

Моделирование абляции биологических тканей излучением импульсно-периодического CO₂-лазера для целей лазерной дермабразии рубцовых деформаций кожных покровов

Н.Е. Горбатова¹, С.А. Золотов¹, Я.О. Симановский², С.М. Никифоров²,
С.В. Голубев², С.С. Алимпиев³, А.В. Гейниц⁴, Н.В. Станкова⁵

¹ – НИИ неотложной детской хирургии и травматологии Департамента здравоохранения города Москвы, Москва

² – ООО «Энергомаштехника», Москва

³ – ФГБУН Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН, Москва

⁴ – ФГУ «ГНЦ лазерной медицины ФМБА России», Москва

⁵ – ФГБУН «НЦБМТ ФМБА России», Московская область

Контактная информация: Золотов Сергей Александрович, zolotov-sergey@yandex.ru

Проблема устранения рубцовых деформаций кожных покровов продолжает оставаться актуальной и в настоящее время. Лазерная дермабразия, реализуемая физическим механизмом абляции, является наиболее эффективным и перспективным для этих целей методом.

Проведено сравнение эффективности абляции модельных биологических тканей лазерным излучением с использованием импульсно-периодического CO₂-лазера с поперечным разрядом и непрерывного CO₂-лазера с модуляцией выходного излучения.

На основании выполненного моделирования абляции показано, что импульсно-периодический CO₂-лазер с длительностью импульса 20 мкс и мощностью в импульсе более 2 кВт реализует оптимальный режим абляции, гарантирующий прецизионное, послойное и параллельное поверхности испарение тканей при минимальном термическом повреждении их по периферии зоны воздействия по сравнению с модулированным излучением непрерывного лазера с мощностью 50 Вт и длительностью импульса 500 мкс.

Определена перспектива приоритетного применения метода лазерной дермабразии излучением импульсно-периодического CO₂-лазера для устранения рубцовых деформаций кожных покровов у взрослых больных и детей.

Ключевые слова: CO₂-лазер, лазерная абляция, биоткань.

Введение

В кожно-пластической реконструктивно-восстановительной хирургии устранение различных посттравматических и послеожоговых рубцовых деформаций кожных покровов продолжает оставаться актуальным. В настоящее время лазерная дермабразия, реализуемая физическим механизмом абляции, – наиболее эффективный и перспективный метод для этих целей.

Моделирование абляции биологических тканей излучением разрабатываемого в ООО «Энергомаштехника» совместно с Институтом общей физики им. А.М. Прохорова РАН нового импульсно-периодического CO₂-лазера показало, что при длительности импульса 20 мкс и энергии в импульсе 20–40 мДж реализуется оптимальный режим абляции, гарантирующий прецизионное, послойное

и параллельное поверхности испарение тканей при минимальном термическом повреждении их по периферии зоны воздействия.

Таким образом, в клинической практике кожно-пластической реконструктивно-восстановительной хирургии метод лазерной дермабразии излучением импульсно-периодического CO₂-лазера, несомненно, должен стать методом выбора при устранении посттравматических и послеожоговых рубцовых деформаций кожных покровов у взрослых больных и детей.

Лазерную медицинскую аппаратуру на основе непрерывных углекислотных лазеров (CO₂-лазеров) давно и эффективно применяют для целей хирургии в различных областях медицины [5, 13, 17, 18, 19, 22, 23, 24].

Излучение непрерывных CO₂-лазеров бесконтактно обеспечивает необходимую диссекцию тканей, антибактериальное действие, профилактику метастазирования и хороший гемостаз, за счет образования выраженной краевой зоны термической коагуляции [13, 17, 22, 8, 14, 21].

Воздействие непрерывного излучения на ткань основано на довольно медленном нагреве облучаемой области, приводящем к испарению тканевой жидкости и, далее, к горению относительно сухой ткани. Медленный нагрев области воздействия приводит к диффузии тепла из облучаемой зоны, выраженному эффекту коагуляции и значительному термическому повреждению близлежащей ткани [13, 17].

Однако в некоторых областях хирургии часто возникают задачи, решение которых невозможно при использовании непрерывного CO₂-лазера. В первую очередь, это кожно-пластическая реконструктивно-восстановительная

хирургия, где при ряде хирургических вмешательств и манипуляций требуется послойное и прецизионное удаление патологических тканевых структур с сохранением жизнеспособности близлежащих тканей [10, 11, 23, 27–31].

Это актуально при устранении методом лазерной дермабразии различных посттравматических и послеожоговых рубцовых деформаций кожных покровов, особенно у пациентов детского возраста, с учетом их возрастных особенностей и большого количества травматических случаев, связанных с термическим механизмом повреждений [4, 6, 7, 9, 23, 25].

