

Дискретизация ТРДС спектров SMD лампы производилась (рисунок 4) аналогично как для нитевидной лампы. Анализ спектров данной лампы показывает существенный вклад радиатора (R4, R5) в тепловое сопротивление лампы.

На рисунке 5 показана эффективная площадь растекания теплового потока в обоих типах ламп при распространении тепла от кристаллов СД в окружающую среду. Из рисунка 5 видно, что в начальной области ( $10^{-4}$ - $10^{-2}$  с) тепловое растекание нитевидного излучателя более эффективно чем SMD, за счет его большей площади, далее в диапазоне 0,1-1 с растекание теплового потока определяется параметрами керамической подложки и РСВ платы в SMD лампе и сапфировой подложки в нитевидной лампе, далее (1-100 с) при растекании тепла, за счет конвекции внутри колбы, возникает сужение эффективной площади теплового потока в виде характерного “бутылочного горлышка”, что свидетельствует о наличии зон неравномерного нагрева в РСВ плате и сапфировой подложке. Для времен нагрева более  $10^2$  с (внешнее растекание) растекание тепла происходит более эффективно в лампе с нитевидными излучателями.

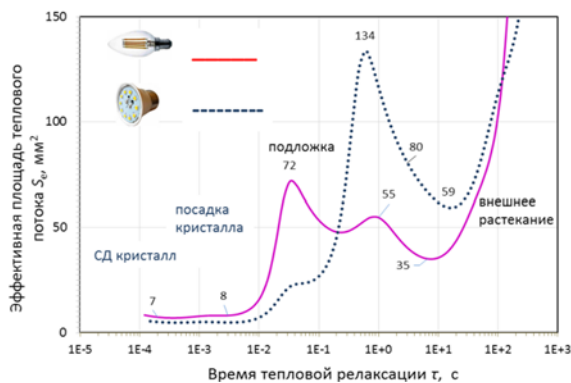


Рисунок 5 – Распределение эффективной площади сечения теплового потока по элементам структуры обоих типов ламп

Необходимо также отметить, что при удалении стеклянной колбы лампы с нитевидными излучателями или ее деградации, приводящей к замене гелия воздухом, резко возрастает тепловое сопротивление R4 и еще больше уменьшается площадь теплового потока в области R4 из-за гораздо более низкой теплопроводности воздуха.

Таким образом, методом ТРДС исследованы структура тепловых сопротивлений и профили растекания теплового потока в светодиодных лампах различных типов – достаточно эффективной лампе с нитевидными излучателями и, для сравнения, стандартной SMD лампе. Установлен вклад в полное тепловое сопротивление и в профиль растекания теплового потока каждого из элементов структуры ламп. Показано, что метод ТРДС позволяет подробно исследовать особенности тепловой конструкции сложных светодиодных приборов с целью снижения их перегрева.

### Литература

1. Vaskou, A.S. Diagnostics of the technological characteristics of high-power transistors using relaxation impedance spectrometry of thermal processes / A.S. Vaskou [et al.] // Russian Microelectron. 2015. Vol. 44, No. 8. P. 579–584.
2. Васьков, О.С. Метод тепловой релаксационной спектроскопии и определение параметров светодиодов / О.С. Васьков, В.К. Кононенко, В.С. Нисс // Докл. БГУИР. – 2011. – № 4. – С. 74–79.
3. Bumai, Yu.A. Measurement and analysis of thermal parameters and efficiency of laser heterostructures and light-emitting diodes / Yu.A. Bumai, A.S. Vaskou, V.K. Kononenko // Metrology and Measurement Systems. – 2010. – Vol. 17, No. 1. – P. 39–46.
4. Бумай, Ю.А. Релаксационный импеданс-спектрометр тепловых процессов / Ю.А. Бумай [и др.] // Электроника инфо. – 2010. – № 3. – С. 58–59.

УДК 535.2:535.361:53.043

### МОНТЕ-КАРЛО СИМУЛЯЦИЯ ПРОСТРАНСТВЕННОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ РАССЕЯННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ ПРОСВЕТЛЕНИИ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА Вириченко А.А., Безуглая Н.В.

Национальный технический университет Украины «Киевский Политехнический Институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

Применение оптических методов для визуализации неоднородностей в различных слоях биологических тканей (БТ), имеет ряд преимуществ по сравнению, например, с визуализацией тканей и структур рентгеновскими или магнитно-резонансными методами. В частности, это простота реализации, безопасность и низкая стоимость [1]. Благодаря последним достижениям оптики, динамично развиваются также техноло-

гии лазерной хирургии и оптической томографии [2].

Однако важной проблемой при реализации этих методов остается транспорт зондирующего излучения в биологическую ткань. Эти трудности связаны со сложным характером взаимодействия излучения с тканью и обусловлены ее оптической неоднородностью, а именно разницей показателей преломления структурных компо-

ментов. При этом возникает значительное рассеяние излучения, особенно для спектральных диапазонов видимого и инфракрасного излучения, которое негативно влияет на глубину проникновения и разрешение при проведении многих оптических исследований.

