

牙硬组织消融光学研究进展

詹振林 张先增 郭文庆 刘海山 谢树森

(福建师范大学激光与光电子技术研究所, 福建省光子技术重点实验室,
医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建 福州 350007)

摘要 回顾了“激光钻”的发展历程, 归纳总结了牙硬组织的光学性质及牙硬组织与激光的相互作用方式和机制, 综述了激光在牙釉质、牙本质、牙结石和牙槽骨等硬组织上的应用研究动态和最新进展, 并对其存在的问题及发展趋势进行了探讨。分析表明: 硬组织激光消融技术在牙科存在广阔的应用前景。

关键词 医用光学; 消融光学; 激光牙科; 牙硬组织; 光剂量学; 窝洞制备

中图分类号 R318.51 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/LOP49.100005

Advances in Ablation Optics of Hard Dental Tissue

Zhan Zhenlin Zhang Xianzeng Guo Wenqing Liu Haishan Xie Shusen

(*Institute of Laser and Optoelectronics Technology, Fujian Provincial Key Laboratory for Photonics Technology, Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine of Ministry of Education, Fujian Normal University, Fuzhou, Fujian 350007, China*)

Abstract The development course of "laser drill" is retrospected, the optical properties of hard dental tissue and the laser-tissue interaction manner and mechanism are summarized. The research advances in the application of laser on hard dental tissues, such as enamel, dentin, calculus and alveolar bone are reviewed. The fundamental issues of hard dental tissue ablation and its development in the future are described. Hard biotissue ablation with pulsed lasers is widely promising for the applications in dentistry.

Key words medical optics; ablation optics; laser dentistry; hard dental tissue; light dosimetry; cavity preparation

OCIS codes 170.1020; 170.1850; 170.6930

1 引言

牙齿是人类赖以生存的重要器官, 是人体中最坚硬的器官, 它与人的发音功能、容貌和健康等息息相关。在牙科日常治疗中, 通常需要对这些最坚硬的组织进行处理, 如需要选择性去腐质、制备洞形和固位形以及保持牙体完整性等。而在这些处理过程中, 电钻是一种非常重要的手术器具, 是牙科中不可或缺的重要工具之一。但同时, 它也存在一些严重的缺陷, 如操作过程中涡轮手机切削牙齿时引起的噪声、振动和疼痛, 以及涡轮手机磨削时产生的压力和热量等, 这些缺陷让患者望而止步, 谈“钻”色变, 同时促进了各种机械和化学工具, 特别是激光在牙科的应用。

激光技术在牙科领域的重要应用之一就是利用激光的各种消融效应, 对各种组织进行切割或切除, 达到治病救人的目的。强激光辐照生物组织时, 除了会对组织加热和造成热损伤外, 还可能发生组织的气化、熔融、喷射和高温分解等现象, 这些都将导致生物组织的去除和丢失, 这些作用可归结描述为组织消融^[1]。简

收稿日期: 2012-05-31; **收到修改稿日期:** 2012-06-26; **网络出版日期:** 2012-08-20

基金项目: 国家自然科学基金(60878062)、卫生部科学研究基金(WKJ2008-2-035)、福建省自然科学基金(2008J0317)和福建省教育厅科研基金(JB09068)资助课题。

作者简介: 詹振林(1982—), 男, 助理研究员, 博士研究生, 主要从事医学光子技术方面的研究。

E-mail: zlzhan@fjnu.edu.cn

导师简介: 谢树森(1940—), 男, 教授, 博士生导师, 主要从事生物医学光子学与医学光子技术等方面的研究。

E-mail: sssxie@fjnu.edu.cn(通信联系人)

单地讲,无论是光物理作用还是光化学作用,任何导致生物组织体的切割或切除的作用都可称为消融^[2]。在牙科临床方面其功能类似于电钻和涡轮手机等常规手术器械。相比常规手术方式,激光消融技术具有许多独特的优点,如非接触的激光手术方式可减少疼痛,甚至无痛;对于特定的激光,可实现龋坏组织的选择性消融;通过电子技术对组织体上光束进行控制,可实现精确和任意形状的消融等。凭借其独特的优势,激光消融技术在牙硬组织中的应用引起了人们的极大兴趣和广泛关注,成为当前激光牙科领域的重要研究内容和研究热点,并且在牙齿备洞和龋齿去除等方面已获得初步临床应用。

尽管激光消融技术在牙硬组织方面的应用有着广阔的前景,但由于生物硬组织消融是一个多学科交叉的复杂物理过程,它的应用仍处于探索开发阶段。为了更好地促进激光消融技术的牙科应用,有必要明白激光与牙硬组织的基本作用以及激光消融技术的应用现状。本文首先回顾了“激光钻”的发展历程,归纳总结了牙硬组织的光学性质及牙硬组织与激光的相互作用方式和机制,然后综述了激光在牙釉质、牙本质、牙结石和牙槽骨等硬组织上的应用研究动态和最新进展,最后阐述了激光牙科应用的安全性问题,并对其存在的问题及发展趋势进行了探讨。

