

ЧПУ необходимо формирование типовых программ для базовых деталей, подвергающихся механической обработке.



Рисунок 3 – Декомпозиция функции создания обработки

Литература

1. Гурьянихин В. Ф., Автоматизированная подготовка управляющих программ для станков с ЧПУ: учебное пособие – Москва, 2011.

2. Разработка управляющих программ для систем ЧПУ : учебное пособие / И.И.Колтунов, А.С.Лобанов. – М.:МГТУ «МАМИ», 2009. – 81 с.

А.М. Галиева, В.Н. Гришанов, И.Р. Нигматулин, К.В. Черепанов

ИНЖЕНЕРНАЯ МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СПЕКТРАЛЬНОЙ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ФЛУОРИМЕТРА

(Самарский университет)

Флуоресцентные методы диагностики и контроля благодаря высокой чувствительности, методической простоте применения, аппаратурной обеспеченности и оперативности получения результатов становятся популярными во многих сферах человеческой деятельности от промышленных технологий до медицины и криминалистики. При разработке оптических систем флуориметров для медицинской диагностики и технологического контроля конструкторам приходится решать задачи выбора оптических материалов и оптико-



электронных компонентов, оптимизирующих спектральную характеристику прибора при наложенных технических, технологических и экономических ограничениях. Оптимизация конструкторских решений требует создания инженерных математических моделей спектральных характеристик основных структурных компонентов флуориметра и его оптического тракта в целом для оперативного сравнения результатов.

Флуориметр состоит из источника излучения, спектрального селектора зондирующего потока, объекта исследования, спектрального селектора излучения флуоресценции, а также фотоприёмника (рис. 1).



Рис. 1. Функциональная оптическая схема флуориметра: 1 – светодиод; 2– спектральный селектор зондирующего потока; 3 – поток зондирующего излучения; 4 – объект исследования; 5 – упруго и неупруго рассеянное излучения, в том числе, и флуоресцентное; 6– спектральный селектор излучения флуоресценции; 7– фотоприёмник

Во флуориметрах с узким функциональным назначениям в качестве источника излучения оптимально выбрать светодиод или полупроводниковый лазер, спектральных селекторов излучения – светофильтры, а фотоприёмника – фотодиод. Применение светофильтра в канале возбуждения флуоресценции объясняется тем, в спектре излучения синих и ультрафиолетовых светодиодов присутствуют дополнительные широкие длинноволновые пики [1], накладывающиеся на спектры флуоресценции, причём их наличие и параметры не оговорены в техдокументации на светодиоды.

Спектр светодиода моделируется гауссовскими функциями. Это позволяет воспроизвести все существенные особенности спектра и произвести интерпретацию параметров, входящих в модель:

$$I(\lambda) = I_{0} \times \exp\left(\frac{-(\lambda - \lambda_{0})^{2}}{c * \left(\frac{\Delta \lambda_{0}}{2}\right)^{2}}\right) + I_{n} \times \exp\left(\frac{-(\lambda - \lambda_{n})^{2}}{c * \left(\frac{\Delta \lambda_{n}}{2}\right)^{2}}\right),$$
(1)

где I_0 – интенсивность основного пика, $I_{\rm n}$ – интенсивность паразитного пика, c – коэффициент при экспоненте равный $1/\ln(2)$, λ_o , λ_n – длины волн на которых находятся сами пики, $\Delta\lambda_o$, $\Delta\lambda_n$ – ширина центрального и паразитного пиков на полувысоте, соответственно.



В приведённых ниже численных расчётах использованы параметры светодиода EOLD-365-525: $I_0 = 1$; $I_{\pi} = 3,1 \times 10^{-3}$; $\lambda_o = 369$ нм; $\Delta \lambda_o = 10$ нм; $\lambda_n = 565$ нм; $\Delta \lambda_n = 85$ нм. Здесь следует заметить, что, если параметры λ_o и $\Delta \lambda_o$ могут заимствоваться как из описаний производителя светодиодов, так и из экспериментов, то λ_n и $\Delta \lambda_n$ производителями не приводятся и являются результатом экспериментальных исследований [1].

