

# ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНА

LASER MEDICINE



**14**<sup>(4)</sup>

**2010**

## ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ ПРИБОРЫ

**Медицинские лазерные аппараты серии “ЛАТУС” – современные компактные лазеры с широким спектром применения**

**“Латус”** – это возможность выбора:  
 – необходимой длины волны (661 или 810 нм);  
 – диапазона мощности (от 0,1 до 30 Вт);  
 – режима работы (импульсный/непрерывный)  
 в соответствии с необходимым лечением  
 или профилактикой заболевания



### медицинские применения

Область применения	мощность 810 нм					мощность 661 нм	
	3 Вт	6 Вт	8 Вт	15 Вт	30 Вт	0,1–0,4 Вт	0,1–5 Вт
фотодинамическая терапия						●	●
общая, эндоскопическая и торакальная хирургия				●	●		●
дерматология, косметология, сосудистые патологии	●	●	●	●	●		●
оториноларингология			●	●	●		●
гинекология, урология, проктология	●	●	●	●	●		●
онкология	●	●	●	●	●	●	●

194156, Россия, Санкт-Петербург, а/я 29

Тел. 8 (812) 294-25-32, факс 8 (812) 703-15-26, e-mail: sales@atcsd.ru, www.atcsd.ru

ISSN 2071-8004

**Научно-практический журнал**

**ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНА**

**LASER MEDICINE**

Журнал основан в 1997 году

***Учредитель:***

Федеральное государственное учреждение  
«Государственный научный центр лазерной медицины  
Федерального медико-биологического агентства»

Том 14 / Выпуск 4  
2010

# ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНА      LASER MEDICINE

Основан в 1997 году

Foundation year 1997

## *Главный редактор*

**В.И. Козлов, доктор медицинских наук, профессор,  
заслуженный деятель науки РФ**

## *Заместитель главного редактора*

**А.В. Гейниц, доктор медицинских наук, профессор**

### Редколлегия

<b>В.П. Авдошин</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>А.А. Ачилов</b>	доктор медицинских наук
<b>В.И. Елисеенко</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>О.И. Ефанов</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>А.В. Иванов</b>	доктор физико-математических наук, профессор
<b>М.А. Каплан</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>А.В. Картелишев</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>М.И. Ковалев</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>В.П. Минаев</b>	кандидат технических наук
<b>А.Н. Наседкин</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>И.П. Савинов</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>Е.И. Сидоренко</b>	член-корреспондент РАМН, доктор медицинских наук, профессор
<b>П.В. Смольников</b>	доктор медицинских наук
<b>Е.Ф. Странадко</b>	доктор медицинских наук, профессор
<b>Г.И. Цыганова</b>	кандидат медицинских наук, ответственный секретарь

### Редсовет

М.М. Асимов	Минск (Беларусь)
И.М. Байбеков	Ташкент (Узбекистан)
И.И. Беришвили	Москва (Россия)
Г.Е. Брилли	Саратов (Россия)
Ю.А. Владимиров	Москва (Россия)
В.А. Волнухин	Москва (Россия)
Н.А. Данилин	Москва (Россия)
В.А. Дербенев	Москва (Россия)
В.А. Дуванский	Москва (Россия)
А.Р. Евстигнеев	Калуга (Россия)
И.Э. Есауленко	Воронеж (Россия)
В.Н. Каменская	Москва (Россия)
Л.Н. Каргусова	Москва (Россия)
Т.Й. Кару	Троицк (Россия)
И.Б. Ковш	Москва (Россия)
А.И. Козель	Челябинск (Россия)
А.М. Коробов	Харьков (Украина)
И.Г. Ляндрес	Минск (Беларусь)
А.М. Макела	Хельсинки (Финляндия)
М.М. Мамедов	Баку (Азербайджан)
Н.Н. Петрищев	Санкт-Петербург (Россия)
А.В. Приезжев	Москва (Россия)
С. Рохкинд	Тель-Авив (Израиль)
В.В. Соколов	Москва (Россия)
В.В. Ступак	Новосибирск (Россия)
В.В. Тучин	Саратов (Россия)
Т.А. Федорова	Москва (Россия)

Оформление первой страницы обложки Ф.Л. Суров

Контактные телефоны редакции: 8 (499) 249-36-52, 249-39-05

E-mail: ziganova@yandex.ru, kozlov@med.rudn.ru

121165, г. Москва, ул. Студенческая, д. 40, строение 1

*Издание зарегистрировано в Госкомпечати ПИ № 77-9521 от 30 июля 2001 года.*

Журнал включен в Реферативный журнал и базы данных ВИНТИ, специализированную БД «Российский индекс научного цитирования» на платформе Научной электронной библиотеки. Сведения о журнале ежегодно публикуются в международной справочной системе по периодическим и продолжающимся изданиям «Ulrich Periodicals Directory».

Журнал включен в Перечень ведущих рецензируемых журналов и изданий, в которых должны быть опубликованы основные результаты диссертаций на соискание ученой степени доктора и кандидата наук (редакция ВАК – февраль 2010 г., <http://vak.ed.gov.ru>)

Тираж 300 экз. Заказ № . Отпечатано в филиале ОАО «ТОТ» Ржевская типография (г. Ржев, ул. Урицкого, д. 91)

## Содержание

### Оригинальные исследования

**Козлов В.И.**

Механизмы фотобиостимуляции

4

**Косаев Д.В., Будагов И.К., Намазов И.Л.**

Лазерное облучение и нестандартные методы реваскуляризации в комплексном лечении больных облитерирующим тромбангиитом с критической ишемией нижних конечностей

13

**Куракина И.С., Пряхин А.Н., Астахова Л.В.**

Процессы неоваскуляризации при ненатяжной герниопластике в зоне имплантации эндопротезов при различных видах диссекции тканей

17

**Беришвили И.И., Гусев П.В., Данилейко Ю.К., Егоров А.Б., Козаева М.Т., Осико В.В., Семенов М.Х., Шилин Л.Г.**

Твердотельный лазер с оптоволоконным выводом излучения для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации

21

**Ступак В.В., Калиновский А.В.**

Лазерные технологии в хирургии гиперостотических менигиом основания черепа

27

**Чечина И.Н., Семенников В.И., Неймарк А.И.**

Оценка влияния различных способов терапии сиалолитиаза на состояние микроциркуляции слюнных желез по данным лазерной доплеровской флоуметрии

32

**Бурдули Н.М., Гутнова С.К.**

Влияние лазерной терапии на микроциркуляцию и клинические проявления при хроническом панкреатите

36

**Рохкинд С.**

Фототерапия при повреждении периферической нервной системы: от фундаментальных исследований к клиническим испытаниям

40

**Ризаева С.М., Байбеков И.М.**

Изменения форм эритроцитов при пародонтите и возможности лазеротерапии в их коррекции

45

### Обзоры

**Гейниц А.В., Максименков А.В., Саакян О.В., Яфаров А.Р.**

Желчнокаменная болезнь – современные возможности хирургического лечения (обзор литературы)

49

### Новости: события, люди, факты

**Странадко Е.Ф.**

Конференция: 50-летие открытия лазеров

59

**Странадко Е.Ф., Вяльцева Н.И.**

Международный научный конгресс «Лазер Хельсинки – 2010»

59

Съезды, конференции, выставки по лазерной медицине в 2011 году

60

Валентин Иванович КОЗЛОВ (к 70-летию со дня рождения)

61

Научно-практическая конференция «Инновационные технологии в лазерной медицине», посвященная 25-летию ГНЦ лазерной медицины – информационное сообщение № 1

63

Информация от ФГУ «ГНЦ ЛМ ФМБА России»

64

## Contents

### Original researches

**Kozlov V.I.**

Photobiostimulation mechanisms

4

**Kosayev J.V., Budaqov I.K., Namazov I.L.**

Laser irradiation and nonstandard revascularization methods in the complex treatment of patients with obliterating thrombangiitis and critical ischemia of low extremities

13

**Kurakina I.S., Prjakhin A.N., Astakhova L.V.**

Angiogenetic processes in the area of endoprosthesis implantation in unstretched hernioplasty under various tissue dissection techniques

17

**Berishvili I.I., Gusev P.V., Danileiko Yu.K., Yegorov A.B., Kozajeva M.T., Osiko V.V., Semenov M.Kh., Shilin L.G.**

Solid-state laser with optofiber light output for transmyocardial laser revascularization

21

**Stupak V.V., Kalinovskiy A.V.**

Laser technologies for surgical treatment of hyperostotic meningiomas at the skull base

27

**Chechina I.N., Semennikov V.I., Neimark A.I.**

Changes in salivary gland microcirculation by laser Doppler flowmetry findings in treating sialolithiasis with various techniques

32

**Burduli N.M., Gutnova S.K.**

Laser therapy effects on systemic microcirculation and basic clinical syndromes in patients with chronic pancreatitis

36

**Rochkind Shimon**

Phototherapy in Peripheral Nerve Injury: From Basic Science to Clinical Study

40

**Rizajeva S.M., Baibekov I.M.**

Changes in erythrocyte forms in parodontitis and laser therapy for their correction

45

### Reviews

**Geynits A.V., Maximenkov A.V., Saakjan O.V., Yafarov A.R.**

Cholelithiasis – modern possibilities of surgical treatment (literature review)

49

### NEWS: events, people, facts

**Stranadko E.Ph.**

The 50th anniversary of lasers (about International Symposium, July 5–6, 2010, Moscow)

59

**Stranadko E.Ph., Vyaltseva N.I.**

«Laser Helsinki 2010» (about International Congress, August 21–23, 2010, Helsinki, Finland)

59

Calendar of medical congresses, conferences, symposiums in 2011

60

Valentin KOZLOV To the 70<sup>th</sup> anniversary

61

International Conference «Innovative Technologies in Laser Medicine», June 8–9, 2011, Moscow, Russia (First Announcement)

63

Information from the «State Research and Clinical Center for Laser Medicine of Russia»

64

Козлов В.И.

**Механизмы фотобиостимуляции**

Kozlov V.I.

**Photobiostimulation mechanisms**Российский университет дружбы народов,  
ФГУ «ГНИЦ лазерной медицины ФМБА России»

Современное развитие лазерной медицины показывает, что в основе лазерной биостимуляции лежат фотобиологические механизмы, обусловленные прежде всего волновыми свойствами светового воздействия. Доказана чувствительность биообъектов к определенной длине волны НИЛИ, т. е. подтверждена цветовая избирательность светового воздействия на них. Одним из ведущих механизмов активации фотохимических реакций рассматривается фотодинамический эффект, основанный на образовании в клетках синглетного кислорода под влиянием поглощенного лазерного излучения. Взаимодействие НИЛИ с биотканями определяется длиной волны, дозой и интенсивностью светового воздействия. Рассмотрены уровни фотоактивации в организме; молекулярные механизмы усиления фотосигнала в клетке и повышения их функциональной активности. Показано, что фотоактивация гемомикроциркуляции является одним из ключевых моментов в патофизиологическом механизме реакции организма на лазерное воздействие. Проанализированы факты зависимости реакции микрососудов от дозы лазерного воздействия; показано, что при превышении допустимых доз лазерного воздействия возникают дисфункциональные изменения в системе микроциркуляции. Терапевтический «коридор» воздействия на микроциркуляцию крови в ИК-диапазоне шире, чем в красной области спектра. Приведены данные позитивного влияния лазерного воздействия на коррекцию расстройств микроциркуляции у больных с хроническими поражениями артериальных, а также венозных сосудов нижних конечностей. Показано протекторное действие лазерного излучения на организм, в основе которого лежит механизм предстимуляции. Рассмотрены принципы подбора доз при непрерывном и импульсном режимах воздействия. *Ключевые слова:* биостимуляция, внутривенное лазерное облучение крови, доза лазерного воздействия, лазерная терапия, механизм фотоактивации, микроциркуляция крови, неоангиогенез, фотоактивация, фотодинамический эффект.

Modern achievements in the laser medicine science have shown that photobiologic mechanisms which are determined, first of all, by light wave properties, underlie in the basis of laser biostimulation. Sensitivity of bioobjects to a definite wavelength of low-intensive laser light has been proven. It means that bioobjects have a colour selectivity to light impact. One of the leading mechanisms of photochemical reaction activation is a photodynamic effect which is based on singlet oxygen production in cells under laser light absorption. Interaction of low-intensive laser light with biotissues depends on light wavelength, dosage and intensity. Photoactivation levels in the organism, molecular mechanisms of photosignal multiplication in cells and increase of functional activity have been analysed. It has been shown that hemocirculation photoactivation is one of the key moments in pathophysiological mechanisms of microvessel reactions at laser impact. Factors which determine reaction of microvessels to laser light dosage have been analyzed as well. As it has been noted, in case of laser light overdosage dysfunctional changes develop in microcirculation system. The therapeutic «corridor» of laser light impact at blood microcirculation in the IR-range is wider than in the red range of the spectrum. Findings confirming a positive corrective effect of laser light at microcirculation disorders in patients with chronic arterial and venous lesions in lower extremities are presented. A protective effect of laser light at the organism which is based on pre-stimulation mechanisms has been shown as well. The criteria for dosage selection in continuous and pulsed modes are discussed. *Key words:* biostimulation, intravenous laser blood irradiation, laser light dosage effect, laser therapy, mechanisms of photoactivation, blood microcirculation, neoangiogenesis, photoactivation, photodynamic effect.

В России достаточно широкое распространение получило применение низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) как эффективного лечебного средства, которое обладает терапевтическим действием при лечении большого круга заболеваний. Как показали многочисленные клинические и экспериментальные исследования, НИЛИ способно стимулировать репаративные процессы, эффективно влиять на острые и хронические воспалительные заболевания различных органов, улучшать гемомикроциркуляцию, оказывать обезболивающее действие, а также вызывать ряд других эффектов, связанных с биостимуляцией. Это послужило основанием для развития лазерной терапии; в англоязычной литературе она обозначается как low level laser therapy (LLLT).

Успехи лазеротерапии во многом определяются двумя основными факторами: во-первых, созданием большого набора современных лазерных терапевтических аппаратов и развитием лазерных медицинских технологий, во-вторых, широким спектром медицинских пока-

заний к лазеротерапии и возможностью ее сочетанного применения с традиционными способами лечения. Конечно, развитие лазеротерапии идет преимущественно эмпирическим путем. Между тем, достаточно остро стоит вопрос о доказательности позитивного влияния лазерного излучения на больной организм.

**Уровни фотоактивации в организме**

Взаимодействие лазерного излучения с биологическим объектом представляет собой достаточно сложный и многоэтапный процесс, который начинается с первичной фотохимической или фотофизической реакции, включающих в себя ряд промежуточных, но имеющих важное патогенетическое значение процессов и завершающихся определенным биологическим ответом организма (рис. 1).

Фотохимические и фотофизические процессы, связанные с поглощением фотона, протекают на молекулярном уровне и составляют первичные механизмы воздействия света на клетки. При поглощении хрома-

тофром (фотосенсибилизатором) кванта света электроны в атоме хлорофтора переходят в возбужденное состояние; при этом если спин электронов не меняется, то молекула переходит в коротко живущее синглетное ( $S_1$ ) состояние; время его жизни  $10^{-6}$ – $10^{-9}$  с. Высвобождаемая при возвращении в исходное ( $S_0$ ) состоянии энергия излучается в виде флюоресценции или идет на образование активных форм кислорода.

Для объяснения первичных механизмов действия НИЛИ принципиальное значение имеет то, как происходит поглощение фотонов. В прекрасных работах Т.И. Кару [12, 13] проведено сопоставление спектров поглощения и спектров действия для идентификации фотоакцепторных молекул на различных биологических моделях. В ее работах также приведены результаты многочисленных экспериментов, в которых обосновано, что в видимой и ближней ИК спектральной области одним из основных фотоакцепторов является цитохром-с-оксидаза (один из ключевых ферментов дыхательной цепи в митохондриях клетки), а в сине-фиолетовой области спектра – НАДН-дегидрогеназа.

Наряду с этим в красной области спектра на длине волны 0,63 мкм (излучение гелий-неонового лазера – ГНЛ) фотоакцепторами могут быть молекулы медьсодержащих ферментов (СОД, каталазы) [5, 8]. По мнению Н.Ф. Гамалеи [7], биологическое действие света на организм сопряжено с поглощением квантов света специальной фоторегулирующей системой, которая включает пигменты из группы порфиринов. Некоторые исследования объясняют механизм действия на биообъект НИЛИ (по крайней мере, на длине волны 1264 нм) образованием в тканях синглетного кислорода [10, 11, 23]. Возможно действие света на мембранные комплексы [14, 40], а также неспецифическое фотофизическое воздействие света, приводящее к изменению структурных свойств воды в дисперсных системах организма [34]. Хотя не во всех областях спектра действия установлены соответствующие фотоакцепторы, тем не менее, многочисленные эксперименты подтверждают одно из фундаментальных положений фотобиологии – цветовую избирательность действия света на биологический объект.

Получен ряд доказательств, что в качестве первичного механизма фотоакцепции могут служить комплексы, содержащие окись азота (NO) [4]. Высвобождаемый при их фотолизе NO, действуя на эндотелиальные клетки, особенно мелких кровеносных сосудов, способствует усилению выработки ими EDRF-фактора, непосредственно обуславливающего расширение кровеносных сосудов и усиление тканевого кровотока.

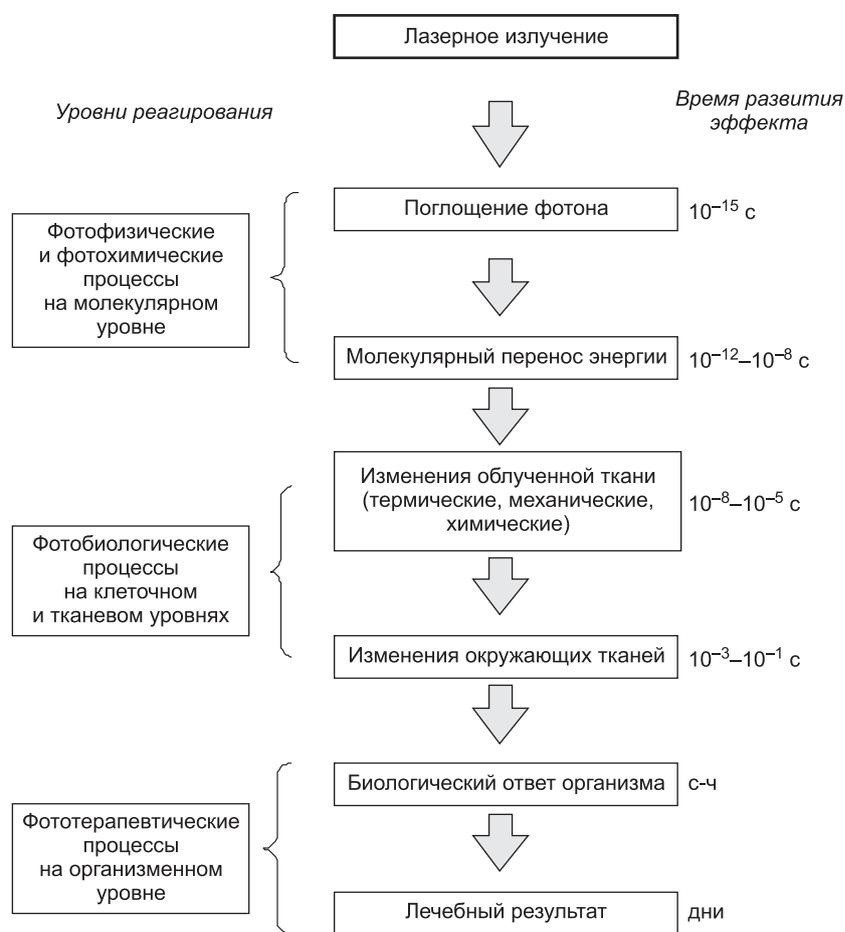


Рис. 1. Уровни реагирования и последовательность событий при лазерном воздействии на биообъект

Развивающиеся в результате поглощения фотонов вторичные биологические эффекты обуславливают либо фототермическое или фотоабляционное разрушение тканей, что наблюдается при высоких энергиях светового потока, либо изменение биохимических процессов в клетке. Биологический отклик организма на лазерное воздействие развивается значительно позже; с ним-то непосредственно и связан терапевтический эффект.

#### Усиление фотосигнала в клетке

Фотовоздействие при низкой энергетической интенсивности – это слабый сигнал, поэтому воздействие НИЛИ на клетку носит сигнальный характер. В силу этого важную роль в опосредовании воздействия лазерного излучения на клетку играет усиление фотосигнала за счет его внутриклеточной трансформации [9, 12]. Как показали исследования Т.И. Кару [12, 13], ключевую роль играет изменение окислительно-восстановительного потенциала клетки (редокс-потенциала), так как его смещение в сторону более окисленного состояния стимулирует жизнедеятельность клетки, а смещение его в сторону более восстановленного состояния, напротив, подавляет ее. Изменение клеточного гомеостаза запускает каскад различных биохимических реакций, которые не требуют дальнейшей активации светом, т. к. протекают в темноте. Эти реакции и приводят к определенным физиологическим сдвигам в клетках.

Наряду с изменением редокс-потенциала и ускорением передачи электронов в дыхательных цепях возможно

также локальное образование в клетке активных форм кислорода (синглетного кислорода или супероксидного аниона). При образовании активных форм кислорода в результате фотодинамического эффекта происходит фотоокисление липидов в многочисленных мембранных структурах, сопровождающееся образованием перекисей [5, 6]. Действие липидной перекисидации на клеточные мембраны приводит, с одной стороны, к избирательному увеличению их проницаемости для ионов ( $H^+$ ,  $OH^-$ ), а с другой – для ионов  $Ca^{2+}$ , что вызывает повышение концентрации  $Ca^{2+}$  внутри клетки [6, 16]. Увеличение содержания в клетках  $Ca^{2+}$  ведет к повышению их функциональной активности. Это хорошо продемонстрировано на примере «прайминга» – двух-трехкратного увеличения продукции активных форм кислорода лейкоцитами, предварительно подвергнутых действию НИЛИ (так называемой предстимуляции) [5, 15].

Позитивный эффект лазерного излучения в красной области спектра (632,8 нм) при воспалительных заболеваниях, напротив, может быть связан с его антирадикальным действием, обусловленным реактивацией ферментов антиоксидантной защиты (каталазы, супероксиддисмутазы) [6, 8].

#### Повышение функциональной активности клеток

Пожалуй, самые убедительные данные позитивного влияния лазеротерапии были получены при лечении раневых процессов. Этому во многом способствовало проведение, начиная еще с работ E. Mester [37, 38], экспериментальных исследований по использованию воздействия НИЛИ для активации метаболизма клеток и повышения их функциональной активности, ведущих к стимуляции репаративных процессов. В последние годы убедительно показано, что НИЛИ может усиливать регенерацию периферической нервной ткани [41–43].

Для идентификации указанных эффектов нами было проведено изучение однократного облучения культуры фибробластов человека НИЛИ в ИК-диапазоне (890 нм) с разной энергетической экспозицией (0,05 и 0,5 Дж/см<sup>2</sup>) [22, 31]. На рис. 2 воспроизведены результаты воздействия лазерного излучения ИК-диапазона на рост фибробластов. Так, однократное воздействие НИЛИ вызывает достоверное ( $p < 0,01$ ) усиление пролиферативной активности фибробластов, которое непосредственно зависит от дозы воздействия (рис. 3). Специальные автордиографические и электронно-микроскопические исследования [31] показали, что в подвергнутых световому воздействию фибробластах повышается уровень синтетических процессов, о чем можно судить по динамике накопления в них  $H^3$ -тимидина (рис. 4), а также ультраструктурным изменениям мембранных комплексов и митохондрий в клетках [3].

Лазерная стимуляция пролиферативной активности способствует заживлению ран различного генеза. Эффективность ее применения представлена в табл. 1, которая демонстрирует степень выраженности заживления различных ран за счет пролиферативной активности фибробластов и клеток эпидермиса. Важной особенностью действия НИЛИ на рану является то, что оно не только усиливает пролиферацию клеток, но и способствует активизации их дифференцировки.

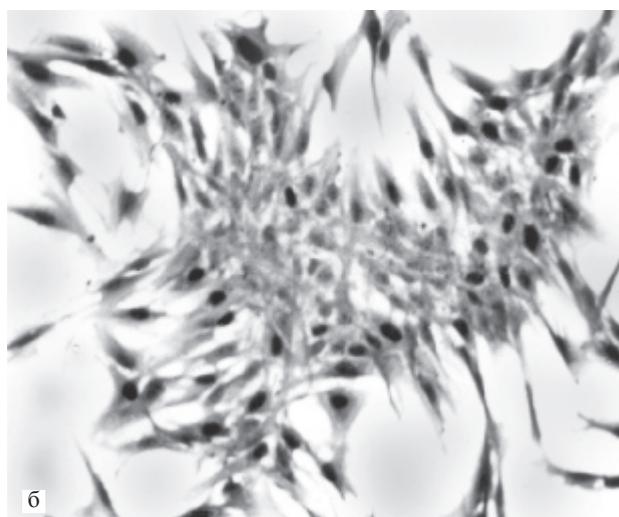
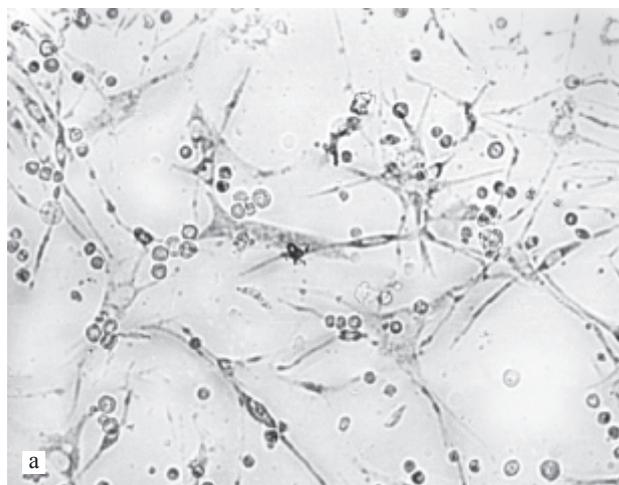


Рис. 2. Влияние лазерного облучения на усиление пролиферации фибробластов человека в культуре (окраска толуидиновым синим; увел.  $\times 200$ ): а – контроль, б – воздействие НИЛИ

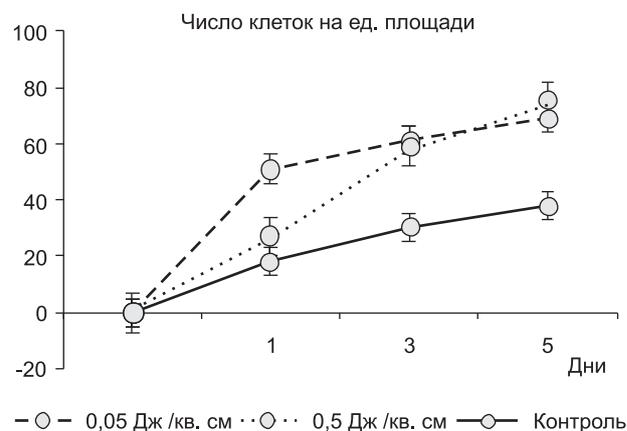


Рис. 3. Зависимость уровня пролиферативной активности фибробластов от дозы воздействия НИЛИ (830 нм)

В другой серии опытов при исследовании реакции кардиомиоцитов у крысы в ответ на наружное облучение и внутривенное облучение крови (ВЛОК) ГНЛ в терапевтических дозах [33] было показано, что в кардиомиоцитах заметно активизируются ферменты энергетического метаболизма (в частности, Г6Ф-ДГ, ЛДГ, СДГ и НАДН-ДГ). После ВЛОК, равно как и после

Таблица 1

Степень закрытия кожных ран при лазеротерапии (890 нм) (размер раны указан в см<sup>2</sup>)

Вид раны	До лечения	После лечения (на 12-й день)			
		Контроль	В % от исходного уровня	Лазеротерапия	В % от исходного уровня
Травматическая	20,1 ± 4,1	12,6 ± 2,8	62,7	4,3 ± 1,2	21,4
Огнестрельная	18,4 ± 3,3	9,4 ± 2,1	51,1	3,1 ± 1,3	16,8
Послеоперационная	25,3 ± 2,8	14,3 ± 1,6	56,5	6,4 ± 1,4	25,3

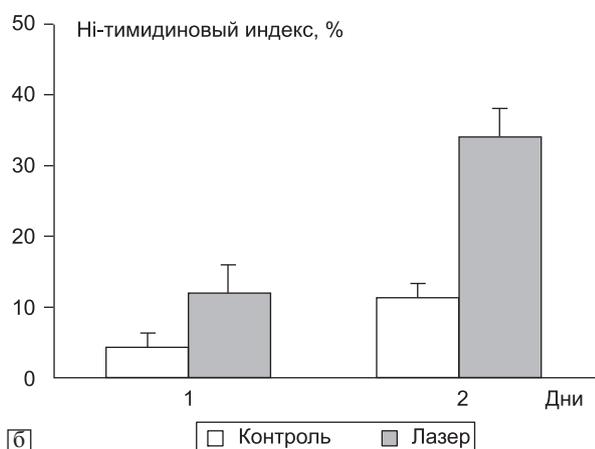
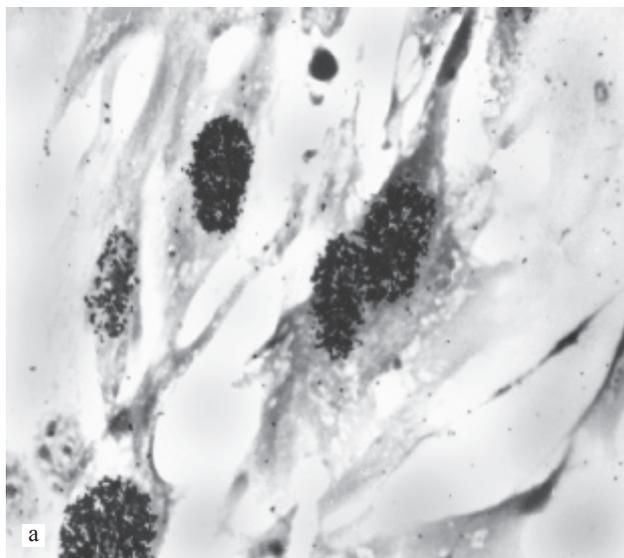


Рис. 4. Повышение накопления зерен Н<sup>3</sup>-тимидина в фибробластах при их облучении НИЛИ: а – многочисленные фибробласты, меченные Н<sup>3</sup>- тимидином через сутки после их облучении НИЛИ (культивированные фибробласты человека; окраска толуидиновым синим; увел. ×1000); б – динамика Н<sup>3</sup>-тимидинового индекса в контроле и после лазерного облучения

непосредственного облучения миокарда, наблюдали достоверное увеличение числа кадиомиоцитов с более высоким, по сравнению с контролем, содержанием в них гранул моно- и диформозана. При этом тенденция активации кардиомиоцитов при ВЛОК оказалась более выраженной, чем при непосредственном облучении миокарда животного.

#### Фотоактивация гемомикроциркуляции

Еще из работ А. Крога [36] было известно, что микрососуды обладают чувствительностью к фотовоздействию. Воздействие света на микрососуды и их фотоди-

латация, а также активация микроциркуляции в тканях была позже продемонстрирована и в экспериментах [29].

Нами [13, 30] было проведено экспериментальное изучение на белых крысах воздействия НИЛИ в красной (633 нм) и ближней инфракрасной (830–890 нм) спектральных областях с выходной мощностью от 0,1 до 300 мВт при различных режимах и дозах облучения на состояние микроциркуляции в различных органах (печени, коре надпочечников, мягкой мозговой оболочке, коже). Мониторинг за состоянием микроциркуляции в различных органах позволил идентифицировать микрососудистые реакции на действие НИЛИ и охарактеризовать их структурно-функциональные проявления. Так, в коре головного мозга имеет место устойчивая дилатация прекапиллярных сосудов и усиление кровотока [20]. Эта реакция в большей мере выражена в тех сосудах, которые ближе расположены к капиллярам и имеют меньший исходный диаметр. В печени усиление микроциркуляции регистрируется уже на 2-й мин после лазерного воздействия; при этом кровоток усиливался на 10–15% (рис. 5). Увеличение диаметра прекапиллярных сосудов в ответ на лазерную активацию следует рассматривать как снижение тонуса гладких миоцитов в их стенке. Пусковым моментом в этой реакции, видимо, является выброс в кровь EDRF-фактора, вырабатываемого в эндотелиоцитах под влиянием высвобождаемого в них NO, как следствие поглощения квантов света NO-содержащими соединениями.

Как показали наши исследования [21], реакция микрососудов тесно сопряжена с изменением функциональной активности окружающих их паренхиматозных элементов органа. Так, в коре надпочечников после воздействия НИЛИ вместе с активацией капиллярного кровотока наблюдается стимуляция делипоидизации адренокортикоцитов, ответственных за выработку кортикотропных гормонов. Это означает, что воздействие лазерного излучения на микроциркуляцию позволяет опосредованно влиять на функциональную активность органа и, в частности, усиливать выброс гормонов в кровь.

Специфика реакции микрососудов на лазерное воздействие зависит от многих факторов, среди которых наиболее важную роль играют длина волны излучения, его доза, а также чувствительность микрососудов к световому воздействию. Экспериментальные данные свидетельствуют о том, что реакция микрососудов на лазерное воздействие имеет дозозависимый характер. На рис. 6 воспроизведено изменение индекса перфузии ацинусов печени при ее облучении разными дозами НИЛИ. По мере того, как возрастает доза лазерного воздействия, усиливается реакция микрососудов. При этом определяющим реакцию микрососудов фактором является именно доза, а не плотность энергетического

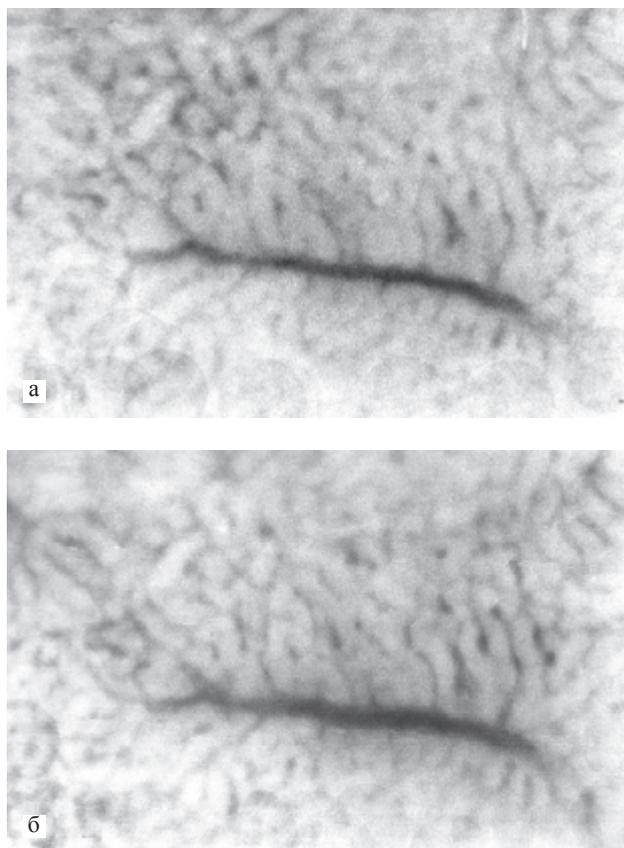


Рис. 5. Дилатация микрососудов и усиление микроциркуляции крови в печени крысы после воздействия на нее НИЛИ в красной спектральной области (633 нм) (биомикрофото; увел.  $\times 120$ ): а – исходное состояние; б – через 4 мин после действия НИЛИ

потока. В зоне оптимума воздействия организм оказался не чувствителен к колебаниям плотности мощности в 50 раз (от 1 до 50 мВт/см<sup>2</sup>). Дальнейшее значительное повышение дозы воздействия (для красной области спектра более 10 мВт/см<sup>2</sup>) приводит сперва к дисфункциональным сдвигам (повышению адгезионности эндотелия, атонии стенки микрососудов), а затем к снижению уровня перфузии тканей печени кровью и более глубоким расстройствам микроциркуляции.

Сопоставление эффектов действия НИЛИ разного спектрального диапазона на гемомикроциркуляцию показало, что ширина области варьирования доз НИЛИ, вызывающих терапевтические эффекты, в ИК-диапазоне значительно шире таковой в красной области (табл. 2).

**Таблица 2**  
Сравнительная характеристика действия НИЛИ в красной и ИК-областях на гемомикроциркуляцию (доза указана в Дж/см<sup>2</sup>)

Показатели состояния микроциркуляции	Красная область (0,63 мкм)	ИК-область (0,83–0,89 мкм)	
		Непрерывное излучение	Импульсное излучение
Порог активации	1,0	0,5	0,005
Зона оптимального воздействия	1,0–10	до 25	до 10
Дисфункциональные изменения	10–20	25–50	–
Расстройства микроциркуляции	>30	>50	–

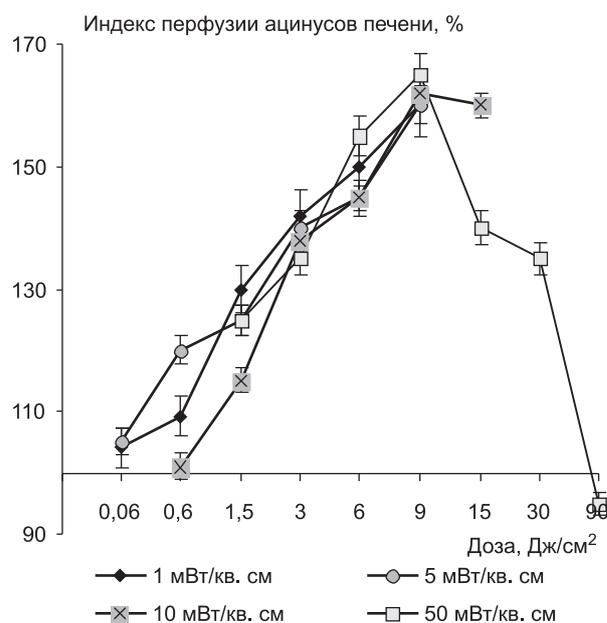


Рис. 6. Дозозависимая реакция микрососудов печени в ответ на локальное воздействие НИЛИ ближнего ИК-диапазона

При импульсном воздействии НИЛИ порог чувствительности системы микроциркуляции снижается. Биологический эффект воздействия НИЛИ, конечно, связан с многофакторным влиянием квантов света на те или иные структурные компоненты системы микроциркуляции. Реакция микрососудов на воздействие НИЛИ непосредственно связана с активацией капиллярного кровотока за счет подавления тонуса гладких миоцитов в стенке микрососудов. Эта реакция развивается по механизмам срочного реагирования, для которого существует готовый патофизиологический механизм на основе эндотелийзависимой дилатации микрососудов, обусловленной выбросом в кровь EDRF-фактора.

Другой механизм более пролонгированного ответа системы микроциркуляции на лазерное воздействие связан со стимуляцией новообразования капилляров. В основе этого способа лазерной активации микроциркуляции лежит усиление пролиферативной активности эндотелиальных клеток, из которых строятся растущие капилляры. Облучение НИЛИ позволяет усилить линейный рост капилляров (рис. 7). Благодаря активации процессов неангиогенеза достигается структурная перестройка микроциркуляторного русла и восстановление нормальных трофических отношений в тканях, что особенно важно при репаративных процессах.

Клинические исследования на больных с различными видами нарушений гемодинамики и расстройствами микроциркуляции были проведены под контролем состояния микроциркуляции, которое оценивали по данным биомикроскопии, лазерной доплеровской флоуметрии, радиотермографии печени, транскутанному напряжению кислорода и водородному клиренсу в тканях. Так, при хронических облитерирующих заболеваниях артерий (ХОЗАНК) и хронической венозной недостаточности (ХВН) нижних конечностей наступают значительные морфофункциональные изменения гемомикроциркуляции, включающие структурные изменения микрососудов, снижение интенсивности капиллярного

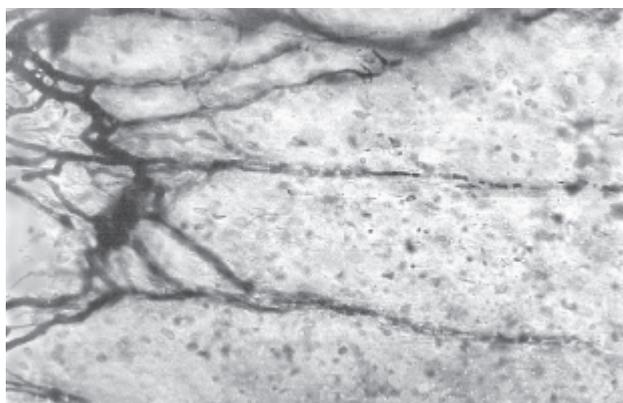


Рис. 7. Активация линейного роста капилляров в области экспериментальной раны у крысы после облучения НИЛИ красного спектрального диапазона (633 нм) (окраска пероксидазой хрена; увел.  $\times 200$ )

кровотока и снижение напряжения кислорода в тканях, которые прогрессируют параллельно с нарастанием тяжести заболевания и вызывают нарушения трофики тканей [17]. Внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК) на длине волны 0,63–0,65 мкм, примененное в их комплексной терапии (курс лечения: 10 сеансов по 20 мин ежедневно; курсовая доза: 12–20 Дж), оказывало стимулирующее влияние на микроциркуляцию крови, снижая при этом гипоксию тканей и нормализуя трофические процессы в тканях нижних конечностей [2]. ВЛОК обладает не только вазодилатирующим эффектом, но и дезагрегирующим действием. Применение ВЛОК наиболее эффективно было при начальных стадиях заболевания: при ХОЗАНК – I–II ст. хронической артериальной ишемии; при ХВН – С1 – С3 S стадии ХВН. Эффективность комплексного лечения ВЛОК в сочетании с фармпрепаратами у больных хроническими облитерирующими заболеваниями артерий нижних конечностей с I–II Б ст. хронической артериальной ишемии составляет 81,8%. Эффективность комплексного лечения трофических язв при хронической венозной недостаточности – 82,8%. Сохранность эффекта наблюдалась до 6 мес., поэтому курсы ВЛОК для этих больных рекомендуется проводить 2 раза в год. Сеансы ВЛОК могут быть использованы для профилактики дальнейшего прогрессирования заболевания.

На активации гемомикроциркуляции основана другая методика лазеротерапии, предложенная для лечения больных с нарушениями мозгового кровотока [26]. При лазеротерапии использование НИЛИ ИК-диапазона (0,89 мкм) осуществляли сочетанным воздействием на паравертебральные зоны в шейном отделе, синокаротидную зону и лобно-теменно-затылочную зоны головного мозга. Нормализация церебральной гемодинамики была отмечена у 93,4% больных с дециркуляторной энцефалопатией (контролируемую группу составили 300 пациентов). Применение лазеротерапии в комплексном лечении последствий острого нарушения мозгового кровотока по ишемическому типу (250 больных) также позволило добиться стойкой нормализации мозгового кровотока и коррекции двигательных и речевых нарушений в раннем восстановительном периоде.

Таким образом, одним из ключевых патофизиологических механизмов лазеротерапии сегодня рассматривается активирующее влияние НИЛИ на систему микроциркуляции крови и повышение уровня трофического обеспечения тканей. В качестве точек приложения лазерного воздействия рассматриваются: а) гладкие миоциты в стенке микрососудов, обуславливающие их дилатацию и последующее усиление тканевого кровотока и локальную активацию метаболизма; б) эндотелиоциты, усиление пролиферативной активности которых ведет к активации неоваскулогенеза, что обуславливает последующую реконструкцию заблокированных звеньев микроциркуляторного русла.

### Протекторное действие НИЛИ

Объектами непосредственного воздействия проникающей в организм световой энергии являются тканевый регион с достаточно сложными межтканевыми отношениями, где непосредственно развивается патологический процесс; система микроциркуляции, ответственная за трофику тканевых регионов; нервные структуры, вовлекаемые в ответ при воздействии на рефлексогенные зоны; компоненты иммунной системы и кровь, особенно при ее внутрисосудистом облучении [3, 19]. В каждом случае срабатывают свои патогенетические механизмы реализации эффекта воздействия лазерного излучения на организм. Эти патогенетические механизмы еще окончательно не установлены, что не всегда позволяет точно определить показания и противопоказания к лазеротерапии.

Фотоактивация рефлексогенных зон и зон акупунктуры ведет к вовлечению в рефлекторный ответ организма нервных и гуморальных механизмов регуляции, что достаточно точно идентифицировано по ультраструктурным изменениям в нервной и сердечно-сосудистой системах. Анализ фактов, касающихся природы лазерной биостимуляции, позволяет полагать, что при наличии различных механизмов восприятия трансформации энергии лазерного излучения в организме наблюдаются положительные сдвиги в процессах метаболизма, снижение уровня гипоксии в тканях, а в конечном итоге повышается уровень жизнедеятельности организма, растет его резистентность к неблагоприятным факторам окружающей среды и стрессорным воздействиям, расширяются пределы его адаптации.

