

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2013

УДК 615.849.19.03:616.31

Л.В. Дубова¹, В.И. Конов², И.Ю. Лебеденко¹, И.В. Баев¹, М.Н. Синявский²ТЕПЛОВОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ НА КОРОНКОВУЮ ПУЛЬПУ ЗУБА
МИКРОСЕКУНДНОГО Nd:YAG-ЛАЗЕРА¹Кафедра комплексного зубопротезирования стоматологического факультета ГБОУ ВПО МГМСУ им. А.И. Евдокимова, 127473, Москва, Россия; ²ФГБУН Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН, 119991, Москва, Россия

В последние годы наблюдается устойчивая тенденция к росту использования лазеров и разработок новых лазерных технологий во всех областях медицины. Внедрение лазеров в здравоохранение имеет большой социально-экономический эффект.

Важной задачей в стоматологии является возможность селективного удаления биологического – небологического, которая сочетается с доставкой лазерного излучения к области работы по волокну с использованием ближнего ИК-диапазона на примере мкс Nd:YAG-лазера. Целью исследования явилось определение температурного воздействия лазерного излучения внутри пульповой камеры при различных режимах мощности. При изучении воздействия микросекундного Nd:YAG-лазера на пульпу зуба с применением термопары К-типа (усовершенствованная методика) получены убедительные доказательства снижения температуры внутри полости зуба во всех случаях.

Ключевые слова: микросекундный Nd:YAG-лазер, термопара К-типа, абляция, тепловое воздействие на пульпу, селективность лазерного излучения

L.V. Dubova¹, V.I. Konov², I.Yu. Lebedenko¹, I.V. Baev¹, M.N. Sinjavskij²

THERMAL IMPACT OF MICROSECOND Nd:YAG LASER ON THE CORONAL TOOTH PULP

¹Moscow State University of Medicine and Dentistry named after A.I. Evdokimov Department of integrated prosthetic dentistry the dental faculty 127473 Moscow, Russian Federation; ²Prokhorov General Physics Institute of the Russian Academy of Sciences, 119991, Moscow, Russian Federation

In recent years there has been a steady trend towards an increase in the use of lasers and development of new laser technologies in all fields of medicine. The introduction of lasers in health care has a significant economic effect.

An important task in dentistry is the selective removal of biological-nonbiological; which is combined with delivery of laser radiation to the field of fiber using the near-IR range on the example of microsecond Nd:YAG laser. The aim of our study was to determine the temperature influence of laser radiation inside the pulp chamber at various modes of power. When considering the impacts of a microsecond Nd:YAG laser on the pulp of the tooth with the use of the thermocouple (improved method) clear evidence of lowering the temperature inside the cavity of the tooth in all cases.

Key words: Microsecond Nd:YAG laser; K-type thermocouple; Ablation; Thermal effects on the pulp; Selectivity of the laser radiation

Введение. В стоматологии нового поколения сочетаются высочайший профессионализм врача и рациональность применения современных лечебно-диагностических технологий.

В последние годы наблюдается устойчивая тенденция к росту использования лазеров и разработок новых лазерных технологий во всех областях медицины. Внедрение лазеров в здравоохранение имеет большой социально-экономический эффект. Важно подчеркнуть, что лазер как инструмент лечебного воздействия сегодня привлекателен не только для врача, но и для пациента [1].

Применение того или иного лазера в медицине зависит от длины волны и длительности импульса лазерного излучения, которые во многом определяют тип его взаимодействия с биологической тканью. Наибольшее распространение в медицине, в частности в стоматологии, получили газовые CO₂-лазеры, твердотельные лазеры на основе кристаллов неодима (Nd:Yag), эрбия (Er:Yag, Er,Cr:Ysgg), а также диодные лазеры [2].

Рассеяние в биотканях является следствием их неоднородности и характеризуется различиями в величине показателя преломления и коэффициента поглощения различных компонентов, их составляющих [3]. Чем лучше ткань поглощает излучение, тем меньшая интенсивность требуется для ее удаления. Для лазеров с короткой длительностью импульса (меньше нескольких наносекунд) есть возможность обеспечить высокое поглощение лазерного излучения для всех видов биологической ткани за счет включения различных нелинейных эффектов поглощения. Однако такие короткоимпульсные лазеры обладают очень низкой производительностью, а также их излучение нельзя передавать по волокну к зоне удаления с нужной интенсивностью.

