

文章编号: 1004-7220(2024)06-1079-07

# 基于动力学仿真的人工膝关节振动信号采集系统设计

徐星宇, 周友逸, 彭业萍, 吴超, 曹广忠

(深圳大学 机电与控制工程学院; 广东省电磁控制与智能机器人重点实验室, 广东 深圳 518060)

**摘要:** **目的** 研究人工膝关节磨损过程的接触应力变化, 针对膝关节假体因磨损而引发的振动设计信号采集系统, 为人工膝关节磨损状态在线监测提供新的技术手段。 **方法** 为有效采集振动信号, 通过分析膝关节假体在运动过程中的动力学模型, 得到胫骨衬垫接触应力主要分布区域, 确定振动传感器的最佳安装位置。通过拉格朗日方程求解膝关节股骨假体的动力学模型, 获取股骨假体的力矩变化曲线验证有限元分析的有效性。通过摩擦磨损试验中不同安装位置振动传感器采集的信号和不同区域表面形貌进行对比, 验证采集系统设计和有限元分析结果的有效性。 **结果** 基于动力学仿真分别得到屈曲、内外旋、前后位移和上下位移4个自由度下胫骨衬垫的接触应力集中区域。胫骨衬垫的中部和后部接触应力集中明显, 振动传感器安装在胫骨衬垫后端, 采集到的信号具有更大幅值, 有利于膝关节假体振动信号的特征提取。 **结论** 基于动力学仿真分析设计的振动信号采集系统能够有效采集人工膝关节在磨损过程中产生的振动信号。研究结果为后续探究人工膝关节的磨损机制, 实现其全寿命健康状态监测提供重要手段。

**关键词:** 人工膝关节; 股骨; 胫骨衬垫; 动力学仿真; 振动监测

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2024.06.010

## Design of Vibration Signal Acquisition System for Artificial Knee Joint Based on Dynamic Simulation

XU Xingyu, ZHOU Youyi, PENG Yeping, WU Chao, CAO Guangzhong

(College of Mechatronics and Control Engineering; Guangdong Key Laboratory of Electromagnetic Control and Intelligent Robots, Shenzhen University, Shenzhen 518060, Guangdong, China)

**Abstract:** **Objective** The stress variations during the wear process of an artificial knee joint were studied. Then, a signal acquisition system was designed to capture the vibration signals induced by the wear of knee joint prosthesis. The aim was to provide new technical means for online wear monitoring of the artificial knee joint. **Methods** To effectively collect vibration signals, the optimal installation position of the vibration sensors was determined by analyzing the dynamic model of the knee joint prosthesis during motion and identifying the main distribution areas of the tibial insert contact stress. The dynamic model of the femoral prosthesis was solved using Lagrangian equations. The torque variation curve of the femoral prosthesis was obtained to validate the effectiveness of finite element analysis. The signals collected by the vibration sensors installed at different positions in the friction wear experiments and the surface morphology in different areas were compared to verify the effectiveness of the acquisition system design and finite element analysis results. **Results** The stress concentration regions of the tibial pad under four degrees of freedom (flexion, internal and external rotation, anterior-posterior displacement, and up-and-down displacement) were obtained based on a dynamic simulation. A stress concentration was evident in the middle and posterior regions of the tibial pad. A vibration signal with a

收稿日期: 2024-02-27; 修回日期: 2024-05-06

基金项目: 广东省自然科学基金项目青年提升项目(2024A1515030208), 深圳市国际科技合作项目(GJHZ20220913143005009)

通信作者: 彭业萍, 副教授, E-mail: pyp8020@163.com

higher amplitude was collected when the vibration sensor was installed at the rear end of the tibial pad. This aided the vibration feature extraction of the knee joint prosthesis. **Conclusions** The vibration signal acquisition system designed based on the dynamic simulation analysis effectively collected the vibration signals generated by the artificial knee joint during the wear process. This study provides an important means for evaluating the wear mechanisms of artificial knee joints and monitoring their full-life health status.

