

紫外光激发纯钛光催化作用对降解能力和体外矿化能力的影响*★

高岩, 周磊, 蒋颖, 郭泽鸿, 卢海滨, 李少冰

Effect of ultraviolet induced photocatalysis to titanium on the activities of degradation and mineralization *in vitro*

Gao Yan, Zhou Lei, Jiang Ying, Guo Ze-hong, Lu Hai-bin, Li Shao-bing

Abstract

Affiliated
Stomatological
Hospital of Southern
Medical University
&Guangdong
Provincial
Stomatological
Hospital, Guangzhou
510280, Guangdong
Province, China

Gao Yan★, Studying
for master's degree,
Affiliated
Stomatological
Hospital of Southern
Medical University &
Guangdong
Provincial
Stomatological
Hospital, Guangzhou
510280, Guangdong
Province, China
Gaoyan518_008@
163.com

Correspondence to:
Zhou Lei, Doctor,
Chief physician,
Doctoral supervisor,
Affiliated
Stomatological
Hospital of Southern
Medical University &
Guangdong
Provincial
Stomatological
Hospital, Guangzhou
510280, Guangdong
Province, China
zho668@263.net

Supported by:
National Natural
Science Foundation
of China, No.
81170998*

Received: 2011-11-27
Accepted: 2011-12-27

BACKGROUND: The ultraviolet (UV) as one new titanium surface treatment has become the research spot in recent years for the surface hydrophilicity of titanium can be enhanced significantly after UV treatment.

OBJECTIVE: To explore the degradation and mineralized abilities induced by photocatalysis on titanium surface after UV treatment.

METHODS: Machined and micro-arc oxidation titanium samples were treated with UV. The photocatalysis stimulated by UV was detected by the degradation of methylene blue. The generation of apatite of the samples was evaluated by immersing in the simulated body fluid *in vitro*. Absorbance values of methylene blue at 12 hours were measured by microplate reader. The morphology of the sample surfaces after apatite deposition was observed under scanning electron microscopy at 2 weeks and the crystalline phase of sample surfaces was detected by X-ray diffraction.

RESULTS AND CONCLUSION: The photocatalytic degradation ability on the micro-arc oxidation titanium surfaces was stronger than the machined surfaces after UV treatment ($P < 0.05$). The mineralized ability of the micro-arc oxidation titanium surfaces were significantly enhanced after UV treatment. The results indicated that UV as one new titanium surface treatment has a good prospect which can enhance the bioactivity of titanium.

Gao Y, Zhou L, Jiang Y, Guo ZH, Lu HB, Li SB. Effect of ultraviolet induced photocatalysis to titanium on the activities of degradation and mineralization *in vitro*. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2012;16(8): 1382-1386.
[http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景: 紫外光因其照射纯钛表面可以引起表面亲水性的显著提高, 近几年作为一种新的钛表面处理手段成为研究的热点。

目的: 探讨紫外光激发纯钛表面光催化作用引起的降解能力和体外矿化能力。

方法: 打磨抛光纯钛和微弧氧化纯钛表面接受紫外光处理, 通过亚甲基蓝降解实验检测紫外光激发纯钛表面光催化作用, 体外浸泡模拟体液评价体外诱导磷灰石能力。酶标仪检测 12 h 时亚甲基蓝溶液吸光度值; 2 周时扫描电镜观察纯钛表面磷灰石沉积后形貌, X 射线衍射仪检测表面晶相。

结果与结论: 紫外光激发微弧氧化纯钛表面产生的光催化降解作用强于打磨抛光纯钛表面($P < 0.05$), 微弧氧化纯钛表面经紫外光照射后体外矿化能力显著增强。提示紫外光作为一种新的钛表面处理办法, 可以增强材料生物活性。

关键词: 光催化; 钛; 牙种植体; 降解; 矿化

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2012.08.012

高岩, 周磊, 蒋颖, 郭泽鸿, 卢海滨, 李少冰. 紫外光激发纯钛光催化作用对降解能力和体外矿化能力的影响[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(8):1382-1386. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

