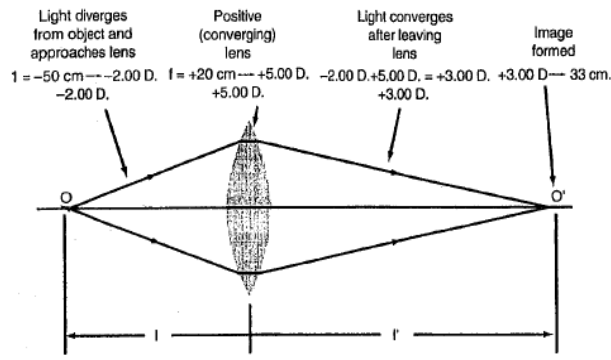


شکل۲-۱

در نتیجه تصویر در فاصله‌ی ۳۳ سانتی‌متری از عدسی تشکیل می‌شود (D۳ ⟵ ۳۳ س.م) این مورد در شکل ۲-۱ نشان داده شده است. به خاطر داشته باشید که تا اینجا هیچ فرمولی ذکر نشده است. روشی که با آن به این جواب رسیدیم به‌نام *روش قدم به قدم*[1] شناخته می‌شود که می‌توان آن را با هر کدام از این دو فرمول به خاطر سپرد:

$$F = L' - L \text{ or } \frac{1}{f'} = \frac{1}{l'} - \frac{1}{l}$$

در حالی‌که L، F و L' بر حسب دیوپتر هستند و f ، l و l' بر حسب متر محاسبه می‌شوند. با استفاده از اولین فرمول برای این مثال، داریم:

Given: L = 2.00 D, F′ = +5.00 D
To find: L′

$$L' = F + L = +5.00\,D - 2.00\,D = +3.00\,D$$

با استفاده از دومین فرمول برای همین مثال، داریم:

Given: $l = -0.50$ m, $f' = +0.20$ m
To find: l'

$$\frac{1}{l'} = \frac{1}{f'} + \frac{1}{l} = \frac{1}{0.20} + \frac{1}{-0.50} = \frac{5-2}{1} = \frac{3}{1}$$

$$l' = +\frac{1}{3}\text{ m, or } +33\text{ cm}$$

چشم شماتیک

از آنجایی که مقادیر شعاع انحنای قرنیه، عمق اتاق قدامی، ضخامت و شعاع انحنای عدسی و طول محوری چشم، از یک فرد به فرد دیگر بسیار متغیر است؛ بهتر است سیستم اپتیکی چشم تحت عنوان `چشم شماتیک` و با استفاده از میانگین مقادیر ذکر شده توصیف شود .

امسلی[2] (۱۹۵۳) یک چشم شماتیک `دقیق`[3] که توسط گولسترند[4] طراحی شده بود را توصیف کرد (شکل ۳-۱). این چشم شماتیک دارای مقادیر زیر است :

ضریب شکست: قرنیه ۱.۳۷۶؛ زلالیه و زجاجیه ۱.۳۳۶؛ کورتکس عدسی ۱.۳۸۶؛ هسته‌ی عدسی ۱.۴۰۶ .

شعاع انحنا: سطح جلویی و عقبی قرنیه ۷.۷ و ۶.۸ م.م؛ سطح جلویی و عقبی عدسی ۱۰ و ۶ م.م .

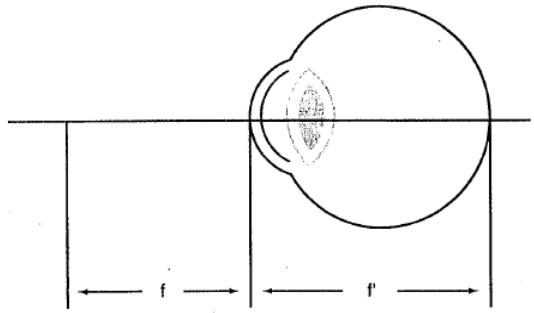
فاصله‌ی کانونی (اندازه‌گیری شده از راس قرنیه): فاصله‌ی کانونی اولیه ۱۵.۷ م.م؛ فاصله‌ی کانونی ثانویه ۲۴.۳۸ م.م .

فواصل محوری: ضخامت قرنیه ۰.۵ م.م؛ فاصله‌ی راس قرنیه تا سطح جلویی عدسی ۳.۶ م.م؛ فاصله‌ی راس قرنیه تا سطح پشتی عدسی ۷.۲ م.م؛ فاصله راس قرنیه تا فووئا (طول محوری چشم) ۲۴ م.م .

صفحات اصلی و نقاط نودال: صفحات اصلی در ۱.۳۵ و ۱.۶۰ م.م نسبت به راس قرنیه قرار دارند. نقاط نودال در ۷.۰۸ و ۷.۳۳ م.م از راس قرنیه قرار دارند و بنابراین در سطح پشتی عدسی جای می‌گیرند. تعریف صفحات اصلی، نقاط نودال و دیگر کلمات به کار رفته در واژه‌نامه موجود است .

قدرت‌های انکساری: قرنیه D۴۳.۰۵ ؛ عدسی D۱۹.۱۱ ؛ کل چشم D۵۸.۶۴ . وضعیت انکساری این چشم شماتیک ۱ D هایپروپ است (به خاطر داشته باشید که طول محوری چشم ۰.۳۸ م.م کوتاه‌تر از فاصله‌ی کانونی ثانویه است). مقادیر داده شده در اینجا، برای چشم بدون تطابق هستند. درهنگام تطابق تغییراتی در موقعیت سطح قدامی عدسی، شعاع انحنای عدسی و قدرت عدسی رخ می‌دهد .

[1] Step-along Method
[2] Emsley
[3] Exact
[4] Gullstrand



شکل ۳-۱

قرنیه و لایه‌ی اشکی. بیش از دو سوم رفرکشن چشم به دلیل قرنیه است، قدرت انکساری‌ای که از ۳۶ تا ۵۰ دیوپتر متغیر است. اگر چه مقدار متوسط آن تقریباً ۴۳ D است (۴۳ Dبرای چشم شماتیک دقیق). اگرچه ضریب انکساری قرنیه ۱.۳۳۷۶ است، کراتومتر[1] (دستگاهی که برای اندازه گیری قدرت انکساری قرنیه طراحی شده است) برای ضریب انکساری ۱.۳۳۷۵ کالیبره شده است تا رفرکشن موجود در سطح خلفی قرنیه نیز در نظر گرفته شود. برای قرنیه‌ای که دارای شعاع انحنای ۷.۷ م.م است، قدرت انکساری (با استفاده از ضریب شکستی که کراتومتر کالیبره باشد) این‌گونه به دست می‌آید:

