

· 综述 ·

表面接枝聚合物刷与仿生水润滑研究进展*

魏强兵^{1,2} 蔡美荣¹ 周 峰^{1**}

(¹中国科学院兰州化学物理研究所 固体润滑国家重点实验室 兰州 730000)

(²中国科学院研究生院 北京 100039)

摘 要 动物关节的超低摩擦系数和长耐磨寿命主要归功于关节软骨表层以及关节滑液中呈“刷”型结构的生物大分子. 人工仿制的表面接枝聚合物刷可以对关节润滑进行功能模拟, 本文简要综述了近年来表面接枝聚合物刷的水润滑研究进展. 重点讨论了不同类型聚合物刷(天然生物大分子、聚电解质刷、两性离子聚合物刷和中性聚合物刷等)的水润滑机理, 最后讨论了目前仿生水润滑研究存在的问题以及未来的发展趋势及应用前景.

关键词 聚合物刷, 仿生润滑, 水润滑, 生物相容

人体关节(如髋关节、肩关节和指关节等)表现出超低的摩擦系数(0.001~0.01), 而且在复杂多变的载荷和摩擦环境中仍能保持良好的润滑效果^[1]. 由于水的低黏度和易挥发性, 单一的水分子难以维持天然关节优异的润滑特性. 其优异的水润滑性能主要归功于弹性关节软骨的自适应性^[2]、软骨表面以及关节滑液中呈“刷”型结构的水溶性生物大分子^[3]. 关节软骨是类似海绵状的大分子网络结构, 在关节滑动过程中, 关节滑液中带电荷的生物大分子会组装到软骨表面, 同时大量水分子渗透到软骨网络结构中, 保持了关节软骨有效的边界润滑和高承载能力^[4]. 更加有趣的是, 软骨中的糖蛋白分子是以透明质酸为主链, 硫酸软骨素和硫酸角质素等多糖分子为侧链, 并通过球形的蛋白分子相连接而形成的特殊的“刷”型结构^[5](图 1), 与试管刷的结构极为类似.

基于天然滑液关节微观结构和润滑机制的启发, 可以通过表面接枝聚合物刷在水环境中的超低摩擦性能和良好的生物相容性来实现关节润滑的功能模拟^[6-8], 而且用聚合物刷进行功能模拟最大的优点在于聚合物刷组分的灵活设计和结构的可逆调控^[9], 由此来实现摩擦力的调控, 即利用聚合物刷的刺激响应性可逆、原位调控摩擦

力^[10,11], 聚合物刷构象与摩擦力关系的可逆调控, 更有利于理解天然关节润滑的机理, 并设计制备可调控的人工关节材料.

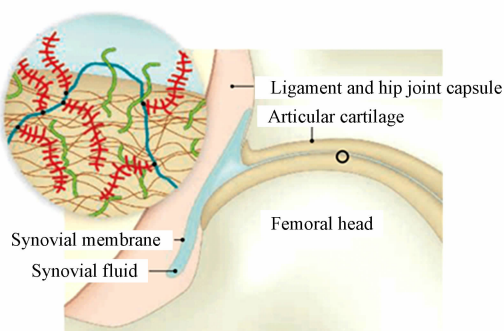


Fig. 1 The close-up view of articular cartilage surface (inset; the detail of outer articular cartilage surface, blue: hyaluronic acid; red: aggrecans; green: lubricins)^[5] (Copyright 2009 Science)

表面接枝聚合物刷的分子链尺寸比较整齐, 而且表面平整. 由于接枝密度大, 聚合物链被迫与表面垂直地向外伸展以避免分子链的重叠, 形成类似刷子的构象结构. 在干态下, 聚合物链呈收缩状态, 在良溶剂中, 聚合物链溶剂化后呈高度伸展构象^[12,13]. 溶剂化聚合物刷的有效润滑归功于一端受限的聚合链在相互靠近、接触时产生非常大的渗透压, 特别是在高接枝密度下, 聚合物链在液体环境中的高度溶剂化而产生与外加载荷方向相

* 仿生高分子与材料专题报道; 2012-05-02 收稿, 2012-07-02 修稿; 国家杰出青年科学基金(基金号 21125316)和中国科学院重点项目(项目号 KJZD-EW-M01)资助.

