

层层自组装技术在生物医用材料领域中的应用研究进展

林全愧, 计剑^{*}, 谭庆刚, 任科峰, 沈家骢
(浙江大学高分子科学与工程学系, 杭州 310027)

摘要: 基于聚电解质阴阳离子交替组装的层层自组装技术由于可在温和的条件下实现多种生物大分子在材料表面的固定, 并通过对组装条件的控制实现多种生物功能, 已成为生物医用材料表面设计的重要手段。本文对层层自组装技术在构建血液相容性界面、组织工程表面、药物控释涂层等生物医用材料领域的应用研究进行了比较系统的阐述。

关键词: 层层自组装技术; 血液相容性; 细胞相容性; 药物控释; 抗菌

随着生物医学研究的日愈深入, 人们愈来愈认识到在生物体系中, 各种复杂、精巧的功能是通过生物分子间的多种弱相互作用的协同效应来实现的^[1~3]。一些生物大分子如蛋白质、核酸等, 其复杂的功能也是基于他们特定的三级结构, 通过分子片断间的各种弱相互作用, 自发的组装、堆积形成多层次的空间结构, 并实现其功能, 即分子聚集体的功能是蕴含于特定结构的分子组织中。在此基础上发展起来的超分子化学, 则是研究分子基于弱相互作用地组装、自组装和自组织行为, 并研究这些行为可能带来的结构和功能的改变, 以期建立结构和功能间的关系。在对各种分子组装体系的研究中, 自组装超薄膜由于其结构简单、制备相对容易等特点而引起了人们广泛的研究兴趣。1991年, Decher等在L-B膜的基础上, 发展了一种基于阴阳离子静电相互作用作为推动力的制备多层膜的方法^[4]。从此, 自组装多层膜的研究引起了各不同领域的科学家的兴趣, 层层自组装技术也因此被应用于各研究领域。

层层自组装技术(Layer-by-Layer self-assemble technique, LbL)是基于聚电解质阴阳离子所带正负电荷间相互作用的一种自组装超分子技术。该技术的主要特点是在表面荷电的基材表面通过静电相互作用交替地吸附上带相反电荷的聚电解质阴阳离子^[5]。因此, 它具有一系列优点, 如: 组装分子的选择范围广泛, 可以为合成的聚电解质, 也可以是蛋白质、多糖、DNA等荷电的生物活性大分子; 其制备工艺简单, 通过简单的交替浸涂技术可实现在材料表面组装分子在纳米、亚微米尺度的有规结构设计; 制备条件温和, 可在常温水溶液中进行, 可以保证生物分子具有维持生物活性的天然构像; 此外, 该方法适用的基体材料种类多, 对基体材料的体型结构适应性强, 并可在具有复杂体型结构的装置和材料上实现。因此, 该技术在生物医用材料领域的研究中得到广泛的应用^[6~12]。本文就近年来层层自组装技术在生物医用材料领域中的应用研究进展作一综述。

1 层层自组装技术在构建血液相容性界面中的应用

合成材料要作为生物医用材料植入人体内与血液接触, 首先要满足的就是具有血液相容性。根据凝血机理, 要防止血液在高分子材料表面形成血栓, 有两条基本途径。其一是尽量减少高分子材料表面和血液中各种成分的相互作用, 即制备和血液成份相互作用很小的“生物惰性材料”。其二是控制高分子材料表面和血液的相互作用。为此, 人们将某种生物活性物质通过适当方式固定于材料表面, 制成所谓的负载生物活性物质的抗凝血材料, 利用材料表面生物活性物质和血液成分的相互作用来实现所需的抗凝血功能。

基金项目: 国家自然科学基金(50373036)和教育部霍英东基金优选资助项目(J20040212);

