

ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНОГО ФРЕЗЕРОВАНИЯ ДЛЯ ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ЗУБНЫХ КОНСТРУКЦИЙ

А. О. Андреев, М. С. Косенко, В. Н. Петровский

Приведены результаты экспериментальных исследований влияния параметров лазерного излучения иттербиевого волоконного лазера на эффективность и качество обработки стоматологической керамики на основе диоксида циркония. Определен режим работы лазера, обладающий оптимальными характеристиками для быстрой выработки материала и получения качественной итоговой поверхности стоматологических конструкций. Продемонстрирована возможность формирования тонкостенных керамических конструкций (с минимальной толщиной стенки 50 мкм) с помощью технологии лазерного фрезерования.

Ключевые слова: лазерная обработка керамики, лазерное фрезерование, волоконный лазер, прототипирование зубных конструкций.

Тугоплавкие оксидные соединения, в частности диоксид циркония, используются в разнообразных областях техники – в получении новых материалов для электронной техники, диэлектрической и пьезоэлектрической керамики, твердых электролитов и топливных элементов и теплоизоляторов [1–3]. Характерное для этого оксида разнообразие применений обусловлено уникальным сочетанием его оптических, термических, электрических, тепловых и других свойств [4–6].

Стоматология, в частности протезирование зубов, является динамично развивающейся областью медицины. С каждым годом растет рынок восстановления зубов конструкциями на основе диоксида циркония. На сегодняшний день при производстве коронок из ZrO_2 используется компьютерная система лазерного сканирования оттиска зуба, снятого врачом, для создания 3D-модели. Далее по этой модели из стандартного керамического блока частично стабилизированного диоксида циркония (Y-TZP)

Национальный исследовательский ядерный университет “МИФИ”, 115409 Россия, Москва, Каширское шоссе, 31; e-mail: andreev07@mail.ru.

изготавливаются каркасы одиночных коронок и мостовидных протезов. Изготовление изделия осуществляется фрезеровочным аппаратом CAD/CAM-системы. Для фрезерования полностью спеченных блоков требуются алмазные боры с водным охлаждением. Процесс фрезерования полностью керамических блоков (Y-TZP) требует много времени, вызывает большой износ алмазных боров и является дорогостоящим. Кроме того, при механическом фрезеровании возможно образование микротрещин в структуре материала и невозможно изготовление коронок с толщиной стенок менее 400 мкм [7]. Это приводит к неестественному светопропусканию, и циркониевую конструкцию легко можно отличить от родной зубной ткани.

В данной работе предложена альтернативная лазерная технология прецизионного фрезерования заготовок из спеченного диоксида циркония. Рассмотрена возможность снижения расхода материала на производство циркониевых конструкций, повышение скорости обработки заготовки, увеличение точности обработки и снижение до оптимума минимальной толщины керамических конструкций.

Экспериментальная часть. В настоящее время для прототипирования зубных конструкций широко используется частично стабилизированный диоксид циркония (ZrO_2 с добавлением иттрия на уровне от 1 до 7%). Для стоматологической промышленности наиболее важными при обработке керамики факторами являются скорость выработки материала и качество (шероховатость) обработанной поверхности. Оптимальное значение шероховатости поверхности коронки составляет 10–30 мкм. Это связано с тем, что на обработанную заготовку впоследствии наносятся красящие растворы и эмали, что требует некоторой неровности поверхности для лучшей адгезии.

В процессе проведения экспериментов по определению производительности процесса лазерного фрезерования данный керамический материал обрабатывался излучением импульсного иттербиевого волоконного лазера со средней мощностью $P_{av} = 20$ Вт с возможностью изменения частоты f следования импульсов в пределах от 1 до 20 кГц и длительности импульсов от 4 до 200 нс. Выходное излучение лазера с помощью сканирующей системы направлялось на поверхность обрабатываемой заготовки. Диаметр сфокусированного пятна был равен 50 мкм. Скорость сканирования поверхности лазерным пучком составляла во всех экспериментах 1 м/с.

Поверхность керамических образцов обрабатывалась при сканировании лазерного излучения по квадратным областям размером 5×5 мм. При этом область сканирования заполнялась “дорожками” или лазерными проходами с различной степенью наложения (0, 25, 50 и 75%) с целью определения влияния данного параметра на скорость выработ-

ки материала. Была проведена серия обработок при изменении длительности импульса и степени перекрытия дорожек. В каждой зоне обработки была снята профилограмма с помощью механического профилометра Dektak 150 и была оценена средняя скорость выработки керамического материала при частоте следования импульсов $f = 20$ кГц и средней мощности излучения $P_{av} = 20$ Вт. Результаты экспериментов приведены в табл. 1.

