

DOI: <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2021-25-6-573-582>

НАУЧНЫЙ ОБЗОР



Экспериментальное обоснование применения лазерного излучения длиной волны 445 ± 40 nm в клинической практике

Н.В. Романенко, С.В. Тарасенко

Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова (Сеченовский университет), г. Москва, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

Во многих странах мира проведено множество доклинических исследований, посвященных изучению воздействия лазерного излучения синего (400–440 nm) и голубого (445–480 nm) цвета на живые и неживые объекты. В доступной зарубежной литературе имеются как дополняющие друг друга открытия, так и противоречащие друг другу результаты. В статье представлены исследования, результаты которых раскрывают высокий потенциал лазерного излучения длиной волны 445 ± 40 nm.

Ключевые слова: обзор; голубой лазер; абляция; бактерицидный эффект; хромофоры; бактериальная клеточная культура; клетки-фибробласты.

Как цитировать:

Романенко Н.В., Тарасенко С.В. Экспериментальное обоснование применения лазерного излучения длиной волны 445 ± 40 nm в клинической практике // Российский стоматологический журнал. 2021. Т. 25, № 6. С. 573–582. DOI: <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2021-25-6-573-582>

Рукопись получена: 10.07.2021

Рукопись одобрена: 16.08.2021

Опубликована: 01.06.2022

DOI: <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2021-25-6-573-582>

SCIENTIFIC REVIEW

Experimental validation of laser radiation with a wavelength of 445 ± 40 nm for the use in clinical practice

Natalia V. Romanenko, Svetlana V. Tarasenko

I.M. Sechenov First Moscow State Medical university (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

ABSTRACT

In many countries of the world, many preclinical studies have been carried out to study the effect of wave radiation of navy blue (400–440 nm) and blue (445–480 nm) colors on living and inanimate objects. In the available foreign literature, there are both complementary discoveries and contradictory results. The article presents the conducted studies, the results of which reveal the high potential of laser radiation with wavelength of 445 ± 40 nm.

Keywords: review; blue laser; ablation; antimicrobial effect; chromophores; bacterial cell culture; fibroblast cells.

To cite this article:

Romanenko NV, Tarasenko SV. Experimental validation of laser radiation with a wavelength of 445 ± 40 nm for the use in clinical practice. *Russian Journal of Dentistry*. 2021;25(6):573–582. DOI: <https://doi.org/10.17816/1728-2802-2021-25-6-573-582>

Received: 10.07.2021

Accepted: 16.08.2021

Published: 01.06.2022



Современная медицина развивается в направлении инновационных технологий, главной концепцией которых являются малоинвазивность и безболезненность лечебных манипуляций [1]. Таким условиям отвечают лазерные технологии. Именно применение лазерного излучения вывело стоматологическую практику на новый высокоэффективный уровень предоставления медицинских услуг и позволило предлагать пациентам методы лечения, которые в значительной степени сокращают период реабилитации [2–6].

Более 5 лет назад зарубежные производители медицинского оборудования заявили о создании лазерного аппарата с длиной волны 445 ± 40 нм. На английском языке данная технология обозначается как Blue laser (blue — синий и голубой одновременно). В русском языке слова «синий» и «голубой» имеют значительные различия как в правописании, так и в понимании разницы оттенков этих цветов. Согласно оттенкам цветов видимого света, длина волны 405 нм в большей степени соответствует синему цвету спектра, а волна 445 нм и длиннее — голубому оттенку [7]. В статье мы позволили себе использование двух этих определений.

Основой лазерных аппаратов с длиной волны 445 ± 40 нм является полупроводниковый материал, состоящий из смеси нитрида галлия (GaN) и нитрида индия (InN), обозначаемый как InGaN [8, 9]. В этой смеси именно нитрид индия придает лазерному излучению оттенки синего цвета. Согласно физическим характеристикам, лазерное излучение голубого цвета в большей степени поглощается гемоглобином, оксигемоглобином и меланином, чем лазерное излучение инфракрасного диапазона [10–14].

Начиная с 2015 г. в мире проведены исследования, раскрывающие потенциал лазерного излучения синего и голубого цветов видимого спектра света. Так, группа исследователей из Ирана в условиях *in vitro* установила, что при воздействии лазерным излучением длиной волны 445 нм на культивированные клетки-фибробласты десны происходит их активная пролиферация. Статистически значимый эффект оказало лазерное воздействие с удельной мощностью 400 мВт/см^2 при времени излучения 10 и 15 сек. Также в эксперименте с помощью кончика стерильной пипетки в клеточной культуре была моделирована раневая поверхность. Через 20 мин после нанесения травмы на клеточную культуру производили облучение лазером длиной волны 445 нм в непрерывном режиме. Учеными была выявлена миграция клеток-фибробластов десны в центр дефекта. Значительный стимулирующий эффект отмечали при лазерном воздействии с удельной мощностью 400 мВт/см^2 при времени излучения 10 и 15 сек. А. Etemadi и соавт. [14] рекомендуют использовать лазерное излучение длиной волны 445 нм в качестве фотобиостимулирующей терапии у пациентов после хирургических вмешательств в полости рта.

В 2021 г. факт пролиферации клеток-фибробластов десны подтвердили исследователи международной

группы из Польши и Соединенных Штатов Америки. В. Sterczala и соавт. [15] наблюдали митохондриальную активность клеток-фибробластов десны при воздействии лазерным излучением длиной волн 405 нм и 450 нм. При мощности излучения синего цвета 0,5 Вт и плотности энергии 25 Дж/см^2 показатель пролиферации клеточной культуры составил $117,9 \pm 10,4\%$; максимальную митохондриальную активность клеток-фибробластов десны отмечали через 48 ч после лазерного излучения. При аналогичных параметрах излучения голубого цвета показатель пролиферации клеточной культуры составил $110,9 \pm 10,0\%$; максимальную митохондриальную активность фибробластов отмечали через 72 ч после лазерной процедуры. Во всех случаях воздействия лазерным излучением применен импульсный режим с частотой 10 Гц и периодом работы 50%. Дистанция между источником излучения и поверхностью клеточной культуры составляла 5 мм. Время лазерного излучения 3, 25 и 32 сек [15].

В Германии J. Reichelt и соавт. [16] провели исследование по изучению биологического ответа эпителиальных клеток на лазерное воздействие длиной волны 445 нм. В условиях *in vitro* была создана однослойная клеточная культура. На контрольную клеточную культуру воздействовали лазерным излучением с длиной волны инфракрасного света. После лазерного воздействия проводили морфометрическое исследование и с помощью флуоресцентного окрашивания определяли состояние цитоскелета. Термометрию осуществляли с помощью термографической инфракрасной камеры. Ученые установили, что при лазерном излучении голубого цвета в клетках не происходит изменений цитоскелета, не формируются двухцепочечные разрывы в ДНК и не отмечаются признаки гибели клеток в результате термического воздействия [16].

