

## МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ИЗМЕРЕНИЙ И АЛГОРИТМ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОГО МОДУЛЯ ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКОГО АНАЛИЗАТОРА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ РАННЕЙ КАТАРАКТЫ ГЛАЗА

Г.Г. Аньшаков<sup>1</sup>, В.Н. Гридин<sup>1</sup>, Е.А. Зак<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Центр информационных технологий в проектировании Российской академии наук, Одинцово, Россия

### Аннотация

Предложена методика измерений и описан алгоритм функционирования интеллектуального модуля волоконно-оптического анализатора. Разработана и приведена конструкция установки для обнаружения ранней катаракты глаза на основе волоконно-оптического анализатора. Описана математическая модель установки для обнаружения ранней катаракты глаза с оптической насадкой.

**Ключевые слова:** интеллектуальный модуль, волоконно-оптический анализатор, ранняя катаракта, измерение, конструкция установки.

### Введение

Сенсоризация производственной деятельности, т.е. замена органов чувств человека на датчики, должна рассматриваться в качестве третьей промышленной революции вслед за первыми двумя — машинно-энергетической и информационно-компьютерной. Потребность в датчиках стремительно растет в связи с быстрым развитием автоматизированных систем контроля и управления, внедрением новых технологических процессов, переходом к гибким автоматизированным производствам. Помимо высоких метрологических характеристик датчики должны обладать высокой надежностью, долговечностью, стабильностью, малыми габаритами, массой и энергопотреблением, совместимостью с микроэлектронными устройствами обработки информации при низкой трудоемкости изготовления и небольшой стоимости. Этим требованиям в максимальной степени удовлетворяют волоконно-оптические датчики [3].

Также волоконно-оптические преобразователи применимы и в медицине. Однако специфика использования технических устройств применительно к организму человека накладывает определенные ограничения и выдвигает ряд требований. В области офтальмологии наиболее перспективным является применение достижений в области волоконной оптики и электронных средств, позволяющих бесконтактно и быстро, без применения медикаментов для расширения зрачка измерять параметры зрения пациента и своевременно ставить диагноз.

В результате проведенных исследований была предложена методика порогового диагностирования помутнения хрусталика на ранней стадии протекающей болезни.

Данный метод использует подсветку глаза через светодиод от двух источников — один с видимым излучением для возможности наведения глаза и фиксации зрачка в момент проведения измерения, а второй — с ИК-излучением, которое используется непосредственно для измерений. Это излучение, пройдя через оптическую систему глаза, преломляясь и отражаясь от границ раздела сред, возвращается обратно и может быть зафиксировано. Очевидно,

что интенсивность ИК-излучения зависит, в том числе, от мутности хрусталика.

Также, благодаря проведенным исследованиям прозрачности хрусталика *in vitro*, была получена характерная зависимость интенсивности принятого излучения от расстояния от торца световода до роговицы глаза. Соответственно, имея некоторый диапазон значений максимумов интенсивности отраженного ИК-излучения для здорового глаза, можно легко определить зарождение катаракты на ранних стадиях и уже для более точной диагностики посоветовать обратиться в клинику.

### 1. Методика проведения измерений и алгоритм функционирования интеллектуального модуля волоконно-оптического анализатора

Работа устройства основана на регистрации величины потока излучения ближнего ИК-диапазона, отражаемого стекловидным телом глаза.

С целью повышения точности измерений в качестве первичного измерительного преобразователя в устройстве применяется волоконно-оптический датчик (ВОД), базовая конфигурация которого обычно включает один или несколько передающих световодов, оптически связанных с источниками излучения, и один или несколько приемных световодов, оптически связанных с фотоприемниками. Свободные концы передающих и приемных световодов образуют единый торец, который располагается на некотором расстоянии от объекта измерений и позволяет направить на исследуемый элемент поверхности световой поток от источников излучения и вернуть на фотоприемники отраженный поток. Изменяя геометрические размеры передающих и приемных световодов и их положение в общем торце, можно варьировать размер площадки съема измерительной информации и формировать потоки излучения с разными длинами волн.

Зависимость выходного сигнала фотоприемника ВОД от расстояния между общим торцом световодов и поверхностью объекта имеет ярко выраженный максимум. Теоретические и экспериментальные исследования показали, что амплитуда сигнала в точке максимума при посто-

янным потоке излучателя линейно связана с отражающими свойствами поверхности любых объектов, в том числе и биологических. Расстояние, при котором достигается максимум передаточной характеристики ВОД, также как и размер площадки съема информации, зависит от размеров и геометрии общего торца световодного жгута. Установлено, что при габаритных размерах общего торца световодов в пределах 10 мм площадь съема информации составит 5...10 мм<sup>2</sup> при гарантированном зазоре 3...8 мм, что вполне приемлемо при размещении ВОД на стандартных медицинских штативах, применяемых в медицинской практике для исследования глаза.