Лазеры с длительностью импульса более нескольких наносекунд и работающие в ближнем инфракрасном диапазоне (от ~800 нм и до ~1500 нм) не эффективны для удаления биологических тканей, в частности, таких как эмаль, дентин, кость, а также мягких тканей десны. Напротив, большинство небологиче-

ских материалов (металлы, керамика, композитные материалы и др.) хорошо поглощают излучение в этом диапазоне длин волн и как следствие достигается их эффективное удаление. В результате, если в области облучения находятся как биологические ткани, так и небологические материалы, то появляется возможность так подобрать плотность энергии лазерного излучения, что будут удаляться только небологические материалы (живые ткани удаляться не будут). Следовательно, реализуется принцип селективного удаления небологических материалов без повреждения при этом живых тканей.

С увеличением длины волны до 3 мкм повышается уровень поглощения лазерного излучения молекулами воды, что обеспечивает большую эффективность удаления биологических тканей [4]. Это позволяет эффективно использовать такие лазеры для препарирования зубов, удаления зубной ткани и различных хирургических операций. Но такие лазеры, во-первых, принципиально физически не способны обеспечить описанной выше селективности удаления, а во-вторых, их излучение нельзя доставлять к зоне работы по оптическому волокну с нужной интенсивностью. При использовании CO_2 -лазеров (это уже дальний ИК-диапазон) в хирургии и стоматологии наблюдается ситуация как с упомянутыми выше эрбиевыми лазерами, работающими на 3 мкм. Происходит эффективное удаление биологических тканей, но при этом отсутствует селективность биологическое – небологическое, наблюдается сложность с передачей излучения по волокну к зоне абляции.

Таким образом, в практической стоматологии очень важной задачей является возможность селективного удаления биологического–небиологического, которая сочетается с возможностью доставки лазерного излучения к области работы по волокну. В этом случае ближний ИК-диапазон представляется наиболее подходящим.

Помимо выбора диапазона длин волн, очень важно определить длительность используемых лазерных импульсов. Общий принцип лазерной физики звучит так: чем короче длительность импульса, тем прецизионнее его воздействие, но при этом снижается производительность, осложняется передача по оптическому волокну с нужной интенсивностью к зоне абляции. С этой точки зрения представляется интересным использование промежуточной длительности импульса, а именно – единицы микросекунд.

С одной стороны, эта длительность импульсов позволяет достичь высокой производительности удаления материала: от единиц до сотен кубических мкм за один импульс. С другой стороны, воздействие на окружающую зону облучения области ткани находится на уровне, близком к использованию уже прецизионных ультракоротких импульсов. Так же лазерные импульсы с длительностью в единицы микросекунд можно легко передавать по оптическому волокну с нужной высокой интенсивностью к зоне обработки.

В исследованиях ряда авторов [5] изучено действие микросекундного лазера импульсного излучения с длиной волны 1064 нм на зубные ткани (эмали и дентин) и различные материалы, используемые для протезирования зубов и пломбирования (керамика,

сплавы металлов и композиты). Продемонстрировано, что границы удаления всех стоматологических материалов значительно ниже, чем плотность энергии лазерного излучения, которое может повредить зубную ткань ($E(\text{thr}) = 200\text{--}300 \text{ J/cm}^2$).

В терапевтической стоматологии удаление пломбировочного материала, например из корневых каналов, осуществляется при помощи ручных инструментов или бормашин: в первом случае процедуры трудно-выполнимы и малоэффективны, а в последнем случае риск травмы относительно высок, и стенки корневых каналов могут быть перфорированы. Ультразвуковые системы оказывают менее травмирующее действие, но их эффективность относительно низка. При повторном пломбировании недепульпированного зуба применение бормашин не позволяет точно удалить пломбировочный материал, в случае выполнения процедуры могут привести к тепловому ожогу пульпы или вскрытию полости зуба, что приводит к воспалению пульпы. Эти факты указывают на актуальность развития новых стоматологических технологий – нетравмирующих, легкоприменимых и эффективных. Исследование лазерного удаления зубных материалов обеспечивает снижение риска повреждений зубных тканей, уменьшение болезненных ощущений и риска возникновения аллергических реакций из-за отсутствия необходимости проведения анестезии [5].

