

مقاله مروری: بررسی مدل‌های اپتیک چشم انسان

مریم ابوالمصومی^۱، کیخسرو کشاورزی^{۲*}، مهران نیکخو^۳، ابراهیم جعفرزاده پور^۴

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۳- فوق تخصص جراحی قرنیه، دپارتمان چشم پزشکی، بیمارستان میلاد، تهران، ایران

۴- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۹/۱۰/۱۲

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۲/۱۰

چکیده

مقدمه: تا کنون مدل‌های زیادی جهت بررسی اپتیک چشم انسان ارائه شده است. در سالهای اخیر افزایش روز افزون جراحی‌ها بر روی بخش قدامی چشم، نظیر کاتاراکت، فوتورفکیتیو و پیوند قرنیه، اهمیت بررسی بیشتر اپتیک چشم و سنجش کیفیت بینایی را نشان می‌دهد.

مواد و روشها: در این مقاله تعدادی از مدل‌های چشم که توسط محققین ارائه شده مورد بررسی قرار گرفته است که شامل مدل‌هایی با سطوح انکساری کروی و مقاطع مخروطی برای قرنیه و عدسی و مدل‌های ساده شده و همچنین مدل‌های جدیدتری که سطوح قرنیه و عدسی را با معادلات ریاضی پیچیده تری ارائه می‌دهند می‌باشد.

نتایج: بررسی مدل‌های چشم انسان این امکان را فراهم می‌سازد که مقوله بینایی با کیفیت بهتری ارائه گردد و همچنین اعمال جراحی بخش قدامی چشم با دقتی بیشتر صورت پذیرد و دید دقیقتری را امکان پذیر سازد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۱، پیاپی (۳۰)، بهار ۹۰: ۷۳-۸۸)

واژگان کلیدی: چشم شماتیک، اپتیک، مدل چشم، سطوح انکساری، جراحی‌های چشم

۱- مقدمه

از سالها پیش محققان به این نتیجه رسیدند که برای توضیح و تفسیر سیستم‌های پیچیده می‌توان از مدل سازی استفاده نمود. چشم انسان نمونه‌ای از این سیستم‌هاست. شناخت سیستم بینایی تنها با درک چگونگی انتشار نور در چشم میسر می‌شود. یک مدل چشم دقیق می‌تواند وسیله‌ای مفید برای بررسی تصحیحات انکساری چشم و جراحی‌های بخش قدامی چشم نظیر کاتاراکت، جراحی‌های انکساری و پیوند قرنیه و... باشد.

امروزه در کتابهای چشم پزشکی، علوم بینایی و اپتیک از مدل‌های قدیمی که حدود یک قرن از ارائه آنها می‌گذرد

استفاده می‌کنند، مانند مدل هلمهولتز و مدل گلستراند. این مطلب نمایانگر این مسئله است که ارائه مدل اپتیک چشم با جزئیات بیشتر مشکلات و پیچیدگی خاص خود را دارد و از طرف دیگر ضرورت تحقیقات کاربردی در اپتیک چشم انسان را نشان می‌دهد. مدل‌های ارائه شده چشم اکثراً مدل‌های ریاضی می‌باشند، که کاربرد آنها در قسمت تحقیقات اپتیک چشم و در زمینه مسائل بالینی مشکل است. همچنین برخی مدل‌ها بر مبنای مشخصات فیزیولوژیک و آناتومیک چشم که توسط آزمایش به دست آمده اند، می‌باشند. این مدل‌های صرفاً ریاضی و همچنین فیزیولوژیک در کل کاربرد چندانی ندارند. ولی تلفیق این دو یعنی ارائه مدل فیزیکی بر مبنای کمیت‌های اندازه‌گیری شده چشم مربوط به افراد نرمال و کاربردی کردن آن می‌تواند در تحقیقات چشم مفید باشد، پس مدل‌های چشم شماتیک که بتوانند مختصات اپتیک را از مشخصات آناتومی بدست بیاورند، می‌توانند مفیدتر باشند. این مدل‌ها می‌توانند

