



ЛАЗЕРНАЯ ФИЗИКА/LASER PHYSICS

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.168.8>

EDN: JYUNLM

ТЕПЛОВЫЕ ПРОЦЕССЫ В КРАСНЫХ КРОВЯНЫХ КЛЕТКАХ ПРИ ОБЛУЧЕНИИ ИНФРАКРАСНЫМ ЛАЗЕРНЫМ ТВИЗЕРОМ ($\lambda=1064$ НМ)

Научная статья

Красников И.В.^{1,*}, Сетейкин А.Ю.², Зубарева С.Р.³^{1,2,3} Балтийский федеральный университет им. И. Канта, Калининград, Российская Федерация

* Корреспондирующий автор (krasnikovila538[at]gmail.com)

Предложена: 27.03.2026; Принята: 21.05.2026; Опубликовано: 17.06.2026

Аннотация

В работе моделируются тепловые процессы в эритроците при облучении инфракрасным лазерным твизером. Полученные результаты показывают, что максимум температуры формируется вблизи границы раздела вода–гемоглобин и смещается к периферии клетки, тогда как внутри эритроцита температура распределяется достаточно равномерно. Установившееся температурное состояние в объеме клетки достигается за время порядка 1 с после начала облучения, что связано с интенсивным отводом тепла в окружающую водную среду. В зависимости от используемого значения коэффициента поглощения гемоглобина (0,05 и 0,09 см⁻¹) температура в центре эритроцита повышается до 27 и 33 °С соответственно, что лежит в пределах физиологических диапазонов для живых клеток, но существенно зависит от точности оптических параметров. Выполненное моделирование подчеркивает важность точного определения оптических параметров крови при использовании лазерных твизеров в биомедицинских экспериментах.

Ключевые слова: лазерный твизер, оптическая ловушка, эритроциты, метод Монте-Карло, метод конечных элементов.

THERMAL PROCESSES IN RED BLOOD CELLS UNDER EXPOSURE TO INFRARED LASER TWEEZERS ($\lambda = 1064$ NM)

Research article

Krasnikov I.V.^{1,*}, Seteikin A.Y.², Zubareva S.R.³^{1,2,3} I. Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, Russian Federation

* Corresponding author (krasnikovila538[at]gmail.com)

Suggested: 27.03.2026; Accepted: 21.05.2026; Published: 17.06.2026

Abstract

The work simulates the thermal processes within a red blood cell when irradiated by an infrared laser tweezers. The results show that the maximum temperature is reached near the water–haemoglobin boundary and shifts towards the cell periphery, while the temperature inside the red blood cell is distributed fairly uniformly. A stabilised temperature state within the cell volume is reached within approximately 1 s after the start of irradiation, which is due to the intensive heat transfer to the surrounding aqueous medium. Depending on the value of the haemoglobin absorption coefficient used (0.05 and 0.09 cm⁻¹), the temperature at the centre of the erythrocyte rises to 27 and 33 °C respectively, which lies within the physiological ranges for living cells but depends significantly on the accuracy of the optical parameters. The modelling carried out highlights the importance of accurately determining the optical parameters of blood when using laser tweezers in biomedical experiments.

Keywords: laser tweezers, optical trap, red blood cells, Monte Carlo method, finite element method.

Введение

Оптические или лазерные твизеры, также известные как оптические ловушки (лазерный пучок с градиентной мощностью), образуются генерацией сил порядка 10⁻¹² Н в малой области при взаимодействии сфокусированных лазерных пучков с диэлектрическими частицами, содержащимися в живых клетках и органеллах. Луч света можно рассматривать как поток частиц, обладающий некоторой кинетической энергией, которая передается частицам вещества, ускоряя их. Если подобрать такой световой пучок, что оказываемое давление света было направлено противоположно силам гравитации, то частицы перейдут в состояние невесомости. С появлением лазеров, излучение может использоваться для микроманипуляций с живыми клетками в качестве оптических или лазерных пинцетов [1].

Фокусируя лазерный пучок объективом с высокой числовой апертурой, создается градиентное поле интенсивности света с наибольшими значениями интенсивности в фокальном объеме, уменьшающееся к периферии. Взаимодействие с объектами, обладающими большими показателями преломления, чем окружающая среда, формирует градиентные силы. Если взаимодействие обуславливается в основном преломлением, а поглощение света незначительно, то возникают силы по направлению к фокальному объему. Возникающие силы порядка 10⁻¹² Н (оптическая ловушка) могут использоваться, чтобы тянуть и удерживать микро- и нано-метровые объекты в фокальном объеме (рис. 1).

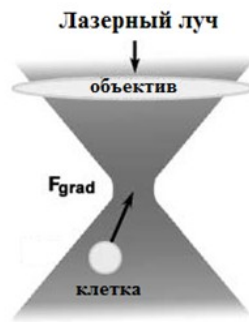


Рисунок 1 - Схематичное представление работы лазерного твизера
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.168.8.1>

Примечание: по ист. [2]

Благодаря использованию высокосфокусированных лазерных пучков ближнего ИК диапазона («микроручки»), живые клетки, не содержащие пигмента, могут быть захвачены в оптическую ловушку и перемещены в трех измерениях без непосредственного физического контакта с ними. На практике бесконтактный транспорт клеток осуществляется перемещением сфокусированного лазерного пучка в желаемом направлении. В качестве альтернативы можно перемещать клетку с образцом без перемещения самого твизера.

