

# Анализ возможности исследования катаракты глаза с помощью волоконно-оптического анализатора

Г.Г. Аньшаков, В.Н. Гридин, Е.А. Зак

**Аннотация.** Рассматриваются современные методы оценки прозрачности хрусталика глаза *in vitro*. Показано, что все отмеченные методы обладают рядом существенных недостатков - отсутствие мобильности и специальные требования к условиям работы и обслуживанию. Предложен метод, лишенный отмеченных недостатков и обладающий потенциальной возможностью порогового диагностирования, позволяющий выявить возникновение ранней катаракты глаза. Приведен принцип действия волоконно-оптического анализатора, основанного на данном методе.

## Введение

Современный уровень развития волоконной оптики и совершенствование технологии получения оптических волокон характеризуются динамическим расширением области применения фотоэлектрического метода для измерения электрических величин.

Широкий круг задач, для решения которых в настоящее время используются волоконно-оптические преобразователи с разветвленными световодами, охватывает измерение параметров движения, давления, угловых и линейных перемещений, использование в качестве датчиков гидроакустических антенн и т.д. Таким образом, волоконно-оптические преобразователи находят все большее применение в науке и технике из-за простоты, высокой чувствительности, возможности осуществления измерений в сложных условиях окружающей среды. Волоконно-оптические преобразователи применимы и в медицине. Однако специфика использования технических устройств применительно к организму человека накладывает определенные ограничения и выдвигает ряд требований.

В России одной из основных причин потери зрения у населения является катаракта - помут-

нение естественной линзы глаза [1]. Хирургическое лечение катаракты сегодня не является сколь-либо сложной проблемой. Однако, без сомнения, каждый пациент предпочел бы хирургической операции консервативную терапию. К сожалению, до сих пор не существует достаточно эффективных глазных капель, которые бы предотвращали или хотя бы заметно задерживали возрастное помутнение линзы [2].

Успех в лечении катаракты может быть гарантирован только при расшифровке молекулярных механизмов ее этиопатогенеза, которые на сегодня еще до конца не выяснены. Трудности в изучении и предотвращении развития катарактогенеза обусловлены рядом причин:

- отсутствие адекватной модели возрастной катаракты на животных, как это подтвердили прошедшие IV международный конгресс Шаймфлюг-клуба в Гамагори и семинар в Канавае (Япония) [3];

- трудность раннего выявления недуга при профилактических осмотрах населения и сложность изучения динамики патологического процесса;

- неоднозначная морфологическая картина заболевания, которая выражается в неоднородности помутнения линзы глаза или, другими

словами, различной локализацией и выраженностью катаракты у разных пациентов;

- длительный временной интервал развития возрастных помутнений хрусталика у подавляющего числа пациентов, что создает дополнительные трудности при изучении лечебного эффекта новых антикатарактальных препаратов [4].

Вопросы, связанные с разработкой приборного инструментария и соответствующей методологии, исследовались многими авторами. Вместе с тем реализация таких решений отстает от потребностей практики, диктуемых, во-первых, рядом существенных требований, предъявляемых к разрабатываемому устройству, во-вторых, постоянным расширением круга решаемых задач.

В частности, большая территориальная протяженность России и неравномерность распределения населения приводит к затруднению доступа в удаленные от больших центров сельские районы и нехватке в данных областях квалифицированного медперсонала. Некоторую трудность в разработку вносит наличие районов с повышенным радиационным фоном (например, прилегающие к бывшей Чернобыльской АЭС).

Таким образом, исследование и разработка устройства, позволяющего выявить возникновение ранней катаракты глаза, и создание методики проведения исследований является актуальной задачей, решение которой имеет большое теоретическое и практическое значение.

При оценке прозрачности линзы живого глаза возможны два принципиальных подхода: фронтальное исследование и изучение ее оптических объемных срезов в щелевой лампе.

### **Фронтальное исследование глаза**

Самый простой и наиболее древний метод — прямой осмотр глаза. Попытки оценить прозрачность различных структур глаза предпринимались еще в середине XIX века изобретателем первого офтальмоскопа Гельмгольцем. В основе метода, предложенного им и названного впоследствии катоптрическим, была субъективная оценка («на глаз») «роговичных и хрусталиковых изображений, получаемых от светящихся объектов с использованием явлений отражения выпуклыми

и вогнутыми поверхностями роговицы и линзы». Конечно, такая оценка в те далекие от нас времена не могла быть количественной. Сегодня она может удовлетворить только при первом осмотре пациента.

