

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ НАНОСЕКУНДНОЙ ЛАЗЕРНОЙ РОБОТИЗИРОВАННОЙ ХИРУРГИИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ МАЛОИНВАЗИВНЫХ ОПЕРАЦИЙ ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ОБЛАСТИ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

DOI: 10.17691/stm2017.9.4.15
 УДК [616.716617.52]–089.81:616–7
 Поступила 18.04.2017 г.



А.А. Чунихин, к.м.н., доцент кафедры хирургии полости рта¹;
Ю.В. Подураев, д.т.н., профессор, зав. кафедрой робототехники и мехатроники²;
А.А. Воротников, младший научный сотрудник лаборатории промышленной робототехники, мобильной и специальной робототехники, мехатронных модулей и цифровых приводов²;
Д.Д. Климов, младший научный сотрудник лаборатории промышленной робототехники, мобильной и специальной робототехники, мехатронных модулей и цифровых приводов²;
М.Ю. Саакян, к.м.н., доцент кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии³; главный врач Центра дентальной имплантологии³;
Э.А. Базикян, д.м.н., профессор, зав. кафедрой хирургии полости рта¹

¹Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова, Москва, 127473, ул. Делегатская, 20/1;

²Московский государственный технический университет «СТАНКИН», Москва, 127994, Вадковский пер., 1;

³Нижегородская государственная медицинская академия, Н. Новгород, 603005, пл. Минина и Пожарского, 10/1

Цель исследования — изучение среднеквадратического отклонения от заданной траектории при выполнении стандартных хирургических разрезов с применением лазерного излучения наконечником, встроенным в манипуляционный робот, в сравнении с рукой хирурга с использованием мануального тренажерного комплекса.

Материалы и методы. В работе использовали наносекундный лазерный аппарат с уникальными характеристиками излучения и манипуляционный робот, представляющий собой шарнирный семизвенный механизм с последовательной кинематической структурой, сопряженные прототипом рабочего органа, удерживающего держатель оптического световода медицинского лазера на фланце 6-степенного манипулятора.

Измерение координат точек проводили по типовым траекториям (линейной, полулунной, фестончатой) с учетом функциональных движений медицинского инструмента при мануальных перемещениях и при перемещениях роботом с помощью лазерной координатно-измерительной машины, отражатель которой был закреплен на прототипе рабочего органа.

Результаты. Установлено, что среднеквадратическое отклонение точек при мануальном перемещении больше, чем при перемещении роботом, в 11 раз ($p \leq 0,05$) при линейной траектории и в 5 раз ($p \leq 0,05$) — при полулунной.

Среднее значение всех среднеквадратических отклонений у каждой из малых окружностей на фестончатой траектории при мануальных перемещениях в 3 раза больше ($p \leq 0,05$), чем при перемещении роботом. Среднеквадратическое отклонение от прямой, равноудаленной от всех полученных центров малых окружностей, при мануальных перемещениях в 4 раза больше ($p \leq 0,05$), чем при перемещении роботом.

Среднее значение среднеквадратического отклонения от различных траекторий (линейной, полулунной, фестончатой) при мануальном перемещении в 3,3 раза больше, чем при перемещении роботом.

Заключение. Результаты проведенных исследований показывают, что применение роботизированных лазерных комплексов, в частности разработанного нами для челюстно-лицевой области, позволяет существенно повысить точность перемещений медицинского лазера, что особенно важно на сложных траекториях.

Ключевые слова: роботизированная хирургия; наносекундный импульсный лазер; фотодинамический эффект.

Для контактов: Чунихин Андрей Анатольевич, e-mail: docca74@yandex.ru

Как цитировать: Chunikhin A.A., Poduraev Yu.V., Vorotnikov A.A., Klimov D.D., Sahakyan M.Y., Bazikyan E.A. Efficiency assessment of nanosecond laser robotic maxillofacial area surgery in experiment. *Modern Tehnologies in Medicine* 2017; 9(4): 123–130, <https://doi.org/10.17691/stm2017.9.4.15>

English

Efficiency Assessment of Nanosecond Laser Robotic Maxillofacial Area Surgery in Experiment

A.A. Chunikhin, MD, PhD, Associate Professor, Department of Oral Surgery¹;

Yu.V. Poduraev, DSc, Professor, Head of the Department of Robotics and Mechatronics²;

A.A. Vorotnikov, Junior Researcher, Laboratory of Industrial Robotics, Mobile and Special Robotics, Mechatronic Modules and Digital Drives²;