* نویسنده مسؤول: کیخسرو کشاورزی

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

پزشکی تهران، تهران، ایران

dr.keshavarzi@gmail.com

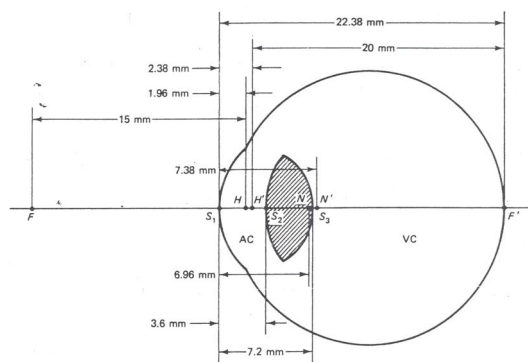
تلفن: ۰۵۸۶۴۷۰۸۸۰ (۲۱) ۹۸+

ولی می دانیم که قسمت قدامی چشم مهمترین نقش را در شکست نور بازی می کند. بنابراین بیشتر مدلهای چشم، قرنیه و عدسی را مدل می کنند. قبل و بعد از جراحی ها، باید مشخصات اپتیکی، آناتومیک و هندسی چشم را برای مقایسه آنها با چشم نرمال اندازه گیری کنیم.

هلمهولتز و کپلر اولین کسانی بودند که فهمیدند تصویر جسم به طور وارونه روی شبکیه تشکیل می شود، شاینر^۱ این نتایج را به طور تجربی در چشم انسان نشان داد. نیوتن اولین کسی بود که ابیراهی رنگی چشم را کشف کرد، و هویگنس یک مدل چشم برای نشان دادن تصویر معکوس و اثرات مفید عدسی های عینک، ساخت. آستیگماتیسم توسط توماس یانگ مشاهده شد و ابیراهی کروی به وسیله ولکمن اندازه گیری شد. اولین مدل چشم محوری به وسیله لیستینگ ارائه شد، که یک سری سطوح کروی جدا شده توسط محیطی همگن با ضریب شکست ثابت بود. [۱]. مدل لیستینگ روالی را ایجاد کرد که باعث شد مدلهای زیادی طی ۱۰۰ سال بعد تولید شوند، که معروف ترین آنها مدل امسلی بود.

۲-۱- مدل هلمهولتز

چشم هلمهولتز در شکل (۱) و پارامترهای آن در جدول (۱) آورده شده است.



شکل ۱- چشم هلمهولتز [۲]

برای کمک به طراحی اجزای اپتیکی چشم یا بررسی کیفیت بینایی، آزمایشات شبیه سازی و همچنین برای فهم بهتر نقش اجزای مختلف اپتیکی به کار گرفته شوند. از این گذشته، مدلهای چشم شماتیک برای ارزیابی مشخصات اپتیکی پایه چشم مانند فاصله کانونی ضروری می باشند. در برخی مدلهای چشم، عمدتاً هدف، ارائه دقت آناتومیک-اپتیکی چشم است، در حالیکه مدلهای دیگر قصد تصحیح آناتومیک ندارند. دلایل زیادی برای اینکه چرا مدلهای با تصحیح آناتومیک مفید هستند وجود دارد مانند درک دقیق عملکرد فیزیولوژیک-اپتیکی چشم انسان؛ که بدون یک مدل آناتومیک دقیق غیر ممکن می باشد. علاوه بر این، در جراحی های انکساری، عمل جراحی کاتاراکت و مدل صحیح آناتومیک یک وسیله لازم برای تعیین مشخصات اپتیکی چشم قبل از عمل جراحی بر روی چشم بیمار و برای طراحی و برنامه ریزی عمل می باشد.

علاقه به مشخصات فیزیولوژیکی و اپتیکی چشم انسان، و چگونگی بستگی آنها به کیفیت دیدن، از زمانهای خیلی قدیم [۱] به وجود آمده است و تا کنون تحقیقات زیادی در این زمینه صورت گرفته است. در این مقاله سعی شده است تا مروری اجمالی بر مدلهای ارائه شده چشم انجام گیرد.

