



А.М. Галиева, К.В. Черепанов, В.Н. Гришанов

ФОТОМЕТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ЛАЗЕРНОГО ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ФЛУОРИМЕТРА С ТОЧЕЧНЫМИ ФОТОПРИЁМНИКАМИ

(Самарский университет)

Диагностический флуориметр – прибор, предназначенный для измерения интенсивности автофлуоресценции кожи (АФК), по которой можно оценить содержание конечных продуктов гликирования (КПГ). По их содержанию прогнозируются осложнения при диабете, ишемической болезни сердца, операциях по пересадке почек и хроническом гемодиализе, а также этот метод используется в дерматологии для определения биологического возраста кожи и оценки активности процессов биоокисления в тканях [1]. Структурная схема флуориметра изображена на рис. 1а [2]. В разработке 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 ускорит и упростит разработку его конструкции, если в неё заложить конструктивные параметры прибора. Тогда модель позволит оперативно рассчитывать их влияние на поток излучения, достигающего фотоприёмника. К основным конструктивным параметрам относятся (рис. 1а): расстояние от биообъекта до фотодиода h , расстояние между фотодиодами L , размер стороны квадратного окна a и радиус пучка лазерного излучения w . Последним параметром в реализованной конструкции легко управлять коллиматором, поэтому вызывает интерес решение задачи оптимизации значения радиуса пучка на объекте для достижения максимума потока флуоресцентного излучения на фотоприёмнике.

В модели принято (рис. 1б), что фотодиоды точечные и они расположены в плоскости xOz . В силу симметрии достаточно рассмотреть поток, падающий на один из фотодиодов. Он находится в точке D , ось его индикатрисы чувствительности направлена по вектору \vec{n} . Он имеет координату b по оси x и координату h по оси z , вектор $\vec{p}(1)$ – это проекция вектора $\vec{r}(2)$ на плоскость xOy φ – угол между \vec{n} и \vec{r} . Точка $C(x_c; y_c)$, принадлежит участку биоткани, которая в данной модели принимается ламбертовской [3].

Из физических соображений ясно, что поток излучения будет больше тогда, когда фотодиод расположен ближе к биообъекту (плоскость xOy) и ближе к центру (к оси z), но реально воплотить такую конструкцию невозможно, так как



есть ограничения на корпуса фотодиодов, размеры держателей и светофильтров. Поэтому задача модели состоит в том, чтобы оптимизировать геометрические параметры с учётом конструктивных ограничений.

