

## Воздействие излучения YAG:Nd-лазера ( $\lambda = 1.44$ мкм) на ткани миокарда при лечении ишемической болезни сердца методом трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации

С.В.Белов, Ю.К.Данилейко, А.Б.Егоров, Л.Г.Шилин, А.М.Шулутко

*Исследовано воздействие излучения YAG:Nd-лазера с длиной волны  $\lambda = 1.44$  мкм на ткани миокарда для формирования каналов при лечении ишемической болезни сердца методом трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации (ТМАР). Представлен механизм перфорации тканей миокарда импульсом лазерного излучения и разработана экспериментальная установка для ТМАР. В экспериментах на биологических объектах установлены оптимальные параметры энергии и длительности излучения, необходимые для формирования каналов заданных размеров в течение одного импульса лазерного излучения. При этом режим воздействия обеспечивал адекватный характер деструкции ткани миокарда, оцениваемый по таким критериям, как усилие перфорирования, энергия воздействия, величина зоны коагуляции, уровень карбонизации.*

**Ключевые слова:** лазерное излучение, ишемия, лазерная реваскуляризация, ангиогенез.

### 1. Введение

Ишемическая болезнь сердца (ИБС), несмотря на успехи современной кардиологии, остается основной причиной смертности взрослого населения ведущих стран мира. Высокоэффективным методом хирургического лечения ИБС является аортокоронарное шунтирование (АКШ), которое в настоящее время является наиболее часто выполняемым хирургическим вмешательством на сердце [1, 2]. В то же время для 25%–30% пациентов с клиникой стенокардии проведение АКШ оказывается невозможным из-за диффузных поражений коронарных артерий, рецидивных форм стенокардии после коронарной ангиопластики, а также ряда других причин [2, 3]. В подобных случаях восстановить сердечный кровоток можно с помощью трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации (ТМЛР) [3–9]. Идея использования лазера для реваскуляризации миокарда у больных с несунтабельными коронарными артериями принадлежит M. Mirhoseini [5]. Доказательная медицина подтверждает наличие активного ангиогенеза после ТМЛР у больных ИБС с диффузной формой поражения коронарных артерий [6, 7, 10]. В процессе такой операции в толще сердечной мышцы левого желудочка с помощью лазерного излучения формируются каналы, открывающиеся в полость сердца. Обычно операция ТМЛР предусматривает формирование в миокарде нескольких десятков каналов диаметром от 0.3 до 1.5 мм. Каналы создаются в сердечной мышце с наружной стороны при подводе излучения с помощью оконеч-

ного устройства, соединенного с лазером системой оптоволоконной доставки излучения.

Опыт использования CO<sub>2</sub>-лазера в НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН и в Первом МГМУ им. И.М. Сеченова, а также результаты экспериментальных исследований эффективности эрбиевого лазера [2, 11], позволяют сформулировать основные принципы формирования каналов в тканях миокарда при ТМЛР [8, 10, 11].

1. Канал формируется за один лазерный импульс миллисекундной длительности на работающем сердце. В этом случае начало лазерного воздействия синхронизируется с R-зубцом электрокардиограммы пациента и может продолжаться до T-зубца, что составляет около 150 мс, т. е. 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, сводится к минимуму риск возникновения наведенной аритмии вследствие акустооптического эффекта воздействия лазерного излучения.

2. Канал формируется серией импульсов излучения, которое передается оптическим волокном, без синхронизации с ритмом работающего сердца.

3. Канал формируется на неработающем сердце в процессе самостоятельного вмешательства либо в дополнение к аортокоронарному шунтированию.

Тем не менее следует отметить, что наилучшие результаты достигаются при использовании одиночного лазерного импульса миллисекундной длительности, синхронизированного с ЭКГ пациента [8, 10, 12]. Ниже представлены сравнительные характеристики существующих лазерных медицинских установок (ЛМУ) (табл.1) и лазеров (табл.2) для ТМЛР.

Анализ табл.1 и 2 позволяет сделать выводы об эффективности использования разных типов лазеров. В частности, функциональным недостатком CO<sub>2</sub>-лазеров

С.В.Белов, Ю.К.Данилейко, А.Б.Егоров, Л.Г.Шилин. Институт общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, 119991 Москва, ул. Вавилова, 38; e-mail: ser79841825@yandex.ru  
А.М.Шулутко. ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава РФ, Россия, 119991 Москва, ул. Трубецкая, 8, стр.2

Поступила в редакцию 25 февраля 2019 г., после доработки – 29 июня 2019 г.