Типичными источниками для оптической ловушки является Nd:YAG или диодные лазеры с длиной волны 1064 нм. Часто лазерный луч направляется с помощью световодов непосредственно в видео-микроскоп и фокусируется в дифракционноограниченную точку объективами с числовой апертурой больше единицы [2].

Несмотря на широкое применение лазерных твизеров в клеточной биологии для сортировки, спектроскопии комбинационного рассеяния, изучения осмотического шока и межклеточных взаимодействий, проблема термического воздействия на живые клетки остается недостаточно изученной. Поглощение лазерного излучения образцом может приводить к локальному перегреву и повреждению биологических структур, что особенно критично для длительных экспериментов. Известно, что излучение ближнего ИК-диапазона (790–1064 нм) способно вызывать тепловые эффекты в клетках, при этом степень нагрева зависит от длины волны, мощности и оптических свойств образца [11], [12], [13]. Так, использование 100 мВт лазерного твизера (1064 нм) может приводить к росту температуры в захваченной клетке на 1–28 °C [22].

Повышение температуры оказывает комплексное влияние на клеточные структуры и функции. В первую очередь изменяются механические свойства мембраны: увеличивается текучесть липидного бислоя, что может приводить к деформациям и даже нарушению целостности мембраны при значительном нагреве. Температурные изменения также затрагивают белки, включая гемоглобин в эритроцитах, вызывая их конформационные перестройки и частичную денатурацию, что может снижать функциональную активность. Кроме того, повышенная температура влияет на ионный транспорт через мембрану, в частности увеличивает проницаемость для Ca^{2+} , что может приводить к изменениям межклеточных взаимодействий и адгезии. Усиление теплового движения ускоряет биохимические реакции, однако при перегреве происходит инактивация ферментов и нарушение метаболических процессов. В совокупности эти эффекты могут вызывать изменение формы эритроцитов, нарушение их деформируемости и, в предельных случаях, гемолиз.

Однако для красных кровяных клеток (эритроцитов) количественные данные о динамике температурных полей и их зависимости от коэффициента поглощения гемоглобина практически отсутствуют, что обуславливает актуальность полученных результатов.

Целью настоящей работы является численное моделирование тепловых процессов в эритроците при облучении инфракрасным лазерным твизером ($\lambda = 1064$ нм) для оценки степени нагрева клетки и выявления роли коэффициента поглощения гемоглобина.

Задачи исследования:

- Разработать двумерную осесимметричную модель теплопереноса в системе «эритроцит — водная среда» с учетом объемного источника тепла, полученного методом Монте-Карло.
- Провести расчеты установившихся температурных полей и кинетики нагрева при различных значениях коэффициента поглощения гемоглобина
- Сопоставить результаты моделирования с известными экспериментальными данными и определить критические параметры, влияющие на тепловую нагрузку.

Нано- и микроманипуляции клетками

Оптические твизеры (ОТ) могут использоваться для удержания клеток в неподвижной или движущейся среде. Наиболее популярным использованием твизеров в клеточной биологии является отслеживание изменения объема клетки под воздействием осмотического шока и феноменологический анализ транспорта жидкости через клетку. Водная проницаемость, внутреннее осмотическое давление и механизмы регуляции объема клетки были изучены при помощи видео-микроскопов и цифровой обработки изображений.

Если отдельная клетка захватывается ОТ, то световой поток на поверхности клетки изменяет интенсивность и направление отраженного потока фотонов. Интенсивность рассеянного света различными клетками, в том числе

лимфоцитами и гранулоцитами была записана с углами от 0.5° до 179.5° с 30 миллисекундным разрешением, и были определены действительная и комплексная временная зависимость [3]. Соответствующая диаграмма светового рассеяния отдельной клеткой в оптической ловушке может использоваться для определения внутренней структуры клетки, разделения мертвых и живых клеток, а так же для сортировки клеток по размерам, форме, показателю преломления и морфологии.

Спектроскопия комбинационного рассеяния также может дать необходимую информацию о внутренней структуре клетки, захваченной с помощью оптической ловушки. Эта технология была использована для биологических клеток и в дальнейшем использовалась для идентификации и выделения 6 новых видов бактерий на разной степени развития [4], [5]. Этот эффективный метод биомолекулярной идентификации клеток был успешно применен для разделения нормальных и измененных человеческих лимфоцитов [6]. Эта технология может быть использована для изучения способов идентификации, разделения и выборки подходящих стволовых клеток.

Комбинируя спектроскопию комбинационного рассеяния с оптическими твизерами, могут быть выделены и отслежены в реальном времени циклы оксигенации красных кровяных клеток, захваченных твизером во время движения клетки в жидкости через систему микроканалов. Эта техника имеет определенный потенциал для отслеживания *in vitro* реакцию клеток на воздействие лекарственных препаратов, путем помещения клетки в фармакологический раствор и измерения физических и химических изменений в клеточных компонентах.

Оптические твизеры позволяют перемещать клетки в жидкой среде без непосредственного физического контакта. Эта уникальная особенность очень полезна при манипуляциях с клетками в стерильных условиях. Оптические твизеры могут использоваться для формирования групп нейронов [7]. Некоторые нейроны развиваются на более связанной стороне образца, в то время как другие могут быть менее связаны. Несвязанные клетки захватываются и переносятся к связанным клеткам и взаимодействуют с ними. Например, палочки сетчатки переносятся в группу, состоящую из колбочек сетчатки и мультиполярных нейронов, тогда можно обнаружить, что рост нейрона заметно прекращается, благодаря перенесенной клетке. Оптическая ловушка не нарушает возможность нейрона взаимодействовать с данной группой; органеллы, ядро и цитоплазмическая структура используемой клетки не нарушаются и остаются нормальными. Поэтому оптические твизеры являются деликатным инструментом для микроманипуляций с нейронами.