**Key words:** artificial knee joint; femur; tibial pad; dynamic simulation; vibration monitoring

随着年龄的增长以及生活方式的改变,越来越多的人面临一个共同的疾病——膝关节炎。膝关节炎是一种常见的慢性疾病,其特点是膝关节软骨的逐渐磨损和关节周围组织的炎症反应,导致膝关节疼痛、僵硬、功能受限,严重影响患者的生活质量。随着现代医学技术的不断进步,人工膝关节置换手术成为严重关节炎患者无法采取保守治疗时的首选治疗方法之一<sup>[1]</sup>。随着接受人工膝关节置换手术的年轻患者数量不断增加,人工膝关节的寿命限制成为一个备受关注的问题。人工膝关节中,胫骨衬垫磨损是限制人工膝关节使用寿命的根本原因<sup>[2-3]</sup>。因此,需要探究人工膝关节的磨损机制,进一步延长人工膝关节的服役时长和耐磨损性能。

由于难以开展人体内的人工膝关节磨损实验,在体外开展人工膝关节摩擦磨损试验是进行假体磨损性能研究的常规手段。Oral等<sup>[4]</sup>借助人工关节在体外模拟试验机进行步态循环实验,探究人工膝关节的磨损变化。仿真分析也是研究人工关节磨损的重要手段之一。焦朵朵等<sup>[5]</sup>和丁文于等<sup>[6]</sup>利用ABAQUS仿真进行人工膝关节的磨损分析。然而这些研究存在以下局限性:①基于体外人工关节磨损试验机的人工膝关节磨损分析需要在规定步态周期拆卸假体测量相关指标(假体磨损量、磨损表面摩擦因数等),分析人工膝关节的磨损情况,这样分析导致实验过程中无法在线检测不同时期的磨损情况,以及实验过程的中断,影响磨损试验的结果。②基于ABAQUS的磨损分析可以得到步态周期连续的磨损情况变化,但由于没有考虑人体体液和人工膝关节磨损产生的磨粒对人工膝关节磨损状态的影响,故不能正确反映人工膝关节在人体内部的磨损状态。

由摩擦引起的振动信号可以连续实时对滑滚接触下的磨损特性进行表征<sup>[7]</sup>,通过分析其频率、幅值和波形变化获取磨损信息,从而解决上述人

工膝关节磨损研究方法的不足。振动信号的质量对准确描述磨损情况至关重要,提供清晰准确的数据有助于更好表征和研究人工膝关节的磨损性能。本文提出一种基于动力学仿真分析的人工膝关节振动信号采集系统。通过理论动力学分析和仿真实验,确定模拟人工关节运动中胫骨衬垫的高接触应力区域,并设计相应的振动信号采集系统。磨损试验机上的振动信号分析和激光共聚焦显微镜的磨损表面形貌测量验证了仿真准确性,证明该系统能为人工膝关节磨损分析提供有效的数据支持。

## 1 材料和方法

### 1.1 模型建立

参考文献[5]中人工膝关节参数(包括股骨部件的矢状面半径、冠状面半径和髁最低点到冠状面中线的距离,以及胫骨衬垫的矢状面半径和冠状面半径),进行人工膝关节模型的建模工作,并利用3D打印技术制备后续实验所需的假体。人工膝关节模型如图1所示。

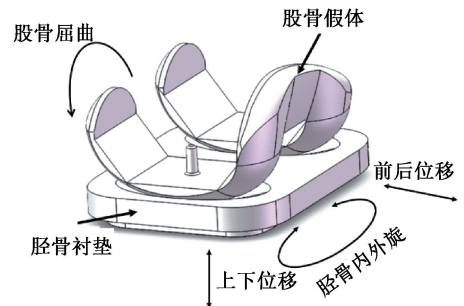


图1 人工膝关节模型

Fig. 1 Model of the artificial knee joint

### 1.2 材料属性

钛合金股骨假体和超高分子量聚乙烯胫骨衬垫在人工膝关节置换中被广泛使用且表现良好,故选取钛合金作为股骨假体的材料,以及超高分子量

聚乙烯作为胫骨衬垫材料。通过在有限元分析软件中添加材料,设置材料的密度、弹性模量和泊松比等参数(见表1),完成材料属性的加载。

表1 材料属性<sup>[8]</sup>Tab.1 Material properties<sup>[8]</sup>

参数	钛合金	超高分子量聚乙烯
$\rho/(\text{g}\cdot\text{cm}^{-3})$	4.51	0.95
$E/\text{GPa}$	110	1.1
$\nu$	0.27	0.4

