

文章编号: 1001-3806(2005)03-0255-03

1 06 μ m 激光防龋作用研究

刘 莉, 黄楚云, 李正佳

(华中科技大学 激光技术与工程研究院, 武汉 430074)

摘要: 研究了 Nd:YAG 激光抑制牙釉质龋损进展的有效性。48 颗牙釉质块经过表面处理后, 分为 6 组: 0.01W, 0.3W, 0.8W, 1W, 1.4W 激光照射组及对照组, 每组 8 块, 将对照组及激光处理后的牙釉质块分别投入到 5mL 乳酸液 (0.1mol/L) 中, 置于 37 $^{\circ}$ C 水浴中恒温 72h。用显微硬度计及扫描电子显微镜对其硬度及表面形态进行研究, 结果显示与对照组相比, 0.3W 激光照射组龋损程度最小 ($p < 0.01$), 防龋作用显著。同时对激光防龋机理进行了探讨。提出恰当控制激光参数, 使牙釉质表面瞬时温升为 300 $^{\circ}$ C ~ 400 $^{\circ}$ C 时, 可以达到最佳防龋效果。

关键词: Nd:YAG 激光; 龋齿; 预防; 热相互作用

中图分类号: R318.51 **文献标识码:** A

Investigation on caries prevention by 1.06 μ m laser

LIU Li HUANG Chu-yun, LI Zheng-jia

(Institute of Laser Technology & Engineering HUST, Wuhan 430074 China)

Abstract The aim is to study the effect of Nd:YAG laser inhibiting caries progression in enamel. After surface treatment 48 enamel blocks were divided six groups of eight blocks per group: 0.01W, 0.3W, 0.8W, 1W, 1.4W laser irradiation groups and control group. Enamel blocks after laser irradiation and control group were put into 5mL of lactate buffer solution (0.1mol/L), which were put in water of 37 $^{\circ}$ C for 72h. The hardness and morphology of enamel surface were investigated by microhardness meter and scanning electron microscopy. Compared with the control group, the group with 0.3W laser treatment had the least caries lesion ($p < 0.01$). Finally, the mechanism of caries prevention by laser is discussed. With laser parameters being controlled suitably, the best caries inhibition can be achieved when the temperature rising of enamel surface is in the range of 300 $^{\circ}$ C ~ 400 $^{\circ}$ C.

Key words Nd:YAG laser caries prevention thermal interaction

引 言

自从 MA MAN 1960 年第 1 次报道激光辐射以来, 人们对许多潜在的激光应用领域进行了研究。激光生物医学作为激光与生物医学工程的交叉学科, 已成为 20 世纪末及 21 世纪初最重要的研究与应用领域之一。龋病是一种高发性传染病, 它严重地危害人类的健康, 怎样有效地预防和治疗龋病, 是有关学者共同关注的问题。氟化物仅能有效地预防牙齿光滑面龋, 对咬合面的窝沟和缝隙就显得无能为力了, 而窝沟和缝隙又是最容易发生龋齿的部位, 激光通过光纤传导, 可以照射到口腔的任意角落, 因而可能成为一种预防龋齿的有效工具。STERN 最先提出用激光对牙釉质和牙根进行预处理, 来提高牙齿的抗酸性, 阻止龋损的进一步恶化。随后, 国外许多研究小组进行了大量的相

关研究, 并发表了相当多的论文。这些研究大多集中在 CO₂ 激光器 9.3 μ m, 9.6 μ m, 10.3 μ m 和 10.6 μ m 波长防龋作用上^[1~6], 使用连续 CO₂ 激光器或可调谐脉冲 CO₂ 激光器, 照射离体牙齿, 大大降低了牙齿中矿物质对酸的反应。对使用 Ar⁺ 激光提高牙釉质和牙根表面抗龋能力也有过一些报道^[7~9], 然而对 Nd:YAG (1.06 μ m)^[11~10], Er:YAG (2.94 μ m) 激光抗龋和抑制牙齿脱矿的研究却很少, 并且仅有一篇关于 Er:YAG 激光提高牙齿防龋能力^[11] 的文献。而在实际应用中, CO₂ 激光只能用导光臂传输, 严重限制了其在牙科医疗上的应用。Nd:YAG (1.06 μ m), Er:YAG (2.94 μ m) 激光可以用光纤传输, 其牙科医疗设备已经成熟, 研究这两种波长激光的防龋作用是非常有意义的。

