[Article]

www.whxb.pku.edu.cn

电化学方法在钛表面制备 Co- YSZ/ HAp 纳米复合涂层

王周成^{1*} 黄龙门¹ 唐 毅¹ 倪永金¹ 林昌健²

(厦门大学化学化工学院¹材料科学与工程系;²化学系,厦门 361005)

摘要 采用复合电沉积和电泳沉积两步法在钛基体上制备了 Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层, 与只采用电泳沉积法 在钛基体上制备纳米 HAp 单一涂层进行了比较研究. 采用场发射扫描电镜、X 射线衍射和能量散射谱对复合涂 层的微观形貌, 纳米 HAp 外层表面形貌, 晶相, 复合涂层的断面形貌及元素组成分布进行分析研究. 通过粘结-拉伸实验测定了涂层与基体的结合强度, 结果表明, Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层与钛基体的结合强度明显高于 纳米 HAp 单一涂层与钛基体的结合强度, 说明复合涂层具有更好的力学性能.

关键词: 电泳沉积, 复合电沉积, 纳米复合涂层, 羟基磷灰石(HAp), 氧化钇稳定二氧化锆(YSZ), 钴 中图分类号: O646

Preparation of Co-YSZ/HAp Nano-composite Coating on Ti Substrate by Electrochemical Method

WANG, Zhou-Cheng^{1*} HUANG, Long-Men¹ TANG, Yi¹ NI, Yong-Jin¹ LIN, Chang-Jian² (¹Deptement of Materials Science and Engineering, ²Department of Chemistry, Xiamen University, Xiamen 361005, P. R. China)

Abstract Co-YSZ/HAp nano-composite coating and nano-HAp single coating were deposited on Ti substrate using the combination of electrocodeposition and electrophoretic deposition, and electrophoretic depositions, respectively. Surface and cross section morphologies of the coatings were observed by scanning electron microscope. Element distribution and crystal phase of the coatings were analyzed by energy dispersive spectrum and X-ray diffraction. The adhesive strength of the coating and Ti substrate was determined by shear strength testing. The results indicate that the adhesive strength of Co-YSZ/HAp nano-composite coating and Ti substrate is higher than that of nano-HAp single coating and Ti substrate. It shows that Co-YSZ as an interlayer reduces the mismatch of the thermal expansion coefficients between HAp and titanium and Co-YSZ/HAp nano-composite coating has better mechanical properties.

Keywords: Electrophoretic deposition, Combination of electrocodeposition, Nano-composite coating, Hydroxyapatite(HAp), Yttria stabilized zirconia(YSZ), Cobalt

羟基磷灰石(hydroxyapatite, 简称 HAp)的化学 式为 Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂, 是人体和动物的骨骼及牙齿 的主要无机成分, 具有良好的生物相容性和生物活 性, 并能和周围的骨组织形成骨性键合^[1]. 但纯 HAp 为脆性材料, 限制了它在人体负载部位的使用. 钛 及钛合金等金属材料由于重量轻、强度高、韧性好 和优良的加工性能, 又有一定的生物相容性, 长期 以来一直被人们用作骨骼植入和修复的主要材料 之一.但金属材料植入人体后,长期在体液环境中 服役会导致金属的表面腐蚀,甚至使金属离子进入 肌体组织而游离出来,产生肌体组织变质、生物相 容性差等问题^[2].为了改进生物材料的性能,结合金 属材料的强度和韧性等力学性能和 HAp 的生物活 性和生物相容性,采用有效方法在钛及钛合金等金

Received: November 7, 2005; Revised: January 9, 2006. Correspondent, E-mail: zcwang@xmu.edu.cn; Tel: 0592-2183904. 国家自然科学基金(20573086, 200273055)和福建省自然科学基金(E0210004)资助项目

 $\textcircled{C}\mbox{Editorial office of Acta Physico-Chimica Sinica}$

属表面涂覆生物活性 HAp 涂层, 已成为目前研究的 热点. 制备 HAp 涂层的方法有等离子喷涂法^[3]、离子 束沉积法^[4]、激光熔覆法^[5]、爆炸喷涂法^[6]、电化学 法四、溶胶-凝胶法图、仿生溶液生长法图等. 按照工艺 条件,这些方法主要可分为条件苛刻和条件温和两 类.前者由于工艺中涉及到高温溅射、喷涂等条件, 所得涂层的机械性能、结合强度一般也相对较高,但 高温溅射、喷涂等工艺条件会造成涂层化学成分的 改变、分解及相变等,导致涂层生物性能的恶化.条 件温和的涂层制备方法因其成本低、操作简单、形貌 成分可控等优势日益受到重视.条件温和的方法中, 溶胶-凝胶法、仿生法和电化学法(电化学沉积和电 泳沉积)应用比较多.

