

Е.В. Липова, М.Р. Рахматулина, И.И. Глазко, А.С. Чекмарев

ЛАЗЕРНЫЕ И РАДИОВОЛНОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ДЕРМАТОВЕНЕРОЛОГИИ И КОСМЕТОЛОГИИ

Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва

Контактное лицо: Рахматулина Маргарита Рафиковна, ra.marg@yandex.ru

РЕФЕРАТ

Представлены современные данные о применении лазерных и радиоволновых методик в дерматологии и косметологии. Охарактеризованы виды лазеров, реакции взаимодействия лазерного света с кожными покровами, дана подробная характеристика низкоинтенсивного и высокоинтенсивного лазерного излучения и возможностей их применения в дерматологии и косметологии. Описаны абляционные и неабляционные методы воздействия на кожу, принцип фракционного лазерного фототермолиза. Представлен метод радиоволнового воздействия на ткани и его режимы. Обсуждены принципы радиоволновой хирургии и возможности применения радиоволновых методик в терапии новообразований кожи и эстетической косметологии. Описаны данные по применению режима Plasma RFL для плазменного омоложения кожи.

Ключевые слова: лазерные технологии, фототермолиз, электрохирургические методы, радиоволновая деструкция, дерматозы, косметология, plasma RFL

Для цитирования: Липова Е.В., М Рахматулина.Р., Глазко И.И., Чекмарев А.С. Лазерные и радиоволновые технологии в дерматологии и косметологии. Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2020;65(5):68-76.

DOI: 10.12737/1024-6177-2020-65-5-68-76

Введение

Применение лазерных и радиоволновых методик в дерматологии и косметологии в России имеет более чем пятидесятилетнюю историю, но пик развития данных направлений приходится на последнее десятилетие. Это во многом связано с созданием современных, более эффективных и безопасных аппаратов, изучением свойств лазерного излучения различных видов, оценкой их влияния на отдельные типы тканей и патологий и разработкой на основе полученных данных новых методик лечения. В настоящее время существует большое количество дерматологических лазерных аппаратов, обладающих разными физическими характеристиками: типом излучающего вещества, мощностью, энергией, длительностью лазерного импульса и т.д. Лазерное излучение в известном диапазоне параметров способно рассекать и препарировать ткани, удалять или коагулировать кожные новообразования, проводить лечение изменений и аномалий развития внутрикожных сосудов. При этом операции с использованием лазеров отличаются относительной простотой манипуляций, малотравматичностью, абластичностью, высокой избирательностью воздействия.

Электро- и радиохирургические методики также широко применяются в дерматологии, прежде всего — при деструкции доброкачественных новообразований и осуществлении гемостаза. В последние годы данные технологии также используются и в эстетической медицине, с их помощью можно осуществлять шлифовку и термолифтинг кожи, корректировать деформированные рубцы и проводить другие косметологические процедуры.

Лазерные технологии в дерматологии и косметологии

Общие основы

Теоретической основой современной лазерной дерматологии и косметологии стала предложенная в 1982 г. Андерсоном и Парришем концепция селективного фототермолиза, согласно которой выбор подходящей длины волны света, длительности и интенсив-

ности излучения позволяет осуществлять локальное прецизионное воздействие на поглощающие свет объекты (хромофоры), расположенные в глубине кожи, при этом нанося минимальный вред окружающей тканям. Авторами концепции было установлено, что эффективность воздействия определяется соотношением целевых и конкурирующих хромофоров ткани: чем выше это соотношение, тем более прицельно воздействие на патологические клетки.

Лазеры, используемые в медицине, генерируют излучение в видимой ($\lambda = 380-760$ нм), инфракрасной ($\lambda > 760$ нм), ультрафиолетовой ($\lambda < 380$ нм) и рентгеновской ($\lambda < 1$ нм) областях спектра электромагнитных волн. В зависимости от типа активной среды, используемой для генерации фотонов, различают следующие основные виды медицинских лазеров:

1. Газовые лазеры: CO₂-лазер, гелий-неоновый и аргоновый лазеры — первые лазеры, излучающие непрерывный луч света.
2. Твердотельные лазеры, работающие в импульсном режиме: рубиновый, Nd:YAG (неодимовый лазер), Er:YAG (эрбиевый лазер), KTP (неодимовый лазер), алесандритовый и т.д.
3. Жидкостные лазеры на органических или неорганических красителях с очень короткими длительностями импульсов и продолжительными интервалами между каждым импульсом. Энергия лазерного излучения данных лазеров достаточно велика.
4. Лазеры на парах металлов (меди, золота).
5. Диодные лазеры (полупроводниковые).

Известно, что при взаимодействии лазерного света с тканью происходят следующие реакции:

- Фотостимуляция, для которой используются низкоинтенсивные терапевтические лазеры. Терапевтический лазер по энергетическим параметрам оказывает действие, не повреждающее биосистему, но в то же время его энергии оказывается достаточно для активации процессов жизнедеятельности организма, например, ускорения заживления ран.
- Фотодинамическая реакция, в основе которой лежит воздействие светом определенной длины волны на фотосенсибилизатор (естественный или

искусственно введенный), обеспечивающее цитотоксическое воздействие на патологическую ткань. В дерматологии фотодинамическое воздействие используется для лечения вульгарных угрей, псориаза, красного плоского лишая, витилиго, пигментной крапивницы и др.

- Фототермолиз и фотомеханические реакции, в результате которых при поглощении излучения происходит преобразование энергии лазерного луча в тепло на том участке кожи, который содержит хромофор. При достаточной мощности лазерного луча это приводит к тепловому разрушению мишени. Селективный фототермолиз можно применять для удаления пороков развития поверхностно расположенных сосудов, некоторых пигментных образований кожи, волос, татуировок [1].

Выраженный терапевтический эффект при лечении различных по этиологии и патогенезу заболеваний предполагает существование биостимулирующего механизма действия лазерного излучения небольшой мощности. В дерматологии и косметологии в настоящее время используется лазерное излучение двух типов: низкоинтенсивное и высокоинтенсивное.