Второй фактор, который может оказать существенное влияние на точность и повторяемость измерений, связан с физиологическими особенностями человека и условиями проведения измерений. Известно, что ширина зрачка в широких пределах меняется при изменении внешней освещенности в видимом диапазоне спектра, а на излучение ближнего ИК-диапазона зрачок практически не реагирует. В связи с этим предложено проводить измерения в темноте и использовать эффект, при котором происходит непроизвольное расширение зрачка и фиксация взгляда при появлении в поле зрения пациента на черном фоне слабой светящейся «точки».

Для того, чтобы глаз пациента оказался в «правильном» относительно датчика положении, поток видимого излучения передается на общий торец ВОД через дополнительный передающий световод от оптически связанного с ним источника видимого излучения.

Таким образом, предлагаемое устройство позволяет количественно оценить степень прозрачности сред глаза и диагностировать помутнение их на более ранней стадии развития без применения лекарств для расширения зрачка глаза.

Модуль обработки и отображения измерительной информации разработан на базе микроконтроллера PIC16F873. Основным преимуществом данного микроконтроллера является оптимальный состав встроенных аппаратных средств, которые позволили при разработке принципиальной схемы макета устройства фактически отказаться от использования дополнительных аналоговых и цифровых компонентов.

Применение микроконтроллера позволило не только программным путем воспроизвести функцию передачи «идеального» пикового детектора с «бесконечным временем хранения», но и перейти от непрерывного режима работы источников излучения к импульсному режиму, что значительно снизило потребляемую мощность и позволило использовать излучатели с небольшим средним прямым током. В качестве основного источника ИК-диапазона в устройстве применяется светодиод АЛ115, питание которого модулируется выходным сигналом микроконтроллера со скважностью 1/100. При этом мощность потока излучения

в импульсе составляет порядка 500 мВт при среднем прямом токе не более 50 мА. Источник видимого излучения – светодиод АЛ307 с красным цветом свечения и средним прямым током 5 мА, который работает в противофазе с источником ИК-излучения.

Программный пиковый детектор на базе микроконтроллера работает следующим образом:

- Выключается источник видимого излучения.
- Включается источник ИК-излучения.
- Запускается цикл преобразования встроенного в микроконтроллер 10-разрядного АЦП.
- По окончании цикла преобразования (25..50 мкс) источник ИК-излучения выключается и полученное значение сохраняется в памяти.
- Вновь запускается цикл преобразования АЦП, по окончании которого вычисляется разность величин, полученных при включенном и выключенном источнике излучения. Это позволяет исключить аддитивную погрешность измерений, связанную с влиянием внешней засветки в зоне измерений.
- Далее полученный результат сравнивается с хранящимся в памяти максимумом и либо сохраняется в памяти, либо игнорируется.
- Далее включается источник видимого излучения и формируется пауза, величина которой выбирается, исходя из соотношения выбранного импульсного и среднего прямого тока через ИК-светодиод.

Применение микроконтроллера позволяет также проводить серию измерений при различной яркости источника видимого излучения, которая легко регулируется путем изменения времени его свечения во время паузы в работе основного излучателя ИК-диапазона.

Следует отметить также, что выбранный микроконтроллер имеет в своем составе последовательный порт, который может использоваться для сопряжения разработанного измерительного устройства с персональным компьютером, что позволяет в значительной мере повысить эффективность проведения лабораторных исследований.

Натурные испытания показали, что опытный образец устройства для количественного определения прозрачности сред глаза может иметь как сетевое, так и батарейное питание, что значительно расширяет сферу его возможного использования.

## 2. Конструкция

В настоящее время в нашей стране номенклатура выпускаемых офтальмологических приборов и аппаратов насчитывает более семи десятков типов. Основными тенденциями развития офтальмологической аппаратуры являются:

1. Автоматизация приборов и использование в них средств современной вычислительной техники, что позволяет резко увеличить пропускную способность приборов и шире применять офтальмо-

логическую аппаратуру для массовых профилактических осмотров, проведения исследований по заданным программам.