$$F = \frac{n-1}{r} = \frac{1.3375-1}{0.0077} = 43.83\,D$$

قرنیه سطح شفاف اپتیکی خود را مدیون وجود لایه‌ی اشکی است. ضریب شکست لایه‌ی اشکی برابر ۱.۳۳۶ است (مشابه مقداری که گولسترند برای زلالیه و زجاجیه در نظر گرفته است)، یا بسیار نزدیک به ضریب شکست آب. این لایه‌ی اشکی است که برای اولین بار نور در آن شکسته می‌شود، نه قرنیه. اهمیت شکست نور در لایه‌ی اشکی زمانی مشخص می‌شود که ابتدا شکست نور میان هوا و لایه اشکی و سپس شکست نور میان لایه‌ی اشکی و قرنیه را محاسبه کنیم. برای لایه‌ی اشکی‌ای که دارای شعاع انحنای ۷.۷ م.م است شکست رخ داده در سطح اشک-هوا برابر است با

$$F = \frac{1.336-1}{0.0077} = \frac{0.336}{0.0077} = 43.63\,D$$

این معادله نشان می‌دهد که لایه اشکی مسئول تقریباً تمام رفرکشنی است که معمولاً به قرنیه نسبت داده می‌شود. اگر یک قدم جلوتر رویم، اگر در نظر بگیریم که لایه اشکی بی‌نهایت نازک باشد (و درنتیجه سطح قدامی قرنیه دارای شعاع انحنایی مشابه سطح قدامی لایه اشکی باشد) شکست نور رخ داده در سطح اشک-قرنیه برابر است با

$$F = \frac{1.376-1.336}{0.0077} = \frac{0.040}{0.0077} = 5.19\,D$$

که تنها بخش کوچکی از شکست نور در سطح میان اشک و هواست. شکست رخ داده میان هوا و اشک هنگام تجویز عینک اهمیت چندانی ندارد، اما هنگام فیت عدسی‌های تماسی، اغلب باعث تغییر در انحنای لایه اشکی می‌شود. هنگامی که یک عدسی تماسی سخت فیت می‌شود، لنز تمایل دارد تا هنگامی که روی قرنیه قرار دارد انحنای خود را حفظ کند. در نتیجه یک عدسی تماسی که نسبت به لایه اشکی دارای شعاع انحنای استیپ[2]تری است، باعث می‌شود لایه‌ی اشکی استیپ شود. در حالی که یک لنزی که دارای شعاع انحنای فلت‌تری نسبت به لایه اشکی است باعث می‌شود که لایه‌ی اشکی فلت گردد. اگر چه هنگامی که عدسی تماسی نرم فیت می‌شود، لنز معمولاً باعث تغییر انحنای لایه اشکی نمی‌شود .

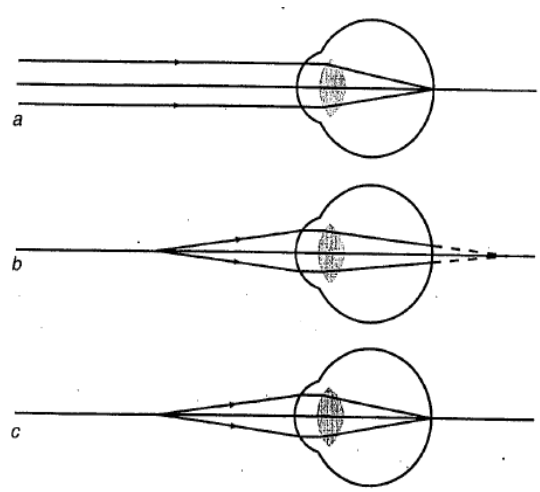
کریستالین لنز. لنز در ۳.۶ م.م پشت قرنیه قرار دارد (در چشم شماتیک) و از جلو با زلالیه و از عقب با زجاجیه در تماس است. ضریب انکساری لنز ۱.۴۱۶ در نظر گرفته می‌شود که به طور قابل توجهی بزرگتر از قرنیه یا زلالیه یا زجاجیه است. لنز مسئول یک سوم رفرکشن چشم است، اگرچه یک مسئولیت مهم یعنی تطابق، که قابلیت فوکوس واضح بر روی اشیا در فواصل مختلف است به عهده‌ی آن است .

هنگامی که چشم به یک جسم دور نگاه می‌کند، عدسی در حالت استراحت قرار دارد و (اگر هیچ عیب انکساری وجود نداشته باشد یا هیچ لنز اصلاحی روی چشم قرار نگرفته باشد) یک تصویر واضح روی شبکیه تشکیل می‌شود. هنگامی که چشم به یک جسم نزدیک نگاه می‌کند قدرت انکساری عدسی افزایش یافته بنابراین تصویر دوباره بر روی شبکیه فوکوس

[1] Keratometer

[2] Steep

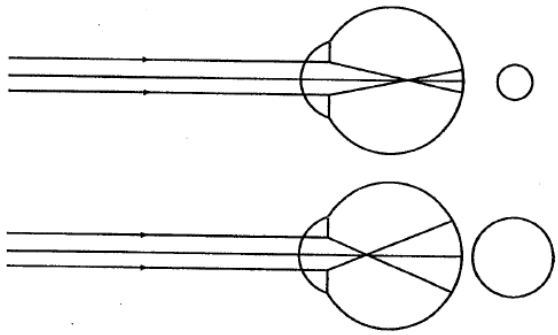
می‌شود. شکل ۴-۱ نشان می‌دهد که ۱) برای یک شی واقع شده در بی‌نهایت، سیستم اپتیکی چشم یک تصویر بر روی شبکیه ایجاد می‌کند؛ ۲) برای یک شیء واقع شده در مقابل چشم در فاصله‌ای به غیر از بی‌نهایت، ورجنس نور درون چشم کاهش یافته و بنابراین تصویرش پشت شبکیه ایجاد می‌شود؛ و ۳) همراه با مقدار مناسبی از تطابق تصویر شی دوباره روی شبکیه تشکیل می‌شود (در شکلc ۴-۱ افزایش تحدب عدسی نشان‌هنده‌ی تطابق است).



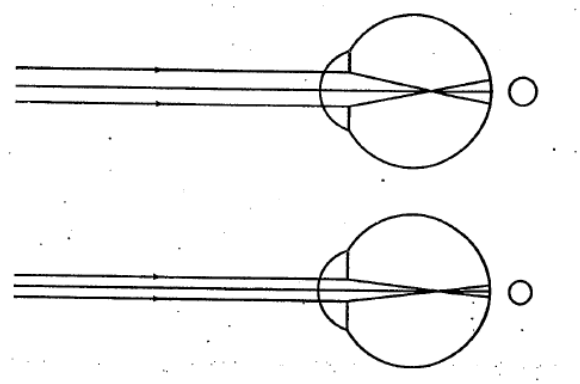
شکل ۴-۱. a) نگاه به جسم دور همراه با تطابق ریلکس شده b) نگاه به جسم نزدیک همراه با تطابق ریلکس شده c) نگاه به جسم نزدیک همراه با تطابق

تصویر شبکیه‌ای. مهم است که میان تصویر اپتیکی و تصویری شبکیه‌ای تمایز قائل شویم. تصویر اپتیکی تصویری است که توسط سیستم اپتیکی چشم ایجاد می‌شود. این تصویر همواره به طور واضح فوکوس شده است و می‌تواند روی شبکیه قرار گرفته باشد یا نگرفته باشد. از طرف دیگر تصویر شبکیه‌ای تصویری است که روی شبکیه ایجاد می‌شود که ممکن است به طور واضح یا تار فوکوس شده باشد. اگر تصویر ایجاد شده توسط سیستم اپتیکی چشم به طور واضح روی شبکیه فوکوس شده باشد تصویر اپتیکی و تصویب شبکیه‌ای مشابه و یکسان هستند اما اگر تصویر اپتیکی به طور واضح روی شبکیه فوکوس نشده باشد، تصویر شبکیه‌ای یک دایره‌ی محو خواهد بود.

