

УДК 535.241.5

В. В. Петров, Е. Е. Антонов, А. А. Крючин, С. М. Шанойло
Институт проблем регистрации информации НАН Украины
ул. Н. Шпака, 2, 03113 Киев, Украина

Оптические характеристики традиционных эластичных и новых жестких микропризм Френеля

Исследована зависимость разрешения изображений, формируемых с помощью микропризменных элементов Френеля, от величины призматического действия таких элементов. Определены сравнительные оптические характеристики монопризм и микропризм различных производителей, усовершенствован алгоритм определения остроты зрения по разрешающей способности изображений.

Ключевые слова: микропризменный элемент, тестовая штриховая мира, острота зрения, угол рефракции, коэффициент отражения, дифракция света, хроматизм.

Цель работы

При использовании призм в офтальмологии всегда возникает вопрос об их влиянии на остроту зрения пациента. Сегодня однозначно установлено, что микропризмы снижают измеряемую остроту зрения, причем эффект увеличивается по мере роста силы призм.

Первым исследованием этого вопроса, которое сегодня уже стало классическим, является работа Верони-Тротман [1] (Нью-Йорк, США). Подобные исследования снижения остроты зрения с призмами V_C выполнила Шевколенко [2] из Центра микрохирургии глаза (г. Киев), а также Дембский [3] из Крымского центра реабилитации зрения. Недавно подробные исследования снижения остроты зрения при использовании микропризм компании «ЗМ» (США) и микропризм «Trusetal» компании «Optiker Greten Folienoptik» (Бремен, ФРГ) провели Гриффитс и Коттон [4] из университета г. Шеффилд (Великобритания).

Имеющиеся в литературе данные [1–4] получены традиционным для офтальмологии методом опроса пациентов, рассматривающих высококонтрастные тестовые офтальмологические таблицы. Понятно, что часть этого снижения связана с реальными нарушениями оптических функций органа зрения человека. Однако в этом снижении есть и определенная часть, обусловленная влиянием собственно призм, т.к. на разрешение формируемых призмами зрительных образов влияют дифракция и хроматизм белого света.

© В. В. Петров, Е. Е. Антонов, А. А. Крючин, С. М. Шанойло

До сих пор такое разделение указанных эффектов не было проведено и не определена относительная доля влияния призм в регистрируемом снижении остроты зрения, хотя эти знания необходимы для правильного применения микропризм в практической страбологии.

Поэтому целью работы являлось исследование свойств монопризм и традиционных эластичных микропризм различных изготовителей, а также новых жестких микропризм, изготовленных в Институте проблем регистрации информации (ИПРИ) НАН Украины, с целью получения сравнительных оптических характеристик существующих сегодня офтальмологических призм и определения относительного влияния призм на регистрируемое снижение остроты зрения.

Методика исследований

Ранее [5] нами был предложен метод измерения остроты зрения по разрешающей способности высококонтрастных тестовых штриховых изображений. Значения относительной разрешающей способности V_A , полученные этим методом, при определенной калибровке данных можно отождествить с остротой зрения V_C . Типовая схема измерений разрешающей способности исследуемых оптических объектов при помощи тестовых штриховых миш [5], которая установлена ГОСТ 15114–78, приведена на рис. 1.

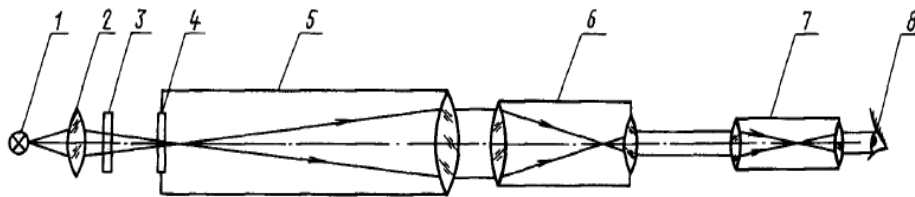


Рис. 1. Схема типовых измерений разрешающей способности оптических объектов согласно ГОСТ 15114–78: 1 — источник света; 2 — конденсор; 3 — матовое стекло; 4 — штриховая мишень; 5 — коллиматор; 6 — испытуемая оптическая система; 7 — зрительная труба; 8 — глаз наблюдателя

В нашей оптической системе [5] из типовой схемы измерений разрешающей способности (рис. 1) был исключен конденсор (2) для более равномерного освещения всех элементов миш и матовое стекло (3) для повышения начальной контрастности изображений. Также не использовался микроскоп (7), и не было наблюдателя (8), вместо которых применялась электронная схема регистрации световых сигналов с помощью фотодетектора.