На базе самого древнего подхода для количественной оценки прозрачности биоструктур глаза была создана так называемая ретроиллюминационная фотография глаза [5]. В ее основе — фотографирование линзы глаза во фронтальной плоскости или, проще говоря, фотографирование прямого изображения глаза, включая роговицу, радужку или зрачок хрусталика.

Конечно, метод ретроиллюминационной фотографии претерпел большую эволюцию. Современные устройства позволяют проводить сравнение эффективности консервативной терапии помутнения роговицы или хрусталика с помощью различных лечебных препаратов. Сейчас это один из необходимых методов изучения новых лекарственных средств, создаваемых для терапии дефектов прозрачной роговицы или хрусталика. Метод необходимый, но недостаточный.

Согласно мнению большинства офтальмологов, ретроиллюминационная фотография сегодня позволяет хорошо диагностировать раннюю диабетическую катаракту. Однако она не позволяет различить дефекты в переднекорковой или в заднекорковой области линзы, метод «слеп» в выявлении заднекапсульной катаракты, когда она сочетается с повреждением переднего полюса линзы.

### **Изучение глаза в щелевой лампе**

Этот подход предполагает наблюдение прозрачных структур глаза через микроскоп при освещении узким («щелевым») пучком света. При этом можно менять не только высоту относительно направления освещения, но и телесный угол обзора.

Изобретение щелевой лампы в 1931 году можно считать революционным событием в офтальмологии [6].

Новая техника позволила проводить осмотр и оценку прозрачности роговицы, разных слоев хрусталика и стекловидного тела.

Практически сразу после изобретения щелевой лампы в 1937 году Финчем описал фотосъемку изображения роговицы и хрусталика [7]. Следует упомянуть, как идут лучи света при таком исследовании в щелевой лампе. Из Рис.1 видно, что оптическая ось осветителя совпадает со зрительной осью, а фотоаппарат располагается под углом  $35^\circ$ . При этом фокусы объектива фотоаппарата и осветителя совпадали. На негативной пленке возникало изображение роговицы и линзы, которое имело искажение в результате явлений перспективы и проекции. Перспективное искажение заключается в том, что объект дается в более крупном масштабе. Оно зависит от фокуса и глубины резкости. Проекционное искажение давало сжатие изображения среза в переднезаднем направлении.

После первого снимка Финчем вставлял проявленный негатив в фотоаппарат и помещал вторую пленку в плоскость оптического среза. В результате на ней получалось уже трансформированное изображение, соответствующее живому оригиналу [7].

Однако описанный метод не получил распространения. Во-первых, он сложен в осуществлении, во-вторых, не позволяет достигать необходимой четкости фотоснимка.

В 1940 году Голдмен предложил устройство, которое позволяло избежать перспективного искажения, но не искажения косой проекции [8]. Суть его устройства в следующем.

Вместо обычного фотоаппарата использовалась специальная камера, в которой пленка наматывалась на барабан, способный вращаться по мере перемещения прибора вдоль оптической оси осветителя. При этом в сопряженный фокус объектива такой фотокамеры через щелевую диафрагму последовательно попадало изображение всех точек оптического среза, которое фиксировалось на пленке. Диафрагма давала изображение участка оптического среза, лежащего в фокальной плоскости объектива. Угол между лучом осветителя и положением объектива камеры составлял  $45^\circ$ , диафрагма 1:4.

Помимо сложности конструкции устройство Голдмена к тому же не позволяло делать моментальную фотографию, так как время прокрутки барабана с пленкой составляло 2-2,5

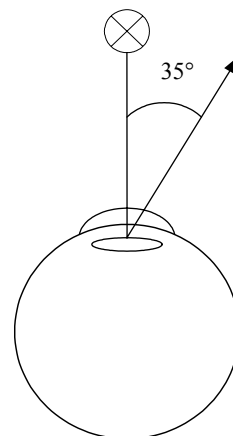


Рис. 1 Схема хода лучей при исследовании переднего отдела глаза по методике Fincham E.F.

секунды. За это время живой глаз, конечно, смещается, что снижает точность измерений, а из-за требуемой экспозиции для получения изображения на фотопленке барабан прокрутить быстрее нельзя.

В России делались неоднократные попытки разработать и внедрить количественные методы оценки прозрачности хрусталика [9]. Так, в 1948 году А.И. Дашевский предложил фотоофтальмометрию — способ, основанный на фотографировании линзы под углом  $40^\circ$  относительно направления пучка света щелевой лампы.

Это была модификация схемы Финчема (Рис. 1) с той лишь разницей, что, во-первых, угол между оптической осью осветителя и объектива фотоаппарата составлял  $40^\circ$ , во-вторых, можно было менять расположение плоскости фотоаппарата, делая снимки в любом горизонтальном и в вертикальном меридиане. Были предложены такие математические методы преодоления искажения косой проекции и искажения от роговицы, которая является своеобразной линзой.

