

Елисеенко В.И.

Патологическая анатомия и патогенез лазерной раны

Yeliseenko V.I.

Laser wounds: Pathologic anatomy and pathogenesis

ФГБУ «ГНЦ лазерной медицины ФМБА России»

В работе обобщены результаты многолетних исследований автора, посвященные механизмам действия высоко- и низкоэнергетических лазеров на биологические ткани. Впервые в мировой литературе (1969) им описан асептический продуктивный характер воспаления, показана ведущая роль клеточных элементов системы мононуклеарных фагоцитов (макрофагов) в репаративном процессе, что явилось морфологическим обоснованием широкого применения лазеров в различных областях медицины. *Ключевые слова:* лазеры высоко- и низкоэнергетические, лазерная хирургия, лазерная терапия, коагуляционный некроз, гемостаз, репаративный процесс, асептический продуктивный характер воспаления, макрофаги.

The paper summarizes results of multi-year author's researches devoted to the mechanisms of interaction between high- and low-level laser light and biological tissues. For the first time in the world literature (1969) the author described the aseptic productive nature of inflammation; a leading role of cellular elements of the mononuclear phagocyte (macrophage) system in the reparative process was shown. These findings morphologically backgrounded the widespread application of lasers in various fields of medicine. *Key words:* high and low level lasers, laser surgery, laser therapy, coagulation necrosis, hemostasis, reparative process, aseptic productive nature of inflammation, macrophages.

В настоящее время лазерное излучение широко применяется в различных областях медицины. Бурное развитие науки привело к созданию широкого арсенала лазерной хирургической техники и новейших лазерных медицинских технологий.

Механизм действия **высокоэнергетических (хирургических)** лазеров заключается в трансформации световой энергии излучения в термическую в области воздействия на биологическую ткань с возникновением чрезвычайно высокой температуры, достигающей нескольких сот градусов. В связи с малой площадью воздействия, поскольку диаметр луча составляет доли миллиметра, происходит мгновенное испарение межклеточной и внутриклеточной жидкости с образованием газообразных продуктов испарения и горения, и формирование в течение нескольких секунд сквозной перфорации полых органов желудочно-кишечного тракта.

Перемещение лазерного луча приводит к линейному хирургическому разрезу полых органов желудочно-кишечного тракта в течение 3–5 с с образованием по краям разреза плотного *стерильного* термического струпа желтовато-коричневого цвета с черными вкраплениями из-за обугливания минеральных компонентов биотканей (рис. 1).

В основе струпа лежит *коагуляционный (сухой) термический некроз тканей* по ходу лазерного луча.

Особенность разреза заключается в *полном гемостазе* в связи с *коагуляцией крови* в просвете кровеносных сосудов диаметром до 0,5 мм и идеально ровной линии разреза за счет соединения термическим коагуляционным струпом всех анатомических слоев органа – слизистой оболочки с подслизистым слоем, последнего – с наружным мышечным и мышечного – с серозной оболочкой (рис. 2).

Уникальные свойства лазерного излучения – монохроматичность, когерентность, поляризованность, концентрация высокой энергии на очень малой площади – дают возможность оперировать на «сухом поле».



Рис. 1. Хирургический разрез стенки желудка углекислотным лазером: коагуляционный термический некроз, идеально ровная линия разреза, полный гемостаз

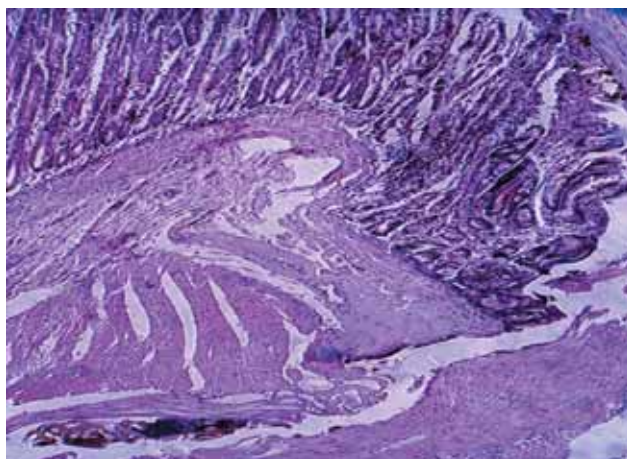


Рис. 2. Коагуляционный термический некроз слизистой оболочки, подслизистого и мышечного слоев, соединяющий по ходу лазерного луча ткани всех анатомических слоев стенки желудка с полным гемостазом при хирургическом разрезе углекислотным лазером. Окр. гематоксилином и эозином. ×100

Чрезвычайно высокая температура в процессе выполнения лазерного хирургического разреза обеспечивает его *стерильность*, а коагуляция кровеносных и лимфатических сосудов – гемостаз и *абластичность* [9, 11, 12, 24, 29].

