

Оригинальная статья

<https://doi.org/10.26565/2311-0872-2018-29-06>

УДК 612.795: 612.591: 615.831

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ЛОКАЛЬНОГО НАГРЕВА ПОДКОЖНЫХ СЛОЕВ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ ЛАЗЕРНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ

Н. Г. Кокодий^{1,2}, А. М. Коробов¹, Н. В. Шейкина²

¹Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина, 61022, г. Харьков, пл. Свободы, 4
E-mail: kokodiyng@gmail.com

²Национальный фармацевтический университет, 61002, г. Харьков, ул. Пушкинская, 53.
E-mail: sheykina@ukr.net

Поступила в редакцию 2 октября 2018 г.

Актуальность. Действие лазерного излучения на биологическую ткань используется в медицине для диагностики и при лечении многих болезней. Поэтому необходимо знать процессы, которые происходят при этом. Они изучаются давно, но не все известно и сейчас. Проблема взаимодействия лазерного излучения с биологическими мишенями является актуальной.

Цель работы. Изучение тепловых процессов в коже и нижних слоях при нагреве лазерным излучением, которое вводится в ткань световодом.

Материалы и методы. Исследована математическая модель процесса нагрева области внутри биологической ткани непрерывным и импульсным лазерным излучением. Излучение вводится в ткань с помощью световода. Использовано уравнение теплопроводности в сферических координатах с внутренними источниками тепла. Учитывается отвод тепла от нагреваемой области теплопроводностью ткани и потоком крови.

Результаты. Исследованы режимы нагрева биологической ткани непрерывным лазерным излучением, одиночными импульсами излучения и серией импульсов излучения. Определены размеры нагретой области, время установления и спада температуры. Найдены размеры области нагрева. Они определяются диаметром световода, глубиной проникновения излучения в ткань и скоростью распространения тепла в ткани. Тепловая постоянная времени процесса равна несколько минут. После окончания действия импульса излучения с такой же скоростью ткань остывает.

Выводы. Для создания малой локальной области нагрева необходимо использовать лазерное излучение синей или зеленой областей спектра. Это излучение проникает в биологическую ткань на глубину несколько миллиметров. Для создания больших областей нагрева нужно использовать излучение ближней инфракрасной области спектра, где глубина проникновения излучения в ткань равна несколько десятков миллиметров. Нагрев импульсно-модулированным излучением отличается от нагрева постоянной мощностью только при периоде повторения импульсов более 1 минуты. Тогда за время между импульсами ткань остывает. Средняя (сглаженная) температура нагрева такая же, как при нагреве непрерывным излучением.

Ключевые слова. Лазер, излучение, биологическая ткань, нагрев, размер, постоянная времени.

MATHEMATICAL MODEL of LOCAL HEATING HYPODERMICS BIOLOGICAL TISSUE by LASER RADIATION

^{1,2}N.G. Kokodii ¹A. Korobov, ²N. V. Sheykina

¹V. N. Karazin Kharkiv National University, 4, Svobody Square, Kharkiv, 61022, Ukraine

²National University of Pharmacy, Pushkinskaya str, 53, Kharkiv, 61002, Ukraine.

Background. Laser radiation is using in medicine for the diagnosis and treatment of many diseases. It is necessary therefore to know processes that occur at the same time. They are studying for a long time, but not all know now. The problem of interaction of laser radiation with biological targets is important.

Objective. The study of thermal processes in the skin and the lower layers when heated by laser radiation, which is introduced in the fiber tissue.

Materials and methods. A mathematical model of the heating region inside the process biological tissue continuous and pulsed laser radiation. The radiation is introduced into the tissue by means of optical fiber. Used heat conduction equation in spherical coordinates with internal heat sources. Taken into account the removal of heat from the heated thermal conductivity region of tissue and blood flow.

Results. Regimes of heating of biological tissue by continuous laser radiation, single radiation pulses and a series of radiation pulses. It is find the sizes of the heated region, the settling time and temperature gradients. Found the dimensions of the heat regions. They are determined by the fiber diameter, the depth of radiation penetration into the tissue and the speed of heat propagation in tissue. Thermal time constant of the process time is a few minutes. After heating of the pulse radiation at the same rate the fabric cools.