纯钛因其良好的机械特性以及高度的生物相容性被广泛应用于口腔种植领域。自 1969 年瑞典骨科学家 Branemark 提出“骨整合”以来, 众多学者对种植体的表面处理展开了深入的研究。

微弧氧化技术, 是一种在金属表面沉积陶瓷涂层的新型阳极氧化技术。近年来, 微弧氧化技术应用于种植体表面处理被证实具有很好的生物相容性, 利于成骨细胞在材料表面的黏附生长, 具有很好的骨整合能力^[1-4]。

1972 年 Fujishima 报道了在光电池中受辐射的二氧化钛(TiO₂)可产生光催化作用, 此后,

众多领域针对 TiO₂ 的光催化作用开始进行研究, 包括对水污染的治理, 天然自洁去污瓷砖的制造等等。1997 年 Wang 等^[5]证实了紫外光(UV)照射 TiO₂ 氧化膜可以产生超亲水性的改变, 紫外光照射 TiO₂ 氧化膜产生的超亲水性的改变是因为改变了钛表面亲水相结构, 但具体机制还存在争议。目前 TiO₂ 的光催化机制普遍认为: TiO₂ 是一种半导体材料, 它存在价带、禁带和导带, 禁带宽度为 3.2 eV, 当 TiO₂ 受到照射光子能量大于等于 3.2 eV 时即产生光催化作用, 从而可以将一些难以降解的环境污染物完全分解, 而且具有杀菌、除臭的功能^[6-7]。

Aita 等^[8-9]在酸蚀的纯钛表面经紫外线处理, 促进了细胞在材料表面的黏附、增殖以及分化, 动物实验中 BIC 由 75% 上升至 98.2%。

Han等^[10]采用高压汞灯对微弧氧化纯钛处理,使表面亲水性显著增强,促进了细胞的分化。紫外光处理纯钛表面增强了纯钛的生物相容性和生物活性,本文旨在通过对单纯打磨抛光纯钛和微弧氧化纯钛表面进行紫外线照射,比较微弧氧化纯钛表面和打磨抛光纯钛表面的光催化降解能力和体外矿化能力,进一步对紫外光激发的纯钛光催化作用机制进行探索,为种植体表面处理及骨整合的形成提供生物学依据。

1 材料和方法

设计: 对比观察实验。

时间及地点: 于2011-04/11在广东省口腔医院实验室完成。

材料:

材料、试剂与仪器	来源
MAO-II 微弧氧化电源	中南民族大学等离子体研究所
带能谱 S-3700N 场发生扫描电子显微镜	日本 Hitachi 公司
D8 ADVANCE X 射线衍射仪	德国 Bruker 公司
电子天平	德国 Sartorius 公司
磁力搅拌仪	德国 IKA 公司
KQ5200 超声波清洗机	科桥超声设备有限公司
15 W UVC 灭菌灯	荷兰 Philips 公司
去离子水仪	瑞士 Straumann 公司
酶标仪	美国 BIO-RAD 公司
医用纯钛	深圳市兴宏德金属有限公司
无水乙醇、丙酮、NaCl 等试剂	广州化学试剂厂
1 L 塑料烧杯、亚甲基蓝	广州鼎国生物技术有限公司
β -甘油磷酸钠	美国 Sigma 公司
乙酸钙	广州齐云生物技术有限公司

实验方法:

微弧氧化纯钛的制备: 医用纯钛切割成直径15 mm的钛片, SiC砂纸250, 400, 600, 1 000目逐级打磨抛光, 无水丙酮、无水乙醇、去离子水依次超声清洗。以甘油磷酸钠和乙酸钙配成电解液, 低温下行微弧氧化处理。处理参数如下: 电压350 V, 频率800 Hz, 占空比20%, 氧化时间30 s, 去离子水超声清洗后备用。

亚甲基蓝降解实验: ①打磨抛光纯钛和微弧氧化纯钛各12片干燥备用。为了消除各个样本对亚甲基蓝的吸收而造成浓度降低的影响, 将钛片置于24孔板, 每孔加入1 mL 0.001%亚甲基蓝, 浸泡24 h。②将钛片取出, 分别置于3个

