

МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВИЖЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МИКРООБЪЕКТОВ В СВЕТОВЫХ ПУЧКАХ

Скиданов Р.В.¹, Рыков М.А.²

¹ Учреждение Российской академии наук Институт систем обработки изображений РАН,

² Самарский государственный аэрокосмический университет им. С.П. Королёва

Аннотация

Разработан метод расчета сил и моментов сил, действующих на биологические микрообъекты в световых пучках с заданным амплитудно-фазовым распределением. Рассмотрены эксперименты по оптическому захвату клеток дрожжей, и проведено сравнение сил, рассчитанных по экспериментальным данным с силами, полученными в модели. Показано качественное соотношение данных моделирования и натурального эксперимента.

Ключевые слова: оптический захват, биологический микрообъект, геометрическая оптика.

Введение

Оптическая ловушка (также оптический пинцет) – бесконтактный инструмент, использующий один или несколько лазерных пучков для генерации сил, достаточно мощных для манипулирования объектами микромасштаба. Характерное значение этих сил – пиконьютоны. Особыми преимуществами оптических ловушек является отсутствие контакта при манипулировании, большая точность приложения сил, отличная совместимость с жидкими средами [1-5].

Манипулирование отдельными клетками играет важную роль в задачах оплодотворения *in vitro*, междуклеточных взаимодействий, слияния клеток, эмбриологии, микробиологии, исследования стволовых клеток и регенерационной медицины [6-20]. При этом методом оптической микроманипуляции решается ряд совершенно разных задач: простое перемещение биообъектов [6,7], сортировка клеток [8, 9], изменение формы клеток [10], вращение клеток [11], изучение свойств клеток [12-18], захват и перемещение отдельных органелл [19, 20].

Исследования механических характеристик клеток наиболее удобно проводить с использованием метода оптического захвата [21].

Анализ источников показывает, что тема численного моделирования оптического захвата объектов с характерными геометрическими размерами 1-10 мкм весьма актуальна [18]. Кроме того, распространённые на данный момент методы расчёта сил, возникающих при оптическом захвате микрообъектов, требуют больших временных затрат при моделировании. Возникает необходимость в оценочном методе, который бы позволил приблизительно определить силы и крутящие моменты, действующие на неоднородный микрообъект (живая клетка с органеллами) при оптическом захвате. Такой метод позволяет не только оценить величины сил, но и получить качественные характеристики движения биологического микрообъекта (направление движения, положение равновесия, ориентация микрообъекта в положении равновесия).

В настоящей работе ставились следующие задачи:

- численное моделирование движения биологического объекта в оптическом пучке;

- построение с помощью численного моделирования полей сил, действующих на биологический объект со стороны лазерных пучков, с заданным амплитудно-фазовым распределением;
- экспериментальная проверка качественного соответствия результатов численного моделирования.

1. Моделирование микрообъекта

Микрообъекты, захват которых предполагается моделировать, имеют характерные размеры 5-7 мкм. Неровности этих микрообъектов – скажем, вогнутые поверхности эритроцитов – имеют характерные размеры порядка 1-0,5 мкм, что сравнимо с длиной волны лазера. Поэтому геометрические параметры биологических микрообъектов таковы, что возможность использования геометрооптического расчёта силы неочевидна. Но данный подход довольно часто используется для расчётов сил, действующих на микрообъекты других типов [22]. При этом всегда наблюдается качественное соотношение характера движения микрообъекта экспериментальным данным. В ряде работ показана устойчивость геометрооптических решений и геометрооптических подходов даже в тех случаях, когда поведение света должно описываться в рамках скалярной теории дифракции [23, 24]. Более точные методы, как правило, требуют существенных затрат времени при моделировании движения микрообъекта в световом пучке, что не совсем оправдано, особенно с учётом погрешности данных об интенсивности, попадающей на микрообъект.

Каждый микрообъект в рамках поставленной задачи можно аппроксимировать подходящим эллипсоидом, поскольку неровности порядка длины волны лазера не будут иметь сколько-нибудь заметного значения для геометрического приближения. Органеллы, входящие в состав клетки – например, ядро клетки дрожжей, также могут быть аппроксимированы эллипсоидом.

Имеющиеся данные [19] позволяют утверждать, что передвижение органеллы внутри клетки не свободно: отклонившись, органелла возвращается на прежнее место. Время установления равновесного положения микрообъекта в оптической ловушке сравнительно невелико, а существенное отклонение органеллы от своего положения внутри клетки озна-

чает явным образом большую степень её поврежде-
ния. Для упрощения модели будем считать, что по-
ложение органелл не изменяется относительно цен-
тра клетки на протяжении моделируемого процесса.

2. Дискретное представление лазерных пучков

Рассмотрим падение луча на границу раздела
двух сред. Преломляясь на этой границе, падающий
луч разделяется на проходящий и отражённый и
оказывает давление на границу раздела.

