

Using the derived thermo-optic dispersion formulas, we calculated TOCs at 0.75 μm as $dn_a/dT = 5.9$, $dn_b/dT = 6.9$ and $dn_c/dT = 15.2 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. The anisotropy of the dn/dT values is much stronger than that of the refractive indices, $n_a = 1.737$, $n_b = 1.742$, $n_c = 1.735$ at 0.75 μm [9]. The values of the dn_a/dT and dn_b/dT are lower than 9.4 and $8.3 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, respectively, previously measured at 1150 nm [2]. There is no previous data on the dn^c/dT . Furthermore, we calculated the dispersion curves for the TCOP values, $\text{TCOP}(\lambda) = dn/dT(\lambda) + [n(\lambda) - 1]\alpha$, see Fig. 1 (a-c). The six principal TCOPs at 0.75 μm are listed in Table 2. In particular, for a *c*-cut crystal and light polarization $E \parallel b$, $\text{TCOP} = 11.9 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$.

Table 1. Coefficients in the Thermo-Optic Dispersion Formulas for Alexandrite Crystal, Eq. (2)

TOC	A_0	$A_1, \mu\text{m}^2$	$A_2, \mu\text{m}^4$	$A_3, \mu\text{m}^6$
dn_a/dT	3.95	1.1842	0.0786	0.0246
dn_b/dT	5.12	0.9848	0.0129	0.0141
dn_c/dT	12.72	1.3275	0.0320	0.0121

Table 2. Thermal coefficients of the optical path (10^{-6} K^{-1}) of alexandrite crystal at 0.75 μm

Crystal cut	Polarization		
	$E \parallel a$	$E \parallel b$	$E \parallel c$
<i>a</i> -cut	–	+11.2	+19.5
<i>b</i> -cut	+10.4	–	+19.7
<i>c</i> -cut	+10.8	+11.9	–

To conclude, we have studied dispersion and anisotropy of the dn/dT coefficients and TCOPs of alexandrite laser crystal. All three principal dn/dT are positive (due to the dominant effect of temperature variation of the bandgap over the weak thermal expansion) and they exhibit a notable polarization-anisotropy, $dn_c/dT > dn_b/dT > dn_a/dT$. For the high-gain laser polarization ($E \parallel b$), dn/dT has an intermediate value of $6.9 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ at 0.75 μm . Positive dn/dT underlies positive (focusing) thermal lens of alexandrite lasers. We believe that a detailed knowledge of the thermo-optical properties of alexandrite crystal will help in designing laser cavities of high-power oscillators based on this laser crystal.

УДК 535-7

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОКАЗАТЕЛЯ ПРЕЛОМЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ МУТНЫХ СРЕД МЕТОДАМИ ЭЛЛИПСОИДАЛЬНЫХ РЕФЛЕКТОРОВ

Маляренко Д.Ю., Безуглая Н.В.

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

В основе методов исследования показателя преломления биологических сред лежат три основных физических явления: рефракция, интерференция и полное внутреннее отражение (ПВО). Измерительные средства могут быть реализованы как на одном явлении, так и нескольких [1]. Наиболее распространенными можно считать методы технической реализации, бази-