新的24孔板内, 每孔加入1.5 mL 0.001%亚甲基蓝溶液。实验分4组, 抛光组; 抛光+紫外光组; 微弧氧化组; 微弧氧化+紫外光组, 每组6片。抛光+紫外光组和微弧氧化+紫外光组钛片距离紫外光灯管10 cm。③照射12 h后于各组6片样本中取出100 μ L液体置于96孔酶标板内, 在630 nm波长下用酶标仪读取各组A值, 通过比较各组溶液吸光度值, 评价紫外光激发TiO₂光催化作用对亚甲基蓝的降解能力。

体外诱导磷灰石实验: ①按照Kokubo等^[11]选用的离子浓度进行配置模拟体液(SBF)。②将抛光+紫外光组和微弧氧化+紫外光组钛片用紫外线照射24 h后与抛光组和微弧氧化组钛片分别浸泡于装有40 mL模拟体液的组织培养瓶内后, 抛光+紫外光组和微弧氧化+紫外光组处理面向上放置, 置于37 $^{\circ}$ C、体积分数5%CO₂饱和湿度的恒温孵育箱中孵育。③分别于2周时将钛片取出干燥后扫描电镜观察各组钛片表面形貌, X射线衍射仪分析各组钛片表面晶相成分变化。

统计学分析: 采用SPSS13.0统计软件进行数据统计分析, 数据以 $\bar{x}\pm s$ 表示, 采用单因素方差分析, 满足方差齐性, 进一步两两比较(LSD), 检验水准 $\alpha=0.05$ 。

2 结果

2.1 亚甲基蓝降解能力比较 亚甲基蓝降解实验评价紫外线对微弧氧化纯钛和打磨抛光纯钛表面光催化作用降解亚甲基蓝能力。见表1, 图1。经过紫外光照射后打磨抛光钛片和微弧氧化钛片均对亚甲基蓝有显著的降解能力, A值明显下降。

Group	A
Machined titanium	0.339 \pm 0.007
Machined titanium+UV	0.113 \pm 0.005 ^a
Micro-arc oxidation titanium	0.339 \pm 0.013 ^b
Micro-arc oxidation titanium+UV	0.098 \pm 0.006 ^{abc}
F	1 687.25
P	0.000

^aP < 0.05, vs. machined titanium; ^bP < 0.05, vs. machined titanium + UV; ^cP < 0.05, vs. micro-arc oxidation titanium

各组A值采用单因素方差分析, Levene's test检验方差齐性(P=0.037), 方差不齐, 进一

南方医科大学附属医院, 广东省口腔医院, 广东省广州市 510280

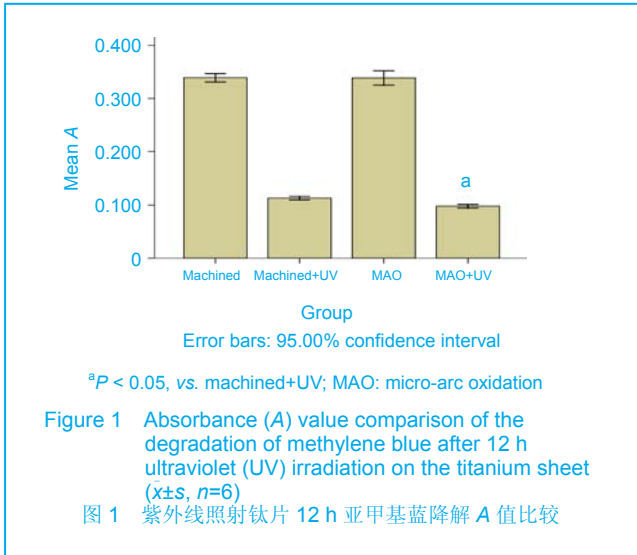
高岩★, 男, 1984年生, 山东省淄博市人, 南方医科大学在读硕士, 主要从事口腔种植临床研究。Gaoyan518_008@163.com

