

聚异丁烯基生物惰性弹性体的研究进展

赵龔浩^{1,2}, 商育伟^{1*}, 伍一波¹, 王 浩¹, 李树新¹, 杨 丹¹

(1. 北京石油化工学院 材料科学与工程学院 特种弹性体复合材料北京市重点实验室, 北京 102617;

2. 北京化工大学 材料科学与工程学院, 北京 100029)

摘要:聚异丁烯由于其全饱和结构,有且仅存在碳氢键,所以聚异丁烯基材料大多具有良好的生物稳定性和相容性。近年来关于聚异丁烯基生物惰性弹性体的研究取得了许多的进展,包括 PIB-poly(methyl methacrylate)(PMMA)用于骨关节粘合剂、PIB-cyanoacrylate(CA)用于腰椎间盘突出替换、基于 PIB 的两亲网络(APNs)用于免疫隔离膜、聚异丁烯基聚氨酯(PU)及聚脲的发展。另外,在 poly(styrene-*b*-isobutylene-*b*-styrene)(SIBS)生物医用材料方面也取得了重要进展,其中包括 SIBS 应用于药物释放载体、青光眼导流管、心脏瓣膜以及人工血管等方面。最后,本文也对聚异丁烯基生物惰性弹性体的未来发展进行了展望。

关键词:聚异丁烯; SIBS; 生物医用材料; 生物惰性弹性体

生物医用材料目前已成为聚合物科学中非常具有吸引力的研究领域,它是物理、化学、生物、医学等诸多学科的跨领域结合^[1],也关系到人类的健康与发展,因此这个领域的重要性不言而喻^[2]。生物医用材料的范围从诸如医用导管和血袋等装置,到用于控制药物释放的载体、缝合线 and 人造器官等,涵盖范围非常广。因此,对材料研究的要求也从过去只考虑机械和化学性能,到现在需要具有良好生物相容性和生物稳定性^[3],从过去被动的适应病症到现在主动的设计与合成^[4]。

生物材料可以分为可降解生物材料与惰性生物材料。可降解生物材料在生物体内不断降解,从而机体吸收或排出体外,最终所植入的材料完全被新生组织取代;惰性生物材料会在生物体内稳定存在,具有良好相容性,不发生或者只是发生微弱的排异反应。

聚异丁烯是一种仅存在碳氢键的全饱和聚合物,是一种极为优异的惰性生物材料基体,所以对聚异丁烯基生物惰性弹性体的研究就显得十分重要。

1 聚异丁烯概述

1.1 聚异丁烯的发展

聚异丁烯 PIB 是一种特殊聚合物,只能通过异丁烯(IB)的阳离子聚合制备,在 1873 年由前苏联科学家首先合成制备。PIB 具有极低的渗透性、良好的热稳定性和氧化稳定性、耐臭氧性、耐化学性、高粘性等特点。1943 年聚异丁烯被正式工业化生产,产品丁基橡胶由于其良好的气密性,主要应用于轮胎的内胎^[5]。后来,丁基橡胶也被应用于医用的橡胶瓶塞和血袋,这也启发了研究人员对异丁烯基材料在生物医用材料方向上的探索。

1.2 PIB 基生物材料的研究进展

目前,聚异丁烯基生物材料的合成大多可以做到活性可控的聚合,阳离子活性聚合水平也发展到了新的高度。虽然目前所做到的活性可控与蛋白质或其它生物大分子的精确控制、真正的活性合成仍相差甚远,但是在研究人员的努力下仍合成出许多不同官能化 PIB 末端^[6],这也成为了 PIB 基生物材料发展

10.14028/j.cnki.1003-3726.2020.01.003

收稿:2019-03-26;修回:2019-10-21;

基金项目:国家自然科学基金面上项目(51573020),北京市自然科学基金面上项目(2172022),北京市教委科技项目(KM201810017008);

作者简介:赵龔浩(1992-),男,硕士,研究方向为聚异丁烯基弹性体。E-mail: tj43257752di@163.com;商育伟(1977-),女,硕士,讲师,研究方向为活性阳离子聚合;

* 通讯联系人,E-mail: shangyuwei@bipt.edu.cn.