Одной из важнейших характеристик для определения остроты зрения является контрастность k_A опто типов на тестовых офтальмологических таблицах, которая определяется следующим образом [6]:

$$k_A = \{(I_F - I_A)/I_F\} 100 \%, \quad (1)$$

где I_F — интенсивность фона таблицы, а I_A — интенсивность определенного опто типа. Значения k_A зависят от освещенности таблиц E_T или яркости таблицы F_T . Установлено, что яркость F_T таблиц должна составлять не менее 160 кд/м^2 , что

соответствует освещенности $E_T = (150-300)$ лк [6], величина которой зависит от коэффициента отражения света от фона таблицы. Считается, что последующее увеличение значения F_T не влияет на величину контрастности изображения и остроту зрения. Стандартное значение контрастности тестовых таблиц k_A составляет 95–97 %.

Отметим, что в физике контрастность изображений определяется [7] несколько по-другому:

$$k_A = \{(I_F - I_A)/(I_F + I_A)\} 100 \%. \quad (2)$$

При этом величины (I_F и I_A) для светящихся объектов представляют собой яркости, а для изображений — освещенности поверхностей.

Понятно, что для предельных значений интенсивностей полученные согласно формулам (1) и (2) величины контрастностей k_A совпадают. Однако для промежуточных значений I_F и I_A величины k_A существенно разнятся. График зависимостей от разности значений ($I_F - I_A$) величин k_{A1} и k_{A2} , вычисленных, соответственно, согласно формулам (1) и (2), приведен на рис. 2.

В данной работе для всех расчетов контрастности k_A использовалось выражение (1), которое дает линейную зависимость k_A от величины ($I_F - I_A$). Это выражение оказалось более удобным для измерений провала интенсивности между двумя соседними максимумами тестовых штрихов, а также для интерполяции данных и автоматизированной обработки результатов экспериментальных измерений слабых интенсивностей на уровне шумов.

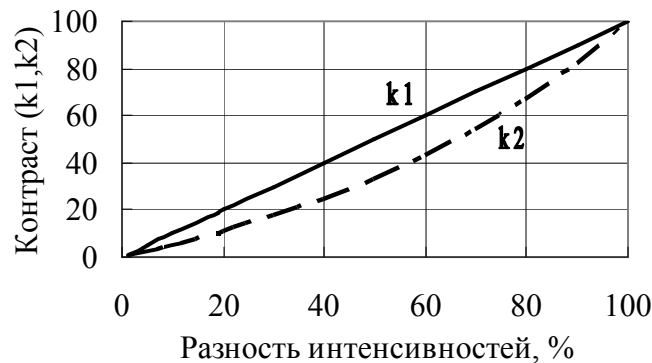


Рис. 2. Зависимость контрастности k_A от разности интенсивностей соседних опто типов

В некоторых случаях исследования остроты зрения в офтальмологии проводятся при пониженной контрастности $k_A = (10-25)$ % [8]. Действительно, большинство предметов внешнего мира имеет небольшую контрастность, поэтому исследование остроты зрения с высококонтрастными опто типами не является для глаза естественным.

Кроме того, некоторые первичные признаки заболеваний сетчатки и зрительного нерва, начальные стадии катаракты гораздо точнее диагностируются методом так называемой «визоконтрастометрии» [8] при пониженной контрастности опто типов.

При проведении визоконтрастометрии можно использовать тестовые таблицы с традиционными опто типами, но с контрастностью $k_A = (0,5-25,0) \%$ [9]. Однако для этого, как правило, применяются специальные тестовые решетки с различной контрастностью опто типов k_A и разной пространственной частотой этих изображений W_C .

Меняя опто типы решетки с различной пространственной частотой W_C и разной контрастностью k_A , можно получить пространственную частотно-контрастную характеристику (ЧКХ) глаза человека. Усредненная кривая ЧКХ для здорового глаза имеет максимум в области $W_C = (7-10)$ цикл/град. Предельное значение разрешения $\gamma = 1'$ для усредненного человеческого глаза соответствует точке $W_C = 30$ цикл/град. Сравнивая реально полученную кривую с усредненной кривой ЧКХ, можно зафиксировать начальную патологию зрения пациента, причем даже при высокой остроте его зрения для высококонтрастных тестов.

Сегодня разработаны и компьютерные методы визоконтрастометрии [10] с использованием синусоидальных тестовых решеток с ахроматическими и цветными параллельными полосами. Например, широко используется программа «Зебра» [10], с помощью которой можно тестировать световую чувствительность глаза при различной контрастности k_A тестовых изображений в зависимости от пространственной частоты этих изображений W_C .