В Университете Osaka (Япония) Т. Kushibili и соавт. [17] проведено исследование, при котором клетки-хондроциты подвергали лазерному излучению длиной волны 405 нм при постоянном режиме и мощности энергии 100 мВт/см^2 в течение 180 сек. Качественную дифференциацию клеток оценивали методом измерения общего содержания коллагена и м-РНК, связанного с хондрогенезом. Авторы констатировали увеличение общего количества коллагена, уровня м-РНК агрекана, коллагена II типа, SOX-9 (ген, кодирующий белок, представляющий собой транскрипционный фактор, который играет важную роль в развитии опорно-двигательной системы) и DEC-1 (ген, кодирующий белок — кандидат-супрессор опухолевого роста). При этом отмечено резкое снижение Ar-2alpha м-РНК — негативного фактора транскрипции хондрогенеза [17].

В журнале Lasers in Medical Sciences I. Lusche и соавт. [13] представили результаты исследований, проведенных *in vitro*. Для изучения проницаемости лазерного излучения длиной волны 445 нм в дентин из коронковой части зубов были изготовлены диски толщиной 500 мкм

и 1000 мкм. Воздействие лазерным излучением в постоянном режиме выполняли световолокном диаметром 320 мкм при мощности 0,7; 0,8; 0,9 и 1,0 Вт в течение 5, 20 и 30 сек. Глубина проникновения голубого света в дентин зубов зависела от его влажности и не зависела от наличия или отсутствия смазанного слоя. Чем выше была влажность твердых тканей зуба, тем большей была глубина проникновения света. Максимальная глубина проникновения лазерного излучения длиной волны 445 нм в дентин была зафиксирована на уровне 500 мкм. Безопасным для здоровья твердых тканей и пульпы зуба определено воздействие мощностью 0,7 Вт и продолжительностью не более 30 сек. Для дополнительной защиты пульпы перед применением лазерного излучения авторы рекомендуют высушивание глубокой кариозной полости. Это связано с тем, что голубой свет менее проникаем в сухом дентине по сравнению с влажным [13].

М.А. Al-Maliku и соавт. [18] в условиях *in vitro* изучали возможности голубого света потенцировать проникновение фторидов в твердые ткани зубов при реминерализирующей терапии. После нанесения на эмаль фторида Elmex Fluid производства компании CP GABA GmbH (Германия), содержащего 1% фторид амина (10 000 ppm и pH 3,9), ученые проводили облучение зубов лазером длиной волны 445 нм при постоянном режиме в течение 60 сек при мощности 0,3 Вт и плотности энергии 90 Дж/см². Диаметр световолокна — 320 мкм. Размер светового пятна 5 мм. Воздействие лазерным излучением длиной волны 445 нм в комбинации с аппликацией фторида на эмаль обеспечило 27,9% профилактического эффекта, в то время как однократная аппликация фторида — 19,4%, а облучение голубым светом без проведения аппликации фторида — 9%. По данным спектрального анализа, при воздействии лазерным излучением длиной волны 445 нм среднее значение поглощения фторида составило 0,241 а.е., что в 5 раз выше способности лазерного излучения длиной волны 810 нм потенцировать проникновение фторида в эмаль зубов. Фторидом света поглощается 90%. Поглощенный свет длиной волны 445 нм составлял 21,7%, поглощенный свет длиной волны 810 нм — 4,0% ($p < 0,05$). Учеными установлено, что применение лазерного излучения длиной волны 445 нм для потенцирования проникновения фторида в эмаль зубов не вызывает повышения температуры в области пульпы выше порога ее температурного повреждения [18].

Н. Hatayama и соавт. [10] определили возможность применения лазерного излучения длиной волны 405 нм для активации диоксида титана с целью отбеливания зубов. В эксперименте эмаль удаленных зубов крупного рогатого скота подвергали воздействию лазерным излучением длиной волны 405 нм при мощности 200 мВт и 400 мВт. В контрольной группе применяли воздействие голубым светом галогеновой стоматологической полимеризационной лампы длиной волны 460 нм при пиковой мощности 500 мВт. Время экспозиции составило 1, 5 и

10 мин. Значительное изменение цвета отмечено в области зубов, на которые воздействовали светом лазерного излучения мощностью 400 мВт в течение 10 мин.

J.H. Ro и соавт. [19] провели экспериментальное исследование с целью определения возможности использования лазерного излучения голубого цвета для полимеризации композитных материалов, применяемых при реставрации кариозных и некариозных дефектов твердых тканей зубов. В данной научной работе использовали лазерные аппараты с длиной волн 457 нм и 473 нм. Обе эти волны находятся в голубом спектре видимого света. В контрольной группе проводили манипуляции, при которых полимеризацию композитных материалов осуществляли светом стоматологической галогеновой лампы. В результате опытов было установлено, что применение лазерного излучения с длиной волн 457 нм и 473 нм по отдельности и в комбинации вызывает качественную полимеризацию композитных материалов разных групп. У образцов композитных материалов не отмечалось усадки, и физические показатели микротвердости имели высокие значения. Самую низкую усадку композитных материалов фиксировали при использовании лазерного излучения длиной волны 457 нм, при плотности луча 530 мВт/см². Композитные материалы быстро и качественно полимеризуются светом лазерного излучения с длиной волн 457 нм и 473 нм при более низкой интенсивности света по сравнению с интенсивностью света стоматологических галогеновых ламп, что в клинической практике может быть очень важным для сохранения здоровья глаз врачей-стоматологов.

С. Fornaini и соавт. [20] проведены аналогичные исследования по изучению использования лазерного излучения для полимеризации стоматологических композитных материалов. Группы сравнения составили опыты с использованием светодиодной и галогеновой полимеризационных ламп. В эксперименте применена длина волны лазерного излучения 405 нм, которая находится в синем спектре видимого света. Согласно результатам работы, исследователи не рекомендуют использовать диодный лазер длиной волны 405 нм для полимеризации стоматологических композитных материалов.

По данным D. Dionysopoulos и соавт. [21], воздействие лазерным излучением длиной волны 445 нм вызывает стойкую полимеризацию стеклоиономерных цемента, используемых для реставрации зубов и фиксации ортопедических конструкций. Качество полимеризации всех опытных образцов стоматологических материалов Equia Fil (GC Corporation, Япония), Ketac Universal Aplicap (3M, США) и Riva Self Cure (SDI Limited, Австралия) оценивали с использованием морфологических и химических методов исследования. Группу сравнения составили образцы цемента, полимеризация которых была вызвана светом светодиодной лампы — LED (Light Emitting Diode). При полимеризации стеклоиономерных цемента в течение 60 сек более высокую степень твердости материалов отмечали

при воздействии голубым светом, источником которого являлся диодный лазер.

В 2016 г. С. Fornaini и соавт. [22] проведено экспериментальное исследование в условиях *ex vivo*, целью которого было сравнение эффективности работы 5 различных длин волн лазерного излучения — 450, 532, 808, 1064 и 1340 нм при рассечении мягких тканей. Хирургическое вмешательство выполняли в области дорсальной поверхности языков крупного рогатого скота. Для объективной оценки результатов исследования ученые проводили термометрию и визуальный осмотр линии разреза слизистой оболочки. Термометрию в области операционного поля определяли парой термодатчиков на глубине 0,5 мм и 2 мм; температуру на поверхности языка измеряли инфракрасным термометром. Группой исследователей установлено, что качественным абляционным действием с наименьшей температурной реакцией мягких тканей полости рта обладает лазерный луч голубого цвета длиной волны 450 нм.