2 “激光钻”的发展

激光与牙硬组织间相互作用的研究最早可追溯至 1964 年,Stern 等^[3]探寻红宝石激光用于牙科临床的可行性,他们通过离体实验证明:激光辐照人牙釉质可抑制釉质亚表面的脱矿,但需要高能量,其能量密度必须达到 10^4 量级^[4~6]。1965 年 Goldman 等^[7],1967 年 Gordon^[8]分别首次开展了激光用于牙齿备洞和龋齿去除的研究。由于当时激光技术的发展还处在较低水平,关于激光与生物硬组织相互作用的基础知识匮乏,上述激光波长并不适合用于牙齿的备洞或龋齿去除,结果都导致严重的热损伤并引起牙釉质的破裂和变性。随后在 20 世纪 70~80 年代,研究逐渐转向其他的激光设备,如 Nd:YAG 激光和 CO₂ 激光等。Stern 等^[9]使用 CO₂ 激光辐照牙釉质,结果表明激光辐照可改变牙釉质的超微结构和晶体学性质。1989 年,Nd:YAG 激光获得美国食品与药品管理局(FDA)认证,成为第一台可用于牙科临床的商业化激光。但遗憾的是,Nd:YAG 牙科激光是作为制备窝洞的产品推向市场的,而在临床使用后立刻被认为是一种错误的选择。早期的研究支持 1064 nm 激光对变色龋坏组织的去除作用,但当健康的釉质和本质暴露在激光下时,相对较长的脉宽和相应的热传导,以及缺乏同步的水冷却,会造成牙釉质和牙本质的热分裂和羟基磷灰石的融解,髓腔内温度也随之升高^[10]。

所有上述早期激光均无法满足医生和病人对可消融牙硬组织的激光日益增长的需要。1989 年,Hibst 等^[11,12]使用脉冲 Er:YAG 激光开展实验研究,表明 Er:YAG 激光可用于切割牙釉质、牙本质和骨头。Er:YAG 激光在英国的商业化始于 1995 年,与之相似的 Er,Cr:YSGG 激光于 1997 年开始商业化。Er:YAG 和 Er,Cr:YSGG 激光的发展和其对牙硬组织作用的研究将激光从原来的辅助切割变为真正有效的切割方法,且不会引起牙齿及牙髓的热损伤或机械损伤,被临床医生迅速接受。迄今为止,研究者一直都在探索新的、可更好应用于医学临床的牙科激光,如超短脉冲激光等。

3 牙硬组织与激光相互作用机制

激光与靶组织相互作用的方式有四种:吸收、散射、反射和折射,如图 1 所示^[13]。牙齿具有复杂的成分结构,通常四种现象常按一定的比例同时发生,其具体的作用方式取决于靶组织的光学性质。

3.1 牙硬组织的光学特性

牙硬组织的主要成分为矿物质、水和胶原,因此,三种组织成分的光学特性决定了牙硬组织的光学特性。牙硬组织中的矿物质成分主要为羟基磷灰石,其红外透射光谱如图 2 所示^[6]。由图可知,它在 9~11 μm 范围有较

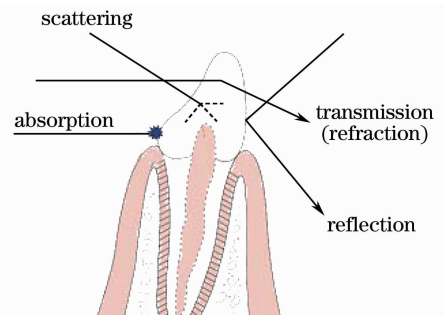


图 1 入射激光与组织的相互作用方式

Fig. 1 Incident laser light interaction with tissue

强的吸收峰。水在红外波段的吸收从 900 nm 开始起作用,吸收峰分别位于 1.44,1.95,2.94,4.68,6.10,10.00 μm 附近,如图 3 所示^[2]。其中,最大的吸收峰分别位于 2.94 μm 和 6.10 μm 处,对应吸收系数分别为 12000 cm^{-1} 和 2740 cm^{-1} 。牙硬组织中的胶原主要为 I 型胶原,其吸收峰主要位于 6.024~6.097 μm (amide I),6.451~6.514 μm (amide II)和 7.87 μm (amide III),如图 3 所示^[2]。综上可知,牙釉质和牙本质在可见光和近红外光谱范围表现为弱吸收和强散射,特别是红光光谱端,光散射较少,表现出高透明性。相反,在中红外波长段,牙本质和牙釉质表现为强吸收(主要是水和矿物质的吸收)。同时据报道,牙齿在波长 2.79、2.94、9.30、9.60、10.30、10.60 μm 处的反射率分别是 5%、5%、38%、49%、16%和 13%^[5]。

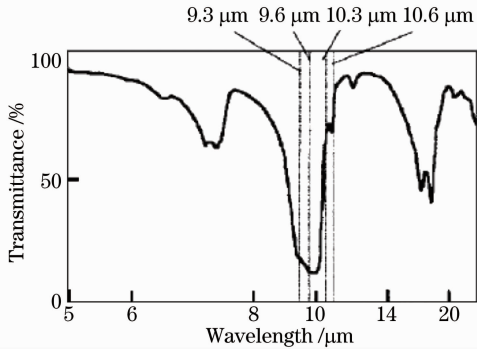


图 2 碳酸化羟基磷灰石的红外透射光谱图
Fig. 2 Infrared spectrum of carbonated hydroxyapatite

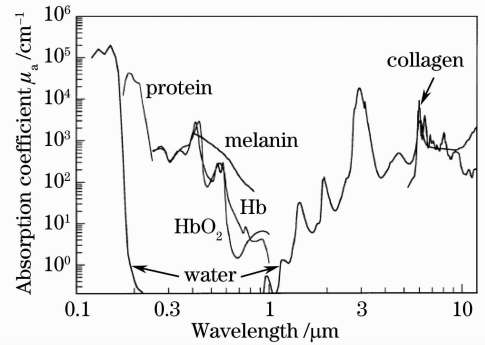


图 3 生物组织基本成分的吸收光谱特性
Fig. 3 Optical absorption coefficients of principal tissue chromophores

龋病是近代人类口腔的常见病,是最普遍的治疗对象,所以龋坏组织的光学性质至关重要。图 4 为龋坏牙本质和正常牙本质、牙釉质在紫外和可见光波段的吸收光谱^[14]。由图可知,相比正常组织,龋坏组织在紫外和可见光波段具有较强的吸收特征。根据吸收系数的不同,研究者可针对性地选择特定波长实现对龋坏组织的选择性去除。

