

ДИНАМИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРОЦЕССА ОБРАЗОВАНИЯ КАНАЛОВ В БИОТКАНЯХ ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ ИЗЛУЧЕНИЯ CO₂-ЛАЗЕРА

В.В. Васильцов, М.Г. Галушкин, В.Я. Панченко

*Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН,
филиал Центра кристаллизации и фотоники РАН*

Из полученных экспериментальных и теоретических зависимостей глубины канала от времени воздействия определены пороговые значения интенсивности лазерного излучения и доли испаряемого вещества биотканей. Показано, что испаряется только часть биомассы, а остальная выносится из зоны воздействия давлением отдачи паров. Описано влияние расходимости лазерного пучка после фокальной плоскости на динамику перфорации в биотканях.

Ключевые слова: *каналы в биоткани, лазерная перфорация в биотканях, пороговые интенсивности, механизм и динамика воздействия*

Введение

Лазерная перфорация является важной технологической операцией, которая применяется в медицинских целях и для обработки материалов в промышленности. Образование каналов в биотканях используется в клинической практике для разработки и развития метода лечения ишемической болезни сердца. Такая операция называется трансмиокардиальной лазерной реваскуляризацией миокарда (ТМЛР). Она позволяет в толще сердечной мышцы левого желудочка создавать каналы, открывающиеся в полость сердца. Таким способом восстанавливается кровообращение в ишемизированных зонах миокарда и предотвращается развитие инфаркта миокарда. В настоящее время для клинических исследований используются две установки на базе мощных CO₂-лазеров: американская серия Heart Laser и российская серия «Перфокор» [1–4]. Число операций ТМЛР в мире неуклонно растёт, например,

в 2009 г. выполнено более 25 тыс., а к 2014 г. – уже более 40 тыс. операций.

Как и в других лазерных технологиях, практические разработки в области перфораций в биотканях опережают развитие теории этих физических процессов. Остаются до конца не изученными пороговые условия для начала образования канала в биотканях, механизмы удаления биологического вещества и целый ряд других вопросов. В данной работе анализируется динамика образования каналов в биотканях, полученных на установках «Перфокор», проводятся расчёты изменения во времени глубины каналов с учётом расходимости сфокусированного лазерного пучка и рассматриваются пороговые интенсивности и механизм выноса биомассы из зоны воздействия.

Экспериментальные результаты

Для экспериментального определения динамики образования каналов в биотканях

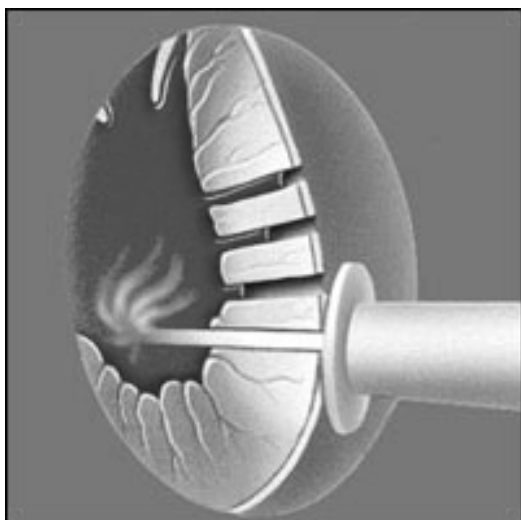


Рис. 1. Схема процедуры ТМЛР

(рис. 1) использовалась лазерная система “Перфокор” на основе волноводного одномодового CO₂-лазера (рис. 2).

