

doi:10.3969/j.issn.1001-3539.2014.07.025

可降解高分子材料在医疗器械中的应用^{*}

鲁手涛^{1,2}, 沈学红^{1,2}, 周超^{1,2}, 段翠海^{1,2}, 张海军^{1,2}

(1. 山东生物医用材料改性工程技术中心, 山东齐河 251100; 2. 山东百多安医疗器械有限公司, 山东齐河 251100)

摘要: 综述了目前几种常用可降解高分子材料的性能和降解特性, 包括聚乙交酯、聚乳酸、(乙交酯-丙交酯)共聚物、聚己内酯、聚二恶烷酮、聚羟基脂肪酸酯、聚三亚甲基碳酸酯和聚氨酯与聚醚氨酯等, 同时综述了它们在医疗器械中的应用, 包括植入物、组织工程支架、药物控释载体等。

关键词: 可降解高分子; 临床医学; 医疗器械

中图分类号: TB34 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3539(2014)07-0109-05

Degradable Polymeric Materials Used in Medical Application

Lu Shoutao^{1,2}, Shen Xuehong^{1,2}, Zhou Chao^{1,2}, Duan Cuihai^{1,2}, Zhang Haijun^{1,2}

(1. Shandong Engineering Center for Modification of Medical Biomaterial, Qihe 251100, China;

2. Shandong Branden Medical Device Co., Ltd, Qihe 251100, China)

Abstract: Properties and biodegradability of common degradable polymers were summarized, including polyglycolide, polylactide, polylactide-co-glycolide, polycaprolactone, polydioxanone, polyhydroxyalkanoates, poly trimethylene carbonate, polyurethane and poly(ether urethane), etc. Simultaneously, their applications in the medical were also summarized, including medical implants, tissue engineering and controlled release drug delivery vehicles, etc.

Keywords: degradable polymer; clinic medicine; medical application

生物材料在疾病治疗和医疗保健中发挥了重要的作用, 按材料性质, 生物材料可分为惰性材料与可降解性材料两种, 目前生物材料的发展呈现出由惰性向可降解性(水解和酶降解)转变的趋势, 这表明现在许多发挥临时治疗作用(帮助机体修复或再生受损组织)的生物惰性器械将被可降解材料器械替代。与惰性材料相比, 可降解高分子材料是一种更为理想的医疗器械材料, 惰性器械普遍存在长期相容性差和需要二次手术的问题, 而可降解高分子材料器械不存在这些缺陷。20 世纪 60 年代后期, 人工合成的可降解高分子材料开始应用于临床^[1], 最近 20 年生物医学中出现了一些新的医疗技术, 包括组织工程、药物控释、再生医学、基因治疗和生物纳米技术等, 这些新的医疗技术都需要可降解高分子材料作支撑, 它们也相应地促进了可降解高分子材料的发展。

可降解高分子材料在整个降解过程中都需要具有良好的相容性, 主要包括以下几点: ①植入人体后不引起持续的炎症或毒性反应; ②合适的降解周期; ③在降解过程中, 具有与治疗或组织再生功能相对应的力学性能; ④降解产物是无毒的, 能够通过代谢或渗透排出体外; ⑤可加工性。影响可降解高分子材料生物相容性的因素很多, 材料本身的一些性能, 如植入物的形状与结构、亲水亲油性、吸水率、表面

能、分子量和降解机理等都需要考虑。

医用高分子材料有很多种, 它们具有各自的特性, 用于满足特定的临床需求, 目前还不存在一种理想的通用型医用高分子材料。现在主要通过设计合成具有特定功能的医用高分子材料来满足不同应用的需求, 主要包括以下 3 种方式: ①设计合成具有独特官能团的高分子材料; ②生物合成具有仿生结构的高分子材料; ③使用组合计算的方法设计新型可降解高分子材料。