D.D. Klimov, Junior Researcher, Laboratory of Industrial Robotics, Mobile and Special Robotics, Mechatronic Modules and Digital Drives²;

M.Y. Sahakyan, MD, PhD, Associate Professor, Department of Orthopedic Stomatology and Orthodontics³; Chief Doctor of the Dental Implantology Center³;

E.A. Bazikyan, MD, DSc, Professor, Head of the Department of Oral Surgery¹

¹Moscow State University of Medicine and Dentistry named after A.I. Evdokimov, 20/1 Delegatskaya St., Moscow, 127473, Russian Federation;

²Stankin Moscow State Technological University, Vadkovsky per., 1, Moscow, 127994, Russian Federation;

³Nizhny Novgorod State Medical Academy, 10/1 Minin and Pozharsky Square, Nizhny Novgorod, 603005, Russian Federation

The aim of the study was to study the root mean square deviation from a given trajectory while performing standard surgical incisions using laser radiation with a tip built into the manipulating robot relative to a surgeon's arm using a manual training system.

Materials and Methods. We used a nanosecond laser device with unique radiation characteristics and a manipulating robot, which is a hinged seven-link mechanism with a sequential kinematic structure conjugated by a prototype of the working element holding the holder of the optical fiber of the medical laser on the flange of the 6-degree manipulator.

The coordinates of points were measured by typical trajectories (linear, curve, festoon) taking into account functional movements of the medical instrument in manual procedures and when being moved by the robot using a laser coordinate measuring device with its reflector being fixed on the prototype of the working element.

Results. The root mean square deviation in manual movements in a linear trajectory was found to be 11 times greater ($p \leq 0.05$) than when being moved by the robot, and 5 times greater ($p \leq 0.05$) in a curve trajectory.

The mean value of all root mean square deviations for each of the small circles on the festoon trajectory for manual movements was threefold ($p \leq 0.05$) to when being moved by the robot. The standard deviation from the straight line equidistant from all the centers of small circles in manual movements was fourfold ($p \leq 0.05$) compared to that in robot movements.

The mean value of root mean square deviation in various trajectories (linear, curve, festoon) with manual movement was 3.3 times greater than when being moved by the robot.

Conclusion. The results of the study suggest that the use of robotic laser systems in medicine, in particular, the one developed by us for the maxillofacial region, makes it possible to significantly improve the accuracy of medical laser movements, which is of prime importance in complex trajectories.

Key words: robotic surgery; nanosecond pulsed laser; photodynamic effect.

Развитие хирургического направления в медицине идет по пути модернизации минимально инвазивных методик. Такая тенденция сопряжена с развитием робототехнических и лазерных технологий. Этому способствует и значительный прорыв в разработке новых приборов с возможностью использования искусственного интеллекта, новейших лазерных аппаратов с уникальными параметрами [1, 2].

Успешность операций с использованием роботической хирургической системы da Vinci свидетельствует о широком внедрении роботизированных технологий в

различные области медицины. Опыт применения данной системы показывает значительные преимущества роботизированных технологий не только по сравнению с открытыми полостными вмешательствами, но и перед лапароскопическими методиками [3, 4].

В настоящее время в мировой медицинской индустрии разрабатываются роботические системы для проведения хирургических вмешательств в основном в узких областях медицины — ангиологии, гинекологии, офтальмологии и др. Однако пока не создано роботов для выполнения минимально инвазивных

операций в области головы и шеи. Хирургические вмешательства в данной области требуют филигранной техники, так как повреждение тончайших анатомических структур: мышц, сосудов и нервов, воздухоносных синусов — может привести к серьезным осложнениям, увеличению длительности лечения [5].

Разработка и создание отечественной роботизированной хирургической системы для лечения сложной патологии челюстно-лицевой области с возможностью интеграции лазерного модуля в манипуляторы робота-хирурга, доставляющего световые потоки лазерного излучения в глубокие анатомические структуры головы и шеи, является перспективным направлением развития медицинской промышленности и реализации программы совершенствования оказания медицинской помощи населению России.

С целью создания мультифункционального роботизированного хирургического комплекса на первом этапе разработан компактный лазерный модуль с уникальными характеристиками, а также с возможностью использования комбинированного низкоинтенсивного и высокоинтенсивного излучения и фотохимического воздействия на кислород в тканях [6].

Следующим этапом стала разработка стенда для челюстно-лицевой области на основе манипуляционного робота сотрудниками Московского государственного медико-стоматологического университета им. А.И. Евдокимова и Московского государственного технического университета «СТАНКИН».