## 2. Глубокая унификация и стандартизация отдельных элементов и узлов офтальмологической техники.

Поэтому при разработке конструкции опытного образца портативного волоконно-оптического анализатора экспресс-диагностики ранней катаракты глаза большое внимание было уделено анализу пригодности использования существующих узлов офтальмологических приборов аналогичного назначения. В результате в качестве основы конструкции была выбрана целевая лампа ЩЛТ, выпускаемая ОАО «Загорский оптико-механический завод». Конструктивные элементы данного устройства, такие как координатный столик и лицевой установ, позволяют с незначительными изменениями конструкции применять их и для задач размещения световодов разрабатываемого прибора.

Прибор устанавливается на стол. На поверхность стола устанавливается координатный столик с укрепленным на нем держателем световода. К краю стола при помощи поджимного винта крепится лицевой установ.

Координатный столик, обеспечивающий перемещение держателя световода в горизонтальной плоскости и его фиксацию в необходимом для исследования положении, показан на рис. 1.

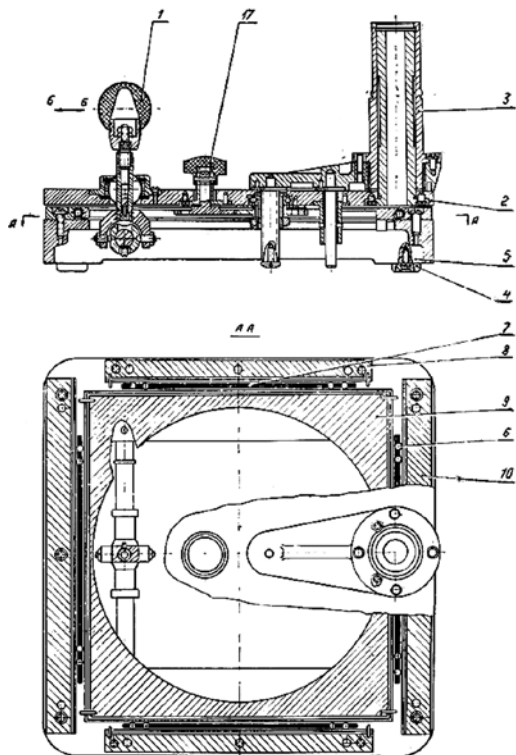


Рис. 1. Координатный столик

Верхняя плата 2 столика может перемещаться относительно основания 5 в двух взаимно перпендикулярных направлениях. Перемещение возможно благодаря наличию двух пар направляющих 10 и 8 и среднего столика 9 с беговыми дорожками, по кото-

рым движутся заключенные в специальные сепараторы 7 шарики 6. Направляющие 10 прикреплены винтами к основанию, направляющие 8 - к верхней плате, причем плоскости симметрии беговых дорожек совпадают. К направляющим посредством шариков подвешен средний столик.

Верхняя плата перемещается в двух направлениях посредством рукоятки 1; при движении рукоятки в направлении ББ верхняя плата перемещается относительно среднего столика; при движении рукоятки в перпендикулярном направлении верхняя плата вместе со средним столиком перемещается относительно основания. Рукоятка 1 служит также для фиксации подвижной части координатного столика в нужном положении. Для этого необходимо рукоятку повернуть вокруг своей оси.

К верхней плате координатного столика крепится колонка кронштейна. На кронштейне смонтирован держатель световода.

Лицевой установ предназначен для установки головы пациента. Он состоит из подбородника 16 (рис. 2) и налобника 7, которые смонтированы на двух вертикальных стойках 5 и 10, неподвижно укрепленных на кронштейне 11.

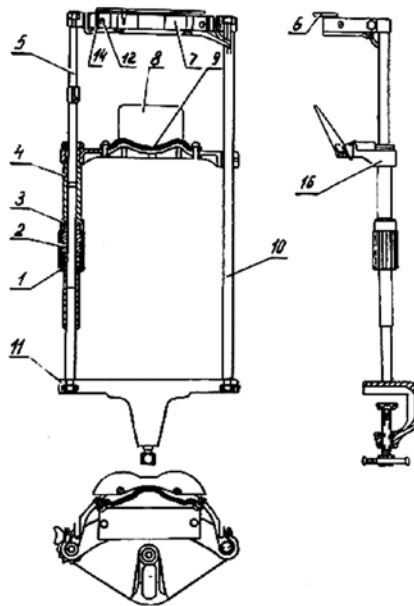


Рис. 2. Лицевой установ

К налобнику сверху привинчен копир 6, а с внутренней стороны прикреплен при помощи двух штырей 12 пачка гигиенических салфеток 14, изготовленных из папиросной бумаги.

