

УДК611.714+615.849.19

Результаты экспериментальных исследований воздействия лазерного излучения с длиной волны 0,97 мкм на фрагменты костей черепа человека

Д.В. Давыдов, В.П. Минаев¹, А.В. Кравченко, В.В. Степаненко¹

ФГУ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова Росздрава. Москва;

000 «Чистозор». Москва

• РЕФЕРАТ

Цель

Разработка микроинвазивной лазерной методики перфорации костной ткани свода черепа человека, основанной на определении оптимальных параметров лазерного излучения диодного лазера с длиной волны 0,97 мкм.

Материал и методы

Лазерным излучением диодного лазера с длиной волны 0,97 мкм воздействовали на фрагменты костей черепа человека толщиной 1,2 мм бесконтактно и контактно. Сравнивали непрерывный и импульсно-периодический режимы воздействия по протяженности областей и времени фототермического воздействия в процессе формирования сквозной перфорации.

Результаты

Эксперимент показал, что для получения сквозной лазерной перфорации костных фрагментов целесообразно применять импульсно-периодический режим воздействия с соотношением длительности импульса к продолжительности паузы 4:1, как наиболее оптимальный по степени выраженности зон фотоабляции и фотокарбонизации, а также времени перфорации.

Вывод

Выявленная возможность остеоперфорации излучением полупроводникового лазера с длиной волны 0,97 мкм позволяет его рекомен-

довать для проведения клинических испытаний при операциях на слезных путях. •

Использование малотравматичных доступов к различным анатомическим образованиям через костные стенки интересуют врачей многих специальностей, в том числе офтальмологов, реконструктивно-пластических и челюстно-лицевых хирургов, оториноларингологов, стоматологов, нейрохирургов, онкологов.

Благодаря появлению новых эндоскопических аппаратов появилась возможность визуализировать операционное поле через небольшой прокол кожи или естественные соустья [9, 11]. Однако нерешенным остается вопрос о доставке режущей, коагулирующей и пробивающей энергии через такой же прокол в кровных тканях для непосредственного воздействия на костную ткань.

Ряд авторов, изучив структуру костной ткани и спектр поглощения лазерного излучения, предположили возможные механизмы инфракрасной лазерной костной абляции: абсорбция связанными молекулами воды (спектр поглощения 2,7-3,2 мкм); абсорбция органическими (0,8-1,4 мкм) и (или) неорганическими компонентами кости (2,9-3,3 мкм) (термическое воздействие); оптический разлом (1,064 мкм) [14]. Таким образом, в клинической практике излучение Er:YAG- (2,94 мкм), Ho:YAO-лазеров (2,09 мкм) предпочтительно применять для фотоиспа-

рсия тканей, содержащих большое количество воды [4]. Однако отсутствие области коагуляции тканей по краям разреза, способствующей уменьшению кровоточивости, ограничивает использование лазерного излучения этой длины волны и качестве скальпеля. Свет ближней инфракрасной области (0,8-1,4 мкм) больше поглощается молекулами белка и кислородом — основными составляющими костной ткани — обладает отличными режущими и коагулирующими свойствами. Применение лазерного излучения с длиной волны 0,97 мкм предпочтительнее лазерного излучения с длиной волны 0,81 мкм, поскольку приходится на локальный максимум поглощения в воде и цельной крови [1, 3]. Благодаря этому мощность излучения выделяется в меньшем объеме и легче по сравнению с 0,81 мкм достигается порог перфорации [3].

Дальнейшее совершенствование лазерных устройств с длиной волны 0,81, 0,97 мкм позволило создать мощные диодные лазеры, которые компактны, надежны и не требуют длительной юстировки после транспортировки. В литературе встречаются отдельные упоминания о применении диодных лазеров у пациентов с дакриоциститом и непроходимостью слезно-носового канала [1, 2, 12].

Излучение лазера с длиной волны 0,97 мкм и максимальной мощностью до 30 Вт успешно использовалось при лечении методом остеоперфорации таких заболеваний, как остеомиелит и диабетическая стопа [7, 8].