В ряде опытов были получены данные, свидетельствующие о повышении устойчивости организма к стрессу после действия НИЛИ. На рис. 8 представлены результаты одного из экспериментов, в котором животных (белые крысы) подвергали длительной принудительной физической нагрузке в виде бега в тредбане. Такая физическая нагрузка в контрольной группе животных в течение 20 дней приводила к истощению жизненных сил и гибели животных. Животные, которых подвергали в процессе эксперимента воздействию НИЛИ (длиной волны 0,63 мкм) на определенные рефлексогенные зоны, показывали прирост показателей переносимости физической нагрузки; особенно в той группе животных, которые предварительно (перед физической нагрузкой) были подвергнуты лазерному воздействию. У них переносимость физической нагрузки

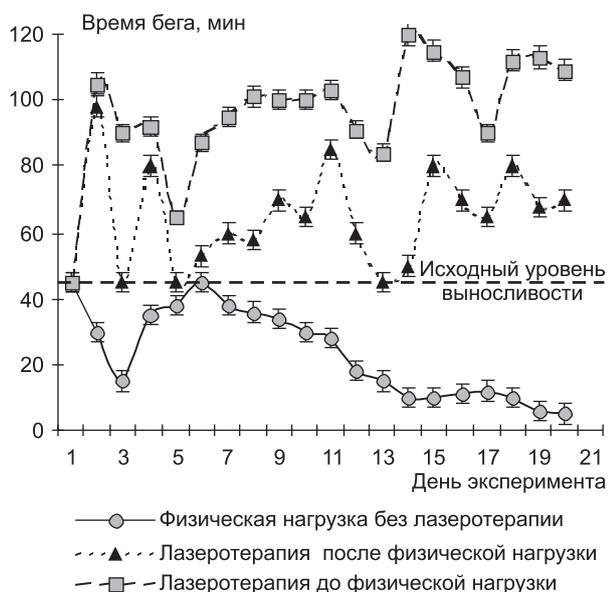


Рис. 8. Влияние лазерного воздействия на переносимость животными физической нагрузки в виде бега в тредбане

увеличивалась практически в два раза. Как показали специальные морфологические исследования, выполненные Н.Г. Самойловым [27], в основе этого феномена лежит увеличение на единицу поперечного сечения мышечного волокна количества миофибрилл, а также возрастание содержания в мышечных волокнах митохондрий. Фактически мы имеем дело с явлением предстимуляции (прайминга) на уровне целого организма.

Здесь уместно вспомнить об опытах В.С. Сергиевского [28], который производил в эксперименте ВЛОК у собак, которым посредством перевязки венечных артерий создавали модель острой ишемии миокарда. В этих опытах было показано, что предшествующее эксперименту облучение крови животных НИЛИ повышает их толерантность к развитию ишемии миокарда и, как следствие, повышает их выживаемость. В лаборатории ГНЦ лазерной медицины Г.К. Чижов [33] повторил эти эксперименты и также получил лучшие результаты по выживанию животных, которым предварительно проводили сеансы ВЛОК. Выше были приведены данные о том, что повышение устойчивости животных к острой ишемии миокарда связано с нарастанием в кардиомиоцитах активности ферментов энергетического метаболизма.

Эффект протекторного действия ВЛОК был также с успехом использован В.Т. Кривихиным [24] для предоперационной подготовки больных сахарным диабетом, осложненным гнойно-некротическими поражениями стоп. Применение ВЛОК, равно как и местного воздействия НИЛИ в предоперационном периоде, позволяло снять спастико-атонические явления в микрососудах и уменьшить явления тканевой гипоксии. М.Я. Авруцкий с соавт. [1] разработали известную и широко используемую в настоящее время методику оптимизации анестезиологической защиты у больных при оперативных вмешательствах, в частности, на органах брюшной полости, при которой комплексно во время общей анестезии проводили сеансы ВЛОК, осуществляемые в три этапа. Первый сеанс ВЛОК начинают

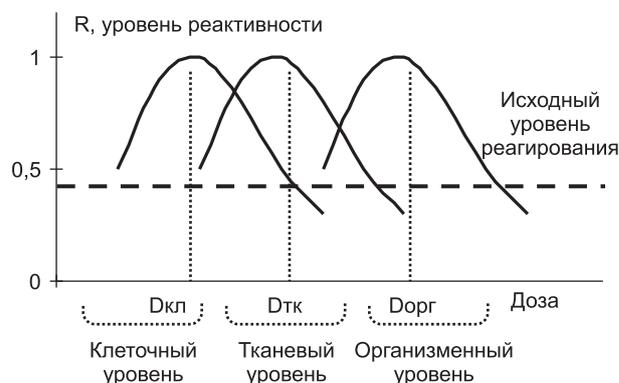


Рис. 9. Зоны оптимума реагирования на разных уровнях структурной организации биообъекта

за 10 мин до вводного наркоза и заканчивают во время начала оперативного вмешательства, т. е. фактически используется протекторное действие НИЛИ в условиях предстимуляции. В этих исследованиях были получены убедительные данные о положительном (защищающем) влиянии ВЛОК на организм больных, подвергающихся оперативному вмешательству, по показателям вегетативного гомеостаза, периферической гемодинамики, газообмена и микроциркуляции [25].

#### Дозирование лазерного воздействия

Лазерная биостимуляция клеток и тканей в силу своей природы подчиняется физиологическому закону зависимости ответной реакции биообъекта от силы действующего раздражителя. Из клинико-экспериментальных данных известно, что оптимальный диапазон лазерного воздействия находится в пределах от 0,1 до 5 Дж/см<sup>2</sup>, превышение оптимальных доз лазерного воздействия ведет к дисфункциональным, а порой и деструктивным изменениям в организме [19, 32, 35].

Доза непосредственно зависит от энергетической облученности и времени воздействия. При этом следует иметь в виду, что порог чувствительности, равно как и зона оптимума, существенно различаются для разных структурных уровней реагирования биообъекта (рис. 9). Те дозы НИЛИ, которые оптимальны, скажем, для тканевого уровня, будут превышать допустимые дозы для клеток и могут быть недостаточными для возбуждения организменной реакции. Поэтому «коридор» допустимых для лазеротерапии доз НИЛИ остается достаточно узким.

Определение оптимальной дозы лазерного воздействия на организм лежит в плоскости идентификации соотношений между клиническим результатом и возникающими при облучении в организме изменениями различных параметров, достоверно связанных с воздействием НИЛИ. Выбор оптимальной дозы НИЛИ непосредственно зависит еще и от способов доставки лазерного излучения в организм. Среди них, как известно [19, 39], различают четыре основных способа: наружное или чрескожное воздействие НИЛИ, обеспечивающее локальное воздействие на патологический процесс; внутрисполостное воздействие НИЛИ, также направленное на локальное воздействие на патологиче-

ский очаг в организме; внутривенное облучение крови; воздействие НИЛИ на зоны акупунктуры. Последние два способа преимущественно связаны с генерализованным воздействием лазерного излучения на пациента.

Проблема с энергетической дозой НИЛИ осложняется двумя обстоятельствами. Первое из них связано с режимом излучения (непрерывное или импульсное излучение), так как пока еще точно не установлено, в какой мере должна снижаться доза при импульсном режиме излучения в зависимости от частоты и мощности в импульсе. Недостаточно обоснованы вариации частотной генерации импульсов, модуляции излучения и максимальной мощности в импульсе. Поэтому представляются необоснованными дальнейшее наращивание импульсной мощности в лазерных терапевтических аппаратах и значительное расширение режимов частотной генерации при импульсном излучении.

Наиболее сложным в лазеротерапии остается вопрос о частоте при импульсном режиме лазерного воздействия. До последнего времени решение этого вопроса лежит в плоскости эмпирического поиска наиболее эффективных частот импульсного воздействия при тех или иных заболеваниях. Использование импульсного режима НИЛИ позволяет создать более эффективные и оптимальные условия для лазерного воздействия по сравнению с непрерывным излучением за счет высокой концентрации световой энергии в импульсе и возможности добиться хорошего терапевтического эффекта при меньших дозах и более кратковременном воздействии на организм. Частотная характеристика НИЛИ важна по двум основным причинам. Во-первых, посредством подбора необходимой частоты можно регулировать величину средней выходной мощности лазерного излучения, а через нее и дозу воздействия. Во-вторых, частота импульсного излучения (особенно в области относительно небольших частот от 1 до 500 Гц) несет важную информационную компоненту, так как выбранная частота может быть резонансной к частотам изменений тех или иных изменений функциональной активности структур или процессов в организме. Излучение с частотой свыше 1000 Гц обычно рассматривается как квазинепрерывное, так как в этом диапазоне частот организм чувствителен только к энергетической составляющей лазерного воздействия [18].

В табл. 3 воспроизведены результаты изменения перфузии сосудов микроциркуляторного русла конъюнктивы глазного яблока у пациентов при использовании НИЛИ ИК-диапазона (0,83 мкм) с различным импульсным режимом. Наиболее оптимальной для активации микроциркуляции оказалась частота – 80 Гц. В зоне оптимума получен прирост перфузии тканей

кровью на 12% (при дозе 0,05 Дж/см<sup>2</sup>) и 22% (при дозе 0,1 Дж/см<sup>2</sup>). При других импульсных режимах позитивная динамика практически отсутствовала. Более высокая доза (0,5 Дж/см<sup>2</sup>) независимо от режима импульсов приводила к снижению тканевой перфузии кровью.

### Заключение

Современное развитие лазерной медицины показывает, что в основе лазерной биостимуляции лежат фотобиологические механизмы, обусловленные прежде всего волновыми свойствами светового воздействия. Доказана чувствительность биообъектов к определенной длине волны НИЛИ, т. е. подтверждена цветовая избирательность светового воздействия на них. Одним из ведущих механизмов активации фотохимических реакций рассматривается фотодинамический эффект, основанный на образовании в клетках синглетного кислорода под влиянием поглощенного лазерного излучения.

Взаимодействие НИЛИ с биотканями определяется длиной волны, дозой и интенсивностью светового воздействия. Если под биостимуляцией понимать процесс целенаправленной регуляции скорости метаболизма, осуществляемой при помощи воздействия НИЛИ, то совершенно очевидно, что этот процесс не сводится только к влиянию световой энергии на молекулярный уровень. Важна иерархическая организация в организме уровней реагирования биологического объекта на фотовоздействие.

Принципиальное значение для развития лазерных медицинских технологий имеет проблема стандартизации клинических и параклинических исследований, а также совершенствование базы верификации эффектов лазерного воздействия на целом организме. Если обратиться к материалам последних научных конференций по лазерной медицине, а также к публикациям на страницах нашего журнала, то становится очевидным, что в подавляющем большинстве случаев отмечаются только факты позитивного влияния НИЛИ; более того, эти факты изложены преимущественно на описательном уровне. Какая бы область медицины не затрагивалась, практически везде отмечено «чудотворное» действие НИЛИ, которое в основе своей имеет ряд в общем-то неспецифических реакций, включающих стимуляцию обменных процессов в тканях и повышение активности ферментативных систем в клетках, улучшение регенерации тканей, снижение перекисного окисления липидов, активацию гемомикроциркуляции, нормализацию общего гомеостаза организма. Выявление этих эффектов по большей части выполнено на основе неконтролируемого исследования по типу «до – после» или по типу «случай – контроль». Данные о побочных явлениях при применении НИЛИ или отрицательному опыту применения лазеротерапии практически отсутствуют. Между тем в экспериментальных исследованиях неоднократно отмечались факты дисфункциональных и деструктивных расстройств, выявляемых при превышении доз оптимального воздействия [3, 19, 30].

В этой связи стоит проблема внедрения элементов доказательной медицины в клинические исследования по применению НИЛИ. За рубежом большую работу

**Таблица 3**  
**Изменение уровня микроциркуляции**  
**(в % к исходному уровню) после воздействия НИЛИ**  
**ближнего ИК-диапазона с разной частотой импульсов**

Частота импульсов, Гц	Доза НИЛИ		
	0,05 Дж/см <sup>2</sup>	0,1 Дж/см <sup>2</sup>	0,5 Дж/см <sup>2</sup>
80	+12	+22	-10
300	0	+1	-2
1000	0	+3	-9

в этом направлении проводит Всемирная ассоциация лазерной терапии – WALT. Обзор материалов сайта <http://www.walt.nu> и <http://www.laser.nu> свидетельствует о том, что мировой опыт проведения подобных исследований начинает постепенно накапливаться. Прежде всего необходим переход на рандомизированные контролируемые исследования в сочетании со «слепым» методом контроля и плацебо-контролем. Правила организации подобных исследований определены в стандарте Минздрава РФ «Правила организации производства и контроля качества лекарственных средств (GMP)» (ОСТ 42-510-98). Решению этой задачи также помогло бы упорядочение многочисленных рекомендаций по медицинскому применению лазерных аппаратов и лазерным медицинским технологиям, а также использование в клинических исследованиях методов объективной диагностики состояния контролируемых систем организма.

Сегодня можно с уверенностью полагать, что лазерная терапия в России находится на пути интенсивного развития в плане ее медико-биологического обоснования. Лазерные технологии лечения различных заболеваний – это не только настоящее, но и будущее медицины.

#### Литература

1. *Аврцкий М.Я., Калиш Ю.И., Мадартов К.М., Мусихин Л.В.* Внутрисосудистое лазерное облучение крови при анестезии и послеоперационной интенсивной терапии. Ташкент, 1997. С. 152.
2. *Азизов Г.А., Козлов В.И.* Внутривенное лазерное облучение крови в комплексном лечении заболеваний сосудов нижних конечностей. М., 2003. С. 24.
3. *Байбеков И.М., Козлов В.И. и др.* Морфологические основы низкоинтенсивной лазеротерапии. Ташкент: Изд-во Ибн Сины, 1991. 223 с.
4. *Борисенко Г.Г., Осипов А.Н. и др.* Фотохимические реакции нитрозилгемоглобина под действием низкоэнергетического лазерного облучения // Биохимия. 1997. Т. 62. В. 6. С. 774–780.
5. *Владимиров Ю.А.* Три гипотезы о механизме действия красного (лазерного) света // Эфферентная медицина. М.: НИИ физ.-хим. медицины, 1994. С. 23–35.
6. *Владимиров Ю.А.* Лазерная терапия: настоящее и будущее // Соросовский образовательный журнал. 1999. 12. С. 2–8.
7. *Гамалея Н.Ф.* Световые облучения крови – фундаментальная сторона проблемы // Действие низкоэнергетического излучения на кровь. Киев, 1989. С. 180–182.
8. *Горбатенкова Е.А., Азизова О.А., Владимиров Ю.А.* Реактивация супероксиддисмутазы излучением гелий-неонового лазера // Биофизика. 1988. № 33. С. 717–718.
9. *Девятков Н.Д., Зубкова С.М., Лапрун И.Б., Макеева Н.С.* Физико-химические механизмы биологического действия лазерного излучения. // Успехи соврем. биол. 1987. Т. 103. В. 1. С. 31–43.
10. *Захаров С.Д., Корочкин И.М.* Свет и тени лазерной терапии // Использование лазеров для диагностики и лечения заболеваний. М.: Лазер информ, 2001. С. 11–16.
11. *Иванов А.В., Кулин В.И., Еремеев Б.В., Захаров С.Д.* Обратимые повреждения плазматических мембран форменных элементов крови – начальное звено стимуляции, вызываемой лазерным излучением // Действие низкоэнергетического лазерного излучения на кровь. Киев, 1989. С. 183–187.
12. *(Кару Т.Й.) Karu T.J.* Photobiology of low-power laser therapy. London, Paris, New-York: Harward Acad. Publishers, 1989. 187 p.
13. *Кару Т.Й.* Первичные и вторичные клеточные механизмы лазерной терапии // Низкоинтенсивная лазерная терапия. М.: ТОО «Фирма Техника», 2000. С. 71–93.
14. *Китидзе Н.Н., Чатидзе Г.Э., Корочкин И.М. и др.* Лечение ишемической болезни сердца гелий-неоновым лазером. Тбилиси: Амирани, 1993. – 183 с.
15. *Клебанов Г.И., Страшкевич И.А., Чичук Т.В. и др.* Влияние эндогенных фотосенсибилизаторов на лазер-индуцированный прайминг лейкоцитов крови // Биол. мембраны. 1998. Т. 15 (3). С. 273–285.
16. *Клебанов Г.И.* Молекулярно-клеточные механизмы лазеротерапии // Использование лазеров для диагностики и лечения заболеваний. М.: Лазер информ, 2001. С. 21–24.
17. *Козлов В.И., Азизов Г.А.* Патолофизиологическая характеристика расстройств микроциркуляции при хронической артериальной ишемии нижних конечностей // Ангиология и сосудистая хирургия. 2007. Т. 13. В. 1. С. 17–23.
18. *Козлов В.И., Буйлин В.А.* Применение магнитолазерного аппарата «Лумис» в медицинской практике. М., 1996. 75 с.
19. *Козлов В.И., Буйлин В.А. и др.* Основы лазерной физио- и рефлексотерапии. Самара–Киев: Здоровье, 1993. 216 с.
20. *Козлов В.И., Литвин Ф.Б., Рыжакин С.М.* Влияние излучения гелий-неонового лазера на сосуды микроциркуляторного русла мягкой оболочки головного мозга // Лазерная медицина. 2002. Т. 6. В. 2. С. 22–24.
21. *Козлов В.И., Пугачев М.К., Терман О.А.* Направленное воздействие низкоинтенсивного лазерного излучения на морфофункциональное состояние пучковой зоны коры надпочечников // Бюлл. exper. биол. и мед. 1990. Т. 109. В. 6. С. 598–600.
22. *(Козлов В.И.) Kozlov V.I., Tumanov V.P., Terman O.A. et al.* Structural and functional aspects of laser irradiation influence on biological objects // Proceed. Medical applications of Lasers. 1993. V. 2086. P. 387–394.
23. *Красновский А.А., Румбаль Я.В.* Об эффективности поглощения инфракрасного лазерного излучения растворимым кислородом // Лазерная медицина XXI века. М., 2009. С. 151–152.
24. *Кривихин В.Т.* Местное ИК-лазерное облучение и ВЛОК в предоперационном и раннем послеоперационном периодах у больных сахарным диабетом, осложненным гнойно-некротическими поражениями стоп: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 1995. С. 19.
25. *Мусихин Л.В., Смольников П.В. и др.* Анестезиологические аспекты применения ВЛОК: уровень оксида азота крови и состояние микроциркуляции // Лазерная медицина XXI века. М., 2009. С. 45.
26. *Путлина М.В., Козлов В.И.* Лазеротерапия при нарушениях мозгового кровотока. М., 2002. С. 27.
27. *Самойлов Н.Г.* Закономерности возрастной морфологии нервно-мышечного аппарата при различных режимах двигательной деятельности и в условиях ее активации: Автореф. дис. ... докт. мед. наук. Киев, 1989. С. 41.
28. *Сергиевский В.С., Байбаков В.А. и др.* Сравнительная экспериментальная характеристика применения красного и ультрафиолетового внутривенного облучения крови при острой ишемии миокарда // Применение лазера в клинике и эксперименте. М., 1987. С. 113–114.
29. *Сонина Р.С., Хаютин В.М.* Поведение артериальных микрососудов подчелюстной мышцы лягушки во время сокращения // Актуальные вопросы нарушения гемодинамики и регуляции микроциркуляции в клинике и эксперименте. М., 1984. С. 197–198.
30. *Терман О.А., Козлов В.И.* Патолофизиологическое обоснование применения различных доз и режимов НИЛИ для фотостимуляции микроциркуляции // Лазерная медицина. 1998. Т. 2. В. 2–3. С. 43–45.
31. *Туманов В.П., Козлов В.И. и др.* Влияние лазерного излучения на пролиферативную активность клеток в культуре // Бюлл. exper. биол. и мед. 1994. Т. 117. В. 3. С. 313–315.
32. *Тучин В.В.* Основы взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биотканями: дозиметрический и диагностический аспекты // Известия РАН. Сер. физическая. 1995. Т. 59. В. 6. С. 120–143.

33. Чижов Г.К., Ковальская Н.И., Козлов В.И. Влияние излучения гелий-неонового лазера на показатели энергетического метаболизма миокарда // Бюлл. exper. биол. и мед. 1991. Т. III. В. 3. С. 302–304.
34. Чудновский В.М., Ковалев Б.М. К вопросу о физическом механизме биологического действия низкоинтенсивного лазерного излучения // Лазеротерапия на Дальнем Востоке. Владивосток: Дальнаука, 1993. С. 4–10.
35. Baxter G.D. Therapeutic Lasers. Edinburgh, London, Madrid, Melbourne, New York, Tokyo, 1994. 241 p.
36. Krogh A. The anatomy and physiology of capillaries // New Haven, 1922. P. 125.
37. Mester E., Greguss P., Haina D. Effect of laser rays on wound healing // Am. J. Surg. 1971. V. 122. P. 532–536.
38. Mester E., Mester A. The biomedical effects of laser application // Laser Surg. Med. 1985. V. 5. P. 31–39.
39. Ohshiro T., Calderhead R.G. Low level laser therapy // Chichester, New York, John Wiley a. Sons, 1988. 180 p.
40. Probylski M., Simon G. Short pulse eximer laser performances and its applications // BIOS'97 Internat. Sympos. Biomed. Opt. Technic. Abst. Digest. San Jose, 1997. P. 34.
41. Rochind S. Phototherapy in peripheral nerve regeneration: From basic science to clinical study // Лазерная медицина. 2010. Т. 14. В. 4. с. 40–44.
42. <http://www.walt.nu/docs/lpt and neural sprouting.pdf>
43. <http://www.walt.nu/docs/phototherapy and nerve regeneration.pdf>

Поступила в редакцию 19.08.2010 г.

Для контактов:  
e-mail: kozlov@med.rudn.ru

УДК:616.718-005.4 → 616.13-002+615.849.19

Косаев Д.В., Будагов И.К., Намазов И.Л.

### Лазерное облучение и нестандартные методы реваскуляризации в комплексном лечении больных облитерирующим тромбангиитом с критической ишемией нижних конечностей

Kosayev J.V., Budaqov I.K., Namazov I.L.

### Laser irradiation and nonstandard revascularization methods in the complex treatment of patients with obliterating thromangiitis and critical ischemia of low extremities

НИЦХ им. акад. М.А. Топчибашева, г. Баку, Азербайджан

**Цель:** оценка результатов комплексного лечения, включающего нестандартную реваскуляризацию и лазерное облучение, больных облитерирующим тромбангиитом с критической ишемией нижних конечностей (КИНК). **Материал и методы исследования:** исследования проведены у 32 больных с КИНК. Для мобилизации коллатерального кровотока у всех больных проводили реваскуляризирующую остеотрепанацию (РОТ) большеберцовой кости. У 22 больных одновременно с РОТ проводили поясничную симпатэктомию. У всех больных одновременно с РОТ проводили внутривенное и внутрикостное лазерное облучение (основная группа). Контрольную группу составили 52 больных, которым проводили общепринятое хирургическое и консервативное лечение. Группу сравнения составили 27 практически здоровых лиц. **Результаты:** применение внутривенного и внутрикостного лазерного облучения одновременно с нестандартной реваскуляризацией приводит к нормализации показателей гемостаза и реологии, медиаторов воспалительной реакции и позволяет сохранить конечность у 90,6% больных. **Ключевые слова:** облитерирующий тромбангиит, критическая ишемия конечностей, поясничная симпатэктомия, реваскуляризирующая остеотрепанация, лазерное облучение.

**Purpose:** to assess results of complex treatment of patients with obliterating thromboangiitis and critical ischemia of low extremities which includes nonstandard revascularization and laser therapy. **Material and methods:** 32 patients with critical ischemia of low extremities were taken into the study. To mobilize collateral bloodflow all patients had revascularizing osteotripanation (ROT) of the tibia. 22 patients had ROT plus lumbar sympathectomy. All patients had ROT and intravenous and intraosseous laser irradiation (studied group). In the control group there were 52 patients who had standard surgical and conservative treatment. A comparative group included 27 practically healthy people. **Results:** intravenous and intraosseous laser irradiation in combination with nonstandard revascularization has normalized hemostatic and rheologic indexes, mediators of inflammatory reaction and has allowed to avoid extremity amputation in 90,6% patients. **Key words:** obliterating thromboangiitis, critical extremity ischemia, lumbar sympathectomy, revascularizing osteotripanation, laser irradiation.

#### Введение

За последнее десятилетие в лечении больных облитерирующими заболеваниями артерий нижних конечностей достигнуты значительные успехи, которые, прежде всего, определяются внедрением в клиническую практику реконструктивных операций. Наименее разработанной в сосудистой хирургии является проблема лечения пациентов, имеющих противопоказания к проведению реконструктивных операций. Сюда относят больных с диффузным поражением артерий нижних

конечностей, «многоэтажными» уровнями окклюзии и облитерацией на уровне артерий голени.

Единственным выходом в подобных ситуациях является использование различных методов непрямого реваскуляризации, направленных на развитие коллатерального кровообращения. Одним из методов стимуляции периферического кровообращения является поясничная симпатэктомия (ПСЭ) и реваскуляризирующая остеотрепанация (РОТ). Появилось достаточно большое количество работ, посвященных разработке и внедре-

нию малотравматичных паллиативных вмешательств на костях нижних конечностей (osteotрипанация, остеоперфорация). В результате достигается стойкий положительный эффект в лечении больных, которым по тем или иным причинам невозможно выполнить реконструктивную операцию. Реваскуляризирующая остеотрипанация прочно вошла в арсенал сосудистых хирургов. Однако остается неясным механизм положительного влияния данной операции, отсутствуют критерии прогнозирования эффективности РОТ [2, 4, 5, 8, 9, 11, 13–15].

Существенное значение в патогенезе ишемического синдрома играет нарушение регионарного кровотока. Оценивая тот факт, что масса конечности более 50% состоит из костной ткани, можно предположить, что костное и костно-мозговое кровообращение включают в себя определенные компенсаторные возможности в нормализации регионарного коллатерального кровотока. Однако значимость и механизм участия костно-мозгового кровообращения при ишемическом синдроме, по данным литературы, не изучены и не определены. Поэтому изучение патогенетических аспектов РОТ, прогнозирование эффективности данного вмешательства в целях достижения у больных стойкого уменьшения степени ишемии при облитерирующих заболеваниях артерий нижних конечностей является актуальной задачей современной сосудистой хирургии.

Круг показаний к лазерной терапии в лечении больных с облитерирующими заболеваниями артерий нижних конечностей определен еще не окончательно, а механизмы, лежащие в основе ее терапевтических эффектов, остаются до конца не ясными, однако накопленные данные свидетельствуют о безусловной перспективности дальнейшего развития экспериментальных и клинических работ в этом направлении [1, 3, 6, 7, 9, 10, 16–18]. Включение внутривенной лазерной терапии в комплекс хирургического лечения приводит к улучшению результатов непрямого реваскуляризации конечности [9].

Разработка новых способов нестандартной реваскуляризации и тактики консервативных методов лечения значительно расширила возможности лечения больных с окклюзионными заболеваниями сосудов нижних конечностей. Коррекция гемокоагуляционных, биохимических, иммунологических сдвигов улучшает результаты комплексного лечения [6, 7, 12].

**Цель исследования:** изучить возможности улучшения результатов лечения больных облитерирующим тромбангиотом (ОТ) с критической ишемией нижних конечностей (КИНК) путем сочетанного применения операции нестандартной реваскуляризации и лазерного облучения.

#### **Материал и методы исследования**

Исследования проводили у 32 больных мужского пола (средний возраст больных –  $39,7 \pm 2,5$  года) с облитерирующим тромбангиотом (ОТ) с КИНК (хроническая ишемия III–IV степени по Фонтейну-Покровскому). Длительность заболевания в среднем составила 4,8 года. Срок обращения больных с момента появления КИНК до поступления в отделения сосуди-

стой хирургии в среднем составил 2,9 мес. Ангиографически и доплерографически у 12 больных выявлена окклюзия бедренно-подколенного артериального сегмента, у 4 – подколенно-берцового артериального сегмента и у 16 – артерий голени. До поступления в клинику у 4 больных в разных клиниках была произведена поясничная симпатэктомия. Среди сопутствующей патологии у 22 пациентов был выявлен хронический бронхит, 7 больных страдали ишемической болезнью сердца, 11 – гипертонической болезнью, 1 – нарушением мозгового кровообращения. Для мобилизации коллатерального кровотока у всех больных проводили непрямую реваскуляризацию – реваскуляризирующую остеотрипанацию большеберцовой кости. У 7 больных была произведена двухсторонняя РОТ большеберцовой кости из-за наличия критической ишемии в контрлатеральной конечности. У 25 больных одновременно с РОТ проводили поясничную симпатэктомию. Для улучшения реологии крови, стимуляции клеточного и гуморального иммунитета одновременно с РОТ проводили сеансы внутривенного и внутрикостного лазерного облучения (основная группа). Лазерное облучение проводили аппаратами «АЛОК-1» и «Мустанг 2000» (Россия). Длина волны лазерного излучения – 0,63 мкм; мощность излучения в конце кварцевого световода – 5 мВт при внутривенном облучении и 1,5 мВт при внутрикостном облучении. Экспозиция при внутривенном облучении составила 30 мин; а при внутрикостном облучении – 10 мин, число сеансов – 10–12. Проводили клиническое, ангиографическое, реовазографическое, доплерографическое (с измерением лодыжечно-плечевого индекса), биохимическое исследования, в динамике изучено состояние гемостаза. Контрольную группу составили 52 больных ОТ с КИНК, у которых проводили общепринятое лечение в отделении сосудистой хирургии. По возрасту и тяжести состояния больных, этиологическим причинам критической ишемии конечности обе группы были сопоставимы. Полученные лабораторные показатели сравнивались с аналогичными данными 27 практически здоровых лиц. Исследована периферическая кровь из локтевой вены при поступлении больных в клинику и по завершении лечения. Цифровые данные обработаны методами параметрической и непараметрической статистики.

#### **Результаты исследования**

Эффективность проводимого лечения оценивали по динамике безболевого ходьбы или максимально переносимой дистанции ходьбы, по наличию и выраженности «боли покоя». Увеличилось время, необходимое для прекращения ишемической боли, заставляющей больного останавливаться, уменьшилась выраженность этой боли, улучшилось течение раневого процесса (очищение от некротической ткани, появление грануляции и эпителизации), наблюдалась интенсивная кровоточивость раневой поверхности во время операции.

Включение лазерного облучения в комплекс хирургического лечения (РОТ) больных в течение 2–3 дней приводило к уменьшению интенсивности боли, статического отека, нормализации сна больного, стиханию воспалительной реакции и ограничению некротичес-

кого процесса, что позволило более раннее выполнение операций на нижних конечностях. В ходе лечения также уменьшалась потребность в инъекциях наркотических анальгетиков. К концу комбинированного лечения отмечали потепление кожного покрова, усиление наполнения подкожных вен. Дистанция безболевого ходьбы увеличилась на 150–200%. В основной группе у 20 (62,5%) больных некротическая рана на стопе и пальцах зажила, у 6 (18,7%) больных произвели малые ампутации (ампутация или экзартикуляция пальцев), у 3 (9,4%) – метатарсальную ампутацию стопы, у 3 (9,4%) – ампутацию на уровне бедра и голени. В контрольной группе некротическая рана на стопе и пальцах зажила у 22 (42,3%) больных, экзартикуляция или ампутация пальцев выполнены у 10 (19,2%) больных, у 12 (23,1%) больных произвели метатарсальную ампутацию стопы и у 8 (15,4%) – ампутацию на уровне бедра и голени. В основной группе больных резко сократилось количество послеоперационных осложнений (нагноение раны, некроз мягких тканей, лимфангит и др.). Реовазографическими исследованиями установлено, что если в контрольной группе реографический индекс повысился на 6,3%, то в основной группе – на 17,8% ( $p < 0,05$ ). Лодыжечно-плечевой индекс у больных основной группы также достоверно ( $p < 0,05$ ) повысился.

Для выяснения патофизиологического механизма действия нестандартной реваскуляризации и лазерного облучения в комплексном лечении больных ОТ с КИНК в динамике изучены гемореологические показатели и медиаторы системной воспалительной реакции. По сравнению с практически здоровыми лицами, в контрольной и основной группах больных при поступлении в клинику выявлены гиперкоагуляция и ухудшение показателей реологии крови (табл. 1). При поступлении больных в клинику отмечалось повышение уровня фибриногена фактора Виллебранда, повышение толерантности плазмы к гепарину, уменьшение фибринолитической активности и деформабельности эритроцитов, увеличение АДФ-индуцированной агрегации тромбоцитов.

По завершении проводимого курса лечения лишь у части больных контрольной группы отмечалось незначительное улучшение гемореологических показателей крови.

У больных основной группы параллельно с улучшением клинического течения критической ишемии наблюдали достоверное нивелирование гемореологических показателей крови. Включение внутривенного

и внутрикостного лазерного облучения в комплекс нестандартной реваскуляризации уменьшило агрегацию тромбоцитов ( $23,1 \pm 0,3$  с,  $p < 0,05$ ), толерантность плазмы к гепарину ( $432,6 \pm 6,7$  с,  $p < 0,05$ ), количество фибриногена ( $15,21 \pm 0,27$  мг,  $p < 0,05$ ), фактор Виллебранда ( $117,4 \pm 7,3\%$ ,  $p < 0,05$ ), повысило деформабельность эритроцитов ( $1,78 \pm 0,13\%$ ,  $p < 0,05$ ) и фибринолитическую активность ( $11,7 \pm 0,4\%$ ,  $p < 0,05$ ).

При поступлении в клинику у больных обеих групп параллельно с тяжелой клинической картиной была выявлена высокая активность воспалительных медиаторов: циркулирующего иммунного комплекса, серомукоидов и сиаловой кислоты. До начала лечения у 47 больных контрольной и у 29 больных основной групп С-реактивный белок оказался (+++) или (++++) положительным.

В контрольной группе больных по завершении курса лечения показатели воспалительной реакции имели лишь тенденцию к уменьшению, а в основной группе отмечалось достоверное уменьшение этих показателей. Так, в основной группе достоверно уменьшилось содержание ЦИК (до  $94,8 \pm 8,7\%$ ,  $p < 0,05$ ), сиаловой кислоты (до  $238,8 \pm 8,6$  ед.,  $p < 0,05$ ) и серомукоидов (до  $238,8 \pm 8,6$  ед.,  $p < 0,05$ ). В контрольной группе к концу лечения СРБ оставался положительным у 38 больных, в основной группе – у 6 больных (табл. 2).

Уменьшение деформабельности эритроцитов, повышение агрегации форменных элементов и образование тромболейкоцитарных агрегатов, повышение уровня фибриногена приводит к нарушению микроциркуляции и в результате к снижению уровня перфузии тканей. В результате повреждения клеток эндотелия происходит стимуляция адгезии лейкоцитов, выработки продукции медиаторов воспалительной реакции, адгезии тромбоцитов, активации тромбоцитов и повышение сосудистого сопротивления. Улучшение состояний, связанных с повышенной свертываемостью крови, предполагает снижение агрегации и адгезии тромбоцитов, снижение фибриногена, фактора Виллебранда, повышение уровня активатора плазминогена и плазмина [3, 10, 12, 17].

Таким образом, анализ полученных результатов показал, что использование внутривенного лазерного облучения в до- и послеоперационном периоде, внутрикостного лазерного облучения после РОТ в комплексном лечении больных ОТ с КИНК, оказывая корректирующее действие на вышеуказанные патофизиологические механизмы, наряду с улучшением клинического течения заболевания уменьшает содержание медиаторов воспалительной реакции, улучшает

Таблица 1

Динамика показателей гемостаза и гемореологии

Показатели	Группа больных	Группа сравнения (n = 27)	Контрольная группа (n = 52)		Основная группа (n = 32)	
			До лечения	После лечения	До лечения	После лечения
Фибриноген, мг		$13,56 \pm 0,27$	$18,13 \pm 0,28$	$17,48 \pm 0,32$	$18,26 \pm 0,42$	$15,21 \pm 0,27$
Фибринолитическая активность, %		$12,4 \pm 0,3$	$8,2 \pm 0,4$	$8,8 \pm 0,6$	$8,4 \pm 0,2$	$11,7 \pm 0,4$
Толерантность плазмы к гепарину, с		$448,6 \pm 6,4$	$375,4 \pm 5,9$	$391,6 \pm 6,8$	$381,2 \pm 7,2$	$432,6 \pm 6,7$
АДФ-индуцированная агрегация тромбоцитов, с		$23,4 \pm 0,2$	$21,7 \pm 0,3$	$22,1 \pm 0,4$	$21,5 \pm 0,6$	$23,1 \pm 0,3$
Деформабельность эритроцитов, %		$1,92 \pm 0,16$	$1,38 \pm 0,17$	$1,49 \pm 0,14$	$1,34 \pm 0,19$	$1,78 \pm 0,13$
Фактор Виллебранда, %		$112,8 \pm 2,3$	$130,4 \pm 6,2$	$125,6 \pm 5,7$	$132,3 \pm 6,8$	$117,4 \pm 7,3$

Таблица 2

Динамика содержания медиаторов воспалительной реакции

Воспалительные медиаторы	Группа больных	Группа сравнения (n = 27)	Контрольная группа (n = 52)		Основная группа (n = 32)	
			До лечения	После лечения	До лечения	После лечения
Циркулирующий иммунный комплекс (%)		86,4 ± 5,6	118,4 ± 6,2	111,3 ± 7,8	117,9 ± 7,4	94,8 ± 8,7
Сиаловые кислоты (ед.)		223,9 ± 6,7	282,3 ± 7,4	271,9 ± 8,9	284,7 ± 7,9	238,8 ± 8,6
Серомукоиды (ед.)		228,4 ± 7,8	278,3 ± 8,2	269,7 ± 7,1	280,6 ± 9,7	236,9 ± 7,6
С-реактивный белок (+)		Отриц.	У 47 б-х положит.	У 38 б-х положит.	У 32 б-х положит.	У 6 б-х положит.

коагулологические и реологические показатели крови. Оказывая нивелирующее действие на показатели гомеостаза, лазерное облучение приводит к улучшению регионарной микроциркуляции, уменьшению гипоксии и нормализации тканевого метаболизма, активации регенеративного процесса в ишемизированной зоне нижних конечностей, что способствует улучшению результатов нестандартной реваскуляризации (сохранение конечности у 93,8% больных). Динамику уровня медиаторов воспалительной реакции, показателей гемореологии можно использовать как объективный критерий эффективности проводимого лечения больных ОТ с критической ишемией нижних конечностей.

### Литература

1. Азизов Г.А., Козлов В.И. Внутривенное лазерное облучение крови в комплексном лечении заболеваний сосудов нижних конечностей: Пособие для врачей. М.: НППЦ «Техника», 2003. 23 с.
2. Аиууров Б.М., Асланов А.Р., Ахвердиева Т.Г. и др. Ближайшие и отдаленные результаты поясничных симпатэктомий при облитерирующем эндартериите и атеросклеротических окклюзий голennых сегментов // Вop. хирург. патол. перифер. сосудов. Баку, 1982. С. 111–113.
3. Васильев А.П. Клинико-профилактические аспекты применения лазерного излучения у больных стенокардией. Тюмень: «Медведь», 2003. 240 с.
4. Вячев А.Н., Михайлов М.С., Новожилов А.В., Черновалов Д.А. Хирургическое лечение больных с облитерирующим тромбангиитом // Сердечно-сосудистое заболевание. Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. М., 2009. Т. 10. № 6. С. 37.
5. Зусманович Ф.И. Реваскуляризирующая остеотрепанация в лечении больных облитерирующими заболеваниями конечностей. Курган: Изд-во Курганского мед. ин-та, 1996. 92 с.
6. Косаев Д.В. Влияние реваскуляризирующей остеотрепанации, цитокинотерапии и лазерного облучения на клиническое течение критической ишемии нижних конечностей. Сердечно-сосудистое заболевание. Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. М., 2009. Т. 10. № 3. С. 83.
7. Косаев Д.В., Ахмедова Л.М., Гаджиева Г.К. Мониторинг иммунологических показателей у больных с критической ишемией нижних конечностей при комплексном лечении с применением лазеротерапии // Лазерная медицина. 2010. Том 14. Вып. 1. С. 4–7.
8. Кохан Е.П., Кохан В.Е., Пинчук О.В. Поясничная симпатэктомия в лечении заболеваний сосудов (история, проблемы, перспективы). М.: ИПЕ АЕН РФ, 1997. 190 с.
9. Кротовский Г.С., Зудин А.М. Тактика лечения пациентов с критической ишемией нижних конечностей. М., 2005. 160 с. Книга подготовлена при финансовой поддержке Шварцфарма.
10. Морозов В.С. Обоснование целесообразности применения низкоинтенсивного лазерного излучения в комплексном лечении больных атеросклеротической гангреной конечности: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Саратов, 2006. 26 с.
11. Рзаев Н.М., Кахраманова Г.Ш., Асланов А.Р. и др. О механизме терапевтического эффекта поясничной симпатэктомии и поясничной перидуральной блокады при облитерирующем эндартериите нижних конечностей // Хирург. патол. перифер. сосудов: Тез. науч. конф. Баку, 1976. С. 64–65.
12. Савельев В.С., Кошкин В.М., Каралкин А.В. Патогенез и консервативное лечение тяжелых стадий облитерирующего атеросклероза артерий нижних конечностей. М.: ООО «Мед. информ. агентство», 2010. 216 с.
13. Трынкин А.В. Симпатэктомия в хирургическом лечении критической ишемии нижних конечностей // Анн. хирург. 2003. №4. С. 24–26.
14. Темрезев М.Б., Янбаев А.К., Коваленко В.И., Абидов А.Б. Лечение больных с критической ишемией нижних конечностей // Сердечно-сосудистое заболевание. Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. М., 2010. Т. 11. № 3. С. 66.
15. Шульц А.А. Роль и место реваскуляризирующей остеотрепанации в лечении больных облитерирующими заболеваниями сосудов нижних конечностей: Автореф. ... дис. канд. мед. наук. Н. Новгород, 1998. 20 с.
16. Berki T. et al. Biological Effect of Low-power Helium-Neon (He-Ne) Laser Irradiation // Kasers in Medicint Scitnce. 1988. Vol. 3. P. 35.
17. Bihari I., Mester A. The biostimulative effect of low-level laser therapy of long-standing crural ulcer using Helium Neon laser, Helium plus randomized double blind comporative study // Laser Therapy. 1989. Vol. 1 (2). P. 97–98.
18. Fenyó M. et al. Theoretical and experimental basis of biostimulation by laser irradiation // Optics and Laser Technology. 1984. № 4. P. 209.

Поступила в редакцию 06.06.2010 г.

Для контактов:  
jvkosayev@mail.ru

УДК 616-007.43-089.28+611.13/16-013

Куракина И.С., Пряхин А.Н., Астахова Л.В.

## Процессы неангиогенеза при ненапряжной герниопластике в зоне имплантации эндопротезов при различных видах диссекции тканей

Kurakina I.S., Prjakhin A.N., Astakhova L.V.

### Angiogenetic processes in the area of endoprosthesis implantation in unstretched hernioplasty under various tissue dissection techniques

Уральская государственная медицинская академия дополнительного образования,  
Челябинский государственный институт лазерной хирургии

*Цель:* изучение особенностей приживления сетчатых эндопротезов после обработки места имплантации высокоинтенсивным лазерным, ультразвуковым излучением и с помощью высокочастотной электроэнергии. *Материал и методы:* изучена динамика процесса неангиогенеза в кожном лоскуте передней брюшной стенки 216 лабораторных крыс-самцов массой 180–200 г в зоне имплантации сетчатых эндопротезов различных видов материалов (полиэстер, полипропилен, композиционный эндопротез «Ультрапро», тефлон) в зависимости от способа воздействия на ткани высокоинтенсивным лазерным излучением (полупроводниковый лазерный прибор «Alto», Россия, с длиной волны излучения 980 нм), ультразвуковой коагуляцией (аппарат «Harmonic» фирмы «Ethicon Endo-Surgery» с рабочей частотой 55,5 кГц и амплитудой продольных колебаний рабочей части инструмента от 30 до 100 мкм) и высокочастотной электроэнергией (электрохирургический генератор «ЭХВЧ-МТУСИ», Россия, с рабочей частотой 470 кГц, максимальной мощностью 75 Вт). *Результаты:* высокоинтенсивное лазерное излучение с длиной волны 980 нм в сравнении с ультразвуковой коагуляцией и высокочастотной электроэнергией более активно индуцирует рост капилляров, а следовательно, и тканевой кровотока в зоне имплантации сетчатого эндопротеза способствует более раннему созреванию зрелой грануляционной ткани и не зависит от вида имплантированного материала. *Ключевые слова:* сетчатый эндопротез, высокоинтенсивное лазерное излучение, ультразвуковая коагуляция, высокочастотная электроэнергия, неангиогенез.

*Introduction:* one of the leading factors in preventing such complications as topical inflammation and implant rejection in the postoperative period after unstretched hernioplasty is early vascularisation in the implantation area. *Purpose:* to study peculiarities of endoprosthesis engraftment after treating the implantation area with high-level laser light, ultrasound irradiation and high-frequency electric energy. *Material and methods:* in this experimental work the authors studied neoangiogenesis dynamics in the implantation area of mesh endoprosthesis made of various materials (polyester, polypropylene, composite endoprosthesis «Ultrapro», Teflon) under the above-mentioned irradiation techniques. 216 laboratory rat-males weighing 180–200 gr were used in the experiment. The studied area was irradiated with laser light (Russian-made semiconductor laser «Alto» – wavelength 980 nm), ultrasound coagulation (apparatus «Harmonic», firm «Ethicon Endo-Surgery», working frequency 55,5 kHz and amplitude of longitudinal oscillations in the working part of the instrument from 30 till 100 μm) and high-level electric energy (electrosurgical generator «EHVCh-MTUSI», Russia), with working frequency 470 kHz, maximal power 75 W). *Results:* high-level laser light with wavelength 980 nm more actively induces capillary growth and consequently, tissue bloodflow in the zone of mesh endoprosthesis implantation compared with high-frequency electric energy and ultrasound coagulation. High-level laser light also promotes earlier maturation of granulation tissue irrespective of the type of implanted material. *Key words:* mesh endoprosthesis, high-level laser irradiation, ultrasound coagulation, high-level electric energy, neoangiogenesis.

