

DOI: 10.16078/j.tribology.2018.02.004

关节软骨与髌关节陶瓷材料往复 旋转运动摩擦行为研究

李 锋^{1*}, 薄路铖¹, 陈景福², 郭 红², 张桂林¹, 王成焘³

(1. 青岛科技大学 机电工程学院, 山东 青岛 266061;

2. 山东省工程咨询院, 山东 济南 250013;

3. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240)

摘 要: 针对半髌置换的磨损问题, 采用天然关节软骨与髌关节陶瓷材料在往复运动试验机上进行摩擦学试验研究. 将关节材料测试领域常见的往复运动方式变为往复旋转运动方式以更加接近仿生. 研究中还对摩擦时间、负载、速度和润滑的影响进行了研究, 对材料形貌进行观测和分析. 结果表明: 随着载荷的增大摩擦系数相应减小, 随着载荷从10 N增至22 N, 软骨与陶瓷球头之间的摩擦系数从0.068降至0.049. 随着速度增大摩擦系数增大, 载荷为10 N时, 速度从10 mm/s增至20 mm/s时, 配副摩擦系数从0.068增至0.093. 经过长时间试验, 往复旋转运动方式下关节软骨表面出现磨损. 透明质酸溶液作为润滑剂可以有效降低摩擦. 试验后软骨表面粗糙度有小幅增大, 磨损形式是磨粒磨损和表面疲劳磨损两种方式.

关键词: 软骨; 陶瓷; 人工关节; 摩擦; 磨损

中图分类号: TH117.1

文献标志码: A

文章编号: 1004-0595(2018)02-0145-08

Frictional Behavior of Natural Articular Cartilage against Ceramic Femoral Component by Reciprocating Rotation

LI Feng^{1*}, BO Lucheng¹, CHEN Jingfu², GUO Hong², ZHANG Guilin¹, WANG Chengtao³

(1. College of Electromechanical Engineering, Qingdao University of Science and Technology,
Shandong Qingdao 266061, China

2. Shandong Engineering Consulting Institute, Shandong Jinan 250013, China

3. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: Aiming at understanding the wear problem of hemiarthroplasty, the tribological properties of natural articular cartilage against hip joint ceramic material was carried out on the reciprocating tribometer. A combined motion of reciprocation and rotation, which is close to motion of the bionic movement was used. The influences of friction duration, load, speed and lubrication were investigated, and the morphology of worn surface was observed. As the load increased from 10 N to 22 N, the friction coefficient decreased from 0.068 to 0.049. As the speed increased from 10mm/s to 20mm/s, the friction coefficient increased from 0.068 to 0.093 at a load of 10 N. The hyaluronic acid solution as a lubricant effectively reduced friction. After the test, the surface roughness of worn cartilage surface was slightly

Received 8 September 2017, revised 15 December 2017, accepted 15 January 2018, available online 28 March 2018.

*Corresponding author. E-mail: lifnsd@163.com, Tel: +86-532-88956078.

The project was supported by the National Natural Science Foundation of China (51605238), Shandong Province Key Research and Development Plan (2017GGX30108), Qingdao Original Innovation Program Basic Research for Application Project (17-1-1-92-jch), University Science and Technology Project of Shandong Province (J16LB07).

国家自然科学基金项目(51605238), 山东省重点研发计划项目(2017GGX30108), 青岛市源头创新计划应用基础研究项目(17-1-1-92-jch)和山东省高校科技计划项目(J16LB07)资助.

higher than that of the unworn surface, and the wear patterns were mainly abrasive wear and surface fatigue wear.

Key words: articular cartilage; ceramic; artificial joint; friction; wear

天然关节表面有一层关节软骨, 关节软骨中占 20%~40%的是固体基质, 包括胶原、蛋白多糖等, 余下 60%~80%主要是水. 关节软骨可保持几十年使用而不损坏, 但人工关节材料则与之完全不同且寿命有限. 半髌置换和膝关节髌骨置换中, 医生用陶瓷或钴铬合金等人造材料代替部分关节表面, 使其余关节表面软骨保持原始状态, 此时就造成了关节表面软骨与关节材料的直接接触. 当时间足够长时, 部分置换中的假体将会将原来保留的软骨磨损, 人工关节会最终松动而失效. 半髌置换中磨损导致髌臼软骨进行性退变, 进而患者会感到髌部疼痛, 会再次手术翻修为全髌置换^[1-2]. 同样, 在膝关节置换术中, 髌骨软骨经常被保留, 由此导致其与骨关节表面置换的人工关节材料进行长期的摩擦接触, 当长时间使用以后会导致各种并发症^[3-4], 包括会造成髌骨表面软骨损伤, 而且后期还会出现不断的恶化^[5-6]. Forster等^[7]使用天然软骨与软骨, 天然软骨与金属材料分别进行配副, 得到不同摩擦副的摩擦学性能, 考察了软骨与人工关节材料间产生的磨损问题; 熊党生等^[8]用销-盘摩擦方式评价了超高分子量聚乙烯(UHMWPE)与氧化铝陶瓷摩擦副在干摩擦、生理盐水、蒸馏水及人血浆润滑条件下的摩擦学特性. 钱善华等^[9]对关节软骨静态加载和法向位移的影响进行研究. Schwartz等^[10]使用销软骨试样与医用不锈钢作为配对进行研究. 目前人工聚合物仿生软骨有替代传统硬质关节材料的趋势, 但距离临床有一定距离^[11-12].

