

# VITA MARK II 牙科玻璃陶瓷超快激光铣削工艺

胡培鑫<sup>1,2</sup>, 姚路<sup>1,2</sup>, 吕启涛<sup>2,3</sup>, 吉恩才<sup>3</sup>, 聂子林<sup>2</sup>, 何正娣<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>深圳大学应用技术学院, 广东 深圳 518000;

<sup>2</sup>深圳技术大学中德智能制造学院数字化口腔激光智能制造重点实验室, 广东 深圳 518118;

<sup>3</sup>大族激光科技产业集团股份有限公司光源事业部, 广东 深圳 518000

**摘要** 使用 5 W 红外飞秒激光器对牙科全瓷修复中常用的玻璃陶瓷材料 VITA MARK II 进行铣削加工实验, 系统研究超快激光加工工艺参数对铣削效率以及铣削效果的影响, 并利用 5 W 红外飞秒激光器实验结果对 20 W 红外飞秒激光器铣削效率进行模拟预估。实验结果表明, 在激光重复频率为 100 kHz, 扫描速度为 200 mm/s, 扫描间距为 0.01 mm 的条件下, 5 W 红外飞秒激光器对 VITA MARK II 陶瓷的铣削效率最高, 为 0.0409 mm<sup>3</sup>/s。加工后的 VITA MARK II 陶瓷粗糙度为 3~5 μm, 崩边量在 50 μm 以内, 斜坡量在 100 μm 以内。该牙科玻璃陶瓷的激光切割阈值约为 0.72 J/cm<sup>2</sup>。推算出 20 W 红外飞秒激光器对 VITA MARK II 陶瓷的铣削效率为 0.1558 mm<sup>3</sup>/s。上述实验论证了 5 W 激光切割牙科玻璃陶瓷的可行性及有效性, 可为 20 W 红外飞秒激光铣削实验样机的搭建提供参考。

**关键词** 激光器; 超快激光; 牙科玻璃陶瓷; 激光工艺参数; 铣削效率; 铣削效果

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP57.051402

## Ultra-Fast Laser Milling Technology for VITA MARK II Dental Glass Ceramics

Hu Peixin<sup>1,2</sup>, Yao Lu<sup>1,2</sup>, Lü Qitao<sup>2,3</sup>, Ji Encai<sup>3</sup>, Nie Zilin<sup>2</sup>, He Zhengdi<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>College of Applied Technology, Shenzhen University, Shenzhen, Guangdong 518000, China;

<sup>2</sup>Key Laboratory of Laser Intelligent Manufacturing in Digital Dentistry, Sino-German College of Intelligent Manufacturing, Shenzhen Technology University, Shenzhen, Guangdong 518118, China;

<sup>3</sup>Department of Light Source Unit, Han's Laser Technology Industry Group Co., Ltd., Shenzhen, Guangdong 518000, China

**Abstract** VITA MARK II, a commonly used dental glass ceramic material, is typically milled using a 5-W infrared femtosecond laser. The effects of ultra-fast laser process parameters on milling efficiency and milling effects are systematically studied, and the 20-W infrared femtosecond laser prepared for future test prototype is estimated using the experimental results of 5-W infrared femtosecond laser. The experimental results show that the milling efficiency of the 5-W infrared femtosecond laser on VITA MARK II ceramics is 0.0409 mm<sup>3</sup>/s when the laser repetition frequency is 100 kHz, the scanning speed is 200 mm/s, and the scanning interval is 0.01 mm. The roughness of VITA MARK II ceramics treated by femtosecond laser is ranged within 3~5 μm, the margin gap is approximately 50 μm, and the slope quantity is within 100 μm. The laser cutting threshold of VITA MARK II dental glass ceramics is 0.72 J/cm<sup>2</sup>. It is estimated that the milling efficiency of 20-W infrared femtosecond laser on VITA MARK II ceramics would be 0.1558 mm<sup>3</sup>/s. Therefore, this experiment demonstrates the feasibility and effectiveness of laser cutting dental glass ceramics, providing a reference for the construction of the test prototype.

**Key words** lasers; ultra-fast laser; dental glass ceramic; laser process parameters; milling efficiency; milling effect

收稿日期: 2019-07-16; 修回日期: 2019-07-25; 录用日期: 2019-09-06

基金项目: 深圳大学研究生创新发展基金(0000470230)、深圳技术大学首批校企合作研发项目(2018010802003)、深圳技术大学 2019 年学生创业园创新创业项目、深圳技术大学研究生院校企合作项目

\* E-mail: 1810411003@email.szu.edu.cn

## 1 引言

全瓷修复材料是 21 世纪口腔医学领域最热门的修复材料之一,该材料具有美观性好、生物相容性强、热导率低、不导电、色泽稳定自然、耐腐蚀、耐磨损、无需金属加强结构等优点,是制作修复体较为理想的材料,深受患者和口腔医师的欢迎<sup>[1-2]</sup>。1903 年,Land 采用强度相对较低的长石瓷(Feldspar)制作出第一个应用于临床的全瓷冠<sup>[3]</sup>。经过 100 多年的发展,目前牙科全瓷冠修复材料的力学性能和美学修复性能得到很大提升。口腔修复领域常用的牙科全瓷修复材料主要有<sup>[4-5]</sup>:①牙科玻璃陶瓷,如长石瓷(IPS empress、VITA MARK II)、二硅酸锂陶瓷(IPS e.max CAD)等;②氧化铝陶瓷,如玻璃渗透陶瓷(in-ceramic alumina)等;③氧化锆陶瓷;④复合陶瓷。对于上述牙科修复材料的加工,现阶段常用的加工技术是 CAD/CAM 金刚石刀具铣削,主要通过计算机程序控制 CAD/CAM 切削设备的可拆换金刚石刀具车针进行陶瓷块的雕刻<sup>[6-7]</sup>。