** 通讯联系人, E-mail: zhuf@licp.cas.cn

反的渗透压排斥(如图 2 所示),该排斥力可以阻止聚合物链的进一步靠近和有效避免了聚合物链之间的缠结,因此可以有效抵抗法向载荷. 聚合物刷水化后在界面形成易流动的水化层,致使界面剪切时具有超低的摩擦力. 目前已有很多有关聚合物刷水润滑的理论^[14~16]和实验研究报道^[7,8,17],国外研究较早,国内在相关领域的研究相对较少. 聚合物刷水润滑的实验研究手段主要有表面力仪、原子力显微镜、宏观摩擦试验机. 聚合物刷水润滑性能主要受聚合物自身接枝密度、聚合物厚度、聚合物链端基的水合程度、荷电性等的影响,除此之外还受润滑介质的影响. 不论哪种影响因素都是通过改变聚合物链构象来影响摩擦力,即聚合物链在高度伸展构象下具有超低摩擦力,在完全塌陷收缩的构象下表现出较高的摩擦力.

目前文献报道的具有良好水润滑效果的聚合物种类繁多,本文主要从不同种类聚合物刷的角度,简要综述亲水性聚合物刷的水润滑及相关润滑机理的研究进展.

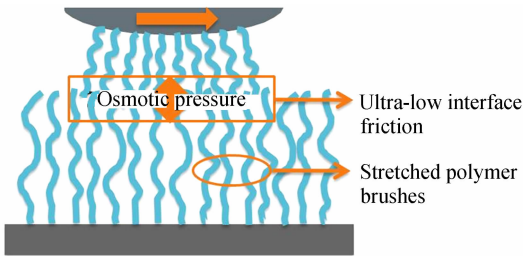


Fig. 2 The schematic illustration of lubrication by polymer brushes under water

1 天然生物大分子

关节滑液对关节润滑起着至关重要的作用,一旦发生外伤或病变,关节滑液的成分会发生变化或关节软骨受到损伤,从而丧失关节的优异润滑特性. 关节液主要由透明质酸、蛋白聚糖、磷脂等水溶性的生物大分子组成,其中透明质酸的含量最多(其结构如图 3 所示),关节滑液的润滑机理以及滑液中各种成分在关节润滑所起的作用等并不是完全清楚. 所以对人体各种组分以及不同组分之间的协同润滑进行模拟研究,不但有助于理解动物关节滑液的润滑机理,而且对人工仿生合成关节润滑液具有重要的指导意义.

Forsey^[18]及其合作者以受损的关节软骨为对偶,分别研究了透明质酸、磷脂以及两者混合物的

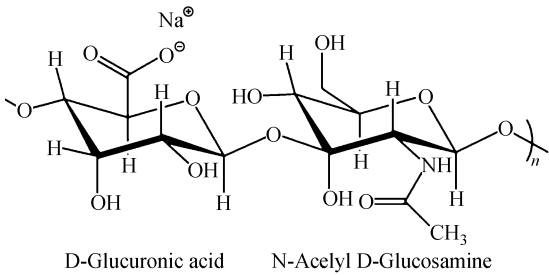


Fig. 3 The molecular structure of hyaluronic acid^[7]

