

УДК 621.923:535.92

# Концепция устройства шлифования торца оптического волокна лазера для применения роботов в медицине

Д.Б. Смирнов<sup>1</sup>, А.А. Воротников<sup>1,2</sup>, Ю.В. Подураев<sup>1,2</sup><sup>1</sup> МГТУ «СТАНКИН»<sup>2</sup> ФГБОУ ВО Российский университет медицины Минздрава России

## Concept of optical fiber tip grinding device for robotic medical applications

D.B. Smirnov<sup>1</sup>, A.A. Vorotnikov<sup>1,2</sup>, Yu.V. Poduraev<sup>1,2</sup><sup>1</sup> MSTU STANKIN<sup>2</sup> Russian University of Medicine of the Ministry of Health of the Russian Federation

При проведении медицинских операций с использованием оптического волокна принципиальное значение имеет его наконечник, особенно при контактной обработке. Так как в процессе работы на оптическое волокно может налипать обрабатываемый материал (ткань), происходит обгорание торца и образование сколов, повторное применение волокна становится невозможным без предварительной подготовки. В связи с этим разработан экспериментальный стенд для шлифования торца оптического волокна с возможностью измерения усилия прижатия к шлифовальной пленке. По результатам экспериментального исследования на стенде с оптическим волоком диаметром 400 мкм установлено, что превышение усилия прижатия 700 мН приводит к облому волокна и большому расходу шлифовальной пленки. Показано, что радиус полусферы на торце оптического волокна обратно пропорционален длине его выдвижения из держателя, а количество удаленного материала в процессе шлифования прямо пропорционально усилию прижатия к шлифовальной пленке.

EDN: SLFTAW, <https://elibrary/slftaw>**Ключевые слова:** оптическое волокно, шлифование торца, робот, лазер

When performing medical operations using an optical fiber, its tip is of fundamental importance, especially during the contact machining. Since the processed material (tissue) could stick to the fiber during operation, the edge could burn and the chips could appear. Reuse of the fiber becomes impossible without a preliminary preparation. In this regard, an experimental bench for grinding the optical fiber edge was designed and developed with an ability to measure the pressure force. According to results of the experimental study on the bench with the optical fiber of the 400 diameter, it was found that exceeding the pressure force of 700 mN led to fiber breakage and significant consumption of the grinding film. The paper shows that the hemisphere radius at the optical fiber edge is inversely proportional to the fiber extension length from the holder; and the amount of material removed during grinding is directly proportional to the pressure force.

EDN: SLFTAW, <https://elibrary/slftaw>**Keywords:** optical fiber, edge grinding, robot, laser

В настоящее время лазеры применяются во многих областях медицины как для диагностики, так и для проведения операций. Существуют методы доставки излучения с помощью направляющих зеркал [1] и оптического волокна (ОВ).

Вторые позволяют доставлять излучение непосредственно к месту проведения оперативного вмешательства и имеют такие преимущества перед первыми, как использование при открытых, эндоскопических и лапароскопических операциях совместно с устройствами, описанными в статьях [2, 3]; способность работы как на небольшом расстоянии от тканей, так и в контакте с ними; гибкость и небольшая масса ОВ, что увеличивает потенциал совмещения с роботами, которые также находят все большее распространение в медицине, особенно при выполнении малоинвазивных операций [4].

В публикациях [5–11] использован подобный опыт совмещения лазеров с роботами в медицинских целях. Исследования показали, что это направление по сравнению с традиционными мануальными методами является перспективным, так как позволяет улучшить следующие показатели обработки: повторяемость [7], поддержание требуемой скорости реза [10] и расстояния от торца ОВ до обрабатываемой поверхности [6], отклонение от заданной траектории реза [9].

При проведении медицинских операций с использованием ОВ принципиальное значение имеет наконечник. Возможны различные варианты его исполнения: с плоским торцом (оголенное ОВ), в виде фокона (обеспечивает большую расходимость), с горячим наконечником (металлическим колпачком, в центре которого иногда делают отверстие, через которое часть излучения достигает ткани) [12]. Также существуют оптотермические волоконные конвертеры [13]. Первый вариант наиболее распространен ввиду простоты и меньшей стоимости.

Контактное применение ОВ имеет преимущества как перед традиционными инструментами — бескровность, меньшая воспалительная реакция, быстрое заживление, отсутствие рубца или его минимальная выраженность, стерильность воздействия, так и перед дистантными лазерами: использование относительно меньшей мощности излучения и, как следствие, наличие менее глубокого воздействия на близлежащие ткани, возможность фиксирования зоны воздействия наконечником, что позволяет

избежать промаха вследствие дыхания пациента при операциях на гортани [14].

Для корректной работы торцу ОВ необходимо придать определенную форму. От нее зависит диаметр излучаемого светового пятна, плотность мощности и глубина фокуса. Эти и другие параметры влияют на эффект взаимодействия излучения с биотканью [15].

Также при каждом инвазивном применении ОВ на торец может налипать обрабатываемый материал, происходит обгорание торца вследствие перегрева, и даже могут возникать сколы, которые способны вызвать царапание при последующем применении [16].

Кроме того, выявлено [17], что обработка торца может влиять на показания датчика отраженного излучения лазера. В связи с этим для корректной передачи излучения и повторного использования ОВ для лазерной обработки необходимо проводить подготовку его торца.

Цель работы — рассмотреть процесс шлифования торцов ОВ для применения роботов в медицине.

