

Обзор

УДК 617.753.1

DOI: <https://doi.org/10.25276/2307-6658-2024-4-52-60>

История развития лазерных технологий в коррекции аметропий: от идей к технологиям

И.С. Малышев^{1, 2}, Н.В. Майчук^{2, 3}, Х.П. Тахчиди¹, А.В. Тихов⁴, Н.Ш. Сархадов²

¹Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова
Минздрава России, Москва

²Федеральный центр офтальмологии и микрохирургии глаза «YourMed», Химки

³Воронежский государственный медицинский университет им. Н.Н. Бурденко Минздрава России,
Воронеж

⁴Клиника лазерной микрохирургии глаза А. Тихова, Ярославль

РЕФЕРАТ

История развития лазерных технологий насчитывает порядка 100 лет. Для практического использования лазерных систем в медицине исследователям потребовалось более полувека. Несмотря на общеизвестный факт о создании первого лазера на основе твердотельного источника излучения — рубина Меймана, сегодня с целью проведения субламеллярного кератомилеза подавляющее большинство рефракционных хирургов для перепрофилирования формы роговицы используют газовые эксимерные лазеры. Современные установки данного типа являются высокотехнологичными устройствами, однако имеют ряд недостатков. В связи с этим параллельно продолжают поиски и усовер-

шенствование альтернативных источников генерации УФ-излучения, к ним относятся твердотельные лазерные системы. Чтобы отследить тенденции технологического развития лазерной кераторефракционной хирургии, был проведен анализ литературы, посвященной истории этапов становления современных абляционных лазерных систем. Также были выполнены поиск и техническое сравнение доступных к применению в клинической практике твердотельных лазерных установок, выявление их преимуществ и недостатков по сравнению с эксимерными лазерными системами.

Ключевые слова: кераторефракционная хирургия, твердотельный лазер, эксимерный лазер, история развития, лазерная коррекция зрения, абляция, УФ-излучение

Для цитирования: Малышев И.С., Майчук Н.В., Тахчиди Х.П., Тихов А.В., Сархадов Н.Ш. История развития лазерных технологий в коррекции аметропий: от идей к технологиям. Российская детская офтальмология. 2024;5(50): 52–60.

DOI: <https://doi.org/10.25276/2307-6658-2024-4-52-60>

Автор, ответственный за переписку: Илья Сергеевич Малышев, Malyshev_science@mail.ru

ABSTRACT

Original article

Development's history of laser technologies in the correction of ametropia: from ideas to technologies

I.S. Malyshev^{1, 2}, N.V. Maychuk^{2, 3}, Kh. P. Tahchidi¹, A.V. Tihov⁴, N.Sh. Sarhadov²

¹Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russian Federation

²Federal Center for Ophthalmology and Eye Microsurgery «YourMed», Khimki, Russian Federation

³Burdenko Voronezh State Medical University, Voronezh, Russian Federation

⁴A. Tikhov Laser Eye Microsurgery Clinic, Yaroslavl, Russian Federation

The history of the development of laser technologies goes back about 100 years. It took researchers more than half a century to practically use laser systems in medicine. Despite the well-known fact about the creation of the first laser based on a solid-state radiation source — Meiman ruby, today, in order to perform sublamellar keratomileusis, the vast majority

of refractive surgeons use gas excimer lasers to reshape the cornea. Modern installations of this type are high-tech devices, but have a number of disadvantages. In this regard, the search and improvement of alternative sources of UV radiation generation continues in parallel, these include solid-state laser systems. To track trends in the technological development of

laser keratorefractive surgery, an analysis of the literature devoted to the history of the stages of development of modern ablative laser systems was carried out. A search and technical comparison of solid-state laser systems available for use in clinical practice was also carried out, identifying their

advantages and disadvantages compared to excimer laser systems.

Key words: keratorefractive surgery, solid-state laser, excimer laser, history of development, laser vision correction, ablation, UV radiation

For citation: Malyshev I.S., Maychuk N.V., Tahchidi Kh.P., Tihov A.V., Sarhadov N.Sh. Development's history of laser technologies in the correction of ametropia: from ideas to technologies. *Rossiyskaya detskaya oftalmologiya*. 2024;4(50): 52–60.

DOI: <https://doi.org/10.25276/2307-6658-2024-4-52-60>

Corresponding author: Ilya S. Malyshev, malyshev_science@mail.ru

ВВЕДЕНИЕ

Технологии субламеллярной кератоабляции, подразумевающие перепрофилирование формы роговицы путем испарения части ее стромы после формирования роговичного клапана с помощью микрокератома или фемтосекундного лазера, являются наиболее распространенными методами лазерной коррекции зрения.

Абляционные технологии коррекции зрения основаны на эффекте фотодекомпозиции роговичной ткани, обусловленной воздействием ультрафиолетовых фотонов (ультрафиолетовое излучение). Наиболее распространенными в рефракционной хирургии оптическими квантовыми генераторами ультрафиолетового излучения являются эксимерные газовые системы.

Современные эксимерные лазерные установки характеризуются высокой скоростью кератоабляции, высококачественной системой слежения EyeTracker, предсказуемостью рефракционных результатов, имеют отработанные номограммы, эргономичны в использовании. Несмотря на несомненные положительные аспекты и свою популярность, данные лазерные установки имеют ряд недостатков, освещенных ниже.