Т а б л и ц а 1

Результаты измерения скорости удаления материала ($см^3/ч$) в зависимости от длительности импульсов и степени перекрытия элементарных дорожек ($P_{av} = 20$ Вт, $f = 20$ кГц)

		Длительность импульса, нс			
		30	50	100	200
Степень перекрытия дорожек, %	0	0.16	0.70	2.04	3.93
	25	0.21	0.80	2.27	4.60
	50	0.17	0.54	1.73	4.70
	75	0.17	1.26	1.26	3.58

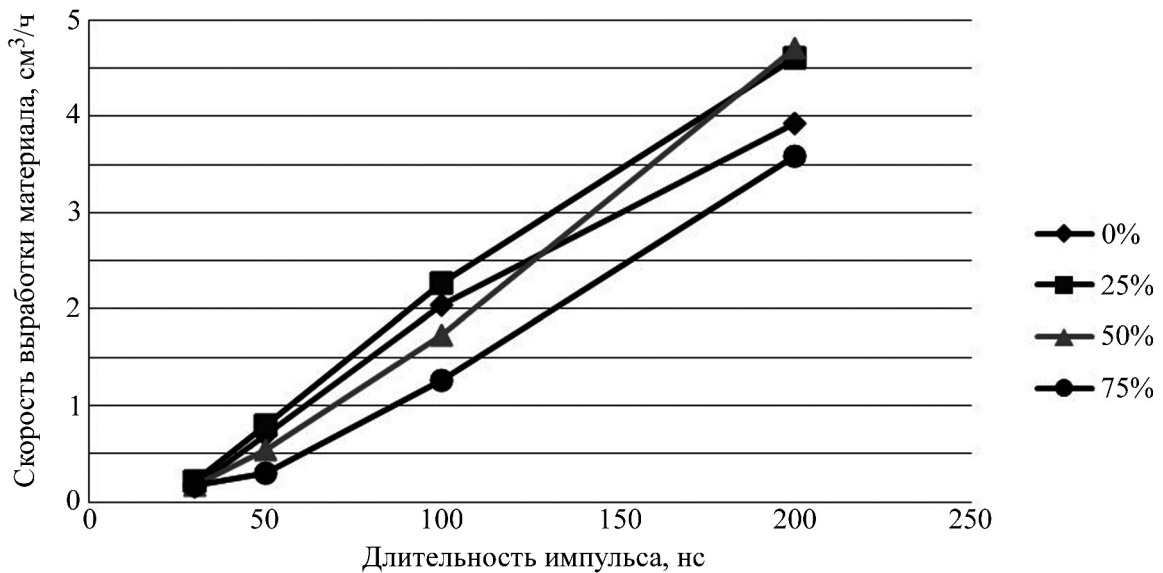


Рис. 1: Зависимость скорости выработки материала от длительности импульсов при различной степени перекрытия элементарных дорожек ($P_{av} = 20$ Вт, $f = 20$ кГц).

Как видно из приведенных данных, степень перекрытия незначительно влияет на производительность процесса.

По полученным данным были построены зависимости скорости выработки материала от длительности импульса лазерного излучения для различных степеней перекрытия дорожек (рис. 1).

Для того чтобы оценить качество поверхности после лазерной обработки, с помощью механического профилометра была измерена шероховатость обработанных участков. Причем в данном эксперименте при обработке поверхности варьировались параметры длительности импульса и частоты следования импульсов, а средняя мощность излучения $P_{av} = 20$ Вт и степень перекрытия дорожек (равная 0%) оставались неизменными. В табл. 2 приведены результаты измерений, а на рис. 2 и 3 представлены зависимости шероховатости обработанной поверхности от длительности импульсов при различной частоте следования импульсов и наоборот.

Т а б л и ц а 2

*Результаты измерения шероховатости обработанной поверхности (мкм)
от длительности импульсов и частоты их следования
($P_{av} = 20$ Вт, перекрытия нет)*

		Длительность импульса, нс			
		30	50	100	200
Частота следования импульсов, кГц	2	2.31	3.70	4.49	10.36
	5	3.65	5.45	9.02	9.01
	10	4.61	6.41	8.22	9.35
	15	4.90	7.72	7.15	6.49
	20	5.38	7.89	7.10	9.51

Обсуждение результатов. С практической точки зрения для процедуры формирования прототипов зубных конструкций из циркониевой керамики важны производительность процесса и качество итоговой поверхности.

Как видно из рис. 1, с увеличением длительности импульса возрастает скорость выработки материала. Зависимость является практически линейной на выбранном участке длительностей импульса. Это говорит в пользу выбора более длинных импульсов лазерного излучения, которые обеспечивают скорость удаления материала, сравнимую со скоростью этой операции при традиционном методе механического фрезерования, всего при 20 Вт средней мощности лазерного излучения.