Цель исследования — изучение среднеквадратического отклонения от заданной траектории при выполнении стандартных хирургических разрезов с применением лазерного излучения наконечником, встроенным в манипуляционный робот, в сравнении с рукой хирурга с использованием мануального тренажерного комплекса.

Материалы и методы. В исследовании использован роботизированный стенд мультифункционального хирургического комплекса, который включает следующие подсистемы: манипуляционный робот, мануальный тренажерный комплекс, фантом головы пациента и рабочее место хирурга.

Манипуляционный робот (рис. 1) представляет собой шарнирный семизвенный механизм с последовательной кинематической структурой. Приводы манипулятора имеют модульную компоновку и состоят из электродвигателя, волнового редуктора, датчика положения и датчика момента.

Такой робот позволяет осуществлять функциональные движения с медицинским инструментом, частично выполняет функции хирурга, повышая его естественные возможности.

Медицинским инструментом в манипуляционном роботе является лазерный рабочий орган EMPD-1260-2P, разработанный исследовательской группой кафедры хирургии полости рта Московского государственного медико-стоматологического университета им. А.И. Евдокимова и сконструированный в ООО «Новые



Рис. 1. Внешний вид манипуляционного робота для челюстно-лицевой хирургии:

1 — манипулятор Leichtbauroboter 4+ (KUKA AG, Германия); 2 — прототип рабочего органа: а — держатель лазерного световода; б — лазерный отражатель координатно-измерительной машины

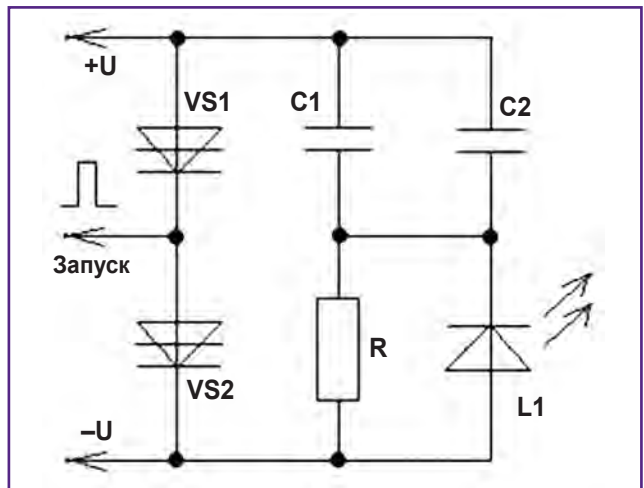


Рис. 2. Принципиальная схема драйвера накачки лазера

хирургические технологии» (Москва). Оптическое излучение создается в нем многомодовым полупроводниковым лазером на основе структуры AlGaAs с прямой токовой накачкой.

Рабочий орган EMPD-1260-2P представляет собой импульсный драйвер накачки, конструктивно объединенный с диодно-лазерным модулем с длиной волны излучения $\lambda=1260$ нм.

Драйвер накачки лазера работает в импульсном режиме, позволяя получать различную мощность оптического излучения на выходе за счет изменения частоты импульсов тока накачки (рис. 2).

Драйвер тока накачки представляет собой разрядный контур, состоящий из накопительной емкости $C1+C2$, полупроводникового лазера $L1$ и пары диодисторов $VS1$ и $VS2$. Диодисторы включены последовательно и специально подобраны по электрическим параметрам. На $VS2$ подается положительный импульс запуска амплитудой, превышающей напряжение его включения. После открывания $VS2$ все напряжение питания переходит на $VS1$, и он также открывается. Суммарное напряжение включения этой пары диодисторов превышает напряжение питания лазера U лишь на несколько вольт. Через открытые $VS1$ и $VS2$, а также через лазер $L1$ происходит разряд емкостей контура. Таким образом, формируется импульс тока накачки. Конденсаторы $C1$ и $C2$ заряжаются во время паузы между импульсами запуска через зарядный резистор R , включенный одновременно с лазером $L1$.

