

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРНЫХ ИСТОЧНИКОВ УЛЬТРАКОРОТКИХ ИМПУЛЬСОВ В МЕДИЦИНЕ

*В.М. Богомолов¹, С.Г. Сазонкин¹, И.О. Орехов¹, К.Б. Першин²,
А.Ю. Цыганков², М.Ю. Просянников³, В.Е. Карасик¹*

¹ *НОЦ “Фотоника и ИК-техника”, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, Москва*

² *Офтальмологическая клиника “Эксимер”, Москва*

³ *НИИ урологии и интервенционной радиологии им. Н.А. Лопаткина Минздрава России, Москва*

PROSPECTS OF APPLICATION OF ULTRASHORT PULSES LASER SOURCES IN MEDICINE

*V.M. Bogomolov¹, S.G. Sazonkin¹, I.O. Orekhov¹, K.B. Pershin², A.Yu. Tsygankov²,
M.Yu. Prosiannikov³, V.E. Karasik¹*

¹ *SEC “Photonics and IR technology”, N.E. Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russia*

² *Ophthalmologic Clinic “Eximer”, Moscow, Russia*

³ *N.A. Lopatkin Scientific Research Institute of Urology and Interventional Radiology, Moscow, Russia*

Содержание

Введение: В данном разделе отражен уровень влияния лазерных источников на снижение повреждающих эффектов различных медицинских процедур, а также на повышение их эффективности. Проанализированы текущие тенденции дальнейшего снижения инвазивности лазерных процедур, особо отмечен метод уменьшения негативных факторов путем снижения длительности лазерных импульсов.

Анализ негативных факторов лазерного воздействия в медицинских операциях и процедурах: Проанализированы ключевые факторы интра- и постоперационных повреждений лазерных операций и процедур в урологии, дерматологии, офтальмологии и стоматологии. Отражена величина этих факторов при использовании клинически доступных на данный момент лазерных установок.

Анализ возможности снижения негативных факторов лазерных процедур при использовании источников субпико- и фемтосекундных источников: Проведен обзор динамики таких же повреждающих факторов и осложнений для аналогичных медицинских процедур при использовании лазерного излучения субпико- и фемтосекундных импульсов. Показано существенное снижение повреждающих факторов и осложнений при их применении по сравнению с использованием доступных на данный момент медицинских лазерных установок.

Заключение: Представлены основные данные по снижению повреждающих факторов в урологии, дерматологии, офтальмологии и стоматологии при использовании лазерных источников субпико- и фемтосекундных импульсов. Отражены перспективы внедрения лазерных установок на базе источников ультракороткой длительности в различных областях медицины.

Ключевые слова: лазерная медицина, фемтосекундные лазеры, субпикосекундные лазеры, лазеры в медицине, повреждающие факторы, постоперационные осложнения, урология, дерматология, офтальмология, стоматология, обзоры

Contents

Purpose: This section reflects the level of influence of laser sources in reducing the harmful effects of various medical procedures, as well as in increasing their efficiency. Current trends of further reduction of the laser procedures invasiveness are analysed, and the method of reducing negative factors by decreasing the laser pulses duration is highlighted.

Analysis of the adverse effects of laser treatment in medical operations and procedures: The key factors of intra- and postoperative damage in laser surgery and procedures in urology, dermatology, ophthalmology and dentistry are analysed. The magnitude of these factors when using currently clinically available laser equipment is reflected.

Analysis of the possibility of reducing negative factors in subpicosecond and femtosecond laser operations and procedures: The dynamics of the same harmful factors and complications for similar medical procedures using subpicosecond and femtosecond laser radiation have been reviewed. A significant reduction in harmful factors and complications of their application is shown in comparison with the use of currently available medical laser systems.

Conclusion: The basic data on harmful factors reduction in urology, dermatology, ophthalmology and dentistry using laser sources with subpicosecond and femtosecond pulses are presented. Prospects for the implementation of laser systems based on ultrashort duration sources in various fields of medicine are considered.

Key words: laser medicine, femtosecond lasers, subpicosecond lasers, damaging factors, postoperative complications, urology, dermatology, ophthalmology, dentistry, review

E-mail: vasilyb@me.com

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-104-4-61-80>

Введение

Создание первого лазерного источника с активной средой на основе рубина с длиной волны 690 нм в 1960 г. привело к стремительному развитию средств и методов оперативного и процедурного лечения и диагностики. Уже в 1961 г. были проведены первые исследования в области лазерных медицинских процедур – по лазерной коагуляции сетчатки и лечению меланомы кожи [1]. Уже первые работы в этой области подтвердили безопасность, минимальную выраженность осложнений, а также высокую селективность и прецизионность обработки [2–6]. В дальнейшем лазерные медицинские установки и методы лазерного лечения непрерывно совершенствовались благодаря развитию лазеров и лазерной техники. Это привело в том числе к использованию лазеров в других областях медицины: так, Дж. Вейхман и Ф. Джонсон в 1971 г. применили CO₂-лазер (длина волны генерации, $\lambda_{\text{ген}}=10600$ нм) в эндодонтии [7], Г. Ватсон и Дж. Викхэм провели при помощи лазера на красителе ($\lambda_{\text{ген}}=504$ нм) первые эксперименты в области лазерной литотрипсии [8], а лазерные источники на длинах волн 480, 500, 514 и 550 нм способствовали появлению лазерной диагностики сердечно-сосуди-

стых заболеваний [9, 10]. Одним из первых лазеров, нашедшим широкое распространение в медицине, стал лазер с активной средой на основе алюмоиттриевого граната, легированного неодимом (Nd:YAG, $\lambda_{\text{ген}}=1064$ нм). Впервые он был применен в медицинском исследовании в 1964 г. для хирургического лечения заболеваний сетчатки [11]. Лазеры на базе такого генератора получили широкое распространение в клинической дерматологии и урологии в 1970-х и 1990-х годах соответственно [12, 13].

Существенным шагом в развитии лазерной медицины стало применение оптического волокна и волоконных лазеров. На первом этапе волоконные световоды использовались в качестве передающих каналов благодаря возможности эффективной доставки лазерного излучения в труднодоступные места – например, к мочевому конкременту, находящемуся в почке или мочеточнике, или в сосуды различных частей организма [11, 14, 15]. Вторым этапом стало внедрение волоконных лазеров в качестве источников для медицинских установок. Благодаря своим конструктивным особенностям такие лазеры обладают меньшими габаритами по сравнению с объемными лазерами, а также более удобны в практической реализации.

Основной вектор развития процедур и операций сегодня связан со снижением травматичности и сроков постоперационного и постпроцедурного восстановления. Существует несколько подходов к решению данной проблемы. Первый заключается в варьировании частоты следования импульсов и энергетических параметров излучения в лазерах, уже применяемых в медицинских установках [16–19]. К данному методу можно также отнести модуляцию формы лазерных импульсов [20, 21]. Вторым подходом является поиск новых лазерных источников для решения различных медицинских задач. Сюда можно включить использование в урологии Er:YAG лазера ($\lambda_{\text{ген}}=2940$ нм), который ранее не был введен в использование из-за отсутствия эффективного канала доставки для длины волны 3 мкм [22]. Третий и наиболее перспективный подход – это снижение длительности импульсов излучения, что позволяет снизить зону термического воздействия благодаря иному принципу взаимодействия лазерного излучения с обрабатываемым материалом [23, 24].

В связи с этим последнее десятилетие в медицину активно внедряются лазерные установки, генерирующие импульсы длительностью в сотни пикосекунд [25]. Однако источники лазерных импульсов такой длительности все еще обладают существенными повреждающими термическими эффектами, что приводит к интенсивным болевым ощущениям в процессе операции или процедуры, а также сравнительно долгим срокам постоперационного и постпроцедурного восстановления [26, 27]. Возможным решением является дальнейшее уменьшение длительности импульса для минимизации тепловых негативных эффектов. Стоит отметить, что на сегодняшний день в клинической медицине существует пример снижения инвазивности лечения при применении фемтосекундных лазерных установок, однако этот опыт является узконаправленным и касается только некоторых офтальмологических операций – операций коррекции зрения FemtoLASIK, SMILE и фемтосекундной лазерной хирургии катаракты (ФЛХК) [28].

Цель данной работы – проанализировать возможность снижения травматичности лазерных операций и процедур, а также сроков постоперационного и постпроцедурного восстановления для широкого спектра процедур и операций в различных областях медицины, таких как урология, дерматология, офтальмология и стоматология, путем использования ла-

зерных источников фемто- и субпикосекундной длительности.

Анализ негативных факторов лазерного воздействия в медицинских операциях и процедурах

Урология

Наибольший интерес в урологии представляет область лазерной литотрипсии (ЛЛ) в связи с высокой распространенностью мочекаменной болезни (МКБ) в мире – от 2 до 15 % в зависимости от региона. Также стоит отметить, что уролитиаз занимает существенную долю среди всех урологических заболеваний: так, в России на МКБ приходится до 34 % пациентов с урологическими заболеваниями и до 40 % пациентов, находящихся на стационарном лечении [29, 30]. Гольмиевые лазерные установки стали золотым стандартом ЛЛ в 2000-е годы благодаря своей эффективности и универсальности и до сих пор являются одним из самых распространенных инструментов [31, 32]. В последнее десятилетие в ЛЛ вводятся волоконные тулиевые лазеры и Er:YAG лазеры ($\lambda_{\text{ген}}=2940$ нм) в связи с большей эффективностью дезинтеграции камней [22, 33, 34]. Во всех перечисленных установках длительность импульса находится в диапазоне от сотен микросекунд до единиц миллисекунд [21, 22, 35].