摩擦学性能,发现两者都具有很好的减摩效果,透明质酸的摩擦学性能不具有浓度依赖性,但透明质酸和磷脂的混合物具有更好的润滑效果. 虽然这种协同作用的机制并不清楚,但他们发现透明质酸在摩擦过程中能够渗透到软骨的表层,直接与软骨细胞作用并促进透明质酸分子的合成. Israelachvilli 等^[19,20]通过表面力仪研究了透明质酸水溶液在云母表面的吸附及摩擦学性能. 由于透明质酸和云母都带负电荷,所以透明质酸不能有效的吸附并锚固到云母表面,而在溶液中流动的本体透明质酸分子难以成为有效的边界润滑剂. 为了研究吸附在基底表面的透明质酸的润滑作用,他们采用钙离子的交联作用使透明质酸吸附到表面,发现吸附到云母表面的透明质酸分子在低载荷下能起到很好的边界润滑效果,但依然不能承受高的载荷,在较高的载荷下,透明质酸交联层被破坏而失去了润滑效果. Klein 等^[21]研究了猪胃部黏蛋白在亲水和疏水云母表面的吸附与润滑效果,该哑铃型的黏蛋白由中部的亲水糖基和两端连接的球形疏水链段构成,其结构模型如图 4 所示. 结果表明,无论在亲水表面还是疏水表面,该黏蛋白均能表现出良好的润滑效果,但在疏水表面效果更加明显,主要是因为疏水相互作用,使蛋白的疏水端吸附到基底表面,而亲水糖基向外伸展结合水分子形成高度水化的边界润滑层. 后来 Klein^[22]又模仿关节软骨表层的结构,在云母表面制备了透明质酸为主链,蛋白聚糖为侧链的“刷”型聚合物结构,发现透明质酸和蛋白聚糖复合物的边界润滑效果明显好于单独透明质酸的,在中等载荷下摩擦系数可低至 0.001.

以上研究结果表明,溶液中的本体透明质酸虽然有一定的润滑作用,当通过吸附并锚固到基底表面,并与其它组分相互复合形成“瓶刷”型结构时,才能达到最好的润滑效果. 虽然关节滑液中的主要成分透明质酸、磷脂、蛋白聚糖在关节中都

有润滑作用,但透明质酸与磷脂、蛋白聚糖等其它组分之间的协同作用是实现滑液关节超低摩擦和承受载荷的必要条件,不同组分之间的协同机理和更多组分的协同作用有待进一步研究.

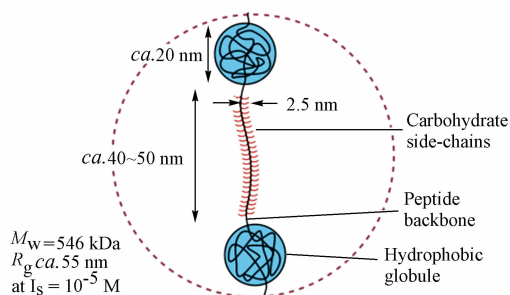


Fig. 4 The structural model of mucin^[21] (Copyright 2011 American Chemical Society)

2 表面接枝聚合物刷

2.1 聚电解质刷

聚电解质刷由于其良好的亲水性,在水润滑过程中会发挥很重要的作用. 两亲嵌段共聚物中的疏水链段可以通过疏水相互作用在疏水基底表面组装,而亲水链段向外伸展结合水分子形成边界润滑层. Klein 等^[23]报道了聚甲基丙烯酸甲酯-*b*-聚甲基丙烯酸环氧丙基磺酸钠 (PMMA-*b*-PSGMA)在疏水云母表面的水润滑行为,PMMA链段能在疏水云母表面原位锚固,而亲水的阴离子 PSGMA 链朝外伸展形成“刷”型结构. 在嵌段共聚物溶液中,表面力仪的两摩擦对偶相互靠近时,由于阴离子聚合物中限域的对离子而产生法向渗透压排斥,阻止了聚合物链的相互缠结和剪切时的黏性耗散,侧向摩擦力测试表明这种嵌段共聚物的摩擦系数明显比单一组分的中性聚合物或聚电解质低. 但靠疏水相互作用锚固的聚合物刷在剪切过程中容易脱落,而且用 grafting to 法制备的聚合物刷厚度很薄. Spencer 等^[24]采用化学接枝法,原位接枝了约 300 nm 厚的聚甲基丙烯酸 (PMAA)刷,采用更接近实际的宏观摩擦方式研究了其水润滑行为,在低载荷下摩擦系数低于 0.005,如图 5 所示,PMAA 刷在较低的滑动速度范围内摩擦系数与滑动速度无关.

