$$\frac{\partial S_{A\max}}{S_T} = \frac{\partial R_{A\max}}{R_{ZA}} \cdot k_{y.ens}$$
(2)

Очевидно, что кровоснабжение региона должно определяться массой тканей этого региона, поэтому изменения сечения площади $\partial S_{A\max}$, на S_T можно рассматривать как попытку приведения $\partial S_{A\max}$ до какого-то стандарта для уменьшения зависимости от конкретной области установки электродов, $k_{y,ens}$ – коэффициент влияния ультразвука.

Для оценки эластичности свойств рассмотрим простейшую модель исследуемого участка сосудистой системы, в которой эластичные свойства большой артерии отобразим в виде некоторой емкости C_1 , инерционность массы крови между артерией и следующими средними и мелкими артериями представим в виде индуктивности L_{KP} , эластичные свойства средних и мелких артерий – представим в виде емкости C_2 , и, наконец, периферическое сопротивление – в виде некоторого активного сопротивления R_{nep} . Обозначим СОК – систолический объем кровотока за период Т.

Для определения параметра СОК можно использовать либо методику сжатия вены и оценки прироста кровенаполнения вены за период, или совместную обработку реосигналов исследуемой артерии и аорты.

Для определения параметра *СОК* с учетом влияния ультразвука на систолический объем кровотока введем параметр коэффициента влияния ультразвука $k_{y,eng}$ тогда:

$$COK = y \frac{p_k L^2 \partial R_{COK}}{R_r^2} \cdot k_{y.enn}$$
(3)

L – расстояние между потенциальными электродами; ∂R_{COK} – прирост сопротивления между потенциальными электродами при пережиме вены за период; R_{zA} – базовое сопротивление, соответствующее моменту определения значения R_{COK} ; y – коэффициент, учитывающий соотношение полного объема исследуемого участка сосудистой системы и объема между потенциальными электродами; $k_{y.ens}$ – коэффициент влияния ультразвука.

Для определения динамики изменений реогафических параметров биологических тканей при воздействии ультразвука были проведены ряд экспериментов, с воздействием ультразвука интенсивностью от 0,1 Вт / см² до 1,0 Вт / см².



Рисунок 2 – Реограммы а) без влияния ультразвука б) с влиянием ультразвука

В результате исследований установлено, что при воздействии ультразвука терапевтических интенсивностей меняется скорость кровотока, кровенаполнение органов, пульс. На рис. 2 показана реограммы в нормальных условиях и реограммы при воздействии ультразвука. Установлены изменения параметров реограмм по амплитуде та частоте.

На основе проведенных экспериментов динамика изменения сопротивления кровотока участка руки, под воздействием ультразвука изменяется более чем на 2 %, по сравнению с реограммами без внешнего воздействия ультразвука.

Литература

1. Ультразвуковые физиотерапевтические аппараты и устройства: монография / Терещенко Н.Ф., Тимчик Г.С., Чухраев М.В., Кравченко А.Ю. Киев : КПИ им. Игоря Сикорского, Издательство «Політехніка», 2018. – 184 с.

2. Батурин А.П., Терещенко Н.Ф. Влияние ультразвука на изменения реографических характеристик // Новые направления развития приборостроения. Материалы 11-й Международной научно-техничес. конфер. молодых ученых и студ. 18-20 апреля 2018 г. / Минск, БНТУ, 2018. – 497 с., С. 7.

УДК 621.382

СРАВНЕНИЕ СТРУКТУРЫ ТЕПЛОВОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ СВЕТОДИОДНОЙ ЛАМПЫ С НИТЕВИДНЫМИ И SMD ИЗЛУЧАТЕЛЯМИ Бумай Ю.А., Васьков О.С., Нисс В.С.

Белорусский национальный технический университет, Минск, Республика Беларусь

Методом тепловой релаксационной дифференциальной спектрометрии (ТРДС), основанном на анализе переходных электрических процессов, связанных с разогревом полупроводникового прибора собственным током, исследована структура теплового сопротивления светодиодной (СД) лампы (~4 Вт) с нитевидными излучателями, а также стандартной SMD (surface-mount device) лампы (~4 Вт) с поверхностным монтажом светодиодов (рисунок 1). Колба лампы с нитевид-

ными излучателями заполнена инертным газом (гелием) с высокой теплопроводностью. Измерения тепловых параметров SMD лампы выполнены без светового диффузора. В рамках метода ТРДС получены также профили растекания теплового потока по элементам ламп.

ТРДС метод, а также релаксационный импеданс-спектрометр тепловых процессов, на котором проведены измерения, разработаны в Белорусском национальном техническом университете и успешно применены для анализа мощных транзисторов, светодиодов, гетеролазеров. Подробное описание ТРДС метода приведено в работах [1–3], импеданс спектрометра – в работе [2].



Рисунок 1 – Внешний вид исследуемых ламп с нитевидными и SMD излучателями и их схематическая структура

На рисунке 2 приведены зависимости температур перегрева SMD лампы и лампы с нитевидными излучателями от времени. Видно, что через 5 с после включения начинается существенный разогрев излучателя SMD лампы, причем для достижения стационарного режима требуется более часа, что существенно больше чем для лампы с нитевидными излучателями. Это можно объяснить наличием у SMD лампы керамического радиатора, значительно увеличивающего ее тепловую инерцию. Температура перегрева SMD лампы достигает 61°С, что соизмеримо с температурой лампы с нитевидными излучателями (58°С). При кратковременном включении, в интервале 5-500 с, перегрев излучателя нитевидной больше чем SMD лампы, а при более длительном включении SMD лампа разогревается больше.

Непрерывные, а также дискретные (полученные в рамках модели Кауера) ТРДС спектры ламп (т.е. зависимости тепловых сопротивлений элементов структуры ламп от времен их тепловой релаксации, представляющих произведения их тепловых сопротивлений на теплоемкости) показаны на рисунках 3, 4. Там же указана идентификация элементов структуры ламп, влияющих на теплоотвод.



Рисунок 2 – Зависимости температуры перегрева лампы с нитевидными излучателями и SMD лампы от времени

На рисунке 3 выделены 5 основных компонент структуры светодиодной лампы с нитевидными излучателями, определяющих полное тепловое сопротивление исследуемого образца – СД кристалл, посадка кристалла, нитевидная подложка, тепловые сопротивления растекания в газовой среде в колбе лампы и во внешнюю среду. Растекание тепла в лампе через люминофор, как правило, не существенно и при анализе не учитывалось.



Рисунок 3 – Спектр тепловых сопротивлений лампы с нитевидными излучателями



Рисунок 4 – Спектр тепловых сопротивлений SMD лампы

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 PCB 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 спектрометрии 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 импедансспектрометр 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 магнитнорезонансными методами. В частности, это простота реализации, безопасность и низкая стоимость [1]. Благодаря последним достижениям оптики, динамично развиваются также технологии 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-