

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];

2. Аппарат МИТ-МТ с излучателем для гинекологии (длина волны – 460 нм, плотность мощности 0,1 мВт/мм²) [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.

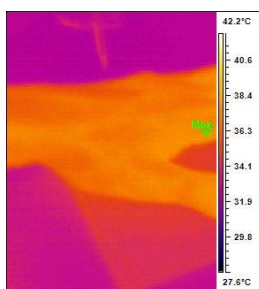


Рисунок 1 – Облучаемый участок объекта: (левая рука)

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.

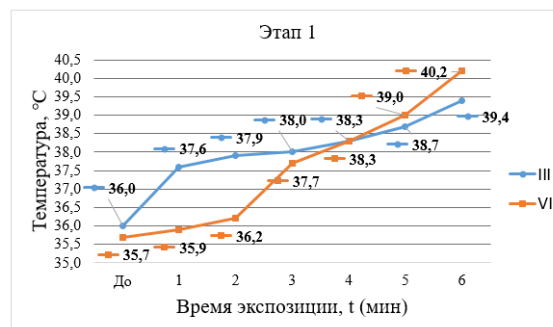


Рисунок 4 – График сравнения результатов первого этапа эксперимента

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

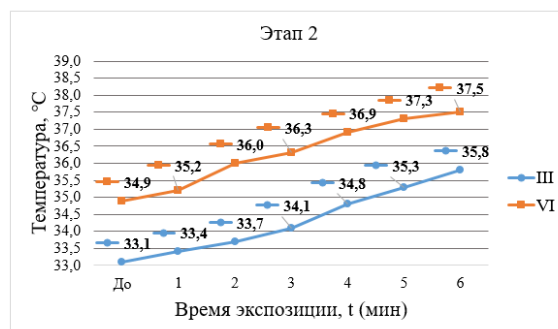


Рисунок 5 – График сравнения результатов второго этапа эксперимента

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-