

Національна академія наук України  
ІНСТИТУТ ПРОБЛЕМ РЕЄСТРАЦІЇ ІНФОРМАЦІЇ

Міністерство охорони здоров'я України  
НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я  
імені П. Л. ШУПИКА

# **МІКРОПРИЗМОВА ДІАГНОСТИКА ТА ЛІКУВАННЯ КОСООКОСТІ ДІТЕЙ**

**ЗБІРНИК НАУКОВИХ ПРАЦЬ**

Київ 2020

УДК 004.85

Мікропризмova діагностика та лікування косоокості дітей: збірник наукових праць. Київ: Інститут проблем реєстрації інформації НАН України, 2020. 316 с. іл.

ISBN 978-966-02 9503-2

Видання містить вибрані статті, методичні рекомендації та патенти, надруковані в період 2008–2020 рр. у вітчизняних і закордонних фахових виданнях, які містять результати наукових досліджень з проблеми створення та застосування в галузі офтальмології модифікованих мікропризмових елементів Френеля, перш за все, для проведення надійної діагностики та лікування косоокості, а також досліджень з розробки відповідних технологій виготовлення зазначених пристроїв.

Для фахівців у галузі офтальмології, оптики та прикладної фізики, а також для викладачів, студентів та усіх зацікавлених у відповідних напрямках науки та технологій.

За редакцією:

академіка НАН України,  
доктора технічних наук, професора *В. В. Петрова*  
доктора медичних наук, професора *С. О. Рикова*

Упорядники:

*Є. Є. Антонов*  
*І. В. Шаргородська*  
*Н. М. Алєєва*

Рекомендовано до друку Вченою радою  
Інституту проблем реєстрації інформації НАН України  
(протокол № 12 від 15 грудня 2020 р.)

ISBN 978-966-02-9503-2

© Інститут проблем реєстрації  
інформації НАН України, 2020

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	6
СТАТТІ	
<b>2008</b>	
<i>Н. М. Сергиенко, С. А. Рыков, М. В. Шевколенко</i> Методика измерения угла содружественного косоглазия модифицированными призмами Френеля .....	10
<i>В. В. Петров, Н. М. Сергиенко, С. А. Рыков, Е. Е. Антонов, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко</i> Технология изготовления и методика применения в офтальмологии микропризмных элементов Френеля .....	17
<b>2010</b>	
<i>В. В. Петров, С. С. Антонов, С. М. Шанойло</i> Хроматизм світла, дифракція та гострота зору в мікропризмних лінзах Френеля .....	33
<i>В. В. Петров, С. С. Антонов, С. М. Шанойло, А. С. Ланчук</i> Шляхи поліпшення оптичних характеристик мікропризмних структур .....	40
<b>2011</b>	
<i>V. Petrov, A. Kryuchyn, E. Antonov, A. Lapchuk, S. Shanoylo</i> Optical phenomena in micropism diagnostic set <i>KK-42</i> .....	52
<i>М. В. Шевколенко, Е. В. Акименко</i> Результаты хирургического лечения больных содружественной эзотропией с малыми углами девиации, спланированного с помощью набора компенсаторов косоглазия призмных <i>KK-42</i> .....	59
<b>2013</b>	
<i>С. А. Рыков, М. В. Шевколенко, К. В. Коробов</i> Косоглазие с малыми углами и методика их измерения .....	70
<i>С. С. Антонов</i> Роздільна здатність і призматична дія мікропризмних елементів Френеля .....	81
<b>2014</b>	
<i>С. С. Антонов</i> Дифракційна ґратка для зменшення зони хроматизму мікропризм .....	98
<b>2015</b>	
<i>В. Б. Мелліна</i> Аналіз результатів впливу модифікованих призм Френеля на біокулярні функції та стереоскопічний зір у дітей .....	115
<i>В. В. Петров, Е. Е. Антонов, А. А. Крючин, С. М. Шанойло</i> Оптические характеристики традиционных эластичных и новых жестких микропризм Френеля .....	126

**2016***В. Б. Мелліна*

Влияние модифицированных микропризм Френеля на остроту зрения и контрастную чувствительность у детей . . . . . 142

*С. О. Риков, В. Б. Мелліна*

Вплив мікропризмових окулярів на характер зору у дітей з дисбінокулярною амбліопією в процесі лікування . . . . . 149

*В. Б. Мелліна*

Результати впливу призмових окулярів на контрастну чутливість у дітей з дисбінокулярною амбліопією в процесі лікування . . . . . 160

**2017***В. Б. Мелліна, С. О. Риков*

Порівняльний аналіз результатів лікування дисбінокулярної амбліопії за допомогою мікропризмових окулярів та плеоптичного лікування . . . . . 170

*С. О. Риков, Є. Є. Антонов, В. Б. Мелліна, Н. М. Алексєва*

Вплив модифікованих мікропризм Френеля на контрастну чутливість органу зору . . . . . 180

*Minglei Fu, E. E. Antonov, Weijie Hu, Zichun Le,**D. Yu. Manko, A. A. Kryuchyn, V. V. Petrov*

Design and fabrication of rigid Fresnel prisms for complex treatment of children strabismus . . . . . 191

*S. O. Rykov, M. V. Shevkolenko, Minglei Fu*

The effectiveness of treatment of postsurgical residual angle strabismus using modified Fresnel prisms . . . . . 203

**2018***И. М. Бойчук, Л. А. Юрченко*

Призмы в диагностике и лечении бинокулярных нарушений . . . . . 209

*V. Petrov, E. Antonov, M. Fu, W. Hu, A. Kryuchyn,**D. Manko, Z. Le, S. Shanoilo*

Investigation of optical characteristics of rigid protected and traditional elastic Fresnel microprisms using electronic method for measuring visual acuity . . . . . 216

**2020***Minglei Fu, Tingchao Fan, Chunxiao Lu, Wenqi Zhang,**Eugene Antonov, Dmytro Manko*

Light filters influence on the chromaticity for Fresnel microprisms . . . . . 237

*В. І. Сердюченко*

Применение призм в офтальмологии (обзор литературы).

Часть 1. Применение призм при косоглазии: история вопроса, методики использования и их результаты . . . . . 257

## МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

### 2019

- С. О. Риков, І. В. Шаргородська, Л. І. Денисюк, О. В. Акіменко,  
М. В. Шевколенко, А. К. Якимов, Н. М. Алєєва, В. Б. Мелліна*  
Діагностика, плеопто-ортопто-диплоптичне лікування  
із застосуванням модифікованих призм Френеля  
при співдружній косоокості . . . . . 273

### ПАТЕНТИ

### 2006

- В. В. Петров, М. М. Сергієнко, С. О. Риков,  
С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко, А. А. Крючин*  
Пристрій для вимірювання кута косоокості. . . . . 289

### 2007

- В. В. Петров, М. М. Сергієнко, С. О. Риков, С. М. Шанойло,  
М. В. Шевколенко, А. А. Крючин, Е. Е. Антонов*  
Пристрій для діагностики косоокості. . . . . 291

### 2010

- В. В. Петров, А. А. Крючин, С. О. Риков, М. М. Сергієнко,  
Є. Є. Антонов, В. Б. Мелліна, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко*  
Мікропризмава лінза комбінованої дії. . . . . 294

### 2011

- В. В. Петров, А. А. Крючин, С. О. Риков, М. М. Сергієнко,  
Є. Є. Антонов, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко*  
Діагностична лінійка мікропризмових компенсаторів косоокості . . . . . 297

### 2013

- В. В. Петров, А. А. Крючин, С. О. Риков, М. М. Сергієнко,  
Є. Є. Антонов, К. В. Коробов, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко*  
Діагностична лінійка симетричних мікропризмових  
компенсаторів косоокості. . . . . 303

### 2017

- С. О. Риков, І. В. Шаргородська, Н. М. Алєєва, К. В. Коробов*  
Спосіб визначення форії у дітей. . . . . 309

### 2019

- В. В. Петров, Н. М. Алєєва, Є. Є. Антонов,  
Л. В. Бутенко, А. А. Крючин, А. С. Сенякіна, С. О. Риков,  
С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко*  
Спосіб виготовлення скелець Баголіні. . . . . 312

## ВСТУП

*Присвячується  
ініціатору робіт зі створення  
мікропризмової плоскої оптики  
Президенту Національної  
академії наук України  
академіку Б. Є. Патону*

Косоокість — одне із найбільш соціально значущих захворювань людства. На сайті американської Асоціації педіатрії і страбізму було поставлено питання: «Віддали би Ви 20 років життя, щоб не бути косооким?» 70 % опитаних відповіли згодою. Проблема косоокості, особливо для дітей, є дуже актуальною, в світі від 2 до 5 % страждають на цю хворобу. В Україні сьогодні налічується понад 200 тисяч дітей віком до 14 років, хворих на косоокість. Однак, існуючі скляні призмові діагностичні елементи, які використовуються для вимірювання кута косоокості, дуже незручні в роботі внаслідок значної ваги та товщини, вони зовсім не підходять для створення окулярів постійного ношення при лікуванні виявлених дефектів зору. Внаслідок великої ваги пристроїв скляні елементи з призматичною силою понад 10 призмових діоптрій практично не виробляються. В той же час, існуючі гнучкі плівки з відкритим мікропризмовим рельєфом мають певні оптичні та механічні недоліки, тому виникла задача розробки і організації промислового виготовлення вітчизняних модифікованих мікропризмових елементів Френеля, які в змозі повністю замінити аналогічні існуючі пристрої.

Роботи зі створення високоточних модифікованих призм Френеля було розпочато з 2005 року за ініціативи члена-кореспондента Національної академії наук (НАН) та Національної академії медичних наук (НАМН) України, професора М. М. Сергієнка, який запропонував створити мікропризмову плоску оптику для офтальмології високої оптичної якості. За своїми параметрами точності такі мікропризми мають бути подібними до розроблених раніше в Інституті проблем реєстрації інформації (ІПРІ) НАН України мікропризмових світлоповертачів. На його думку застосування перед хірургічним втручанням високоточної мікропризмової оптики забезпечить вимірювання кутів косоокості з високою точністю, що дозволить зменшити кількість операцій при оперативному виправленні косоокості.

Дослідження на усіх його етапах було безумовно підтримано президентом Національної академії наук України академіком Б. Є. Патonom, який неодноразово особисто звертався до керівництва МОЗ України,

до Президії НАМН України та до директора Інституту очних хвороб і тканинної терапії ім. В. П. Філатова НАМН України члена-кореспондента НАМН України Н. В. Пасечнікової з питанням щодо впровадження цих технологій.

Розробка мікропризмових технологій діагностики та лікування косоокості з самого початку знайшла широку підтримку наукової та медичної громадськості. На спільному засіданні Президії НАН України, НАМН України та Колегії МОЗ України 23.06.2010 р. розробка дістала високу оцінку та була внесена до переліку найважливіших завершених розробок зі створення приладів медичного призначення, які потребують першочергового впровадження. В подальшому Президія НАМН України на своїх засіданнях 10.02.2021 р. та 29.01.2015 р. визначала надзвичайну ефективність застосування мікропризмових технологій при діагностиці та лікуванні косоокості.



Робоча нарада в Президії НАН України з впровадження нових мікропризм:  
(зліва направо) В. О. Науменко, С. М. Шанойло, В. В. Петров,  
Н. В. Пасечнікова, Б. Є. Патон

Технологія алмазного мікроточіння, яка розвинута в ІПРІ НАН України, дозволила створити спільно з фахівцями-офтальмологами з Київської міської клінічної офтальмологічної лікарні «Центр мікрочірургії ока» та Національного університету охорони здоров'я (НУОЗ) імені П. Л. Шупика плоскі призматичні мікропризмові елементи високої оптичної якості будь-якою призматичною силою з прозорих оптичних матеріалів для забезпечення офтальмологів з усієї України сучасною діагностичною апаратурою, а хворих на косоокість — окулярами для лікування. До розробки з перших днів приєднався д.м.н., професор

С. О. Риков, який став активним співвиконавцем досліджень. Для участі в розробках було також залучено провідного лікаря-офтальмолога к.м.н. М. В. Шевколенко та інших відомих дитячих офтальмологів.

Для створення високоякісних мікропризмових виробів для потреб офтальмології було необхідно виконати комплекс наукових і прикладних досліджень з розробки технології виготовлення таких елементів, спроектувати та виготовити спеціальний алмазний інструмент і устаткування для виготовлення матриць-оригіналів мікропризмових елементів, створити автоматизоване термопресувальне обладнання для випуску готової продукції.

За цей час виконано низку науково-дослідних робіт і науково-технічних проєктів з цього напрямку, результатами впровадження яких є широко відомий сьогодні діагностичний набір мікропризмових компенсаторів косоокості *КК-42* та набір діагностичних лінійок симетричних мікропризм *ДНСК-1*, які використовуються для вимірювання кута косоокості. Для реалізації цього було розроблено конструкцію діагностичних мікропризм з повністю герметизованим рельєфом, з яких складається зазначений діагностичний набір *КК-42*. Запропоновано та виробляються симетричні компенсатори косоокості, з яких створюються лінійки діагностичних мікропризм *ДНСК-1*.

Після створення і впровадження мікропризмових діагностичних наборів з'явилася можливість точного визначення основних оптичних параметрів ока і в подальшому В. В. Петровим і С. М. Шанойлом було запропоновано створення призмo-сферо-циліндричних окулярів, які компенсують сферичну, циліндричну та призматичну аберациї очей пацієнтів і дають можливість мозку людини протягом деякого часу самостійно сформувати бінокулярний зір дитини. Для впровадження цієї ідеї було розроблено складні комбіновані призмo-рефракційні лінзи, які використовуються для виготовлення терапевтичних окулярів. Розроблено конструкцію окулярів з мікропризмами для лікування косоокості, створено технологію виготовлення таких окулярів з повністю захищеним мікрорельєфом з використанням прогресивної технології ультразвукового зварювання.

Для широкого впровадження створених нових медичних виробів було розроблено методики використання зазначених діагностичних наборів і терапевтичних окулярів в офтальмологічній практиці.

За розробку новітньої інноваційної технології виробництва та впровадження елементів з мікропризмoвою структурою Френеля в 2013 році групі фахівців — фізиків, технологів та офтальмологів присуджено престижну премію Кабінету Міністрів України (розпорядження КМ України від 29.04.2013 р. № 284-р.).





Лауреати Премії КМ України: (зліва направо) М. В. Шевколенко, А. С. Сенякіна, А. А. Крючин, В. В. Петров, М. М. Сергієнко, С. М. Шанойло, Л. В. Бутенко, Є. Є. Антонов, С. О. Риков

Сьогодні розроблені компенсатори косоокості та набори мікропризм для діагностики косоокості випускаються в необхідній кількості Дослідним виробництвом ІПРІ НАН України передано лікарям-офтальмологам України понад 140 діагностичних наборів мікропризм *КК-42* та *ДНСК-1*, першочерговим завданням залишається забезпечення всіх офтальмологічних кабінетів і клінік України такими сучасними засобами діагностики. Для лікування косоокості за рецептами понад 50 лікарів-офтальмологів України в інституті виготовляються призморефракційні окуляри, з кожним роком збільшується кількість лікарів, які засвоїли методику терапевтичного лікування косоокості без хірургічного втручання. На даний час вже виготовлено понад 2700 складних призмo-сферо-циліндричних окулярів.

Усі розробки вчених зі створення модифікованих мікропризмових пристроїв для офтальмології захищено численними патентами України. Тексти винаходів саме і включено до даного збірника, до нього також увійшли статті з результатами найбільш важливих робіт зі створення та дослідження оптичних параметрів таких мікропризм, а також роботи з даними щодо використання модифікованих елементів Френеля в офтальмології для діагностики та лікування косоокості.

Збірник сформовано д.т.н. Є. Є. Антоновим (ІПРІ НАН України) за участю д.м.н. І. В. Шаргородської (НУОЗ імені П. Л. Шупика МОЗ України) та лікаря-офтальмолога вищої кваліфікації Н. М. Алеєвої (НУОЗ імені П. Л. Шупика МОЗ України).

Н. М. Сергиенко, С. А. Рыков, М. В. Шевколенко

**МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЯ УГЛА СОДРУЖЕСТВЕННОГО  
КОСОГЛАЗИЯ МОДИФИЦИРОВАННЫМИ  
ПРИЗМАМИ ФРЕНЕЛЯ**

*Офтальмологический журнал, 2008. № 4. С. 52–55.*

***Аннотация:** Представлена краткая техническая характеристика набора компенсаторов косоглазия призмных КК-42, предназначенных для измерения угла косоглазия. Описана методика страбометрии с помощью этого набора. Приведены результаты страбометрии с помощью набора КК-42 у 34 детей больных на совместное неаккомодационное косоглазие. Результаты такой страбометрии приравниваются к данным страбометрии методом Гиршберга. Методика страбометрии с помощью набора КК-42 пригодна для применения при обследовании детей в возрасте трех лет и старше во время проведения профосмотров, офтальмологического обследования дома, в кабинетах поликлиник.*

***Ключевые слова:** косоглазие, страбометрия, модифицированные призмы Френеля.*

Выбор метода лечения косоглазия, характер и дозирование хирургического вмешательства с целью его исправления, а также оценка результатов эффективности как консервативного, так и хирургического лечения разных видов косоглазия в большей мере зависит от измерения величины угла косоглазия. Описаны разные методы измерения угла косоглазия (страбометрии): страбометром Лоуренса, методом Аронова Д.М., методом Гиршберга, периметрическими методиками Ландольта, Жавалья, Головина С.С., шкалой Маддокса, с помощью синоптических аппаратов, методиками с использованием призм и др. [1, 8, 9, 12, 15]. В настоящее время с целью страбометрии чаще применяется метод Гиршберга, метод Маддокса, определение объективного угла с помощью синоптофора и методики с применением призм.

Популярными методами страбометрии являются методы с использованием призм, но они требуют наличия наборов призм или призмных приспособлений с достаточным диапазоном измерений. С этой целью Сергиенко Н.М., Петровым В.В., Рыковым С.А. с соавто-

рами был разработан набор призмённых компенсаторов косоглазия *КК-42* для измерения угла косоглазия на основе модифицированных призм Френеля [10, 11].

## ЦЕЛЬ

Исследовать точность измерения угла содружественного косоглазия с помощью набора призмённых компенсаторов косоглазия *КК-42*.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

У 34 детей с содружественным косоглазием проведена страбoметрия методом Гиршберга и с помощью набора призмённых компенсаторов косоглазия *КК-42*. Дети были в возрасте от 3 до 18 лет, из них дошкольного возраста — 17 человек (50%). Эзотропия была у 22 детей, у 12 диагностирована экзотропия. Острота зрения у исследованных детей была в пределах 0,5–1,0.

Набор призмённых компенсаторов косоглазия *КК-42* (рис. 1) состоит из 42 призм (21 на каждый глаз), призматическое действие которых имеет значения от 0,5 до 30 призмённых диоптрий ( $\Delta$ ). В диапазоне от 1,0 до 10  $\Delta$  дискретный шаг составляет 1,0  $\Delta$ , в диапазоне от 10 до 30  $\Delta$  — 2,0  $\Delta$ . Набор *КК-42* позволяет измерять угол девиации до 60  $\Delta$  (по 30  $\Delta$  на каждый глаз). Призмы изготовлены в виде пластин круглой формы с ручкой-держателем, на которой промаркированы направление и сила призматического действия. Конфигурация и размеры призм соответствуют конструктивным особенностям пробных очковых оправ (рис. 2). Коэффициент пропускания света призмами не меньше 80 %



Рис. 1. Набор призмённых компенсаторов косоглазия *КК-42*

Для страбoметрии в пробную очковую оправу устанавливались призмы и при необходимости линзы для коррекции аметропии. Призмы устанавливались таким образом, чтобы треугольный индекс маркировки, указывающий направление действия, был противоположным

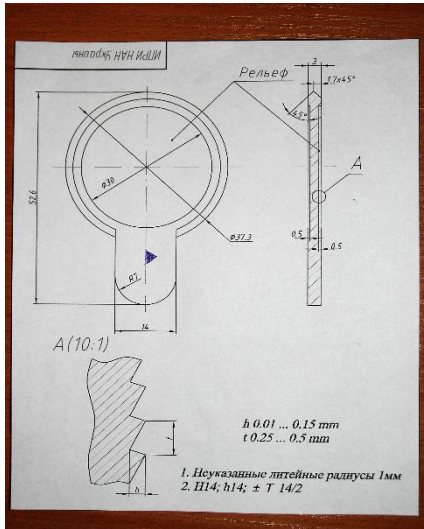


Рис. 2. Конфигурация и размеры призмного компенсатора косоглазия

прикрытием глаза (simultaneous prism cover test) [15]. Страбометрия у остальных 22 детей с углом девиации больше  $15^\circ$  проводилась по методике альтернирующего теста с призмами и прикрытием глаза (prism alternate cover test) [15].

Одновременный тест с призмами и прикрытием глаза проводился после оценки величины девиации методом Гиршберга. Призма, необходимая для нейтрализации девиации, устанавливалась на 2–3 сек. перед косящим глазом одновременно с прикрытием окклюдором фиксирующего глаза. Если на косящем глазу наблюдались рефлексационные движения, это означало, что не достигнута компенсация угла косоглазия. Тогда призма и окклюдор одновременно устранялись на несколько секунд для возобновления бинокулярной фузии. После замены призмы на большую, этот процесс повторялся до прекращения установочных движений на косящем глазу при прикрытии фиксирующего глаза. Сила призмы, с помощью которой устранялись рефлексационные движения, определяла величину девиации. Таким методом измеренная девиация соответствовала величине явной девиации (гетеротропии), без учета латентной гетерофории.

Альтернирующий тест с призмами и прикрытием позволил определить общую девиацию — явную и латентную (гетеротропию и

направлению девиации: при эзотропии направленный темпорально, при экзотропии — назально, в случаях гипертропии — книзу, а гипотропии — кверху. При комбинированном горизонтальном и вертикальном отклонении косящего глаза измеряется горизонтальный компонент девиации, а после этого, не снимая призму, компенсирующую горизонтальную девиацию, измеряется вертикальный компонент установки дополнительных призм вертикального действия.

У детей с малым углом девиации (12 человек) с целью призмной компенсации угла косоглазия мы применили одновременный тест с призмами и

гетерофорию). Согласно этому методу перед одним глазом устанавливались призмы возрастающей силы, направление действия которых было противоположным отклонению глаза, и поочередно прикрывались оба глаза для определения наличия рефиксационных движений. Если такие установочные движения присутствовали, призмы менялись (увеличивались или уменьшались) для полной нейтрализации девиации. Призмы произвольно распределялись между двумя глазами. Альтернирующую окклюзию продолжали проводить до момента нейтрализации установочных движений. Сила призмы, нейтрализующая движения глаз, определяла величину угла косоглазия.

Согласно общепринятому методу Гиршберга измерялся угол косоглазия по месторасположению роговичного светового рефлекса отклоненного глаза относительно центра его зрачка в градусах ( $^{\circ}$ ) и переводился в призмные диоптрии ( $\Delta$ ). Одна  $\Delta$  соответствует приблизительно  $0,5^{\circ}$  ( $34''$ ). При диаметре зрачка 3,5–4,0 мм проекция светового рефлекса на точку между центром и краем зрачка соответствует углу девиации  $5\text{--}6^{\circ}$ , примерно ( $10\text{--}12 \Delta$ ), у края зрачка —  $12\text{--}15^{\circ}$  ( $24\text{--}30 \Delta$ ), на радужке возле края зрачка —  $20^{\circ}$  ( $40 \Delta$ ), на лимбе —  $45\text{--}50^{\circ}$ , на склере в 3 мм от лимба —  $60\text{--}80^{\circ}$  [2, 13].

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные нами данные страбометрии представлены на рис. 3. Согласно этим данным у 8 из 34 обследованных с содружественным косоглазием ( $23,5 \pm 8,9\%$ ) результаты страбометрии методом Гиршберга и данные страбометрии с помощью *КК-42* полностью совпали. Незначительная, в пределах  $1\text{--}2^{\circ}$  ( $2\text{--}4 \Delta$ ) разница данных измерения девиации этими методами имела место у 9 больных ( $26,5 \pm 7,6\%$ ). У половины обследованных нами детей ( $50,0 \pm 8,6\%$ ) угол косоглазия, измеренный с помощью модифицированных призм Френеля *КК-42* был существенно большим (на  $6\text{--}16 \Delta$ ) по сравнению с определенным методом Гиршберга. Разница в показателях данных измерений девиации этими методами была у 10 больных —  $6 \Delta$ , у 3 больных —  $8 \Delta$ , у 2 больных —  $10 \Delta$ , у 1 больного —  $12 \Delta$ , у 1 обследованного разница составляла  $16 \Delta$ .

Метод Гиршберга является достаточно простым, однако имеет значительную ошибку измерений, которая даже по мнению самого автора составляет  $\pm 5^{\circ}$  ( $\pm 10 \Delta$ ), что делает этот метод менее точным при измерении малых углов девиации (до  $15^{\circ}$  или  $30 \Delta$ ). Используя этот метод, трудно рассчитывать на точность результата исследования из-за индивидуальной изменчивости ширины зрачков и диаметра роговицы, большой величины шага между структурами глаза, являющимися ори-

ентирами при определении величины угла косоглазия и игнорирования угла «каппа».

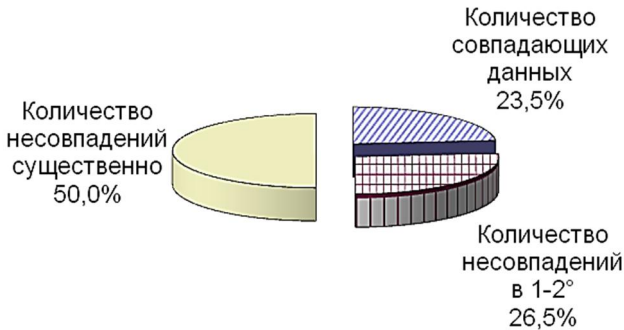


Рис. 3. Анализ данных страбометрии, полученных по методу Гиршберга и методом призмной компенсации

Возможно, с тем фактом, что метод Гиршберга у половины больных косоглазием дает заниженные величины угла девиации, в определенной мере связан высокий процент гипоэффектов при операциях по устранению косоглазия, так как большинство офтальмологов при дозировании хирургического исправления косоглазия руководствуются данными страбометрии по методу Гиршберга [3, 5, 7]. Поэтому метод Гиршберга нежелательно применять при планировании хирургических вмешательств на глазодвигательных мышцах [4]. В отличие от этого мы считаем, что страбометрия призмами является более точной, так как основывается на нейтрализации (компенсации) угла девиации в естественных условиях, физиологической основой которой является направление обоих фовеол на один объект фиксации [15]. Диагностическим критерием компенсации угла косоглазия призмами является прекращение рефлексационных движений глаз при проведении теста прикрытия.

Предложенный нами с этой целью набор для диагностики косоглазия *КК-42* является достаточно удобным, так как призмные компенсаторы косоглазия изготовлены на основе модифицированных призм Френеля, имеющих определенные конструктивные преимущества перед применяемыми ранее гибкими френелевскими призмами [6]. В процессе эксплуатации гибких призм Френеля поверхность с микропризменным рельефом непосредственно контактирует с окружающей средой и не защищена от загрязнений, вследствие чего ухудшается прозрачность элементов и точность измерений угла косоглазия

из-за рассеивания луча света. Эластический материал, из которого изготовлена такая призма, постоянно поддается оптическим аберрациям в результате деформации пластины.

Преимуществом диагностического набора *КК-42* является жесткость и полная герметичность новых изделий, так как микропризменный рельеф располагается внутри оптического компенсатора косоглазия и защищен специальной защитной пластиной из поликарбоната толщиной 0,6 мм [11]. При этом микропризменный растр не контактирует с окружающей средой, не подвергается загрязнениям и оптическим аберрациям. Точное значение призматического действия реализуется только при строго нормальном падении луча на микропризменную структуру со стороны образующей поверхности (обратной рельефу). Поэтому использование при диагностике микропризменных элементов в пробной оправе вместо толстых и тяжелых стеклянных призм, позволяет легко обеспечить строго нормальное расположение микропризмы относительно направления зрительной оси и тем самым повысить достоверность диагностики.

В ходе проведенных исследований мы установили, что процедура страбометрии с помощью предложенного нами набора *КК-42* проста, занимает мало времени (2–3 минуты), пригодна для обследования детей дошкольного возраста и может быть использована при профосмотрах, обследованиях детей в домашних условиях, в офтальмологических кабинетах поликлиник.

## ВЫВОДЫ

1. Метод страбометрии с помощью модифицированных призм Френеля *КК-42* позволяет с достаточной точностью, при ошибке  $\pm 2,0 \Delta$  ( $1^\circ$ ), измерять углы девиации до  $60 \Delta$  ( $30^\circ$ ) у детей в возрасте 3 лет и старше при офтальмологических обследованиях.

2. У  $50,0 \pm 8,6$  % больных содружественным косоглазием величина угла девиации при измерении призмами *КК-42* существенно (на  $6-16 \Delta$ ) больше, чем определенная методом Гиршберга, что с большой вероятностью можно объяснить недостатками метода Гиршберга.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аветисов Э.С. Содружественное косоглазие. — М.: Медицина. — 1977. — С. 158–164.
2. Добромыслов А.М. Содружественное косоглазие и гетерофории // В кн.: Руководство по глазным болезням. — М.: Медгиз. — Том III, кн. I, 1962. — С. 260–263.

3. Зубарев С. Ф. Изучение зависимости результата хирургического лечения содружественного сходящегося косоглазия у детей / С. Ф. Зубарев, И. И. Калачев, Г. Г. Басова // Актуал. вопр. офтальмологии. — Х., 1985. — С. 35–39.
4. Калачев И. И. Офтальмоскопический способ определения угла косоглазия / И. И. Калачев, В. П. Можеренков, П. В. Хегай // *Вестн. офтальмологии*. — 1988. — № 2. — С. 60–62.
5. Кашенко Т. П. Зависимость отдаленных результатов комплексного лечения содружественного сходящегося косоглазия от исходов, полученных непосредственно после лечения / Т. П. Кашенко, А. А. Юсупов // *Офтальмол. журнал*. — 1986. — № 6. — С. 355–357.
6. Кашенко Т.П., Чернышова С.Г., Розенблюм Ю.З. и др. Применение призматических линз в офтальмологии // *Вестник оптометри*. — 2005. — № 1. — С. 33–27.
7. Морозова Т. А. Результаты хирургического лечения сходящегося содружественного косоглазия у детей / Т. А. Морозова, Л. С. Писная, Л. С. Рощупкина // *Врачеб. практика*. — 2001. — № 5. — С. 91–93.
8. Пильман Н.И. Исправление косоглазия у детей. — К.: Здоров'я, 1979. — С. 38–41.
9. Сенякіна А.С. Діагностика та лікування патології очорухового апарату у дітей раннього віку // Тези та лекції I конференції дитячих офтальмологів України, 5–7 жовтня 2000, Ялта, Крим. — 2000. — С. 198–205.
10. Пат.18152 України А61В3/08. Пристрій для вимірювання кута косоглазності. Сергієнко М.М., Петров В.В., Риков С.О. та ін. Заявл. 07.07.2006; Опубл. 16.10.2006, Бюл. № 10.
11. Пат.25549 України А61В/08. Пристрій для діагностики косоглазності. Сергієнко М.М., Петров В.В., Риков С.О. та ін. Заявл. 12.04.2007; Опубл. 10.08.2007, Бюл. № 12.
12. Шамшинова А.М., Волков В.В. Функциональные методы исследования в офтальмологии. — М.: Медицина, 1999. — С. 378–382.
13. Parks M.M. Aligment // In *Clinical Ophtalmology* / ed.by W.Tasman, E.A.Jaeger. — Philadelphia:Lippincot. Williams and Wilkins, 1997. — Vol. 1, Cng 6. P. 110–112.
14. Richards R. A. Text and Atlas of Strabismus Surgery Williams and Wilkins, USA, 1991. — P. 120–121.
15. Wright K.W., Spigel P.H., Thompson L.S. Handbook of Pediatric Strabismus and Amblyopia//Springer Science+Busness Media, Inc. — 2006. — P. 143–160.



В. В. Петров, Н. М. Сергиенко, С. А. Рыков,  
Е. Е. Антонов, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко

**ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ И МЕТОДИКА  
ПРИМЕНЕНИЯ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ  
МИКРОПРИЗМЕННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ФРЕНЕЛЯ**

*Реєстрація, зберігання і обробка даних, 2008. Т. 10, № 3. С. 5–17*

***Аннотация.** Проведен анализ оптических характеристик микропризменных элементов Френеля. Исследованы особенности технологии изготовления и методики применения таких элементов в офтальмологии. Предложены методы контроля качества оптических поверхностей на основе анализа дифракционных эффектов. Разработаны методики измерения величины содружественного косоглазия модифицированными призмами Френеля.*

***Ключевые слова:** микропризменный элемент Френеля, коэффициент потерь излучения, технология изготовления, дифракционные явления, содружественное косоглазие.*

Выбор метода лечения косоглазия, характер и дозирование хирургического вмешательства с целью его исправления, а также оценка результатов эффективности как консервативного, так и хирургического лечения разных видов косоглазия в большей мере зависит от точности измерения величины угла косоглазия. Популярными методами измерения угла косоглазия — страбометрии, являются методы с использованием призм, однако они требуют наличия наборов призм или призмённых приспособлений с достаточным диапазоном измерений. Стеклённые призмы или микропризмы призмы на гибких прозрачных плёнках [1] по разным причинам не очень удобны для такой диагностики, поэтому был разработан диагностический набор оптических компенсаторов косоглазия *КК-42* для измерения угла косоглазия на основе модифицированных призм Френеля [2, 3]. Целью разработки являлось повышение точности измерения угла содружественного косоглазия и обеспечение удобства диагностики.

## РАСЧЕТ ПАРАМЕТРОВ МИКРОПРИЗМЕННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ФРЕНЕЛЯ

Будем называть микропризменным элементом Френеля, как это принято в офтальмологии, прозрачную жесткую или гибкую пластину со специальным микрорельефом, который позволяет отклонять на заданный угол проходящий луч света. Такое оптическое устройство обладает рядом существенных преимуществ перед традиционными стеклянными призмами и поэтому все более широко применяется в современной офтальмологии для изменения направления луча зрения при проведении диагностики и лечении косоглазия.

Рассмотрим типичный микропризменный элемент с рельефом в виде серии одномерных углублений треугольного профиля, сформированным на одной из поверхностей плоской прозрачной пластины (рис. 1).

Такой рельеф можно полностью задать величиной преломляющего угла микропризмы  $\alpha$ , обратным углом  $\beta$ , который определяется технологическими требованиями, и шагом рельефа  $W_0$ . Глубина рельефа  $L_0$  зависит от этих трех величин, однако она представляет и самостоятельный интерес, например, с точки зрения выбора необходимой толщины образующей пластины. Величины  $n_1$  и  $n_2$ , указанные на рисунке, есть показатели преломления материала пластинки с микрорельефом и среды, в которую она помещена, соответственно.

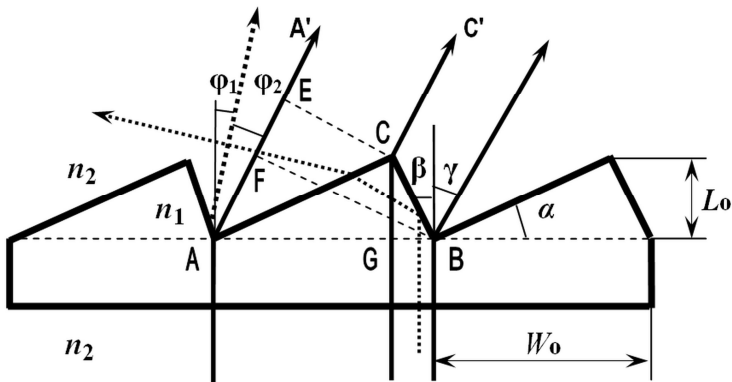


Рис. 1. Схема микропризменного элемента Френеля

Оптическую силу микропризменных элементов  $PD$ , по аналогии с обычными стеклянными призмами, измеряют в призмных диоптриях ( $\Delta$ ) [1]. Из определения призмной диоптрии следует, что величина  $\Delta$  однозначно связана с углом отклонения луча  $\gamma$  независимо от

материала призмы, при этом  $\text{tg } \gamma = \Delta(\text{см}) / 100$ . Соотношение же между углом отклонения микропризменной структуры  $\gamma$  и преломляющим углом  $\alpha$  можно установить с использованием закона Снеллиуса [4], который для случая нахождения элемента в воздухе ( $n_2 = 1,0$ ) удобно преобразовать к следующему виду:

$$\text{tg } \alpha = \sin \gamma / (n_1 - \cos \gamma). \quad (1)$$

Согласно (1), для микропризмы, изготовленной из поликарбоната ( $n_1 = 1,585$ ) и находящейся в воздушной среде, значения оптической силы  $PD = 1-50 \Delta$ , важные для офтальмологов, соответствуют углам преломления  $\alpha_0 = 0^\circ 29' 23'' - 32^\circ 55' 37''$ . Для полиметилметакрилата ( $n_1 = 1,492$ ) этот диапазон углов преломления микропризм  $\alpha_0$  составляет ( $0^\circ 34' 56'' - 36^\circ 48' 38''$ ).

Теоретические основы и методы изготовления микропризменных световозвращателей и элементов Френеля практически одинаковые. Разница состоит лишь в том, что в первом случае главной целью есть достижение максимально возможного коэффициента световозвращения  $R(\varphi_0)$ , а в другом необходимо обеспечить смещение луча света на строго определенный угол  $\gamma$  с максимально качественным изображением при минимальных потерях светового потока.

Величину потерь излучения можно оценить следующим образом. Поток света, который проходит через зону микропризмы  $BG$  (рис. 1), испытывает полное внутреннее отражение от боковой грани  $BC$  и рассеивается внутри призмы. Соответствующий коэффициент  $k_1$  потерь за счет экранирования части потока боковой гранью микропризмы (так называемое «виньетирование») можно определить [5] как отношение отраженного потока  $\Phi_1$  (зона  $BG$ ) ко всему падающему на призму потоку  $\Phi_0$  (зона  $AB$ ):

$$k_1 = \Phi_1 / \Phi_0 = (\text{tg } \alpha \text{ tg } \beta) / (1 + \text{tg } \alpha \text{ tg } \beta). \quad (2)$$

Коэффициент потерь излучения  $k_2$ , связанный с внутренним отражением светового потока  $AG$  от преломляющей грани  $AC$  микропризмы, в зависимости от угла  $\alpha$ , определяется с использованием формул Френеля [6], которые с учетом (1) можно записать таким образом:

$$k_2 = 0,5 \{ \text{tg}^2(\gamma) / \text{tg}^2(2\alpha + \gamma) + \sin^2(\gamma) / \sin^2(2\alpha + \gamma) \}. \quad (3)$$

Наконец, для расчетов дополнительных потерь излучения, связанных с прямым отражением светового потока  $\Phi_0$  от внешней поверхности микропризмы  $AB$ , применимы приближенные формулы Френеля [6] для нормального падения лучей:

$$k_3 = \{(n_1 - n_2) / (n_1 + n_2)\}^2. \quad (4)$$

Например, для поликарбоната ( $n_1 = 1,585$ ) в воздухе ( $n_2 = 1,0$ ) коэффициент  $k_3$  для одной отражающей грани составляет 5,12 %, для полиуретана ( $n_1 = 1,50$ ) значение  $k_3 = 4,00$  %, для полиметилметакрилата ( $n_1 = 1,492$ ) величина  $k_3 = 3,90$  %.

При расчетах суммарных потерь излучения в микропризмах рассчитывался суммарный прошедший поток  $\Phi_C = \Phi_0(1 - k_1)(1 - k_2)(1 - k_3)$  с учетом всех трех коэффициентов потерь  $k_1$ ,  $k_2$  и  $k_3$ . При этом полагалось, что потери света на поглощение излучения внутри материала микропризм незначительны, что полностью оправдано в рассматриваемых условиях. Зависимость от преломляющего угла  $\alpha$  величины суммарных потерь светового потока  $k_C = (\Phi_0 - \Phi_C) / \Phi_0$  в микропризме приведена на рис. 2 для нескольких значений обратного угла  $\beta$ , которые в случае изготовления матриц-оригиналов методом «алмазного» резания [5], в основном определяются углом заточки режущего инструмента.

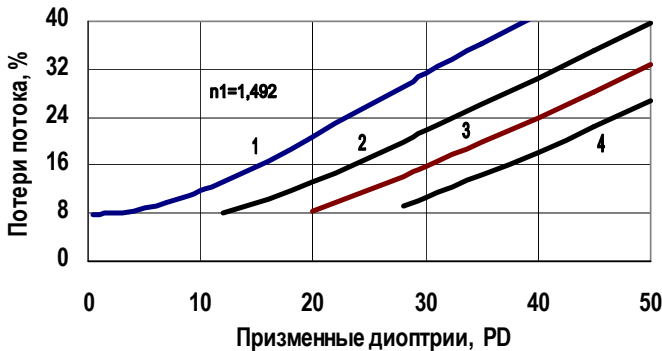


Рис. 2. Суммарные потери светового потока в случае изготовления элемента Френеля из полиметилметакрилата ( $n_1 = 1,492$ ):

1 — угол заточки реза  $\zeta = 90^\circ$ ; 2 —  $\zeta = 79,1^\circ$ ; 3 —  $\zeta = 69,6^\circ$ ; 4 —  $\zeta = 63,6^\circ$

Из полученных данных следует, что коэффициенты потерь  $k_2$  и  $k_3$  мало меняются при изменении углов  $\alpha$  и  $\beta$ . В то же время, величина коэффициента потерь  $k_1$ , сильно зависит от значения угла  $\beta$ , причем для  $k_1 > 10\text{--}15$  % наблюдается заметное затемнение оптической картины при рассмотрении внешних объектов через микропризму, что также приводит к снижению регистрируемой остроты зрения пациента из-за недостаточного освещения объекта. Если же задать предельные потери

светового потока  $k_1$  на уровне 5 %, то микрорельеф на подложке необходимо формировать с помощью алмазных резцов с четырьмя значениями углов резания  $\theta = 90,0^\circ, 77,14741^\circ, 69,59239^\circ$  и  $63,56659^\circ$ . Эти данные и приведены на рис. 2. При этом обратный угол микропризмы  $\beta$  оказывается меньше  $6,0^\circ$ . Полученные значения суммарных потерь необходимо учитывать при проектировании практических микропризменных устройств смещения изображений.

## КОНСТРУКЦИЯ И ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПРИЗМЕННЫХ КОМПЕНСАТОРОВ КОСОГЛАЗИЯ

Конструктивно микропризменный элемент Френеля состоит из плоской прозрачной жесткой пластинки с микрорельефом и защитного стекла, которые устанавливаются в специальный корпус круглой формы с ручкой-держателем, на которой промаркированы направление и величина призматического действия. Плоское защитное стекло из поликарбоната располагается со стороны микрорельефа и служит для защиты от внешних загрязнений и повреждений в процессе эксплуатации. Корпус элемента Френеля по своим габаритам соответствует конструктивным особенностям пробной очковой оправы. Пластика с микрорельефом и защитное стекло вакуумно-плотно соединяются с корпусом при помощи ультразвуковой сварки или термической вальцовки.

Диагностический набор призмменных компенсаторов косоглазия *КК-42* состоит из 42 микропризмменных элементов (21 на каждый глаз), призматическое действие  $PD$  которых имеет значения от 0,5 до 30  $\Delta$ . В диапазоне  $PD = 1,0-10,0 \Delta$  дискретный шаг составляет 1,0  $\Delta$ , в диапазоне  $PD = 10-30 \Delta$  шаг увеличен до 2,0  $\Delta$ . Набор *КК-42* позволяет измерять угол девиации до 60  $\Delta$  (по 30  $\Delta$  на каждый глаз).

Технологический цикл изготовления микропризмменных элементов начинается с изготовления матрицы-оригинала. Микрорельеф необходимого профиля создается на заготовке из особо прочного алюминия на специальном станке с помощью алмазного резца. Типовой шаг микрорельефа  $W_0$  составляет 600 мкм. Режущая грань резца затачивается предварительно под необходимым углом  $\theta$ . Держатель резца обеспечивает установку резца под заданными углами наклона к предварительно спланированной поверхности заготовки в диапазоне от  $45^\circ$  до  $65^\circ$  в плоскости, перпендикулярной направлению резания микропризмменной структуры Френеля. С помощью лазерной системы регулирования необходимый угол наклона резца с выбранным углом заточки режущей грани устанавливается с ошибкой не больше 20 угловых секунд.

Далее в управляющую ЭВМ вводят данные о величине линейного перемещения стола, периоде микропризмной структуры, размере рабочей зоны, глубине подачи резца при одном проходе, количестве проходов резца. После этого компьютер по заданной программе включает приводы перемещения позиционера, стола линейного перемещения заготовки, подачи резца, системы подвода смазочно-охлаждающей жидкости и таким образом осуществляет процесс формирования микрорельефа.

Конечные микропризмные изделия изготавливаются методом термопрессования из плоских заготовок из поликарбоната или полиметилметакрилата толщиной 1,5–2,0 мм, с использованием матрицы оригинала. В процессе термопрессования осуществляется тщательный контроль всех основных параметров (температура заготовки, давление и время прессования, время охлаждения образца, температура и ток нагрева матрицы, скорость протока охлаждающей жидкости).

Технология позволяет, конечно, и формирование микропризмного рельефа на гибкой прозрачной пленке необходимой толщины для установки элемента с микрорельефом непосредственно на обычные лечебные очки. Однако, использование для диагностики косоглазия набора микропризм *КК-42* является более удобным, по сравнению с применяемыми ранее гибкими френелевскими призмами [7]. В процессе эксплуатации гибких призм Френеля поверхность с микропризмным рельефом непосредственно контактирует с окружающей средой и не защищена от загрязнений, вследствие чего ухудшается прозрачность элементов и точность измерений угла косоглазия из-за рассеивания луча света. Эластический материал, из которого изготовлена такая призма, в результате деформации пластины постоянно поддается оптическим аберрациям. Преимуществом диагностического набора *КК-42* является полная герметичность микропризмных элементов, так как рельеф располагается внутри оптического компенсатора косоглазия и защищен специальной защитной пластиной из поликарбоната толщиной 0,6 мм [3]. Микропризмный растр не контактирует с окружающей средой, не подвергается загрязнению и оптическим аберрациям.

## КОНТРОЛЬ ОПТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ МИКРОПРИЗМЕННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ

Основным требованием для элементов Френеля является обеспечение строго заданной величины отклонения луча, высокого светопропускания, создание четкого и контрастного изображения. В частности, значение призматической силы *PD* микропризмы должно соответс-

творювати номінальному значенню з точністю  $\pm 0,05 \Delta$  в діапазоні сили  $PD = 0,5-5,0 \Delta$ ;  $\pm 0,10 \Delta$  в діапазоні  $PD = 5-15 \Delta$  і  $\pm 0,15 \Delta$  в діапазоні  $PD = 15-30 \Delta$ . При цьому сумарний коефіцієнт пропускання повинен бути не менше 80 %.

Якість готових виробів контролюється візуально з використанням мікроскопів і автоколімаційними методами [1]. Оптична сила елементів визначається на спеціальному стенді з допомогою гелій-неонового лазера. Принцип роботи стенда оснований на тому факті, що відхилення на екрані луча лазера  $\Delta L = 1$  см на відстані до екрана  $L_3 = 1$  м відповідає зміні оптичної сили мікропризмного елемента на одну призмну діоптрію  $\Delta$ . До початку вимірювань з допомогою фотодіода, усилителя і вимірювального вольтметра встановлюється нульове значення вимірюваного сигналу в положенні, що відповідає нульовому куту відхилення луча. Потім в спеціальну оправу встановлюється вимірюваний образеця і по максимуму реєструваного сигналу визначається величина зміщення плями на екрані відносно початкового нульового положення. Величина відхилення луча лазера від нульового положення однозначно визначає величину призматического дії мікропризмної структури Френеля. Образці, не відповідаючі по величині своєї оптичної сили встановленим допускам, відбраковуються.

Для контролю якості робочих поверхностей елементів Френеля зручно використовувати метод діагностики на основі аналізу дифракційної картини, яка виникає при проходженні луча лазера через прозору мікропризмну структуру. Внаслідок наявності рельєфу з кроком  $W_0$  і глибиною  $L_0$  рівномірно розподілений початковий потік  $\Phi_0$  після проходження через мікропризму і повороту на кут  $\gamma$  перетворюється в систему світлих і темних смуг, що відповідають зонам пропускання і відбиття світла (див. рис. 1). Тому мікропризмна структура Френеля фактично є дифракційною ґраткою, що працює в проходять пучках світла. Ширину світлої смуги  $S_0$  по аналогії з дифракційною ґраткою будемо називати ефективною апертурою мікропризми, а крок рельєфу  $W_0$ , рівний сумі світлої і темної смуг, є аналогом періоду ґратки  $D_0$ . Зрозуміло, що в залежності від кута спостереження  $\varphi$  виникає додаткова різниця ходу променів  $AA^1$  і  $CC^1$  і на екрані в площині  $CF$  буде спостерігатися інтерференційна картина. Порівнявши реально спостережувані зони розташування інтерференційних максимумів і їх кількість з теоретичними даними, можна зробити певні висновки про якість поверхностей мікропризм.

Для практического рассмотрения явлений дифракции при прохождении пучка света через микрорельеф можно использовать упрощенную модель, в которой световая волна считается плоской. Как и раньше будем считать, что поглощение потока в материале микропризмленного элемента несущественно. Будем также считать, что начальная разность хода интерферируемых лучей  $\Delta = (AA^1 - CC^1)$  для угла  $\varphi = 0^\circ$  может быть учтена простым поворотом системы координат на угол  $\gamma$ , который легко определить из закона инвариантности излучения Снеллиуса [4]. В новой системе координат направление распространения пучка света вдоль луча  $\gamma$  будет соответствовать углу дифракции  $\varphi = 0^\circ$ . Тогда с учетом сделанных упрощений для описания интерференционных явлений можно использовать известные формулы для плоской дифракционной решетки [6]:

$$I = I_0 (\sin A \sin NB) (A \sin B)^{-1}, \quad (5)$$

где  $A = (\pi S / \lambda) \sin \varphi$ ;  $B = (\pi D / \lambda) \sin \varphi$ ;  $I_0$  — амплитуда светового потока от одной щели дифракционного решетки в направлении  $\varphi = 0$ ;  $\lambda$  — длина волны рассматриваемого излучения;  $D$  — период решетки;  $S$  — ширина одной щели;  $N$  — число щелей в решетке.

В направлении  $\gamma$  (рис. 1) эффективный период решетки  $D_1 = D_0 \cos \gamma = W \cos \gamma$ , а ширина светлой зоны (эффективная апертура)  $S_1$ , которая является аналогом величины  $S$  в формуле (5), для случая  $\beta = 0$  равна

$$S_1 = D_0 \cos \gamma - L_0 \sin \gamma = D_0 (\cos \gamma - \operatorname{tg} \alpha \sin \gamma). \quad (6)$$

При использовании для диагностики излучения гелий-неонового лазера с длиной волны  $\lambda = 632,8$  нм, множители  $A$  и  $B$  в формуле (5) приобретают такой вид:

$$\begin{aligned} A &= (\pi D_0 (\cos \gamma - \operatorname{tg} \alpha \sin \gamma) / 0,6328) \sin \varphi, \\ B &= (\pi W \cos \gamma / 0,6328) \sin \varphi \end{aligned} \quad (7)$$

Величина  $N$  в нашем случае имеет смысл размера площадки микрорельефа, которая освещается лучом лазера, и ее величина зависит от диаметра  $D_s$  луча лазера, используемого для диагностики. При расчетах в большинстве случаев значение  $N = 4$ , что при типовом значении  $D_0 = 600$  мкм соответствует диаметру луча  $D_s = 2,4$  мм.

Результаты расчетов согласно (5)–(7) интерференционной картины, которая возникает на экране после прохождения луча лазера через микропризмленный рельеф, приведены на рис. 3–6. Для удобства углы дифракции пересчитаны непосредственно в расстояния от положения «нулевого» главного максимума, учитывая, что для шага микрорельефа  $D_0 = 600$  мкм и расстояния до экрана  $L_0 = 1,0$  м, расстояние



1,0 мм соответствует изменению оптической силы микропризмы на 0,1 Δ. Главной особенностью является то, что в случае дифракции света на микропризменном элементе Френеля ширина светлой зоны  $S_1$  практически совпадает с шагом микрорельефа  $D_1 \approx S_1$ , поэтому в структуре при экспериментальном наблюдении дифракции должен наблюдаться только один центральный интерференционный максимум (см. рис. 3).

Было установлено, что даже для максимального значения преломляющего угла призмы  $\alpha = 28^{\circ}16'38''$  ( $PD = 30 \Delta$ ) изменение обратного угла  $\beta$  существенно не влияет на характер расположения дифракционных максимумов и их количество (рис. 4). Для меньших значений призматического действия эта зависимость практически отсутствует. Поэтому единственным следствием увеличения обратного угла  $\beta$  является рост потерь светового потока вследствие «виньетирования» и увеличение коэффициента потерь  $k_1$ . При рассмотрении влияния обратного угла призмы  $\beta$  на характер интерференционной картины вычислялись изменения относительных размеров светлой зоны  $S_1$  (отрезок  $FC$  на рис. 1) в зависимости от угла  $\beta$ .



Рис. 3. Дифракционные эффекты для микропризмы  $PD = 30 \Delta$ :  
 1 — интерференционная картина для случая  $N = 4$ ; 2 — дифракционная картина от одной щели для трех значений  $\beta$  (0, 6, 15°); 3 — интегральная дифракционная картина для угла  $\beta = 0^{\circ}$

Увеличение числа  $N$  до 6–8, что для случая  $D_0 = 600$  мкм соответствует увеличению диаметра сканирующего луча лазера до 3,6–4,8 мм, приводит к сужению дифракционных пиков и к соответствующему исчезновению интерференционных дополнительных максимумов, вследствие чего интегральная картина оказывается более резкой.

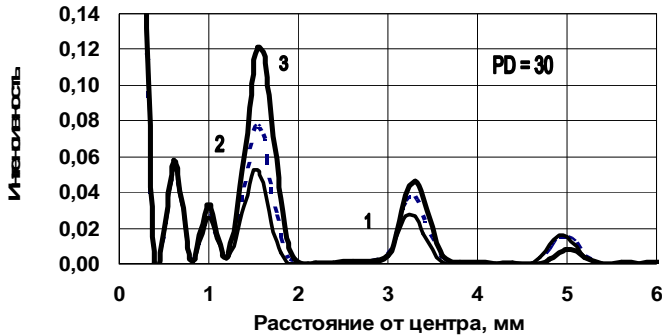


Рис. 4. Влияние обратного угла микропризмы  $\beta$  на характер интерференционной картины для микропризмы  $PD = 30\Delta$  (число щелей  $N = 4$ ):  
 1 —  $\beta = 0^\circ$ ; 2 —  $\beta = 6^\circ$ ; 3 —  $\beta = 15^\circ$

Експериментальні дослідження оптичних властивостей виготовлених мікропризмних структур здійснювалися з допомогою одномодового гелій-неонового лазера з лучом діаметром  $D_S = 4,0$  мм. В частині, на рис. 5 приведені експериментальні дані по розподілу інтенсивності на екрані для мікропризми з призматичним действием  $PD = 6,0 \Delta$ , яка була виготовлена в початку робіт без відповідної корекції кута заточки різця і в неоптимальних умовах термопресування. На графіку реального спектрального розподілу інтенсивності (крива 1), який отриманий з вузької реєструючої щелью (ширина щелі  $S_p = 140$  мкм, т.е. одного порядку з характерним розміром спектральних полос на екрані), можна чітко побачити додаткові максимуми і мінімуми інтенсивності, так звані духи Роуанда [6]. Це свідчить про наявність дефектів оптичних поверхонь мікропризми. Візуально, при розгляді зовнішніх об'єктів через мікропризму, це проявляється в погіршенні якості зображення, зменшенні його чіткості і контрастності, що є головною причиною реєстрованого зниження гостроти зору пацієнта при діагностиці косоглаздя.

В той же час, картина розподілу інтегральної інтенсивності випромінювання, яка отримана з використанням широкої скануючої щелі (крива 3, величина  $S_p = 2800$  мкм, яка суттєво перевищує характерний розмір полос), свідчить про відповідності величини призматичного дієвості розглядаваної мікропризми  $PD = 6,0 \Delta$  технічним вимогам.

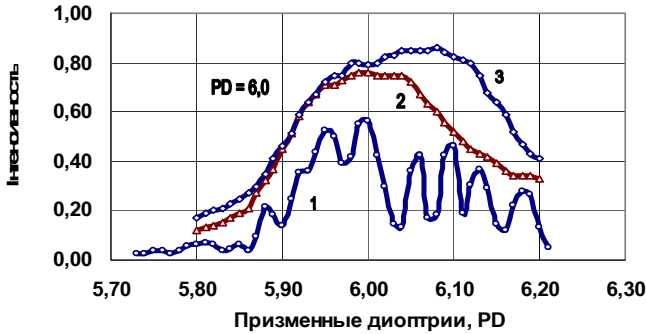


Рис. 5. Экспериментальные данные для микропризмы  $PD = 6,0\Delta$ :  
 1 — ширина регистрирующей щели  $S_P = 130$  мкм;  
 2 —  $S_P = 1500$  мкм; 3 —  $S_P = 2800$  мкм

На рис. 6 приведены экспериментальные данные для другой микропризмной структуры ( $PD = 20,0\Delta$ ), для которой была проведена соответствующая коррекция угла заточки резца и условий термпрессования. Картина распределения интенсивности на экране (кривая 1, узкая регистрирующая щель) практически совпадает с теоретическими расчетами. Четко выделен один центральный максимум ( $n = 0$ ) и наблюдаются еще два небольших боковых максимума ( $n = \pm 1$ ) первого порядка. В случае регистрации интегральной интенсивности (кривая 2, широкая щель) характер ее зависимости от угла наблюдения свидетельствует о соответствии величины призматического действия этой микропризмы техническим требованиям.

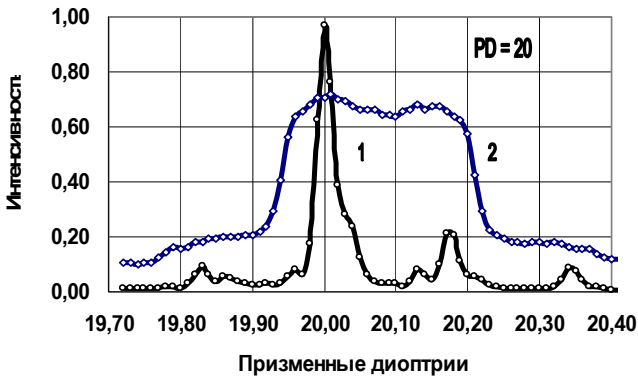


Рис. 6. Экспериментальные данные для микропризмы  $PD = 20,0\Delta$ :  
 1 — ширина регистрирующей щели  $S_P = 140$  мкм; 2 —  $S_P = 2800$  мкм

Таким образом, сравнение экспериментально полученного распределения интенсивности лазерного луча после его прохождения через микрорельеф с расчетными данными относительно зон расположения интерференционных максимумов и их количества дает возможность оценить качество оптических поверхностей микрорельефа.

## МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЯ УГЛА СОДРУЖЕСТВЕННОГО КОСОГЛАЗИЯ

Для страбометрии в пробную очковую оправу устанавливались призмы Френеля и при необходимости линзы для коррекции аметропии. Призмы устанавливались таким образом, чтобы треугольный индекс маркировки, указывающий направление действия, был противоположным направлению девиации: при эзотропии — направленный темпорально, при экзотропии — назально, в случаях гипертропии — книзу, а при гипотропии — вверх. При комбинированном горизонтальном и вертикальном отклонении косящего глаза измерялся горизонтальный компонент девиации, а после этого, не снимая призм, компенсирующих горизонтальную девиацию, регистрировался вертикальный компонент путем установки дополнительных призм вертикального действия. Применяются разные методики измерения угла косоглазия призмами в зависимости от клинических особенностей косоглазия.

I. Одновременный тест с призмами и прикрытием глаза (*simultaneous prism cover test*) [8]. Алгоритм этого теста представлен на рис. 7. Угол косоглазия оценивается методом Гиршберга. Призма, необходимая для нейтрализации девиации, устанавливается на 2–3 секунды перед косящим глазом одновременно с прикрытием окклюдором фиксирующего глаза. Если на косящем глазе наблюдаются рефлексационные движения, это означает, что компенсация угла косоглазия не достигнута. Тогда призма и окклюдор одновременно удаляются на несколько секунд для возобновления бинокулярной фиксации. После замены призмы на более сильную этот процесс повторяется до прекращения установочных движений на косящем глазе при прикрытии фиксирующего глаза. Сила призмы, с помощью которой устраняются рефлексационные движения, определяет величину девиации. Измеренная таким методом девиация соответствует величине явной девиации (гетеротропии), без учета латентной гетерофории.

II. Альтернирующий тест с призмами и прикрытием глаза (*prism alternate cover test*) [8]. Алгоритм этого теста представлен на рис. 8.

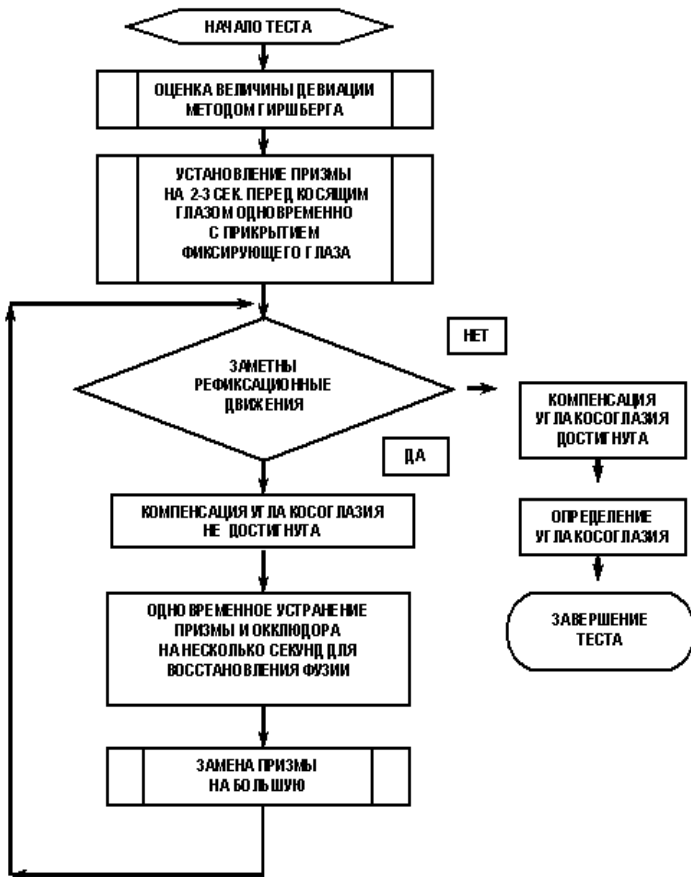


Рис. 7. Алгоритм одновременного теста

Альтернирующий тест с призмами и прикрытием позволяет определить общую девиацию — явную и латентную (гетеротропию и гетерофорию). Согласно этому методу перед одним глазом устанавливаются призмы возрастающей силы, направление действия которых противоположно отклонению глаза, и поочередно прикрываются оба глаза для определения наличия рефиксационных движений. Если такие установочные движения присутствуют, призмы меняются (увеличиваются или уменьшаются) для полной нейтрализации девиации. Сила призм может распределяться произвольно между двумя глазами. Аль-

тернирующую окклюзию продолжают проводить до момента нейтрализации установочных движений. Сила призмы, нейтрализующая движения глаз, определяет величину угла косоглазия.

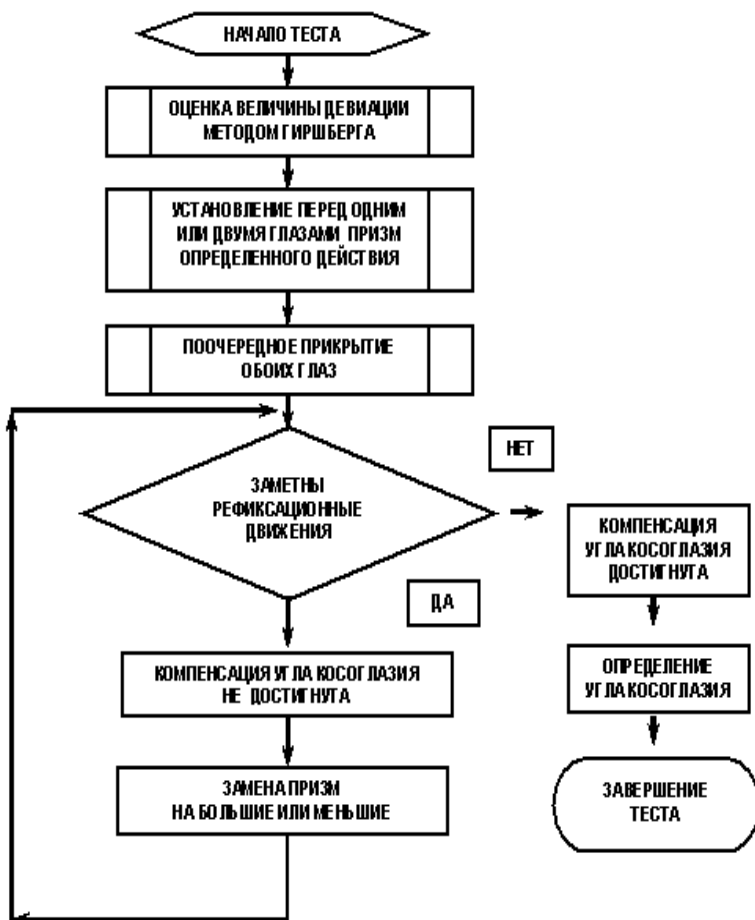


Рис. 8. Алгоритм альтернирующего теста

Страбометрия призмами является достаточно точной, так как основывается на нейтрализации (компенсации) угла девиации в есте-

ственных условиях, физиологической основой которой является направление обоих фовеол на один объект фиксации [8]. Диагностическим критерием компенсации угла косоглазия призмами является прекращение рефлексационных движений глаз при проведении теста прикрытия.

Отметим, что точное значение призматического действия реализуется только при строго нормальном падении луча на образующую поверхность микропризменной структуры (со стороны, обратной рельефу). Использование же при диагностике микропризменных элементов в пробной оправе, вместо толстых и тяжелых стеклянных призм, позволяет легко обеспечить строго нормальное расположение микропризмы относительно направления зрительной оси и тем самым повысить достоверность диагностики

В ходе проведенных исследований было установлено, что процедура страбометрии с помощью разработанного диагностического набора *КК-42* проста, занимает немного времени (2–3 минуты), пригодна для обследования детей дошкольного возраста и может быть использована при профосмотрах, обследованиях детей в домашних условиях, а также в офтальмологических кабинетах поликлиник.

## ВЫВОДЫ

Проведен анализ оптических характеристик микропризменных элементов Френеля. Исследованы особенности конструирования и технологии изготовления таких элементов.

Разработан метод диагностики качества рабочих поверхностей элементов, основанный на анализе дифракционной картины, возникающей при прохождении луча лазера через периодическую микропризменную структуру.

Предложена методика применения микропризменных элементов Френеля для диагностики и лечения дефектов зрения в практической офтальмологии. Страбометрия с помощью модифицированных призм Френеля позволяет с достаточной точностью, при ошибке  $\pm 2,0 \Delta$  ( $1^\circ$ ), измерять углы девиации до  $60 \Delta$  ( $30^\circ$ ) у детей в возрасте 3 лет и старше при офтальмологических обследованиях.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Урмахер Л.С., Айзенштат Л.И. Оптические средства коррекции зрения. Москва, «Медицина», 1990. 256 с.

2. Патент 18152 України А61В3/08. Пристрій для вимірювання кута косоокості: Сергієнко М.М., Петров В.В., Риков С.О., Шанойло С.М., Шевколен-

ко М.В., Крючин А.А. Київська міська клінічна лікарня «Центр мікрохірургії ока». — № u200607554, Заявл.07.07.2006, Опубл.16.10.2006, Бюл №10

3. Патент 25549 України, А61В 3/08. Пристрій для діагностики косоо-  
кості: Петров В.В., Сергієнко М.М., Риков С.О., Шанойло С.М., Шевколенко  
М.В., Крючин А.А., Антонов Є.Є; ІПІ НАН України. — № u200704035, Заявл.  
12.04.2007; Опубл. 10.08.2007, Бюл. № 12.

4. Борн М., Вольф Э. Основы оптики. — М.: Наука, 1973. — 720 с.

5. Петров В.В., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Гранат О.І., Зенін В.М.,  
Кравець В.Г. Світлоповертання: проблеми та досягнення // *Реєстрація, збері-  
гання і оброб. даних.* — 2008. — Т. 10, № 1. — С. 3–15.

6. Ландсберг Г.С. Оптика. — М.: Наука, 1976. — 928 с.

7. Кащенко Т.П., Чернышова С.Г., Розенблюм Ю.З. и др. Применение  
призматических линз в офтальмологии // *Вестник оптометри.* — 2005. —  
№ 1. — С. 33–27.

8. Wright K.W., Spigel P.H., Thompson L.S. Handbook of Pediatric Stra-  
bismus and Amblyopia//Springer Science+Business Media, Inc., 2 006. — P. 143–  
160.



В. В. Петров, Є. Є. Антонов, С. М. Шанойло

### **ХРОМАТИЗМ СВІТЛА, ДИФРАКЦІЯ ТА ГОСТРОТА ЗОРУ В МІКРОПРИЗМОВИХ ЛІНЗАХ ФРЕНЕЛЯ**

*Реєстрація, зберігання і обробка даних, 2010. Т. 12, № 1. С. 49–54.*

**Анотація.** Для мікропризмових елементів Френеля розроблено методи кількісної оцінки впливу хроматизму світла та дифракції на гостроту зображення, яке спостерігає пацієнт через мікропризму. Визначено внесок зазначених ефектів для мікропризмових лінз різної призматичної дії і розраховано відповідні залежності для білого світла. Запропоновано метод відтворення гостроти зору пацієнта шляхом використання кольорових світлофільтрів.

**Ключові слова:** мікропризмовий елемент Френеля, спектральна чутливість, дифракційні явища, гострота зору.

Одним із неприємних ефектів при застосуванні мікропризмових елементів корекції зору в офтальмології є зниження гостроти зору, яке відчуває пацієнт при діагностиці. Перш за все це пов'язано з відбиттям променя світла від поверхонь елементів та оптичними дефектами в матеріалі мікропризм. Однак, існують і інші об'єктивні причини, пов'язані з фундаментальними фізичними властивостями світла, які вносять значно суттєвіший вплив у зазначений ефект.

Відомо, що проходження білого світла через призмові структури супроводжується дисперсією внаслідок хроматизму світла. Фізичним поясненням цього ефекту є залежність коефіцієнта заломлення світла  $n$  в заломлюючому середовищі від довжини хвилі  $\lambda$ . Наявні експериментальні дані свідчать, що використання заломлюючих призмових елементів Френеля в офтальмології призводить до зниження гостроти зору, яке спостерігається при дослідженнях пацієнту. Для ілюстрації на рис. 1 наведено зображення нитки розжарювання лампи безпосередньо в фокусі лінзи (рис. 1,а) та при використанні мікропризмового компенсатора косоокості призмовою дією  $PD = 10 \Delta$  (рис. 1,б).

Легко помітити, що одночасно зі зміщенням зображення призмою має місце його розмиття та появлення райдужного забарвлення

зображення нитки лампи. Саме хроматизм безпосередньо пов'язаний з гостротою та контрастністю образу, що спостерігає пацієнт через мікропризму.

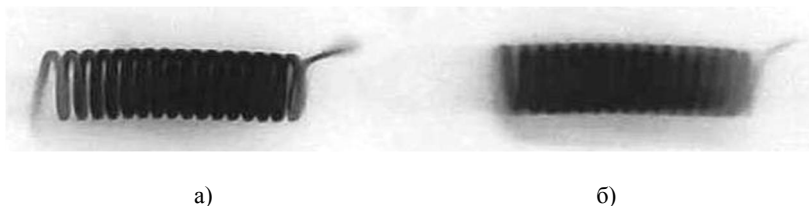


Рис. 1. Зображення об'єкта через мікропризову структуру

Іншою причиною, яка додатково призводить до зниження гостроти зору є те, що елементом корекції зору є не заломлююча призма великих розмірів з обов'язково присутнім явищем хроматизму, а мікропризова структура Френеля, якій присутня крім хроматизму і дифракція білого світла на регулярному мікрорельєфі. Внаслідок цього зображення ще більш розмивається в напрямку, перпендикулярному штрихам ґратки.

Математично явище хроматизму для мікропризми можна врахувати за допомогою звичайного закону Снелліуса з урахуванням залежності коефіцієнта заломлення  $n$  від довжини хвилі світла  $\lambda$ :

$$n_1(\lambda) \sin \varphi_1 = n_2(\lambda) \sin \varphi_2, \quad (1)$$

де  $\varphi_1$  та  $\varphi_2$  — кути розповсюдження світла в першому та другому середовищах.

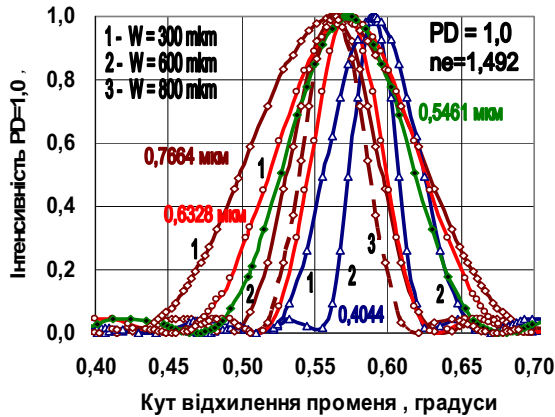
Раніше [1] нами було детально досліджено інтерференційні явища для монохроматичного когерентного світла з довжиною хвилі  $\lambda = 6328 \text{ \AA}$ . Врахування дифракційних явищ для білого світла виявляється більш складним. Фактично мікропризма Френеля являє собою дифракційну ґратку, ефективний крок якої при постійному кроці рельєфу зменшується з зростанням призматичної сили елемента, а кут відхилення  $\varphi = 0$  залежить від довжини хвилі  $\lambda$ . Для розрахунків було використано відомі формули для дифракційної складової структури променя світла для плоскої дифракційної ґратки [1]:

$$I(\lambda, \varphi) = I_0 (\sin(\pi S / \lambda) \sin \varphi / (\pi S / \lambda)), \quad (2)$$

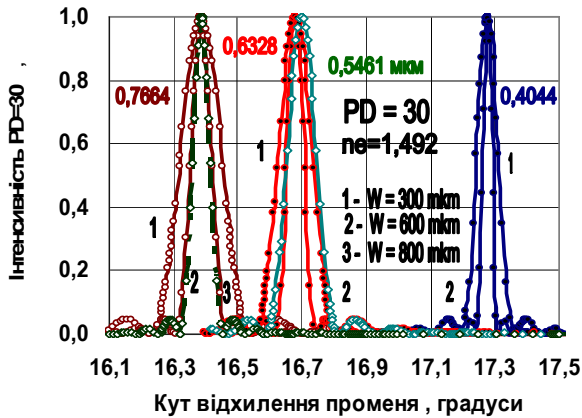
де  $I_0$  — амплітуда потоку в напрямку кута  $\varphi = 0$ ;  $\lambda$  — довжина хвилі;  $S$  — ширина щілини. При цьому було враховано залежність показника заломлення світла  $n$  від довжини хвилі  $\lambda$  [2]

Деякі результати розрахунків згідно (1), (2) для мікропризми, виготовленої з поліметилметакрилату ( $n_e = 1,492$ ), призматичною дією  $PD = 1,0 \Delta$  та  $PD = 30 \Delta$  для довжин хвиль 0,4044, 0,5461, 0,6328 та 0,7664 мкм світлового діапазону наведено на рис. 2.

Результати розрахунків свідчать, що при малих кроках рельєфу  $W = 100\text{--}200$  мкм, при малих кутах мікропризм, що відповідають  $PD < 5\text{--}6 \Delta$ , розмиття зображення здебільш пов'язано з дифракцією світла на штрихах ґратки і гострота зору зменшується внаслідок цього (рис. 2,а).



а)



б)

Рис. 2. Хроматичні ефекти для різних мікропризми:  
1 — крок рельєфу  $W = 300$  мкм; 2 —  $600$  мкм; 3 —  $800$  мкм

Усунути цей небажаний ефект можливо шляхом збільшення кроку призми до  $W = 800\text{--}1000$  мкм. В той же час, розрахунки для великих кутів мікропризм ( $PD > 20\text{--}22$  Δ) свідчать, що розмиття картини в цьому випадку пов'язано саме з дисперсією світла, а внесок дифракції малий. Тому зменшення кроку мікрорельєфу до  $W = 600$  мкм порівняно з кроком  $W = 800$  мкм істотно не змінює ширину зони розмиття зображення (рис. 2,б), але зі зменшенням кроку мікрорельєфу відповідно зменшується дискретність образу, що реєструє людське око, і тому підвищується гострота зору. Таким чином, оптимальним можна вважати виготовлення мікрорельєфу оптичних компенсаторів косоюкості саме з кроком  $W = 500\text{--}600$  мкм.

При спостереженні кольорових об'єктів людське око не однаково сприймає різні зони спектру світлового діапазону [3]. Так, якщо прийняти чутливість людського ока  $K(\lambda)$  для довжини хвилі  $\lambda = 5550\text{Å}$  за одиницю, то наприклад, то наприклад, чутливість ока для  $\lambda = 4600\text{Å}$  та  $\lambda = 6500\text{Å}$  становить 0,06 та 0,10, відповідно. Тому при моделюванні дисперсійних явищ для мікропризмових елементів в офтальмології необхідно враховувати спектральну чутливість людського ока або так звану відносну спектральну світову ефективність  $K(\lambda)$ , графік якої наведено на рис. 3.

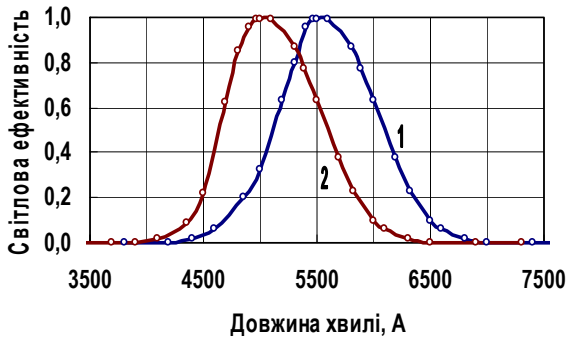


Рис. 3. Усереднена спектральна світлова ефективність:  
1 — денне світло; 2 — сутінки

Якщо скорегувати проведені розрахунки дисперсійних явищ для мікропризмових елементів на усереднену криву чутливості зору  $K(\lambda)$ , то наприклад, для мікропризми  $PD = 30$  Δ для декількох довжин хвиль у діапазоні  $k_\lambda = (0,4600\text{--}0,6500)$  мкм, результати свідчать (рис. 4), що усереднене людське око практично не бачить світло з довжинами хвиль коротшими за  $\lambda < 0,4$  мкм та довгими за  $\lambda > 0,7$  мкм. Тому реально зона хроматизму для мікропризми  $PD = 30$  Δ становить  $0,4^\circ$

або близько  $0,7 \Delta$ , при тому, що кут  $\varphi = 0$  для цієї призми становить  $16,7^\circ$ . Таким чином, зона розмиття зображення становить близько  $2,3 \%$ , що значно перевищує допуски на номінали мікропризмових елементів.

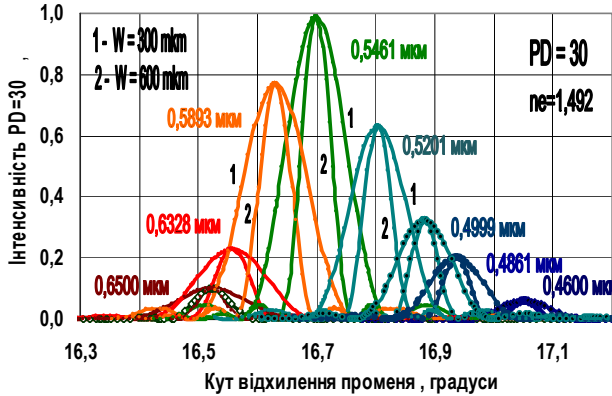


Рис. 4. Хроматичні ефекти для мікропризми  $PD = 30\Delta$  з урахуванням коефіцієнта чутливості людського ока:  
1 — крок рельєфу  $W=300$  мкм; 2 —  $600$  мкм

Самим простим засобом корекції хроматизму є використання відповідних світлофільтрів, які відсікають периферійні зони спектру. Підбір світлофільтрів необхідно здійснювати таким чином, щоб відрізнялися саме червона та фіолетова зони, тому що всі стандартні дані щодо коефіцієнта заломлення  $n_e$  частіше за все наводяться саме для зелено-жовтої зони з довжиною хвилі  $\lambda = 0,5461$  мкм [3] (довжина хвилі «e»), і розрахунки величини призматичної дії елементів Френеля здійснювалися раніше [1] саме для цієї області спектра.

Для розрахунків впливу світлофільтрів можна використати відомі формули для коефіцієнта пропускання світла  $\tau'$  з урахуванням відбиття світла на двох поверхнях фільтра:

$$\tau'_\lambda = (1 - k_a)^2 \tau_\lambda = (1 - k_a)^2 (10 - k_\lambda h), \quad (3)$$

де  $k_a$  — коефіцієнт відбиття світла від границі розподілу;  $k_\lambda$  — коефіцієнт поглинання світла з довжиною хвилі  $\lambda$  в матеріалі фільтра;  $h$  — товщина фільтра. Значення  $\tau_\lambda$  та  $k_\lambda$  наведено, наприклад, у каталозі кольорового скла [4]. Графік залежності (3) для оптимальних синезелених СЗС22 та СЗС23 фільтрів у комбінації з жовтими ЖС17 та ЖС18 світлофільтрами наведено на рис. 5.

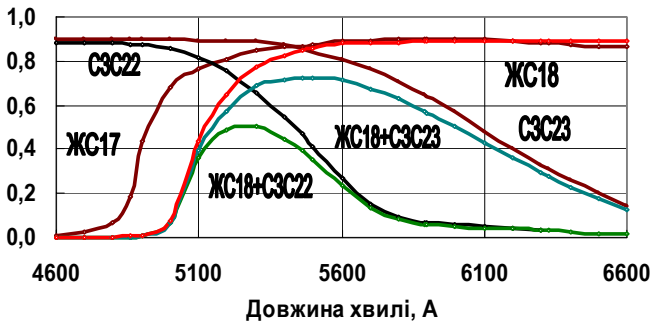


Рис. 5. Коефіцієнт пропускання  $\tau_\lambda$  для деяких світлофільтрів

Результати розрахунків згідно (1), (2) з урахуванням (3) та світлової ефективності  $K(\lambda)$  для комбінації світлофільтрів ЖС17+ЖС23 та ЖС18+ЖС22 наведено на рис. 6.

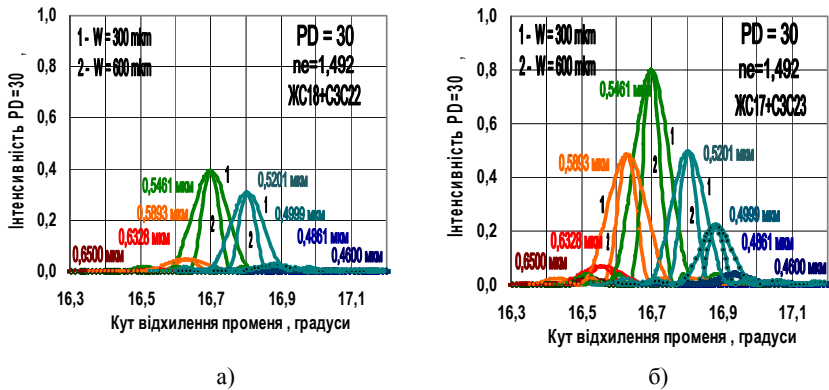


Рис. 6. Хроматичні ефекти для мікропризми  $PD = 30\mu\text{м}$  при застосуванні різних комбінацій світлофільтрів: 1 — крок рельєфу  $W = 300\mu\text{м}$ ; 2 —  $600\mu\text{м}$

Використання відповідних світлофільтрів дозволяє відрізати фіолетову та червону складову хроматизму, тим самим зменшити вплив дисперсії світла і відповідно підвищити гостроту зору. Однак, при цьому помітно зменшується освітленість об'єкта внаслідок поглинання світла в матеріалі фільтрів. Враховуючи, що діагностика дефектів зору лікарями-офтальмологами повинна здійснюватися в стандартних умовах при фіксованій освітленості пробної таблиці  $E = 700\text{ лк}$ , тому при

застосуванні кольорових мікропризмових елементів необхідно відповідним чином збільшувати освітленість таблиці. Можна рекомендувати при діагностиці зору використовувати комбінацію світлофільтрів ЖС18+СЗС22. Однак більш зручним, безумовно, було б використання кольорових оптичних компенсаторів косоокості, які виготовляються безпосередньо з кольорових оптичних пластмас необхідної марки або з білого поліметилметакрилату з доданням відповідних барвників з метою оптимізації оптичних властивостей мікропризмових структур.

У той же час відзначимо, що зазначене зниження гостроти зору безпосередньо не зв'язано з точністю вимірювань кута косоокості за допомогою мікропризмових лінз Френеля. Розрахунки свідчать, що крива хроматизму залежно від довжини хвилі з урахуванням спектральної ефективності людського ока, практично симетрична відносно довжини хвилі  $\lambda = 0,5461$  мкм (рис. 4). Оскільки всі розрахунки кутів заломлення мікропризм і величин призматичної дії елементів Френеля здійснюються саме для цієї зелено-жовтої зони спектра, зміщення зображення образу, який спостерігає пацієнт при діагностиці, також симетрично відносно розрахункового кута відхилення зображення  $\varphi = 0$ . Тому явище хроматизму в будь-яких мікропризмових структурах безумовно існує і може знижувати гостроту зору, але цей ефект суттєво не впливає на достовірність вимірювання кута косоокості.

## ВИСНОВКИ

Досліджено вплив хроматизму на оптичні характеристики мікропризмових елементів корекції зору, отримано кількісні характеристики розширення зображення внаслідок дифракції білого світла на мікропризмах Френеля, запропоновано методи практичного розрахунку зазначених явищ та їхньої корекції.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Петров В.В., Сергиенко Н.М., Рыков С.А., Антонов Е.Е., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Технология изготовления и методика применения в офтальмологии микропризмных элементов Френеля. *Реестрация, зберігання і оброб. даних.* 2008. Т. 10, № 3. С. 5–17.

2. Palik E.D. Handbook of Optical Constants of Solids. Academic Press. Inc., 1998. <http://knovel.com/web/portal/browse/display>

3. Петров В.В., Кравец В.Г., Крючин А.А., Шанойло С.М., Гранат О.И., Зенин В.Н. Анализ информации отраженного от ретрозеркал света. *Реестрация, зберігання і оброб. даних.* 2005. Т. 7, № 3. С. 17–25.

4. Вейнберг И. Каталог цветного стекла. <http://nehudlit.ru/books/detail8974.html>

В. В. Петров, Є. Є. Антонов, С. М. Шанойло, А. С. Лапчук

## **ШЛЯХИ ПОЛІПШЕННЯ ОПТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК МІКРОПРИЗМОВИХ СТРУКТУР.**

*Реєстрація, зберігання і обробка даних, 2010, Т. 12, № 2. С. 25–33*

***Анотація.** Проведено аналіз шляхів поліпшення оптичних характеристик мікропризмових світлоповертальних структур, які використовуються в офтальмології та дорожньому господарстві. Розглянуто технології формування мікропризмового рельєфу на прозорих оптичних матеріалах. Досліджено методи оптимізації спектральних характеристик та компенсації хроматичних явищ для світлоповертальних структур корекції зору.*

***Ключові слова:** світлоповертальний елемент, кут освітлення, коефіцієнт відбиття, дифракція білого світла, хроматизм.*

Результатом впровадження наукових напрацювань, що отримані при виконанні комплексу фундаментальних та прикладних досліджень Інституту проблем реєстрації інформації (ІПРІ) НАН України в галузі створення систем оптичного запису інформації, є розробка технологій та прецизійного обладнання для виробництва мікропризмових структур. Зокрема, в останні роки розроблено процеси алмазного різання мікрорельєфу на металевих дисках-оригіналах, впроваджено методи гальванічного вирощування відповідних робочих матриць з нікелю та виготовлення кінцевих виробів методами термопресування та лиття під тиском, запропоновано методики оптимізації параметрів мікропризмових елементів і контролю їхніх параметрів [1].

Подальшим напрямком досліджень є підвищення якості та істотного поліпшення робочих характеристик мікропризмових виробів, які за функціональними ознаками та їхнім призначенням можна розподілити на дві великі групи: 1) світлоповертальні елементи для дорожньо-транспортного господарства; 2) мікропризмові структури Френеля для офтальмології.

Для першої групи виробів основною задачею подальших досліджень є підвищення ефективності світлоповертання. Сьогодні звичайними на ринку мікропризмових катафотів є елементи з коефіцієнтом світлоповертання  $R(\varphi_0) = 800\text{--}900$  кд/(лк.м<sup>2</sup>), тому також звичайними є над-



високі вимоги до обладнання та інструменту для виготовлення оргіналів таких пристроїв. Допуски на кутові геометричні розміри мікропризм вимірюються кутовими секундами, а шорсткість світловідбиваючих граней не повинна бути гіршою за 0,05 мкм. Зазначені параметри, перш за все, забезпечуються якістю ріжучого інструменту, за допомогою якого виготовляються диски-оригінали мікропризмових структур.

Для забезпечення такого високого рівня продукції, за останній час в ІПРІ НАН України було радикально переобладнано станцію виготовлення спеціального алмазного ріжучого інструменту. Сьогодні станція оснащена високоточними оптичними контрольно-вимірювальними системами. Відпрацьована технологія заточування граней різця та розроблена методика, яка дозволяє здійснювати попередній та кінцевий контроль величини корекції кута заточування. Система забезпечує виготовлення різців з кутами заточування в межах від 30° до 90° з максимальним відхиленням кута від заданого не більше 10 кутових секунд. Для будь-яких світлоповертальних елементів вирішення проблеми поліпшення робочих характеристик пов'язано також з підвищенням якості оптичних поверхонь мікрокубічної структури. Тому в останній час було також радикально перероблено станцію виготовлення дисків-оригіналів і технологію гальванічного вирощування відповідних робочих матриць з нікелю.