При каждом преломлении для каждого фотона:

$$\Delta P \equiv \vec{P}_i - \vec{P}_{i-1}. \tag{1}$$

Пусть интенсивность элементарного луча I . Тогда

$$I = \frac{n \cdot h\nu}{\Delta t} = n \cdot c_0 \frac{P}{\Delta t}, \tag{2}$$

где n – число фотонов, проходящих через сечение
луча за единицу времени, h – постоянная Планка,
 ν – частота источника света. Зная интенсивность
каждого луча, можно по изменению импульса фото-
на рассчитать силу, действующую в каждой точке
преломления каждого луча, а значит – и равнодей-
ствующую сил, и момент сил. Исходя из формулы
(1), для отдельного луча получаем:

$$F_i = \frac{\Delta P}{\Delta t} = \frac{-1}{c_0} (-I_r \vec{a}_r - I_d \vec{a}_d + I_e \vec{a}_e). \tag{3}$$

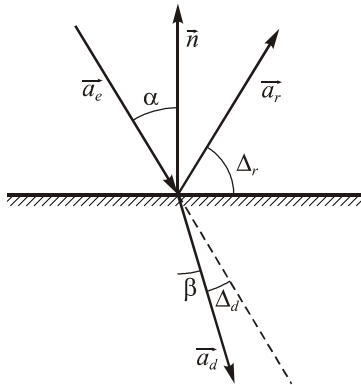


Рис. 1. Преломление светового луча на границе раздела сред

Для вычисления интенсивности этих лучей ис-
пользуются следствия из формул Френеля.

Движение модели-эллипсоида происходит в при-
сутствии сил вязкого трения. Это движение при оп-
ределённых допущениях можно разделить на два
независимых друг от друга процесса: вращение во-
круг центра масс эллипсоида и поступательное дви-
жение эллипсоида. Допущения, которые необходи-
мо при этом сделать, следующие:

- органеллы неподвижны внутри клетки;
- органеллы не оказывают заметного влияния на
расположение центра масс клетки: он совпадает
с геометрическим центром эллипсоида;
- при вычислениях силы сопротивления поступа-
тельному движению не учитывается ориентация
клетки.

Уравнение для поступательного движения клет-
ки будет выглядеть следующим образом (см. [24]):

$$m\ddot{\vec{r}} = \sum_n F_i - k(v - v_m), \tag{4}$$

где $\sum_n F_i$ – сумма всех сил (3), k – коэффициент
сопротивления, который обеспечивает вязкость
жидкости, \vec{v}_m – скорость потока жидкости относи-
тельно объекта. Скорость потока окружающей жид-
кости и сила со стороны лазера предполагаются на
каждом шаге постоянными, поскольку продолжи-
тельность этого шага много меньше времени, за ко-
торое обе величины успеют серьёзно измениться.

Произведём некоторые численные оценки. Как
уже упоминалось, характерный размер объекта
 ~ 5 мкм. В этом случае $k \sim 10^{-8}$ Нс/м (это оценка
сверху для сферического объекта диаметром 5 мкм).
Масса объекта порядка нескольких десятков пико-
граммов – $(10^{-6} \text{ м})^3 \cdot 1000 \text{ г/м}^3 = 10^{-15} \text{ г}$. Характерное
время релаксации m/k при этом оказывается пре-
небрежимо малым, следовательно, $e^{-\frac{k}{m}\tau} \ll 1$, а
уравнение (4) даёт решение:

$$\vec{r} = \frac{\sum_n F_i + k\vec{v}_\tau}{k} \cdot \tau. \tag{5}$$

Уравнение для вращения клетки очень похоже на
уравнение, описывающее движение клетки. Для мо-
мента сопротивления будем использовать следую-
щее выражение ([25, 26]):

$$M_c = \frac{1}{2} C_\omega \rho_f \left(\frac{\delta}{2}\right)^5 |\Omega_R| \Omega_R,$$

где M_c – момент диссипативных сил, C_ω – коэф-
фициент сопротивления, ρ_f – плотность жидко-
сти, δ – характерный размер объекта, Ω_R –
скорость объекта относительно окружающей жид-
кости. Для малых чисел Рейнольдса
 $C_\omega = (64\pi)/(Re_\omega)$. Так как

$$Re_\omega = \frac{\Omega(\delta/2)^2 \rho_f}{\eta},$$

то

$$M_c = 32\pi\eta \left(\frac{\delta}{2}\right)^3 \Omega_R. \tag{6}$$

Обозначим в дальнейшем $32\pi\eta(\delta/2)^3$ как κ .
Пренебрежём вращательными потоками вблизи за-
хваченного объекта. Исходя из этого, обозначив за J
тензор инерции объекта, получаем уравнение для
вращения:

$$J\dot{\Omega} = \sum_n M_i - \kappa\bar{\Omega}. \tag{7}$$

Приняв во внимание замечания, аналогичные тем, которые привели нас к уравнению (5), для уравнения вращения (7) окончательно получим:

$$\bar{\Omega} = \frac{\sum \vec{M}_i}{\kappa}$$

В рамках настоящей работы, на основе описанных выше теоретических выкладок, разработан инструмент численного моделирования, позволяющий производить разностороннюю численную оценку процесса оптического захвата, а также схематичную 3D-визуализацию подобных процессов.