Поскольку и доступной литературе мы не встретили описания особенностей воздействия лазерного излучения с длиной волны (0,97) мкм на плоские кости черепа человека при различных параметрах, нами были выполнены экспериментальные исследования, направленные на определение оптимальных для перфорации костной ткани параметров лазерного излучения.

Целью данной работы — разработка микроинвазивной лазерной методики перфорации костной ткани свода черепа человека, основанной на определении оптимальных параметров лазерного излучения диодного лазера с длиной волны 0,97 мкм.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Экспериментальная работа выполнена на кадаверном материале — нефиксированных фрагментах костей черепа человека. Исечение костного фрагмента выполняли в областях, свободных от костных швов, путем распила по хорде к краю свода. В данном исследовании были использованы стандартные костные фрагменты толщиной 1,2 мм. Полученные фрагменты до начала экспериментальных исследований хранили в герметично закрытых сосудах.

В работе использовали полупроводниковый лазер с волоконным выводом излучения с длиной волны 0,97 мкм («ЛС-0,97», НПО «ИРЭ-Полус»), максимальной мощностью

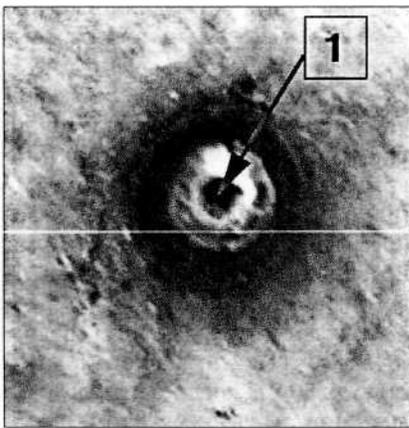


Рис. 1. Изображение костной перфорации на цифровой фотографии (1 — область фотоабляции) (вид со стороны воздействия)

12 Вт (аппарат рекомендован для производства и применения в медицинской практике Минздравом России, регистрационный № Ф02202001/08=52-01 от 04.11.2001 г.). Доставка энергии к объекту производилась с помощью моноволоконного кварц-кварцевого световода в полимерной оболочке с диаметром светопесушей сердцевины 0,4 мм, без дополнительной фокусировки.

Методика воздействия. Воздействие на поверхность кости выполняли на воздухе при комнатной температуре в контактом и бесконтактном режиме с использованием максимальной мощности прибора (12 Вт). Место воздействия в бесконтактном режиме определялось лучом лазера-целсуказателя длиной волны 0,53 мкм.

В бесконтактном режиме волоконно-лазерного луча было фиксировано в штативе с помощью типового микрометра, рабочая часть которого контактировала с поверхностью кости на расстоянии 5 мм от луча лазера-целсуказателя. Последовательно воздействовали на поверхность костного фрагмента непрерывным лазерным излучением длительностью 3 сек. приближая волокно лазера до расстояния 1 мм с шагом 1 мм.

В контактом режиме (наконечник с лазерным волокном фиксировали рукой) формировали сквозные отверстия в исследуемых костных фрагментах. При этом в качестве критерия оценки лазерного воздействия отмечали время сквозной перфорации костной пластины с диаметром, равным диаметру наконечника. Были выполнены следующие исследования:

1) выявление общих макроскопических изменений кости после фототермического диодного лазерного воздействия;

2) сравнение непрерывного режима с импульсно-периодическим режимом лазерного излучения, у которого соотношение продолжительности импульса (И) к паузе (П) составляло 1:3 (И:П=1:3), рекомендованное для воздействия на мягкие ткани как наиболее оптимальное;

3) определение минимальной продолжительности импульса для формирования начальной области фотоабляции;

4) подбор оптимального соотношения продолжительности импульса и паузы между импульсами.

Отверстия в кости со стороны воздействия регистрировали с помощью цифровой фотографии фотокамерой Nikon («Корпикс-9»). Изображения («властей фотокамеры») с помощью программы обработки изображений «Adobe Photoshop».