Вакамото [8] в 2001 году сообщил о создании двух микрокамер для анализа и выращивания клеток. Две камеры соединены узким каналом, через который может передвигаться отдельная клетка *E. coli* (*Escherichia coli*, кишечная палочка), захваченная ОТ. После того как в аналитической камере клетка разделилась на две дочерние клетки, одна дочерняя клетка захватывается и перемещается в инкубационную камеру для дальнейших исследований. Эта технология позволяет сравнивать две генетически одинаковые клетки в изолированных условиях, что дает возможность пролить свет на гетерогенный феномен неравномерного деления. В 2004 Энджер [9] разработал подобную систему, где клетки *E. coli* перемещались между резервуарами с различной средой в течение нескольких секунд. Таким образом, не было внесено каких-либо изменений среду, когда клетки переносились из одной жидкости в другую через различные каналы. Другая группа под руководством Эриксона [10] использовала эту технологию, чтобы исследовать реакцию клетки на резкое изменение концентрации глюкозы между двумя каналами, в которых 25 дрожжевых клеток перемещались из одной среды в другую и обратно голографическим оптическим твизером. Таким образом, использование оптических ловушек дает новый метод для исследования моментальной реакции клеток на различные внешние воздействия среды без перемещения за пределы видимости микроскопа.

Поглощение лазерного излучения образцом может привести к повреждению, так как ОТ представляет собой сильно сфокусированный луч с интенсивностью порядка нескольких МВт/см². Для биологических клеток очень важным фактором является используемая длина волны лазерного излучения. Было обнаружено, что практически весь спектр ближнего ИК диапазона (790–1064 нм) вызывает повреждения биологических объектов при использовании ОТ. Минимальные повреждения оказывает излучение при длине 830 и 970 нм, в то время как излучение на длине волны 870 нм и 930 нм наносит максимальный ущерб для клеток *E. coli*.

Более короткие волны (меньше 800 нм) могут также нанести серьезные повреждения [11], [12]. Было проведено систематическое исследование возникающих эффектов в клетке при освещении оптическими твизерами различной мощности и длины волны. Тепловые эффекты в клетках при воздействии излучением высокой интенсивности проявляются, кроме прочего, непосредственным ростом температуры. Использование 100 мВт лазерного твизера (длина волны 1064 нм) приводит к росту температуры в захваченной клетке от 1 до 28 °С. Температура может варьироваться в зависимости от облучаемой клетки (сперматозоид, липосомы и др.).

Как показывают исследования, для снижения фоторазрушающего эффекта на клетки рекомендуется использовать оптические твизеры на основе Nd:YAG (1064 нм), Nd:YLF или титан-сапфирового лазера.

Модель расчета тепловых полей

Инфракрасные (ИК) лазерные твизеры в основном используются как диагностический инструмент в сканирующих микроскопах, а в случае ближней ИК области, как оптическая ловушка для манипуляций с живыми клетками. Типичная интенсивность в центре пучка и плотность потока фотонов, соответственно, порядка нескольких МВт/см² или 10^{27} см⁻²с⁻¹ [13].

В данной работе исследовалось воздействие ИК лазерного твизера ($\lambda=1064$ нм) на красную кровяную клетку — эритроцит. При моделировании мы исходили из предположения сферической формы клетки. Хотя *in vivo* эритроцит имеет форму двояковогнутого диска, сферическая аппроксимация позволяет использовать осесимметричную двумерную модель, что значительно сокращает вычислительные ресурсы, и дает оценку «сверху» для тепловой нагрузки на ядро клетки (в случае эритроцита — центральную область). Учет реальной морфологии потребует построения полноценной 3D модели, что планируется в дальнейших исследованиях. Также для нас в данной работе

была интересна температурная реакция клетки в процессе воздействия на нее лазерным излучением. Это обусловлено тем, что проводится множество, зачастую длительных экспериментов с использованием лазерных твизеров над эритроцитами, в которых не рассматриваются температурные характеристики объекта исследования.

Для простоты исследования клетка взвешена в воде и представляет собой однородную сферу диаметром 7 мкм, полностью состоящую из гемоглобина. Мембрана клетки не учитывалась в моделировании ввиду ее очень малой толщины, порядка 10 нм. На клетку действует сфокусированный лазерный пучок диаметром 1 мкм, мощностью 100 мВт.

При описании воздействия лазерного излучения на биологические объекты подразумевается, что оно проходит в два этапа: рассчитывается плотность поглощенной лучистой энергии в клетке, затем вычисляется количество выделившегося тепла и решается задача теплопереноса внутри среды. Для первой подзадачи применяется метод Монте-Карло, который на основе заданных правил для движения фотонов дает представление о распределении поглощенной мощности. Вторая задача решается численно, методом конечных элементов на основе уравнения теплопереноса [14], [15], [16], [17].

Фазовая функция $p(\vec{s}, \vec{s}')$ описывает рассеивающие свойства среды и представляет собой функцию плотности вероятности для рассеяния в направлении \vec{s}' фотона, движущегося в направлении \vec{s} , т.е. характеризует элементарный акт рассеяния. Если рассеяние симметрично относительно направления падающей волны, то фазовая функция зависит только от угла рассеяния θ между направлениями \vec{s} и \vec{s}' , т.е. $p(\vec{s}, \vec{s}') = p(\theta)$.