Низкоинтенсивное лазерное излучение (НИЛИ) используется в основном для лазерной терапии кожных заболеваний. НИЛИ соответствует пределам мощности излучения от 0,1 до 100 мВт/см² и не вызывает видимых деструктивных изменений в тканях. Наиболее часто применяется НИЛИ красного и инфракрасного спектра, которые обладают большой проникающей способностью и достаточно физиологическим действием на ткани [2]. Действие НИЛИ заключается в активации ферментов мембран клеток, увеличении электрического заряда белков и фосфолипидов, стабилизации мембранных и свободных липидов, увеличении концентрации оксигемоглобина в организме, активации процессов тканевого дыхания, повышении синтеза цАМФ, стабилизации окислительного фосфорилирования липидов (снижении свободно-радикальных комплексов). При воздействии НИЛИ на биоткань наблюдаются противовоспалительный, антиоксидантный, обезболивающий и иммуномодулирующий эффекты.

На сегодняшний день НИЛИ с успехом применяется в дерматологии при лечении дерматозов, обусловленных нарушением пролиферации и дифференциации кератиноцитов, дерматитов, зудящих дерматозов, ангиитов, заболеваний соединительной ткани, заболеваний волос, нарушений пигментации, акне, розацеа, гнойно-воспалительных процессов [3].

Виды высокоинтенсивного лазерного вмешательства в дерматологии и косметологии могут быть условно подразделены на 2 типа: I тип — процедуры, в ходе которых проводят абляцию участка пораженной кожи, включая эпидермис; II тип — процедуры, избирательно нацеленные на ликвидацию патологических структур без повреждения целостности эпидермиса. Во втором случае ключевым условием процедуры является подбор характеристик лазера, излучение которого селективно поглощается в этих структурах, но не в эпидермисе, тогда как для вмешательств первого типа лазерное излучение более или менее одинаково абсорбируется всеми без исключения слоями кожи [4].

Высокоэнергетическое лазерное вмешательство I типа

Феномен абляции представляет собой одну из фундаментальных, интенсивно изучаемых, хотя еще и не до конца решенных проблем современной лазерной медицины. Применительно к лазерной хирургии под абляцией понимают ликвидацию участка живой ткани непосредственно под действием на нее фотонов лазерного излучения. При этом эффект проявляется именно в ходе самой процедуры облучения, когда облученный участок ткани после прекращения лазерного воздействия остается на месте, а его постепенная ликвидация наступает позднее в результате серии местных биологических реакций, развивающихся в зоне облучения. Механизм и параметры (энергетические характеристики, производительность) абляции определяются свойствами облучаемого объекта (соотношением жидкого и плотного компонентов, их химических и физических свойств, характером внутри- и межмолекулярных связей, термической чувствительностью клеток и макромолекул, кровоснабжением ткани и т.д.), характеристикой излучения (длина волны, непрерывный или импульсный режим облучения, мощность, энергия в импульсе, суммарная поглощенная энергия и т.д.), а также параметрами, неразрывно связывающими свойства объекта и лазерного луча, — коэффициентами отражения, поглощения и рассеяния данного вида излучения в данном виде ткани или ее отдельных составляющих. Для абляционных методик используются СО₂-лазеры ($\lambda = 10600$ нм) и эрбиевые лазеры ($\lambda = 2940$ нм). Поскольку излучение с такими длинами волн очень хорошо поглощается водой, то оно взаимодействует даже с тем небольшим количеством воды (10–15 %), которое содержится в эпидермисе.

Область применения СО₂-лазера очень обширна. В фокусированном режиме он используется для иссечения тканей с одновременной коагуляцией сосудов. В дефокусированном режиме за счет уменьшения плотности мощности производится послойное удаление (вапоризация) патологической ткани. Именно таким способом ликвидируют поверхностные злокачественные и потенциально злокачественные опухоли (базальноклеточную карциному, актинический хейлит, эритроплазию Кейра), ряд доброкачественных новообразований кожных покровов (ангиофибром, сиригому, трихоэпителиому и др.), крупные послеожоговые струпы, воспалительные кожные заболевания (гранулемы, узелковый хондродерматит ушной раковины), кисты, инфекционные поражения кожи (бородавки, рецидивирующие кондиломы, глубокие микозы), сосудистые поражения (пиогенную гранулему, ангиокератому, кольцевидную лимфангиому), образования, обуславливающие косметические дефекты (ринофиму, глубокие постугревые рубцы, эпидермальные родимые пятна, лентиги, ксантелазму) и др.

Многочисленные исследования показали, что использование абляционного воздействия СО₂-лазером для омоложения кожи, удаления шрамов, рубцов, возрастной пигментации, признаков выраженного фотостарения (при традиционной лазерной обработке) дает хорошие и прогнозируемые результаты [5–7]. Однако такое лечение зачастую связано с побочными эффектами — длительным временем реабилитации, эрите-

мой (в среднем 4,5–9,0 мес), инфекциями различного генеза, временными и постоянными дисхромиями (гипер- и гипопигментациями), рубцеванием. Особенно проблематичной является гипопигментация, которая может проявиться через 1 год после лечения и стать необратимой, что потребует снижения длительности или количества проводимых процедур, и, в свою очередь, приведет к недостаточным клиническим результатам [8].

Эрбиевый лазер для абляционной лазерной обработки стал использоваться как альтернатива углекислотному лазеру. После его воздействия происходит более быстрое заживление, однако данное излучение имеет меньшую глубину оптического проникновения и, соответственно, меньшую зону абляции и коагуляции по сравнению с CO_2 -лазером, что приводит к снижению эффективности процедуры [9–11].

Высокоэнергетическое лазерное вмешательство II типа

К неабляционным относятся процедуры, в ходе которых добиваются лазерного повреждения определенных внутридермальных и подкожных образований без нарушения целостности кожного покрова. Эта цель достигается подбором характеристик лазера — длины волны и режима облучения, которые должны обеспечить поглощение лазерного света хромофором (окрашенной структурой-мишенью), что приводит к его разрушению или обесцвечиванию за счет превращения энергии излучения в тепловую (фототермолиз), а в некоторых случаях и в механическую энергию. Важнейшими эндогенными хромофорами являются меланин, гемоглобин, вода и коллаген, в связи с чем данные процедуры широко применяются в лечении сосудистых патологий кожи, коррекции гиперпигментации и возрастных изменений, удалении волос. Меланин в норме содержится в эпидермисе и волосных фолликулах. Спектр его поглощения лежит в диапазоне ультрафиолета (УФ) и видимого света, а ослабление поглощения наступает в ближней инфракрасной области. Максимумы поглощения гемоглобина находятся в области УФ-А (320–400 нм), синих (400 нм), зеленых (541 нм) и желтых (577 нм) волн. К спектру поглощения коллагена относятся область видимого света и ближней инфракрасной части спектра. Взаимодействие с водой происходит в средней и дальней инфракрасной области спектра. К экзогенным хромофорам относятся чернила для татуировок, а также частицы грязи, импрегнированные при травме.