的基础。

PIB 可以与许多已知具有生物相容性的材料,如聚丙烯酸酯、聚甲基丙烯酸酯、聚硅氧烷、聚内酯、聚氨酯、聚环氧乙烷和聚乙烯醇(PVA)相结合,这些材料有些已经医学领域得到了应用,其余的仍在研究中。

2 用于生物医学领域的 PIB 基弹性体

2.1 聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)用于骨粘合剂的研究

现代骨粘合剂基本上是 PMMA 聚甲基丙烯酸甲酯类材料,其本质是脆性材料(玻璃化转变温度 $T_g=105^{\circ}\text{C}$)。这是它在应用中的一个主要缺点。为了增强骨粘合剂粘结强度,来自阿克伦大学肯尼迪的研究小组^[7]通过将甲基丙烯酸甲酯与 PIB 带三个甲基丙烯酸酯末端的遥爪聚合物共聚,合成了 PMMA-PIB 分子复合材料(见图 1)。

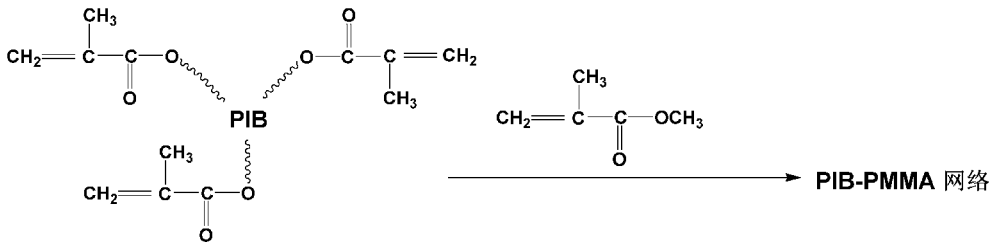


图 1 聚甲基丙烯酸甲酯-聚异丁烯分子复合材料合成路线

Figure 1 Synthetic route of polymethyl methacrylate-polyisobutylene molecular composites

对传统的骨粘合剂材料 PMMA 加入 PIB 链段形成新的两相分子复合材料,这种材料显示出非常好的抗冲击和抗疲劳性能。研究发现,与目前商业化的骨粘合剂相比,含 9.2% PIB($M_n=18000\text{ g/mol}$)的骨粘合剂具有更优异的整体粘接性能^[8]。

2.2 PIB-Cyanoacrylate (CA) 聚氰基丙烯酸酯(CA)用于腰椎间盘突出置换

氰基丙烯酸酯是我们生活中常用的万能胶和 502 胶的主要成分,具有良好的粘性。而聚异丁烯同样具有良好的黏弹性,这为两种材料的复合提供了思路。Jewrajka 小组^[9]合成了具有不同分子量末端为 CA 的 PIB-CA 线性和三臂遥爪预聚物。这种液态的、可注射的预聚物就像是一种超级胶水,只要存在于潮湿的环境就能立即反应形成聚合物网络。

为了让这种材料具有无毒性 and 生物相容性,需要高的分子量 IB,使得有毒的 CA 基团被柔性疏水 PIB 尽可能多所缠绕,以防止生物体内酶的攻击^[10]。当把这一材料用于置换体内的椎间盘时,需要外科医生把预聚物注射到纤维环的腔中,这样 PIB-CA 预聚物就会在注射的位置与体内液体接触,并立即引发反应形成人工椎间盘^[11]。

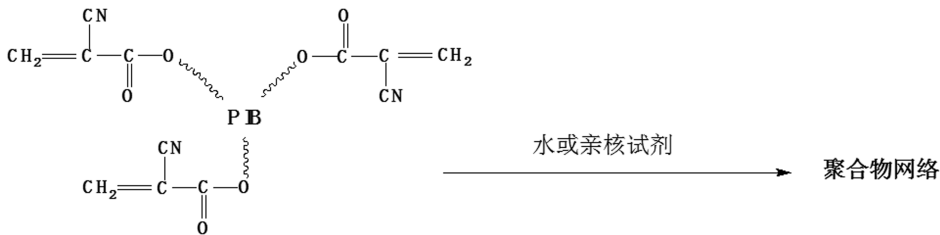


图 2 聚氰基丙烯酸酯-聚异丁烯分子复合材料合成路线

Figure 2 Synthetic route of polycyanoacrylate-polyisobutylene molecular composites