综上所述,激光对牙硬组织的作用可分为三个类型:

1) 与矿物质的作用;2) 与蛋白质的作用;3) 与水的作用。它们为特定场合下激光器的选择提供了重要依据。如果用于早期龋损检测,那么所选波长必须透射程度较高,且在龋损区域会发生散射或具有可变荧光性质;如果用于龋损组织去除或釉质牙本质去除,所选波长必须使得激光与矿物质或者水或者与两者都发生作用(除超短脉冲形成等离子体媒介消融的情况以外);对于防龋,

激光作用只需改变矿物成分,使其从酸可溶形式转变为不可溶形式。

3.2 牙硬组织消融机制

根据作用机理的不同,生物组织激光消融的机制一般可分为光化学消融、光热消融和等离子体消融。光化学消融主要是利用激光辐射的高能量光子辐照组织后直接将组织的分子键打断,导致组织的破裂,非常干净精确地去除组织而不产生凝结和气化等任何热作用。该模型采用的激光主要是准分子激光。等离子体消融是指利用高强度短脉冲激光辐照组织引起局部的电离而形成等离子体区,消融就是由这种等离子体本身的电离作用造成的。它通常发生在使用超短脉冲激光时。以光热作用为主导的消融机制大致可分为两类:一类是气化消融模型,即假设消融发生在组织的气化温度(对软组织而言,气化温度为 $100\text{ }^{\circ}\text{C}$),当组织达到气化温度时组织被消融去除;另一类是热机械消融模型^[15],硬组织的间隙水吸收光能,温度升高,达到 $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ 时被气化。这一破坏性的相变导致体积的爆炸性膨胀,从而导致分裂出大块组织,实现消融效应,这一点在牙硬组织钕激光消融中尤为明显^[16]。该模型类似于 Izatt 等^[17]提出的“双组分消融模型”,如图 5 所示。

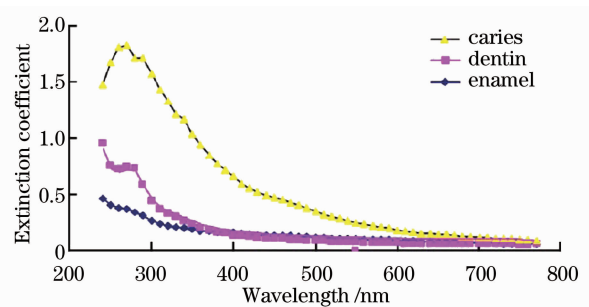


图 4 牙釉质、龋坏和正常牙本质在紫外和可见波段的吸收光谱
Fig. 4 Absorption spectra of enamel and carious and healthy dentin in the ultraviolet and visible spectral domain

当软连接组织成分被足够快速地气化时,其产生的气态气流将带走和去除弹坑中未被完全气化的硬组织成分,形成消融凹陷。有关硬组织消融机制和模型的详细阐述可参考文献[18]。

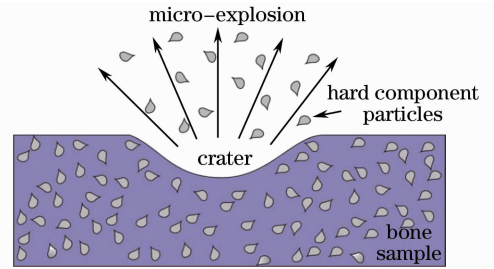


图5 生物硬组织双组分消融模型

Fig. 5 Schematic illustration of dual-component biological hard tissue ablation model

4 牙釉质与牙本质激光消融及其在窝洞制备中的应用

窝洞制备是牙釉质和牙本质激光消融的主要应用所在,亦是进行牙体牙髓治疗的必要步骤。传统手术器具如高速涡轮机和慢速手机制备窝洞时产生的噪声和疼痛感等使患者尤其是儿童患者难以忍受,从而产生恐惧心理,因此激光能否既减轻患者心理紧张及备洞疼痛,又符合常规窝洞制备要求,是激光能否替代涡轮手机的关键。

4.1 激光消融性能

激光对牙硬组织的消融性能与激光光剂量息息相关。光剂量并不是指某个单一的物理量,而是一系列激光辐照参数、辐照方式和辐照环境的优化组合^[19],其中激光辐照参数主要包括波长、能量密度和功率密度等。关于波长,从最早的红宝石激光器到现在的 Er,Cr:YSGG 激光器,从固体激光器到气体激光器,研究者一直都在探索新的、可更好地应用于医学临床的牙科激光。目前用于牙硬组织消融的辐射光源主要有三种波长的激光:Er:YAG、Er,Cr:YSGG 和 CO₂ 激光。同时,文献[16,20~24]研究表明:不同波长激光辐照牙硬组织获得的消融深度与能流密度曲线均呈相同的特性,即表现为三个能量密度区域:1) 存在一个阈值(即所谓的消融阈值),激光能量必须大于这一阈值消融才会发生,低于这一阈值激光能量仅对组织加热;2) 存在一个消融深度随能量密度呈线性变化的区域;3) 存在一个消融深度偏离线性变化的区域。Apel 等^[21] 使用 Er:YAG 和 Er,Cr:YSGG 激光辐照人智齿牙釉质,实验定义消融概率的 80% 对应的剂量为阈值剂量,由此确定 Er:YAG 和 Er,Cr:YSGG 激光辐照牙釉质的消融阈值分别为 10 J/cm² 和 13 J/cm²。Kang 等^[22] 确定有无水喷雾的情况下 Er,Cr:YSGG 激光辐照牙釉质的消融阈值分别为 2.1 J/cm² 和 1.2 J/cm²。Ji 等^[25] 确定钛宝石飞秒激光对牙釉质、牙本质和牙骨质的消融阈值分别为 0.58,0.44,0.51 J/cm²。值得关注的是,如今新兴的超短脉冲激光引起了越来越多的关注^[24]。它对牙釉质和牙本质的消融效果受牙组织本身的水合状态所影响,且消融阈值与牙硬组织的水合状态负相关^[26]。