Если предположить, что рассеиватели в среде распределены случайно (отсутствие в структуре биоткани пространственной корреляции), то это приводит к следующей нормировке:

$$\int_0^\pi p(\theta) 2\pi \sin \theta d\theta = 1 \quad (1)$$

Фактор анизотропии рассеяния излучения в среде определяется как средний косинус угла рассеяния:

$$g = \langle \cos \theta \rangle = \int_0^\pi p(\theta) \cos \theta \cdot 2\pi \sin \theta d\theta \quad (2)$$

Значение g меняется в пределах от -1 до 1: $g = 0$ соответствует случаю изотропного рассеяния, $g = 1$ — полному рассеянию вперед, $g = -1$ — полному рассеянию назад.

Измеренную фазовую функцию рассеяния удобно аппроксимировать какой-либо простой аналитической формулой. Выбор аппроксимации функции рассеяния определяется соображениями адекватности и математической простоты. В данном исследовании используется однопараметрическая функция Хени–Гринштейна [14], [15]:

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{1-g^2}{(1+g^2-2g \cos \theta)^{3/2}} \quad (3)$$

Метод Монте-Карло моделирует «случайный ход» пакетов фотонов в среде, обладающей поглощением и рассеиванием. На основе формул (2, 3) определяются правила рассеивания фотонов в среде [4].

При иницировании пакета фотонов ему присваивается статистический вес $W=1$. В процессе движения пакета фотонов в среде его вес уменьшается. Накопленный вес пакетов фотонов сохраняется в элементах массива Q_{ij} . Далее, полагая, что энергии в 1 Дж соответствует полная энергия N пакетов фотонов, можно получить значение плотности поглощенной энергии в среде [Дж/см³]:

$$Q_{ij} = Q_{ij} / NV_{ij} \quad (4)$$

Для получения представления о распределении света в эритроците использовались данные о распределении $N=10^6$ пакетов фотонов, и по формуле (4) вычислена плотность поглощенной мощности.

В табл. 1 представлены основные параметры, необходимые для решения поставленных задач, где k — коэффициент теплопроводности; c — теплоемкость; ρ — плотность; μ_a — коэффициент поглощения; μ_s — коэффициент рассеивания; n — показатель преломления, g — параметр анизотропии. Однозначное значение коэффициента поглощения μ_a без помощи эксперимента установить не удалось, поэтому в данной работе рассматриваются два наиболее вероятных с нашей точки зрения значения, выбранные из литературных источников [18], [19], [20]. Коэффициент поглощения еще требует установления точного значения для гемоглобина. Множество работ посвящено исследованию оптических параметров крови, однако, параметры гемоглобина нельзя рассматривать идентичными параметрам крови.

Таблица 1 - Оптические и теплофизические параметры среды

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.168.8.2>

	μ_a , [см ⁻¹]	μ_s , [см ⁻¹]	g	n	k , Вт/м К	c , Дж/кг К	ρ , кг/м ³
Гемоглобин	0,05	200	0,99	1,30	0,55	3600	1100
	0,09						
Вода	0,12	200	0,99	1,33	0,60	4220	998

Примечание: по ист. [18], [19], [20]

В общем случае моделирование нестационарных тепловых процессов в среде требует решения уравнения (5):

$$\frac{\partial}{\partial r} \left(k \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) + Q = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (5)$$

с граничными условиями, описывающими взаимодействие клетки с окружающей средой, где k — коэффициент теплопроводности. Но в данной задаче необходимо учитывать, что источник тепла расположен не на границе, а распределен внутри среды и является объемным.

Следует отметить, что ввиду малых размеров расчетной области (единицы микрометров) и относительно небольшого перепада температур ($\Delta T < 15^\circ\text{C}$), вкладом свободной конвекции в окружающей воде можно пренебречь. Оценка числа Рэлея (R_a) для характерного размера 10 мкм дает значение $R_a \approx 10^{-5}$, что на несколько порядков ниже критического порога возникновения конвективной неустойчивости ($R_{a,cr} \approx 1700$). Таким образом, перенос тепла от клетки осуществляется исключительно за счет молекулярной теплопроводности, что описывается граничными условиями [7].

Поскольку обычно лазерные пучки симметричны относительно своей оси, а клетка представляет собой сферу, то задачу можно свести к двумерной и может быть выбрана цилиндрическая система координат (r, z). Помимо расчета распределения тепловых нагрузок, принципиальную роль при построении модели гипертермии клетки эритроцита играет обоснованный выбор граничных условий.

Для большей достоверности вычислений выбран достаточно большой объем в котором помещен эритроцит, линейные размеры среды много больше размеров самой клетки. На границе расчетной области задается граничное условие 1-го рода, с постоянной температурой 20°C , что позволяет минимизировать вклад граничных условий на результаты вычислений.

$$T|_{\Gamma} = 20^\circ\text{C} \quad (6)$$

На границе раздела вода/гемоглобин задается непрерывность градиента температур:

$$\left[k_{RBC} \frac{\partial T_{RBC}}{\partial n} - k_{Sol} \frac{\partial T_{Sol}}{\partial n} \right] \Big|_{\Gamma} = 0, \quad (7)$$

$$\left[T_{RBC} - T_{Sol} \right] \Big|_{\Gamma} = 0.$$

где k_{RBC} , k_{Sol} — коэффициенты теплопроводности эритроцита и окружающей среды соответственно.

Для решения уравнения в динамике необходимы начальные условия. По условиям проводимых экспериментов начальная температура — комнатная температура, предположительно 20°C .

