

玻璃基生物骨水泥内部纳米羟基磷灰石的形成研究*

付 强, 周 萁, 黄文崑, 王德平, 张丽英

(同济大学 材料科学与工程学院, 上海 200092)

摘 要: 以 $\text{CaO-SiO}_2\text{-P}_2\text{O}_5$ 系统生物玻璃和磷酸铵调和液混合制得玻璃基生物骨水泥(GBC), 利用 XRD、FTIR 和 SEM 对 GBC 的产物晶相、化学组成和内部显微结构进行了分析, 并对其力学性能进行了测试。实验结果表明, 随着浸泡时间的增加 GBC 中的玻璃相逐步向羟基磷灰石(HAP)微晶转化, 生成的磷灰石为弱结晶度的类骨状碳酸羟基磷灰石微晶, 这些微晶主要分布于玻璃粉末的界面之间, 端面尺寸在 30 ~ 50nm, 这表明 GBC 中所生成的 HAP 晶体与人体骨有很大的相似性, 因而会具有良好的生物活性。对力学性能测试的结果表明, 随着浸泡时间的增加 GBC 的抗压强度逐步增加, 在 30 天时可达到 80MPa。因而 GBC 不仅具有良好的生物活性, 而且具有一定的力学强度。

关键词: 玻璃基生物骨水泥; 类骨状羟基磷灰石; 生物活性

中图分类号: TQ172.79 **文献标识码:** A

文章编号: 1001-9731(2004)03-0376-03

1 引 言

近年来, 骨水泥作为一种优良的骨粘结修复材料的研究和开发已经引起了人们的广泛重视。传统的聚甲基丙烯酸甲酯(polymethylmethacrylate, PMMA)骨水泥由于生物相容性差, 降解产物对人体有害^[1], 因而已逐渐为具有生物活性的无机骨水泥材料所取代。自固性磷酸钙骨水泥(calcium phosphate cement, CPC)和玻璃基生物活性骨水泥(glass based bone cement, GBC)由于具有良好的生物相容性和一定的力学强度已成为目前主要研究的替代材料。CPC 由于力学性能较差, 因而国外的研究多集中于生物玻璃粉末与 PMMA、BIS-GMA 树脂等溶剂复合以获得较高的力学性能^[2,3], 但对单纯玻璃基骨水泥的内部显微结构和性能的研究报道尚不多见。本文对由 $\text{CaO-SiO}_2\text{-P}_2\text{O}_5$ 系统生物玻璃所制得的玻璃基生物骨水泥系统内部的显微结构进行了观察, 并对其生物活性机理进行了研究, 为进一步研究和开发生物活性骨水泥在临床的应用奠定理论基础。

2 实验方法

2.1 材料的制备

2.1.1 玻璃粉末的制备

由于 $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ 晶体具有比较好的水硬性, 而 CaSiO_3 晶体机械强度较大, 因此可参照二者的组成来设计玻璃成分, 同时兼顾制备工艺和最终的材料性能, 确定表 1 的基玻璃化学组成。将其配合料在 1500 ~ 1550℃ 熔制 4 ~ 6h, 随后淬冷; 将制得的玻璃, 经球磨粉碎至 1 ~ 5 μm , 供实验用。

表 1 基玻璃的化学组成

Table 1 Chemical compositions of based glass (wt%)

SiO_2	P_2O_5	CaO
25 ~ 35	15 ~ 25	40 ~ 50

2.1.2 试样制备

将玻璃粉末与磷酸铵调和液按照固液比为 0.45g/ml, 调配成浆体状, 制成 7mm × 7mm × 12mm 方块体试样, 置于温度为 37℃、湿度为 95% 的 302A 型调温调湿箱中养护 1h, 然后取出浸泡在 37℃ 的人体模拟体液(simulated body fluid, SBF)中, 每 24h 更换 SBF。与不同的时间将试样取出, 供实验用。