牙科陶瓷是公认的难加工硬脆材料。这些材料具有高硬度和低断裂韧性的特点,使用传统金刚石刀具的切削方法加工,容易造成刀具磨损大、车针消耗成本高、加工效率低、材料断裂损伤等<sup>[8-9]</sup>。激光作为非接触式加工工具,在减少刀具磨损、绿色环保、降低噪声等级、可加工精度高、可加工维度多等方面具有强大的优势。国内外学者已经对陶瓷材料的激光加工工艺进行了研究。牛威杨等<sup>[10]</sup>对氟金云母玻璃陶瓷激光加工孔锥度和热影响区(HAZ)进行工艺参数优化。华显刚等<sup>[11-12]</sup>对氧化

铝陶瓷进行了激光抛光工艺研发和改变表面浸润性的工艺研究。Gamal 等<sup>[13]</sup>发现在不改变牙科陶瓷修复材料的前提下,使用 CO<sub>2</sub> 激光器以及 Nd:YAP 激光器能够对牙科陶瓷进行表面改性,提高材料的表面附着力。Bärsch 等<sup>[14]</sup>提出先采用不同的激光参数对氧化锆陶瓷进行粗加工,再进行精加工的铣削方法,并研制出采用飞秒激光加工氧化锆陶瓷制作全瓷牙冠的装备。Ohkuma 等<sup>[15]</sup>通过搭建三轴和五轴 20 W、1064 nm 红外 Nd:YVO<sub>4</sub> 激光铣削系统对氧化锆陶瓷进行铣削,发现五轴激光铣削系统的加工精度(包括加工精度和边缘平整度)要比三轴激光系统和传统金刚石刀具铣削系统的加工精度高。

飞秒激光加工是一种无接触、无磨损、高精度的微成形加工工艺。本文使用 5 W 红外飞秒激光器对牙科修复中常用的型号为 VITA MARK II 的玻璃陶瓷进行铣削,研究了飞秒激光脉冲重复频率和振镜扫描速度对牙科玻璃陶瓷铣削效率及铣削效果的影响,为进一步使用 20 W 超快激光搭建牙科陶瓷激光铣削设备提供实验依据。

## 2 实验材料与装置

### 2.1 实验材料

本实验选用牙科修复物制造用玻璃陶瓷材料——长石质玻璃陶瓷(VITA MARK II)。该长石质玻璃陶瓷由 VITABLOCS 公司生产,主要用于制造嵌体、瓷贴面和修复体牙冠。其主要成分及相应的质量分数分别为 SiO<sub>2</sub> (64%)、Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (20%)、Na<sub>2</sub>O (9%)、K<sub>2</sub>O (6%),该材料的物理性能见表 1<sup>[16]</sup>。

表 1 牙科玻璃陶瓷 VITA MARK II 的主要物理性能

Table 1 Key physical properties of dental VITA MARK II glass-ceramic block

| Physical properties of<br>VITA MARK II | Flexural strength /MPa        |                        | Vickers hardness /<br>VHN |                        | Fracture toughness /<br>(MPa · m <sup>1/2</sup> ) |                        |
|----------------------------------------|-------------------------------|------------------------|---------------------------|------------------------|---------------------------------------------------|------------------------|
|                                        | Before<br>thermocycling       | After<br>thermocycling | Before<br>thermocycling   | After<br>thermocycling | Before<br>thermocycling                           | After<br>thermocycling |
|                                        | Mean value±standard deviation | 112.4±3.2              | 112.1±2.3                 | 6.4±0.1                | 6.3±0.1                                           | 2.34±0.04              |

### 2.2 实验装置

本实验使用的铣削激光来自大族激光光源事业部自主搭建的 5 W 红外飞秒激光器系统。激光脉冲宽度为 800 fs,中心波长为 1064 nm,光束质量

$M^2=1.26$ ,光束直径为 1.71 mm,扩束镜倍数为 8,平场镜焦距  $f=160$  mm,平均功率为 5 W,重复频率为 50~1000 kHz。激光作用在瓷块表面的光斑半径<sup>[17]</sup>可表示为

$$D_{bw} = \frac{4FM^2\lambda}{\pi D_0}, \quad (1)$$

式中:  $F$  为平场镜的焦距;  $M^2$  为激光系统的光束质量;  $\lambda$  为激光波长;  $D_0$  为经过扩束镜后的激光光束

表 2 不同脉冲重复频率下 5 W 红外飞秒激光器的输出功率及单脉冲能量密度

Table 2 Output power and pulse energy intensity of 5 W infrared femtosecond laser at different pulse repetition frequencies

| Pulse repetition frequency /kHz               | 50   | 100  | 150  | 200  | 250  | 300  | 350  | 400  | 500  | 1000 |
|-----------------------------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Laser output power /W                         | 1.79 | 3.99 | 4.23 | 5.33 | 5.37 | 5.38 | 5.40 | 5.42 | 5.42 | 5.51 |
| Pulse energy intensity /( $J \cdot cm^{-2}$ ) | 2.85 | 3.18 | 2.82 | 2.67 | 2.15 | 1.79 | 1.54 | 1.08 | 0.87 | 0.44 |

激光系统的结构如图 1 所示。

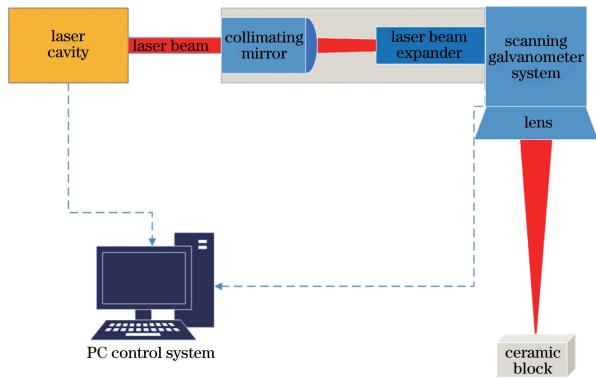


图 1 激光系统结构示意图

Fig. 1 Schematic of experimental structure of laser system

为方便计算激光铣削 VITA MARK II 玻璃陶瓷的效率,本实验设定激光铣削瓷块表面的作用范围为  $3 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ 。鉴于激光单层铣削去除的材料厚度小,采用累计 10 层铣削模式,在改变激光器系统重复频率和扫描速度的条件下,采用日本基恩士公司生产的 VK-X200 型号共聚焦激光扫描显微镜对激光铣削深度、激光加工表面粗糙度以及边缘斜坡量进行测量。本实验还使用日本基恩士公司生产的 VHX-6000 系列数码显微系统对激光作用后的 VITA MARK II 陶瓷边缘崩边量进行测量。采用单线条扫描的方法控制单位距离内脉冲总数,得到在相同脉冲数量下不同能量密度时的铣削效率,从而对 20 W 红外飞秒激光器的铣削效率进行预估,进一步对全瓷牙冠及嵌体的加工时间进行初步估算。