Для вышеуказанной клинической задачи наиболее перспективным режимом воздействия излучения CO₂-лазеров на биологическую ткань является режим абляции, когда удаление ткани происходит в строго ограниченном слое без термического повреждения ее по периферии зоны испарения [2, 10, 17, 23, 32].

Физический механизм лазерной абляции может быть реализован только при воздействии импульсного лазерного излучения на обрабатываемую биологическую ткань [2, 6, 7, 32].

Импульсно-периодический CO₂-лазер с поперечным разрядом

Для медицинских целей в ООО «Энергомаштехника» совместно с Институтом общей физики им. А.М. Прохорова РАН разрабатывается новый импульсно-периодический CO₂-лазер с поперечным разрядом, защищенный патентами РФ [15, 16]. Физические характеристики этого лазера ориентированы на реализацию оптимального режима абляции биологических тканей [1, 2, 3, 32]. Общий вид макета лазерного аппарата, создаваемого для использования в клинической практике, приведен на рис. 1.

Экспериментальные исследования

С целью уточнения надежности конструкции макетного образца импульсно-периодического CO_2 -лазера с поперечным разрядом, определения особенностей воздействия и эффективности режима абляции его излучения, а также возможностей его клинического применения в кожно-пластической реконструктивно-восстановительной хирургии для целей лазерной дермабразии было выполнено экспериментальное исследование по моделированию абляции биологических тканей.

Экспериментальное оборудование и материалы

Для экспериментов использовались два CO_2 -лазера – макетный образец импульсно-периодического CO_2 -лазера и серийный непрерывный CO_2 -лазерный хирургический аппарат «Ланцет-2» [2, 21, 22].

Импульсно-периодический CO_2 -лазер с поперечным разрядом (длина волны 10,6 мкм) обеспечивал длительность импульса 20 мкс, энергию в импульсе от 20 до 40 мДж, частоту следования импульсов от 1 до 50 Гц при пиковой мощности в импульсе более 2 кВт [2].

Непрерывный CO_2 -лазерный хирургический аппарат «Ланцет-2» (длина волны 10,6 мкм) использовали в режиме импульсной модуляции выходного излучения с длительностью импульса 500 мкс при мощности лазера 50 Вт, энергии в импульсе 25 мДж и частоте следования импульсов от 1 до 50 Гц [21].

Излучение лазеров фокусировалось линзами с фокусным расстоянием 100 мм.

Диаметр пятна лазерного излучения на обрабатываемой поверхности составлял 0,8–1 мм для обоих лазеров.

Результаты воздействия излучения на поверхности модельных биологиче-



Рис. 1. Общий вид макетного образца импульсно-периодического CO_2 -лазера с поперечным разрядом.

ских тканях (листьях растений) анализировали при помощи Цифрового USB микроскопа System Anyview MV200UA. Измерение линейных размеров лазерных кратеров выполняли с использованием программного обеспечения микроскопа. Поперечные срезы области воздействия получали при помощи лезвия Gillette Rubie platinum. При анализе экспериментального материала было использовано увеличение 200х.

Результаты воздействия каждого режима лазерной абляции анализировали на 6-ти кратерах, полученных в одинаковых условиях. Схема замеров кратеров после воздействия лазерного излучения приведена на рис. 2.

В качестве моделей экспериментальных объектов были выбраны листья растений с различной плотностью: листья Сансевиерия (Sansevieria) плотностью 0,99 г/см³, листья Каланхоэ (Kalanchoe daigremontiana) плотностью 0,85 г/см³ и образцы охлажденной кожи мини-свиней

светлогорской популяции, которая имеет наибольшее сходство с кожей человека по строению [26]. У животных этой породы соотношение между площадью поверхности тела и его массой равно человеческому показателю, кроме того, они имеют белую кожу, короткая способна загорать, что дает возможность исследовать на них проблемы радиационной токсикологии и биологической защиты от радиации [12]. Все эксперименты выполняли *in vitro*.

Эксперимент

В эксперименте были изучены результаты воздействия излучения импульсно-периодического CO_2 -лазера с поперечным разрядом на биологические ткани экспериментальных объектов, а также проведено сравнение их с результатами воздействия на эти же объекты модулированного импульсного излучения непрерывного CO_2 -лазера.

Эффективность абляции биологических тканей оценивали на основании определенных реальными клиническими условиями объективных критериев, включающих объем и форму кратера, размер зоны и выраженности термического периферического повреждения, а также возможности режима сканирования.

Результаты и их обсуждение

В первом разделе экспериментальных исследований были изучены результаты воздействия излучения импульсно-периодического CO_2 -лазера на поверхность листьев Сансевиерия и Каланхоэ, сопоставление их с соответствующими данными, полученными при использовании непрерывного CO_2 -лазера, а также смоделирован эффект абляции в режиме сканирования излучения импульсно-периодического CO_2 -лазера.

