Simulation 建模与仿真, 2023, 12(6), 5165-5176
Published Online November 2023 in Hans. https://www.hanspub.org/journal/mos
https://doi.org/10.12677/mos.2023.126470

Hans汉斯

变刚度关节机构设计与变阻抗增益控制仿真研究

孟　奥[1,2,3]，吴志宇[1,2,3]，周　州[1,2,3]，张付超[1,2,3]，胡冰山[1,2,3*]，喻洪流[1,2,3]

[1]上海理工大学健康科学与工程学院，上海
[2]上海理工大学康复工程与技术研究所，上海
[3]上海康复器械工程技术研究中心，上海

收稿日期：2023年9月3日；录用日期：2023年11月2日；发布日期：2023年11月9日

摘　要

随着我国人口老龄化日益严重，脑卒中的发病人数也持续扩增，绝大部分幸存患者存在上肢运动功能障碍。传统的康复机器人采用刚性驱动，无法有效应对卒中患者康复训练过程中的痉挛与震颤，训练效果较差。本文针对康复机器人的康复训练的有效性与安全性，基于特殊曲面原理，采用凸轮－弹簧－滚子机构作为变刚度关节的刚度调节机构，并设计了一种双电机并联驱动的变刚度关节。其次，基于所设计关节的动力学模型研究其阻抗控制方法。然后基于人肘关节解剖学数据与Hill肌肉模型对肘关节主动力矩进行估计，并根据力矩估计值通过刚度调节电机对关节刚度进行预调节。最后，对变刚度关节的静态刚度特性进行实验验证，并在MATLAB中搭建了Simulink仿真模型，对其变刚度控制特性进行仿真实验。结果表明，研究设计的变刚度关节的变刚度特性良好，验证了变刚度控制器及运动阻抗控制器的有效性。

关键词

康复机器人，变刚度关节，阻抗控制

Simulation Study of Variable Stiffness Joint Mechanism Design and Variable Impedance Gain Control

Ao Meng[1,2,3], Zhiyu Wu[1,2,3], Zhou Zhou[1,2,3], Fuchao Zhang[1,2,3], Bingshan Hu[1,2,3*], Hongliu Yu[1,2,3]

[1]School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai
[2]Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai
[3]Shanghai Engineering Research Center of Assistive Devices, Shanghai

[*]通讯作者。

文章引用: 孟奥, 吴志宇, 周州, 张付超, 胡冰山, 喻洪流. 变刚度关节机构设计与变阻抗增益控制仿真研究[J]. 建模与仿真, 2023, 12(6): 5165-5176. DOI: 10.12677/mos.2023.126470

Received: Sep. 3rd, 2023; accepted: Nov. 2nd, 2023; published: Nov. 9th, 2023

Abstract

With the increasingly serious aging population in China, the incidence of stroke continues to expand, and most of the surviving patients have upper limb motor dysfunction. Traditional rehabilitation robots with rigid drive cannot effectively deal with spasms and tremors during rehabilitation training of stroke patients, and the training effect is poor. Aiming at the effectiveness and safety of rehabilitation training of rehabilitation robot, this paper adopts cam-spring-roller mechanism as the stiffness adjusting mechanism of variable stiffness joint based on the principle of special curved surface, and designs a variable stiffness joint driven by double motors in parallel. Secondly, the impedance control method is studied based on the dynamic model of the designed joint. Then, the elbow joint active torque was estimated based on the anatomical data of human elbow joint and the Hill muscle model, and the joint stiffness was pre-adjusted by the stiffness regulating motor according to the estimated torque. Finally, the static stiffness characteristics of the variable stiffness joint were verified by experiments, and a Simulink simulation model was built in MATLAB to simulate the variable stiffness control characteristics. The results show that the variable stiffness of the joint designed in this study is good, and the effectiveness of the variable stiffness controller and the motion impedance controller is verified.

Keywords

Rehabilitation Robot, Variable Stiffness Joint, Impedance Control

Copyright © 2023 by author(s) and Hans Publishers Inc.
This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).
http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/
Open Access

1. 引言

人口老龄化与医疗技术的发展，导致卒中等疾病引起的上肢运动功能障碍患者正在迅速的增加[1]。而传统康复医师一对一的康复方法不仅效率低，且康复医师劳动强度高，此外，康复医师的极度缺乏，也使得世界范围内的康复负担加剧。随着机器人技术的不断革新，采用机器人辅助康复治疗成为了一种行之有效的方法[2]。

传统的外骨骼机器人通常由具有高减速比的刚性驱动器驱动，如 Nam 等设计的 Spastic elbow and wrist Exoskeleton [3]，其在运动和定位方面具有高精度和稳定性，诸如此类刚性驱动器可以实现精确的位置控制。然而高减速比会导致高输出阻抗，当没有连续控制时，其机械本体呈现高刚度，患者难以驱动外骨骼，特别是当患者在康复过程中发生痉挛与震颤时，很难保证患者的安全。为了解决该类问题，研究人员开发了用于外骨骼的串联弹性驱动器(SEA) [4]。虽然 SEA 在人机交互任务中能够实现较好的阻抗特性，但由于其带宽有限及刚度恒定，导致其难以应用于上肢康复机器人中。为了解决该问题，在引入柔性元件的基础上，研究人员根据人体肌肉骨骼系统运动过程中刚度可变的特性，设计了能够通过驱动器内部的刚度调节机构实现刚度调节的变刚度驱动器(VSA)，这使得 VSA 具备一定的机械柔顺性。因此 VSA 不仅能够储存能量，还能在发生碰撞时起到缓冲作用，能够有效的保证患者在康复过程中的安全性与舒适性[5]。