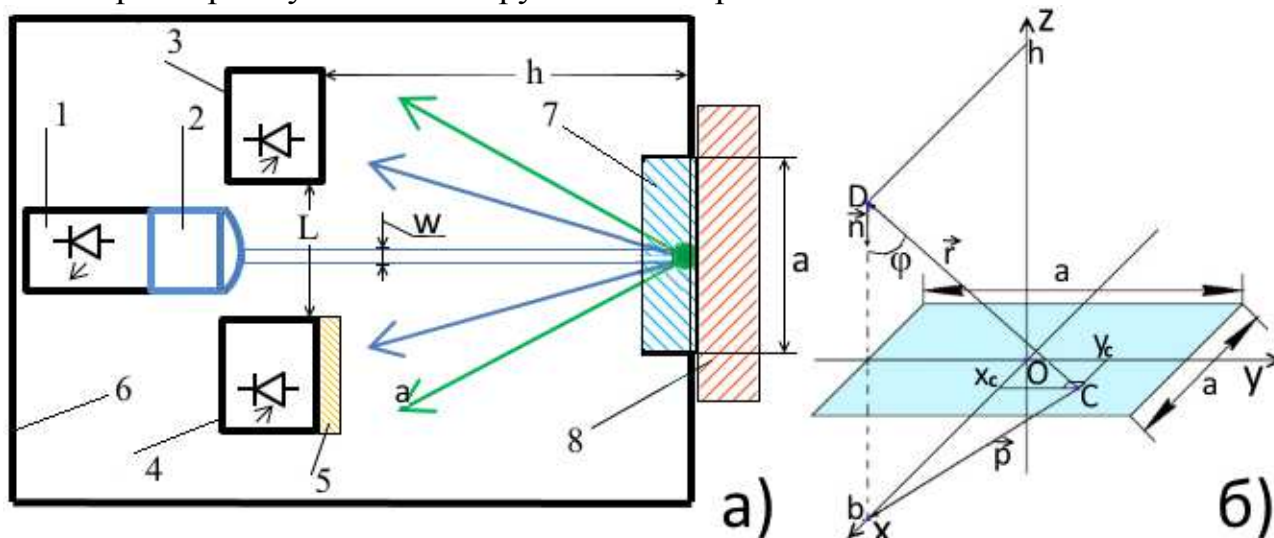


Рис. 1. Структурная (а) и геометрическая (б) схемы флуориметра а): 1 – лазерный диод, 2 – коллиматор, 3 – фотодиод измерительного канала, 4 – фотодиод опорного канала, 5 – светофильтр, 6 – корпус, 7 – защитное стекло, 8 – исследуемый биообъект

Для построения адекватной модели фотодиода BPW21r, зарекомендовавшим себя в подобных разработках [2], было проведено сравнение его паспортной [4] индикатрисы чувствительности с косинусоидальным законом, которое показало их малое отличие (рис. 2). Поэтому в модели для неё принят косинусоидальный закон.

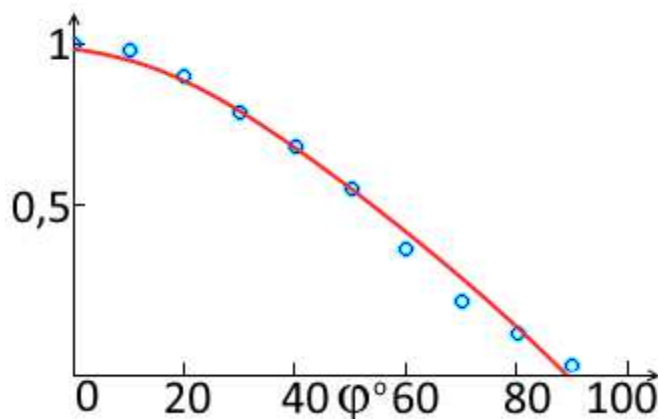


Рис. 2. Сравнение паспортной индикатрисы чувствительности фотодиода с косинусоидой: — — косинусоида; ооо — паспортная индикатриса.

Моделировался случай, когда квадратная площадка $a \times a$ равномерно освещена, и является равномерным источником излучения. Варьировались параметры h и a . Расстояние от фотодиода до оси z – b принималось равным 6 мм. Тогда (рис. 1б) для элементарной площадки, центр которой совпадает с точкой С будем иметь:

$$p = \sqrt{(x_c - b)^2 + y_c^2} \quad (1)$$



$$r = \sqrt{p^2 + h^2} \quad (2)$$

$$\cos\varphi = \frac{h}{r}. \quad (3)$$

Для индикатрисы чувствительности фотодиода $D(\varphi)$ принимаем:

$$D(\varphi) = \cos\varphi. \quad (4)$$

Обозначив коэффициент пропорциональности k , определяющий эффективность возбуждения флуоресценции и рассеяния, а также с учётом индикатрисы чувствительности фотодиода будем иметь сигнал dU от элементарной площадки:

$$dU = \frac{k \cdot \cos\varphi}{r^2} D(\varphi) dx dy. \quad (5)$$

Тогда сигнал от всей освещённой площади U получается путем интегрирования сигналов от элементарных площадок

$$U = k \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \frac{\cos\varphi^2}{r^2} dx dy, \quad (6)$$

и будет зависеть от конструктивных параметров.