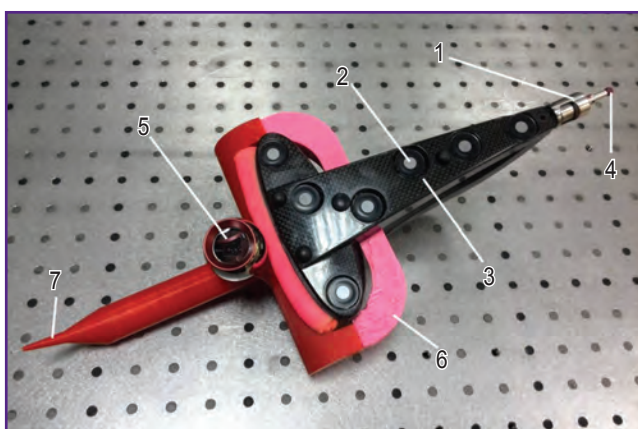


Рис. 3. Прототип рабочего органа мануального тренажерного комплекса:

1 — щуп стереофотограмметрической координатно-измерительной машины; 2 — рефlector; 3 — жесткая база; 4 — сферический рубиновый наконечник; 5 — уголкового отражателя лазерной координатно-измерительной системы; 6 — связующая оснастка; 7 — насадка, имитирующая медицинский инструмент

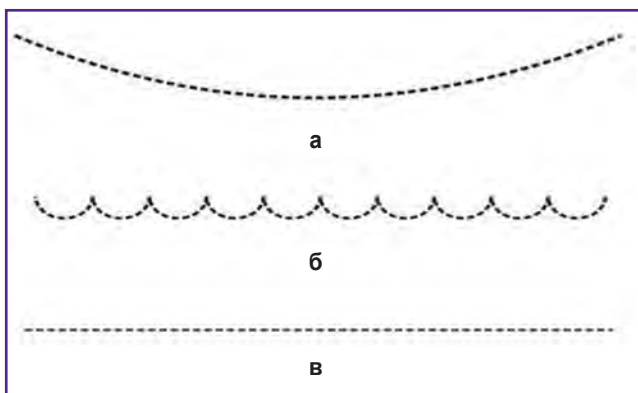


Рис. 4. Типовые функциональные траектории движения медицинского лазера:

а — полукруглая; б — фестончатая; в — прямолинейная

Выходной оптический кабель лазера представляет собой световод с кварцевой сердцевиной диаметром 600 мкм, покрытый защитной пластиковой оболочкой. Оптический кабель способен пропускать излучения с длиной волны до 2,5 мкм. Минимальный радиус изгиба кабеля по условию прочности сердцевины составляет 40 мм. Максимальная длина — 3 м. Коэффициент пропускания оптического кабеля — не менее 80%. Числовая апертура световода — $f/0,22$. Воздействие лазерного излучения на биологические ткани происходит непосредственно с дистального конца световода.

Для управления режимами работы лазера, установленного на многостепенном роботе, необходимо подключить каналы блока питания через электромагнитные реле к блоку дискретных выходов устройства управления роботом.

В контроллере манипулятора используется 16-канальный модуль дискретных выходов KL2809 (Beckhoff Automation, Германия).

Для коммутации каналов блока питания лазера по сигналу управления от контроллера робота применяется электромагнитное реле PE034024 (TE Connectivity, Швейцария). Данное реле управляет сигналом +24В, подаваемым с блока дискретных выходов KL2809.

Для измерения точек координат при функциональных движениях и типовых траекториях движения использовали лазерную координатно-измерительную машину Leica Laser Tracker LTD800 (Leica Geosystems, Швейцария).

Для измерения координат точек в пространстве применяли портативную стереофотограмметрическую координатно-измерительную машину Actiris 350 (ActiCM, Франция).

В подсистеме мануального тренажерного комплекса, предназначенной для определения положения и ориентации медицинского инструмента при его мануальном перемещении и для осуществления тренажерной функции роботизированного станда, разработан прототип рабочего органа (рис. 3). Он предназначен для сопряжения держателя оптического световода медицинского лазера с фланцем 6-степенного манипулятора, а также для закрепления на нем лазерного отражателя координатно-измерительной машины, необходимой для контроля положения и скорости рабочего органа при его движении по траектории.

Печать разработанной модели рабочего органа осуществляли на 3D-принтере WANHAO Duplicator 6 (WANHAO Precision Casting Co., Ltd, Китай) из термостойкой пластмассы.

Экспериментальное исследование проводили по типовым траекториям (рис. 4) с учетом функциональных движений медицинского инструмента при выполнении хирургических вмешательств с использованием лазерного инструмента.

Для измерения координат точек на типовых траекториях движения на медицинском инструменте уста-

навливали отражатель лазерного трекера. Измерение координат точек осуществляли путем сканирования с частотой дискретизации не менее 200 Гц.

