

ПЕРФОРАЦИЯ МИОКАРДА С ПОМОЩЬЮ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ И ВЫСОКОЧАСТОТНОГО РАЗРЯДА

© 2003 В.С. Казакевич¹, С.В. Каюков¹, Л.Г. Михеева¹, Б.А. Кравченко², В.П. Поляков³

¹Самарский филиал Физического института им. П.Н. Лебедева РАН

²Самарский государственный технический университет

³Самарский государственный медицинский университет

Определены характеристики слоя термического воздействия у стенки сквозного канала в миокарде, полученного под действием лазерного излучения, и емкостного высокочастотного разряда. Высокочастотный разряд позволяет формировать в миокарде цилиндрические каналы заданного диаметра без интенсивного травмирования ткани и обеспечивает формирование зоны термического воздействия заданной толщины. Скорость формирования канала пропорциональна мощности разряда и силе давления на иглу. Собственная скорость движения фронта деструкции ткани $1 \div 2$ мм/с.

Введение

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) является широко распространенным заболеванием, резко снижающим трудовую активность в молодом и зрелом возрасте, и остается одной из основных причин инвалидности и смертности взрослого населения ведущих стран мира [1]. В России сердечно-сосудистые заболевания являются причиной смерти в 54 % случаев. В достаточно развитой стадии ИБС радикальным средством борьбы с ней является аортокоронарное шунтирование. Однако в 30 % случаев из-за основной или сопутствующей патологии шунтирование провести невозможно.

В экспериментальной клинической практике последних лет было обнаружено, что создание искусственных сквозных каналов в пораженной атеросклерозом стенке миокарда вызывает заметное улучшение снабжения кислородом пораженного участка сердечной мышцы и, как следствие, улучшение состояния больных ИБС [2]. В связи с этим стали активно развиваться исследования по разработке различных способов перфорации миокарда. Перфорация и разделение мягких биологических тканей необходимы в различных отраслях медицины, например, в хирургии, отоларингологии, кардиологии и др. [3]. Формирование в ткани сквозного или несквозного отверстия, разделение биоткани,

как правило, осуществляется механическим путем, например, с помощью иглы или скальпеля.

Немецкий хирург-кардиолог Р. Walter (1971), в своих исследованиях использовал канюли и троакары особой формы и систематически изменял диаметр пункционного прокола [4]. Он смог показать, что такие механически просверленные каналы увеличивают перфузию миокарда только на 15% в период от нескольких часов до нескольких дней. Ближайшие результаты применения этих механических методов “сверления” миокарда были обнадеживающими, однако клеточная инфильтрация в зоне повреждения приводила к быстрому закрытию каналов и ограничивала применение этих методов.

Идея реваскуляризации миокарда путем создания в нем каналов обрела второе рождение, когда с этой целью был применен импульсный CO₂ лазер [5]. Как сообщали первые исследователи, каналы, созданные за счет лазерной абляции, функционируют в течение многих месяцев и даже лет [6, 7]. Внедрение трансмиокардиальной лазерной реваскуляризации в середине 90-х годов в широкую клиническую практику привело к появлению большого числа работ по изучению структуры и свойств каналов в ткани миокарда, полученных под действием лазерного излучения.

В качестве источников излучения при операциях трансмиокардиальной реваскуляризации (ТМР) используются CO_2 , твердотельные или полупроводниковые лазеры [4, 8]. Первые в сравнении со вторыми и третьими имеют более высокую мощность излучения, которое, при этом, более эффективно поглощается тканью, поэтому энергетическая эффективность процесса удаления ткани в этом случае наиболее высока. Однако, зона термического некроза для CO_2 лазеров имеет толщину значительно меньше, чем для твердотельных и полупроводниковых, т.к. в процессе абляции практически вся поглощенная энергия уносится с частицами ткани, что в целом уменьшает эффективность операций ТМР. Напротив, коэффициент поглощения для излучения видимого и ближнего инфракрасного диапазонов на несколько порядков меньше, чем для 10,6 мкм, поэтому объем термически пораженной ткани в случае использования твердотельных лазеров избыточно велик. Общим недостатком способов перфорации с помощью лазерного излучения является проблематичность изменения толщины слоя термического некроза, т.к. параметры излучения задаются по критерию эффективности формирования каналов. Кроме того, в силу специфики воздействия сфокусированного лазерного излучения, форма каналов как в продольных, так и в поперечных сечениях достаточно сложна.

