

1 - данные о пациенте; 2 - режимы диагностики; 3 - результаты диагностики  
 Рисунок 1 - Окно программы диагностического флуориметра

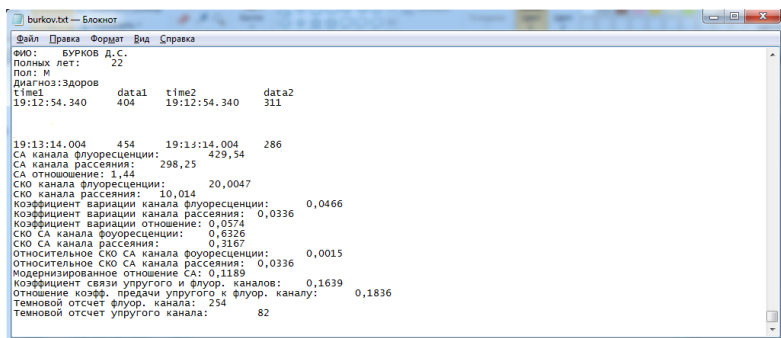


Рисунок 2 - Выходной файл

#### Список использованных источников

1. Kornilin D.V., Grishanov V.N., Zakharov V.P., Burkov D.S. Portable fluorescence meter with reference backscattering channel. Proc. SPIE, 2016; 9961. 99610C: 1-8. doi:10.1117/12.2237135

УДК 681.785.542

## МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ФЛУОРИМЕТРА: ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ УГЛА НАКЛОНА ФОТОДИОДА НА ВЫХОДНОЙ СИГНАЛ

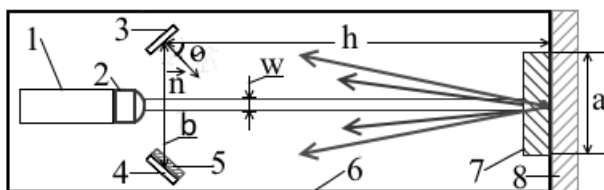
А.М. Галиева, Ю.А. Гиренок, В.Н. Гришанов  
 Самарский университет, г. Самара

Прибор, измеряющий интенсивность автофлуоресценции кожи (АФК), по которой можно оценить содержание конечных продуктов гликирования (КПГ), называется диагностическим флуориметром. Зная уровень КПГ

можно прогнозировать осложнения при диабете, ишемической болезни сердца, операциях по пересадке почек и хроническом гемодиализе, так же можно определить биологический возраст кожи и оценки активности процессов биоокисления в тканях [1].

Структурная схема флуориметра изображена на рис. 1 [2]. В модели предполагается использование лазерного модуля с полупроводниковым лазером и регулируемым коллиматором 2. Оптико-механическая часть флуориметра заключена в непрозрачный кожух 6 с входным окном 7 и содержит лазерный модуль 1, отсекающий фильтр из цветного оптического стекла 5 и два фотодиода. Фотодиод 4 канала измерения АФК интегрирует участок спектра, выделенный фильтром, отсекающим излучение возбуждения. Фотодиод 3 опорного канала (без отсекающего фильтра) обеспечивает интегрирование всего спектра рассеянного кожей света, в котором превалирует упруго рассеянная компонента. Опорный канал предназначен для нормировки сигнала АФК на индивидуальные свойства кожи.

Построение фотометрической модели флуориметра позволяет количественно оценивать влияние различных параметров на уровень сигнала. Это ускоряет и упрощает разработку его конструкции, если в неё заложить конструктивные параметры прибора. К основным конструктивным параметрам относятся (рис. 1): расстояние от биообъекта до центра фотодиода  $h$ , расстояние между центрами фотодиодов  $b$ ,  $\vec{n}$  вектор, по которому направлена ось индикатрисы чувствительности фотодиода, размер стороны квадратного окна  $a$  и радиус пучка лазерного излучения  $w$ , угол наклона фотодиода  $\theta$ . Влияние последнего параметра будет подробно рассмотрен в этой статье.



1 – лазерный диод, 2 – коллиматор, 3 – фотодиод опорного канала, 4 – фотодиод канала измерения автофлуоресценции, 5 – отсекающий светофильтр, 6 – корпус, 7 – защитное стекло, 8 – исследуемый биообъект

Рисунок 1 - Структурная схема флуориметра

Подход к построению математической модели диагностического флуориметра рассмотрен в статье [3]. В ней подробно описаны формулы, по которым рассчитываются выходные сигналы на фотодиодах при  $\theta = 0$ . Дополнив их выражениями для произвольного  $\theta$  можно оценить его влияние на сигнал:

$$OD = b - h \cdot \operatorname{tg} \theta, \quad (1)$$

$OD$  – расстояние между центрами окна и фотодиода, где  $b$  – расстояние между фотодиодами,  $\theta$  – угол, который образует ось индикатрисы чувствительности  $\vec{n}$  с нормалью к исследуемой поверхности.