Табл.1.

Параметры ЛМУ	Описываемая ЛМУ на основе YAG:Nd	ЛМУ «Перфокор» (ИПЛИТ РАН, Россия) на основе CO <sub>2</sub>	ЛМУ HeartLaser (PLC Medical System, США) на основе CO <sub>2</sub>	ЛМУ Solargen 2100s (Cardiogenesis, США) на основе YAG:Ho
Длина волны излучения (мкм)	1.44	10.6	10.6	2.08
Режим работы	Импульсный	Импульсный	Импульсный	Импульсно-периодический (до 5 Гц)
Длительность импульса излучения (мс)	2–20	10–200	1–99	0.2
Максимальная мощность импульса излучения (Вт)	200	400	1000	До 20000
Энергия лазерного импульса длительностью 20 мс (Дж)	4	8	20	До 4 при 0.2 мс
Вероятность возникновения ударной волны	Низкая	Высокая	Высокая	Низкая
ЭКГ-синхронизация	Есть	Есть	Есть	Отсутствует
Диаметр кварцевого оптоволокну (мм)	0.4–9830.6	Отсутствует	Отсутствует	Нет данных
Ход волоконного перфоратора (мм)	20	Отсутствует	Отсутствует	Отсутствует
Габариты (мм)	660 × 235 × 650	800 × 800 × 2080	900 × 800 × 2030	910 × 360 × 530
Вес (кг)	45	240	230	58

Табл.2.

Параметры лазеров	Эрбиевый волоконный лазер (НТО «ИРЭ-Полус», МО, Фрязино)	Тулиевый волоконный лазер (НТО «ИРЭ-Полус», МО, Фрязино)	Диодный лазер (НТО «ИРЭ-Полус», МО, Фрязино)
Длина волны излучения (мкм)	1.55	1.94	0.97
Режим работы	Непрерывный, импульсно-периодический	Непрерывный, импульсный, импульсно-периодический	Непрерывный, импульсный, импульсно-периодический
Длительность импульса излучения (мс)	1–1000	0.2–1000	1–1000
Максимальная средняя мощность излучения (Вт)	15	120	60
Энергия лазерного импульса длительностью 20 мс (Дж)	0.3	~25	~1.2
Вероятность возникновения ударной волны	Низкая	Низкая	Низкая
ЭКГ-синхронизация	Отсутствует	Отсутствует	Отсутствует
Диаметр кварцевого оптоволокну (мм)	0.4–0.6	0.4–0.6	0.2–0.6
Ход волоконного перфоратора (мм)	Отсутствует	Отсутствует	Отсутствует
Габариты (мм)	286 × 460 × 545	86 × 460 × 545	253 × 310 × 419
Вес (кг)	38	38	6

является большая вероятность возникновения ударной волны при перфорировании ткани миокарда за один импульс. Кроме того, высокая стоимость мощных CO<sub>2</sub>-лазеров, большое энергопотребление (10–16 кВт), сложность эксплуатации препятствуют широкому распространению метода ТМЛР в лечебных учреждениях. Практика показывает, что для осуществления ТМЛР с помощью CO<sub>2</sub>-лазеров требуется создание специально оборудованных операционных и присутствие специалистов организации-разработчика для ее сопровождения.

Использование YAG:Ho-лазера в установке Solargen 2100s не обеспечивает сквозной перфорации миокарда за один импульс или за серию импульсов в пределах одного сокращения сердечной мышцы. Генерируемые им импульсы излучения имеют малую (0.2 мс) длительность, что может приводить к формированию ударных волн, способных спровоцировать аритмию сердца. Эрбиевые

волоконные лазеры также не обеспечивают сквозной перфорации миокарда за один импульс или за серию импульсов в пределах одного сокращения сердечной мышцы [12, 13]. Волоконные тулиевые лазеры могут обеспечить перфорацию за один импульс, однако они очень дороги.

Использование твердотельного лазера на алюмоиттриевом гранате, легированном неодимом, представляет интерес для ТМЛР, поскольку генерируемое им излучение ( $\lambda = 1.44$  мкм) попадает в локальный максимум полосы поглощения биоткани, составляющий около 4.5 мм<sup>-1</sup>. Энергетические и временные параметры лазерного излучения позволяют получать в ткани миокарда сквозной канал глубиной до 20 мм и диаметром ~1 мм за один импульс при энергией импульса до 4 Дж и длительности до 20 мс. При этом воздействие излучения может осуществляться на работающем сердце в отсутствие эффекта ударной волны.

