

Er:YAG 激光辐射后不同牙本质粘结界面的 微观形态观察

林 实¹ 吴为良¹ 詹振林² 刘清华¹ 李 歆¹ 林 琪¹ 黄晓淋¹

(¹ 福建医科大学附属口腔医院, 福建 福州 350002
² 福建师范大学医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建 福州 350007)

摘要 比较了 Er:YAG 激光辐射对不同牙本质粘结界面的影响。选用正常牙本质(ND)和龋病影响牙本质(CAD),经 Er:YAG 激光辐射后,分别以不同方式处理牙本质表面:质量分数为 38% 的磷酸酸蚀(磷酸组),低剂量 Er:YAG 激光辐射(激光组)和空白处理(对照组)。应用激光共聚焦扫描显微镜观察牙本质粘结界面的超微结构。结果表明,Er:YAG 激光辐射后,不同方式处理同种牙本质和相同方式处理不同牙本质后粘结界面的厚度均无差别(显著性水平 $p > 0.05$),粘结界面的树脂突长度有差别($p < 0.05$),其中 ND 组大于 CAD 组,质量分数为 38% 的磷酸酸蚀组的最大,低剂量激光辐射组的居中,对照组的最小。所以 Er:YAG 激光辐射正常牙本质后,经质量分数为 38% 的磷酸酸蚀处理,牙本质粘结界面的渗透性最好,可形成理想的树脂突。

关键词 激光技术;湿粘接;激光共聚焦扫描显微镜;牙本质;正常牙本质;龋病影响牙本质

中图分类号 TN249; R318.51 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201138.0304001

Evaluation of Bonding Interface on Different Types of Dentin after Er:YAG Laser Irradiation

Lin Shi¹ Wu Weiliang¹ Zhan Zhenlin² Liu Qinghua¹ Li Xin¹ Lin Qi¹ Huang Xiaolin¹

(¹ Affiliated Stomatology Hospital, Fujian Medical University, Fuzhou, Fujian 350002, China
² Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine, Ministry of Education, Fujian Normal University, Fuzhou, Fujian 350007, China)

Abstract Bonding interface changes on different types of dentin after Er:YAG laser irradiation is evaluated. Normal dentin (ND) group and caries affected dentin (CAD) group samples are respectively irradiated with Er:YAG laser, and then etching with 38% phosphoric acid (phosphoric acid group), low-dose Er:YAG laser radiation (laser group) and no treatment (control group). The bonding interface changes are assessed via confocal laser scanning microscope (CLSM). There is no significant difference in thickness ($p > 0.05$) within the same group with different etching methods or among different groups with the same etching, however, significant differences are existed in the length of resin tags ($p < 0.05$). Maximum resin-tags are achieved in the phosphoric acid group, while control group minimum. Resin-tags in the bonding interface of ND are longer than that of CAD. The adhesive can infiltrate well into dentin bonding interface to achieve a quite ideal resin tags in the ND groups etching with 38% phosphoric acid.

Key words laser technique; wet-bonding; confocal laser scanning microscope; dentin; normal dentin; caries affected dentin

OCIS codes 140.3500; 170.1020; 170.1850

1 引 言

Er:YAG 激光器的工作物质是掺钕钇铝石榴石晶体,经过合适的能量抽运源(主要指电能供应)产生

粒子数反转;当工作物质中特定位置产生的自发辐射光子穿过物质时会在其他不同位点产生激发辐射,最初的受激辐射发射的光子在其他部分再次产生激励,

收稿日期: 2010-08-17; **收到修改稿日期**: 2010-10-21

基金项目: 福建省重点科技项目(2009N0034)、福建省科技厅青年人才项目(2007F3032)和福建师范大学医学光电科学与技术教育部重点实验室开放课题(JYG1005)资助课题。

作者简介: 林 实(1968—),男,博士,主治医师,主要从事激光牙医学与口腔临床等方面的研究。

E-mail: fjlinsi@126.com

从而使受激辐射得到放大,最终发出一种红外波段的激光^[1,2]。Er:YAG 激光的波长为 $2.94\ \mu\text{m}$,正处于水的主要吸收峰值范围(约为 $3.0\ \mu\text{m}$),水分子对 Er:YAG 激光的吸收率分别是对 CO₂ 激光和 Nd:YAG 激光吸收率的 15 倍和 20000 倍^[3];同时,Er:YAG 激光光能还可以被牙体硬组织中主要的无机成分羟基磷灰石(HA)强烈吸收,但是很少对深层组织及牙髓产生损害^[4,5];当控制 Er:YAG 激光在一定的辐照强度范围内时,牙体硬组织表面的羟基磷灰石成分选择性去除,在牙体表面产生不规则外观,对后续牙体表面粘结修复效果具有增强作用^[4],这些特点为将 Er:YAG 激光应用于口腔临床奠定了理论基础。