#### Введение

Одним из ведущих факторов предупреждения развития таких осложнений, как местное воспаление и отторжение имплантата, в послеоперационном периоде при ненапряжной герниопластике является ранняя васкуляризация зоны имплантации, так как образование сосудов в соединительной ткани обеспечивает пластический и энергетический обмен клеток во время их пролиферации и активной биосинтетической деятельности [2, 7, 9, 10].

Поэтому целью настоящего исследования явилось изучение особенностей приживления сетчатых эндопротезов после обработки места имплантации высокоинтенсивным лазерным, ультразвуковым излучением и с помощью высокочастотной электроэнергии.

#### Материал и методы

Экспериментальное исследование проведено на 216 лабораторных крысах-самцах массой тела 180–200 г. Все животные были получены от одного поставщика. Хирургические операции животным производили

в асептических условиях. Во время имплантации эндопротезов животные были анестезированы ромитаром, а в некоторых случаях использовали дополнительно дроперидол и реланиум.

В качестве имплантатов использовали:

- монофиламентный макропористый (размер пор 0,73 × 0,72 мм) протез из полипропилена «Surgipro mesh» серии SPMМ фирмы «Auto Suture»;
- микропористый протез (размер пор 10 мкм) из политетрафлюороэтилена (PTFE) «Dual mesh» фирмы «Экофлон»;
- мультифиламентный макропористый (размер пор 1,22 × 1,63 мм) протез из полиэстера «Parietex» серии ТЕС фирмы «Auto Suture»;
- монофиламентный макропористый (размер пор 3–4 мм), частично рассасывающийся, облегченный, композиционный (50% полипропилен, 50% монокрил) протез «Ultrapro» фирмы «Ethicon».

Для выполнения в ходе экспериментальных операций диссекции тканей и остановки кровотечения мы

использовали высокочастотную электроэнергию, ультразвуковой скальпель и высокоинтенсивное лазерное излучение – как наиболее часто применяемые способы физического воздействия на ткани передней брюшной стенки в современной герниологии [6].

В качестве источника высокочастотной электроэнергии был использован электрохирургический генератор «ЭХВЧ-МТУСИ» (Россия) с рабочей частотой 470 кГц, максимальной мощностью 75 Вт. В работе мы использовали биполярный контактный режим воздействия (электрохирургический пинцет с узкими браншами) при минимальном уровне мощности тока (10 Вт), необходимом для диссекции тканей и осуществления надежного гемостаза – наиболее безопасный для животного в отношении электрохирургических осложнений [6].

В качестве источника ультразвуковой энергии применяли аппарат «Harmonic» фирмы «Ethicon Endo-Surgery» с рабочей частотой 55,5 кГц и амплитудой продольных колебаний рабочей части инструмента от 30 до 100 мкм. Ультразвуковую диссекцию и гемостаз тканей выполняли с помощью инструмента типа зажима. Оптимальная амплитуда колебаний зажима составляла 45 мкм (2-й уровень мощности из 5 возможных) была установлена путем ее пошагового увеличения. Снижение амплитуды колебаний приводило к уменьшению скорости диссекции тканей, увеличение – к снижению гемостатического эффекта [1].

Для диссекции тканей передней брюшной стенки нами был выбран полупроводниковый лазерный прибор «Alto» (Россия) с длиной волны излучения 980 нм.

Доставку энергии к объектам воздействия проводили с помощью кварц-кварцевых моноволоконных световодов с тефзелевым покрытием и диаметром сердцевины 600 мкм.

С учетом литературных данных [3, 4, 8], для диссекции тканей изначально был выбран импульсный режим работы лазерных приборов с контактным способом воздействия, поскольку при этом достигается максимальный режущий эффект и минимальное термическое воздействие на окружающие ткани. Для коагуляции тканей и остановки кровотечения использовали непрерывный режим работы квантовых генераторов и бесконтактный способ воздействия, что обеспечивало более глубокий и равномерный прогрев тканей с надежным гемостазом [5].

Подбор мощности высокоинтенсивного лазерного излучения осуществляли путем постепенного ее увеличения с шагом 1 Вт, начиная с 1 Вт до 4 Вт – величины, при которой желаемый клинический эффект от воздействия (диссекция, коагуляция) сопровождался минимальным термическим повреждением окружающих тканей.

В средней трети передней брюшной стенки производили П-образный разрез кожи с основанием к голове биологического объекта. Кожный лоскут с подкожно-жировой клетчаткой отсепаровывали от апоневроза. Диссекцию тканей и гемостаз выполняли одним из трех вышеописанных способов.

Имплантат (размерами 15 × 12 мм) укладывали на апоневроз и фиксировали в области углов четырехмя узловыми швами нитью «Prolene» фирмы «Ethicon»

с условным диаметром 4-0 атравматическими колющими иглами.

После контроля гемостаза кожно-апоневротический лоскут укладывали на эндопротез, кожу ушивали непрерывным швом капроновыми нитями с условным диаметром 4-0. Дренирование раны не выполняли.

До операции и в послеоперационном периоде все животные содержались на стандартном лабораторном корме с использованием витаминов и минеральных добавок при неограниченном количестве воды. Срок наблюдения составил от 7 до 30 дней. Каких-либо послеоперационных осложнений, связанных с имплантацией инородного тела у животных, мы не наблюдали.

Выведение животных из эксперимента осуществляли ингаляционной передозировкой хлороформа.

Все исследования проводились в соответствии с «Правилами проведения работ с использованием экспериментальных животных», регламентированными в приложении к приказу МЗ СССР № 755 от 12.09.77 г.

Результаты оценивали на 7, 14 и 30-е сут после операции. Для гистологического исследования иссекали полнослойные кусочки из передней брюшной стенки, включающие в себя кожу, имплантированную сетку и мышцы с париетальной брюшиной. Кусочки фиксировали в 12% растворе нейтрального формалина в течение трех суток при комнатной температуре, затем проводили по спиртам возрастающей концентрации и заливали в парафин. Парафиновые срезы толщиной 5–7 мкм окрашивали гематоксилином-эозином и пикрофуксином по Ван-Гизону. Микроскопическое исследование проводили на микроскопе Leica DMRXA, Германия. Морфометрические исследования осуществляли с помощью компьютерной программы анализа изображений «ДиаМорф Cito-W» (Россия) путем цифрового преобразования видеоизображения гистологических препаратов и компьютеризированного подсчета параметров выбранных объектов.

Относительную площадь сосудистой сети вычисляли по формуле:

$$Somn = \frac{Sc}{Sm} \times 100\%,$$

где  $Somn$  – относительная площадь сосудистой сети, выраженная в процентах;

$Sc$  – площадь, занимаемая сосудами (мкм<sup>2</sup>);

$Sm$  – площадь гистологического среза (мкм<sup>2</sup>).

Различия в динамике новообразования сосудов после высокоинтенсивного лазерного воздействия, ультразвуковой энергии и электрокоагуляции с учетом вида эндопротеза оценивали в ходе трехфакторного дисперсионного анализа (факторы: способ воздействия на ткани, вид эндопротеза, сутки вывода животного из эксперимента). Для нормализации данных и повышения однородности дисперсий к данным по относительной площади сосудистой сети предварительно применяли преобразование Бокса-Кокса (Sokal, Rohlf, 1995). При интерпретации результатов использовали также 95% доверительные интервалы (ДИ) для средних значений относительной площади сосудистой сети. Расчеты выполнены в пакетах Rndom BC (v. 1.0, P. Jadwiszczak) и Statistica (v. 8, StatSoft Inc.).

### Результаты и обсуждение

Через 7 сут, независимо от способа обработки места имплантации и типа сетчатого эндопротеза, у всех животных каждая ячейка сетки была окружена клеточным валом, в составе которого преобладали молодые формы фибробластов, встречались клетки лимфоидного ряда и макрофаги. Отличительной особенностью приживления тефлоновой сетки являлось отсутствие прорастания клеток в очень мелкие (10 мкм) поры сетки.

Во всех группах сетчатые эндопротезы были окружены формирующейся грануляционной тканью. Вновь образованные коллагеновые волокна располагались хаотично, были тонкими, слабо воспринимали кислый фуксин.

Отмечались начальные этапы образования сосудистой сети и соединительно-тканной стромы. Новообразованные сосуды большей частью имели дифференцированные стенки и заполненные кровью просветы, встречалось небольшое количество «сосудистых почек».

После лазерной коагуляции в зоне имплантации, независимо от типа сетчатого эндопротеза, количество новообразованных сосудов в формирующейся грануляционной ткани было достоверно больше, чем после ультразвуковой диссекции и высокочастотной электроэнергии (рис. 1).

В окружающих мышцах и соединительной ткани отмечали венозное и капиллярное полнокровие, умеренный отек и разрыхление межмышечных прослоек и очаговую нейтрофильно-лимфоцитарную инфильтрацию с примесью макрофагов.

Через 14 сут в составе грануляционной ткани вокруг всех эндопротезов увеличивалось количество фибробластов и уменьшалось содержание нейтрофильных лейкоцитов и клеток лимфоидного ряда, встречались гигантские многоядерные клетки. Коллагеновые волокна становились более толстыми, извитыми, хорошо воспринимали кислый фуксин, но располагались довольно хаотично. Новообразованные сосуды выявлялись в большем количестве, имели полностью дифференцированные стенки и широкие, заполненные кровью просветы.

Различия в эффектах материала эндопротеза максимально проявились на 14-е сут, а особенно отчетливо – при обработке места имплантации ультразвуковым скальпелем: относительная площадь новообразованных сосудов при имплантации эндопротеза из полипропилена составила 17,0% (ДИ: 13,8–20,3), при композиционном эндопротезе «Ультрапро» – 7,8% (ДИ: 5,5–10,1) (рис. 1).

В окружающих мышцах и соединительной ткани было обнаружено венозное и капиллярное полнокровие, мышечные пласты довольно тесно прилежали друг к другу, а количество воспалительных инфильтратов в них уменьшалось.

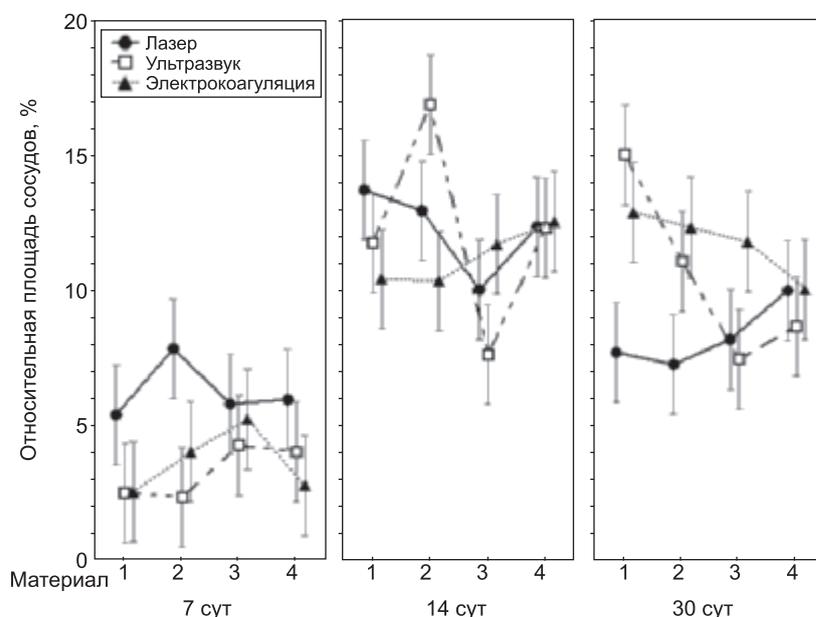


Рис. 1. Динамика изменения относительной площади сосудов после воздействия высокоинтенсивным лазерным излучением, ультразвуковой коагуляцией и высокочастотной электроэнергией в зоне имплантации эндопротеза в зависимости от вида материала эндопротеза. Вид эндопротеза (материал): 1 – полиэстер, 2 – полипропилен, 3 – композиционный «Ультрапро», 4 – тефлон

Через 30 сут вокруг всех сетчатых эндопротезов определялась молодая соединительная ткань, богатая клеточными элементами и новообразованными соединительно-тканными волокнами. В клеточном составе преобладали зрелые формы фибробластов. Определялись небольшие очажки круглоклеточной инфильтрации. Во всех случаях, а особенно при использовании полиэстеровой сетки, мы наблюдали формирование гранул инородных тел. Коллагеновые волокна были извитыми, компактно упакованными, сложенными в довольно толстые пучки, ориентированные преимущественно параллельно поверхности эндопротеза. Каждая ячейка сеток (за исключением тефлоновой) «обрастала» фибробластами и тонкими коллагеновыми волокнами.

После лазерного воздействия места имплантации на 30-е сут наступала редукция сосудов во всех группах, что свидетельствовало о полном созревании грануляционной ткани вне зависимости от вида эндопротеза.

После ультразвукового воздействия на месте имплантации количество сосудов достоверно уменьшалось в группах, где применяли тефлон, полипропилен, «Ультрапро», в группе, где использовали полиэстер, отмечен дальнейший рост сосудов (рис. 1).

После воздействия высокочастотной электроэнергией к 30-м сут количество вновь образованных сосудов только достигало своего максимума независимо от вида имплантированного эндопротеза, почти в 1,5 раза превышая соответствующие значения в группах, где воздействовали лазерным излучением, что указывало на более длительные сроки созревания грануляционной ткани.

Исключение составила группа, в которой имплантировали тефлоновый эндопротез, где при всех способах диссекции ткани показатели относительной площади новообразованных сосудов статистически не отличались между собой и демонстрировали сходный эффект как на 14-е, так и на 30-е сут.

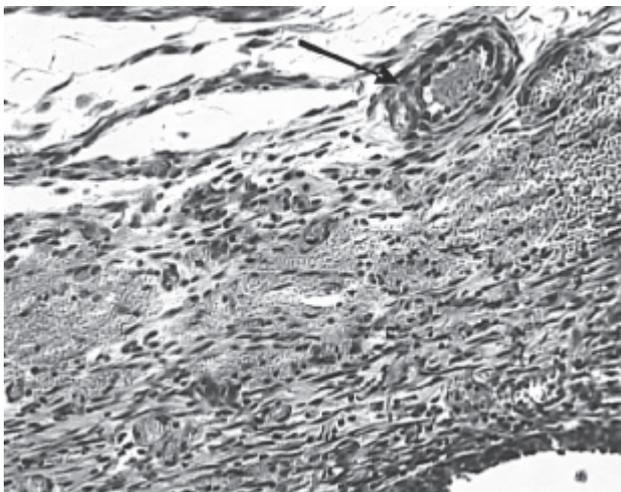


Рис. 2. 7 сут после имплантации сетчатых эндопротезов после воздействия высокоинтенсивным лазерным излучением. Новообразованные сосуды в формирующейся грануляционной ткани указаны стрелкой. Увеличение  $\times 400$ . Окраска: гематоксилин-эозин

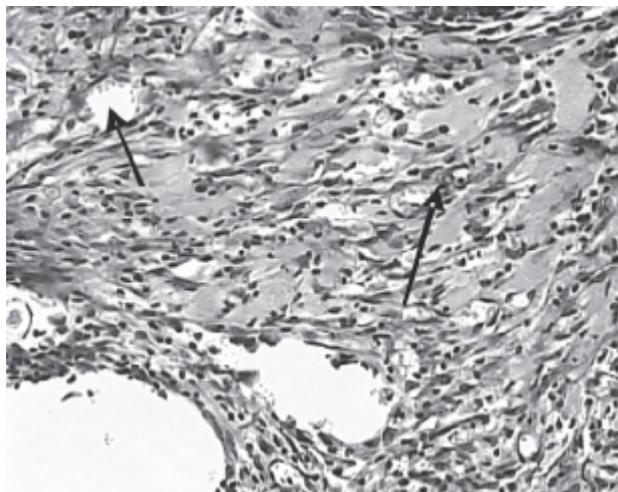


Рис. 3. 7 сут после имплантации сетчатых эндопротезов после применения ультразвукового скальпеля. Новообразованные сосуды в формирующейся грануляционной ткани указаны стрелками. Увеличение  $\times 400$ . Окраска: гематоксилин-эозин

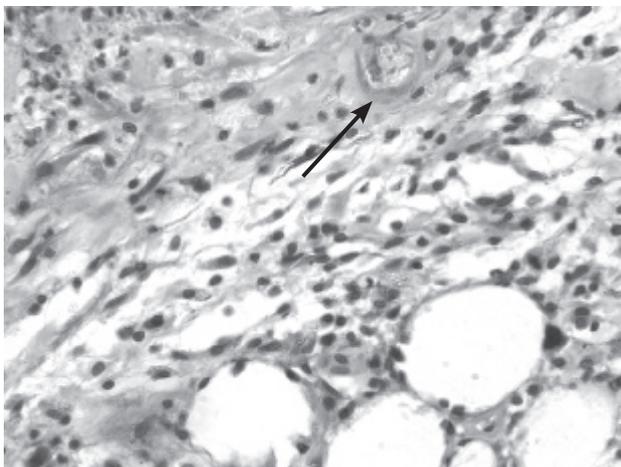


Рис. 4. 7 сут после имплантации сетчатых эндопротезов после воздействия высокочастотной электроэнергии. Новообразованные сосуды в формирующейся грануляционной ткани указаны стрелкой. Увеличение  $\times 400$ . Окраска: гематоксилин-эозин

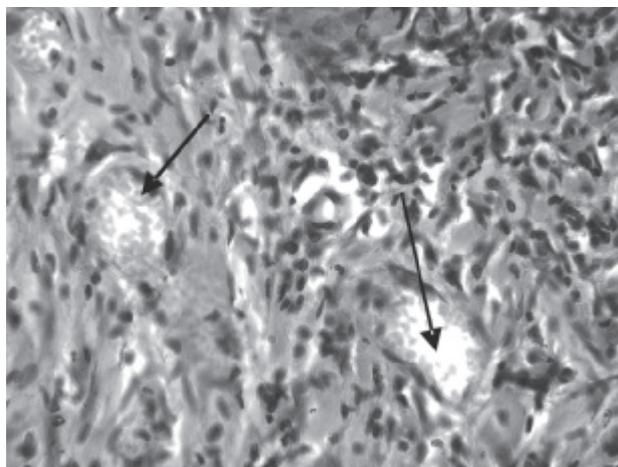


Рис. 5. 14 сут после имплантации сетчатых эндопротезов после воздействия высокоинтенсивным лазерным излучением. Новообразованные сосуды в молодой грануляционной ткани указаны стрелками. Увеличение  $\times 400$ . Окраска: гематоксилин-эозин

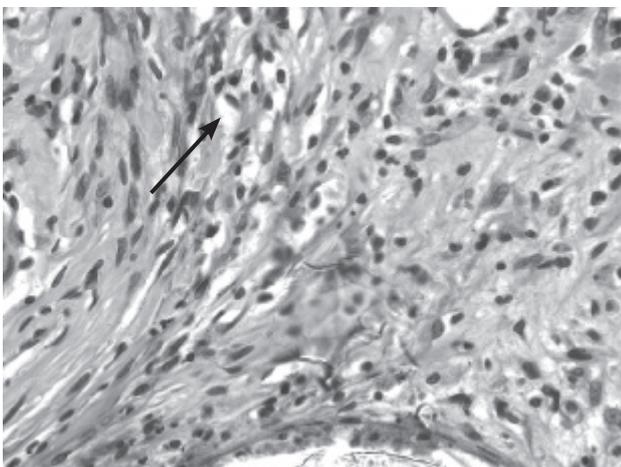


Рис. 6. 14 сут после имплантации сетчатых эндопротезов после воздействия высокочастотной электроэнергии. Новообразованные сосуды в молодой грануляционной ткани указаны стрелкой. Увеличение  $\times 400$ . Окраска: гематоксилин-эозин

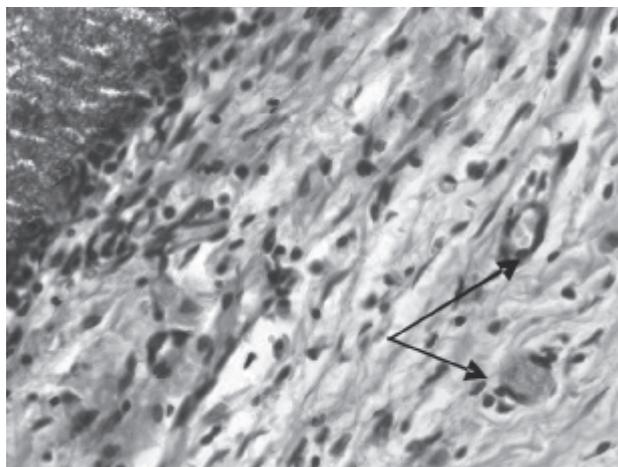


Рис. 7. 30 сут после имплантации сетчатых эндопротезов после воздействия высокоинтенсивным лазерным излучением. Сосуды новообразованной соединительной ткани указаны стрелками. Увеличение  $\times 400$ . Окраска: гематоксилин-эозин

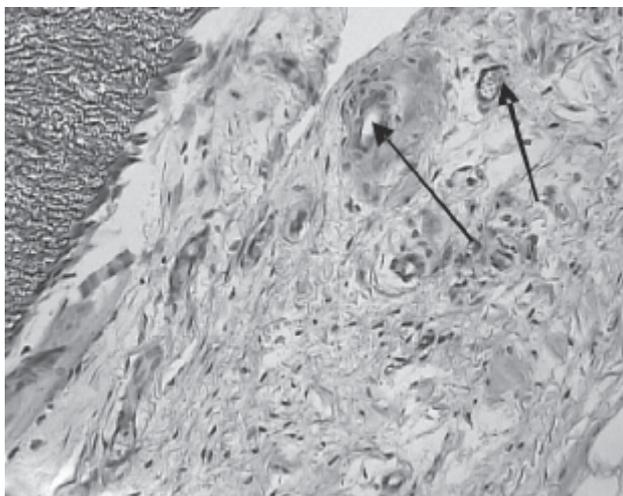


Рис. 8. 30 сут после имплантации сетчатых эндопротезов после применения ультразвукового скальпеля. Сосуды новообразованной соединительной ткани указаны стрелками. Увеличение  $\times 400$ . Окраска: гематоксилин-эозин

### Выводы

Высокоинтенсивное лазерное излучение с длиной волны 980 нм более активно в сравнении с воздействием ультразвуковым излучением и высокочастотной электроэнергией, индуцирует рост капилляров, а следовательно, и тканевой кровотока в зоне имплантации сетчатого эндопротеза, способствуя более раннему созреванию зрелой грануляционной ткани вне зависимости от вида имплантированного материала.

### Литература

1. Аксенов И.В. Ультразвуковой скальпель в абдоминальной хирургии // Хирургия. 2007. № 6. С. 57–59.
2. Востриков О.В., Зотов А.В., Никитенко Е.В. Морфология тканевых реакций вокруг имплантатов, используемых для комбинированной пластики брюшной стенки // Арх. патологии. 2004. № 2. С. 25–28.
3. Головнева Е.С. Механизм универсальной активации неоангиогенеза после воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения на ишемизированные ткани // Вест. новых мед. технол. 2003. Т. 10. № 1–2. С. 15–17.
4. Елисеенко В.И. Особенности репаративных процессов при использовании различных видов лазерного излучения в медицине // Современные достижения лазерной медицины и их применение в практическом здравоохранении: Мат. науч.-практ. конф., Москва, 5–6 окт. 2006. М., 2006. С. 169.
5. Скобелкин О.К. Лазеры в хирургии. М.: Медицина, 1989. 256 с.
6. Юшкин А.С., Майстренко А.Л., Андреев А.Л. Физические способы диссекции и коагуляции в хирургии // Хирургия. 2003. № 1. С. 48–53.
7. Buckwalter J.B., Curtis V.C., Ruble S.B. Laser revascularization of ischemic skeletal muscle // J. Surg. Res. 2003. Vol. 115. № 2. P. 257–321.
8. Fagniez P.L., Tantawi B. The laser in digestive surgery // Ann. Gastroenterol. Hepatol. (Paris). 1996. Vol. 32. № 2. P. 73–76.
9. Hiromatsu Y., Toda S. Mast cells and angiogenesis // Microsc. Res. Tech. 2003. Vol. 60. № 1. P. 64–69.
10. Lichtenstein I.L., Shulman A.G., Amid P.K. Twenty questions about hernioplasty // Am. Surg. 1991. Vol. 57. № 11. P. 730–733.

Поступила в редакцию 15.12.2009 г.

Для контактов:  
e-mail: shestopalowa@mail.ru

УДК [616.132-089.86-031:611.132.2]-059:615.849.19

Беришвили И.И.<sup>2</sup>, Гусев П.В.<sup>2</sup>, Данилейко Ю.К.<sup>1</sup>, Егоров А.Б.<sup>3</sup>, Козаева М.Т.<sup>2</sup>, Осико В.В.<sup>1</sup>, Семенов М.Х.<sup>2</sup>, Шилин Л.Г.<sup>1</sup>

## Твердотельный лазер с оптоволоконным выводом излучения для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации

Berishvili I.I., Gusev P.V., Danileiko Yu.K., Yegorov A.B., Kozajeva M.T., Osiko V.V., Semenov M.Kh., Shilin L.G.

### Solid-state laser with optofiber light output for transmymocardial laser revascularization

<sup>1</sup>Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН, Москва;

<sup>2</sup>Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева РАМН, Москва;

<sup>3</sup>Лаборатория трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации ООО «Плазмоника»

*Цель:* создание твердотельного лазера с оптоволоконным выводом излучения для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации (ТМЛР). *Материал и метод:* проведен сравнительный анализа существующих лазеров для ТМЛР. Показан возможный процесс взаимодействия лазерного излучения с длиной волны 1,44 мкм с биотканью. Проведены исследования с целью проектирования макетного образца лазера с оптоволоконным выводом излучения, включающие в себя: исследования характеристик источника питания лазера и системы охлаждения с целью формирования требований при их разработке и изготовлении; исследования с целью определения основных технических характеристик лазера для ТМЛР (длительности, формы и энергии импульса лазерного излучения). *Результат:* создан и испытан макет твердотельного лазера на алюмоиттриевом гранате, легированном неодимом ( $Y_3Al_5O_{12}:Nd^{3+}$ ), работающем на длине волны излучения 1,44 мкм с выходной энергией излучения до 4 Дж, регулируемой длительностью импульса 2–20 мс и частотой повторения импульсов до 10 Гц. Приведены результаты испытаний макета твердотельного лазера на основе АИГ:Nd, работающего на длине волны 1,44 мкм, и его технические характеристики. *Ключевые слова:* трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация, твердотельный 1,44 мкм лазер.

*Purpose: to create a solid-state laser with optofiber light output for transmyocardial laser revascularization (TMLR). Material and methods: a comparative analysis of existing lasers for performing TMLR has been done. A possible process of interaction of laser light having wavelength 1,44  $\mu\text{m}$  and biotissue has been described. Some researches so as to make a pilot laser model with optofiber light output have been performed by the authors. These researches included the following: investigations of characteristics of laser energy source and cooling system so as to develop requirements for laser design and manufacturing; researches having the aim to determine main technical characteristics of laser device for TMLR procedure (duration, mode and energy of laser light pulse). Results: a pilot model of solid-state laser on aluminum-yttrium granite legated with neodymium ( $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}:\text{Nd}^{3+}$ ) with wavelength 1,44  $\mu\text{m}$  and output power up to 4J, regulated pulse duration 2–20 msec and pulse frequency up to 10 Hz has been developed. In the article the authors discuss the results obtained after laser testings as well as laser technical characteristics. Key words: transmyocardial laser revascularization, solid-state laser 1,44  $\mu\text{m}$ .*

Несмотря на значительные успехи современной кардиологии, ишемическая болезнь сердца (ИБС) остается одной из основных причин инвалидизации и смертности взрослого населения ведущих стран мира. Поэтому внедрение новых и совершенствование имеющихся методов лечения больных, страдающих ИБС, остается важнейшей задачей здравоохранения.

Аортокоронарное шунтирование (АКШ), как метод прямой реваскуляризации миокарда, является высокоэффективной операцией, позволяющей увеличить продолжительность жизни больных и значительно улучшить ее качество. АКШ получило широкое распространение во всем мире и в настоящее время является наиболее часто выполняемым хирургическим вмешательством на сердце [3].

Несмотря на это, проблему оказания помощи больным ИБС нельзя считать решенной. У 10–15% пациентов диаметр коронарных сосудов не достаточен для эффективного шунтирования. Довольно большое число больных имеет диффузную форму поражения коронарных артерий (в этом случае операцию АКШ выполнить в принципе невозможно). АКШ сопровождается высоким риском операции у больных с рецидивом стенокардии после ранее выполненных АКШ или многократных коронарных ангиопластик. По этим причинам ежегодно около 25% пациентов с клиникой стенокардии получают отказ в хирургическом лечении. Для решения указанной проблемы разрабатываются принципиально новые способы восстановления сердечного кровотока, наиболее эффективным из которых в настоящее время признана трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация (ТМЛР) [1, 4, 5]. В процессе такой операции в толще сердечной мышцы левого желудочка воздействием лазерного излучения формируют каналы, открывающиеся в полость сердца. Обычно операция ТМЛР предусматривает формирование в миокарде (типичная толщина – до 12–16 мм) нескольких десятков каналов диаметром от 0,3 до 1,5 мм.

Идея использовать лазер для реваскуляризации миокарда принадлежит М. Mirhoseini [10]. Экспериментально было доказано наличие ангиогенеза после ТМЛР, а впоследствии подтверждена клиническая эффективность операции у больных ИБС с диффузной формой поражения коронарных артерий. Клинический опыт показал, что ТМЛР по сравнению с медикаментозным лечением приводит к более длительным срокам свободы от неблагоприятных сердечных осложнений у больных с несунтабельными коронарными артериями [6].

## 1. Способы ТМЛР

В мировой практике для экспериментальных и клинических исследований ТМЛР используют различные типы лазеров, тем не менее, в большинстве случаев специалисты отдают предпочтение  $\text{CO}_2$ -лазерам.

Исходя из энергетических возможностей и спектральных характеристик применяемого лазера, особенностей миокарда и способа доставки излучения до последнего времени в клинической практике использовали и отработывали следующие способы ТМЛР [7, 8].

1. Формирование канала за один лазерный импульс или серию импульсов миллисекундной длительности на работающем сердце. В этом случае лазерное воздействие синхронизируют с R-зубцом электрокардиограммы пациента и часто продолжают до появления T-зубца, что составляет около 150 мс. Таким образом, время взаимодействия излучения с тканями миокарда ограничено интервалом между двумя сокращениями работающего сердца. В этот момент времени левый желудочек сердца полностью наполнен кровью, которая поглощает часть прошедшего через канал излучения, что предохраняет от повреждения внутренние структуры сердца. Кроме того, таким образом сводится к минимуму риск возникновения наведенной аритмии вследствие акустооптического эффекта, обусловленного воздействием импульса лазерного излучения.

2. Канал формируют серией импульсов микросекундной длительности, передаваемых по оптическому волокну, без синхронизации с сердечным ритмом.

3. Канал формируют на неработающем сердце как дополнение к аортокоронарному шунтированию.

В результате многочисленных проведенных исследований [2, 11] было установлено, что наилучшие результаты достигаются при использовании одиночного миллисекундного лазерного импульса, синхронизованного с ЭКГ пациента.

В табл. 1 представлены сравнительные характеристики некоторых лазеров, которые применялись для осуществления ТМЛР [4, 13].

Существующие YAG:Er- и YAG:Ho-лазеры с максимальной энергией в импульсе до 1 Дж, частотой повторения до 10 Гц и длительностью импульса 200–600 мкс не обеспечивают сквозной перфорации миокарда за один импульс или в серии импульсов за период времени не более 150 мс. Кроме того, при короткой длительности лазерного импульса в условиях большого коэффициента поглощения процесс абляции приводит к образованию мощных ударных волн, способных спровоцировать аритмию сердца.

Лазер на иттербий-эрбиевом стекле (ЛГС:Cr-Yb-Er) также не позволяет проводить перфорацию в течение

Таблица 1

Параметры лазеров	Тип лазера				
	CO <sub>2</sub>	YAG:Er	YAG:Ho	ЛГС:Cr-Yb-Er	YAG:Nd
Длина волны, мкм	10,6	2,94	2,08	1,54	1,06
Поглощение в воде, см <sup>-1</sup>	700	2700	36	14	≤1,0
Длительность импульса, мс	50	0,6	0,6	2,0	2,0
Энергия в импульсе, Дж	15–40	1,0	1–2	1,0	1–2
Частота следования импульсов, Гц	одиночн.	1–10	1–10	1–5	1–20
Доставка излучения	зеркальный светопровод	сапфир. волокно	кварц. волокно	кварц. волокно	кварц. волокно

одного сердечного цикла, т. к. свойства активной среды данного типа лазера не обеспечивают достаточный уровень энергии в импульсе и необходимую частоту их повторения.

Что касается импульсных CO<sub>2</sub>- и YAG:Nd-лазеров, первые предпочтительнее для непрямого ревазуляризации, поскольку характеризуются специфичным воздействием на ткани миокарда. Это связано со значительно (на два порядка) большим коэффициентом поглощения тканью миокарда излучения CO<sub>2</sub>-лазера по сравнению с YAG:Nd-лазером. CO<sub>2</sub>-лазер способен путем послойной абляции сформировать канал заданной геометрии с гладкими стенками и достаточной зоной термической деструкции биоткани. Объемное поглощение излучения YAG:Nd-лазера в мягких тканях приводит к значительному увеличению зоны термического воздействия. По этой причине YAG:Nd-лазеры с длиной волны 1,06 мкм в клинике ТМЛР не применяются.

Высокая энергия излучения CO<sub>2</sub>-лазера в импульсе при малой расходимости пучка позволяет перфорировать отверстия в миокарде за один импульс, значительно снижая вероятность развития аритмии по сравнению со случаем многократного воздействия на миокард при применении лазеров других типов. Помимо этого, длина волны CO<sub>2</sub>-лазера хорошо поглощается биологическими тканями, что также является преимуществом данного типа лазера. Тем не менее, попытки использования других типов лазеров не оставлены, а результаты их применения неоднозначны.

В связи с этим приводим данные по твердотельному лазеру, который, как нам представляется, мог бы найти клиническое применение.

## 2. Твердотельный 1,44 мкм лазер с оптоволоконной доставкой излучения для ТМЛР

В ходе выполнения работы был создан и испытан макет твердотельного лазера на алюмоиттриевом гранате, легированном неодимом (Y<sub>3</sub>Al<sub>5</sub>O<sub>12</sub>:Nd<sup>3+</sup>) с оптоволоконным выводом лазерного излучения, работающий на длине волны генерации 1,44 мкм с выходной энергией излучения до 4 Дж, регулируемой длительностью импульса в диапазоне 2–20 мс с формой, близкой к прямоугольной, и частотой повторения импульсов до 10 Гц.

В ходе проведенных исследований было показано, что лазеры с длиной волны генерации 1,44 мкм, так же как и CO<sub>2</sub>-лазер, позволяют осуществлять перфорацию миокарда в течение одного сердечного цикла с возможностью ЭКГ-синхронизации.

Наряду с этим лазер с длиной волны генерации 1,44 мкм имеет ряд особенностей, позволяющих су-

щественно повысить эффективность операций ТМЛР. Это, прежде всего, возможность использования оптического волокна для простоты доставки излучения в зону операции, уменьшение травматичности миокарда при проведении операций, уменьшение необходимых для перфорации миокарда значений энергии импульса лазерного излучения, а также возможность использования дополнительных концевых устройств (аппликаторов) для сочетанного воздействия лазерного излучения и медикаментозных инъекций в зону проведения ТМЛР.

### Особенности взаимодействия лазерного излучения с длиной волны 1,44 мкм с биотканью

В механизме взаимодействия лазерного излучения с длиной волны 1,44 мкм с биотканью основную роль играет поглощение воды [9], так как лазерное излучение с такой длиной волны попадает в локальный максимум одной из полос поглощения воды, находящейся в диапазоне 1,3–1,6 мкм. Зависимость коэффициента поглощения воды от длины волны в диапазоне 0,2–2,2 мкм представлена на рис. 1.

В процессе взаимодействия излучения с биотканями происходит их неоднородный нагрев. Генерация тепла зависит от таких параметров, как энергия излучения, время воздействия и коэффициент поглощения ткани. Как видно из рис. 1, излучение с длиной волны 1,44 мкм попадает точно в локальный максимум полосы поглощения и составляет около 4,5 мм<sup>-1</sup>. Таким образом, подводимое по оптоволокну диаметром 0,4–0,6 мм излучение поглощается практически полностью в 1 мм<sup>3</sup> биоткани. Результатом такого поглощения является локальное увеличение температуры. В зависимости от продолжительности воздействия и максимально достигаемой величины температуры ткани можно выделить различные эффекты, такие как гипертермия,

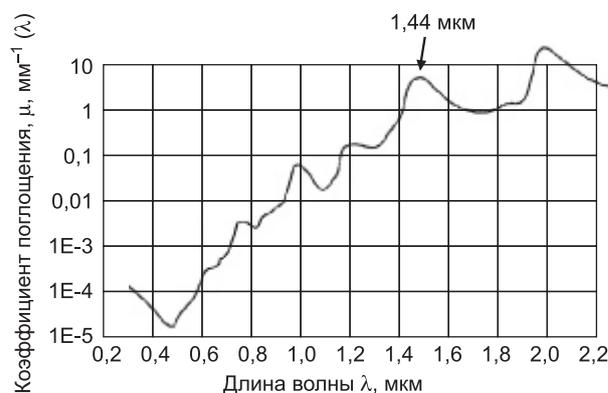


Рис. 1. Зависимость коэффициента поглощения воды от длины волны в диапазоне 0,2–2,2 мкм

коагуляция, испарение, карбонизация (обугливание) и плавление. При изменении температуры от 37 до 42 °С не происходит никаких особых эффектов. Первым механизмом термического повреждения ткани при ее нагреве является изменение структуры биомолекул (гипертермия), которая имеет место при температурах примерно 42–50 °С.

Начиная с температур близких к 60 °С происходит денатурация белка и коллагена, которая ведет к коагуляции биоткани и некрозу клеток. При температуре 100 °С вода, содержащаяся в большинстве биотканей, начинает интенсивно испаряться (вскипать). Большая теплота испарения воды является стабилизирующим температуру фактором и ограничивает ее дальнейший рост на уровне 100 °С. Дальнейшее увеличение температуры биоткани может происходить только после перехода всей водной составляющей биоткани в паровую фазу, а лазерное воздействие все еще будет продолжаться. При температуре выше 150 °С биоткань начинает разлагаться с выделением углерода, которое ведет к карбонизации (почернению) ткани.

Существенно отметить, что при использовании твердотельного лазера  $Y_3Al_5O_{12}:Nd^{3+}$  с длиной волны излучения 1,44 мкм перфорация канала в миокарде формируется не только за счет деструктивного воздействия лазерного излучения, но и за счет возвратно-поступательного движения оптического волокна. При этом подача импульса лазерного излучения осуществляется на этапе поступательного движения оптического волокна.

Объем формируемого с помощью лазерного импульса канала при характерных толщинах миокарда до 20 мм и диаметре используемого оптоволоконка 0,6 мм составляет 5 мм<sup>3</sup>. Учитывая удельную теплоемкость воды и теплоту парообразования при 100 °С, для нагрева такого объема воды до температуры кипения и ее частичного испарения необходима энергия лазерного излучения с длиной волны 1,44 мкм не менее 1,5 Дж. Так, при энергии импульса 2,5 Дж 1,3 Дж уходит на нагрев указанного объема до 100 °С, а 1,2 Дж – на парообразование около 10% данного объема.

Таким образом, при проведении перфорации миокарда с помощью разработанного лазера не происходит нагрева биоткани выше 100 °С (смягчение карбонизации), а наличие паровой фазы, образованной под действием лазерного импульса, обуславливает перемещение оптоволоконка на заданную глубину. Вышеуказанные форма и длительность импульса лазерного излучения обеспечивают равномерный «мягкий» характер лазерного воздействия на всем протяжении поступательного движения оптоволоконка. Использование оптоволоконка в качестве инструмента для перфорации приводит к значительному снижению требуемой энергии лазерного импульса для формирования канала в отличие, например, от CO<sub>2</sub>-лазера.

Твердотельный 1,44 мкм лазер с оптоволоконной доставкой излучения для ТМЛР состоит из блока питания и излучателя с оптоволоконной системой доставки излучения.

**Блок питания** представляет собой стабилизированный источник тока с неполным разрядом, последова-

тельным поджигом и режимом дежурной дуги в лампе накачки. В лазере использована импульсная лампа накачки типа ИНП 6 × 90 с ксеноновым наполнением.

На рис. 2 представлена схема разрядного контура блока питания. Для определения параметров разрядного контура воспользуемся формулами [12], связывающими параметры контура с характеристиками лампы.

$$K_0 = U \times I^{-1/2}, \quad (2)$$

где  $U$  – импульсное напряжение на лампе, В;  $I$  – импульсный ток лампы, А;  $K_0$  – статический токовый импеданс лампы, Ом × А<sup>1/2</sup>;

$$K_0 = (1,28L_A/d_A) \times (P/N)^{-1/5}, \quad (3)$$

где  $L_A$  – разрядный промежуток лампы, мм;  $d_A$  – внутренний диаметр лампы, мм;  $P$  – давление инертного газа внутри лампы, мм рт. ст. (для лампы ИНП 6 × 90  $P = 450$  мм рт. ст.);  $N$  – безразмерная величина, характеризующая тип применяемого в лампе инертного газа (для ксенона  $N = 450$ , для криптона  $N = 805$ ).

Таким образом, для лампы ИНП 6 × 90 с ксеноновым наполнением:

$$K_0 = 19,2 \text{ Ом} \times \text{А}^{1/2} \quad (4)$$

Энергия  $E_0$  конденсатора  $C$ , заряженного до напряжения  $U_0$ :

$$E_0 = CU_0^2/2 \quad (5)$$

Импульсная энергия, выделяющаяся в лампе при полном разряде длительностью  $T_0$ :

$$E = E_0 = U^3 T_0 / K_0^2 \quad (6)$$

Для длительности импульса  $T$  при неполном разряде, используя несложные преобразования с помощью формул (5), (6), можно записать:

$$T = (CK_0^2/2) \times (1/U - 1/U_0), \quad (7)$$

где  $U$  – конечное напряжение неполного разряда, В.

Учитывая, что КПД лазерной генерации с длиной волны 1,44 мкм почти на порядок уступает КПД генерации лазерного излучения с длиной волны 1,06 мкм, можно оценить необходимую энергию накачки, длительность импульса, а соответственно необходимую емкость и напряжение накопительных конденсаторов, т. е. основные характеристики блока питания.

Необходимая энергия накачки составит не менее 1 кДж. Такие значения энергии накачки можно получить, используя электролитические конденсаторы большой емкости, рабочее напряжение которых не превышает 500 В. Исходя из этого, находим необходимую емкость конденсатора разрядного контура из



Рис. 2. Схема разрядного контура

формулы (5), принимая во внимание, что конечное напряжение (напряжение неполного разряда) не равно нулю. Таким образом, необходимая емкость зарядных конденсаторов должна составлять не менее 10–20 мФ.

Учитывая, что характерное время лазерной перфорации находится в диапазоне 5–20 мс, можно по формуле  $1/3T = (LC)^{1/2}$  оценить допустимую индуктивность разрядного контура.

На основе сформулированных требований был изготовлен блок питания и охлаждения, отвечающий вышеречисленным требованиям.

Блок питания позволяет устанавливать напряжение на накопительном блоке конденсаторов емкостью 27,2 ( $4 \times 6,8$ ) мФ в диапазоне 100–500 В путем установки импульсного разрядного тока через лампу накачки в диапазоне 100–400 А, регулировать длительность импульса в пределах 2–20 мс и работать в одиночном и импульсно-периодическом режимах с частотой повторения 1–10 Гц с шагом 1 Гц.

Блок питания имеет встроенную одноконтурную замкнутую жидкостную систему охлаждения со сбросом тепла на воздух объемом 5 л дистиллированной воды с расходом не менее 5 л/мин, что позволяет отводить тепло, выделяемое при работе лампы накачки, со средней мощностью до 1,5 кВт.

Электропитание блока питания осуществляется от сети переменного тока напряжением 220–240 В 50/60 Гц, потребляемая мощность не более 1500 Вт. На передней панели блока расположены ключ включения/выключения питания установки и кнопка аварийного выключения. Система управления и индикации представляет собой цветной жидкокристаллический Touch-Screen дисплей с индикацией параметров работы лазера и кнопками управления режимами работы. С помощью дисплея можно контролировать и управлять следующими режимами и параметрами работы лазера: включением и выключением режима готовности, параметрами выходной энергии, длительности и частоты повторения импульсов лазерного излучения, включать и выключать диодный лазер подсветки (пилотный лазер).

Блок питания имеет вход для подачи синхроимпульса от внешнего устройства и разъем для подключения педали подачи излучения.