۲- مدلهای اپتیکی چشم انسان

دانشمندان اولیه مدلهای چشم را فقط برای نشان دادن چگونگی عملکرد چشم میساختند و این مدلها برای همه چشمها یکسان بود. امروزه بسیاری از بیماریهای چشم با جراحی درمان می شوند. این جراحی ها شامل کاتاراکت، جراحی های انکساری قرنیه (PRK, AK, RK, لیزیک^۱، لازک^۲) و پیوند قرنیه^۳ می باشد. ولی برای این درمانها احتیاج به مدل اپتیکی چشم برای درک المانهای انکساری چشم داریم، بنابراین باید مدلی منحصر به فرد برای چشم هر انسان داشته باشیم. سیستم بینایی ما بسیار پیچیده است

^۱ LASIK

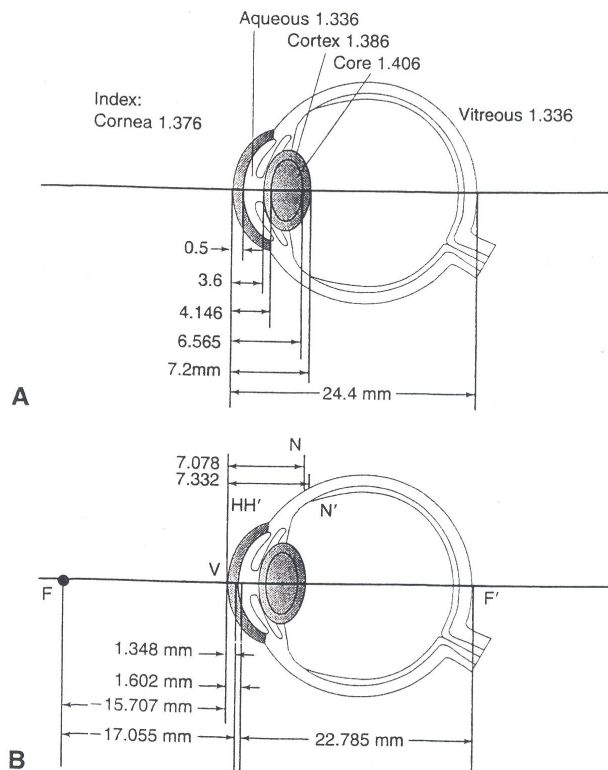
^۲ LASEK

^۳ Keratoplasty

^۴ Scheiner

۲-۳- مدل شش سطحی گلستراند

گلستراند یک مدل دیگر با نام مدل شش سطحی ارائه داد که مشخصات آن در جدول (۳) نشان داده شده است. در شکل (۳) ضرایب شکست قسمتهای مختلف چشم به همراه مکان نقاط کاردینال این مدل نمایش داده شده است.



شکل ۳- مدل شش سطحی گلستراند [۲].

جدول ۳- مشخصات مدل شش سطحی گلستراند

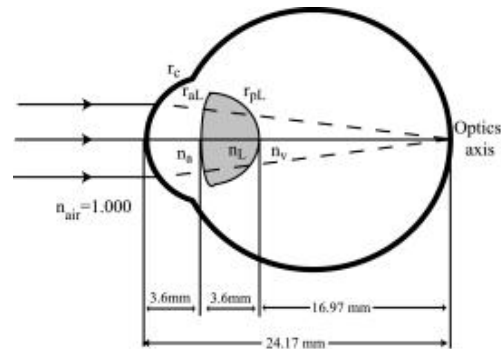
ضریب شکست	مکان راس (میلی متر)	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۷۶	۰	۷/۷	سطح قدامی قرنیه
۱/۳۳۶	۰/۵	۶/۸	سطح خلفی قرنیه
۱/۳۸۶	۳/۶	۱۰	سطح قدامی عدسی
۱/۴۰۶	۴/۱۴۶	۷/۹۱۱	سطح قدامی هسته عدسی
۱/۳۸۶	۶/۵۶۵	-۵/۷۶	سطح خلفی هسته عدسی
۱/۳۳۶	۷/۲	-۶	سطح خلفی عدسی
----	۲۴/۴۰	-۱۲/۲۰	شبکیه

جدول ۱- مشخصات چشم هلمهولتز (۱۹۰۱)

ضریب شکست	فاصله بین سطوح (میلی متر)	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۳۳	۳/۶	۸/۰	قرنیه
۱/۴۵۰	۳/۶	۱۰/۰	سطح قدامی عدسی
۱/۳۳۳	۱۵/۱۸	-۶/۰	سطح خلفی عدسی

