

07;12
©1994

МЕТОД МОНТЕ-КАРЛО ДЛЯ РАСЧЕТА ТЕМПЕРАТУРНОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ В РАССЕИВАЮЩЕЙ БИОЛОГИЧЕСКОЙ СРЕДЕ, НАГРЕВАЕМОЙ ЛАЗЕРНЫМ ИМПУЛЬСОМ

И.К.Ильясов, К.В.Приходько

В настоящее время новые медицинские технологии разрабатываются с учетом последних достижений лазерной техники. Как для разработчиков лазеров, так и для медиков важно знать, какие процессы происходят в биологических тканях под действием лазерного излучения. По действию лазерного излучения на биоткань выделяют тепловые, фотохимические, фотодеструктивные процессы [1]. В большинстве случаев клинического применения лазеров имеют место тепловые механизмы, т.е. лазерная энергия, поглощаясь, переходит в тепловую, что вызывает нагрев среды. Считается, что в большинстве случаев нагрев среды выше 100°C ведет к испарению воды, содержащейся в ткани, что приводит к ее разрушению. Нагрев выше 60°C ведет к денатурации белка и, следовательно, к некрозу биоткани. Таким образом, предварительно зная о возможной температуре среды, можно оценить границы зон удаленного материала и границы зон некроза.

Для оптимального проведения лечения, особенно в хирургии, необходимо определенное соотношение между зонами [2]. Обычно задачу определения границ зон некроза пытаются анализировать, решая уравнения теплопроводности [3]. Но этот подход обладает рядом недостатков, которые ставят под сомнение адекватность получаемых результатов. Во-первых, уравнение теплопроводности не учитывает рассеивающих свойств среды, которые, как показано ниже, могут достаточно сильно влиять на температурное поле. Во-вторых, для решения уравнения теплопроводности необходимо смоделировать тепловые источники. Это достаточно легко сделать для случая облучения биоткани с большим коэффициентом поглощения (более 1000 см^{-1}), но когда коэффициент поглощения ткани менее 1000 см^{-1} , вопрос о моделировании тепловых источников в ткани становится проблематичным, так как лазерный свет не поглощается в тонком поверхностном слое, а распределяется по объему [3]. В-третьих, аналитически решать уравнение теплопроводности достаточно сложно, особенно в нестационарных условиях.

нарном режиме, поэтому, как правило, уравнение теплопроводности решают численно. Все это приводит к снижению точности получаемых результатов и, соответственно, не может адекватно отображать механизмы лазерного взаимодействия с биотканями. Другие методы расчета температурных полей, учитывающие процесс рассеяния, либо обладают низкой точностью (двухпоточковая модель [7]), либо сталкиваются с трудностью подбора необходимых коэффициентов (семипоточковая модель [7]).

Предлагаемый метод расчета основан на учете вероятностного характера процессов рассеяния и поглощения фотонов в среде. Поэтому данная методика позволяет моделировать параметры лазерного излучения (расходимость, поперечное распределение интенсивности, длительность импульса), а также рассеивающие и поглощающие свойства среды, что в конечном счете должно давать более точную картину процесса проникновения света в биоткань. Кроме того, этот метод может быть использован совместно с уравнением теплопроводности.

В данной работе не учитывается возможный отвод тепла за счет теплопроводности, поэтому результаты можно считать справедливыми для лазерных импульсов не длиннее 2.2 мс, то есть времени, после которого включается механизм теплопроводности [4]. Тем не менее, многие медицинские задачи состоят в действии на биоткань одиночных лазерных импульсов не длиннее указанной величины, например, в косметологии [5].

Материалы и методы

Метод Монте-Карло базируется на приближении лазерного импульса к потоку большого числа фотонов 10^5 . Изначально мы задаем диаметр лазерного пучка, в пределах которого для каждого фотона случайно выбирается координата попадания в среду. Рассматриваемая область среды делится на элементарные объемы.