**Излучатель лазера с оптоволоконной системой доставки излучения** состоит из собственно излучателя, состоящего из осветителя, 3 юстировочных узлов и оптоволоконной системы доставки излучения. На рис. 3 представлена оптическая схема излучателя с узлом ввода рабочего излучения в оптоволоконный кабель, выполненный из осушенного кварцевого стекла диаметром 0,6 мм.

Осветитель с активным элементом из АИГ:  $\text{Nd}^{3+}$  размером  $6,3 \times 100$  мм размещается в резонаторе общей длиной 250 мм, образованный тремя зеркалами:

- глухим вогнутым зеркалом с радиусом кривизны 2700 мм;
- глухим плоским поворотным зеркалом;
- выходным плоским зеркалом.

Наличие трех зеркал позволяет увеличить общие потери для излучения с длинами волн 1,06 и 1,32 мкм,

тем самым не позволяя развиваться соответствующему лазерному излучению.

Для проверки отсутствия излучения с длинами волн 1,06 и 1,32 мкм использовался фильтр, пропускающий излучение 1,06 и 1,32 мкм с коэффициентами пропускания 95 и 70% соответственно и полностью отражающий излучение с длиной волны 1,44 мкм. Проверка показала практически полное отсутствие излучения с длинами волн 1,06 и 1,32 мкм ( $\leq 1\%$ ).

На рис. 4, 5 представлены результаты генерационных испытаний излучателя лазера с оптоволоконным выводом излучения на основе АИГ в одиночном режиме генерации, работающего на длине волны 1,44 мкм. Измерения энергии проводили с помощью измерителя мощности и энергии лазерного излучения ИМО-2Н на выходе оптоволоконного диаметром 0,6 мм.

Управление энергией накачки  $E_{\text{нак}}$  осуществляли изменением тока разряда через лампу накачки при фиксированной длительности импульса накачки. Энергию накачки можно оценить по формуле:

$$E = I \times U \times \tau,$$

где  $\tau$  – длительность импульса накачки, с.

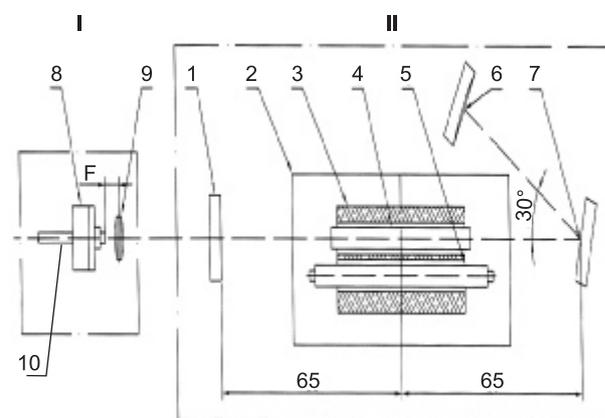


Рис. 3. Оптическая схема лабораторного макета излучателя с узлом ввода рабочего излучения в оптоволоконный кабель. I – узел ввода излучения в оптоволоконный кабель; II – излучатель; 1 – выходное зеркало; 2 – квантрон; 3 – эллиптический отражатель; 4 – активный элемент; 5 – лампа накачки ИНП  $6 \times 90$ ; 6 – глухое сферическое зеркало; 7 – глухое плоское зеркало; 8 – узел юстировки оптоволоконного кабеля; 9 – фокусирующая линза ( $F = 12,5$  мм); 10 – кварцевое оптоволоконное ( $d = 0,6$  мм)

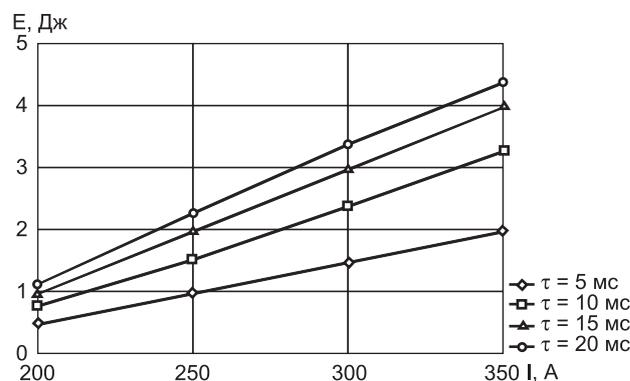


Рис. 4. Зависимость энергии генерации импульса лазерного излучения  $E$  от тока разряда лампы накачки  $I$  при различных значениях длительности импульса излучения лампы накачки  $\tau$

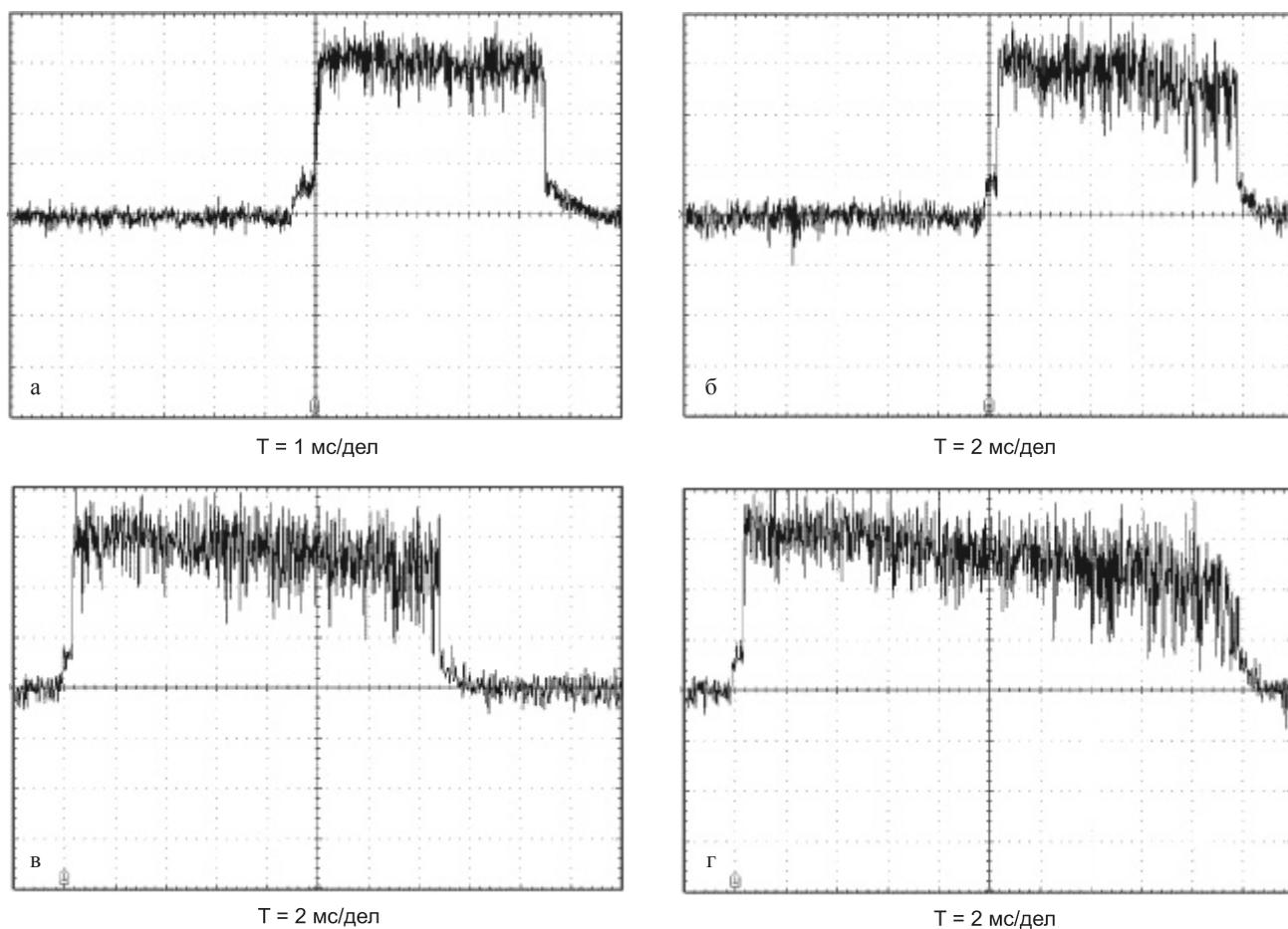


Рис. 5. Осциллограммы формы и длительности импульса лазерной генерации при различных значениях длительности импульса излучения лампы накачки (а – 5 мс, б – 10 мс, в – 15 мс, г – 20 мс)

Учитывая выражение (2), окончательно можно записать:

$$E = I^{3/2} \times K_0 \times \tau \quad (K_0 = 19,2)$$

На рис. 4 представлена зависимость энергии генерации импульса лазерного излучения от тока разряда лампы накачки при различных значениях длительности импульса излучения накачки.

На рис. 5 представлены осциллограммы формы и длительности импульса лазерной генерации при различных значениях длительности импульса накачки.

Из приведенных на рис. 4 зависимостей видно, что энергия импульса лазерного излучения находится в пределах 1–4 Дж при различных длительностях импульса в интервале 5–20 мс, а форма импульса (рис. 5) имеет прямоугольную форму, что обеспечивает постоянство лазерного воздействия на биоткань на протяжении действия излучения.

В результате проведенных исследований был разработан и собран макет лазера с оптоволоконным выводом излучения со следующими техническими характеристиками:

Длина волны	1,44 мкм
Максимальная энергия излучения в импульсе длительностью 10 мс	>3 Дж
Импульсная мощность излучения (при длительности 10 мс)	>300 Вт
Максимальная средняя мощность излучения	7,5 Вт при 5 Гц

Частота повторения импульсов	от одиночных до 10 Гц
Длительность импульса	2 ÷ 20 мс, с шагом 0,1 мс
Подача излучения	гибкий оптоволоконный кабель длиной 2,0–3,0 м с оптическим диаметром волокна 400 или 600 мкм

На основе разработанного лазера создана установка для осуществления метода трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации.

В материалах, приводимых в сообщении, обобщены данные по проведенным экспериментальным исследованиям с целью создания твердотельного лазера с оптоволоконным выводом излучения, для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации (ТМЛР), включающие в себя:

- анализ возможных процессов взаимодействия лазерного излучения с биотканью;
- исследования с целью проектирования макетного образца лазера с оптоволоконным выводом излучения;
- исследования характеристик источника питания лазера и системы охлаждения с целью формиро-

вания требований при их разработке и изготовлении;

- исследования с целью определения основных технических характеристик лазера для ТМЛР (длительности, формы и энергии импульса лазерного излучения);
- создан и испытан макет твердотельного лазера на алюмоиттриевом гранате, легированном неодимом ( $Y_3Al_5O_{12}:Nd^{3+}$ ), работающий на длине волны излучения 1,44 мкм с выходной энергией излучения до 4 Дж, регулируемой длительностью импульса 2–20 мс и частотой повторения импульсов до 10 Гц.

Работа выполнена в рамках Государственного контракта № 02.512.11.2321 от 19 мая 2009 г. ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2007–2012 годы» и осуществлена в координации с сотрудниками НЦ ССХ им. А.Н. Бакулева РАМН.

Следует отметить, что по сравнению с наиболее широко используемым в клинике высокоэнергетическим  $CO_2$ -лазером созданный нами твердотельный 1,44 мкм лазер имеет невысокую себестоимость, позволяет одновременно выполнять аппликацию стволовых клеток в миокард и может быть использован в экстренных условиях, так как не требует наличия специального персонала.

Накопленный на сегодня материал свидетельствует о возможности применения твердотельного лазера на основе алюмоиттриевого граната, легированного неодимом с длиной волны излучения 1,44 мкм, при операциях трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации. Для правомочности клинического применения разработанного нами лазера необходимы экспериментальные исследования для подтверждения безопасности по применению и преклинические исследования для оценки его клинической эффективности.

#### Литература

1. *Айткожин Г.К., Исраилова В.К.* Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация миокарда – новый метод хирургического лечения больных ишемической болезнью сердца // Кардиология. 2002. Т. 42. № 1. С. 103–108.

2. *Бабурин Н.В., Галаган Б.И., Данилейко Ю.К. и др.* Эрбиевый 1,54 мкм лазерный хирургический аппарат для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации // ДАН. 2006. Т. 410. № 5. С. 1–4.
3. *Бокерия Л.А., Бершвили И.И., Бузиашивили Ю.И. и др.* Результаты сочетанных операций трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации миокарда (ТМЛР) и минимально инвазивной реваскуляризации миокарда (МИРМ) // Акт. вopr. серд.-сосуд. хир. Н.-Новгород. 2003. С. 103.
4. *Бокерия Л.А., Бершвили И.И., Асланиди И.П., Вахромеева М.П.* Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация: перфузия, функция и метоболизм миокарда. М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2004. С. 25–34.
5. *Бокерия Л.А., Бершвили И.И., Сигаев И.Ю. и др.* ТМЛР – чем определяется ее роль в лечении больных ИБС // Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. 2003. Т. 4. С. 87.
6. *Бокерия Л.А., Панченко В.Я., Бершвили И.И. и др.* Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация: опыт 230 операций. Киев: «Серцево-судина хірургія», 2003. Вып. 11. С. 75.
7. *Бокерия Л.А., Бершвили И.И., Сигаев И.Ю. и др.* Оценка травмы миокарда с помощью кардиомаккеров у больных ишемической болезнью сердца после трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации // Анн. хирургии. 2002. № 5. С. 23.
8. *Бокерия Л.А., Серов Р.А., Артюхина Т.В., Бершвили И.И.* Морфология лазерных каналов и окружающего миокарда после трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации // Бюлл. НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН. «Сердечно-сосудистые заболевания». 2003. Т. 4. № 11. С. 88.
9. *Пушкарёва А.Е.* Методы математического моделирования в оптике биоткани: Учеб. пос. СПб.: СПбГУ ИТМО, 2008. С. 103.
10. *Mirhoseini M., Cayton M.M.* Revascularization of the heart by laser // J. Microsurg. Vol. 2. 1981. P. 253–260.
11. *Szekely L., Kreisz I., Salamon F., Koltai M.* Transmyocardial laser revascularization – evidence of enhanced angiogenesis by a new type of laser. The 9-th World Congr. of the Internat. Soc. of Cardio-Thoracic Surgeons. Lisbon, Portugal, November 14–17, 1999. P. 123–130.
12. The lamp book. The Heraeus Noblelight technical reference book for arc and flash lamps. www.heraeus-noblelight.com
13. *Vincent J.G., Bardos P., Kruse J., Maass D.* End stage coronary disease treated with transmyocardial  $CO_2$ -laser revascularization: a chance for the «inoperable» patient // Eur. J. Cardiothorac. Surg. 1997. Vol. 121. P. 888–894.

Поступила в редакцию 22.06.2010 г.

Для контактов:  
e-mail: tmlr@rambler.ru

УДК 616.714.3+616.006.328: [615.849.19+617-089.87]

Ступак В.В., Калиновский А.В.

## Лазерные технологии в хирургии гиперостотических менингиом основания черепа

Stupak V.V., Kalinovsky A.V.

### Laser technologies for surgical treatment of hyperostotic meningiomas at the skull base

ФГУ «Научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии Росмедтехнологий», г. Новосибирск, Россия

Проблема хирургического лечения гиперостозных менингиом основания черепа из-за их частого рецидивирования далека от разрешения. С этой целью в клинике нейрохирургии ФГУ «Новосибирский НИИТО» с 1995 года выполнено 276 оперативных вмешательств по поводу менингиом основания черепа. В работе проанализированы результаты хирургии менингиом основания черепа, сопровождавшихся гиперостозами. Из 58 больных с гиперостозными менингиомами основания черепа в 48 случаях на этапах удаления гиперостоза использовали ND:YAG-лазер. Лазер использован на этапах микрохирургического удаления опухолевого узла, в конце операции проводили фотокоагуляцию матрикса

менингиомы и резекцию подлежащего гиперостоза лучом ND:YAG-лазера последовательно в режимах коагуляции и абляции. В группе больных, оперированных без лазера, обработку матрикса и гиперостоза проводили электрокоагуляцией. Разработанная методика позволила значительно увеличить радикальность оперативного лечения и уменьшить риск возникновения рецидивов в послеоперационном периоде. *Ключевые слова:* менингиома, гиперостоз, ND:YAG-лазер.

*Purpose:* the problem of surgical treatment of hyperostotic meningiomas at the skull base is far from been solved because of frequent recurrences. The purpose of the present work was to develop techniques with laser infrared light for strictly local high-temperature impact at meningioma's tissue and for changing osseous skull structures so as to make radical surgical interventions more efficient. *Material and methods:* since 1995 276 surgeries for meningiomas of the skull base have been done in the Neurosurgical Clinic of Novosibirsk Institute of Traumatology and Orthopedics. Results of these surgical interventions for skull base meningiomas accompanied with hyperostosis (SMH) have been analyzed in the present work. In 48 patients out of 58 with SMH Nd:YAG-laser light was used for removing hyperostosis. Laser light was used for microsurgical tumour nodes removal, for meningioma matrix photocoagulation at the end of surgery, for resection of an underlying hyperostosis with ND:YAG-laser light in successive modes of coagulation and ablation. In patients in who laser light was not used matrix and hyperostosis were treated with electrocoagulation. *Results:* the developed technique has made radical operative treatment considerably better. It has also decreased the number of recurrences in post-operative period. *Key words:* meningioma, hyperostosis, Nd:YAG-laser.

## Введение

Менингиомы (М) – это экстрацеребральные доброкачественные медленно и экспансивно растущие опухоли. Они занимают 30–45% от всех первичных опухолей головного мозга [2, 7, 14, 16]. Частота встречаемости М головного мозга составляет 2,6 на 100 000 человек в год. Около трети этих новообразований располагаются на основании черепа. Изменения подлежащих костей основания черепа в виде гиперостозов при М базальной локализации варьируются в больших пределах и встречаются в 15–50% случаев. Современные методы диагностики М, достижения анестезиологии, микрохирургическая техника, операционный микроскоп позволили существенно улучшить результаты лечения таких больных. Однако даже в тех случаях, когда операция была проведена успешно и не сопровождалась осложнениями, данные опухоли представляют опасность для пациентов в более поздние сроки заболевания из-за способности к рецидивированию. Частота рецидивирования данных новообразований зависит от степени радикальности проведенной операции и колеблется в диапазоне от 3,3–4,0 [4, 8] до 50% [19]. Это связано, в первую очередь, с невозможностью их полного удаления из-за особенностей роста, тесных анатомических взаимоотношений с магистральными сосудами мозга, черепно-мозговыми нервами и функционально важными образованиями ствола мозга. Так, по данным различных авторов, лишь у 60% больных с М базальной локализации удается полностью удалить узловую часть опухоли [6, 22]. Другим, предопределяющим фактором возможного неполного удаления данных опухолей и повышенным риском их рецидивирования является наличие гиперостоза опухоли на основании черепа. Известно, что удаление только узловой части гиперостозных М приводит к рецидивированию в 50% случаев при доброкачественной гистоструктуре опухоли [3, 5, 10, 13]. Все это объясняет стремление хирурга к максимально радикальному удалению менингиом основания черепа вместе с подлежащими гиперостозами. В свете вышеизложенного становится ясно, что разработка новых технологий с использованием лазерного излучения инфракрасного спектра, позволяющих эффективно осуществлять строго локальное высокотемпературное воздействие на ткань М и измененные костные структуры черепа, является перспективным в отношении повышения радикальности проводимых оперативных вмешательств.

## Материал и методы

За период с 1995 по 2009 годы в клинике нейрохирургии Новосибирского НИИТО было выполнено 276 оперативных вмешательств по поводу М основания черепа. В 58 случаях, что составило 21% от общего числа наблюдений, у М в зоне матрикса имелся гиперостоз. Всем 58 пациентам выполнены оперативные вмешательства с использованием микрохирургического инструментария, операционной оптики и ультразвукового аспиратора. Принципиальным отличием при резекции опухоли и гиперостоза, было то, что у 48 из них (группа исследования) на отдельных этапах операции использовали разработанные в клинике оригинальные лазерные технологии с применением ND:YAG-лазера, на которые были получены 4 патента РФ на изобретения. 10 больных (группа сравнения) оперированы стандартными методами резекции опухолевого узла. Резекцию гиперостоза в группе сравнения, в зависимости от его анатомической доступности, производили механическим путем с последующей, при необходимости, пластикой основания черепа. При отсутствии возможности его удалить осуществляли его электрокоагуляцию (табл. 1).

Распределение больных в зависимости от локализации гиперостоза на основании черепа и их гистологической структуры представлено в табл. 2.

Сравнительный анализ показал, что пациенты обеих групп сопоставимы и статистически не отличаются друг от друга по среднему возрасту, полу, срокам наблюдения, локализации гиперостоза и гистоструктуре опухоли.

В группе исследования использовали хирургический ND:YAG-лазер, изготовленный в Сибирском лазерном центре (институт лазерной физики СО РАН), и лазер Medilas Fibertom 8110, производства фирмы Dornier MedTech (Германия). Это твердотельные лазеры инфракрасного диапазона спектра с длиной волны ( $\lambda$ ) 1,064 мкм с максимальной выходной мощностью 100 Вт. Лазер был использован на определенных этапах микрохирургического удаления новообразования с применением мощности от 5 до 45 Вт. После проведения трепанации, если базальная М имела латеральное расположение и на твердой мозговой оболочке (ТМО) был виден ее матрикс и проросшая часть опухоли определялась в дефекте кости, – во всех случаях через ТМО проводили лазерную фотокоагуляцию лучом с диаме-

Таблица 1

## Общая характеристика клинического материала

Характеристики	С использованием лазера	Без использования лазера	р
Всего больных	178	98	0,0006
С гиперостозами	48 (26,9%)*	10 (10,2%)	
Средний возраст (лет)	50,3 ± 1,5	52,9 ± 3,3	0,488490
мужчин	12 (25%)	1 (10%)	0,2819
женщин	36 (75%)	9 (9%)	
Сроки наблюдения после операции (мес.)	52,4 ± 5,2	37 ± 14,2	0,241088

Примечание. \* – различия достоверны при  $p < 0,01$ .

Таблица 2

## Локализация гиперостоза менингиом на основании черепа и их гистоструктура

Локализация матрикса	С использованием лазера	Без использования лазера	р
Передняя черепная ямка	18 (37,5%)	3 (30%)	0,4745
Средняя черепная ямка	28 (58,3%)	7 (70%)	0,3770
Задняя черепная ямка	2 (6,2%)	–	–
<i>Всего</i>	48 (100%)	10 (100%)	
Гистологический диагноз			
Типические	41 (85,4%)	7 (70%)	0,2278
Атипические	7 (14,6%)	3 (30%)	
Анапластические	0	0	
<i>Всего</i>	48 (100%)	10 (100%)	

Примечание. \* – различия достоверны при  $p < 0,01$ .

тром 3–4 мм этой части новообразования мощностью 40–45 Вт в течение 3–3,5 мин до появления обугленного слоя. Затем, после вскрытия ТМО и обнажения небольшого участка М, с целью уменьшения ее объема производили внутреннюю декомпрессию. Для этого также дефокусированным лучом лазера той же мощности проводили ее фотокоагуляцию. Эффективной лазерную коагуляцию рассматривали в случаях, когда на поверхности опухоли в этой зоне появлялся черного цвета обугленный бесструктурный слой. После этого с помощью ультразвукового аспиратора (УЗА) осуществляли бескровное удаление этого участка. Лазерное воздействие на М происходило без прямого контакта с ней. В зависимости от размеров опухолей выполняли до 20 таких последовательных манипуляций (коагуляцию определенной части М лазером и последующее удаление этого объема УЗА). Время одного непрерывного лазерного воздействия не превышало 2,5–3 мин. После каждого сеанса лазерной коагуляции зону воздействия обязательно охлаждали в течение 1–2 мин физиологическим раствором с температурой 18 °С. Неоднократно используя данный технологический прием, уменьшая таким образом объем опухоли и отделяя ее от основания черепа, проводили удаление опухолевого узла. Всегда лазерные манипуляции сопровождалось ограничением мозга, магистральных сосудов и черепно-мозговых нервов ватниками, смоченными кровью больного. Основным этапом операции во всех случаях завершали обязательной дополнительной лазерной обработкой матрикса М и подлежащего гиперостоза. Для этого зону матрикса и нормальную ТМО на расстоянии 1 см от него по периферии поверхностно до обугливания обрабатывали дефокусированным лучом Nd:YAG-лазера мощностью 40–45 Вт, диаметром 3–4 мм в течение 2–3 мин. Только после этого приступали к резекции гиперостоза. При анатомически доступных небольших гиперостозах или интраоссальной части опухоли, расположенных в зоне

матрикса опухоли, последние подвергали лазерной вапоризации. Для этого через коагулированную ТМО в зоне матрикса начинали обработку гиперостоза лазерным лучом по вышеописанной методике. Данное воздействие приводило первоначально к обезвоживанию и поверхностному обугливаю костной части опухоли и гиперостоза – к коагуляции на глубину до 0,5 см. В дальнейшем, уменьшая мощность излучения до 20–25 Вт, проводили повторное фотозодействие в течение 2–3 мин. Этот прием приводил к их быстрой абляции (испарению). В зависимости от размера гиперостоза и интраоссальной части опухоли производят 3–5 аналогичных сеансов. Каждый сеанс лазерного воздействия всегда завершали охлаждением этой зоны физиологическим раствором по вышеописанной методике. Критерием радикального удаления считали появление характерного постоянного звука («треска») и устойчивого пламени в зоне воздействия лазерным лучом и обугливание кости на глубину до 0,5 см. Доступную часть распространенных гиперостозов резецировали механическим путем, труднодоступную – используя лазерное излучение по вышеописанной методике. Дополнительно кость в зоне механической резекции гиперостоза обязательно подвергалась лазерной фотокоагуляции.

Основным методом диагностики М и клинических результатов хирургического их лечения, наряду с клинической симптоматикой, явились МРТ и мультирезонансная спиральная компьютерная томография (МССКТ) головного мозга (рис. 2, 3). Оценку степени радикальности выполненных оперативных вмешательств в обеих группах проводили по общепринятой шкале, предложенной D. Simpson (1957), где за 1-ю степень радикальности принято тотальное удаление опухоли вместе с ее матриксом и гиперостозом, за 2-ю – удаление опухоли и обработка матрикса электрокоагуляцией, за 3-ю – тотальное удаление опухоли без резекции и коагуляции твердой

мозговой оболочки и гиперостоза, за 4-ю – частичное удаление опухоли и 5-я степень радикальности – биопсия опухоли. Наряду с этим определяли интраоперационную кровопотерю. Исследовали частоту и сроки возникновения рецидивов и продолженного роста.

### Результаты и их обсуждение

Оценка средней интраоперационной кровопотери выявила, что в группе больных, оперированных по общепринятым методикам, средняя кровопотеря составила  $1765,0 \pm 553,0$  мл, в то время как в группе оперированных с лазером –  $882,8 \pm 144,1$  мл соответственно. Данные результаты статистически достоверно различны ( $p < 0,05$ ).

Полученные результаты статистически значимого снижения интраоперационной кровопотери мы объясняем, во-первых, тем, что лазерное излучение с длиной волны 1,06 мкм полностью поглощается кровью и оказывает выраженный гемостатический эффект в виде полноценной коагуляции крови в сосудах опухоли на всей (до 0,5 см) глубине проникновения лазерного луча. Особенно эффективен фотокоагулирующий эффект лазерного излучения при плотных опухолях, имеющих обильную васкуляризацию. Лазерное облучение ткани опухоли по предложенной методике превращает ее из плотной высоко васкуляризированной опухоли в мягкую, хорошо разрушаемую, бескровную и легко удаляемую ультразвуком ткань. Другим фактором, обеспечивающим полноценный гемостаз, является эффективная коагуляция артериальных и венозных сосудов опухоли диаметром до 0,2 см и до 0,5 см соответственно. Кроме этого, последовательная коагуляция и абляция матрикса происходит практически бескровно.

Анализ полученных результатов показал неоспоримые, статистически значимые преимущества использования ND:YAG-лазера для повышения степени радикальности оперативных вмешательств при гиперостозных М основания черепа (рис. 1). Об этом свидетельствует тот факт, что в группе исследования у 44 человек было проведено радикальное удаление новообразований (1-я и 2-я степень по Симпсону), что составило 91,6%, в то время как у пациентов, оперированных традиционными технологиями, число таких больных составило 5 (50%).

По литературным данным, радикальное удаление менингиом основания черепа осуществляется лишь в 40–60% случаев [11, 12, 15, 20, 21]. По нашему мнению,

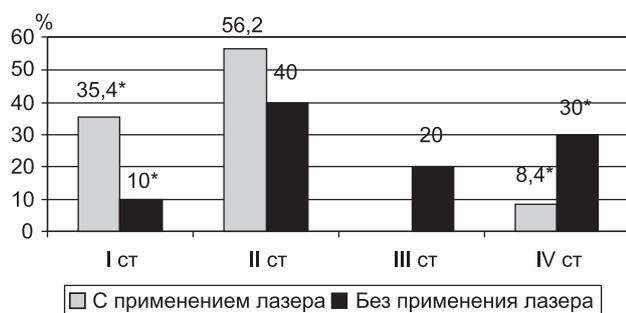


Рис. 1. Степень радикальности проведенного оперативного лечения (по D. Simpson). *Примечание.* \* – значения достоверны при  $p < 0,05$

такой высокий процент радикально выполненных операций в группе исследования обеспечен тем, что лазерный луч возможно было значительно чаще подвести к гиперостозам труднодоступной локализации. Бесконтактная обработка гиперостоза в режиме последовательной коагуляции, а затем абляции позволяла полностью его резецировать. За счет этого нам и удавалось повысить степень удаления М, так как путем данного технического приема больных можно было перевести из 3-го в более высокий (2-й по Симпсону) разряд. Кроме этого, при резекции небольших гиперостозов использование вышеописанных лазерных технологий всегда позволяло сохранить наружную пластинку черепа и его герметичность. В группе сравнения лишь у одного больного было осуществлено радикальное удаление М путем его механической резекции. Во всех других случаях гиперостозы из-за их сложной анатомической локализации и труднодоступности не были удалены, а лишь обработаны электрокоагуляцией. Наряду с этим при использовании лазерных технологий значительно уменьшалось и число больных, у которых выполняется субтотальное удаление опухоли. Это связано с тем, что вблизи ствола мозга и магистральных сосудов лазер использован с небольшой мощностью – не более 5 Вт, что приводило к постепенной и эффективной фотокоагуляции оставшейся части опухоли, уменьшению ее объема, без отрицательных влияний на важные анатомические образования мозга.

Оценка частоты рецидивирования и продолженного роста была проведена лишь у пациентов, впервые оперированных по поводу М основания черепа, катамнез которых составил не менее 1 года. Всего таких больных было 44. В группе исследования их было 38, а в группе сравнения – 6. Анализируя эти результаты, мы выявили, что в основной группе из 38 оперированных больных число рецидивов и продолженного роста диагностировано у 2 (5,3%) человек, в то время как в группе сравнения общее число этих больных соответствовало 33,4% (2 из 6 пациентов), что имело статистически достоверную разницу ( $p < 0,05$ ). Причем средний срок возникновения рецидивов среди больных, оперированных с использованием лазерных технологий, составил  $93 \pm 9$  мес., в то время как у больных, оперированных по традиционным методикам, он был равен  $24 \pm 2$  мес., что имеет статистически достоверную разницу ( $p = 0,01738$ ).

Мы считаем, что полученные результаты свидетельствуют о преимуществе использования лазера на этапах фотокоагуляции и абляции подлежащего гиперостоза по сравнению с общепринятыми методиками электрокоагуляции. Наши данные, как и литературные [9, 17, 18, 23], также свидетельствуют о том, что низкий процент рецидивов был обеспечен, в первую очередь, за счет большей радикальности выполненных лазерных операций по сравнению с общепринятыми методиками. Кроме этого, многократное термическое воздействие лазерного излучения и проникновение его до 0,5 см в обрабатываемую поверхность позволяет практически бескровно и полно удалить интраоссальную часть опухоли в гиперостозе и осуществить эффективный термический апоптоз клеток М на границе с неизменной костью. Эти эффекты, как нам кажется, и приводят



Рис. 2. Мультисрезовая спиральная компьютерная томография головного мозга пациентки С. до операции

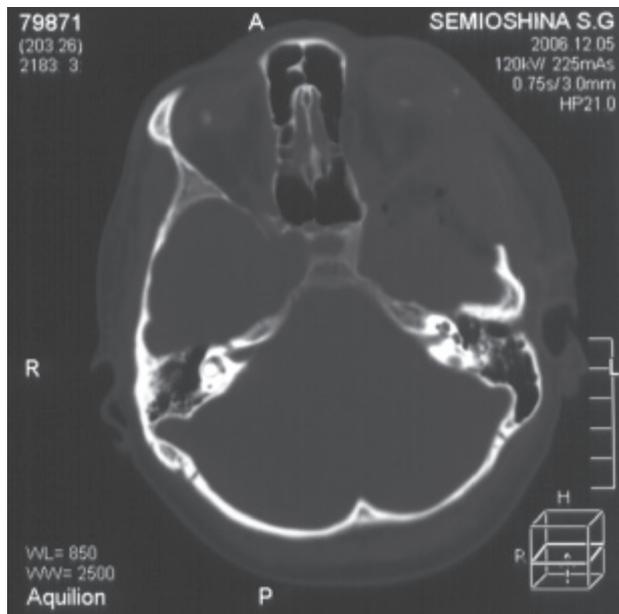
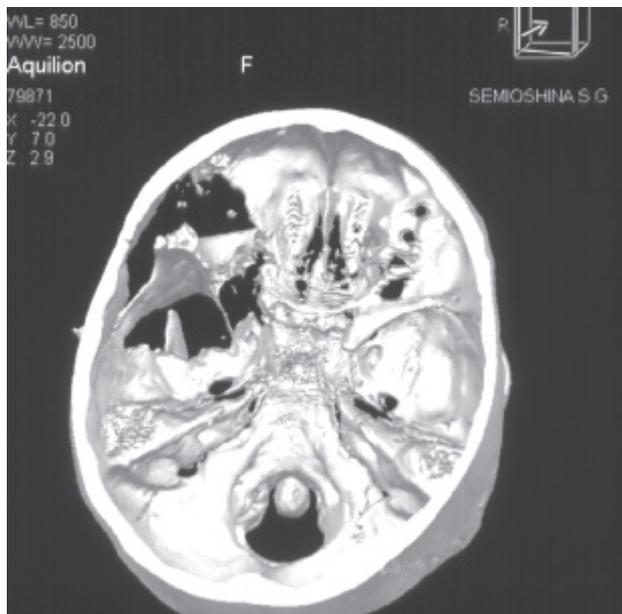


Рис. 3. Мультисрезовая спиральная компьютерная томография головного мозга пациентки С. после операции

впоследствии к статистически значимому уменьшению числа рецидивов по сравнению со стандартно проведенными операциями.

### Резюме

Разработанные лазерные методики удаления гиперостозных менингиом основания черепа позволяют значительно улучшить результаты хирургического лечения больных с менингиомами головного мозга, уменьшить интраоперационную кровопотерю, увеличить радикальность операции и снизить риск повторного возникновения опухолей.

### Литература

1. Балязин В.А., Столяров В.В. Диагностика и хирургия менингиом крыльев клиновидной кости. Ростов н/Д: Изд. «МП Книга», 2000. 143 с.
2. Двойрин В.В., Аксель Е.М. Заболеваемость злокачественными новообразованиями населения России в 1990 г. // Вопр. онкол. 1992. № 4. С. 34–48.
3. Олюшин В.Е. Основные принципы хирургического лечения больных базальными менингиомами // Хирургия внутричерепных экстрацеребральных опухолей / Под ред. Г.С. Тиглиева и В.Е. Олюшина. СПб.: Изд. РНХИ им. проф. А.Л. Поленова, 1997. С. 111–145.
4. Олюшин В.Е. Хирургия базальных менингиом: Дис. ... докт. мед. наук. Л., 1983. 466 с.
5. Тастанбеков М.М. Клиника, диагностика и хирургическое лечение менингиом площадки клиновидной кости: Дис. ... канд. мед. наук. СПб., 1996.
6. Тиглиев Г.С., Олюшин В.Е., Кондратьев А.Н. Внутричерепные менингиомы. СПб.: Изд. РНХИ им. проф. Поленова, 2001. 560 с.
7. Ярцев В.В., Корицунов А.Г., Непомнящий В.П. Некоторые аспекты эпидемиологии и классификации опухолей нервной системы // Вопр. нейрох. 1997. № 3. С. 9–13.
8. Alaywan M., Sindou M. Facteurs pronostiques dans la chirurgie des meningiomes intracraniens. Role de la taille de la tumeur et de sa vascularisation arterielle d'origine piemierienne. Etude sur 150 cas // Neurochirurgie. 1993. Vol. 39. № 6. P. 337–347.
9. Al-Mefty O. Clinoidal meningiomas // J. Neurosurg. 1990. Vol. 73. P. 840–849.

10. Ayerbe J., Lobato R.D., de la CJ, Alday R., Rivas J.J., Gomez P.A. et al. Risk factors predicting recurrence in patients operated on for intracranial meningioma. A multivariate analysis // Acta Neurochir (Wien). 1999. Vol. 141. P. 921–932.
11. Bricolo A.P., Turazzi S., Talachhi A. et al. Microsurgical removal of petroclival meningiomas: A report of 33 patients // Neurosurgery, 1992; 31: 813–828.
12. Dolenc V.V. The Cavernous Sinus: A Multidisciplinary Approach to Vascular and Tumorous Lesions. Vienna, Springer-Verlag, 1987. 237 p.
13. Durand A., Labrousse F., Jouvet A., Bauchet L., Kalamaridès M., Menei P., Deruty R., Moreau J.J., Fèvre-Montange M., Guyotat J. WHO grade II and III meningiomas: a study of prognostic factors // J Neurooncol. 2009 Jun 27. P. 213–217.
14. Longstreth W.T., Dennis L.K., Mc. Guire V.M. Epidemiology of intracranial meningioma // Cancer. 1993; 72–74: 639–648.
15. Morales F., Maillo A., Díaz-Alvarez A., Merino M., Muñoz-Herrera A., Hernández J., Santamarta D. Skull base meningiomas: a predictive system to know the extent of their surgical resection and patient outcome // Neurocirugía (Astur). 2005 Dec; 16 (6): 477–85.
16. Nanda A., Vannemreddy P. Recurrence and outcome in skull base meningiomas: do they differ from other intracranial meningiomas? // Skull Base. 2008 Jul; 18 (4): 243–52.
17. Obeid F., Al-Mefty O. Recurrence of olfactory groove meningiomas // Neurosurgery. 2003 Sep; 53 (3): 534–42.
18. Roser F., Nakamura M., Jacobs C., Vorkapic P., Samii M. Spheonoid wing meningiomas with osseous involvement // Surg Neurol. 2005 Jul; 64 (1): 37–43; discussion 43.
19. Schrell U.M.H., Ritting M.G., Anders M. et al. Hydroxyurea for treatment of unresectable and recurrent meningiomas: I. Inhibition of primary human meningioma cells in culture and in meningioma transplants by induction of the apoptotic pathway II // J. Neurosurg. 1997. Vol. 86. P. 852.
20. Sekhar L.N., Jannetta P.J., Burkhart L.E., Janosky J.E. Meningiomas involving the clivus: a six-year experience with 41 patients // Neurosurgery. 1990 Nov; 27 (5): 764–81.
21. Sekhar L.N., Linskey M.E., Sen C.N., Altschuler E.M. Surgical management of lesions within the cavernous sinus // Clin Neurosurg. 1991; 37: 440–89.
22. Simpson D. The recurrence of intracranial meningiomas after surgical treatment // J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1957; 20: 22–39.
23. Tzortzidis F., Partheni M., Voulgaris S., Gousias K., Konstantinou D. Resection of giant meningiomas of the anterior cranial fossa using orbital osteotomies // J Neurosurg Sci. 2005 Sep; 49 (3): 77–84.

Поступила в редакцию 09.03.2010 г.

Для контактов:  
e-mail: schernov@niito.ru

УДК 612.313:616-07-005.5

Чечина И.Н., Семенников В.И., Неймарк А.И.

## Оценка влияния различных способов терапии сиалолитиаза на состояние микроциркуляции слюнных желез по данным лазерной доплеровской флоуметрии

Chechina I.N., Semennikov V.I., Neimark A.I.

### Changes in salivary gland microcirculation by laser Doppler flowmetry findings in treating sialolithiasis with various techniques

ГОУ ВПО «Алтайский государственный медицинский университет» МЗ РФ, кафедра хирургической стоматологии, г. Барнаул, Россия

*Цель:* оценка состояния микроциркуляции слюнных желез по данным лазерной доплеровской флоуметрии при различных методах лечения сиалолитиаза. *Материал и методы:* изучено состояние поднижнечелюстных слюнных желез при сиалолитиазе у 132 пациентов, из них 38 составили контрольную группу сравнения, остальным проводили различные методы лечения. По стандартной методике – удаление конкремента – были пролечены 34 человека, консервативную терапию по предложенной нами схеме – «Канефрон Н» по 50 кап. 3 раза в день, 3% раствор KI по 1 ст. ложке 3 раза в день, настоем травы Спорыша по 1/4 стакана 3 раза в день – получали 23 человека, у 37 пациентов консервативное лечение было дополнено внутрипротоковой терапией – введением в проток железы 0,5–1 мл 3% раствора лимонной кислоты, ежедневно, 10 на курс лечения. *Оценку микроциркуляции слюнных желез проводили методом лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) на аппарате ЛАКК-02 (НПП «Лазма», г. Москва) с длиной волны 0,63 мкм и 1,15 мкм по биологически активным точкам 5Е дай-нгень (ди-ан) и 6Е зяп-са (цзя-чэ). Результаты:* установлено, что после проведенного стандартного лечения существенных изменений в показателях микроциркуляции не было. Общая консервативная терапия и заполнение ее внутрипротоковой терапией, напротив, оказывала положительное влияние на состояние кровотока в слюнных железах, достоверно улучшая большинство показателей микроциркуляции в пораженном органе. *Ключевые слова:* слюнно-каменная болезнь, лечение, микроциркуляция, лазерная доплеровская флоуметрия.

*Purpose:* to compare effectiveness of standard and conservative techniques on salivary gland microcirculation in treating sialolithiasis using laser Doppler flowmetry findings. *Material and methods:* the state of submandibular salivary glands in sialolithiasis was studied in 132 patients. 38 of them had had no treatment for the abovementioned disease; they were included into the comparative group – «before treatment». Other patients had been treated conventionally (removal of concretions from the duct); they were included into group I. The conventional technique (concrement removal) was applied in 34 patients; conservative therapy using the scheme proposed by us – Canefron H 50 drops 3 times a day, 3% KI solution 1 spoonful 3 times a day, herbal tincture of knot grass (*Polygonum aviculare*) – was applied in 23 patients; in 37 patients the conservative therapy was added with intraluminal therapy – 10 daily injections of 0,5–1 ml of 3% citric acid. Evaluation of salivary gland state was assessed with laser Doppler flowmetry (LDF) using apparatus LAKK-02 (Lazma, Russia) with wavelength 0,63µm and 1,15µm at biologically active points: SE dai-ngen (di-an) and 6E ziap-sa (pzia-chi). It has been found out that after traditional treatment (concrement removal) there were no marked changes in microcirculation indexes while conservative treatment had positive effects at salivary gland microcirculation. *Key words:* salivary gland stones, treatment, microcirculation, laser Doppler flowmetry.

### Введение

Известно, что функциональное состояние органа зависит от уровня кровотока в нем, в связи с этим изучение показателей микроциркуляции в слюнных железах (СЖ) многие авторы рассматривают в качестве важного диагностического критерия, отражающего особенности заболевания, эффект и результат проводимой терапии [3, 5].

Целью исследования стала сравнительная оценка эффективности стандартной терапии (удаление из протока конкремента) и консервативных методов лечения сиалолитиаза на состояние микроциркуляции слюнных желез.

### Материал и методы

Объектами исследования стали 132 пациента с диагнозом: слюннно-каменная болезнь. Часть из них (38 человек) ранее не лечились по поводу данного заболевания, поэтому мы включили их в группу сравнения – «до лечения», 34 человека были ранее пролечены по поводу данного заболевания по стандартной (оперативной) методике (удаление конкремента протока), они составили I группу.

Консервативную терапию по предложенным нами схемам проводили 60 пациентам, у которых после обследования были выявлены камни в слюнных железах [4]. Пациенты были разделены следующим образом: во II группу вошли 23 пациента, которым проводили курс общего консервативного лечения по предложенной нами схеме лечения («Канефрон Н» по 50 кап. 3 раза в день, 3% раствор КИ по 1 ст. ложке 3 раза в день, настой травы Спорыша по 1/4 стакана 3 раза в день), которое проводили в течение 4 нед. (курс повторяли через 3 и 6 мес.). III группу составили 37 пациентов, которым после указанного общего консервативного лечения был проведен курс интрадуктарного литолиза (введение в проток слюнной железы 0,5–1 мл 3% раствора лимонной кислоты, ежедневно, 10 введений за курс лечения).

Для систематизации микроциркуляторных характеристик слюнных желез в норме было проанализировано 15 ЛДФ-грамм непораженных слюнных желез у здоровых добровольцев (контрольная группа).