### 1.3 运动加载

根据中华人民共和国医药行业标准 YY/T 1462.3—2017/ISO 14243-3:2014<sup>[9]</sup>中的4个自由度(屈曲、内外旋、前后位移和垂直载荷)步态数据,进行模拟人工关节运动的加载。各自由度的运动及加载数据如图2所示。

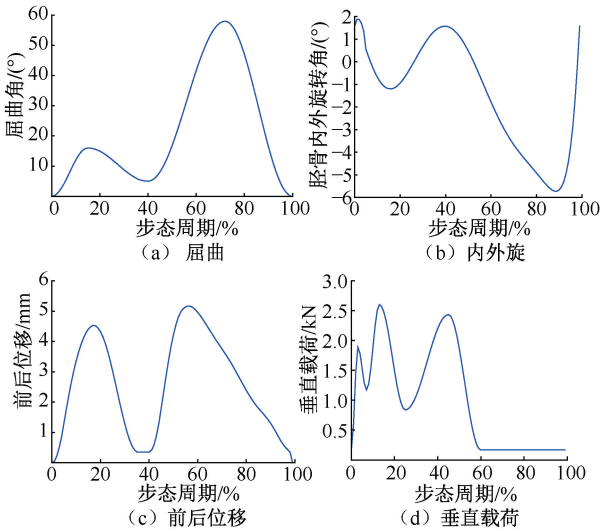


图2 运动示意及4个自由度加载数据

Fig.2 Schematic diagram of motion and input data for four degrees of freedom

(a) Flexion and extension, (b) Internal and external rotation, (c) Anterior-posterior displacement, (d) Vertical load

## 2 基于拉格朗日方程的膝关节动力学分析

加载的4个自由度中,由于股骨假体具有几个不同的曲率半径,故屈曲运动下胫骨衬垫的受力最为复杂。选取运动情况最为复杂的屈曲运动进行动力学分析,为本文提供理论分析。通过拉格朗日方程求解股骨假体屈曲的力矩,并与有限元分析的力矩结果进行对比,验证理论分析和仿真实验的有效性。

利用改进的DH参数法表达股骨假体的屈曲运动过程中质点系坐标的变化。选取原始坐标系作为基坐标系,则股骨假体屈曲过程中转移矩阵为

$$\begin{pmatrix} \cos(q_1) & -\sin(q_1) & 0 & 566.198 \\ 0 & 0 & 1 & 58.838 \\ -\sin(q_1) & -\cos(q_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

式中: $q_1$ 为股骨假体屈曲角。则股骨假体质点系上任意一点 $P$ 的坐标可以表示为

$${}^0\mathbf{r} = \mathbf{Tr} \quad (2)$$

式中: ${}^0\mathbf{r}$ 为 $P$ 点相对于基坐标系的向量坐标; $\mathbf{r}$ 为 $P$ 点在股骨坐标系的向量坐标。对式(2)矢量坐标进行对时间求导,可得股骨假体上任意一点相对于基坐标系的速度

$${}^0\mathbf{v} = \frac{d({}^0\mathbf{r})}{dt} = \frac{d(\mathbf{Tr})}{dt} = \frac{d\mathbf{T}}{dt}\mathbf{r} = \left(\frac{d\mathbf{T}}{dq_1}\dot{q}_1\right)\mathbf{r} \quad (3)$$

式中: $t$ 为时间; $\dot{q}_1$ 为 $q_1$ 对 $t$ 的一阶导。则速度的平方可表示为

$$\begin{aligned} ({}^0\mathbf{v})^2 &= \text{tr}\left(\left(\frac{\partial\mathbf{T}}{\partial q_1}\dot{q}_1\right)\mathbf{r}(\mathbf{r})^T\left(\frac{\partial\mathbf{T}}{\partial q_1}\dot{q}_1\right)^T\right) = \\ &\text{tr}\left(\frac{\partial\mathbf{T}}{\partial q_1}\mathbf{r}(\mathbf{r})^T\frac{\partial\mathbf{T}^T}{\partial q_1}\dot{q}_1^2\right) \end{aligned} \quad (4)$$

