INSO
14192-2
1st.Edition
2016

جمهوری اسلامی ایران
Islamic Republic of Iran
سازمان ملی استاندارد ایران
Iranian National Standardization Organization

استاندارد ملی ایران
۱۴۱۹۲-۲
چاپ اول
۱۳۹۴

کاشتنی‌های چشمی- عدسی‌های داخل چشمی
قسمت ۲:ویژگی‌های اپتیکی و روش‌های آزمون

Ophthalmic implants – Intraocular lenses – part 2: Optical properties and test methods

ICS: 11.040.70

به نام خدا

آشنایی با سازمان ملی استاندارد ایران

سازمان ملی استاندارد ایران به موجب بند یک مادهٔ ۳ قانون اصلاح قوانین و مقررات مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران، مصوب بهمن ماه ۱۳۷۱ تنها مرجع رسمی کشور است که وظیفهٔ تعیین، تدوین و نشر استانداردهای ملی (رسمی) ایران را به عهده دارد.

تدوین استاندارد در حوزه‌های مختلف در کمیسیون‌های فنی مرکب از کارشناسان سازمان، صاحب‌نظران مراکز و مؤسسات علمی، پژوهشی، تولیدی و اقتصادی آگاه و مرتبط انجام می‌شود و کوششی همگام با مصالح ملی و با توجه به شرایط تولیدی، فناوری و تجاری است که از مشارکت آگاهانه و منصفانهٔ صاحبان حق و نفع، شامل تولیدکنندگان، مصرف‌کنندگان، صادرکنندگان و وارد-کنندگان، مراکز علمی و تخصصی، نهادها، سازمان‌های دولتی و غیردولتی حاصل می‌شود. پیش‌نویس استانداردهای ملی ایران برای نظرخواهی به مراجع ذی‌نفع و اعضای کمیسیون‌های مربوط ارسال می‌شود و پس از دریافت نظرها و پیشنهادها در کمیتهٔ ملی مرتبط با آن رشته طرح و در صورت تصویب، به عنوان استاندارد ملی (رسمی) ایران چاپ و منتشر می‌شود.

پیش‌نویس استانداردهایی که مؤسسات و سازمان‌های علاقه‌مند و ذی‌صلاح نیز با رعایت ضوابط تعیین شده تهیه می‌کنند درکمیته ملی طرح، بررسی و درصورت تصویب، به عنوان استاندارد ملی ایران چاپ و منتشر می‌شود. بدین ترتیب، استانداردهایی ملی تلقی می‌شود که بر اساس مقررات استاندارد ملی ایران شمارهٔ ۵ تدوین و در کمیتهٔ ملی استاندارد مربوط که در سازمان ملی استاندارد ایران تشکیل می‌شود به تصویب رسیده باشد.

سازمان ملی استاندارد ایران از اعضای اصلی سازمان بین‌المللی استاندارد (ISO)[1]، کمیسیون بین‌المللی الکتروتکنیک (IEC)[2] و سازمان بین‌المللی اندازه‌شناسی قانونی (OIML)[3] است و به عنوان تنها رابط[4] کمیسیون کدکس غذایی (CAC)[5] در کشور فعالیت می‌کند. در تدوین استانداردهای ملی ایران ضمن توجه به شرایط کلی و نیازمندی‌های خاص کشور، از آخرین پیشرفت‌های علمی، فنی و صنعتی جهان و استانداردهای بین‌المللی بهره‌گیری می‌شود.

سازمان ملی استاندارد ایران می‌تواند با رعایت موازین پیش‌بینی شده در قانون، برای حمایت از مصرف‌کنندگان، حفظ سلامت و ایمنی فردی و عمومی، حصول اطمینان از کیفیت محصولات و ملاحظات زیست‌محیطی و اقتصادی، اجرای بعضی از استانداردهای ملی ایران را برای محصولات تولیدی داخل کشور و/یا اقلام وارداتی، با تصویب شورای عالی استاندارد، اجباری کند. سازمان می‌تواند به منظور حفظ بازارهای بین‌المللی برای محصولات کشور، اجرای استاندارد کالاهای صادراتی و درجه‌بندی آن را اجباری کند. همچنین برای اطمینان بخشیدن به استفاده‌کنندگان از خدمات سازمان‌ها و مؤسسات فعال در زمینهٔ مشاوره، آموزش، بازرسی، ممیزی و صدورگواهی سیستم‌های مدیریت کیفیت و مدیریت زیست‌محیطی، آزمایشگاه‌ها و مراکز واسنجی (کالیبراسیون) وسایل سنجش، سازمان ملی استاندارد این‌گونه سازمان‌ها و مؤسسات را بر اساس ضوابط نظام تأیید صلاحیت ایران ارزیابی می‌کند و در صورت احراز شرایط لازم، گواهینامهٔ تأیید صلاحیت به آن‌ها اعطا و بر عملکرد آن‌ها نظارت می‌کند. ترویج دستگاه بین‌المللی یکاها، واسنجی وسایل سنجش، تعیین عیار فلزات گرانبها و انجام تحقیقات کاربردی برای ارتقای سطح استانداردهای ملی ایران از دیگر وظایف این سازمان است.

1- International Organization for Standardization
2- International Electrotechnical Commission
3- International Organization for Legal Metrology (Organisation Internationale de Metrologie Legals)
4- Contact point
5- Codex Alimentarius Commission

کمیسیون فنی تدوین استاندارد

« کاشتنی‌های چشمی- عدسی‌های داخل چشمی- قسمت ۲: ویژگی‌های اپتیکی و روش‌های آزمون »

رئیس :	**سمت و/ یا نمایندگی**
صیادی، سعید (کارشناس‌ارشد الکترونیک)	مدیرعامل شرکت بهساز طب
دبیر :	
خادمی‌مقدم، الهام (کارشناس فیزیک)	کارشناس آزمایشگاه بندرسازان جنوب گناوه
اعضاء : (اسامی به ترتیب حروف الفبا)	
احمدی، مریم (کارشناس فیزیک)	کارشناس آزمایشگاه بندرسازان جنوب گناوه
پار، پژمان (کارشناس حسابداری)	معاون مدیرعامل شرکت لنزدیدار
جهانگیری، محمد (کارشناس بینایی‌سنجی)	بیناسنج
حیدری، شهناز (کارشناس‌ارشد شیمی)	مدیر فنی آزمایشگاه بندرسازان جنوب گناوه
رستمی، صدیقه (کارشناس شیمی)	کارشناس آزمایشگاه بندرسازان جنوب گناوه
رحمنی، سعید (کارشناس‌ارشد اپتومتری)	مدیرفنی آزمایشگاه دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و دبیر کمیته فنی متناظر TC172
عجمی، عاطفه (کارشناس‌ارشد صنایع)	مدیر آزمایشگاه اپتیک جهاد دانشگاهی شریف

علیپور، فاطمه (متخصص چشم‌پزشکی)	عضو انجمن چشم‌پزشکان ایران
قنواتی، یلدا (کارشناس بینایی‌سنجی)	بیناسنج
سیده مریم موسوی نسب (کارشناس‌ارشد مهندسی پزشکی)	مسئول تجهیزات پزشکی بیمارستان امیرالمومنین گناوه

فهرست مندرجات

عنوان		صفحه
آشنایی با سازمان ملی استاندارد		ب
کمیسیون فنی تدوین استاندارد		ج
پیش گفتار		و
مقدمه		ز
۱	هدف و دامنه کاربرد	۱
۲	مراجع الزامی	۱
۳	اصطلاحات و تعاریف	۱
۴	الزامات	۲
	۴-۱ کلیات	۱
	۴-۲ توان دیوپتری	۲
	۴-۳ تعیین کیفیت تصویر	۴
	۴-۴ عبور طیفی	۷
	پیوست الف (الزامی) اندازه‌گیری توان دیوپتری	۸
	پیوست ب (الزامی) اندازه‌گیری راندمان قدرت تفکیک	۱۸
	پیوست پ (الزامی) اندازه‌گیریMTF	۲۱
	پیوست ت (اطلاعاتی) کتابنامه	۲۸

پیش گفتار

استاندارد «کاشتنی‌های چشمی- عدسی‌های داخل چشمی- قسمت ۲: ویژگی‌های اپتیکی و روش‌های آزمون» که پیش نویس آن در کمیسیون های مربوط توسط سازمان ملی استاندارد تهیه و تدوین شده است و در پانصد و هفتاد و چهارمین اجلاس کمیته ملی استاندارد مهندسی پزشکی مورخ ۱۳۹۴/۱۲/۱۵ مورد تصویب قرار گرفته است، اینک به استناد بند یک ماده ۳ قانون اصلاح قوانین و مقررات موسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران، مصوب بهمن ماه ۱۳۷۱، به عنوان استاندارد ملی ایران منتشر می شود.

برای حفظ همگامی و هماهنگی با تحولات و پیشرفت های ملی و جهانی در زمینه صنایع، علوم و خدمات، استانداردهای ملی ایران در مواقع لزوم تجدید نظر خواهد شد و هر پیشنهادی که برای اصلاح و تکمیل این استانداردها ارائه شود، هنگام تجدید نظر در کمیسیون فنی مربوط مورد توجه قرار خواهد گرفت. بنابراین، باید همواره از آخرین تجدید نظر استانداردهای ملی استفاده کرد.

منبع و ماخذی که برای تهیه این استاندارد مورد استفاده قرار گرفته به شرح زیر است :

ISO 11979-2: 2014, Ophthalmic implants – Intraocular lenses – part 2: Optical properties and test methods

مقدمه

این استاندارد یک قسمت از مجموعه استانداردهای ملی ایران به شماره ۱۴۱۹۲ است.

کاشتنی‌های چشمی- عدسی‌های داخل چشمی- قسمت ۲: ویژگی‌های اپتیکی و روش آزمون

۱ هدف و دامنه کاربرد

هدف از تدوین این استاندارد، تعیین الزامات و روش‌های آزمون برای برخی ویژگی‌های اپتیکی عدسی‌های داخل چشمی[۱] (IOLs)، به شکل‌های کروی[۲] (اسفریک) ، غیرکروی[۳] (آسفریک)، تک‌کانونی[۴]، توریک[۵]، چندکانونی[۶]، و/یا اپتیک تطابقی[۷] است. در این استاندارد از عبارت کلی (IOL) برای عدسی‌های داخل چشمی فاکیک[۸] (PIOL) نیز استفاده می‌شود.

۲ مراجع الزامی

مدارک الزامی زیر حاوی مقرراتی است که در متن این استاندارد ملی ایران به آن ها ارجاع داده شده است. بدین ترتیب آن مقررات جزئی از این استاندارد ملی ایران محسوب می‌شود.

در صورتی که به مدرکی با ذکر تاریخ انتشار ارجاع داده شده باشد، اصلاحیه ها و تجدید نظرهای بعدی آن مورد نظر این استاندارد ملی ایران نیست. در مورد مدارکی که بدون ذکر تاریخ انتشار به آن ها ارجاع داده شده است، همواره آخرین تجدید نظر و اصلاحیه‌های بعدی آن‌ها مورد نظر است.