Генерация излучения этого лазера происходит на одной волноводной моде с расходимостью 1,6 мрад по уровню интенсивности 0,86 и максимальной выходной мощностью $P_{\text{out}}=1050$ Вт. Параметр качества излучения близок к $M^2=1$ (M равно отношению расходимости пучка к его предельной дифракционной расходимости), что соответствует показателю качества $BPP=3,2$ мм.мрад. (Beam Propagation Parameter, равный $\theta D/4$, где θ – полный угол расходимости, D – апертура пучка). При фиксированной мощности лазерного пучка глубина канала зависит от оптимального значения радиуса сфокусированного пучка r_0 и глубины фокусировки L_0 , которые связаны с показателем качества излучением, диаметром пучка на фокусирующей линзе D и сфокусированным расстоянием F соотношениями [5]:

$$r_0 = \frac{2F}{D}(BPP), \quad (1)$$

$$L_0 = \frac{4F}{D}(BPP). \quad (2)$$

В системе “Перфокор” достигаются значения r_0 и L_0 , близкие к оптимальным. Волноводный CO₂-лазер в системе “Перфокор” обладает целым рядом преимуществ перед используемым в установке Heart Laser (рис. 3), в которой



а



б

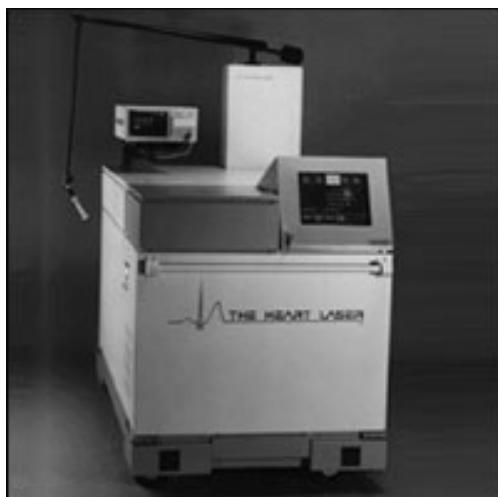
Рис. 2. Установки серии “Перфокор” (а и б)

применяется лазер немецкой фирмы TRUMPF модели TLF700turbo с быстрой аксиальной прокачкой газовой смеси и возбуждением высокочастотным разрядом: с более широкой управляемостью импульсной мощностью, простотой конструкции и существенно меньшей стоимостью.

На рис. 4 для сравнения представлены зависимости от длительности импульса глубины канала в миокарде свиньи, полученные на двух указанных установках.

На рис. 5 показана характерная форма каналов в биотканях, полученных при воздействии излучением CO₂-лазера с высоким поглощением в биотканях (рис. 6).

На рис. 7 представлены измеренные зависимости от времени воздействия глубины ка-



а



б

Рис. 3. Установки серии Heart Laser (а и б)

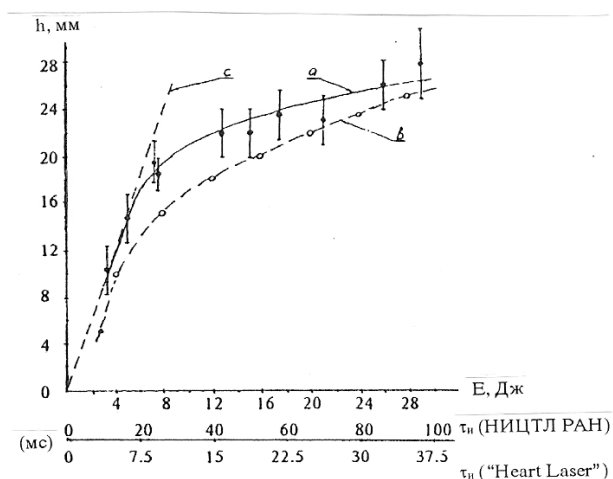


Рис. 4. Зависимости глубины канала в миокарде от энергии в импульсе τ_p , полученные на установках Heart Laser фирмы PLC Medical Systems Inc (США) и "Перфокоп"

налов для миокарда и печени свиньи. Для обоих случаев имеет место характерное насыщение роста глубины каналов с увеличением длительности воздействия.