Дальнейшее развитие методик удаления зубных материалов с помощью микросекундного импульсного лазера Nd:YAG может внести существенный вклад в расширение возможностей стоматологической помощи. При удалении стоматологических материалов возникает повышение температуры. Уровень абляции определяется двумя процессами: поглощением электромагнитного излучения и перераспределением температуры посредством теплопроводности материала. Эти процессы управляют температурой лазерного нагревания поверхности и глубиной нагрева цели в точке воздействия и, следовательно, объемом удаления материала и границами удаления (т. е. минимальная энергия лазерного импульса, которая нужна для испарения материала с поверхности) [6].

Материал и методы

Тепловое воздействие микросекундного Nd:YAG-лазера на пульпу зуба ранее не изучено. С этой целью принято решение оценить температурное воздействие лазерного излучения внутри пульповой камеры. Для этого использовали методику измерения температуры с помощью термопары К-типа как и в исследованиях Е.А. Ржанова [7].

Однако в процессе эксперимента выяснилось, что данная методика в нашем случае неприменима. Термопаста, заполняющая полость зуба и окружающая помещенную туда термопару, сильно поглощает лазерное излучение на рабочей частоте Nd:YAG-лазера ($\lambda 1064 \text{ нм}$). Поэтому даже той малой части лазерного излучения, которая доходит с поверхности зуба до полости зуба хватает для разогрева термопасты (и как следствие термопары) на десятки градусов. Чтобы избавиться от такого паразитного нагрева термопары было принято решение заменить термопасту на дистиллированную воду: во-первых, она почти не поглощает излучение Nd:YAG-лазера (и соответственно не будет нагреваться), а во-вторых, по теплопроводности близка к термопасте. Что касается сильного поглощения лазерного излучения самой термопарой, то, как показали эксперименты, ее размер настолько

мал, что паразитный нагрев составлял десятые доли градуса. Такая погрешность вполне приемлема для запланированных исследований.

Далее было осуществлено новое принципиальное усовершенствование методики исследования тепловых эффектов в зубных тканях при воздействии охлаждающей жидкости. В большинстве экспериментов подобного рода ткань удаленного зуба имеет такую же комнатную температуру, как и вода, которая используется для их охлаждения. Между тем у живых объектов зубы имеют температуру окружающей их среды, т. е. приблизительно 37°C. Такая разница (вода 20°C – зубная ткань 37°C) приводит к тому, что при фиксированном потоке воды теплосъем будет намного эффективнее, чем в случае, когда зубная ткань имеет почти ту же комнатную температуру, что и охлаждающая ее вода. Таким образом, для того, чтобы оценить тепловые эффекты в зубных тканях при использовании в том числе охлаждающей жидкости, зуб во время исследований должен быть нагрет до температуры живого объекта, т. е. в нашем случае до 37°C.

Для реализации этой методики была разработана следующая экспериментальная установка (рис. 1). Сосуд емкостью 2 л полностью заполняется водой, температура которой контролируется градусником и поддерживается на уровне 37°C, затем плотно закрывается крышкой, в которой герметично закрепляется исследуемый зуб так, чтобы его корневая часть с погруженной внутрь нее термопарой контактировала с водой внутри емкости, а верхняя часть оставалась над крышкой и могла подвергаться воздействию лазерного излучения и охлаждающей жидкости (которая стекает по крышке и не попадает внутрь емкости). Далее вся собранная конструкция наклоняется под определенным углом таким образом, чтобы вода через заранее подготовленные отверстия в корнях зуба по принципу сообщающихся сосудов заполнила весь объем внутренней полости зуба (в том числе и объем, который при ровном положении конструкции был выше уровня жидкости в емкости и соответственно не мог быть заполнен ею). Затем конструкцию оставляют в покое на 5 мин, чтобы система вода в емкости – зуб – окружающий воздух пришла в термодинамическое равновесие. Проверочные измерения с помощью тепловизора показали, что в этом случае температура поверхности зубов стабильно держится на уровне 35–36°C, т. е. близко к той, которая необходима для экспериментов.

