

生物活性硼硅酸盐多孔支架的体外活性及细胞毒性

张欣, 付海罗, 刘欣, 姚爱华, 王德平, 黄文昂*, 赵颖, 蒋欣泉

同济大学生物工程与信息材料研究所, 先进材料与纳米生物医学中心, 上海 200092;

Department of Materials Science and Engineering, University of Missouri Science and Technology, Missouri MO 65409, USA;

同济大学教育部先进土木工程材料重点实验室, 上海 200092;

上海市第九人民医院, 上海 200011

* 联系人, E-mail: whhuang@tongji.edu.cn, huangwc@mst.edu

2008-11-14 收稿, 2009-01-05 接受

上海市科委重点基础研究项目(编号: 05DJ14006)和生物医药攻关项目(编号: 084419005000)资助

摘要 在硼酸盐玻璃($R_2O-RO-B_2O_3-SiO_2-P_2O_5$)系统中, 用不同硼含量的玻璃粉末, 采用泡沫浸渍法制备 4 种组分的多孔支架, 对这些支架的体外生物活性、可降解性能及细胞毒性进行研究. 结果表明, 不同硼含量的玻璃粉均能制备成支架, 其气孔率为 73%~80%, 孔径 200~300 μm , 孔间连通性良好. 在 0.02 mol/L K_2HPO_4 溶液中浸泡后, 支架均能转化为羟基磷灰石, 具有优良的生物活性, 其中组分为 D-Alk-2B, D-Alk-3B 的支架在浸泡 7 h 后, 表面形成羟基磷灰石, 并全部被羟基磷灰石层所覆盖, 证实了支架有很高的生物活性. 在细胞黏附实验中, 支架上的细胞黏附生长良好, 形态舒展, 伪足明显, 仅 D-Alk-3B 组分的支架在体外降解过程中所释放的硼在局部区域累积后对细胞增殖产生了一定的抑制作用, 但支架浸提液经适当稀释后(稀释比例为 1:8), 生物相容性明显改善. 因此, 经过适当预处理, 这一系列硼硅酸盐玻璃多孔支架有可能应用于骨组织工程.

关键词

硼硅酸盐生物活性玻璃
可控降解
MTT 检测
细胞黏附实验
毒性分析

骨组织病变或损伤的修复是生物医学领域的重要课题. 用于骨缺损或病变修复的异种骨移植和生物来源的替代材料由于来源有限、加工处理繁琐以及骨诱导作用不令人满意等原因, 使得研究非生物来源的骨组织替代材料成为必然的发展方向. 同时, 随着近十几年组织工程技术的迅速发展, 也为大范围骨病变或缺损的修复开辟了新的途径^[1]. 在组织工程化方法中, 三维结构的生物支架材料作为细胞生长的模板, 不仅为细胞提供依附生长的空间, 而且提供必要的营养物质, 诱导细胞沿特定位置生长, 控制再生组织的结构和形状. 因此, 支架材料一直是骨组织工程研究的重点内容^[2,3].

在众多骨组织工程支架材料中, 生物活性玻璃不仅显示出优异的生物相容性, 且能够直接参与人体骨组织的代谢和修复过程, 并可与人体骨组织产

生牢固的化学键合, 因此以 45S5(Bioglass®)为代表的生物活性玻璃一经问世便引起了各国研究者的关注, 目前已在临床上得以应用^[4-6]. 然而, 此类生物玻璃的组分中含有较多的 SiO_2 , 在植入人体一年后, 硅在体内不能完全降解, 最终无法完全转化为与人体骨组织类似的物质^[7,8]. 因此, 该类生物玻璃的降解性能已成为限制其发展的瓶颈. 最近的研究显示, 硼硅酸盐生物活性玻璃不仅具有良好的生物相容性和生物活性, 与现有硅酸盐系统的生物玻璃最根本的不同之处在于, 该类玻璃在生理模拟液(SBF, stimulated body fluid)中能完全降解, 且其降解速率可通过玻璃的成分加以控制^[9,10].