Теоретический анализ влияния расходимости гауссова пучка после фокальной плоскости на глубину канала

Лазерная перфорация в разных материалах и, в частности в биотканях, относится к

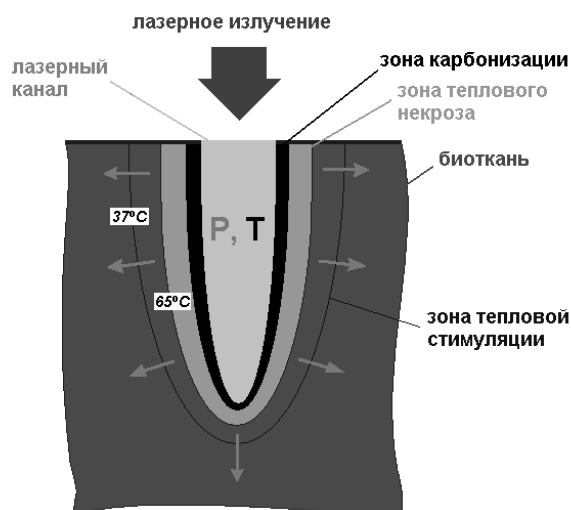


Рис. 5. Характерная форма каналов в биотканях, полученных при воздействии излучением CO_2 -лазера

сложным явлениям взаимодействия лазерного излучения с веществом. И во многом она пока остаётся неизученной. Однако уже имеющиеся теоретические представления позволяют качественно и в определённой степени количественно описывать основные закономерности этой технологической операции. Общепринятой является роль испарения материала в лазерной перфорации. Однако трудной задачей остаётся теоретическое определение реальных пороговых значений интенсивности, глубин канала и динамики его образования [6]. В биотканях обычно образуются относительно глу-

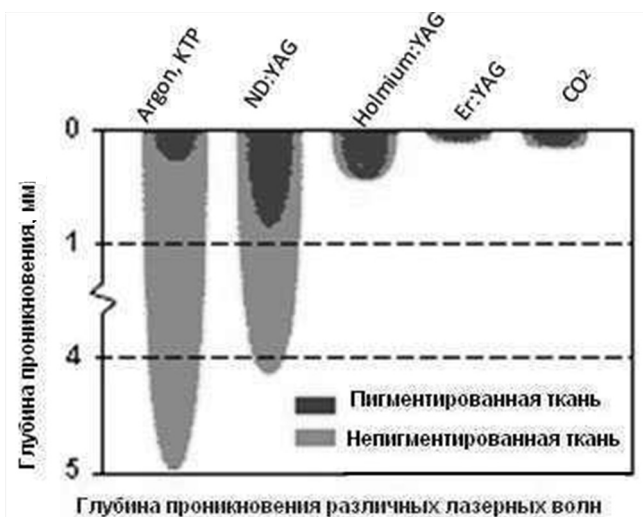


Рис. 6. Поглощение в биотканях излучения разных лазеров

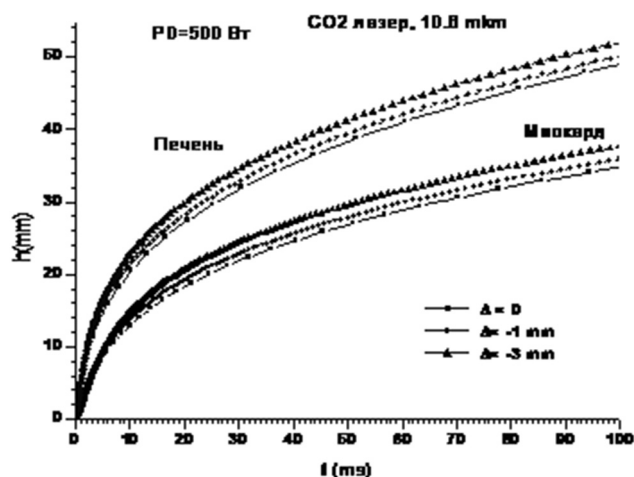


Рис. 7. Глубина канала в зависимости от длительности импульса: а – для миокарда, б – для печени с разным заглублением фокальной плоскости (эксперимент)