### 3 实验结果与讨论

#### 3.1 激光脉冲重复频率对铣削效率的影响

铣削效率是评价超快激光铣削牙科玻璃陶瓷的一项重要指标。图 2 所示为当振镜扫描速度为  $300 \text{ mm/s}$ ,扫描间隔为  $10 \mu\text{m}$  时,铣削效率随激光脉冲重复频率的变化规律。可以看出:随着激光重

直径。在此激光系统中,将上述变量代入(1)式可得激光系统作用在瓷块表面的光斑半径为  $20 \mu\text{m}$ 。

在不同脉冲重复频率下,激光器的输出功率及单脉冲能量密度如表 2 所示。

复频率的增大,材料的铣削效率呈现波动趋势。这与激光单脉冲能量密度以及单位距离内激光脉冲数量即光斑重叠度有关。由表 2 可知,激光单脉冲能量密度在重复频率为  $100 \text{ kHz}$  时达到最大,此时单脉冲激光对牙科玻璃陶瓷材料的烧蚀效率最高,材料去除速度快,虽然重复频率不是最高,单位距离内激光脉冲数量较少,但是单脉冲能量密度在材料铣削效率方面占据主导地位,因此激光铣削效率在重复频率为  $100 \text{ kHz}$  时达到最大。比较分析激光脉冲重复频率分别为  $300 \text{ kHz}$  与  $500 \text{ kHz}$  时 VITA MARK II 陶瓷的铣削效率,发现:当激光脉冲重复频率为  $500 \text{ kHz}$  时,激光单脉冲能量密度为  $0.87 \text{ J/cm}^2$ ,与  $300 \text{ kHz}$  条件下激光单脉冲能量密度为  $1.79 \text{ J/cm}^2$  相比,能量密度较低,但在  $500 \text{ kHz}$  条件下单位距离内激光脉冲数量较多。尽管单脉冲激光对材料的去除量较小,但在脉冲数量较多的情况下,加工区域吸收的激光能量增加,故  $500 \text{ kHz}$  条件下的铣削效率高于  $300 \text{ kHz}$ 。在重复频率为  $1000 \text{ kHz}$  的条件下,单脉冲能量密度较低,达不到材料的激光烧蚀阈值,所以无法对牙科玻璃陶瓷进行铣削。

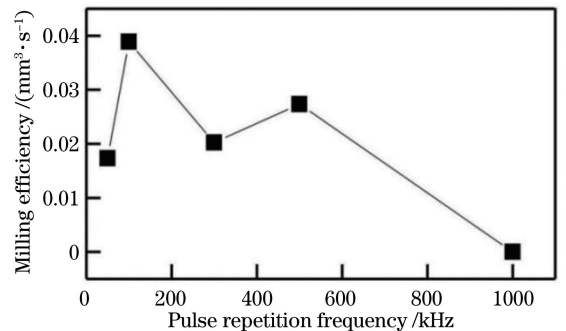


图 2 当扫描速度为  $300 \text{ mm/s}$  时,不同重复频率下 VITA MARK II 牙科玻璃陶瓷的铣削效率

Fig. 2 Milling efficiency of VITA MARK II with different repetition frequencies at the scanning speed of  $300 \text{ mm/s}$

图 3 所示为上述条件下 VITA MARK II 陶瓷单脉冲铣削量随单脉冲能量的变化规律,其中:横坐



标表示激光单脉冲能量密度,通过改变激光器重复频率来控制激光单脉冲能量密度的变化,对应值如表 2 所示;纵坐标表示单脉冲铣削量,是特定频率下超快激光总铣削量与脉冲重复频率之间的比值。由图 3 可知,随着激光单脉冲能量密度的增加,VITA MARK II 陶瓷的单脉冲铣削量也增加,两者呈线性增长关系。通过对数据进行线性拟合,得到该牙科玻璃陶瓷的单脉冲烧蚀阈值为  $0.7223 \text{ J/cm}^2$ 。Perrie 等<sup>[18]</sup>使用波长为  $775 \text{ nm}$ 、平均功率为  $5 \text{ W}$ 、脉冲宽度为  $180 \text{ fs}$  的钛宝石激光器对  $\text{Al}_2\text{O}_3$  陶瓷进行铣削,得到的激光能量密度与单脉冲激光铣削效率之间的关系以及  $\text{Al}_2\text{O}_3$  陶瓷的激光烧蚀阈值 ( $F_{th}=1.1 \text{ J/cm}^2$ ) 与本实验结果相近。由于 VITA MARK II 牙科玻璃陶瓷的主要成分为  $\text{SiO}_2$  (质量分数为  $64\%$ ),其次为  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (质量分数为  $20\%$ ),且  $\text{Al}_2\text{O}_3$  的维氏硬度为  $8.8 \text{ VHN}$ ,  $\text{SiO}_2$  的硬度为  $7 \text{ VHN}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  陶瓷材料的硬度比  $\text{SiO}_2$  材料高<sup>[19]</sup>。根据 Sola 等<sup>[20]</sup>实验结果,材料物理性能与激光铣削效率之间有密切关系,材料硬度越大,材料的激光烧蚀阈值越高,激光铣削效率越低,本实验结果也印证了上述关系。

