

文章编号:1004-7220(2009)05-0317-09

· 述 评 ·

## 天然与人工关节中的摩擦学问题

王成焘

(上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240)

**摘要:** 对当前国内外有关天然和人工关节摩擦学的研究工作进行了简要的综述,包括:摩擦学的起源与定义,以及人体生物摩擦学研究的内容;关节润滑分析;MOP、MOM、COC人工关节磨损寿命研究;天然软骨的摩擦学研究;人工关节与宿主骨结合界面的微动摩擦学研究;人工滑液的研究等。文中重点列举了中国关节摩擦学研究者的成果。

**关键词:** 人工关节; 摩擦学; 磨损寿命; 人工滑液; 生物摩擦学

**中图分类号:** R318.01      **文献标志码:** A

### Tribology problems in natural and artificial joint

WANG Cheng-tao (School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

**Abstract:** In this paper, a brief review of the current studies on natural and artificial joint tribology at home and abroad has been made, including the origin and definition of tribology, human biotribology, joint lubrication, wear life of MOP/MOM/COC artificial joints, natural cartilage tribology, the interface of artificial joints and host bones in terms of micro-tribology, artificial synovial fluid, etc. This paper especially demonstrated the achievements of Chinese researchers in the field of joint tribology.

**Key words:** Artificial joint; Tribology; Biotribology; Artificial synovial fluid; Wear life

### 1 摩擦学与生物摩擦学

人类在古代就对摩擦、磨损和润滑现象有所认识,长期以来科学界和工程界对这三种现象开展了深入的研究,取得大量的成果,并在工程实践中发挥了重要的作用<sup>[1]</sup>。研究表明,这三种现象之间存在着密切的联系,1966年,英国乔斯特(Jost, P.)博士提出应将摩擦、磨损与润滑三个研究领域融合为一个新的学科,得到普遍的认可,牛津大学辞典部为其创造了一个专门的名词“Tribology”,中国将其译为“摩擦学”。其定义为“研究彼此相互作用并作相对运动两表面的相关理论与实践的科学技术<sup>[2]</sup>。”

这里:表面是指发生摩擦的两物体接触表面,不仅指固体与固体、还包括液体与固体、气体与固体接触界面、以及界面以下摩擦作用涉及的一定深度的表层;相对运动是指发生摩擦两表面之间沿界面方向的相对滑动与滚动,包括宏观运动与微动;相互作用包括发生摩擦两表面相互之间的力学作用、表层变异和损伤作用、热力学作用、摩擦声学作用、摩擦电物理作用、伴随摩擦产生的表面化学反应、以及参与摩擦的生命体表面生物学作用等。摩擦学已成为研究摩擦行为引起的各种科学技术问题的交叉科学技术。

摩擦学和生物学的交叉融合,产生了生物摩擦

收稿日期:2009-10-09

**作者简介:**王成焘(1940-),男,上海交通大学教授,现任:机械与动力学院“生物医学制造与生命质量工程研究所”所长;数字医学教育部工程研究中心副主任;中国机械工程学会名誉理事、生物制造分会副理事长;摩擦学分会常务理事、原生物摩擦学与植入物工程专业委员会主任;上海生物医学工程学会理事;上海康复工程研究会副理事长等职。E-mail:trib@sjtu.edu.cn.

学,世界著名生物摩擦学学者道森(Dowson, D.)教授对生物摩擦学作出如下定义:“研究与生物系统相关的所有摩擦学问题”<sup>[3]</sup>

这里的生物系统系指由生命体构成的作用系统,包括其基本存在形式—细胞、组织和器官、以及由其组成的大系统——植物、动物和人。

人体生物摩擦学是针对人体特定环境的生物摩擦学,研究对象是人体中的各种摩擦副,包括:(1)生命体与生命体,如天然关节中两关节软骨表面构成的摩擦副;(2)人体组织与人造物体,如半髌置换中髌臼软骨与人工股骨头之间构成的摩擦副;(3)在人体环境中工作的人工摩擦副,如人工全髌关节和全膝关节,这时组成摩擦副的双方虽然都是人工材料,但因在人体环境中工作,形成特有的人体生物摩擦学问题;(4)人体体内介质与天然或人造器官表面,如关节滑液与软骨组织构成的摩擦副,属固体与液体两相组成的摩擦副。

天然与人工关节的摩擦学问题是典型的人体生物摩擦学问题,都和人体组织发生密切的联系。这里的任务是研究人体天然摩擦副的摩擦学机理,特别是其优良的摩擦学性能,通过摩擦学仿生设计与制造,做出具有同样性质的人工摩擦副,修补或重建病损的组织或器官。例如:研究天然软骨的低摩擦机理,制造出多孔仿生人工软骨;研究人体天然关节的摩擦学机理,用于人工关节的仿生设计。对于体内人造材料构成的摩擦副,既要研究人体环境对其工作的影响,如与人体介质构成的电化学反应、表面的摩擦腐蚀等,同时须研究其摩擦学行为对人体产生的影响,如向人体内部释放大量金属磨粒的后果。

上世纪60年代,工程领域出现了超高分子量聚乙烯(UHMWPE),它是一种具有良好自润滑性能的减摩耐磨材料,英国医生查理(Charnley, J.)及时关注到这一新材料的价值,和工程界合作研发出金属—超高分子量聚乙烯人工全髌关节(metal on UHMWPE MOP),其摩擦系数约为0.06~0.10,磨损寿命可达15~20年,基本上解决了人工关节对运动副的摩擦学需求,成为40年来各类人工关节的基本材料配副。查理开辟了人工关节真正的临床应用历史,也开辟了科学界和工程界关节摩擦学的研究历史。

