

УДК 621.373.826: 90.27.39

DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-5-1115-1120

ТЕПЛОВОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ТКАНИ МИОКАРДА: МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

© А.И. Егоров, Г.Н. Змиевской, Л.В. Жорина

Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана

(национальный исследовательский университет)

105005, Российская Федерация, г. Москва, ул. 2-я Бауманская, 5

E-mail: larisa7777@li.ru

Лазерная катетерная хирургия миокарда применяется в настоящее время для восстановления нормального ритма и проводимости сердца, нарушения которых вызваны синдромом Вольфа–Паркинсона–Уайта. Внутрь сердечных камер вводится оптическое волокно и производится воздействие лазерным излучением на патологические аритмогенные ткани. Разработана математическая тепловая модель подобного лазерного воздействия, позволяющая оптимизировать параметры воздействия и выбрать конструкцию излучателя в зависимости от индивидуальных особенностей патологии каждого пациента. Распределение температуры моделировалось на основании уравнения теплопроводности. Для описания теплового повреждения биологических тканей использовалась модель Аррениуса. Трехмерная геометрическая модель рассчитана с применением программного пакета COMSOL Multiphysics. Проверка математической модели дает согласие с результатами экспериментов в пределах погрешности измерений и позволяет рассчитать необходимую дозу облучения для получения соответствующего лечебного эффекта.

Ключевые слова: математическая модель; лазерная коагуляция; лазерная хирургия; аритмогенные структуры сердца; тепловой механизм повреждения биотканей

ВВЕДЕНИЕ

Синдром Вольфа–Паркинсона–Уайта (ВПУ) встречается во всех возрастных группах в 0,3 % случаев. При синдроме ВПУ помимо нормальной проводящей системы сердца имеются дополнительные патологические проводящие пути между предсердиями и желудочками (рис. 1), распространение возбуждения по которым может явиться причиной серьезных аритмий и внезапной смерти [1].

Медикаментозная терапия в большинстве случаев оказывается неэффективной, и возникает необходимость хирургического вмешательства. Лазерная хирургия является одним из наиболее адекватных методов лечения, заключающемся во введении оптического волокна внутрь сердечных камер и воздействии лазерным излучением на патологические проводящие пути с целью нарушения их электрической проводимости (рис. 2).

За счет разогрева облучаемых областей возникает обратимая локальная коагуляция тканей миокарда. Впоследствии вместо коагулированных тканей миокарда формируется электрофизиологически неактивный участок и, таким образом, восстанавливается нормальный ритм и проводимость сердца. Более того, лазерная коагуляция отличается от всех прочих способов денатурации тканей тем, что на месте коагулированной ткани образуется не рубец из соединительной ткани, а полноценный функционально способный фрагмент. Причина этого явления, знакомого врачам различных специализаций уже в течение практически полувека, остается невыясненной.

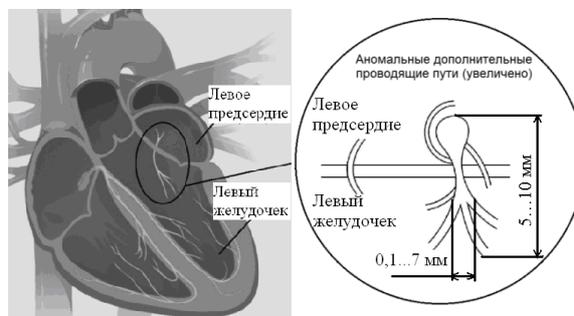


Рис. 1. Дополнительные патологические проводящие пути между предсердиями и желудочками при синдроме Вольфа–Паркинсона–Уайта

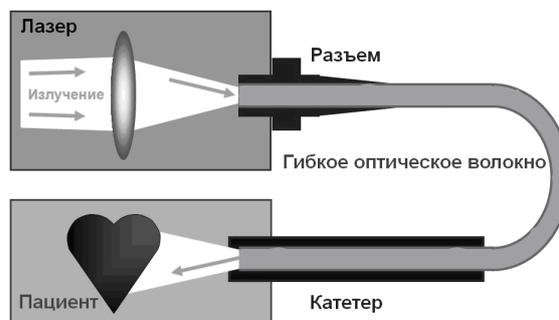


Рис. 2. Схема лазерной катетерной хирургии

Тем не менее, несмотря на уникальные возможности лазерного воздействия, излучение не должно вызывать нарушения целостности сердечной стенки (недопустимы перфорация и карбонизация), кроме того, необходимо минимизировать тепловое повреждение окружающих органов и тканей.