康复策略对于康复机器人系统而言十分重要，一个好的康复策略往往能够很好的促进患者康复。目前，康复策略中主要包括被动康复策略和主动康复策略。被动康复策略是指由康复机器人带动患者运动，常用于具有严重运动功能障碍的患者。相比于被动康复策略，能够充分利用患者剩余肌肉力量的主动康复策略明显更有助于卒中患者的神经重塑[6]，但这要求患者具备一定的自主运动能力。合理的利用患者的剩余肌肉力量，能够在运动康复过程中取得更好的效果，因此，研究人员提出了按需辅助策略(AAN)，即基于患者自身生理状况提供不同的辅助力[7]。如 Gui 等人设计了一种根据患者的肌电图(EMG)估计患者的力矩的渐进式 AAN 控制器[8]，能够根据患者的力矩提供所需的帮助。但 ANN 控制策略需要根据一个能够反应患者运动意图的反馈信息来为患者提供不同的助力，这个过程需要预先设定控制器轨迹，并不适合具有运动功能障碍的患者康复训练。Voluntary control/Human-in-loop 是一种有效的解决方案，能够根据患者的努力程度为患者提供不同的助力，且不受患者运动轨迹的限制[9]。

基于上述研究进展，本文研制了一种适用于人体肘关节运动康复的变刚度康复机器人(Variable stiffness elbow joint rehabilitation robot, VSEJRR)，通过在变刚度康复机器人中应用阻抗控制策略，并将患者的努力程度引入到控制系统中，提出了一种基于人体肘关节主动力矩估计的变刚度康复机器人刚度及阻抗协同控制框架，以期能够提高康复训练的有效性与人机交互的安全性。本文主要贡献包括：1) 基于特殊曲面柔顺变刚度机构工作原理，设计了一款能够实现主、被动刚度变化的变刚度康复机器人。2) 提出一种 Human-in-loop 的辅助力矩控制方案。该方案能够根据患者的肌力程度提供不同的辅助力矩，充分发挥患者的残余肌力。

2. 肘关节变刚度康复机器人设计

2.1. 肘关节康复机器人机械结构设计

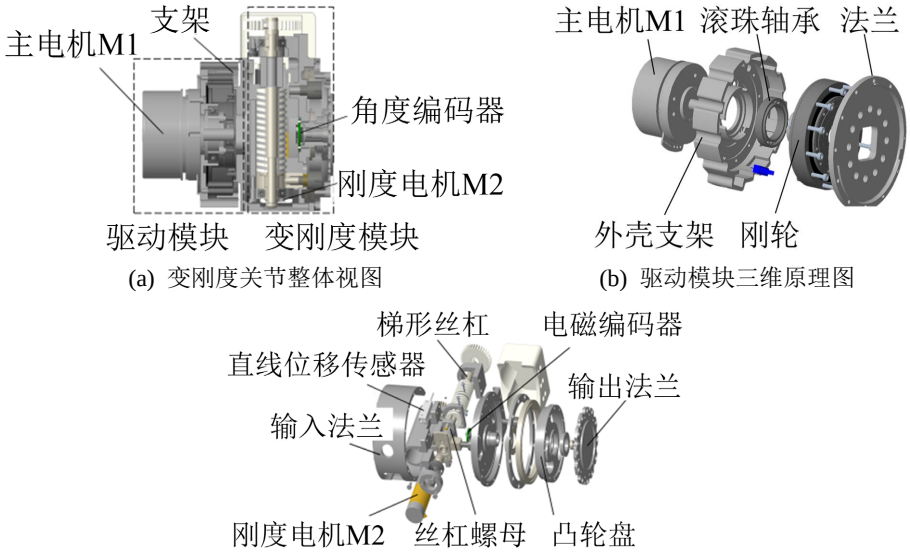
脑卒中发病人数逐年增多，由此导致患有上肢运动功能障碍的人数也显著增多，肘关节作为上肢主要关节之一，在日常生活中至关重要，因此对于肘关节的康复是非常必要的。宏观上看，肘关节是一个典型的单自由度关节，在矢状面上具有屈曲和伸展功能。定义大臂与小臂成一条直线时为关节零位，则根据人体相关参数，可得肘关节运动范围与变刚度康复机器人设计指标如表 1 所示。

Table 1. Joint design parameter
表 1. 关节设计参数

肘关节	最大活动度	变刚度关节	参数
肘关节屈伸	135˚~145˚	关节最大活动角	150˚
肘关节转矩	0~16 Nm	关节最大扭矩	20 Nm
肘关节刚度	0~20 Nm/rad	刚度调节范围	0~30 Nm/rad
/	/	关节模块直径	110 mm

如图 1 所示为本文所设计的变刚度关节机械结构图，根据功能的不同该关节可分为驱动模块和刚度调节模块。其中驱动模块由驱动电机 M1 控制，主要提供关节的位置输出；变刚度模块根据主、被动分为主动变刚度部分以及被动变刚度部分，其中主动变刚度部分通过控制刚度电机 M2 主动压缩弹簧，改变关节刚度。被动变刚度部分为凸轮滚子机构，用于被动刚度的变化，当关节输出法兰承受外部负载时，凸轮盘与滚子产生的相对运动使得弹簧压缩产生弹力反作用凸轮盘上，使机构表现出一定的刚性。在关

节刚度不变的情况下，随着形变角的增加，弹簧的压缩量越大，产生的力就越大，则机构的刚度也就越大。此外，该变刚度关节中也包含部分传感器，内嵌于刚度调节模块中。此外，为满足使用过程中的安全性和可靠性要求，该机构中的丝杠为梯形丝杠，具有自锁功能，可以有效的避免电机 M2 的持续输出，能够降低系统的功率输出。