Следует отметить, что возникающие искажения перспективы не учитывались.

Кстати, Дашевский не ставил целью своей работы количественную оценку прозрачности роговицы или линзы, его интересовали лишь коэффициенты рефракции. Измерение коэффициентов рефракции проводилось по двум негативам. Сначала фокус ставился на середину глубины передней камеры глаза, что давало хорошее изображение роговицы и передней по-

верхности линзы. Для второго снимка фокус наводился на центр хрусталика. В данном случае, в отличие от первого снимка, более четко получалось изображение задней поверхности линзы, но значительно хуже роговица. Допустимая диафрагма при этом составляла 1:15.

Фотоофтальмометрия Дашевского так и не получила широкого распространения, потому что получаемые фотоснимки не были достаточно резкими, а увеличение ее глубины путем уменьшения диафрагмы требовало увеличения экспозиции. Получался «замкнутый круг», ибо увеличение выдержки при фотографировании живого глаза не позволяет делать четкие фотоснимки, а увеличение диафрагмы нежелательно по той же причине.

В 1957 году И. А. Вязовский внес модификацию в метод Финчема-Дашевского: фотоаппарат ставился под углом  $35^\circ$  относительно плоскости, перпендикулярной направлению наблюдения (Рис.2). Такое расположение плоскости фотоаппарата, по мнению автора, позволяло получать четкую фотографию всех отделов глаза сразу [10].

Отметим, что И.А. Вязовский, вероятно, первый в офтальмологической практике применил принцип австрийского картографа Шаймфлюга. Действительно, в виду того, что точки оптического среза лежат в плоскости щелевидного пучка света или «светового ножа», то можно считать, что наблюдаемый объект (будь то хрусталик или роговица) — плоский. Тогда для плоскости снимаемого объекта можно найти оптически сопряженную ей плоскость, в которой будет помещаться пленка. Такое нахождение сопряженных плоскостей возможно при применении оптического принципа фототрансформации: две плоскости, проходя через сопряженные точки и пересекаясь в главной плоскости фотоаппарата, будут оптически сопряженными. Именно путем тригонометрических расчетов было найдено, что плоскость пленки по отношению к оси объектива должна находиться под углом  $35^\circ$ .

Описанный подход не позволял преодолевать искажения, которые наблюдались при использовании способа Финчема - Дашевского. Однако И. А. Вязовский предложил устранять их путем печати позитивов на косой экран —

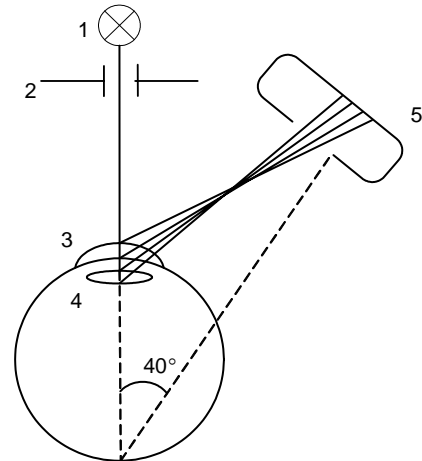


Рис. 2. Исследование переднего отдела глаза по И.А. Вязовскому  
1 – источник света, 2 – диафрагма,  
3 – роговица, 4 – хрусталик, 5 – фотокамера

под углом  $51^\circ$  (при фокусном расстоянии фотоувеличителя 49мм и диафрагме 1:15). В этом случае изображение увеличивалось в 5,59 раза. Остающееся искажение, обусловленное увеличением роговицей как дополнительной линзой, при определении коэффициентов рефракции было рекомендовано преодолевать, используя математический аппарат А. И. Дашевского.

В начале 80-х годов Ю. И. Вязовский предложил тиндаметрию [11] — оценку степени помутнения линзы по величине ее светорассеяния (в основе метода — эффект Тиндаля). Следует отметить, что микротиндаметрия позволяла оценивать степень помутнения «на глаз», так как яркость оптической среды глаза сравнивается в микроскопе самим исследователем с яркостью эталонного поля, которое меняется с помощью набора светофильтров. Тиндалефеномен оценивается в нескольких точках — обычно в шести-восьми: в центре роговицы, в разных точках ядра и линзы. В результате проведенных исследований было обнаружено, что с возрастом у людей повышается светорассеяние и роговицы и линзы. При этом помутнение, связанное с возрастными изменениями, более выражено для хрусталика, а именно: для его передней и задней поверхности и так называемого эмбрионального ядра.