Для групи мікропризмових виробів для офтальмології основним є усунення причин, які погіршують гостроту зору, що спостерігається у пацієнта або хворого при застосуванні таких виробів для діагностики та корекції зору. До таких причин можна віднести шорсткість заломлюючих поверхонь мікропризм, дисперсію та дифракцію світла на мікропризмових структурах.

Разом із тим, проблема якості мікропризмових приладів, окрім вирішення питань створення вдосконаленого інструменту та технологічного обладнання, безпосередньо пов'язана з розробкою нових технологій проектування, теоретичною проробкою нових конструкцій та оптимізації параметрів виробів з мікропризмовим рельєфом. Розглянемо більш детально роботи ІПРІ НАН України з напрямку фізичного моделювання сучасних високоефективних мікропризмових пристроїв.

## АСИМЕТРИЧНІ СВІТЛОПОВЕРТАЛЬНІ ЕЛЕМЕНТИ

Відомо, що асиметричні світлоповертальні елементи створюються шляхом формування на утворюючій плоскій поверхні двох груп канавок трикутного профілю — широкої з кроком  $W$  та кутом  $\beta = 90^\circ$  і вузької з кроком  $L$  та кутом  $\varphi = 25\text{--}35^\circ$ . Величина цього кута залежить від робочого кута освітлення  $\varphi_0$  світлоповертача. Головною перевагою

таких елементів є те, що їхню робочу поверхню  $S(\varphi_0)^*$  шляхом підбору співвідношення  $(W/L)$  для певного кута освітлення  $\varphi_0^*$  можна створити максимальною, тобто вся утворююча поверхня світлоповертача є робочою. Звичайно, що при зміні кута освітлення  $\varphi_0$  величина ефективної поверхні  $S(\varphi_0)/S(\varphi_0)^*$  зменшується, і для її оптимізації необхідно знову відповідним чином скорегувати співвідношення кроків широкої і вузької канавок  $(W/L)$ .

Одним із дуже важливих параметрів дисків-оригіналів саме асиметричних світлоповертачів є величина відповідного кута вузької канавки рельєфу [1], який забезпечується кутом ріжучої грані алмазного різця. Значення цього кута має бути таким, щоб світлоповертальна поверхня катафота була максимальною. Зокрема, кут ріжучої грані різця  $\alpha$ , якому відповідає кут вузької канавки рельєфу, не повинен перевищувати кут  $\varphi_1$ , під яким потік світла розповсюджується в матеріалі катафота. У випадку, коли  $\alpha > \varphi_1$ , частина бокових поверхонь  $S^*(\varphi_1)^*$  катафота, оптимізованого для певного кута освітлення  $\varphi_0^*$ , взагалі не може бути сформована таким різцем. Величину додаткового зменшення  $S_1$  ефективної поверхні такого світлоповертача можна визначити, як  $(W)^2(\text{tg} - \text{tg}\varphi_1)/2$ , де  $W$  — крок широкої канавки рельєфу [1]. Відповідний коефіцієнт  $k_1$  зменшення ефективної поверхні катафота  $S^*$ , оптимізованого для кута освітлення  $\varphi_0^*$ , можна визначити як

$$k_1 = (S^* - S_1)/S^* = (3\text{tg}\varphi_1^* - \text{tg}\varphi)/2\text{tg}\varphi_1^*, \quad (1)$$

де  $\varphi_1^* = \sin^{-1}((\sin\varphi_0^*)/n_1)$ , а  $n_1$  — коефіцієнт заломлення матеріалу світлоповертача.

Ефективна поверхня  $S(\varphi_0)/S^*$  асиметричного світлоповертально-го елемента в цьому випадку дорівнює:

$$S(\varphi_0)/S^* = (S(\varphi_0)/S^*)_0 [1, 0 - (1 - k_1) (\varphi_1/\varphi_1^*)],$$

де

$$\text{для } L^* > L: (S(\varphi_0)/S^*)_0 = \text{tg} \{ \sin^{-1}[(\sin \varphi_0) / n_1] \} / \text{tg} \{ \sin^{-1}[(\sin \varphi_0^*) / n_1] \}; \quad (2)$$

$$\text{для } L^* < L: (S(\varphi_0)/S^*)_0 = \text{tg} \{ \sin^{-1}[(\sin \varphi_0^*) / n_1] \} / \text{tg} \{ \sin^{-1}[(\sin \varphi) / n_1] \}$$

Графік залежності ефективної поверхні (2) для двох кутів різця  $\alpha$  ілюструється рис. 1. Суцільні лінії на графіках відповідають куту різця, що співпадає з кутом освітлення мікрорельєфу  $\varphi_1$  для кожного з кутів оптимізації  $\varphi_0^*$ , пунктирні криві розраховані для незмінного кута різця, при цьому на рис. 1,а кут  $\alpha$  дорівнює  $30^\circ$ ; на рис. 1,б кут  $\alpha = 40^\circ$ . Розрахунки, які наведено на рис. 1, виконано для коефіцієнта  $n_1 = 1,585$ , оскільки світлоповертачі для дорожніх катафотів найчастіше за все виробляються з полікарбонату.

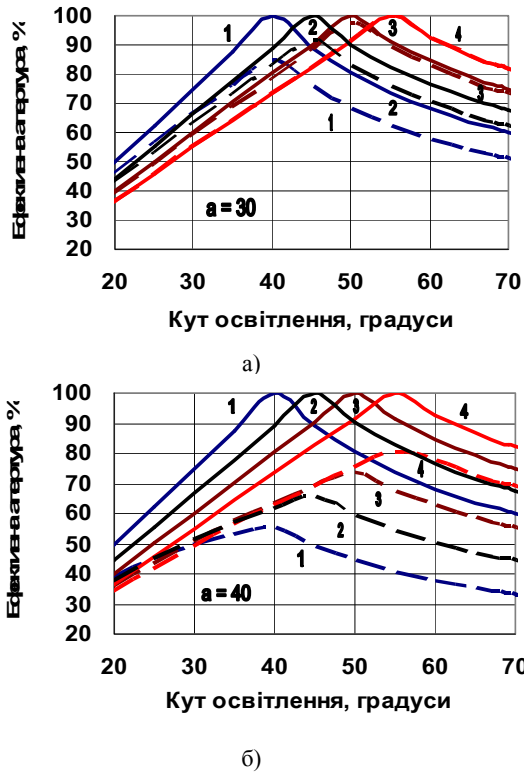


Рис. 1. Ефективна поверхня світлоповертального елемента для кутів оптимізації  $\varphi_0^* = 40^\circ$  (крива 1),  $45^\circ$  (2),  $50^\circ$  (3) та  $55^\circ$  (4)  
 а) кут заточування різця  $\alpha = 30^\circ$ ; б) кут  $\alpha = 40^\circ$

Можна побачити, що ефективна поверхня катафота істотно залежить від вибору кута ріжучої грані різця: при малих кутах оптимізації катафотів  $(\varphi_0)^*$  зменшення ефективної поверхні  $S(\varphi_0)/S^*$  може становити десятки відсотків. Таким чином, світлоповертальні характеристики та ефективну поверхню асиметричних катафотів можна значно підвищити лише за рахунок оптимального вибору кута вузької канавки мікрорельєфу, яка повністю визначається кутом ріжучої грані різця.

Відзначимо, що асиметричний світлоповертальний елемент має істотний недолік, який полягає в низькій ефективності світлоповертання при малих кутах освітлення утворюючої поверхні мікрокубів. Для усунення цього недоліку застосовують комбінацію асиметричних ка-

тафотів, так званий «повний куб», в якій утворюючі поверхні двох серій катафотів нахилені назустріч одна одній під кутом  $30\text{--}40^\circ$  відносно нормалі до утворювальної поверхні елемента. Для виготовлення асиметричного світлоповертального елемента, що призначений для далекої відстані (800–1000 м) крок нарізки широкої канавки з кутом  $90^\circ$  повинен становити приблизно  $W = 2000$  мкм. Враховуючи, що для кожного кута освітлення  $\varphi_0$  існує оптимальне співвідношення [1] між кроками серій широких і вузьких канавок асиметричного катафота ( $W/L$ ) (рис. 2), при якому величина його ефективної поверхні  $S(\varphi_0)/S^*$  максимальна, то для кроку широкої канавки  $W = 2000$  мкм при куті освітлення  $\varphi_0 = 35^\circ$  крок вузької канавки  $L$  повинен становити близько 776 мкм.

Таким чином, технологія виготовлення катафоту типу «повний куб» для кута оптимізації  $\varphi_0 = 35^\circ$  для  $W = 2000$  мкм та  $L = 766$  мкм може бути визначена наступним чином.

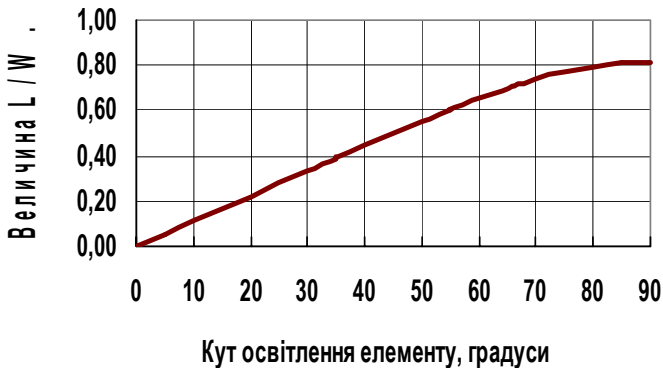


Рис. 2. Співвідношення між кроками  $L$  та  $W$ , при якому коефіцієнт активної апертури дорівнює 100 % для системи «полікарбонат – повітря»

1. На першому етапі в необхідній кількості виготовляються заготовки — металеві пластини товщиною  $\delta \approx 635$  мкм. Величина  $\delta$  визначається кроком вузької канавки  $L$  та кутом оптимізації  $\varphi_0$ , а саме,  $\delta = L \cos \varphi_0$ . Ширина пластин  $\Pi$  дорівнює ширині матриці, яку необхідно виготовити, а кількість пластин  $N$  визначає довжину цієї матриці. Тому, наприклад, при ширині пластин  $\Pi = 200$  мм для отримання прямокутної матриці розміром  $\Pi N = 200 \times 200$  мм необхідно виготовити пластини в кількості  $N = 314$ .

2. Виготовлені 314 пластин складаються разом і їхні торцеві поверхні фрезеруються під кутом, що дорівнює куту оптимізації  $\varphi_0 = 35^\circ$ ,

відносно подовжньої осі кожної з пластин для отримання похилої поверхні.

3. На отриманій похилій поверхні алмазним різцем формується з кроком  $W = 600$  мкм широка канавка з кутом  $\beta = 90^\circ$ . Після цього пластини складаються попарно назустріч одна одній вершинами разом з метою отримання рифленої двомірної структури.

4. По вершинах отриманої структури алмазним різцем прорізається серія канавок з кутом, що дорівнює подвійному куту оптимізації  $\varphi_0$ , в нашому випадку — з кутом  $\varphi = 70^\circ$ , з метою створення необхідних груп кутових відбивачів.

5. На заключному етапі з отриманої структури методами гальванопластики створюється робоча нікелева матриця, яка використовується для виготовлення вдосконалених катафотів методами термопресування або лиття під тиском. Така технологія дозволяє отримати катафоти, що мають максимальний коефіцієнт активної апертури та можуть працювати при великих кутах освітлення (навіть при  $\varphi_0 = 50\text{--}60^\circ$ ), що дуже важливо для дорожніх катафотів.

## СИМЕТРИЧНІ СВІТЛОПОВЕРТАЛЬНІ ЕЛЕМЕНТИ

За коефіцієнтом активної апертури асиметричні катафоти мають істотну перевагу перед так званими прямими (симетричними) [1], мікрорельєф яких симетричний відносно нормалі до утворюючої поверхні. Однак, симетричні катафоти більш технологічні при виготовленні і тому вони продовжують використовуватися для ряду практичних застосувань (дорожні знаки, світлоповертальні стрічки, маркери для автошляхів). Сучасна модернізація цих добре відомих світлоповертальних приладів полягає в застосуванні в одному пристрої комбінацій симетричних елементів з різними кутовими характеристиками. За цими методами створені симетричні катафоти, в яких відбиття променя для центральної зони діаграми розраховано для далекої відстані спостереження (800–1000 м), а периферійні зони відбивають промінь світла на значно меншу відстань, але в більш широкому куті відбиття (2–3 градуси). Відзначимо, що за відповідним розрахунком кутів нахилу граней симетричного катафота та підбором кроку нарізки можна виготовити катафот, який однаково ефективно працює в далекій і близьких зонах і який є досить універсальним для різних практичних потреб. На рис. 3 приведені діаграми освітленості у відбитому промені деяких симетричних елементів, одна клітина на графіках відповідає 20 кутовим хвилинам.

Шляхом змінення кута нахилу однієї з трьох пар робочих поверхонь симетричного світлоповертача відносно традиційного розрахун-

кового кута канавки рельєфу  $\alpha_p=70^\circ31'44''$  можна отримати катафоти, характеристика відбиття яких істотно несиметрична у вертикальній і горизонтальній площинах. Для прикладу на рис. 4 наведено фотографію матриці (рис. 4,а) та діаграму відбиття променя (рис. 4,б) для симетричного катафоту компанії «Reflective Ireland Ltd.», для якого діаграма відбиття променя значно розширена в горизонтальній площині.

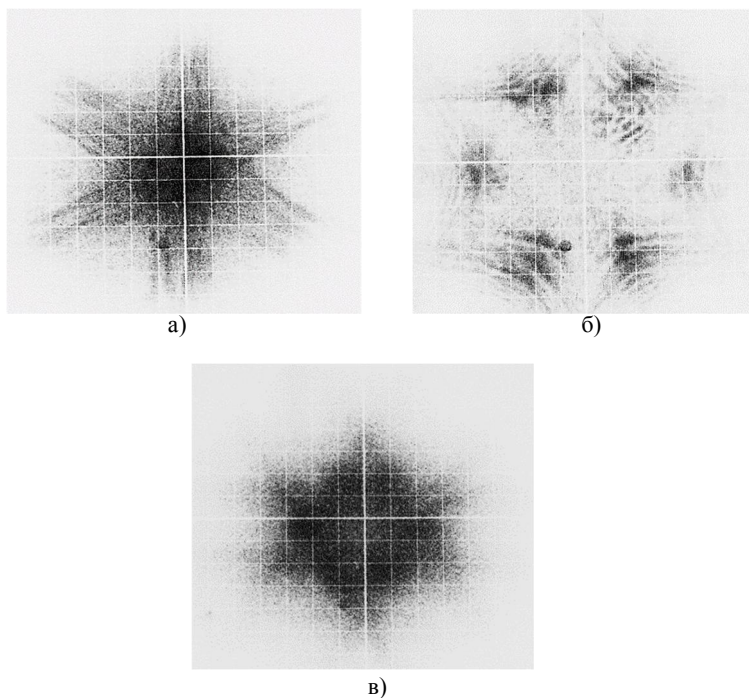


Рис. 3. Діаграма відбиття променя для різних світлоповертальних елементів:  
а), б) різні зони відбиття для світлоповертача фірми «WITAL» (Польща);  
в) оптимізований симетричний катафот СК600 (ІПРІ НАН України)

При відповідному виборі кроку нарізки мікрорельєфу симетричного світлоповертального елемента  $W$ , який не повинен бути меншим за 150–200 мкм, можна значно розширити зону відбиття променю без появи дифракційного структурування картини освітлення.

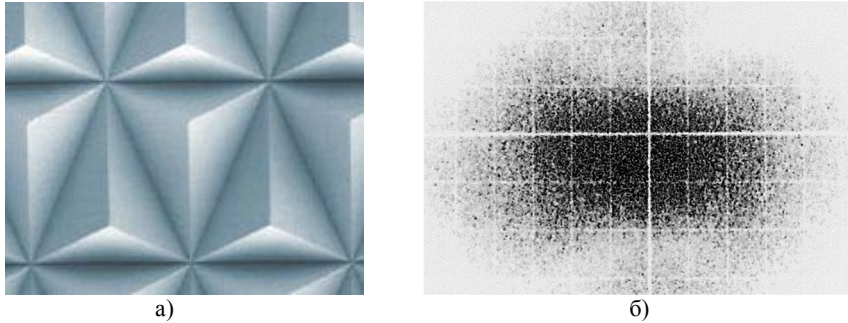


Рис. 4. Матриця (а) та структура відбитого променя (б) катафоту компанії "Reflective Ireland Ltd."

### ПРОБЛЕМА ХРОМАТИЗМУ В МІКРОПРИЗМОВИХ ЛИНЗАХ

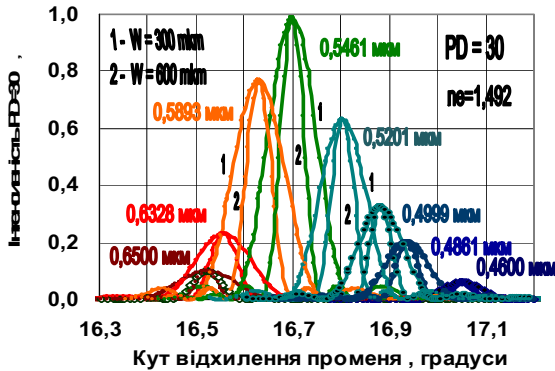
Для підвищення оптичної якості групи мікропризмових виробів для офтальмології основним є усунення причин, які погіршують гостроту зору пацієнта. Звичайні призматичні лінзи з оптичного скла використовуються лише для невеликих значень призматичної дії ( $PD < 10-12 \Delta$ ). Для більших значень  $PD$  призми виявляються занадто товстими та важкими, тому використання їх в окулярах практично неможливе. Крім того, для великих значень призматичної дії звичайні скляні призми мають великі хроматичні аберації, що істотно зменшує розподільчу здатність і знижує гостроту зору, що спостерігається при їх використанні. Мікропризмові лінзи Френеля вирішують проблему надмірної ваги та товщини, але хроматизм є невід'ємною характеристикою білого світла і проблема розмиття зображення внаслідок дисперсії світла в призмах залишається.

Для покращення оптичних характеристик мікропризм можуть використовуватися призми з кольорового скла або додаткові світлофільтри [3]. Ефект корекції хроматизму світлофільтрами ілюструється рис. 5, на якому наведено розрахункову картину [3] спектрального розподілу заломленого променя після проходження білого світла через мікропризму оптичною силою  $30 \Delta$  (рис. 5,а). Наявність світлофільтрів зменшує зону хроматизму майже в 2 рази до  $0,3$  градуси (рис. 5,б), при тому, що кут відхилення для центральної зони променя світла з довжиною хвилі  $\lambda = 0,5461$  мкм становить близько значення  $\varphi = 16,73^\circ$ .

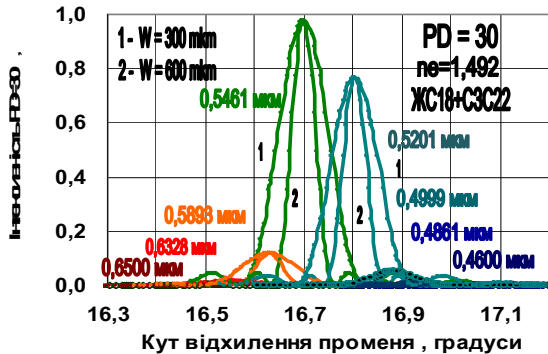
При розрахунках дифракційної складової структури променя білого світла було використано відомі формули для плоскої дифракційної ґратки [4]:

$$I(\lambda, \varphi) = I_0(\sin(\pi S / \lambda) \sin \varphi / (\pi S / \lambda)), \quad (3)$$

де  $I_0$  — амплітуда потоку в напрямку кута  $\varphi = 0$ ;  $\lambda$  — довжина хвилі;  $S$  — ширина щілини. При цьому було враховано залежність показника заломлення світла  $n$  від довжини хвилі  $\lambda$ .



а)



б)

Рис. 5. Хроматичні ефекти для мікропризми  $PD = 30\Delta$ :  
а) без світлофільтрів; б) при застосуванні комбінації світлофільтрів  
ЖС18+СЗС22: 1 — крок рельєфу  $W = 300$  мкм; 2 —  $600$  мкм

Більш ефективним засобом боротьби з надмірним хроматизмом є використання комбінованих композитних призм, так званих призм [4], в яких дифракційний рельєф зроблено безпосередньо на поверхні рефракційної призми. Для великих призмових діоптрій ( $PD > 18-20 \Delta$ ) композитні призми виявляються більш тонкими, прозорішими та мають більшу оптичну якість порівняно не тільки зі стандартними скляними призмами, а навіть і з Френелівськими пресованими призмами.



Така композитна призма являє собою комбінацію рефракційної призми великої призматичної дії і дифракційної амплітудно-фазової ґратки, розрахованої таким чином, що промінь світла певної довжини хвилі  $\lambda$  проходить через дифракційну ґратку без додаткового заломлення. Робота структури засновується на тому ефекті, що напрям заломлення променя світла призмою та напрям відхилення цього променя ґраткою протилежні один одному, тому відбувається компенсації кутів відхилення променів [5]. Якщо через таку структуру проходить біле світло, то хроматизм, що виникає при проходженні світла, може бути повністю скомпенсований.

Для застосування в офтальмології зручно використовувати не власне ґризми, а композитні призмові структури, виготовлені на окремих поверхнях таким чином, щоб обидва рельєфи (як великий рефракційний з кроком  $W$ , так і малий дифракційний з кроком  $D$  та глибиною  $H$ ) біли розміщені всередині пристрою і таким чином були захищені від зовнішніх забруднень та пошкоджень (рис. 6).

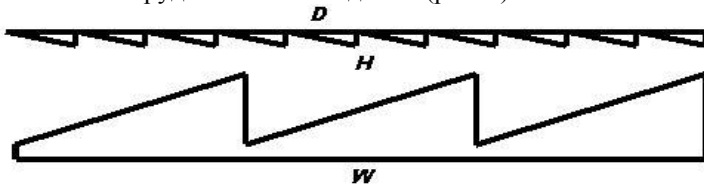


Рис. 6. Схема композитної призми (ґризми)

Зазначені дві призмові структури працюють за різними принципами. Структура з великим рефракційним кроком працює за рефракційним принципом. Він впливає з того, що структура використовує різні дифракційні порядки для різних довжин хвиль з причини великої глибини рельєфу. Світло різних довжин хвиль використовує різні дифракційні порядки і завдяки цьому залишається в зоні рефракційного кута, внаслідок чого дисперсія одного дисперсійного порядку не грає значної ролі. Структура з малим дифракційним кроком повинна працювати в одному дифракційному порядку, тому глибина її повинна бути незначна. Як правило, різниця набігу фаз на центральній хвилі дорівнює  $\lambda$ , а значить вона працює в першому дифракційному порядку. У разі використання тільки одного дифракційного порядку ширина елементів не зменшує роздільну здатність оптичної системи. Кутова дисперсія для першого дифракційного порядку запишеться як

$$\Delta\theta = \frac{\lambda}{D}. \quad (4)$$

Таким чином, кут відхилення зростає з довжиною хвилі, тобто вона має дисперсію, що обернена до рефракційних призм. Вибираючи крок  $D$  достатньо малим, можна зробити дисперсію дифракційного порядку достатньо великою, щоб компенсувати дисперсію рефракційної лінзи. Умову компенсації можна записати як:

$$\frac{1}{D} = \frac{dn}{d\lambda} \frac{\sin \varphi}{\sqrt{1 - n^2 \sin^2 \varphi}}. \quad (5)$$

На рис. 7 показано результати розрахунку дисперсії кута відхилення (хроматичної аберації) для трьох варіантів: 1) для призми без дифракційного елемента; 2) для призми з дифракційним елементом, оптимізованим для максимального зменшення хроматичної аберації для зеленого світла з довжиною хвилі  $\lambda = 5461 \text{ \AA}$  (крок ґратки  $D = 20,7 \text{ мкм}$ , глибина рельєфу  $H = 1,11 \text{ мкм}$ ) і (3) для призми з мінімальним відхиленням для видимого спектра хвиль ( $D = 16,9 \text{ мкм}$ ,  $H = 1,11 \text{ мкм}$ ). Розрахунки було виконано для оптимального кроку рефракційної призми  $W = 600 \text{ мкм}$ , призматична дія елемента становила  $PD = 30 \Delta$ , а коефіцієнт заломлення  $n = 1,492$  (поліметилметакрилат). При розрахунках використовувалися дані Палика [6] щодо залежності коефіцієнта заломлення  $n_e$  від довжини хвилі  $\lambda$  для поліметилметакрилату.

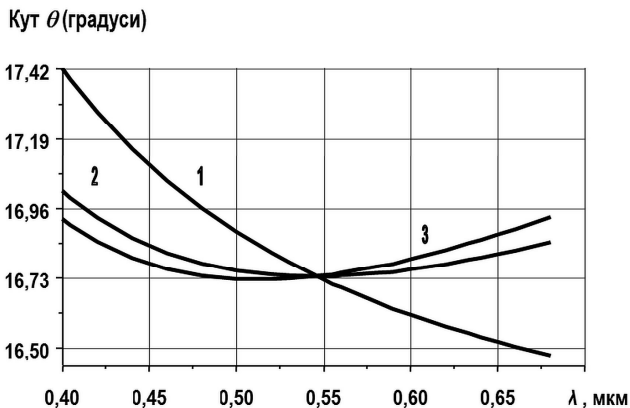


Рис. 7. Зменшення хроматичної аберації за допомогою дифракційного елемента для призми  $PD = 30\Delta$ : 1 — без дифракційного елемента; 2 — повна компенсація хроматичної аберації для зеленого світла ( $D = 20,7 \text{ мкм}$ ,  $H = 1,11 \text{ мкм}$ ); 3 — оптимізація за мінімумом відхилення променя в діапазоні  $\lambda = 4000\text{--}7000 \text{ \AA}$  ( $D = 16,9 \text{ мкм}$ ,  $H = 1,11 \text{ мкм}$ )

З представлених графіків видно, що різниця кутів відхилення променів для видимого діапазону  $\Delta\theta$  зменшується з  $\Delta\theta \approx 0,916^\circ$  (крива 1) до  $\Delta\theta \approx 0,286^\circ$  (крива 2, 3) при використанні додаткового дифракційного елемента. Таким чином, для рефракційної призми призматичною дією  $PD = 30 \Delta$  з кроком  $W = 600$  мкм шляхом застосування додаткової дифракційної ґратки з кроком  $D = 20,7$  мкм і глибиною мікрорельєфу  $H = 1,11$  мкм можна забезпечити проходження зеленого променя з довжиною хвилі  $\lambda = 5461 \text{ \AA}$  під тим кутом заломлення, який визначений першою рефракційною призмою, без додаткового заломлення.

Таким чином, відбувається компенсація хроматичних ефектів для синього та червоного діапазону спектра за рахунок зміщення відповідних променів дифракційною ґраткою в сторони, протилежні сторонам зміщення променів призмою.

## ВИСНОВКИ

Проведено аналіз шляхів підвищення якості мікропризмових світлоповертальних структур різних типів. Запропоновано методику розрахунків характеристик асиметричних світлоповертальних елементів залежно від зміни параметрів ріжучого інструменту. Досліджено можливості компенсації хроматичних явищ для мікропризмових елементів в офтальмології шляхом використання амплітудно-фазових дифракційних ґраток.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Петров В.В., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Гранат О.І., Зенін В.М., Кравець В.Г. Світлоповертання: проблеми та досягнення. *Реєстрація, зберігання і оброб. даних.* — 2008. — Т. 10, № 1. — С. 3–15.
2. Петров В.В., Сергиенко Н.М., Рыков С.А., Антонов Е.Е., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Технология изготовления и методика применения в офтальмологии микропризмных элементов Френеля. *Реєстрація, зберігання і оброб. даних.* — 2008. — Т. 10, № 3. — С. 5–17.
3. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М. Хроматизм світла, дифракція та гострота зору в мікропризмових лінзах Френеля. *Реєстрація, зберігання і оброб. даних.* — 2010. — Т. 12, № 1. — С. 49–54.
4. Loewen E. *Diffraction Grating Handbook*, 6th Edition. Newport Corporation, 2005. — 269 p.
5. US Patent 6,934,084, Int.Cl. G02B 5/18. Thinner, Lighter and Lower Aberration Prisms for Ophthalmic Applications / Ranjana Pandya; Aug.23, 2005.
6. Palik E.D. *Handbook of Optical Constants of Solids*. Academic Press, San Diego, 1998.

V. Petrov, A. Kryuchyn, E. Antonov, A. Lapchuk, S. Shanoylo

**OPTICAL PHENOMENA IN MICROPRISM  
DIAGNOSTIC SET KK-42**

*Proc. of SPIE, 2011. V. 8011, 80119A. 22 General Congress on Optics  
«ICO-22», 15-19 August, 2011, Puebla, Mexico.  
DOI: 10.1117/12.900751.*

**Abstract.** *Microprism diagnostic set KK-42 for ophthalmology application comprises 42 separate microprism elements - strabismus optical compensators and it is designed for the image displacement at vision diagnostics.*

*The main requirement for optical compensators is high quality of observed images. However, strong diffraction phenomena and chromatic aberrations due to light dispersion exist for microprisms similar to any other prismatic systems. Structure simulation was carried out to minimize the acuity degradation and to avoid observed image discretization. The simplest method to diminish aberrations is the application of filters and colour plastics. Experiments and calculations were performed which showed the opportunity to diminish twice the chromatism zone by filters to the value of 20–25 angular minutes.*

*Another method of decreasing chromatic aberrations is application of additional prism microrelief — saw tooth diffractive optical element. In optical compensators the first microrelief with the pitch of 600–800  $\mu\text{m}$  serves as a refractive prism. Diffractive element with the pitch of 15–20  $\mu\text{m}$  operating in first diffractive order is optimized in such a way that dispersion of the first diffractive order compensates dispersion of the compensator. This method allows to compensate dispersion totally at any spectrum zone.*

**Keywords:** *Microprism structures, visual diagnostics, optical compensator, chromatic aberrations, colour filters, prismatic microrelief.*

1. GENERAL INFORMATION

The microprism diagnostic set *KK-42* for ophthalmology application [1] is the latest development of the Institute for Information Recording in visual optics field. This set comprises 42 separate microprism elements — optical compensators for strabismus and it is designed for image displacement at vision diagnostics. Each compensator is the flat plate from tran-

spired optical plastics with special microrelief at the one side of this plate. Special polycarbonate plane plate is placed above the relief which protects the microrelief from external soiling and mechanical damages during the operation. Separate optical compensators and total view of diagnostic set are shown in Fig. 1.



Figure 1. Microprism optical compensators and total view of diagnostic set KK-42

Microrelief on the plane plate is formed by two-stepped process. At the first stage the necessary relief is formed by diamond cutting method [1] on the flat surface of alumina base with the help of special diamond cutting tool. Schematic structure of microrelief is shown in Fig. 2.

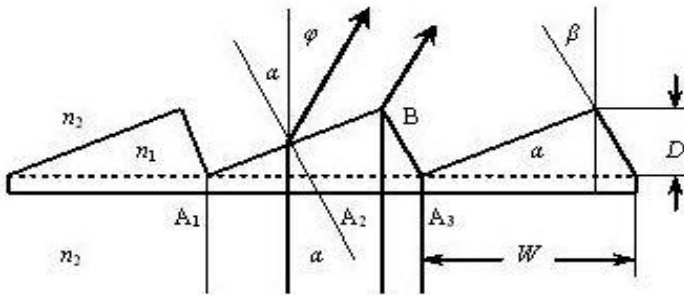


Figure 2. Schematic structure of microrelief

The cutting angle of this tool has been varied for microprisms with different prismatic strength in such a way that reverse angle  $\beta$  for each microprism (Fig. 2) does not exceed 2–3 degrees and total light losses in the prism material do not exceed 10–11 % including the light reflection at both prism surfaces. At the second stage the Fresnel elements with microrelief

are manufactured by thermal pressing method on the flat surface of transparent optical plastics. The diameter and thickness of each optical compensator exactly correspond to dimensions of probe ophthalmologic frame that is used during the diagnostics of human vision.

## 2. DIFFRACTION PHENOMENA IN MICROPRISMS

Microprismatic nature of set *KK-42* is its main advantage compared to conventional glass prisms. Thus, the total weight of microprism is markedly reduced; it is possible to manufacture prismatic structures with strengths up to 40–50 prismatic diopters, diagnostic process is markedly facilitated and its reliability is raised. However, for microprisms as well for any others prismatic systems the strong diffraction phenomena appear for white light due to phase mismatching which decreases visual acuity. At that time the main requirement for optical compensators is the high quality of observed images.

For optimisation of microprism geometrical parameters and for elimination of image discretization observed for some regimes the simulation of relief structure was carried out to minimize the acuity degradation.

While calculating we used the well-known expression [2] for diffraction effects:

$$I(\lambda, \varphi) = I_0 (\sin(\pi S / \lambda) \sin \varphi / (\pi S / \lambda)), \quad (1)$$

where  $I_0$  is the amplitude of light flux in the angle direction  $\varphi = 0$ ;  $\lambda$  is the wave length;  $S$  is the gap width. For the low microrelief prismatic strengths the gap value  $S$  is roughly equal to microrelief pitch  $W$ .

During the calculation of refraction angles the relief pitch  $W$  and the reverse microprism angle  $\beta$  have been varied. For small pitches  $W = 200$ – $300 \mu\text{m}$  the distortions due diffraction effects exist, for  $W = 800$ – $1000 \mu\text{m}$  the image discretization is observed. So, optimal microrelief pitch which also depends on microprism optical strength was chosen equal to  $W = 600$ – $800 \mu\text{m}$  at the reverse prism angle  $\beta = 2$ – $3$  degree.

## 3. CHROMATIC ABERRATIONS AND FILTERS

Microprism Fresnel lenses can resolve the problem of large weight and thickness for glass prisms. However, chromatic aberrations due to light dispersion exist for microprisms similar to any others prism systems. Chromatism is the main characteristics of white light and the problem of image splitting due to light dispersion also remains for microprisms.

The simplest method to diminish aberrations is an application of filters and colour plastics. The first ones are used directly during the diagnos-

tics together with prisms; the second ones are used at the stage of microprism elements manufacturing. Experiments and calculations were performed which showed the opportunity to diminish twice the chromatism zone by filters to the value of 20–25 angular minutes.

Chromatic phenomena were taken into account by Snell's law [1] with refraction coefficient  $n$  depending on wave length  $\lambda$  by Palik's data [3]:

$$n_1(\lambda) \sin\varphi_1 = n_2(\lambda) \sin\varphi_2. \quad (2)$$

where  $\varphi_1$  and  $\varphi_2$  are light distribution angle in the first and second media.

Correction for averaged human sensitivity  $S(\lambda)$  [2] was also made. For these data by Veinberg [4] were taken for transmission characteristics  $\tau(\lambda)$  for colour blue-green and yellow-blue filters:

$$\tau'_\lambda = (1 - k_a)^2 \tau_\lambda = (1 - k_a)^2 (10 - k_\lambda h), \quad (3)$$

where  $k_a$  is the coefficient of light reflection from media boundary,  $k_\lambda$  is the coefficient of light absorption for wave length  $\lambda$  in the filter material,  $h$  is the filter thickness.

The effect of chromatism correction by light filters is illustrated by Fig. 3 where the results of calculation of white light transmission through microprism with prismatic strength  $PD = 30\Delta$  are shown. This prism was manufactured from polymethylmetacrylat with refractive index  $n = 1,492$  (Fig. 3a). Combination of yellow-blue filter *YB18* and blue-green filter *BGB22* diminishes twice the chromatism zone to the value of 20–25 angular minutes (Fig. 3b). The deviation angle  $\varphi$  for the central zone of light beam with wave length  $\lambda = 0,5461 \mu\text{m}$  was equal to  $\varphi = 16,73^\circ$ .

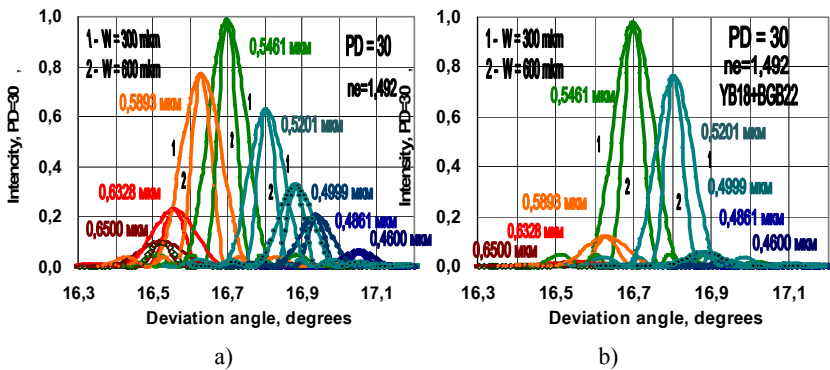


Figure 3. Calculation data for white light transmission through microprism with prismatic strength  $PD = 30\Delta$

However, the utilization of colour optical strabismus compensators will be more convenient. Such colour compensators would be manufactured from colour optical plastics or from transpired polymethylmetacrylat with appropriate dye-stuff. Note that utilization of light filters simultaneously gets narrow the chromatism zone and diminish the intensity of transmitted light that obviously is negative phenomenon.

#### 4. DIFFRACTIVE OPTICAL ELEMENTS IN MICROPRIMS

Another method of decreasing chromatic aberrations is an application of additional prism microrelief [5] — saw tooth diffractive optical element (DOE). This composite prism is the combination of refractive prism with large prismatic strength and of diffractive phase grid. The above grid is rated in such a way that light beam with certain wave length  $\lambda$  passes through this diffractive grid without additional refraction (blazing wavelength). This grid operates at that principle that the direction of beam refraction by the first prism and its diffraction by the grid are changed in opposite direction with a change of wavelength. In such a way the beam angle deviation stabilization take place. The scheme of such composite prism is shown in Fig. 4.

For ophthalmology applications it is convenient to utilize composite prism structures that are formed directly at the separate surfaces of each compensator in such a way that both microrelief: the large one with the pitch  $W$  and the little one with the pitch  $B$  and depth  $H$  are placed inside the structure and thus are protected from damages and soiling during the operation.

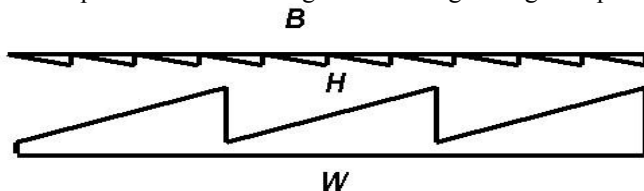


Figure 4. Schematic view of composite prism

Thus, in the optical compensators the first microrelief with the pitch  $W = 600\text{--}800\ \mu\text{m}$  serves as a refractive element stating the beam deviation angle. Diffractive element with the optimal relief pitch  $B = 15\text{--}20\ \mu\text{m}$  operates in the first diffraction order and is optimized in such a way that its dispersion in this mode totally compensates the dispersion of optical strabismus compensator.

The above prismatic structures are operating at different physical principals. The refractive prism with the pitch  $W$  utilizes different diffrac-



tion orders for different wave lengths due to large relief depth  $D$  comparative to wave length  $\lambda$ . The white light in different orders is remained in the refraction angle zone, so the dispersion of one order is not essential. The structure with the little pitch  $B$  would operate in the first order to have big diffractive efficiency in all optical bands. Therefore the phase difference of beams passing through neighbor microprisms at the central wave length  $\lambda$  of white light should be equal to  $\lambda$ . Angle dispersion for first diffraction order is equal:

$$\Delta\theta = \frac{\lambda}{D}. \quad (4)$$

Thus, the refraction angle is increasing with the increase of wave length  $\lambda$ . It means that this system has the dispersion that is reverse to dispersion of refractive prism. If the pitch  $B$  is small enough the dispersion of this second microprism will be sufficient to compensate the dispersion of first refractive prism. The condition of above compensation can be written in the following way:

$$\frac{1}{D} = \frac{dn}{d\lambda} \frac{\sin \varphi}{\sqrt{1 - n^2 \sin^2 \varphi}}. \quad (5)$$

The results of our calculation of dispersion of refraction angle (5) are shown in Fig. 5 for three variants: (1) for the microprism without diffraction element; (2) for the prism with diffraction element that is optimized for getting maximum aberration reducing in green spectrum zone with wave length  $\lambda = 0,5461 \mu\text{m}$  (grid pitch  $B = 20,7 \mu\text{m}$ , the relief depth  $H = 1,11 \mu\text{m}$ ) and (3) for the microprism with diffraction elements that is optimized for getting minimum refraction deviation in visual spectrum zone (pitch  $B = 16,9 \mu\text{m}$ , depth  $H = 1,11 \mu\text{m}$ ).

Calculations were performed for optimal refractive prism pitch  $W = 600 \mu\text{m}$ , prismatic element strength  $PD = 30 \Delta$ , refractive index  $n = 1.492$ . Palik's data [3] were taken for index  $n$  dependence on wave length  $\lambda$  for polymethylmetacrylat.

It was shown that the difference  $\Delta\theta$  of refraction angle for visual spectrum zone under utilization of additional diffractive element diminishes from  $\Delta\theta \approx 0.916^\circ$  (Fig. 5, curve 1) to value  $\Delta\theta \approx 0.286^\circ$  (Fig. 5, curves 2–3). Thus, for refractive prism strength  $PD = 30 \Delta$  with  $W = 600 \mu\text{m}$  it is possible to ensure the transmittance of the light with  $\lambda = 0,5461 \mu\text{m}$  without additional refraction by applying the additional diffraction grid with the pitch  $B = 20,7 \mu\text{m}$  and the depth  $H = 1.11 \mu\text{m}$ . At that time, noticeable compensation of chromatic effects for blue and red spectrum zone takes place.

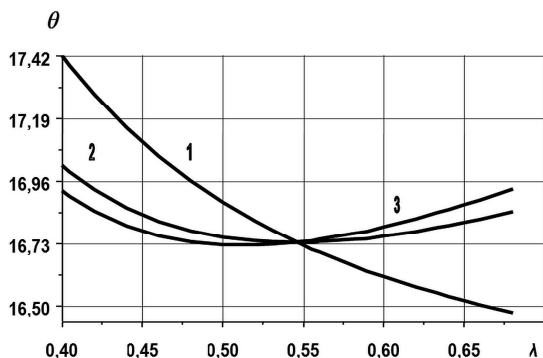


Figure 5. Calculated chromatic aberrations for composed prism

This method allows to compensate totally the dispersion at any spectrum zone but a little chromatic aberration still remain at other spectrum zones due to not linear dispersion of refractive index of prism material relative to wave length. However, the maximum splitting of images for visual spectrum zone does not exceed 20 angular minutes.

Thus, optical phenomena in microprism diagnostic set *KK-42* have been discussed. The analysis of the ways for improving of images quality has been carried out for white light transmission through microprism structures. The abilities for compensation of diffraction and chromatic phenomena in microprism optical compensators by applying the additional phase diffraction elements have been investigated for increasing images acuity under utilization of such structures in ophthalmology.

## REFERENCES

- [1] Petrov, V.V., Sergienko, N.M., Rykov, S.A., Antonov, E.E., Shanoylo, S.M., Shevkolenko, M.V. «Technology of Manufacturing and Method of Utilizing in Ophthalmology of Microprism Fresnel Elements». *Data Rec., Storage & Processing*, 10(3), 5–17 (2008).
- [2] Petrov, V.V., Antonov, E.E., Shanoylo, S.M. «Light Chromatism, Diffraction and Sight Sharpness for Microprism Fresnel Lenses». *Data Rec., Storage & Processing*, 12(1), 49–54 (2010).
- [3] Palik, E.D. [Handbook of Optical Constants of Solids], Academic Press, San Diego, (1998).
- [4] Veinberg, I. [Colour Glass Catalogue]. <http://nehudlit.ru/books/detail8974.html>
- [5] Loewen, E. [Diffraction Grating Handbook], 6th Edition, Newport Corporation, 269 p., (2005).

УДК 617.758.11-053.2-089

М. В. Шевколенко, Е. В. Акименко

**РЕЗУЛЬТАТЫ ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ СОДРУЖЕСТВЕННОЙ ЭЗОТРОПИЕЙ С МАЛЫМИ УГЛАМИ ДЕВИАЦИИ, СПЛАНИРОВАННОГО С ПОМОЩЬЮ НАБОРА КОМПЕНСАТОРОВ КОСОГЛАЗИЯ ПРИЗМЕННЫХ КК-42**

*Український Медичний Альманах, 2011. Т. 14, № 6. С. 17–21*

**Резюме.** Проведене обстеження та хірургічне лікування 201 хворого на співдружню езотропію малими кутами девіації у віці від 2,5 до 18 років. З них у 100 пацієнтів контрольної групи дозування оперативного втручання проводилося стандартними методиками страбометрії, а у 101 хворого основної групи крім цих методик проводилася призмova страбометрія та призмova адаптація за допомогою модифікованих призм Френеля (Патент України на корисну модель № 25549 від 10.08.2007 р.), які отримали свідоцтво про державну реєстрацію № 8891/2009, як набір компенсаторів косоокості призмових КК-42. Результати хірургічного лікування були досліджені через 1 рік після операції: в основній групі ортотропія досягнута у 83 хворих ( $82,2 \pm 3,8\%$ ), гіпоефект — у 15 хворих ( $14,8 \pm 3,5\%$ ), гіперефект тільки у 3 хворих ( $3,0 \pm 1,7\%$ ), бінокулярний зір відновився у 42 осіб ( $41,6 \pm 4,9\%$ ); в контрольній групі — ортотропія досягнута у 47 прооперованих ( $47,0 \pm 5,0\%$ ), гіпозфект — у 42 хворих ( $42,0 \pm 4,9\%$ ), гіперефект у 11 дітей ( $11,0 \pm 3,1\%$ ), бінокулярний зір відновився тільки у 23 хворих ( $23,0 \pm 4,2\%$ ). Наші результати підтверджують ефективність використання набору компенсаторів косоокості призмових КК-42 для передопераційної страбометрії для дозування хірургічних втручань з метою усунення співдружньої езотропії з малими кутами та відновлення бінокулярного зору.

**Ключові слова:** призми Френеля, езотропія з малими кутами, страбометрія.

## ВВЕДЕНИЕ

Вопросы планирования, дозирования и разработки рациональной техники выполнения операций на глазодвигательных мышцах с целью исправления косоглазия с малыми углами изучаются на протяжении двух столетий, однако офтальмологи до сих пор нередко испытывают серьезные затруднения в определении объема и вида оперативного вмешательства, а результаты его часто не удовлетворяют ни хирурга, ни больного.

Процент больных с ортотропией, достигаемой в результате первой операции, колеблется в пределах от 37 до 83,6 %. Довольно часто (15–60 %) после первой операции, спланированной с целью полного устранения девиации, остается остаточный угол первичного косоглазия, требующий повторного вмешательства. Гиперкоррекция (гиперэффект) наблюдается значительно реже, чем гипoeffект (у 2–20 % оперированных) [5, 7, 10, 11, 21–23]. Таким образом, и сейчас остается справедливым мнение Фишера (1958), согласно которому точная дозировка операции исправления косоглазия пока невозможна.

По мнению большинства исследователей, показанием к хирургическому лечению больных содружественным неакомодационным косоглазием является наличие углов девиации 10 град. и более при одинаково высокой остроте зрения обоих глаз. Что касается пациентов с углами девиации до 15 град., к операции рекомендуется прибегать в тех случаях, если консервативное лечение в течение 1–2-х лет было не эффективным [2, 13, 17, 18].

Многие авторы полагают, что вид операции может не иметь определяющего значения в достижении ортотропии, главным является дозирование хирургического вмешательства [1, 2]. Поскольку величина угла косоглазия у одного и того же больного часто непостоянна, некоторые авторы рекомендуют при расчете величины рецессии/резекции принимать за исходную величину угол девиации, наблюдаемый на высоте циклоплегии [3, 4]; другие — среднюю величину угла девиации [12], третьи — наименьшую величину угла [17].

Для прогноза результата операции исправления косоглазия Jampolsky (1987) предложил призмный адаптационный тест, который многие начали применять достаточно часто [16, 20, 24], однако для этого необходимы призмы Френеля.

В большинстве опубликованных работ в основном анализируются результаты хирургического лечения больных содружественным косоглазием со средними и большими углами девиации. Долгое время малый угол косоглазия считался вполне исправимым с помощью консервативного лечения. К хирургическому лечению прибегали ред-

ко, преимущественно в старшем школьном возрасте, когда уже успевали развиваться тяжелые осложнения в сенсорном аппарате бинокулярного зрения (АКС, ассиметричное бинокулярное зрение).

Большинство хирургов отмечают, что малый угол косоглазия труднее поддается исправлению, чем большие углы, чаще наблюдается гиперэффект [1, 6, 9, 19]. Так, Грабовска (1974) отметила гиперэффект у 25 из 123 оперированных с малым углом девиации. По данным Ключки и Сердюченко, операция приводит к достижению ортотропии у 58,3 % и восстановлению бинокулярного зрения у 33,3 % больных содружественным неаккомодационным косоглазием с малым углом девиации [8]. Даже при успешном оперативном лечении детей старшего возраста через 2–3 месяца нередко отмечается рецидив косоглазия, степень девиации часто превышает исходную [18].

На сегодняшний день не существует точных рекомендаций при выборе операции исправления косоглазия и дозировки манипуляций на мышцах глаза; хирург оперирует без уверенности в положительном результате, используя соответствующий опыт и ориентировочные тесты.

## ЦЕЛЬ

Повысить эффективность диагностики и оперативного лечения больных содружественной эзотропией с малыми углами отклонения.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Было проведено офтальмологическое обследование и хирургическое лечение 201 больного содружественной эзотропией с малым углом отклонения в возрасте от 2,5 до 18 лет. Из них 100 пациентов составили контрольную группу, в которой страбометрия осуществлялась методом Гиршберга и спомощью синоптофора. У 101 больного, помимо этих методик страбометрии, проводилась призмная страбометрия и призмная адаптация с помощью модифицированных призм Френеля [14, 15], которые получили свидетельство о государственной регистрации № 8891/2009 как набор компенсаторов косоглазия призмных КК-42. Эти пациенты составили основную группу.

В зависимости от характера содружественной эзотропии в каждой группе больные были разделены на подгруппы (подгруппа с частично аккомодационной эзотропией и подгруппа с неаккомодационной содружественной эзотропией), каждая из которых в свою очередь была разделена на подгруппы первичной и вторичной (послеоперационной) эзотропии с малым углом девиации.

С целью дозирования хирургического вмешательства для призмной страбометрии мы применили набор компенсаторов косоглазия призмных *КК-42*.

Призмная страбометрия с помощью набора *КК-42* по разработанной нами методике производилась в тех же условиях при фиксации вблизи и вдаль, что и определение угла девиации методом Гиршберга. Для измерения угла девиации призмами применялся альтернирующий тест с призмами и прикрытием глаза. Для этого в линзодержатель оправы перед лучше видящим или чаще фиксирующим глазом устанавливалась призма, сила которой сначала была на 8–10 призмных диоптрий ( $\Delta$ ) меньше величины угла девиации, определенной методом Гиршберга в  $\Delta$ . С помощью полупрозрачной заслонки 3–4 раза по очереди на 2–3 сек. закрывали правый и левый глаз, обращая внимание на наличие или отсутствие установочных, рефиксационных движений. Если подобные движения наблюдались, сила призмы увеличивалась или уменьшалась до полной нейтрализации установочных движений, что означало нейтрализацию угла девиации.

Если призма силой 30  $\Delta$  перед одним глазом не устраняла установочные движения, ставили призмы возрастающей силы и перед другим глазом, добиваясь полной нейтрализации установочных движений в направлении, противоположном направлению косоглазия. Сумма силы призм, приставленных к обоим глазам, при которых отсутствовали установочные движения, означала величину угла девиации в  $\Delta$ . После полной нейтрализации угла девиации призмами проводился адаптационный тест. Больной не снимал пробную оправу с подобранной призматической коррекцией девиации в течение 30 минут. Затем вновь повторялся вышеописанный альтернирующий тест. Если установочные движения глаз отсутствовали, это означало, что величина угла девиации была стабильной. Если же с ранее подобранной призматической коррекцией наблюдались установочные движения, сила призм увеличивалась до их полного прекращения, больной снова носил вторично подобранную призматическую коррекцию в течение 30 минут, после чего вновь повторялся альтернирующий тест. При наличии установочных движений повторные усиления призматической коррекции повторялись через каждые 30 минут до тех пор, пока не достигалось стойкое устранение девиации призмами. Для дозирования хирургического вмешательства у этих пациентов принималась во внимание величина угла косоглазия, соответствующая суммарной силе призм, помещенных перед обоими глазами, а также величина ее отличия от силы призм, компенсирующих девиацию первоначально, в начале теста.

Пациенты контрольной и основной групп, прооперированные согласно разным методикам дозирования операции исправления косоглазия, в течение 1 года после операции получали аппаратное плеопто-ортоптическое лечение. Эффективность хирургического лечения больных обеих групп мы оценивали по данным обследования через 1 год после операции.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ.

Об изменении положения глаз пациентов после операции свидетельствуют данные, приведенные в табл. 1.

Анализ полученных данных не выявил статистически значимого различия в результатах операций между больными первичной и вторичной подвидами эзотропии в контрольной и основной группах. Хотя при частично аккомодационной эзотропии в контрольной группе процент пациентов с вторичной эзотропией ( $66,7 \pm 19,2\%$ ) с восстановлением ортотропии был в 2,4 раза больше аналогичного показателя у больных этой группы с первичным косоглазием ( $27,3 \pm 13,4\%$ ), различие это статистически малозначимо ( $p > 0,05$ ). В остальном, анализ данных таблицы показывает, что после операции ортотропия с коррекцией аметропии чаще восстанавливалась у пациентов основной группы. Так, ортотропия после операции была достигнута у 83 из 101 больного основной группы ( $82,2 \pm 3,8\%$ ), тогда как в контрольной группе такой результат был получен у 47 из 100 прооперированных ( $47,0 \pm 5,0\%$ ).

**Таблица 1.** Результаты хирургического исправления содружественной эзотропии с малым углом девиации

Вид эзотропии		Результат операции (Р±р, %)					
		ортотропия группа		гипозэффект группа		гиперэффект группа	
		контрольная	основная	контрольная	основная	контрольная	основная
Неаккомодационная	первичная	50,9±6,6	77,1±7,1	38,6±6,4	22,9±7,1	10,5±4,1	-
	вторичная	42,3±9,7	81,1±6,4	42,3±9,7	13,5±5,6	15,4±7,1	5,4±3,7
	в общем	48,2±5,5	79,2±4,8	39,8±5,4	18,0±4,5	12,0±3,6	2,8±1,9
Частично аккомодационная	первичная	27,3±13,4	88,9±7,4	63,6±14,5	11,1±7,4	9,1±8,7	-
	вторичная	66,7±19,2	90,9±8,7	33,3±19,2	-	-	9,1±8,7
	в общем	41,2±11,9	89,7±5,6	52,9±12,1	6,9±4,7	5,9±5,7	3,4±3,4
Всего	первичная	47,1±6,0	81,1±5,4	42,6±6,0	18,9±5,4	10,3±3,7	-
	вторичная	46,9±8,8	83,3±5,4	40,6±8,7	10,4±4,4	12,5±5,8	6,3±3,5
	в общем	47,0±5,0	82,2±3,8	42,0±4,9	14,8±3,5	11,0±3,1	3,0±1,7

Различие статистически достоверно ( $p < 0,01$ ). После операции в контрольной группе чаще отмечался гипозэффект, остаточный угол

девиации — у 42 больных ( $42,0 \pm 4,9\%$ ). В основной группе гипозэффект операции наблюдался в 2,8 раза реже — у  $14,8 \pm 3,5\%$  пациентов. Различие этих процентных показателей статистически достоверно ( $p < 0,01$ ). У  $11,0 \pm 3,1\%$  пациентов (11 детей) контрольной группы через 1 год после операции отмечался гиперэффект (вторичное расходящееся косоглазие). В основной группе гиперэффект наблюдался только у 3 больных ( $3,0 \pm 1,7\%$ ). Оперативное лечение пациентов основной группы оказалось более эффективным при неаккомодационной и при частично аккомодационной эзотропии с малым углом девиации.

Распределение больных по величине гипозэффекта и гиперэффекта представлено на рис. 1 и рис. 2.



Рис. 1. Распределение больных по величине девиации после операции и исправления косоглазия



Рис. 2. Распределение больных по величине девиации после операции и исправления косоглазия



Аналіз приведених даних показує, що з коррекцією аметропії величина остаточного угла девиации (гіпоэффeкт) у больних контрольної групи була в межах (5–30) Δ, в основній групі — (5–26) Δ. У більшості пацієнтів контрольної (78,6 ± 6,3 %) і основної (86,6 ± 8,8 %) груп величина гіпоэффeкта не перевищала 16 Δ. Ми не виявили статистически достовірного різниця між розподілом больних по величині остаточного угла девиации між контрольної і основної групами ( $p > 0,3$ ). Середня величина гіпоэффeкта в контрольній групі (13,0 ± 0,9 Δ) незначително ( $p > 0,3$ ) перевищала аналогічний показател основної групи (12,3 ± 1,4 Δ). Величина вторичної екзотропії (гіперэффeкт) після операції була в межах 5–30 Δ і у більшості больних контрольної (72,7 ± 13,4 %) і основної (66,7 ± 27,2 %) груп не перевищала 10 Δ. Різниця етих процентних показателів статистически малозначимо ( $p > 0,5$ ). В такій же степені малозначимим було різниця середніх величин гіперэффeкта у пацієнтів контрольної (13,6 ± 2,0 Δ) і основної (15,0 ± 5,0 Δ) груп.

Устраненіє или уменьшеніє угла девиации способствовало підвищенію еффeктивності післяопераційного ортоптіеского і плеоптіеского лічення больних обоіх груп. Функціональніє результати такого лічення в основній групі оказались лүчше, чем в контрольній. Так, востановленіє фузіонної способности набудалось у 26 из 45 больних (57,8 ± 7,4 %) контрольній групі, у которіх до операції етой способности не было.

У пацієнтів основної групі фузіонная способность востанавливалась чаще: у 29 из 36 больних (80,6 ± 6,6 %) с отсутствием фузии до операції. Різниця етих процентних показателів статистически достовірно ( $p < 0,05$ ). Данніє о характере улүчшенія фузіонної способности представлени на рис. 3.

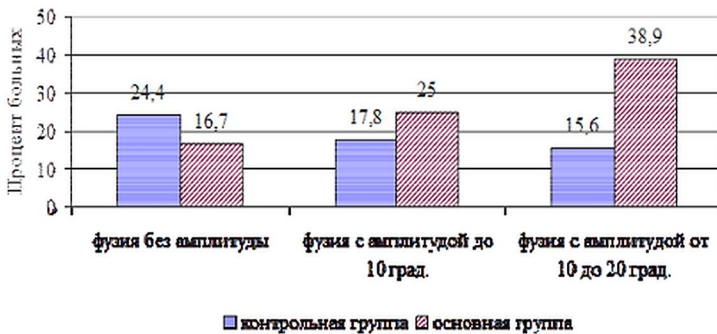


Рис. 3. Розподілення больних по величині девиации після операції і ісправлення косоглазія.

Согласно полученным данным восстановление фузии с амплитудой (от 3 до 20 град.) наблюдалось у  $63,9 \pm 8,0$  % больных основной группы, в контрольной группе — только у  $33,4 \pm 7,0$  % пациентов, не имевших фузионной способности до операции ( $p < 0,01$ ). Восстановление фузии с нормальной величиной амплитуды (от 10 до 20 град.) у больных основной группы ( $38,9 \pm 8,1$  %) отмечалось в 2,5 раза чаще, чем в контрольной группе ( $15,6 \pm 5,4$  %). Различие статистически достоверно ( $p < 0,05$ ). Как показали данные бинокулометрии, у больных контрольной и основной групп до операции не было нормального бинокулярного зрения.

Почти у всех пациентов наблюдался монокулярный характер зрения и только единичные больные имели одновременное зрение. Данные о частоте восстановления нормального бинокулярного зрения у пациентов с коррекцией аметропии через 1 год после операции представлены на рис. 4.

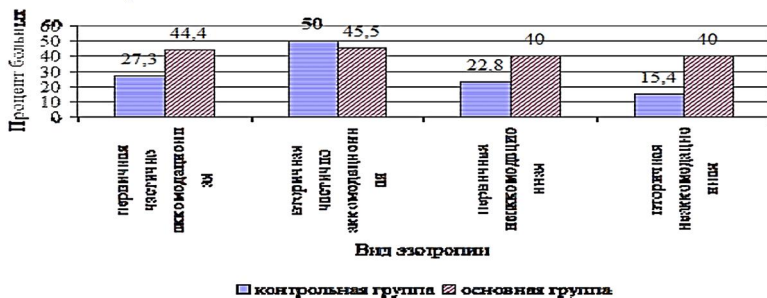


Рис. 4. Процент больных с восстановлением бинокулярного зрения

Сопоставление процентов больных с восстановленным бинокулярным зрением при первичном и вторичном подвидах частично аккомодационного и не аккомодационного видов эзотропии в контрольной и основной группах не выявило их статистически достоверного различия ( $p > 0,3$ ). Хотя проценты пациентов основной группы, страдающих первичным частично аккомодационным, первичным и вторичным подвидами неаккомодационной эзотропии были больше, чем аналогичные показатели больных контрольной группы, статистически значимым ( $p < 0,05$ ) было только различие между основной и контрольной группами по частоте восстановления бинокулярного зрения при вторичной не-аккомодационной эзотропии. В общем, из 101 больного основной группы бинокулярное зрение восстановилось у 42 человек ( $41,6 \pm 4,9$  %), в контрольной группе — только у 23 из 100 больных ( $23,0 \pm 4,2$  %). Различие статистически значимо ( $p < 0,01$ ).

Таким образом, в общем хирурго-ортоптическое лечение пациентов основной группы с целью восстановления бинокулярных функций было более эффективным, чем в контрольной группе.

Состояние бинокулярного зрения по данным слабо диссоциирующего теста Баголинии стереотеста Titmus через 1 год после операции исправления косоглазия было исследовано только у больных основной группы. По данным теста Баголини через 1 год после оперативного вмешательства бинокулярное зрение выявлено у  $71,0 \pm 8,4$  % пациентов с первичным, у  $75,0 \pm 12,5$  % — с вторичным подвидами неакомодационной эзотропии и у  $75,0 \pm 12,5$  % первичной, у  $50,0 \pm 15,8$  % больных вторичным подвидами частично аккомодационной эзотропии. Различия этих процентных показателей статистически малозначимо ( $p > 0,1$ ). В общем, по данным теста Баголини бинокулярное зрение восстановилось у 45 из 65 пациентов ( $69,2 \pm 5,7$  %) основной группы, не имевших этой функции до операции.

Стереоскопическое зрение до операции по данным теста Titmus отсутствовало почти у всех больных основной группы, за исключением 4 пациентов, у которых эта функция была резко ослабленной (3000 угл. сек.). Согласно результатам стереометрии, через 1 год после операции улучшение стереозрения наступило у 25 больных ( $26,9 \pm 4,6$  %). Из них нормальная острота стереоскопического зрения (100-200 угл. сек.) установилась у  $14,0 \pm 3,6$  % пациентов. Высокое значение остроты стереозрения (400 угл. сек.) достигнуто у  $3,2 \pm 1,8$  % больных, грубое стереоскопическое зрение (3000 угл. сек.) появилось у  $9,7 \pm 3,1$  % пациентов.

## ВЫВОДЫ

Таким образом, оперативное вмешательство, спланированное нами с учетом определения угла косоглазия тестом альтернирующей окклюзии с применением модифицированных нами призм Френеля и проведения призмного адапционного теста существенно увеличивает процент больных с достижением ортотропии, значительно повышает эффективность ортоптического лечения в плане восстановления нормальных бинокулярных функций и появления стереоскопического зрения.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Абрамов В. Г. К анализу косметических неудач при хирургическом лечении содружественно-госходящегося неакомодационного косоглазия / В. Г. Абрамов, И. А. Красильникова // Возрастные особенности органа зрения в норме и при патологии у детей. — М., 1988. — С. 169–171.

2. Аветисов Э. С. Пятнадцатилетний опыт применения призм в лечении косоглазия / Э. С. Аветисов, Т. П. Кашенко, Ю. З. Розенблюм // *Вестник офтальмологии*. — 1983. — № 6. — С. 45–48.

3. Грабовська И. В. К лечению косоглазия при остаточной послеоперационной девиации / И. В. Грабовська // *Вестник офтальмологии*. — 1974. — № 5. — С. 50–54.

4. Дембский Л. К. Призматическая коррекция в комплексном лечении косоглазия / Л. К. Дембский // *Офтальмол. журнал*. — 1998. — № 2. — С. 120–124.

5. Кашенко Т. П. Зависимость отдаленных результатов комплексного лечения содружественного сходящегося косоглазия от исходов, полученных непосредственно после лечения / Т. П. Кашенко, А. А. Юсупов // *Офтальмол. журнал*. — 1986. — № 6. — С. 355–357.

6. Кислов С. О. Содружественное косоглазие и гетерофории у детей: (диагностика и лечение): автореф. дис... канд. мед. наук: спец. 14.00.08 / С. О. Кислов. — Челябинск, 2004. — 20 с.

7. Клюка И. В. Лечение содружественного косоглазия с периодическим и малым углом отклонения / И. В. Клюка, А. С. Сенякина // *Офтальмол. журнал*. — 1971. — № 6. — С. 473–477.

8. Клюка И. В. Эффективность ортопто-хирурго-ортоптического лечения содружественного неаккомодационного косоглазия с малым углом отклонения / И. В. Клюка, В. И. Сердюченко // Тез. докл. первой Всесоюз. конф. по вопросам детской офтальмологии, 21–23 апр. 1976 г. — М., 1976. — Ч. 2. — С. 217–218.

9. Новый комплекс устройств для диагностики нарушений зрительных функций, плеоптического и плеопто-ортоптического лечения больных содружественным косоглазием / В. А. Коломиец, Л. А. Бруцкая, В. И. Гордиенко [и др.] // *Офтальмол. журнал*. — 2000. — № 2. — С. 4–8.

10. О патогенезе содружественного косоглазия и новых принципах его лечения / Т. П. Кашенко, И. Л. Смольянинова, М. М. Тарасцова, А. И. Блужене // 2 Всесоюз. конф. по актуальным вопросам детской офтальмологии, 12–15 сент. 1983 г.: тез. докладов. — М., 1983. — С. 75–79.

11. Оптимізація техніки рецесії прямих м'язів ока при оперативному лікуванні косоокості / Г. Д. Ловля, О.П. Кучук, В. В. Якимчук, О. П. Мельник // 2 міжнар. наук. конф. Офтальмологів Причорномор'я, 8-10 верес. 2004 р.: тез. доповідей. — Одеса, 2004. — С. 181.

12. Папшева З. М. Результаты хирургического лечения содружественного косоглазия у детей / З. М. Папшева, Е. Н. Магдей, Е. М. Вовк // Актуальные вопросы патологии сетчатой и сосудистой оболочек глаза. — Кишинев, 1985. — С. 180–181.

13. Пат. 2000113636 Российская Федерация, МПК7А 61 F 9/007. Способ хирургического лечения малых углов косоглазия / Ю. Н. Антипова (RU), Е. И. Волик (RU). — № 2000113636/14; Заявл. 29.05.2000; Опубли. 20.05.2002.

14. Пат.18152 України А61В3/08. Пристрій для вимірювання кута косоокості Сергієнко М.М., Петров В.В., Риков С.О. та ін. Заявл. 07.07.2006; Опубли. 16.10.2006, Бюл № 10.

15. Пат. 25549 України А61В/08. Пристрій для діагностики косоокості Сергієнко М.М., Петров В.В., Риков С.О. та ін. Заявл. 12.04.2007, опубл. 10.08.2007, Бюл. № 12.
16. Сенякина А. С. К вопросу о классификации косоглазия / А. С. Сенякина, С. А. Рыков // *Офтальмол. журнал.* — 2008. — № 5. — С. 62–69.
17. Сердюченко В. И. Клинические особенности и эффективность лечения больных содружественным косоглазием с малым углом отклонения: дис... канд. мед. наук : спец. / В. И. Сердюченко. — Одесса, 1979. — 190 с.
18. Чернышева С. Г. Применение призматической коррекции в офтальмологии / С. Г. Чернышева, Ю. З. Розенблюм, А. Е. Петренко // 10 з'їзд офтальмологів України, 28–30 трав. 2002 р.: тез. доповідей. — Одеса: Астро-Принт, 2002. — С. 301–302.
19. A 12-year, prospective study of extraocular muscle imaging in complex strabismus / J. L. Demer, R. A. Clark, R. Kono [et al.] // *J. AAPOS.* — 2002. — Vol. 6, No. 6. — P. 337–347.
20. Graf M. [Effect of axial bulbus length and preoperative squint angle on the effect of horizontal combined squint operations]: [article in German] / M. Graf, T. Krzizok, H. Kaufmann // *Ophthalmologe.* — 1994. — Vol. 91, No. 1. — P. 62–67.
21. Recovery in microtropia: implications for aetiology and neurophysiology / M. Cleary, C. A. Houston, R. M. McFadzean, G. N. Dutton // *Br. J. Ophthalmol.* — 1998. — Vol. 82, No. 3. — P. 225–231.
22. Richards R. A text and atlas of strabismus surgery / R. Richards. — Baltimore: Williams & Wilkins, 1991. — 226 p.
23. Richter S. Zum problem des mikrostrabismus / S. Richter // *Fol. Ophthalmol.* — 1981. — Bd. 6. — S. 110–113.
24. Von Noorden G. K. Binocular vision and ocular motility: theory and management of strabismus / G. K. Von Noorden, E. C. Campos. — 6th ed. — St. Louis: Mosby, 2002. — 653 p.

С. А. Рыков, М. В. Шевколенко, К. В. Коробов

**КОСОГЛАЗИЕ С МАЛЫМИ УГЛАМИ  
И МЕТОДИКА ИХ ИЗМЕРЕНИЯ**

*Российская детская офтальмология. 2013. № 2. С. 39–44*

**Реферат.** Представлены данные литературы в отношении косоглазия с малыми углами и критерии их диагностики. Предложен набор призмённых компенсаторов косоглазия КК-42 (Патенты Украины на полезную модель № 18152 от 16.10.2006 г. и № 25549 от 10.08.2007 г.) для страбометрии и разработана методика измерения малых углов косоглазия с его помощью. Проведен сравнительный анализ измерения угла косоглазия методом Гиришберга и с помощью призм у 35 больных содружественным сходящимся неаккомодационным косоглазием с малыми углами девиации. Показано, что призмённая страбометрия с помощью набора КК-42 позволяет с точностью  $\pm 1^\circ$  измерять малые углы содружественного косоглазия.

**Ключевые слова:** малые углы косоглазия, страбометрия, призмённые компенсаторы косоглазия.

Впервые термин «косоглазие с малым углом девиации» был предложен в середине прошлого века Jampolsky [16], который считал малым углом угол меньше 15 призмённых диоптрий ( $\Delta$ ). Однако на сегодняшний день офтальмологи предполагают не только разные градации малых углов девиации, но при этом используют и разную терминологию.

Наряду с понятием малых углов косоглазия в 60-е гг. прошлого столетия в зарубежной литературе появился термин «микрострабизм», под которым понимали очень малый угол девиации. В зарубежной литературе встречаются и другие термины, характеризующие микрострабизм: «микротропия», «фузионная диспарантность», «фиксационная диспарантность», «минимальное косоглазие», «монофиксационный синдром», «ультрамалый угол», а также «retinal slip», «flicker cases», «eso-flick», «foveal slip» [19, 23].

Таким образом, мнения авторов разделились: одни при косоглазии выделяли только малый угол девиации, другие — еще и очень малый угол. Что касается градации углов, то и в этом вопросе ни в

прошлом, ни в настоящем не существовало и не существует единого мнения.

Так, Lang [17] еще в 60-е гг. прошлого столетия предложил понимать под микрострабизмом угол девиации до 5 град., что соответствует 10 Δ, а под малым углом — угол от 6 до 10 град. (12–20 Δ). В это время Helveston. [15] опубликовал результаты своих исследований, предложив микрострабизмом считать угол девиации до 6 Δ, а малым углом — угол девиации от 6 до 15 Δ. В конце прошлого столетия Richards. малым углом девиации назвал угол, составляющий 15–25 Δ [20], не упомянув при этом о микрострабизме. В начале нынешнего века Rowe назвал малым углом девиацию менее 20 Δ [22], также не выделив микрострабизма, а Rose, наоборот, выделил микрострабизм с девиацией меньше 8–10 Δ, но не выделил косоглазия с малым углом, считая девиацию от 10 до 20 Δ уже средним углом [21].

Каллахан в 1965 г. рассматривал девиацию меньше 15 Δ как небольшой угол тропии, понимая под этим, по-видимому, малый угол. Аветисов в конце прошлого века предложил выделять очень малый угол косоглазия (до 5 град., что соответствует 10 Δ), т.е. микрострабизм, и небольшой угол косоглазия (6–10 град., соответствующий 12–20 Δ) [1, 2]. Некоторые авторы малым углом считают девиацию от 10 до 15 град., соответствующую 20–30 Δ [3], другие — девиацию от 5 до 12 град., соответствующую 10–24 Δ, [13], третьи — девиацию до 10 град. (20 Δ) [11], при этом только некоторые из них выделяют микрострабизм. Последняя отечественная классификационная характеристика была дана в 2008 г. Сенякиной и Рыковым [12], которые под очень малым углом девиации (микротропией) рассматривают девиацию до 5 град. (10 Δ), а под малым углом — девиацию 5–12 град. (10–24 Δ).

Таким образом, все вышесказанное свидетельствует об отсутствии четкого разделения больных косоглазием в зависимости от величины угла девиации. Однако, если учесть, что большинство офтальмологов все же микротропией считает угол косоглазия до 5 град. (10 Δ) [2, 7, 17], а средним углом девиации — угол более 12 град. (24 Δ), следует согласиться, что за малый угол необходимо принять девиацию от 5 до 12 град. (10–24 Δ) [12, 13, 21].

Принято различать первичное и вторичное косоглазие с малым углом девиации. Так называемое первичное косоглазие с малым углом девиации имеет малый угол отклонения уже с момента своего возникновения; при вторичном — малый угол отклонения формируется в результате ортоптического или хирургического лечения больных с большими углами девиации [1, 2, 7]. Ланг отметил, что малый угол

косоглазия может возникнуть также вследствие декомпенсации микрострабизма [7].

Приведенные данные показывают, что в настоящее время офтальмологи считают целесообразным выделять микрострабизм (микротропию), как особую форму косоглазия и дифференцировать ее с косоглазием с малым углом отклонения. Основным критерием различия этих подвидов косоглазия является величина его угла, поэтому принципиальное значение имеет выбор метода страбометрии и его точность. С нашей точки зрения, вышеуказанные разногласия в значительной степени обусловлены различиями в применяемых методах диагностики и измерениях угла косоглазия.

Большинство зарубежных офтальмологов в настоящее время при выборе метода страбометрии отдают предпочтение тестам с прикрыванием глаз в комбинации с призмами и считают их наиболее подходящими для измерения микрострабизма, малых углов косоглазия [4, 18, 20, 24]. Для измерения гетеротропии используется монолатеральный тест с прикрытием и призмами, при котором кратковременно (на 1–2 сек.) прикрывается фиксирующий глаз, а перед косящим глазом ставятся возрастающей силы призмы. После каждой смены призмы заслонку перед фиксирующим глазом удаляют на 3–5 сек. для восстановления бинокулярного зрения. Сила призмы, при которой исчезают установочные движения косящего глаза, соответствует величине явного косоглазия в  $\Delta$ .

Наиболее часто применяемый метод призмной страбометрии, который позволяет определить общую девиацию (гетеротропию вместе с гетерофорией) — это тест с альтернирующим прикрытием глаз в комбинации с приставлением призм. Поэтому величина девиации, измеренная данным методом, зачастую больше, чем величина девиации, измеренная с помощью теста с монолатеральным прикрытием глаза. При тесте с альтернирующей окклюзией и приставлением призм возрастающей силы попеременная окклюзия правого и левого глаза длится несколько секунд и настолько быстро переносится с одного глаза на другой, что больной почти все время фиксирует одним глазом, следовательно, бинокулярное зрение исключается.

Необходимо подчеркнуть, что в то время, как страбологи дальнего зарубежья для измерения угла косоглазия даже более полувека назад уже использовали призмы, отечественные офтальмологи и страбологи стран СНГ и до сегодняшнего дня преимущественно используют метод Гиршберга, при котором угол девиации определяется визуально в градусах, что не может не привести к высокой погрешности в



измерениях, а значит обеспечивает выраженный субъективизм в оценке полученных данных.

## ЦЕЛЬ

Разработать методологию и создать набор призм для страбометрии, а также апробировать данную методику у больных с малыми углами косоглазия и сравнить ее с другими методиками.

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

На первом этапе работы был разработан набор призм на основе модифицированных призм Френеля и методика страбометрии с его помощью, о чем будет указано ниже.

На втором этапе была проведена апробация методики измерения угла косоглазия альтернирующим тестом с призмами и прикрытием глаз. С этой целью нами были обследованы 35 больных содружественным сходящимся неакомодационным косоглазием (эзотропией) с углами девиации от 5 до 15 град. по Гиршбергу. Дети были в возрасте от 2,5 до 18 лет (средний возраст  $9,09 \pm 0,78$  лет), из них дошкольного возраста — 18 человека (51,4 %). Средняя величина остроты зрения у исследованных составила  $0,81 \pm 0,02$ , рефракция в преобладающем большинстве случаев была гиперметропической. Всем детям проведено комплексное исследование: визометрия, скиаскопия, страбометрия методом Гиршберга и с помощью призм, исследование на синоптофоре (определение объективного угла, состояние фузии), исследование конвергенции методом Уорса, исследование бинокулярного зрения с помощью цветотеста и полосчатых стекол Баголини, исследование стереоскопического зрения с помощью теста Titmus.

При измерении угла косоглазия методом Гиршберга определялось месторасположение роговичного светового рефлекса отклоненного глаза относительно центра его зрачка в градусах ( $^{\circ}$ ) и переводилось в призмённые диоптрии ( $\Delta$ ). Одна  $\Delta$  соответствует приблизительно  $0,5^{\circ}$  ( $34''$ ). При диаметре зрачка 3,5–4 мм проекция светового рефлекса на точку между центром и краем зрачка соответствует углу девиации  $5\text{--}6^{\circ}$  ( $10\text{--}12 \Delta$ ), у края зрачка —  $12\text{--}15^{\circ}$  ( $24\text{--}30 \Delta$ ), на краю зрачка —  $15$  град. ( $30 \Delta$ ).

Призмённая страбометрия проводилась с помощью разработанного набора призм (см. ниже).

Проведен сравнительный анализ результатов призмённой страбометрии и страбометрии методом Гиршберга.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Для оптимизации призмной страбометрии нами совместно с сотрудниками Института проблем регистрации информации НАН Украины были модифицированы призмы Френеля и на их основе разработан прибор для диагностики косоглазия [9, 10], который прошел государственную регистрацию и разрешен к применению в медицинской практике, как набор компенсаторов косоглазия призмных *КК-42* (рис. 1).



Рис. 1. Набор призмных компенсаторов косоглазия *КК-42*

Модифицированные призмы лишены недостатков, характерных для известных стеклянных и пластиковых призм. В отличие от пластиковых эластических призм Френеля, которые легко деформируются, загрязняются и быстро изнашиваются, новые призмы изготовлены из жесткой пластмассы, которая не деформируется и не вызывает оптические аберрации. Защитная пластина, которая покрывает микропризменный рельеф, обеспечивает его герметичность и возможность длительного использования таких призм, их очищения и дезинфекцию водными или спиртовыми растворами. Ошибка изготовления незначительна:  $\pm 0,05 \Delta$  для призм от  $0,5 \Delta$  до  $5 \Delta$ ,  $\pm 0,1$  — от  $5$  до  $15 \Delta$ ,  $\pm 0,15$  — от  $15$  до  $30 \Delta$ .

Созданный набор *КК-42* состоит из 42 призмных компенсаторов косоглазия. Форма и размеры компенсаторов косоглазия соответствуют конструкции стандартных пробных очковых оправ. Призмные компенсаторы легко устанавливаются в линзодержатель оправы при необходимости вместе с линзами, корригирующими аметропию. Минимальная сила такой призмы составляет  $0,5 \Delta$ , максимальная —  $30 \Delta$ . Набор *КК-42* позволяет измерять угол косоглазия в более широком

диапазоне (от 0,5 до 60 Δ), чем общеизвестные наборы призм и призмённые компенсаторы. Дискретный шаг призм набора *КК-42* в диапазоне от 1 до 10 Δ равняется 1 Δ, от 10 до 30 Δ — 2 Δ, что позволяет измерять малые углы косооцности с точностью  $\pm 1 \Delta$ .

Кроме того нами был разработан алгоритм альтернирующего теста прикрытия глаз с призмами набора *КК-42* (рис. 2).

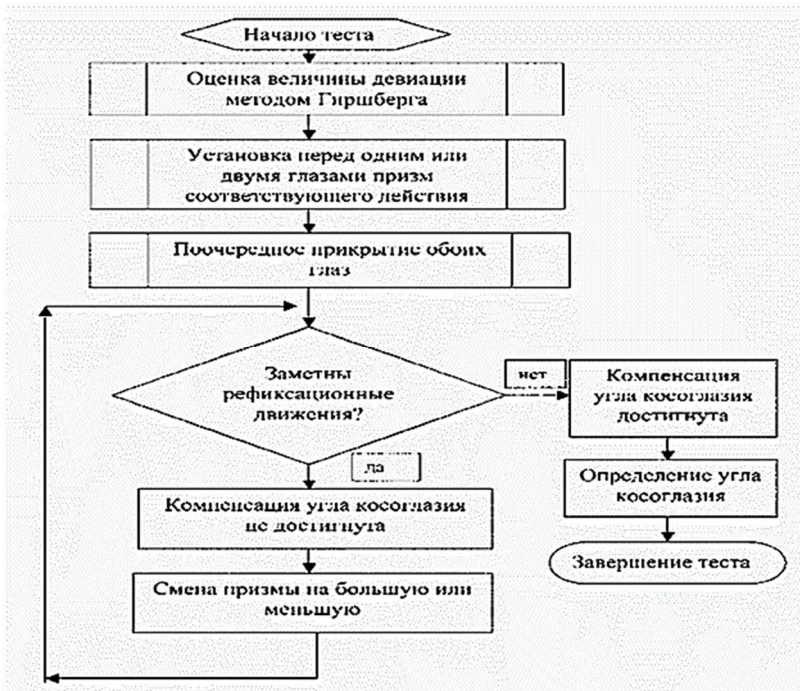


Рис. 2. Алгоритм альтернирующего теста с призмами

Для проведения призмённой страбометрии больному одевалась пробная универсальная очковая оправа с установленным межзрачковым расстоянием. Первоначально определялся угол косооцности в градусах по методу Гиршберга. Величина угла девиации в градусах переводилась в призмённые диоптрии путем умножения на два. Затем в линзодержатель оправы перед лучше видящим или чаще фиксирующим глазом устанавливалась призма, сила которой сначала была на 8–10 Δ меньше величины угла девиации, определенной методом Гиршберга в Δ. Призма устанавливалась таким образом, чтобы вершина треугольного маркера призмы соответствовала направлению косооц-

лазия. Поскольку у всех обследованных нами больных наблюдалось сходящееся косоглазие, направление вершины призмы было назальным. Проводился альтернирующий тест прикрытия (поочередно на 2–3 сек. закрывали правый и левый глаз), обращая внимание на наличие или отсутствие установочных движений. Если подобные движения наблюдались, сила призмы увеличивалась или уменьшалась до полного исчезновения установочных движений. Если призма силой 30 Δ перед одним глазом не устраняла установочные движения, ставили призмы возрастающей силы и перед другим глазом, добиваясь полной нейтрализации установочных движений (призмы произвольно распределялись между двумя глазами). Альтернирующую окклюзию продолжали проводить до момента нейтрализации установочных движений. Сила призм, нейтрализующая движения глаз, определяла величину угла косоглазия в Δ. Альтернирующий тест с призмами и прикрытием позволил определить общую девиацию — явную и латентную (гетеротропию и гетерофорию).

Апробация этой методики проведена в ходе обследования 35 больных содружественной неаккомодационной эзотропией. У этих больных угол девиации был одинаковой величины при фиксации взгляда вблизи и вдаль как с коррекцией, так и без коррекции аметропии. Полученные результаты призмной страбометрии сравнивались с величинами углов косоглазия, определенных методом Гиршберга.

У больных неаккомодационной содружественной эзотропией наименьшими были величины угла девиации, установленные методом Гиршберга. Так, величины угла девиации в пределах 10–20 Δ по данным страбометрии методом Гиршберга наблюдались у 10 из 35 обследованных (28,6±7,6 %), а при призмной страбометрии были выявлены у 5 пациентов (14,3±5,9 %). Проценты пациентов с углами девиации в пределах 20–26 Δ при двух методах страбометрии были приблизительно одинаковы: 11,4±5,4 % и 14,3±5,9 % соответственно. У большинства больных данной подгруппы (21 ребенок — 60,0±8,3 %) при страбометрии методом Гиршберга величина угла девиации равнялась 30 Δ.

По данным призмной страбометрии угол девиации такой величины наблюдался у меньшего количества пациентов (14 детей — 40,0±8,3 %), однако различие процентов 60,0±8,3 % и 40,0±8,3 статистически недостоверно ( $p > 0,05$ ). У значительной части пациентов (28,6±7,6 %) при тесте с призмами величина угла девиации была больше 30 Δ, чего не наблюдалось при использовании метода Гиршберга. Среднее значение угла девиации у больных неаккомодационной содружественной эзотропией при страбометрии методом Гиршберга

составило  $25,8 \pm 1,0 \Delta$ , в то время как по данным призмной страбoметрии статистически достоверно этот показатель был больше ( $29,1 \pm 1,0 \Delta$ ).

Выше приведенные данные показывают, что величина угла девиации у обследованных больных при различных методах страбoметрии не одинакова. Данные разных методов совпадали относительно редко. Совпадения данных призмной страбoметрии с результатами метода Гиршберга наблюдались у 11 из 35 обследованных. Информация о характере и величине расхождения результатов разных методов страбoметрии приведена в табл. 1. Несовпадение результатов призмной страбoметрии с таковыми при страбoметрии методом Гиршберга наблюдалось больше, чем у половины обследованных — у 24 больных ( $68,6 \pm 7,8 \%$ ).

**Таблица 1**  
**Распределение больных неакомодационной**  
**содружественной эзотропией по характеру и величине**  
**различия данных призмной страбoметрии**  
**и страбoметрии методом Гиршберга (больше/меньше)**

Величина различия, ПД	Количество больных	
	в сравнении с данными метода Гиршберга	
	больше (n = 17)	меньше (n = 7)
2-5	7	5
6-9	3	2
10-13	4	—
14-17	2	—
18-21	1	—

Так, сопоставление результатов призмной страбoметрии с данными метода Гиршберга показало, что чаще всего ( $17$  больных —  $48,6 \pm 8,4 \%$ ) величина угла девиации по результатам теста с призмами превышала аналогичный показатель, установленный методом Гиршберга на  $2-20 \Delta$ . Причем, у  $10$  пациентов ( $28,6 \pm 7,6 \%$ ) завышение величины угла девиации при призмной страбoметрии в сравнении с тестом Гиршберга было значительным (на  $8-20 \Delta$ ).

Занижение величины угла девиации при призмной страбoметрии отмечалось в  $1,4$  раза реже, чем завышение ( $7$  больных —  $20,0 \pm 6,8 \%$ ); и величина различия была менее значительной ( $2-6 \Delta$ ). Средняя величина занижения размера угла девиации при призмной страбoметрии ( $4,6 \pm 0,6 \Delta$ ) была статистически достоверной ( $p < 0,01$ ) и меньше средней величины завышения размера угла девиации тестом с призмами в сравнении с методом Гиршберга ( $8,4 \pm 1,1 \Delta$ ). Проведен-

ный нами сравнительный анализ результатов страбометрий методом Гиршберга и по разработанной нами методике призмленного альтернирующего теста с помощью набора *КК-42* у больных содружественной эзотропией с малым углом подтвердил общеизвестное мнение о том, что величина угла косоглазия нестабильна и зависит от метода, условий исследования, от состояния аккомодации и конвергенции [24].

Полученные различия в измерениях этими методами можно объяснить неточностью метода Гиршберга, ошибка при котором составляет 5 град. (10 Δ), а по мнению некоторых авторов — 7,5–10 град. (15–20 Δ), что соответствует величине малых углов [4, 6, 24]. Поэтому метод Гиршберга, с нашей точки зрения, не пригоден для измерения малых углов косоглазия. Наши исследования показывают, что в большинстве случаев величина угла косоглазия, определенная методом Гиршберга, имела меньшие значения в сравнении с таковыми, полученными при призмленной страбометрии.

Это позволяет предположить, что получаемый офтальмологами частый гипоеффект антистрабических операций при косоглазии с малыми углами, дозированных с учетом величины девиации, определенной методом Гиршберга [5, 8, 14, 22], связан с неточностью этого метода страбометрии. При измерении методом Гиршберга удается определять не всю девиацию, поскольку страбометрия с его помощью проводится в условиях бификсации. Альтернирующий тест с призмами осуществляется в условиях монофиксации, при котором угол косоглазия увеличивается за счет эзофории или уменьшается за счет экзофории.

## ВЫВОДЫ

1. Призменная страбометрия является наиболее точным количественным методом измерения угла косоглазия, который обеспечивает дифференциальную диагностику малых углов и микрострабизма, с одной стороны, и малых углов и углов средней величины, с другой стороны.

2. Страбометрия с помощью разработанного набора компенсаторов косоглазия призмленных *КК-42* позволяет с высокой точностью ( $\pm 1 \Delta$ ) измерять малые углы косоглазия.

3. Для планирования и дозирования антистрабических оперативных вмешательств с целью устранения малых углов содружественного косоглазия целесообразно проводить страбометрию альтернирующим тестом прикрытия с призмами для выявления общей девиации (гетеротропии с гетерофорией).