Величину среднеквадратического отклонения различных измеряемых величин вычисляли в соответствии со следующим выражением:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (p_i - p_m)^2},$$

где p_m — среднее значение измеряемой величины; p_i — значение измеряемой величины в каждой точке i ; n — количество точек. Для получения статистически значимых результатов каждый эксперимент проводили с 10-кратным повторением с последующим вычислением среднестатистической величины.

Результаты и обсуждение. После проведения измерений определяли среднеквадратические отклонения от линейной σ_l , полулунной σ_c и фестончатой σ_f траекторий. Среднеквадратическое отклонение точек от траектории есть величина отклонения каждой изме-

ренной точки траектории от ее проекции на среднюю линию (модель), построенную по методу наименьших квадратов (среднеквадратическое отклонение точек от траектории при мануальных перемещениях имеет индекс Н, при перемещении роботом — индекс R).

В случае линейной траектории средней линией является прямая. График отклонений от этой прямой измеренных координат точек во время мануальных перемещений представлен на рис. 5, а, во время перемещений роботом — на рис. 5, б.

По приведенной формуле рассчитаны значения среднеквадратических отклонений измеренных координат точек от прямой при перемещении роботом — $\sigma_{Rl}=0,035$ мм и при мануальных перемещениях — $\sigma_{Hl}=0,393$ мм.

У полулунной траектории движения средней линией является дуга окружности; график отклонений измеренных от нее координат точек при проведении мануальных перемещений представлен на рис. 6, а, при перемещении роботом — на рис. 6, б.

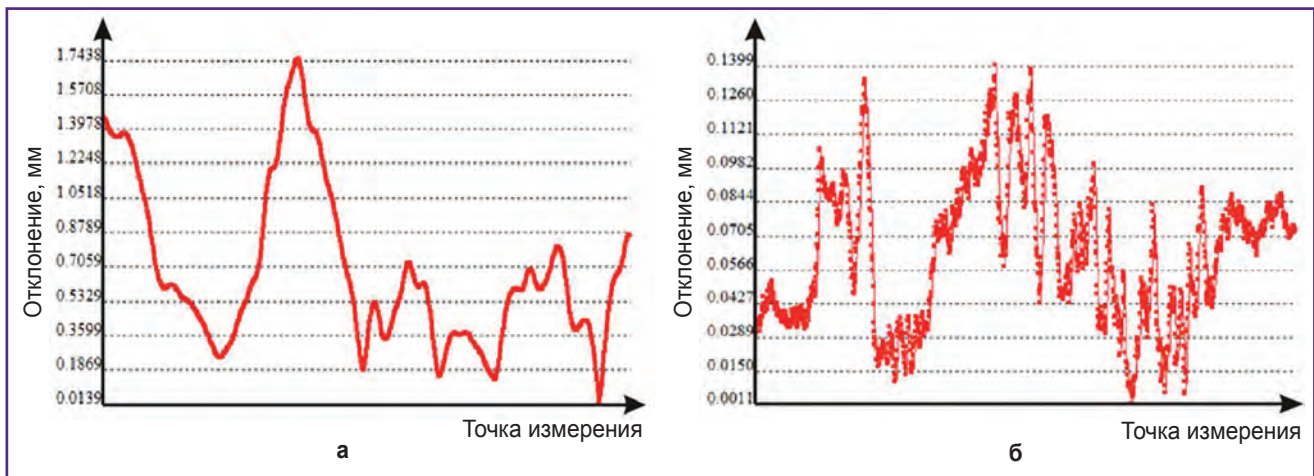


Рис. 5. Отклонение координат точек от прямой по линейной траектории:
а — траектория проведена человеком; б — траектория проведена роботом