Первые представления о созданных лазером каналах и функционировании их между полостью левого желудочка и интрамиокардиальными синусоидами в качестве искусственных сосудов сегодня опровергаются многочисленными экспериментальными и клиническими данными о том, что эти каналы закрываются в ближайшее время после операции [9-11]. В экспериментах на различных животных с использованием как CO_2 , так и гольмиевого лазеров в последнее время не было обнаружено открытых и проходимых каналов. В настоящее время с большой долей уверенности можно сказать, что каналы, проделанные в миокарде с помощью лазеров различных типов, закрываются в течение ближайших 24-48 часов после операции. Внача-

ле в просвете канала формируются тромбы, состоящие из коллагеновых волокон и клеточных элементов, впоследствии происходит репаративный фиброз и замещение тромбов грануляционной тканью, характерной для обычного воспалительного процесса.

В зонах, прилегающих к созданным лазером каналам, многие авторы находят множественные эндотелизированные образования, представляющие собой микрососудистую сеть [12]. Развитию микрососудистой сети могут способствовать фибриновые тромбы в просвете созданных каналов и термически поврежденный миокард. Кроме того, некоторыми авторами в зоне воздействия лазерного пучка был обнаружен коллаген IV типа, характерный для базальной мембраны формирующихся сосудов.

Таким образом, в настоящее время с достаточной степенью уверенности можно сделать заключение, что реваскуляризация миокарда осуществляется за счет реактивных изменений микроциркулярного русла в ответ на лазерное повреждение с диффузной перестройкой сосудов: нарастанием числа не только капилляров, но и артериол, мелких артерий мышечного типа и вен.

Авторы [13] отмечают, что в отличие от пункции, осуществляемой механическим путем, воздействие лазерного излучения создает два дополнительных, помимо сверления канала, эффекта в миокарде: формирование зоны термического некроза по краям канала и воздействие ударных волн, индуцированных во время иссечения ткани. При воздействии лазерного излучения в миокарде можно условно выделить три концентрические зоны термических изменений: карбонизации, коагуляции и гипертермии (рис.1). Поверхность зоны термического некроза представляет собой трубчатый ожоговый рубец, который вследствие местной гипоксии вызывает неангиогенез. Подобный некроз стенок канала, полученный термическим путем, стимулирует рост новых сосудов. Этот важный экспериментальный факт является основанием для постановки задачи настоящей работы: исследование характеристик слоя термического воздействия у стенки канала, полу-

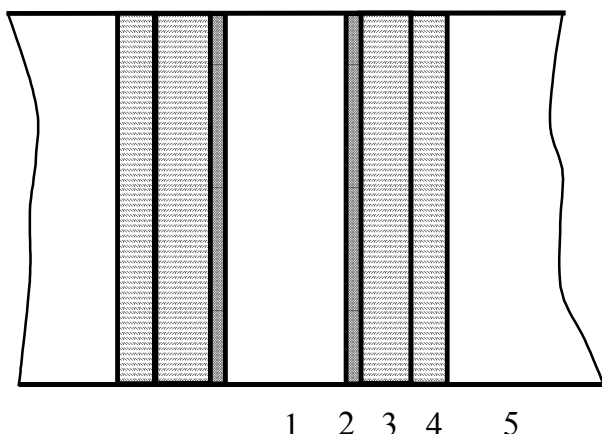


Рис.1. Зоны воздействия при перфорации ткани:
1 — полость канала; 2 — зона карбонизации;
3 — зона коагуляции; 4 — зона гипертермии;
5 — неизменная ткань

ченного под действием лазерного излучения, и исследование возможности получения слоев с аналогичными параметрами с использованием концентрированных источников тепла другой природы.

Техника эксперимента

Лазерная перфорация миокарда проводилась с использованием непрерывного CO_2 лазера “Плутон” с быстрой поперечной прокачкой смеси и неустойчивым телескопическим резонатором. Максимальная мощность 1,2 кВт, апертура пучка 30 мм. В качестве фокусирующего объектива была взята линза KCl с фокусным расстоянием 28 см, которая обеспечивала диаметр зоны облучения в фокальной плоскости 0,8 мм. Эксперименты проводились при мощности 200-500 Вт.

В настоящей работе проведены исследования нового способа перфорации миокарда с использованием высокочастотного емкостного разряда. Для этого была сконструирована и изготовлена экспериментальная установка с высокочастотным генератором. Установка состоит из генератора и механического устройства для перфорации миокарда (рис.2). Последнее содержит подключенный к высокочастотному генератору иглодержатель с закрепленной в нем иглой, направляющую оправку, планку, упор и груз. Иглодержатель крепится на шарнире к планке, которая в начальный момент времени находится в равновесии. При перемещении груза P_2 иг-