бокие каналы, поэтому важно учитывать изменение интенсивности лазерного пучка из-за его расходимости после фокальной плоскости. Для описания действия этого фактора используем уравнение динамического баланса энергии, которое запишем в следующем виде:

$$J_0(h) - J_{th} = \rho(c_p(T_b - T_0) + \eta_e L_e) V_B = \rho(c_p(T_b - T_0) + \eta_e L_e) \frac{dh}{dt}, \tag{3}$$

где $J_0(h)$ – интенсивность излучения на дне канала глубиной h , ρ – плотность биоткани, c_p –

удельная теплоёмкость, T_0 , T_b – начальная температура и температура кипения соответственно, η_e – доля испаряемой массы вещества, причём $\eta_e \leq 1$, L_e – удельная (на единицу массы) энергия испарения, V_B – скорость дна канала, J_{th} – пороговая интенсивность, с которой начинается образование канала. В случае полного испарения $\eta_e = 1$ и тогда уравнение (3) описывает режим интенсивного испарения, которое в приближении $L_e \gg c_p(T_b - T_0)$ рассматривалось для гауссова пучка, например в [7]. Для перфорации с частичным испарением вещества характерными являются значения параметра $\eta_e < 1$. В этом случае вынос жидкой фазы биоткани из зоны взаимодействия осуществляется давлением отдачи паров и испарением, причём в основном давлением паров. Следует заметить, что уравнение (3) не описывает механизм удаления вещества, а учитывает только динамический баланс энергии, как в уравнении энергетического баланса для газолазерной резки. Механизм выноса вещества из зоны воздействия давлением отдачи паров при перфорации в сильно поглощающих жидкостях рассматривался в [8] и [9].

Для гауссова пучка выполняется равенство:

$$J_0(h) = J_0 \frac{W_0^2}{W^2(h)}, \tag{4}$$

где $W^2(h) = W_0^2(0) \left(1 + \frac{\lambda^2 h^2}{\pi^2 W_0^4} \right)$, W_0 – радиус гауссова пучка в фокальной плоскости ($h=0$), λ – длина волны излучения. С учётом (4) уравнение динамики роста глубины канала (3) приводится к виду:

$$\frac{dh}{dt} = \frac{1}{\rho L} \left(J_0 - J_{th} - J_{th} \frac{\lambda^2}{\pi^2 W_0^2} h^2 \right), \tag{5}$$

где $L = c_p(T_b - T_0) + \eta_e L_e$, $J_0 = \frac{2P_0}{\pi W_0^2}$, P_0 – мощность пучка. Из уравнения (5) находятся следующие соотношения:

$$\frac{\rho L}{J_{th}} = \left(\frac{J_0}{J_{th}} - 1 \right) \left(\frac{dh}{dt} \right)_{h=0}^{-1}. \tag{6}$$

Нетрудно найти решение уравнения (5), которое имеет вид:

$$t = \frac{\rho L}{J_{th}} \left[\frac{J_0}{J_{th}} \frac{\pi W_0^2}{2\lambda(J_0/J_{th}-1)^{0.5}} \ln \left[\frac{(J_0/J_{th}-1)^{0.5} + \frac{\lambda h}{\pi W_0^2}}{(J_0/J_{th}-1)^{0.5} - \frac{\lambda h}{\pi W_0^2}} \right] - h \right]. \quad (7)$$