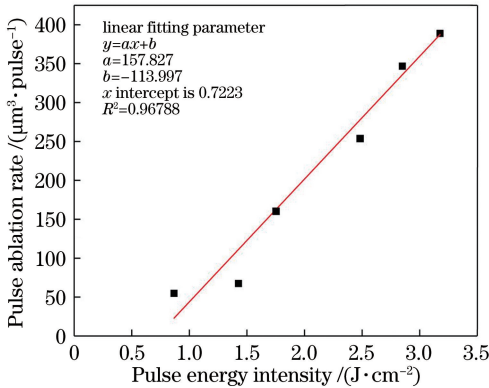


图 3 VITA MARK II 牙科玻璃陶瓷单脉冲铣削量随单脉冲能量密度的变化

Fig. 3 Pulse milling amount of VITA MARK II varying with the pulse energy intensity

### 3.2 扫描速度对铣削效率的影响

除了激光脉冲重复频率外,激光加工系统振镜扫描速度也是影响超快激光铣削牙科玻璃陶瓷的重要参数。由上述实验结果可知,当激光脉冲重复频率为  $100 \text{ kHz}$  时,牙科玻璃陶瓷铣削效率最大。在重复频率为  $100 \text{ kHz}$  的条件下,改变振镜扫描速度,用共聚焦显微镜观察激光铣削深度及铣削效果。当振镜扫描速度为  $100 \text{ mm/s}$  时,利用共聚焦显微镜测量得到的铣削深度如图 4 所示。

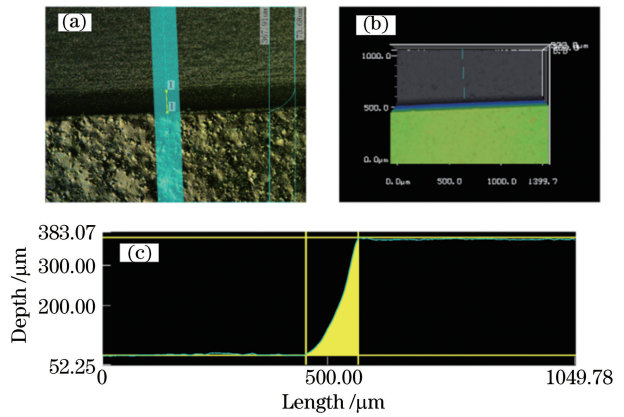


图 4 重复频率为  $100 \text{ kHz}$ 、扫描速度为  $100 \text{ mm/s}$  时铣削深度的实验结果。(a)加工表面形貌;(b) 3D 模型;(c)深度测量结果

Fig. 4 Experimental results in the condition of repetition frequency of  $100 \text{ kHz}$  and scanning speed of  $100 \text{ mm/s}$ : (a) Machined surface topography; (b) 3D model; (c) depth measurement result

图 5 (a) 所示为在激光脉冲重复频率为  $100 \text{ kHz}$ ,扫描间隔为  $10 \mu\text{m}$  的条件下,激光铣削效率随扫描速度的变化关系。随着扫描速度的增大,牙科玻璃陶瓷的铣削效率先增大后减小。当扫描速度低于  $200 \text{ mm/s}$  时,扫描速度越低,在同一重复频率下激光光斑中心之间的距离越小,激光光斑的重叠度越大。从图 6 可以看到,激光脉冲光斑中心距离越小,单位距离内激光脉冲能量越大,容易在牙科玻璃陶瓷表面产生较多的熔渣,在实验过程中可以观察到实验样品表面会产生大量白色粉末,覆盖在被加工区域,对后续激光加工产生影响,导致牙科玻璃陶瓷的激光铣削效率降低。相反,当扫描速度大于  $200 \text{ mm/s}$  时,在相同的脉冲重复频率下,光斑重叠度及单位距离内激光脉冲能量随扫描速度的增大而减小,激光与牙科玻璃陶瓷材料相互作用不充分,不易将牙科玻璃陶瓷材料去除,导致牙科玻璃陶瓷激光铣削效率降低。图 5 (b) 所示为单位距离内脉冲能量随激光铣削效率的变化关系,激光铣削牙科玻璃陶瓷材料时,单位距离内脉冲能量存在最优解。由图 3 和图 5 (a) 可以确定,对于波长为  $1064 \text{ nm}$  的飞秒脉冲激光器,在扫描填充间距为  $10 \mu\text{m}$  的条件下,最优的激光加工工艺参数如下:激光脉冲重复频率为  $100 \text{ kHz}$ ,扫描速度为  $200 \text{ mm/s}$ ,其激光铣削效率为  $0.0409 \text{ mm}^3/\text{s}$ 。Wang 等<sup>[21]</sup>通过优化纳秒脉冲 Nd:YAG 激光器激光参数对 Y-TZP 陶瓷进行加工铣削所得到的最大材料铣削效率为  $2 \text{ mm}^3/\text{min}$ ,与本实验结果相近,虽然这两种陶瓷材料在陶瓷种



类、材料成分、使用范围等方面有所不同,但是目前国内外针对牙科玻璃陶瓷的激光铣削加工实验较少,因此仍具有一定参考价值。

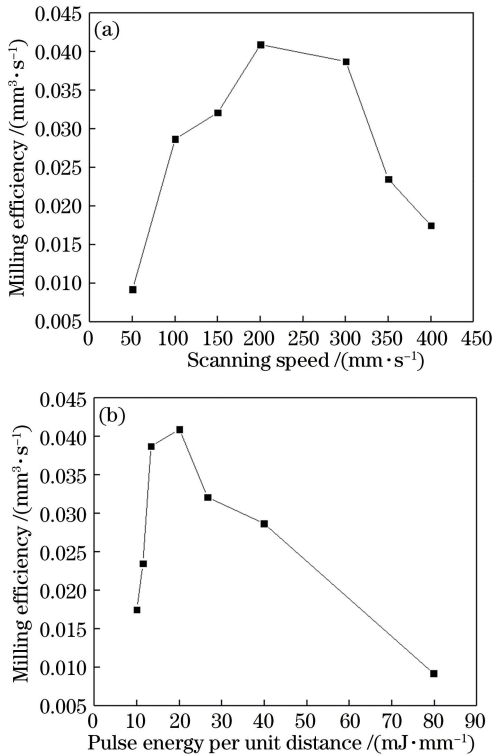


图5 当脉冲重复频率为100 kHz时,VITA MARK II牙科玻璃陶瓷的铣削效率的变化情况。(a)铣削效率随扫描速度的变化;(b)铣削效率随单位距离内脉冲能量的变化