Conclusion. To create a need to use laser light blue or green regions of the spectrum a small local area of heating. This radiation penetrates the biological tissue a few millimeters deep. To create large areas of heating should be used near infrared region of the spectrum, where the depth of light penetration into the tissue is equal to a few tens of millimeters. Heating pulse-modulated radiation different from the heating constant output only when the pulse repetition period longer than 1 minute. Then, during the time between pulses cloth cools. Average (smoothed), the heating temperature is the same as when heating a continuous radiation.

Keywords. Laser radiation, biological tissue, heating, dimension, time constant.

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЛОКАЛЬНОГО НАГРІВАННЯ ПІДШКІРНИХ ШАРІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ЛАЗЕРНИМ ВИПРОМІНЮВАННЯМ

^{1,2}М. Г. Кокодій, ¹А. М. Коробов, ²Н. В. Шейкіна

¹Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна, 61022, м. Харків, м. Свободи, 4

²Національний фармацевтичний університет, 61022, г. Харьков, вул. Пушкінська, 53

Актуальність. Дія лазерного випромінювання на біологічні тканини використовується в медицині для діагностики та при лікуванні багатьох хвороб. Тому необхідно знати процеси, які відбуваються при цьому. Вони вивчаються давно, але не все відомо і зараз. Проблема взаємодії лазерного випромінювання з біологічними мішенями є актуальною.

Мета роботи. Вивчення теплових процесів в шкірі і підшкірних шарах при нагріванні лазерним випромінюванням, яке вводиться в тканину світловодом.

Матеріали та методи. Досліджено математичну модель процесу нагрівання області всередині біологічної тканини безперервним і імпульсним лазерним випромінюванням. Випромінювання вводиться в тканину за допомогою світловода. Використано рівняння теплопровідності в сферичних координатах з внутрішніми джерелами тепла. Враховується відведення тепла від області нагрівання теплопровідністю тканини і потоком крові.

Результати. Досліджено режими нагрівання біологічної тканини безперервним лазерним випромінюванням, поодинокими імпульсами випромінювання і серією імпульсів випромінювання. Визначено розміри нагрітої області, час встановлення і спаду температури. Розміри області нагрівання визначаються діаметром світловода, глибиною проникнення випромінювання в тканину і швидкістю поширення тепла в тканині. Теплова постійна часу процесу становить кілька хвилин. Після закінчення дії імпульсу випромінювання з такою ж швидкістю тканина остигає.

Висновки. Для створення малої локальної області нагрівання необхідно використовувати лазерне випромінювання синьої або зеленої частини спектру. Це випромінювання проникає в біологічну тканину на глибину кілька міліметрів. Для створення великих областей нагрівання потрібно використовувати випромінювання ближньої інфрачервоної області спектра, де глибина проникнення випромінювання в тканину становить кілька десятків міліметрів. Нагрівання імпульсно-модульованим випромінюванням відрізняється від нагрівання постійною потужністю тільки при періоді повторення імпульсів понад 1 хвилину. Тоді за час між імпульсами тканина остигає. Середня (згладжена) температура нагрівання така ж, як при нагріванні безперервним випромінюванням.

Ключові слова. Лазер, випромінювання, біологічна тканина, нагрівання, розмір, постійна часу.

ВВЕДЕНИЕ

Лазеры в медицине в настоящее время широко применяются как для диагностики, так и для лечения различных заболеваний. Находят применение и совершенствуются технологии, основанные на воздействии лазерного излучения на биологические среды и объекты. Однако, сложность объекта воздействия (кожа, подкожные слои, кровеносные органы) обуславливает необходимость дальнейшего изучения явлений, возникающих при этом. В работах [1-4] и многих других изучены различные случаи нагрева поверхности кожи человека и прилегающих к ней внутренних слоев. В данной работе построена математическая модель процесса локального нагрева некоторой области ткани под поверхностью кожи излучением лазера, которое введено внутрь ткани световодом.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Излучение лазера вводится под кожу световодом радиусом r_0 . Источники тепла распределяются следующим образом. Имеется центральное сферическое ядро радиусом r_0 . Вне ядра плотность источников тепла спадает по закону $\exp(-r/\delta)$, где δ - глубина проникновения излучения в ткань.