## 2 有关人工关节润滑理论与方法的研究

在人工关节设计中,摩擦副的润滑分析是一项非常重要的内容,它可以用来判断关节工作表面的摩擦状态,以便进一步对磨损作出预测,评估关节设计参数的影响,进行人工关节的摩擦学优化设计。

虽然在人工关节置换中关节囊被切除,但人工关节周围仍然充满体液,关节的摩擦表面之间始终存在着一层由润滑介质构成的润滑膜。膜的形成机理可分为边界润滑膜和流体动力润滑膜两种:边界润滑膜靠润滑介质与摩擦表面之间物理吸附、化学吸附或化学反应等作用生成,厚度仅为几个分子层,这时摩擦副处于边界摩擦状态,摩擦力与磨损较大,配副材料的性质起重要作用;另一种为通过摩擦表面相对运动形成的流体动力润滑膜,当这层膜的厚度足以将两摩擦表面隔开时,摩擦将转化为流体层的内摩擦,这时摩擦副处于液体摩擦状态,摩擦系数和磨损都很低,与配副材料的性质关系较小。通常用指数 $\Lambda$ 评估摩擦状态:

$$\Lambda = \frac{h_{\min}}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}} \quad (1)$$

其中: $h_{\min}$ 为最小润滑膜厚; $\sigma_1$ 和 $\sigma_2$ 分别为两摩擦表面微凸体高度的均方根值,由表面粗糙度决定。流体动力润滑区 $3 \leq \Lambda < 10$ ,这时摩擦表面微凸体完全被润滑膜隔开,摩擦系数约为0.001~0.015;边界润滑区 $\Lambda < 1$ ,摩擦表面微凸体接触,靠边界润滑膜隔开,摩擦系数约为0.08~0.40。

考虑到人工关节表面存在较大的变形,通常采用弹性流体动力润滑(EHL)理论对关节设计进行润滑分析。多年来英国Leeds大学针对不同材质、不同结构形式的髌关节在润滑特性方面开展了比较全面和系统的研究<sup>[5,6]</sup>,结合人体髌关节的解剖特征,针对不同工况和关节实验台的运动参数,从不同角度对人工髌关节进行润滑理论研究,为人工髌关节的设计提供了一定的理论依据。上海交通大学早在1990年提出人工髌关节中流体动力润滑膜主要由关节表面相对挤压运动形成的理论,并提出一种EHL计算方法,对步态下典型人工髌关节进行了计算<sup>[8]</sup>。结果表明,即使初始状态关节具有足够的润滑膜厚,在一个步态的站立相中也只有1/3时间处于完全的流体动力润滑状态,其余2/3时间摩擦表

面的微凸体将相互接触,处于边界摩擦状态。润滑分析计算可以用来评估人工关节设计参数对关节性能的影响,计算表明,增大球头直径能延长完全流体动力润滑的时间,但在随后边界摩擦的时间内,增大的球头直径将导致摩擦力矩和摩擦功的加大,在一个步态中的综合作用结果得出图 1 所示曲线,它表明:30 mm 至 35 mm 是摩擦学性能最差的球头直径区间;在小于 30 mm 的区间内,随直径加大摩擦学性能变差;而在大于 35 mm 的范围内,随直径加大摩擦学性能变佳。这一结论在 20 年后被利兹大学的系统测试结果所证明<sup>[9]</sup>,后者在髋关节模拟试验机进行了大量的、不同尺寸的人工髋关节的磨损试验,见图 2,3,结果表明:直径 32 mm 球头磨损大于 28 mm 球头(图 3a);直径 54 mm 球头磨损小于直径 32 mm 球头(图 3b)。上海交通大学的计算分析还

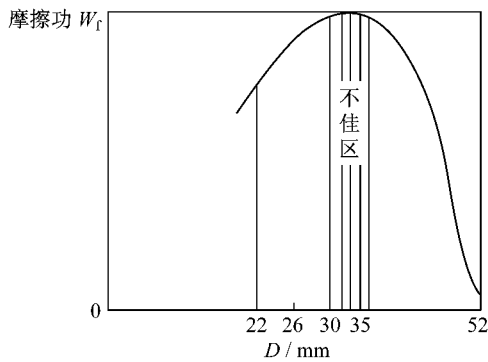


图 1 球头尺寸与摩擦功的关系  
Fig.1 Relation between head size and friction power

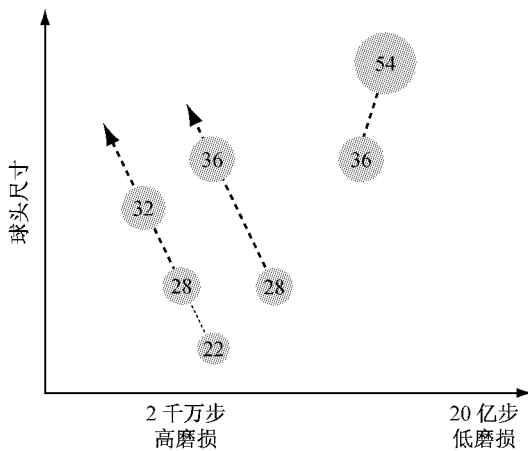
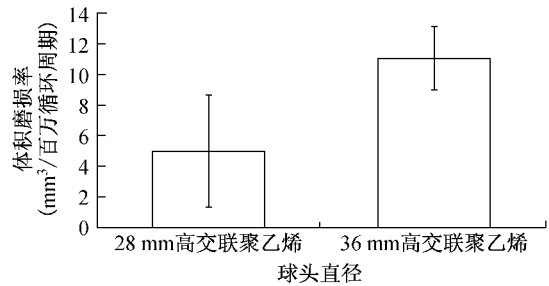
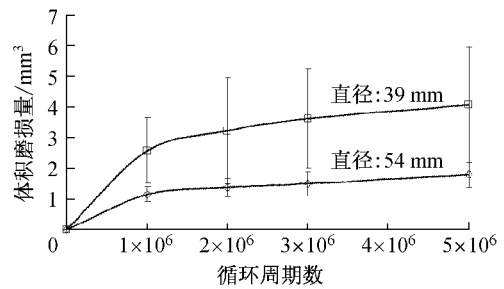