Концептуальные положения клинического использования высокоинтенсивного лазерного излучения II типа отражены в теории селективного фототермолиза (Андерсон и Пэрриш, 1983):

1. Тканевые хромофоры, такие, как меланин и гемоглобин, поглощают свет тем интенсивнее, чем короче длина волны излучения.
2. Эффективность поглощения лазерного излучения в глубоких слоях кожи растет с увеличением длины волны — чем больше длина волны, тем глубже проникает излучение.
3. Чем меньше размеры мишени, тем короче должен быть импульс излучения.

4. При слишком коротком импульсе раньше разогрева мишени происходит ее разрушение из-за ударных волн, обусловленных генерацией плазмы и оптическим пробоем.

Идеальным селективным воздействием можно считать такое воздействие, при котором лучи лазера поглощаются только структурами мишени, а за ее пределами поглощение отсутствует. Для достижения такого результата специалисту, выбравшему лазер с соответствующей длиной волны, необходимо установить плотность энергии излучения и продолжительность экспозиций (или импульсов), а также интервалов между ними. Эти параметры определяют с учетом времени термической релаксации (ВТР) для данной мишени — промежутка времени, за который возросшая в момент подачи импульса температура мишени опускается на половину ее прироста по отношению к исходной. Превышение длительности импульса над значением ВТР вызывает нежелательный перегрев ткани вокруг мишени; к такому же эффекту приводит и уменьшение интервала между импульсами. В принципе, все эти условия могут быть смоделированы математически перед операцией, однако сам состав кожи не позволяет в полной мере воспользоваться расчетными данными, так как в базальном слое эпидермиса находятся меланоциты и отдельные кератиноциты, которые содержат меланин. Так как этот пигмент интенсивно поглощает свет в видимой, а также близких к ней ультрафиолетовой и инфракрасной областях спектра («оптическое окно» меланина находится в пределах от 500 до 1100 нм), то любое лазерное излучение в данном диапазоне будет поглощаться меланином, что может привести к термическому повреждению и гибели соответствующих клеток. Более того, излучение в видимой части спектра поглощается также цитохромами и флавиновыми ферментами (флавопротеидами) как меланинсодержащих клеток, так и всех остальных типов клеток эпидермиса и дермы. Из этого следует, что при лазерном облучении мишени, расположенной под поверхностью кожи, некоторое повреждение эпидермальных клеток становится неизбежным. Поэтому реальная клиническая задача сводится к компромиссному поиску таких режимов лазерного облучения, при которых стало бы возможным достигать максимального поражения мишени при наименьшем повреждении эпидермиса (с расчетом на его последующую регенерацию, главным образом, за счет соседних необлученных участков кожи). Соблюдение всех этих условий применительно к конкретной мишени приведет к ее максимальному повреждению (разогреву или распаду) при минимальном перегреве или механической травме соседних структур.

В настоящее время лазерные вмешательства II типа применяются при:

— Лечении сосудистой патологии кожи: врожденных аномалий сосудов («винные пятна», гемангиомы, «венозные озера»), сенильных гемангиом, телеангиэктазий, патологии вен нижних конечностей. Для этих целей используются импульсные лазеры на красителях (585, 595 нм), калий-титанил-фосфатные (532 нм) и неодимовые (1064 нм) лазеры, длины волн которых обеспечивают селективное поглощение оксигемоглобином.

- Лечении доброкачественных пигментных новообразований и удалении татуировок. Используются в основном лазеры, работающие в Q-switch режиме, или с модуляцией добротности. Q-switch — электронно-оптическое устройство, используемое для генерации импульсов длительностью несколько наносекунд. Наносекундные вспышки света могут фрагментировать и распылять меланин и татуажные чернила, изменяя их оптические свойства. Осветление достигается за счет постепенного захвата фрагментированных частичек активированными макрофагами и удаления их по лимфатическим сосудам. При лечении поверхностных пигментных поражений кожи (веснушки, пятна цвета кофе с молоком, лентиго) чаще используют рубиновый лазер с модуляцией добротности (694 нм). Для удаления красителя татуировок применяют рубиновый и александритовый (755 нм) лазеры с модуляцией добротности, которые лучше подходят для выведения зеленых чернил. Красные пигменты лучше поддаются воздействию зеленого света, удвоенного по частоте, испускаемого неодимовым лазером (532 нм), который также эффективен при сине-черных татуировках.
- Удалении нежелательных волос. В данном случае для лазерного света мишенью, скорее всего, служат стволовые клетки и кровеносные сосуды сосочка, а поглощающим хромофором является меланин волосяного стержня. Излучение спектра 600–1200 нм поглощается меланином и глубже проникает в дерму при увеличении длины волны. Для этих целей используются обычные (без модуляции добротности) лазеры — рубиновый (694 нм), александритовый (755 нм), полупроводниковый (800 нм) и неодимовый (1064 нм) с мощностью потока 20–60 Дж/см² [1].

Фракционный лазерный фототермолиз

Так как поиск малоинвазивных методов лечения с минимальными побочными эффектами и высокой эффективностью всегда являлся приоритетным в косметологии, то разработка в 2004 г. D. Manstein et al. новой технологии омоложения и лечения кожи, названная фракционным лазерным фототермолизом (ФЛФ), безусловно, стала одним из ключевых этапов развития эстетической медицины [12]. Данный метод заключается в создании несообщающихся микротермических зон (МТЗ) повреждения определенных размеров, окруженных зонами неповрежденной ткани. Путем сохранения таких зон неповрежденной ткани целостность эпителия восстанавливается за счет его быстрой реэпителизации, что значительно сокращает время заживления и приводит к полному восстановлению ткани без рубцевания и побочных эффектов воздействия [13].

В настоящее время в практике дерматовенерологов и косметологов используется как абляционный, так и неабляционный ФЛФ.

Внедрение фракционных абляционных методов лечения позволило сократить время реабилитации и число побочных эффектов (по сравнению с традиционной абляционной лазерной шлифовкой кожи) при сохранении высокой эффективности процедуры.