ЛИТЕРАТУРА

1. Аветисов Э.С. Руководство по детской офтальмологии / Э.С. Аветисов, Е.И. Ковалевский, А.В. Хватова. — М.: Медицина, 1987. — 496 с.
2. Аветисов Э.С. Содружественное косоглазие / Э.С. Аветисов. — М.: Медицина, 1977. — 312 с.
3. Вайнштейн Б.И. О дозировании хирургических вмешательств у больных с длительными сроками существования содружественного косоглазия / Б.И. Вайнштейн // Офтальмол. журнал. — 1987. — № 3. — С. 161–165.
4. Исследование основных функций органа зрения у детей дошкольного возраста: метод. рекомендации / Одес. НИИ глазных болезней и тканевой терапии им. В.П. Филатова; Сост.: Н.А. Пучковская, А.С. Сенякина, И.В. Ключка [и др.]. — Одесса, 1984. — 23 с.
5. Кащенко Т.П. Зависимость отдаленных результатов комплексного лечения содружественного сходящегося косо-глазия от исходов, полученных непосредственно послелечения / Т.П. Кащенко, А.А. Юсупов // Офтальмол. журнал. — 1986. — № 6. — С. 355–357.
6. Коломиец В.А. Новый комплексный метод диагностики асимметричного бинокулярного зрения у больных амблиопией с фовеальной фиксацией парных глаз / В.А. Коломиец, Н.В. Коломиец // Офтальмол. журнал. — 2007. — № 1. — С. 30–33.
7. Ланг И. Микротропия / И. Ланг // Нарушение бинокулярного зрения и методы его восстановления: Сб. тр. по материалам междунар. симпозиума. — М.: ВАСХНИЛ, 1980. — С. 14–20.
8. Морозова Т.А. Результаты хирургического лечения сходящегося содружественного косоглазия у детей / Т.А. Морозова, Л.С. Писная, Л.С. Роцупкина // Врачеб. практика. — 2001. — № 5. — С. 91–93.
9. Пат. 18152 України А61В3/08. Пристрій для вимірювання кута косоокості. Сергієнко М.М., Петров В.В., Риков С.О. та ін. Заявл. 07.07.2006; Опубл. 16.10.2006, Бюл. № 10.
10. Пат. 25549 України А61В/08. Пристрій для діагностики косоокості. Сергієнко М.М., Петров В.В., Риков С.О. та ін. Заявл. 12.04.2007; Опубл. 10.08.2007, Бюл. № 12.
11. Результаты лечения содружественного сходящегося косоглазия / П.А. Бездетко, С.Ф. Зубарев, Н.В. Панченко [и др.] // Офтальмол. журнал. — 2003. — № 3. — С. 4–8.
12. Сенякина А.С. К вопросу о классификации косоглазия / А.С. Сенякина, С.А. Рыков // Офтальмол. журнал. — 2008. — № 5. — С. 62–69.
13. Сердюченко В.И. Клинические особенности и эффективность лечения больных содружественным косоглазием смальм углом отклонения: Автореф. дис. ... канд. мед. наук: спец. 14.00.08 / В.И. Сердюченко. — Одесса, 1979. — 23 с.
14. Юсупов А.А. Отдаленные результаты комплексного лечения содружественного сходящегося косоглазия / А.А. Юсупов // Охрана зрения детей и подростков. — М., 1984. — С. 89–91.

15. Helveston E.M. Microtropia. A newly defined entity / E.M. Helveston, G.K. Von Noorden // Arch. Ophthalmol. — 1967. — Vol. 78, No. 3. — P. 272–281.
16. Jampolsky A. Retinal correspondence in patients with small degree strabismus / A. Jampolsky // AMA Arch. Ophthalmol. — 1951. — Vol. 45, No. 1. — P. 18–26.
17. Lang J. [The significance of primary microstrabismus for the development of squint]: [article in German] / J. Lang // Klin.Monatsbl. Augenheilkd. — 1967. — Vol. 151, No. 3. — P. 352–361.
18. MacEwen C. Manual of strabismus surgery / C. MacEwen, R.Gregson. — Edinburgh et al.: Butterworth Heinemann, 2002. — 196 p. 19. Parks M.M. The monofixation syndrome / M.M. Parks // Trans. Am. Ophthalmol. Soc. — 1969. — Vol. 67. — P. 609–657.
20. Richards R.A. Text and atlas of strabismus surgery / R. Richards. — Baltimore: Williams & Wilkins, 1991. — 226 p.
21. Rose K. Recurrent and Residual Esotropia / K. Rose // Am.Orthopt. J. — 2003. — Vol. 53, No. 1. — P. 35–38.
22. Rowe F. J.Long-term postoperative stability in infantile esotropia / F. J. Rowe // Strabismus. — 2000. — Vol. 8, No. 1. — P. 3–13.
23. Von Noorden G.K. Binocular vision and ocular motility: theory and management of strabismus / G.K. Von Noorden, E.C. Campos. — 6th ed. — St. Louis: Mosby, 2002. — 653 p.
24. Wright K.W. Handbook of Pediatric Strabismus and Amblyopia / K.W. Wright, P.H. Spiegel, L.S. Thompson.—New York: Springer, 2006. — 559 p.



Є. Є. Антонов

## РОЗДІЛЬНА ЗДАТНІСТЬ І ПРИЗМАТИЧНА ДІЯ МІКРОПРИЗМОВИХ ЕЛЕМЕНТІВ ФРЕНЕЛЯ

*Реєстрація, зберігання і обробка даних, 2013. Т. 15, № 2. С. 7–16.  
DOI: 10.35681/1560-9189.2013.15.2.103374*

**Анотація.** Розглянуто методи вимірювання гостроти зору та роздільної здатності тестових таблиць в офтальмології та фізиці. Створено експериментальний стенд для вимірювання роздільної здатності зображень з використанням штрихових мір. Досліджено залежність роздільної здатності зображень, що формуються за допомогою мікропризмових елементів Френеля, від величини призматичної дії таких елементів. Запропоновано алгоритм визначення гостроти зору з роздільної здатності тестових зображень.

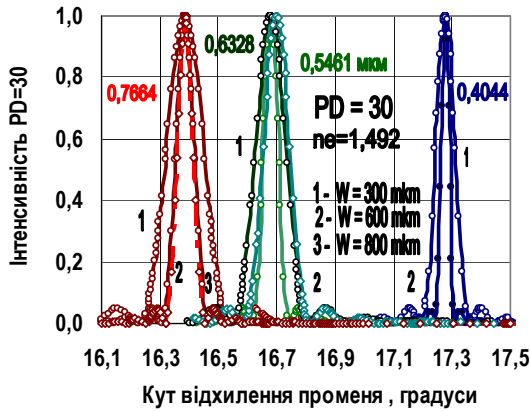
**Ключові слова:** мікропризмовий елемент, тестова штрихова міра, гострота зору, кут заломлення, коефіцієнт відбиття, дифракція світла, хроматизм.

Однією із найважливіших характеристик мікропризмових елементів Френеля є роздільна здатність зображень, що формуються за їхньою допомогою. При використанні таких елементів у офтальмології це особливо важливо, тому що роздільна здатність визначає гостроту зору, яку виявляє пацієнт при обстеженнях, а від правильного визначення гостроти залежить відповідне лікування захворювань органу зору.

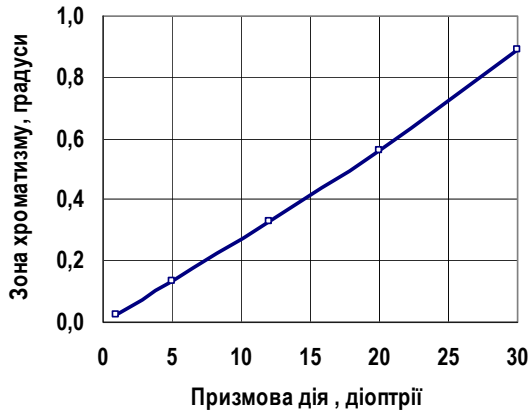
Гострота зору залежить від багатьох факторів: оптичної якості матеріалу мікропризм, дефектів всередині та на поверхні, внутрішніх напружень, що призводять до локальних змін показника заломлення матеріалу. Існують також суто фізичні фактори: дифракція на мікрорельєфі та хроматичні ефекти внаслідок дисперсії білого світла.

Вплив хроматизму та дифракції на роздільну здатність зображень було детально розглянуто в роботі [1]. Визначено що такий вплив може бути досить значним для мікропризм з призматичною дією  $PD \geq \geq 20\text{--}30$  призмових діоптрій ( $\Delta$ ). На рис. 1. наведено приклад розрахунків хроматичних явищ для мікропризми  $PD = 30\Delta$  (а) та залежність

величини зони хроматизму ( $\delta$ ) для променів з довжиною хвилі 7650–4050  $\text{\AA}$  від величини призматичної дії  $\Delta$  за даними [1].



а)



б)

Рис. 1. Приклад розрахунків хроматичних явищ для призми  $PD = 30\Delta$  (а) та залежність величини зони хроматизму від величини призматичної дії (б)

Для зменшення впливу хроматичних ефектів у роботі [1] було запропоновано декілька методів, а саме: 1) використання кольорових світлофільтрів; 2) рефракційно-дифракційні ґратки; 3) використання

для виготовлення мікропризм оптичних матеріалів з великим числом Аббе:

$$K_{AB} = (n_D - 1)/(n_F - n_C) * 100, \quad (1)$$

де  $n_D$  — коефіцієнт заломлення для зеленої зони спектра;  $n_F$  — коефіцієнт для синьої зони;  $n_C$  — коефіцієнт для червоної зони. Найчастіше для виготовлення елементів використовується поліметилметакрилат ( $K_{AB} = 58$ ) та пластик CR-39 ( $K_A = 58$ ), у той час як для полікарбонату коефіцієнт Аббе  $K_{AB} = 32$ , для полістиролу —  $K_{AB} = 30$ , для матеріалу SAN значення  $K_{AB} = 36$  [2].

Метою роботи є детальні дослідження впливу величини призматичної дії мікропризмових елементів Френеля на роздільну здатність зображень, що формуються за допомогою таких елементів..

## ВИМІРЮВАННЯ ГОСТРОТИ ЗОРУ В ОФТАЛЬМОЛОГІЇ

В офтальмології широко використовується поняття гостроти зору  $V$ , що визначається величиною мінімального кута розрізнення ока або мінімальною відстанню між двома точками образу, за якою точки образу сприймаються оком пацієнта окремо (*minimum separabile*) [3]. Фактично це є роздільна здатність образу. Однак на практиці найчастіше використовують здатність органа зору розрізнати дрібні елементи образу (*minimum visibile*). Для визначення цієї величини в офтальмології використовують спеціальні тестові таблиці з певними знаками стандарт-них розмірів, так званими оптотипами (літерами алфавіту, певними символами, кільцями або фігурами).

Існують різні системи побудови таких таблиць. У країнах СНГ найчастіше використовуються відомі таблиці Сивцева-Головіна [4], які створені за принципом десятичної арифметичної прогресії, при цьому гостроті нормального зору  $V_C = 1,0$  відповідають літери або кільця, які видно під кутом  $\gamma = 5$  кутових хвилин ( $5'$ ), а їхні дрібні деталі — під кутом  $\gamma = 1'$  з відстані  $d = 5$  м. Це відповідає можливості індивідууму розділити на цій таблиці, наприклад, два штриха літери «Ш», відстань між якими становить  $1'$ , або в лінійних одиницях —  $1,4441$  мм. Висота літер, які відповідають значенню  $V_C = 1,0$ , становлять  $H \sim 7,25$  мм, відповідні розміри всіх букв або кілець у відповідних строках таблиці для інших значень гостроти зору  $V_C$  визначаються як  $H = G/V$ .

Існує й інша таблиця для відстані 5 м, розроблена Монуайе за принципом арифметичної прогресії. Таке значення вибрано тому, що для людського ока при еметропії нескінченність починається саме на цій відстані, і при розташуванні предмета не ближче 5 метрів на сітківці ока збираються практично паралельні промені. Зазвичай діагностика

гостроти зору  $V_C$  починається з визначення верхньої строки таблиці, яку пацієнт чітко бачить з відстані 5 м, при цьому дослідження проводять для кожного ока окремо: спочатку визначають гостроту зору правого ( $OD$ ), потім лівого ( $OS$ ).

В англійських країнах широко використовуються таблиця, яка вперше була розроблена за принципом «minimum visibile» Г. Снелленом [4]. У таблиці Снеллена кожна літера спостерігається під кутом 5 кутових хвилин ( $5'$ ), а її мінімальні деталі — під кутом  $1'$  для певної відповідної відстані  $d$ . Гострота зору визначається у вигляді дроби  $V_S = d/D$ , де в чисельнику стоїть відстань  $d$ , з якої розглядається таблиця (зазвичай 20 футів  $\sim 6,1$  м), а в знаменнику — відстань  $D$ , з якої пацієнт з гостротою зору  $V_S = 1,0$  повинен розрізняти деталі літер певного рядка таблиці під кутом  $\gamma = 1'$ . Для метричних таблиць Снеллена всі відстані вимірюються в метрах, у цьому випадку  $d = 6$  м, і значенню  $V_S = 20/20$  відповідає величина  $V_S = 6/6$ . Перехід від дробів Снеллена до десятинних дробів Сивцева-Головіна здійснюється простим діленням чисельника на знаменник, тобто гостроті зору  $V_S = 20/20$  або  $V_S = 6/6$  відповідає величина  $V_C = 1,0$ , а наприклад, значенню  $V_S = 20/200$  дорівнює  $V_C = 0,1$ .

Існують і таблиці, що побудовані за принципом геометричної прогресії, які вважаються найбільш точними для визначення гостроти зору для  $V_C \leq 0,5$ . Однак відзначимо, що для всіх цих різних таблиць є одна спільна риса — знаки рядка, які відповідають гостроті зору  $V_C = 1,0$  і спостерігаються оком під кутом 1 кутова хвилина. Такому куту спостереження відповідає зображення тестових знаків на задній поверхні сітчатки ока розміром  $D_E \approx 10$  мкм.

Іншою важливою характеристикою для визначення гостроти зору є контрастність  $K_A$  зображень на тестових таблицях, яка вимірюється наступним чином [5]:

$$K_A = (I_F - I_A)/I_F * 100 \%, \quad (2)$$

де  $I_F$  — інтенсивність фону таблиці, а  $I_A$  — інтенсивність певного опотипу. Значення  $K_A$  залежить від яскравості таблиці  $F_T$ . Встановлено, що  $F_T$  повинна становити не менш ніж  $160$  кд/м<sup>2</sup>, що відповідає освітленості  $150$ – $300$  лк [4, 5], яка залежить від коефіцієнта відбиття світла від фону таблиці. Вважається, що наступне збільшення значення  $F_T$  не впливає на величину контрастності зображення та на гостроту зору. Стандартне значення контрастності тестових таблиць  $K_A$  становить  $95$ – $97$  %.

Відзначимо, що в усіх випадках на практиці визначається не мінімальний кут розрізнення зорового образу, а вимірюється в умовних

одинацях досить абстрактна величина гостроти зору  $V$ , причому виключно суб'єктивним способом через тестові таблиці на основі опитувань вражень пацієнтів. При цьому результати таких опитувань залежать від багатьох чинників, перш за все, освітленості таблиць, контрастності літер на загальному фоні, часу розглядання оптичних фізичного стану і навіть індивідуальних особливостей пацієнтів, тому що діаметр колбочок на очному дні у різних людей різний, і чим менший цей діаметр, тим гострота зору краще. Таким чином, процедура визначення гостроти зору в офтальмології досить консервативна і за своєю суттю суб'єктивна

Використання для корекції зору окулярів з лінзами та мікропризмовими елементами також впливає на гостроту зору пацієнтів, тому що, перш за все, змінюється освітленість зорового образу внаслідок відбиття частини світла від поверхні лінз окулярів.

Певно, першим послідовним дослідженням проблеми визначення гостроти зору в офтальмології при використанні мікропризм Френеля залежно від величини їхньої призматичної дії є робота Сюзанни Вероні-Тротман [6] з Нью-Йоркського Медичного університету. Автор [6] досліджувала роздільну здатність звичайних скляних призм, так званих «вафельних» жорстких призм з акрилу, та гнучких мембранних мікропризм з полівінілхлориду силою 5 $\Delta$ , 8 $\Delta$ , 10 $\Delta$ , 12 $\Delta$ , 15 $\Delta$ , 20 $\Delta$ , 25 $\Delta$  та 30 $\Delta$  методом клінічного обстеження 25-ти пацієнтів віком від 6-ти до 39-ти років, які мали гостроту зору  $V_s = 20/20$  за тестовою таблицею Снеллена з корекцією та без корекції зору. Пацієнти у випадковому порядку коментували ефект призм, результати аналізувалися незалежними експертами та оброблялися біостатистиком [6].

Відома таблиця зниження гостроти зору Л.К. Дембського [7] з Кримського центру реабілітації зору, який аналогічним традиційним методом обстеження пацієнтів визначив зниження гостроти зору при використанні перших експериментальних зразків мікропризм Френеля, виготовлених у 2007–2008 рр. в Інституті проблем реєстрації інформації НАН України. Деякі з результатів вимірювань Л.К. Дембського наведено в таблиці.

Аналогічні дослідження зниження гостроти зору  $V_C$  при використанні мікропризм традиційним методом призмової страбометрії з тестовими таблицями виконувала М.В. Шевколенко [8] з Центру мікрохірургії ока (м. Київ). Зниження гостроти зору з призмою 30 $\Delta$  становило 0,3–0,6 при гостроті зору  $V_C = 0,8–1,0$ . При цьому призми більше впливали на гостроту зору з великими значеннями  $V_C$ . Призми силою від 1,0 $\Delta$  до 10,0 $\Delta$  практично не впливали на величину  $V_C$ .

Призмові діоптрії, Δ	Зниження гостроти зору, %
5	10
7	10
10	20
15	40
20	50
25	60
30	70

В останні роки С.К. Дем'янченко з колегами [9] роздільну здатність інтра-окулярних лінз (ІОЛ) вивчали шляхом спостереження на мікроскопі зображень тестового об'єкта, так званої штрихової міри [10] через досліджувані лінзи. Роздільна здатність ІОЛ визначалась через найменші штрихи міри, які були чітко видимі через випробувану лінзу. Однак автори не навели кількісних характеристик роздільної здатності лінз і введеного ними поняття «чіткої видимості» [9], а знову визначили лише якісно кращі та гірші зразки лінз.

#### ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ВИМІРЮВАННЯ РОЗДІЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ

Спробуємо звести суб'єктивні поняття «гостроти зору» та «чіткої видимості» до яких-то певних фізичних величин і навести кількісні критерії оцінки роздільної здатності мікропризмових елементів.

У фізиці роздільна здатність оптичної системи або зображення визначається кількістю штрихів на міліметр зображення об'єкта або зорового образу. Роздільна здатність оптичних приладів принципово обмежена дифракцією на об'єктиві: видимі точки фактично є дифракційними плямами. Дві сусідні точки є розділеними, якщо мінімум інтенсивності між ними достатній, щоб його можна було розгледіти. Було введено емпіричний критерій розділення Релея [11], який визначає відповідну мінімальну кутову відстань між точками:

$$\sin \theta = 1,22 (\lambda/D), \quad (3)$$

де  $\theta$  — кутова роздільна здатність (мінімальна кутова відстань);  $\lambda$  — довжина хвилі;  $D$  — діаметр вхідної апертури оптичної системи (найчастіше він збігається з діаметром об'єктива).

Аналогічний критерій існує і для оптичних пристроїв з нанесеним рельєфом, наприклад, дифракційних ґраток, або для оптичних зображень, а також для розрізнення ліній у спектрі. Аналогічно (3) дві близькі спектральні лінії вважаються розділеними, якщо максимум однієї ліній співпадає з мінімумом іншої лінії. Величина провалу між

лініями в цьому випадку для Гаусової форми ліній [11] становить приблизно 0,20 від максимуму, тобто визначена згідно (2) контрастність розділених ліній у спектрі  $K_d \approx 20\%$ .

Експериментальне визначення роздільної здатності оптичних систем зазвичай проводиться шляхом фотографування спеціального тестового об'єкта — міри [10]. При цьому для визначення впливу на роздільну здатність кожного певного параметра вимірювання проводять в умовах, коли похибки від решти параметрів істотно малі.

У нашому випадку для визначення впливу мікропризм на гостроту зору, будемо використовувати зображення на екрані різних елементів такого штрихового тестового об'єкта. Зміни роздільної здатності зображень можна за певних умов ототожнити з гостротою зору. Погіршення роздільної здатності зображень внаслідок використання мікропризм будемо визначати відповідними змінами кутів спостереження  $\gamma$ , при цьому відносну роздільну здатність будемо визначати через кутові розміри відповідних штрихових елементів, які відповідають критерію (3) роздільної здатності ліній Релея [11].

## СТЕНД ДЛЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗДІЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ

На основі проведених розрахунків оптичної системи було створено спеціальний стенд для вимірювань роздільної здатності тестових зображень (рис. 2). Особливу увагу було приділено максимальній ідентичності оптичних параметрів стенда умовам традиційних з використанням тестових офтальмологічних таблиць досліджень гостроти зору.

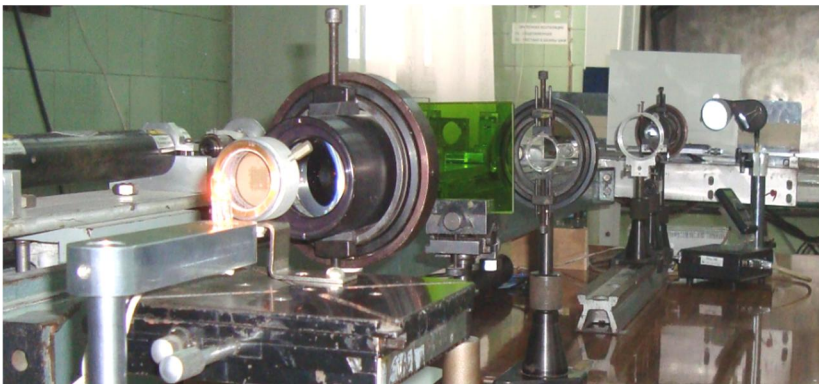


Рис. 2. Загальний вигляд експериментального стенда для досліджень роздільної здатності зображень

Джерелом випромінювання була лампа розжарювання типу А з температурою яскравості  $T_a = 2754$  °С, яка використовується при традиційних спектроскопічних вимірюваннях. Для формування на екрані тестових штрихів, аналогічних зображенню літери «Ш» з офтальмологічних таблиць, використовувалися тестові міри №№ 2–5 [10]. Зображення штрихів формувалося на екрані за допомогою прецизійного проєкційного об'єктива ЛОМО з фокусом  $F = 90$  мм. Кут зображення становив 1,5 кутові хвилини, що відповідає кутам спостереження тестових таблиць.

Приймачем випромінювання було обрано кремнієвий фотодіод ФД288А з прецизійною щілинною діафрагмою шириною  $B = 450$  мкм, який може переміщуватися вздовж зображення на екрані та дозволяє здійснювати його лінійне сканування з точністю позиціонування  $\pm 10$  мкм. Для юстирування оптичної системи та визначення необхідного положення мікропризмових елементів використовувався напівпровідниковий лазер з довжиною хвилі  $\lambda = 530$  нм.

Проблемою при вимірюваннях роздільної здатності зображень є істотна різниця у спектральній чутливості людського ока (СХО) та світлової ефективності фотоприймача ФД288, тобто людське око бачить зовсім іншу картину, ніж фотоприймач. Зображення для різних довжин хвиль розмиваються та перекриваються внаслідок хроматизму білого світла. Людське око розрізняє їх, оскільки вони мають різний колір, у той час як фотоприймач реєструє різнокольорові зображення як однакові, лише з різною спектральною чутливістю. Для ілюстрації цього на рис. 3,а наведено зображення тестового об'єкта через мікропризму силою  $PD = 20\Delta$  на поверхні фотодіода, а на рис. 3,б — сканування цього самого зображення щілиною фотодіода: темний фон і зображення штрихів тестового об'єкта фото-діод реєструє досить впевнено, але кольорове червоно-синє зображення фону відображається єдиним загальним піком інтенсивності.

Спектральні характеристики ока людини та фотодіода наведено на рис. 4: фотодіод ФД288А має максимальну чутливість у далекій червоній частині видимого спектра (рис. 4, ФД288), у той час як максимум чутливості ока людини лежить в зеленій області  $\lambda \sim 555$  нм (рис. 4, СХО).

Для адаптації спектральної характеристики фотоприймача до кривої чутливості людського ока в разі освітлення об'єкта джерелом типу А найчастіше використовується комбінація кольорових світлофільтрів ЗС8 та ЖЗС18 певних товщин [11]. Характеристики цих фільтрів також наведено на рис. 4. Зазначені світлофільтри мають значний коефіцієнт поглинання за межами області пропускання, є неселектив-



ними і мають малий коефіцієнт поглинання в робочій спектральній області. За допомогою обраних світлофільтрів можливе виділення необхідного спектрального діапазону. Однак використання такої комбінації світлофільтрів майже на порядок величини зменшує загальну інтенсивність сигналів, що рееструються, і виникають проблеми реєстрування слабких світлових потоків на рівні шумів, що найчастіше і мало місце в експериментальних дослідженнях. Тому, перш за все, було вжито заходів для істотного зменшення світлових шумів і засвіток від сторонніх джерел шляхом використання відповідних діафрагм та антиблікових блендів.

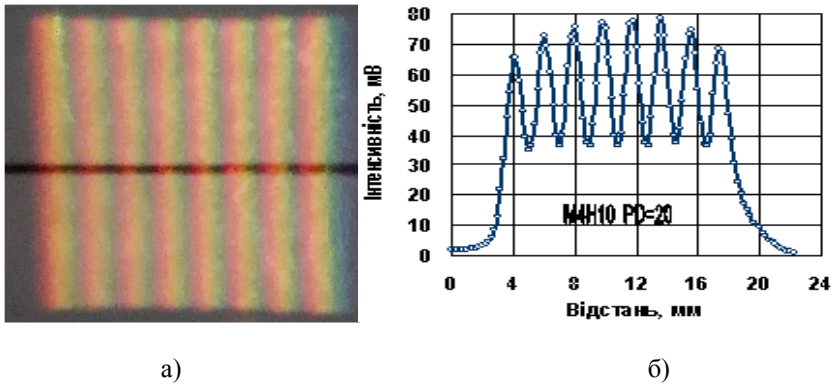


Рис. 3. Зображення тестового елемента М4Н10 через мікропризму  $PD = 20\Delta$  на фотодіоді (а) та сканування цього зображення щілиною (б)

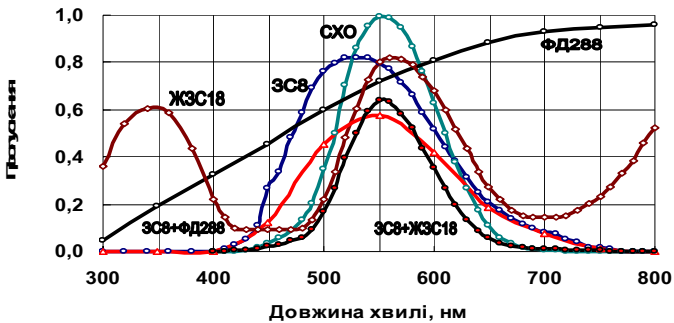


Рис. 4. Спектральні характеристики деяких оптичних пристроїв

У результаті проведених пробних експериментів для адаптації спектральних характеристик ока людини та фотоприймача було використано комбінацію фільтрів ЗС8+ЖЗС18, які хоч і істотно знижують світловий потік, але найбільш точно відтворюють спектральну чутливість людського ока (рис. 4).

Можливості створеного експериментального стенда ілюструють дані на рис. 5, де наведено розподіл інтенсивності зображень різних елементів тестової міри № 4 (M4) на екрані для елемента призматичною дією  $PD = 0,0$ , що розміщувався на відстані  $L = 36$  см від екрану. З отриманих калібрувальних даних для зазначеної оптичної схеми можна визначити два важливих параметри стенда, які необхідні для подальших досліджень: контрастність зображення на екрані  $K_A$  та апаратну функцію установки  $R_{A0}$ , за яку будемо вважати отриману мінімальну кутову відстань між штрихами в зображенні елементів міри на екрані.

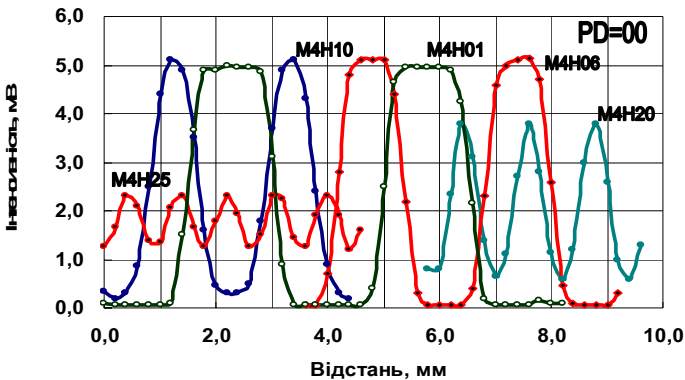


Рис. 5. Типова картина розподілу інтенсивності в зображеннях деяких елементів тестового об'єкта M4 на екрані для  $PD = 0,0$

Першу із зазначених величин  $K_A$  формально можна визначити аналогічно (2), де  $I_F$  — інтенсивність фону зображення, а  $I_A$  — інтенсивність зображення елемента тестової міри на екрані, а точніше, на щілині. Графік залежності величини  $K_A$  від номеру елемента тестової міри наведено на рис. 6. Реальне значення  $K_A$ , що відповідає досить великим розмірам зображення на екрані або великим кутам спостереження (тестові елементи M4H10-M4H01), становить близько 98 %, що повністю відповідає вимогам [5] до характеристик тестових офтальмологічних таблиць.

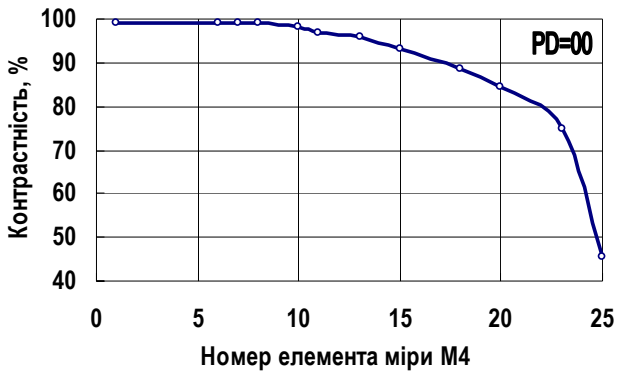


Рис. 6. Контрастність КА зображень елементів тестової міри М4 для  $PD = 0,0$

Зі зменшенням розмірів елементів тестової міри контрастність зображення на екрані, що визначена згідно (2), падає. Це пов'язано з розширенням зображення на екрані внаслідок впливу дефектів оптики та хроматично-дифракційних явищ, а не зі зміною реальної контрастності зображень. Математично процедура визначення зміни роздільної здатності зображень подібна вимірюванню їхньої контрастності, але в першому випадку вираз (2) використовується для фактичного порівняння інтенсивності чорного та білого кольорів штрихів різних елементів тестової міри. У другому ж випадку вираз (2) характеризує ступінь перекриття зображень фону та штрихів внаслідок розмиття зображень. Будемо називати величину цього провалу теж контрастністю, хоча в реальності ця величина характеризує величину перекриття зображень внаслідок різних факторів, перш за все, дифракції на мікрорельєфі та дефектів оптичних поверхонь.

Відповідно до критерію Релея (3) вважатимемо лінії або штрихи на екрані розділеними, якщо провал між двома сусідніми зображеннями становить близько 20 %, яке є мінімальним значенням контрастності  $K_A$ , що необхідно для розділення. Взагалі, порівняння роздільної здатності можна виконувати за будь-якої сталої величини контрастності, більшої за 20 %, наприклад,  $K_A = 40\text{--}70\%$ , що підвищує точність вимірювань.

Апаратна функція установки  $R_{A0}$  в нашому випадку може бути ідентифікована з розміром зображення на екрані пари «штрих-фон» елемента М4Н25 (елемент № 25 міри № 4), яке становить 900 мкм або 1,46 кутових хвилин при контрастності  $K_A = 60\%$ .

## РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТІВ З РОЗДІЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ

Типове зображення тестового об'єкта на щілині ілюструє рис. 7, на якому наведено розподіл інтенсивності тестового об'єкта на екрані для оптичного пластику марки «Plexiglass XT Rohm Degussa», з якого в останній час ІПРІ НАН України виготовляє мікропризмові елементи. Зображення (рис. 7,а) відповідає заготовці з пластику для виготовлення мікропризмового елемента, а зображення (рис. 7,б) — пластику, що пройшов стандартний процес термопресування [1] без формування будь-якого мікропризмового рельєфу.

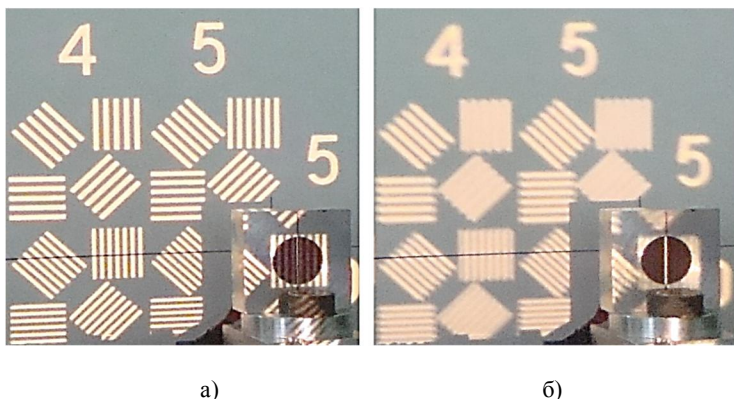


Рис. 7. Розподіл інтенсивності зображення тестової міри М4:  
а) заготовка до термопресування; б) після термопресування

Спостерігається помітне зниження роздільної здатності зображення  $R_d$  після проходження заготовкою процесу термопресування, що можна пояснити появою в матеріалі оптичних дефектів і внутрішніх напружень, які призводять до локальних змін показника заломлення. На рис. 8 наведено результати дослідження розподілу напружень у зазначеному пластику за допомогою полярископа-поляриметра ПКС-250.

Наявність істотно різних оптичних характеристик для досліджуваного матеріалу до і після термопресування свідчить про необхідність оптимізації цього процесу та потребує проведення спеціальних досліджень процесу термопресування з метою мінімізації внутрішніх напружень при виробництві мікропризмових елементів.

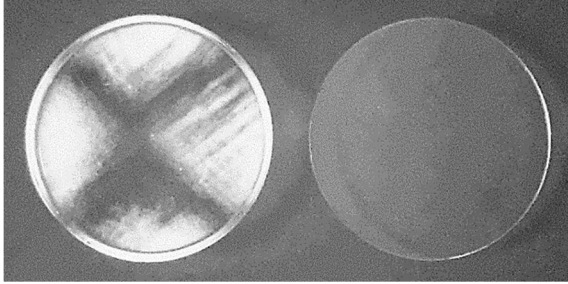


Рис. 8. Оптичні характеристики заготовки з оптичного пластика марки «Plexiglass XT Rohm Degussa» до і після процесу термопресування

Експериментально було отримано аналогічні наведеним на рис. 7 дані щодо розподілу інтенсивності зображень тестових елементів (М4Н06–М4Н25) на екрані для всіх мікропризм призматичною дією від  $0,5\Delta$  до  $30\Delta$  з діагностичного набору КК-42 (№ 001, дата виготовлення — жовтень 2010 року). Визначена з цього розподілу залежність контрастності зображень  $K_A$  на екрані від розміру зображення наведена на рис. 9, який ілюструє алгоритм визначення роздільної здатності зображень  $R_A$ . Для підвищення точності вимірювань значення  $R_A$  зображень штрихових елементів тестової міри, тобто кутові розміри зображень  $\gamma_A$ , визначалися при значенні контрастності  $K_A \approx 60\%$ . Для мікропризми  $PD = 0,5\Delta$ , для якої хроматичні ефекти практично відсутні і яка тому була обрана еталоном, для  $K_A = 60\%$  відстань мікропризм до екрану  $L = 36$  см. Особлива увага приділялася мікропризмам з великими значеннями призматичної дії, коли спостерігається значне зниження роздільної здатності.

Відносна роздільна здатність певного зображення  $V_A$  для певної мікропризми визначалася величиною відношення кутового розміру зображення етального елемента тестової міри  $R_{A0} = 1,46'$ , що відповідає значенню  $K_A = 60\%$  для мікропризми  $PD = 0,5\Delta$ , до кутового розміру відповідного елемента зображення  $R_A$ , який відповідає значенню  $K_A = 60\%$  для досліджуваної мікропризми:

$$V_A = R_{A0} / R_A. \quad (4)$$

З отриманих значень  $R_A$  з використанням (4) легко визначити величину зниження роздільної здатності зображень  $V_A$  для мікропризм різної призматичної дії.

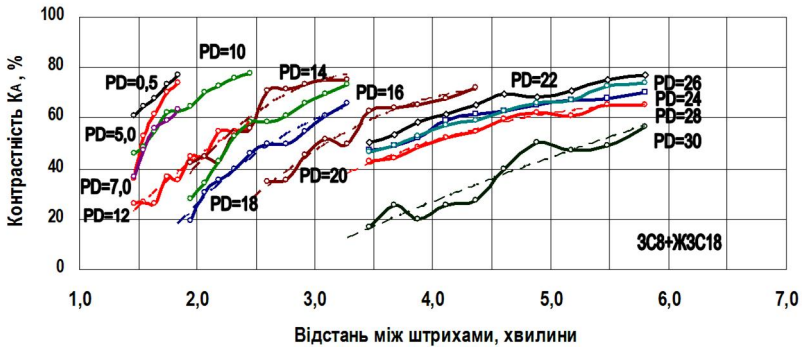


Рис. 9. Контрастність зображення елементів тестової міри М4 для мікропризмових елементів різної призматичної дії з набору № 001

За умови відповідного калібрування отримані значення роздільної здатності  $V_A$  можна ототожнити з гостротою зору  $V_C$ , яку виявляє пацієнт при обмеженнях з тестовими офтальмологічними таблицями.

## РОЗДІЛЬНА ЗДАТНІСТЬ І ГОСТРОТА ЗОРУ

Для встановлення співвідношення між роздільною здатністю  $V_A$  зображень тестових штрихових елементів для різних мікропризм та гостротою зору  $V_C$  залежно від величини призматичної дії мікропризм, було проведено спеціальне калібрування стенда. Мікропризма призматичної дією  $PD = 10\Delta$  встановлювалася на різних відстанях  $L$  до екрану і вимірювалася контрастність  $K_A$  зображень різних елементів тестової міри М4. Отримані значення контрастності  $K_A$  наведені на рис. 10. З цих даних при контрастності  $K_A = 60\%$  визначалися кутові розміри  $R_A$  і відповідні відносні роздільні здатності  $V_A = R_{A0}/R_A$  зображень різних елементів тестової міри М4 за умови незмінності усіх інших умов експериментів. Еталонне значення  $R_{A0} = f(L)$  вимірювалося для мікропризми  $PD = 0,5\Delta$ .

Установлено, що відносна роздільна здатність  $V_A = R_{A0}/R_A$  слабо залежить від точки розміщення мікропризм на оптичній осі стенда, тому що характер залежності величини  $R_A$  від відстані  $L$  практично однаковий для мікропризм різної призматичної дії.

У той же час величина  $R_A$  помітно зменшується з ростом призматичної дії мікропризм. Однак для відстані  $L = 36$  для мікропризм  $PD = (0,0; 0,5; 1,0)\Delta$  значення відносної роздільної здатності  $V_A$  практично однакові, тому всі подальші вимірювання проводилися для ста-

лого значення  $L = 36$ . Звичайно, від відстані до екрану  $L$  залежить величина контрастності зображень. Еталоном для переходу від відносних вимірювань  $V_A$  до абсолютних значень  $V_C$  було обрано мікропризму  $PD = 0,5\Delta$ , гострота зору для якої вважалася  $V_C = 100\%$ , так як це виявляють пацієнти при традиційних офтальмологічних дослідженнях. Таким чином, будемо вважати, що після калібрування стенда експериментальні дані з відносної роздільної здатності зображень тестових штрихових елементів  $V_A$  дійсно відображають гостроту зору  $V_C$ .

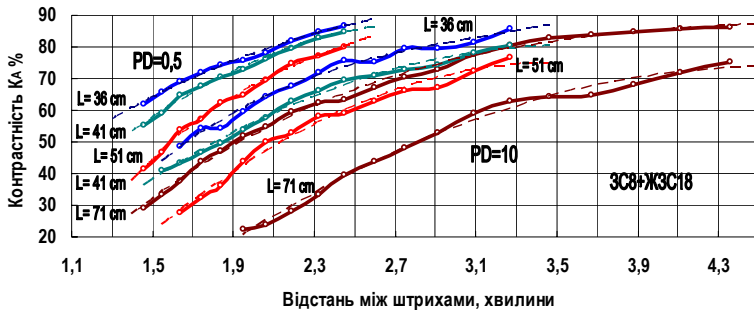


Рис. 10. Контрастність зображення елементів тестової міри М4 для мікропризми  $PD = 10,0$  для різних відстаней до екрану  $L$

Отримані нами після калібрування стенда значення  $V_A = V_C = R_A/R_{A0}$  наведені на рис. 11 (крива 1). Для порівняння на рис. 11 наведено також дані досліджень гостроти зору  $V_S$ , виконані Вероні-Тротман [6] (рис. 11, крива 2) та Дембським [7] (рис. 11, крива 3).

Відмітимо, що за вибраного калібрування величина  $V_A$  для мікропризми  $PD = 10\Delta$  становить  $V_A = 74\%$ , що близько до значення  $V_A = 80\%$  з роботи [7], а для  $PD = 15\Delta$  величина  $V_A = 56\%$  (рис. 11, крива 1) практично збігається з даними [6] (рис. 11, крива 2) та [7] (рис. 11, крива 3).

Зі зростанням призматичної дії мікропризм гострота зору  $V_C$  помітно знижується. Наприклад, для мікропризми  $PD = 30\Delta$  зниження становить  $74\%$ , що близько до значення  $V_C = 70\%$ , яке отримав Дембський [7], і практично відповідає результатам Шевколенко [8], яка наводить значення  $\Delta V_C = 60\%$  для призми  $PD = 30\Delta$  при гостроті зору пацієнта  $V_C = 1,0$ . Результати Вероні-Тротман [6] досить суперечливі, враховуючи, що точка  $PD = 20\Delta$  за висновками самої авторки заниже-

на внаслідок низької якості виготовлення цієї мікропризми, а значення  $V_S = 18\%$  для  $PD = 30\Delta$  просто занижене.

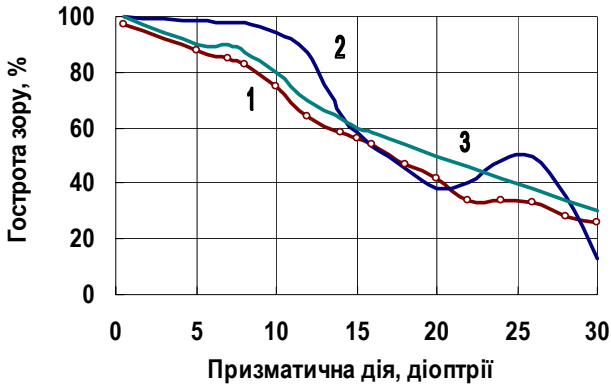


Рис. 11. Гострота зору залежно від призматичної дії мікропризм: 1 — дані автора; 2 — Вероні-Тротман [6]; 3 — Дембський [7]

Запропонована методика має істотну перевагу в тому, що вимірювання з тестовими штриховими мірами значно точніші порівняно з спостереженнями тестових таблиць і не залежать від суб'єктивних вражень досліджуваних пацієнтів. У той же час, в існуючому сьогодні варіанті вона, мабуть, мало здатна для практичного обстеження пацієнтів у офтальмологічних кабінетах.

Однак методика дозволяє легко проводити поточний контроль виготовлених мікропризмових елементів у різних технологічних режимах або для різних матеріалів з метою вибору оптимальних матеріалів або режимів. Аналіз зображень тестових штрихових мір після проходження променя білого світла через відповідні мікропризми дозволяє отримати важливу інформацію щодо роздільної здатності зображень і оптимізувати процес виготовлення мікропризм.

Питання щодо ототожнювання значень відносної роздільної здатності зображень  $V_A = R_A/R_{A0}$  та гостроти зору  $V_C$  потребує подальших більш детальних досліджень.

## ВИСНОВКИ

У роботі досліджено залежність роздільної здатності зображень, що формуються за допомогою мікропризмових елементів Френеля, від величини призматичної дії таких елементів.



Створено експериментальний стенд для вимірювання роздільної здатності зображень з використанням тестових штрихових мір. Запропоновано алгоритм визначення гостроти зору за роздільною здатністю мікропризмових елементів. Шляхом відповідного калібрування отриманих даних за результатами офтальмологічних традиційних досліджень пацієнтів можна звести отримані відносні дані з роздільної здатності тестових зображень до абсолютних значень гостроти зору.

Визначено оптичну якість мікропризмових елементів з деяких діагностичних наборів і різних діагностичних лінійок, що необхідно для визначення оптимальних технологічних режимів виробництва мікропризмових елементів максимально високої оптичної якості.

## ЛІТЕРАТУРА

1. *Петров В.В.* Хроматизм світла, дифракція та гострота зору в мікропризмових лінзах Френеля / В.В. Петров, Є.Є. Антонов, С.М. Шанойло // Реєстрація, зберігання і обробка даних. — 2010. — Т. 12, № 1. — С. 49–54.
2. *Матвеев А.Н.* Оптика / А.Н. Матвеев. — М.: Высшая школа, 1985. — 381 с.
3. *Жабоедов Г.Д.* Очні хвороби / Г.Д. Жабоедов, М.М. Сергієнко. — К.: Здоров'я, 1999. — 311 с.
4. *Урмахер Л.С.* Оптические средства коррекции зрения / Л.С. Урмахер, Л.И. Айзенштат. — М.: Медицина, 1990. — 256 с.
5. *Лещенко И.А.* О системах и правилах определения остроты зрения / И.А. Лещенко // Вестник оптометрии. — 2009. — № 3. — С. 54–58.
6. *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.
7. *Дембський Л.К.* Сферопризматическая коррекция зрения, как фактор профилактики конвергентной осевой деформации и гипертензии глаза [Електронний ресурс] / Л.К. Дембський. — Режим доступу: <http://www.eyecenter.com.ua/>
8. *Шевколенко М.В.* Діагностика та планування хірургічного лікування співдружної ізотропії з малими кутами: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук / М.В. Шевколенко. — Київ, 2011. — 21 с.
9. *Малюгин Б.Э.* Зависимость показателей разрешающей способности интраокулярных линз от качества обработки оптической поверхности и аберрационных свойств / Б.Э. Малюгин, Ю.А. Белый, С.К. Демьянченко // Рефракционная хирургия и офтальмология. — 2010. — № 3. — С. 23–26.
10. *Афанасьев В.А.* Оптические измерения / В.А. Афанасьев. — М.: Недра, 1968. — 255 с.
11. *Борн М.* Основы оптики / М. Борн, Э. Вольф. — М.: Наука, 1973. — 720 с.

Є. Є. Антонов

## ДИФРАКЦІЙНА ГРАТКА ДЛЯ ЗМЕНШЕННЯ ЗОНИ ХРОМАТИЗМУ МІКРОПРИЗМ

*Реєстрація, зберігання і обробка даних, 2014. Т. 16, № 2. С. 14–27.  
DOI: 10.35681/1560-9189.2014.16.2.100253.*

**Анотація.** Розраховано оптимальні оптичні параметри дифракційно-рефракційних ахроматичних мікропризмових пристроїв, проведено аналіз структури поверхонь та профілів рельєфу виготовлених таких мікропризм. Експериментально досліджено дифракційну структуру розподілу інтенсивності заломленого на мікропризмах променя лазера. Встановлено, що ахроматизуючі властивості виготовлених мікропризм відсутні внаслідок дефектів рельєфу, які проявляються, перш за все, в різній висоті трикутних профілів.

**Ключові слова:** мікропризмовий елемент, крок мікрорельєфу, хроматизм, інтерференція світла, гострота зору, кут дифракції.

Проблема хроматизму є неприємним явищем при застосуванні мікропризмових елементів в офтальмології. Хроматизм призводить до зниження гостроти зору пацієнта, що спотворює результати діагностики та лікування. Для зниження величини хроматизму, перш за все, необхідно для виготовлення мікропризмових елементів використовувати оптичні пластики з максимально більшим коефіцієнтом дисперсії Аббе:

$$k_A = (n_E - 1)/(n_H - n_C) * 100,$$

де  $n_E$  — коефіцієнт заломлення матеріалу для зеленої зони спектра;  $n_H$  — коефіцієнт для синьої зони;  $n_C$  — коефіцієнт для червоної зони [1]. Найчастіше для виготовлення елементів використовується поліметилметакрилат ( $k_A = 58$ ) або пластик CR-39 ( $k_A = 58$ ) замість, наприклад, полікарбонату ( $k_A = 32$ ), поліуретану ( $k_A = 34$ ) або полістиролу ( $k_A = 30$ ).

Можливо також зменшити зону хроматизму для мікропризм шляхом використання відповідних кольорових світлофільтрів [2]. Одним із перспективних шляхів у цьому напрямку є введення відповідного барвника безпосередньо до матеріалу мікропризм, однак, цей метод у будь-якому вигляді не дуже зручний.

У той же час існує і суто фізичний метод впливу на характер хроматичних явищ, що пов'язаний з використанням спеціальних рефракційно-дифракційних мікропризм з подвійним рельєфом [3]. Конкретні розрахунки параметрів таких ахроматичних мікропризм саме для офтальмологічних застосувань виконав А.С. Лапчук у роботі [4], згідно з якими в Інституті проблем реєстрації інформації (ІПРИ) НАН України В.М. Христиним були виготовлені матриці-оригінали мікропризм з визначеними геометричними параметрами з тією максимальною якістю, яку можливо було реалізувати на існуючій в інституті станції різання. Однак, сформовані методом термопресування зразки мікропризм призматичною дією  $PD = 1,0\Delta$  та  $PD = 2,0\Delta$  з кроком рельєфу  $W = 23, 27, 48$  та  $55$  мкм не виявили ахроматизуючих властивостей.

Розглянемо більш детально особливості функціонування таких дифракційних пристроїв і характеристики виготовлених мікропризм з метою підготовки відповідних рекомендацій зі створення ефективних ахроматизуючих пристроїв.

## ТЕОРЕТИЧНА МОДЕЛЬ

Схему мікропризмової ахроматичної структури при нормальному куті падіння променя світла на рефракційну призму наведено на рис. 1, де  $W$  — крок мікрорельєфу;  $H$  — номінальна глибина рельєфу;  $\alpha_p$  — заломлюючий кут і  $\beta$  — зворотний кут мікропризми;  $\theta_p$  — кут відхилення променя на рефракційній призмі;  $D$  — крок мікрорельєфу;  $h$  — номінальна глибина рельєфу;  $\alpha_x$  — заломлюючий кут і  $\theta_d$  — кут рефракції променя після дифракційної ґратки.

Явища хроматизму для такої структури відображаються законом Снеліуса [1]

$$n_1(\lambda) \sin \varphi_1 = n_2(\lambda) \sin \varphi_2, \quad (1)$$

де  $\varphi_1$  та  $\varphi_2$  — кути розповсюдження світла в першому та другому середовищах, а  $n_1(\lambda)$  та  $n_2(\lambda)$  — показники заломлення мікропризми та середовища для певної довжини хвилі  $\lambda$ .

Із закону (1) можна отримати вираз для визначення зони хроматизму  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_p$  для двох граничних значень  $\lambda_1$  та  $\lambda_2$  залежно від кута рефракційної призми  $\alpha_p$ :

$$\Delta(\lambda_1\lambda_2)_p = \theta_{p1} - \theta_{p2} = \sin^{-1} \{ \sin \alpha_p n_1(\lambda_1) / n_2(\lambda_1) \} - \sin^{-1} \{ \sin \alpha_p n_1(\lambda_2) / n_2(\lambda_2) \}. \quad (2)$$

Таким чином, величина зони хроматизму  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_p$  повністю визначається заломлюючим кутом рефракційної призми  $\alpha_p$  та характером залежності коефіцієнта заломлення  $n(\lambda)$  від довжини хвилі. Для полі-

метилметакрилату, з якого найчастіше виготовляються мікропризми, величина зони дисперсійного хроматизму згідно (2) наведена на рис. 2 (крива 1) для спектрального діапазону  $\lambda_1 = 0,6328 \div \lambda_2 = 0,4047$  мкм. В усіх розрахунках використовувалися коефіцієнти заломлення  $n(\lambda)$  різних матеріалів з роботи Паліка [5].



Рис. 1. Схема рефракційно-дифракційної антихроматичної структури

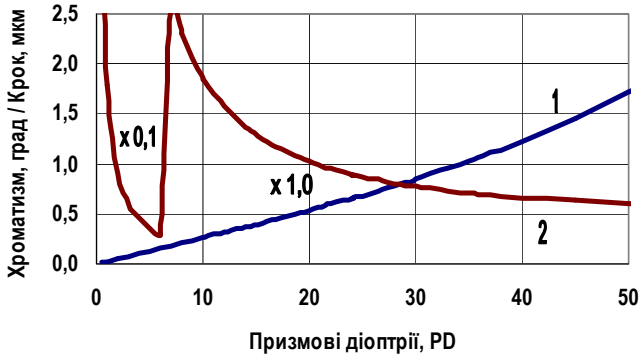


Рис. 2. Величина зони дисперсійного хроматизму (1) та кроку рельєфу  $W_x$  (2) ахроматизуючої призми для 1-го порядку дифракції

Для практичного розгляду явищ дифракції та інтерференції при проходженні променя світла через мікропризмovu структуру можна використовувати спрощену модель [2], в якій світлова хвиля вважається плоскою, а дифракційна ґратка — суто амплітудною.

У цій моделі початкова різниця фаз інтерферуючих променів  $\Delta_i = (AE - CG)$  (рис. 1) може бути врахована простим поворотом системи координат на кут рефракції  $\theta_p(\lambda)$ , який легко визначити для кожної довжини хвилі  $\lambda$  із закону Снелюса (1). Кути дифракції  $\varphi_A(\lambda)$  та інтерференції  $\varphi_I(\lambda)$  в моделі [2] відраховуються від напрямку кута рефракції  $\theta_p(\lambda)$  і для розрахунків інтенсивності світла, яке пройшло через мікропризму, можна використовувати відомі формули для амплітудної дифракційної ґратки [1]:

$$\begin{aligned} I &= I_0 (\sin A \sin NB)^2 (A \sin B)^{-2}, \\ A_a &= (\pi b/\lambda) \sin \varphi_D, \\ B &= (\pi d/\lambda) \sin \varphi_I; \end{aligned} \quad (3)$$

де  $I_0$  — інтенсивність світлового потоку від однієї щілини дифракційного ґратки у напрямку кута дифракції  $\varphi_D = 0$ ;  $\lambda$  — довжина хвилі випромінювання;  $d$  — період ґратки;  $b$  — ширина однієї щілини;  $N$  — число щілин у ґратці;  $(n_1, n_2)$  — показники заломлення матеріалу мікропризми та середовища.

У напрямку кута  $\theta_p$  (рис. 1) період ґратки  $d_0 = BF = AB \cos \theta$ , а ефективна апертура  $b_0$ , яка є аналогом  $b$  у формулі (2), дорівнює  $\{BF - CE \sin(\theta + \beta)\}$ , тобто для випадку зворотного кута  $\beta = 0$ :

$$\begin{aligned} d_0 &= W \cos \theta, \\ b_0 &= W (\cos \theta - \operatorname{tg} \alpha_p \sin \theta). \end{aligned} \quad (4)$$

Величина  $N$  при розрахунках дифракційних явищ для офтальмологічних мікропризм визначає зону мікрорельєфу, через яку досліджуваний об'єкт фокусується на сітківку ока людини. При середньому освітленні об'єкта  $E = 200\text{--}300$  лк діаметр зіниці ока людини становить  $D_R = 2\text{--}3$  мм, що для кроку рельєфу  $W = 600$  мкм відповідає значенню  $N \approx 4$ , а для кроку рельєфу  $W = 55$  мкм величина  $N \approx 44$ .

Ширина головного дифракційного максимуму 1-го порядку для певної довжини хвилі  $\lambda$  складає  $\delta_D = \sin^{-1}\{2\lambda/b\}$ , дифракційні мінімуми розміщуються під кутами  $\varphi_{Dm} = \sin^{-1}\{k_D(\lambda/b)\}$ , де  $k_D = 1, 2, 3 \dots$  — порядок дифракції. Кути інтерференційних максимумів становлять  $\varphi_{Ii} = k_i \sin^{-1}(\lambda/d)$ , де  $k_i = 0, 1, 2 \dots$  — порядок інтерференції, а ширина максимуму  $\delta_I = \sin^{-1}\{(\lambda/(Nd))\}$  визначається ще й кількістю інтерферуючих щілин  $N$ . Тому для нашого випадку за умови  $Nd \approx 2400 = \text{const}$  величи-

на  $\delta_I$  має однакове значення для всіх розглянутих ґраток, незалежно від їхнього кроку  $W$ .

Відмітимо, що при експериментальному дослідженні дифракційних явищ на екрані будуть спостерігатися лише інтерференційні максимуми, які розміщуються всередині диференційних максимумів, коли обидва множника у виразі (3) відмінні від нуля.

Для точного розрахунку характеристик ахроматизуючої мікропризми з штрихами у вигляді трикутників, яка фактично є амплітудно-фазовою ґраткою, у виразах (3) необхідно врахувати початкову різницю фаз інтерферуючих променів, тому дифракційна складова  $A$  має такий вигляд:

$$A_f = (\pi b / \lambda) (\sin \varphi_D - \sin \theta_R), \quad (5)$$

де  $\theta_R$  — кут рефракції для променя певної довжини хвилі  $\lambda$ , а  $\varphi_D$  — кут дифракції. У цьому випадку кути дифракції  $\varphi_D$  відраховуються від нормалі до утворюючої поверхні мікропризми. Інтерференційна складова  $B = (\pi d / \lambda) \sin \varphi_I$  у виразі (3) залишається незмінною, але кути інтерференції  $\varphi_I$  також відраховуються від нормалі до утворюючої поверхні.

Для рефракційної мікропризми з нормальною залежністю показника заломлення  $n(\lambda)$  від довжини хвилі  $\lambda$ , коли  $dn(\lambda)/d\lambda < 0$ , промені з більшою довжиною хвилі  $\lambda$ , наприклад, темно-червоні ( $\lambda_C = 0,6328$  мкм), згідно закону Снеліуса (1) заломлюються на менші кути рефракції  $\theta_R$  порівняно з променями з меншою довжиною  $\lambda$ , наприклад, синьо-фіолетові ( $\lambda_H = 0,4047$  мкм). Навпаки, для дифракційної ґратки при освітленні когерентним світлом з різними довжинами хвилі  $\lambda$  формується система інтерференційних максимумів з кутовим періодом  $\delta_I = \sin^{-1}\{(\lambda/d)\}$  та кутами інтерференції  $\varphi_{iI} = k_i \sin^{-1}(\lambda/d)$ ,  $k_i = 0, 1, 2, \dots$ , які для певного порядку ґратки  $k_i$  зменшуються зі зменшенням довжини хвилі  $\lambda$ .

Таким чином, напрямки хроматизму рефракційної мікропризми та дифракційної ґратки спрямовані назустріч один одному, внаслідок чого визначена згідно (2) зона дисперсійного хроматизму  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_p$ , може бути повністю скомпенсована дифракційним хроматизмом ґратки.

Оскільки положення інтерференційного піка 2-го порядку для лінії  $\lambda_C = 0,6328$  мкм практично співпадає з аналогічним максимумом 3-го порядку для лінії  $\lambda_H = 0,4047$  мкм, зрозуміло, що такі ахроматичні мікропризми можуть ефективно працювати лише в 1-му порядку дифракції. Тому заломлюючий кут призми  $\alpha_x$  повинен бути досить малим, і кутовий період інтерференційних піків  $\delta_I = (\lambda_E / d)$  для середини видимого спектрального діапазону при  $\lambda_E = 0,5461$  мкм повинен приблизно дорівнювати куту рефракції  $\theta_R$ . Звідси можна отримати значення кроку

$W_x$  такої ахроматизуючої мікропризми для функціонування її в 1-му порядку дифракції залежно від величини її призматичної дії:

$$W_x \approx d = 0,5461 / \sin^{-1} \{n_1(\lambda_E)/n_2(\lambda_E)\}. \quad (6)$$

Графік залежності (6) наведено на рис. 2 (крива 2). Враховуючи, що похибка кроку рельєфу при практичному виготовленні мікропризм зменшується з ростом кроку  $W_x$ , доцільно використовувати для ахроматизації лише мікропризми призматичною дією  $PD = 0,5-1,0\Delta$ , тому що для більших заломлюючих кутів  $\alpha_x$  величина  $W_x$  стає занадто малою для її практичної реалізації.

Для невеликого кута мікропризм  $\alpha_x$  і відповідного кута рефракції  $\theta_R$ , коли крок рельєфу дифракційної ґратки  $W_x \approx d \approx b$ , можна приблизно визначити залежність зони дифракційного хроматизму  $\Delta(\lambda_C \lambda_H)_x$  такої призми від кроку  $W_x$ : для 1-го порядку дифракції:

$$\Delta(\lambda_C \lambda_H)_D = (\varphi_{IC} - \varphi_{IH}) = \sin^{-1}(\lambda_C/W_x) - \sin^{-1}(\lambda_H/W_x). \quad (7)$$

Залежність величини  $\Delta(\lambda_C \lambda_H)_x$ , розраховану згідно (7), наведено на рис. 3. Дійсно, для 1-го порядку дифракційної ґратки при кроках рельєфу  $W > 10$  мкм, які неважко реалізувати на практиці, можливо повністю скомпенсувати дисперсійний хроматизм величиною до 2-х кутових градусів.

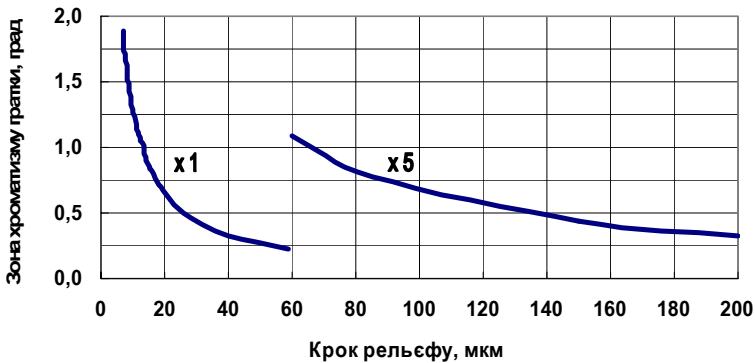


Рис. 3. Величина зони дифракційного хроматизму антixроматичної призми залежно від кроку рельєфу

Прирівнюючи вирази (2) та (7), можна отримати приблизну залежність кроку рельєфу  $W_x$  дифракційної ґратки від заломлюючого кута  $\alpha_p$  та величини призматичної дії  $PD$  рефракційної призми, хроматизм якої необхідно скомпенсувати. Для призми з поліметилметакри-

лату ( $n_e = 1,491$ ), що знаходиться в повітрі ( $n_2 = 1,0$ ), для видимого діапазону можна отримати, що  $W_x \approx 10,3 (\sin \alpha_p)^{-1}$ . Графік цієї залежності наведено на рис. 4 (крива 1). Для порівняння також наведено результати точних розрахунків величини  $W_x$  (крива 2) А.С. Лапчука [4]. Для мікропризм призматичною дією  $PD < \approx 30\Delta$  обидва результати практично співпадають.

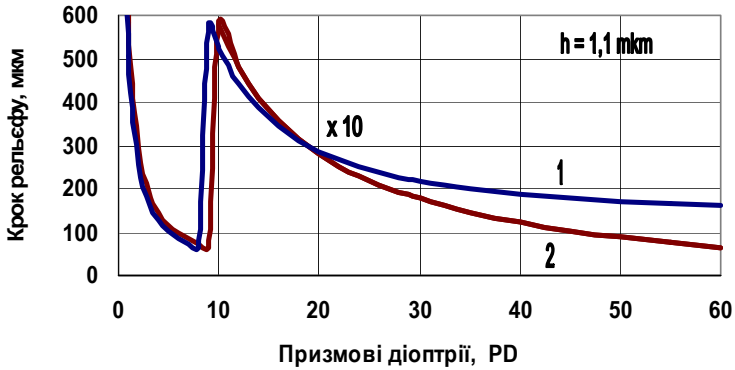


Рис. 4. Розрахунковий крок  $W_x$  рельєфу ахроматичної мікропризми

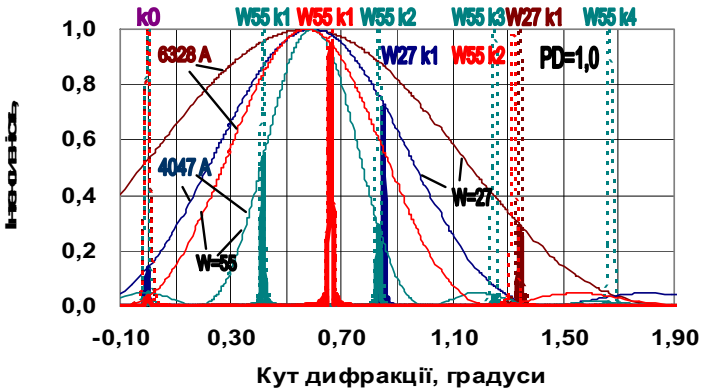
Задача точних розрахунків ахроматизуючих пристроїв полягає в пошуку таких оптимальних параметрів мікропризмової дифракційної ґратки, перш за все кроку рельєфу  $W$ , глибини рельєфу  $H$  та кута призми  $\alpha_p$ , для яких зона дифракційного хроматизму  $\Delta(\lambda_c \lambda_H)_x$  для діапазону ( $\lambda_c = 0,6328$  мкм) – ( $\lambda_H = 0,4047$  мкм) дорівнює зоні дисперсійного хроматизму  $\Delta(\lambda_1 \lambda_2)_p$  рефракційної призми. В цьому і полягає механізм компенсації хроматизму [3].

Розглянемо детальніше процес формування інтерференційних максимумів у більш наглядному вигляді та конкретизуємо кутові параметри таких структур.

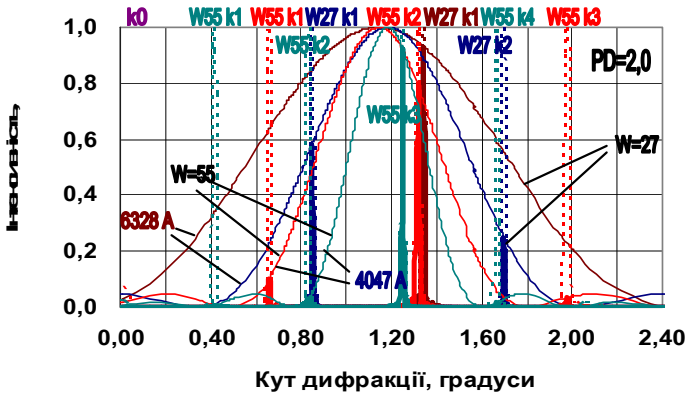
На рис. 5,а наведено розраховані згідно (3)–(5) дифракційні характеристики для запропонованої раніше [4] оптимальної ахроматизуючої мікропризми силою  $PD = 1,0\Delta$  для різних кроків рельєфу  $W$ . Так, для кроку  $W = 27$  мкм у зоні дифракційного максимуму реалізується максимум інтенсивності 1-го порядку при куті дифракції  $\varphi_{11} = 1,343^\circ$  (червоний пік  $W27k1$ ), який при зменшенні довжини хвилі до  $\lambda = 0,4047$  мкм трансформується в один пік інтенсивності також 1-го порядку при куті  $\varphi_{12} = 0,849^\circ$  (синій пік  $W27k1$ ), тобто різниця  $\varphi_{11} - \varphi_{12} = \Delta_D = 0,494^\circ$ . Таким чином, при використанні такої ґратки відбудеться



практично повна компенсація дисперсійного хроматизму  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_p$  для мікропризми  $PD = 16,0\Delta$ , для якої згідно (6) величина  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_p = 0,461^\circ$ .



а)



б)

Рис. 5. Розміщення інтерференційних максимумів для призм  $PD = 1,0 \div 2,0\Delta$

У той же час, для мікропризми  $PD = 1,0\Delta$  з кроком  $W = 55$  мкм для  $\lambda = 0,6328$  мкм реалізується також один інтерференційний максимум інтенсивності 1-го порядку при куті дифракції  $\varphi_{11} = 0,659^\circ$  (рис. 5,а, червоний пік  $W55k1$ ), який зі зменшенням довжини хвилі до  $\lambda = 0,4047$  мкм трансформується в два сині піки інтенсивності при кутах  $\varphi_{11} = 0,417^\circ$  пік (1-й порядок ґратки  $W55k1$ ) та  $\varphi_{12} = 0,833^\circ$  (2-й

порядок  $W55k2$ ). Таким чином, при цьому кроці рельєфу зі зменшенням довжини хвилі не відбувається ахроматизуючої дії.

Для також оптимальної за попередніми розрахунками призми  $PD = 2,0\Delta$  з кроком  $W = 27$  мкм та  $55$  мкм схема розміщення інтерференційних максимумів у червоній ( $\lambda = 0,6328$  мкм) та синій ( $\lambda = 0,4047$  мкм) зонах зображена на рис. 5,б. Для цієї призми також для кроку  $W = 27$  мкм відбувається трансформація одного червоного піка  $W27k1$  в два синіх, тобто інтерференційна картина просто розширюється в межах одного дифракційного максимуму при куті  $\theta_R = 1,12^\circ$ , і ахроматичної дії не відбувається.

Для  $PD = 2,0\Delta$  з кроком  $W = 55$  мкм перерозподіл інтенсивності по спектру відбувається в напрямку від червоної зони спектра в синю, але всього на  $0,2$  градуси (рис. 5,б, червоний пік  $W55k2$  та синій пік  $W55k3$ ), що достатньо для повної компенсації хроматизму лише призми  $PD = 7,0\Delta$ , для якої  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_p = 0,198^\circ$ .

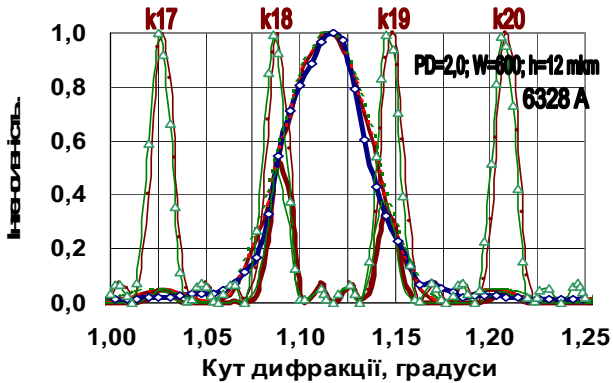
Таким чином, для створення ахроматизуючих пристроїв необхідно, щоб у межах центрального дифракційного максимуму, який знаходиться при куті рефракції  $\theta_R$ , знаходився лише один інтерференційний максимум певної довжини хвилі  $\lambda$ , і при зменшенні  $\lambda$  в зону максимуму не переміщувалися максимумами вищих порядків. У нашому випадку для невеликих кутів  $\alpha_x$ , величини  $d \approx b$ , і в зоні головного дифракційного максимуму дійсно знаходиться лише один інтенсивний інтерференційний максимум для будь-якого кроку рельєфу  $W$ , тому можна очікувати ахроматизуючої дії таких мікропризм.

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ

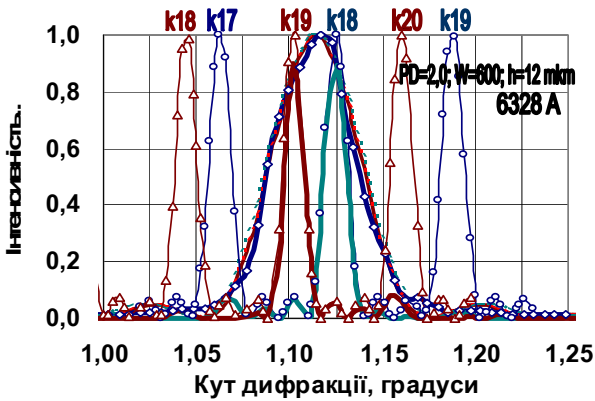
За допомогою газового лазера з довжиною хвилі  $\lambda = 0,6328$  мкм було досліджено декілька зразків виготовлених з поліметилметакрилату мікропризмових елементів призматичною дією  $PD = 1,0\Delta$  з кроком  $W = 48$  та  $55$  мкм та  $PD = 2,0\Delta$  з кроком  $W = 23$  та  $27$  мкм, а також стандартні призми з діагностичного набору КК-42 [2] з кроком рельєфу  $W = 600$  мкм такої ж призматичної дії. При цьому діаметр променя лазера встановлювався  $D_L \approx 2,5 \div 3,0$  мм, тобто практично ідентичним значенню  $D_R \approx 2,4$  мм, яке використовувалося при розрахунках.

Експериментально визначені кути  $\varphi_D$  головного дифракційного максимуму для всіх досліджених кроків рельєфу та призматичних дій мікропризм точно відповідають куту рефракції  $\theta_R$ . Кути інтерференційних максимумів  $\varphi_{Ik}$  залежать від кроку рельєфу  $W$  і відповідають значенням  $\varphi_{Ik} = k(\lambda/d)$ ,  $k = 0, 1, 2, 3, \dots$  Для прикладу на рис. 6,а наведено експериментально отримані дані для мікропризми  $PD = 2,0\Delta$  з кроком рельєфу  $W = 600$  мкм (ромби), а також розрахований для довжини

хвилі  $\lambda = 0,6328$  мкм розподіл інтенсивності в зоні 1-го дифракційного максимуму з кутом  $\varphi_D = 1,12^\circ$  (суцільна лінія).



а)



б)

Рис. 6. Розподіл інтенсивності для мікропризми  $PD = 2,0\Delta$  з кроком  $W = 600$  мкм

Відмітимо, що дані збігаються лише для дифракційного розподілу. Два розрахункові інтерференційні максимуми для кутів  $\varphi_{18} = 1,097^\circ$  (18-й порядок ґратки) та  $\varphi_{19} = 1,157^\circ$  (19-й порядок) при експериментальному дослідженні не спостерігаються.

Експериментально отриманий розподіл інтенсивності для призми аналогічної дії  $PD = 2,0\Delta$  з кроком  $W = 27$  мкм виглядає зовсім інакше (рис. 7, ромби). Для порівняння на рис. 7 наведено також експериментальні дані для призми  $PD = 2,0\Delta$  з кроком рельєфу  $W = 600$  мкм (кружки) та теоретична дифракційна крива (суцільна лінія). Розрахункові та експериментальні дані співпадають лише щодо зони концентрації інтерференційних максимумів, положення яких точно відповідає дифракційній кривій. Точно співпадають з кутом рефракції  $\theta_R = 1,12^\circ$  також експериментально отримані кути  $\varphi_D = 1,12^\circ$  дифракційних максимумів для призм з кроком  $W = 27$  та  $600$  мкм. Це безумовно свідчить про незмінність кута заломлення мікропризм  $\alpha_x$ . Навішширини контурів різняться в  $\approx 20$  разів, тобто пропорційно крокам рельєфу  $W$ , що теж повністю відповідає теорії дифракції [6]. Однак не спостерігається формування одного інтерференційного максимуму в зоні головного дифракційного максимуму для кута  $\varphi_D = 1,343^\circ$  (рис. 7), як це прогнозує теорія.

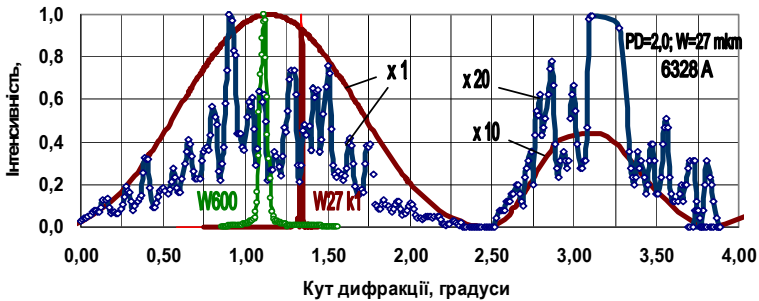
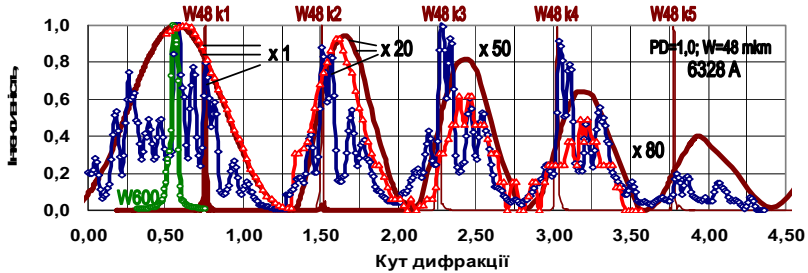


Рис. 7. Експериментальні дані для мікропризми  $PD = 2,0\Delta$  з кроком  $W = 27$  мкм

Повністю аналогічний розподіл спостерігається при експериментальному дослідженні мікропризми дією  $PD = 1,0\Delta$  з кроком рельєфу  $W = 48$  мкм, що наведений на рис. 8 (ромби). На цьому ж рисунку наведено експериментально отриманий профіль інтенсивності для призми аналогічної дії з кроком  $W = 600$  мкм (кружки), а також розрахункову дифракційну криву для призми кроком  $W = 55$  мкм (суцільна лінія). Дифракційні максимуми 1-го, 2-го та навіть 4-го порядку ґратки повністю корелюють з розміщенням зон концентрації спостережених максимумів інтенсивності, однак замість одного інтерференційного максимуму спостерігається система багатьох розмитих максимумів.

Рис. 8. Дифракційні інтенсивності для мікропризми  $PD = 1,0\Delta$ 

Для того, щоб упевнитися, що спостережені максимуми не є звичайними похибками експерименту, для довжини хвилі  $\lambda = 0,6328$  мкм для ізольованої однієї щілини шириною  $b_1 = 55$  мкм було отримано суто дифракційний профіль розподілу інтенсивності, який також наведено на рис. 8 (трикутники). Структура експериментально отриманого дифракційного профілю точно співпадає з розрахунковим і відповідає кутам розміщення зон концентрації спостережених максимумів. Оскільки похибка вимірювання експериментальних значень інтенсивності значно менша за величини коливання інтенсивності максимумів, можна точно вважати отримані піки інтерференційними, але для ґратки зі змінними параметрами мікрорельєфу.

Наявні експериментальні дані для всіх виготовлених мікропризм свідчать про співпадіння кута рефракції  $\theta_R$  з кутом головного дифракційного максимуму  $\varphi_D$ . З іншого боку, сам метод встановлення необхідного кута нахилу та фіксації алмазного різця на станції різання гарантує незмінність його кута нахилу. Тому будемо вважати, що заломлюючий кут мікропризм  $\alpha$  в процесі формування рельєфу не змінюється. Однак ні в одному випадку не виявлено ахроматизуючої дії мікропризм.

## ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ

Основною метою роботи є встановлення причин, в силу яких не спостерігається ахроматизуюча дія для всіх досліджених мікропризм, тому перш за все було досліджено структуру поверхонь усіх виготовлених мікропризм. Аналіз мікрорельєфу за допомогою мікроскопів типу МБС-10 та фірми «Carl Zeiss» свідчить про наявність дефектів рельєфу поверхні, що виявляються перш за все, в різній його глибині  $H$ .

Для прикладу, на рис. 9 наведено зображення поверхні призми  $PD = 1,0\Delta$  кроком  $W = 55$  мкм і номінальною глибиною рельєфу  $H = 1,1$  мкм з мікроскопу МБС-10 зі збільшенням  $\times 98$ . Деякі канавки рельєфу навіть зовсім не сформовані, інші помітно глибші за сусідні. Спостерігається також коливання глибини рельєфу вздовж кожної доріжки.

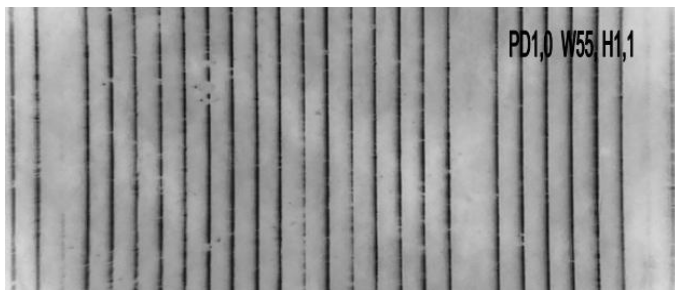


Рис. 9. Зображення реальної мікропризмової структури  $PD = 1,0\Delta$ ,  $W = 55$  мкм,  $H = 1,1$  мкм з дефектами мікрорельєфу

Профіль рельєфу цієї мікропризми  $PD = 1,0\Delta$  з кроком  $W = 55$  мкм зображений на рис. 10. Збільшення становило  $\times 98$  для мікроскопу МБС-10. Зареєстрований профіль має помітні коливання глибини рельєфу та явні нерегулярні дефекти оптичних поверхонь.

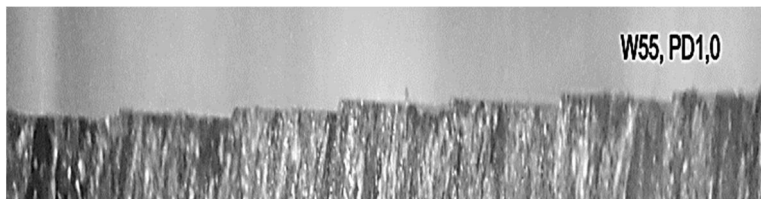


Рис. 10. Профіль рельєфу мікропризмової структури  $PD = 1,0\Delta$ ,  $W = 55$  мкм,  $H = 1,1$  мкм

Для інтерпретації експериментальних фактів можна використати модель, в якій ґратка розкладається у вигляді набору трикутників з однаковим кутом нахилу заломлюючої грані  $\alpha$ , але з різною висотою рельєфу  $H$ . Схематичне зображення такої структури наведено на рис. 11 для випадку, якщо формування мікрорельєфу з номінальним кроком  $W$  здійснюється в напрямку зліва направо.

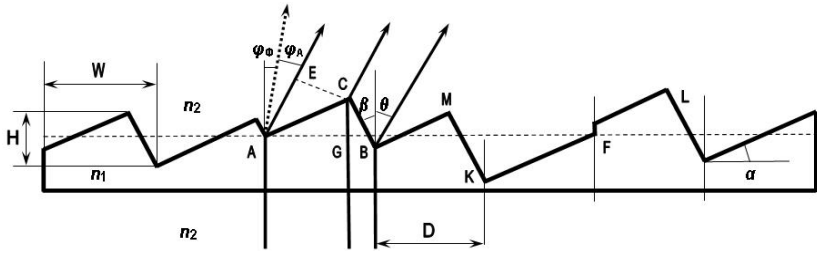


Рис. 11. Схема мікропризмової структури зі змінною глибиною рельєфу

Кут нахилу граней мікропризм  $\alpha_x$  відповідає номінальному нахилу алмазного різця, який є незмінним. Тому коливання кута рефракції  $\theta_R$  мікропризм відсутні, і внаслідок цього максимум дифракційної кривої розміщується для всіх граней при тому ж самому куті  $\varphi_D$ , який точно дорівнює куту рефракції  $\theta_R$  призми. В той же час ширина дифракційного максимуму, яка відповідає ефективному періоду ґратки  $D_i$ , є різною, тому що величина  $D_i$  залежить від глибини рельєфу і є різною для різних груп штрихів.

Горизонтальне позиціонування різця здійснюється з точністю  $\Delta_W = \pm 0,5$  мкм, і з отриманих зображень мікрорельєфу очевидно, що крок рельєфу  $W$  дійсно витримується з достатньою точністю. Для кроку  $W = 55$  мкм похибка  $(\Delta_W)/W$  не перевищує  $\approx 2\%$ , а для мікропризми з кроком  $W = 27$  мкм — не більше 7–8 %.

Однак вертикальне позиціонування різця з тією ж самою точністю  $\Delta_H = \pm 0,5$  мкм для номінальної величини  $H = 1,1$  мкм призводить до формування рельєфу, глибина якого може змінюватися від  $H_{\min} = 0,4$  мкм до  $H_{\max} = 1,6$  мкм. Унаслідок існування зворотного кута мікропризм  $\beta \approx 3^\circ$  різна глибина впливає і на ефективний період ґратки  $D_i$ , який, як свідчить аналіз зображення, також може відповідно змінюватися від  $D_{\min} = 0,5W$  до  $D_{\max} = 2,0W$ . Відмітимо, що періоду  $D_i = 3\text{--}4W$  не виявлено, тому похибка не перевищує номінальної глибини рельєфу, тобто  $\Delta H < 1,1$  мкм.

Групи штрихів з однаковим ефективним періодом  $D_i$  інтерферують один з одним, формуючи на екрані відповідні максимуми інтенсивності. Так, наприклад, для призми  $PD = 1,0\Delta$  з кроком  $W = 48$  мкм (рис. 8) спостерігаються інтерференційні максимуми від 1-го до 5-го порядку дифракції, що відповідають номінальному кроку рельєфу (рис. 11, зона AC). Однак крім того спостерігається ціла система додаткових максимумів. Для 1-го порядку дифракції, який найбільш цікавий для створення ахроматизуючих пристроїв, спостерігається макси-

мум при куті  $\varphi_{11} = 0,38^\circ$ , що відповідає подвійному кроку рельєфу  $W_{\max} \approx 1,8W = 92$  мкм (рис. 11, зона  $KL$ ), а також максимуми для кроків  $W_i = 38, 44, 54, 65, 77, 93, 137$  та  $198$  мкм (рис. 11, зони  $KF$  та  $BM$ ) з кутами інтерференції  $\varphi_{11}$  від  $0,18^\circ$  до  $0,95^\circ$ . Усереднення по всіх групах штрихів з різними кроками  $D_i$  дійсно може дати картину розподілу інтенсивності максимумів, які спостерігається експериментально і зображені на рис. 6–8.

Випадкові коливання глибини рельєфу  $\Delta_H$  можуть істотно змінювати структуру дифракційної картини навіть для великих кроків рельєфу. Так, наприклад, для кроку  $W = 600$  мкм зміна кроку до  $W = 602$  мкм не призводить до помітного зміщення інтерференційних максимумів. Такі розрахункові дані наведені на рис. 6,а (трикутники). Однак зміна глибини рельєфу ( $H + \Delta_H$ ) лише на  $\Delta_H = \pm 0,5$  мкм призводить до відповідного коливання кроку рельєфу  $\Delta_W = \pm 25$  мкм і помітного переміщення розрахункових інтерференційних максимумів  $W600k18$  з кутом  $\varphi_{18} = 1,097^\circ$ , 18-й порядок ґратки (рис. 6,б, ромби) та піка  $W600k19$  з кутом  $\varphi_{19} = 1,157^\circ$ , 19-й порядок (рис. 6,б, квадрати). Оскільки при цьому центральний дифракційний максимум, який розміщується під кутом рефракції  $\varphi_D = \theta_R = 1,12^\circ$ , практично не переміщується, усереднення по всіх 4 мікропризмах у полі зору (для  $W = 600$  мкм за умови  $(N \cdot d) \approx 2400$  величина  $N = 4$ ) може дати розподіл інтенсивності на екрані саме той, що спостерігається експериментально (рис. 6, ромби).

Причиною дефектів поверхні мікропризм є не тільки коливання кроку  $W$  та глибини рельєфу  $H$ , а й вібрації різця вздовж штрихів рельєфу в процесі різання. На рис. 12 наведено зображення поверхні досить задовільної за оптичними параметрами призми  $PD = 10,0\Delta$  з кроком  $W = 600$  мкм з номінальною глибиною рельєфу  $H = 120$  мкм. Профіль рельєфу, однак, виглядає зовсім жахливо, про оптичну якість робочих поверхонь мова не йдеться.

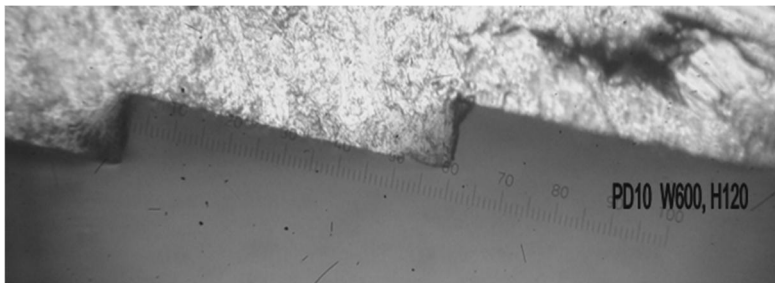


Рис. 12. Зображення поверхні мікропризми  $PD = 10,0\Delta$  кроком  $W = 600$  мкм



Експериментально виявлено також наявність різнотовщинності виготовлених мікропризмових елементів, яка складає до 35 мкм на діаметрі  $D_{np} = 30$  мм. Такий дефект впливає на процес заломлення променів і на формування просторової дифракційної картини. Зокрема, внаслідок цього не реалізуються вузькі інтерференційні максимуми, тому немає і об'єкта, який повинен переміщуватися в кутовому дифракційному просторі зі зміною довжини хвилі. Таким чином, не працює сам механізм появи ахроматизуючих властивостей мікропризм.

Відзначимо, що ахроматизуюча дія малих мікропризм базується на тому, що вже існують хроматична аберация на рефракційній призмі внаслідок різних кутів рефракції різнокольорових променів білого світла, яку необхідно скомпенсувати [6]. Якщо застосувати такий пристрій окремо, це призведе до появи також самого хроматизму, але в зворотному напрямку: синє забарвлення зорового образу станеться зі сторони вершин мікропризм, а червоне — зі сторони їхніх основ. Тому для створення ахроматичних структур для офтальмології необхідно використовувати саме подвійні мікропризми: рефракційну — для необхідної рефракції променів, та дифракційну — для точної компенсації її хроматизму.

Також відзначимо, що промені світла в зазначеній рефракційно-дифракційній мікропризмовій структурі падають на дифракційну ґратку не перпендикулярно до її утворюючої поверхні, як це розглянуто в роботі, а під певними кутами, які задаються рефракційною призмою. В офтальмологічних компенсаторах косоокості обидві мікропризми розміщуються рельєфами назустріч один одному для створення захищеної від зовнішніх впливів герметичної структури, тому в розрахунках необхідно врахувати падіння променів на малу мікропризму зі сторони рельєфу під вхідними кутами, різними для різних довжин хвиль. Зазначене вище істотно не впливає на отримані принципи результати, але необхідні більш докладні розрахунки кутових параметрів таких подвійних мікропризм, які в подальшому будуть нами виконані.