Считаем, что тепло распространяется равномерно во все стороны. Тогда процесс нагрева среды излучением описывается одномерным уравнением теплопроводности в сферических координатах:

$$\frac{\partial^2 T(r,t)}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial T(r,t)}{\partial r} - \frac{1}{a} \frac{\partial T(r,t)}{\partial t} - \gamma^2 T(r,t) = -\frac{W(r,t)}{k}, \quad (1)$$

где $W(r, t)$ – объемная плотность источников тепла, $\gamma^2 = c\rho\rho_b w/k$ - параметр, определяющий скорость отвода тепла от нагретой области потоком крови, c – удельная теплоемкость нагреваемой ткани, ρ - плотность ткани, ρ_b – плотность крови, k – теплопроводность ткани, w – объемная скорость крови, $a = k/(c\rho)$ - температуропроводность ткани.

Будем полагать, что энергия излучения равномерно распределена по объему сферы радиусом $r_0 + \delta$. В этом объеме сосредоточено около 80% энергии. Функция распределения плотности мощности источников тепла определится так:

$$W(r,t) = \begin{cases} \frac{3P(r,t)}{4\pi(r_0 + \delta)^3} & \text{при } 0 \leq r \leq r_0 + \delta \\ 0 & \text{при } r > r_0 + \delta \end{cases},$$

где $P(r,t)$ – мощность поглощенного излучения.

Параметры биоткани человека, используемые при проведении исследований, примем такими же, как в работах [1-3]:

$$k = 0.5 \text{ Вт/(м К)}, c = 3500 \text{ Дж/(кг К)}, \rho = 1100 \text{ кг/м}^3, \rho_b = 1060 \text{ кг/м}^3.$$

Плотность потока крови w в сосудах дермы в обычных условиях согласно [2, 3] в единицах СИ равна $2.5 \cdot 10^{-6} \text{ м}^3/(\text{кг} \cdot \text{с})$.

Рассмотрим несколько режимов нагрева ткани.

НАГРЕВ НЕПРЕРЫВНЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ

На Рис. 1 показаны результаты решения уравнения (1) при приведенных выше значениях теплофизических параметров для радиуса световода $r_0 = 1 \text{ мм}$, мощности излучения $P_0 = 1 \text{ Вт}$ и глубины проникновения излучения в ткань $\delta = 50 \text{ мм}$. Это соответствует длине волны 0.98 мкм (ближняя инфракрасная область спектра).

Температура устанавливается примерно через 20 мин. Значения температуры малы, так как нагреваемый объем очень большой.

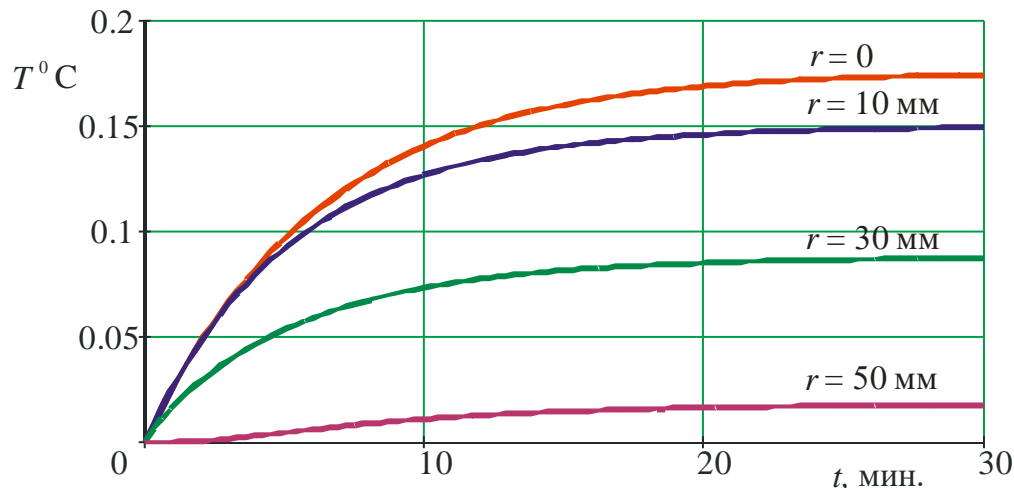


Рис. 1. Временной ход нагрева ткани лазерным излучением (инфракрасный лазер, $\lambda = 0.98 \text{ мкм}$, $r_0 = 1 \text{ мм}$, $\delta = 50 \text{ мм}$, $P_0 = 1 \text{ Вт}$).