Er:YAG 激光作为一种颇具优势的牙体消融激光,已应用于牙体治疗的各个领域^[6,7]。但以往该激光应用于牙科充填的研究均是在正常牙本质(ND)上进行的^[8],由于牙科临床工作中的粘结基质大多为龋病影响牙本质(CAD),CAD 在电镜下观察可见表面脱矿,脱矿区深层牙本质小管内有较多矿物盐沉积^[9,10]。因此 CAD 经激光照射后是否利于牙科材料的粘结尚未明确。同时 Er:YAG 激光照射后牙体采用何种方法进行表面处理更有利于牙科材料粘结也是临床急需解决的问题之一。是否在粘结前对牙面进行特殊处理,是采用弱酸酸蚀或是应用低剂量激光蚀刻也存争议^[11]。为此,本文应用不同方式对 Er:YAG 激光照射后的 ND 和 CAD 进行预处理,通过激光共聚焦扫描显微镜(CLSM)观察牙本质的粘结界面的超微结构变化,以期为提高牙科材料粘结性能提供理论依据。

2 材料与方 法

2.1 实验材料

Er:YAG 激光系统(Contour Profile 2940, Sciton,

American),激光共聚焦扫描显微镜(SP5, Leica, Germany),低速金刚圆锯(650, SBT, American),体视显微镜(Zeiss, Stemi SV, Germany),LED 光固化机(EliparTM 2500, 3M-ESPE, American)。

牙本质酸蚀剂(质量分数为 38% 的磷酸, Pulpdent, American),粘结剂(Single bond², 3M-ESPE, American),龋齿显示剂(Voco, Germany),复合树脂(P60, 3M-ESPE, American),荧光素罗丹明 B(Rhodamine B, Sigma, American)。

2.2 样本选择

选择在福建医科大学附属口腔医院口腔颌面外科门诊就诊的,年龄 18~40 岁之间的患者口腔中拔除的牙根发育完整、无修复体、无折裂第三磨牙 36 颗。其中冠部无龋的 18 颗,随机分为 a, b, c 共 3 组,每组 6 颗;冠部有牙本质龋的 18 颗,随机分为 d, e, f 共 3 组,每组 6 颗,去除牙齿表面残留的软组织、牙石等,储存于 4 ℃ 的质量分数为 0.5% 的氯胺 T 溶液中一个月内使用。

2.3 样本制备

正常牙本质组:a, b, c 组样本分别用低速金刚圆锯在流水条件下垂直于牙体长轴完全去除颌面牙釉质,暴露牙本质;再用 Er:YAG 激光(20 Hz, 20 J/cm², 光斑直径 2 mm)在 1.5 mL/min 的蒸馏水下照射牙本质。龋病影响牙本质组:d, e, f 组样本分别先用龋显示剂(caries marker)染色,用 Er:YAG 激光在 1.5 mL/min 的蒸馏水下,在体视显微镜下,根据牙本质着色及牙本质硬度标准,去除龋坏的牙体组织,保留龋病影响牙本质^[12]。a, d 组:未酸蚀;b, e 组:用质量分数为 38% 磷酸酸蚀剂酸蚀 15 s;c, f 组:用 Er:YAG 激光在 1.5 mL/min 的蒸馏水下蚀刻 Er:YAG 照射后的牙本质表面。其样本分组如表 1 所示。

表 1 实验样本分组

Table 1 Experimental groups

Group	Experimental treatment
a	ND+Er:YAG laser irradiation
b	ND+Er:YAG laser irradiation+etching with 38% phosphoric acid for 15 s
c	ND+Er:YAG laser irradiation+etching with Er:YAG laser
d	CAD+Er:YAG laser irradiation
e	CAD+Er:YAG laser irradiation+etching with 38% phosphoric acid for 15 s
f	CAD+Er:YAG laser irradiation+etching with Er:YAG laser