Результаты и обсуждение

На рис. 2 представлены результаты моделирования распределения поглощенной мощности в эритроците и окружающей воде. Предполагается, что фокальной области также находится некоторое количество окружающей воды. Моделирование проводилось в два этапа, для разных коэффициентов поглощения гемоглобина (см. табл. 1).

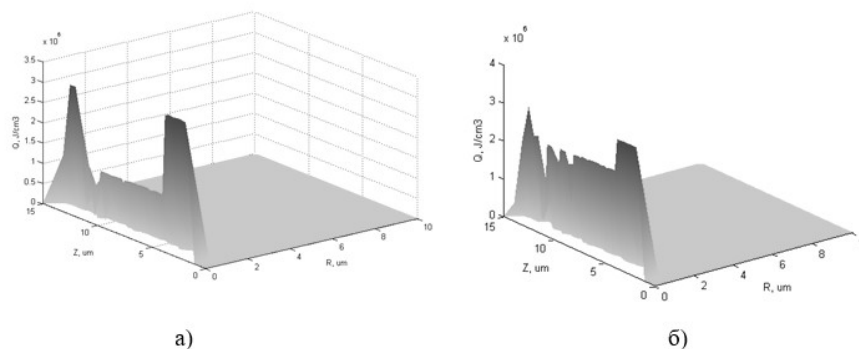


Рисунок 2 - Плотность поглощенной мощности в клетке и воде:

$a - \mu_a = 0,05 \text{ см}^{-1}$; $b - \mu_a = 0,09 \text{ см}^{-1}$

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.168.8.3>

Наблюдаются пики поглощения вблизи границы раздела вода/гемоглобин, так как коэффициент поглощения воды больше поглощения гемоглобина. Из рисунка видно, что внутри клетки плотность поглощенной энергии достигает $1\text{--}2 \text{ МДж/см}^3$, а интенсивность может превышать 100 ГВт/см^2 , что соответствует литературным источникам [2], [13].

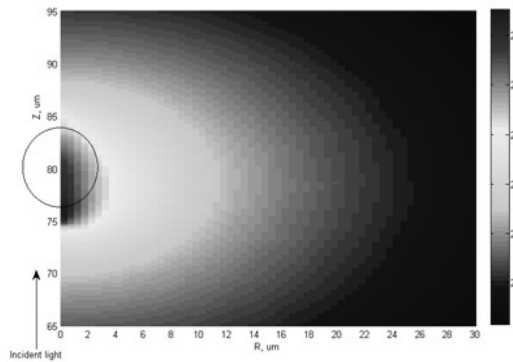


Рисунок 3 - Температурное поле системы вода/клетка
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.168.8.4>

Примечание: $\mu_a=0.05 \text{ см}^{-1}$

На рис. 3–4 представлено установившееся температурное поле в системе вода/клетка, под воздействием лазерного излучения. Видно, что максимум температуры несколько смещен к краю клетки, куда падает излучение. Это обуславливается тем, что вода, окружающая клетку нагревается несколько больше, чем сама клетка. При всем этом, сам эритроцит оказывается практически равномерно нагретым. Температура быстро и равномерно уменьшается к краям расчетной области.

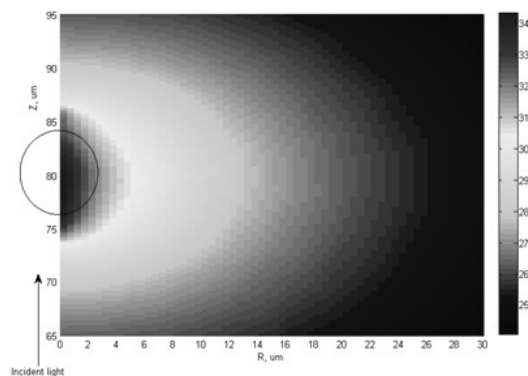


Рисунок 4 - Температурное поле системы вода/клетка
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.168.8.5>

Примечание: $\mu_a=0.09 \text{ см}^{-1}$

На рис. 4 представлена динамика температуры в центре клетки эритроцита. Видно, что процесс теплопереноса устанавливается в течение 1 секунды. Полученные значения нагрева до $T=27\text{--}33 \text{ }^\circ\text{C}$ хорошо коррелируют с известными экспериментальными данными по оптическим ловушкам. В частности, в работе [21] клеток яичника китайского хомячка (СНО) в аналогичных условиях (1064 нм, 100 мВт) зафиксирован нагрев на $1.15 \pm 0.25 \text{ }^\circ\text{C}$ на 100 мВт. Наши расчеты для $\mu_a=0.05 \text{ см}^{-1}$ дают прирост около $0.7 \text{ }^\circ\text{C}/100 \text{ мВт}$, что укладывается в диапазон погрешностей, учитывая различие в объеме и составе клеток. Более высокое значение нагрева для $\mu_a=0.09 \text{ см}^{-1}$ соответствует сценарию пониженной оксигенации клетки.

Большое количество поглощенной энергии приводит к быстрому нагреву клетки, однако, выделяемое тепло быстро отводится в окружающую среду. Результаты моделирования показывают насколько важно знание точного значения коэффициента поглощения для биологических объектов. Так, при значении $\mu_a=0.05 \text{ см}^{-1}$ температура клетки возрастает лишь до $27 \text{ }^\circ\text{C}$, а при $\mu_a=0.09 \text{ см}^{-1}$ температура уже составляет $33 \text{ }^\circ\text{C}$. Учитывая этот факт, полученные результаты все же укладываются в известные значения температуры для живых клеток [13], [14].