Н. Hatayama и соавт. провели сравнительный анализ эффективности воздействия лазерным излучением длины волн 405 нм и 930 нм при рассечении мышечной ткани. Образцы были созданы из постного мяса тунца. Данный вид ткани имеет развитую капиллярную сеть и богат миоглобином, который обладает таким же спектром поглощения, как и гемоглобин. В условиях *in vitro* мышечная ткань тунца подвергалась препарированию лазерным лучом при мощности воздействия 400 мВт. Воздействие лазерным излучением длиной волны 930 нм при мощности 400 мВт вызывало эффект побледнения и уплотнения поверхностных тканей, процесс абляции тканей не наступил даже при мощности 4,4 Вт. Для уточнения полученных результатов ученые провели исследование в условиях *in vivo*. С применением лазерного излучения длиной волны 405 нм при мощности 1,7 Вт были выполнены разрезы в области мышечной ткани языка лабораторных крыс линии Вистар. Гистологическое исследование установило ширину разреза 100–160 мкм и глубину абляции — 800 мкм. Авторы заявляют о безопасности лазерного излучения длиной волны 405 нм и рекомендуют данную технологию для внедрения в клиническую практику [10].

А. Braun и соавт. изучали эффективность лазерного излучения длиной волны 445 нм при формировании разреза слизистой оболочки. В условиях *ex vivo* ученые подготовили 40 образцов слизистой оболочки полости рта лабораторных животных (свиней) и зафиксировали на моторизованном линейном предметном столике. В группах сравнения проводили хирургические манипуляции с применением диодного полупроводникового лазера с длиной волны 970 нм и высокочастотного электрохирургического скальпеля. В эксперименте были выполнены 4 вида разреза. Первый вид разреза — с применением лазерного излучения длиной волны 970 нм контактным способом иницированным волокном при мощности 3 Вт

при постоянном режиме. Второй вид разреза — с применением лазерного излучения длиной волны 445 нм контактным способом неиницированным волокном при мощности 2 Вт при постоянном режиме. Третий вид разреза — с применением лазерного излучения длиной волны 445 нм бесконтактным способом неиницированным волокном при мощности 2 Вт при постоянном режиме. Дистанция между кончиком стекловолокна и поверхностью слизистой оболочки составила 1 мм. Четвертый вид разреза — с применением высокочастотного электрохирургического скальпеля контактным способом при мощности 50 Вт. Образцы были проанализированы при гистологическом исследовании биоптатов при 35-кратном электронном увеличении. Наибольшая глубина разреза с наименьшей степенью денатурации мягких тканей ($p < 0,05$) была достигнута при выполнении хирургических манипуляций во 2-й группе исследования с применением лазерного излучения длиной волны 445 нм контактным способом неиницированным волокном при мощности 2 Вт при постоянном режиме. Среднее значение глубины разреза составило 0,61 мм; минимальное значение 0,26 мм; максимальное значение 1,17 мм ($p < 0,05$). Самую мелкую глубину разреза измеряли при работе высокочастотного электрохирургического скальпеля. Среднее значение глубины разреза 0,36 мм; минимальное значение 0,12 мм; максимальное значение 1,12 мм ($p < 0,05$). По мнению ученых, применение лазерного излучения длиной волны 445 нм в контактном и бесконтактном режимах показывает клинически приемлемую глубину разрезов слизистой оболочки полости рта без признаков обширной денатурации мягких тканей, что является явным преимуществом в сравнении с лазерным излучением длиной волны 970 нм [23].

В 2019 г. G. Palaia и соавт. [12] провели экспериментальное исследование *ex vivo*, целью которого было определение оптимальных параметров работы диодного лазерного аппарата с длиной волны 445 нм при рассечении мягких тканей полости рта. Из языков свиней было сформировано 30 образцов слизистой оболочки полости рта размером 1 см². Эти образцы составили 6 групп сравнения в зависимости от мощности и режима лазерного воздействия. В группе А разрез слизистой оболочки выполняли при мощности 2 Вт при постоянном режиме, в группе В — при мощности 3 Вт при постоянном режиме, в группе С при мощности 4 Вт при постоянном режиме. Импульсный режим с частотой 50 Гц был применен в группах D — мощность 2 Вт, Е — при мощности 3 Вт, F при мощности 4 Вт. Группу S представил образец, сформированный скальпелем. Среднее статистическое значение теплового эффекта в области эпителиальной ткани составило 94,10±65,59 мкм, в области соединительной ткани — 362,10±210,44 мкм. Во всех наблюдениях воздействие голубым лазером на эпителий было более щадящим. Наименьший термический эффект в области эпителиальной ткани (55,80±33,51 мкм) был определен при импульсном режиме при мощности

4 Вт. Наименьший термический эффект в области соединительной ткани ($250,60 \pm 144,16$ мкм) был определен при импульсном режиме при мощности 3 Вт. По мнению ученых, лазерное излучение длиной волны 445 нм может быть применено в клинической практике для проведения биопсии мягких тканей. При импульсном режиме лазерного излучения линию разреза авторы рекомендуют располагать на 0,7 мм в сторону здоровых тканей, при постоянном режиме на 1 мм в сторону здоровых тканей.

А. Hanke и соавт. [7] *ex vivo* установили, что слизистая оболочка десны лабораторного животного подвергается препарированию лазерным излучением длиной волны 445 нм в контактном режиме при мощности 0,5 Вт. Минимальный показатель мощности лазерного излучения, необходимый для препарирования слизистой оболочки десны в бесконтактном режиме 1,5 Вт. Максимальная глубина рассечения тканей составила 820 мкм. Максимальная ширина разреза 125 ± 24 мкм, что значительно меньше диаметра световода (диаметр световода без защитного покрытия 280 мкм). Во всех случаях наблюдения ширина теплового повреждения тканей соответствовала диаметру световода [7].