Для описания повреждений и осложнений ЛЛ существует целый ряд объективных метрик, разносторонне оценивающих все особенности лазерного удаления мочевого конкремента (МК). Основные из них представлены в табл. 1. Стоит отметить, что в этой таблице представлены данные из наиболее качественных и полных экспериментов, хотя существуют и другие работы, в которых значения негативных факторов могут отличаться в связи с различными экспериментальными условиями [16, 36, 37]. Также существуют и другие величины для измерения представленных выше факторов: так, в некоторых трудах ретропульсию оценивают через начальную скорость движения обрабатываемого конкремента [33] или через силу ретропульсии [38]. Для оценки повреждающих операционных факторов могут применяться и другие характеристики, такие как пиковое давление ударной волны и зона термиче-

Таблица 1

Негативные факторы лазерного воздействия при лазерной литотрипсии

Название негативного фактора в ЛЛ	Интенсивность факторов в современных системах ЛЛ		Негативные последствия операции
Ретропульсия – см. рис. 1а)	Но:YAG лазер, гольмиевый волоконный лазер (ГВЛ)	Но:YAG: 1 Дж/15 Гц, ретропульсия за 1 с – 11 мм, 0,8 Дж/20 Гц, ретропульсия за 1 с – 9,1 мм [33]	Увеличение длительности операции вследствие необходимости повторного поиска конкремента
	Тм:YAG лазер, тулиевый волоконный лазер (ТВЛ)	ТВЛ: 1 Дж/15 Гц, ретропульсия за 1 с – 5,8 мм, 0,8 Дж/20 Гц, ретропульсия за 1 с – 4,2 мм [33]	
Образование крупных фрагментов при дроблении МК (см. рис. 1б)	Но:YAG лазер, гольмиевый волоконный лазер (ГВЛ)	Но:YAG: 23 % остаточных фракций обладают размером >3 мм, 43 % остаточных фракций обладают размером >1 мм [92]	Риск рецидива камнеобразования, увеличение длительности операции вследствие необходимости повторного поиска конкремента
	Тм:YAG лазер, тулиевый волоконный лазер (ТВЛ)	ТВЛ: 8 % остаточных фракций обладают размером >3 мм, 20 % остаточных фракций обладают размером >1 мм [92] Тм:YAG: 5 % остаточных фракций обладают размером >3 мм, 45 % остаточных фракций обладают размером >1 мм [124]	
Повышение температуры: токсический порог (или порог повреждения тканей) 43,4°C	Лазеры на основе Но:YAG и активного волокна, легированного гольмием	1 Дж/20 Гц, 0,5...1 мм (дистанция), $t_{обп}=70$ с, без ирригации: $T=69,3...71^{\circ}\text{C}$ 0,675 Дж/20 Гц, 0,5...1 мм (дистанция), $t_{обп}=70$ с, без ирригации: $T=66,0...67,0^{\circ}\text{C}$ 0,375 Дж/20 Гц, 0,5...1 мм (дистанция), $t_{обп}=70$ с, без ирригации: $T=53...54^{\circ}\text{C}$ [91]	Термическое повреждение тканей почки и мочеточника
	Лазеры на основе Тм:YAG и активного волокна, легированного тулием	0,2 Дж/10 Гц, за 30 с. ΔT для Тм:YAG в 2,5 раз меньше по сравнению с Но:YAG 2 Дж/10 Гц, за 30 с. ΔT для Тм:YAG в 1,18 раз меньше по сравнению с Но:YAG 0,375 Дж/20 Гц, за 30 с. ΔT для Тм:YAG в 1,19 раз больше по сравнению с Но:YAG [125]	

Примечание: Ретропульсия – эффект отлета обрабатываемого конкремента от инструмента в ходе обработки

ского влияния [39, 40]. На рис. 1 представлена графическая интерпретация таких негативных факторов, как ретропульсия и образование крупных осколков.

Дерматология

На сегодняшний день в клинической дерматологии лазеры успешно применяются как для проведения эстетических процедур, таких

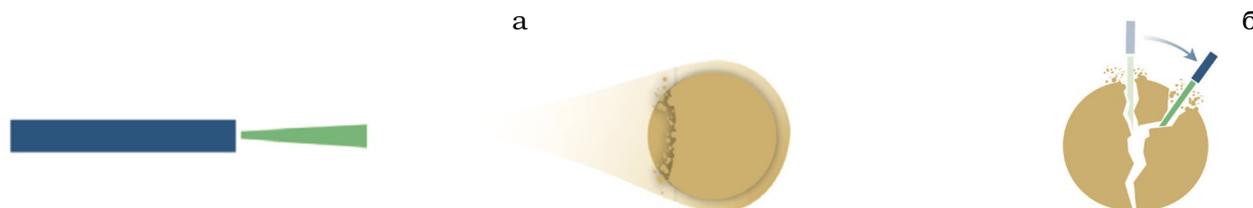


Рис. 1. *Негативные эффекты лазерной литотрипсии: а – ретропульсия; б – образование крупных фрагментов при дроблении МК*

как лечение шрамов постакне [26], обработка морщин и пор [41], кожное омоложение [42], удаление татуировок [43], так и для лечения кожных дефектов, приносящих физический дискомфорт или являющихся угрозой для организма, – травматических шрамов, контрактур, злокачественных образований и т.д. [44, 45].

Для обеспечения эффективной обработки во всех описанных случаях необходимо работать на разной глубине проникновения в кожные покровы. В связи с этим в дерматологии используются лазеры, в совокупности перекрывающие практически весь видимый, ближний и средний ИК-диапазоны, а также CO_2 -лазер с длиной волны генерации 10600 нм. Самыми распространенными на данный момент являются Nd:YAG лазеры, генерирующие на основной и второй гармонике (длина волны 1064 и 532 нм соответственно), Er:YAG лазеры ($\lambda_{\text{ген}}=2940$ нм), а также лазеры на красителях [27, 46, 47]. Длительность импульса может составлять от единиц миллисекунд до сотен пикосекунд в зависимости от задачи.

Работе на больших длительностях импульса присуще возникновение значительного теплового нагрева, а при переходе на пикосекунды доминирующим становится фотоабляционный эффект, приводящий к прямой абляции материала обрабатываемых кожных покровов [48]. В той или иной степени фототермический эффект проявляется при работе на любой применяемой дерматологической лазерной установке [49]. Несмотря на то что в ряде случаев термическое воздействие на слои дермы и эпидермиса имеет положительный эффект [50, 51], оно также может вызвать повреждение кожной ткани различной степени интенсивности, что увеличивает выраженность болевых ощущений в процессе операции, а также сроки постоперационного восстановления [18, 52].

Повреждение кожных покровов выражается появлением осложнений: точечного кровотечения, гиперпигментации, вторичного рубцевания, эритемы, отека и сухости кожи [26]. В отличие от урологии, где для оценки негативных факторов лазерного воздействия существует ряд объективных параметров, в дерматологии такая возможность отсутствует по причине широкого разнообразия кожных заболеваний, а также индивидуальных особенностей пациентов. В связи с этим интенсивность таких осложнений определяется по фотографиям независимыми специалистами при помощи относительной шкалы. Также в дерматологии часто используется характеристика “интенсивность болевых ощущений в ходе процедуры”, ее оценивает пациент также по относительной шкале. Последним основным оцениваемым параметром является срок постоперационного и постпроцедурного восстановления, который измеряется в наиболее удобных временных единицах, как правило в днях [41, 53–55]. Данный параметр является единственным объективным, однако с учетом многообразия лазерных установок, видов осложнений, различных фототипов кожи, различной степени выраженности каждого отдельного случая (которую объективно невозможно отразить в соответствующих работах) привести характерные сроки восстановления не представляется возможным.

Офтальмология

Лазерные операции коррекции зрения получили сегодня широкое распространение [56]. Коррекция рефракционной способности глаза происходит за счет изменения кривизны роговицы. Такой эффект достигается либо путем разрушения молекулярных связей в средних слоях роговицы УФ-излучением эксимерного лазера, либо путем теплового воздействия лазерного излучения ближнего ИК-диапазона. При проведении лазерной кератэктомии в

верхних слоях роговицы лазерным излучением необходимо удалить тонкий лоскут, чтобы обеспечить доступ к строме [57]. В случае лазерной термокератопластики оказывается точечное тепловое воздействие на разные области роговицы, однако оно направлено сразу на все ее слои, за исключением эпителиального слоя и базальной мембраны [58]. Удаление фрагмента верхней роговицы в первом случае и неселективность воздействия во втором приводят к значительным срокам постоперационного восстановления [59, 60].

Наиболее современными операциями по коррекции зрения сегодня являются LASIK и FemtoLASIK. В появившейся раньше процедуре LASIK выкраивание тонкого лоскута верхнего слоя роговицы производится при помощи микрокератома. При проведении операции FemtoLASIK для выкраивания лоскута верхнего слоя роговицы используется генерирующий в спектральном диапазоне около 1 микрона фемтосекундный лазер [28]. Процедуре LASIK присущи меньшая частота осложнений и более короткие сроки постпроцедурного восстановления по сравнению с термокератопластикой и кератэктомией. Однако даже в ходе этой процедуры могут возникнуть интра- и постоперационные осложнения (диффузный ламеллярный кератит, неправильный астигматизм, кератэктазия или кератоконус) [28, 61]. При использовании фемтосекундного лазера для создания лоскута роговицы отмечено уменьшение частоты таких интраоперационных осложнений, как травмы эпителия роговицы, децентрализация лоскута, отверстие в лоскуте роговицы (button hole) [28, 62].

Необходимо сказать и о лентикулярных технологиях, в которых также используется фемтосекундный лазер. Самой распространенной среди них на данный момент является операция SMILE [63]: фемтосекундный лазер, также генерирующий на длине волны около 1 мкм, наносит боковые роговичные разрезы, через которые далее рассекает лентикулу (дисковидную ткань, которая формируется в толще роговицы). После этого рассеченная лентикула извлекается через эти же отверстия. Данная операция показала ряд преимуществ по сравнению с LASIK, в том числе высокую механическую устойчивость глаза в постоперационном периоде [64].

Крайне распространенным офтальмологическим заболеванием в современном мире является катаракта, лечение которой также ас-

социировано с рядом осложнений [65]. Фемтосекундные лазеры позволяют частично решить эту проблему [66, 67]: так, частота осложнений фемтосекундной лазерной хирургии катаракты (ФЛХК) составила 5,7 % по сравнению с 6,0 % осложнений при факоемульсификации (ультразвуковое лечение катаракты) [68]. Однако проведение ФЛХК может привести к таким осложнениям, как субконъюнктивальное кровоизлияние, разрыв передней капсулы, неполная капсулотомия, повреждение эндотелиальных клеток, сужение зрачка, синдром капсульной блокады и разрыв задней капсулы [69].

В рамках хирургии катаракты вместо удаленного нативного хрусталика имплантируется искусственный – интраокулярная линза (ИОЛ). От 77 % до 90 % всех глаз после имплантации ИОЛ достигают остроты зрения 0,5 или выше. Но, несмотря на многочисленные достижения в хирургии катаракты, неправильно подобранная оптическая сила ИОЛ остается одной из наиболее частых причин их замены в раннем и позднем послеоперационном периоде. Современные статистические исследования демонстрируют, что лишь в 72,3 % случаев лечения катаракты пациенты после операции имеют рефракцию в пределах 1,0 дптр и в 6,4 % рефракция превышает 2,0 дптр от запланированной. Хотя частота ошибок при подборе оптической силы ИОЛ в последнее время снижается, неправильно подобранная оптическая сила ИОЛ остается серьезной проблемой [70]. При неправильном расчете оптической силы ИОЛ, рефракционных ошибках, а также деградации ИОЛ по истечении времени требуется повторная операция по ее замене [71, 72], что значительно отягощает лечебный процесс как для пациента, так и для хирурга, увеличивая финансовые затраты медицинской организации.