Fig. 5 Change of milling efficiency of VITA MARK II at the pulse repetition frequency of 100 kHz. (a) Milling efficiency changed with the scanning speed; (b) milling efficiency changed with the pulse energy per unit distance

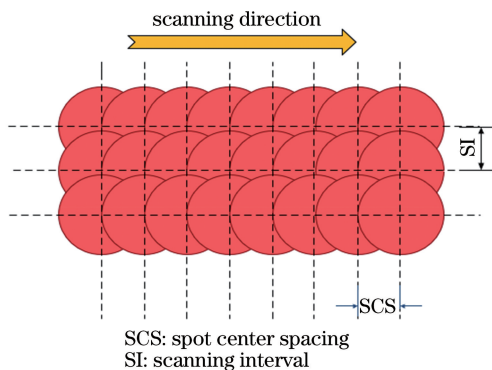


图6 激光脉冲扫描加工示意图

Fig. 6 Schematic of laser pulse scanning processing

### 3.3 激光铣削牙科玻璃陶瓷加工效果

采用材料加工区域表面粗糙度、加工边缘崩边量和斜坡量对超快激光铣削牙科玻璃陶瓷加工效果进

行综合评估。图7(a)所示为在扫描速度为300  $\text{mm}/\text{s}$ 的条件下加工效果随激光脉冲重复频率的变化关系。由于牙科玻璃陶瓷材料属于硬脆材料,在加工过程中,如果单脉冲能量密度较高,作用在材料边缘的能量较大,容易产生崩边效应。同时,由于单脉冲材料去除量较高,且激光光斑能量呈高斯分布,因此越靠近光斑中心,材料铣削效率越高,产生的粗糙度越大。激光脉冲重复频率为50 kHz时的加工效果与上述情况相同。李健等<sup>[22]</sup>通过改变激光离焦量来控制激光对Y-TZP材料的脉冲重叠率,发现离焦量为-4.5 mm时,加工表面粗糙度与聚焦加工的粗糙度相比,由4.040  $\mu\text{m}$ 降低到2.413  $\mu\text{m}$ 。此外,由于超快激光脉冲宽度较小,峰值功率较高,且其和牙科玻璃陶瓷的作用机理与普通激光有所区别,因此超快激光铣削牙科玻璃陶瓷的加工效果有待进一步讨论分析。

图7(b)所示为在激光重复频率为100 kHz条件下加工效果随激光扫描速度的变化规律。在相同脉冲能量密度的条件下,随着激光脉冲重叠度的降低,激光加工粗糙度、崩边量、斜坡量均呈下降趋势。在超快激光铣削加工过程中,铣削边缘壁侧形成一个斜坡,斜坡量是指铣削加工平面边缘到材料表面加工边缘的距离。如果扫描速度较小,光斑重叠度高,激光光斑中心间距较小,且材料加工时间较长,加工深度较深,会产生较大的斜坡量。同样,扫描速度慢,加工边缘区域的激光能量较大,容易出现崩边现象;在加工区域,随着材料表面接收激光能量增加,表面粗糙度增大。

图8和图9所示分别为在上述两种工艺条件下用基恩士VHX-6000系列数码光学显微镜观察到的实际加工形貌。总体来看,在大多数加工条件下,5 W红外飞秒激光铣削牙科玻璃陶瓷材料VITA MARK II的粗糙度在3~5  $\mu\text{m}$ 范围,崩边量在50  $\mu\text{m}$ 之内,斜坡量在100  $\mu\text{m}$ 之内。针对牙科修复材料作为医用材料的边缘差异问题,目前的研究表明,边缘差异小于120  $\mu\text{m}$ 是临床可以接受的范围<sup>[23]</sup>。因此,用超快激光铣削牙科玻璃陶瓷的加工精度整体上能够满足临床要求。

### 3.4 20 W红外飞秒激光铣削牙科玻璃陶瓷效率预估

本实验在优化激光参数后采用5 W红外飞秒激光铣削牙科玻璃陶瓷的效率有待进一步提高。经初步分析,其铣削效率较低的主要原因是该激光器的平均输出功率较低。为此,本课题组正在搭建的超快激光牙科玻璃陶瓷铣削设备配套采用了20 W红外飞秒激光器。为了较为准确地预估20 W红外

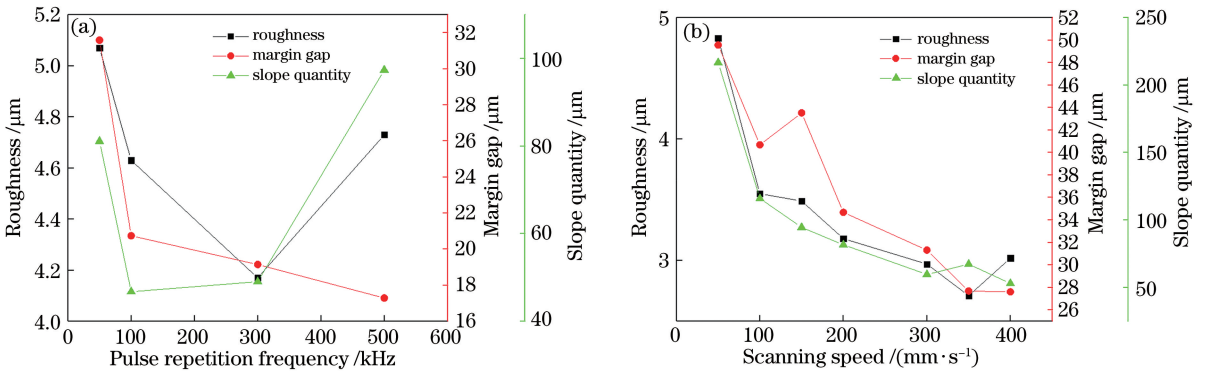


图 7 不同条件下超快激光铣削牙科玻璃陶瓷加工效果。(a)重复频率;(b)扫描速度

Fig. 7 Processing effect of VITA MARK II by ultrafast laser under different conditions. (a) Repetition frequency; (b) scanning speed