而且,股骨假体质点的动能微元表达式为

$$dV = \frac{1}{2}({}^0\mathbf{v})^2 dm \quad (5)$$

利用式(5),整个股骨假体的动能可以表示为

$$\begin{aligned} V &= \int dV = \int \frac{1}{2}\text{tr}\left(\frac{\partial\mathbf{T}}{\partial q_1}\mathbf{r}(\mathbf{r})^T\frac{\partial\mathbf{T}^T}{\partial q_1}\dot{q}_1^2\right) dm = \\ &\frac{1}{2}\text{tr}\left(\frac{\partial\mathbf{T}}{\partial q_1}\int\mathbf{r}(\mathbf{r})^T dm\frac{\partial\mathbf{T}^T}{\partial q_1}\dot{q}_1^2\right) = \\ &\frac{1}{2}\text{tr}\left(\frac{\partial\mathbf{T}}{\partial q_1}\mathbf{J}\frac{\partial\mathbf{T}^T}{\partial q_1}\dot{q}_1^2\right) \end{aligned} \quad (6)$$

式中: $\mathbf{J}$ 为股骨假体的转动惯量矩阵。

股骨假体质点的势能微元表达式为

$$dP = -g^T\mathbf{Tr}dm \quad (7)$$

式中: $g$ 为重力分量。则可得整个股骨假体的动能为

$$P = \int dP = -g^T\mathbf{Tr}\int dm = -g^T\mathbf{Tr}m \quad (8)$$

利用式(6)和式(8)构建拉格朗日函数:

$$L = \frac{1}{2}\text{tr}\left(\frac{\partial\mathbf{T}}{\partial q_1}\mathbf{J}\frac{\partial\mathbf{T}^T}{\partial q_1}\dot{q}_1^2\right) + g^T\mathbf{Tr}m \quad (9)$$

将拉格朗日函数代入拉格朗日方程,求得股骨假体在屈曲运动过程中的力矩:

$$\tau = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} \quad (10)$$

选取屈曲运动,利用股骨假体屈曲的角度变化,计算股骨假体在屈曲运动过程中的力矩变化情况,为动力学仿真提供理论验证。

### 3 基于有限元仿真的胫骨衬垫受力分析

本文重点探讨不同自由度下胫骨衬垫的接触应力变化。采用文献[10-15]中的有限元仿真分析方法,使用 ABAQUS 模拟,设置假体部件之间为摩擦因数 0.05 的摩擦接触,载荷和边界条件参考 YY/T 1462.3—2017/ISO 14243-3:2014 国家标准。屈曲运动通过股骨假体夹具的参考点施加,载荷、前后位移和内外旋转施加在胫骨衬垫参考点。通过对股骨部件上下和内外翻自由度、胫骨衬垫上下和旋转自由度的控制,以实现不同自由度的加载。网格划分方面,胫骨衬垫表面采用 1 mm 网格密度,其他表面采用 10 mm 网格密度,以提高计算效率。结果显示,10 mm 网格导致接触应力分布不精确,而 0.1、1 mm 网格结果无明显差异。通过设置远程位移约束,确保只有对应自由度可以运动。

本文发现,随着屈曲角度不断增大,胫骨衬垫上的主要接触应力区域由胫骨衬垫中部向前端过渡,当屈曲角超过 30°时,同时由于胫骨衬垫向前位移增大,股骨假体与胫骨衬垫前端接触逐渐脱离,接触区域由前转后转而股骨假体与胫骨衬垫后端为主要接触,因此,胫骨衬垫受到较大接触应力的区域从胫骨衬垫前中部过渡到后端。随着股骨假体屈曲角增大,股骨假体与胫骨衬垫的接触区域从中部向前端过渡[见图 3(a)]。胫骨衬垫内外旋运动时,初始阶段股骨假体与胫骨衬垫主要接触区域在最低点附近,故较大接触应力也在这个区域产生;随着内外旋角度的增大,左侧胫骨衬垫后端与股骨假体接触增大,右侧胫骨衬垫前端与股骨假体接触增大,故较大接触应力由接触点过渡到胫骨衬垫左侧的右后部和右侧的左前侧[见图 3(b)]。胫骨衬垫前后位移运动时,初始阶段股骨假体与胫骨衬垫主要接触区域在最低点附近,故较大接触应力也在这个区域产生;随着胫骨衬垫前后位移的增