Стоматология

Одно из наиболее перспективных направлений применения лазеров в стоматологии – хирургия мягких тканей с высокой точностью и минимальным уровнем повреждения. К таким операциям относятся гингивэктомия и френулоэктомия [73]. Помимо этого, с помощью лазерных источников высокоэффективно и безопасно проводятся процедуры по снижению гиперчувствительности пульпы в корневой и коронковой частях зуба [7, 19, 74], по удалению бактерий в инфицированных зубах [75], а также по удалению кариеса и его профилактике путем реминерализации тканей дентина [76].

Наиболее дешевым и удобным с точки зрения размеров лазерным аппаратом является диодный лазер, с чем связана его высокая распространенность [75]. Помимо диодных лазеров в клинической стоматологии на сегодняшний день используются лазерные источники с активной средой на основе кристаллов Nd:YAG (1064 нм), Er:YAG (2940 нм), диоксида углерода (CO₂, 9300 и 10600 нм) [76–78].

Повреждающие эффекты лазерных процедур в стоматологии, как и в перечисленных выше областях медицины, связаны в основном с фототермическим воздействием излучения [79]. При обработке мягких тканей ротовой полости тип температурного повреждения схож с типом повреждений при дерматологических процедурах. Отличие с точки зрения взаимодействия лазерного излучения с тканью заключается лишь в различном спектре поглощения слизистой оболочки и кожи [80]. Сравнение хирургических методов лечения с лазерной обработкой показало снижение частоты и выраженности интра- и постоперационных кровотечений для лазерных процедур [81, 82]. Мы считаем, что это связано с коагуляционным воздействием лазерного излучения, “спекающим” ткани, предотвращая тем самым кровотечения. Также отсутствуют тяжелые осложнения, такие как язва слизистой оболочки [83]. Основным параметром повреждаемости лазерных операций на мягких тканях ротовой полости является интенсивность болевых ощущений, которую пациенты определяют при помощи относительной шкалы не только в процессе операции, но и в течение некоторого периода времени после ее проведения. Такой подход позволяет оценить динамику постоперационного восстановления. Еще одной метрикой для определения болезненности операции является необходимость анестезии и ее количество [82, 83]. В отличие от шкалы болевых ощущений данный фактор можно считать более объективным.

При обработке твердых тканей (эмаль, дентин и цемент) основное внимание стоит обращать на изменение температуры пульпы. Это связано с тем, что нервные окончания пульпы остро реагируют на изменение температуры. Допустимым уровнем изменения температуры считается повышение на 5,5 градусов, сохраняющееся более 10 секунд, в противном случае возникает раздражение и воспаление мягких тканей [84]. Кратковременное повышение температуры, которое может переноситься без последствий, поскольку не вызывает необратимого повреждения пульпы зуба на гистологическом уровне составляет 8,9–14,7°C [85]. Одним из вариантов измерения температуры пульпы является введение миниатюрной бусинки-термопары диаметром 0,5 мм в пульпарную камеру каждого зуба. Перед фиксацией шарик должен быть покрыт теплопроводящим составом для радиатора, чтобы обеспечить передачу тепла от дентина. Термопару следует располагать вплотную к дентину прямо напротив точки лазерной обработки, где толщина дентина является наименьшей, для измерения максимальных тепловых изменений [86, 87].

ситься без последствий, поскольку не вызывает необратимого повреждения пульпы зуба на гистологическом уровне составляет 8,9–14,7°C [85]. Одним из вариантов измерения температуры пульпы является введение миниатюрной бусинки-термопары диаметром 0,5 мм в пульпарную камеру каждого зуба. Перед фиксацией шарик должен быть покрыт теплопроводящим составом для радиатора, чтобы обеспечить передачу тепла от дентина. Термопару следует располагать вплотную к дентину прямо напротив точки лазерной обработки, где толщина дентина является наименьшей, для измерения максимальных тепловых изменений [86, 87].

Анализ возможности снижения негативных факторов лазерных процедур при использовании источников субпико- и фемтосекундных источников

Урология

Механизм разрушения мочевых конкрементов зависит в первую очередь от длительности лазерных импульсов. Как было сказано ранее, длительность импульсов в современных аппаратах для ЛЛ варьируется в диапазоне от сотен микросекунд до единиц миллисекунд [21, 22, 35] и при их применении в ходе обработки будет превалировать фототермический механизм разрушения. Он может выражаться в двух видах. При первом – превышение температуры пробоя материала приводит к разложению и аблации. Такой механизм проявляется, когда спектр подводимого излучения лежит в ближнем ИК-диапазоне [88, 89]. Второй вид фототермического эффекта проявляется, когда лазерный источник излучает в среднем-ИК диапазоне, где вода обладает большим коэффициентом поглощения. В таком случае происходит нагрев воды в порах камня с последующей кавитацией и появлением микроразрывов, что приводит к фрагментации камня [89, 90]. По причине того, что на сегодняшний день используются лазерные источники среднего ИК-диапазона, стоит говорить именно о втором варианте фототермического разрушения. В связи с высоким коэффициентом поглощения в воде, значительная часть подводимого излучения должна поглотиться в жидкости на пути к конкременту, что приведет к повышению темпера-

туры и давления с последующим повреждением окружающих тканей. Также исходя из принципа микроразрывной фрагментации МК, стоит брать во внимание возможность образования крупных осколков. Эти гипотезы подтверждаются экспериментальными данными, полученными при использовании гольмиевых и тулиевых лазеров [33, 34, 91, 92]. Для снижения повреждающих эффектов сегодня разрабатывают режимы обработки с новым сочетанием частоты следования, энергии импульсов, модуляцией их выходной формы – “пылефикация”, “попкорнинг”, “режим Моисея”, – однако это не дает существенного снижения негативных факторов [16, 21, 33]. Возможным решением данной проблемы является переход к лазерным источникам ближнего ИК-диапазона [89] с наилучшим соотношением коэффициентов поглощения материала камня и воды [93].

Однако мы считаем, что принцип фототермического механизма разрушения не позволяет значительно снизить интенсивность негативных факторов в связи с возникновением повреждающих термических эффектов из-за теплопередачи от сильно нагретого материала камня к окружающей его жидкости. При взаимодействии с мочевым конкрементом лазерного излучения пико- и фемтосекундных импульсов разрушение материала происходит под действием фотоабляционного эффекта. Материал конкремента подвергается процессу фотоионизации и образует плазменную смесь ионов и электронов. После ионизации и образования плазмы входящая лазерная энергия поглощается свободными электронами, обеспечивая ускорение и образование дополнительных свободных электронов. Число высокоскоростных свободных электронов достаточно велико, чтобы удалить материал образца [94], [95]. Благодаря отсутствию промежуточной фазы нагрева фотоабляционный механизм позволяет значительно снизить или полностью избежать негативных факторов операций по удалению МК. В табл. 2 представлены исследования, посвященные ЛЛ при помощи фемтосекундных лазеров.

На основании данных из табл. 2 видно, что ретропульсия при фемтосекундном разрушении мочевых конкрементов полностью отсутствует [39, 95, 96]. Такой феномен связан с низким значением энергии импульса, что подтверждается данными из статьи Орехова И.О. и др. [95], где величина ретропульсии при милли- и микросекундной обработке имела прак-

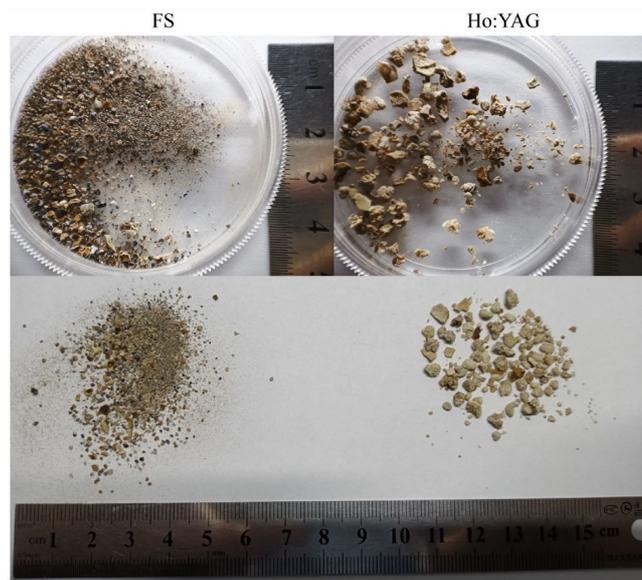


Рис. 2. Визуальное сравнение размера остаточных фракций после фемтосекундной (Yb:YAG, 20 мкДж/500 мкс) и милли/микросекундной (Ho:YAG, 0,2 Дж/50 мкс) обработки

тически линейную зависимость только от энергии импульса. Таким образом, становится понятно, что при использовании длинноимпульсных лазерных источников ретропульсия не может быть значительно снижена в связи с отсутствием возможности работать на столь малых энергиях импульса. Величина остаточных фракций для фемтосекундной ЛЛ отличались в разных работах, однако в обоих случаях было подтверждено снижение их размера по сравнению с обработкой лазерными импульсами милли- и микросекундной длительности, что показано на рис. 2 [39, 96].

Еще одним из основных фактов снижения уровня повреждающих тепловых воздействий является существенное уменьшение температуры вблизи зоны обработки. Для гольмиевой длинноимпульсной ЛЛ при средних мощностях 20, 13,5 и 7,5 Вт ее значения составляли 69, 66 и 53°C соответственно. Для иттербиевой фемтосекундной ЛЛ при средних мощностях 25, 15 и 10 Вт – 47, 44 и 42°C соответственно [91, 96]. Значение пикового давления ударной волны было также уменьшено [39]. Тем не менее, фемтосекундное разрушение мочевых конкрементов имеет недостаток по сравнению с существующими длинноимпульсными системами – скорость разрушения МК, меньшая примерно 2,2 раза при аналогичной подаваемой средней мощности, что может уве-

Таблица 2

Сравнение негативных факторов фемтосекундной и клинически используемой ЛЛ

Источник	Исследуемые источники	Основные параметры лазерного излучения	Негативные последствия операции
[39]	Фемтосекундный лазер Coherent Hydra 10, (Santa Clara, California)	Длина волны 800 нм Длительность импульса 140 фс Энергия импульса 0,9 мДж Частота следования 1...1000 Гц	Ретропульсия <15 мкм (с учетом реальных условий операции можно считать равной нулю) Диаметр остаточных фракций <20 мкм Пиковое давление ударной волны <2 бар
	Nd:YAG лазер (Lasag, KLS)	Длина волны 1060 нм Длительность импульса 100 нс Энергия импульса 22 мДж [98]	Ретропульсия <15 мкм Диаметр остаточных фракций <600 мкм Пиковое давление ударной волны >20 бар
[95]	TEMA-150 (AVESTA-PROJECT LLC, Россия)	Длина волны 1032 нм Длительность импульса 250 фс Энергия импульса 400 мкДж Частота следования 10; 15,6 и 25 кГц	При средней мощности 9 Вт: ретропульсия – 0 мм
	Тулиевый лазер	Длина волны 1940 нм Длительность импульса 0,2...2,5 мс Энергия импульса 0,2...2,5 Дж Частота следования 5...18 Гц	При средней мощности 9 Вт: ретропульсия ($E_{имп}=1,8$ Дж) – 9,6 мм
[96]	Фемтосекундный лазер (FemtoYL, Wuhan Anyang, Laser Technology Co., LTD, Wuhan, China)	Длина волны 1035 нм Длительность импульса 0,4...10 пс Энергия импульса 10...40 мкДж Частота следования 25...3200 кГц	Температура около зоны обработки (без ирригации): при 10 мкДж/1000 кГц или 50 мкДж/200 кГц – 42,2...42,7°C, при 10 мкДж/1500 кГц или 50 мкДж/300 кГц – 44,3...45,3°C, при 10 мкДж/2500 кГц или 50 мкДж/500 кГц – 46,7...47,8 °C
	Ho:YAG лазер (SRM-H3B, RAYKEEN, Shanghai, China)	Длина волны 2100 нм Длительность импульса сотни мкс...единицы мс Энергия импульса 0,2 Дж Частота следования 50 Гц	Визуальное сравнение размера остаточных фракций после фемтосекундной (Yb:YAG, 20 мкДж/500 кГц) и милли/микросекундной (Ho:YAG, 0,2 Дж/50 Гц) обработки (см. рис. 2)

личить время операции [95]. Однако, как мы считаем, это время может быть скомпенсировано отсутствием необходимости повторного поиска обрабатываемого камня в ходе операции, что свойственно существующим системам ЛЛ в связи с большим значением ретропульсии.

