

ПРИМЕНЕНИЕ ФРАКЦИОННОГО ЛАЗЕРНОГО ФОТОТЕРМОЛИЗА В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

УДК 615.849.19+615.831

Поступила 28.10.2010 г.



М.М. Карабут, аспирант кафедры биофизики¹;

Н.Д. Гладкова, д.м.н., профессор, руководитель группы НИИ ПФМ²;

Ф.И. Фельдштейн, к.ф.-м.н., вице-президент³;

Е.Б. Киселева, младший научный сотрудник НИИ ПФМ²;

Ю.В. Фомина, к.м.н., ассистент кафедры стоматологии ФПКВ²;

А.А. Мураев, к.м.н., ассистент кафедры челюстно-лицевой хирургии и имплантологии ФПКВ²

¹Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского, Н. Новгород;

²Нижегородская государственная медицинская академия, Н. Новгород;

³Фирма «Дентал Фотоникс», Бостон, США

Рассматриваются этапы развития лазеров для медицинского применения, механизмы взаимодействия лазерного излучения с биотканью и преимущества лазерной хирургии. Описаны подходы к лазерной обработке кожи для омоложения и лечения различных повреждений. Подробно рассмотрены принципы абляционной и неабляционной лазерной обработки кожи и применяемые для этого лазерные устройства.

Представлена концепция фракционного лазерного фототермолиза (ФЛФ). ФЛФ направлен на улучшение регенерации биоткани и заключается в создании изолированных несприкасающихся тепловых микроранок, окруженных зонами жизнеспособной ткани. Уровень повреждения биоткани и побочные эффекты ФЛФ минимальны за счет сочетания высокой эффективности и минимальной инвазивности процедуры при сохраняющейся регенерации биоткани без рубцевания.

Демонстрируются экспериментальные, клинические и гистологические данные лазерного воздействия на кожу и сетчатку глаза методом ФЛФ. Рассматриваются две методики фракционного лечения: абляционная (с образованием кратера и полным разрушением ткани) и неабляционная (без разрушения ткани). Абляционное лечение, являясь более агрессивным и инвазивным, как правило, дает и более значительный эффект. Неабляционное лечение является более щадящим и менее инвазивным, поэтому оно предпочтительнее, если его применение позволяет достигать желаемого результата.

Обсуждается корреляция параметров лазерного излучения (мощности, ширины импульса и др.) и реакции биотканей для предотвращения их необратимого повреждения. Приводятся результаты экспериментальных исследований с определением максимальной плотности зон воздействия, при которой возможна регенерация без рубцевания. Делается предположение, что, основываясь на опыте лечебного применения ФЛФ кожи и сетчатки глаза, можно получить аналогичную восстановительную реакцию мягких тканей полости рта.

Ключевые слова: взаимодействие лазерного излучения с биотканями, фракционный лазерный фототермолиз (ФЛФ), регенерация тканей, кожа, сетчатка глаза, мягкие ткани полости рта.

English

Use of a fractional laser photothermolysis in clinical practice

M.M. Karabut, post-graduate of a biophysics chair¹;

N.D. Gladkova, M.D., professor, head of the AFM SRI group²;

F.I. Feldstein, c.phm.s., vice-president³;

Для контактов: Гладкова Наталья Дороевна, тел. раб. 8(831)465-41-13, факс 8(831)465-59-04, e-mail: natalia.gladkova@gmail.com.

E.B. Kiselyova, junior scientific worker of the AFM SRI¹;
Yu.V. Fomina, c.m.s., assistant of the PhQIF stomatology chair²;
A.A. Muraev, c.m.s., assistant of the PhQIF maxillofacial surgery and implantology chair²

¹N.I. Lobachevsky Nizhny Novgorod state university, N. Novgorod;

²Nizhny Novgorod state medical academy, N. Novgorod;

³«Dental Photonics» firm, Boston, USA

The stages of the laser for medical use development, the mechanisms of the laser radiation interaction with a biotissue and advantages of a laser surgery are regarded. The approaches to laser treatment of skin for a rejuvenescence and the different damage treatment are described. The principles of ablational and non-ablational laser treatment of skin and the using laser devices are regarded in detail.

A concept of a fractional laser photothermolysis (FLPh) is presented. A FLPh is directed to improvement of a biotissue regeneration and concludes in creation of the isolated untouchable thermal microwounds, surrounded by the viable tissue zones. A level of a biotissue damage and the FLPh side effects are minimal due to combination of a high effectiveness and minimum invasiveness of procedure at a conserved activation of a biotissue regeneration without a cicatrisation.