由 3.1 节牙硬组织的光学特性可知,龋坏组织相比正常组织在紫外和可见光波段具有较强的吸收特征,理论上具备选择性消融的可能。实验方面,Rechmann^[14] 通过光声方法确定 377 nm 的倍频变石激光对龋坏和正常牙本质的消融阈值分别为 0.4 J/cm² 和 1.8 J/cm²。表 1 总结了不同能量密度的 377 nm 倍频变石激光对龋坏和正常组织的消融率^[14]。由表 1 可知,在相同能量密度下,龋坏牙本质的消融率远大于正常牙本质,故激光消融龋坏牙本质的同时又保护了正常牙本质,实现了龋坏组织的选择性消融。同理,使用 Nd:YAG 激光亦可实现对龋坏组织的选择性去除^[27]。

表 1 不同能量密度的倍频变石激光对龋坏和正常组织的消融率

Table 1 Ablation efficiencies at different fluencies of frequency-doubled alexandrite laser for carious and healthy dentin

Fluence /(J/cm ²)	Ablation rate /(μm/pulse)	
	Carious dentin	Healthy dentin
0.6	0.18	0
1.5	2.20	0
2.0	2.71	0.02
3.2	9.25	0.06
4.0	11.70	0.20

4.2 激光辐照对牙硬组织形状及其成分的改变

激光处理后牙硬组织的表面形貌与电钻等传统工具处理的有所不同。利用涡轮手机磨削牙齿后,会在

牙体表面留下一玷污层,牙本质小管封闭;而用激光辐照后的牙体表面无玷污层出现,呈鱼鳞状,牙本质小管开放,且管周牙本质较管间牙本质突出,如图6所示^[28,29]。同时,激光辐照后牙本质表面的形态改变与激光脉冲频率、脉冲数等密切相关。采用的频率越大,辐照后牙本质表面形态变化越大^[30]。通常激光处理后的形貌特征被认为有利于后续粘结剂的树脂渗透,从而有益于牙齿的粘结修复。

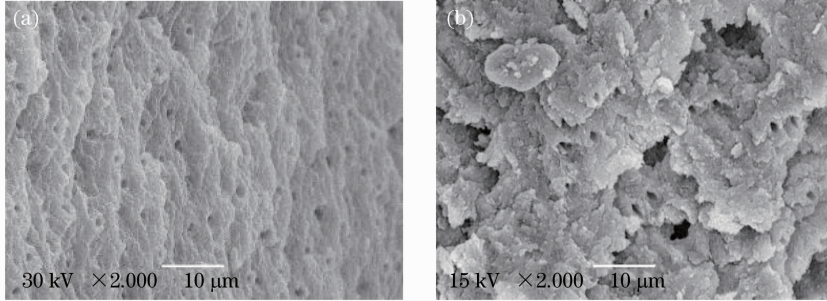


图6 (a) Er,Cr:YSGG 和(b) Er:YAG 激光辐照形成弹坑侧壁的扫描电镜图,激光能量密度分别为 (a) 16.1 J/cm² 和(b) 17.1 J/cm²

Fig. 6 SEM micrographs of crater sides after (a) Er, Cr:YSGG and (b) Er:YAG irradiation. The fluences are respectively (a) 16.1 J/cm² and (b) 17.1 J/cm²

激光辐照不仅改善靶组织的外观形貌,同时还可能改变靶组织表面的成分构成及矿物质晶体结构,提高靶组织的抗酸性,防止二次龋坏。众所周知,牙齿中的矿物质成分是由高度取代的羟基磷灰石组成,其主要替代物是碳酸根。它取代了部分磷酸根,从而扰乱了矿物质晶格结构,使其相比纯羟基磷灰石更容易被酸溶解。激光辐照之所以能提高抗酸性,其原因就是辐照产生的热量使矿物质中的碳酸根成分产生热分解,从而转变为不容易被酸溶解的其他相的矿物质^[31]。因此,抗酸性的提高与激光辐照过程中产生的热量息息相关,即与激光器的波长、能量密度和水喷雾冷却等光剂量密切相关。波长方面,CO₂ 激光由于处于牙硬组织主要矿物质成分羟基磷灰石的吸收波段,所以能够有效加热牙硬组织表面,使其产生热分解,故 CO₂ 激光辐照组织产生的抗酸性最好。其他激光亦可达到同样的效果,只不过需要更高的能量来加热表面,易引起热损伤。如果能量密度过低,即使是 CO₂ 激光,也不会增强组织的抗酸性。Le 等^[32]使用 9.3 µm 能量密度为 0.5~1.5 J/cm² 的 CO₂ 激光辐照人磨牙,结果发现:激光辐照并没有抑制样品的酸分解率。同时,辐照过程中如果不用水喷雾冷却,过多的热量沉积可能导致含有结晶度较差的非磷灰石 CaP 相的粗糙表面形成,易受酸溶解。使用水喷雾冷却可避免过多的热量沉积和 CaP 表面的产生,形成一层均匀的纯羟基磷灰石相的抗酸层。另外值得关注的是,激光辐照可促进牙本质表面对氟的吸收,亦可增加牙齿的抗酸性^[33]。