Чтобы достичь поставленной цели, необходимо решить такие задачи, как проектирование экспериментальной установки, проведение измерений полученной формы торца ОВ в ходе обработки на видеоизмерительном микроскопе и анализ полученных результатов.

**Материалы и методы.** Существующие решения в области подготовки торцов ОВ зачастую ориентированы на сферу волоконно-оптических линий связи. Например, в работах [18, 19] выполнена обработка оптического коннектора, который состоял из корпуса, куда клеивали ОВ. Данные устройства объединяет наличие эпитрохоидной траектории обработки торца ОВ, позволяющей минимизировать расход шлифовальной пленки и равномерно проводить сьем материала.

К недостаткам перечисленных решений можно отнести отсутствие измерения усилия прижатия ОВ к шлифовальной пленке и невозможность обработки ОВ без вклеенного коннектора.

На основании изложенного предложено новое решение. Чтобы обеспечить сопряжение станда для шлифования с роботом, в качестве держателя ОВ использована часть рабочего органа, описанного в статье [11]. Для оценки усилия прижатия применен однокомпонентный тензометрический датчик балочного типа с номинальной нагрузкой 300 г.

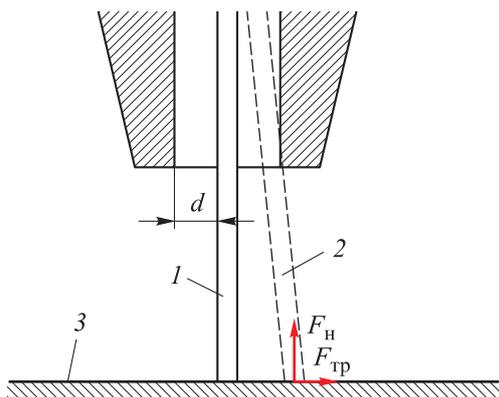


Рис. 1. Схема хода ОВ в держателе в процессе обработки:  
1 — ОВ, закрепленное цангой; 2 — изогнутое ОВ под действием сил; 3 — шлифовальная пленка

При обработке ОВ, закрепленное цангой в держателе, будет изгибаться ввиду наличия зазора между ОВ и корпусом держателя  $d$  и возникающих сил трения  $F_{тр}$  и реакции опоры  $F_n$ , вызванной усилием прижатия (рис. 1). Также будет образовываться полусферическая поверхность на торце ОВ. Эта особенность полезна при контактной лазерной обработке мягких тканей, так как обеспечивает отсутствие острых кромок и большую площадь контакта с обрабатываемой поверхностью из-за внедрения наконечника в толщу материала.

Чтобы оценить результаты обработки, необходимо измерить полученные геометрические характеристики торца ОВ. На рис. 2 обозначены параметры, измеряемые на видеоизмерительном микроскопе NORGAU NVM II-4030Di:  $E$  — смещение центра полусферы относительно оптической оси;  $L$  — длина выдвигания ОВ из

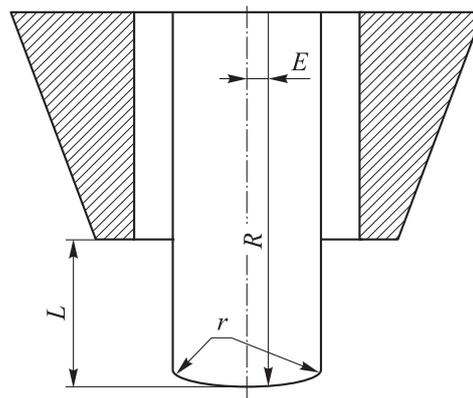


Рис. 2. Схема ОВ с параметрами, измеряемыми после обработки

держателя;  $r$  — скругление торца, образованное вследствие внедрения ОВ в толщу резиновой подложки под действием усилия прижатия;  $R$  — радиус полусферы торца.

Исходя из этого, в качестве критериев оценки обработки выбраны минимальное значение смещения центра полусферы относительно оптической оси ОВ и необходимые скругления  $r$ , гарантирующие отсутствие острых кромок.

**Экспериментальная установка.** На рис. 3 показан внешний вид экспериментальной установки, которая условно подразделена на три части. Первая включает в себя шаговый двигатель в пластиковом корпусе, где установлен шкив для передачи вращения с помощью ремня с передаточным отношением 1 к 2.

Вторая часть состоит из пластикового корпуса с расположенным внутри эксцентриковым валом, на торце которого установлена шестерня с резиновой подложкой, закрепленной на ней

