

## Моделирование температурного воздействия на биологические ткани при осуществлении их лазерного разреза

*С.А. Марцынюков, Д.К. Кострин*

*Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет  
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)*

**Аннотация:** В работе рассматриваются вопросы моделирования процессов поглощения лазерного излучения при контакте с биообъектом, приводящим к значительному росту температуры в зоне взаимодействия. Для органических тканей при росте температуры выше некоторого значения начинается их повреждение, а далее наблюдаются процессы разрушения. С увеличением скорости перемещения лазерного луча по поверхности ширина разреза и уровень травматичности уменьшаются, так как уменьшается время взаимодействия излучения с тканью. В работе рассматриваются различные модели для проведения расчетов: с использованием сложных соотношений с учетом толщины или с применением выражений для объекта полубесконечной толщины. Также исследуются закономерности роста средней температуры и процесса установления теплового баланса на поверхности тела в зависимости от параметров импульсов лазерного излучения.

**Ключевые слова:** компьютерное моделирование, медицинский лазер, лазерный разрез, биологические ткани, температурное поле, уровень травматичности, пакет импульсов, скорость перемещения.

### Введение

Поглощение лазерного излучения является основной характеристикой эффективности взаимодействия луча с исследуемым биообъектом [1, 2]. При больших плотностях энергии поглощенного излучения оно переходит в тепло, что приводит к повышению температуры в объеме вокруг точки облучения. При операциях эта температура достигает большой величины, что вызывает горение, испарение и разрушение тканей. В результате этого образуется отверстие или трещина на биообъекте (лазерный разрез) [3, 4].

Картина лазерного разреза зависит от вида температурного поля вокруг точки лазерного облучения. В свою очередь картина температурного поля зависит от многих факторов: выходной мощности лазерного излучения [5], его временной и пространственной характеристик [6], скорости перемещения по объекту и т. д. Поэтому интерес представляет исследование температуры в глубину и на поверхности объекта при воздействии лазерного излучения.

Для биотканей при температуре выше некоторого значения начинается повреждение, а при ее дальнейшем росте начинаются процессы разрушения. Значение этих температур трудно определить, но можно предположить, что при  $T = 373$  К происходит ожог, а при  $T = 1073$  К – горение биотканей. По этим значениям температуры на картине температурного поля можно судить о качестве лазерного разреза.

### Расчет температурного поля, ширины разреза и уровня травматичности

Для расчета биоткань представляется как теплопроводящий объект, по которому движется сфокусированное лазерное излучение [1, 7]. Лазерный луч с высокой степенью концентрации на малом участке поверхности можно считать точечным источником тепла, движущимся по объекту неограниченной толщины с постоянной скоростью. В этом случае температуру объекта можно рассчитать следующим образом:

$$T(x, y) = \frac{\alpha P_{\text{л}}}{2\pi\lambda_{\text{т}} h} e^{-\frac{V_{\text{л}} x}{2a_{\text{т}}}} K_0 \left( \frac{V_{\text{л}} r}{2a_{\text{т}}} \sqrt{1 + \frac{4a_{\text{т}} b}{V_{\text{л}}}} \right),$$

где  $\alpha$  – коэффициент поглощения биоткани;  $P_{\text{л}}$  – выходная мощность лазера;  $\lambda_{\text{т}}$  – температуропроводность;  $h$  – толщина слоя;  $V_{\text{л}}$  – скорость перемещения лазера;  $a_{\text{т}}$  – теплопроводность;  $K_0$  – функция Бесселя второго рода нулевого порядка;  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$  – радиус-вектор;  $b$  – коэффициент температуропотдачи. Так как  $b$  мал по сравнению со скоростью перемещения лазерного пучка, то  $4a_{\text{т}} b / V_{\text{л}} \ll 1$  и его можно не учитывать. Тогда выражение для определения температуры принимает следующую форму:

$$T(x, y) = \frac{\alpha P_{\text{л}}}{2\pi\lambda_{\text{т}} h} e^{-\frac{V_{\text{л}} x}{2a_{\text{т}}}} K_0 \left( \frac{V_{\text{л}} r}{2a_{\text{т}}} \right).$$

Типичная картина температурных полей имеет вид, представленный на рис. 1. При  $T \geq 1073$  К основную роль играют процессы деструкции тканей,

поэтому зона, равная ширине изотермы  $T = 1073$  К принимается как ширина лазерного разреза ( $d_1$ ). При  $T \geq 573$  К начинаются процессы повреждения, такие как некроз, обугливание, но процесс деструкции еще маловероятен. В результате чего образуется поврежденная зона, которая находится между изотермами  $T = 573$  К и  $T = 1073$  К. Ширина этой зоны дает представление о ширине зоны травматичности ( $d_2$ ).