На Рис. 2 показано распределение температуры по объему в моменты времени 1 мин., 3 мин., 5 мин., 15 мин. и 30 мин. Температура внутри нагретой области почти одинакова во всех точках и только на краю области быстро уменьшается.

Вертикальная штриховая линия показывает границу нагреваемого объема ($r = r_0 + \delta$).

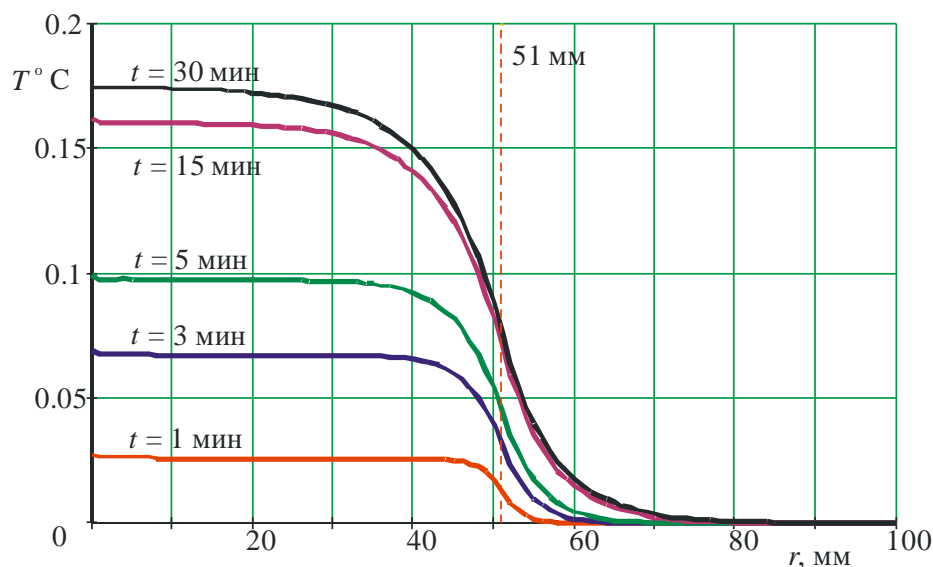


Рис. 2. Распределение температуры по объему при нагреве инфракрасным лазером ($\lambda = 0.98 \text{ мкм}$, $r_0 = 1 \text{ мм}$, $\delta = 50 \text{ мм}$, $P_0 = 1 \text{ Вт}$).

На Рис. 3 показано распределение температуры при нагреве ткани излучением красного лазера с длиной волны $\lambda = 0.65 \text{ мкм}$. Глубина проникновения этого излучения в этом случае меньше - 10 мм . Поэтому размер нагреваемого участка меньше, а температура нагрева значительно больше.

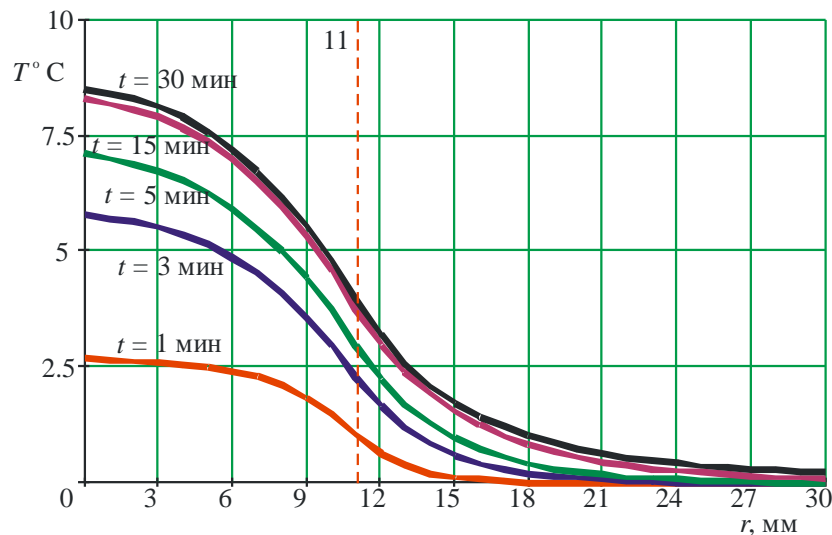


Рис. 3. Распределение температуры по объему при нагреве красным лазером ($\lambda = 0.65$ мкм, $r_0 = 1$ мм, $\delta = 10$ мм, $P_0 = 1$ Вт).