本文作者主要针对半髌置换中天然软骨的失效问题, 用临床常用的陶瓷髌关节头与天然软骨配副配

对进行往复旋转摩擦试验, 采用改变摩擦时间、载荷、速度和润滑等条件的方法进行研究, 并对表面磨损情况进行观测, 以期获得天然软骨在人工关节软骨部分置换下的摩擦学性能.

1 试验部分

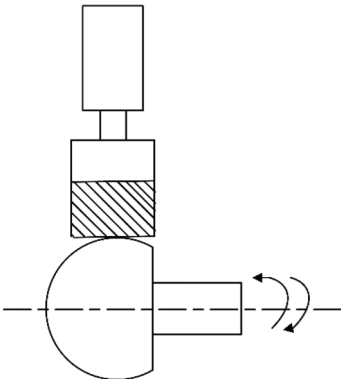
1.1 试验设备

目前国内外开发了许多人工关节摩擦学试验机^[13-14], 它们各有特点. Forsey等^[15]使用透明质酸和磷脂做润滑液, 研究受损人软骨摩擦的影响, 试验中使用了一种往复直线式摩擦试验装置, 该方式能够有效测量往复移动的摩擦力. 本研究参考上述研究成果建立往复摩擦试验机, 利用现有往复运动试验机经过改造得到往复旋转运动, 改造方案已申请并授权发明专利^[16]. 往复滑动式的摩擦在人工关节材料领域中球和盘或平面间的点接触方式比较常见, 还有圆柱与盘或平面间的线接触方式, 再就是平面与平面的接触方式, 也包括曲表面间的接触. 本试验研究中, 软骨表面本身是曲面且曲率较大, 陶瓷关节球头也是曲面, 因此可以看成是两个曲面间的接触方式.

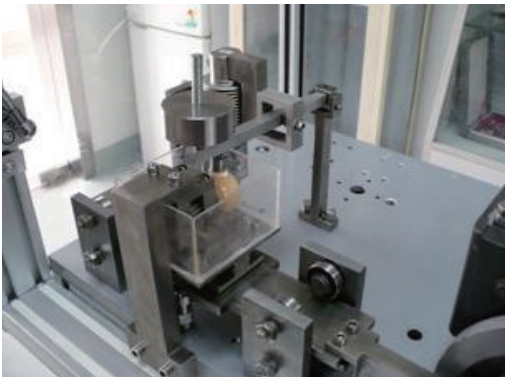
往复摩擦试验中, 通过水平测力杆的杠杆作用增加摩擦力值, 力传感器在水平测力杆后部感测放大后的摩擦力, 通过接口线路将电信号放大后传递到上位计算机处理和显示, 用计算机软件计算某个时间点的摩擦力值, 通过公式 $\mu=f/N$ 得到摩擦系数的值.

1.2 试样制备和检测

本文试验中使用的是髌关节陶瓷球头(BIOLOX[®] forte, CeramTec AG, Germany), 材料是三氧化二铝,



(a) Mechanism principle



(b) Photograph of test bench

Fig. 1 Mechanism principle and photograph of friction test bench for combined motion of reciprocation and rotation

图 1 往复旋转摩擦试验机

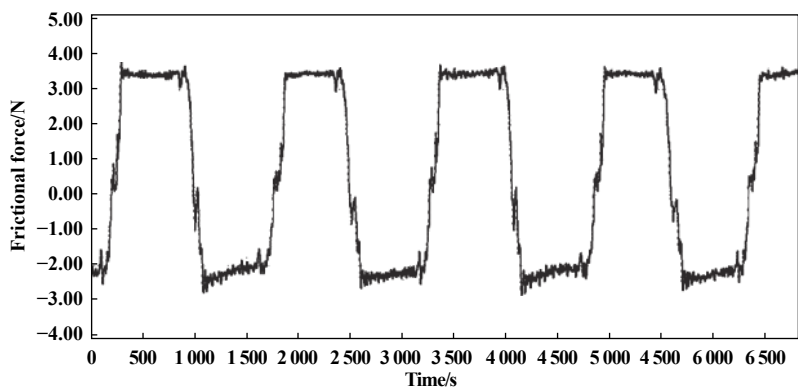


Fig. 2 Schematic illustrations of test results

图 2 测试结果截图



Fig. 3 Schematic illustration of cartilage sample

图 3 软骨销试样图

粗糙度小于 $0.02\text{ }\mu\text{m}$, 直径为 28 mm . 用直径为 9 mm 的牛关节软骨销与陶瓷球头配对试验.