استفاده از مراجع زیر برای این استاندارد الزامی است:

2-1 ISO 6328, Photography — Photographic materials — Determination of ISO resolving power

2-2 ISO 9334, Optics and photonics — Optical transfer function — Definitions and mathematical relationships

یادآوری ۱: استاندارد ملی ایران شماره‌ی ۱۳۶۰۹: سال ۱۳۸۹، اپتیک و فوتونیک- تابع انتقال نوری- تعاریف و روابط ریاضی، با استفاده از استاندارد ISO 9334:2007 تدوین شده است.

2-3 ISO 9335, Optics and photonics — Optical transfer function — Principles and procedures of measurement

یادآوری ۲: استاندارد ملی ایران شماره‌ی ۱۱۶۹۷، سال ۱۳۸۷، اپتیک و فوتونیک- تابع انتقال اپتیکی- اصول و روش های اندازه گیری، با استفاده از استاندارد ISO 9335:1995+cor:2005 تدوین شده است.

2-4 ISO 11979-1, Ophthalmic implants — Intraocular lenses — Part 1: Vocabulary

---

1- Intraocular lenses (IOLs)
2- Spherical
3- Aspheric
4- Monofocal
5- Toric
6- Multifocal
7- Accommodative optics
8- Phakic intraocular lenses

2-5 ISO 11979-3, Ophthalmic implants — Intraocular lenses — Part 3: Mechanical properties and test methods

2-6 ISO 11979-4, Ophthalmic implants — Intraocular lenses — Part 4: Labelling and information

یادآوری ۳: استاندارد ملی ایران شماره‌ی۴-۱۴۱۹۲: سال ۱۳۹۰، کاشتنی های چشمی- لنزهای داخل چشمی- قسمت ۴: برچسب گذاری و اطلاعات، با استفاده از استاندارد ISO 11979-4:2008 تدوین شده است.

۳ اصطلاحات و تعاریف

در این استاندارد اصطلاحات و تعاریف ارائه شده در استانداردهای ISO 11979-1 و ISO 9334 بکار می‌روند.

۴ الزامات

۴-۱ کلیات

تولیدکننده باید نشان دهد که تمام گستره توان‌های موجود، مشخصات ارائه شده در این استاندارد را برآورده می‌کنند. همه ویژگی‌های اپتیکی در شرایط محل اصلی جایگذاری[1]، با اندازه‌گیری در شرایط شبیه‌سازی شده‌ی محل اصلی جایگذاری[2]، یا اندازه‌گیری در دیگر شرایط و سپس تصحیح به شرایط محل اصلی جایگذاری، بکار می‌رود.

برای عدسی‌های داخل چشمی که اپتیک آن در خلال کاشت تغییر شکل می‌دهد، باید نشان داده شود که توان دیوپتری[3] و کیفیت تصویر در شرایط محل اصلی جایگذاری یا معادل آن حین دستکاری‌های جراحی و ترمیم، حفظ می‌شود. جزییات بیشتر را در استاندارد ISO 11979-3 ببینید.

روش‌های آزمون شرح داده شده در این استاندارد روش‌های مرجع هستند. روش‌های جایگزین دیگری که منجر به نتایج معادل با نتایج حاصل از روش‌های مرجع می‌شوند، نیز می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند. در این‌حالت تولیدکننده باید نشان دهد که عدسی‌های داخل چشمی حداقل الزامات توان دیوپتری و کیفیت تصویر را برآورده می‌کنند.

۴-۲ توان دیوپتری

۴-۲-۱ کلیات

توان دیوپتری عدسی‌های کروی یا غیرکروی که توسط تولیدکننده در برچسب‌گذاری عدسی داخل چشمی اظهار می‌شود، باید در داخل حدود رواداری مندرج در جدول ۱ باشد. برای عدسی‌های متقارن چرخشی[4] این رواداری‌ها برای همه نصف‌النهارها[5] بکار می‌رود.

1- In situ conditions
2- Simulated in situ conditions
3- Dioptric power
4- Rotationally symmetric
5- Meridians

جدول۱- حدود رواداری توان دیوپتری کروی، s

گستره توان دیوپتری کروی نامی[a] D	حدود رواداری توان دیوپتری کروی D
$0 \leq S \leq 15$	±۰/۳
$15 < S \leq 25$	±۰/۴
$25 < S \leq 30$	±۰/۵
$30 < S$	±۱/۰
[a] این گستره‌ها برای توان‌های دیوپتری مثبت و منفی بکار می‌روند.	

۴-۲-۲ توان دیوپتری برای عدسی داخل چشمی توریک[1] (TIOL)

توان دیوپتری در نصف‌النهارهای با بیشترین و کم‌ترین توان دیوپتری و توان معادل کروی[2] (SE) هنگامی‌که مطابق روش‌های مندرج در پیوست الف تعیین می‌شود، باید در داخل حدود رواداری توان دیوپتری مندرج در جدول ۱ باشد. علاوه‌بر این، توان سیلندری[3] (استوانه‌ای) محاسبه شده به صورت قدرمطلق اختلاف میان توان‌های نصف‌النهار با بیشترین توان دیوپتری و نصف‌النهار با کم‌ترین توان دیوپتری، باید در داخل حدود رواداری توان سیلندری مندرج در جدول ۲ باشد.

جدول ۲- حدود رواداری توان دیوپتری سیلندری، C

گستره توان دیوپتری سیلندری نامی D	حدود رواداری توان دیوپتری سیلندری D SE < ۲۵ D	حدود رواداری توان دیوپتری سیلندری D SE ≥ ۲۵ D
$0 < C \leq 2/5$	±۰/۳	±۰/۴
$2/5 < C \leq 4/5$	±۰/۴	±۰/۴
$4/5 < C$	±۰/۵	±۰/۵

عدسی داخل چشمی توریک باید دارای یک نشانگر محور فیزیکی به صورت یک علامت، برجستگی یا برچسب، هم‌تراز با نصف‌النهار با کم‌ترین توان دیوپتری بوده و در حین کاشت برای جراح قابل مشاهده باشد. اختلاف زاویه بین نشانگر محور فیزیکی و نصف‌النهار با کم‌ترین توان دیوپتری باید کمتر یا مساوی ۵/۰° باشد.

۴-۲-۳ توان دیوپتری برای عدسی داخل چشمی چندکانونی[4] (MIOL)

روش‌های مندرج در پیوست الف-۲ تا الف-۴ می‌تواند جهت تعیین توان دور و هر توان نزدیک مجزا برای عدسی داخل چشمی چندکانونی بکار رود. هنگامی‌که از روش مندرج در پیوست الف-۲ استفاده می‌شود، توان دیوپتری باید فقط بصورت محاسبه برمبنای سطوح کروی[5] توجیه شود. توان دیوپتری توان دور باید در داخل حدود

1- Toric Intraocular lenses
2- Spherical equivalent (SE) power
3- Cylindrical power
4- Multifocal Intraocular lenses
5- Calculation based only on spherical surfaces

رواداری مندرج در جدول ۱ باشد، و توان دیوپتری توان(ها) اضافی باید در داخل حدود رواداری‌های مندرج در جدول ۳ باشد.

جدول ۳- حدود رواداری توان دیوپتری اضافی، A

گستره توان دیوپتری اضافی نامی قسمت دید نزدیک D	حدود رواداری توان دیوپتری اضافی قسمت دید نزدیک D توان دور < ۲۵ D	حدود رواداری توان دیوپتری اضافی قسمت دید نزدیک D توان دور ≥ ۲۵ D
$0 < A \leq 2{,}5$	±۰٫۳	±۰٫۴
$2{,}5 < A \leq 4{,}5$	±۰٫۴	±۰٫۴
$4{,}5 < A$	±۰٫۵	±۰٫۵

۴-۲-۴ توان دیوپتری برای عدسی داخل چشمی تطابقی[1] (AIOL)

توان وابسته با شکل‌بندی[2] توان دور یک عدسی داخل چشمی تطابقی باید با یکی از روش‌های مندرج درپیوست الف تعیین شود. هنگامی‌که با یکی از این روش‌ها تعیین شد، رواداری‌های توان دیوپتری مندرج در جدول ۱ باید برای توان وابسته با شکل‌بندی توان دور یک عدسی داخل چشمی تطابقی بکار رود. تغییر دیوپتر عدسی یا سیستم در چشم ناشی از عمل تطابق باید در یک مدل چشم[3] نظری یا آزمایشگاهی تعیین شود.

۴-۳ تعیین کیفیت تصویر[4]

۴-۳-۱ کلیات

کیفیت تصویر به سازگاری میان طراحی اپتیکی و شرایطی که برای ارزیابی عملکرد اپتیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد، بستگی دارد. کیفیت تصویر بصورت بازده قدرت تفکیک[5] یا با مقدار تابع انتقال مدولاسیون[6] (MTF) در یک فرکانس فضایی[7] معین، می‌تواند مشخص شود. بازده قدرت تفکیک مطابق روش شرح داده شده در پیوست ب تعیین می‌شود. تابع انتقال مدولاسیون مطابق روش مندرج در پیوست پ اندازه‌گیری می‌شود.

تابع انتقال مدولاسیون تعیین شده مطابق با روش شرح داده شده در پیوست پ، به سازگاری میان طراحی اپتیکی و مشخصات چشم مدل[8]، که برای ارزیابی عملکرد اپتیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد، بستگی دارد. برای روش مندرج در پیوست پ، مثال مشخصات چشم مدل ارائه شده است. بطور جایگزین تولیدکننده می‌تواند یک روش معادل یا چشم مدل با ویژگی‌های اپتیکی برای طراحی و استفاده مورد نظر، تعیین کند. در این مورد،

1- Accommodating Intraocular lenses
2- Configuration
3- Eye model
4- Imaging quality
5- Resolution efficiency
6- Modulation transfer function (MTF)
7- Spatial frequency
8- Model eye

چشم مدل و روش مورد نظر باید کاملا تشریح شده و توجیهی برای استفاده از آن ارائه شده باشد. مشخصات کیفیت تصویر برای تمام توان‌های موجود بکار می‌رود، مگر آنکه به طریق دیگری اظهار شده باشد.

یادآوری ۱: قدرت تفکیک اپتیکی برحسب فرکانس فضایی بیان می‌شود. قدرت تفکیک در پیوست ب به‌طور متداول، بر حسب جفت خط بر میلی‌متر[۱] (lp/mm) و در پیوست پ بر حسب دور بر میلی‌متر[۲] (mm^{-1} یا c/mm) می‌باشد. در متون تخصصی بینایی اغلب از یکای دور بر درجه[۳] (cycle/degree) استفاده می‌شود. برای چشم، فاصله نقطه گرهی[۴] در فضای تصویر ۱۷mm فرض می شود، تبدیل این یکاها به صورت زیر است:

c/degree = 0.297* c/mm

یادآوری ۲: روزنه‌های[۵] آزمون مندرج در زیربندهای ۴-۳ و پیوست‌های الف، ب و پ، ناحیه مرکزی درمعرض عدسی داخل چشمی تحت آزمون را نشان می‌دهد، که می‌تواند با مانع روزنه[۶] سیستم آزمون متفاوت باشد.

۴-۳-۲ عدسی‌های تک‌کانونی

۴-۳-۲-۱ کلیات

کیفیت تصویر عدسی‌های داخل چشمی تک‌کانون باید یکی از الزامات مندرج در زیربندهای۴-۳-۲-۲، ۴-۳-۲-۳ یا ۴-۳-۲-۴ را برآورده کند.