The experimental, clinical and histological data of a laser effect to skin and retina with a FLPh method is demonstrated. Two methods of fractional treatment: ablational (with a crater forming and full destruction of tissue) and non-ablational (without a tissue destruction) ones are regarded. An ablational treatment as a more aggressive and invasive one provides a more significant effect. A non-ablational treatment is the spare one and less invasive, that's why it is more preferable if its use permits to achieve the desired result.

A correlation of the laser radiation parameters (a power, an impulse width and etc.) and the biotissue reaction for prevention of their irreversible damage is discussed. The results of experimental investigations with the effect zone maximum density detection, at which the regeneration without a cicatrisation is possible, are presented. A supposition is made, that it is possible to receive an analogous reduction reaction of the mouth cavity soft tissues on a base of the skin and retina FLPh medical use experience.

Key words: interaction of a laser radiation with biotissues, fractional laser photothermolysis (FLPh), regeneration of tissues, skin, retina of the eye, soft tissues of a mouth cavity.

Лазер представляет собой источник света, в котором путем внешнего воздействия достигается возбуждение частиц определенного вещества (рабочего тела лазера). В отличие от тепловых источников света лазеры обладают высокой степенью монохроматичности, пространственной когерентности, направленности и поляризованности излучения при значительной его интенсивности и яркости, а также могут перестраиваться по длинам волн и излучать световые импульсы рекордно короткой длительности [1]. Как известно, в результате взаимодействия лазерного излучения с биологической тканью могут изменяться как параметры излучения, так и биоткань. Лазерное излучение при взаимодействии с объектом так же, как и обычный свет, может поглощаться, отражаться, проходить насквозь и рассеиваться [2]. Отражение обусловлено скачком показателя преломления на границе биообъекта с воздухом и обратным рассеянием от глубинных структур ткани. Источниками рассеяния света в тканях являются отдельные внутриклеточные структуры (плазматическая мембрана, ядро, митохондрии и другие органеллы) или структурные элементы соединительной ткани (коллагеновые и эластические волокна), различающиеся по значениям показателей преломления с окружающей их биологической жидкостью — в первом случае с цитоплазмой, во втором — с внутритканевой жидкостью [3]. Спектр поглощения ткани определяется типом доминирующих поглощающих веществ (хромофоров), включая содержание воды. Основными хромофорами в тканях являются гемоглобин, оксигемоглобин и меланин. Поэтому лазеры, применяемые в лазерной хирургии, часто

работают на длинах волн, которые совпадают с максимумами спектров поглощения этих веществ. Именно поглощение является ключевым физическим процессом, обеспечивающим эффективное взаимодействие лазерного излучения с биологическими тканями [4].

При поглощении тканью лазерное излучение преобразуется в другие формы энергии — химическую, термическую и механико-акустическую. Для лазерной хирургии наиболее важен переход лазерной энергии в термическую, которая становится причиной быстрого нагрева ткани. Дальнейшие процессы, происходящие в ткани после преобразования лазерной энергии в тепловую, зависят от температуры нагрева. В первую очередь, при достижении 45—60°C, происходит ингибирование ферментов. Когда температура ткани возрастает до 65—80°C, происходит денатурация, а затем и коагуляция белков, которая необратимым образом меняет структуру и свойства белков и сопровождается обезвоживанием и высыханием как клеток, так и межклеточной жидкости. Когда ткань нагревается до 100°C и выше, происходит vaporization (испарение) ткани путем почти мгновенного вскипания внутриклеточной воды, при этом твердая ткань преобразуется в газообразный пар и дым. Перегрев ткани (т.е. нагрев до 165—250°C) и выпаривание ведут к образованию карбонизированных остатков. Такой процесс носит название карбонизации. При импульсном нагреве ткани может наблюдаться процесс абляции. Под лазерной абляцией биоткани понимают процесс удаления (уноса) некоторой ее части в жидком или твердом состоянии (не газообразном), который в некотором смысле анало-

гичен хирургическому удалению. Термическая абляция происходит за счет нагревания, образования пузырей газов или паров, которые ведут к микровзрывам и выбросу вещества ткани наружу с образованием небольшого кратера. Важно понимать, что абляция отличается от простого испарения ткани, так как значительная часть вещества удаляется в твердом или жидком, а не парообразном состоянии. При абляции парообразование не является главным механизмом убыли ткани [4].