دایره‌های محو. برای یک مردمک با قطر مشخص، اندازه دایره محو برای یک شی مشخص با فاصله‌ی تصویر اپتیکی از شبکیه تغییر می‌کند (مطابق شکل ۵-۱). اندازه‌ی دایره‌ی محو با افزایش فاصله‌ی تصویر اپتیکی از شبکیه افزایش می‌یابد. از طرف دیگر اگر اندازه‌ی مردمک، هنگامی که موقعیت تصویر اپتیکی ثابت می‌ماند، تغییر کند؛ اندازه‌ی دایره‌ی محو با افزایش یا کاهش اندازه مردمک، افزایش یا کاهش می‌یابد (شکل ۶-۱).



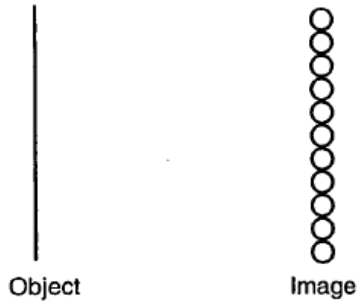
شکل ۵-۱



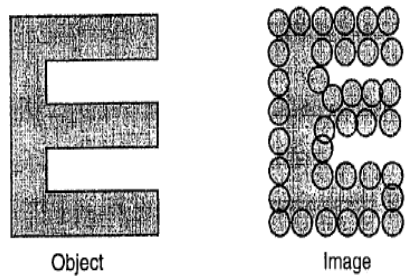
شکل ۶-۱

مهم است بدانیم که مفهوم دایره‌ی محو تنها برای یک شی نقطه‌ای صدق می‌کند. این‌گونه در نظر گرفته می‌شود که برای یک شی خطی، هر نقطه از خط یک دایره‌ی محو تشکیل می‌دهد (مگر اینکه خط به طور واضح روی شبکه فوکوس شده باشد)، و همچنین برای یک شی دوبعدی هر نقطه‌ی شی یک دایره‌ی محو تشکیل می‌دهد. دوایر محو تشکیل شده توسط یک شی خطی و یک شی دوبعدی به ترتیب در اشکال ۱-۷ و ۱-۸ نشان داده شده‌اند. برای یک چشم خارج از

فوکوس، وضوح یک شی (مثل حرف روی چارت حدت بینایی) بستگی به اندازه‌ی دایره‌ی محو تشکیل شده توسط هر کدام از نقاط شی دارد که خود این مورد بستگی به فاصله‌ی تصویر اپتیکی از شبکیه و اندازه‌ی مردمک دارد.



شکل ۷-۱

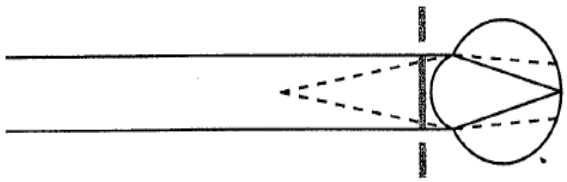


شکل ۸-۱

تطابق

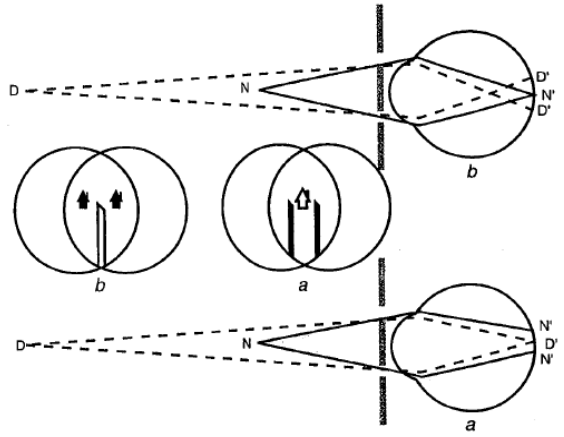
تطابق فرایندی است که کریستالین لنز طول کانونی خود را در جواب به تغییرات ورجنس نور ورودی به چشم، تغییر می‌دهد. تطابق برای یک جسم نزدیک در شکل ۴-۱ نشان داده شده است.

مدرک وجود تطابق. قبل از قرن هفدهم، اینکه هنگام مشاهده‌ی اجسام در فواصل مختلف نیاز است که چشم قدرت کانونی خود را تغییر دهد، مشخص نشده بود. اما در سال ۱۶۱۹، کریستوفر شاینر[1] از یک کارت حاوی دو پین‌هول (که اکنون به نام دیسک شاینر شناخته شده است) برای نشان دادن وجود تطابق استفاده کرد (موسی[2]، ۱۹۷۵). اگر پین‌هول‌ها در همچین کارتی با فاصله‌ای کمتر از قطر مردمک فرد موردنظر از هم جدا شده باشند (شکل ۹-۱)، جسمی که روی شبکه فوکوس نشده است به صورت دوتایی دیده می‌شود (در دوبینی)، در حالی که یک جسمی که روی شبکه فوکوس شده است به صورت واحد دیده می‌شود .



شکل ۹-۱

هنگامی که نمونه از میان دیسک شاینر به یک جسم دور نگاه می‌کند، جسم دور واضح و واحد دیده می‌شود. اما اگر یک شی کوچک مانند یک سنجاق در خط دید و نزدیک به چشم قرار گیرد، سنجاق به صورت محو و دوتایی دیده می‌شود (شکل ۱۰-۱a). سپس اگر نمونه روی سنجاق تمرکز کند، سنجاق به صورت واضح و واحد دیده می‌شود ولی جسم دور محو و دوتایی خواهد شد (شکل ۱۰-۱b). آزمایش ساده شاینر نشان می‌دهد که ۱) اجسام دور و نزدیک نمی‌توانند به صورت همزمان روی شبکه فوکس شوند و ۲) برای دید واضح فواصل مختلف، یک تغییر در قدرت دیوپتریک چشم ضروری است .



شکل ۱۰-۱

[1] Christopher Scheiner

[2] Moses

اگرچه شاینر متوجه نشد که چگونه قدرت دیوپتریک چشم تغییر می‌کند. این مسئله نامشخص ماند تا توماس یانگ[1] در سال ۱۹۹۱ مشخص کرد که لنز مسئول تطابق است. همان‌گونه که توسط لوین[2] (۱۹۷۷) شرح داده شد، یانگ مشخص کرد که تطابق نمی‌تواند توسط تغییر قدرت انکساری قرنیه یا تغییر طول محوری چشم ایجاد شود. او نقش نداشتن قرنیه را با گذاشتن چشم در آب و در نتیجه خنثی‌سازی رفرکشن قرنیه و نشان دادن این‌که تطابق همچنان رخ می‌دهد، تعیین کرد.

