

ТЕПЛОВЫЕ ПРОЦЕССЫ ПРИ ЛОКАЛЬНОМ ЛАЗЕРНОМ НАГРЕВЕ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

Н.Г. Кокодий

*д-р физ.-мат. наук, проф.
кафедра квантовой радиофизики
Харьковский национальный университет
имени В.Н. Каразина;
кафедра физики
Национальный фармацевтический университет
ул. Пушкинская, 53, г. Харьков, 61022, Украина
тел.: +38 (050) 637-54-04
e-mail: kokodiyng@gmail.com
ORCID 0000-0003-1325-4563*

Хе Ши

*канд. физ.-мат. наук, доцент
кафедра электронных информационных наук
Университет Шанглю
ул. Бейкси, 10, г. Шанглю, 726000,
провинция Шаанкси, Китай
e-mail: 230058@slxy.edu.cn
ORCID 0000-0003-4999-1055*

С.Н. Шульга

*д-р физ.-мат. наук, проф., декан
радиофизический факультет
Харьковский национальный университет
имени В.Н. Каразина
пл. Свободы, 4, г. Харьков, 61022, Украина
тел.: +38 (057) 707-54-62
e-mail: sergeyshulga@karazin.ua
ORCID 0000-0003-0626-4405*

А.М. Коробов

*канд. физ.-мат. наук, заведующий лабораторией
Научно-исследовательская лаборатория
квантовой биологии и квантовой медицины
Харьковский национальный университет
имени В.Н. Каразина
майдан Свободы, 6, г. Харьков, 61022, Украина
тел.: +38 (057) 707-51-91
e-mail: amkorobov@karazin.ua
ORCID 0000-0001-8237-7159*

Н.Ф. Посохов

*канд. мед. наук, доцент, руководитель
отдел функциональной нейрохирургии с группой
патоморфологии
ГУ «Институт неврологии, психиатрии
и наркологии НАМН Украины»
ул. Академика Павлова, 46, г. Харьков, 61068, Украина
тел.: +38 (050) 677- 77-53
e-mail: nsd17@ukr.net
ORCID 0000-0003-3361-5522*

В.А. Тиманюк

*канд. физ.-мат. наук, проф.
кафедра физики
Национальный фармацевтический университет
ул. Пушкинская, 53, г. Харьков, 61002, Украина
тел.: +38 (095) 505-39-19
e-mail: vladimir.timaniuk@gmail.com
ORCID 0000-0003-0689-6074*

Введение. Лазеры в медицине в настоящее время широко применяются как для диагностики, так и для лечения. Исследования тепловых процессов, протекающих при воздействии лазерного излучения на человека, дали возможность разработать инновационные методы лечения многих болезней.

Цель: изучить тепловые процессы в биологических тканях при их локальном лазерном нагреве (математическая модель и эксперимент).

Материалы и методы. С помощью разработанной математической модели процесса локального нагрева некоторой области внутри биологической ткани исследован процесс нагрева окружающей среды непрерывным и импульсным лазерным излучением при использовании инфракрасного света с длиной волны 0,98 мкм, красного света с длиной волны 0,65 мкм, зеленого света с длиной волны 0,5 мкм и синего света с длиной волны 0,435 мкм.

Результаты. Определены размеры нагретой области, время установления и спада температуры. Результаты расчетов хорошо согласуются с полученными экспериментальными данными.

Выводы. Режим нагрева биологической ткани лазерным излучением зависит от длины волны. Максимальная температура нагрева облучаемого участка при длительности импульса излучения, намного меньшей тепловой постоянной времени, не зависит от формы и длительности импульса и определяется только энергией поглощенного излучения. 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. Ход нагрева ткани последовательностью импульсов излучения зависит от соотношения между длительностью импульсов, периодом их повторения и тепловой постоянной времени среды. Средняя (сглаженная) температура такая же, как при нагреве непрерывной мощностью, равной по величине средней мощности импульсно-модулированного излучения.

Ключевые слова: лазерное излучение, биологическая ткань, математическая модель локального нагрева, тепловая постоянная времени, непрерывный режим, импульсный режим, импульсно-модулированный режим.

THERMAL PROCESSES DURING LOCAL LASER HEATING OF BIOLOGICAL TISSUES

N.G. Kokodii^{1,2}, A.M. Korobov¹, He Shi³,
M.F. Posokhov⁴, S.N. Shulga¹, V.A. Timaniuk²

¹V.N. Karazin Kharkov National University
6, Svobody Sq., Kharkiv, 61022, Ukraine

²National University of Pharmacy
53, Pushkinskaya Str., Kharkiv, 61022, Ukraine

³Shangluo University
10, Beixin Str., Shangluo City, 726000, Shaanxi Province, China

⁴SI "Institute of Neurology, Psychiatry and Narcology of NAMS of Ukraine"
46, Academician Pavlov Str., Kharkiv, 61068, Ukraine

E-mail: kokodiyng@gmail.com

Introduction. Lasers in medicine are currently widely used for both diagnosis and treatment. Studies of the thermal processes that occur when a person is exposed to laser radiation have made it possible to develop innovative methods of treating many diseases.

Purpose: to study thermal processes in biological tissues during their local laser heating (mathematical model and experiment).