除阴离子聚合物刷之外,聚甲基丙烯酸 *N,N*-二甲氨基乙酯 (PDMAEMA)是研究较多的阳离子聚合物之一,因为它在酸性条件下会质子化带正电荷. Rutland 等^[25]用胶体探针原子力显微镜研究了 PDMAEMA 在不同 pH 环境下的摩擦力变

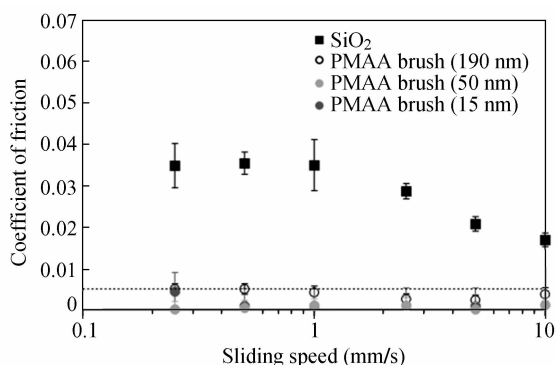


Fig. 5 The coefficient of friction versus sliding speed plots of bare SiO₂ and PMAA brushes with different thickness^[24] (Copyright 2009 American Chemical Society)

化情况(图 6 所示). 在 pH 等于 3 时 PDMAEMA 质子化,聚合物链之间的静电斥力增大,呈完全伸展构象,法向渗透压排斥避免了相互压缩时聚合物链之间的缠结,同时高度水化,摩擦系数很低;相反,pH 等于 11 时,聚合物链去质子化,由于链之间的相互作用导致聚合物收缩,水化程度降低,所以摩擦系数上升. Takahara 等^[26]也报道了聚甲基丙烯酰氧乙基二甲基氯化铵 (PMETAC) 和聚甲基丙烯酸 3-磺酸丙酯钾盐 (PSPMA) 在水环境中均具有优异的润滑性能.

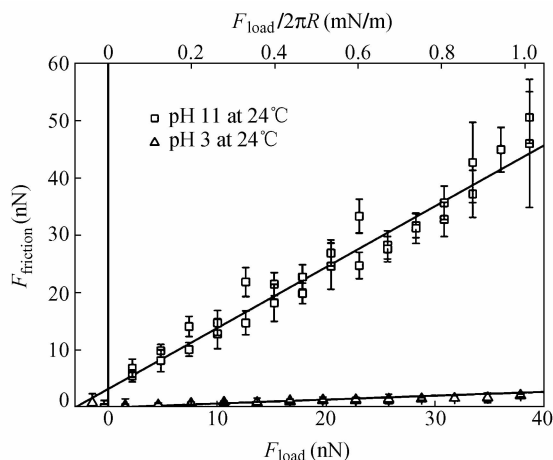


Fig. 6 Friction versus normal load plots of PDMAEMA brushes under different pH^[25] (Copyright 2009 American Chemical Society)

总之,聚电解质刷侧链带有电荷,刷与刷在水中相互靠近时,由对离子产生的渗透压排斥避免了链之间的相互缠结,还有界面之间的高度水化层是形成超润滑的主要原因,而且聚电解质刷还具有 pH、盐溶液等响应性,可以通过外界条件调控摩擦力,进一步为润滑机理提供实验依据.

