

Передовые технологии в хирургии приобретенных пороков сердца

Е.Е.Литасова, В.С.Щукин, П.М.Ларионов, А.Н.Малов, А.М.Оришич, А.Т.Титов, А.М.Ражев, С.В.Мельченко, В.М.Назаров, В.Е.Железчиков

НИИПК МЗ РФ, ИТПМ СО РАН, НИИ ЛФ СО РАН,
НИИГ СО РАН (Новосибирск), НИИВТЭ (Томск)

До настоящего времени выполнение манипуляций на клапанах сердца у больных с приобретенными пороками продолжает оставаться хирургическим пособием, сопряженным с риском развития ряда осложнений, обусловленных несовершенством хирургических инструментов, мало адаптированных для выполнения точных, нетравматичных, контролируемых хирургом технологических приемов при минерализованных клапанных структурах.

Кроме того, проведение кардиохирургических вмешательств при септическом эндокардите предполагает помимо восстановления гемодинамической функции клапанов и одновременную санацию инфекционного очага, что повышает требования к инструментам, так как высока вероятность перехода от септицемии к септикопиемической форме сепсиса с развитием наиболее частого осложнения – паранотрезных абсцессов (7%) при операционной летальности 7.5% по данным [3, 7]. Для решения вышеуказанных проблем наше внимание привлекли возможности эксимерных лазеров, использование которых может стать фундаментом передовой кардиохирургической технологии в лечении приобретенных пороков сердца.

Минимизация травматичности хирургических манипуляций при работе с легко повреждаемыми тканями была решена внедрением в офтальмологическую практику эксимерных лазерных систем [1]. Атромбогения в сочетании с возможностью низкотемпературной абляции минерализованных атеросклеротических бляшек успешно применяется при ангиопластике коронарных артерий [2].

Материал и методы

При изучении возможности использования эксимерных лазеров в хирургии приобретенных пороков сердца на этапах иссечения клапанов нами были проведены модельные эксперименты с использованием широкого спектра лазерных установок следующих длин волн: 193, 222, 248, 308 (нм) с различной продолжительностью импульсов – от 12±2 нсек. до 70±8 нсек. в отдельных экспериментах. Анализировались следующие характеристики: плотность энергии импульса, его производительность, качественный характер воздействия на тканевые объекты с различной степенью минерализации при различных частотных характеристиках лазерной иррадиации в диапазоне от 1 до 28 Гц. Производительность абляции оценивалась в микронах, испаряемых за 1 импульс, для чего проводилась морфометрия тканей на лупе x4 после проведения 400 одиночных импульсов, где лазерный луч ориентировался перпендикулярно относительно плоскости эндокарда.

Объектом являлся эндокард аортального и митрального клапанов, который был получен от больных с приобретенными пороками при проведении операций замещения клапанов и от умерших больных с приобретенными пороками сердца, после лазерной иррадиации с различными режимами. Минерализация образцов клапанного эндокарда оценивалась макроскопически. Для качественного анализа состояния тканей после лазерного воздействия кроме макроскопической оценки использовались общегистологические методы гематоксилин-эозин и по Ван-Гизон, проводилась сканирующая электронная микроскопия (JSM-T200) после стандартных процедур обработки тканей. В местах абляции проводился рентгенспектральный анализ.

В таблице приведены характеристики абляции различными лазерными системами с отличающимися характеристиками гене-

рируемого света при воздействии на клапанный эндокард с минерализацией или без нее, либо с комбинацией фиброза и очаговой минерализации. Необходимо отметить, что в табличные данные не вошли эксперименты, когда наблюдался эффект термического разогрева в момент проведения абляции, что сопровождалось появлением ярко-красного све-

Сводные данные
модельного эксперимента

T	λ	W	d	Фибр.	Комб.	Ca
12	248	4,08	2,50			+
12	248	1,00	7,50	+		
12	248	1,41	4,05		+	
12	248	2,22	7,50	+		
12	248	4,44	2,83			+
12	248	2,35	2,42			+
12	248	2,05	4,25	+		
12	248	2,75	2,80			+
12	248	1,66	5,80	+		
12	248	2,27	3,12		+	
12	248	2,43	8,75		+	
12	248	3,94	4,12			+
12	248	2,75	0,62			+
12	248	3,70	0,87			+
12	193	3,03	1,32	+		
12	193	1,33	0,50	+		
12	193	1,33	0,45		+	
12	193	0,74	0,77	+		
12	193	0,75	1,15	+		
12	193	1,47	1,42	+		
12	193	2,23	2,75			+
12	193	5,68	6,75			+
40	193	4,00	5,00			+
40	248	2,00	10,00	+		
60	248	2,00	2,40			+
60	248	1,70	7,50	+		
70	222	1,40	2,30			+
70	222	2,70	2,70			+
12	308	4,80	14,00		+	