Размеры центральной зоны анализировали по осям X и Y. Остальные области, учитывая кольцевидную форму, измеряли дважды по осям X и дважды по оси Y с расчетом среднего значения и погрешности среднего с использованием статистических функций программы «Microsoft Excel» с расчетом коэффициента достоверности.

РЕЗУЛЬТАТЫ

1. Макроскопически область кости после воздействия лазерным излучением независимо от режима работы состояла из следующих зон (перечисление зон производится от центра к периферии, а не в хронологической последовательности). В центре определяли дефект костной ткани — зона фотоабляции (1). Появление ее на поверхности кости напротив торцевого конца световода происходило через 1 с контактно-го воздействия (рис. 1).

Непосредственно к наконечнику (рис. 2) прилежала область фотопароризации (2) (испарения твердой основы) пепельного цвета, состоящая из минеральных компонентов кости после выгорания органических включений.

Далее следовала область термического некроза фотокарбонизации (3) (обугливания) (темного цвета), затем область фотокоагуляции (4а) (коагуляция, некроз) и на границе с неизменной костью — фотопертермии (4б) (денатурация белков, испарение мембран клеток).

Особенностью состояния зон термического лазерного воздействия (фотокарбонизации, фотокоагуляции) на продольном сколе кости (см. рис. 2) являлось уменьшение их диаметра по мере углубления в кость и дальнейшее их расширение к выходному отверстию кости, что по

Таблице/

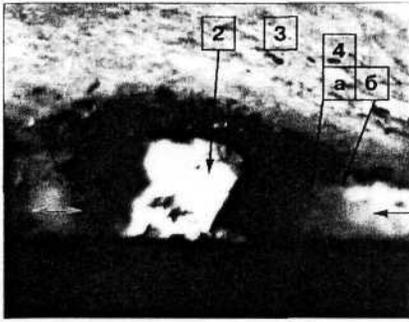


Рис. 2. Изображение костной перфорации на продольном сколе (пояснения в тексте)

форме напоминало песочные часы. Однако изменение диаметра ионы фотоабляции и. что более достоверно, наружной границы зоны фотовапоризации мы не наблюдали.

2. При бесконтактном способе воздействия лазерным излучением в непрерывном и импульсно-периодическом режиме признаков повреждающего действия на костные фрагменты выявлено не было.

Перфорация костной ткани в случае контактного воздействия непрерывным лазерным излучением происходила значительно быстрее (через 50 с), чем при работе в импульсно-периодическом режиме с соотношением импульса к паузе как 1:3. В этом случае перфорация происходила через 5 мин после начала воздействия (табл. 1).

В процессе формирования сквозного отверстия в костных фрагментах в 2 случаях произошло повреждение (скалывание) световода при работе в импульсно-периодическом режиме. Но использование непрерывного лазерного излучения вызывало более выраженное обугливание ткани (зона фотокарбонизации).

Выраженность зон фототермического повреждения после непрерывного и импульсно-периодического режима (p<0,001)

Протяженность зон, мкм (M±пт)	Режимы лазерного воздействия	
	непрерывный	импульсно-периодический ИП= 1:3
Фотоабляция	0100	0400
Фотовапоризация	275±50	250±57.73
Фотокарбонизация	700±81.64	450±50
Фотокоагуляция -	325±50	375±50
Фотогипертермия	Не определяется	Не определяется
Время	50 с	5 мин

Таким образом, ни один из предложенных режимов работы лазерного излучения с данной длиной волны не является оптимальным.

3. В следующей серии экспериментов при контактном воздействии па костные фрагменты короткое воздействие (К) мс приводило к начальному повреждению кости в виде углубления на поверхности без признаков обугливания (рис. 3а). Увеличение времени воздействия до 500 мс привело к появлению начальной зоны фотоабляции в центре и расширению зоны фотовапоризации и фотокарбонизации (обугливания) по периферии (рис. 3б).