Materials and methods. Using the developed mathematical model of the process of local heating of a certain region inside biological tissue, we studied the process of heating the environment by continuous and pulsed laser radiation using infrared light with a wavelength of 0.98 μm , red light with a wavelength of 0.65 μm , green light with a wavelength 0.5 microns and blue light with a wavelength of 0.435 microns.

Results. The sizes of the heated region, the time of establishment and decrease in temperature are determined. The calculation results are in good agreement with the obtained experimental data.

Findings. The mode of heating biological tissue with laser radiation depends on the wavelength. The maximum heating temperature of the irradiated section with a radiation pulse duration much shorter than the thermal time constant is independent of the shape and duration of the pulse and is determined only by the energy of the absorbed radiation. The distribution of heat into the medium during the duration of the pulse is determined by its duration and thermal diffusivity of the tissue. To reduce the heating of the surrounding tissue, it is necessary to use short radiation pulses. The progress of tissue heating by a sequence of radiation pulses depends on the relationship between the duration of the pulses, the period of their repetition, and the thermal time constant of the medium. The average (smoothed) temperature is the same as when heated with continuous power equal to the average power of the pulse-modulated radiation.

Key words: laser radiation, biological tissue, mathematical model of local heating, thermal time constant, continuous mode, pulsed mode, pulse-modulated mode.

ТЕПЛОВІ ПРОЦЕСИ ПРИ ЛОКАЛЬНОМУ ЛАЗЕРНОМУ НАГРІВІ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ

М.Г. Кокодій^{1,2}, А.М. Коробов¹, Хе Ши³,
М.Ф. Посохов⁴, С.М. Шульга¹, В.О. Тіманюк²

¹Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна
майдан Свободи, 6, м. Харків, 61022, Україна

²Національний фармацевтичний університет
вул. Пушкінська, 53, м. Харків, 61022, Україна

³Університет Шанглоу
вул. Бейксин, 10, м. Шанглоу, 726000, провінція Шаанкси, Китай

⁴ДУ «Інститут неврології, психіатрії та наркології НАМН України»
вул. Академіка Павлова, 46, м. Харків, 61068, Україна

Вступ. Лазери в медицині на даний час широко застосовуються як для діагностики, так і для лікування. Дослідження теплових процесів, що протікають при впливі лазерного випромінювання на людину, дали можливість розробити інноваційні методи лікування багатьох хвороб.

Мета: вивчити теплові процеси в біологічних тканинах при їх локальному лазерному нагріванні (математична модель і експеримент).

Матеріали та методи. За допомогою розробленої математичної моделі процесу локального нагріву деякої області всередині біологічної тканини досліджено процес нагріву навколишнього середовища безперервним і імпульсним лазерним випромінюванням при використанні інфрачервоного світла з

довжиною хвилі 0,98 мкм, червоного світла з довжиною хвилі 0,65 мкм, зеленого світла з довжиною хвилі 0,5 мкм і синього світла з довжиною хвилі 0,435 мкм.

Результати. Визначено розміри нагрітої області, час встановлення і спаду температури. Результати розрахунків добре узгоджуються з отриманими експериментальними даними.

Висновки. Режим нагріву біологічної тканини лазерним випромінюванням залежить від довжини хвилі. Максимальна температура нагріву ділянки що опромінюється при тривалості імпульсу випромінювання, набагато меншою теплової постійної часу, не залежить від форми і тривалості імпульсу і визначається тільки енергією поглиненого випромінювання. Поширення тепла в середовищі протягом часу дії імпульсу визначається його тривалістю і температуропровідністю тканини. Для зменшення нагрівання навколишньої тканини необхідно використовувати короткі імпульси випромінювання. Хід нагріву тканини послідовністю імпульсів випромінювання залежить від співвідношення між тривалістю імпульсів, періодом їх повторення і тепловою постійною часу середовища. Середня (згладжена) температура така ж, як при нагріванні безперервною потужністю, яка дорівнює за величиною середній потужності імпульсно-модульованого випромінювання.

Ключові слова: лазерне випромінювання, біологічна тканина, математична модель локального нагріву, тепла стала часу, безперервний режим, імпульсний режим, імпульсно-модульований режим.

Введение

Лазеры в медицине в настоящее время широко применяются как для диагностики, так и для лечения. Находят применение и совершенствуются технологии, основанные на воздействии лазерного излучения на биологические объекты. Исследования тепловых процессов, протекающих при воздействии лазерного излучения на человека, дали возможность разработать инновационные методы лечения многих болезней, в том числе тяжелых болевых синдромов, не поддающихся медикаментозной терапии. Однако, сложность объекта воздействия (кожа, подкожные слои, нервные стволы, кровеносные сосуды 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 исследуется математическая модель процесса локального нагрева нервного ствола некоторой области ткани под поверхностью кожи излучением лазера, которое введено внутрь ткани через тонкий световод световодом.

Математическая модель

Излучение лазера вводится в нервный ствол под кожу через световод 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. На рис. 1 показано распределение источников тепла при использовании инфракрасного света с длиной волны 0,98 мкм, красного света с длиной волны 0,65 мкм, и зеленого света с длиной волны 0,5 мкм и синего света с длиной волны 0,435 мкм. В первом случае глубина проникновения излучения равна примерно 10 мм (рис. 1, а), во втором — около 1 мм (рис. 1, б). Если необходимо

нагреть участок размерами в несколько миллиметров, необходимо использовать излучение зеленого лазера или излучение CO_2 лазера с длиной волны 10,6 мкм (глубина проникновения 50 мкм) при наличии соответствующих световодов. Более плотной окраской показана область радиусом δ .