作者简介: 林全愧(1982—), 硕士研究生, 主要从事自组装仿生生物材料的研究。

^{*} 通讯联系人: 计剑教授, E-mail: Jijian@zju.edu.cn, Tel: 0571-87953729。

1.1 层层自组装技术用于构建生物惰性表面

已有研究表明聚合物材料表面吸附的白蛋白层可进一步抑制血液其它成分蛋白的吸附和变性,从而抑止凝血的发生,具有良好的生物惰性^[3]。然而,尽管白蛋白是血液中含量最高的蛋白质,但白蛋白吸附受到血液中其它高吸附活性蛋白质的竞争,导致其吸附的低选择性,并导致最终凝血。层层自组装技术由于能在温和条件下负载多种生物分子并保持生物分子的自然构像而在构建生物惰性表面中得到广泛应用。如采用聚阳离子聚乙烯基亚胺(Polyethylene imine, PEI)和白蛋白的层层自组装,可在多种材料上形成稳定的白蛋白层,从而形成生物惰性表面^[14]。

1.2 层层自组装技术用于负载抗凝血活性物质的抗凝血表面设计

多种生物活性物质,如天然聚多糖等,都具有较高的抗凝血活性,因此在高分子材料表面负载上一些具有抗凝血活性的生物活性物质以制得所谓的生物活性抗凝血材料是最近几年研究的新热点。而层层自组装温和的组装条件,对生物分子和基材的广泛适用性为负载生物活性物质表面设计提供了良好的选择。

天然聚阴离子肝素,可通过催化血液中凝血因子和抗凝血因子的复合而有效地阻抗凝血过程,是临床中使用最广泛的抗凝血药物。因此,在医用支架材料,如聚氯乙烯^[15]或医用不锈钢表面^[16]通过肝素和聚阳离子的层层自组装修饰,获得了稳定的抗凝血涂层。

而聚电解质的种类,组装条件等则可以影响层层自组装膜的生物活性。如 Houska 利用抗凝血活性的肝素和生物惰性的白蛋白层层自组装,获得了具有复合抗凝血功能的涂层。即当采用肝素为最外层时,可显著增加抗凝血因子 II 的黏附;而当采用白蛋白为最外层时,涂层可有效降低血纤维蛋白原、球蛋白和血小板的黏附^[17,18]。Akashi 则以抗凝血的肝素类似物磺化葡聚糖作为阴离子,凝血性的壳聚糖为聚阳离子,研究了在不同盐浓度条件下采用层层自组装方法构建得到的具有凝血-抗凝血交替变化的表面,研究表明组装膜的厚度随溶液中盐浓度升高而增加。只有在盐浓度高于某一临界值时才可能获得凝血和抗凝血交替变化的表面。而在相同条件下肝素和壳聚糖的层层自组装表面则呈现不同的生物活性,即使当壳聚糖为最外层表面时,表面依然呈现出高的抗凝血活性^[19,20]。

Thierry 等则在金属支架表面通过静电自组装构建了透明质酸(Hyaluronic acid, HA)/壳聚糖(Chitosan, CS)的聚电解质多层膜表面。血小板粘附实验表明多层膜修饰后,金属支架的血小板粘附量减少了38%,若多层膜中负载药物硝普钠(sodium nitroprusside, SNP),血小板的粘附量进一步减少,与未修饰的支架相比粘附量减少达40%^[21]。这种利用层层自组装构建的天然聚多糖纳米涂层由于可有效阻抗血栓形成,可用于血管修复^[22]等领域。

2 层层自组装技术在构建细胞相容性界面中的应用

随着组织工程的发展,组装工程材料表面的细胞相容性的改善已成为生物医用材料研究的一个关键问题。而层层自组装由于具有温和的组装条件,对生物分子和基材的广泛适应性及其能在纳米和亚微米尺度设计的可调性等优点,已经越来越多地被应用于组织工程材料的表面改性中。