4.3 激光制备基底的粘结强度

激光辐照后牙体组织与修复材料的粘结对牙科治疗疗效起着至关重要的影响,如何在获得大消融率的同时提高牙体组织与修复材料的粘结度并减少周边组织的热损伤是激光能否补充和取代传统手术器械的关键。传统的牙本质粘结方式依靠酸蚀刻剂去除玷污层,拓宽小管管腔,以此增加树脂的渗透和管间牙本质的脱矿,形成胶原/树脂混合层。此混合层将导致更高的粘结强度和封闭性,减少渗漏。激光辐照后,鱼鳞状的粗糙表面、开放的牙本质小管和无玷污层等特征有利于树脂的渗透和粘合,因此被认为有利于粘结。但同时辐照后粘附在浅表层的薄片容易脱落,且管周牙本质相比管间牙本质矿物质成分更高,不易消融,因此并不会拓宽小管管腔,故不利于树脂的渗透,导致粘结强度降低。Obeidi 等^[34]通过机械手段和化学方法去除激光辐照产生的浅表变性层,提高了 Er,Cr:YSGG 激光辐照后牙釉质和牙本质的粘结强度。同时由 4.2 节可知,激光辐照有可能提高组织的抗酸性,降低了粘结前的酸蚀作用,从而导致粘结强度降低。

激光制备物的粘结强度除了与辐照后基底表面形态息息相关外,还与激光辐照组织产生的热损伤和机械损伤等密切相关。通过不同的激光参数和喷水条件辐照离体人牙本质,观察热损伤对牙齿粘结强度的影响,人们发现:激光辐照对胶原基质的热损伤和机械损伤明显影响复合修复材料的粘结强度^[35,36]。CO₂ 和 Er:YSGG 等中远红外激光辐照时,缩短脉宽和同步使用喷水冷却使其产生的热损伤最小,而粘结强度最高。紫外激光辐照时,虽然没有产生热损伤,但造成大量的机械损伤,从而降低了粘结强度。牙硬组织粘结

中,混合层的形成直接依赖于亲水单体与暴露胶原网的胶结,故依赖于胶原网的有效性和完整性。如果胶原网络的结构被改变或遭到一定程度的瓦解,将阻碍主要单体的扩散,从而阻碍粘结的进行。激光对富含胶原的管间牙本质的选择性消融导致有机成分的分解和降解,甚至使胶原纤维网熔融到一定程度,因此可能限制了树脂单体后续的相互扩散^[37~39]。但目前由微爆引起的超微结构改变和胶原纤维的断裂是否会降低粘结系统和辐照表面的作用,从而影响粘结强度,尚不清楚。

由于制备物与修复材料的粘结性能与粘结界面混合层的形状、渗透性和微渗漏、纳米渗漏等息息相关,因此激光制备物粘结界面的形态轮廓受到了越来越多的关注。近年来,数个小组分别采用国际上先进的成像手段对激光制备物粘结界面的形貌进行了研究^[40~44]。典型的成像手段有扫描电镜(SEM)、共聚焦显微镜(CLSM)、光学相干层析(OCT)成像技术和拉曼光谱术。SEM 当属最经典和最成熟的成像技术,但它需要对组织样品进行脱水、干燥和喷金等处理,整个过程繁琐,需专业人员操作,且可能对组织结构产生破坏。CLSM 和 OCT 的出现突破了上述限制,无需任何预先操作,且可通过激光扫描获得标本表面不同位置的截面图像,实现“光学切片”。以上 3 种成像手段均只能给出粘结界面的结构图像,未能识别界面的化学成分,这便是拉曼光谱成像的优势所在。通过 SEM 和 CLSM 成像观察可知:相比砂纸,无论使用自酸蚀还是全酸蚀粘结剂,激光制备物的混合层总是不均匀和不规则的。粘结剂树脂在管周牙本质中的渗透性能较差,导致形成的树脂条细薄且无漏斗状,偶有侧向树脂渗出,如图 7 所示^[40,41]。利用拉曼光谱进一步分析脱矿牙本质和龋坏影响牙本质粘结界面的化学成分,发现牙本质脱矿的程度、深度和化学成分与酸试剂的种类和应用方式密切相关,且龋坏影响牙本质的粘结界面比正常的宽而复杂。

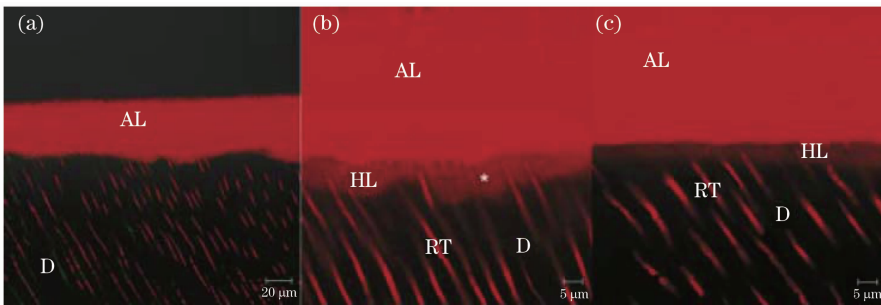


图 7 Er:YAG 激光辐照后牙本质与自酸蚀粘结剂粘结界面的 CLSM 图。HL:混合层;AL:粘结剂;
D:牙本质;RT:树脂条

Fig. 7 CLSM images of adhesive interfaces between a self-etching adhesive and dentin prepared by Er:YAG laser.