2.2 Ca^{2+} 溶出量测定

利用 EDTA 法对不同浸泡时间骨水泥的 Ca^{2+} 溶出量进行测定。

2.3 红外吸收光谱分析

利用 FTS-40 BIO-RAD 型傅立叶红外光谱仪(FTIR, FTS-40 BIO-RAD)对在 SBF 中浸泡不同时间的 GBC 化学组成进行了分析。

2.4 X 射线衍射分析

分别将在 37℃ 的 SBF 中浸泡 7、15 和 30 天的 GBC 的试块干燥、粉碎, 利用 D/max 2550v 型 X 射线衍射仪, 对粉末试样进行晶相分析。

2.5 扫描电镜分析

对在 37℃ 的 SBF 中浸泡 7、15 和 30 天的 GBC 块状试样, 利用 JSM-6700F 型场发射扫描电镜对显微结构分别进行观察。

2.6 抗压强度测量

将 GBC 的 7mm × 7mm × 12mm 的块体在 37℃ 的 SBF 中分别浸泡 7、15 和 30 天后, 在试样仍保持湿润的状态下, 用万能材料测试机进行抗压强度测试。

3 结果和讨论

3.1 GBC 的晶相分析

在实验所用玻璃粉末的成分设计中, 网络形成氧化物 SiO_2 与 P_2O_5 中阳离子相近, $[\text{SiO}_4]^{4-}$ 和 $[\text{PO}_4]^{3-}$ 两种四面体结构共同组成玻璃结构的骨架, 而 Ca^{2+} 分布于网络体间隙之间。在玻璃成分中, 大量引入的网络体外阳离子和 $\text{P}=\text{O}$ 不饱和键的存在使得磷氧四面体和硅氧四面体容易分离, 这样玻璃分离成富磷相和富硅相^[4,5]。而且 P^{5+} 具有比 Si^{4+} 更高的场强 Z/a^2 (分别为 2.1 和 1.5), 这就使大量的 Ca^{2+} 聚集在 P^{5+} 的周围形成钙磷相。在玻璃粉末中, 富磷相和富硅相结合薄弱, 因而当玻璃粉

* 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(50272041); 上海市科委纳米专项发展基金资助项目(0144NM064)

收稿日期: 2003-07-14 通讯作者: 周 萁

作者简介: 付 强 (1980-), 男, 山东济宁人, 在读硕士, 师承周萁副教授, 主要从事生物材料研究。

未受到体液作用时很容易水解。此外玻璃粉末粒度较小(1~5 μm)比表面积非常大,也有利于玻璃粉末的水解,于是,GBC中 Ca^{2+} 的溶出量随着浸泡时间的增加而逐步增大(见图1)。

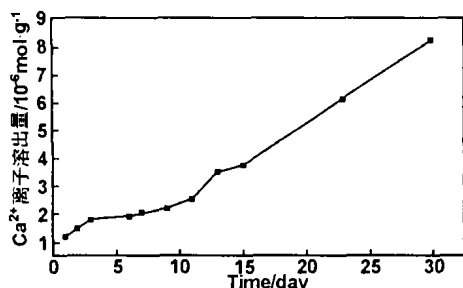


图1 钙离子溶出量随浸泡时间的变化

Fig 1 Changes in the calcium content dissolved from GBC

由于 Ca^{2+} 从GBC中溶出进入溶液而使玻璃表面 SiO_2 相对含量增高。同时在调和液和SBF的水化作用下,其网络结构很容易解离。于是网络中的 $\text{Si}-\text{O}-\text{Si}$ 键被瓦解打断,在玻璃表面形成结构疏松的含水硅酸凝胶层($\text{Si}(\text{OH})_4 \cdot n\text{H}_2\text{O}$)。这些凝胶层的聚合反应又会在玻璃表面上形成一富含 SiO_2 的多孔胶体层^[6,7]。从GBC的FTIR图谱(见图2)中可以看出,谱线中位于 464cm^{-1} 的峰表示了 $\text{O}-\text{Si}-\text{O}$ 变形振动,可以判断在GBC中形成了富含 SiO_2 的胶体层。