Конечно, налицо и недостатки предлагаемого способа: как ни совершенен зрительный ана-

лизатор человека, качественный анализ не может подменить количественное изменение прозрачности ткани. Вероятно поэтому вслед за изобретением Ю. И. Вязовского не последовало большого количества исследований с применением описанного устройства.

### Шаймфлюг-камера

В 70-х годах в Боннском университете под руководством О. Хоквина была разработана установка для оценки прозрачности хрусталика в щелевой лампе. В ее основу был заложен принцип австрийского картографа Т. Шаймфлюга [12]. Изображение наклонно расположенного объекта в щелевой лампе формируется так, что плоскость объекта, его изображения и объектива пересекаются. В результате проводится фотографирование сагитального изображения переднего сегмента глаза таким образом, что фокус расположен между передней поверхностью роговицы и задней поверхностью линзы. Камеру можно вращать на  $180^\circ$  относительно оптической оси.

В фотоаппарат вводится оптический стандарт, представляющий собой полосу из пяти секторов различной плотности. Оптическая схема прибора и полное описание его конструктивных частей неоднократно приводились в литературе [13, 14].

На четвертой конференции Шаймфлюг-клуба в Японии уже несколько известных фирм демонстрировали промышленные Шаймфлюг-камеры, хотя в середине 70-х годов только фирма «Сано» (Торкон, Япония) на базе щелевой лампы SR 45 передала первую Шаймфлюг-камеру ряду лабораторий для клинической апробации.

Конференции Шаймфлюг-клуба сейчас проводятся раз в два года, они объединяют усилия многих исследовательских коллективов по совершенствованию техники для количественного анализа прозрачности хрусталика глаза. Так, на IV конференции фирма «Торкон» (Япония) показала действующий прибор, в котором Шаймфлюг-камера сочетается с ретроиллюминационной камерой. Кроме того, в установке было предусмотрено не только фотографирование, но и телевизионное запоминание изображения с последующим анализом с помощью ЭВМ.

Последняя деталь усовершенствования прибора не является чем-то новым для нашей страны, так как еще в 1972 году группой отечественных офтальмологов было предложено использовать преобразования телевизионного изображения в видеосигнал при исследовании глаза [15]. Отечественные ученые предложили таким образом оценивать линейные размеры и площадь, яркость и спектральные характеристики различных элементов живого глаза.

При эксплуатации выше упоминавшегося комбайна фирмы «Сано» можно полностью отказаться от громоздкого и дорогого фотографирования и последующего длительного (не менее 5—7 мин.) денситометрического анализа негативов. Телекамера с персональным компьютером запоминает изображение практически мгновенно. Математический анализ изображения более удобен, чем послойная денситометрия негативов. Более того, благодаря ЭВМ можно достичь автоматической оценки прозрачности линзы, сразу преодолеваются проблемы стандартизации обработки фотопленки.

### Флуоресцентное исследование хрусталика

Большие надежды офтальмологи связывали с возможностью диагностики ранних стадий катаракты по накоплению в хрусталике продуктов фотоокисления белков и липидов. Одна из первых гипотез, объясняющих развитие возрастных помутнений линзы человека, была предложена в [16], где сообщается, что в результате фотоокисления ароматической аминокислоты триптофана, который входит в состав кристалликов — специфических белков линзы, происходит накопление токсических продуктов. Сейчас известно, что помимо триптофана способны фотоокисляться в хрусталике и другие ароматические аминокислоты и полиненасыщенные жирнокислотные остатки [38, 39]. Такие «обломки» разрушенных светом или активными формами кислорода молекул ускоряют развитие катаракты. Они обладают характерной голубой флуоресценцией с максимумом при 420—480 нм (возбуждение при 340—360 нм) [40]. Именно это явление пытаются использовать для диагностики ранней катаракты [35].

Первые попытки модифицировать офтальмологическую оптику для изучения флуоресценции различных структур глаза в нашей стране была предпринята в 1969 году [41]. Первая отечественная флуоресцентная лампа использовалась для осмотра операционного поля после экстракции катаракты, так как очень важно при такой операции максимально чисто удалить хрусталиковые массы. В противном случае возможно развитие послеоперационного аллергического увеита, потому что белки хрусталика в процессе его развития не реагируют с иммунокомпетентными клетками и при ранении капсулы-линзы или в случае неполной хирургической экстракции могут индуцировать иммунологическую реакцию [42]. Применение ультрафиолетового осветителя для обнаружения хорошо флуоресцирующих остатков потерявшего прозрачность хрусталика впервые использовали отечественные офтальмологи [41].