Как видно из рис. 2, разработанный интерфейс позволяет детально (масштабировать, поворачивать) отслеживать движение микрообъекта в световом пучке.

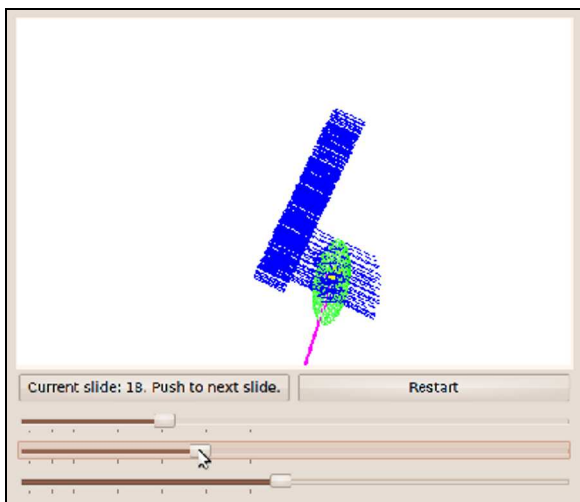


Рис. 2. Интерфейс визуализационной части программного комплекса

3. Анализ поля сил в сечении пучка

Для того, чтобы получить первоначальные оценки возможности оптического захвата, полезно изучить, как поле в сечение пучка будет воздействовать на помещённую туда частицу. Проведём первоначальный расчёт для идеального случая сферической частицы диаметром 5 мкм с заданным показателем преломления (1,5), помещённой в оптический вихрь пятого порядка, амплитуда и фаза которого представлена на рис. 3.

Моделирующая программа рассчитывает поле сил для указанной микрочастицы по всему сечению пучка (рис. 4, 5).

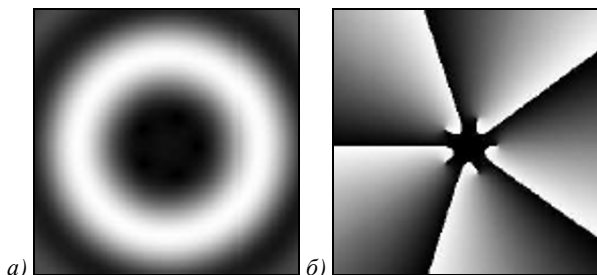


Рис. 3. Распределение интенсивности (а) и фазы (б) вихревого пучка

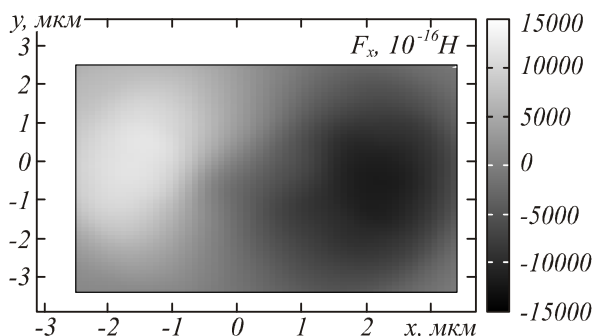


Рис. 4. Поле x-составляющих сил в вихревом пучке

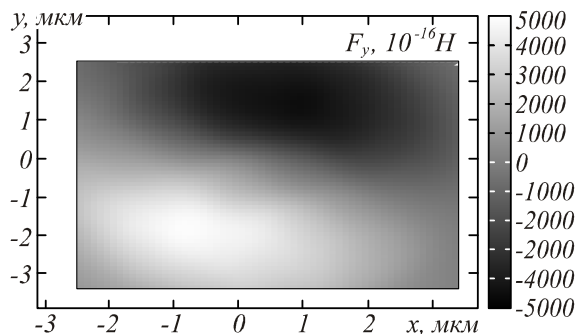


Рис. 5. Поле y-составляющих сил в вихревом пучке

На рисунках видно, что порядок сил, вычисленный с помощью инструмента моделирования, составляет порядка $10^{-12} - 10^{-13}$ Н, что качественно совпадает с полученными экспериментальными данными (для полистироловых частиц).

4. Моделирование оптического захвата

Разработанный программный комплекс позволяет моделировать различные сценарии оптического захвата. Одним из самых наглядных результатов численного моделирования является эффект втягивания объекта в область максимума интенсивности лазерного излучения.