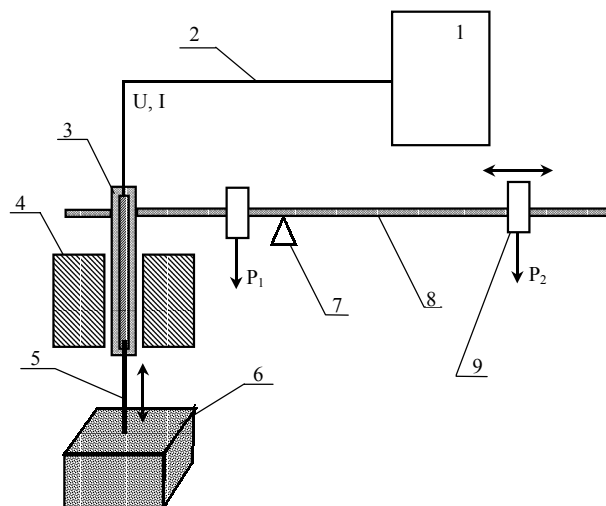


Рис.2. Экспериментальная установка для перфорации высокочастотным разрядом:
1 — высокочастотный генератор; 2 — высоковольтный вывод; 3 — иглодержатель; 4 — направляющая оправка; 5 — игла; 6 — миокард; 7 — упор; 8 — планка; 9 — груз

лодержатель под действием силы тяжести совершает движение. Для того чтобы это движение было параллельно заданной оси, иглодержатель перемещается в направляющей оправке.

Электрическая схема высокочастотного генератора представлена на рис.3. Высокочастотный генератор содержит источник питания, который состоит из генератора высокочастотного переменного напряжения с регулируемой частотой и подключенного к нему высокочастотного преобразователя. Высокочастотный преобразователь выполнен в виде трансформатора с низковольтной и высоковольтной секциями. Один из выходов соединен с игольчатым электродом, второй заземлен, а выходы низковольтной секции подключены к генератору высокочастотного переменного напряжения.

Работа устройства осуществляется следующим образом. При включении устройства на аноды ламп ГУ-29 подается напряжение 600 В (U_a). При нажатии на педаль на управляющие сетки подается напряжение 150 В ($U_{упр}$) и на игольчатом электроде формируется знакопеременный факельный разряд, который воздействует на обрабатываемый объект. В данном устройстве независимо регулируемые выходными параметрами явля-

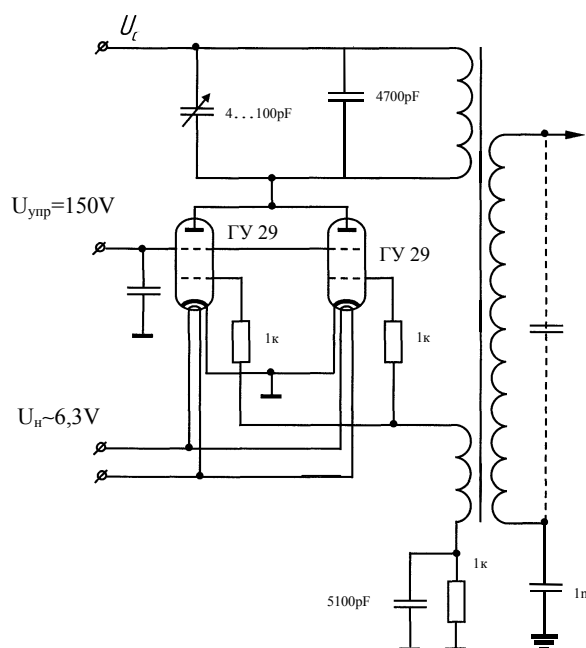


Рис.3. Устройство для перфорации мягких биологических тканей: 1 - низковольтная секция высокочастотного трансформатора; 2 - высоковольтная секция высокочастотного трансформатора; 3, 5 - выводы высоковольтной секции; 4 - конденсатор; 6 - игольчатый электрод

ются: напряжение на электроде, ток разряда, частота. Варьируя первые две величины, можно изменять мощность разряда. Таким образом, характеристики этого слоя можно независимо варьировать каждым из упомянутых параметров. Это позволяет подобрать оптимальную толщину слоя термического воздействия при изменении толщины ткани и ее состояния без нарушения условий формирования собственно канала. Высокочастотное напряжение подается на иглу в тот момент, когда расстояние между острием иглы и поверхностью перфорируемой ткани составляет от 0,5 мм до 1,5 мм.

В опытах использовался мертвый миокард свиньи, который предварительно охлаждался до -20°C и в замороженном виде нарезался на пластинки размером $20 \times 30 \times 8$ мм и с одинаковой ориентацией волокон.

Результаты эксперимента и их обсуждение

При лазерной перфорации миокарда ткань удаляется из зоны воздействия за счет локального нагрева и испарения содержащейся в ней жидкости (процесс абляции) [4].

Длина и диаметр формируемого канала определяется главным образом размером зоны фокусировки на поверхности ткани и энергией излучения. Нагрев ткани лазерным излучением приводит к формированию у стенок каналов зоны термического некроза, наличие которой и обеспечивает длительное функционирование каналов. Толщина слоя некроза и степень деструкции ткани зависит, прежде всего, от длины волны излучения, его мощности и длительности воздействия.