۲-۲- مدل سه سطحی گلستراند

در ۱۹۱۱، گلستراند جایزه نوبل فیزیولوژی را برای تحقیق روی دیوپترهای بهینه چشم دریافت کرد. میانگین ضریب شکست عدسی که وی در نظر گرفت ۱/۴۱۳ و فاصله محوری قرنیه تا شبکیه ۲۴/۱۷ میلی متر بود. این دو پارامتر تضمین کردند که پرتوهای موازی وارد شده به چشم کاملاً روی شبکیه کانونی می شوند. مدل سه سطحی گلستراند اجازه تغییرات در توان عدسی بوسیله تنظیم کردن انحنای سطوح قدامی و خلفی را، داد. این ویژگی برای محاسبه مکان تصویر وقتی که عدسی طبیعی، در طی عمل کاتاراکت به وسیله یک عدسی مصنوعی ثابت جایگزین می شود، بسیار مفید می باشد. [۲] چشم شماتیک ساده شده سه سطحی گلستراند در شکل (۲) و پارامترهای آن در جدول (۲) آورده شده است.



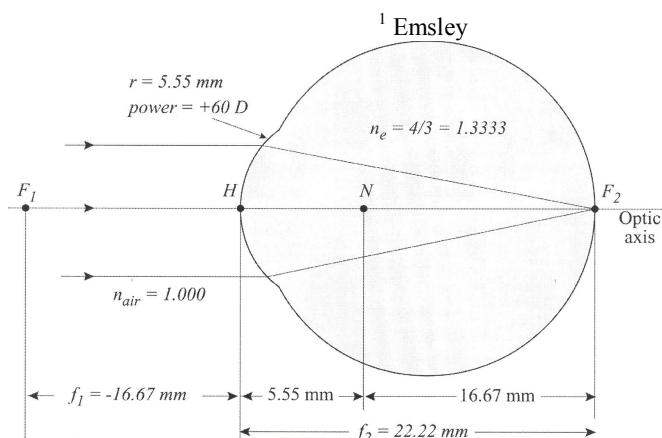
شکل ۲- چشم شماتیک ساده شده سه سطحی گلستراند [۲]

جدول ۲- مشخصات مدل سه سطحی گلستراند (۱۹۱۱)

ضریب شکست	فاصله بین سطوح (میلی متر)	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۳۶	۳/۶	۷/۸	قرنیه
۱/۴۱۳	۳/۶	۱۰/۰	سطح قدامی عدسی
۱/۳۳۶	۱۶/۹۷	-۶/۰	سطح خلفی عدسی

۲-۴- مدل امسلی^۱

چشم کاهش یافته ۶۰ دیوپتری استاندارد امسلی یکی از ساده ترین مدل‌های چشم و پر مصرف ترین مدل در مطالعات چشم پزشکی است. این مدل شامل یک سطح انکساری است و فقط یک ضریب شکست بین هوا و مایع زجاجیه وجود دارد. فاصله محوری بین قرنیه و شبکیه ۲۲/۲۲ میلی‌متر می باشد. برعکس چشم شماتیک ساده شده



شکل ۴- چشم کاهش یافته ۶۰ دیوپتری استاندارد امسلی [۴]

جدول ۴- مشخصات چشم کاهش یافته ۶۰ دیوپتری استاندارد امسلی

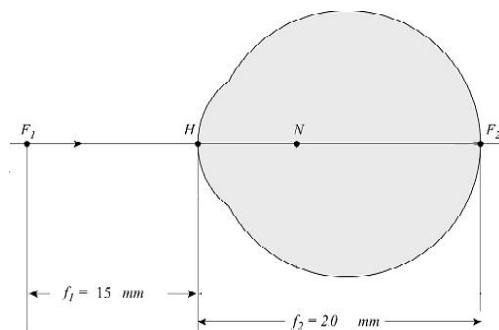
(۱۹۴۶)			
ضریب شکست	فاصله بین سطوح (میلی متر)	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۳۳۳	۲۲/۲۲	۵/۵۵	قرنیه