T – продолжительность импульса, нсек,
λ – используемая длина волны,
W – плотность энергии, Дж/см²,
d – производительность импульса, мкм,
Фибр., Комб., Ca – макроскопическая характеристика тканей: фиброз, комбинация фиброза и минерализации, сплошная минерализация.

ПРИОБРЕТЕННЫЕ ПОРОКИ СЕРДЦА

того облачка над поверхностью в месте иррадиации, либо образцы после абляции были с явным обжигом тканей, при котором их цвет изменялся от желто-коричневого до черного при полном обугливание. За положительные эксперименты принимались образцы с неизменным цветом поверхности абляции, часто с четким контуром, который соответствовал поперечному сечению лазерного луча. Сам абляционный разрез в поперечном сечении являлся конусом, основание которого обращено к поверхности начального воздействия (рис. 1). Визуальная оценка мест лазерной абляции показала, что в однородной фиброзной

образцов в местах абляции с помощью сканирующего электронного микроскопа на увеличениях до 5 000 крат определялась гомогенная поверхность, имевшая вид "булыжной мостовой" с уплотненными микрокристаллами гидроксил апатита (рис. 2).

При переходе к увеличениям от 10 000 до 15 000 крат установлено, что пластина формируется резко уменьшенными волокнистыми структурами, напоминающими "спекшиеся" волокна. Рентгеноспектральный анализ выявил одинаковую степень минерализации в поверхности лазерного разреза, проведенного в фиброзированном эндокарде и в участках крупнофокусной минерализации.

Световая микроскопия образцов с лазерной абляцией в участках сплошной минерализации выявляла дефекты в местах иррадиации, соответствовавшие поперечному сечению лазерного луча. При исследовании в сканирующем микроскопе абляционная поверхность была представлена кристаллами со сглаженной поверхностью, сглаженность выявлялась при увеличениях от 5 000 до 15 000 крат, чего не определялось в аналогичных по степени минерализации образцах без лазерного воздействия. При небольших увеличениях – от 60 до 1 000 крат – поверхность лазерного разреза была гладкой, ровной, за исключением "естественных" ниш в неоднородной, поликристаллической структуре, определяемой макроскопически как сплошная минерализация эндокарда.

Уже визуальный анализ изменений образцов выявил, что при увеличении частоты импульсов более 22 Гц возникал эффект разогрева и обжига тканей с появлением ярко-красного облачка над поверхностью испытуемого образца. При частоте до 20 Гц включительно обжига тканей не наблюдалось, абляционная поверхность была идентична образцам, полученным при лазерной иррадиации отдельными импульсами.

Обсуждение результатов

Анализируя качественные результаты лазерной абляции клапанного эндокарда, можно с уверенностью утверждать, что степень повреждения эндокарда минимальна, а принимая во внимание возможность выполнения точных профилей в минерализованных структурах, необходимо признать абляцию эксимерным лазером притягательной альтернативой всем другим кардиохирургическим инструментам, используемым для выполнения хирургических приемов, связанных с уменьшением объема тканей. Наши результаты совпадают с работами, которые выполнялись на близком, хотя и не идентичном материале – интракоронарных атеросклеротических бляшках с атероматозом [4, 6, 8].

Рассматривая возможности применения эксимерных лазеров в хирургии приобретенных пороков сердца на примере резекции митрального клапана при его замещении протезом, мы выполнили несложные расчеты по необходимому объему испарения тканей. Если усредненный периметр митрального клапана 12.5 см с толщиной основания створок 0.5 см, а ширина лазерного разреза 0.01 см, то необходимый объем абляции равняется 0.0625 см^3 , что достигается за 14 мин при частоте 20 Гц, ширине поперечного сечения лазерного луча в 0.01 см, длине 0.7 см и производительности 5 мкм за 1 импульс. Однако оптимизация локального температурного режима за счет двойной вентиляции (приток, отток), позволяет увеличить частоту в 5 раз с использованием уже существующих инженерных решений. Для реального воплощения лазерной кардиохирургической технологии в жизнь необходимо провести уточнение параметров системы транспортировки лазерного луча [5] и решить вопросы по трехкоординатной навигации (управлению) лазерного луча.

