Вестник оториноларингологии
2019, Т. 84, №4, с. 13-16
https://doi.org/10.17116/otorino20198404113

Vestnik Otorinolaringologii
2019, vol. 84, №4, pp. 13-16
https://doi.org/10.17116/otorino20198404113

Особенности термического эффекта при высокочастотном лазерном воздействии на биологическую ткань (эксперимент). Методика лазерной абляции глоточной миндалины

© Засл. деятель науки РФ, проф., д.м.н. А.И. КРЮКОВ[1,2], д.м.н. А.Ю. ИВОЙЛОВ[1], к.т.н., доцент В.Б. БОКШАНСКИЙ[3], А.А. САХАРОВ[3], С.Г. АРЗАМАЗОВ[1], м.н.с. С.А. ПАНАСОВ[1], Е.В. ГОРОВАЯ[1], д.м.н. Г.Ю. ЦАРАПКИН[1]

[1]ГБУЗ «Научно-исследовательский клинический институт оториноларингологии им. Л.И. Свержевского» ДЗ Москвы (директор — засл. деятель науки РФ, проф., д.м.н. Крюков А.И.), Москва, Россия, 117152;
[2]Кафедра оториноларингологии лечебного факультета ФГБОУ ВО «РНИМУ им. Н.И. Пирогова» Минздрава России (зав. кафедрой — засл. деятель науки РФ, проф., д.м.н А.И. Крюков), Москва, 117997;
[3]Кафедра лазерных и оптико-электронных систем ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н. Э. Баумана» (зав. кафедрой — д.т.н., доцент, Н.В. Барышников), Москва, Россия, 105005

РЕЗЮМЕ

В условиях эксперимента изучены особенности термического воздействия Ho:YAG на биологическую ткань в режиме абляции. В эксперименте были использованы: хирургическая лазерная система LUMENIS VersaPulse PowerSuite 20, универсальный тепловизор FLIR SC7000. На биологический объект (мясо индейки) дистанционно, на расстоянии 5 мм, воздействовали гольмиевым лазером (E=0,9 Дж и R=12 Гц) в течение 6 с. В режиме реального времени измеряли максимальные значения температуры (T_{max}, °C) в зоне абляции. В результате было установлено, что лазерная абляция биологического объекта характеризуется термическими эффектами, которые во многом зависят от состояния облучаемой ткани: температура облучаемого объекта поднимается до критических значений, равных 100,07—111,24 °C, после которых поверхностный слой биологической ткани обугливается, и процесс лазерного «удаления» прекращается; интактная биологическая ткань достигает критического нагрева через 3,48 с, тогда как при воздействии высокочастотного лазера на ранее облученную биологическую ткань срок развития карбонизации сокращается на 58% и составляет 1,46 с; при облучении карбонизированного участка ткани продолжается неконтролируемый нагрев более глубоких слоев биологического объекта. Также было установлено, что для продолжения лазерной абляции с контролируемым термическим эффектом необходимо удалять обугленные участки биологического объекта. На основании полученных данных разработана методика лазерной абляции глоточной миндалины.

Ключевые слова: абляция, карбонизация, гольмиевый лазер, Ho:YAG-лазер, глоточная миндалина, аденоиды.

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ:

Крюков А.И. — e-mail: info@mnpco.mosgorzdrav.ru; https://orcid.org/0000-0002-0149-0676
Ивойлов А.Ю. — e-mail: l4lor@mail.ru; https://orcid.org//0000-0001-6370-6068
Бокшанский В.Б. — e-mail: vassily69@mail.ru; https://orcid.org/0000-0003-4696-6014
Сахаров А.А. — e-mail: smxdd@yandex.ru; https://orcid.org/0000-0003-3377-1357
Арзамазов С.Г. — e-mail: arzamazovs@mail.ru; https://orcid.org/0000-0001-9540-0696
Панасов С.А. — e-mail: s.panasov@gmail.com; https://orcid.org/0000-0003-2392-9499
Горовая Е.В. — e-mail: e.v.gorovaya@gmail.com; https://orcid.org/0000-0003-2072-5415
Царапкин Г.Ю. — e-mail: tsgrigory@mail.ru; https://orcid.org/0000-0003-2349-7438
Автор, ответственный за переписку: Панасов С.А. — e-mail: s.panasov@gmail.com