او سپس عدم نقش داشتن تغییر طول محوری چشم را با چرخاندن چشمش به درون، به‌طرف بینی، و قرار دادن یک کلید پشت پل خلفی چشم نشان داد (او می‌توانست این کار را انجام دهد زیرا چشمان او کاملاً اگزوفتالمیک بود). وجود کلید پشت منطقه‌ی ماکولا سبب شد که او *حلقه‌های روشنی*[3] به دلیل فشار به چشم ببیند. او متوجه شد هنگامی که برای یک جسم نزدیک تطابق می‌کند، تغییری در اندازه‌ی این حلقه‌ها رخ نمی‌دهد که نشان می‌دهد تغییری در طول چشم ایجاد نشده است. در نهایت او با نشان دادن اینکه یک چشم آفاک[4] (چشمی که لنز آن برداشته شده است) نمی‌تواند روی اشیای نزدیک فوکوس کند، نشان داد که لنز مسئول تطابق است .

عضله‌ی سیلیاری. آزمایش یانگ قبل از زمانی که ساختار چشم با جزئیات بوسیله‌ی میکروسکوپ مرکب مشخص شود، انجام شده بود؛ و به همین دلیل او به اشتباه به این نتیجه رسید که فیبرهای لنز فیبرهای عضلانی مسئول تطابق هستند. ولی در سال ۱۸۴۷، بومن[5] و بروک[6] (که هر کدام جداگانه فعالیت می‌کردند) عضله‌ی سیلیاری را کشف کردند و به درستی این عضله را مسئول تغییر قدرت عدسی در طول تطابق معرفی کردند. مطابق شکل ۱۱-۱، عضله‌ی سیلیاری تاثیر خود را با استفاده از *فیبرهای زونولا ر*[7](که به نام لیگامنت معلق[8] نیز شناخته می‌شوند) اعمال می‌دارد .

فینکهام[9] (۱۹۳۷) عضله‌ی سیلیاری را این‌گونه توصیف کرد که بیشتر سیلیاری بادی را اشغال می‌کند و به شکل یک حلقه‌ی منشوری است که قاعده‌ی منشور در جلو، نزدیک ریشه‌ی عنبیه قرار دارد. در نظر گرفته می شود که عضله‌ی سیلیاری (شکل ۱۱-۱) سه نوع فیبر دارد:

۱)فیبرهای *طولی* (محوری): فیبرهای بلندی که منشا آن‌ها در خار اسکلرا[10] دقیقاً پشت تقاطع قرنیه‌اسکلرا است که به‌طور وسیع وارد لامیناهای الاستیک در بخش استوایی سوپراکوروئید می‌شوند .

۲)فیبرهای *شعاعی*: فیبرهای کوتاهی که ظاهراً منشا آن‌ها در خار اسکلراست؛ به عقب رفته (به طور محوری) و فیبرهای حلقوی را ایجاد می‌کنند .

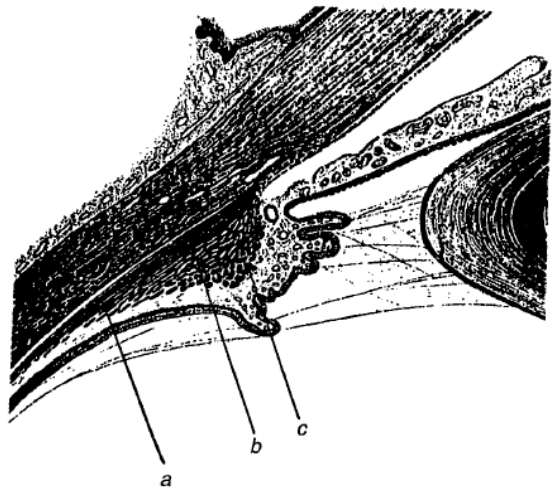
۳)داخلی‌ترین دسته فیبرها، فیبرهای *حلقوی*: فیبرهایی که دارای عمل یک عضله‌ی اسفنکتر(تنگ‌کننده) هستند. فینکهام ترجیح داد که بخش حلقوی عضله را بخش مشبک[11] بنامد، زیرا به این اشاره دارد که یک شبکه‌ی گشوده از دسته‌های عضلانی همراه با بافت همبند شُل، بطور پراکنده وجود دارند. فینکهام بخش داخلی عضله‌ی سیلیاری را به چند دسته تقسیم کرد و مدل تصویرشده از رتیکولوم توسط او در شکل ۱۲-۱ آمده است.

فیبرهای زونولار. بخش اصلی از فیبرهای زونولار در طول منطقه‌ی گسترده‌ای به درون کپسول لنز وارد می‌شوند (این‌گونه در نظر گرفته می‌شود که این فیبرها غشای پایه‌ای هستند که توسط اپیتلیوم لنز ایجاد می‌شوند). این فیبرها توسط *موسی* به سه دسته تقسیم شدند: ۱) *دسته‌ی قدامی*، قوی‌ترین و ضخیم‌ترین فیبرها، به درون قسمت قدامی کپسول عدسی وارد می‌شوند و بیشترین تاثیر را در نگه داشتن

[1] Thomas Young
[2] Levene
[3] Pressure Phosphene
[4] Aphakic Eye
[5] Bowman
[6] Bruke

[7] Zonular Fibers
[8] Suspensory Ligament
[9] Fincham
[10] Scleral Spur
[11] Reticulated

عدسی در حالت غیر تطابق (فلت‌ترین حالت) دارند؛ ۲) *فیبرهای استوایی* که نسبتاً کم تعداد هستند؛ ۳) و *فیبرهای خلفی* که پرتعداد ولی نسبتاً نازک هستند. موسی همچنین دسته‌ی دومی از فیبرهای زونولار را تشریح کرد که از دو زیردسته تشکیل شده بودند: a) فیبرهایی که یک شبکه‌ی متراکم روی سطح داخلی سیلیاری بادی تشکیل می‌دهند و b) فیبرهایی که از پارس پلانای سیلیاری بادی به درون ویتره گسترده شده‌اند و پایه‌ی ویتره را تشکیل می‌دهند.



شکل ۱۱-۱. a) فیبرهای طولی b) فیبرهای شعاعی c) فیبرهای حلقوی

شکل ۱۲-۱

تغییراتی که در طول تطابق رخ می‌دهد. در سال ۱۸۵۵، هرمن ون هلمولتز[1] از تصاویر پورکنژ[2] (تصاویر منعکس شده یا بازتاب شده که توسط عدسی و قرنیه ایجاد می‌شوند) برای تعیین تغییراتی که در طول تطابق رخ می‌دهد استفاده کرد (۱۹۲۴). او متوجه شد که تصویر سوم پورکنژ-که توسط سطح قدامی عدسی ایجاد می‌شود-به طور آشکارا کوچکتر می‌شود و در طول تطابق به جلو حرکت می‌کند، در حالی که تصویر چهارم پورکنژ-که توسط سطح خلفی لنز ایجاد می‌شود-کمی کوچکتر می‌شود. او تغییراتی که در طول تطابق ایجاد می‌شود را به شرح زیر توصیف کرد:

۱. مردمک تنگ می‌شود.