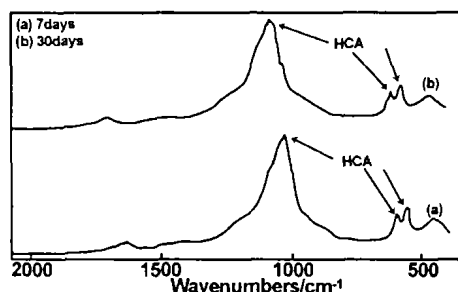


图2 不同浸泡时间GBC的FT-IR图谱

Fig 2 FT-IR spectra of GBC samples of different immersion time

这一多孔胶体层为晶核的形成提供了良好的生长界面。于是在玻璃粉末表面不断析出的 Ca^{2+} 与调和液中的 HPO_4^{2-} 作用,在 SiO_2 胶体层上聚集形成 $\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$ 无定形层。在 37°C 和 pH 为7.4的介质条件下,磷灰石化合物的溶解度最小^[8],在此条件下,即使 Ca^{2+} 和 HPO_4^{2-} 形成其它磷酸盐也是处于不稳定状态,会重新溶解。因此SBF中 CO_3^{2-} 等离子的掺杂及富含 $\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$ 层的脱水、聚合和晶化作用,使得该层最终形成结晶态的含有碳酸根的HAP层。

从图2所示的GBC不同浸泡时间的FTIR图谱可以看出,在7天和30天时所形成的HAP微晶均为含有 CO_3^{2-} 的碳羟基磷灰石(HCA)。谱线中位于 560cm^{-1} 及 602cm^{-1} 的峰均对应结晶态 $\text{P}-\text{O}$ 键的弯曲振动,而 1080cm^{-1} 处的较强峰为 $\text{P}=\text{O}$ 双键的伸缩振动峰,这是HCA形成的标志^[9]。GBC由于浸泡于SBF中,因而溶液中的 CO_3^{2-} 易于通过 $\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$ 无定形层掺杂到HAP晶体中,从而形成了HCA。从HCA特征峰的高度可知,30天时的GBC比7天时具有更高的生物活性。这表明随着浸泡时间的增加,GBC的生物活性也随之增强。

从在SBF中浸泡不同天数的试样进行的X射线衍射分析结果(见图3)可以看出,随着浸泡时间的增加,GBC中无定型的

玻璃相逐渐减少,而晶体的含量逐渐增多。图3中GBC的数据摘自参考文献[10]。

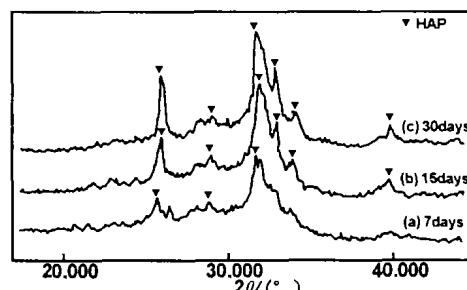


图3 不同浸泡时间的GBC的X射线衍射图

Fig 3 XRD patterns of GBC samples of different immersion time

从图3中可以看出,随着浸泡时间的增加,GBC中HAP衍射峰强度逐渐增加,且峰趋向于变窄。在7天时已经观察到有一定的HAP生成,但是同时也可以看出GBC的一些衍射峰强度比较小,峰也比较宽,说明HAP的晶体还不多,发育不完善,晶形较小。随着浸泡时间达到15天和30天,GBC中HAP晶体的发育会逐步完善。在GBC中,玻璃粉末水化,会在玻璃粉末表面形成一个多孔的 SiO_2 胶体层,SBF溶液中的 Ca^{2+} 和 HPO_4^{2-} 通过这一胶体层,在适当的温度和 pH 的条件下,最终生成HAP。随着浸泡时间的增加,玻璃粉末中的 Ca^{2+} 和 HPO_4^{2-} 溶解的量也会增多,于是HAP晶体长大,日趋完善,使HAP晶体逐步发育完善,其衍射峰也相应的变窄变锐。

从3个衍射图谱中衍射峰的尖锐程度可以判断,GBC中所形成的HAP晶体属于弱结晶结构。比较3个衍射图谱可以发现,随着浸泡时间的增加,(300)晶面($2\theta = 32.9^\circ$)衍射峰强度有所增加,峰呈尖锐化趋势,而(002)晶面($2\theta = 25.8^\circ$)衍射峰强度增加相比而言,则更加显著,呈明显的尖锐化趋势也更加明显,这表明随着浸泡时间的增加GBC中的HAP晶体存在着向完善的柱状晶体转化的趋势。