Методы визоконтрастометрии в ряде случаев являются более информативными по сравнению с традиционной визометрией. Они позволяют обнаружить минимальные нарушения зрительных функций глаза даже при отсутствии пониженной остроты зрения. Однако такая диагностика, аналогично традиционной опто метрии, в офтальмологических исследованиях осуществляется путем опроса пациентов, рассматривающих определенные опто типы тестовых таблиц.

Наши исследования проводились с высококонтрастными тестовыми штриховыми объектами. Основной задачей наших экспериментов было получение сравнительных оптических характеристик монопризм и микропризм различных изготовителей в широком диапазоне призматического действия методом электронного регистрирования сигналов.

Особый интерес представляют исследования микропризм силой $PD < 10,0 \Delta$ (Δ — призмные диоптрии). Как это отмечают все исследователи [1-4], для этих микропризм пациенты практически не замечают влияния призм на остроту зрения. Однако ясно, что такое влияние, безусловно, должно быть вследствие хроматизма и дифракции.

Другим стимулом является получение данных об оптических характеристиках разных микропризм в одном исследовании при использовании нового более точного метода измерений.

Важным вопросом при получении абсолютных значений измеряемого снижения остроты зрения V_C методом [5] из относительных значений разрешающей способности $V_A = R_A/R_{A0}$ является выбор эталонного элемента с разрешением R_{A0} для сравнения, острота зрения для которого полагается $V_{S0} = 1,0$.

В нашем распоряжении был диагностический набор монопризм прекрасного оптического качества, изготовленный компанией «Gulden Ophthalmics» (США), поэтому вопрос о выборе эталона был решен очень легко.

Монопризма «Gulden Ophthalmics» силой $PD = 0,5 \Delta$ и выполнила такую функцию. Полагалось, что острота зрения для этой призмы $V_C = 100 \%$, т.к. это всегда обнаруживают пациенты при традиционных офтальмологических исследованиях.

Кривая контрастности k_A для нее практически совпадает с контрастностью изображений тестовых штрихов при отсутствии призм. Фактически, эта кривая и является аппаратной функцией нашего экспериментального стенда.

Необходимо заметить, что для малых номиналов призм $PD = (0,5-1,0) \Delta$ снижение разрешающей способности изображений тестовых штрихов для монопризм «Gulden Ophthalmics» (США), эластичных микропризм «ЗМ» (США) и жестких микропризм ИПРИ НАН Украины оказалось одинаково небольшим. Поэтому выбор эталонной призмы малой силы практически не влияет на полученные конечные результаты по снижению разрешающей способности для призм больших номиналов.

Отметим, что заключительные измерения интенсивностей были проведены нами без использования цветных светофильтров с целью повышения точности измерений. В свою очередь этот факт позволил повысить разрешение тестовых изображений штрихов до расчетного значения $\gamma_A = 0,773347'$, которое соответствует пределу разрешения усредненного человеческого глаза.

Экспериментальные данные

На первом этапе заключительных экспериментов были детально исследованы монопризмы «Gulden Ophthalmics» (США). Кривые контрастности k_A для этих монопризм в диапазоне действия $PD = (0,5-30,0) \Delta$ приведены на рис. 3.

Характеристики, аналогичные приведенным на рис. 3, являются исходными данными для получения величин разрешающей способности R_A и относительной разрешающей способности изображений $V_A = R_A/R_{A0}$, которые будем отождествлять с остротой зрения V_C при сравнении с имеющимися в литературе данными других авторов.

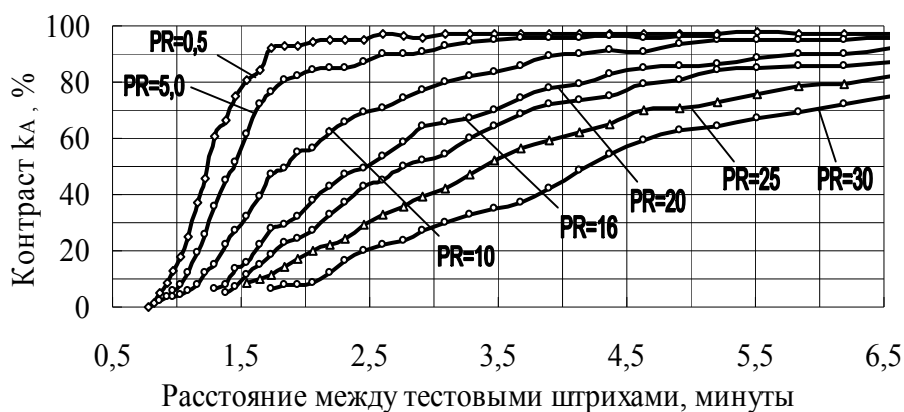


Рис. 3. Контрастность изображений тестовых штрихов миры МЗ–М5 для монопризм «Gulden Ophthalmics» (США)

Вообще, сравнение разрешающей способности изображений методом [5] желательно выполнять при заранее заданной величине контрастности, превышающей 20 %, например, для значений контрастности $k_A = (40-60) \%$, что существенно повышает точность всех измерений интенсивностей. Расчеты величин V_C по полученным значениям R_A для разных уровней контрастности k_A были нами выполнены для монопризм «Gulden Ophthalmics» (США). Полученные результаты показаны на рис. 4.