Разработанная О.К. Скобелкиным и сотр. [24] технология выполнения абдоминальных операций с помощью *специальных* инструментов, обеспечивающих *компрессию* тканей в области разреза лазером, сокращает время выполнения оперативного вмешательства и объем термических повреждений биотканей до 150–180 мкм, повышает гемостатические свойства лазерного излучения в связи с коагуляцией крови в просвете кровеносных сосудов до 1,0–1,5 мм в диаметре.

Верхняя бранша указанных инструментов имеет продольную прорезь для лазерного луча, нижняя – сплошная, что предохраняет окружающие ткани от термического воздействия и повышает безопасность выполнения оперативного вмешательства (рис. 3).

Отмеченные выше особенности лазерных разрезов обеспечивают особый характер репаративных процессов в ходе заживления хирургических ран.

При оперативных вмешательствах с помощью *традиционного* хирургического скальпеля и электроножа процесс заживления идет первичным натяжением с развитием *экссудативного* воспаления, формированием грануляционной ткани на 3–5-е сутки после операции с дальнейшей ее фиброзной трансформацией к 7–10-м суткам и эпителизацией раны к 14–21-м послеоперационным суткам.

В.И. Елисеенко [9–12, 14, 33, 34] было показано, что заживление лазерных ран характеризуется *редукцией* (сокращением) *экссудативной фазы воспаления*, что связано со стерилизацией раны за счет термического компонента лазерного воздействия, активной пролиферацией клеточных элементов макрофагального ряда, практически отсутствием нейтрофильной инфильтрации формирующейся грануляционной и окружающих тканей (рис. 4).

Это обуславливает процесс заживления лазерных ран по типу **асептического продуктивного воспаления**, важнейшую роль в котором играют клеточные элементы системы мононуклеарных фагоцитов – *макрофаги*, «программирующие» весь ход дальнейшего репаративного процесса [9, 10, 12, 24, 33, 34].

Известно, что макрофаги синтезируют свыше 120 биологически активных веществ – *монокин*ов. Именно они управляют дифференцировкой гранулоцитов и моноцитов из стволовой клетки, влияют на функциональную активность Т- и В-лимфоцитов, синтезируют шесть первых компонентов комплемента, являясь, таким образом, посредником вовлечения иммунной системы в воспалительную реакцию.

Макрофаги синтезируют IgG и IgM, интерлейкин-1, факторы образования новых сосудов, индуцируют роль фибробластов и синтез коллагена, т. е. являются стимуляторами завершающей фазы репаративной реакции.

Отсутствие нейтрофильной инфильтрации в процессе заживления *не приводит* к рубцовой деформации просвета полых органов желудочно-кишечного тракта и развитию анастомозита (рис. 5).



Рис. 3. Хирургический зажим для операций на полых органах ЖКТ с помощью углекислотного лазера

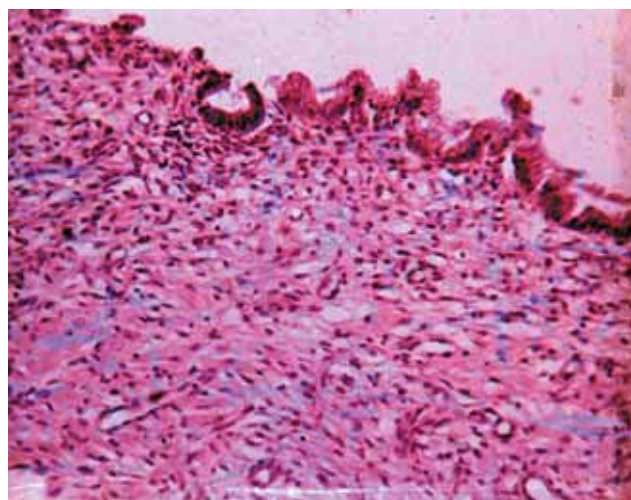


Рис. 4. 3-и сутки после операции с использованием углекислотного лазера. Наполнение регенерирующего эпителия на грануляционную ткань, отсутствие нейтрофильной инфильтрации. Окр. гематоксилином и эозином. ×120