(a) 变刚度关节整体视图 (b) 驱动模块三维原理图

(c) 变刚度模块三维原理图

Figure 1. Design of mechanical structure of variable stiffness joint
图 1. 变刚度关节机械结构设计

图 2 为基于上述变刚度关节所搭建的肘关节康复机器人平台，该康复机器人平台主要包括驱动模块、刚度调节模块、基座、臂杆以及肘托，其中臂杆长度可调，适用于不同患者需求。

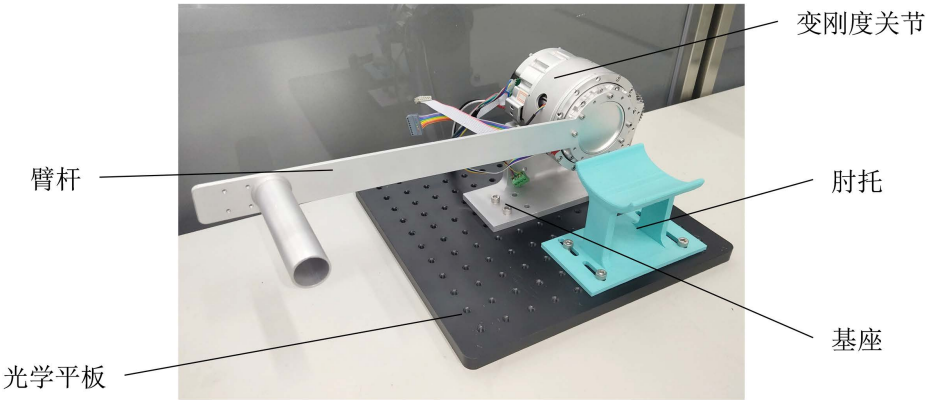


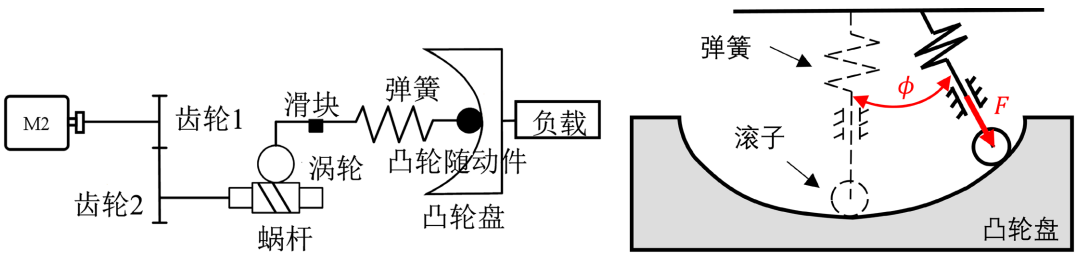
Figure 2. Variable stiffness elbow joint rehabilitation robot platform
图 2. 变刚度肘关节康复机器人平台

2.2. 肘关节变刚度康复机器人刚度调节机构设计

2.2.1. 变刚度原理分析

在本研究中，采用特殊曲面原理，设计了一种基于凸轮－弹簧－滚子的变刚度驱动器(Variable Stiffness Actuator)，其变刚度原理如图 3 所示。可实现驱动器的主动和被动刚度的调节。其主动刚度调节

是通过刚度调节电机改变弹簧的预压缩量。被动刚度调节是在外力作用下产生的，受外部力驱动，滚子沿预先设计好凸轮轮廓线运动，从而压缩弹簧，进而表现为结构输出扭矩的变化。



(a) 变刚度的原理　　(b) 特殊曲面变刚度原理

Figure 3. Variable stiffness mechanism
图 3. 变刚度机构

2.2.2. 动力学分析

对于凸轮－弹簧－滚子变刚度机构来说，其刚度的变化主要取决于形变角 ϕ 和刚度调节参数 L，在不考虑刚度调节电机的影响下，关节刚度仅与凸轮轮廓线有关，以凸轮盘中心 O 为原点，建立如图 4 所示平面直角坐标系。

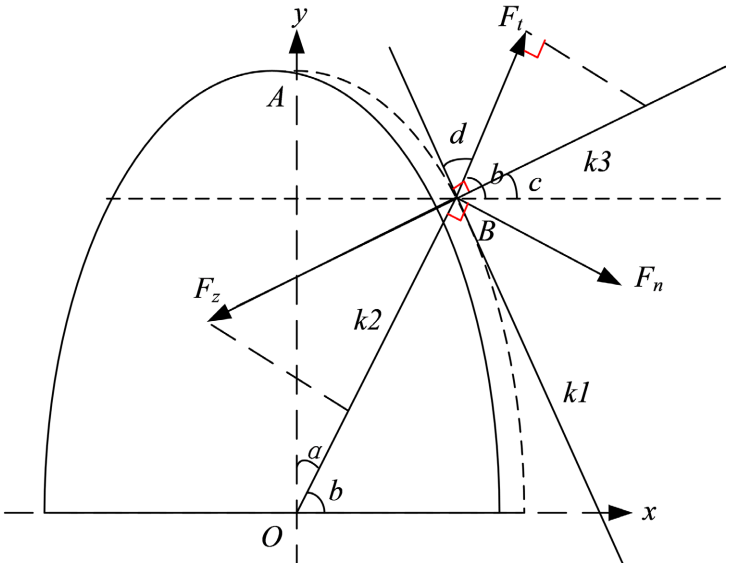


Figure 4. Force analysis of CAM contour
图 4. 凸轮轮廓线受力分析

设凸轮轮廓线上任一点 (x_0, y_0) 符合参数方程：

$$\begin{cases} x_0 = f_1(\theta) \\ y_0 = f_2(\theta) \end{cases} \tag{1}$$

定义 k_1 为轮廓线上任意一点切线斜率，可得 k_1 的表达式为：

$$k_1 = \frac{\mathrm{d}y_0}{\mathrm{d}y_1} \tag{2}$$

当关节受外力作用时，滚子会沿凸轮轮廓线运动一定的角度，该角即形变角 ϕ，假设在坐标系 XOY 中，滚子与凸轮接触点为 (x_c, y_c)，滚子圆心坐标为 (x_t, y_t)，凸轮半径为 r，则根据几何关系可得滚子圆心表达式为：

$$\begin{cases} x_t = x_c - r\sqrt{\dfrac{1}{1+k_1^2}} \\ y_t = y_c - r\sqrt{\dfrac{k_1^2}{1+k_1^2}} \end{cases} \tag{3}$$