HL: hybrid layer; AL: adhesive layer; D: dentin; RT: resin tags

5 牙槽骨与牙结石激光消融

牙硬组织除了牙釉质和牙本质外,还有牙槽骨和牙结石等。关于激光与骨作用的研究表明,与牙釉质和牙本质一样,骨组织激光消融亦是微爆过程实现的^[17,45]。与其他的硬组织切割一样,使用同轴水喷雾来降低热损伤以免延迟愈合非常重要。在牙槽骨手术中,与慢速钻引起的强烈振动相比,使用激光可以减少对患者的创伤。对于不同的骨密度,长脉冲激光的切割能量密度为 $10 \sim 30 \text{ J/cm}^2$ 不等^[46]。而对于超短脉冲激光,消融阈值仅在 $0 \sim 1 \text{ J/cm}^2$ 之间,且可减少热和机械损伤等不良反应^[23]。从临床经验上看,上颌牙槽骨的激光消融速率与电钻相当,但由于皮质骨含量更高的缘故,下颌骨的消融速率相对较慢。激光消融后的表面分析没有显示出任何大的热损伤以及超过 $20 \sim 30 \mu\text{m}$ 厚的碳化层^[46~48]。激光消融后骨愈合的研究表明:与传统的电钻相比,使用激光产生的物理损伤更小,热损伤和细菌感染低,且有成骨的潜能,愈合过程没有并发症。

牙结石是由食物残渣、坏死脱落的口腔上皮细胞及唾液中的矿物质钙化后附着在牙齿表面而形成的,通常呈现出黄色、棕色或者黑色。它的矿物相及细菌成分的组成取决于口腔内的 pH 值、钙磷比和所处的位置。通过对牙结石的荧光发射谱测量发现:最高荧光发射谱位于 $570 \sim 740 \text{ nm}$,最佳激发位置处于 $400 \sim 420 \text{ nm}$ 。因此,与龋坏组织类似,由于含内生性卟啉物的细菌对 $370 \sim 420 \text{ nm}$ 波段激光能量的强烈吸收,同时

牙结石的硬度又比正常釉质等小一个等级,故具备选择性消融的可能。数个研究组亦从实验上实现了不同激光对不同位置处牙结石的选择性消融。Rechmann^[14]采用 377 nm 倍频变石激光实现了牙釉质、牙骨质和它们连接处等位置牙结石的选择性消融。Schoenly 等^[49]使用 400 nm 倍频钛宝石激光实现龈下牙结石的选择性消融,并评估了不同辐照角度下牙结石的消融速率。在 7.4 mJ/pulse 的能量下,辐照角度 85°和 20°对应的消融速率分别为 $(11.1 \pm 3.6) \mu\text{m}/\text{pulse}$ 和 $(11.5 \pm 5.9) \mu\text{m}/\text{pulse}$,消融效率为 $(4.5 \pm 1.7) \times 10^5 \mu\text{m}^3/\text{pulse}$ 和 $(4.8 \pm 2.3) \times 10^5 \mu\text{m}^3/\text{pulse}$ 。

上述牙硬组织激光应用中,无论是牙釉质、牙本质的,还是牙槽骨和牙结石的激光消融,一个非常关键的问题是在有成牙质细胞血管及齿神经的髓腔内的温升情况,温度升高幅度不能超过 5 °C。当激光用于牙硬组织消融时,由于部分热量扩散传递到髓腔内,导致髓腔温度上升,对髓腔内组织活性造成一定的影响。早期人们在尝试应用连续和长脉冲激光进行牙硬组织消融时,均导致严重的热损伤,造成髓腔神经坏死等不良反应。随着脉冲持续时间的缩短和外界水环境的引入,热损伤情况得到显著的改善。对于脉宽选择,目前普遍认可的观点是:脉冲持续时间应小于组织热弛豫时间,即满足热局限条件。对于水喷雾,喷水与激光同轴,可以起到清洁和冷却的作用,甚至可以增强激光消融效率^[50~52]。但过多的水有可能产生屏蔽作用,导致降低消融效率甚至无法消融。同时,消融率和组织温度变化之间存在相互制约关系,增大能量提升消融率亦会造成组织温度上升^[24]。因此,在临床治疗中,应选择合适的激光参数和外界水环境来降低热损伤和保护髓腔组织的安全性与活性。此外,牙科治疗中温度上升不仅要关注髓腔内的,还要注意髓腔外表面的温度上升,因为外表面的温度上升亦可造成周围组织的损伤,导致牙周膜和牙周骨坏死及牙槽骨粘连^[53]。

6 结束语

患者不接受牙体修复治疗的主要原因毫无疑问是因为此过程伴随的噪声和疼痛,激光的出现在一定程度上实现了人们想要找到替代涡轮的工具的愿望。虽然激光的消融效率暂不如传统旋转系统,但它可以克服传统系统的不足,并具有自身独特的优势。随着激光消融效率的提高和应用研究的不断深入,激光窝洞制备、龋坏控制和粘结技术等会越来越为人们所认可,激光消融技术亦将在牙科临床获得更加广泛的应用。

近年来,牙硬组织激光消融研究取得了很大的进展,尤其是对激光与牙硬组织之间的相互作用有了更深入的理解。但是,激光消融技术在牙科的临床应用还有许多工作亟待深入探讨解决。今后应加强以下几个方面的研究工作:1) 牙硬组织激光消融机制和模型的进一步探索,要深入研究牙硬组织的光学和力学性质,丰富激光热机械消融机制和双组分模型;2) 水介导激光消融机制的探索,解释水在牙硬组织激光消融中的增强作用;3) 开展动态光剂量研究,考察消融过程中靶组织光学与热力学特性的动态变化和激光扫描方式对消融效果的影响;4) 反馈体系的建立等。