В качестве светофильтра, подавляющего паразитное длинноволновое излучение светодиода (элемент 2 на рис. 1), - очищающего – удовлетворительной спектральной характеристикой обладает цветное оптическое стёкло УФС6. При моделировании очищающего светофильтра учитывались эффекты поглощения света в материале светофильтра в форме закона Бугера и отражения при нормальном падении (формула Френеля) на двух границах раздела воздух/светофильтр и светофильтр/воздух. Тогда коэффициент пропускания очищающего фильтра примет вид:

$$T_{oup}(\lambda) = (1 - R)^2 \times 10^{-\alpha_{oup}(\lambda) \times h_{oup}}, \qquad (2)$$

где $\alpha_{oup}(\lambda)$ – спектр коэффициента поглощения цветного оптического стекла, h_{oup} – толщина светофильтра, *R* - френелевский коэффициент отражения:

$$\mathbf{R} = \left[\left(\mathbf{n}_{ou\phi} - 1 \right) / \left(\mathbf{n}_{ou\phi} + 1 \right) \right]^2, \tag{3}$$

где $n_{ov\phi}$ – коэффициент УФС6. Формально следовало бы ввести соответствующие спектральные зависимости $n_{ov\phi}(\lambda)$ и $R(\lambda)$, но в силу малых изменений $n_{ov\phi}(\lambda)$ в рассматриваемом спектральном диапазоне зависимостью R от λ можно пренебречь. Оптические параметры УФС6 - цветного оптического стекла строго нормированы и заимствованы из ГОСТ 9411 – 91 [2]. Спектр интенсивности излучения на выходе из светофильтра примет форму $I_{ov\phi}(\lambda) = I(\lambda) \times T_{ov\phi}(\lambda)$.

Попадание упруго рассеянного объектом 4 (рис. 1) излучения на фотодиод 7 делает невозможным регистрацию весьма слабого излучения флуоресценции биообъектов, поэтому в оптическую схему флуориметра введён светофильтр 6 – отрезающий, который препятствует проникновению упруго рассеянного излучения к фотодиоду. Были промоделированы спектры коэффициентов пропускания $T_{om\phi,i}(\lambda)$ трёх исполнений отрезающего светофильтра: i = 1 - из нефлуоресцирующего цветного стекла ЖЗС6 толщиной $h_{oт\phi} = 3$ мм; i = 2 - из полиимидной плёнки толщиной 40 мкм; i = 3 - интерференционный светофильтр. Форма функциональной зависимости $T_{om\phi,i}(\lambda)$ для ЖЗС6 аналогична (2) с заменой $\alpha_{оч\phi}(\lambda)$ и $n_{оч\phi}$ на $\alpha_{от\phi}(\lambda)$ и $n_{от\phi}$, а для полиимидной плёнки и интерференционного светофильтра представляет собой линейную интерполяцию их экспериментальных спектров. Рассчитанные спектры пропускания отрезающих светофильтров представлены на рис. 2 в логарифмическом масштабе.

Из рис. 2 видно, что все варианты светофильтров обеспечивают подавление упруго рассеянного излучения до уровня 10⁻⁴, а наиболее крутым переходом от непропускания к пропусканию обладает интерференционный.



Труды Международной научно-технической конференции «Перспективные информационные технологии»



Рис. 2. Спектры пропускания отрезающих светофильтров: зеленым – ЖЗС6; красным - полиимидная пленка; синим – интерференционный светофильтр

Для сравнительной оценки выходного сигнала фотодиода необходимо смоделировать спектр флуоресценции кожи при возбуждении её излучением с длиной волны в области 365 нм $I_{\phi}(\lambda) = I_{\phi0} \times F_{\kappa}(\lambda)$, где $I_{\phi0}$ – максимальное значение спектральной характеристики флуоресценции кожи, которое удобно задавать в виде доли K_{ϕ} от интенсивности основного пика I_0 излучения возбуждения флуоресценции. Коэффициент K_{ϕ} характеризует эффективность преобразования энергии возбуждения в энергию флуоресцентного излучения. $F_{\kappa}(\lambda)$ – нормированный на максимальное значение спектр флуоресценции кожи.

Результатом взаимодействия излучения спектрального состава $I_{oup}(\lambda)$ с объектом исследования 4 (рис. 1), в частности, с кожей появится флуоресцентное излучение со спектром $I_{\phi}(\lambda)$ и упруго рассеянное излучение со спектром $I_{yp}(\lambda) = K_{yp}(\lambda) \times I_{oup}(\lambda)$, где $K_{yp}(\lambda)$ – спектр диффузного рассеяния кожи. Применительно к коже, возбуждаемой ультрафиолетовым излучением основного пика светодиода с малой полушириной спектра $\Delta \lambda_o = 10$ нм, зависимостью K_{yp} от λ можно пренебречь и воспользоваться для описания упруго рассеянного излучения более простым выражением $I_{yp}(\lambda) = K_{yp} \times I_{oup}(\lambda)$, выбирая значение K_{yp} из литературных источников либо эксперимента. Для разрабатываемой конструкции флуориметра математическая модель его энергетических характеристик [3] позволяет ограничить сверху значение $K_{yp} = 10^{-2}$.