Первый опыт применения абляционного фракционного фотоомоложения с использованием устройства на основе CO₂-лазера был описан в 2007 г. В.М. Hantash et al [14]. Метод заключается в создании сетки из микротермальных зон повреждения настраиваемой плотности и глубины. При этом абляция и коагуляция дермы и эпидермиса, включая роговой слой, происходят только в пределах МТЗ, а устойчивое ремоделирование коллагена наблюдается в течение 3 мес после воздействия [15].

Абляционный ФЛФ показал большой потенциал при лечении серьезных косметических дефектов — глубоких морщин и рубцов различного происхождения. В ходе оценки клинической эффективности абляционной фракционной обработки кожи CO₂-лазером ($\lambda = 10600$ нм) и Er:YAG-лазером ($\lambda = 2940$ нм) было установлено, что подобный режим способствует уменьшению глубины морщин умеренной и тяжелой степени тяжести, нивелирует дисхромии и сравним по эффективности с традиционной абляционной шлифовкой [16]. Исследователями было показано уменьшение глубины морщин на 20 % после однократной фракционной обработки как CO₂-, так и Er:YAG-лазером. Установлено статистически значимое уменьшение степени тяжести морщин, которое наступило через 3 мес после абляционной фракционной обработки эрбиевыми лазерами с длиной волны как 2790 нм, так и 2940 нм [17].

В настоящее время абляционный ФЛФ широко применяется для коррекции рубцов различного происхождения, а обработка CO₂-лазером является «золотым стандартом» для таких задач. Процедура абляционного ФЛФ CO₂-лазером в 26–50 % случаев значительно улучшает состояние рубцов разной степени тяжести, а общее улучшение состояния кожи достигается у всех пациентов [18]. При этом доказано, что традиционная лазерная шлифовка приводит к более длительному восстановительному периоду после процедуры и развитию более значительных побочных эффектов по сравнению с абляционным ФЛФ [19].

Хотя многие исследования показали преимущества неабляционного ФЛФ, заключающиеся в минимальном развитии побочных эффектов и меньшем времени заживления, следует учитывать, что данная технология оказывается менее эффективной, чем абляционная лазерная шлифовка Er:YAG-лазерами, даже в случае проведения нескольких сеансов лечения. Проведение абляционной фракционной лазерной обработки позволяет достичь уменьшения времени восстановления после процедуры (по сравнению с классической обработкой), а также снизить риск возникновения дополнительных рубцов и пигментных нарушений.

Неабляционный ФЛФ является эффективным методом разглаживания морщин, лифтинга (подтягивания) кожи, омоложения, общего улучшения состояния кожи, лечения нарушений пигментации и атрофических рубцов. Этот метод применяется в тех случаях, когда планируется заметный результат без интенсивного воздействия и длительного реабилитационного периода [16], например, для лечения различных пигментных нарушений кожи, связанных либо с недостаточным, либо с избыточным синтезом меланина.

В зарубежных исследованиях была продемонстрирована эффективность метода в терапии спонтанного гипомеланоза с использованием эрбиевого лазера с длиной волны 1550 нм: после двух обработок отмечалось статистически значимое отличие результатов воздействия в группе исследования и группе контроля, при этом восстановление нормального цвета кожи возрастало через 4 нед [20].

В работе L. Vencini et al было установлено, что при использовании неабляционного ФЛФ эрбиевым лазером с длиной волны 1540 нм для обработки рубцов постакине происходило снижение их степени тяжести. Через 6 мес после окончания лечения заметное улучшение наблюдалось у 98 % пациентов со II степенью тяжести и у 83 % пациентов с III степенью тяжести рубцов [21].

В ряде работ была проведена оценка частоты и длительности возникающих побочных эффектов при неабляционной обработке. Так, в исследовании S.M. Lee et al было показано, что при использовании эрбиевого лазера с длиной волны 1550 нм и туллиевого лазера с длиной волны 1927 нм для неабляционного фракционного воздействия нежелательные побочные эффекты после процедуры возникали лишь у 5 % пациентов, из них наиболее часто регистрировались эритема (1,8 %), поствоспалительная гиперпигментация (1,1 %), увеличение меланодермии (0,9 %); наиболее редко — простой герпес (0,6 %) и угревая сыпь (0,2 %) [22].

Приведенные данные позволяют утверждать, что неабляционная фракционная лазерная обработка является эффективным методом лечения атрофических рубцов (стрий, рубцов постакине) и нарушений пигментации, применима для общего улучшения состояния кожи, характеризуется минимальным количеством побочных явлений и долгосрочным эффектом.

Радиохирургические методы

Радиохирургические технологии являются разновидностью современной электрохирургии, при этом термин «радиохирургия» относится к двум различным методам. Первый из них — стереотаксическая лучевая терапия — медицинская процедура неинвазивного лечения доброкачественных и злокачественных образований, а также сосудистых мальформаций с помощью направленных пучков ионизирующего излучения. Эта форма радиохирургии была разработана в Швеции в 1949 г. для облучения опухолей головного мозга (Гамма-нож). Второй тип радиохирургии (радиочастотная или радиоволновая хирургия) представляет собой метод, позволяющий проводить разрезание, коагуляцию, диссекцию и фульгурацию тканей с использованием высокочастотного переменного тока [23, 24].

С помощью традиционных электрохирургических устройств (электрокоагуляторов) рассечение и коагуляция происходят за счет нагрева ткани и наконечника электрода, пропускающих электрический ток, при этом для получения тех или иных эффектов воздействия необходимо давление оператора на ручку-манипулятор с электродом. Как известно, кожа может оказывать значительное сопротивление электрическому току, соответственно, в ходе процедуры происходит высокотемпературный нагрев наконечника электрода и чрезмерный нагрев окружающих тканей с

их термическим повреждением. Соответственно, при использовании методов электрохирургии толщина скоагулированных тканей может быть значительной и, как следствие, заживление ран нередко происходит с образованием эстетических дефектов в виде рубцов, а период эпителизации значительно увеличивается. Кроме того, при выполнении манипуляций на электрохирургических аппаратах пациент «замыкается в цепь», в связи с чем существует потенциальный риск получения электротравмы или ожога в области нейтрального электрода — резиновой пластины, которая плотно прикладывается к коже пациента в зоне ягодиц или заднебоковой поверхности бедра (где толщина мягких тканей максимальна, отсутствуют костные выступы, нет обильного скопления потовых желез). При монополярном режиме электрический ток проходит через тело пациента от активного (оперативного) электрода к пластинке возвратного (нейтрального) электрода и таким образом электрическая цепь замыкается [25, 26].