## 2. Материалы и метод

### 2.1. Механизм перфорирования тканей миокарда импульсом лазерного излучения с $\lambda = 1.44$ мкм

Механизм перфорирования тканей миокарда под действием импульса лазерного излучения может быть представлен следующим образом. Перфорирующее устройство (отрезок оптического кварцевого волокна) вводится в ткань миокарда и одновременно подается импульс лазерного излучения. Поглощение лазерного излучения приводит к быстрому разогреву тонкого слоя биоткани, прилегающей к дистальному торцу волокна, что обуславливает вскипание воды и коагуляцию биоткани. Формирование канала в первую очередь зависит от оптимального выбора энергии излучения и длительности импульса, определяющих генерацию тепла. В данном случае критерием оптимальности является рост температуры до  $250^\circ\text{C}$  в условиях адиабатического нагрева тонкого слоя биоткани, поскольку при большей температуре возникает угроза ее карбонизации за время воздействия лазерного импульса. При этом происходит высвобождение углерода, которое ведет к образованию полиенов (цепочек атомов углерода с множеством двойных связей), сшивок и групп атомов углерода [14]. Образование полиенов и углеродных комплексов приводит к увеличению эффективного коэффициента поглощения и визуально проявляется в потемнении облученных участков биотканей – их карбонизации. Кинетика фото- и термодеструкции биополимеров в условиях лазерного воздействия лимитируется диффузионными процессами миграции выделяющихся газов и коагуляции биоткани. Карбонизация ткани при формировании канала недопустима и препятствует процессу ревазуляризации.

Активное поглощение лазерного излучения также приводит к испарению молекул воды внутри тонкого слоя ткани и к лазерно-индуцированному кипению у поверхности торца волокна. Различают гетерогенное кипение (на поверхности, к которой тепло подводится извне) и гомогенное кипение (в объеме перегретой жидкости). Интенсивные конвективные тепловые потоки и затраты на скрытую теплоту парообразования делают кипение эффективным способом передачи тепла [15]. В данном случае, когда лазерное излучение эффективно поглощается биотканью вблизи торца волокна, происходит гетерогенное вскипание воды, приводящее к появлению двухфазных потоков в тканевой жидкости [12]. Образующаяся при этом парогазовая смесь со средней температурой около  $150^\circ\text{C}$  состоит из парогазовых пузырьков. Из-за высокого давления пара внутри пузырька ( $\sim 8 \times 10^5$  Па) и интенсивного испарения размер пузырька быстро увеличивается [16]. В результате процессов испарения температура смеси при атмосферном давлении опускается до равновесной температуры ( $\sim 100^\circ\text{C}$ ), и перегрева близлежащих окружающих тканей не наблюдается. Таким образом, объем пара резко увеличивается, что, в свою очередь, приводит к повышению давления в ткани и вызывает локальные механические разрушения ее фрагментов у торца волокна. В данном случае модификация структуры и локальное разрушение биоткани происходят не путем прямого лазерного нагрева, а вследствие быстрой доставки тепла двухфазными потоками тканевой жидкости, формирующимися при ее вскипании [17]. При этом исключаются приводящий к карбонизации перегрев и пере-

грев близлежащих тканей, а образующаяся газовая фракция удаляется через просвет перфорируемого канала. Кроме того, быстрый нагрев прилегающей к торцевой поверхности волокна ткани миокарда вызывает ее термическую абляцию. В результате этих процессов усилие введения оптического кварцевого волокна в ткань сердечной мышцы становится практически малоощутимым.

### 2.2. Установка для ТМЛР на основе YAG:Nd-лазера

Установка для ТМЛР разработана на основе твердотельного лазера на алюмоиттриевом гранате, легированном неодимом ( $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}:\text{Nd}^{3+}$ ), генерирующего излучение с длиной волны 1.44 мкм и выходной энергией до 5 Дж. Длительность импульса регулируется в диапазоне 2–20 мс, его форма близка к прямоугольной, а частота следования импульсов достигает 3 Гц; все это позволяет осуществлять перфорирование миокарда в течение одного сердечного цикла с возможностью ЭКГ-синхронизации и с одновременной инъекцией медикаментозного препарата. То, что в процессе перфорирования излучающий торец волокна касается тканей сердечной мышцы, позволяет, несмотря на сравнительно небольшую энергию импульса, образовать в миокарде за один импульс длительностью до 20 мс сквозной канал длиной 20–25 мм и диаметром около миллиметра. Эффективность воздействия излучения на протяжении всего импульса обеспечивается непрерывной механической подачей оптического волокна в направлении действия излучения. Наилучшие результаты достигаются при использовании одиночного лазерного импульса миллисекундной длительности, синхронизированного с ЭКГ пациента.