Рассмотрим для примера движение одного фотона (рис. 1). Для этого фотона случайным образом выбирается координата входа в ткань (R, θ точка 0) и длина свободного пробега в среде L_{rnd} [6]:

$$R = RND(R_{лп}), \quad (1)$$

$$\theta = RND(2\pi), \quad (2)$$

$$L_{rnd} = \frac{-\ln(1 - RND)}{\mu_t}, \quad (3)$$

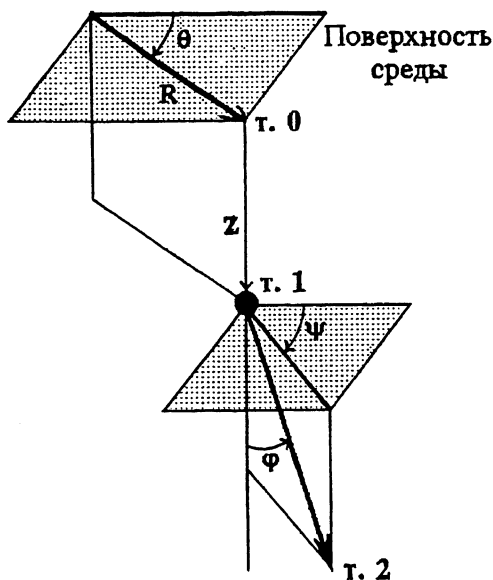


Рис. 1. Движение отдельного фотона.

где μ_t — полный коэффициент затухания, $R_{лп}$ — радиус лазерного пучка.

В точке 1 происходит элементарный акт поглощения, то есть определенная часть энергии фотона поглощается в этой точке и суммируется с уже накопленной в элементарном объеме, к которому относится точка. В этой точке также происходит акт рассеяния, то есть фотону присваивается новое направление движения с учетом коэффициента рассеяния среды. В этой же точке случайным образом, но с учетом коэффициентов поглощения и рассеяния, выбирается новая длина свободного пробега до точки 2, координаты которой определяются [6]:

$$R' = \sqrt{R^2 + 2RL_{rnd} \sin(\Phi - \theta) + (L_{rnd} \sin(\varphi))^2}. \quad (4)$$

θ' вычисляется по формуле

$$\theta' = \theta + A \sin \left(\frac{L_{rnd} \sin \varphi \sin(\Phi - \theta)}{R'} \right), \quad (5a)$$

если $L \sin \varphi \cos(\pi - \Phi - \theta) \leq R$,
или по формуле

$$\theta' = \theta + \pi + A \sin \left(\frac{L_{rnd} \sin \varphi (\Psi - \theta)}{R'} \right), \quad (5b)$$

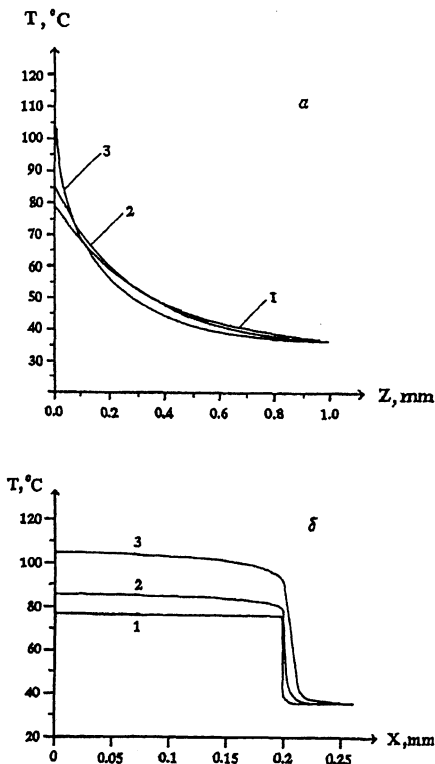


Рис. 2. Температурное распределение в биологической среде.
a — зависимость T среды от глубины Z под центром лазерного пучка для сред с различными коэффициентами рассеяния; *б* — зависимость T поверхности ткани отдаления от центра лазерного пучка X для сред с различными K_s .
 1 — $K_s = 3$, 2 — $K_s = 30$, 3 — $K_s = 300 \text{ см}^{-1}$.