软骨试样用牛龄 18 个月左右牛膝关节软骨. 从市场购买新鲜牛关节, 保证一小时内 在 试 验 室 解 剖 并 用 空 心 钻 取 样, 取 样 时 一 直 用 生 理 盐 水 冲 洗 关 节 表 面, 保持关节表面处于润湿状态和降温, 选取关节平整表面的软骨销留存备用. 得到直径为 10 mm 左右的销试样, 基质骨保留 4 mm 左右与试验机夹头连接.

试样检测采用环境扫描电子显微镜(ESEM), 为美国 FEI 公司的产品, 电镜自带荷兰生产的 Genesis 型能谱仪(EDX), 本试验中对表面颗粒用 EDX 进行测试. 试验中 ESEM 压力在 $80.0\sim133.3\text{ Pa}$ 范围, 加速电压为 20 kV . 采用 TR100 表面粗糙度仪对表面粗糙度的表面进行检测, 该型粗糙度仪为北京时代集团生产, 具有高精度和便携性的特点. 为保证粗糙度测量精度, 规定了表面测量线具体位置, 如图 4 所示, 选用十字交叉取线方式进行测量.

1.3 试验步骤

往复旋转摩擦试验的具体参数可根据试验机往

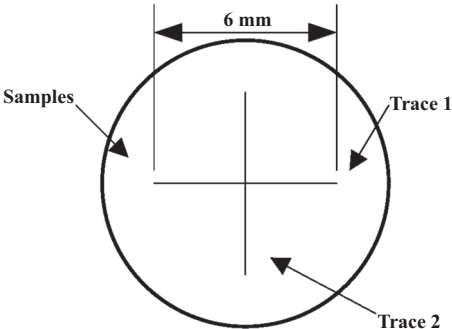


Fig. 4 Surface roughness (R_a) measurement

图 4 表面粗糙度测量图

复运动的设计参数进行换算. 已知往复移动平台速度为 10 mm/s , 则根据传动机构参数和球头直径可知球头旋转速度为 0.3125 rad/s , 往复球头转动周长为 12.25 mm , 对应角度幅度为 50.15 rad . 试验中所用载荷、速度和润滑三个因素列于表 1 中. 本研究中所用载荷对应接触应力在 1 MPa 以内, 属于人体运动过程中低载荷情况^[17-18]. 由于性别和年龄的多样性, 人尸体关节软骨差异较大, 为保证试验结果准确性, 因此用牛天然关节软骨代替人关节软骨进行相关摩擦学研究, 牛膝关节软骨在运动时承受的应力在 $0.5\sim4.0\text{ MPa}$ 范围^[19], 能承受本研究中的试验载荷. 研究采用 3 因素 2 水平方式正交试验方式, 测量 3 min 时摩擦系数, 长期摩擦试验用时 120 min , 试验配置方式与以往软骨与不锈钢摩擦试验类似^[20], 对摩擦后的表面状况进行观察. 润滑液体采用生理盐水(RS)和透明质酸(HA)进行

表 1 试验参数

Table 1 Test parameters

Sample	Load/N	Speed/(mm/s)	lubricant
1	10	10	RS
2	22	20	HA (2.5 g/l)

试验比照, HA的分子量约 2×10^6 Da, 为正大集团生产, 专门用于医药和食品领域, 溶液浓度参考了人体关节液中透明质酸的浓度.

2 结果

2.1 关节软骨与陶瓷球头材料的摩擦性能

2.1.1 因素影响和粗糙度变化

图5中给出了软骨与陶瓷球头间的摩擦性能受载荷影响. 由图5可知, 在试验载荷范围内, 载荷越大, 导致摩擦系数相应减小. 比如速度约10 mm/s时, 载荷增大后摩擦系数从0.068变为0.049. 图6给出了软骨与陶瓷球头间摩擦性能受运动速度的影响. 由图6可知, 相同载荷和润滑条件下, 随着运动速度的提高软骨与陶瓷球头之间摩擦系数在增大. 当载荷为10 N时, 速度从10 mm/s增至20 mm/s时, 在生理盐水的润滑下摩擦系数从0.068增至0.093. 图7是润滑对软骨与陶瓷球头之间的摩擦性能影响的结果. 从图7中结果可知, 摩擦副以透明质酸为润滑剂时的摩擦系数, 在相同的试验