Дерматология

Начиная с 2010-х годов, в клиническую дерматологию были внедрены пикосекундные лазеры [25]. В табл. 3 приведены работы, в которых оценивалось снижение травматичности процедур, а также сроков постпроцедурного восстановления для пикосекундной обработки

по сравнению с длинноимпульсной. Стоит отметить, что нами был проанализирован целый ряд других работ по сравнению пикосекундных и милли-, микро- и наносекундных систем в дерматологии (некоторые из них [41, 43, 97, 98]), однако объектом их изучения служат только параметры эффективности обработки, например, эффективность лечения акне, рубцовой ткани, удаления татуировок.

На основании представленных данных видно, что при использовании лазерных источников пикосекундных импульсов степень тяжести практически осложнений всех типов снижается. Исключением является возникновение точечных кровотечений, однако интенсивность болевых ощущений для пикосекундных

Таблица 3

Сравнение негативных факторов пикосекундной и длинноимпульсной лазерной дерматологии

Источник	Параметры лазерного источника	Негативные последствия процедуры
[26]	Пикосекундный Nd:YAG лазер (PicoLOTM; Laseroptek, Соннам, Корея): Длина волны 1064 нм Длительность импульса 450 пс Флюенс 130...430 мДж/см ² Число проходов 4...8	Лечение атрофических рубцов <i>Постпроцедурные осложнения:</i> эритема (0...3) – 1,5±0,8, отеки (0...3) – 0,9±0,5, сухость (0...3) – 0,8±0,5, приходящее точечное кровотечение – 9/25, гиперпигментация – 0/25, вторичное рубцевание – 0/25, продолжительность осложнений, дней – 1,7±1,1 <i>Изменение по шкале клинической оценки угревых рубцов за 4 процедуры:</i> для V-типа атрофических рубцов – с 26,0 до 16,7, для U-типа атрофических рубцов – с 39,2 до 19,2, для M-типа атрофических рубцов – с 51,0 до 14,4
	Фракционный лазер на эрбиевом стекле неабляционного действия (Fraxel SR 1500; Solta Medical, Hayward, Калифорния, США): Длина волны 1550 нм Длительность импульса 10 мс Флюенс 25...35 Дж/см ² Число проходов 4...8	Лечение атрофических рубцов <i>Постпроцедурные осложнения:</i> эритема (0...3) – 1,9±0,6, отеки (0...3) – 1,3±0,6, сухость (0...3) – 1,7±0,4, точечное кровотечение – 0/25, гиперпигментация – 4/25, вторичное рубцевание – 0/25, продолжительность осложнений, дней – 2,6±1,3 <i>Изменение по шкале клинической оценки угревых рубцов за 4 процедуры:</i> для V-типа атрофических рубцов – с 23,7 до 17,9, для U-типа атрофических рубцов – с 41,5 до 24,6, для M-типа атрофических рубцов – с 48,1 до 22,1
[27]	Пикосекундный Nd:YAG лазер (DiscoveryPICO, QuantaSystem, S.p.A., Самарате, Италия) с микролинзовым объективом: Длина волны 1064 нм Длительность импульса 10 мс Флюенс 300...400 мДж/см ² Число проходов 1	Лечение шрамов акне <i>Постпроцедурные осложнения:</i> Длительность сохранения эритемы, дней – 4,54±1,61, гиперпигментация – 2/30, точечное кровотечение – 10/30, интенсивность болевых ощущений, отн. ед. – 4,31±1,68
	Фракционный волоконный эрбиевый лазер (Finescan®; TNC Medditron Co., Ltd., Бангкок, Тайланд) с микролинзовым объективом: Длина волны 1550 нм Длительность импульса единицы мс Флюенс 25...30 Дж/см ² Число проходов 1	Лечение шрамов акне <i>Постпроцедурные осложнения:</i> Длительность сохранения эритемы, день – 4,43±1,48, гиперпигментация – 3/30, точечное кровотечение – 0/30, интенсивность болевых ощущений, отн. ед. – 5,65±1,56

лазеров при этом все равно остается ниже [26, 27]. Также стоит отметить, что эффективность таких лазерных установок выше [26, 99], из чего следует меньшее необходимое количество процедур для достижения аналогичного результата. Помимо пикосекундных Nd:YAG лазеров в дерматологической практике применяются александритовые пикосекундные лазеры,

продемонстрировавшие высокую эффективность как в комбинации с другими лазерными источниками, так и при одиночном использовании [100–102]. К сожалению, пикосекундным дерматологическим и косметологическим процедурам все еще сопутствуют выраженные болевые ощущения и постпроцедурные осложнения. Перспективным способом избавления от

них является использование источников еще более коротких импульсов [103]. Однако высокая средняя мощность и длительность импульса порядка десятков и сотен фемтосекунд является серьезной проблемой для создания лазерных установок с волоконным каналом доставки в связи с высоким влиянием нелинейных оптических эффектов [104], что может усложнить процесс изготовления таких аппаратов и, как следствие, повысить их стоимость.

Таким образом, важной задачей является нахождение оптимальной длительности импульса, при которой паразитных тепловых эффектов уже не будет, а интенсивность нелинейных эффектов еще недостаточно велика. Времена всех характерных типов релаксации, таких как время передачи энергии от электрона к иону и время релаксации для электронной теплопроводности, составляют несколько пикосекунд [94], следовательно длительность лазерного импульса в диапазоне от 1 до 5 пс будет удовлетворять обоим требованиям. Тем не менее, мы все равно считаем, что в будущем использование в дерматологии и косметологии лазерных импульсов фемтосекундной длительности будет оправдано – такое излучение может активировать ремоделирование кожных тканей благодаря повышению уровня матриксных металлопротеиназ ММП3 и ММП9, при этом растет количество белка TNF- α (фактор некроза опухоли альфа). Это показывает активацию врожденного иммунного ответа, сопровождающего восстановление коллагена и эластина в слоях дермы [103].

Офтальмология

Офтальмология на данный момент является единственной областью медицины, в которой фемтосекундные лазеры активно применяются в клинике. Установки на их основе продемонстрировали большую прецизионность воздействий во время операции с меньшей интенсивностью постоперационных осложнений [28, 68]. Так, при проведении операций коррекции зрения фемтосекундное лазерное излучение позволяет создавать роговичные лоскуты равномерной величины, в то время как при использовании традиционного микрокератома в операции LASIK стандартное отклонение толщины лоскута составляет 25 мкм [105, 106]. Также хирурги могут выбирать положение и диаметр петли роговичного лоскута с помощью фемтосекундного лазера, что редко достигается при использовании обычных микрокерато-

мов [107]. Помимо этого, колебания внутриглазного давления при FemtoLASIK ниже, чем при "LASIK" на 33,25...55,86 % в зависимости от этапа операции [108]. С точки зрения анализа постоперационных осложнений стоит рассмотреть несколько параметров: сферические aberrации значительно ниже в глазах, подвергшихся операции FemtoLASIK, чем при микрокератомной LASIK [109, 110], сухость глаз и визуальная реабилитация при обработке фемтосекундным лазером вместо микрокератома были ниже и быстрее соответственно [111, 112]. Альтернативное применение фемтосекундных лазеров для коррекции рефракционной способности глаза – технология SMILE – обеспечивает улучшение качество операций, повышая механическую стойкость глаза в постоперационном периоде. Так, в исследовании [113], прочность роговицы на разрыв составила 75 % после SMILE, 68 % после фоторефрактивной кератэктомии и 54 % после LASIK. Таким образом, данный вид операции не накладывает на пациента никаких постоперационных ограничений, длительность полного восстановления будет ниже по сравнению с другими видами коррекции зрения [64].

Использование лазерного излучения фемтосекундных импульсов повышает качество операций по лечению катаракты: помимо преимуществ, связанных с созданием прецизионных разрезов в передней капсуле хрусталика [65], фемтосекундные лазеры позволяют проводить операционное лечение в осложненных случаях: при предшествующей радикальной кератэктомии [114], на глазах с подвывихом хрусталика, а также в других случаях [115].

Однако мы предполагаем, что фемтосекундные лазеры могут решать новые задачи в лазерной офтальмологии. Как было сказано ранее, неправильный расчет оптической силы ИОЛ, рефракционные ошибки, а также ее деградация по истечении времени требует повторной операции по ее замене [71, 72], что значительно отягощает лечебный процесс как для пациента, так и для хирурга, увеличивая финансовые затраты медицинской организации. Возможно применение интраокулярных линз с магнитной регулировкой или жидкокристаллических интраокулярных адаптивных линз. Однако использование ИОЛ с магнитной регулировкой затрудняется из-за необходимости создания уникальных для каждого пациента дополнительных компонент, а использование жидкокристаллических ИОЛ – из-за не-

обходимости обеспечения ее биологической совместимости с тканями глаза. Перспективным решением данной проблемы является нанесение микроструктур в объеме ИОЛ фемтосекундным лазерным излучением, что приводит к изменению гидрофильности целевой области. Этот эффект в сочетании с нанесенным двумерным рисунком позволяет создать преломляющую или дифракционную линзу внутри материала. Таким образом, достигается необходимое изменение показателя преломления, тем самым корректируется острота зрения после операции по замене хрусталика [72, 116, 117].

