

生物可降解及生物材料的电场纺丝及应用

顾书英

(同济大学材料科学与工程学院, 纳米与生物高分子材料研究所, 上海 200092)

摘要: 电场纺丝是制备生物可降解及生物材料纳米纤维非织造布的简单工艺, 由于纳米纤维具有较大的比表面积, 具有多孔结构, 使其在生物医学领域, 如: 组织工程、药物缓释及医用纱布等领域有潜在的应用前景。本文综述了生物降解材料及生物材料的电场纺丝及其应用。

关键词: 电场纺丝; 生物可降解材料; 生物材料; 应用

直径在几微米到几十纳米的纤维在过滤材料^[1]、复合材料的增强^[2,3]、生物医学^[4~9]等领域有潜在的应用前景。电场纺丝是制备该类纤维材料的简单工艺。电场纺丝是给盛有聚合物溶液或熔体^[10~12]的毛细管施加高压直流电源, 在电场的作用下, 毛细管末端悬挂的液滴发生变形, 形成 Taylor 锥体^[13], 当施加的电场超过某一临界值(V_{start})时, 电场力克服溶液或熔体的表面张力, 形成较细的表面带电的射流, 射流在电场的作用下, 向接地的收集器运动, 在运动过程中, 射流不断地拉伸, 某些情况射流会发生分裂, 分裂成更细的射流^[14], 溶剂不断挥发, 最后在收集器上得到直径为几微米到几十纳米, 甚至几纳米的纤维, 为了能在毛细管末端形成 Taylor 锥体, 有时要利用气压泵来控制溶液液面的气压, 其简单装置如图 1 所示。

早在 1934 年 Fomhals^[15]就发明了电场纺丝, 但由于电场纺丝工艺参数较难控制, 并且当时对其应用前景认识不足, 所以直到 20 世纪 90 年代才重新受到重视。因为电场纺丝是制备纳米及微米直径纤维的仅有几种方法之一, 研究者们认识到其在纳米技术中的应用前景, 对电场纺丝的研究又进入了一个新的阶段。如: 美国 Akron 大学的 Reneker^[14,16,17]和荷兰 Twente 大学的 Jaeger 等^[19,20]对溶液的电场纺丝进行了详细的研究。

电场纺丝工艺简单, 适用于多种不同聚合物溶液及熔体体系, 到目前为止, 文献报道有近 100 种不同聚合物可以通过电场纺丝制备纤维^[21]。电场纺丝技术同样也适合于天然生物材料和生物相容性或生物可降解合成材料的成型, 电场纺丝制得的天然生物材料和生物相容性或生物可降解合成材料的纤维制品, 具有较大的表面积和体积比, 在医学领域, 如: 药物缓释^[5,6,22,23]、组织工程^[7~9,23~25]、医用纱布^[8,9,23,25]等领域有潜在的应用前景。本文综述了生物相容性或生物降解合成材料及天然生物材料的电场纺丝及其应用的研究进展。

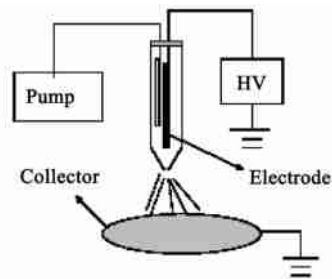


图 1 电场纺丝装置示意图

Figure 1 Set-up of Electrospinning

1 生物相容性或生物降解合成材料的电场纺丝

有关生物相容性或生物降解合成材料的电场纺丝的研究目前主要集中在聚丙交酯(PLA)、聚乙交酯(PGA)、丙交酯与乙交酯的共聚物(PLGA)、聚乳酸与聚乙二醇的共聚物(PLA-PEG)、聚己内酯(PCL)、聚乙烯醇(PVA)等聚合物的研究上, 这些材料具有较好的生物相容性或生物降解性, 在生物医学领域有潜在的应用前景, 下面就分别介绍这些材料电场纺丝的研究进展。

1.1 聚丙交酯(PLA)

具有线性脂肪族的 PLA 具有生物可降解性, 其最终降解产物为 CO_2 和 H_2O , 并且具有良好的生物相

基金项目: 国家留学基金(22831001);