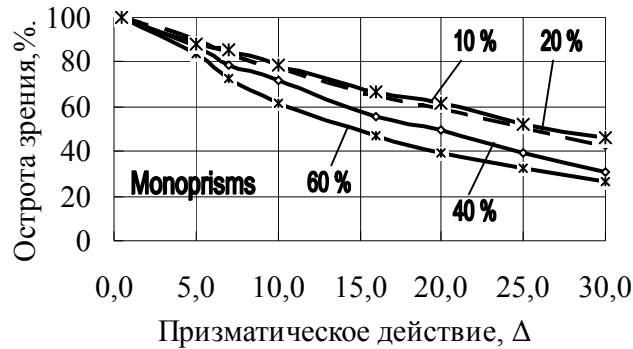


Рис. 4. Зависимость расчетных значений V_A от силы призм PD для разных уровней контрастности k_A

Из рис. 4 видно, что существует зависимость величины V_C от параметра k_A , для которого эти величины V_C были рассчитаны. Зависимость особенно заметна для монопризм с большим призматическим действием. Объяснение этого эффекта лежит в разном характере зависимости контрастности k_A от разрешения тестовых штрихов γ_S для призм малого $PD = (0,5-10,0) \Delta$ и большого $PD = (20,0-30,0) \Delta$ призматического действия.

Поэтому для максимальной идентичности данных по разрешающей способности изображений V_A , полученных электронным способом, и величин остроты зрения V_C , полученных с помощью тестовых офтальмологических таблиц, основные измерения разрешающей способности тестовых изображений были нами все же выполнены для значений контрастности $k_A = 20 \%$, вычисленных согласно (1).

Таким образом, методика определения относительной разрешающей способности V_A иллюстрируется рис. 5 и сводится к следующему.

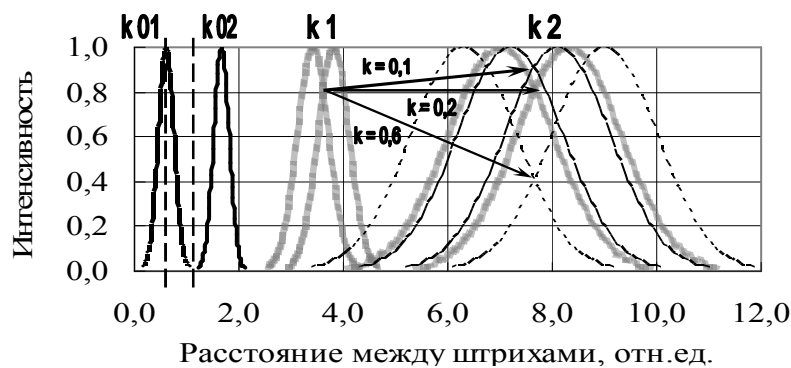


Рис. 5. Схема определения разрешающей способности

В фокусе коллиматора оптической системы экспериментального стенда размещается выбранный элемент тестовой миры и для точек ($k01$, $k02$) изображения элемента на экране определяется его начальная контрастность k_0 . Это значение k_0 должно быть не менее 95–97 %, что свидетельствует о (1) хорошей фокусировке изображения и (2) правильной юстировке щелевой диафрагмы фотодетектора, которая должна располагаться строго параллельно изображениям тестовых штрихов миры.

Затем на оси оптической системы располагается эталонная призма, и для нее путем смены элементов M_H тестовой миры регистрируется кривая контрастности $k_A = f(M_H)$. Из полученной кривой k_A для уровня контрастности $k_A = 20\%$ для точки ($k1$) определяется величина углового разрешения изображения тестовых штрихов R_{A0} для эталонной призмы.

После этого на оптическую ось стенда устанавливается исследуемая призма. Снова, аналогичным образом, регистрируется кривая контрастности, и для этой призмы подбирается такой элемент M_k тестовой миры, для которого контрастность $k_A = 20\%$. Величина углового разрешения R_A для этого элемента M_k в точке ($k2$) и используется для расчета относительной разрешающей способности $V_A = R_A/R_{A0}$ для данной призмы.