2.3 基于 PIB 的两亲网络(APNs)用于免疫隔离膜

Kenndy 小组开发了基于 PIB 的 APNs,其中用水溶性的丙烯酸酯或 PEG 作为亲水性链,PIB 或聚

二甲基硅氧烷作为疏水性成分^[12]。通过选择合适的亲水性单体和组成,PIB 基 APNs 在生物医学应用中显示出有趣的特性。例如,通过成分控制可溶胀性,溶胀的 pH 响应,控释药物、生物及血液相容性。当 APNs 具有相同亲水性/疏水性含量(50 : 50)时,在体内是具有生物相容的。这些材料被制成独特的橡胶,再进一步加工成光滑、坚固、可消毒、光学透明的半透膜,而且具有可控的孔径。研究发现,与聚乙烯或硅橡胶相比,这些膜吸附较少的纤维蛋白原、白蛋白和接触凝血因子(因子Ⅻ)。降低对蛋白质吸附和细胞粘附也表明血液接触表面的血液相容性。PIB-聚二甲基丙烯酰胺水凝胶可以用作水膨胀性小管的材料,对于植入和免疫隔离应用显示出足够的抗破裂强度。然后,将这些膜用于包裹猪的 β 细胞,膜的孔允许葡萄糖和营养物的扩散,胰岛素和体内无机物的扩散,但阻止免疫蛋白的进入。这种革命性的医疗设备在大鼠皮下植入,治疗了严重的高血糖症^[13]。

2.4 聚异丁烯基聚氨酯和聚脲

最近的研究表明,聚氨酯和硅橡胶都不是理想的可植入橡胶。有机硅橡胶通常被认为是最好的可植入弹性体,因为它们具有生物稳定性;然而,它们在体内的残留难以净化,并且它们有几率在体内形成大囊肿。聚氨酯是热塑性材料,其在干燥状态下比硅橡胶强度大,但是容易被氧化,导致体内应力开裂。这种降解经常会导致炎症和大囊肿。因此,需要一种真正的生物相容且生物稳定的可植入橡胶,它能够结合聚氨酯的韧性和硅橡胶的生物稳定性。

研究人员发现聚异丁烯基聚氨酯和聚脲将会大大满足这一需求。简而言之,通过新的合成方法,阿克隆大学研究人员^[14~17]合成了结构完好的端羟基和伯胺双遥爪聚异丁烯(例如 $H_2N-PIB-NH_2$ 它的 $M_n=2000\sim5000g/mol$),他们与二异氰酸酯反应,产生了新的聚异丁烯基聚氨酯和聚脲,并且表现出前所未有的氧化水解稳定性与良好机械性能的结合。例如,用 $M_n=3000g/mol$ 的 $H_2N-PIB-NH_2$ 和等物质的量的六亚甲基二异氰酸酯制备的聚脲产生了一种极软的光学透明弹性体,这一弹性体即使在室温下暴露于浓硝酸 24h 后,也几乎没有发生降解(根据基本没有变化的分子量和机械性能判断)。相反,对照组(几种市售的商业化产品)在相同条件下,在几分钟内降解成油性物质,如图 3 所示。新的聚异丁烯基聚脲和聚氨酯材料的生物相容性测试正在进行中。研究人员认为,这些氧化/水解高度稳定的聚异丁烯基聚脲和聚氨酯能在临床上有更多更好的用途^[18~22]。

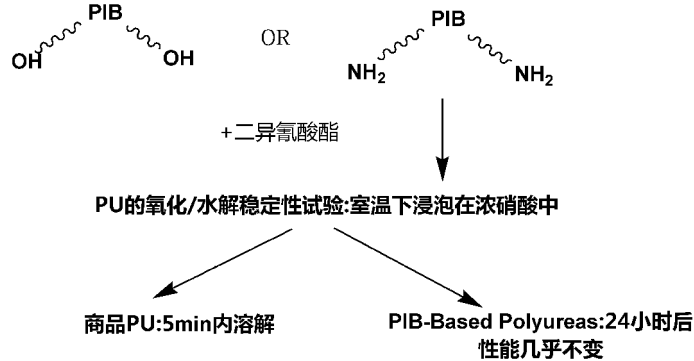


图 3 聚氨酯降解对比

Figure 3 Comparison of polyurethane degradation

2.5 聚苯乙烯-*b*-聚异丁烯-*b*-聚苯乙烯三嵌段共聚物 SIBS 的医学应用

Poly(styrene-*b*-isobutylene-*b*-styrene)聚苯乙烯-*b*-聚异丁烯-*b*-聚苯乙烯三嵌段共聚物简称 SIBS, SIBS 是一种热塑性弹性体,其物理性能与硅橡胶和聚氨酯十分相似。但 SIBS 在体内的不氧化、不水解和酶稳定性好,因此生物稳定性好,异物反应相对较低,是一种非常理想的生物医用材料。