作者简介: 顾书英, 博士, 副教授, 高分子材料专业, 主要从事纳米及生物高分子材料方面的应用基础研究。

E-mail: gushuying@mail.tongji.edu.cn, Tel: 021-65989238

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. <http://www.cnki.net>

容性和药物缓释性,所以在医学领域已有相应的应用,如手术缝合线和组织工程等^[29],电场纺丝制备聚丙交酯纤维制品开拓了聚乳酸新的应用领域。

Bognitzki^[27]以二氯甲烷为溶剂,研究了部分结晶左旋(*L*-)聚乳酸(PLLA, $M_n=150,000\text{ g/mol}$, $M_w/M_n=2$)的电场纺丝行为。结果表明:在浓度为 5%(wt),毛细管末端与收集器间距为 20 cm,电压为 35~45 kV 的条件下,制得直径为几微米到 100nm 的 PLLA 纤维毡,在纺丝过程中,由于溶剂的挥发,纤维表面形成了有规则的微孔结构,这种微孔结构可以用来控制纤维的润湿或吸附特性。

Zong 等^[5]研究了无定形右旋(*D*-)聚乳酸(PDLA, $M_w=1.09\times 10^5\text{ g/mol}$, $M_w/M_n=1.42$,以二甲基甲酰胺 DMF 为溶剂)、半结晶 PLLA($M_w=1.0\times 10^5\text{ g/mol}$, $M_w/M_n=2$,以一氯甲烷与 DMF 的混合溶剂为溶剂)的电场纺丝行为,并研究了电场强度、溶液浓度、盐的加入、流量对纤维结构及形貌的影响。结果表明:纤维的形貌决定于电场强度、溶液的浓度、溶液的电荷密度及流量等参数,纤维的直径随电压及流量的增加而增大,较高的浓度及较高的电荷密度有利于形成直径均匀、无链珠状结构的纤维,如:当 PDLA 溶液浓度在 20%(wt)以下时,很难收集到连续的纤维,当浓度为 35%(wt)时可制得直径均匀、无链珠的纤维,当然浓度过高,超过 40%(wt)时,在形成射流前溶液已干,所以电场纺丝过程不能进行;另外,在聚合物溶液中加入少量的盐(如 1%(wt)的 NaCl),增加了溶液的电荷密度,射流在电场中受到的拉力提高,使纤维变得更细,并且抑制了链珠状或梭状结构的形成;在电场纺丝过程中,由于溶剂挥发快,纤维直径较小,限制了聚合物结晶过程所需的时间和空间,所以纤维的结晶度明显下降,这与 Bognitzki 等的研究结果一致^[27]。

中国科学院长春应化所的 Zeng 等^[22]以氯仿和丙酮的混合溶剂为溶剂,研究了 PLLA 的电场纺丝行为。在收集距离为 20cm,浓度为 5%(wt),电压为 23~41kV,流速为 0.03 到 0.2mL/min 的范围内所得的 PLLA 纤维平均直径为 430nm 到 1.69 μm ,并且其研究结果还表明:加入表面活性剂可以降低纤维的直径及分布程度。

1.2 聚乙交酯(PGA)

聚乙交酯具有脂肪族的聚酯结构,中等的结晶度,较高的熔点,较好的生物相容性,生物可降解性及较高的拉伸强度,所以在组织工程中得到了较普遍的应用,目前已有商业化产品出现,如 DexonTM手术缝合线(American Cyanamid Co. Inc.)、MedisorbTM组织包扎用品(Dupont Co. Inc)^[28]等。电场纺丝制得的 PGA 纤维毡在组织工程领域有更好的应用前景。

Boland 等^[28]以 1,1,1,3,3,3-六氟-2-丙醇(HFIPA)为溶剂,研究了浓度为 5~14%w/v 在 22kV,收集距离为 28cm 条件下的电场纺丝行为。结果表明:纤维直径与溶液浓度几乎成线性关系,在所研究的浓度范围内,纤维的平均直径从 110nm (5%w/v)增大到 1.19 μm (14%w/v);在较低的浓度下易形成链珠状结构或液滴;提高收集器的转速可以制得取向的纤维毡,提高纤维毡的机械性能。