本文以硼硅酸盐生物活性玻璃为原料, 通过有机泡沫浸渍法制备了多孔玻璃支架, 对支架的体外生物活性、降解性能进行研究, 然后采用其浸提液对

成年雄性山羊骨髓基质细胞进行培养,通过MTT检测以及细胞黏附实验对材料降解过程中支架的毒性与硼的浓度毒性进行客观的判断,为骨组织工程中生物材料的选择提供了理论和实验依据。

1 实验

1.1 硼硅酸盐玻璃及支架的制备

实验制备支架采用的玻璃粉的摩尔配比为的 $14R_2O-30RO-8xB_2O_3-(54-18x)SiO_2-2P_2O_5$,其中 $x=0, 1, 2, 3$,玻璃分别命名为D-Alk-0B, D-Alk-1B, D-Alk-2B和D-Alk-3B(本文以下内容中分别以0B, 1B, 2B和3B简化表示)。采用熔融法,在1100~1300℃的硅钼炉中熔融50~60 min,钢板冷压制备块体玻璃,然后球磨获得小于50 μm的玻璃粉。

用乙醇(上海振兴化工一厂)作为溶剂,乙基纤维素(ethyl-cellulose, EC, 国药集团)作为添加剂。将一定量的乙醇和EC在QM-ISP型行星球磨机中搅拌混合均匀,然后加入玻璃粉继续球磨3 h,获得稳定的浆料。将多孔聚氨酯海绵(孔径尺寸约为20孔/5 cm,上海塑料六厂提供)浸渍到上述浆料中,反复挤压排除空气,使海绵充分接触吸收浆料。取出挂浆后的海绵用木板挤压排除多余浆料,置于玻璃板上于室温下自然干燥24 h,随后于60℃下进一步干燥12 h。最后将干燥后的坯体放入程序控温炉,首先,以1℃/min的速度升温到460℃,保温1 h烧蚀有机模板,随后以3℃/min分别升温到560~600℃,保温60~90 min后随炉冷却,获得不同组分的支架,详细的工艺过程参见文献[11]。

1.2 支架的体外降解及生物活性实验

浸泡实验中,采用0.02 mol/L的 K_2HPO_4 溶液(K_2HPO_4 , 上海恒信化学试剂有限公司,分析纯),pH为7.00,代替SBF,进行浸泡实验检测材料的体外生物活性,主要是为了加快生物活性的测试进程,并简化生理模拟液组成。 K_2HPO_4 溶液中 PO_4^{3-} 的浓度是SBF的20倍,提供更多的 PO_4^{3-} ,从而促使羟基磷灰石的生成。另外,由于引入的离子较少,有利于硼离子溶出的研究。在 K_2HPO_4 浸泡实验中,将支架材料浸泡于 K_2HPO_4 溶液中,置于37℃的恒温水浴箱中,每隔一段时间测量支架的失重情况和浸泡溶液的pH,实验环境为静态,pH的变化为累积值。浸泡后的多孔支架研磨后采用X射线衍射(XRD, D/max 2550 V, Rigaku, Cu-Kα, Japan)分析反应产物的相组成;以扫

描电子显微镜(SEM, Hitachi S-4700, Japan)观察样品表面形貌变化。支架释放的B离子浓度以Optima2100DV型电感耦合等离子体发射光谱仪(ICP-OES, Perlin-Elmer Co. USA)测定。

1.3 MTT实验及细胞黏附实验

MTT实验中,采用成年雄性山羊骨髓基质细胞(自制)。浸提液的提取是按照ISO10993-5的方法进行的,支架为硼硅酸盐玻璃4个系列的样品。取支架2 g高压消毒后浸泡于10 mL条件培养液中。提取的浸提原液用条件培养液按对倍稀释,浸提液与营养液的比例分别为1:1, 1:2, 1:4, 1:8。在需检测的时间,向孔板每孔加入20 μL浓度为5 mg/mL的二甲基噻唑二苯基四唑溴盐(MTT)溶液后在标准CO₂培养箱中培养4 h。吸取MTT溶液,加入200 μL DMSO溶液,在微型振荡器振荡5 min,用酶标仪(Elx 800, BIO-TEK, USA)测定光吸收度,测试采用波长为490 nm。由于只有活细胞的线粒体脱氢酶能将染料MTT转变为不可溶的紫色甲臞(formazan)颗粒,后者被DMSO溶解后呈现颜色的色度被酶标仪所测定。因此,酶标仪所测定的吸光度(A)与培养板孔中的活细胞的数量具有线性对应关系,可以通过A值的大小来反映活细胞数量的多少。计算出阴性对照和各浓度实验组的A均值,阴性对照组作为100%细胞增殖率,按照下面的公式分别计算各不同稀释比例实验组细胞的相对增值度(RGR, relative growth rate, %),