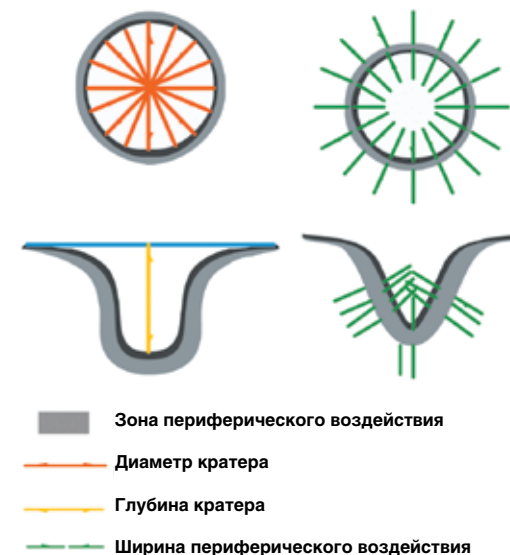


Рис. 2. Схема замеров кратеров после воздействия лазерного излучения.

На рис. 3 (А, Б) приведены фотографии кратера, образующегося на поверхности листа, после разового воздействия импульсно-периодического CO_2 -лазера с пиковой мощностью более 2 кВт и длительностью 20 мкс. Кратер отличается плавным дугообразным профилем с уплощенным дном, соответствующим распределению плотности энергии в пятне лазерного излучения. Глубина кратера, полученного за один импульс излучения, составляет 300 мкм. Известно, что поглощение излучения на длине волны 10,6 мкм в биологических тканях в основном определяется водой, всегда присутствующей в них. Коэффициент поглощения воды на длине волны 10,6 мкм составляет порядка 10³ см⁻¹, то есть излучение поглощается на глубине порядка 10 мкм [17, 20]. Глубина формируемого при импульсном воздействии кратера в 30 раз превышает длину поглощения излучения.

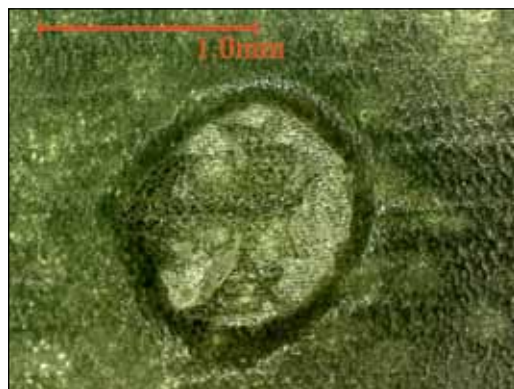


Рис. 3А. Абляция листа Сансевиерия одиночным импульсом излучения импульсно-периодического CO₂-лазера (энергия 40 мДж, длительность 20 мкс). Вид сверху. Ув. 200 X.

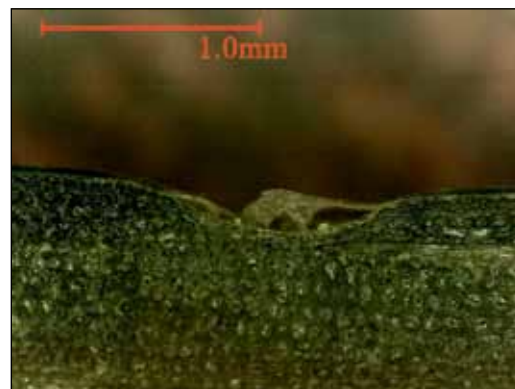


Рис. 3Б. Абляция листа Сансевиерия одиночным импульсом излучения импульсно-периодического CO₂-лазера (энергия 40 мДж, длительность 20 мкс). Поперечное сечение по диаметру кратера. Ув. 200 X.

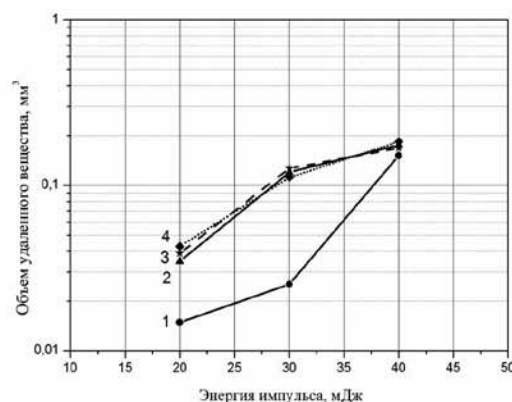


Рис. 4. Зависимость объема удаленного вещества листа Каланхоэ от энергии лазерного импульса длительностью 20 мкс для различного расстояния от точки фокуса до поверхности: 1 – 1 мм; 2 – 6 мм; 3 – 11 мм; 4 – 21 мм.