1.3 共聚物(PLGA、PLA-PEG)

为了调节 PLA、PGA 的生物可降解性或机械性能,有关丙交酯/乙交酯(LA/GA)共聚物 PLGA、聚乳酸-聚乙二醇共聚物 PLA-PEG 等的研究也得到了重视。Li 等^[4]以四氢呋喃(THF)和 DMF 体积比为 1:1 的混合溶剂作溶剂,研究了 LA/GA=85/15 的共聚物 PLGA 的纺丝行为,制得的纤维直径在 500 到 800 nm 范围内,纤维毡的孔隙率达到 91.63%,拉伸模量为 323.15 MPa,断裂应变为 95.8%,表明该类材料有望在皮肤或软骨等软组织工程领域得到应用。

同样 Zong^[29]研究了 LA/GA=10/90 的共聚物 PLGA 的 HFIP 溶液的纺丝行为。研究表明当浓度较低时(如 7.5%(wt)),纤维呈链珠状结构,而在较高的浓度下,(如 10, 15%(wt))能得到直径均匀的纤维毡,纤维的直径随溶液浓度的增加而增大,当浓度从 10%(wt)增加到 15%(wt)时纤维的平均直径从 400 nm 增大到 1 μm ;并且纤维毡的强度与溶液的浓度也有关,浓度较高时得到的毡的强度较大。在电场纺丝过程中,聚合物的结晶受到限制,使纤维制品的强度受到影响,Zong 等研究了后拉伸及热处理对纤维毡的降解及机械强度的影响,拉伸及热处理等后处理过程提高了纤维的结晶度,使纤维毡的强度大幅度提高,降解初期速率下降,但 2 周后的降解速率提高,其原因有待于进一步研究。

脂肪族聚酯的降解过程是酯键的水解过程,当水分子攻击聚合物链的酯键时,酯键发生水解,生成能溶于水带羧基的片断。一般情况下,片断的分子量较大,不易扩散,残留的低聚物使局部的pH值降低,加速水解过程,导致自催化作用^[30]。电场纺丝制得的纳米纤维,直径小,降解副产物的扩散距离降低,使自催化作用降低。Kim等^[31]研究了电场纺丝制得的聚乳酸及其共聚物、共混物的降解速度。其研究结果表明:可以通过控制共聚物、共混物的成分比例来控制其降解速度,如当共混物中含40%(wt) PLA、25%(wt) PLGA (LA/GA=50/50)、20%(wt) PLA-*b*-PEG-*b*-PLA、15%(wt) 乳酸时,其电场纺丝制得的纤维毡降解速率很快,7周后失重可达65%,但对并未与相应的膜状制品作比较。

此外,Luu等^[7]用电场纺丝技术制备了共聚物 PLGA 及 PLA-PEG 与 DNA 的复合纤维毡,根据 ASTM D 3039 和 D 3039 M-00 将纤维毡切成 0.5 cm×10.5 cm 的哑铃型样品,中间测量长度为 0.1 cm,用 Tutton 250 微型伺服拉力机测定其拉伸性能,得拉伸模量为 38 MPa,断裂强度为 3.3 MPa,断裂应变为 45%,这些值与皮肤和软骨组织相近,并且研究还表明 DNA 的结构并未受到溶剂和电场纺丝工艺工程的影响,其结构完整,具有细胞转染能力和生物活性,另外 DNA 的介入提高了合成生物相容性材料的生物相容性,有望在组织工程中得到应用,需不断深入该领域的研究工作。

1.4 聚乙烯醇(PVA)

聚乙烯醇是一种具有较好的化学和热稳定性的半结晶、亲水性聚合物,具有较好的生物相容性,无毒,成型简单,具有较高的渗透率,可以与不同的交联剂作用形成凝胶结构,制备吸水性材料,这些性能使 PVA 在医学、化妆品、食品、药学及包装等领域具有广泛的应用^[32],以电场纺丝技术制备 PVA 纤维制品也受到广大研究者的注意。