Стоматология

Как было показано ранее, в стоматологии лазерные установки используются как для обработки мягких тканей, так и для воздействия на твердые [74, 118]. В связи со схожестью лазерной обработки мягких тканей в стоматологии и дерматологии с точки зрения взаимодействия излучения с веществом [80], здесь будет сделан акцент на лазерной обработке твердых тканей зуба – эмали и дентина. Фототермический эффект длинноимпульсных источников приводит к нагреву пульпы. Таким образом, внедрение фемтосекундных лазеров может быть перспективным методом для дальнейшего снижения негативных эффектов, сопутствующих данным операциям. При взаимодействии фемтосекундного лазерного излучения с дентином и эмалью не происходит плавления, карбонизации или образования трещин. Также такое воздействие характеризуется высокой пори-

стостью обработанных границ эмали и дентина и появлением многочисленных взаимосвязанных пор, что увеличивает адгезию зубных тканей с полостью зуба (см. рис. 3) [119].

Помимо этого, абляционное воздействие фемтосекундных импульсов приводит к запечатыванию дентинных канальцев. Это является преимуществом для профилактики и лечения ранних стадий кариозных поражений, ткани становятся более устойчивы к развитию нового кариеса [120]. В работе Rapp L. et al [86] измерялся ключевой негативный эффект для данного типа процедур – изменение температуры около зоны обработки. Длина волны лазерного излучения составляла 1030 нм при длительности импульсов 275 фс, энергии импульса 140 мкДж, частоте следования импульсов 133 кГц и средней мощности 18,6 Вт. Температура повысилась на 5,5°C до 27°C за 3 минуты 25 секунд. Стоит отметить, что при проведении эксперимента обрабатываемый зуб был теплоизолирован, таким образом, при учете теплопередачи к соседним твердым и мягким тканям ротовой полости в условиях процедуры время нетравматической обработки будет больше. Совместно с отсутствием повреждающих эффектов, фемтосекундное удаление твердых тканей зуба характеризует высокая скорость обработки материала: при средней мощности 18,6 Вт для дентина и эмали – 28 и 16 мм³/мин соответственно, при средней мощности 40 Вт – 88 и 37,2 мм³/мин.

В другой работе [119] для излучения на длине волны 1030 нм с длительностью импульса 310 фс при средней мощности 5 Вт были получены более высокие скорости

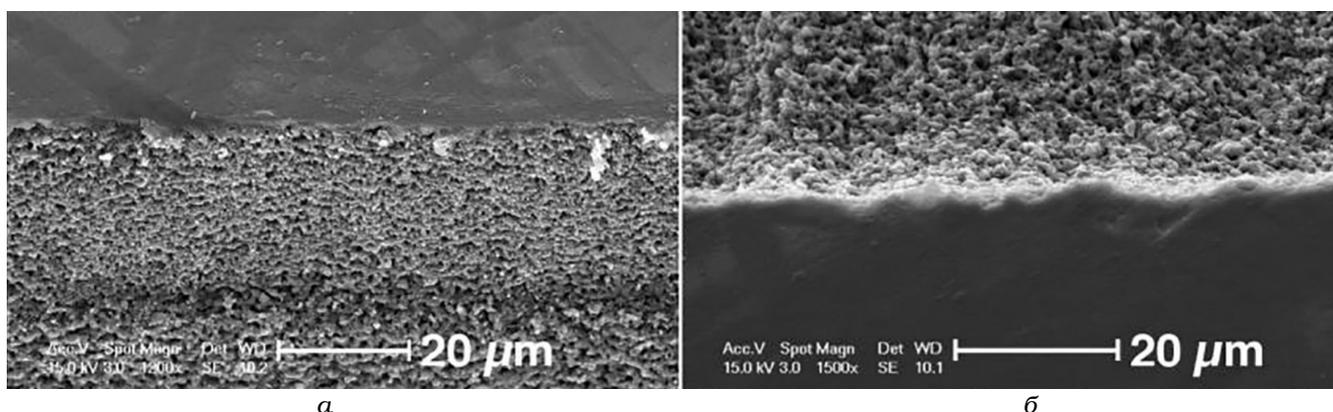


Рис. 3. Сравнение микроструктуры нетронутой и аблированной зоны: а – эмаль (сверху – необработанная зона, снизу – аблированная); б – дентин (сверху – аблированная зона, снизу – необработанная)

обработки: $3,33 \text{ мм}^3/\text{с}$ для дентина и $2,85 \text{ мм}^3/\text{с}$ для эмали. Помимо традиционного способа лечения кариеса, фемтосекундные лазеры могут осуществлять его профилактику путем реминерализации тканей дентина. Так, в работе [121] импульсами длительностью 100 фс при средней мощности 300 мВт на длинах волн 390, 445 и 780 нм была проведена активация биологических комплексов, в результате чего в обрабатываемых тканях повысилась концентрация соединений кальция, фосфора, углерода и магния.

Заключение

Проведен обзор повреждающих факторов и осложнений, возникающих в ходе проведения наиболее популярных лазерных процедур в урологии, дерматологии, офтальмологии и стоматологии, а также анализ их зависимости от параметров лазерного излучения. При анализе литературы было установлено, что основной причиной всех повреждающих эффектов является фототермическое воздействие света на ткани организма. Таким образом, необходим переход от фототермического к фотоионизационному методу обработки тканей, что возможно при снижении длительности импульса до единиц пикосекунд или меньше, в связи со временем всех характерных времен релаксаций [94].

Далее было проведено сравнение источников лазерных импульсов такой длительности с длинноимпульсными лазерными установками, эксплуатируемыми в урологии, дерматологии, офтальмологии и дерматологии. В урологии в лазерной литотрипсии такое сравнение показало возможность проведения операции при температуре соседних тканей около 40°C (для длинноимпульсных лазеров – около 60°C), возможность полного отсутствия ретропульсии, минимизации размера остаточных фракций (уменьшение размера на три порядка) и пикового давления ударной волны (<2 бар). Более низкая скорость разрушения МК может быть скомпенсирована отсутствием времени, необходимого на повторный поиск камня, в связи с нулевой величиной ретропульсии. В дерматологии Nd:YAG (1064/532 нм) и александритовые (755 нм) лазеры с длительностью импульсов в сотни пикосекунд показали снижение интенсивности и продолжительности таких осложнений, как эритема, отек, су-

хость, гиперпигментация, вторичное рубцевание. Важно отметить, что вместе с этим обработка такими лазерами дает возможность достичь большей эффективности процедур, что позволяет снизить их количество. Также было предложено решение для дальнейшего уменьшения повреждающего термического воздействия – сокращение длительности импульса до единиц пикосекунд. Еще более короткие импульсы не обеспечат большего снижения негативных факторов. При этом в связи с выросшим влиянием нелинейных эффектов возрастает сложность изготовления и стоимость лазерных установок. Тем не менее, мы все равно считаем, что в будущем использование в дерматологии и косметологии лазерных импульсов фемтосекундной длительности будет оправдано – такое излучение может активировать ремоделирование кожных тканей.

Офтальмология является единственной областью медицины, в которую на данный момент полноценно внедрены фемтосекундные лазеры. Это связано со статичностью пациента и установки в ходе операции. Манипуляция лазерным излучением осуществляется автоматически в небольшом пространственном диапазоне по причине малого размера человеческого глаза. Поэтому реализация такой лазерной установки возможна без гибкого канала передачи излучения высокой пиковой мощности. Фемтосекундные лазеры позволили снизить частоту постоперационных осложнений, а также открыли возможность для лечения осложненных случаев катаракты. Тем не менее, на основании статистики о неправильном подборе оптической силы интраокулярных линз был сделан вывод о необходимости коррекции ее показателя преломления для обеспечения остроты зрения пациента. Анализ литературы показал возможность осуществления этой процедуры, путем нанесения на ИОЛ микроструктур.

В стоматологии при обработке твердых тканей дентина и эмали наиболее существенным негативным фактором является повышение температуры пульпарных стенок в связи с их высокой температурной чувствительностью. Фемтосекундные лазеры показали возможность разрушения с высокими скоростями тканей дентина и эмали – 28 и $16 \text{ мм}^3/\text{мин}$ соответственно, без превышения термического порога раздражения, составляющего $5,5^\circ\text{C}$. Помимо этого, была обнаружена возможность эффективной профилактики кариесных заболеваний путем реминерализации тканей денти-

на. Такой эффект достигался благодаря фемтосекундной активации специальных биологических комплексов.

Однако для реализации лазерных установок субпико- или фемтосекундных импульсов во всех вышеописанных областях медицины, кроме офтальмологии, требуется наличие гибкого канала доставки излучения с низким уровнем оптических потерь. При средней мощности лазерного излучения порядка 10 Вт (получение скорости обработки материала, схожей с длинноимпульсными аналогами), длительности импульса 1 пс и энергии импульса 10...50 мкДж (энергия импульса, при которой была зафиксирована эффективная абляция мочевого конкремента в фемтосекундной ЛЛ) пиковая мощность будет составлять десятки МВт. На данный момент на рынке не представлен коммерчески доступный канал доставки такого излучения. Разработка требуемого передающего канала возможна на основе полых волокон, которые продемонстрировали возможность эффективного распространения в нем излучения субпикосекундных импульсов пиковой мощностью до 100 МВт [122, 123].

Анализ, проведенный в ходе этой работы, показал, что лазерные источники субпико- и фемтосекундных импульсов имеют существенный потенциал в таких областях медицины, как урология, дерматология, офтальмология и стоматология, в связи с низкой интенсивностью повреждающих термических эффектов, малыми сроками восстановления, а также возможностью проведения уникальных процедур и операций. Практическая реализация и клиническое внедрение лазерных установок на их основе на сегодняшний день невозможны, в связи с отсутствием подходящего гибкого канала доставки такого излучения. Однако существуют технические решения, которые могут решить данную задачу в ближайшие годы.

Благодарность

Исследование перспектив применения лазеров ультракоротких импульсов в офтальмологии выполнено при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации по проекту государственного задания проект № FSN-2024-0018. Исследование перспектив применения лазеров ультракоротких импульсов в урологии, дерматологии и стоматологии выполнено при финан-

совой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации по проекту № 075-02-2024-1519.