۴-۳-۲-۲ بازده قدرت تفکیک

اگر بازده قدرت تفکیک عدسی داخل چشمی مطابق با پیوست ب تعیین شود، نباید اندازه‌ی آن کمتر از ۶۰% فرکانس فضایی قطع پراش محدود[۷] برای روزنه‌ای به اندازه ۳ mm باشد. علاوه‌بر این، تصویر باید تقریبا بدون ابیراهی‌های[۸] قابل مشاهده باشد، مگر در حالتی که ابیراهی کروی بطور معمول برای طراحی عدسی مورد انتظار است.

۴-۳-۲-۳ MTF با استفاده از چشم مدل ۱

اگر MTF مطابق پیوست پ، با استفاده از چشم مدل ۱ تعیین شود (پ-۳-۱)، مقدار MTF شکل‌بندی چشم مدل با عدسی داخل چشمی باید در mm^{-1} ۱۰۰ دو الزام زیر را برآورده کند:

الف- بزرگتر یا مساوی ۰٫۴۳ باشد؛

ب- بزرگتر یا مساوی ٪۷۰ حداکثر مدولاسیون قابل دستیابی در حالت تئوری برای طراحی عدسی داخل چشمی مشخص، اما در هر صورت بزرگتر یا مساوی ۰٫۲۸ باشد.

1- Line-pairs per millimetre
2- Cycles per millimetre
3- Cycles per degree
4- Nodal point distance
5- Apertures
6- Aperture stop
7- Diffraction limited cut-off spatial frequency
8- Aberrations

یادآوری: حدود قابل پذیرش مندرج در زیربندهای ۴-۳-۲-۲ و ۴-۳-۲-۳-الف، بخوبی با هر کدام از دیگر عدسی‌های PMMA در گستره ۱۰D تا ۳۰D مطابقت دارد[2].

۴-۲-۳-۴ MTF با استفاده از چشم مدل ۲

اگر MTF مطابق پیوست پ، با استفاده از چشم مدل ۲ تعیین شود (پ-۳-۲)، مقدار MTF شکل‌بندی چشم مدل با عدسی داخل چشمی باید در $100\ mm^{-1}$ بزرگتر یا مساوی با ٪۷۰ حداکثر MTF قابل دستیابی در حالت تئوری برای روزنه‌ای به اندازه ۳ mm، اما در هر صورت بزرگتر یا مساوی ۰/۲۸ باشد.

۴-۳-۳ عدسی داخل چشمی توریک (TIOL)

۴-۳-۳-۱ کلیات

کیفیت تصویر برای عدسی‌های داخل چشمی توریک باید یکی از الزامات زیربندهای ۴-۳-۳-۲ یا ۴-۳-۳-۳ را برآورده کند.

۴-۳-۳-۲ بازده قدرت تفکیک

هنگامی‌که روش عدسی خنثی[1] (بی‌اثر) توضیح داده شده در پیوست ب، مورد استفاده قرار می‌گیرد، برای سیستم ترکیب شده عدسی داخل چشمی توریک و عدسی خنثی، باید الزامات کلی بازده قدرت تفکیک مندرج در زیربند ۴-۳-۲-۲ بکار رود.

۴-۳-۳-۳ MTF

برای نصف‌النهارهای با بیشترین و کم‌ترین توان دیوپتری، باید الزامات MTF مندرج در زیربندهای ۴-۳-۲-۳ یا ۴-۳-۲-۴ بکار رود.

۴-۳-۴ عدسی داخل چشمی چندکانونی (MIOL)

۴-۳-۴-۱ MTF

مشخصات کیفیت تصویر برای همه نصف‌النهارها بکار می‌رود، به‌جز برای عدسی داخل چشمی چندکانونی که شامل یک جزء سیلندری نیز می‌باشد، که در این مورد ملاحظات زیربند ۴-۳-۶ بکار می‌رود. کیفیت تصویر عدسی داخل چشمی چندکانونی باید توسط تابع انتقال مدولاسیون (MTF) با آزمون در یکی از چشم مدل‌های شرح داده شده در پیوست پ، و با ملاحظات زیر ارزیابی شود:

روش مندرج در پیوست پ طوری اصلاح شود که بهترین وضوح[2] (بهترین فوکوس) برای توان دیوپتری تحت ارزیابی با حداکثر MTF در $50\ mm^{-1}$، با روزنه‌ای به اندازه $3{,}0\ mm \pm 0{,}1\ mm$ بدست آید. با استفاده از این وضوح مقادیر MTF را تحت شرایط زیر ثبت کنید:

الف) روزنه کوچک (۲ mm تا ۳ mm)، $25\ mm^{-1}$ و $50\ mm^{-1}$، برای توان دیوپتری دور؛

1- Null lens
2- Best focus

ب) روزنه بزرگ (mm ۴ تا mm ۵)، $25\ mm^{-1}$ و $50\ mm^{-1}$، برای توان دیوپتری دور؛
ج) روزنه کوچک (mm ۲ تا mm ۳)، $25\ mm^{-1}$ و $50\ mm^{-1}$، برای توان(ها) دیوپتری نزدیک یا گستره توان.
به‌منظور بهترین کنترل بر عملکرد تابع انتقال مدولاسیون عدسی داخل چشمی چندکانونی، روزنه‌های کوچک و بزرگی که برای آزمون استفاده می‌شوند باید با رواداری mm ۰/۱± انتخاب و تعریف شوند. تولیدکننده باید حق انتخاب تنظیم حداقل مشخصه MTF را بر پایه ناحیه زیر منحنی بین دو فرکانس فضایی، یا بر اساس مقدار MTF برای هر تک فرکانس فضایی، داشته باشد. MTF باید بزرگتر یا مساوی ٪۷۰ حداکثر مدولاسیون قابل دستیابی در حالت تئوری برای طراحی عدسی داخل چشمی مشخصی باشد، یا حداقل مشخصه MTF باید طوری تنظیم شده باشد که منتج به یک نتیجه بینایی قابل قبول، قابل تایید، یا تایید شده با داده‌های بالینی شود.

۴-۳-۵ عدسی داخل چشمی تطابقی (AIOL)

الزامات ارائه شده در زیربند ۴-۳-۲ باید در شکل‌بندی توان دور و شکل‌بندی وابسته به گستره تطابق طراحی شده، بکار رود. درصورت کاربرد، اندازه‌گیری‌ها باید در فواصل افزایشی D ۰٫۵ یا کمتر در این گستره، انجام شوند.

۴-۳-۶ ترکیب اصول اپتیکی

برای عدسی‌های توریک چندکانونی و عدسی‌های توریک تطابقی، الزامات عمومی تصویر، برای همه اصول مندرج درزیربند ۴-۳-۳، همراه با الزامات ویژه‌ی آزمون، به‌ترتیب مندرج در زیربندهای ۴-۳-۴ و ۴-۳-۵، بکار می‌رود.
برای عدسی‌های تطابقی چند کانونی، الزامات تصویر مندرج در زیربندهای ۴-۳-۴ و ۴-۳-۵، بکار می‌رود.

۴-۳-۷ استثنائات

اگر معیار مشخص شده در زیربندهای ۴-۳-۲ تا ۴-۳-۶، به دلیل محدودیت تئوری، در خصوص عدسی‌های با توان منفی و کم در ارتباط با چشم مدل شرح داده شده قابل کاربرد نباشد، تولیدکننده هرگونه فرکانس فضایی جایگزین و معیار بکار رفته را باید توجیه کند.

۴-۴ عبور طیفی[1]

۴-۴-۱ اندازه‌گیری عبور طیفی

عبور طیفی در گستره nm ۳۰۰ تا nm ۱۱۰۰ باید با اسپکتروفتومتر مرئی/ فرابنفش با روزنه‌ی mm ۳ در آب ثبت شود، یا اگر اندازه‌گیری در هوا انجام می‌شود، برای انعکاس آینه‌ای[2] اصلاح شود. اندازه‌گیری بهتر است با دقت ٪۲± عبور انجام شود و قدرت تفکیک بهتر است کمتر از nm ۵ نباشد. آزمونه باید یک نمونه عدسی داخل چشمی واقعی باشد یا یک کلیشه[3] تخت از ماده اپتیک عدسی داخل چشمی، با ضخامتی معادل ضخامت مرکز

1- Spectral transmittance
2- Specular reflection
3- Facsimile

یک عدسی داخل چشمی D ۲۰، که تمام فرآیند تولید و پرداخت، شامل استریل شدن را کاملا مشابه با محصول واقعی طی کرده است.

۴-۴-۲ طول‌موج قطع[1]

طول‌موج قطع فرابنفش را بصورت UV(XXX) شناسه‌گذاری کنید که در آن XXX طول‌موج بر حسب نانومتر است که وقتی مطابق با زیربند ۴-۴-۱ اندازه گیری می‌شود، در آن عبورطیفی کمتر از ٪۱۰ است.

یادآوری: برای راهنمائی لازم در خصوص اندازه گیری عبور طیفی به استاندارد ISO 18369-3: 2006 مراجعه شود[3].

1- Cut-off wavelength

پیوست الف
(الزامی)

اندازه‌گیری توان دیوپتری

الف-۱ کلیات

چندین روش برای تعیین توان دیوپتری عدسی داخل چشمی در ادامه ارائه شده است. روش‌ها و الزامات معین برای سنجش عدسی‌های داخل چشمی کروی و غیرکروی تک‌کانونی، توریک یا چندکانونی، در صورت کاربرد، در این پیوست توضیح داده شده است.

برای همه عدسی‌های داخل چشمی، مقدار توان دیوپتری در شرایط محل اصلی جایگذاری (به استاندارد ISO11979-1 مراجعه شود) برای منبع نوری که پیک طول‌موج[1] آن برابر با ۵۴۶ nm ±۱۰ nm، و دارای پهنای کل در نصف ماکزیمم برابر با ۲۰ nm یا کمتر است، تعریف می‌شود. برای روش‌های مندرج در بندهای الف-۳ و الف-۴، از روزنه‌ای به قطر ۳٫۰±۰٫۱mm استفاده می‌شود.

یادآوری ۱: برای آگاهی از جزییات بیشتر در مورد اندازه‌گیری اپتیکی و محاسبات، مرجع [4] مندرج در کتابنامه، یا دیگر کتاب‌های مشابه در زمینه اپتیک را ببینید.

یادآوری ۲: میز[2] (ریل) اصلاح شده (برای مثال عدسی همگرای اضافه، یا یک شیئی میکروسکوپ با روزنه عددی مناسب و غیره) ممکن است برای اندازه‌گیری فاصله کانونی عدسی‌های داخل چشمی با توان دیوپتری منفی و کم مورد نیاز باشد.

الف-۲ تعیین توان دیوپتری با استفاده از ابعاد اندازه‌گیری شده

الف-۲-۱ روش اجرایی

شعاع‌های سطح را بر روی ناحیه‌ای با قطر تقریبی ۳ mm با استفاده از یک شعاع‌سنج، تداخل‌سنج یا توموگراف همدوس اپتیکی[3] (OCT)[5] اندازه‌گیری کنید. ضخامت عدسی‌ها را با میکرومتر یا وسیله‌ی مشابه دیگری اندازه‌گیری، و توان دیوپتری را از معادله زیر محاسبه کنید:

$$D = D_f + D_b - (t_c / n_{IOL})\, D_f\, D_b \qquad \text{(الف-۱)}$$

که در آن تحت شرایط محل اصلی جایگذاری:

D توان دیوپتری عدسی داخل چشمی؛

D_f توان دیوپتری سطح جلویی عدسی داخل چشمی؛

D_b توان دیوپتری سطح پشتی عدسی داخل چشمی؛

t_c ضخامت مرکزی عدسی داخل چشمی، بر حسب متر؛

1- Peak wavelength
2- Bench
3- Optical coherence tomograph

n_{IOL} ضریب شکست ماده اپتیک عدسی داخل چشمی در شرایط محل اصلی جایگذاری.