Группа ученых из Польши — J. Matys, R. Flieger и M. Dominiak — в эксперименте *ex vivo* определила возможность применения лазерного излучения длиной волны 445 нм при мукомотомии с целью фиксации формирователя десны на винтовой внутрикостный имплантат на II хирургическом этапе стоматологической имплантации. В исследование были включены 45 нижних челюстей свиньи. Образцы разделили на 3 равные группы методом случайной выборки. В 1-й опытной группе (G1) рассечение слизистой оболочки нижней челюсти выполняли лазерным излучением длиной волны 445 нм бесконтактным способом при мощности 3 Вт в постоянном режиме при плотности луча 7460 мВт/см^2 . Расстояние от кончика световода диаметром 320 мкм до поверхности слизистой оболочки нижней челюсти составило 2 мм. Во 2-й опытной группе (G2) рассечение слизистой оболочки нижней челюсти выполняли лазерным излучением длиной волны 445 нм контактным способом при мощности 2 Вт в постоянном режиме при плотности луча 4970 мВт/см^2 . Диаметр световода 320 мкм. В 3-й контрольной группе (G3) рассечение слизистой оболочки нижней челюсти выполняли лазерным излучением длиной волны 980 нм контактным способом при мощности 2,5 Вт в постоянном режиме при плотности луча $159\,200 \text{ мВт/см}^2$. Диаметр световода 200 мкм. Температуру винтового внутрикостного имплантата из титана измеряли в области его шейки и в зоне середины его длины с помощью пары термодатчиков компании Zhangzhou Wei Hua Electronic (Китай) после 60 сек лазерного воздействия. Среднее повышение температуры металлического имплантата в области его шейки в 3 группах исследования было разным: G1 — 16,9, G2 — 36,1 и G3 — 21,6 °C. Разными были и значения среднего повышения температуры металлического имплантата

в области середины его длины: G1 — 1,8, G2 — 1,4 и G3 — 5,6 °C соответственно. Достоверные различия выявлены и при определении времени, необходимого для мукомотомии с целью достаточной визуализации внутрикостной части стоматологического имплантата. Среднее время данной хирургической манипуляции в группе G1 составило 69,7 сек, в группе G2 — 54,4 сек, в группе G3 — 83,6 сек. Основные выводы данного экспериментального исследования следующие.

Наименьшее повышение температуры нагрева винтового внутрикостного стоматологического имплантата из титана отмечается при проведении мукомотомии с помощью лазерного излучения длиной волны 445 нм бесконтактным способом.

При выполнении мукомотомии с помощью лазерного излучения длиной волны 445 нм контактным способом важно устанавливать на аппарате импульсный режим [24].

Данная научная работа иллюстрирована цветными фотографиями, на которых просматривается выраженная карбонизация слизистой оболочки в области операционных ран, что позволяет сделать вывод о том, что выбранные учеными показатели мощности высоки.

В стоматологической поликлинике Umberto 1-го Римского университета La Sapienza G. Palaia и коллегами была оценена возможность применения лазерного излучения длиной волны 445 нм для проведения биопсии слизистой оболочки полости рта при удалении доброкачественных новообразований. Хирургические вмешательства выполнены под инфильтрационной анестезией с применением местного анестетика группы Мепивакаина без вазоконстриктора. Были исследованы 10 образцов мягких тканей полости рта, полученные методом иссечения кварцевым волокном диаметром 320 мкм при мощности лазерного излучения 2,5 Вт при постоянном режиме и плотности потока энергии 3100 Дж/см^2 . Для оценки результатов учитывали глубину структурных изменений тканей, таких как коарктация (слипание) и вакуолизация многослойного плоского эпителия и базофильный аморфный вид соединительной ткани, вызванный денатурацией белков. По данным гистологического исследования, во всех случаях изучения термические эффекты в области клеток эпителия и соединительной ткани не мешали считыванию образцов и постановке гистологического диагноза. Средний тепловой эффект в области эпителиальной ткани составил $650,93 \pm 311,96$ мкм, в области соединительной ткани — $468,07 \pm 264,23$ мкм. Наибольший тепловой эффект был зарегистрирован в соединительной ткани биоптата пиогенной гранулемы. Авторы объясняют это тем, что пиогенная гранулема содержит большое количество кровеносных сосудов, и при удалении данного новообразования нередко возникают сложности остановки кровотечения. В связи с этим для гемостаза в области операционной раны врач был вынужден выполнять неоднократные абляционные манипуляции во время хирургической процедуры. При гистологическом исследовании

плоскоклеточной папилломы, напротив, отмечались незначительные признаки теплового эффекта как в области эпителия, так и в области соединительной ткани. Это объясняется тем, что плоскоклеточная папиллома — слабо васкуляризованное новообразование слизистой оболочки полости рта, и ее иссечение не представляет сложностей. Ученые считают, что применение лазерной технологии при иссечении доброкачественного новообразования слизистой оболочки полости рта можно назвать золотым стандартом; линию разреза рекомендуют располагать на 1 мм в сторону здоровых тканей [11].

G. Palaia и коллеги продолжили работу с диодным лазером длиной волны 445 nm и в течение последующего календарного года опубликовали новую статью с результатами новых последних исследований. Ученые накопили большой опыт применения голубого лазера при выполнении биопсии слизистой оболочки полости рта и представили большее количество клинических случаев. Параметры работы диодного лазера были сохранены: мощность — 2,5 Вт, режим — постоянный, плотность потока энергии — 3100 Дж/см². Обращает на себя внимание заявление новых значений среднего теплового эффекта в тканях слизистой оболочки полости рта при врачебной манипуляции — биопсии. Средний тепловой эффект в области эпителиальной ткани составил 507,07±280,00 мкм, в области соединительной ткани — 320,39±206,28 мкм. Авторы связывают этот факт с накопленным опытом и усовершенствованием мануальных навыков. G. Palaia и соавт. [25] указывают на необходимость прохождения курса образовательных программ при внедрении в клиническую практику любой новой технологии. Обучение важно как для молодых врачей, так и опытных специалистов.

D.L. Jiang и соавт. провели ряд экспериментов с целью сравнительного анализа эффективности воздействия лазерным излучением с длинами волн 450 nm и 532 nm, что соответствует голубому и зеленому цветам видимого спектра света при рассеении мягких тканей. В условиях *ex vivo* качество абляции и степень выраженности коагуляционного эффекта изучали на образцах эпителиальной ткани, полученных из мочевого пузыря свиньи. Хирургическое вмешательство осуществляли бесконтактным способом. Расстояние от источника света до поверхности эпителия составляло 1 мм. Скорость движения световода в руке хирурга 1,5 мм/сек. При воздействии лазерным излучением длиной волны 450 nm эффективность вапоризации эпителиальной ткани составила 5,14 мм³, глубина коагуляционного слоя — 460±70 мкм. При лазерном излучении длиной волны 532 nm эффективность вапоризации эпителиальной ткани составила 1,20 мм³, глубина коагуляционного слоя — 470±80 мкм. Результаты исследования были подтверждены авторами и в работе в условиях *in vivo* при проведении операции трансуретральной резекции (TUR) на собаках. Клиницисты указывают на безопасность и высокую эффективность технологии лазерного излучения голубого и зеленого цветов [26].

X. Xu и соавт. [27] в условиях *ex vivo* оценивали степень вапоризации мягких тканей и размеры зон коагуляции при воздействии лазерным излучением длиной волны 450 nm. Для этой цели были созданы модели эндоскопической диссекции (ESD) из толстой кишки свиней. Воздействие лазерным излучением голубого цвета производили при мощности от 10 Вт до 25 Вт. В результате исследования было установлено, что при мощности 10 Вт лазерный луч рассекает ткани на глубину менее 1 мм, что является очень важным, так как толщина стенки толстой кишки составляет не более 1 мм. Авторы считают мощность 10 Вт безопасной и контролируемой и подтверждают наличие высоких коагуляционных свойств у лазерного излучения голубого цвета.