合成可降解高分子材料通过水解作用断链, 由大分子变成小分子, 从而实现降解。20 世纪 60 年代后期, 由乙交酯(GA)聚合而成的手术缝合线成功应用于临床, 开启了合成可降解高分子材料应用于医学的大门。因为降解的可控性, 它们作为药物/基因载体、组织工程支架等被广泛研究。

笔者按种类综述了目前常用的可降解高分子材料的性能和降解特性, 以及其在医疗器械上的应用, 包括短期植入物、药物运输载体和组织工程支架等。

1 聚乙交酯(PGA)

PGA 是最早应用于临床医学的合成可降解高分子材

^{*} 科技部-科技支撑计划项目(BA112014B01)

联系人: 张海军, 硕士研究生, 主要从事生物医用材料改性研究

收稿日期: 2014-05-12

料,其具有很高的结晶度(45%~55%),高结晶度使它具有很大的拉伸弹性模量。PGA难溶于有机溶剂,玻璃化转变温度(T_g) 在35~40℃之间,熔点(T_m) 高于200℃,可以通过挤出、注塑和模压等方式加工成型^[2]。

由于具有良好的成纤性,PGA最早被开发成可吸收的缝合线。1969年,美国FDA批准上市的第一款合成可降解缝合线DEXON[®]就是由PGA制成。因为PGA具有合适的降解性、优良的初始力学性能和生物活性,PGA无纺布作为组织再生支架材料被广泛研究,目前一种包含PGA无纺布的支架材料正用于临床试验。另外PGA硬脑膜替代品也在研究中,因为它具有帮助组织再生和在无缝合线下闭合皮肤的能力^[3]。

PGA的高结晶度使它具有优良的力学性能,在临床上使用的可降解高分子材料中,自增强PGA是最硬的,它的模量接近12.5 GPa^[4-5]。因为良好的初始力学性能,PGA也被开发为内固定系统(Biofix[®])。

PGA通过链段中酯键的随机断裂(水解作用)实现降解。在水解作用下,PGA在1~2月内发生力学性能下降现象,6~12月内发生质量损失现象。在体内,PGA降解成甘氨酸,甘氨酸可以通过尿液直接排出体外或代谢成CO₂和H₂O^[5]。高降解速率、降解产物呈酸性和难溶性限制了PGA在生物医学中的应用,不过这些缺点可以通过与其它单体共聚克服^[6]。

2 聚乳酸(PLA)

丙交酯(LA)是手性分子,存在两种立体异构体:左旋LA(*L*-LA)和右旋LA(*D*-LA),它们的均聚物都是半结晶的。外消旋LA(*DL*-LA)则是*L*-LA和*D*-LA的混合物,其聚合物是无规的。聚*L*-LA(PLLA)的结晶度(0%~37%)由分子量和加工参数决定,其 T_g 为60~65℃, T_m 约为175℃^[7]。因为它的亲水性比PGA差,所以它的降解速率比PGA低。PLLA具有高拉伸强度、低断裂伸长率和高拉伸弹性模量(接近4.8 GPa),是理想的医用承重材料,如骨固定器械。现在市场上的PLLA骨固定器械有BioScrew[®], Bio-Anchor[®], Meniscal Stinger[®]等。

另外,PLLA也可制成高强度的手术缝合线。1971年,PLLA手术缝合线经美国FDA批准上市,它具有比DEXON[®]更加优良的性能。PLLA也可用于其它一些医疗领域,如韧带修复与重建、药物洗脱支架、靶向药物运输^[8-10]等。2007年,美国FDA批准了一种可注射的PLLA制品(Sculptra[®]),用于治疗人类免疫缺陷病毒(HIV)引起的面部脂肪损失或萎缩。