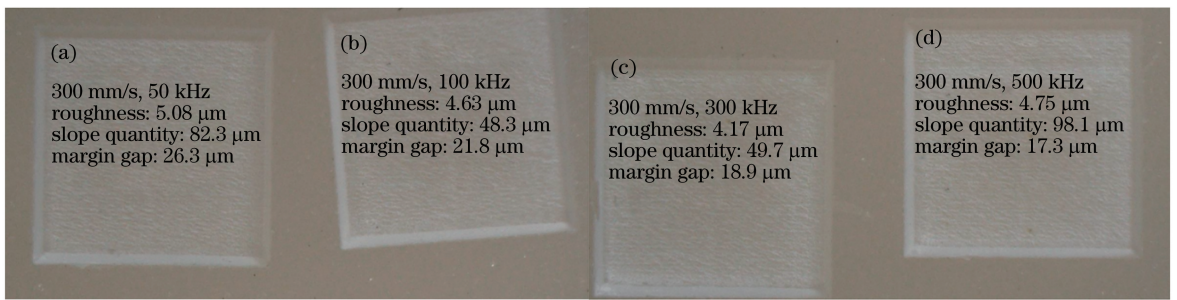


图 8 当扫描速度为 300 mm/s 时,不同重复频率下的加工效果形貌(放大 30 倍)。(a) 50 kHz;(b) 100 kHz; (c) 300 kHz;(d) 500 kHz

Fig. 8 Machined topography ( $\times 30$ ) with different repetition frequencies in the condition of scanning speed of 300 mm/s. (a) 50 kHz; (b) 100 kHz; (c) 300 kHz; (d) 500 kHz

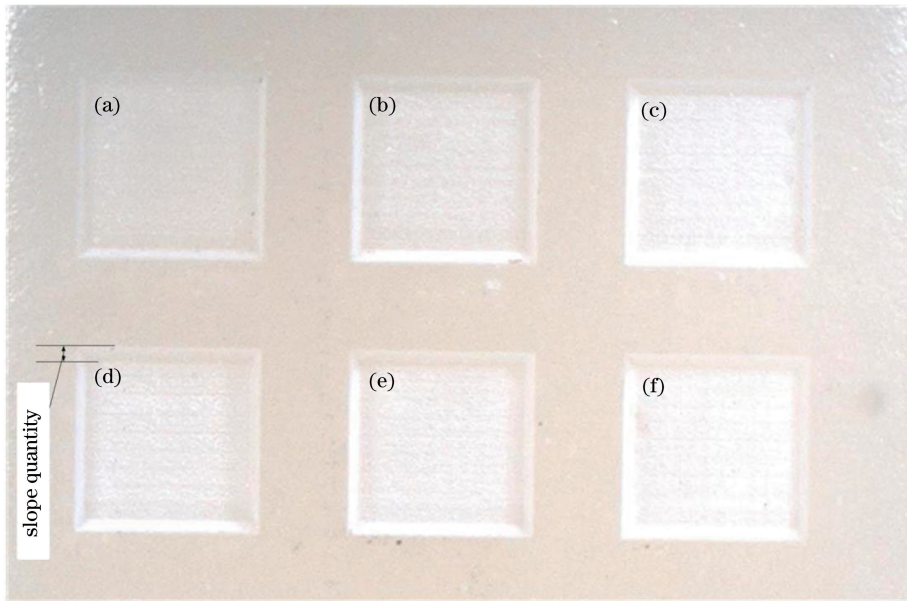


图 9 当重复频率为 300 mm/s 时,不同振镜扫描速度下的加工效果形貌(放大 20 倍)。(a) 50 mm/s;(b) 100 mm/s; (c) 150 mm/s;(d) 200 mm/s;(e) 300 mm/s;(f) 400 mm/s

Fig. 9 Machined topography ( $\times 20$ ) with different scanning speeds in the condition of repetition frequency of 300 mm/s. (a) 50 mm/s; (b) 100 mm/s; (c) 150 mm/s; (d) 200 mm/s; (e) 300 mm/s; (f) 400 mm/s

飞秒激光器的牙科玻璃陶瓷铣削效率,结合目前的实验数据,通过控制 5 W 红外飞秒激光器在 1 mm 内的脉冲数量为 500 个激光单脉冲,对 VITA MARK II 玻璃陶瓷表面进行单线条扫描切割,进一步找出相同脉冲数量下激光脉冲能量密度与铣削深度之间的关系,并进行拟合和预估。

控制单位距离内的脉冲数相同,可以使激光光斑中心间距相同,保证激光光斑重叠度相同,避免重叠度不同所带来的铣削效率差异。在激光脉冲重复频率为 100 kHz,扫描速度为 200 mm/s 的条件下,利用共聚焦显微镜观察到的实验结果如图 10 所示。

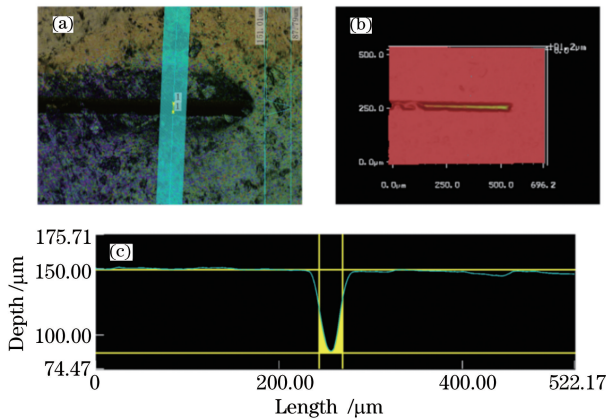


图 10 重复频率为 100 kHz、扫描速度为 200 mm/s 时的实验结果。(a)加工表面形貌;(b) 3D 模型;(c)深度测量结果

Fig. 10 Experimental results in the condition of repetition frequency of 100 kHz and scanning speed of 200 mm/s. (a) Machined surface topography; (b) 3D model; (c) depth measurement result