یادآوری ۱: از فرمول (الف-۱) اغلب به عنوان «معادله عدسی ضخیم[1]» یاد می‌شود.

یادآوری ۲: عموما مقدار n_{IOL} تحت تاثیر دما و جذب آب توسط ماده اپتیک عدسی داخل چشمی است.

D_f را از معادله زیر محاسبه کنید:

$$D_f = (n_{IOL} - n_{med}) / r_f \qquad \text{(الف-۲)}$$

که در آن:

n_{med} ضریب شکست محیط پیرامون؛

r_f شعاع سطح جلویی عدسی داخل چشمی بر حسب متر.

D_b را از معادله زیر محاسبه کنید:

$$D_b = (n_{med} - n_{IOL}) / r_b \qquad \text{(الف-۳)}$$

که در آن:

r_b شعاع سطح پشتی عدسی داخل چشمی بر حسب متر.

یادآوری ۳: با توجه به جهت برخورد نور با صفحه، شعاع‌های محدب مقادیر مثبت و شعاع‌های مقعر مقادیر منفی دارند.

یادآوری ۴: در این معادلات فرض شده که تنظیم دقیق سطوح جلویی و پشتی در امتداد محور اپتیکی وجود دارد.

یادآوری ۵: در استاندارد ISO 18369-4:2006[6] روشی برای محاسبه n_{IOL} تا سه رقم اعشار توضیح داده شده است.

یادآوری ۶: اگر ماده عدسی قابل انعطاف است، برای محاسبات سطوح جلویی و پشتی باید دقت زیادی صرف شود تا این محاسبات با هم سازگاری داشته باشند. هر گونه انعطاف عدسی در هنگام اندازه‌گیری دو سطح، بر نتایج تاثیر می‌گذارد.

برای محاسبه توان دیوپتری در محل اصلی جایگذاری[2]، D_{aq}، مطابق با فرمول (الف-۱)، از ابعاد و ضریب شکست عدسی داخل چشمی تحت شرایط محل اصلی جایگذاری استفاده کنید و n_{med} را برابر با ۱/۳۳۶ درنظر بگیرید.

اگر ابعاد و ضریب شکست عدسی داخل چشمی تحت شرایط محل اصلی جایگذاری اندازه‌گیری نشده‌اند، تصحیحات مناسب را برای محاسبه مقادیر متناظر، در شرایط محل اصلی جایگذاری بکار برید.

الف-۲-۲ کاربرد

این روش همانگونه که توضیح داده شد، برای عدسی‌های داخل چشمی کروی متقارن چرخشی کاربرد دارد.

به دلیل پیچیدگی‌های طراحی اپتیکی عدسی‌های داخل چشمی چندکانونی و عدسی‌های داخل چشمی توریک، توصیه می‌شود، این روش به عدسی‌های داخل چشمی تک‌کانونی محدود شود.

الف-۳ تعیین توان دیوپتری با استفاده از فاصله کانونی پشتی یا فاصله کانونی موثر

1- Thick lens equation
2- In situ

الف-۳-۱ اصول

در روش توضیح داده شده در بند الف-۳ فرض بر این است که اندازه‌گیری در هوا انجام شده است، اما تعمیم به شرایط شبیه‌سازی شده‌ی محل اصلی جایگذاری، با تنظیمات مناسب قابل حصول است.

فاصله کانونی پشتی[۱] (BFL)، فاصله راس[۲] پشتی عدسی داخل چشمی تا نقطه کانونی، با تابش نور موازی بر روی محور[۳] عدسی داخل چشمی، می‌باشد. تاریخچه این روش به اندازه‌گیری بر روی عدسی‌های تک‌کانونی در هوا بازمی‌گردد.

فاصله کانونی موثر[۴] (EFL)، فاصله دومین صفحه اصلی[۵] تا نقطه کانونی، با تابش نور موازی بر روی محور عدسی داخل چشمی، است. EFL را می‌توان با یک ریل لغزنده گره‌ای[۶] اندازه‌گیری کرد[4].

هر دو این روش‌ها می‌تواند برای عدسی داخل چشمی ، عدسی داخل چشمی چندکانونی و عدسی داخل چشمی توریک تحت شرایط مناسب زیر استفاده شوند.

یادآوری ۱: موقعیت نقطه کانونی، به فرکانس فضایی مورد استفاده برای پیدا کردن نقطه کانونی وابسته است. در صورت وجود ابیراهی‌کروی، معمولا این نقطه با نقطه کانونی مجاور محوری[۷] عدسی تحت اندازه‌گیری منطبق نیست. وضوح بدست آمده معمولا به عنوان «بهترین وضوح» نامیده می‌شود.

یادآوری ۲: BFL، EFL و اصلاحات اعمال شده، همه کمیت‌های برداری هستند. جهت مثبت هم‌جهت با تابش نور است و در امتداد محور اپتیکی اندازه‌گیری می‌شود.

الف-۳-۲ دستگاه

یک ریل اپتیکی، همانند آنچه در شکل الف-۱ دیده می‌شود، دارای مشخصات زیر است:

الف- یک کلیماتور[۸] (موازی‌ساز) آکرومات[۹] که تقریبا بدون ابیراهی در ترکیب با منبع نور مورد استفاده بوده و فاصله کانونی آن حداقل ۱۰ برابر فاصله کانونی عدسی داخل چشمی تحت آزمون است؛

ب- هدف[۱۰] فرکانس فضایی، مانند قدرت تفکیک هدف ۱۹۵۱ نیروی هوایی ایالات متحده[7] (به شکل ب-۱ مراجعه شود) که توسط منبع نور واقع در صفحه کانونی کلیماتور بصورت پخش شده‌ای روشن شده است؛

پ- یک مانع روزنه ۳٫۰±۰٫۱ mm در فاصله حداکثر ۳ mm در جلوی عدسی داخل چشمی تحت آزمون قرار گرفته است؛

1- Back focal length
2- Vertex
3- On-axis
4- Effective focal length
5- Principal plane
6- Nodal slide bench
7- Paraxial
8- Collimator
9- Achromat
10- Target

ت- محیط پیرامون هوا است؛

ث- یک شیئی میکروسکوپ با روزنه عددی بزرگتر از روزنه عددی سیستم که قابلیت بزرگنمایی آن ۱۰ تا ۲۰ برابر است؛

ج- یک چشمی[1] که بزرگنمایی آن حدود ۱۰ برابر است.

یادآوری ۱: برای اندازه‌گیری فاصله کانونی بزرگتر از دستگاه آزمون ممکن است یک عدسی همگرای اضافه یا یک شیئی میکروسکوپ با روزنه عددی مناسب مورد نیاز باشد.

یادآوری ۲: استفاده از ریل مستقیم یا آینه مطابق با شکل الف-۱ برای سهولت کار مفید است.

میکروسکوپ به یک دستگاه موقعیت‌سنج متصل است که قادر است موقعیت آن را بر روی محور اپتیکی با دقت ۰٫۰۱ mm تعیین کند.

الف-۳-۳ روش اجرایی

الف-۳-۳-۱ عدسی داخل چشمی را روی ریل اپتیکی[2] درست در پشت روزنه‌ی ۳ mm قرار دهید.

الف-۳-۳-۲ میکروسکوپ را بر روی سطح پشتی عدسی داخل چشمی تنظیم/ متمرکز[3] (فوکوس) کرده و موقعیت میکروسکوپ را یادداشت کنید.

الف-۳-۳-۳ میکروسکوپ را بر تصویر هدف فوکوس کرده و موقعیت میکروسکوپ را یادداشت کنید. فاصله از راس پشتی عدسی داخل چشمی تا نقطه کانونی، فاصله کانونی پشتی (*BFL*) عدسی داخل چشمی می‌باشد.

فوکوس کردن در ۰٫۳ فرکانس قطع[4] MTF انجام می‌شود. در روش ارائه شده فرض شده است که، اندازه‌گیری در هوا و در شرایط محیطی عادی آزمایشگاه انجام می‌شود، و در محاسبات فرض شده است که، ابعاد عدسی داخل چشمی با ابعاد عدسی داخل چشمی تحت شرایط محل اصلی جایگذاری، تفاوت قابل ملاحظه‌ای ندارد. اگر این فرضیات درست نباشد، *BFL* با عدسی داخل چشمی تحت شرایط شبیه‌سازی شده‌ی محل اصلی جایگذاری، با تغییرات مناسب در محاسبات اندازه‌گیری می‌شود.

الف-۳-۳-۴ فاصله راس پشتی عدسی داخل چشمی، تا صفحه اصلی پشتی عدسی داخل چشمی، را از معادله زیر محاسبه کنید:

$$-A_2H\square = (D_f / D).(n_{med} / n_{IOL}).t_c \qquad \text{(الف-۴)}$$

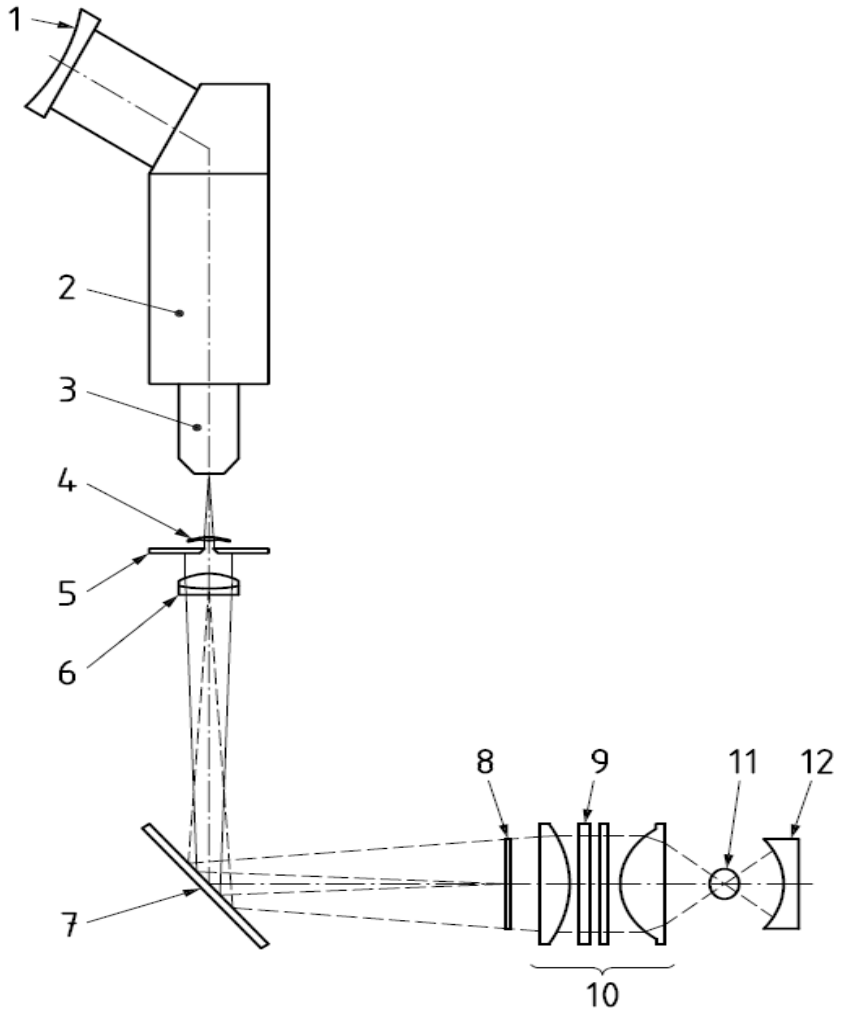
که در آن:

n_{med} = ۱ برای اندازه‌گیری در هوا.