通讯作者: 周磊, 博士, 主任医师, 教授, 博士生导师, 南方医科大学附属医院, 广东省口腔医院, 广东省广州市 510280
Zho668@263.net

中图分类号: R318
文献标识码: B
文章编号: 1673-8225 (2012)08-01382-05

收稿日期: 2011-11-27
修回日期: 2011-12-27
(20111127004/W · L)

步采用方差不齐的近似F检验Welch法分析, 各组间差异有显著性意义($F=1687.25$, $P=0.000$), 进一步Dunnett's T3比较, 抛光组和微弧氧化组差异无显著性意义($P > 0.05$), 抛光组和抛光+紫外光组, 微弧氧化组和微弧氧化+紫外光组差异具有显著性意义($P < 0.001$), 微弧氧化+紫外光组低于抛光+紫外光组($P < 0.05$)。



2.2 体外诱导磷灰石能力比较

SEM观察材料表面生成磷灰石晶体形貌: 将4组钛片分别浸泡在模拟体液中2周后取出, 扫描电镜观察表面诱导磷灰石形成情况。

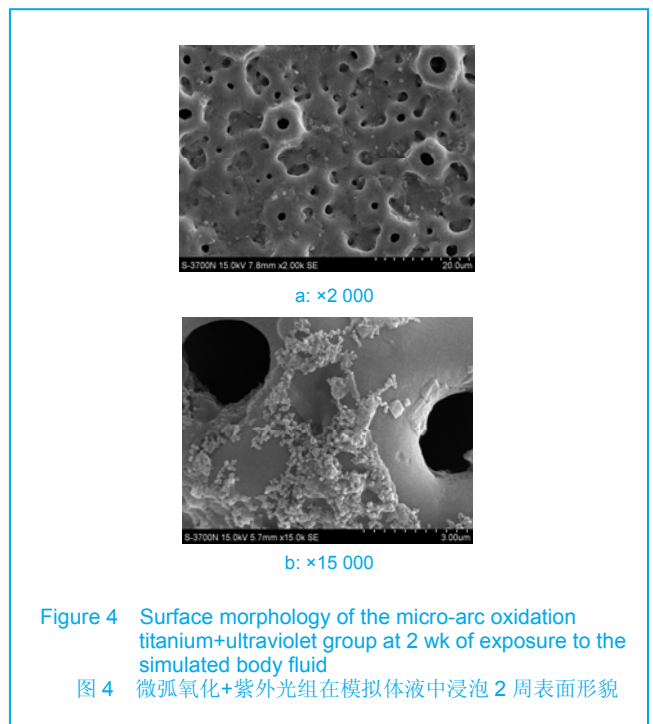
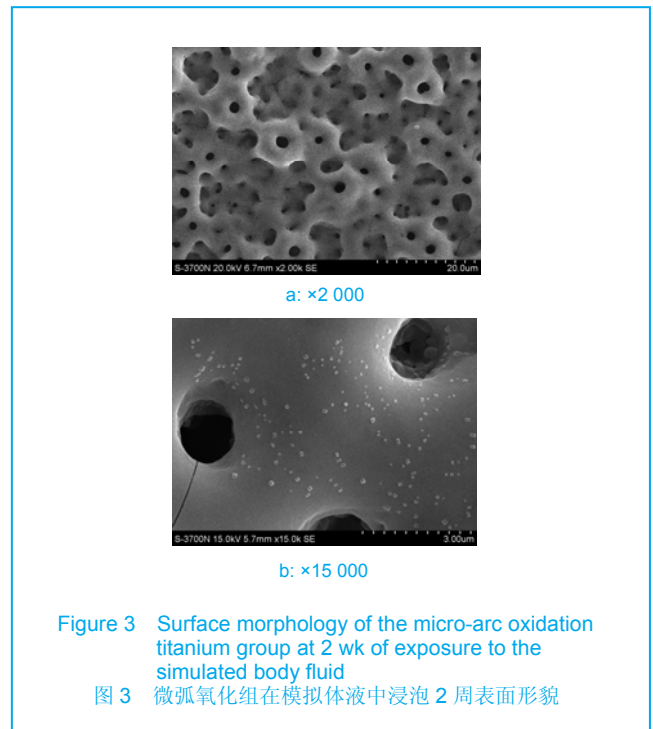
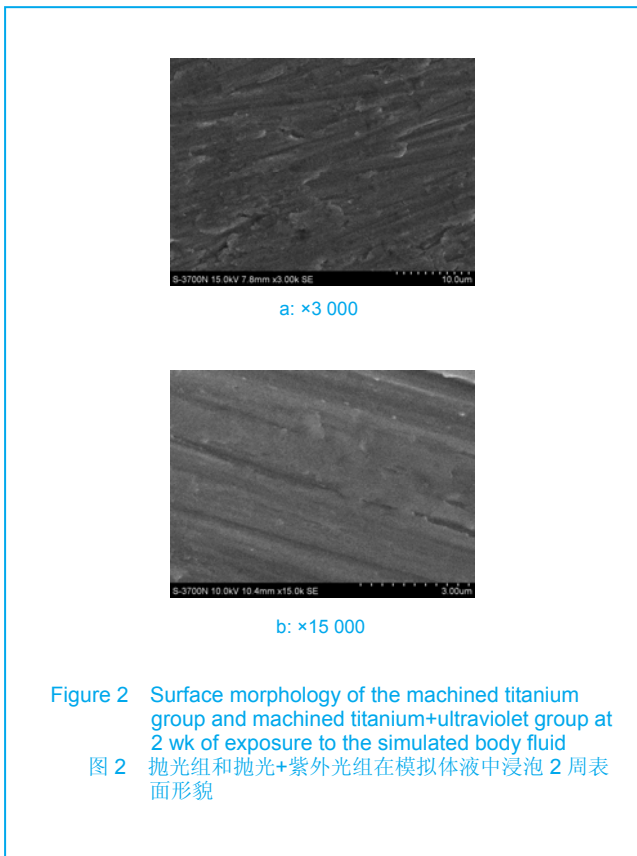