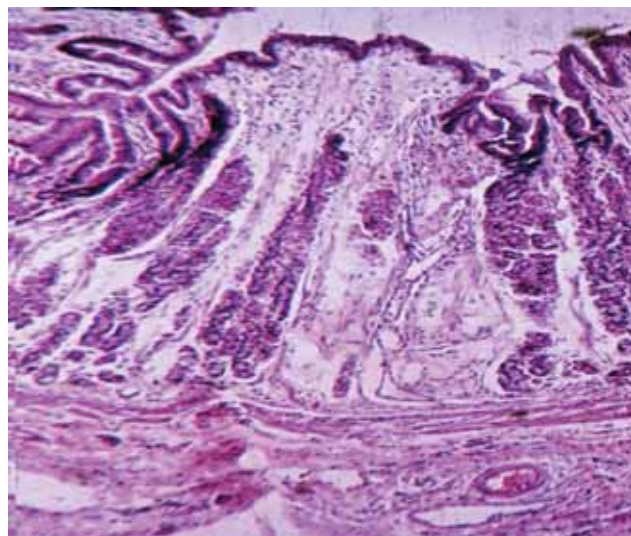


Рис. 5. Зона разреза желудка углекислотным лазером. 30-е сутки после операции. Восстановление гистологической структуры тканей стенки желудка. Отсутствие рубцевания. Окр. гематоксилином и эозином. ×100

Применение излучения углекислотного лазера в гнойной хирургии с целью лазерной некрэктомии и испарения девитализированных тканей в инфильтративно-пролиферативной фазе воспалительного процесса, когда происходит формирование грануляционной ткани в области раны, обеспечивает ее стерильность, что дает возможность наложения вторичных швов в пределах здоровых тканей, и заживление их происходит как *чистых хирургических ран*. Указанная методика сокращает сроки лечения больных в 1,5–2 раза.

Крайне важно отметить, что многослойный плоский эпителий (эпидермис) кожи чрезвычайно негативно реагирует на воздействие высокой температуры при использовании лазера.

Для профилактики келлоидных рубцов при удалении патологических образований кожи была разработана методика так называемой *фотогидравлической препаровки* [29]. Она заключается в инфильтрации дермы лидокаином и окаймляющем разрезе кожи на *толщину эпидермиса* хирургическим скальпелем. После этого луч углекислотного лазера направляется в дерму, где и происходит трансформация световой энергии излучения в термическую с испарением межклеточной жидкости, и аккуратным удалением патологического образования без термического повреждения эпидермиса, с хорошим косметическим эффектом [9, 12, 24, 29].

Излучение аргонного (длина волны – 0,488–0,514 мкм) и Nd:YAG (длина волны – 1,06 мкм) лазеров проводится по волоконным кварцевым световодам, что обусловило их применение в оперативной эндоскопии для эндоскопической лазерной остановки острых желудочных кровотечений (так называемая лазерная фотокоагуляция) при острых язвах, синдроме Меллори–Вейсса и хронических язвах с аррозией сосудов (рис. 6).

Техника выполнения операций заключается в коагуляции крови в просвете аррозированных сосудов путем введения световода в биопсийный канал гастроскопа бесконтактно – на расстоянии 1,5–2,0 см от кровоте-

щего сосуда. Время гемостаза зависит от интенсивности кровотечения и, как правило, не превышает 2–3 минут [9, 10, 30–35, 37, 39].

При эндоскопическом лазерном гемостазе в просвете кровоточащих сосудов происходит *коагуляция* плазменных белков и форменных элементов крови, с формированием так называемых «*коагуляционных лазерных тромбов*» [9–11], обеспечивающая полный гемостаз. При заживлении коагулированных лазерным излучением *эрозий и острых язв желудка*, а также источников кровотечений при синдроме Меллори–Вейсса развивается **асептическое продуктивное воспаление** с формированием грануляционной ткани с последующей ее фиброзной трансформацией, эпителизацией и *полным восстановлением* гистологической структуры слизистой оболочки (рис. 7).

При эндоскопической фотокоагуляции кровоточащих *хронических язв желудка время гемостаза* зависит от интенсивности кровотечения и составляет 3–4 минуты. Фотокоагуляция заканчивается испарением девитализированных тканей в области дна и краев язвы с формированием коагуляционного лазерного струпа с полным гемостазом.