6 个实验组样本均在蒸馏流水下冲洗 30 s,采用湿粘结技术,按照产品说明书的要求和步骤涂布掺杂

质量浓度为 1 g/L Rhodamine B 的 Single bond² 粘结剂^[13,14]。使用 3M 复合树脂分层光固化粘结形成

4 mm×4 mm×4 mm 立方体复合树脂块。所有粘结好的牙本质复合树脂块储存于 37 ℃ 蒸馏水中 24 h。

修复完成后,用低速金刚圆锯在流水下从釉牙骨质界下约 2 mm 处切除牙根;然后沿牙体长轴方向切成 0.4~0.5 mm 厚的薄片;最后用 400,600,800 和 1000 目(38,23,18 和 13 μm)碳化硅砂纸依次打磨,直至试件为 0.10~0.15 mm 厚的薄片;每颗牙切成 2~3 个样本,选取其中较为理想的 1 个作为试验样本;将切好的薄片置于超声波清洗机荡洗 15 min,储存于 37 ℃ 蒸馏水中备用,实验中选取其中 CLSM 图像较为理想的 1 个作为试验样本。

2.4 CLSM 观察

观察前将试件固定在载玻片上,在 100% 相对湿度下用 CLSM 观察。图像采集用显微镜为 Plan Neouar 20× 物镜[数值孔径(NA)为 0.5]或 40× (NA 为 1.3),63× (Plan Apochroma,NA 为 1.4)油浸镜;目镜为 10×。激发波长为 543 nm,发射波长为 600 nm。通过随机软件测量粘结层的平均厚度(每张 CLSM 图中任取 30 个点测量其长度后取平均值)和树脂突的长度(每张 CLSM 图中任取 30 个树脂突测量其长度后取平均值,对于树脂突的长度断续严重、不对牙科粘结产生影响的长度以 0 计算)。

2.5 统计分析

双因素方差分析(two-way ANVOA)比较 Er:YAG 激光辐射后 2 种牙本质和 3 种处理方式处理后牙本质粘结界面的微观形态参数变化;应用方差分析中 SNK 法对不同处理方式进行处理;*t* 检验分析不同类型牙本质同种方式处理后的差异。数据分析采用 SPSS 13.0 软件完成,显著性水平为 $p=0.05$ 。

3 结果与讨论

Er:YAG 激光光束中光子携带的能量能够被牙本质中水分子及有机胶原、羟基磷灰石中的羟基强烈吸收,因此牙本质可以作为 Er:YAG 激光辐照处理的良好靶组织^[15]。当应用 Er:YAG 激光对牙本质进行辐照处理时,后者吸收入射光光能,引起辐照区域温度快速升高,水分蒸发导致表层下压力增大,当局部内压力达到一定程度时,通过微爆效应去除表面组织碎片,同时形成粗糙的消融界面。由于表层牙本质对 Er:YAG 激光具有较高的吸收效率,激光热量散失很小,可以避免临近组织发生明显热损伤改变^[3,16]。

以前的研究认为,Er:YAG 激光处理牙本质表面产生特殊的界面特征(表面粗糙、牙本质小管开放、无涂层和无菌等),有利于增强后期粘结修复效果^[17]。为了深入研究 Er:YAG 激光辐照处理对不同牙本质界面粘结效果的影响,应用 CLSM 从粘结界面树脂突形成情况和粘结层渗透程度两方面^[18]进行分析。

3.1 观察图像

在正常牙本质组,Single bond² 粘结系统在 Er:YAG 激光照射后牙本质的粘结界面均有良好的渗透,未发现粘结剂与粘结界面发生分离的粘结失败情况。荧光图像显示混有荧光材料的粘结剂形成均匀的粘结层,并渗入牙本质小管、侧枝小管和管间牙本质中,形成良好的树脂突,呈漏斗状。获得的 CLSM 荧光图像中以 b 组最明显,其次为 c 组,最后为 a 组(如图 1~3 所示),图中 C 表示复合树脂层,H 表示混合层,T 表示树脂突。

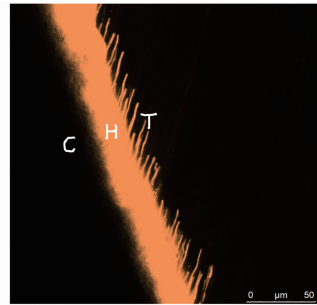


图 1 Er:YAG 激光辐射 ND 后直接粘结的 CLSM 图像(700×)