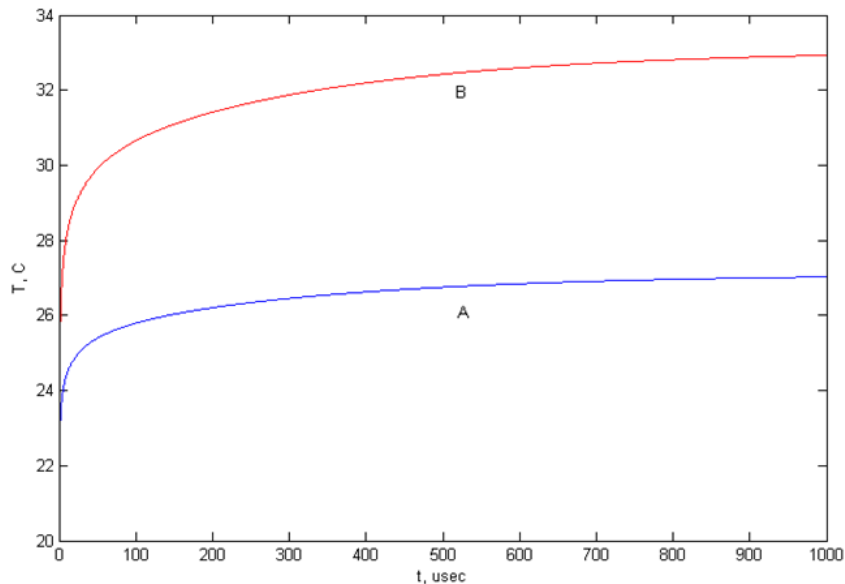


Рисунок 5 - Динамика температуры в центре клетки эритроцита:

A - $\mu_a=0.05 \text{ см}^{-1}$; B - $\mu_a=0.09 \text{ см}^{-1}$

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2026.168.8.6>

В ходе выполненного исследования получены следующие результаты:

А. Установлено, что стационарная температура в центре эритроцита существенно зависит от коэффициента поглощения: при $\mu_a = 0,05 \text{ см}^{-1}$ температура достигает $27 \text{ }^\circ\text{C}$ (нагрев на $7 \text{ }^\circ\text{C}$), тогда как при $\mu_a = 0,09 \text{ см}^{-1}$ — $33 \text{ }^\circ\text{C}$ (нагрев на $13 \text{ }^\circ\text{C}$).

Б. Показано, что характерное время установления теплового равновесия составляет порядка 1 с, что указывает на быстрый выход системы на стационарный режим.

В. Выявлена количественная согласованность модели с экспериментальными данными: для $\mu_a = 0,05 \text{ см}^{-1}$ температурный отклик ($\sim 0,7 \text{ }^\circ\text{C}$ на 100 мВт) сопоставим с результатами для клеток СНО ($1,15 \pm 0,25 \text{ }^\circ\text{C}/100 \text{ мВт}$) при аналогичных условиях. Более высокий нагрев при $\mu_a = 0,09 \text{ см}^{-1}$ соответствует сценарию пониженной оксигенации эритроцита.

Впервые проведено количественное численное исследование температурных полей в эритроците при воздействии ИК-лазерного твизера ($\lambda = 1064 \text{ нм}$) на основе связанной модели «оптическое поглощение + теплоперенос».

Показано, что коэффициент поглощения гемоглобина является ключевым параметром, определяющим тепловой отклик клетки: увеличение μ_a с $0,05$ до $0,09 \text{ см}^{-1}$ приводит к росту стационарной температуры на $\sim 6 \text{ }^\circ\text{C}$.

Установлено, что, несмотря на локализацию поглощения энергии вблизи границы клетки, формируется квазиизотропное температурное поле вследствие эффективного теплоотвода в окружающую среду.

Полученные результаты задают количественные ориентиры для оценки термической нагрузки и могут быть использованы при обосновании безопасных режимов работы лазерных твизеров в экспериментах с эритроцитами.

Заключение

Лазерные твизеры и микроскопы ближнего ИК диапазона можно использовать в качестве неинвазивного биомедицинского инструмента для оптических микроманипуляций различными биологическими объектами, диагностики, фотохимии и хирургии. Очевидно, что микроскопия на основе лазеров ближнего ИК диапазона обладает большим потенциалом в области биотехнологий, клеточной биологии и медицины.

В нашем исследовании показано, что лазерное излучение, воздействующее на клетку, может значительно изменять температуру как самой клетки, так и окружающей среды. Несмотря на принятые допущения о сферической геометрии, модель адекватно описывает кинетику нагрева и демонстрирует критическую важность точного знания коэффициента поглощения гемоглобина. Установленный факт следует учитывать при разработке экспериментов.

**Финансирование**

Работа поддержана в рамках выполнения государственного задания БФУ им. И. Канта № FZWM-2024-0010 «Новые фотосенсибилизаторы для биомедицины на основе апконверсионных наночастиц редкоземельных элементов».

Конфликт интересов

Не указан.

Рецензия

Все статьи проходят рецензирование. Но рецензент или автор статьи предпочли не публиковать рецензию к этой статье в открытом доступе. Рецензия может быть предоставлена компетентным органам по запросу.

Funding

The work was supported as part of the implementation of the state assignment of the I. Kant BFU No. FZWM-2024-0010 "New photosensitizers for biomedicine based on upconversion nanoparticles of rare earth elements".

Conflict of Interest

None declared.

Review

All articles are peer-reviewed. But the reviewer or the author of the article chose not to publish a review of this article in the public domain. The review can be provided to the competent authorities upon request.