SIBS 的合成以两步加料法为主,简而言之就是简而言之,就是异丁烯首先通过 HDCE/TiCl₄ 引发体系(引发体系不唯一)在一氯甲烷/己烷溶剂体系中,质子捕捉剂的存在下在 80℃ 的干燥氮气中进行阳离

子聚合。当 PIB 嵌段达到所需的分子量时,加入苯乙烯并继续聚合直至聚苯乙烯嵌段也达到预定长度,最后加入甲醇终止该过程。

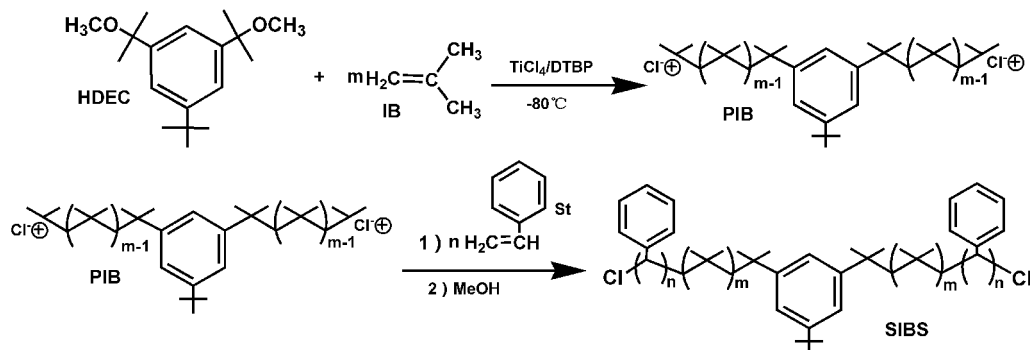


图 4 聚苯乙烯-*b*-聚异丁烯-*b*-聚苯乙烯合成线路图

Figure 4 Synthetic circuit diagram of polystyrene-*b*-polyisobutylene-*b*-polystyrene

2.5.1 SIBS 作为 TAXUS® 冠状动脉支架的药物载体 冠状动脉闭塞这一病症治疗方式始于 20 世纪 60 年代的冠状动脉搭桥手术,这是一种高风险的开胸手术。1995 年由 Johnson 与他的团队推出裸金属支架,虽然风险降低了,病症仍有三成的复发率。随后,科研人员发现紫杉醇在合适的浓度下,能通过促进细胞中稳定微管的形成和减少动脉壁平滑肌细胞的增殖,从而防止血管堵塞。

波士顿科学公司(BSC-Natick, MA)的科学家^[23]开始评估不同材料作为药物载体的药物洗脱冠状动脉支架计划。载体如果对药物紫杉醇可以做到良好控释的效果,同时也会受到金属支架的影响,会发生降解,往往使用寿命只有几个月,随后人体内的白细胞和吞噬细胞的排异反应会造成严重的炎症,炎症的增生反应会导致管腔变狭窄和动脉闭塞。直到研究人员在猪冠状动脉模型中对冠状动脉支架进行 SIBS 测试,证实 SIBS 显示出与裸金属支架相似的生物反应,Kamath 研究发现,SIBS 涂层支架的血小板粘附和活化水平与在有没有紫杉醇的情况下,都与裸金属支架相当,并且它们在具有医学权威性的猪冠状动脉模型中,持续观察超过了 1 年。Barry 小组用涂有 SIBS/紫杉醇组合物的支架进行的进一步测试显示,在几次不同剂量的实验中,紫杉醇以受控方式从 SIBS 中释放可以减轻动物冠状动脉堵塞变窄的情况。随后,在人体中广泛的临床试验也证实了这一发现。用原子力显微镜(AFM)和透射电子显微镜(TEM)观察涂覆在冠状动脉支架上的 SIBS/紫杉醇可以发现,尽管紫杉醇是亲脂性的,但它不溶于疏水的 SIBS 中,并且趋向于分散到聚合物基质中的岛相上。因此,在植支架入时载体表面的初始爆裂之后,大部分紫杉醇仍留在聚合物中^[24]。