实验结果如表 3 所示,其中空缺数据代表该激光加工参数下无法进行牙科玻璃陶瓷材料铣削。当重复频率大于 500 kHz,扫描速度大于 1000 mm/s 时,由于单脉冲能量密度较小,且与扫描速度为 300 mm/s 时切割效率相比,光斑重叠度较低,因此无法进行牙科玻璃陶瓷铣削。综上所述,激光单脉冲能量密度和激光光斑重叠度是超快激光铣削牙科玻璃陶瓷加工效率的重要影响因素。

激光能量密度在该实验结果中所对应的脉冲能量密度与加工深度的关系如图 11 所示。对数据点进行线性拟合,可以得到其线性关系为

$$y = 22.091x - 17.965, \quad (2)$$

式中: $y$  为加工深度; $x$  为该激光器在特定激光参数下的激光脉冲能量密度。进一步得出,牙科玻璃陶瓷的激光切割阈值约为  $0.8132 \text{ J/cm}^2$ ,与该材料在

上述实验条件下的激光切割阈值相近。

表 3 在 500 pulse/mm 条件下激光输出脉冲单线扫描加工深度

Table 3 Processing depth of laser pulse single line scanning in the condition of 500 pulse/mm

| Pulse repetition frequency / kHz | Scanning speed / (mm · s <sup>-1</sup> ) | Machined depth / μm | Pulse energy intensity / (J · cm <sup>-2</sup> ) |
|----------------------------------|------------------------------------------|---------------------|--------------------------------------------------|
| 50                               | 100                                      | 43.47               | 2.85                                             |
| 100                              | 200                                      | 62.18               | 3.18                                             |
| 150                              | 300                                      | 39.91               | 2.82                                             |
| 200                              | 400                                      | 36.83               | 2.67                                             |
| 250                              | 500                                      | 27.44               | 2.15                                             |
| 300                              | 600                                      | 19.54               | 1.79                                             |
| 350                              | 700                                      | 16.49               | 1.54                                             |
| 400                              | 800                                      | 9.98                | 1.08                                             |
| 500                              | 1000                                     |                     | 0.87                                             |
| 1000                             | 2000                                     |                     | 0.44                                             |

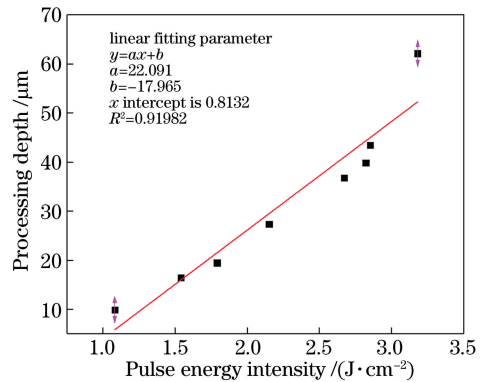


图 11 在单位距离脉冲数为 500 pulse/mm 条件下脉冲能量密度与加工深度的变化关系

Fig. 11 Relationship between pulse energy density and processing depth in the condition of pulse number per unit distance is 500 pulse/mm

假设 20 W 红外飞秒激光器在不同重复频率下的平均输出功率与 5 W 红外飞秒激光器平均输出功率比例相近,当激光脉冲平均功率达到 20 W,重复频率为 100 kHz 时,其单脉冲能量密度约为  $11.53 \text{ J/cm}^2$ ,将其代入(2)式可得到单脉冲加工深度约为  $236.74 \mu\text{m}$ 。在平均功率为 20 W 的激光加工条件下,相同超快激光脉冲数量线条扫描方式的加工深度为 5 W 平均功率条件下的 3.81 倍,则其铣削效率也为该条件下的 3.81 倍。由上述 5 W 红外飞秒激光器在重复频率为 100 kHz,扫描速度为 200 mm/s,填充间距为  $10 \mu\text{m}$  时的铣削效率为  $0.0409 \text{ mm}^3/\text{s}$  可知,在相同条件下,20 W 红外飞秒



激光器的铣削效率约为  $0.1558 \text{ mm}^3/\text{s}$ 。

牙科诊所常用的型号为 VITA MARK II 玻璃陶瓷全瓷修复材料的体积为  $10 \text{ mm} \times 12 \text{ mm} \times 15 \text{ mm} = 1800 \text{ mm}^3$ 。在加工制造单牙牙冠时,根据牙冠大小可预估到约有  $1/4$  的牙科玻璃陶瓷材料需要进行超快激光铣削,则单牙牙冠的加工时间为

$$t = \frac{1800}{0.1558 \times 60} \times \frac{1}{4} = 48.14 \text{ min}. \quad (3)$$

目前全瓷修复的周期为一周左右,该加工时间完全能够满足病人要求。与传统 CAD/CAM 加工时间为  $1 \sim 2$  小时相比,单牙牙冠的加工时间明显缩短,加工效率显著提高。

## 4 结 论

提高全瓷牙的加工效率一直是牙科全瓷修复加工技术中的研究热点。本文使用波长为  $1064 \text{ nm}$ 、脉冲周期为  $800 \text{ fs}$  的超快激光对常见牙科玻璃陶瓷修复材料 VITA MARK II 进行铣削。通过改变脉冲重复频率、振镜扫描速度等激光工艺参数,对该材料激光去除效率及效果进行综合评估,探究超快激光与牙科玻璃陶瓷的作用规律,得到以下结论。

1) 超快激光铣削牙科玻璃陶瓷加工效率以及加工效果是激光脉冲重复频率和振镜扫描速度综合影响的结果,存在最优激光加工参数。其中,激光脉冲重复频率通过改变作用在牙科玻璃陶瓷材料的单脉冲能量密度对铣削效率及加工效果产生影响;振镜扫描速度通过改变脉冲激光光斑重叠率对铣削效率及效果产生影响。

2) VITA MARK II 牙科玻璃陶瓷的激光烧蚀阈值约为  $0.72 \text{ J}/\text{cm}^2$ 。激光铣削后的表面粗糙度在  $4.0 \sim 5.0$  范围内;崩边量在  $50 \mu\text{m}$  以内;斜坡量在  $100 \mu\text{m}$  以内。使用超快激光铣削牙科玻璃陶瓷的加工方法能够满足牙科全瓷修复的精度要求。