۲. لبه‌ی مردمکی عنبیه و سطح قدامی عدسی به جلو حرکت می‌کنند.

۳. سطح قدامی عدسی محدب‌تر می‌شود.

۴. سطح خلفی عدسی کمی محدب‌تر می‌شود.

دو تغییر دیگر که رخ می‌دهند ولی توسط هلملتز تشریح نشدند به قرار زیر هستند:

۵. به دلیل جاذبه، عدسی در صورت تطابق به پایین حرکت می‌کند.

۶. کوروئید به جلو حرکت می‌کند. این را می‌توان با قرار دادن یک سنجاق در چشم یک حیوان، در پشت سیلیاری بادی نشان داد. سر سنجاق هنگام تطابق به عقب حرکت می‌کند.

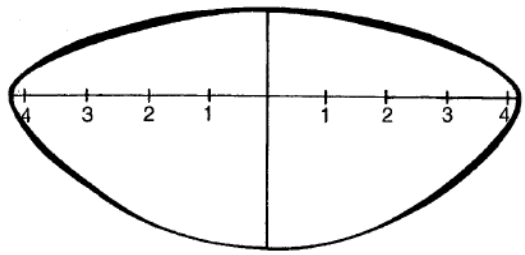
مکانیسم تطابق. بر اساس این تغییرات هلمولتز فرض کرد که شکل طبیعی لنز در حالت تطابق نسبتاً اسفریکال است. هنگامی که عدسی در شکل غیر تطابقی است، فیبرهای زونولار کشیده شده‌اند و بنابراین عدسی را در فلت‌ترین و (نازک‌ترین) شکل خود نگه می‌دارد. اما هنگامی که عضله سیلیاری منقبض می‌شود و به عنوان یک عضله‌ی اسفنکتر عمل می‌کند، کشیدگی را از فیبرهای زونولار بر می‌دارد و به کپسول الاستیک عدسی اجازه می‌دهد تا انحنای خود را افزایش دهد و عدسی ضخیم‌تر و اسفریکال‌تر شود. هلمولتز در نظر گرفت که ماده عدسی نرم است و به آسانی توسط کپسول الاستیک شکل می پذیرد، بنابراین اعلام کرد که پیرچشمی به دلیل سخت شدن ماده‌ی عدسی ایجاد می‌شود

[1] Herman Von Helmholtz

[2] Purkinje

و در نتیجه ماده نمی‌تواند به ریلکس شدن کشیدگی زونولار پاسخ دهد.

فینکهام کپسول عدسی را مطالعه کرد و نشان داد که ضخامت آن در قسمت قدامی نسبت به خلفی و در قسمت‌های استوایی (نزدیک اتصالات زونولار نسبت به نزدیک پل‌ها) بیشتر است (شکل ۱۳-۱). این تفاوت‌ها در ضخامت کپسولی باعث می‌شود که سطح قدامی عدسی درطول تطابق، انحنای بسیار بیشتری پیدا کند؛ بسیار بیشتر از حالتی که کپسول دارای ضخامت ثابتی می‌بود. این رکن مهمی در نظریه‌ی هلمولتز است وگرنه هیچ توضیح قانع‌کننده‌ای برای افزایش زیاد قدرت انکساری عدسی هنگامی که کشیدگی فیبرهای زونولار رفع می‌شود وجود ندارد .



شکل ۱۳-۱

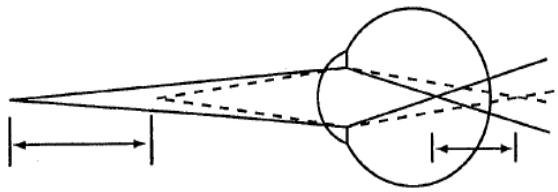
برد یا دامنه‌ی تطابق. تطابق ممکن است با کلماتی نظیر برد تطابق[1] یا دامنه‌ی تطابق[2] معین شود .

هم برد و هم دامنه‌ی تطابق بر اساس موقعیت نقطه‌ی دور (دورترین نقطه‌ای که چشم می‌تواند یک تصویر واضح روی شبکیه تشکیل دهد) و نقطه‌ی نزدیک تطابق (نزدیک‌ترین نقطه‌ای که یک تصویر واضح روی شبکه تشکیل می‌شود) می‌باشد .

یک فرد جوان را در نظر بگیرید که هیچ عیب انکساری ندارد (یا عیب انکساری او با عدسی اصلاح شده است) و نسبت به یک جسم در هر نقطه‌ای، از بینهایت تا فاصله ۱۰ سانتی‌متری از بینی اش، دید واضحی دارد. برد تطابق برای این شخص برابر است با بی نهایت منهای ۱۰ سانتی‌متر؛ که همچنان بی‌نهایت تلقی می‌شود. ولی دامنه‌ی تطابق برابر است با مقدار دیوپتریک نقطه نزدیک تطابق منهای مقدار دیوپتریک نقطه‌ی دور تطابق که برابر است با ۰-۱۰، یا D۱۰ . بنابراین دامنه‌ی تطابق نسبت به برد تطابق مفهوم مفیدتری است .

عمق فوکوس و عمق میدان. در یک موقعیت داده شده، تصویر شبکیه‌ای یک جسم فیکس شده ممکن است به‌طور قابل‌قبولی واضح و شفاف باشد؛ حتی اگر تصویر به‌طور واضح روی شبکیه فوکوس نشده باشد. برای مثال، در بررسی حدت بینایی در فاصله‌ی ۴۰ سانتی‌متری، برای بیمار یک ردیف حروف کوچک ممکن است فوکوس شده به نظر برسد؛ اگرچه ممکن است تصویر اپتیکی در فاصله‌ای در جلو یا پشت شبکیه قرار گرفته باشد .

مقداری که تصویر می تواند در جلو یا پشت شبکیه قرار گرفته باشد و همچنان واضح به نظر برسد تحت‌عنوان *عمق فوکوس*[3] چشم نامیده می‌شود؛ مقداری که چارت حدت بینایی می‌تواند نسبت به بیمار به جلو یا عقب برده شود (نسبت‌به موقعیتی که تصویر اپتیکی به طور واضح روی شبکیه فوکوس شده است) *عمق میدان*[4] چشم تلقی می‌شود. این دو مفهوم در شکل ۱۴-۱ نشان داده شده‌اند .