При помощи указанной методики были исследованы все микропризмы призматическим действием от $0,5 \Delta$ до $30,0 \Delta$ из модернизированного диагностического набора КК–42 ИПРИ НАН Украины (№ 021, дата изготовления — февраль 2013 года), а также все имеющиеся у нас в наличии гибкие микропризмы компании «3М» (США) призматическим действием от $7,0 \Delta$ до $25,0 \Delta$. Результаты измерений контрастности k_A для этих микропризм приведены на рис. 6, 7.



Рис. 6. Контрастность изображений тестовых штрихов миры $M3-M5$ для микропризм «3М» (США)

Далее из полученных зависимостей $k_A = f(M_H)$ для уровня контраста $k_A = 20\%$ для каждой из исследованных призм рассчитывались значения R_A , которые на конечном этапе использовались для расчетов относительной разрешающей способности $V_A = R_A/R_{A0}$. Эти значения и отождествлялись с остротой зрения V_C .

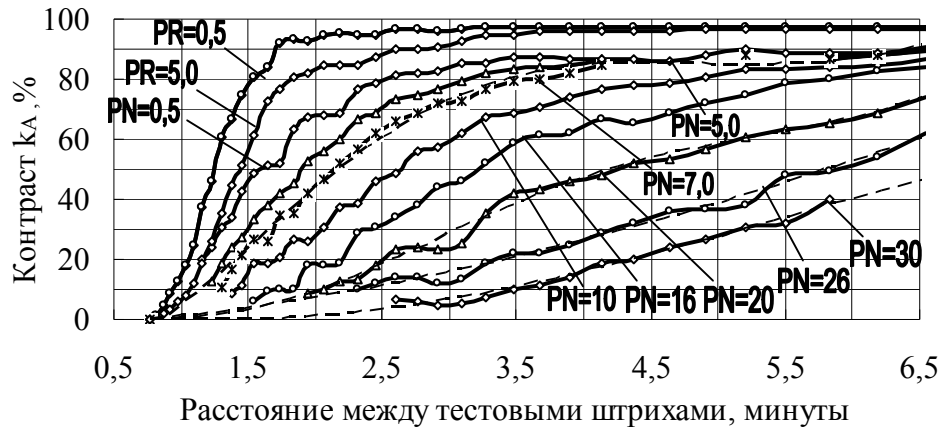


Рис. 7. Контрастность изображений тестовых штрихов миры МЗ–М5 для микропризм ИПРИ НАН Украины

Полученные после калибровки стенда значения остроты зрения $V_A = V_C$ приведены на рис. 8 для монопризм «Gulden Ophthalmics» (США) (кривая 1), гибких пленок с микрорельефом «ЗМ» (США) (кривая 2) и жестких микропризм ИПРИ (Украина) (кривая 3).

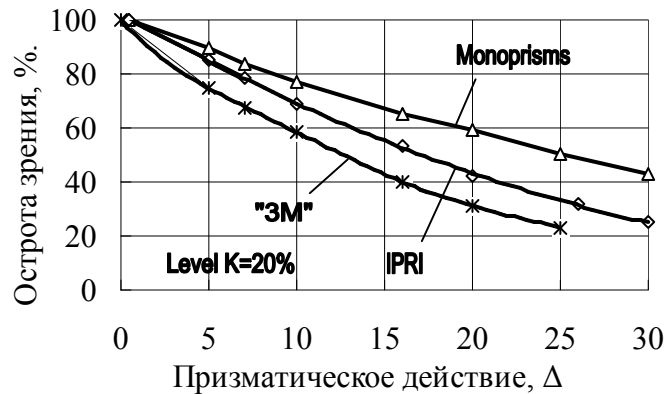


Рис. 8. Острота зрения в зависимости от призматического действия призм:
 1 — монопризмы «Gulden Ophthalmics» (США); 2 — микропризмы «ЗМ» (США);
 3 — микропризмы ИПРИ (Украина)

Приведенные данные свидетельствуют о том, что все исследованные призмы снижают остроту зрения V_C во всем диапазоне изменения их призматического действия.

Наименьшее снижение (кривая 1) получено для монопризм «Gulden Ophthalmics» (США), что и следовало ожидать. Жесткие микропризмы ИПРИ (Украина) с защищенным герметизированным микрорельефом также проявили хорошее оптическое качество (кривая 2). Наибольшее снижение остроты зрения зафиксировано для гибких пленок «ЗМ» с открытым микрорельефом (кривая 3), что также не удивительно.