作者对连续 Nd:YAG 激光的防龋作用进行了研究, 确定了 Nd:YAG 激光辐射提高牙釉质抗龋能力的最佳参数, 并对实验激光抗龋机理进行了探讨。

1 龋齿的形成

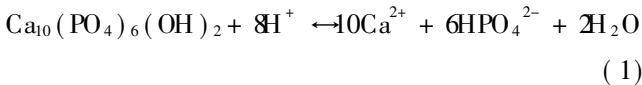
龋齿是一种最常见的牙科疾病, 产生的原因有营

作者简介: 刘 莉 (1972-), 女, 在站博士后, 主要从事非线性光学和激光医学方面的研究。

E-mail: li_liu2002@sina.com.cn

收稿日期: 2004-03-25; 收到修改稿日期: 2004-07-13

养性龋齿及口腔不卫生两种。微生物在牙齿表面繁殖形成牙菌斑。微生物产生乳酸和醋酸,使 pH 值降低到约为 3.5, pH 值的下降与羟磷灰石的溶解有关:



通过这个反应,釉质在几天内被软化。羟磷灰石中的钙离子化后被唾液冲走。这个过程使坚硬的釉质变为多孔的易渗透结构。通常,此类侵蚀伴随着牙齿颜色的变暗。但有时龋的损害在牙齿表面呈现亮色而不易被发现。随着进一步发展牙质也被软化。这种情况下,细菌会进一步侵害牙髓及其内部组织而引起剧烈的疼痛。如何积极有效地预防龋齿,是目前迫切需要解决的问题。

2 牙釉质对 Nd:YAG 激光的吸收

牙釉质对 1.06μm 激光吸收不高,吸收系数 α 约 1cm⁻¹,但有很强的散射,散射系数 α_s约 120cm⁻¹,实际的光学穿透深度 L_t= 1/(α + α_s) = 83μm,而牙釉质和牙本质的厚度至少在 2500μm 以上,由此可见,激光与牙齿的作用层很薄,激光不会透过牙釉质和牙本质而造成对牙髓的直接损伤。实验中,牙釉质表面涂抹黑墨水以增加对激光的吸收。尽管牙釉质对 CO₂ 激光的吸收要大于 Nd:YAG 激光,但在实际应用中, Nd:YAG 激光有许多优势^[1]。Nd:YAG 激光可以用光纤传输,在口腔治疗中使用非常方便。为增加对激光的吸收,牙齿表面涂抹黑墨水,在激光照射下,黑墨水将被移去,因此,可以作为激光照射到牙齿表面的指示。另外,在未涂抹黑墨水的地方牙釉质对激光吸收很少,可以降低不必要的组织损伤。

3 实验材料与方法

3.1 样品的选择和制备

选择健康无龋牙釉质块 48 枚,用 1200 目、1600 目金相砂纸、无氟抛光粉抛光,去除釉质表面菌斑及软垢,去离子水冲洗干净,抛光面暴露,埋入环氧树脂中固化。防酸指甲油涂于抛光面四周,留有直径为 2mm 的圆形窗口。

3.2 激光处理

将牙釉质块分为 6 组,每组 8 块,一组为未照射

组,其余 5 组为激光照射组。分别用功率为 0.01W, 0.3W, 0.8W, 1W, 1.4W 的连续 Nd:YAG 激光 (1.06μm) 照射激光组釉质抛光面的窗口。Nd:YAG 激光用光纤传输,调整光纤头与牙釉质面的距离,使激光光斑刚好覆盖牙釉质面的窗口,照射时间为 5s。