Метод лазерного воздействия на аритмогенные структуры сердца применяется в мировой клинической практике, начиная со второй половины 1980-х гг. В настоящее время наблюдается повышенный интерес к данному методу как со стороны разработчиков медицинской техники, так и у сообщества, занимающегося интервенционной электрофизиологией [2–3].

Распределение температуры в биологических тканях является ключевым параметром в лазерных хирургических технологиях. Целью предлагаемой работы является разработка и проверка математической модели взаимодействия лазерного излучения с тканями миокарда в предположении о преобладании теплового механизма. Моделирование процесса лазерного воздействия на миокард имеет важное практическое значение, так как позволяет, рассчитывая индивидуальную дозу воздействия, планировать процесс и прогнозировать результаты оперативного вмешательства с позиций эффективности и безопасности.

Параметры моделируемого лазерного воздействия. Для лазерной катетерной хирургии используются лазеры с длинами волн 810 и 1064 нм из-за сравнительно большой глубины проникновения фотонов в биологические ткани и возможности передачи излучения через гибкое оптическое волокно с минимальными потерями [4].

При моделировании теплового воздействия лазерного излучения использовались следующие параметры:

- 1) длина волны лазера – 1064 нм;
- 2) мощность лазера – 15 Вт;
- 3) диаметр лазерного пятна – 5 мм;
- 4) продолжительность облучения – 20 с;
- 5) режим облучения – непрерывный.

Параметры выбраны по доступным в литературе [3; 5] данным об аналогичных экспериментах *in vivo* с целью дальнейшей верификации разработанной модели на их основе. На практике для облучения ткани миокарда применяются волоконные световоды со световедущим диаметром 400 мкм и длиной 3 м. Такие геометрические характеристики световода позволяют при расчетах считать облучатель точечным источником.

Моделирование теплового взаимодействия лазерного излучения с тканями миокарда. Энергия лазерного излучения, поглощенная тканями миокарда, вызывает локальное повышение температуры. Следует выделить два последовательных процесса. Сначала происходит нагрев первоначального объема за счет непосредственного преобразования энергии лазерного излучения в тепловую, затем имеет место теплопередача в окружающие области (рис. 3).

Для численного моделирования и нахождения оптимальных параметров в исследуемой области применен программный пакет инженерного анализа COMSOL Multiphysics 5.0. С помощью данного программного обеспечения уравнения теплопроводности и теплового повреждения биологических тканей решались

одновременно, методом конечных элементов. В следующих разделах описываются различные этапы создания модели в COMSOL Multiphysics.

Допущения модели:

- тепловые и оптические параметры миокарда принимались постоянными в ходе эксперимента;
- оптические свойства миокарда моделировались с использованием коэффициентов отражения, поглощения, а также приведенного коэффициента рассеяния;
- при моделировании не учитывались фазовые изменения в обрабатываемой биологической ткани.

Распределение температуры в тканях миокарда в ходе лазерного воздействия описывается уравнением теплопроводности, которое в операторной форме имеет вид [6]:

$$c\rho \frac{\partial T}{\partial t} - k\nabla T = q,$$

где c – удельная теплопроводность; ρ – плотность ткани; T – искомая температура в точках (x, y, z, t) ; t – время; ∇ – набла – оператор Гамильтона; k – коэффициент теплопроводности; q – теплота, поступающая от источника.

В качестве первичного источника тепловой энергии рассматривается лазерное излучение, которое частично отражается от поверхности миокарда, поглощается тканями и проникает в них.