Конфликты интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Список литературы

1. Jelinkova' H. Introduction: The history of lasers in medicine. *Lasers for Medical Applications: Diagnostics, Therapy and Surgery*, Elsevier Ltd. 2013; 1-13. <https://doi.org/10.1533/9780857097545.1>.
2. Zaret M, Breinin G, Schmidt H, Ripps H, Siegel I, Solon L. Ocular Lesions Produced by an Optical Maser (Laser). *Science*. 1961 Nov 10; 134 (3489): 1525-6.
3. Campbell C et al. Clinical Studies in Laser Photocoagulation. *Arch Ophthalmol*. 1965 Jul; 74 (6): 57-65. <https://doi.org/10.1001/archophth.1965.00970040059014>.
4. Goldman L, Blaney D, Kindel D et al. Pathology of the Effect of the Laser Beam on the Skin. *Nature*. 1963; 197, 912-4. <https://doi.org/10.1038/197912b0>.
5. Goldman L. Laser Treatment of Melanomas. *Laser Cancer Research. Recent Results in Cancer Research*, 1966; 4: 33-42. https://doi.org/10.1007/978-3-642-87268-6_8.
6. Goldman L. Surgery by Laser for Malignant Melanoma. *J. Dermatol. Surg. Oncol*. 1979 Feb; 5 (2): 141-4. <https://doi.org/10.1111/j.1524-4725.1979.tb00628.x>.
7. Mohammadi Z. Laser applications in endodontics: an update review. *Int Dent J*. 2009 Feb; 59 (1): 35-46. https://doi.org/10.1922/IDJ_2006Mohammadi12.
8. Watson G, Wickham J. Initial experience with a pulsed dye laser for ureteric calculi. *Lancet*. 1986 Jun; 327 (8494): 1357-8. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(86\)91667-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)91667-3).
9. Edholm P, Jacobson B. Detection of aortic atheromatosis in vivo by reflection spectrophotometry. *J Atheroscler Res*. 1965 Nov; 5 (6): 592-5. [https://doi.org/10.1016/S0368-1319\(65\)80035-7](https://doi.org/10.1016/S0368-1319(65)80035-7).
10. Fitzmaurice M et al. Argon ion laser-excited autofluorescence in normal and atherosclerotic aorta and coronary arteries: Morphologic

- studies. *Am Heart J.* 1989 Nov; 118 (5): 1028-38. [https://doi.org/10.1016/0002-8703\(89\)90239-1](https://doi.org/10.1016/0002-8703(89)90239-1).
11. Campbell C et al. The Application of Fiber Laser Techniques to Retinal Surgery. *Arch Ophthalmol.* 1964 Dec; 72 (6): 850-7. <https://doi.org/10.1001/archopht.1964.00970020852022>.
 12. Bahmer F. (1988). Neodym: YAG-Laser in der Dermatologie. Gegenwaertiger Stand der operativen Dermatologie. Fortschritte der operativen Dermatologie, Springer, Berlin, Heidelberg. 1988; 4. https://doi.org/10.1007/978-3-642-73751-0_4.
 13. Ebert A, Stangl J, Kueyhn R, Schafhauser W. Der frequenzverdoppelte doppel-puls-Neodym: YAG-laser (FREDDY) bei urolithiasis. Erste klinische erfahrungen. *Urologe - Ausgabe A.* 2003 Jun; 42 (6): 825-33. <https://doi.org/10.1007/s00120-002-0289-9>.
 14. Phipps J, Marcu L. Lasers in cardiology. *Lasers for Medical Applications: Diagnostics, Therapy and Surgery.* 2013 Jan; 490-508. <https://doi.org/10.1533/9780857097545.4.490>.
 15. Herrmann T et al. Insertion Sheaths Prevent Breakage of Flexible Ureteroscopes Due to Laser Fiber Passage: A Video-Endoluminal Study of the Working Channel. *J Endourol.* 2010 Nov; 24 (11): 1747-51. <https://doi.org/10.1089/end.2009.0298>.
 16. Denstedt J, Gabrigna Berto F. Thulium fiber laser lithotripsy: Is it living up to the hype? Editorial Office of Asian Journal of Urology. 2023 Jul 1; 10 (3): 289-97. <https://doi.org/10.1016/j.ajur.2022.11.003>.
 17. Aldoukhi A, Roberts W, Hall T, Teichman J, Ghani K. Understanding the Popcorn Effect During Holmium Laser Lithotripsy for Dusting. *Urology.* 2018 Dec; 122: 52-7. <https://doi.org/10.1016/j.urology.2018.08.031>.
 18. Nguyen L, Schneider S, Herberger K. Picosecond lasers in dermatology. *Dermatologie.* 2023 Jun; 74 (6): 440-7. <https://doi.org/10.1007/s00105-023-05144-3>.
 19. Karimi M, Sarmadi S, Chiniforush N, Behforouz A. Effect of Nd:YAG and 980 nm Diode laser irradiation as a hypersensitivity treatment on shear bond strength of metal orthodontic brackets to enamel. *Laser Ther.* 2023 Dec; 30 (2). <https://doi.org/10.4081/ltj.2023.371>.
 20. Corrales M, Sierra A, Traxer O. Moses and Moses 2.0 for Laser Lithotripsy: Expectations vs. Reality. *J Clin Med.* 2022 Aug 01; 11 (16). <https://doi.org/10.3390/jcm11164828>.
 21. Elhilali M, Badaan S, Ibrahim A, Andonian S. Use of the Moses Technology to Improve Holmium Laser Lithotripsy Outcomes: A Preclinical Study. *J Endourol.* 2017 Jun; 31 (6): 598-604. <https://doi.org/10.1089/end.2017.0050>.
 22. Kang H, Lee H, Teichman J, Welch A. Comparison of urinary calculus fragmentation during Ho:YAG and Er:YAG lithotripsy. *Photonic Therapeutics and Diagnostics.* SPIE. 2005 Apr; 159. <https://doi.org/10.1117/12.589455>.
 23. Orekhov I et al. Properties of scalable chirped-pulse optical comb in erbium-doped ultrafast all-fiber ring laser. *Fibers.* 2021 Jun; 9 (6). <https://doi.org/10.3390/fib9060036>.
 24. Sazonkin S et al. Analysis of the Passive Stabilization Methods of Optical Frequency Comb in Ultrashort-Pulse Erbium-Doped Fiber Lasers. *Fibers, MDPI.* 2022 Oct 01; 10 (88). <https://doi.org/10.3390/fib10100088>.
 25. Freedman J, Kaufman J, Metelitsa A, Green J. Picosecond lasers the next generation of short-pulsed lasers. *Sem Cutan Med Surg.* 2014; 33: 164-8. <https://doi.org/10.12788/j.sder.0117>.
 26. Kwon H et al. Comparison of a 1064-nm neodymium-doped yttrium aluminum garnet picosecond laser using a diffractive optical element vs. a nonablative 1550-nm erbium-glass laser for the treatment of facial acne scarring in Asian patients: a 17-week prospective, randomized, split-face, controlled trial. *J Eur Acad Dermatol Venereol.* 2020 Dec; 34 (12): 2907-13. <https://doi.org/10.1111/jdv.16643>.
 27. Chayavichitsilp P, Limtong P, Triyankulsri K, Pratumchart N. Comparison of fractional neodymium-doped yttrium aluminum garnet (Nd:YAG) 1064-nm picosecond laser and fractional 1550-nm erbium fiber laser in facial acne scar treatment. *Lasers Med Sci.* 2020 Apr; 35 (3): 695-700. <https://doi.org/10.1007/s10103-019-02891-5>.
 28. Hassaan Ali M. Femto-LASIK: The recent innovation in laser assisted refractive surgery. *J Pak Med Assoc.* 2017 Apr; 67 (4): 609-15.
 29. Лопаткин НА. Урология. Национальное руководство. М.: Гэотар-Медиа. 2013: 610-36. Lopatkin NA. *Urology. National Manual.* М. 2013: 610-36.
 30. Комьяков БК. Урология. 2-е изд. М: Гэотар-Медиа, 2018: 480. Komyakov BK. *Urology.* 2nd ed. М. 2018: 480.

31. Teichman JMH, Vassar GJ, Glickman RD. Holmium:yttrium-aluminum-garnet lithotripsy efficiency varies with stone composition. *Urology*. 1998;52 (3).
32. Vassar GJ, Teichman JMH, Glickman RD. Holmium:YAG lithotripsy efficiency varies with energy density. *The Journal of Urology*. 1998; 160: 471-6.
33. Ventimiglia E, Doizi S, Kovalenko A, Andreeva V, Traxer O. Effect of temporal pulse shape on urinary stone phantom retropulsion rate and ablation efficiency using holmium:YAG and super-pulse thulium fibre lasers. *BJU Int*. 2020 Jul; 126 (1): 159-67. <https://doi.org/10.1111/bju.15079>.
34. Gu R, Li Z, Lei C, Li S, Wang D, Wang X. Thulium-Doped Fiber Laser and Its Application in Urinary Lithotripsy. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2023 Aug 01; 43 (4): 351-61. <https://doi.org/10.1007/s40846-023-00813-z>.
35. Chicaud M et al. Thulium:YAG laser: a good compromise between holmium:YAG and thulium fiber laser for endoscopic lithotripsy? A narrative review. *World J Urol*. 2023 Dec; 41 (12): 3437-47. <https://doi.org/10.1007/s00345-023-04679-3>.
36. Petzold R, Miernik A, Suarez-Ibarrola R. In Vitro Dusting Performance of a New Solid State Thulium Laser Compared to Holmium Laser Lithotripsy. *J Endourol*. 2021 Feb; 35 (2): 221-25. <https://doi.org/10.1089/end.2020.0525>.
37. Gul T. Successful treatment of renal staghorn stones with exible ureteroscopy and Thulium Fiber Laser (TFL) lithotripsy: a prospective study. 2024 Jan 3. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-3823942/v1>.
38. Petzold R, Miernik A, Suarez-Ibarrola R. Retropulsion force in laser lithotripsy - an in vitro study comparing a Holmium device to a novel pulsed solid-state Thulium laser. *World J Urol*. 2021 Sep; 39 (9): 3651-6. <https://doi.org/10.1007/s00345-021-03668-8>.
39. Teichman JMH. Femtosecond laser lithotripsy: feasibility and ablation mechanism. *J Biomed Opt*. 2010 Mar; 15 (2): 028001. <https://doi.org/10.1117/1.3368998>.
40. Moe OW. Kidney stones: pathophysiology and medical management. *The Lancet*. 2006 Jan; 367 (9507): 333-44. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(06\)68071-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(06)68071-9).
41. Yim S, Lee YH, Choi YJ, Kim WS. Split-face comparison of the picosecond 1064-nm Nd:YAG laser using a microlens array and the quasi-long-pulsed 1064-nm Nd:YAG laser for treatment of photoaging facial wrinkles and pores in Asians. *Lasers Med Sci*. 2020 Jun; 35 (4): 949-56. <https://doi.org/10.1007/s10103-019-02906-1>.
42. Knight JM, Kautz G. Sequential facial skin rejuvenation with intense pulsed light and non-ablative fractionated laser resurfacing in Fitzpatrick skin type II-IV patients: A prospective multicenter analysis. *Lasers Surg Med*. 2019 Feb; 51 (2): 141-9. <https://doi.org/10.1002/lsm.23007>.
43. Saluja R, Gentile RD. Picosecond Laser: Tattoos and Skin Rejuvenation. *W.B. Saunders*. 2020 Feb 01; 28 (1): 87-100. <https://doi.org/10.1016/j.fsc.2019.09.008>.
44. Seago M et al. Laser Treatment of Traumatic Scars and Contractures: 2020 International Consensus Recommendations. *Lasers Surg Med*. 2020 Feb; 52 (2): 96-116. <https://doi.org/10.1002/lsm.23201>.
45. Kim H, Pyo H, Kim H, Kang HW. Micro-lens arrays (MLA)-assisted fractional photothermal therapy for effective cancer treatment. *Eur Conf Biomed Optics* 2021.
46. Bashkatov AN et al. Optical properties of human stomach mucosa in the spectral range from 400 to 2000 nm: Prognosis for gastroenterology. *Med Laser Appl*. 2007 Oct; 22 (2): 95-104. <https://doi.org/10.1016/j.mla.2007.07.003>.
47. Bendsoe N, Svanberg K. Lasers in dermatology. *Lasers for Medical Applications: Diagnostics, Therapy and Surgery*. 2013: 459-89. <https://doi.org/10.1533/9780857097545.4.459>.
48. Guo H et al. A review of ultrafast laser micro/nano fabrication: Material processing, surface/interface controlling, and devices fabrication. *Nano Res*. May 2024. <https://doi.org/10.1007/s12274-024-6644-z>.
49. Sakamoto FHAM, Anderson RR. Lasers and other energy technologies principles and skin interactions. *Dermatology*. 2011 Dec: 2251-3.
50. Friedmann DP, Tzu JE, Kauvar ANB, Goldman MP. Treatment of facial photodamage and rhytides using a novel 1,565 nm non-ablative fractional erbium-doped fiber laser. *Lasers Surg Med*. 2016 Feb; 48 (2): 174-80. <https://doi.org/10.1002/lsm.22461>.
51. Farkas JP, Richardson JA, Hoopman J, Brown SA, Kenkel JM. Micro-island damage with a nonablative 1540-nm Er: Glass fractional laser device in human skin. *J Cosmet Derma-*