После восстановления объема циркулирующей крови, электролитного баланса и выведения пациента из шока решается вопрос о *дальнейшем оперативном вмешательстве в плановом порядке*, поскольку традиционное хирургическое вмешательство на высоте кровотечения сопровождается высокими цифрами летальности.

Лазерное излучение нашло широкое применение в кардиохирургии.

В начале 80-х годов прошлого столетия в СССР были разработаны технологии так называемой трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации (ТМЛР), заключающиеся в создании с помощью мощного импульсного лазерного излучения сквозных (через всю толщу сердца – эпикард, миокард, эндокард – после выполнения торако- и перикардотомии) лазерных каналов диамет-



Рис. 6. Эндоскопическая остановка острого желудочного кровотечения излучением Nd:YAG-лазера. Коагуляционный некроз в области эрозированных сосудов дна язв. Венчик гиперемии в окружающей слизистой оболочке желудка

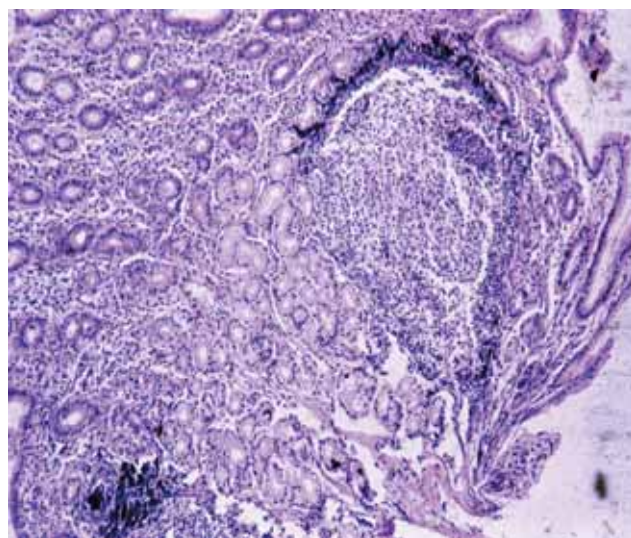


Рис. 7. Полное восстановление гистологической структуры стенки желудка через 14 суток после эндоскопической остановки острого желудочного кровотечения излучением Nd:YAG-лазера. Окр. гематоксилином и эозином. $\times 100$

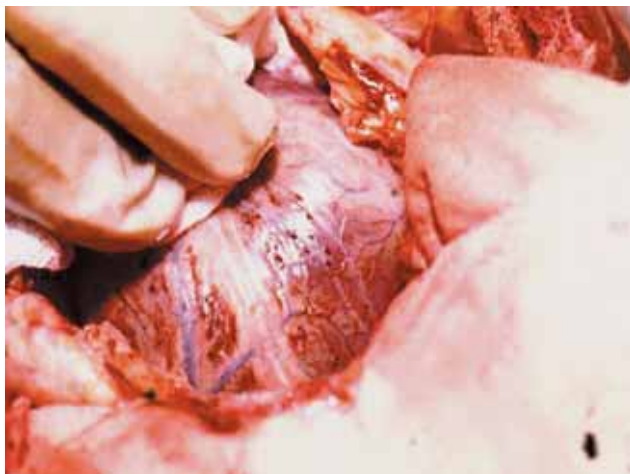


Рис. 8. ТМЛР (углекислотный лазер, дл. волны 10,6 мкм). Лазерные каналы в бассейне перевязанной передней нисходящей ветви левой коронарной артерии в эксперименте

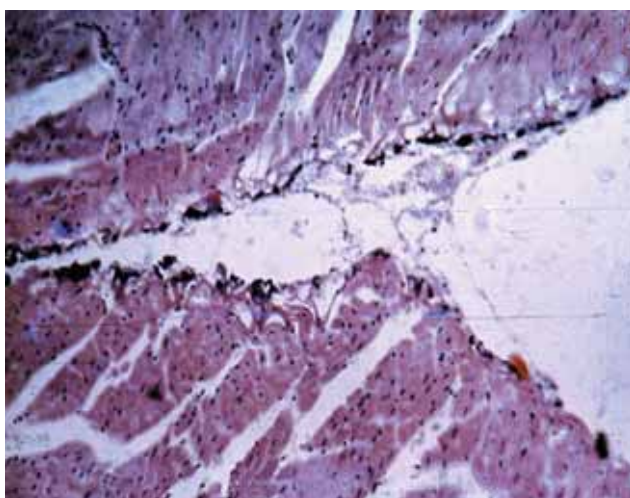


Рис. 9. Эндокардиальный отрезок лазерного канала. Поверхностное обугливание кардиомиоцитов в стенке левого желудочка сердца. Кровь в просвете канала. 3-и сутки после ТМЛР. Окр. гематоксилином и эозином. $\times 120$