Расчеты температуры ткани для случая воздействия излучения CO_2 лазеров целесообразно проводить с использованием одномерной модели нагрева постоянным тепловым потоком q_0 , с точностью до коэффициента поглощения равным плотности мощности излучения [8]:

$$T = \frac{2q_0 \sqrt{\kappa t}}{\lambda} \operatorname{ierfc} \left(\frac{x}{2\sqrt{\kappa t}} \right)$$

или для поверхности: $x = 0$:

$$T = \frac{2q_0 \sqrt{\kappa t}}{\lambda \sqrt{\pi}}. \quad (1)$$

Взяв для интенсивности сфокусированного пучка значение, определяемое характером процесса формирования канала, [4]: $q_0 \sim 10^5 - 10^6 \text{ Вт/см}^2$, из (1) легко получить, что на поверхности ткани температура достигает 1000°C за время порядка $10^{-6} - 10^{-8}$ с. Толщина прогретого слоя при этом составит менее 1 мкм.

Из приведенных оценок следует, что получить сопоставимую с диаметром канала толщину зоны термического некроза при воздействии излучения CO_2 лазеров не представляется возможным.

На рис.4 представлен внешний вид поверхности миокарда, в котором сквозные каналы пробиты с помощью излучения CO_2 лазера. Как видно из рис.4а, миокард в окрестности входа в канал сильно обожжен. Вход в канал имеет вид кратера. Диаметр кратера равен 4 мм, а его глубина 2 мм. В поперечном сечении (рис.4б) канал имеет форму неправильного овала. В продольном сечении на рис.4в, 4г видно, что диаметр канала на входе составляет 1,2 мм на выходе - 1 мм. Стен-

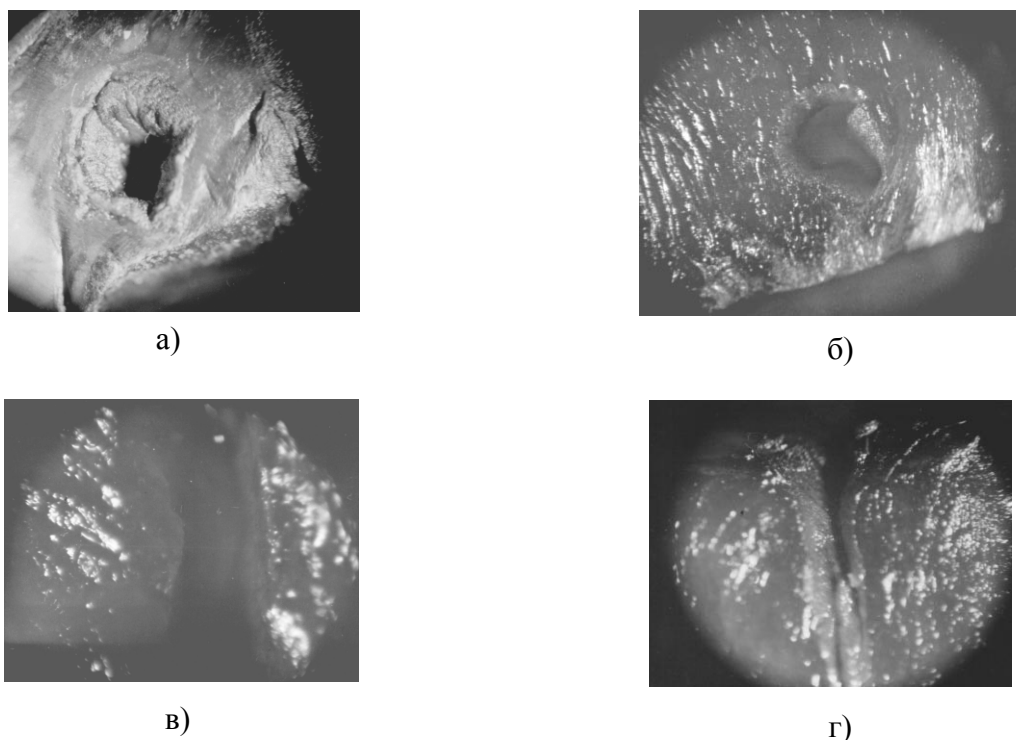


Рис.4. Лазерная перфорация миокарда: а – вид сверху; б – поперечный разрез канала; в, г – продольный разрез канала

ки канала неровные, бугристые, целостность ткани на стенках нарушена. Толщина зоны термического некроза не превышает 0,04 мм.