Графики на Рис. 4 показывают распределение температуры при нагреве зеленым излучением ($\lambda = 0.5$ мкм). Закономерность уменьшения размера нагреваемого участка и повышения температуры нагрева сохраняется.

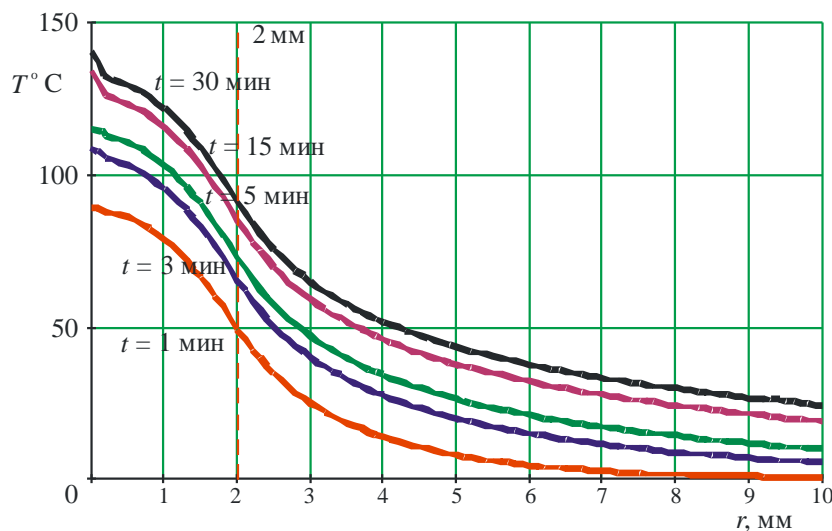


Рис. 4. Распределение температуры по объему при нагреве зеленым лазером ($\lambda = 0.5$ мкм, $r_0 = 1$ мм, $\delta = 1$ мм, $P_0 = 1$ Вт).

НАГРЕВ ОДИНОЧНЫМ ИМПУЛЬСОМ ИЗЛУЧЕНИЯ

Зададим распределение плотности мощности излучения в нагреваемом объеме и изменение ее во времени следующим образом:

$$W(r,t) = \begin{cases} \frac{3P(r,t)}{4\pi(r_0 + \delta)^3} & \text{при } 0 \leq r \leq r_0 + \delta \\ 0 & \text{при } r > r_0 + \delta \end{cases},$$

$$P(r,t) = \begin{cases} P_0 & \text{при } 0 \leq t \leq t_p \\ 0 & \text{при } t > t_p \end{cases}.$$

Здесь t_p - длительность импульса излучения.

На Рис. 5 показан ход температуры нагретой области во времени при таких начальных условиях:

$$P_0 = 1 \text{ Вт}, t_p = 10 \text{ мин.}, r_0 = 1 \text{ мм}, \delta = 50 \text{ мм}.$$

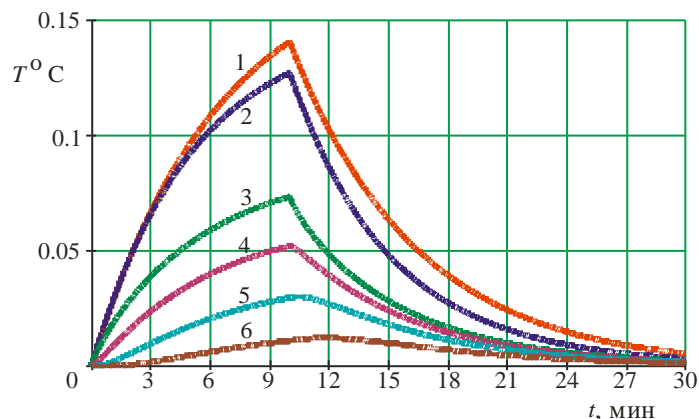


Рис. 5. Нагрев среды импульсом излучения
 1 - $r = 0$, 2 - $r = 40$ мм, 3 - $r = 50$ мм, 4 - $r = 52$ мм, 5 - $r = 55$ мм, 6 - $r = 60$ мм.