- tol. 2009; 8 (2): 119-26. <https://doi.org/10.1111/j.1473-2165.2009.00441.x>.
52. Bintanjoyo L, Indramaya DM. Application of Picosecond Laser in Dermatology. *Berkala Ilmu Kesehatan Kulit dan Kelamin*. 2023 Jul; 35 (2): 158-62. <https://doi.org/10.20473/bikk.V35.2.2023.158-162>.
53. O'Connor K, Bin Cho S, Chung HJ. Wound Healing Profile After 1064- and 532-nm Picosecond Lasers With Microlens Array of In Vivo Human Skin. *Lasers Surg Med*. 2021 Oct; 53 (8): 1059-64. <https://doi.org/10.1002/lsm.23390>.
54. Wu DC, Goldman MP, Wat H, Chan HHL. A Systematic Review of Picosecond Laser in Dermatology: Evidence and Recommendations. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2021 Jan; 53 (1): 9-49. <https://doi.org/10.1002/lsm.23244>.
55. Torbeck RL, Schilling L, Khorasani H, Dover JS, Arndt KA, Saedi N. Evolution of the Picosecond Laser: A Review of Literature. *Dermatol Surg*. 2019 Feb; 45 (2): 183-94. <https://doi.org/10.1097/DSS.0000000000001697>.
56. Reinstein D. Coming of Age. Why SMILE is my procedure of choice for low-to-moderate myopia. *Ophthalmologist*. 2016 Dec; 36: 14-6.
57. Wilson SE, Marino GK, Medeiros CS, Santhiago MR. Phototherapeutic keratectomy: Science and art. *Refract Surg*. 2017 Mar 01; 33 (3): 203-10. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20161123-01>.
58. How WW, Manche EE. Conductive Keratoplasty and Laser Thermal Keratoplasty. *Int Ophthalmol Clin*. 2002; 42 (4): 99-106. <https://doi.org/10.1097/00004397-200210000-00010>.
59. Wilson SE. Biology of keratorefractive surgery-PRK, PTK, LASIK, SMILE, inlays and other refractive procedures. *Exp Eye Res*. 2020 Sep; 198: 108136. <https://doi.org/10.1016/J.EXER.2020.108136>.
60. Geerling G, Sekundo W. Phototherapeutic keratectomy. Undesirable effects, complications, and preventive strategies. *Ophthalmologie*. 2006 Jul; 103 (7): 576-82. <https://doi.org/10.1007/s00347-006-1358-z>.
61. Yesilirmak N, Davis Z, Yoo SH. Refractive Surgery (SMILE vs. LASIK vs. Phakic IOL). *Int Ophthalmol Clinics*. 2016 Jul 01; 56 (3): 137-47. <https://doi.org/10.1097/IIO.000000000000120>.
62. Kymionis GD et al. Comparative study of stromal bed of LASIK flaps created with femtosecond lasers (IntraLase FS150, WaveLight FS200) and mechanical microkeratome. *Br J Ophthalmol*. 2014 Jan; 98 (1): 133-7. <https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2013-304023>.
63. Rashid H, Ashrif A, Bakar A, Arsad N, Ahmad H, Reaz MI. Fabrication and Characterization of Near Infrared Molybdenum Disulfide/Silicon Heterojunction Photodetector by Drop Casting Method Optical Sensing Performance of Multimode Polymer Optical Fiber (POF) Coated with ZnO towards Methanol Vapour View project Human Emotion During Driving View project Fabrication and Characterization of Near Infrared Molybdenum Disulfide/Silicon Heterojunction Photodetector by Drop Casting Method. 2021 Apr. <https://doi.org/10.20944/preprints202104.0119.v1>.
64. Ahmed AA, Hatch KM. Advantages of Small Incision Lenticule Extraction (SMILE) for Mass Eye and Ear Special Issue. *Semin Ophthalmol*. 2020 May 18; 35 (4): 224-31. <https://doi.org/10.1080/08820538.2020.1807028>.
65. Agarwal K, Hatch K. Femtosecond Laser Assisted Cataract Surgery: A Review. *Semin Ophthalmol*. 2021; 36 (8): 618-27. <https://doi.org/10.1080/08820538.2021.1890792>.
66. Mastropasqua L, Toto L, Mastropasqua A et al. Femtosecond laser versus manual clear corneal incision in cataract surgery. *J Refract Surg*. 2014; 30 (1): 27-33. <https://doi.org/10.3928/1081597X-20131217-03>.
67. Hell SW, Weinreb RN, Bille Editor JF. High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology New Frontiers in Biomedical Optics Forewords by.
68. Roberts HW, Day AC, O'Brart DPS. Femtosecond laser-assisted cataract surgery: A review. *Eur J Ophthalmol*. 2020 May 01; 30 (3): 417-29. <https://doi.org/10.1177/1120672119893291>.
69. Nagy ZZ et al. Complications of femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2014 Jan; 40 (1): 20-8. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2013.08.046>.
70. Murphy C, Tuft SJ, Minassian DC. Refractive error and visual outcome after cataract extraction. *J Cataract Refract Surg*. 2002; 28: 62-6.
71. Aristeidou A et al. The evolution of corneal and refractive surgery with the femtosecond laser. *Eye and Vision, BioMed Central Ltd*. 2015 Dec 01; 2: 12. <https://doi.org/10.1186/s40662-015-0022-6>.

72. Sahler R, Bille JF, Enright S, Chhoeung S, Chan K. Creation of a refractive lens within an existing intraocular lens using a femtosecond laser. *J Cataract Refract Surg*. 2016; 42: 1207-15. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2016.05.005>.
73. Shanvi Dr, Aggarwal Dr D. Lasers in dentistry: illuminating the future of oral care. *Futuristic Trends in Medical Sciences*. 2024; 3 (20): 16-8. <https://doi.org/10.58532/v3bfms20p1ch4>.
74. Mendes STC, Pereira CS, Oliveira JL, Santos VCS, Gonzalves BB, Mendes DC. Treatment of dentin hypersensitivity with laser: systematic review. *Brazilian Journal of Pain*. 2021 Jun; 4 (2): 152-60. <https://doi.org/10.5935/2595-0118.20210025>.
75. Saydjari Y, Kuypers T, Gutknecht N. Laser Application in Dentistry: Irradiation Effects of Nd:YAG 1064 nm and Diode 810 nm and 980 nm in Infected Root Canals - A Literature Overview. Hindawi Limited. 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/8421656>.
76. Xue VW, Zhao IS, Yin IX, Niu JY, Lo ECM, Chu CH. Effects of treatment combining 9300 nm carbon dioxide lasers and fluoride on prevention of enamel caries: A systematic review and meta-analysis. *Appl Sci*, MDPI. 2021 Apr; 11 (9). <https://doi.org/10.3390/app11093996>.
77. Droubi A, Ayoubi H, Kassis. J The effect of diode compared to Erbium: YAG lasers on radicular dentin micro hardness during root canal treatment (a comparative in vitro study). *Lasers Dent Sci*. 2024 Dec, 8 (1). <https://doi.org/10.1007/s41547-024-00245-1>.
78. Rafeie N, Rashidi M, Chiniforush N, Valizadeh S, Omrani LR. Effect of ER: YAG Laser Treatment on the Bond Strength of Self-adhesive Resin Cements on Contaminated and Non-contaminated Dentin Surface. *Open Dent J*. 2023 Nov; 17 (1). <https://doi.org/10.2174/0118742106248637230922095805>.
79. Rode AV et al. Precision ablation of dental enamel using a subpicosecond pulsed laser. *Aust Dent J*. 2003; 48 (4): 233-9. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2003.tb00036.x>.
80. Bashkatov AN, Genina EA, Kochubey VI, Tuchin VV. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. *J Phys D Appl Phys*. 2005 Aug; 38 (15): 2543-55. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/38/15/004>.
81. Rauf A. Preventive aspects and patient satisfaction with laser aided gingivectomy versus conventional method. An in-vivo comparative study. *Erbil Dental Journal*. 2021 Jul; 4 (1). <https://doi.org/10.15218/edj.2021.02>.
82. Oencue E. Comparison of gingivectomy procedures for patient satisfaction: Conventional and diode laser surgery. *Selcuk Dental Journal*. 2017 Apr; 4 (1): 6-9. <https://doi.org/10.15311/1441.309572>.
83. Keerthana R, Varghese SS, Chaudhary M. Gingivectomy by different techniques - A comparative analysis. *Int J Dent Oral Sci*. 2019 Jul; 6 (8): 11-6. <https://doi.org/10.19070/2377-8075-SI02-08003>.
84. Zach L, Cohen G. Endodontics American Association of Endodontists Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965 Apr; 19: 515-30. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(65\)90015-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(65)90015-0).
85. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil*. 1997 Nov; 24 (11): 791-801. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1997.00566.x>.
86. Rapp L et al. Femtosecond laser dentistry for precise and efficient cavity preparation in teeth. *Biomed Opt Express*. 2022 Sep, 13 (9): 4559. <https://doi.org/10.1364/boe.463756>.
87. Al-Batayneh OB, Seow WK, Walsh LJ. Assessment of Er:YAG Laser for Cavity Preparation in Primary and Permanent Teeth: A Scanning Electron Microscopy and Thermographic Study. *Pediatric Dentistry*. 2014 Feb 17; 36 (3).
88. Chan KF, Pfefer TJ, Teichman JMH, Welch AJ. A perspective on laser lithotripsy: The fragmentation processes. *J Endourol*. 2001 Apr; 15 (3). <https://doi.org/10.1089/089277901750161737>.
89. Shalini S et al. Assessing the Role of Light Absorption in Laser Lithotripsy by Isotopic Substitution of Kidney Stone Materials. *ACS Biomater Sci Eng*. 2020 Sep; 6 (9): 5274-80. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.0c00790>.
90. Fried NM. Recent advances in infrared laser lithotripsy. *Biomed Opt Express*. 2018 Sep; 9 (9): 4552. <https://doi.org/10.1364/boe.9.004552>.
91. Ghanim SQ, Hassan JA, Mahmood AS. Temperature changes during irradiation of Ho:YAG laser lithotripsy in an in vitro urinary bladder model. *AIP Conference Proceedings*, Am Inst Phys Inc. 2020 Mar. <https://doi.org/10.1063/5.0000462>.