Выводы

Создание передовой кардиохирургической технологии с использованием эксимерных лазеров – реальность сегодняшнего дня.

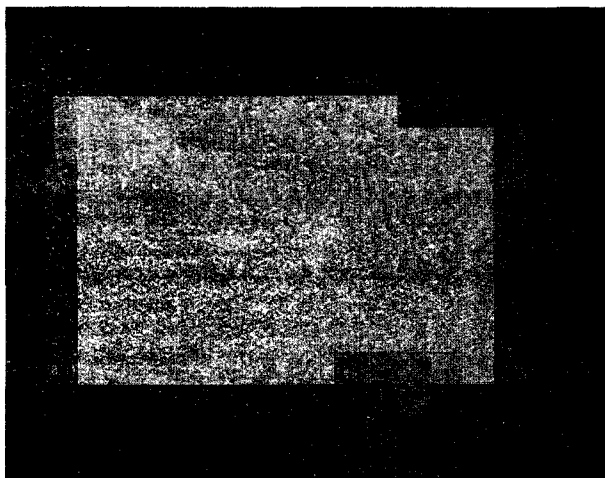


Рис. 1. Профиль лазерных разрезов в клапанном эндокарде
Увеличение -х60. Сканирующая микроскопия

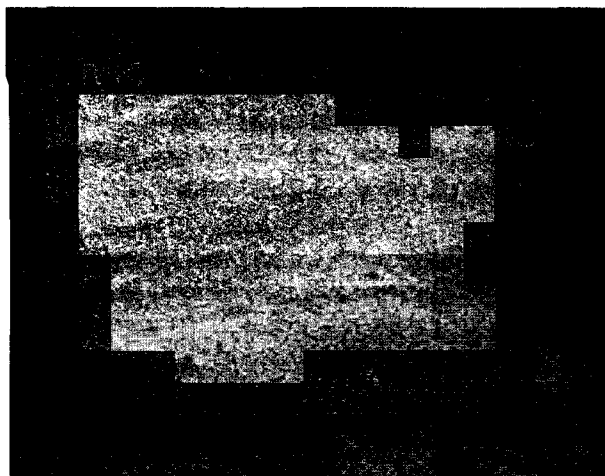


Рис. 2. Поверхность дна лазерного разреза
Вид "булыжной мостовой" с уплотненными микрокристаллами гидроксил апатита. Увеличение х4500. Сканирующая электронная микроскопия

ткани дно всегда ровное, контуры разрезов четкие. В тканях со сплошной минерализацией ровное дно получено при плотности энергии 5.6 Дж/см², при меньших плотностях энергии возникал эффект "обнажения" минералов за счет преимущественного "испарения" органических компонентов.

Гистологическое исследование образцов в экспериментах с положительным результатом показало, что в месте абляции фиброзированного и частично минерализованного эндокарда определялась слабо эозинофильная гомогенная пластина толщиной 8–11 мкм, равномерно прикрывающая всю обработанную поверхность. В слоях, лежащих ниже пластины, гистологических изменений, связанных с лазерной иррадиацией, не обнаруживалось. При изучении аналогичных

Список литературы

1. Пахомова Т.А., Акопян В.С., Шоттер Л.Л., Тамкиви Р.П. Эксимерные лазеры в офтальмологии // Вестник Офтальмологии. 1990. Т.106. №2. С.69-74.
2. Покровский А.В., Белоярцев Д.Ф. Отдаленные результаты ангиопластики с использованием эксимерного лазера // Хирургия. 1993. №2. С.5-12.
3. Bauernschmitt R., Vahl C.F., Lange R. et al. Surgical treatment of acute endocarditis of the aortic valve with paravalvular abscess: considerations justifying the use of mechanical replacement devices // Eur. J. Cardiothorac. Surg. (AOJ). 1996. Vol.10. №9. P.741-747.
4. Moriuchi M., Tobis J.M., Mcrae M. et al. A comparison of excimer laser, thermal probe, and mechanical devices for recanalizing occluded human arteries // Jpn. Circ. J. (KGN). 1991. Jun. 55 (6). P.591-600.
5. Ollivier J.P., Avrillier S., Ricordel I. et al. Performance of an angioplasty procedure using a xenon|chlorine eximer laser and fiber optics // Bull. Acad. Nat. Med. (B8G). 1987. Vol.171. №1. P.45-49.
6. Rod S. Taylor, Kurt E. Leopold, Virginia M. Walley et al. XeCl Laser ablation of Cardiovascular Tissue: Practical consideration // Las. in the life Sci. 1986. Vol.2. №3. P.227-241.
7. D'Udekem Y., David T.E., Feindel C.M. et al. Long-term results of surgery for active infective endocarditis // Eur. J. Cardiothorac. Surg. (AOJ). 1997. Vol.11. №1. P.46-52.
8. Wollenek G., Laufer G. Comparative study of different laser systems with special regard to angioplasty // Thorac Cardiovasc Surg (VR0). 1988. Vol.36. Sup.2. P.126-132.