PLLA的降解速率缓慢,高分子量的PLLA在体内完全降解需要2~5.6 a的时间^[11],结晶度和孔隙度等因素可

以影响它的降解速率。在水解作用下,PLLA在6个月内出现力学性能下降现象,但要经过很长的时间后才会出现质量损失现象。因此,为了获得更好的降解性能,研究者将*L*-LA与GA或*DL*-LA共聚。Resomer[®]LR708便是一种由*L*-LA与*DL*-LA(质量比70:30)共聚得到的无规共聚物^[12]。PDLLA因为*L*-LA和*D*-LA的随机分布形成了无规共聚物, T_g 在55~60℃之间,强度大幅下降,这是由分子链的无规排列造成的。在水解作用下,PDLLA在1~2个月内出现力学性能下降现象,在12~16个月内出现质量损失现象^[5]。与PLLA相比,PDLLA具有低强度和高降解速率的特点,是药物运输载体和组织再生支架(低强度)的理想材料。

PLA通过链段中酯键的随机断裂(水解作用)实现降解,初级降解产物为乳酸,乳酸为人体正常代谢的副产物,通过柠檬酸循环,乳酸可进一步降解为CO₂和H₂O。

3 共聚物(PLGA)

研究发现,LA与GA的质量比在25/75~75/25时,PLGA为无规共聚物,R. A. Miller等^[13]的研究表明,LA与GA的质量比为50/50的PLGA具有最快的降解速度。

不同单体质量比的PLGA已经广泛应用于临床。商品名为Purasorb[®]PLG的PLGA便是一种半结晶共聚物,其中LA与GA质量比为80/20^[14];多股缝合线Vicryl[®]中*L*-LA与GA的质量比为10/90,它的升级版Vicryl Rapid[®]也已经上市,经过辐照后的升级版降解速度更快;PANACRYL[®]是另一种商业化的PLGA缝合线。另外PLGA也应用于其它医疗方面,如网丝(Vicryl Mesh[®])、植皮材料和硬脑膜替代品等,组织工程植皮便是使用了Vicryl Mesh[®]作为支架材料。

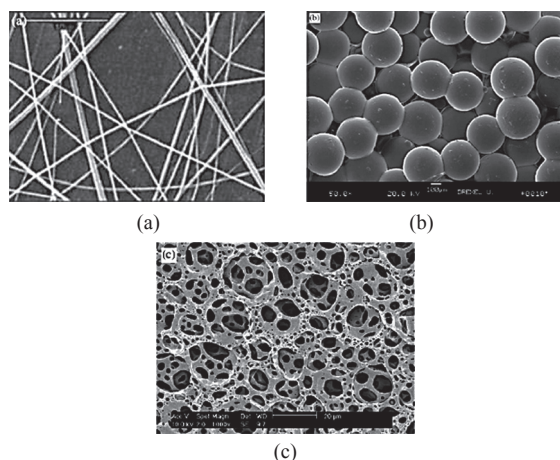
PLGA中的酯键因水解作用断裂,其降解速率受很多因素影响,如:LA与GA质量比、分子量、材料的形状和结构等。PLGA具有易于加工和降解速率可控的特点,被美国FDA批准可应用于人体,在可控药物/蛋白运输系统^[15]、组织工程支架^[16]等领域得到广泛研究。

PLGA具有促进细胞吸附和增殖作用,该性质使它具有潜在的组织工程应用,很多研究已经制备了微米-纳米级PLGA三维支架^[17]。图1列出了不同方法得到的3种PLGA结构。

PLGA另外的一个重要应用是药物载体和靶向释放^[18],PLGA能够以微球、微囊、纳米球和纳米纤维等多种形式存在,药物的释放参数可以通过调节PLGA的性能加以控制。因PLGA是整体侵蚀降解,即表面和内部同时降解,所以它很难达到零级释放的效果。

4 聚己内酯(PCL)