2.2 两性离子聚合物刷

亲水性的聚合物链可以像天然糖蛋白分子一样结合水形成水化层,由于 2-甲基丙烯酰氧基乙基磷酸胆碱单体(MPC)中含有两性的磷酸胆碱仿生结构,再加上其很好的生物相容性,所以 PMPC 成为水润滑研究中的首选两性聚合物^[17,27]. 2009 年以色列的科学家 Jacob Klein,采用表面力仪研究了云母表面接枝 PMPC 刷的水润滑行为^[28],结果表明在载荷高达 7 MPa、水润滑的情况下其摩擦系数低至 0.0004,在盐溶液中随着盐浓度的增加,摩擦系数变大. 如此低的摩擦系数和高的载荷完全可以满足天然关节或器官之间的摩擦系数要求. 对于聚电解质刷来说,其润滑机理主要是利用聚电解质刷中限域的对离子在水中扩散而产生的渗透压排斥来承受载荷,再加上聚合物链之间的构象熵避免相互摩擦表面的聚合物链发生缠结,从而保证了超低的摩擦系数. 因为两性单体不像聚电解质一样存在游离的对离子,所以在水环境中,由对离子扩散产生的渗透压排斥不会起主导作用,起主导作用的主要是聚合物刷侧链磷酸胆碱基团能够结合大量的水分子而形成易于流动的水化层,柔韧的水化层呈类球形轴承状,能承受很高的载荷并保持很低的摩擦系数,在低载荷情况下,还存在有聚合物链构象熵的效应.

除盐浓度之外,聚合物接枝密度、接枝厚度、溶剂质量等也是影响聚合物刷水润滑的因素,Leggett 等^[29]用 AFM 研究了 PMPC 刷的厚度和溶剂效应对摩擦系数的影响,当聚合物在干态下的厚度大于 100 nm 时,随着聚合物层厚度的增加,在水介质中的摩擦系数呈逐渐降低的趋势,主要是因为更长的聚合物链可以结合更多的水而形成更厚的边界润滑层. 在水和异丙醇的混合溶剂中,摩擦系数随着异丙醇体积分数的增加而逐渐增加,因为异丙醇不是 PMPC 的良溶剂,异丙醇体积分数越大,聚合物链越容易收缩,水化程度降低,摩擦系数增大.

PMPC 刷不仅作为水润滑机理的模型聚合物研究较多,而且作为关节替代材料的表面修饰层也有很多报道. Ishihara 等^[30]用光引发聚合将 PMPC 接枝到 Co-Cr-Mo 合金表面,与关节软骨对摩,在纯水和牛血清蛋白中的摩擦系数均小于 0.01,而且 PMPC 修饰的 Co-Cr-Mo 合金具有很好的生物相容性和长期稳定性,能够有效的防止关节软骨的退化. Kawaguchi 等^[31]将 PMPC 直接接

枝到超高分子量聚乙烯的髓关节模拟器表面,采用了与关节润滑极为类似的测试模型. 研究表明,PMPC 层在降低摩擦系数和磨损量的同时,再加上其与较少的聚乙烯磨损颗粒有很好的生物相容性,可以有效的防止骨质溶解而引起的假体松动,所以 PMPC 是非常有希望用于人工植入体表面修饰和保护的材料.