شکل ۱۴-۱

به‌دلیل انعطاف‌پذیری بسیار زیاد تطابق در بیماران قبل از سن پیرچشمی اقدام برای اندازه گیری عمق فوکوس یا عمق میدان به‌ندرت در معاینات روتین اپتومتری انجام می‌شود. اگرچه برای بیماران پس از سن ۵۵ یا ۶۰ که دیگر قادر به تطابق نیستند، عمق میدان به‌راحتی می‌تواند اندازه‌گیری شود. اگر چنین افرادی برای فاصله ۴۰ سانتی‌متری عینک دوکانونی یا عینک مطالعه بزنند، ممکن است برای فواصل ۲۵ تا ۵۰ یا ۶۰ سانتی‌متری دید واضحِ قابل قبولی داشته باشند.

[1] Range of Accommodation
[2] Amplitude of Accommodation
[3] Depth of Focus
[4] Depth of Field

از آن‌جایی که عمق میدان با کاهش اندازه‌ی دایره‌ی محو افزایش می‌یابد، بعضی بیماران مسن‌تر ادعا می‌کنند که در فضای به حد کافی پر نور (به‌دلیل تنگ‌تر شدن مردمک و کاهش اندازه‌ی دایره‌ی محو)، می‌توانند کلمات با اندازه‌ی متوسط را بدون کمک عینک‌های دوکانونی و عینک‌های مطالعه بخوانند .

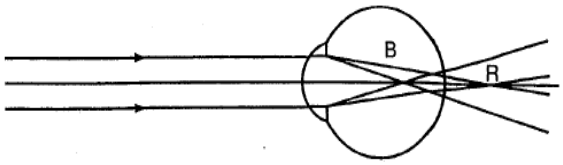
ابیراهی[1]های چشم

هر سیستم اپتیکی مستعد تعدادی ابیراهی است. این‌ها شامل ابیراهی‌های رنگی[2] و ابیراهی‌های تک رنگ[3] شامل ابیراهی کروی، کوما، آستیگمات مایل، انحنای تصویر و اعوجاج می‌شود. ابیراهی‌های رنگی به‌دلیل این رخ می‌دهند که نور محیط از تابش تعداد زیادی طول موج تشکیل شده و بستگی به جنس سیستم اپتیکی دارند. ابیراهی‌های تک‌رنگ تنها هنگامی ظاهر می‌شوند که ابیراهی رنگی به دلیل استفاده از از نور تک‌رنگ حذف شده باشد.

ابیراهی‌هایی که بیشترین تاثیر را برای چشم انسان دارند شامل ابیراهی رنگی و ابیراهی کروی میشوند، ابیراهی‌های کوما، آستیگمات مایل، انحنای تصویر و اعوجاج تحت عنوان ابیراهیهای مایل دسته‌بندی میشوند؛ زیرا تنها هنگامی ایجاد میشوند که پرتوهای نور به طور مایل به چشم بتابد. این پرتوهای مایل، غالبا روی بخش محیطی شبکیه تصویر می‌شوند، ارتباط کمی با تصویر فووئایی دارند و بنابراین در اینجا مطرح نمی‌شوند.

ابیراهی رنگی. ابیراهی رنگی برای شکافی با هر اندازه‌ای وجود دارد و می‌توان آن را به عنوان ابیراهی رنگی محوری یا ابیراهی رنگی عرضی طبقه‌بندی کرد.

ابیراهی رنگی محوری[4] به این نکته اشاره دارد که نورِ با طول موج‌های مختلف در طول محور اپتیکی در نقاط متفاوتی کانونی می‌شود و آن را می‌توان با استفاده از نوری با طول موج‌های مختلف و انکسار آن توسط چشم نشان داد (شکل ۱۵-۱). در این روند خط فرانهوفر F (آبی) حدود ۰.۸۵ D بیشتر از خط فرانهوفر C (قرمز) شکسته می‌شود.



شکل ۱۵-۱

ابیراهی رنگی عرضی[5] که به پخش‌شدگی یا گسترش افقی تصاویری که از رنگ‌های متفاوت صفحه‌ی تصویر بدست می‌آیند اشاره دارد. این ابیراهی در چشم تاثیرات کمی دارد زیرا پرتوها توسط گیرنده‌های خارج از فووئا دریافت می‌شوند .

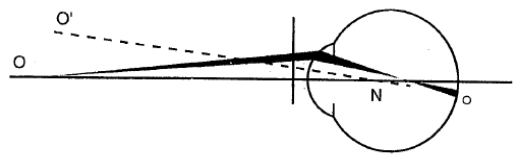
ابیراهی رنگی محوری چشم به راحتی می‌تواند با استفاده از تست بایکروم[6] که در بخش ۱۰ آمده است، نشان داده شود. این تست از چارتی با پس‌زمینه‌ی قرمز در یک سمت و پس‌زمینه‌ی سبز در سمت دیگر استفاده می‌کند. اگر نزدیک‌بینی یک بیمار کمتر از حد اصلاح شده باشد (یا دوربینی او بیش از حد اصلاح شده باشد) حروف در سمت قرمز نسبت به حروف در سمت سبز چارت مشخص‌تر دیده می‌شوند. همچنان که قدرت منفی افزایش پیدا می‌کند (یا قدرت مثبت کاهش می‌یابد)؛ به نقطه‌ای خواهیم رسید که حروف در هر دو سمت سبز و قرمز به یک اندازه مشخص خواهد بود. به دنبال این، به نقطه‌ای خواهیم رسید که حروف در سمت سبز چارت واضح‌تر از سمت قرمز خواهند بود، برای اکثر بیماران مقدار کلی ابیراهی رنگی درونی (از جایی که قرمز واضح‌تر است تا جایی که سبز واضح تر است) از ۰.۵۰ تا ۰.۷۵ دیوپتر است.

ابیراهی کروی. همان‌گونه که توسط امسلی شرح داده شد، اگر یک پین‌هول روی یک کارت کوچک به صورت عمودی در مقابل چشم بیمار حرکت داده شود (شکل ۱۶-۱)، یک خط افقی به نظر می‌رسد که در جهت حرکت پین‌هول تکان می‌خورد. همان‌گونه که در شکل نشان داده شد، هنگامی که

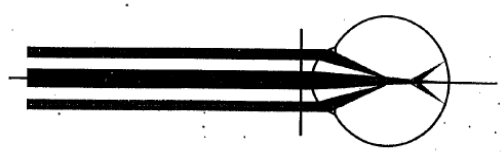
[1] Aberration
[2] Chromatic
[3] Monochromatic
[4] Axial
[5] Transverse
[6] Bichrome

پین‌هول به سمت بالا حرکت می‌کند، تصویرِ کم و بیش محو خط افقی در زیر ماکولا قرار می‌گیرد و بنابراین دیده می‌شود که تصویر به سمت بالا حرکت می‌کند .

