

2. *Ануфриева С.С., Бордуновский В.Н., Куренков Е.Л.* Лазериндуцированная склеротерапия кист молочных желез // Вестник Южно-Уральского государственного университета. Серия «Образование, здравоохранение, физическая культура». 2010. № 19 (195). С. 17-23.
3. *Papini E., Guglielmi R., Pacella C.M.* Laser, radiofrequency, and ethanol ablation for the management of thyroid nodules // Current Opinion in Endocrinology, Diabetes and Obesity. 2016. Vol. 23. № 5. PP. 400-406.
4. *Чернядьев С.А., Чернооков А.И., Жиляков А.В., Коробова Н.Ю.* Сравнение эффективности интерстициальной лазерной облитерации и артроскопической коагуляции соустья кисты Бейкера // Хирург. 2014. № 10. С. 73-77.
5. *Нурбулатова Л.Г.* Рельеф поверхности и строение микроциркуляторного русла синовиальной мембраны околоуставных синовиальных сумок коленного сустава // Морфология. 2010. Т. 137. № 4. С. 144.
6. *Trăistaru R. O. D. I. C. A., Popescu R., Gruia C., Rogoveanu O.* A complex assessment of patients with knee osteoarthritis and Baker's cyst: Observational study // Rom. J. Morphol. Embryol. 2013. Vol. 54. № 3. PP. 593-601.
7. *Баграташвили В.Н., Захаркина О.Л., Игнатъева Н.Ю., Лушин В.В.* Лазерно-индуцированная и термическая модификация структуры соединительных тканей. – Долгопрудный: Интеллект, 2016. С. 208.
8. *Чудновский В.М., Юсупов В.И., Дыдыкин А.В., Невозжай В.И., Кисилев А.Ю., Жуков С.А., Баграташвили В.Н.* Лазероиндуцированное кипение биологических жидкостей в медицинских технологиях // Квантовая электроника. 2017. Т. 47. № 4. С. 361-370.
9. *Жилин К.М., Минаев В.П., Соколов А.Л.* О влиянии особенностей поглощения лазерного излучения в воде и крови на выбор рабочей длины волны для эндовенозной облитерации вен при лечении варикозной болезни // Квантовая электроника. 2009. Т. 39. № 8. С. 781-784.
10. *Мазо А.Б.* Основы теории и методы расчета теплопередачи / Уч. пособие. – Казань: Изд-во КГУ, 2013. С. 145.
11. *Шахрай С.В., Гаин Ю.М., Гаин М.Ю., Рябцева С.Н.* Экспериментальное обоснование выбора длины волны высокоинтенсивного лазерного излучения для малоинвазивного хирургического лечения хронического геморроя // Казанский медицинский журнал. 2013. Т. 94. № 2. С. 271-277.
12. *Чернядьев С.А., Жиляков А.В., Горбатов В.И., Коробова Н.Ю., Сивкова Н.И., Аретинский А.В., Чернооков А.И.* Математическое моделирование теплофизических процессов в стенке кисты Бейкера, при нагреве внутрикистозной жидкости лазерным излучением длиной волны 1,47 мкм // Компьютерные исследования и моделирование. 2018. Т. 10. № 1. С. 103-112.
13. *Chernyadiev S.A., Aretinsky V.B., Sivkova N.I., Zhilyakov A.V., Korobova N.J., Gorbatov V.I., Faizullin M.Z.* A Calorimetric Study of Baker's Cyst Biological Tissues // Biophysics. 2018. Vol. 63. № 6. PP. 989-993.

Андрей Викторович Жиляков,
 канд. мед. наук, хирург-артролог, генеральный директор,
 ООО «Новые технологии для амбулаторной медицины»,
Сергей Александрович Чернядьев,
 д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,
Наталья Юрьевна Коробова,
 канд. мед. наук, хирург-флеболог, ассистент,
 кафедра хирургических болезней,
 ГБОУ ВПО «Уральский государственный
 медицинский университет» Минздрава России,
Виталий Борисович Аретинский,
 заслуженный работник здравоохранения РФ,
 гл. врач, профессор УГМА,
 д-р мед. наук,
 ГАУЗ СО «Областной специализированный
 центр медицинской реабилитации «Озеро Чусовское»,
 г. Екатеринбург,
 e-mail: doctor-zhilyakov@rambler.ru