Схема установки и алгоритм связи блоков приведены на рис.1. Блок источников лазерного излучения состоит из рабочего и прицельного лазеров. Рабочий лазер обеспечивает генерацию лазерного излучения в режимах одиночного импульса и в частотном режиме, прицельный лазер работает в непрерывном режиме в видимом диапазоне длин волн. Активный элемент рабочего YAG:Nd-лазера представляет собой цилиндрический стержень диаметром 6.3 мм и длиной 100 мм (активный элемент

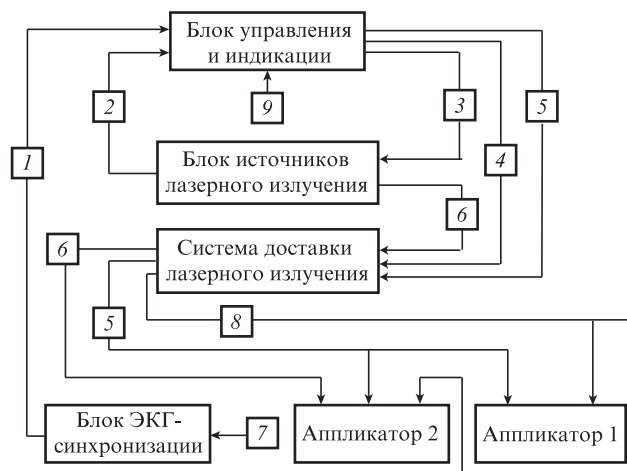


Рис.1. Схема установки для ТМЛР. Каналы связи блоков: 1 – синхросигнал ЭКГ; 2 – синхросигнал готовности лазера; 3 – синхросигнал включения лазерной генерации; 4 – сигнал, управляющий вводом инъекций; 5 – сигнал, управляющий перфорацией; 6 – перфорирующий лазерный импульс; 7 – биосигналы сердца пациента; 8 – исполнительный сигнал; 9 – сигнал педали управления.

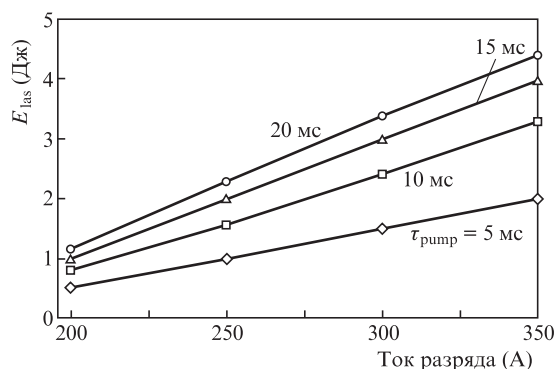


Рис.2. Зависимости энергии импульса  $E_{las}$  от тока разряда лампы накачки при различных длительностях импульсов излучения накачки  $\tau_{pump}$ .

ГП6.3Х100), лампой накачки служит газоразрядная лампа с ксеноновым наполнением ИНП 6×90.

С целью подавления линий с длиной волны 1.064 мкм и развития генерации с длиной волны 1.44 мкм резонатор излучателя выполнен по трехзеркальной схеме. Зависимости энергии генерации импульса лазерного излучения  $E_{las}$  от тока разряда лампы накачки при различных длительностях импульса излучения накачки приведены на рис.2. Измерения энергии проводились с помощью измерителя мощности и энергии лазерного излучения ИМО-2Н на выходе из оптоволоконного диаметром 0.6 мм. Управление энергией накачки  $E_{pump}$  осуществлялась изменением тока разряда через лампу накачки при фиксированной длительности импульса накачки  $\tau_{pump}$ .

Осциллограммы лазерных импульсов при различных длительностях импульса лампы накачки приведены на рис.3. Видно, что в пределах 5–20 мс импульс имеет прямоугольную форму; это обеспечивает в пределах энергии 1–4 Дж постоянство лазерного воздействия на биоткань в течение импульса.