Существует несколько типов лазеров, различающихся по природе вещества рабочего тела, длине волны, энергии излучения, режиму работы лазера (импульсный, непрерывный), которые подробно описаны в руководствах по лазерам [5].

В настоящее время в большинстве развитых стран мира наблюдается интенсивное внедрение лазерных устройств в биологические исследования и в практическую медицину. Применение лазеров в хирургии имеет ряд преимуществ, обусловленных спецификой воздействия лазерного излучения на биоткани. Возможность высокой концентрации световой энергии в малых объемах позволяет избирательно воздействовать на биоткани и дозировать степень этого воздействия. Лазерное излучение позволяет удалять ткани при визуальном контроле, не повреждая окружающие здоровые ткани. Лазерное удаление биологических тканей осуществляется с минимальной травматизацией и с высокой точностью. Это, в свою очередь, предотвращает образование рубцов и дает хороший косметический эффект при вмешательствах на коже. Хороший гемостаз в зоне воздействия лазера приводит к тому, что практически отсутствует отек в области раны, а следовательно, послеоперационный период протекает с уменьшенными болью и дискомфортом. С помощью лазера можно удалять опухоли, расположенные в местах, труднодоступных для операций с применением скальпеля, а также в тех случаях, когда эти операции могут привести к деформации органа или к плохому косметическому результату. Лазерное испарение не занимает много времени, не вызывает существенных побочных реакций в организме, его осуществляют в амбулаторных условиях. Нагрев операционного поля лазерным излучением создает бактерицидный эффект, поэтому лазерные раны стерильны. Проникая глубоко в ткани, лазерное излучение активизирует клетки, в результате чего ускоряются процессы заживления лазерных ран. Описанные преимущества лазеров обусловили их широкое применение практически во всех областях хирургии и в косметологии [4, 6].

Поиск новых средств и методов лечения, в частности в дерматологии, косметологии и офтальмологии, вызван необходимостью совершенствования и оптимизирования существующих лазерных методик. В современном мире, например, существует все более возрастающий спрос на эффективную и безопасную лазерную обработку для омоложения и лечения различных повреждений кожи.

В зависимости от степени повреждения ткани выделяют абляционное воздействие (инвазивная методика с механическим удалением ткани) и неабляционное

лазерное облучение (без механического разрушения) [7, 8].

Абляционное лазерное облучение кожи

Абляционные лазеры (CO₂-лазер и Er:YAG-лазер) остаются «золотым стандартом» для использования с целью омоложения кожи, обеспечивая значительное клиническое улучшение при минимальном количестве лазерных процедур [9, 10]. Тем не менее из-за значительной травмы эпидермиса и дермы время заживления и риск осложнений велики. При этом важно подчеркнуть, что даже поверхностная абляция создает вероятность развития гипопигментации и рубцевания дермы [11, 12]. К примеру, абляционное омоложение кожи импульсным CO₂-лазером считается наиболее эффективным способом лазерной обработки областей гиперпигментации. Однако значительные побочные эффекты, проявляющиеся после процедуры (отек, выделения, появление корок, болевые ощущения и жжение обработанных областей), неприемлемы для многих пациентов. Кроме того, у некоторых пациентов наблюдаются продолжительные пигментные изменения, рубцевание и инфекция [8]. Абляционное омоложение кожи Er:YAG-лазером является альтернативным способом обработки кожи по сравнению с CO₂-лазером. У него более щадящее воздействие: минимальная глубина поглощения обеспечивает меньшее количество остаточных термических повреждений и быстрое восстановление, однако такой лазер менее эффективен для активации пролиферации и обновления коллагена, поскольку не задействует дерму так значительно, как CO₂-лазер. Наиболее эффективные Er:YAG-лазеры для подтягивания кожи лица и шеи используют более длительный импульс для увеличения глубины термических повреждений. Абляционное омоложение обеспечивают увеличение тургора кожи, уменьшение поверхностных и глубоких морщин, уменьшение дисхромии. Более инвазивные методы требуют использования локальной анестезии, а в сложных случаях — проводниковой анестезии. Время восстановления — более длительное (от нескольких дней при использовании современных приборов до нескольких недель при использовании традиционных методов), при этом существует риск побочных эффектов [13].