Возможной альтернативой эксимерным лазерным системам могут быть твердотельные оптические квантовые генераторы, интерес к которым возобновился в последнее время как со стороны крупных компаний – производителей офтальмологического оборудования, так и со стороны практикующих офтальмохирургов.

В рамках проводимого анализа истории развития лазерных систем в кераторефракционной хирургии (КРХ) мы подтверждаем высказывание древнегреческого философа и историка афинского происхождения Ксенофонта: «История развивается по спирали».

ЦЕЛЬ

Анализ литературы, посвященной истории этапов становления современных абляционных лазерных технологий, применяемых в рефракционной

хирургии, а также поиск и техническое сравнение доступных к применению в клинической практике твердотельных лазерных установок, выявление их преимуществ и недостатков по сравнению с эксимерными лазерными системами.

РЕЗУЛЬТАТЫ

История создания лазера. Развитие современных кераторефракционных технологий неразрывно связано с созданием оптического квантового генератора, или лазера (от англ. laser – акроним от Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation). Это устройство, преобразующее какой-либо вид энергии (световую, электрическую, тепловую, химическую энергию и т.п.) в энергию когерентного монохроматического, т.е. с постоянной длиной волны светового излучения.

Первые теоретические основы работы лазера были заложены Альбертом Эйнштейном в 1905 г. в статьях по квантовой теории фотоэффекта и теплоемкости. Он же дал определение «светового кванта» как наименьшей порции световой энергии, позднее названного «фотоном» (Гилберт Льюис, 1929). В 1917 г. А. Эйнштейном были опубликованы основы теории индуцированного (вынужденного) излучения. Согласно его гипотезе, атом или молекула под действием электромагнитного поля может переходить из одного энергетического состояния в другое, при этом излучая или поглощая кванты света.

От момента теоретических предположений о существовании лазерного излучения до его контролируемого генерирования и практического использования в медицине исследователям потребовалось более полувека [1].

Первую практическую реализацию научные изыскания А. Эйнштейна нашли в работе американца Чарльза Таунса, который впервые в 1954 г. продемонстрировал первый мазер (от англ. microwave amplification by stimulated emission of radiation – усиление микроволн с помощью вынужденного излучения) – двухуровневый квантовый генератор, излучающий когерентные волны в радиодиапазоне. В 1955 г. советские ученые Н.Г. Басов и А.М. Прохоров предложили использовать вынужденное излучение «актив-

ных» молекул аммиака в целях усиления и генерации электромагнитных колебаний СВЧ-диапазона, создав трехуровневую схему лазера, позволившую существенно повысить эффективность генерации [2].

Мазеры в то время имели два серьезных практических недостатка. Главная трудность состояла в том, что твердотельный мазер требовал для своей работы очень низких температур. Другая проблема заключалась в том, что в обычном мазере использовался огромный магнит весом около 2 т. Он был нужен, чтобы получить Зеемановские уровни (энергетические уровни атома или молекулы, которые появляются в результате расщепления спектральных линий в магнитном поле), требуемые для работы лазера [3].

В связи с описанными недостатками мазеров, в первой половине 1960 г. начался поиск наиболее эффективных материалов, позволяющих преодолеть вышеописанные проблемы. В первую очередь были изучены пары щелочных металлов, возбуждаемых оптическим излучением, а также инертные газы, возбуждаемые электрическим разрядом. Также Ирвин Видер опубликовал работу, в которой указал, что квантовая эффективность рубина (т.е. число фотонов люминесцентного излучения на каждый поглощенный фотон) была всего лишь около 1%. Несмотря на это, в 1960 г. Т.Х. Мейманом был создан первый в мире твердотельный лазер с использованием открытого резонатора, источником излучения которого являлся рубин Меймана. Ученый рассчитал и доказал, что практически каждый поглощенный «зеленый» фотон приводит к испусканию одного «красного» фотона. В декабре 1961 г. в США провели первую операцию на сетчатке с использованием рубинового лазера. После демонстрации первого работающего прибора последовало огромное число других независимых друг от друга исследований, направленных на создание лазеров с использованием активных сред из твердотельных материалов, газов и жидкостей [4].

История развития современных эксимерных лазеров. Эксимерный лазер – разновидность ультрафиолетового газового лазера, в котором активная среда, представленная в виде неустойчивого соединения ионов, в результате электрической накачки преобразуется в димеры, так называемые эксимеры, и при их диссоциации (распаде) формируется сильное ультрафиолетовое излучение.

Впервые в 1960 г. Фритсом Хоутермансом было выдвинуто первое предположение о возможности создания данного типа лазера.

Прародителем эксимерного лазера можно считать газодинамический углекислотный (CO_2) лазер, который реализовали в 1966 г. В.К. Конюхов, О.М. Прохоров, Р. Кантровитц и др. CO_2 -лазер – один из самых мощных лазеров, активной средой которого является газообразная смесь углекислого газа (CO_2), азота (N_2), гелия (He), излучающий в инфракрасном диапазоне, с длиной волны от 9,4 до 10,6 мкм.