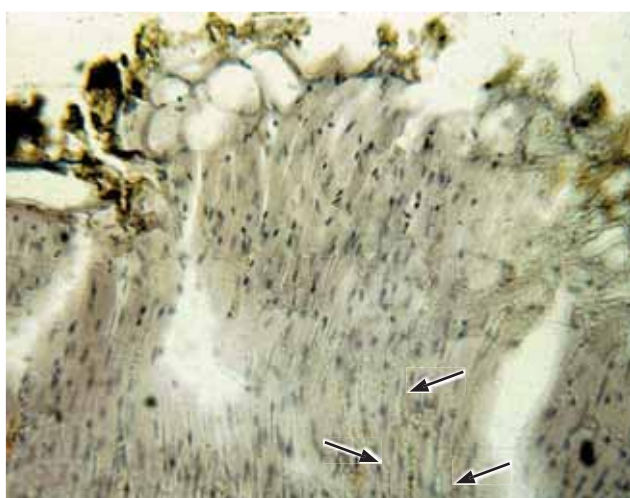


Рис. 10. Элементы коагуляционного струпа стенки лазерного канала с фрагментарным обугливанием. Многочисленные эритроциты между кардиомиоцитами (стрелки). 3-и сутки после ТМЛР. Окр. пикрофуксином

ром до 400 мкм (рис. 8) в бассейне окклюзированных ветвей коронарных сосудов на работающем сердце [5, 11, 13, 14].

При гистологическом исследовании было установлено, что к 7–10-м суткам эндотелизированные полнокровные лазерные каналы (рис. 9, 10) диаметром до 400 мкм, созданные в бассейне окклюзированных ветвей коронарных сосудов, сразу же наполняются кровью, а через их стенку эритроциты проникают в интерстиций миокарда и выполняют кислород-транспортную функцию.

Часть каналов в последующем замещается грануляционной тканью, капилляры которой также несут функцию транспорта кислорода ишемизированным кардиомиоцитам.

В отдаленные сроки (через 6–12 мес.) выявляются немногочисленные (10–12) *артериолоподобные* полнокровные фиброзные лазерные каналы (не имеющие мышечного слоя) с образованием большого количества коллатералей с коронарным микроциркуляторным руслом миокарда (рис. 11).

Большинство же каналов замещается грануляционной тканью с многочисленными капиллярами, также анастомозирующими с микроциркуляторным руслом коронарной системы многочисленными капиллярными коллатеральями, ориентированными перпендикулярно оси магистрального канала и обеспечивающими адекватную перфузию миокарда кислородом [11, 13, 14].

В США подобные операции выполняли при искусственном кровообращении на остановленном сердце в условиях гипотермии (Mirhoseini M. et al., 1981) [34].

В СССР первые операции были выполнены в Каунасе проф. Ю.Ю. Бредикисом [5] с помощью импульсного эрбиевого лазера (длина волны – 2,94 мкм), разработанного под руководством лауреата Нобелевской премии академика Н.Г. Басова.

В настоящее время в Центре сердечно-сосудистой хирургии им. Н.А. Бакулева под руководством академика Л.А. Бокерия выполнено свыше 2500 операций ТМЛР у пациентов с ишемической болезнью сердца [4].

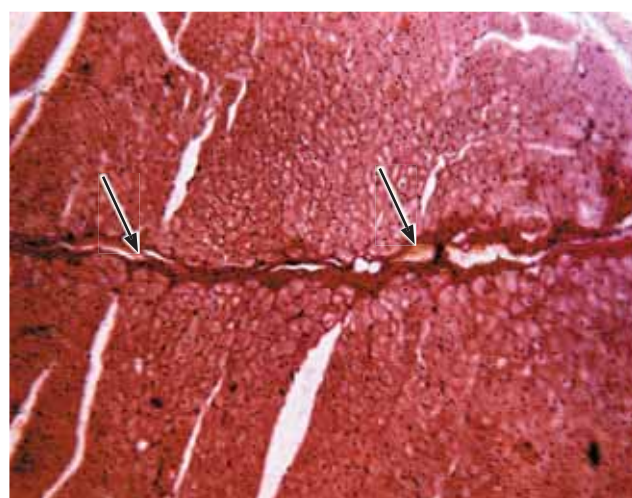


Рис. 11. Фиброзный лазерный канал с многочисленными гиперемизированными коллатеральями в окружающем миокарде. Кровь в просвете канала (стрелки) через 12 мес. после ТМЛР. Окр. пикрофуксином по ван Гизону. $\times 100$