2.3 中性聚合物刷

中性的亲水聚合物刷在水环境中像聚电解质和两性聚合物一样,能结合溶剂中的水分子而使聚合物链呈现伸展的构象,从而起到很好的水润滑效果. 聚乙二醇基聚合物刷有良好的生物相容性和抗非特异性吸附性^[32],瑞士科学家 Spencer 等^[33-36]系统研究了以带正电荷的赖氨酸为主链,亲水性的聚乙二醇为侧链的“瓶刷”型聚合物(PLL-g-PEG)作为水润滑添加剂的摩擦学性能,其结构模型如图 7 所示,带正电荷的多肽骨架通过静电相互作用能锚固到负电荷的金属及氧化物表面,PEG 链向外伸展形成“刷”型结构并结合大量水分子,从而起到很好的边界润滑效果,通过增加侧链 PEG 段的链长,获得了更低的摩擦系数. 他们还研究了该水溶性聚合物添加剂在摩擦过程中的自修复作用,边界润滑层因磨损而发生损坏时,溶液中的本体聚合物通过静电相互作用会很快修复磨损的表面,从而继续保持较低的摩擦系数,类似于天然关节润滑中的自修复过程. Tsujii^[37]在硅基底表面接枝了聚甲氧基聚乙二醇丙烯酸酯(PPEGA),与聚丙烯酸羟乙酯(PHEA)相比,PPEGA 亲水性更好,在水中聚合物链更加伸展所以水润滑效果较好,摩擦系数的非速度依赖性说明 PPEGA 链完全伸展而处于边界润滑区域,而且中性的 PPEGA 刷不含带电基团,没有对离子的屏蔽效应,所以低浓度的盐溶液对聚合物链的伸展和摩擦系数影响不大.

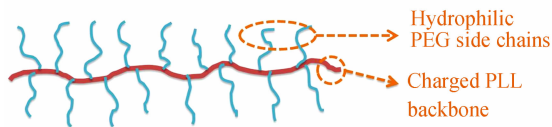


Fig. 7 The structural model of PLL-g-PEG bottle brushes

表面接枝聚苯乙烯(PS)和聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)在甲苯中具有很低的摩擦系数,虽然是非水相润滑,但其在良溶剂甲苯中的润滑机理与中性亲水聚合物刷在水中的润滑机理相似,所

以对理解聚合物刷润滑的本质有很大帮助. 日本京都大学的 Tsujii 小组^[38]以高接枝密度的 PS 为模型聚合物, 研究处于不同构象的聚合物刷的润滑状态. 在甲苯和异丙醇的混合溶剂中, 研究溶剂质量(溶剂质量直接影响聚合物链的构象)与摩擦系数及滑动速度的关系. 图 8 所示, 甲苯为 PS 的良溶剂, 通过改变混合溶剂中异丙醇的体积分数, PS 刷经历了 2 种不同的润滑机理, 在甲苯或者含有少量异丙醇的溶剂中, 高度溶剂化的 PS 链完全伸展充当了边界润滑层, 摩擦系数非常低(约为 10^{-4})且与滑动速度关系不大, 为边界润滑; 随着异丙醇体积分数的增大, PS 刷成半收缩状态且剪切黏度增大, 摩擦系数随着滑动速度的增大而增大, 为流体润滑; 当溶剂中甲苯组分很少时, PS 完全收缩为玻璃态, 此时, 玻璃态的聚合物层又充当边界润滑层, 摩擦系数与滑动速度无关,

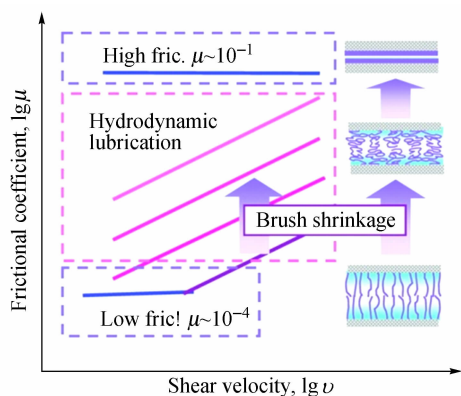


Fig. 8 The lubrication mechanism of PS brushes with different chain conformations^[38] (Copyright 2011 American Chemical Society)

又回到了边界润滑区域, 但摩擦系数较高(约为 10^{-1}).