В конце 1960-х гг. в работах S. Fine (1968), R.R. Peabody (1970), R.J. Borland (1971), L.T. Gallagher (1975) были опубликованы единичные упоминания воздействия лазерного излучения CO_2 -лазера на роговицу. Ими отмечено стойкое изменение рефракции роговицы в результате воздействия CO_2 -лазера. Увеличение мощности излучения, по данным R.R. Peabody (1970), D. McKeen (1970) и R.J. Borland (1971), приводило к повреждению стромы роговицы, радужки и хрусталика [5–7]. Эти экспериментальные данные позволили установить безопасные для роговицы уровни энергии [8, 9]. С помощью данных систем была разработана первая технология лазерной коррекции зрения – лазерная термокератопластика. Благодаря воздействию лазерного излучения на переднюю поверхность роговицы изменялся радиус ее кривизны и, как следствие, рефракция. Технология развивалась параллельно с техническим развитием лазерной техники как продолжение используемой ранее термокератопластики по технологии С.Н. Фёдорова [6, 10].

Спустя почти 10 лет, в 1970 г., идея эксимерного лазера получила практическую реализацию в Физическом институте им. П.Н. Лебедева АН СССР благодаря Н.Г. Басову в виде эксимерного лазера на жидком ксеноне (длина волны 176 нм) с накачкой электронным пучком [11].

В 1976 г. отечественными учеными А.М. Ражевым и соавт. были опубликованы результаты работы, в ходе которой был разработан эксимерный ArF-лазер с длиной волны 193 нм, который является основным эксимерным лазером в современной офтальмологической практике, использующимся для коррекции аномалий рефракции [12].

В 1981 г. Rangaswamy Srinivasan обнаружил, что эксимерный лазер можно использовать для травления рисунков на полимерах. Taboado в том же году описал реакцию эпителия роговицы кролика и образование углублений на ней после воздействия излучения эксимерного лазера с длиной волны 248 и 193 нм.

В 1983 г. проведены первые экспериментальные работы по применению эксимерного лазера для абликации роговицы [13].

Первые клинические исследования использования ультрафиолетового эксимерного лазера для субламеллярной кератоабликации с целью уменьшения кривизны роговицы были выполнены в Новосибирске. В.В. Лантух, заведующий кафедрой офтальмологии Новосибирского государственного медицинского института, в соавторстве с учеными института лазерной физики СО РАН В.П. Чеботаевым и А.М. Ражевым в 1986 г. провели экспериментальную операцию, целью которой являлась коррекция близорукости высокой степени. Трепаном диаметром 5,0 мм была проведена круговая резекция роговицы, и скальпелем срезан роговичный клапан с перешейком на

12 часах, а затем выполнена абляция на ультрафиолетовом эксимерном лазере с длиной волны 248 нм.

27 мая 1988 г. с помощью первой отечественной эксимерлазерной установки «Профиль-200», допущенной для использования в клинической практике, была проведена фоторефрактивная кератэктомия (ФРК) у пациента с высокой близорукостью [14]. После данного события началось активное внедрение в клиническую практику процедуры ЛАЗИК. Лазеры конца XX в. имели достаточно высокую плотность энергии в пучке, что приводило к высокому повреждающему действию роговицы и, соответственно, к значительному риску развития послеоперационных осложнений регенеративного характера при больших объемах абляции, неминуемо выполняемых при поверхностных операциях [15].

С момента создания первого эксимерного лазера было проведено множество исследований и доработок установок, целью которых было отработать безопасные и эффективные параметры энергии, частоты генерации импульсов, были разработаны различные принципы слежения за произвольными движениями глаз. Однако доступные в 1990-х гг. лазерные системы имели ряд недостатков. Они были ограничены размером зоны абляции и формировали простые сферические или сфероцилиндрические поверхности.

Параллельно с поиском оптимальных параметров лазерного излучения, проводились разработки в области способов доставки сгенерированного лазерного излучения к поверхности роговицы. Выделяют три основных типа: полноапертурная, полусканирующая и сканирующая.

В полноапертурных установках для абляции использовался максимальный диаметр луча, а зона воздействия определялась диаметром используемой диафрагмы или абляционной маской формирующей системы. Основными преимуществами данных лазеров являются короткое время проведения операции, невысокая частота следования импульсов, меньшая критичность к децентрации, отсутствие необходимости в следящей системе.

В 1986 г. в ГУ МНТК «МГ» была создана полноапертурная эксимерлазерная офтальмологическая установка «Профиль-100», которая в результате применения вращающихся масок-диафрагм, сменяющихся по определенному алгоритму с использованием мальтийского механизма, воздействовала сразу на всю необходимую зону роговицы для коррекции аметропий (Федоров С.Н., Семенов А.Д. с соавт., 1989). Технологической особенностью данной системы было то, что излучение лазера после прохождения через устройство для выравнивания его распределения по интенсивности (линзу и световод) направлялось в ячейку с газом (например, медицинская закись азота), в которой толщина слоя газа была минимальна в центре и возрастала к ее краям по параболиче-

скому закону. Таким образом, в зависимости от объема газа, через который проходило излучение, происходило его ослабление, и на выходе ячейки излучение приобретало гауссово распределение энергии (Алисов И.А., 2001).

Однако данный тип лазеров имеет ряд существенных недостатков, таких как: необходимость использования мощных источников лазерного излучения и в связи с этим больших габаритов установки; большое число оптических элементов в системе (повышенный риск деградации оптики); высокие требования к качеству излучения (необходимость дополнительной гомогенизации); невозможность коррекции иррегулярных поверхностей роговицы; большая ударная волна и нагрев роговичной поверхности в процессе операции (повышенный риск послеоперационных помутнений и неправильного астигматизма); трудоемкое и сложное сервисное обслуживание (значительные расходы по эксплуатации) (Machat J., 1999).