Необходимо подчеркнуть, что ТМЛР применяется в комплексе с аортокоронарным шунтированием (АКШ). В ряде случаев, когда выполнение операции аортокоронарного шунтирования не представляется возможным, ТМЛР является единственным радикальным методом лечения больных стенозирующим атеросклерозом коронарных артерий [4].

Лазерные медицинские технологии получили широкое применение и в эстетической медицине – дерматологии и косметологии для дермабразии (шлифовки) кожи при ее возрастном изменении (увядании), удаления доброкачественных новообразований (папилломы, невусы, сосудистые дисплазии и др.) с использованием углекислотного лазера (длина волны – 10,6 мкм).

Для лечения сосудистых дисплазий (капиллярные, венозные и смешанные гемангиомы) наиболее эффективно излучение Nd:YAG-лазера.

Лазерное излучение проходит *прозрачный для квантов света видимого и ИК-диапазона эпидермис* без повреждения его, а в пределах сосочкового и сетчатого слоев дермы в просвете патологически измененных сосудов интенсивно поглощается гемоглобином крови.

При этом имеет место трансформация световой энергии лазерного излучения в термическую с возникновением, как уже отмечалось выше, исключительно высокой температуры, что вызывает коагуляцию плазменных белков и форменных элементов крови в просвете сосудов с возникновением так называемых «коагуляционных лазерных тромбов» [33, 34] и полный гемостаз.

В последующем в просвете коагулированных сосудов формируется грануляционная ткань, трансформирующаяся в дальнейшем в фиброзную. Таким образом, на месте бывших ранее сосудистых образований развивается соединительная ткань, аналогичная структуре окружающей дермы. Для косметического эффекта важен подбор оптимальной плотности мощности лазерного излучения.

Для шлифовки (дермабразии) применяются углекислотный (дл. волны – 10,6 мкм) и эрбиевый лазеры (дл. волны – 2,94 мкм), снабженные сканером, регулирующим глубину абляции.

Что касается **низкоэнергетического лазерного излучения**, то в медицине наиболее широкое применение получило излучение красного (длина волны – 0,632 мкм), ближнего инфракрасного (длина волны – 0,89 мкм) и синего (длина волны 430–470 нм) диапазонов спектра.

Россия сохраняет приоритет в разработке и активном внедрении в клиническую практику лазеров малой мощности, так называемых терапевтических лазеров, современных лазерных медицинских технологий лечения большого числа заболеваний. Именно в России сформировалось новое научно обоснованное направление – **лазерная медицина**.

Излучение гелий-неонового лазера проникает в ткани на глубину не более 1,0 мм. В связи с этим оно применяется для лечения поверхностно локализованных патологических процессов чрескожно на биологически активные точки или рефлексогенные зоны (лазерная рефлексотерапия), или на слизистые оболочки. Чрезвычайно эффективно при лечении широкого круга заболеваний

так называемое внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК).

Отечественными учеными [3, 6–8, 15, 16, 19–24] показана высокая эффективность ВЛОК при лечении больных ИБС. Количество процедур при ВЛОК определяется индивидуально для каждого пациента развитием так называемого «синдрома алой крови» [18–20], что является критерием «артериализации» всего объема циркулирующей крови [18–20].

Продолжительность процедуры при мощности излучения гелий-неонового лазера, равной 2 мВт, составляет 10 мин, при мощности 1,5 мВт – 15–20 мин.

Низкоэнергетическое лазерное излучение оказывает сложное многофакторное влияние на организм человека. Многочисленные экспериментальные и клинические данные свидетельствуют о том, что лазеротерапия вызывает широкий спектр фотофизических и фотохимических изменений, результатом которых является активация энергетической активности клеточных мембран, ядерного аппарата, системы ДНК-РНК-белок, биосинтетических процессов и основных ферментных систем, увеличение поглощения тканями кислорода, увеличение образования макроэргов (АТФ), биоэнергетического потенциала клетки, интенсификация структурно-метаболических процессов [2, 3, 7, 15, 19, 22, 28].