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, Вт/м³, $\gamma^2 = c \rho \rho_b w/k$ — параметр, определяющий скорость отвода тепла от нагретой области потоком крови, 1/м², c — удельная теплоемкость нагреваемой ткани, Дж/(кг К), ρ — плотность ткани, кг/м³, ρ_b — плотность крови, кг/м³, k — теплопроводность ткани, Вт/(м К), w — объемная скорость крови, м³/(кг с), $a = k/(c \rho)$ — температуропроводность ткани, м²/с.

Для простоты 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:

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

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

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

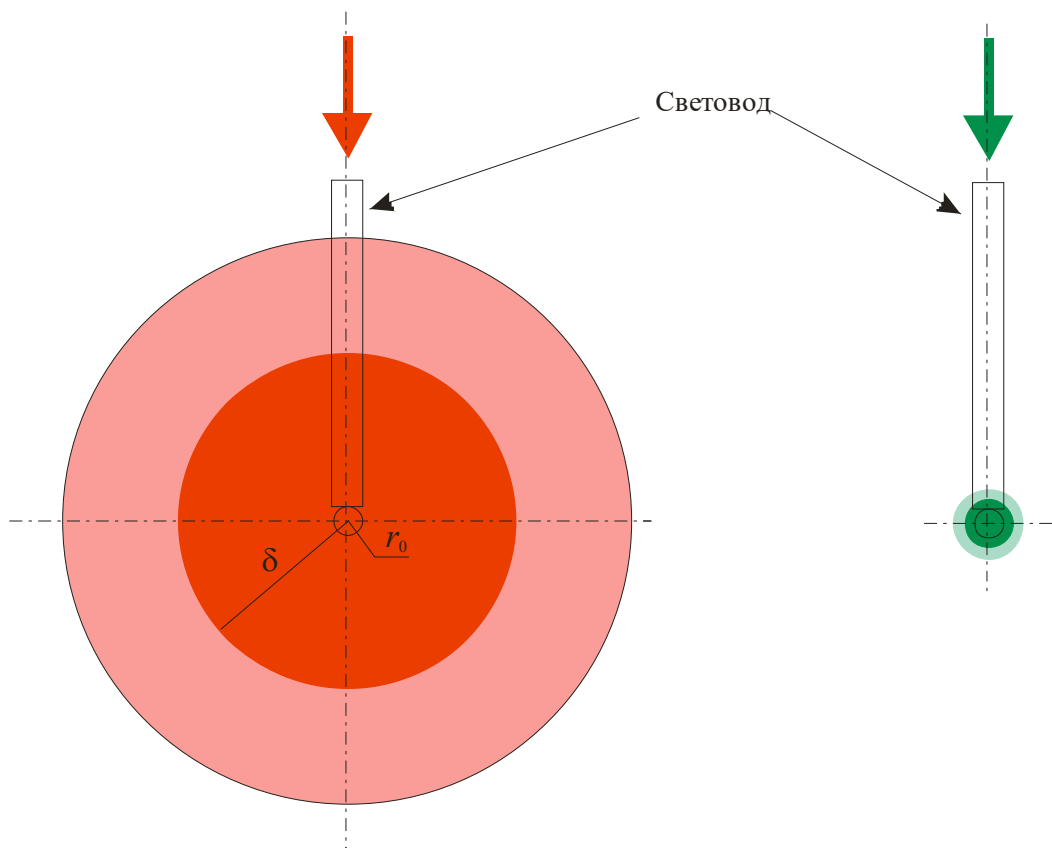


Рис. 1. Схема ввода излучения в ткань с помощью световода:

а — красный лазер, $\lambda = 0.65$ мкм, $\delta = 10$ мм;

б — зеленый лазер, $\lambda = 0.5$ мкм, $\delta = 1$ мм

$k = 0.5$ Вт/(мК), $c = 3500$ Дж/(кгК), $\rho = 1100$ кг/м³,
 $\rho b = 1060$ кг/м³.

Плотность потока крови w в сосудах дермы в обычных условиях согласно [2,3] в единицах СИ равна $2.5 \cdot 10^{-6}$ м³/(кг·с).

Рассмотрим несколько режимов нагрева ткани.

Нагрев непрерывным излучением

На рис. 2 показаны результаты решения уравнения теплопроводности (1) при приведенных выше значениях теплофизических параметров для радиуса световода $r_0 = 1$ мм, мощности излучения $P_0 = 1$ Вт и глубины проникновения излучения в ткань $\delta = 50$ мм. Это соответствует длине волны 0.8 мкм (ближняя инфракрасная область спектра). Такое излучение проникает в ткань очень глубоко.

Видно, как меняется во времени температура в центре нагреваемого объема ($r = 0$) и на глубине 10 мм, 30 мм и 50 мм. Температура устанавливается примерно через 20 мин. Значения температуры малы, так как нагреваемый объем очень большой.

На рис. 3 показано распределение температуры по объему в моменты времени: $t = 1$ мин., 3 мин., 5 мин., 15 мин. и 30 мин. Температура внутри нагретой области почти одинакова во всех точках и только на краю области начинает быстро уменьшаться.