С.В. Белов, Ю.К. Данилейко, А.Б. Егоров, Э.Г. Османов, Л.Г. Шилин, А.М. Шулуток

Экспериментальная установка для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации на основе Nd:YAG-лазера

Аннотация

Представлены результаты разработки экспериментальной установки для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации на основе Nd:YAG-лазера. Показана эффективность применения лазерного излучения с длиной волны 1,44 мкм для продуцирования направленного ангиогенеза при трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации в эксперименте с моделью ишемизированного миокарда. Установлены оптимальные режимы воздействия импульсного излучения Nd:YAG-лазера на миокард с учетом термического повреждения тканей. Исследованы морфологические изменения в области трансмиокардиальных лазерных каналов на миокарде свиньи. Работы проводились с целью обоснования эффективности применения установки для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации на основе Nd:YAG-лазера для лечения больных с диффузным поражением коронарных артерий.

Введение

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 [1], [2]. В то же время для 25...30 % пациентов с клиникой стенокардии проведение АКШ оказывается невозможным. Причинами являются диффузные

поражения коронарных артерий, рецидивные формы стенокардии после коронарной ангиопластики и другие возможные причины [2]. Таким образом, АКШ не всегда решает проблему, что приводит к поиску новых способов восстановления сердечного кровотока.

Одним из эффективных способов хирургического восстановления сердечного кровотока является трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация (ТМЛР) [3], [4]. В процессе такой операции в толще сердечной мышцы левого желудочка с помощью лазерного излучения формируются каналы, открывающиеся в полость сердца. Обычно операция ТМЛР пре-

дусматривает формирование в миокарде нескольких десятков каналов диаметром от 0,3 до 1,5 мм. На сегодняшний день для проведения ТМЛР предпочтение отдается CO₂-лазерам, так как высокая энергия излучения в импульсе при малой расходимости пучка позволяет перфорировать отверстия в миокарде за один импульс. Это значительно снижает вероятность развития аритмии по сравнению с многократным воздействием. Однако существуют принципиальные недостатки, ограничивающие использование CO₂-лазера для проведения ТМЛР:

- высокий риск повреждения внутренних структур сердца и появления нарушений сердечного ритма вследствие больших значений энергии импульса и его длительности;
- невозможность использования волоконной оптики, что не позволяет реализовать перспективные технологии ТМЛР (торакоскопическое выполнение лазерных перфораций, создание каналов с эндокардиальной поверхности миокарда);
- высокая стоимость установки и сложность ее эксплуатации.

В связи с этим является актуальным исследование эффективности проведения ТМЛР с применением других типов лазеров. Исследованию эффективности применения эрбиевого лазера с длиной волны излучения 1,54 мкм была посвящена статья «Экспериментальное исследование эффективности трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации с помощью эрбиевого лазера», опубликованная в журнале «Медицинская техника» в 2018 году. Использование Nd:YAG-лазера в установке для ТМЛР является продолжением анализа возможностей использования других лазеров.

Формирование каналов в тканях миокарда с целью продуцирования направленного ангиогенеза

Опыт эксплуатации высокоэнергетического CO₂-лазера в НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН [5], [6], а также результаты экспериментальных исследований эффективности эрбиевого лазера [2], [7] позволяют сопоставить основные способы формирования каналов в тканях миокарда при ТМЛР.

1. Формирование канала за один лазерный импульс или серию импульсов миллисекундной длительности на работающем сердце. В данном случае лазерное воздействие синхронизируется с R-зубцом электрокардиограммы пациента и может продолжаться до T-зубца, что соответствует времени 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 импульса.

2. Канал формируется серией импульсов микросекундной длительности, передаваемых по оптическому волокну, без синхронизации с ритмом работающего сердца.

3. Канал формируется на неработающем сердце как самостоятельное вмешательство либо в дополнение к аортокоронарному шунтированию.

Клиническая практика показывает, что для формирования каналов в миокарде лучшие результаты достигаются при использовании одиночного лазерного импульса миллисекундной длительности, синхронизированного с ЭКГ пациента [7], [8]. Поэтому главным требованием к установке для ТМЛР на основе Nd:YAG-лазера является возможность формирования канала за один лазерный импульс или серию лазерных импульсов миллисекундной длительности на работающем сердце.