Значения тепловых и оптических параметров миокарда назначены в соответствии с литературными данными [7–8]. Мы приняли $c = 3,7 \cdot 10^3$ Дж/(кг·К), $k = 0,5$ Вт/м·К, $\rho = 1,04 \cdot 10^3$ кг/м³. В качестве оптических параметров мы использовали коэффициент поглощения $\mu_a = 0,035 \pm 0,024$ мм⁻¹, коэффициент рассеяния $\mu_s = 17,75 \pm 3,75$ мм⁻¹, фактор анизотропии рассеяния (средний косинус угла рассеяния) $g = 0,964 \pm 0,005$, приведенный коэффициент рассеяния $\mu_s' = (1 - g)\mu_s = 0,672 \pm 0,168$ мм⁻¹.

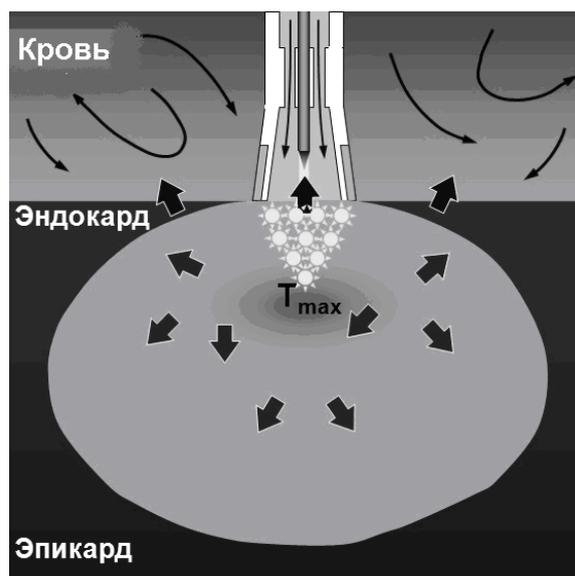


Рис. 3. Перенос энергии лазерного излучения, поглощенной тканями миокарда

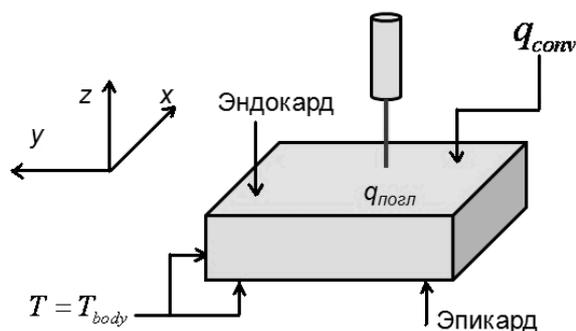


Рис. 4. Потoki теплоты, учитываемые в математической модели

В случае моделирования для точечного источника излучения правомерно применение диффузионного приближения [9], определяющего распространение света в биологической ткани как экспоненциально убывающую функцию с эффективным коэффициентом затухания μ_{eff} , вычисляемого по формуле:

$$\mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a(\mu'_s + \mu_a)}$$

Распределение плотности мощности лазерного излучения с учетом затухания описывается следующим выражением [10]:

$$Q(x, y, z) = \frac{Q_0(1-R_c)\mu_{eff}}{\pi\sigma_x\sigma_y} \times \exp\left(-\frac{(x-x_0)^2}{2\sigma_x^2} - \frac{(y-y_0)^2}{2\sigma_y^2}\right) \exp(-\mu_{eff}z)$$

где Q_0 – номинальная плотность мощности лазера; R_c – коэффициент отражения; σ_x – стандартное отклонение размера лазерного пятна по оси X ; σ_y – стандартное отклонение размера лазерного пятна по оси Y ; x_0 – координата центра луча по оси X ; y_0 – координата центра луча по оси Y ; z – координата, направленная в глубину материала от обрабатываемой поверхности.