Высокочастотный разряд, в отличие от лазерной абляции, позволяет формировать в миокарде каналы строго цилиндрической формы (рис.5), с ровными стенками. Гистологические исследования показали, что поперечные размеры канала определяются диаметром используемой иглы, поэтому диаметр канала является легко контролируемым параметром и его значение сохраняется постоянным на всей длине канала. Зона некроза у стенки каналов имеет характерный светло-коричневый оттенок, обугливание ткани отсутствует. Толщина зоны некроза – 0,2 мм +/-10%.

Поскольку напряженность поля обратно пропорциональна квадрату расстояния, то при соответствующем выборе радиуса закругления острия и напряжения на нем при включении генератора у острия иглы в воздухе зажигается знакопеременный факельный разряд. Характеристики факельного разряда, как емкостного, меняются в зависимости от расстояния между острием иглы и поверхностью ткани, однако, всегда можно по-

добрать параметры генератора так, чтобы температура плазмы имела достаточно высокое для деструкции мягкой ткани значение в некоторой окрестности острия иглы. Локальный нагрев ткани плазмой разряда в зависимости от температуры плазмы и времени воздействия может приводить к различным эффектам, в том числе к испарению содержащейся в ткани воды и сгоранию сухих веществ. Для оценки температуры ткани можно использовать известное решение задачи нагрева полубесконечной среды за счет теплопередачи при условии постоянной температуры поверхности T_0 [8]:

$$T(x,t)=T_0 \operatorname{erfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{\kappa t}}\right), \quad (2)$$

где: κ - коэффициент температуропроводности. Для проведения оценочных расчетов необходимо учесть, что процесс выпаривания биоткани происходит при температуре 100-300° С, а денатурация коллагена и некрозы – при 60-80° С [4]. Подставляя в (1) соответствующие значения для T_0 и T и принимая во внимание, что теплофизические характеристики ткани близки по величине к соответствующим значениям для воды: $\kappa \approx 10^{-3} \text{ см}^2/\text{с}$, из

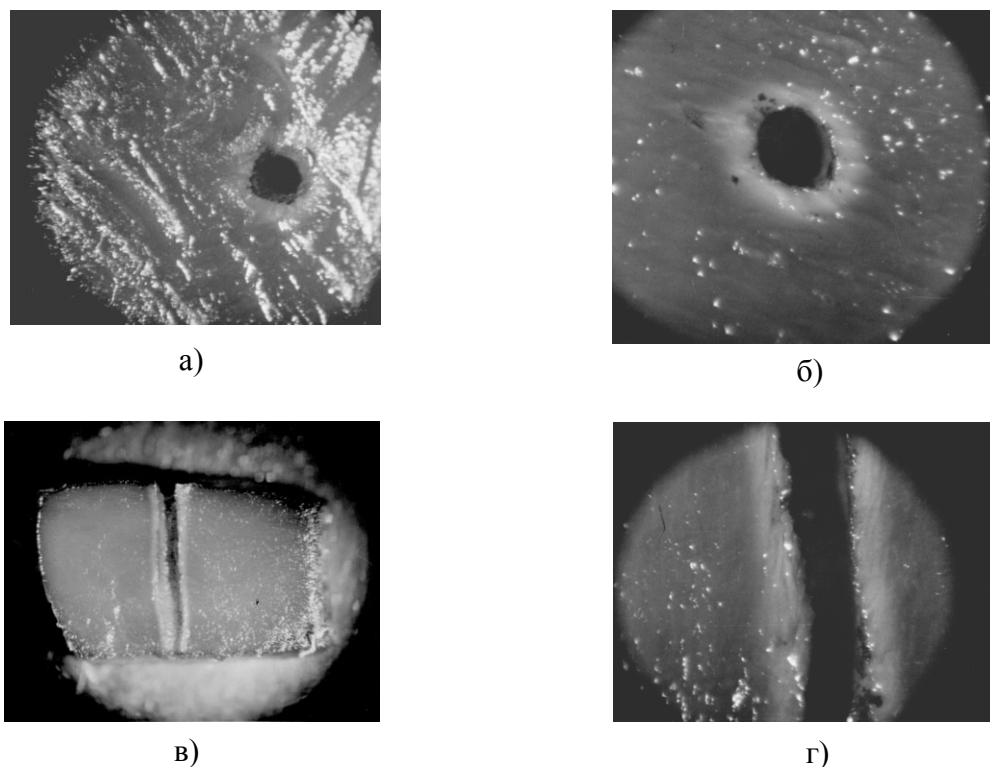


Рис.5. Перфорация миокарда с помощью высокочастотного разряда: а – вид сверху; б – поперечный разрез канала; в, г – продольный разрез канала

(2) получим, что толщина слоя некроза достигнет 200 мкм за время примерно 0,2-0,4 с. Если поперечные размеры теплового источника (области разряда) порядка диаметра иглы, т.е. 1 мм, то отсюда следует, что скорость его перемещения вдоль формируемого канала должна составлять примерно 0,2-0,5 см/с, что хорошо согласуется с экспериментально реализуемыми значениями.