В 2017 г. M. Gobbo и соавт. [28] сравнивали эффективность трех хирургических технологий при иссечении доброкачественных новообразований слизистой оболочки полости рта. В исследовании представлены результаты 93 клинических случаев. В 1-й группе хирургическое вмешательство выполняли с применением лазерного излучения длиной волны 445 nm при мощности 2 Вт в импульсном режиме. Во 2-й группе хирургическое вмешательство проводили с применением лазерного излучения длиной волны 970 nm при мощности 6 Вт в импульсном режиме. В 3-й группе наблюдения хирургическое вмешательство осуществляли с применением скальпеля, в основе работы которого лежит технология квантового молекулярного резонанса (Quantum Molecular Resonance — QMR). Кровоточивость тканей в области операционной раны отмечали только в случае иссечения новообразования с применением скальпеля. Клиницисты отметили отсутствие необходимости в наложении швов на рану при хирургических манипуляциях с применением диодного лазера длиной волны 445 nm. В послеоперационный период пациентов наблюдали в течение 30 дней. Клинический статус пациентов оценивали по состоянию послеоперационной раны, наличию или отсутствию боли, используя шкалу VAS, и по необходимости приема обезболивающих препаратов. На болевые ощущения в первые 7 дней послеоперационного периода указывали пациенты всех групп сравнения. Выраженность боли в наименьшей степени была отмечена в случаях, при которых для иссечения новообразования использовали лазерное излучение длиной волны 445 nm. При гистологическом исследовании во всех случаях наблюдения в области линии отсечения новообразования фиксировали термическое повреждение тканей. Минимальный тепловой эффект был отмечен в 1-й группе и составил 71,3±51,8 мкм. Максимальный тепловой эффект наблюдали во 2-й группе сравнения, он составил 186,8±82,7 мкм. Во всех клинических случаях термические эффекты в области биоптатов слизистой оболочки полости рта не препятствовали анализу образцов и постановке гистологического диагноза. По мнению авторов, внедрение в клиническую практику технологии лазерного излучения длиной 445 nm может в значительной

степени изменить и повысить качество хирургических стоматологических вмешательств [28].

H. Hatayama и соавт. [10] изучали чувствительность пародонтопатогенного микроорганизма *Porphyromonas gingivalis* к воздействию лазерным излучением длиной волны 405 nm. В условиях *in vitro* в течение 3 сут проведено культивирование штамма ATCC 33277 до количества колонии $1 \cdot 10^4$ КОЕ/мл. В зависимости от мощности и времени воздействия лазерным излучением синего цвета опытные группы были разделены на 8 типов. Мощность лазерного излучения составляла 100, 200, 300 и 400 мВт. Время воздействия лазерного излучения синего цвета — 10 сек или 20 сек. Выживаемость бактерий зависела от мощности лазерного излучения и от времени воздействия. Так, при воздействии лазерным излучением при мощности 100 мВт в течение 10 сек, что соответствует интенсивности излучения $5,1 \text{ Вт/см}^2$, выживаемость *Porphyromonas gingivalis* составила 28,5%. Наилучший показатель эрадикации патогена был представлен при воздействии лазерным излучением мощностью 400 мВт в течение 20 сек, что соответствует интенсивности излучения $20,4 \text{ Вт/см}^2$. Выживаемость *Porphyromonas gingivalis* составила 1,4%. Авторы указывают на высокую эффективность бактерицидного действия лазерного излучения длиной волны 405 nm и рекомендуют применение данной технологии при лечении пациентов с заболеваниями тканей пародонта.

N.T.A. De Sousa и соавт. [29] изучали эффект воздействия лазерным излучением голубого цвета на грампозитивные и грамотрицательные микроорганизмы. Воздействие лазерным излучением длиной волны 450 nm при мощности 70 мВт воспроизводили на штаммы распространенных патогенов *Staphylococcus aureus* ATCC 25923, *Escherichia coli* ATCC 25922 и *Pseudomonas aeruginosa* ATCC 27853. Расстояние от источника света до поверхности микробных культур составляло 2 мм. В серии опытов использованы разные параметры лазерного воздействия: при плотности энергии 3 Дж/см^2 время воздействия голубым светом составило 43 сек, при плотности энергии 6 Дж/см^2 — 86 сек, при значении 12 Дж/см^2 время воздействия составило 172 сек, при значении 18 Дж/см^2 — 257 сек, при значении 24 Дж/см^2 — 343 сек. Гибель микроорганизмов *Staphylococcus aureus* ATCC 25923 и *Pseudomonas aeruginosa* ATCC 27853 установлена при однократном воздействии лазерным излучением и плотности энергии, начиная со значения 6 Дж/см^2 ($p < 0,05$). Подавление роста кишечной палочки отмечали по плотности энергии лазерного излучения 3, 6, 12 и 18 Дж/см^2 . Подавление роста всех изучаемых патогенов было стойким в течение 48 ч.

M.R. Hamblin и соавт. [30] утверждают, что агрессивный грамотрицательный микроорганизм *Helicobacter pylori* в 100 000 раз более чувствителен к свету, чем *Escherichia coli*. По данным исследования, *Helicobacter pylori* содержит 2 вида эндогенных хромофоров: копропорфирин (CP) и протопорфирин IX (PPIX), на которые воздействие синим светом запускает процесс образования активных форм кислорода.

Воздействие лазерным излучением длиной волны $405 \pm 5 \text{ nm}$ при мощности 100 мВт и плотности энергии 20 Дж/см^2 в течение 5 мин приводило к гибели 99,99% бактериальных колоний. Диаметр светового пятна составлял 2 см. Прекращение жизнеспособности отмечали и у устойчивых к антибиотикам штаммов *Helicobacter pylori* [30].

K. Rupel и соавт. [31] продемонстрировали высокую эффективность лазерного излучения длиной волны 455 nm при воздействии на планктонную культуру и биопленку синегнойной палочки. Группой исследователей было показано повышение показателей общего оксидантного стресса в клетках *Pseudomonas aeruginosa*, что в 100% случаев наблюдения приводило к гибели данного условно патогенного микроорганизма [31].

I. Lusche и соавт. [13] изучили возможность использования лазерного излучения длиной волны 445 nm в качестве дезинфектанта при лечении кариеса зубов. Гибель микроорганизмов *Streptococcus salivarius* в кариозной полости ученые отмечали начиная с самых низких параметров воздействия: при мощности 0,7 Вт в течение 5 сек, что соответствует дозе 443 Дж/см^2 . При экспозиции лазерного излучения в постоянном режиме длительностью до 30 сек количество *Streptococcus salivarius* уменьшалось на 40%. По мнению авторов, при использовании лазерного излучения длиной волны 445 nm в качестве дезинфектанта для кариозной полости целесообразно применение экзогенных хромофоров.