В следующем поколении установок «Профиль» – «Профиль-500», созданном в ГУ МНТК «МГ» совместно с Центром физического приборостроения института общей физики Российской академии наук им. академика А.М. Прохорова, формирование пучка с распределением Гаусса проводилось уже без промежуточного получения пучка с равномерным распределением (Семенов А.Д., 1994, Качалина Г.Ф., 2000). Изменение положения и ориентации цилиндрической линзы в формирующей системе установки «Профиль-500» давало возможность получать эллиптический пучок излучения на роговице с необходимыми расчетными параметрами при операциях по поводу коррекции миопического астигматизма. При этом формируемая асферическая поверхность не имела перепадов, ступенек и переходных зон (Алисов И.А., 2001).

Полусканирующие лазеры производят фотоабляцию роговицы с помощью щели, которая постоянно перемещается, постепенно обрабатывая всю аблируемую область роговицы. Однако в литературе данные установки широко не описаны.

Наибольшего внимания заслуживает технология «летающего пятна», впервые реализованная на твердотельном абляционном лазере, запатентованная J.T. Lin в 1992 г. [16, 17].

В отечественной практике впервые технология летающего пятна была применена в 2000 г. Центром физического приборостроения Института общей физики РАН совместно с Центром лазерной хирургии МНТК «Микрохирургия глаза» в сканирующей установке «Микроскан-2000» [18].

Разработка летающего микропятна (0,5 мм) лазерных импульсов позволила проводить не только сферическую коррекцию (близорукость или дальнозоркость), но и асферическую форму роговицы. Основные преимущества сканирующих лазеров:

более гладкая абляционная поверхность, отсутствие центральных островков, уменьшение акустической волны, уменьшенные требования к гомогенности луча, возможность использования в установках в качестве источника менее мощных, компактных лазеров, возможность персонализированной коррекции иррегулярного астигматизма по данным кератотопографии.

Благодаря развитию технологий, многие технические несовершенства эксимерных лазеров в настоящее время удалось решить. Но остались проблемы, связанные с их устройством и принципом работы, такие как необходимость использования и регулярной замены дорогостоящих газовых смесей, поглощение производимого излучения молекулами кислорода, озона и парами воды, образующимися в результате воздействия лазера на влажную поверхность роговицы, что требует корректировки номограмм, потенциальный риск выделения паров фтора во время абляции, оказывающих токсичное воздействие на биологические ткани, использование системы слежения за микродвижениями глазного яблока в инфракрасном спектре, необходимость строгого соблюдения параметров влажности и температуры в операционной для обеспечения высокоточного результата, громоздкие размеры аппарата, требующие стационарной установки, и в связи с этим отсутствие возможности оперативного перемещения его в клинику. Все эти негативные аспекты применения эксимерных лазерных систем диктуют дальнейший поиск более совершенных технологических решений [19].

Твердотельные абляционные лазеры. Несмотря на достигнутые результаты применения газовых лазеров в промышленности и клинической практике, работа над твердотельными лазерными установками не прекращалась и продолжается в наши дни.

В 1960-е гг. было известно, что стеклянное волокно может поддерживать моды электромагнитного излучения, а значит, его можно превратить в лазерный резонатор, если на его концах разместить зеркала. Если стекло допировать (модифицировать) редкоземельными металлами и накачать требуемые энергетические уровни ионов неодима (Nd^{3+}) с помощью некогерентного света, посылаемого либо через поверхность, либо через торец волокна, то стекло само по себе может стать источником лазерного излучения в инфракрасном спектре [4]. Элиас Снитцер в октябре 1961 г. получил генерацию лазерного излучения на стеклянном стержне, допированного неодимом. Затем была предпринята удачная попытка введения трехвалентного иона неодима в решетку кристалла $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ с созданием лазерного генератора, который обычно обозначается как YAG (сокращение для иттрий-алюминиевого граната). В результате стало возможным клиническое использование эффекта фоторазрыва и, как следствие, выполнение фотоде-

структивных операций: лазерной иридэктомии и дисцизии вторичной катаракты. М.М. Красновым в 1972 г. была выполнена первая лазерная гониопунктура с помощью наносекундных (нс) лазерных импульсов.

Лазер YAG работает как в импульсном режиме (излучение проходит при нажатии на педаль/кнопку), при этом подается один импульс с фиксированной длительностью, так и в режиме серии импульсов с фиксированной длительностью и паузой между импульсами, продолжительность которых регулируется прибором автоматически. При этом само излучение характеризуется средней мощностью. Однако отсутствие достаточно длинных кристаллов было проблемой для дальнейшего развития технологии. Благодаря сотрудничеству с отделением Union Carbide удалось разработать длинные кристаллы высокого оптического качества и продемонстрировать преимущества этого лазера, который являлся на тот момент альтернативой другим мощным лазерам (рубин и CO_2).

В начале 90-х гг. Т. Кейн и Р. Бэйр создали монолитный кольцевой YAG-лазер с диодной накачкой, с удвоенной частотой и с длиной волны 532 нм. В его спектре излучения отсутствовала синяя составляющая, что позволило проводить коагуляцию в макулярной зоне [20].