На рис. 9 приведены полученные ранее методом опроса пациентов данные исследований остроты зрения V_S , выполненные Верони-Тротман [1] для гибких пленок «3М» (кривая 1) и для жестких призм «3М» (кривая 2), Гриффитс и Коттон [3] (кривая 3), Дембским [3] (кривая 4) и Шевколенко [2] (кривая 5).

Также на рис. 9 для сопоставления приведен полученный нами график значений V_S для монопризм «Gulden Ophthalmics» (США) (кривая 6), который дублирует кривую 1 на рис. 8.

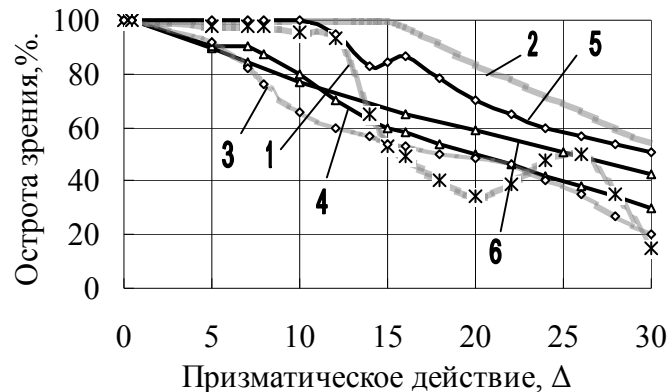


Рис. 9. Острота зрения в зависимости от призматического действия для некоторых призм

Кажется очевидным, что выше кривой 6 (рис. 9) все экспериментальные точки для других призм, полученные опросом пациентов, располагаться не должны.

Действительно, кривая 6 представляет собой данные по минимальному снижению разрешающей способности, поскольку монопризмы «Gulden Ophthalmics» (США) являются наилучшими из всех нами исследованных. Кроме того, данные рис. 9 (кривая 6) на рис. 8 являются единственными, которые получены электронным способом с помощью фотодетектора без участия пациентов и их субъективных ощущений, которые влияют на результаты измерений остроты зрения.

Однако некоторые полученные другими авторами [1, 2] экспериментальные значения V_S (кривые 1, 2, 5) располагаются выше указанной кривой 6 (рис. 9). Это может объясняться, по крайней мере, двумя причинами:

- низкой точностью используемого указанными авторами метода определения остроты зрения путем опроса пациентов, или же наоборот;
- высокой эффективностью человеческого глаза, как детектора зрительных образов. В последнем случае кто-то из специалистов-офтальмологов в будущем должен объяснить приведенные факты.

Отметим главное в полученных нами экспериментальных данных. Впервые установлено снижение разрешающей способности или остроты зрения для призм небольшого призматического действия. Указанное снижение было установлено как для микропризм, так и для монопризм. Ранее это не было полностью очевидно.

С ростом призматического действия микропризм величина остроты зрения V_C заметно снижается. Например, снижение остроты зрения V_C для микропризмы $PD = 30,0 \Delta$ «Gulden Ophthalmics» (США) составляет почти 57 %. Этот факт является прямым следствием хроматизма, поскольку для этой монопризмы отсутст-

вует эффект дифракции на микрорельефе, в отличие от всех других микропризм, а также отсутствуют какие-либо оптические и механические дефекты, поскольку качество этой монопризмы очень высокое. Полученные данные еще раз подтверждают то, что причиной снижения разрешающей способности для призм является именно хроматизм белого света, величина которого совершенно одинакова как для монопризм, так и для микропризм, и зависит только от силы призм.

Для всех исследованных микропризм снижение разрешающей способности более заметное по сравнению с монопризмами, поскольку кроме хроматизма для них в полной мере действует и дифракция. Нельзя также исключать и влияние оптических дефектов материала микропризм, а также дефектов и механических повреждений открытых рабочих оптических поверхностей некоторых микропризм.

Эти соображения подтверждаются также результатами исследования оптических свойств микропризм при помощи лазера. На рис. 10 показано распределение интенсивности лазерного луча с длиной волны $\lambda = 0,532$ мкм после прохождения его через некоторые призмы номиналом $PD = 10,0 \Delta$. На рис. 11 показаны аналогичные данные для призм $PD = 25,0 \Delta$.