Исследования проводились на интактных зубах, удаленных по пародонтологическим показаниям, у пациентов обоих полов. Зубы отбирали в эксперимент не позднее 15 мин после их удаления из полости рта, очищали и сохраняли в дистиллированной воде при температуре не выше 4°C в течение не более 10 дней. Канал препарировали со стороны коронковой части до верхушки корня зуба. Проводили его механическую, а затем химическую обработку с помощью растворов гипохлорида натрия (3%) и ЭДТА (17%), после чего полость зуба промывали и помещали зуб в дистиллированную воду.

С вестибулярной поверхности 6 удаленных зубов выполняли препарирование твердых тканей, оставляя минимальное расстояние до пульповой камеры, которое оценивали на визиографе с помощью микрометра в пределах 0,2–0,3 мм. Отсутствующие ткани замещались с помощью стоматологических материалов: 1 – композитный микрогибридный материал – 3 зуба (Филтек Z-250); 2 – стеклоиономерный цемент – 3 зуба (Fuji I).

Другие 18 зубов препарировали под различные виды ортопедических конструкций: штампованные (6 зубов), металлокерамические (6 зубов), цельнокерамические (6 зубов) коронки.

Штампованные коронки (нержавеющая сталь марки 1Х18Н9) и металлокерамические коронки (КХС+керамика фирмы Ivoclar vivadent IPS Classic) были зафиксированы на стеклоиономерный цемент Fuji I. Безметалловые коронки

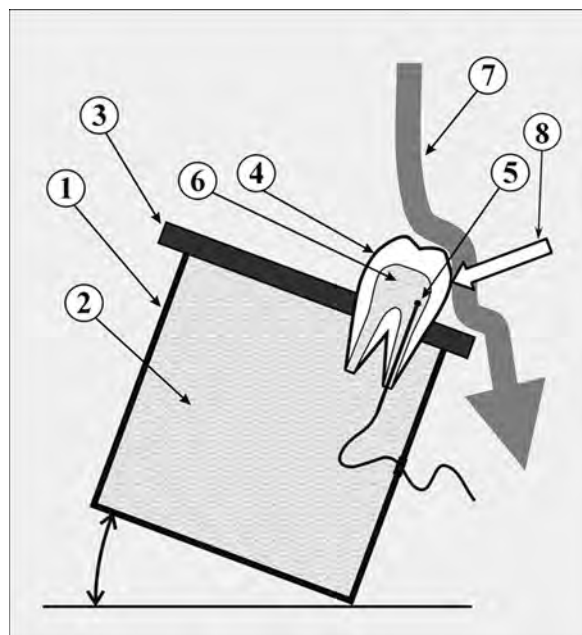


Рис. 1 Экспериментальная установка для исследования теплового воздействия микросекундного Nd:YAG лазера на коронковую пульпу зуба при водяном охлаждении.

1 – емкость для воды (2 л); 2 – вода с температурой 37°C; 3 – герметичная крышка на емкости с водой; 4 – зуб, герметично закрепленный в крышке; 5 – термопара К-типа внутри полости зуба; 6 – полость зуба, заполненная водой из емкости; 7 – охлаждающая вода (температура 20°C); 8 – лазерное излучение.

(керамика фирмы Ivoclar vivadent – IPS Empress) были зафиксированы на цемент двойного отверждения NX-3.

Абляция (лазерное удаление) стоматологических материалов проводилась микросекундным Nd:YAG-лазером (длительность импульса 1,1 мкс) при различных режимах мощности лазерного излучения (1, 2 и 4 Вт) и постоянной плотности энергии 45 Дж/см², струйном водяном охлаждении (температура воды 20°C). Излучение лазера заводилось в оптическое кварцевое волокно диаметром 300 мкм и длиной 30 м, выходной торец оптического волокна вручную (для имитации работы врача) удерживался рядом с удаляемым в зубе неорганическим материалом. Отключение лазера осуществлялось вручную в тот момент, когда после удаления неорганического материала переставали появляться факел и акустический щелчок, возникающие при абляции. Данные от термопары фиксировались на специальном преобразователе температуры, результаты которого выводились в виде графиков на монитор компьютера.