大,股骨假体的最低点与胫骨衬垫的接触由胫骨衬垫中部向后端过渡,故胫骨衬垫的较大接触应力区域由接触点过渡到胫骨衬垫后部[见图 3(c)]。胫骨衬垫上下位移运动时,在整个运动过程中胫骨衬垫的较大接触应力区域都集中在中部[见图 3(d)]。

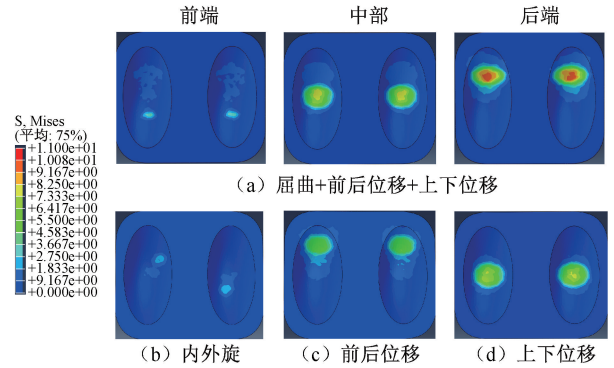


图 3 不同自由度胫骨衬垫接触应力分布

Fig. 3 Stress distributions of the tibial pad under different degrees of freedom (a) Flexion + anterior-posterior displacement + up-and-down displacement, (b) Internal and external rotation, (c) Anterior-posterior displacement, (d) Up-and-down displacement

注:图 3(a)前端和中部对应了单个屈曲自由度下胫骨衬垫接触应力分布情况。

同时,将胫骨屈曲运动仿真实验时获得股骨假体的屈曲的力矩变化,与拉格朗日动力学分析得到的股骨假体屈曲运动的理论力矩进行对比。结果显示,基于动力学和有限元仿真的股骨力矩的变化趋势一致,验证了动力学理论分析和有限元仿真实验分析的有效性(见图 4)。但由于屈曲运动存在的非线性问题,导致有限元在数值逼近的结果与动力学计算结果出现差异。

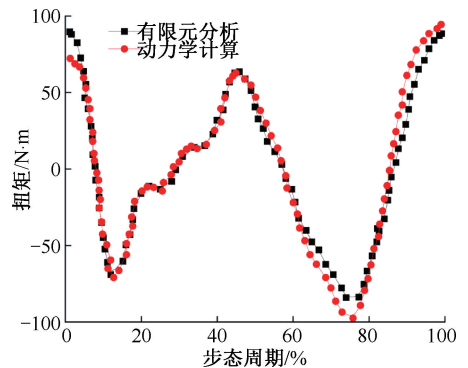


图 4 基于动力学和有限元分析的股骨屈曲力矩结果对比

Fig. 4 Comparison of the femur flexion moments obtained by kinematics analysis and finite element analysis

## 4 振动信号采集系统设计

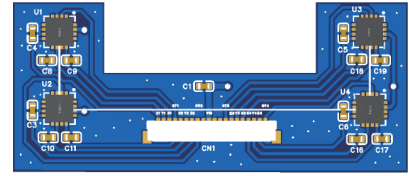
### 4.1 传感器设计

本文采用文献[16-19]中人工膝关节生物力学效应分析动力学仿真结果,胫骨衬垫在股骨屈曲和胫骨前后与上下平移耦合运动中的主要接触应力分布在胫骨中前部和后端。因此,在胫骨衬垫中部和后端分别安装振动传感器,可以有效覆盖步态周期中的主要振动信号源,设计的振动信号采集系统如图5(a)所示。该系统包括4个传感器,每个传感器的长为56 mm,宽为24 mm。安装布局如图5(b)所示。需要指出的是,不同自由度模拟人工关节运动下主要接触应力区域变化情况有所差异。由于股骨屈曲和胫骨前后与上下平移耦合运动时,胫骨衬垫前端、中部和后端接触应力差异明显,故选取该耦合运动进行分布式传感器有效性的验证。

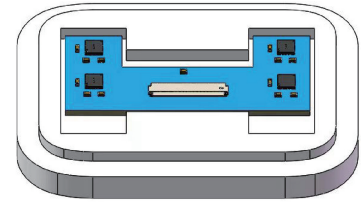
### 4.2 实验数据

通过采集摩擦磨损试验机空载时的信号以验证后续采集信号的正确性,通过对摩擦磨损试验机加载YY/T 1462.3—2017/ISO 14243-3:2014中的步态数据模拟10万个步态周期。