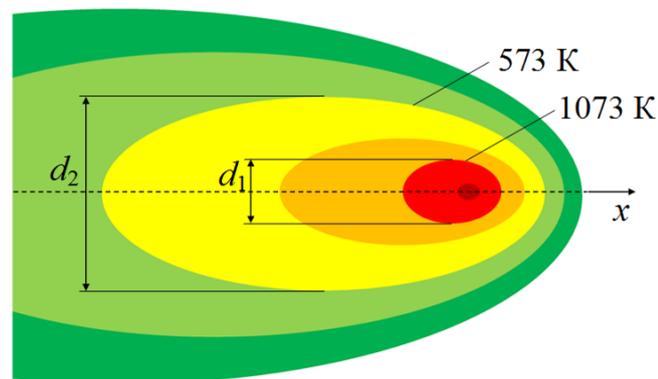


Рис. 1. – Температурное поле при движении точечного источника тепла по поверхности нагреваемого биообъекта

Параметры  $d_1$  и  $d_2$  дают представление о качестве лазерного разреза биологических тканей. По соотношению между параметрами судят об уровне травматичности, который определяется как  $H = (d_2 - d_1) / d_1$ .

Смысл параметров  $d_1$  и  $H$  соответствует принятым в медицине критериям эффективности и травматичности лазерного разреза. Расчет параметров  $d_1$ ,  $d_2$  и  $H$  был проведен для  $P_{л} = 75$  Вт (рис. 2).

С ростом скорости перемещения лазерного луча по поверхности биообъекта ширина разреза и уровень травматичности уменьшаются, так как уменьшается время взаимодействия излучения с тканью. Вследствие этого уменьшается зона распространения тепла. Качественный разрез с малой шириной и уровнем травматичности получается при достаточно большой скорости перемещения лазерного луча. Если принять  $d_1 = 0.1$  см и  $H = 0.2$ , то при  $P_{л} = 75$  Вт скорость перемещения пучка должна превышать значение

3 см/с. Это означает, что необходимо перемещать лазерный луч так, чтобы время взаимодействия лазерного луча на одном месте объекта не превышало значения  $t = d_{\text{л}} / V = 0.1 \text{ см} / (3 \text{ см} / \text{с}) \approx 0.33 \text{ с}$  ( $d_{\text{л}}$  – диаметр лазерного луча).

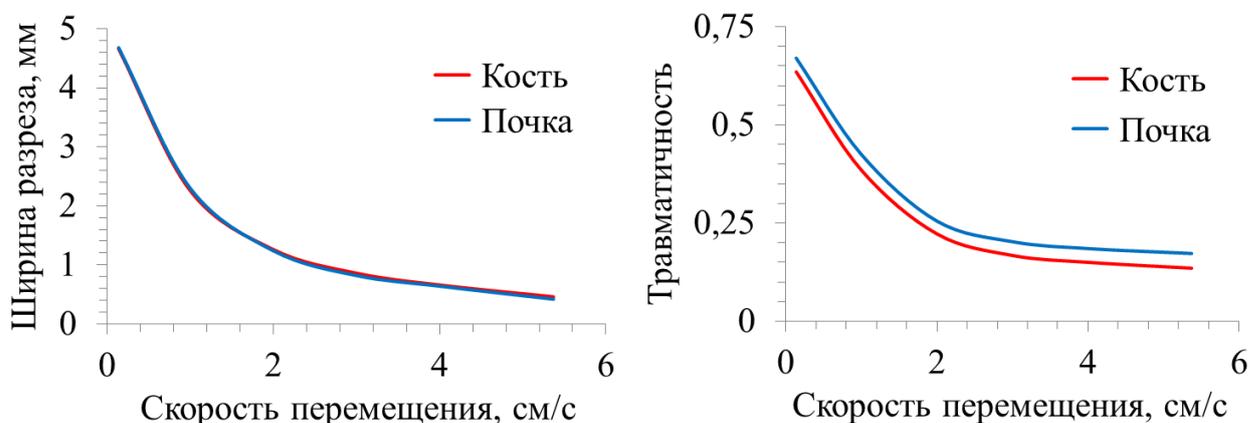


Рис. 2. – Зависимость ширины разреза и уровня травматичности от скорости перемещения лазерного луча