已有研究表明^[11]在人体骨中所存在的生物HAP是一种细针状晶体,直径约数十纳米,为弱结晶和非化学计量比的晶体,含有 CO_3^{2-} 等基团。从GBC的XRD和FT-IR图谱可以分析得出,GBC中所形成的HAP晶体为弱结晶特征且部分含有 CO_3^{2-} 的碳羟基磷灰石,这无疑使得GBC具有良好的生物活性。

3.2 GBC显微结构分析

利用扫描电镜对在SBF中浸泡不同时间的GBC块状试样内部结构进行了分析,结果如图4所示。研究表明^[12,13],在玻璃或陶瓷的表面所生成的具有生物活性的类骨状羟基磷灰石是材料具有生物活性从而与人体骨结合的重要前提。因而GBC在体外模拟液的浸泡过程中是否有类骨状HAP的生成也是其是否具有生物活性的一个重要标志。

将7天和15天、30天的SEM照片(见图4(a)、(b)、(c))比较可以看出,15天和30天的玻璃粉末表面形貌和7天时明显不同,这表明随着浸泡时间的增加,玻璃粉末所受到的侵蚀也进一步加剧,玻璃粉末水解增多,从而使得玻璃粉末表面形貌发生改变。

从图4中还可以看出,在7天时,GBC中存在着大量的玻璃相(见图4(a)),仅观察到在玻璃颗粒表面生成了少量的细小微粒(见图4(d)),结合前面的XRD结果(见图3(a))可以判定,

这些细小的微粒为 HAP。从图 4(d) 中同时也可以看出这些晶体基本为球状颗粒, 其尺寸主要分布在 30 ~ 50nm 之间。此时骨水泥中玻璃块体表明存在着由调和液与玻璃块体反应所产生的无定形 $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$ 层, GBC 只是通过无定形层将各个玻璃块体粘在一起, 其强度较低。在 15 天时, 玻璃颗粒界面之间已经有一定量的柱状颗粒生成(见图 4(e)), 且相对 7 天其发育已较为完善, 从 7 天时的球状颗粒长大成为柱状晶体, 结合前面的 XRD 结果(见图 3(b)), 可以判定判定为 HAP 晶体。从图中可以看出, 在 15 天时 HAP 晶体的端面尺寸并没有发生大的变化, 仍主要分布在 30 ~ 50nm 之间, 而其长度则达到了 100 ~ 200nm。到了 30 天时, GBC 的结构进一步完善, 玻璃体界面之间的空隙已经大为减少(见图 4(c)), 这是由于生成的 HAP 晶体已经填充到其间。从图 4(f) 中可以看出此时 GBC 中已经具有较多数量的 HAP 晶体, 这些晶体的长度进一步增加, 达到 200 ~ 300nm, 而端面尺寸仍维持在 30 ~ 50nm 之间。这些由玻璃块体表面所长出的 HAP 晶体填充到玻璃粉末的界面之间加强了玻璃块体间的连接, 而且还在一定程度上减少了 GBC 中孔隙的数量。