После прохождения отрезающего фильтра 6 (рис. 1) спектр излучения будет описываться выражением:

 $I_{\text{отф}}(\lambda) = [I_{\phi}(\lambda) + I_{yp}(\lambda)] \times T_{om\phi,i}(\lambda) = [I_{\phi0} \times F_{\kappa}(\lambda) + K_{yp} \times I_{ou\phi}(\lambda)] \times T_{om\phi,i}(\lambda),$ (4) а вклад каждой спектральной компоненты в выходной сигнал фотодиода 7 (рис. 1) – выражением:

$$u(\lambda) = [I_{\phi 0} \times F_{\kappa}(\lambda) + K_{\rm yp} \times I_{\rm oup}(\lambda)] \times T_{om\phi,i}(\lambda) \times S(\lambda), \tag{5}$$

где $S(\lambda)$ – спектральная чувствительность фотодиода.

Численное интегрирование (5) в диапазоне длин волн (λ_{\min} - λ_{\max}), в котором функции, входящие в выражение (5), значимо отличаются от 0, в отсутствие флуоресценции, т.е. при $I_{\phi 0} = 0$, даст оценку величины фоновой оптической помехи, обусловленной не полным подавлением излучения очищающим и отрезающим фильтрами $U_{\text{ош}}$, а интегрирование в диапазоне ($\lambda_{\min,\phi}$ - $\lambda_{\max,\phi}$), в ко-



PIT 2018

тором значимо отличается от нуля интенсивность флуоресценции, т.е. $F_{\kappa}(\lambda) \neq 0$, позволяет оценить уровень полезного сигнала U_{Π} :

$$U_{_{\rm OIII}} = \int_{_{\lambda_{\rm min}}}^{_{\lambda_{\rm max}}} u(\lambda) d\lambda, \qquad (I_{_{\phi 0}} = 0); \qquad U_{_{\rm II}} = \int_{_{\lambda_{\rm min,\phi}}}^{_{\lambda_{\rm max,\phi}}} u(\lambda) d\lambda. \tag{6}$$

Модель реализована в пакете компьютерной математики Mathcad. Для параметров $h_{\text{очф}} = 3 \text{ мм}$; $n_{\text{очф}} = n_{\text{отф}} = 1,52$; $I_{\phi 0} = 10^{-4}$; $\lambda_{\text{min}} = 330 \text{ нм}$; $\lambda_{\text{max}} = 780 \text{ нм}$; $\lambda_{\text{min},\phi} = 400 \text{ нм}$; $\lambda_{\text{max},\phi} = 750 \text{ нм}$; спектральной характеристики фотодиода $S(\lambda)$ BPW21R и спектра флуоресценции кожи $F_{\kappa}(\lambda)$, заимствованного из работы [4], комбинация фильтров УФС6 толщиной 3 мм с любым из рассмотренных отрезающих способны обеспечить отношение $(U_{\text{n}}/U_{\text{om}})>10^3$, т.е. удовлетворительную работу флуориметра. Сравнительная оценка величины полезного сигнала 9,945×10⁻³ усл.ед. – для интерференционного отрезающего фильтра; 6,007×10⁻³ усл.ед. – для полиимидной плёнки и 4,531×10⁻³ усл.ед. – для светофильтра из цветного стекла ЖЗС6 толщиной 3 мм хотя и указывает на преимущество интерференционного фильтра, но даёт значения полезного сигнала одного порядка, оставляя конструктору свободу выбора с учётом технологических и экономических ограничений.

Литература

1. Гришанов, В.Н. Корректировка спектров излучения ультрафиолетовых светодиодов для возбуждения флуоресценции биообъектов. [Текст] / В.Н. Гришанов, Д.В. Корнилин, В.С. Куликов - Актуальные проблемы радиоэлектроники и телекоммуникаций - Самара: Изд-во АНО «Издательство СНЦ», 2015. – С. 150 – 152.

2. ГОСТ 9411 – 91., Стекло оптическое цветное. Технические условия. - М.: Изд-во стандартов, 1992. – 48 с.

3. Галиева, А.М. Фотометрическая модель лазерного диагностического флуориметра с точечными фотоприёмниками. [Электронный ресурс] / А.М. Галиева, К.В. Черепанов, В.Н. Гришанов - Перспективные информационные технологии (ПИТ 2017): труды Международной научно-технической конференции. – Самара: Из-во СНЦ РАН, 2017. – С. 873 – 876.

4. Дрёмин, В.В. Метод и устройство диагностики нарушений тканевого метаболизма на основе оптической спектроскопии (на примере сахарного диабета) [Текст] / В.В. Дрёмин – Дисс. к.т.н. – Орёл: ФГБОУ ВО Орловский госуниверситет, 2017. – 205 с.