При расчетах теплового воздействия ВЧ тока на ткань необходимо учитывать также джоулево тепло, выделяемое в скин-слое δ :

$$\delta = \left(\frac{2}{\gamma \mu \mu_0 \omega} \right)^{1/2}, \quad (3)$$

где μ , μ_0 – относительная магнитная проницаемость и магнитная постоянная, γ – проводимость ткани, ω – циклическая частота тока разряда. Учитывая, что электромагнитные характеристики ткани миокарда близки по величине к характеристикам 0,5 – 0,6 % раствора NaCl в воде, при $\gamma = 0,02/\text{Ом}\cdot\text{см}$ и $\omega = 4\pi \cdot 4,4 \cdot 10^5 \text{ с}^{-1}$ из (3) имеем: $\delta \approx 0,25 \text{ см}$. Предположив, что тепловая энергия, выделяемая в ткани при прохождении тока, примерно равна энергии, вводимой при теплопередаче от

плазмы разряда, получим, что удельное энерговыделение в скин-слое на порядок ниже, чем в рассмотренном выше случае. Таким образом, в качестве основного механизма нагрева ткани следует рассматривать механизм теплопередачи от плазмы факельного разряда.

В настоящей работе в серии экспериментов по исследованию характеристик процесса формирования канала в миокарде под действием высокочастотного разряда определялась скорость формирования канала и толщина зоны термического воздействия в зависимости от напряжения, силы давления на иглу и времени действия разряда.

В первой серии экспериментов определялась скорость формирования канала в зависимости от напряжения. На рис.6 представлены графики этой зависимости при действии на иглу силы P_1 равной 0,009 Н, 0,032 Н и 0,078 Н. На иглу подавалось напряжение от 10 кВ до 50 кВ. Начиная с 30 кВ, скорость формирования канала растет квадратично с напряжением, что, очевидно, означает, что скорость движения фронта деструкции ткани пропорциональна

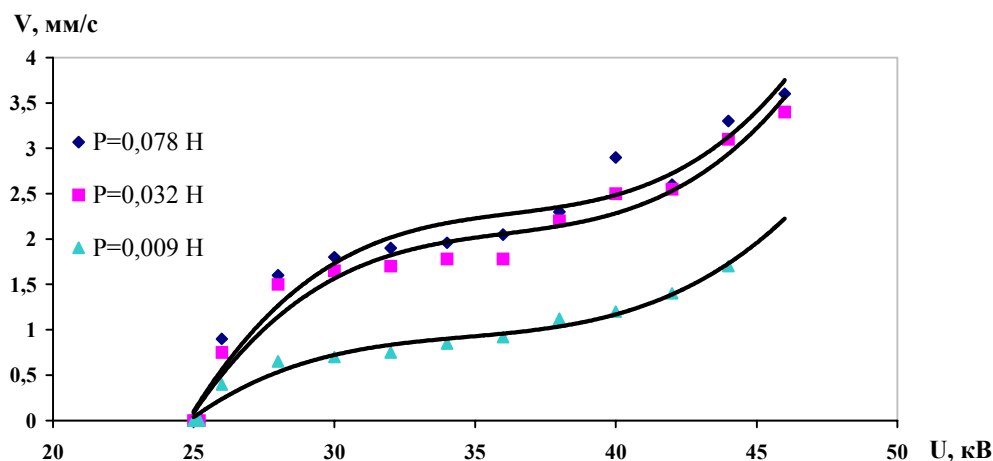


Рис.6. Зависимость скорости формирования канала от напряжения

мощности разряда. При напряжении меньшем 30 кВ, скорость резко падает, при 25 кВ, разряд отсутствует. Для выбранной схемы установки и частоты 440 кГц напряжение 25 кВ является пороговым, при этом скорость формирования канала для любой нагрузки P_1 равна нулю.

Во второй серии экспериментов определялась зависимость скорости движения фронта деструкции ткани от силы, действующей на иглу. На рис.7 представлены результаты измерения скорости для напряжений 30 кВ, 40 кВ и 50 кВ. Из рис.7 видно, что скорость формирования канала растет пропорционально P_1^x где $x \leq 1$. Продолжая

кривые до пересечения с осью ординат можно получить оценку собственной скорости движения фронта деструкции ткани для неподвижной иглы, при $U=50$ кВ она составляет около 2 мм/с, что хорошо согласуется с приведенными выше теплофизическими оценками. При некотором значении $P_1 = P^*$ процесс формирования канала прекращается и дальнейшее увеличение силы не приводит к увеличению длины канала. Таким образом, зависимость скорости формирования канала от силы P_1 также имеет пороговый характер. Этот эффект, очевидно, является следствием омического замыкания промежутка между иглой и дном канала и, со-