$$RGR = \frac{\text{实验组的A平均值}}{\text{阴性对照组的A平均值}} \times 100\% \quad (1)$$

按照表1规定将各组的RGR转换成6级细胞毒性以评价材料的毒性程度[12]。

表1 细胞增殖率与细胞毒性对照^{a)}

细胞增值率(%)	细胞毒性(级)
≥ 100	0
75~99	1
50~74	2
25~49	3
0~24	4
0	5

a) 如果实验结果为0或1级反应为合格;实验结果为2级反应应结合细胞形态分析综合评价;实验结果为3,4或5级反应为不合格

细胞黏附实验中,将不同组成经高压灭菌的支架转移到5 cm培养皿中,然后加入5 mL浓度为 6×10^4 细胞/mL第2代的山羊骨髓基质细胞悬液,在标准CO₂培养箱中进行培养,分别于1, 3, 7 d后取出,固定附

在支架表面上的细胞,进行扫描电子显微镜(S-2360N型扫描电子显微镜,日本理光)观察。

2 结果与讨论

2.1 硼酸盐玻璃支架的体外降解及其生物活性的讨论

在支架的浸泡实验中,由于材料降解过程中钙离子、硼离子等的释出, K_2HPO_4 浸泡液中的离子浓度发生变化,进而溶液的pH发生变化,由于pH的变化与材料的降解是同步的,材料的降解速度在一定程度上通过pH的变化反应出来^[9,13]。4种不同组分支架的pH变化,如图1所示。

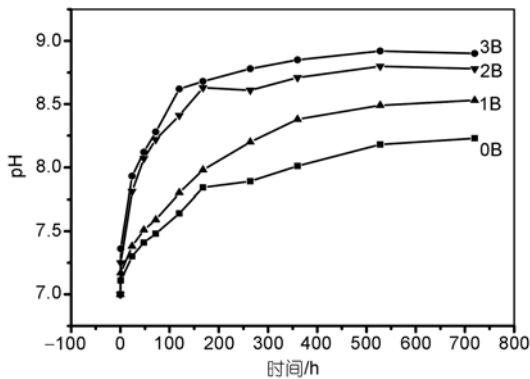


图1 4种不同组分支架的浸泡液的pH的变化

在初始阶段,pH都有一个迅速的提高阶段,随着反应时间的推移,pH的变化逐渐趋于平缓。反应环境是静态的,pH是一个累加的数值,这一变化表明了支架在初始阶段反应活性很高,支架的降解速度也比较大,此时溶液中硼离子的沥析速度相对较高^[14]。随着反应时间的推移,支架的降解速度逐渐趋缓,硼单位时间内的释出量也是逐渐降低的。就4种不同组分相互比较而言,含硼量越高的组分,pH的变化越迅速,变化越大,这也就说明硼的含量越高,玻璃反应活性越高。这主要是因为随着硼含量的增加,(Na_2O+K_2O)/ B_2O_3 比例逐渐小于1,玻璃中除了有一定量的 $[BO_4]$ 四面体外, $[BO_3]$ 三角体的存在逐渐增多,使得玻璃网络结构相对硼含量较少的玻璃材料而言比较结构疏松,因而具有更高的反应活性^[10]。

从图2所示,4种不同组分支架的XRD图谱可以确定,支架浸泡之后,生成羟基磷灰石。从图谱中还可以看出,反应产物的XRD衍射峰宽化,说明所获的羟基磷灰石晶体结构不完全或者生成的产物在纳米范围内。硼的含量越高,XRD的峰强越高,峰型越

尖锐。这也就是说明,随着硼的含量提高,所获得的玻璃的化学反应活性得到进一步提高,反应速度加快,在相同的浸泡时间内所生成的羟基磷灰石就越多。这一点也可以与pH的变化趋势相互引证。