Fig. 1 CLSM image for bonding interface of ND after Er:YAG laser irradiation (700×)

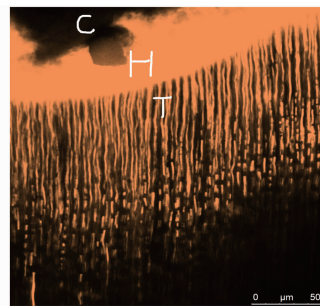


图 2 Er:YAG 激光辐射 ND 后经质量分数为 38% 磷酸酸蚀后的 CLSM 图像(700×)

Fig. 2 CLSM image for bonding interface of ND etched by 38% phosphoric acid after Er:YAG laser irradiation (700×)

在龋病影响牙本质组,Single bond² 粘结系统在 Er:YAG 激光照射后牙本质粘结界面渗透效果相对较差,但并未发现粘结剂与粘结界面发生分离

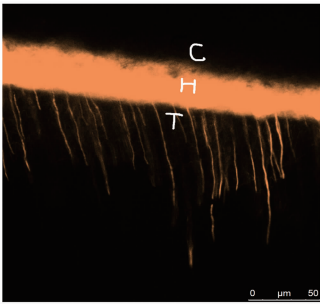


图 3 Er:YAG 激光辐射 ND 后经 Er:YAG 蚀刻的 CLSM 图像(700×)

Fig. 3 CLSM image for bonding interface of ND etched by Er:YAG laser after Er:YAG laser irradiation(700×)

而导致粘结失败的情况。荧光图像显示混有荧光材料的粘结剂形成均匀的粘结层且厚度无明显变化。粘结剂也有渗透到牙本质小管、侧枝小管和管间牙本质中,形成树脂突,但树脂突明显减少,且出现较多的中断,长度也明显较短。所获得的 CLSM 荧光图像中以 d 组最为明显,其次为 f 组,最后为 e 组,其中 d 组树脂突中断明显,无法计算连续长度(如图 4~6 所示)。

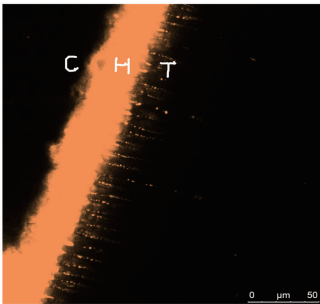


图 4 Er:YAG 激光辐射 CAD 后直接粘结的 CLSM 图像(700×)

Fig. 4 CLSM image for bonding interface of CAD after Er:YAG laser irradiation(700×)

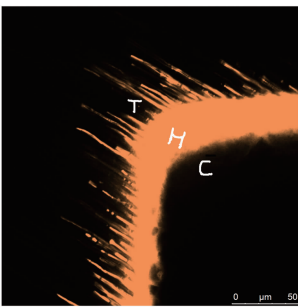


图 5 Er:YAG 激光辐射 CAD 后经体积分数为 38% 磷酸酸蚀后的 CLSM 图像(700×)

Fig. 5 CLSM image for bonding interface of CAD etched by 38% phosphoric acid after Er:YAG laser irradiation(700×)

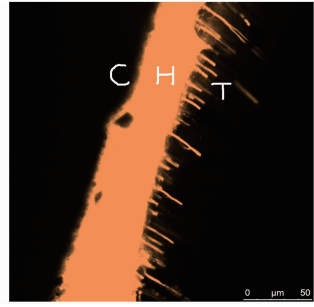


图 6 Er:YAG 激光辐射 CAD 后经 Er:YAG 蚀刻的 CLSM 图像(700×)

Fig. 6 CLSM image for bonding interface of CAD etched by Er:YAG laser after Er:YAG laser irradiation(700×)

3.2 粘结层平均厚度

运用 CLSM 随机软件测量粘结界面的粘结层的平均厚度,并进行统计学分析。Er:YAG 激光分别照射 2 种不同类型牙本质后,应用不同处理方式粘结界面所产生的粘结层的平均厚度具体情况见表 2。方差分析表明,不同处理方式、牙本质类型引起粘结界面粘结层的平均厚度的差异无统计学意义($p > 0.05$)。

表 2 Er:YAG 激光照射后粘结层平均厚度比较 [$(\bar{X} \pm s) / \mu\text{m}$, $n=6$]

Table 2 Average thickness of hybrid layer after Er:YAG laser irradiation on two types of dentin [$(\bar{X} \pm s) / \mu\text{m}$, $n=6$]

Dentin	Experimental groups			<i>p</i>
	Control group	Phosphoric acid group	Laser group	
ND	24.5 ± 2.07 ¹	23.8 ± 2.23 ¹	24.8 ± 1.47 ¹	0.6720
CAD	27.2 ± 1.94 ¹	24.3 ± 4.63 ¹	26.8 ± 4.40 ¹	0.4024
<i>p</i>	0.4426	0.8183	0.3311	

Note: In a row, data followed by different letters are significantly different at 5% level.