Наиболее эффективным решением этой проблемы является метод «оптического просветления», который позволяет управлять оптическими параметрами БТ за счет замещения внутритканевой жидкости биосовместимым иммерсионным агентом. Поскольку данная жидкость обладает достаточно высоким показателем преломления, то при введении ее в внутритканевую жидкость БТ, происходит согласование показателей преломления рассеивателей и окружающей их среды. При этом рассеивание значительно уменьшается [1, 3], а глубина проникновения увеличивается от 1.2 раза до 35 раз в зависимости от метода визуализации, типа иммерсионного агента и длины волны [4].

В данной работе на основании модельного эксперимента получены результаты исследования влияния продолжительности оптического просветления на пространственное распределение оптического излучения, а именно на индикатрису рассеивания.

Моделирование пространственного распределения излучения в БТ проводилось на основании методики [5, 6] с использованием метода Монте Карло для тканей грудной части тела, которая была представлена четырьмя слоями (роговой слой, эпидермис, дерма, жировой слой) для модельного эксперимента *in vitro* и пятью (роговой слой, эпидермис, дерма, жировой слой, мышечная ткань) – для *in vivo*. Мышечная ткань обеспечит моделирование в условиях *in vivo* за счет того, что использованное излучение длиной 632,8 нм проникает в ткани кожи на глубину до 2 мм [4].

В условиях данного модельного эксперимента принято, что иммерсионный агент производил влияние на роговой слой, эпидермис и дерму. Поэтому, оптические параметры для жирового слоя и мышечной ткани не изменялись и были получены на основании работы [7]. В тоже время, наблюдались динамические изменения показателя рассеивания в роговом слое, эпидермисе, дерме в зависимости от времени просветления [7].

Моделирование производилось для просветления тканей от 0 до 120 мин с шагом в 10 мин. Согласно методики [8, 9] получены графики индикатрис рассеивания для четырехслойной и пятислойной модельных тканей грудной части тела, которые представлены на рис. 1 и рис. 2, соответственно.

Из этих рисунков видно, что диффузное рассеяние вперед и назад практически не изменяется в процессе оптического просветления. Значительные изменения происходят в коллимирован-

ном отражении и пропускании четырехслойной среды. Для их оценки построены графики зависимости средних значений коллимированного пропускания и отражения от времени просветления, которые показывают, что коллимированное отражение после 30 мин просветления практически не изменяется. В тоже время, коллимированное пропускание возрастает по экспоненциальному закону примерно в 5 раз, что соответствует данным других авторов [4].

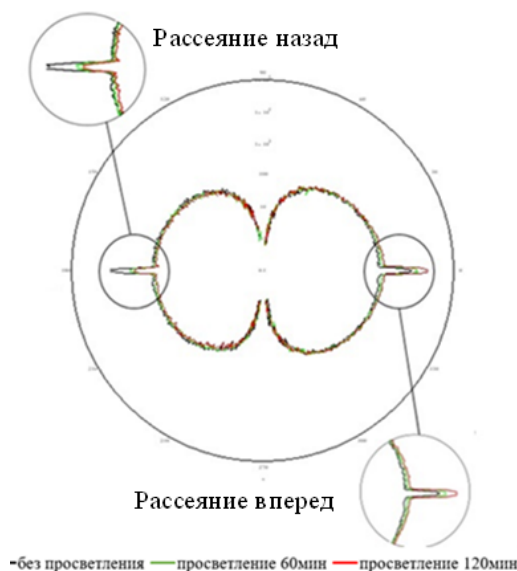


Рисунок 1 – Индикатриса рассеивания четырехслойной модельной тканью для различного времени просветления

Относительно рис. 2 можно сказать, что для пятислойной ткани присуще только рассеяние назад, причем просветление практически не влияет на коллимированное отражение.

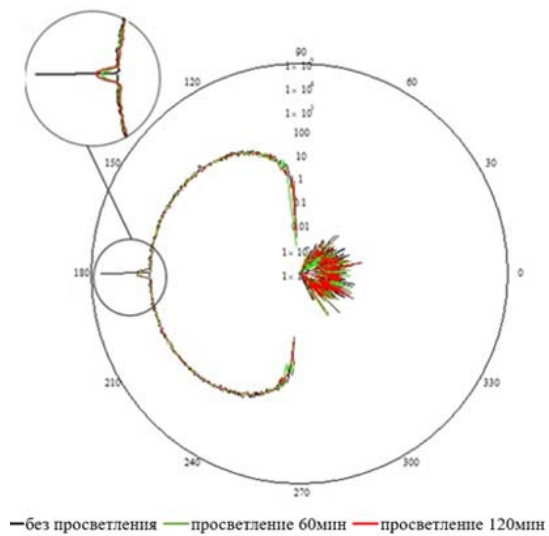


Рисунок 2 – Индикатриса рассеивания пятислойной модельной тканью для различного времени просветления

