

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,  $\xi$  – 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/мм<sup>2</sup>) [2, 4];

2. Аппарат МИТ-МТ с излучателем для гинекологии (длина волны – 460 нм, плотность мощности 0,1 мВт/мм<sup>2</sup>) [4].

С помощью инфракрасной камеры «MobiRM3» измерялась температура кожи подопытных.

Температура облучаемого объекта измерялась до начала облучения и каждую следующую минуту на протяжении периода проведения эксперимента, который длился 6 минут.

Взаимодействие лазерным излучением в двух этапах происходило на участок кожи правой и левой рук над пястью указательного пальца (рис. 1). Расстояние от источника лазерного излучения до биологического объекта – 1,5 см.

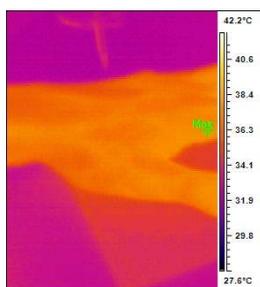


Рисунок 1 – Облучаемый участок объекта: (левая рука)

На первом этапе эксперимента были измеренные изменения температуры у 10 подопытных с III типом кожи и у 1 подопытного с VI типом кожи. Тип кожи был определен на основании классификации Томаса Фицпатрика (состоит из 6 типов). Возраст подопытных – от 20 до 23 лет. Нормальное состояние здоровья. Телосложение – худощавое. Вес: от 50 до 70 кг.



Рисунок 2 – Фото эксперимента (III тип кожи)

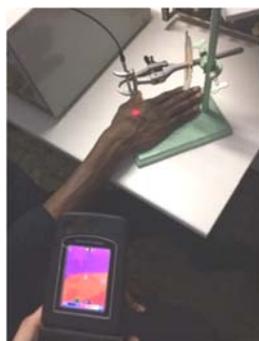


Рисунок 3 – Фото эксперимента (VI тип кожи)

На втором этапе эксперимента было изменено изменение температуры у 10 подопытных

с III типом кожи. Возраст подопытных – от 20 до 23 лет. Нормальное состояние здоровья. Телосложение – худощавое. Вес: от 50 до 70 кг. А также было проведено эксперимент с VI типом кожи и проведено сравнение по результатам эксперимента с III типом кожи.

Исследования проводились при разной температуре внешней среды (Тв.с.), температура в лаборатории колебалась от 20°C до 22°C.

**Результаты.** На графике этапа 1 (Рис. 4) есть сравнение изменения температуры под воздействием ЛИ с длиной волны 0,63 мкм.

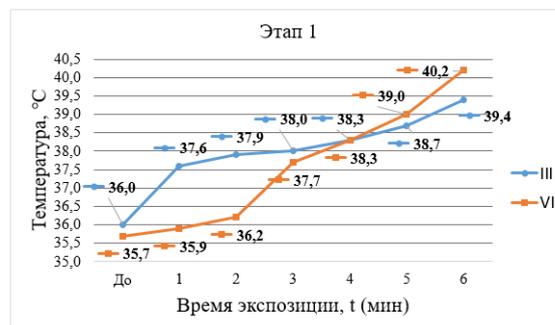


Рисунок 4 – График сравнения результатов первого этапа эксперимента

На графике этапа 2 (Рис. 5) показано сравнение изменения температуры под воздействием ЛИ с длиной волны 0,46 мкм.

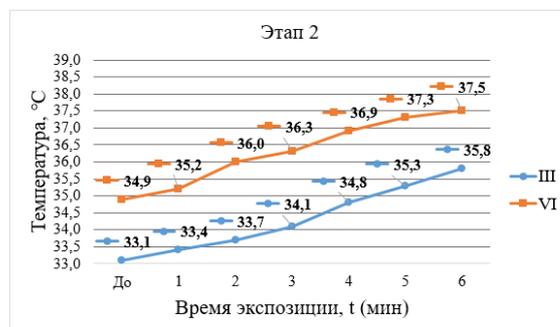


Рисунок 5 – График сравнения результатов второго этапа эксперимента

**Выводы.** При воздействии излучения на кожу возникают аппаратные погрешности (1-5) % в измерениях в связи с недостаточной точностью регистрации температуры тепловизором. Также нужно учитывать множество факторов таких как изменения температуры окружающей среды (5-7) %, а также особенности физиологии каждого человека, которые имеют непосредственное влияние на получаемые результаты. Проанализировав полученные данные можно сделать выводы, что термические свойства отличаются в разных типах кожи и кожа, соответственно, реагирует на воздействие ЛИ с некоторыми различиями, а точнее более темная кожа нагревается быстрее, светлая медленнее. Но в связи с малым количе-

ством меланина, что уменьшат защиту, в коже типов I-III нужно особо тщательно подходить к выбору мощности, длины волны и времени облучения, чтобы не нанести повреждения облучаемому объекту.