если $L \sin \varphi \cos(\pi - \Psi - \theta) > R$.

$$Z' = Z + L_{rnd} \cos \varphi, \quad (6)$$

где φ, θ — старые определяющие углы; φ, θ — новые определяющие углы; R, Z, θ — цилиндрические координаты точки 1; R, Z, θ — цилиндрические координаты точки 2.

Этот процесс длится пока энергия фотона не становится ниже предельной, или при выходе фотона за границы рассматриваемой области.

Далее подсчитывается поглощенная энергия в каждом элементарном объеме и, считая, что вся поглощенная энергия перешла в тепловую, подсчитывается температура каждого элементарного объема.

Результаты

Были проведены расчеты для трех различных коэффициентов рассеяния K_s (300, 30, 3 см^{-4}) при одинаковом коэффициенте поглощения (30 см^{-1}) ткани для длины волны излучения $\lambda = 577$ нм, плотность энергии лазерного импульса $E = 5$ Дж/ см^2 .

На рис. 2, а приводятся зависимости температуры среды от глубины Z для трех типов биоткани: слабо-, средне- и сильнорассеивающей под центром лазерного пучка. Видно, что температура на поверхности среды с $K_s = 300 \text{ см}^{-1}$ выше на 27°C , чем для $K_s = 3 \text{ см}^{-1}$. Однако ее затухание с глубиной идет быстрее, то есть процессы некротизации и деструкции на поверхности сильнорассеивающей среды начнутся быстрее, в то время как глубина этих зон будет меньше, чем для слаборассеивающей.

На рис. 2, б приведены поперечные распределения температуры среды для различных коэффициентов рассеяния на одинаковой глубине. Можно видеть, что для слаборассеивающей среды поперечное распределение температуры самое гладкое, в то время как для сильнорассеивающей среды явно выражен максимум температуры под центром лазерного пучка, что, очевидно, является следствием вклада рассеянных с краев фотонов. Таким образом, если построить изотерму для 60°C , то получим, что при прочих равных условиях граница зоны некроза для слаборассеивающей среды будет уже и глубже, чем для среды с большим коэффициентом рассеяния.

Выводы

Данная работа показывает, насколько важно при расчете температурных полей в результате воздействия лазерного излучения учитывать не только коэффициент поглощения среды, но и коэффициент рассеяния. Показано, что поверхностная температура среды с одинаковыми коэффициентами поглощения, но с различными коэффициентами рассеяния, может отличаться на 27 градусов, что для биологических тканей существенно влияет на процессы, происходящие в результате взаимодействия.

Данные о температурных полях, полученных по методу Монте-Карло, хорошо согласуются с результатами других работ [3], что говорит о возможности применения данного метода для более сложных расчетов.

Метод Монте-Карло можно использовать для моделирования источников тепла в тех случаях, когда не ясно, какой модели отдать предпочтение при решении уравнения теплопроводности.

По приведенной методике можно предсказывать ожидаемые границы зон деструкции и некротизации биотканей.

Список литературы

- [1] *Muller G., Schaldach B.* // *Advances in Laser Medicine II Safety and Laser Tissue Interaction.* Germany, 1989. P. 17-25.
- [2] *Альтшулер Г.Б., Великов А.В., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Приходько К.В.* // Тез. докл. конф. "Оптика лазеров". 1993. Ч. II. 647.
- [3] *Васильев В.Н., Серков С.К.* // *Инженерно-физический журнал.* 1992. Т. 63. В. 4. С. 449-456.
- [4] *van Gemert M.J.C., Welch A.J.* // *Laser in Surgery and Medicine.* 1986. V. 6. P. 76-83.
- [5] *Keijzer M., Pickering J.W., van Gemert M.J.C.* // *Laser in Surgery and Medicine.* 1991. V. 11. P. 601-605.
- [6] *Keijzer M., Jacques S.L., Proahl S.A., Welch A.J.* // *Laser in Surgery and Medicine.* 1989. V. 9. P. 148-154.
- [7] *Welch A.J., Yoon G., van Gemert M.J.C.* // *Laser in Surgery and Medicine.* 1987. V. 6. P. 488-493.

Институт точной
механики и оптики
Санкт-Петербург

Поступило в Редакцию
7 января 1994 г.