Для проведения моделирования, иллюстрированного рис. 6, использовалась следующая конфигурация:

- Клетка рассматривалась как эллипсоид размерами $5 \times 2 \times 2$ мкм, относительный показатель преломления клетки – 1,03, органелла внутри клетки – эллипсоид размерами $0,4 \times 0,6 \times 0,2$ мкм.
- Относительный показатель преломления органеллы – 1,013, начальные координаты клетки (относительно центра пучка) – $(-4,5; 4,5)$ мкм, мода лазерного пучка – TEM_{00} , длина волны лазерного пучка – 532 нм, мощность лазерного пучка – 167 мВт, диаметр лазерного пучка – 10 мкм, шаг моделирования по времени – 0,02 с, вязкость окружающей среды – 0,0012 Н с/м.

Такой набор параметров обусловлен желанием максимально приблизить данные численной модели к параметрам эксперимента, описанного в следующем разделе. Изображения на рис. 6а, б, в, г – последовательные стадии моделируемого процесса. Синие линии – визуализация части элементарных

лучей в пучке. Зелёный эллипсоид – модель клетки. Красный эллипсоид – органелла. Жёлтый луч – направление силы, действующей на клетку. Малиновый луч – направление момента сил, действующих на клетку.

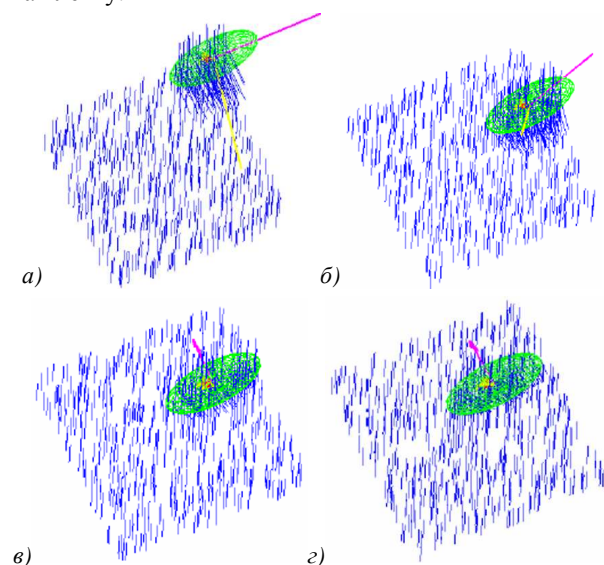


Рис. 6. Процесс моделирования оптического захвата

В ходе моделирования регистрировалась скорость передвижения модели. В зависимости от времени её значение было следующим: $0c < t < 0,25c$ – 6 мкм/с, $0,25c < t < 0,5c$ – 3 мкм/с, $0,5c < t < 0,75c$ – 1 мкм/с.

Далее частица оказывалась в центре пучка, то есть в точке равновесия, и её скорость падала практически до нуля.

На рис. 6 изображены последовательно четыре положения моделируемого объекта вместе с пучком лучей. Для лучей, не имеющих пересечения с клеткой, не изображено продолжения. Из всех 50000 лучей выбран случайным образом 1%, чтобы дать представление о ходе лучей, не загромождая изображение. На рисунке 6а также видно, что вначале сила, перпендикулярная наибольшей из осей эллипсоида, преобладает и утягивает клетку вдоль края пучка, где начинает убывать (однако это всё равно движение в сторону увеличения интенсивности излучения), а сила, параллельная наибольшей из осей эллипсоида, напротив, начинает играть основную роль и завершает движение модели к максимуму интенсивности пучка.

Момент сил не играет в гауссовом пучке сколько-нибудь значительной роли из-за сил вязкого трения. Угловая скорость вращения модели за всё время движения не превышает 10^{-6} рад/с.

5. Эксперимент

В рамках настоящей работы была проведена серия экспериментов по оптическому захвату отдельных клеток *Saccharomyces cerevisiae*.

Основной целью экспериментов была проверка адекватности построенной численной модели, а

также экспериментальное измерение характеристик движения клеток дрожжей.

Небольшое количество дрожжевой культуры было помещено в 30 мл сахарного раствора, после чего были созданы необходимые температурные условия для роста дрожжей. Небольшое количество препарата было помещено на предметное стекло микроскопа.

В экспериментах использовалась вторая гармоника неодимового лазера ($\lambda = 532$ нм) с мощностью источника 500 мВт, однако из-за потерь на оптических поверхностях и из-за поглощения среды непосредственно к точке захвата доходит около трети мощности, то есть порядка 160-170 мВт, данная величина была измерена ваттметром как интегральная по рабочей области микроскопа.

В процессе захвата производилась непрерывная съёмка цифровой камерой с частотой 4 кадра в секунду.