Эффект лазерной терапии связан с активацией микроциркуляции – раскрытием до 70% ранее не функционировавших капилляров; активацией транспорта кислорода; повышением активности ферментов антиоксидантной защиты и угнетением процессов перекисного окисления липидов; повышением эластичности и деформируемости мембран эритроцитов; активацией неспецифического иммунитета.

Таким образом, положительные эффекты воздействия различных видов лазерного излучения связаны именно с активацией системы мононуклеарных фагоцитов, играющей ведущую роль в процессах регуляции гомеостаза.

Литература

1. Агеева С.А., Елисеев В.И., Петров И.А. Перспективы использования лазерного излучения в функциональной и эстетической хирургии носа // Лазерная медицина. – 2011. – Т. 15. – № 2.
2. Агов Б.С., Девятков Н.Д., Жук А.Е. Опыт лечения стенокардии гелий-неоновым лазером // Клини. мед. – 1982. – № 5. – С. 65–67.
3. Бабушкина Г.В. Этапная лазеротерапия при ИБС // Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – М., 1995. – 38 с.
4. Беришвили И.И., Семенов М.Х., Игнатьева Ю.В. и др. Выполнение ТМЛР в сочетании с АКШ у больных ИБС с диффузными изменениями в коронарных артериях // Лазерная медицина. – 2015. – Т. 19 (2). – С. 4–10.
5. Бредикис Ю.Ю., Думчюс А.Н., Обеленюс В.В. и др. Техника и первые наблюдения реваскуляризации миокарда лазерным излучением в клинике // Актуальные проблемы сердечно-сосудистой хирургии: Тез. докл. V Всесоюз. конф. сердеч.-сосудистых хирургов. Вильнюс, 1–3 окт. 1986 г. – М., 1986. – С. 65–66.
6. Брилли Г.Е. Молекулярно-клеточные основы терапевтического действия низкоинтенсивного лазерного излучения // Учебное пособие. – Саратов, 2000. – С. 3–41.
7. Буйлин В.А., Москвин С.В. Низкоинтенсивная лазерная терапия // СПб. ТОО «Фирма Техника». – М., 2000. – 124 с.
8. Гамалея Н.Ф. Световые облучения крови – фундаментальная сторона проблемы // Действие низкоэнергетического излучения на кровь. – Киев, 1989. – С. 180–182.