Неабляционное лазерное облучение кожи

В противоположность абляционным неабляционные лазеры минимизируют риск, доставляя лазерное излучение непосредственно к дерме, оставляя при этом целым эпидермис за счет некоторого охлаждения поверхности. Однако отсутствие эпидермального повреждения, как оказалось, уменьшает эффективность процедуры. При этом требуются многочисленные сеансы обработки, которые не всегда дают стойкое клиническое улучшение [7]. Для процедур неабляционного ремоделирования кожи используют лазеры в диапазоне 1400—1550 нм (имеют большую глубину проникновения, чем поверхностно поглощаемые абляционные

Er:YAG- и CO₂-лазеры), импульсные источники света (ИИС) и светодиоды [7, 14].

Селективный лазерный фототермолиз кожи

Микроскопические методы омоложения представлены селективным и фракционным лазерным фототермолизом. Как следует из названия, селективный лазерный фототермолиз (СЛФ) основан на принципе пространственно избирательного поглощения света специфическими хромофорами (оксигемоглобин, меланин) на длинах волн, которые совпадают с максимумами спектров поглощения этих веществ. Свет поглощается хромофорами, вызывает нагрев и денатурацию коллагена, выделение медиаторов воспаления, которые инициируют процесс восстановления ткани, включающий синтез I и III типов коллагена. Селективный фототермолиз по существу является неабляционным методом лазерной обработки. При использовании короткоимпульсных лазерных устройств с меньшей длительностью импульса, чем время термической релаксации нагретой области (содержащей хромофоры), эффект лазерного повреждения избирательно ограничен только областью с высоким поглощением хромофоров, диффузия тепла в окружающие ткани при этом минимальна [9, 15].

Импульсные источники света излучают немонохроматический и некогерентный свет, при этом специальные фильтры позволяют выбирать длины волн в диапазоне 515—1200 нм. Длительность импульса может меняться с учетом диаметра содержащей хромофор области и связанного с размером времени его термической релаксации. В большинстве современных инструментов генерируется свет с изменяющейся длительностью импульса, что позволяет выбрать наиболее эффективный режим. Технологию импульсных источников света многие авторы рассматривают как наилучший способ неабляционного селективного фототермолиза [14, 16].

Селективный лазерный фототермолиз наиболее эффективен на начальных стадиях старения кожи. Он улучшает текстуру кожи, значительно уменьшает поверхностную дисхромацию (гипо- и гиперпигментацию), но относительно слабо обновляет коллаген, недостаточно уменьшает поверхностные морщины и слабо влияет на вялость кожи. С другой стороны, этот метод имеет низкий риск побочных эффектов, короткий период выздоровления (непосредственно или через несколько часов после обработки) и не требует высокой квалификации лазерных хирургов [8].

Фракционный лазерный фототермолиз кожи

В настоящее время в практической дерматологии и косметологии большую популярность приобрел метод фракционного лазерного фототермолиза (ФЛФ), при котором уровень повреждения ткани и связанные с ним побочные эффекты значительно уменьшаются, а активация регенерации сохраняется. ФЛФ определяется как образование изолированных несообщающихся термических микроканалов, окруженных участками жизне-

способной ткани в геометрической структуре, не зависящей от распределения хромофоров [17]. Концепция ФЛФ была разработана в начале 2000-х гг. для омоложения кожи [17—20]. После нескольких лет исследований ФЛФ была успешно коммерциализована, и с тех пор миллионы пациентов прошли лечение [21].

ФЛФ является новым вариантом фототермолиза, минимально инвазивным микрохирургическим методом омоложения тканей с применением лазерного излучения по типу микропучка. При ФЛФ создаются микротермические зоны с управляемыми шириной, глубиной и плотностью. Каждая зона состоит из микроскопической замкнутой области теплового повреждения, создающего частичный некроз эпидермиса и денатурацию коллагена [22]. Контролируемые зоны термического нагрева и повреждения ткани окружены сохраненными областями жизнеспособного эпидермиса и дермы, которые обеспечивают быструю регенерацию ткани.

Как и при макроскопическом фототермолизе, ФЛФ может достигать абляционного или неабляционного эффекта [22—24]. Фракционная методика успешно применяется для косметических операций на лице [25, 26], лечения угревых и хирургических шрамов [27], меланоза (меланодермии) кожи и омоложения стареющей кожи [28—30]. Ее стали использовать как альтернативу более травматичным методам лечения, таким как стандартное нефракционное лазерное омоложение кожи.