Выражение (7) позволяет получить теоретическую зависимость времени образования канала от его глубины, обусловленную уменьшением интенсивности пучка после фокальной плоскости. Однако для этого необходимо задать два исходных параметра: пороговую интенсивность и долю испарённого вещества, которые, как уже отмечалось, трудно теоретически определить. В тоже время, если использовать экспериментальные значения начальной скорости роста канала:

$$b = \left(\frac{dh}{dt} \right)_{h=0}$$

для двух величин мощности пучка P_{01} и P_{02} , то тогда уравнение (6) позволяет находить неизвестные параметры J_{th} и ρL из следующих формул:

$$J_{th} = J_{01} \frac{\left(1 - \frac{b_1 J_{02}}{b_2 J_{01}} \right)}{1 - \frac{b_1}{b_2}}, \quad (8)$$

$$\rho L = (J_{01} - J_{th}) / b_1, \quad (9)$$

где b_1 , b_2 , и J_{01} , J_{02} – начальные скорости роста каналов и интенсивности сфокусированного пучка мощностью P_{01} и P_{02} соответственно. Для $P_{01}=300$ Вт и $P_{02}=500$ Вт из рис. 4 и рис. 7 для миокарда находим, что $b_1=100$ см/с и $b_2=12400$ см/с.

В результате с учётом того, что:

$$J_{01} = \frac{P_{01}}{\pi r_0^2} \text{ и } J_{02} = \frac{P_{02}}{\pi r_0^2},$$

для миокарда из (8) и (9) получаем ($r_0=0,03$ см) $J_{th}=5,8 \cdot 10^4$ Вт/см² и $\rho L=10^3$ Дж/см³.

Поскольку биоткани на 70–80 % состоят из воды, а для неё $L_e=2,2$ кДж/г, $\rho=1$ г/см³, то следует вывод, что в рассматриваемых условиях перфорации происходит только частичное испарение, сопровождающееся выносом жидкой массы давлением отдачи паров. Учитывая параметры воды и полученное значение ρL , находим, что доля испарения:

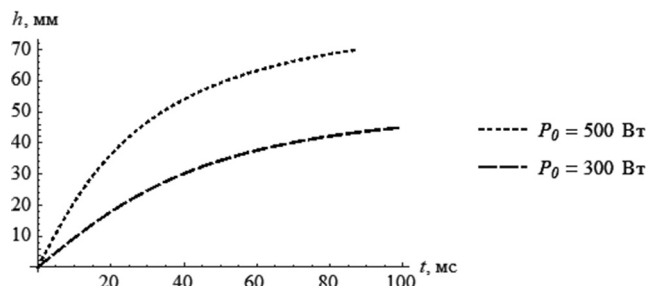


Рис. 8. Расчётные зависимости глубины канала от времени воздействия в миокарде свиньи, учитывающие расходимость гауссова пучка после фокальной плоскости, для двух значений мощности излучения

$$\eta_e = (L - c_p(T_b - T_0)) / L_e$$

составляет для миокарда $\eta_e \approx 0,5$.

Определённые с учётом экспериментальных данных пороговые значения интенсивности оказываются относительно большими и составляют около 10^5 Вт/см², что хорошо согласуется с результатами работы [6]. Там показано, что из-за неоднородности температуры вдоль нагреваемой поверхности при лазерном нагреве возникают потоки жидкости, вызываемые термокапиллярными силами. При этом течение жидкости носит турбулентный характер. В результате пороговая интенсивность зависит от турбулентной теплопроводности, которая более чем на порядок больше обычной теплопроводности. Кроме того, пороговая интенсивность излучения должна соответствовать необходимому давлению пара для поддержания канала [6].

Расчётные зависимости глубины канала, полученные из решения (7) с указанными экспериментальными исходными параметрами, показывают насколько влияет расходимость гауссова пучка после фокальной плоскости на глубину канала. Эти графики представлены на рис. 8, и из них следует, что расходимость пучка является важным фактором, влияющим на динамику роста глубины канала.

В то же время, более низкие экспериментально измеренные глубины каналов свидетельствуют о том, что существуют и другие важные причины, ограничивающие процесс перфорации. К ним может относиться частичное поглощение излучения в парах воды и замедление выноса жидкой фазы давлением отдачи паров с ростом глубины канала. Оба эти фактора не учитываются в уравнении (3). Со-

ответственно, решение (7) описывает только влияние расходимости пучка после фокальной плоскости на динамику формирования канала.