SNK 法多重比较显示,无论在正常牙本质组还是在龋病影响牙本质组,Er:YAG 激光照射同种类型牙本质后,应用 3 种不同处理方式粘结界面粘结层的厚度基本相同,差异无统计学意义($p > 0.05$)。(ND 组: $p=0.6720$, CAD 组: $p=0.4024$)

t 检验显示,Er:YAG 激光照射 ND 与 CAD 后,应用相同处理方式,ND 和 CAD 粘结界面粘结层厚度基本相同,差异无统计学意义($p > 0.05$)。

根据 Nakabayashi 等^[19]提出的混合层理论:牙本质表面酸蚀处理后,表面脱矿,暴露胶原纤维,粘结剂单体渗入胶原纤维网中,聚合反应后,生成的聚合物与胶原纤维相互缠绕一起,位于树脂和未脱矿的牙本质之间的区域,称为混合层。实验用 Er:

YAG 激光照射牙本质,由于激光照射的光热效应牙本质表面胶原纤维等有机物碳化,并爆裂性去除^[20~22]。因此,Er:YAG 激光照射后牙本质没有混合层形成。为此 CLSM 观察图像为渗透到牙本质小管内粘结剂与涂布在牙本质表面的粘结剂聚合反应后形成的是粘结层。和传统意义上混合层概念不同,实验显示 a,b,c,d,e 和 f 6 组的粘结层的平均厚度差异无统计学意义。只能说实验使用同一种粘结系统 3M Single bond²,且在涂布粘结剂时严格按照

表 3 Er:YAG 激光照射后树脂突平均长度比较 $[(\bar{X}\pm s)/\mu\text{m}, n=6]$

Table 3 Length of resin-tags after Er:YAG laser irradiation on two types of dentin $[(\bar{X}\pm s)/\mu\text{m}, n=6]$

Dentin	Experimental groups			<i>p</i>
	Control group	Phosphoric acid group	Laser group	
ND	25.7±2.42 ¹	93.0±5.35 ²	69.3±14.89 ³	2.3594×10 ⁻¹³
CAD	0	51.3±9.55 ¹	33.3±4.82 ²	7.9140×10 ⁻⁴
<i>p</i>	/	3.2894×10 ⁻⁷	2.0007×10 ⁻⁷	

Note: In a row, data followed by different letters are significantly different at 5% level.

SNK 法多重比较显示,无论在正常牙本质组还是在龋病影响牙本质组,Er:YAG 激光照射同种类型牙本质后,应用 3 种不同处理方式粘结界面树脂突的平均长度,大小顺序为 b 组>c 组>a 组,e 组>f 组,差异有统计学意义($p<0.05$)。

t 检验显示,Er:YAG 激光照射 ND 与 CAD 后,应用相同处理方式,ND 粘结界面树脂突平均长度大于 CAD,差异有统计学意义($p<0.05$)。

粘结剂渗入胶原纤维网形成混合层。混合层把渗入牙本质小管形成的树脂突和充填的复合树脂连成一个整体,形成超微机械嵌合。这种机械嵌合力是牙本质粘结中粘结力的主要来源^[14]。因此树脂突的质量直接影响牙本质的粘结效果。CLSM 的荧光图像显示,在 Er:YAG 激光照射同种类型牙本质后,用质量分数为 38%磷酸酸蚀 15 s 后采用湿粘结技术粘结的 b 组和 e 组,粘结剂的渗透效果最好,树脂突最长,数量最多;其次为用低能量的 Er:YAG 激光蚀刻后采用湿粘结技术粘结的 c 组和 f 组;最后为直接采用湿粘结技术粘结的 a 组和 d 组。Lopes 等^[16]也观察到相似的结果,分析原因可能是质量分数为 38%的磷酸酸蚀使管周牙本质脱矿,粘结剂能够很好地渗透到牙本质小管内,形成树脂突;而选择低能量的 Er:YAG 激光蚀刻牙本质时可能使牙本质表明粗糙,也有利于粘结剂的渗透,因此比未特殊处理组效果好。