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

На рис. 4 показано распределение температуры при нагреве ткани излучением красного лазера ($\lambda = 0.65$ мкм). Глубина проникновения этого излучения в этом случае меньше - 10 мм. Поэтому размер нагреваемого участка меньше, а температура нагрева значительно больше.

Графики на рис. 5 показывают распределение температуры при нагреве излучением зеленого лазера (длина волны $\lambda = 0.5$ мкм), $r_0 = 1$ мм, на рис. 6 — для такого же излучения, сфокусированного в пятно радиусом 50 мкм. Закономерность уменьшения размера нагреваемого участка и повышения температуры нагрева сохраняется.

Температура нагрева при постоянной мощности излучения P_0 должна быть обратно пропорциональна объему нагреваемой области, то есть кубу ее радиуса — $(r_0 + \delta)^3$. Однако, анализ показывает, что температура обратно пропорциональна величине $(r_0 + \delta)^2$. По-видимому, это связано с наличием теплоотвода потоком крови от нагреваемого объема.

На графиках рис. 6 на каждой кривой крестиком обозначена координата $r_{1/2}$, в которой температура в 2 раза меньше максимальной («ширина теплового фронта»). Видно, что «тепловой фронт» движется вдоль радиуса r — нагретая область расширяется.

Штриховой линией показан график функции, описывающей этот процесс, которая найдена с помощью метода наименьших квадратов. Ее уравнение выглядит так:

$$r(t) = At^n, \tag{2}$$

где $A = 3.15 \cdot 10^{-4}$, $n = 0.415$. Это хорошо согласуется с теоретической зависимостью, которая описывает диффузию тепла в среде (уравнением Эйнштейна-Смолуховского):

$$r = \sqrt{Dt}, \tag{3}$$

где D – коэффициент температуропроводности.

Из сравнения формул (2) и (3) следует, что

$$D = A^2 = 9.9 \cdot 10^{-8} \text{ м}^2/\text{с}.$$

Это хорошо согласуется со значением коэффициента температуропроводности, вычисленным по приведенным выше теплофизическим параметрам среды:

$$D = \frac{k}{c\rho} = 1.3 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}.$$

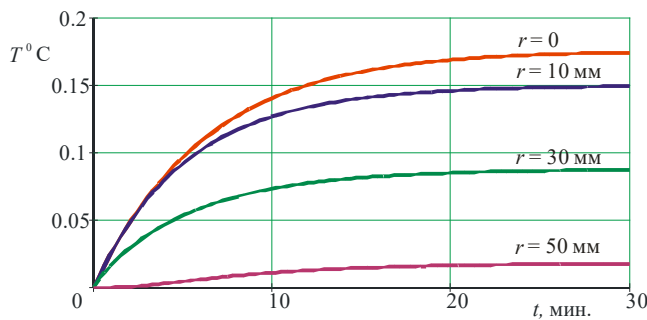


Рис. 2. Временной ход нагрева ткани лазерным излучением (инфракрасный лазер, $\lambda = 0.8 \text{ мкм}$, $r_0 = 1 \text{ мм}$, $\delta = 50 \text{ мм}$, $P_0 = 1 \text{ Вт}$)

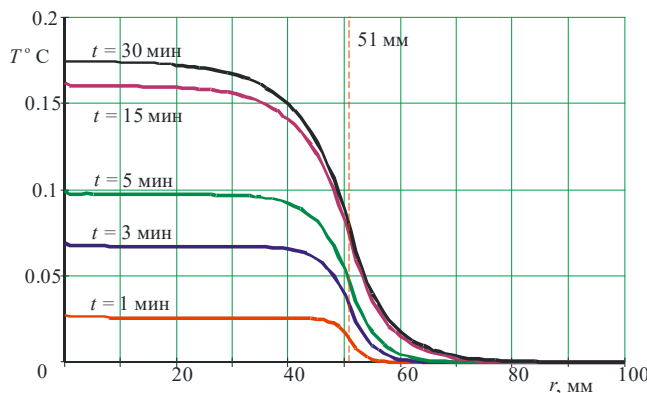


Рис. 3. Распределение температуры по объему при нагреве инфракрасным лазером ($\lambda = 0.8 \text{ мкм}$, $r_0 = 1 \text{ мм}$, $\delta = 50 \text{ мм}$, $P_0 = 1 \text{ Вт}$)

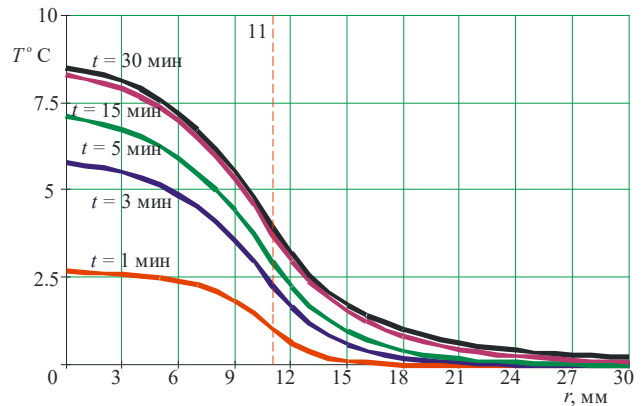


Рис. 4. Распределение температуры по объему при нагреве красным лазером ($\lambda = 0.65 \text{ мкм}$, $r_0 = 1 \text{ мм}$, $\delta = 10 \text{ мм}$, $P_0 = 1 \text{ Вт}$)