3.3 pH 循环(人工龋形成)

用乳酸 (0.1mol/L)、琼脂适量、制霉菌素适量配制成 pH 4.5 的缓冲液。将对照组和激光处理组分别放于缓冲液中,为了模拟龋齿形成的环境,缓冲液置于 37℃ 水浴中恒温 72h。牙釉质块从缓冲液中取出,去离子水冲净。

3.4 牙釉质脱矿的测量

为了消除生物个体的差异,用显微硬度计测量了激光照射之前和酸蚀之后的牙釉质块的表面硬度,每个牙釉质面重复测量 4 次,用酸蚀前后牙釉质块表面硬度的减小量作为评价牙齿脱矿程度的标准,并用扫描电子显微镜 (SEM) 观察了牙釉质表面的生物形态。

4 实验结果

表 1 中给出了各样品组酸蚀前后表面硬度的减小量 Δ 的平均值及均方根 SD,图 1 为表面硬度减小量 Δ 随激光入射功率的变化,图中虚线表示对照组表面硬度的减小量。图 2 为牙釉质表面的扫描电子显微镜观察结果。

Table 1 Decrease of enamel microhardness

laser power/W	0.01	0.3	0.8	1	1.4	control group
Δ	82	44	73	97	136	94
SD	21.3	15.4	17.6	25.9	31.6	23.8

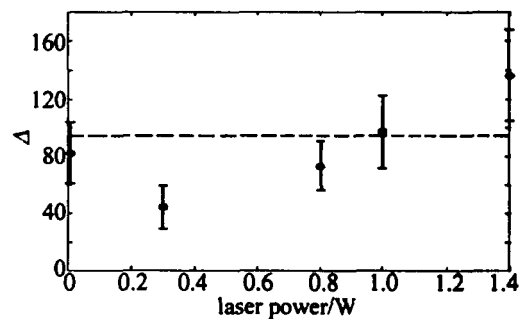


Fig 1 Variation of Δ with laser power

图中标尺为 50μm。图 2a 为无激光照射酸蚀之前的牙釉质表面;图 2b~图 2d 为无激光照射, 0.3W,

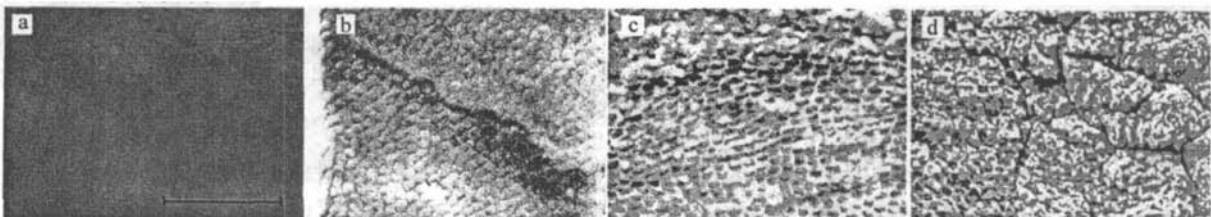


Fig 2 Scanning electron microscopic views of enamel surfaces

1. 4W 激光照射酸蚀之后的牙釉质表面。

从实验结果看到, 无论是对照组还是激光预处理组, 在经过人工龋过程之后牙釉质的硬度均有所下降。对于 0.3W 激光预处理组, 硬度变化最小, 硬度减小量与无激光辐射组有显著差别 ($p < 0.001$), 随着激光照射功率的增加, 酸蚀后的牙釉质硬度明显减小, 硬度变化量甚至超过了对照组 (对于 1.4W 激光照射功率)。

健康的牙釉质面是光滑与完整的, 没有裂缝或缺陷 (见图 2a)。无激光辐射组酸蚀后显示出典型的鱼网状形态 (见图 2b), 激光照射组酸蚀后酸蚀不均匀, 有和型两种酸蚀形态, 酸蚀表面模糊 (见图 2c); 而对于更大激光功率处理组 (1.4W), 表面出现凹坑与裂痕 (见图 2d 箭头所示)。这种凹坑与裂痕降低了牙釉质结构的完整性, 有可能为增加酸液的渗透性提供了通道^[1], 使得显微硬度小于对照组。