参 考 文 献

- 1 G. L. Lecarpentier, M. Motamedi, L. P. McMath *et al.*. Continuous wave laser ablation of tissue: analysis of thermal and mechanical events[J]. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1993, **40**(2): 188~200
- 2 A. Vogel, V. Venugopalan. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues[J]. *Chem. Rev.*, 2003, **103**(2): 577~644
- 3 R. H. Stern, R. F. Sognnaes. Laser beam effect on hard dental tissues[J]. *J. Dent. Res.*, 1964, **43**(5sp): 873
- 4 S. Parker. Introduction, history of lasers and laser light production[J]. *British Dental Journal*, 2007, **202**(1): 21~31
- 5 J. D. B. Featherstone, D. Fried. Fundamental interactions of lasers with dental hard tissues [J]. *Medical Laser Application*, 2001, **16**(3): 181~194
- 6 H. A. Wigdor, J. J. Walsh, J. D. Featherstone *et al.*. Lasers in dentistry[J]. *Lasers Surg. Med.*, 1995, **16**(2): 103~133
- 7 L. Goldman, J. A. Gray, J. Goldman *et al.*. Effect of laser beam impacts on teeth[J]. *J. Am. Dent. Ass.*, 1965, **70**(3): 601~606
- 8 T. E. Gordon. Single-surface cutting of normal tooth with ruby laser[J]. *J. Am. Dent. Ass.*, 1967, **74**(3): 398~402
- 9 R. H. Stern, J. Vahl, R. F. Sognnaes. Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effect [J]. *J. Dent. Res.*, 1972, **51**(2): 455~460

- 10 S. Parker. Surgical lasers and hard dental tissue[J]. *British Dental Journal*, 2007, **202**(8): 445~454
- 11 R. Hibst, U. Keller. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. I. Measurement of the ablation rate[J]. *Lasers Surg. Med.*, 1989, **9**(4): 338~344
- 12 U. Keller, R. Hibst. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances. II. Light microscopic and SEM investigations[J]. *Lasers Surg. Med.*, 1989, **9**(4): 345~351
- 13 S. Parker. Laser-tissue interaction[J]. *British Dental Journal*, 2007, **202**(2): 73~81
- 14 P. Rechmann. Dental laser research; selective ablation of caries, calculus, and microbial plaque, from the idea to the first *in vivo* investigation[J]. *Dent. Clin. North Am.*, 2004, **48**(4): 1077~1104
- 15 B. Majaron, M. Lukac. Thermomechanical laser ablation of hard dental tissues; an overview of effects, regimes, and models[C]. *SPIE*, 1999, **3593**: 184~195
- 16 P. Ekworapoj, S. K. Sidhu, J. F. McCabe. Effect of different power parameters of Er, Cr:YSGG laser on human dentine [J]. *Lasers Med. Sci.*, 2007, **22**(3): 175~182
- 17 J. A. Izatt, D. Albagli, M. Britton *et al.*. Wavelength dependence of pulsed laser ablation of calcified tissue[J]. *Lasers Surg. Med.*, 1991, **11**(3): 238~249
- 18 Zhang Xianzeng, Xie Shusen, Zhan Zhenlin *et al.*. Advances in hard biotissue ablation with pulse infrared lasers[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2009, **46**(12): 72~79
张先增, 谢树森, 詹振林 等. 脉冲激光生物硬组织消融的研究进展[J]. *激光与光电子学进展*, 2009, **46**(12): 72~79
- 19 N. Rizcalla, C. Bader, T. Bortolotto *et al.*. Improving the efficiency of an Er:YAG laser on enamel and dentin[J]. *Quintessence Int.*, 2012, **43**(2): 153~160
- 20 A. K. Murray, M. R. Dickinson. Tissue ablation-rate measurements with a long-pulsed, fibre-deliverable 308 nm excimer laser[J]. *Lasers Med. Sci.*, 2004, **19**(3): 127~138
- 21 C. Apel, J. Meister, R. S. Ioana *et al.*. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel [J]. *Lasers Med. Sci.*, 2002, **17**(4): 246~252
- 22 H. W. Kang, I. Rizoju, A. J. Welch. Hard tissue ablation with a spray-assisted mid-IR laser[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2007, **52**(24): 7243~7259
- 23 G. Nicolodelli, Z. L. R. de Fatima, B. V. Salvador. Influence of effective number of pulses on the morphological structure of teeth and bovine femur after femtosecond laser ablation[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2012, **17**(4): 048001
- 24 M. S. Bello-Silva, M. Wehner, E. C. de Paula *et al.*. Precise ablation of dental hard tissues with ultra-short pulsed lasers. Preliminary exploratory investigation on adequate laser parameters[J]. *Lasers Med. Sci.*, 2012, DOI: 10.1007/s10103-012-1107-2
- 25 L. Ji, L. Li, H. Devlin *et al.*. Ti:sapphire femtosecond laser ablation of dental enamel, dentine, and cementum[J]. *Lasers Med. Sci.*, 2012, **27**(1): 197~204
- 26 F. F. Rego, M. Dutra-Correa, G. Nicolodelli *et al.*. Influence of the hydration state on the ultrashort laser ablation of dental hard tissues[J]. *Lasers Med. Sci.*, 2012, DOI: 10.1007/S10103-012-1118-z
- 27 D. M. Harris, J. M. White, H. Goodis *et al.*. Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2002, **30**(5): 342~350
- 28 Z. Zhan, Q. Peng, X. Zhang *et al.*. Effect of different power parameters of Er, Cr:YSGG laser on dentin ablation ability and substrate morphology[C]. International Symposium on Photonics and Optoelectronics, 2009. 959~962
- 29 Z. Zhan, Q. Peng, X. Zhang *et al.*. Ablation of Human Dentin with Er:YAG Laser[C]. 8th Pacific Rim Conference on Lasers and Electro-Optics, 2009. 1137~1138
- 30 C. B. Brandao, M. M. Contente, F. A. De Lima *et al.*. Thermal alteration and morphological changes of sound and demineralized primary dentin after Er:YAG laser ablation[J]. *Microsc. Res. Tech.*, 2012, **75**(2): 126~132
- 31 D. Fried, J. D. Featherstone, C. Q. Le *et al.*. Dissolution studies of bovine dental enamel surfaces modified by high-speed scanning ablation with a $\lambda = 9.3 \mu\text{m}$ TEA CO₂ laser[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2006, **38**(9): 837~845
- 32 C. Q. Le, D. Fried, J. D. B. Featherstone. Lack of dentin acid resistance following 9.3 μm CO₂ laser irradiation[C]. *SPIE*, 2008, **6843**: 68430J
- 33 C. Steiner-Oliveira, M. Nobre-Dos-Santos, D. T. Zero *et al.*. Effect of a pulsed CO₂ laser and fluoride on the prevention of enamel and dentine erosion[J]. *Arch. Oral. Biol.*, 2010, **55**(2): 127~133
- 34 A. Obeidi, M. S. Mccracken, P. R. Liu *et al.*. Enhancement of bonding to enamel and dentin prepared by Er, Cr:YSGG laser[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2009, **41**(6): 454~462
- 35 K. K. Sheth, M. Staninec, A. V. Sarma *et al.*. Selective targeting of protein, water, and mineral in dentin using UV and