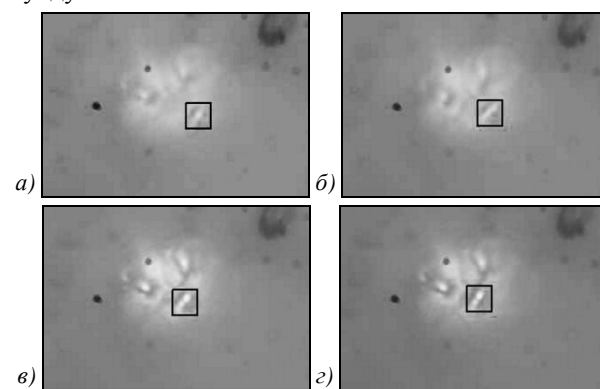


Рис. 7. Втягивание клетки дрожжей в центр лазерного пучка

Наблюдались два типа эффектов: втягивание частицы в оптический пинцет и перемещение частицы внутри опытной капли жидкости вслед за пучком при смещении предметного столика.

Калибровка расстояний на изображения производилась с учётом ранее проведённых опытов на силиконовых шариках. Их диаметр составляет порядка 5 мкм. Сравнивая диаметр изображения шарика в микронах с его же значением в пикселях, можно получить масштаб изображения. Такое измерение дало 20 пикселей для диаметра силиконового шарика.

Вычисления скорости движения клетки дрожжей в лазерном пучке для двух экспериментов дают следующие результаты (табл. 1).

Таблица 1. Результаты экспериментального исследования

Пройденное расстояние, пиксели	Время наблюдения, кадры	Пройденное расстояние, мкм	Время наблюдения, с	Скорость, мкм/с
30	11	7,5	2,75	2,7
42	25	10	6,25	1,6

К сожалению, погрешность произведённых измерений достаточно велика. Во-первых, определить

сколько-нибудь точно мгновенную скорость движения клетки не представляется возможным — частота съёмки ограничена оборудованием. Поэтому результатом является средняя за наблюдение скорость. Размер силиконового шарика и калибровка по нему пройденных расстояний также не точны. Наконец, сами положения клеток известны нам с точностью только через интервалы времени до 0,25 с (интервал между кадрами).

Для оценки погрешности измерения расстояний пренебрежём погрешностью значения диаметра силиконового шарика, будем считать, что это значение в точности равно 5 мкм. Погрешность определения диаметра изображения оценим в два пикселя — эта погрешность появляется при определении границ изображения. Таким образом, для расстояния имеем относительную погрешность ϵ_m равную 10%.

Погрешность измерения времени логично оценить половиной интервала времени между кадрами: 0,125 с. Тогда относительная погрешность измерения времени в первом случае составит $\epsilon_{t_1} = 4,5\%$, а во втором — $\epsilon_{t_2} = 2,0\%$.

Таблица 2. Средняя скорость клетки дрожжей при вытягивании

Средняя скорость, мкм/с	Относительная погрешность, %
2,7	14,5
1,6	12,5

Выводы

Разработанный метод расчёта сил и моментов сил, действующих на биологические микрообъекты в световых пучках с заданным амплитудно-фазовым распределением, позволяет качественно оценить параметры движения указанных микрообъектов.

Проведённые эксперименты по оптическому захвату клеток дрожжей дали результаты, которые качественно совпадают с результатами, полученными в рамках вычислительного эксперимента.

Благодарности

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке российско-американской программы «Фундаментальные исследования и высшее образование» (грант CRDF RUX0-014-Sa-06), грантов РФФИ №№ 08-07-99007, 10-07-00109, гранта президента Российской Федерации МД-8026.2010.2 и Государственно-го контракта № 02.740.11.0805.

Литература

1. **Ashkin, A.** Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles / A. Ashkin, J. Dziedzic // OPTICS LETTERS. – 1986. – N. 11. – P. 288-290.
2. **Ashkin, A.** Optical trapping and manipulation of viruses and bacteria / A. Ashkin, J. M. Dziedzic // Science. – 1987. – N 235. – P. 1517-1520.
3. **Konig, K.** Cell damage in near-infrared multimode optical traps as a result of multiphoton absorption / K. Konig, H.

