

## ТЕМПЕРАТУРНОЕ ВОЗДЕЙСТВИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ТКАНЬ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ

есик

Грузинский Технический Университет  
Besik.babalashvili@ugt.ge

### Резюме

Рассматривается температурное воздействие лазерного излучения на ткань кровеносных сосудов. Неоднородная структура стенок сосудов, моделируется функциями с фрактальным распределением. Структура которых изменяется по слоям ткани. работа основывается на известных моделях И.В.Красникова и Ю.Н.Щербакова. Кроме того, изучается влияние фрактальной структуры стенок и моделируется влияние параметров излучения.

**Ключевые слова:** Лазерное воздействие. Кровеносные сосуды. Моделирование.

### 1. Введение

В медицине широко применяется лазерное излучение различного спектрального диапазона. Известно, что лазерная терапия по эффективности нередко превосходит другие средства и способы лечения. Чаще всего лазеротерапия используется при болезнях, которые носят затяжной или хронический характер, когда стандартные лекарственные средства оказываются малоэффективными. Особенно большое распространение получили терапевтические аппараты на основе полупроводниковых лазеров, излучающих в красной и ближней

ИК - областях.

Установлено, что лазерное излучение благодаря способности проникать на глубину до нескольких сантиметров оказывает стимулирующее воздействие, запуская механизмы разнообразных фотохимических реакций в биологических тканях в условиях синергетического эффекта.

Характер взаимодействия лазерного излучения со средой определяется плотностью мощности падающего светового потока, оптическими и теплофизическими характеристиками биологической ткани. Излучение широко используемых в лазерной терапии He-Ne и полупроводниковых лазеров попадает в область «терапевтического окна» ( $\lambda = 500 - 1500$  нм), где процессы динамического рассеивания однозначно преобладают над процессами поглощения. Лазерный пучок в таком случае не поглощается в тонком поверхностном слое кожи, а распределяется по объему. По этой причине получение достоверной информации о глубине проникновения лазерного пучка в материал, температурном поле и зоне термического влияния, а также поглощенной дозе затруднено сложностью моделирования тепловых источников в ткани, невозможностью аналитического решения уравнения теплопроводности.

Теоретические исследования процессов, возникающих в ткани кровеносных сосудов при воздействии низко - интенсивного лазерного излучения (НИЛИ), появились относительно недавно и достаточно малочисленны. Основные направления исследований – это применение лазеров в глазной хирургии, стоматологии, при повреждении ткани сосудов и дерматологии. Такой выбор обусловлен тем фактом, что эмпирическое применение лазеров в медицине намного опередило экспериментальное и теоретическое исследование температурного воздействия лазерного излучения на биологическую ткань кровеносных сосудов.

Исследования И.Красникова[1] показали, что одним из факторов управления тепловыделением в ткани является перфузия (тепловой смыв) в слое кровеносных сосудов. Вычисление температуры, принимая во внимание конвекцию тепла одновременно с его распространением, вообще говоря, возможно только посредством сложного численного моделирования. Аналитическое решение возможно, только если аппроксимировать перфузию

как конвекцию тепла. При этих условиях дифференциальное уравнение для распространения тепла имеет ту же математическую форму, что и простое уравнение теплопроводности (1).

Компонента нелокализованной перфузии описывает обмен массы ткани с постоянной величиной  $w_b=0.0167$  [м<sup>3</sup>/кг·с]. Нагретая ткань в каждой точке отдает некоторое постоянное количество тепла и заменяется негорячим материалом температуры окружающей среды (перфузия тепла, или метод смыва).

Компонент уравнения теплопереноса, описывающий тепловой смыв  $\rho_b c_b w_b T_b$  добавляется к исходному уравнению, чтобы учитывать конвекцию тепла, где  $\rho_b$  – плотность крови;  $c_b$  – теплоемкость крови;  $T_b$  – температура крови. Дифференциальное уравнение для дисперсии тепла будет иметь вид:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - k \nabla^2 T = Q - \rho_b c_b w_b T_b, \quad (1)$$

где  $Q$  – источник тепла.

Это означает, что конвекция тепла включена как дополнительный поток тепла из ткани, не переданного другим областям.

Различные искривления и особенности биологической ткани аппроксимируются фрактальной функцией распределения ячеек, одновременно вводится расчетная сетка. При правильном подборе базисных функций можно достаточно точно приблизить любые объекты.