N. Gutknecht и соавт. [32] изучали эффективность бактерицидного действия лазерного излучения длиной волны 445 nm при воздействии на агрессивного представителя микрофлоры каналов корней зубов *Enterococcus faecalis*. Образцы дентина корней зубов толщиной 300, 500 и 1000 мкм были обсеменены энтерококком в концентрации $2 \cdot 10^7$ КОЕ/мл. Опытные группы подвергали воздействию лазерным излучением неиницированным волокном при разных параметрах. В 1-й группе применяли импульсный режим излучения при пиковой мощности 1,2 Вт (средняя мощность составила 0,6 Вт). Во 2-й группе лазерным излучением воздействовали в постоянном режиме при мощности 0,6 Вт; в 3-й группе — в постоянном режиме при мощности 0,4 Вт; диаметр светового пятна 200 мкм. Получены следующие результаты: при мощности лазерного излучения 1,2 Вт и импульсном режиме в образцах толщиной 300 мкм погибло 96% микробной культуры, в образцах толщиной 500 мкм — 97,6%, в образцах толщиной 1000 мкм 84,9%. Похожее соотношение наблюдали и в остальных группах. Во 2-й группе исследования в образцах толщиной 300 мкм погибло 82,41% микробной культуры, в образцах толщиной 500 мкм — 83,75%, в образцах толщиной 1000 мкм — 77,42%. В 3-й группе исследования в образцах толщиной 300 мкм погибло 6,90% микробной культуры, в образцах толщиной 500 мкм — 32,50%, в образцах толщиной 1000 мкм — 9,68%. Ученые утверждают, что с уменьшением мощности лазерного излучения длиной волны 445 nm снижается и степень

выраженности бактерицидного эффекта [32]. Открытым остался вопрос, почему не в самых тонких образцах погибало большее количество микроорганизмов.

Ученые заявляют о присутствии в волнах длиной 405–420 nm ультрафиолетового излучения, что делает синий свет небезопасным для человека [33]. Перспективным представляется внедрение в клиническую практику лазерного излучения длиной волны 445 nm.

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ / ADDITIONAL INFO

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении исследования.

Funding source. This study was not supported by any external sources of funding.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Вклад авторов. Все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

Author contribution. All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Шугайлов И.А. Перспективы развития лазерных технологий для диагностики и лечения стоматологических заболеваний // Инновационная стоматология. 2010. № 1. С. 72–80.
2. Convisar R.A. Лазеры в стоматологии. Фундаментальные основы и клиническая практика. / Перевод с английского под научной редакцией А.С. Каспарова. Москва: ТАРКОМ, 2020. 474 с.
3. Лазеры в стоматологии: Клиническое руководство / под ред. Патрисии М. Де Фрейтас, Алинэ Симоэс. Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2018. 424 с.
4. Merigo E., Clini F., Fornaini C., et al. Laser-assisted surgery with different wavelengths: a preliminary ex vivo study on thermal increase and histological evaluation // *Lasers Med Sci*. 2013. Vol. 28, N 2. P. 497–504. doi: 10.1007/s10103-012-1081-8
5. Parker S., Cronshaw M., Anagnostaki E., et al. Current Concepts of Laser-Oral Tissue Interaction // *Dent J (Basel)*. 2020. Vol. 8, N 3. doi: 10.3390/dj8030061
6. Vitruk P., Levine R. Hemostasis and coagulation with ablative soft-tissue dental lasers and hot-tip devices // *Inside Dentistry*. 2016. Vol. 12, N 8. P. 37–42.
7. Hanke A., Fimmers R., Frentzen M., Meister J. Quantitative determination of cut efficiency during soft tissue surgery using diode lasers in the wavelength range between 400 and 1500 nm // *Lasers Med Sci*. 2021. Vol. 36, N 8. P. 1633–1647. doi: 10.1007/s10103-020-03243-4
8. Murayama M., Nakayama Y., Yamazaki K., et al. Watt-Class Green (530 nm) and Blue (465 nm) Laser Diodes // *physica status solidi (a)*. 2018. Vol. 215, N 10. P. 1700513. doi: 10.1002/pssa.201700513
9. Moulton P.F., Cederberg J.G., Stevens K.T., et al. Optimized InGaN-diode pumping of Ti:sapphire crystals // *Optical Materials Express*. 2019. Vol. 9, N 5. P. 2131. doi: 10.1364/ome.9.002131
10. Hatayama H., Inoue A., Kato J. Study on use of blue-violet laser diode module as dental/oral surgical device // *Journal Structural Engineering International: Technical Review*. 2008. Vol. 66. P. 142–146.
11. Palaia G., Pergolini D., D'Alessandro L., et al. Histological Effects of an Innovative 445 Nm Blue Laser During Oral Soft Tissue Biopsy // *Int J Environ Res Public Health*. 2020. Vol. 17, N 8. doi: 10.3390/ijerph17082651
12. Palaia G., Impellizzeri A., Tenore G., et al. Ex vivo histological analysis of the thermal effects created by a 445-nm diode laser in oral soft tissue biopsy // *Clin Oral Investig*. 2020. Vol. 24, N 8. P. 2645–2652. doi: 10.1007/s00784-019-03123-4
13. Lusche I., Dirk C., Frentzen M., Meister J. Cavity Disinfection With a 445 nm Diode Laser Within the Scope of Restorative Therapy – A Pilot Study // *J Lasers Med Sci*. 2020. Vol. 11, N 4. P. 417–426. doi: 10.34172/jlms.2020.66
14. Etemadi A., Taghavi Namin S., Hodjat M., et al. Assessment of the Photobiomodulation Effect of a Blue Diode Laser on the Proliferation and Migration of Cultured Human Gingival Fibroblast Cells: A Preliminary In Vitro Study // *J Lasers Med Sci*. 2020. Vol. 11, N 4. P. 491–496. doi: 10.34172/jlms.2020.77
15. Sterczala B., Grzech-Lesniak K., Michel O., et al. Assessment of Human Gingival Fibroblast Proliferation after Laser Stimulation In Vitro Using Different Laser Types and Wavelengths (1064, 980, 635, 450, and 405 nm)-Preliminary Report // *J Pers Med*. 2021. Vol. 11, N 2. P. doi: 10.3390/jpm11020098
16. Reichelt J., Winter J., Meister J., et al. A novel blue light laser system for surgical applications in dentistry: evaluation of specific laser-tissue interactions in monolayer cultures // *Clin Oral Investig*. 2017. Vol. 21, N 4. P. 985–994. doi: 10.1007/s00784-016-1864-6
17. Kushibiki T., Tajiri T., Ninomiya Y., Awazu K. Chondrogenic mRNA expression in prechondrogenic cells after blue laser irradiation // *J Photochem Photobiol B*. 2010. Vol. 98, N 3. P. 211–215. doi: 10.1016/j.jphotobiol.2010.01.008
18. Al-Maliky M.A., Frentzen M., Meister J. Artificial Caries Resistance in Enamel after Topical Fluoride Treatment and 445 nm Laser Irradiation // *Biomed Res Int*. 2019. Vol. 2019, N. P. 9101642. doi: 10.1155/2019/9101642
19. Ro J.H., Son S.A., Park J.K., et al. Effect of two lasers on the polymerization of composite resins: single vs combination // *Lasers Med Sci*. 2015. Vol. 30, N 5. P. 1497–1503. doi: 10.1007/s10103-015-1753-2
20. Fornaini C., Lagori G., Merigo E., et al. 405 nm diode laser, halogen lamp and LED device comparison in dental composites cure: an “in vitro” experimental trial // *Laser Ther*. 2015. Vol. 24, N 4. P. 265–274. doi: 10.5978/islsm.15-OR-16