Результаты моделирования для равномерного распределения плотности представлены на рис. 3. Величина сигнала слабо зависит от размера облучаемой области. Большее влияние на величину входного сигнала оказывает расстояние от облучаемой поверхности до фотодиода (ср. графики для $h=10, 15, 20$ мм)

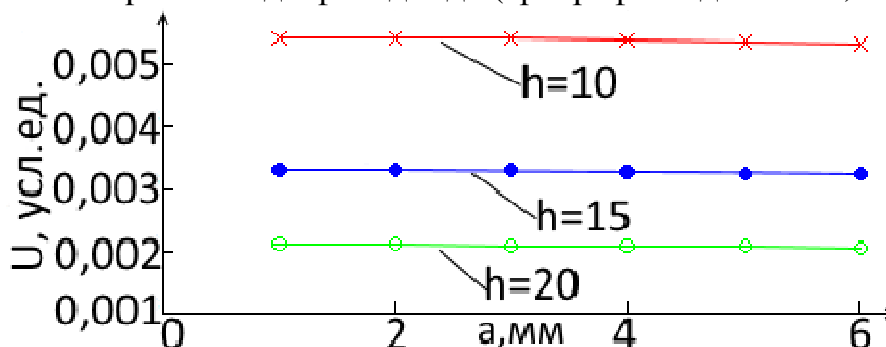


Рис. 3. Зависимости сигнала на разных высотах h от параметра a

Исследовалось влияние формы распределения плотности мощности на объекте сравнением равномерного распределения с гауссовским. Если M_0 – плотность мощности в центре распределения; w – параметр распределения в мм, то величина выходного сигнала:

$$dU = \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \frac{\cos\varphi^2 M_0 e^{-\frac{x^2+y^2}{w^2}}}{r(x,y)^2} dx dy \quad (7)$$

Результаты моделирования представлены на рис. 4. Так же, как и в случае равномерного распределения выходной сигнал слабо зависит от параметра гауссова распределения w , то есть от размера облучаемой области объекта. Кор-



реляция графиков, приведённых на рис. 3 и рис. 4, друг с другом, говорит о корректности математических выражений, используемых в модели.

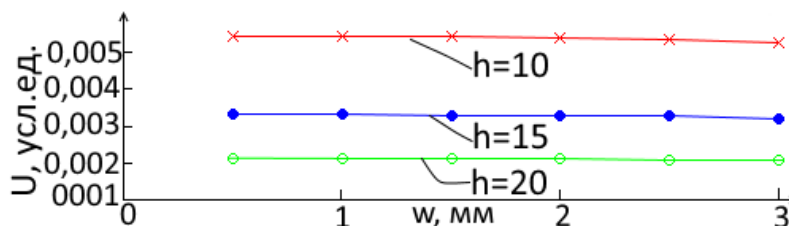


Рис. 4. Зависимости сигнала на разных высотах h (мм) от параметра w

Таким образом построена фотометрическая модель лазерного диагностического флуориметра благодаря которой появилась возможность, используя технические характеристики производителя, литературные, либо экспериментальные данные о параметрах компонент оптико-электронной системы проектируемого прибора и оптические свойства объекта диагностики, предсказывать его выходные сигналы, переводя все расчёты, необходимые для процесса конструирования, в автоматический режим.

Модель показала, что основной вклад в энергетику прибора вносит расстояние между поверхностью диагностируемого объекта и фоточувствительной площадкой фотоприёмника. Минимизировав это расстояние в допустимых конструктивных рамках, можно получить максимальный уровень выходного сигнала фотоприёмника.

Модель 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.

Литература

1. Meerwaldt R., Graaff R., Oomen P. H. N. et al. Simple non-invasive assessment of advanced glycation endproduct accumulation // *Diabetologia*, 2004; 47: 1324– 330.
2. 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.
3. Якушенков Ю.Г. Теория и расчёт оптико-электронных приборов / Ю.Г. Якушенков. – М.: Логос, 1999. – 480 с.
4. bpw21r: www.vishay.com