Для получения представления о распределении света в ткани использовались данные о распределении  $N=10^4$  пакетов фотонов.

Первый локальный максимум плотности поглощенной мощности находится близко к поверхности. Однако имеется второй максимум, он расположен в третьем слое, обладающем большими показателями поглощения и рассеивания.

Для решения тепловой задачи используется уравнение (1) в виде:

$$\frac{\partial}{\partial r} \left( k \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( k \frac{\partial T}{\partial z} \right) + Q + c_b \rho_b w_b (T_b - T) = \rho c \frac{dT}{dt}. \quad (2)$$

Компонент  $c_b \rho_b w_b (T_b - T)$  уравнения (2) задает тепловой смыв в ткани кровотока.

На поверхности, где происходит теплообмен с окружающей средой, задается граничное условие 3-го рода [2]:

$$\left( k \frac{\partial T}{\partial z} - A(T - T_{ext}) \right) \Big|_{z=0, r \in [-R_1, R_1]} = 0, \quad (3)$$

где  $k$  – коэффициент теплопроводности;  $A$  [Вт/м<sup>2</sup>·К] – приведенный параметр теплоотдачи;  $T_{ext}$  – температура окружающей среды.

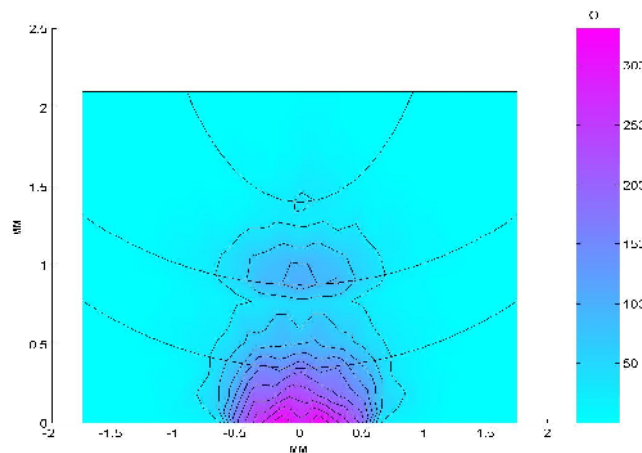


Рис.1. Поглощенная энергия в единицах статистических весов пакетов фотонов  $Q$ . Диаметр пучка  $d=1$  мм,  $\lambda=633$  нм

На нижней границе, на глубине  $Z_1$ , задается граничное условие вида:  $T_{z=Z_1, r \in [-R_1, R_1]} = 37 \text{ } ^\circ\text{C}$ . Как показывают исследования, у здорового человека, начиная с глубины под кожей примерно 450 мкм, температура стабилизируется именно на этом значении.

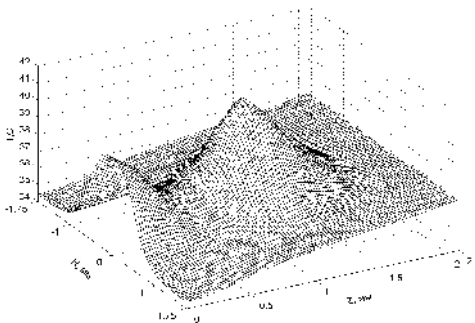
На боковых границах области задаются нулевые стоки.

Необходимо учесть также, что рассматриваемая среда не однородна и состоит из набора слоев. Чтобы не было скачков температуры, задается равенство температур и градиентов на границах раздела слоев.

Для решения уравнения в динамике необходимы начальные условия. Чтобы получить начальные условия, решается задача стационарного теплопереноса для среды без воздействия излучения.

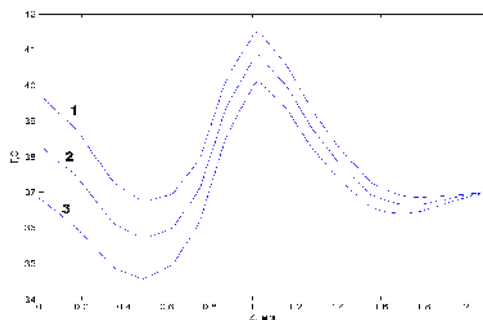
Параметр теплоотдачи  $A$  на поверхности является одним из важнейших факторов для управления температурой в ткани. Варьируя данный параметр, можно управлять распределением температуры в среде (см. рис. 2-3). Уменьшение этого параметра приводит к большему нагреванию среды и сглаживанию максимума температуры, а увеличение – к сильному остыванию среды на поверхности и локализации максимума температуры внутри среды. К тому же охлаждение на поверхности предотвращает перегревание рогового слоя, и в результате не наносится повреждения верхним слоям кожи.