Блок управления и индикации обеспечивает выбор команд загрузки параметров режима, статуса системы, включения/выключения прицельного лазера, режимов воздействия и характеристик лазерного излучения – выходной энергии излучения рабочего лазера и количества излученных импульсов за время процедуры, а также буквенно-цифровую индикацию режимов работы установки.

Блок ЭКГ-синхронизации предназначен для формирования синхроимпульса, к которому привязаны фазы процедуры ТМЛР. Суммарная длительность одного или нескольких импульсов синхронизируется с R-зубцом

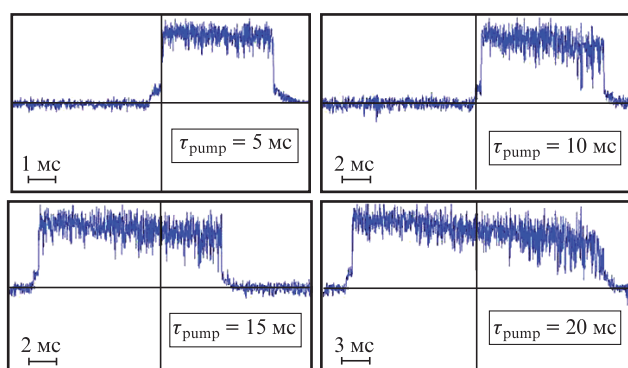


Рис.3. Формы и длительности импульса лазерной генерации при различных длительностях импульса накачки  $\tau_{pump}$ .

электрокардиограммы пациента и может продолжаться до T-зубца. Таким образом, время взаимодействия излучения с тканями миокарда, ограниченное интервалом между двумя сокращениями работающего сердца, составляет около 150 мс.

Система доставки лазерного излучения включает в себя оптоволоконный кабель на основе кварцевого волокна марки Q/Q 600/660 WF диаметром 600 мкм и систему удержания аппликатора в необходимом для хирурга положении. Аппликаторы представляют собой устройство, предназначенное для перфорирования миокарда. Они обеспечивают перемещение оптического волокна на расстояние до 20 мм за время не более 20 мс с последующим его возвратом в исходное состояние.

### 3. Результаты и их обсуждение

#### 3.1. Экспериментальные исследования на образцах тканей (in vitro)

С помощью разработанной установки были проведены экспериментальные исследования на биологических объектах in vitro. В качестве биологического материала использовалась передняя стенка левого желудочка сердца свиньи. Задачей эксперимента являлась оценка эффективности формирования каналов за один лазерный импульс в зависимости от энергии и длительности лазерного воздействия. В ходе исследований в толще сердечной мышцы левого желудочка с помощью лазерного излучения создавались каналы, открывающиеся в полость сердца. Каналы создавались в сердечной мышце (с наружной стороны) кварцевым волокном диаметром 600 мкм за один лазерный импульс. Путем воздействием лазерного излучения с энергией в импульсе 3.5 Дж и длительностью импульса  $\tau_{las} = 15$  мс было сформировано около десяти каналов. Фрагменты перфорации каналов диаметром 0.6 мм и глубиной 17–18 мм в ткани миокарда показаны на рис.4.

Данные экспериментов позволили установить некоторые зависимости, позволяющие оптимизировать параметры лазерного воздействия при формировании каналов в стенке миокарда. На рис.5 представлена зависимость усилия перфорирования  $P$  от энергии лазерного излучения  $E_{las}$  при разных длительностях импульса  $\tau_{las}$ . Зависимость глубины перфорирования  $L$  от  $\tau_{las}$  при разных значениях энергии  $E_{las}$  показана на рис.6. Начальное усилие перфорирования в эксперименте составляло  $P = 175.0 \pm 5.0$  г/мм<sup>2</sup>.

Данные по глубине перфорации в зависимости от энергии и длительности импульса лазерного излучения приведены в табл.3.

Анализ результатов показал, что оптимальные значения длительности и энергии импульса лазерного излучения находятся в пределах 10–20 мс и 2–4 Дж, что позволяет получить канал глубиной 10–20 мм и диаметром 0.6–0.9 мм. При этом зона коагуляции составляла 50–300 мкм при отсутствии следов карбонизации.