图 2 髋关节球头直径与磨损寿命<sup>[9]</sup>  
Fig.2 Relation between head diameter of hip joint and wear life



(a) 小尺寸球头直径对磨损率的影响  
(a) Influence of Small Head Diameter on wear rates



(b) 大尺寸球头直径对磨损的影响  
(b) Influence of Large Head Diameter on Wear

图 3 球头直径对磨损的影响

Fig.3 Influence of head diameter on wear

表明,减小运动副的配合间隙和人工髋臼的弹性模量有利于延长完全流体动力润滑的时间,而患者体重增加将使边界摩擦时间所占比例加大。

膝关节是人体最大、最复杂的关节,目前一项关于人工膝关节润滑特性的理论研究课题正在 Leeds 大学、上海交通大学和青岛理工大学间合作开展。

### 3 金属——聚乙烯人工关节的耐磨性研究

由于人类平均寿命的不断延长以及患者年龄的年轻化,人工关节的磨损寿命成为摆在人工关节研究者和制造商面前的首要问题。

在钴铬钼——UHMWPE (MOP) 配副的人工关节中,磨损寿命主要取决于后者的耐磨性,对其进行改性是提高 UHMWPE 磨损寿命的主要技术途径。改性方法有共聚、接枝、交联等化学方法及填充、共混、增强等物理方法。目前改性研究主要沿着交链和填充两个不同的方向进行。

固态的 UHMWPE 是由碳氢高分子长链构成的双相材料,大分子长链依靠范德华力相互缠绕构成基质,而有规则排列的大分子形成晶体层镶嵌在基

质中。用物理辐射的方法,如采用电离辐射或 $\gamma$ 射线辐射可以打断长链中的碳-碳键和碳-氢键,被打断的分子链产生自由基,通过交链反应形成链间的共价键,构成交织网状结构,获得高交联 UHMWPE (highly cross-linked UHMWPE),有效提高其抗磨损、特别是抗粘着磨损性能。这一现象最早是在现有人工关节 UHMWPE 产品采用 $\gamma$ 射线消毒过程中发现的。Martell 等<sup>[10]</sup>体外髋关节磨损试验表明,高交联 UHMWPE 的磨损量较普通 UHMWPE 减少 80~90%,临床观察效果虽然比体外试验稍差,但较普通 UHMWPE 的磨损率普遍下降 50%。但是,由于晶体中分子链相距较远,自由基无法交联,极易在有氧环境中产生氧化反应,导致材料的机械性能随时间下降。清除这些自由基是该项技术的关键,目前中常用的方法是将材料加热超过其熔点,之后使材料冷却再次形成结晶和交联。研究表明,射线类型、辐照剂量、加热与再结晶工艺等,均会影响产品的磨损性能。目前世界上著名公司 UHMWPE 产品普遍采用高交联工艺,由于工艺参数不同,产品间的磨损率差异可达 20% 以上。

UHMWPE 改性的另一技术手段是填料填充。最近几年,国内外学者对 UHMWPE 填充改性作了大量的研究,但和工程领域的研究不同,医用 UHMWPE 的填充材料必须具有良好的生物相容性,任何新材料的使用都将在 CFDA 办证过程中面临严格的生物相容性试验。常用的填料有玻璃、炭及碳化硅等纤维,石墨、生物陶瓷等无机粉状颗粒。石墨、碳纤维等软相材料的填充可提高 UHMWPE 的自润滑性能,从而降低磨损;生物陶瓷、玻璃纤维等硬质材料的填充可直接提高材料的耐磨性;纤维材料的填充还可进一步提高材料的机械性能。在国内,熊党生<sup>[11]</sup>用碳纤维对超高分子量聚乙烯进行填充改性,测试了碳纤维填充量对其硬度及摩擦学性能的影响,结果表明:随着碳纤维含量增加,复合材料的硬度上升,耐磨性增强;复合材料的磨损表现为碳纤维的剥离;纤维取向垂直于滑动方向时磨损率进一步降低。在颗粒填充方面,葛世荣等开展了 UHMWPE 中填充纳米羟基磷灰石、珊瑚粉的研究。他们还开展了离子注入填充技术的研究:葛世荣等对 UHMWPE 进行 $N^+$ 注入改性,评价了它们在干摩擦、蒸馏水和血浆润滑条件下的摩擦学行为;熊党生对

UHMWPE 分别进行了 $O^+$ 和 $C^+$ 注入改性,结果表明,经 $O^+$ 和 $C^+$ 离子注入处理的 UHMWPE 试样表面发生了炭化并形成了类金刚石结构,增强了 UHMWPE 的耐磨性,但提高了其摩擦系数<sup>[12]</sup>。