将弹簧原长定义为 L_0，刚度调节参数为 L，弹簧刚度用 k_0 表示，根据几何受力分析可得:

$$\begin{cases} F_t = k_0\left(L_0 - \sqrt{x_t^2 + y_t^2} + L\right) \\ F_c = \dfrac{F_t}{\cos\left(\arctan\left(-\dfrac{1}{k_1}\right) - \arctan\left(\dfrac{y_t}{x_t}\right)\right)} \\ F_n = F_c \sin\left(\arctan\left(-\dfrac{y_0}{x_0}\right) - \arctan\left(\dfrac{1}{k_1}\right)\right) \\ M = F_n\sqrt{x_0^2 + y_0^2} \end{cases} \tag{4}$$

其中，F_t 为弹簧弹力，F_c 为凸轮与滚子接触力，F_n 为接触力作用于凸轮的切向力，M 为变刚度关节的输出扭矩。

将式(1)~(3)带入式(4)中得到关节输出力矩 M 关于关节形变角 ϕ 和刚度调节参数 L 的函数关系为：

$$M = f(\theta, L)\cdots\left[f_1, f_2, r, L_0, k_0\right] \tag{5}$$

由式(5)可知，凸轮轮廓线 f_1, f_2 决定输出力矩 M 与柔性变形角度θ之间的非线性关系即为柔性关节的被动变刚度特性。刚度调节电机 M_2 驱动丝杠改变刚度调节参数 L，达到改变输出力矩 M 大小的目的，即为柔性关节的主动变刚度特性。

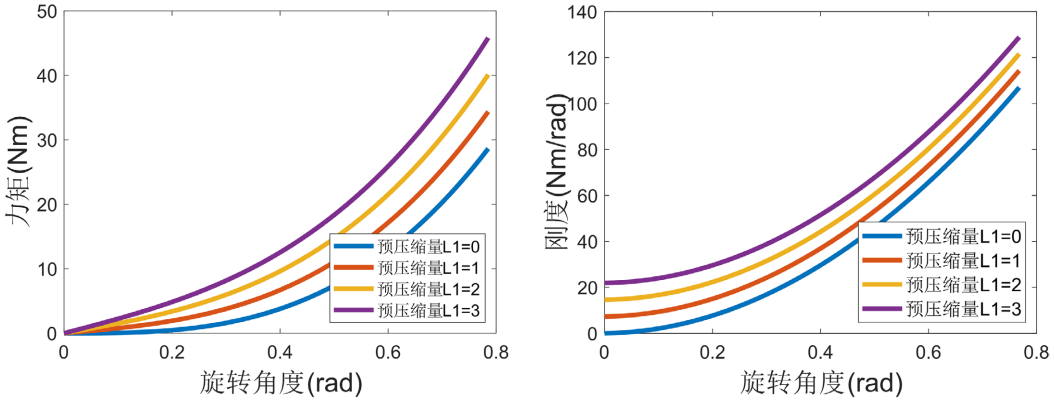
仿生学研究发现，刚度逐渐增大的变刚度特性能够保证较好的柔性输出及运动稳定性[10]。为了达到所需的被动变刚度特性，需对凸轮轮廓线进行合理的设计，本文取阿基米德螺旋线为凸轮轮廓曲线：

$$\begin{cases} x = \rho\cos\theta \\ y = \rho\sin\theta \\ \rho = -9.72\theta^2 + 91.67\theta - 176 \end{cases} \tag{6}$$

采用阿基米德螺旋线为凸轮轮廓曲线，能够保证在刚度调节参数不变的情况下，随着关节角度θ的增加，变刚度关节输出扭矩逐渐增加，凸轮轮廓线满足设计目标；同时，随着增大弹簧压缩量 L 的值，关节刚度呈增大趋势，可实现主动变刚度。

取 r = 6 mm，k_0 = 450 mm，此机构弹簧主动压缩行程为 0~3 mm，L 分别取 0 mm、1 mm、2 mm、3 mm。通过 Matlab 进行分析计算，得到如图 5 所示关节刚度特性变化曲线。

由图可知，采用阿基米德螺旋线为凸轮轮廓曲线，能够保证在刚度调节参数不变的情况下，随着关节角度 θ 的增加，变刚度关节输出扭矩逐渐增加，能够实现柔性输出和保证运动稳定性；同时，随着增大弹簧压缩量 L 的值，关节刚度呈增大趋势，可实现主动变刚度，凸轮轮廓线满足设计目标。



(a) 关节力矩随型变角变化情况　　(b) 关节力矩随型变角变化情况

Figure 5. Joint stiffness characteristic change curve
图 5. 关节刚度特性变化曲线图

3. 变刚度关节控制模型研究

本文所设计的肘关节变刚度康复机器人主要用于卒中导致上肢运动功能障碍患者的康复训练，这些患者往往具有一定的残余肌力，一个适当的康复策略，能够充分发挥患者的参与肌力，缩短其康复过程。因此本文提出 Human-in-loop 形式康复控制策略，将人的因素纳入控制系统中，以肌电信号为人机交互接口，通过应用阻抗控制，充分发挥患者的残余肌力，保证康复过程的安全性与康复的有效性。