Заключение

Из полученных экспериментальных и теоретических результатов следует, что важным фактором, влияющим на динамику роста канала в биотканях, является уменьшение интенсивности фокусированного лазерного пучка вследствие его расширения за фокальной плоскостью. В тоже время сравнение расчётных и экспериментальных зависимостей глубины канала от времени показывает, что кроме расходимости пучка возникают и другие причины, ограничивающие глубину канала и, прежде всего, частичное поглощение парами жидкости излучения CO_2 -лазера и замедление выноса биологического вещества давлением отдачи паров с ростом глубины канала.

Совместное использование опытных и расчётных данных позволяет определить пороговую интенсивность и долю испарённого вещества, которая оказывается меньше массы биологической ткани в объёме канала. Тем самым подтверждается то, что механизмами выноса веществ из канала является испарение и давление отдачи паров. Полученные результаты не только расширяют представление о физических процессах при перфорации в биологических тканях, но и дают возможность в определённой мере оптимизировать эту операцию.

Список литературы

1. Бокерия Л.А., Беришвили И.И., Васильцов В.В. и соавт. Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация. Под ред. Л.А. Бокерия. – М.: Изд. НЦССХ им. А.Н. Бакулева. РАМН, 2001. 183 с.
2. Васильцов В.В., Панченко В.Я., Ульянов В.А. Интеллектуальные лазерные системы для кардиохирургии // В кн. “Современные лазерно-информационные технологии”, Под ред. Панченко В.Я. и Лебедева Ф.В. – М: Интерконтакт Наука, 2004, С. 473–500. ISBN 978-5-922/-1023-5.
3. Panchenko V.Ya., Berishvili I.I., Vasiltsov V.V. et al. The lasers for TMLR // Proc. SPIE 2004, Vol. 5449, P. 231–242.
4. Васильцов В.В., Панченко В.Я. Лазеры для трансмиокардиальной реваскуляризации миокарда. – Издательство Lambert Academic. 2017. 86 с.
5. Vasiltsov V.V., Galushkin M.G., Dubrov V.D. et al. // Laser Physics. 2016. Vol. 26. 055102.
6. Голубев В.С. Канализованное проникновение в воду пучка CO_2 -лазера // В кн. “Лазерные технологии обработки материалов: современные проблемы фундаментальных исследований и прикладных разработок”. Под ред. В.Я. Панченко. – М: ФИЗМАТЛИТ, 2009, С. 117–156. ISBN № 978-5-902063-52-0.
7. Артющенко В.Г., Калайджян К.И., Миракян М.М. // Известия АН СССР. Серия физическая. 1990. Т. 54, № 10, С. 1881–1884.
8. Антонов А.А., Козлов Г.И., Кузнецов В.А., Масюков В.А. // Квантовая электроника. 1977. Т. 4. № 8. С. 1747–1753.
9. Долгаев С.И., Симакин А.В., Шафеев Г.А. // Квантовая электроника. 2002. Т. 32. № 5. С. 443–446.

DYNAMIC CHARACTERISTICS OF CHANNEL FORMATION IN BIOTISSUE UNDER CO_2 LASER ACTION

V.V. Vasiltsov, M.G. Galushkin, V.Ya. Panchenko
Institute of Laser and Information Technologies, Moscow, Russia

The obtained experimental and theoretical dependences of the channel depth on the exposure time enabled defining the threshold values of laser radiation intensity and the portions of evaporated substance of the biotissue. It has been shown that only some part of the biomass is evaporated; the rest of it is removed from the exposure zone by the vapor recoil pressure. The effect of the laser beam divergence behind the focal plane upon the dynamics of perforation has been described.

Key words: *biotissue channels, laser perforation, threshold intensities, mechanism and dynamics of exposure*

E-mail: v.vasiltsov@mail.ru