采用排水法所获得的支架显气孔率的结果表明,所制备支架的显气孔率在73%~80%范围之内,另外,如图3(a)和(c)所示,浸泡前、后支架(以组分为2-Alk-2B的支架为例)的孔道之间高度贯通,孔径分布均匀,形貌与人体小梁骨的孔结构(图3(b))极为相似,支架的孔径在200~300 μm 之间。材料的合适孔隙率和孔径不但有利于细胞的黏附生长、血管和神经组织的长入,而且有利于营养成分的渗入和代谢产物的排出。研究显示,骨替代材料的孔隙率应>50%,

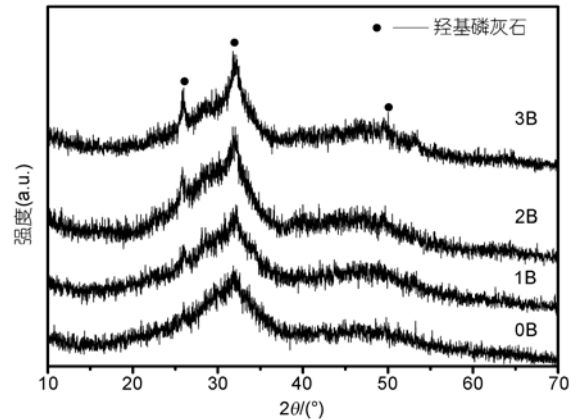


图2 浸泡7 d后,4种支架的XRD图谱

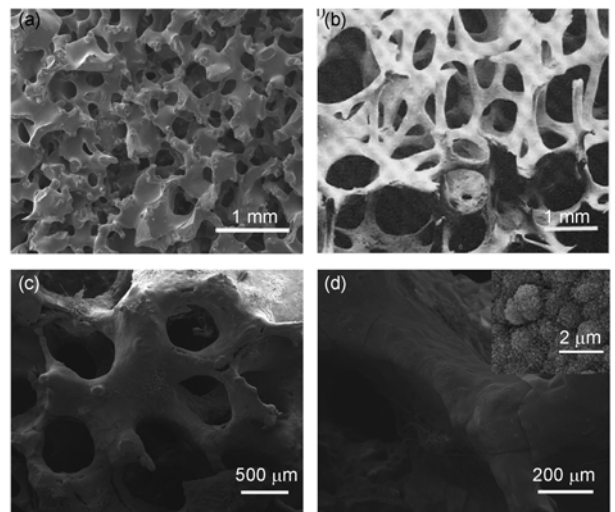


图3 D-Alk-2B的支架SEM图片

(a) 浸泡前的支架;(b) 人体小梁骨^[15];(c) 在0.02 mol/L K_2HPO_4 浸泡7 d后支架;(d) 孔筋的形貌

孔径 $>200\ \mu\text{m}$, 否则不利于骨组织的长入^[16]. 因此, 本实验采用有机泡沫浸渍法所制备的多孔支架在孔隙率和孔径尺寸上都有利于细胞、组织的长入和生长.

图 3(c)和(d)分别为在 K_2HPO_4 溶液中浸泡 7 d后, 2B组分的支架表面和孔筋处的SEM照片. 从图(c)中可以观察到, 由于支架在 K_2HPO_4 溶液中的降解作用, 部分孔筋已发生断裂, 进一步的观察(图 3(d))所示可以发现, 孔筋表面被一层沉积物所覆盖, 放大证实此沉积层由大量的球状团聚物所构成, XRD分析已知, 支架表面的沉积物为羟基磷灰石. 在支架浸泡降解过程中, 首先溶出的是碱金属、碱土金属离子, 溶出的 Ca^{2+} 与溶液中的 PO_4^{3-} 反应, 生成HAP, 沉积在支架的表层. 在人体骨组织和生物活性材料界面之间形成的羟基磷灰石对两者的牢固键合至关重要, 材料表面诱导上述磷灰石层沉积的能力可以通过体外含磷溶液浸泡实验进行初步证实^[17]. 本文研究结果表明, 硼硅酸盐玻璃多孔支架具有诱导生成羟基磷灰石沉积层的能力, 显示出良好的生物活性.

2.2 MTT 检测结果及支架的细胞毒性分析

MTT 检测是利用琥珀酸脱氢酶和细胞色素 C 的作用下能够将黄色的 MTT(二甲基噻唑二苯基四唑溴盐)还原成紫色结晶的甲臜并沉积在细胞中, 而死的细胞无此功能. MTT 能够灵敏地反映细胞的存活数量, 结合细胞的黏附情况就可以对材料的毒性做出客观的评价.