对比磨合期试验机空载、中部传感器和后端传感器采集的振动信号的时域图和频域图发现,振动信号与噪声信号耦合在一起,且在时域方面的平均



(a) 监测系统传感器PCB图



(b) 传感器安装设计

图5 监测系统传感器及安装

Fig. 5 Monitoring system sensors and installation

(a) PCB diagram of monitoring system sensor,

(b) Sensor installation design

幅值相对于噪声信号较弱,因此,时域图差异不会太明显,由后端传感器采集的信号在胫骨衬垫后端与股骨假体撞击时信号幅值比中部传感器采集的更为明显,具体表现在振动信号频域的20~30 Hz之间;在胫骨衬垫后端与股骨假体撞击前后的信号具有更大的幅值(见图6)。对应动力学分析结果中主要接触应力产生在胫骨衬垫后端[见图3(c)],本实验结果证明,基于动力学分析,安装在胫骨衬垫后端传感器采集到的振动信号更靠近振动信号

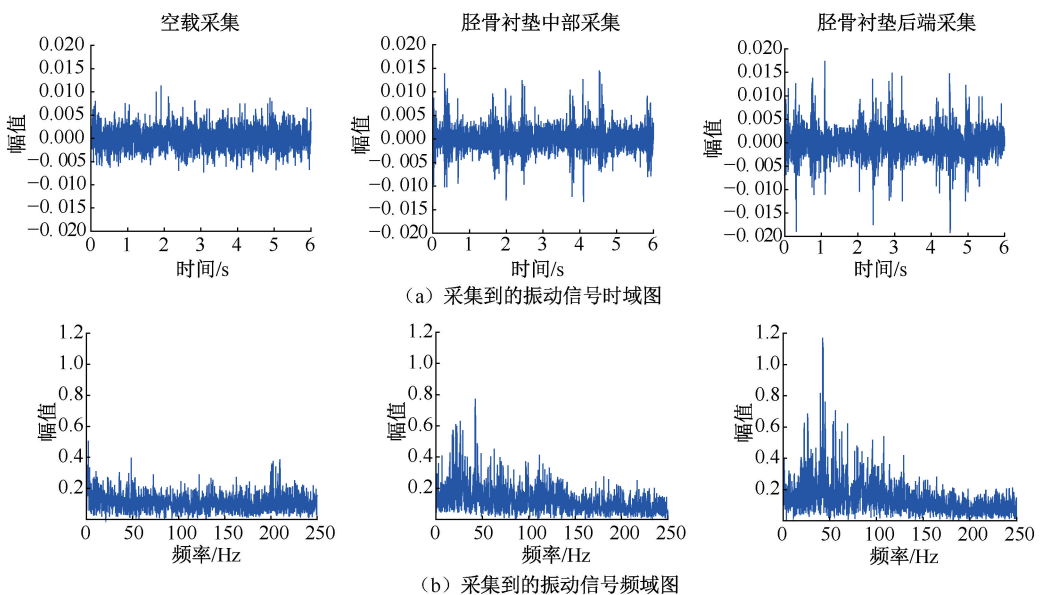


图6 监测系统采集信号

Fig. 6 Monitoring system collects signals (a) Time domain diagram of the acquired vibration signal,

(b) Frequency domain diagram of the acquired vibration signal

源,采集到的振动信号更有效。

并对不同接触应力分布区域进行激光共聚焦拍摄,得到表面形貌特征和粗糙度信息,以验证分

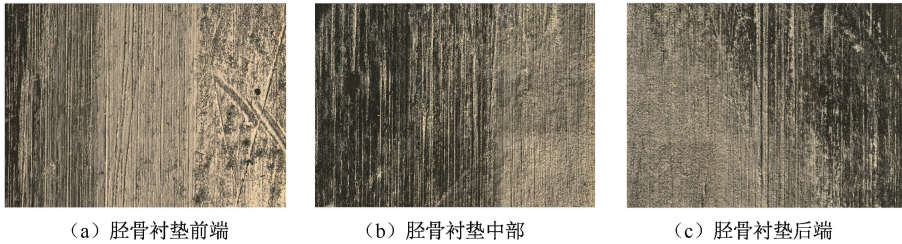


图7 胫骨衬垫不同区域磨损表面

Fig. 7 Wear surfaces in different areas (a) Front end of the tibial pad, (b) Middle tibial pad, (c) Posterior end of the tibial pad