2.1 层层自组装技术用于构建促细胞粘附的表面

通过层层自组装技术把细胞外基质组分直接固定在材料表面,从而在材料表面覆盖一层细胞外基质,使材料的细胞相容性明显提高,这类研究已成为细胞相容性材料研究中的热点。采用人为的方式形成材料-细胞外基质复合层,可通过选择特定细胞外基质(如促细胞黏附的透明质酸^[23],纤维粘连蛋白^[24,25]、胶原等)或类细胞外基质,改善细胞在材料表面的吸附及生长性能,是一种简单有效的方法。

透明质酸是一种很重要的糖胺多糖,在生理环境中多为阴离子形式存在,是构成细胞外基质组分的重要物质之一。Picart 等通过激光共聚焦显微镜观察荧光染色的聚赖氨酸和透明质酸交替组装多层膜,发现聚赖氨酸可以在层间交换生长,而透明质酸则始终保持固定的层状结构,这种聚电解质层的生长方式使得多层膜的厚度呈现出指数增长的性质^[23]。

壳聚糖是一种直链多糖。它由 β -(1,4)糖苷单元连接组成,这些糖苷单元上还随机地带有N-乙酰基结构,因而它具有糖胺多糖和透明质酸的部分特点。Ji 等通过在PEI活化的聚乳酸基材表面层层交替组

装上海藻酸钠(Alginate)/PLL、PEI/明胶、CS/Alginate 及 PEI/Alginate 等不同的聚阴阳离子对,构建了一系列类细胞外基质组分的表面。通过紫外光谱分析及接触角等的结果显示聚电解质和类细胞外基质可以层层自组装在胺解的聚乳酸组织工程材料表面,且类细胞外基质分子的含量随组装层数的增加而增加。在生理环境条件下,该层层组装的聚电解质多层膜具有良好的稳定性,并且具有显著地促进软骨细胞和骨细胞的吸附和生长^[26,27]。

2.2 层层自组装技术用于构建抗细胞黏附的表面

在利用层层自组装技术构建细胞相容性界面的研究中,人们除了多层膜中负载细胞外基质分子得到促细胞粘附生长的表面外,还基于聚电解质多层膜的溶胀特性进行了材料表面上构建细胞惰性的聚电解质多层膜的研究。

Rubner 等采用聚烯丙基胺和聚丙烯酸的层层自组装的类水凝胶涂层同样实现可有效阻抗纤维细胞的黏附。进一步采用聚烯丙基胺和其它聚阴离子的层层自组装研究表明,涂层和细胞的相互作用和聚阴离子的选择密切相关,采用强电解质的聚阴离子和聚烯丙基胺组装可粘附成纤维细胞,而采用弱电解质的聚阴离子和聚烯丙基胺组装的涂层,由于在生理条件下高度溶胀形成高含水量的类水凝胶表面,可有效阻抗成纤维细胞的粘附。这种利用聚电解质多层膜修饰构建得到的生物惰性表面,通过聚合物-聚合物堆积方法负载细胞生长因子而使表面图案化从而诱导细胞的定向的规整粘附生长,具有很大的运用前景^[28]。

Hubbell 等在模拟人体组织的细胞外基质涂层表面,采用阴离子性海藻酸钠和阳离子性的聚赖氨酸交替涂敷,在人体下构建了层层自组装涂层。研究发现当组装 2 双层的聚赖氨酸/海藻酸钠后开始直到组装 15 双层,材料表面粘附的细胞数很少,且粘附的细胞形态都为非铺展状态。而未经聚电解质多层膜修饰的 TCPS 表面的细胞相容性却很好。该涂层具有聚阳离子和聚阴离子缔合的水凝胶结构,当最外层为海藻酸钠时,高度亲水的类水凝胶结构涂层可通过体积和静电排斥作用有效地阻抗蛋白质的吸附和变性。该层层自组装涂层不仅是生物惰性,而且可有效隔离细胞外基质涂层和细胞的相互作用,可应用于外科手术后的防止组织粘连和促进愈合^[29]。