#### 3.2. Экспериментальные исследования на животных (in vivo)

Исследования in vivo проводились на подопытных животных (минипигах). Задачей эксперимента являлась оценка эффективности процедуры ТМЛР. Под интубаци-



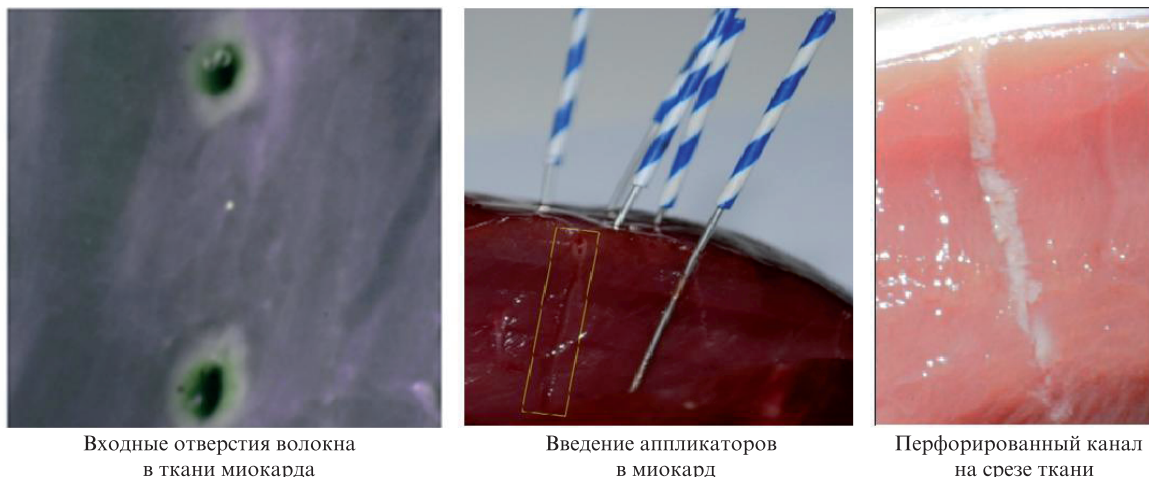


Рис.4. Фрагменты перфорирования каналов в миокарде.

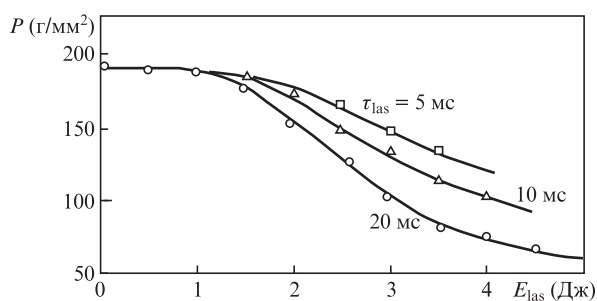


Рис.5. Зависимости усилия перфорирования от энергии лазерного излучения при различных длительностях импульса  $\tau_{las}$ .

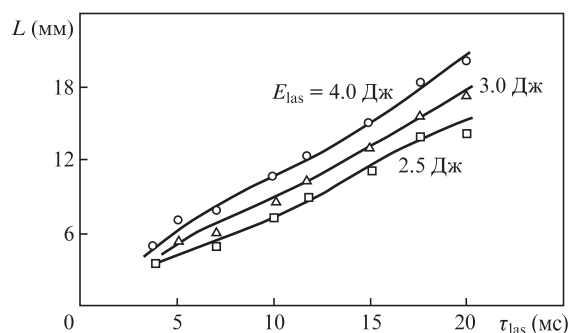


Рис.6. Зависимости глубины перфорирования от длительности лазерного импульса при различных  $E_{las}$ .

Табл.3.

Глубина перфорирования (мм)	Энергия лазерного импульса (Дж)	Длительность лазерного импульса (мс)
10 ± 1	2.0	10
12 ± 1	2.4	12
14 ± 1	2.8	14
16 ± 2	3.2	16
18 ± 2	3.6	18
20 ± 2	4.0	20

онным наркозом осуществлялось межреберное вскрытие грудной клетки свиньи и проводилось 10-кратное перфорующее воздействие на работающее сердце. После операции животные помещались в вольер. На 30-е сутки по-

сле процедуры ТМЛР животные забивались и срезы миокарда подвергались гистологическим исследованиям, результаты которых приведены на рис.7.