Подбор лазерного терапевтического аппарата и параметров лазерного излучения должен зависеть от места воздействия, характера влияния и эффективности результата терапии.

### Литература

1. Тымчик Г.С. Мониторинг изменений температур при лазерной терапии / Г.С. Тымчик, Н.Ф. Терещенко, М.Р. Печена // Вестник НТУУ «КПИ». Серия приборостроения, 2014. – Вып. 47. – С. 156–162.

2. Тымчик Г.С. Исследования влияния лазерного излучения на температурные процессы в биологических тканях / Г.С. Тымчик, Н.Ф. Терещенко, О.Г. Ляшенко, О.С. Гнатейко // Вест-

ник НТУУ «КПИ». Серия приборостроения, 2015. – Вып. 49. – С. 153–158.

3. Шмендель О.Г. Математическая модель температурных изменений в биологических тканях при лазерном облучении с учетом типа кожи / О.Г. Шмендель, Н.Ф. Терещенко // XVI Международная научно-техническая конференция «Физические процессы и поля технических и биологических объектов». Кременчуг, 2017. – С. 90–92.

4. Шмендель О.Г. Влияние лазерного излучения разных длин волн на температурные процессы в биологических тканях / О.Г. Шмендель, Н.Ф. Терещенко // Лазерная хирургия. Материалы научно-практической конференции «Лазерные технологии в клинической медицине: современные тенденции развития в Украине» / укл. В.В. Холин, А.В. Корунець. – Черкассы : Вертикаль. Издатель С.Г. Кандич, 2018. – 298 с.ил. – С. 253–260, с. 253–260.

УДК 681.7.012:681.785.4

## ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ ЭКСЦЕНТРИСИТЕТА ЭЛЛИПСОИДАЛЬНОГО РЕФЛЕКТОРА НА ОСВЕЩЕННОСТЬ В ФОТОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ

Гелич И.В.

*Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина*

Диагностические средства в биофотонике, как и любые оптико-электронные приборы, могут содержать в своем составе огромную номенклатуру по конфигурации и размерам оптических элементов и систем. Причем несколько качественно изготовлены и проконтролированы оптические элементы, настолько и точной будет биомедицинская диагностика. Развитие стеклообрабатывающих технологий и рост требований к таким измерительным средствам привело к широкому внедрению оптических деталей с несферическим (асферичным) профилем поверхности. Не смотря на значительно меньше габариты оптической системы, они позволяют получить высокие передающие и аберрационные характеристики.

Фотометрия мутных сред, в том числе и биологических, имеет ряд функциональных особенностей, которые накладывают отпечаток на критерии качества при оценке оптических систем. Так, например, самым распространенным методом в оптике биотканей является метод интегрирующих сред, основными требованиями к которым являются сферичность внутренней поверхности и качество диффузного покрытия, обеспечивающие равномерное рассеивание внутри сферы. Контроль формы и покрытия в этом случае достаточно хорошо отработаны. Но вместе с тем, интегральность регистрируемых потоков существенно ограничивает возможности фотометрии интегрирующими сферами. Большим

функционалом обладает фотометрия эллипсоидальными рефлекторами [1, 2], для которой уже также хорошо разработаны методы изготовления и контроля формы внутренней отражающей поверхности [3, 4]. Как известно, оптические элементы с несферическим профилем поверхности менее склонны к различным видам аберраций, что делает использование их типовых конфигураций в качестве хорошего решения в оптике светорассеивающих сред.

Фотометры с эллипсоидальными рефлекторами (ЭР) представлены как измерительные средства при исследовании оптических свойств биологических тканей. Основной конструктивной особенностью таких фотометров является его техническое исполнение, основанное на использовании рефлектора с внутренней отражающей поверхностью в виде усеченного по фокальным плоскостям эллипсоида вращения. Спектральный диапазон работы фотометров с ЭР зависит от параметров лазерного источника и отражающих свойств внутренней зеркальной поверхности эллипсоида вращения.

Используя фотометры с ЭР, преимущественно имеют дело с регистрацией полного пропускания, диффузного пропускания и отражения, а также коллимированного пропускания. Некоторые типы фотометров имеют конструкцию, обеспечивающую возможность регистрации, кроме указанных, еще и коллимированного от-