Подробный гистологический анализ эффектов ФЛФ был выполнен Н.-J. Laubach и соавт. при использовании диодного лазера [31]. В пределах первого часа после лазерного облучения на гистологических препаратах обнаруживаются отчетливо выраженные колонки повреждений, как в эпидермисе, так и в дерме, с неповрежденным вышележащим роговым слоем. В течение 24 ч наблюдается миграция жизнеспособных клеток с периферии зоны повреждения, в то время как на поверхности образуются микроскопические зоны эпидермального некроза. Эти зоны некроза включают термически поврежденные эпидермальные и дермальные клетки вместе с меланином и эластином. На 3—7-е сутки микроскопические зоны некроза подвергаются трансэпидермальному выдавливанию, при этом в области обработки в избытке обнаруживаются клеточные маркеры заживления дермальных ран и новый коллаген (коллаген III типа, ядерный антиген пролиферации клеток и альфа-актин гладких мышц) [19]. В результате быстрой регенерации и заживления кожа может полностью восстановиться примерно через 4 нед после лечения, даже если полный объем микротермических зон составляет до 25% объема поверхностной кожи [22].

Гистологический контроль процессов заживления при неабляционном ФЛФ показал полное восстановление кожи к 30-му дню после облучения. Реакция на абляционный ФЛФ иная. В течение первого месяца после лечения эпидермальная инвагинация регрессирует, но остатки коагуляционной зоны в дерме еще видны. Наконец, через три месяца после лечения на обработанной площади виден вновь образовавшийся коллаген [18].

Последние разработки в области ФЛФ включают

комбинацию неабляционного омоложения с фракционной микроскопической нацеленной доставкой высокой энергии на глубину дермы. Такая комбинация сделала возможным значительное клиническое улучшение, сравнимое с эффективностью абляционной обработки, но без осложнений в виде гипопигментации или рубцевания [19].

Лазеры для неабляционного ФЛФ

Первым неабляционным фракционным устройством, одобренным FDA для клинического применения в дерматологии, был лазер Fraxel SR750 (Reliant Technologies), который состоял из эрбиевого лазера с волоконной доставкой, излучающего на длине волны 1550 нм (см. таблицу) [32]. Наконечник с диаметром 7 или 15 мм прикладывался к предварительно смазанной коже, создавая матрицу зон термического повреждения с коэффициентом заполнения от 5 до 50%. В дополнение к местной анестезии использовалось локальное охлаждение, которое служило для обезболивания и сохранения эпидермиса [33, 34].

Альтернативно может быть использован лазер с фракционной доставкой StarLux® fractional handpiece, который присоединяется к лазерной платформе StarLux (Palomar Medical Technologies). Система использует лазер с длиной волны 1550 нм в режиме 1,5 импульса в секунду. В матрице микропучков диаметром 10 мм достигается энергия 70 мДж/микропучок. За один импульс может быть создан массив колонок 100 микропучков/см² с глубиной коагуляции 1,5 мм. Есть возможность создавать более узкие колонки для поверхностной коагуляции. В наконечник встроено контактное охлаждение, которое защищает поверхность кожи и уменьшает связанную с обработкой боль.

В попытке достичь хороших клинических результатов разработаны также фракционные средства доставки для абляционных CO₂- и Er:YAG-лазеров. В отличие от вышеназванных лазеров эти устройства вызывают истинную абляцию эпидермиса дополнительно к различной по глубине абляции дермы. Комбинация абляций эпидермиса и дермы ведет к более глубокой микроранке, которая восстанавливается с развитием фиброза дермы, чем объясняются быстрые и значимые клинические эффекты, которые не могут быть достигнуты при использовании неабляционных устройств. Тем не менее при фракционной абляции микроскопические зоны удаленной ткани малы, в смежных областях сохраняется нормальная кожа, что минимизирует время заживления и риск рубцевания по сравнению со стандартными абляционными лазерами.

Гистологическое исследование при использовании абляционного CO₂-лазера с энергией импульса 5—40 мДж обнаружило зоны коагуляции эпидермиса и дермы, глубина и ширина которых возрастает с повышением энергии импульса. Экспрессия белка теплового шока 72 обнаруживалась не раньше, чем через 2 дня после обработки и значительно уменьшалась в 3 мес, тогда как повышение экспрессии белка теплового шока 47 и коллагены специфического молекулярного сопровождения, которые необходимы для созревания различных типов коллагенов, были обнаружены на 7-й день и сохранялись через 3 мес после обработки, что указывает на устойчивое образование коллагена [35].