3 结论及展望

受动物体滑液关节软骨表面微观结构、关节液成分以及优异的润滑性能等的启发, 表面接枝聚合物刷的水润滑引起了摩擦学、表面化学、生物材料等诸多领域研究者的共同关注. 国内外的研究组采用不同的研究手段, 对各种类型的聚合物刷(包括天然生物大分子、聚电解质刷、两性离子刷以及中性聚合物刷等)的摩擦学性能进行了理论和实验研究. 在水润滑环境中获得了完全可以满足天然关节润滑甚至更低的摩擦系数(10^{-4}), 针对不同种类聚合物刷的研究结果, 也获得了初步的润滑机理. 同时也存在着很多的问题, 天然滑液关节润滑机理不够明确, 关节液中多种组分之间的协同润滑作用以及关节软骨润滑的自适应机制等. 对于表面接枝聚合物刷的仿生润滑, 在材料制备方面, 现有的研究主要集中在单一物理结构和单一化学成分聚合物刷的润滑研究, 缺少对聚合物刷多元结构和化学成分与摩擦学性能关系的系统研究, 在摩擦学性能方面, 虽然摩擦系数能够满足天然关节的要求, 但其承载能力和摩擦寿命仍然很不理想. 应该充分发挥聚合物刷化学组分和微观结构可灵活设计和调控的优势, 在保持超低摩擦系数的基础上, 实现高承载能力、长耐磨寿命、完全生物相容等多种功能一体化的关节润滑涂层材料.

REFERENCES

- Klein J. Proc Inst Mech Eng, Part J, 2006, 220: 691 ~ 710
- Greene G W, Banquy X, Lee D W, Lowrey D D, Yu J, Israelachvili J N. PNAS, 2011, 108: 5255 ~ 5259
- Lee S, Spencer N D. Science, 2008, 319: 575 ~ 576
- Crockett R. Tribol Lett, 2009, 35: 77 ~ 84
- Klein J. Science, 2009, 323: 47 ~ 48
- Coles J M, Chang D P, Zauscher S. Curr Opin Colloid Interface Sci, 2010, 15: 406 ~ 416
- Dédinaite A. Soft Matter, 2012, 8: 273 ~ 284
- Klein J. Polym Adv Technol, 2012, 23: 729 ~ 735
- Barbey R, Lavanant L, Paripovic D, Schüwer N, Sugnaux C, Tugulu S, Klok H A. Chem Rev, 2009, 109: 5437 ~ 5527
- LeMieux M C, Lin Y-H, Cuong P D, Ahn H S, Zubarev E R, Tsukruk V V. Adv Funct Mater, 2005, 15: 1529 ~ 1540
- Vyas M K, Schneider K, Nandan B, Stamm M. Soft Matter, 2008, 4: 1024 ~ 1032
- Liu Z, Liu J, Hu H, Yu B, Chen M, Zhou F. Phys Chem Chem Phys, 2008, 10: 7180 ~ 7185
- Sui X, Chen Q, Hempenius M A, Vancso G J. Small, 2011, 7: 1440 ~ 1447
- Galuschko A, Spirin L, Kreer T, Johnner A, Pastorino C, Wittmer J, Baschnagel J. Langmuir, 2010, 26: 6418 ~ 6429