PCL是一种半结晶线性聚酯,由相对便宜的单体 ϵ -己内酯(ϵ -CL)直接通过开环聚合得到。PCL的可加工性好,易



a—静电纺丝; b—微球烧结; c—气体发泡

图1 不同方法得到的3种PLGA结构

溶于很多有机溶剂,具有较低的 T_m (55~60℃)和 T_g (-60℃)。PCL的拉伸强度很低(23 MPa),断裂伸长率很高(700%)。另外,它还可与多种高分子共聚。PCL的降解周期为2~3 a,常被作为长期药物控释载体,其中微米-纳米级PCL药物运输载体正处于研究阶段^[19]。PCL也被用于组织工程支架材料,H. Tseng等^[20]采用3种不同的方法增加PCL的亲水性,之后与聚乙二醇(PEG)共混制成各向异性水凝胶纤维支架,该支架具有良好的生物相容性和可控性的结构,是一种潜在的心脏瓣膜组织工程支架材料。Zhao Jing等^[21]制备了PCL-PEG共聚物的胶束状纳米粒子,该粒子可作为苦鬼白脂素(抗癌药物)的运输载体,在体外(37℃)及磷酸盐缓冲液(PBS, pH=7.4)中,96 h可释放70%的药物,与Higuchi方程十分吻合,因而含有PPP的PCL-PEG共聚物纳米微粒有望成为注射制剂。

因为PCL的降解速率很慢,为了获得较快的降解速率,研究者已经开发了几类含有PCL的共聚物。将 ϵ -CL与DL-LA共聚可获得更快的降解速率,同样, ϵ -CL还可与GA共聚制成手术缝合线,它的硬度比PGA小,单丝缝合线MONACRYL[®]便是这样的一款产品。另外由 ϵ -CL, LA, GA和PEG组成的多嵌段共聚物可应用于药物控释系统,它主要作为中小型生物活性分子的载体(SynBiosys[®]),B. J. Hong等^[22]发现了一种制备PCL基干扰RNA(siRNA)载体的方法,制备过程简单便利,它对肿瘤细胞增殖有明显的抑制作用。

5 聚二恶烷酮(PDS)

虽然PLA和PGA可制成通用型可降解多丝缝合线,但多丝缝合线在使用中存在高的感染风险,在穿透组织时多丝缝合线也存在较大的摩擦力,故很多研究者在寻找适合制成单丝缝合线的高分子材料。PDS便是一种适合制成单丝缝合线的可降解高分子材料,在20世纪80年代,第一款PDS

单丝缝合线PDS[®]上市。另外,PDS固定螺钉(Orthosorb Absorbable Pins[®])也被应用于骨科,它主要用于小骨及软骨的固定与修复。PDS是无色半结晶高分子,它可由 p -二恶烷酮开环聚合得到, T_g 为-10~0℃。作为聚酯的一员,它的降解也是通过链中酯键的随机断裂实现。高结晶度和亲水性使PDS具有适中的降解速率。在体内,PDS降解为乙醛酸,可通过尿液排出体外,也可进一步降解为甘氨酸,与GA降解产物一致^[5]。和PGA相比,PDS的拉伸弹性模量(接近1.5 GPa)很低。在水解作用下,PDS在1~2内发生力学性能下降现象,6~12月内发生质量损失现象。

6 聚羟基脂肪酸酯(PHA)

PHA类可降解高分子材料包括聚3-羟基丁酸酯(PHB),聚4-羟基丁酸酯(P4HB),PHB与聚3-羟基戊酸酯的共聚物(PHBV)等,其中,PHB的应用最为广泛。1920年,研究者首次发现巨大芽孢杆菌可产生PHB。此后,研究发现其它几种菌株也可产生PHB。PHB是一种半结晶的全同(立构)聚合物,熔点在160~180℃之间。PHB的降解属于表面侵蚀降解,异于常见的整体侵蚀降解^[23]。除了细菌制备的方法,研究者也开发出了化学合成的工艺,B. Panchal等^[23]通过开环聚合反应,由单体 β -丁内酯制备了PHB,它与细菌制得的PHB是等同的。3-羟基丁酸酯(HB)与3-羟基戊酸(HA)的共聚物P(HB-HV)具有与PHB相似的半结晶结构,它的 T_g 为-5~20℃,随HV含量的不同,P(HB-HV)的 T_m 下降幅度也不同^[24]。PHB和P(HB-HV)易溶于有机溶剂,容易加工成各种形状和结构的制品,因P(HB-HV)易碎性减弱,它更适合用于生物材料。另外P(HB-HV)具有压电的特性,这一特性使它可应用于骨科,因电刺激能促进骨愈合。PHB作为药物运输载体时可达到零级释放的效果,但它的降解周期较长。为了改善它的降解性能,研究者常将它与亲水性物质共聚,一般为PEG。