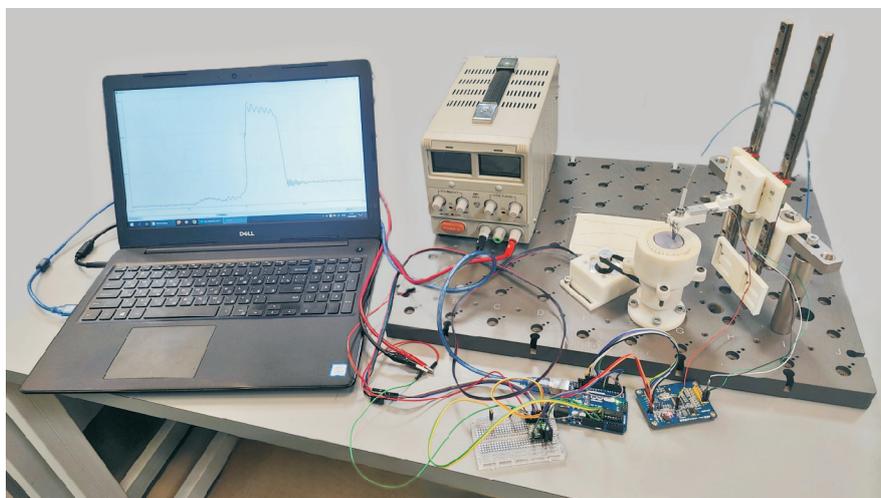


Рис. 3. Внешний вид экспериментальной установки

с помощью клея. Шлифовальная пленка положена на смоченную водой резину. Внешнее зубчатое колесо соединено посредством винтов с нижней частью корпуса, оставаясь статичным в процессе работы. Такая конструкция позволяет шестерне совершать два вращательных движения одновременно, что обеспечивает вычерчивание торцом на шлифовальной пленке эпитрохоидной траектории.

Третья часть отвечает за прижатие ОВ к шлифовальной поверхности. Она состоит из держателя ОВ с цанговым зажимом, соединенным переходником и винтами с тензометрическим датчиком, который закреплен на каретке, расположенной на направляющих. В целях поддержания постоянного усилия прижатия использована пружина.

Для управления применен персональный компьютер, с помощью которого отсылались команды на Arduino Uno через окно последовательного порта. Считывание напряжений с тензометрического датчика выполнял аналогово-цифровой преобразователь ADS1256, осуществляющий передачу данных через шину SPI. Для управления шаговым двигателем использован драйвер A4988. Источником питания шагового двигателя являлся лабораторный блок питания.

Для выявления зависимости между измеряемыми параметрами и начальной длиной выдвигания ОВ из держателя, а также усилием прижатия проведены экспериментальные исследования.

**Экспериментальные исследования.** В качестве подготовительного этапа к экспериментальным исследованиям выполняли калибровку тензометрического датчика для оценки усилия прижатия. Затем с помощью электромонтажных клещей удаляли часть оплетки ОВ и проводили скол, образуя форму торца, показанную на рис. 4. В ходе экспериментов варьировали длину выдвигания ОВ из держателя (7,5; 5,0 и 2,5 мм) и усилие прижатия (245,17; 490,33; 735,50 и 980,67 мН).

Вследствие невозможности точной установки длины выдвигания ОВ из держателя (ввиду его конструкции) в качестве ориентиров использовали указанные значения. Длину выдвигания ОВ из держателя выставляли вручную с помощью линейки. Далее выполняли измерения на видеоизмерительном микроскопе для уточнения значений длины выдвигания  $L$ , которые указаны в табл. 1.

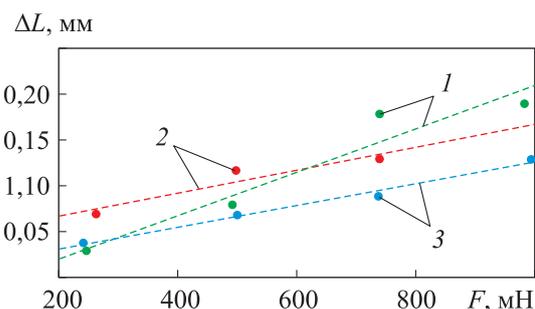


Рис. 4. Экспериментальные (точки) и аппроксимирующие (линии) зависимости количества удаленного материала ОВ  $\Delta L$  от усилия прижатия ОВ к шлифовальной пленке  $F$  при длине выдвигания ОВ из держателя  $L = 2,5$  (1), 5,0 (2) и 7,5 мм (3)

В ходе обработки шаговый двигатель вращался с постоянной частотой  $8 \text{ с}^{-1}$ , совершая по 50 оборотов в каждую сторону, после чего проводили измерения на микроскопе. Результаты приведены в табл. 2, где указаны полученные после обработки параметры:  $F$  — усилие прижатия ОВ к шлифовальной поверхности;  $L$  — длина выдвигания ОВ из держателя;  $R$  — радиус полусферы торца;  $E$  — смещение центра полусферы относительно оптической оси.

Экспериментальным путем установлено, что при значительном выдвигании ОВ из держателя ( $L \geq 5$  мм) и/или усилию прижатия ОВ к шлифовальной поверхности  $F \geq 700$  мН (что примерно соответствует 75 г) ОВ заметно изгибается в процессе шлифования, что может привести к облому ОВ (табл. 2). Также при слишком большом усилии прижатия шлифовальная пленка подвергалась большому расходу. Выяснено, что приложение усилия более 700 мН является нецелесообразным.

*Результаты экспериментального исследования.* Зависимости количества удаленного материала ОВ  $\Delta L$  от усилия прижатия ОВ к шлифовальной пленке  $F$  при длине выдвигания ОВ из держателя  $L = 2,5$ ; 5,0 и 7,5 мм приведены на рис. 4. Видно, что зависимость между параметрами  $\Delta L$  и  $F$  линейная.

Зависимости радиуса полусферы торца  $R$  от длины выдвигания ОВ из держателя  $L$  при усилие прижатия ОВ к шлифовальной пленке  $F = 240$ , 500 и 750 мН показаны на рис. 5. Данные хорошо аппроксимируются гиперболической функцией, которая может быть дополнена линейной аппроксимацией коэффициентов с привязкой к усилию прижатия. Аналогичная зависимость использована в работе [17].