- IR pulse lasers; the effect on the bond strength to composite restorative materials[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2004, **35**(4): 245~253
- 36 D. Nguyen, K. Chang, S. Hedayatollahnajafi *et al.*. High-speed scanning ablation of dental hard tissues with a $\lambda = 9.3 \mu\text{m}$ CO₂ laser: adhesion, mechanical strength, heat accumulation, and peripheral thermal damage[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2011, **16**(7): 071410
- 37 L. Ceballos, M. Toledano, R. Osorio *et al.*. Bonding to Er:YAG-laser-treated dentin[J]. *J. Dent. Res.*, 2002, **81**(2): 119~122
- 38 R. P. Ramos, D. T. Chimello, M. A. Chinelatti *et al.*. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2002, **31**(3): 164~170
- 39 M. T. Schein, J. S. Bocangel, G. E. Nogueira *et al.*. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser[J]. *J. Dent.*, 2003, **31**(2): 127~135
- 40 M. T. de Oliveira, C. A. G. Arrais, A. C. Aranha *et al.*. Micromorphology of resin-dentin interfaces using one-bottle etch & rinse and self-etching adhesive systems on laser-treated dentin surfaces; a confocal laser scanning microscope analysis [J]. *Lasers Surg. Med.*, 2010, **42**(7): 662~670
- 41 P. C. Ghiggi, A. R. Dall, L. H. Jr. Burnett *et al.*. Effect of the Nd:YAG and the Er:YAG laser on the adhesive-dentin interface: a scanning electron microscopy study[J]. *Photomed. Laser Surg.*, 2010, **28**(2): 195~200
- 42 Y. Wang, X. Yao. Morphological/chemical imaging of demineralized dentin layer in its natural, wet state[J]. *Dent. Mater.*, 2010, **26**(5): 433~442
- 43 Y. Wang, P. Spencer, M. P. Walker. Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy[J]. *J. Biomed. Mater. Res. A.*, 2007, **81**(2): 279~286
- 44 T. A. Bakhsh, A. Sadr, Y. Shimada *et al.*. Non-invasive quantification of resin-dentin interfacial gaps using optical coherence tomography: validation against confocal microscopy[J]. *Dent. Mater.*, 2011, **27**(9): 915~925
- 45 G. M. Peavy, L. Reinisch, J. T. Payne *et al.*. Comparison of cortical bone ablations by using infrared laser wavelengths 2.9 to 9.2 μm [J]. *Lasers Surg. Med.*, 1999, **26**(5): 421~434
- 46 N. M. Fried, D. Fried. Comparison of Er:YAG and 9.6-microm TE CO₂ lasers for ablation of skull tissue[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2001, **28**(4): 335~343
- 47 K. M. Sasaki, A. Aoki, S. Ichinose *et al.*. Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er:YAG Laser[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2002, **31**(5): 322~332
- 48 Zhang Xianzeng, Wang Xiaoyan, Zhan Zhenlin *et al.*. Comparison of skull tissue ablation with pulse CO₂ and Er:YAG lasers[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2577~2581
- 张先增, 王晓燕, 詹振林 等. 脉冲 CO₂ 激光与 Er:YAG 激光颅骨组织消融的比较[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2577~2581
- 49 J. E. Schoenly, W. D. Seka, P. Rechmann. Near-ultraviolet removal rates for subgingival dental calculus at different irradiation angles[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2011, **16**(7): 071404
- 50 J. Meister, R. Franzen, K. Forner *et al.*. Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2006, **11**(3): 034030
- 51 Zhao Haibin, Zhang Xianzeng, Zhan Zhenlin *et al.*. Influence of an applied water film on bone hard tissue ablation with pulsed CO₂ laser[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(1): 0104002
- 赵海滨, 张先增, 詹振林 等. 组织表面附着水膜层对脉冲 CO₂ 激光骨硬组织消融的影响[J]. *中国激光*, 2011, **38**(1): 0104002
- 52 Zhang Xianzeng, Guo Jian, Zhan Zhenlin *et al.*. Water spray-assisted ablation of bone hard tissue with pulsed CO₂ laser[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(7): 2069~2073
- 张先增, 郭健, 詹振林 等. 脉冲 CO₂ 激光伴水喷雾的骨组织消融[J]. *光学学报*, 2010, **30**(7): 2069~2073
- 53 A. Da Fonseca Alvarez, C. Moura-Netto, D. A. Frugoli *et al.*. Temperature changes on the root surfaces of mandibular incisors after an 810-nm high-intensity intracanal diode laser irradiation[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2012, **17**(1): 015006