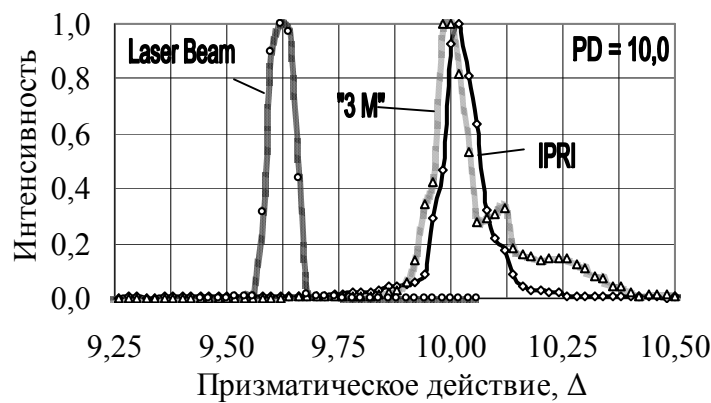


Рис. 10. Результаты прохождения лазерного луча через микропризмы $PD = 10,0 \Delta$

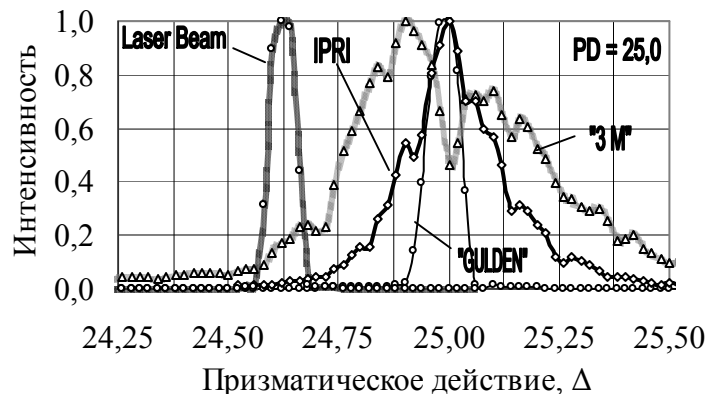


Рис. 11. Результаты прохождения лазерного луча через призмы $PD = 25,0 \Delta$

Призмы «Gulden Ophthalmics» (США) всех номиналов практически дублируют исходный профиль лазерного луча, что еще раз говорит о высоком оптическом качестве этих призм.

Микропризмы ИПРИ НАН Украины также показали достаточно высокое оптическое качество. Особенно это заметно при больших номиналах микропризм, поскольку при малых номиналах все исследованные микропризмы имеют достаточно удовлетворительное качество. Действительно, расширение лазерного пучка для исследованной микропризмы $PD = 25,0 \Delta$ ИПРИ НАН Украины составляет всего 0,5 призмных диоптрии, что полностью коррелирует с результатами наших расчетов величины зоны хроматизма.

Наибольшее расширение монохроматического пучка наблюдается для микропризм «ЗМ» (США). Даже для призмы относительно небольшой оптической силы $PD = 10,0 \Delta$ структура прошедшего луча оказывается более размытой, чем для микропризмы ИПРИ (Украина).

Расширение пучка на микропризме $PD = 25,0 \Delta$ компании «ЗМ» (США) почти в 2 раза больше. В то же время шаг микрорельефа для этой призмы $W = 1075$ мкм существенно больше шага $W = 600$ мкм для микропризмы ИПРИ НАН Украины, что соответственно снижает влияние дифракции.

Возможно, это связано с особенностями конструкции призмы «ЗМ» (США). Обратный угол для этой призмы составляет около $\beta = 10$ градусов, в то время как все микропризмы ИПРИ НАН Украины изготавливаются с обратным углом $\beta = (2-3)^\circ$. Меньший угол β не только снижает виньетирование, но и уменьшает долю рассеянного внутри призм проходящего света. Вышесказанное иллюстрируется рис. 12, на котором представлены фотографии профиля рельефа для указанных микропризм.

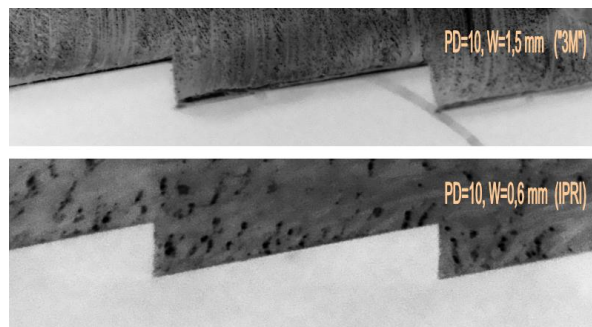


Рис. 12. Структура рельефа микропризмы $PD = 10,0 \Delta$ разных изготовителей

Отметим также, что данные о снижении остроты зрения, которые получены по разрешающей способности тестовых изображений, и данные, полученные путем обследования пациентов, разнятся, в основном, в области малых величин призматического действия. Поскольку в точности всех имеющихся сегодня в литературе данных о снижении остроты зрения сомнений ни у кого нет, этот факт еще раз говорит о высоких оптических свойствах человеческого глаза и способно-

стях мозга различать разноцветные размытые вследствие хроматизма изображения оптотипов тестовых офтальмологических таблиц.