Автор висловлює глибоку подяку співробітникам ІПРІ НАН України А.С. Лапчуку, В.М. Христіну та О.О. Токаліну за обговорення отриманих результатів і корисні дискусії з проблеми хроматизму білого світла.

## ВИСНОВКИ

1. Розраховано дифракційно-рефракційні характеристики мікропризм, які дозволяють визначити оптимальні кроки рельєфу при зада-

ній призматичній дії призм для створення ефективних ахроматичних пристроїв.

2. Експериментально досліджено структуру виготовлених в ІПРІ НАН України ахроматизуючих мікропризм. Встановлено, що кути заломлення виготовлених пристроїв витримується з достатньою точністю, а ахроматизуючі властивості мікропризм відсутні внаслідок дефектів рельєфу, які проявляються, перш за все, в різній його висоті, а також у наявності коливань глибини вздовж канавок рельєфу.

3. Для створення ефективних ахроматизуючих мікропризм необхідно:

— при формуванні мікрорельєфу забезпечити точність вертикального позиціонування алмазного різця не гірше 0,1 мкм, оптимальні величини становлять 50–70 нм;

— модернізувати відповідним чином станцію термопресування для забезпечення різнотовщинності мікропризмових виробів не гірше 3–5 мкм.

4. Модернізація станції нарізки та термопресування ІПРІ НАН України дозволить не тільки створити ефективні ахроматичні офтальмологічні пристрої, а й значно підвищити оптичну якість існуючих призмових компенсаторів косоюкості та діагностичних лінійок.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. *Борн М.* Основы оптики / М. Борн, С. Вольф. — М.: Наука, 1973. — 720 с.

2. *Петров В.В.* Хроматизм світла, дифракція та гострота зору в мікропризмових лінзах Френеля / В.В.Петров, Є.Є.Антонов, С.М.Шанойло // *Ресстрація, зберігання і оброб. даних.* — 2010. — Т. 12, № 1. — С. 49–54.

3. US Patent 6,934,084, MKI G 02 B 5/18. Thinner, Lighter and Lower Abberation Prisms for Ophthalmic Applications / Ranjana Pandya; Заявл. 02.07.2002; Опубл. 23.08.2005.

4. *Петров В.В.* Шляхи поліпшення оптичних характеристик мікропризмових структур / В.В. Петров, Є.Є. Антонов, С.М. Шанойло, А.С. Лапчук // *Ресстрація, зберігання і оброб. даних.* — 2010. — Т. 12, № 2. — С. 25–33.

5. *Palik E.D.* Handbook of Optical Constants of Solids / E.D.Palik. — Academic Press, San Diego, 1998.

6. *Loewen E.* Diffraction Grating Handbook, 6th Edition / E.Loewen. — Newport Corporation, 2005. — 269 p.

В. Б. Мелліна

## **АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ВПЛИВУ МОДИФІКОВАНИХ ПРИЗМ ФРЕНЕЛЯ НА БІНОКУЛЯРНІ ФУНКЦІЇ ТА СТЕРЕОСКОПІЧНИЙ ЗІР У ДІТЕЙ**

*Український науково-медичний молодіжний журнал.  
2015. Т. 1, вип. 86. С. 52–57*

**Резюме.** Призматичні лінзи використовуються у офтальмології для лікування порушень бінокулярних функцій уже понад 100 років. У 1970 році у США була відтворена лінза Френеля компанії «3М» («Press-On™Prism») з гнучкого мембранного матеріалу полівінілхлориду. Але в нашій країні використання «Press-On™ Prism2 було обмеженим за рахунок великої вартості закупівлі. З 2006 року, в Україні представлено нову модифіковану призму Френеля виготовлену з поліметилметакрилату. Метою роботи є вивчення впливу модифікованих призм Френеля на бінокулярні функції та стереоскопічний зір у дітей. В обстеженні взяли участь діти віком від 5-ти до 17-ти років з нормальними бінокулярними функціями та повним стереопсисом. Загальна кількість пацієнтів 100 чоловік з них 44 хлопчиків та 56 дівчат. В дослідженні тестувались мікропризми номіналом  $\Delta 5$ ,  $\Delta 10$ ,  $\Delta 14$ ,  $\Delta 18$ ,  $\Delta 20$ ,  $\Delta 24$ ,  $\Delta 28$ ,  $\Delta 30$ . Мікропризми однакової сили встановлювались на одне око основою лінзи дозовні а на парне-основою лінзи всередину. Поверх призм встановлювали червоно-зелені скельця з набору скелець. Результати обстеження вказують, що модифіковані призми Френеля номіналом  $\Delta 5$ ;  $\Delta 10$ ;  $\Delta 14$ ;  $\Delta 18$ ;  $\Delta 20$  не мають впливу на бінокулярність на відміну від  $\Delta 24$ ,  $\Delta 28$  та  $\Delta 30$ . Впливаючи на фузію, призми великої сили викликають феномен диплопії і в деяких випадках призводять до переходу від бінокулярного до одночасного зору. Також, модифіковані призми більшої сили менше впливають на стереоскопічний зір, на відміну від мембранних призм «Press-On™ Prism».

### **АКТУАЛЬНІСТЬ**

Бінокулярний зір — це поєднана діяльність сенсорної та моторної системи обох очей, яка забезпечує одночасно спрямованість зорових вісей на об'єкт фіксації, злиття монокулярних зображень цього об'єкта в єдиний зоровий образ [1–3, 5, 9, 13].

При співдружній косоокості внаслідок відхилення зорової вісі одного із очей від об'єкта фіксації зображення другого ока проєктується на ідентичні ділянки сітківки, що викликає тенденцію до двоїння. Завдяки сповільненню зорових відчуттів, ока котре скошує, це двоїння, як правило, зникає і в полі зору виникає зоровий образ тільки фіксуючого ока. Тому при косоокості, в умовах вільного простору, взагалі не неможливо говорити про бінокулярну локалізацію напрямку. Кінцевим результатом лікування такої складної патології, як косоокість, являється не тільки усунення косметичного дефекту а й вироблення нормальних сенсорних функцій зорового апарату.

Призматичні лінзи [6, 7, 15] використовуються у офтальмології для лікування косоокості та порушень бінокулярних функцій уже понад 100 років. В світі існує декілька варіантів наборів традиційних офтальмологічних монопризм, виготовлених із скла чи акрилу. Один з таких наборів скляних призм високої якості виготовлюється в США, ФРН та Канаді, його вид представлено на Мал.1. Сила призм в наборі, складає 0,5; 1,0; 2,0; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0; 7,0; 8,0; 9,0; 10,0; 15,0; 20,0; 25,0; 30,0; 35,0; 40,0; 45,0 і 50,0 призмових діоптрій ( $\Delta$ ).

Такі призми можна використовувати лише з діагностичної цілі для визначення кута косоокості та дозування хірургічного втручання. Використовувати в терапевтичних цілях їх неможливо так, як вони мають велику вагу та розміри і не можуть монтуватись в окулярну оправу.

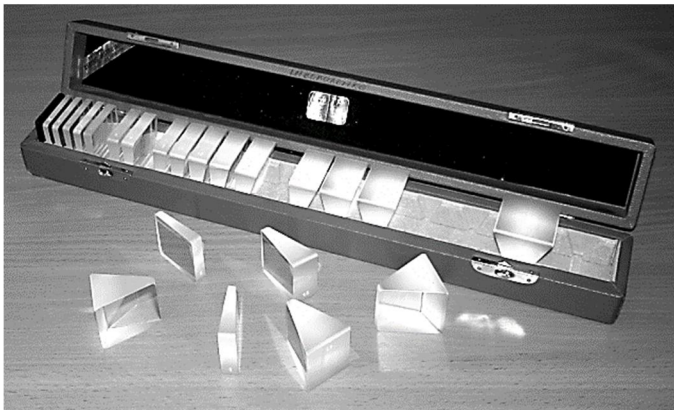


Рис. 1. Стандартний набір скляних призм [20]  
(країна виробник — Канада)

Продовж довготривалого часу вдосконалювалась методика та технологія виготовлення найбільш адаптованої призми для ортоптичного лікування пацієнтів з порушеннями бінокулярного зору. Так у середині 1960 років було відлито першу офтальмологічну лінзу Френеля з акрилової пластмаси відому, як тверду рельєфну лінзу («wafer»). Вона була набагато тоншою і легшою від традиційної лінзи. Це дозволило встановлювати таку призму в пробну окулярну оправу та використовувати для діагностування кута косоокості і порушень бінокулярного зору, але кріпити до звичайних корегуючих окулярів так і не вдалось за рахунок нестикування плоскої поверхні призми з викривленою поверхнею рефракційних лінз. Крім того негативним явищем був і косметичний аспект. Шаг рельєфу був достатньо великим і неестетичним. Тому «wafer» використовувались лише в лабораторних умовах (рис. 2).

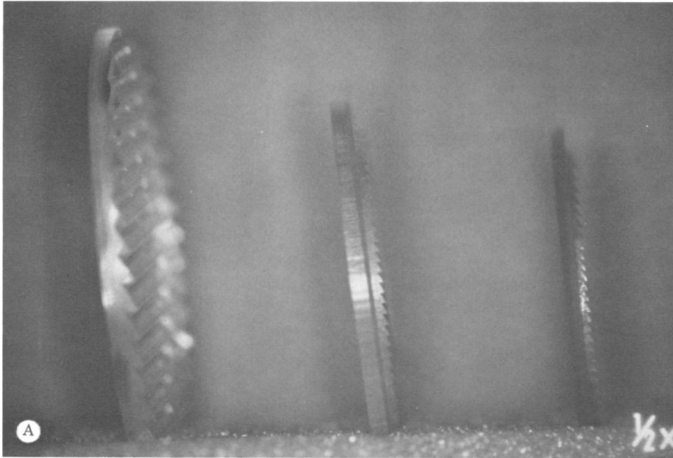


Рис. 2. Зліва направо, рельєфна «wafer» призма Френеля, нова тверда «hard» призма Френеля та мембранна призма Френеля «Press-OnTMPrism» приклеєна на пластик

У 1970 році у США [15] була відтворена та впроваджена в офтальмології лінза Френеля компанії «ЗМ» моделі «Press-On™Prism» з гнучкого мембранного матеріалу полівінілхлориду. Такі лінзи набули широкого використання в офтальмологічній практиці (див. рис. 3а).

Зазначені витончені еластичні мікропризми легко можна було вирізати точно по формі окулярної лінзи та фіксувати безпосередньо на поверхні окулярів, шляхом занурення її в воду та притисненням гладкою поверхнею до внутрішньої поверхні окулярних лінз. На

рис. 3а показана така мікропризма, а на рис. 3б — окуляри з фіксуючою мікропризмою «Press-On™Prism».

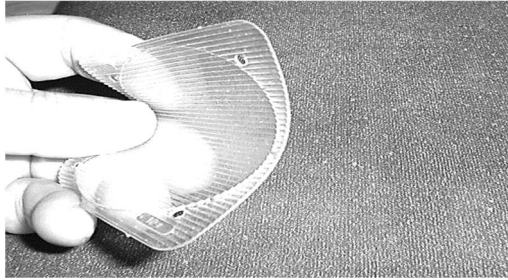


Рис. 3а. Гнучка мікропризма «Press-On™Prism»



Рис. 3б. Окуляри з мікропризмою «Press-On™Prism»

Призматична корекція такими мембранними плівками призначалась для усунення кута косоокості (ортотропії) при співдружній косоокості та для відновлення біфовеолярного злиття, шляхом пролонгованого диплопто-ортоптичного лікування. Та ці мікропризми мали ряд недолік, які описували автори [6–8, 14, 15]. Паралельно через незначний період часу в США було виготовлено пробний набір тонких лінз Френеля зроблених з твердого пластику, які назвали новими твердими «hard» лінзами Френеля. На відміну від рельєфної «wafer» вони були менші за розмірами та з більш естетичним рельєфом, подібним до мікропризм типу «Press-On™Prism» (див. рис. 4).

S. Veronneau Troutman [15] з Нью-Йорського Медичного університету провела дослідження впливу призм на гостроту зору, стереопсис та бінокулярні функції у 25 пацієнтів віком від 6 до 39 років, які мали гостроту зору  $V_s = 20/20$ , за тестовою таблицею Снеллена без корекції та порівняла між собою результати різних видів призм — це

традиційні монопрізми, мембранні мікропрізми Френеля «Press-Op™Prism», тверді «wafer» чи рельєфні призми Френеля та нові тверді «hard» призми Френеля. Автором було встановлено, що мембранні френелевські мікропрізми більшої сили (з  $\Delta 14$  до  $\Delta 30$ ) в порівнянні з іншими суттєво занижували зорові показники і негативно впливали на бінокулярні функції. Тому для призмoterapiї бінокулярних порушень було б доцільно використовувати нові тверді мікропрізми Френеля але наразі вони були наявні лише у пробному наборі.

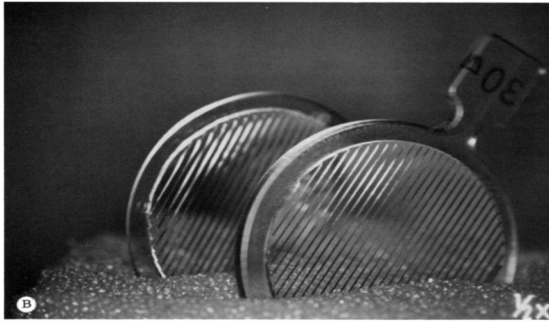


Рис. 4. Нові тверді «hard» мікропрізми Френеля

В нашій країні використання мембранних призм «Press-Op™Prism» не набуло широкого використання за рахунок великої вартості закупівлі їх з-за кордону. Лише з 2006 року завдяки винаходу вітчизняних науковців в Україні [10] впроваджено в офтальмологічну практику нову модифіковану призму Френеля (ІПРІ НАН України, набір *KK-42* — патенти України на корисну модель № 18152 від 16.10.2006 р. та № 25549 від 10.08.2007 р.)

Конструктивно модифікований призмний елемент Френеля складається з плоскої жорсткої пластинки з прозорої оптичної пластмаси (поліметилметакрилату), на одну сторону якої нанесено відповідний мікрорельєф. Поверх рельєфу розташовується спеціальна захисна пластинка із полікарбонату товщиною 0,6 мм, яка захищає мікрорельєф від механічних пошкоджень в процесі експлуатації [4].

Оскільки рельєф знаходиться всередині оптичного компенсатора і не контактує з навколишнім середовищем, забезпечена повна герметичність мікропризмних елементів, мікрорельєф не піддається зовнішнім забрудненням навколишнього середовища і оптичним аберациям за рахунок цього. Пластинка з мікрорельєфом встановлена в спеціальний корпус круглої форми з лінзо-тримачем, на якому маркування напрямку та сили призматичної дії.

Форма та товщина компенсатора відповідає конструктивним особливостям пробної офтальмологічної оправки. Пластинка з мікрорельєфом та захисне скло щільно з'єднуються з корпусом за допомогою ультразвукової зварки чи термічної вальцовки. Саме такий діагностичний набір мікропризмових оптичних компенсаторів *КК-42* запатентовано в Україні [12] (див. рис. 5).

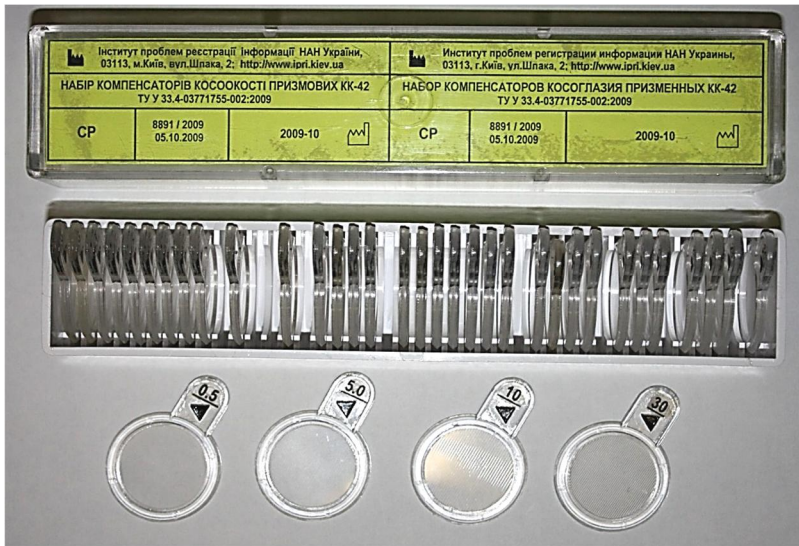


Рис. 5. Загальний вигляд оптичного компенсатора з набору КК-42

Діагностичний набір призмових оптичних компенсаторів косоюкості *КК-42* складається з 42 мікропризмових елементів (по 21 елементу на кожне око), призматична дія яких має значення від 0,5 до 30,0  $\Delta$ . В діапазоні дії 1,0 — 10,0  $\Delta$  дискретний шаг складає 1,0  $\Delta$ , в діапазоні від 10,0 до 30,0  $\Delta$  шаг збільшено до 2,0  $\Delta$ .

За рахунок появи вітчизняних модифікованих призм Френеля, у офтальмохірургів України з'явилась можливість підвищити точність виміру величини кута косоюкості, що дозволяє більш точно та об'єктивно дозувати ступінь хірургічного втручання на окоорухових м'язах з ціллю його усунення [12].

Від іноземних колег було відомо про метод використання подібних призм в лінзах окулярів і відповідно відповідний пристрій для корекції порушень бінокулярного зору [4]. Призма встановлювалась в стандартну рефракційну лінзу для одного із скла окулярів, яка відхи-



ляла промінь в напрямку втрати поля зору. Недоліком цього пристрою являлось те, що лінза призматичної дії виготовлена із скла і мала значну товщину та вагу, що викликало великі незручності при використанні таких комбінованих окулярів. Також мало місце спотворення зображення об'єктів, які спостерігав пацієнт, за рахунок хроматичного розсіювання світла всередині призмових окулярів.

В 2009 році вітчизняним науковцям вдалось виготовити комбіновані лінзи [11] (призматичні, сферо-призматичні та сферо-циліндро-призматичні), які встановлюються в звичайну окулярну оправу (рис. 6).



Рис. 6. Окуляри з комбінованими сферо-призматичними лінзами.

Призматичний елемент в таких окулярах з'єднується з вогнутою поверхнею пластикової рефракційної лінзи таким чином, що мікрорельєф залишається всередині і не контактує безпосередньо ні з зовнішнім середовищем, ні з поверхнею рефракційної лінзи. Метою робіт є визначення впливу модифікованих призм Френеля на бінокулярні функції та стереоскопічний зір у дітей.

## МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

В дослідженні взяли участь діти віком від 5-ти до 17 років з нормальним бінокулярним зором. Загальна кількість пацієнтів становила 100 осіб: з них 44 хлопчика та 56 дівчат. У всіх дітей був 100 % зір вдалину на обох очах. Перед обстеженням кожному пацієнту проведено рефрактометрію (у всіх дітей була гіперметропія слабого ступеню), визначено гостроту зору вдалину за кільцями Ландольта, бінокулярні функції з 5-ти метрів на кольоротесті, фузійну здатність за допомогою синоптофору (у всіх дітей ширина фузії була нормальною і становила 10–35 градусів) та стереоскопічний зір за допомогою тесту

*Titmus*. У всіх пацієнтів за стереоскопічним тестом визначалась нормальна гострота стереозору і в середньому складала 60–80 кутових секунд.

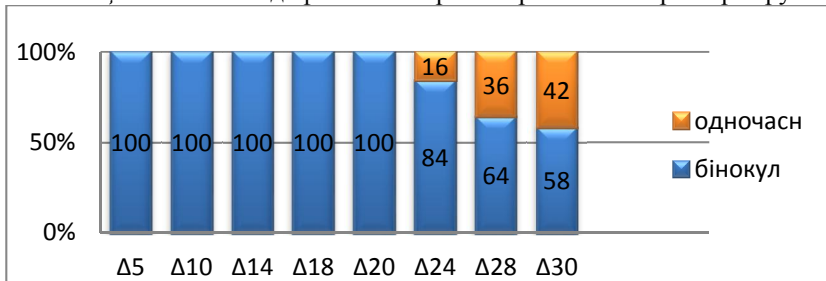
В пробну окулярну оправу, перед кожним оком, встановлювались дві мікропризми однакової сили на одне око основою лінзи дозовні а на парне — основою лінзи всередину. Поверх мікропризм встановлювались червоно-зелені скельця з стандартного набору пробних окулярних лінз. В дослідженні тестувались мікропризми силою  $\Delta 5$ ,  $\Delta 10$ ,  $\Delta 14$ ,  $\Delta 18$ ,  $\Delta 20$ ,  $\Delta 24$ ,  $\Delta 28$ ,  $\Delta 30$ . Перевірку бінокулярних функцій починали з призми меншої сили з поступовим збільшенням.

Для визначення впливу модифікованих призм Френеля на стереоскопічний зір в дослідженні взяли участь 30 дітей, які мали повний стереопсис (40 кутових сек.). В такій же послідовності, як із кольоро-тестом, виконувалось тестування мікропризм за допомогою тесту *Titmus* з близької відстані (30 см), тільки поверх призм дітям були одягнуті окуляри *Polaroid*.

## РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ.

Мікропризми силою від 5 призмових діоптрій ( $\Delta$ ) до 20  $\Delta$  не мали впливу на бінокулярні функції. Перехід від бінокулярного зору до одночасного частково почав виникати з  $\Delta 24$ . Загалом зі спареною  $\Delta 24$  бінокулярні функції зберегли 84 дітей (84 %) а у 16 дітей (16 %) виник одночасний зір. З  $\Delta 28$  одночасний зір демонстрували 36 дітей (36 %) а бінокулярні функції залишились у 64 пацієнтів (64 %). Зі спареною  $\Delta 30$  бінокулярний зір утримували 58 дітей (58 %) а одночасний зір отримали 42 дітей (42 %) (Таблиця 1).

Таблиця 1. Вплив модифікованих призм Френеля на характер зору



Після аналізу отриманих результатів, ми порівняли показники з літературними даними зарубіжних колег та отримали кращий результат впливу на бінокулярний зір саме наших вітчизняних мікропризм.

Так, за даними Вероні-Троутман [15], спарена  $\Delta 30$  («Press-On™Prism») у пацієнтів з гострою зору 1,0, показала порушення злиття у 88 % суб'єктів на відміну від аналогічної сили модифікованої призми Френеля з набору КК-42, де порушення бінокулярності відбулось лише у 42 % дітей, та на відміну від традиційної монопризми  $\Delta 30$  де порушення злиття виникло у 52 % пацієнтів (Таблиця 2).

Таблиця 2. Порівняння впливу різних видів призм на бінокулярні функції

«Press-On™Prism»*		Традиційні монопризми*		КК-42	
$\Delta$	%	$\Delta$	%	$\Delta$	%
30	88	30	52	30	42
25	80	25	20	28	36
20	64	20	16	24	16
15	28	15	8	20	0
12	24	12	4	18	0
10	16	10	4	14	0
8	16	8	0	10	0
5	16	5	0	5	0

\*За даними S. Veronneau Troutman [15]

Аналогічний вплив мікропризми мали і на стереоскопічний зір. При дослідженні стереоскопічного зору лише спарена модифікована мікропризма силою  $5\Delta$  не порушила повного стереопсису (40 кутових секунд) у всіх дітей. З спареною модифікованою мікропризмою силою  $10\Delta$  повний стереопсис спостерігався у 82 % дітей, на відміну від літературних даних (S. Veronneau Troutman), де з мембранною призмою силою  $12\Delta$  типу «Press-On™Prism» повний стереоскопічний зір залишився лише у 32 %.

Починаючи з  $\Delta 14$  відмічалось поступове зменшення показників на один із тестуючих об'єктів тесту з кільцями. Так з максимальною спареною  $\Delta 30$  у всіх дітей визначалось порушення повного стереопсису та середній показник стереоскопічного зору склав 180 кутових секунд.

## ВИСНОВКИ

1. Модифіковані призми Френеля номіналом  $\Delta 5$ ;  $\Delta 10$ ;  $\Delta 14$ ;  $\Delta 18$ ;  $\Delta 20$  не мають впливу на бінокулярність, тому їх можна використовувати в офтальмології для лікування пацієнтів з порушеннями бінокулярних функцій.

2. Мікропризми номіналом  $\Delta 24$ ,  $\Delta 28$  та  $\Delta 30$  мають вплив на бінокулярні функції. Впливаючи на фузію, призми великої сили викликають феномен диплопії і в деяких випадках призводять до переходу від бінокулярного до одночасного зору.

3. Модифіковані призми Френеля більшої сили менше порушують повний стереоскопічний зір, на відміну від мембранних призм «Press-On™Prism».

#### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ:

1. Аветисов Э.С. Содружественное косоглазие / Аветисов Э.С. — М.: Медицина, 1977. — 312 с.

2. Аветисов Э.С. Диплоптическое лечение косоглазия: метод. Рекомендации / сост.: Аветисов Э.С., Кашенко Т. П., Тарасцев М. М., Дашян С. Б. — М., 1987. — 20 с.

3. Кашенко Т.П. Использование призм для развития фузии и бинокулярного зрения // I итоговая научно-практ. конф. офтальмологов г. Москвы: матер, конф. — М., 1965. — С. 192–194.

4. Антонов Е.Е. Микропризмы: оптические параметры и контроль/ Антонов Е.Е., Крючин А.А., Минглей Фу, Петров В.В., Шанойло С.М., Цзы Чунь Ле.-Национальная академия наук Украины, Институт проблем регистрации информации. Киев, 2014. — С. 52–64, С. 142–146.

5. Дымшиц Л.А. Основы офтальмологии детского возраста / Л.А. Дымшиц. — Ленинградское отделение., Медицина, 1970 — 451 с.

6. Кашенко Т.П. Метод коррекции зрения с помощью эластичных Френелевских призм / Кашенко Т.П., Чернышева С.Г., Розенблюм Ю.З., Петренко А.Е., Капранова А.С. // Методические рекомендации. — М., 1999. — Московский научно-исследовательский институт глазных болезней им. Гельмгольца. — С. 22.

7. Кашенко Т.П. Применение призматических линз в офтальмологии / Кашенко Т.П., Чернышова С.Г., Розенблюм Ю.З. и др. // Вестник оптометрии. — 2005. — № 1. — С. 22–25.

8. Клюка И. В. Эффективность ортопто-хирурга-ортоптического лечения содружественного неаккомодационного косоглазия с малым углом отклонения / Клюка И. В., Сердюченко В. И. // Тез. докл. первой Всесоюз. конф. по вопросам детской офтальмологии, 21–23 апр. 1976 г. — М., 1976. — Ч. 2. — С. 217–218.

9. Розенблюм Ю.З. Оптометрия / Ю.З. Розенблюм. — М., Медицина, 1991. — С. 35–37, С. 42–43, С. 97.

10. Патент 25549 України, А61В 3/08. Пристрій для діагностики косоокутості: Петров В.В., Сергієнко М.М., Риков С.О., Шанойло С.М., Шевколенко М.В., Крючин А.А., Антонов Є.Є.; ІПРІ НАН України. —u200704035, Заявл. 12.04.2007, Опубл. 10.08.2007, Бюл. № 12.

11. Патент 46750 України, А61В 3/08. Мікропризмозна лінза комбінованої дії. Петров В.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сергієнко М.М., Антонов Є.Є.,

Мелліна В.Б., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. ППІ НАН України. — u200904525. Заявл. 07.05.2009; Опубл. 11.01.2010, Бюл. № 2.

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

13. Хьюбел Д. Глаз, мозг, зрение / Д. Хьюбел. — М.: Мир, 1990. — С. 152–160.

14. Fells P. A New Therapeutic Device / P.Fells // First Congress of the Int. Strabismological Association, London. — 1971. — P. 183–189.

15. 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.

В. В. Петров, Є Є. Антонов, А. А. Крючин, С. М. Шанойло

## **ОПТИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТРАДИЦИОННЫХ ЭЛАСТИЧНЫХ И НОВЫХ ЖЕСТКИХ МИКРОПРИЗМ ФРЕНЕЛЯ**

*Реєстрація, зберігання і обробка даних, 2015. Т. 17, № 1. С. 3–15.*

*DOI: 10.35681/1560-9189.2015.17.1.100302*

***Аннотация.** 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 с разрешения изображений.*

***Ключевые слова:** микропризменный элемент, тестовая итриховая 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 «3М» (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.

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 мир [5], которая установлена ГОСТ 15114–78, приведена на рис. 1.

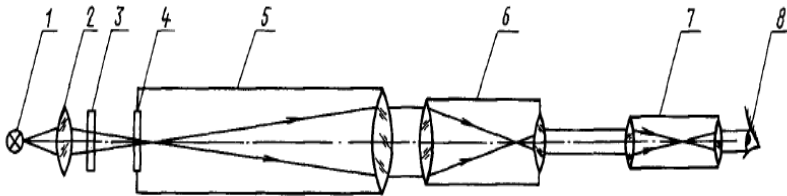


Рис. 1. Схема типовых измерений разрешающей способности оптических объектов согласно ГОСТ 15114–78: 1 — источник света; 2 — конденсор; 3 — матовое стекло; 4 — штриховая мира; 5 — коллиматор; 6 — испытуемая оптическая система; 7 — зрительная труба; 8 — глаз наблюдателя

В нашей оптической системе [5] из типовой схемы измерений разрешающей способности (рис. 1) был исключен конденсор (2) для более равномерного освещения всех элементов миры 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  $160 \text{ кд/м}^2$ , что соответствует освещенности  $E_T = (150 - 300) \text{ лк}$  [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.



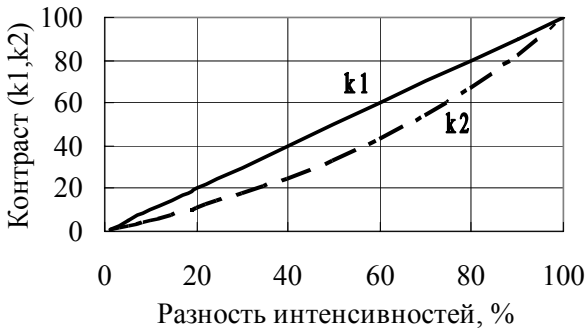


Рис. 2. Залежність контрастності  $k_A$  від різниці інтенсивностей сусідніх оптотипів

В деяких випадках дослідження остроty зору в офтальмології проводяться при пониженой контрастності  $k_A = (10-25) \%$  [8]. Действительно, большинство предметов внешнего мира имеет небольшую контрастность, поэтому исследование остроty зору с высококонтрастными оптотипами 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 пониженой контрастности оптотипов.

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

Меняя оптотипы 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 зору пациента, причем даже при высокой остроty его зору 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 оптометрии, 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  $PD < 10,0 \Delta$  ( $\Delta$  — 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.

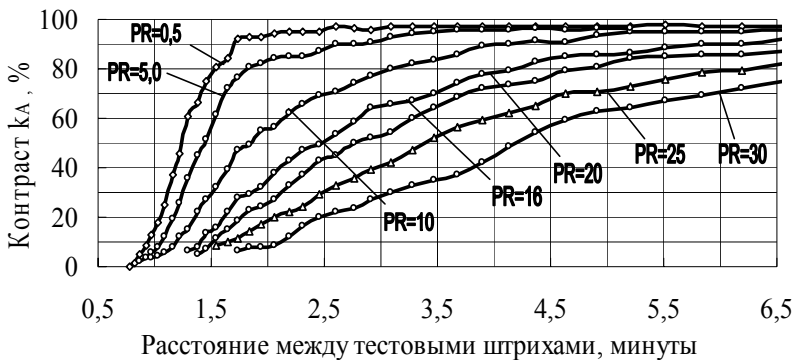


Рис. 3. Контрастность изображений тестовых штрихов миры МЗ–М5 для монопризм «Gulden Ophthalmics» (США)

Характеристики, аналогичные приведенным на рис. 3, являются исходными данными для получения величин разрешающей способнос-

ти  $R_A$  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.

Вообще, сравнение разрешающей способности изображений методом [5] желательнее 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.

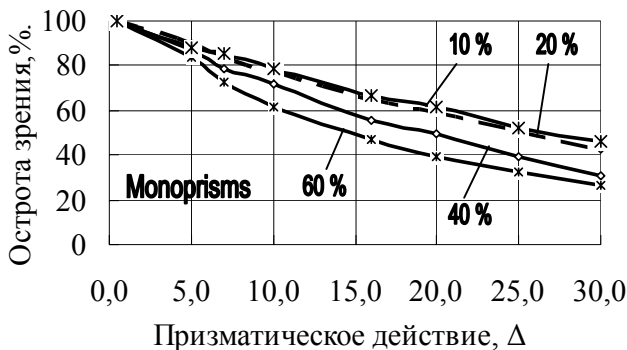


Рис. 4. Зависимость расчетных значений  $V_A$  от силы призм  $PD$  для разных уровней контрастности  $k_A$

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  $\gamma_s$  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.

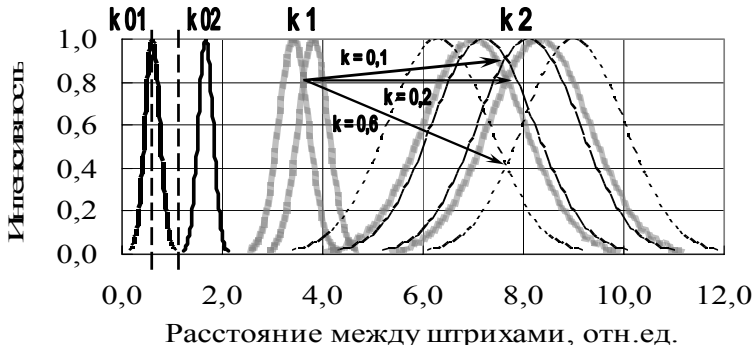


Рис. 5. Схема определения разрешающей способности

В фокусе коллиматора оптической системы экспериментального стенда размещается выбранный элемент тестовой миры и для точек ( $k_{01}$ ,  $k_{02}$ ) 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 ( $k_1$ ) 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 ( $k_2$ ) 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 Δ до 25,0 Δ. Результаты измерений контрастности  $k_A$  для этих микропризм приведены на рис. 6, 7.



Рис. 6. Контрастность изображений тестовых штрихов миры МЗ–М5 для микропризм «3М» (США)

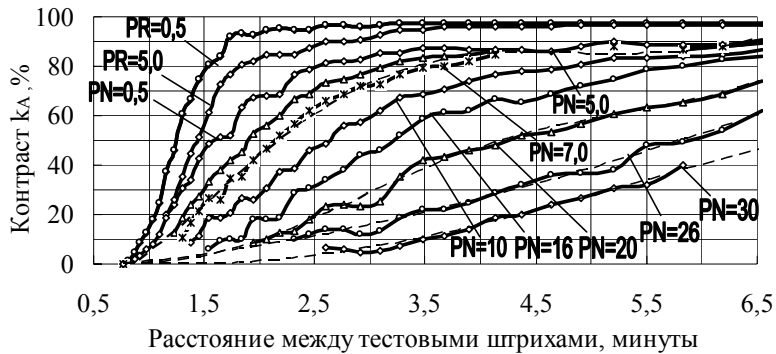


Рис. 7. Контрастность изображений тестовых штрихов миры МЗ–М5 для микропризм ИПРИ НАН Украины

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  $V_C$ .

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).

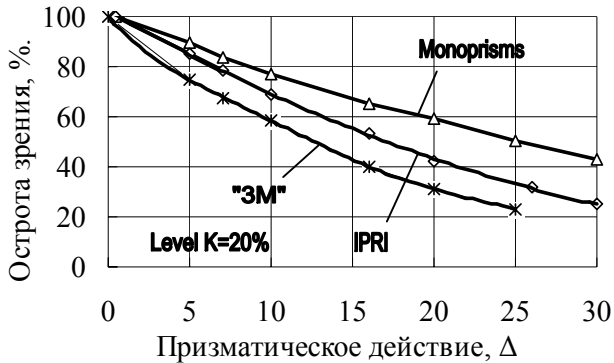


Рис. 8. Острота зрения в зависимости от призматического действия призм:  
1 — монопризмы «Gulden Ophthalmics» (США); 2 — микропризмы «ЗМ» (США); 3 — микропризмы ИПРИ (Украина)

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 «ЗМ» (кривая 1) и для жестких призм «ЗМ» (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 монопризму «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 отсутствует 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 заметно 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  $PD = 25,0 \Delta$ .

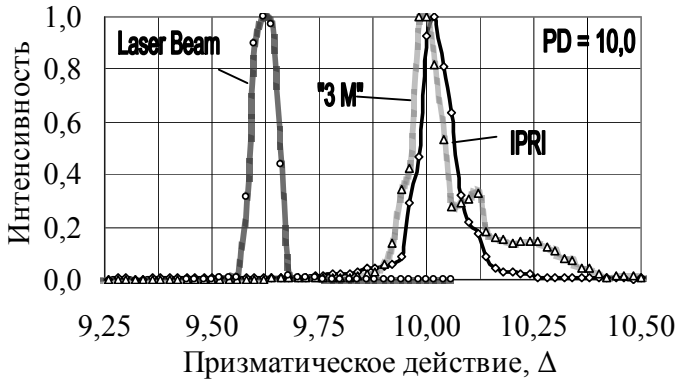


Рис. 10. Результаты прохождения лазерного луча через микропризмы  $PD = 10,0 \Delta$

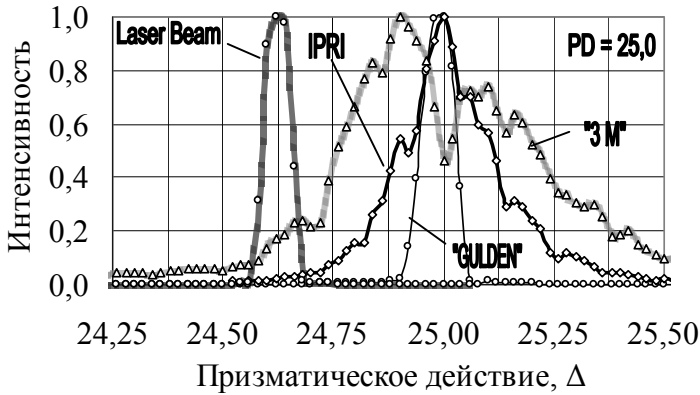


Рис. 11. Результаты прохождения лазерного луча через призмы  $PD = 25,0 \Delta$

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 призматических диоптрий, что полностью коррелирует с результатами наших расчетов величины зоны хроматизма.

Наибольшее расширение монохроматического пучка наблюдается для микропризм «3М» (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 «3М» (США) почти в 2 раза больше. В то же время шаг микро рельефа для этой призмы  $W = 1075 \text{ мкм}$  существенно больше шага  $W = 600 \text{ мкм}$  для микропризмы ИПРИ НАН Украины, что соответственно снижает влияние дифракции.

Возможно, это связано с особенностями конструкции призмы «3М» (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  $\beta$  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.

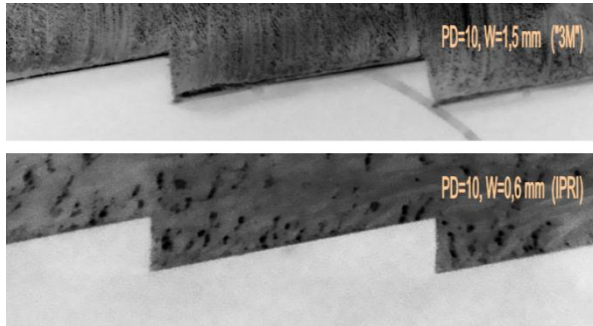


Рис. 12. Структура рельефа микропризмы  $PD = 10,0 \Delta$  разных изготовителей

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 способностях 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 опто типов  $k_A = (15-25) \%$ . 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 обусловленная 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 співдружної 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 конвергентной 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 truse-tal 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. Даниличе-ва. — [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 вра-чей; под ред. С.Э. Аветисова, Т.П. Кащенко, А.М. Шамшиновой. — М.: Изд-во ОАО «Медицина», 2005. — 872 с.

В. Б. Меллина

**ВЛИЯНИЕ МОДИФИЦИРОВАННЫХ МИКРОПРИЗМ ФРЕНЕЛЯ  
НА ОСТРОТУ ЗРЕНИЯ И КОНТРАСТНУЮ  
ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТЬ У ДЕТЕЙ**

*Архів офтальмології України, 2016. Т.4, № 1. С. 36–39.*

***Аннотация:** В работе представлено исследование влияния модифицированных микропризм Френеля из набора КК-42 на остроту зрения и контрастную чувствительность у детей. Для теста отобрано 8 призм: 5ПД; 10ПД; 14ПД; 18ПД; 20ПД; 24ПД; 28ПД; 30ПД. Контрастную чувствительность исследовали с помощью Lea-numbers теста. Определено, что микропризмы снижают остроту зрения и контрастную чувствительность. Степень снижения зависит от силы микропризм — чем больше сила призмы тем ниже острота зрения и контрастная чувствительность.*

***Ключевые слова:** призмы Френеля, зрительные функции, набор КК-42, Lea-numbers тест, контрастная чувствительность.*

**АКТУАЛЬНОСТЬ**

Призматические линзы используются более 100 лет в офтальмологии для лечения косоглазия и расстройств бинокулярного зрения. За рубежом широкое распространение приобрели мягкие мембранные призмы Френеля «Press-On™Prism», изготовленные из оптического материала поливинилхлорид. Такую призму можно легко вырезать по форме очковой линзы и прикрепить к ней путем погружения в воду и придавливанием к внутренней поверхности. За счет малого шага микро рельефа на очках они практически незаметны.

После появления эластичных микропризм, были проведены исследования влияния данных призм на остроту зрения и контрастность изображения. Полученные результаты указывают на заметное занижение остроты зрения у пациентов, контрастности зрительных изображений а также призматическое искажение с микропризмами с большим призматическим действием 12,0 и выше призматических диоптрий ( $\Delta$ ).

В 2006 года в Украине разработаны модифицированные призмы Френеля из твердого оптического поликарбоната, на основе которых изготовлен диагностический набор оптических компенсаторов косоглазия *КК-42* [1, 3, 8, 11, 12]. Набор состоит из 42 микропризменных элементов, с призматическим действием от 0,5 Δ до 30,0 Δ. Максимальная сила призматического действия 60,0 Δ. В диапазоне действия 0,5 до 10,0 Δ дискретный шаг составляет 1,0 Δ, в диапазоне 10,0 до 30,0 Δ шаг увеличен до 2,0 Δ.

Конструктивно микропризменный элемент Френеля состоит из плоской прозрачной жесткой пластинки с микрорельефом и защитной мембраны, которая располагается со стороны микрорельефа и служит для защиты его от внешних загрязнений и повреждений в процессе эксплуатации. Призма и защитная мембрана вакуумно соединяются между собой при помощи ультразвуковой сварки.

Набор оптических компенсаторов косоглазия *КК-42* на протяжении нескольких лет используется офтальмологами для диагностики и лечения косоглазия. Актуальным вопросом на сегодняшний день остается влияние данных призм на остроту зрения и контрастность изображения.

В процессе клинического применения выявлены негативные эффекты влияния на остроту зрения и контрастность у пациентов, связанные с конструктивными особенностями призмы Френеля (совокупность микропризм).

Известно, что прохождение белого света через призмные структуры сопровождается хроматическими абберациями вследствие дисперсии белого света. При прохождении луча света через призму происходит смещение изображения примерно на 5,9 углового градуса, наблюдается размытость изображения и появление радужной окантовки по его краям.

Другой причиной, которая дополнительно приводит к снижению остроты зрения, является то, что элементом коррекции зрения является не одна единая преломляющая монопризма, а именно микропризменная структура Френеля, для которой помимо хроматизма еще и присущ эффект дифракции белого света. Микропризма Френеля представляет собой дифракционную решетку, шаг которой при постоянном шаге рельефа уменьшается с ростом призматической силы элемента. Поэтому, после многочисленных расчетов, был установлен самый благоприятный шаг микрорельефа модифицированных микропризм Френеля  $W = 750$  мкм, который является оптимальным с точки зрения уменьшения дифракционных эффектов и исключения процесса дискретности изображений.

Для оценки остроты зрения применяется традиционная визометрия с использованием таблиц Головина-Сивцева, позволяющая оценить центральное зрение. Однако, несмотря на свою распространенность и популярность, она имеет целый ряд недостатков. Прежде всего, при проведении традиционной визометрии исследование проводится при максимальном контрасте изображения оптотипов, в то время как в реальной жизни приходится работать в самых разнообразных условиях освещенности объектов [6, 7, 9, 10, 13]

К настоящему времени методика визоконтрастометрии имеет больше преимуществ и определенно превосходит традиционную визометрию по выявляемости различных зрительных нарушений. Существует множество тестов для визоконтрастометрии, которые используются в разных странах. Это компьютерная программа «*ZEBRA*» [14, 15], атласы по визоконтрастопериметрии [4, 7, 15], таблицы контрастных оптотипов для определения контрастной чувствительности глаза методом экспресс-диагностики в виде колец Ландольта, помещенных в аппарат Ротта [2, 5] и другие. Также существуют тесты для исследования контрастной чувствительности и в педиатрической практике с раннего возраста. Одним из таких является низкоконтрастный тест с оптотипами в виде цифр - *Lea-numbers* тест, с помощью которого было проведено исследование контрастной чувствительности глаза у детей. Принцип основан на демонстрации пяти уровней порога контраста (25 %, 10 %, 5 %, 2,5 % и 1,2 %) в виде оптотипов из 5-ти цифр, расположенных на пяти страницах. (рис. 1). Контрастная чувствительность определяется в относительных единицах.



Рис. 1. Низкоконтрастный тест для исследования контрастной чувствительности глаза у детей



## ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Определить влияние модифицированных микропризм Френеля на остроту зрения и контрастную чувствительность у детей.

## МЕТОДЫ И МАТЕРИАЛЫ

В исследовании приняли участие 30 детей (60 глаз) возраст от 6-ти до 18 лет (средний возраст 12 лет). Из них 12 мальчиков и 18 девочек. Перед исследованием каждому ребенку проведено рефрактометрию, определено остроту зрения вдаль по кольцам Ландольта. У всех детей была определена гиперметропия слабой степени и острота зрения была равна 1,0 без коррекции. Для теста из набора оптических компенсаторов косоглазия *КК-42* отобрано 8 призмённых компенсаторов номиналами 5 Δ; 10 Δ; 14 Δ; 18 Δ; 20 Δ; 24 Δ; 28 Δ; 30 Δ.

После визометрии перед каждым глазом в пробную очковую оправу устанавливалась модифицированная призма Френеля, основанием кнаружи, начиная с призмы силой 5 Δ и определялся визус. Такое исследование проводилось с каждой призмой с постепенным наращиванием до 30 Δ.

Затем с теми же номиналами призм с расстояния 3-х метров проводилось исследование контрастной чувствительности с помощью *Lea-numbers* теста. Ребенку демонстрировали разные страницы теста, от большего порога контраста к меньшему, на которых находились по 5 разных цифр одинакового размера и соответствующего контраста. По результатам ответов, оценивалось влияние данной призмы на контрастную чувствительность глаза.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные результаты исследования указывают на то, что призма силой 5 Δ имеет влияние на зрительные функции и занижает остроту зрения на 1,0 %. При этом контрастная чувствительность с данной призмой остается неизменной и составляет показатель 80 отн.ед., что соответствует 100,0 %. (Рис. 2).

Призма номиналом 10 Δ занизила зрение на 10,0 %, при этом на контрастную чувствительность не имела влияния.

Призма силой 14 Δ имела влияние на остроту зрения и соответственно занизила ее на 21,0 %, но контрастная чувствительность оставалась неизменной.

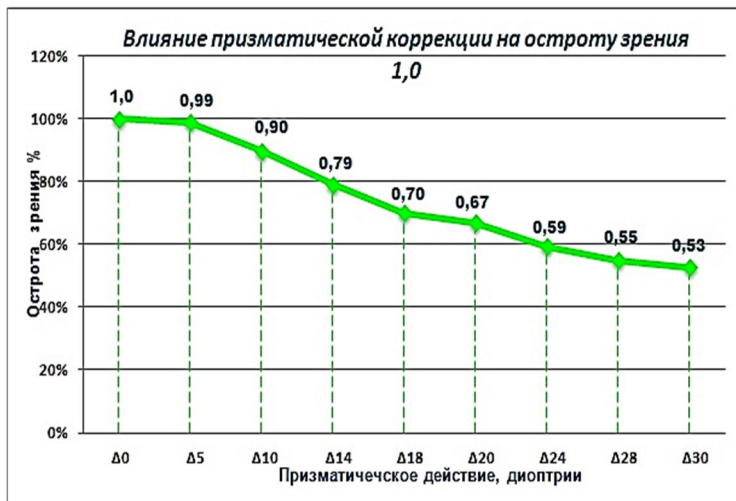


Рис. 2. Влияние призматической коррекции на остроту зрения

Призмы силой 18 Δ и 20 Δ занижали остроту зрения в среднем на 25,0-30,0 %. Контрастная чувствительность с 18 Δ не изменилась а вот с 20 Δ контрастная чувствительность снизилась на 32,0 % и показатель ее составил 54,5 отн.ед.

Призма номиналом 24 Δ занижала остроту зрения в среднем на 40,0 % и влияла на степень снижения контрастной чувствительности на 71,0 % до 23,5 отн.ед.

Призмы силой 28 Δ и 30 Δ продемонстрировали снижение зрительных функций до 50,0 % и также имели влияние на контрастную чувствительность которая снизилась на 83,0 % и показатель составил 13,8 отн.ед.

По данным результатам исследования построена гистограмма наблюдений зависимости контрастной чувствительности от оптической силы призм (Рис. 3). Видно, что контрастная чувствительность есть постоянной величиной и составляет 80отн.ед. для призм Δ5, Δ10, Δ14, Δ18. Для призм, начиная с Δ20, наблюдается тенденция к уменьшению контрастной чувствительности. Минимальное значение контрастной чувствительности составляет 10 отн.ед. для Δ30.

Эта зависимость аппроксимируется построенным графиком, на котором для каждой из призм Δ5, Δ10, Δ14, Δ18, Δ20, Δ24, Δ30 вычислено среднее значение контрастной чувствительности в каждом диапазоне призматического действия.

Влияние модифицированных микропризм Френеля на контрастную чувствительность глаза.

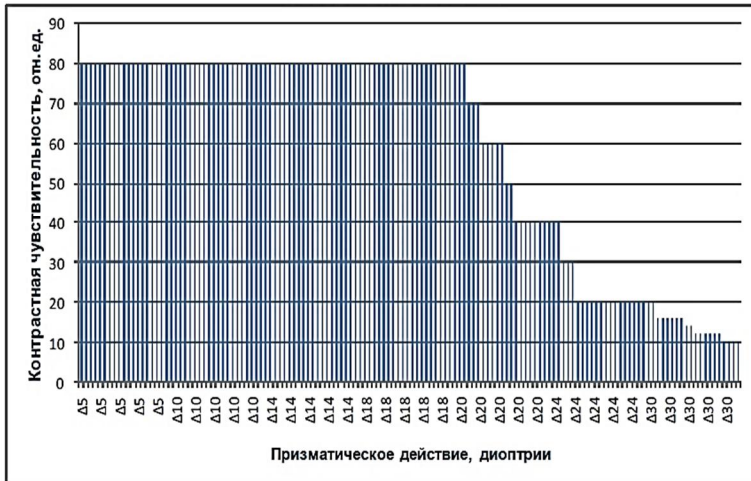


Рис. 3. Влияние модифицированных микропризм Френеля на контрастную чувствительность глаза

### ВЫВОДЫ

1. Модифицированные призмы Френеля влияют на остроту зрения, занижая ее (чем больше сила призматического действия, тем большее влияние на визус)

2. Призмы номиналом Δ5; Δ10; Δ14; Δ18 не имеют влияния на контрастную чувствительность. Призмы номиналом Δ20; Δ24; Δ28; Δ30 влияют на контрастную чувствительность, занижая ее.

### ЛИТЕРАТУРА

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

2. Wolfe J.M. In Introduction to contrast Sensitivity Testing.-In:Nader M.P. et al. (Ed) Glare and Contrast Sensitivity for Clinicians.-New York-Berlin: Springer-Verlag, 1999. — P. 5–23.

3. Антонов Е.Е., Крючин А.А., Минглей Фу, Петров В.В., Шанойло С.С., Ци Чунь Ле. Микропризмы: оптические параметры и контроль. Киев, 2014. — С. 170–174.

4. Волков В.В., Колесникова Л.Н., Шелепин Ю.Е. Методика клинической визоконтрастометрии. *Вестник офтальмологии*. — 1983. — №3. — С. 59–61.
5. Бирич Т.А., Левшук Л.М., Моторный В.В., Федоров Ю.Г. Определение контрастной чувствительности глаз методом экспресс-диагностики. *Журнал «Медицинские новости»*. — 2007. — № 4. — С. 79–82.
6. Даниличев В.Ф. Современная офтальмология. Санкт-Петербург, 2000. — С. 195–197.
7. Даниличев В.Ф., Шелепин Ю.Е. Визоконтрастометрия как современный способ определения тяжести повреждений сетчатки. *Воен.-мед. журн.* — 1992. — № 3. — С. 33–34.
8. Кащенко Т.П., Чернышова С.Г., Розенблюм Ю.З. и др. Применение призматических линз в офтальмологии. *Вестник оптометрии*. — 2005. — № 1. — С. 22–25.
9. Коскин С.А. Диагностические возможности и пути совершенствования визоконтрастометрии: Автореф. дис. канд. мед. наук. — СПб., 1994.
10. Муравьева С.В., Пронин С.В., Шелепин Ю.Е. Контрастная чувствительность зрительной системы человека. *Экспериментальная психология*. — 2010. — № 3. — С. 5–20.
11. Петров В.В., Сергієнко М.М., Риков С.О., Шанойло С.М., Шевколенко М.В., Крючин А.А., Антонов Є.Є. Пристрій для діагностики косоокості. Патент 25549 України, А61В 3/08. ІПРІ НАН України. — u200704035; Заявл. 12.04.2007; Опубл. 10.08.2007, Бюл. № 12.
12. Петров В.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сергієнко М.М., Антонов Є.Є., Мелліна В.Б., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Мікропризмва лінза комбінованої дії. Патент 46750 України, А61В 3/08. ІПРІ НАН України. — u200904525; Заявл. 07.05.2009; Опубл. 11.01.2010, Бюл. № 2.
13. С.А.Коскин, В.Б. Макулов, В.Н.Паук, Ю.Е.Шелепин и др. Условия различения буквенных опто типов с заданными пространственно-частотными характеристиками. *Сенсорные системы*. — 1990. — Т. 4, № 1. — С. 73–78.
14. Шамшинова А.М., Волков В.В. Функциональные методы исследования в офтальмологии. Москва «Медицина». — 1999. — С. 52–57.
15. Шелепин Ю.Е. Нейрофизиологические механизмы прстранственно-го зрения. *Визоконтрастометрия*. Автореф. дис. д-ра мед. наук. — Л., 1987.

С. О. Риков, В. Б. Мелліна

## **ВПЛИВ МІКРОПРИЗМОВИХ ОКУЛЯРІВ НА ХАРАКТЕР ЗОРУ У ДІТЕЙ З ДИСБІНОКУЛЯРНОЮ АМБЛІОПІЄЮ В ПРОЦЕСІ ЛІКУВАННЯ**

*Офтальмологический журнал, 2016. Т. 6. С. 12–18*

**Резюме:** У дітей з косоокістю рано розвиваються ускладнення, як моторні так і сенсорні — це амбліопія, неправильна фіксація, порушення фузії і бінокулярного зору. Основним в лікуванні дисбінокулярної амбліопії є усунення косоокості, підняття візусу амбліопічного ока та відновлення бінокулярного зору. Призми, з давніх часів, використовуються в лікуванні порушень бінокулярного зору, як і методи апаратного ортоптичного лікування. В Україні, в 2009 році, була розроблена технологія виготовлення сферопризматичних лінз в вигляді мікропризмових окулярів комбінованої дії.

### **АКТУАЛЬНІСТЬ**

Амбліопія — це моно- або бінокулярне зниження зорових функцій без видимих органічних уражень зорового аналізатора, що виникло в результаті обмеження сенсорного досвіду в період розвитку зорової системи [1, 13]. Патогенез дисбінокулярної амбліопії тісно пов'язаний з патогенезом співдружньої косоокості, в основі якої знаходяться розлади бінокулярної функції ока [16, 22].

У дітей з косоокістю рано розвиваються ускладнення, як моторні (спазм, контрактура, вторинні посилення і послаблення м'язів синергістів і антагоністів), так і сенсорні (амбліопія, неправильна фіксація, порушення фузії і бінокулярного зору, кореспонденції сітківки). Ці ускладнення взаємодіють між собою, швидко закріплюються, нерідко виступають на перший план в клінічній картині, затушовують первинні патогенетичні чинники. Саме вторинні ускладнення після 7-річного віку визначають клінічну картину косоокості [1]. Ці ускладнення розглядають, як своєрідне сенсорне пристосування для звільнення від двоїння при зорі двома очима. Одним з цих пристосувань є скотома гальмування. При монокулярній косоокості постійно існуюча скотома гальмування у більшості хворих призводить до зниження зору ока, що ко-

силь, незважаючи на відсутність змін на очному дні. Таке зниження зору позначається, як амбліопія або дисбінокулярна амбліопія [4].

Основними принципами лікування амбліопії є: усунення, за можливості, будь-якої перешкоди нормальному баченню — усунення косоокості; призначення оптимальної корекції аномалій рефракції; застосування засобів для повного включення в роботу амбліопічного ока, або його примусове включення при обмеженні роботи ока, що бачить краще [7]. Головним завданням при функціональній реабілітації пацієнтів, за визначенням J.Ding та D.M.Levi (2014) є відновлення бінокулярного зору, основою якого є рефлекс біфіксації, що полягає в здатності зорового аналізатора об'єднати два монокулярні образи в один бінокулярний [14]. За даними різних авторів відновити бінокулярний зір вдається лише в 40–45 % випадків [19, 11].

Істотною умовою, що впливає на ефективність лікування, на думку більшості авторів, є безперервність і послідовність плеоптичних, ортоптичних, диплоптичних і стереоптичних методик [20, 21, 9]. В наш час для лікування амбліопії використовуються різноманітні методи: монохроматичної і колірної фотостимуляції сітківки статичними і динамічними патернами, методи магнітостимуляції, електростимуляції, вправи на синоптофорі, диплоптика та інші. Значна кількість методів лікування свідчить, що жоден з них не є універсальним [8]. Успішність і результати лікування дисбінокулярної амбліопії залежать від тяжкості амбліопії і зорової фіксації, стан яких обумовлений часом появи косоокості і терміном початку лікування.

Призми з давніх часів при лікуванні косоокості призначали з двома цілями — так званого пасивного і активного ношення [3]. У першому випадку призми, виправляючи кут косоокості і проекуючи зображення на центральні ямки сітківки, забезпечують біфовеальне злиття і виправляють косоокість. У другому випадку призначаються гіпо- або гіперкоригуючі призми, а пацієнт, за висловом автора [3], при наявності здатності зводити подвійні образи шляхом самостійної вправи м'язів, долає навантаження на фузійний апарат. Це сприяє розвитку амплітуди фузії у потрібному напрямку [3]. Поява спеціальної апаратури для ортоптичного лікування знизила зацікавленість фахівців до призматичної корекції косоокості, проте з 30-х років минулого століття знов з'явилися повідомлення про успішне призначення призм [15]. Обмеження застосування призм в той час були обумовлені товщиною призматичних лінз для корекції кутів косоокості більше  $10^\circ$ , що мали значну вагу і викликали значні аберації. Ці труднощі було подолано введенням в офтальмологію призм, зроблених за Френелевським принципом [18]. Створення еластичних призм Френеля вважають справж-

нім революційним проривом, що дозволив розширити можливості призматичної корекції. Спочатку були створені «вафельні» призми у вигляді знімних насадок на звичайні окуляри, згодом були запропоновані «призми, що придавлюють» (press-on prisms) — тонкі пластмасові пластинки, що притискалися до звичайних скелець окулярів. Така френелівська мембранна призма силою 30 призматичних діоптрій ( $\Delta$ ) мала товщину 0,8 мм [17, 12]. А. J. Adams та співавт. (1971) продемонстрували, що оптичні викривлення, які викликані такими призмами, значно менші, ніж аберації, викликані звичайними скляними призмами. Проте наявність рельєфності викликає затуманення, через що френелівські призми знижують гостроту зору (в середньому на 3 % на 1  $\Delta$  проти 2 % при корекції звичайними призмами) [10]. Незважаючи на певні недоліки, призми Френеля швидко завоювали популярність.

Крім того, при косоокості призми використовують на заключному етапі ортоптичного лікування для розвитку фузійної здатності і бінокулярного зору [6]. Згідно сучасним уявленням, окуляри з призмами Френеля призначаються, починаючи з трирічного віку, коли йде активне функціональне формування зорового аналізатора, у тому числі і бінокулярних взаємодій, що дає можливість для раннього формування нормальних бінокулярних зв'язків задовго до хірургічного втручання у дорослому віці.

В Україні проблема призмoterapiї при косоокості завжди була актуальним питанням і лише в 2009 році була вирішена за рахунок технології виготовлення сферопризматичних лінз, що об'єднують характеристики призматичних і сферичних, у тому числі астигматичних лінз. Конструктивно такі лінзи представляють собою стандартну сферичну лінзу з полікарбонату, до поверхні якої методом ультразвукового зварювання, герметично, рельєфом в середину, приварюється мікропризма Френеля необхідної призматичної дії [5]. Сферопризматичні лінзи виготовлюються індивідуально за рецептом лікаря в будь-якій комбінації оптичної дії елементів, що її складають: сферична лінза з оптичною силою від 0 до  $\pm 8$  діоптрій і призма Френеля з призматичною дією від 0 до 30 призматичних діоптрій. Мікропризмові елементи мають ряд переваг перед звичними скляними призмами: якщо скляні призми в окулярах можуть мати не більше 5 діоптрій, то мікропризмові елементи — від 0,5 до 30 діоптрій на кожне око; вони не збільшують вагу окулярів, що дуже важливо для дітей; однаково на яке око надівається мікропризмовий елемент. Для зменшення ваги та товщини окулярних лінз її силу можна рівномірно розподілити на обидва окулярних скла [2].

## МЕТА

Визначити вплив мікропризмових окулярів на характер зору у дітей з дисбіокулярною амбліопією в порівнянні з апаратним плекто-ортоптичним лікуванням.

## МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

В дослідженні прийняли участь 149 дітей з дисбіокулярною амбліопією при співдружній косоокісті віком від 4 до 18 років Співдружня езотропія була визначена у 77 дітей основної групи а співдружня екзотропія у 11 дітей. З них у 6 (6,8 %) була частково акомодційна косоокість а у решти — неакомодційна. У контрольній групі співдружню езотропію мали 54 дитини а екзотропія була у 7 пацієнтів. З них 13 (21,3 %) дітей з акомодційною косоокістю а решта — з неакомодційною. Діапазон кута девіації за даними Гіршберга складав від 5 до 25 град. (10–50 призмових діоптрій).

Контрольну групу склали 61 дитина, які лікували дисбіокулярну амбліопію за стандартними загальноприйнятими методиками в кабінеті охорони зору. В групу входили діти з неакомодційною та частково акомодційною співдружньою езотропією та екзотропією. Дітей було розподілено на три групи (в середньому по 20 осіб в кожній) відповідно до ступеню амбліопії за класифікацією Е.С. Аветисова (слабкий, середній та високий). В залежності від гостроти зору, в групу зі слабким ступенем амбліопії входили діти, з попередньо відкорегованою аметропією, які мали візус від 0,8 до 0,4, з середнім ступенем — візус від 0,3 до 0,2 і з високим — візус від 0,1–0,05.

В основну групу ввійшло 88 пацієнтів. Дітей також в залежності від ступеню амбліопії розподілено на 3 групи (слабка, середня та висока). В групу слабого ступеню амбліопії ввійшло 27 дітей, в групі з середнім ступенем амбліопії — 29 пацієнтів та в групі з високим ступенем — 32 дітей.

Ідентичність груп визначалась за характером зору без корекції аномалії рефракції та з її корекцією. В основній групі без корекції аметропії монокулярний зір спостерігався у 86 пацієнтів (97,7%), а одночасний у 2 дітей (2,3 %). У контрольній групі показник монокулярного зору у дітей склав 58 (95,1 %), а одночасний зір визначився у 3 пацієнтів (4,9 %). (Табл. 1).

З корекцією аномалії рефракції показники характеру зору дещо змінилися але різниці між групами значної не виявлено. Монокулярний зір в основній групі залишився у 82 дітей (93,2 %) а одночасний визначено у 6 (6,8 %), тобто після корекції ще у 4 дітей з'явився одно-



часний зір. В контрольній групі монокулярний зір залишився у 53 дітей (86,9 %) а одночасний — у 8 дітей (13,1 %), тобто на 5 пацієнтів більше мали одночасний зір (Табл. 2).

Таблиця 1. Показник ідентичності груп за кольоротестом без окулярів

	N, основна група	N, контр. група	%, основна група	%, контр. група
Монокулярний зір	86	58	97,7	95,1
Одночасний зір	2	3	2,3	4,9

Таблиця 2. Показник ідентичності груп за кольоротестом в окулярах

	N, основна група	N, контр. група	%, основна група	%, контр. група
Монокулярний зір	82	53	93,2	86,9
Одночасний зір	6	8	6,8	13,1

Характеристика контрольної та основної групи також оцінювалась за показниками рефракції. У основній групі гіперметропія слабого ступеню визначена на 109 очах (61,9 %), середнього ступеню — на 44 очах (25,0 %) та високий ступінь — 13 (7,4 %). Міопію мали слабого ступеню — 9 очей (5,1 %) та середній ступінь спостерігався на 1 оці (0,6 %). В контрольній групі гіперметропію слабого ступеню мали 46 очей (37,7 %), середнього ступеню — 50 очей (41,0 %) та високого — 18 очей (14,8 %). Міопія слабого ступеню була визначена на 7 очах (5,7 %) та середнього ступеню на 1 оці (0,8 %). Гіперметропічний астигматизм в основній групі мали 62 ока (35,2 %) а міопічний астигматизм визначено на 7 очах (4,0 %). На відміну від основної групи, в контрольній групі кількість очей з гіперметропічним астигматизмом була більшою на 22 ока і становила 80 (65,6 %) а з міопічним астигматизмом кількість очей була майже рівною — 6 очей (4,9 %).

Характер зору визначався в обох групах за допомогою кольоротесту без корекції аметропії, з корекцією та додатково в основній групі за допомогою модифікованих мікропризм Френеля у поєднанні з корегуючими аметропію лінзами.

Для лікування, в контрольній групі, використовувались такі прилади, як синоптофор, амбліокор, комп'ютерні програми (квіточка, хрестик, павучок, погоня та ін.), лазерна біостимуляція (гелій-неоновий лазер СМ-4) та ін. Курс лікування становив 10 днів. Додатково дітям призначалась оклюзія на ведуче око від 2 до 3 годин на день в

залежності від ступеню амбліопії на косому оці. Контроль показників бінокулярних функцій та гостроти зору визначався через 6 місяців лікування.

В основній групі лікування проводилось за допомогою мікро-призмових окулярів. Додатково, в групі дітей з високим ступенем амбліопії, на ведуче око була призначена оклюзія на 2 години на день. Контроль показників визначався через 3 та 6 міс.

В окулярах максимальна сила призми призначалась на ведуче око, з метою ефекту піналізації, для вироблення стимулу до роботи амбліопічного ока. Також розподіл сили мікропризм між двома очима виконувався по принципу збалансованості гостроти зору обох очей для сприятливого стимулу до вироблення бінокулярного зору.

Загалом виписано 88 рецептів, із них: 33 рецепти на призматичні окуляри, 32 рецепти на сферо-призматичні, 12 рецептів на циліндро-призматичні та 11 — на сферо-циліндро-призматичні окуляри (Фото 1).



Фото 1. Діти в сферо-призматичних окулярах

## РЕЗУЛЬТАТИ

До лікування, в основній групі без корекції аметропії монокулярний зір спостерігався у 86 пацієнтів (97,7 %) а одночасний у 2 дітей (2,3 %) які мали слабкий ступінь амбліопії (7,0 %). З корекцією аметропії монокулярний зір в основній групі залишився у 82 дітей (93,2 %), а одночасний визначено у 6 (6,8 %) пацієнтів, які входили в групу з слабким ступенем амбліопії (22,0 %). У контрольній групі показник монокулярного зору у дітей склав 58 (95,1 %), а одночасний зір визначився у 3 пацієнтів (4,9 %), які мали слабкий ступінь амбліопії

(11,0 %). З урахуванням аномалії рефракції у 53 (86,9 %) залишався монокулярний зір а у 8 дітей (13,1 %) був одночасний, з них у 6 (22,0 %) дітей з слабким ступенем амбліопії і у 2 (7,0 %) хворих з середнім ступенем амбліопії.

Після призначення призматичних окулярів дітям основної групи показники значно змінились. Монокулярний зір залишався у 56 (63,6 %) а у 32 дітей (36,4%) з'явився одночасний :з них більшість дітей 21 (78,0 %) мали слабкий ступінь амбліопії, 8 дітей (28,0 %) мали середній ступінь та 3 (9,0 %) дітей з високим ступенем амбліопії.

Через 3 місяці лікування в основній групі монокулярний характер зору без корекції аметропії залишався у 77 (87,5 %) дітей ,що на 10,2 % менше від первинних даних та одночасний зір визначався у 11 (12,5 %) хворих, з них у 9 (33,0 %) дітей з слабким ступенем амбліопії та у 2 (7,0 %) хворих з середнім ступенем амбліопії. В корегуючих аметропію окулярах одночасний зір з'явився у 18 (20,5 %) дітей та у 1 (1,1 %) хворого визначався бінокулярний характер зору (дитина мала слабкий ступінь амбліопії). В призматичних окулярах 30 (34,1 %) дітей мали монокулярний зір а 49 (55,7 %) — одночасний. У 9 (10,2 %) хворих було встановлено бінокулярний характер зору з них 7 (26,0 %) дітей мали слабкий ступінь амбліопії та 2 (7,0 %) дітей з середнім ступенем амбліопії.

Через 6 місяців лікування в основній групі одночасний зір без корекції аметропії з'явився у 16 (18,2 %) дітей та у 2 (2,3 %) — бінокулярний характер зору, у решти залишався монокулярний зір. З корекцією аметропії у 23 (26,1 %) пацієнтів визначено одночасний зір; з них: у групі з слабким ступенем амбліопії мали одночасний зір 14 (52,0 %) дітей, з середнім ступенем — 6 (21,0%)дітей та 3 (9,0 %) хворих з високим ступенем амбліопії. У 4 (4,5 %) дітей був встановлений бінокулярний зір, з них 2 (7,0 %) дітей з слабким ступенем амбліопії та по 1 (3,0 %) дитині в групах з середнім та високим ступенем амбліопії. В мікропризмових окулярах 51 (58,0 %) дитина мала одночасний зір, що на 21,6 % більше від початку лікування. В групі з слабким ступенем 14 (52,0%)дітей мали одночасний характер зору, в групі з середнім ступенем амбліопії 20 (69,0%)дітей та в групі з високим — 16 (50,0%) хворих. Бінокулярний зір визначався, без корекції аметропії, у 2 (2,3%) пацієнтів з середнім та високим ступенем амбліопії, в окулярах бінокулярний характер зору мали 4 (4,5%)дітей з них 2 хворих з слабкою амбліопією та 2 дітей з середньою та високою амбліопією.

В призматичних окулярах кількість пацієнтів збільшилась до 20 (22,7 %) хворих. З них 13 (48,0 %) пацієнтів з групи з слабким ступенем амбліопії, 5 (17,0 %) — з середнім ступенем та 2 (6,0 %) дітей з

високим ступенем амбліопії. Тобто за період лікування в основній групі в призматичних окулярах бінокулярний зір отримали 20 (22,7 %) дітей на відміну від контрольної групи, де на протязі всього терміну лікування бінокулярний характер зору отримала лише 1 (3,0 %) дитина з слабким ступенем амбліопії а одночасний збільшився з 8 (13,1 %) хворих до 10 (16,4 %) з урахуванням корекції аметропії (Табл. 3).

Таблиця 3. Динаміка характеру зору за 6 місяців лікування основної та контрольної груп

	Після лікування основної						Через 3 місяці						Через 6 місяців							
	Без окулярів			Відрізані лінзи окулярів			Без окулярів			Відрізані лінзи окулярів			Без окулярів			Відрізані лінзи окулярів				
	Кількість	%	Кількість	%	Кількість	%	Кількість	%	Кількість	%	Кількість	%	Кількість	%	Кількість	%	Кількість	%		
Досліджувана група																				
Монокулярне	88	100%	84	95,5	56	63,6	77	87,5%	69	78,4	30	34,1	70	79,5%	61	69,3	17	19,3		
Слабке	27	100%	23	85%	6	22%	18	67%	14	52%	2	7%	15	56%	11	41%	0	0%		
Середнє	29	100%	29	100%	21	72%	27	93%	23	79%	8	28%	25	86%	22	76%	4	14%		
Високе	32	100%	32	100%	29	91%	32	100%	32	100%	20	63%	29	91%	27	84%	13	41%		
Однокорне	0	0	4	4,5	32	36,4	11	12,5	18	20,5	49	55,7	16	18,20%	23	26,1	51	58		
Слабке	0	0%	4	15%	21	78%	9	33%	12	44%	13	47%	12	44%	14	52%	14	52%		
Середнє	0	0%	0	0%	8	28%	2	7%	6	21%	19	66%	3	10%	6	21%	20	69%		
Високе	0	0%	0	0%	3	9%	0	0%	0	0%	12	38%	1	3%	3	9%	10	30%		
Бінокулярне	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1,1	9	10,2	2	2,20%	4	4,5	20	22,7		
Слабке	0	0%	0	0%	0	0%	0	0%	1	4%	7	26%	0	0%	2	7%	13	48%		
Середнє	0	0%	0	0%	0	0%	0	0%	0	0%	2	7%	1	3%	1	3%	5	17%		
Високе	0	0%	0	0%	0	0%	0	0%	0	0%	0	0%	1	3%	1	3%	2	6%		
Контрольна група																				
Монокулярне	50	95,1	53	98,9									50	95,1%	50	82%				
Слабке	17	63%	14	52%									17	63%	12	44%				
Середнє	20	69%	18	62%									20	69%	18	62%				
Високе	20	63%	20	63%									20	63%	20	63%				
Однокорне	3	4,9	7	11,5									3	4,9	10	16,4				
Слабке	3	11%	5	19%									3	11%	8	30%				
Середнє	0	0%	2	7%									0	0%	2	7%				
Високе	0	0%	0	0%									0	0%	0	0%				
Бінокулярне	0	0	1	3%									0	0	1	3%				
Слабке	0	0%	1	4%									0	0%	1	4%				
Середнє	0	0%	0	0%									0	0%	0	0%				
Високе	0	0%	0	0%									0	0%	0	0%				

Таблиця 4. Динаміка показників на синоптофорі, за 6 місяців, середні показники, без окулярів

	Кількість вимірювань	Первинний огляд			Через 3 місяці			Через 6 місяців		
		Кут косоокості	Фузійні резерви (+)	Фузійні резерви (-)	Кут косоокості	Фузійні резерви (+)	Фузійні резерви (-)	Кут косоокості	Фузійні резерви (+)	Фузійні резерви (-)
Досліджувана група в цілому	від 58 до 85	17,71	3,78	3,47	16,32	4,87	4,01	15,42	5,58	4,48
Слабка амбліопія	від 21 до 27	16,78	4,73	4,14	16,37	5,89	4,93	13,93	6,56	5,52
Середня амбліопія	29	19,21	2,93	2,48	17,03	5,1	3,21	16,97	6,03	4,14
Висока амбліопія	від 7 до 29	16,23	4,29	5,0	15,44	3,15	3,94	15,28	4,18	3,82
Контрольна група в цілому	від 31 до 37	15,55	2,63	1,65				14,68	3,27	1,95
Слабка амбліопія	18	15,94	2	1,39				15,11	4,22	2,78
Середня амбліопія	від 11 до 13	15,73	4,09	2,36				14,77	3,0	1,46
Висока амбліопія	від 2 до 6	11	0	0				13,17	1	0,5

Таблиця 5. Динаміка показників на синоптофорі, за 6 місяців, середні показники, в окулярах

	Кількість вимірювань	Первинний огляд			Через 3 місяці			Через 6 місяців		
		Кут косоокості	Фузійні резерви (+)	Фузійні резерви (-)	Кут косоокості	Фузійні резерви (+)	Фузійні резерви (-)	Кут косоокості	Фузійні резерви (+)	Фузійні резерви (-)
Досліджувана група в цілому	від 58 до 85	16,87	3,86	3,31	15,32	4,97	4,1	14,74	5,64	4,44
Слабка амбліопія	від 21 до 27	16	4,95	4,33	15,19	5,89	4,93	13,63	6,74	5,52
Середня амбліопія	29	17,93	2,93	2,48	15,86	5,1	3,21	15,79	6,03	4,14
Висока амбліопія	від 7 до 29	16,23	4,38	3,5	14,84	3,47	4,33	14,72	4,18	3,71
Контрольна група в цілому	від 31 до 37	12,58	2,61	1,65				14,68	3,27	1,95
Слабка амбліопія	18	13,78	2	1,39				11,22	4,22	2,78
Середня амбліопія	від 11 до 13	10,91	4,09	2,36				12,61	2,85	1,46
Висока амбліопія	від 2 до 6	11	0	0				13,67	1	0,5

Таблиця 6. Перевірка достовірності змін показників на синоптофорі у динаміці, за 6 місяців

	Досліджувана група					Контрольна група				
	Кількість	Показник в 0 місяців	Показник в 6 місяців	t-критерій	p-value	Кількість	Показник в 0 місяців	Показник в 6 місяців	t-критерій	p-value
Кут косоокості без окулярів	68	17,71	15,34	3,39963	p<0.05	31	15,55	14,61	1,46759	недостовірне
Фузійні резерви (+) без окулярів	58	3,78	6,47	-7,52452	p<0.05	31	2,61	3,71	-1,67506	недостовірне
Фузійні резерви (-) без окулярів	68	3,47	5,17	-6,63202	p<0.05	31	1,65	2,23	-1,47793	недостовірне
Кут косоокості в окулярах	68	16,87	14,72	14,72059	p<0.05	31	12,58	11,55	0,75663	недостовірне
Фузійні резерви (+) в окулярах	68	3,86	6,52	-8,36478	p<0.05	31	2,61	3,65	-1,57602	недостовірне
Фузійні резерви (-) в окулярах	68	3,31	5,05	-6,83186	p<0.05	31	1,65	2,23	-1,47793	недостовірне

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

- Абрамов В. Г. Основные заболевания глаз в детском возрасте и их клинические особенности / В. Г. Абрамов. — М.: Мобиле, 1993. — 493 с.
- Бутенко Л. В. Створення і застосування високотехнологічних мікропризм Френеля для діагностування та лікування косоокості дітей / Л. В. Бутенко, Л. І. Сугупова // *Реєстрація, зберігання і оброб. даних.* — 2010. — № 1. — С. 67–72.
- Воинов М. М. Аномалии двигательного аппарата глаз (Motilitätsstörungen) / М. М. Воинов. — СПб.: Гл. воен.-мед. деп., 1873. — 222 с.
- Зрительные функции и их коррекция у детей / под ред.: С. Э. Аветисова, Т. П. Кашенко, А. М. Шамшиновой. — М.: Медицина, 2005. — 866 с.
- Пат. 46750 Україна, МПК А 61 В 3/08. Мікропризмозна лінза комбінованої дії / В. В. Петров, А. А. Крючин, С. О. Риков, М. М. Сергієнко, Є. Є. Антонов, В. Б. Мелліна, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко ; патентовласник Ін-т проблем реєстрації інформації НАН України. — № u200904525; Заявл. 07.05.2009; Опубл. 11.01.2010; Бюл. № 2.
- Применение призм в офтальмологии (обзор литературы). II. Призмы в лечении косоглазия и параличей глазных мышц. Особые виды применения призм / Э. С. Аветисов, Т. А. Кашенко, Ю. З. Розенблюм, С. Я. Фридман // *Вестн. офтальмологии.* — 1973. — № 5. — С. 86–90.
- Смирнова Ю. В. Опыт комплексного лечения амблиопии у детей / Ю. В. Смирнова, О. В. Шишова, К. В. Смирнов // *Вестн. офтальмологии.* — 2008. — № 1. — С. 32–34.
- A randomized trial of increasing patching for amblyopia / D.K. Wallace, E.L. Lazar, J. M. Holmes [et al.] // *Ophthalmology.* — 2013. — Vol. 120, No. 11. — P. 2270–2277.
- A randomized trial to evaluate 2 hours of daily patching for strabismic and anisometric amblyopia in children / D. K. Wallace, A. R. Edwards, S. A. Cotter [et al.] // *Ophthalmology.* — 2006. — Vol. 113, No. 6. — P. 904–912.

10. Adams A. J. Visual performance and optical properties of Fresnel membrane prisms / A. J. Adams, R. J. Kapash, E. Barkan // *Am. J. Optom Arch Am. Acad. Optom.* — 1971. — Vol. 48, No. 4. — P. 289–297.
11. Birch E. E. Amblyopia and binocular vision / E. E. Birch // *Prog. Retin. Eye Res.* — 2013. — Vol. 33. — P. 67–84.
12. Dal Fiume E. Prismatic correction of small residual angles of strabismus / E. Dal Fiume, R. Navarra // *Minerva Oftalmol.* — 1966. — Vol. 8, No. 3. — P. 68–70.
13. DeSantis D. Amblyopia / D. DeSantis // *Pediatr. Clin. North Am.* — 2014. — Vol. 61, No. 3. — P. 505–518.
14. Ding J. Rebalancing binocular vision in amblyopia / J. Ding, D. M. Levi // *Ophthalmic. Physiol. Opt.* — 2014. — Vol. 34, No. 2. — P. 199–213.
15. Evens L. History of strabismus treatment / L. Evens // *Bull. Soc. Belge Ophthalmol.* — 1981. — Vol. 195. — P. 19–52.
16. Granet D. B. Amblyopia and strabismus / D. B. Granet, S. Khayali // *Pediatr. Ann.* — 2011. — Vol. 40, No. 2. — P. 89–94.
17. Moore S. An evaluation of the use of Fresnel press-on prisms in childhood strabismus / S. Moore, L. Stockbridge // *Am. Orthopt. J.* — 1975. — Vol. 25. — P. 62–66.
18. Münchow W. History of strabismus therapy / W. Münchow // *Klin. Monbl. Augenheilkd.* — 1973. — Vol. 162, No. 3. — P. 413–422.
19. Pratt-Johnson J. A. Management of strabismus and amblyopia : a practical guide / J. A. Pratt-Johnson, G. Tillson. — 2nd ed. — New York : Thieme, 2001. — 308 p.
20. Recurrence of amblyopia after occlusion therapy / R. Bholra, R. V. Keech, P. Kutschke [et al.] // *Ophthalmology.* — 2006. — Vol. 113, No. 11. — P. 2097–2100.
21. The therapy of amblyopia: an analysis of the results of amblyopia therapy utilizing the pooled data of published studies / J. T. Flynn, J. Schiffman, W. Feuer, A. Corona // *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.* — 1998. — Vol. 96. — P. 431–450.
22. Van de Graaf E. S. Amblyopia and strabismus questionnaire: Rasch analysis / E. S. Van de Graaf, H. J. Simonsz // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* — 2010. — Vol. 51, No. 12. — P. 6898.

В. Б. Мелліна

**РЕЗУЛЬТАТИ ВПЛИВУ ПРИЗМОВИХ ОКУЛЯРІВ  
НА КОНТРАСТНУ ЧУТЛИВІСТЬ У ДІТЕЙ  
З ДИСБІНОКУЛЯРНОЮ АМБЛІОПІЄЮ  
В ПРОЦЕСІ ЛІКУВАННЯ.**

*Експериментальна і клінічна медицина, 2016. Т. 4, вип.73. С. 148–155*

Амбліопія — це патологія, при якій зниження центральної гостроти зору супроводжується також порушеннями інших зорових функцій — контрастної, кольорової, світлової і електричної чутливості, а також лабільності і акомодативної здатності і, відповідно, зорової працездатності. Патогенез дисбінокулярної амбліопії вважають особливо складним через наявність поєднання коркового гальмування функції центрального зору і депривації ока, що косить. Складний патогенез дисбінокулярної амбліопії визначає ряд клінічних і патофізіологічних особливостей амбліопічного ока. При появі косоокості, вслід за патологічними змінами у стані бінокулярних функцій, настають серйозні розлади в монокулярній зоровій системі ока, що косить, які головним чином стосуються функцій центрального зору, тобто гостроти зору

Дослідження контрастної чутливості в умовах різного освітлення дозволило встановити факт «нормалізації» гостроти зору в умовах сутінкової і темної адаптації, що дозволило Н.М.Вигіан ще у 1969 р. припустити, що амбліопія представляє собою порушення форменого зору в умовах фотопічної адаптації [1]. Пізніше Д.Ф. Вендер та Д.А. Голт встановили, що якщо досліджувати гостроту зору нормальних очей з використанням нейтральних фільтрів зростаючої щільності, то вона буде прогресивно знижуватися, тоді як на амбліопічному оці вона буде залишатися незмінною або навіть дещо покращуватися, що підтверджувало гіпотезу Н.М. Вигіан. Це спостереження дозволило авторам припустити, що зір амбліопічного ока нагадує нормальний зір в скотопічних умовах, який у більшому ступені залежить від паличок, ніж колбочок [2].

Основною метою лікування дисбінокулярної амбліопії є досягнення правильного положення очей, підвищення гостроти зору і розвиток бінокулярної взаємодії двох монокулярних зорових систем. З цієї метою, крім плеоптики, хірургічного лікування і диплоптичних



методів застосовують очкову і призматичну корекцію [3]. Призматичні оптичні пристрої широко застосовуються в офтальмологічній практиці, причому в останні роки традиційні скляні призми все частіше замінюються компактними мікропризмовими елементами [4].

Призми з давніх часів при лікуванні косоокоcтi призначали з двома цілями – так званого пасивного і активного ношення [5]. У першому випадку призми, виправляючи кут косоокоcтi і проектуючи зображення на центральні ямки сітківки, забезпечують біфовеальне злиття і виправляють косоокоcть. У другому випадку призначаються гіпо- або гіперкоригуючі призми, а пацієнт, за висловом автора [5], при наявності здатності зводити подвійні образи шляхом самостійної роботи м'язів, долає навантаження на фузійний апарат. Це сприяє розвитку амплітуди фузії у потрібному напрямку [5]. Поява спеціальної апаратури для ортоптичного лікування знизила зацікавленість фахівців до призматичної корекції косоокоcтi, проте з 30-х років минулого століття знов з'явилися повідомлення про успішне призначення призм [6]. Обмеження застосування призм в той час були обумовлені товщиною призматичних лінз для корекції кутів косоокоcтi більше 10 градусів, що мали значну вагу і викликали значні аберації. Ці труднощі було подолано введенням в офтальмологію призм, зроблених за Френелевським принципом [7]. Створення еластичних призм Френеля вважають справжнім революційним проривом, що дозволив розширити можливості призматичної корекції.

З 2006 року в Україні розроблені модифіковані мікропризми Френеля з твердого оптичного полікарбонату на основі яких виготовлений діагностичний набір оптичних компенсаторів косоокоcтi *КК-42* [8–12]. Набір складається із 42 мікропризмових елементів, з призматичною дією від 0,5 Δ до 30,0 Δ. Максимальна сила призматичної дії ставить 60,0 Δ. В діапазоні дії від 0,5 до 10,0 Δ дискретний крок складає 1,0 Δ, в діапазоні від 10,0 до 30,0 Δ крок збільшений до 2,0 Δ.

Конструктивно мікропризмовий елемент Френеля складається з плоскої прозорої жорсткої пластинки з мікрорельєфом і захисної мембрани, яка розташовується з сторони мікрорельєфу і служить для захисту його від зовнішніх забруднень і ушкоджень в процесі експлуатації. Призма і захисна мембрана герметично з'єднуються між собою за допомогою ультразвукового зварювання.

Подальшим розвитком стала розробка технології виготовлення сферо-призматичних лінз, що об'єднують характеристики призматичних і сферичних, у тому числі астигматичних лінз. Конструктивно такі лінзи представляють собою стандартну сферичну лінзу з полікарбонату, до поверхні якої методом ультразвукового зварювання, герметично,

рельєфом в середину, приварюється мікропризма Френеля необхідної призматичної дії [13]. Сферо-призматичні лінзи виготовлюються індивідуально за рецептом лікаря в будь-якій комбінації оптичної дії елементів, що її складають: сферична лінза з оптичною силою від 0 до  $\pm 8$  діоптрій і призма Френеля з призматичною дією від 0 до 30 призматичних діоптрій.

Мікропризмові елементи мають ряд переваг перед звичними скляними призмами: якщо скляні призми в окулярах можуть мати не більше 5 діоптрій, то мікропризмові елементи — від 0,5 до 30 діоптрій на кожне око; вони не збільшують вагу окулярів, що дуже важливо для дітей; однаково на яке око надається мікропризмовий елемент. Для зменшення ваги та товщини окулярних лінз її силу можна рівномірно розподілити на обидва окулярних скла [13].

Як відомо з літературних джерел, в процесі клінічного використання виявлені негативні ефекти впливу на гостроту зору і бінокулярність у пацієнтів, пов'язані з конструктивними особливостями призми Френеля (сукупність мікропризм). Відомо, що проходження білого світла через призмові структури супроводжується хроматичними аберраціями внаслідок дисперсії білого світла. При проходженні променю світла через призму виникає зміщення зображення приблизно на 5,9 кутового градусу, спостерігається розмитість зображення і з'являється явище райдужної окантовки по його краям.

Іншою причиною, яка додатково призводить до зниження гостроти зору, є те, що елементом корекції зору являється не одна єдина заломлююча монопризма, а саме мікропризмова структура Френеля, для якої не залежно від хроматизму ще присутній ефект дифракції білого світла. Мікропризма Френеля представляє собою дифракційну решітку, крок якої при постійному кроці рельєфу зменшується з ростом призматичної сили елемента. Тому, після численних розрахунків, був встановлений самий сприятливий крок мікрорельєфу модифікованих мікропризм Френеля  $W = 750$  мкм, який являється оптимальним, з точки зору, зменшення дифракційних ефектів і виключення процесу дискретності зображення.

В роботі проведено лікування дисбінокулярної амбліопії у дітей з співдружною косоокістю за допомогою вище описаних призматичних окулярів. Із літературних джерел немає повідомлень про те, як призми впливають на контрастну чутливість ока людини. Тому було б доцільним визначити вплив даних призматичних окулярів на контрастну чутливість амбліопічного та ведучого ока і визначити її динаміку в процесі лікування.