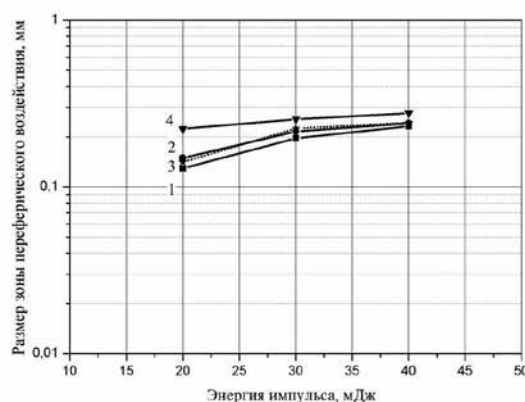


Рис. 5. Зависимость радиального размера зоны периферического воздействия на образце листа Каланхоэ от энергии лазерного импульса длительностью 20 мкс для различного расстояния от точки фокуса до поверхности: 1 – 1 мм; 2 – 6 мм; 3 – 11 мм; 4 – 21 мм.

На рис. 4 показана зависимость объема удаленного вещества от энергии лазерного импульса для различного расстояния от указателя выходного устройства лазера до поверхности объекта. Точка фокуса соответствует расстоянию 19 мм от указателя выходного устройства. Из полученных данных (рис. 4) следует, что при максимальной энергии выходного излучения 40 мДж допустимое отклонение от точки фокуса линзы, не приводящее к

изменению режима абляции, составляет 18 мм. При таком или меньшем отклонении количество удаляемого за импульс вещества остается постоянным, и режим воздействия излучения на ткань не меняется.

На рис. 5 приведена зависимость размера зоны периферического термического воздействия от энергии одиночного лазерного импульса для различных расстояний от наконечника до поверхности

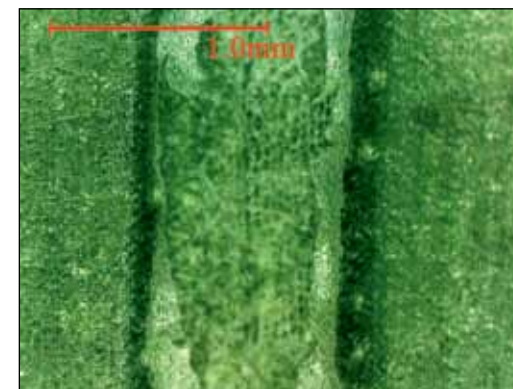


Рис. 6А. Воздействие излучения импульсно-периодического CO₂-лазера с энергией в импульсе 40 мДж и длительностью 20 мкс на лист Каланхоэ в режиме сканирования. Вид сверху. Ув. 200 X.

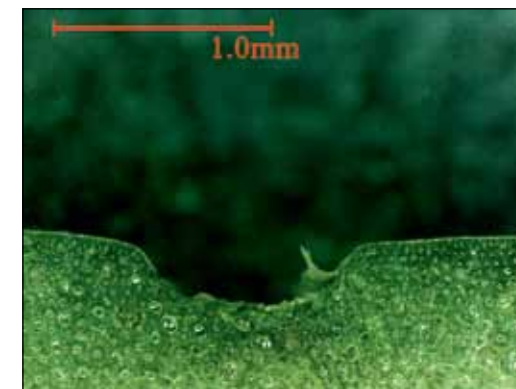


Рис. 6Б. Воздействие излучения импульсно-периодического CO₂-лазера с энергией в импульсе 40 мДж и длительностью 20 мкс на лист Каланхоэ в режиме сканирования. Поперечное сечение области воздействия. Ув. 200 X.



Рис. 7А. Результат воздействия 1 импульса на лист Сансевиерия импульсно-периодического CO₂-лазера с энергией 30 мДж и длительностью 20 мкс. Вид сверху. Ув. 200 X.



Рис. 7Б. Результат воздействия 1 импульса на лист Сансевиерия лазера «Ланцет-2» с энергией 25 мДж и длительностью 500 мкс. Вид сверху. Ув. 200 X.

листа. Полученные данные подтвердили, что зона периферического термического воздействия в режиме абляции практически не зависит от параметров лазерного излучения и составляет 0,15-0,25 мм. Такое минимально возможное для CO₂-лазерного излучения с длиной волны 10,6 мкм. Термическое повреждение не удаленных тканей является одним из важных показателей оптимизации режима абляции для клинического применения.