- ### References
1. J.C. Walling, O.G. Peterson, H.P. Janssen, R.C. Morris, and E.W. O'Dell, «Tunable Alexandrite lasers», IEEE J. Quantum Electron. 16(12), 1302–1315 (1980).
 2. J. Walling, F.H. Donald, H. Samelson, D.J. Harter, J. Pete, and R. C. Morris, «Tunable Alexandrite lasers: development and performance», IEEE J. Quantum Electron. 21(10), 1568–1581 (1985).
 3. C.F. Cline, R.C. Morris, M. Dutoit, and P.J. Harget, «Physical properties of BeAl₂O₄ single crystals», J. Mater. Sci. 14(4), 941–944 (1979).
 4. R.C. Powell, L. Xi, X. Gang, G.J. Quarles, and J.C. Walling, «Spectroscopic properties of alexandrite crystals», Phys. Rev. B Condens. Matter 32(5), 2788–2797 (1985).
 5. E.V. Pestryakov, A.I. Alimpiev, and V.N. Matrosov, «Prospects for the development of femtosecond laser systems based on beryllium aluminate crystals doped with chromium and titanium ions», Quantum Electron. 31(8), 689–696 (2001).
 6. S. Ghanbari and A. Major, «High power continuous-wave Alexandrite laser with green pump», Laser Phys. 26(7), 075001 (2016).
 7. H. Samelson, J.C. Walling, and D.F. Heller, «Unique applications of alexandrite lasers», Proc. SPIE 0335, 85–94 (1983).
 8. D.A. Vinnik, P.A. Popov, S.A. Archugov, and G.G. Mikhailov, «Heat conductivity of chromium-doped alexandrite single crystals», Dokl. Phys. 54(10), 449–450 (2009).
 9. P. Loiko and A. Major, «Dispersive properties of alexandrite and beryllium hexaaluminate crystals», Opt. Mater. Express 6(7), 2177–2183 (2016).
 10. P.A. Loiko, K.V. Yumashev, N.V. Kuleshov, G.E. Rachkovskaya and A.A. Pavlyuk «Thermo-optic dispersion formulas for monoclinic double tungstates KRe(WO₄)₂ where Re = Gd, Y, Lu, Yb», Opt. Mater. 33(11), 1688–1694 (2011).
 11. W.Y. Ching, Y.-N. Xu, and B.K. Briceken, «Comparative study of the electronic structure of two laser crystals: BeAl₂O₄ and LiYF₄», Phys. Rev. B 63(11), 115101 (2001).

рующиеся на измерении критического угла (полного внутреннего отражения) в отраженном от объекта свете [2–6]. В общем случае они дают высокую точность, но, анализируя применение этих методов относительно мутных биологических сред и полученные с их помощью результаты, можно сделать вывод, что значения показателя преломления для одинаковых биологиче-

ских сред (БС) отличаются [1]. Это можно объяснить тем, что излучение, проходящее сквозь мутную среду, испытывает рассеяние, которое не учитывают известные методы [3–6]. Полученный разброс значений является нежелательным, ведь каждая БС должна иметь устойчивый набор оптических параметров, которые не зависят от метода исследований.

Для увеличения точности измерений показателя преломления мутных биологических сред в данной работе предложено использование эллипсоидального рефлектора, применение которого имеет ряд преимуществ в оптике биологических сред [7, 8].

Реализация предложенных измерений может быть осуществлена с помощью использования существующих эллипсоидов, изготовленных методом траекторного копирования [9] или 3d печати с внутренним зеркальным напылением [10]. В этом случае нужно использовать дополнительные оптические элементы (например, призма AP-90°) для доставки оптического излучения, а также для создания условий возникновения полного внутреннего отражения. При использовании стеклянного эллипсоида с внутренним зеркальным покрытием сам оптический элемент отвечает за возникновение ПВО.

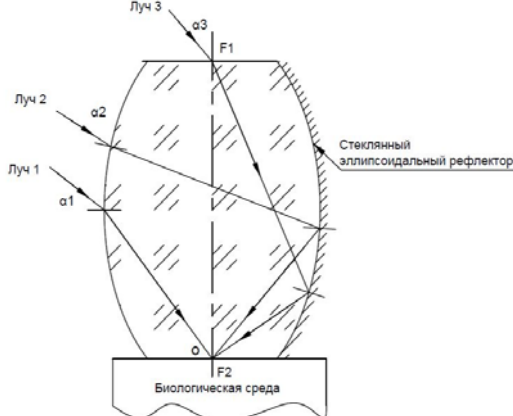


Рисунок 1 – Варианты падения излучения на стеклянный эллипсоидальный рефлектор при исследовании показателя преломления