3.1. 肘关节康复机器人控制策略

通常在患者的康复训练的过程中，需要调节关节的输出刚度，满足康复治疗方案，因此需要有效的控制方法对关节的刚度进行精确控制。此外，由于弹性元件的引入，会对关节的运动控制产生影响，导致无法充分发挥 VSA 的关节特性，因此，有必要对关节的刚度控制和力矩控制进行研究。同时，由于此变刚度关节涉及的控制系统组成较为复杂，本文提出了一种基于人体肘关节主动力矩估计的变刚度康复机器人协同控制框架，如图 6 所示。该框架主要包括肘关节主动力矩估计模型、阻抗增益控制器、刚度控制模型以及转矩控制模型。

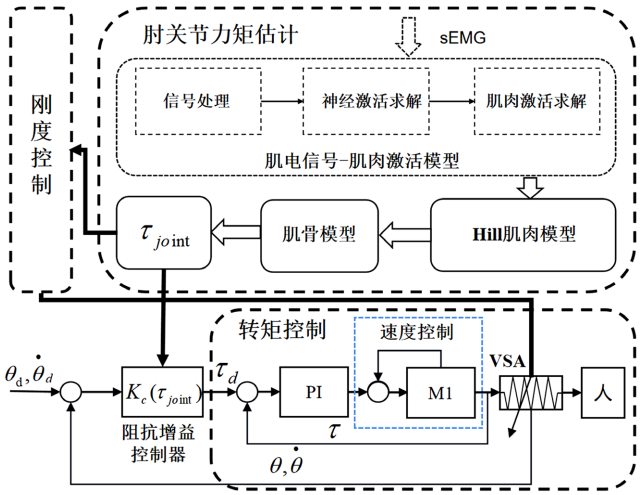


Figure 6. Collaborative control framework for elbow joint rehabilitation robot
图 6. 肘关节康复机器人协同控制框架

本文所使用的协同控制方法采用人肘关节主动力矩信息对系统刚度和变阻抗增益控制进行调节，整个系统以三个部分组成，即基于生理信号的肘关节力矩估计部分，基于肘关节力矩估计的系统刚度调节，基于肘关节力矩估计的变阻抗增益控制。以肌电信号作为人机交互接口，通过 Hill 肌肉模型对受试者的主动力矩进行估计。基于主动力矩的估计值对刚度调节电机进行预调节，确定关节康复过程的基础刚度，并将主动力矩估计值引入到阻抗增益控制器中作为参考，通过转矩控制和速度控制对肘关节康复机器人进行控制，完成与人的交互从而达到康复训练的效果。

3.2. 肘关节康复机器人控制模型

3.2.1. 关节刚度控制

本文采用表面肌电信号作为人机交互接口，对人体肘关节主动力矩进行估计，并以得到的主动力矩信息评价患者的参与程度，进而调节关节刚度。本文使用 sEMG 信号基于 Hill 肌肉模型从而建立肌骨模型对患者的肌力进行评估，并根据肌力评估结果对关节的刚度进行控制调节。

由于实际应用中肘关节各肌肉力不易获得，因此本文选取肱二头肌和肱三头肌估计肘关节力矩。首先对采集到的肌电信号进行滤波和降噪，再基于 Hill 肌肉模型，计算得到肌肉力矩。其中，Hill 的肌肉模型中，肌肉由串联的肌肉纤维和肌腱组成。肌肉纤维由平行的主动收缩元件(CE)和被动弹性元件(PE)组成。因此，肌肉在运动中产生的力可以表示为：

$$F_M = \left(F_{CE} + F_{PE}\right)\cos\varphi \tag{7}$$

式中，F_M 为肌肉力，φ 为羽状角，F_{CE}、F_{PE} 分别为肌纤维主动力和被动力。

对于肘关节屈曲运动过程中肌肉的收缩运动，此处以肱二头肌为例说明相关计算过程。首先，为了方便计算，设肱二头肌长头为起点 $A\left(x_1, y_1, z_1\right)$，设桡骨粗隆部位为止点 $B\left(x_2, y_2, z_2\right)$，肌肉力臂 r_M 可以表示为：

$$r_M = \sqrt{\left(x_3 - x_1\right)^2 + \left(y_3 - y_1\right)^2 + \left(z_3 - z_1\right)^2} \tag{8}$$

将计算得到的肌肉力 F_M 与肌肉力臂 r_M 相乘，即可得到该肌肉在关节产生的力矩大小。同理，肱三头肌肌肉力矩同样可由上述方法计算得到，求和得到的肌肉合力矩作为肘关节力矩。根据上述所计算得到的肘关节力矩值，对不同的肘关节肌肉强度进行分级，并根据肌力等级调整关节刚度，通过安装在刚度调节模块的直线位移传感器检测刚度调节参数的数值。

3.2.2. 变阻抗增益控制

(1) 关节转矩控制

本文设计的变刚度关节为独立布置的双电机驱动，可以实现独立于刚度控制的转矩控制，这意味着可以通过考虑关节运动解耦，将原始的多输入多输出 VSA 控制系统转变为单输入单输出的控制系统[11]，从而完成对关节刚度和转矩的独立控制，能够有效的降低系统的复杂度。

在卒中患者的康复过程中，需要康复机器人能够实时跟踪患者的运动轨迹，而变刚度关节由于引入了弹性元件，这会对其位置控制产生较大影响。因此考虑在控制系统中实施转矩控制以克服其机械结构带来的限制。