На рис. 6 (А, Б) представлены фотографии результата моделирования на листе Каланхоэ лазерной послойной абляции излучением импульсно-периодического CO₂-лазера с энергией в импульсе 40 мДж, в ручном режиме сканирования, с перекрытием на ¼ зоны воздействия, при небольшой частоте следования импульсов в диапазоне от 2 до 5 Гц. Во всех случаях после воздействия лазерного излучения в режиме сканирования было отмечено

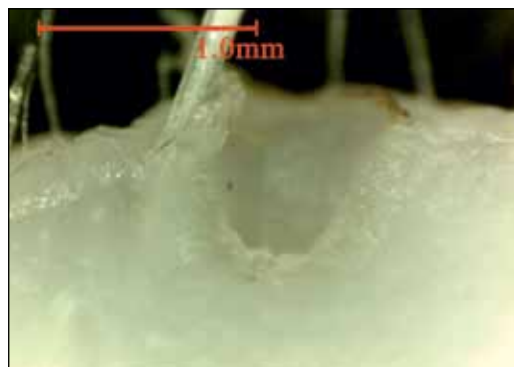


Рис. 11А. Результат воздействия на кожу (поперечное сечение) 50-ти импульсов импульсно-периодического CO₂-лазера (энергия 30 мДж, длительность 20 мкс). Ув. 200 X.

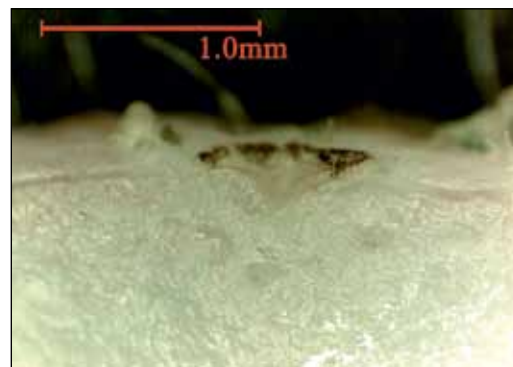


Рис. 11Б. Результат воздействия на кожу (поперечное сечение) 50-ти импульсов лазера «Ланцет-2» (энергия 25 мДж, длительность 500 мкс). Ув. 200 X.

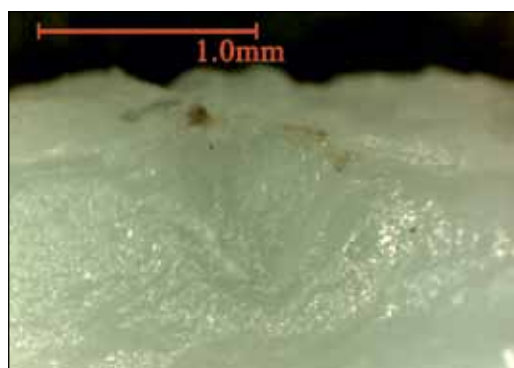


Рис. 12А. Результат воздействия на кожу (поперечное сечение) 50-ти импульсов импульсно-периодического CO₂-лазера (энергия 20 мДж, длительность 20 мкс). Ув. 200 X.



Рис. 12Б. Результат воздействия на кожу (поперечное сечение области воздействия) 50-ти импульсов импульсно-периодического CO₂-лазера (энергия 40 мДж, длительность 20 мкс). Ув. 200 X.

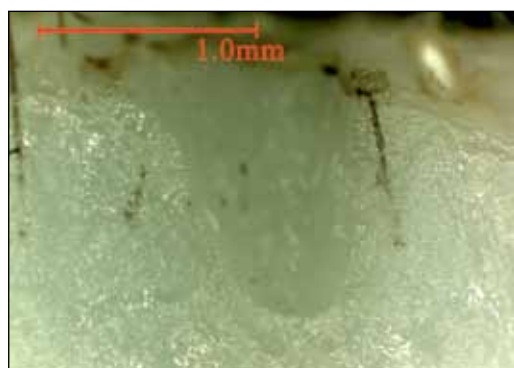


Рис. 13А. Результат воздействия на кожу (поперечное сечение) 50-ти импульсов импульсно-периодического CO₂-лазера (энергия 40 мДж, длительность 20 мкс). Ув. 200 X.

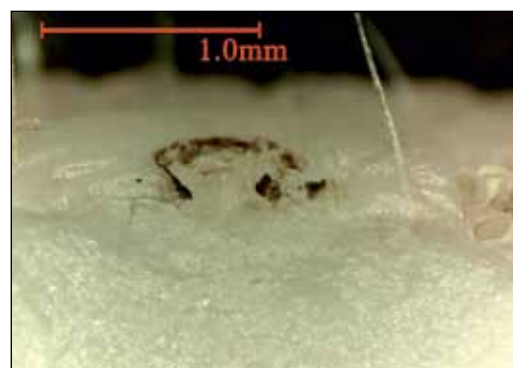


Рис. 13Б. Результат воздействия на кожу (поперечное сечение) 50-ти импульсов лазера «Ланцет-2» (энергия 25 мДж, длительность 500 мкс). Ув. 200 X.