Для корректной работы предложенного метода существует необходимость, чтобы излучение, проходящее через стеклянный эллипсоидальный рефлектор, было сфокусировано в центральной точке его нижней фокальной плоскости. Учитывая это, путем построения по координатной схеме метода, было определено три возможных варианта падения излучения и распространения его в оптическом элементе (рис. 1):

- падение излучения на боковую грань эллипсоида без дополнительного взаимодействия (луч 1, рис. 1);
- падение излучения на боковую грань эллипсоида с последующим отражением от противоположной грани (луч 2, рис. 1);

- падение излучения на верхнюю фокальную плоскость эллипсоида с последующим отражением от боковых граней (луч 3, рис. 1).

Целью данной работы было определение критического угла для этих трех вариантов падения излучения и разных эксцентриситетов эллипсоида при условии, что после прохождения через объем стеклянного эллипсоидального рефлектора, луч попадет в центр нижней фокальной плоскости. А также, на основании проведенных расчетов, подобрать наиболее оптимальные параметры для изготовления стеклянного эллипсоидального рефлектора.

Входными данными для проведения расчетов были: показатель преломления биологической среды $n_{БС} = 1.5$, показатель преломления стеклянного эллипсоида $n_c = 1.8$, фокальный параметр стеклянного эллипсоида $p = 18$ мм, а также диапазон значений эксцентриситета e от 0,1 до 1 с шагом 0,05. Для обеспечения попадания луча в центр фокальной плоскости (точка O , рис. 1), расчеты производились в обратном ходе лучей. Результаты расчетов для заданных параметров и при разных вариантах падения луча приведены на рис. 2.

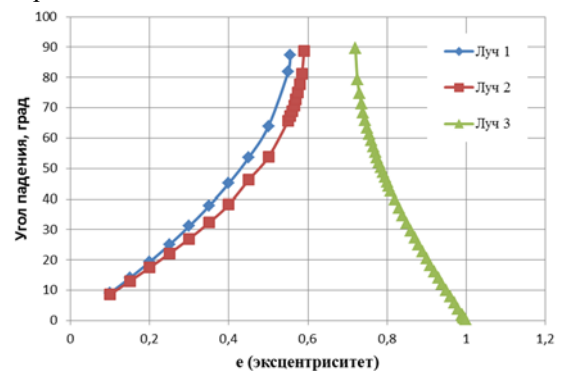


Рисунок 2 – Зависимость угла падения от эксцентриситета эллипсоидального рефлектора для рассмотренных случаев падения

Анализ графика на рис. 2 показывает, что существует определенный диапазон эксцентриситетов (0,63-0,72) эллипсоидального стеклянного рефлектора, применение которого не позволяет реализовывать предложенный метод. Наиболее универсальными оказался диапазон эксцентриситетов от 0,1 до 0,555, при котором возможно достижение критического угла на границе «эллипсоид – БС» при падении излучения на боковую грань эллипсоида как с отражением от противоположной грани, так и без него. Также, полученные результаты свидетельствуют о возможности применения падения излучения на верхнюю фокальную плоскость с использованием диапазона эксцентриситетов эллипсоида от 0,8 до 0,95.

Однако, по координатное моделирование распространения излучения внутри стеклянного эллипсоида при падении на боковую грань с от-

ражением на противоположной стороне показало возникновение многократного внутреннего отражения, что свидетельствует о нецелесообразности применения такого излучения. Также, из конструктивных соображений, реализация метода с применением излучения, которое падает на верхнюю фокальную плоскость эллипсоида, будет довольно сложной. Поэтому, наиболее оптимальным вариантом технической реализации метода определения показателя преломления биологических сред есть использование стеклянного эллипсоидального рефлектора с эксцентриситетом в диапазоне от 0,3 до 0,55 [9–10] и при падении излучения на боковую грань без отражения от противоположной.