图2为抛光组和抛光+紫外光组钛片在模拟体液中浸泡2周后的扫描电镜下表面形貌, 可以看到表面为方向较一致的沟槽, 表面无物质沉积。图3为微弧氧化组钛片在模拟体液中浸泡2周后的扫描电镜下表面形貌, 表面膜层分布均匀, 并有大小不一的孔洞, 孔径1~10 μm , 部分孔洞中心凹陷, 外围突起, 呈“火山口”状, 可以看到材料表面散在分布一些结晶颗粒, 但结晶颗粒量较少。图4为微弧氧化+紫外光组材料表面, 可见有较多结晶颗粒, 颗粒明显增大并呈片状分布, 并且有较大颗粒存在, 材料表面和微孔内部均有分布, 部分微

孔被颗粒堵塞。

XRD分析材料表面晶型: XRD结果显示: 抛光组和抛光+紫外光表面均是显示为钛基底衍射峰(Ti), 而无磷灰石峰的存在, 见图5。

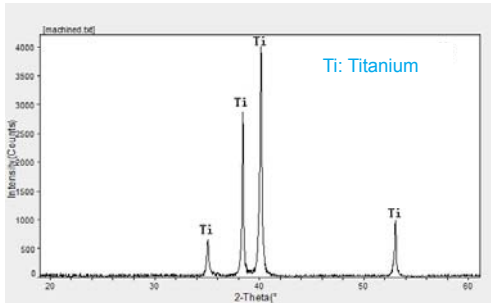


Figure 5 Crystalline phase of sample surfaces of the machined titanium group and machined titanium + ultraviolet group at 2 wk of exposure to the simulated body fluid

图5 抛光组和抛光+紫外光组在模拟体液中浸泡2周表面晶相

微弧氧化纯钛表面氧化膜为 TiO_2 两种晶型, 即锐钛矿(A, 25°)和金红石(R, 28°), 从衍射峰强度来看, TiO_2 以锐钛矿晶型为主, 另外还有高强度的钛基底衍射峰(Ti)。在模拟体液中浸泡2周后微弧氧化+紫外光组比微弧氧化组磷灰石峰(Ap)明显增加。见图6, 7。