В настоящее время существуют аппараты, в которых используется ток высокой частоты (радиочастоты) и схема передачи энергии через нейтральный электрод. У таких аппаратов нежелательные явления воздействия на ткань сведены к минимуму, однако эффекты рассекания и коагуляционные свойства более грубые по сравнению с радиоволновыми аппаратами (например, «Сургитроном ЕМС»), что в значительной мере влияет на эстетический результат и скорость заживления ран [27].

Принцип радиочастотной или радиоволновой хирургии состоит в том, что передача энергии происходит от электрода-излучателя к антенне без замыкания пациента в электрическую цепь. Антенна не требует контакта с кожей, достаточно как можно ближе расположить приемную пластину к месту выполнения манипуляции. Таким образом создается электромагнитное поле, в рамках которого ручка с электродом (излучателем) позволяет рассекать и/или коагулировать ткань за счет воздействия на молекулы воды в клетках тканей с меньшим их нагревом по сравнению с аппаратами с нейтральным электродом. Радиоволна, передаваемая активным электродом, вызывает локальный нагрев воды в клетках (кипение или коагуляцию в зависимости от формы волны). Наиболее подходящим диапазоном для работы с тканями является радиоволны с частотой 3,8–4,0 МГц. Эта частота позволяет мгновенно получить эффекты разрезания или коагуляции ткани без лишнего нагрева ткани и электродов. Основной отличительной особенностью применения радиохирургии по сравнению с электрокоагуляторами и стальным скальпелем является отсутствие выраженного ручного давления при рассечении ткани. Это связано с биологическими эффектами воздействия на ткань, которые возникают во время процедуры: исходя из генератора через активный электрод, энергия направляется к пассивному электроду (антенне), встречает сопротивление клеток и мгновенно их разогревает. Переход радиоволнового излучения в тепловое происходит за счет молекул воды в клетках и тканях, в результате чего внутриклеточная жидкость вскипает и разрывает клеточную мембрану. При вскипании образуются мелкие пузырьки пара, которые раздвигают

ткани перед радиоволной (рис. 1). Поэтому характерной особенностью радиоволновых аппаратов является бесконтактный способ работы на минимально возможном расстоянии от ткани с меньшим тепловым повреждением окружающих тканей. Быстрый (мгновенный) нагрев молекул воды сопровождаются рассеиванием ткани, медленный — эффектами коагуляции [28–32].

Режимы радиоволнового воздействия на ткань

CUT (разрез). В этом режиме аппарат генерирует полностью выпрямленную и фильтрованную форму радиоволны, которая представляет собой непрерывный поток высокочастотных колебаний, производящий тончайший, идеально ровный разрез. Такая волна обеспечивает наименьший поперечный нагрев и наименьшее разрушение ткани: 90 % радиоволновой энергии расходуется на разрез и 10 % — на коагуляцию. Это позволяет удалять доброкачественные новообразования эпителиального происхождения без использования дополнительной коагуляции или перехода в режим СОАГ (коагуляции). Рассечение тканей происходит легко и быстро, при этом мельчайшие кровеносные сосуды коагулируются, что позволяет получить чистый сухой разрез с очень тонкой коагуляционной пленкой или без нее, обеспечивает короткие сроки реабилитации и отличный эстетический результат (рис. 2).

BLEND (смесь) или CUT/COAG (разрез и коагуляция). Полностью выпрямленная форма волны представляет собой радиоволну слабой пульсации, производящую разрез с легкой поверхностной коагуляцией (без обугливания), так называемой коагуляционной пленкой, на разрезах тканей. Такая коагуляция эффективно останавливает кровотечение и запаивает нервные волокна, что позволяет выполнять «сухие» разрезы и снижает болезненность в послеоперационном периоде: 50 % радиоволновой энергии расходуется на разрез и 50 % — на коагуляцию. Данный режим работы необходим при выполнении эксцизий и конизаций шейки матки, при выполнении глубоких разрезов мягких тканей, при удалении обильно васкуляризованных образований. В дерматологической практике данный режим незаменим при работе с кондиломами на слизистых оболочках и переходных зонах около слизистых оболочек (рис. 3).

СОАГ или НЕМО (коагуляция). Частично выпрямленная форма волны представляет собой пульсирующий поток высокочастотных колебаний: 90 % радиоволновой энергии расходуется на коагуляцию и 10 % — на разрез. Радиоволновая коагуляция отличается от электрокоагуляции отсутствием обугливания тканей и образования ожогового струпа. Во время радиоволновой коагуляции образуется фибринная пленка белесого цвета, которая запаивает ткани, препятствует кровотечению, защищает их от вторичной инфекции и снижает болезненность в послеоперационном периоде. В зависимости от времени воздействия, установленной мощности, площади обрабатываемой поверхности и диаметра электрода, данный режим позволяет провести мгновенную или медленную, глубокую или очень тонкую коагуляцию. Также возможно выполнение манипуляции в нескольких



Рис. 1. Принцип работы радиоволновых аппаратов
Fig. 1. Principle of operation of radio-wave devices

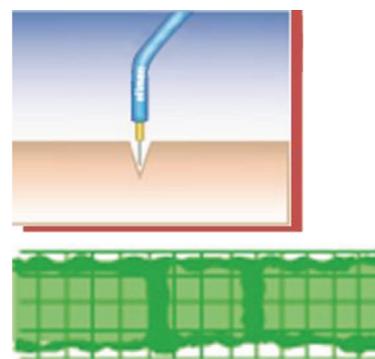


Рис. 2. Режим воздействия на ткань — чистый разрез и тонкая коагуляционная пленка
Fig. 2. Mode of exposure to the tissue — a clean incision and a thin coagulation film

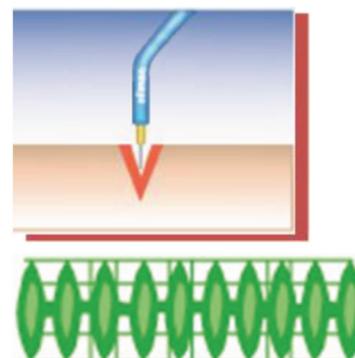


Рис. 3. Режим воздействия на ткань — легкий разрез и достаточная коагуляция
Fig. 3. Mode effects on fabric — easy enough cut and coagulation

вариантах: прямая коагуляция выполняется электродом, едва касающимся поверхности ткани, а косвенная — посредством прикосновения к хирургическим инструментам (зажиму и т.п.).