С целью изучения состояния слюнных желез в норме, при хроническом калькулезном сиаладените до и после разных методов лечения (стандартная терапия, консервативная и внутрипротоковая терапия) проводили оценку состояния в них микроциркуляции методом лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) [2]. Запись ЛДФ-грамм проводили по биологически активным точкам 5Е дай-нгень (ди-ан) и 6Е зяп-са (цзя-чэ), которые являются рефлексогенными точками проекции слюнных желез на кожу. Для определения биологически активных точек, отражающих микроциркуляцию слюнных желез, был использован опыт рефлексотерапии и гирудотерапии, применяемых при лечении заболеваний слюнных желез [1]. Измерения проводили на аппарате ЛАКК-02 (НПП «Лазма», г. Москва). Использовали два светопроводимых зонда с красной и инфракрасной областью спектра излучения, с длиной волны 0,63 мкм и 1,15 мкм соответственно. Первый наконечник зонда, работающий через инфракрасный канал, устанавливали в

точке 5Е дай-нгень (ди-ан), расположенной на переднем крае жевательной мышцы, на 1,5 см выше нижнего края нижней челюсти. Второй зонд, работающий через красный канал, устанавливали в точке 6Е зяп-са (цзя-чэ), расположенной в наиболее выступающей точке жевательной мышцы, на биссектрисе угла нижней челюсти. После наложения зондов проводили и регистрировали запись показаний кровотока в течение 2 мин.

Статистический анализ данных проведен с помощью компьютерных программ Statistica 6.0 и Excel 2003. Для оценки нормальности распределения признаков использовали критерий Шапиро-Уилка. Критический уровень статистической значимости при проверке нулевой гипотезы принимали равным 0,05. В случаях нормального распределения, после оценки равенства выборочных дисперсий (по F-критерию), для сравнения средних использовали t-критерий Стьюдента. В случае распределений, не соответствующих нормальному, использовали непараметрические U-критерий Манна-Уитни.

### Обсуждение результатов

В результате исследования микроциркуляции слюнных желез у 38 пациентов, не лечившихся ранее по поводу слюннно-каменной болезни, были выявлены такие нарушения, как снижение интенсивности перфузии кровью слюнной железы, повышение симпатической вазомоторной активности, спазм сосудов и ишемизация ткани железы. Изменения параметров ЛДФ были выражены в достоверно значимом снижении среднего потока крови и колебаний скорости эритроцитов. При этом имело место повышение коэффициента вариации и снижение показателя шунтирования, что, вероятно, связано с компенсаторными механизмами микроциркуляции. Повысились показатели нейрогенного и миогенного тонуса в прекапиллярах. Все это привело к снижению индекса эффективности микроциркуляции в органе. Обследование 34 больных слюннно-каменной болезнью после стандартной терапии (I группа) также позволило обнаружить нарушения микроциркуляции в пораженных слюнных железах, сходные с теми, которые имеют место у пациентов с сиалолитиазом до проведения лечения (табл. 1).

Различия показателей достоверны только по показателям М (перфузия железы немного улучшилась) и НТ (снизился нейрогенный тонус в прекапиллярах).

При исследовании микроциркуляции в точках проекции слюнных желез после проведения курса консервативной терапии по предложенной нами схеме (II группа) мы наблюдали достоверное улучшение показателей микроциркуляции в пораженной слюнной железе (табл. 2). Данные показатели свидетельствуют об улучшении артериального кровотока в органе, повышении перфузии крови и объема кровотока в артериолах, снижении гипоксии и ишемизации тканей, увеличении притока крови в систему микроциркуляции и увеличении активного механизма регуляции кровотока.

После проведения курса внутрипротоковой терапии на фоне общего консервативного лечения также (III группа) были зафиксированы данные о достоверном улучшении тканевой перфузии по сравнению с группой

**Таблица 1**

**Показатели базального кровотока слюнных желез у пациентов с сиалолитиазом до лечения и после стандартной терапии (M ± m)**

Показатели	До лечения (n = 38)	После стандартной терапии (n = 34)
Средний поток крови (M), пф. ед.	7,56 ± 3,12	9,52 ± 3,13*
Среднее квадратичное отклонение (СКО), пф. ед.	1,10 ± 0,52	1,21 ± 0,39
Коэффициент вариации (Kv), %	15,75 ± 6,67	13,47 ± 4,44
Индекс эффективности микроциркуляции (ИЭМ), у. е.	1,04 ± 0,29	1,06 ± 0,26
Нейрогенный тонус (НТ), отн. ед.	1,25 ± 0,40	1,01 ± 0,41*
Миогенный тонус (МТ), отн. ед.	1,34 ± 0,33	1,22 ± 0,37
Показатель шунтирования (ПШ), у. е.	1,16 ± 0,17	1,29 ± 0,28

Примечание. \* – различия статистически значимы (p < 0,05).

**Таблица 2**

**Показатели базального кровотока слюнных желез у пациентов с сиалолитиазом до лечения и после консервативной терапии (M ± m)**

Показатели	До лечения (n = 38)	После консервативной терапии (n = 23)
Средний поток крови (M), пф. ед.	7,56 ± 3,12	16,09 ± 3,42*
Среднее квадратичное отклонение (СКО), пф. ед.	1,10 ± 0,52	2,51 ± 0,67*
Коэффициент вариации (Kv), %	15,75 ± 6,67	15,99 ± 3,99
Индекс эффективности микроциркуляции (ИЭМ), у. е.	1,04 ± 0,29	1,77 ± 0,34*
Нейрогенный тонус (НТ), отн. ед.	1,25 ± 0,40	0,79 ± 0,22*
Миогенный тонус (МТ), отн. ед.	1,34 ± 0,33	0,92 ± 0,16*
Показатель шунтирования (ПШ), у. е.	1,16 ± 0,17	1,17 ± 0,20

Примечание. \* – различия статистически значимы (p < 0,05).

**Таблица 3**

**Показатели базального кровотока СЖ при сиалолитиазе до лечения и после консервативной и внутривидовой терапии (M ± m)**

Показатели	До лечения (n = 38)	После терапии (n = 37)
Средний поток крови (M), пф. ед.	7,56 ± 3,12	17,82 ± 3,93*
Среднее квадратичное отклонение (СКО), пф. ед.	1,10 ± 0,52	2,89 ± 0,75*
Коэффициент вариации (Kv), %	15,75 ± 6,67	16,79 ± 1,79
Индекс эффективности микроциркуляции (ИЭМ), у. е.	1,04 ± 0,29	1,64 ± 0,37*
Нейрогенный тонус (НТ), отн. ед.	1,25 ± 0,40	0,99 ± 0,26*
Миогенный тонус (МТ), отн. ед.	1,34 ± 0,33	1,06 ± 0,20*
Показатель шунтирования (ПШ), у. е.	1,16 ± 0,17	1,06 ± 0,17*

Примечание. \* – различия статистически значимы (p < 0,05).

пациентов до лечения. У указанных больных мы наблюдали рост модуляции кровотока, а миогенный, нейрогенный тонус и показатель шунтирования снизились, что было расценено нами как уменьшение внутрисосудистого сопротивления и снижение спастических и застойных явлений в железе, уменьшение сброса крови по шунтам и депонирования крови в сосудах микроциркуляторного русла. Это привело к достоверному росту индекса эффективности микроциркуляции (табл. 3).

#### **Сравнительный анализ показателей микроциркуляции после разных методов лечения сиалолитиаза**

При анализе динамики показателей микроциркуляции в слюнной железе до и после различных видов лечения были получены следующие результаты. У группы больных, получавших только стандартную терапию, существенных изменений в показателях микроциркуляции не происходило. Достоверным было лишь небольшое увеличение тканевой перфузии (с 7,56 ± 3,12 пф. ед. до 9,52 ± 3,13 пф. ед.) и уменьшение нейрогенного тонуса (с 1,25 ± 0,40 отн. ед. до 1,01 ± 0,41 отн. ед.). Сравнительный анализ микроциркуляторных нарушений в слюнных

железах при сиалолитиазе показал достоверное отличие большинства показателей базального кровотока и микрососудистого тонуса после стандартной терапии (I группа), консервативного лечения по предложенным нами схемам (II группа – консервативная терапия и III группа – консервативная + интрадуктарная терапия) (табл. 4).

Степень влияния традиционной (I группа), консервативной (II группа) и интрадуктарной терапии на фоне общего лечения (III группа) на микроциркуляцию слюнной железы наглядно представлена в виде диаграмм (рис. 1–7).

При анализе доплерографических показателей в сравниваемых группах установлено достоверно значимое повышение тканевой перфузии (рис. 1), модуляции кровотока (рис. 2) в области поднижнечелюстных слюнных желез у пациентов, прошедших курс общей консервативной терапии.

Ни один из предложенных методов терапии достоверно не влияет на коэффициент вариации в СЖ. Во всех случаях он остается выше нормы, что свидетельствует о включении компенсаторных механизмов микроциркуляции в органе. При сравнении разных методов лечения наибольшего значения он достигает при

Таблица 4

Показатели базального кровотока слюнных желез после разных методов лечения (M ± m)

Показатели	I группа (n = 34)	II группа (n = 23)	p (1-2)	III группа (n = 37)	p (1-3)
M (пф. ед.)	9,52 ± 3,13	16,09 ± 3,42*	p < 0,05	17,82 ± 3,93*	p < 0,05
СКО (пф. ед.)	1,21 ± 0,39	2,51 ± 0,67*	p < 0,05	2,89 ± 0,75*	p < 0,05
Kv (%)	13,47 ± 4,44	15,99 ± 3,99*	p < 0,05	16,79 ± 1,79*	p < 0,05
ИЭМ (у. е.)	1,06 ± 0,26	1,77 ± 0,34*	p < 0,05	1,64 ± 0,37*	p < 0,05
нТ (отн. ед.)	1,01 ± 0,41	0,79 ± 0,22*	p < 0,05	0,99 ± 0,26	p > 0,05
МТ (отн. ед.)	1,22 ± 0,37	0,92 ± 0,16*	p < 0,05	1,06 ± 0,20*	p < 0,05
ПШ (у. е.)	1,29 ± 0,28	1,17 ± 0,20	p > 0,05	1,06 ± 0,17*	p < 0,05

Примечание. \* – различия статистически значимы (p < 0,05).

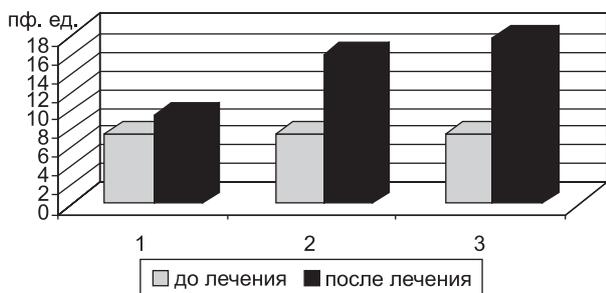


Рис. 1. Показатель перфузии СЖ до и после лечения (пф. ед.)

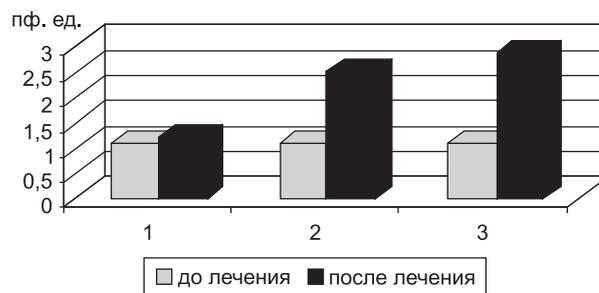


Рис. 2. Модуляции кровотока СЖ до и после лечения (пф. ед.)

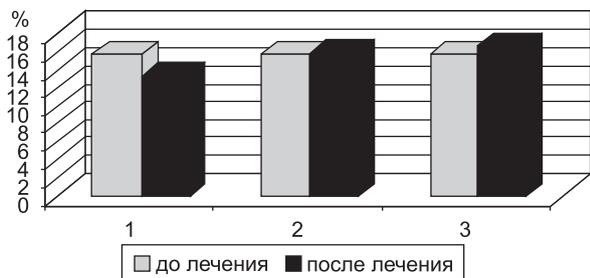


Рис. 3. Коэффициент вариации СЖ до и после лечения (%)

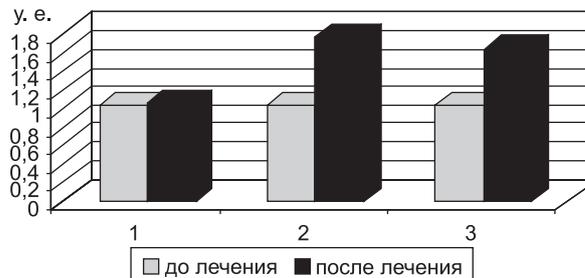


Рис. 4. Индекс эффективности микроциркуляции СЖ до и после лечения (у. е.)

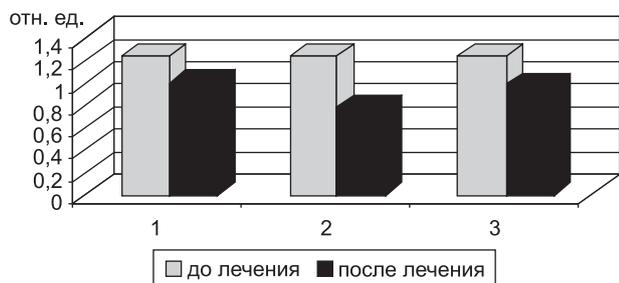


Рис. 5. Миогенный тонус в СЖ до и после лечения (отн. ед.)

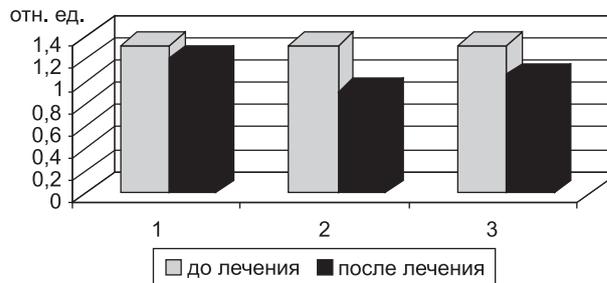


Рис. 6. Нейрогенный тонус в СЖ до и после лечения (отн. ед.)

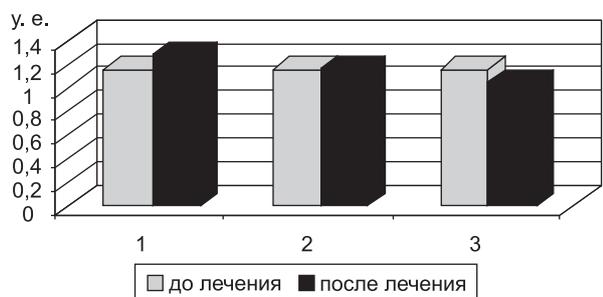


Рис. 7. Показатель шунтирования в СЖ до и после лечения (у. е.)

проведении интрадуктарного литолиза на фоне общей консервативной терапии (рис. 3).

Общая патогенетическая терапия воздействует на индекс эффективности микроциркуляции в слюнной железе и приводит к достоверному повышению этого показателя (рис. 4).

Показатели микрососудистого тонуса больше меняются под воздействием общей консервативной терапии (рис. 5, 6), но достоверное снижение показателя шунтирования мы наблюдали только у пациентов, прошедших курс внутривидеотерапии на фоне общего консервативного лечения (рис. 7).

**Заключение**

При обследовании больных, пролеченных ранее по традиционной методике (оперативное удаление конкремента), существенных изменений в показателях микроциркуляции не происходило, не отмечалось достоверных различий между группами до лечения и после по большинству показателей. Достоверно увеличивается лишь показатель перфузии, но незначительно по сравнению с другими группами. При этом сохраняется застой крови в веноулярном звене, ишемизация тканей, снижение притока крови в микрососуды, что оказывает отрицательное влияние на результаты лечения. Таким образом, традиционная терапия достоверно не улучшает состояния микроциркуляции в слюнной железе.

Состояние микроциркуляции слюнных желез достоверно не отличалось по основным показателям (М, СКО, К<sub>v</sub>, ИЭМ) во II и III группах (после общего консервативного лечения и общей терапии, дополненной интрадуктарным литолизом). Таким образом, основное воздействие на состояние микроциркуляции в органе оказывает общая консервативная терапия, под влиянием которой происходит максимальное возрастание показателей базального кровотока микроциркуляции в точках проекции СЖ. Данный вид терапии достоверно повышает модуляции кровотока и тканевую перфузию, а

также поток крови в микрососудах, снижает показатель шунтирования, оказывает воздействие на миогенный и нейрогенный тонус. Это проявляется в усилении перфузии крови и увеличении объема кровотока в артериолах, снижении гипоксии и ишемизации тканей, увеличении притока крови в систему микроциркуляции.

**Литература**

1. Абальмасов Д.В., Афанасьев В.В., Пожарицкая М.М. Применение медицинских пиявок при лечении хронических воспалительных и дистрофических заболеваний слюнных желез // *Стоматология*. 2003. № 1. С. 43–46.
2. Крупаткин А.И., Сидоров В.В. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови: Руководство для врачей. М.: Медицина, 2005. 256 с
3. Ромачева И.Ф., Юдин Л.А., Афанасьев В.В., Морозов А.Н. Заболевания и повреждения слюнных желез. М.: Медицина, 1987. 240 с.
4. Чечина И.Н., Семенников В.И. Консервативное лечение и профилактика слюнно-каменной болезни // *Мат. XIX и XX Всерос. науч.-практ. конф.* М, 2008. С. 141–143.
5. Щипский А.В., Афанасьев В.В. Диагностика хронических заболеваний слюнных желез с помощью дифференциально-диагностического алгоритма. М.: ГОУ ВУНМЦ МЗ РФ, 2001. 160 с.

Поступила в редакцию 25.12.2009 г.

Для контактов:  
e-mail: vsem32@mail.ru

УДК 616.37-002:612.111.7

Бурдули Н.М., Гутнова С.К.

## Влияние лазерной терапии на микроциркуляцию и клинические проявления при хроническом панкреатите

Burduli N.M., Gutnova S.K.

### Laser therapy effects on systemic microcirculation and basic clinical syndromes in patients with chronic pancreatitis

Государственное образовательное учреждение профессионального и высшего образования «Северо-Осетинская государственная медицинская академия» Федерального агентства по здравоохранению и социальному развитию, кафедра терапии факультета последиplomного образования с общей врачебной практикой (семейной медициной); г. Владикавказ, Россия

*Цель:* изучение влияния низкоинтенсивной лазерной терапии (НИЛТ) на системную микроциркуляцию крови и основные клинические синдромы у больных хроническим панкреатитом (ХП) в фазе обострения. *Материал и методы:* всего обследовано 123 больных от 36 до 77 лет, которые были разделены на основную (78 больных) и контрольную группы (45 больных). Дополнительно обследовано 30 человек, которые составили группу здоровых. Больным основной группы проводилось комплексное лечение медикаментозными препаратами и различными методами НИЛТ: в I подгруппе – внутривенное облучение крови (ВЛОК), во II подгруппе – комбинированный метод ЛТ. Контрольная группа получала только медикаментозное лечение. Оценивали основные клинические синдромы ХП – болевой, диспепсический, астено-вегетативный и синдром инкреторной недостаточности. Изучение микроциркуляции проводилось методом лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) на аппарате ЛАКК-02 (производство НПО «Лазма», РФ). *Результаты:* у обследованных больных выявлена гетерогенность типов микроциркуляции с достоверным увеличением доли патологических типов – спастического, гиперемического, застойно-стазического. Установлено существенное улучшение состояния микроциркуляции на фоне ЛТ у больных основной группы, выявлено положительное воздействие на основные клинические синдромы в фазе обострения ХП. *Ключевые слова:* хронический панкреатит, низкоинтенсивная лазерная терапия, клинические синдромы, системная микроциркуляция.

*Purpose:* to study effects of low-level laser therapy (LLLТ) on microcirculation and basic clinical syndromes in patients with acute stage of chronic pancreatitis. *Material and methods:* 123 patients aged 36–77 were examined and divided into 2 groups: test group (78 patients) and control group (45 patients). 30 healthy volunteers were taken into a healthy group. The test group patients had complex treatment – phar-maco-therapy and various laser therapeutic techniques: subgroup I – intravenous laser blood irradiation; subgroup II – combined laser therapy. The control group had only phar-maco-therapy. Main clinical syndromes manifested in patients with chronic pancreatitis are pain, incretory insufficiency, dyspeptic syndrome and asthenovegetative

**syndrome. Microcirculation was studied with laser doppler flowmetry device LAKK-02 (firm «LAZMA», Russia). Results: the examined patients showed heterogeneity in microcirculation types with an increased proportion of pathological types – spastic, hyperemic, congestive-static. Marked improvement in microcirculation was seen in patients from the studied group who had LLLT. Laser techniques also had positive effects on basic clinical symptoms of chronic pancreatitis in its exacerbated phase.**  
*Key words: chronic pancreatitis, low-level laser therapy, clinical syndromes, microcirculation.*

## Введение

Хронический панкреатит (ХП) представляет собой одну из самых малоизученных проблем гастроэнтерологии и всей медицины в целом [8].

В структуре заболеваемости органов желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) их доля составляет от 5,1 до 9%, а в общей заболеваемости – от 0,2 до 0,6% [5, 8].

За последние 30 лет отмечена общемировая тенденция к увеличению заболеваемости острым и ХП более чем в два раза. Если в 1980-е гг. заболеваемость ХП составляла 3,5–4,0 на 100 тыс. населения, то в последнее десятилетие отмечен ее неуклонный рост – 8,2–10 случаев на 100 тыс. населения ежегодно. В США и Дании ХП регистрируют 3,5–4 случая на 100 тыс. населения [5, 7, 18].

Кроме указанного отмечается снижение среднего возраста больных от момента установления диагноза с 50 до 39 лет и увеличение доли женщин на 30% [8].

Проблема микроциркуляции и возможность тестирования микроциркуляторных расстройств в клинической практике является актуальной при диагностике самых различных заболеваний [4].

Значительная роль в развитии ХП принадлежит системным микроциркуляторным расстройствам, развитию ишемии и повышенной проницаемости клеточных мембран [12, 15].

Микроциркуляция, с одной стороны, непосредственно обуславливает поддержание обменных процессов в органах и тканях, а с другой – включается в сложные механизмы местной и экстраорганной регуляции [6, 13, 16].

Лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) в настоящее время является единственным методом, позволяющим анализировать капиллярную гемодинамику в реальном масштабе времени [3, 4, 9].

Лазерная терапия (ЛТ), использующая лечебные свойства низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ), благодаря своей эффективности, отсутствию побочных эффектов и специфических противопоказаний, а также простоте и низкой себестоимости достаточно давно заняла прочные позиции в современной медицине [1].

Одним из распространенных методов ЛТ является внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК), которое в настоящее время успешно используют во всех областях медицины. Трудно найти аналог ВЛОК по простоте применения, универсальности и эффективности, что позволяет использовать ВЛОК как самостоятельно, так и в комплексе с другими методами терапии [2, 11, 14].

В доступной нам литературе публикаций по изучению влияния различных методов ЛТ на микроциркуляцию и клинические проявления у больных ХП мы не обнаружили. Поэтому целью нашего исследования явилось изучение влияния НИЛИ на микроциркуляцию и клинику при ХП.

## Материал и методы исследования

Всего обследовано 123 больных хроническим панкреатитом (19 мужчин и 104 женщины), средний возраст составил  $52,5 \pm 5,7$  года, средняя продолжительность заболевания –  $7,8 \pm 2,3$  года. Среди пациентов основной и контрольной групп преобладали женщины.

Контрольную группу составили 45 больных, которым проводили медикаментозную терапию, включающую блокаторы протонной помпы, анальгетики, спазмолитики, ингибиторы протеаз, инфузионную терапию и ферментные препараты. В основной группе (78 больных) наряду с медикаментозной терапией применяли различные методы ЛТ. Пациентам I группы (45 больных) к медикаментозной терапии добавляли сеансы внутривенного лазерного облучения крови (ВЛОК) с помощью аппарата лазерной терапии (АЛТ) «Матрикс-ВЛОК» (фирма «Матрикс», Россия) –  $\lambda = 0,63$  мкм, мощность излучения на конце световода 1,5–2,0 мВт, продолжительность процедуры 20 мин. Всего на курс 7 ежедневных сеансов. У 33 больных (II группа) применяли комбинированный метод ЛТ: ВЛОК и накожный метод ЛТ с помощью АЛТ «Мустанг-био» (фирма «Техника», Россия) по общепринятой методике (контактная, стабильная методика, длина волны 0,89 мкм, импульсная мощность 5 Вт, частота импульсов 80–150 Гц, время воздействия на одно поле 64–128 с, на курс лечения 10–12 ежедневных сеансов). Транскутанное воздействие было направлено на следующие зоны: луковица двенадцатиперстной кишки и область поджелудочной железы с целью нормализации моторно-эвакуаторных процессов в билиарно-панкреатической зоне; область солнечного сплетения и паравerteбральные зоны на уровне нижних грудных позвонков для нормализации активности симпатического и парасимпатического звеньев вегетативной нервной системы; проекция головки и тела поджелудочной железы с целью непосредственного воздействия на ее паренхиму.

Дополнительно обследовали 30 человек, которые составили группу здоровых добровольцев.

Диагноз ХП устанавливали на основании клинических, лабораторных и инструментальных исследований.

Основными клиническими синдромами при ХП являются болевой синдром инкреторной недостаточности, диспепсический и астено-вегетативный синдромы.

У 17,7% больных контрольной группы и 14,1% больных основной группы были выявлены проявления синдрома инкреторной недостаточности – транзиторная или стойкая гипергликемия.

У 65% больных мы наблюдали астеновегетативный синдром, который проявлялся общей слабостью, утомляемостью и сниженной трудоспособностью.

В диагностически сложных случаях УЗИ дополняли компьютерной томографией органов брюшной полости.

Исследование микроциркуляции проводили методом лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) на

аппарате ЛАКК-02 (производство НПО «Лазма», РФ). ЛДФ-сигнал регистрировали в точке, расположенной на тыльной поверхности левого предплечья на 4 см выше лучезапястного сустава [7].

Запись ЛДФ-граммы проводили в утренние часы, в одно и то же время. Исходно регистрировали базальный кровоток в течение 3 мин, затем проводили дыхательную и окклюзионную пробы. Исходная ЛДФ-грамма подвергалась компьютерной обработке.

По результатам исходной ЛДФ-граммы и окклюзионной пробы (ОП) оценивался гемодинамический тип микроциркуляции (ГТМ), являющийся комплексным показателем для итоговой оценки микроциркуляторных нарушений. Выделяли следующие ГТМ: нормоциркуляторный (НГТМ), гиперемический (ГГТМ), спастический (СГТМ) и застойно-стазический (ЗСГТМ). Для НГТМ показатель микроциркуляции (ПМ) составлял 4,5–6,0 перф. ед., резерв капиллярного кровотока (РКК) – 200–300%; при ГГТМ ПМ выше 6,0 перф. ед., РКК ниже 200%; при СГТМ ПМ менее 4,5 перф. ед., РКК более 300%; при ЗСГТМ ПМ меньше 4,5 перф. ед., РКК ниже 200%. В основной и контрольной группах исследования проводили до и после курса лечения.

Полученные данные обрабатывали методом вариационной статистики. Они представляли в виде средней арифметической (М), стандартной ошибки средней арифметической (м). Достоверность различий оценивали при помощи критерия Стьюдента: различия считали достоверными при  $p < 0,05$ .

### Результаты исследования и обсуждение

При проведении ЛДФ больным ХП были выявлены следующие гемодинамические типы микроциркуляции (рис. 1).

Как видно из рис. 1, у больных ХП в фазе обострения отмечено преобладание СГТМ. В контрольной группе СГТМ наблюдали у 22 больных (48,9%), в I группе у 21 больного (46,7%), во II группе у 15 больных (45,5%). ЗСГТМ встречался у 13 больных контрольной группы (28,9%), у 13 больных I группы (28,9%) и 8 больных II группы (24,2%). Регистрация СГТМ была обусловлена снижением притока крови в микроциркуляторное русло за счет спазма приносящих микрососудов, происходящего в результате выработки локальных вазоконстрикторов, а возникновение ЗСГТМ обусловлено функциональным и структурным разрежением микроциркуляторной сети.

ГГТМ был выявлен у 4 больных контрольной группы (8,9%), у 6 больных I группы (13,3%) и 4 больных II группы (12,1%). Развитие этого типа микроциркуляции можно объяснить притоком крови в микроциркуляторное русло, являющимся компенсаторной реакцией организма на неадекватную микроциркуляцию, НГТМ встречался лишь у 6 больных (13,3%) контрольной группы, 5 больных I группы (11,1%) и у 6 больных II группы (18,2%).

Таким образом, обследованные больные характеризовались гетерогенностью типов микроциркуляции при достоверном увеличении доли патологических типов: спастического, застойно-стазического и гиперемического.

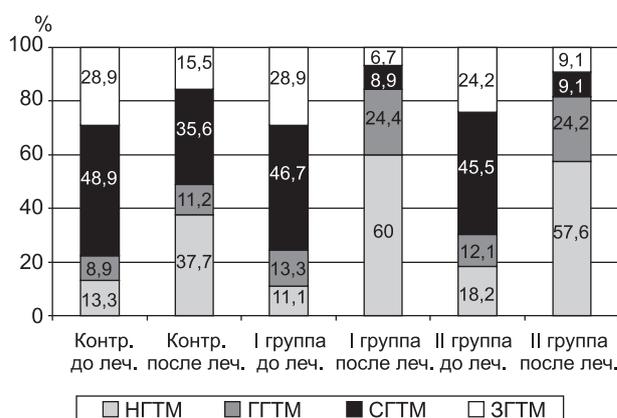


Рис. 1. Влияние различных методов НИЛТ на гемодинамические типы микроциркуляции у больных ХП

После проведенного лечения мы обнаружили перераспределение ГТМ, более существенное в основной группе. Так, в I и II группе после воздействия сеансов ВЛОК существенно возросла доля НГТМ и составила 60% (27 больных) в I группе и 57,6% (19 больных) во II группе преимущественно за счет уменьшения доли СГТМ до 8,9% (4 больных) в I группе и 9,1% (3 больных) во II группе, и ЗСГТМ до 6,7% (3 больных) и 9,1% (3 больных) в I и II группах соответственно. Доля ГГТМ после лечения составила 24,3% в основной группе.

В контрольной группе также отмечалось увеличение количества больных с НГТМ до 37,7% (17 больных), но в целом существенных изменений не произошло. СГТМ мы наблюдали в 35,6% случаев (16 больных), ЗСГТМ – 15,5% (7 больных), ГГТМ – 11,2% (5 больных).

Изменение гемодинамических типов микроциркуляции у больных ХП, скорее всего, можно объяснить регрессированием спастических и застойно-стазических явлений в микроциркуляторном русле.

К главным причинам, ведущим к развитию симптома абдоминальной боли, относят воспалительный процесс в поджелудочной железе, повышение давления в ее протоковой системе, вовлечение в патологический процесс нервных образований.

Из всех симптомов хронического панкреатита наиболее сложно устранить боль, нередко инвалидизирующую пациентов и приводящую к необходимости частой повторной госпитализации.

Таблица  
Характеристика болевого синдрома у больных ХП

Клинический признак	%
Боли в эпигастрии	78,9
Боли в левом подреберье	73,6
Боли в правом подреберье	63,7
Боли опоясывающего характера	61,2
Боли провоцировались погрешностями в диете или алкоголем	82,5
Ограничение приема пищи из-за боязни возникновения болей	78,3

При ХП болевой синдром может иметь разные характеристики (табл.). До начала лечения пациенты предъявляли жалобы: на боли в эпигастрии в 78,9% случаев, на боли в правом подреберье – в 63,7%, на

боли в левом подреберье – 73,6%, а на опоясывающие боли – в 61,2% наблюдений. Провоцирующим фактором чаще всего служит прием обильной, жирной пищи, алкоголя и газированных напитков. Обычно боль резко усиливалась после еды, что заставляло больных вообще отказываться от приема пищи.

На фоне лечения у всех пациентов произошло улучшение самочувствия и уменьшилась выраженность болевого синдрома. Однако у больных, получавших комплексную терапию с включением различных методов ЛТ, болевой синдром купировался достоверно быстрее: средние сроки купирования болевого синдрома у пациентов I и II групп составили соответственно  $8,3 \pm 2,1$  и  $9,8 \pm 2,0$  дня. В контрольной группе купирование болевого синдрома было достигнуто через  $18,4 \pm 1,7$  дня.

Таким образом, включение ЛТ в комплексную терапию ХП в фазе обострения приводит к сокращению сроков купирования болевого синдрома.

Диспепсический синдром имел место у всех больных и проявлялся изменением аппетита (вплоть до анорексии) – у 13,5% больных. Тошноту отмечали 34,8% пациентов, рвоту, не приносящую облегчения, – 22,3%, чувство отвращения к жирной пище у 63,3%, сухость во рту – 71,8%, горечь во рту – 62,7%, метеоризм, вздутие кишечника – 51,8%, поносы – 34,9%, запоры – 36,3%, чередование запоров с поносами отмечали 29,4% больных.

Значительное снижение качества жизни больного панкреатитом связано с такой, обычно забываемой проблемой, как стойкое вздутие живота.

После проведенной терапии все пациенты отмечали улучшение самочувствия и купирование основных проявлений диспепсического синдрома (рис. 2). Следует указать, что у больных, получавших комплексную терапию с включением ЛТ, диспепсический синдром купировался быстрее: у пациентов I и II подгрупп основной группы средние сроки купирования основных проявлений диспепсического синдрома составили  $10,2 \pm 1,8$  и  $9,8 \pm 1,5$  дня соответственно. В контрольной группе устранение основных проявлений диспепсического синдрома мы отмечали в среднем через  $19,4 \pm 1,6$  дня.

После проведенной терапии улучшилось общее самочувствие всех больных, нормализовался сон, исчезли слабость и повышенная раздражительность.

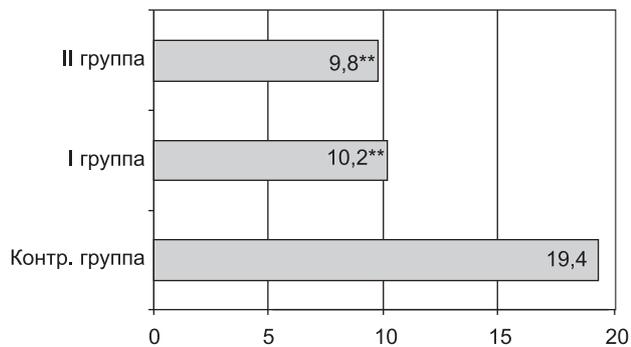


Рис. 2. Средние сроки купирования (дни) основных проявлений диспепсического синдрома у больных ХП. \*\* –  $p < 0,01$  по сравнению с контрольной группой

## Выводы

- У больных ХП в фазе обострения выявлена гетерогенность типов микроциркуляции с преобладанием патологических гемодинамических типов микроциркуляции.
- Исследование микроциркуляции при ХП с помощью ЛДФ является высокоинформативным, неинвазивным методом, который позволяет не только определить тип микроциркуляторных расстройств, но и осуществлять контроль за эффективностью проводимого лечения.
- Включение различных методов ЛТ в комплексную терапию больных ХП способствует улучшению состояния микроциркуляции, оказывает положительное воздействие на клинические проявления в фазе обострения заболевания.

## Литература

1. Буйлин В.А., Москвин С.В. Низкоинтенсивные лазеры в терапии различных заболеваний. М.: ТОО «Фирма «Техника», 2001. 176 с.
2. Гейниц А.В., Москвин С.В., Азизов Г.А. Внутривенное лазерное облучение крови. М.–Тверь: ООО «Изд-во «Триада», 2006. 144 с.
3. Козлов В.И. Система микроциркуляции крови: клинкоморфологические аспекты изучения / В.И. Козлов // Региональное кровообращение и микроциркуляция. 2006. № 1 (17). С. 84–101.
4. Козлов В.И. Лазерная стимуляция микроциркуляции крови // Материалы научно-практической конференции «Современные достижения лазерной медицины и их применение в практическом здравоохранении». Москва, 5–6 октября 2006 г. С. 74.
5. Кучерявый Ю.А. Оценка эффективности комбинированной антисекреторной и полиферментной терапии при хроническом панкреатите с тяжелой внешнесекреторной недостаточностью // Росс. журнал гастроэнтерол., гепатол. и колопроктол. 2004. № 2. С. 78–83.
6. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови / Под ред. А.И. Крупаткина, В.В. Сидорова: Рук. для врачей. – М.: ОАО «Изд-во «Медицина», 2005. 256 с.
7. Лопаткина Т.Н. Хронический панкреатит: проблемы диагностики, роль нарушений желчевыведения и подходы к лечению // Клини. фармакол. и терапия. 2004. №13 (1). С. 9–12.
8. Маев И.В., Казюлин А.Н., Самсонов А.А. и др. Хронический панкреатит (алгоритм диагностики и лечебной тактики): Пос. для врачей общей практики, терапевтов, гастроэнтерол. М.: ГОУ ВУНМЦ МЗ и СР РФ, 2006. 104 с.
9. Метод лазерной доплеровской флоуметрии в кардиологии: Пос. для врачей. М., 1999. 48 с.
10. Москвин С.В. Эффективность лазерной терапии. М.: НПЛЦ «Техника», 2003. 256 с.
11. Низкоинтенсивная лазерная терапия / Под общ. ред. С.В. Москвина, В.А. Буйлина. М.: ТОО «Фирма «Техника», 2000. 724 с.
12. Осадчук М.А., Киричук В.Ф., Кашкина Е.И. Антиагрегационная активность сосудистой стенки и ультразвуковая картина поджелудочной железы в динамике развития хронического алкогольного панкреатита // Клини. мед. 2000. № 4. С. 22–24.
13. Применение лазерной доплеровской флоуметрии в медицинской практике / Мат. 3-го Всерос. симп., 13–14 декабря 2000 г. / Под ред. В.И. Козлова. М., 2000. 96 с.
14. Зоров П.Н. Руководство по практической лазеротерапии. Симферополь: Издательский центр КГМУ, 1999. 169 с.
15. Циммерман Я.С. Хронический панкреатит: современное состояние проблемы // Клини. мед. 2007. № 1. С. 16–20.

16. Hoffman U. Evaluation of flux motion, Laser Doppler. London – Los Angeles – Nicosia: Med-Orion Publishing Company, 1994. P. 55–61.
17. Pontinen P. The effect of hair lasers on skin blood flow // Lasers in Surgery and Medicine. 1995. Vol. 5. P. 9.
18. Steer M.L., Waxman L., Freedman S. Chronic pancreatitis // N. Engl. J. Med. 1995. 332. P. 1482–1490.

Поступила в редакцию 04.10.2009 г.

Для контактов:  
e-mail: burduli@yandex.ru

УДК 616.612.6.03:612.8:536.3

Рохкинд С.\*

## Фототерапия при повреждении периферической нервной системы: от фундаментальных исследований к клиническим испытаниям

Shimon Rochkind

### Phototherapy in Peripheral Nerve Injury: From Basic Science to Clinical Study

Медицинский центр Тель-Авива, Университет Тель-Авива, Израиль

**Object:** posttraumatic nerve repair and prevention of muscle atrophy represent a major challenge of restorative medicine. Considerable interest exists in the potential therapeutic value of laser phototherapy for enhancing regeneration of severely injured peripheral nerve and restoring or temporarily preventing denervated muscle atrophy. **Methods:** low power laser irradiation was applied for treatment of peripheral nerve injury using a rat sciatic nerve model after crush injury, nerve anastomosis or artificial neurotube reconstruction, as well as for treatment of rat denervated muscle. The animal outcome allowed clinical double-blind, placebo-controlled randomized study which measured the effectiveness of 780 nm laser phototherapy on patients suffering from incomplete peripheral nerve injuries for a period of at least 6 months up to several years. **Results: I – Peripheral Nerve Injury.** Animal studies show that laser phototherapy has a protective immediate effect, maintains functional activity of the injured nerve, decreases scar tissue formation at the injury site, decreases degeneration in corresponding motor neurons of the spinal cord, significantly increases axonal growth and myelination and accelerates regeneration through direct anastomosis and artificial neurotube (fig. 1–8). A pilot clinical double-blind, placebo-controlled randomized study shows that in patients with incomplete long-term peripheral nerve injury 780 nm laser irradiation can progressively improve peripheral nerve function, which leads to significant functional recovery. **II – Denervated Muscle.** In denervated muscle, animal study suggests that the function of denervated muscles can be partially preserved by temporary prevention of denervation-induced biochemical changes. The function of denervated muscles can be restored, not completely but to a very substantial degree, by laser treatment, initiated at the earliest possible post-injury stage (fig. 9–10). **Conclusions:** laser phototherapy accelerates and enhances axonal growth and regeneration after injury or reconstructive peripheral nerve procedure. Animal and clinical studies show the promoting action of phototherapy on peripheral nerve regeneration, which makes it possible to suggest that the time for broader clinical trials has come. **Key words:** low power laser irradiation, peripheral nerve injury, muscle atrophy, animal studies, pilot clinical double-blind, placebo-controlled randomized study. **Ключевые слова:** низкоинтенсивное лазерное излучение, повреждение периферического нерва, мышечная атрофия, исследования на животных, пилотное с двойным слепым плацебо-контролем рандомизированное клиническое испытание.

#### Цель

Посттравматическое восстановление нервной ткани и предотвращение мышечной атрофии – это большая проблема в восстановительной медицине. Существует определенный интерес к терапевтическим возможностям лазерной фототерапии, с помощью которой можно усиливать регенерацию серьезно травмированной периферической нервной ткани и восстанавливать или временно предотвращать мышечную атрофию, вызванную денервацией ткани.

#### Методы

Для исследования эффективности лечения поврежденного периферического нерва брали модель седалищного нерва крысы после травмы раздавливания, нейроанастомоза или после реконструкции с использованием

искусственной нейральной трубки, а затем облучали эту нервную ткань низкоинтенсивным лазерным светом. Этот же метод использовали и для лечения денервированной мышцы крысы. Полученные в эксперименте на животных оптимистические результаты позволили организовать клиническое, двойное слепое, плацебо-контролируемое, рандомизированное исследование, в котором определяли эффективность фототерапии лазерным светом с длиной волны 780 нм. Для исследования отбирали больных с неполным повреждением периферического нерва в период от 6 мес. до нескольких лет после травмы.

#### Результаты

**I – Повреждение периферической нервной ткани**  
Исследования на животных показали, что фототерапия имеет немедленный, защитный эффект, под-

\* Профессор С. Рохкинд, директор отделения реконструкции периферической нервной системы Медицинского центра Университета Тель-Авива, Израиль, член Совета директоров Комитета периферической нервной системы Всемирной федерации нейрохирургических обществ, член редсовета журнала «Лазерная медицина» подготовил по заказу редколлегии журнала «Лазерная медицина» данную публикацию, которая представляет собой расширенный реферат его последних работ.

держивает функциональную активность поврежденного нерва, уменьшает формирование рубцовой ткани в области повреждения (рис. 1), снижает дегенеративные процессы в соответствующих моторных нейронах спинного мозга (рис. 2), значительно усиливает рост аксонов и миелинизацию (рис. 3), а также ускоряет регенерацию при прямом анастомозе (рис. 4) и при искусственной нейральной трубке (рис. 5, 6).

*Проведенные пилотные, клинические двойные слепые, плацебо-контролируемые рандомизированные исследования* показывают, что при неполном повреждении давно травмированного периферического нерва облучение лазерным светом с длиной волны 780 нм может

постепенно улучшить функцию периферического нерва, что приведет и к значительному функциональному восстановлению (рис. 7, рис. 8).

## II – Денервированная мышца

Как показали исследования на животных, функция денервированной мышцы может быть частично сохранена путем временного предотвращения биохимических процессов, вызванных денервацией. Функция денервированной мышцы может быть восстановлена не полностью, но в значительной степени с помощью лазерного света, лечение которым следует начинать как можно раньше после травмы (рис. 9, 10).