С помощью нового класса лазерных нелинейных кристаллов стало возможным множество схем преобразования частоты, охватывающих широкий диапазон длин волн: от глубокого ультрафиолетового до среднего инфракрасного диапазона [21].

В 1993 г. было продемонстрировано, что благодаря использованию методов умножения частоты неодимовый YAG (Nd:YAG) лазер с 5-кратным увеличением частоты при длине волны 213 нм способен проводить абляцию ткани роговицы со степенью точности и повреждением тканей, сравнимыми с эксимерным ArF-лазером с длиной волны 193 нм.

Данные открытия привели к первым попыткам создания твердотельных абляционных лазерных систем. Компания LaserSight разработала первую систему под названием LaserHarmonics, а другая система, LightBlade, была разработана компанией Novatec [22–24].

Авторы системы LaserHarmonics в своем исследовании отмечали технические проблемы, возникающие из-за относительно низкой общей эффективности преобразования гармоник и низкой частоты повторения (10 Гц). Однако отметили возможность повышения эффективности за счет использования более длинных и качественных кристаллов для преобразования частоты. Кроме того, на тот момент новая технология твердотельного лазера с диодной лазерной накачкой должна была позволить создать более компактную и эффективную систему с килогерцовой частотой повторения, что могло сократить время лечения [22].

В 1996 г. командой Novatec были представлены первые многообещающие клинические результаты коррекции гиперметропии с использованием лазерной установки LightBlade, оснащенной системой сканирования по типу летающего пятна малого диаметра (0,3 мм) и активной системой слежения за движением глаза. Авторы также отмечали большую длительность выполнения процедуры [24].

Несмотря на технологичность данных систем, использование технологии летающего пятна и активной системы слежения, недоступной на тот момент в эксимерных лазерах, твердотельные лазеры не получили широкого клинического использования, так как энергия в импульсе была меньше, а длина волны длиннее, чем у эксимерных лазеров, соответственно абляция протекает менее интенсивно. Однако ряд компаний продолжали исследования и усовершенствование параметров абляции, навязывая конкуренцию популярным на тот момент эксимерлазерным системам. В 2001 г. компания Katana technologies опубликовала свои первые клинические данные коррекции миопии на установке LaserSoft с частотой повторения импульсов 1 кГц [25]. Затем в 2004 г. появились публикации от команды CustomVis об успешном применении лазерной установки Pulzar Z1 (Balcatta, Австралия) в клинической практике [26]. В России первыми результатами выполнения ФРК поделились А.А. Тихов и соавт. в 2009 г. [27]. Однако твердотельные абляционные лазеры до сих пор не обрели популярности у офтальмохирургов по сравнению с эксимерлазерными системами, несмотря на значительные преимущества данных установок, а именно:

1. Отсутствие необходимости использования газовых смесей.
2. Отсутствие токсичного воздействия паров фтора.
3. Отсутствие зависимости от температуры и влажности помещения, в котором находится лазер.
4. Длина волны лазерного излучения твердотельного лазера составляет 213 нм, она имеет меньшую поглощаемость молекулами кислорода и парами воды, что приводит к меньшему образованию озона, который поглощает ультрафиолетовое излучение, и, как следствие, снижаются экранирование лазерного излучения и зависимость от оводненности роговицы.
5. Твердотельный лазер не нуждается в продувке оптического тракта азотом, не требует специальной подготовки к началу работы.
6. Величина энергии импульса, необходимая для выполнения абляции в твердотельном лазере, значительно меньше, чем в эксимерном (0,9 мДж в твердотельной установке OLIMP-2000/213; 1,6 мДж – в эксимерном лазере Schwind AMARIS 1050rs).
7. Портативность.
8. Компактность.
9. Мобильность.

Стоит отметить, что в 2019 г. компания Ziemer, один из крупных разработчиков офтальмологических лазерных систем, представила многообещающий по заявленным техническим характеристикам твердотельный абляционный лазер Aquariuz.

В 2023 г. твердотельная абляционная технология предстает в новом качестве в комбинации с фемтосекундными лазерами при выполнении субламеллярного кератомилеза. Об этом свидетельствует два проведенных независимых исследования. В январе 2023 г. группа исследователей опубликовала результаты 5 выполненных операций по технологии ФемтоЛАЗИК с использованием твердотельных установок: Aquariuz для проведения абляции роговицы и Femto LDV Z8 для формирования роговичного клапана. В июне 2023 г. Н.В. Майчук и соавт. поделились первыми клинико-функциональными результатами субламеллярной коррекции миопии с использованием твердотельной лазерной установки ОЛИМП – 2000/213 нм для абляции роговицы в комбинации с Femto LDV Z8 [28].

Стоит отметить продолжающееся развитие твердотельных систем и приближение их медико-технических характеристик к эксимерлазерным лазерам на примере твердотельной лазерной установки LaserSoft. Исследователи поделились результатами выполнения ФРК на данной установке с длиной волны 210 нм и частотой повторения импульсов 2 кГц, что является на сегодня самой быстрой лазерной установкой для коррекции аметропий. Однако авторы не уточнили временные параметры проведения абляции.

Таким образом, на сегодняшний день на рынке представлены 3 работающие модели твердотельных абляционных лазеров. Сравнительную характеристику возможно провести между двумя лазерами (таблица), так как производитель системы Aquariuz не опубликовал технические характеристики лазера, также нет достаточных данных по клинико-функциональным результатам выполнения КРХ на данной установке.