О Хоквин совместно с известным американским ученым разработал ультрафиолетовую шаймпфлюг-камеру [35, 43, 44]. В ряде работ проведено сравнение диагностики помутнений роговицы и линзы с помощью обычной шаймпфлюг-камеры и аппарата с ультрафиолетовым осветителем [17, 44, 45].

Для повышения чувствительности ультрафиолетовой шаймпфлюг-камеры желателно использование мощных источников коротковолнового света. Однако исследования [46, 47] показывают, что линза глаза млекопитающих очень чувствительна к действию ультрафиолета. Не исключено, что это является еще одной причиной, сдерживающей широкое применение ультрафиолетового света в офтальмологических приборах.

### **Применение поляризационной приставки**

В 1969 году В.М. Чередниченко предложил для осмотра хрусталика человека *in vivo* оригинальную поляризметрическую приставку к отечественной щелевой лампе [15]. Дело в том, что, в отличие от нормы, при различных видах помутнения симметрия оптических свойств передней и задней половины хрусталика нарушается. Это изменяет состояние поляризации и

коэффициента преломления, порождает фазовые и хроматические аберрации.

Эти исследования получили продолжение в работе [16], в которой с помощью фотощелевой лампы и специально разработанного оригинального поляризирующего устройства проведено изучение больных с возрастной катарактой различной степени зрелости. У большинства пациентов со зрелой катарактой характер помутнения при биомикроскопии в поляризованном свете мало чем отличался от того, что выявлялось в обычном свете. Однако в группе с диагнозом «незрелая возрастная катаракта» во всех 210-ти наблюдениях картина помутнения линзы при изучении в поляризованном свете значительно отличалась от той, что видна в обычном свете.

Незрелые катаракты при обычной биомикроскопии обладают значительно более интенсивным рассеянием, чем в поляризованном свете. Поэтому с помощью поляриметрической приставки можно точнее определить степень помутнения хрусталика, его форму, глубину и интенсивность. По мнению авторов работы [17] исследование поляризации позволяет в ряде случаев объяснить расхождение между кажущейся степенью помутнения линзы и довольно высокой остротой зрения у больных катарактой.

Еще более ценным в поляриметрии оказалась ее способность выявлять наиболее ранние стадии катаракты, которые пока не способна уловить никакая-либо другая диагностическая техника [17].

### **Линзметр (lens opacity meter)**

В 1988 году на III Международном конгрессе по эпидемиологии катаракты демонстрировался разработанный швейцарской фирмой «Interzeag» линзметр. Этот прибор разрабатывался в течение нескольких лет. Так, первое описание оптической схемы и фотография внешнего вида линзметра фирмы «Interzeag» появились еще в 1987 году. В этой установке используется ближний к инфракрасной области свет с длиной волны 700 нм, диаметр пучка составляет 1,5 мм. Для повышения воспроизводимости и чувствительности авторы применили модулированный свет, что позволяет проводить измерения прозрачности хрусталика у пациента

без какой-либо премедикации мидриатиками на свету.

Изменения прозрачности линзы живого глаза в указанном устройстве основано на регистрации отраженного света. Чем сильнее выражена катаракта, тем больше рассеяние на хрусталике и меньше отраженного света попадает на детектор прибора. Таким образом, разработчики применили уже описанный выше в нашем обзоре оптический принцип. Прибор очень прост в использовании - обследуемый фиксирует свой взгляд на торце микроскопа, через который врач наблюдает за положением пучка света. Высокая воспроизводимость результатов достигается пятикратным измерением света, отраженного от глаза под углом  $27^\circ$  (каждое в течение 0,5сек.). Встроенный микрокомпьютер проводит сразу статистическую обработку результатов пяти измерений, средний результат и стандартное отклонение выдается исследователю на бланке печатающего устройства. Осмотр и анализ одного пациента занимает несколько минут.

В первом сообщении сами конструкторы прибора отмечали одно из ограничений его применения - невозможность различить свет, отраженный от роговицы и от хрусталика. Также очевидно, что швейцарский прибор позволяет проводить анализ только центральной части линзы в аксиальной плоскости [18]. Очень тщательное сравнение данных по денситометрии хрусталиков здоровых людей и больных с различными типами катаракты проведено с помощью прибора «Opacitimeter 701» и шаймпфлюг-камеры формы «Торкон» (Япония) в Боннском университете. Было выявлено, что «Opacitimeter 701» не только не способен отличить локализацию катаракты, но и «слеп» при выявлении субкапсулярных или гомогенных помутнений. Легче всего, по мнению авторов статьи, было диагностировать диффузные и кортикальные помутнения линзы, хотя, на наш взгляд, такой вывод не вполне корректно делать на основе всего лишь 13-ти наблюдений помутнений различной локализации и степени выраженности [19].