1- Eye-piece
2- Optical bench
3- Focus
4- Cut-off frequency

یادآوری۱: A_2H یک بردار است که بسته به شکل عدسی می‌تواند مثبت یا منفی باشد. به‌منظور ایجاد اصلاحات، کمیت A_2H'' به BFL اضافه می‌شود.

یادآوری ۲: این اصلاحات برای EFL کاربرد ندارد.



راهنما:

۱ چشمی
۲ بدنه میکروسکوپ
۳ شیئی میکروسکوپ
۴ عدسی داخل چشمی
۵ روزنه‌ی ۳ mm
۶ عدسی دابلت کلیماتور
۷ آینه
۸ هدف
۹ فیلتر دی‌کروئیک
۱۰ سیستم عدسی کنداسور
۱۱ منبع نور
۱۲ آینه برگشت دهنده

شکل الف-۱ چیدمان اپتیکی با عدسی داخل چشمی

الف-۳-۳-۵ ابیراهی کروی طولی[1] (LSA) را بصورت یک بردار از نقطه کانونی مجاور محوری تا تقاطع پرتو نصف النهاری در حاشیه مردمک با محور اپتیکی محاسبه کرده، و انحراف از کانون[2] (Def) ناشی از ابیراهی را تعیین کنید.

$$-Def = -LSA / 2 \qquad \text{(الف-۵)}$$

که در آن، LSA، ابیراهی کروی طولی بر حسب میلی‌متر می‌باشد. این یک بردار از نقطه کانون مجاور محوری پشتی تا محل تقاطع پرتو نصف‌النهاری در حاشیه مردمک با محور اپتیکی است.

یادآوری ۱: کاربران این استاندارد باید برای آشنایی با نحوه محاسبه LSA به منابع و کتب اپتیک[4] مراجعه کنند.

یادآوری ۲: بر اساس این استاندارد محاسبه Def به روش‌های دیگر، مانند روش‌های موجود در برنامه های محاسبه طراحی اپتیکی و نرم‌افزارهای ردیابی پرتو، درصورت حصول اطمینان از درستی این روش‌ها، بلامانع است.

یادآوری ۳: Def یک بردار است که می‌تواند مثبت یا منفی باشد. برای انجام اصلاحات، کمیت $-Def$ باید به BFL (یا EFL) اضافه شود.

الف-۳-۳-۶ پس از اندازه‌گیری BFL، EFL را به‌صورت زیر محاسبه کنید:

$$EFL = BFL - A_2H \qquad \text{(الف- ۶)}$$

فاصله کانونی مجاور محوری را بصورت زیر محاسبه کنید:

$$f = EFL - Def \qquad \text{(الف- ۷)}$$

الف-۳-۳-۷ فاصله کانونی مجاور محوری، f (برحسب متر)، محاسبه شده و سپس از معادله زیر، توان دیوپتری، D (برحسب عکس متر)، محاسبه می‌شود:

$$D = n_{med} / f \qquad \text{(الف- ۸)}$$

که در آن $n_{med} = ۱$ می‌باشد.

الف-۳-۳-۸ نسبت تبدیل، Q، را با استفاده از فرمول زیر محاسبه کنید:

$$Q = D_{aq,nom} / D_{air,nom} \qquad \text{(الف- ۹)}$$

که در آن $D_{aq,nom}$ و $D_{air,nom}$ با استفاده از فرمول‌های الف-۱، الف-۲ و الف-۳ با استفاده از ابعاد نامی عدسی داخل چشمی، $n_{med} = ۱$ و مقدار مناسب برای n_{IOL}، محاسبه می‌شود.

الف-۳-۳-۹ در نهایت توان دیوپتری در محل اصلی جایگذاری، D_{aq}، را با استفاده از فرمول زیر محاسبه کنید:

$$D_{aq} = D_{air} \cdot Q \qquad \text{(الف- ۱۰)}$$

یادآوری: اگر BFL (یا EFL) در شرایط شبیه سازی شده‌ی محل اصلی جایگذاری اندازه‌گیری شده باشد، در فرمول‌های الف-۲، الف-۳، الف-۴ و الف-۸، n_{med} برابر با ۱٫۳۳۶ است. از فرمول الف-۸، D_{aq} مستقیما محاسبه می‌شود.

1- Longitudinal spherical aberration (LSA)
2- Defocus (Def)

الف-۳-۴ کاربرد

روشی که توضیح داده شد برای عدسی‌های داخل چشمی کروی متقارن چرخشی یا عدسی‌های داخل چشمی غیرکروی کاربرد دارد.

الف-۴ تعیین توان دیوپتری با استفاده از بزرگنمایی اندازه‌گیری شده

الف-۴-۱ اصول

مفهوم توان عدسی به بزرگنمایی تصویر عدسی مرتبط است. اساس کلیماتور کانونی برای اندازه‌گیری بزرگنمایی جهت تعیین توان دیوپتری در اینجا ارائه شده است.

الف-۴-۲ دستگاه

یک ریل اپتیکی شرح داده شده در زیربند الف-۳-۲-۱، با اصلاحات زیر:

الف- یک هدف با ابعاد خطی قابل اندازه‌گیری، مانند فاصله بین دو خط؛

ب- یک چشمی با قابلیت‌هایی مانند داشتن رتیکول[1] برای اندازه‌گیری بعد خطی متناظر در تصویر.

الف-۴-۳ روش اجرایی

بعد خطی هدف، h_{target}، را اندازه‌گیری کنید.

فاصله کانونی، F، کلیماتور را اندازه‌گیری کنید.

یادآوری ۱: تکرار این دو اندازه‌گیری هربار الزامی نیست.

یادآوری ۲: به جای اندازه‌گیری برروی عدسی‌های داخل چشمی، می‌توان نسبت $F/\ h_{target}$ را از اندازه‌گیری عدسی‌های کالیبره شده بدست آورد.

عدسی داخل چشمی را بر روی ریل اپتیکی، درست پشت روزنه‌ی ۳ mm قرار دهید.

با میکروسکوپ روی تصویر فوکوس کرده و بعد خطی تصویر، h_{image} را اندازه‌گیری کنید.

فوکوس در فرکانس فضایی نزدیک به ۰٫۳ فرکانس قطع عدسی داخل چشمی انجام می‌شود.

فاصله کانونی موثر (EFL) عدسی داخل چشمی، f ، را با استفاده از معادله زیر محاسبه کنید:

$$EFL = (F / h_{target}) \cdot h_{image} \qquad \text{(الف- ۱۱)}$$

تصحیح ابیراهی کروی بدست آمده از فرمول الف-۵ را به EFL اضافه کنید تا فاصله کانونی مجاور محوری، f_{air}، بدست آید. توان دیوپتری در هوا و آب را مطابق با فرمول‌های الف-۸، الف-۹ و الف-۱۰ محاسبه کنید.

الف-۴-۴ کاربرد

روش توضیح داده شده، برای عدسی داخل چشمی کروی متقارن چرخشی و عدسی داخل چشمی غیرکروی قابل کاربرد است.

1- Reticule

الف-۴-۵ دقت

برای عدسی‌های داخل چشمی تک‌کانونی، تکرارپذیری و بازتولید نتایج، توابعی از توان دیوپتری هستند و انتظار می‌رود که به ترتیب در حدود ٪۰/۵ و ٪۱ توان دیوپتری باشند[1].

الف-۵ تعیین توان دیوپتری و خطا در محور برای عدسی داخل چشمی توریک (TIOL)

الف-۵-۱ کلیات

روش‌های کلی ارائه شده در بندهای الف-۲ و الف-۳، برای امکان اندازه‌گیری توان دیوپتری در نصف‌النهارهای اصلی با بیشترین و کمترین توان دیوپتری، و امکان هم‌تراز کردن محور اندازه‌گیری با محور نشانه‌گذاری شده‌ی نصف النهار با کمترین توان دیوپتری، اصلاح شده‌اند.

الف-۵-۲ بدون استفاده از عدسی خنثی

برای عدسی‌های داخل چشمی توریک، توان‌های دیوپتری در دو نصف‌النهار اصلی به روش‌های زیر تعیین می‌شود:

الف- اگر مطابق با بند الف-۲ تعیین شوند، توان‌های دیوپتری را از ابعاد اندازه‌گیری شده‌ی (شامل شعاع‌ها) دو نصف‌النهار اصلی محاسبه کنید؛

ب- اگر مطابق با بند الف-۳ تعیین شوند، توان‌های دیوپتری را بر اساس فاصله کانونی پشتی اندازه‌گیری شده‌ی دو نصف‌النهار اصلی محاسبه کنید. نصف‌النهار اصلی تحت اندازه‌گیری و هدف بکار رفته باید به گونه‌ای هم‌تراز شوند که تصویر تیزی مشاهده شود؛

پ- اگر مطابق با بند الف-۴ تعیین شوند، توان دیوپتری را بر اساس بزرگنمایی اندازه‌گیری شده‌ی دو نصف‌النهار اصلی محاسبه کنید. نصف‌النهار اصلی تحت اندازه‌گیری و هدف بکار رفته باید به گونه ای هم‌تراز شوند که تصویر تیزی مشاهده شود.

توان معادل کروی (SE) به‌صورت زیر محاسبه می‌شود:

SE= مجموع توان دیوپتری در نصف‌النهار توان زیاد و توان دیوپتری در نصف النهار توان کم تقسیم بر ۲.

توان سیلندری (CYL) به‌صورت زیر محاسبه می‌شود:

CYL= توان دیوپتری در نصف‌النهار توان زیاد منهای توان دیوپتری در نصف‌النهار توان کم.

یادآوری: این روش‌ها برای توان‌های سیلندری کمتر از D ۵ مناسب است.

الف-۵-۳ با استفاده از عدسی خنثی

ریل اپتیکی شرح داده شده در زیربند الف-۳-۲، با افزودن عدسی سیلندری مثبت (عدسی خنثی) در پشت یا در جلوی عدسی داخل چشمی توریک تحت آزمون، می‌تواند برای اندازه‌گیری SE و CYL بکار رود.