Увеличение времени воздействия от 1 с до максимальной продолжительности, доступной этому прибору (2 с), привело к увеличению размеров всех зон лазерного воздействия (рис. 3а). Тогда как «полезные» для клинического применения зоны фотоабляции и фотовапоризации не изменились. Изменение выраженности зон лазерного воздей-

ствия в зависимости от длительности импульса отражено в табл. 2.

Таким образом, длительность лазерного импульса, необходимого для формирования минимальной области фотоабляции, составляет менее 500 мс и требует подбора оптимального соотношения длительности лазерного импульса и паузы.

4. Частые и короткие импульсы (И:П=1:1, 10 мс:10 мс) лазерного излучения формировали сквозную перфорацию кости в течение 50 с с выраженной областью фотокарбонизации без увеличения размеров областей фотоабляции и фотовапоризации в сравнении с непрерывным режимом воздействия (табл. 3).

Более продолжительные импульсы (1 50 мс) и паузы (1 50 мс) между ними (И:П=1:1) вызывали образование такой же по размерам области фотоабляции, уменьшение размеров области фотокарбонизации, но потребовали в 4 раза больше времени для сквозной перфорации.



Рис. 3. Воздействие лазерного излучения диодного лазера 0.97 мкм мощностью 12 Вт: а) однократно продолжительностью 10 мс (контактно). б) однократно продолжительностью 500 мс, в) однократно продолжительностью 2000 мс

Применение более частых импульсов (время паузы 50 мс) длительностью 150 мс (И:П=3:1) УМН-ШИО время, необходимое для перфорации костных фрагментом до 2 мин. Зона фотовапоризации представлена в виде топкого ободка, расположенного по краю области фотоабляции.

Лазерным излучением длительностью импульса 200 мс и интервалом между импульсами и 50 мс (соотношение И:П) было сформировано отверстие и кости за 1 мин (И) с (ж/с. 4(и) при сохранении той же макроскопической картины.

Дальнейшее увеличение длительности импульса до 500 мс (И:П= К: П)

пе повлияло на процесс формирования сквозной перфорации, по вызывало значительное увеличение областей фотовапоризации и фотокарбонизации (рис. 4б).

Таким образом, эксперименты показали, что для получения сквозной перфорации лазерной перфорации костных фрагментом целесообразно применять импульсно-периодический режим воздействия с соотношением длительности импульса к продолжительности паузы 4:1. как наиболее оптимальный по степени выраженности зон фотоабляции и фотокарбонизации, а также кремне перфорации.

Таблица 2

Результаты измерения протяженности областей фототермического повреждения кости однократным импульсом (p<0,001)

Протяженности областей, мкм (М+т)	Длительность импульса			
	10 мс	500 мс	1000 мс	2000 мс
Фотоабляция (диаметр)	-	300	300	400
Фотовапоризация	-	175±50	250±89,82	250±95,74
Фотокарбонизация	-	150±50	300±89,76	325±81,64
Фотокоагуляция	0400	225±50	225±50	225±50
Фотогипертермия		Не определяется	Не определяется	Не определяется

ОБСУЖДЕНИЕ

При изучении возможности костной абляции и перфорации лазерным излучением с длиной волны 0,97 мкм мы предполагаем первый вариант повреждения кости (по классификации Russ RC et al., 1988).

По данным Корепанова В.И. (1996). фотобиологические эффекты лазерного излучения зависят от температуры нагрева ткани, которая уменьшается по мере удаления от точки воздействия [6], Область фотоабляции (1) (см. рис. 1) в центре появляется вследствие удаления ткани посттермическими микровзрывами. Следующая за ней область фотовапоризации (2) (см. рис. 2) возникает на фоне выраженного перегрева ткани (испарения твердой основы) при температуре более 300°С. Процессы обугливания, высушивания, испарения воды, возни-