Литература

1. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / Перевод с англ. под ред. В.В. Тучина. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2013. – 812 с.
2. Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика: В 2 т. / В.В. Тучин – М. : Физматлит., 2008. – Том 1 – 560 с.
3. Bolin F.P. Refractive index of some mammalian tissues using a fiber optic cladding method / F.P. Bolin, L.E. Preuss, R.C. Taylor, R.J. Ference // Appl. Opt. – 1989. – Vol. 28. – P. 2297-2303.
4. Li H. Measurement method of the refractive index of biotissue by total internal reflection / H. Li, S. Xie // Appl. Opt. – 1996. – Vol. 35. – P. 1793–1795.
5. Cheng S. Measurement of the refractive index of biotissue at four laser wavelengths / S. Cheng, H.Y. Shen, G. Zhang, C.H. Huang, X.J. Huang // Proc. SPIE 4916 – 2002. – 172–177.
6. Tsenova V. Refractive index measurement in human tissue samples / V. Tsenova, E. Stoykova // Proc. SPIE 5226 – 2003. – 413–417.
7. Безугла Н.В. Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами / Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Ю.В. Чмир // Електроніка і зв'язок. – 2014. – Том 19. – № 6 (83). – С. 87–93.
8. Bezuglyi M.A. Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors / M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, S. Kostuk // Devices and Methods of Measurements. – 2018. – Vol. 9(1) – P. 56–65.
9. Безуглий М.О. Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів / М.О. Безуглий, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, А.Г. Козловський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування, 2016. – № 2 (52). – С. 76–81.
10. Безуглий М.О. Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів / М.О. Безуглий, Ліночева О.В., Безугла Н.В., Бик М.В., Костюк С.А. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування, 2017. – № 1 (53). – С. 62–69.

УДК 615.831.7

СРАВНЕНИЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ РАЗНЫХ ДЛИН ВОЛН НА РАЗНЫЕ ТИПЫ КОЖИ

Шмендель О. Г., Терещенко Н.Ф.

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

Постановка проблемы. Использование лазеров является одним из перспективных направлений развития терапии и хирургии. Влияние низкоинтенсивных лазеров (НИЛ) стимулирует восстановительные процессы в тканях, что позволяет ускорять регенерацию благодаря более быстрой микроциркуляции обменных процессов.

Именно поэтому в данной работе было исследовано влияние лазерного излучения (ЛИ) с длинами волн 0,63 мкм и 0,46 мкм на температурные процессы в верхних слоях кожи.

Математическая модель. Для объективной оценки результатов эксперимента мы разработали математическую модель взаимодействия параметров лазерного луча и параметров эпидермиса [2, 4].

$$D_{\text{полг}} = D_{\text{пад}} \cdot k \cdot t = k_M \cdot C \cdot k_C \cdot \xi \cdot \frac{P_{\text{пад}}}{S} \cdot [1 - \rho(\lambda)] \cdot t \quad (1)$$

где $D_{\text{пад}}$ – доза падающего лазерного излучения; k – обобщенный параметр, что учитывает изме-

нения параметров биологической ткани и окружающей среды; $P_{\text{пад}}$ – падающая средняя мощность лазерного излучения, что задается при воздействии; S – площадь исследуемого объекта; t – экспозиция (время воздействия);

Рассмотрим составляющие обобщенного параметра k :

$$k = k_M \cdot C \cdot k_C \cdot \xi \cdot [1 - \rho(\lambda)], \quad (2)$$

где k_M – коэффициент количества меланина в коже, C – корректирующий температурный коэффициент, k_C – коэффициент интенсивности секреции сальных желез, ξ – коэффициент теплового поглощения эпидермиса, $\rho(\lambda)$ – коэффициент отражения эпидермиса.

Эксперимент. Эксперимент был поделен на два этапа:

1. Лазерный физиотерапевтический аппарат АФЛ-2 – непрерывный режим излучения (длина волны – 630 нм, плотность мощности 0,1 мВт/мм²) [2, 4];