На теперішній час методика візоконтрастометрії має більше переваг і значно перевершує традиційну візометрію по визначенню різноманітних зорових порушень. Існує безліч тестів для візоконтрастометрії, які використовуються в різних країнах. Це комп'ютерна програма «*ZEBRA*» [14, 15], атласи по візоконтрастометрії [16, 17], таблиці контрастних оптотипів для визначення контрастності методом експрес-діагностики в виді кілець Ландольта, які розміщуються в апарат Рота [18, 19] та інші. Також існують тести, які використовуються в педіатричній практиці з раннього віку. Одним з таких є низько контрастний тест з оптотипами в вигляді цифр — *Lea-numbers* тест, за допомогою якого було проведено дослідження контрастної чутливості ока у дітей. Принцип оснований на демонстрації 5-ти рівнів порогу контрасту (25 %, 10 %, 5 %, 2,5 % та 1,2 %) в вигляді оптотипів із 5-ти цифр, розташованих на п'яти сторінках. Контрастна чутливість за даним тестом визначається в відносних одиницях.

## МЕТА

Визначити вплив призмових окулярів на контрастну чутливість у дітей з дисбінокулярною амбліопією та визначити динаміку її в процесі лікування.

## МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

В дослідженні прийняли участь 88 дітей з дисбінокулярною амбліопією при співдружній косоокості віком від 4 до 18 років ( середній вік 7 років). Співдружня езотропія була визначена у 77 дітей а співдружня екзотропія — у 11 дітей. З них у 6 (6,8 %) була частково акомадаційна косоокість а у решти – неакомадаційна. Діапазон кута девіації за даними Гіршберга складав від 5 до 25 град.(10–50 призмових діоптрій). Гіперметропія слабкого ступеню була визначена на 109 очах (61,9 %), середнього ступеню — на 44 очах (25,0 %) та високого ступеню — на 13 (7,4%) очах. Міопію слабкого ступеню мали — 9 очей (5,1 %) та середній ступінь спостерігався на 1 оці (0,6 %).

Дітей було розподілено на три групи відповідно до ступеню амбліопії за класифікацією Е.С.Аветісова (слабкий, середній та високий). В залежності від гостроти зору, в групу зі слабким ступенем амбліопії входили діти , з попередньо відкорегованою аметропією ,які мали візус від 0,8 до 0,4, з середнім ступенем — візус від 0,3 до 0,2 і з високим — візус від 0,1–0,05. В групу слабкого ступеню амбліопії ввійшло 27 дітей, в групі з середнім ступенем амбліопії — 29 пацієнтів та в групі з

високим ступенем — 32 дітей. Гіперметропічний астигматизм мали 62 ока (35,2 %) а міопічний астигматизм визначено на 7 очах (4,0 %).

Кут косоокості визначався за методом Гіршберга та за допомогою діагностичного набору мікропризмових оптичних компенсаторів *КК-42* з адаптаційною пробою. Стан об'єктивного кута косоокості, суб'єктивного та фузійна здатність для близької відстані визначались за допомогою синоптофору.

Контрастну чутливість вимірювали за допомогою низькоконтрастного *Lea-numbers* тесту виробництва США без корекції аметропії, з корекцією та з модифікованою мікропризмою Френеля у поєднанні з корегуючою аметропію лінзою. Тест складається із 5-ти сторінок на які нанесені оптотипи в вигляді цифр (по 5 цифр на кожній сторінці) однакового розміру але з різним рівнем порогу контрасту (25 %, 10 %, 5 %, 2,5 % та 1,2 %).

Тестування кожного ока дитини проводилось на відстані 3 метрів, починаючи з порогу контрасту 25 % до 1,2 %. Отримані дані позначались на графіку де відмічено показник контрастної чутливості в відносних одиницях. Високий показник контрастної чутливості за даним тестом становить 1,2 %.

Візометрію проводили за загальноприйнятою методикою на відстані 5-ти метрів за допомогою таблиці з кільцями Ландольта, розміщеною в апараті Рота, з корекцією аметропії, без неї та з мікропризмою у поєднанні з корегуючою аметропію лінзою.

Після встановлення кількості сили призм, яка усуває кут девіації та корегуючих аметропію лінз пацієнту виписувались сферопризматичні окуляри в яких виконувався розподіл призм між двома очима за принципом рівності з перевагою більшої сили призми на ведуче око так щоб візус і показник контрастної чутливості були симетричними на обох очах — це є фізіологічним і сприяє стимулу до вироблення біокулярного зору.

Загалом виписано 88 рецептів, із них: 33 рецепти на призматичні окуляри, 32 рецепти на сферо-призматичні, 12 рецептів на циліндро-призматичні та 11 — на сферо-циліндро-призматичні окуляри. Термін користування даними окулярами становив 6 місяців. Контрольні огляди проводились через 3 місяці та 6 місяців.

## РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

У процесі лікування важливо було визначити, як сферо-призматична, сферо-циліндро-призматична та циліндро-призматична корекція вплинула на контрастну чутливість амбліопічного та ведучого ока у дітей при постійному носінні окулярів.

Для того, щоб чітко у кожного хворого відстежити результат впливу мікропризми на контрастність амбліопічного ока в роботі були введені такі поняття, як косе праве та косе ліве око і відповідно ведуче око.

При первинному огляді, без корекції аметропії, у дітей з косим правим оком контрастна чутливість, в групі загалом, становила 31,8 відносних одиниць (в.о.), з корекцією аметропії показник збільшився до 37,8 в.о. З призначенням призми на амбліопічне око контрастність зменшилась лише на 1,5 %. На ведучому лівому оці, без корекції аметропії, показник контрастної чутливості становив 67,7 в.о, в окулярах — 73,5 в.о. Після призначення максимальної сили призми на ведуче око величина контрастності набагато зменшилась, майже на 39,9 % і стала становити 33,6 в.о. Тобто в мікропризмових окулярах різниця по контрастності між ведучим та косим амбліопічним оком стала мінімальною. До призначення окулярів вона становила 35,9 %, а в окулярах — 2,7 %. Симетричність контрастної чутливості між двома очима та однакове сприйняття сітківками являється стимулом до рівноцінної роботи обох очей (див. табл. 1).

Таблиця 1. Динаміка показників контрастної чутливості за 0 місяць, дітей з косим правим оком (у відносних одиницях)

Група	Кількість вимірювань	Контрастна чутливість																							
		при первинному огляді																							
		без окулярів						в окулярах						через 3 міс						через 6 міс					
		OD		OS		OD		OS		OD		OS		OD		OS		OD		OS					
В цілому	38-43	31,8	67,7	37,8	73,5	36,6	33,6	40,1	76,7	46,3	80	46,1	48,6	62,7	74,9	69,0	80,0	67,0	47,6						
Слабка амбліопія	17	57,6	77,5*	65,9	80,0*	63,5	52,9	68,2	77,6	77,6	80	77,6	61,2	72,9	77,5*	80,0	80,0*	80,0	62,3						
Середня амбліопія	15	12,9	58,7	22,7	68	21,3	26	32,0	73,3	37,3	80	36,0	48,0	65,3	74,7	74,7	80,0	70,1	58,7						
Висока амбліопія	6-11	6	64,5*	6,25	70,9*	6,25	14	7,4	80	10,2	80	11,1	30,0	27,3	70,9*	35,0	80*	32,5	21,8						

Примітка. \* Значення позначені зірочкою пар показників від 0 до 6 місяців недостовірні p < 0,05. Тут і в табл. 2 та 3.

В групі з слабким ступенем амбліопії косе праве око, з корекцією аметропії, мало показник контрастної чутливості 65,9 в.о. Після призначення призматичних окулярів контрастність правого ока зменшилась на 2,4 %. В групі з середнім ступенем контрастність з призмою зменшилась на 1,4 % а в групі з високим ступенем призматична корекція не вплинула на контрастну чутливість, показник залишався незмінним 6,25 в.о. Відносно ведучого лівого ока, в групі з слабким ступенем амбліопії, контрастна чутливість, з корекцією аметропії, становила 80,0 в.о. Після призначення призми контрастність зменшилась на 27,1 % і склала 52,9 в.о. В групі з середнім ступенем амбліопії контра-

стність зменшилась на 42,0 % а в групі з високим ступенем амбліопії зменшення відбулось майже на 56,9 % (див. табл. 1).

Подібна динаміка спостерігалась за косим лівим оком. Контрастна чутливість амбліопічного лівого ока, в групі загалом, без корекції аметропії, становила 21,6 в.о., з корекцією — 22,0 в.о. а в призматичних окулярах зменшилась на 0,2 % і склала 21,8 в.о. На ведучому правому оці контрастна чутливість з корекцією аномалії рефракції мала показник 73,3 в.о., а з призначенням максимальної призми контрастність зменшилась на 39,5 % і становить 33,8 в.о. В групі з слабким ступенем, з корекцією аметропії, контрастна чутливість лівого ока становила 54,0 в.о. а в призматичних окулярах на 4 % менше — 50,0 в.о. В групі середнього та високого ступенів з корекцією аметропії та з призначенням призми зниження не відбулось (див. табл. 2).

Через 3 місяці лікування контрастна чутливість на правому косому оці, з корекцією аметропії, в групі загалом, збільшилась на 8,5 %. В групі з слабким ступенем амбліопії контрастна чутливість збільшилась на 11,7 %, з середнім ступенем амбліопії — на 14,6 % та в групі з високим — на 4,0 % (див. табл. 1).

На косому лівому оці через 3 місяці спостерігалась дещо краща динаміка зростання контрастної чутливості. У всій групі від початку лікування, з урахуванням корекції, контрастність збільшилась на 13,6 %. В групі з слабким ступенем контрастність зросла на 18 %, в групі з середнім ступенем — на 22,2 % та в групі з високим ступенем — на 8,2 %. (див. табл. 2).

Таблиця 2. Динаміка показників контрастної чутливості за 6 місяці дітей з косим лівим оком (у відносних одиницях)

Група	Кількість вимірювань	Гострота зору																	
		при первинному огляді						через 3 міс						через 6 міс					
		без окулярів		в окулярах		в призматичних окулярах		без окулярів		в окулярах		в призматичних окулярах		без окулярів		в окулярах	в призматичних окулярах		
		OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS		
В цілому	45	62,4	21,6	73,3	22	33,8	21,8	71,6	29,2	78,4	35,6	37,3	35,7	70,9	43,3	79,1	60,0	45,8	59,0
Слабка амбліопія	10	68,0*	51	72*	54	50	50	80,0	62,0	80,0	72,0	58,0	76,0	80,0*	68,0	80,0*	80,0	72,0	80,0
Середня амбліопія	14	59,3*	17,1	77,1*	20,7	35,7	22,9	72,9	29,3	80,0	42,9	42,9	40,0	67,1*	41,4	80,0*	77,1	48,6	74,3
Висока амбліопія	15-21	61,9	6,3	71,4	5,3	24,8	5,3	66,7	13,5	76,7	13,5	23,8	13,5	69,0	28,7	78,1	35,6	31,4	35,6

За 6 місяців лікування контрастна чутливість правого ока, з корекцією аметропії в усій групі, збільшилась на 31,2 %. В групі з слабким ступенем до лікування контрастна чутливість становила 65,9 в.о. а через 6 місяців вона збільшилась до 80,0, що на 18 % більше та на 6,3 % більше від показників через 3 місяці лікування. В групі з середнім ступенем контрастна чутливість, за 6 міс., збільшилась на 52,0 %

та на 37,4 % стала більшою від показників через 3 міс. В групі з високим ступенем збільшення виникло на 28,8 % та від 3 місячного обстеження на 20,6 % (див. табл. 3).

Таблиця 3. Динаміка збалансованості показника контраст чутливості між двома очима (по модулю різниці КЧ)

Група	Без окулярів						В окулярах					
	кількість	показник в 0 міс	показник в 3 міс	t-критерій (для різниці між 0-м та 3-м міс)	показник в 6 міс	t-критерій (для різниці між 0-м та 6-м міс)	показник в 0 міс	показник в 3 міс	t-критерій (для різниці між 0-м та 3-м міс)	показник в 6 міс	t-критерій (для різниці між 0-м та 6-м міс)	
В цілому	88	41,67	39,68	0,77*	25,70	5,68	45,70	38,34	3,78	18,50	10,23	
Слабка амбліопія	27	18,90	12,59	1,36*	7,40	3,02	15,60	4,44	2,96	0,00	4,15	
Середня амбліопія	29	44,00	42,40	0,38*	17,20	4,43	50,70	40,00	3,50	4,14	12,97	
Висока амбліопія	32	58,75	60,10	(-0,29*)	48,80	2,53	66,90	65,44	0,39*	47,20	4,66	

\* зміни позначені зірочкою пар показників від 0 до 6 місяців недостовірні при  $p < 0.05$ , зміни всіх пар показників від 0 до 6 місяців є достовірними

Ліве амбліопічне око за 6 місяців мало збільшення контрастної чутливості на 38,0 %. В групі з слабкою амбліопією на 26 % та в порівнянні з 3 міс. — на 8 %. В групі з середньою на 56,4 % а від показників в 3 міс — на 34,2 %. В групі з високим ступенем контрастна чутливість збільшилась за 6 міс. на 30,3 % та на 22.1% від показників в 3 міс.

В процесі лікування на ведучому оці, на яке була встановлена максимальна мікропризма, з ефектом піналізації, також спостерігалась тенденція збільшення контрастної чутливості, як правого так і лівого очей. В середньому контрастність за 6 місяців обох ведучих очей збільшилась на 13 %, тобто мікропризма при тривалому носінні, за рахунок адаптації не лише не занизила показник контрастної чутливості а навпаки його підвищила (див.табл. 1–2).

Додатково для оцінки контрастної чутливості був введений показник модуля різниці контрастної чутливості між двома очима, за яким відстежувалась динаміка нормалізації лікування. Для пацієнтів, у яких на певному оці не вдалось визначити контрастну чутливість, встановлено умовний показник контрастності, що дорівнює 0.

За результатами аналізу первинних даних виявлена наявність позитивної динаміки збалансування контрастної чутливості між двома очима за допомогою призмових окулярів. При цьому найкращий показник по вирівнюванню функції контрастної чутливості досягнуто через 6 місяців, тоді, як результат через 3 місяці є меншим і у більшості випадків різниця є статистично недостовірною, що обґрунтовує необхідність лікування терміном не менше 6 місяців (див. табл. 3).

## ВИСНОВКИ

В процесі лікування призмовими окулярами у дітей підвищувалась контрастна чутливість амбліопічного ока.

Досягнення максимальної збалансованості контрастної чутливості між ведучим та амбліопічним оком за допомогою призмових окулярів, по принципу рівнодії, є обов'язковим для комфортного носіння даних окулярів.

Найкращий показник по вирівнюванню функції контрастної чутливості в призмових окулярах між двома очима було досягнуто через 6 місяців, що обґрунтовує необхідність лікування терміном не менше 6 місяців для спроби вироблення бінокулярного зору та фузії.

Максимальна сила призми, яка призначалась на ведуче око, мала вплив на контрастність знижуючи її але це не завдало шкоди оку а навпаки, протягом 6 місяців носіння окулярів, відмічалось підвищення показників контрастної чутливості.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Burian H. M. Pathophysiologic basis of amblyopia and of its treatment / H. M. Burian // *Am. J. Ophthalmol.* — 1969. — Vol. 67, No. 1. — P. 1–12.
2. Вендер Д. Ф. Секреты офтальмологии: вопросы, которые вам зададут: в кабинете врача, на экзамене, в клинике / Д. Ф. Вендер, Д. А. Голт ; пер. с англ. А. Б. Лисочкина. — 2-е изд. — М.: МЕД пресс-информ, 2008. — 462 с.
3. Wu C. Amblyopia: diagnostic and therapeutic options / C. Wu, D. G. Hunter // *Am. J. Ophthalmol.* — 2006. — Vol. 141, No. 1. — P. 175–184.
4. Пат. 25549 Україна, А61В 3/08. Пристрій для діагностики косоокості. / Петров В.В., Сергієнко М.М., Риков С.О., Шанойло С.М., Шевколенко М.В., Крючин А.А., Антонов Є.Є. ІПРІ НАН України. — u200704035, Заявл.12.04.2007; Опубл. 10.08.2007, Бюл. №12.
5. Воинов М. М. Аномалии двигательного аппарата глаз (Motilitätsstörungen) / М. М. Воинов. — СПб. : Гл. воен.-мед. деп., 1873. — 222 с.
6. Evens L. History of strabismus treatment / L. Evens // *Bull. Soc. Belge Ophthalmol.* — 1981. — Vol. 195. — P. 19–52.
7. Münchow W. History of strabismus therapy / W. Münchow // *Klin. Monbl. Augenheilkd.* — 1973. — Vol. 162, No. 3. — P. 413–422.
8. Veronneau-Troutman S. Fresnel Prisms and Their Effects on Visual Acuity and Binocularity. *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.* — 1978. — Vol. 78. — P. 610–653.
9. Антонов Е. Е. Микропризмы: оптические параметры и контроль / Антонов Е. Е. [та ін]. — К., 2015. — С. 170–174.
10. Кашенко Т.П. Применение призматических линз в офтальмологии. / Кашенко Т.П., Чернышова С.Г., Розенблюм Ю.З. [и др] // *Вестник оптометри.* — 2005. — № 1. — С. 22–25.



11. Муравьева С.В. Контрастная чувствительность зрительной системы человека / С.В. Муравьева, С.В. Пронин, Ю.Е. Шелепин // *Экспериментальная психология*. — 2010. — № 3. — С. 5–20.
12. Петров В. В. Оптичні властивості здвоєних мікропризмових елементів / В. В. Петров, А. А. Крючин, Є. Є. Антонов [та ін.] // *Реєстрація, зберігання і оброб. даних*. — 2012. — № 4. — С. 3–10.
13. Бутенко Л. В. Створення та застосування високотехнологічних мікропризм Френеля для діагностування та лікування косоокості дітей / Л. В. Бутенко, Л. І. Єгупова // *Реєстрація, зберігання і оброб. даних*. — 2010. — № 1. — С. 67–72.
14. Шамшинова А.М. Функциональные методы исследования в офтальмологии / А.М. Шамшинова, В.В. Волков // М.: Медицина, 1999. — С. 52–57.
15. Шелепин Ю.Е. Нейрофизиологические механизмы пространственного зрения. Визоконтрастометрия. Автореф.дис. д-ра мед. наук. Л., 1987.
16. Волков В.В. Методика клинической визоконтрастометрии / Л.Н. Колесникова, Ю.Е. Шелепин // *Вестник офтальмологии*. — 1983. — № 3. — С. 59–61.
17. Даниличев В. Ф. Визоконтрастометрия как современный способ определения тяжести повреждений сетчатки / В.Ф. Даниличев, Ю.Е. Шелепин // *Воен.-мед. журн.* — 1992. — № 3. — С. 33–34.
18. Wolfe J.M. In Introduction to contrast Sensitivity Testing.-In:Nader M.P. et al. (Ed) Glare and Contrast Sensitivity for Clinicians.-New York-Berlin: Springer-Verlag, 1999. — P. 5–23.
19. Бирич Т. А. Определение контрастной чувствительности глаз методом экспресс-диагностики / Л.М. Левшук, В.В. Моторный, Ю.Г. Федоров // *Медицинские новости*. — 2007. — № 4. — С. 79–82.

В. Б. Мелліна, С. О. Риков

**ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ЛІКУВАННЯ  
ДИСБІНОКУЛЯРНОЇ АМБЛІОПІЇ ЗА ДОПОМОГОЮ  
МІКРОПРИЗМОВИХ ОКУЛЯРІВ  
ТА ПЛЕОПТИЧНОГО ЛІКУВАННЯ**

*Міжнародний науково-практичний журнал Офтальмологія.  
Східна Європа, 2017. Т. 1, № 6. С. 8–17*

**Анотація:** В роботі порівняно два методи лікування дисбінокулярної амбліопії при співдружній косооконості — це апаратне плеоптичне та за допомогою мікропризмових окулярів, які поєднували в собі одночасно дві дії — це усунення кута девіації та корекцію аметропії. В дослідженні прийняли участь 149 дітей віком від 4 до 18 років. З них в основній групі 88 дітей, які лікувались за допомогою мікропризмових окулярів та 61 дитина з контрольної групи, які проводили плеоптичне лікування в кабінеті охорони зору. В обох групах діти мали амбліопію різного ступеню: слабка, середня та висока. Лікування склало 6 місяців. Визначено значно кращі показники зору в основній групі на відміну від контрольної. Гострота зору амбліопічного ока в основній групі підвищилась в середньому на 38 % а в контрольній лише на 12 %. Показники візусу були кращими через 6 місяців. Отже, лікування дисбінокулярної амбліопії за допомогою мікропризмових окулярів набагато ефективніше від традиційного плеоптичного лікування. Окуляри комбінованої дії легкі та зручні в використанні, мають ефект пролонгованої ортоптодиплоптики і не потребують додаткового апаратного лікування.

**Ключові слова:** набір КК-42, мікропризмові окуляри, амбліопія, гострота зору.

**АКТУАЛЬНІСТЬ**

В системі охорони зору дитячого населення проблема розвитку та лікування амбліопії займає одну з провідних позицій. Незважаючи на значні досягнення сучасної офтальмології і різноманітність різних методів лікування косооконості і амбліопії, ця патологія продовжує займати істотне місце в структурі дитячої очної захворюваності, при

цьому у частини хворих не вдається добитися поліпшення зору [4, 11]. За даними зарубіжних авторів, поширеність амбліопії серед населення в цілому становить 2,0–2,5 % [12], серед дітей шкільного і дошкільного віку — 0,5–3,5 % [19]. Вітчизняні автори наводять аналогічні показники [3]. Поширеність дисбінокулярної амбліопії при косоокості становить від 69,9 % до 87,0 % [9, 10, 14]. Таким чином, амбліопія є поширеним захворюванням серед патології органа зору у дітей дошкільного віку, а у школярів займає друге місце після міопії [18]. За даними літературних джерел, серед причин інвалідизації в дитячому віці амбліопія складає біля третини всіх випадків порушень зору [6, 13]. У зв'язку із зростаючими візуальними вимогами сучасного суспільства амбліопія стає серйозною медико-соціальною проблемою [5].

За сучасними уявленнями, основною метою лікування амбліопії є досягнення нормального й однакового, синхронного зору в обох очах, відновлення правильної фіксації і правильного (паралельного) положення очей, а також хорошого сприйняття просторової глибини [17].

Істотною умовою, що впливає на ефективність лікування, на думку більшості авторів, є безперервність і послідовність плеоптичних, ортоптичних, диплоптичних і стереоптичних методик [8, 15, 16]. В наш час для лікування використовуються різноманітні методи: монохроматичної і колірної фотостимуляції сітківки, методи магнітостимуляції, електростимуляції, вправи на синоптофорі, диплоптика та інші. Значна кількість методів лікування свідчить, що жоден з них не є універсальним [7].

Застосування призмoterapiї в лікуванні дисбінокулярної амбліопії при співдружній косоокості широко використовується зарубіжними офтальмологами протягом багатьох років. Окуляри з еластичними призмами Френеля призначаються, починаючи з трирічного віку, коли йде активне функціональне формування зорового аналізатора, у тому числі і бінокулярних взаємодій, що дає можливість для раннього формування нормальних бінокулярних зв'язків задовго до хірургічного втручання у дорослому віці. Крім того, призми Френеля використовуються для лікування амбліопії з нецентральною фіксацією, що не піддається лікуванню звичними плеоптичними методами. Завдання такого лікування зводиться до проектування зображення на центральну ямку сітківки амбліопічного ока [2].

В 2006 році, в Україні були створені модифіковані мікропризми Френеля за допомогою яких проводилось чітке дозування кута косоокості для хірургічного лікування. Подальшим розвитком стала розробка технології виготовлення сферопризматичних лінз для пролон-

гованого плеоптоортоптичного лікування косоокості, як підготовчого доопераційного так і закріплюючого післяопераційного етапів. Конструктивно такі лінзи представляють собою стандартну сферичну лінзу з полікарбонату, до поверхні якої методом ультразвукового зварювання, герметично, рельєфом в середину, приварюється мікропризма Френеля необхідної призматичної дії [1]. Сферопризматичні лінзи виготовлюються індивідуально за рецептом лікаря в будь-якій комбінації оптичної дії елементів, що її складають: сферична лінза з оптичною силою від 0 до  $\pm 8$  діоптрій і призма Френеля з призматичною дією від 0 до 30 призматичних діоптрій. Мікропризмові елементи мають ряд переваг перед звичними скляними призмиами: якщо скляні призми в окулярах можуть мати не більше 5 діоптрій, то мікропризмові елементи — від 0,5 до 30 діоптрій на кожне око; вони не збільшують вагу окулярів, що дуже важливо для дітей; однаково на яке око надівається мікропризмовий елемент. Для зменшення ваги та товщини окулярних лінз її силу можна рівномірно розподілити на обидва окулярних скла [1].

## МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Порівняти результати лікування дисбінокулярної амбліопії у дітей за допомогою мікропризмових окулярів у з традиційним апаратним плеоптичним лікуванням.

## МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Обстежено 149 дітей з дисбінокулярною амбліопією при співдружній косоокості віком від 4 до 18 років (середній вік). З них в основну групу ввійшло 88 дітей та 61 дитина в контрольну групу. Відмінностей за статтю між групами не спостерігалось у основній групі хлопчиків було 49 (55 %) і дівчат 39 (47,5 %) а в контрольній групі хлопчиків — 32 (52,5 %) і дівчат — 29 (47,5 %). Співдружня езотропія була визначена у 77 дітей основної групи, а співдружня екзотропія у 11 дітей. З них у 6 (6,8 %) була частково акомодатійна косоокість, а у решти — неакомодатійна. У контрольній групі співдружню езотропію мали 54 дитини, а екзотропія була у 7 пацієнтів. З них 13 (21,3 %) дітей з акомодатійною косоокістю, а решта — з неакомодатійною. Діапазон кута девіації за даними Гіршберга складав від 5 до 25 град. (10–50 призмових діоптрій).

Дітей було розподілено на три групи за класифікацією Е.С. Аветисова за ступенем амбліопії (слабкий, середній та високий). Гострота зору визначалась з корекцією аметропії. В групу зі слабким ступенем

амбліопії входили діти, які мали візус від 0,8 до 0,4, в групу з середнім ступенем — візус від 0,3 до 0,2 і з високим ступенем амбліопії - візус від 0,1 до 0,05. В основній групі в кожену підгрупу в середньому входило по 30 дітей а в контрольній по 20. Кут девіації оцінювався за методом Гіршберга та за синоптофором, візометрія визначалась за загальноприйнятими таблицями а бінокулярний зір — за кольоротестом. Додатково в основній групі кут косоокості визначався за допомогою діагностичного набору мікропризмових оптичних компенсаторів КК-42 (рис. 1).

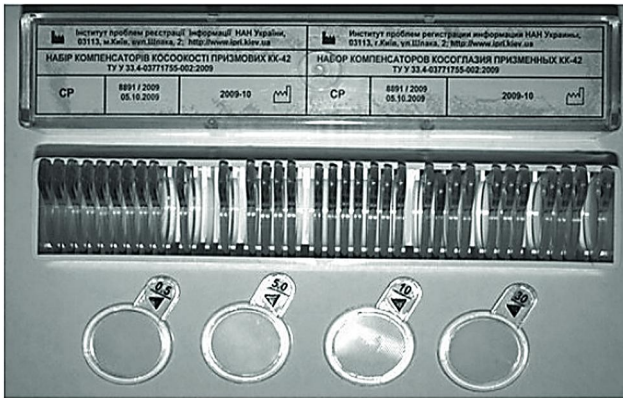


Рис. 1. Діагностичний набір мікропризмових оптичних укомпенсаторів КК-42

У контрольній та основній групі також оцінювались показники рефракції. У основній групі гіперметропія слабого ступеню визначена на 109 очах (61,9 %), середнього — на 44 очах (25,0 %) та високого — 18 (14,8 %). Міопія слабого ступеню спостерігалася на 9 очах (5,1 %) та середнього — на 1 оці (0,6 %). В контрольній групі гіперметропію слабого ступеню мали 46 очей (37,7%), середнього ступеню — 50 очей (41,0%) та високого — 18 очей (14,8 %). Міопія слабого ступеню була визначена на 7 очах (5,7 %) та середнього — на 1 оці (0,8 %). Гіперметропічний астигматизм в основній групі мали 62 ока (35,2 %), а міопічний астигматизм визначено на 7 очах (4,0 %). На відміну від основної групи, в контрольній групі кількість очей з гіперметропічним астигматизмом була більшою на 22 ока і становила 80 (65,6 %) а з міопічним астигматизмом кількість очей була майже рівною — 6 (4,9 %).

При астигматизмі виявлено статично достовірну різницю гостроти зору в окулярах на здоровому оці та відсутність такої різниці на косому оці. Оскільки метою дослідження дослідження переважно було вивчення зорових параметрів косого ока, вважаємо, що астигматизм не є фактором впливу на результати.

У контрольну групу входили діти з дисбінокулярною амбліопією, яку лікували за стандартними загальноприйнятими методиками в кабінеті охорони зору при Центрі мікрохірургії ока. Для лікування використовувались такі прилади, як синоптофор, амбліокор, комп'ютерні програми (квіточка, хрестик, павучок, погоня та ін.), лазерна біостимуляція (гелій-неоновий лазер СМ-4) тощо. Курс лікування становив 10 днів. Додатково дітям призначалась оклюзія на ведуче око від 2 до 4 годин на день в залежності від ступеню амбліопії на косому оці. Контроль показників зорових функцій та кута косоокості визначався через 6 місяців після лікування.

В основній групі лікування дисбінокулярної амбліопії проводилось за допомогою окулярів комбінованої дії (призматичні, сферо-призматичні, сферо-циліндро-призматичні та циліндро-призматичні), які мали рефракційну лінзу для корекції аметропії та модифіковану мікропризму Френеля, яка усувала кут косоокості. Термін користування даними окулярами становив 6 місяців. Контрольні огляди проводились через 2 тижні, 3 місяці та 6 місяців (рис. 2).

Загалом виписано 88 рецептів, із них: 33 рецепти на призматичні окуляри, 32 рецепти на сферо-призматичні, 12 рецептів на циліндро-призматичні та 11 — на сферо-циліндро-призматичні окуляри. Максимальна сила призми встановлювалась перед ведучим оком з ефектом піналізації для стимулу до роботи ока з амбліопією.



Рис. 2. Окуляри комбінованої дії

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

Щоб відстежити динаміку гостроти зору амбліопічного ока кожного пацієнта в процесі лікування, були введені поняття, як косе праве око та відповідно косе ліве око для статистичного підрахунку (Табл. 1).

Таблиця №1. Динаміка гостроти зору за 6 місяців, для осіб з косим правим оком

	Кількість випробувань	Первинний огляд						Через 3 місяці				Через 6 місяців							
		Гострота зору без окулярів		Гострота зору в окулярах		Гострота зору в призматичних контактних окулярах		Гострота зору без окулярів		Гострота зору в окулярах		Гострота зору без окулярів		Гострота зору в призматичних контактних окулярах					
		OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS				
Досліджувана група в цілому	43	0,4	0,87	0,44	0,94	0,44	0,61	0,54	0,89	0,62	0,98	0,63	0,67	0,67	0,91	0,79	1	0,79	0,73
Слабка амбліопія	16	0,68	0,94*	0,74	0,99*	0,73	0,72	0,85	0,92	0,94	1	0,93	0,74	0,9	0,93*	0,99	1,00*	0,96	0,76
Середня амбліопія	15	0,29	0,83	0,33	0,91	0,32	0,59	0,46	0,51	0,51	0,97	0,5	0,67	0,7	0,91	0,75	1	0,74	0,79
Висока амбліопія	11	0,1	0,81*	0,14	0,87*	0,14	0,49	0,2	0,32	0,32	0,96	0,33	0,56	0,34	0,87*	0,55	1*	0,55	0,59
Контрольна група в цілому	26	0,22	0,76	0,3	0,9									0,27	0,82	0,37	0,94		
Слабка амбліопія	8	0,42*	0,74*	0,63	0,95*									0,46*	0,73*	0,71	0,98*		
Середня амбліопія	6	0,23	0,65*	0,29*	0,81									0,33	0,78*	0,37*	0,89		
Висока амбліопія	12	0,08	0,82*	0,09	0,90*									0,11	0,90*	0,14	0,95*		

\* змінні позначені зірочкою при показниках від 0 до 6 місяців надстовірні при  $p < 0,05$ , змінні всіх при показниках від 0 до 6 місяців є достовірними

В основній групі у 43 дітей визначено косину правого ока. З них слабка амбліопія була на 16 очах, середня — на 15 очах та висока - на 11 очах. В контрольній групі у 26 дітей спостерігалася правобічна косоокість. Слабку амбліопію мали 8 дітей, середню — 6 дітей та високу — 12 дітей. У всіх групах показник гостроти зору оцінювався з урахуванням корекції аномалії рефракції (тобто в окулярах).

До лікування в основній групі середня гострота зору косоного правого ока становила 0,44 та ведуче ліве око мало середню гостроту зору 0,94. Група дітей зі слабким ступенем амбліопії мала середній візус косоного правого ока 0,74, з середнім ступенем — 0,33 та з високим — 0,14.

Після призначення мікропризмових окулярів, на амбліопічному правому оці показник візусу не змінився, на відміну від ведучого лівого ока, де гострота зору, під дією мікропризми, знизилась до 0,61 тобто на 33 % (див. табл. 1).

В контрольній групі у 26 дітей середня гострота зору амбліопічного правого складала 0,3 а ведучого лівого ока 0,9 Гострота зору в групі дітей зі слабким ступенем амбліопії на правому оці становила 0,63, в групі з середнім ступенем — 0,29 і в групі з високим ступенем — 0,09 (див. табл. 1).

З косиною лівого ока в основній групі було 45 дітей, середня гострота зору його становила 0,32. Слабкий ступінь амбліопії був на 10 очах з середньою гостротою 0,74, середній ступінь — на 14 очах з середньою гостротою 0,3 та високий ступінь – на 21 оці з візусом 0,13. В мікропризмних окулярах показник амбліопічного лівого ока майже не змінився (з 0,32 став 0,31), а ведуче праве око мало зміни візусу під впливом мікропризмної корекції. Середній показник гостроти зору знизився на 31 % з 0,92 до 0,61. Відповідно у всіх групах спостерігалась подібна динаміка (див. табл. 2).

Таблиця №2. Динаміка гостроти зору, за 6 місяців, для осіб з косим лівим оком

	Кількість випробованих	Первинний огляд						Через 3 місяці						Через 6 місяців					
		Гострота зору без окулярів		Гострота зору в окулярах		Гострота зору в призматичних окулярах		Гострота зору без окулярів		Гострота зору в окулярах		Гострота зору в призматичних окулярах		Гострота зору без окулярів		Гострота зору в окулярах		Гострота зору в призматичних окулярах	
		OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS	OD	OS
Досліджувана група в цілому	45	0,82	0,27	0,92	0,32	0,61	0,31	0,88	0,38	0,98	0,55	0,66	0,55	0,88	0,55	0,99	0,73	0,7	0,72
Слабка амбліопія	10	0,96*	0,63	0,99*	0,74	0,72	0,72	0,96	0,64	1	0,92	0,77	0,89	0,97*	0,85	1,00*	0,99	0,81	0,97
Середня амбліопія	14	0,79*	0,26	0,93	0,3	0,65	0,3	0,82	0,42	1	0,59	0,69	0,6	0,83*	0,59	1	0,84	0,71	0,83
Висока амбліопія	21	0,78	0,11	0,87	0,13	0,52	0,13	0,85	0,24	0,95	0,35	0,59	0,35	0,87	0,39	0,98	0,54	0,64	0,53
Контрольна група в цілому	35	0,72	0,3	0,86	0,4									0,8	0,36	0,89	0,49		
Слабка амбліопія	13	0,82	0,53	0,98*	0,72									0,86	0,61	0,98*	0,81		
Середня амбліопія	14	0,61	0,22	0,79	0,29									0,74	0,29	0,83	0,41		
Висока амбліопія	8	0,75	0,07	0,82	0,08									0,8	0,08	0,86	0,1		

\* зміни позначених зірочкою пар показників від 0 до 6 місяців недостовірні при  $p < 0,05$ , зміни всіх пар показників від 0 до 6 місяців є достовірними

У контрольній групі косоокість лівого ока визначалась у 35 дітей. З них слабкий ступінь амбліопії мали 13 очей з середньою гостротою зору 0,72, середній — 14 очей з гостротою зору 0,29 та високий — 8 очей з візусом 0,08.

Через 3 місяці лікування мікропризмними окулярами відмічалось покращення гостроти зору амбліопічного ока. Діти з косим правим оком мали середню гостроту зору до лікування 0,44 а через 3 міс.



візуз збільшився на 18 % до 0,62 в окулярах корегуючих аметропію та в мікропризмових окулярах. З них зір підвищився в групі з слабким ступенем амбліопії на 20 % і склав 0,94, з середнім та високим ступенем амбліопії підвищення відбулось на 18% і склало показник гостроти зору 0,51 та 0,32, відповідно (див. табл. 1). У дітей з косим лівим оком спостерігалась подібна динаміка підвищення візусу.

Середня гострота зору до лікування становила 0,4, а через 3 міс. — 0,55, що на 15 % більше. Відповідно, у групі з слабким ступенем амбліопії зір покращився на 18 % і складає 0,92, в групі з середнім ступенем візуз збільшився на 29 % і становить 0,59 та з високим ступенем — гострота зору стала 0,35, що на 22 % більше від початку лікування.

Через 6 місяців лікування, загалом в контрольній групі, покращення гостроти зору косоного правого ока відбулось на 15 % і становить 0,37. В групі дітей зі слабким ступенем амбліопії гострота зору підвищилась на 29 % і складає 0,71, у дітей з середнім ступенем амбліопії візуз покращився на 14 % і відповідає гостроті зору 0,37 і в групі з високим ступенем — до 0,14, що на 6 % більше порівняно з початковими значеннями.

У дітей основної групи відмічались значно кращі результати лікування. Середня гострота зору всієї групи до лікування становила 0,44, а через 6 міс. візуз піднявся до 0,79, тобто покращення відбулось на 35 %. Показник між візусом в окулярах і під дією мікропризмових окулярів був незмінним у всіх групах. В групі слабого ступеню амбліопії за 6 місяців гострота зору підвищилась на 31 % і становила 0,99, в групі з середнім ступенем візуз підвищився на 42 % і становив 0,75 та група з високою амбліопією мала поліпшення зору до 0,55, що на 41 % більше порівняно з початковими значеннями (див. табл. 1).

Відповідна динаміка росту гостроти зору відслідковувалась також за косим лівим оком. Середня гострота зору у всій основній групі зросла з 0,32 до 0,73, що на 41 % більше. Середній візуз у групі дітей з слабким ступенем амбліопії мав покращення на 25 % і склав 0,99, у групі з середнім ступенем відбулось підвищення зору на 54 %, що відповідає показнику 0,84 і в групі з високим ступенем гострота зору підвищилась до 0,54, що на 44 % більше від початкових значень. Мікропризмові окуляри, в процесі лікування, не занизили показники амбліопічного ока (див. табл. 2).

У контрольній групі середня гострота зору косоного лівого ока до лікування становила 0,4 а через 6 міс. візуз покращився лише на 9 % і склав 0,49. Відповідно, група дітей з слабким ступенем амбліопії мала покращення гостроти зору на 9 % і становила 0,81, з середнім ступе-

нем покращення відбулось на 12 % і візуз становить 0,41 а в групі з високим ступенем амбліопії відзначене незначне покращення зору, лише на 2 % і складає 0,1 (див. табл. 2).

В процесі лікування ведуче око також мало покращення зорових показників за рахунок відкорегованої аметропії. Вплив мікропризмової корекції не занижив візузу кращого ока, на яке призначалась максимальна сила призми. В мікропризмових окулярах, внаслідок збалансованого розподілу мікропризм між очима, діти не відмічали негативно-го впливу окулярів за рахунок симетричного візузу на обох очах.

## ВИСНОВКИ

1. Результати лікування амбліопії набагато кращі за допомогою мікропризмових окулярів від традиційного плеоптичного лікування.

2. Максимальна сила призми, що була встановлена перед ведучим оком для стимулу косого ока, не вплинула на гостроту зору в процесі лікування внаслідок високоякісного виготовлення окулярів.

3. Термін лікування мікропризмовими окулярами повинен складати не менше 6-ти місяців згідно з аналізом результатів

4. Окуляри комбінованої дії легкі та зручні в використанні, мають ефект пролонгованої ортоптодиплоптики за рахунок постійного носіння і не потребують додаткових апаратних методик.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Бутенко Л. В. Створення і застосування високотехнологічних мікропризм Френеля для діагностування та лікування косоокості дітей / Л. В. Бутенко, Л. І. Єгупова // *Реєстрація, зберігання і оброб. даних.* — 2010. — № 1. — С. 67–72.

2. Жукова О. В. Призматическая коррекция в реабилитации детей с содружественным косоглазием / О. В. Жукова, А. Д. Купцов // *Соврем. оптометрия.* — 2012. — № 1. — С. 33–36.

3. Малачкова Н. В. Аналіз показників гостроти зору у дітей з діагнозом амбліопія у Вінницькій області за даними ретроспективного аналізу / Н. В. Малачкова // *Вісн. Вінниц. нац. мед. ун-ту ім. М.І. Пирогова.* — 2012. — № 1. — С. 206–208.

4. Механизмы нарушения бинокулярного синтеза при амблиопии у детей / С. А. Небера, Л. Н. Бачалдина, И. Н. Гутник, О. А. Антипова. — Иркутск: Изд-во Иркут. гос. ун-та, 2001. — 117 с.

5. Организация медико-социальной помощи детям с нарушением зрения / Л. А. Жданова, Е. В. Борзов, М. Н. Салова [и др.] // *Рос. педиатр. журн.нал.* — 2014. — № 1. — С. 49–52.

6. Слепота та слабкозорість шляхи профілактики в Україні: довідник лікаря / за ред. С. О. Рикова. — Київ: Доктор-медіа, 2011. — 265 с.

7. A randomized trial of increasing patching for amblyopia / D. K. Wallace, E. L. Lazar, J. M. Holmes [et al.] // *Ophthalmology*. — 2013. — Vol. 120, No. 11. — P. 2270–2277.
8. A randomized trial to evaluate 2 hours of daily patching for strabismic and anisometric amblyopia in children / D. K. Wallace, A. R. Edwards, S. A. Cotter [et al.] // *Ophthalmology*. — 2006. — Vol. 113, No. 6. — P. 904–912.
9. Arnold R. W. Amblyopia and strabismus prevalence / R. W. Arnold // *Ophthalmology*. — 2009. — Vol. 116, No. 2. — P. 365–366.
10. Beyond screening for risk factors: objective detection of strabismus and amblyopia / R. M. Jost, S. E. Yanni, C. L. Beauchamp [et al.] // *JAMA. Ophthalmol.* — 2014. — Vol. 132, No. 7. — P. 814–820.
11. Childhood amblyopia: current management and new trends / V. Taylor, M. Bossi, J. A. Greenwood, A. Dahmann-Noor // *Br. Med. Bull.* — 2016. — Vol. 119, No. 1. — P. 75–86.
12. Husk J. S. Global processing of orientation in amblyopia / J. S. Husk, R. E. Hess // *Vision Res.* — 2013. — Vol. 82. — P. 22–30.
13. Kim U. S. Screening for amblyopia / U. S. Kim // *Ophthalmology*. — 2013. — Vol. 120, No. 2. — P. 435–436.
14. Pai A. Prevalence of amblyopia and strabismus / A. Pai, P. Mitchell // *Ophthalmology*. — 2010. — Vol. 117, No. 10. — P. 2043–2044.
15. Recurrence of amblyopia after occlusion therapy / R. Bhola, R. V. Keech, P. Kutschke [et al.] // *Ophthalmology*. — 2006. — Vol. 113, No. 11. — P. 2097–2100.
16. The therapy of amblyopia: an analysis of the results of amblyopia therapy utilizing the pooled data of published studies / J. T. Flynn, J. Schiffman, W. Feuer, A. Corona // *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.* — 1998. — Vol. 96. — P. 431–450.
17. Vasconcelos G. C. Current treatment of amblyopia: where are we? / G. C. Vasconcelos, M. F. Costa // *Arq. Bras. Oftalmol.* — 2013. — Vol. 76, No. 4. — P. VII–VIII.
18. Visual acuity, crowding, and stereo-vision are linked in children with and without amblyopia / J. A. Greenwood, V. K. Taylor, J. J. Sloper [et al.] // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* — 2012. — Vol. 53, No. 12. — P. 7655–7665.
19. Wong A. M. Amblyopia (lazy eye) in children / A. M. Wong // *CMAJ*. — 2014. — Vol. 186, No. 4. — P. 292.

С. О. Риков, Є. Є. Антонов, В. Б. Мелліна, Н. М. Алеєва

## ВПЛИВ МОДИФІКОВАНИХ МІКРОПРИЗМ ФРЕНЕЛЯ НА КОНТРАСТНУ ЧУТЛИВІСТЬ ОРГАНУ ЗОРУ.

*Архів офтальмології, 2017. Т. 5, № 1(7). С. 44–50*

**Анотація.** Досліджено вплив модифікованих мікропризм Френеля на контрастну чутливість та гостроту зору. Визначено умови зниження контрасту тестових оптичних внаслідок дифракції та хроматизму білого світла при використанні призм різної призматичної дії. Отримані дані зі зменшення контрасту, які необхідно враховувати при проведенні досліджень дефектів зору методами візоконтрастметрії.

**Ключові слова:** мікропризми, контраст, гострота зору, тестові оптичні, хроматизм.

Мікропризмові елементи Френеля сьогодні широко застосовуються в офтальмології для лікування розладів зору людини [1–3]. Для діагностики косоокості в останні роки використовується пристрій *КК-42* [4, 5], який складається з 42 мікропризмових елементів призматичною дією (*PD*) від 0,5 до 30 призмових діоптрій ( $\Delta$ ) і дозволяє вимірювати кути косоокості в діапазоні до 60  $\Delta$ . Метою роботи є дослідження впливу мікропризм на гостроту та контрастну чутливість при використанні таких призм для діагностики стану органу зору.

З самого початку застосування призм в офтальмології було встановлено [1, 6–8], що з ростом сили призми зменшується гострота зорових образів  $V_C$ , які спостерігаються пацієнтами через мікропризми. На рис. 1 наведено результати досліджень гостроти зору  $V_C$ , виконані Вероні-Тротман [1] для жорстких мікропризм компанії «3М» (крива 1) та гнучких мікропризмових плівок «3М» (крива 2), дані Гріффітс і Коттон [6] (крива 3) для тих же мікропризм та результати Шевколенко [7] (крива 4), яка досліджувала мікропризми Френеля з набору *КК-42* [4] виробництва ІПРІ НАН України (ІПРІ). Крива 5 відображає дані Мелліної [9] для модифікованих мікропризм Френеля ІПРІ для випадку  $V_{C0} = 1,0$ . Всі наведені дані отримані традиційним методом опитування пацієнтів з використанням стандартних тестових офтальмологічних таблиць.



Рис. 1. Гострота зору в залежності від призматичної дії деяких мікропризм

Для кількісної оцінки гостроти зору було запропоновано метод [8] визначення роздільної здатності  $V_c$  з використанням тестових штрихових Мір [5]. Схема експериментального стенду для вимірювань зображена на рис. 2.

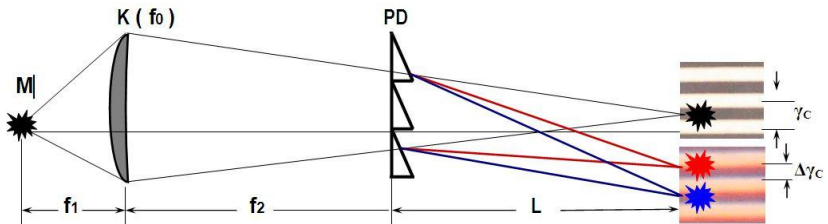


Рис. 2. Схема вимірювань роздільної здатності штрихових тестових опотипів

Зображення елементів Міри, які моделюють опотипи тестових офтальмологічних таблиць, формуються в білому світлі на екрані за допомогою конденсора  $K$  з фокусом  $f_0 = 90$  мм з необхідним збільшенням ( $f_2 / f_1$ ), де  $f_1$ ,  $f_2$  — відстані від конденсора до Міри та до екрану, відповідно. Світловий потік проходить через досліджувані мікропризми, які розміщуються на певній відстані  $L$  від екрану. В площі екрану

інтенсивності зображень штрихів без призм та з призмами реєструються електронним фотодетектором, дані якого дозволяють визначити вплив призм на роздільну здатність оптотипів з кутовим розміром  $\gamma_c$  та зоною хроматизму  $\Delta\gamma_c$ .

Критерієм ідентичності даних з гостроти зору, що отримані традиційним способом [1, 6, 7, 9] з тестовими таблицями, та результатів вимірювань на стенді методом [8] з штриховими Мірами, є однаковість відносного хроматичного розширення оптотипів для однакових призм для екрану  $k_c = \Delta\gamma_c / \gamma_c$  та для сітківки ока  $k_o = \Delta\gamma_o / \gamma_o$ , де  $\gamma_o$  — роздільна здатність ока (в середньому  $\gamma_o \approx 1,0$  кутову хвилину (')), а  $\Delta\gamma_o$  — зона хроматизму на сітківці ока. За нашими оцінками, величина  $\Delta\gamma_o = 1,0'$  при встановленні мікропризм в пробну оправу на відстані  $D_o = 20$  мм від роگیвки ока реалізується для призми  $PD \approx (14,0-20,0) \Delta$ , тобто за цих умов параметр  $k_o = \Delta\gamma_o / \gamma_o = 1,0$ . Для призми  $PD = 20,0 \Delta$  зона хроматизму  $\Delta\varphi \approx 32'$  [5], тому для виконання умови  $k_c = k_o = 1,0$  в методі [8] при формуванні зображень тестових штрихів зі збільшенням ( $f_2 / f_1$ )  $\approx 20$  разів необхідно розміщувати досліджувані призми на відстані  $L = 35$  см від екрану. Для призми дією  $PD = 14,0 \Delta$  величина  $\Delta\varphi \approx 22'$ , тому відстань  $L$  становить  $\sim 51$  см.

Отримані таким методом [8] дані [5] для  $L = 51$  см також наведені на рис. 1 для акрилових монопризм «Gulden Ophthalmics» (США) (крива 6), жорстких мікропризм «ППР» (крива 7) та гнучких мікропризмових плівок «ЗМ» (крива 8).

Особливий інтерес виявляють дослідження мікропризм з малою силою. Як це відмічали дослідники [1,7], для мікропризм  $PD < 10,0 \Delta$  пацієнти не помічають впливу призм на гостроту зору. Аналогічно, дані [6, 9] свідчать, що призми  $PD < 5,0 \Delta$  також практично не впливають на величину  $V_c$ . Однак зрозуміло, що такий вплив має бути [5] внаслідок хроматизму та дифракції білого світла на мікрорельєфі, причому ефект зростатиме з ростом сили призми.

Дійсно, результати вимірювань гостроти зору, які отримані точним електронним методом [8] за допомогою фотодетектора без участі пацієнтів та їх суб'єктивних відчуттів, свідчать про наявність цього ефекту і для малих кутів мікропризм (криві 6–8 на рис. 1). Пацієнти не спостерігають погіршення зображень оптотипів при використанні призм, доки кутове розширення  $\Delta\gamma_o$  зображення тестового елемента на сітківці ока не зрівнюється з кутовою відстанню  $\gamma_o$  між окремими елементами оптотипів, яке для стандартних офтальмологічних тестових таблиць становить  $\gamma \approx 1'$  для гостроти зору  $V_c = 1,0$ . З ростом призматичної дії мікропризм величина  $\Delta\gamma_o$  збільшується внаслідок хроматич-

них аберацій і наближається до значення  $\gamma_0 \approx 1'$ , тому величина гостроти зору пацієнтів  $V_C$  починає знижуватися.

Для жорстких мікропризм силою  $PD = (24,0-30,0) \Delta$  дані зі зниження гостроти зору [1, 7, 9], які отримані за допомогою тестових таблиць, помітно менші за результати для мікропризових плівок «ЗМ» [1, 6] та даних для модифікованих мікропризм «ППІ» [5], які практично збігаються. Різниця отриманих величин виходить за похибки вимірювань і тому проблема потребує додаткових досліджень. Можливо, цей ефект пояснюється специфікою встановлення призм та умовами опитування пацієнтів в різних дослідженнях. На наш погляд, більш точними є дані недавніх вимірювань [5, 6]. Для модифікованих мікропризм «ППІ» силою  $PD = 30,0 \Delta$  зниження гостроти зору  $V_C$  за електронними даними [5] становить близько 75 % і цей факт необхідно враховувати при використанні мікропризм для лікування косоокості.

Зниження гостроти зору  $V_C$  для призми силою  $PD = 30,0 \Delta$  компанії «Gulden Ophthalmics» (США) за даними [5] становить майже 58 %. Цей факт є прямим наслідком хроматизму, оскільки для цієї монопризми, на відміну від всіх мікропризм, відсутній ефект дифракції на мікрорельєфі, а також відсутні будь-які оптичні та механічні дефекти, оскільки якість цієї монопризми дуже висока.

Для зменшення ефекту хроматизму сьогодні всі мікропризми в діагностичних лінійках [5] на відміну від мікропризм з набору *KK-42* [4], виготовляються з використанням двох ідентичних мікропризм, призматична дія кожної з яких приблизно в 2 рази менша за сумарну. З цією же метою всі мікропризми ППІ виготовляються з поліметилметакрилату (*ПММА*). Для цього пластику зона хроматизму  $\Delta\phi$  мінімальна серед усіх оптичних матеріалів, оскільки показник  $k_{AB}$  Аббе [5], що визначає величину  $\Delta\phi$ , максимальний саме для *ПММА* ( $k_{AB} = 58$ ).

Для усунення ефекту дифракції, який зменшується з ростом кроку рельєфу, всі модифіковані мікропризми Френеля [4] виготовляються з кроком рельєфу  $W = 600$  мкм, для якого дифракційні ефекти вже не великі, а дискретність зорових образів, які реєструє око людини, ще практично не помітна.

Дослідження [1–9] проводились з тестовими об'єктами з контрастністю оптотипів  $k_A = (96-98) \%$ . Однак у деяких випадках вимірювання гостроти зору доцільно проводити при зниженому контрасті  $k_A = (10-25) \%$  [3,9]. Дійсно, більшість предметів навколо нас має невелику контрастність, тому дослідження гостроти зору з висококонтрастними оптотипами не є для ока людини природним. Методи так званої «візоконтрастометрії» [3] з низькою контрастністю  $k_A$  дозволяють виявити мінімальні порушення зорових функцій ока навіть при

відсутності зниженої гостроти зору. Так, деякі первинні ознаки захворювань сітківки, зокрема макулярної зони, зорового нерва, а також початкові стадії катаракти та амбліопії набагато точніше діагностуються при зниженій контрастності оптотипів. Контрастність  $k_A$  тому є однією з найважливіших характеристик для визначення порушень зору. Найчастіше величина  $k_A$  оптотипів на офтальмологічних таблицях визначається таким чином [10]:

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

де  $I_F$  — інтенсивність фону таблиці, а  $I_A$  — інтенсивність певного оптотипу. Значення  $k_A$  залежить від освітленості таблиць  $E_T$  або яскравості таблиці  $F_T$ . Встановлено, що яскравість  $F_T$  тестових таблиць повинна становити не менше  $160 \text{ кд/м}^2$ . Таке значення яскравості  $F_T$ , в залежності від коефіцієнта відбиття світла від фону таблиці, відповідає освітленості фону  $E_T = (150\text{--}300) \text{ лк}$  [10]. Вважається, що подальше збільшення значення  $F_T$  не впливає на величину контрастності зображення і гостроту зору. Значення контрастності  $k_A$  для стандартних тестових таблиць типу Головина-Сівцева становить  $(95\text{--}97) \%$ .

Відзначимо, що у фізиці контрастність  $k_A$  темних об'єктів на світлому фоні визначається [5] дещо по-іншому:

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

При цьому величини  $I_F$  та  $I_A$  для світлових об'єктів являють собою яскравість, а для зображень — освітленість поверхонь. Зрозуміло, що для граничних випадків  $I_F = I_A$  та  $I_A = 0$  величини контрастності  $k_A$ , отримані згідно формул (1), (2), співпадають та дорівнюють  $k_A = 0$  та  $k_A = 1$ , відповідно. Однак для інших значень  $I_F$  та  $I_A$  величини  $k_A$  істотно різняться. В даній роботі для всіх розрахунків контрастності  $k_A$  використано формулу (1), яка дає лінійну залежність  $k_A$  від величини  $(I_F - I_A)$ .

Існуючі сьогодні дослідження [9] впливу мікропризм на контрастність  $k_A$  зорових зображень виконані методами традиційної візометрії, тобто шляхом опитування пацієнтів, які розглядали певні низькоконтрастні оптотипи тестових таблиць. На рис. 3 наведено дані [9] (крива 1) впливу модифікованих мікропризм Френеля [4] на контраст. Можна зрозуміти, що точність метода вимірювань не досить велика, тому що для призм дією  $PD = (5,0\text{--}18,0) \Delta$  впливу призм на контрастність зовсім не помічено.





Рис. 3. Вплив мікропризм на контрастність оптичних типів

Спробуємо пристосувати електронний метод [8] для визначення впливу призм на контрастність тестових зображень. Фактично, визначення роздільної здатності зображень  $V_C$  методом [8] при застосуванні мікропризм здійснюється через вимірювання зміни саме контрастності  $k_A$  штрихових оптичних типів. Тому вплив призм можна отримати безпосередньо з кривих контрастності зображень оптичних типів штрихової тестової Міри  $M_4$ , які наведені в монографії [5]. Для цього визначаються величини  $k_A$  в залежності від сили призми  $\Delta$  для певного штрихового елемента  $H$  з лінійним періодом штрихів  $D_C$ , якому відповідає кутова роздільна здатність зображень  $\gamma_C$ .

Отримані таким методом дані для модифікованих мікропризм Френеля [4] для відстані між призмою та екраном  $L = 51$  см також наведено на рис. 3 для декількох початкових значень контрасту  $k_{A0}$ , які відповідають різним тестовим елементам  $H$  штрихової міри  $M_4$  [5] з різними періодами  $D_C$  штрихів або кутами  $\gamma_C$ , а саме:  $\gamma_2 = 5,20$  кутових хвилин ( $'$ ), контраст  $k_{A0} = 90,1$  % (крива 2);  $\gamma_3 = 4,37'$ ,  $k_{A0} = 88,0$  % (крива 3);  $\gamma_4 = 3,47'$ ,  $k_{A0} = 87,5$  % (крива 4);  $\gamma_5 = 2,45'$ ,  $k_{A0} = 79,0$  % (крива 5) та  $\gamma_6 = 1,55'$ ,  $k_{A0} = 48,8$  % (крива 6). Криві (2–6) для зручності нормовані на значення початкового контрасту  $k_{A0} = 100$  %. Найбільша кореляція з даними [9] спостерігається для тестових штрихів з великими кутовими відстанями  $\gamma \approx (3-5)'$ , для яких вплив хроматичних аберацій мінімальний.

Для виявлення впливу дифракції на контраст  $k_A$  було проведено аналогічні дослідження методом [8] монопризм компанії «Gulden Oph-

thalmics» (США), для яких дифракція відсутня. Дані для тестового штрихового елемента *M4H03* ( $D_7 = 143$  мкм,  $\gamma_7 = 5,20'$ ,  $k_{A0} = 98\%$ ) також наведено на рис. 3 (крива 7). Виявлений вплив монопризм помітно менший за дані [9] та наші результати для мікропризм (криві 2–6), що вочевидь, пояснюється відсутністю дифракційних ефектів на мікрорельєфі, а зменшення контрасту забезпечує хроматизм білого світла, який однаково впливає на величину  $k_{A0}$  для мікропризм та монопризм.

На наш погляд, наведені дані дозволяють оцінити вплив мікропризм на контраст тестових таблиць. Однак доцільно провести прямі вимірювання такого впливу в умовах мінімального хроматизму, оскільки при використанні тестових штрихів з кутами спостереження  $\gamma_C$ , малими у порівнянні з зоною хроматизму  $\Delta\gamma_C$ , важко уникнути впливу дисперсії білого світла, навіть для монопризм. Тому дослідження необхідно провести для більш широких оптотипів, кутовий період яких на екрані  $\gamma_C$  більший за зону хроматизму  $\Delta\gamma_C$ . Для таких об'єктів, як і для висококонтрастних тестів, необхідно виділити частку зниження гостроти зору, за яку відповідальні саме мікропризми внаслідок хроматизму і дифракції світлових променів на мікрорельєфі.

Використовувалась стандартна схема вимірювань [8] (рис. 2). На екрані формувались зображення найбільш широких штрихових оптотипів *M5H1*. Призми при дослідженнях розміщувались в світловому потоці на відстані  $L = 35$  см від детектора. Деякі з отриманих даних для стандартного контрасту  $k_{A0} \approx 96\%$  наведено на рис. 4. Всі дані нормовані на інтенсивність тестових штрихів елемента *M5H1* без призм.

Перш за все, значення інтенсивності штрихів *M5H1* при встановленні мікропризм безпосередньо визначають величину коефіцієнта пропускання білого світла  $k_\Delta$  зазначеними призмами, який повинен становити не менш  $80\%$  [5]. Це дійсно має місце для призм малої сили  $PD = (0,5-5,0) \Delta$ , коли форма зображень штрихів є близькою до прямокутної. Для більших значень  $PD$  форма оптотипів інша і коефіцієнт  $k_\Delta$  необхідно визначати стандартним методом [5] за допомогою лазерного випромінювання.

Величини контрасту  $k_\Delta$  оптотипів наведено на рис. 5. Отримані дані для широких штрихів свідчать, що при встановленні призм  $PD = 0,5 \Delta$  первинний контраст  $k_{A0} \approx 95,5\%$  зменшується і становить  $k_A \approx 93,4\%$ .

З ростом сили мікропризм зона хроматизму  $\Delta D_0$  на екрані починає зрівнюватися з лінійним періодом  $D_0$  тестових штрихів і хроматичні аберації починають зменшувати контраст оптотипів. Для відстані  $L = 35$  см для мікропризми силою  $PD = 30 \Delta$ , для якої період

$D_0 \approx 1,5 \Delta D_0$ , контраст  $k_A$  становить близько 87 %. Для відстані  $L = 51$  см для цієї мікропризми силою  $PD = 30 \Delta$  контраст  $k_A = 65,7$  %. Цей факт свідчить про істотний вплив на величину  $k_A$  в цих умовах хроматичних аберацій.

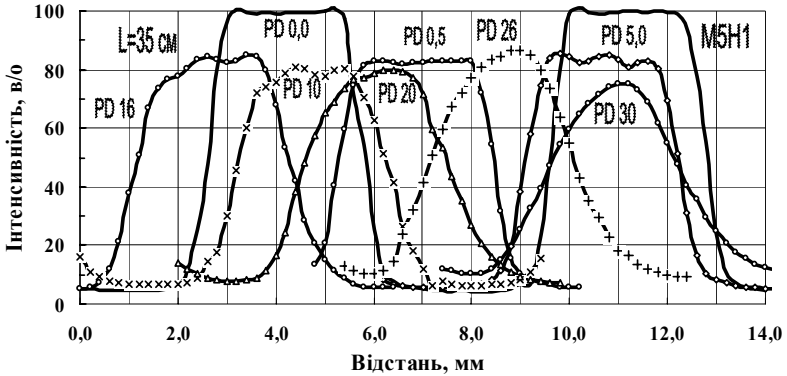


Рис. 4. Інтенсивність елемента M5H1 в залежності від сили призми: PD 00 — без призми, PD (0,5–26) — мікропризми силою PD = (0,5–26,0) Δ, відповідно

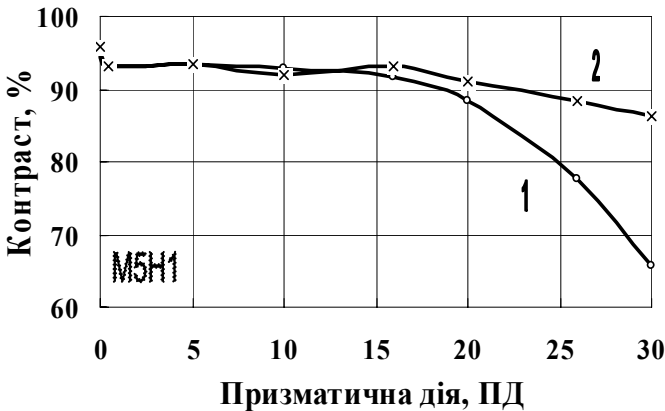


Рис. 5. Контрастність штрихів тестового елемента M5H1 в залежності від сили мікропризм для різних відстаней L призми до детектора: 1 — 51 см; 2 — 35 см

При зменшенні інтенсивності світлового потоку величина початкового контрасту  $k_{A0}$  практично не змінюється. Для зниження освітленості штрихових опототипів використовувались нейтральні скляні

фільтри з напилим шаром хрому. Товщина шару становила (10–35) нм, що забезпечило зміну пропускання світлового потоку фільтром на рівні (25–75) %. Отримані інтенсивності зображень оптотипів *M5H1* без мікропризм для хромового фільтру з коефіцієнтом пропускання  $k_{\Delta} = 35\%$  (крива 2) та без фільтру (крива 1) наведені на рис. 6. Початковий контраст тестових зображень не змінився і для всіх режимів становить  $k_{\Delta 0} \approx 96\%$ .

При зміні схеми освітлення штрихових елементів тестової Міри отримані методом [8] контрастності тестових штрихів також будуть іншими, однак встановлена закономірність залишається незмінною: контраст оптотипів на екрані не змінюється, доки зона хроматизму  $\Delta D_0$  або  $\Delta \gamma_0$  на екрані не починає зрівнюватися з лінійним  $D_0$  або кутувим  $\gamma_0$  періодом тестових штрихів.

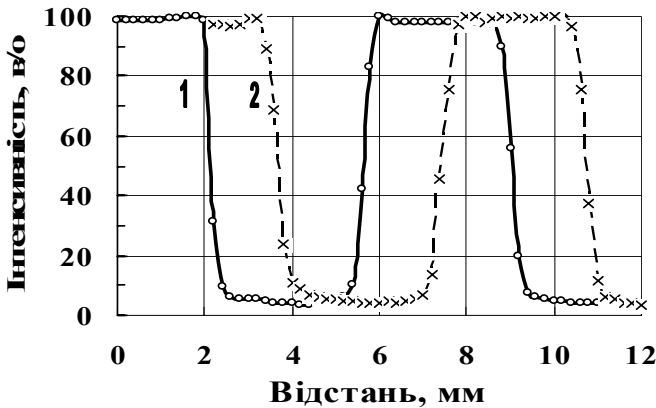


Рис. 6. Розподіл нормованої інтенсивності оптотипів елемента *M5H1* в площі фотодетектора: 1 — без фільтру; 2 — з Cr-фільтром ( $k_{\Delta} = 35\%$ )

Аналогічна ситуація має місце і при застосуванні мікропризм при практичній візоконтрастометрії. Схема виникнення хроматичних аберацій на сітківці ока людини зображена на рис. 7. Пацієнт не помічає зміни контрасту при встановленні мікропризм, доки розмір оптотипів на сітківці ока  $\gamma_0$  перевищує зону хроматичних аберацій  $\Delta \gamma_0$ . З ростом сили призм, коли величина  $\Delta \gamma_0$  збільшується і наближається до розміру  $\gamma_0$ , контраст  $k_{\Delta}$  за даними пацієнтів [9] починає зменшуватися.

При встановленні мікропризм в стандартну пробну офтальмологічну оправу на відстані  $D_0 \approx 20$  мм від призми до рогівки ока пацієнта, зона хроматизму  $\Delta \gamma_0 = 1,0'$  для випадку  $V_C = 1,0$  реалізується для

мікропризм  $PD \approx (14,0-20,0) \Delta$ . Тому для призм більшої сили виявлене пацієнтом зменшення контрастності оптичних типів  $k_A$  також викликається і самими призмами, а не тільки хворобою органа зору. Враховувати цей ефект необхідно шляхом проведення перед візоконтрастометрією пацієнтів спеціальних калібрувальних тестів з призмами для здорового ока.

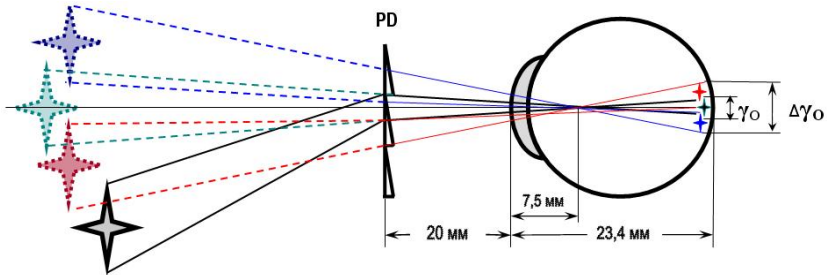


Рис. 7. Схема формування хроматичних аберацій на сітківці ока при застосуванні призм

## ВИСНОВКИ

В роботі досліджено вплив модифікованих мікропризм Френеля на гостроту зору. Визначено вплив хроматизму на контрастність зображень тестових оптичних типів для призм різної призматичної дії та умови зниження контрасту при використанні призм. Отримані дані можуть бути корисними при визначенні контрастної чутливості та проведенні досліджень дефектів зору методами візоконтрастометрії.

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Veronneau-Troutman S. Fresnel Prisms and Their Effects on Visual Acuity and Binocularity. *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.* 1978. V. 78. P. 610–653.
2. Кашенко Т.П., Чернышова С.Г., Розенблюм Ю.З. и др. Применение призматических линз в офтальмологии. *Вестник оптометри.* 2005. № 1. С. 22–25.
3. Аветисов С.Э., Кашенко Т.П., Шамшинова А.М. Зрительные функции и их коррекция у детей: Руководство для врачей. М.: Изд. ОАО «Медицина», 2005. 872 с.
4. Петров В.В., Сергиенко Н.М., Рыков С.А. и др. Технология изготовления и методика применения в офтальмологии микропризмных элементов Френеля. *Рестрація, зберігання і оброб.даних.* 2008. Т. 10, № 3. С. 5–17.
5. Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Mingley Fu, Petrov V.V., Shanoilo S.M., Zichun Le. *Microprisms: Optical parameters and monitoring.* — Kyiv: Akadempriodyka. 2015. 146 p. ISBN 978–966–360–284–4.

6. Griffiths H.J., Cotton S.H. A Comparison of the Effect of 3M Fresnel Prisms and Trusetal Prism Foil on Visual Function. *British and Irish Orthoptic Journal*. 2010. V. 7. P. 45–48.

7. Шевколенко М.В. Діагностика та планування хірургічного лікування співдружної ізотропії з малими кутами: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Київ, 2011. 21 с.

8. Антонов Є.Є. Роздільна здатність та призматична дія мікропризмових елементів Френеля. *Реєстрація, зберігання і оброб. даних*. 2013. Т. 15, № 2. С. 3–16.

9. Меллина В.Б. Влияние модифицированных микропризм Френеля на остроту зрения и контрастную чувствительность у детей. *Архив офтальмологии Украины*. 2016. Т.4, № 1. С. 36–39.

10. Лещенко И.А. О системах и правилах определения остроты зрения. *Вестник оптометрии*. 2009. № 3. С. 54–58.

Ming-lei Fu, E. E. Antonov, Wei-jie Hu, Zi-chun Le,  
D. Yu. Manko, A. A. Kryuchyn, V. V. Petrov

**DESIGN AND FABRICATION OF RIGID FRESNEL PRISMS  
FOR COMPLEX TREATMENT OF CHILDREN STRABISMUS.**

*Acta Photonica Sinica. 2017. V. 46, No. 11. P. 18–25*

DOI: 10.3788/gzxb20174611.1123003

**Abstract:** *The using of Fresnel prism technique have become important medical mean in strabismus treatment in children at home and abroad. However, related works concerning design, fabrication and testing for Fresnel prisms were rarely reported in China. In this paper, the designing theory of the prisms was studied and the theory of calculating the transmittance of the rigid Fresnel prisms was derived. The transmittance of the prisms with different kinds of materials and different prism strength, measured in prism diopters (PD) units were numerically simulated. Simulation results showed that polymethylmethacrylate (PMMA) material had larger Abbe coefficient and lower material absorption rate compared with polyvinylchloride (PVC). Then, based on the theoretical study, the stamps for the prisms were machined by diamond cutting method. It was verified that low-cost prisms can be fabricated from PMMA material and thermo-pressing method. At last, in order to test the PD of the Fresnel prisms samples, a PD testing system was constructed. Experimental results showed that the deviation between the tested PD and the theoretical PD of the low PD (10Δ) prisms, medium PD (20Δ) prisms and high PD (30Δ) prisms were 0.013Δ, 0.041Δ and 0.014Δ, respectively. The PD' deviations of samples were all agreed with the national standard for the tolerance of medical prism. Hence, it was verified that the rigid prisms fabricated in this study had high precision to reflect the light and it provided a high-quality and low-cost product solution to compensate children's strabismus.*

**Keywords:** *rigid Fresnel prisms; strabismus; transmittance; prism diopters.*

**OCIS Codes:** 220.4000; 230.5480; 170.4460; 220.4840; 330.1400

## INTRODUCTION

Strabismus is a common eye disease among children, and according to a survey, the incidence rate of strabismus in children reaches 5 % [1]. Strabismus affects the physical and mental health of children seriously, so early treatment of it is very important [2]. Eyeglasses with rigid Fresnel prisms are prescribed in children aged at least two years, when, according to current theories, the active development of the visual system (including that of binocular interactions) takes place, which promotes the early formation of normal binocular connections long before the surgical intervention at adult age [3]. Some patients with strabismus are not suitable for surgical treatment due to medical reasons [4]. Therefore, it is a good medical solution for these cases to wear glass made of rigid or press-on Fresnel prisms for complex medical treatment in combination with another methods [4, 5].

Compared to the traditional prisms, Fresnel press-on prisms have many advantages, such as light weight and easy to use [6, 7]. There are two famous brands of Fresnel press-on prisms, namely «3M» (USA) prisms and «Trusetal» prisms (Germany) [8]. «3M» Press-on<sup>TM</sup>Prisms was made of *PVC* material [6, 9]. *PVC* has a high refractive index, but it has small value of Abbe coefficient ( $k_{AB} = 34$ ) [10], which means the dispersion phenomenon of *PVC* is relatively obvious. In addition, the dispersion phenomenon will result in patient's acuity stepping down while wearing prism eyeglasses [6, 7, 11].

Institute for Information Recording, NAS of Ukraine, firstly produced the rigid Fresnel prisms made of *PMMA* in 2009 [7]. Compared with *PVC*, *PMMA* has higher value of Abbe coefficient ( $k_{AB} = 57.53$ ) and better transmittance in visible light [10]. Research group of Zhejiang University of Technology in collaboration with Institute for Information Recording, NAS of Ukraine, have jointly studied and promoted the key techniques of rigid Fresnel prisms in China since 2014 [6,10,11]. Hence, we reported the research progress about the design, fabrication and testing for the prisms in China.

### 1. DESIGN AND NUMERICAL SIMULATION OF RIGID FRESNEL PRISMS

#### 1.1. DEVICE DESIGN

As shown in Fig. 1(a), a rigid Fresnel prism can be demonstrated as a disc, whose surface has a series of grooves. Fig. 1(b) shows the one dimensional structure of a rigid prism designed in the principle of Fresnel. It is completely determined by following parameters: refractive angle  $\alpha$ ,



reverse angle  $\beta$  and relief pitch  $W$ . The value of angle  $\alpha$  has determines the PD of a rigid Fresnel prism. The relationship of PD with  $\alpha$  and the refractive index  $n$  of the material are given in section 1.2. Angle  $\beta$  impacts on the transmittance of the prisms and the optimal value of  $\beta$  is 2–3 degree [7]. There is diffraction phenomenon in the prisms and it is mainly caused by the small relief pitch  $W$  [8, 11], so the value of  $W$  could not be too small and the best value range is 600–800  $\mu\text{m}$  [11].

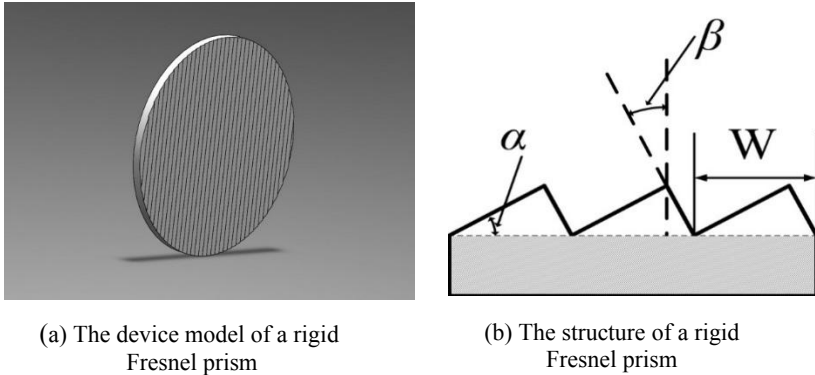


Fig. 1. The device model and the structure of a rigid Fresnel prism

## 1.2. THEORETICAL MODEL OF PRISM DEGREE

There were two ways of wearing rigid Fresnel prisms, as Fig. 2 shows, which were called OPS (Outward Prism Serrations, in Fig. 2(a)) and EPS (Eyeward Prism Serrations, in Fig. 2(b)) [12]. When light beam pass through OPS prism, it is deflected, and the relationship between the PD and angle  $\alpha$  of prisms determined by Snell's law, which can be written as formulas (1) [12]:

$$PD_{OPS} = 100 * \tan(\sin^{-1}(n * \sin(\alpha - \sin(\frac{\sin(\alpha)}{n}))))). \quad (1)$$

Similarly, for EPS prisms, the relationship between the PD and angle  $\alpha$  of prisms can be written as formulas (2):

$$PD_{EPS} = 100 * \tan(\sin^{-1}(n * \sin \alpha) - \alpha). \quad (2)$$

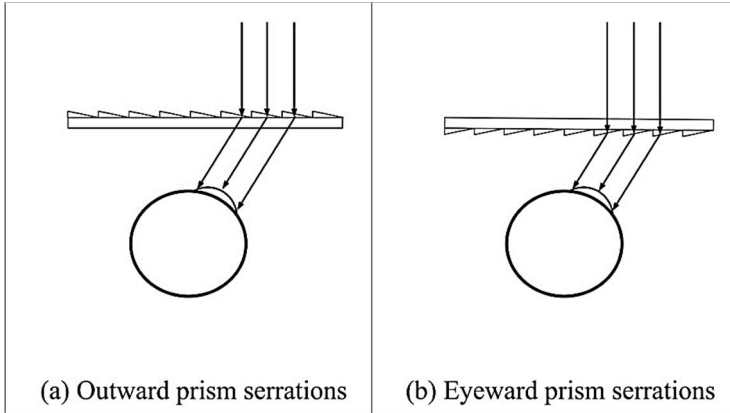


Fig. 2. The way of wearing rigid Fresnel prism

*PMMA* was chosen as the material of rigid Fresnel prisms, so here  $n$  which is in the formula (1) is within the range of 1.48–1.50 for visible light [13]. When calculating,  $n$  usually equals 1.492 [10]. Fig. 3 demonstrates the relationship between the angle  $\alpha$  and the *PD* of OPS and EPS. As shown in Fig. 3, the *PDs* calculated in OPS way and in EPS way have obviously difference when the angle  $\alpha$  is larger than  $25^\circ$  for the prisms made of *PMMA*.

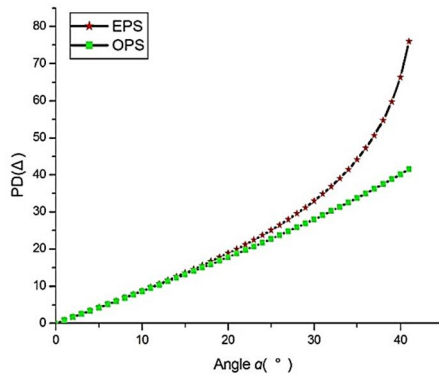


Fig. 3. Relationship of *PD* versus the angle  $\alpha$  for rigid Fresnel prisms

Considering that high-prism-degree rigid Fresnel prisms in EPS way have obvious visual field loss [14], only the prisms in OPS was discussed in

this paper. The values of angle  $\alpha$  of OPS prisms for different  $PD$  were calculated, as shown in Table 1.

**Table 1:** Angle  $\alpha$  for different  $PD$  of OPS rigid Fresnel prisms

Angle $\alpha$ (°)	OPS PD( $\Delta$ )
2.33	2
4.65	4
6.96	6
9.25	8
11.51	10
13.74	12
15.94	14
18.09	16
20.20	18
22.26	20
24.27	22
26.23	24
28.13	26
29.98	28
31.77	30

### 1.3. THEORETICAL MODEL OF TRANSMITTANCE

Transmittance is an important parameter of the rigid Fresnel prisms, and it is directly related to the loss of light, when light pass through the prisms. The loss of light can be divided into two categories, which are the absorption and reflection of light by the surface of the prisms. Thickness of rigid Fresnel prisms is about 2.4 mm, and the absorption is ignored when considering the light loss due to low absorption coefficient equal to  $0.02 \text{ cm}^{-1}$  in visible light spectral region [15].

Reflection of light by the surface of rigid Fresnel prisms can be divided into three parts.

The first part is caused by the reflection of face  $AB$ , as shown in Fig 4(b), and the loss rate of light in this case is characterized by  $k_1$ . By using the Fresnel formulas,  $k_1$  can be determined by the formula (3):

$$k_1 = 0.5 * (\tan^2(\theta) / \tan^2(2\alpha - \theta) + \sin^2(\alpha) / \sin^2(2\alpha - \theta)), \quad (3)$$

where  $\theta$  denoted the first deflection angle and  $\alpha$  is the parameter of rigid Fresnel prisms, as shown in Fig. 4(a).

The second part is caused by the reflection of face  $AC$ , as shown in Fig. 4(c), and the loss rate of light in this case is characterized by  $k_2$ . Similarly,  $k_2$  can be written as follow:

$$k_2 = 0.5 * (\tan^2(\gamma - \theta) / \tan^2(\gamma + \theta) + \sin^2(\gamma - \theta) / \sin^2(\gamma + \theta)), \quad (4)$$

where  $\gamma$  denoted the second deflection angle, as shown in Fig. 4(a).

The third reason of reflection is caused by the reflection or transmission of face  $BC$ . As shown in Fig. 4(d), the light in the area  $BE$  did not contribute to the useful imaging. What's more, for rigid Fresnel prisms with high  $PD$ , the light reflected by face  $BC$  would cause the monocular visual confusion [10]. Therefore, the reflection or transmission of face  $BC$  also would cause light loss and the loss rate of light in this case can be characterized by  $k_3$  and  $k_3$  can be written as follow:

$$k_3 = (\tan \alpha * \tan \theta)(1 + \tan \alpha * \tan \theta) . \tag{5}$$

Therefore, the transmittance of the prisms can be written as follows [9].

$$T = (1 - k_1)(1 - k_2)(1 - k_3) . \tag{6}$$

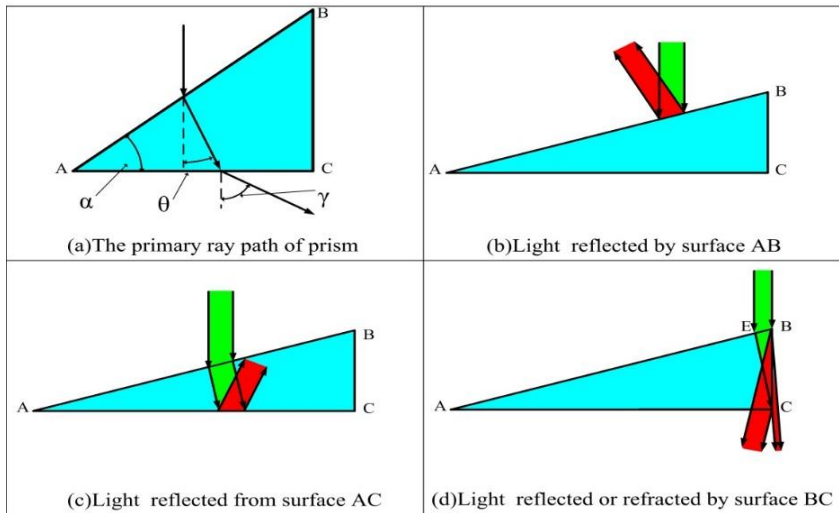


Fig. 4. The beam path and the loss of light for relief of rigid Fresnel prisms.

According to the formulas (3–6), the relationship between the transmittance and the  $PD$  can be calculated. As shown in Fig. 5, as the value of  $PD$  increases, the transmittance of the prisms drops. In addition, the rigid Fresnel prisms made of  $PMMA$  have a higher transmittance compared with  $PVC$  and polystyrene ( $PS$ ) material, when  $PD$  is not larger than  $25 \Delta$ .

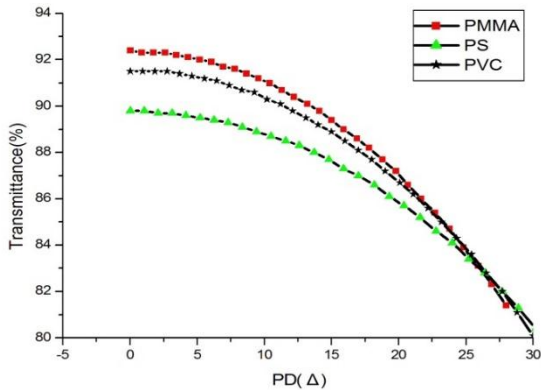


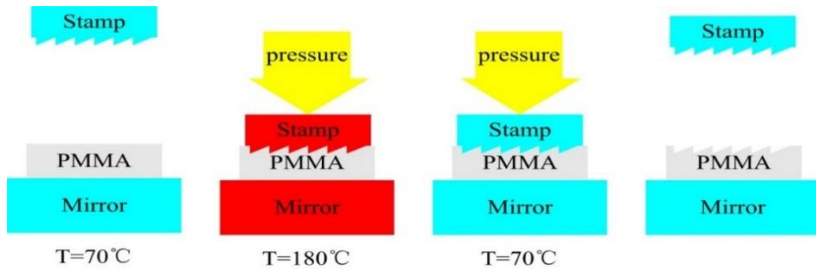
Fig. 5 Relationship of transmittance with PD for rigid Fresnel prisms made of different materials

## 2. FABRICATION AND TESTING OF RIGID FRESNEL PRISMS

### 2.1. FABRICATION THE SAMPLES OF RIGID FRESNEL PRISMS

A series of stamps for producing different *PD* rigid Fresnel prisms were fabricated. 7075 aluminum alloy was chosen as the material of stamps because of its appropriate mechanical properties and high thermal conductivity. The stamps were used to fulfill thermo-pressing of blank *PMMA* discs with small surface roughness. Therefore, ultra-precision machining (UPM) was applied to stamp machining. In UPM, diamond cutting has been proved to be an effective method because of its advantages such as high rigidity, high capability up to a few seconds of arc tool cutting edge, high thermal conductivity, low friction, and high wear resistance [16].

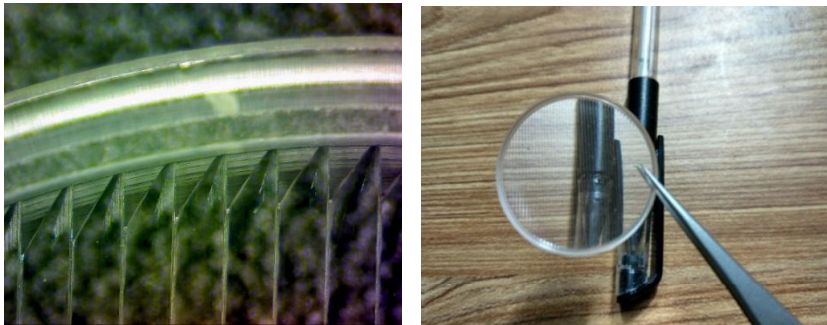
Fig. 6 demonstrates way of fabrication the rigid Fresnel prisms. At first stage (Fig. 6(a)), the prepared *PMMA* blank disc is fixed on the base, which has mirror surface. At the second stage, as shown in Fig. 6(b), the surface of the *PMMA* blank disc is formed a series of grooves via thermal treatment at  $T = 180\text{ }^{\circ}\text{C}$  and pressing ( $P \sim 130\text{ kg/cm}^2$ ) at the same time. Demolding temperature of *PMMA* substrate is usually  $50\text{--}60\text{ }^{\circ}\text{C}$ , but not more than  $80\text{ }^{\circ}\text{C}$  [17], therefore, in the third stage, as shown in Fig. 6(c), when the temperature is gone down to  $70\text{ }^{\circ}\text{C}$ , *PMMA* substrate is separated from the stamp. Finally, in the fourth stage, the sample of rigid Fresnel prism is ready, as shown in Fig. 6(d).



(a) The first stage (b) The second stage (c) The third stage (d) The fourth stage

Fig. 6. Working flow of fabricating the samples of the rigid Fresnel prisms by hot pressing

Fig. 7(a) is a partial magnification of the rigid Fresnel prisms. The prismatic action of a rigid Fresnel prisms is shown in Fig. 7(b). The sample demonstrates a good image shifting effect.



(a) partial magnification of the sample (b) the image shifting effect of the sample

Fig. 7. Sample of rigid Fresnel prism

## 2.2. PRISM DEGREE TEST SYSTEM

To test the *PD* of samples, the testing platform was designed [18]. Fig. 8 shows the schematic diagram of the testing platform, and Fig. 9 is a picture of the testing platform that has been setup in the lab. The testing platform consists of six parts. Helium-neon laser (wavelength  $\lambda = 632.8 \text{ nm}$ ) and two polarizers are set for weakening the laser beam, then it's necessary for adjusting procedure of the testing platform. The sample of a rigid

Fresnel prisms is fixed at the sample holder. When laser beam passes through the prism, it is deflected. According to the definition of *PD*, the distance between digital vernier caliper and the rigid Fresnel prisms must be strictly equal to 1m. A receiving photodiode is fixed on the slider of the digital vernier caliper. When testing the samples, an operator can slid the slider and the photodiode will move. The slider stops when the value of signal from the photodiode reaches the maximum value. It means that the deflected laser beam has been detected by the photodiode. Then, the operator can read the measured value on the screen of the digital vernier caliper (in cm) with accuracy of  $\pm 0.001$  cm. The measure value is just equal to the *PD* of the tested sample.