Для точного определения  $d_{\text{л}}$  требуется трудоемкое экспериментальное исследование. В данном случае  $d_{\text{л}}$  определяется по углу расходимости  $\theta = 10$  мрад.  $d_{\text{л}} = f \theta = 50 \text{ мм} \cdot 10^{-2} = 0.5 \text{ мм}$ ,  $f$  – фокусное расстояние системы. Для сравнения были исследованы пятна облучения на фольге, которые дают размеры порядка 0.6 мм, при этом принимается  $d_{\text{л}} = 1 \text{ мм}$ .

На практике не во всех операциях можно свободно перемещать наконечник лазерного скальпеля, например, в стоматологии, полосовой хирургии, хирургии внутренних органов, гинекологии и т. д. В этом случае необходимо использовать импульсный режим работы лазера [8–10].

### Расчет глубины вскрытия, времен установления и остывания

С помощью лазера производится разрез биологических объектов с различными толщинами. Необходимо выяснить степень влияния толщины на температуру тканей. Результаты этих расчетов покажут, какую необходимо выбрать модель: использовать сложные соотношения с учетом толщины или простые формулы для объекта полубесконечной толщины.

Используем следующую модель: объект с конечной толщиной  $h$ , лазерный луч с диаметром  $d_{\text{л}}$  падает перпендикулярно на объект, начало системы координат – точка облучения. Используем следующее выражение для расчета температуры по глубине  $z$ :

$$T(0, z, t) = \frac{\alpha P_{\text{л}}}{\pi d_{\text{л}} \lambda} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \left[ \text{ierfc} \left( \frac{z - 2nh}{\sqrt{4at}} \right) - \text{ierfc} \left( \frac{\sqrt{(z - 2nh)^2 + d_{\text{л}}^2}}{\sqrt{4at}} \right) \right].$$

Результаты расчета показывают, что толщина мало влияет на распределение температуры по глубине  $z$ . При  $L \geq 0.05$  мм картина температуры фактически не изменяется. Реальные биоткани имеют большую толщину, чем 0.05 мм, поэтому в дальнейшем можно использовать более простые выражения для определения температуры.

Для эффективного применения лазеров необходимо провести исследование зависимости глубины разреза биотканей от длительности импульсов лазерного излучения. Будем предполагать, что на биообъект действует пакет импульсов. Проводится расчет глубины разреза за один импульс лазерного излучения (расчет температурной зависимости по глубине объекта при действии этого импульса). Глубиной разреза считается глубина зоны, при которой  $T \geq T_{\text{д}}$ , где  $T_{\text{д}}$  – критическая температура, при которой начинается эффект деструкции. Для влагосодержащих тканей точных значений  $T_{\text{д}}$  нет, примем это значение, равное 1073 К, для кости  $T_{\text{д}} = 1973$  К. Полная глубина разреза получается путем суммирования глубин, полученных от всех импульсов ( $h = n \cdot h_1$ ). Для поддержания постоянной суммарной энергии число импульсов определяется, как  $n = W / (t_{\text{и}} \cdot P)$ , где  $W$  – энергия пакета импульсов ( $W = \text{const}$ );  $t_{\text{и}}$  – длительность импульса лазерного излучения. Картину температуры можно рассчитать по формуле для модели полубесконечного объекта:

$$T(0, z, t) = \frac{2P_{\text{л}}\sqrt{at}}{\pi\lambda d_{\text{л}}} \left[ \text{ierfc}\left(\frac{z}{2\sqrt{at}}\right) - \text{ierfc}\left(\frac{\sqrt{z^2 + d_{\text{л}}^2}}{2\sqrt{at}}\right) \right].$$

Результаты расчета глубины разреза для кости и почки представлены на рис. 3. Из него видно, что глубина разреза пакетом импульсов лазерного излучения от их длительности имеет оптимальное значение  $t_{\text{и}} \approx 1$  мс.