КАК ЦИТИРОВАТЬ:

Крюков А.И., Ивойлов А.Ю., Бокшанский В.Б., Сахаров А.А., Арзамазов С.Г., Панасов С.А., Горовая Е.В., Царапкин Г.Ю. Особенности термического эффекта при высокочастотном лазерном воздействии на биологическую ткань (эксперимент). Методика лазерной абляции глоточной миндалины. *Вестник оториноларингологии*. 2019;84(4):13-16. https://doi.org/otorino20198404113

Features of thermal effect at high-frequency laser impact on biological tissue (experiment). Technique of laser ablation of a pharyngeal tonsil

© A.I. KRYUKOV[1,2], A.YU. IVOYLOV[1], V.B. BOKSHANSKIY[3], A.A. SAKHAROV[3], S.G. ARZAMAZOV[1], S.A. PANASOV[1], E.V. GOROVAYA[1], G.YU. TSARAPKIN[1]

[1]The Sverzhevskiy's Otorhinolaryngology Healthcare Research Institute, Moscow, Russia, 117152;
[2]Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia, 117997;
[3]Department of Laser and Optical-Electronic Systems FSBI of HPE Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russia, 105005

ABSTRACT

In the conditions of the experiment the peculiarities of thermal influence of Ho:YAG on biological tissue in the ablation mode were studied. In the experiment we used: surgical laser system LUMENIS VersaPulse PowerSuite 20, universal thermal imaging camera FLIR SC7000. The biological object (turkey meat) was remotely, at a distance of 5 mm, affected by a Holmium laser (E = 0.9 J and R = 12 Hz) for 6 seconds. The maximum temperature (Tmax, °C) in the ablation zone was measured in real time. As a result, it was found that laser ablation of a biological object is characterized by thermal effects, which largely depend on the state of irradiated tissue: the temperature of the irradiated object rises to critical values equal to 100.07—111.24 ° C, after which the surface layer of biological tissue is charred, and the process of laser "removal" stops; intact biological tissue reaches critical heating after 3.48 s, while under the influence of a high-frequency laser on the previously irradiated biological tissue development period It was also established that in order to continue laser ablation with controlled thermal effect it is necessary to remove charred areas of biological object. On the basis of the obtained data the method of laser ablation of pharyngeal tonsils was developed.

Keywords: ablation, carbonization, holmium laser, Ho:YAG -laser, pharyngeal tonsil, adenoides.

INFORMATION ABOUT AUTHORS:

Kryukov A.I. — e-mail: info@mnpco.mosgorzdrav.ru; https://orcid.org/0000-0002-0149-0676
Ivoylov A.Yu. — e-mail: 14lor@mail.ru; https://orcid.org//0000-0001-6370-6068
Bokshanskiy V.B. — e-mail: vassily69@mail.ru; https://orcid.org/0000-0003-4696-6014
Sakharov A.A. — e-mail: smxdd@yandex.ru; https://orcid.org/0000-0003-3377-1357
Arzamazov S.G. — e-mail: arzamazovs@mail.ru; https://orcid.org/0000-0001-9540-0696
Panasov S.A. — e-mail: s.panasov@gmail.com; https://orcid.org/0000-0003-2392-9499
Gorovaya E.V. — e-mail: e.v.gorovaya@gmail.com; https://orcid.org/0000-0003-2072-5415
Tsarapkin G.Yu. — e-mail: tsgrigory@mail.ru; https://orcid.org/0000-0003-2349-7438
Corresponding author: Panasov S.A. — e-mail: s.panasov@gmail.com

TO CITE THIS ARTICLE:

Kryukov AI, Ivoylov AYu, Bokshanskiy VB, Sakharov AA, Arzamazov SG, Panasov SA, Gorovaya EV, Tsarapkin GYu. Features of thermal effect at high-frequency laser impact on biological tissue (experiment). Technique of laser ablation of a pharyngeal tonsil. *Vestnik Otorinolaringolii*. 2019;84(4):13-16. (In Russ.). https://doi.org/otorino20198404113