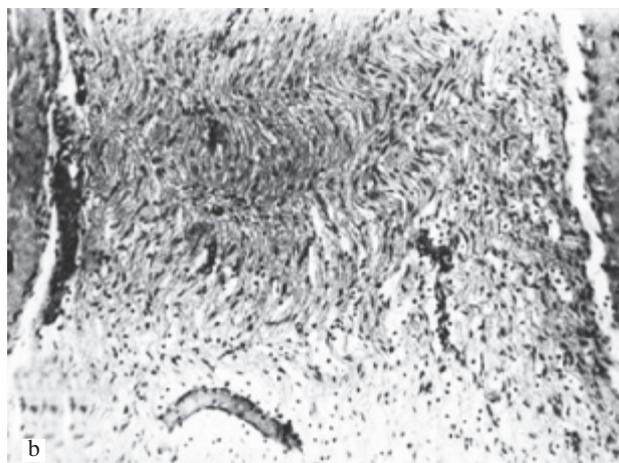
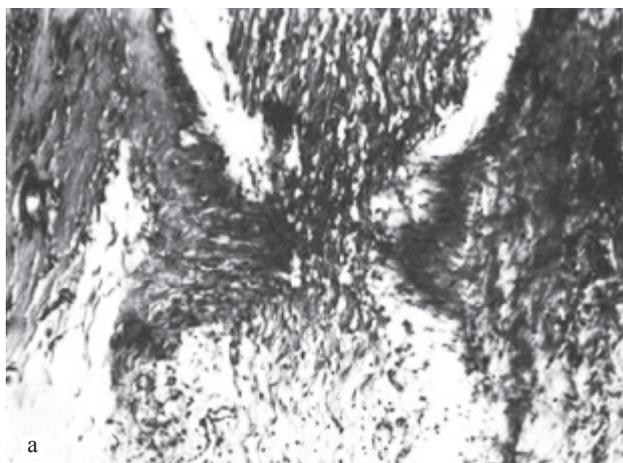


Рис. 1. Гистологический срез раздавленного участка седалищного нерва крысы, где виден ответ нервной ткани на лазерную фототерапию; а – не облученный нерв (обратите внимание на кольцо выступающей рубцовой ткани); б – на облученном лазерным светом нерве видимого рубца нет. Окраска гематоксилином и эозином, увеличение  $\times 150$ . (Rochkind et al., *Laser Surgery and Medicine* 7: 441–443, 1987)

Fig. 1. Histological section of the crushed area of a rat sciatic nerve showing the response of the nerve to laser phototherapy. a – Nonirradiated nerve. Note the ring of prominent scar tissue. b – Laser treated nerve shows no visible scar. H&E, original magnification  $\times 150$ . (Rochkind et al., *Laser Surgery and Medicine* 7: 441–443, 1987)

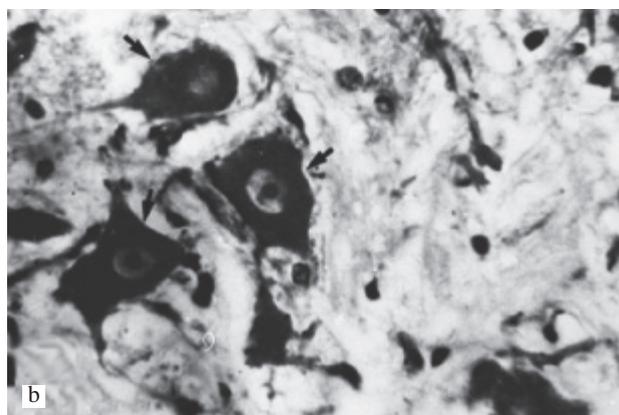
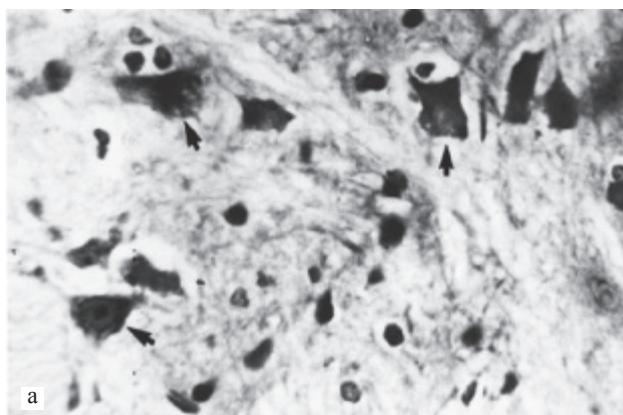


Рис. 2. Парафиновый срез с переднего рога соответствующего сегмента спинного мозга крысы через 14 дней после травмы раздавливания седалищного нерва, на котором видна реакция спинного мозга на лечение лазером периферической нервной ткани; а – срез от контрольного животного показывает обширный хроматолиз и атрофию цитоплазмы в 40% моторных нейронах (стрелки); б – срез от леченного лазером животного показывает минимальные дегенеративные изменения в 20% моторных нейронах (стрелки). Окрашивание кресил-виолетом быстрого действия, увеличение  $\times 800$ . (Rochkind et al., *Spine* 15: 6–10, 1990)

Fig. 2. Paraffin section from the anterior horn of corresponding segments of the rat spinal cord 14 days after crush injury to the sciatic nerve, showing the spinal cord response to laser treatment of the injured peripheral nerve. a – Section from a control animal shows extensive chromatolysis and cytoplasmic atrophy found in 40% of the motor neurons (arrows). b – Section from a laser-treated animal shows minimal degenerative changes found in 20% of the motor neurons (arrows). Stained by cresyl fast violet, magnification  $\times 800$ . (Rochkind et al., *Spine* 15: 6–10, 1990)

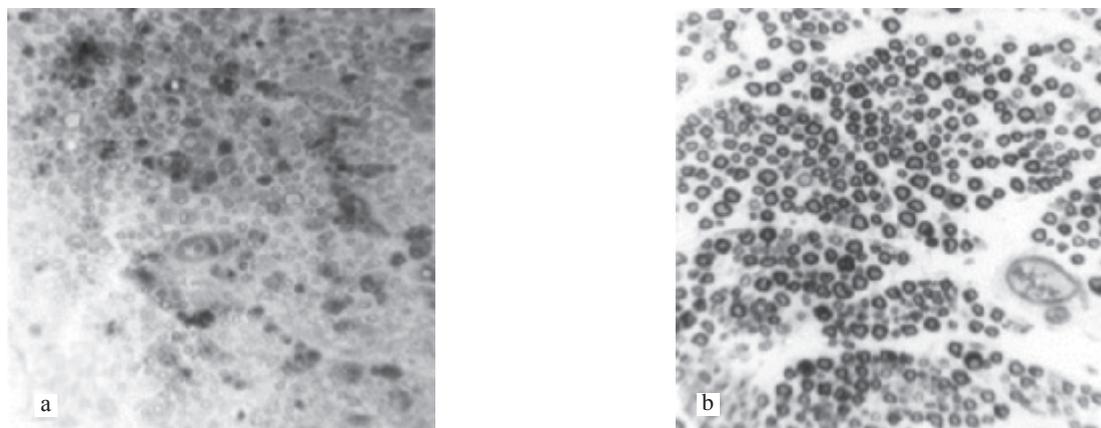


Рис. 3. Фотомикрграфия полутонкого среза, окрашенная толуидиновым синим. Седалищные нервы испытуемых крыс получили травму раздавливанием. В течение последующих 20 дней эту группу крыс лечили лазерным светом. На 21-й день нервы иссекали и окрашивали; а – место травмы раздавливания необлученного нерва (нервные волокна по виду меньше и в основном немиелинизированные, видны многочисленные макрофаги и фагоциты); б – место травмы раздавливания облученного лазером нерва (большинство аксонов покрыты миелином, видно очень немного инфильтрующих макрофагов). (Rochkind et al., *Neurosurgery* 20: 843–847, 1987)

Fig. 3. Photomicrographs of semithin sections stained with toluidine blue. Rat sciatic nerves were crushed. One group of rats were laser treated 20 consecutive days after injury. Twenty one days after injury the nerves were excised and stained. a – Site of crush injury of nonirradiated nerve: Nerve fibers seem to be smaller and mostly nonmyelinated, and numerous macrophages and phagocytes are seen. b – Site of crush injury of laser treated nerve: Most axons are ensheathed with myelin and a very few infiltrating macrophages are observed. (Rochkind et al., *Neurosurgery* 20: 843–847, 1987)

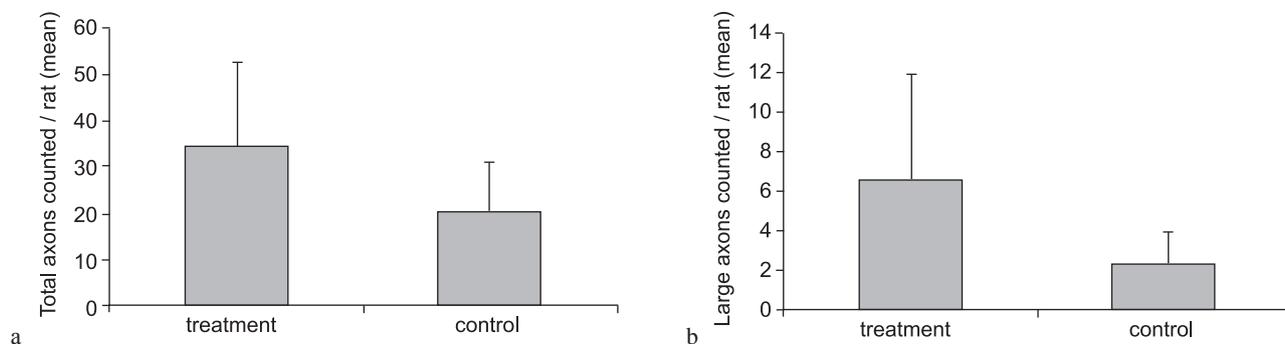


Рис. 4. Столбчатые диаграммы иллюстрируют результаты двойного слепого рандомизированного исследования, в котором оценивали процесс регенерации пересеченного седалищного нерва крысы после зашивания и послеоперационного облучения светом низкоинтенсивного лазера; а – диаграммы показывают статистически значимое увеличение общего количества аксонов в группе животных, леченных лазерным светом ( $p = 0,021$ ), по сравнению с контрольной группой, не леченной лазерным светом; б – диаграмма показывает статистически значимое увеличение аксонов большого диаметра в группе животных, леченных лазером ( $p = 0,026$ ), по сравнению с контрольной, не леченной лазером. (Shamir, Rochkind, *Journal of Reconstructive Microsurgery* 17: 133–138, 2001)

Fig. 4. Bar graphs illustrating the results of a double-blind randomized study evaluating regeneration of the transected rat sciatic nerve after suturing and postoperative low-power laser treatment. a – Graph showing a statistically significant increase in the total number of axons in the laser-treated group ( $p = 0,026$ ), compared with the nontreated control group. b – Graph showing a statistically significant increase in large diameter axons in the laser-treated group ( $p = 0,021$ ) compared with the nontreated control group. (Shamir, Rochkind, *Journal of Reconstructive Microsurgery* 17:133–138, 2001)

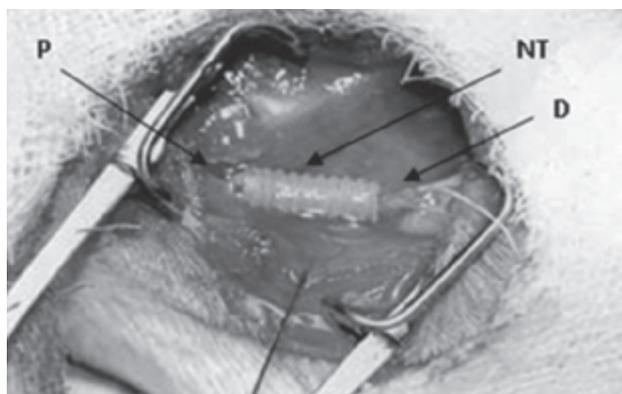


Рис. 5. Интраоперационная фотография реконструкции нейральной трубки. Нейральная трубка помещается между проксимальной и дистальной частью седалищного нерва крысы для реконструкции дефекта нерва длиной 0,5 см (стрелки). (Rochkind et al., *Photomedicine and Laser Surgery* 25: 137–143, 2007)

Fig. 5. Intraoperative photograph of the neurotube (NT) reconstruction procedure. A neurotube is placed between the proximal (P) and distal (D) parts of the rat sciatic nerve for the reconnection of a 0,5 cm nerve defect (arrows). (Rochkind et al., *Photomedicine and Laser Surgery* 25: 137–143, 2007)

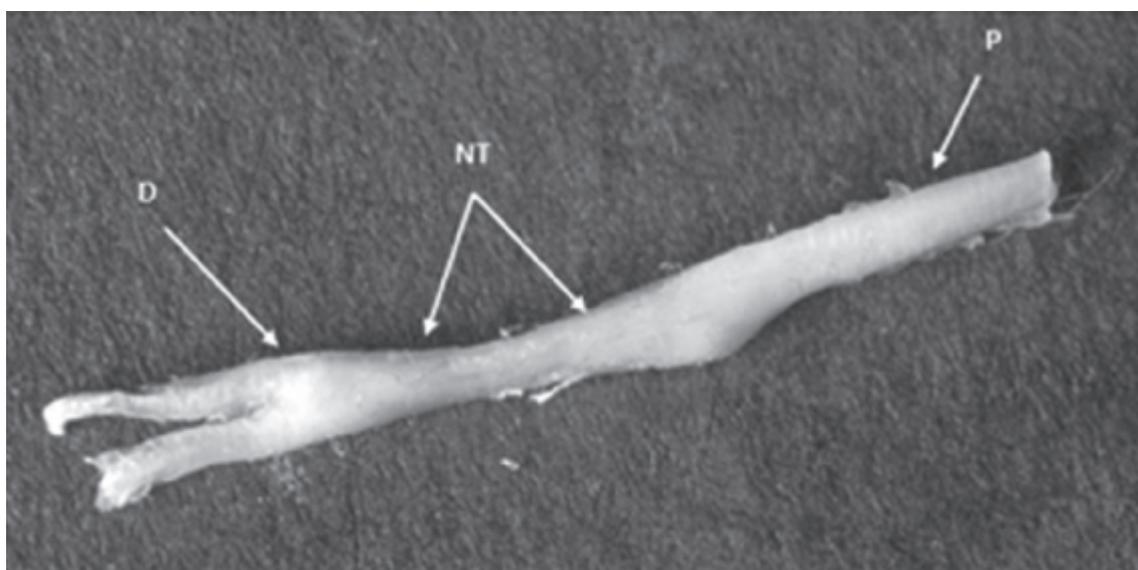


Рис. 6. Фото седалищного нерва взрослой крысы через 3 мес. после реконструкции нейротрубкой. С помощью этой трубки было восстановлено анатомическое соединение ранее пересеченного и расщепленного нерва, а также был восстановлен дефект длиной в 0,5 см. (Rochkind et al., Photomedicine and Laser Surgery 25: 137–143, 2007)

Fig. 6. Photograph of the sciatic nerve of an adult rat 3 months after neurotube (NT) reconstruction. The neurotube recreated the anatomical connection of the previously transected and divided nerve, and a distance of 0,5 cm was recreated. (Rochkind et al., Photomedicine and Laser Surgery 25:137–143, 2007)

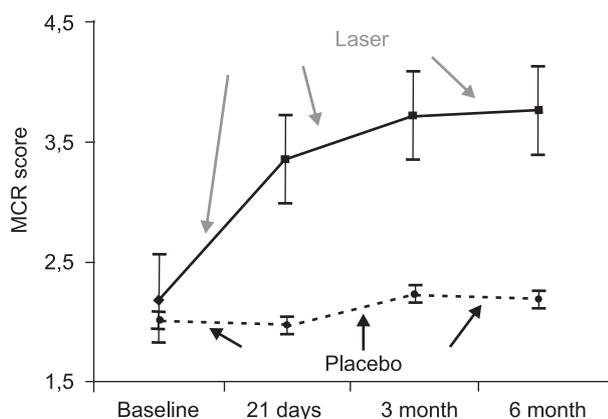


Рис. 7. График наблюдений за моторной функцией у больных с травмой нерва, которые были пролечены либо фототерапией с облучением лазерным светом (длина волны 780 нм), либо получали плацебо-лечение. Средние значения моторной функции ( $\pm$  ст. откл.) во всех пораженных мышцах определяли с помощью системы MRC (оценочная шкала медицинского исследовательского совета). При анализе результатов определили, что леченные лазером и плацебо-группы изначально были в одинаковых условиях ( $p = 0,887$ ). Результаты наблюдений за моторной функцией на протяжении 6 мес. показали значительное улучшение в лазерной группе по сравнению с группой плацебо. (Rochkind et al., Photomedicine and Laser Surgery 25: 436–442, 2007)

Fig. 7. Graph of the motor function follow-up in injured patients who underwent either 780-nm laser phototherapy or placebo treatment. Mean motor function ( $\pm$  SD) of all affected muscles was examined in injured patients using the Medical Research Council (MRC) Grading System. The analysis of the results showed that at baseline the 780-nm laser-treated and placebo groups were in clinically similar conditions ( $p = 0,887$ ). The analysis of motor function during the 6-month follow-up period compared with baseline showed statistically significant improvement ( $p = 0,0001$ ) in the laser-treated group compared with the placebo group. (Rochkind et al., Photomedicine and Laser Surgery 25: 436–442, 2007)

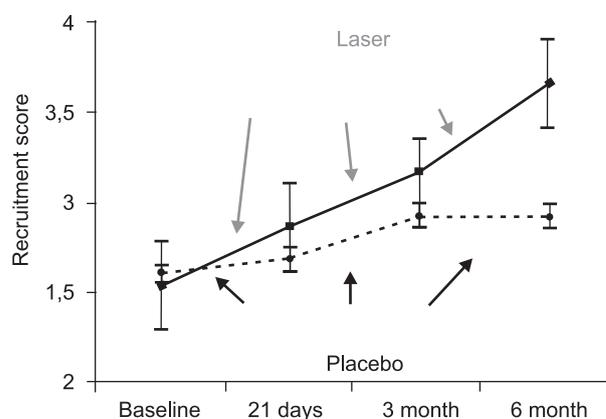


Рис. 8. График контроля двигательных реакций у больных с травмой нерва, которые лечились либо лазерной терапией (длина волны 780 нм), либо плацебо. Контроль двигательных реакций (среднее всех исследуемых мышц  $\pm$  ст. откл.) проводился у всех травмированных больных. В группе больных, леченных лазерным светом (длина волны 780 нм), и в плацебо-группе исходно условия были одинаковы ( $p = 0,934$ ). В лазерной группе наблюдали статистически значимое улучшение показателей контроля двигательных реакций ( $p = 0,0006$ ) на протяжении всего 6-месячного периода наблюдения по сравнению с группой плацебо. (Rochkind et al., Photomedicine and Laser Surgery 25: 436–442, 2007)

Fig. 8. Graph of the motor unit recruitment in injured patients who underwent either 780-nm laser phototherapy or placebo treatment. Motor unit recruitment, the mean of all examined muscles ( $\pm$  SD), was monitored in injured patients. The 780-nm laser-treated and placebo groups were in similar conditions at baseline ( $p = 0,934$ ). In the laser-treated group, statistically significant improvement ( $p = 0,0006$ ) was found in motor unit recruitment during the 6-month follow-up period, compared with the placebo group. (Rochkind et al., Photomedicine and Laser Surgery 25: 436–442, 2007).

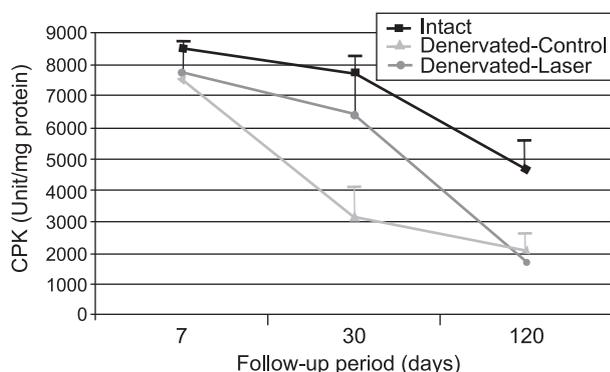


Рис. 9. Воздействие исследуемого метода лечения на активность креатинкиназы (КК) (ед./мг белка) у интактных животных и у крыс с денервированной икроножной мышцей. На графике представлен уровень КК на 7, 30 и 120-е сут у интактных животных и у животных с денервированной мышцей, которых лечили лазером и не лечили лазером. В контрольной, не облученной группе, через 30 дней после денервации уровень КК существенно понизился до 41% от нормального (при интактной мышце). В то же время в лазерной группе наблюдали отсроченную или ослабленную активность КК. КК-активность в группе с денервированной мышцей, леченной лазером, снизилась только на 17% от нормы. Анализ активности КК у животных с денервированной мышцей, либо леченных лазером, либо нет, показал статистически значимую разность в пользу лазерной группы ( $p = 0,008$ ).

Fig. 9. Graph illustrating the results of study evaluating creatine kinase (CK) activity (unit/mg protein) in intact and denervated rat gastrocnemius muscle. Graph showing content CK (unit/mg protein) during 7, 30 and 120 days in intact and denervated muscles with and without laser treatment. In the control non-irradiated group, 30 days after denervation, the amount of CK decreased markedly to 41% of the normal value (intact muscle). In the same time delayed and attenuated decrease of the CK activity was observed in the laser treated group. The CK activity of the laser treated denervated muscle decreased only by 17% of the normal value. The analysis of CK activity in the denervated laser treated group, compared to the control denervated group showed statistically significant difference ( $p = 0,008$ ).

### Заключение

Лазерная фототерапия ускоряет и усиливает рост аксонов и процессы регенерации после повреждения или после реконструктивных манипуляций на периферических нервных волокнах. Исследования на животных и в клинике показали, что фототерапия имеет положительный эффект на регенерацию периферической нервной ткани. Полученные данные свидетельствуют о том, что пришло время начать более широкие клинические исследования по данной теме [1–3].

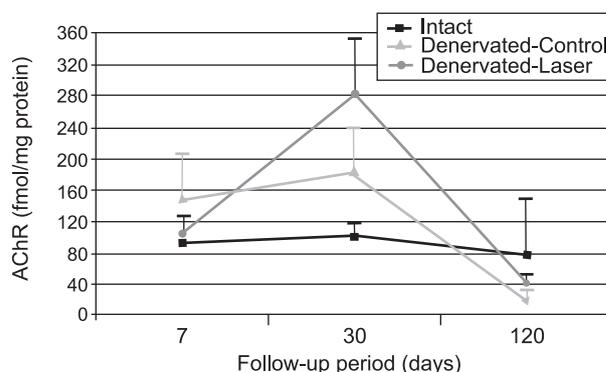


Рис. 10. Уровень ацетилхолиновых рецепторов (АХР) у интактных крыс и у крыс с денервированной икроножной мышцей. Уровень АХР (моль/мг белка) на 7, 30 и 120-е сут у интактных животных и у животных с денервированной мышцей, получавших лазерное облучение или нет. В контрольной, необлученной группе, через 7 дней после мышечной денервации, как и ожидалось, уровень АХР повысился до 161% от нормального (в интактной мышце). И наоборот, уровень АХР в группе животных с денервированной мышцей, но облученных лазером, остался почти на уровне нормы. На 30-е сут после денервации в лазерной группе уровень АХР повысился до 278% по сравнению со 180% в «нелазерной» группе. Уровень АХР в лазерной группе оставался выше на протяжении 4 мес. после денервации по сравнению с «нелазерной» группой.

Fig. 10. Graph illustrating the results of study evaluating the level of acetylcholine receptors (AChR) in intact and denervated rat gastrocnemius muscle. Graph showing content AChR (fmol/mg protein) during 7, 30 and 120 days in intact and denervated muscles with and without laser treatment. In the control non-irradiated group, 7 days after muscle denervation, as expected, the amount of AChR increased to 161% of the normal value (intact muscle). In contrast, the amount of AChR of the laser irradiated denervated muscle remained near normal value. Thirty days after denervation in laser-treated group amount of AChR increased to 278% compared to 180% in non-laser group. The amount of AChR in laser-treated group remains higher until 4 month after the denervation, in comparison to non-irradiated group.

### Литература

1. Gigo-Benato D., Geuna S., Rochkind S. Phototherapy for Enhancing Peripheral Nerve Repair: A Review of the Literature. *Muscle and Nerve* 31: 694–701, 2005.
2. Rochkind S. Phototherapy in peripheral nerve regeneration: From basic science to clinical study. *Neurosurgical Focus* 26 (2): E8, 2009.
3. Rochkind S., Geuna S., Shainberg A. Phototherapy in Peripheral Nerve Injury: Effects on Muscle Preservation and Nerve Regeneration. In: *International Review of Neurobiology: Essays on Peripheral Nerve Repair and Regeneration*. Edited by S. Geuna, P. Tos, B. Battiston. 87: 445–464, 2009.

Поступила в редакцию 10.03.2010 г.

Для контактов:  
e-mail: rochkind@zahav.net.il

УДК 616.314.17 - 085.849.19.032.13

Ризаева С.М., Байбеков И.М.

## Изменения форм эритроцитов при пародонтите и возможности лазеротерапии в их коррекции

Rizajeva S.M., Baibekov I.M.

### Changes in erythrocyte forms in paradontitis and laser therapy for their correction

Ташкентская медицинская академия;

Республиканский специализированный центр хирургии им. акад. В. Вахидова, Ташкент, Узбекистан

*Цель:* выявить сдвиги в соотношении дискоцитов и патологических форм эритроцитов в десне и периферической крови при пародонтитах и их изменения под влиянием лазеротерапии. *Материал и методы исследования:* у 14 пациентов терапия патологии тканей пародонта проводилась без использования ВЛОК (внутрисосудистое облучение крови) и у 12 пациентов с использованием ВЛОК. 8 практически здоровых пациентов составили контрольную группу. У всех пациентов было изучено с помощью сканирующей электронной микроскопии (СЭМ), экспресс-метода толстой капли (ЭМТК) и морфометрии изменения пропорции дискоцитов и патологических форм эритроцитов (ПФЭ) крови из десны и пальца. ВЛОК проводили с помощью аппарата «Матрикс-ВЛОК», излучающая головка КЛ-ВЛОК, длина волны 0,63 мкм, мощность на выходе световода 1,5–2 мВт, снабженного специальными иглами с тефлоновым покрытием. *Результаты:* выявлено, что при пародонте доля ПФЭ в периферической крови увеличивается, особенно в слизистой оболочке десны. При этом в крови из десны доминируют стоматоциты. Использование внутрисосудистого лазерного облучения крови ВЛОК в комплексном лечении пародонтитов способствует выраженной нормализации соотношения дискоцитов и ПФЭ. Показана адекватность метода СЭМ и ЭМТК в оценке формы эритроцитов при патологии и эффективности лечения. *Ключевые слова:* эритроцит, пародонтит, внутрисосудистое облучение, кровь, сканирующая электронная микроскопия, морфометрия.

*Purpose:* to find out shifts in the ratio of discocytes and pathological erythrocyte forms in gums and in peripheric blood in patients with paradontitis as well as to find out changes in erythrocyte forms under laser therapy treatment. *Material and methods:* All patients were divided into three groups. 14 patients had no intravascular laser blood irradiation (ILBI); 12 patients had ILBI treatment and 8 practically healthy patients were included into the control group. Changes in the ratio of discocytes and pathological forms of erythrocytes (PFE) in blood taken from gums and fingers were studied in all patients with scanning electronic microscopy, express-test of a thick blood drop and morphometry. ILBI sessions were done with laser device «Matrix-VLOK», emitting head KL-VLOK, wavelength 0,63  $\mu\text{m}$ , output power at the tip 1,5–2 mW and special needles with Teflon coating. *Results:* it has been found out that in paradontitis PFE portion in peripheric blood increases; especially, in gingival mucous. In gingival blood stomatocytes dominate. ILBI sessions in the complex treatment of paradontitis promote normalization of ratio between discocytes and PFE. The applied techniques – scanning electronic microscopy and an express-test of a thick blood drop – have been found adequate for assessing erythrocyte forms in peritonitis and for efficient treatment. *Key words:* erythrocyte, paradontitis, intravascular blood irradiation, blood, scanning electronic microscopy, morphometry.

Различные виды поражения пародонта являются наиболее часто встречаемыми в практике стоматологов болезнями мягких тканей полости рта. Хронический пародонтит отличается длительным прогрессирующим течением с рецидивами, которые трудно поддаются лечению. Во многом это определяется сложностью патогенеза, который до сих пор остается до конца не выясненным. Одним из ведущих факторов в патогенезе пародонтитов являются изменения микрососудов десны и расстройства микроциркуляции [4–7, 9].

В комплексе изменений, вызывающих нарушения микроциркуляции, значительная роль принадлежит нарушениям соотношений нормальных форм эритроцитов – дискоцитов и их патологических форм (ПФЭ) – стоматоцитов, эхиноцитов, эритроцитов с гребнем и др. Это показано на примере различных патологических состояний [1].

Лазеротерапия, в том числе внутрисосудистое лазерное облучение крови (ВЛОК) – наиболее эффективный способ фотовоздействия на эритроциты для восстановления нормального соотношения дискоцитов и ПФЭ [2, 8, 10].

Исследований соотношения форм эритроцитов при пародонтите, особенно сравнительная характеристика их в периферической крови и в зоне пораженных десен

и влияние ВЛОК на восстановление их формы, не проводилось. Цель настоящего исследования – выявить сдвиги в соотношении дискоцитов и патологических форм эритроцитов в десне и периферической крови при пародонтитах и их изменения под влиянием лазеротерапии.

#### Материал и методы

Методами световой, электронной сканирующей микроскопии (СЭМ), морфометрии изучены структурные изменения тканей пародонта и зубов при пародонтите, изменения соотношения патологических форм эритроцитов в периферической крови и в области поражения, их изменения под влиянием лазеротерапии у 14 пациентов, леченных без использования ВЛОК, и 12 пациентов – с использованием ВЛОК. Исследована также кровь 8 практически здоровых добровольцев.

ВЛОК проводили с помощью аппарата «Матрикс-ВЛОК», излучающая головка КЛ-ВЛОК, длина волны 0,63 мкм, мощность на выходе световода 1,5–2 мВт, снабженного специальными иглами с тефлоновым покрытием. Для изучения формы эритроцитов периферической крови применяли сканирующую электронную микроскопию (СЭМ) и экспресс-методику толстой капли (ЭМТК).

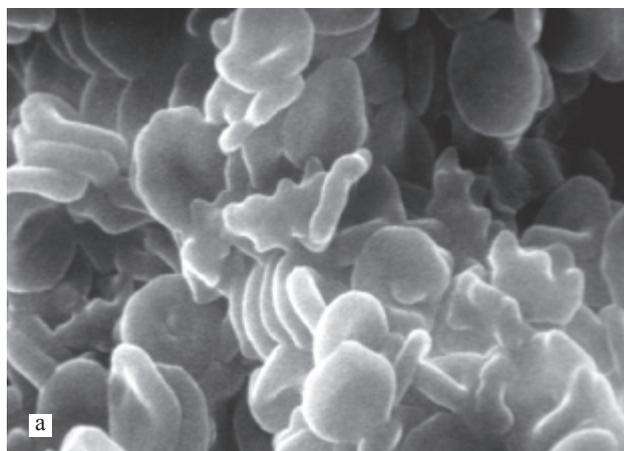
Эта методика разработана в лаборатории патологической анатомии РСЦХ им. акад. Вахидова Республики Узбекистан. Она запатентована в Патентном ведомстве Республики Узбекистан «Способ определения формы эритроцитов» № МКИ 6 А 61 В 10/00, а также запатентована программа «Экспресс-диагностика формы эритроцитов» № ED-5-05.

После прокола скарификатором подушечки безымянного пальца кровь или десны 2–3 капли крови помещали в 2 мл фиксирующего 2,5% раствора глутарового альдегида на фосфатном буфере (рН-7,4). Каплю фиксированной неокрашенной крови помещали на предметное стекло и покрывали покровным стеклом. Изучение и фотографирование светооптических препаратов проводили с помощью микроскопа «АХИОСКОП-40» (Carl Zeiss), Германия, с цифровой камерой ProgRes, CapturePro 2.6, сопряженной с компьютером Pentium IV. Морфометрический подсчет соотношения числа нормальных и патологических форм эритроцитов проводили, используя в каждом случае не менее 1000 эритроцитов, с проведением последующей статистической обработки с помощью программы Statistica for Windows Professional, применяя критерии параметрической статистики.

Предложенная нами методика позволяет сохранить естественное состояние эритроцита и приблизить его к таковому в просвете сосуда. Это способствует более адекватной оценке функциональной морфологии эритроцита.

С помощью СЭМ и ЭМТК нами были изучены эритроциты периферической крови у больных при пародонтите после комплексного лечения без ВЛОК и с ВЛОК. Комплексное лечение заключалось в снятии над- и поддесневых зубных отложений, орошении патологических карманов раствором Элюдрил и аппликации геля Пародиум в течение 7 дней.

Для СЭМ эритроциты периферической крови, полученной из пальца или десны, фиксировали в 2,5% растворе глутарового альдегида на фосфатном буфере (рН-7,4). После дегидратации в растворах спирта -ацетона возрастающей концентрации высушивали способом перехода через критическую точку закиси азота в аппарате «НСР-2» (Hitachi) и напыляли золотом в аппарате ИВ-2.



Образцы монтировали на алюминиевые подложки электропроводящим клеем. После ионного напыления золотом в аппарате «ИВ-3» (Eiko, Japan) образцы изучали и фотографировали в СЭМ «Hitachi S-405A с помощью цифровой фотокамеры Canon с экрана монитора микроскопа.

**Результаты исследования** показали, что в крови, полученной из области пораженных десен, и в крови, полученной из пальца, имеют место выраженные сдвиги в соотношения дискоцитов и ПФЭ.

С помощью СЭМ выявлено, что при пародонтите в крови, полученной из пальца, доминируют ПФЭ, такие как эхиноциты и стоматоциты (рис. 1, а, б). В крови, полученной из десны, преобладают стоматоциты, их доля составляет  $20 \pm 0,2\%$  (рис. 2, а, б).

Комплексное лечение с использованием ВЛОК приводило к выраженной нормализации соотношения дискоцитов и ПФЭ в периферической крови, полученной из пальца (рис. 3, а, б). В крови, полученной из десны, также отмечалась выраженная нормализация соотношения дискоцитов и ПФЭ (рис. 4, а, б).

При исследовании крови из пальца практически здоровых людей (контроль) с помощью ЭМТК с подсчетом доли дискоцитов и ПФЭ выявлено доминирование дискоцитов. При пародонтите отмечается существенное снижение доли дискоцитов и возрастание доли ПФЭ в крови из пальца. Эти сдвиги были выражены в большей степени в крови, полученной из десны при пародонтите. Комплексное лечение, без лазеротерапии, приводило к положительным сдвигам в соотношении дискоцитов и ПФЭ как в крови из пальца, так и десны (табл.).

Однако указанные изменения более выражены при использовании в комплексном лечении ВЛОК. Сочетанное использование комплексного лечения с использованием ВЛОК приводило к выраженной нормализации соотношения дискоцитов и ПФЭ как в крови, полученной из пальца, так и в крови, полученной из десны (табл., рис. 1, б, 2, б, 3, б, 4, б).

Сравнения микрофотографий крови, полученных с помощью СЭМ и ЭМТК, показали их стереотипность, что дает основание считать, что метод ЭМТК является объективным в оценке соотношения дискоцитов и ПФЭ.

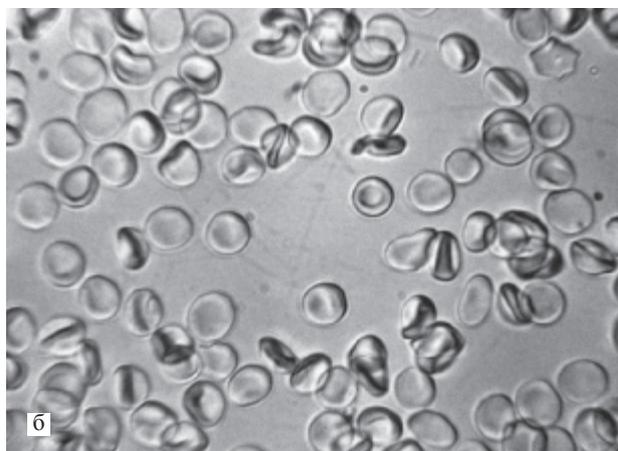


Рис. 1. Кровь из пальца до лечения: а) СЭМ  $\times 2000$ ; б) ЭМТК  $10 \times 40$

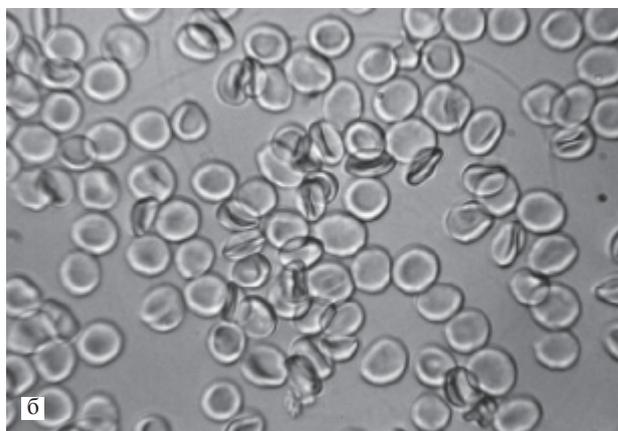
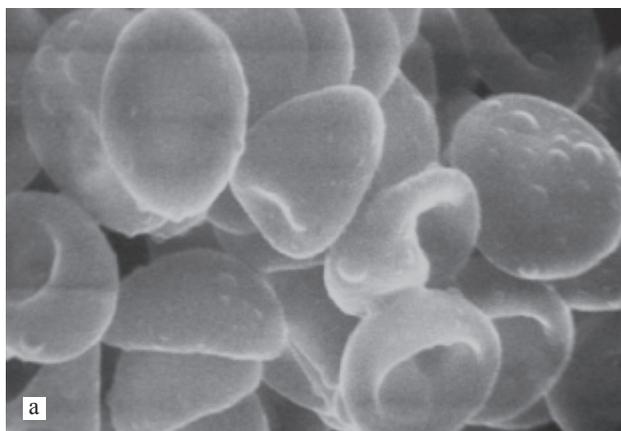


Рис. 2. Кровь из десны до лечения: а) СЭМ  $\times 4000$ ; б) ЭМТК  $10 \times 40$

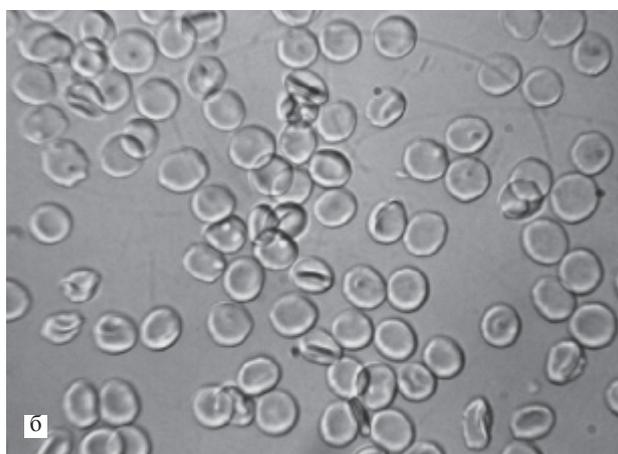
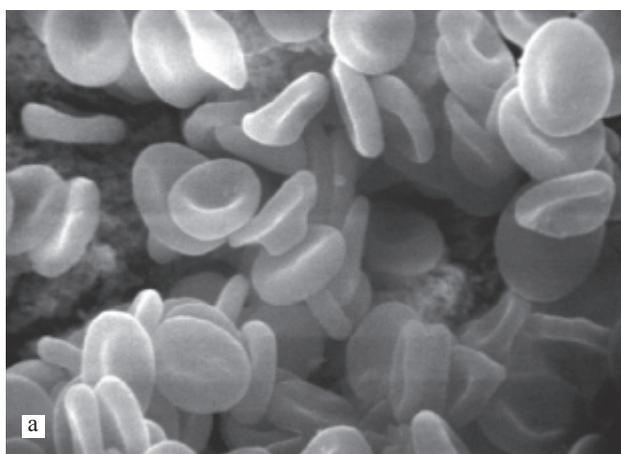


Рис. 3. Кровь из пальца. Лечение с использованием ВЛОК: а) СЭМ  $\times 2000$ ; б) ЭМТК  $10 \times 40$

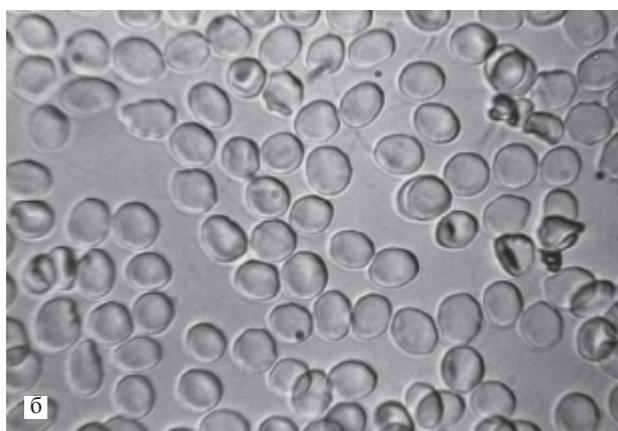
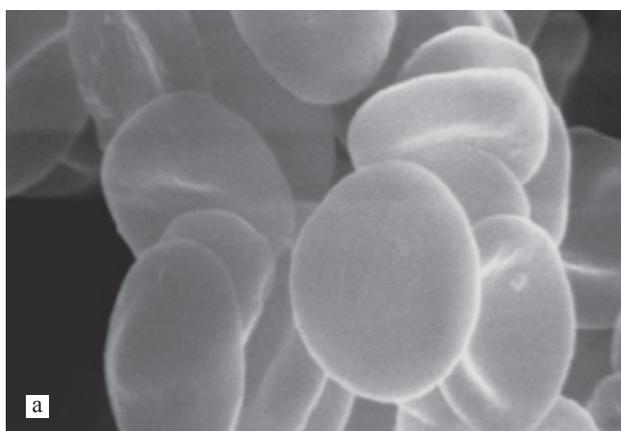


Рис. 4. Кровь из десны. Лечение с использованием ВЛОК: а) СЭМ  $\times 2000$ ; б) ЭМТК  $10 \times 40$

### Обсуждение

В лечении нарушенной микроциркуляции при пародонтите важное место занимают препараты, оказывающие противовоспалительное действие и стимулирующие процессы и регенерации [3–6]. Универсальность положительного эффекта низкоинтенсивного лазерного излучения заключается в активизации микроциркуляции, что, в свою очередь, также оказывает противовоспалительный эффект и стимулирует репаративные процессы. ВЛОК, нашедшее широкое применение в лечении различных

патологических состояний, в первую очередь, способствует восстановлению соотношения дискоцитов и ПФЭ [1, 2]. Доминирование в крови дискоцитов – эритроцитов нормальной формы в виде двояковогнутого диска – обеспечивает их высокую деформируемость и прохождение по микрососудам, диаметр которых меньше размера дискоцита. После прохождения дискоцит восстанавливает свою первоначальную форму. Это является одним из ведущих факторов адекватной микроциркуляции. Увеличение доли ПФЭ делает невозможным их прохождение по микрососудам, ведет

**Т а б л и ц а**

**Соотношение дискоцитов и патологических форм эритроцитов при пародонтите и после лазеротерапии**

Форма эритроцитов	Контроль (%)	Кровь из пальца до лечения (%)	Пародонтит, кровь из десны до ВЛОК (%)	Пародонтит, кровь из пальца, лечение без ВЛОК (%)	Пародонтит, кровь из пальца, 10 сеансов ВЛОК (%)	Пародонтит, кровь из десны, 10 сеансов ВЛОК (%)
Дискоциты	89 ± 1,7	69 ± 1,6*	55 ± 1,6*	77 ± 1,6**	82 ± 2,2**	73 ± 1,4**
Эхиноциты	9 ± 0,6	12 ± 1*	14 ± 1*	11 ± 1**	8 ± 0,3**	10 ± 1*
Стоматоциты	1 ± 0,04	10 ± 0,2*	20 ± 0,2*	4 ± 0,2**	4 ± 0,1**	11 ± 0,2**
Эритроциты с гребнем	0,5 ± 0,01	8 ± 0,3*	9 ± 0,3*	6 ± 0,2**	5 ± 0,1**	4 ± 0,2**
Необратимые формы	0,5 ± 0,07	1 ± 0,2*	2 ± 0,2*	2 ± 0,2**	1 ± 0,1**	2 ± 0,2**

*Примечание.* \* – статистически достоверно ( $p < 0,05$ ) по сравнению с контролем; \*\* – статистически достоверно ( $p < 0,05$ ) по сравнению с группой до лечения.

к их сладжированию и образованию микротромбов, что нарушает микроциркуляцию.

Пародонтит, как показали наши исследования, вызывает существенные сдвиги в соотношении дискоцитов и патологических форм эритроцитов как в периферической крови в целом, так и, особенно, в очаге поражения. Это является одной из связей между общим состоянием организма и поражением пародонта [7].

Использование ВЛОК в комплексном лечении пародонтитов способствует выраженной нормализации соотношения дискоцитов и ПФЭ.

СЭМ является наиболее эффективным методом оценки формы эритроцитов. Однако эта методика требует значительных средств и времени. Разработанная нами методика ЭМТК применима как для качественного изучения форм эритроцитов, так и морфометрического подсчета соотношения их нормальных и патологических форм. Показано, что она во многих случаях может заменить СЭМ [1]. Используя этот метод, объективную морфометрическую оценку деформируемости эритроцитов можно получить в течение 10–15 мин с помощью простой световой микроскопии. Указанный факт делает возможным проведение мониторинга структурно-функционального статуса эритроцитов и других клеток крови для оценки тяжести патологического процесса и адекватности проводимого лечения.

### Литература

1. Байбеков И.М., Мавлян-Ходжаев Р.Ш., Эрстекис А.Г., Москвин С.В. Эритроциты в норме, патологии и при лазерных воздействиях. Тверь: «Изд-во «Триада», 2008. 255 с.
2. Гейнци А.В., Москвин С.В., Азизов Г.А. Внутривенное лазерное облучение крови. М.: Триада, 2006. С. 144.
3. Камиллов Х.П., Бекжанова О.Е. Лечение нарушений микроциркуляции при пародонтите противовоспалительными и регенерирующими препаратами // *Stomatologia*. Ташкент. 2008. № 1–2. С. 22–26.
4. Михалева Л.М., Шаповалов В.Д., Бархина Т.Г. Хронический пародонтит. Клиническая морфология и иммунология. М.: Триада, 2004. 126 с.
5. Орехова Л.Ю. Заболевания пародонта. М.: Поли Медиа Пресс, 2004. 432 с.
6. Carranza F.A., Newman M.G. *Clinical periodontology*. Philadelphia: Saunders Co, 1996. 782 p.
7. Garcia R.T. Relationship between periodontal disease and systemic health // *Periodontology*. 2001. Vol. 75. P. 2–37.
8. Grundmann S.A., Beissert S. Regulation of cellular immunity by Photo (chemo) therapy. *Front Biosci*. 2009 Jan 1; 14. P. 4326–36.
9. Matsuo M., Takahashi K. Scanning electron microscopic observation of micro-vasculature in periodontium // *Microsc. Res. Tech*. 2002. Vol. 56. P. 3–14.
10. Schneider L.A., Hinrichs R., Scharffetter-Kochanek K. Phototherapy and photochemotherapy // *Clin Dermatol*. 2008. Sep–Oct; 26 (5): 464–76.