具有速度控制回路与内部电流控制回路的级联控制模型已经广泛应用于对电机转矩的控制[12]。此处直接给出关节的转矩控制器：

$$K_\tau\left(s\right) = K_{\tau P} + \frac{K_{\tau I}}{s} \tag{9}$$

根据上述控制器，可得到以下控制律对关节转矩进行控制：

$$\tau_d = K_{\tau P}\left(\tau_d - \tau\right) + \frac{K_{\tau I}}{\dot{\tau}_d - \dot{\tau}} \tag{10}$$

(2) 阻抗控制

上肢康复机器人系统需要与人进行交互来达到康复训练效果，由于使用者多为上肢运动功能障碍患者，因此需要保证机器人具备良好的力控制效果，以保护患者在使用过程中拥有一个安全的人机交互环境。传统的恒定阻抗控制是一种简单有效的控制方法，能够避免康复机器人在工作时产生较大的冲击力，但使用该方法必须知道环境相对机器人的位置和环境的刚度，然而在患者康复过程常有突发情况发生，并且在患者不同康复周期或不同患者使用康复机器人时，交互环境发生了改变，传统恒定阻抗控制并不是一个有效的解决方案。因此，本文基于阻抗控制的方法，提出了变阻抗增益控制框架，用于响应交互环境的变化，调节机器人行为[13]。

变阻抗增益控制的基本思想是通过实时调整阻抗参数，在对机器人末端位置进行控制的同时，实现对交互力的控制，该方法具备学习性和可变性等优点[14]。本文采用传统 PD 控制模型作为变刚度康复机器人阻抗控制器，由下式给出：

$$\tau_d = K_P\left(q_d - q\right) + K_D\left(\dot{q}_d - \dot{q}\right) \tag{11}$$

上述控制律表明，目标力矩 τ_d 可通过仅调整虚拟刚度 K_P 来控制，而影响跟踪速度的虚拟阻尼 K_D 的值可以设置为更高的值用于高阻抗任务。

为了构造可实现变阻抗增益任务的阻抗控制器，引入了一个新的矢量 $K_c = \left[K_P \quad K_D\right]^{\mathrm{T}}$，并在区间内定义关节主动力矩的范围 $sat\left(\left|\tau_h^a\right|\right) \in \left[\overline{\tau}_h^a, \overline{\tau}_h^a\right]$，然后得到人体肘关节主动力矩 τ_h^a 与阻抗参数 K_c 之间的对应关系如下[15]：

$$K_c\left(\tau_h^a\right) = \overline{K}_c \frac{\overline{\tau}_h^a - \mathrm{sat}\left(\left|\tau_h^a\right|\right)}{\overline{\tau}_h^a - \underline{\tau}_h^a} + \underline{K}_c \frac{\mathrm{sat}\left(\left|\tau_h^a\right| - \underline{\tau}_h^a\right)}{\overline{\tau}_h^a - \underline{\tau}_h^a} \tag{12}$$

利用人体肘关节主动力矩对式(12)中 K_P、K_D 进行调节，即可实现系统的变阻抗增益控制任务。当检测到患者的努力程度发生变化，即其肘关节力矩降低时，阻抗参数相应增大，由式(12)可知，系统的输出力矩会随之增加，提供的辅助力增大，带动患者完成肘关节屈曲/伸展运动。相应地，当患者关节主动力矩增大时，系统提供的辅助力会相应降低，促使患者自主完成肘关节屈曲/伸展运动，提高患者在康复过程中的参与度，以达到更好的康复效果。

4. 变刚度控制特性仿真验证

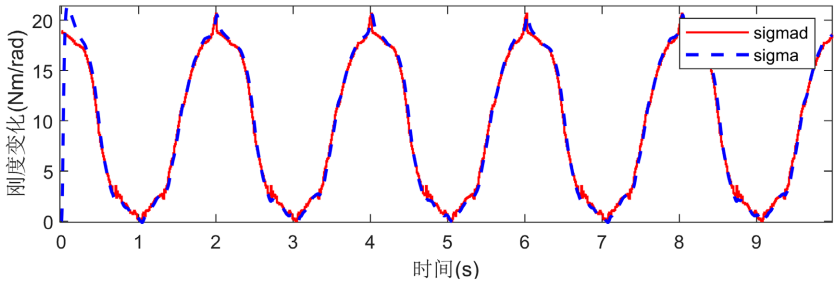
综上所述，对于变刚度关节来说，其核心功能是刚度的可调性，因此本小节主要对变刚度模块的动态刚度可调性性能进行测试。根据上文中控制系统设计框架，在 MATLAB/Simulink 中搭建系统的刚度仿真控制模型，并参考所评估的肘关节主动力矩信息，对变刚度关节系统进行仿真分析。

4.1. 主动刚度跟踪仿真验证

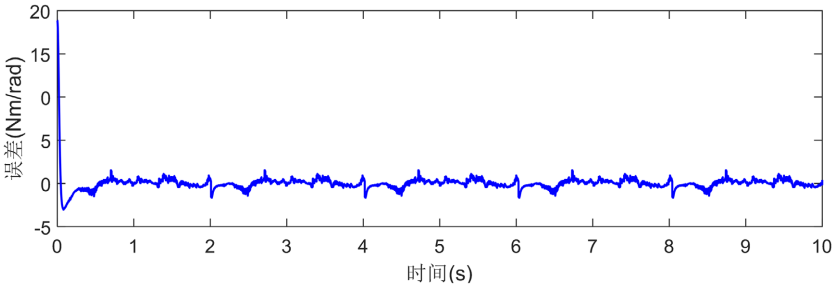
根据 3.2.1 小节建立的 Hill 模型，计算出肘关节主动力矩，确定式(10)中 $sat\left(\left|\tau_h^a\right|\right) \in \left[-1.01, 3.39\right]$ (单位：N·m)。为了保证刚度跟踪的完整性，将本文所设计关节的主动刚度变化范围作为预定期望刚度 $\sigma_d \in \left[0, 20.66\right]$。