92. Ulvik O, Aesoy MS, Juliebн-Jones P, Gjengsto P, Beisland C. Thulium Fibre Laser versus Holmium:YAG for Ureteroscopic Lithotripsy: Outcomes from a Prospective Randomised Clinical Trial. *Eur Urol.* 2022 Jul; 82 (1): 73-9. <https://doi.org/10.1016/J.EURURO.2022.02.027>.
93. Boichenko E, Paronnikov M, Kirsanov D. Pilot Study on the Qualitative Analysis of Urinary Stones Using Near-Infrared Spectroscopy and Chemometrics. *Eng Proc, MDPI.* 2023 Nov: 64. <https://doi.org/10.3390/csac2023-15162>.
94. Gamaly EG, Rode AV, Luther-Davies B, Tikhonchuk VT. Ablation of solids by femtosecond lasers: Ablation mechanism and ablation thresholds for metals and dielectrics. *Phys Plasmas.* 2002 Mar; 9 (3): 949. <https://doi.org/10.1063/1.1447555>.
95. Orekhov IO et al. Study of the Effect of Laser Radiation Parameters on the Efficiency of Lithotripsy. *App Sci (Switzerland).* 2023 Aug; 13 (15). <https://doi.org/10.3390/app13158565>.
96. Yang S et al. Femtosecond laser lithotripsy: a novel alternative for kidney stone treatment? Evaluating the safety and effectiveness in an ex vivo study. *Urolithiasis.* 2023 Dec; 51 (1). <https://doi.org/10.1007/s00240-023-01493-9>.
97. Du XJ et al. Comparative study of 1064 nm nanosecond, 1064 nm picosecond, 755 nm, and 595 nm lasers for tattoo removal: An essential role by macrophage. *Lasers Surg Med.* 2022 Jul; 54 (5): 737-46. <https://doi.org/10.1002/lsm.23535>.
98. Zhang M et al. Comparison of 1064-nm and Dual-Wavelength (532/1064-nm) Picosecond-Domain Nd:YAG Lasers in the Treatment of Facial Photoaging: A Randomized Controlled Split-Face Study. *Lasers Surg Med.* 2021 Nov; 53 (9): 1158-65. <https://doi.org/10.1002/lsm.23404>.
99. Dierickx C. Using normal and high pulse coverage with picosecond laser treatment of wrinkles and acne scarring: Long term clinical observations. *Lasers Surg Med.* 2018 Jan; 50 (1): 51-5. <https://doi.org/10.1002/lsm.22763>.
100. Vachiramon V, Namasondhi A, Anuntrangsee T, Jurairattanaporn N. Randomized, evaluator-blinded comparative study of a potassium titanyl phosphate (KTP) 532-nm picosecond laser and an alexandrite 755-nm picosecond laser for the treatment of solar lentigines in Asians. *J Cosmet Dermatol.* 2022 Oct; 21 (10): 4370-7. <https://doi.org/10.1111/jocd.14831>.
101. Levin MK, Ng E, Bae YSC, Brauer JA, Gerone-mus RG. Treatment of pigmentary disorders in patients with skin of color with a novel 755 nm picosecond, Q-switched ruby, and Q-switched Nd:YAG nanosecond lasers: A retrospective photographic review. *Lasers in Surgery.* 2016 Feb 01; 48: 181-7. <https://doi.org/10.1002/lsm.22454>.
102. Chen C, Ke Y. Picosecond Alexandrite Laser With Diffractive Lens Array Combined With Long-Pulse Alexandrite Laser for the Treatment of Facial Photoaging in Chinese Women: A Retrospective Study. *Skin Res Technol.* 2024 Oct; 30 (10). <https://doi.org/10.1111/srt.70091>.
103. Wang Y, Wang S, Zhu Y, Xu H, He H. Molecular Response of Skin to Micromachining by Femtosecond Laser. *Front Phys.* 2021 Feb; 9. <https://doi.org/10.3389/fphy.2021.637101>.
104. Agrawal GP. *Nonlinear Fiber Optics*, (5th. ed.). Academic Press, Oxford. 2013: 629.
105. Salomao MQ, Ambryso R, Wilson SE. Dry eye associated with laser in situ keratomileusis: Mechanical microkeratome versus femtosecond laser. *J Cataract Refract Surg.* 2009 Oct; 35 (10): 1756-60. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2009.05.032>.
106. Issa A, Hassany UA. Femtosecond laser flap parameters and visual outcomes in laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2011 Apr; 37 (4): 665-74. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.10.049>.
107. Salomao MQ, Wilson SE. Femtosecond laser in laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2010 Jun; 36 (6): 1024-32. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2010.03.025>.
108. Chaurasia SS et al. In vivo real-time intraocular pressure variations during LASIK flap creation. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2010 Sep; 51 (9): 4641-5. <https://doi.org/10.1167/iovs.10-5228>.
109. AlMahmoud T, Munger R, Jackson WB. Effects of advanced surface ablations and intralase femtosecond LASIK on higher order aberrations and visual acuity outcome. *Saudi J Ophthalmol.* 2011 Jul; 25 (3): 275-80. <https://doi.org/10.1016/J.SJOPT.2011.04.003>.
110. AlMahmoud T, Munger R, Jackson WB. Advanced corneal surface ablation efficacy in myopia: changes in higher order aberrations.

- Canad J Ophthalmol. 2011 Apr; 46 (2): 175-81. <https://doi.org/10.3129/I10-104>.
111. Mirishova M, Sultanova A. Determination and comparison of degree of severity of dry eye syndrome after Femto-LASIK and photorefractive surgery (PRK) 12 months after the surgery. ESCRS Official Website | European Society of Cataract & Refractive Surgeons. 2015.
112. Ivarsen A, Fledelius W, Hjortdal J. Three-year changes in epithelial and stromal thickness after prk or lasik for high myopia. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2009; 50 (5): 2061-6. <https://doi.org/10.1167/iovs.08-2853>.
113. Reinstein DZ, Archer TJ, Randleman JB. Mathematical model to compare the relative tensile strength of the cornea after PRK, LASIK, and small incision lenticule extraction. Refract Surgery. 2013; 29 (7): 454-60.
114. Chee S-P, Wong MHY, Jap A. Management of severely subluxated cataracts using femtosecond laser-assisted cataract surgery. Am J Ophthalmol. 2017; 173: 7-15.
115. Conrad-Hengerer I, Hengerer FH, Joachim SC, Schultz T, Dick HB. Femtosecond laser-assisted cataract surgery in intumescent white cataracts. J Cataract Refract Surg. 2014 Jan; 40 (1): 44-50. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2013.08.044>.
116. Nguyen J, Werner L, Ludlow J, Aliancy J, Ha L, Masino B, Enright S, Alley RK, Sahler R. Intraocular lens power adjustment by a femtosecond laser: In vitro evaluation of power change, modulation transfer function, light transmission, and light scattering in a blue light-filtering lens. J Cataract Refract Surg. 2018 Feb; 44 (2): 226-30. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2017.09.036>.
117. Malyugin BE et al. Optimization of the femtosecond laser transection of the hydrophobic intraocular lens and long-term outcomes in clinical experience. Fyodorov Journal of Ophthalmic Surgery. 2018 Dec; 4: 18-24. <https://doi.org/10.25276/0235-4160-2018-4-18-24>.
118. Amorim JCF, De Sousa GR, Silveira LDB, Prates RA, Pinotti M, Ribeiro MS. Clinical study of the gingiva healing after gingivectomy and low-level laser therapy. Photomed Laser Surg. 2006; 24 (5): 588-94. <https://doi.org/10.1089/pho.2006.24.588>.
119. Petrov T, Pecheva E, Walmsley AD, Dimov S. Femtosecond laser ablation of dentin and enamel for fast and more precise dental cavity preparation. Materials Sci Engin C. 2018 Sep; 90: 433-8. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2018.04.070>.
120. Sakr O. Effect of ultra short pulse laser on dentin structural changes and surface roughness. Life Sci. J. 2012; 9: 957-62.
121. Kandil H, Ahmed E, Fouad N, Ali Dabbous O, Niazy M, Mohamed T. Using Femtosecond Laser Light-Activated Materials: The Biomimetic Dentin Remineralization Was Monitored by Laser-Induced Breakdown Spectroscopy. Medicina (Lithuania). 2023 Mar; 59 (3). <https://doi.org/10.3390/medicina59030591>.
122. Bufetov IA et al. Revolver hollow core optical fibers. MDPI Multidisciplinary Digital Publishing Institute. 2018 Jun. 01; 6 (2). <https://doi.org/10.3390/fib6020039>.
123. Gladyshev AV, Yatsenko YuP, Kosolapov AF, Myasnikov DV, Bufetov, IA. Propagation of megawatt subpicosecond light pulses with the minimum possible shape and spectrum distortion in an air- or argon-filled hollow-core revolver fibre. Quantum Elec (Woodbury). 2019 Dec; 49 (12), 1100-7. <https://doi.org/10.1070/qel17156>.
124. Panthier F et al. Initial clinical experience with the pulsed solid-state thulium YAG laser from Dornier during RIRS: first 25 cases. World J Urol. 2023 Aug 01; 41: 2119-25. <https://doi.org/10.1007/s00345-023-04501-0>.
125. Petzold R, Suarez-Ibarrola R, Miernik A. Temperature Assessment of a Novel Pulsed Thulium Solid-State Laser Compared with a Holmium:Yttrium-Aluminum-Garnet Laser. J Endourol. 2021 Jun; 35 (6): 853-9. <https://doi.org/10.1089/end.2020.0803>.
126. Rink K, Delacretaz G, Salathé RP. Fragmentation process induced by nanosecond laser pulses. Appl Phys Lett. 1992; 61 (22): 2644-6. <https://doi.org/10.1063/1.108095>.