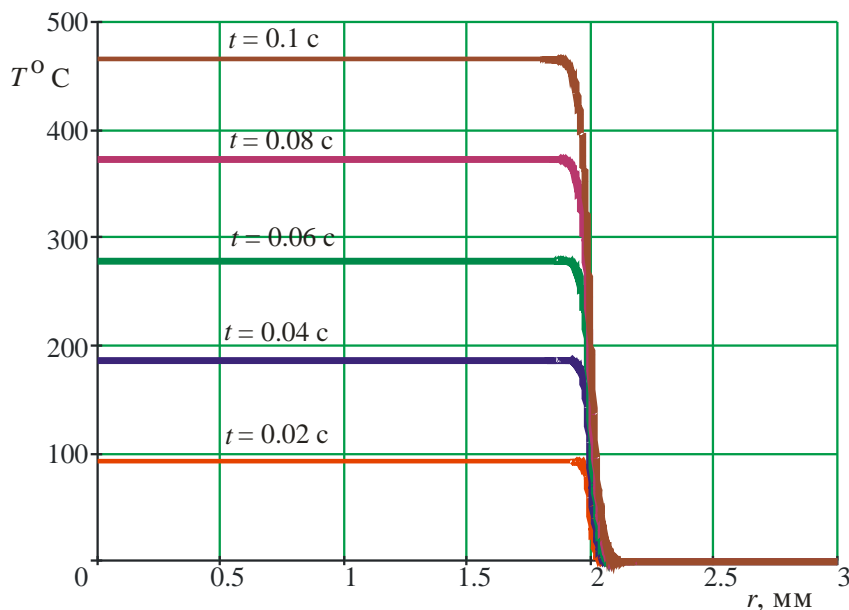
В течение действия импульса излучения температура растет так же, как и при действии непрерывного излучения. После окончания импульса она спадает по закону, близкому к экспоненциальному с постоянной времени $\tau \approx 6$ мин., так что полное время установления температуры равно 24 мин.

Размер нагреваемой области определяется размером светового пятна, которое создается оптической системой, глубиной проникновения света в ткань и движением теплового фронта. На Рис. 6а показано распределение температуры в ткани в различные моменты времени при ее нагреве импульсом излучения зеленого лазера (глубина проникновения излучения 1 мм). Длительность импульса 0.1 с, радиус световода 1 мм, энергия импульса 60 Дж. На Рис. 6б показаны графики для такой же энергии излучения при длительности импульса 10 с. В обоих случаях радиус нагретой области около 2 мм. Максимальная температура нагрева одинакова, так как в обоих случаях длительность импульса намного меньше тепловой постоянной времени. Но во втором случае граница области более размыта, что обусловлено движением теплового фронта. Граница тепла за время действия импульса продвигается на расстояние