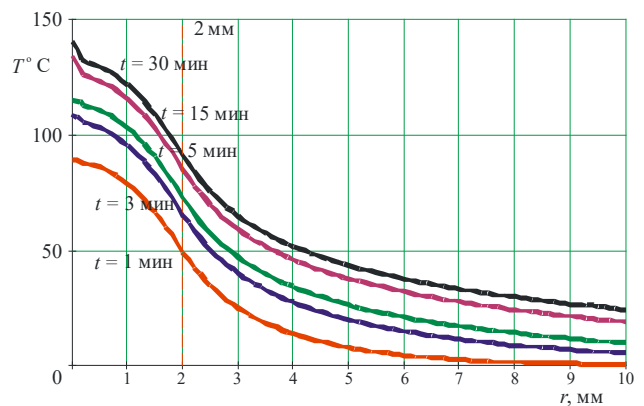


Рис. 5. Распределение температуры по объему при нагреве зеленым лазером ($\lambda = 0.5 \text{ мкм}$, $r_0 = 1 \text{ мм}$, $\delta = 1 \text{ мм}$, $P_0 = 1 \text{ Вт}$)

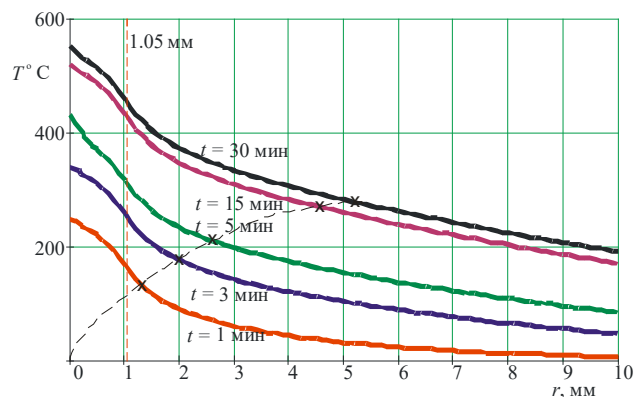


Рис. 6. Распределение температуры по объему при нагреве зеленым лазером (сфокусированное излучение – $r_0 = 50 \text{ мкм}$, $\lambda = 0.5 \text{ мкм}$, $\delta = 1 \text{ мм}$, $P_0 = 1 \text{ Вт}$)

Нагрев одиночным импульсом излучения

Зададим форму импульса излучения 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. 7 показан ход температуры нагретой области во времени, когда

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

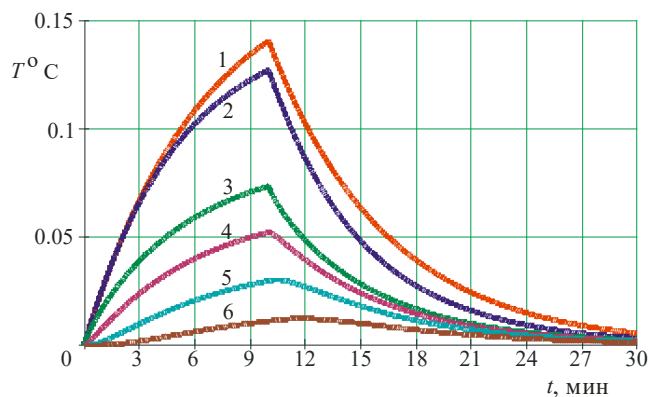


Рис. 7. Нагрев среды импульсом излучения
1 – $r = 0$; 2 – $r = 40$ мм; 3 – $r = 50$ мм; 4 – $r = 52$ мм;
5 – $r = 55$ мм; 6 – $r = 60$ мм.

В течение действия импульса излучения температура растет так же, как и при действии непрерывного излучения. После окончания импульса она постепенно спадает по закону, близкому к экспоненциальному. Для оценки скорости этого процесса положим, что ткань прогревается одинаково по всему объему. Тогда уравнение (1) превращается в уравнение теплового баланса [5].

$$\frac{dT(t)}{dt} + \alpha\gamma^2 T(t) = \frac{Wa}{k}. \quad (4)$$

Одним из параметров этого уравнения является тепловая постоянная времени

$$\tau = \frac{1}{\alpha\gamma^2} = \frac{1}{\rho_b w}$$

Она определяется двумя параметрами – плотностью крови и скоростью ее течения. От других параметров она не зависит.

Подстановка численных значений в эту формулу дает:

$$\tau = 381 \text{ с} \approx 6 \text{ мин.}$$

Время установления температуры

$$t_{\text{уст}} = 4\tau = 24 \text{ мин.}$$

Это хорошо согласуется с результатами решения уравнения (1), показанными на рис. 2.

Из теории теплопередачи известно, что при нагреве тела импульсом, длительность которого намного меньше тепловой постоянной времени, максимальная температура нагрева не зависит от длительности импульса и его формы, так как за время его действия не успевает произойти отдача тепла в окружающую среду. Это справедливо и для рассматриваемого случая. На рис. 8, где показана зависимость максимальной температуры нагрева от длительности импульса излучения видно, что максимальная температура нагрева остается постоянной, пока длительность импульса не превысит нескольких минут, то есть станет сравнимой с тепловой постоянной времени.