21. Dionysopoulos D., Tolidis K., Strakas D., et al. Effect of radiant heat on conventional glass ionomer cements during setting by using a blue light diode laser system (445 nm) // *Lasers Med Sci*. 2017. Vol. 32, N 3. P. 703–709. doi: 10.1007/s10103-017-2178-x

22. Fornaini C., Merigo E., Rocca J.P., et al. 450 nm Blue Laser and Oral Surgery: Preliminary ex vivo Study // *J Contemp Dent Pract*. 2016. Vol. 17, N 10. P. 795–800. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1933

23. Braun A., Kettner M., Berthold M., et al. Efficiency of soft tissue incision with a novel 445-nm semiconductor laser // *Lasers Med Sci*. 2018. Vol. 33, N 1. P. 27–33. doi: 10.1007/s10103-017-2320-9

24. Matys J., Flieger R., Dominiak M. Effect of diode lasers with wavelength of 445 and 980 nm on a temperature rise when uncovering implants for second stage surgery: An ex-vivo study in pigs // *Adv Clin Exp Med*. 2017. Vol. 26, N 4. P. 687–693. doi: 10.17219/acem/68943

25. Palaia G., D'Alessandro L., Pergolini D., et al. In vivo clinical and histological thermal effect of a 445 nm diode laser on oral soft tissues during a biopsy // *J Oral Sci*. 2021. Vol. 63, N 3. P. 280–282. doi: 10.2334/josnusd.20-0665

26. Jiang D.L., Yang Z., Liu G.X., et al. A novel 450-nm blue laser system for surgical applications: efficacy of specific laser-tissue interactions in bladder soft tissue // *Lasers Med Sci*. 2019. Vol. 34, N 4. P. 807–813. doi: 10.1007/s10103-018-2668-5

27. Xu X., Jiang D.L., Liu G.X., et al. A Novel 450 nm Semiconductor Blue Laser System for Application in Colon Endoscopic Surgery: An Ex Vivo Study of Laser-Tissue Interactions // *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2019. Vol. 37, N 1. P. 25–30. doi: 10.1089/photob.2018.4531

28. Gobbo M., Bussani R., Perinetti G., et al. Blue diode laser versus traditional infrared diode laser and quantific molecular resonance scalpel: clinical and histological findings after excisional biopsy of benign oral lesions // *J Biomed Opt*. 2017. Vol. 22, N 12. P. 121602. doi: 10.1117/1.JBO.22.12.121602

29. de Sousa N.T., Santos M.F., Gomes R.C., et al. Blue Laser Inhibits Bacterial Growth of *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, and *Pseudomonas aeruginosa* // *Photomed Laser Surg*. 2015. Vol. 33, N 5. P. 278–282. doi: 10.1089/pho.2014.3854

30. Hamblin M.R., Viveiros J., Yang C., Ahmadi A., Ganz R.A., Tolkoff M.J. *Helicobacter pylori* accumulates photoactive porphyrins and is killed by visible light // *Antimicrob Agents Chemother*. 2005. Vol. 49, N 7. P. 2822–2827. doi: 10.1128/AAC.49.7.2822-2827.2005

31. Rupel K., Zupin L., Ottaviani G., et al. Blue laser light inhibits biofilm formation in vitro and in vivo by inducing oxidative stress // *NPJ Biofilms Microbiomes*. 2019. Vol. 5, N 1. P. 29. doi: 10.1038/s41522-019-0102-9

32. Gutknecht N., Al Hassan N., Martins M.R., et al. Bactericidal effect of 445-nm blue diode laser in the root canal dentin on *Enterococcus faecalis* of human teeth // *Lasers in Dental Science*. 2018. Vol. 2, N 4. P. 247–254. doi: 10.1007/s41547-018-0044-1

33. Enwemeka C.S., Williams D., Enwemeka S.K., et al. Blue 470-nm light kills methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* (MRSA) in vitro // *Photomed Laser Surg*. 2009. Vol. 27, N 2. P. 221–226. doi: 10.1089/pho.2008.2413

REFERENCES

1. Shugailov I.A. Perspektivy razvitiya lazernykh tekhnologii dlya diagnostiki i lecheniya stomatologicheskikh zabolevaniy. *Innovatsionnaya stomatologiya*. 2010;(1):72–80. (In Russ).

2. Convissar R.A. *Lazery v stomatologii. Fundamental'nye osnovy i klinicheskaya praktika. Perevod s angliiskogo pod nauchnoi redaktsiei A.S. Kasparova*. Moscow: TARKOMM; 2020. 474 p. (In Russ).

3. De Freitas M.P., Simoes A., editors. *Lazery v stomatologii: Klinicheskoe rukovodstvo*. Moscow: GEOTAR-Media; 2018. 424 p. (In Russ).

4. Merigo E., Clini F., Fornaini C., et al. Laser-assisted surgery with different wavelengths: a preliminary ex vivo study on thermal increase and histological evaluation. *Lasers Med Sci*. 2013;28(2):497–504. doi: 10.1007/s10103-012-1081-8

5. Parker S., Cronshaw M., Anagnostaki E., et al. Current Concepts of Laser-Oral Tissue Interaction. *Dent J (Basel)*. 2020;8(3). doi: 10.3390/dj8030061

6. Vitruk P., Levine R. Hemostasis and Coagulation with Ablative Soft-Tissue Dental Lasers and Hot-Tip Devices. *Inside Dentistry*. 2016;12(8):37–42.

7. Hanke A., Fimmers R., Frentzen M., Meister J. Quantitative determination of cut efficiency during soft tissue surgery using diode lasers in the wavelength range between 400 and 1500 nm. *Lasers Med Sci*. 2021;36(8):1633–1647. doi: 10.1007/s10103-020-03243-4

8. Murayama M., Nakayama Y., Yamazaki K., et al. Watt-Class Green (530nm) and Blue (465nm) Laser Diodes. *Physica status solidi (a)*. 2018;215(10):1700513. doi: 10.1002/pssa.201700513

9. Moulton P.F., Cederberg J.G., Stevens K.T., et al. Optimized InGaN-diode pumping of Ti:sapphire crystals. *Optical Materials Express*. 2019;9(5):2131. doi: 10.1364/ome.9.002131

10. Hatayama H., Inoue A., Kato J. Study on use of blue-violet laser diode module as dental/oral surgical device. *Journal Structural Engineering International: Technical Review*. 2008;66:142–146.