2.3 层层自组装用于构建可调控的细胞相容性表面

在多层膜组装时,其组装条件,组装膜表面的荷电情况,亲疏水性及交联情况等对细胞的粘附行为有很大影响。根据材料的具体应用要求,可以通过调节上述参数来调节材料的细胞相容性。

Rubner 等研究发现:在高盐浓度下组装的多层膜具有明显的促细胞粘附性质,而在低盐浓度下得到的多层膜则是抗细胞粘附的。而在低 pH 条件下(pH 为 2.0/2.0)组装得到的聚烯丙基胺盐酸盐/聚丙烯酸(PAA/PAA)多层膜呈现完全的细胞惰性^[28]。Picart 也研究了透明质酸和壳聚糖在不同组装条件下形成的多层膜的生物学特性。实验发现在高的盐浓度下,当组装到 10 双层时,用原子力显微镜(AFM)发现所得到的膜表面已经非常均一平整;而在低的盐浓度下,组装到 50 双层时也未能得到均一平整的膜表面。这归咎于在高盐浓度下,多层膜是以指数增长的方式增长的。软骨细胞粘附实验结果表明在高盐浓度下,当组装 5 双层时已具有显著的抗细胞粘附性质,且随组装层数的增加,其抗细胞粘附性质越明显^[30]。这说明通过调节 pH 及离子强度可调控细胞的粘附行为。

Schlenker 等研究发现疏水的多层膜表面比亲水的表面有更好的细胞相容性。平滑肌细胞培养显示:在疏水表面,细胞的粘附,铺展情况良好,而运动性较弱;而在亲水表面上则相反。利用聚合物-聚合物冲压技术(polymer-polymer stamp technique)使这些表面微图案化,则可以有效地控制平滑肌细胞的粘附及其它行为^[31]。Picart 等则研究了多层膜在交联前后及组装溶液的盐浓度对细胞行为的影响。如聚赖氨酸(Poly-L lysine, PLL)和透明质酸组装体系在交联前后细胞的粘附特性。研究发现 PLL/HA 在未交联条件下,不管是以 PLL 还是以 HA 为最外层,多层膜体系都是抗细胞粘附性质的。而用 EDC[1-ethyl-3-(3-dimethylamino-propyl) carbodiimide]及 Sulfo-NHS(N-hydroxy-sulfo succinimide)交联后,细胞在多层膜上的粘附及铺展状况良好。这是由于交联前高度溶胀的水凝胶结构有效地排斥了细胞的粘附,而交联后多层膜的刚性大大增加,从而使得细胞能有效地在其上粘附铺展^[32]。

3 层层自 组装技术在药物控释涂层方面的应用

随着医学的发展,微创性的介入治疗已经应用于各临床学科。医用植入体及介入治疗的表面药物控释涂层可以形成长效、靶向的药物传递体系,局部的高浓度药物可以提高治疗的有效性,降低系统毒性。层层自组装涂层表面规整的层状水凝胶结构同时也为药物控释涂层设计提供了良好的手段。

Lvov 等利用层层自组装技术在药物微晶利尿磺胺表面先组装了 2-6 双层的明胶/PSS,然后继续组装上数层的聚二烯丙基二甲基氯化铵(PDDA)/PSS,形成纳米微胶囊,在 pH=1.4 及 7.4 条件下研究了该体系的释放行为,发现微胶囊中的药物的释放速度比涂覆前减慢了 50~300 倍^[33]。

Rubner 等研究了 PAH 和 PAA 层层自组装涂层的载药和释放能力,研究采用亚甲基蓝染料为指示剂和模型药物。研究表明在 pH=2.5 条件下组装的 PAA/PAH 多层膜可有效负载甲基蓝染料,其组装含量随多层膜层数的增加而增加;组装时,盐离子的存在可加强多层膜的溶胀,甲基蓝染料的负载量和负载速度均会增加。对其缓释速度研究显示,低的 pH 和缓冲溶液均会增加释放速度。且在 pH=2.5 条件下组装几层 PAH/PAA 多层膜后,再在 pH=6.5 条件下组装几层 PAH/PAA 多层膜将有利于控制释放的速度^[34]。