Процесс отвода теплоты q_{conv} с эндокардиальной поверхности описывается выражением [6]

$$q_{conv} = h(T - T_0),$$

где h – конвективный коэффициент; T_0 – температура окружающей среды. Мы предположили, что $h = 300$ Вт/м²·К, а первоначальная температура тканей – $T_0 = 37$ °С.

В модели лазерного воздействия на ткани миокарда учтены тепловые потоки в виде поглощенной тканями энергии лазерного луча и конвективного отвода теплоты. Граничные условия с учетом уравнения Фурье будут следующими [5]:

$$k(\partial T/\partial x) = h(T - T_0)$$

для эндокардиальной поверхности;

$$T = T_{body}$$

для остальных граней биоткани, где T_{body} – температура тела.

Построена трехмерная модель, имитирующая внешнее воздействие лазерного луча заданной мощности и геометрии на гомогенный объем биологических тканей. Размеры рассмотренного объема 30×30×20 мм.

На рис. 4 схематично показаны потоки теплоты, которые учитывались в разработанной модели.

Моделирование теплового повреждения биологических тканей. Тепловое повреждение клеток и ткани может быть описано математически с помощью термохимического уравнения первого порядка, в котором повреждение определяет температурная предистория. Повреждение считается мономолекулярным процессом, при котором первоначальные молекулы переходят в денатурированное и коагулированное состояния, проходя стадию активации, ведущую к гибели клеток. Степень повреждения биологической ткани количественно определяется с помощью одного параметра Ω , который варьируется на всей положительной вещественной оси и рассчитывается из закона Аррениуса [11]. Параметр Ω является безразмерным, экспоненциально зависящим от температуры и линейно зависящим от времени воздействия:

$$\Omega(r, \tau) = \ln\left(\frac{C(r, 0)}{C(r, \tau)}\right) = A_f \int_0^\tau \exp\left(\frac{-E_a}{RT(r, \tau)}\right) dt,$$

где $C(r, 0)$, $C(r, \tau)$ – концентрации неповрежденных молекул в начале воздействия и в момент времени τ на расстоянии r от центра пятна облучения соответственно; A_f [с⁻¹] – константа Аррениуса; E_a [Дж·моль⁻¹] – энергия активации; R [Дж·моль⁻¹·К⁻¹] – универсальная газовая постоянная; T [К] – температура. Значения параметров, используемых для расчета объема поврежденных тканей, взяты из литературы [11–12], $A_f = 7,60 \cdot 10^{66}$ с⁻¹, $E_a = 4,30 \cdot 10^5$ Дж·моль⁻¹, t [с] – время облучения.

Значение параметра Ω характеризует вероятность некротических изменений в ткани. Это логарифм отношения начальной концентрации неповрежденных тканей к концентрации, когда повреждение накапливается, за интервал времени от $t = 0$ до $t = \tau$. Значение $\Omega = 1$ соответствует необратимому повреждению 100 % затронутых клеток.

Верификация модели. Верификация разработанной модели выполнена посредством сравнения полученных результатов расчетов с результатами аналогичных экспериментов *in vivo*, доступных в литературе [3–4]. Эксперименты *in vivo* проводились на здоровых анестезированных собаках весом 14...19 кг. Через катетерный доступ производились лазерные воздействия мощностью 15 Вт на различные области левого и правого желудочков со стороны эндокарда. Температура миокарда измерялась на глубине 3 мм от облучаемой поверхности эндокарда при лазерном воздействии посредством линейного блока из трех термодпар, помещенных в теплоизолированные канюли диаметром 0,8 мм, с шагом 4 мм. Термодпары вводились эпикардиально через торакотомию. Значения температуры измерялись непрерывно во время лазерного воздействия и после его завершения до тех пор, пока все термодпары