5 讨 论

对于实验所用的激光参数, 激光与物质相互作用可以归为光热作用。对激光防龋的机理, 许多学者持有不同的观点。最频繁提到的假说是防龋作用是由于激光照射到牙齿表面, 引起升温, 导致牙釉质羟磷灰石晶体熔化和熔合, 以及随后的牙釉质表面的紧密地封闭^[12]。由此认为激光诱导牙釉质表面温升在 600°C ~ 1000°C 或 800°C 左右可以获得最佳防龋效果。然而截面 TEM 电镜检查显示, 这种釉质表面的熔化是不均匀的, 而且通常出现在有限的区域^[2]。在熔化的表面下, 晶体间和晶体内空间显著增大。而且当牙釉质被加热到这个温度范围时, 磷灰石变相, 新产生的化学物质包括 α 磷酸三钙 (TCP)、 β -TCP 以及磷酸四钙, 其抗酸能力比羟磷灰石低得多, 牙釉质表面的溶解性增加。由于熔化牙釉质磷灰石晶体的温度在 900°C ~ 1200°C, 以熔化釉质为目的的激光处理将引起牙本质及牙髓的温升, 可能会损坏这些重要的组织。因此牙釉质表面温升不超过 600°C, 可能对提高牙釉质抗酸性更有利。

另一些学者认为, 如果被加热的牙釉质温度变化在 100°C ~ 650°C 之间, 与标准的牙釉质比较, 其含有更多的羟化物和焦磷酸盐, 更少的水分和碳酸盐, 降低了牙釉质对酸的溶解性。对激光处理前后牙釉质表面成分进行了原子能谱分析 (见图 3)。从图中可以看到, 磷的含量略有增加, 碳的含量显著减小, 证实了上述的说法。

用扫描电子显微镜发现对照组与激光预处理组的酸蚀形貌不同。由于一些研究表明, 牙釉质晶柱沿 c 轴最先分解, 因此, 晶体取向的最初变化对于确定牙釉质不同的酸蚀效应可能是非常重要的。不同的酸蚀形貌表明, 激光预处理后, 晶体的某些取向可能发生变

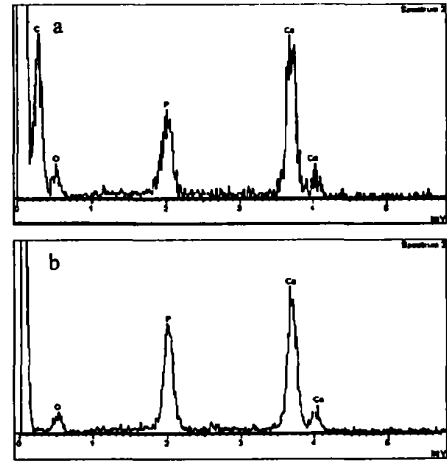


Fig 3 Atomic spectrum of enamel a—before laser treatment b—after laser treatment (laser power is 0.8W)

化, 变得更平行于表面。但这种假设还需要更进一步的工作证实。因此, 认为牙釉质晶柱取向的改变和所含成分的变化, 导致了牙釉质对酸的溶解性的降低。

除了牙釉质的溶解性之外, 龋齿的形成也与牙釉质中离子的扩散有关。牙釉质的扩散通路是由有机基质控制的, 其占据棱柱间和棱柱内的空间。在酸的侵蚀下, 牙釉质中的有机基质可以延迟牙齿的脱矿。SATO 认为, 牙齿受热所产生的有机物质的熔化和膨胀, 可能会阻断扩散通路, 降低 Ca 的损失^[13]。HSU 的实验结果^[2]与 SATO 的观点一致。牙釉质中的蛋白质在 350°C ~ 400°C 之间分解, 那么, 这种有机阻断效应可能会在 300°C ~ 400°C 达到最大, 在高于 400°C 时, 由于有机物质的完全分解而下降。