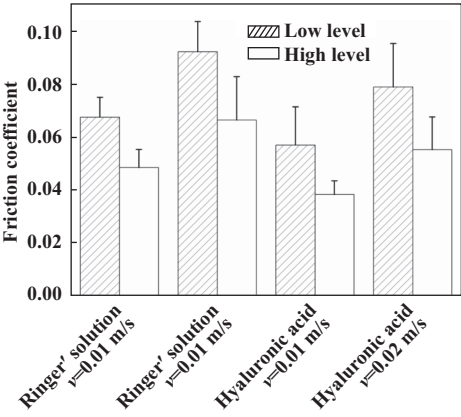


Fig. 5 Effect of load on friction coefficient
图5 载荷对摩擦系数的影响

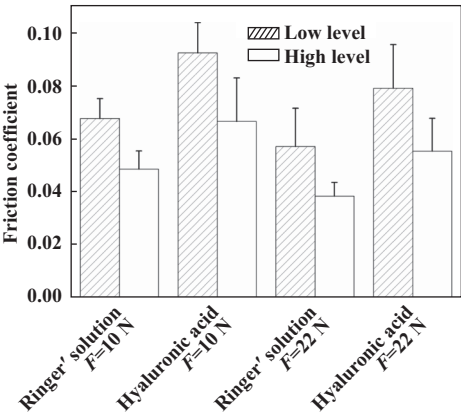


Fig. 6 Effect of sliding speed on friction coefficient
图6 速度对摩擦系数的影响

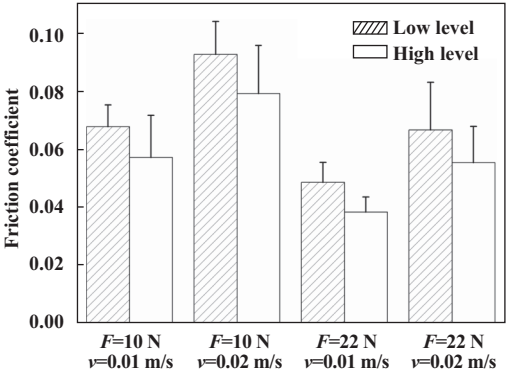


Fig. 7 Effect of lubrication on friction coefficient
图7 润滑对摩擦系数的影响

条件下均低于以生理盐水润滑的结果.

2.1.2 长期摩擦试验

图8中是两种不同润滑状态下, 软骨与陶瓷球头在120 min往复旋转摩擦中的摩擦系数. 由图8中可知, 软骨与陶瓷球头在两种润滑条件下, 都经历了摩擦系数首先快速上升然后再缓慢上升的过程, 其中前30 min摩擦系数上升较快. 以透明质酸为润滑的摩擦副在120 min内的摩擦系数始终小于以生理盐水为润滑的摩擦副.

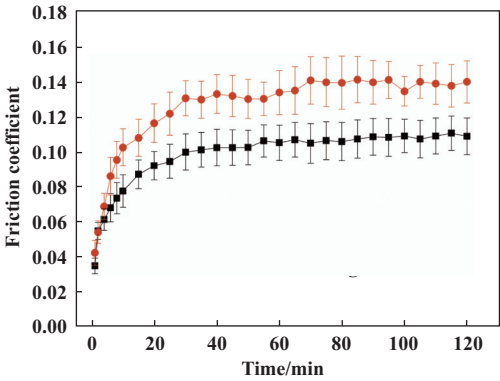


Fig. 8 Frictional traces for a long duration test
图8 长期摩擦试验结果

2.1.3 软骨表面粗糙度

粗糙度变化如图9所示, 在120 min往复旋转摩擦运动中, 表面粗糙度根据润滑条件而变化. HA溶液摩擦试验后, 表面粗糙度略有增加. 然而, 在生理盐水溶液下, 表面粗糙度变化略大.

2.2 磨损观察

在生理盐水润滑时摩擦系数较大, 长时间摩擦导致天然软骨表面发生破坏, 图10是试验磨损之后的软骨表面. 由图10中可以发现, 软骨表面已经显露出凹凸不平的结构, 试样表面有许多大块磨损颗粒出现,

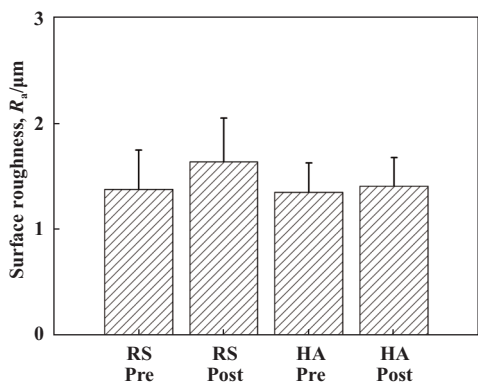


Fig. 9 Surface roughness(R_a , μm) of articular cartilage plates before and after tests
图 9 软骨表面粗糙度的变化

有些软骨表面区域出现一定破损. 磨损颗粒大小不一且形状不规则, 颗粒直径最大可达 $5\sim 8\text{ }\mu\text{m}$, 磨损颗粒更多的散布在磨损区域周围.

图11~12给出了软骨表面能谱分析的试验检测结果. 图中可知含质量分数为3.96%的磷元素和8.05%的钙元素, 含量均远超过已经测得未磨损牛软骨表面元素. 这说明在摩擦过程中, 软骨表面开裂, 造成软骨磨损加剧, 导致软骨表面无定形层的破损, 因此磨损颗粒的钙元素和磷元素含量上升很快.