Ding^[33]研究了部分水解(96%水解)的 PVA 水溶液的电场纺丝,并用乙二醛作为交联剂,研究了热处理及交联剂对交联度的影响以及交联 PVA 毡的抗水溶性和机械性能。在 19kV,收集距离为 8 cm 条件下,当溶液的浓度从 8%(wt) 提高到 16%(wt) 时,纤维的直径从 260 nm 提高到 400 nm,毡的交联度随交联剂量的增加而增大,交联程度的提高导致 PVA 的结晶度及晶体结构的完整性下降,拉伸强度的提高和伸长率的下降。

另外,Gong等^[34]研究了无机填料 H₄SiMo₁₂O₄ 对 PVA 水溶液电场纺丝工艺及纤维毡形貌和膨胀性能的影响。Koshi等^[32]研究了 PVA 分子量对电场纺丝制得的纤维的形貌及结构的影响。

PVA 溶液的可纺性与其水解程度有关,当其水解程度较高(如 99%或 100%)时,其水溶液的表面张力很大,电场力的作用不能克服表面张力形成 Taylor 锥体,进而形成射流,Yao等^[35]在完全水解的 PVA 的水溶液中加入表面活性剂 Triton X-100,降低溶液的表面张力,用电场纺丝技术制得纤维直径为 100 到 700 nm 的纤维毡,并用甲醇进行稳定化后处理,以提高结晶度和物理交联程度,该类纤维毡有望在过滤、生物材料等领域得到应用。

1.5 其它合成生物相容性材料

除了 PLA、PGA、PLGA、PLA-PEG、PVA 等生物相容性材料外,研究较多的生物相容性或降解性材料还有聚己内酯(PCL)、醋酸纤维素等,Reneker^[18]、Yoshimoto^[24]、Lee等^[36]研究了 PCL 的电场纺丝行为,所选用的溶剂包括:氯仿^[24]、一氯甲烷(MC)、一氯甲烷与 DMF 的混合溶剂(MC/DMF)、一氯甲烷与甲苯的混合溶剂^[36]、丙酮^[18]等,溶液的浓度、溶剂的种类决定了纤维的形貌。如:使用 MC 时,射流不发生分裂,所得纤维直径分布较窄,表面光滑,但纤维较粗;当使用 MC/DMF 混合溶剂时,射流发生分裂,所得纤维直径较细,但分布范围变宽^[36];用丙酮作溶剂时,可以得到蓬松的纤维网状结构^[18]。此外,Liu等^[37]研究了溶剂的种类、溶液的浓度、收集器的种类等对醋酸纤维素电场纺丝所制得醋酸纤维素纤维形貌结构的影响。

2 天然生物材料的电场纺丝

2.1 再生丝

蚕丝是一种传统的纺织制品用纤维,由丝胶及蚕丝蛋白构成,蚕丝蛋白是一种非水溶性蛋白,含 90% 以上的氨基乙酸、丝氨酸、丙氨酸,在纤维中形成反平行的 β 折叠片,因其具有独特的机械性能和生

物相容性,近年来兴起了再生丝在生物技术及生物医学领域的应用研究热潮^[38,39]。

Jin 等^[40]研究了再生丝电场纺丝工艺,为了提高再生丝的电场纺丝的可纺性,避免纺丝过程中蛋白的构象转变,加入了分子量为 900,000 的聚氧乙烷(PEO)。研究表明:在没有 PEO 的情况下,因为水溶液的粘度和表面张力不足以在毛细管末端形成稳定的液滴,不能进行电场纺丝,当浓度过高时又会形成凝胶;一旦加入 PEO 后,电场纺丝过程稳定,可以制得平均直径在 800 ± 100 nm 范围的纤维,直径为天然吐丝的 $1/40$;所得纤维毡在 $90/10(v/v)$ 的乙醇/水中处理 10min 可以诱导丝蛋白的结晶,说明电场纺丝保留了该种蛋白的自组装能力。

Ohgo^[41]、Sukigara^[42]、Min 等^[8]研究了再生丝的六氟丙酮(HFA)、甲酸溶液的电场纺丝行为。研究表明:再生丝的浓度是制得直径均匀、连续的纤维的关键因素,浓度过低不能形成稳定的 Taylor 锥体,纺丝不能进行,浓度过高会形成凝胶,在可纺的浓度范围内,纤维的直径随浓度的增加几乎成指数规律增大^[42],这与 Boland 等所得到的线性关系不一致^[28],这可能与具体的溶液体系有关。