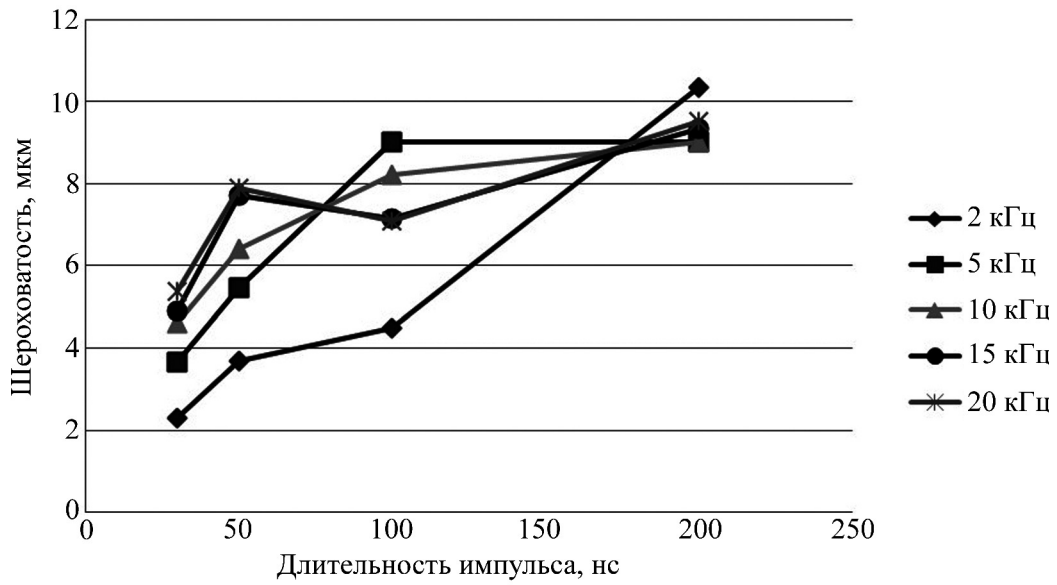


Рис. 2: Зависимость шероховатости обработанной поверхности от длительности импульсов при различной частоте следования импульсов ($P_{av} = 20$ Вт, перекрытия нет).

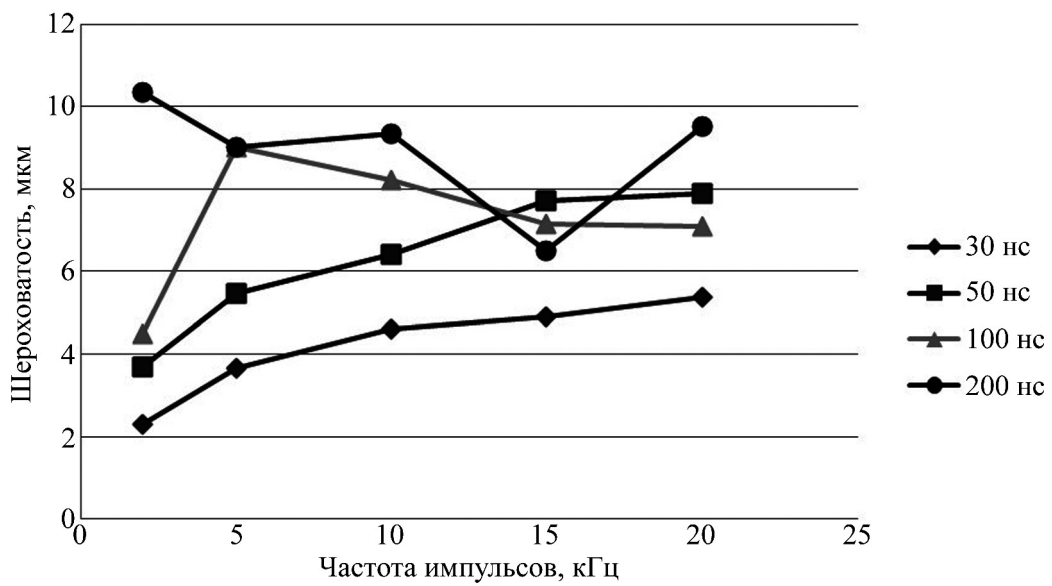


Рис. 3: Зависимость шероховатости обработанной поверхности от частоты следования импульсов при различной длительности импульсов ($P_{av} = 20$ Вт, перекрытия нет).