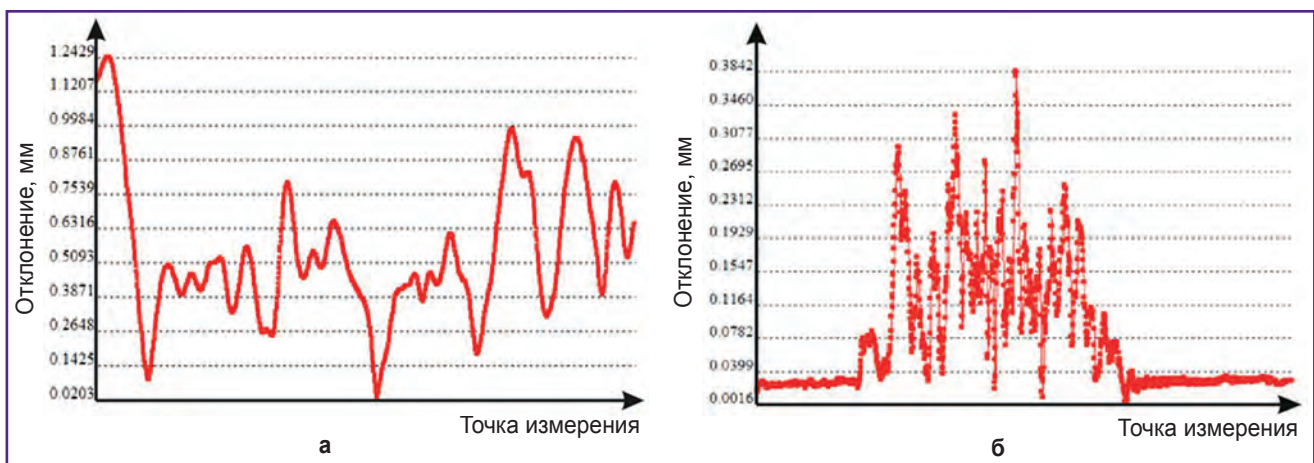


Рис. 6. Отклонение координат точек от окружности у полулунной траектории:
а — траектория проведена человеком; б — траектория проведена роботом

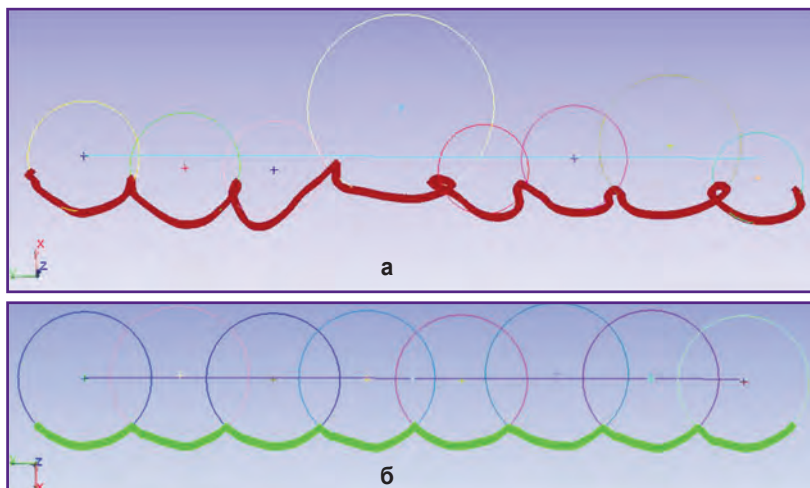


Рис. 7. Набор сканированных точек траектории движения медицинского инструмента по фестончатой траектории: а — траектория проведена человеком; б — траектория проведена роботом

Среднеквадратические отклонения от каждой из малых окружностей измеренных координат точек фестончатой траектории и диаметры этих окружностей, мм

Параметры	Номер окружности							
	1	2	3	4	5	6	7	8
σ_{Hfc}	0,129	0,077	0,34	0,181	0,245	0,148	0,123	0,163
σ_{Rfc}	0,05	0,067	0,066	0,03	0,065	0,035	0,065	0,048
D_H	9,544	9,456	8,582	15,984	7,692	9,09	12,124	7,77
D_R	13,976	14,48	15,214	14,052	14,508	14,24	14,814	14,208

По указанной формуле определены значения среднеквадратических отклонений измеренных координат точек от окружности при перемещении роботом — $\sigma_{Rfc}=0,054$ мм и при мануальных перемещениях — $\sigma_{Hfc}=0,294$ мм.

В отличие от линейной и полулунной траектории фестончатая траектория является сложной. Мы рассматривали ее как совокупность простых траекторий — одну линейную и несколько полулунных. Таким образом, фестончатая траектория включает в себя несколько малых окружностей (в текущем исследовании их восемь), центры которых лежат на одной прямой. Набор сканированных точек (багровые и салатные) траекторий движения медицинского инструмента и их средние линии при мануальных перемещениях представлены на рис. 7, а, при перемещении роботом — на рис. 7, б.

Процесс определения среднеквадратических отклонений от координат точек фестончатой траектории состоит из нескольких этапов.

1. Определение среднеквадратического отклонения от каждой малой окружности в соответствии с приведенной формулой. Значения этих отклонений в измеренных координатах точек для мануальных перемещений и перемещений роботом приведены в таблице. Наблюдается разброс в значениях σ_{Hfc} по отношению к σ_{Rfc} на каждой окружности.