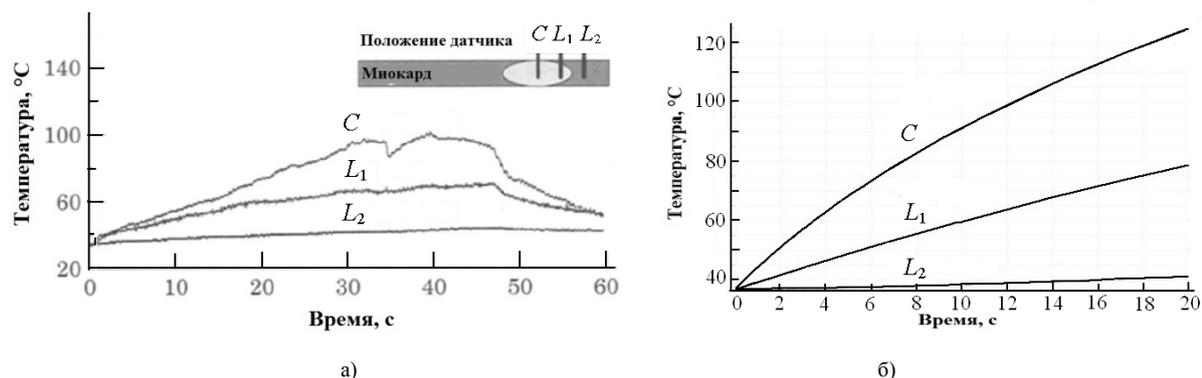


Рис. 5. Зависимость температуры миокарда от времени облучения: эксперименты *in vivo* (а), расчетные кривые (б). Точка *C* соответствует положению датчика температуры в центре пятна облучения ($r = 0$ мм), точка L_1 – положению датчика на расстоянии $r = 4$ мм от точки *C*, точка L_2 – на расстоянии $r = 8$ мм

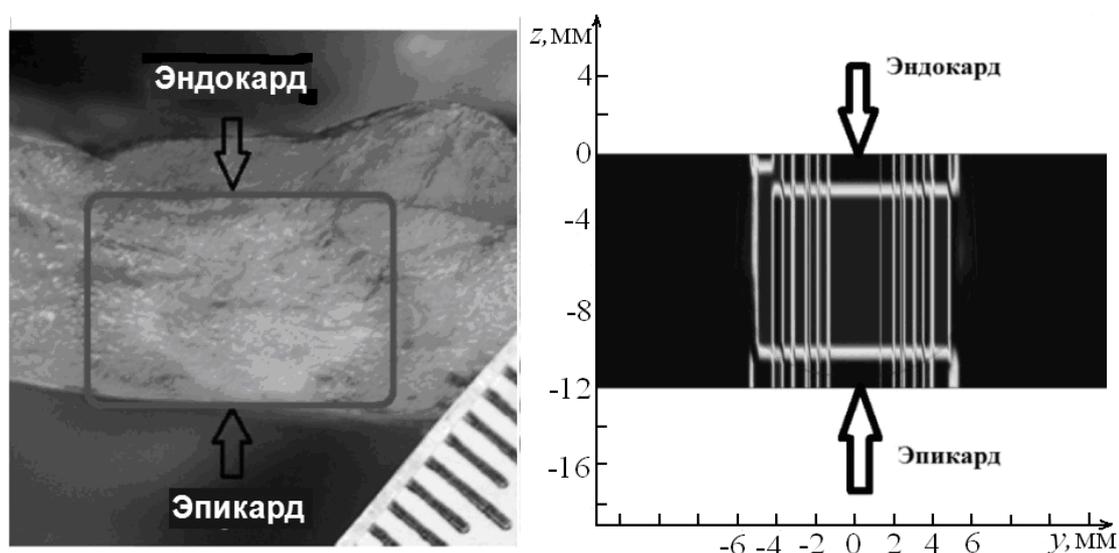


Рис. 6. Зона некроза: результаты исследований *in vivo* – (слева), результаты математического моделирования (справа)

не регистрировали температуру тела. Размеры областей термического некроза тканей миокарда оценивались морфометрически и гистологически через 1 час и более.

Лазерное воздействие вызывало локальное повышение температуры миокарда, которое всегда было быстрее в центре облучаемой области, чем на радиальном расстоянии 4 и 8 мм. Графики изменения температуры миокарда, полученные в ходе измерений *in vivo* (рис. 5а), показывают качественное согласие с расчетом (рис. 5б), хотя количественно имеет место более медленный рост температуры, чем расчетный.