ابیراهی کروی چشم را می‌توان با شکسته شدن پرتوها توسط چشم و با استفاده از مجموعه‌ای از پین‌هول‌ها یا شکاف‌های شبیه پیراشکی نشان داد که هر شکاف، نور رسیده به چشم را به منطقه‌ی خاصی از سیستم اپتیکی محدود می‌کند. در این فرایند، پرتوهای نوری از مناطق محیطی‌تر نسبت به پرتوهای قسمت‌های مرکزی‌تر بیشتر شکسته می‌شوند (شکل ۱-۱۶ و ۱-۱۷) و باعث ابیراهی کروی مثبت می‌شوند. برای خط فرانهوفر D (زرد)، پرتوهای نوری با فاصله‌ی ۲ میلی‌متری از مرکز مردمک، تقریباً یک دیوپتر بیشتر از پرتوهای که به قسمت محوری مردمک می‌رسند، شکسته می‌شوند. چون *پرتوهای محوری* نسبت به *پرتوهای مایل* تاثیر بیشتری در ایجاد تصویر شبکیه‌ای دارند (همان‌گونه که استایلز[1] و کرافورد[2] ۱۹۳۳ نشان دادند)، ابیراهی کروی تاثیر نسبتاً کمی دارد. در چشمی که تطابق کرده است، ابیراهی کروی منفی باعث می‌شود که در طول تطابق نسبی، ابیراهی کروی در حداقل مقدار ممکن باشد .



شکل ۱-۱۶. تصویر محو (o) از میان نقطه‌ی نودال چشم (N) گذر می‌کند و درنتیجه به‌نظر می‌رسد جسم در o′ قرار دارد.



شکل ۱-۱۷. تعیین ابیراهی اسفریکال با مشخص‌کردن رفرکشن نواحی مختلف سیستم اپتیکی چشم.

حدت بینایی

حدت بینایی[3] به‌عنوان *قدرت تجزیه‌ی* [4]چشم یا توانایی دیدن مجزای دو جسمِ جدا از هم تعریف می‌شود. معمولاً این تعریف به عنوان *حداقل تفکیک* [5](که با حداقل قابل رویت[6] فرق دارد) اطلاق می‌شود. ممکن است این تعریف، توانایی دیدن یک شکاف یا فاصله نیز تعریف شود .

ستاره‌شناسان پیشین متوجه شدند که می‌توان دو ستاره را، اگر فاصله‌ی میان‌شان حداقل یک دقیقه بر کمان باشد، جدا از هم دید. اگر جدایی زاویه‌ای بین دو ستاره کمتر از یک دقیقه بر کمان باشد، اکثر افراد آن دو را به شکل یک ستاره می‌بینند. بنابراین قدرت تجزیه‌ی `طبیعی` چشم، تحت عنوان توانایی تشخیص یک فاصله با مقدار کمتر از ۱ دقیقه بر کمان تعریف شد .

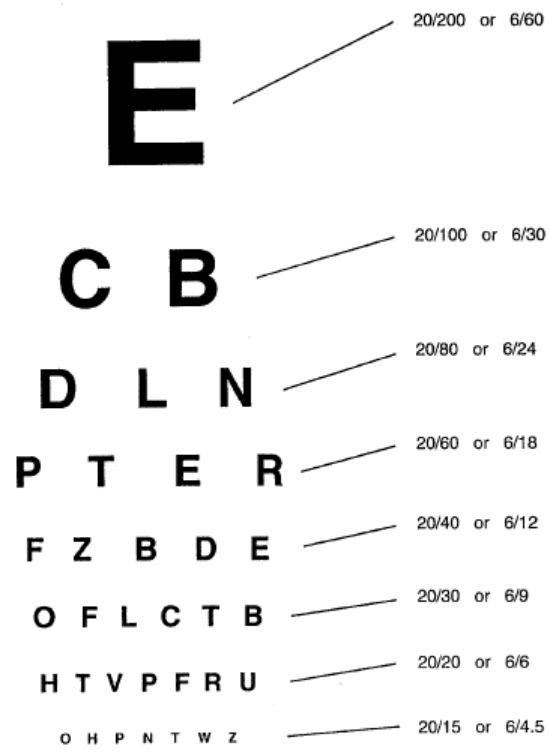
در تحقیقات، *میله‌های کونیگ* [7]اغلب برای تعیین حدت بینایی استفاده می‌شوند. همان‌گونه که در شکل ۱-۱۸ نشان داده شده است، این میله‌ها با رنگ سیاه بر روی پس زمینه‌ی سفید قرار دارند. برای حدت‌های بینایی طبیعی، عرض هر میله برابر ۱ دقیقه بر کمان و فاصله‌ی میان آن‌ها نیز ۱ دقیقه بر کمان است. طول هر میله معمولاً ۵ برابر عرض آن است، اگر چه مقدار دقیق آن خیلی مهم نیست. یک چارت را با میله‌های کونیگ در اندازه‌های مختلف متصور شوید. مقدار فاصله‌ی میان میله‌ها همواره برابر عرض میله است. کوچک‌ترین میله‌های کونیگی که می‌توانند (به‌جای یکی) به صورت دو میله تشخیص داده شوند، به ما مقداری از حدت بینایی بیمار می‌دهند .

شکل ۱-۱۸

[1] Stiles
[2] Crawford
[3] Visual Acuity
[4] Resolving Power
[5] Minimum Separable
[6] Minimum Visible
[7] Konig Bars

حلقه‌ی لندولت [1](که بعضا به آن *لندولت C* می‌گویند)، که در شکل ۱۸-۱ نشان داده شده است، یک حلقه با یک شکاف است. برای حدت بینایی طبیعی عرض شکاف و عرض حلقه، هر کدام برابر ۱ دقیقه بر کمان است. به بیمار گفته می‌شود که شکاف در کدام قسمت از حلقه قرار گرفته است: بالا، پایین، چپ، راست، بالا سمت چپ و... . شکاف می‌تواند در هر کدام از این ۸ موقعیت قرار گیرد و احتمال پاسخ درست بیمار ۱ از ۸ جواب احتمالی است. یک چارت حلقه‌ی لندولت معمولی دارای چندین ردیف است و شکاف‌ها در موقعیت‌های مختلفی قرار گرفته‌اند که از حلقه‌های بزرگ (۶/۶۰ یا ۲۰/۲۰۰) شروع شده و به حلقه‌های کوچک (۶/۶ یا ۲۰/۲۰) خاتمه می‌یابد. میله‌های کونیگ در مقایسه با حلقه‌های لندولت این عیب آشکار را دارند که شکاف تنها می‌تواند در دو نوع جهت (بالا و پایین یا از یک سمت به سمت دیگر چارت) قرار گیرد و بنابراین حدس بیمار احتمالاً ۵۰٪ درست باشد.