Принципы построения установки для ТМЛР на основе Nd:YAG-лазера

Исходя из энергетических возможностей, спектральных характеристик лазера, способа доставки излучения, а также с учетом медицинских аспектов кардиологии, создана экспериментальная установка для ТМЛР на основе твердотельного лазера на алюмоиттриевом гранате, легированном неодимом (Y₃Al₅O₁₂:Nd³⁺), работающего на длине волны 1,44 мкм.

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. Благодаря этому при перфорации миокарда не происходит нагрев биоткани выше 100 °С (отсутствие карбонизации), а наличие паровой фазы, образованной под действием лазерного импульса, обеспечивает перемещение оптоволоконка на заданную глубину. Длина волны излучения позволяет, так же как и при применении CO₂-лазера, осуществлять перфорацию миокарда в течение одного сердечного цикла с возможностью ЭКГ-синхронизации. В то же время, в отличие от случая с CO₂-лазером, обеспечивается возможность использовать волоконную оптику. Излучающий торец оптического кварцевого волокна во время операции может быть расположен на поверхности сердечной мышцы, что дает возможность рабочей части оптического волокна внедряться в ткань миокарда, пробивая себе путь лазерным излучением. В данном случае сравнительно небольшая энергия импульса (4 Дж) позволяет за один импульс (до 20 мс) образовать в миокарде сквозной канал глубиной до 25 мм и диаметром около 1 мм.

Синхронизация подачи оптического волокна с сердечным ритмом и ограничение времени однократного цикла перфорации величиной 150 мс позволяют избежать возможности механического травмирования миокарда при проведении процедуры ТМЛР на работающем сердце. При этом однократный цикл перфорации миокарда включает в себя разгон и достижение заданной скорости оптического волокна до момента касания миокарда, перфорацию и извлечение оптического волокна.

Технические параметры установки для ТМЛР на основе Nd:YAG-лазера и техника проведения реваскуляризации

С учетом накопленного опыта при создании установки для ТМЛР на основе эрбиевого лазера и результатов клинических

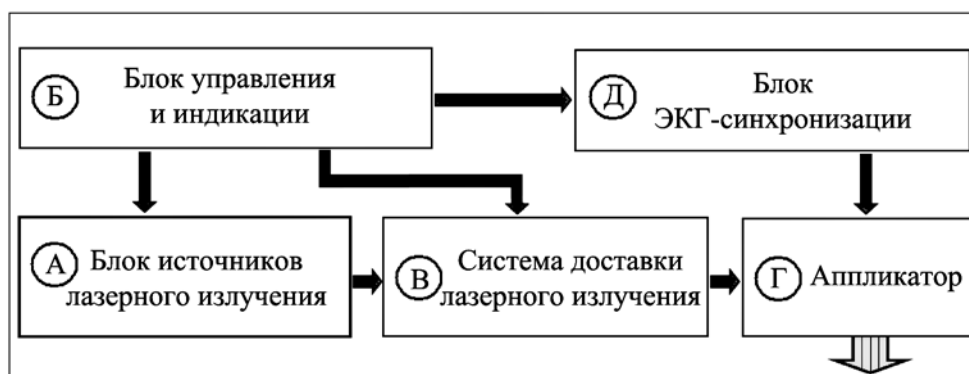


Рис. 1. Функциональная блок-схема установки: А – блок лазерного излучения, включающий в себя рабочий и прицельный лазеры; Б – блок управления и индикации; В – система доставки лазерного излучения; Г – аппликатор; Д – блок ЭКГ-синхронизации

исследований ее эффективности [2] разработана экспериментальная установка для ТМЛР на основе Nd:YAG-лазера. Функциональная блок-схема установки представлена на *рис. 1*.

Блок источников лазерного излучения

Блок источников лазерного излучения состоит из рабочего и прицельного лазеров. Рабочий лазер обеспечивает генерацию лазерного излучения в одиночном и непрерывном режимах генерации. Прицельный лазер обеспечивает генерацию лазерного излучения в непрерывном режиме в видимом диапазоне длин волн. В качестве активной среды рабочего лазера используется монокристалл алюмоиттриевого граната, легированного трехвалентными ионами неодима АИГ:Nd³⁺, и вытопленный в форме цилиндрического стержня диаметром 6,3 мм и длиной 100 мм (активный элемент ГП 6,3X100). В качестве лампы накачки используется газоразрядная лампа с ксеноновым наполнением типа ИНП 6х90. Генерирование индуцированного излучения в лазере с АИГ происходит по четырехуровневой схеме. В *табл. 1* приведены коэффициенты ветвления люминесценции b_{ij} и поперечные сечения σ_e , соответствующие самым сильным линиям стимулированного излучения на каждом из переходов ионов Nd³⁺ в матрице АИГ.

