

Список использованных источников

1. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники. [Текст] Т.2/ Издание 4-е, переработанное и дополненное, перевод с англ./Хоровиц П., Хилл У. -М.:Мир, 1993.-371 с.
2. Грибковский В. П. Полупроводниковые лазеры Учеб. пособие по спец. «Радиофизика и электроника».- Мн.: Университетское, 1988.- 304 с.

УДК 681.785

СХЕМОТЕХНИКА И ОПТИКА ПОРТАТИВНЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ФЛУОРИМЕТРОВ

Д.С. Бурков, В.Н. Гришанов, Д.В. Корнилин, В.С. Куликов
г. Самара, «Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королёва»

Флуоресцентные исследования кожи *in vivo* с диагностическими целями интенсивно внедряются в медицинскую практику. Кожный покров человека является своеобразным аккумулятором продуктов, отражающих процессы, происходящие в организме. Наиболее привлекательно использование для диагностики, особенно при скрининговых обследованиях, аутофлуоресценции (АФ), т.к. измерение интенсивности АФ не требует дополнительных материальных и временных затрат и травмирующих пациента процедур, связанных с введением флуорофора. В тоже время, современная оптоэлектроника способна обеспечить чувствительность диагностического флуориметра, достаточную для достоверной регистрации сравнительно слабой интенсивности АФ при умеренной стоимости прибора. Измерение АФ кожи востребовано медиками для оценки содержания конечных продуктов гликирования (AGE). Флуориметры медицинского назначения для диагностики *in vivo* в России серийно не производятся, импортные приборы большинству клиник недоступны, поэтому разработка портативного, простого в обращении и легко тиражируемого оборудования для измерения интенсивности флуоресценции кожи весьма актуальна. Авторами разработан модульный вариант портативного флуориметра, обладающий перечисленными выше качествами и предназначенный для оценки содержания продуктов AGE.

Флуориметр состоит из опτικο-электронного блока размерами 153*83*51 мм и компьютера, соединённых кабелем через порт USB. Опτικο-электронный блок содержит оптическую систему возбуждения и регистрации АФ и плату электроники, ядром которой является микроконтроллер.

Известно, что измерение АФ кожи для оценки содержания AGE, требует источника возбуждения флуоресценции, излучающего в области 350 – 400 нм и регистрации АФ в диапазоне 450 – 600 нм. В качестве

источника возбуждения флуоресценции рационально выбрать маломощный светодиод, что позволяет обеспечить энергопотребление флуориметра от порта USB. В приёмном канале флуориметра было решено отказаться от использования дорогостоящих спектрометров, которые применяются в зарубежных аналогах, тем более, что и в аналогах спектр АФ интегрируется и диагностическим показателем является не форма спектра, а интеграл – число, пропорциональное площади под спектральной кривой. Аналоговое интегрирование легко реализуется точечным фотоприёмником, например, фотодиодом, спектральная характеристика чувствительности которого скорректирована светофильтром, отсекающим спектр источника возбуждения.

В процессе создания флуориметра для четырёх типов светодиодов, потенциально пригодных для возбуждения АФ: LEUVS33G10TZ00, FYL-5013UVC, T5F36 и EOLD-365-525, в их спектрах были обнаружены высокие интенсивности побочного длинноволнового излучения, природа которого связана с излучательной рекомбинацией в верхнем слое р-GaN гетероструктуры светодиода. Наложение спектров побочного излучения на спектры АФ потребовало введения в оптический канал возбуждения АФ очищающего светофильтра. Таким образом, оптическая система флуориметра содержит всего два оптических элемента - отсекающий и очищающий светофильтры.

Для оперативной модернизации флуориметра под решение различных диагностических задач была разработана математическая модель формирования его спектральной характеристики. Модель содержит базу спектральных характеристик светодиодов, светофильтров и фотодиодов, комбинацией элементов базы моделируется, а, следовательно, прогнозируется спектральная характеристика оптической системы флуориметра в целом ещё на стадии конструирования.

Плата электроники кроме микропроцессора включает приёмный блок, содержащий 3 структурно идентичных канала, каждый из которых состоит из преобразователя ток-напряжение и аналогового усилителя. Общее усиление канала порядка 10^6 . Усиленные сигналы поступают в блок управления и связи, где проходят аналого-цифровое преобразование. Цифровые сигналы поступают на микроконтроллер, который производит обработку информации и передаёт ее через интерфейс USB на компьютер, где осуществляется визуализация и ведение базы данных пациентов. Цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП) задаёт ток светодиода. Сигнал с выхода ЦАП поступает на источник тока светодиода. Блок питания состоит из DC-DC преобразователя и стабилизатора напряжения. Входное напряжение на блок питания поступает через интерфейс USB.

Программное обеспечение флуориметра через порт USB и внутренний микроконтроллер оптико-электронного блока управляет параметрами каналов возбуждения и приёма АФ, продолжительностью диагностической

процедуры и передачей оцифрованных сигналов интенсивности АФ в компьютер. Оно реализует создание, пополнение и хранение базы данных о результатах диагностики и пациентах. Сигнал флуоресценции сохраняется в виде файла, содержащего ряды значений сигнала АФ и моменты времени фиксации этих значений. На экране компьютера отображается временная диаграмма сигнала АФ, позволяющая врачу отслеживать динамику сигнала АФ во время диагностической процедуры. Временной интервал, в течение которого фиксируется ~ 1000 отсчётов, составляет всего 20 с. В качестве оперативной информации по окончании процедуры выдаётся среднее арифметическое значение интенсивности АФ, а также его относительное среднее квадратическое отклонение.

К настоящему времени реализованы два варианта флуориметра с пиковой длиной волны возбуждения АФ 369 нм излучением ультрафиолетового светодиода EOLD-365-525 и регистрацией излучения АФ фотодиодом BPW21R с отрезающим светофильтром FGL435 фирмы Thorlabs. В первом, одноканальном, варианте очищающий светофильтр выполнен из цветного оптического стекла FC1 толщиной 2 мм. Испытания одноканального варианта позволили получить убедительные доказательства его способности регистрировать слабое излучение АФ кожи при энергетической освещённости её исследуемого участка на уровне 5 Вт/м^2 , создаваемой маломощным светодиодом EOLD-365-525, надёжности и удобства работы с флуориметром в условиях клиники.

Для исследования влияния фототипа кожи на интенсивность излучения АФ был разработан вариант флуориметра с двумя фотоприёмными каналами. Первый фотоприёмный канал идентичен фотоприёмному каналу одноканального варианта и его естественно назвать флуоресцентным. Во втором фотоприёмном канале использовался фотодиод SFH 229 без отрезающего светофильтра, т.е. на его светочувствительную площадку попадает как излучение АФ, так и ни чем не ослабленное упруго рассеянное кожей излучение светодиода EOLD-365-525. Поскольку интенсивность излучения АФ, как минимум, на 4 порядка слабее интенсивности возбуждающего излучения, то естественно предположить, что ток фотодиода SFH 229 будет пропорционален интенсивности упруго рассеянного излучения, которая определяется фототипом кожи.

Как показали вычислительные эксперименты на математической модели спектральной характеристики флуориметра, результаты которых были подтверждены и физическими экспериментами, цветное оптическое стекло УФС6 сильнее подавляет побочное длинноволновое излучение светодиода EOLD-365-525. Поэтому в двухканальном варианте флуориметра очищающий светофильтр выполнен из стекла УФС6 толщиной 3 мм. Двухканальный вариант доведён до стадии работоспособного опытного образца, с которым проводятся доводочные испытания.