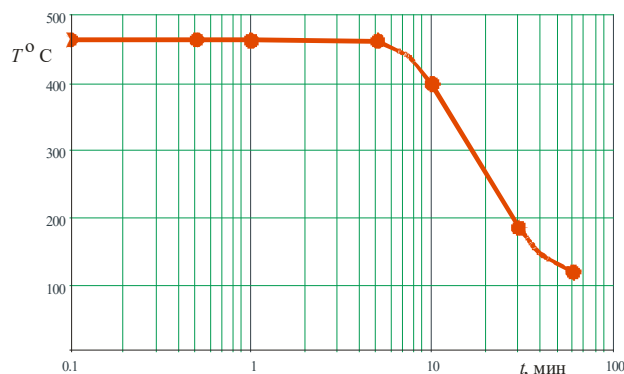
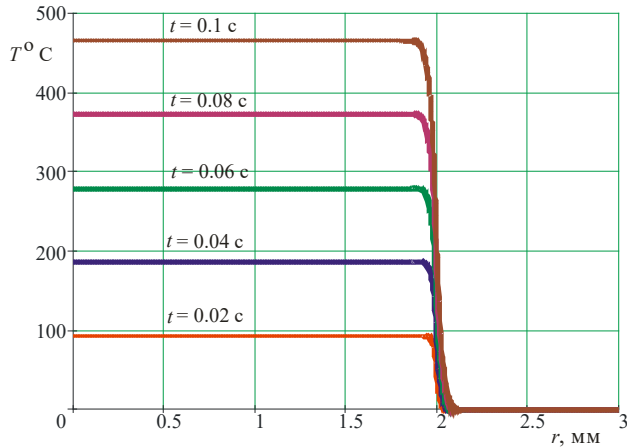


Рис. 8. Зависимость максимальной температуры нагрева среды от длительности импульса излучения

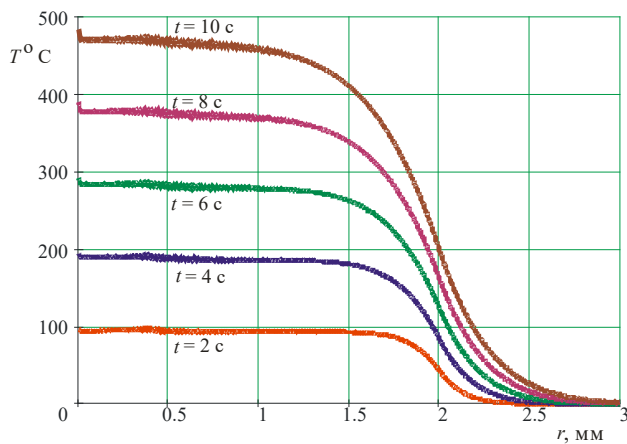
Размер нагреваемой области определяется размером светового пятна, которое создается оптической системой, глубиной проникновения света в ткань и движением теплового фронта. На рис. 9, а показано распределение температуры в ткани в различные моменты времени при ее нагреве импульсом излучения зеленого лазера (глубина проникновения излучения 1 мм). Длительность импульса 0.1 с, радиус световода 1 мм, энергия импульса 60 Дж. На рис. 9, б показаны графики для такой же энергии излучения 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 размытая, что обусловлено движением теплового фронта. Граница тепла за время действия импульса продвигается на расстояние

$$r_f = \sqrt{Dt_p}$$

где D — коэффициент температуропроводности, t_p — длительность импульса.



а)



б)

Рис. 9. 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

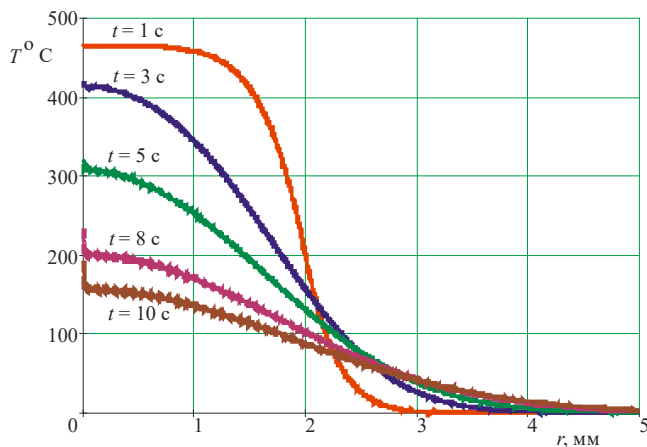


Рис. 10. Распределение температуры в нагретой области после окончания импульса излучения ($E = 60$ Дж, зеленый лазер, $r_0 = 1$ мм, $\delta = 1$ мм)

При значении $D = 1.3 \cdot 10^{-7}$ м²/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 — $r_f = 1$ мм, то есть фронт продвинулся на расстояние в 10 раз больше.

После окончания импульса температура нагретого объема уменьшается, но тепло распространяется в окружающую его ткань и нагревает ее (рис. 10). Этот нагрев небольшой, он не превышает 10% от максимальной температуры во время действия импульса излучения.

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. 11 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. Кривые показывают ход температуры в центре нагретого объема и на расстоянии от центра 0.4 мм и 0.8 мм. 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.