3 讨论

天然软骨材料与人工关节材料配对试验对人工髋关节和膝关节非完全置换提供理论和实际指导. Northwood等^[21-22]用天然软骨与天然材料和人工材料进行配对试验, 包括软骨、不锈钢、水凝胶和硅橡胶, 得到了它们的往复运动摩擦学性能, 提出将来可能从表面结构, 以及力学性能等诸多方面进行改进, 这对揭示不同配对方式的摩擦机理具有指导意义. 相关研究中, 天然关节软骨的力学性能是影响结果的重要因

素, 如陈凯等^[23]研究发现, 天然软骨表面液相流动、孔隙压力和应力分布等, 都对天然软骨材料的承载能力具有很大影响. 本研究中软骨与陶瓷球头在试验中的接触属于球面接触, 根据赫兹接触原理, 接触区域将是

是以接触中心为圆心的接触圆, 接触压力呈椭圆形分布. 根据赫兹分析, 接触半径为

$$r=\sqrt[3]{\frac{3PR\left(\frac{1-\nu_1^2}{E_1}+\frac{1-\nu_2^2}{E_2}\right)}{4}}$$

其中等效曲率或复合曲率为

$$\frac{1}{R}=\frac{1}{R_1}+\frac{1}{R_2}$$

公式中陶瓷球头和软骨的半径分别为 R_1 和 R_2 , 施加载荷为 P , E_1 、 E_2 、 ν_1 和 ν_2 分别是陶瓷球头和软骨的弹性模量和泊松比. 软骨是多孔含水材料, 受到载荷后易于产生变形, 软骨表面发生变形的深度值为

$$H=R_1-\sqrt{R_1^2-r^2}$$

从上述公式中可知当试验中载荷增大时, 接触半径 r 和表面变形深度 H 都将变大. 结果使得软骨与陶瓷球头的接触面积变大, 这将减小接触面的应力集中, 而且软骨表面由于变形将会更光滑, 即软骨接触面粗糙度降低, 这些都会导致软骨与陶瓷球头之间摩擦系数降低. 在Katta等^[24]研究中, 发现天然软骨之间做往复摩擦运动时, 随着载荷从0.2 MPa提高至0.4 MPa摩擦系数降低.

在Krishnan等^[25]研究发现, 软骨材料摩擦系数与软骨中液固相的相互作用有关, 具体表现为液体在多孔介质中隙间压力的变化, 以及由此导致的软骨液相承载能力变化. 当关节软骨和陶瓷球头接触并承受载荷后, 表面微凸体和微凹坑的相互接触区属于小部分

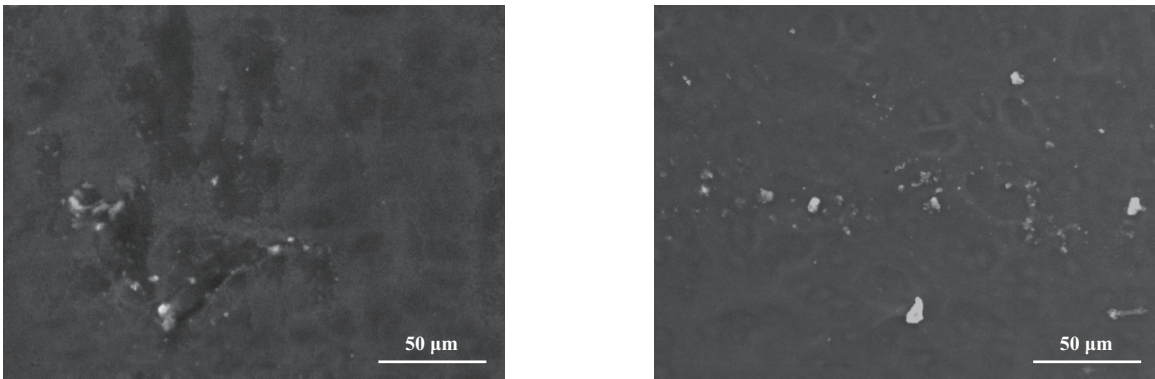


Fig. 10 ESEM micrographs of worn bovine cartilage after test
图 10 牛软骨试验后ESEM照片

名义接触面积. 相互摩擦的表面间会保持凸峰及凹谷的相互接触和变形, 在相互作用中, 较高的凸峰容易发生弹性变形直至削平, 较低的凸峰则只会发生弹性变形. 由于点面接触的往复摩擦方式中接触应力较大, 因此速度的增大将会加剧软骨表面的破坏过程, 摩擦距离变大而变形量增大, 这会导致软骨材料两相性能的丧失, 同时增大了接触面的粗糙度, 试验结果中表现为摩擦系数上升.

软骨与陶瓷球头在往复摩擦条件中存在磨粒磨损和表面疲劳磨损两种磨损方式, 与软骨与不锈钢摩擦副的磨损方式类似. 在软骨与陶瓷球头摩擦副中, 陶瓷球头的弹性模量要远大于软骨的弹性模量. 随着试验进行, 软骨中固相承载逐渐增大, 摩擦副表面微凸体间应力逐渐增大. 当微凸体与陶瓷球头表面形成有利攻角时, 在剪切力作用下发生显微切削, 形成磨屑, 当微凸体与陶瓷球头表面形成不利攻角时, 磨损过程中软骨表面会形成很大的变形, 在微凸体的犁沟作用下, 软骨表面材料很容易被磨掉. 在往复旋转的循环应力作用下, 当软骨表面变形达到一定程度时, 就会产生裂纹, 并最终导致软骨表面的疲劳磨损, 如图10和图11中所示.