На гистограммах наблюдаются сквозные каналы миокарда свиньи (от эпикарда до эндокарда) в виде светлого эозинфильного окрашивания. В центре оксифильной зоны, по всей длине, находится продольный щелеобразный просвет лазерного канала. Центральные участки щелевидного образования заполнены элементами формирующейся грануляционной ткани – клеточными элементами макрофагального ряда, нейтрофилами и форменными элементами крови (рис.7,а, б). Этот же участок лазерного воздействия в виде зоны некробиотических изменений кардиомиоцитов с уже сформированной в просвете щели грануляционной тканью и новообразованными капиллярами представлен на рис.7,в. Результаты гистологических исследований показывают, что происходит формирование капилляров грануляционной ткани, которые впоследствии интегрируют с капиллярной сетью миокарда, приводя к снижению уровня ишемии. Таким образом, достигается активация транспорта кислорода в ишемизированную область сердца.

#### 4. Заключение

Настоящая статья посвящена разработке экспериментальной установки для ТМЛР на основе YAG: Nd-лазера ( $\lambda = 1.44$  мкм) и оценке эффективности перфорирования тканей миокарда оптическим волокном одновременно с воздействием единичного импульса лазерного излучения, синхронизированного с сердечным ритмом. Оценка эффективности проводилась по таким критериям, как усилие перфорирования, энергия воздействия, величина зоны коагуляционного некроза, уровень карбонизации. Подобные оценки эффективности YAG: Nd-лазера ( $\lambda = 1.44$  мкм) для использования в ТМЛР ранее не проводились.

В результате экспериментов на образцах тканей in vitro установлена зависимость усилия перфорирования от энергии лазерного излучения и зависимость глубины перфорации от длительности импульса. В ходе отработки режимов работы установки была получена связь энергии и длительности лазерного импульса с глубиной перфорации. Скорость движения перфорующего участка волокна при различных энергиях и длительностях лазерно-

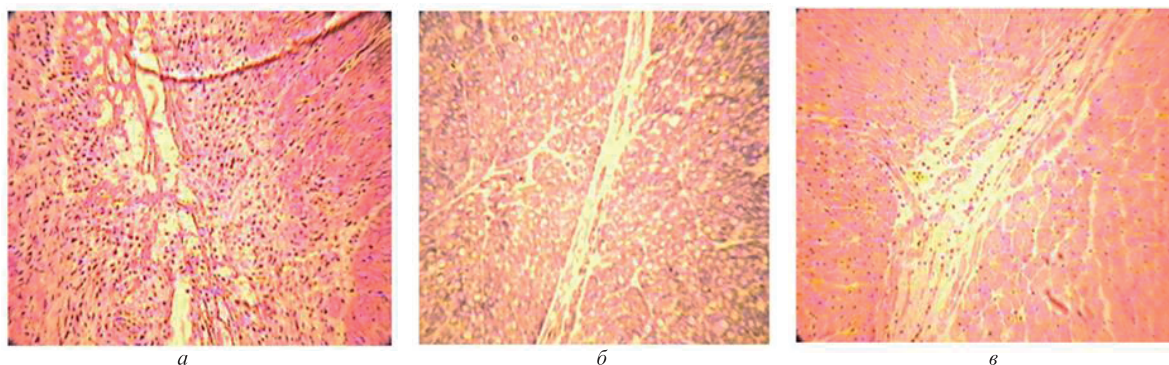


Рис.7. Гистограммы срезов миокарда свиньи на 30-е сутки после ТМЛР.

го импульса поддерживалась постоянной и составляла приблизительно 1 м/с, что обусловлено необходимостью осуществить цикл ТМЛР в течение не более 150 мс.

Результаты экспериментов на животных *in vivo* показали, что экспериментальная установка на основе YAG:Nd-лазера ( $\lambda = 1.44$  мкм) обеспечивает эффективную реваскуляризацию тканей миокарда в зоне лазерного воздействия. Гистограммы срезов биотканей указывают на активный ангиогенез, пролиферацию соединительнотканых элементов и межклеточного вещества в течение реабилитационного периода.