采用电化学方法在金属表面沉积 HAp 生物活 性涂层,具有简单易行、控制方便、条件温和、环境友 好等优点.然而,电化学方法制备的生物活性涂层与 基体金属间的结合力不够强,成为阻碍电化学方法 制备生物活性涂层材料实用化关键的技术问题之 一^[10]. 如何提高电化学方法制备的生物活性涂层与 基体金属间的结合力,进一步改善复合涂层材料的 生物活性,是当前生物医学材料研究领域面临的一 个重要任务和研究热点[11-12]. Wang 等[13]提出了一种 可以在金属和陶瓷衬底原位沉积金属/陶瓷和陶瓷/ 陶瓷多层纳米复合涂层材料的电化学新方法,该方 法综合了复合电沉积(ECD) 和电泳沉积(EPD)这两 种电化学沉积技术的特点,可在形状复杂和表面多 孔的基体上制备均匀的多层复合涂层[1415].本研究针 对电化学方法制备的 HAp 涂层材料面临的涂层-基 体界面结合问题,在基体与涂层间引入过渡层,以提 高涂层与基体间的结合强度. 在前期工作中我们曾 用电泳沉积法在钛基体与HAp涂层之间引入氧化钇 稳定二氧化锆(yttria stabilized zirconia, 简称 YSZ), 结果表明,选用 YSZ 作为中间层,其热膨胀系数 (10.7 ×10⁻⁶ ⁻¹)介于钛基体(8.2 ×10⁻⁶ ⁻¹)和 HAp 涂 层 (13.6 x10⁶⁻¹) 之间, 充当了桥梁的作用, 从而在 热处理过程中改善了钛基体与 HAp 涂层的结合强 度,但由于 YSZ 为非金属陶瓷材料,与金属基体的 物理化学性能仍不够匹配.因此本研究先在钛基体 上复合电沉积 Co-YSZ 中间层, 在钛基体与 HAp 外 层之间引入金属与非金属固体微粒复合的过渡镀 层,使中间过渡更为合理,以缓和钛基体与 HAp 外 层之间界面物理化学性能的差异,减缓应力集中,提 高钛基体与 HAp 外层的结合强度; 然后在此过渡镀

实验部分 1

1.1 复合电镀前钛表面的预处理

工业纯钛板加工成 10 mm x10 mm x2 mm 大小 的样品,用水磨砂纸由粗到细(320#→500#→800#→ 1200#)打磨到钛板表面无划痕,用去离子水和丙酮 超声清洗.

为了提高复合电镀层与钛基体的结合力, 钛表 面的预处理是关键工艺,否则由于钛表面氧化膜的 影响,复合镀层容易脱落.因此,对打磨好的钛板进 行除油脱脂、刻蚀、活化等预处理.先用化学除油法 除油,除油液为 50 g·L¹ NaOH、30 g·L¹ Na₂CO₃、10 g·L⁻¹Na₃PO₄·5H₂O、15 g·L⁻¹Na₂SiO₃和少量OP(聚乙 二醇辛基苯基醚)乳化剂的混合物,处理温度为80~ 90 ,时间20 min. 然后用化学侵蚀法(1 mol·L⁻¹氢 氟酸、2 mol·L⁻¹盐酸、45 g·L⁻¹ 氟化钠混合液)室温下 处理1 min. 最后在活化液(5 mol·L⁻¹盐酸、0.02 mol· L⁻¹TiCl₃混合液) 中室温下浸泡30 min. 以上预处理 每一步骤之后均须在室温下用去离子水清洗.