首先为了观察控制器效果，为避免关节运动对主动变刚度跟随情况的影响，将限制关节的形变角为

零，对主动刚度跟踪情况进行仿真分析，其仿真结果如图 7 所示。图 7(a)表示刚度跟踪情况，图 7(b)表示刚度跟踪误差，其中期望刚度用红色实线表示，刚度仿真结果用蓝色虚线表示。



(a) 刚度跟踪情况



(b) 刚度跟踪误差

Figure 7. Active stiffness tracking and error
图 7. 主动刚度跟踪及误差

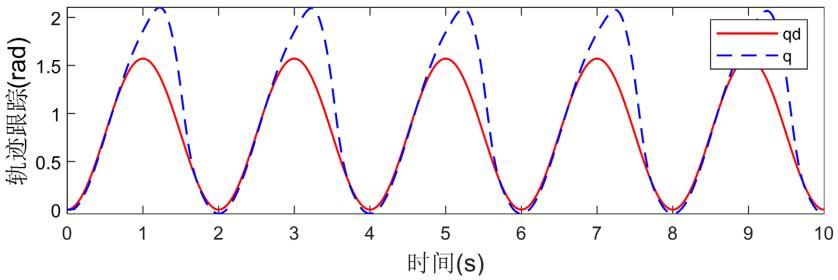
从图中可以看到，除起始处刚度误差较大外，其余各处跟随效果良好，误差较小。需指出的是，起始处刚度误差大是由设置的参考刚度值比较大，实际的仿真刚度是从零开始变化导致的。此外，在偶数秒处，刚度跟随出现较为明显的下降，这是由于运动不连贯产生的突变。

4.2. 变阻抗增益控制仿真验证

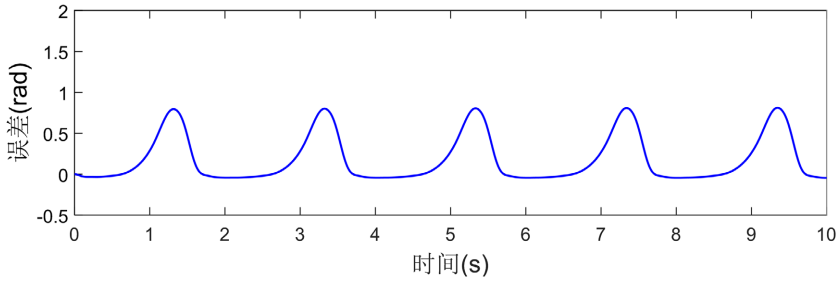
在上述刚度仿真模型基础上，引入 3.2.2 小节建立的变阻抗增益系统，构建完整的系统控制模型，并预定阻抗控制器增益 $K_P \in [0,60]$ (单位：Nm/rad)和 $K_D \in [0,8]$ (单位：Nms/rad)，观察变阻抗增益控制系统仿真效果。

4.2.1. 运动轨迹跟踪仿真验证

经过仿真分析，得到其轨迹跟踪情况如图 8 所示，图 8(a)表示运动轨迹跟踪仿真情况，其中预期角度用红色实线表示，角度仿真情况用蓝色虚线表示，图 8(b)表示运动轨迹误差。



(a) 运动轨迹跟踪仿真



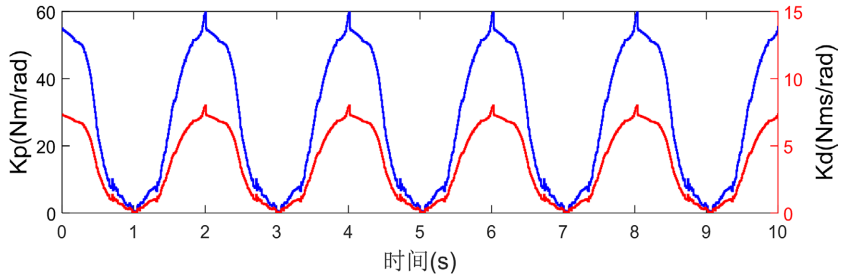
(b) 运动轨迹误差

Figure 8. Trajectory tracking and error of rehabilitation robot with variable stiffness
图 8. 变刚度康复机器人运动轨迹跟踪及误差

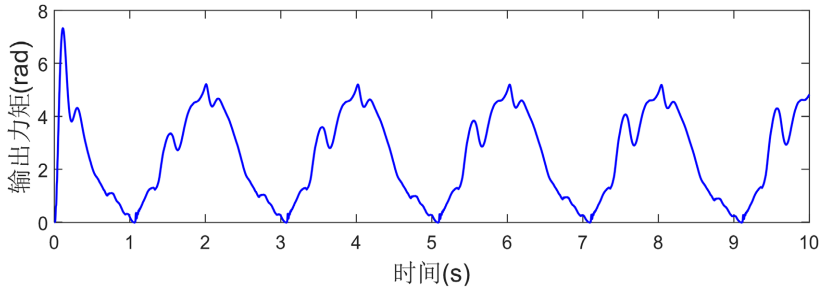
以第一个运动周期为例，从图 8(a)中可以看到，在肘关节屈曲运动前段，其轨迹跟踪效果较好，误差几乎为零。随着肘关节运动至 90°，关节主动力矩 τ_h^a 增大，变刚度驱动刚度 σ 逐渐减小，此时由于系统呈现低刚度的特性，其运动轨迹跟踪误差逐渐增大，但随着肘关节伸展运动的进行，关节主动力矩 τ_h^a 增大，变刚度驱动器刚度 σ 也随之增加，系统呈现高刚度特性，其轨迹跟踪误差逐渐减小，直至为零。