Из анализа результатов следует, что использование YAG:Nd-лазера ( $\lambda = 1.44$  мкм) позволяет формировать импульсы лазерного излучения, которые создают паровую фазу, приводящую к реструктуризации ткани миокарда в зоне нагрева, что обеспечивает свободное перемещение оптоволоконна на глубину до 20 мм. Наличие паровой фазы при лазерно-индуцированном нагреве ткани ограничивает рост температуры значением около 150 °С и обуславливает ее понижение до равновесной температуры при атмосферном давлении. Такой нагрев создает адекватную зону коагуляции стенок канала 50–300 мкм при отсутствии карбонизации. Перфорирование тканей миокарда оптическим волокном одновременно с воздействием единичного импульса лазерного излучения с оптимальными значениями энергии и длительности приводит к существенному снижению требуемой энергии лазерного импульса (до 4 Вт) по сравнению со случаем использования CO<sub>2</sub>-лазера. При этом процесс перфорирования каналов отвечает основным критериям эффективности (усилие перфорирования, энергия воздействия, величина зоны коагуляционного некроза, уровень карбонизации). Таким образом, использование YAG:Nd-лазера ( $\lambda = 1.44$  мкм) при лечении ишемической болезни сердца методом трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации является достаточно эффективным и имеет ряд преимуществ.

Авторы статьи выражают благодарность сотруднику НЦССХ им. А.Н.Бакулева РАМН И.И.Беришвили за помощь в проведении экспериментов.

Работа выполнена в Институте общей физики им. А.М.Прохорова РАН.

1. Бокерия Л.А., Беришвили И.И., Вахромеева М.Н. и др. *Бюллетень НЦССХ им. А.Н.Бакулева РАМН*, **9** (3), 63 (2008).
2. Andreev S.N., Belov S.V., Danyleiko Yu.K., Denker B.I., Egorov A.B., Zhanov I.V., Molochkov A.V., Salyuk V.A. *Biomed. Eng.*, **53** (4), 1 (2018).
3. Бокерия Л.А., Беришвили И.И., Асланиди И.П., Вахромеева М.П. *Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация: перфузия, функция и метаболизм миокарда* (М.: изд-во НЦССХ им. А.Н.Бакулева РАМН, 2004).
4. Айткожин Г.К., Исраилова В.К. *Кардиология*, **42** (1), 103 (2002).
5. Mirhoseini M, Cayton M.M. *J. Microsurg.*, **2**, 253 (1981).
6. Konstanty-Kalandyk J., Bartuś K., Piątek J., Vuddanda V., Lee R., Kędziara A., Sadowski J., Lakkireddy D., Kapelak B. *Postepy Kardiol. Interwenc.*, **14** (2), 179 (2018).
7. Bartuś K., Piątek J., Vuddanda V., Lee R., Sadowski J., Lakkireddy D., Kapelak B., Filip G. *Las. Med. Sci.*, **33** (7), 1527 (2018); <http://dx.doi.org/10.1007/s10103-018-2514-9>.
8. Kindzelski B.A., Zhou Y., Horvath K.A. *Med. Devices (Auckl)*, **8**, 11 (2014); <https://doi.org/10.2147/MDER.S51591>.
9. Mocanu V., Buth K.J., Kelly R., Légaré J.F. *Ann. Thorac. Surg.*, **98** (2), 549 (2014); <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2014.02.090>.
10. Szekely L., Kreisz I., Salamon F., Koitai M. *Proc. 9-th World Congress of the International Society of Cardio-Thoracic Surgeons* (Lisbon, Portugal, November 1999, pp 14–17).
11. Бабурин Н.В., Галаган Б.И., Данилейко Ю.К., Денкер Б.И., Жбанов И.В., Иванов А.Д., Лебедева Т.П., Молочков А.В., Осико В.В., Салюк В.А., Чиков В.А. *Докл. РАН*, **410** (5), 1 (2006).
12. Аракчеев А.Г., Данилейко Ю.К., Осико В.В., Егоров А.Б., Шилин Л.Г. *Биомедицинская радиоэлектроника*, № 2, 9 (2012).
13. Махалдиани З.Б., Серов Р.А., Козлов В.В., Хугаев Г.А. *Клиническая физиология кровообращения*, № 1. 63 (2015).
14. Пушкарева А.Е. *Методы математического моделирования в оптике биотканей. Учебное пособие* (СПб: изд-во СПбГУ ИТМО, 2008, с. 103).
15. Кутателадзе С.С. *Основы теории теплообмена* (М.: Атомиздат, 1979).
16. Чудновский В.М., Юсупов В.И., Дыдыкин А.В., Невожай В.И., Кисилев А.Ю., Жуков С.А., Баграташвили В.Н. *Квантовая электроника*, **47** (4), 361 (2017) [*Quantum Electron.*, **47** (4), 361 (2017)].
17. Yusupov V.I., Chudnovskii V.M., Bagratashvili V.N. *Laser Phys.*, **20** (7), 1641 (2010).