Качественное соответствие расчета с экспериментом позволяет наблюдать расчетную динамику формирования зоны необратимого некроза в миокарде при лазерном облучении. На рис. 6 слева показан срез миокарда левого желудочка после воздействия лазером мощностью 15 Вт в течение 20 с [3]. Имеет место гомогенный коагуляционный некроз с четко выделенными границами. Зона некроза обведена, размер ее составляет 10,8 мм. Справа на рис. 6 представлены результаты расчета теплового повреждения по модели. Выделена

область необратимого коагуляционного некроза. Расчитанный размер зоны некроза – 11 мм, белые полосы на рис. 6 обозначают дискретные зоны некроза. Расхождение с экспериментальными результатами, полученными *in vivo*, в этом случае не превышает 1 %.

ВЫВОДЫ

Предложенная математическая тепловая модель лазерной катетерной хирургии миокарда конкретизирует расчетную схему применительно к распространенной в клинической практике совокупности параметров лазерного воздействия вместе с заданием значений тепловых и оптических параметров биоткани.

Разработанная модель позволяет оптимизировать параметры воздействия и выбрать конструкцию излучателя в зависимости от индивидуальных особенностей патологии каждого пациента.

Для повышения эффективности и безопасности лазерной хирургической системы необходимо применение аппаратно-программных средств, контролирующих

состояние миокарда и окружающих тканей во время лазерного воздействия.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ардашев А.В., Рыбаченко М.С., Желяков Е.Г., Шаваров А.А., Волошко С.В. Синдром Вольфа–Паркинсона–Уайта: классификация, клинические проявления, диагностика и лечение // Кардиология. 2009. № 10. С. 77-87.
2. Progress in Catheter Ablation: Clinical Application of New Mapping and Ablation Technology (Developments in Cardiovascular Medicine) / Liang Bing Liem, Downar E. (eds.). Dordrecht: Springer, 2002. 590 p.
3. Weber H.P., Sagerer-Gerhardt M. Open-irrigated laser catheter ablation: relationship between the level of energy, myocardial thickness, and collateral damages in a dog model // Europace. 2013. № 16. P. 142-148.
4. Weber H. The RytmoCath description slides. LasCor GmbH Laser – Medizintechnik. URL: <http://www.lascor.de/lascor/RytmoCath/slides/ppframe.htm> (accessed: 29.05.2017).
5. Weber H.P., Heinze A., Hauptmann G. In vivo temperature measurement during transcatheter endomyocardial Nd-YAG laser irradiation in dogs // Lasers in Medical Science. 1997. № 12. P. 352-356.
6. Куликова И.В., Маликов С.П., Бростидов С.А. Моделирование теплового воздействия лазерного излучения на биологические ткани // Фундаментальные исследования. 2012. № 11-2. С. 425-429.

URL: <https://fundamental-research.ru/article/view?id=30551> (дата обращения: 29.05.2017).

7. Splinter R., Semenov S.Y., Namney G. Myocardial heat distribution under Nd:YAG laser irradiation in vitro and in vivo situations: theory and experiment // Applied Optics. 1995. № 3. P. 391-399.
8. Splinter R., Svenson R.H., Littmann L. Optical properties of normal, diseased, and laser photocoagulated myocardium at the Nd: YAG wavelength // Lasers in Surgery and Medicine. 1991. № 11. P. 117-124.
9. Mohammed Y., Verhey J.F. A finite element method model to simulate laser interstitial thermotherapy in anatomical inhomogeneous regions // BioMedical Engineering OnLine. 2005. V. 4 (2). DOI: 10.1186/1475-925X-4-2 URL: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/4/1/2> (accessed: 29.06.2017).
10. Yang S.T., Matthews M.J., Elhadj S. Comparing the use of mid-infrared versus far-infrared lasers for mitigating damage growth on fused silica // Applied Optics. 2010. № 14. P. 2606-2616.
11. Marqa M.F., Colin P., Nevoux P., Mordon S., Betrouni N. Laser Interstitial Thermo Therapy (LITT) for Prostate Cancer Animal Model: Numerical Simulation of Temperature and Damage Distribution // Proceedings of the COMSOL Conference. Paris, 2010. URL: www.comsol.com/paper/8230 (accessed: 29.05.2017).
12. Niemz M.H. Laser-Tissue Interactions. Fundamentals and Applications. 3rd enlarged edition. Berlin; Heidelberg: Springer-Verlag, 2007. 305 p.