Последние публикации вселяют надежду на дальнейшее развитие и популяризацию твердотельных абляционных систем. Однако в литературе отсутствуют данные сравнения получаемых клинико-функциональных результатов при проведении КРХ с использованием твердотельных абляционных лазеров и классических эксимерлазерных систем.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, за вековую историю развития лазерных систем было совершено несколько технологических переходов между разными типами веществ, используемых в качестве сред для генерации лазерного излучения в ультрафиолетовом спектре. Несмотря на то что первый лазер был собран с использованием твердого источника излучения –

Сравнительная характеристика лазеров ОЛИМП – 2000/213 нм и Lasersoft

Comparative characteristics of lasers OLIMP – 2000/213 nm and Lasersoft

Лазерная установка laser machine	ОЛИМП – 2000/213 нм OLIMP 2000/213 nm	Lasersoft
Длина волны, нм Wavelength, nm	213	210
Частота генерации импульсов, Гц Pulse generation frequency, Hz	300	2000/~4000
Диаметр лазерного луча в фокусе, мм Diameter of laser beam at focus, mm	0.5	0.2
Максимальная выходная энергия излучения, мДж Maximum radiation output energy, MJ	1	Нет информации (меньше, чем у эксимерного лазера) No information (less than excimer laser)
Автотрекер Auto tracker	По лимбу и радужке Along the limbus and iris	По лимбу On the limb
Выход в рабочий режим, мин Entering operating mode, minute	30	23
Масса, кг Mass, kg	160	200
Система охлаждения лазера Laser cooling system	Жидкостная, термостабилизированная Liquid, heat-stabilized	Жидкостная, с замкнутым контуром Liquid, closed loop
Контроль над конечной сферической аберрацией глаза (Q-фактор) Control of the final spherical aberration of the eye (Q-factor)	Нет No	Да Yes

рубина, для создания твердотельного абляционного лазера, применяемого в КРХ, в связи с сложной природой применяемых кристаллов, потребовалось значительно больше времени, чем для создания газовой абляционной системы. Сегодня на рынке для использования в клинической практике доступно два абляционных твердотельных лазера – OLIMP-2000/213 и LaserSoft. Однако, несмотря на длительный период применения данных машин, до сих пор нет сравнительных результатов между выполнением КРХ на твердотельных лазерных установках и на эксимер-лазерных системах, в частности при выполнении субламелярного кератомилеза с фемтосекундным сопровождением.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Ньютон Л.Г. Большая советская энциклопедия в 30 томах под ред. А.М. Прохорова, 3-е изд. М.: Советская энциклопедия; 1969–1978. [N'yuton LG. Bol'shaya sovetskaya ehntsiklopediya v 30 tomakh pod red. A.M. Prokhorova, 3-e izd. M.: Sovetskaya ehntsiklopediya; 1969–1978. (In Russ.)]
2. Прохоров А.М., Басов Н.Г. Молекулярный генератор и усилитель. УФН. 1955;57(3): 485–501. [Prokhorov AM, Basov NG. Molekulyarnyi generator i usilitel'. UFN. 1955;57(3): 485–501.

(In Russ.)] doi: 0.3367/UFNr.0057.195511d.0485

3. Sorokin P, Lasher G, Gelles I. Cross relaxation studies in diamond. Phys. Rev. 1960;118: 939–945. doi: 10.1103/PhysRev.118.939
4. Бертолотти М. История лазера: Научное издание. Долгопрудный: Издательский дом «Интеллект»; 2011: 248–253. [Bertolotti M. Istoriya lazera: Nauchnoe izdanie. Dolgoprudnyi: Izdatel'skii Dom «Intellect»; 2011: 248–253. (In Russ.)]
5. Peabody RR, Zweng C, Rose HW, Peppers NA, Vassiliadis A. Threshold damage from CO2 lasers. Archives of ophthalmology (Chicago, Ill.: 1960). 1969;82(1): 105–107. doi: 10.1001/archoph.1969.00990020107025
6. Borland RG, Brennan DH, Nicholson AN. Threshold Levels for Damage of the Cornea following Irradiation by a Continuous Wave Carbon Dioxide (10.6 μm) Laser. Nature. 1971;234: 151–152.
7. McKeen D., Fine S., Feiqen L. et al. Anterior chamber measurements an CO2 laser corneal irradiation. Invest Ophthalmol Vis Science. 1970;9: 366–371.
8. Fine S, Feigen L, MacKeen D. Corneal injury threshold to carbon dioxide laser irradiation. American journal of ophthalmology. 1968;66(1): 1–15. doi: 10.1016/0002-9394(68)91779-0