Pal 等针对小分子染料组装过程脱落的问题,将带负电荷的小分子物质和聚阳离子在溶液中缔合后再进行聚电解质的组装,获得了良好的效果^[35]。

Kataoka 等采用反应性层层自组装技术,将一种具有聚乳酸“核”、聚氧化乙烯“壳”、末端为醛基的反应性胶束通过醛基和 PAH 上的氨基的反应,层层组装在聚乳酸材料表面。这种包含可降解聚乳酸核的特殊层状结构可应用于负载疏水性药物,将可降解两亲胶束药物微粒的设计思想成功应用到药物缓释涂层的设计中^[36]。Schaaf 等则在聚电解质多层膜中包埋空心磷脂微胶囊,这种装置将在药物控释领域有潜在的应用前景^[37]。

Barrett 等研究了 PAH/HA 涂层中的可溶性药物的负载及释放能力,采用吲哚蓝和铬变素-2R 作为模型药物。研究发现药物分子的负载及释放与膜的溶胀度,药物分子与膜上酸-碱基团的相互作用等有关,即具有 pH 敏感性。通过调整 pH,不仅可以得到较高的负载量,而且可以控制释放速度及释放的量^[38]。

Picart 等研究了由细胞外基质组分透明质酸和壳聚糖组装的多层膜在各种酶及在生理环境条件下的降解特性。研究发现未经交联前,HA/CS 多层膜在溶菌酶、淀粉酶存在条件下快速被降解,而经过交联后多层膜的抗降解能力大大提高。在小鼠口腔中的体内降解实验发现,交联后的多层膜在 3 天后仍有 60% 的剩余。这表明,由天然聚多糖形成的聚电解质多层膜在口腔治疗的药物缓释系统中有很大的应用前景^[39]。

利用层层自组装技术除了能实现普通药物的控释和缓释外,也可以实现基因药物的控释和缓释。目前,采用 DNA 分子和聚阳离子在溶液中缔合形成非病毒基因载体已经成为基因药物研究的一个热点^[40,41]。而 DNA 分子和聚阳离子层层自组装的研究也开始倍受关注^[42~44]。Yang 等采用 PDDA 与 DNA 通过静电自组装形成规则的聚电解质多层膜^[8],这类负载有生物活性的 DNA 分子表面将在基因传递体系的研究中具有广阔的应用前景。

4 层层自 组装技术用于抗菌涂层的表面设计

Picart 等在研究不同盐浓度下 HA/CS 体系的抗细胞粘附性质的同时,也研究了该体系的抗菌行为。细菌粘附实验结果表面:在高盐浓度下组装 10 双层聚电解质修饰的表面与玻璃基底相比,细菌粘附量降低了 80%;而在低盐浓度下组装 20 双层的 HA/CS,当 CS 为最外层时,细菌粘附量降低仅 40%,当 HA 为最外层时,细菌粘附量的降低仅为 20%。这种抗菌性能的下降可能是由于多层膜厚度的减少及膜刚性的增加有关^[30]。

一些金属纳米粒子,如纳米银粒子等是已经报道的有效的抗菌剂。最近的一些研究则是在构建聚电解质多层膜中负载这种抗菌纳米银粒子从而得到抗菌涂层。Bruening 等利用 PEI 和 Ag⁺络合物与聚丙烯

酸(PAA)静电自组装成聚电解质多层膜后,用 NaBH_4 使 Ag^+ 还原成纳米银颗粒(尺寸仅为 $5 \sim 40\text{nm}$),从而得到含纳米银粒子的抗菌多层膜^[45]。Rubner等利用PAA与聚丙烯酰胺(PAAm)得到聚合物微胶囊,用EDC交联后,这种多层膜能在生理条件下稳定存在。在这种微胶囊中负载纳米银粒子,则能应用于抗菌领域^[46,47]。Grunlan等在PET表面上组装了含银粒子和十六烷基三甲基溴化铵(corona)的PEI/PAA多层膜。研究发现,由十六烷基三甲基溴化铵引入的强的负电荷性增强了正电性的抗菌剂的沉积,从而提高了抗菌效率^[48]。