A. V. Murueva等^[25]制备了PHA系列微球作为药物运输载体,微球载药量对微球大小和 ζ 电位都有影响,载药后 ζ 电位减小,微球平均直径变大,制备的PHA系列微球具有优良的生物相容性。

PHA类可降解高分子材料具有抗感染方面的潜在用途,研究表明^[26]PHA药物运输系统在感染部位能够提供和维持合适的抗生素溶度。PHA已经广泛应用于医疗器械、心血管组织工程、神经导管组织工程、骨组织工程、软骨组织工程、药物运输载体和医疗保健^[27]。

7 聚三甲基碳酸酯(PTMC)

PTMC是一种脂肪族聚酯弹性体,它的力学强度不高,通常作为软组织再生支架或药物运输载体。PTMC在体内外的降解速率差别很大,其在磷酸盐缓冲液(pH=7.4)中2 a

内不发生降解,但将其植入鼠背部皮下中,很快就发生降解,主要表现为 PTMC 的形状发生了变化,但其分子量并没有发生改变,这表明 PTMC 在体内发生了表面侵蚀降解^[28]。不同分子量的 PTMC 具有不同的降解速率,高分子量 PTMC 的降解速率比低分子量 PTMC 的要快得多,这可能是因为低分子量 PTMC 亲水性好一些,亲水性的表面使脂肪分解酶活性降低,降解速率减慢。Zeng Ni 等^[29]制备了 PTMC 屏障薄膜,用于口腔颌面外科手术中引导骨再生,与胶原蛋白薄膜相比,PTMC 膜可诱导生成较多的骨组织。Jiang Xinyi 等^[30]为了提高药物对血脑屏障的穿透和改善药物在神经胶质瘤细胞中的浓度,制备了 2-脱氧-D-葡萄糖改性的 PEG-PTMC 共聚物纳米微粒,该微粒具有均匀分布的理想尺寸(71 nm)、较高的包封率和适当的紫杉醇负载量,体外和体内试验表明该微粒具有优良的血脑屏障穿透能力和对颅内肿瘤细胞的靶向作用。

PTMC 的力学性能较差,研究者多将它与其它线性内酯共聚以改善它的力学性能,不过 PTMC 及其共聚物均具有良好的降解性和生物相容性^[31]。R. A. Wach 等^[32]制备了 PLLA- 三亚甲基碳酸酯(TMC)共聚物与甲基纤维素(MC)混合多孔性导管支架,其中 MC 作为生物活性物质(如生长因子)的载体。理化性能和毒性测试结果表明,该导管非常适合用于神经导管再生,该导管可用于损伤后外周神经系统的再生。GA 和 TMC 的共聚物已经被开发为柔性缝合线(Maxon[®])和骨科固定器械(Acufex[®]),另外将 GA, TMC 和二氧杂环乙烷共聚可制得低刚性的共聚物,降解周期 3~4 个月,可用于制作缝合线(BioSyn[®])。

8 聚氨酯(PUR)和聚醚氨酯(PEU)