本文发现,胫骨衬垫中部和后端的磨损情况更为严重(见表2),这与图7所示磨损表面形貌结果相对应,与上述动力学仿真结果一致,验证了摩擦振动信号的产生主要来源于胫骨衬垫中部和后端的磨损。因此,本文将振动信号采集系统安装在该磨损区域,则可以更加有效地采集到关节假体因磨损导致的振动信号,为磨损状态在线监测奠定技术手段。

表2 不同应力区域的表面粗糙度信息

Tab. 2 Surface roughness information for different stress regions

参数	胫骨衬垫	胫骨衬垫	胫骨衬垫
	前端	中部	后端
算术平均高度/ $\mu\text{m}$	26.52	45.249	57.672
界面扩展面积比	1.558	6.029	5.454
磨损区域高宽比	0.364	0.467	0.435

## 5 讨论

本文通过研究人工膝关节的动力学模型,为探究和分析人工膝关节在摩擦磨损试验中振动信号的采集提供有效平台。同时,动力学模型结果也反映了人工膝关节在运动中更易发生磨损的区域,包括胫骨衬垫中部和后端。因此,在人工膝关节仿生设计中,可通过修改胫骨衬垫中部和后端的设计来提升其磨损性能。

需要指出的是,本文使用的模拟人工关节运动数据采用中华人民共和国医药行业标准 YY/T 1462.3—2017/ISO 14243-3:2014 中4个自由度步态数据,确定了振动传感器的安装位置,以更好地采集关节磨损振动信号。但根据该标准步态数据进行人工膝关节的动力学仿真分析,存在一定局限

析的正确性。由胫骨衬垫前端、中部和后端的磨损表面形貌可见,接触应力更大的胫骨衬垫中部和后端相对于胫骨衬垫前端磨损更为明显(见图7)。

性。应针对膝关节损伤患者进行针对性的运动分析,才能更好获取不同关节损伤人群的动力学模型。因此,在后续的研究,将收集不同关节损伤人群的数据,进行个性化步态数据的仿真,进一步优化振动信号采集系统的设计。

本文基于 ABAQUS 仿真软件进行动力学仿真,确定了运动过程中接触应力变化情况,为振动传感器的安装提供理论指导,以及确定运动过程中易磨损的区域。但由于 ABAQUS 对于非线性收敛问题的局限性,导致无法计算得到精确的接触应力分布情况。因此,后续研究将解决非线性收敛问题得到更为精确的接触应力分布情况,进一步得到运动过程中精确的易磨损区域分布情况。

## 6 结论

本文通过加载人工膝关节假体参数建立包括股骨假体和胫骨衬垫的实验仿真模型。通过设置假体材料属性,对所建立的模型进行相应假体材料加载并进行运动的加载,得到不同自由度运动下胫骨衬垫的接触应力云图。结果显示,不同自由度运动下胫骨衬垫接触应力集中的区域,股骨屈曲运动下为中部和后部;股骨内外旋为中部;胫骨衬垫前后位移为中部和后部;胫骨上下位移为中部。通过分析胫骨衬垫上接触应力集中区域的变化,指导监测系统的安装位置。信号对比分析显示,经过仿真分析后优化设计的振动信号采集系统能够获得更显著的振动信号信息,并能有效反映胫骨衬垫后端与股骨假体撞击时的磨损状态。本文方法可以为