Другим фактором, с помощью которого можно управлять процессом гипертермии биоткани кровотока, является мощность лазера. Мощность излучения не влияет на характер распределения температуры в среде, а только изменяет значение температурных максимумов.



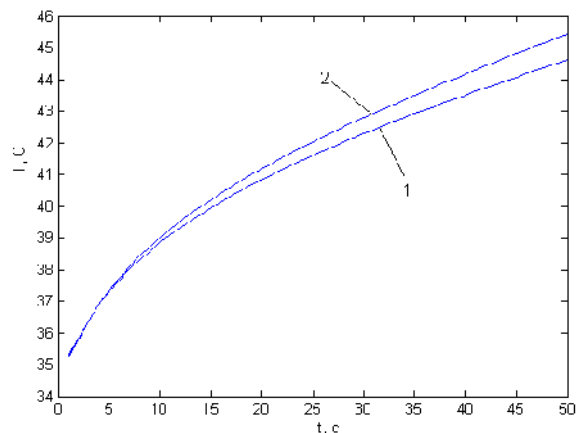
**Рис.2. Температурное поле в ткани.**  
 $d=1 \text{ мм}, \lambda=633 \text{ нм}, t=10 \text{ сек}, P=0.025 \text{ Вт}, A=0.05 \text{ Вт/м}^2\text{К}$ .

Еще один способ управления тепловыделением внутри среды – это изменение диаметра пучка. При его увеличении уровень тепловыделения на поверхности падает, но на глубине ткани общий уровень тепловыделения остается прежним, поскольку энергия пучка не изменяется. Это можно объяснить следующим образом: максимум температуры в глубине ткани формируется сильнорассеянным светом, который поступает из предыдущих слоев, но максимум температуры на поверхности формируется практически не рассеянным светом.



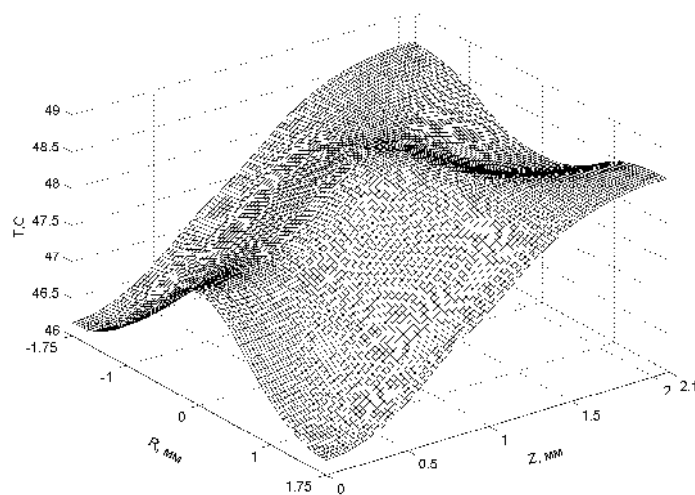
**Рис.3. Профили температуры вдоль оси  $Z$  для разных параметров теплоотдачи на поверхности: 1)  $A=0.05$ ; 2)  $A=0.09$ ; 3)  $A=0.15 \text{ Вт/м}^2\text{К}$ .**

Кровоток внутри сосудов обладает практически постоянной температурой в  $37^{\circ}\text{C}$  и осуществляет терморегуляцию всего организма. Из рис.4 видно, что даже незначительный тепловой сыв внутри ткани, формируемый кровотоком в тонких капиллярах подкожного слоя кровеносных сосудов, приводит к изменению картины теплового воздействия на кожу.