关于 MOP 人工关节中金属球头一侧的研究曾经一度兴旺,因为实践证明无论是生物相容性还是力学性能,钛都是最佳植入材料,希望采用钛合金球头,但缺点是其耐磨性差。钴铬钼合金球头耐磨性好,但因人体内同一部位植入两种不同金属将引发化学电池反应,长期以来钛柄与钴铬钼球头被认为不能组合使用。工程界广泛开展了在钛表面形成氮化钛、金刚石和类金刚石涂层等工艺的研究,但随着钴铬钼合金球头与钛柄被证明可以在人体内组合使用之后,这一研究高峰随之过去。目前,人工髋关节几乎全部使用钴铬钼合金球头与钛柄的组合结构。不过钛球头表面耐磨涂层的研究始终没有停止:因为人工膝关节很难采用上述组合结构;当 UHMWPE 采用硬颗粒填充时,陶瓷涂层可能成为备选的配副材料。

#### 4 金属-金属和陶瓷-陶瓷人工关节的研究

通过对 UHMWPE 作改性处理提高人工关节磨损寿命的幅度是有限的。近期研究表明,大量 UHMWPE 磨粒产生并被细胞吞噬后,将会引发严重的骨溶解,其结果导致人工关节使用年限很少能超过 25 年<sup>[13]</sup>,从而促使人们致力于金属-金属 (metal-on-metal MOM) 和陶瓷-陶瓷 (ceramic-on-ceramic COC) 材料配副人工关节的研究。

最早的人工关节曾采用 MOM 结构,但受到当时工艺水平的限制,因临床效果不好而放弃。80 年代末期,瑞士 Sulzer 公司推出了第二代 MOM 假体,即 Metasul 人工髋关节,目前已经使用 20 年,取得很好的临床效果。Anissian<sup>[14]</sup>等对市场上 MOM 和 MOP 两种假体进行了比较,发现 MOM 的稳态磨损率是 MOP 的 1/100。但 MOM 人工关节存在长期植入人体的安全性问题,因 MOM 关节采用钴铬钼合金,目前已经证实<sup>[15]</sup>,人工髋关节植入 2 年后,患者血和尿中铬浓度分别为术前的 2.09 倍和 17.42 倍;钴浓度分别为术前的 7.86 倍和 35 倍。虽然至今尚未发现这些释放的离子对人体带来严重的病害,但毕竟是人体内超正常状态的异物,它对人体带来怎

样的远期效果正在观察中,从这一角度来说陶瓷材料在人体内的稳定性要优于金属材料。

全陶瓷人工关节(COC)材料有三种,即氧化铝、氧化锆和氧化铝基复合陶瓷。上世纪70年代初,法国Boution和德国Mittelmeier两位医生首先在临床上使用氧化铝陶瓷人工关节,由于陶瓷关节容易脆裂,同时因为氧化铝属于生物惰性材料,陶瓷臼与周围组织难以直接形成生物学固定,置换后返修率很高。德国赛琅泰克(CeramTec)公司自1974年推出BIOLOX氧化铝陶瓷关节后,通过不断努力,1995年推出的第三代BIOLOX® forte人工关节制造技术有了极大的提高:陶瓷颗粒尺寸由微米降到纳米级,使断裂韧性得到很大程度提高;采用了可控环境混料技术,有效地减少了杂质;采用热等静压烧结工艺,降低了晶粒尺寸;同时,在吸取以往设计经验的基础上进行了结构改进:避免了因边缘碰撞引发的碎裂;采用钛金属髌臼杯作为与宿主骨的联接过度,使陶瓷球头5COC关节成功应用于临床,至2008年,临床使用已达500万例,其中COC关节达100万例。2002年该公司推出第四代产品BIOLOX® delta氧化铝复合陶瓷关节,由于添加了一定量的氧化锆,使陶瓷具有更高的断裂强度和抑制裂纹扩展能力<sup>[16]</sup>。Essner等<sup>[17]</sup>进行了系列的氧化铝陶瓷全髌关节的体外磨损试验,结果表明氧化铝陶瓷COC关节是MOP关节磨损量的1/500,是MOM关节的1/50。赛琅泰克公司目前还组织多个国家研究力量研究COC关节的摩擦噪声问题。

## 5 人工关节磨损颗粒的研究

人工关节、特别是人工髌关节无菌性松动是关节置换后中期最常见的并发症。长期以来,根据Wolff效应,应力遮挡被认为是引发松动的主要因素,因为人工关节植入后,关节柄改变了宿主骨原来正常的应力分布,使原本经宿主骨传递的应力降低或转向,从而引发局部的骨吸收,使假体失去支撑而松动。Willert等<sup>[18]</sup>于1977年发现磨损颗粒导致骨吸收的现象,为全世界研究者随后的研究所证实,丰富了对无菌性松动的认识,将其称为“磨粒病”。研究表明,人工关节所产生的磨损颗粒,尤其是UHMWPE磨损颗粒,刺激了巨噬细胞和成纤维细胞活化,使其释放出多种具有溶骨作用的细胞因子或炎

症介质,在引发破骨细胞对假体周边骨组织溶解的同时,也降低了骨/假体界面成骨细胞活性,结果造成假体周围骨溶解。因此,关于磨损颗粒及其对人体影响的研究,成为人工关节摩擦学特有的课题,它使人们对人工关节磨损评估的观点发生重要的变化,由工程中习惯的关注磨损尺寸和磨损量,进一步发展关注磨损对人体最终的影响。