Результаты и обсуждение

В результате экспериментов было обнаружено интересное явление – несмотря на нагрев зубной ткани вследствие воздействия лазерного излучения на нее и на

Таблица 1. Изменение температуры абляции стеклоиономерного цемента и композитного материала при различном значении мощности лазера

Мощность лазера, Вт	Предел изменения температуры абляции СИЦ (Fuji I), °C	Предел изменения температуры абляции, композитный материал (Филтек Z-250), °C
1	27–28 (-9–10)	27–28 (-9–10)
2	32–33 (-4–5)	32–33 (-4–5)
4	35–36 (-1–2)	35–36 (-1–2)

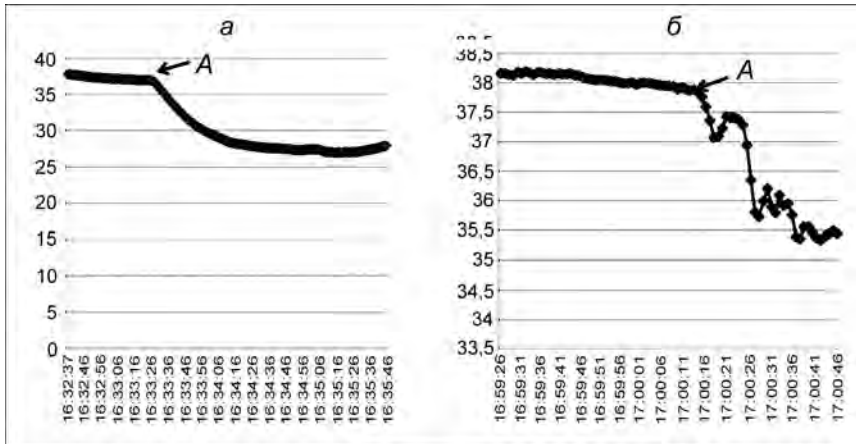


Рис. 2 Графики изменения температуры в полости зуба в течение времени при абляции композитного материала при мощности лазера 1 и 4 Вт.

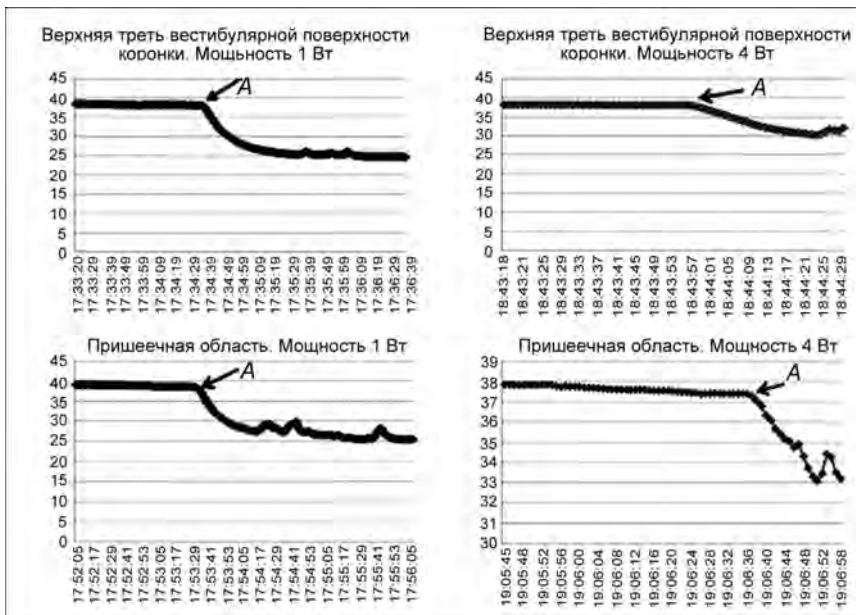


Рис. 3. Графики изменения температуры в полости зуба в течение времени при абляции штампованной при мощности лазера 1 и 4 Вт в верхней трети вестибулярной поверхности коронки и пришеечной области.

неорганические материалы, во всех случаях и для всех аблируемых материалов имело место снижение температуры в полости зуба. Эти экспериментальные данные могут быть объяснены разницей (отсутствующей в дру-

гих экспериментах) температуры охлаждающей воды 20°C и воды, окружающей зубные ткани, – 37°C, т. е. в этом случае вода забирает больше тепла, чем передает лазер зубной ткани, и как следствие происходит общее понижение температуры в полости зуба.