Пожалуй, самым обескураживающим выводом сравнительного изучения двух приборов стало заключение о том, что «Opacitimeter 701»

все же нельзя применять без расширения зрачка, так как только тогда получаются сравнимые с шаймпфлюг-камерой результаты [20].

Резюмируя вышеизложенное, можно отметить следующее.

В современных шаймпфлюг-камерах, в камерах для ретроиллюминационного анализа и в других приборах такого же назначения производится автоматизация анализа путем использования современных компьютеров. Эффект такого дополнения очевиден: исключение длительной и трудностандартизируемой фотосъемки и последующего денситометрического полуавтоматического анализа.

Наметились две тенденции в конструировании таких офтальмологических приборов: с одной стороны, усложнение путем сочетания ретроиллюминационной телесъемки с одновременным анализом линзы в шаймпфлюг-камере, с другой — попытки создать простые и дешевые приборы. В последнем случае очень важно сопоставление возможностей любого нового устройства со ставшей классической шаймпфлюг-камерой, как это сделано в работе [19].

Наконец, третий, на наш взгляд, не исследованный до конца путь — расширение диапазона анализирующих длин волн: как в сторону ультрафиолета, (например, флуоресцентное устройство на основе шаймпфлюг-камеры), так и в направлении использования лучей ИК-диапазона, как например, в приборе фирмы «Interzeag».

## **Использование волоконно-оптического анализатора**

Нами был предложен метод, обладающий потенциальной возможностью порогового диагностирования и позволяющий выявить возникновение ранней катаракты глаза.

Принцип действия волоконно-оптического анализатора основан на измерении рассеянного объектом света, прямо прошедшего через объект или отраженного от его поверхностей. Такой метод называют нефелометрическим. Ясно, что с увеличением мутности объекта доля света, прошедшего через него без рассеяния, то есть регистрируемая турбидиметрически, убывает, а доля

рассеянного света, регистрируемого методом нефелометрии, напротив, возрастает.

В основе конструкции — сочетание некогерентной оптоэлектроники и волоконной оптики. Поток некогерентного излучения высокой по отношению к среде хрусталика проникающей способностью направляется через световод, чем обеспечивается его значительная концентрация или фокусировка и необходимая направленность.

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, 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.

Поток излучения, ограниченный конусом апертуры световода, содержит элементарные потоки с множеством пространственно-угловых координат, обеспечивающих зондирование всего тела линзы глаза *in vitro* и (что особенно важно!) *in vivo*. Отраженный поток излучения, содержащий информацию о состоянии анализируемой среды глаза, принимается другим, приемным световодом, имеющим общий торец

с передающим световодом, чем обеспечиваются минимальные габариты приемно-передающего конца оптического зонда. По передающему световоду отраженный поток подводится к фотоприемнику, на выходе которого возникает электрический сигнал, пропорциональный величине отраженного потока и, следовательно, прозрачности хрусталика (Рис 3).

Наиболее важными для медицинской практики являются зависимости отклика фотоприемника от расстояния ( $X$ ) между торцом световода и поверхностью хрусталика и от поглощения ( $I$ ) в линзе. Первая зависимость имеет явно выраженный максимум, вблизи которого при постоянстве геометрии системы отклик фотоприемника определяется только оптическими свойствами среды хрусталика (Рис.4).

Указанное свойство дает возможность по проявляющемуся максимуму отклика фотоприемника фиксировать требуемый момент регистрации прозрачности среды глаза.

Вторая зависимость соответствует экспоненте, ход которой однозначно связан с поглощением хрусталика, причем крутизна кривой наибольшая при значениях, близких к минимальным. Это позволяет сделать важный вывод о том, что регистрация изменения прозрачности наиболее эффективна при малых отклонениях от исходной или нормальной прозрачности.