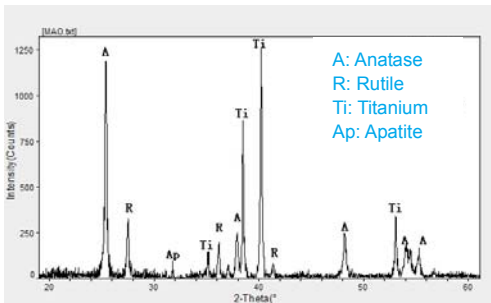


Figure 6 Crystalline phase of sample surfaces of the micro-arc oxidation titanium group at 2 wk of exposure to the simulated body fluid

图6 微弧氧化组在模拟体液中浸泡2周表面晶相

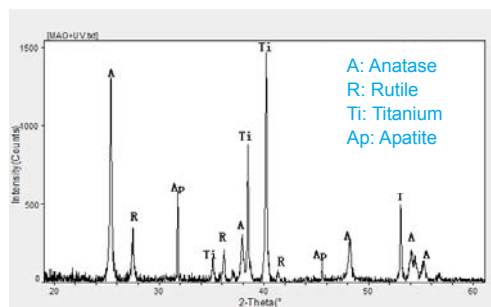


Figure 7 Crystalline phase of sample surfaces of the micro-arc oxidation titanium + ultraviolet group at 2 wk of exposure to the simulated body fluid

图7 微弧氧化+紫外光组在模拟体液中浸泡2周表面晶相

3 讨论

微弧氧化即放电阳极氧化, 或称微等离子体氧化, 是一种在金属表面沉积陶瓷涂层的新型阳极氧化技术。20世纪90年代末期利用微弧氧化技术对纯钛进行表面改性成为热点。近年来, 微弧氧化技术应用于种植体表面处理已被证实具有很好的生物相容性和骨传导性, 利于成骨细胞的黏附生长, 与纯钛相比具有更好的骨整合能力。

微弧氧化膜具有其自身的特点: ①与普通的阳极氧化相比, 表面形成了更好的三维结构。微弧氧化后的钛表面有大小不等的微孔, 微孔尺寸 $1\sim 10\ \mu\text{m}$, 微孔周围为火山丘状形貌。其表面形貌及微米级粗糙度利于成骨细胞的黏附, 并有利于与周围骨组织形成机械嵌合^[12-13]。②能在形状复杂的部件上形成内层致密外层粗糙的均匀涂层^[14], 这一点使其突破了种植体形状的限制。③微弧氧化膜可以根据电解液的组分沉积Ca、P等利于新骨形成的化学元素, 并可以通过调节电解液浓度、电压、占空比等参数使Ca/P比值与人体骨组织Ca/P比值接近, 从而更有利于新骨形成。本研究以电压350 V, 频率800 Hz, 占空比20%为参数对纯钛进行微弧氧化。扫描电镜显示表面膜层分布均匀, 并有大小不一的孔洞, 孔径为 $1\sim 10\ \mu\text{m}$, 部分孔洞中心凹陷, 外围突起, 呈“火山口”状。XRD结果显示表面氧化膜层含有锐钛矿和金红石两种晶型, 而锐钛矿和金红石利于细胞的黏附和增殖^[15], 以上结果提示本研究经微弧氧化处理后得到生物相容性较好的氧化膜层。

TiO_2 是一种半导体材料, 当 TiO_2 受到照射光子能量大于等于 $3.2\ \text{eV}$ 时即产生光催化作用。目前认为 TiO_2 光催化作用是因为光生电子和光生空穴的产生会引发一系列的氧化还原反应, 从而把吸附在 TiO_2 表面的OH-和 H_2O 分子氧化成 $\cdot\text{OH}$ 自由基, $\cdot\text{OH}$ 自由基是短暂存在的强氧化剂, 可以将 TiO_2 表面的碳氢化合物或染料氧化成 CO_2 和 H_2O 。 TiO_2 光催化作用受很多因素的影响: TiO_2 晶型、颗粒粒径、 TiO_2 的量、光源和光强等。通常 TiO_2 有3种晶型: 锐钛矿、金红石和板钛矿。纯钛在空气中暴露会与空气中的氧自发反应, 形成厚度为 $3\sim 7\ \text{nm}$ 的氧化层, 本实验中通过XRD分析打磨抛光纯钛表面主要为钛基底的存在, 说明 TiO_2 的量很少, 基本检测不出, 微弧氧化纯钛表面晶型为锐钛矿和金红石共同存在, 而且其衍射峰非常强。Suketa等^[16]证实了降解亚甲基蓝的过程98%是由锐钛矿参与的结果, Bickley等^[17]指出混晶的存在比单一晶型光化学作用更强。因此可以解释本实验中微弧氧化纯钛的光催化降解作用强于单纯打磨抛光钛片。Sawase等^[18]同时也证实了富含锐钛矿的TiUnite[®]表面接受紫外光照射后降解染料的能力比纯钛显著增