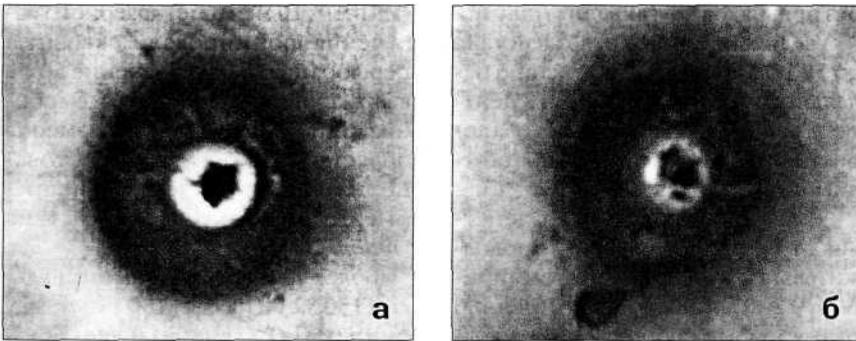


Рис. 4. Область термического повреждения в случае использования импульсно-периодического режима воздействия (а) была меньше, в сравнении с областью непрерывного режима воздействия (б)

Таблица 3

Выраженность областей фототермического воздействия в зависимости от соотношения длительности импульса и паузы между импульсами (p<0,001)

Длительность импульс (И), мс	Длительность паузы (П), мс	И:П	Время сквозной перфорации кости	Протяженность областей фототермического воздействия, мкм		
				фотоабляция(диаметр)	фотовапоризация	фотокарбонизация
10	10	(1:1)	50 с	400	300±89,76	700±81,64
150	150	(1:1)	2 мин 46 с	400	225±81,64	575±57,63
150	50	(3:1)	2 мин	400	250±50	575±91,6
200	50	(4:1)	Тмин 30 с	400	250±95,74	575±81,65
500	50	(10:1)	1 мин 17 с	400	275±89,2	700±50

каюшне при температуре 100-110°C (!) приводят к появлению области фотокarbonизации (<_>). Фотокоагуляция (40) возникает при температуре 60-1 (КГС (коагуляция, некроз) и фотопертермпии (40). т.е. испарение мембран клеток, сваривание тканей, денатурация энзимов — при 45-60°C. Расположение зон воздействия и виде концентрических окружностей свидетельствует о равномерном распространении температуры ОТЗОПВ воздействия.

В ходе экспериментальных исследований нами выявлено, что формирование зон фототермического повреждения на продольном срезе кости происходит в виде песочных часов. Появление такого эффекта можно объяснить! следующим образом. Воздух обладает плохой теплопроводностью, что приводит к поглощению тепла поверхностными слоями кости (белками и связанной водой). Далее по мере продвижения наконечника, тепло поглощается всем массивом костной ткани, расходуясь на коагуляцию белков на границе зон фотокarbonизации и фотопертермпии. По мере приближения к поверхности объем прогреваемой костной ткани уменьшается, и мы на продольном распиле отмечаем постепенное расширение зон фототермического воздействия. Таким образом, для определения эффективности того или иного режима воздействия возможна оценка области повреждения только поверхности кости.

В процессе хирургического вмешательства хирург добивается формирования зоны фотоабляции или рассечения тканей. Остальные эффекты в основном не желательны. Описывая лазерное воздействие на биологические ткани, Михайлова И.А., Соколов Д.В., Проценко Н.Е. и др. (1998) обращают внимание на сохранение баланса между хирургическим действием лазерного скальпеля и нагреванием окружающих тканей [10]. Для ограничения диффузии тепла в ткани авторы рекомендуют использовать импульсно-периодический режим лазерного воздействия, в котором импульс короче, чем пауза. В этом случае критическая температура

достигается и ограниченном объеме тканей во время импульса. Во время паузы ткапп успевают отдать тепло, что уменьшает эффект накопления тепла.

По данным Кляшнина Р.Р. (2002), применение такого режима приводит к увеличению времени, необходимого для перфорации костной ткапп до 50 С [5].

С другой стороны, использование непрерывного режима лазерного воздействия сокращает необходимое время до 10 с, но расширяет зону нежелательных повреждений костной ткани. По мнению автора, проблему решает применение комбинированного (непрерывного и импульсно-периодического) режима лазерного воздействия. Но, выполнение костной перфорации на лазерном устройстве с длиной волны 0,97 мкм в таком режиме потребовало бы в процессе воздействия переключения между режимами, т.к. время лазерного импульса задается отдельно для каждого из них.