不可降解 PUR 和 PEU 具有良好的生物相容性和力学性能,可用于制作长期医学植入物,如心脏起搏器、人工血管等。因不可降解 PUR 具有良好的生物学性能和多样性的合成途径,研究者开始尝试发展可降解 PUR。PUR 一般通过二异氰酸酯与二醇/二胺的缩聚反应制备^[33],但是常见的二异氰酸酯,如 4,4'-二苯基甲烷二异氰酸酯(MDI)、甲苯-2,4-二异氰酸酯(TDI)等毒性太大,故研究者开发其它脂肪族二异氰酸酯[如 1,4-丁烷二异氰酸酯(BDI)、六亚甲基二异氰酸酯(HDI)、琥珀酰氯(LDI)、异佛尔酮二异氰酸酯(IPDI)和赖氨酸三异氰酸酯等]来合成可降解 PUR^[34]。LDI 与 DL-LA, CL 及其它单体反应可制备降解 PEU,它的性能可以在很大范围内进行调节。在这些 PEU 中,脂肪族聚酯构成软段,多肽构成硬段^[35]。

J. Podporska-Carroll 等^[36]利用相逆转技术制备了聚(酯-氨酯)脲(PEUU)三维多孔支架,将人骨肉瘤 MG-63 细胞接种到支架中培养 4 周,结果表明该支架具有支持细胞

吸附、生长和增殖的作用,是一种潜在的松质骨替代品。J. R. Martin 等^[37]制备了选择性降解的聚硫缩酮氨酯(PTK-UR)组织工程支架,它可被细胞产生的活性氧(ROS)选择性降解,从而实现组织生长和材料降解之间的协调,ROS 是调节细胞功能的关键介质,特别是在炎症和组织愈合部位,机体对植入物的自然反应便是产生炎症和 ROS。另外研究者也制备了对 PH 敏感的 PUR,它可以自组装形成胶束,有望成为多功能活性细胞内药物运输载体^[38-39]。

在组织工程中,研究者正在开发 PEU(Degrapol[®])作为支架材料;在骨科中,研究者开发出了一种可注射的双组分 PUR(PolyNova[®]),它以液体的形态在关节镜下使用,在原位中体温下聚合后提供合适的连接和支撑力,展现出来的性能等同或优于常用的骨水泥,另外它还可以促进细胞粘附和增殖^[40]。

9 结语

化学合成及新型生物工艺的发展促进了一系列新型可降解高分子材料的出现,通过设计新型或改进现有可降解高分子材料,可使它们具有合适的生物相容性、降解速率和力学性能,从而促进可降解高分子材料在医疗器械的应用领域不断扩大。

参考文献

- [1] Barbucci R. Integrated biomaterial science[M]. New York:Kluwer Academic / Plenum Publishers, 2002.
- [2] Jeon B, et al. Int J Precis Eng Man, 2013, 14(4):679-690.
- [3] Pandey S K, et al. Adv Polym Sci, 2013, 254(1):169-202.
- [4] Sultana N. Scaffolds for Tissue Engineering[Z]. Berlin:Springer Berlin Heidelberg, 2013.
- [5] Maurus P B, et al. Oper Tech Sport Med, 2004, 12(3):158-160.
- [6] Jan S U, et al. Pak J Pharm Sci, 2013, 26(4):741-746.
- [7] Maleki H, et al. Biofabrication, 2013, 5(3):03514.
- [8] Bernard J A, et al. J Long-term Eff Med Implants, 2013, 23(1):61-65.
- [9] Nakatani S, et al. J Am Coll Cardiol, 2013, 52(18_S1):B180.
- [10] Samarajeewa S, et al. Mol Pharmaceutics, 2013, 10(3):1 092-1 099.
- [11] Bergsma J E, et al. Biomaterials, 1995, 16(4):267-274.
- [12] Durect Corporation. US, A1, 0086990[P]. 2014-03-27.
- [13] Miller R A, et al. J Biomed Mater Res, 1977, 11(5):711-719.
- [14] Tiainen J, et al. Eur J Plast Surg, 2012, 35(2):171-175.
- [15] Ford Versypt A N, et al. J Control Release, 2013, 165(1):29-37.
- [16] Melchiorri A J, et al. Tissue Engineering Part B:Reviews, 2013, 19(4):292-307.
- [17] Saito E, et al. J Tissue Eng Regen M, 2013, 7(2):99-111.
- [18] Zeng Xiaowei, et al. Biomaterials, 2013, 34(25):6 058-6 067.
- [19] Xiao Yan, et al. Curr Top Med Chem, 2014, 14(6):781-818.
- [20] Tseng H, et al. Tissue Eng Part A, 2014, 20(9-10):1 419-1 428.