强。

骨替代和修复材料的骨生物活性常常可以通过：采用模拟体液浸泡实验，观察类骨磷灰石在材料表面的成核与生长。具有一定骨生物活性的材料在模拟体液中可以诱导磷灰石在材料表面的生成，而生物惰性材料则不能诱导类骨磷灰石的形成。影响磷灰石形成的因素很多，如浸泡时间、材料表面钙磷离子浓度和表面特征等，而材料表面钙磷离子浓度是影响类骨磷灰石形成最重要的因素^[19]。微弧氧化纯钛表面是一层富含钙磷的氧化膜层^[20-21]，通常认为含有钙磷的表面具有较好的生物活性，可促进新骨的形成。本实验中，接受或未接受紫外照射的打磨抛光纯钛表面2周后都没有类骨磷灰石的沉积，说明其表面是一个惰性的表面，另外表面无钙磷元素的存在，不具备生物活性；而接受或未接受紫外照射微弧氧化表面2周后均有类骨磷灰石的形成，尤其接受紫外光照射的材料表面类骨磷灰石形成的量明显多于未接受紫外光照射的材料表面，因两种材料表面钙磷元素含量一致，未接受紫外光照射的表面磷灰石形成量较少可能与其表面钙磷的浓度较低有关，而接受紫外照射的表面可能是由于材料表面亲水性得到改善，生物活性得到提高有关。微弧氧化纯钛经过紫外光处理后可以达到超亲水性表面^[10]，提高了材料的生物活性，促进了细胞对材料的反应。正如SLActive植体是在原有SLA基础上在氮气环境中制造并用生理盐水保存，其表面亲水性大大提高，从而使表面保持高度的活性，动物实验证实了SLActive植体在植入后新骨形成时间明显缩短，从而使植体植入后快速获得二期稳定性，降低了植体失败的风险。

本实验通过亚甲基蓝降解实验检测了紫外光对微弧氧化纯钛和打磨抛光纯钛的光催化作用，结果微弧氧化纯钛的表面降解亚甲基蓝能力更强，差异具有显著性意义；通过模拟体液诱导类骨磷灰石实验评估材料表面的生物活性，得知微弧氧化纯钛表面具有一定的生物活性，而经紫外光照射后其表面生物活性进一步提高，诱导类骨磷灰石能力更强，提示紫外光有可能成为一种新的纯钛表面处理方法。然而紫外光对纯钛的光催化作用机制尚需进一步研究。

4 参考文献

[1] Zhe X, Kim KH, Jeong Y. Anodic oxide film containing Ca and P of titanium biomaterial. *Biomaterials*. 2001;22:2199-2206.
 [2] Akin FA, Zreiqat H, Jordan S, et al. Preparation and analysis of macroporous TiO₂ films in Ti surfaces for bone-tissue implants. *J Biomed Mater Res*. 2001;57(4):588-596.
 [3] Song WH, Jun WK, Han Y, et al. Biomimetic apatite coatings on micro-arc oxidized titania. *Biomaterials*. 2004;25(17):3341-3349.