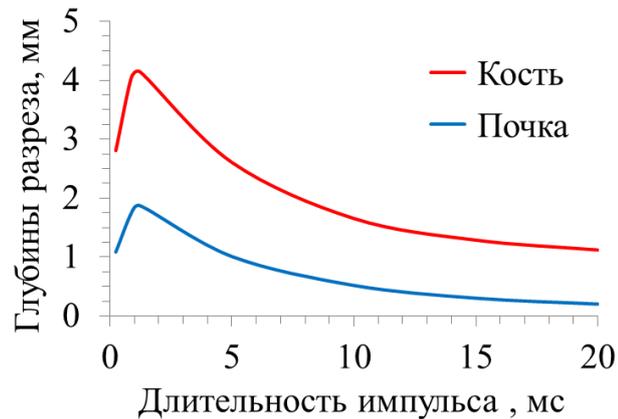


Рис. 3. – Расчетная зависимость глубины вскрытия объекта от длительности импульсов

Процесс установления теплового режима, то есть процесс нарастания средней температуры в биотканях при импульсно-периодическом лазерном нагреве зависит от теплофизических констант тканей и от режима работы лазера. Поэтому интерес представляет исследование закономерности роста средней температуры и процесса установления теплового баланса на поверхности тела в зависимости от параметров импульсов, в частности от частоты следования импульсов лазерного излучения.

Облучаемый объект рассматривается как однородная полусфера с коэффициентом теплопроводности  $\lambda$ . На внутренней поверхности радиусом  $R_1$  равномерно распределен изменяющийся во времени тепловой поток. Плотность потока равна  $q(t)$ , а ее амплитудное значение  $q(0)$ . Считается, что теплоотвод осуществляется только от наружной поверхности полусферы радиусом  $R_2$ , а отвод тепла через основания полусферы мал. Теплоотвод

характеризуется коэффициентом теплоотдачи ( $a$ ). Тогда определение температуры  $T(r, t)$  сводится к интегрированию дифференциального уравнения теплопроводности  $\partial T / \partial t = a^2 \Delta T$  при следующих граничных и начальных условиях:

$$\left. \frac{\partial T}{\partial t} \right|_{r=R_1} = -\frac{q(t)}{\lambda}, \quad \left( \frac{\partial T}{\partial r} + \frac{a}{\lambda} T \right) \Big|_{r=R_2} = \frac{aT_0}{\lambda}, \quad \left. \frac{\partial T}{\partial z} \right|_{z=z_0, R_1 < r < R_2} = 0, \quad T|_{t=0} = T_0.$$

Для решения задачи используем сферическую систему координат. Произведем замену  $T(r, t)$  на новую переменную  $\omega(r, t)$  согласно соотношению:

$$T = T_0 + \frac{s(t)(r - R_2)^2}{2(R_1 - R_2)} + \omega(r, t).$$

Задача сводится к решению неоднородного уравнения с однородными начальными и граничными условиями:

$$\frac{1}{a^2} \frac{\partial \omega}{\partial t} = \Delta \omega + \frac{s(t)(3r - 2R_2)}{r(R_1 - R_2)} - \frac{s(t)(r - R_2)^2}{2a^2(R_1 - R_2)},$$
$$\omega|_{t=0} = 0, \quad \left. \frac{\partial \omega}{\partial t} \right|_{r=R_1} = 0, \quad \left( \frac{\partial \omega}{\partial r} + \beta \omega \right) \Big|_{r=R_2} = 0,$$

где  $s(t) = -q(t)/\lambda$ ;  $\beta = a/\lambda$ ;  $a$  – коэффициент температуропроводности.

Решение будем искать в виде ряда  $\omega(r, t) = \sum_{m=1}^{\infty} w_m(t) K_m(r)$ . После некоторых преобразований авторами было получено окончательное решение:

$$T(r, t) = T_0 + \frac{2q_0}{\lambda} \sum_{m=1}^{\infty} \left\{ \left[ \frac{e^{\gamma_m^2 a^2 (kF-t)} - e^{\gamma_m^2 a^2 t}}{e^{\gamma_m^2 a^2 F} - 1} \left( e^{-\gamma_m^2 a^2 F} - 1 \right) - \left( e^{\gamma_m^2 a^2 (kF-t)} - 1 \right) \right] \times \right. \\ \left. \times \frac{\gamma_m^2 R_1^2 \cos[\gamma_m (r - R_1)] + \sin[\gamma_m (r - R_1)] R_1^2}{r D_m} \right\}$$