Таблица 1

Формы торца ОВ перед обработкой

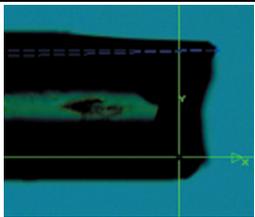
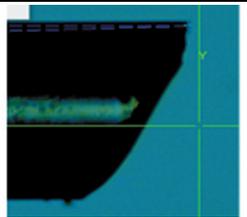
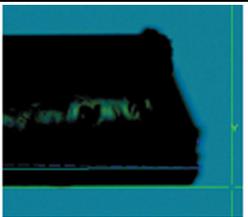
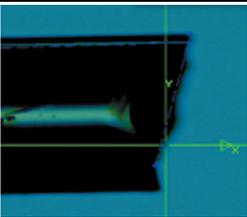
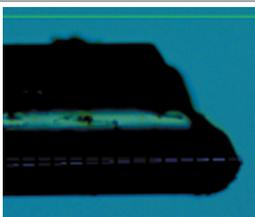
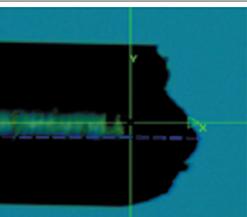
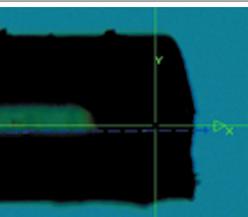
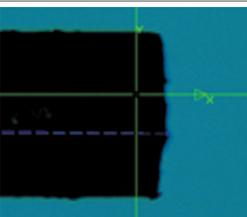
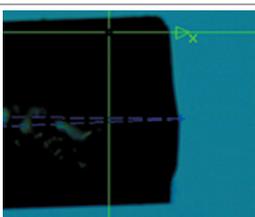
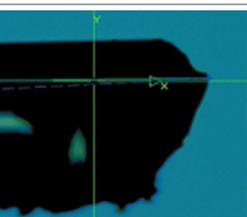
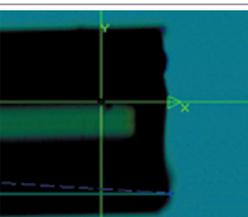
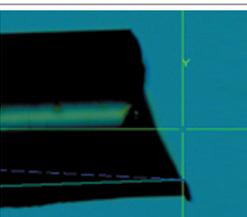
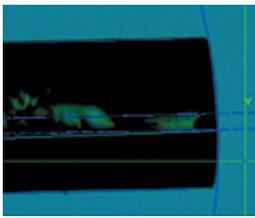
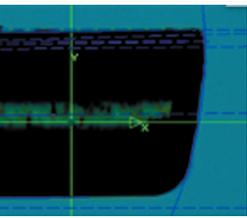
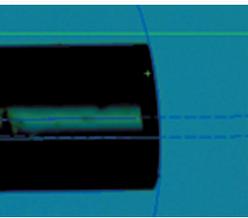
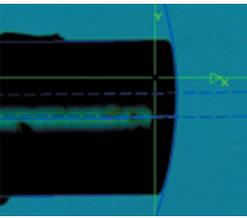
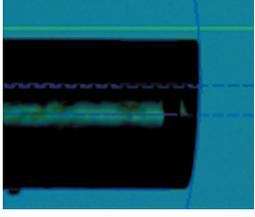
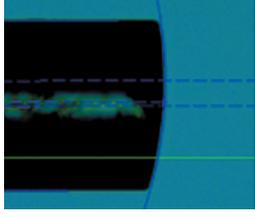
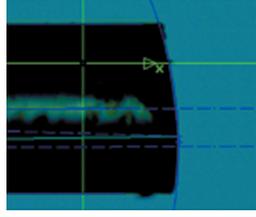
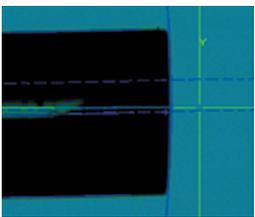
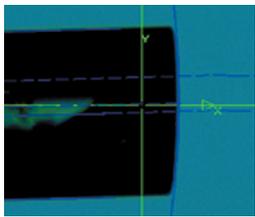
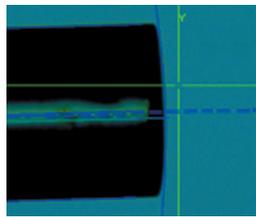
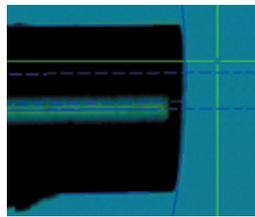
Длина выдвигания ОВ из держателя, мм	Усилие прижатия ОВ к шлифовальной поверхности, мН			
	245,17	490,33	735,50	980,67
2,5				
	$L = 7,56 \text{ м}$	$L = 7,54 \text{ м}$	$L = 7,44 \text{ м}$	$L = 7,38 \text{ м}$
5,0				
	$L = 4,98 \text{ м}$	$L = 4,85 \text{ м}$	$L = 4,88 \text{ м}$	$L = 4,85 \text{ м}$
7,5				
	$L = 2,36 \text{ м}$	$L = 2,52 \text{ м}$	$L = 2,42 \text{ м}$	$L = 2,46 \text{ м}$