2. Определение среднего значения всех среднеквадратических отклонений у каждой из малых окружностей на фестончатой траектории. При мануальных перемещениях величина $\sigma_{Hfcm}=0,176$ мм, при перемещении роботом — $\sigma_{Rfcm}=0,053$ мм.

3. Определение среднеквадратического отклонения от прямой, равноудаленной от всех полученных центров малых окружностей (рис. 8). Это необходимо, поскольку при генерации точек траектории центры всех окружностей лежали на одной прямой как при проведении перемещения роботом, так и человеком. Значение среднеквадратического отклонения в соответствии с приведенной формулой рассчитано для перемещений роботом — $\sigma_{RH}=0,206$ мм и для мануальных перемещений — $\sigma_{HH}=0,902$ мм. При мануальных перемещениях (рис. 8, а) присутствует значительный выброс, влияющий на значение σ_{HH} . Ввиду того, что при работе человека случайные ошибки могут значительно преобладать, принято решение не фильтровать данный выброс.

Следует отметить, что при определении диаметров каждой малой окружности по измеренным точкам фестончатой траектории во время как мануальных (D_H), так и автоматических (D_R) перемещений (см. таблицу) обнаружена значительная погрешность по отношению к заданному размеру. Данная погрешность может иметь различную природу: в случае мануальных пе-

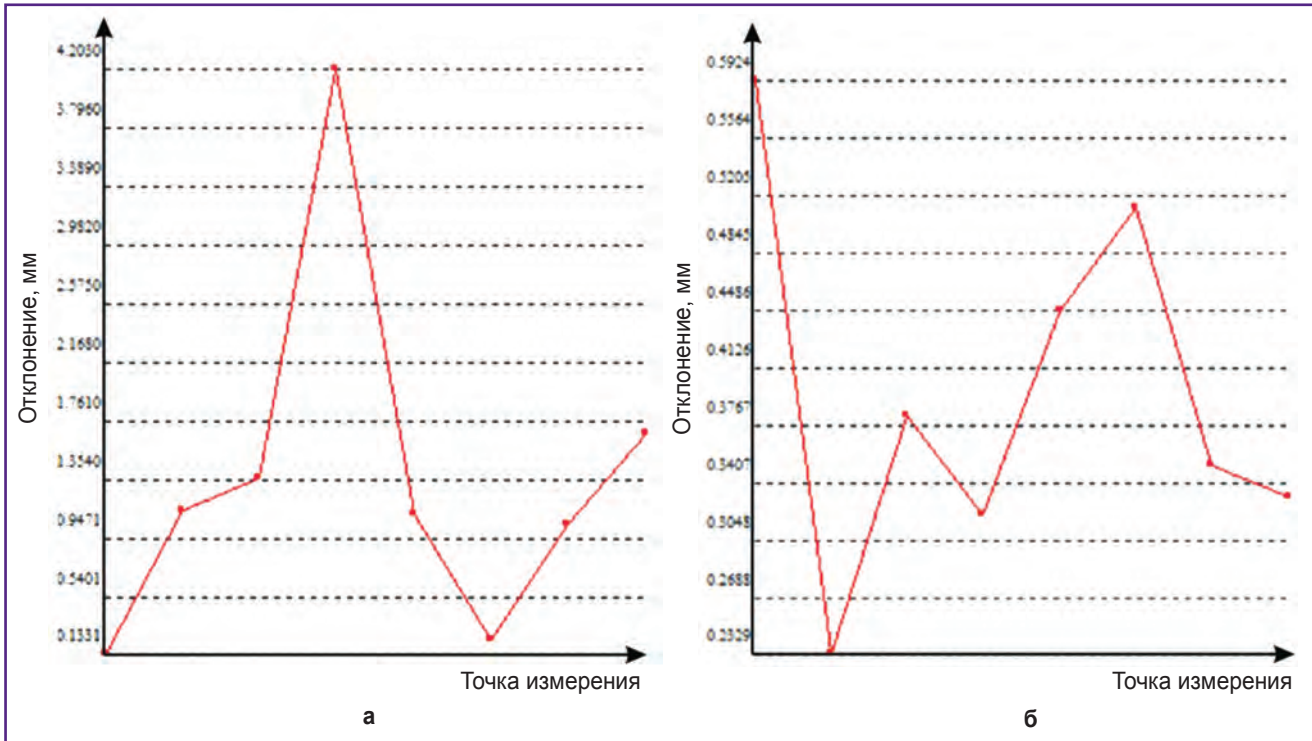


Рис. 8. Отклонение координат центров малых окружностей от прямой на фестончатой траектории:
 а — траектория проведена человеком; б — траектория проведена роботом

ремещений это относится к человеческому фактору, в случае автоматических — к нежесткости используемого робота или к погрешности алгоритма обработки экспериментальных данных, связанной с малой величиной дуги на окружности (программное обеспечение лазерного трекера Spatial Analyzer, New River Kinematics, США).