Таблица 1

Коэффициенты ветвления люминесценции b_{ij} и поперечные сечения σ_e , соответствующие самым сильным линиям стимулированного излучения на каждом из переходов ионов Nd³⁺ в матрице АИГ

Переход	Длина волны, мкм	b_{ij}	$\sigma_e \times 10^{19} \text{ см}^2$
${}^4F_{3/2} - {}^4I_{9/2}$	0,946	0,049 (0,3)	1,34
${}^4F_{3/2} - {}^4I_{11/2}$	1,064	0,125 (0,56)	7,7
${}^4F_{3/2} - {}^4I_{13/2}$	1,32	0,021 (0,14)	1,5
${}^4F_{3/2} - {}^4I_{13/2}$	1,44	0,011 (0,14)	0,7

*В скобках указаны коэффициенты ветвления люминесценции перехода в целом.

Как видно из приведенных данных, сечение перехода, на котором осуществляется генерация излучения с длиной волны 1,44 мкм, на порядок уступает сечению для излучения с длиной волны 1,064 мкм и более чем в два раза – для излучения с длиной волны 1,32 мкм. В связи с этим получение излучения с длиной волны 1,44 мкм связано с определенными трудностями, обусловленными конкуренцией со стороны сильных индуцированных переходов (1,064 и 1,32 мкм) в структуре уровней иона Nd³⁺ в кристалле АИГ. Для получения лазерного излучения с длиной волны 1,44 мкм квантрон с активным элементом излучателя рабочего лазера помещают в резонатор, образованный зеркалами со спектральными характеристиками, обеспечивающими развитие излучения только с длиной волны 1,44 мкм.

Блок управления и индикации

Блок управления и индикации предназначен для управления режимами рабочего и прицельного лазеров, аппликатора, синхронизации работы аппликатора и лазера с ЭКГ пациента. Он позволяет оперативно выставлять параметры лазерного излучения (энергия, частота, длительность), включение/выключение прицельного лазера, управлять режимами работы аппликатора (ход дистальной части волокна перфоратора, объем инъекции, включение/выключение режима ЭКГ-синхронизации). Блок состоит из микропроцессора, цветного жидкокристаллического Touch-Screen дисплея, контроллера и устройств управления работой рабочего и прицельного лазеров, аппликатора.

Система доставки лазерного излучения

Система доставки лазерного излучения включает в себя следующие основные составные части:

- оптоволоконный кабель для доставки лазерного излучения до аппликатора;

- оптические разъемы;
- пневмоэлектрическую систему питания и управления работой аппликатора, в том числе манометры, шланги, пневмораспределители, газовые баллоны, соленоиды;
- механическую систему обезвешивания и удержания аппликатора в необходимом для оперирующего хирурга положении.

Аппликаторы

Аппликаторы являются инструментом, с помощью которого хирург выполняет процедуру реваскуляризации. Аппликаторы состоят из основной и сменной частей, из которых сменная часть является одноразовым стерильным элементом. Предусмотрено два вида аппликаторов: аппликатор № 1, осуществляющий перфорацию миокарда без инъекции медицинских препаратов, и аппликатор № 2, позволяющий проводить перфорацию миокарда с возможностью инъекции медицинских препаратов.

В основной части аппликатора № 1, размещенной на конце кабеля системы доставки лазерного излучения, встроены исполнительные устройства перемещения волокна. Сменная часть состоит из корпуса с перфорирующим участком волокна.

Аппликатор № 2 предназначен для перфорации миокарда с одновременной инъекцией медицинских препаратов и также состоит из основной и сменной частей. В основной части размещено исполнительное устройство, обеспечивающее перемещение волокна и привода инъектора. Сменная часть состоит из оптоволоконного волокна и кассеты для крепления трех инъекционных шприцов, объединенных в единую конструкцию.