Таким образом, в результате проведенных экспериментальных исследований нами предложен оптимальный режим лазерного воздействия, который позволяет быстро и с минимальным повреждением окружающих тканей, сформировать отверстие в кости.

Выявленная возможность остсоперфорации излучением полупроводникового лазера с длиной волны 0,97 мкм позволяет его рекомендовать для проведения клинических испытаний в ходе выполнения дакриоцисториностомии на этапе формирования костного канала из слезного мешка в полость носа.

ЛИТЕРАТУРА

1. Азнабаев М.Т., Азнабаев В.А., Фатахов Б.Т., Кляшнин Р.Р. Лазерная эндоскопическая трансканаликулярная дакриоцисториностомия // Русский офтальмологический журнал, - 2001. - № 1. - С. 10-12.
2. Астахов Ю.С. соавт. Диодный лазер в хирургии слезовыводящих путей. // Полупроводниковые и волоконные лазеры в медицине: Материалы конф. // Ученые записки СПбГМУ им. Павлова. - 2004. - Т. 11. - № 4. - С. 34-36.

3. Нишонцев И.И., Минаев И.И., Савин П.П., Самарцев П.П. Медицинские аппараты на основе мощных полупроводниковых и волоконных лазеров // Квантовая электроника. - 2002. - Т. 32. - № 11. - С. 1003-1006.

1. Ибрагимов Н.Г., Наседкина А.П. Лазеры и оториноларингологии. - М. 2000. - 140 с.

2. Кувшинов П.П. Трупеканаликулярная лазерная эндоскопическая дакриоцисториностомия: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — Уфа. 2002.

3. Копельков И.И. Применение Nd:YAG-лазера и хирургической клиники. - М. 1996. - 108 с.

4. Кочетков И.И. соавт. Сравнительная оценка эффективности лазерной и механической остеоперфорации у больных синдромом диабетической стопы // Полупроводниковые и волоконные лазеры в медицине: Материалы конф. // Ученые записки СПбГМУ им. Павлова. - 2004. - Т. 11. - № 4. - С. 22-23.

5. Кочетков И.И., Приветов В.А. Влияние остеоперфорации диодным лазером на результаты лечения посттравматических остеомиелитов // Полупроводниковые и волоконные лазеры в медицине: Материалы конф. // Ученые записки СПбГМУ им. Павлова. - 2004. - Т. 11. - № 4. - С. 23.

6. Лопатин А.С., Капитанов Д.Я., Кушель К.В., Потапов А.А. Инородное тело основания черепа: удаление при помощи хирургической навигационной системы // Рос. ринология. - 2000. - № 1. - С. 37-39.

7. Михайлова И.А., Соколов Д.В., Проценко Н.Е. и др. Лазеры в медицине. Теоретические и практические основы. - СПб., 1998. - 108 с.

8. Пискунов Г.З. Внутриносовая лазерная микрохирургия вазомоторного ринита // Применение лазеров в хирургии и медицине / Под ред. О.К. Скобелкина, - М., 1988. - Ч. 2. - С. 242-244.

9. Alacyn Fernandez F.J., Alacyn Fernandez M.A., Martinez Fernandez A. et al. Transcanalicular dacryocystorhinostomy technique using diode laser // Archivos de la sociedad Espanola. de Oftalmologia. - 2004. - No. 7. - P. 34-35.

10. Bayly J.G., Kartha V.S., Stevens J.A. The absorption spectra of liquid phase H2O, D2O and D2O from 0.1 um to 10 um // Infrared Physics. - 1963. - No. 3. - P. 211-223.

11. Xuss R.C., Fabian R.L., Sarcar R., Puliafito C.A. Infrared laser bone ablation // Laser Sug. med. - 1988. - No. 8. - P. 381-391.

Поступила 27.12.04