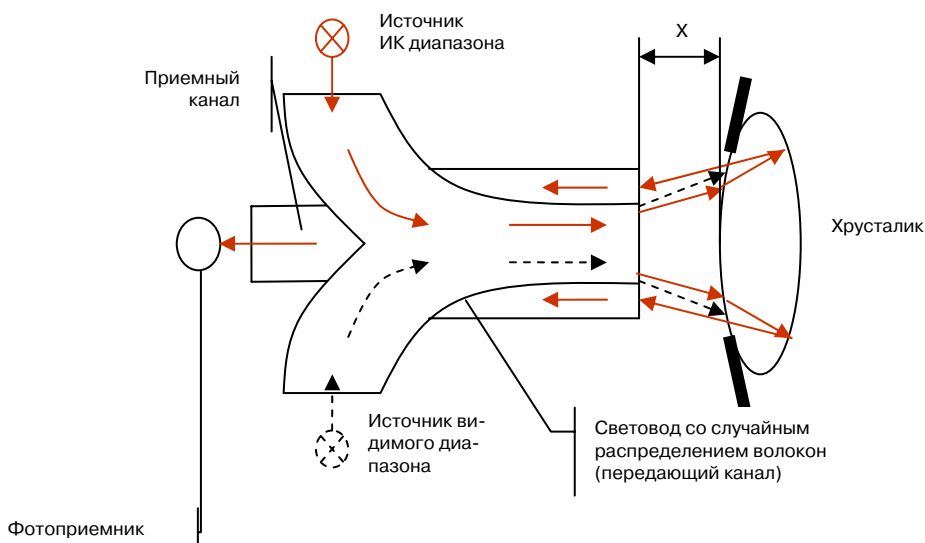


Рис. 3. Схема волоконно-оптического анализатора



Исходя из изложенного, алгоритм оценки прозрачности изучаемой ткани живого глаза сводится к запоминанию максимума отклика и оценке прозрачности линзы по отношению к нормальной (здоровой).

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.

## Выводы

Все существующие и используемые на сегодняшний день методы оценки прозрачности ткани глаза обладают рядом существенных недостатков. Основные из них – отсутствие мобильности и специальные требования к условиям работы и обслуживанию.

Как правило, все перечисленные методы требуют применения сложного дорогостоящего стационарного оборудования и присутствия врача-офтальмолога. Их практически невозможно использовать вне специальных условий, имеющих далеко не в каждом медпункте. Таким образом, возникает необходимость в приборе, лишенном отмеченных недостатков, который можно было бы использовать в нестационарных условиях для экспресс-диагностики населения во время массовой диспансеризации, в том числе, в районах с неблагоприятными условиями, например, с повышенной радиацией, или в труднодоступных районах с целью принятия решения о необходимости дальнейшего обследования пациента в клинике.

## Литература

1. Краснов М.М. Современные принципы и перспективы в лечении катаракты. - Проблемы клинической офтальмологии, Алма-Ата, 1977.
2. Дудина Е. И. Фармакотерапия возрастной катаракты. Медицинский реферативный журнал 1989 г. раздел VIII, № 6, публ. 530.
3. Formaziuk V.E., Dudina E.I., Sergienko V.I., Vladimirov Y.U. Approach to study of drugs effect on lens opacification. In: 4th International Scheimpflug Club Meeting, 1989, p. 85.
4. Шмелева В. В. —Катаракта, М., Медицина, 1981, 224 с.
5. Brown N.A., Bron A.J., Ayliffe W., Sparrow J., Hill A.R. Tire objective Assessment of Cataract. Eye, 1987, v.1, (Pt. 2), p. 234-246

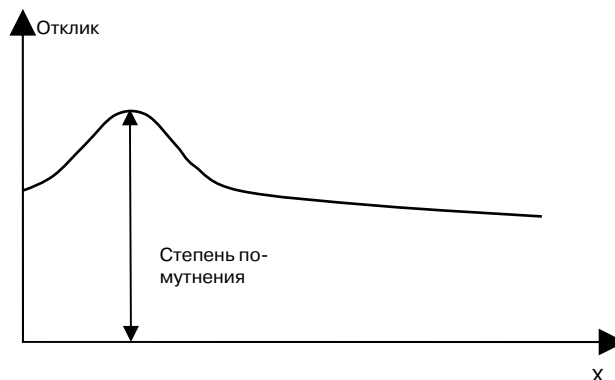


Рис. 4. Зависимость выходного сигнала фотоприемника ВОО от расстояния X между общим торцом световодов и поверхностью объекта