透明质酸(HA)本身是关节滑液和软骨基质中的主要成分, 发生骨关节炎会伴随有滑液中透明质酸的变性和浓度降低. Peyron等^[26]较早提出将外源性透明质酸注射入人体, 可用于骨关节炎治疗, 并得到美国风湿学会的认可. 在本研究中, 与生理盐水对比时可以发现透明质酸能有效降低摩擦系数, 可见对于半髌置换中软骨与陶瓷的接触副, 注射透明质酸液可以作为提高关节润滑性能并保护软骨.

摩擦学试验中运动方式具有很大影响^[27-29], 销盘运动也曾用于研究天然软骨与陶瓷材料间的摩擦, 如

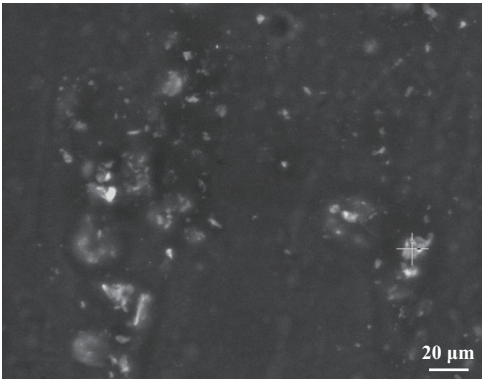


Fig. 11 Wear particles for EDX Analysis marked by “+”
图 11 磨粒分析位置图

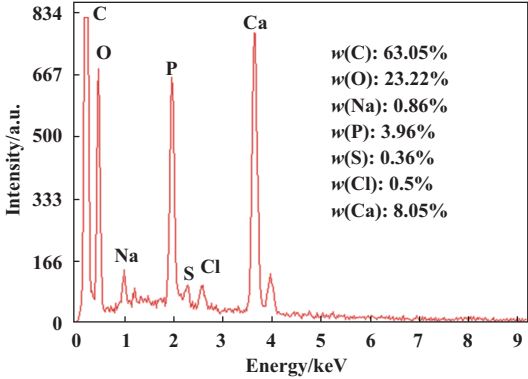


Fig. 12 EDS spectrum of wear particles
图 12 磨粒的分析结果

Patel和Spector^[30]采用软骨销与陶瓷盘接触的方式, 研究了天然软骨与陶瓷材料间的摩擦性能, 发现天然软骨与陶瓷材料间的摩擦系数低于天然软骨与医用钴铬合金材料间的值, 表面发现了大量的磨损, 在表面一边出现大量磨损材料的聚集. 本研究中采用的是天然软骨与陶瓷球头间往复摩擦, 而且陶瓷球头是在做往复旋转运动, 而且是高副接触, 但表面磨损并不严重, 表面粗糙度的变化并不大, 这表面运动方式的改变对半髌关节材料的摩擦学表现十分重要. 目前软性多孔水凝胶类材料被研究用于代替半置换中的陶瓷硬质材料^[31-32], 但测试结果距离临床要求还有一定距离, 多孔水凝胶类材料的疲劳破坏更加剧烈且使用时间更短, 因此, 如何利用得到的摩擦特性和摩擦机理改进目前临床所用陶瓷和钴铬材料的摩擦性能将是下一步的研究重点.

4 结论

- a. 用专利技术将关节材料测试领域常见的往复运动方式变为往复旋转运动方式, 用更接近生理运动方式研究天然关节软骨与陶瓷球头材料的摩擦学特性并探讨其摩擦机理.
- b. 随着载荷的增大, 接触半径 r 和表面变形深度 H 都将变大, 将会导致接触面积变大进而减少应力集中, 表面往复旋转摩擦系数将进一步降低. 速度的增大, 在相同试验时间内, 将会导致滑行距离增大, 软骨表面变形量增大, 产生的摩擦系数越高, 加剧软骨表面的破坏过程, 这会导致软骨材料两相性能的丧失, 同时增大了接触面的粗糙度, 研究中观察到摩擦系数的增大.
- c. 透明质酸溶液作为润滑剂可以有效降低摩擦, 透明质酸溶液可保护软骨, 在半置换领域具有良好的应用前景. 软骨表面在试验后粗糙度有一定增大, 软