由以上的分析可知, 利用激光预防龋齿, 恰当控制激光参数, 当激光照射牙釉质表面, 使其瞬时温升为 300°C ~ 400°C 时, 可以达到最佳防龋效果。这时, 牙釉质晶柱取向的改变和所含成分的变化, 导致了牙釉质对酸的溶解性的降低; 另外, 有机基质的部分分解将导致棱柱间和棱柱内的空间的封阻。同时由实验可以看到, 在激光功率较高时, 为了保持牙齿的完整性以及防止牙髓腔温升过高, 最好采用扫描的方式照射。

6 结 论

实验研究了连续 1.06 μm 激光提高牙齿抗龋能力的有效性, 发现激光功率 0.3W、照射时间 5s 时达到较好的防龋效果。对防龋机理进行了探讨。提出激光照射牙釉质表面, 使其瞬时温升为 300°C ~ 400°C 时, 可以达到最佳防龋效果。这时, 一方面, 牙釉质晶柱取向的改变和所含成分的变化, 导致了牙釉质对酸的溶解性的降低; 另一方面, 有机基质的部分分解将导致棱柱间和棱柱内的空间的封阻。以上观点还需要进一步的实验证实。

(下转第 260 页)

镀上 1318 8nm 增透膜。采用单支氪灯抽运, 氪灯的驱动电源为重复率 100Hz 的调宽电源。1318 8nm 激光的平均输出功率用型号为 IM-100 激光功率计测量。经分束镜 M₃, M₄ 分光的光束, 一路由锗光敏二极管接收并通过 TDS3052B (500MHz) 数字存储示波器测量输出激光的脉冲宽度, 另一路用 44W 型平面光栅单色仪扫描确定输出激光的谱线波长。

图 4 中给出了 1318 8nm 激光输出的平均功率随

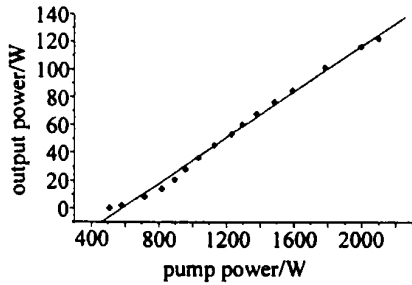


Fig 4 Output power as a function of pump power

抽运功率变化的曲线。当抽运功率为 2100W 时, 激光的输出功率为 122W, 相应的电光转换效率为 5.8%, 斜率效率为 8.22%, 激光输出功率不稳定性 $\leq \pm 5\%$ 。

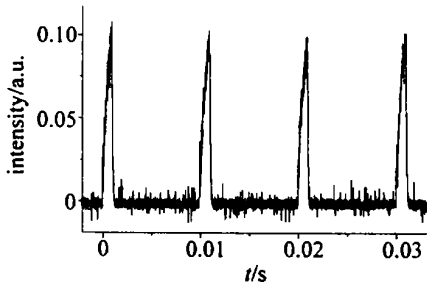


Fig 5 1318 8nm laser pulse shape with a pump power of 1130W

激光阈值较低, 约为 500W。

由 TDS3052B (500MHz) 数字存储示波器记录的抽运功率为 1130W 时, 1318 8nm Nd:YAG 激光器输出的激光脉冲波形如图 5 所示。图中单个脉冲宽度约为 0.75ms, 用 44W 平面光栅单色仪扫描激光波长, 发现从 1000nm 到 1500nm 的波长范围内, 仅有 1318 8nm 波长激光输出, 未见到其它谱线的激光输出。

3 结论

根据激光振荡的阈值条件, 分析了获得单一谱线 Nd:YAG 激光的反射率条件, 采用三色镜技术, 研制了 1318 8nm 单一谱线 Nd:YAG 激光器, 成功地实现了 1318 8nm 单一谱线较高平均功率的激光输出。该实验装置系统结构简单, 工作稳定, 输出平均功率大, 电光转换效率高, 在激光医疗、国防安全等领域具有重要应用价值。