при  $kF \leq t \leq (kF + t_w)$ ;  $k = 0, 1, 2, \dots$ ;

$$T(r, t) = T_0 + \frac{2q_0}{\lambda} \sum_{k=1}^{\infty} \left\{ \frac{e^{\gamma_m^2 a^2 ((k+1)F-t)} - e^{-\gamma_m^2 a^2 t}}{e^{\gamma_m^2 a^2 F} - 1} (e^{\gamma_m^2 a^2 F} - 1) \times \right. \\ \left. \times \frac{\gamma_m^2 R_1^2 \cos[\gamma_m (r - R_1)] + \sin[\gamma_m (r - R_1)] R_1^2}{r D_m} \right\}$$

при  $(kF + t_n) \leq t \leq (k+1)F$ ;  $k = 0, 1, 2, \dots$ ;

где  $D_m$  и  $\gamma_m$  определяются из формул:

$$D_m = \gamma_m (\gamma_m^2 R_1^2 + 1)(R_2 - R_1) + \left\{ \frac{1}{2} (\gamma_m^2 R_1^2 - 1) \sin[2\gamma_m (R_2 - R_1)] + \right. \\ \left. + \gamma_m R_1 - \gamma_m R_1 \cos[2\gamma_m (R_2 - R_1)] \right\}; \quad \text{tg}[\gamma_m (R_1 - R_2)] = \frac{\gamma_m (R_1 - R_2) - \beta \gamma_m R_1 R_2}{\gamma_m^2 R_1 R_2 - \beta R_2 + 1}.$$

Была составлена программа для расчета температуры, с помощью которой были получены значения времени установления и относительное значение средней температуры установления для кости и почки в зависимости от частоты следования импульсов. Время установления температуры для почки и кости при длительности импульса, равной 3 мс составляет: при частоте 10 Гц – 90 и 150 с, соответственно; 20 Гц – 40 и 80 с; 50 Гц – 20 и 40 с. Очевидно, что чем больше частота следования импульсов, тем быстрее происходит процесс установления средней температуры.

При действии пакета импульсов происходит процесс нарастания средней температуры в биообъекте за счет эффекта накопления теплоты при последовательном действии импульсов, т. е. объект не успевает остывать до прихода следующего импульса.

Существуют разные модели аналитического расчета процесса остывания после воздействия импульса лазерного излучения. В лазерной хирургии травматичность в основном зависит от повышения температуры вокруг лазерного разреза. Рассматриваемая модель позволяет проводить расчет температуры не только в точке воздействия, но и в окружающей зоне вокруг лазерного разреза. Объект считается полубесконечным, а источник

тепла – импульсный радиальный с радиусом  $r_{л}$ . Расчетное выражение имеет следующий вид:

$$T(r,t) = \frac{W}{4\pi\lambda ht_n} \left[ M\left(\frac{br^2}{1+4bat}\right) - M\left(\frac{br^2}{1+4ba(t-t_n)}\right) \right],$$

при  $t \geq t_n$ ; где  $W$  – энергия лазерного импульса;  $M(z) = \int_z^{\infty} (e^{-x}/x) dx$ ;  $b = 1/r_{л}$ ,

$r$  – расстояние от центра координат до точки расчета.

Были произведены расчеты температуры остывания в точке, находящейся на расстоянии 0.2 см от центра воздействия для двух видов биологических тканей: кости и почки (рис. 4).

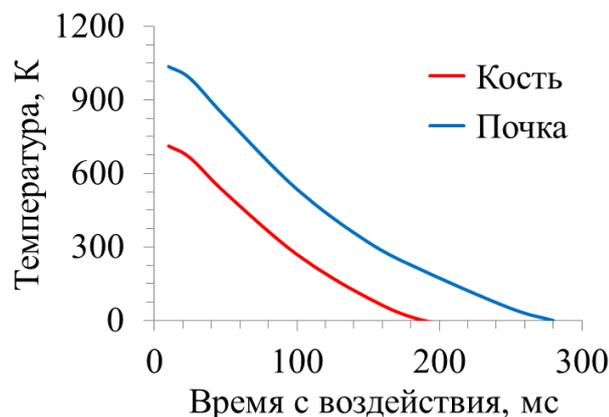


Рис. 4. – Процесс остывания после воздействия импульса лазерного излучения в биотканях

Как видно из приведенных расчетов температуры, у биологических тканей наблюдается длительное время остывания после окончания воздействия импульса лазерного излучения. Это время для кости составляет  $\approx 300$  мс, а для почки  $\approx 200$  мс.