Один из примеров этого явления отражен на графике изменения температуры в полости зуба при абляции композитного материала при мощности лазера 1 и 4 Вт (рис. 2). При абляции композитного материала (которая начиналась в точке А) с мощностью лазера в 1 Вт наблюдалось понижение температуры в полости зуба с 37 до 27°C в момент полного удаления материала. При абляции композитного материала с мощностью лазера 4 Вт наблюдалось понижение температуры с 37 до 35°C до полного удаления материала.

Данные об изменении температуры при абляции стеклоиномерного цемента (СИЦ) и композитного материала (КМ) при различных значениях мощности лазера представлены в табл. 1.

Из табл. 1 видно, что абляция СИЦ и КМ с помощью микросекундного Nd:YAG-лазера при значениях мощности 1, 2 и 4 Вт сопровождается понижением температуры во всех случаях.

Графики изменения температуры в полости зуба при абляции штампованных коронок с мощностью лазера 1 и 4 Вт в верхней трети вестибулярной поверхности и пришеечной области представлены на рис. 3 и в табл. 2. При абляции штампованной коронки (начинающейся в точке А) с мощностью лазера в 1 Вт наблюдалось понижение температуры в полости зуба с 37 до 24°C в верхней трети вестибулярной поверхности и с 37 до 25°C в пришеечной области. При абляции штампованной коронки с мощностью лазера 4 Вт наблюдалось понижение температуры с 37 до 30°C в верхней трети вестибулярной поверхности и с 37 до 33°C в пришеечной области.

Максимальные снижение температуры внутри по-

Таблица 2. Изменение температуры внутри зуба при абляции коронок (штампованных коронок, металлокерамических и безметалловых коронок)

Мощность лазера, Вт	Предел изменения температуры абляции штампованных коронок, °С			Предел изменения температуры абляции металлокерамических коронок, °С			Предел изменения температуры абляции безметалловых коронок, °С		
	верхняя 1/3	экватор	пришеечная область	верхняя 1/3	экватор	пришеечная область	верхняя 1/3	экватор	пришеечная область
1	24–25 (-12–13)	25–26 (-11–12)	25–26 (-11–12)	25–26 (-11–12)	25–26 (-11–12)	26–27 (-10–11)	25–26 (-11–12)	26–27 (-10–11)	26–27 (-10–11)
2	25–26 (-11–12)	26–27 (-10–11)	27–28 (-9–10)	27–28 (-9–10)	27–29 (-8–10)	28–30 (-7–9)	26–27 (-10–11)	28–30 (-7–9)	30–31 (-6–7)
4	30–31 (-6–7)	31–33 (-4–6)	33–34 (-3–4)	30–32 (-5–7)	31–33 (-4–6)	31–33 (-4–6)	31–32 (-5–6)	33–34 (-3–4)	34–35 (-2–3)

лости зуба наблюдалось при абляции штампованных коронок с помощью микросекундного Nd:YAG-лазера в верхней трети коронки зуба при мощности 1 Вт до 24–25°C (на 12–13°C).

Минимальное снижение температуры внутри полости зуба наблюдалось при абляции безметалловых коронок с помощью микросекундного Nd:YAG-лазера в пришеечной области коронки зуба при 4 Вт до 34–35°C (на 2–3°C).

Вывод

Таким образом, в процессе исследования с помощью термопары возможности изменения температуры в полости зуба под воздействием микросекундного Nd:YAG-лазера при режимах мощности 1, 2 и 4 Вт с водяным охлаждением выявлено снижение температуры внутри полости зуба во всех случаях (СИЦ, КМ, штампованные, металлокерамические и безметалловые коронки). Следовательно, при применении микросекундного Nd:YAG-лазера подъем температуры внутри пульповой камеры не превышает допустимых значений, при которых возможны необратимые изменения в пульпе зуба.

ЛИТЕРАТУРА

1. Наумович С.А., Кувшинов А.В., Дмитроченко А.П., Доста А.Н., Паиук А.П. Современная стоматология. 2006; 1: 4–13.
2. Шугайлов И.А. Перспективы развития лазерных технологий для диагностики и лечения стоматологических заболеваний. Россия Innovative Dentistry. 2010; 1: 1–10.
3. Минаев В.П., Жилин К.М. Современные лазерные аппараты для хирургии и силовой терапии на основе полупроводниковых и

волоконных лазеров. Рекомендации по выбору и применению. М.: Издатель И.В. Балабанов; 2009.