ной послойной шлифовки кожи. Тонкий ободок (0,1 мм) термически измененной ткани отмечается только на поверхности кратера, карбонизация отсутствует. При длительности импульса 500 мкс (лазерный хирургический аппарат «Ланцет-2») кратер отчетливо не визуализируется (рис. 10Б), размер и форма его неопределенные, видны выраженные термические изменения с наличием карбонизированных тканей по краям и на стенках кратера.

Увеличение количества импульсов в серии до 50-ти еще больше подчеркивает различие в результатах воздействия короткого и длинного импульсов излучения. При длительности импульса 20 мкс формируется глубокий кратер цилиндрической формы с плоским дном. По краю среза определяется очень тонкий слой коагулированных тканей (рис. 11А). Воздействие длинного импульса (500 мкс) приводит к образованию кратера конической формы, относительно меньшей глубины, с широким «бортиком» из термически измененных карбонизированных тканей (рис. 11Б).

Важным для оптимизации режима абляции является минимизация термического воздействия на пристеночные ткани лазерного кратера. Возможность термических поражений уточнялась при воздействии на кожу излучения импульсно-периодического CO₂-лазера с длительностью импульса 20 мкс и увеличении энергии в импульсе от 20 до 40 мДж, при 50-ти импульсах (Гц) в одну точку.

На рис. 12 (А, Б) представлены результаты воздействия 50-ти импульсов (Гц) длительностью 20 мкс излучения импульсно-периодического CO₂-лазера, при энергии 20 и 40 мДж. Из рис. 12 (А, Б) следует, что при увеличении импульсной энергии от 20 до 40 мДж образуется кратер, размеры которого увеличиваются

в соответствии с увеличением энергии. Форма его остается цилиндрической с уплощенным дном, а также почти полностью отсутствуют элементы коагуляции и, тем более, карбонизации на его стенках и дне.

На рис. 13 (А, Б) приведено сравнение результатов воздействия 50-ти импульсов излучения импульсно-периодического CO₂-лазера, длительность импульса 20 мкс, энергия в импульсе 40 мДж, с модулированным импульсным излучением непрерывного CO₂-лазера (лазерный хирургический аппарат «Ланцет-2»), длительность импульса 500 мкс, энергия в импульсе 25 мДж.

При увеличении количества импульсов до 50-ти и при одновременном увеличении энергии в импульсе до 40 мДж, в случае длительности импульса 20 мкс, отмечается полное отсутствие термических элементов на стенках и дне кратера, при этом его типичная форма и глубина сохранены, только на поверхности кожи определяются минимальные термические изменения (рис. 13А).

При воздействии излучения с длительностью импульса 500 мкс и меньшей энергией в импульсе 25 мДж при 50-ти импульсах отчетливо визуализируется коагулированная и местами карбонизированная ткань не только на поверхности кратера, но и на его стенках (рис. 13Б).

На основании результатов моделирования абляции биологических тканей были установлены следующие особенности воздействия излучения импульсно-периодического CO₂-лазера:

- в режиме абляции формируется кратер с плавным дугообразным профилем и уплощенным дном, по форме приближенный к цилиндру;
- глубина кратера превышает глубину

поглощения излучения на длине волны 10,6 мкм более чем в 30 раз;

- объем удаленной биоткани в режиме абляции пропорционален энергии лазерного импульса и при энергии 1-го импульса 40 мДж составляет 0,18 мм³;
- зона периферического термического воздействия, минимально возможная при длительности импульса 20 мкс, для СО₂-лазера составляет 0,15-0,25 мм и практически не зависит от параметров лазерного излучения в режиме абляции;
- режим абляции стабильно реализуется при значительном изменении расстояния от точки фокуса до обрабатываемой поверхности;
- воздействие лазерного излучения в режиме сканирования формирует линейный кратер с характеристиками, близкими к результатам при разовых импульсных режимах;
- при длительности импульса СО₂-лазера 500 мкс и энергии импульса 25 мДж при всех режимах воздействия кратер имеет коническую форму и выраженные термические изменения, включая элементы карбонизации с меньшей глубиной, чем при случаях с длительностью импульса 20 мкс.

Таким образом, полученные результаты моделирования абляции биологических тканей хорошо иллюстрируют возможности и преимущества абляции биотканей излучением макетного образца импульсно-периодического СО₂-лазерного аппарата.

Выводы

Излучение импульсно-периодического СО₂-лазера при длительности импульса 20 мкс, энергии импульса 20-40 мДж и размере пятна на поверхности обрабатываемой ткани 0,8 мм реализует оптималь-

ный эффект абляции биоткани, характеризующийся формированием кратера с плавным дугообразным профилем и минимальной зоной периферического термического воздействия без элементов карбонизации.