() MTT 结果的分析. 支架高压消毒浸泡于 10 mL 培养液中, 3 d 后提取的浸提原液用培养液按对倍稀释, 浸提液与营养液的比例分别为 1:1, 1:2, 1:4, 1:8, 测量其 A 值, 如图 4 所示, 其中空白柱状为阴性

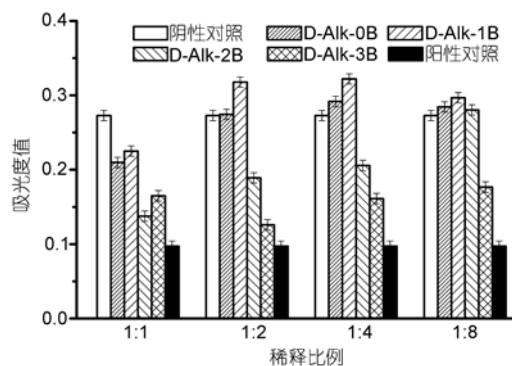


图 4 MTT 检测的结果

对照样品, 该样品中的细胞在没有任何添加的培养液中正常生长; 而图中黑色柱状为阳性对照样品, 该样品中加入了 64 g/L 的苯酚溶液细胞生长情况较差. 如果样品的 A 值越靠近阴性对照, 则样品对细胞生长的抑制影响越小, 如果样品的 A 值越靠近阳性对照, 则样品对细胞生长的抑制影响越大. 图中介于阴性对照和阳性对照之间的四根柱状为本实验 4 组样品 0B, 1B, 2B, 3B 的 A 值.

从图 4 中直观反映可得: 随着浸提液的稀释倍数增加, 浸提液的 A 值趋于阴性对照, 这说明浸渍液中存在的离子对细胞的生长有抑制作用, 随着稀释倍数的增加, 离子的抑制作用下降, 其 A 值也就越趋接近于阴性对照; 其中 0B 组分(不含硼)的 A 值仍然低于阴性对照, 说明材料中即使不含有硼仍然对细胞的生长具有一定的抑制作用; 0B 组分支架与含硼的支架比较, 其对细胞的抑制作用与 1B, 2B 组分的支架相差不大, 甚至 1B 支架浸泡 3 d 后的浸提液 A 值高于 0B 组分的支架, 这就进一步说明不能把抑制细胞生长的原因完全归因于硼离子的存在; 就含硼的支架之间而言, 随着硼含量的提高, 对细胞的抑制作用总体上呈增高趋势, 但是值得注意的是, 1B 组分的支架比 0B 组分具有具有更好的细胞相容性. 1B 组分支架浸提液的稀释比例为 1:2, 1:4, 1:8, 以及 2B 的浸提液稀释比例为 1:8 时, 所得的 A 值不仅高于 0B, 而且高于阴性对照组的 A 值. 这说明适量硼离子的存在对细胞的生长具有一定刺激作用.

() 支架毒性分析. 表 2 分别为 MTT 法所获得的 A 值, 根据(1)式计算获得 RGR 值以及其细胞毒性级别的判断结果.

从表中数据的结果分析可得, 随着浸提液的稀释倍数的提高, 毒性级别下降, 其中 0B, 1B 组分支架的浸提液均没有细胞毒性, 毒性级别均在 0~1 之间, 比较这两组的 RGR 值, 1B 组分任何稀释比例的浸提液都具有更好的细胞增殖作用; 2B 浸提液稀释比例比较低(稀释比例为 1:1, 1:2)时, 细胞毒性级别为 2, 需要根据细胞黏附生长的结果进一步进行判断, 随稀释比例提高便不再具有细胞毒性; 3B 组分的毒性级别 ≥ 2 , 初步判断为毒性.