目前的研究工作在磨粒及反应两方面推进。

磨损颗粒材料、尺寸、形态特征对细胞的生物学反应有直接的影响,研究表明:UHMWPE磨屑激活巨噬细胞与成纤维细胞作用最强,其次为骨水泥(PMMA)和钴铬钼,钛磨粒作用较小;小颗粒容易被巨噬细胞吞噬,大的颗粒不能被巨噬细胞吞噬,只能被巨噬细胞和成纤维细胞所粘附,在假体周围软组织中形成所谓的囊肿样结构;呈纤维状的UHMWPE磨粒细胞反应高于呈球形的磨粒,因此今后关节材料的研发除耐磨性外还应关注磨损颗粒的性质。阻断磨粒迁移通道是防止磨粒反应的结构措施。关节运动副是磨粒的发源地,骨溶解通常都发生在磨粒沉积的部位,植入物与宿主骨结合界面是磨粒迁移的主要通道,特别是当界面松动时,界面开闭产生的泵吸作用能将磨粒运送至假体远端聚集,一个能很快长合的生物学固定界面无疑有利于封闭这一通道。在组合式人工髌臼中金属杯通常开设多个不同方位的置钉孔,临床发现UHMWPE与金属杯微动磨损的颗粒通过空置的孔迁移到金属杯背面与白骨结合部,引发骨溶解和髌臼杯的松动,所以术中必须用厂商提供的小盖将多余的孔盖住,切断磨粒的迁移通道。

用药物阻断上述生物学反应的某一环节是防止磨粒细胞反应的又一技术途径。虽然目前尚无防治假体周围骨溶解的理想药物,但实验研究发现:用于防治骨质疏松症药物、抑制细胞因子的药物都有助于控制骨溶解和防止假体无菌性松动,可将其与骨水泥或UHMWPE组合,利用载药物的磨粒阻断破骨细胞的活化,预防或抑制人工关节松动的发生。

## 6 关节软骨的摩擦学问题

人体关节表面为一层软骨所覆盖,关节的摩擦实际上是两软骨层之间的摩擦。在半髌关节置换、不置换髌骨的全膝关节置换中,关节软骨和假体表

面相接触,构成特殊的摩擦副。对软骨摩擦学性能的研究是摩擦学领域有待深入开展的研究课题。

天然关节的摩擦系数极低,约为0.001-0.009,这来源于关节软骨优良的摩擦学组织结构。软骨是由胶原纤维、软骨细胞和细胞间充质组成的储满滑液的多孔组织,在关节摩擦运动过程中通过表面和内部的复杂流动形成完全的流体润滑。胶原纤维在软骨表面形成切向分布层,在切向层上还有一层极薄的无定形磷脂层,这两层与软骨摩擦性能关系最为密切。

软骨表面特性与整体物理性能是软骨研究的基础。人的软骨粗糙度随年龄而异,胎儿软骨粗糙度约为 $1\ \mu\text{m}$ ,健康成人约为 $2.7\ \mu\text{m}$ ,但是关节炎患骨粗糙度则达 $5.3\ \mu\text{m}$ ,从而摩擦系数相应增至 $0.01\sim 0.09$ <sup>[19]</sup>。上海交通大学测量得到人体关节软骨表面粗糙度 $R_a=8.87\ \mu\text{m}$ ,采用AFM测量得到 $16\ \mu\text{m}$ 范围内微观粗糙度 $R_a=275.29\ \text{nm}$ ;测得表面接触角为 $(81.9\pm 3.8^\circ)$ <sup>[20]</sup>。采用美国CETR公司的UMT-3多功能试验机对人体关节软骨力学性能进行了测量,结果表明,人体膝关节股骨髁软骨的压缩模量为 $(3.6492\pm 0.6199)\ \text{Mpa}$ ,换算得到人关节软骨的弹性模量为 $(3.5681\pm 0.6061)\ \text{Mpa}$ <sup>[21]</sup>。

目前对软骨主要进行摩擦磨损及其影响因素的试验研究,多数用动物软骨进行。研究表明,无论是机械还是病理性原因导致的磷脂层破坏,都将使软骨中的液体成分容易透过表面切向纤维层外溢,降低软骨的两相流承载机制,使纤维层发生机械性磨损。上海交通大学主要采用人体软骨开展研究,研究软骨与不锈钢、软骨与PVA-H水凝胶和软骨与软骨三种配对方式在恒定加载和动态加载下的摩擦性。结果表明:恒定25 N载荷下不锈钢与软骨销摩擦系数持续上升,PVA-H与软骨销摩擦系数能在45 min时达到恒定值;在动载荷25 N下,与恒定载荷比较,PVA-H与软骨销和不锈钢与软骨销摩擦系数都有较大降低;恒定载荷和动载荷对软骨销与软骨片的摩擦系数没有明显影响<sup>[22]</sup>。

Mow等<sup>[23]</sup>首先把连续介质力学理论用于软骨的研究,建立了线弹性固体和粘性流体组成的软骨模型和相应的本构关系,称为软骨的两相模型。Michael<sup>[24]</sup>等使用两相混合理论和CLE(Conewise linear Elasticity)理论研究软骨的力学性能,得到软骨模