۲-۵- مدل دندر^۲

دندر با ساده کردن کار چشم، آنرا با یک سطح انکساری بیان کرد. فاصله کانونی قدامی ۱۵ میلی متر و فاصله کانونی خلفی ۲۰ میلی متر بود. نقطه گرهی ۵ میلی متر پشت صفحه اصلی بود. شکل (۵) [۵]

سه سطحی، محاسبات تطابق نمی تواند انجام گیرد. دو نقطه اصلی و دو نقطه گرهی با هم ترکیب شده و یک نقطه اصلی و یک نقطه گرهی شکل می گیرند (H و N). توان سطح قرنیه ۶۰ دیوپتر می باشد. [۲]

چشم کاهش یافته ۶۰ دیوپتری استاندارد امسلی در شکل (۴) و مشخصات آن در جدول (۴) نشان داده شده است.



شکل ۵- چشم ساده شده دندر [۵]

۲-۶- مطالعات روی شکل عدسی

تعدادی مطالعه تجربی درباره شکل عدسی چشم انسان انجام شده است. در ۱۹۷۷ هاوکرافت^۳ و پارکر شکل عدسی چشم ۱۲۰ جسد را اندازه گیری کردند و شکلهای مختلفی یافتند. بعد از میانگین گیری از اطلاعات آنها شکل

³ Howcraft

² Donder

[۱۱] این تابع همچنین برای مدلسازی تغییرات شکل عدسی در طی تطابق مناسب می باشد. تابع توضیح می دهد که کل پروفایل عدسی ترکیبی از توابع کسینوسی هذلولی با توابع تانژانتی هذلولی است.

قرنیه هیچ نقشی در تطابق بازی نمی کند. شکل و ضریب شکست آن در طی تطابق ثابت فرض می شود.

کاسپارزاک و پاپیولک ماساجادا^{۱۲} شعاع اولین سطح قرنیه را ۷۷/۷ میلی متر و شعاع سطح عقبی را ۶/۴ میلی متر در نظر گرفتند. ضخامت قرنیه در این مدل برابر ۰/۵۱ میلی متر و ضریب شکست برابر ۱/۳۷۶ در نظر گرفته شده است. [۱۲]

۷-۲- مدل‌های دارای زاویه دید بیش از معمول^{۱۳}

در سالهای اخیر، چندین مدل زاویه باز برای ثبت سه مشخصه مهم کیفیت تصویر خارج از محور در چشم انسان ایجاد شده است. نخست، آستیگماتیسم مایل مشاهده شده در چندین مطالعه انجام شده در اوایل قرن، باعث استفاده از قرنیه کروی شد. مهمترین مزیت کاربردی تصحیح آستیگماتیسم مایل، بهتر شدن کیفیت تصویر پیرامونی و بهبود تاثیر و دقت لیزر انعقاد نوری^{۱۴} در شبکیه می باشد. برخی نتایج جالب درباره منبع بینایی آستیگماتیسم مایل در مدل کار شده توسط دان^{۱۵} و همکارانش کاملاً برجسته است. آنها مشاهده کردند که مدل آنها، و مدل‌های دیگر، در بیان آستیگماتیسم و ابیراهی کروی خارج از محور حتی اگر هردو تاثیر مشابهی از تغییر کروی^{۱۶} مدل بگیرند، شکست خورده اند. در مطالعات بعدی آنها مشاهده کردند که آستیگماتیسم خارج از محور وقتی که عدسی خارج می شود در مدل گلستراند بدون تغییر می ماند. این با گزارشات آزمایشگاهی که چشم‌های آفاکیک^{۱۷} (خارج کردن عدسی توسط جراحی) آستیگماتیسم خارج از محور کمتری دارند