Применяется несколько абляционных систем, в частности Fraxel re:pair™ system (Reliant Technologies). Фракционные системы позволяют менять глубину проникновения лазерного излучения, но у них в отличие от традиционного CO₂- или Er:YAG-лазера может быть безопасно использована более глубокая коагуляция — вплоть до 1,6 мм — ввиду фракционной доставки лазерного излучения. Значительное клиническое улучшение достигается после одной или двух обработок, при этом осложнения в виде гипопигментации или рубцевания не зафиксированы [19].

Фракционный лазерный фототермолиз сетчатки глаза

В последнее время концепцию фракционного микроповреждения биоткани лазерным облучением стали применять для лечения сетчатки глаза [36]. Она была

Абляционные и неабляционные лазеры для фракционного омолаживания кожи [32]

Название лазера	Фирма-производитель	Тип лазера	Длина волны, нм
Fraxel re:store™ (former SR1550)	Reliant	Эрбиевое волокно	1550
Fraxel re:fine™	Reliant	Эрбиевое волокно	1410
Fraxel re:pair™	Reliant	CO ₂	10600
Affirm™ Cynosure Nd:YAG 1,440	Cynosure	Nd:YAG	1440
Affirm CO ₂ ™	Cynosure	CO ₂	10600
Lux 1540™	Palomar	Эрбиевое стекло	1540
LuxIR Fractional™	Palomar	ИИС	825—1350
Lux2940™	Palomar	Er:YAG	2940
Active FX™	Lumenis	CO ₂	10600
Deep FX™	Lumenis	CO ₂	10600
Pearl™	Cutera	YSGG	2790
Mosaic™	Lutronic	CO ₂ Эрбиевое стекло	10600 1550
Juvia CO ₂ Fractional™	Ellipse	CO ₂	10600
ProFractional™	Sciton	Er:YAG	2940
Harmony™	Alma Lasers	Er:YAG	2940
Pixel CO ₂ OMNIFIT™	Alma Lasers	CO ₂	10600
Mixto SX™	Lasering USA	CO ₂	10600

коммерциализирована в 2006 г. под названием «Структурная лазерная сканирующая коагуляция», с тех пор десятки тысяч пациентов уже успешно прошли лечение по этой методике. Используется полуавтоматическая система для фотокоагуляции сетчатки PASCAL (OptiMedica Inc., Santa Clara, CA) на основе Nd:YAG-лазера с удвоением частоты (длина волны 532 нм), диаметром пучка 132—330 мкм, пиковой мощностью 175 мВт и продолжительностью импульса 5—100 мс [37]. Показано, что, как и в случае с кожей, начальное тепловое повреждение ткани локализуется в определенных пределах и может быть полностью восстановлено до нормальной структуры без рубцов за счет миграции фоторецепторов из незатронутых областей сетчатки. Продемонстрирована корреляция параметров лазерного излучения (мощности, длительности импульса и др.) и реакции ткани для предотвращения ее необратимого повреждения [38]. При использовании импульса длительностью более 20 мс лазерное облучение приводило к серьезным повреждениям фоторецепторов, которые через 4 мес восстанавливались только в 35% зоны лазерной обработки. При длительности импульса 5—20 мс возникала коагуляция слоя фоторецепторов, не приводящая к необратимому повреждению. Через 4 мес фоторецепторы полностью заполнили всю поврежденную область. Полученные результаты показывают, что длительность импульса 20 мс является оптимальным компромиссом для достижения хорошего клинического результата при минимальных осложнениях [36].

Фракционный лазерный фототермолиз мягких тканей полости рта

ФЛФ успешно коммерциализирован и используется для лечения разнообразных заболеваний кожи и сетчатки глаза. Однако, насколько нам известно, он никогда не применялся в терапии мягких тканей полости рта. Хотелось бы отметить, что повреждения мягких тканей полости рта, такие как гиперпигментация десен, десневая рецессия и пародонтит, — часто встречающиеся явления, которые касаются большинства взрослого населения и представляют острую проблему для практикующих дантистов [39, 40]. Перечисленные состояния создают многочисленные функциональные нарушения (шатание и потеря зубов, чувствительность корней, фонетические и другие сложности), эстетические проблемы (гиперпигментация десен), ухудшают качество жизни. Современные методы лечения трудоемки, требуют хирургического вмешательства и имеют ограниченную надежность, часто с непредсказуемым результатом [41]. Как отмечалось выше, лазерное лечение может значительно увеличить толщину кожи, улучшить ее упругость и генерировать новый коллаген [42]. Известно, что десна и слизистая оболочка ротовой полости заживают и восстанавливаются намного быстрее, чем кожа, и, как правило, без рубцов [43]. Поэтому мы полагаем, что ФЛФ способен инициировать регенерацию десны, что приведет к росту нового коллагена, образованию фибробластов, сосудистых структур и значительному