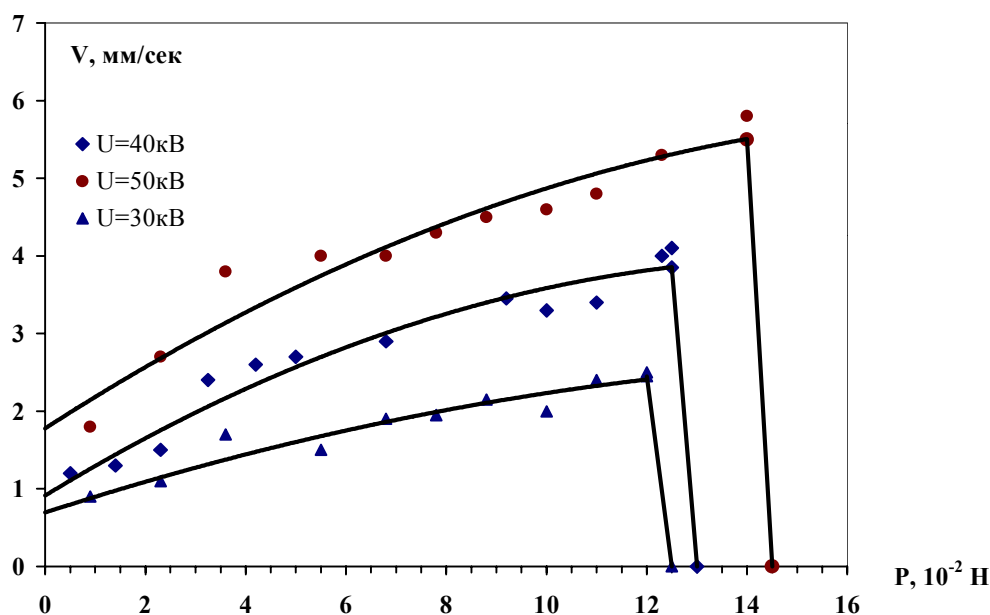


Рис.7. Зависимость скорости формирования канала от силы давления

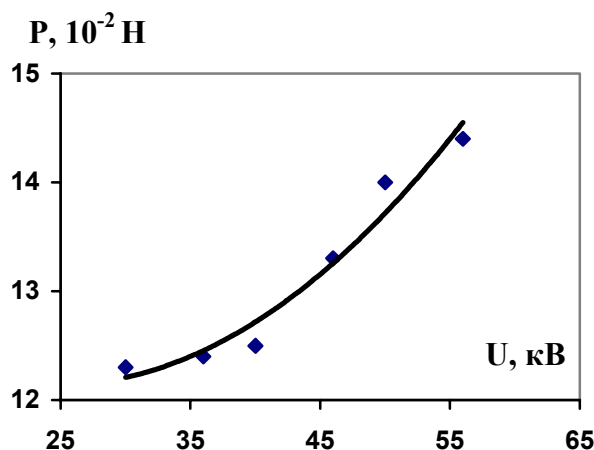


Рис.8. Зависимость пороговой силы от напряжения

ответственно, шунтирования разряда.

Из данных рис.7 также видно, что пороговое значение силы P^* увеличивается с напряжением. Зависимость P^* от напряжения разряда представлена на рис.8. Как видно из графика, пороговое значение силы увеличивается квадратично с напряжением, т.е. она пропорциональна мощности разряда.

В третьей серии экспериментов определялась зависимость толщины зоны термического воздействия от времени воздействия разряда. В экспериментах использовались препараты миокарда в виде пластин толщиной 7÷9 мм. Измерялась толщина каждой пластинки в месте локализации канала и время от момента касания поверхности ткани до выхода иглы с обратной стороны. В каждом канале определялась толщина зоны термического воздействия. На рис.9 приведен график зависимости толщины зоны от времени. Вид-

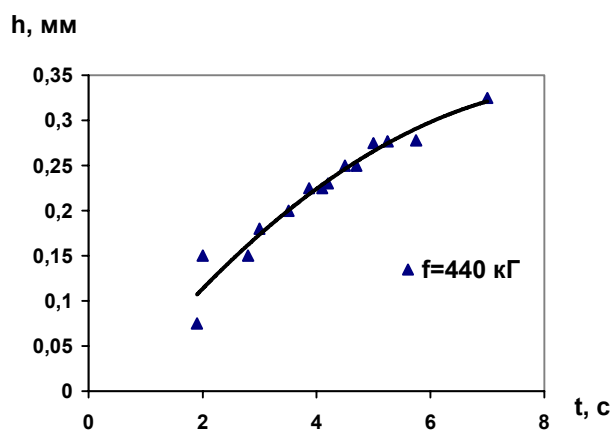


Рис.9. Зависимость толщины зоны термического воздействия от времени

но, что при длительности воздействия 2 с толщина зоны составляет примерно 100 мкм. С увеличением времени воздействия толщина зоны термического воздействия растет $\sim T^*$, где: $x \leq 1$, и достигает 350 мкм при длительности 8 с. Следовательно, меня продолжительность воздействия ВЧ разряда на ткань можно менять в некоторых пределах толщину зоны термического воздействия в окрестности значения 200 мкм.