Таблица 2

Формы торца ОВ после обработки

Длина выдвигания ОВ из держателя, мм	Усилие прижатия ОВ к шлифовальной поверхности, мН			
	245,17	490,33	735,50	980,67
2,5				
	$F = 240,26 \text{ мН};$ $L = 7,52 \text{ мм};$ $R = 1,41 \text{ мм};$ $E = 0,04 \text{ мм}$	$F = 500,14 \text{ мН};$ $L = 7,47 \text{ мм};$ $R = 1,03 \text{ мм};$ $E = 0,16 \text{ мм}$	$F = 735,50 \text{ мН};$ $L = 7,35 \text{ мм};$ $R = 1,17 \text{ мм};$ $E = 0,06 \text{ мм}$	$F = 990,47 \text{ мН};$ $L = 7,25 \text{ мм};$ $R = 0,89 \text{ мм};$ $E = 0,06 \text{ мм}$

## Окончание таблицы 2

Длина выдвигания ОВ из держателя, мм	Усилие прижатия ОВ к шлифовальной поверхности, мН			
	245,17	490,33	735,50	980,67
5,0				ОВ сломалось, что подтверждает избыток прилагаемого усилия. $F = 970,86$ мН
	$F = 259,88$ мН; $L = 4,91$ мм; $R = 1,58$ мм; $E = 0,08$ мм	$F = 497,19$ мН; $L = 4,73$ мм; $R = 0,96$ мм; $E = 0,05$ мм	$F = 738,44$ мН; $L = 4,75$ мм; $R = 0,95$ мм; $E = 0,09$ мм	
7,5				
	$F = 245,17$ мН; $L = 2,33$ мм; $R = 2,77$ мм; $E = 0,08$ мм	$F = 490,33$ мН; $L = 2,44$ мм; $R = 2,02$ мм; $E = 0,08$ мм	$F = 735,50$ мН; $L = 2,24$ мм; $R = 1,89$ мм; $E = 0,01$ мм	$F = 980,67$ мН; $L = 2,27$ мм; $R = 1,78$ мм; $E = 0,09$ мм

Зависимости смещения центра полусферы относительно оптической оси  $E$  от усилия прижатия ОВ к шлифовальной пленке  $F$  приведены на рис. 6. Схожие методы для оценки результатов использованы в работах [20–22].

Анализ полученных результатов показал, что обработка происходит со значительным смещением центра полусферы относительно

оптической оси (со средним значением 72 мкм), а уменьшение длины выдвигания ОВ из держателя приводит к получению большего радиуса полусферы торца ОВ. Также выявлено, что усилие прижатия ОВ к шлифовальной пленке не должно превышать 700 мН для ОВ диаметром 400 мкм во избежание его облома.

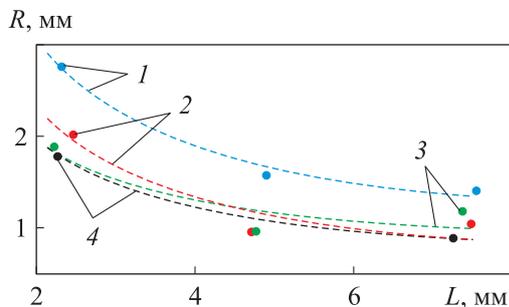


Рис. 5. Экспериментальные (точки) и аппроксимирующие (линии) зависимости радиуса полусферы торца ОВ  $R$  от длины выдвигания ОВ из держателя  $L$  при усилии прижатия ОВ к шлифовальной пленке  $F = 240$  (1), 500 (2), 750 (3) и 940 мН (4)

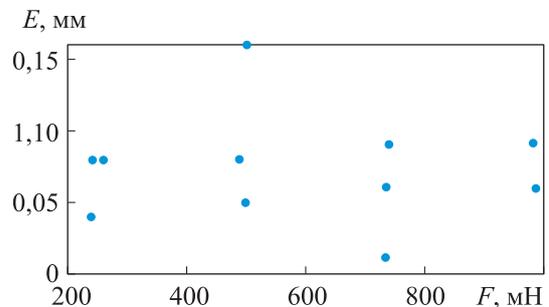


Рис. 6. Экспериментальные (точки) и аппроксимирующие (линии) зависимости смещения центра полусферы относительно оптической оси  $E$  от усилия прижатия ОВ к шлифовальной пленке  $F$

## Выводы

1. Разработан экспериментальный стенд для шлифования торца ОВ с возможностью измерения усилия прижатия ОВ к шлифовальной пленке.

2. По результатам экспериментов установлено следующее:

- в процессе обработки происходит значительное смещение центра полусферы торца ОВ (в среднем 72 мкм), что указывает на необходимость более точного размещения ОВ относительно шлифовальной пленки;

- уменьшение длины выдвигания ОВ приводит к увеличению радиуса полусферы на торце ОВ, что можно использовать для изменения геометрических характеристик торца путем регулирования этого параметра;

- усилие прижатия ОВ к шлифовальной пленке должно быть менее 700 мН для ОВ диаметром 400 мкм, так как превышение этого значения может вызвать его облом;

- количество удаленного материала в процессе обработки прямо пропорционально усилию прижатия ОВ к шлифовальной пленке.