2.2 丝状聚合物

丝状聚合物是用重组 DNA 生物合成技术合成的一类新的蛋白质及生物材料,这类蛋白质将天然丝的氨基酸序列和细胞外基体的生物官能链段结合在一起,具有生物相容性,涂在植入体内的器件上可以促进细胞的生长,降低器件与基体之间的机械性能差异。Buchko 等^[43,44]研究了丝状聚合物的甲酸溶液纺丝行为,纤维的形貌和直径受溶液浓度、电场强度、收集器的距离等因素影响,合理的控制这些参数可以制得纤维直径均匀、厚度适当的纤维毡。此外,Matthews^[45]、Huang 等^[46]研究了胶原质及弹性蛋白的电场纺丝行为,这类来自于天然生物体的材料,通过适当选择溶剂和纺丝条件,都可以制得直径在几十纳米到几微米的纤维,在组织工程等领域有潜在的应用前景。

总之,无论是合成生物降解或生物相容性的电场纺丝,还是天然生物高分子的电场纺丝的研究都处于起步阶段,如何根据实际需要来控制纤维的结构、形貌及性能仍是近期研究的重点话题。

3 应用研究进展

电场纺丝所制得的纤维毡具有多孔结构,较大的比表面积,可以制得三维的无缝结构,具有生物相容性或生物可降解性合成高分子或天然高分子的电场纺丝所制得的纤维结构在组织工程、药物缓释、防粘纱布等领域具有很大的应用前景。

3.1 组织工程

组织工程一直以来被认为有希望取代器官或组织捐献技术,一个理想的组织工程支架除应具有化学稳定性、生物相容性等性能外,还需具有稳定的机械强度和可控制的生物可降解性。电场纺丝制得的 PLA、PGA、PLGA 等纤维结构具有生物相容性和一定的机械强度,有望在组织工程领域得到应用。Li 等^[4]的研究表明:电场纺丝制得的直径为 500 到 800 nm 的 PLGA 纤维结构具有多孔结构,能支撑细胞的粘附,并促进细胞的繁殖,粘附在这种结构上的细胞倾向于沿纳米纤维的方向生长,并且其机械性能与软骨组织的相近,可以在皮肤和软骨组织工程上得到应用^[7,28]。

Yoshimoto 等^[24]用电场纺丝制得多孔 PCL 非织造布支架,并研究了新生鼠骨髓细胞在其上的生长情况,4 周后在支架上生成了多层细胞组织,并且细胞与聚合物之间形成的结构稳定,在支架上有钙化组织和 I 型的胶原质生成,表明这种多孔的 PCL 支架在骨组织工程有应用潜力。另外,Min 等^[8]和 Jin 等^[9]研究了电场纺丝制得的蚕丝蛋白纳米纤维结构的细胞相容性,因电场纺丝制得的纳米纤维具有较高的比表面积,能促进人的骨髓细胞和纤维组织细胞的粘附、扩散和繁殖,因而可以在组织工程中得到应用。

3.2 药物缓释

与传统的用药方法相比,聚合物药物缓释体系具有药物效果好,毒性低,并且更加方便等特点。生物可降解高分子,如:聚乳酸及其共聚物^[5,21]可作为药物缓释基体应用在医学领域。

Zeng 等^[22]研究了电场纺丝制得的纤维的药物缓释性能。结果表明:药物(利福平)被包裹在纤维内部,在蛋白酶 K 的作用下,药物随着 PLLA 纤维的降解而慢慢得到释放,药物在聚合物中的溶解性及与聚

合物的相容性决定了药物能否被包裹在纤维内部。

Kenawy 等^[9] 研究了四环素氢氯化物在电场纺丝制得的乙烯-醋酸乙酯共聚物(PEVA) 纤维的缓释行为, 药物在 5 天内具有较平缓的释放速率。

电场纺丝制得的生物可降解和生物相容性纤维除了在组织工程和药物缓释方面有应用前景外, 在医用纱布^[8] 等领域也有潜在的应用前景。

4 结 语

综上所述, 电场纺丝技术可以制得多种生物相容性或生物降解性纳米纤维, 由于其具有较大的比表面积, 结构的多孔性, 在生物医用领域有潜在的应用前景, 但相关研究还处于起步阶段, 对如何通过控制纺丝工艺参数来控制结构, 提高纤维结构和性能的多样性, 以适应其具体的应用领域; 如何提高纤维结构的机械性能及其稳定性; 如何控制结构的可降解性和药物的缓释性及生物降解性等方面还有待于进一步研究。