1.2 涂层的制备

涂层的制备在室温下进行.将预处理后的钛板 先复合电镀上一层过渡镀层,本实验选用适量的 YSZ(平均粒径为 0.1 µm)作为不溶性微粒, 通过机 械搅拌分散于钴的电镀液中.复合电镀液的配方为 $300 \text{ g} \cdot \text{L}^{-1} \text{ CoSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$, $30 \text{ g} \cdot \text{L}^{-1} \text{ CoCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$, $40 \text{ g} \cdot \text{CoCl}_2 \cdot 6\text{H}_2 \cdot \text{COC}_2 \cdot 6\text{H}_2 \cdot \text{COCl}_2 \cdot \text{COC$ L⁻¹ H₃BO₃、50 g·L⁻¹ YSZ, 用氨水调节 pH 值为 4.以 钛板为阴极, 铂片为阳极, 在上述复合镀液中控制不 同的电流密度进行复合电沉积 (此过程中始终以 180 r min⁻¹ 的速率机械搅拌). 复合电镀完成后立即 用去离子水冲洗样品,晾干后于 120 烘 2 h. 然后 在过渡镀层上电泳沉积纳米 HAp 涂层, 以钛板为阴 极,圆筒形不锈钢(直径为4cm)为阳极,纳米 HAp 粉末^[16](颗粒形状呈棒形,长度为50~60 nm,宽度为 20~30 nm)超声分散于无水乙醇中(4g·L⁻¹HAp), 以 稀硝酸调节 pH 值为 5, 用直流电进行沉积, 电压为 30 V,时间为1~2 min,钛板的面积为1 cm².

为了进行涂层结合强度的对比实验,本实验在 上述同样预处理过的钛板上电泳沉积纳米 HAp 单 一涂层. 以钛板为阴极, 圆筒形不锈钢(直径为4cm) 为阳极,在上述电泳液中进行电泳沉积,电压为30 V,时间为1~2min,钛板的面积为1cm².

上述两种涂层晾干后, 氩气气氛保护下, 分别加 热至 800、850、900 热处理使涂层致密化. 升温速 率为 3 ·min⁻¹, 在上述温度下保温 1 h, 再以 1 · min⁻¹降温速率降至室温.

1.3 仪器

样品的表面和截面形貌表征采用 LEO 1530 型 场发射扫描电子显微镜 (FE-SEM, 德国 LEO 公司); 涂层的元素组成表征采用扫描电镜附带的能量散射 光谱仪(EDS, 英国 Oxford 公司)表征; 涂层的晶体结 构测试采用 Panalytical X 'pert X 射线衍射仪(XRD, 荷兰 Philips 公司).

1.4 涂层结合强度测试

结合强度实验依据ASTM-F1044进行(如图1所示),在剪切力的作用下,利用强度很高的粘结剂 将涂层剥离下来^[17].具体方法:用粘结剂 (FM 1000 Adhesive Film,美国 Cytec Fiberite 公司)夹在涂层和 无涂层的钛板之间,受力面积为1 cm².同时做空白 钛板的测试以得到粘结剂的结合强度.将试样夹住, 在烘箱中于165 下烘2h,使粘结剂熔融固化,每 组做三个平行样品.粘结-拉伸测试实验在 WDS-5 型电子万能实验机(天水红山实验机厂)上进行,施 加最大拉力为5 kN,拉伸速率为1.0 mm·min⁻¹.

2 结果与讨论

2.1 电流密度对复合镀层形貌的影响

在复合电沉积过程中,复合电镀液的组成、搅拌 速率、pH 值、温度、电流密度等对复合镀层的性能都 有一定的影响.复合镀液中 YSZ 的含量越高,所得 复合镀层中 YSZ 的复合量也越高.合适的搅拌速率 是制备均匀复合镀层的前提条件之一,实验中始终 以 180 r·min⁻¹的速率机械搅拌复合电镀液,使 YSZ 微粒达到悬浮平衡,以克服沉降和团聚,并使微粒持 续不断地靠近阴极,在阴极维持一定的时间以便被



HAp: hydroxyapatite

沉积金属 Co 埋没而嵌入在镀层中, 形成 Co-YSZ 复合镀层. 复合镀液中加入了硼酸作为缓冲剂, 使复 合镀液在复合电沉积过程中维持比较恒定的 pH 值. 温度主要影响复合电沉积过程的沉积速率, 本实验 中复合镀层制备在室温下进行.