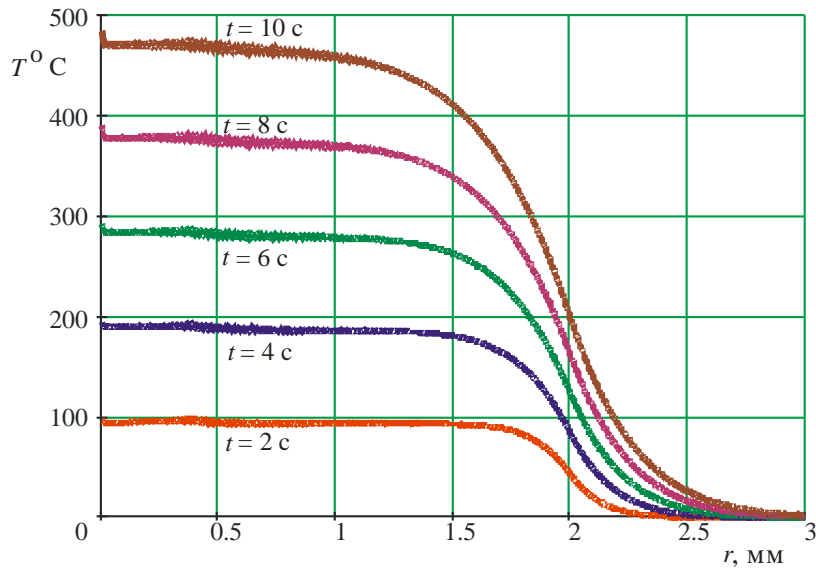
$$r_f = \sqrt{at_p} ,$$

где a - коэффициент температуропроводности, t_p - длительность импульса.

При значении $a = 1.3 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$ и длительности импульса $t_p = 0.1$ с фронт тепла продвигается приблизительно на расстояние $r_f = 0.4$ мм, при $t_p = 10$ с фронт продвигается на расстояние в 10 раз большее - $r_f = 1$ мм.



а)



б)

Рис. 6. Распределение температуры в нагретой области
 $E = 60$ Дж, зеленый лазер, $r_0 = 1$ мм, $\delta = 1$ мм,
 а - $t_p = 0.1$ с, б - $t_p = 10$ с.

НАГРЕВ ИМПУЛЬСНО-МОДУЛИРОВАННЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ

Ход нагрева ткани последовательностью импульсов излучения зависит от соотношения между длительностью импульсов, периодом их повторения и тепловой постоянной времени среды.

Если период повторения намного меньше тепловой постоянной времени, среда за время между импульсами не успевает остыть, и процесс нагрева мало отличается от процесса нагрева среды непрерывным излучением. На Рис. 7 показано, как меняется во времени температура среды при нагреве ее серией из 9 импульсов. Длительность импульса $t_p = 10$ мс, период повторения $T = 20$ мс. Глубина проникновения излучения в среду равна 1 мм. Рост температуры во время действия импульса близок к линейному. После окончания серии импульсов начинается медленное остывание среды. На графиках уменьшение температуры за это время почти не видно.

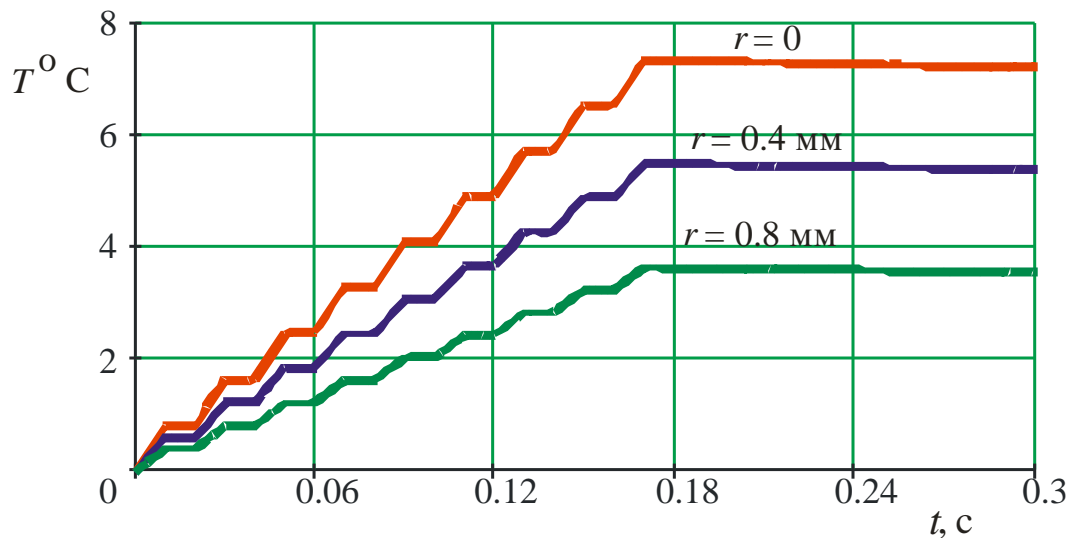
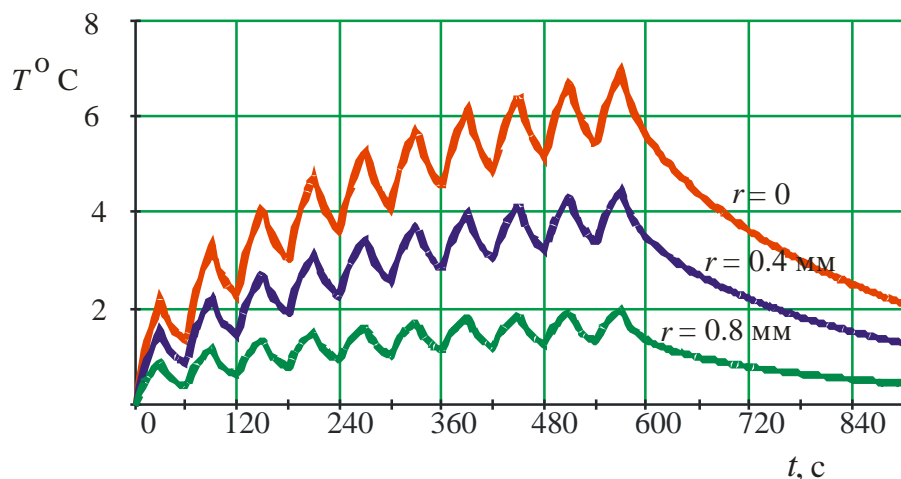