骨表面出现开裂现象, 表面破坏体现为磨粒磨损和表面疲劳磨损两种磨损方式。

参考文献

- [1] Dong Tianhua, Lu Shibi. Hip joint surgery[M]. Zhengzhou: Henan Medical University Press, 2005: 10–49(in Chinese) [董天华, 卢世璧. 髋关节外科学[M]. 郑州: 郑州大学出版社, 2005: 10–49].
- [2] Zhang Chao, Tang Tingting, Dai Kuirong. Advances in treatment of artificial joint aseptic loosening drugs[J]. Chinese Journal of Orthopedics and Traumatology, 2007, 15(11): 836–839 (in Chinese) [张超, 汤亭亭, 戴魁戎. 人工关节无菌性松动药物治疗进展[J]. 中国矫形外科杂志, 2007, 15(11): 836–839]. doi: [10.3969/j.issn.1005-8478.2007.11.012](https://doi.org/10.3969/j.issn.1005-8478.2007.11.012).
- [3] R D Komistek, D A Dennis, J A Mabe, et al. An in vivo determination of patellofemoral contact positions[J]. Clinical Biomechanics, 2000, 15(1): 29–36. doi: [10.1016/S0268-0033\(98\)00061-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00061-8).
- [4] J B Stiehl, R D Komistek, D A Dennis, et al. Kinematics of the patellofemoral joint in total knee arthroplasty[J]. Journal of Arthroplasty, 2001, 16(6): 706–714. doi: [10.1054/arth.2001.24443](https://doi.org/10.1054/arth.2001.24443).
- [5] R S Burnett, R B Bourne. Indications for patellar resurfacing in total knee arthroplasty[J]. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2003, 85(4): 728–745. doi: [10.2106/00004623-200304000-00022](https://doi.org/10.2106/00004623-200304000-00022).
- [6] H N Shih, L Y Shih, Y C Wong, et al. Long-term changes of the nonresurfaced patella after total knee arthroplasty[J]. Journal of Bone and Joint Surgery-Series A, 2004, 86(5): 935–939. doi: [10.2106/00004623-200405000-00008](https://doi.org/10.2106/00004623-200405000-00008).
- [7] H Forster, J Fisher. The influence of loading time and lubricant on the friction of articular cartilage[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 1996, 210(2): 109–118. doi: [10.1243/PIME_PROC_1996_210_399_02](https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1996_210_399_02).
- [8] Xiong Dangsheng, Ge Shirong, Xu Fangquan, et al. Investigation of the biotribological properties of UHMWPE-Al₂O₃ ceramic pair under dry sliding and lubricated conditions[J]. Tribology, 2000, 20(4): 256–259 (in Chinese) [熊党生, 葛世荣, 徐方权, 等. 超高分子量聚乙烯/Al₂O₃ 生物摩擦学特性的研究[J]. 摩擦学学报, 2000, 20(4): 256–259]. doi: [10.16078/j.tribology.2000.04.005](https://doi.org/10.16078/j.tribology.2000.04.005).
- [9] Qian Shanhu, Wang Qingliang. Research on friction behavior from bovine knee articular cartilage[J]. Tribology, 2006, 26(5): 397–401 (in Chinese) [钱善华, 王庆良. 牛膝关节软骨的摩擦行为研究[J]. 摩擦学学报, 2006, 26(5): 397–401]. doi: [10.3321/j.issn:1004-0595.2006.05.001](https://doi.org/10.3321/j.issn:1004-0595.2006.05.001).
- [10] C J Schwartz, S Bahadur. Investigation of articular cartilage and counterface compliance in multi-directional sliding as in orthopedic implants[J]. Wear, 2007, 262(11): 1315–1320.
- [11] Pan Yusong, Xiong Dangsheng, Chen Xiaolin. Mechanical and swelling properties of poly(vinyl alcohol) hydrogel[J]. Polymer Materials Science and Engineering, 2007, 23(6): 228–231 (in Chinese) [潘育松, 熊党生, 陈晓林. 聚乙烯醇水凝胶的制备及性能[J]. 高分子材料科学与工程, 2007, 23(6): 228–231].
- [12] L Shi, Z Guo, W Liu. The recent progress of tribological biomaterials[J]. Biosurface and Biotribology, 2015, 1(2): 81–97. doi: [10.1016/j.bsbt.2015.06.002](https://doi.org/10.1016/j.bsbt.2015.06.002).
- [13] Hua Zikai. The study of artificial joint lubrication technology and tribology test[D]. Shanghai: Shanghai University, 2011(in Chinese) [华子恺. 人工关节润滑技术与摩擦学测试研究[D]. 上海: 上海大学, 2011.].
- [14] Li Zhenhua. Tribological properties of Ti-Ni based alloys fabricated by equal channel angular extrusion processing[D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2007(in Chinese) [李振华. 等径弯角挤压法制备的钛镍基合金的摩擦学性能研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2007.].
- [15] R W Forsey, J Fisher, J Thompson, et al. The effect of hyaluronic acid and phospholipid based lubricants on friction within a human cartilage damage model[J]. Biomaterials, 2006, 27(26): 4581–4590. doi: [10.1016/j.biomaterials.2006.04.018](https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.04.018).
- [16] Li Feng, Wang Chengtao, Wei Jianhe. Dual-purpose friction test device[P]. ZL2009100511720, 2011(in Chinese) [李锋, 王成焱, 韦建和. 两用摩擦测试装置[P]. ZL2009100511720, 2011.].
- [17] J Katta, S S Pawaskar, Z M Jin, et al. Effect of load variation on the friction properties of articular cartilage[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology, 2007, 221(3): 175–181. doi: [10.1243/13506501JET240](https://doi.org/10.1243/13506501JET240).
- [18] R A Brand. Joint contact stress: a reasonable surrogate for biological processes?[J]. The Iowa Orthopaedic Journal, 2005, 25: 82–94.
- [19] Z M Jin, J E Pickard, H Forster, et al. Frictional behaviour of bovine articular cartilage[J]. Biorheology, 2000, 37(1-2): 57–63.
- [20] Li Feng, Wang Anmin, Wang Chengtao. Tribological behavior of articular cartilage against medical stainless steel[J]. Tribology, 2016, 36(1): 42–47 (in Chinese) [李锋, 王安敏, 王成焱. 天然关节软骨与医用不锈钢摩擦磨损行为研究[J]. 摩擦学学报, 2016, 36(1): 42–47]. doi: [10.16078/j.tribology.2016.01.007](https://doi.org/10.16078/j.tribology.2016.01.007).
- [21] E Northwood, J Fisher. A multi-directional in vitro investigation into friction, damage and wear of innovative chondroplasty materials against articular cartilage[J]. Clinical Biomechanics, 2007, 22(7): 834–842. doi: [10.1016/j.clinbiomech.2007.03.008](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.008).
- [22] E Northwood, J Fisher, R Kowalski. Investigation of the friction and surface degradation of innovative chondroplasty materials against articular cartilage[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2007, 221(3): 263–279. doi: [10.1243/09544119JEM178](https://doi.org/10.1243/09544119JEM178).
- [23] Chen Kai, Zhang Dekun, Dai Zuming, et al. Mechanical bearing characteristics and finite element analysis on bovine knee articular cartilage[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2012, 27(6): 675–680 (in Chinese) [陈凯, 张德坤, 戴祖明, 等. 牛膝关节软骨的力学承载特性及其有限元仿真分析[J]. 医用生物力学, 2012, 27(6): 675–680]. doi: [10.3871/j.1004-7220.2012.6.680](https://doi.org/10.3871/j.1004-7220.2012.6.680).
- [24] J Katta, Z Jin, E Ingham, et al. Biotribology of articular cartilage—A