Блок ЭКГ-синхронизации

Блок ЭКГ-синхронизации предназначен для обработки ЭКГ-сигнала пациента и формирования лазерного импульса, синхронизированного с сердечным ритмом [10]. Цикл работы перфоратора и инъектора также синхронизируется с R-зубцом электрокардиограммы пациента. Основные технические параметры экспериментальной лазерной установки в целом приведены в *табл. 2*.

Таблица 2

Основные технические параметры экспериментальной лазерной установки

Наименование параметра	Значение
Длина волны излучения рабочего лазера, мкм	1,44
Длительность импульса, мс	2...20
Энергия в импульсе, Дж	1...5
Режим работы	Одиночные импульсы
Диаметр перфорируемого отверстия, мм	0,4...0,6
Глубина перфорации, мм	5...20
Глубина инъекции, мм	3...10
Характерное время работы, мс	150

Техника проведения ТМЛР осуществляется с помощью перфорирующей части аппликатора № 1 или № 2 за один лазерный импульс. Одновременно может проводиться медикаментозная инъекция с помощью аппликатора № 2. Лазерный импульс, цикл работы перфоратора и инъектора синхронизируются с R-зубцом электрокардиограммы пациента. Воздействие может продолжаться до T-зубца, что составляет около 150 мс, т. е. за интервал времени между двумя сокращениями работающего сердца. В этот промежуток времени левый желудочек сердца наполнен кровью, которая поглощает часть прошедшего через канал ИК-излучения, что предохраняет от повреждения внутренние структуры сердца. При этом риск возникновения наведенной аритмии вследствие акустооптического эф-

факта воздействия лазерного импульса сводится к минимуму. Лазерное излучение проводится по транспортному участку волокна и через оптический разъем поступает в рабочий отрезок волокна. За время лазерного импульса оптическое волокно совершает поступательное движение, которое обеспечивает рабочий соленоид, расположенный в моторной части перфорирующего устройства. В результате лазерное излучение оказывается в постоянном контакте с перфорируемой тканью за счет движения волокна. Такая процедура воздействия уменьшает нагрев окружающих тканей и позволяет использовать сравнительно небольшие энергии (1...4 Дж). В процессе перфорации рабочий конец волокна вводится в мышечную ткань на необходимую глубину и после прекращения воздействия извлекается и фиксируется с помощью возвратно-фиксирующего соленоида. В результате перфорации в мышечной ткани образуется канал, соответствующий диаметру волокна. В зависимости от заданных параметров работы перфоратора возможно варьирование глубины канала в пределах 15...20 мм. Продолжительность процедуры инъекции составляет 120...150 мс, что позволяет за одну инъекцию вводить от 0,1 до 0,3 см³ препарата.

Доинструментальные исследовательские испытания

Доинструментальные исследовательские испытания проводились на подопытных животных (минипигах). Под интубационным наркозом осуществлялось межреберное вскрытие грудной клетки и проводилось 10-кратное перфорирующее воздействие на работающем сердце. После операции животные выводились из наркоза и помещались в вольер. На 30-е сутки после процедуры ТМЛР животных забивали и срезы миокарда подвергали гистологическим исследованиям. Результаты гистологических исследований свиного миокарда через 30 суток после проведения процедуры ТМЛР представлены на рис. 2.

На гистограммах видно формирование сквозных каналов свиного миокарда (от эпикарда до эндокарда) в виде светлого эозинофильного окрашивания миокарда. В центре оксифильной зоны по всей длине проходит продольный щелеобразный просвет лазерного канала. Центральные участки щелевидного образования заполнены элементами формирующейся грануляционной ткани – клеточными элементами макрофагального ряда, нейтрофилами и форменными элементами крови (рис. 2а, 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. 2в.

Выводы

Разработанная экспериментальная установка для ТМЛР на основе Nd:YAG-лазера позволяет формировать каналы в стенке миокарда за один лазерный импульс с возможностью проводить перфорацию миокарда с одновременной инъекцией медицинских препаратов.

Исследовательские испытания, выполненные на свином миокарде, позволили достоверно установить, что ТМЛР им-

пульсным излучением с длиной волны 1,44 мкм не оказывает аритмогенного эффекта при формировании каналов на работающем сердце и обеспечивает эффективное формирование капилляров ткани миокарда. Экспериментально установленные оптимальные значения длительности и энергии импульса лазерного излучения находились в пределах 10...20 мс и 2...4 Дж соответственно, а ход перфоратора варьировался в пределах 10...20 мм. Диаметр канала находился в пределах 0,6...0,9 мм, а зона коагуляции составляла 50...300 мкм при отсутствии следов карбонизации. Установленные оптимальные параметры обеспечивают равномерный «мягкий» характер лазерного воздействия на всем протяжении поступательного движения оптоволоконка, что позволяет уменьшить энергию лазерного импульса, необходимую для формирования канала, по сравнению с реваскуляризацией миокарда гольмиевым лазером.