11. Palaia G., Pergolini D., D'Alessandro L., et al. Histological Effects of an Innovative 445 Nm Blue Laser During Oral Soft Tissue Biopsy. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(8). doi: 10.3390/ijerph17082651

12. Palaia G., Impellizzeri A., Tenore G., et al. Ex vivo histological analysis of the thermal effects created by a 445-nm diode laser in oral soft tissue biopsy. *Clin Oral Investig*. 2020;24(8):2645–2652. doi: 10.1007/s00784-019-03123-4

13. Lusche I., Dirk C., Frentzen M., Meister J. Cavity Disinfection With a 445 nm Diode Laser Within the Scope of Restorative Therapy – A Pilot Study. *J Lasers Med Sci*. 2020;11(4):417–426. doi: 10.34172/jlms.2020.66

14. Etemadi A., Taghavi Namin S., Hodjat M., et al. Assessment of the Photobiomodulation Effect of a Blue Diode Laser on the Proliferation and Migration of Cultured Human Gingival Fibroblast Cells: A Preliminary In Vitro Study. *J Lasers Med Sci*. 2020;11(4):491–496. doi: 10.34172/jlms.2020.77

15. Sterczala B., Grzech-Lesniak K., Michel O., et al. Assessment of Human Gingival Fibroblast Proliferation after Laser Stimulation In Vitro Using Different Laser Types and Wavelengths (1064, 980, 635, 450, and 405 nm)–Preliminary Report. *J Pers Med*. 2021;11(2). doi: 10.3390/jpm11020098

16. Reichelt J., Winter J., Meister J., et al. A novel blue light laser system for surgical applications in dentistry: evaluation of specific laser-tissue interactions in monolayer cultures. *Clin Oral Investig*. 2017;21(4):985–994. doi: 10.1007/s00784-016-1864-6

17. Kushibiki T., Tajiri T., Ninomiya Y., Awazu K. Chondrogenic mRNA expression in prechondrogenic cells after blue laser

- irradiation. *J Photochem Photobiol B*. 2010;98(3):211–215. doi: 10.1016/j.jphotobiol.2010.01.008
18. Al-Maliky MA, Frentzen M, Meister J. Artificial Caries Resistance in Enamel after Topical Fluoride Treatment and 445 nm Laser Irradiation. *Biomed Res Int*. 2019;2019:9101642. doi: 10.1155/2019/9101642
19. Ro JH, Son SA, Park JK, et al. Effect of two lasers on the polymerization of composite resins: single vs combination. *Lasers Med Sci*. 2015;30(5):1497–1503. doi: 10.1007/s10103-015-1753-2
20. Fornaini C, Lagori G, Merigo E, et al. 405 nm diode laser, halogen lamp and LED device comparison in dental composites cure: an “in vitro” experimental trial. *Laser Ther*. 2015;24(4):265–274. doi: 10.5978/islm.15-OR-16
21. Dionysopoulos D, Tolidis K, Strakas D, et al. Effect of radiant heat on conventional glass ionomer cements during setting by using a blue light diode laser system (445 nm). *Lasers Med Sci*. 2017;32(3):703–709. doi: 10.1007/s10103-017-2178-x
22. Fornaini C, Merigo E, Rocca JP, et al. 450 nm Blue Laser and Oral Surgery: Preliminary ex vivo Study. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(10):795–800. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1933
23. Braun A, Kettner M, Berthold M, et al. Efficiency of soft tissue incision with a novel 445-nm semiconductor laser. *Lasers Med Sci*. 2018;33(1):27–33. doi: 10.1007/s10103-017-2320-9
24. Matys J, Flieger R, Dominiak M. Effect of diode lasers with wavelength of 445 and 980 nm on a temperature rise when uncovering implants for second stage surgery: An ex-vivo study in pigs. *Adv Clin Exp Med*. 2017;26(4):687–693. doi: 10.17219/acem/68943
25. Palaia G, D'Alessandro L, Pergolini D, et al. In vivo clinical and histological thermal effect of a 445 nm diode laser on oral soft tissues during a biopsy. *J Oral Sci*. 2021;63(3):280–282. doi: 10.2334/josn.20-0665
26. Jiang DL, Yang Z, Liu GX, et al. A novel 450-nm blue laser system for surgical applications: efficacy of specific laser-tissue interactions in bladder soft tissue. *Lasers Med Sci*. 2019;34(4):807–813. doi: 10.1007/s10103-018-2668-5
27. Xu X, Jiang DL, Liu GX, et al. A Novel 450 nm Semiconductor Blue Laser System for Application in Colon Endoscopic Surgery: An Ex Vivo Study of Laser-Tissue Interactions. *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2019;37(1):25–30. doi: 10.1089/photob.2018.4531
28. Gobbo M, Bussani R, Perinetti G, et al. Blue diode laser versus traditional infrared diode laser and quantic molecular resonance scalpel: clinical and histological findings after excisional biopsy of benign oral lesions. *J Biomed Opt*. 2017;22(12):121602. doi: 10.1117/1.JBO.22.12.121602
29. de Sousa NT, Santos MF, Gomes RC, et al. Blue Laser Inhibits Bacterial Growth of *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, and *Pseudomonas aeruginosa*. *Photomed Laser Surg*. 2015;33(5):278–282. doi: 10.1089/pho.2014.3854
30. Hamblin MR, Viveiros J, Yang C, et al. *Helicobacter pylori* accumulates photoactive porphyrins and is killed by visible light. *Antimicrob Agents Chemother*. 2005;49(7):2822–2827. doi: 10.1128/AAC.49.7.2822-2827.2005
31. Rupel K, Zupin L, Ottaviani G, et al. Blue laser light inhibits biofilm formation in vitro and in vivo by inducing oxidative stress. *NPJ Biofilms Microbiomes*. 2019;5(1):29. doi: 10.1038/s41522-019-0102-9
32. Gutknecht N, Al Hassan N, Martins MR, et al. Bactericidal effect of 445-nm blue diode laser in the root canal dentin on *Enterococcus faecalis* of human teeth. *Lasers in Dental Science*. 2018;2(4):247–254. doi: 10.1007/s41547-018-0044-1
33. Enwemeka CS, Williams D, Enwemeka SK, et al. Blue 470-nm light kills methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* (MRSA) in vitro. *Photomed Laser Surg*. 2009;27(2):221–226.

ОБ АВТОРАХ

***Романенко Наталья Валерьевна**, канд. мед. наук, доцент;
адрес: Россия, 121059, г. Москва, Можайский Вал, д. 11;
ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-5846-5578>;
e-mail: romanenko.natalia@gmail.com

Тарасенко Светлана Викторовна, д-р мед. наук, профессор;
ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0001-8595-8864>;
e-mail: prof_tarasenko@rambler.ru

AUTORS INFO

***Natalia V. Romanenko**, MD, Cand. Sci. (Med.), associate professor;
address: 11, Mozhyskiy Val, 121059, Moscow, Russian Federation;
ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-5846-5578>;
e-mail: romanenko.natalia@gmail.com

Svetlana V. Tarasenko, MD, Dr. Sci (Med.), professor;
ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0001-8595-8864>;
e-mail: prof_tarasenko@rambler.ru

* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author