Рис. 7. Нагрев среды серией импульсов ($t_p \ll \tau$).

На Рис. 8 показан процесс нагрева среды серией из 9 импульсов, но при длительности импульса $t_p = 30$ с, и периоде повторения $T = 60$ с. Эти величины сравнимы с тепловой постоянной времени, поэтому в промежутках между импульсами среда успевает несколько остыть.

В обоих случаях средняя (сглаженная) температура такая же, как при нагреве непрерывной мощностью, равной по величине средней мощности импульсно-модулированного излучения.

Рис. 8. Нагрев среды сериями импульсов ($t_p \approx \tau$).

ВЫВОДЫ

1. Режим нагрева биологической ткани лазерным излучением сильно зависит от длины волны, так как последняя определяет глубину проникновения излучения в ткань. Если необходимо нагреть участок размерами в несколько миллиметров, необходимо использовать синий или зеленый лазер (глубина проникновения – 1 мм). Для нагрева большой области нужно использовать излучение ближней инфракрасной области спектра.
2. Тепловая постоянная времени нагрева биологической ткани определяется теплопроводностью ткани и скоростью течения крови. Характерное значение постоянной времени – несколько минут.
3. Распространение тепла в среду в течение времени действия импульса определяется его длительностью и температуропроводностью ткани. Для уменьшения нагрева окружающей ткани необходимо использовать короткие импульсы излучения.
4. Ход нагрева ткани последовательностью импульсов излучения зависит от соотношения между длительностью импульсов, периодом их повторения и тепловой постоянной времени среды.
5. Распространение тепла в среду, окружающую нагреваемый объем, в течение времени действия импульса определяется его длительностью и температуропроводностью ткани.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы сообщают об отсутствии конфликта интересов.

Authors' ORCID ID

N.G. Kokodii ID <http://orcid.org/0000-0003-1325-4563>

A.M. Korobov ID <http://orcid.org/0000-0001-8237-7159>

N.V. Sheykina ID <http://orcid.org/0000-0002-8853-3455>

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Smithies D. J., Butler P.H. (1995) Modelling the distribution of laser light in port-wine stains with the Monte Carlo method. *Physics in Medicine and Biology*, 40, 701-733.
2. Сетейкин А.Ю. (2005) Модель расчета температурных полей, возникающих при воздействии лазерного излучения на многослойную биоткань. *Оптический журнал*, 72(7), 42-47.
3. Пушкарева А., (2008). Методы математического моделирования в оптике биоткани: учебное пособие. СПб: СПбГУИТМО, 103 с.
4. Астафьева Л.Г., Желтов Г.И., Рубанов А.С. (2001) Моделирование процесса нагрева сосудов крови лазерным излучением. *Оптика и спектроскопия*, 90(2), 287-292.
5. Лыков А, В. (1967) Теория теплопроводности. М.: Высшая школа, 600 с.