Работа выполнена в ФГБУН «Институт общей физики им. А.М. Прохорова» РАН при участии ФГАОУ ВО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова».

Список литературы:

1. Бокерия Л.А., Бершвили И.И., Бузиашвили Ю.И. и др. Результаты сочетанных операций трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации миокарда (ТМЛР) и минимально инвазивной реваскуляризации миокарда (МИРМ) / Актуальные вопросы серд.-сосуд. хир. – Н. Новгород, 2003.
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. Experimental Studies of the Efficacy of Transmyocardial Laser Revascularization Using an Erbium Laser // Biomedical Engineering. 2018. Vol. 53. № 4. PP. 1-7.
3. Бокерия Л.А., Бершвили И.И., Асланиди И.П., Вахромева М.П. Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация: перфузия, функция и метаболитизм миокарда. – М.: Издательство НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2004.
4. Айткожин Г.К., Исраилова В.К. Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация миокарда – новый метод хирургического лечения больных ишемической болезнью сердца // Кардиология. 2002. Т. 42. № 1.
5. Бокерия Л.А., Бершвили И.И., Сигаев И.Ю. и др. Оценка травмы миокарда с помощью кардиомакромаркеров у больных ишемической болезнью сердца после трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации // Анналы хирургии. 2002. № 5.
6. Vincent J.G., Bardos P., Kruse J., Maass D. End stage coronary disease treated with transmyocardial CO₂ laser revascularization: A chance for the «inoperable» patient // Eur. J. Cardiothorac. Surg. 1997. Vol. 121.
7. Бабулин 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. Эрбиевый 1,54 мкм лазерный хирургический аппарат для трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации // ДАН. 2006. Т. 410. № 5. С. 1-4.

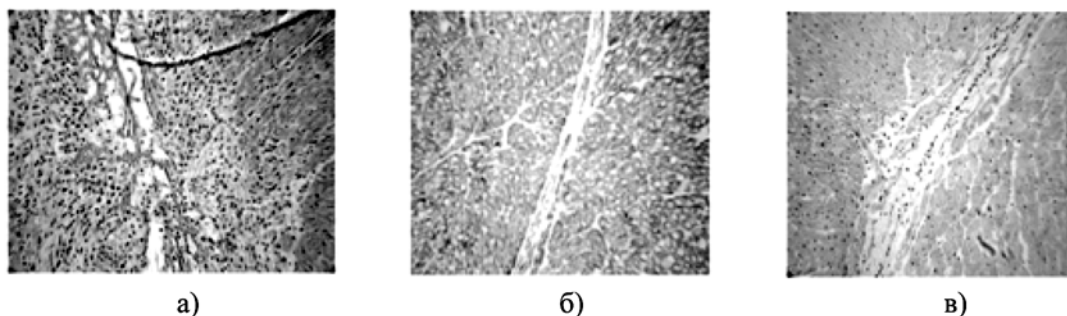


Рис. 2. Гистограммы срезов свиного миокарда на 30-е сутки после ТМЛР

8. Szekely L., Kreiszi I., Salamon F., Koltai M. Transmyocardial laser revascularization – evidence of enhanced angiogenesis by a new type of laser / The 9th World Congress of the International Society of Cardio-Thoracic Surgeons. Lisbon, Portugal, November 14-17, 1999.
9. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани / Уч. пособие. – СПб.: СПбГУИТМО, 2008. 103 с.
10. Аракчеев А.Г., Данилейко Ю.К., Осико В.В., Егоров А.Б., Шилин Л.Г. Идентификация R-пика в ЭКГ отведениях с целью сопровождения операции трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № 2.