2.5.2 SIBS 在医学眼科中的应用 迈阿密大学研究小组的工作发现,用 SIBS 制作的小圆盘植入眼球下眼窝空间的角膜基质时,与类似形状的聚二甲硅氧烷对照相比,刺激性和炎症明显更小。工作小组的研究还发现,在兔子的眼球植入物中,SIBS 材质的在眼睛中几乎不形成囊肿,PDMS 则显示出明显的囊肿与毛细血管的堆积。利用该发现的第一个应用是青光眼引流管,称为“MIDI 管”,由 Acosta 小组首先提出^[25,26]。MIDI 管是一个 11mm 长,直径 250μm 的 SIBS 微管,带有一个鳍状物位于管的中部,以防止管迁移到前房。管的内腔直径由哈根-泊肃叶方程确定在 60μm 到 100μm 之间,以防止低眼压(眼睛放气,随后前房塌陷),而不需要内在的减压阀。在随后的兔实验中,还证实了 MIDI 管无炎症、迁移或挤压。SIBS 组所有测试病例测试均经前房注射荧光素(生理盐水 0.01%)后经导管引流至滤过泡,可以证实血流通畅。术后第 1 天无低渗或扁平房发生。裂隙灯和光学相干断层扫描(OCT)检查显示近端入口无阻塞,管壁无阻塞,前房正常,眼表平静。

SIBS 还被成功地用作兔巩膜扣带,它可以免脱离的视网膜再附着上。SIBS 用于此应用的优点是 SIBS 不会因为排异反应而形成明显囊状物,几乎不会限制眼睛的运动。此外,与硅橡胶相比,它是可拆卸的,硅橡胶会倾向于形成大囊肿,并终生留在患者体内。

由于 SIBS 在所有硬度下具有高折射率 1.525~1.535,因此它也是作为人工晶状体或前房透镜使用的候选物。此外,它的肖氏硬度低于 50A,并且可以折叠或卷曲而表面不会被刮伤或开裂,因此可以通过直径小于 2mm 的套管引入晶状体囊中。此外,由于 SIBS 的高弯曲疲劳寿命,它可以用作调节性人工晶状体来治疗老视。可调节的人工晶状体可以使白内障患者在不戴眼镜的情况下看到远近。晶状体都是用 SIBS 进行低温加工的,理论上讲也可以进行注塑或压塑。在巴斯科姆·帕尔默眼科研究所的眼部生物物理中心,Fernandez^[27]对两只兔子进行了人工晶体的中试植入,显示出极好的生物相容性。需待观察的是,SIBS 的蠕变行为是否会迫使它在晶状体囊中形成不希望形状。

2.5.3 SIBS 用于合成三叶瓣主动脉瓣 佛罗里达国际大学的 Schoepfoerster 小组证明,SIBS 具有较高的弯曲疲劳寿命,当用 PET 纤维增强时,其蠕变变形极小。而与大多数其它热塑性弹性体一样,未增强的 SIBS 则会蠕变。抗蠕变性与优异的血液相容性和生物稳定性相结合,表明 SIBS 可适用于通流心瓣叶瓣。因此,研究人员设计了具有低分子量 SIBS 的复合心脏瓣膜小叶(7~9mol% 苯乙烯),用聚酯增强,并附着在显着更高分子量的 SIBS 框架上(35~40mol% 苯乙烯)。有关动物植入物和长期体外弯曲疲劳的研究正在进行中(疲劳寿命目前超过 4 亿个周期,大约在人体上运行 10 年)。可以预见,SIBS 的惰性将防止降解和固有钙化,这是其它聚合物特别是聚氨酯的缺点。这些聚合物已为此应用进行了广泛测试^[28~30]。