Актуальность

Современную медицину невозможно представить без применения высокотехнологичной медицинской техники, в основе работы которой используются сложные физические явления. Одним из таких физических явлений является лазерное излучение (ЛИ), которое производят оптические квантовые генераторы (лазеры). ЛИ — это световой поток (электромагнитное колебание) в очень узком спектральном диапазоне, который характеризуется такими уникальными физическими свойствами, как монохроматичность, поляризация, когерентность и направленность. В зависимости от физического состояния активной среды выделяют следующие типы лазеров: твердотельные (на кристаллах или стеклах); газовые (He-Ne, Ar, Kr, Xe, Ne, He-Cd, CO_2 и др.); жидкостные; полупроводниковые и др. В качестве резонатора обычно используются параллельные зеркала с высоким коэффициентом отражения, между которыми размещают активную среду [1].

На сегодняшний день различают тепловые, энергетические, фотохимические и механические (ударно-акустические) эффекты воздействия ЛИ. Вид взаимодействия с тканями человеческого организма и возникающие при этом эффекты определяют область практического применения того или иного лазера в медицине. Биологические ткани (БТ) способны поглощать кванты ЛИ, при этом вызванные эффекты зависят от физических свойств излучения и свойств биологического объекта воздействия [2]. Биологические эффекты воздействия ЛИ на ткани человеческого организма во многом зависят от таких физических параметров, как энергия излучения в импульсе, поверхностная плотность мощности (энергии), длина волны, длительность импульса, частота повторения импульсов, поток излучения и длительность облучения (время экспонирования). При взаимодействии с тканями живых организмов энергия ЛИ вызывает органические (первичные эффекты) и неспецифические функциональные изменения (вторичные эффекты) [3]. В зависимости от характера взаимодействия ЛИ с БТ различают 3 вида фотобиологических эффектов: 1) фотодеструктивное воздействие, при котором тепловой, гидродинамический, фотохимический эффекты света вызывают деструкцию тканей (этот вид лазерного взаимодействия используется в лазерной хирургии); 2) фотофизическое и фотохимическое воздействие, при котором поглощенный биотканями свет возбуждает в них атомы и молекулы, вызывает фотохимические и фотофизические реакции (применяется в терапевтическом лечении); 3) невозмущающее воздействие, при котором оцениваются такие эффекты, как рассеивание, отражение и проникновение ЛИ. При этом БТ не меняет своих свойств (применяется в диагностике заболеваний) [4].

Действие лазера в хирургии в качестве режущего инструмента или коагулятора базируется на превращении электромагнитной энергии ЛИ в тепловую энергию. ЛИ удаляет нагретую до нескольких сотен градусов ткань и проникает в более глубокие слои, где вызывает коагуляцию белков. Коагуляция сосудов происходит в результате поглощения кровью ЛИ, ее сильного нагрева до вскипания и образования тромбов [5]. Но необходимо отметить, что не все виды ЛИ одинаково коагулируют кровоточащие сосуды. Так, хорошим коагулирующим действием обладают лазеры, работающие в оранжево-зеленом (KTP-лазер, на парах меди) и инфракрасном (неодимовый, гольмиевый, эрбиевый в стекле, CO_2-лазер) спектрах [6].

При работе с хирургическим лазером необходимо учитывать динамику изменения свойств ткани, которые и определяют особенности термического эффекта от воздействия ЛИ. При непрерывном ЛИ в динамике изменения температуры облучаемой БТ можно выделить несколько фаз. Сначала происходит линейный рост температуры от 37 до 100 °C, так как в этом диапазоне температур тер-