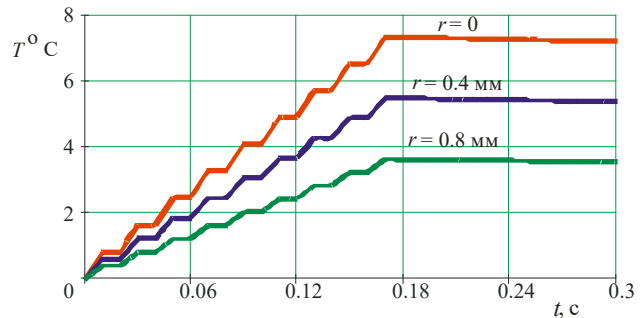


Рис. 11. Нагрев среды серией импульсов ($t_p \ll \tau$)

На рис. 12 показан процесс нагрева среды такой же серией из 9 импульсов, но в этом случае длительность импульса $t_p = 30$ с, период повторения $T = 60$ с. Эти величины сравнимы с тепловой постоянной времени, поэтому в промежутках между импульсами среда успевает несколько остыть.

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

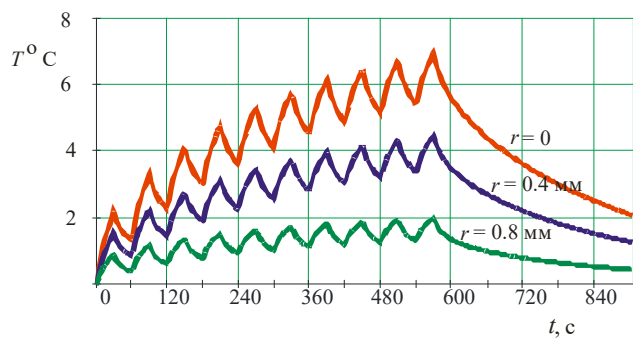


Рис. 12. Нагрев среды серий импульсов ($t_p \approx \tau$)

Тепловая постоянная времени — эксперимент

Расчеты, результаты которых приведены в разделах 1 и 2, показали, что нагрев биологической ткани излучением лазера происходит медленно. Постоянная времени этого процесса согласно расчетам равна 6 минутам, то есть температура устанавливается примерно через 25 минут. Это накладывает существенные ограничения на возможность регулировки нагрева биоткани путем изменения длительности импульсов излучения и периода их повторения.

Поэтому был проведен эксперимент по измерению этих параметра. Блок схема эксперимента показана на рис. 13.

Источником излучения служила проекционная лампа. Мощность излучения контролировалась ваттметром. Она равна 1,7 Вт. Излучение направлялось на участок кожи руки между большим и указательным пальцами. Диаметр пятна света равен 1.6 см. Между нагреваемым участком кожи и участком, где измерялась температура, находился участок биоткани толщиной около 2 см. Для индикации температуры нагрева использовалась одиночная термопара медь-константан. Ее чувствительность равна 40 мкВ/град. Сигнал с термопары измерялся микровольтметром.

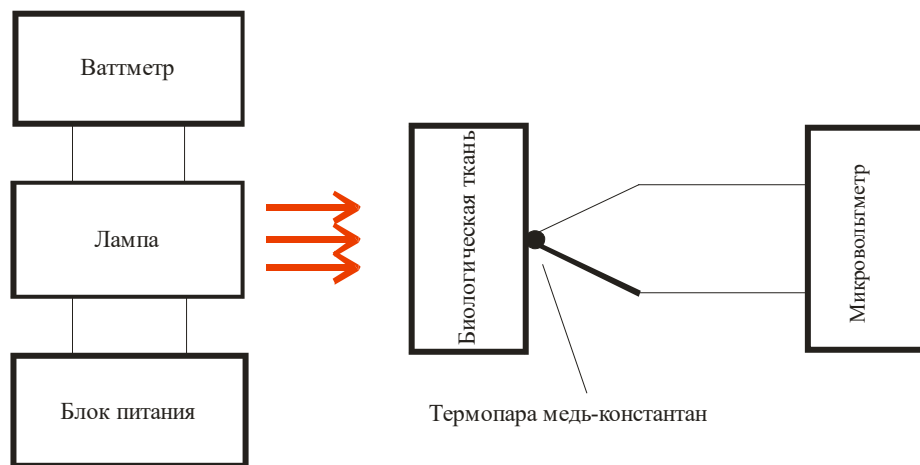


Рис. 13. Блок-схема эксперимента

На рис. 14 показаны результаты измерения хода температуры в месте расположения термопары.

Были проведены два измерения. Результаты их обозначены на графике числами 1 и 2. По оси абсцисс отложено время в минутах, по оси ординат — повышение температуры на контролируемом участке. Начальная температура поверхности кожи была 30°C. Время нагрева в обоих экспериментах было равно 17 мин. После этого нагрев прекращался. Ход температуры в обоих случаях одинаков. В течение действия излучения температура повышается, затем она снижается. Резкий спад температуры в момент окончания нагрева на кривой 1 и более продолжительный спад на кривой 2