BIPOLAR (биполярная коагуляция). Используется для коагуляции сосудов (диаметром до 2,0 мм) в сухом или влажном операционном поле путем непосредственного контакта специального электрода с тканью. Данный режим удобно использовать при необходимости быстрой остановки кровотечения из поврежден-

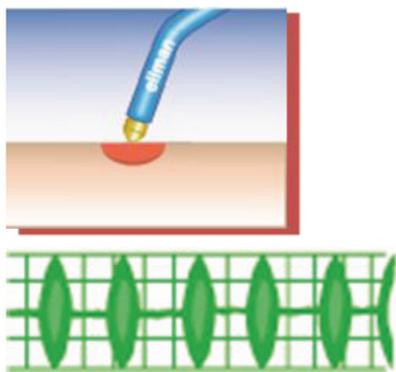


Рис. 4. Режим воздействия на ткань — полностью контролируемая коагуляция

Fig. 4. Tissue exposure Mode — fully controlled coagulation

ного сосуда, а использование отдельного наконечника со своим разъемом и отдельным входом позволяет не тратить время на смену электродов (рис. 4).

FULGURATE (фульгурация) — искровое воздействие на ткань. При работе в данном режиме электрод не касается ткани, происходит коагуляция, карбонизация и сморщивание тканей. Режим предназначен для работы с сухими дегидратированными образованиями, для коагуляции раны, когда не представляется возможным осушить основание и выполнить точечную коагуляцию. Данный режим достаточно жесткий и может приводить к негативным косметическим последствиям при работе с кожей.

Все эти режимы могут применяться последовательно в ходе одного и того же вмешательства или использоваться как самостоятельные методики.

Радиоволновые методы с плазменными источниками

В последние годы радиоволновые технологии также используются в эстетической медицине. Так, широкое распространение в настоящее время получила процедура безоперационной блефаропластики, заключающаяся в проведении очень поверхностной точечной абляции эпидермиса век и избытка кожной складки верхнего века игольчатым электродом путем нанесения точек абляции в режиме CUT на минимально возможной мощности, выбранной с учетом типа кожи, ее толщины и уровня гидратации. Расстояние между точками абляции при этом составляет 1–3 мм, анатомическая область обрабатывается частично или полностью, что позволяет тканям достаточно быстро восстанавливаться. При работе с рубцами в этой же технике отличных результатов возможно добиться при обработке поверхности, в 3–5 раз превышающей площадь рубцового дефекта. Однако эффективность и безопасность данной процедуры в значительной степени зависит от опыта и навыков специалиста, и ошибки в ее выполнении могут привести к серьезным эстетическим дефектам (рубцам, пятнам гипопигментации, гиперпигментации, истончению кожи, стойкой постпроцедурной гиперемии).

В 2018 г. специалистам был представлен радиоволновой аппарат ЭХВЧ-35-МЕДСИ PLASMA RFL с частотой 2 640 кГц, позволяющий генерировать плазменные разряды. Последние разработки в области

плазменных источников дают возможность генерировать плазму комнатной температуры на «открытом воздухе» и применять ее *in vivo*. Разряд плазмы генерируется в наконечнике электрода под действием тока высокой частоты; в качестве рабочего тела используется атмосферный воздух, разряд передается в кожу, как в точку наименьшего сопротивления. Мощность и частота разрядов регулируются настройками аппарата. Способ передачи плазмы является бесконтактным, а электрод располагается на расстоянии 3–4 мм от поверхности кожи.

В ходе процедуры плазменный пучок запускает специфические реакции в биологических тканях, в частности, ускоряет пролиферацию клеток, усиливает окислительный стресс, а также обладает выраженным бактерицидным действием [33]. Присутствующий в плазме химически инертный азот подавляет горение тканей, вытесняя из них кислород, требуемый для процесса окисления. В результате воздействия плазмой слою кожи повреждаются очень поверхностно, а не сгорают, как под воздействием аблятивных лазеров, электрокоагуляторов, в связи с чем не образуется открытых ран. Такое воздействие плазменным потоком сокращает риск побочных эффектов в виде шрамов, инфекций и депигментаций. При точечном воздействии, если температура пучка достигла 60 °С, в месте контакта могут появляться белки теплового шока и проходить каскад связанных с ними реакций, при этом нагрев носит не критический характер, и видимых повреждений в виде карбонизации или обугливания ткани не происходит [34]. Воздействие плазмы, сопровождающееся выделением монооксида азота, приводит к появлению так называемого точечного «фроста» — тонкой коагуляционной пленки на поверхности эпидермиса, в диаметре не превышающей 1 мм. Данное специфическое воздействие плазмы позволяет выполнять ряд косметологических процедур (поверхностный пилинг, удаление рубцов, морщин, поверхностного или глубоко расположенного пигмента, эпидермальных новообразований кожи небольшого размера, ликвидацию небольшого избытка ткани век), улучшает эластичность тканей и тургор кожи, способствует более быстрому заживлению воспалительных элементов при акне и т.д. В последние годы появляются сообщения об успешном применении постоянного атмосферного факела плазмы при меланоме, базальноклеточном и плоскоклеточном раке кожи.

Перечень показаний для использования плазмы в дерматовенерологии и косметологии постоянно пополняется, при этом сообщения о результатах терапии нередко появляются раньше, чем научное обоснование эффектов воздействия. Большинство видов воздействия для обновления кожи основаны на принципе ее контролируемого повреждения, провоцирующего процесс регенерации. В настоящее время механизм воздействия смеси плазменного пучка атмосферного воздуха, представляющего низкоионизированную, сложную смесь положительно и отрицательно заряженных частиц, окончательно не ясен. Однако новый перспективный метод уже продемонстрировал отличные результаты в процедуре безоперационной блефаропластики. Реабилитация после обработки век продолжается не более 5–7 сут, что значительно короче по



Рис. 5. Результаты проведения безоперационной блефаропластики с использованием радиоволновой технологии

Fig. 5. Results of non-surgical blepharoplasty using radiowave technology

сравнению с другими методами, при этом негативные эффекты, перечисленные выше, отсутствуют, однако

эффективность и безопасность применения данного метода также в значительной степени зависят от навыков и умения специалистов, выполняющих процедуру (рис. 5).