电流密度大小对复合镀层的形貌有很大影响. 图 2 为不同电流密度下复合电沉积 30 min 所得 Co-YSZ 复合镀层的 SEM 图. 当电流密度为 10 mA·cm⁻²时,复合镀层中的 Co呈叶片结构, YSZ 微 粒团聚分布在 Co 镀层中; 当电流密度为 30 mA· cm⁻²时,复合镀层中的 Co 呈柱锥状结构, YSZ 微粒 弥散在 Co 镀层中, 团聚现象减少, 分布趋于均匀. 在不同电流密度下,复合镀层中的 Co 呈不同结构, 是因为在电沉积的过程中,电流密度不同,Co的电 结晶生长取向不同.在电流密度相对较低时,Co的 电结晶生长主要采取侧向生长模式, 故表面颗粒大 都呈现叶片状结构; 而在较高电流密度下, Co 的电 结晶生长主要采取向上生长模式,表面颗粒形状逐 渐变为柱锥状结构,由图2可见,在电流密度较大的 情况下,复合镀层中 Co和 YSZ 微粒的分布较为均 匀,因此采用电流密度为 30 mA·cm⁻² 时制备的 Co-YSZ 复合镀层作为电泳沉积纳米 HAp 外层的过渡 层.

2.2 热处理温度对纳米 HAp 涂层的影响



图 2 不同电流密度下 Co-YSZ 复合镀层的表面形貌图 Fig.2 SEM images of the surface morphology of Co-YSZ codeposition coatings at different current densities (a) 10 mA · cm⁻²; (b) 30 mA · cm⁻²





在热处理的过程中, 微粒之间由于表面熔化而 相互连接, 使得陶瓷本身致密化以及与钛基体相互 扩散, 从而获得具有一定结合强度的涂层. 为了得到 满意的结合强度, 需要较高的热处理温度, 但这会导 致基底金属的性能劣化(相变和晶粒长大)以及 HAp 的相变和分解. 钛有密排六方和体心立方两种不同 的结晶形态, 低于 882 是稳定的密排六方结构, 高 于 882 转变为亚稳定的体心立方. 纯 HAp 一般在 1250~1450 温度范围内发生分解^[18], 如果HAp中存 在其它纤维或颗粒会使其分解温度降为 950~1150

^[19]. 因此, 为了最大限度地减少 HAp 的分解和基体金属性能的劣化, 热处理温度不应超过 1000 .

在上述制备的 Co-YSZ 复合镀层上电泳沉积纳 米 HAp 外层, 电压为 30 V, 时间为 1 min. 图 3 为未 经热处理和分别在 Ar 气氛保护下经 800、850、900

热处理的 Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层的表面形貌 图. 从图 3 可以看出,复合涂层经过不同的温度热处 理,形成的表面微观形貌差别很大.由未热处理涂层 表面的 SEM(图3a)可以看到,坯体中 HAp 颗粒尺寸 与原 HAp 粉体一样,颗粒有一定程度团聚,但颗粒 间彼此没有相互粘接.当热处理温度为 800 时(图 3b),烧结程度较低,晶粒发育不完整,晶粒之间有一 定程度粘接,小气孔较多,涂层尚未致密化.当热处 理温度为 850 时(图 3c),烧结程度明显提高,晶粒 之间相互粘接,小气孔减少,晶粒发育较为完整,具 有纳米结构,涂层开始致密化.当热处理温度为 900

时(图 3d),涂层致密度进一步提高,晶粒之间粘接 紧密,气孔很少,晶粒发育完整,但仍具有纳米结构. 纳米 HAp 单一涂层的热处理条件和结果与此相同.

本实验中,在 850 即可实现纳米 HAp 涂层的 致密化,同目前有关文献中一般使用的温度(1000

)相比^[20],烧结温度大为降低,这得益于纳米 HAp 粉末巨大的表面效应. Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层 中由于纳米 HAp 颗粒所具有的巨大比表面积、高活 性等特异性能,使得在较低烧结温度下(900)热 处理就能保证涂层的完整结合,且可最大限度地减 少表面 HAp 涂层的分解.因此,通过低温烧结工艺 的优化,使外层 HAp 保持纳米结晶特征,可以有效 地保证涂层的生物活性和生物稳定性.