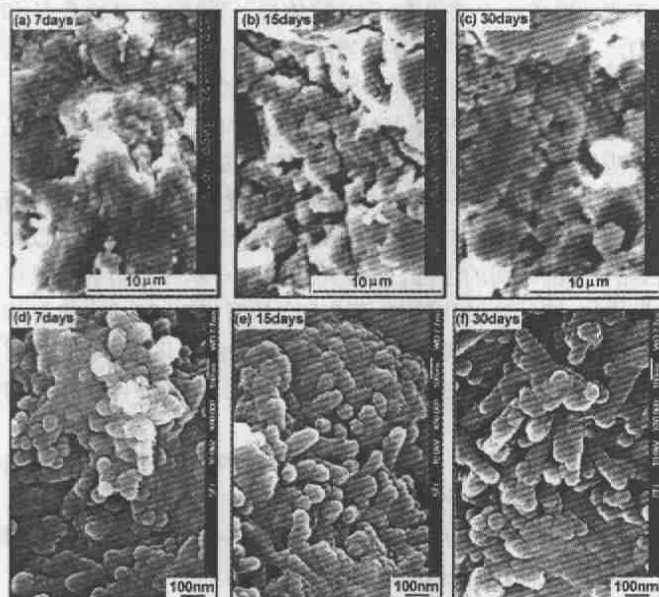


图 4 不同浸泡时间 GBC 的 SEM 照片

Fig 4 SEM of GBC samples obtained for different immersion time

从图 4 中可以看出 GBC 中所生成的 HAP 晶体主要分布在玻璃粉末结合的界面之间, 而且随着浸泡时间的延长, 晶体形貌从 7 天时的粒度在 30 ~ 50nm 的球状晶体(见图 4(d)), 逐步向发育较好的柱状晶体转化。到 30 天时, 在玻璃粉末的界面之间所生成的 HAP 晶体相对比较完善, 呈典型的六方柱状结构, 其端面尺寸分布于 30 ~ 50nm 之间(见图 4(f))。从晶体学的角度考虑, 在玻璃粉末界面之间由于 SBF 和调和液的水化作用使得玻璃粉末水化所产生的 Ca^{2+} 溶解于界面的溶液之中, 从而使得界面中的溶液 Ca^{2+} 浓度过饱和, 于是溶解度最小的 HAP 晶核就易于析出, 而玻璃粉末表面所形成的多孔 SiO_2 胶体层则为这些晶核提供了理想的成核点^[6]。在诱导成核作用下, HAP 晶体在 pH 值 > 7.4 的 SBF 中的析出是一个自发过程。一旦沉积过程发生, 固相将发生自发的自我催化, 于是随着浸泡时间的延长以及 CO_3^{2-} 等离子的掺杂, $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$ 无定形化合物会发生一系

列组成、结构的调整, 最终形成热力学上稳定的碳酸羟基磷灰石。将 7 天和 15 天、30 天的 SEM 图片对照可以看出, GBC 中所生成的 HAP 的端面尺寸没有显著变化, 而长度有所长大。

从 GBC 的 X 衍射图谱(见图 3)中(002)晶面的衍射峰随 GBC 浸泡时间的延长而呈明显的尖锐化而(300)晶面没有显著变化, 以及 SEM 图(见图 4(d)、(e)和(f))中 HAP 晶体端面尺寸变化不明显而长度显著长大的现象可以判断, 随浸泡时间延长在 GBC 中所生成的 HAP 晶体主要沿 c 轴方向的尺寸增长, 而沿 a 轴方向的晶体尺寸则基本不变, 这表明 HAP 晶体是沿晶轴方向生长的, 于是就形成了 SEM 图中所观察到的柱状 HAP 晶体。

可见, GBC 中所生成的 HAP 晶体与人体骨中的生物 HAP 在结晶度、化学组成和形貌等方面具有很大的相似性, 可以看作类骨磷灰石, 具有较好的生物活性。

3.3 抗压强度结果分析

由图 5 可以看出, 随着浸泡时间的增加, GBC 抗压强度逐渐增加。

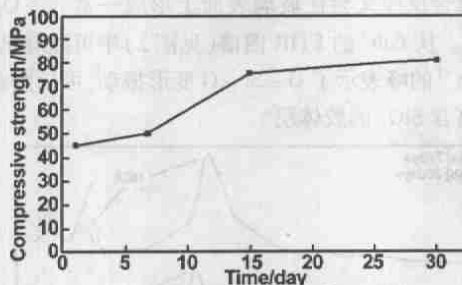


图 5 不同浸泡时间的抗压强度

Fig 4 Compressive strength vs immersion time

这是由于随着浸泡时间的延长, 玻璃粉末水化所生成的胶体层中 HAP 晶体量逐渐增多(见图 3)。反应物由开始的无定形 $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$ 化合物层逐步向交错连接并形成网络状 HAP 晶体转化(见图 4(a)、(b)), 从而使得整个骨水泥结构变得紧密, 减少了玻璃颗粒之间形成的的缝隙数量和尺寸, 从而使抗压强度提高。并且随着浸泡时间的增加, 骨水泥中 HAP 晶体长大并交织排列相互缠结, 填充到玻璃粉末界面的孔隙中(见图 4(f)), 而在它们的周围则分布着的水化胶体层, 将分离的玻璃颗粒通过此胶体层, 连接成一整体, 于是骨水泥结构内部的结合状况有了明显的改善, 空隙减少, 强度得到了进一步提高。