модинамические свойства БТ остаются практически неизменными. При достижении 100 °С начинается выпаривание тканевой жидкости, и до окончания этого процесса температура остается постоянной. После выпаривания воды температура вновь начинает медленно расти, так как обезвоженная БТ поглощает энергию слабее нормальной. При достижении температуры 150 °С начинается процесс обугливания, приводящий к повышению поглощающих свойств БТ, и, как следствие, нелинейно ускоренный рост температуры. При достижении температуры 300 °С начинается процесс испарения обезвоженной обугленной БТ, при этом рост температуры вновь прекращается [7]. При воздействии непрерывных лазеров из-за постоянного нарастания разности температур между облучаемой и окружающей тканью возрастает перенос тепла из области нагрева в соседние участки ткани. В этом случае при больших уровнях энергии излучения могут быть повреждены значительные объемы ткани, а при малых — ожидаются потери тепла в нагреваемых областях. При мощном импульсном ЛИ происходит очень быстрый нагрев тканевой жидкости, которая переходит в метастабильное состояние и не закипает даже при температуре, превышающей 100 °С. Этот перегрев будет тем выше, чем больше интенсивность ЛИ. Затем происходит быстрое взрывное вскипание с повышением внутриклеточного давления, что приводит к выбрасыванию «клеточного каркаса» ткани [8]. Этот эффект воздействия ЛИ на БТ получил название «абляция» — быстрое взрывное удаление вещества. При импульсном нагреве потери тепла обычно существенно меньше за счет того, что поглощение света является очень быстрым процессом, а тепло распространяется существенно медленнее [9]. Таким образом, лазерная абляция не вызывает обугливание облучаемой БТ. При этом необходимо отметить, что внутриклеточный «взрыв», возникающий во время абляции, приводит к генерации механической ударной волны, распространяющейся по направлению ЛИ, которая может вызвать повреждение более глубоких слоев БТ [10]. Эту особенность необходимо учитывать в практическом применении хирургических лазеров, работающих в импульсном режиме.

Несмотря на накопленные знания в биофизике ЛИ, на наш взгляд, все же остаются до конца не решенные вопросы, напрямую связанные с безопасностью применения лазерных технологий в хирургическом лечении патологии ЛОР-органов. Так, более глубокое изучение термического эффекта при высокочастотной абляции позволит разработать клинически эффективные методики удаления поврежденных тканей при помощи хирургических лазерных систем, работающих в импульсном режиме.

Цель работы — изучить в условиях эксперимента особенности термического воздействия Ho:YAG на биологическую ткань в режиме абляции и на основании полученных данных разработать методику удаления глоточной миндалины с помощью гольмиевого лазера.

Материал и методы (экспериментальная часть)

Эксперимент проводился совместно с сотрудниками кафедры «Лазерных и оптико-электронных систем» Московского государственного технического университета им. Н.Э. Баумана.

Биологический объект (БО) — мясо индейки.

Оборудование и методика эксперимента

Кремниевый световод хирургической лазерной системы LUMENIS VersaPulse PowerSuite 20 («Lumenis Ltd.», США) мы закрепляли в штативе таким образом, чтобы его дистальный конец находился на расстоянии 5 мм от поверхности БО. Универсальный тепловизор FLIR SC7000 («FLIR Systems Inc», США) устанавливали на расстоянии 1 м от БО и подключали к ПК. В течение 6 с точечно воздействовали гольмиевым лазером на БО. Компьютерная программа FLIR Altair («Minserv Mineral Services») позволяла записывать тепловизионное изображение с частотой 50 кадров/с (Гц), выбирать локус тепловизионного контроля (5×5 мм) и измерять максимальные значения температуры (T_{max}, °С) в исследуемой зоне, которая менялась в реальном времени **(рис. 1, на цв. вклейке)**. Учитывая короткое время эксперимента и быстрое изменение значений T_{max}, запись тепловизионного изображения мы замедляли в 10 раз с помощью видеоредактора Movavi Video Editor 5. Это позволило нам точно фиксировать малейшие изменения средней по области температуры, усредненной во временно́м масштабе 20 мс, что соответствует времени регистрации кадра тепловизором. Температурные показатели мы соотносили с прямой визуальной оценкой состояния БО в зоне лазерного воздействия, при этом ключевая точка соответствовала началу появления признаков карбонизации.