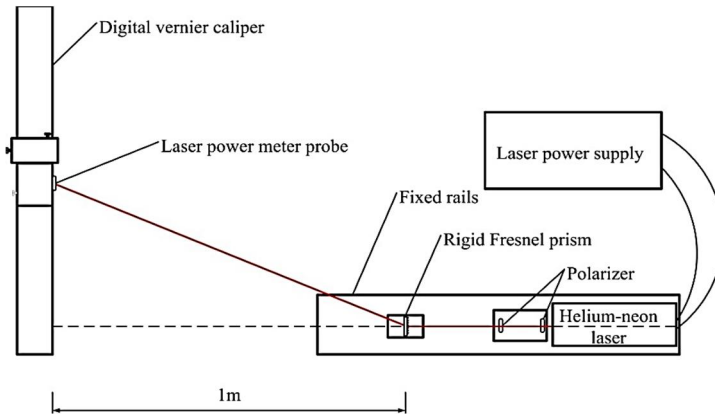


Fig. 8 The model of the test system

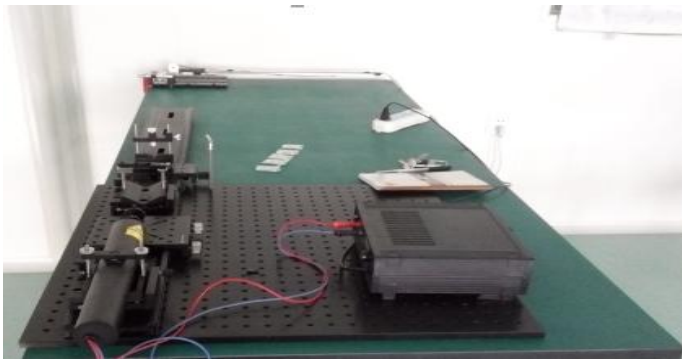


Fig. 9 The picture of the test system

## 2.3. TESTING RESULTS OF PRISM DEGREE OF THE SAMPLES

The *PD* of three groups of samples were tested. Each group included 8 pieces of samples which were numbered from 1 to 8. The samples of the three groups had the theoretical *PD* of 10  $\Delta$ , 20  $\Delta$ , 30  $\Delta$ , which represented the low, middle and high value of *PD*. The testing results of the first group of samples were shown in Table 2, and the average deviation between theoretical and testing value was 0.013  $\Delta$ . The testing results of the second group of samples were shown in Table 3, and the average deviation between theoretical and testing value was 0.041  $\Delta$ . The testing results of the third group of samples were shown in Table 4, and the average deviation between theoretical and testing value was 0.014  $\Delta$ . It is reported that the tolerance of the medical prism *PD* is  $\pm 0.25 \Delta$  [19]. The *PD* deviations of samples were all within the national standard for the tolerance of medical prism. So the testing results verified that the samples of the prisms have high quality and high precision to reflect the light.

**Table 2.** Testing results for samples of rigid Fresnel prisms *PD* = 10.0  $\Delta$

Sample No.	1	2	3	4	5	6	7	8	AVG
PD( $\Delta$ )	9.945	9.992	9.966	10.015	9.997	9.996	10.010	9.978	9.987
Deviation ( $\Delta$ )	-0.055	-0.008	-0.034	+0.015	-0.003	-0.004	+0.010	-0.022	-0.013

**Table 3.** Testing results for samples of rigid Fresnel prisms *PD* = 20.0  $\Delta$

Sample No.	1	2	3	4	5	6	7	8	AVG
PD( $\Delta$ )	19.966	19.985	19.962	19.973	19.964	19.955	19.946	19.921	19.959
Deviation ( $\Delta$ )	-0.034	-0.015	-0.038	-0.027	-0.036	-0.045	0.054	-0.079	-0.041



**Table 4.** Testing results for samples of rigid Fresnel prisms  $PD = 30.0 \Delta$ 

Sample No.	1	2	3	4	5	6	7	8	AVG
PD( $\Delta$ )	30.007	30.038	29.994	30.084	29.993	30.024	29.961	30.016	30.014
Deviation( $\Delta$ )	+0.007	0.038	-0.006	+0.084	-0.007	+0.024	-0.039	+0.016	+0.014

### 3. CONCLUSIONS

In this paper, we designed the structure of the rigid Fresnel prisms, and the relationship between the  $PD$  and the angle  $\alpha$  is analyzed. The method of calculating the transmittance of rigid Fresnel prisms in theory is proposed. The numerical simulation results showed that PMMA rigid Fresnel prisms have a higher transmittance. Based on these results, we actually made some stamps by diamond cutting and manufactured some samples of rigid Fresnel prisms by thermo-pressing, and tested the  $PD$  of them. The results showed that the  $PD$  deviations of these samples are all within the national standard tolerance for medical prism. However, there are still many technical challenges to improve the quality of the prisms. In a future, we may choose new kinds of material, such as nickel alloy, to machine the stamps. We also need to optimize the process parameters such as temperature, pressure and time during thermo-pressing.

### REFERENCES

1. FU Jing, LI Shi-ming, LIU Luo-ru, et al. Prevalence of amblyopia and strabismus in a population of 7th-grade junior high school students in central China: the anyang childhood eye study (ACES)[J]. *Ophthalmic Epidemiology*, 2014, **21**(3):197–203.
2. ZHU Hui, LUI Hu. Recent advances in psychosocial effects of strabismus[J]. *Recent Advances in Ophthalmology*, 2015, **35**(12): 1188–1192.(in Chinese).
3. Rykov S O, Mellina V B. Effect of microprismatic eyeglasses on the character of binocular vision in children with strabismic amblyopia over treatment time [J]. *Clinical Ophthalmology (Ukraine)*, 2016, **0**(6):12–18.
4. LI Ping-hui, YANG Wen. The clinical application and the therapeutic effect of the Fresnel press-on prism [J]. *Chinese Journal of Strabismus & Pediatric ophthalmology*, 2007, **15**(4):157–159 (in Chinese).

5. Stangler-Zuschrott E. Prisms in the treatment of infantile strabismus[J]. *Spektrum der Augenheilkunde*, 2012, 26(5):230–235.
6. FU Ming-lei, WANG Wei-wen, ZHANG Xing-nan, et al. Micro structure press-on prism for children strabismus compensation [J]. *Optical Instruments*, 2015, 37(3):233–237 (in Chinese).
7. Petrov V, Kryuchyn A, Antonov E, et al. Optical phenomena in microprism diagnostic set KK-42[C]. *SPIE-INT SOC OPTICAL ENGINEERING, 1000 20TH ST, PO BOX 10, BELLINGHAM, WA 98227-0010 USA*, 2011, 8011:80119A.
8. Griffiths H J, Cotton S. A comparison of the effect of 3M Fresnel prisms and Trusetal prism foils on visual function [J]. *British and Irish Orthoptic Journal*, 2010, 7: 45–48.
9. CAO Wen-hong, YU Gang, WU Qian, et al. The clinical application of the Fresnel press-on prism to children ocular torticollis[J]. *Department of ophthalmology*, 2009, 18(5):301–304
10. Antonov E.E. Microprisms: Optical parameters and monitoring [M]. Kryuchyn A.A., Fu Ming-lei, Petrov V., et al. Ukraine: Institute for Information Recording, 2015.
11. FU Ming-lei, ZHANG Xiang-nan, LE Zi-chun, et al. Compensation of chromatic aberrations for microstructure press-on prisms [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2015, 23(10):98–103 (in Chinese).
12. JUNG J H, PELI E. Impact of high power and angle of incidence on prism corrections for visual field loss. [J]. *Optical Engineering*, 2014, 53(53):167–174.
13. Sultanova N., Kasarova S., Nikolov I. Dispersion Properties of Optical Polymers [J]. *Acta Physica Polonica*, 2009, 116(4):585–587.
14. Jung J. H. Distortions to visual field expansion with high-power Fresnel prisms [J/OL]. *SPIE Newsroom*, 2012-3-11. (2012-3-11) [2017-04-17].
15. Progelhof R. C., Franey J., Haas T. W. Absorption coefficient of unpigmented poly(methyl methacrylate), polystyrene, polycarbonate, and poly(4-methylpentene-1) sheets [J]. *Journal of Applied Polymer Science*, 1971, 15(7):1803–1807.
16. ZHANG Shao-jian, SANDY T., Zhang G. Q. Diamond tool wear in ultra-precision machining [J]. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2017, 88(1-4):613–641.
17. HE Yong, FU Jian-zhong, CHEN Zi-chen. Demolding Defects and Design of Demolding Device in Micro Hot Embossing Process [J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2008, 44(11):53-58 (in Chinese).
18. FU Ming-lei, LE Zi-chun, ZHANG Xiang-nan, et al. A dura mater overlays prism lens prism degree detection system: China, CN201510782777.2 [P]. 2016-03-30.
19. GB 11417.2-2012, Ophthalmic optics — Contact lenses — Part 2: Rigid contact lenses specification [S].

S. O. Rykov, M. V. Shevkolenko, M. L. Fu

## THE EFFECTIVENESS OF TREATMENT OF POSTSURGICAL RESIDUAL ANGLE STRABISMUS USING MODIFIED FRESNEL PRISMS

*Joint Conf. of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus & Chinese Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus, AAPOS/CAPOS, Shanghai, China, 13–15 October, 2017*

**Abstract:** *This work is devoted to the studying of the effectiveness of treatment of postsurgical residual angle strabismus using modified Fresnel prisms. The study included 60 children aged from 3 to 9 years old suffered from residual angles of strabismus ranged 12 to 30 prism diopters ( $\Delta$ ) after surgery for concomitant esotropia. All patients were divided into two groups. The first group (prismatic group) consisted of 38 patients who were prescribed to wear prismatic glasses based on modified Fresnel prisms. The second (orthoptic) group consisted of 22 children who underwent orthoptic treatment. The results of treatment in each group were analyzed in 3 months by determination of the eyes position, deviation, fusion ability and its amplitude, evaluation of binocular vision and stereopsis. Orthotropy was achieved in 22 children (57.9 %) from the prismatic group. Residual esotropia up to 10  $\Delta$  was observed in 8 patients (21.1%), 20–30  $\Delta$  in 7 patients (18.4 %). In one child (2.6%) the exotropia of 18  $\Delta$  remained. In the orthoptic group 8 children (36.4 %) had alignment of eyes, residual esotropia of 10  $\Delta$  was determined in one case (4.5%), 10 children (45.5 %) had esotropia 20–30  $\Delta$  and 3 patients (13.6 %) had exotropia of 10–14  $\Delta$ . Changes in the sensory status indicated an improvement of binocular function in both groups. Thus, in the prismatic group, fusion ability was restored in 68.4 % of patients, and in orthoptic group — in 54.5 %. Thus, the study showed the effectiveness of treatment of postsurgical residual angle strabismus using modified Fresnel prisms.*

**Keywords:** *Angle strabismus, modified Fresnel prisms, Binocular vision.*

### 1. INTRODUCTION

Strabismus is always accompanied by binocular vision disorders regardless of the amount of angle deviation [1–3]. Thus, restoration of binocularity is the main goal of strabismus treatment. While ocular alignment

is the basis of bifixation and restoring of binocular vision, than strabismus surgery takes a significant place in the treatment of this pathology [4]. Percentage of patients with orthotropy achieved as a result of first operation, ranges from 37 to 83 % [5]. Thereby, many patients need a reoperation in a future. Therefore, the treatment of surgical under- and hypercorrection in a noninvasive way is actual task of treatment of strabismus. Prisms are used at the last stage of orthoptic treatment of strabismus for the development of the potential for fusion and binocular single vision [6]. In Ukraine, the issue of prism therapy for strabismus was resolved only as recently as in 2009, with the introduction of the technology for manufacture of spheroprismatic lenses that combine the features of prismatic and spherical lenses (including astigmatic lenses) [6]. The lens was designed as a conventional spherical polycarbonate lens, to which surface the Fresnel microprism with a required power was hermetically welded using ultrasound, with prism relief lines positioned inwards [6–8]. This work is devoted to a study of non-surgical methods using modified Fresnel prisms in cases of residual postsurgical deviations.

## 2. MATERIALS AND METHODS

The study included 60 children aged from 3 to 9 years old. Patients suffered from residual angles of strabismus within the range of 12 to 30 prism diopters ( $\Delta$ ) followed after surgery for concomitant esotropia.

Most patients had hypermetropic refraction (slight, moderate degree, hypermetropic astigmatism). 5.9 % of patient's eyes were emmetropic. Values of refraction of right and left eye were similar or the value of anisometropia was not significant (less than 2  $\Delta$ ). Acuity with correction of ametropia corresponded to their biological age.

All patients had concomitant esotropia and were surgically treated according to conventional method (bimedial recession or recession/resection at often deviated eye).

All children underwent motor and sensory status examination in ten days after the antistrabismic surgery. As a result, 42 patients had esotropia (which means undercorrection of strabismus angle after surgery), and 18 patients had exotropia (which means hypercorrection of strabismus angle after surgery). Second result was that 26 children (43.3 %) demonstrated fusion, among them 6 patients (23.1 %) demonstrated with good enough amplitude. Third result was, that in 34 children (56.7 %) simultaneous vision was determined, 26 patients (43.3 %) had a monocular vision.

All patients were divided into two groups. The first group (prismatic group) consisted of 38 patients who were prescribed to wear prismatic glasses based on modified Fresnel prisms. This prismatic compensation of

residual deviation combined with correction of ametropia (if necessary), promotes continues bifoveal stimulation in conditions of free space. The second group (orthoptic group) consisted of 22 children who underwent orthoptic treatment.

Comparative analysis of patient's medical data of both groups didn't show significant difference in following parameters: amount of deviation, corrected visual acuity, refraction. Ophthalmology assessment included full cyclopegic refraction with prescription of any appropriate correction, funduscopy, assessment of visual acuity or fixation preference, cover test, ocular motility, measurement of angle of deviation, fusion, binocularity and stereopsis.

For prescription prismatic glasses we considered amount of full deviation, determined by alternate cover test with prisms with following prism adaptation during 30 minutes. For prism treatment we used prismatic glasses based on modified Fresnel prisms (hard Fresnel prisms with protected relief, welded to eyeglass lens). If it is necessary to correct ametropia, combined prism glasses were prescribed. Kind of these glasses depends on a patient refraction and based on spherical-prismatic, cylinder-prismatic or sphero-cylinder-prismatic lenses (Fig. 1).

Constructively a modified Fresnel prism made of plane hard plate of polymethyl methacrylate, one side of which has the corresponding relief. The plate of polycarbonate, 0.6 mm thick, is located on the vertex of the relief plate, which protects the relief from mechanical damage during assembling. Due to these facts the relief is not exposed to external contaminations and has no optical aberrations caused by them. Total transmittance of a prism is at least 80 %. The attachment of modified Fresnel prism to refractive lens is performed by ultrasonic welding (Fig. 2).

Sphero-prismatic eye-glasses (Fig. 3) are made individually based on the prescription, in any combination of the optic power of the two components: a spherical lens of 0 to  $\pm 8$  diopters, and a Fresnel prism with a power of 0 to 30  $\Delta$ . Microprismatic components have a number of advantages compared to conventional glass prisms, with their immediate availability in powers up to 30  $\Delta$  versus  $\leq 5 \Delta$ , and lightness in weight (which is crucial for

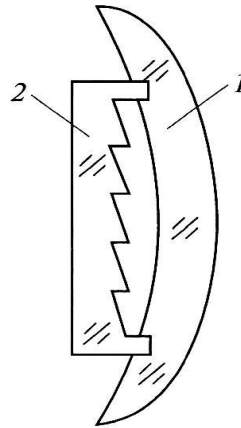


Figure 1. Combined lens:  
1 — spherical (cylindrical, sphero-cylindrical) lens;  
2 — modified Fresnel prism

children). In addition, it does not matter on which of the two eyes the microprismatic component is put on. To reduce the weight and thickness of ocular lenses, the power of the ocular lens can be uniformly distributed among the lenses of glasses.



Figure 2. Sphero-prismatic eye-glasses with modified Fresnel prisms



Figure 3. Children wearing shpero-prismatic glasses

The constant wearing of prismatic correction promoted constant bi-foveal stimulation in conditions of free space. Children from orthotropic group were given traditional orthoptic exercises.

## RESULTS

The results of treatment in each group were analyzed in 3 months by determination of the eyes position, deviation, fusion ability and its ampli-

tude, evaluation of binocular vision and stereopsis. Patients of the prismatic group were examined without prism correction. In this group, more than half of the children had orthotropy.

While in patients receiving orthotics exercises, alignment of the eyes was restored in only one third parts of patients. In the rest patients residual angles of strabismus of different amount and direction were determined (Table 1).

**Table 1.** Motor results of treatment

#	Parameters	Groups of patients				p
		prismatic group		orthoptic group		
		total	%	total	%	
1	Orthotropy	22	57.9	8	36.4	<0.05
2	Esotropia (<10Δ)	8	21.1	1	4.5	<0.05
3	Esotropia (20-30Δ)	7	18.4	10	45.5	<0.05
4	Exotropia	1	2.6	3	13.6	<0.05

Results of patient assessment have demonstrated improvement of sensory function and binocularity in both groups. Data of the restoration of fusion ability in children who did not previously have it, including fusion with sufficient amplitude (20-40 Δ), are presented in the next Table. 2.

**Table 2.** Restoration of fusion ability in children

Parameters	Groups of patients				p
	prismatic group		orthoptic group		
	total	%	total	%	
Fusion:	26	68.4	12	54.5	>0.05

According to the data, there were no statistically significant differences between fusion ability in patients of both groups. Normal binocular vision was restored in 42.1 % cases (16 patients) of the prismatic and in 22.7% (5 patients) of the orthoptic group. High grade stereopsis (40–60 sec of arc) was achieved in 5 (13.1 %) and 2 (9.1 %) patients, respectively.

## CONCLUSIONS

1. The prescription of prismatic correction in case of postsurgical residual angles in the early period (10 days after the surgery) allows to obtain orthotropy in 57.9 % cases, normal binocular vision in 42.1 % cases, a high acuity of the stereopsis in 13,1% cases. In the case of orthoptic treatment these values are equal to 36.4 %, 22.7 %, 9.1 % cases respectively.

2. Early treatment using prismatic glasses at residual deviation allows to avoid reoperation in 57.9 % of cases or to reduce its volume in 42.1 % of patients

3. In the absence of a positive effect in patients with postsurgical residual angle strabismus after 3 months of treatment by prismatic glasses, it is recommended to prescribe orthoptic treatment additionally.

## REFERENCE

1. Ashok Garg. *Surgical Techniques in Ophthalmology (Pediatric Ophthalmic Surgery)*. Jaypee Brothers Publishers, 2010. 417 p.

2. Alastair Denniston, Philip Murray. *Oxford Handbook of Ophthalmology, Oxford Medical Handbooks*. OUP Oxford, 2014. — 1104 p.

3. Alec M. Ansons, Helen Davis. *Diagnosis and Management of Ocular Motility Disorders*. John Wiley & Sons, 2013. — 728 p.

4. Seyhan B. Özkan. Restrictive problems related to strabismus surgery/Taiwan Journal of Ophthalmology. — 2016. — V. 6, No. 3. — P. 102–107.

5. Shevkolenko M.V. Akimenko E.V. Results of surgical treatment of patients with concomitant esotropia with small deviation angles, planned using KK-42 set of strabismus compensators / Ukrainian medical almanac. — 2011. — V. 14, # 6. — P. 17–21 [in Russian].

6. Rykov S.J., Mellina V.B. Effect of microprismatic eyeglasses on the character of binocular vision in children with strabismic amblyopia over treatment time/ Journal of Ophthalmology (Ukraine). — 2016. — # 6. — P. 12–18.

7. Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Minglei Fu, Petrov V.V., Shanoilo S.M., Zichun Le. Microprisms: Optical parameters and monitoring. *Akadempriodika*, 2015. 146 p.

8. Petrov V.V., Kriuchyn A.A., Rykov S.O., Serhienko M.M., Antonov Ye.Ye., Mellina V.B., Shanoilo S.M., Shevkolenko M.V.: inventors; Institute for Information Recording of the NAS of Ukraine, assignee. [Combined microprism lens]. Patent of Ukraine No 46750 A 61 B 3/08. 2010 Jan 11 [in Ukrainian].



И. М. Бойчук, Л. А. Юрченко

## **ПРИЗМЫ В ДИАГНОСТИКЕ И ЛЕЧЕНИИ БИНОКУЛЯРНЫХ НАРУШЕНИЙ**

*Офтальмология. Восточная Европа. 2018. Т. 8, № 1. С. 117–122*

**Аннотация.** Основными показаниями к назначению призм являются: содружественное косоглазие; легкая степень амблиопии; нистагм; паралитическое косоглазие; диплопия вследствие пареза III, IV, VI пар черепно-мозговых нервов; двоение после экстракции катаракты; миастения Граве; рассеянный склероз; фории симптоматические или декомпенсированные; нарушения при чтении после инсульта и др. заболевания с вынужденным поворотом головы. Призмы в лечении содружественного косоглазия предназначены для ортоптической и диплоптической тренировки в процессе воссоздания бинокулярного зрения в естественных условиях. Призматическая коррекция способствует развитию и стабилизации бинокулярных функций, улучшает исход хирургического лечения косоглазия, уменьшает вынужденный поворот головы при нистагме, а также позволяет улучшить качество жизни пациентов.

**Ключевые слова:** призмы, призматическая коррекция, диплоптическое лечение, нарушения бинокулярного зрения

Офтальмологические призмы используются для устранения бинокулярных нарушений уже более ста лет (Donders, 1888, Maddox, 1899) [12, 21]. Известно, что призматическое стекло отклоняет падающий на её боковую грань луч света к её основанию. Одна призменная диоптрия соответствует приблизительно 0,5 градуса. В изготовлении призм использован принцип О.Френеля (A.Fresnel), французского физика, который в 1821г. предложил новую концепцию изготовления convex (собирательных) линз. Для облегчения конструкции и веса оптики осветителей в береговых маяках он использовал концентрический комплект призменного кольца, грань каждого из которых имеет кривизну элемента линзы. Этот же принцип был применен при создании жесткой, а позже — мягкой призм Френеля (3M™ Press-On™ Optics — пресс-он-призм), состоящей из множества микропризм, которая изготавливается из поливинилхлорида (толщина пластинки 1 мм,

діаметр 63,5 мм) и легко приклеивается с помощью воды на заднюю поверхность стекла, корригирующего рефракцию. Призма может быть приклеена на любой участок линзы, позволяет корректировать угол косоглазия от 1 до 40 призмных диоптрий (ПД) [21].

Применение призм связано с измерением угла косоглазия и его компенсации. В 50–60 годах прошлого столетия, когда страбизмологи стали разрабатывать новые методы лечения нарушений бинокулярного зрения в «свободном пространстве», это привело к более широкому использованию призм в терапии косоглазия, особенно в Европе [10, 11, 13, 16, 21].

Применение призматической коррекции в странах СНГ была затруднена вследствие технической невозможности изготовления призм нужной величины (только до 12 ПД) и приобретения призм Френеля. Призмы использовались и используются в диагностике, ортоптическом и диплоптическом лечении косоглазия [1, 8, 9, 3]. В Украине выпуск отечественных призм начался совсем недавно. Модифицированные микропризматические линзы Френеля, созданные специалистами Института проблем регистрации информации НАН Украины в тесном сотрудничестве с ведущими офтальмологами страны, уже успели отлично зарекомендовать себя в качестве инструмента для диагностики и лечения косоглазия у детей и взрослых, [4, 5]. Первой разработкой Института проблем регистрации информации НАН Украины, выполненной совместно с Центром микрохирургии глаза, стал набор из 42 призм (Диагностический набор компенсаторов косоглазия призмных КК-42) высокого качества и точности, которые позволяют диагностировать угол и величину косоглазия. Предложенная технология позволила изготовить легкие по весу призмы с защитной пластинкой, которая покрывает рельеф и позволяет длительно использовать призмы. Призмы легко дезинфицируются с помощью водного или спиртового раствора, они уменьшают оптические аберрации и предназначены для измерения угла косоглазия в диапазоне от 0,5 до 30 призмных диоптрий (ПД) [4, 7]. Набор состоит из 42 призм (по 21 призме на каждый глаз), точность измерения угла — с точностью  $\pm 1-2$  ПД. Известны призмные компенсаторы ОКП-1, ОКП-2, позволяющие определить угол в 20 призм, однако их можно применить только монокулярно.

Основными показаниями к назначению призм являются: содружественное косоглазие; легкая степень амблиопии; нистагм; паралитическое косоглазие; диплопия вследствие пареза III, IV, VI пар черепно-мозговых нервов; двоение после экстракции катаракты; миастения Граве; рассеянный склероз; фории симптоматические или декомпенсированные; нарушения при чтении после инсульта и др. заболевания с

вынужденным поворотом головы. Призмы используются также для лечения и облегчения ориентировки больных с гемианопией и позволяют увеличить поле зрения на 20 градусов [17]. Призмы применяются для ортоптического лечения косоглазия в предоперационном и послеоперационном периоде.

## НАЗНАЧЕНИЕ ПРИЗМ ПРИ СОДРУЖЕСТВЕННОМ КОСОГЛАЗИИ

Измерение угла девиации (страбометрия) проводится как для дали, так и для близи с помощью призмённого компенсатора, либо призматической линейки с призмами возрастающей силы, либо отдельными призматическими стеклами, которые устанавливаются в пробную оправу для компенсации угла косящего глаза. Выполняется альтернирующая проба с прикрытием правого и левого глаза на 2–3 сек, путем установления перед фиксирующим глазом призм возрастающей силы, до момента исчезновения установочных движений. Если призма силой 30 ПД перед одним глазом не устраняет установочных движений, дополнительно устанавливаются призмы возрастающей силы перед другим глазом. Сумма силы призм, приставленных к обоим глазам, при которой отсутствуют установочные движения, равна величине угла девиации в призмённых диоптриях. Подобная методика разрешает на протяжении 2–3 мин. определить величину видимой девиации (гетеротропии) в сумме с латентной (гетерофорией). Следует отметить, что вследствие кратковременности теста гетерофория может проявиться не в полной мере. Поэтому для полного выявления гетеротропии и гетерофории применяется призмённая адаптационная проба по методике Richards R. (1991). При этой пробе больной на протяжении 30 минут находится в условиях призмённой компенсации девиации (в пробной окулярной оправе с равномерно распределенными между обоими глазами призмами набора КК-42). Потом снова выполняется альтернирующая проба с прикрытием. При наличии установочных движений призмы добавляются (увеличиваются) и снова проводится 30-минутная повторная адаптация. Если проба приводит к стойкой адаптации и устранению рефиксационных движений глаз назначают коррекцию. В случае появления угла девиации — «симптом съедания призм», призматическая коррекция не показана [7, 9].

Необходимая призма подбирается в соответствии с приведенной выше методикой. Если величина призм не превышает 1,25 ПД, то она может быть назначена на один глаз, если необходима большая величина призм, то на оба глаза призмы назначаются поровну перед каждым глазом в соответствии с углом девиации, с учетом рефракции после проведения пробы адаптации и контроля бинокулярных функций в

призмах. При сходящемся косоглазии основание призмы устанавливаются к виску, а при расходящемся к носу. При наличии вертикального компонента измеряют величину горизонтального и вертикального компонента и назначают результирующую призму, компенсирующую обе составляющие, направление линии вершина — основание призмы рассчитывается по номограмме [6]. Призматические очки наиболее эффективны при наличии бифовеального слияния на синоптофоре, при наличии одновременного зрения при исследовании на цветотесте, при нормальной остроте зрения обоих глаз, при амблиопии слабой степени, при недавнем начале косоглазия (от нескольких месяцев до года), при углах до 15 градусов по Гиршбергу. При стабилизации бинокулярных функций в призматических очках, силу призм постепенно уменьшают под контролем показаний цветотеста и синоптофора.

Ортоптическое лечение направлено на развитие бинокулярного зрения и параллельную установку глаз и рассматривается как нехирургическое лечение косоглазия. Назначение очков, призматическая коррекция, устранение феномена «подавления», амблиопии, и аномальной корреспонденции сетчатки, улучшение фузионной способности, улучшение стереозрения в успешных случаях позволяет преобразовать косоглазие в гетерофорию (скрытое косоглазие) [14, 15, 17–19]. Призмы в лечении содружественного косоглазия предназначены для ортоптической и диплоптической тренировки в процессе воссоздания бинокулярного зрения в естественных условиях. Диплоптические тренировки проводятся при симметричном или близком к нему положении глаз, достигнутом либо сферической, сферо-призматической коррекцией или операцией [2, 3, 15].

Суть тренировки заключается в устранении основного феномена аномального бинокулярного зрения при косоглазии — феномена функционального торможения (подавления) зрительных впечатлений косящего глаза и восстановления механизма бификсации как основы нормального бинокулярного зрения. Тренировка заключается в возбуждении у пациента двоения в естественных условиях путем раздражения различных участков сетчаток и развития способности к слиянию двойных изображений.

Это достигается ритмичным предъявлением призм перед глазами пациента при фиксации предъявляемого объекта (рисунка, текста) в определенном временном режиме: при периодической смене силы призмы, направления ее основания то к носу, то к виску и частоты предъявления. Методика подробно изложена в работах Аветисова Э.С., Кащенко Т.П. и др. [2], Сердюченко В.И. [9] и широко применяется при малых углах косоглазия (девиация не более 5–7 град. по Гиршбергу).

## НАЗНАЧЕНИЕ ПРИЗМ ПРИ ДИПЛОПИИ

Призматическая коррекция входит в комплексное лечение пациентов, у которых имеется жалоба на двоение предметов окружающего мира. Часто это пациенты с тяжелой соматической патологией (черепно-мозговая травма, инсульт, паралитическое косоглазие с вынужденным поворотом головы), а также перенесшие операции по поводу катаракты, отслойки сетчатки, косоглазия и других заболеваний.

Подбор призматической коррекции проводится следующим образом: пациент наблюдает двумя глазами точечный источник света (лампочка с экраном, имеющим круглое отверстие диаметром 1 см против нити накаливания) с расстояния 5 м. В пробной оправе устанавливают цилиндр Мэддокса, перед другим призмный компенсатор ОКП-1 или призму постепенно увеличивая величину до момента устранения отклонения глаза по горизонтали основанием в соответствии с видом косоглазия: при этом пациент видит прохождение вертикальной светящейся полосы, проходящей через лампочку. Затем таким же путём подбирают призму, компенсирующую отклонение по вертикали. Субъективно находят положение направления линии вершина – основание, либо по правилу сложения векторов способом параллелограмма, либо по номограмме [6]. Затем устанавливают призмы в пробную оправу в нужном положении для пробного ношения, проводят 30-минутную пробу и контролируют бинокулярные функции.

## НАЗНАЧЕНИЕ ПРИЗМ ПРИ НИСТАГМЕ

Для устранения вынужденного поворота головы при толчкообразном нистагме подбираются призмы основанием в сторону быстрой фазы, распределяя равномерно на оба глаза. Призматические очки позволяют уменьшить либо исправить вынужденный поворот головы.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Призматическая коррекция способствует развитию и стабилизации бинокулярных функций, улучшает исход хирургического лечения косоглазия, уменьшает вынужденный поворот головы при нистагме, а также позволяет улучшить качество жизни пациентов.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Аветисов Э.С. Содружественное косоглазие./ М.: Медицина. — 1977. — 312 с.

2. Аветисов Э.С. Кашенко Т.П. Упражнения по восстановлению механизма бификсации в диплоптическом лечении содружественного косоглазия / Вестн. Офтальмол. — 1979. — № 4. — С. 33–35.

3. Аветисов Э.С. Кашенко Т.П., Тарасцова М.М., Дашян С.Б. Диплоптическое лечение косоглазия / Методические рекомендации. МЗО СССР. Москва, 1987. — 20 с.

4. Петров В.В. Микропризмные призмы Френеля для диагностики и лечения косоглазия / матер. научно-практ. конф. офтальмологов с международным участием «Филатовские чтения», 28–29 мая 2009 г. — Одесса, 2009. — С. 219–220.

5. Риков С.О. Застосування призм Френеля для призмової адаптації з метою прогнозування та дозування антистрабічних втручань при співдружній ізотропії з малими кутами / С.О. Риков, М.В. Шевколенко, В.Б. Мелліна // Вроджена та генетично обумовлена сліпота та слабкозорість. Проблеми діагностики, обстеження та комплексне лікування: 4 наук.-практ. конф. дитячих офтальмологів України з міжнар. участю, 1–2 жовт. 2009 р. — К., 2009. — С. 168–170.

6. Розенблум Ю.З., Кашенко Т.П. Реабилитация больных с диплопией / Методические рекомендации МЗО РСФСР. — Москва, 1988. — 16 с.

7. Сергиенко Н.М. Методика измерения угла содружественного косоглазия модифицированными призмами Френеля / Н.М. Сергиенко, С.А. Рыков, М.В. Шевколенко // Офтальмол. журнал. — 2008. — № 4. — С. 52–55.

8. Сердюченко В.И. Призмы в диагностике и лечении косоглазия у детей / матер. науково-практичної конференції офтальмологів Чернігівської, Київської, Полтавської, Сумської та Черкаської областей України «Сучасні методи діагностики та лікування захворювань органа зору», 12–13 вересня 2013 р., м. Чернігів. — С. 70–75.

9. Сердюченко В.И. Модифицированная методика проведения диплоптических упражнений при содружественном косоглазии // Офтальмол. журн. — 1982. — № 6. — С. 336–339.

10. Berard PV: Les prismes en therapeutique ophtalmologique. Bull Soc Ophthalmol Fr 63:626-634, 1963.

11. Guibor GP: Some uses of ophthalmic prisms, in Allen JH (ed): Strabismus Ophthalmic Symposium I. St Louis, CV Mosby, 1950, P. 299–315.

12. Javal E: Manuel ThMorique et Pratique du Strabisme. Paris, G Masson, 1896. 291 p.

13. Moore S: The natural course of esotropia. Am Orthopt J 21:80–83, 1971.

14. Noorden GK von: Storungen des Binokularsehens und ihre Behandlung. Fortschr Ophthalmol 80:387, 1983.

15. Von Noorden G.K., Campos E.C. Binocular Vision and Ocular Motility / Theory and management of Strabismus, 6<sup>th</sup> ed. — 2002. — P. 540–549.

16. Ogle KN: Distortions of the image by ophthalmic prisms. Arch Ophthalmol 47:121-131, 1952.26:833, 1943.

17. Perlin R.R., Dziadul J. Fresnel prisms for field enhancement of patients with constricted or hemianopic visual fields / J. Am. Optom. Assoc. 1991 Jan; 62(1): 58–64.

18. Pigassou R: Prisms in strabismus, in *Int Ophthalmol Clin* vol 6, no 3. Boston, Little Brown & Co, 1966. P. 519–541. 1889.
19. Reinecke RD, Simons K, Moss A, Morton G: An improved method of fitting resultant prism in treatment of two-axis strabismus. *Arch Ophthalmol*, 95:1255–1257, 1977.
20. Romano P, Romano JA, Puklin JE: The development of normal binocular single vision in childhood, in Moore S, Mein J, Stockbridge L (eds): *Orthoptics — Past, Present, Future*; New York, Stratton International, 1976. P. 11–16.
21. Ve'ronneau-Troutman S: Fresnel prism membrane in the treatment of strabismus. *Can J Ophthalmol* 6:249–257, 1971. 58:89, 1964.

V. Petrov, E. Antonov, M. Fu, W. Hu, A. Kryuchyn,  
D. Manko, Z. Le, S. Shanoilo

**INVESTIGATION OF OPTICAL CHARACTERISTICS OF RIGID  
PROTECTED AND TRADITIONAL ELASTIC FRESNEL  
MICROPRISMS USING ELECTRONIC METHOD  
FOR MEASURING VISUAL ACUITY**

*Optics and Laser Technologies*, 2018. V. 107. P. 15–23.  
DOI: 10.1016/j.optlastec.2018.05.011

**Abstract:** *A method for determining resolution of images through prisms using test patterns is proposed. This technique is more precise than the traditional method for measuring visual acuity, which involve ophthalmologic test charts and questioning patients. An experimental setup allowing the measurement of image resolution was developed. Comparative characteristics were obtained for «Gulden Ophthalmics» (USA) monoprisms, for «3M™ Press-On™» (USA) elastic films with microrelief and for new rigid protected Fresnel microprisms developed at the Institute for Information Recording (Ukraine). The reasons for the decrease in image resolution and visual acuity are discussed for all of the investigated ophthalmic monoprisms and microprisms.*

**Highlights:** *A new rigid Fresnel prisms for strabismus diagnostics were devised. And a novel algorithm for visual acuity measuring strabismus based on the resolution of test stroke images through microprisms is proposed.*

**Keywords:** *rigid Fresnel prisms, microprisms, visual acuity.*

## 1. INTRODUCTION

The application of Fresnel microprisms in ophthalmology always reduces the resolution of the formed optical images. Many studies have reported the deterioration of the visual acuity for patients by the application of a prism [1–4]. However, their method of investigation was traditional, involving the subjective impressions of patients who observed ophthalmic test charts with and without prisms.



At the same time, it is possible to evaluate the deterioration of the visual acuity quantitatively using known methods of spectroscopy [5]. Such methods are widely used in physics, e.g. for measuring the resolution of narrow spectral lines. Herein, we focus on the investigation of some known prisms using these physical techniques which were adjusted for ophthalmology applications [6].

Studies of microprisms with low prismatic strengths  $PD < 10.0 \Delta$  are of particular interest. Previous researchers [1–4, 7, 8] reported that patients hardly noticed the influence of prisms on their visual acuity for these low-strength microprisms. However, such influences are certainly present because of the diffraction and chromaticity of the white light.

The main objective of the present research was to obtain the optical characteristics of monoprisms and microprisms made by different manufacturers by electronically registering visual image signals without patients and their impressions. It was necessary to distinguish the effect of prisms in total decrease of visual acuity and to separate the influence of prism with the blurred visual, which is very important for diagnostics at the initial stage of eye diseases [9, 10].

Comparative optical characteristics were obtained over a wide range of prismatic strengths for monoprisms manufactured by «Gulden Ophthalmics» (USA), «3M™Press-On™» elastic films with microrelief manufactured by «3M» Company (USA), and new rigid microprisms [11] developed and manufactured by the Institute for Information Recording of National Academy of Sciences of Ukraine (IIR, Ukraine). Currently, the latter are widely used in Ukraine for the diagnostics and treatment of strabismus in children.

## 2. OPTICAL PARAMETERS OF NEW RIGID

### FRESNEL MICROPRISMS

The basic view and the scheme of the new rigid microprism are shown in Fig. 1. At the first stage of its manufacturing the necessary microrelief is formed at the flat metal surface by diamond cutting method [12]. The matrix-origin made in such way is used at the next stage for formatting microprismatic relief by thermo-pressing method [12] on the surface of a billets made from the transparent rigid optical plastics. The diagnostic embodiment of such a microprism comprises a flat transparent microrelief plate 32 mm in diameter made of polymethylmethacrylate (PMMA). The microprismatic relief is sealed by a protective flat transparent plate made of polycarbonate (PC) 0.6 mm in thickness. The holder, having a diameter of 37.5 mm, is also made of PC. The prismatic strength  $\Delta$  and the direction of

prismatic action (triangle) are shown at the holder. All of these elements are hermetically connected by ultrasonic welding in a common optical unit called the «microprism compensator for strabismus».

The main difference between above rigid microprisms, the traditional 3M flexible films and all other known microprisms is that the microrelief of new devices is protected from mechanical damages and contaminations by a special plate; therefore the optical properties of these microprisms do not change, even during prolonged usage.

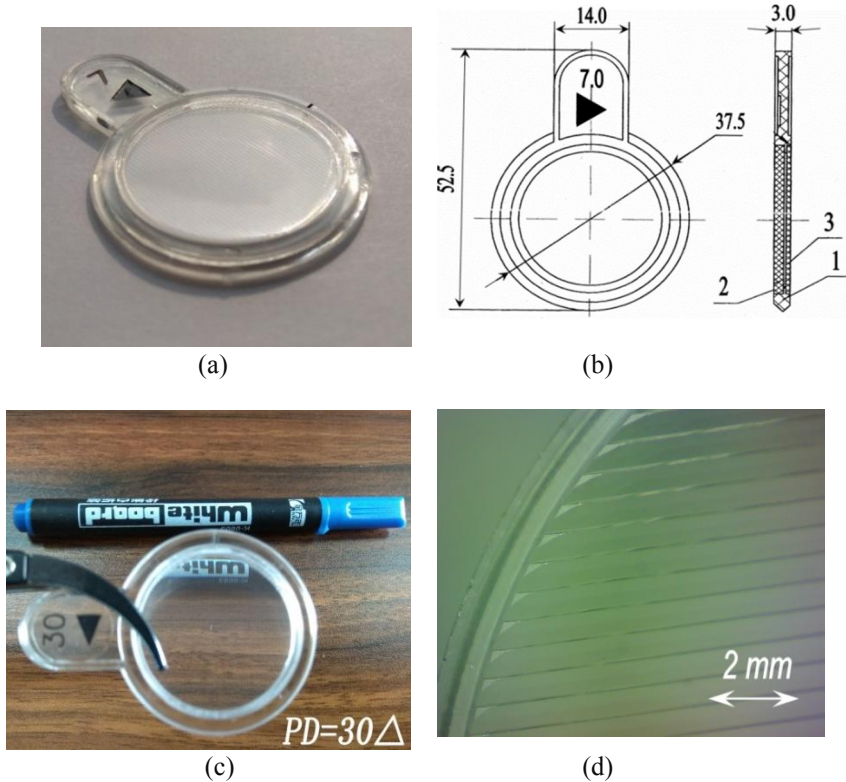


Fig. 1. IIR (Ukraine) new rigid microprism (a) General view; (b) Scheme: (1) PC holder; (2) PMMA microprism relief; (3) Protective PC plate; (c) Image-shifting effect; (d) Magnification of microprism

Microprism compensators of different denominations comprise the diagnostic set *KK-42* [11], which is registered in Ukraine for usage in medical practice. The total number of microprisms in this set is 42, and the prism

denominations are 0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 7.0, 8.0, 9.0, 10.0, 12.0, 14.0, 16.0, 18.0, 20.0, 22.0, 24.0, 26.0, 28.0, and 30.0 prismatic diopters ( $\Delta$ ). There are two similar sets of 21 microprisms denominations for both eyes.

For the convenience of strabismus diagnostics, a set of bars *DNSK-01* with diagnostic microprism [11] was also manufactured by IIR (Ukraine). The prism denominations in this set are 1.0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0, 10.0, 12.0, 14.0, 16.0, 18.0, 20.0, 25.0, 30.0, 35.0, 40.0, 45.0, and 50.0  $\Delta$ . The denominations of the microprisms in each *DNSK-01* bar are formed by two identical rigid microprisms having the same prismatic strength. Pairs of microprisms in such a «symmetrical» strabismus compensator are hermetically coupled by ultrasonic welding. The microrelief is placed inside the device and does not contact the external environment. Thus, the relief is protected from contaminations and damages even during the prolonged operation of the bars. Basic images of the diagnostic sets *KK-42* and *DNSK-01* are shown in Figs. 2(a) and (b), respectively.



Fig. 2. Diagnostic sets (a) *KK-42* and (b) *DNSK-01*.

Calculations [12] of the prism refraction angles according to Snell's law [5] showed that the change in the prismatic strength during the turn of such a «symmetric» prism along its axis is almost four times smaller than that in the case where the value of prismatic action of an optical compensator is created by a single microprism. Thus, diagnostic bars with symmetrical compensators yield more accurate measurements of the strabismus angles. Therefore, *DNSK-1* diagnostic microprism bars are currently manufactured only with symmetrical compensators.

When the new rigid micropisms are used in complex prism-refractive eye-glasses [11], the flat micropism element is hermetically connected to the inner surface of the refractive lens by ultrasonic welding technology that is specially developed for this case. The properties of the new rigid micropisms, diagnostic sets of prisms, and complex eye-glasses with prisms are described in detail in our monograph [12].

### 3. CHARACTERISTICS OF EXPERIMENTAL SETUP

The main objective of our research was to determine the optical characteristics of different micropisms in one set of measurements using a new more precise electronic method.

In all previous studies [1–4, 7, 8] visual acuity was measured by the method of questioning patients, which is a typical procedure for ophthalmologists. We attempted [12] to correlate the psychophysical definition «visual acuity» attributed to human subject with physical quantity «optical resolution». This will provide quantitative evaluation criteria for the resolution of the visual images through micropisms. Such data are necessary for separating prism effect in total decrease of visual acuity noticed by patients that always was recorded in all ophthalmology human subject measurements [1–4, 7, 8].

In physics, the resolution of optical devices is determined by the number of lines per millimeter (mm) for test images with these devices. The resolution is limited usually by the diffraction at the lens: visible light points are actually the diffraction spots [5]. Two neighboring points are separated, if the intensity minimum between them is sufficient.

The empirical criterion for resolution was introduced by Raleigh [5] and it gives the appropriate minimum angular distance between two separated points as:

$$\sin \theta = 1.22 (\lambda / D), \quad (1)$$

where  $\theta$  is the angular resolution (minimum distance),  $\lambda$  is the wavelength, and  $D$  is the diameter of the entrance aperture of the optical system, which usually coincides with the diameter of the lens.

According to Eq. (1), two neighboring spectral lines are resolved if the maximum of certain line coincides with the minimum of the other one. The size of the dip between the lines or so called «nominal contrast of images»  $k_A$  in this case is ~20 % of the maximum intensity [5] for the Gaussian spectral lines shape.

The resolution of any optical system can be experimentally investigated by the observation of special stroke test object called *Mira* [6]. The linear  $R_A$  or angular  $\gamma_A$  distance between neighbor *Mira* strokes for  $k_A = 20$  %

we will denote by the term «resolution». When applying prisms the sharpness of images decreases and for receiving the same dip  $k_A = 20\%$  it is necessary to enlarge the distance  $R_A$  using the larger test strokes. The obtained enlargement in  $R_A$  values just characterizes quantitatively the decrease of resolution. This is the essence of our method.

A special experimental setup was designed for the investigation of the resolution of the test images with prisms. This setup was described in detail in monograph [12]; the scheme of this setup is shown in Fig. 3.

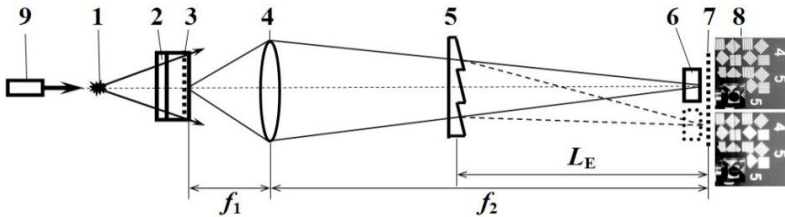


Fig. 3. The scheme of experimental setup: (1) filament lamp; (2) frosted glass; (3) stroke test object *Mira*; (4) focusing lens; (5) tested prism; (6) photodetector; (7) screen; (8) test images on the screen; (9) aligning laser

A standard type-A filament lamp (1) with a brightness temperature of  $T_a = 2854$  K, which is used in traditional spectroscopic measurements [6], was chosen as a radiation source. A frosted glass (2) and bar (3) of stroke test objects *Mira* # (2–5), hereinafter denoted as (*M2–M5*) was used for forming test strokes (8) on the screen (7). The test images were formed on the screen by a precise projection lens (4) with a focal length of  $F = 90$  mm and a diameter of  $D = 50$  mm. A silicon photodiode *FD288A* [12] with a slit diaphragm having a width of  $S_P = 0.45$  mm was used as a photodetector (6). The diode was moved across the stroke images on the screen (8) for the linear scanning of the images with a positioning accuracy of  $\pm 10$   $\mu\text{m}$ . A «green» semiconductor laser (9) with a wavelength  $\lambda = 0.532$   $\mu\text{m}$  was used for aligning the optical system and determining the required positions of the tested prisms. Then applying prisms the sensor unit (6–7) is slightly turned and moved, so the distance  $L_E$  is fixed and the deviated light beam always is perpendicular to the plane of the photodetector (6).

A typical images of a test object *Mira M4* at the slit of the photodetector is shown in Fig. 4(a). The spacing  $d_M$  for *Mira M4* strokes for the largest element *H1* at the *Mira* surface is 160  $\mu\text{m}$ , for the smallest element *H25* the spacing  $d_M = 40$   $\mu\text{m}$ . The magnification of optical system ( $f_2 / f_1$ )  $\approx 20$ ,

so for the element  $H4$ , shown in this figure the spacing of the images on the screen  $d_A \approx 2.69$  mm, for element  $H5$  the spacing  $d_A \approx 2.54$  mm.

Above images correspond to the billet made from optical plastic «Plexiglas XT» (Rohm Degussa, FRG). Usually IIR (Ukraine) manufactures microprisms by thermo-pressing technology [11] using just this PMMA.

The image shown in Fig. 4(b) illustrates the same billet after it underwent the standard process of thermo-pressing even without the formation of any microprismatic relief. Differences are obvious; this fact illustrates the high precision of proposed research method. The biggest resolution loss is noted for the strokes perpendicular to the direction of prismatic strength where a chromatic aberrations are maximum.

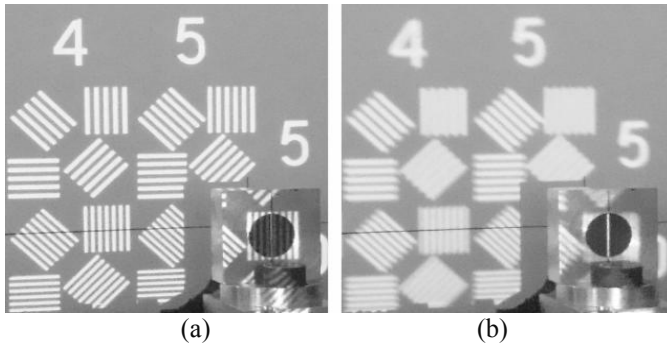


Fig. 4. Images of test Mira M4 strokes on the screen: (a) billet before thermo-pressing, (b) billet after thermo-pressing.

Particular attention was paid to the maximum identity of the optical parameters of the experimental setup with the conditions of conventional studies on the visual acuity in human subject measurements with ophthalmic charts. The main problem arises from the difference in the spectral sensitivity of the human eye and the luminous efficiency of the photodiode  $FD288A$ . The human eye sees a picture different from that observed by the photodetector. The images for different wavelengths blur and overlap due to the chromaticity of the white light. The human eye perceives images because they have a different color, whereas the detector registers multi-colored images as the same ones but with different spectral sensitivity. Fig. 5(a) shows an image of the stroke test object  $M4H10$  on the surface of the photodetector as seen through a microprism of  $PD = 20.0 \Delta$ . Fig. 5(b) shows a scan of this image obtained with a photodiode slit diaphragm.

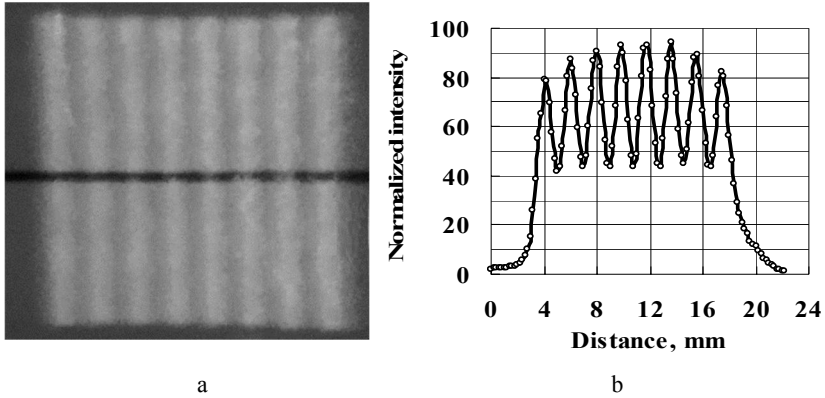


Fig. 5. (a) Image of test element M4H10 through microprism of  $PD = 20.0 \Delta$  at photodiode; (b) Scan of this image by photodiode.

The photodiode *FD288A* clearly detected the luminous background and the dark image of the test strokes. However, the colored red and blue stroke images are indicated only by the common intensity maxima. Thus, special color filters combination (*ZS-8+JZS-18*) [12] were used in our research for matching the spectral sensitivity of the photodetector with the averaged response of the human eye.

Another important characteristic for the determination of the resolution  $R_A$  for the test charts is the contrast of the images  $k_A$ :

$$k_A = (I_F - I_A)/(I_F + I_A) 100 \%, \quad (2)$$

where  $I_F$  is the intensity of the background of the test chart,  $I_A$  is the intensity of a certain optotype. The value of  $k_A$  depends on the brightness of the chart  $F_T$ . It was reported [13] that the chart brightness value  $F_T$  for obtaining visual acuity  $V_C$  should be at least  $160 \text{ cd/m}^2$ , which corresponds to the illumination of  $E_T = 150\text{--}300 \text{ lx}$ . The last value depends on the reflectance of the light from the background of the chart. It is believed that the subsequent increase of the value of  $F_T$  above  $160 \text{ cd/m}^2$  does not affect the image contrast or visual acuity [13]. The standard contrast value  $k_A$  of test charts is (95–97) %. So, for similarity our measurements were performed using high-contrast test stroke objects [12] with an initial contrast of  $k_A = (96\text{--}98) \%$ .

For measuring relative value  $k_A$  of the dip between the adjacent *Mira* test optotypes we used the linear dependence [13] for convenience of all approximations as follows:

$$k_A = (I_F - I_A)/I_F 100\% \quad (3)$$

where  $I_F$  is the maximal intensity in the zone of the dip,  $I_A$  is the intensity of a certain test stroke.

The capabilities of the constructed experimental setup are indicated by Fig. 6, which shows the intensity distribution of the images on the screen for various elements of *Mira M4* for transparent *PMMA* plate without any microrelief. The tested objects were placed at a distance of  $L_E = 36$  cm from the screen. For this optical scheme with magnification  $f_2 / f_1 \approx 20$  the linear resolution (spacing)  $d_A$  on the screen between test strokes of element *H24* of *Mira M4* is 0.844 mm. This value exactly corresponds to the angular distance between test strokes  $\gamma_A = 1.0'$ , i.e. matches to the stated angle of observation for ophthalmic test charts for the «normal» eye [13].

Using calibration data, similar to shown in Fig. 6, two important parameters for the experimental setup can be determined. The first parameter is the hardware resolution function of the setup  $R_{A0}$  or  $\gamma_{A0}$ . The second necessary parameter is the dip or variable contrast of the test images  $k_{AV}$ .

We determine the first parameter using the minimum angular distance  $\gamma_{A0}$  on the screen between the images of the strokes, which are still clearly visible for a certain *Mira* element. For our optical system the maximum angular resolution on the screen  $\gamma_A$  is  $0.7734'$ . This value corresponds to the element *H24* of *Mira M3*. For this element the spacing between the adjacent strokes at the *Mira* surface is  $d_M = 21.2 \mu\text{m}$ , which corresponds to its angular resolution of  $\gamma_0 \approx 0.7733'$ . This calculated value  $\gamma_0$  is almost equal to above measured value  $\gamma_A$  and represents the ultimate resolution of our optical system.

The variable contrast  $k_{AV}$  can be determined by Eq. (3), where  $I_F$  is the intensity of the background image, and  $I_A$  are the intensities of the images of the strokes for the test object *Mira* at the slit of the photodetector. The data necessary for the determination of the contrast  $k_{AV}$  are similar to shown in Fig. 6.

Mathematically, the procedure for determining the change in the image resolution is similar to the description of its contrast. However, in the first case, Eq. (2) is used for an actual comparison of the intensities of the black and white strokes of different elements of the *Mira* test objects. In this case, Eq. (3) characterizes only the degree of the overlap of the stroke image intensities due to the blurring of the images. The real contrast  $k_A$ , which corresponds to sufficiently large test images or to large observation angles is  $\sim 98\%$  (Fig. 6, elements *M4H10–M4H01*). This fact totally complies with the requirements [13] for the characteristics of ophthalmic test charts.

The decrease in the size of the *Mira* strokes diminishes the measured value «contrast» of the images  $k_{AV}$  formally defined by Eq. (3). This is mainly explained by the blurring of the registered images due to the defects



of the optics, another reason is the diffraction and chromaticity of the white light.

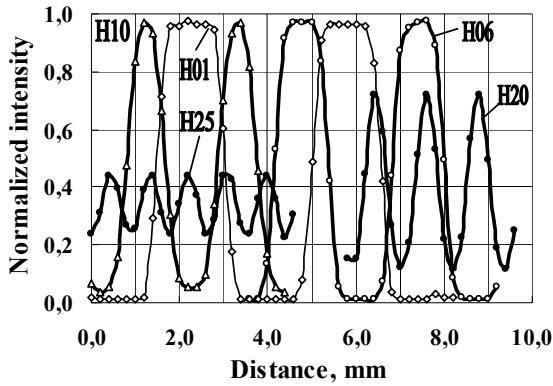


Fig. 6. Typical picture of intensity distribution on the screen for some elements  $H_i$  of Mira M4 for PMMA plate without microrelief

We call the value of the corresponding dip between the maximum and minimum intensities of the images as «contrast» as well. However, this value only characterizes the value of images overlapping due to various factors, particularly the diffraction at the microrelief and the defects of the optical surfaces.

To determine the influence of the microprisms on the resolution, the images of various *Mira* elements on a screen obtained with and without microprisms were compared. A method for determining the relative resolution  $V_A = R_{A0}/R_A$  is shown in Fig. 7 and described as follows.

The selected test *Mira* (*M3-M5*) object was placed at the focus of the optical system and the initial contrast  $k_0$  was determined for the image of this object on the screen (Fig. 7, points k01–k02). This value  $k_0$  should be at least (95–97) %, which indicates (1) the good focusing of the images, and (2) the proper adjustment of the slit diaphragm of the photodetector. This slit diaphragm should be placed strictly parallel to the images of the test strokes displayed on the screen.

The reference prism was placed at the axis of the optical system and by changing the *Mira* elements  $H_i$  the contrast curve  $k_A$  was recorded. From the resulting curve  $k_A = f(H_i)$  for a contrast level of  $k_A = 20$  %, the angular or linear resolution for the image of the test stroke  $R_{A0}$  was determined for the aforementioned reference prism (Fig. 7, point k1).

Then, the prism to be examined was placed at the optical axis of the setup. As before, similar curves of the contrast  $k_A = f(H_i)$  were recorded for

this prism, and the test *Mira* element  $H_k$  having the same contrast of  $k_A = 20\%$  was selected. The magnitude of the linear resolution  $R_A$  for this element  $H_k$  (Fig. 7, point k2) was used to calculate the relative resolution  $V_A = R_{A0}/R_A$  for this prism.

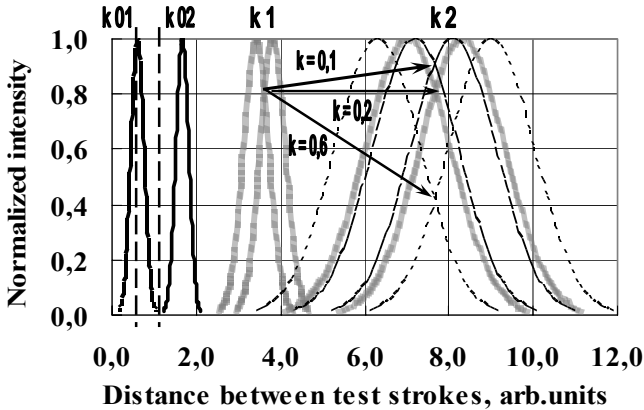


Fig. 7. Scheme for determining the resolution ability

The most important question here is the similarity of electronically obtained decrease of resolution  $V_A = R_{A0}/R_A$  with the data for visual acuity human subject values  $V_C$  obtained in investigations [1–4, 7, 8]. We propose to match above data by stating for our relative values of  $V_A$  the reference point for which the absolute value of  $V_C = 100\%$ .

We used a diagnostic set of monoprisms with very high optical quality manufactured by «Gulden Ophthalmics»; therefore, the selection of this reference point was easy. A «Gulden Ophthalmics» prism with the strength of  $PD = 0.5 \Delta$  was chosen as the reference one. This monoprism is considered to have a visual acuity of  $V_C = 100\%$ , as it is usually detected by patients in conventional human subject ophthalmic researches. All our data on  $V_A$  were matched with this visual acuity  $V_C$ .

It should be noted that for small strengths of  $PD = (0.5–1.0) \Delta$ , the decrease in the image resolution of the test strokes  $V_A = R_{A0}/R_A$  was very small for both the Gulden Ophthalmics monoprisms and the IIR rigid micropisms. Therefore, the choice of a reference prism with a small strength has practically no effect on the data of the image resolution for large prism strengths.

Another important question is the similarity criterion for resolution  $V_A$  data and visual acuity  $V_C$  values. In other words, the scale of data comparison is necessary. We suppose that such criterion should be the equality

of relative resolution  $\Delta V_A/V_A$  with  $\Delta V_C/V_C$  for the same prisms, where  $\Delta V_A$  and  $\Delta V_C$  are the decrease of resolution on the screen and acuity with the charts, respectively. This similarity procedure is illustrated by Fig. 8.

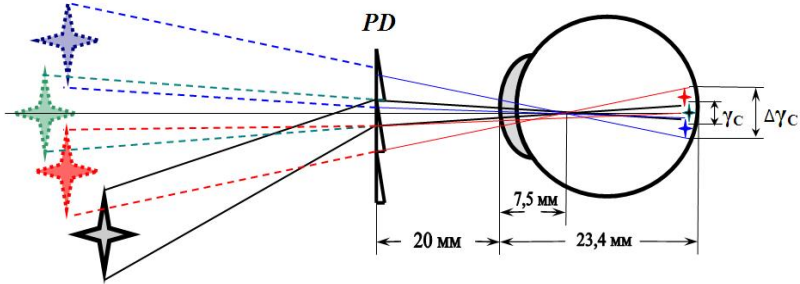


Fig. 8. Scheme for chromatic aberrations and for similarity criterion

For the normal human eye by Gullstrand [14] the averaged angular resolution  $\gamma_C$  is near 1.0 angular minute. The patient clearly distinguishes ophthalmic chart optotypes for certain microprism, while the size of the optotypes on the retina of the eye  $\gamma_C$  exceeds the chromatic aberration zone  $\Delta\gamma_C$  for this prism on the retina. With the growth of prism strength the magnitude of  $\Delta\gamma_C$  increases approaching  $\gamma_C$  size. The contrast  $k_A$  begins to decrease and the patients, accordingly, begin to notice the blurring of the optotypes.

Usually prisms are placed under the eye investigations into the probe ophthalmic frame at the measuring distance of  $D_A \sim 20$  mm from the cornea. For this distance for the normal eye with  $V_C = 1.0$  the value  $\Delta\gamma_C/\gamma_C = 1.0$  is realized for prism strength of  $PD \approx 20 \Delta$ . For measuring distance of  $D_A \sim 25$  mm the value  $\Delta\gamma_C/\gamma_C = 1.0$  for prism of  $PD \approx 15 \Delta$ .

By the way, the differences in visual data  $V_C$  for small prisms [1–4, 7, 8] can be explained by variation of  $D_A$  value in above investigations: the larger the value of  $D_A$ , the larger the decrease of the obtained visual acuity value  $V_C$  for the same prism.

For above microprism of  $PD = 20.0 \Delta$ , the calculated [12] chromatic zone  $\Delta\phi_A \approx 32'$ , so for obtaining the value  $\Delta\gamma_A/\gamma_A = 1.0 = \Delta\gamma_C/\gamma_C = 1.0$  this prism should be placed at the optical axis of our setup at the distance  $L_E = 51$  cm from the screen. So, the final series of intensity measurements for all of the examined prisms were performed for viewing distance  $L_E = 51$  cm which corresponds to above similarity criterion.

Thus, after the proposed calibration of our experimental data, the change in the relative resolution of the test images  $V_A$  can be identified with the absolute value of visual acuity  $V_C$ .

#### 4. EXPERIMENTAL RESULTS

At the first stage of our final measurements, the «Gulden Ophthalmics» monoprisms were examined in detail. The curves of the image contrast  $k_a$  for these monoprisms in the range of  $PD = 0.5\text{--}30.0 \Delta$  are shown in Fig. 9. Data similar to those shown in Fig. 6 were used as the initial optical characteristics for obtaining the resolution values  $R_A$  and relative resolution ability  $V_A = R_{A0} / R_A$ . These values under similarity criterion correspond to the visual acuity  $V_C$  when our data are compared with those of other researches [1–4, 7, 8].

It is useful to compare the image resolutions  $R_A$  for a predetermined contrast value exceeding 20%, e.g., for the values  $k_A = 40\text{--}70\%$ , which significantly increases the accuracy of our method [6]. However, the basic measurement of the resolution for the test images were performed at a contrast value  $k_A = 20\%$ . This was done to maximize the similarity between our resolution values  $V_A$  obtained electronically and the visual acuity values  $V_C$  previously obtained [1–4, 7–8] from ophthalmic test charts

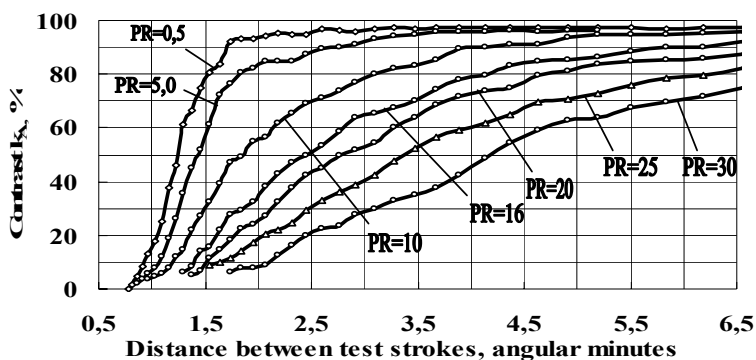


Fig. 9. Contrast of images for the Mira M3–M5 test strokes for monoprisms manufactured by Gulden Ophthalmics

All microprisms with prismatic strengths in the range of  $(0.5\text{--}30.0) \Delta$  from the updated diagnostic set *KK-42* manufactured by IIR (#021, manufacture date: February 2013) were investigated by this method, along with all available 3M<sup>TM</sup>Press-On<sup>TM</sup> flexible microprisms with prismatic strengths

of 7.0, 10.0, 15.0, 20.0, and 25.0Δ. The results of the contrast  $k_A$  measurements for these microprisms are shown in Figs. 10, 11.

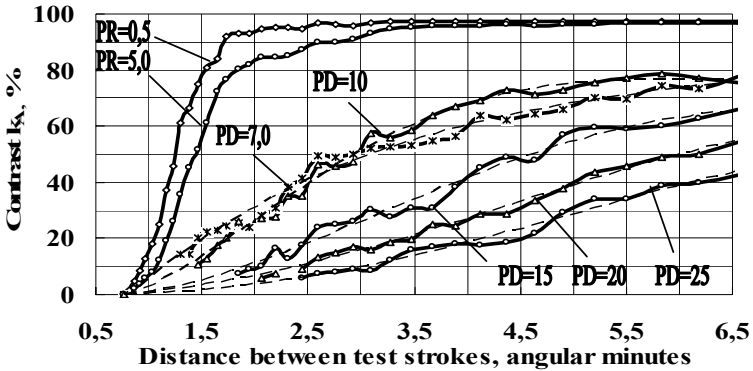


Fig. 10. Contrast of images for Mira M3–M5 test strokes for 3MTM Press-On™ flexible microprisms (PD curves) and for Gulden Ophthalmics monoprisms (PR curves)

Using the obtained dependences of  $k_A = f(H_i)$  for level  $k_A = 20\%$  the resolutions  $R_A$  were calculated for each of the examined prisms. After that these values  $R_A$  were used for calculating the visual acuity decrease  $V_A = R_{A0}/R_A$ . A Gulden Ophthalmics monoprism with a strength of  $PD = 0.5 \Delta$  was used as the reference prism in all of the final experiments.

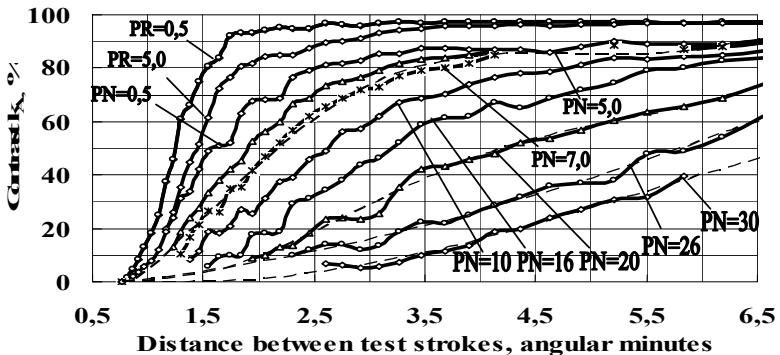


Fig. 11. Contrast of images for Mira M3–M5 test strokes for microprisms manufactured by IIR (PN curves) and for Gulden Ophthalmics monoprisms (PR curves)

The values of the resolution  $V_A = R_{A0}/R_A$  that may be identified with the visual acuity  $V_C$  according to similarity criterion are shown in Fig. 12 for Gulden Ophthalmics acrylic monoprisms (curve 1), IIR rigid microprisms (curve 2), and 3M<sup>TM</sup>Press-On<sup>TM</sup> flexible films with a microrelief (curve 3).

The obtained data indicate that all of the investigated prisms reduced the visual acuity  $V_C$  over the entire tested range of prismatic strengths. As expected, the smallest decrease (Fig. 12, curve 1) was exhibited by the Gulden Ophthalmics monoprisms. The IIR rigid microprisms with a protected hermetically sealed microrelief also exhibited good optical quality (Fig. 12, curve 2). The largest decrease in the visual acuity was exhibited by the flexible films with open microrelief 3M<sup>TM</sup> Press-On<sup>TM</sup> (Fig. 12, curve 3).

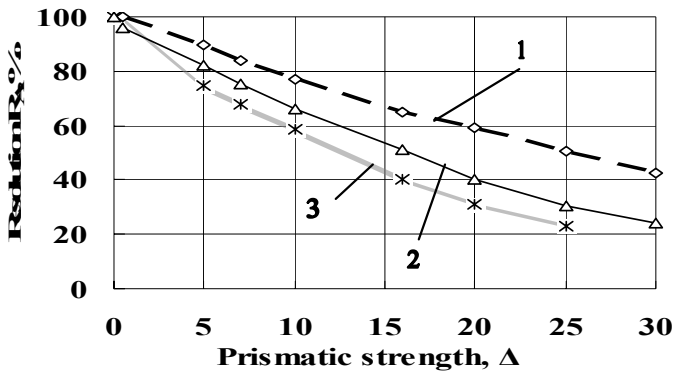


Fig. 12. Images resolution for various prisms: (1) Gulden Ophthalmics monoprisms; (2) IIR rigid microprisms; and (3) 3M<sup>TM</sup>Press-On<sup>TM</sup> flexible films with microrelief

## 5. DISCUSSIONS

The visual acuity of the images depends on many factors: on the optical quality of the microprism material, defects inside the material, contaminations at the surface of the microprism, and internal tensions leading to local changes in the material refractive index. However, there are also purely physical factors: (1) the diffraction at the microrelief, and (2) the chromatic effects due to the dispersion of the white light. The influence of the chromaticity and diffraction on the image resolution is treated in detail in our monograph [12]. As we reported, this effect can be very significant for microprisms with a prismatic strengths  $PD$  greater than  $(20.0-30.0) \Delta$ .

Previously received data on visual acuity  $V_C$  [2–4, 7, 8] are shown in Fig. 13 (curves 1–6). Our latest electronic data of  $V_A$  which can be identified with  $V_C$  also are shown (curves 7–9).

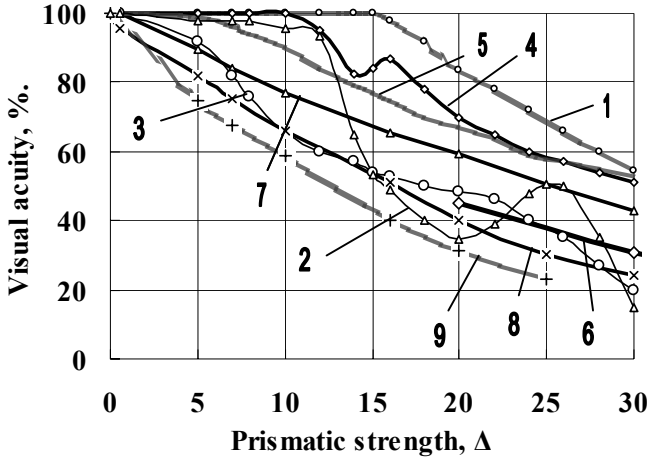


Fig. 13. Visual acuity data for various prisms: (1) and (2) Veroneau–Troutman [2]; (3) Griffiths and Cotton [4]; (4) Shevkolenko [7]; (5) Mellina [8]; (6) Katz [3]; (7) Gulden Ophthalmics (our data). (8) IIR (our data); (9) 3M (our data)

The values of visual acuity  $V_C$  decreased noticeably as the microprism prismatic strength  $PD$  increased. For example, the IIR microprism with strength of  $PD = 30.0 \Delta$  exhibited a reduction of 74 % (Fig. 13, curve 8). This value is similar to the value  $V_C$  of Shevkolenko [7] reported  $V_C$  of 50 % (Fig. 13, curve 4) for a microprism with strength of  $PD = 30.0 \Delta$  for patients with initial visual acuity of  $V_C = 1.0$ .

Data of Katz [3] practically coincide with Griffiths–Cotton data [4] for «3M» Fresnel microprisms with strengths  $PD = (20–30) \Delta$  and are very similar to our data for IIR microprisms.

Differences in curves (6) and (9) that are both referred to microprism film 3M™Press-On™, can be explained by poor quality of tested electronically specific available samples of «3M» microprisms which were manufactured in 90-x. This fact again points to the disadvantages of microprisms with open relief and to the noticeable degradation of optical quality for such prisms (appearance of burrs, scratches, other mechanical defects and pollutions at the surface) with time.

The results of Veroneau–Troutman [2] for «3M» microprism film (Fig. 13, curve 2) are rather contradictory considering that the reported

value  $V_C = 34.6\%$  for a microprism of  $PD = 20.0 \Delta$  in the author's [2] conclusion is underestimated because of the poor manufacturing quality of this microprism. The visual acuity value  $V_C = 15.0\%$  for the microprism strength of  $PD = 30.0 \Delta$  (Fig. 13, curve 2) also seems to be underestimated.

The decrease in visual acuity  $V_C$  for the Gulden Ophthalmics monoprisms with a prismatic strength of  $PD = 30.0 \Delta$  is nearly 57% (Fig. 13, curve 7). This fact is a direct consequence of the chromaticity; because for these monoprisms the influence of the diffraction is completely absent. Furthermore, there are also no optical or mechanical defects reducing the visual acuity, because the quality of these monoprisms is very high.

Clearly, none of the experimental points for the microprisms, that were obtained by questioning the patients, should be located above the reference graph (7). Indeed, curve (7) regarding the minimum reduction of the resolution ability by the prisms, as the Gulden Ophthalmics monoprisms were the best among all of the investigated prisms. There were no diffraction phenomena for these prisms. In addition, the data (7-9) shown in Fig. 13 are the only ones that were obtained electronically by a photodetector without the patients and their subjective feelings.

However, some experimental values of  $V_C$  by the authors [2, 7, 8] are located above the graph 7 (curves 1-2, 4-5). This can be attributed to at least two factors: (1) the low accuracy of the method of interviewing patients used by these authors for measuring the visual acuity, and (2) the high efficiency of the human eye, as a detector of visual images, which can distinguish between different blurred optotypes because they have a different color due to the chromaticity. One more reason of certain differences in above data can be the difference in distance  $D_A$  of placing prisms in probe ophthalmic frame (Fig. 8) during human subject measurements.

The most important factor in the data obtained in our research is as follows. Firstly, the decrease in the resolution for the microprisms with small prismatic strengths was clearly established. This decrease observed for both microprisms and monoprisms was not previously definitely evident. The dependence of visual acuity  $V_C$  on the prismatic strength  $PD$  correlates strongly well with the theoretical data for the chromaticity zone depending on prismatic strength [12]. This also confirms the importance influence of the dispersion of white light in the reduction of the visual acuity.

Compared with the monoprisms, the decrease in the resolution ability for the investigated microprisms was more noticeable, as it is affected by the diffraction in addition to the chromaticity. The influence of the optical defects in the material of the microprisms and the mechanical damage to the open optical surfaces of the tested 3M<sup>TM</sup> Press-On<sup>TM</sup> microprisms should also be considered.



The aforementioned considerations were also confirmed by investigating the optical properties of the microprisms using a laser. Fig. 14 shows the intensity distribution of a laser beam with a wavelength of  $\lambda = 0.532 \mu\text{m}$  after the beam passed through a prism of  $PD = 25.0 \Delta$ .

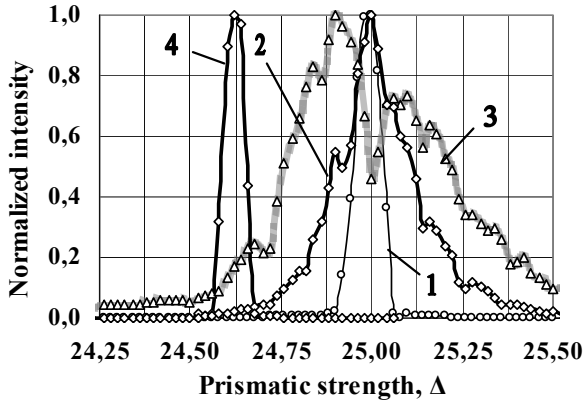


Fig. 14. Laser beam passing through microprism with  $PD = 25.0 \Delta$ : (1) Gulden Ophthalmics monoprism; (2) IIR rigid microprism; (3) 3MTMPress-On™ flexible microprism; and (4) laser beam without prisms

The Gulden Ophthalmics acrylic prisms for all denominations practically duplicated the initial profile of the laser beam, confirming the high optical quality of these prisms. The IIR microprisms also exhibited high enough optical quality. This was especially noticeable for large denominations of microprisms, because all of the investigated microprisms with small denominations had a satisfactory optical quality. Indeed, the expansion of the laser beam for the IIR microprism with strength  $PD = 25.0 \Delta$  was only 0.5 prism diopters, which agrees with the results of our calculations of the chromaticity zone [12].

The largest expansion of the monochromatic laser beam was exhibited by the 3M™Press-On™ microprisms. Even for a prism with a relatively small strength  $PD = 10.0 \Delta$  (Fig. 14, curve 3) the structure of the transmitted beam is more blurred than for the similar IIR microprism (Fig. 14, curve 2). Perhaps this arises from the construction details of the 3M films: the reverse angle  $\beta$  for these microprisms was  $\sim 10^\circ$ , whereas all the IIR microprisms were manufactured with a reverse angle  $\beta = 2\text{--}3^\circ$ . The smaller angle  $\beta$  not only diminished the vignetting but it also reduced the proportion of transmitted light that was scattered inside the prism. This

consideration is illustrated by Fig. 15, which shows a microrelief profile for microprisms with a strength of  $PD = 10.0 \Delta$  manufactured by «3M» and by IIR.

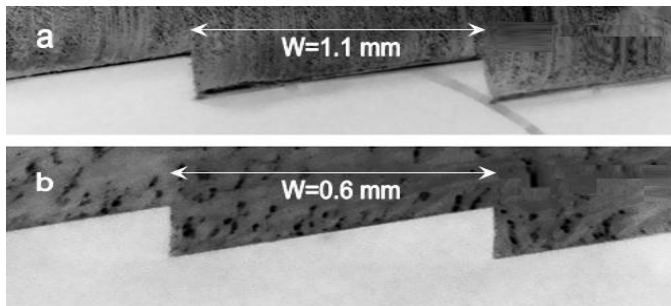


Fig. 15. Relief for microprisms of  $PD = 10.0 \Delta$  from different manufacturers: (a) 3M ( $W = 1.1$  mm) and (b) IIR ( $W = 0.6$  mm)

Note that the microrelief pitch for the investigated 3M<sup>TM</sup>Press-On<sup>TM</sup> microprism ( $W = 1.075$  mm) was substantially larger than the pitch for IIR microprism ( $W = 0.6$  mm). Thus, the influence of the diffraction for the «3M» prisms was smaller. However, the relief pitch for IIR microprisms  $W = 0.6$  mm is sufficiently large for the significant diffraction expansion of the refracted light beams [6]. Furthermore, the microrelief of  $W < 0.6$  mm is practically invisible, which is a grate advantage for eye-glasses with microprisms.

The data on the decrease of the visual acuity obtained from the resolution of the high-contrast test images, and those obtained through the examination of patients generally differ for small values of prismatic strengths. All of the currently available such data [1–4, 7, 8] are sufficiently accurate, which confirms the ability of human eye to distinguish the colored images of optotypes of ophthalmic test charts that are blurred because of the chromaticity [12].

The photodetector certainly does not have these properties. It registers the light intensity or brightness of the surface in the form of energy signals, but with the different spectral sensitivities. However, just because of this its feature the proposed electronic technique for determining the resolution ability is far more accurate than the traditional methods for investigating the visual acuity involving observations with ophthalmic test charts. The electronic method does not depend on the subjective impressions of questioned patients. Thus, the proposed measurement technique provides quantitative criteria for the evaluation of the optical quality of prisms.

Data on the decrease of the resolution of the high-contrast test images that are obtained for prisms from different manufacturers can be very useful because they are obtained firstly in a single series of measurements. However, the proposed method of resolution investigation using test stroke objects in the present embodiment is apparently not useful for the practical examination of patients in ophthalmology clinics. Incidentally, our method is not intended for such applications.

However, such data are necessary for precise diagnostics of eye diseases for separating prism effect in total decrease of visual acuity of patients which always was recorded in all ophthalmology human subject measurements [1–4, 7, 8]. It is necessary to distinguish the influence of prism with the blurred visual, which is very important for diagnostics at the initial stage of eye diseases [9, 10, 14, 15].

## 6. CONCLUSIONS

We proposed a electronic method for ~~the~~ measuring visual acuity based on the resolution of test stroke images through microprisms. An appropriate experimental setup for measuring the resolution was constructed. The similarity criterion was proposed for matching the test image resolution with the visual acuity obtained by traditional human subject investigations using ophthalmic test charts. The comparative optical quality was defined for IIR rigid microprisms, traditional 3M<sup>TM</sup>Press-On<sup>TM</sup> elastic films with microrelief, and Gulden Ophthalmics acrylic monoprisms.

Data on the resolution were obtained in the wide range of prismatic strength  $PD = 0.5\text{--}30 \Delta$ . Firstly, the resolution for the microprisms with small prismatic strengths was clearly established. Owing to the high accuracy of the proposed method, the decrease in the visual acuity for low prismatic strengths  $PD < 10.0 \Delta$  was investigated. The component, which is related to the influence of microprisms, was separated in the total decrease of the visual acuity. Previously this decrease was not evident in traditional eyesight investigations employing questioning the patients. Until now, such prisms were not considered to reduce the visual acuity. Obtained data are necessary for a precise diagnostics at the initial stage of some eye diseases.

## ACKNOWLEDGMENTS

We thank the Joint International Research Laboratory of Optoelectronics & Information Technology of Zhejiang Province (Yiwu city, China) for the use of their equipment.

## REFERENCES

1. Jose RT, Smith AJ. Increasing Peripheral Field Awareness with Fresnel Prisms. *Opt. J. Rev. Optom.* 1976; **113** (12): 33–37.
2. Veronneau-Troutman S. Fresnel Prisms and Their Effects on Visual Acuity and Binocularity. *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.* 1978; **76**: 610–653.
3. Katz M. Visual Acuity through Fresnel, Refractive and Hybrid Diffractive/Refractive Prisms. *Optometry-Journal of the American Optometric Association* 2004; **75**(8): 503–508.
4. Griffiths HJ, Cotton SH. A Comparison of the Effect of 3M Fresnel Prisms and Trusetal Prism Foil on Visual Function. *British and Irish Orthoptic Journal* 2010; **7**:45–48.
5. Born M, Wolf E. Principle of Optics. Pergamon Press; 1989.
6. Antonov EE. Resolution Ability and Prismatic Strength of Microprismatic Elements. *Data Rec., Storage and Processing* 2013; **15** (2): 3–16 [in Ukrainian].
7. Shevkolenko MV, Akimenko EV. Results of surgical treatment of patients with concomitant esotropia with small deviation angles, planned using KK-42 set of strabismus compensators. *Ukrainian medical almanac* 2011; **14** (6): 17–21.
8. Mellina VB. Effect of Modified Fresnel Prisms on visual acuity and contrast sensitivity in children. *Archive of Ukrainian Ophthalmology* 2016; **4** (1): 36–39 [in Ukrainian].
9. Jivraj I, Patel V. Treatment of Ocular Motor Palsies. *Curr Treat Options in Neurol* 2015; **17** (3):1–15.
10. Choi K, Chung S, Lee K. The Prismatic Effect on Stereoacuity in Intermittent Exotropia. *Yonsei Medical Journal* 2010; **51** (1): 117–120.
11. Petrov V, Sergienko N, Rykov S, Antonov E, Shanoilo S, Shevkolenko M. Technology of Manufacturing and Method of Ophthalmology Application of Microprism Fresnel Elements. *Data Rec., Storage and Processing* 2008; **10** (3):5–17 [in Russian].
12. Antonov EE, et al. Microprisms: optical parameters and monitoring. Kyiv: Akadempriodyka; 2015, P.146.
13. Leshchenko IA. Systems and rules for visual acuity determination. *Optometry* 2009; **3**:54–58.
14. Denniston A., Murray P. Oxford Handbook of Ophthalmology. *Oxford Medical Handbooks*. OUP Oxford, 2014, 1104 p.
15. Özkan SB. Restrictive problems related to strabismus surgery. *Taiwan Journal of Ophthalmology* 2016, **6** (3): 102–107.

**Minglei Fu, Tingchao Fan, Chunxiao Lu, Wenqi Zhang,  
Eugene Antonov, Dmytro Manko**

**LIGHT FILTERS INFLUENCE ON THE CHROMATICITY  
FOR FRESNEL MICROPRISMS**

*Int. Journal for Light and Electron Optics (OPTIK), 2020. V. 201, #163484.  
DOI: 10.1016/j.ijleo.2019.163484*

**Abstract:** *The application of Fresnel microprisms always reduces the resolution and the contrast of the formed optical images. During ophthalmology diagnostics the microprisms affect the visual acuity of the patient which is decreases depending on the contract of test chart optotypes. In this paper the contrast of visual images through Fresnel microprisms was investigated. The main reason for reducing the contrast and for worsening the resolution of optical images when using prisms is the chromaticity of white light that occurs when the light rays of different wavelengths are refracting on the prism surfaces. A light filters can be used to diminish the chromaticity, so the quantitative data on this effect are necessary and the ways to reduce the chromatic aberrations with light filters should be considered. From this point a modified rigid Fresnel microprisms with protected relief developed at the Institute for Information Recording (Ukraine) were investigated. Comparative optical characteristics were calculated for microprisms with yellow-blue and green-blue filters. Experimental data on chromaticity aberrations were obtained using new electronic method for registering the resolution of test stroke images with and without filters. These data are necessary to distinguish the effect of prisms and filters in the total decrease of the contrast. The influence of light filters on the visual images through Fresnel microprisms was registered. The reasons for contrast decrease and image resolution diminishing with light filters are discussed for all of investigated ophthalmic microprisms.*

**Highlights:** *Light filters influence on the contrast sensitivity of visual images through Fresnel microprisms was experimentally obtained. Contrast decrease for test images and image resolution diminishing through green-yellow filters are investigated for some ophthalmic microprisms.*

**Keywords:** *rigid Fresnel microprisms, contrast sensitivity, visual acuity, green-yellow filters.*

## 1. INTRODUCTION

The Fresnel microprisms are the microstructured optics with the Fresnel prism structure that allows precise control of light refraction [1–2]. In the past two decades, flexible Fresnel microprisms or press-on prisms have been widely used in ophthalmology all over the world [3–6]. Such devices have attracted recently more and more research interest from both ophthalmologists and optometry researchers [5–8].

The application of Fresnel microprisms in ophthalmology always reduces the resolution of the formed optical images [9–12]. Due to this fact the measured visual acuity of the patients also diminishes. Here the very important factor is the contrast of the test ophthalmic charts because the visual acuity depends on the contrast of chart optotypes. For measuring the contrast of test images the new electronic method was proposed [13] which allows the precise measuring the resolution of the test images with and without prisms. Earlier the comparative optical characteristics were obtained [13] by this method over a wide range of prismatic strengths for monoprisms manufactured by «Gulden Ophthalmics» Company (USA), «3M<sup>TM</sup>Press-On<sup>TM</sup>» elastic films with microrelief manufactured by «3M» Company (USA) and the modified rigid microprisms with protected microrelief developed and manufactured by the Institute for Information Recording of National Academy of Sciences of Ukraine (IIR, Ukraine) [2]. Currently, the latter are widely used in Ukraine for the diagnostics and treatment of strabismus in children [8].

The other important optical phenomenon while using microprisms for measuring the visual acuity is the white light chromaticity which worsens the clarity and the contrast of test optotypes. To reduce the zone of chromaticity the color filters can be used for cutting the blue and red zones of the spectrum. However, such filters also influence the image contrast, so it is necessary to evaluate the influence of the filters on the contrast sensitivity.

The main objective of the present research was to obtain the change of the contrast of test images while using the Fresnel microprisms with and without light filters. We started with yellow filters, cutting the blue zone of the visible spectrum. It was necessary to distinguish the effect of prisms and the filters influence in the total decrease of the contrast that is very important for diagnostics of eye diseases [3, 4, 9, 10].

## 2. EXPERIMENTAL SETUP

The decrease of the resolution of test images through microprisms was obtained earlier [9–12] by the traditional method of interviewing pa-

tients. Here the standard test ophthalmic charts were used with a high contrast optotypes ( $k_A = 96.0\text{--}98.0\%$ ). Available studies [8] of the influence of microprism on the contrast  $k_A$  also have been carried out using traditional methods of visometry, i.e. by interviewing patients who considered optotypes of test charts. Fig. 1 (curve 1) shows data [8] on the contrast sensitivity  $k_A$  for modified Fresnel microprism [2]. It can be seen that the accuracy of the measurement method [8] was not high enough, since the effect of microprisms with low strengths  $PD = 5.0\text{--}18.0$  prismatic diopters ( $\Delta$ ) on the contrast  $k_A$  was not noticed. Our data on the influence of microprisms on the contrast sensitivity  $k_A$  of test images (Fig. 1, curves 2–7) obtained by new electronic method [13] will be discussed later.