### Заключение

Продемонстрированные в данной работе методы моделирования воздействия температуры на биологические ткани при осуществлении их лазерного разреза могут использоваться для подбора оптимальных

параметров лазерных операций, позволяющих добиться качественного лазерного разреза при минимальном уровне травматичности.

### Литература

1. Либиссон М.Н., Яковлев Е.Б., Шандыбина Г.Д. Взаимодействие лазерного излучения с веществом (силовая оптика). СПб: СПб ГУ ИТМО, 2011. 184 с.
2. Беликов А.В., Храмов В.Ю. Перспективы развития инновационных направлений исследований в области лазерных систем и биомедицинских оптических технологий // Научно-технический вестник Санкт-Петербургского государственного университета информационных технологий, механики и оптики. 2010. № 5. С. 110–114.
3. Щербаков И.А. Лазерная физика в медицине // Успехи физических наук. 2010. Т. 180. № 6. С. 661–665.
4. Шахно Е.А. Физические основы применения лазеров в медицине. СПб.: НИУ ИТМО, 2012. 129 с.
5. Айрапетян В.С., Ушаков О.К. Физика лазеров. Новосибирск: СГГА, 2012. 134 с.
6. Шаймарданов Р. Лазер CO<sub>2</sub>: гибкое, надежное и испытанное средство // Фотоника. 2011. Т. 28. № 4. С. 8–12.
7. Chernigovskiy V.V., Martsinukov S.A., Kostrin D.K., Simon V.A. Research of the Effect of Modulated Laser Radiation on Biological Tissues // AIP Conference Proceedings. 2019. Vol. 2140. p. 020012.
8. Елохин В.А., Жданов И.Г. Методы модуляции излучения CO<sub>2</sub>-лазеров // Научное приборостроение. 2003. Т. 13. № 3. С. 46–51.
9. Martsynyukov S.A., Kostrin D.K., Chernigovskiy V.V., Lisenkov A.A. A Surgical Carbon Dioxide Laser with an Electromagnetic Power Control System // Biomedical Engineering. 2018. Vol. 52. № 2. pp. 77–79.

10. Chernigovskiy V.V., Martsinukov S.A., Kostrin D.K., Kiselev A.S. Gas-discharge laser with controlled output power for medical applications // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. 2018. Vol. 387. p. 012011.

### References

1. Libisson M.N., Yakovlev E.B., Shandybina G.D. Vzaimodejstvie lazernogo izlucheniya s veshchestvom (silovaya optika) [Interaction of laser radiation with matter (power optics)]. St. Petersburg: St. Petersburg SU ITMO, 2011. 184 p.

2. Belikov A.V., Khramov V.Yu. Nauchno-tekhnicheskij vestnik Sankt-Peterburgskogo gosudarstvennogo universiteta informacionnyh tekhnologij, mekhaniki i optiki. 2010. № 5. pp. 110–114.

3. Shcherbakov I.A. Uspekhi fizicheskikh nauk. 2010. Vol. 180. № 6. pp. 661–665.

4. Shakhno E.A. Fizicheskie osnovy primeneniya lazerov v medicine [Physical bases of laser application in medicine]. St. Petersburg: NRU ITMO, 2012. 129 p.

5. Ayrapetyan V.S., Ushakov O.K. Fizika lazerov [Physics of lasers]. Novosibirsk: SGGU, 2012. 134 p.

6. Shaimardanov R. Fotonika. 2011. Vol. 28. № 4. pp. 8–12.

7. Chernigovskiy V.V., Martsinukov S.A., Kostrin D.K., Simon V.A. AIP Conference Proceedings. 2019. Vol. 2140. p. 020012.

8. Elokhin V.A., Zhdanov I.G. Nauchnoe priborostroenie. 2003. Vol. 13. № 3. pp. 46–51.

9. Martsynyukov S.A., Kostrin D.K., Chernigovskiy V.V., Lisenkov A.A. Biomedical Engineering. 2018. Vol. 52. № 2. pp. 77–79.

10. Chernigovskiy V.V., Martsinukov S.A., Kostrin D.K., Kiselev A.S. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. 2018. Vol. 387. p. 012011.