- Liang, M. W. Berns, B. J. Tromberg // Optical Letters. – 1996. – N 21 – P. 1090-1092.
4. **Leitz, G.** Stress response in caenorhabditis elegans caused by optical tweezers: wavelength, power, and time dependence / G. Leitz, E. Fallman, S. Tuck, O. Axner // Biophysical Journal. – 2002. – N 82. – P. 2224-22231.
5. **Singh, G. P.** Real-time detection of hyperosmotic stress response in optically trapped single yeast cells using raman microspectroscopy / G. P. Singh [et al] // Analytical Chemistry. – 2005. – N 77. – P. 2564-2568.
6. **Creely, C.M.** Raman imaging of floating cells / C.M. Creely [et al] // Optics Express. – 2005. – N 13. – P. 6105-6110.
7. **Townes-Anderson, E.** Micromanipulation of retinal neurons by optical tweezers / E. Townes-Anderson [et al] // Molecular Vision. – 1998. – N 4(12). – P. 168-173.
8. **Herzenberg L.A.** The history and future of the fluorescence activated cell sorter and flow cytometry: a view from Stanford / L. A. Herzenberg [et al] // Clinical Chemistry. – 2002. – N 48. – P. 1819-1827.
9. **Grover, S. C.** Automated single-cell sorting system based on optical trapping / S.C. Grover [et al] // Journal of Biomedical Optics. – 2001. – N 6. – P. 14-22.
10. **Liu, Y.-P.** The deformation of an erythrocyte under the radiation pressure by optical stretch / Yong-Ping Liu [and other] // Journal of Biomechanical Engineering. – 2006. – N 128 – P. 830-836.
11. **Ghosh, A.** Euler buckling-induced folding and rotation of red blood cells in an optical trap / A. Ghosh [et al] // Physical Biology. – 2006. – N 1(3). – P. 67-73.
12. **Li, Chuan** Nanomechanical characterization of red blood cells using optical tweezers authors / Chuan Li, K.K. Liu // Journal of materials science. Materials in medicine. – 2008. – N 19. – P. 1529-1535.
13. **Rappaz, B.** Comparative study of human erythrocytes by digital holographic microscopy, confocal microscopy, and impedance volume analyzer / Benjamin Rappaz [et al] // Cytometry Part A. – 2008. – N 73A(10). – P. 895-903.
14. **Park, Y.K.** Refractive index maps and membrane dynamics of human red blood cells parasitized by Plasmodium falciparum / YongKeun Park [et al] // Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America. – 2008. – V. 105. – P. 13730-13735.
15. **Katsuyuki, S.** Optical characteristics of flowing blood: Effects on the pulse oximeter / Sakamoto Katsuyuki, Furuya Norio, and Kanai Hiroshi // Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, 2007.
16. **Baskurt, O. K.** Photometric measurements of red blood cell aggregation: light transmission versus light reflectance / Oguz K. Baskurt [et al] // Journal of Biomedical Optics. – 2009. – N 14(5). – P. 17-23.
17. **Beauvoit, B.** Characterization of absorption and scattering properties for various yeast strains by time-resolved spectroscopy / B. Beauvoit [et al] // Cell Biophysics. – 1993. – N 23. – P. 91-109.
18. Zhang Hu, Liu Kuo-Kang. Optical tweezers for single cells / Hu Zhang, Kuo-Kang Liu // Journal of the Royal Society Interface. – 2008. – N 5. – P. 671-690.
19. **Vorobjev, I.A.** Optical trapping for chromosome manipulation: a wavelength dependence of induced chromosome bridges / I.A. Vorobjev, H. Liang, W.H. Wright, and M.W. Berns // Biophysical Journal. – V. 64, N 2. – P. 533-538.
20. **Jezeq, J.** Employment of laser induced fusion of living cells for the study of spatial structure of chromatin / J. Jezeq, S. Palsa, E. Lukasova, S. Kozubek, P. Jakl, M.