3) 采用  $5 \text{ W}$  红外飞秒激光器对该牙科玻璃陶瓷材料进行铣削时,最优激光参数如下:重复频率为  $100 \text{ kHz}$ ,扫描速度为  $200 \text{ mm}/\text{s}$ 。在上述激光参数条件下,激光铣削效率达到  $0.0409 \text{ mm}^3/\text{s}$ 。目前该激光器的平均功率只有  $5 \text{ W}$ ,导致削除速度较慢。采用单线扫描控制单位距离脉冲数的方法,预估  $20 \text{ W}$  红外飞秒激光器在上述相同条件下的激光铣削效率可以达到  $0.1558 \text{ mm}^3/\text{s}$ 。经初步预估,全瓷牙单牙冠的超快激光铣削加工时间约为  $48 \text{ min}$ ,加工速度能够达到实际使用的要求。

## 参 考 文 献

- [1] Wan Q B. All-ceramic restorations [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2018: 2-5.  
万乾炳. 全瓷修复技术[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2018: 2-5.
- [2] Zhang Y, Kelly J R. Dental ceramics for restoration and metal veneering [J]. Dental Clinics of North America, 2017, 61(4): 797-819.
- [3] Kelly J R, Nishimura I, Campbell S D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives [J]. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1996, 75(1): 18-32.
- [4] Luo X P, Zhao Y F. Research progress of dental all-porcelain crown restoration [J]. Chinese Journal of Stomatology, 2000, 35(2): 851, 951, 61.  
骆小平, 赵云凤. 牙科全瓷冠修复的研究进展[J]. 中华口腔医学杂志, 2000, 35(2): 851, 951, 61.
- [5] Gracis S, Thompson V, Ferencz J, et al. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials[J]. The International Journal of Prosthodontics, 2016, 28(3): 227-235.
- [6] Ben-Hanan U, Judes H, Regev M. Comparative study of three different types of dental diamond burs [J]. Tribology-Materials, Surfaces & Interfaces, 2008, 2(2): 77-83.
- [7] Li R W K, Chow T W, Matinlinna J P. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art [J]. Journal of Prosthodontic Research, 2014, 58(4): 208-216.
- [8] Boccaccini A R. Machinability and brittleness of glass-ceramics [J]. Journal of Materials Processing Technology, 1997, 65(1/2/3): 302-304.
- [9] Qin F, Zheng S C, Luo Z F, et al. Evaluation of machinability and flexural strength of a novel dental machinable glass-ceramic [J]. Journal of Dentistry, 2009, 37(10): 776-780.
- [10] Niu W Y, Yu A B, Wu J Z, et al. Influence of laser process parameters on taper and heat affected zone of glass ceramic hole [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(3): 031601.  
牛威杨, 于爱兵, 吴剑钊, 等. 激光工艺参数对玻璃陶瓷孔锥度和热影响区的影响[J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(3): 031601.
- [11] Hua X G, Wei X, Zhou M, et al. Experimental study on mechanism of  $355 \text{ nm}$  ultraviolet laser polishing of  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ceramics [J]. Chinese Journal of Lasers, 2014, 41(12): 1203002.

- 华显刚, 魏昕, 周敏, 等. 355 nm 紫外激光抛光  $\text{Al}_2\text{O}_3$  陶瓷作用机理的实验研究 [J]. 中国激光, 2014, 41(12): 1203002.
- [12] Yang Q B, Xiao C G, Chen Z P, et al. Surface wettability of laser-induced  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ceramic tools [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(10): 101401.  
杨奇彪, 肖晨光, 陈中培, 等. 激光诱导氧化铝陶瓷刀具的表面浸润性 [J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(10): 101401.
- [13] Gamal A H L, Fornaini C, Rocca J P, et al. The effect of  $\text{CO}_2$  and Nd:YAP lasers on CAD/CAM Ceramics: SEM, EDS and thermal studies [J]. Laser Therapy, 2016, 25(1): 27-34.
- [14] Bärsch N, Baier K, Werelius K, et al. Processing system for all-ceramic dental crowns using femtosecond laser machining [C]//Proceedings of the Fourth International WLT-Conference on Lasers in Manufacturing, June 2007, Munich, Germany. [S.l.: s.n.], 2007.
- [15] Ohkuma K, Kameda T, Terada K. Five-axis laser milling system that realizes more accurate zirconia CAD/CAM crowns by direct milling from fully sintered blocks [J]. Dental Materials Journal, 2019, 38(1): 52-60.
- [16] Sonmez N, Gultekin P, Turp V, et al. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative *in vitro* study [J]. BMC Oral Health, 2018, 18: 5.
- [17] Steen W M. Laser material processing [M]. London: Springer, 2003.
- [18] Perrie W, Rushton A, Gill M, et al. Femtosecond laser micro-structuring of alumina ceramic [J]. Applied Surface Science, 2005, 248: 213-217.
- [19] Quinn G D. Hardness testing of ceramics [J]. Advanced Materials & Processes, 1998, 154(2): 23-27.
- [20] Sola D, Peña J. Study of the wavelength dependence in laser ablation of advanced ceramics and glass-ceramic materials in the nanosecond range [J]. Materials, 2013, 6(11): 5302-5313.
- [21] Wang X, Shephard J D, Dear F C, et al. Optimized nanosecond pulsed laser micromachining of Y-TZP ceramics [J]. Journal of the American Ceramic Society, 2008, 91(2): 391-397.
- [22] Li J, Ji L F, Hu Y, et al. Experimental study on milling of Y-TZP ceramic by 532 nm laser [J]. Chinese Journal of Lasers, 2015, 42(8): 0806002.  
李健, 季凌飞, 胡炎, 等. 532 nm 激光铣削 Y-TZP 陶瓷实验研究 [J]. 中国激光, 2015, 42(8): 0806002.
- [23] Kang S Y, Lee H N, Kim J H, et al. Evaluation of marginal discrepancy of pressable ceramic veneer fabricated using CAD/CAM system: additive and subtractive manufacturing [J]. The Journal of Advanced Prosthodontics, 2018, 10(5): 347-353.