Макетный образец импульсно-периодического СО₂-лазерного аппарата обеспечивает реализацию оптимального режима абляции модельных биологических тканей (листьев растений и кожи мини-свиней) при всех исследуемых параметрах лазерного воздействия, что демонстрирует надежность конструкции и стабильность параметров его излучения.

Оптимальный режим абляции излучением импульсно-периодического СО₂-лазера в клинической практике позволит осуществлять прецизионное, послойное, прогнозируемое и параллельное поверхности испарение патологических тканей при минимальном термическом повреждении тканевых структур по периферии зоны абляции.

Лазерная дермабразия излучением импульсно-периодического СО₂-лазера станет методом выбора для корректного и эффективного устранения рубцовых деформаций кожных покровов у взрослых больных и детей, что должно значительно улучшить клинические и эстетические результаты их лечения.

Работа выполнена в рамках Государственного контракта № 16.522.11.2011 от 27 июня 2012 г. ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2007 – 2013 гг».

Список литературы

1. **Алимпиев С.С., Конов В.И., Никифоров С.М.** Масс-спектрометрическое исследование приповерхностного оптического пробоя Крат, сообщения по физике. ФИАН. 1987. С. 17-19.
2. **Алимпиев С.С., Никифоров С.М., Горбатова Н.Е. и др.** Импульсный СО₂-лазер с поперечным разрядом для применения в косметологии // Тезисы докладов X международной научно-технической конференции «Лазеры в науке, технике, медицине». Сочи. 1999. С. 47-50.
3. **Барчуков А.И., Бункин Ф.В., Конов В.И., Прохоров А.М.** Низкопороговый пробой воздуха вблизи мишени излучением СО₂ лазера. Письма в ЖЭТФ. 1974. т. 17. вып. 8. С. 413-416.
4. **Гончарова А., Толстомятов А.М., Фисталь Н.Н.** Косметическая коррекция посттравматических и послеоперационных рубцов методом лазерной дермабразии // Центр лазерной косметологии и пластической хирургии «Lege Artis», Институт неотложной и восстановительной хирургии АМН Украины. Донецк. Украина Травма. 2001. Т.2. № 2. С. 216-218.
5. **Горбатова Н.Е.** Клиническая эффективность применения лазерного излучения при аппендэктомии у детей // Дис. канд. мед. наук. М. 1990. 158 с.
6. **Горбатова Н.Е., Золотов С.А., Никифоров С.М. и др.** Актуальность лазерных хирургических методов в реабилитации детей с посттравматическими и послеожоговыми дефектами кожи // Сборник тезисов докладов Международного конгресса «Реабилитация и санаторно-курортное лечение». М. 2011. С. 40-41.
7. **Горбатова Н.Е., Иванов С.А.** Эстетическая реабилитация у детей, перенесших ожоговую травму // ГУП Центр разработки, выпуска и эксплуатации лазерной медицинской техники АСТР. М. Россия (Лечение ожогов у детей, тезисы конференции комбустиологов СПб.- 2002 год).
8. **Горбатова Н.Е., Катосова Л.К., Лившиц Ю.Л., Ритус А.И., Сидорин А.В.** Сравнительное изучение бактерицидного действия различных видов лазерного излучения на E. coli // Хирургия. 1987. № 8. С. 15-19.
9. **Дольницкий О.В.** Послеожоговые деформации у детей и их хирургическое лечение // Киев. Здоровье. 1971. 139 с.
10. **Доронин В.А.** «Дермабразия СО₂ лазером эпидермально-дермальных дефектов кожи в амбулаторных условиях» // Дис. канд. мед. наук. М. 2004. 116 с.
11. **Еремеев Б.** Лазерная дермабразия. Клиника лазерной медицины. М. К. Калайджян. ООО «Лазертек». М. Copyright © 2001. Cosmetics & Medicine.
12. **Капанадзе Г.Д., Ашуев Ж.А.** Светлогорская популяция мини свиней // Биомедицина. 2007. № 6. С. 71-81.
13. **Лазеры в хирургии.** под. Ред. Скобелкин О.К. // М.: Изд-во Медицина. 1989. 256 с.
14. **Лившиц Ю.Л., Горбатова Н.Е., Воробьев С.В., Сидорин А.В.** Оптимальные параметры углекислотного лазерного излучения в профилактике и лечении гнойно-воспалительных хирургических заболеваний у детей // Вестник хирургии имени И.И. Грекова. 1990. № 1. С. 73-75.
15. Патент РФ 2118025 Импульсно-периодический газовый лазер, Никифоров С.М., Алимпиев С.С., Симановский