15 Goujon F, Malfreyt P, Tildesley D J. *Soft Matter*, 2010, 6: 3472 ~ 3481

16 Carrillo J-M Y, Russano D, Dobrynin A V. *Langmuir*, 2011, 27: 14599 ~ 14608

17 Chen M, Briscoe W H, Armes S P, Cohen H, Klein J. *Eur Polym J*, 2011, 47: 511 ~ 523

18 Forsey R W, Fisher J, Thompson J, Stone M H, Bell C, Ingham E. *Biomaterials*, 2006, 27: 4581 ~ 4590

19 Tadmor R, Chen N, Israelachvili J N. *J Biomed Mater Res*, 2002, 61: 514 ~ 523

20 Tadmor R, Chen N, Israelachvili J N. *Macromolecules*, 2003, 36: 9519 ~ 9526

21 Harvey N M, Yakubov G E, Stokes J R, Klein J. *Biomacromolecules*, 2011, 12: 1041 ~ 1050

22 Seror J, Merkher Y, Kampf N, Collinson L, Day A J, Maroudas A, Klein J. *Biomacromolecules*, 2011, 12: 3432 ~ 3443

23 Raviv U, Giasson S, Kampf N, Gohy J F, Jerome R, Klein J. *Nature*, 2003, 425: 163 ~ 165

24 Heeb R, Bielecki R M, Lee S, Spencer N D. *Macromolecules*, 2009, 42: 9124 ~ 9132

25 Nordgren N, Rutland M W. *Nano Lett*, 2009, 9: 2984 ~ 2990

26 Kobayashi M, Takahara A. *The Chem Rec*, 2010, 10: 208 ~ 216

27 Kobayashi M, Terayama Y, Hosaka N, Kaido M, Suzuki A, Yamada N, Torikai N, Ishihara K, Takahara A. *Soft Matter*, 2007, 3: 740 ~ 746

28 Chen M, Briscoe W H, Armes S P, Klein J. *Science*, 2009, 323: 1698 ~ 1701

29 Zhang Z, Morse A J, Armes S P, Lewis A L, Geoghegan M, Leggett G J, Langmuir, 2011, 27: 2514 ~ 2521

30 Kyomoto M, Moro T, Saiga K, Miyaji F, Kawaguchi H, Takatori Y, Nakamura K, Ishihara K. *Biomaterials*, 2010, 31: 658 ~ 668

31 Moro T, Takatori Y, Ishihara K, Konno T, Takigawa Y, Matsushita T, Chung U-I, Nakamura K, Kawaguchi H. *Nature Mater*, 2004, 3: 829 ~ 836

32 Lutz J F. *Adv Mater*, 2011, 23: 2237 ~ 2243

33 Perry S S, Yan X, Limpoco F T, Lee S, Müller M, Spencer N D. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2009, 1: 1224 ~ 1230

34 Lee S, Müller M, Heeb R, Zürcher S, Tosatti S, Heinrich M, Amstad F, Pechmann S, Spencer N D. *Tribol Lett*, 2006, 24: 217 ~ 223

35 Hartung W, Drobek T, Lee S, Zürcher S, Spencer N D. *Tribol Lett*, 2008, 31: 119 ~ 128

36 Hartung W, Rossi A, Lee S, Spencer N D. *Tribol Lett*, 2009, 34: 201 ~ 210

37 Nomura A, Goto A, Ohno K, Kayahara E, Yamago S, Tsujii Y. *J Polym Sci Part A: Polym Chem*, 2011, 49: 5284 ~ 5292

38 Nomura A, Okayasu K, Ohno K, Fukuda T, Tsujii Y. *Macromolecules*, 2011, 44: 5013 ~ 5019

PROGRESS ON SURFACE GRAFTED POLYMER BRUSHES
FOR BIOMIMETIC LUBRICATION

Qiang-bing Wei^{1,2}, Mei-rong Cai¹, Feng Zhou¹

(¹ State Key Laboratory of Solid Lubrication, Lanzhou Institue of Chemical Physics, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000)

(² Graduate School of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039)

Abstract Some biological surfaces especially synovial joints show excellent aqueous lubrication and very long service life under high loads and complex body environments, which are attributed to self-adaptive articular cartilage and bottle-brushes like biomacromolecules in synovia. Surface grafted polymer brushes are used to imitate the excellent lubrication of synovial joints. Here is a brief review of progress on polymer brushes for aqueous lubrication, especially on lubrication mechanism of different polymer brushes (*e. g.* biomacromolecules, polyelectrolyte brushes, polyzwitterion brushes and neutral polymer brushes). Finally, some problems in current research and perspectives in the future on biomimetic aqueous lubrication are discussed.

Keywords Polymer brushes, Biomimetic lubrication, Aqueous lubrication, Biocompatibility