Список литературы / References

- Ashkin A. Applications of laser radiation pressure / A. Ashkin // *Science*. — 1980. — Vol. 210. — № 4474. — P. 1081–1088. — DOI: 10.1126/science.210.4474.1081.
- König K. Laser tweezers and multiphoton microscopes in life sciences / K. König // *Histochemistry and Cell Biology*. — 2000. — Vol. 114. — № 2. — P. 79–92. — DOI: 10.1007/s004180000179.
- Watson D. Elastic light scattering from single cells: orientational dynamics in optical trap / D. Watson [et al.] // *Biophysical Journal*. — 2004. — Vol. 87. — № 2. — P. 1298–1306.
- Xie C. Near-infrared Raman spectroscopy of single optically trapped biological cells / C. Xie, M.A. Dinno, Y. Li // *Optics Letters*. — 2002. — Vol. 27. — № 4. — P. 249–251.
- Xie C. Identification of single bacterial cells in aqueous solution using confocal laser tweezers Raman spectroscopy / C. Xie [et al.] // *Analytical Chemistry*. — 2005. — Vol. 77. — № 14. — P. 4390–4397. — DOI: 10.1021/ac0504971.
- Zheng F. Sensitivity map of laser tweezers Raman spectroscopy for single-cell analysis of colorectal cancer / F. Zheng, Y. Qin, K. Chen // *Journal of Biomedical Optics*. — 2007. — Vol. 12. — № 3. — P. 034002–034002-9. — DOI: 10.1117/1.2748060.
- Townes-Anderson E. Micromanipulation of retinal neurons by optical tweezers / E. Townes-Anderson [et al.] // *Molecular Vision*. — 1998. — Vol. 4. — P. 12.
- Wakamoto Y. Analysis of single-cell differences by use of an on-chip microculture system and optical trapping / Y. Wakamoto [et al.] // *Fresenius' Journal of Analytical Chemistry*. — 2001. — Vol. 371. — № 2. — P. 276–281. — DOI: 10.1007/s002160100999.
- Enger J. Optical tweezers applied to a microfluidic system / J. Enger [et al.] // *Lab on a Chip*. — 2004. — Vol. 4. — № 3. — P. 196–200. — DOI: 10.1039/b307960k.
- Eriksson E. Optical manipulation and microfluidics for studies of single cell dynamics / E. Eriksson [et al.] // *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*. — 2007. — Vol. 9. — № 8. — P. 113–121. — DOI: 10.1088/1464-4258/9/8/S02.
- König K. Cell damage in near-infrared multimode optical traps as a result of multiphoton absorption / K. König [et al.] // *Optics Letters*. — 1996. — Vol. 21. — № 14. — P. 1090–1092. — DOI: 10.1364/OL.21.001090.
- König K. Andrology: Effects of ultraviolet exposure and near infrared laser tweezers on human spermatozoa / K. König [et al.] // *Human Reproduction*. — 1996. — Vol. 11. — № 10. — P. 2162–2164.
- König K. Cell damage by near-IR microbeams / K. König [et al.] // *Nature*. — 1995. — Vol. 377. — № 6544. — P. 20–21. — DOI: 10.1038/377020a0.
- Wang L. MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, S.L. Jacques, L. Zheng // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. — 1995. — Vol. 47. — P. 131–146.
- Wang L. CONV—convolution for responses to a finite diameter photon beam incident on multi-layered tissues / L. Wang, S.L. Jacques, L. Zheng // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. — 1997. — Vol. 54. — № 3. — P. 141–150.
- Сетейкин А.Ю. Моделирование температурных полей с учетом распространения света в биоткани / А.Ю. Сетейкин, И.В. Красников, Н. Фогель // *Известия высших учебных заведений. Приборостроение*. — 2007. — Т. 50. — № 9. — С. 24–27. — EDN: IAHGDZ.
- Сетейкин А.Ю. Анализ тепловых эффектов, возникающих при взаимодействии лазерного излучения с многослойным биоматериалом / А.Ю. Сетейкин, И.В. Красников // *Известия вузов. Физика*. — 2006. — Т. 49. — № 10. — С. 90–94. — EDN: KXMLDF.
- Bekeshko A.N. Effect of absorption of laser radiation on the destruction threshold of pathologic tissue in laser angioplasty / A.N. Bekeshko [et al.] // *Transl. from Meditsinskaya tekhnika*. — 1989. — № 1. — P. 33–36.
- Mahlstedt K. An initial assessment of the optical properties of human laryngeal tissue / K. Mahlstedt [et al.] // *ORL (ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.)*. — 2001. — Vol. 63. — № 6. — P. 372–378. — DOI: 10.1159/000055776.
- Geldi C. Development of a surgical diode-laser system: controlling the mode of operation / C. Geldi [et al.] // *Photomedicine and Laser Surgery*. — 2006. — Vol. 24. — № 6. — P. 723–729. — DOI: 10.1089/pho.2006.24.723.
- Liu Y. Evidence for localized cell heating induced by infrared optical tweezers / Y. Liu [et al.] // *Biophysical journal*. — 1995. — Vol. 68. — no. 5. — P. 2137–2144.
- Català F. Influence of experimental parameters on the laser heating of an optical trap / F. Català [et al.] // *Scientific reports*. — 2017. — Vol. 7. — № 1. — P. 16052.