图 5 为山羊骨髓基质细胞(BMSCs)与支架在体外复合培养后的典型的 SEM 照片, 能够充分反映细胞在支架上的黏附生长情况. 图 5(a)为 2B 支架的细胞黏附 SEM 照片, 其上固定的细胞已经沿支架大片铺

表2 支架的毒性分析结果(培养细胞3 d后的浸提液)

	稀释比例 (浸提液:营养液)	RGR	毒性级别
D-Alk-0B-3d	1:1	0.768951	1
	1:2	1.006088	0
	1:4	1.069681	0
	1:8	1.042762	0
D-Alk-1B-3d	1:1	0.825173	1
	1:2	1.165035	0
	1:4	1.180915	0
	1:8	1.088018	0
D-Alk-2B-3d	1:1	0.504896	2
	1:2	0.693146	2
	1:4	0.754282	1
	1:8	1.028093	0
D-Alk-3B-3d	1:1	0.605127	2
	1:2	0.462097	3
	1:4	0.591668	2
	1:8	0.647926	2

展,多为多角状,能明显地见到伪足,细胞之间排列也紧密,并沿孔径长入。随着硼含量的增加,支架材料的离子释放速度增大,瞬间的硼离子析出浓度就增大,对细胞的抑制影响也增大。3B支架的SEM图中仅能看到少量细胞,孔径中可以看到部分长入细胞,看不到大片伸展的细胞。结合前文MTT结果的分析可知,2B支架尽管毒性级别为2,但细胞黏附性良好,判断为无毒;3B支架上细胞的生长增殖能力相对较弱,RGR的毒性级别 ≥ 2 ,这说明过高的硼离子含量对细胞的生长确实存在一定的抑制作用。综合判断认为适当的硼离子浓度不会对细胞的正常繁殖产生抑制作用。通过选择适当的玻璃组分,以及控制硼离子的释放速度,降低硼离子对细胞的影响,达到组织工程对支架无毒副作用的要求。硼是人体必需的微量元素,过量或者是不足都对人体都有害^[18,19]。硼在人体内的半衰期为21~24 h,硼无论以何种形式摄入,其中的80%~90%都会随尿液排出体外^[20]。硼在人体

内有其自身的代谢平衡,只要不破坏这一平衡,硼便不会在体内沉积。由于体外细胞培养实验与实际生物体环境的差异,需要进一步的动物体内实验对其硼的毒副作用进行深入研究。

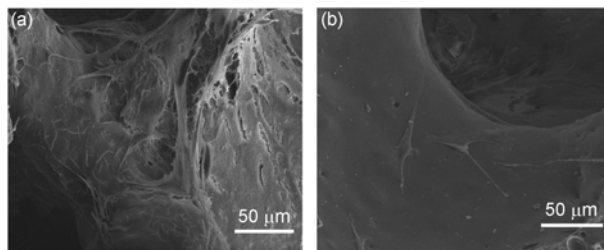


图5 山羊骨髓基质细胞与支架在体外复合培养 SEM 图
(a) D-Alk-2B; (b) D-Alk-3B

3 结论

() 采用有机泡沫浸渍法制备的支架,孔间连通性良好。支架在 K_2HPO_4 浸泡液中的浸泡表明,材料具有良好的可控降解性能,而且浸泡过程中生成HAP,具有优异的生物相容性;HAP涂层的生成速度加快,降解性能也增大;随表明HAP层的增厚,其生成速度也逐渐下降。

() 由4组支架所表现出不同的生物活性和降解行为,因此支架具有良好的性能可控性。支架降解转换为HAP的过程中,溶液中的pH值和硼离子含量都会升高,在一定范围内,可以避免其对细胞的抑制作用,而且适量的硼离子对细胞的生长有一定的刺激作用,有助于细胞的增殖生长。降解过程中,硼离子的释放量可以通过调节玻璃组分中的硼的含量进行控制。

() 4种不同组分硼酸盐活性玻璃支架中,组分为D-Alk-0B、D-Alk-1B的支架体外细胞实验证明其无毒;组分为D-Alk-2B的支架毒性级别为2,但结合细胞黏附实验判断其为无毒;组分为D-Alk-3B的支架体外细胞实验的综合判断为存在一定毒性。

致谢 感谢美国密苏里科技大学和上海市第九人民医院的合作和大力支持。

参考文献

- 1 Langer R, Vacanti J P. Tissue engineering. Science, 1993, 260: 920—926^[doi]
- 2 Holy C E, Shoicher M S, Davi J E. Engineering three-dimensional bone tissue *in vitro* using biodegradable scaffolds: Investigation initial cell-seeding density and culture period. J Biomed Mater Res, 2000, 51: 367—382