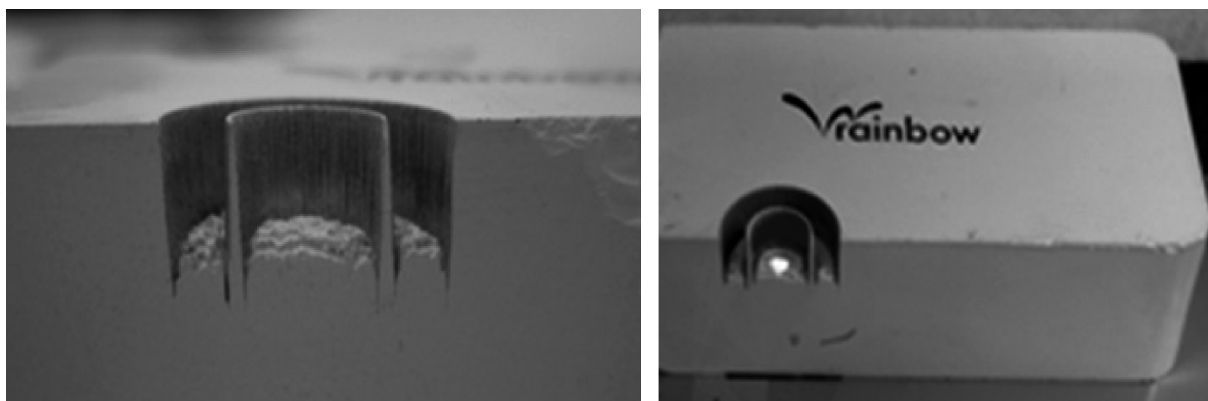


Рис. 4: Половинный разрез цилиндрической конструкции с толщиной стенки 50 мкм (вид сбоку и сверху).

На качество поверхности, то есть шероховатость, оказывают влияние два фактора: частота следования импульсов и длительность импульсов. При этом, как видно из графиков 2 и 3, длительность лазерного импульса имеет большее влияние на качество заготовки. При более коротких импульсах поверхность остается более гладкой, нежели при длинных импульсах. Однако, как было сказано выше, для стоматологических конструкций необходима шероховатость в районе 10–30 мкм, что означает выбор режима с длительностью импульсов от 100 до 200 нс.

Частота следования импульсов не столь радикально влияет на качество поверхности и может быть выбрана в районе 15–20 кГц для соответствующих оптимальных длительностей импульсов.

Таким образом, можно подобрать наиболее эффективный режим обработки циркониевой керамики лазерным излучением для прототипирования стоматологических конструкций. Оптимальные параметры составили следующую комбинацию:

- ✓ Длительность импульса 200 нс.
- ✓ Частота следования импульсов 20 кГц.
- ✓ Длина волны излучения 1.068 мкм.
- ✓ Средняя мощность излучения 20 Вт.

Данный режим позволит оптимально быстро и качественно обрабатывать заготовки.

На рис. 4 показан поперечный разрез цилиндрической конструкции из спеченного оксида циркония с толщиной стенки 50 мкм, полученной методом лазерного фрезерования.

Созданный трехмерный объект демонстрирует потенциальные возможности технологии лазерного фрезерования по созданию тонкостенных стоматологических конструкций. Стенки зубных каркасов с такой толщиной обладают светопропусканием, сходным со светопропусканием зубной ткани человека, что является важным эстетическим требованием в стоматологии. Цилиндрическая конструкция с данной толщиной стенки была получена при оптимальных параметрах лазерной установки, приведенных выше.

Отметим, что технология лазерного фрезерования керамических изделий может быть применена для создания трехмерных конструкций, которые могут найти свое применение в других областях науки и техники.

Работа выполнена при частичной поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант № 14-02-00369-а).

Л И Т Е Р А Т У Р А

- [1] A. Ghosh, A. K. Suri, M. Pandev, et al., *Mater. Lett.* **60**, 1170 (2006).
- [2] V. N. Rahman, J. R. Gross, R. E. Dutton, et al., *Acta Mater.* **54**, 1615 (2006).
- [3] M. Zinkevich, Ch. Wang, F. M. Morales, et al., *J. Alloys and Compd.* **398**, 261 (2005).
- [4] М. А. Пугачевский, В. Г. Заводинский, А. П. Кузьменко, *ЖТФ* **81**, 98 (2011).
- [5] П. А. Рябочкина, Н. В. Сидорова, С. Н. Ушаков и др., *Квантовая электроника* **44**, 135 (2014).
- [6] Д. В. Ганин, С. И. Миколуцкий, В. Н. Токарев и др., *Квантовая электроника* **44**, 317 (2014).
- [7] С. В. Вафин, В. И. Хван, *Стоматолог-практик* № 1, 20 (2011).

По материалам IV Международной молодежной научной школы-конференции “Современные проблемы физики и технологий”.

Поступила в редакцию 12 мая 2015 г.