Подбородник можно перемещать по стойкам в вертикальном направлении. Одна сторона подбородника закреплена на втулке 4, которая при помощи накидной гайки 3 связана с ходовой гайкой (втулкой) 2, запрессованной в пластмассовую обойму с накаткой 1. При вращении обоймы втулка 2 перемещается по винтовой части стойки 5, опуская или поднимая подбородник.

Стойка 10 гладкая, и подбородник при своем движении свободно скользит по ней. Сверху на

подбороднике закреплены гигиенические салфетки 9, а со стороны, обращенной к микроскопу, предусмотрен экран 8, ограждающий нижнюю часть лица пациента.

**3. Установка для обнаружения и индикации ранней катаракты глаза с оптической насадкой**

Как было показано ранее, начальное рабочее расстояние от торца световодов до зрачка глаза пациента составляет единицы миллиметров. В некоторых случаях на передний план выдвигается требование обеспечения большего начального расстояния между поверхностью глаза и входным зрачком волоконно-оптической системы.

Одним из самых простых способов решения данной задачи является введение в структуру установки специальной оптической насадки [1].

В установке с введенной оптической насадкой (рис. 3) поток излучения вводится от источника 1 в световод 2, представляющий собой жгут оптических волокон, с выхода которого, пройдя через насадку 5, отразившись от поверхности 6 и пройдя через насадку в обратном направлении, поток излучения попадает на вход световода 3, по которому подводится к фотоприемнику 4.

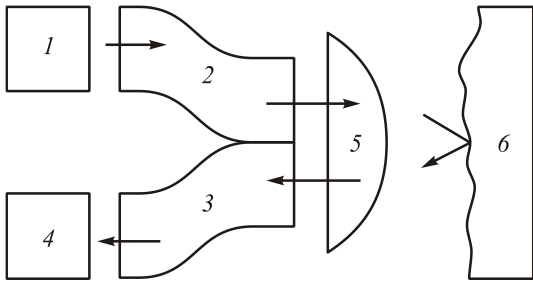


Рис.3 Схема УДРК с оптической насадкой

Расчет прохождения элементарного потока излучения производится на основе соотношений, описывающих ход луча через многокомпонентную оптическую систему [2], заданную положением главных плоскостей, фокусных расстояний ( $f, f'$ ) и вершин элементов (рис. 4).

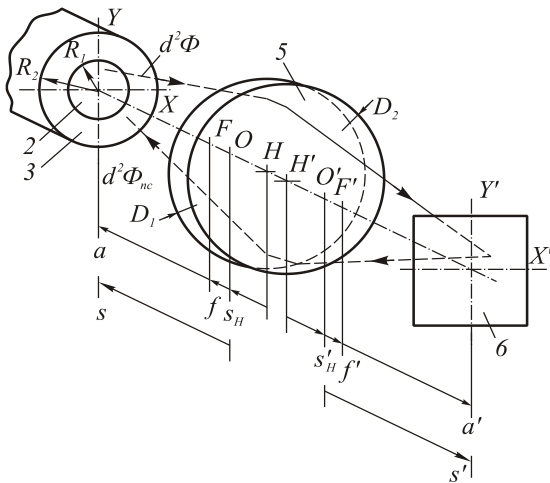


Рис. 4. Ход луча через оптическую систему с насадкой

Значение элементарного потока излучения, попадающего в приемный световод, определяется соотношением:

$$d^2P = J_0 \tau(\varphi) f(\alpha) \sin \varphi d\varphi d\beta, \tag{1}$$

где

$$\varphi = \arctg \left( \sqrt{(M_1 K_1 - M_2 K_2)^2 + (M_1 K_2 - M_2 y_j)^2} \right); \tag{2}$$

$$K_1 = \tg \varphi \sin \beta; \tag{3}$$

$$K_2 = \tg \varphi \cos \beta; \tag{4}$$

$$M_1 = \left( 1 - \frac{a}{f'} \right) \left( 1 - \frac{2a'}{f} \right) - \frac{a}{f}; \tag{5}$$

$$M_2 = \frac{1}{f} + \frac{1}{f'} - \frac{2a'}{f f'}; \tag{6}$$

$x_i$  и  $y_j$  – координаты излучающего волокна.