улучшению здоровья десны. Эти изменения, в свою очередь, смогут обеспечить покрытие корня у пациентов с ретракцией десны, увеличить толщину десны и улучшить поддержку зубов, а также оказать противовоспалительное действие. В принципе, лечение могло бы стать частью раннего решения проблем пародонтита и гингивита. Основываясь на литературных данных по регенерации кожи, мы ожидаем аналогичного или более сильного отклика тканей десны и слизистой оболочки рта, чему и будут посвящены наши последующие исследования и публикации.

Работа поддержана Государственным контрактом Российской Федерации №02.740.11.5149, грантом №10-02-01175 Российского фонда фундаментальных исследований.

Литература

1. Звелто О. Принципы лазеров. СПб: Лань; 2008; 720 с.
2. Беликов А.В., Скрипник А.В. Лазерные биомедицинские технологии. СПб: СПбГУ ИТМО; 2008; 116 с.
3. Tuchin V.V. Tissue optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis. SPIE Press; 2007; 882 p.
4. Berger N., Eeg P.H. Veterinary laser surgery a practical guide. Blackwell Publishing; 2006; 236 p.
5. Weber M.J. Handbook of lasers. Berkeley: CRC Press LLC; 2001; 1186 p.
6. Москвин С.В., Буйлин В.А. Основы лазерной терапии. Тверь; 2008; 256 с.
7. Rinaldi F. Laser: a review. Clin Dermatol 2008 Nov-Dec; 26(6): 590—601.
8. Alexiades-Armenakas M.R., Dover J.S., Arndt K.A. The spectrum of laser skin resurfacing: nonablative, fractional, and ablative laser resurfacing. J Am Acad Dermatol 2008 May; 58(5): 719—737.
9. Goldman M.P., Fitzpatrick R.E. Cutaneous laser surgery. 2nd ed. Mosby; 1999; 1—18.
10. Roberts T.L., Pozner J.N. Lasers, facelifting and the future. Clin Plast Surg 2000; 27: 293—299.
11. Majaron B., Lukac M., Drnovsek-Olup B., Vedlin B., Rotter A., editors. Heat diffusion and ablation front dynamics in Er:YAG laser skin resurfacing. In: Proceedings of the VII lasers in surgery: advanced characterization, therapeutics, and systems. 1997; San Jose, CA, USA.
12. Orringer J.S., Kang S., Johnson T.M. et al. Connective tissue remodeling induced by carbon dioxide laser resurfacing of photodamaged human skin. Arch Dermatol 2004 Nov; 140(11): 1326—1332.
13. Goldman M.P., Marchell N., Fitzpatrick R.E. Laser skin resurfacing of the face with a combined CO₂/Er:YAG laser. Dermatol Surg 2000 Feb; 26(2): 102—104.
14. Goldman M., Weiss R. Intense pulse light and nonablative approaches to photoaging. In: Photoaging. Marcel Dekker, Inc; 2004; p. 165—183.
15. Anderson R.R., Parrish J.A. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. Science 1983; 220: 524—527.
16. Ross E.V., Smirnov M., Pankratov M. et al. Intense