型中压力分布。Wilson等<sup>[25]</sup>提出多孔粘弹性纤维强化的有限元模型,并计算出纤维的应力和应变。Pawaskar等<sup>[26]</sup>用ABAQUS软件研究软骨不同状态的滑动,并用两相理论对计算结果进行解释。上海交通大学根据两相理论,利用COMSOL软件建立的软骨模型,对在外加压力场作用下软骨内的流动、天然髋关节软骨层对软骨层挤压运动时软骨内的流动进行了仿真,见图4与图5。Lest<sup>[27]</sup>等研究表明,由外载荷引起的滑液流动对骨细胞的代谢至关重要。这项研究将成为软骨病理学研究的基础理论之一。

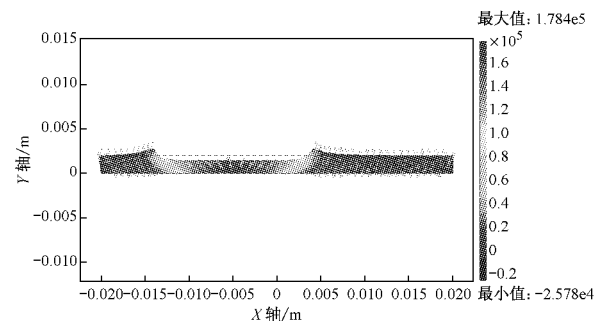
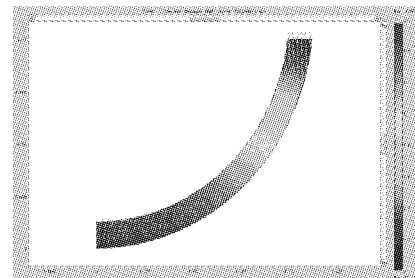
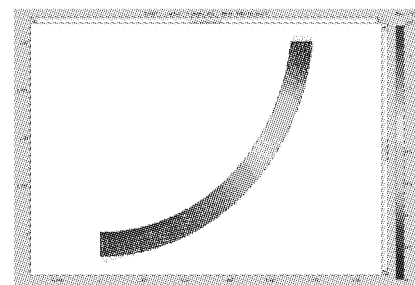


图4 在外压力场作用下人体天然软骨内部的流动状态  
Fig.4 Flow state inside human natural cartilage due to external pressure distribution



(a) 股骨头软骨 femoral head cartilage



(b) 髋臼软骨 acetabular cartilage

图5 天然髋关节径向挤压时软骨层中的流动状态  
Fig.5 flow state inside hip joint cartilage due to radial squeezing

## 7 植入物-宿主骨界面的微动摩擦与磨损

人体组织与植入物之间通常存在联结界面,如人工关节中关节柄与宿主骨髓腔、髌臼杯背面与骨盆、胫骨平台与胫骨截骨面等结合面。植入物采用各种多孔表面技术,通过骨组织的长入形成界面间的牢固结合。但在植入初期,在界面上不可避免要发生相互微动。

在工程摩擦学中有关微动磨损的原理适用于分析植入物构件之间的微动磨损问题。但在具有生命组织参与的微动界面中,增加了微动界面骨组织的生物学过程,微动磨损的内涵与过程将更为复杂:微动的结果使骨界面生成纤维组织,它将影响骨小梁向微孔内部的长入,最后因长入不良造成关节柄的松动;微动使植入物表面产生磨损,形成的磨粒是导

致附近区域骨溶解的重要原因。

人工关节早期微动可以通过有限元计算加以分析。通过建立关节-宿主骨系统的有限元模型,利用商品软件提供的接触算法,模拟术中的紧配合打入,可以进行各种人体行为运动下的有限元计算,得到界面上两表面之间的微动量。上海交通大学与上海市第六人民医院合作,通过四种非骨水泥固定关节产品扫描反求,建立了相互对照的有限元模型,分析比较了股骨柄假体置入后在步态和爬楼梯载荷下的受力情况及初期稳定性。图6显示了爬楼梯载荷下四个假体在三个方向的近端和远端的平均微动比较图。从图中可以看出,带解剖型(B型)假体柄远端的微动大于近端,其它三个假体皆是近端的微动大于远端<sup>[28]</sup>。

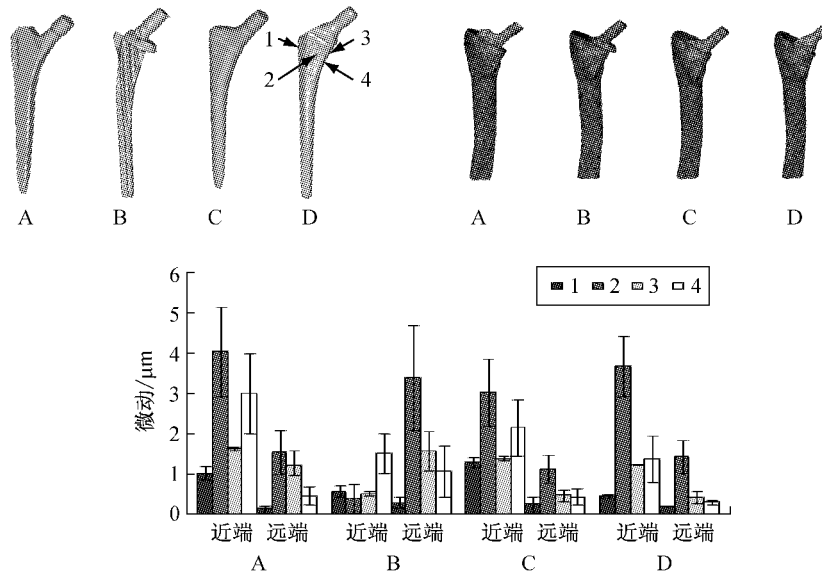


图6 人工关节柄部的有限元微动分析

Fig.6 The micromotions of the four stems predicted by finite element method

微动是影响界面长合的重要因素,它会将向植入物微孔生长的骨小梁剪断。Soballe等<sup>[29]</sup>报道,假体与骨界面出现  $> 150 \mu\text{m}$  的初始微动将使骨生长受到抑制。Hollis等<sup>[30]</sup>发现,当微动量处在  $50 \sim 100 \mu\text{m}$  时,骨形成量与微动量成反比。孔的尺寸、孔隙率与连通性是影响骨长入的重要因素。Kujala等<sup>[31]</sup>以多孔 NiTi 合金作为骨植入物,研究了3种不同孔隙率、孔径的骨长入情况,试验结果表明:孔隙