Экспериментальное исследование повторяли 6 раз. Анализ полученных результатов проводили по вычислению средних значений.

На начальном этапе под визуальным контролем установили параметры работы хирургического лазера, позволяющего проводить абляцию БТ с «первого импульса». В результате было установлено, что при E=0,9 Дж и R=12 Гц абляционный эффект совпадает с началом работы гольмиевого лазера. С данными параметрами ЛИ гольмиевого лазера в дальнейшем проводили эксперимент.

Результаты эксперимента

Динамический тепловизионный контроль точечного воздействия ЛИ гольмиевого лазера с абляционным эффектом в интактной БТ свидетельствовал о постепенном подъеме температуры, которая достигает значения 100,63 °С на 3,48 с. Продолжение воздействия ЛИ вызывает карбонизацию облучаемого участка без абляционного удаления БТ, при этом температура на поверхности обугленного БО оставалась на постоянном уровне, так называемом «плато», ее колебания находятся в пределах от 106,29 до 111,05 °С **(рис. 2, а, на цв. вклейке)**.

Далее мы приостанавливали работу гольмиевого лазера на 1 мин и давали возможность облученной ткани остыть. После этого продолжали воздействовать ЛИ на карбонизированный участок БО. Нами было установлено, что повторное лазерное воздействие на карбонизированный участок БТ вызывает резкий подъем температуры до 111,24 °С за 0,7 с эксперимента. Дальнейшее воздействие Ho:YAG-лазера не вызывает «удаления» обугленной БТ, а поверхностный термический эффект в этой области не приводит к дальнейшему повышению температуры **(см. рис. 2, б, на цв. вклейке)**.

Изучив все результаты исследования, мы отметили, что во всех исследованиях на 5,16-й секунде эксперимента мы фиксировали тепловизионные признаки локального нагрева БО вдали от облучаемой зоны **(рис. 3, на цв. вклейке)**. Это явление свидетельствует о том, что под карбонизированной «коркой» продолжается прогрев более глубоких слоев БТ.

В результате анализа полученных данных мы пришли к заключению, что карбонизированный участок БТ не подвергается лазерной абляции, при этом критический прогрев подлежащих слоев продолжается. В связи с этим мы дополнили наш эксперимент еще одним этапом. При появлении признаков карбонизации обугленную БТ мы удаляли распатором, после чего продолжали облучать очищенный участок БТ. При тепловизионном контроле облучаемого участка нами был зарегистрирован максимальный подъем температуры до 100,07 °С на 1,46 секунде лазерного воздействия, после чего происходит обугливание БТ. Далее, несмотря на продолжающееся воздействие Ho:YAG-лазером, температура на поверхности БО существенно не изменяется **(рис. 4, на цв. вклейке)**.

Результаты проведенного нами эксперимента по изучению особенностей развития термического эффекта при облучении БТ гольмиевым лазером послужили базисом для разработки методики лазерной абляции глоточной миндалины.

Методика лазерной абляции глоточной миндалины

Хирургическое лечение аденоидных вегетаций проводили под визуальным эндоскопическом контролем. Кремниевый световод Ho:YAG-лазера подводили к глоточной миндалине и на расстоянии 5 мм начинали абляционное удаление лимфоидной ткани по всей поверхности глоточной миндалины **(рис. 5, а, б, на цв. вклейке)**. Участки поверхностного обугливания аденоидов механически удаляли и продолжали лазерную абляцию глоточной миндалины **(см. рис. 5, в, г, д, на цв. вклейке)**.

Заключение

Проведенный нами эксперимент показал, что дистанционное облучение БТ в течение 6 с высокочастотным хирургическим Ho:YAG-лазером, работающим в импульсном режиме с E=0,9 Дж и R=12 Гц, характеризуется следующими биофизическим эффектами:

1. Лазерная абляция БТ сопровождается повышением температуры облучаемой поверхности до критических значений, равных 100,07—111,24 °С, после чего поверхностный слой БТ обугливается, и процесс лазерного «удаления» прекращается.