- pulsed light and laser treatment of facial telangiectasias and dyspigmentation: some theoretical and practical comparisons. *Dermatol Surg* 2005; 31(9 Pt 2): 1188—1198.
17. *Altshuler G., Smirnov M., Yaroslavsky I. et al.* Lattice of optical islets: a novel treatment modality in photomedicine. *Journal of Physics D (Applied Physics)* 2005; 38(15): 2732—2747.
 18. *Manstein D., Herron G.S., Sink R.K. et al.* Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. *Lasers Surg Med* 2004; 34(5): 426—438.
 19. *Jih M.H., Kimyai-Asadi A.* Fractional Photothermolysis: A review and update. *Semin Cutan Med Surg* 2008; 27: 63—71.
 20. *Manstein D., Poureshagh M., Yaroslavsky I. et al.* Spatially confined Lasers. *Surg Med* 2002; 30(Suppl 14): 28.
 21. *Moretti M.* Fractional skin rejuvenation: a major new technology category. Medical Insight, Inc.; 2008.
 22. *Bedi V.P., Chan K.F., Sink R.K. et al.* The effects of pulse energy variations on the dimensions of microscopic thermal treatment zones in nonablative fractional resurfacing. *Lasers Surg Med* 2007; 39: 145—155.
 23. *Karsai S., Czarnecka A., Junger M. et al.* Ablative fractional lasers (CO₂ and Er:YAG): a randomized controlled double-blind split-face trial of the treatment of peri-orbital rhytides. *Lasers Surg Med* 2010 Feb; 42(2): 160—167.
 24. *Haedersdal M., Sakamoto F.H., Farinelli W.A. et al.* Fractional CO₂ laser-assisted drug delivery. *Lasers Surg Med* 2010 Feb; 42(2): 113—122.
 25. *Majaron B., Lukac M., Drnovsek-Olup B., Vedlin B., Rotter A., editors.* Heat diffusion and ablation front dynamics in Er:YAG laser skin resurfacing. In: *Proceedings of the VII lasers in surgery: advanced characterization, therapeutics and systems*. 1997; San Jose, CA, USA. SPIE.
 26. *Orringer J.S., Kang S., Johnson T.M. et al.* Connective tissue remodeling induced by carbon dioxide laser resurfacing of photodamaged human skin. *Arch Dermatol* 2004 Nov; 140(11): 1326—1332.
 27. *Hasegawa T., Matsukura T., Mizuno Y. et al.* Clinical trial of a laser device called fractional photothermolysis system for acne scars. *J Dermatol* 2006 Sep; 33(9): 623—627.
 28. *Jih M.H., Goldberg L.H., Kimyai-Asadi A.* Fractional photothermolysis for photoaging of hands. *Dermatol Surg* 2008 Jan; 34(1): 73—78.
 29. *Stotland M., Chapas A.M., Brightman L. et al.* The safety and efficacy of fractional photothermolysis for the correction of striae distensae. *J Drugs Dermatol* 2008 Sep; 7(9): 857—861.
 30. *Kim B.J., Lee D.H., Kim M.N. et al.* Fractional photothermolysis for the treatment of striae distensae in Asian skin. *Am J Clin Dermatol* 2008; 9(1): 33—37.
 31. *Laubach H.-J., Tannous Z., Anderson R.R. et al.* Skin responses to fractional photothermolysis. *Lasers Surg Med* 2006; 38: 142—149.
 32. *Allemann B.I., Kaufman J.* Fractional photothermolysis — an update. *Lasers in Medical Science* 2010; 25(1): 137—144.
 33. *Fisher G.H., Kim K.H., Berstein L.J. et al.* Concurrent use of handheld forced cold air device minimized patient discomfort during fractional photothermolysis. *Dermatol Surg* 2005; 31: 1242—1244.
 34. *Laubach H., Chan H.H., Rius F. et al.* Effects of skin temperature on lesion size in fractional photothermolysis. *Lasers Surg Med* 2007; 39: 14—18.
 35. *Hantash B.M., Bedi V.P., Kapadia B. et al.* In vivo histological evaluation of a novel ablative fractional resurfacing device. *Lasers Surg Med* 2007; 39: 96—107.
 36. *Jain A., Blumenkranz M.S., Paulus Y. et al.* Effect of pulse duration on size and character of the lesion in retinal photocoagulation. *Arch Ophthalmol* 2008 Jan; 126(1): 78—85.
 37. *Blumenkranz M.S., Yellachich D., Andersen D.E. et al.* Semiautomated patterned scanning laser for retinal photocoagulation. *Retina* 2006 Mar; 26(3): 370—376.
 38. *Paulus Y.M., Jain A., Gariano R.F. et al.* Healing of retinal photocoagulation lesions. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008; 49: 5540—5545.
 39. *Dibart S., Karima M.* Practical periodontal plastic surgery. Ames, Iowa: Blackwell Munksgaard; 2006; 109 p.
 40. *Kassab M.M., Cohen R.E.* The etiology and prevalence of gingival recession. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 220—225.
 41. *Nordland W.P., Sandhu H., Perio C.* Microsurgical technique for augmentation of the interdental papilla: three case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28: 543—549.
 42. *Kim B.J., Lee D.H., Kim M.N. et al.* Fractional Photothermolysis for the Treatment of Striae Distensae in Asian Skin *Am J Clin Dermatol* 2008; 9(1): 33—37.
 43. *Szpadarska A.M., Zuckerman J.D., DiPietro L.A.* Differential injury responses in oral mucosal and cutaneous wounds. *J Dent Res*. 2003; 82: 621—626.