Поступила в редакцию 17 июля 2017 г.

Егоров Александр Игоревич, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), г. Москва, Российская Федерация, инженер кафедры БМТ-1 «Биомедицинские технические системы», e-mail: egorov.bmstu@gmail.com

Змиевской Григорий Николаевич, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), г. Москва, Российская Федерация, кандидат физико-математических наук, доцент, доцент кафедры БМТ-1 «Биомедицинские технические системы», e-mail: zmiyevskoy@mail.ru

Жорина Лариса Валерьевна, Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет), г. Москва, Российская Федерация, кандидат физико-математических наук, доцент, доцент кафедры БМТ-1 «Биомедицинские технические системы», e-mail: larisa7777@li.ru

UDC 621.373.826: 90.27.39

DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-5-1115-1120

THE THERMAL EFFECT OF LASER RADIATION ON MYOCARDIAL TISSUE: A MATHEMATICAL MODEL

© A.I. Yegorov, G.N. Zmiyevskoy, L.V. Zhorina

Bauman Moscow State Technical University (National Research University)

5 2-ya Baumanskaya St., Moscow, Russian Federation, 105005

E-mail: larisa7777@li.ru

Laser catheter surgery of the myocardium is currently used to restore normal rhythm and conduction of the heart, the disturbances of which are caused by Wolff–Parkinson–White syndrome. An optical fiber is inserted inside the heart chambers and laser radiation is applied to abnormal arrhythmogenic tissues. A mathematical thermal model of such a laser action allowing to optimize exposure parameters and select the emitter design, depending on the specific features of each patient's pathology is developed. Distribution of temperature was modeled on the basis of the heat conductivity equation. Arrhenius model was used to describe the thermal damage to biological tissues. The three-dimensional geometric model is calculated using the COMSOL Multiphysics software package. Verification of the mathematical model agrees with the results of former experiments within the measurement errors and allows calculating the required radiation dose to obtain the corresponding therapeutic effect.

Keywords: mathematical model; laser coagulation; laser surgery; cardiac arrhythmogenic structures; thermal mechanism of biotissues damage