[4] Sul YT, Johansson C, Byon E, et al. The bone response of oxidized bioactive and non-bioactive titanium implants. *Biomaterials*. 2005;26(33):6720-6730.
 [5] Wang R, Hashimoto K, Fujishima A. Light-induced amphiphilic surface. *Nature*. 1997;388:431-432.
 [6] Xia HH, Wang Q. Ultrasonic Irradiation-A novel approach to prepare conductive polyaniline/noncrystalline titanium oxide composites. *Chemistry of materials*. 2002;14:2158-2165.
 [7] Dhananjay S, Vishwas G. Photocatalytic degradation of nitrobenzene using titanium dioxide and concentrated solar radiation: chemical effects and scaleup. *Water Res*. 2003;37:1223-1230.
 [8] Aita H, Hori N, Takeuchi M, et al. The effect of ultraviolet functionalization of titanium on integration with bone. *Biomaterials*. 2009;30:1015-1025.
 [9] Aita H, Att W, Ueno T, et al. Ultraviolet light-mediated photofunctionalization of titanium to promote human mesenchymal stem cell migration, attachment, proliferation and differentiation. *Acta Biomaterialia*. 2009;5:3247-3257.
 [10] Han Y, Chen D, Sun J, et al. UV-enhanced bioactivity and cell response of micro-arc oxidized titania coatings. *Acta Biomaterialia*. 2008;4(5):1518-1529.
 [11] Kokubo T, Takadama H. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity. *Biomaterials*. 2006;27:2907-2915.
 [12] Akin FA, Zreiqat H, Jordan S, et al. Preparation and analysis of macroporous TiO₂ films in Ti surface for bone-tissue implants. *J Biomed Mater Res*. 2001;57(4):588-596.
 [13] Song WH, Jun WK, Han Y, et al. Biomimetic apatite coatings on micro-arc oxidized titania. *Biomaterials*. 2004;25(17):3341-3349.
 [14] Xue WB, Deng ZW, Lai YC, et al. Jinshu Rechuli. 2000; (1):1-3. 薛文斌, 邓志威, 米永春, 等. 有色金属表面微弧氧化技术评价[J]. 金属热处理, 2000, (1):1-3.
 [15] Hsien-Te Chen, Chi-Jen Chung, Tsai-Ching Yang, et al. Osteoblast growth behavior on micro-arc oxidized β -titanium alloy. *Surface & Coatings Technology*. 2010;205:1624-1629.
 [16] Suketa N, Sawase T, Kitaura H. An antibacterial surface on dental implants, based on the photocatalytic bactericidal effect. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2005;7(02):1708-8208.
 [17] Bickley RI, Gonzalez-Carreno T, Lees JS, et al. A structural investigation of titanium dioxide photocatalysts. *Journal of solid state chemistry*. 1991;92:178-190.
 [18] Sawase T, Jimbo R, Wennerberg A, et al. A novel characteristic of porous titanium oxide implants. *Clin. Oral Impl. Res*. 2007;18:680-685.
 [19] Dong LM, Wang C, Tian JM, et al. Gongneng Cailiao. 2004; (35):2397-2400. 董利民, 王晨, 田杰谟等. 类骨磷灰石的结构分析与形成机制研究[J]. 功能材料, 2004, (35):2397-2400.
 [20] Lim YW, Kwon SY, Sun DH, et al. Enhanced Cell Integration to Titanium Alloy by Surface Treatment with Microarc Oxidation. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:2251-2258.
 [21] Li LH, Kong YM, Kim HW, et al. Improved biological performance of Ti implants due to surface modification by micro-arc oxidation. *Biomaterials*. 2004;25:2867-2875.

来自本文课题的更多信息一

基金声明: 国家自然科学基金项目(81170998)。

作者贡献: 实验设计为第一作者，实施为全部作者，评估为第一作者，均经过正规培训，未采用盲法评估。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理批准: 没有与相关伦理道德冲突的内容。

本文创新性: 紫外光照射纯钛激发光催化作用所引起的表面亲水性的改变是近几年来研究的热点，以往的研究集中于纯钛经紫外处理后对于细胞的反应，而处理的表面多采用酸蚀纯钛表面。实验旨在探索微弧氧化纯钛表面的光催化作用，评估微弧氧化纯钛经紫外处理后的表面活性，为进一步研究紫外光对 TiO₂ 光催化机制提供一定的生物学依据。