- [21] Zhao Jing, et al. J Biomed Nanotechnol, 2014, 10(8):1 627–1 634.
- [22] Hong B J, et al. J Am Chem Soc, 2013, 135 (47):17 655–17 658.
- [23] Panchal B, et al. Advances in natural polymers[D]. Germany: Springer Berlin Heidelberg, 2013:397–421.
- [24] Arcos M, et al. Eur Polym J, 2013, 49(4):904–913.
- [25] Murueva A V, et al. J Mater Sci-Mater M, 2013, 24(8):1 905–1 915.
- [26] Huczyński A, et al. Journal of Molecular Structure, 2013, 1 032(30):69–77.
- [27] Wu Qiong, et al. Artificial Cells, Nanomedicine, and Biotechnology, 2009, 37(1):1–12.
- [28] Zhang Zheng, et al. Biomaterials, 2006, 27(9):1 741–1 748.
- [29] Zeng Ni, et al. Macromol Symp, 2013, 334(1):68–74.
- [30] Jiang Xinyi, et al. Biomaterials, 2014, 35(1):518–529.
- [31] Goñi-de-Cerio F, et al. J Nanopart Res, 2013, 15(10):2 036–2 052.
- [32] Wach R A, et al. J Appl Polym Sci, 2013, 127(3):2 259–2 268.
- [33] Scycher M. Scycher's handbook of polyurethanes[M]. BocaRaton, FL:CRC Press, 1999.
- [34] Saralegi A, et al. Polymer Bulletin, 2013, 70(8):2 193–2 210.
- [35] Lin Jin' ou, et al. Macromolecules, 2013, 46(19):7 769–7 779.
- [36] Podporska-Carroll J, et al. Acta Biomaterialia, 2014, 10(6):2 518–2 529.
- [37] Martin J R, et al. Biomaterials, 2014, 35(12):3 766–3 776.
- [38] Cherng J Y, et al. Int J Pharm, 2013, 450(1–2):145–162.
- [39] Babanejad N, et al. J Appl Polym Sci, 2014, 131(1):668–680.
- [40] Bonzani I C, et al. Biomaterial, 2007, 28(3):423–433.

新型聚氨酯技术降低冰箱能耗, 获选欧盟杰出项目

近日, ENER-ICE 项目被选为欧盟委员会生活环境规划 2013 年六大杰出环境和信息项目之一。

ENER-ICE 项目由陶氏聚氨酯研发团队携手达能集团公司 Afros and Crios 以及意大利国家化学工业联盟主导完成, 欧盟为其资助资金。该项目聚焦于降低家电的环境影响, 比如制冷家电, 利用环戊烷为发泡剂, 展示了一种用于制造保温制冷设备的创新型聚氨酯发泡技术。

“这一项目的整体节能目标已经达到,” 陶氏项目主管 Vanni Parenti 说道, “与目前最好的冰箱 (A+, A++) 相比, 此项技术能节能 10%, 且更具可持续性。经过生命周期评价 (LCA) 研究, 证实此项技术还能将碳足迹降低 10%。”