Фотодетектор таким свойством, конечно, не обладает. Он только регистрирует интенсивность светового потока или яркость поверхности в виде энергетических сигналов, хотя и с разной спектральной чувствительностью. Но именно вследствие этого точность предложенной электронной методики регистрации разрешающей способности гораздо выше традиционных методов исследований остроты зрения путем опроса пациентов.

Таким образом, полученные нами данные о снижении разрешающей способности высококонтрастных тестовых изображений для разных призм различных изготовителей особенно важны потому, что впервые они получены в одной серии измерений по единой новой методике, точность которой гораздо выше ранее применяемого метода с использованием тестовых офтальмологических таблиц.

Главный итог проведенных исследований состоит в выделении из общего снижения остроты зрения той ее части, которая обусловлена влиянием именно микропризм. Различие полученных величин снижения разрешающей способности микропризм и уменьшения остроты зрения пациентов, по-видимому, обусловлено уникальными оптическими свойствами человеческого глаза.

Целесообразно продолжить аналогичные исследования для низкоконтрастных тестовых оптотипов $k_A = (15-25) \%$. Для таких объектов, как и для высококонтрастных тестов, необходимо выделить долю снижения остроты зрения, за которую ответственны именно микропризмы вследствие хроматизма и дифракции световых лучей на микрорельефе.

Выводы

Предложен метод измерений разрешающей способности изображений с тестовыми штриховыми мирами. Преимуществом метода является возможность получения количественных характеристик оптического качества призм. Метод, несомненно, является более точным по сравнению с наблюдениями тестовых офтальмологических таблиц и не зависит от субъективных впечатлений исследуемых пациентов.

В интегральном снижении остроты зрения, которое регистрируется при традиционных исследованиях с помощью офтальмологических таблиц, впервые определена та ее часть, которая обусловлена свойствами собственно призм.

Вследствие высокой точности метода оказалось возможным исследовать эффект снижения разрешающей способности высококонтрастных тестовых изображений для призм малого призматического действия $PD = (0,5-10,0) \Delta$. Ранее считалось, что такие призмы практически не снижают остроту зрения.

1. *Veronneau-Troutman S.* Fresnel Prisms and Their Effects on Visual Acuity and Binocularity / S. Veronneau-Troutman // Trans. Am. Ophthalmol. Soc. — 1978. — Vol. 78. — P. 610–653.

2. *Шевколенко М.В.* Діагностика та планування хірургічного лікування співдружньої ізотропії з малими кутами: автореф. дис. на здобуття ступеня канд. мед. наук / М.В. Шевколенко. — К., 2011. — 21 с.

3. Дембський Л.К. Сферопризматическая коррекция зрения, как фактор профилактики кон-вергентной осевой деформации и гипертензии глаза [Электронный ресурс] / Л.К. Дембський. — Режим доступа: <http://www.eyecenter.com.ua/>
4. Griffiths H.J. A Comparison of the effect of 3M fresnel prisms and trusetal prism foil on visual function / H.J. Griffiths, S.H. Cotton // British and Irish Orthoptic Journal. — 2010. — Vol. 7. — P. 45–48.
5. Антонов Є.Є. Роздільна здатність і призматична дія мікропризмових елементів Френеля / Є.Є. Антонов // Реєстрація, зберігання і оброб.даних. — 2013. — Т. 15, № 2. — С. 3–16.
6. Лещенко И.А. О системах и правилах определения остроты зрения / И.А. Лещенко // Вестник оптометрии. — 2009. — № 3. — С. 54–58.
7. Ландсберг Г.С. Оптика / Г.С. Ландсберг. — М.: Наука, 1976. — 928 с.
8. Современная офтальмология: Руководство; под ред. В.Ф. Даниличева. — [2-е изд.]. — Санкт-Петербург: Изд-во «Питер», 2009. — 688 с.
9. US Patent 7,354,155, МКИ А61В 03/02. Astigmatic Axis Independent Spatial Frequency and Contrast Sensitivity Target and Method / J.T. Holladay; заявл. 27.04.2003; опубл. 08.04.2008.
10. Зрительные функции и их коррекция у детей: Руководство для врачей; под ред. С.Э. Авестисова, Т.П. Кащенко, А.М. Шамшиновой. — М.: Изд-во ОАО «Медицина», 2005. — 872 с.

Поступила в редакцію 02.03.2015