روش جهانی اندازه گیری حدت بینایی شامل استفاده از چارت اسنلن است که در شکل ۱۹-۱ آمده است. یک حرف اسنلن حرفی است که عرض یک دندانه برابر عرض یک شکاف یا فاصله است. در اکثر چارت‌های اسنلن حروف دارای ۵ واحد درازا و ۴ واحد پهنا هستند. اگر چه تعدادی از چارت‌ها از حروفی استفاده می‌کنند که ۵ واحد درازا و ۵ واحد پهنا دارند. بهترین حرف اسنلن حرف E است زیرا دارای سه دندانه و دو شکاف می‌باشد. دیگر حروف همچون L یا T دارای شکاف نیستند و بنابراین عواملی که برای اندازه‌گیری حدت بینایی استفاده می‌شوند -توانایی دیدن یک شکاف- را به‌طور دقیق ندارند. اگرچه این حروف این عامل را ندارند ولی برای اندازه‌گیری حدت بینایی مناسب هستند. یکی از مزایای استفاده از حروف در برابر حلقه های لندولت این است که ۲۶ حرف برای انتخاب وجود دارد و احتمال درست بودن حدس بیمار را به طور قابل توجهی کاهش می‌دهد. یک مزیت دیگر این است که این حروف آشنا هستند و مردم انتظار دارند که در طول معاینه‌ی بینایی آن‌ها را ببینند. چارت تامبلینگ E اغلب برای کودکان پیش‌دبستانی و بیماران بی‌سواد استفاده می‌شود. حرف E می‌تواند در هر چهار جهت قرار گیرد و از بیمار خواسته می‌شود که جهات دندانه‌ی E را بگوید. اغلب به کودکان یک حرف E پلاستیکی یا چوبی داده می‌شود و از آنها خواسته می‌شود که آن را درجهتی که مشابه حرف روی چارت است نگه دارند.



شکل ۱۹-۱

مشخصه‌های حدت بینایی

حدت بینایی به لحاظ اندازه‌ی زاویه‌ای شکاف کوچک‌ترین حرفی که بیمار می‌تواند تشخیص دهد تعیین می‌شود. همان‌گونه که قبلا نشان داده شد حدت بینایی `طبیعی` (برای شخصی که نیاز به عدسی‌های اصلاحی ندارد یا اگر نیاز است، از آن‌ها استفاده می‌کند) به‌عنوان قابلیت تشخیص یک شکاف به اندازه‌ی ۱ دقیقه بر کمان تعریف می‌شود. با توجه به شکل ۲۰-۱، برای هر فاصله‌ای، عرض خطی شکاف، X، برای هر مقدار وتر زاویه‌ای بدین‌گونه تعیین می‌شود:

$$\tan\theta = \frac{x}{\text{distance}}$$

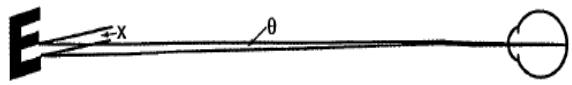
[1] Landolt Rings

برای تارگتی در ۲۰ فوتی یا ۶ متری

$$\tan\theta = \frac{x}{20\ \text{feet}} \text{ or } \frac{x}{6\ \text{m}}$$

و برای شکافی به اندازه‌ی ۱ دقیقه بر کمان

$$\begin{aligned} x &= 6(\tan\theta) \\ &= 6(0.000291) \\ &= 0.001746\ \text{m} \\ &= 1.746\ \text{mm} \end{aligned}$$



شکل ۲۰-۱

برای یک حرف دارای ۵ واحد درازا، طول حرف برابر ۵×۱.۷۴۶=۸.۷۳ م.م خواهد بود.

نمادنویسی حدت بینایی

برای اندازه‌گیری حدت بینایی یک چشم پوشانده شده و از بیمار خواسته می‌شود که از بالای چارت شروع به خواندن

TABLE 1-1 Relationship between Letter Height, Decimal Acuity, and Snellen Acuity

Letter Height at 6 m	Decimal Acuity	Snellen Acuity	
		Metric	*English*
4.4 mm	2.0	6/3	20/10
6.5 mm	1.33	6/4.5	20/15
8.7 mm	1.0	6/6	20/20
13.1 mm	0.67	6/7.5	20/30
17.5 mm	0.5	6/12	20/40
21.8 mm	0.4	6/15	20/50
43.5 mm	0.2	6/30	20/100
87.3 mm	0.1	6/60	20/200
174.5 mm	0.05	6/120	20/400

جدول ۱-۱

حروف کند و تا جایی که می تواند خطوط حرف‌ها را بخواند. کوچک‌ترین خط دارای حروف که خوانده می‌شود، ثبت می‌گردد. چندین روش برای ثبت حدت بینایی وجود دارد.

حدت ده دهی[1]. با استفاده از سیستم ده دهی، حدت بینایی `طبیعی` -توانایی تشخیص یک شکاف به اندازه‌ی ۱ دقیقه بر کمان- برابر مقدار ۱.۰ است. حدت ده دهی با افزایش اندازه‌ی شکاف یا حرف کاهش می‌یابد. برای حدتی که نصف ۱.۰ است، حرف دو برابر بزرگتر خواهد شد. برای حدت بینایی ۰.۵، اندازه‌ی حرف برای کوچک‌ترین حرف قابل خواندن برابر ۲×۸.۷۲۶ یا ۱۷.۴۵ م.م است. برای حدت بینایی ۲.۰ اندازه‌ی حرف برابر ۸.۷۲۶/۲=۴.۳۶۳ خواهد بود.

برای ساخت یک چارت ده دهی، طول حرف برای هر مقدار حدت ده دهی می‌تواند از طریق یک رابطه‌ی ساده مشخص شود: طول حرف= ۸.۷۲۶ تقسیم بر حدت ده دهی. برای یک حرف با طول معین، حدت ده دهی= ۸.۷۲۶ تقسیم بر طول حرف. این رابطه برای بدست آوردن مقادیری که در جدول ۱-۱ آمده است، استفاده می‌شود .

اگرچه نمادنویسی حدت ده دهی به ندرت در کلینیک استفاده می‌شود، اما هنگامی که حدت روی یک چارت یا یک نمودار طراحی می‌شود تا حدت بینایی با دیگر متغیرها مقایسه شود، یک مفهوم مناسب می‌باشد .

حدت درصدی[2] . اگر حدت ده دهی ضرب در صد شود، نتیجه آن حدت درصدی خواهد بود. بنابراین حدت ده دهی ۱.۰ برابر ۱۰۰٪ و حدت ده دهی ۰.۱ برابر ۱۰٪ خواهد بود. حدت درصدی یک مفهوم سودمند نیست و در حقیقت می‌تواند باعث سوءتفاهم بیماران شود. معاینه‌کننده‌ای را می‌شناختم که هنگامی که می‌خواست به بیماران بگوید چقدر خوب (یا چقدر بد می‌بینند) از حدت درصدی استفاده می‌کرد. زمانی یک بیمار نزدیک‌بین داشتم که معاینه‌کننده‌ی قبلی به او گفته بود که تنها ۵٪ بینایی دارد. او واقعاً فکر می‌کرد که `نزدیک است کور شود` و هنگامی که فهمید این اتفاق نخواهد افتاد بسیار خوشحال شد.

حدت اسنلن. اسنلن یک سیستم تعیین حدت بینایی را در سال ۱۸۶۲ ایجاد کرد که بر اساس کسر اسنلن که این‌گونه تعریف می‌شود بود:

کسر اسنلن= فاصله‌ی معاینه/آخرین خط خوانده‌شده

[1] Decimal Acuity

[2] Percentage Acuity