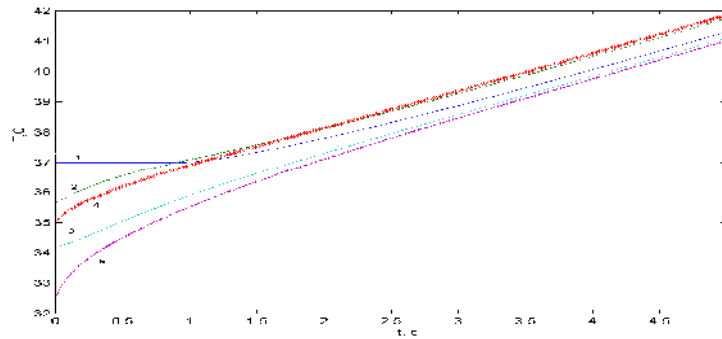


**Рис.4. Температурные профили по времени на глубине  $Z=1.05$  мм, в центре слоя кровеносных сосудов.  $d=1$  мм,  $\lambda=633$  нм,  $P=0.025$  Вт,  $A=0.09$  Вт/м<sup>2</sup>К.  
1) с учетом перфузии; 2) без учета перфузии.**

На рис.5-6 представлено температурное воздействие для импульсного лазера, с прямоугольным профилем. Большая длительность импульса (0.001 с) при мощности лазера 2 Вт приводит к превышению критической температуры ткани. Но следует обратить внимание, что ярковыраженных пиков температуры, как на рис. 2 при непрерывном типе воздействия, уже нет. Интенсивный теплообмен на поверхности практически сгладил пик температуры в первом, роговом слое.



**Рис.5. Температурное поле в ткани при импульсном типе воздействия.  
 $d=1$  мм,  $\lambda=633$  нм,  $t=10$  с,  $P=2$  Вт,  $A=0.09$  Вт/м<sup>2</sup>К,  
длительность импульса – 0.001 с, период остывания среды 0.015 с.**



**Рис.6. Температурные профили по времени на разной глубине вдоль оси Z, d=1 мм, λ=633 нм, P=2 Вт, A=0.09 Вт/м<sup>2</sup>K, период воздействия – 0.001 с, период остывания среды 0.015 с. 1) Z=2.1 мм; 2) Z=1.4 мм; 3) Z=1.05 мм; 4) Z=0.7 мм; 5) Z=0 мм.**

Температурный срыв в третьем слое также сглаживает пик в третьем слое и распределяет температуру по кровеносным сосудам и соседним слоям. Общий уровень температуры достаточно высок, т.е. терапевтический эффект от данного типа воздействия достигнут.

#### Литература:

1. Seteikin A.Yu., Krasnikov I.V. The Simulation of Photons Propagation into the Tissue with Non-Trivial Geometry // Proceedings of International Conference “Advanced Laser Technologies” (ALT). –Levi, Finland, 2007. –P.107
2. Щербаков Ю.Н., Якунин А.Н., Ярославский И.В., Тучин В.В. Моделирование тепловых процессов при взаимодействии некоагулирующего лазерного излучения с многослойной биотканью // Оптика и спектроскопия. –1994. –Vol.76, №5. –P. 845-850

### LASER RADIATION TEMPERATURE EFFECT ON BLOOD VESSELS

Babalashvili Besik  
Georgian Technical University  
Besik.babalashvili@ugt.ge

#### Summary

This work discusses the impact of the laser radiation temperature effect on the walls of blood vessels. Modeling of non homogenous structure of blood vessels happens with fractal distribution functions, which structure is changed according to functions. The work is based on Krasnikov’s and Sherbakov’s famous models. In addition, there is studied the influence of fractal composition and modeling of radiation parameters influence.

### ლაზერული გამოსხივების ტემპერატურული ზემოქმედება სისხლძარღვების კედლებზე

ბესიკ ბაბალაშვილი  
საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

#### რეზიუმე

განხილულია ლაზერული გამოსხივების ტემპერატურული ზემოქმედება სისხლძარღვების კედლებზე. სისხლძარღვების კედლების არაერთგვაროვანი სტრუქტურის მოდელირება ხდება ფრაქტალური განაწილების ფუნქციებით. რომელთა სტრუქტურაც იცვლება ფენების მიხედვით. ნაშრომი ეყრდნობა კრასნიკოვისა და შერბაკოვის ცნობილ მოდელებს. ამასთან, ხდება სტრუქტურის ფრაქტალური შემადგენლობის გავლენის შესწავლაც და გამოსხივების პარამეტრების ზემოქმედების გავლენის მოდელირებაც.