## Литература

- [1] Умнов В.П. Взаимосвязь компонентов и структурная модель манипулятора оптики лазер-робота. *Проблемы машиностроения и автоматизации*, 2011, № 3, с. 79–81.
- [2] Шалюхин К.А., Левин С.В., Скворцов С.А. Разработка эндоскопического захвата для сшивания тканей при лапароскопических операциях. *Известия высших учебных заведений. Машиностроение*, 2024, № 7, с. 40–45. EDN: VJQZMP
- [3] Ганиев Р.Ф., Глазунов В.А., Глушков П.С. и др. Разработка новых инструментов для эндоскопических хирургических операций. *Проблемы машиностроения и надежности машин*, 2023, № 3, с. 70–77, doi: <https://doi.org/10.31857/S0235711923030057>
- [4] Велиев Е.И., Ганиев Р.Ф., Глазунов В.А. и др. Ассистирующие роботохрургические комплексы для малоинвазивных операций. *Проблемы машиностроения и надежности машин*, 2022, № 3, с. 83–94.
- [5] Янушевич О.О., Базикян Э.А., Чунихин А.А. и др. *Роботизированный мультифункциональный лазерный хирургический комплекс*. Патент РФ 2693216. Заявл. 24.05.2018, опубл. 01.07.2019.
- [6] Chunikhin A.A., Bazikyan E.A., Poduraev Y.A. et al. Comparative experimental assessment of the accuracy of nanosecond laser surgery of the oral cavity when the instrument is moved by a robotic complex and a surgeon. *Russ. Open Med. J.*, 2019, vol. 8, no. 3, art. e0307, doi: <http://dx.doi.org/10.15275/rusomj.2019.0307>
- [7] Vоротников А.А., Буинов М.А., Бущев С.В. et al. Standard deviation from the average cutting velocity as a criterion for comparing robot trajectories and manual movements of a doctor for performing surgical operations in maxillofacial surgery. *IJMERR*, 2018, vol. 7, no. 3, pp. 319–323, doi: <https://doi.org/10.18178/ijmerr.7.3.319-323>
- [8] Vоротников А.А., Klimov D.D., Melnichenko E.A. et al. Criteria for comparison of robot movement trajectories and manual movements of a doctor for performing maxillofacial surgeries. *IJMERR*, 2018, vol. 7, no. 4, pp. 361–366, doi: <https://doi.org/10.18178/ijmerr.7.4.361-366>
- [9] Чунихин А.А., Подураев Ю.А., Воротников А.А. et al. Efficiency assessment of nanosecond laser robotic maxillofacial area surgery in experiment. *Современные технологии в медицине*, 2017, т. 9, № 4, с. 123–128, doi: <https://doi.org/10.17691/stm2017.9.4.15>
- [10] Chunikhin A.A., Poduraev Yu.V., Vоротников А.А. et al. Cutting velocity accuracy as a criterion for comparing robot trajectories and manual movements for medical industry. *Mech. Ind.*, 2017, vol. 18, no. 7, art. 712, doi: <https://doi.org/10.1051/meca/2017047>
- [11] Meleshnikov A.M., Vоротников А.А., Klimov D.D. et al. Prototype probe determining waveguide–Gum contact for a robot surgical system. *Russ. Engin. Res.*, 2020, vol. 40, no. 6, pp. 86–88, doi: <https://doi.org/10.3103/S1068798X20010141>
- [12] Шахно Е.А. *Физические основы применения лазеров в медицине*. Санкт-Петербург, НИУ ИТМО, 2012. 129 с.
- [13] Беликов А.В. *Оптермические волоконные конвертеры для лазерной медицины*. Санкт-Петербург, Университет ИТМО, 2020. 80 с.

- [14] Карпищенко С.А. *Контактная лазерная фонохирургия*. Автореф. дисс. ... док. мед. наук. Санкт-Петербург, ПСПбГМУ, 2004. 56 с.
- [15] Хотим О.А., Аносов В.С., Сычевский Л.З. Использование лазера в медицине, возможности применения лазерного излучения в травматологии и ортопедии. *Журнал Гродненского государственного медицинского университета*, 2018, т. 16, № 6, с. 654–660, doi: <https://doi.org/10.25298/2221-8785-2018-16-6-654-660>
- [16] Haddad M., Emiliani E., Rouchausse Y. et al. Impact of laser fiber tip cleavage on power output for ureteroscopy and stone treatment. *World J. Urol.*, 2017, vol. 35, no. 11, pp. 1765–1770, doi: <https://doi.org/10.1007/s00345-017-2053-1>
- [17] Smirnov D.B., Vorotnikov A.A., Melnichenko E.A. et al. Optical feedback evaluation of surgical laser for medical robotic applications. *Proc. SPIE*, 2022, vol. 12170, pp. 200–211, doi: <https://doi.org/10.1117/12.2622983>
- [18] Ван Ц., Ху Г., Пепин Р.П. *Устройство и способ для полировки волоконно-оптического коннектора*. Патент РФ 2014139566. Заявл. 27.04.2012, опубл. 20.06.2016.
- [19] Hsieh L.C., Chen T.H. The systematic design of planetary-type grinding devices for optical fiber ferrules and wafers. *T. Can. Soc. Mech. Eng.*, 2016, vol. 40, no. 4, pp. 619–630, doi: <https://doi.org/10.1139/tcsme-2016-0049>
- [20] Воротников А.А., Подураев Ю.В., Ромаш Е.В. Оценка погрешности определения центров вращения звеньев кинематической цепи для методики калибровки промышленных роботов. *Измерительная техника*, 2015, № 8, с. 23–28.
- [21] Vorotnikov A., Romash E., Isaev A. et al. Uncertainty estimation of axes direction determination of industrial robot using an ellipsoid concentration model. *Proc. 27th DAAAM International Symposium*, 2016, pp. 0480–0486, doi: <http://dx.doi.org/10.2507/27th.daaam.proceedings.072>
- [22] Vorotnikov A., Bashevskaya O., Ilyukhin Y. et al. Geometrical approach for industrial robot axis calibration using laser tracker. *Proc. 26th DAAAM Int. Symposium*, 2015, vol. 26, no. 1, pp. 0897–0904, doi: <https://doi.org/10.2507/26th.daaam.proceedings.125>