在欧洲家电能源效率的评估中, “A” 代表效率最高。能源效率极高的制冷设备可以贴上 A+, A++ 甚至 A+++ 标签。

最佳生活环境项目的评选过程非常漫长, 需基于欧盟成员国及欧洲委员会制定的一系列最佳实践标准。这些标准涵盖了项目对环境、经济以及社会进步能够做出的当下及长期贡献; 创新及可转移性的程度; 与政策的关联性; 以及成本效益。2014 年 6 月 4 日, ENER-ICE 项目在欧盟绿色周布鲁塞尔颁奖仪式上获得嘉奖和表彰。(中塑在线)

奥升德推出低杂质析出改性料

在 CHINAPLAS 2014 上海国际橡塑展上, 奥升德高性能材料有限公司——全球领先的 PA66 树脂和化学中间体生产商, 展示了其新扩充的 PA66 产品组合, 以加强在汽车、扎带、电气电子、消费品与工业制品、工业纤维、纺织纤维及地毯纤维等领域的应用。

奥升德创新系列材料是针对应用领域而研发, 除了在耐热性、阻燃性和提高产品外观方面作出贡献外, 还有效地帮助客户提高生产效率和提供更宽的设计自由度。该类系列材料包括奥升德在美国佛罗里达州彭萨科拉工厂生产的高生产效率的改性材料。该系列材料具有良好流动性、低杂质析出性, 同时材料黏度控制更严格, 主要面向结构复杂又大规模量产的部件应用。

奥升德公司塑料事业部副总裁 Scott Rook 介绍, “在彭

萨科拉工厂, 我们一条新的尼龙 66 改性料生产线刚开始投入运转。从物理性能、黏度范围、杂质析出量来看, 这个新生产线出来的产品比以前的产品更好, 具体为物理性能提高 10%, 新的产品黏度范围更窄, 性能更一致, 杂质析出比以前降低 50%。”

关于奥升德所强调的“低杂质析出性”对产品加工的特殊意义, Scott Rook 解释: “注射加工过程中, 高杂质析出材料随着析出的杂质堆积越来越多, 会影响产品质量, 影响生产效率。使用传统材料加工一些高性能产品时, 机器生产一定时间后要停下来, 拆卸模具做清洁工作, 这样会影响生产效率。如果这个清洁频率可以降低, 就能帮助用户大大提高注塑生产效率。”(雅式)

大商所修改线型低密度聚乙烯交割质量标准

为适应新国标规定, 贴近现货实际, 更好地服务产业, 近日, 大商所发布《关于调整线型低密度聚乙烯交割质量标准的通知》, 对线型低密度聚乙烯交割质量标准进行修改, 修改后的规则自 L1506 合约开始施行。

根据通知及修正案, 本次修改主要集中在以下方面: 一是外观指标的表述, 删除“圆柱状或扁圆状颗粒, 粒子的尺寸任意方向上应为 2~5 mm”的规定, 明确“无杂质”、“无黑粒”的要求, 同时, 以“色粒”代替“污染粒子”的表述; 二是调整拉伸性能的测试方法, 指标值也相应调整, 将“拉伸屈服应力”指标值由“ ≥ 8.3 MPa”调整为“ ≥ 7.0 MPa”, 删除“拉伸断裂应力”指标项, 将“断裂伸长率 $\geq 500\%$ ”调整为“拉伸断裂标称应变 $\geq 200\%$ ”; 三是明确除密度外, 其它指标的检验均按新国标执行; 四是增加产品名称说明, 适应新国标颁布后产品包装标志呈现多样化的特点; 五是完善相关表述, 并增加有关“术语和定义”的规定。

大商所相关负责人表示, 本次修改贴近现货和业务实际, 符合现货市场发展需求、贸易习惯以及实际交割业务操作。修改不属于实质性修改, 并不会增加交割成本, 也不会对可供交割量造成实际影响。我国线型低密度聚乙烯进口依存度约 40%, 根据新国标对交割质量标准进行修改, 更符合国际贸易惯例。(慧聪塑料网)