عدسی خنثی عدسی است که برای جبران آستیگمات عدسی داخل چشمی توریک بکار می‌رود. محور سیلندر عدسی خنثی با نصف‌النهار اصلی نصف‌النهار عدسی داخل چشمی توریک با بیشترین توان دیوپتری هم‌تراز

می‌شود. توان عدسی و موقعیت عدسی خنثی باید به گونه‌ای باشد که ترکیب عدسی خنثی و عدسی داخل چشمی منجر به تشکیل تصویر تیزی از هدف دوبعدی شود. ابتدا توان عدسی از نصف‌النهار اصلی تصحیح نشده با بیشترین توان دیوپتری عدسی توسط روش مندرج در بند الف-۳ یا الف-۴ تعیین شده و سپس موقعیت عدسی خنثی اندازه‌گیری می‌شود. سپس توان سیلندری با داشتن توان سیلندری عدسی خنثی و موقعیت آن نسبت به صفحه اصلی عدسی داخل چشمی توریک در نصف‌النهار توان کم با استفاده از فرمول ترکیب عدسی (۴) محاسبه می‌شود.

الف-۵-۴ تعیین خطا در محور برای عدسی داخل چشمی توریک (TIOL)

الف-۵-۴-۱ تعیین خطا در محور بدون عدسی خنثی

خطا در محور با استفاده از روش مندرج در زیربند الف-۵-۲-ب یا الف-۵-۲-پ تعیین می‌شود. هنگامی که تصویر با بهترین وضوح مشاهده می‌شود، زاویه‌ی بین جهت اصلی هدف و نشانگرهای توریک را تعیین کنید. این زاویه خطا در محور است.

الف-۵-۴-۲ تعیین خطا در محور با عدسی خنثی

خطا در محور با استفاده از روش مندرج در زیربند الف-۵-۳ تعیین می‌شود. هنگامی که تصویر با بهترین وضوح مشاهده می‌شود، زاویه‌ی بین محور سیلندر عدسی خنثی یا نصف‌النهار قائم آن و نشانگرهای توریک عدسی داخل چشمی توریک را تعیین کنید. کمترین این مقادیر، خطا در محور است.

یادآوری: خطای آرتوگونال[1] بین نصف‌النهارها با کم‌ترین و بیشترین توان، در کیفیت تصویر ظاهر می‌شود.

الف-۶ تعیین توان دیوپتری برای عدسی داخل چشمی چندکانونی (MIOL)

دو روش جایگزین برای تعیین توان دیوپتری عدسی داخل چشمی چندکانونی، می‌تواند بکار برده شود (روش‌های مندرج در بندهای الف-۳ و الف-۴). اندازه‌گیری‌ها برای روزنه‌های ۰٫۱ mm ± ۳٫۰ mm انجام می‌شود. به‌دلیل پیچیدگی سطوح اپتیک، توصیه می‌شود، روش مندرج در بند الف-۲ برای عدسی داخل چشمی چندکانونی بکار برده نشود.

برای هر صفحه تصویر نزدیک، این روش‌ها به صورت زیر اصلاح می‌شوند:

الف- تعیین توان دیوپتری با استفاده از فاصله کانونی پشتی اندازه‌گیری شده (بند الف-۳): ابتدا میکروسکوپ بر راس پشتی عدسی داخل چشمی چندکانونی، و سپس بر صفحه تصویر دور فوکوس می‌شود تا BFL برای توان دور بدست آید، و سپس بر صفحه تصویر نزدیک فوکوس می‌شود تا BFL برای توان نزدیک بدست آید.

1- Orthogonality

ب- تعیین توان دیوپتری با استفاده از بزرگنمایی اندازه‌گیری شده (بند الف-۴): ابتدا میکروسکوپ بر صفحه تصویر دور فوکوس می‌شود تا بعد خطی، h_{image}، برای توان دور بدست آید و سپس بر صفحه تصویر نزدیک فوکوس می‌شود تا h_{image} برای توان نزدیک بدست آید.

یادآوری ۱: بسته به طراحی اپتیکی عدسی داخل چشمی چندکانونی، فرمول‌های تصحیح ارائه شده، در این استاندارد ممکن است درست نباشد. در این صورت، بهتر است، تولیدکننده این تصحیحات را خود بدست آورده و توجیه کند، به ترتیبی که توان‌های دیوپتری با توان برچسب‌گذاری شده عدسی‌های داخل چشمی تک‌کانونی سازگار باشد.

یادآوری ۲: اگر شرایط فوکوس کردن برای یک طراحی خاص مناسب نباشد، بهتر است شرایط فوکوس دیگری با ذکر دلایل و توجیهات ارئه شود.

یادآوری ۳: اگر توان اضافی عدسی داخل چشمی چندکانونی در مرکز نباشد، بهتر است، تولیدکننده ضریب تصحیح *LSA* بکار رفته را توجیه کند.

الف-۷ عدسی داخل چشمی تطابقی (AIOL)

الف-۷-۱ حالت کار

حالت کار تطابقی در چشم و روش‌های آزمون همراه با آن را، برای نشان دادن آن کار، شرح دهید.

الف-۷-۲ تعیین توان دیوپتری

توان دیوپتری را با استفاده از یکی از روش‌های مندرج در بندهای الف-۳ و الف-۴ تعیین کنید.

پیوست ب
(الزامی)

اندازه‌گیری بازده قدرت تفکیک

ب-۱ کلیات

این پیوست، اصول کار، دستگاه و روش‌های اندازه‌گیری بازده قدرت تفکیک عدسی‌های داخل چشمی را توضیح می‌دهد.

ب-۲ اصول

حد قدرت تفکیک یک عدسی داخل چشمی، براساس درصد فرکانس فضایی قطع پراش محدود یک عدسی ایده‌آل با همان فاصله کانونی، تحت شرایط تعریف شده، شامل روزنه، محیط پیرامون و طول موج تعیین می‌شود. روزنه ۳ mm، محیط پیرامون، هوا و منبع نور با پیک طول‌موج در ۵۴۶ nm ±۱۰ nm و دارای پهنای کل در نصف ماکزیمم ۲۰ nm یا کمتر است.

ب-۳ دستگاه

ریل اپتیکی در شکل الف-۱ نشان داده شده است.

یادآوری: یک ریل اصلاح شده (مثلا با عدسی همگرای اضافی، شیئی میکروسکوپ با روزنه عددی مناسب و غیره) ممکن است برای کمی کردن کیفیت تصویر عدسی‌های داخل چشمی با توان دیوپتری منفی و کم مورد نیاز باشد.

ب-۴ روش اجرایی

ب-۴-۱ عدسی داخل چشمی را بر روی ریل اپتیکی به‌گونه‌ای قرار دهید که تا حد امکان با محور اپتیکی ریل هم مرکز باشد.

ب-۴-۲ با جابه‌جا کردن شیئی میکروسکوپ، تصویر هدف را فوکوس کرده تا بهترین بالانس کلی بین الگوهای ضخیم و ظریف حاصل شود (شکل ب-۱را ببینید).

ب-۴-۳ سپس ظریف‌ترین الگوئی (الگوی تک یا گروهی) که هر دو میله (خطوط) افقی و عمودی آن بدون اعوجاج تفکیک شده‌اند، و همچنین با الزامات اضافی تمام الگوهای ضخیم‌تر نیز تفکیک شده‌اند را انتخاب کنید. برای تعیین تفکیک بودن یک الگو به زیربند ۵-۳-۵-۱ استاندارد ISO 6328:2000 مراجعه کنید.

ب-۵ محاسبات

ب-۵-۱ فرکانس فضایی، v، برای ظریف‌ترین الگوی تفکیک شده از فرمول زیر محاسبه می‌شود:

$$v = (F / f) \times 2^{[G+(E-1)/6]} \qquad (ب-۱)$$

که در آن

G گروه الگو؛

E یک المان[1] در داخل گروه الگو؛

F فاصله کانونی کلیماتور برحسب میلی‌متر؛

f فاصله کانونی عدسی داخل چشمی برحسب میلی‌متر.

ب-۵-۲ فرکانس قطع پراش محدود، ω، برحسب عکس میلی‌متر با معادله زیر محاسبه می‌شود:

$$\omega = (2n.\sin u) / \lambda \qquad (ب-۲)$$

که در آن

n ضریب شکست محیط پیرامون؛

λ طول موج نور بر حسب میلی‌متر؛

u زاویه بین محور اپتیکی و پرتو مرزی.

برای زوایای کوچک، معادله (ب- ۲) برحسب عکس میلی‌متر بصورت زیر نوشته می‌شود:

$$\omega = (nd) / (f\lambda) \qquad (ب-۳)$$

که در آن d، قطر مانع روزنه بر حسب میلی‌متر است.

ب-۵-۳ بازده قدرت تفکیک RE، بصورت درصدی از فرکانس فضایی قطع، از فرمول زیر محاسبه می‌شود:

$$RE = 100 \times 2^{[G+(E-1)/6]} \times (F\lambda) / (nd) \qquad (ب-۴)$$

یادآوری: در حالت مورد بررسی، n=۱ (هوا)، d=۳ mm و λ =۰٫۰۰۰۵۴۶ mm است.

ب-۵-۴ کاربرد

روش شرح داده شده فقط در مورد عدسی‌های داخل چشمی کروی متقارن چرخشی و عدسی‌های داخل چشمی غیرکروی کاربرد دارد.

ب-۶ دقت

برای عدسی‌های داخل چشمی تک‌کانونی، تکرار پذیری و باز تولید نتایج مورد انتظار با این روش، به ترتیب برابر با ۲۰% و ۳۰% فرکانس قطع است[2].

ب-۷ اندازه‌گیری بازده قدرت تفکیک برای عدسی داخل چشمی توریک (TIOL)

ریل اپتیکی مندرج در پیوست الف، با افزودن یک عدسی سیلندری (عدسی خنثی) در پشت یا در جلوی عدسی داخل چشمی توریک تحت آزمون، اصلاح می‌شود.

هم‌تراز کردن محور سیلندری عدسی خنثی با یک علامت محور روی عدسی داخل چشمی توریک انجام می‌شود.

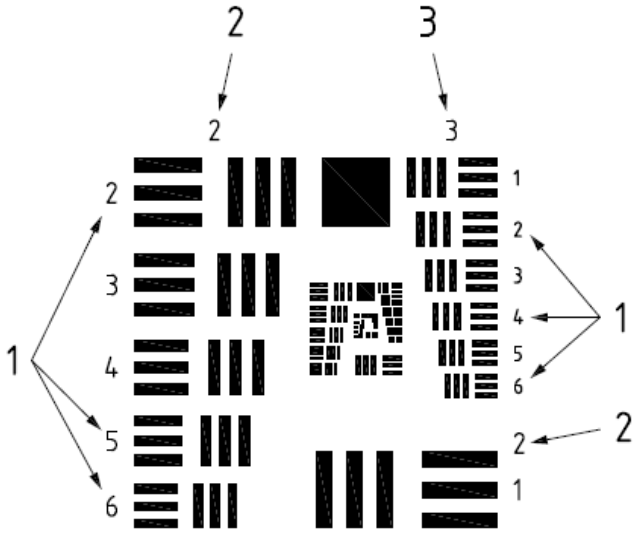
ب-۸ اندازه‌گیری بازده قدرت تفکیک برای عدسی داخل چشمی چندکانونی (MIOL)

1- Element

کیفیت تصویر برای عدسی داخل چشمی چندکانونی عموما با MTF توضیح داده شده در پیوست پ مورد بررسی قرار می‌گیرد.

ب-۹ اندازه‌گیری بازده قدرت تفکیک برای عدسی داخل چشمی تطابقی (AIOL)

مشابه روش‌های اجرایی مورد استفاده برای عدسی‌های داخل چشمی تک‌کانونی، برای عدسی‌های داخل چشمی تطابقی نیز بکار می‌رود.