9. Peabody RR, Zweng C, Rose HW, Peppers NA, Vassiliadis A. Threshold damage from CO2 lasers. *Archives of ophthalmology* (Chicago, Ill.: 1960). 1969;82(1): 105–107. doi: 10.1001/archophth.1969.00990020107025
10. Gallagher LT. Corneal curvature changes due to exposure to carbon dioxide laser: a preliminary report USAF. *Seh Aerospace Med J.* 1975;175(4): 13–16.
11. Хамптон Ф.Р. Рефракционная хирургия (Хирургические техники в офтальмологии). Пер. с англ.; под науч. ред. С.Э. Аветисова, В.П. Еричева, И.А. Бубновой. М.: Логосфера; 2016: 248. [Khampton FR. Refraktsionnaya khirurgiya (Khirurgicheskie tekhniki v oftal'mologii); per. s angl.; pod nauch. red. S.Eh. Avetisova, V.P. Eriчева, I.A. Bubnovoi. M.: Logosfera; 2016: 248. (In Russ.)]
12. Семенов А.Д., Кишкин Ю.И., Майчук Н.В., Бранчевская Е.С., Макаров А.В. Результаты коррекции децентрации зоны абляции роговицы по технологии «Топографически ориентированная ФРК». *Практическая медицина.* 2012;1(4 (59)): 49–52. [Semenov AD, Kishkin YuI, Maichuk NV, Branchevskaya ES, Makarov AV. Rezul'taty korrektsii detsentratsii zony ablyatsii rogovitsy po tekhnologii «Topograficheski orientirovannaya FRK». *Prakticheskaya meditsina.* 2012;1(4 (59)): 49–52. (In Russ.)]
13. Trokel SL, Srinivasan R, Braren B. Excimer Laser Surgery of the Cornea. *American Journal of Ophthalmology.* 1983;96(6): 710–715. doi: 10.1016/s0002-9394(14)71911-7
14. Razhev AM. Cornea microsurgery by UV radiation from an excimer laser. *Summaries of papers. Conference CLEO-88. Anaheim, California; 1988: 334.*
15. Эскина Э.Н., Паршина В.А., Степанова М.А. Результаты коррекции миопии высокой степени методом трансэпителиальной ФРК на установке Amaris (Schwind). *Российская офтальмология онлайн.* 2013;3. Доступно по <https://eyepress.ru/article/rezul-taty-korrektsii-miopii-vysokoy-stepeni-metodom-transepitolial-noy-frk-na-u> [Ссылка активна на 5.06.2024] [Ehskina EhN, Parshina VA, Stepanova MA. Rezul'taty korrektsii miopii vysokoi stepeni metodom transehpitolial'noi FRK na ustanovke Amaris (Schwind). *Rossiiskaya oftal'mologiya onlain.* 2013;3. Available from: <https://eyepress.ru/article/rezul-taty-korrektsii-miopii-vysokoy-stepeni-metodom-transepitolial-noy-frk-na-u> [Accessed 5th June 2024]
16. Arba-Mosquera S, Vinciguerra P, Verma S. Review of technological advancements in calibration systems for laser vision correction. *J Biomed Opt.* 2018;23(2). doi: 10.1117/1.JVO.23.2.020901
17. Lin JT. Critical review on refractive surgical lasers. *Opt Eng.* 1995;34(3): 668–676.
18. Вартапетов С.К., Дога А.В. Эксиммерный лазер «Микроскан-2000» – первый отечественный эксимерный лазер сканирующего типа. *Международный съезд офтальмологов по рефракционной и катарактальной хирургии: тез. докл. М.; 2002.* [Vartapetov SK, Doga AV. Ehksimernyi lazer «Mikroskan-2000» – pervyi otechestvennyi ehksimernyi lazer skaniruyushchego tipa. *Mezhdunarodnyi s'ezd oftal'mologov po refraktсионnoi i kataraktal'noi khirurgii: tez. dokl. M.; 2002.* (In Russ.)]
19. Тихов А.В., Сулова А.Ю., Сулов С.И., Страхова Г.Ю. Применение твердотельных лазеров ультрафиолетового диапазона в рефракционной хирургии роговицы. *Обзор литературы. Рефракционная хирургия и офтальмология.* 2010;10(3): 11–15. [Tikhov AV, Suslova AYu, Suslov SI, Strahova GYu. Application of solidstate ultra-violet lasers in corneal refractive surgery. *Literature review. Refractive surgery and ophthalmology.* 2010;10(3): 11–15. (In Russ.)]
20. Балашевич Л.И., Измайлов А.С. Глазные проявления диабета. СПб.: Изд. дом СПб. МАПО; 2004: 145–392. [Balashevich LI, Izmailov AS. *Glaznye proyavleniya diabeta.* SPb.: Izd. dom SPb. MAPO; 2004: 145–392. (In Russ.)]
21. Lin JT. Non-linear crystals for tunable coherent sources. *Opt Quantum Electron.* 1990;22: 283–313.
22. Ren QS, Gailitis RP, Tompson KP, Lin JT. Ablation of the cornea and synthetic polymers using a UV (213 nm) solid state laser. *IEEE J Quantum Electron.* 1990;26: 2284–2288.
23. Ren QS, Simon G, Parel JM. Ultraviolet Solid-state Laser (213-nm) Photorefractive Keratectomy: In Vitro Study. *Ophthalmology.* 1993;100: 1828–1834.
24. Swinger C, Lai S, Johnson D, Gimbel H, Lai M, Zheng W. Surface photorefractive keratectomy for correction of hyperopia using the Novatec laser – 3 month follow-up. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 1996: 37–55.
25. Roszkowska AM, De Grazia L, Ferreri P, Ferreri G. One-year clinical results of photorefractive keratectomy with a solid-state laser for refractive surgery. *J Refract Surg.* 2006 Jun;22(6): 611–613. doi: 10.3928/1081-597X-20060601-15
26. Pajic B, Pajic-Eggspuehler B, Cvejic Z, Rathjen C, Ruff V. First Clinical Results of a New Generation of Ablative Solid-State Lasers. *J Clin Med.* 2023;12(2): 731. doi: 10.3390/jcm12020731
27. Тихов А.В., Тихов А.О., Сулова А.Ю., Сулов С.И. Десятилетний опыт применения твердотельной лазерной технологии в рефракционной хирургии. *Современные технологии в офтальмологии.* 2017;6(19): 206–208. [Tikhov AV, Tikhov AO, Suslova AYu, Suslov SI. Ten years of experience in the application of solid-state laser technology in refractive surgery. *Modern technologies in ophthalmology.* 2017;6(19): 206–208. (In Russ.)]
28. Майчук Н.В., Тихов А.В., Тахчиди Х.П. и др. Первые клинико-функциональные результаты коррекции миопии с использованием твердотельной лазерной установки. *Офтальмология.* 2023;20(3): 444–450. [Maichuk NV, Tikhov AV, Takhchidi KhP, Sarkhadov NSh, Malyshev IS. The First Clinical and Functional Results of Myopia Correction Using a Solid-State Laser Unit. *Ophthalmology in Russia.* 2023;20(3): 444–450. (In Russ.)] doi: 10.18008/1816-5095-2023-3-444-450