## References

- [1] Umnov V.P. Interrelation of components and structural model the manipulator of optics the laser-robot. *Problemy mashinostroeniya i avtomatizatsii* [Engineering & Automation Problems], 2011, no. 3, pp. 79–81. (In Russ.).
- [2] Shalyukhin K.A., Levin S.V., Skvortsov S.A. Design and development of an endoscopic gripper for tissue suturing in the laparoscopic operations. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Mashinostroyeniye* [BMSTU Journal of Mechanical Engineering], 2024, no. 7, pp. 40–45. EDN: VJQZMP (in Russ.).
- [3] Ganiev R.F., Glazunov V.A., Glushkov P.S. et al. Development of new tools for endoscopic surgical operations. *Problemy mashinostroeniya i nadezhnosti mashin*, 2023, no. 3, pp. 70–77, doi: <https://doi.org/10.31857/S0235711923030057> (in Russ.).
- [4] Veliev E.I., Ganiev R.F., Glazunov V.A. et al. Assistive robotic surgical systems for minimally invasive surgeries. *Problemy mashinostroeniya i nadezhnosti mashin*, 2022, no. 3, pp. 83–94. (In Russ.).
- [5] Yanushevich O.O., Bazikyan E.A., Chunikhin A.A. et al. *Robotizirovannyi multifunktionalnyy lazernyy khirurgicheskiy kompleks* [Robotized multifunctional laser surgical complex]. Patent RU 2693216. Appl. 24.05.2018, publ. 01.07.2019. (In Russ.).
- [6] Chunikhin A.A., Bazikyan E.A., Poduraev Y.A. et al. Comparative experimental assessment of the accuracy of nanosecond laser surgery of the oral cavity when the instrument is moved by a robotic complex and a surgeon. *Russ. Open Med. J.*, 2019, vol. 8, no. 3, art. e0307, doi: <http://dx.doi.org/10.15275/rusomj.2019.0307>
- [7] Vorotnikov A.A., Buinov M.A., Bushuev S.V. et al. Standard deviation from the average cutting velocity as a criterion for comparing robot trajectories and manual movements of a doctor for performing surgical operations in maxillofacial surgery. *IJMERR*, 2018, vol. 7, no. 3, pp. 319–323, doi: <https://doi.org/10.18178/ijmerr.7.3.319-323>
- [8] Vorotnikov A.A., Klimov D.D., Melnichenko E.A. et al. Criteria for comparison of robot movement trajectories and manual movements of a doctor for performing maxillofacial

- surgeries. *IJMERR*, 2018, vol. 7, no. 4, pp. 361–366, doi: <https://doi.org/10.18178/ijmerr.7.4.361-366>
- [9] Chunikhin A.A., Poduraev Yu.A., Vorotnikov A.A. et al. Efficiency assessment of nanosecond laser robotic maxillofacial area surgery in experiment. *Sovremennye tekhnologii v meditsine* [Modern Technologies in Medicine], 2017, vol. 9, no. 4, pp. 123–128, doi: <https://doi.org/10.17691/stm2017.9.4.15>
- [10] Chunikhin A.A., Poduraev Yu.V., Vorotnikov A.A. et al. Cutting velocity accuracy as a criterion for comparing robot trajectories and manual movements for medical industry. *Mech. Ind.*, 2017, vol. 18, no. 7, art. 712, doi: <https://doi.org/10.1051/meca/2017047>
- [11] Meleshnikov A.M., Vorotnikov A.A., Klimov D.D. et al. Prototype probe determining waveguide–Gum contact for a robot surgical system. *Russ. Engin. Res.*, 2020, vol. 40, no. 6, pp. 86–88, doi: <https://doi.org/10.3103/S1068798X20010141>
- [12] Shakhno E.A. *Fizicheskie osnovy primeneniya lazerov v meditsine* [Physical bases of lasers application in medicine]. Sankt-Peterburg, NIU ITMO Publ., 2012. 129 p. (In Russ.).
- [13] Belikov A.V. *Optotermicheskie volokonnye konvertery dlya lazernoy meditsiny* [Optothermal fiber converters for laser medicine]. Sankt-Peterburg, Universitet ITMO Publ., 2020. 80 p. (In Russ.).
- [14] Karpishchenko S.A. *Kontaktная lazernaya fonokhirurgiya*. Avtoref. diss. dok. med. nauk [Contact laser phonosurgery. Abs. doc. med. sci. diss.]. Sankt-Peterburg, PSPbGMU Publ., 2004. 56 p. (In Russ.).
- [15] Khotim O.A., Anosov V.S., Sychevskiy L.Z. Use of laser in medicine, potential of using laser irradiation in traumatology and orthopedics. *Zhurnal Grodnenskogo gosudarstvennogo meditsinskogo universiteta* [Journal of the Grodno State Medical University], 2018, vol. 16, no. 6, pp. 654–660, doi: <https://doi.org/10.25298/2221-8785-2018-16-6-654-660> (in Russ.).
- [16] Haddad M., Emiliani E., Rouchousse Y. et al. Impact of laser fiber tip cleavage on power output for ureteroscopy and stone treatment. *World J. Urol.*, 2017, vol. 35, no. 11, pp. 1765–1770, doi: <https://doi.org/10.1007/s00345-017-2053-1>
- [17] Smirnov D.B., Vorotnikov A.A., Melnichenko E.A. et al. Optical feedback evaluation of surgical laser for medical robotic applications. *Proc. SPIE*, 2022, vol. 12170, pp. 200–211, doi: <https://doi.org/10.1117/12.2622983>
- [18] Van Ts., Khu G., Pepin R.P. *Ustroystvo i sposob dlya polirovki volokonno-opticheskogo konnectora* [Device and method for polishing a fiber optic connector]. Patent RU 2014139566. Appl. 27.04.2012, publ. 20.06.2016. (In Russ.).
- [19] Hsieh L.C., Chen T.H. The systematic design of planetary-type grinding devices for optical fiber ferrules and wafers. *T. Can. Soc. Mech. Eng.*, 2016, vol. 40, no. 4, pp. 619–630, doi: <https://doi.org/10.1139/tcsme-2016-0049>
- [20] Vorotnikov A.A., Poduraev Yu.V., Romash E.V. Estimation of error in determining the centers of rotation of links in a kinematic chain for industrial robot calibration techniques. *Izmeritel'naya tekhnika*, 2015, no. 8, pp. 23–28. (In Russ.). (Eng. version: *Meas. Tech.*, 2015, vol. 58, no. 8, pp. 864–871, doi: <https://doi.org/10.1007/s11018-015-0809-9>)
- [21] Vorotnikov A., Romash E., Isaev A. et al. Uncertainty estimation of axes direction determination of industrial robot using an ellipsoid concentration model. *Proc. 27th DAAAM International Symposium*, 2016, pp. 0480–0486, doi: <http://dx.doi.org/10.2507/27th.daaam.proceedings.072>
- [22] Vorotnikov A., Bashevskaya O., Ilyukhin Y. et al. Geometrical approach for industrial robot axis calibration using laser tracker. *Proc. 26th DAAAM Int. Symposium*, 2015, vol. 26, no. 1, pp. 0897–0904, doi: <https://doi.org/10.2507/26th.daaam.proceedings.125>