2. Время развития карбонизации зависит от состояния облучаемой ткани: интактная БТ достигает критического нагрева через 3,48 с; при воздействии высокочастотного лазера на ранее облученную БТ срок развития карбонизации сокращаются на 58% и составляет 1,46 с.

Важно отметить, что для корректной интерпретации полученных нами данных необходимо учитывать инерционность как тепловизора, так и процессов распространения тепловой энергии. Так, при частоте кадров 50 Гц время усреднения тепловизора каждого кадра (время накопления) составляет около 20 мс. Это означает, что при быстром скачке температуры, например до 300 °С, при абляции за время 100 мкс от одного импульса тепловизор покажет среднее увеличение температуры всего на

$$\Delta T = 300^{\circ} \cdot \frac{100\ \text{мкс}}{20\ \text{мс}} = 1{,}5^{\circ}$$

от начального значения температуры поверхности БТ. При этом необходимо учитывать, что параллельно процессу лазерной абляции идет процесс отведения тепла от поверхностного слоя к подлежащим слоям БТ. В результате мы наблюдаем, как от импульса к импульсу температура поверхности БО нарастает.

На наш взгляд, результаты проведенного эксперимента имеют большое практическое значение и определяют безопасное применение хирургического лазера, работающего в импульсном режиме. Хирургу необходимо учитывать тот факт, что при лазерном облучении карбонизированного участка продолжается неконтролируемый нагрев более глубоких слоев органа, что в практическом отношении, несомненно, опасно с точки зрения развития серьезных ятрогенных осложнений.

Разработанная нами методика лазерной абляции ткани глоточной миндалины, в основе которой лежат результаты проведенного эксперимента, является перспективным направлением в хирургическом лечении патологии ЛОР-органов и требует дальнейшего изучения.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
The authors declare no conflicts interest.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Katzir A. *Lasers and Optical Fibers in Medicine*. San Diego, et al., Academic Press, Inc. 1993. 12-15.
2. Chasin A. Die Anwendung von Lasern in Biologie und Medizin. *Heilberufe*. 1976. Bd. 28. 75-76.
3. Vij DR and Mahesh K. *Lasers in Medicine*. Boston, Dordrecht, London: Kluwer Academic Publishers, 2002. 25-31.
4. Тучин В.В. *Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях*. 2-е изд., испр. и доп. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010. 12-16.
Tuchin VV. *Lasers and fiber optics in biomedical researches*. / the 2nd prod., corr. and additional. M.: FIZMATLIT, 2010. 12-16. (In Russ.).
5. Неворотин А.И. *Лазерная рана в теоретическом и прикладном аспектах*. Лазерная биология и лазерная медицина: практика. Мат. докл. респ. школы-семинара. Часть 2. — Тарту—Пюхяярве: Изд-во Тартуского университета ЭССР, 1991. 3-12.
Nevorotin AI. A laser wound in theoretical and applied aspects.// Laser biology and laser medicine: practice. Mat. docl. republic of a workshop. Part 2. — Tartu — Pyukhyayarva: Publishing house of the ESSR Tartu university, 1991. 3-12. (In Russ.).
6. Неворотин А.И. *Введение в лазерную хирургию*. Учебное пособие. Спб.: СпецЛит, 2000. 4-6.
Nevorotin AI. *Introduction to laser surgery. Manual*. SPb.: Spetslit, 2000. 4-6. (In Russ.).
7. Verdaasdonk RM, Borst C. Ray tracing of optically modified fiber tips 1: Spherical probes; 2: Laser scalpels. *Appl. Opt.* 1991;30: 2172-2177.
8. Wang LV, Wu H-I. *Biomedical Optics: Principles and Imaging*. Hoboken, N. J.: Wiley-Interscience, 2007. 44-51.
9. Anderson RR., Parrish JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science*. 1983;220:524-527.
10. Apitz I, Vogel A. Material ejection in nanosecond Er:YAG laser ablation of water, liver, and skin. *Appl. Phys. A*. 2005;81:329-338.

Поступила 11.02.19
Received 11.02.19
Принята в печать 12.03.19
Accepted 12.03.19