图 4 为 850 热处理前后 Co-Y SZ/HAp 纳米复 合涂层表面 XRD 衍射谱. 由图 4 可见, 热处理前纳 米HAp的XRD衍射峰存在宽化现象(图4a), 而热处理 后 HAp 的 XRD 衍射峰仍然存在一定的宽化现象 (图 4b), 说明热处理并没有改变 HAp 的晶体结构和 化学成分, 热处理后的 HAp 涂层也具有纳米结构, 这与 SEM 观测结果是一致的.





- 图 4 热处理前后 Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层表面 XRD 图谱
- Fig.4 XRD patterns of the surface of Co-YSZ/HAp nano-composite coatings (a) unsintered; (b) sintered at 850
- 2.3 复合涂层断面形貌和元素组成分析

图 5 为 850 热处理后 Co-YSZ/HAp 纳米复合 涂层的断面 SEM 图. 由图可见, 复合涂层界面间没 有裂纹, 内层与钛基体结合紧密, 且存在一个明显的 过渡区, 由致密内层过渡到多孔外层. 复合电镀层缓 和了 HAp 外层与钛基体间的膨胀系数失配现象, 明





- 图 5 850 热处理后 Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层的断 面形貌图
- Fig.5 SEM image of the cross section morphology of Co-YSZ/HAp nano-composite coating after sintered at 850 a) HAp; b) interface between HAp layer and Co-YSZ layer;

c) Co-YSZ layer; d) interface between Co-YSZ layer and Ti substrate

显改善了涂层与基体之间的结合.

图 6 为 850 热处理后 Co-YSZ/HAp 纳米复合 涂层的断面 EDS 测试结果,图 6a ~图 6d 分别对应 图 5 中a ~d的相应位置.由图6可见,复合涂层的外层



图 6 850 热处理后 Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层的断面 EDS 谱

Fig.6 EDS patterns of the cross section of Co-YSZ/HAp nano-composite coating after sintering at 850 a) HAP; b) interface between HAp layer and Co-YSZ layer; c) Co-YSZ layer; d) interface between Co-YSZ layer and Ti substrate(as shown in Fig.5)

成分为Ca, P、O峰 (图6a), 并无其它元素峰, 说明是纯 HAp层; 两层交界处则有Ca, P、O、Zr、Co、Ti峰(图6b), 是中间过渡区; 中间过渡区向内Co和Zr峰逐渐增强, 而Ca, P、O峰均有不同程度的减弱或消失(图 6c), 说 明是 Co-YSZ 复合电镀层; 内层与钛基体界面处则 有 Ti、Zr、Co、O峰, 以 Ti 峰为主(图 6d), 从而实现了 由 Co-ZrO₂ 内层向纳米 HAp 外层的成分过渡. 这种 纳米复合涂层的致密内层提高了涂层与基体间的结 合强度, 而多孔纳米 HAp 外层可提高涂层的生物活 性. 有关纳米 HAp 复合涂层材料的生物活性研究正 在进行中.

2.4 复合涂层和 HAp 单一涂层结合强度比较

850 热处理后 Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层和 纳米 HAp 单一涂层(涂层厚度均约为 100 μm)的粘 结-拉伸实验结果表明, 纳米 HAp 单一涂层的结合 强度为(11.05 ±1.89) MPa; Co-YSZ/HAp 纳米复合涂 层的结合强度为(19.45 ±1.36) MPa; 纯粘结剂的结合 强度为(45.32 ±3.57) MPa; 涂层的脱落位置均在涂层 与钛基体的界面处发生. 实验结果表明, 将 Co-YSZ 作为钛基体与纳米 HAp 涂层的过渡层, 可以缓和钛 基底与纳米 HAp 涂层之间界面物理化学性能的差 异, 特别是热膨胀系数的差值, 减缓涂层内部的热应 力, 从而提高了钛基底与 HAp 涂层间的结合强度.