结 束 语

在层层自组装技术中,除了静电相互作用力外,氢键相互作用力、疏水相互作用力及生物分子间特异性生物作用力都可以作为层层自组装膜的驱动力。这些自组装体系的构建,大大拓宽了层层自组装技术在生物材料制备及改性中的应用领域。层层自组装技术不仅能在组装膜中负载多糖、蛋白质、DNA等生物分子,还能利用其它的相互作用力负载其它一系列的生物活性物质。而简单的制备工艺、对基材种类和体型结构的适应性使层层自组装技术不仅在生物材料的表面修饰中具有理论意义,更显示出了可工业实现的应用潜力。

参 考 文 献:

[1] Lehn J M. Supramolecular Chemistry Concepts and Perspectives. Weinheim: VCH Publishers, 1995.

[2] Ringsdorf H, Schlarb B, Venzmer J. Angew Chem Int ed, 1988, 27: 113.

[3] Ulman A. Chem Rev, 1996, 96: 1533.

[4] Decher G, Hong J D. Makromol Chem, Macromol Symp, 1991, 46: 321.

[5] Decher G. Science, 1997, 277: 1232.

[6] Chkiba J, Rubner M F. Langmuir, 2002, 18: 1176.

[7] Qiu X, Leporatti S, Mohwald H. Langmuir, 2001, 17: 5375.

[8] Pei RJ, Cui X, Yang X R, et al. Biomacromolecules, 2001, 2: 463.

[9] Lvov Y M, Sukhrukov G B. Membr Cell Biol, 1997, 11(3): 277.

[10] Chkiba J, Voegel J C, Decher G, et al. Biomacromolecules, 2001, 2(3): 800.

[11] Vazquez E, Dewitt D M, Hammond P T, et al. J Am Chem Soc, 2002, 124(47): 13992.

[12] Lvov Y, Lu Z, Schenkman J B, et al. J Am Chem Soc, 1998, 120(17): 4073.

[13] Muro M S, Quattrone A J, et al. Trans Am Soc Artif Intern Organs, 1981, 27: 499.

[14] Ji J, Tan Q G, Shen J C. Colloid and Surfaces B: Biointerface, 2004, 34: 185.

[15] Kim H, Urban M W. Langmuir, 1998, 14: 7235.

[16] Tan Q G, Ji J, Shen J C. Biomaterials, 2003, 24: 4699.

[17] Houska M, Brynda E. J Colloid Interf Sci, 1997, 188: 243.

[18] Brynda E, Houska M, et al. J Biomed Mater Res, 2000, 51: 249.

[19] Serizawa T, Yamaguchi M, Akashi M. Biomacromolecules, 2002, 3: 724.

[20] Serizawa T, Yamaguchi M, Akashi M. Biomacromolecules, 2000, 1: 306.

[21] Thierry B, Winnik F M, Tabrizian M, et al. Biomacromolecules, 2003, 4: 1564.

[22] Thierry B, Winnik F M, Tabrizian M, et al. J Am Chem Soc, 2003, 125: 7494.

[23] Picart C, Mutterer J, Richert L, et al. Proc Natl Acad Sci USA, 2002, 99(20): 12531.

[24] He W, Bellamkonda R V. Biomaterials, 2005, 26: 2983.

[25] Ai H, Meng H D, Qiao X X. J Neurosci Meth, 2003, 128: 1.

[26] Zhu H G, Ji J, Shen J C. Biomaterials, 2004, 25: 109.

[27] Zhu H G, Ji J, Shen J C. Biomacromolecules, 2003, 4: 378.