- Я.О., Горбатова Н.Е., 1998.
16. Патент РФ 2286628 Импульсно-периодический газовый лазер и лазерная хирургическая установка, Никифоров С.М., Алимпиев С.С., Симановский Я.О., Горбатова Н.Е., 2005.
17. Прикладная лазерная медицина. под ред. Х.-П. Берлиен, Г. Й. Мюллер. // Учебное и справочное пособие: Перевод с немецкого – М: АО Интерэксперт». 1997. 356 с. С. 91-98, 327-328.
18. Применение лазеров в гинекологии. под. ред. Побединский Н.М. // Практическое руководство. Сочинский науч.-мед. центр «Интемед». Состав: Зуев В.М., Бронештер Д.С. и др. Сочи. 1991. 61 с.
19. Рошаль Л.М., Гайдышев Э.А., Горбатова Н.Е. и др. Применение излучения углекислотного лазера в хирургии детского возраста // Хирургия. М. 1987. № 8 С. 12-15.
20. Самохин А.А. Фазовые переходы первого рода при действии лазерного излучения на поглощающие конденсированные среды // Действие лазерного излучения на поглощающие конденсированные среды (Труды ИО-ФАН, т.13). М.: Наука.1990.С.1-98.
21. Скобелкин О.К., Козлов В.И., Гейниц А.В. и др. Применение лазерных хирургических аппаратов «Ланцет» в медицинской практике: пособие для врачей. Тула: Гриф и К. 2002.- 92 с.
22. Скобелкин О.К., Козлов В.И., Гейниц А.В. и др. «Применение лазерных хирургических аппаратов «ЛАНЦЕТ» в медицинской практике», // Пособие для врачей. М. 2000. 94 с.
23. Смирнов Д.В. Лазерная дермабразия в комплексном лечении послеожоговых рубцов эстетически важных зон кожного покрова у детей // Дис. канд. мед. Наук. М. 2003.128 с.
24. Чирешкин Д.Г., Дунаевская А.М., Тимен Г.Э. Лазерная эндоскопическая хирургия верхних дыхательных путей // М.: Изд-во Медицина. 1990. 192 с.
25. Шапиро К.И. Травматизм опорно-двигательного аппарата подростков // Травматология и ортопедия России. 1995. №2. 37 с.
26. Швецова Е.В., Роговая О.С., Киселев И.В., Потеев Н.Н., Васильев А.В., Ткаченко С.Б. Модели для исследования кожи. Свиная кожа как адекватная модель исследования восстановительных процессов в коже человека // Клиническая дерматология и венерология. 2006. № 4. С. 47-50.
27. Achauer Bruce M., et al. «Lasers in plastic surgery and dermatology» Bruce M. Achauer, Victoria M. Vander Kam, Michael W. Berns. New York: Thieme med. publ.; Stuttgart; New York: Thieme. 1992.
28. Alster T.S. Washington Institute of Dermatologic Laser Surgery, Washington, DC 20037. USA. «Clinical and histologic evaluation of six erbium:YAG. lasers for cutaneous resurfacing» Lasers Surg Med 1999;24(2):87-92
29. Alster Tina S., MD and Jason R. Lupton, MD Review: «Laser Scar Revision peer reviewed» The Journal: Volume 2. Issue 1. March. 2000. ISSN: 1529-1545.
30. Alster Tina S., MD Ivy J Groover MD «Laser Revision of Scars» Last Updated: June 25. 2001. © Copyright 2002, eMedicine.com, Inc.
31. Alster T. Washington Institute of Dermatologic Laser Surgery, Washington, DC. «Laser Scar Revision: Comparison Study of 585-nm Pulsed Dye Laser with and Without Intralesional

Corticosteroids» Dermatol Surg. 2003 Jan; 29(1):25-9.

32. Vogel A., Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues // Chem. Rev. 2003. V. 103 (2). P. 577-644.

Ablation of biological tissue by CO₂-laser pulses with different duration

N.E. Gorbatoва, S.A. Zolotov, Ya.O. Simanovskiy, S.M. Nikiforov,
S.V. Golubev, S.S. Alimpiev, A.V. Geinitz, N.V. Stankova

Comparison of the efficiency of the laser ablation of biological tissue with the use of a repetitively pulsed CO₂-laser with transverse discharge and a continuous CO₂-laser with modulated output radiation is carried out. It is shown that the ablation efficiency is higher for the repetitively pulsed laser with a pulse duration of 20 μs and a pulse power of more than 2 kW, and the radiation from the cw laser with the power of 50 W and pulse duration of 500 μs results in much greater thermal damage to the tissue surrounding the impact zone.

The first clinical application of the repetitively pulsed CO₂-laser in dermatology and plastic reconstructive and restorative surgery has shown its clinical and aesthetic performance and identified key long-term direction of its further use for surgery.

Key words: CO₂-laser, laser ablation, biological tissue.