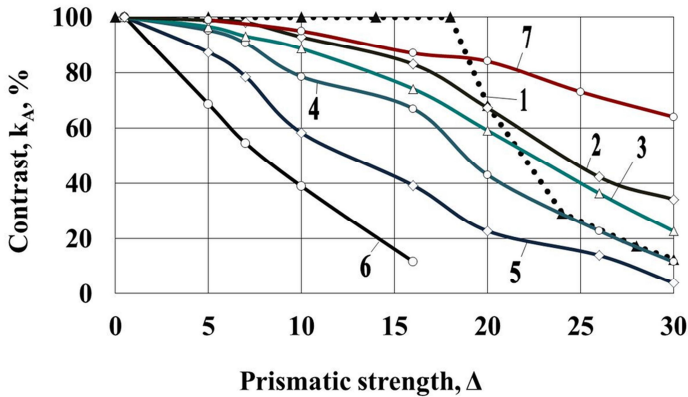


Fig. 1. The effect of microprism on the optotypes contrast: 1 — data [8]; 2 — angle  $\gamma_2 = 5.20'$ , contrast  $k_{A02} = 90.1\%$ ; 3 —  $\gamma_3 = 4.37'$ ,  $k_{A03} = 88.0\%$ ; 4 —  $\gamma_4 = 3.47'$ ,  $k_{A04} = 87.5\%$ ; 5 —  $\gamma_5 = 2.45'$ ,  $k_{A05} = 79.0\%$ ; 6 —  $\gamma_6 = 1.55'$ ,  $k_{A06} = 48.8\%$ ; 7 —  $\gamma_7 = 5.20'$ ,  $k_{A07} = 98\%$

The scheme of our experimental setup is shown in Fig. 2. A standard type-A filament lamp (1) with a brightness temperature of  $T_A = 2856$  °K was chosen as a radiation source. A frosted glass (2) and a bar (3) of stroke test objects *Mira* # (2–5) [2], hereinafter denoted as (*M2–M5*), was used for forming test strokes (8) on the screen (7) with the required magnification ( $f_2/f_1$ ), where  $f_1$  and  $f_2$  are the distances from the condenser (4) to *Mira* (3) and to the screen (7), respectively. The images (8) of test stroke object *Mira* (3) on the screen simulate optotypes of test ophthalmologic charts. A precise projection lens (4) with a focal length of  $f = 90$  mm and the diameter of  $D = 50$  mm was used. Tested prisms and filters (5) were placed at stated position at the optical axis. A silicon photodiode *FD288A* [2] with a slit diaphragm of width  $S_R = 0.45$  mm was used as an image detector (6). The

diode was moved across the stroke images on the screen (8) for the linear scanning of the images with a positioning accuracy of  $\pm 10 \mu\text{m}$ . A «green» semiconductor laser (9) with a wavelength  $\lambda = 0.532 \mu\text{m}$  was used for aligning the optical system and determining the required positions of the tested prisms and filters.

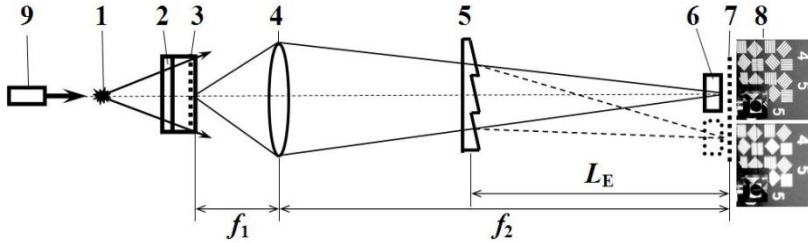


Fig. 2. The scheme of experimental setup: 1 — filament lamp; 2 — frosted glass; 3 — stroke test object *Mira*; 4 — focusing lens; 5 — tested prisms and filters; 6 — photodetector; 7 — screen; 8 — test images on the screen; 9 — aligning laser

The luminous flux passes through the investigated micropisms (5), which are placed at a certain distance  $L_E$  from the screen. This value  $L_E$  should be stated from the similarity criterion [2] matching the traditional ophthalmic chart investigations with the test *Mira* electronic measurements. Filters were placed in front of the prisms (5). In the area of the screen (7), the intensity of *Mira* images (8) without filters and with filters were recorded with a photodetector (6) for determining the filters influence on the resolution of optotypes  $V_A$ .

In fact, the determination of the resolution  $V_A$  is carried out through the registration of changes in the contrast  $k_A$  of the stroke optotypes. Therefore, the influence of filters can be obtained directly from the contrast for test *Mira* optotypes images. The contrast values  $k_A$  were measured depending on the prismatic strength  $PD$  for a certain test stroke element *MiHi* having a linear period of stroke bands  $D_A$ , which correspond to their angular resolution of the image  $\gamma_S$  at the screen with a chromaticity zone  $\Delta\gamma_S$ .

### 3. EXPERIMENTAL DATA ON CONTRAST

Some data obtained for modified Fresnel micropisms by the photodetector electronic method are shown in Fig. 1. The initial contrast values  $k_{A0}$  correspond to different test elements *Hi* of *Mira M4* [2] having different stroke periods  $D_A$  and observations angles  $\gamma_S$ . The optotypes *M4Hi* were studied with the resolution angle  $\gamma_2 = 5.20'$  and contrast  $k_{A0} = 90.1 \%$  (curve



2);  $\gamma_3 = 4.37'$ ,  $k_{A0} = 88.0\%$  (curve 3);  $\gamma_4 = 3.47'$ ,  $k_{A0} = 87.5\%$  (curve 4);  $\gamma_5 = 2.45'$ ,  $k_{A0} = 79.0\%$  (curve 5) and with the angle  $\gamma_6 = 1.55'$ ,  $k_{A0} = 48.8\%$  (curve 6). These contrast values were obtained for distance between the prisms and the screen  $L_E = 51$  cm.

For convenience, curves 2–6 are normalized to the initial contrast value  $k_{A0} = 100\%$ . The best correlation with the data [8] (Fig. 1, curve 1) was observed for curves 2–4, i.e. for the test strokes with the largest angular distances  $\gamma_S \approx 3\text{--}5'$  when the influence of chromatic aberrations is minimal.

To determine the effect of diffraction on the contrast  $k_A$  the similar studies were conducted for monoprisms «Gulden Ophthalmics» (USA), for which there is no diffraction. These data are also shown in Fig. 1 (curve 7) for the test element *M4H03* ( $D_{A7} = 143\ \mu\text{m}$ ,  $\gamma_7 = 5.20'$ ,  $k_{A0} = 98\%$ ). The observed influence of monoprisms is noticeably smaller than the data [8], as well as our results for modified microprisms (curves 2–6). This fact is obviously due to the absence of diffraction influence for monoprisms. The observed decrease in contrast  $k_{A7}$  (curve 7) provides white light chromaticity, which equally affects the initial  $k_{A0}$  values for microprisms and for monoprisms.

It is advisable to carry out direct measurements of the microprisms influence on the contrast of test charts under minimal chromaticity. Really, using test strokes with observation angles  $\gamma_A$  smaller compared to the chromaticity zone  $\Delta\gamma_A$ , it is difficult to avoid the influence of white light dispersion, even for monoprisms. Therefore, studies have been conducted for wider optotypes, the angular period of which  $\gamma_S$  on the screen is substantially larger than chromaticity zone  $\Delta\gamma_S$ .

In these studies the images of the widest optotypes *M5H1* were formed on the screen. Prisms were placed at a distance  $L_E = 36$  cm from the photodetector for decreasing the linear zone of chromaticity. Some of these data obtained for the standard initial contrast  $k_{A0} \approx 96\%$  are shown in Fig. 3. Here all data are normalized to the intensity of the stroke images of test *M5H1* element without prisms.

From above intensities of *M5H1* images it is possible to determine directly the white light transmittance  $\tau$  for certain microprisms, which should be at least 80% [2]. This is true for small strength prisms with  $PD \approx 0.5\text{--}5.0\ \Delta$ , when the shape of the stroke image is near rectangular. For larger  $PD$  the shape of the optotypes images changes and the transmittance  $\tau$  should be determined by the standard method [2] using a laser beam. The optotypes contrast  $k_A$  for different microprisms are shown in Fig. 4.

From our data for wide strokes it follows that the initial contrast  $k_{A0} \approx 95.5\%$  slightly decreases to  $k_A \approx 93.4\%$  when microprism  $PD = 0.5\ \Delta$  is set. Increasing microprism strength, the chromaticity zone

$\Delta D_A$  on the screen is comparing with the linear period  $D_A$  of the test strokes and the chromatic aberrations decrease the contrast of the optotypes. For microprism  $PD = 30.0 \Delta$  for distance  $L_E = 35$  cm the period  $D_A \approx 1.5 \Delta D_A$  and the contrast  $k_A$  is  $\approx 87\%$ , for the distance  $L_E = 51$  cm the contrast  $k_A = 65.7\%$ . This fact indicates a significant influence of chromatic aberrations on the contrast.

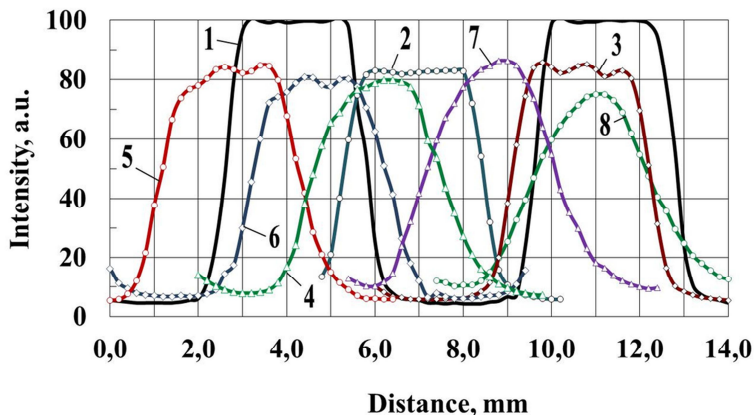


Fig. 3. The M5N1 intensity versus prismatic strength:

1 —  $PD = 0.0$ ; 2 —  $PD = 0.5 \Delta$ ; 3 —  $PD = 5.0 \Delta$ ; 4 —  $PD = 10.0 \Delta$ ;  
5 —  $PD = 16.0 \Delta$ ; 6 —  $PD = 20.0 \Delta$ ; 7 —  $PD = 26.0 \Delta$ ; 8 —  $PD = 30.0 \Delta$

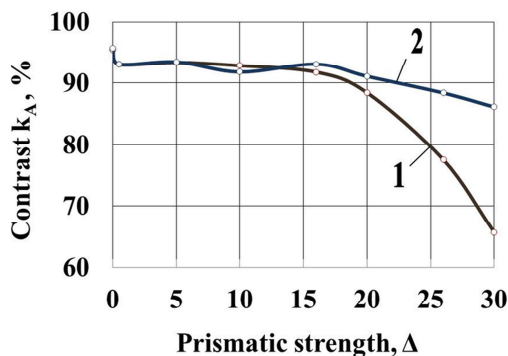


Fig. 4. Dependence of contrast for test element M5H1 on prismatic strength for different  $L_E$ : 1 — 51 cm; 2 — 35 cm

Decreasing the intensity of the light flux, the initial contrast  $k_{A0}$  practically does not change. To reduce the illumination of stroke optotypes, neutral glass filters with a sprayed layer of chromium were used. The thickness of the chromium layer was 10–35 nm, which ensured a change in the transmittance  $\tau$  of the light flux at a level of 25–75 %. Fig 5 shows the obtained intensities of the images on the screen of *M5H1* optotypes for microprisms with chrome filter for transmittance  $\tau = 35\%$  (curve 1) and without filter (curve 2). Obtained data shows that the initial contrast of the test images  $k_{A0} \approx 96\%$  with chromium filter obviously was unchanged in all tested conditions.

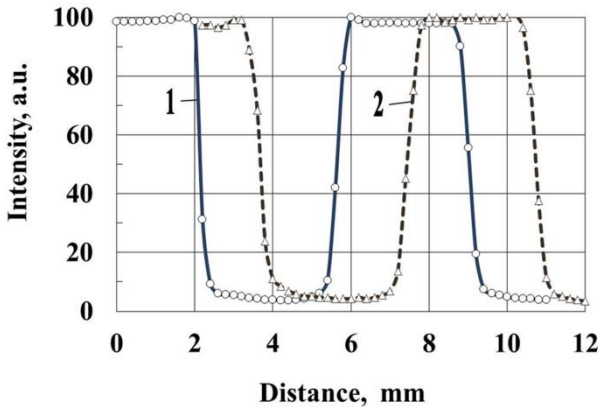


Fig. 5. Normalized intensity distribution of M5H1 optotypes:  
1 — without filter; 2 — with chrome filter ( $\tau = 35\%$ )

Changing the lighting scheme for test *M5H1* optotypes the contrast of test strokes, obtained by the method [13], also changes, but the stated phenomenon is the same — the contrast of optotypes on the screen is not changed until the chromaticity zone on the screen in linear  $\Delta D_A$  or angular  $\Delta \gamma_A$  units is less compared with the linear  $D_A$  or the angular  $\gamma_A$  period of the test strokes.

Similarly, a patient does not notice the change in the contrast with microprisms, until the size of the optotypes on his retina  $\gamma_C$  exceeds the zone of chromatic aberrations  $\Delta \gamma_C$ . Under the prismatic strength  $\Delta$  increase, when  $\Delta \gamma_C$  increases and approaches the value of  $\gamma_C$ , the contrast  $k_A$  according to patients feelings [8] begins to decrease.

When placing microprisms in a standard test ophthalmic frame at the distance  $D_0 \approx 20$  mm from the cornea of the patient's eye with visual acuity  $V_C = 1.0$ , the chromaticity zone with the same width  $\Delta \gamma_C = 1.0'$  is real-

ized at the retina for microprisms  $PD \approx 14.0\text{--}20.0 \Delta$ . Therefore, for prisms of greater strength, the observed decrease in the contrast  $k_A$  is caused not only by the disease of the patient's eye, but also by the prisms themselves. This effect should be taken into account by the special calibration tests with prisms before the contrast measurement in order to obtain reference data for a healthy eye.

#### 4. CHROMATICITY SIMULATION DATA

Chromaticity phenomenon for any microprismatic structure can be described by Snell's law [14] taking into account the dependence of the refractive index  $n$  on the wavelength  $\lambda$ :

$$n_1(\lambda) \sin \varphi_1 = n_2(\lambda) \sin \varphi_2 \quad (1)$$

where  $\varphi_1$  and  $\varphi_2$  — angles of light passing in the first and the second medium,  $n_1(\lambda)$  and  $n_2(\lambda)$  — refractive indexes for the microprism and for the medium for a certain wavelength  $\lambda$ . Using (1) the chromaticity zone  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$  can be determined for any two ultimate values of wavelengths  $\lambda_1$  and  $\lambda_2$  depending on the prism refractive angle  $\alpha_R$ :

$$\begin{aligned} \Delta(\lambda_1\lambda_2)_R &= \theta_{R1} - \theta_{R2} = \\ &= \sin^{-1}\{\sin \alpha_R n_1(\lambda_1)/n_2(\lambda_1)\} - \sin^{-1}\{\sin \alpha_R n_1(\lambda_2)/n_2(\lambda_2)\}. \end{aligned} \quad (2)$$

For diminishing value  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$  the appropriate color light filters are used [2]. The effect of the light filters can be calculated by reducing the transmitted light flux for certain wavelength  $\lambda$  by the coefficients of light transmittance  $\tau(\lambda)$  through the filters. For visible spectrum range the yellow-blue *YB-17* and *YB-18*, blue-yellow-green *BYG-18* and *BYG-19* and green-blue *GB-8* light filters [2] are most suitable for reducing the chromaticity zone  $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ . The characteristics of these filters for thickness  $\delta = 3.0$  mm are shown in Fig. 6.

For mathematical simulation of chromaticity phenomena the visible spectral range can be divided into several zones, for example, corresponding to Fraunhofer's lines of Solar spectrum. The angular position  $\alpha(\lambda)$  have determined by indexes  $n(\lambda)$  for each considered  $\lambda$ . These data  $n(\lambda)$  were taken from [15]. It is advisable to start from microprism  $PD = 30.0 \Delta$  with the largest chromaticity. The refraction angles  $\alpha(\lambda)$  were calculated for prism made from PMMA with refractive index  $n_e = 1.492$  for  $\lambda = 0.56 \mu\text{m}$ , i.e. for the reflective angle  $\alpha_R = 28.27713$  degrees. Diffraction broadening for each wavelength  $\lambda$  can be accounted by known formula [14] and it was considered for microrelief pitch  $W = 600 \mu\text{m}$ .

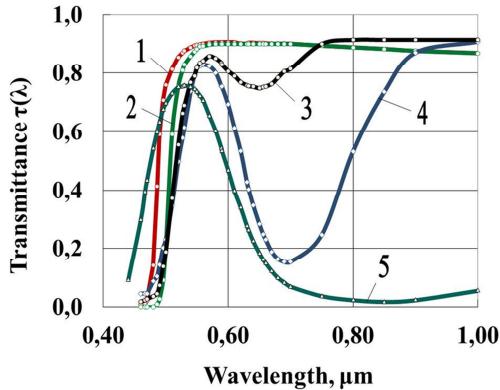


Fig. 6. Transmittance  $\tau(\lambda)$  for some filters:  
 1 — YB-17; 2 — YB-18; 3 — BYG-19; 4 — BYG-18; 5 — GB-8

The real Solar spectrum in visible region is approximated by Plank’s function  $r(\lambda, T)$  with  $T_{\lambda} = 5800 \text{ }^{\circ}\text{K}$  [16]. This values  $r(\lambda, T)$  and the average eye spectral sensitivity  $k_H(\lambda)$  [14] was taken into account during simulation of chromaticity phenomena for human eye. Appropriate data on  $n(\lambda)$  and  $k_H(\lambda)$  are shown in Table 1.

**Table 1.** Data on refractive index  $n(\lambda)$  [15] and spectral sensitivity [14]

$\lambda$ , $\mu\text{m}$	0,4668	0,4861	0,4958	0,5270	0,5461	0,5600	0,5893	0,6328	0,6561	0,680	0,800	0,900	1,000
$n(\lambda)$	1,499	1,497	1,496	1,494	1,493	1,492	1,490	1,489	1,488	1,487	1,484	1,483	1,482
$k_H(\lambda)$	0,080	0,180	0,270	0,810	0,987	0,995	0,760	0,240	0,070	0,017	0,0	0,0	0,0

For spectral range  $\lambda = 0.4668\text{--}0.6561 \text{ }\mu\text{m}$  the calculated diffraction distribution of Solar white light intensity for the human eye for each angle  $\alpha(\lambda)$  are shown in Fig. 7 without filters (curves 1) and with the yellow-blue YB-17 and YB-18 light filters (curves 2–3). For simulated spectrum all light intensities were normalized to 100 %.

Distributions with light filters (curves 2–3) showed practically no radiation with wavelengths shorter than  $\sim 0.45 \mu\text{m}$ , i.e. the light intensity in the green-blue region of the spectrum is significantly diminished. Thus, the usage of yellow light filters should reduce the chromaticity zone from the side of «blue» zone of the visible spectrum.

The chromaticity zone  $\Delta\lambda_X$  calculated for visible spectral range  $\Delta\lambda = 0.4668\text{--}0.6561 \mu\text{m}$  for microprism  $PD = 30.0 \Delta$  made from *PMMA* ( $n_e = 1.492$  for  $\lambda = 0.56 \mu\text{m}$ ,) is equal to  $\approx 0.51$  degrees or in diopters  $\approx 0.96 \Delta$ . For prisms of smaller prismatic strength the chromaticity zone decreases directly proportional to the strength of the prism. Taking into account the spectral sensitivity of the eye, the spectral range diminishes to lower value  $\Delta\lambda_E = 0.4861\text{--}0.6328 \mu\text{m}$  and the chromaticity zone  $\Delta\lambda_X$  for above prism  $PD = 30.0 \Delta$  decreases to 0.39 degrees or to  $\approx 0.75 \Delta$ . Note, that even this lower value  $\Delta\lambda_X = 0.75 \Delta$  significantly exceeds the stated manufacturing tolerance [2] for microprism nominals equal to 0.15  $\Delta$  and while conducting any visual research, the chromatic aberrations should somehow be taken into account in the overall observed decrease of contrast sensitivity.

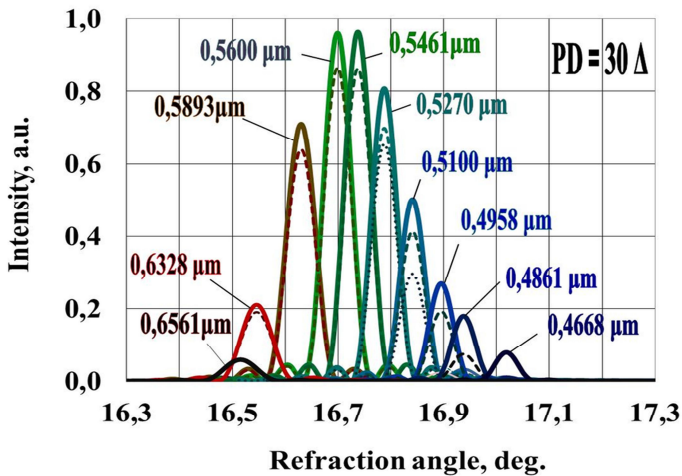


Fig. 7. The effect of yellow light filters on the formed visual images:  
 1 — no filters (solid line); 2 — YB-17 filter (dotted thin line);  
 3 — YB-18 filter (dotted thick line)

When using the light filters, the spectral range of the maximum sensitivity of a human eye diminishes. Fig. 8 shows the calculated intensity distributions of Solar white light through prism  $PD = 30.0 \Delta$  without filters

(curve 1) and using *YB-17* (curve 2), *YB-18* (curve 3) and *GB-8* (curve 4) light filters with a thickness  $\delta = 3.0$  mm how does the human eye see it.

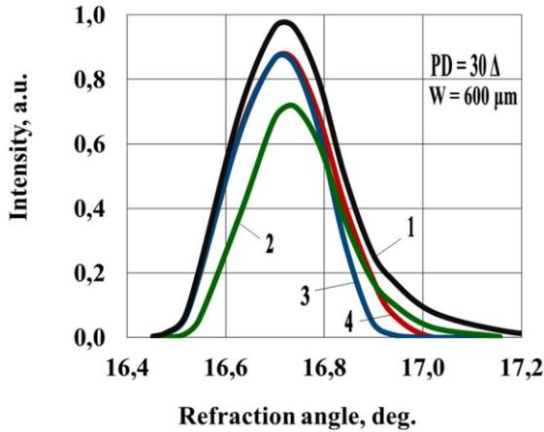


Fig. 8. The effect of light filters on visual images for prism  $PD = 30.0 \Delta$ :  
1 — no filters; 2 — light filter *GB-8*; 3 — *YB-18*; 4 — *YB-17*

The calculated light spectrum, simulated for the human eye, showed that the radiation energy with the yellow filters really can be moved to the long wavelength zone of the spectrum. With yellow-blue filter *YB-18* (curve 3) a maximum sensitivity zone of the eye really is shifted to the red region. This offset for microprism  $PD = 30.0 \Delta$  is only 0.1 degrees, i.e. about  $0.16 \Delta$ . However, this small displacement is comparable with the stated tolerances [2] on the microprism nominals. Green-blue filter *GB-8* (curve 4) diminishes the light intensity in the red and the blue zones of spectrum more definitely, so the contrast of images with this filter should be increased.

For simulation chromaticity for the electronic registering of white light the real structure of white light should be taken into account. The Solar white light distribution in visible region at the top of Earth atmosphere [16] is illustrated by Fig. 9 (curve 1) and can be approximated by the intensity of blackbody with the brightness temperature  $T_B = 5800$  °K [16]. Plank's function for  $T_B = 5800$  °K is shown in Fig. 9 (curve 3). Fig. 9 (curve 2) represents the Solar spectrum with  $H_2O$  absorption bands at the Sea level.

In our experiments we used as a radiation source the standard type A tungsten filament lamp with a brightness temperature of  $T_A = 2856$  °K. Its spectrum is shown in Fig. 9 (curve 4).

Besides, the spectral sensitivity  $k_D(\lambda)$  for registering photodiode should be accounted instead the averaged spectral sensitivity  $k_H(\lambda)$  of the

human eye. We have chosen the diode *FD288A* [2] (Fig. 10, curve 1) with the biggest sensitive area from the evaluable silicon photodiodes *FD24K* (Fig. 10, curve 2), *S10X10* (curve 3), *LXD-44MQ* (curve 4) and *BPW21R* (curve 5). Curve 6 represents the spectral sensitivity  $k_H(\lambda)$  of the averaged human eye [14]. For simulation chromaticity distribution at the slit  $S_R$  of a photodetector we also took into account the spectral emissivity  $\varepsilon(\lambda, T)$  for tungsten [17] for  $T = 2850$  K (Fig. 10, curve 7).

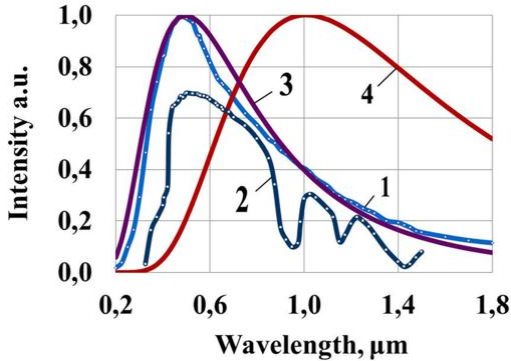


Fig. 9. Some white light distributions: 1 — Solar spectrum at the Earth atmosphere top; 2 — Solar spectrum at Sea level; 3 — blackbody with  $T_B = 5800$  °K; 4 — blackbody with  $T_A = 2856$  °K

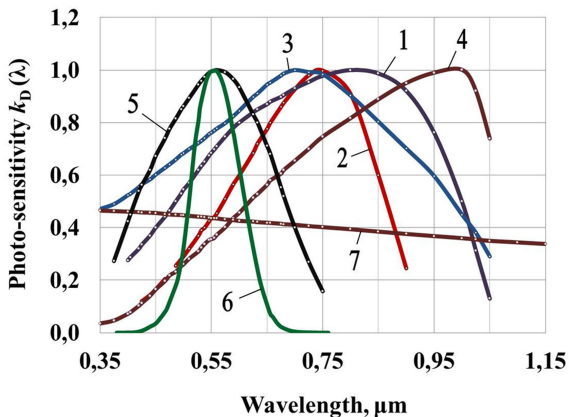


Fig. 10. Sensitivity  $k_D(\lambda)$  for some photodiodes: 1 — *FD288A*; 2 — *FD24K*; 3 — *S10X10*; 4 — *LXD-44MQ*; 5 — *BPW21R*; 6 — spectral sensitivity  $k_H(\lambda)$  for human eye; 7 — tungsten emissivity  $\varepsilon(\lambda, T)$  for  $T = 2800$  K



So, we have calculated the distribution of white light intensity at the surface of photodetector by the next formula:

$$r(\lambda, T) = \tau(\lambda) k_D(\lambda) \varepsilon(\lambda, T) c_1 / \lambda^5 [\exp(c_2 / 2856) - 1]^{-1}, \quad (3)$$

where  $\tau(\lambda)$  — light transmission accounting the light absorption and reflection at both sides of prism and filters [2],  $k_D(\lambda)$  — spectral sensitivity coefficient for photodiode *FD288A*;  $\varepsilon(\lambda, T) = 0,435$  — spectral emissivity for tungsten for  $T_\Lambda = 2850$  °K [17], constants  $c_1 = 3,7418 \cdot 10^{-16}$  [W/m<sup>2</sup>] and  $c_2 = 1,4388 \cdot 10^{-2}$  [m °K].

Calculated data for the real radiation source without filters (solid lines) and with green-blue filter *GY-8* (dotted lines) are shown in Fig. 11 for spectral range  $\Delta\lambda = 0,44-1,00$  μm. So, white light distribution for photodiode markedly distinguishes with the simulated picture for the human eye. The usage of green-blue filter *GY-8* (dotted lines) noticeably diminishes the white light intensity in red zone of spectrum and thus can reduce the chromaticity.

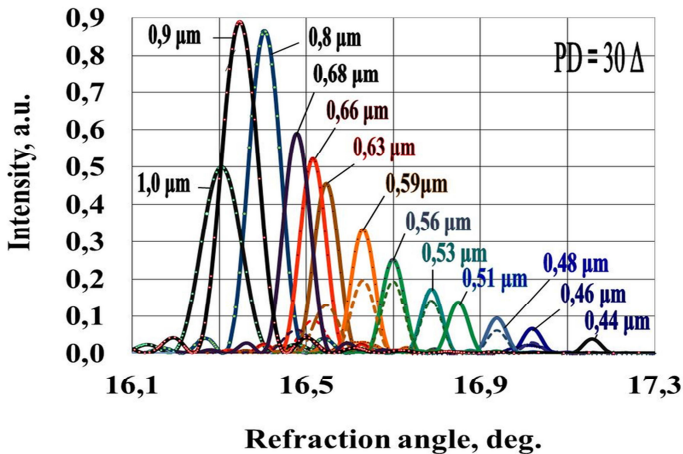


Fig. 11. The effect of green-blue light filter *GY-8* on the model visual images: no filters (solid line); *GY-8* filter (dotted lines)

More clearly the effect of filters for spectral range  $\Delta\lambda = 0,44-1,00$  μm can be seen from calculated data shown in Fig. 12. Curve 1 represents the data obtained by formula (3) without filters. The greatest effect on chromaticity is referred to filter *GY-8* in the red zone of spectrum (curve 2). The calculated influence of *YB-18* and *YB-17* light filters in blue zone (curve 3–4) is much less and can hardly be registered experimentally.

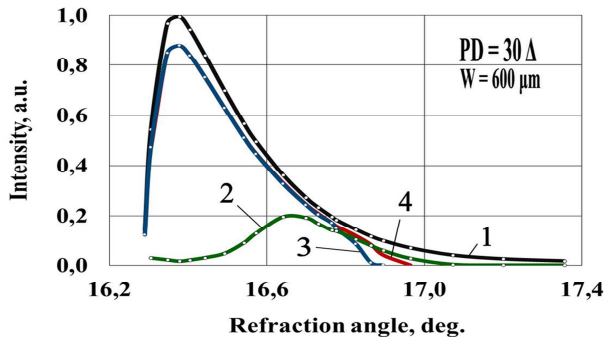


Fig. 12. Calculated distribution of white light for microprism  $PD = 30 \Delta$  for diode FD288A: 1 — without filters; 2 —GY-8; 3— YB-18; 4 — YB-17

## 5. EXPERIMENTAL DATA ON CHROMATICITY

An experimental measurements of filters influence on the white light intensity distribution was carried out firstly by the method [13], similar to the investigation of the resolution of test stroke images. The images on the screen of the largest *M5H1* optotypes of test *Mira M5* [2] through microprisms with and without filters were investigated. The tested microprisms were placed at the distance  $L_E = 50$  cm from the surface of *FD288A* movable photodetector with a recording slit width  $S_R = 0.45$  mm. The accuracy of linear scanning was  $10 \mu\text{m}$ , this value for distance  $L_E = 50$  cm was equivalent to  $\approx 0.002 \Delta$ . All experiments were performed with a parallel beam of white light. Tested filters have a thickness  $\delta = 3.0$  mm and were placed in front of the tested microprisms.

The distribution of the intensities of test strokes *M5H1* images on the screen without filters for microprism  $PD = 30.0 \Delta$  is given in Fig. 13a (solid blue line). Similar data for  $PD = 10 \Delta$  (solid blue line) are shown in Fig. 13b. A small microprism  $PD = 0.5 \Delta$  was used as a reference one (dotted black lines). The reference data are normalized to 100 % for comparing the results. The intensity distribution of the test strokes for prism  $PD = 0.5 \Delta$  in Fig. 13-a is shown for the refraction angle for  $PD = 30.0 \Delta$ , i.e. for the angle  $\gamma = 16.7$  degrees. Similarly, data in Fig. 13-b for prism  $PD = 0.5 \Delta$  are located for the angle of refraction for prism  $PD = 10.0 \Delta$ , i.e. for the angle  $\gamma = 5.7$  degrees.

The *YB-17* and *YB-18* filters reduce the intensity of the transmitted light in the visible region approximately by 17–18 %, which is explained by the additional reflection of the light flux from the two surfaces of the filter and by the absorption of the blue zone of the spectrum.

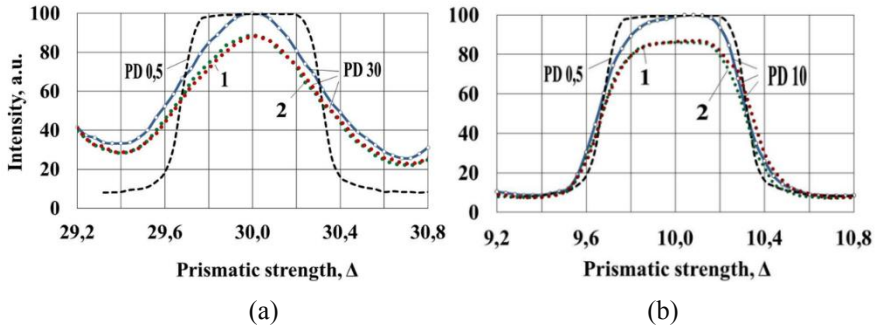


Fig. 13. The intensity distribution of the test stroke M5N1 for microprisms  $PD = 0.5 \Delta$  (dotted black),  $30.0 \Delta$  (a),  $10.0 \Delta$  (b) without filters (solid blue) with YB-17 (1, dotted red) and YB-18 (2, dotted green) light filters

However, the data obtained have showed that the influence of both filters in tested conditions is practically identical for tested prisms. Furthermore, there is no filter influence on the shape of registered intensity contours normalized to 100 % (Fig. 14).

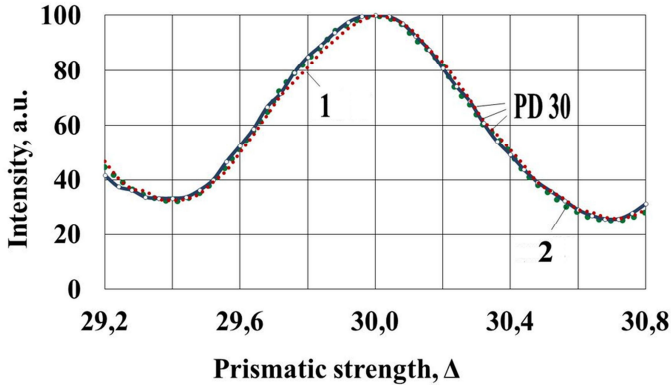


Fig. 14. The intensity distribution of the test stroke M5H1 for microprism  $PD = 30 \Delta$  without filters (solid blue), with YB-17 (dotted red) and YB-18 (dotted green)

The last phenomenon can be explained by superposition of different zones of  $M5H1$  image at the surface of photodetector. Our calculations were made for different wavelengths each of them considered extremely thin compared to the diffraction half-widths of spectral lines. Experimentally registered at the screen chromaticity contours  $\Delta D_A$  are wider compared to the distance between test strokes  $D_A$  even for largest test element  $M5H1$ .

So, the apparatus function of registering device should be considered in more detail.

Thus, a special experiments were performed with single spectral slit *UF-2* from a standard monochromator [2], which was illuminated by the same blackbody radiation source with  $T_A = 2856$  °K. This slit was placed at the optical axis instead the *Mira* test object (Fig. 2, position 3). Experiments were made for maximum possible distance  $L_E = 67$  cm from tested micro-prisms to the screen for enlarging the linier size of the chromaticity zone at the screen.

Our experimental setup by its optical scheme, in fact, is similar to monochromator having imaging single slit *UF-2* with width  $S_D$  and photodetector registering slit  $S_R$  placed at the plane of the screen. The image of slit *UF-2* is projected on the screen with the width  $D_S = f_2/f_1 S_D$ . The magnification factor of our optical scheme  $f_2/f_1 \approx 20.5$ , so the slit with width  $S_D = 15\text{--}120$   $\mu\text{m}$  forms light counter on the screen of size  $D_S = 0.31\text{--}2.46$  mm or  $D_S = 0.046\text{--}0.365$   $\Delta$  for placing prisms at the distance of  $L_E = 67$  cm.

The apparatus function  $F_S(x)$  of our setup for different width  $S_D$  of slit *UF-2* for distance  $L_E = 67$  cm is shown in Fig. 15. These data were measured experimentally for white light without prisms and filters.

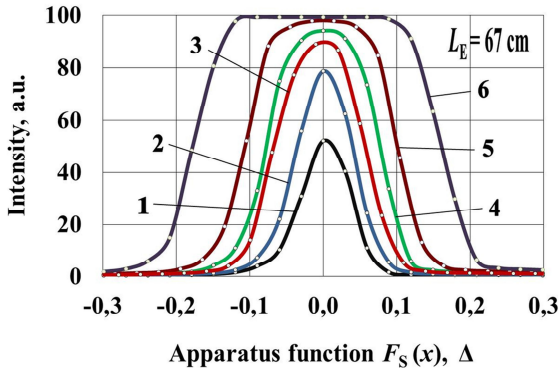


Fig. 15. Apparatus function  $F_S(x)$  of experimental setup:

1 —  $S_D = 10$   $\mu\text{m}$ ; 2 —  $20$   $\mu\text{m}$ ; 3 —  $30$   $\mu\text{m}$ ; 4 —  $45$   $\mu\text{m}$ ; 5 —  $60$   $\mu\text{m}$ ; 6 —  $100$   $\mu\text{m}$

For obtaining the real spectral distribution  $F(x)$  the apparatus function of our setup  $F_S(x)$  should be accounted by known convolution function [14]:

$$F(x) = \int F_R(x') F_S(x - x') dx, \quad (4)$$

where  $F_R(x')$  is the tested light intensity at the point  $x'$  and  $F_S(x-x')$  is the apparatus function of the experimental setup for  $x=x'$ .

For large values  $S_D$  when  $D_S = f_2/f_1$   $S_D \gg S_R = 0.45$  mm we measure experimentally not the chromaticity distribution but the apparatus function  $F_S(x)$  of our setup. For  $D_S \ll S_R$  the registering slit  $S_R$  averages light spectrum over slit width, but displays on some extent the real spectrum distribution  $F_R(x)$ .

For  $D_S = S_R$  the apparatus function  $F_S(x)$  is the triangular one and is easy for calculating. For realizing this case in our conditions for imaging slit UF-2 should have the width  $S_D \approx 22$   $\mu$ m. However, the size at the screen  $D_S = 0.45$  mm  $\approx 0.07 \Delta$  for  $L_E = 67$  cm is much less compared to calculated chromaticity zone ( $\approx 0.9 \Delta$  for microprism  $PD = 30 \Delta$ ). So, we performed all measurements with the slit width  $S_D = 30$   $\mu$ m without correction of obtained data by function  $F_S(x)$ .

Prisms were placed at the maximum possible distance  $L_E = 67$  cm, so displacement on the screen  $\Delta D_D = 1$  mm in this case is equivalent to  $\Delta PD = 0.15 \Delta$ . Such slit  $S_D = 30$   $\mu$ m for microprism  $PD = 30 \Delta$  forms chromaticity contour on the screen  $\Delta D_A \approx 1.0 \Delta$  that is much larger than apparatus function  $F_S(x)$ , so we consider the registered intensity counter as the real one. Some of obtained results for microprism  $PD = 30 \Delta$  are shown in Fig. 16. Position  $\gamma = 16.7^\circ$  corresponds to  $\lambda = 0.56$   $\mu$ m.

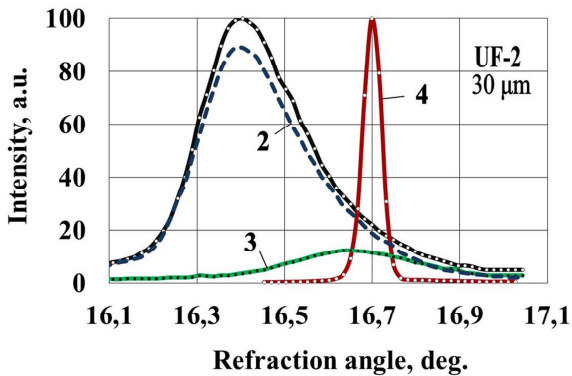


Fig. 16. The intensity distribution for spectral slit  $S_D = 30$   $\mu$ m for microprism  $PD = 30 \Delta$ : 1 — without filters; 2 — filter YB-18; 3 — filter GY-8; 4 — apparatus function  $F_S(x)$

The experimental distribution of the chromaticity (Fig. 16) is structurally similar to the calculated data shown in Fig. 12. The difference in the zone of small angles  $\gamma$  between the data in Fig. 12 and Fig. 16 is explained

just by the effect of apparatus function  $F_S(x)$ , especially for the infrared spectrum range ( $\gamma = 16.1\text{--}16.4$  deg.). The simulated decrease of the chromaticity zone  $\Delta\gamma_S$  and its displacement to the red spectrum zone for angles  $\gamma = 16.5\text{--}16.9$  deg. (Fig. 8) is not recorded experimentally, it is due to the spectral sensitivity of  $k_D(\lambda)$  of the used photodiode *FD288A*, which has a maximum at  $\lambda = 0.8 \mu\text{m}$  or  $\gamma = 16.39$  deg. (Fig. 10, curve 1). Experimental data for the visible spectrum lines for  $\Delta\lambda = 0.46\text{--}0.65 \mu\text{m}$  ( $\gamma = 16.5\text{--}16.9$  deg.) with filters and without them are almost identical, the results are difficult to analyze due to very small differences between the intensity of light with the filters and without them.

More precise quantitatively measurements are needed with photodiodes similar to types *S9219* or *BPW21R* that imitate the human eye characteristics and have the maximum spectral sensitivity at wavelength  $\lambda = 0.56 \mu\text{m}$  (Fig. 10, curve 5). The calculated chromaticity distribution for the diode *BPW21R* is shown in Fig. 17. The expected effect of color filters in dark-blue spectral region ( $\lambda = 0.41\text{--}0.48 \mu\text{m}$  or  $\gamma = 16.8\text{--}17.1$  deg.) may be noticeable.

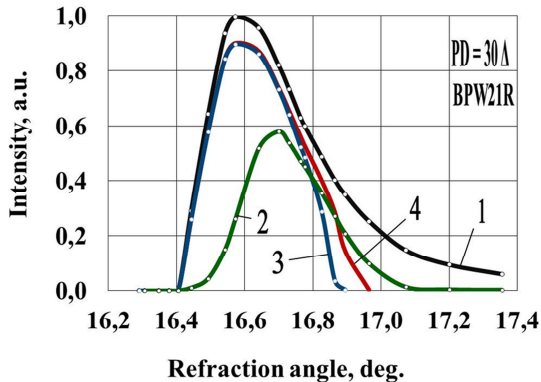


Fig. 17. Calculated distribution of white light for microp prism  $PD = 30 \Delta$  for diode *BPW21R*: 1 — without filters; 2 — GY-8; 3 — YB-18; 4 — YB-17

So, researches should be continued with the special photo-registering devices that simulate the human eye sensitivity. Obtained data for visible spectrum for *FD288A* diode surely showed the diminishing the chromaticity zone with green-blue *GB-8* filter. For yellow-blue *YB-17* and *YB-18* filters the data are comparable with the signal noises. However, experimental results qualitatively confirmed the possibility of diminishing the chromaticity zone of micropisms by color light filters.

## 6. CONCLUSION

In this paper the light filters influence on the contrast sensitivity of visual images through Fresnel microprisms was investigated. Calculated data have shown the significant decrease of chromaticity zone with green-yellow filters. This effect in turn increases the contrast of test images. Experimental data showed the possibility of diminishing the chromaticity arising through microprisms with the usage of color filters. These data are very important because the yellow light filters are used in practice just for the increasing a contrast of images. The quantitative effect of the light filters on the chromaticity zone and on the contrast of test images should be studied additionally in the following researches with the special photo-registering devices that simulate the human eye sensitivity.

## ACKNOWLEDGMENTS

We thank the Zhejiang Fuchunjiang Communication Group Co., Ltd (Fuyang District, Hangzhou City, China) for the use of their equipment.

## REFERENCES

- [1] M.L. Fu, W.J. Hu, Z.C. Le, D.Y. Manko, E.E. Antonov, A.A. Kryuchyn, V.V. Petrov. Design and Fabrication of Rigid Fresnel Prisms for Complex Treatment of Strabismus in Children, *Guangzi Xuebao / Acta Photonica Sin.* 46 (2017) 18–25, <https://doi.org/10.3788/gzxb20174611.1123003>.
- [2] E.E. Antonov, A.A. Kryuchyn, Minglei Fu, et al. Microprisms: Optical Parameters and Monitoring. Kyiv: Akadempriodyka; 2015, 146 p.
- [3] K. Choi, S. Chung, K. Lee. The Prismatic Effect on Stereoacuity in Intermittent Exotropia. *Yonsei Medical Journal* 2010; **51** (1): 117–120.
- [4] I. Jivraj, V. Patel. Treatment of Ocular Motor Palsies. *Curr Treat Options in Neurol*, 2015; **17** (3):1–15.
- [5] A. A. Shishavan, L. Nordin, P. Tjossem, M.D. Abramoff, and F. Toor. PMMA-based ophthalmic contact lens for vision correction of strabismus, Metamaterials, Metadevices, and Metasystems. *International Society for Optics and Photonics*. 2016, <https://doi.org/10.1117/12.2237994>
- [6] F.J. Rowe, E.J. Conroy, E. Bedson, et al. A pilot randomized controlled trial comparing effectiveness of prism glasses, visual search training and standard care in hemianopia. *Acta Neurologica Scandinavica*, 2017, 136(4): 310–321.
- [7] J.H. Jung, E. Peli. Impact of high power and angle of incidence on prism corrections for visual field loss. *Optical Engineering*, 2014, 53(6):061707.
- [8] V. Mellina. Effect of Modified Fresnel Prisms on Visual Acuity and Contrast Sensitivity in Children. *Archive of Ukrainian Ophthalmology*, 2016; **4** (1): 36–39 [in Ukrainian].

[9] M. Katz. Contrast sensitivity through hybrid diffractive, Fresnel, and refractive prisms, *Optometry-Journal of the American Optometric Association*, 2004, 75(8): 509–516.

[10] M. Katz. Visual Acuity through Fresnel, Refractive and Hybrid Diffractive/Refractive Prisms. *Optometry-Journal of the American Optometric Association 2004*; 75 (8): 503–508.

[11] D. Wright, A.Y. Firth, D. Buckley. Comparison of the visual effects of Fresnel prisms in normal and amblyopic eyes. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology & Strabismus*, 2008, 12(5):482–486.

[12] H.J. Griffiths, S.H. Cotton. A Comparison of the Effect of 3M Fresnel Prisms and Trusetal Prism Foil on Visual Function. *British and Irish Orthoptic Journal*, 2010, 7:45–48.

[13] V.V. Petrov, E.E. Antonov, M.L. Fu, et.al. Investigation of optical characteristics of rigid protected and traditional elastic Fresnel microprisms using electronic method for measuring visual acuity. *Optics and Laser Technology* 2018, 107, 15–23.

[14] E. Wolf, M. Born, Principle of Optics, Cambridge Univ. Press., 1999.

[15] N. Sultanova, S. Kasarova and I. Nikolov. Dispersion properties of optical polymers, *Acta Physica Polonica A*, 2009, 116, 585–587.

[16] C.W. Allen Astrophysical Quantities, 3rd.ed. The Athlone Press, University of London, 1973.

[17] A.E.Sheyndlin. *Izluchatelnye Svoystva Tverduch Tel.* Moscow, Energy, 1974, 472 p. [in Russian].



В. И. Сердюченко

## **ПРИМЕНЕНИЕ ПРИЗМ В ОФТАЛЬМОЛОГИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).**

### **ЧАСТЬ I. ПРИМЕНЕНИЕ ПРИЗМ ПРИ КОСОГЛАЗИИ: ИСТОРИЯ ВОПРОСА, МЕТОДИКИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ И ИХ РЕЗУЛЬТАТЫ**

*Офтальмологический журнал, 2020; № 4: С. 69–76*

***Аннотация.** В статье указан принцип действия призм: установка призмы перед косящим глазом переводит падающее на него изображение с периферии сетчатки на центральную ямку, что создает оптимальные условия для совместной деятельности обоих глаз и способствует развитию бинокулярного зрения. Названы основные цели назначения призм: 1) для измерения угла косоглазия; 2) для определения наличия бинокулярного зрения или функциональной скотомы; 3) для достижения призматической ортофории и выработки бинокулярного зрения; 4) для компенсации диплопии и исправления вынужденного поворота головы; 5) для диплоптического лечения косоглазия. Приведены основные данные литературы за последние 50 лет, касающиеся результатов использования френелевских призм при косоглазии. Указаны преимущества модифицированных френелевских микропризм, разработанных в Украине (г. Киев), и представлены результаты их использования.*

**Ключевые слова:** *призмы, косоглазие, диплопия, диагностика, лечение.*

Призматическая коррекция — один из методов консервативного лечения косоглазия. Как известно, призматическое стекло обладает способностью отклонять падающий на ее боковую грань луч к ее основанию. Установка призмы перед косящим глазом переводит падающее на него изображение с периферии сетчатки на центральную ямку, что создает оптимальные условия для совместной деятельности обоих глаз. Закрепление рефлекса слияния изображений должно привести к развитию бинокулярного зрения в условиях так называемой «призматической ортофории». В дальнейшем это способствует постепенному уменьшению угла косоглазия и развитию бинокулярного зрения в естественных условиях зрительного восприятия пространства [2, 9, 44, 49].

В 19 веке о применении призм писали Воинов М.О. (1873) [5], Donders F.C. (1888), von Graefe (1862), Javal E (1896) [32, 34, 38]. Однако начало более широкому применению призм при косоглазии положил Sattler C. (1930) [44]. По его мнению, путем ношения призм ширина фузии может быть так увеличена, что во многих случаях косоглазие можно излечить без операции. Однако, если все же не удастся избежать операции, то предварительное ношение призм хорошо влияет на прогноз оперативного вмешательства. По мнению Sattler C., призмы наиболее целесообразны при малых углах девиации, хорошей остроте зрения (ОЗ) обоих глаз, нормальной корреспонденции сетчаток (НКС), небольшой длительности существования косоглазия к моменту назначения призм.

Первоначально применялись так называемые конвенциональные стеклянные призмы. Они обладали рядом недостатков, особенно при их большой мощности: значительный вес, аберрации, косметически неудовлетворительный вид из-за краевого утолщения стекла, значительная дороговизна при необходимости частой смены коррекции. Все это ограничивало их применение. Наиболее широкое распространение в лечении косоглазия призматические очки получили начиная с 60-х годов 20 века благодаря использованию френелевских мембранных призм, которые, в отличие от конвенциональных призм, состоят из серии мелких призм, установленных на одной плоскости и создающих тот же самый эффект (автор изобретения — выдающийся французский физик и оптик Fresnel A. (1788–1827)). Большое преимущество френелевских призм — легкий вес, удобство в использовании (помещаются на задней поверхности очкового стекла путем придавливания), легкая сменяемость, их свойство иметь мощность до 30 ПД (призменных диоптрий), косметически приемлемый вид. Впрочем, эти призмы имеют и нежелательный эффект — снижение остроты зрения, особенно, если их сила высокая. Норден и Кампос находят их полезными для диагностических целей, а также в тех случаях, когда есть необходимость в частой смене призм [49]. В связи с использованием френелевских призм степень переносимой призматической коррекции можно значительно увеличить в сравнении с обычными конвенциональными призмами. В офтальмологической литературе они известны как «придавливаемые призмы» («press-on-prisms»), «лестничные призмы».

При косоглазии призмы используются для следующих целей: (1) для измерения угла косоглазия; (2) для определения наличия бинокулярного зрения или скотомы подавления; (3) с целью достижения призматической ортофории и выработки бинокулярного зрения вначале с призмами, а затем и без призм; (4) для компенсации диплопии и

исправления вынужденного поворота головы при паралитическом косоглазии; (5) для определения максимальной девиации при подготовке пациента к операции, уточнения характера и степени планируемого оперативного вмешательства; (6) для диплоптического лечения косоглазия.

## 1. ПРИМЕНЕНИЕ ПРИЗМ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ УГЛА КОСОГЛАЗИЯ

(А) Тест Крымски — используется у детей раннего возраста, у больных с нистагмом или с низким зрением. Призма помещается вершиной в сторону девиации: основанием кнаружи при эзотропии, кнутри — при экзотропии и т.д. Сила призмы увеличивается до момента выравнивания световых рефлексов.

(Б) Альтернирующий призменный тест с перекрытием. Призма помещается вершиной в сторону девиации. Сила призмы регулируется до тех пор, пока не исчезнут установочные движения при тесте с перекрытием.

(В) Измерение с помощью призм и цилиндра Мэддокса. Одному глазу предъявляется точечный источник света, другому — его линейное изображение при помощи цилиндра Мэддокса. Если пациент не видит линию в середине света и нет специальной шкалы Мэддокса, используется горизонтальная или вертикальная призма, чтобы подвинуть линию к свету.

Во всех трех случаях (А, Б, В) измерение должно производиться для близи и для дали, в очках и без очков, в условиях тортиколлеса (если таковой имеется) и при прямом положении головы, а также в разных направлениях взора [Рерка, 2013; 33].

## 2. ПРИМЕНЕНИЕ ПРИЗМ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БИНОКУЛЯРНОГО ЗРЕНИЯ ИЛИ СУППРЕССИИ (ПОДАВЛЕНИЯ)

(А) Призменный тест 15 PD (20 PD) [8,33] — применяется у детей раннего возраста или пациентов с нарушением речи с правильным положением глаз или с микрострабизмом и используется для выявления периферической моторной фузии или глазной доминантности быстрым способом. Вначале призма 15 PD (20 PD) ставится основанием кнаружи для выявления конвергентной моторной фузии, если монокулярное движение глаза за призмой наблюдается в направлении вершины призмы. Затем тест повторяется с призмой основанием кнутри, чтобы выявить дивергентную моторную фузию, если присутствует монокулярное движение глаза за призмой в направлении вершины призмы. Если движения глаза не наблюдается, то нет моторной фузии,

и призма помещается перед недоминирующим глазом. Если парное движение глаз не наблюдается, моторная фузия также отсутствует.

(Б) Амплитуда фузии определяется с помощью призм у больных с правильным положением глаз или с микрострабизмом. Положительная амплитуда фузии измеряется призмами основанием кнаружи (в норме она составляет 35–40 PD для близи и 15–20 PD для дали); отрицательная амплитуда измеряется призмами основанием кнутри (норма — 15 PD для близи и 5–7 PD для дали); вертикальная фузионная амплитуда измеряется с использованием вертикальной призматической линейки (основанием книзу для измерения суправергенции и основанием кверху для измерения инфравергенции (общая вертикальная амплитуда в норме: 6 PD для близи и дали). Призмы или призматическая линейка мощности держится перед одним из глаз до тех пор, когда фузия прервется и появится двоение.

(В) Скотома подавления (суппрессия). Горизонтальная суппрессионная амплитуда измеряется призмами основанием кнаружи, чтобы измерить её величину в сторону конвергенции, и призмами основанием кнутри для её измерения в сторону дивергенции. Вертикальная суппрессионная амплитуда измеряется призмами основанием книзу и основанием кверху для измерения тотальной вертикальной суппрессии. Призматическая линейка устанавливается перед одним из глаз, и сила призмы увеличивается до тех пор, когда суппрессия перейдет в диплопию [33].

### 3. ПРИМЕНЕНИЕ ПРИЗМ С ЦЕЛЮ ДОСТИЖЕНИЯ ПРИЗМАТИЧЕСКОЙ ОРТОФОРИИ И ВЫРАБОТКИ БИНОКУЛЯРНОГО ЗРЕНИЯ

Перед выпиской призматических очков проводится визометрия, страбометрия, исследование на цветотесте, тесте Баголини, синоптофоре, шкале Мэддокса; отбираются больные с исходным бифовеальным слиянием на синоптофоре. Затем назначается циклоплегия с целью уточнения рефракции и подбирается оптимальная сферическая, цилиндрическая либо сферо-цилиндрическая коррекция. Поверх необходимой оптической коррекции (уже с узкими зрачками) устанавливаются соответствующие призматические линзы. Добиваются наличия бинокулярного зрения при исследовании на цветотесте и тесте Баголини, ортофории (либо фории не более 1–2 град) на шкале Мэддокса, слияния на синоптофоре, близкого к 0 град. Для достижения призматической ортофории предлагается ставить призмы, точно корригирующие девиацию, чтобы достичь бинокулярного зрения как в первичном положении (при взгляде прямо), так и в возможно более широкой зоне

поля взора. Призмы устанавлюються основою в сторону, протиположну отклоненню глаза: при сходящемся косоглазии — основою снаружи, при расходящемся — основою внутри, при сходящемся косоглазии с гипертропией — основою снаружи-снизу и т.д. Можно распределить призмы либо поровну на оба глаза, либо поставить более сильную призму перед ведущим глазом: мощная призма несколько снижает зрение [11–13, 25], что способствует перемещению доминантности на косящий глаз. При сочетании горизонтального косоглазия с вертикальным, с целью уточнения направления основания призмы, целесообразно воспользоваться таблицей результирующей комбинации вертикальных и горизонтальных призм [6]. После подбора соответствующей коррекции с призматическими элементами необходимо 2–3 раза провести 1-часовую пробу на переносимость данной коррекции и на проверку, нет ли вторичного увеличения угла косоглазия (феномена «съедания призм»), что является противопоказанием для длительного ношения призм. Только после этого можно выписать соответствующие сферо-призматические (цилиндро-призматические, сферо-цилиндро-призматические) очки. Лечение призмами можно сочетать с применением бифокалов, окклюзии, плеопто-ортоптических упражнений [2, 11, 23, 6].

Во время призматической терапии рекомендуется постепенно снижать силу призм под контролем положения глаз и характера зрения с тем, чтобы достичь ортотропии без призм. Это наиболее идеальный вариант. Однако во многих случаях уменьшение или ликвидация призм невозможна, так как вновь появляется косоглазие. В этих случаях необходимо хирургическое лечение. Вместе с тем, предварительное ношение призм оказывается очень полезным, так как у многих больных оно позволяет развить бинокулярное зрение до операции, что благоприятно сказывается на послеоперационных результатах. Призматическую ортофорию перед операцией желательно поддерживать от 3 месяцев до 1 года [29, 36]. Большинство авторов рекомендуют продолжать ношение призм и после операции, если имеется остаточный угол. Силу призм надо снижать, вплоть до полной их отмены.

#### 4. ПРИМЕНЕНИЕ ПРИЗМ ДЛЯ КОМПЕНСАЦИИ ДИПЛОПИИ И ВЫНУЖДЕННОГО ПОВОРОТА ГОЛОВЫ ПРИ ПАРАЛИТИЧЕСКОМ КОСОГЛАЗИИ

Подбор призм осуществляется так же как в п. 3. Контролем являются не только показания на приборах, но и субъективные ощущение

ния пациента (отсутствие диплопии и возможность держать голову прямо).

При параличе VI (отводящего) нерва одного или обоих глаз, эзотропии, ограничении абдукции и диплопии назначается призма (или призмы) основанием кнаружи.

При параличе IV (блокового) выписываются вертикальные призмы для коррекции гипертропии и устранения двоения по вертикали. При этом виде глазодвигательного нарушения наблюдается компенсаторный поворот головы, плечей, спины и нижних конечностей. Использование вертикальных призм может улучшить условия для выравнивания положения головы и тела (Sabetti, 2012);

При параличе III (глазодвигательного) нерва призмы часто невозможны, так как диплопия возвращается в различных направлениях зрения, и могут быть выписаны при остаточных послеоперационных девиациях.

Супрануклеарные параличи. При параличе зора двойные (спаренные) призмы могут перемещать направление зора. При межядерной офтальмоплегии призмы основанием кнутри могут корректировать экзодевияцию и уменьшать диплопию в первичной позиции [33].

С 60-70-х гг. 20 века появляется много публикаций об эффективности призматической коррекции. Работы касаются теоретического обоснования для применения призм, их расчета [4, 18], а также результатов их применения [2, 9, 11, 13, 22, 25, 29, 49].

Так, например, оценивая результаты призматической коррекции у 185 больных в возрасте от 2 до 5 лет, Verard P. (1972) сообщает, что полное излечение одним ношением призм было достигнуто всего лишь у 18 больных (7 %). При сочетании же применения призматического и хирургического лечения полный успех был у 57 % больных, частичный — у 26 % [29].

Работа Кашенко Т.П. (1977), касающаяся апробации американского образца френелевских призм («press-on-prisms») у 91 больного содружественным косоглазием в возрасте от 6 до 16 лет, свидетельствует о том, что полное излечение (восстановление ортотропии и бинокулярного зрения без призм) наступило у 34,8 % больных, относительное излечение (ортотропия и бинокулярное зрение в условиях призматической коррекции) — у 24,2 % больных [9].

Детальный анализ результатов 15-летнего опыта призматической коррекции косоглазия изложен в статье Аветисова Э.С. с соавт. (1983) [2]. Из 271 больного со сходящимся косоглазием, которым были назначены призмы в сочетании с ортоптикой, у 91 (33,6 %) удалось добиться бинокулярного зрения без призм; у 114 больных (42,1 %)

бинокулярное зрение было возможно только в призматических очках. Из 47 детей с расходящимся косоглазием бинокулярное зрение достигнуто у 17 (36,2 %). Авторы заключают, что призматическая коррекция является лишь дополнительным средством в комплексе лечения, применяющемся в обязательном сочетании с хирургией и ортоптикой и способствующим излечению лишь у 1/3 больных с бифовеальным слиением. Если учесть, что последние составляют лишь 30–35 % от общего числа больных с косоглазием, то общий эффект лечения составит примерно 10–15 %.

Терехова Т.В. с соавт. (2008) на основании использования призм Френеля у 266 пациентов пришли к выводу, что применение призматической коррекции совместно с ортоптическим лечением у больных с малыми углами косоглазия (до 10 град) способствовало достижению ортотропии (фории) у 4,5 % больных без хирургического вмешательства [23].

Сердюченко В.И. (2018) сообщает об опыте применения призматической коррекции у 63 детей в возрасте от 5 до 16 лет с малыми углами косоглазия (от 6 ПД до 20 ПД) и с бифовеальным слиением на синоптофоре. Длительность наблюдения — от 5 до 28 месяцев. К концу срока наблюдения у 3 больных (4,8 %) удалось полностью отменить призматическую коррекцию с сохранением бинокулярного зрения без очков, у 42 (66,7 %) сохранялись ортотропия и бинокулярное зрение только в условиях призматической коррекции.

Курочкин В.Н. с соавт. (2018) проанализировали результаты применения призм Френеля в комплексном лечении содружественного косоглазия у 428 больных. За 3 года без хирургического лечения состояния ортофории удалось добиться у 24 пациентов, что составило 5,6%. Эти же авторы сравнивают результаты плеопто-ортопто-хирургического лечения косоглазия у 404 детей без применения призм и такого же лечения в сочетании с ношением призм. В первом случае бинокулярное зрение было достигнуто у 22,1 % больных, тогда как во втором — у 42,9 %.

Описанный метод призматической ортофории является наиболее целесообразным при сравнительно позднем начале косоглазия (после 2 лет), небольшом сроке существования косоглазия, при исходном бифовеальном слиении. Компенсация же угла косоглазия призмами при наличии аномальной корреспонденции сетчаток (АКС) является значительно менее эффективной. В литературе можно найти этому следующему объяснение.

Многими офтальмологами было обращено внимание на так называемый феномен вторичного увеличения угла косоглазия после

призматического выравнивания, или феномен «съедания призм». Этот феномен заключается в том, что после коррекции призмами объективного угла или соответствующей хирургической коррекции этого угла через некоторое время (от нескольких секунд до нескольких дней) под влиянием бинокулярного восприятия в свободном пространстве происходит возвращение к первоначальному углу косоглазия. Ряд авторов считает, что этот феномен основан на аномальной корреспонденции сетчаток (АКС) [36, 51]. Кащенко Т.П. же (1977) высказывает предположение, что, возможно, увеличение угла косоглазия наступает вследствие рефлекторного смещения глаза в сторону отклонения для избавления от вызванного призмой двоения и перевода изображения вновь в зону функциональной скотомы [9]. В связи с этим для решения вопроса о целесообразности хирургического исправления косоглазия и его дозировке желательно изучить влияние длительного ношения призм на характер девиации (призменный адаптационный тест).

## 5. ПРИМЕНЕНИЕ ПРИЗМ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ МАКСИМАЛЬНОЙ ДЕВИАЦИИ ПРИ ПОДГОТОВКЕ ПАЦИЕНТА К ОПЕРАЦИИ (ПРИЗМЕННЫЙ АДАПТАЦИОННЫЙ ТЕСТ)

Этот тест применяется для измерения максимума девиации и в основном используется перед хирургическим лечением косоглазия. Вначале угол косоглазия измеряется с помощью альтернирующего призменного теста с прикрытием, и пациент находится в призмах 30-45 минут, затем угол косоглазия измеряется снова. Если девиация увеличивается более, чем на 8 PD (призменных диоптрий), сила призмы соответственно уточняется и пациент ожидает снова. Если девиация не увеличивается, отмечается максимум девиации, которая должна быть прооперирована.

Некоторые авторы провели исследование относительно влияния ношения призм на величину угла косоглазия и попытались изучить связь обнаруженных изменений с послеоперационными результатами. Так, W.Aust, L.Welge-Lüssen (1971) [27] при лечении больных с первичным малым углом до  $10^\circ$ , увеличивших свой угол в результате ношения призм, использовали как базис для операции именно увеличенный таким путем угол; ни в одном случае у авторов не было послеоперационной дивергенции. Данный тест использовали в своей практике и другие офтальмологи [28, 30, 39, 43]. С целью более детального изучения призменного адаптационного теста и его влияния на результаты хирургии было проведено мультицентровое, проспективное и рандомизированное исследование, которое показало, что процент успеха после увеличенной хирургической дозировки на осно-



ве увеличения угла под влиянием призм был выше, чем после обычной хирургии (как сразу после операции, так и через 1 год) [41]. Однако в работе Greenwald (1996) [35] этот вывод не подтвердился. Норден и Кампос критически относятся к данному тесту, поскольку в литературе нет четких указаний о гомогенности изучаемых групп, об их сенсорном состоянии, о степени увеличения хирургической дозировки после того, как призмы были «съедены»; поэтому они не применяют его в своей практике [49].

В случаях неизлечимой АКС, по мнению Artuga (1971), ношение призм может указать на прогноз оперативного вмешательства: если после длительного ношения гиперкорректирующих призм их ликвидация или уменьшение невозможны без вторичного увеличения угла косоглазия, то можно предположить, что и после операции ортофория будет нестойкой, может наступить рецидив косоглазия. Предоперационная призматическая коррекция может указать также на вероятность послеоперационной диплопии и показать величину отклонения, которое может быть исправлено оперативно без риска, оставляя второе изображение в области подавления [26].

Необходимо обратить внимание ещё на один аспект использования призм — их применение рядом офтальмологов непосредственно для лечения АКС, о чем был ряд сообщений в 70-х годах 20 века [31, 47, 48, 51]. Целесообразность этого метода была аргументирована предположением, что при переводе призмой сходящегося косоглазия в расходящееся «ложная макула» смещается в нужном направлении. По мнению авторов, несколько (6–12) месяцев ношения гиперкорректирующих призм должно привести к нормализации корреспонденции сетчаток; затем больному даются призмы, точно корректирующие девиацию, как рекомендуется при НКС. В дальнейшем, при невозможности отменить призмы, производится оперативное вмешательство. Несмотря на логическое обоснование целесообразности данного метода, von Noorden и Campos (2002) отмечают, что нормализации корреспонденции можно достичь одним только хирургическим вмешательством на мышцах и, возможно, по этой причине лечение АКС исключительно гиперкорректирующими призмами со временем было оставлено [49].

Офтальмологи, назначающие в своей практике призмы, обратили внимание на некоторые их недостатки, например, сферическая аберрация, косой астигматизм, хроматическая дисперсия. Призмы Френеля изготавливаются из оптического поливинилхлорида. Этот материал способствует усилению дисперсии цвета и вызывает потерю контрастности. Проведено специальное исследование у здоровых лиц (добровольцы). Определяли пороги контрастной чувствительности

(КЧ) и влияние на них хроматической дисперсии, вызванное призмами Френеля. Установлено снижение КЧ при применении призм силой от 5 до 30 ПД. Уменьшение ОЗ и КЧ зависит от силы используемой призмы. Это следует учитывать при применении призм у лиц с низкой ОЗ (Woo G.C., Campbell F.W., Ing B., 1986) [52].

В связи с недостатками френелевских призм, в последние годы в Украине проведена большая работа по их совершенствованию. Сотрудниками Киевского «Центра микрохирургии глаза» совместно с Институтом проблем регистрации информации (ИПРИ) НАН Украины были модифицированы призмы Френеля [14–17]. В отличие от пластиковых эластичных призм Френеля, которые легко деформируются, загрязняются и быстро изнашиваются, новые призмы изготовлены из жесткой пластмассы, которая не деформируется и не вызывает оптических аберраций. Защитная пластина, покрывающая микропризменный рельеф, обеспечивает его герметичность и возможность длительного использования таких призм, их очищение и дезинфекцию водными или спиртовыми растворами. От известных стеклянных призм новые микропризмы отличаются малым весом, тонкостью и возможностью установки в пробную очковую оправу вместе с корригирующими аметропию линзами. На основе данных призм был изготовлен набор КК-42, состоящий из 42 призмённых компенсаторов косоглазия силой от 0,5 ПД до 30 ПД и позволяющий измерять малые углы косоглазия с точностью до  $\pm 1$  ПД и средние углы — до  $\pm 2$  ПД [20, 25]. Кроме того, изготовлены призматические линейки, с помощью которых удобнее измерять углы косоглазия по сравнению с отдельными призмами, вставляемыми в очковую оправу. Разработана технология приваривания призм к сферическим и сфероцилиндрическим линзам для одновременной коррекции аномалий рефракции и угла косоглазия. Предложена методика дозирования хирургического вмешательства с использованием вышеуказанного набора при малых углах косоглазия [19, 25]. Появились работы о результатах применения модифицированных призм.

Шевколенко М.В. (2011) установила, что призматическая коррекция малого угла косоглазия с помощью набора КК-42 обеспечивает достижение одновременного зрения по данным цветотеста у 72,4 % больных, бинокулярного зрения по данным теста Баголини — у 14,8 % пациентов с частично-аккомодационной эзотропией и у 34,4 % — с неаккомодационной эзотропией. Автор разработала методику планирования и дозирования антистрабических операций при малых углах девиации на основе определения угла косоглазия альтернирующим тестом с призмами набора КК-42 и адаптационной призмённой пробы

с учетом состояния конвергенции и анатомо-топографических особенностей оперированных мышц. Предложенная методика позволила достичь ортотропии у 90,5 % прооперированных больных [25].

В литературе появились также сведения о том, что модифицированные призмы, также как и оригинальные призмы Френеля, несколько снижают ОЗ и КЧ [12, 25]. Впрочем, этот факт использовался как позитивный (более сильная призма назначалась на ведущий глаз с целью пенализации) [13].

Меллина В.Б. (2017) провела наблюдение за 149 детьми с содружественным косоглазием и амблиопией. В 1 группе (61 ребенок) проводилось стандартное плеопто-ортоптическое лечение и окклюзия ведущего глаза на 2–4 часа в день. Во 2 группе (88 детей) лечение состояло в ношении очков, в которых стекла, корригирующие аномалию рефракции, сочетались с модифицированными френелевскими призмами, В конце срока наблюдения (6 мес.) показатели ОЗ и КЧ как на амблиопичном, так и на ведущем глазу в основной группе оказались выше, чем в контрольной. Кроме того, в основной группе бинокулярное зрение к концу срока наблюдения развилось в 22,7 % случаях, тогда как в контрольной — лишь у 1 больного (1,6 %). Лучшие результаты в основной группе автор относит за счет постоянного воздействия призматической коррекции, в то время как в контрольной группе аппаратное лечение проводилось лишь короткими курсами [13].

Следует отметить, что, кроме сторонников призматического лечения, есть также офтальмологи которые весьма сдержанно относятся к этому виду терапии. Так, R.Reineke (1972) считает, что нельзя возлагать слишком больших надежд на лечение призмами. Среди его пациентов было слишком много больных, которые не переносили коррекцию свыше 15 PD.

Тем не менее метод призматического лечения находит все больше сторонников в разных странах, так как это единственный метод, который при постоянном содружественном косоглазии позволяет вызывать постоянную бифовеальную стимуляцию в условиях, обычных для зрения. Этот метод может быть использован в любом возрасте, но особенно он незаменим у детей «предортоптического возраста» (2–3 года) — именно в тот период, когда аппаратное ортоптическое лечение невозможно.

## **6. ПРИМЕНЕНИЕ ПРИЗМ ДЛЯ ДИПЛОПТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ СОДРУЖЕСТВЕННОГО КОСОГЛАЗИЯ**

В настоящее время не представляют сомнений преимущества лечения содружественного косоглазия в условиях свободного про-

странства. Э.С. Аветисовым предложена стройная система упражнений при косоглазии — диплоптика, суть которой заключается в провоцировании у больного диплопии в естественных условиях, выработке способности преодолевать ее с помощью опто-моторного фузионного рефлекса и, тем самым, восстановить рефлекс бификсации, который является основой нормального бинокулярного зрения [1].

Одним из основных способов диплоптического лечения является способ восстановления механизма бификсации (Э.С.Аветисов, Т.П.Кащенко, 1976) [1]. Он включает 3 этапа: 1) возбуждение диплопии; 2) развитие способности к слиянию двойных изображений; 3) закрепление рефлекса бификсации. При всех видах диплоптического лечения имеющуюся девиацию следует компенсировать призмами, а для лечения также используются призмы. После лечения указанными способами переходят к следующим этапам, среди которых есть 2 способа с активным использованием призм: способ восстановления устойчивости («прочности») фузии и развитие бинокулярного зрения и фузионных резервов с помощью бипризмы [3]. Последний способ был модифицирован в Институте им. В.П.Филатова: модификация заключается в использовании при проведении лечения полосчатых стекол Баголини, которые, благодаря минимальному диссоциирующему эффекту, максимально приближают условия проведения лечения к естественным условиям зрения [21]. Проведение лечения указанным способом способствовало восстановлению бинокулярного зрения у 66,7 % больных для дали и у 96,7 % больных для близи.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Призматическая терапия — один из важных видов консервативного лечения косоглазия. Призматическая коррекция способствует постепенному уменьшению угла косоглазия и развитию бинокулярного зрения в естественных условиях зрительного восприятия пространства; во многих случаях она не претендует на отмену хирургического вмешательства, а направлена на увеличение его эффективности; следовательно, своевременно начатая призматическая терапия в сочетании с хирургическим лечением позволяет оздоровить ребенка в дошкольном возрасте, так как в школьные годы становится очень трудно проводить систематическое лечение.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Аветисов Э.С. Новые принципы и методы лечения содружественного косоглазия и их патогенетическое обоснование // I Всесоюзная конференция

по вопросам детской офтальмологии. — Москва, 21–23 апреля 1976 г. Ч. 1. — С. 161–178.

2. Аветисов Э.С. Пятнадцатилетний опыт применения призм в лечении косоглазия / Э.С. Аветисов, Т.П. Кащенко, Ю.З. Розенблюм // Вестник офтальмологии. — 1983. — № 6. — С. 45–48.

3. Аветисов Э.С., Кащенко Т.П., Тарасцова М.М., Дашян С.Б. Диплоптическое лечение косоглазия. Методические рекомендации. — М., 1987. — 20 с.

4. Айзенштат Л.И. Расчет и изготовление специальных призматических очковых линз / Л.И. Айзенштат // Новости мед. приборостроения. — 1972. — вып. 1. — С. 83–85.

5. Войнов М.О. Аномалии двигательного аппарата глаз. СПб, 1873. С. 199. Цит. по: Э.С. Аветисов, Т.П.Кащенко, Ю.З.Розенблюм // Вестник офтальмологии.— 1983. — № 6. — С. 45.

6. Гончарова С.А. Функциональное лечение содружественного косоглазия / С.А. Гончарова, Г.В. Пантелеев. Луганск: Элтон-2, 2010. — 244 с.

7. Дембский Л.К. Опыт применения призматической коррекции в комплексном лечении косоглазия / Л.К. Дембский, Е.П. Лепихова, В.Б. Подгорная // URL: <http://www.eyecenter.com.ua/>

8. Кански Д.Д. Клиническая офтальмология. Систематизированный подход. — Wrocław, 2009. — С. 751–752.

9. Кащенко Т.П. Использование призм в комплексном лечении косоглазия у детей / Т.П. Кащенко // Вестн. офтальмол. — 1977. — № 4. — С. 72–77.

10. Кащенко Т.П. Функциональное лечение при косоглазии, амблиопии, нарушениях аккомодации. Методы и приборы / Т.П. Кащенко, Ю.М. Райгородский, Т.А. Корнюшина. — М.: ИИЦ СГМУ, 2016. — 163 с.: ил. — С. 55.

11. Курочкин В.Н. Применение призм Френеля в комплексном лечении содружественного косоглазия / В.Н. Курочкин, Т.В. Терехова, Ю.Д. Глумскова, Ю.И. Трилюдина, О.А. Шелихова // Офтальмология (Ophthalmology in Russia). — 2018. — Т. 15, № 25. — С. 98–105.

12. Меллина В.Б. Влияние модифицированных микропризм Френеля на остроту зрения и контрастную чувствительность у детей / В.Б. Меллина // Архив офтальмологии Украины. — 2016. — Т. 4. — С 36–39.

13. Мелліна В.Б. Результати впливу призмових окулярів на зорові показники та кут косоокості при дисбіокулярній амбліопії у порівнянні з апаратним лікуванням / В.Б.Мелліна // Архів офтальмології України. — 2017. — Т. 5, № 2(8). — С. 33–38.

14. Пат. 18152 Україна, МПК8 А 61 В 3/08. Пристрій для вимірювання кута косоокості / М.М. Сергієнко, В.В. Петров, С.О. Риков, С.М. Шанойло, М.В. Шевколенко, А.А. Крючин. — № u200607554; Заявл. 07.07.2006; Опубл. 16.10.2006, Бюл. № 10.

15. Пат. 25549 Україна, МПК8 А 61 В 3/08. Пристрій для діагностики косоокості / В.В. Петров, М.М. Сергієнко, С.О. Риков, С.М. Шанойло, М.В. Шевк-оленко, А.А. Крючин, Є.Є. Антонов; заявник Ін-т проблем реєстрації

інформації НАН України (UA). — № u200704035; Заявл 12.04.2007; Опубл. 10.08.2007, Бюл. № 12.

16. Пат. 66105 Україна, А 61В 3/08. Діагностична лінійка мікропризмових компенсаторів косоокості / В.В. Петров, А.А. Крючин, С.О. Рыков, М.М. Сергієнко, С.Є. Антонов, С.М. Шанойло, М.В. Шевколенко; ІПРІ НАН України. U2011 06463; Заявлено 23.05.2011; Опубл. 25.12.2011, Бюл. № 24.

17. Петров В.В. Микропризмы в офтальмологии / В.В.Петров, Е.Е.Антонов, А.А. Крючин, С.М. Шанойло. — НПП «Видавництво «Наукова думка» НАН України», дизайн, 2019. — 224 с.

18. Розенблум Ю.З. Оптометрия (подбор очков) / Ю.З.Розенблум // М.: Медицина, 1991. — 192 с.: ил. (Б-ка практ. врача. Передовой опыт в здравоохранении).

19. Рыков С.А. Клиническое применение призм Френеля для дозирования хирургического вмешательства на мышцах при содружественном сходящемся косоглазии с малым углом / С.А. Рыков, М.В. Шевколенко // Рефракционные и глазодвигательные нарушения: тр. междунар. конф., 25–26 сент. 2007 г. — М., 2007. — С. 65–67.

20. Сергієнко Н.М. Методика измерения угла содружественного косоглазия модифицированными призмами Френеля / Н.М. Сергієнко, С.А. Рыков, М.В. Шевколенко // Офтальмол. журнал. — 2008. — № 4. — С. 52–55.

21. Сердюченко В.И. Модифицированная методика проведения диплоптических упражнений при содружественном косоглазии // Офтальмол. журнал — 1982. — № 6. — С. 336–339.

22. Сердюченко В.И. Применение призм у больных с глазодвигательными нарушениями. Наш опыт использования призм у пациентов с малыми углами косоглазия / В.И. Сердюченко // Матер. Всеукраїнської науково-практ. конф. офтальмологів, присвяченої 80-річчю заснування Товариства офтальмологів України 12–13 вересня 2018 р. Вінниця, Україна. — Одеса. — Бондаренко М.О. — 2018. — С. 137–138.

23. Терехова Т.В. Использование призм Френеля при лечении косоглазия у пациентов разных возрастных групп // Т.В. Терехова, В.Н. Курочкин, Ю.И. Попова // Вестник ОГУ. — 2008. — № 12. — С. 127–128.

24. Урмахер Л.С. Оптические средства коррекции зрения / Л.С. Урмахер, Л.И. Айзенштат. — М.: Медицина, 1990. — 256 с.; ил.

25. Шевколенко М.В. Діагностика та планування хірургічного лікування спідружньої езотропії з малими кутами : Автореф. дис. ... к.м.н. — Київ, 2011. — 21 с.

26. Arruga A. Less usual Applications of Press-on-Prisms / A. Arruga // J. Pediatr. Ophthalmol. (Chicago).— 1971. — No.4. — P. 239–242.

27. Aust W. Effect of prolonged use of prisms on the operative results of strabismus / W. Aust, L. Welge-Lüssen // Ann. Ophthal. (Chicago). — 1971. — No. 3. — P. 512–523.

28. Bagolini B. Objective evaluation of sensorial and sensomotorial status in esotropia / B. Bagolini // Brit. J. Ophthalmol. — 1985. — V. 69. — No. 10. — P. 725–728.

29. Bérard P.V. Le port permanent des prismes dans le traitement des strabismes concomitants / P.V. Bérard // *Canad. J. Ophthalmol.* — 1972. — V. 7. — No. 2. — P. 111–125.
30. Déak A. Untersuchung anomaler Bewegungen bei wegen Esotropie operierten Kindern / A. Déak, E. Tari // *Klin. Mbl. Augenheilk.* — 1987. — **191**. — No. 5. — P. 409–410.
31. Debeir O. Treatment of Strabismus at the Pre-Orthoptic Age / O. Debeir // *Bull. Soc. Belg. Ophthal.* — 1973. — V. 163. — P. 217–222.
32. Donders F.C. Die Anomalien der Refraction and Accommodation des Auges, ed. 2. Vienna, W. Braumuller. — 1888. — PP. 112, 114. Cited by: G.K. von Noorden, E. Campos. *Binocular Vision and Ocular motility. Theory and Management of Strabismus*. 6<sup>th</sup> Edition. Mosby, 2002. — P. 541.
33. Godts D.J.M. Ophthalmic Prisms from Diagnosis to Therapy / D.J.M. Godts // *Advances in Strabismus. Proceedings of the XIIth meeting of the International Strabismological Association in Kyoto, Japan. December 1–4, 2014.* — P. 61–66.
34. Graefe A. von. Über musculäre Asthenopie / A. Graefe von // *Arch. Clin. Exp.; Ophthalmol.* — No. 8. — S. 314. — 1862. Cited by: G.K. von Noorden, E. Campos. *Binocular Vision and Ocular motility. Theory and Management of Strabismus*. 6<sup>th</sup> Edition. Mosby, 2002. — P. 541.
35. Greenwald M.J. Prism adaptation study (letter) / M.J. Greenwald // *Ophthalmology.* — 1996. — V. 103. — P. 1725.
36. Herzau V. Beobachtungen bei Prismenbehandlung des frühkindlichen Strabismus convergens / V. Herzau // *Klin. Mbl. Augenheilk.* — 1974. — B. 165. — No. 5. — S. 724–732.
37. Jampolsky A. Membrane fresnel prisms: A new therapeutic device / A. Jampolsky, M. Flom, J.C. Thorson // In Fells P, ed: *The First Congress of the International Strabismological Association*. St Louis, Mosby–Year Book, 1971. — P. 183. Cited by: Von Noorden G.K., Campos E. *Binocular Vision and Ocular Motility. Theory and Management of Strabismus*. 6<sup>th</sup> Edition. Mosby, 2002. — P. 541.
38. Javal E. Manuel théorique et pratique du strabisme / E. Javal // Paris, Masson. — 1895. Cited by: Von Noorden G.K., Campos E. *Binocular Vision and Ocular Motility. Theory and Management of Strabismus*. 6<sup>th</sup> Edition. Mosby, 2002. — P. 541.
39. North R.V. Effect of prolonged vergence upon the adaptation system / R.V. North, B. Sethi, D.V. Henson // *Ophthalm. Physiol. Optics.* — 1986. — V. 6. — No. 4. — P. 391–396.
40. Ohtsuki H. Preoperative prism correction in patients with acquired esotropia / H. Ohtsuki, S. Hasebe, Y. Tadokoro, et al. // *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* — 231:71. — 1993.
41. Prism Adaptation Study Research Group: Efficacy of prism adaptation in the surgical management of acquired esotropia // *Arch. Ophthalmol.* — 1990. — V. 108. — P. 1248. Cited by: Noorden and Campos, 2002. — C. 572.
42. Reineke R.D. Strabismus. *Arch. Ophthalmol.* — 1972. — V. 88. — No. 12. — P. 667–692.

43. Repka M.X. The one-year surgical outcome after prism adaptation for the management of acquired esotropia / M.X. Repka, E. Connet, W.E. Scott // *Ophthalmology*. — 1996. — V. 103. — P. 922.
44. Sattler C.H. Prismenbrillen sur Frühbehandlung des Konkomittierten Strabismus / C.H. Sattler // *Klin. Mbl. Augenheilk.* — 1930. — B. 84. — S. 13.
45. Sattler C.H. Cited by A. Arruga. Less usual applications of press-on-prisms / A. Arruga // *J. Pediatr. Ophthalmol. (Chicago)*. — 1971. — No. 4. — P. 239–242.
46. Thaler-Antlanger H. Normosensorisches essentielles konvergentes Spätschielen / H. Thaler-Antlanger // *J. pract. Augenheilk.* — 1987. — B. 8. — No. 5. — S. 272–276.
47. Veronneau-Troutman S. Fresnel Prism Membrane in the Treatment of Strabismus / S. Veronneau-Troutman // *Canad. J. Ophthalmol.* — 1971. — No. 6. — P. 249–257.
48. Veronneau-Troutman S. Prisms in the Medical and Surgical Management of Strabismus / S. Veronneau-Troutman // *St Louis, Mosby—Year Book, 1994*. — Cited in: G.K. von Noorden, E. Campos. *Binocular Vision and Ocular motility. Theory and Management of Strabismus*. 6<sup>th</sup> Edition. Mosby, 2002. — P. 541.
49. Von Noorden G.K. *Binocular Vision and Ocular Motility* / G.K. von Noorden, E. Campos. Theory and Management of Strabismus. 6<sup>th</sup> Edition. Mosby, 2002. — P. 540–541.
50. Wahl B. Orthoptic prisms — calibration and true values / B. Wahl, K. Bendzmierowski, R. Heins, G. Waesermann // 12<sup>th</sup> Meeting of the International Strabismological Assotiation. December 2014, Kyoto-Japan. — P. 67–74.
51. Welge-Lüssen L. Erfahrungen mit der Prismenbehandlung bei kleinen Schielwinkel / L. Welge-Lüssen, D. Bock // *Klin. Mbl. Augenheilk.* — 1970. — B. 159. — No. 1. — S. 60–66.
52. Woo G.C. Effect of Fresnel prism dispersion on contrast sensitivity function / G.C. Woo, F.W. Campbell, B. Ing // *Ophthalm. Physiol. Optics*. — 1986. — V. 6. — No. 4. — P. 415–418.



## МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ  
НАЦІОНАЛЬНА МЕДИЧНА АКАДЕМІЯ ПІСЛЯДИПЛОМНОЇ  
ОСВІТИ ІМЕНІ П. Л. ШУПИКА

ЗАТВЕРДЖЕНО  
Рішення вченої ради  
НМАПО імені  
П.Л.Шупика  
Протокол від 10 квітня  
2019 року № 4

Уведено в дію  
Наказ НМАПО  
імені П. Л. Шупика  
від 11 квітня 2019 року  
№1862

### **ДІАГНОСТИКА, ПЛЕОПТО-ОРТОПТО-ДИПЛОПТИЧНЕ ЛІКУВАННЯ**

### **ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ МОДИФІКОВАНИХ ПРИЗМ ФРЕНЕЛЯ ПРИ СПІВДРУЖНІЙ КОСООКОСТІ** *(методичні рекомендації)*

Київ – 2019

#### УСТАНОВИ-РОЗРОБНИКИ:

Міністерство охорони здоров'я України  
Національна медична академія післядипломної освіти  
імені П. Л. Шупика  
Київська міська клінічна офтальмологічна лікарня  
«Центр мікрохірургії ока»

## УКЛАДАЧІ:

д. мед. н., професор Риков С. О.	(044) 408-05-36
д. мед. н., професор Шаргородська І. В.	(044) 408-74-18
к. мед. н. Денисюк Л. І.	(044) 404-08-51
к. мед. н., доцент Акіменко О. В.	(044) 404-47-53
к. мед. н. Шевколенко М. В.	(044) 404-47-53
к. мед. н. Якимов А. К.	(044) 408-60-27
Алєєва Н. М.	(044) 404-47-53
к. мед. н. Мелліна В. Б.	(044) 404-47-53

## РЕЦЕНЗЕНТИ:

Завідувач кафедри офтальмології Харківського національного медичного університету, д. мед. н., професор Бездітко П. А.  
Експерт МОЗ України за напрямками «Офтальмологія, дитяча офтальмологія», к. мед. н., доцент Барінов Ю. В.

## ЗМІСТ

Перелік скорочень

Вступ

Діагностика стану бінокулярних функцій

Етап плеоптичного лікування

Етап ортоптичного лікування

Етап диплоптичного лікування

Ефективність діагностики та лікування співдружньої косоокості за допомогою одночасного застосування призматичної корекції з корекцією аномалії рефракції (окуляри комбінованої дії)

Методика підбору призмових окулярів

Висновки

Перелік рекомендованої літератури

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АЛ	— амбліоспекл лазерний
АТФ	— аденозинтрифосфорна кислота
ГЗ	— гострота зору
Град	— градус
Дптр	— діоптрія
ПД	— призмове діоптрія
СМ	— сканер медичний лазерний

## ВСТУП

Співдружна косоокість (H50.0-H50.4) — одне з найбільш частих захворювань очей у дитячому віці, яке є досить поширеним в Україні і на яке страждає від 3 до 7 % дитячого населення нашої країни. Помітний зовні, цей косметичний дефект негативно позначається на психічному здоров'ї дітей. Діти стають замкнутими, дратівливими, вважають себе неповноцінними, відмовляються від окулярів. Косоокість призводить до глибоких функціональних порушень у зоровій системі: втрата стереоскопічного зору та амбліопія значно обмежують вибір професії. Своєчасне виявлення та усунення несприятливих для розвитку окового апарату чинників, правильна терапія в більшості випадків веде до функціонального виліковування косоокості.