- review of the recent advances[J]. *Med Eng Phys*, 2008, 30(10): 1349–1363. doi: [10.1016/j.medengphy.2008.09.004](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.09.004).
- [25] R Krishnan, M Kopacz, G A Ateshian. Experimental verification of the role of interstitial fluid pressurization in cartilage lubrication[J]. *J Orthopaed Res*, 2004, 22(3): 565–570. doi: [10.1016/j.orthres.2003.07.002](https://doi.org/10.1016/j.orthres.2003.07.002).
- [26] J G Peyron, E A Balazs. Preliminary clinical assessment of Na-hyaluronate injection into human arthritic joints[J]. *Pathologie Biologie*, 1974, 22(8): 731–736.
- [27] Li Feng, Li Yuanchao, Jia Xiaofeng, et al. Tribological behavior of articular cartilage under simulated motion[J]. *Tribology*, 2011, 31(1): 30–35 (in Chinese) [李锋, 李元超, 贾晓峰, 等. 关节软骨模拟运动摩擦磨损行为研究[J]. *摩擦学学报*, 2011, 31(1): 30–35].
- [28] Hao Tianqing, Zhang Dekun, Chen Kai, et al. Friction mechanism in dynamic slide process of GM-3 friction liner[J]. *Tribology*, 2016, 36(2): 177–184 (in Chinese) [郝田青, 张德坤, 陈凯, 等. GM-3摩擦衬垫动态滑移过程中的摩擦机理研究[J]. *摩擦学学报*, 2016, 36(2): 177–184].
- [29] Fang Yanjie, Bai Tao. Preparation and tribological properties of grapheme/TiO₂ ceramic films[J]. *Tribology*, 2017(3): 297–304 (in Chinese) [方燕洁, 白涛. 石墨烯/TiO₂陶瓷薄膜的制备及其摩擦学性能研究[J]. *摩擦学学报*, 2017(3): 297–304]. doi: [10.16078/j.tribology.2017.03.003](https://doi.org/10.16078/j.tribology.2017.03.003).
- [30] Am Patel, M Spector. Tribological evaluation of oxidized zirconium using an articular cartilage counterface—a novel material for potential use in hemiarthroplasty[J]. *Biomaterials*, 1997, 18(5): 441–447. doi: [10.1016/S0142-9612\(96\)00152-4](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(96)00152-4).
- [31] F Li, A Wang, C Wang. Analysis of friction between articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel artificial cartilage[J]. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2016, 27(5): 87. doi: [10.1007/s10856-016-5700-y](https://doi.org/10.1007/s10856-016-5700-y).
- [32] V M Sardinha, L L Lima, W D Belangero, et al. Tribological characterization of polyvinyl alcohol hydrogel as substitute of articular cartilage[J]. *Wear*, 2013, 301(1-2): 218–225. doi: [10.1016/j.wear.2012.11.054](https://doi.org/10.1016/j.wear.2012.11.054).