Заключение

На сегодняшний день лазерные и радиоволновые технологии представляют собой отдельное направление в дерматологии и эстетической медицине. Преимуществами методов являются многофункциональность, минимальное повреждение тканей, ускорение процессов регенерации тканей, низкая болезненность послеоперационных элементов, высочайший косметический эффект. При этом разнообразие аппаратуры и методик определяет необходимость понимания механизмов взаимодействия лазерного излучения и радиоволнового воздействия с биологическими тканями, знания технологии воздействия и показаний применения с учетом глубины и объёма повреждения, что требует высокой квалификации специалистов.

Laser and Radiowave Technologies in Dermatovenereology and Cosmetology

E.V. Lipova, M.R. Rakhmatulina, I.I. Glazko, A.S. Chekmarev

A.I. Burnasyan Federal Medical Biophysical Center, Moscow, Russia

E-mail: ra.marg@yandex.ru

ABSTRACT

The article presents current data on the use of laser and radio-wave techniques in dermatology and cosmetology. Types of lasers, reactions of interaction of laser light with skin are characterized, the detailed characteristic of low-intensity and high-intensity laser radiation and opportunities of their application in dermatology and cosmetology is given. Ablative and non-ablative methods of skin exposure, the principle of fractional laser photothermolysis are described. The method of radiowave influence on tissues and its modes is presented. The principles of radiowave surgery and the possibility of using radiowave techniques in the treatment of skin tumors and aesthetic cosmetology are discussed. The data on the use of plasma RFL regime for plasma skin rejuvenation are described.

Key words: laser technology, photothermolysis, electrosurgical methods, radio wave, dermatosis, cosmetology, plasma RFL

For citation: Lipova EV, Rakhmatulina MR, Glazko II, Chekmarev AS. Laser and Radiowave Technologies in Dermatovenereology and Cosmetology. Medical Radiology and Radiation Safety. 2020;65(5):68-76 (In Russ.).

DOI: 10.12737/1024-6177-2020-65-5-68-76

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

- Шептий ОВ, Круглова ЛС, Корчажкина НБ и др. Механизмы действия различных лазеров и дифференцированные показания к их применению (обзор литературы). Вестник новых медицинских технологий. Электронный журнал. 2014. № 1. <https://elibrary.ru/item.asp?id=22988231> <https://doi.org/10.12737/5812> (дата обращения 20.09.2019) [Sheptiy OV, Kruglova LS, Korchazhkina NB, Kotenko KV, Yamenskov VV. Action mechanisms of various lasers and the differentiated indications to their application (review). Bulletin of New Medical Technologies. Electronic journal. 2014;1. Russian. Available from: <https://elibrary.ru/item.asp?id=22988231> <https://doi.org/10.12737/5812> (In Russ.)].
- Потекаев НН, Круглова ЛС. Лазер в дерматологии и косметологии. М.: МДВ. 2012. 280 с. [Potekaev NN, Kruglova LS. Laser in dermatology and cosmetology. Moscow; 2012. 280 p. (In Russ.)].
- Утс СР, Волнухин ВА. Низкоинтенсивная лазерная терапия в дерматологии. Саратов: Изд-во Саратовского университета. 1998. 93 с. [Uts SR, Volnuhin VA. Low-intensity laser therapy in dermatology. Saratov; 1998. 93 p. (In Russ.)].
- Шахно ЕА. Физические основы применения лазеров в медицине. СПб: НИУ ИТМО. 2012. 129 с. [Shahno EA. Physical bases of laser application in medicine. Saint Petersburg; 2012. 129 p. (In Russ.)].
- Schwartz RJ, Burns AJ, Rohrich RJ, Barton FE, Byrd HS. Long-term assessment of CO₂ facial laser resurfacing: aesthetic results and complications. *Plast Reconstr Surg.* 1999;103(2):592-601. DOI: 10.1097/00006534-199902000-00037
- Weinstein C. Carbon dioxide laser resurfacing: long-term follow up in 2,123 patients. *Clin Plast Surg.* 1998;25(1):109-30. DOI: 10.1016/s0278-2391(98)90789-3
- Xu Y, Deng Y. Ablative Fractional CO₂ laser for facial atrophic acne scars. *Facial Plastic Surg.* 2018;34(2):205-19.
- Li D, Lin SB, Cheng B. Complication and posttreatment care following invasive laser skin resurfacing: a review. *J Cosmet Laser Ther.* 2018;20(3):168-78. DOI: 10.1080/14764172.2017.1400166.
- Alexiades-Armenakas MR, Dover JS, Arndt KA. The spectrum of laser skin resurfacing: nonablative, fractional, and ablative laser resurfacing. *J Am Acad Dermatol.* 2008;58(5):719-40. DOI: 10.1016/j.jaad.2008.01.003.