Протезирование митрального клапана двустворчатым протезом "МЕДИНЖ" при ревматических пороках

**С.С.Добротин, Е.Н.Земскова, В.А.Чигинев,
В.В.Соколов, А.М.Сунгуровский**

**Областная специализированная клиническая кардиохирургическая
больница, Медицинская академия, Нижний Новгород**

Более 35 лет прошло после первых операций на клапанах сердца в условиях искусственного кровообращения. С тех пор клапанная хирургия сердца достигла значительных успехов, однако до настоящего времени основной проблемой остается выбор оптимального протеза для замещения пораженного клапана. Существование и широкое применение большого числа моделей как механических, так и биологических протезов подтверждает положение о том, что "идеальный" искусственный клапан еще не создан.

С 80-х годов в зарубежной, а в последнее время и в отечественной литературе появились данные об успешном внедрении в клиническую практику двустворчатых механических протезов, применение которых связывают с хорошими гемодинамическими характеристиками, а именно с большей площадью эффективного раскрытия, физиологическим центральным кровотоком и сохранением архитектоники сердечных сокращений (Hehlein et al., 1980; Walesby, Disalvo, 1995; O'Keefe et al., 1995; Tesar et al., 1995; Шумаков В.И. и соавт., 1996; Островский Ю.П. и соавт., 1996; Малышев М.Ю. и соавт., 1996; Белый В.С. и соавт., 1996; Цукерман Г.И. и соавт., 1997).

Создание новой модели искусственного клапана сердца требует в обязательном порядке ее комплексной клинико-гемодинамической оценки, которая включает в себя изучение непосредственных и отдаленных результатов операции, анализа частоты структур специальных осложнений, а также определения гемодинамических характеристик протеза (Horstkotte et al., 1989; Фоминский Д.О., 1991).

Наше сообщение освещает опыт клинического применения отечественного двустворчатого протеза "МЕДИНЖ" при ревматических пороках митрального клапана. Клапан пред-

ставляет собой низкопорфильный протез с двумя имеющими форму полудисков створками. Конструкция угла поворота и геометрия створок обеспечивает их принудительное вращение вокруг центральной оси клапана, что практически исключает наличие застойных зон за клапаном и уменьшает угрозу тромбообразования. Оптимальный гемодинамический профиль створок обеспечивает их наилучшее обтекание кровью. Надежность клапана достигается изготовлением створок и корпуса из пиролитического углерода, обладающего уникальной биосовместимостью и износостойкостью.

С октября 1994 по июль 1997 года протезирование клапаном "МЕДИНЖ" по поводу ревматических митральных пороков было произведено 100 пациентам. Среди оперированных было 39 мужчин и 61 женщина, в возрасте от 13 до 60 лет (средний возраст составил 44.5 года). Ревматический митральный стеноз после перенесенной ранее чрезжелудочковой митральной комиссуротомии имел место в 29 случаях, распространенный кальциноз клапана отмечен у 22 больных, тромбоз левого предсердия – у 12, сопутствующие пороки – в 22 случаях. В III клинико-функциональном классе к моменту операции находилось 45 пациентов, в IV – 55.

Операции выполнялись в условиях искусственного кровообращения, в условиях умеренной гипотермии или нормотермии и фармакоологической калиевой кардиopleгии.

25-й номер протеза был имплантирован в 20 случаях; 27-й – в 43; 29-й – в 33; 31-й – в 4 случаях. Дополнительно к митральному протезированию трем больным выполнено аортальное протезирование искусственным клапаном "МЕДИНЖ"; четырем – реконструкция аортального стено-