- 3 Hench L L. Bioceramics. *J Am Ceram Soc*, 1998, 81(7): 1705—1728
- 4 Wen L, Mohamed N R, Delbert E D. Bioactive borate glass scaffold for bone tissue engineering. *J Non-cryst Solids*, 2008, 354: 1690—1696[[doi](#)]
- 5 Hench L L. Sol-gel method for bioceramic applications. *Curr Opin Solid State Mater Sci*, 1997, 2: 604—610[[doi](#)]
- 6 Rezwan K, Chen Q Z, Blaker J J, et al. Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*, 2006, 27: 3413—3431[[doi](#)]
- 7 Hamadouche M, Meunier A, Greenspan D C, et al. Long-term in vivo bioactivity and degradability of bulk sol-gel bioactive glasses. *J Biomed Mater Res*, 2001, 54: 560—566[[doi](#)]
- 8 和峰, 刘昌胜. 骨修复用生物玻璃研究进展. *玻璃与搪瓷*, 2004, 32(5): 46—50
- 9 Yao A H, Wang D P, Huang W H, et al. *In vitro* bioactive characteristics of borate-based glasses with controllable degradation behavior. *J Am Ceram Soc*, 2007, 90 (1): 303—306[[doi](#)]
- 10 Huang W H, Day D E, Kittiratanapiboon K, et al. Kinetics and mechanisms of the conversion of silicate(45S5), borate, and borosilicate glasses to hydroxyapatite in dilute phosphate solutions. *J Mater Sci Mater Med*, 2006, 17(7): 583—596[[doi](#)]
- 11 Liu X, Huang W H, Fu H L, et al. Bioactive borosilicate glass scaffolds: Improvement on the strength of glass-based scaffolds for tissue engineering. *J Mater Sci: Mater Med*, 2008-9-21, [[doi](#)]
- 12 韩彦峰, 李渊真, 马辰春, 等. 五种无机载银抗菌剂的体外细胞毒性比较. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, 12(27): 5287—5290
- 13 姚爱华, 王德平, Fu Qiang. 可控降解性能的生物活性比例的制备及其生物活性研究. *科学通报*, 2006, 51(21): 2562—2565
- 14 宁佳, 王德平, 黄文晔, 等. 硅酸盐生物玻璃的制备及其体外生物活性和降解性. *硅酸盐学报*, 2006, 34(11): 13261330
- 15 Gibson L J. The mechanical behavior of cancellous bone. *J Biomech*, 1985, 18: 317—328[[doi](#)]
- 16 Daculsi G, Passuti N. Effect of the macroporosity for osseous substitution of calcium phosphate ceramics. *Biomaterials*, 1990, 11 (1): 86—87
- 17 Kokubo T J. Surface chemistry of bioactive glass-ceramics. *Non-Cryst Solids*, 1990, 120: 138—151[[doi](#)]
- 18 Benderdour M, Bui-Van T, Dicko A, et al. *In vivo* and *in vitro* effects of boron and boronated compounds. *J Trace Elem Med Biol*, 1998, 12(1): 2—7
- 19 Forrest H N. Boron in human and animal nutrition. *Plant soil*, 1997, 193: 199—208[[doi](#)]
- 20 刘平, 胡伟. 硼的生物效应及健康影响研究进展. *世界科技研究与进展*, 2003, 25(6): 6—11

· 书 讯 ·

《相变材料与相变储能技术》

著者: 张仁元 等

书号: 978-7-03-022917-5

出版: 科学出版社 2009年1月

定价: 95元

该书论述了材料相变的原理和材料热力学的基础理论, 全面介绍了各种无机、有机、金属和其他复合相变储能材料的成分、物理和化学性质、储热性能及其对容器的腐蚀与防护。同时阐述了相变储能技术的原理、特点和研究范围、相变过程传热理论、相变传热的数值分析、储能换热设备及绝热技术的设计计算基础和实验方法。另外还比较详细地介绍了相变储能技术在电力调峰、新能源、工业和建筑节能以及在家用电器工业上的工程应用原则、方法和实例。该书既具有深入的理论, 又具有实用的相变材料研制和储能装置设计计算方法。

该书可作为高等院校材料科学与工程等相关专业本科生和研究生的参考书。