后续进行人工膝关节摩擦磨损试验监测装置的安装提供指导,获得更为有效的信号,并为研究人工膝关节的磨损机制提供研究基础。

**利益冲突声明:**无。

**作者贡献声明:**徐星宇负责实验设计、实验数据处理、论文初稿撰写;周友逸负责实验数据采集与分析;彭业萍负责研究概念生成、研究资金获取、研究课题监管与指导、论文审阅与修订;吴超负责研究课题监管与指导;曹广忠负责行政与技术支持。

### 参考文献:

- [ 1 ] 于先涛,任成伟. 人工膝关节置换术应用于膝关节骨性关节炎治疗的效果和安全性分析[J]. 系统医学, 2023, 8(15): 135-138.
- [ 2 ] 赵峰,王川,樊瑜波. 全膝关节置换术中聚乙烯衬垫的磨损测评研究进展[J]. 中国医疗器械杂志, 2015(1): 33-36.
- [ 3 ] 陈丽,徐栋,沈传侠,等. 全膝关节置换术对膝关节骨性关节炎患者生存质量的影响[J]. 中国卫生标准管理, 2022, 13(18): 111-114.
- [ 4 ] ORAL E, CHRISTENSEN SD, MALHI AS. et al. Wear resistance and mechanical properties of highly cross-linked, ultrahigh-molecular weight polyethylene doped with vitamin E [J]. J Arthroplasty, 2006, 21(4): 580-591.
- [ 5 ] 焦朵朵,高子瑞,刘峰. 人工膝关节假体的磨损性能分析[J]. 机械设计与制造工程, 2022, 51(4): 97-100.
- [ 6 ] 丁文宇,马淑芹,周星辰,等. 高吻合度股胫关节面人工膝关节假体的磨损[J]. 医用生物力学, 2018, 33(3): 193-199.  
DING WY, MA SX, ZHOU XY, et al. Wear simulation of tibiofemoral joint surface of total knee prosthesis with high conformity [J]. J Med Biomech, 2018, 33(3): 193-199.
- [ 7 ] XU C, WU TH, YANG HB, et al. Study on vibration mechanism induced by skidding in pure rolling contact [J]. Tribol Int, 2021(154): 106669.
- [ 8 ] 崔伟玲. 基于多体动力学和有限元方法对人体下肢生物力学的研究[D]. 太原: 太原理工大学, 2020.
- [ 9 ] 外科植入物. 总的髓关节假肢的磨损. 第3部分: 位移控制和相应试验环境条件磨损试验机的装载和位移参数: ISO 14243-3-2014[S]. 2014.
- [ 10 ] 潘正晔,马勇,耿治中,等. 预期条件下不同侧切角度膝关节应力状态的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2021, 36(5): 762-768.  
PAN ZY, MA Y, GENG ZZ, et al. Finite element analysis on stress state of knee joint with different lateral cutting angles under expected conditions [J]. J Med Biomech, 2021, 36(5): 762-768.
- [ 11 ] 相昌鑫,纪斌平,陈维毅,等. 不同偏移角度荷载下膝关节假体接触压力的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2019, 23(28): 4522-4528.
- [ 12 ] 郭媛,张绪树,安美文,等. 日常运动时内翻人工膝关节接触压力的有限元分析[J]. 太原理工大学学报, 2014, 45(3): 358-362.
- [ 13 ] 孔令跃,张静,田东牧,等. 新型运动模式铰链膝关节假体磨损有限元分析[J]. 医用生物力学, 2023, 38(1): 97-103.  
KONG LY, ZHANG J, TIAN DW, et al. The wear on a novel motion mode hinged knee prosthesis: A finite element analysis [J]. J Med Biomech, 2023, 38(1): 97-103.
- [ 14 ] 任佳轩,陈瑛贤,张静,等. UKA 关节线安装误差对膝关节接触力学和运动学影响[J]. 医用生物力学, 2023, 38(2): 290-296.  
REN JX, CHEN ZX, ZHANG J, et al. The influence of uka installation error of joint line on contact mechanics and kinematics of knee joint [J]. J Med Biomech, 2023, 38(2): 290-296.
- [ 15 ] 王献抗,张月静,杨友,等. 单间室膝关节假体衬垫在步态载荷下的磨损性能仿真分析[J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(12): 1831-1835.
- [ 16 ] 马鹏程,张思平,孙荣鑫,等. 单髁置换股骨假体不同放置位置的生物力学效应[J]. 中国组织工程研究, 2022, 26(12): 1843-1848.
- [ 17 ] BAHRAMINASAB M, SAHARI BB, EDWARDS KL, et al. Material tailoring of the femoral component in a total knee replacement to reduce the problem of aseptic loosening [J]. Mater Des, 2013(52): 441-451.
- [ 18 ] ANDRÄ H, BATTIATO S, BILOTTA G, et al. Structural simulation of a bone-prosthesis system of the knee joint [J]. Sensors, 2008(8): 5897-5926.
- [ 19 ] LI XY, WANG CJ, GUO Y, et al. An approach to developing customized total knee replacement implants [J]. J Healthc Eng, 2017(3): 9298061.