率  $66.1\%$ 、孔径  $(259 \pm 30) \mu\text{m}$  组的骨连结效果最佳。

材料的生物学性能与骨长合密切相关。钛具有优异的生物学性能,这与表面形成的氧化膜 ( $\text{TiO}_2$ ) 密切相关。有 HA 涂层与没有涂层的多孔钛植入体相比,具有更好的促进新骨长入及骨整合的能力。钽 (Tantalum) 是一种近来引起人们注意的外科植入物材料,1997年,美国 FDA 批准多孔钽可用于人工

髓臼假体。

进一步的研究应在上述诸因素的耦合关系方面开展,包括微动对界面骨组织生长的刺激机制,微动中孔缘对长入骨的剪切,从界面微动到骨长合制止微动过程的力学、电化学和生物学仿真等。

## 8 人工仿生滑液的研究

人们对人体滑液的研究开展比较深入,发现透明质酸是各类人体滑液,如唾液、泪液、关节滑液的基础成分。人工仿生关节滑液是人工研发的生理性滑液,其主要作用是取代天然关节滑液,对人体关节进行润滑、营养供给,并对病变的关节产生治疗的功效。在人工仿生关节滑液的研发中,主要以透明质酸为基质,利用其高分子量、高浓度及高粘弹性的特性来改善滑液的机械及润滑性能,对关节表面进行润滑<sup>[32,33]</sup>。其中,部分研究成果已经转化为产品,如海尔根(Hyalgan)类关节治疗液、舒派茨(Supartz)型滑液与施沛特注射液等。目前,国内在人工仿生关节滑液的进一步研究中,上海大学张建华等<sup>[34-36]</sup>开展了复合型人工仿生关节滑液的开发工作。较一般的人工仿生关节滑液而言,复合滑液不仅以天然关节滑液中的主要成分,即透明质酸为基质,并在此基础上添加天然关节滑液中诸如软磷脂、 $\gamma$ 球蛋白等物质,使人工仿生关节滑液的性能更加接近天然关节滑液。此外,复合滑液另一个重要的功能在于通过药理性添加剂的加入,加强其对人工关节磨粒所引起的非特异性反应的治疗作用。

## 8 结束语

人工关节摩擦学是一个工程学与医学交叉的研究领域,自上世纪60年代人工关节广泛进入临床应用起,这方面的研究已有50多年的历史,但依然存在着大量的问题人们还没有认清。很多问题必须随着人体生命科学的发展逐步深入。在我国,骨科植人物摩擦学的研究,以及整个生物摩擦学的研究越来越得到工程界和医学界的重视,医工结合的研究团队在全国广泛建立,中国机械工程学会摩擦学分会还建立了生物摩擦学与植物工程专业委员会,广泛开展各种学术交流,这项研究在我国定将进一步获得迅速的发展。

为撰写这篇综述,我的科研团队提供了大力支

持。文章中大量引用了我和中国工业大学葛世荣教授、西南交通大学周仲荣教授联合主编的专著“人体生物摩擦学”中的大量内容,容不一一列举,在此表示衷心感谢。

## 参考文献:

- [1] 周仲荣,谢友柏. 摩擦学设计[M]. 成都:西南交通大学出版社, 2000.
- [2] 王成焘、葛世荣、周仲荣等, 人体生物摩擦学[M]. 北京:科学出版社, 2008.
- [3] Bell C J, Ingham E, Fisher. Influence of hyaluronic acid on the time-dependent friction response of articular cartilage under different conditions[J]. Proc. IMechE Part H: J. Engineering in Medicine, 2006, 220: 23-31.
- [4] Delecrin J, Oka M, Takahashi S, et al, Nakamura T. Changes in joint fluid after total arthroplasty[J]. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1994, (307): 240-249.
- [5] Wang FC, Jin ZM. Elastohydrodynamic lubrication modeling of artificial hip joints under steady-state conditions[J]. ASME Journal of Tribology. 2005, 127(10): 729-739.
- [6] Liu F, Jin ZM, Roberts P, et al. Importance of head diameter, clearance, and cup wall thickness in elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip resurfacing prostheses[J]. Proc. IMechE, Part H: J. Engineering in Medicine, 2006, 220: 695-704.
- [7] Wang CT, Wang YL, Chen QL, et al. Calculation of elastohydrodynamic lubrication film thickness for hip prostheses during normal walking[J]. Tribology Transactions, 1990, (33): 239-245.
- [8] John Fisher Tribology and Wear of Joint Replacements [C]//中国天津 中英人工关节摩擦学性能测试双边研讨会 2009.5.
- [9] Martell JM, Verner JJ, Incavo SJ. Clinical performance of a highly cross-linked polyethylene at two years in total hip arthroplasty: a randomized prospective trial[J]. J Arthroplasty, 2003, 18: 55-59.
- [10] 熊党生,何春霞 碳纤维增强人工关节软骨材料-超高分子量聚乙烯的摩擦学特性[J]. 摩擦学学报, 2002, 22(6): 454-457.
- [11] 黄孝龙, 葛世荣 人工关节置换材料——超高摩尔质量聚乙烯改性研究的进展[J]. 塑料工业, 2006, 33(11): 1-3.
- [12] Ingham E, Fisher J. Biological reactions to wear debris in total joint replacement[J]. Proc Inst Mech Eng, 2000, 214(1): 21-37.
- [13] Anissian HL, Stark A, Good V, et al. The wear pattern in metal-on-metal hip prostheses[J]. Journal of Biomedical Materials Research, 2001, 58(6): 673-678.
- [14] Sargeant A, Goswami T. Hip implants: Paper V. Physio-