Зазвичай лікування хворих на співдружно косоокість є поетапним послідовним та довготривалим: етап плеоптичного лікування, методи ортоптики, диплоптичні методи, які повинні призначатися вчасно за показаннями відповідно стану хворого. При цьому використовуються різноманітні апарати та пристрої.

Завдяки технічному прогресу методи впливу на монокулярні та бінокулярні функції за допомогою апаратів та пристроїв удосконалювались й на теперішній час існує значна їх кількість, що дозволяє урізноманітнити лікування, індивідуально підбираючи різні варіанти для кожного пацієнта відповідно первинного стану.

Розробка вітчизняних призм відкрила нові перспективи використання призми в діагностиці та лікуванні амбліопії і косоокості, об'єднавши три основних етапи плеоптики, ортоптики і диплоптики в один, що суттєво скорочує терміни лікування і підвищує його ефективність.

Методичні рекомендації призначені для лікарів офтальмологів та лікарів-інтернів.

## ДІАГНОСТИКА СТАНУ БІНОКУЛЯРНИХ ФУНКЦІЙ

Накази МОЗ України: № 827 від 08.12.2015 «Про затвердження та впровадження медико-технологічних документів зі стандартизації медичної допомоги при порушеннях рефракції та акомодатції» та від 14.05.2013 р. № 372 «Про систему офтальмологічної допомоги населенню України».

Виявлення косоокості можливе за допомогою різних тестів і проб, та застосуванням призм та приладів.

## 1. ТЕСТ ПЕРЕКРИТТЯ

Хворому пропонують дивитися на світло офтальмоскопа. Лікар долонею по черзі закриває праве та ліве око. Якщо виникають установчі рухи при відкриванні ока, це свідчить про наявність кута у хворого: при збіжній косооконості рухи будуть спрямовані назовні, при розбіжній — до носа, при суправергенції — донизу, при інфравергенції — догори.

## 2. ТЕСТ З ПРИЗМОЮ

При наявності здатності до бінокулярного злиття приставлена до одного з очей призма викличе установчий рух цього ока для переведення зображення на центральну ямку сітківки та позбавлення двоїння.

Пробу проводять наступним чином. Пацієнт фіксує об'єкт на близькій відстані (60–70 см.) та на відстані 5 метрів. Поперемінно перед правим та лівим оком встановлюють та швидко забирають призму силою 10–12 ПД основою до скроні. При наявності бінокулярного зору обидва ока після забирання призми здійснюють установчі рухи. При відсутності бінокулярного зору — установчі рухи з'являються тільки на фіксуючому оці та не виникають на оці, що косить.

## 3. ПРОБА ФІЛАТОВА-КАЛЬФИ (ОРІЄНТОВНА)

Для проведення проби необхідно мати дві спиці (або два олівці). Лікар, тримаючи одну спицю, пропонує досліджуваному кінчиком другої спиці доторкнутися кінчика своєї. Якщо у хворого бінокулярний характер зору, ускладнень при виконанні проби не виникає.

## 4. ПРОБА СОКОЛОВА-КАНТАНЕ («ОТВІР» У ДОЛОНІ)

До одного ока приставляють трубу, біля кінця якої розміщують долоню другої руки. При двох розплющених очах при наявності бінокулярного зору хворий бачить «отвір» у долоні.

## ВИЗНАЧЕННЯ КУТА КОСООКОСТІ

Вид косооконості та кут визначають за напрямком відхилення ока (збіжна, розбіжна, вертикальна). Збіжну косоокість позначають знаком «+», розбіжну — «-», вертикальну — «↑↓». Кут визначається для далі та на близькій відстані.

Для практичних цілей здебільшого використовують *метод Гіриберга*, при якому величину кута визначають за положенням світ-

лового рефлексу від прямого чи дзеркального офтальмоскопа на рогівці відносно зіниці. Визначення проводять при величині зіниць в межах 3 мм:

- якщо рефлекс знаходиться приблизно в 3 мм від лімба на склері, кут дорівнює  $60^\circ$ ;
- якщо рефлекс на лімбі —  $45^\circ$ ;
- рефлекс на зовнішній третині відстані від лімба до краю зіниці —  $30^\circ$ ;
- рефлекс на внутрішній третині відстані від лімба до краю зіниці —  $20^\circ$ ;
- рефлекс на краю зіниці —  $15^\circ$ ;
- рефлекс на зіниці ближче до краю —  $10^\circ$ .

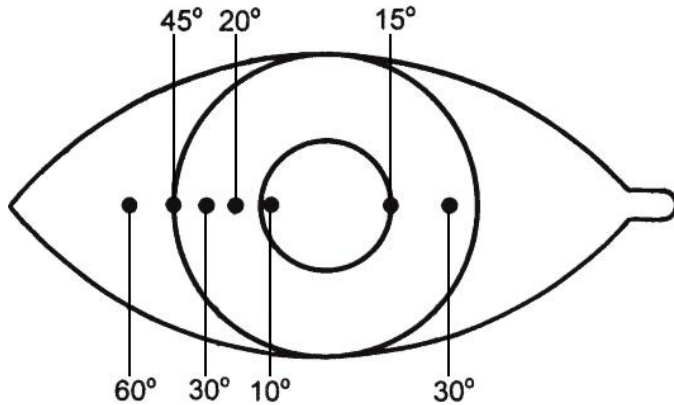


Рис. 1. Схема визначення кута косоокості за методом Гіршберга

## ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДУ ПРИЗМОВОЇ СТРАБОМЕТРІЇ У ВИЗНАЧЕННІ ВЕЛИЧИНИ КУТА КОСООКОСТІ.

Найбільш точним методом визначення величини кута косоокості є метод призмової страбометрії. Застосовують набір модифікованих призм Френеля або призмових лінійок.

З даною метою Сергієнком М.М., Петровим В.В., Риковим С.О. з співавторами був розроблений «Набір компенсаторів косоокості призмових КК-42» на основі модифікованих призм Френеля силою від 0,5 до 30 ПД. В діапазоні від 1 до 10 ПД крок призми складає 1,0 ПД, в діапазоні від 10 до 30 ПД — 2,0 ПД. Набір дозволяє вимірювати кут до 60 ПД (по 30 ПД на кожне око).

Пацієнту, за необхідності, корегують аметропію за допомогою рефракційних лінз. Потім в лінзотримач пробної оправі перед ведучим

оком встановлюють призму на 10 ПД менше від діагностованого кута за Гіршбергом таким чином, щоб індекс маркування призмового компенсатора був спрямований в бік відхилення ока (при езотропії — до носу, при екзотропії — до скроні, при гіпертропії — доверху, при гіпотропії — донизу, при комбінованій косооконості: спочатку компенсувати горизонтальну девіацію а потім вертикальну і визначити силу призми, як суму векторів призм по правилу паралелограмма з використанням призмових номограм). Силу призми збільшують чи зменшують до повної нейтралізації установчих рухів. Якщо призма силою 30 ПД перед одним оком не компенсує установчі рухи, ставте з меншої сили 5 ПД поступово збільшуючи призми перед іншим оком (максимально 30 ПД), до повної нейтралізації установчих рухів. Сума сили призми, при яких відсутні установчі рухи, відповідає величині кута девіації.



Рис. 2. Набір компенсаторів косооконості призмових КК-42

## ВИЗНАЧЕННЯ КУТА КОСООКОСТІ НА СИНОПТОФОРІ.

У касети синоптофора встановлюють об'єкти для злиття (котик з вухами перед одним оком та котик з хвостиком — перед другим). Враховують міжзіничну відстань, яку встановлюють за відповідною шкалою приладу. В ручному режимі по черзі перемикають освітлення об'єктів перед правим та лівим оком. При наявності установчих рухів касети з об'єктами пересувають до положення, при якому установчі рухи зникають. Об'єктивний кут оцінюють за показниками відповідної шкали приладу.

Після визначення статичної рефракції в умовах циклоплегії та призначення корекції аметропії переходять до подальших етапів лікування: плеоптичних, ортоптичних та диплоптичних методів впливу на зорову систему.

## ЕТАП ПЛЕОПТИЧНОГО ЛІКУВАННЯ ХВОРИХ НА СПІВДРУЖНЮ КОСООКІСТЬ

Одним з перших етапів є плеоптичне лікування, що являє собою систему методів, направлених на лікування амбліопії з метою нормалізації фіксації та підвищення зорових функцій.

**Оклюзія.** Основним засобом плеоптики є пряма оклюзія (вимкнення здорового ока), що робить гірше око ведучим й призводить до відновлення зору амбліопічного ока або ока, що косить. Зазвичай застосовують оклюдори промислового виробництва. Оклюзія ведучого ока призначається, в залежності від ступеню амбліопії, від 2 до 6-ти годин на добу з подальшим контролем гостроти зору через 2 місяці. Оклюдори бувають непрозорі, напівпрозорі. З підвищенням зору амбліопічного ока прозорість оклюдора можна збільшувати, що має сприяти розвитку бінокулярної координації обох очей.

**Пеналізація.** Надмірно тривала оклюзія може порушувати бінокулярні взаємовідносини й, щоб уникнути даного порушення, була запропонована пеналізація (штрафування). Пеналізація може бути медикаментозна з застосуванням мідріатиків довготривалої дії та рефракційна. Принцип методу — створення штучної анізетропії (рефракційна пеналізація) чи медикаментозної, внаслідок чого зір ведучого ока погіршується, а амбліопічне око стає фіксуєчим. Застосування виду пеналізації узгоджується з вихідним станом зорових функцій пацієнта. Пеналізація найбільш ефективна у той період, коли у дитини ще немає значних сенсорних порушень у зоровій системі, тому її слід призначати якомога раніше, одразу після виникнення косоокості. Застосування її можливе навіть у дітей від 1-го року.

**Застосування призм при ексцентричній фіксації.** При наявності у хворого амбліопії з неправильною фіксацією можливе використання призм, що розташовуються перед здоровим оком. Сила призми підбирається таким чином, щоб рефлекс на хворому оці зайняв центральне положення. Зміна положення зображення на сітківці підвищує ефективність подальших стимулюючих вправ. При зміні фіксації сила призми відповідно корегується.

**Світлова стимуляція зорових функцій.** За відсутності у дитини значного ефекту в лікуванні за допомогою оптичної корекції аномалії рефракції та оклюзії впродовж 6-ти місяців, для підвищення зорових функцій додатково призначають гелій-неонову лазерну стимуляцію макулярної ділянки сітківки.

Низькоінтенсивне лазерне випромінювання видимого спектру має високий стимулюючий вплив при багатьох офтальмологічних захворюваннях. Основними клінічними ефектами є поліпшення мікроциркуляції, протинабрякова та протизапальна дія, прискорення регенерації ушкоджених тканин. Лазерстимуляцію можна застосовувати як монотерапію, так і в поєднанні з різноманітними медикаментами.

В результаті лазерної стимуляції підвищується гострота зору, відмічається позитивна динаміка у кольоросприйнятті, відбувається посилення хоріоїдального кровотоку й зменшення деструктивних змін у пігментному епітелії сітківки. Низькочастотна (7–13 Гц) лазерна фотостимуляція з постійним засвіченням додатково підвищує чутливість світлової реакції сітківки, сприяє формуванню й стабілізації внутрішньокортикальних зв'язків, забезпечує розвиток форми зору та його гостроти. Лазерні джерела, окрім локального засвічення, використовують у плеоптичному лікуванні у вигляді лазерних спеклів (спостереження фігур лазерної «зернистості») в апаратах для низькоінтенсивної лазерної терапії в офтальмології: лазер терапевтичний офтальмологічний (ЛТО-02р), сканер медичний лазерний (СМ-4, СМ-5).

Вплив проводиться червоним монохроматичним випромінюванням, імпульсним випромінюванням, інфрачервоним імпульсним випромінюванням.

Широкий діапазон статичних й динамічних тест-об'єктів, різноманіття форм й умов впливу дозволяє застосовувати лазерну стимуляцію як при амбліопії, так і при органічних ураженнях зорового аналізатору.

## ЕТАП ОРТОПТИЧНОГО ЛІКУВАННЯ

Наступним етапом апаратного лікування після плеоптичного є ортоптика. Метою ортоптики є вироблення правильних ретинокортикальних зв'язків, отримання біфовеального злиття й розвиток фузійних резервів. Ортоптика показана при наявності стійкої фовеальної фіксації обох очей.

**Синоптофор** — апарат, який є основним при проведенні ортоптичного етапу лікування в умовах гаплоскопії. Відмінністю умов гаплоскопії від природних є те, що кожному оку пред'являється власний тест-об'єкт (об'єкти мають бути з подібними контурами). Пацієнт



мусить злити зображення об'єктів у єдиний зоровий образ, що реально не існує. Лікування проводять під об'єктивним кутом, що визначають за зникненням установних рухів при попереминому пред'явленні тест-об'єктів перед лівим та правим оком. Для розгальмування скотоми або руйнування небіфовеального злиття доцільно проводити поперемине миготіння з різною частотою. При отриманні стійкого біфовеального злиття переходять до розвитку фузійних резервів, поступово змінюючи положення касет з об'єктами. Ортоптичні вправи на синоптофорі ефективніші з застосуванням призматичної компенсуючої корекції.

## ЕТАП ДИПЛОПТИЧНОГО ЛІКУВАННЯ

Зазначені недоліки ортоптики стали приводом для розробки методів диплоптики — заключного етапу при лікуванні порушень біокулярних функцій, під час якого проводиться тренування біокулярного зору в природних умовах для реалізації навичок, сформованих в процесі ортоптичного лікування. Показанням для даного етапу є правильне (або близьке до нього) положення очей й наявність біфовеального злиття на синоптофорі.

**Точковий миготливий об'єкт** (єдиний об'єкт фіксації для правого та лівого ока). Оскільки ретино-кортикальні зв'язки, що виникли на перших етапах лікування ще недостатньо стійкі, лікування необхідно починати з використанням скелець Баголіні, як найменш дисоційованого пристрою, та точкового миготливого об'єкту. Скельця встановлюють у пробну оправу під  $45^\circ$  у взаємно перпендикулярному положенні.

Після отримання злиття в подальшому для закріплення (посилюючи роз'єднання) можна перейти на червоно-зелені окуляри, також можливе навантаження додатковою призмозою (фузійні резерви) та від'ємним склом (вплив на акомодацию).

## ЕФЕКТИВНІСТЬ ДІАГНОСТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ СПІВДРУЖНОЇ КОСООКОСТІ ЗА ДОПОМОГОЮ ОДНОЧАСНОГО ЗАСТОСУВАННЯ ПРИЗМАТИЧНОЇ КОРЕКЦІЇ З КОРЕКЦІЄЮ АНОМАЛІЇ РЕФРАКЦІЇ (ОКУЛЯРИ КОМБІНОВАНОЇ ДІЇ)

В дослідженні взяли участь 149 дітей з співдружною косоокістю віком від 4 до 18 років. В основній групі було 88 дітей, з них хлопчиків — 49 (55,7 %) та дівчат 39 (44,3 %), з яких в підгрупу слабого ступеню амбліопії ввійшло 27 дітей, середнього — 29 дітей, та високого — 32 дитини. В групі порівняння була 61 дитина, з яких хлопчиків —

32 (52,5 %), а дівчат — 29 (47,5 %), з них в підгрупі слабого ступеню амбліопії — 21 дитина, середнього та високого — по 20 дітей.

Співдружнн езотропія була у 77 дітей основної групи, а співдружнн екзотропія — у 11 дітей, з них у 6 (6,8 %) — частково акомодацийна, а у решти — неакомодацийна. У групі порівняння співдружню езотропію мали 54 дитини, а екзотропія була у 7 пацієнтів, з них у 13 (21,3 %) — акомодацийна, а у решти — неакомодацийна. Діапазон кута девіації за даними Гіршберга склав від 5 до 20 град. (10-40 ПД).

В групі порівняння для лікування використовувалось апаратне плеопто-ортопто-диплоптичне лікування. Курс складав 10 днів — тричі протягом 6-ти місяців. Додатково дітям призначалась оклюзія на ведуче око від 2 до 4 годин на день, в залежності від ступеню амбліопії. В основній групі діти лікувались призмовими окулярами. В залежності від ступеню амбліопії було проведено розподіл сили мікропризм між двома очима з урахуванням корекції аметропії, де більшу силу призми призначали на ведуче око з ефектом пеналізації. Додатково проводилась оклюзія ведучого ока на 2 години на день в групі з високим ступенем амбліопії.

Контроль зорових функцій проводився через 6 місяців лікування.

За результатами обстеження встановлено, що при діагностиці кута косоокості, визначені розбіжності в результатах виміру кута у однієї і тієї ж дитини за методом Гіршберга, синоптофором та за набором призм КК-42. При первинному огляді кут становив за Гіршбергом 18,88ПД, за синоптофором 33,74 ПД та за набором КК-42 — 24,5 ПД. Середній показник коефіцієнту кореляції змін між показниками різних методів вимірювання кута косоокості дорівнює 0,61 ( $p < 0,05$ ) і вказує на статистичну достовірність результатів. Для точності визначення кута девіації була виконана адаптаційна проба з призмами. Встановлено, що за 30 хв. перебування в окулярах з модифікованими призмами Френеля в поєднанні з корегуючими аметропію лінзами кут від первинних даних змінився — різниця склала 2,43 ПД ( $p < 0,05$ ).

## МЕТОДИКА ПІДБОРУ ПРИЗМОВИХ, СФЕРО-ПРИЗМОВИХ І СФЕРО-ЦИЛІНДРО-ПРИЗМОВИХ ОКУЛЯРІВ

1. Визначити гостроту зору з корекцією аномалії рефракції для далі з 5-ти метрів за оптотипами таблиці для перевірки зору.
2. Визначити характеру зору з корекцією аметропії за кольоро-тестом.
3. Визначити кут косоокості за Гіршбергом з корекцією аметропії (1 градус = 2 призмових діоптрій (ПД)).

4. Виміряти міжзіничну відстань та одягнути пробну окулярну оправу.

5. Відкорегувати, за необхідності, аметропію за допомогою рефракційних лінз. Потім в лінзотримач пробної оправы перед ведучим оком встановити призму на 10 ПД менше від діагностованого кута за Гіршбергом таким чином, щоб індекс маркування призмового компенсатора був спрямований в бік відхилення ока (при езотропії — до носу, при екзотропії — до скроні, при гіпертропії — доверху, при гіпотропії — донизу, при комбінованій косоокості: спочатку компенсувати горизонтальну девіацію а потім вертикальну і визначити силу призми, як суму векторів призм по правилу паралелограмма з використанням призмових номограм).

Силу призми збільшувати чи зменшувати до повної нейтралізації установчих рухів. Якщо призма силою 30 ПД перед одним оком не компенсує установчі рухи, ставте з меншої сили 5 ПД, поступово збільшуючи призми перед іншим оком (максимально 30 ПД), до повної нейтралізації установчих рухів. Сума сили призм, при яких відсутні установчі рухи, відповідає величині кута девіації.

1. В залежності від величини кута косоокості та показників зорових функцій ведучого та амбліопічного ока виконати розподіл сили призм між двома очима за показниками залежності гостроти зору від сили призми з перевагою призначення більшої призми на ведуче око (ефект пеналізації). Якщо гострота зору однакова на обох очах то сила призм розподіляється за принципом рівності між обома очима для сприятливого стимулу обох очей до вироблення біокулярного зору.

2. Призначити окуляри та провести адаптаційну пробу (30 хвилин).

3. Виконати контроль кута девіації. Якщо наявні установчі рухи — провести збільшення або зменшення сили призми до стійкої ортотропії з повторною адаптаційною пробою.

4. Визначити показники зорових функцій в комбінованих окулярах після адаптаційної проби та встановлення стійкої ортотропії (гострота зору, контрастна чутливість, характер зору, кут девіації).

5. Виписати рецепт згідно отриманих даних.

### **Результати лікування**

За 6 місяців в основній групі на косому оці гострота зору, за період лікування, збільшилась в підгрупі слабого ступеню на 25,0 %, в підгрупі середнього — на 48,0 % та високого — на 41,0 %. На ведучому оці гострота зору збільшилась на 10,0 % в підгрупі з слабким ступенем, на 8,0 % — з середнім та на 11,0 % — з високим ( $p < 0,05$ ).

На відміну від основної групи в групі порівняння показники гостроти зору були гіршими. В підгрупі слабого ступеню гострота зору збільшилась на 9,0 %, середнього — на 11,0 % та високого — на 4,0 % ( $p < 0,05$ ). На ведучому оці гострота зору в підгрупі з слабким ступенем збільшилась на 1,0 %, з середнім — на 6,0 % та з високим — на 4,0 % ( $p > 0,05$ ) (рис. 3).

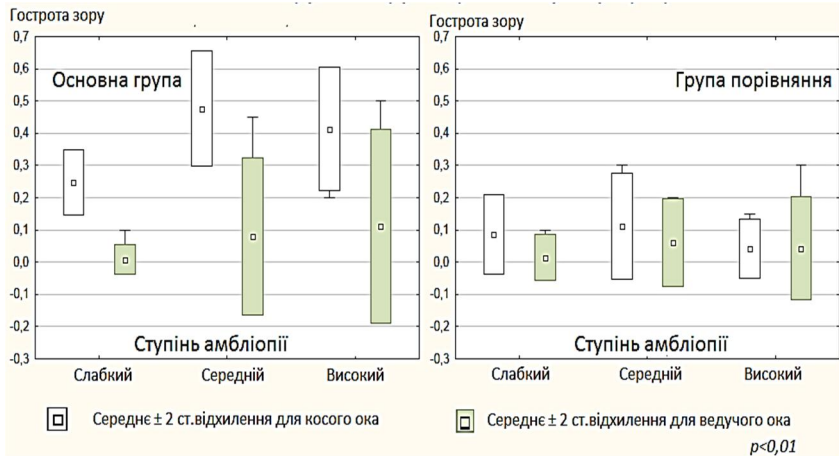


Рис. 3. Приріст гостроти зору за 6 місяців лікування на косому та ведучому очах в основній групі та в групі порівняння

За 6 місяців лікування кут косоокості в основній групі зменшився з  $9,14 \pm 0,42$  град до  $8,77 \pm 0,46$  град ( $p < 0,05$ ). Через 6 місяців у двох пацієнтів були зняті призмові окуляри за рахунок відсутності кута косоокості. Один з них мав езотропію та середній ступінь амбліопії а інший — екзотропію та високий ступінь амбліопії. В групі порівняння кут девіації за 6 місяців майже не змінився ( $p > 0,05$ ). До лікування середній показник становив  $8,95 \pm 0,54$  град, а через 6 місяців —  $8,93 \pm 0,55$  град.

Через 6 місяців в основній групі в призмових окулярах 51 дитина (58,0 %) мала одночасний зір: в підгрупі з слабким ступенем — 14 дітей (52,0 %), в підгрупі з середнім — 20 дітей (69,0 %) та в підгрупі з високим — 16 дітей (50,0 %). Бінокулярний характер зору отримали 20 дітей (22,7 %) хворих, з них — 13 дітей (48,0 %) — з слабким ступенем амбліопії, 5 дітей (17,0 %) — з середнім та 2 дитини (6,0 %) — з високим (рис. 4).

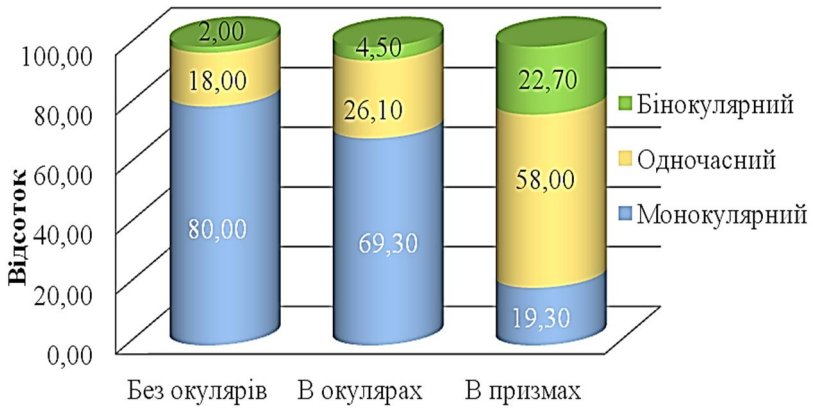


Рис. 4. Характер зору у дітей в основній групі через 6 місяців

У дітей групи порівняння за 6 місяців бінокулярний характер зору отримала 1 дитина (1,6 %) з слабким ступенем амбліопії а одночасний — 10 дітей (16,4 %) (рис. 5).

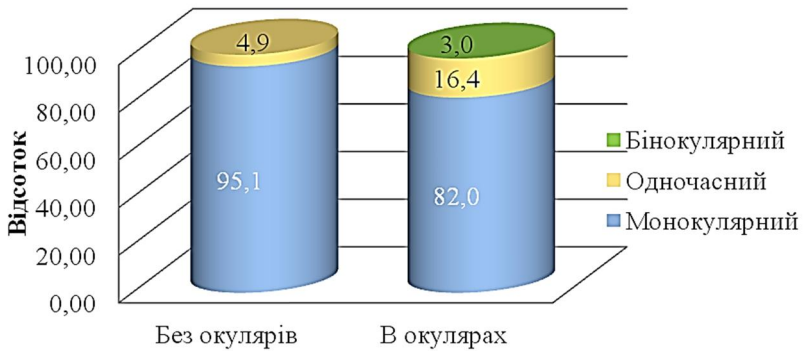


Рис. 5. Характер зору у дітей в групі порівняння через 6 місяців

## ВИСНОВКИ

Покращення показників зорових функцій залежать від постійного безперервного включення амбліопічного ока в роботу. Відомі методи плеопто-ортоптичного апаратного лікування дітей, хворих на співдруж-

ню косоокість, є короточасні та не завжди успішні (підвищення гостроти зору амбліопічного ока на 37,0–58,9 %, розвиток бінокулярного зору – 1,6 %).

Для лікування співдружній косоокості у вигляді пролонгованої плеоптоортоптики, рекомендовані окуляри з лінзами комбінованої дії (Мікропризмova лінза комбінованої дії: пат. на корисну модель 46750 Україна, МПК51 (2009) А61В 3/08, № u200904525 / В. В. Петров [та співавтори]), які включають в собі сферичний та призмовий компоненти, що дозволяє одночасно компенсувати кут девіації та аномалію рефракції. Такі окуляри можуть бути виготовлені за індивідуальним рецептом та будь якої комбінації: сферо-призмові, сферо-циліндро-призмові, циліндро-призмові та призмові. Призмові окуляри можуть призначатись дітям з раннього віку (з 1-го року) та використовуватись в доопераційному та післяопераційному періоді, для формування сенсорних зв'язків.

При виписуванні призмових окулярів слід користуватись нами запропонованою методикою підбору. При симетричній гостроті зору обох очей потрібно розподіляти силу призм між двома очима за принципом рівності, а при наявній амбліопії — з перевагою призначення більшої сили на ведуче око (ефект пеналізації) для стимулу до роботи амбліопічного ока.

Рекомендований термін лікування повинен становити не менше 6 місяців, так як заключним етапом в лікуванні косоокості є формування чи відновлення бінокулярного зору та фузії.

При стабільності кута косоокості в призмових окулярах протягом 6-ти місяців хірургічне лікування може дозуватись за вже встановленою силою призм, що полегшує діагностику обсягу хірургічного втручання на м'язах для хірурга страболога.

Запропоновані методичні рекомендації стануть в нагоді офтальмологам, офтальмологам дитячим (поліклінік, спеціалізованих офтальмологічних закладів, дитячих садочків, кабінетів охорони зору, тощо), лікарям-інтернам, науковим працівникам, студентам ВНЗ та аспірантам.

## ПЕРЕЛІК РЕКОМЕНДОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. General health-related quality of life in preschool children with strabismus or amblyopia / G. Wen, R. McKean-Cowdin, R. Varma [et al.] // *Ophthalmology*. — 2011. — Vol. 118, No. 3. — P. 574–580.

2. Irfan S. Understanding strabismus / S. Irfan // New Delhi India; Philadelphia, PA: Jaypee Brothers Medical Publishers (P) LTD, 2014. — xiv, 130 p.

3. Pediatric ophthalmology and new strategies of strabismus therapy / Article in German // *Klin. Monbl. Augenheilkd.* — 2012. — Vol. 229, No. 10. — P. 977–978.
4. Акименко Е.В. Эффективность призматической коррекции при лечении больных содружественным косоглазием / Е.В. Акименко, В.Б. Подгорная, А.Д. Подгорная // VI Науково-практична конференція дитячих офтальмологів України з міжнародною участю, 18–19 червня 2015 р., м. Львів. Збірник праць. С. 18–20.
5. Базарбаева А.Р. Диплоптические методы лечения содружественного косоглазия / А.Р. Базарбаева, Т.П. Кащенко // *Вестник офтальмологии.* — 2015. — № 6. — С. 95–98.
6. Бойчук И.М. Состояние стереозрения у больных с непостоянной формой расходящегося косоглазия до и после лечения / И.М. Бойчук, Тарак Алуи // VI Науково-практична конференція дитячих офтальмологів України з міжнародною участю, 18–19 червня 2015 р., м. Львів. Збірник праць. С. 43–44.
7. Зрительные функции и их коррекция у детей: Руководство для врачей / под ред. С.Э. Аветисова. Москва: Медицина, 2005. 867 с.
8. Мелліна В.Б. Ефективність лікування дисбінокулярної амбліопії при співдружній косоокості за допомогою призмових окулярів / В.Б. Мелліна // Автореф. дис.. на здобуття наукового ступеня к.мед.н., Київ, 2018. С. 10–15.
9. Наказ МОЗ №1422 від 29.12.2016 «Зміни до методики розробки та впровадження медичних стандартів (уніфікованих клінічних протоколів) медичної допомоги на засадах доказової медицини».
10. Наказ МОЗ України № 827 від 08.12.2015 «Про затвердження та впровадження медико-технологічних документів зі стандартизації медичної допомоги при порушеннях рефракції та акомодатії».
11. Наказ МОЗ України від 14.05.2013 р. № 372 (Зареєстровано в Міністерстві юстиції України 25 червня за № 1051/23583) «Про систему офтальмологічної допомоги населенню України».
12. Патент 113759 України, МПК А61В 3/08. Спосіб визначення форії у дітей / С.О. Риков, І.В. Шаргородська, Н.М. Алєєва, К.В. Коробов // № а 201608885; Заявлено 17.08.2016; Опубл. 10.02.2017, Бюл. № 3.
13. Патент 46750 України. Мікропризмova лінза комбінованої дії / М.М. Сергієнко, В.В. Петров, С.О. Риков та співавтори // Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 11.01.2010 р.
14. Патент 25549 України. Пристрій для діагностики косоокості / М.М. Сергієнко, В.В. Петров, С.О. Риков та співавтори // Зареєстровано в Державному реєстрі патентів України на корисні моделі 10.08.2007 р.
15. Патент 19835 України, МПК А61В 3/00. Пристрій визначення ригідності капсули ока / М.М. Сергієнко, І.В. Шаргородська, І.С. Світла, Б.Б. Карпенец // №а2005 02181; Заявлено 10.03.2005; Опубл. 15.01.2007, Бюл. №1. — С. 1.19.
16. Рыков С. А. Виды косоглазия и их классификации / С.А. Рыков, А.С. Сенякина // *Российская детская офтальмология.* — 2013. — № 2. — С. 45–52.
17. Риков С.О. Спосіб визначення форії у дітей / С. О. Риков, І. В. Шаргородська, Н.М. Алєєва, К.В. Коробов // Перелік наукової (науково-технічної)

продукції призначеної для впровадження досягнень медичної науки у сферу охорони здоров'я № 295/3/16 — випуск 3. — Київ, 2017. — С. 261.

18. Сергиенко Н.М. Офтальмологическая оптика / Н.М. Сергиенко. — К., 2015. — 259 с.

19. Сердюченко В. І. Дослідження стану очорухового апарату оптопичним методом у дітей дошкільного віку / В. І. Сердюченко, Ю.В. Грушко, Н. М. Дегтярьова // VI Науково-практична конференція дитячих офтальмологів України з міжнародною участю, 18–19 червня 2015 р., м. Львів. Збірник праць. С. 129–131.

20. Сидоренко Е. И. Новый метод лечения амблиопии и косоглазия у детей — инфрарасветотерапия / Е. И. Сидоренко, Г. В. Николаева, Ю. А. Альфара // Філатовські читання: матеріали наук.-практ. конф. офтальмологів з міжнар. участю. — Одеса, 2011. — С. 305.

21. Хуснутдинова Э. Г. Результаты лечения малых углов содружественного косоглазия у детей с применением аппаратно-программного комплекса «КАПБИС» / Э. Г. Хуснутдинова // Восток – запад. Точка зрения. — 2014. — Вып. 1. — С. 244–244.

22. Шевколенко М. В. Діагностика та планування хірургічного лікування співдружньої езотропії з малими кутами / М. В. Шевколенко // Автореф. дис. на здобуття наукового ступеня к.мед.н., Київ, 2011. — 21 с.



## ПАТЕНТИ

В. В. Петров, М. М. Сергієнко, С. О. Риков,  
С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко, А. А. Крючин

### **ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ КУТА КОСООКОСТІ**

*Патент України № 18152. Опубл. 16.10.2006. Бюл. № 10.*

Корисна модель відноситься до медицини, а саме до офтальмології, і може бути використана для вимірювання кута косоокості.

Відомий пристрій для вимірювання кута косоокості, який складається з пробної окулярної оправы і набору оптичних компенсаторів косоокості у вигляді окулярних призм. [Л.С.Урмахер, Л.І.Айзенштат. Офтальмологические приборы. — М: Медицина, 1988. — С. 225–227].

Недоліком цього пристрою є обмежений діапазон вимірювання, який знаходиться в межах від 3 до 8 призмових діоптрій. Це обмежене пов'язане з товщиною та вагою призми.

Задачею корисної моделі є розробка такого пристрою для вимірювання кута косоокості, який завдяки використанню призм Френеля дозволяє би розширити діапазон вимірювання.

Поставлена задача вирішується тим, що, в пристрої для вимірювання кута косоокості, який складається з пробної окулярної оправы і пробних оптичних компенсаторів косоокості, згідно корисної моделі, оптичні компенсатори косоокості виготовлені у вигляді призм Френеля в діапазоні від 0,5 до 30 призмових діоптрій. Виготовлення оптичних компенсаторів косоокості дозволяє розширити діапазон вимірювання до 60 призм діоптрій (враховуючи обидва ока). Це пояснюється тим, що призми Френеля тонкі, легкі і мають широкий діапазон.

Зазначені у формулі корисної моделі числові значення діапазону вимірів від 0,5 до 30 призмових діоптрій прийняті в зв'язку з конструктивними особливостями цього виду призм, оскільки при більшій кількості мікропризмових компонентів різко погіршується прозорість.

Набір призм Френеля є пристрій, в якому пластикові мікропризмові елементи із скла чи оптичної пластмаси, одна з поверхонь яких виготовлена гладкою, а інша — у вигляді призматичного растру, з діапазоном від 0,5 до 30 призмових діоптрій, установлені в каркас круглої форми з ручкою-утримувачем (зовнішній діаметр обойми

складає 27,5 мм, що відповідає діаметру лінзоутримувача оправу; товщина — 3,0 мм). Кожна обойма призм промаркована числовим значенням призматичної дії в призмових діоптріях і трикутним індексом, який зазначає напрямок основи призми.

**Приклад.** Пристрій може містити одну пробну окулярну оправу, дві призми силою 0,5 призмових діоптрій. В діапазоні від 1 до 10 призмових діоптрій призма з кроком в одну призмову діоптрію; в діапазоні від 10 до 30 — з кроком в дві призмові діоптрії. Всього 42 призми в розрахунку на обидва ока.

Пристрій використовують наступним чином. В лінзоутримувач пробної оправу встановлюють призми, напрямок дії яких є протилежним відхиленню ока. Почергово прикриваючи то одне, то інше око, перевіряють установочні рухи. Якщо вони є, то силу призми збільшують, поки при почерговому виключенні обох очей не зникнуть такі рухи.

Сила призми, при якій зникнуть установочні рухи, визначає кут косоокості.

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Пристрій для вимірювання кута косоокості, який складається з пробної окулярної оправу та набору пробних оптичних компенсаторів косоокості, який відрізняється тим, що оптичні компенсатори косоокості виготовлені у вигляді призм Френеля в дискретному діапазоні від 0,5 до 30 призмових діоптрій.

В. В. Петров, М. М. Сергієнко, С. О. Риков, С. М. Шанойло,  
М. В. Шевколенко, А. А. Крючин, Е. Е. Антонов

## ПРИСТРІЙ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ КОСООКОСТІ

*Патент України № 25549. Опубл. 10.08.2007. Бюл. № 12.*

Корисна модель відноситься до медицини, зокрема, до офтальмології, і може використовуватися для діагностики косоокості.

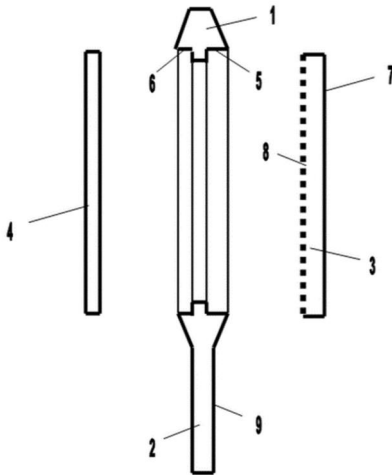
Відомий пристрій для вимірювання кута косоокості, що складається з пробної окулярної оправы та набору пробних оптичних компенсаторів косоокості, які виготовлено в вигляді призми Френелю з оптичною силою в дискретному діапазоні від 0,5 до 30 призмових діоптрій (М. М. Сергієнко, В. В. Петров, С. О. Риков, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко, А. А. Крючин. Патент України на корисну модель № 18152).

Недоліком цього пристрою є те, що мікропризмовий рельєф, який нанесений на утворюючу пластину кожного з компенсаторів, безпосередньо контактує з навколишнім середовищем і не захищений від забруднень, внаслідок чого під час експлуатації різко погіршується прозорість елементів і точність вимірювань кута косоокості із-за розсіювання променю світла внаслідок забруднень.

Задачею корисної моделі є створення пристрою для діагностики косоокості, в якому оптичні компенсатори косоокості завдяки використанню спеціальної захисної пластини зберігають свої оптичні властивості в процесі експлуатації.

Поставлена задача вирішується таким чином, що в пристрої для вимірювання кута косоокості, пробні оптичні компенсатори косоокості виготовляються в вигляді окремих оптичних елементів з необхідним мікрорельєфом, які герметично закріплюються в відповідній утворюючій оправі таким чином, що мікрорельєф залишається всередині компенсатора і не контактує безпосередньо з зовнішнім середовищем.

Пристрій для діагностики косоокості згідно з цією корисною моделлю включає в себе набір пробних оптичних компенсаторів (фіг. 1), кожен з яких складається з утворюючої оправы (1), мікропризмового елементу (3) та захисної пластини (4). Утворююча оправа (1) круглої форми з ручкою-утримувачем (2) під час проведення діагностики косоокості установлюється в пробну окулярну оправу. Товщина утворюючої оправы становить 3,0 мм, зовнішній діаметр дорівнює 37,5 мм,



що відповідає діаметру лінзоутримувача пробної окулярної оправы. Утворююча оправа має два кільцевих заглиблення (5)–(6) для скріплення оправы (1) з мікропризмовим елементом (3) та захисною пластинною (4).

Мікропризмовий елемент (3) круглої форми виготовляється з спеціальної пластмаси, прозорої для видимого спектрального діапазону. Діаметр елемента складає 29 мм, а товщина дорівнює 1,5 мм. Одна сторона (7) елемента (3)

гладка, а друга має мікропризмовий рельєф (8) відповідного профілю, який забезпечує відхилення променя світла та створює необхідну оптичну силу компенсатора косоокості. Елемент (3) герметично скріплюється з зазначеною утворюючою оправою (1) по поверхні заглиблення (5) рельєфом (8) всередину таким чином, що поверхня (7) елемента (3) заглиблена відносно поверхні утворюючої оправы на 0,25 мм. Діапазон зміни величини призматичної дії оптичних компенсаторів складає від 0,5 до 30,0 призмових діоптрій з дискретним шагом в 1,0 призмову діоптрію в діапазоні 1,0–10,0 діоптрій та з шагом в 2,0 діоптрії в діапазоні 10,0–30,0 призмових діоптрій, що визначається особливостями застосування компенсаторів косоокості.

Товщина захисної круглої пластини (4) з двома плоскими прозорими оптичними поверхнями становить дорівнює 0,6 мм, діаметр пластини складає 29,0 мм. Пластина герметично скріплюється з утворюючою оправою (1) по поверхні заглиблення (6) таким чином, що зовнішня поверхня пластини (4) заглиблена відносно поверхні оправы (1) на 0,25 мм, а зазор між внутрішньою поверхнею захисної пластини (4) та вершинами мікропризм рельєфу (8) складає 0,4 мм.

Маркування (9), що визначає напрямок та величину призматичної дії оптичних компенсаторів косоокості в призмових діоптріях, а також напрямок орієнтації мікрорельєфу, нанесено на ручку-утримувач (2) в вигляді трикутника з відповідною цифрою зі сторони елемента (3) з мікрорельєфом.

**Приклад.** Пристрій для діагностики косоокості може створюватися з пробної окулярної оправы та набору оптичних компенсаторів косоокості з призматичною дією в діапазоні від 0,5 до 30,0 призмових діоптрій, кожен з яких складається з утворюючої оправы та елемента з мікрорельєфом, виготовленого з прозорого полікарбонату шляхом нанесення на плоску пластину товщиною 1,5 мм серії заглиблень трикутного профілю з шагом 400 мкм та глибиною в діапазоні (3,4–183,3) мкм, для кожного дискретного значення призматичної дії оптичного компенсатора.

Пристрій використовують шляхом підбору компенсаторів косоокості в пробній оптичній оправі та одночасної перевірки установчих рухів на обох очах пацієнта до моменту зникнення таких рухів.

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Пристрій для діагностики косоокості, який складається з пробної окулярної оправы та набору пробних оптичних компенсаторів косоокості в вигляді призм Френелю, який відрізняється тим, що пробні оптичні компенсатори косоокості виготовляються в вигляді окремих оптичних елементів з необхідним мікрорельєфом, які герметично закріплюються в утворюючій оправі таким чином, що мікрорельєф залишається всередині компенсатора і не контактує безпосередньо з зовнішнім середовищем.

В. В. Петров, А. А. Крючин, С. О. Риков, М. М. Сергиенко,  
Є. Є. Антонов, В. Б. Меллина, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко

## **МІКРОПРИЗМОВА ЛІНЗА КОМБІНОВАНОЇ ДІЇ**

*Патент України № 46750. Опубл. 11.01.2010 р. Бюл. № 1.*

Корисна модель відноситься до медицини, зокрема, до офтальмології, і може використовуватися для лікування косоокості, а також інших порушень зору, зокрема, далекозорості, астигматизму, що поєднується з косоокістю.

Відомий метод використання призми в лінзах окулярів та відповідний пристрій для корекції порушень бінокулярного зору внаслідок сліпоти частини поля зору обох очей (Даніель Готтліб (Daniel D. Gottlieb), Патент США № 4 779 972 від 25.10.1988 р.). Метод пов'язаний з встановленням в стандартну рефракційну лінзу призми, що відхиляє промінь в напрямку поля втрат зору для одного з скла окулярів.

Недоліком цього пристрою є те, що лінза призматичної дії виготовлена зі скла і має значну товщину та відповідну вагу, що дає великі незручності при використанні таких комбінованих окулярів. Внаслідок цього практично неможливо виготовити лінзу призматичної дії оптичною силою більш, ніж 8–10 призмових діоптрій. Крім того, має місце викривлення зображень об'єктів, які спостерігає пацієнт внаслідок рефракції світла всередині призмових окулярів.

Відомий також призмовий пристрій для офтальмологічного застосування (Ранджана Пандя (Ranjana Pandya), Патент США № 6 934 084 від 23.08.2005 р.), який дає менші дефекти зображення за рахунок компенсації аберацій. Однак, зазначений пристрій не має в своєму складі сферичної компоненти лінзи, тому не може застосовуватися для лікування комбінованих дефектів зору.

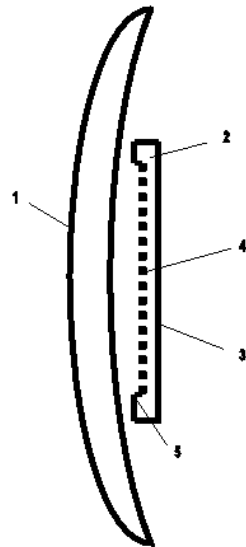
Задачею корисної моделі є створення мікропризмової лінзи комбінованої дії для корекції рефракції, в якій призматична лінза, виконана мікропризмовою планарною, поєднується з рефракційною лінзою. Ця лінза дозволяє розширити діапазон призматичної сили та підвищити зручність використання пристрою внаслідок невеликої товщини пристрою, при цьому оптичні характеристики в процесі експлуатації не змінюються завдяки герметичності конструкції пристрою.

Поставлена задача вирішується таким чином, що в запропонованому пристрої комбінованої дії призматичний елемент виготовлений у вигляді планарної мікропризмової лінзи невеликої товщини, герметично з'єднується з увігнутою поверхнею пластикової рефракційної лінзи таким чином, що мікрорельєф залишається всередині лінзи і не контактує безпосередньо ані з зовнішнім середовищем, ані з поверхнею рефракційної лінзи.

Мікропризмova лінза комбінованої дії для корекції зору згідно з цією корисною моделлю (фіг. 1) включає в себе рефракційну лінзу (1) та мікропризмовий елемент (2). Мікропризмova лінза комбінованої дії відповідним чином обробляється та встановлюється в оправу окулярів. Діаметр пластинки круглої форми з мікропризмовим рельєфом становить 30,5 мм, а її товщина — 1,5 мм. Діаметр рефракційної лінзи відповідає стандартним розмірам рефракційних лінз.

Скріплення рефракційної лінзи з мікропризмовим елементом здійснюється за допомогою ультразвукового зварювання, завдяки чому досягається повна герметичність пристрою.

Мікропризмовий елемент (2) круглої форми виготовляється з спеціальної пластмаси, прозорої для видимого спектрального діапазону. Діаметр елемента складає 30,5 мм, а товщина дорівнює 1,5 мм. Одна сторона (3) елемента (2) гладка, а друга має мікропризмовий рельєф (4) відповідного профілю, який забезпечує відхилення променя світла та створює необхідну призматичну силу пристрою. Елемент (2) герметично скріплюється з увігнутою поверхнею рефракційної лінзи (1) по поверхні кільцевого виступу (5) елемента (2) рельєфом (4) всередину, завдяки чому поверхня з рельєфом (4) елемента (2) в процесі експлуатації пристрою безпосередньо не контактує з зовнішнім середовищем і поверхнею рефракційної лінзи (1) і тому оптичні характеристики пристрою не змінюються в процесі експлуатації.



Діапазон зміни величини призматичної дії мікропризмового елемента становить від 0,5 до 30,0 призмових діоптрій з дискретним шагом в 1,0 призмову діоптрію в діапазоні 1,0–10,0 діоптрій та з шагом в 2,0 діоптрії в діапазоні 10,0–30,0 призмових діоптрій. Геометричні

розміри кожної окремої мікропризми (4) визначаються таким чином, щоб витрати світла всередині елемента були мінімальними.

Діапазон зміни величини оптичної сили позитивної й негативної рефракційної лінзи є стандартним і становить  $\pm 10$  діоптрій з дискретністю 0,25 діоптрії.

**Приклад.** Комбінована мікропризматична лінза створена з рефракційної лінзи діаметром 70 мм оптичною силою 1,0 діоптрію, до увігнутої поверхні якої методом ультразвукового зварювання герметично приєднана пластинка з мікропризматичним рельєфом шагом  $W = 400$  мкм та призматичною дією 10,0 призматичних діоптрій ( $\Delta$ ) з допуском 0,05  $\Delta$ . Мікропризматичний елемент виготовлений з прозорого полікарбонату шляхом нанесення на плоску пластину товщиною 1,5 мм серії заглиблень трикутного профілю з шагом  $W = 400$  мкм та глибиною  $H = 77$  мкм.

Мікропризматичну лінзу комбінованої дії згідно з корисною моделлю використовують шляхом встановлення в окулярну оправу.

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Мікропризматична лінза комбінованої дії, яка складається з рефракційної лінзи та лінзи призматичної дії, *яка відрізняється тим, що лінза призматичної дії виготовлена в вигляді пластинки з мікропризматичним рельєфом необхідної призматичної дії, яка герметично закріплюється на увігнутій поверхні рефракційної лінзи таким чином, що мікрорельєф залишається всередині лінзи і не контактує безпосередньо з зовнішнім середовищем та поверхнею рефракційної лінзи.*



В. В. Петров, А. А. Крючин, С. О. Риков, М. М. Сергиенко,  
Є. Є. Антонов, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко

## **ДІАГНОСТИЧНА ЛІНІЙКА МІКРОПРИЗМОВИХ КОМПЕНСАТОРІВ КОСООКОСТІ**

*Патент України № 66105. Опубл. 26.12.2011 р. Бюл. № 24.*

Корисна модель відноситься до медицини, зокрема, до офтальмології, і може використовуватися для експрес-діагностики косоокості, а також інших порушень зору, що поєднуються з косоокістю.

Відомий метод використання скляних призм для діагностики косоокості та відповідний пристрій для вимірювання кута косоокості, який складається з пробної офтальмологічної оправы і набору скляних окулярних призм (Л.С. Урмахер, Л.И. Айзенштадт. Офтальмологические приборы. — М.: Медицина. 1988). Метод пов'язаний з встановленням в стандартну оправу скляних призм оптичною силою до 8 призмових діоптрій. Недоліком цього методу є обмежений діапазон вимірювань внаслідок неможливості практичного використання з пробною оправою скляних призм силою більш 10–12 призмових діоптрій, оскільки діагностика шляхом послідовного встановлення в пробну оправу товстих та важких скляних призм строго перпендикулярно до напрямку зору є незручною та недостовірною.

Відомий мікропризмовий пристрій для діагностики косоокості (В.В. Петров, М.М. Сергієнко, С.О. Риков та ін., Патент України № 25549 від 10.08.2007 р.), який передбачає використовувати для діагностики косоокості мікропризмові планарні елементи Френеля — оптичні компенсатори косоокості призматичною дією від 0,5 до 30,0 призмових діоптрій. Елементи по черзі встановлюються в пробну офтальмологічну оправу, автоматично займають необхідне положення відносно осі зору і тому дають можливість точно вимірювати кут косоокості ока пацієнта. Однак, зазначений пристрій не дозволяє швидко змінювати величину призматичної дії оптичних компенсаторів і тому не дозволяє провести експрес-діагностику косоокості, перш за все для малих дітей та важких хворих, особливо в випадку досліджень комбінованих дефектів зору, що поєднуються з косоокістю.

Для діагностування близькозорості та далекозорості відомий метод використання скіаскопічних лінійок з круглими або квадратни-

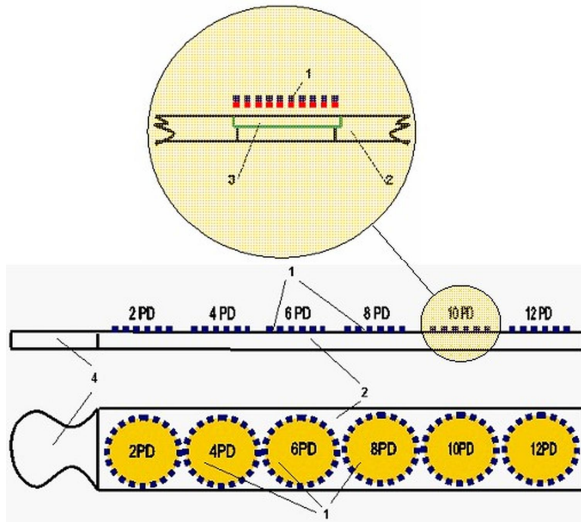
ми скляними лінзами замість набору пробних лінз та таблиць (Л.С. Урмахер, Л.И. Айзенштадт. Оптические средства коррекции зрения. — М.: Медицина. 1990). Лінійки більш зручні для використання, ніж окремі скляні лінзи, менший час діагностування, однак на сьогодні відомі лише лінійки з сферичними та циліндричними лінзами, які не придатні для діагностики комбінованих дефектів зору, що поєднуються з косоокістю.

Задачею корисної моделі є створення діагностичної лінійки оптичних мікропризмових компенсаторів косоокості, яка дозволяє швидко та з високою достовірністю вимірювати величину косоокості зору пацієнта. Лінійка дозволяє змінювати в широкому діапазоні величину призматичної сили мікропризмових компенсаторів та підвищити зручність проведення діагностики внаслідок невеликої товщини та ваги пристрою, при цьому оптичні характеристики в процесі експлуатації не змінюються завдяки герметичності конструкції пристрою.

Поставлена задача вирішується таким чином, що в запропонованому пристрої (фіг. 1) група фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості (1) розміщується на корпусі лінійки (2) в спеціальних заглибленнях (6). Кожний мікропризмовий компенсатор (1) складається з мікропризмового елемента круглої форми, який виготовляється з спеціальної пластмаси, прозорої для видимого спектрального діапазону, та захисної пластинки компенсатора (5). Захисна пластинка (5) герметично з'єднана методом ультразвукового зварювання з мікропризмовим елементом (1) таким чином, що мікрорельєф розміщується всередині пристрою і не контактує ані з зовнішнім середовищем, ані з поверхнею захисної пластинки, і тому захищений від забруднень та пошкоджень в процесі експлуатації пристрою. Для зручного утримання діагностичної лінійки корпус (2) має відповідний тримач (3). Геометричні параметри кожного окремого мікропризмового елемента (1) визначаються таким чином, щоб витрати світла всередині елементу були мінімальними.

Сумарний діапазон зміни призматичної сили (ПД) компенсаторів в набору діагностичних лінійок становить 1,0–30,0 призмових діоптрій ( $\Delta$ ), при цьому крок зміни сили мікропризм встановлено рівним 1,0 для групи оптичних компенсаторів для діапазону 1,0–10,0  $\Delta$  та рівним 2,0  $\Delta$  для діапазону 12,0–30,0  $\Delta$ , щоб величина кута косоокості, що визначена за допомогою набору діагностичних лінійок, співпадала з існуючим переліком номіналів оптичних компенсаторів косоокості: 1,0; 2,0; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0; 7,0; 8,0; 9,0; 10,0; 12,0; 14,0; 16,0; 18,0; 20,0; 22,0; 24,0; 26,0; 28,0 та 30,0  $\Delta$ .

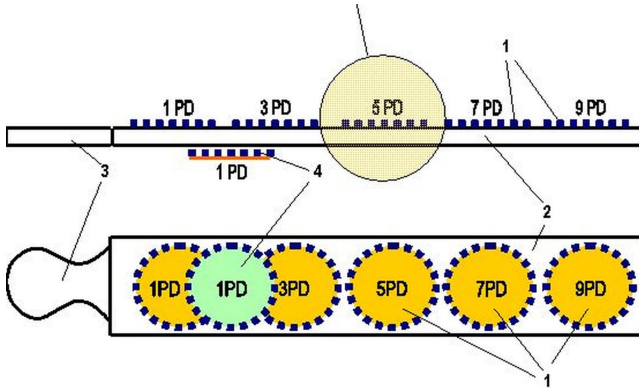
Для зручності діагностування запропоновано набір, що складається з п'яти окремих лінійок компенсаторів. Кожна з лінійок складається з групи в 5 фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості. Перша з лінійок перекриває діапазон 1,0–5,0  $\Delta$  з кроком 1,0  $\Delta$  (фіг. 1), друга — діапазон 6,0–10,0  $\Delta$  з кроком 1,0  $\Delta$ , третя — діапазон 12,0–20,0  $\Delta$  з кроком 2,0  $\Delta$  та четверта — діапазон 22,0–30,0  $\Delta$  з кроком 2,0  $\Delta$ .



Фіг. 1

Для вимірювань великих кутів косоокості використовується п'ята лінійка компенсаторів косоокості з фіксованими значеннями призматичної дії, які дорівнюють 30,0; 35,0; 40,0; 45,0 та 50,0  $\Delta$ .

Для зменшення габаритів та кількості лінійок можливо використання діагностичної лінійки компенсаторів косоокості з додатковим пересувним мікропризмовим елементом (4), який переміщується вздовж корпуса (2) лінійки таким чином, що величина призматичної дії кожного з групи фіксованих мікропризмових елементів (1) може змінюватися на певну визначену величину (фіг. 2), при цьому використовуються дві лінійки компенсаторів косоокості для діапазонів ПД = 1,0–10  $\Delta$  та ПД = 12,0–30,0  $\Delta$ .



Фіг. 2

Значення призматичної дії додаткового мікропризмового елемента розраховується таким чином, що для кожної з діагностичних лінійок для середини кожного відповідного діапазону призматичної дії ПД = 1,0-10  $\Delta$  та ПД=12,0-30,0  $\Delta$ , тобто для ПД = 5,0  $\Delta$  та ПД = 22,0  $\Delta$ , величина сумарної призматичної дії точно дорівнює заданому значенню сили мікропризми. При такому виборі величини додаткової мікропризми максимальне відхилення реального значення призматичної дії від заданого номіналу не перевищує 0,36 % для першої лінійки, та 1,16 % для другої (фіг. 2).

Для вимірювань великих кутів косоокості знову використовуються третя лінійка компенсаторів косоокості з фіксованими значеннями призматичної дії, які дорівнюють 30,0; 35,0; 40,0; 45,0 та 50,0  $\Delta$ .

**Приклад 1.** Набір для діагностики складається з п'яти лінійок.

Діагностична лінійка № 1.1 для діапазону 1,0–5,0  $\Delta$  створена з п'яти фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 1,0; 2,0; 3,0; 4,0 та 5,0  $\Delta$ .

Діагностична лінійка № 1.2 для діапазону 6,0–10,0  $\Delta$  створена з п'яти фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 6,0; 7,0; 8,0; 9,0 та 10,0  $\Delta$ .

Діагностична лінійка № 1.3 для діапазону 12,0–20,0  $\Delta$  створена з п'яти фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 12,0; 14,0; 16,0; 18,0 та 20,0  $\Delta$ .

Діагностична лінійка № 1.4 для діапазону 22,0–30,0  $\Delta$  створена з п'яти фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 22,0; 24,0; 26,0; 28,0 та 30,0  $\Delta$ .

Діагностична лінійка № 1.5 для діапазону 30,0–50,0 Δ створена з п'яти фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 30,0; 35,0; 40,0; 45,0 та 50,0 Δ.

**Приклад 2.** Набір для діагностики складається з трьох лінійок.

Діагностична лінійка № 2.1 для діапазону 1,0–10,0 Δ створена з п'яти фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 1,0; 3,0; 5,0; 7,0 та 9,0 Δ з пересувною додатковою призмою. Оптична сила пересувної мікропризми становить 0,99 Δ, максимальна похибка визначення призматичної дії компенсатора становить 0,18 % для ПД=10,0 Δ та 0,34 % для ПД = 2,0 Δ.

Діагностична лінійка № 2.2 для діапазону 12,0–30,0 Δ створена з п'яти фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 12,0; 16,0; 20,0; 24,0 та 28,0 Δ. Оптична сила пересувної мікропризми становить 1,7 Δ, максимальна похибка становить 1,16 % для мікропризми ПД = 30,0 Δ.

Діагностична лінійка № 2.3 для діапазону 30,0–50,0 Δ створена з п'яти фіксованих мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 30,0; 35,0; 40,0; 45,0 та 50,0 Δ.

Довжина корпусу кожної з лінійок  $L = 250$  мм, ширина корпусу  $H = 40$  мм. Крок мікрорельєфу всіх мікропризмових компенсаторів становить  $W = 600$  мкм, який є оптимальним для зменшення дифракційних ефектів та виключення дискретизації зображень. Діаметр компенсаторів  $D = 30$  мм. Плоска захисна пластина товщиною  $h = 0,6$  мм виготовлена з прозорого полікарбонату.

Пересувний мікропризмовий елемент виготовлений з прозорого поліметилметакрилату шляхом нанесення на плоску пластину товщиною 1,5 мм серії заглиблень трикутного профілю з кроком  $W = 600$  мкм.

## ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

1. Діагностична лінійка мікропризмових компенсаторів косоокості, яка складається з п'яти фіксованих мікропризмових герметичних компенсаторів косоокості, що розміщені на одному корпусі, яка відрізняється тим, що дозволяє швидко вимірювати величину призматичної сили мікропризмових компенсаторів косоокості і підвищити зручність використання та достовірність вимірювань величини косоокості зору пацієнта.

2. Діагностична лінійка мікропризмових компенсаторів косоокості, яка складається з п'яти фіксованих мікропризмових герметичних компенсаторів косоокості, що розміщені на одному корпусі, та додаткового пересувного мікропризмового елемента для зміни величини призматичної дії кожного з п'яти зазначених компенсаторів на певний крок, яка відрізняється тим, що дозволяє швидко змінювати в широкому діапазоні та вимірювати величину призматичної сили мікропризмових компенсаторів косоокості і підвищити зручність використання та достовірність вимірювань величини косоокості зору пацієнта.

В. В. Петров, А. А. Крючин, С. О. Риков, М. М. Сергієнко,  
Є. Є. Антонов, К. В. Коробов, С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко

## **ДІАГНОСТИЧНА ЛІНІЙКА СИМЕТРИЧНИХ МІКРОПРИЗМОВИХ КОМПЕНСАТОРІВ КОСООКОСТІ**

*Патент України № 76872. Опубл. 25.01.2013 р. Бюл. № 2.*

Корисна модель відноситься до медицини, зокрема, до офтальмології, і може використовуватися для швидкого попереднього визначення кута косоокості при горизонтальній та вертикальній косоокості зору.

Відомий мікропризмовий пристрій для діагностики косоокості (В.В. Петров, М.М. Сергієнко, С.О. Риков, С.М. Шанойло, М.В. Шевколенко, А.А. Крючин, Є.Є. Антонов, Патент України № 25549 від 10.08.2007 р.), в вигляді мікропризмових планарних елементів Френеля — оптичних компенсаторів косоокості, що створюють діагностичний набір КК-42. Компенсатори з цього набору, який складається з 42 елементів призматичною дією (ПД) від 0,5 до 30,0 призмових діоптрій ( $\Delta$ ), по черзі встановлюються в пробну офтальмологічну оправу, автоматично займають необхідне положення відносно осі зору і дають можливість точно вимірювати кут косоокості ока пацієнта. Однак, зазначений метод за своєю суттю не дозволяє швидко змінювати величину призматичної дії оптичних компенсаторів і тому не дозволяє провести експрес-діагностику косоокості, перш за все для малих дітей та важких хворих.

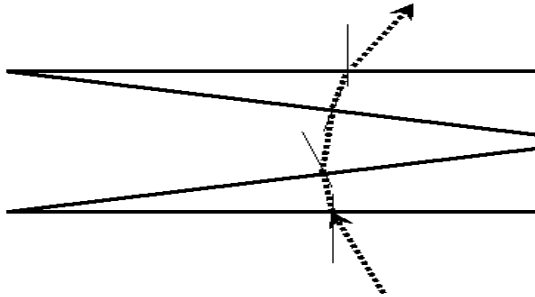
Для швидкої діагностики косоокості більш зручним виявився набір діагностичних лінійок оптичних компенсаторів косоокості (В.В. Петров, А.А. Крючин, С.О. Риков, М.М. Сергієнко, Є.Є. Антонов, С.М. Шанойло, М.В. Шевколенко, Патент України № 66105 від 26.12.2011 р.). Кожна із зазначених лінійок складається з 5 одинарних мікропризмових компенсаторів, рельєф яких герметично захищений спеціальними плоскими пластинками. Набір включає в себе 5 лінійок для діапазонів 1–5  $\Delta$ , 6–10  $\Delta$ , 12–20  $\Delta$ , 22–30  $\Delta$  і 30–50  $\Delta$ . Використовуються лінійки шляхом їх розміщення по черзі перед оком пацієнта в одному визначеному положенні, а саме рельєфом до пацієнта, строго перпендикулярно осі зору.

Діагностичні лінійки більш зручні для використання, ніж окремі компенсатори косоокості, тому що для діагностування потребується

значно менший час. Однак, при помилковому використанні зазначеної традиційної лінійки в іншому положенні, а саме, рельєфом від пацієнта, виникає похибка в величині призматичної дії мікропризмових компенсаторів, яка для великих значень ПД може складати до 5,0 призмових діоптрій. Крім того, помилкові повороти лінійки вздовж її повздожньої осі навіть на невеликі кути відносно перпендикулярного напрямку значно змінюють значення призматичної дії компенсаторів і вносять відповідні помилки в значення кута косоокості, що вимірюється за допомогою такої лінійки.

Задачею корисної моделі є створення діагностичної лінійки симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості, використання якої підвищує швидкість, зручність та достовірність вимірювання величини кута косоокості зору пацієнта, при цьому оптичні характеристики пристрою практично не змінюються при повороті лінійки вздовж її осі на 5–10 градусів та не змінюються при розвороті лінійки на 180 градусів. Лінійка дозволяє швидко використовувати компенсатори різної оптичної сили в певному заздалегідь визначеному діапазоні, при цьому рельєф захищений від зовнішніх пошкоджень та забруднень.

Поставлена задача вирішується таким чином, що кожний мікропризмовий оптичний компенсатор косоокості формується одночасно двома планарними мікропризмовими елементами однакової призматичної дії, причому пари елементів розміщуються рельєфами назустріч один одному (фіг. 1) і створюють таким чином симетричний мікропризмовий елемент.

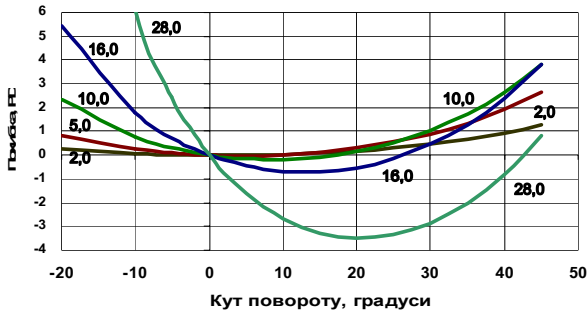


Фіг. 1. Схема формування симетричного компенсатора косоокості двома мікропризмовими елементами однакової призматичної дії

Розрахунки свідчать, що для мікропризмових компенсаторів косоокості, які сформовані з традиційних одинарних мікропризмових елементів, при повороті елемента вздовж осі, що співпадає з напрямком мікрорельєфу, виникає істотна зміна величини призматичної дії елемента, яка призводить до відповідної похибки в вимірюваннях кута

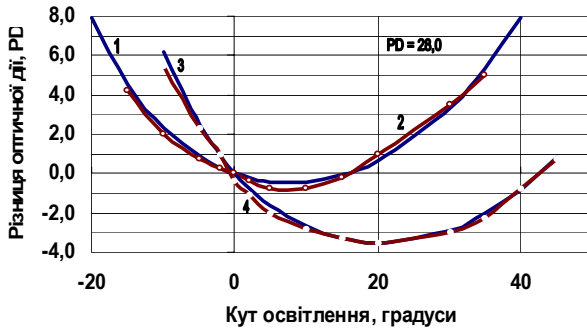


косоокості (фіг. 2), при цьому величина похибки пропорційна значенню призматичної дії і для ПД = 20–30 Δ може сягати 3–5 Δ. В той же час експериментальні та розрахункові дані показують, що для випадку, коли відповідна величина призматичної дії оптичного компенсатора косоокості створюється двома однаковими мікропризмовими елементами згідно з запропонованим пристроєм, зміна величина призматичної дії і майже в чотири рази менша (фіг. 3).



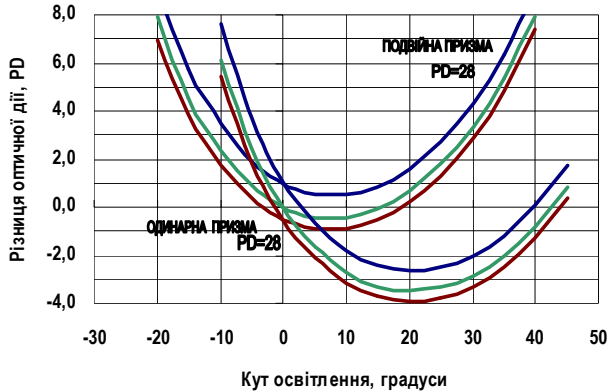
Фіг. 2. Похибка при повороті одинарної мікропризми вздовж осі залежно від величини призматичної дії ПД = 2,0; 5,0; 10,0; 16,0 та 28,0 Δ

Зрозуміло, що при розвороті симетричного компенсатора на 180 градусів величина призматичної дії не змінюється, що впливає з самого принципу формування компенсатора з двох однакових симетричних елементів і тому елемент є дійсно симетричним стосовно його розвороту на 180 градусів. Змінюється лише напрям призматичної дії, що зокрема є корисним при визначенні напрямку горизонтальної косоокості зору.



Фіг. 3. Похибка призматичної дії при повороті симетричної подвійної (криві 1, 2) та одинарної (криві 3, 4) мікропризми вздовж осі для ПД = 28,0 Δ: (криві 1, 3 — розрахунки, криві 2, 4 — експеримент)

Результати розрахунків також свідчать, що хроматичні ефекти, які впливають на чіткість зорового образу та на відповідну гостроту зору, однакові для одинарних та для подвійних симетричних елементів (фіг. 4) і залежать лише від величини призматичної дії елемента.

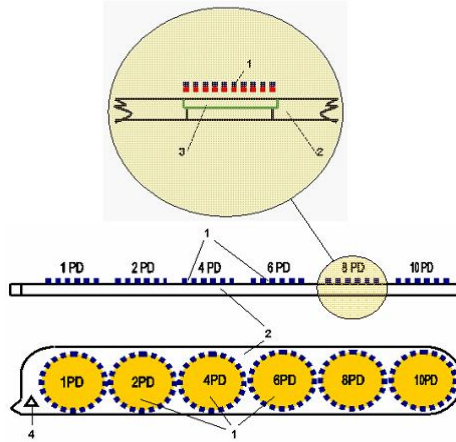


Фіг. 4. Хроматичні ефекти при повороті подвійної симетричної та одинарної мікропризми вздовж осі для призматичної дії  $PD = 28,0 \Delta$

В запропонованому пристрої кожний симетричний мікропризмний компенсатор має круглу форму та виготовляється з спеціальної пластмаси, прозорої для видимого спектрального діапазону. Два елементи в компенсаторі герметично з'єднані один з одним методом ультразвукового зварювання таким чином, що мікрорельєф розміщується всередині пристрою, не контактує з зовнішнім середовищем і тому захищений від забруднень та пошкоджень в процесі експлуатації пристрою. Мікропризмні елементи розраховуються, виготовляються та з'єднуються в оптичний блок таким чином, щоб витрати світла всередині елемента були мінімальними.

Крок мікрорельєфу всіх мікропризмних елементів становить  $W = 600$  мкм, який є оптимальним для зменшення дифракційних ефектів та виключення дискретизації зображень. Діаметр компенсаторів  $D = 30$  мм.

Група з 6 фіксованих симетричних мікропризмних компенсаторів косоюкості формує відповідну діагностичну лінійку компенсаторів косоюкості для певного діапазону зміни призматичної дії або визначення кутів косоюкості (фіг. 5). Для цього окремі компенсатори (1) розміщуються в корпусі лінійки (2) в спеціальних заглибленнях (3). Напрямок призматичної дії компенсаторів зазначається на корпусі кожної лінійки спеціальним знаком (4) в вигляді трикутника.



Фіг. 5. Діагностична лінійка (I) симетричних компенсаторів косоокості:  
 1 — мікропризмовий компенсатор косоокості, 2 — корпус лінійки,  
 3 — заглиблення для компенсатора, 4 — знак маркування

Група з 5 запропонованих діагностичних лінійок складає діагностичний набір лінійок симетричних компенсаторів (ДНСК-1): три лінійки (I, II, III) — для вимірювання кутів горизонтальної косоокості та дві лінійки (Y, Y) — для вимірювання кутів вертикальної косоокості. Лінійки для горизонтальних та вертикальних вимірювань відрізняються кольором.

Кожна лінійка для вимірювань горизонтальних кутів може використовуватися в будь-якому положенні, тобто вершинами мікропризм до носу, або вершинами до скроню, шляхом розвороту лінійки на 180 градусів.

Для горизонтальних кутів косоокості сумарний діапазон зміни призматичної сили (ПД) компенсаторів в наборі діагностичних лінійок становить 1,0–55,0 призматичних діоптрій ( $\Delta$ ), при цьому для діапазону 1,0–10,0  $\Delta$  (лінійка I) номінали мікропризм становлять 1,0; 2,0; 4,0; 6,0; 8,0 та 10,0  $\Delta$ , для діапазону 12,0–25,0  $\Delta$  (лінійка II) номінали мікропризм становлять 12,0; 14,0; 16,0; 18,0; 20,0 та 25,0  $\Delta$ , а для діапазону 30,0–55,0  $\Delta$  (лінійка III) номінали мікропризм становлять 30,0; 35,0; 40,0; 45,0; 50,0 та 55,0  $\Delta$ ,

Для вимірювань вертикальних кутів косоокості для зручності запропоновано використання окремих лінійок (Y) або (Y) для відхилення променів догори або донизу. Діапазон зміни призматичної дії лінійок для вимірювання кутів косоокості догори та донизу однаковий та становить 5,0–30,0  $\Delta$ , при цьому для лінійок (Y) та (Y) номінали

окремих мікропризм також однакові та становлять 5,0; 10,0; 15,0; 20,0; 25,0 та 30,0 Δ.

**Приклад.** Діагностичний набір ДНСК-1 для діагностики косоокості складається з п'яти діагностичних лінійок.

Діагностична лінійка (I) для вимірювань кутів горизонтальної косоокості для діапазону 1,0–10,0 Δ створена з шістьох симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 1,0; 2,0; 4,0; 6,0; 8,0 та 10,0 Δ.

Діагностична лінійка (II) для вимірювань кутів горизонтальної косоокості для діапазону 12,0–25,0 Δ створена з шістьох симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 12,0; 14,0; 16,0; 18,0; 20,0 та 25,0 Δ.

Діагностична лінійка (III) для вимірювань кутів горизонтальної косоокості для діапазону 30,0–55,0 Δ створена з шістьох симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 30,0; 35,0; 40,0; 45,0; 50,0 та 55,0 Δ.

Діагностична лінійка (IV) для вимірювань кутів вертикальної косоокості в напрямку догори для діапазону 5,0–30,0 Δ створена з шістьох симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 5,0; 10,0; 15,0; 20,0; 25,0 та 30,0 Δ.

Діагностична лінійка (V) для вимірювань кутів вертикальної косоокості в напрямку донизу для діапазону 5,0–30,0 Δ створена з шістьох симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості оптичною силою 5,0; 10,0; 15,0; 20,0; 25,0 та 30,0 Δ.

Довжина кожної лінійки  $L$  становить 214 мм, ширина корпусу  $H = 48$  мм.

## ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

1. Діагностична лінійка мікропризмових компенсаторів косоокості, яка складається з шістьох симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості, що розміщені в одному корпусі, *яка відрізняється тим, що* дозволяє легко змінювати призматичну силу мікропризмового компенсатора косоокості на строго визначену величину в певному діапазоні і завдяки цьому підвищити зручність використання та достовірність вимірювань величини косоокості зору пацієнта.

2. Лінійка згідно п. 1, в якій симетричний мікропризмовий компенсатор косоокості формується двома мікропризмовими елементами однакової призматичної дії.

3. Компенсатор косоокості згідно п. 2, в якому мікропризмові елементи герметично з'єднані в єдиний оптичний блок шляхом ультразвукового зварювання.

С. О. Риков, І. В. Шаргородська, Н. М. Алеєва, К. В. Коробов

## СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ ФОРІЇ У ДІТЕЙ

Патент України № 113759. Опубл. 10.02.2017 р. Бюл. № 3.

Корисна модель належить до медицини, зокрема офтальмології, та може бути використана для визначення форії у дітей віком від 7 до 17 років, що користуються окулярами і контактними лінзами. Для вивчення форії у кожної конкретної людини необхідно мати достатньо точний метод його визначення. На сьогоднішній день для визначення форії використовують об'єктивні методики, одна з яких — визначення форії за допомогою циліндра Меддокса і призми. Одним з недоліків даного методу є використання звичайних призми силою до 20  $\Delta$  (в фороптері) та до 6  $\Delta$  в оптичному наборі, що не дає можливості визначення форії високих ступенів, та неможливості адаптації пацієнта до призми компенсуючої порушення форії.

В основу корисної моделі поставлена задача розширення можливостей для більш точного та зручного способу визначення форії.

Поставлена задача вирішується тим, що у відомому способі визначення форії у дітей, що включає об'єктивні методи, а саме визначення форії за допомогою циліндра Меддокса і призми, згідно з корисною моделлю, використовують призми Френеля, які мають можливість визначити форію від 0,5  $\Delta$  до 30  $\Delta$  за рахунок того, що набір призмових компенсаторів косоокості *КК-42* має лінійку призми від 0,5  $\Delta$  до 30  $\Delta$ .

Для визначення форії методом циліндра Меддокса з застосуванням призмових компенсаторів *КК-42*, в гніздо пробної оправки встановлюється циліндр Меддокса. Для визначення латеральної форії циліндр встановлюється горизонтально, а при визначенні вертикальної форії — вертикально. Вимірюючу призму Френеля з набору *КК-42* встановлюють 20 перед протилежним оком. Об'єктом фіксації є яскраве точкове джерело світла на екрані. У випадку, якщо у пацієнта є ортофорія, вертикальна червона смуга проходить через центр точкового джерела світла. У випадку горизонтальної форії вертикальна червона смуга зміщується в сторону від точкового джерела світла: при езофорії — смуга зміщується в сторону циліндра Меддокса, при екзофорії — в протилежну сторону.

При вертикальній форії горизонтально орієнтована смуга зміщується доверху або донизу від точкового джерела світла. У випадку, якщо у пацієнта визначається екзо-, езо- або гіперфорія перед протилежним оком підбирають і встановлюють призмовий компенсатор *КК-42* до відчуття пацієнтом, що червона смуга перетинає точкове джерело світла. Величина компенсуючої призми виражається в призмених діоптріях  $\Delta$ .

Технічним результатом є те, що даний спосіб дозволяє більш точно і зручно визначити форію.

Спосіб визначення форії здійснюється наступним чином. Пацієнт сидить на відстані 5 метрів від екрану в пробній оправі в затемненому приміщенні.

Для визначення горизонтальної форії перед правим оком в пробну оправу встановлюється циліндр Меддокса (RMH) горизонтально. На екран проєктується точковий об'єкт, що світиться. Пацієнт дивиться на об'єкт, що світиться і описує положення червоної смуги відносно точкового об'єкту, що світиться. Якщо червона смуга його не перетинає (зміщується вправо або вліво), необхідно перед правим оком встановлювати призми Френеля методом підбору до моменту перетину об'єкту, що світиться червоною смугою. Результатом є кількість призм, встановлених і компенсуючих порушення форії.

Для визначення вертикальної форії методика застосовується така сама, але в пробну оправу циліндр Меддокса (RMH) встановлюється вертикально. Якщо червона смуга його не перетинає (зміщується вгору або донизу), необхідно перед правим оком встановлювати призми Френеля методом підбору до моменту перетину об'єкту, що світиться червоною смугою. Результатом є кількість призм, встановлених і компенсуючих порушення форії.

Точне визначення форії необхідне для правильного підбору оптичної корекції, що є запорукою комфорту та відсутності астенотичних скарг, а також виявлення гетерофорії та правильно скорегованого її лікування. Маючи можливість точного визначення форії (екзо-, езо- і гіперфорії), ми можемо спланувати подальше ефективне лікування з формуванням високих 50зорових функцій з корекцією та сенсорних функцій.

Спосіб, що заявляється, був апробований на кафедрі офтальмології НМАПО ім. П.Л. Шупика на базі Київської міської клінічної офтальмологічної лікарні «Центр мікрохірургії ока» і зарекомендував себе як точний, зручний у виконанні при повному оптометричному обстеженні пацієнтів з різними видами аметропій.

## ФОРМУЛА

Спосіб визначення форії у дітей, що включає об'єктивні методи, а саме визначення форії за допомогою циліндра Меддокса і призми, який відрізняється тим, що використовують призми Френеля, які дають можливість визначити форію від  $0,5 \Delta$  до  $30 \Delta$  за рахунок того, що набір призмових компенсаторів косоокості *КК-42* має лінійку призм від  $0,5 \Delta$  до  $30 \Delta$ .

В. В. Петров, Н. М. Алєєва, Є. Є. Антонов, Л. В. Бутенко,  
А. А. Крючин, А. С. Сенякіна, С. О. Риков,  
С. М. Шанойло, М. В. Шевколенко

## **СПОСІБ ВИГОТОВЛЕННЯ СКЕЛЕЦЬ БАГОЛІНІ**

*Патент України № 133832. Опубл. 25.04.2019 р. Бюл. № 8.*

Винахід відноситься до області медицини, а саме до офтальмології, і може бути використаний для визначення наявності фузії та стану бінокулярного зору у дорослих та дітей.

Для досліджень бінокулярного зору використовується тест Баголіні, який проводиться з використанням спеціальних скельців Баголіні [1]. Скельця або лінзи Баголіні - це растрові пластинки, виконані з прозорого полімерного матеріалу, на поверхню якого нанесено тонкі паралельні непрозорі штрихові лінії. При погляді через лінзи Баголіні на точкове джерело світла спостерігається вузька світлова лінія, яка виникає в напрямку, перпендикулярному штрихам на поверхні. Наявність такої лінії практично не порушує нормального зорового відчуття пацієнта. Для відомих скельців Баголіні [1] ширина кожного з штрихів становить 0,004–0,005 мм, штрихи формуються у смугах шириною 0.020–0.025 мм. Смуги розміщуються на утворюючій поверхні з кроком 0.020–0.025 мм. Скельця Баголіні мають діаметр 35–37 мм і вставляються до тестової офтальмологічної оправі.

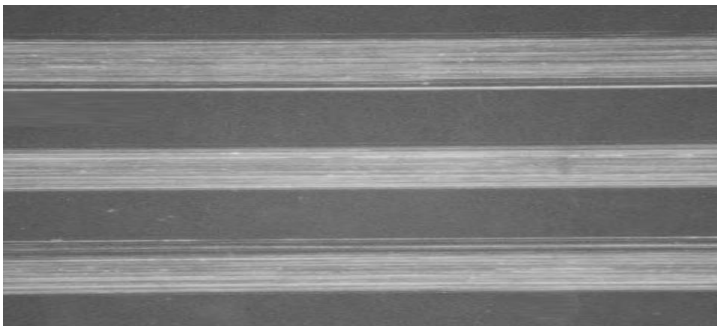
Дослідження зору в використанням скельців Баголіні засноване на тому факті, що при спостереженні різними очима двох подібних картинок, в кожній з яких немає будь-якої деталі, мозку при наявності нормальної фузії вдається злити їх воедино та сформувати одну єдину картинку. При діагностиці, зазвичай, скельця Баголіні використовуються одночасно на обох очах — для одного ока лінзи розміщуються з нахилом штрихових смуг 45°, для другого ока — 135°, тому світлові лінії, що виникають на кожному з пристроїв, розміщуються в полі зору пацієнта перпендикулярно одна одній. Мозок людини перетворює дві світлові смуги, які розташовані під прямим кутом відносно один одного, в одну картинку в вигляді хреста. Таким чином можна оцінити стан фузійної здатності ока. Дослідження за допомогою тесту Баголіні полягає в розгляданні точкового джерела світла діаметром 1 см з різних



відстаней, найчастіше 5 метрів та 33 см. Для забезпечення ефективної діагностики необхідно забезпечити високу яскравість світлової лінії.

Відомо багато способів виготовлення скельців Баголіні, серед яких за сукупністю суттєвих ознак найближчими є наступні. У відомому способі [2] виготовлення лінз Баголіні здійснюється шляхом нанесення смуг паралельних ліній з різним кроком та різної ширини методом травлення матеріалу підкладки. Загальний вигляд скельця Баголіні, що сформована способом [2], наведено на рис. 1. Рельєф має період  $\sim 1,3$  мм, ширини штрихових та прозорих смуг приблизно однакові і становлять близько 0,6 та 0,9 мм, відповідно.

Недоліком запропонованого способу є те, що отримані штрихові лінії на поверхні прозорого матеріалу мають майже дзеркальну поверхню і отримана яскравість світлової лінії у процесі діагностики виявляється низькою. Низька яскравість світлової лінії ускладнює проведення діагностики, особливо у дітей.



Фіг. 1

Частково зазначені недоліки усунені у відомому способі виготовлення скельців Баголіні [3], який полягає у нанесенні паралельних ліній методом прямого лазерного запису на фоторезисті з наступним травленням матеріалу підкладки. Це дозволяє отримувати лінії точно визначеної ширини. Недоліком зазначеного способу [3] є складність отримання високої дифракційної ефективності зображення, тобто високої яскравості світлової лінії.

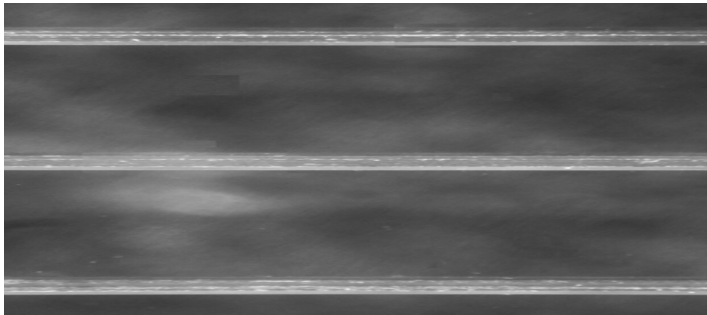
В основу винаходу поставлене завдання забезпечення високої дифракційної ефективності зображення, отриманого з використанням тонких паралельних непрозорих ліній на поверхні полімерного матеріалу.

Поставлене завдання вирішується таким чином, що спосіб виготовлення скельців Баголіні у вигляді смуг тонких паралельних ліній на

поверхні прозорого полімерного матеріалу, відповідно до винаходу, включає нанесення твердосплавним різцем паралельних ліній з кроком мікропризмового рельєфу 4–5 мкм і шириною 2–3 мкм на поліровану металеву підкладку, яка подалі використовується в якості штампку для формування методом термопресування рельєфної мікроструктури у вигляді світлорозсіючих виступів на оптично прозорому полімерному матеріалі.

Між сукупністю суттєвих ознак винаходу та технічним результатом, який досягається, існує причинно-наслідковий зв'язок. Наявність високоякісних регулярних світлорозсіючих паралельних ліній мікропризмового рельєфу на поверхні оптично прозорого полімерного матеріалу дозволяє суттєво підвищити дифракційну ефективність зображень, тобто отримати високу яскравість світлової лінії у процесі діагностики бінокулярного зору.

**Приклад 1.** Відповідно до запропонованого способу були виготовлені скельця Баголіні шляхом нанесення рельєфної мікроструктури на підкладку з алюмінієвого сплаву В95 алмазним різцем з кутом при вершині  $90^\circ$  з наступним формуванням методом термопресування на підкладці з полікарбонату рельєфної мікроструктури. Рельєфна структура складалась зі смуг паралельних мікропризмових світлорозсіючих штрихових ліній шириною 3 мкм, які розміщувались з кроком 5 мкм. Смуги мали ширину 0.1 мм були розташовані з кроком 1 мм на круглій підкладці діаметром 35 мм. На рис. 2 наведено зображення світлорозсіючої поверхні, сформованої на поверхні підкладки з полікарбонату, а на рис. 3 — структура отриманої світлової лінії.



Фіг. 2

## ДЖЕРЕЛА ІНФОРМАЦІЇ

1. Сомов Е.Е. Введение в клиническую офтальмологию. СПб.: Изд. ПМИ, 1991.

2. Desmond Cheng, George C. Woo, Elizabeth L. Irving, W. Neil Charman and Ian J. Murray Scattering properties of Bagolini lenses and their effects on spatial vision *Ophthalm. Physiol. Opt.* Vol. 18, No. 5, pp. 438–445, 1998.

3. D. Nieto, S. Perches, M.V. Collados, J. Ares and M.T. Flores-Arias «Bagolini lens fabrication by direct laser writing». — International Commission for Optics (ICO) Santiago de Compostela (Spain).

#### ФОРМУЛА ВИНАХОДУ

Спосіб виготовлення скельців Баголіні у вигляді розміщення на прозорому полімерному матеріалі з кроком 0,9–1,0 мм смуг тонких паралельних ліній шириною 0,009–0,010 мм, який відрізняється тим, що включає нанесення твердосплавним різцем смуг паралельних мікропризмових світлорозсіюючих ліній з кроком 4–5 мкм і шириною смуг 2-3 мкм на поліровану металеву підкладку, яка в подальшому використовується в якості штампку для виготовлення методом термопресування рельєфної мікроструктури у вигляді світлорозсіюючих виступів на оптично прозорому полімерному матеріалі.

Наукове видання

Національна академія наук України  
ІНСТИТУТ ПРОБЛЕМ РЕСТРАЦІЇ ІНФОРМАЦІЇ

Міністерство охорони здоров'я України  
НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я  
імені П. Л. ШУПИКА

**МІКРОПРИЗМОВА ДІАГНОСТИКА  
ТА ЛІКУВАННЯ КОСОКОСТІ ДІТЕЙ**

**ЗБІРНИК НАУКОВИХ ПРАЦЬ**

Комп'ютерна верстка *М.Д. Рассоленко*

Інститут проблем рестрації інформації НАН України  
03113, Київ, вул. М. Шпака, 2

Формат 60×84/16. Папір офс. Гарнітура Таймс.  
Цифр. друк. Ум. друк. арк. 18,14. Наклад 150 прим.

Видруковано в ТОВ «Про формат»  
Реєстраційне свідоцтво ДК № 5942 від 11 січня 2018 р.  
02166, м. Київ, вул. Маршала Жукова, 45-Б, кв.16