- Sery, A. Jonas, M. Liska, P. Zemanek // *Proceedings of SPIE* 5259. – 2003. – P. 336-340.
21. **Daao, M.** Mechanics of the human red blood cell deformed by optical tweezers / M. Daao, C.T. Limb, S. Suresha // *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. – 2003. – N 51. – P. 2259-2280.
 22. **Hinojosa-Alvarado, A.** Geometrical optics calculation of forces and torques produced by a ringed beam on a prolate spheroid / A. Hinojosa-Alvarado and J. C. Gutiérrez-Vega. // *JOSA B*. – 2010. – V. 27, Issue 8. – P. 1651-1658.
 23. **Nieminen, T.A.** Calculation and optical measurement of laser trapping forces on non-spherical particles / T.A. Nieminen, H. Rubinsztein-Dunlop, N.R. Heckenberg // *Journal of Quantitative Spectroscopy & Radiative Transfer*. – 2001. – V. 70. – P. 627-637.
 24. **Голуб, М.А.** Вычислительный эксперимент с элементами плоской оптики / М.А. Голуб, Н.Л. Казанский, И.Н. Сисакян, В.А. Соيفер // *Автометрия*. – 1988. – № 1. – С. 70-82.
 25. **Арефьев, Е.Ю.** Экспериментальное исследование плоского оптического элемента, фокусирующего в кольцо / Е.Ю. Арефьев, В.А. Гилев, М.А. Голуб, Н.Л. Казанский, С.В. Карпеев, И.Н. Сисакян, В.А. Соифер, В.С. Соловьев, Д.Н. Тихонов, Г.В. Уваров // *Компьютерная оптика*. – М.: МЦНТИ. – 1989. – № 5 – С. 49-54.
 26. **Котляр, В.В.** Расчет силы давления непараксиального гауссова пучка на однородный цилиндр с круглым сечением / В.В. Котляр, А.Г. Налимов // *Компьютерная оптика*. – 2005. – № 27. – С. 105-111.
 27. **Наумов, В.А.** Динамика дисперсной частицы вязкой среде / В.А. Наумов // *Математическое моделирование*. – 2006. – № 8. – С. 27-36.
 28. **Ландау, Л.Д.** Теоретическая физика: учеб. пособие / Л.Д. Ландау, Е. М. Лифшиц. – М.: Наука, 1986. – Т. VI. – 736 с.
 29. **Бреннер, Г.** Гидродинамика при малых числах Рейнольдса / Г. Бреннер, Дж. Хаппель. – М.: Мир, 1976. – 631 с.
- ### References
1. **Ashkin, A.** Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles / A. Ashkin, J. Dziedzic // *OPTICS LETTERS*. – 1986. – N 11. – P. 288-290.
 2. **Ashkin, A.** Optical trapping and manipulation of viruses and bacteria / A. Ashkin, J. M. Dziedzic // *Science*. – 1987. – N 235. – P. 1517-1520.
 3. **Konig, K.** Cell damage in near-infrared multimode optical traps as a result of multiphoton absorption / K. Konig, H. Liang, M. W. Berns, B. J. Tromberg // *Optical Letters*. – 1996. – N 21 – P. 1090-1092.
 4. **Leitz, G.** Stress response in caenorhabditis elegans caused by optical tweezers: wavelength, power, and time dependence / G. Leitz, E. Fallman, S. Tuck, O. Axner // *Biophysical Journal*. – 2002. – N 82. – P. 2224-22231.
 5. **Singh, G.P.** Real-time detection of hyperosmotic stress response in optically trapped single yeast cells using raman microspectroscopy / G. P. Singh [et al] // *Analytical Chemistry*. – 2005. – N 77. – P. 2564-2568.
 6. **Creely, C.M.** Raman imaging of floating cells / C.M. Creely [and other] // *Optics Express*. – 2005. – N 13. – P. 6105-6110.
 7. **Townes-Anderson, E.** Micromanipulation of retinal neurons by optical tweezers / E. Townes-Anderson [et al] // *Molecular Vision*. – 1998. – N 4(12). – P. 168-173.
 8. **Herzenberg, L.A.** The history and future of the fluorescence activated cell sorter and flow cytometry: a view from Stanford / L. A. Herzenberg [et al] // *Clinical Chemistry*. – 2002. – N 48. – P. 1819-1827.
 9. **Grover, S.C.** Automated single-cell sorting system based on optical trapping / S.C. Grover [et al] // *Journal of Biomedical Optics*. – 2001. – N 6. – P. 14-22.
 10. **Liu, Yong-Ping** The deformation of an erythrocyte under the radiation pressure by optical stretch / Yong-Ping Liu [et al] // *Journal of Biomechanical Engineering*. – 2006. – N 128 – P. 830-836.
 11. **Ghosh, A.** Euler buckling-induced folding and rotation of red blood cells in an optical trap / A. Ghosh [et al] // *Physical Biology*. – 2006. – N 1(3). – P. 67-73.
 12. **Li, Chuan** Nanomechanical characterization of red blood cells using optical tweezers authors / Chuan Li, K. K. Liu // *Journal of materials science. Materials in medicine*. – 2008. – N 19. – P. 1529-1535.
 13. **Rappaz, Benjamin** Comparative study of human erythrocytes by digital holographic microscopy, confocal microscopy, and impedance volume analyzer / Benjamin Rappaz [et al] // *Cytometry Part A*. – 2008. – N 73A(10). – P. 895-903.
 14. **Park, YongKeun** Refractive index maps and membrane dynamics of human red blood cells parasitized by *Plasmodium falciparum* / YongKeun Park [et al] // *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. – 2008. – V. 105. – P. 13730-13735.
 15. **Katsuyuki, Sakamoto** Optical characteristics of flowing blood: Effects on the pulse oximeter / Sakamoto Katsuyuki, Furuya Norio, and Kanai Hiroshi // *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, 2007*.
 16. **Baskurt, Oguz K.** Photometric measurements of red blood cell aggregation: light transmission versus light reflectance / Oguz K. Baskurt [et al] // *Journal of Biomedical Optics*. – 2009. – N 14(5). – P. 17-23.
 17. **Beauvoit, B.** Characterization of absorption and scattering properties for various yeast strains by time-resolved spectroscopy / B. Beauvoit [et al] // *Cell Biophysics*. – 1993. – N 23. – P. 91-109.
 18. **Hu, Zh.** Optical tweezers for single cells / Hu Zhang, Kuo-Kang Liu // *Journal of the Royal Society Interface*. – 2008. – N 5. – P. 671-690.
 19. **Vorobjev, I.A.** Optical trapping for chromosome manipulation: a wavelength dependence of induced chromosome bridges / I.A. Vorobjev, H. Liang, W.H. Wright, and M.W. Berns // *Biophysical Journal*. – V. 64. – N 2. – P. 533-538.
 20. **Jezeq, J.** Employment of laser induced fusion of living cells for the study of spatial structure of chromatin / J. Jezeq, S. Palsa, E. Lukasova, S. Kozubek, P. Jakl, M. Sery, A. Jonas, M. Liska, P. Zemanek // *Proceedings of SPIE* 5259. – 2003. – P. 336-340.
 21. **Daao, M.** Mechanics of the human red blood cell deformed by optical tweezers / M. Daao, C.T. Limb, S. Suresha // *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. – 2003. – N 51. – P. 2259-2280.
 22. **Hinojosa-Alvarado, A.** Geometrical optics calculation of forces and torques produced by a ringed beam on a prolate spheroid / A. Hinojosa-Alvarado and J. C. Gutiérrez-Vega. // *JOSA B*. – 2010. – V. 27, Issue 8. – P. 1651-1658.
 23. **Nieminen, T.A.** Calculation and optical measurement of laser trapping forces on non-spherical particles / T. A. Nieminen, H. Rubinsztein-Dunlop, N. R. Heckenberg // *Journal of Quantitative Spectroscopy & Radiative Transfer*. – 2001. – V. 70. – P. 627-637.