4. Шугайлов И.А., Максименко А.А. Лазеры в стоматологии. Стоматолог-практик. 2009; 3: 34–5.
5. Garnov S.V., Konov V.I., Kononenko T., Pashinin V.P., Sinyavsky M.N. Microsecond laser material processing at 1.06 Mm. Laser Physics. 2004; 14 (6): 910–5.
6. Siniyeva M.L., Siniavsky M.N., Pashinin V.P., Mamedov Ad.A., Konov V.I., Kononenko V.V. Laser ablation of dental materials using a microsecond Nd:YAG-Laser. Laser Physics. 2009; 19 (5): 1056–60.
7. Ржанов Е.А. Теплопроводность дентина. Изменения температуры в полости пульпы в процессе препарирования. Часть I. Российская стоматология. 2009; 3: 4–11.

REFERENCES

1. Naumovich S.A., Kuvshinov A.V., Dmitrochenko A.P., Dosta A.N., Pashuk A.P. Modern dentistry. 2006; 1: 4–13 (in Russian).
2. Shugaylov I.A. Prospects of development of laser technologies for diagnostics and treatment of dental diseases. Russia Innovative Dentistry. 2010; 1: 1–10 (in Russian).
3. Minaev V.P., Zhilin K.M. Modern laser apparatus for surgery and force therapy based on semiconductor and fiber lasers. Recommendations on the choice and application. M.: Publisher I. Century Balabanov; 2009 (in Russian).
4. Shugaylov I.A., Maksimenko A.A. Lasers in dentistry. Dental practices. 2009; 3: 34–5.
5. Garnov S.V., Konov V.I., Kononenko T., Pashinin V.P., Sinyavsky M.N. Microsecond laser material processing at 1.06 Mm. Laser Physics. 2004; 14 (6): 910–5 (in Russian).
6. Siniyeva M.L., Siniavsky M.N., Pashinin V.P., Mamedov Ad.A., Konov V.I., Kononenko V.V. Laser ablation of dental materials using a microsecond Nd:YAG-Laser. Laser Physics. 2009; 19 (5): 1056–60.
7. Rzhonov E.A. The thermal conductivity of dentin. Temperature changes in the pulp cavity in the process of preparation. Part I. Russian dentistry. 2009; 3: 4–11 (in Russian).

Поступила 01.10.13

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2013

УДК 616.716.8-089.843:616.314-089.28

Е.Ю. Ермак, В.Н. Олесова, В.В. Париков, М.Г. Николаенко

ОТДАЛЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ИМПЛАНТАТОВ XiVE В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

Кафедра клинической стоматологии и имплантологии Института повышения квалификации ФМБА России, 123098, Москва, Россия; медицинский центр «Реновацио», 660077, Красноярск, Россия

В статье рассмотрены отдаленные результаты использования имплантатов XiVE в клинической практике. Установлено, что внутрикостная имплантация с применением имплантатов XiVE является эффективным методом лечения вторичной адентии при различных дефектах зубных рядов с высоким процентом успеха в отдаленные сроки. Наблюдающиеся осложнения (2%), приводящие к удалению внутрикостных имплантатов, связаны как с врачебными и технологическими ошибками, так и с несоблюдением некоторыми пациентами рекомендаций врача.

Ключевые слова: имплантаты XiVE, лечение, отдаленные результаты

Ermak E.Yu., Olesova V.N., Parilov V.V., Nikolaenko M.G.

REMOTE RESULTS OF USING XiVE IMPLANTS IN CLINICAL PRACTICE

Department of clinical dentistry and implantology qualification improvement Institute of FMBA, 123098, Moscow, Russia; Medical center «Renovatsio», 660077, Krasnoyarsk

The article considers the long-term results of the use of XiVE implants in clinical practice. It is established that intraosseous implantation using XiVE implant is an effective method of treatment of secondary adentia with different defects of dentitions with a high percentage of success in the long terms.

The observed complications (2.0%), leading to the removal of intraosseous implants, are associated with both the medical and technological errors and failure to comply with some patients the doctor's recommendations.

Key words: XiVE implants, treatment, long-term results