4 结 论

- (1) GBC 在人体模拟液中浸泡 7 天时即有少量羟基磷灰石晶体生成, 并且随着浸泡时间的延长其晶体发育逐步完善。
- (2) GBC 中所生成的磷灰石为弱结晶度的类骨状碳酸羟基磷灰石微晶, 这些微晶主要分布于玻璃粉末的界面之间, 端面尺寸在 30 ~ 50nm, 这使得 GBC 具有良好的生物活性。
- (3) GBC 最终会形成结构致密且具有一定强度的固化产物, 其抗压强度随着浸泡时间的增加逐步增大。

参考文献:

- [1] Malony W J, Jasty M, Rosemberg A, et al. [J]. Bone Joint Surg, 1990, 72B:966-970.

(下转第 382 页)

- [4] Cowie J M G. Alternating copolymers [M]. New York: Plenum Press, 1985. 20-46.
- [5] 公瑞焯, 王洛礼, 刘景民. [J]. 精细化工, 1999, 16(5): 21-24.
- [6] Furusawa K. [J]. Kobunshi, 1991, 40(12): 786-789.
- [7] Kinoshita M, Yuki Y, Miura Y, et al. [J]. Kobunshi Ronbunshu, 1995, 52(1): 33-38.
- [8] Napper D H. [J]. J Colloid Interface Sci, 1970, 33(3): 384-392.
- [9] Yoshioka K, Sakai E, Daimon M, et al. [J]. J Am Ceram Soc, 1997, 80(10): 2667-2671.

The synthesis and properties of comb-shaped copolymers of polycarboxylic acid type used as superplasticizer

GONG Rui-yu¹, LI Jian-rong², ZHANG Hua-feng¹, WANG Luo-li³, QIAO Xue-liang⁴, GUAN Wen-chao⁴

(1. Pharmaceutical School, Tongji Medical College of Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, China;

2. Foundation Medical School, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, China;

3. Hubei Research Institute of Chemistry, Wuhan 430074, China;

4. Department of Materials Science and Engineering Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China)

Abstract: As superplasticizer, a series of comb-shaped copolymers of polycarboxylic acid were synthesized by polyoxyethylene allyl methyl diether (APEO-n), maleic anhydride (MAN), and styrene (St) with different initiators, and esterified with PEO-n. The effects of structure, composition, and dosage of copolymers on cement particles dispersing capability were studied. The results showed that the properties of superplasticizer were effected by the end group, the esterification, the length and density of graft chain. The superplasticizer has excellent dispersing capability as the length of graft chain was 30.

Key words: comb-shaped copolymer of polycarboxylic acid type; esterification; superplasticizer; relationship between structure and property

(上接第 375 页)

- [4] 宋铁诚. [J]. 北京日化, 2000, (4): 18-21. [5] 唐传核, 彭志英. [J]. 肉类研究, 2000, (3): 41-43.
- [6] 张其清, 王淳. [J]. 中国科学基金, 1995, (4): 14-18.
- [7] 欧玉春, 杨锋, 漆宗能. [J]. 高分子学报, 1997, (2): 199-205.

- [8] 张立德, 牟季美. 纳米材料和纳米结构 [M]. 北京: 科学出版社, 2001.
- [9] 范浩军, 李亚, 石碧, 等. [J]. 中国皮革, 2003, 32(1): 23-25.
- [10] 余爱萍, 陈忠伟, 陈雪花, 等. [J]. 材料导报, 2001, 15(12): 38-39.