24. **Golub, M.A.** Computing experiment with elements flat optics / M.A. Golub, N.L. Kazansky, I.N. Sisakyan, V.A. Soifer // *Avtometriya*. – 1988. – N 1. – P. 70-82. – (in Russian).
25. **Aref'yev, E.Yu.** Experimental research flat optical element, focusing in the ring / E.Yu. Aref'ev, Gilev V.A. Golub M.A., Kazanskiy N.L., Karpeev S.V., Sisakyan I.N., Soifer V.A., Solov'ev V.S., Tikhonov D.N., Uvarov G.V. // *Computer optics*. – 1989. – N 5. – P. 49-54. – (in Russian).
26. **Kotlyar, V.V.** Calculation force of pressure an gaussian beam on non paraxial homogeneous cylinder with round section // V.V. Kotlyar, A.G. Nalimov // *Computer optics*. – 2005. – N. 27. – P. 105-111. – (in Russian).
27. **Naumov, V.A.** Dynamics of a disperse particle to the viscous environment / V.A. Naumov // *Mathematical modeling*. – 2006. – N 18. – P. 27-36. – (in Russian).
28. **Landau, L.D.** Course of Theoretical Physics / L.D. Landau, E. M. Lifshiz. – M.: Nauka, 1986. – Vol. VI. – 736 p. – (in Russian).
29. **Brenner, G.** Hydrodynamics at Reynolds's small numbers / G. Brenner, J. Happel. – M.: Mir, 1976. – 631 p. – (in Russian).

MODELLING OF MOVEMENT OF BIOLOGICAL MICROOBJECTS IN LIGHT BEAMS

*R.V. Skidanov¹, M.A. Rykov
Image Processing Systems Institute of the RAS
S. P. Korolyov Samara State Aerospace University*

Abstract

The method of calculation of forces and the moments of the forces operating on biological micro-objects in light beams with set amplitude and phase distribution is developed. Experiments on optical capture of yeast cells are considered and is spent comparison of forces calculated on experimental data with forces received in model is spent. The qualitative parity of the data of modeling and natural experiment is shown.

Key words: optical capture, biological microobject, geometrical optics.

Сведения об авторах



Скиданов Роман Васильевич, 1973 года рождения. В 1990 году с отличием окончил Самарский государственный университет (СамГУ) по специальности «Физика». Доктор физико-математических наук (2007 год), работает старшим научным сотрудником лаборатории лазерных измерений Института систем обработки изображений РАН (ИСОИ РАН), профессором кафедры технической кибернетики СГАУ. Скиданов Р.В. – специалист в области дифракционной оптики, математического моделирования, обработки изображений и нанопотоники. В списке научных работ Р.В. Скиданова 60 статей, 3 монографии.

E-mail: romans@smr.ru .

Roman Vasilevich Skidanov (b. 1973) graduated with honours (1990) from the Samara State University (SSU), majoring in Physic. He received his Doctor in Physics & Maths (2007) degrees from Samara State Aerospace University. He is the senior researcher laboratory of laser measurement at the Samara Image Processing Systems Institute of the Russian Academy of Sciences (IPSI RAS), holding a part-time position of professor at SSAU's Technical Cybernetics sub-department. He is co-author of 60 scientific papers, 3 monographs. His current research interests include diffractive optics, mathematical modeling, image processing, and nanophotonics.



Рыков Михаил Александрович, 1987 года рождения, в 2008 получил степень бакалавра в СГАУ по специальности «прикладная математика». Область научных интересов: дифракционная оптика.

Mikhail Aleksandrovitch Rykov (b. 1987) He received his bachelor in Applied mathematics (2008) in SSAU. His research interests are currently diffractive optics.

Поступила в редакцию 27 апреля 2010 г.