参考文献:

[1] Gibson P W, Schreuder-Gibson H L, Rivin D. *AIChE J*, 1999, 45(1): 190 ~ 195.
[2] Kim J S, Reneker D H. *Polym Compos*, 1999, 20(1): 124 ~ 131.
[3] Bergshoeff M M, Vancso G J. *Adv Mater*, 1999, 11(16): 1362 ~ 1365.
[4] Li W J, Laurencin C T, Caterson E J, Tuan R S, Ko F K. *J Biomedical Mater Res*, 2002, 60(4): 613 ~ 621.
[5] Zong X, Kim K, Fang D, Ran S, Hsiao B S, Chu B. *Polymer*, 2002, 43: 4403 ~ 4412
[6] Kenawy E R, Bowlin G L, Mansfield K, et al. *J Control Rel*, 2002, 81: 57 ~ 64.
[7] Luu Y K, Kim K, Hsiao B S, Laymah J, Simpson D G, Sanders E H, Wnek G E. *J Control Rel*, 2003, 89: 341 ~ 353.
[8] Min B M, Lee G, Kim S H, et al. *Biomaterials*, 2004, 25: 1289 ~ 1297
[9] Jin H J, Chen J, Karageorgiou V, et al. *Biomaterials*, 2004, 25: 1039 ~ 1047
[10] Lamondo M R. *J Polym Sci: Polym Phys Ed*, 1981, 19: 909 ~ 920.
[11] Lamondo M R. *J Polym Sci: Polym Phys Ed*, 1981, 19: 921 ~ 932
[12] Lamondo M R. *J Polym Sci: Polym Phys Ed*, 1981, 19: 933 ~ 940.
[13] Taylor G I. *Proc R Soc, Lond*. 313A, 1964, 453.
[14] Reneker D H, Yarin A L, Fong H, Koombhongse S. *J Appl Phys*, 2000, 87(9): 4531 ~ 4547
[15] Fomhals A. *USP* 1975504, 1934.
[16] Doshi J, Reneker D H. *J Electrostat*. 1995, 35: 151 ~ 160.
[17] Reneker D H, Chun I. *Nanotechnology*, 1996, 7: 216 ~ 223.
[18] Reneker D H, Kataphinan W, Theron A, et al. *Polymer*, 2002, 43: 6785 ~ 6794.
[19] Jaeger R, Bergshoeff M M, Battle C M I, et al. *Macromol Symp*, 1998, 127: 141 ~ 150
[20] Jaeger R, Schonherr H, Vancso G J. *Macromolecules*, 1996, 29(23): 7634 ~ 7636.
[21] Huang Z M, Zhang Y Z, Kotaki M, Ramakrishna S. *Compos Sci and Tech*, 2003, 63: 2223 ~ 2253.
[22] Zeng J, Xu X, Chen X, Liang Q, et al. *J Control Rel*, 2003, 92: 227 ~ 231.
[23] Bhattarai N, Cha D I, Bhattarai S R, et al. *J Polym Sci, Part B: Polym Phys*, 2003, 41: 1955 ~ 1964.
[24] Yoshimoto H, Shin Y M, Terai H, Vacanti J P. *Biomaterials*, 2003, 24: 2077 ~ 2082.
[25] Wnek G E, Carr M E, Simpson D G, Bowlin G L. *Nano Lett*, 2003, 3(2): 213 ~ 216
[26] Wald H L, Sarakinos G, Lyman M D, et al. *Langer R. Biomaterials*, 1993, 14(4): 270 ~ 278.
[27] Bognitzki M, Czado W, Frese T, et al. *Adv Mater*, 2001, 13(1): 70 ~ 72
[28] Boland E D, Wnek G E, Simpson D G, et al. *J Macromol Sci, Pure Appl Chem*, 2001, A38(12): 1231 ~ 1243.
[29] Zong X, Ran S, Fang D, et al. *Polymer*, 2003, 44: 4959 ~ 4967.
[30] Grizzi I, Garreau H, Li S, Vert M. *Biomaterials*, 1995, 16: 305 ~ 311.
[31] Kim K, Yu M, Zong X, et al. *Biomaterials*, 2003, 24: 4977 ~ 4985
[32] Koshi A, Yim K, Shivkumar S. *Mater Lett*, 2004, 58: 493 ~ 497.
[33] Ding B, Kim H Y, Lee S C, et al. *J Polym Sci, Part B: Polym Phys*, 2002, 40: 1261 ~ 1268.
[34] Gong J, Li X D, Ding B, et al. *J Appl Polym Sci*, 2003, 89: 1573 ~ 1578