Информация об авторах

Илья Сергеевич Малышев, аспирант кафедры офтальмологии педиатрического факультета ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России, врач-офтальмолог ФЦОМГ YourMed, malyshev_science@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1035-1037>

Наталья Владимировна Майчук, к.м.н., доцент кафедры офтальмологии ВГМУ, руководитель ФЦОМГ YourMed, заместитель генерального директора и главный офтальмолог сети клиник «Гиппократ» и YourMed, drmaichuk@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-8740-3766>

Христо Периклович Тахчиди, д.м.н., профессор, академик РАН, проректор по лечебной работе, директор Научно-исследовательского центра офтальмологии РНИМУ им. Н.И. Пирогова, hpt1301@gmail.com, <https://orcid.org/0009-0000-3545-9899>

Александр Викторович Тихов, главный врач, генеральный директор Клиники лазерной микрохирургии глаза А. Тихова, j33@mail.ru, <https://orcid.org/0009-0002-8719-951X>

Назир Шихмирзаевич Сархадов, к.м.н., генеральный директор сети клиник Yourmed и «Гиппократ», uro-sarkhadov@mail.ru, <https://orcid.org/0009-0004-3528-4733>

Information about the authors

Pyia S. Malyshev, PhD Student; Ophthalmologist, malyshev_science@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1035-1037>

Natalia V. Maichuk, PhD in Medicine, Associate Professor, Deputy General Director and Chief Ophthalmologist, drmaichuk@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-8740-3766>

Khristo P. Takhchidi, Doctor of Science in Medicine, Professor, Academician of the Russian Academy of Sciences, Vice-Rector for Medical Work, Director of the Eye Research Center, hpt1301@gmail.com, <https://orcid.org/0009-0000-3545-9899>

Alexander V. Tikhov, Chief Physician, General Director, j33@mail.ru, <https://orcid.org/0009-0002-8719-951X>

Nazir S. Sarkhadov, PhD in Medicine, General Director, uro-sarkhadov@mail.ru <https://orcid.org/0009-0004-3528-4733>

Вклад авторов в работу:

И.С. Малышев: существенный вклад в замысел и дизайн исследования сбор данных анализ и интерпретация данных, написание рукописи.

Н.В. Майчук: существенный вклад в замысел и дизайн исследования, написание рукописи, редактирование рукописи.

Х.П. Тахчиди: существенный вклад в замысел и дизайн исследования, редактирование рукописи.

А.В. Тихов: существенный вклад в замысел и дизайн исследования редактирование рукописи.

Н.Ш. Сархадов: существенный вклад в замысел и дизайн исследования, редактирование рукописи.

Author's contribution:

I.S. Malyshev: significant contribution to the concept and design of the study, data collection, analysis and interpretation of data, writing the manuscript.

N.V. Maichuk: significant contribution to the conception and design of the study, writing the manuscript, editing the manuscript.

Kh.P. Takhchidi: significant contribution to the concept and design of the study, editing the manuscript.

A.V. Tikhov: significant contribution to the concept and design of the study; editing the manuscript.

N.Sh. Sarkhadov: significant contribution to the concept and design of the study, editing the manuscript.

Финансирование: Авторы не получали конкретный грант на это исследование от какого-либо финансирующего агентства в государственном, коммерческом и некоммерческом секторах.

Авторство: Все авторы подтверждают, что они соответствуют действующим критериям авторства ICMJE.

Согласие пациента на публикацию: Письменного согласия на публикацию этого материала получено не было. Он не содержит никакой личной идентифицирующей информации.

Конфликт интересов: Отсутствует.

Funding: The authors have not declared a specific grant for this research from any funding agency in the public, commercial or not-for-profit sectors.

Authorship: All authors confirm that they meet the current ICMJE authorship criteria.

Patient consent for publication: No written consent was obtained for the publication of this material. It doesn't contain any personally identifying information.

Conflict of interest: There is no conflict of interest.

Поступила: 03.06.2024

Переработана: 29.09.2024

Принята к печати: 25.10.2024

Originally received: 03.06.2024

Final revision: 29.09.2024

Accepted: 25.10.2024