9. Елисеенко В.И. Особенности заживления коагулированных лазерным излучением источников острых желудочных кровотечений // Бюлл. exper. биол. – 1982. – № 1. – С. 106–108.
10. Елисеенко В.И. Морфологическое обоснование применения лазерного излучения для эндоскопической остановки острых желудочных кровотечений // Автореф. дисс. ... докт. мед. наук. – М., 1983. – 37 с.
11. Елисеенко В.И., Скобелкин О.К., Брехов Е.И. и др. Морфологические обоснования ревааскуляризации миокарда лазерным излучением // Бюлл. exper. биол. – 1984. – № 12. – С. 1730–1734.
12. Елисеенко В.И., Скобелкин О.К., Брехов Е.И. Особенности репаративных процессов органов желудочно-кишечного тракта при воздействии непрерывного лазерного излучения // Вестн. АМН СССР. – 1985. – № 7. – С. 72–78.
13. Елисеенко В.И., Корепанов В.И., Амбарцумян Р.В. и др. Лазерная трансмиокардиальная ревааскуляризация миокарда при ишемической болезни сердца // Вестник хирургии. – 1997. – № 5. – С. 47–50.
14. Елисеенко В.И. 30 лет ФГБУ «ГНЦ лазерной медицины ФМБА России» // Лазерная медицина. – 2016. – Т. 20. – Вып. 3. – С. 114–115.
15. Инюшин В.М., Чекуров П.Р. Биостимуляция лучом лазера и биоплазма. – Алма-Ата: Казахстан, 1975. – 180 с.
16. Казначеев В.П., Михайлова Л.П. Конформационная функция естественных электромагнитных полей. – Новосибирск: Наука, 1986. – 182 с.
17. Карандашов В.И., Петухов Е.Б., Зродников В.С. Квантовая терапия. – М.: Медицина, 2004. – 336 с.
18. Корочкин И.М., Иоселиани Д.Т., Беркинбаев С.Ф., Капустина Г.М. Лечение острого инфаркта миокарда внутривенным облучением крови гелий-неоновым лазером // Сов. мед. – 1988. – № 4. – С. 34–38.
19. Корочкин И.М., Капустина Г.М., Бабенко Е.В., Журавлева Н.Ю. Гелий-неоновая лазеротерапия в комплексном лечении нестабильной стенокардии // Сов. мед. – 1990. – № 3. – С. 12–15.
20. Марсагшивили Л.А. Эффективность низкоинтенсивного красного лазерного излучения в лечении различных форм ИБС // Автореф. дисс. ... докт. мед. наук. – М., 1990. – 48 с.
21. Миненков А.А. Низкоэнергетическое лазерное излучение красного, инфракрасного диапазонов и его использование в сочетанных методах физиотерапии // Автореф. дисс. ... докт. мед. наук. – М., 1989. – 32 с.
22. Плужников М.С., Жуманкулов М.С., Баиладзе Л.И., Иванов Б.С. Фотобиологическое действие излучения гелий-неонового лазера на кровь // Актуальные вопросы лазерной медицины: Мат. I Всерос. научн. конф. – М., 1991. – С. 8.
23. Полонский А.К., Брискин К.С., Алиев И.М. и др. Лазерная терапия с использованием полупроводниковых лазеров // Материалы междунар. конф. – М., 1993. – С. 519–520.
24. Скобелкин О.К. Лазеры в хирургии. – М.: Медицина, 1989. – 256 с.
25. Хубутия Б.И., Хубутия З.Б., Сигаев А.А. Клинико-экспериментальные аспекты новой методики ЛТ при ИБС // Сов. мед. – М., 1988. – № 10. – С. 81–84.
26. Чазов Е.И. Руководство по кардиологии. Т. 3. – М.: Медицина, 1982. – 624 с.
27. Чудновский В.М., Дроздов А.А., Бондарев И.Р., Оратовская С.В. Люминесценция эндогенного порфирина крови и фотовозбуждение дыхательной цепи // Действие электромагнитного излучения на биологические объекты и лазерная медицина. – Владивосток, 1989. – С. 65–67.
28. Шастин Н.И., Азов В.С., Жук А.Л., Николаева Р.И. Опыт лечения стенокардии гелий-неоновым лазером // Клин. мед. – 1979. – № 10. – С. 42–46.
29. Якименко А.П., Скобелкин О.К., Елисеенко В.И. и др. Соединение сосудов с помощью лазерной коагуляции // Хирургия. – 1987. – № 3.
30. Bown S.G. et al. Argon laser photocoagulation in the dog stomach // Gut. – 1979. – Vol. 20. – P. 680–687.
31. Brunetaud J.M. et al. Comparison of argon and Nd : YAG photocoagulation in control of experimental gastric bleeding. In: Europhysics conference “Lasers in photomedicine and photobiology”. – Florence, Sept., 3–6th, 1979. – P. 36.
32. Fruhmorgen P. et al. Laser coagulation in gastrointestinal tract // Acta Gastroenterol. – Belg., 1978. – Vol. 41. – P. 698.
33. Eliseyenko V.I. Morphological peculiarities of laser surgical wounds. In: Abstr. of the 7th Congress of the Intern Soc. for laser surgery and medicine. – Munich. 22–26th June 1987. – P. 1246–1248.
34. Eliseyenko V.I. Morphological peculiarities of laser wounds. In: Abstr. of the Symp. on Medical Applications of lasers Fiber Optics and Electro Optics. 10–17 January 1988. – Los Angeles, California. – P. 1789–1794.
35. Goldman L., Rockwell R.J. laser action on the cellular level // JAMA. – 1966. – Vol. 198. – P. 6–19.
36. Groteluschen B. et al. Surgical use of the laser // Fortschr. Med. – 1976. – Vol. 94. – P. 33–36.
37. Kiefhaber P. Endoscopic control of acute gastrointestinal hemorrhage by irradiation with a high-power Nd:YAG Laser. Europhysics conference “Lasers in photomedicine and photobiology”. – Florence, Sept. 3–6th, 1979. – P. 84.
38. Mirhoseini M., Cayton M. Transmyocardial laser revascularization: historical background and future directions // J. Clin. Laser Surg. – 1977. – Vol. 15. – № 6. – P. 700–704.
39. Protell R.L. et al. Computer-assisted electrocoagulator in experimental acute gastric ulcer bleeding. In: Intern. symp. on laser medical instrumentation. Abstr. 29–31st March 1979. – Detroit, Michigan.

Поступила в редакцию 01.12.2017 г.

Для контактов: Елисеенко Владимир Иванович
E-mail: eliseenko@yandex.ru