*Сергей Владимирович Белов,
д-р техн. наук, вед. научный сотрудник,
Юрий Константинович Данилейко,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. лабораторий,
Алексей Борисович Егоров,
научный сотрудник,
Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН,*

*Эльхан Гаджиханович Османов,
д-р мед. наук, профессор,
кафедра факультетской хирургии № 2,
ФГАОУ ВО «Первый МГМУ
им. И.М. Сеченова»,
Леонид Георгиевич Шилин,
научный сотрудник,
Институт общей физики
им. А.М. Прохорова РАН,
Александр Михайлович Шулуто,
д-р мед. наук, профессор,
зав. кафедрой,
кафедра факультетской хирургии № 2,
лечебный факультет,
ФГАОУ ВО «Первый МГМУ
им. И.М. Сеченова»,
г. Москва,
e-mail: ser79841825@yandex.ru*

О.К. Чегуров, Е.Н. Овчинников, М.В. Стогов, О.В. Колчев, Р.Б. Шутов, Н.В. Городнова

Проектирование индивидуальных компонентов эндопротеза для ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава

Аннотация

В настоящее время количество случаев с обширными и сложными дефектами костной ткани, подлежащих ревизионному эндопротезированию, неуклонно увеличивается. У четырех пациентов нами апробирована технология реэндопротезирования тазобедренного сустава с выраженным дефицитом костной ткани с применением индивидуальных компонентов эндопротеза. Клинические данные показали, что применение персонализированного подхода при реэндопротезировании тазобедренного сустава с выраженным дефицитом костной ткани позволяет полноценно замещать дефекты вертлужной впадины.

Введение

Для усиления стабильности имплантации вертлужного компонента при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава в 25...70 % наблюдений необходимо реконструктивное восполнение массивных дефектов вертлужной впадины [1], [2]. Для этих целей в настоящее время используется несколько технологий: применение модульных дополнений к эндопротезам (армирующие кольца, кольца усиления, пористые танталовые чашки) и пластика дефекта различными материалами (ауто- и аллопластика) [3]-[8]. Применение данных подходов пока не всегда достаточно эффективно для стабилизации тазового компонента и его выживаемости [9]-[13].

Перспективной технологией в этом направлении является применение персонализированного подхода с изготовлением индивидуальных тазовых компонентов [14]-[18]. Развитие новых технологий, таких как 3D-печать, в производстве индивидуальных медицинских изделий дало толчок к оценке перспективности их применения в травматологии и ортопедии [19]. В частности, в настоящее время возможности послойной печати твердых изделий нашли свое применение в травматологии и ортопедии в двух наиболее востребованных формах: прототипирование, в том числе анатомических особенностей, и изготовление медицинских изделий по индивидуальным заказам пациентов. Поэтому разработка новых, в том числе персонализированных, конструкций для фиксации за измененную тазовую кость (гипоплазия, трансформация, истончение, остеопороз) с применением метода прототипирования является одним из вариантов решения проблемы дефицита костной ткани при реэндопротезировании тазобедренного сустава.

Цель работы – анализ опыта применения персонализированной технологии для пациентов с реэндопротезированием тазобедренного сустава с выраженным дефицитом костной ткани.

Материалы и методы

Технология реэндопротезирования тазобедренного сустава с использованием индивидуальных имплантов применялась у четырех пациентов (двое мужчин, две женщины) в возрасте 44, 44, 57, 65 лет. У двух больных наблюдался субтотальный дефект вертлужной впадины, у двух – тотальный.

Изготовление индивидуальных имплантов с помощью аддитивных технологий для замещения различных дефектов вертлужной впадины было выполнено в рамках протокола клинической апробации «Оказание медицинской помощи в рамках клинической апробации пациентам с нестабильностью компонентов эндопротеза тазобедренного сустава при выраженном дефиците костной ткани путем ревизионного эндопротезирования с применением индивидуальных имплантов, изготовленных посредством аддитивных технологий», разработчик ФГБУ «РНЦИТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России (Приказ МЗ РФ от 10 июля 2015 г. № 433н).

Интерактивную 3D-модель области интереса (вертлужной впадины с элементами проксимального отдела бедра) создавали с применением программного обеспечения «InVesalius 3» и «Autodesk Meshmixer» (разработчик «Autodesk, Inc.», США) на основе результатов мультисрезовой компьютерной томографии путем обработки пакета изображений формата DICOM в Stl. Изготовление прототипа вертлужной впадины осуществляли из PLA на принтере «Ultimaker2Go» (производитель «Ultimaker B.V.», Нидерланды).