*Поступила в редакцию 20.04.2010 г.*

*Для контактов:*  
*e-mail: baibekov@mail.ru*

УДК 616.366-003.7-089:615.849.19

Гейниц А.В., Максименков А.В., Саакян О.В., Яфаров А.Р.

## Желчнокаменная болезнь – современные возможности хирургического лечения (обзор литературы)

Geynits A.V., Maximenkov A.V., Saakjan O.V., Yafarov A.R.

### Cholelithiasis – modern possibilities of surgical treatment (literature review)

ФГУ «ГНИЦ лазерной медицины ФМБА России»

**В обзоре рассмотрены публикации по применению различных физических методов диссекции и коагуляции тканей в хирургическом лечении желчнокаменной болезни, а также применение высокоэнергетического лазерного излучения (Ho:YAG) при эндобилиарной лазерной литотрипсии. Ключевые слова: высокоэнергетическое лазерное излучение, желчнокаменная болезнь, диссекция, коагуляция, литотрипсия.**

**The present review analyzes publications on application of various physical techniques of tissue dissection and coagulation for surgical treatment of cholelithiasis as well as it analyzes effectiveness of high intensive laser light (Ho:YAG) for endobiliary laser lithotripsy. Key words: high intensive laser light, cholelithiasis, dissection, coagulation, lithotripsy.**

Современный этап развития хирургии характеризуется широким внедрением в практику малоинвазивных вмешательств, снижающих операционный риск и расширяющих возможности хирургического лечения больных с тяжелыми сопутствующими заболеваниями. Новые «медикоэкономические стандарты» лечения ЖКБ требуют от специалистов точной диагностики заболеваний и сокращения сроков пребывания в стационаре за счет выбора оптимальной тактики лечения и выхаживания в послеоперационном периоде. Основным хирургическим способом лечения ЖКБ является холецистэктомия, которая, как правило, достаточно надежно и надолго избавляет пациента от страданий [4, 9, 10, 15, 27].

Поиск и разработка новых возможностей оперирования при ЖКБ диктуется тенденцией широкого распространения метода лапароскопической холецистэктомии и выполнения вмешательств из «минидоступа», для которых существующие методы электрохирургии, высокочастотной электрохирургии, радиохимирургии и др., разработанные и применяемые при операциях, осуществляемых классическим, традиционным способом, не всегда удовлетворяют специалистов [23].

В прошлом столетии в СССР заболеваемость холелитиазом увеличивалась каждые 10 лет вдвое, а при аутопсии камни обнаруживали у каждого десятого умершего, независимо от причины смерти. В ФРГ в тот же период времени было зарегистрировано более 5, а в США более 15 млн пациентов, страдающих ЖКБ. В последние десятилетия в промышленно развитых странах, в том числе и в России, продолжает сохраняться высокая заболеваемость ЖКБ. Количество больных, по опубликованным современным статистикам, также каждое десятилетие продолжает практически удваиваться. Частота ее встречаемости среди взрослого населения, по данным различных авторов, составляет от 8 до 10%, при этом ряд из них считают, что по мере старения организма распространенность холелитиазом возрастает и достигает максимума у возрастной группы после 70 лет, а женщины страдают ЖКБ чаще, чем мужчины (3 : 1–8 : 1).

О важности и необходимости совершенствования наших знаний о заболевании и разработок новых способов лечения, оперирования пациентов ЖКБ и профилактики осложнений свидетельствует динамика роста оперативной активности при ЖКБ. Например, если в США в 70-е годы XX века ежегодно выполняли более 250 000 холецистэктомий, то к концу столетия, в 90-е годы, желчные пузыри были удалены у 500 000 пациентов.

Необходимость в избавлении больного от ЖКБ продиктована не только возникающими мучительными приступами «желчных колик», но и опасностью развития тяжелых осложнений (острого холецистита, механической желтухи, деструктивного панкреатита и др.), которые могут потребовать срочного оперативного вмешательства. Кроме того, имеются неоспоримые свидетельства того, что при длительном течении основного заболевания (ЖКБ) возможно развитие рака желчного пузыря. В связи с указанным, большинство ведущих специалистов в мире, с мнением которых трудно не согласиться, считают, что лечению должны подлежать как больные с симптоматической ЖКБ, так и латентно протекающей ее формой, при которой всегда существует угроза внезапного тяжелого усугубления течения ЖКБ.

В настоящее время в медицинских учреждениях применяют три способа удаления желчного пузыря: лапароскопический, хирургический из минидоступа (трансректальный минидоступ длиной 4 см) и традиционную холецистэктомию в условиях стандартного разреза по Кохеру или Федорову [4, 7].

Лапароскопическая холецистэктомия (ЛХЭ) за более чем 20-летний период существования завоевала во всем мире широкое признание, и ее продолжают совершенствовать. По опубликованным статистическим данным, в современной клинической практике эндоскопическим методом выполняют до 70–80% холецистэктомий. Небольшая травматичность при операциях ЛХЭ, щадящая, прецизионная, инструментальная хирургическая техника оперирования, по мнению большинства авторов, существенно облегчает течение послеоперационного периода, обеспечивает возможность ранней активизации

ции пациентов, сокращает сроки нахождения больного в стационаре (3–5 дней) и сроки восстановления трудоспособности (2,5–3 нед.) [16, 24].

Два первых из указанных факторов определяют низкий процент развития послеоперационных осложнений со стороны операционной раны, брюшной полости и сердечно-легочной системы. Тем не менее, наряду с неоспоримыми преимуществами операция ЛХЭ таит в себе, безусловно, и возможную опасность развития серьезных осложнений [20, 28]. Речь в данном случае идет об осложнениях, которые в ряде случаев могут развиваться и при традиционном выполнении операции: кровотечение и желчеистечение в брюшную полость, травма холедоха, внутренних органов или развитие гнойных процессов в зоне вмешательства. Причинами их возникновения чаще всего являются неадекватный гемо- и холестаза, спаечный и воспалительный процессы в гепатодуоденальной зоне или иные причины, обусловленные техническими сложностями лапароскопического способа рассечения тканей.

Холецистэктомия из минилапаротомного доступа (мини-ХЭ) является методикой, разработанной сравнительно недавно. Приоритет ее выполнения принадлежит И.Д. Прудкову и его последователям (1997). Особенностью рассматриваемого метода холецистэктомии является удаление желчного пузыря из малого (мини) оперативного доступа (3–4 см) с применением ранорасширителя оригинальной конструкции, снабженного осветителем, и специально разработанного набора инструментов. Некоторые хирурги рассматривают мини-холецистэктомию в качестве хирургической операции с элементами эндохирургии. Многие практикующие хирурги считают, что применение минилапаротомного доступа при холецистэктомии целесообразно в тех случаях, когда имеются противопоказания к лапароскопическому вмешательству [5, 7].

Технология этой операции позволяет произвести удаление желчного пузыря при наличии воспалительной инфильтрации и спаечного процесса в зоне гепатодуоденальной связки; после ранее перенесенных лапаротомий, когда можно ожидать последствий развития спаек между органами брюшной полости с брюшной стенкой; при ожирении и внутривенном расположении желчного пузыря. Ряд авторов считают, что минидоступ при холецистэктомии предпочтителен у больных с сопутствующими заболеваниями сердечной и легочной систем, у которых крайне нежелательно создавать напряженный пневмоперитонеум. Возможность прямого визуального контроля и применение традиционных приемов диссекции тканей позволяют также относительно безопасно манипулировать в условиях выраженного инфильтрата. При необходимости возможно проведение интраоперационной ревизии внепеченочных желчных протоков практически при всех клинических формах калькулезного холецистита. Мини-ХЭ не является альтернативой лапароскопического способа, а является самостоятельным методом. По многим параметрам медицинского характера эти способы достаточно схожи. Естественно, малоинвазивные методики холецистэктомий, как и традиционные способы оперирования, в одинаковой степени требуют

надежных и безопасных способов обеспечения интраоперационного гемо- и холестаза при выполнении диссекции тканей, а также профилактики травмы анатомических структур, образующих гепатодуоденальную связку.

В связи с указанным, интерес специалистов в последние годы направлен на разработку новых физических способов диссекции и коагуляции тканей, основанных на использовании лазерного воздействия. Обусловлено это тем, что при работе обычными инструментами некоторые хирурги считают, что затрачивается неоправданно много времени на обеспечение гемостаза, а ряд «малоинвазивных» современных операций невыполнимы традиционными способами и имеющимися хирургическими инструментами.

Следует заметить, что из-за доступности и простоты эксплуатации наиболее широкое применение получили различные методы электрохирургического воздействия: энергией плазменного потока, ультразвука или радиоволнового воздействия. Однако, несмотря на наличие достаточно широких возможностей применения физических способов диссекции и коагуляции, до сих пор, к сожалению, не существует строго аргументированных представлений относительно оптимальности их использования [25].

Физические методы остановки кровотечения известны давно. Впервые каутеризация (*cauterisatio*, от *греч.* *cauter* – раскаленное железо; то же, что прижигание) была предложена Авлом Корнелием Цельсом (I в. н. э.), а простейший каутер представлял собой нагретое лезвие ножа. В начале XVII века с открытием тепловых свойств электричества А. Вескверел впервые изобрел «электронож» и предложил его к применению. Конец «электроножа» в виде проволоки под действием электрического тока нагревался и оказывал прижигающее действие на ткани. В 1875 году Е. Bottini разработал технику гальванокаутеризации для выполнения простатэктомии. В предыдущие столетия, благодаря стараниям многих исследователей, была признана и заняла достойное место в клинической практике электрохирургия. Следует особо отметить, что большой вклад в развитие клинической электрохирургии внесли отечественные хирурги: М.З. Сигал, Ф.Ш. Ахметзянов, Б.Л. Еляшевич. В 1949 году М.З. Сигал впервые выполнил асептическую электрохирургическую гастрэктомию без формирования шва слизистой (однорядный анастомоз). Основными преимуществами разработанного им метода, по сравнению с применением обычного хирургического скальпеля, стали: практически полное отсутствие кровотечения или малая кровопотеря, отсутствие или резкое уменьшение послеоперационных болей, снижение всасывающей способности раневой поверхности, уменьшение опасности развития послеоперационного шока, антибластическое и абластическое действие «электроножа», возможность оперирования в инфицированных тканях вследствие бактерицидного действия «электроножа». Известно, что воздействие разными видами энергии с целью диссекции на биологические ткани вызывает ряд процессов, приводящих к резкому повышению температуры как внутри клеток, так и во внеклеточной

жидкости. При этом происходит мгновенное ее закипание и превращение в пар. В результате указанного взрывоподобного эффекта объем клетки мгновенно возрастает, ее оболочка разрывается, а ткани и элементы разрушаются. Окончательный результат описанного эффекта проявляется рассечением ткани [23].

Коагуляция обеспечивается за счет менее быстрого нагревания ткани, что не сопровождается взрывоподобным эффектом, но приводит к деваскуляризации тканей. В результате этого происходит высушивание клеток с денатурацией белка и образованием тромбов в сосудах. Для сравнительного анализа характера воздействия различных физических способов диссекции и коагуляции при проведении операций на печени и желчных путях специалисты учитывают особенности сосудистой архитектоники печени, поскольку именно она определяет основные возможные причины развития кровотечения и желчеистечения в послеоперационном периоде [11, 21]. Причиной повышенной кровоточивости и желчеистечения из ложа желчного пузыря является густая сосудистая сеть и система желчных протоков, способных пропускать и депонировать большие объемы крови и желчи при малом количестве опорной коллагеновой соединительной ткани в печени, что делает ее легко травмируемой как саму, так и ложе пузыря. Кроме того, особенности строения печеночных вен, не имеющих клапанов и практически не способных сокращаться, вносят свою лепту в проблему повышенной кровоточивости [29]. Нельзя не указать на существование довольно крупных аберрантных протоков диаметром от 0,6 до 2 мм, расположенных сразу под глиссоновой капсулой, либо открывающихся в просвет желчного пузыря и повреждающихся при его удалении. Повышение давления во внутри- и внепеченочных желчных протоках в первые сутки после холецистэктомии до 500 мм вод. ст. и более приводит к расширению протоков, что связано с удалением разгружающего резервуара (желчного пузыря) и спазмом сфинктера Одди. Все указанное, по некоторым свидетельствам, способствует усилению желчеистечения из ложа желчного пузыря в раннем послеоперационном периоде.

Разработка и внедрение в современную хирургическую практику ЛХЭ и холецистэктомии из мини-лапаротомного доступа в определенной степени стимулировали развитие и так называемой высокочастотной электрохирургии (ВЧЭХ), и использование частот 350–1500 Гц в монополярном и биполярном режимах. В работах, посвященных изучению особенностей морфологических изменений в тканях в зоне операции и течения репаративных процессов при применении ВЧЭХ, например, имеются свидетельства того, что при ее использовании для рассечения стенки желудка или кишки глубина повреждения составляет от 250–300 до 1470 мкм, а в отдельных случаях даже до 2500 мкм. Электрорассечение печени сопровождается некротическими изменениями глубиной от 1–3 до 10 мм.

При работе в монополярном режиме, из-за значительной разницы между площадями электрохирургического инструмента (активный электрод) и пластиной пассивного электрода, нагрев возникает только в месте контакта инструмента (активного электрода) с тканью.

Вместе с тем недостаточно плотное соприкосновение пассивного электрода с кожей может привести к ожогам и под ним. При биполярном способе электрохирургического воздействия на ткани оба выхода электрохирургического генератора соединяют электродами, которые конструктивно объединены в биполярный инструмент (зажим, ножницы). Таким образом, изолированные друг от друга бранши такого инструмента являются активными разнополярными электродами. Электрический ток в этом случае протекает между ними по кратчайшему пути лишь через тот участок тканей, который захвачен инструментом. Преимуществом биполярной коагуляции является отсутствие электрического потока в окружающих тканях, что исключает нежелательные электротермические эффекты вне зоны операции.

Однако при малоинвазивных оперативных вмешательствах применение этого биполярного электрохирургического метода ограничено и возможно лишь на отдельных этапах выполнения операции, поскольку биполярный инструмент работает только в режиме коагуляции, что снижает возможность контроля за состоянием участка тканей, непосредственно захватываемого инструментом [24; 28].

Методики, основанные на применении монополярной электроэнергии, более универсальны и могут быть использованы как для диссекции, так и коагуляции тканей. В режиме диссекции генератор создает переменный высокочастотный ток низкого напряжения с непрерывными колебаниями синусоидальной или прямоугольной формы. Для «электротомии» используют инструмент с минимальной площадью контакта с тканями (крючок, игла). Моментальное вскипание тканевой жидкости с эффектом «взрыва» разрушает ткани только в месте наиболее плотного соприкосновения их с активным электродом, т. е. по кромке рабочей части инструмента в направлении его движения. При этом между боковыми поверхностями рабочей части электрохирургического инструмента и краями образующейся раны возникает прослойка водяного пара. Пар, являясь диэлектриком, прерывает воздействие тока на края раны и препятствует глубокой коагуляции тканевых белков. В связи с указанным гемостатический эффект в режиме диссекции оказывается недостаточным, что диктует необходимость в дальнейшем для достижения хорошего гемостаза использовать режим коагуляции. Генерируемые при этом модулированные высокочастотные колебания или короткие импульсы тока с высоким напряжением не приводят к быстрому испарению тканевой жидкости, а прогревание тканей в окрестности активного электрода идет более равномерно с коагулированием их на глубину нескольких миллиметров, что обуславливает практически моментальное тромбообразование в мелких сосудах. Нельзя не отметить достоинств и недостатков данного физического метода. Во многих случаях обеспечить гемостаз только путем электрокоагуляции бывает невозможно, и зияющие сосуды среднего и более крупного калибра необходимо перевязывать во избежание возможного развития вторичных кровотечений. Их причинами могут быть: рассасывание тромба, повышение артериального давления или отторжение коагулированной ткани. По-

добные вторичные кровотечения могут возникать на второй и даже на третьей неделе после операции. По мере накопления опыта применения электрохирургических аппаратов исследователи обнаружили ряд нежелательных эффектов рассматриваемого воздействия. В первую очередь специалисты имеют в виду факт образования слишком большой зоны коагуляционного некроза. В литературе имеются сведения и о других недостатках электрохирургии: небезопасность для пациента, обусловленная возможностью повреждения электрическим током органов и тканей, удаленных от места приложения активного электрода. Не исключается также и возможность образования ожогов при плохом контакте между кожей и пассивным электродом. Электрохирургический разрез также не позволяет контролировать глубину воздействия на подлежащую ткань, поскольку отсутствуют четко видимые границы между коагулированными и интактными тканями. К негативным характеристикам рассматриваемого метода относят также образование накали из коагулированных тканей на рабочей поверхности электрода и возникающее искрение электрического тока на концах электродов, которое может стать причиной взрыва в операционной при насыщении ее атмосферы парами взрывоопасных летучих веществ (подобная ситуация, безусловно, была более актуальной для середины прошлого века, когда широко использовали взрывоопасные общие ингаляционные анестетики). При обработке обширных раневых поверхностей ряд авторов констатируют невозможность совмещения адекватного выполнения диссекции и коагуляции тканей.

Вышеперечисленные недостатки можно дополнить также и данными литературы о том что, например, применение монополярного электрохирургического скальпеля влияет на систему свертывания и фибринолиза и что в ряде случаев может заканчиваться формированием выраженного спаечного процесса в брюшной полости.

Следует обратить внимание и на тот факт, что специалисты считают абсолютно недопустимым применение электрохирургических методов воздействия у пациентов, в теле которых имплантированы какие-либо металлические предметы, в том числе кардиостимулятор. Применение любых электровоздействий в этих ситуациях может привести к нарушению нормальной работы кардиостимулятора или выходу его из строя или ожогам в местах расположения металлических имплантов. Указанные факты имеют отношение к любым типам малоинвазивных операций, когда интенсивно используют метод электрохирургии, вводят инструменты через троакарные проколы и манипулируют в замкнутом пространстве с ограниченной видимостью, увеличивающих риск возможных электротермических поражений. Приведенные неоднозначные мнения многих авторов в оценке электрохирургии свидетельствуют об отсутствии полной удовлетворенности специалистов от возможностей электрохирургии. Сказанное очевидно и определяет интерес к разработкам новых способов оперирования.

Аргонусиленная коагуляция (АУК), предложенная в прошлом столетии, является усовершенствованием метода струйной коагуляции, основанной на пропу-

скании потока аргона вокруг разрядной траектории прохождения высокочастотного тока. Электрический ток высокой частоты, как и в других подобных приборах, приобретает свойства вызывать коагуляцию и рассекать ткани, а поток аргонового газа способствует удалению крови и частиц тканей, загрязняющих рану непосредственно во время электрокоагуляции. Из-за своей инертности аргон не вызывает в тканях изменений и его использование обусловлено только тем, что струя аргона (аргон подается со скоростью 2–7 л/мин одновременно с электрическим током), вытесняя кислород из тканей, препятствует сторанию и обугливаю их во время коагуляции. Высокочастотное электрическое напряжение (или же электромагнитные волны), проходя через аргоновое пространство, вызывает ионизацию атомов аргона, сопровождающуюся голубым свечением, заставляющим ошибочно думать об этом инструменте как об аргоновом лазере или «аргоновых лучах». На самом деле аргон в данном случае выступает только в качестве потока инертного газа, а коагуляция и эффект рассеивания являются результатом непосредственного действия электрического тока. Наиболее демонстративно АУК коагулирует сосуды диаметром меньше 2 мм. К настоящему времени разработаны три типа электрохирургических аппаратов, позволяющих реализовать режим АУК: «Birtcher Argon Coagulator» (США), «Beacon Beamer» (США), «Erbe Beamer One» (Германия). Следует, однако, отметить, что многие специалисты считают, что и АУК-системы не лишены ряда недостатков. Особенностью всех АУК-систем является существование временного разрыва от момента начала обдува раневой поверхности аргоном и началом проявления действия коагулирующего высокочастотного тока. Т. е. в течение указанного временного разрыва происходит только обдув аргоном открытых сосудов без эффекта коагуляции их, что может привести к газовой эмболии. Кроме указанного, принципиально метод АУК не рассекает тканей и не разрушает патологических образований [29].

По мнению некоторых авторов, принцип работы АУК-системы, основанный на применении потока аргона в сочетании с воздействием на ткани высокочастотного тока, может способствовать (за счет потока аргона) распространению опухолевых клеток и вирусов. В связи с чем последний факт эти авторы также расценивают в качестве еще одной отрицательной характеристики аргонового коагулятора.

Приведенные данные во многом объясняют факт того, что аргоновый коагулятор в настоящее время используют как вспомогательное средство только с целью коагуляции при выделении анатомических структур и патологических образований (инфильтраты).

В прошлом веке был также разработан электрохирургический аппарат, получивший название «радионож» (1978). Указанная разработка обеспечила появление нового направления – радиохирургии, основанной на использовании с хирургическими целями воздействия тепла, выделяемого при сопротивлении, оказываемом тканями в случае проникновения в них высокочастотных радиоволн. Выделяющееся тепло подвергает клетки, находящиеся на пути распространения

волны, распаду и испарению. Распадающиеся ткани при этом начинают расходиться в стороны, как от надреза острым, как бритва, ножом. В отличие от большинства электрохирургических аппаратов, где используют выходную частоту 1760 КГц, радиохирургический аппарат, или «радионож», генерирует выходную частоту 3,8 МГц, т. е. частоту, соответствующую диапазону радиоволн. Преимущества радиохирургического воздействия заключается в том, что рассечение им тканей происходит быстро, без применения нажима на ткани, что обеспечивает ее минимальные повреждения. Кроме указанного «радионожа» позволяет легко осуществить разрез любой конфигурации. Первый опыт применения радиохирургического прибора «Surgitron» в хирургии органов билиопанкреатодуоденальной зоны и изучение морфологических изменений области воздействия радионожа подтвердили факт того, что при осуществлении радиодиссекции признаки повреждения минимальны или вообще не определяются. Опыт свидетельствует о том, что заживление ран, нанесенных таким способом, наблюдается в обычные сроки и без выраженных воспалительных изменений [17].

Большинство современных хирургов рассматривают радиохирургический способ диссекции как наименее травматический способ разреза, способный обеспечить также и коагуляцию тканей без их разрушения. К достоинствам техники радиохирургии они относят также:

- легкость, быстроту и возможность осуществления разреза любой конфигурации;
- полное исключение возможности формирования ожога ткани, практически «сухое» (бескровное) операционное поле;
- более быстрое, в сравнении с традиционным разрезом, заживление раны без признаков формирования рубцов;
- минимальную болезненность в послеоперационной ране.

Несомненным преимуществом радионожа является также и надежное обеспечение местного гемостаза. Перечисленные достоинства «радионожа» обеспечили широкое использования метода в современной косметологии и пластической хирургии, оториноларингологии и офтальмологии, где надежный гемостаз имеет особую важность и значение. Из опубликованных работ следует, что различные режимы работы «радионожа» в наше время детально разработаны и гемостатический эффект в указанных разделах клинической медицины обеспечивается адекватно и надежно.

Сказанное, к сожалению, нельзя отнести к абдоминальной хирургии, где обеспечить надежный гемостаз удается не всегда, а составить полноценное представление о результатах применения радиохирургических методик в абдоминальной хирургической практике, по данным литературы, в настоящее время не представляется возможным из-за единичности сообщений на эту тему.

В прошлом столетии ряд авторов успешно использовали криодеструкцию для остановки паренхиматозного кровотечения при операциях на паренхиматозных органах [8, 9]. Главным механизмом действия низких температур рассматривают спазм и окклюзию мелких

кровеносных сосудов. Воздействие низкими температурами имеет определенные преимущества перед высокими. Эффект, оказываемый низкими температурами, развивается медленнее и дифференцированное. К недостаткам рассматриваемого способа гемостаза, по мнению авторов, следует отнести временный характер достигаемого эффекта и возможность возникновения повторных кровотечений из сосудов более 1 мм диаметра, по мере оттаивания тканей, а также большую глубину деструкции тканей и невозможность тонкого и точного контроля уровня криодеструкции во время операции. К недостаткам, безусловно, следует отнести также и громоздкость, и высокую стоимость аппаратуры [8, 22]. По мнению сторонников проведения малоинвазивных абдоминальных вмешательств, данная методика в этих условиях технически не применима.

В современной хирургической практике во время традиционной холецистэктомии обработку ложа желчного пузыря иногда осуществляют с помощью плазменной хирургической установки. Подобный аппарат был разработан и впервые применен в США в 1966 году. В СССР аналогичная установка «СУПР-2М», адаптированная к применению в медицинской практике, была разработана в 1980 г. Принцип работы описываемой установки заключается в том, что в плазматроне, в среде инертного газа (аргона или гелия), между двумя электродами, при разнице потенциалов не ниже энергии ионизации, возникает ток, ионизирующий инертный газ, в результате чего образуется плазма, которая представляет собой смесь ионов, электронов и нейтронов. Избыточным давлением газа плазма температурой 3000–6000 °С выдувается наружу и вызывает выпаривание и усадку тканей, формируя в микрососудистом русле тромбы и плотную коагуляционную пленку на кровоточащей поверхности. Плазменная струя, проникая вглубь биологических тканей не более чем на 0,7–0,9 мм, коагулирует артериальные сосуды диаметром 1–1,5 мм и венозные диаметром до 3,5 мм, обеспечивая гемостаз в 100% случаев. В некоторых работах было доказано, что одновременно с гемостазом метод обеспечивает и холестаз. В ранах, нанесенных плазменным потоком, выделяют пятислойную структуру, состоящую из поверхностно расположенного слоя – угля, под которым последовательно различают бесструктурный губчатый слой (коагулированный белок); ядерный (слой клеток, лишенный цитоплазмы) и слой – зону отека и кровоизлияний. Что же касается глубины повреждения, то различные авторы приводят данные со значительными колебаниями: от 80 до 1600 мкм. Указанный разброс данных о глубине поражения плазменным потоком, очевидно, можно объяснить использованием различных моделей установок и режимов. Необходимо указать, что плазменный скальпель применим на влажной поверхности, что особенно важно при остановке кровотечения, не требует защиты соседних органов, а также медицинского персонала. Исходя из анализа данных литературы, можно сделать заключение, что многие современные специалисты с успехом применяют плазменные установки. Их с хорошим результатом применяли для иссечения или испарения патологических очагов в некоторых органах: солитарные метастазы в печени,

легких; туберкулезные очаги в позвоночнике и легких; для иссечения или испарения паразитарных и непаразитарных кист паренхиматозных органов брюшной полости с последующей коагуляцией и стерилизацией остаточных полостей или образующейся раневой поверхности.

Однако к серьезным недостаткам методики многие авторы относят очень высокую стоимость оборудования и расходных материалов, сложное техническое обслуживание плазменных установок, а также невозможность применения их при лапароскопических и малоинвазивных операциях.

С конца прошлого столетия (1997 г.) для обработки ложа желчного пузыря не без успеха используют и ультразвуковые генераторы, к которым прилагаются специальные «ультразвуковые ножницы». Исследователи выявили следующие преимущества ультразвуковой коагуляции по сравнению с традиционными методами, поскольку «ультразвуковые ножницы» [20]:

- универсальны, т. е. совмещают функции ножниц, диссектора и крючка, а также могут быть использованы как «моноинструмент» для мобилизации;
- обеспечивают выраженный коагуляционный эффект, приводящий к снижению общей кровопотери при операции;
- формируют нежный коагуляционный струп, улучшающий течение послеоперационного периода.

К недостаткам метода некоторые авторы также относят высокую стоимость оборудования и быстрый выход из строя рабочей поверхности инструмента. По мнению Е.И. Брехова [4], ультразвуковой эндокрючок не позволяет захватывать достаточно большие участки ткани, что замедляет этап выделения желчного пузыря из ложа. Кроме указанного при его использовании часто требуется дополнительная электрокоагуляция ложа, а при приближении лапароскопа используемая оптика засоряется за счет образующейся взвеси.

Вместе с тем анализ литературы показывает, что в настоящее время нет достаточной ясности в вопросе о том, почему одни авторы высоко оценивают ультразвуковые установки, описывая неизменно наблюдаемые гемостатический, асептический, эффект биологической сварки, а другие не отмечают особых преимуществ их перед более старыми способами электрохирургии. Возможно, неоднозначность оценок связана с использованием различных установок, режимов и методик.

В работах, посвященных изложению результатов морфологических исследований изменения тканей, под влиянием воздействия ультразвукового скальпеля мы не нашли конкретных данных о глубине воздействия ультразвука. Как правило, авторы дают лишь качественную характеристику наблюдаемых морфологических изменений, которые отражают картину коагуляционного некроза. Наряду с этим авторы утверждают, что ультразвуковое воздействие не оказывает какого-либо разрушительного действия на ткани и не вызывает в них патологических изменений [18].

С середины прошлого столетия, с обнаружением и изучением свойств лазерного воздействия, отличных от известных ранее эффектов физического действия на

ткани, внимание специалистов-медиков было обращено на них в полной мере.

Теоретические аспекты квантовой электроники были разработаны в конце 50-х годов Н.Г. Басовым и А.М. Прохоровым и их коллегами из США Ч. Таунсом и А. Шавловым. Первая действующая лазерная установка в США была сконструирована в 1960 году Т. Мэйман. Монохроматичность, строгая направленность, когерентность и свойство концентрировать большое количество энергии на малых площадях предоставляют лазерным установкам возможность избирательно коагулировать, испарять и резать биологические ткани бесконтактно, обеспечивая хороший гемостаз, стерильность и абластичность. Патогенетические механизмы взаимодействия высокоэнергетического лазерного излучения с биологическими тканями, по существующим представлениям, заключаются в реализации целого ряда эффектов.

В первую очередь речь идет, естественно, о термическом эффекте, обусловленном селективным поглощением квантов света. Кроме того, эффект действия связан с возникновением волн сжатия и упругого удара в среде действия мощных электромагнитных полей, сопровождающих в ряде случаев лазерное излучение, а также оптическими свойствами самой среды [8, 25].

Лазер как физическая система состоит из активного материала, устройств накачки, электромагнитного поля и резонатора, который определяет вид нормальных колебаний электромагнитного поля. Поглощение энергии атомами активного материала, как и излучение поглощенной энергии, происходит квантами энергии, то есть строго определенными ее количествами. Длина волны излучаемой энергии определяется видом активного материала генератора, а также длиной волны электромагнитного поля, способствующего процессу индуцированного колебания. Резонатор служит для выделения колебаний одной волны в заданном направлении. В зависимости от активного вещества оптические квантовые генераторы подразделяются на:

#### **I. Лазеры с активным веществом в виде кристалла или твердотельные на основе:**

- 1) кристалла алюмоиттриевого граната с неодимом (Nd:YAG) и ближним инфракрасным спектром излучения длиной волны 1,06 мкм;
- 2) на основе кристалла рубина с красным спектром излучения и длиной волны 0,693 мкм;
- 3) калий титан-фосфатные с зелено-голубым спектром излучения и длиной волны 0,532 мкм.

#### **II. Лазеры с газообразным активным веществом или газовые:**

- 1) на двуокиси углерода, инфракрасный спектр излучения, длина волны 10,6 мкм;
- 2) аргоновый, с видимым спектром излучения, длина волны от 0,42 до 0,52 мкм;
- 3) гелий-неоновый, видимый спектр, длина волны 0,63 мкм;
- 4) ксенон-хлорный, ультрафиолетовый спектр, длина волны 0,24 мкм;
- 5) криптон-фторный, ультрафиолетовый спектр, длина волны 0,24 мкм.

### III. Лазеры на основе полупроводников с разнообразными спектрами излучения:

- 1) диодные лазеры с ближним инфракрасным спектром излучения, с длиной волны 0,805 мкм, 0,98 мкм и др.

Для различных типов лазеров глубина проникновения их излучения в биоткань различается в зависимости от спектра и длины волны [1, 2, 7]. Однако степень и характер воздействия излучения на биоткань определяется не только ими, но также степенью кровотока и лимфоотока, обуславливающих теплоотвод. В хирургии, как правило, используют достаточно мощные лазеры ближней инфракрасной области спектра – неодимовые (1,06 и 1,3 мкм) и полупроводниковые (0,8–0,9 мкм). В соответствии с указанным, степень и результат биологического действия лазерного излучения на разные ткани и органы зависит не только от особенностей излучения (тип лазера, длительность и плотность мощности излучения, частота импульсов и др.), но и от физико-химических особенностей облучаемых тканей или органов (интенсивность кровотока, гетерогенность и теплопроводность тканей, коэффициент поглощения и отражения различных промежуточных поверхностей внутри среды и др.). Благодаря исследованиям, выполненным в прошлом веке, было обнаружено, что наиболее чувствительными и легко разрушающимися под воздействием лазерного излучения структурами являются внутриклеточные компоненты клетки [11].

Н.Ф. Гамалея (1981) выделяет три типа воздействия лазерного излучения на живую ткань, сопряженные с плотностью мощности импульсного или непрерывного излучения:

- вызывающие возникновение дефекта (рассечение тканей) при выраженном испарении жидкости в ней под влиянием высокоинтенсивного лазерного излучения;
- не вызывающие возникновения дефекта с незначительным испарением жидкости при воздействии высокоинтенсивного лазерного излучения;
- не вызывающие явных морфологических изменений, но сопровождающиеся рядом биохимических, физиологических и функциональных сдвигов под влиянием низкоэнергетического излучения.

Из вышеперечисленного можно сделать заключение, что лазерное воздействие на биологические ткани в зависимости от длины волны, спектрального диапазона, мощности и экспозиции оказывает как стимулирующее, так и деструктивное действия.

Тонкие механизмы действия и морфологические изменения, развивающиеся в биологических тканях под воздействием высокоэнергетического лазерного излучения, к сожалению, далеко не изучены.

Высокое содержание воды в большинстве биологических тканей в значительной степени объясняет тот факт, что именно термический эффект имеет существенное значение в характеристике их повреждения, особенно при действии излучения в красной и инфракрасной областях спектра, так как поглощение в этой части спектра практически полностью обусловлено водой. В связи с исключительно высокой температурой, при-

сущей лазерному излучению, происходит чрезвычайно быстрое испарение межклеточной и внутриклеточной жидкостей, а затем и сгорание «сухого» остатка. Глубина и степень дистрофических изменений тканей при воздействии различных видов высокоэнергетического лазерного излучения зависят как от их спектральных характеристик, так и от суммарной энергии (продолжительности воздействия) излучения. При небольших экспозициях деструкции подвергаются лишь поверхностные слои тканей. Последовательное увеличение времени воздействия излучения сопровождается возрастанием объема поврежденных тканей, вплоть до перфорации органа. Перемещение лазерного луча в продольном и поперечном направлении ведет к испарению тканей и формированию линейного разреза органа. В зоне коагуляционного термического некроза происходит коагуляция стенок сосудов и крови с образованием коагуляционного гиалиноподобного тромба, закупоривающего просвет сосуда и обеспечивающего гемостаз [17, 18].

Некоторые авторы считают, что высокоэнергетические лазерные установки обладают большими возможностями и преимуществами в абдоминальной хирургии при выполнении операций как на полых, так и паренхиматозных органах. По некоторым данным, применение лазерной техники, в сочетании со специальными инструментами, позволяет сократить время операции, уменьшить операционную кровопотерю на 30%, а число послеоперационных осложнений снизить в 2,7–5 раз, причем связанных с ними летальных исходов – в 6 раз.

Кроме указанных достоинств применения хирургических лазерных технологий оперирования ряд авторов приводят данные о том, что их использование позволяет сократить длительность лечения.

С момента появления и начала использования первых моделей высокоэнергетических лазеров в хирургии в прошлом веке современная лазерная аппаратура в нынешнем веке претерпела революционные преобразования. Еще 20 лет назад конструктивные особенности применявшихся отечественных установок «Скальпель-1» и «Ромашка-1» существенно ограничивали их использование на практике и не вызывали энтузиазма у специалистов. Главным недостатком являлась громоздкость, малая маневренность, неудобный жесткий световод, необходимость при работе применять дополнительное оборудование, обеспечения специального электропитания и водоснабжения.

Новое поколение хирургической лазерной аппаратуры (ИРЭ-полус, CO<sub>2</sub>-лазер и др.), значительно отличается от своих предшественников и лишено многих недостатков. Возможность миниатюризации лазерных генераторов, предоставляемая современными технологиями конструирования, переход на использование полупроводниковых материалов и многое другое позволили осуществить действительно конструктивную революцию и внедрить в практику лазерную хирургическую аппаратуру, отвечающую всем требованиям современной медицины: портативность и возможность удобной и надежной передачи лазерной энергии в требуемую зону приложения.

В хирургии для обработки ложа желчного пузыря некоторые специалисты успешно применяют газовые углекислотные лазеры, Nd:YAG (гранат неодим-иттрий-алюминивые)- и КТР (калий титан-фосфатные) -лазеры. Преимуществами лазерной обработки ложа желчного пузыря, по их мнению, являются: отсутствие прямого механического контакта инструмента с биотканью, эффективный гемостаз и холестаза, а также собственно стерилизующее действие излучения и минимальное воздействие на близлежащие ткани. Механизм действия излучения газового углекислотного лазера (длина волны излучения 10,6 мкм) заключается в нагреве биоткани за счет сильного поглощения ею лазерного излучения. Глубина проникновения этого излучения не превышает 50 мкм. В зависимости от плотности мощности излучения лазерное воздействие оказывает эффекты разреза или поверхностной коагуляции ткани. Разрез кожи происходит под воздействием сфокусированного лазерного луча за счет послойного испарения ткани. Объемная плотность мощности при этом достигает нескольких сотен кВт·см<sup>3</sup>. Поверхностную же коагуляцию тканей достигают воздействием на нее расфокусированным лазерным излучением при объемных плотностях порядка нескольких сотен Вт·см<sup>3</sup>.

Впервые в эндохирургии углекислотный лазер был применен А. Bruthai (1979).

Ранее мы указывали, что хирурги при выполнении традиционной холецистэктомии использовали углекислотные лазерные установки «Скальпель-1», «Ромашка-1» [1] для:

- иссечения желчного пузыря, используя сфокусированный луч мощностью 15–25 Вт после инфильтрации его ложа 0,25% р-ром новокаина (фотогидропрепаровка);
- коагуляции ложа желчного пузыря, используя расфокусированный луч;
- лазерной мукоклазии – испарение задней стенки пузыря после иссечения острым путем его основной массы, используя сфокусированный луч мощностью 20 Вт. Если в ложе пузыря имелись абсцессы, то одновременно с гемостазом производили лазерную некрэктомию.

Лазерная коагуляция, по имеющимся данным, в сравнении с электрокоагуляцией оставляет в ране значительно меньше некротизированных тканей, что в послеоперационном периоде обеспечивает в 2–4 раза меньшее количество отделяемого по дренажам. А, например, при оперировании на органах брюшной полости обеспечивает более быстрое (в 2 раза) восстановление перистальтики кишечника [1].

В виду слабого коагуляционного эффекта CO<sub>2</sub>-лазера некоторые авторы в прошлом веке описывали необходимость дополнения обработки ложа желчного пузыря прошиванием сосудов и повторной коагуляцией. К недостаткам углекислотного лазера можно отнести также необходимость постоянного адекватного водяного охлаждения, громоздкость аппарата, сложное техническое обслуживание подобной лазерной установки. Жесткий рукав-манипулятор углекислотных лазеров (серии «Ланцет» и др.) не позволяет адаптировать их к условиям необходимого манипулирования при вы-

полнении холецистэктомии современными малоинвазивными методами.

В 1991 году некоторые специалисты впервые в практике абдоминальной хирургии применили Nd:YAG-лазер. В настоящее время этот тип лазера наиболее широко востребован и используется в клинической практике при выделении желчного пузыря и обработки ран печени. Nd:YAG-лазеры (длина волны излучения 1,06 мкм), в отличие от CO<sub>2</sub>-лазера, обладает на порядок большей глубиной проникновения в биологические ткани, что, несомненно, является благоприятным фактором при коагуляции больших кровеносных сосудов при массивных кровотечениях. Коагуляционный эффект Nd:YAG-лазера по сравнению с газовыми углекислотными лазерами более выражен, а инфракрасное излучение мало ослабляется кровью. Коагуляция «сухого» сосуда для этого типа лазера необязательна. Nd:YAG-лазеры снабжены гибкими моноволоконными световодами, позволяющими подводить лазерное излучение к любому внутреннему органу при эндоскопических вмешательствах. Недостатком «лазерного скальпеля», по некоторым мнениям [7], является значительное дымообразование, приводящее к постоянному загрязнению оптики при ЛХЭ и увеличению времени операции.

Арсенал медицинских лазерных установок, предназначенных для хирургии, в начале 90-х годов был пополнен гольдмиевым ИАГ-лазером (Ho:YAG), работающим в импульсном режиме в среднем инфракрасном диапазоне (длина волны 2,1 мкм). Апробация гольдмиевых лазеров в таких областях практической хирургии, как урология, хирургия печени, сразу показала их высокую эффективность. Основными достоинствами гольдмиевого лазера является сильное поглощение его излучения биотканью при возможности надежной передачи энергии излучения по кварцевому волокну. Высокая пиковая мощность (>4 Вт) за счет импульсного режима приводит к испарению (абляции) ткани. Глубина проникновения одного импульса достаточно мала (0,4 мкм), что обуславливает меньшее поражение окружающих тканей по сравнению с неодимовым лазером, у которого глубина проникновения достигает 4–7 мм. Отсутствуют эффекты карбонизации и ожога ткани. Эффект рассечения тканей в контактном и коагуляция в бесконтактном режиме работы не сопровождаются нагревом и пригоранием кончика волокна, однако менее выражен, чем у диодных лазеров. Также наблюдается его самоочищение под действием излучения 2,09 мкм. Гемостаз обеспечивается скручиванием капилляров, уменьшающим вероятность образования и отрыва крупных тромбов. При заживлении раны практически отсутствует рубцевание тканей.

В конце прошлого века быстрый прогресс позволил создать установки на основе полупроводниковых и волоконных лазерных модулей. Лазеры с диодной накачкой утвердили свои позиции в лазерной медицине благодаря компактности, надежности и относительно низким ценам. Используемые в них технологии позволяют выполнять полупроводниковый лазерный модуль в виде интегрального волоконного устройства, внутри которого осуществляется суммирование мощностей отдельных диодов, при этом отпадает необходимость в

юстировках и «лазерный луч» соприкасается с окружающей средой только на выходе. Этим обуславливается низкая чувствительность к механическим и климатическим воздействиям. Кроме того, разработанные, внедренные и внедряемые в практику полупроводниковые лазеры отличаются высокой надежностью и большим ресурсом работы. В высокоэффективных волоконных лазерах полупроводниковые лазерные модули используются для накачки лазеров на активированных волоконных световодах, которые в дополнение к перечисленным достоинствам позволяют реализовать дополнительные длины волн рабочего излучения и уменьшить допустимый диаметр рабочего волокна. Наибольшие мощности излучения, необходимые для осуществления хирургических манипуляций, в полупроводниковых аппаратах достигаются при длинах волн излучения в диапазоне 0,8–1 мкм. Наиболее популярными являются аппараты с длинами волн 0,81 и 0,97 мкм, различающимися по характеру поглощения в биотканях. Длину волны 1,06 мкм давно применяют в медицине и, благодаря высокой проникающей способности, успешно используют для силовой лазерной терапии различных заболеваний. Но если раньше подобный генератор имел большие размеры, был чувствителен к перемещениям и требовал частого обслуживания специалистами (лазер АИГ-Nd), то современный его аналог является собой недорогой, удобный, малогабаритный и надежный аппарат, передающий лазерную энергию через волоконную оптику.

В ряде работ указано, что приходящееся на локальные максимумы поглощения водой и цельной кровью излучение лазерных диодов с длиной волны 0,97 мкм поглощается в слое биоткани на 1 мм, поэтому хорошо сочетает режущие и кровоостанавливающие свойства и оказывается оптимальным при большинстве хирургических вмешательств. Режущий эффект близок к действию более мощного излучения с длинами волн 0,81 или 1,06 мкм в 2–3 раза и мало зависит от вида биоткани. При этом существенно снижается риск повреждения лазерным излучением подлежащих органов. Более глубоко проникающее излучение обладает худшими режущими свойствами, однако незаменимы в случаях, когда необходимо обеспечить глубокий или объемный прогрев биоткани. Такой прогрев лежит в основе щадящего метода лечения опухолей – лазерной интерстициальной термотерапии. Данные лазеры используются со сменными кварцево-волоконными инструментами. Волоконный инструмент может быть подведен к операционной зоне по инструментальному каналу эндоскопа, полую иглу или наконечник ручного держателя. Образующиеся при воздействии на ткань продукты сгорания отсасываются из рабочей зоны с помощью хирургического отсоса через зазор между стенками инструментального канала или наконечника и волокном. Воздействие на биологические ткани можно осуществлять контактно или бесконтактным методом. Бесконтактно «лазерный скальпель» воздействует на биоткань непосредственно излучением. При использовании контактных методик защищенный со всех сторон специальной оболочкой дистальный конец кварцевого световода приводят в непосредственное соприкосновение с тканью. В месте соприкосновения с тканью на материал световода

налипают частицы сгоревших тканей, в которых поглощается лазерное излучение. При этом происходит сильный разогрев материала и действие лазерного излучения дополняется термическим воздействием раскаленного конца волокна или наконечника. Благодаря этому возрастает эффективность воздействия на ткань и снижается уровень лазерной мощности, рассеиваемой в пространстве. Это особенно важно в случае, если в качестве хирургического инструмента используют аппараты, генерирующие длину волны излучения 0,81 или 1,06 мкм, поскольку меньше излучения проникает в подлежащие слои. Данные лазеры обеспечивают уникальные комбинации волн, оптимальный состав излучения и другие лазерные параметры.