هذلولی برای سطح قدامی عدسی و شکل سهموی برای سطح خلفی عدسی به دست آمد [۶]. در سال ۱۹۹۱ پیرشونیک^۱ و آگوستین^۲ ۲۰ عدسی خارج شده را مورد بررسی قرار داده و شکل عدسی ها را به وسیله ترکیب ۲ بیضی توضیح دادند [۷]. در ۱۹۸۴ کورتز^۳ و همکارانش یک تابع سهموی برای هر دو سطح عدسی در بافت زنده پیدا کردند. [۸]. همچنین در سال ۱۹۷۴ براون^۴ مطالعات بافت زنده در باره شکل عدسی انجام داد. وی ۲۰۰ چشم بین ۲۸-۳۵ سال را اندازه گیری کرد و میانگین شعاع انحنا را برای سطح قدامی ۱۲/۴ میلی متر و برای سطح خلفی ۸/۱ میلی متر پیدا کرد. نویسندگان مختلفی از مقاطع مخروطی برای مدل کردن مشخصات انکساری عدسی استفاده کردند. [۹] در ۱۹۷۱ لوتمار^۵ یک دایره برای توضیح سطح جلویی و یک سهمی برای توصیف سطح خلفی به کار برد. [۱۰] در ۱۹۸۵ ناوارو^۶ و همکارانش توابع هذلولی و سهمی را به ترتیب برای سطح قدامی و خلفی به کار بردند. در ۱۹۹۱ اسمیت^۷ و همکارانش ترکیبی از ۲ بیضی را به کار بردند. لیو^۸ و برن^۹ در سال ۱۹۹۷ بیضی افقی را برای سطح قدامی و بیضی عمودی برای سطح خلفی برای مطابقت با نتایج براون به کار بردند. همه این مدل‌ها از ناپیوستگی شعاع انحنا در نقطه اتصال سطوح قدامی و خلفی دچار مشکل شدند که این مشکل در عدسی واقعی وجود ندارد. کاسپرزاک^{۱۱} در ۲۰۰۰ یک تابع تحلیلی که شکل کلی عدسی را تخمین می زد ارائه داد. این تابع، پیوستگی مشتق اول و دوم را تایید و توزیع پیوسته ای از شعاع انحنای کل عدسی را تولید کرد.

¹ Pierscionek

² Augusteyn

³ Koretz

⁴ in vivo

⁵ Brown

⁶ Lotmar

⁷ Navarro

⁸ Smith

⁹ Liou

¹⁰ Brennan

¹¹ Kasprzak

¹² Popiolek-Masajada

¹³ Wide-Angle

¹⁴ laser photocoagulation

¹⁵ Dunne

¹⁶ asphericity

¹⁷ aphakic

، مغایرت داشت. به وسیله جابه جایی مردمک به طرف عقب، در راستای محور اپتیکی، آنها توانستند آستیگماتیسم خارج از محور را به مقدار قابل مشاهده در چشمهای آفاکیک کاهش دهند، و بنابراین به این نتیجه رسیدند که چشمهای آفاکیک به خاطر جابه جایی محوری مردمک و نه به خاطر عدسی، آستیگماتیسم خارج از محور کمتری دارند. جابجایی محوری مردمک (که در سطح قدامی عدسی در مدلهای غیر کروی پیشین قرار داشت) یک اثر عمیق روی آستیگماتیسم خارج از محور مدل دارد ولی اثر خیلی کمی روی ابیراهی کروی محوری دارد. بنابراین، با استفاده از یک مدل بدون عدسی که مردمک می تواند در هر صفحه ای قرار گیرد، می توان کروییت سطح و مکان مردمک را برای یک مدل دقیق از نظر آستیگماتیسم خارج از محور و ابیراهی کروی تعیین کرد. دومین ویژگی اصلی مورد نیاز یک مدل زاویه باز قرارگیری دقیق تصویر غیر خطی جسم روی شبکه می باشد. مدلهای ارائه شده توسط لوتمار^۱، دراسدو^۲، فولر^۳ و کویجمن^۴ همگی فشردگی تصویر حاشیه ای را پیش بینی می کردند. این فشردگی تصویر ممکن است برای افزایش روشنایی شبکه برای تصویر حاشیه ای مورد انتظار باشد. بنابر این، این اثر به وسیله طرح مورب مردمک حذف شده است، نتیجه اینکه در این مدلها روشنایی شبکه ای در طول شبکه ثابت است. سومین و غالبترین ویژگی که محرکی برای پیشرفت اخیر مدلهای چشم است محاسبه اثرات ابیراهی های تک رنگ و چندرنگ بینایی است. به طور کلی، مدلهای ساخته شده با سطوح انکساری کروی نسبت به چشم واقعی ابیراهی های خیلی بیشتری دارند. برای مثال، مدل کروی اولیه گلستراند و دیگران، که برای مدل کردن ابیراهی کروی طراحی نشده بودند، بین ۸ تا ۱۲ دیوپتر ابیراهی کروی طولی (LSA) در لبه مردمک با قطر ۸ میلی متر داشتند، در حالیکه چشم انسان برای پرتوهایی مشابه کمتر از ۲/۵ دیوپتر