Advances in Asymmetric Catalysis Reaction by Polymer Supported Cinchona Alkaloid

WANG Yun-pu, LI Quan-lian, ZHANG Fa-ai, LIU Xiao-jun, YUAN kun, WANG Li-ping

(*Institute of polymer chemistry, North-West Nomal University, Lanzhou 730070, China*)

Abstract: The application and recent development of polymer-supported cinchona alkaloid catalysts in asymmetric dihydroxylation reaction, the Michael addition reaction, the alkylation of active methylene group and asymmetric reduction reaction of prochiral ketone were reviewed.

Key words: Polymer-supported; Cinchona alkaloid; Asymmetric catalysis

(上接第 17 页)

- [35] Yao L, Haas T W, Guiseppe-Elie A, et al. Chem Mater, 2003, 15: 1860 ~ 1864.
- [36] Lee K H, Kim H Y, Khil M S, et al. Polymer, 2003, 44: 1287 ~ 1294
- [37] Liu H, Hsieh Y L. J Polym Sci, Part B: Polym Phys, 2002, 40: 2119 ~ 2129.
- [38] Bunning T J, Jiang H, Adams W W, et al. Application of silk. In silk polymers, Material science and biotechnology. Kaplan D L, Adams W W, Farmer B, Viney C. Eds. ACS symposium series 544, Oxford University Press: Charlottesville, VA, 1993, 351 ~ 358.
- [39] Kaplan D L, Mello C M, Arcidiacono S, et al. Silk in protein-based materials. McGrath K, Kaplan D. Eds. Birkhauser: Boston, MA, 1997, 103 ~ 131.
- [40] Jin H J, Fridrikh S V, Rutledge G C, Kaplan D L. Biomacromolecules, 2002, 3: 1233 ~ 1239.
- [41] Ohgo K, Zhao C, Kobayashi M, Asakura T. Polymer. 2003, 44: 841 ~ 846.
- [42] Sukigara S, Gandhi M, Ayutsede J, et al. Polymer, 2003, 44: 5721 ~ 5727.
- [43] Buchko C J, Chen L C, Shen Y, Martin D C. Polymer, 1999, 40: 7397 ~ 7407.
- [44] Buchko C J, Kozloff K M, Martin D C. Biomaterials, 2001, 22: 1289 ~ 1300
- [45] Matthews J A, Wnek G E, Simpson D G, Bowlin G L. Biomacromolecules 2002, 3: 232 ~ 238.
- [46] Huang L, Mcmillan R A, Apkarian R P, et al. Macromolecules, 2000, 33: 2989 ~ 2997.

Electrospinning of Biodegradable Materials and Biomaterials and its Applications

GU Shu-ying

(*Institute of Nano- and Bio- Polymeric Materials, School of Materials Science and Engineering,
Tongji University, Shanghai, 200092, China*)

Abstract: Electrospinning is a simple way to fabricate nanofiber nonwovens of biodegradable materials and biomaterials. Because of their large surface to volume ratios and porous structures, they are becoming good candidates for biomedical applications, such as tissue engineering, drug delivery, wound dressing, and etc. The electrospinning probability of biodegradable materials or biomaterials and their potential applications were reviewed in this paper.

Key words: Electrospinning; Biodegradable materials; Biomaterials; Applications.