В основе гемостатического эффекта, вызываемого лазерным лучом, лежит коагуляция стенок сосудов и форменных элементов крови с образованием коагуляционного тромба, закупоривающего сосуд на поверхности операционной раны. Дополнительное воздействие на поверхность раны расфокусированным лучом, которое способствует уплотнению термического струпа, делает этот гемостаз еще более надежным. Отсутствие вторичных кровотечений обеспечивается в определенной степени сохранностью струпа, который плотно прикрывает поверхность раны. Заживление лазерных ран паренхиматозных органов происходит по типу заживления под струпом, под которым они защищены от окружающей среды именно им, основу которого составляет асептический, коагуляционный некроз. Воспаление, развивающееся в ответ на воздействие лазерным излучением, характеризуется слабо выраженной экссудацией с отчетливой задержкой развития лейкоцитарной реакции, продолжительной макрофагальной реакцией и интенсивной пролиферацией соединительно-тканых элементов. Характерным признаком заживления лазерных ран печени является участие многоядерных гигантских клеток в резорбции некротизированной ткани. Пролиферация соединительно-тканых клеток в ранах, сформированных воздействием лазерного луча, начинается под струпом независимо от появления лейкоцитарного вала, который часто отсутствует. Преобразование струпа заключается в постепенной его инкапсуляции и рассасывании. Результатом заживления ран этих органов является резорбция некротизированной ткани и последовательное образование поверхностного рубца.

Рассмотренные в данном обзоре различные методы диссекции и коагуляции нашли, как и лазерные технологии оперирования, достойное применение в хирургической практике, однако последняя технология в отличие от указанных методов: электрохирургии, криодеструкции, аргонусиленной коагуляции, радиоплазменной хирургии и ультразвуковой коагуляции, – благодаря созданию принципиально нового лазерного генератора предоставляет возможность осуществления литотрипсии, открывающей новые горизонты хирургического лечения пациентов ЖКБ. Технические характеристики современного портативного, полупроводникового YAG:Ho-лазерного генератора позволяют рассмотреть возможность его применения не в качестве совершенного «скальпеля» или «каутера», а в несколько иной роли, а именно, «лазерного литотриптера». В 80-х го-

дах прошлого столетия в урологической практике начали активно применять метод так называемой литотрипсии. Мочевые камни под влиянием ударной волны высокой мощности, генерируемой пьезоэлектрическим элементом, распадаясь на мелкие фрагменты, в дальнейшем выводились через мочевыводящие пути из организма. В последующем были предприняты попытки использовать методику фрагментирования конкрементов и в желчных путях, продемонстрировавшие подобную возможность. Однако технические возможности прошлого столетия, не позволявшие обойти частые случаи образования при литотрипсии конкрементов, не позволявших им пройти через желчные протоки далее в кишечник и требовавшие в дальнейшем выполнения хирургической операции по удалению камней из желчного пузыря, существенно снизили интерес специалистов в то время к методу литотрипсии.

Тем не менее, неудачи, сопровождавшие сторонников литотрипсии в прошлом веке, не помешали исследователям искать новые возможности, которые привели к разработкам методов дробления камней, основанных на применении лазерных технологий воздействия на желчные камни. Указанные авторы считали, что контактная лазерная литотрипсия является эффективным методом разрушения желчных камней. Для фрагментации «твердых» камней они рекомендовали использовать контактный метод, при этом иногда более эффективным являлось выполнение краевой литотрипсии, и считали, что при разрушении «мягких» конкрементов в некоторых случаях лучший эффект достигается при расположении торца световода от поверхности камня на расстоянии 1–2 мм. Учитывая возможность повреждающего воздействия лазерным излучением на стенку холедоха, они пришли к выводу, что оптимальным является использование энергии – 0,5–1,0 Дж при частоте – 5–10 Гц. Обобщая свой опыт, они сделали заключение о том, что лазерная литотрипсия позволяет:

- сохранить анатомическую целостность и физиологическую функцию сфинктера Одди;
- полноценно визуально произвести ревизию холедоха до и после санации;
- выполнять фрагментацию конкремента под визуальным контролем в режиме реального времени.

Операцию проводят без введения дополнительных троакаров и заканчивают как обычную лапароскопическую холецистэктомию.

Все рассмотренные в обзоре методы диссекции и коагуляции в той или иной степени востребованы в современной хирургической практике, демонстрируя в конкретных клинических ситуациях их достоинства или недостатки. Без внедрения их в хирургию медицина XXI века, безусловно, не смогла бы достичь своих настоящих высот. Сегодня существует реальная возможность шире использовать новые лазерные технологии диссекции, коагуляции и литотрипсии, в разной степени обеспечиваемые современными моделями полупроводниковых, портативных лазерных генераторов, позволяющими достичь результатов в ряде ситуаций, превосходящих таковые при использовании электро-, ВЧЭХ, радио-, ультразвуковой и других методов оперирования, особенно при ЛХЭ и операциях из «минидоступа».

## Литература

1. Скобелкин О.К. Лазеры в хирургии // М.: Медицина, 1989. 256 с.
2. Армичев А.В., Гапонцев В.П., Минаев В.П. и др. Портативные лазерные скальпели «ЛС-0,97» и «ЛС-1,56» // Тез. докл. III Межд. семин. «Полупроводн. и твердотельн. лазеры в медицине 2000». СПб., 2000. С. 23–24.
3. Артюшенко В.Г., Букреев В.С., Варпанетов С.К. Использование эксимерного лазера для удаления атеросклеротической бляшки // Грудн. хирург. 1986. № 5. С. 16–20.
4. Блинов В.Ю. Лапароскопическая холецистолитотомия и чресфисуральная эндоскопическая санация желчного пузыря как метод лечения острого калькулезного холецистита у больных с высокой степенью операционного риска: Дис. ... к. м. н. М., 1990. 123 с.
5. Брехов Е.И., Аксенов П.В., Брыков В.И. и др. Функциональное состояние печени в ранние сроки после эндоскопической холецистэктомии // Эндоскоп. хирургия: Тез. докл. 3-го Всерос. съезда по эндоскоп. хирургии. Москва, 24–25 февраля 2000. С. 14.
6. Брехов Е.И., Аксенов П.В., Брыков В.И. и др. Сравнительная оценка применения различных видов энергии при выполнении эндоскопических операций // Эндоскоп. хирургия: Тез. докл. 4-го Всерос. съезда по эндоскоп. хирургии, Москва, 21–23 февраля 2001. С. 11.
7. Брехов Е.И., Башилов В.П., Бобровский М.Ю. и др. Трудности, ошибки и осложнения при лапароскопической холецистэктомии // Хирургия. № 5. 1995. С. 10–14.
8. Брехов Е.И., Корепанов В.И., Литвин Г.Д. и др. Лазерный скальпель в хирургии внепеченочных желчных путей. 1985. С. 173.
9. Васильев И.Т., Кузнецов В.А., Евстафьева Н.Я. и др. Криогенная обработка ложа желчного пузыря после холецистэктомии // Хирургия. № 5. 1984. С. 119–123.
10. Васильев Р.Х. Бескровные методы удаления желчных камней. М.: Медицина, 1989. 315 с.
11. Виноградов В.В., Паутин Ю.Ф. Холецистэктомия: Учеб. пос. для вузов. М.: Медицина, 1977. 126 с.
12. Галанкин В.Н., Боцманов К.В. Об особенностях заживления ран после повреждения тканей лучом лазера-СО<sub>2</sub> // Бюлл. эксперим. биол. и медицины. М., 1979. Вып. 10. С. 463–465.
13. Дадвани С.А., Ветшев П.С., Шулуто А.М., Прудков М.И. Желчнокаменная болезнь // М.: Изд. дом Видар-М, 2000. 139 с.
14. Дедерер Ю.М., Крылова А.П., Устинов Г.Г. Желчнокаменная болезнь // М.: Медицина, 1983. 176 с.
15. Касумьян С.А., Некрасов А.Ю., Покусаев Б.А. и др. Способы гемостаза при лапароскопической холецистэктомии // Эндоскоп. хирургия: Тез. докл. 5-го Всерос. съезда по эндоскоп. хирургии, Москва, 24–25 февраля 2002. № 2. С. 41.
16. Луцевич О.З. Лапароскопическая холецистэктомия. М.: Медицина, 1993. С. 57–64.
17. Майстренко Н.А., Юшкин А.С., Кольц А.В. Первый опыт применения радионोजа «Surgitron» при операциях на желудке, тонкой и толстой кишке, печени и поджелудочной железе // Акт. вопр. клин. диагностики и лечения: Тез. докл. научной конф. СПб., 1997. С. 443–444.
18. Максименков А.В., Таджиева О.Д., Сафронов А.М. и др. Лазерная антеградная эндохоледохоальная литотрипсия у больных с синдромом Mirizzi // Лазерная медицина. №. 2. 2007. С. 62–64.
19. Максимов В.А., Чернышев Токин А.Н., Чистяков А.А., Мамалыгина Л.А. Способы гемостаза при лапароскопической холецистэктомии // Эндоскопическая хирургия: Тез. докл. 3-го Всерос. съезда по эндоскоп. хирургии. М., 2000. № 3. С. 47.
20. Толстокоров А.С., Михневич В.В., Всемиров А.В. Опыт применения ультразвукового генератора в лапароскопической холецистэктомии // Эндоскоп. хирург.: Тез. докл. 2-го Всерос. съезда по эндоскоп. хирургии. М., 1999. № 2. С. 65.
21. Топчиашвили З.А. Истечение желчи и крови как раннее осложнение после холецистэктомии // Вестн. хирург. № 3. 1967. С. 123–127.

22. Федоров В.Д. Современные возможности криохирургии / В.Д. Федоров, Х.Ф. Гуреева, М.Б. Мейтв / Хирургия. № 2. 1973. С. 131–136.
23. Федоров И.В., Попов В.Я. Электрохирургия в лапароскопии. М.: Триада-Х, 2003. 70 с.
24. Daskalakis K., Kapiris S., Varada E. et al. Laparoscopic cholecystectomy. An eight year experience in 1365 patients // Abstr. 5th World Congr. of the International Hepato-pancreato-biliary Ass. Tokyo, 2002. P. 326.
25. Domankevitz Y., McMillan K., Nishioka N.S. Characterization of tissue ablation with a continuous wave holmium laser // Lasers in Surg. and Med. 1996. Vol. 19. № 1. P. 97–102.
26. Dowling R.D., Ochoa J., Yousem S.A. et al. The application of plasma scalpel in the surgery // J. Trauma. 1991. Vol. 31. № 5. P. 717–721.
27. Dunn C.J., Goa K.L. Fibrin sealant: a review of its use in surgery and endoscopy // Drugs. 1999. Vol. 58. № 5. P. 863–864.
28. Edelman D.S., Linger S.W. Bipolar versus monopolar cautery scissors for laparoscopic cholecystectomy: a randomized, prospective study // Surg. Laparosc. Endosc. 1995. Vol. 5. № 6. P. 459–462.
29. Evangelou G.N., Stathakos H.P., Baltayiannis N.E., Gonianakis G.I. Argon coagulation in laparoscopic cholecystectomy // Surg. Endosc. 1996. Vol. 10. № 4. P. 414–417.

Поступила в редакцию 26.05.2010 г.

Для контактов:  
e-mail: geinic@yandex.ru

Странадко Е.Ф.

## Конференция: 50-летие открытия лазеров

ФГУ «ГНЦ лазерной медицины ФМБА России», г. Москва

5–6 июля 2010 года в Российской академии наук в рамках 14-й Международной конференции «Laser Optics 2010», посвященной 50-летию изобретения лазера, прошел Международный симпозиум по применению лазеров в медицине. Юбилейный симпозиум собрал ведущих специалистов в области лазерных технологий из многих городов России – от Санкт-Петербурга до Владивостока, из ближнего и дальнего зарубежья – от США до Тайваня и Люксембурга. Первым пленарным докладом на этом симпозиуме была презентация проф. И.А. Щербакова «50-летний юбилей лазеров».

В течение 2 дней работы симпозиума с докладами выступили ученые из США, Германии, Канады, Франции, Италии, Венгрии, Болгарии, Германии, Швеции, Швейцарии, Китая, Белоруссии и других стран. Темами их выступлений были оптическая диагностика, различные биомедицинские технологии, взаимодействие лазерного излучения с тканями. Наиболее многочисленной по количеству докладов на протяжении 2 дней симпозиума была секция по клиническому применению лазеров.

Наряду с различными аспектами применения лазеров в медицине для диагностики и лечения злокачественных

новообразований и ряда неопухолевых заболеваний специальная секция была посвящена развитию лазерных систем для медицины.

На симпозиуме были представлены наиболее важные этапы развития квантовой электроники, которые привели к изобретению лазеров – этих специальных устройств, концентрирующих световую энергию во времени и пространстве в определенных спектральных диапазонах, этих технических устройств, изменивших мир, а также был обсужден широкий круг современного применения лазеров, и прежде всего, в медицине.

В ряде докладов были представлены оригинальные документы, отражающие ведущую роль отечественных ученых-физиков в создании лазеров и различные сферы современного применения лазеров.

Несмотря на то что лазеры широко применяются в различных отраслях народного хозяйства, сам факт того, что международный симпозиум в Российской академии наук в год 50-летия лазеров был посвящен применению лазеров в медицине, говорит о передовых позициях и широком применении лазерных технологий в здравоохранении.

Странадко Е.Ф., Вяльцева Н.И.

## Международный научный конгресс «Лазер Хельсинки – 2010»

ФГУ «ГНЦ лазерной медицины ФМБА России», г. Москва

С 20 по 23 августа 2010 года в Центре конгрессов Paasitomi, г. Хельсинки (Финляндия), проходил 15-й Международный научный конгресс Европейской Медицинской Лазерной Ассоциации (EMLA) «Лазер Хельсинки-2010», организованный при участии Финской биомедицинской и косметологической Лазерной Ассоциации (FinMedLA), Финской Ассоциации «Медицинская Акупунктура и Лазеры» (MAL), Лазерной Академии Наук РФ, Международной Ассоциации «Лазер и Здоровье».

Конгресс собрал большое количество ведущих специалистов в области лазерной медицины из различных стран Евросоюза, России, Беларуси, Израиля, Китая, Австралии, США, Кореи, Японии, Ирана, Украины, Туниса, Алжира, Ирака, Канады, Саудовской Аравии. EMLA тесно сотрудничает с российскими учеными, поэтому наша страна была представ-

лена весьма внушительной делегацией из крупных научных центров Москвы, Санкт-Петербурга, Саратова, Обнинска, Троицка и других городов.

Научная программа Конгресса включала 6 пленарных и 6 секционных заседаний по следующим тематикам: полупроводниковые лазеры; лазерная хирургия и безопасность использования лазеров; системные световые эффекты; ФДТ; молекулярные и клеточные механизмы взаимодействия лазерного излучения с биотканями; лазерный свет и хронические болезни; лазерная эстетическая хирургия.

Конгресс начался с выступления на пленарном заседании вице-президента Российской академии наук, лауреата Нобелевской премии, академика РАН Ж.И. Алферова (Россия). В его докладе «Полупроводниковые лазеры на гетероструктурах – история и будущие перспективы» дан краткий

исторический обзор физических принципов работы полупроводниковых лазеров и описаны технические особенности гетероструктурных лазеров. Многолетние усилия российских ученых позволили добиться мирового рекорда превращения электрической энергии в световую. Всем запомнилась его фраза «Хорошая идея играет важную роль, но ее реализация требует огромных усилий и технической базы».

Далее выступили профессор Р. Smaley (США) с докладом по организации лазерной службы: разработка нормативов, мониторинг применения лазеров в медицине, обеспечение безопасности при работе с лазерными установками и профессор К. Moghissi (Англия) с докладом по комбинированному применению лазеров в хирургической пульмонологии.

Большая серия докладов была представлена российскими специалистами и учеными из стран СНГ. Академик РАМН Ю.А. Владимиров сообщил о результатах фундаментальных исследований по изучению фотохимических механизмов НИЛИ и его биостимулирующему действию; проф. М.А. Каплан с группой сотрудников из МРНЦ РАМН (Обнинск) представили несколько докладов по фотодинамической терапии рака легкого, рака верхней и нижней губы и рака других локализаций; проф. Е.Ф. Странадко (Россия) выступил с докладами, посвященными применению ФДТ при лечении длительно незаживающих гнойных ран и трофических язв, терапии рака пищевода и лечения рака нижней губы. Профессор В.И. Карандашов (Россия) представил на постерную секцию доклад «Устройства для фототерапии на основе современных нанотехнологий», описывающий приборы, разработанные в ГНЦ лазерной медицины совместно с ООО «Поиск ТР» (МГУ), которые выставлялись в Российском павильоне на Всемирной выставке «Шанхай ЭКСПО 2010».

Проф. Г.Е. Брилли (Саратов) сделал сообщение о роли НИЛИ и бактериальных липосахаридов в воздействии на

микрочиркуляцию; проф. И.М. Байбеков (Ташкент, Узбекистан) привел последние данные по изучению изменения форм эритроцитов при различных патологических состояниях под влиянием низкоинтенсивной лазерной терапии. Большой интерес ученых вызывает проблема фотодинамической терапии при лечении злокачественных и неопухолевых заболеваний и ее биохимическое обоснование. Этому вопросу были посвящены доклады Y. Solomon et al. (Израиль) – «Применение производных бактериохлорофилла (тукад) в фотомедицине. Локальный некроз рака молочной железы», «Фотодинамическая абляция эктопированной беременности»; М. Korbelik et al. «Роль иммунных механизмов в ФДТ, реакция белков теплового шока», А. Makela – «Биохимические механизмы фотодинамической терапии в лечении различных заболеваний» и другие доклады.

Всего был заслушан 91 доклад, из них 53 были представлены специалистами из России и стран бывшего СНГ.

Сотрудники ГНЦ лазерной медицины представили на конгресс 13 докладов по различным тематикам, прозвучавших как на пленарных заседаниях, так и на секционных и постерных заседаниях.

В рамках проведения конгресса были организованы семинары по различным вопросам лазерной медицины и выставка медицинской лазерной техники, на которой фирмы-производители разных стран представили ведущие разработки и ноу-хау своей деятельности.

Тезисы докладов опубликованы в цитируемом журнале Фотодиагностика и Фотодинамическая терапия (Photodiagnosis and Photodynamic Therapy, издательство ELSEVIER, Science-Direct). Vol. 7. Suppl. 1, July 2010, на сайте журнала <http://www.elsevier.com/locate/pdpdt>. Более подробно о работе конгресса можно ознакомиться на сайте EMLA <http://www.emla-laser.eu>.

## Съезды, конференции, выставки по лазерной медицине в 2011 году

№ п/п	Название мероприятия	Время проведения	Место проведения	Источник информация/контакты
1	Melanoma 2011: 21st Annual Cutaneous Malignancy Update	15–16 января	San Diego, CA, United States	<a href="http://www.docguide.com">http://www.docguide.com</a>
2	Photonics West 2011 Mechanisms for Low-Light Therapy VI	22–27 января	The Moscone Center San Francisco, California United States	<a href="http://spie.org">http://spie.org</a>
3	Arab Health 2011 International Hospital, Medical Equipment and Services Exhibition & Conference	24–27 января	Дубай, ОАЭ	<a href="http://www.photomedicine.ru/">http://www.photomedicine.ru/</a>
4	Laser Iran 2011	16–18 февраля	Tehran, Iran, Islamic Republic of Iran	<a href="http://www.docguide.com">http://www.docguide.com</a>
5	Aesthetic Medicine   Dubai & UAE cruise	21–28 марта	Dubai, United Arab Emirates	<a href="http://www.docguide.com">http://www.docguide.com</a>
6	2011 Annual Conference of the American Society for Laser Medicine and Surgery	30 марта–03 апреля	Grapevine, TX, United States	<a href="http://www.photomedicine.ru/">http://www.photomedicine.ru/</a>
7	Winter Academy of Dermatology	07–10 апреля	Lucerne, Switzerland	<a href="http://www.photomedicine.ru/">http://www.photomedicine.ru/</a>
8	Dermatology, Internal Medicine, and Surgery up to date	17–19 апреля	Hanoi, Viet Nam	<a href="http://www.docguide.com">http://www.docguide.com</a>
9	8-я Международная дистанционная научно-практическая конференция «Новые технологии в медицине – 2011»	апрель	г. Санкт-Петербург (Россия)	<a href="http://www.surgeryserver.com">http://www.surgeryserver.com</a>
10	«Инновационные технологии в лазерной медицине». Научно-практическая конференция с международным участием	08–09 июня	Москва, Россия	<a href="http://www.lasermedicine-ssc.org/ziganova@yandex.ru">http://www.lasermedicine-ssc.org/ziganova@yandex.ru</a> 8-499-249-36-52
11	7th EADO Congress European Association of Dermato-Oncology	20–23 июня	Nantes, France	<a href="http://www.docguide.com">http://www.docguide.com</a>
12	ESMO Conference: 13th World Congress on Gastrointestinal Cancer Barcelona, Spain	22–25 июня	Barcelona, Spain	<a href="http://www.docguide.com">http://www.docguide.com</a>
13	6th International Laser Therapy Conference	июль	Toronto, Ontario, Canada	<a href="http://www.internationallaser.org">www.internationallaser.org</a>

Материал подготовила с. н. с. отдела научного прогнозирования использования лазеров в медицине ФГУ «ГНЦ лазерной медицины ФМБА России» к. т. н. Вальцева Н.И.

**ВАЛЕНТИН ИВАНОВИЧ КОЗЛОВ**

(к 70-летию со дня рождения)

**Valentin KOZLOV****To the 70<sup>th</sup> anniversary**

Professor Valentin Kozlov is Head of the Chair of Man's Anatomy and Professor at the Chair of Laser Medicine at the Russian University of Friendship. Prof Kozlov is an Honoured Scientist of Russian Federation who is known in Russia and abroad as a specialist in anatomy who has made a fundamental contribution to studying functional morphology of blood microcirculation system and laser medicine. He is a member of international academies and societies. He is an author of many scientific publications.

The Editorial Board of «Lazernaya Medicina» journal, the staff of the State Research and Clinical Center for Laser Medicine of Federal Medico-Biological Agency (Healthcare Ministry of Russia), his colleagues and disciples heartily congratulate him with his jubilee and wish him good health, new scientific results and creative achievements.

Профессор В.И. Козлов – заведующий кафедрой анатомии человека и профессор кафедры лазерной медицины Российского университета дружбы народов, главный научный сотрудник ГНЦ лазерной медицины, заслуженный деятель науки Российской Федерации – известен в нашей стране и за рубежом как анатом широкого профиля, внесший фундаментальный вклад в изучение функциональной морфологии системы микроциркуляции крови и лазерной медицины.

На протяжении многих лет научные исследования В.И. Козлова посвящены изучению структурной организации системы микроциркуляции и гистофизиологии капилляров. Предложенная им концепция гистофизиологической микросистемы как структурной основы трофических отношений в тканевых регионах является существенным теоретическим вкладом в развитие представлений о функциональном элементе органа. Им разработано представление о модульной организации микроциркуляторного русла, впервые введено и морфологически обосновано понятие о микрососудистом модуле как структурно-функциональной единице микроциркуляторного русла, что, по мнению его учителя академика В.В. Куприянова, несомненно явилось новым шагом в раскрытии закономерностей организации анатомического субстрата микроциркуляции.

Исследования В.И. Козлова отличает высокий современный методический уровень, включающий биомикроскопическую технику, сочетаемую с телевизионной микроскопией и микрокинорегистрацией, электронную микроскопию и гистохимию. Он по праву считается пионером среди анатомов, кто открыл новый раздел морфологии – прижизненную информацию о структурной организации микроциркуляторного русла и функциональной лабильности микрососудистых сетей. Совместно с многочисленной группой учеников и сотрудников им разработаны широко применяемые в настоящее время в клинике методы биомикроскопической оценки состояния микроциркуляции крови, а также методы диагностики ее расстройств на основе лазерной спектроскопии.

Проведенные в этом направлении исследования обобщены в известных монографиях: «Микроциркуляторное русло», М., 1975 (в соавторстве с В.В. Куприяновым и Я.Л. Капагановым); «Микроциркуляция при мышечной деятельности», М., 1982; «Microcirculation of the brain», New York, 1992 (в соавторстве); «Гистофизиология капилляров» (СПб., 1994); «Компьютерная TV-микроскопия сосудов конъюнктивы глазного яблока в оценке состояния микроциркуляции крови», М., 2004.

В 1977–1986 годах В.И. Козлов, работая в должности заместителя директора по научной работе в НИИ физиологии детей и подростков АМН СССР, участвует в организации комплексных исследований по возрастной анатомии и физиологии. Под его руководством сформировалась школа функциональной морфологии, в которой активно разрабатываются проблемы возрастных преобразований микроциркуляторного русла в различных органах человека и животных. К числу существенных достижений его школы следует отнести разработку структурных основ и закономерностей формирования системы микроциркуляции в период постнатального онтогенеза. Им получены веские морфологические и физиологические доказательства сопряженности в становлении реактивности микрососудов, формировании их сократительного аппарата и модульной структуры русла; при этом выявлены возрастные периоды и этапы морфофункционального созревания системы микроциркуляции в постнатальном онтогенезе. Итоги этой работы отражены в монографиях, изданных в соавторстве и под его редакцией: «Физиология развития ребенка» (М., 1983), «Нормализация учебной нагрузки школьников» (М., 1988), «Физиология подростка», переведенная на испанский язык «Physiologia del desarrollo del niño» (М., 1988).

С 1986 по 1996 г. профессор В.И. Козлов руководил медико-биологическим отделом в Государственном научном центре лазерной медицины Минздрава России. За короткий срок им совместно с членом-корреспондентом РАМН О.К. Скобелкиным (директором центра) были организованы и проведены фундаментальные исследования



по изучению влияния высоко- и низкоэнергетического лазерного излучения на биоткани и систему микроциркуляции, что позволило раскрыть патогенетические механизмы воздействия лазерного излучения (в частности, красного и инфракрасного спектральных диапазонов) на микроциркуляцию крови, а также показать зависимость структурных изменений в организме от дозы и интенсивности фотовоздействия. Значительное место в его научно-исследовательской работе в настоящее время занимает изучение механизмов взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями. Разработанные под руководством В.И. Козлова методические рекомендации и учебные пособия по применению лазеров в диагностике и лечении различных заболеваний внедрены в практику и широко используются в лечебных учреждениях системы здравоохранения. Накопленные в этом направлении данные обобщены в монографиях и книгах, опубликованных в соавторстве с учениками и коллегами: «Морфологические основы низкоинтенсивной лазеротерапии» (Ташкент, 1991); «Основы лазерной физио- и рефлексотерапии» (Самара, Киев, 1993); «Лазеротерапия» (1993), «Лазеротерапия с применением АЛТ Мустанг» (М., 1995); «Применение магнитолазерного аппарата Лумис в медицинской практике» (М., 1996) и «Лазерный хирургический аппарат Ланцет: применение в медицинской практике» (Москва, Тула, 1996).

В 1997 г. профессором В.И. Козловым совместно с фирмой «Техника» основан первый в нашей стране научно-практический журнал «Лазерная медицина». С этого времени он является его бессменным главным редактором.

С 1996 г. В.И. Козлов заведует кафедрой анатомии человека в Российском университете дружбы народов. Многие его научные разработки нашли отражение в анатомии как учебной дисциплине. Под его редакцией созданы два учебника: «Анатомия человека» (1978) для физкультурных вузов и «Анатомия человека» – краткий курс для студентов медицинских вузов (в соавторстве с О.А. Гуровой, 2002 и 2009), а также совместно с сотрудниками кафедры целый ряд оригинальных учебных пособий: «Анатомия нервной системы», М.: Мир, 2003 (совместно с Т.А. Цехмистренко); «Соматология (лекции по анатомии человека)», М., 2006; «Анатомия ротовой полости и зубов», М., 2006 (совместно с Т.А. Цехмистренко); «Практикум по анатомии человека», М., 2004, 2006, 2008; «Спланхнология (лекции по анатомии человека)», М., 2008.

Под руководством профессора В.И. Козлова выполнено и защищено 50 докторских и кандидатских диссертаций. Им совместно с учениками опубликовано более 500 научных работ. Исследования В.И. Козлова и его учеников поддерживаются грантами РФФИ, Минобразования РФ, Правительства г. Москвы, Международным обществом по микроциркуляции (Япония, Китай). Его труды неоднократно удостоивались почетных дипломов и премий; издавались в зарубежной печати.

Профессор В.И. Козлов избран членом ряда международных академий и научных обществ, он является академиком Международной академии наук высшей школы, действительном членом Международной академии наук (Австрия), членом Нью-Йоркской академии наук (США). Он неоднократно достойно представлял российскую науку за рубежом на симпозиумах и конференциях в Чехословакии, Венгрии, Бельгии, Японии, Германии, Италии, Франции, США.

Профессор В.И. Козлов успешно сочетает научно-педагогическую деятельность с общественной работой. Он является заместителем председателя Научного совета РАМН по лазерной медицине и председателем проблемной комиссии «Патогенетические механизмы взаимодействия лазерного излучения с биотканями» этого совета, а также членом ряда проблемных комиссий. С 1969 г. постоянно привлекается в качестве члена и эксперта экспертного совета ВАК РФ. Им организованы и проведены I Международный конгресс «Лазеры и здоровье» (на Кипре, 1997); I, II и III Всероссийские научные симпозиумы по применению лазерной доплеровской флоуметрии в медицинской практике (1996, 1998, 2000); I и II Международные конференции по микроциркуляции и гемореологии (1997, 1999); I, II и III Всероссийские научные конференции «Микроциркуляция в медицинской практике» (2004, 2006, 2008).

Хорошо известны разносторонность научных интересов, организаторский талант и творческая целеустремленность юбиляра в сочетании с доброжелательностью, высоким профессионализмом и чутким отношением к коллегам. Обаяние неординарной личности ученого смогли ощутить на себе ученики и сотрудники Валентина Ивановича, все, кто с ним знакомится впервые или работает вместе долгие годы.

Редколлегия журнала «Лазерная медицина», сотрудники ГНЦ лазерной медицины, коллеги и ученики сердечно поздравляют Валентина Ивановича Козлова с 70-летием и желают крепкого здоровья, новых научных успехов и творческих достижений.



## Информационное сообщение № 1

8–9 июня 2011 года в Москве состоится  
научно-практическая конференция с международным участием  
«**Инновационные технологии в лазерной медицине**»,  
посвященная 25-летию ФГУ «ГНЦ лазерной медицины ФМБА России»

### Основные программные вопросы

- Лазерные технологии в хирургии
- Лечебные эффекты НИЛИ при различных заболеваниях
- Фотодинамическая терапия
- Лазерная эстетическая хирургия и косметология
- Лазерные технологии в офтальмологии
- Лазерные технологии в стоматологии
- Современные представления о механизмах взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями
- Оптическая биомедицинская диагностика
- Новая медицинская лазерная и светодиодная аппаратура. Вопросы дозирования и выбора длины волны лазерного излучения

Желающих принять участие в работе конференции просим представить в Оргкомитет  
**до 1 марта 2011г.:**

- тезисы
- контактную информацию
- копию документа об оплате публикации

### Правила оформления тезисов

Объем – **не более одной страницы**, печатать на бумаге формата А-4 с полями сверху и слева по 2,5 снизу и справа – 1,5 см. Шрифт Times New Roman 12, межстрочный интервал полуторный, выравнивание по левому краю без переносов и отступов. Расположение материала: 1) фамилии и инициалы авторов, 2) название работы, 3) название организации, представляющей работу, город, страна 4) основной текст – 4 абзаца **строго по плану**: обоснование и цель; материал и методы; результаты; заключение.

### Контактная информация

Печатать **на отдельном листе**, по образцу, формат – как тезисы. Под таблицей – подписи всех авторов

Ф. И. О. (полностью)	Место работы	Должность	Город	Страна	Почтовый адрес	Тел./факс	e-mail
----------------------	--------------	-----------	-------	--------	----------------	-----------	--------

Тезисы и контактную информацию **предпочтительнее** отправлять по электронной почте, двумя отдельными файлами в формате Word.doc, имена файлов должны включать фамилию первого автора, например: Иванов-тезисы.doc и Иванов-контакт.doc

При невозможности отправки через Интернет указанные бумажные материалы **в двух экземплярах** следует отправлять простой бандеролью вместе с электронным вариантом на CD или 3,5-дюймовой дискете.

**Оплата** – через Сбербанк по реквизитам ФГУ «ГНЦ ЛМ ФМБА России» – образец квитанции см. на вклейке.

Для специалистов из стран СНГ и ближнего зарубежья – форма оплаты по согласованию с Оргкомитетом.

Расценки на участие в конференции, включая НДС

Публикация тезисов 1 страница	Оргвзнос участника	Реклама в сборнике, формат А-4	Место на выставке лазерной медтехники
300 руб.	1000 руб.	20 000 руб. за 1 стр.; 10 000 руб. за ½ стр.	15 000 руб.

### Не будут приниматься к рассмотрению:

- тезисы, присланные по факсу, оформленные не по правилам, поступившие в Оргкомитет позже указанного срока
- материалы без копии финансовых документов

Тезисы докладов, контактную информацию и копии документов об оплате представлять  
**до 1 марта 2011 г.** по адресу:

121165, г. Москва, ул. Студенческая, д. 40, стр. 1, ГНЦ лазерной медицины, Оргкомитет конференции

Контактные телефоны: (499) 249-36-52, 249-39-05 E-mail: ziganova@yandex.ru

Дополнительная информация – на официальном сайте ФГУ «ГНЦ ЛМ ФМБА России»: <http://lasermedicine-ssc.org>

**ФГУ «ГНЦ ЛАЗЕРНОЙ МЕДИЦИНЫ ФМБА РОССИИ»**  
**(<http://www.lasermedicine-ssc.org>)**

- **издает научно-практический журнал «ЛАЗЕРНАЯ МЕДИЦИНА»**, адресованный широкому кругу специалистов по лазерной медицине, – практикующим врачам, исследователям, разработчикам аппаратуры. Издание включается в базы данных ВИНТИ РАН и «Российский индекс научного цитирования» на платформе Научной электронной библиотеки (<http://www.elibrary.ru>). Входит также в «Перечень ведущих рецензируемых журналов и изданий, в которых должны быть опубликованы основные результаты диссертаций на соискание ученой степени доктора и кандидата наук» (последняя редакция ВАК – февраль 2010 г., <http://vak.ed.gov.ru>). Периодичность – 4 номера в год.

**НЕ ЗАБУДЬТЕ ПОДПИСАТЬСЯ НА НАШ ЖУРНАЛ!**

Напоминаем, что на журнал «Лазерная медицина» в 2011 г. можно подписаться:

- **в почтовом отделении связи по каталогу агентства «Роспечать»** (в сроки проведения подписной кампании). **Индекс 81699**;
- **на сайте Научной электронной библиотеки** – полнотекстовая электронная версия (<http://www.elibrary.ru>);
- **через редакцию журнала** (в любое время) **и на мероприятиях, проводимых ГНЦ лазерной медицины.**

Стоимость **редакционной** подписки (включая НДС 10% и доставку по РФ):

- на год: **800 руб.** – для индивидуальных подписчиков; **1200 руб.** – для организаций;
- на полугодие: **400 и 600 руб.** соответственно.

Контактная информация для оформления редакционной подписки:

**121165, Москва, ул. Студенческая, д. 40, строение 1, ГНЦ лазерной медицины, редакция журнала,**  
 тел. **8-499-249-36-52**; электронная почта: **ziganova@yandex.ru**;  
 сайты: **<http://lasermedicine-ssc.org>; <http://www.mustangmed.ru>**

- **ежемесячно проводит**

**КУРСЫ ПОВЫШЕНИЯ КВАЛИФИКАЦИИ ВРАЧЕЙ ПО ЛАЗЕРНОЙ МЕДИЦИНЕ**

(лицензия: серия А № 003221 от 5 апреля 2010 г.)

Слушателями курсов могут быть как начинающие работать в области лазерной медицины, так и желающие повысить свою квалификацию. На курсах читают лекции и проводят практические занятия ведущие сотрудники центра: проф. А.В. Гейниц, проф. В.И. Елисеенко, проф. П.И. Толстых, проф. Е.Ф. Странадко, проф. В.А. Дербенев, д. м. н. Ю.В. Алексеев, д. м. н. А.А. Ачилов и другие известные специалисты.

**По окончании курсов выдается удостоверение государственного образца на право работы с лазерной медицинской техникой** (Приказ МЗ РФ № 162 от 19.05.92 г. «О мерах по усилению контроля за разработкой и применением лазерной техники в медицине»).

Адрес: **121165, г. Москва, ул. Студенческая, д. 40, стр. 1, ГНЦ лазерной медицины**

Телефоны для справок: **8-499-766-10-35; 8-499-249-36-52** – Щукина Надежда Андреевна

- **обучает врачей**

- **В КЛИНИЧЕСКОЙ ОРДИНАТУРЕ**

(специальности: хирургия; анестезиология и реаниматология)

- **В АСПИРАНТУРЕ** (специальность – хирургия)

Подробная информация:

- на сайте **[на сайте http://lasermedicine-ssc.org](http://lasermedicine-ssc.org)**
- по телефону: **8-499-249-15-00** – ученый секретарь к. б. н. Картусова Людмила Николаевна



# СОВРЕМЕННЫЕ ЛАЗЕРНЫЕ АППАРАТЫ И ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ ХИРУРГИИ И СИЛОВОЙ ТЕРАПИИ



Аппарат ЛСП «ИРЭ-Полюс»

Современные лазерные аппараты в зависимости от рабочей длины волны излучения лазера (0,6–1,9 мкм) эффективно используются для рассечения, удаления, перфорации и коагуляции биотканей, интерстициальной термотерапии и лазерной термопластики хрящей.

**Возможность проведения операций амбулаторно или в дневном стационаре малоинвазивными технологиями.**

## Области применения:

- косметология, флебология;
- эндоскопическая, артроскопическая и общая хирургия;
- гинекология, онкология, урология, проктология;
- стоматология, кардиология, фтизиатрия;
- нейрохирургия, неврология;
- оториноларингология;
- ФДТ.

Имеются утвержденные Росздравнадзором Медицинские технологии применения.

## ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Длина волны излучения:  
0,63–0,69; 0,81; 0,97; 1,06; 1,56; 1,9 мкм  
Возможны двухволновые варианты аппарата.  
Мощность по желанию заказчика до 60 Вт.  
ЖКИ-индикатор. Измеритель мощности.  
Габариты от 120x180x280 мм. Вес от 2,5 кг.  
Рабочее световолокно 200 – 600 мкм.  
Насадка-коллиматор.  
Насадка-фокусатор.



Аппарат ЛСП-«ИРЭ-Полюс»  
Модель «ЛСП-АЗОР»

**Простота в управлении.  
Надежность в эксплуатации.**

**Гарантия 3 года.**

## Квитанция для оплаты публикации тезисов через Сбербанк РФ

- 1) Заполнить поля: *Ф.И.О. плательщика, Адрес плательщика*
- 2) В поле: *Наименование платежа* вместо \*... указать **фамилию и инициалы первого автора тезисов**

<b>Извещение</b>	Сбербанк России	<b>Форма № ПД-4</b>
	<b>УФК по ЗАО г. Москвы (л/с 03731881730 ФГУ «ГНИЦ ЛМФМБА России»)</b> (наименование получателя платежа)	
<b>Кассир</b>	7730037623 / 773001001 <b>ОКАТО 45268554000</b> _____ <b>40503810600001009079</b> (внебюджет)	
	<b>(ИНН/КПП получателя платежа)</b> _____ <b>(номер счета получателя платежа)</b> ОТДЕЛЕНИЕ 1 МОСКОВСКОГО ГТУ БАНКА РОССИИ Г. МОСКВА 705 _____ <b>БИК 044583001</b>	
	_____ (наименование банка получателя платежа)	
	<b>Разрешение 054 от 15.04.2005 п. 1</b> _____ <b>КБК 38830201010010000130</b>	
	<b>Публикация тезисов конференции*...</b> _____	
	_____ (наименование платежа) _____ (номер лицевого счета плательщика)	
	Ф.И.О. плательщика: _____ Адрес плательщика: _____	
	Сумма платежа: <b>300</b> руб. <b>00</b> коп. Сумма платы за услуги: _____ руб. _____ коп Итого _____ руб. _____ коп. “ _____ ” _____ 200__ г.	
	С условиями приема указанной в платежном документе суммы, в т.ч. с суммой взимаемой платы за услуги банка, ознакомлен и согласен.	
	<b>Подпись плательщика</b>	
<b>Квитанция</b>  <b>Кассир</b>	<b>УФК по ЗАО г. Москвы (л/с 03731881730 ФГУ «ГНИЦ ЛМФМБА России»)</b> (наименование получателя платежа)	
	7730037623 / 773001001 <b>ОКАТО 45268554000</b> _____ <b>40503810600001009079</b> (внебюджет)	
	<b>(ИНН/КПП получателя платежа)</b> _____ <b>(номер счета получателя платежа)</b> ОТДЕЛЕНИЕ 1 МОСКОВСКОГО ГТУ БАНКА РОССИИ Г. МОСКВА 705 _____ <b>БИК 044583001</b>	
	_____ (наименование банка получателя платежа)	
	<b>Разрешение 054 от 15.04.2005 п. 1</b> _____ <b>КБК 38830201010010000130</b>	
	<b>Публикация тезисов конференции*...</b> _____	
	_____ (наименование платежа) _____ (номер лицевого счета плательщика)	
	Ф.И.О. плательщика: _____ Адрес плательщика: _____	
	Сумма платежа: <b>300</b> руб. <b>00</b> коп. Сумма платы за услуги: _____ руб. _____ коп. Итого _____ руб. _____ коп. “ _____ ” _____ 200__ г.	
	С условиями приема указанной в платежном документе суммы, в т.ч. с суммой взимаемой платы за услуги банка, ознакомлен и согласен.	
<b>Подпись плательщика</b>		



Малогабаритные аппараты универсального действия для применения в хирургии, косметологии, гинекологии, стоматологии, нейрохирургии и других областях медицины. Созданы на основе новейших технологий в области лазерной техники, отвечают самым современным требованиям, предъявляемым к хирургическим лазерным установкам, как по своим техническим возможностям, так и по обеспечению оптимальных условий труда врача, простоте управления и дизайну.

Широкий перечень дополнительного оборудования, гарантия 12 месяцев, послегарантийное обслуживание.

**“Ланцет”**  
(на базе CO<sub>2</sub> лазера,  
мощность 20 Вт)

**ЛАЗЕРНЫЕ**

**ХИРУРГИЧЕСКИЕ**

**АППАРАТЫ**

**“Лазермед”**  
(на диодных лазерах,  
мощность 10 Вт)



Организация обучения врачей методикам работы на базе ФГУ “ГНЦ Лазерной медицины”, г. Москва, с выдачей сертификата государственного образца

**Фирма “Русский инженерный клуб”**

300053, Россия, г. Тула, а/я 712

т./ф.: (4872) 48-47-25, 48-44-69

e-mail: rik@lasermed.ru www.lasermed.ru

НОВОЕ ПОКОЛЕНИЕ аппаратов лазерной терапии **МУСТАНГ 2000**

Серия **ПЛЮС** : новые возможности, единый дизайн, высокая надежность – **ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЛЕЧЕНИЯ!**

1, 2 или 4 канала с возможностью независимой установки параметров

Широкий выбор лазерных и светодиодных излучающих головок импульсного и непрерывного излучения в диапазоне длин волн от 0,365 до 1,3 мкм

Контроль и отображение всех параметров излучения для всех типов излучающих головок: мощности, длины волны, дозы воздействия, времени процедуры

Автоматическое определение и отображение на дисплее типа излучающей головки

Возможность реализации всех современных методик лазерной и хромосветотерапии

**МУСТАНГ 2000+ 4-канальный**



Максимальные возможности

**МУСТАНГ 2000+ 2-канальный**



Оптимальное решение

**МУСТАНГ 2000+ 1-канальный**



Минимальная стоимость

**СТОЙКА УНИВЕРСАЛЬНАЯ**  
для аппаратов лазерной и физиотерапии  
серий **МУСТАНГ** и **МУЛАТ**



Применение стойки существенно повышает удобство проведения терапевтических процедур

Реклама

**НПЛЦ «Техника»**

109443, а/я 17, Москва, Россия, тел.: (495) 638 5237, 981 5593  
факс (495) 254 6901, e-mail: nplc@mail.ru <http://www.mustangmed.ru>