在 Er:YAG 激光照射 2 种类型牙本质后,采用相同的处理方式,粘结剂在龋病影响牙本质的渗透

统一标准进行。因此,CLSM 观察到的粘结层平均厚度几乎一致^[23]。

3.3 树脂突长度

运用 CLSM 随机软件测量粘结界面树脂突的平均长度,并进行统计学分析。Er:YAG 激光照射 2 种不同类型牙本质后,应用 3 种处理方式粘结界面所产生的树脂突的平均长度具体情况见表 3。方差分析表明,不同处理方式、牙本质类型对粘结界面的树脂突长度有显著影响($p<0.05$)。

力小于正常牙本质,如 e 组<b 组,f 组<c 组,且差异有统计学意义。可能是因为 CAD 与 ND 的结构存在明显的差别。CAD 表面由于再矿化具有稠密的高矿化层,牙本质小管内有较多矿物盐沉积,使 CAD 的牙本质小管比 ND 的牙本质小管管腔狭窄,阻止牙本质粘结剂的渗透和树脂突的形成^[24,25],导致 CAD 粘结形成树脂突短、少或者没有^[26,27]。

实验只是从微观形态来分析比较 Er:YAG 激光照射不同牙本质类型后采用不同处理方式,对粘结界面粘结层厚度和树脂突长度的影响。但评价其粘结力的大小,还有待通过后续的抗剪切强度测试、微拉伸测试等宏观的力学测试,进行更深入的研究。

4 结 论

通过研究发现 Er:YAG 激光照射后,不同方式处理同种牙本质和相同方式处理不同牙本质后粘结层厚度无差别。应用相同方式处理不同牙本质后发现,正常牙本质较龋病影响牙本质渗透充分,38%磷酸酸蚀处理后牙本质表面渗透效果最好。此结果为激光照射后牙科粘结修复提供一定的参考依据。

参 考 文 献

- 1 Paras N. Prasad. Nanophotonics [M]. Zhang Zhenxi *et al.* Transl. Xi'an: Xi'an Jiaotong University Press, 2010. 95~96
- 2 Carl Bader, Ivo Kerjci. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry[J]. *Am. J. Dent.*, 2006, 19(3): 178~186
- 3 A. S. de Oliveira Ortolan, C. P. Torres, J. M. Gomes-Silva *et*