В результате обработки данных выявлено, что среднеквадратическое отклонение точек от линейной траектории при мануальном перемещении в 11 раз больше ($p \leq 0,05$), чем при перемещении роботом; среднеквадратическое отклонение точек от полукруглой траектории при мануальном перемещении в 5 раз больше ($p \leq 0,05$), чем при перемещении роботом.

Фестончатая траектория оценена при помощи двух составляющих — среднеквадратического отклонения у каждой из малых окружностей и от прямой, равноудаленной от всех полученных центров малых окружностей. Среднее значение всех отклонений у каждой из малых окружностей на данной траектории при мануальных перемещениях в 3 раза больше ($p \leq 0,05$), чем при перемещении роботом. Среднеквадратическое отклонение от прямой, равноудаленной от всех полученных центров малых окружностей при мануальных перемещениях, в 4 раза больше ($p \leq 0,05$), чем при перемещении роботом.

Таким образом, среднее значение среднеквадратического отклонения от различных траекторий (линейной, полукруглой, фестончатой) при мануальном пе-

ремещении в 3,3 раза больше, чем при перемещении роботом.

Заключение. Применение роботизированных лазерных комплексов, в частности разработанного нами для челюстно-лицевой области, позволит существенно повысить точность перемещений медицинского лазера, что особенно важно на сложных траекториях.

Финансирование исследования. Работа поддержана средствами субсидии по государственному заданию Министерства здравоохранения РФ 056-00139-16.

Конфликт интересов. У авторов нет конфликта интересов.

Литература/References

1. Чунихин А.А., Базикян Э.А., Красновский А.А., Сырникова Н.В., Чобанян А.Г. Перспективы совершенствования малоинвазивных лазерных технологий в фотодинамической терапии стоматологических патологий. *Российская стоматология* 2015; 8(2): 71–74. Chunikhin A.A., Bazikyan E.A., Krasnovsky A.A., Symikova N.V., Chobanyan A.G. The prospects for the improvement of the minimally invasive laser technologies for the photodynamic treatment of dental pathologies. *Rossiyskaya stomatologiya* 2015; 8(2): 71–74, <https://doi.org/10.17116/rosstomat20158271-74>.
2. Lehnert M.W. Lasers in medicine and dentistry. *Northwest Dent* 1996; 75(1): 17–22.
3. Goonewardene S.S., Persad R. Robotic radical prostatectomy, day-case surgery and cardiac health: an

opposing paradigm? *J Robot Surg* 2015; 9(4): 355, <https://doi.org/10.1007/s11701-015-0537-9>.

4. Васильев А.О., Говоров А.В., Дьяков В.В., Раснер П.И., Колонтарев К.Б., Мальцев Е.Г., Пушкарь Д.Ю. Современные возможности роботизированных технологий: опыт клиники урологии МГМСУ. *Фарматека* 2016; S1: 44–47. Vasiliev A.O., Govorov A.V., Dyakov V.V., Rasner P.I., Kolontarev K.B., Maltsev E.G., Pushkar D.Yu. Modern possibilities of robotic technologies: experience of department of urology MSMSU. *Farmateka* 2016; S1: 44–47.

5. Робустова Т.Г., Базилян Э.А., Ушаков А.И., Даян А.В., Серова Н.С., Ушаков А.А. Комплексный клиничко-рентгенологический подход при реконструктивных операциях и

синус-лифтинге в области верхней челюсти для дентальной имплантации. *Российская стоматология* 2008; 1: 61–68. Robustova T.G., Bazikian E.A., Ushakov A.I., Daian A.V., Serova N.S., Ushakov A.A. Combined clinico-roentgological approach in reconstructive surgery and maxillary sinus lifting for dental implantation. *Rossiyskaya stomatologiya* 2008; 1: 61–68.

6. Chunikhin A.A., Sahakyan M.Y., Gazhva S.I., Bazikyan E.A. Development of nanosecond laser module built in the robotic multifunctional surgical complex for minimally invasive therapy of maxillofacial area pathology and estimation of its effects on blood plasma. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2016; 8(4): 30–35, <https://doi.org/10.17691/stm2016.8.4.04>.