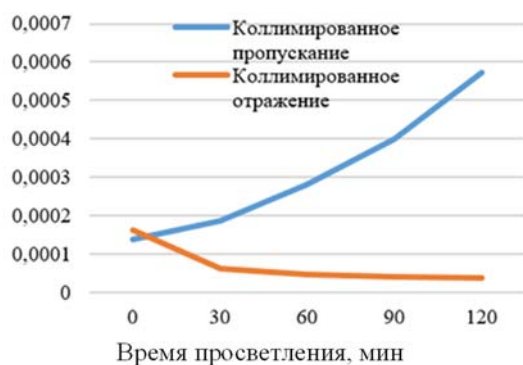


Рисунок 3 – Зависимость средних значений коллимированного пропускания и отражения от времени просветления для четырехслойной модельной ткани

Отсутствие коллимированного пропускания и не большие значения диффузного рассеивания вперед обусловлены тем, что излучение не проходит последний слой.

Исходя из полученных результатов, можно сделать вывод о возможности применения метода пространственной фотометрии [8, 9] для определения степени просветления ткани, а также степени увеличения глубины проникновения.

#### Литература

- Генина Э.А. Оптическое просветление черепной кости многокомпонентными иммерсионными растворами и визуализация церебрального венозного кровотока / Генина Э.А., Башкатов А.Н., Семякина-Глушкова О.В., Тучин В.В. // Изв. Сарат. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика. – 2017. – № 17(2). – С. 98–110.
- Jhao-Ming Yu. Design for source-and-detector configuration of a ring-scanning-based near-infrared optical imaging system / Jhao-Ming Yu, Min-Cheng

Pan, Min-Chun Pan. // Optical Engineering. – 2014. – № 53. – С. 011002–1

3. A.N. Bashkatov Measurement of tissue optical properties in the context of tissue optical clearing / A.N. Bashkatov, Kirill V. Berezin, Konstantin N. Dvoretzkiy, Valery V. Tuchin, J. // Biomed. Opt. – 2018. – № 23(9). – С. 091416.

4. Генина Э.А. Управление оптическими свойствами биологических тканей : дис. докт. физ.-мат. наук : 03.01.02 / Генина Э.А. – Саратов, 2017. – 388 с.

5. Безугла Н.В. Вплив осевої анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло / Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, К.П. Вонсевич // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2015, № 1 (99). – С. 85–91

6. Bezuglyi M. On the Possibility of Ellipsoidal Photometry and Monte Carlo Simulation to Spatial Analysis of Biological Media / Bezuglyi M., Bezuglaya N., Viruchenko A. // IEEE 37th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO). – 2017. – С. 321–324.

7. И.В. Меглинский Квантовая электроника / И.В. Меглинский, А.Н. Башкатов, Э.А. Генина, Д.Ю. Чурмаков, В.В. Тучин / 2002 – № 10(32). – С. 875–882.

8. Безугла Н.В. Просторова фотометрія біологічних середовищ / Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, В.А. Шаргородський // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології – 2015. – № 2(30). – С. 40–49.

9. Безугла Н.В. Осьова анізотропія розсіявання біологічних середовищ / Н.В. Безугла // «Приладобудування: стан і перспективи»: тези доповіді. – К. : Політехніка, 2015. – С. 156–157.

УДК 535.2:616.71

### ОПТИЧЕСКАЯ ИДЕНТИФИКАЦИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИ ИЗМЕНЁННЫХ ТКАНЕЙ МЕТОДОМ ЗЕРКАЛЬНЫХ ЭЛЛИпсоИДОВ ВРАЩЕНИЯ

Воронков Р.О., Безуглый М.А.

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

Широко известно, что биологические ткани вследствие оптической неоднородности, избирательно влияют на падающее и проникающее в них лазерное излучение. При этом одной из характеристик, которые определяют степень прямого или обратного распространения излучения в биологической среде, является объемное рассеяние. В свою очередь основным источником рассеяния света в биологических тканях (БТ) является различие в значениях показателей преломления их компонент, т. е. между митохондриями, ядром, другими компонентами и цитоплазмой клеток; или же внутритканевой жидко-

стью и структурными элементами соединительной (фиброзной) ткани (коллагеновыми и эластиновыми волокнами) [1]. Следует отметить, что данные структурные элементы (их размеры, количество, а иногда и присутствие) определяют степень нормального или патологического функционирования органа, в состав ткани которого они входят. Потому очевидным является тот факт, что изменения в этих структурных элементах повлекут изменения в характере рассеяния света, которое для точности диагностики необходимо зарегистрировать с минимальными потерями и обработать.