REFERENCES

1. Ardashev A.V., Rybachenko M.S., Zhelyakov Ye.G., Shavarov A.A., Voloshko S.V. Sindrom Vol'fa–Parkinsona–Uayta: klassifikatsiya, klinicheskiye proyavleniya, diagnostika i lecheniye [Wolff–Parkinson–White syndrome: classification, clinical manifestations, diagnosis and treatment]. *Kardiologiya – Cardiology*, 2009, no. 10, pp. 77-87. (In Russian).
2. Liong Bing Liem, Downar E. (eds.). *Progress in Catheter Ablation: Clinical Application of New Mapping and Ablation Technology (Developments in Cardiovascular Medicine)*. Dordrecht, Springer, 2002, 590 p.
3. Weber H.P., Sagerer-Gerhardt M. Open-irrigated laser catheter ablation: relationship between the level of energy, myocardial thickness, and collateral damages in a dog model. *Europace*, 2013, no. 16, pp. 142-148.
4. Weber H.P. *The RytmoCath description slides*. LasCor GmbH Laser – Medizintechnik. Available at: <http://www.las-cor.de/lascor/RytmoCath/slides/ppframe.htm> (accessed 29.05.2017).
5. Weber H.P., Heinze A., Hauptmann G. In vivo temperature measurement during transcatheter endomyocardial Nd-YAG laser irradiation in dogs. *Lasers in Medical Science*, 1997, no. 12, pp. 352-356.
6. Kulikova I.V., Malyukov S.P., Brostilov S.A. Modelirovaniye teplovogo vozdeystviya lazernogo izlucheniya na biologicheskiye tkani [Modeling the thermal effect of laser radiation on biological tissues]. *Fundamental'nyye issledovaniya – Fundamental Research*, 2012, no. 11 (2), pp. 425-429. (In Russian). Available at: <https://fundamental-research.ru/ru/article/view?id=30551> (accessed 29.05.2017).
7. Splinter R., Semenov S.Y., Nanney G. Myocardial heat distribution under Nd: YAG laser irradiation in vitro and in vivo situations: theory and experiment. *Applied Optics*, 1995, no. 3, pp. 391-399.
8. Splinter R., Svenson R.H., Littmann L. Optical properties of normal, diseased, and laser photocoagulated myocardium at the Nd: YAG wavelength. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1991, no. 11, pp. 117-124.
9. Mohammed Y., Verhey J.F. A finite element method model to simulate laser interstitial thermotherapy in anatomical inhomogeneous regions. *BioMedical Engineering OnLine*, 2005, vol. 4 (2). DOI: 10.1186/1475-925X-4-2. Available at: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/4/1/2> (accessed 29.06.2017).
10. Yang S.T., Matthews M.J., Elhadj S. Comparing the use of mid-infrared versus far-infrared lasers for mitigating damage growth on fused silica. *Applied Optics*, 2010, no. 14, pp. 2606-2616.
11. Marq M.F., Colin P., Nevoux P., Mordon S., Betrouni N. *Laser Interstitial Thermo Therapy (LITT) for Prostate Cancer Animal Model: Numerical Simulation of Temperature and Damage Distribution*. Proceedings of the COMSOL Conference. Paris, 2010. Available at: www.comsol.com/paper/8230 (accessed 29.05.2017).
12. Niemz M.H. *Laser-Tissue Interactions. Fundamentals and Applications*. 3rd enlarged edition. Berlin, Heidelberg, Springer-Verlag, 2007, 305 p.

Received 17 July 2017

Yegorov Aleksander Igorevich, Bauman Moscow State Technical University (National Research University), Moscow, Russian Federation, Engineer of BMT-1 "Biomedical Technical Systems" Department, e-mail: egorov.bmstu@gmail.com

Zmiyevskoy Grigoriy Nikolayevich, Bauman Moscow State Technical University (National Research University), Moscow, Russian Federation, Candidate of Physics and Mathematics, Associate Professor of BMT-1 "Biomedical Technical Systems" Department, e-mail: zmievskoy@mail.ru

Zhorina Larisa Valerevna, Bauman Moscow State Technical University (National Research University), Moscow, Russian Federation, Candidate of Physics and Mathematics, Associate Professor of BMT-1 "Biomedical Technical Systems" Department, e-mail: larisa7777@li.ru

Для цитирования: Егоров А.И., Змиевской Г.Н., Жорина Л.В. Тепловое воздействие лазерного излучения на ткани миокарда: математическая модель // Вестник Тамбовского университета. Серия Естественные и технические науки. Тамбов, 2017. Т. 22. Вып. 5. С. 1115-1120. DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-5-1115-1120

For citation: Yegorov A.I., Zmiyevskoy G.N., Zhorina L.V. Teplovoe vozdeystvie lazernogo izlucheniya na tkani miokarda: matematicheskaya model' [The thermal effect of laser radiation on myocardial tissue: a mathematical model]. *Vestnik Tambovskogo universiteta. Seriya Estestvennye i tekhnicheskie nauki – Tambov University Reports. Series: Natural and Technical Sciences*, 2017, vol. 22, no. 5, pp. 1115-1120. DOI: 10.20310/1810-0198-2017-22-5-1115-1120 (In Russian, Abstr. in Engl.).