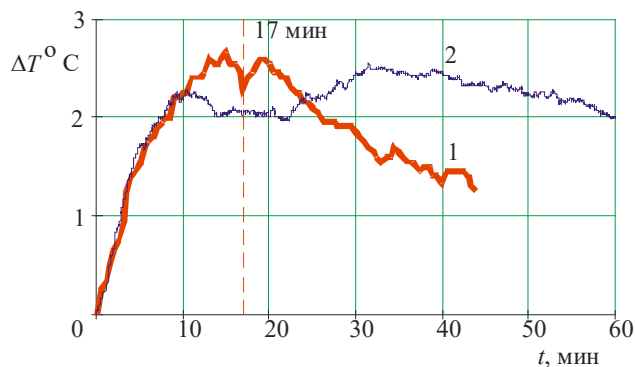


Рис. 14. Нагрев биологической ткани оптическим излучением

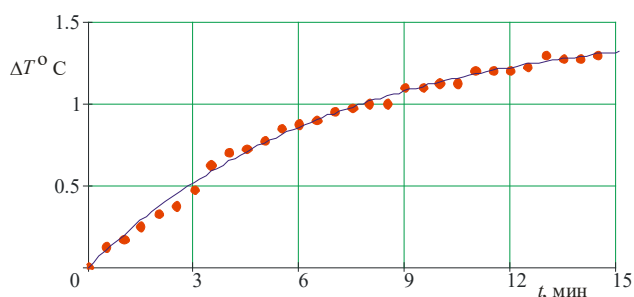


Рис. 15. К определению тепловой постоянной времени

связаны с нестабильностью теплового контакта между тканью и термопарой. Существенно то, что нагрев в течение 10 мин. в обоих случаях идет одинаково. На рис. 15 точками показаны экспериментальные результаты, а сплошной линией — аппроксимация этих данных методом наименьших квадратов.

Экспериментальная зависимость хорошо описывается формулой

$$\Delta T(t) = T_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}\right),$$

при $T_0 = 1.49^\circ\text{C}$, $\tau = 7$ мин.

Это хорошо согласуется с результатами расчетов и подтверждает положение о том, что нагрев биологической ткани — процесс медленный, и для регулировки его нужно изменять среднюю мощность лазерного излучения. Изменением длительности импульсов и периода их повторения регулировать этот процесс нельзя.

Выводы

1. Режим нагрева биологической ткани лазерным излучением сильно зависит от длины волны, так как она определяет глубину проникновения излучения в ткань. Если необходимо нагреть участок размерами в несколько миллиметров, необходимо использовать излучение зеленого лазера (длина волны 0.5 мкм, глубина проникновения — 1 мм) или излучение CO_2 лазера (длина волны 10.6 мкм, глубина проникновения — 50 мкм).

2. Тепловая постоянная времени биологической ткани определяется скоростью течения крови и ее плотностью

$$\tau = \frac{1}{\rho_b w}.$$

3. Характерное значение постоянной времени — несколько минут.

4. Максимальная температура нагрева облучаемого участка при длительности импульса излучения, намного меньшей тепловой постоянной времени, не зависит от формы и длительности импульса и определяется только энергией поглощенного излучения.

5. 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.

6. Ход нагрева ткани последовательностью импульсов излучения зависит от соотношения между длительностью импульсов, периодом их повторения и тепловой постоянной времени среды. Средняя (сглаженная) температура такая же, как

при нагреве непрерывной мощностью, равной по величине средней мощности импульсно-модули-

$$r = \sqrt{Dt_p}.$$

рованного излучения.

7. Распространение тепла в среду, окружающую нагреваемый объем, в течение времени действия импульса определяется его длительностью t_p и температуропроводностью ткани D :

8. После окончания импульса температура нагреваемого объема уменьшается, но тепло распространяется в окружающую его ткань и нагревает ее.

Литература

1. Smithies DJ, Butler PH. Modelling the distribution of laser light in port-wine stains with the Monte Carlo method. *Physics in Medicine and Biology*. 1995;40:701-33.
2. Сетейкин АЮ. Модель расчета температурных полей, возникающих при воздействии лазерного излучения на многослойную биоткань. *Оптический журнал*. 2005;72(7):42-7.
3. Пушкарева АЕ. Методы математического моделирования в оптике биоткани: учебное пособие. СПб: СПбГУИТМО; 2008. 103 с.
4. Астафьева ЛГ, Желтов ГИ, Рубанов АС. Моделирование процесса нагрева сосудов крови лазерным излучением. *Оптика и спектроскопия*. 2001;90(2):287-92.
5. Лыков АВ. Теория теплопроводности. М.: Высшая школа; 1967. 600 с.

References

1. Smithies DJ, Butler PH. Modelling the distribution of laser light in port-wine stains with the Monte Carlo method. *Physics in Medicine and Biology*. 1995;40:701-33.
2. Setejkin AYU. [A model for calculating the temperature fields arising from the action of laser radiation on a multilayer biological tissue]. *Opticheskij zhurnal [Optical J.]*. 2005;72(7):42-7. (in Russian)
3. Pushkareva AE. *Metody matematicheskogo modelirovaniya v optike biotkani: uchebnoe posobie [Methods of mathematical modeling in the optics of biological tissue: a training manual]*. SPb: SPbGUITMO Publ.; 2008. 103 p. (in Russian)
4. Astafeva LG, Zheltov GI, Rubanov AS. [Modeling the process of heating blood vessels by laser radiation]. *Optika i spektroskopiya [Optics and spectroscopy]*. 2001;90(2):287-92. (in Russian)
5. Lykov AV. *Teoriya teploprovodnosti [Theory of thermal conductivity]*. Moscow: Vysshaya shkola Publ.; 1967. 600 p. (in Russian)