Protein-SiO₂ organic-inorganic nano-hybrid for new collagen materials

FAN Hao-jun¹, SHI Bi¹, DUAN Zhen-ji²

(1. The Key Lab. of Leather Chemistry and Engineering of Ministry of Education, Sichuan University, Chengdu 610065, China;

2. China Leather and Footwear Industry Institute, Beijing 100016, China)

Abstract: A nano-composition of collagen-SiO₂ organic-inorganic hybrids was prepared by sol-gel process. The result from FT-IR shown that a new chemical bonding occurred resulting from the binding between nano-SiO₂ produced by the hydrolysis of tetraethoxy silane and —C=N— groups of arginine, histidine and tryptophane on the backbone of protein. At the same time, as the condensation reaction of silanol proceed, the pendent hydroxyl groups of protein may partly react with the Si—OH and form a strong inter-reaction between organic and inorganic phase. The size of nano-SiO₂ in protein vary with SiO₂ content and pH value, when the SiO₂ content was low 3% (based on solid content of protein) and pH is about 3.0~3.5, a range of 50~80nm SiO₂ was obtained, and the distribution of inorganic particles-SiO₂ in protein is even, no agglutination can be observed. When the SiO₂ content excess 3% and the hydrolysis of tetraethoxy silane was rapid (pH low 3.0), the size of inorganic particle increase up to above 100nm. In any case, the solubility in water of modified protein decreased while the thermal stability and hydrolytic stability at present of enzyme, acid and alkali increased.

Key words: protein; nano-SiO₂; organic-inorganic hybrid; collagen materials

(上接第 378 页)

- [2] Tamura J, Kwanabe K, Kobayashi M, et al. [J]. Biomed Mater Res, 1996, 30(1): 85-94.
- [3] Shinzato S, Nakamura T, Kokubo T, et al. [J]. Biomed Mater Res, 2001, 56(4): 571-577.
- [4] Voggel W. 玻璃科学技术前沿 [M]. 北京: 中国建筑工业出版社, 1984. 44.
- [5] 诸培南. 现代玻璃科学技术 (下册) [M]. 北京: 科学技术出版社, 1990. 282.
- [6] Ohtsuki C, Kokubo T, Takatsuka K, et al. [J]. Ceram Soc Jpn, 1991, 99: 1-6.

- [7] Cho S B, Miyaji F, Kokubo T, et al. [J]. Mater Sci Mater Med, 1998, 9(5): 278-284.
- [8] Cuitian F, et al. [J]. Mater Sci Mater Med, 1996, 7(7): 399-402.
- [9] Filho O, Torre L, Hench L. [J]. J Biomed Mater Res, 1996, 30(4): 509-514.
- [10] 周 蔡, 黄文岳, 张 娟, 等. [J]. 玻璃与搪瓷, 2001, 29(3): 24-26.
- [11] Park J B, Lakes R S. In Biomaterials: an introduction [M]. New York and London: Plenum Press, 1992. 192.
- [12] Hench L L. [J]. J Am Ceram Soc, 1991, 74(7): 1487-1510.
- [13] Kokubo T. [J]. Biomaterials, 1991, 12(2): 155-163.

Research on the formation of nano-size hydroxyapatite in glass based bone cement

FU Qiang, ZHOU Nai, HUANG Wen-hai, WANG De-ping, ZHANG Li-ying

(School of Materials Science and Engineering, Tongji University, Shanghai 200092, China)

Abstract: In this experiment glass based bone cement (GBC) was synthesized by mixing CaO-SiO₂-P₂O₅ based glass powder with ammonium phosphate liquid. Phase compositions, chemical compositions and microstructure of the final products of GBC were measured and observed using X-ray diffraction (XRD), Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) and scanning electronic microscope (SEM) respectively. The experiment shows that with a longer immersion time in simulated body fluid (SBF) the glass phase in GBC gradually changed to hydroxyapatite (HAP). It also indicates that the crystal formed in GBC belongs to a bone-like hydroxyapatite crystallite with the end plane granularity 30~50nm. Mechanical testing results show that the compressive strength of GBC increases with the proceeding of immersion in SBF, reaching 80MPa after 30days. It was evident that GBC was a desirable biomedical material for the repairing of bone defects with an excellent biocompatibility and high mechanical strength.

Key words: glass based bone cement; bone-like hydroxyapatite; bioactivity