راهنما:

۱ شماره المان

۲ گروه ۲

۳ گروه ۳

شکل ب-۱- قدرت تفکیک هدف ۱۹۵۱ نیروی هوایی آمریکا با گروه‌های O و I حذف شده.

پیوست پ
(الزامی)

اندازه‌گیری MTF

پ-۱ کلیات

این پیوست، اصول، دستگاه و روش‌های اندازه‌گیری MTF را برای عدسی‌های داخل چشمی تک‌کانونی متقارن چرخشی توضیح می‌دهد. اصلاحات لازم برای دیگر انواع عدسی‌های داخل چشمی در پایان این پیوست ارائه شده است.

پ-۲ اصول

تابع انتقال مدولاسیون (MTF) یک عدسی داخل چشمی با استفاده از یک چشم مدل اندازه‌گیری می‌شود. یک منبع نور با پیک طول موج ۵۴۶ nm ±۱۰ nm و دارای پهنای کل در نصف ماکزیمم ۲۰ nm یا کمتر مورد استفاده قرار می‌گیرد.

چشم مدل‌های شرح داده شده در این پیوست ابزاری برای پایدارسازی شاخص‌های کیفی عدسی‌های داخل چشمی، با استفاده از تنظیم محدوده‌های مندرج در زیربند ۴-۳ می‌باشند. این نتایج را نمی‌توان به چشم‌های واقعی تعمیم داد.

پ-۳ دستگاه

پ-۳-۱ چشم مدل ۱

چشم مدل ۱ دارای خصوصیات زیر است:

الف- قرنیه مدل[1]، یک عدسی با حداقل ابیراهی کروی، مشابه با مورد توضیح داده شده در جدول پ-۱، می‌باشد؛

ب- سطح جلویی عدسی داخل چشمی در یک موقعیت محوری، که بین ۲۶ mm و ۲۸ mm، در جلوی نقطه کانونی خود قرنیه مدل است، قرار می‌گیرد. ضریب شکست فضای تصویر را ۱/۳۳۶ درنظر بگیرید؛

پ- برای در معرض قرارگیری یک سطح دایره‌ای مرکزی عدسی داخل چشمی با قطر مناسب برای آزمون با رواداری ۰٫۱ mm±، پرتو همگرا از قرنیه مدل به‌طرف آن محدود شده است؛

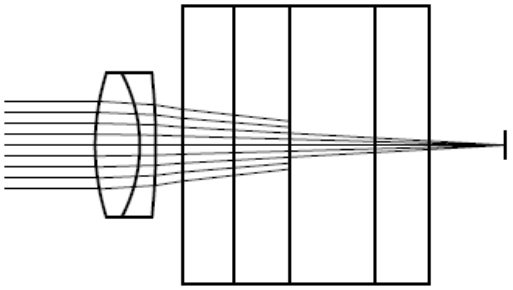
ت- عدسی داخل چشمی درون یک محیط مایع در بین دو پنجره مسطح[2] (دریچه تخت) قرار داده شده است؛

ث- اختلاف ضریب شکست میان عدسی داخل چشمی و محیط مایع در حدود ۰٫۰۰۵ واحد نسبت به مقدار آن تحت شرایط محل اصلی جایگذاری می‌باشد؛

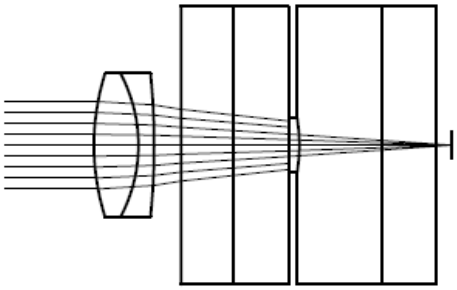
ج- صفحه تصویر در هوا، آنسوی آخرین پنجره، قرار می‌گیرد.

1- Model cornea
2- Flat windows

یک نمونه امکان‌پذیر از چشم مدل ۱ در شکل پ-۱ تشریح، و در جدول پ-۱ توضیح داده شده است. نمونه‌های دیگری نیز امکان پذیر است.



الف- بدون عدسی داخل چشمی (مطابق با جدول پ-۱)



ب- با قرار دادن یک عدسی داخل چشمی کروی D ۳۰ (توجه داشته باشید که صفحه تصویر به آخرین پنجره نزدیک‌تر شده است ولی همچنان در پشت آن قرار دارد.)

شکل پ-۱- شکل‌بندی چشم مدل ۱

جدول پ-۱- توصیف چشم مدل (با روزنه mm ۳ بر روی صفحه ۶) که الزامات زیربند پ-۳-۱ را برآورده می‌کند

شماره سطح	شعاع سطح mm	فاصله mm	قطر mm	ضریب شکست
۱	۲۴٫۵۹۰	۵٫۲۱	۱۶	۱٫۶۲۰
۲	-۱۵٫۵۸۰	۱٫۷۲	۱۶	۱٫۶۹۴
۳	-۹۰٫۲۰۰	۳٫۰	۱۶	۱٫۰۰۰
۴	∞	۶٫۰	۳۲	۱٫۵۱۹
۵	∞	۶٫۲۵	۳۲	۱٫۳۳۶
۶	∞	۱۰٫۰	۳٫۰	۱٫۳۳۶
۷	∞	۶٫۰	۳۲	۱٫۵۱۹
۸	∞	۹٫۲۵	۳۲	۱٫۰۰۰
۹	صفحه تصویر (∞)			

قرنیه مدل (سطوح ۳-۱) اصطلاحا یک آکرومات می‌باشد. شرح ارائه شده در اینجا دیگر به‌صورت تجاری موجود نمی‌باشد، اما یک چشم مدل که شرح مندرج در زیربند پ-۳-۱ را کاملا برآورده کند، می‌تواند با شبه‌آکرومات‌های تجاری موجود ساخته شود. انتخاب شیشه برای پنجره‌ها (سطوح ۴ و ۷) بحرانی نمی‌باشد.

پ-۳-۲ چشم مدل ۲

چشم مدل ۲ دارای خصوصیات زیر است:

الف- پرتو همگرای قرنیه مدل، هنگامی که در معرض یک ناحیه دایره‌ای ۵٫۱۵ mm ±۰/۱۰ mm در یک موقعیت محوری که بین ۲۶ mm و ۲۸ mm در جلو نقطه کانونی خود قرنیه مدل است، قرار می‌گیرد، با فرض ضریب شکست فضای تصویر برابر با ۱٫۳۳۶، جبهه موجی[1] ایجاد می‌کند که بوسیله یک مقدار برای ضریب زرنیک[2] $c(4/0)$ در حدود ۰٫۰۲۰μm± مقدار مورد نظر مشخص می‌شود؛

ب- سطح جلویی عدسی داخل چشمی در موقعیت محوری که در ردیف الف بالا مشخص شده است، قرار می‌گیرد؛

پ- برای در معرض قرار گیری یک سطح دایره‌ای مرکزی عدسی داخل چشمی با قطر مناسب برای آزمون با رواداری ۰٫۱ mm±، پرتو همگرا از قرنیه مدل به‌طرف آن محدود شده است؛

ت- عدسی داخل چشمی درون یک محیط مایع در بین دو پنجره مسطح قرار داده شده است؛

ث- اختلاف ضریب شکست میان عدسی داخل چشمی و محیط مایع در حدود ۰٫۰۰۵ واحد نسبت به مقدار آن تحت شرایط محل اصلی جایگذاری می‌باشد؛

ج- صفحه تصویر در هوا، آنسوی آخرین پنجره، قرار می‌گیرد.

یک نمونه امکان‌پذیر از چشم مدل ۲ در شکل پ-۲ تشریح و در جدول‌های پ-۲ و پ-۳ توضیح داده شده است. در این مدل فرض شده که قرنیه مدل از ماده‌ای با ضریب شکست ۱٫۴۹۳ (PMMA) ساخته شده است. نمونه‌های دیگری نیز امکان‌پذیر است.

با ضریب شکست ۱٫۴۹۳ و ضخامت ۱۰ mm برای قرنیه مدل، Q غیرکروی بودن[3] سطح جلویی را می‌توان از معادله زیر محاسبه کرد:

$$Q = -0{,}9519 \cdot [c(4,0)]^2 + 2{,}9567 \cdot [c(4,0)] - 0{,}4809 \qquad (\text{پ- ۱})$$

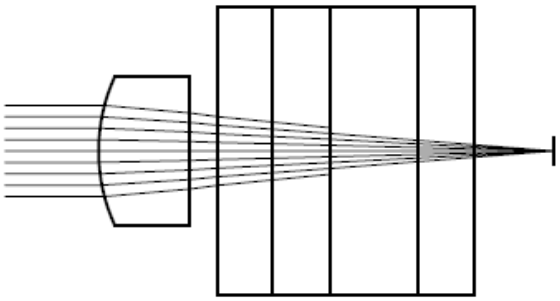
برای مقادیر c (۴/۰) در گستره ۰/۲ μm- تا ۰/۵+ μm .

Q در این معادله برای یک مقطع مخروطی[4] تعریف می‌شود:

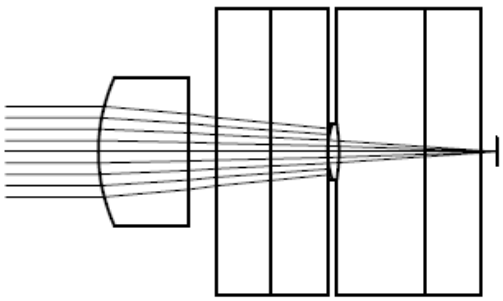
$$z = \frac{\left(\frac{1}{R}\right) r^2}{1+\sqrt{1-(Q+1)\left(\frac{1}{R}\right)^2 r^2}} \qquad (\text{پ- ۲})$$

که در آن z فاصله سهمی[5] از راس، r فاصله شعاعی از مرکز، و R شعاع انحنای سطح می‌باشد.

1- Wavefront
2- Zernike coefficient
3- Asphericity
4- Conic section
5- Sagittal



الف- بدون عدسی داخل چشمی (مطابق جدول پ-۲)



ب- با یک عدسی داخل چشمی غیرکروی D که ابیراهی قرنیه مدل کار گذاشته را تصحیح می‌کند

(۳ mm مرکزی عدسی داخل چشمی در معرض گذاشته شده است. توجه داشته باشید که صفحه تصویر به پنجره نزدیک‌تر شده است ولی همچنان در پشت آن قرار دارد)

۳۰

شکل پ-۲- شکل‌بندی چشم مدل ۲

جدول پ-۲ توصیف چشم مدل (با روزنه ۵/۱۵ mm در سطح ۵) که الزامات زیربند پ-۳-۲ را برآورده می‌کند

شماره سطح	شعاع سطح mm	مقدار Q برای بدست آوردن ضریب زرنیک $c(۴/۰)$	فاصله mm	قطر mm	ضریب شکست
۱	۱۹/۳۳۲	فرمول پ-۱	۱۰/۰	۱۶	۱/۴۹۳
۲	∞	-	۳/۰	۱۶	۱/۰۰۰
۳	∞	-	۶/۰	۳۲	۱/۵۱۹
۴	∞	-	۶/۲۵	۳۲	۱/۳۳۶
۵	∞	-	۱۰/۰	۵/۱۵	۱/۳۳۶
۶	∞	-	۶/۰	۳۲	۱/۵۱۹
۷	∞	-	۹/۴۵	۳۲	۱/۰۰۰
۸	صفحه تصویر(∞)	-	-	-	-
فرض می‌شود قرنیه مدل (سطوح۱-۲) از PMMA بریده شده است. یک قرنیه مدل که موارد مندرج در زیربند پ-۳-۲ را برآورده می‌کند، با روش‌ها و مواد زیاد دیگری امکان پذیر است، اما به‌صورت تجاری موجود نمی‌باشد. انتخاب شیشه برای پنجره‌ها (سطوح ۳ و ۶) بحرانی نمی‌باشد.					