Вклад излучающего волокна с координатами  $(x_i, y_j)$  в отклик УДРК с оптической насадкой

$$A_{ij}(z) = \gamma \tau^2(\varphi) \iint_D d^2P, \tag{7}$$

где  $\gamma$  – плотность упаковки волокон в жгуте;  $\tau^2(\varphi)$  – коэффициент светопропускания оптической насадки;  $D$  – область интегрирования, удовлетворяющая условиям прохождения потока излучения через оптическую насадку в прямом и обратном направлениях:

$$\left. \begin{aligned} (x_i + aK_1)^2 + (y_j + aK_2)^2 &< \frac{D_1^2}{4}; \\ (a + K_3K_1 + K_4x_i)^2 + (aK_3K_2 + K_4y_j)^2 &< \frac{D_2^2}{4}; \\ K_3 &= 2a' \left( 1 - \frac{a}{f'} \right); K_4 = \left( 1 - \frac{2a'}{f} \right), \end{aligned} \right\} \tag{8}$$

а также удовлетворяющая условиям попадания в приемный световод:

$$\left. \begin{aligned} R_1^2 &< (M_3x_i + M_4K_1)^2 + \\ &+ (M_3y_j + M_4K_2)^2 < R_2^2; \\ M_3 &= \left( 1 - \frac{a}{f} \right) \left( 1 - \frac{2a'}{f'} \right) - \frac{a}{f}; \\ M_4 &= a \left[ \left( 1 - \frac{a}{f} \right) - \left( 1 - \frac{a}{f'} \right) \left( 3 - \frac{2a'}{f} \right) \right]. \end{aligned} \right\} \tag{9}$$

Таким образом, определение функции преобразования сводится к вычислению массива элементарных потоков излучения в конусе апертуры, проверке условий их прохождения по оптическому тракту,

вычислению ослабления и суммированию элементарных потоков, попадающих в приемный световод.

Использование оптической насадки позволит увеличить начальное рабочее расстояние до 20 мм.

Установка успешно прошла технические и клинические испытания.

Технические испытания УДРК-01 были проведены в ФГУ «ВНИИИМТ».

Клинические испытания были проведены в следующих медицинских учреждениях г.Москвы:

- Офтальмологическая клиническая больница.
- Московский НИИ глазных болезней им. Г. Гельмгольца.
- Центральная клиническая больница РАН.

В результате проведенных испытаний получены протоколы, подтверждающие работоспособность УДРК-01.

#### TECHNIQUE OF CARRYING OUT OF MEASUREMENTS AND ALGORITHM OF FUNCTIONING OF THE INTELLECTUAL MODULE THE FIBER-OPTICAL ANALYZER FOR DETECTION OF THE EARLY CATARACT EYES

G.G. Anshakov<sup>1</sup>, V.N. Gridin<sup>1</sup>, E.A. Zak<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Design information technologies center of Russian Academy of Sciences (DITC RAS) Odintsovo, Russia

#### Abstract

The measurement technique is offered and the algorithm of functioning of the intellectual module of the fiber-optical analyzer is described. The design of installation for detection of an early cataract of an eye on the basis of the fiber-optical analyzer is developed and resulted. The mathematical model of installation for detection of an early cataract of an eye with an optical nozzle is described.

**Key words:** the intellectual module, fiber-optical analyzer, early cataract, measurement, installation design.

**Citation:** Anshakov GG, Gridin VN, Zak EA. Technique of carrying out of measurements and algorithm of functioning of the intellectual module the fiber-optical analyzer for detection of the early cataract eyes. Computer Optics 2008; 32(3): 265-9.

#### References

- [1] Slyusarev GG. Calculation methods for optical systems, 2<sup>nd</sup> ed. [In Russian]. Leningrad: "Mashinostroenie" (Mechanical Engineering) Publisher; 1969.
- [2] Zak EA. Externally Modulated Fiber-Optic Transducers [In Russian]. Moscow: Energoatomizdat; 1989.
- [3] Okoshi T, ed. Fiber optic sensors [In Russian]. Leningrad: Energoatomizdat 1990; 256 p.

#### Заключение

Создана математическая модель и предложено описание конструкции установки для обнаружения ранней катаракты глаза с введенной оптической насадкой.

Пройдены технические и клинические испытания установки для обнаружения и индикации ранней катаракты глаза.

#### Литература

1. Слюсарев, Г.Г. Методы расчета оптических систем (Изд. 2-е) / Г.Г. Слюсарев – Л.: Машиностроение, 1969.
2. Зак, Е.А. Волоконно-оптические преобразователи с внешней модуляцией / Е.А. Зак – М.: Энергоатомиздат, 1989.
3. Волоконно-оптические датчики / под ред. Т. Окоши; пер. с япон. – Л.: Энергоатомиздат. 1990. – 256 с.