2.5.4 SIBS 在人工血管的潜在应用 北京石油化工学院的研究团队合成出一种满足小直径血管替代品的设计要求的新材料,羟基官能化树枝状 SIBS(arb-SIBS-OH)。它是由 4-(2-甲氧基丙基)苯乙烯作为引发单体合成三臂 SIBS,再由 4-[2-(叔二甲基硅氧基)乙基]苯乙烯水解生成官能化的羟基末端^[31],通过支化结构和微相分离促进形成“双网络”而显着改善了 SIBS 的蠕变性能,通过修饰从这些羟基官能团接枝的肝素,显着增强了 arb-SIBS-OH 与兔血的相容性。应用“点击化学”将肝素固定在 arb-SIBS-OH 表面上对于提高肝素的生物活性显然是有效的^[32],通过酯键直接键合的固定化肝素更可以在 arb-SIBS-OH 表面上形成多点结合。该过程阻碍了凝血酶肝素对活性序列对抗的排异作用。这种存在生物相容性与抗凝血性的 SIBS 表面改性材料有望应用在人工血管领域^[33]。

虽然采用活性负离子聚合方法制备的聚(苯乙烯-*b*-丁二烯-*b*-苯乙烯)(SBS)在工业上、商业上以及实际应用中获得的巨大成功,但耐热、氧、臭氧老化性能差限制了 SBS 的广泛应用。尽管目前通过加氢方法大大改善了 SBS 嵌段共聚物性能,提高了 SBS 这类材料的热稳定性和耐老化性能以及材料的使用温度。但是这类材料相对于正离子聚合制备的结构完全饱和的 SIBS 仍有许多不足之处。首先,SBS 加氢催化往往需要贵金属,工艺复杂、成本高,加氢度很难达到 100%。而且聚丁二烯中间段加氢后虽然除去了不饱和双键,却产生了极易氧化的叔碳氢。其次,SBS 加氢后,软段聚丁二烯形成易结晶的聚乙烯段,加氢后易损失 SBS 原有的弹性。采用聚异丁烯作为中间的橡胶段可以省去加氢过程,中间链段化学结构完全饱和,赋予聚(苯乙烯-*b*-异丁烯-*b*-苯乙烯)三嵌段共聚物(SIBS)优异的热氧稳定性。SIBS 骨架由饱和碳碳键构成,季碳原子与叔碳原子交替排列组成,具有优异的抗氧化性、抗酸水解性和抗酶解性;其热稳定性好,可高温高压或 Co-60 照射消毒,而且 SIBS 具有很好的拉伸强度(10~30MPa)、断裂伸长率(300%~1000%)、优异的抗挠曲性,这些优势是 SEBS、热塑性聚氨酯弹性体、聚酰胺弹性体等材料无法比拟的。

3 结论与展望

聚异丁烯基生物惰性弹性体是一种极具发展潜力的生物医用材料,由于其自身具备良好的生物相容性,因此不同的官能化末端,不同的嵌段都能为 PIB 在生物医用方面提供新方向。其中,又以聚苯乙烯-聚异丁烯-聚苯乙烯三嵌段共聚物 SIBS 研究的最为成熟,也形成了商业化的产品。

随着世界经济的持续发展,人们对生活水平要求也越来越高,对于健康与长寿的需求更加迫切,这

就对生物医用材料的研究提出了更高的要求,不仅仅是对治疗效果的要求,舒适度的要求,还有价格甚至外观上的要求。我们总结聚异丁烯基生物惰性弹性体的研究进展也是希望在前人工作的基础上,能够将工作更进一步同时取得更大的突破。

参考文献:

- [1] 奚廷斐. 中国医疗器械信息, 2013, 19(8):1~5.
- [2] 姜闻博. 信息记录材料, 2018, 19(3):23~24.
- [3] 刘伟伟, 聂卫, 肖光礼. 生物医学工程与临床, 2019, 2:16~17.
- [4] 杨时巧. 科学技术创新, 2018, 22:179~180.
- [5] 薛建成, 房德仁, 刘丽花, 刘波, 任万忠. 工业催化, 2013, 21(4):16~21.
- [6] 吴一弦. 中国化学会高分子学科委员会. 2013 年全国高分子学术论文报告会论文摘要集——主题 A: 高分子合成. 中国化学会高分子学科委员会: 中国化学会, 2013:1.
- [7] Puneeth S, Yanfei C, Ramzi K, et al. Materials, 2016, 9(10):821.
- [8] Gergely R C R, Toohey K S, Jones M E, et al. J Orthop Res, 2016, 34(6):915~923.
- [9] Jewrajka S K, Kennedy J P. J Polym Sci Part A: Polym Chem, 2008, 46(8):2612~2623.
- [10] Kwon Y, Kennedy J P. Polym Adv Technol, 2010, 18(10):800~807.
- [11] Szanka I, Szanka A, Nugay N, Kennedy J P. J Polym Sci Part A: Polym Chem, 2015, 53(14):1640~1651.
- [12] Janata M, AntonÁ-n S, LÁĭtalov P. J Polym Sci Part A: Polym Chem, 2010, 47(5):1284~1291.
- [13] Kali G, Vavra S, László K. Macromolecules, 2013, 46(13): 5337~5344.
- [14] Toth K, Nugay N, Kennedy J P. J Polym Sci Part A: Polym Chem, 2016, 54(15):2361~2369.
- [15] Toth K, Nugay N, Kennedy J P. J Polym Sci Part A: Polym Chem, 2016, 54(4):532~543.
- [16] David C, Wei X, Faust R. J Polym Sci, Part B: Polym Phys, 2013, 51(6):452~459.
- [17] Kulkarni P, Ojha U, Wei X. J Appl Polym Sci, 2013, 130(2):891~897.
- [18] Wei X, Bagdi K, Ren L, et al. Polymer, 2013, 54(6):1647~1655.
- [19] Takehara Y, Endo S, Mori Y, et al. World Journal of Surgical Oncology, 2014, 12(1):112.
- [20] Wang J, Yang Y, Zhang Y, et al. Adv Funct Mater, 2016, 26:7873~7885.
- [21] Sophia S, Stéphane D, Peter G W, et al. Chem Mater, 2017, 29: 5982~5989.
- [22] Wang L, Fang F, Liu Y, et al. Appl Surf Sci, 2016, 385:308~317.
- [23] Somaratne B J, Whitbourn R J. Interventional Cardiology, 2011, 3(6):641~648.
- [24] John Waugh, Wagstaff A J. Am J Cardiovasc Drugs, 2004, 4(4):257~268.
- [25] Pinchuk L, Fantes F, Zhou Y. Invest Ophthalmol Visual Sci, 2006, 47(13):36.
- [26] Pinchuk L, Riss I, Batlle J F, et al. J Biomed Mater Res, Part B, 2017, 105(1):211~221.
- [27] Pinchuk L. Regener Biomater, 2016, 3(2):137~142.
- [28] Wang Q, Mcgoron A J, Bianco R, et al. The J Heart Valve Disease, 2010, 19(4):499~505.
- [29] Claiborne T E, Slepian M J, Hossainy S, et al. Expert Rev Med Devices, 2012, 9(6):577~594.
- [30] Claiborne T E, Girdhar G, Gallocher-Lowe S, et al. ASAIO J, 2011, 57(1):26~31.
- [31] Wu Y B, Ren P, Guo W L, et al. Polym J, 2010, 42(3):268~272.
- [32] Wu Y B, Li K, Xiang D, et al. Appl Surt Sci, 2018, 45:8~15.
- [33] Kara F, Aksoy E A, Yuksekdag Z. Appl Surf Sci, 2015, 357:1692~1702.

Recent Advances in Polyisobutylene-based Bioinert Elastomers

ZHAO Yan-hao^{1,2}, SHANG Yu-wei^{1*}, WU Yi-bo¹, WANG Hao¹, LI Shu-xin¹, YANG Dan¹

(1. *Beijing Key Lab of Special Elastomeric Composite Materials, Department of Materials Science and Chemical Engineering, Beijing Institute of Petrochemical Technology, Beijing 102617, China*; 2. *College of Materials Science and Engineering, Beijing University of Chemical and Technology, Beijing 100029, China*)

Abstract: Polyisobutylene has a good biocompatibility due to its fully saturated structure and the presence of only carbon-hydrogen bonds. Polyisobutylene-based bioinert elastomers have made many advances in recent years, including PIB-poly(methyl methacrylate) (PMMA) for toughening of bone cements; PIB-cyanoacrylate (CA) for intervertebral disk replacement; PIB-based amphipathic networks (APNs) for immunoisulatory membranes and the development of polyisobutylene based polyurethanes (PU) and polyureas. Significant advances have also been made in poly(styrene-*b*-isobutylene-*b*-styrene) biomedical materials, including SIBS for drug delivery vehicles, glaucoma diversion tubes, heart valves, and artificial blood vessels. It also looks forward to the future development of polyisobutylene-based bioinert elastomers.

Key words: Polyisobutylene; SIBS; Biomedical materials; Bioinert elastomer