С помощью описанного выше устройства с ВЧ генератором на базе ЦНИЛ Самарского медицинского университета был проведен острый эксперимент на подопытном животном. Генератор обеспечивал напряжение на выходе до 20 кВ при частоте 900 кГц. Управление включением высокого напряжения осуществлялось от ножной педали. В стенке левого желудочка работающего сердца подопытной собаки было сделано около 10 сквозных каналов, через которые кровь частично вытекала наружу в фазе сокращения желудочка. По результатам эксперимента был сделан вывод о том, что емкостной ВЧ разряд может быть успешно использован для сквозной перфорации миокарда на живом организме.

Таким образом, экспериментально было показано:

1. Высокочастотный разряд позволяет формировать в миокарде цилиндрические каналы заданного диаметра без интенсивного травмирования ткани.

2. Высокочастотный разряд обеспечивает формирование зоны термического воздействия заданной толщины.

3. Скорость формирования канала пропорциональна мощности разряда и силе давления на иглу. Собственная скорость движения фронта деструкции ткани 1÷2 мм/с.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Колесов В.И. Основные направления в развитии коронар-хирургии // Вестник хирургии. 1988. №8.
2. Корепанов В.И. и др. Лазеры в хирургии. М: Москва, 1989.

3. *Девятков Н.Д. и др.* Лазеры в медицине. М.: Москва, 1981.
4. *Берлиен Х.-П., Мюллер Г.Й.* Прикладная лазерная медицина. Интерэксперт: Москва, 1997.
5. Лазеры в хирургии/ Под ред. О.К. Скобелкина. М.: Медицина, 1989.
6. *Скобелкин О.К., Бредикис Ю.Ю. и др.* Реваскуляризация миокарда лазерным излучением (Экспериментальное исследование) // Хирургия. Журнал им. Пирогова. 1984. №10.
7. *Корепанов В.И., Амбарцумян В.Р., Елисенко В.И., Здрадовский С.Р.* Лазерная трансмиокардиальная реваскуляризация миокарда при ишемической болезни сердца // Вестник хирургии. 1997. Т.156. №5.
8. *Карслоу Г., Егер Д.* Теплопроводность твердых тел М., 1964.
9. *Гиниатулин Р.У., А.И. Козель, С.В. Евдокимов, Л.В. Астахова.* Отдаленные результаты лазерной хирургии ишемической болезни сердца (экспериментальные и патологоанатомические параллели) // Лазерная медицина. 1998. Т.2. Вып.1.
10. *Козель А.И.* Применение высокоинтенсивного лазерного излучения в кардио- и нейрохирургии. (Опыт работы Челябинского государственного института лазерной хирургии) //Лазерная медицина. 1998. Т.2. Вып.1.
11. *Евдокимов В.П., Евдокимов С.В., Козель А.И., Морозов А.И.* Способ лечения ишемической болезни сердца. Патент 2075963. 1994. РФ.
12. Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация/Под ред. Л.А. Бокерия, И.И. Бершвили, Ю.И. Бузиашвили, И.Ю. Сигаева. М.: НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2001.
13. *Muller G.J., Schaldach B.* Воздействие лазера на ткани при трансмиокардиальной реваскуляризации // Лазерная медицина. 1998. Т. 2. Вып.1.
14. *Козлов В.И.* Современные направления в лазерной медицине //Лазерная медицина. 1997. Т.1. Вып.1.

PUNCHING OF A MYOCARDIUM BY LASER RADIATION AND HIGH-FREQUENCY DISCHARGE

© 2003 V.S. Kazakevich¹, S.V. Kayukov¹, L.G. Mikheeva¹,
B.A. Kravchenco², V.P. Polyakov³

¹Samara Branch of Physics Institute named for P.N. Lebedev
of Russian Academy of Sciences

²Samara State Technical University

³Samara State Medical University

Characteristics of the thermal influence layer close to the wall of a through channels in myocardium made by the laser radiation and high-frequency capacitive discharge were determined. High-frequency discharge permits to form cylindrical channels of definite diameter in myocardium without intensive deterioration of the treated tissue and assures to form the thermal influence layer of definite thickness. The channel formation velocity is proportional to the discharge power and value of pressure force applied for the needle. Characteristic velocity of the tissue breakdown front movement was equal to 1 - 2 mm/s.