- al.. Effect of erbium-doped yttrium aluminium garnet laser parameters on ablation capacity and morphology of primary dentin [J]. *Photomed Laser Surg.*, 2009, **27**(6): 885~890
- 4 P. R. Renata, T. C. Daniela, A. C. Michelle *et al.*. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching prime and two single-bottle adhesive systems[J]. *Laser Surg. Med.*, 2002, **31**(3): 164~170
- 5 C. Cozean, C. J. Arcoria, J. Pelagalli *et al.*. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth[J]. *J. Am. Dent. Assoc.*, 1997, **128**(8): 1080~1087
- 6 N. Douglas, B. Dederich, D. Ronald *et al.*. Lasers in dentistry separating science from hype[J]. *J. Am. Dent. Assoc.*, 2004, **135**(2): 204~212
- 7 Lin Shi, Peng Qiming, Zhan Zhenlin *et al.*. Study of the ablation threshold of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lased dental enamel[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2598~2602
林 实, 彭奇明, 詹振林 等. Er:YAG 激光和 Er,Cr:YSGG 激光消融牙釉质的阈值研究[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2598~2602
- 8 L. Ceballos, M. Toledano, R. Osorio *et al.*. Bonding to Er:YAG laser-treated dentin [J]. *J. Dent. Res.*, 2002, **8**(2): 119~122
- 9 Yu Shifeng. Oral Histology and Pathology[M]. Beijing: People's Medical Press, 2000. 113~114
于世风. 口腔组织病理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2000. 113~114
- 10 R. C. Cecchini, D. M. Zzell, E. de Oliveira *et al.*. Effect of Er:YAG laser on enamel acid resistance: morphological and atomic spectrometry analysis[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2005, **37**(5): 366~372
- 11 L. H. Sasaki, P. D. Lobo, Y. Moriyama *et al.*. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro [J]. *Braz. Dent. J.*, 2008, **19**(1): 57~61
- 12 Fan Mingwen, Zhou Xuedong. Cariology, Endodontology and Operative Dentistry[M]. Beijing: People's Medical Press, 2003. 49~50
樊明文, 周学东. 牙体牙髓病学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2003. 49~50
- 13 S. M. Kwong, G. S. Cheung, L. H. Kei *et al.*. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique[J]. *Dent. Mater.*, 2002, **18**(5): 359~369
- 14 Yu Yang, Wang Ru. Observation on bonding interface of sclerotic dentin with confocal laser scanning microscope[J]. *West China J. Stomatology*, 2008, **26**(3): 258~261
于 畅, 王 如. 硬化牙本质粘结界面的激光共聚焦扫描显微镜观察[J]. *华西口腔医学杂志*, 2008, **26**(3): 258~261
- 15 L. E. Soares, A. Brugnera Junior, F. Zanin *et al.*. Molecular analysis of Er:YAG laser irradiation on dentin[J]. *Braz. Dent. J.*, 2006, **17**(1): 15~19
- 16 A. M. Lopes-Silva, J. L. Lage-Marques. Evaluation of the permeability of the furcation area of deciduous molars conditioned with Er:YAG laser and cyanoacrylate[J]. *Pesqui Odontol Bras*, 2003, **17**(3): 212~216
- 17 S. Gurgan, A. Kiremitci, F. Y. Cakir *et al.*. Shear bond strength of composite bonded to erbium; yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin[J]. *Lasers Med. Sci.*, 2009, **24**(1): 117~122
- 18 S. Matsui, M. Kozuka, J. Takayama *et al.*. Stimulatory effects of CO₂ laser, Er:YAG laser and Ga-Al-As laser on exposed dentinal tubule orifices [J]. *J. Clin. Biochem Nutr.*, 2008, **42**(2): 138~143
- 19 N. Nakabayashi, K. Kojima, E. Masuhara. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates[J]. *Biomed Mater. Res.*, 1982, **16**(3): 265~273
- 20 W. D. Seka, J. D. B. Featherstone, D. Fried *et al.*. Laser ablation of dental hard tissues from explosive ablation to plasma mediated ablation[C]. *SPIE*, 1996, **2672**: 144~158
- 21 Zhang Xianzeng, Xie Shusen, Lin Huiyun. Spectral characteristics of laser ablation threshold of biotissue[J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2006, **15**(1): 97~100
张先增, 谢树森, 林慧韞. 生物组织激光消融阈值的光谱特性[J]. *激光生物学报*, 2006, **15**(1): 97~100
- 22 Zhang Jizhuang, Zhang Xuexue. Effect factors of laser tissue ablation[J]. *Chinese J. Lasers*, 2007, **34**(2): 300~304
张纪庄, 张学学. 激光蚀除生物组织的影响因素[J]. *中国激光*, 2007, **34**(2): 300~304
- 23 Kuang Rong, Ni Longxing, Wang Linfang *et al.*. The ESEM observation on the bonding interfaces of human dentin and adhesive single bond 2 with different painting patterns[J]. *Chin. J. Conserv. Dent.*, 2006, **16**(2): 83~86
邝 容, 倪龙兴, 王林芳 等. 黏结剂 Single bond 2 不同涂布方式下人牙本质黏结界面的环境扫描电镜观察[J]. *牙体牙髓牙周病学杂志*, 2006, **16**(2): 83~86
- 24 A. E. Porter, R. K. Nalla, A. Minor *et al.*. A transmission electron microscopy study of mineralization in age-induced transparent dentin[J]. *Biomaterials*, 2005, **26**(36): 7650~7660
- 25 S. M. Kwong, F. R. Tay, H. K. Yip *et al.*. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine[J]. *J. Dent.*, 2000, **28**(7): 515~528
- 26 B. Van Meerbeek, M. Braem, P. Lambrechts *et al.*. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine[J]. *J. Dent.*, 1994, **22**(3): 141~146
- 27 G. W. J. Marshall, Y. J. Chang, K. Saeki *et al.*. Citric acid etching of cervical sclerotic dentin lesions: an AFM study[J]. *Biomed. Mater. Res.*, 2000, **49**(3): 338~344