Тогда расстояние между элементарной площадкой и центром фоточувствительной площадки  $DC$  будет описываться выражением:

$$DC = \sqrt{y^2 + (x - OD)^2}, \quad (2)$$

Пусть  $\beta$  – это угол между направлением распространения излучения от элементарной площадки в сторону фотодиода и осью его индикатрисы чувствительности  $\vec{n}$ , тогда по теореме косинусов:

$$\cos \beta = \frac{r^2 + \left(\frac{h}{\cos \theta}\right)^2 - DC^2}{2 \cdot r \cdot \frac{h}{\cos \theta}}, \quad (3)$$

$$U = \frac{\frac{a}{2} \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \int \frac{\cos \varphi \cdot \cos \beta}{r^2} dx dy}{a^2}, \quad (4)$$

$U$  – сигнал на фотодиоде, когда  $\theta$  варьирует от  $0^\circ$  до  $90^\circ$ ;  $r$  – расстояние от элементарной площадки до фотодиода.

Результаты моделирования, при  $a=10$  мм,  $b=10$  мм,  $h=15$  мм представлены на рис. 2. Наибольший уровень сигнала наблюдается при  $\theta=32^\circ$ .

$$Q = \frac{U_{32^\circ}}{U_{0^\circ}} = 1,168, \quad (5)$$

где  $Q$  – энергетический выигрыш от наклона фотодиода.

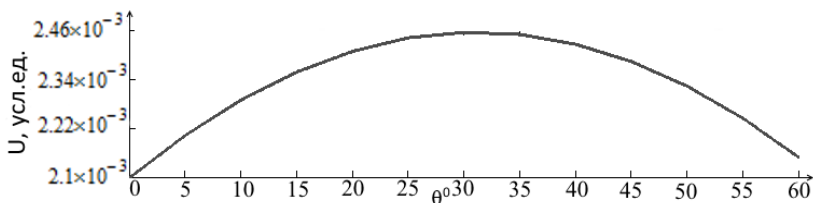


Рисунок 2 - Зависимость сигнала от угла  $\theta$

Модель количественно показала, что в допустимых конструктивных рамках наклоном фотодиода можно получить почти 17% приращение выходного сигнала. Она выполнена в пакете компьютерной математики Mathcad, в который закладываются фотометрические модели компонент

оптической системы, описанные выше. Заданные явно математические функции обеспечивают открытость модели в целом и доступность её модификации пользователем.

Список использованных источников

1. Meerwaldt, R. Simple non-invasive assessment of advanced glycation endproduct accumulation [Текст] / R. Meerwaldt, R. Graaff, P. H. N. Oomen et al. // Diabetologia, 2004; 47: 1324– 1330.

2. Kornilin, D.V. Portable fluorescence meter with reference backscattering channel [Электронный ресурс] / D.V. Kornilin, V.N. Grishanov, V.P. Zakharov, D.S. Burkov // Proc. SPIE, 2016; 9961. 99610C: 1-8. doi:10.1117/12.2237135.

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 / под ред. С.А. Прохорова. – Самара: Издательство Самарского научного центра РАН, 2017. – С. 873 – 876.

УДК 681.785

## **ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ ФЛУОРИМЕТР И ЕГО КЛИНИЧЕСКАЯ АПРОБАЦИЯ У ПАЦИЕНТОВ С ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНЬЮ СЕРДЦА**

В.С. Куликов<sup>1</sup>, В.Н. Гришанов<sup>1</sup>, Д.Е. Копаев<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Самарский университет, г. Самара

<sup>2</sup> Самарская областная клиническая больница им. В.Д. Середавина,  
г. Самара

Измерение интенсивности вынужденной эндогенной флуоресценции кожи – автофлуоресценции (АФ) - *in vivo* с диагностическими целями интенсивно внедряется в медицинскую практику многими научными группами. За рубежом был разработан прибор AGE Reader, чей принцип работы базируется на возбуждении ультрафиолетовым (УФ) излучением ртутной лампы автофлуоресценции кожи, обусловленной накоплением в ней конечных продуктов гликирования (КПГ). В качестве фотоприемника в AGE Reader применяется спектрометр [1]. В разработанном нами приборе ртутная лампа была заменена на УФ-светодиод, а в целях снижения стоимости спектрометр заменен на пару фотодиодов, посредством которых организованы 2 фотоприёмных канала: канал измерения интенсивности АФ и канал измерения интенсивности упругого рассеяния УФ излучения кожей. Испытания разработанного флуориметра позволили выявить возрастные отличия кожи [2], а настоящее исследование посвящено апробации прибора на больных ишемической болезнью сердца (ИБС), т.к.