- logical effects [J]. *Materials and Design*. 2006, 27: 287-307.
- [15] 赛琅泰克 (CeramTec) 公司, 陶瓷在骨科领域的应用 [J]. *CeraNews*, 2008.
- [16] Essner A, Kate S, Wang A G. Hip simulator wear comparison of metal-on-metal, ceramic-on-ceramic and cross-linked UHMWPE bearings [J]. *Wear*, 2005, 259(2): 992-995.
- [17] Willert HG, Semlitsch M. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses [J]. *J Biomed Mater Res*, 1977, 11: 157-164.
- [18] M.谢尔格, S. 戈尔博. 李健等译. 微/纳米生物摩擦学——大自然的选择 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2004.
- [19] 李锋, 王成焄. 关节软骨和人工关节材料接触角的测定 [J]. *润滑与密封*, 2009, 8: 1-5.
- [20] Feng Li, Yonglin Su, Dufang Shi *et al.* Comparison of human articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel as artificial cartilage in microstructure analysis and unconfined compression [J]. 2009 Advanced Polymer Processing (Qingdao) International Forum.
- [21] Feng Li, Yonglin Su, Jianping Wang, *et al.* Influence of dynamic load on friction behavior of human articular cartilage, stainless steel and polyvinyl alcohol hydrogel as artificial cartilage. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2009, DOI 10.1007/s10856-009-3863-5.
- [22] Van C. Mow, W. Michael Lai. Recent developments in synovial joint biomechanics [J]. *SIAM REVIEW* 1980, 22 (3).
- [23] Michael A S, Gerard A A. A Conewise Linear Elasticity Mixture Model for the Analysis of Tension-Compression Nonlinearity in Articular Cartilage [J]. *ASME J. Biomech. Eng.*, 2000, 122: 576-586.
- [24] Wilson W, van Donkelaar C C, Rietbergen B van, Huijskes R. A fibril-reinforced poroviscoelastic swelling model for articular cartilage [J]. *Journal of Biomechanics*, 2005 (38): 1195-1204.
- [25] Pawaskar S S, Jin Z M, Fisher, Modelling of fluid support inside articular cartilage during sliding [J]. *Proc. IMechE, Part J: J. Engineering Tribology*, 2007, 221: 165-174.
- [26] Van denHoogen BM, van delest CH, van Weeren P R, *et al.* Loading-induced changes in synovial fluid affect cartilage metabolism [J]. *British journal of rheumatology*, 1998, 37(6): 671-6.
- [27] 季文婷, 陶凯, 胡孔足, 等. 四种非骨水泥股骨柄假体的初期稳定性分析. *上海交通大学学报* 2009, (11).
- [28] Soballe K, Hansen ES, Brockettstedt-Rasmussen H, *et al.* Tissue ingrowth into titanium and hydroxyapatitecoating implants during stable and unstable mechanical conditions [J]. *J Orthop Res*. 1992, 10: 265-299.
- [29] Hollis IM., Hofmann. OE, Flahiff CM, and Stewart CL. Development of a Transcortical Model for the Quantification of the Effect of Micromotion on Ingrowth into Porous Coated Implants [J]. 38th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, 1992: 17-20.
- [30] Kujala S, Ryhanen J, Danilov a, *et al.* Effect of porosity on the osteointegration and bone ingrowth of a weight-bearing nickel-titanium bone graft substitute [J]. *Biomaterials*. 2003, 24: 4691-4697.
- [31] Guidolin DD, Ronchetti IP, Lini E, *et al.* Frizziero L. Morphological analysis of articular cartilage biopsies from a randomized, clinical study comparing the effects of 500-730kDa sodium hyaluronate (Hyalgan) and methylprednisolone acetate on primary osteoarthritis of the knee [J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2001, (9): 371-381.
- [32] Dougados M. Sodium hyaluronate therapy in osteoarthritis: arguments for a potential beneficial structural effect [J]. *Semin Arthritis Rheum*, 2000, (30):19-25.
- [33] Zhang Jianhua, Hua Zikai, Xue Ke. Investigation of new bionic therapeutic lubricants [C]//STLE/ASME International Joint Tribology Conference, 2007, 943-945.
- [34] Hua ZK, Su SH, Zhang JH. Tribological Study on New Therapeutic Bionic Lubricants [J]. *Tribology Letters*, 2007, (28): 51-58.
- [35] Zhang Jianhua, Hua Zikai, Su Shihu. A bionic artificial joint system and investigation of the tribological performance [J], *Chinese Science Bulletin*, 2009, (54): 599-607.