Статья поступила в редакцию 29.03.2025

## Информация об авторах

**СМИРНОВ Дмитрий Борисович** — инженер метрологической лаборатории линейно-угловых измерений. МГТУ «СТАНКИН» (127055, Москва, Российская Федерация, Вадковский пер., 1, e-mail: smirnov2000.dmitry@yandex.ru).

**ВОРОТНИКОВ Андрей Александрович** — научный сотрудник подразделения НИИ «ТЕХНОБИОМЕД». ФГБОУ ВО Российский университет медицины Минздрава России (127473, Москва, ул. Деlegatesкая, д. 20, стр. 1); старший преподаватель кафедры «Робототехника и мехатроника». МГТУ «СТАНКИН» (127055, Москва, Российская Федерация, Вадковский пер., 1, e-mail: aavorotnikov90@gmail.com).

**ПОДУРАЕВ Юрий Викторович** — доктор технических наук, директор подразделения НИИ «ТЕХНОБИОМЕД». ФГБОУ ВО Российский университет медицины Минздрава России (127473, Москва, ул. Деlegatesкая, д. 20, стр. 1); профессор кафедры «Робототехника и Мехатроника». МГТУ «СТАНКИН» (127055, Москва, Вадковский пер., 1, e-mail: poduraev@mail.ru).

### Просьба ссылаться на эту статью следующим образом:

Смирнов Д.Б., Воротников А.А., Подураев Ю.В. Концепция устройства шлифования торца оптического волокна лазера для применения роботов в медицине. *Известия высших учебных заведений. Машиностроение*, 2025, № 9, с. 21–30.

### Please cite this article in English as:

Smirnov D.B., Vorotnikov A.A., Poduraev Yu.V. Concept of optical fiber tip grinding device for robotic medical applications. *BMSTU Journal of Mechanical Engineering*, 2025, no. 9, pp. 21–30.

## Information about the authors

**SMIRNOV Dmitry Borisovich** — Engineer, Metrology Laboratory of Linear-Angular Measurement. Moscow State University of Technology “STANKIN” (127055, Moscow, Russian Federation, Vadkovskiy per., Bldg. 1, e-mail: smirnov2000.dmitry@yandex.ru).

**VOROTNIKOV Andrey Aleksandrovich** — Researcher, Division of the Research Institute “TECHNOBIOMED”. Russian University of Medicine of the Ministry of Health of the Russian Federation (127473, Moscow, Russian Federation, Delegateskaya St., Bldg. 20, Block 1); Senior Lecturer, Department of Robotics and Mechatronics, Moscow State University of Technology “STANKIN” (127055, Moscow, Russian Federation, Vadkovskiy per., Bldg. 1, e-mail: aavorotnikov90@gmail.com).

**PODURAEV Yuri Viktorovich** — Doctor of Science (Eng.), Director of the Division of the Research Institute “TECHNOBIOMED”. Russian University of Medicine of the Ministry of Health of the Russian Federation (127473, Moscow, Russian Federation, Delegateskaya St., Bldg. 20, Block 1); Professor, Department of Robotics and Mechatronics. Moscow State University of Technology “STANKIN” (127055, Moscow, Russian Federation, Vadkovskiy per., Bldg. 1, e-mail: poduraev@mail.ru).