4.2.2. 阻抗控制仿真分析

此外，在运动过程中，当肘关节主动力矩 τ_h^a 增加时，变刚度康复机器人呈现低阻抗，当关节主动力矩 τ_h^a 减少时，变刚度康复机器人呈现高阻抗，阻抗控制器增益如图 9(a)所示，变刚度驱动器的输出力矩如图 9(b)所示。



(a) 阻抗控制器增益变化



(b) 变刚度关节输出力矩变化

Figure 9. Impedance control simulation results
图 9. 阻抗控制仿真结果

从图 9 可以看出，阻抗增益降低时，输出力矩也随之降低，阻抗增益参数增加时，输出力矩也随之增大。该仿真实验说明了系统完成了变阻抗控制任务。

由上述仿真实验验证了变刚度康复机器人各个控制器的有效性，并达到预期目的，即患者主动力矩

较小时，关节呈现高刚度，并提供一定的助力。当患者主动力矩较大时，关节呈现低刚度，不提供或提供少量辅助力矩。

5. 总结

本文研制了一种适用于人体肘关节运动康复的变刚度康复机器人，并对其进行运动仿真实验。首先对变刚度康复机器人的机械结构进行了设计。在此基础上，通过对肘关节主动力矩进行估计从而进行刚度预调节，并且提出了康复机器人阻抗增益调节方法。仿真结果表明，本文所提出来的控制方法，能够有效辅助康复过程中的主动运动，从而达到良好的康复效果，缩短患者的康复时间。

基金项目

国家重点研发计划(2022YFC3601400)，上海市 2022 年度“科技创新行动计划”生物医药科技支撑专项项目(22S31901400)。

参考文献

[1] 谢秋蓉, 林婉琪, 张琪, 等. 脑卒中上肢康复智能化评估和虚拟现实训练研究进展[J]. 康复学报, 2023, 33(3): 271-279.

[2] 赵久明, 李月, 张佳奇, 等. 上肢康复机器人治疗脑卒中偏瘫患者上肢功能障碍的疗效[J]. 机器人外科学杂志(中英文), 2023, 4(6): 507-511.

[3] Nam, H.S., Koh, S., Kim, Y.J., Beom, J., Lee, W.H., Lee, S.U. and Kim, S. (2017) Biomechanical Reactions of Exoskeleton Neurorehabilitation Robots in Spastic Elbows and Wrists. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **25**, 2196-2203. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2714203

[4] Herbin, P. and Pajor, M. (2021) Human-Robot Cooperative Control System Based on Serial Elastic Actuator Bowden Cable Drive in ExoArm 7-DOF Upper Extremity Exoskeleton. *Mechanism and Machine Theory*, **163**, 104372. https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2021.104372

[5] Hu, B., Liu, F., Cheng, K., Chen, W., Shan, X. and Yu, H. (2023) Stiffness Optimal Modulation of a Variable Stiffness Energy Storage Hip Exoskeleton and Experiments on Its Assistance Effect. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **31**, 1045-1055. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2023.3236256

[6] Asl, H.J., Amashita, M.Y., Narikiyo, T. and Kawanishi, M. (2020) Field-Based Assist-as-Needed Control Schemes for Rehabilitation Robots. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, **25**, 2100-2111. https://doi.org/10.1109/TMECH.2020.2992090

[7] Li, N. *et al.* (2018) Bio-Inspired Upper Limb Soft Exoskeleton to Reduce Stroke-Induced Complications. *Bioinspiration & Biomimetics*, **13**, 066001. https://doi.org/10.1088/1748-3190/aad8d4

[8] Gui, K., Tan, U., Liu, H. and Zhang, D. (2020) Electromyography-Driven Progressive Assist-as-Needed Control for Lower Limb Exoskeleton. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, **2**, 50-58. https://doi.org/10.1109/TMRB.2020.2970222

[9] Zhu, Y., *et al.* (2022) Design and Voluntary Control of Variable Stiffness Exoskeleton Based on sEMG Driven Model. *IEEE Robotics and Automation Letters*, **7**, 5787-5794. https://doi.org/10.1109/LRA.2022.3160668

[10] 毕树生, 刘畅, 周晓东, 等. 可调刚度致动器结构研究综述[J]. 机械工程学报, 2018, 54(13): 34-46.

[11] Visser, L.C., *et al.* (2011) Energy-Efficient Variable Stiffness Actuators. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, **27**, 865-875. https://doi.org/10.1109/TRO.2011.2150430

[12] Tagliamonte, N.L. and Accoto, D. (2014) Passivity Constraints for Theimpedance Control of Series Elastic Actuators. *Journal of Systems and Control Engineering*, **228**, 138-153. https://doi.org/10.1177/0959651813511615

[13] Liu, L., *et al.* (2021) Low Impedance-Guaranteed Gain-Scheduled GESO for Torque-Controlled VSA with Application of Exoskeleton-Assisted Sit-to-Stand. *IEEE-ASME Transactions on Mechatronics*, **26**, 2080-2091. https://doi.org/10.1109/TMECH.2020.3032372

[14] Duan, J., Gan, Y., Chen, M., *et al.* (2018) Adaptive Variable Impedance Control for Dynamic Contact Force Tracking in Uncertain Environment. *Robotics and Autonomous Systems*, **102**, 54-65. https://doi.org/10.1016/j.robot.2018.01.009

[15] Liu, L. *et al.* (2016) Design and Control of a Mechanical Rotaryvariable Impedance Actuator. *Mechatronics*, **39**, 226-236. https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2016.06.002