جدول پ-۳ مثال شماره سطح ۱ مقادیر Q محاسبه شده توسط فرمول پ-۱ برای بدست آوردن مقادیر $c(۴/۰)$ انتخاب شده

$c(۴/۰)$	۰/۰۰۰ µm	۰/۱۰۰ µm	۰/۲۰۰ µm	۰/۲۸۰ µm
Q	-۰/۴۸۱	-۰/۱۹۵	۰/۰۷۲	۰/۲۷۲

یادآوری ۱: در مرجع [8] مندرج در کتابنامه، برای میانگین چشم انسان با مردمک ورودی ۶ mm، مقدار ۰٫۲۸۰μm برای ضریب زرنیک (۴/۰) توضیح داده شده است.

یادآوری ۲: قرنیه چشم مدل لیو و برنان[9][1] برای $c(4,0)$ مقدار ۰٫۲۵۸ μm را با مردمک ورودی ۶ mm، و در معرض قرارگیری مرکزی ۵/۱۵ mm در صفحه سطح جلویی عدسی خود بدست می‌دهد، که بطور تئوری، کانون مجاور محوری ۲۶/۳ mm پشت آن صفحه در محیطی با ضریب شکست ۱/۳۳۶ قرار می‌گیرد.

یادآوری ۳: چشم مدل ۱ و ۲ فقط برای جسم در فاصله بینهایت مناسب هستند. این مدل‌ها برای اجسام قرار گرفته در فواصل محدود مناسب نیست، زیرا بزرگنمایی آن با بزرگنمایی چشم طبیعی قابل مقایسه نمی‌باشد. یک چشم مدل با ابعاد فیزیولوژیکی مورد نیاز است. یک طرح عملی در مرجع [10] مندرج درکتابنامه، ارائه شده است.

یادآوری ۴: توصیه می‌شود چشم مدل ۲ به عنوان یک مدل جایگزین، برای آزمون MTF عدسی‌هایی که فرض می‌شود دارای مقدار معینی ابیراهی کروی هستند، استفاده شود[10]. چند مثال دیگر هم نشان داده شده است.

یادآوری ۵: نکات لازم در خصوص ضریب زرنیک در استاندارد ISO 24157 آمده است[11].

پ-۳-۳ ریل اپتیکی

برای اندازه‌گیری MTF مطابق با الزامات مندرج در استاندارد ISO 9335، چشم مدل بر روی یک ریل اپتیکی نصب می‌شود.

با دستگاه آزمون توضیح داده شده، اگر ابعاد عدسی داخل چشمی یا عملکرد اپتیکی نسبت به شرایط محل اصلی جایگذاری انحراف قابل ملاحظه‌ای نداشته باشد، اندازه‌گیری می‌تواند در دمای محیط انجام شود. در غیر این صورت اندازه‌گیری در شرایط شبیه‌سازی شده‌ی محل اصلی جایگذاری انجام می‌شود.

پ-۴ روش اجرایی

چشم مدل (پ-۳-۱ یا پ-۳-۲) را بر روی ریل اپتیکی (پ-۳-۳) قرار دهید. مطمئن شوید که عدسی داخل چشمی در موقعیت درست قرار گرفته و چشم مدل با محور اپتیکی ریل هم‌تراز است و برای بدست آوردن حداکثر MTF در $50\ mm^{-1}$ فوکوس شده است. مقادیر MTF را در فرکانس‌های فضایی مورد نیاز ثبت کنید.

پ-۵ دقت

برای عدسی‌های داخل چشمی تک‌کانونی در گستره ۱۰ D تا ۳۰ D، تکرارپذیری و بازتولید نتایج مورد انتظار با این روش، بترتیب در مرجع [2] مندرج در کتابنامه، ۰٫۰۹ و ۰٫۱۹ واحدهای مدولاسیون، می‌باشد.

پ-6 اندازه‌گیری MTF برای عدسی داخل چشمی توریک (TIOL)

برای عدسی داخل چشمی توریک، MTF در نصف‌النهارهای با بیشترین و کمترین توان دیوپتری اندازه‌گیری می‌شود.

1-Liou and Brennan model eye

بطور جایگزین، استفاده از یک عدسی خنثی برای انـدازه‌گیـری MTF عدسـی داخـل چشـمی بصـورت متقـارن چرخشی مجاز می‌باشد.

پ-۷ اندازه‌گیری MTF برای عدسی داخل چشمی چندکانونی (MIOL)

این آزمون تایید خواهد کرد که عملکرد واقعی عدسی با عملکرد تئـوری آن مشـابه اسـت. از ۱۰ نمونـه عدسـی داخل چشمی چندکانونی با هریک از توان‌های دیوپتری کم، متوسط و زیاد، بـرای آزمـون در یـک چشـم مـدل استفاده کنید: انتخاب چشم مدل باید توسط تولیدکننده توجیه شده باشد. همه‌ی ۳۰ عدسی (۱۰ عدد بـا تـوان کم، ۱۰ عدد با توان متوسط و ۱۰ عدد با توان زیاد) برای یک شرایط محوری استفاده می‌شـوند و در مجمـوع ۳ عدد عدسی (۱ عدد با توان کم، ۱عدد با توان متوسط و ۱عدد با توان زیاد) برای شرایط غیرمرکـزی[1] و زاویـه‌دار مورد استفاده قرار می‌گیرند. در هر مورد، عملکرد با عملکـرد طـرح عدسـی اپتیکـی تـک‌کـانون مشـابه مقایسـه می‌شود.

الف- آزمون تابع انتقال مدولاسیون (MTF):

از طریق منحنی‌های فرکانسی توان دور و هریک از توان‌های نزدیک (یا گستره توان) با عدسی محوری، MTF را بدست آورید. از روزنه‌هایی بـا انـدازه‌هـای ۲ mm، ۳ mm و ۴٫۵ mm یـا ۵ mm (±۰٫۱ mm) در محـل عدسـی استفاده کنید.

برای بدست آوردن حداکثر نسبت مدولاسیون بـرای mm^{-1} ۵۰ در هـر مـورد، فوکـوس کنیـد. نتـایج را بصـورت نمودارهای میانگین MTF بر روی منحنی‌های محوری برای هر توان آزمون شده، گزارش کنید.

عدسی‌های داخل چشمی چندکانونی تکی که عملکرد میانه‌ای را برای شرایط روی‌محوری از گروه‌های توان کـم، توان متوسط و توان زیاد نشان می‌دهند، برای شرایط غیرمرکزی و زاویه‌دار بعدی استفاده می‌شوند.

از طریق منحنی‌های فرکانسی برای تصاویر تشکیل شده بوسیله توان دور و هریک از توان‌های نزدیک (یا گستره توان)، با عدسی داخل چشمی چندکانونی انتخـاب شـده تحـت شـرایط: ۱) خـارج از مرکـز در ۱/۰ mm، و ۲) زاویه °۵، MTF را بدست آورید. از روزنه‌هایی با اندازه‌هـای ۲mm، ۳ mm و ۴٫۵ mm یـا ۵ mm (±۰٫۱ mm) در محل عدسی استفاده کنید.

ب- MTF از طریق آزمون پاسخ فوکوس:

MTF را از طریق پاسخ فوکوس عدسی داخل چشمی چندکانونی ، در mm^{-1} ۵۰ با روزنـه‌هـای ۲ mm، ۳ mm و ۴/۵ mm یا ۵ mm ± ۰/۱ mm بدست آورید. برای حداکثر MTF در mm^{-1} ۵۰ برای جسمی واقع در بینهایت فوکوس کنید، سپس MTF را در محل‌های عقب‌تر در فضای تصویر با استفاده از گام‌های[2] ۰/۱ mm تا ۱/۵ mm اندازه‌گیری کنید.

یادآوری: برای هر ترکیب روزنه آزمون و فوکوس، داشتن مشخصه کیفیت تصویر متفاوتی می‌تواند ضروری باشد.

1- Decentred
2- Steps up

پ-۸ اندازه‌گیری MTF برای عدسی داخل چشمی تطابقی (AIOL)

الف- آزمون تابع انتقال مدولاسیون (MTF):

MTF را از طریق منحنی‌های پاسخ فرکانس در روزنه ۳ mm در شکل‌بندی توان دور و شکل‌بندی‌های وابسته با گستره تطابقی طراحی شده در فواصل افزایشی D ۰/۵ یا کمتر بدست آورید.

ب- MTF از طریق آزمون پاسخ فوکوس:

MTF را از طریق پاسخ فوکوس عدسی داخل چشمی تطابقی در $50\ mm^{-1}$ با روزنه‌ای به اندازه ۳ mm (±۰/۱mm) در شکل‌بندی توان دور بدست آورید. برای حداکثر MTF در $50\ mm^{-1}$ برای یک جسم واقع در بینهایت فوکوس کنید، و سپس MTF را در محل‌های عقب‌تر در فضای تصویر با استفاده از گام‌های ۰/۱mm تا ۱/۵ mm اندازه‌گیری کنید.

پیوست ت

(اطلاعاتی)

کتابنامه

[1] NORRBY NE. GROSSMAN LW, GERAGHTY EP, et al. Accuracy in determining intraocular lens dioptric power assessed by interlaboratory tests. J.Cataract Refract. Surg. 1996, **22** (7) pp. 983-993

[2] NORRBY NE. GROSSMAN LW, GERAGHTY EP, et al. Determining the imaging quality of intraocular lenses. J.Cataract Refract. Surg. 1998, **24** (5) pp. 703-714

[3] ISO 18369-3:2006, Ophthalmic optics - Contact lenses - Part 3: Measurement methods

[4] SMITH WJ. Modern Optical Engineering. McGraw-Hill, New York, Fourth Edition, 2008

[5] Huang Y, Zhang K, Kang J, Calogero D, James R, ILEV I Noncontact common path Fourier domain optical coherence tomography method for in vitro intraocular lens power measurement. Journal of Biomedical Optics, 2011, 16(12).126005

[6] ISO 18369-4:2006, Ophthalmic optics — Contact lenses — Part 4: Physicochemical properties of

[7] U.S. Mil Std 150-A-1961, Photographic lenses, §5.1.1.7

[8] WANG L, & DAI E, KOCH DD, NATHOO A Optical aberrations of the human anterior cornea. J.Cataract Refract. Surg. 2003, **29** (8) pp. 1514–1521

[9] LIOU HL , & BRENNAN NA Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. J. Opt.Soc. Am. 1997, **14** (8) pp. 1684–1695

[10] NORRBY NE , & P IERS P, CAMPBELL C, van der MOOREN. M Model eyes for evaluation of intraocular lenses. Appl. Opt. 2007, **46** pp. 6595–6605

[11] ISO 24157:2008, Ophthalmic optics and instruments — Reporting aberrations of the human eye