6. Урмахер Л.С., Шапиро З.Ш., Набатчиков В.В. Приборы для исследования переднего отдела глаза и глазного дна. «Машиностроение», 1970, 54 с.
7. Fincham E. F. The mechanism of Accomodation, London. 1937.
8. Goldman H. Spaltlampenphotographie und photometrie. Ophtalmologica. 1940, v. 98, N 5, 257-270.
9. Дашевский А.И. Новые методы изучения оптической системы глаза и развития его рефракции. Киев, Госмедиздат УССР 1956, 164 с.
10. Вязовский И.А. Усовершенствование техники фотосъемки оптических срезов роговицы и хрусталика. — Офтальмологический журнал, 1961, т. 14, №4,с. 227—232.
11. Вязовский Ю.И., Черкасов И.С., Мизрахи Д.А. Устройство для тиндаметрии оптических сред глаза. Авт. свидет. № 950308, — Бюллетень «Изобретения в РОССИИ», 1980, № 30.
12. Scheimpflug T. Der Photoperspektograph und seine Anwendung. Photos Korr. 1906, B 43, S 516.
13. Hockwin O., Laser H., Wegener A. Investigation a rat eyes with diabetic cataract and naphthalene cataract by Zeiss Scheimpflug Measuring system SLC. Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmology. 1986, v. 224, N 6, p. 502—506.
14. Hockwin O., Dragomiresou V., Lasel H., Wegener A. Scheimpflug Photography of the Anterior Eye Segment. Principle, Instrumentation and Application to Clinical and Experimental Ophthalmology. Journal of Ophthalmology Photography, 1986, vol. 9, N 2, p. 104—111.
15. Трутнева К. В. Урмахер Л. С., Шапиро Е. Ш., Гаевой С. П. Использование телевидения в офтальмологии. В материалах 4-й Всесоюзной конференции «Биологическая и Медицинская электроника», 1972, часть II, Свердловск стр. 45-47.
16. Ogino S. The ethyology of cataract and chemotherapy.— Jap. Med, 1957, N 1732, 1-15.
17. Павлюченко К.П., Кривенко Н.Н. Новые данные о поляризационно-оптических свойствах хрусталика. Офтальмологический журнал, 1988, № 2,стр.111—112

18. Flaramer J., Bebie H. Lens opacity meter. A new instrument to quantify, lens opacity. *Ophthalmologica*, 1987, v, 195, N 2, p. 69—72, 132
19. Wegener A., Hockwin O. First experiences with the Interzeag lensopacity meter in measuring normal and cataractous lens. *Lens Res* 1988 y N 182, pp 183—190.
20. Wegener A., Hockwin O. Lens density measurement with the Interzeag Lens Opacitimeter compared to Scheimpflug photography results. In: 2nd international symposium "Cataract Epidemiology", 1988, abstr. N 13.
21. Гридин В.Н., Аньшаков Г.Г., Зак Е.А. и др. Исследование и разработка волоконно-оптического анализатора для обнаружения ранней катаракты глаза. // Отчет по НИП № 0302.4261203045 Гос. регистрация № 01.0.40 000130
22. Зак Е.А. Волоконно-оптические преобразователи с внешней модуляцией. – Энергоатомиздат, 1989.
23. Слюсарев Г.Г. Методы расчета оптических систем. Изд. 2-е Л.: Машиностроение, 1969.
24. Аньшаков Г.Г. Системы автоматизированного проектирования электронных устройств // Информационные технологии, "Новые технологии" №4, 2005.

**Гридин Владимир Николаевич.** Директор Центра информационных технологий в проектировании РАН, член Экспертного совета ВАК России по управлению, вычислительной технике и информатике; 2-х специализированных советов; член редколлегии журналов «Информационные технологии в проектировании и производстве» и «Электродинамика и техника СВЧ и КВЧ». Доктор технических наук, профессор, заслуженный деятель науки РФ. Автор 169 научных работ, из них 6 монографий, 1 учебник, 7 патентов и авторских свидетельств. Область научных интересов: математические методы, алгоритмы и пакеты программ систем автоматизированного проектирования радиоэлектронной аппаратуры, внедрению информационных технологий в процессы автоматизированного проектирования перспективной микро-, нано- и оптоэлектронной элементной базы.

**Зак Евгений Аронович.** Зав. лабораторией Центра информационных технологий в проектировании РАН, д.т.н., профессор. Скончался 7 августа 2007г. Окончил Московский государственный институт электроники и математики в 1969 году. Автор более 140 научных работ. В 1976 защитил кандидатскую диссертацию, в 1988 г. – докторскую. В 1991 г. присвоено звание профессора. Область научных интересов: вычислительные системы, волоконная и геометрическая оптика, теория рассеяния излучения дисперсными средами, теоретическая фотометрия, теория измерений, теория погрешностей.

**Аньшаков Григорий Геннадьевич.** Научный сотрудник Центра информационных технологий в проектировании РАН. Окончил Московскую государственную академию тонкой химической технологии им. М.В. Ломоносова в 1999 году. Автор 14 научных работ. Область научных интересов: математическое моделирование в естественных науках, интеллектуальный анализ данных и распознавание образов, информационные ресурсы и системы, системы математического моделирования для естественных наук, вычислительные и сетевые ресурсы, специализированные системы обработки и анализа изображений и сигналов, системы визуализации и виртуального окружения, обработка и анализ изображений и сигналов.