10. Goldman MP, Fitzpatrick RE, Ross V, Kilmer SL, Weiss RA. (editors). Lasers and energy devices for the skin. CRC Press; 2013. 381 p.
11. Goldman MP, Marchell N, Fitzpatrick RE. Laser skin resurfacing of the face with a combined CO₂/Er:YAG laser. *Dermatol Surg.* 2000;26(2):102-4. DOI: 10.1046/j.1524-4725.2000.98208.x.
12. Manstein D, Herron GS, Sink RK, Tanner H, Anderson RR. Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. *Lasers Surg Med.* 2004;34(5):426-438. DOI: 10.1002/lsm.20048
13. Wanner M, Tanzi EL, Alster TS. Fractional photothermolysis: treatment of facial and nonfacial cutaneous photodamage with a 1,550-nm erbium-doped fiber laser. *Dermatol Surg.* 2007;33(1):23-28. DOI: 10.1111/j.1524-4725.2007.33003.x.
14. Laubach HJ, Tannous Z, Anderson RR, Manstein D. Skin responses to fractional photothermolysis. *Lasers Surg Med.* 2006;38(2):142-9. DOI: 10.1002/lsm.20254.
15. Hantash BM, Bedi VP, Kapadia B, Rahman Z, Jiang K, Tanner H, et al. *In vivo* histological evaluation of a novel ablative fractional resurfacing device. *Lasers Surg Med.* 2007;39(2):96-107. DOI: 10.1002/lsm.20468.
16. Tierney EP, Kouba DJ, Hanke CW. Review of fractional photothermolysis: treatment indications and efficacy. *Dermatol Surg.* 2009;35(10):1445-61. DOI: 10.1111/j.1524-4725.2009.01258.x
17. Karsai S, Czarnecka A, Jünger M, Raulin C. Ablative fractional lasers (CO and Er:YAG): a randomized controlled double-blind split-face trial of the treatment of peri-orbital rhytides. *Lasers Surg Med.* 2010;42(2):160-7. DOI: 10.1002/lsm.20879.
18. Chapas AM, Brightman L, Sukal S, Hale E, Daniel D, Bernstein LJ et al. Successful treatment of acneiform scarring with CO ablative fractional resurfacing. *Lasers Surg Med.* 2008;40(6):381-386. DOI: 10.1002/lsm.20659.
19. Yang YJ, Lee GY. Treatment of striae distensae with nonablative fractional laser versus ablative CO fractional laser: a randomized controlled trial. *Ann Dermatol.* 2011;23(4):481-9. DOI: 10.5021/ad.2011.23.4.481.
20. Rerknimitr P, Chitvanich S, Pongprutthipan M, Panchaprateep R, Asawanonda P. Non-ablative fractional photothermolysis in treatment of idiopathic guttate hypomelanosis. *J Eur Acad Dermatol Venereol.* 2015;29(11):2238-42. DOI: 10.1111/jdv.12763.
21. Bencini PL, Tournalaki A, Galimberti M, Longo C, Pellacani G, De Giorgi V, et al. Nonablative fractional photothermolysis for acne scars: clinical and *in vivo* microscopic documentation of treatment efficacy. *Dermatol Ther.* 2012;25(5):463-7. DOI: 10.1111/j.1529-8019.2012.01478.x.
22. Lee SM, Kim MS, Kim YJ, Won CH, Lee MW, Choi JH. et al. Adverse events of non-ablative fractional laser photothermolysis: a retrospective study of 856 treatments in 362 patients. *J Dermatolog Treat.* 2014;25(4):304-7. DOI: 10.3109/09546634.2013.777151
23. Энгел ОТ, Назаренко АВ. История развития стереотаксической радиохирургии и ее роль в лечении метастазов в головной мозг. Опухоли головы и шеи. 2015;5(1):27-35. [Engel OT, Nazarenko AV. History of stereotactic radio-surgery and its role in the treatment of brain metastases. *Head and Neck Tumors.* 2015;5(1):27-35. (In Russ.)). DOI: 10.17650/2222-1468-2015-1-27-35.
24. Rausa PPM, Verhaert PDEM. Radiofrequency surgery: 3500 years old and still young. *Orbit.* 2018;37(3):159-64. DOI: 10.1080/01676830.2017.1383469.
25. Ахтямов СН. Электро- и радиохирургические методы в дерматологии и косметологии. Методическое пособие. 2014. 67 с. [Ahtyamov SN. Electro-and radiosurgical methods in dermatology and cosmetology. Methodical manual. 2014, 67 p. Available from: <http://www.mtucimed.ru/files/Ahtyamov.pdf> (In Russ.)].
26. Бутов ЮС, Ахтямов СН, Демина ОМ. и др. Возможности электрохирургии в дерматокосметологии. Регулярные выпуски «РМЖ». 2009;17:1064. [Butov YS, Ahtyamov SN, Demina OM, Melkonov YV, Terekhov SV, Gureev KV. The possibility of surgery in dermatology. Regular editions of «RMJ». 2009;17:1064. (In Russ.)].
27. Труфанов ВД. Клинико-экспериментальное обоснование применения радиоволнового скальпеля при операциях на лице и в полости рта. М.: Автореф. дисс. канд. мед. наук. 2017. 27 с. [Trufanov VD. Clinical and experimental substantiation of the use of radiowave scalpel in facial and oral surgeries. Moscow. 2017, 27 p. Available from: https://www.sechenov.ru/upload/medialibrary/e84/06.02_avtoreferat_trufanova_v.d.pdf (In Russ.)].
28. Лапкин КВ. Первый опыт применения аппарата Сургитрон в хирургии органов билиопанкреатодуоденальной зоны. Актуальные вопросы хирургической патологии. Томск. 1997. 159 с. [Lapkin KV. The first experience of use of the device Surgitron surgical authorities biliopancreatoduodenal zone. Topical issues of surgical pathology. Tomsk. 1997, 159 p. (In Russ.)].
29. Brown JS, Smith RR, Cantor T, Chesover D, Yearsley R. General practitioners as providers of minor surgery — a success story. *Br J Gen Pract.* 1997;47(417):205-10.
30. Olivar AC, Forouhar FA, Gillies CG, Servanski DR. Transmission electron microscopy: evaluation of damage in human oviducts caused by different surgical instruments. *Ann Clin Lab Sci.* 1999;29(4):281-5.
31. Pollack SV. *Electrosurgery of the skin.* New-York: Chuchill Livingstone. 1991, 320 p.
32. Труфанов ВД, Иванов СЮ, Коган ЕА, Файзуллина НМ. Радиочастотные скальпели в челюстно-лицевой и пластической хирургии: экспериментальное, иммуногистохимическое исследование. СПб: ООО «Меди издательство». 2015. С. 90-3. [Trufanov VD, Ivanov SY, Kogan EA, Fajzullina NM. Radiofrequency scalpels in maxillofacial and plastic surgery: experimental, immunohistochemical study. Saint Petersburg. 2015. P. 90-3. (In Russ.)].
33. Gay-Mimbrera J, García MC, Isla-Tejera B, Rodero-Serrano A, García-Nieto AV, Ruano J. Clinical and Biological Principles of Cold Atmospheric Plasma Application in Skin Cancer. *Adv Ther.* 2016;33(6):894-909. DOI: 10.1007/s12325-016-0338-1.
34. Lu Gan, Song Zhang, Devesh Poorun, Dawei Liu, Xinpei Lu, Mengwen He, et al. Medical applications of nonthermal atmospheric pressure plasma in dermatology. *Journal der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft.* 2017;16(1):7-13. DOI: 10.1111/ddg.13373.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Financing. The study had no sponsorship.

Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.

Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.

Поступила: 02.11.2020. **Принята к публикации:** 11.11.2020.

Article received: 02.11.2020. **Accepted for publication:** 11.11.2020.

Information about the authors:

Lipova E.V. <https://orcid.org/0000-0001-6490-9529>.

Rakhmatulina M.R. <https://orcid.org/0000-0003-3039-7769>.

Glazko I.I. <https://orcid.org/0000-0001-8512-3736>.

Chekmarev A.S. <https://orcid.org/0000-0002-8831-4842>.