**Список литературы на английском языке / References in English**

1. Ashkin A. Applications of laser radiation pressure / A. Ashkin // *Science*. — 1980. — Vol. 210. — № 4474. — P. 1081–1088. — DOI: 10.1126/science.210.4474.1081.
2. König K. Laser tweezers and multiphoton microscopes in life sciences / K. König // *Histochemistry and Cell Biology*. — 2000. — Vol. 114. — № 2. — P. 79–92. — DOI: 10.1007/s004180000179.
3. Watson D. Elastic light scattering from single cells: orientational dynamics in optical trap / D. Watson [et al.] // *Biophysical Journal*. — 2004. — Vol. 87. — № 2. — P. 1298–1306.
4. Xie C. Near-infrared Raman spectroscopy of single optically trapped biological cells / C. Xie, M.A. Dinno, Y. Li // *Optics Letters*. — 2002. — Vol. 27. — № 4. — P. 249–251.
5. Xie C. Identification of single bacterial cells in aqueous solution using confocal laser tweezers Raman spectroscopy / C. Xie [et al.] // *Analytical Chemistry*. — 2005. — Vol. 77. — № 14. — P. 4390–4397. — DOI: 10.1021/ac0504971.
6. Zheng F. Sensitivity map of laser tweezers Raman spectroscopy for single-cell analysis of colorectal cancer / F. Zheng, Y. Qin, K. Chen // *Journal of Biomedical Optics*. — 2007. — Vol. 12. — № 3. — P. 034002–034002-9. — DOI: 10.1117/1.2748060.
7. Townes-Anderson E. Micromanipulation of retinal neurons by optical tweezers / E. Townes-Anderson [et al.] // *Molecular Vision*. — 1998. — Vol. 4. — P. 12.
8. Wakamoto Y. Analysis of single-cell differences by use of an on-chip microculture system and optical trapping / Y. Wakamoto [et al.] // *Fresenius' Journal of Analytical Chemistry*. — 2001. — Vol. 371. — № 2. — P. 276–281. — DOI: 10.1007/s002160100999.
9. Enger J. Optical tweezers applied to a microfluidic system / J. Enger [et al.] // *Lab on a Chip*. — 2004. — Vol. 4. — № 3. — P. 196–200. — DOI: 10.1039/b307960k.
10. Eriksson E. Optical manipulation and microfluidics for studies of single cell dynamics / E. Eriksson [et al.] // *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*. — 2007. — Vol. 9. — № 8. — P. 113–121. — DOI: 10.1088/1464-4258/9/8/S02.
11. König K. Cell damage in near-infrared multimode optical traps as a result of multiphoton absorption / K. König [et al.] // *Optics Letters*. — 1996. — Vol. 21. — № 14. — P. 1090–1092. — DOI: 10.1364/OL.21.001090.
12. König K. Andrology: Effects of ultraviolet exposure and near infrared laser tweezers on human spermatozoa / K. König [et al.] // *Human Reproduction*. — 1996. — Vol. 11. — № 10. — P. 2162–2164.
13. König K. Cell damage by near-IR microbeams / K. König [et al.] // *Nature*. — 1995. — Vol. 377. — № 6544. — P. 20–21. — DOI: 10.1038/377020a0.
14. Wang L. MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, S.L. Jacques, L. Zheng // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. — 1995. — Vol. 47. — P. 131–146.
15. Wang L. CONV—convolution for responses to a finite diameter photon beam incident on multi-layered tissues / L. Wang, S.L. Jacques, L. Zheng // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. — 1997. — Vol. 54. — № 3. — P. 141–150.
16. Seteikin A.Yu. Modelirovanie temperaturnikh polei s uchetom rasprostraneniya sveta v biotkani [Modeling of temperature fields taking into account the propagation of light in biological tissue] / A.Yu. Seteikin, I.V. Krasnikov, N. Fogel // *Izvestiya visshikh uchebnykh zavedenii. Priborostroenie* [News of higher educational institutions. Instrument engineering]. — 2007. — Vol. 50. — № 9. — P. 24–27. — EDN: IAHDGZ. [in Russian]
17. Seteikin A.Yu. Analiz teplovikh efektov, vznikayushchikh pri vzaimodeistvii lazernogo izlucheniya s mnogosloinim biomaterialom [Analysis of thermal effects arising from the interaction of laser radiation with a multilayer biomaterial] / A.Yu. Seteikin, I.V. Krasnikov // *Izvestiya vuzov. Fizika* [Universities News. Physics]. — 2006. — Vol. 49. — № 10. — P. 90–94. — EDN: KXMLDF. [in Russian]
18. Bekeshko A.N. Effect of absorption of laser radiation on the destruction threshold of pathologic tissue in laser angioplasty / A.N. Bekeshko [et al.] // *Transl. from Meditsinskaya tekhnika*. — 1989. — № 1. — P. 33–36.
19. Mahlstedt K. An initial assessment of the optical properties of human laryngeal tissue / K. Mahlstedt [et al.] // *ORL (ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.)*. — 2001. — Vol. 63. — № 6. — P. 372–378. — DOI: 10.1159/000055776.
20. Geldi C. Development of a surgical diode-laser system: controlling the mode of operation / C. Geldi [et al.] // *Photomedicine and Laser Surgery*. — 2006. — Vol. 24. — № 6. — P. 723–729. — DOI: 10.1089/pho.2006.24.723.
21. Liu Y. Evidence for localized cell heating induced by infrared optical tweezers / Y. Liu [et al.] // *Biophysical journal*. — 1995. — Vol. 68. — no. 5. — P. 2137–2144.
22. Català F. Influence of experimental parameters on the laser heating of an optical trap / F. Català [et al.] // *Scientific reports*. — 2017. — Vol. 7. — № 1. — P. 16052.