3 结 论

采用复合电沉积和电泳沉积两步法在钛表面沉 积了 Co-YSZ 复合过渡层和纳米 HAp 外层. 在复合 电沉积过程中,当电流密度为 10 mA·cm⁻²时,复合 镀层中的 Co呈叶片结构,YSZ 微粒团聚分布于 Co 镀层中;当电流密度为 30 mA·cm⁻²时,复合镀层中 的 Co呈柱锥状结构,YSZ 微粒均匀弥散在 Co 镀层 中,团聚现象减少.以无水乙醇为分散剂,电泳沉积 电压为 30 V,沉积时间为 1 ~2 min,在 Co-YSZ 复合 过渡层上得到均匀的纳米 HAp 外层.在 Ar 气氛保 护下经过 850 热处理,得到由 Co-YSZ 复合而成 的致密内层和有一定气孔的纳米 HAp 外层组成的 Co-YSZ/HAp 纳米复合涂层与钛基体的结合 强度由(11.05 ±1.89) MPa 提高到(19.45 ±1.36) MPa, 表明将 Co-YSZ 作为过渡层,缓和了钛基底与 HAp 涂层之间界面物理化学性能的差异, 减缓应力集中, 提高了钛基底与 HAp 涂层的结合强度.

References

- 1 Kokubo, T.; Kim, H. M.; Kawashita, M. Biomaterials, 2003, 24 (13): 2161
- 2 Ramakrishna, S.; Mayer, J.; Wintermantel, E.; Loeng, K. W. J. Composites Science and Technology, 2001, 61(9): 1189
- 3 Ding, S. J.; Ju, C. P.; Lin, J. H. C. J. Mater. Sci.: Mater. Med., 2000, 11(3): 183
- 4 Cui, F. Z.; Luo, Z. S.; Feng, Q. L. J. Mater. Sci.: Mater. Med., 1997, 8(7): 403
- 5 Antonov, E. N.; Bagratashvili, V. N.; Ball, M.; Downes, S.; Grant, D. M.; Howdle, S. M.; Krotova, L. I.; Lo, W. J.; Popov, V. K. Key Engineering Materials, 2001, 192-195(22-26): 107
- 6 Ziya, E. E. J. Biomedical Materials Research, 1999, 48(6): 861
- 7 Wang, Z. C.; Chen, F.; Huang, L. M.; Lin, C. J. J. Materials Science, 2005, 40(18): 4955
- 8 Milella, E.; Cosentino, F.; Licciulli, A.; Massaro, C. Biomaterials, 2001, 22(11): 1425
- 9 Layrolle, P.; van der Valk, C.; Dalmeijer, R.; van Blitterswijk, C.
 A.; de Groot, K. Key Engineering Materials, 2001, 192-195 (22-26): 391
- Wei, M.; Ruys, A. J.; Milthorpe, B. K.; Sorrell, C. C.; Evans, J. H. J. Sol-Gel Science and Technology, 2001, 21(1-2): 39
- Cheng, X. L.; Filiaggi, M.; Roscoe, S. G. Biomaterials, 2004, 25 (23): 3595
- Xiao, S. F.; Liu, R. F; Zheng, Y. Z. Materials Letters, 2005, 59 (13): 1660
- Wang, Z. C.; Shemilt, J. E.; Xiao, P. Scripta Materialia, 2000, 42 (7): 653
- 14 Wang, Z. C.; Xiao, P.; Shemilt, J. E. J. European Ceramic Society, 2000, 20(10): 1469
- 15 Wang, Z. C.; Shemilt, J. E.; Xiao, P. J. European Ceramic Society, 2002, 22(2): 183
- Chen, F.; Wang, Z. C.; Lin, C. J. Materials Letters, 2002, 57(4): 858
- 17 Liu, J. Q.; Luo, Z. S.; Cui, F. Z. J. Biomedical Materials Research, 2000, 52(1): 115
- 18 Gao, B.; Yue, G. Z.; Qiu, Q.; Cheng, Y.; Shimoda, H.; Fleing, L.; Zhou, O. Adv. Mater., 2001, 13(23): 1770
- Ruys, A. J.; Brandwood, A.; Milthorpe, B. K.; Dickson, M. R.;
 Zeigler, K. A.; Sorrell, C. C. J. Mater. Sci.: Mater. Med., 1995, 6 (5): 297
- 20 Ma, J.; Wang, C.; Peng, K. W. Biomaterials, 2003, 24(20): 3505