[28] Mendelsohn J D, Yang S Y, Rubner M F, et al. Biomacromolecules, 2003, 4: 96.

[29] Elbert D L, Hubbell J A, et al. Langmuir, 1999, 15: 5355.

[30] Richert L, Lavalle P, Picart C, et al. Langmuir, 2004, 20: 448.

[31] Salbun D S, Olenych S G, Schlenoff J B, et al. Biomacromolecules, 2005, 6: 161.

[32] Richert L, Bonmedais F, Picart C, et al. Biomacromolecules, 2004, 5: 284.

[33] Ai H, Jones S A, Lvov Y M, et al. J Control Release, 2003, 86: 59.
[34] Chung A J, Rubner M F. Langmuir, 2002, 18: 458.
[35] Das S, Pal A J. Langmuir, 2002, 18: 458
[36] Emoto K, Nagasaki Y, Kataoka K. Langmuir, 2000, 16: 5738
[37] Michel M, Vautier D, Schaaf P, et al. Langmuir, 2004, 20(12): 4835
[38] Burke S E, Barrett C J. Macromolecules, 2004, 37: 5375.
[39] Etienne O, Aurore S, Picart C, et al. Biomacromolecules, 2005, 6:726
[40] Garachaud F, Elaissari A, Lagoun A. Langmuir, 1997, 13: 701
[41] Vingradova O I, Lebedeva O V, Vasilev K, et al. Biomacromolecules, 2005, 6: 1495.
[42] Lvov Y, Decher G, Sukhorukov G. Macromolecules, 1993, 26: 5396
[43] Sukhorukov G B, Mohwald H, et al. Thin Solid Film, 1996, 200: 280.
[44] Sukhorukov G B, Montrel M M, et al. Biosensor Bioelectron, 1996, 9: 913
[45] Dai J H, Bruening M L. Nano Lett, 2002, 2(5): 497.
[46] Yang S Y, Lee D, Rubner M F, et al. Langmuir, 2004, 20: 5978.
[47] Lee D, Rubner M F, Cohen R E. Chem Mater, 2005 17: 1099.
[48] Grunlan J C, Choi J K, Lin A, et al. Biomacromolecules, 2005, 6: 1149.

Progress on Layer-by-Layer Self-assemble Technique
in Surface Design of Biomaterials

LIN Quan-kui, JI Jian^{*}, TAN Qing-gang, REN Ke-feng, SHEN Jia-cong
(Department of Polymer Science and Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

Abstract: The Layer-by-Layer self-assembly (LbL) of polycations and polyanions into multilayers has emerged as an efficient, versatile, yet simple, technique to create biologically active surfaces. By controlling the assemble condition, bioactive molecules, such as drugs, enzymes, DNA, or proteins, may be incorporated in the multilayer during the polyelectrolyte deposition process. The LbL technique has been recognized as an important means in designing the surfaces of the biomaterials. This paper summarized the progress on the Layer-by-Layer self-assemble technique in the design of the biointerface for cardiovascular device, tissue engineering scaffold, drug delivery systems, and so on.

Key words: Layer-by-Layer; Blood compatibility; Cell compatibility; Drug delivery; Antibacterial

(上接第 20 页)

Advances in Polymerizable Surfactant

XIONG Ping ting, LU De ping, HUANG Hong zhi
(School of Chemistry and Material science, Hubei University, Wuhan 430062, China)

Abstract:Surfactants play a crucial role in the emulsion polymerization. However, they also have some adverse effects. A promising way to reduce the negative effects of the surfactants is to use polymerizable surfactants. Application of polymerizable surfactants ensures that the surfactant moiety is bound covalently to the polymer material so that desorption from the polymer particles or migration in the polymer film are impeded. This text concludes the characterization and properties of anionic, noionic, cationic polymerizable surfactants and their applications in emulsion polymerization.

Key words: Polymerizable; Surfactant; Anionic; Noionic; Cationic; Emulsion polymerization