参考文献

- [1] 黄呈辉, 林文雄, 曾瑞荣 *et al* 一种获得 1.3188 μ m 单一谱线 Nd:YAG TEM₀₀ 模激光的新方法 [J]. 激光技术, 1998, 22(5): 271~272
- [2] 林文雄, 沈鸿元, 曾瑞荣. 单一谱线 1.3188 μ m Nd:YAG TEM₀₀ 模激光器的研制 [J]. 中国激光, 1996, 23(5): 444.
- [3] INOUE Y, FUJIKAWA S. Diode pumped Nd:YAG laser producing 122W CW power at 1.319 μ m [J]. IEEE J Q E, 2000, 36: 751~756
- [4] SHEN H Y, SU H. Operating conditions of continuous wave simultaneous dual wavelength laser in neodymium host crystals [J]. J A P, 1999, 86(12): 6647~6651
- [5] 克希耐尔 W. 固体激光工程 [M]. 北京: 科学出版社, 2002: 45
- [6] KAMINSKII A. Laser crystals [M]. 2nd ed Berlin: Springer-Verlag, 1990: 332

(上接第 257 页)

参考文献

- [1] TSAI C L N Y, HUANG S *et al*. In vitro acid resistance of CO₂ and Nd:YAG laser treated human tooth enamel [J]. Caries Res 2002, 36: 423~429.
- [2] HSU C, JORDAN T H, DEDERICH D N *et al*. Effects of low-energy CO₂ laser irradiation and the organic matrix on inhibition of enamel demineralization [J]. J Dent Res 2000, 79(9): 1725~1730.
- [3] FEATHERSTONE J D B, BARRETT-VESPONE N A, FRIED D *et al*. CO₂ laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel [J]. J Dent Res 1998, 77(6): 1397~1403
- [4] FEATHERSTONE J D B, LE C Q, FRIED D *et al*. Effect of a new carbon dioxide laser treatment on dissolution profiles of dental enamel [J]. SPIE, 2003, 4950: 106~109
- [5] HOSSAIN M M, HOSSAIN M, KMURA Y *et al*. Acquired acid resistance of enamel and dentin by CO₂ laser irradiation with sodium fluoride solution [J]. J Clin Laser Med Surgery, 2002, 20(2): 77~82
- [6] GOOD B H, FRIED D, FEATHERSTONE J. Pulpal safety of a 9.6 μ m TEA CO₂ laser used for caries prevention [J]. SPIE, 2002, 4610: 125~131
- [7] HICKS M J, FLAITZ C M, WESTERMAN G H *et al*. Caries-like lesion

- initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: an in vitro study [J]. J Dent Child 1993, 60: 201~206
- [8] WESTERMAN G H, HICKS M J, FLAITZ C M *et al*. Argon laser irradiation in root surface caries: in vitro examines laser effects [J]. JADA, 1994, 125: 401~407
- [9] WESTERMAN G H, HICKS M J, FLAITZ C M *et al*. Surface morphology of sound enamel after argon laser irradiation: an in vitro scanning electron microscopic study [J]. J Clin Pediatr Dent 1996, 21: 55~59
- [10] BAHAR A, TAGOMORI S. The effect of normal pulsed Nd:YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth [J]. Caries Res 1994, 28: 460~467
- [11] DELBEM A, CURY J A, NAKASSMA C K *et al*. Effect of Er:YAG laser on CaF₂ formation and its anticariogenic action on human enamel: an in vitro study [J]. J Clin Laser Med Surgery, 2003, 21(4): 197~201
- [12] TAGOMORI S, WASE T. Ultrastructural change of enamel exposed to a normal pulsed Nd:YAG laser [J]. Caries Res 1995, 29: 513~520
- [13] SATO K. Relation between acid dissolution and histological alteration of heated tooth enamel [J]. Caries Res 1983, 17: 490~495