ابیراهی دارد. اختلافاتی از این نوع بالا جبار سطوح کروی را برای کمک به توافق بیشتر با چشم واقعی قبول می کنند. برای مثال لیو و برنن یک مدل کروی با ۴ سطح بعلاوه یک عدسی GRIN برای رسیدن به یک مقدار واقع گرایانه ۲ دیوپتر از LSA برای پرتویی با ارتفاع ۴ میلی متر به کار بردند. به طور مشابه ناوارو و همکارانش یک مدل با چند سطح کروی و یک محیط پراکنده کننده طراحی کردند به طوریکه اثرات ابیراهی های رنگی و غیر رنگی روی کیفیت تصویر را محاسبه کند.

پیشرفت مدلها برای محاسبه کیفیت تصویر منجر شد که برخی نویسندگان تصحیح آناتومیک را برای سادگی فیزیکی یا تحلیلی رها کنند. برای مثال در ۱۹۷۴ ون میترن^۵ یک مدل ریاضی برای عملکرد مردمک و تغییرات آن با طول موج به منظور محاسبه کیفیت تصویر در چشم انسان برای نور تک رنگ و چند رنگ ارائه داد. اشکال یک مدل صرفاً ریاضی، ساده نبودن تولید یک تصویر فیزیکی در چشم می باشد. به این دلیل آنها ترجیح دادند با یک مدل فیزیکی کار کنند تا مشخصات اپتیکی که کیفیت تصویر را مشخص می کنند از آن مدل به دست آورند. [۱۳].

۲-۸- مدل پومرانتزف^۶

در سال ۱۹۷۲ پومرانتزف و همکارانش یک مدل اپتیکی زاویه باز از چشم پیشنهاد دادند که بر پایه اطلاعات بیولوژیکی و مشخصات فیزیولوژیکی چشم (قرنیه، عدسی) جمع آوری شده از متون علمی و اندازه گیریهای درون تنی یا برون تنی است. از این اطلاعات یک مدل ساخته می شود که پیکر بندی آن خیلی شبیه چشم زنده است. سپس عملکرد بینایی مدل محاسبه شده و برای مطابقت با چشم زنده امتحان می شود. روش طراحی دیگر، با اندازه گیری عملکرد اپتیکی یک چشم زنده آغاز می شود. سپس پارامترهای مجهول (کروییت، قرنیه، توزیع

¹ Lotmar

² Drasdo

³ Fowler

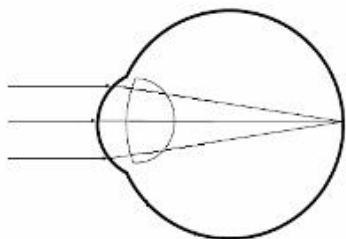
⁴ Kooijman

⁵ Van Meeteren

⁶ Pomerantzeff

۲-۱۱ مدل بنت-رابت^۳

بنت-رابت در سال ۱۹۸۴ یک مدل با سه سطح انکساری ارائه دادند (شکل ۶) که مشخصات آن در جدول (۷) آورده شده است.



شکل ۶- چشم بنت (۱۹۸۴)

جدول ۷- مشخصات چشم بنت (۱۹۸۴)

ضریب شکست	مکان راس (میلی متر)	p-Value	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۳۶	۰	۱	۷/۸۰	قرنیه
۱/۴۲۲	۳/۶	۱	۱۱	سطح قدامی عدسی
۱/۳۳۶	۷/۳	۱	-۶/۴۷۵۱۵	سطح خلفی عدسی
----	۲۴/۰۹	۱	-۱۲/۰۴۵	شبکیه

۲-۱۲ مدل چشم رنگی^۴

یک توافق کلی وجود دارد که ابیراهی رنگی یکی از مهمترین ابیراهی های چشم انسان است. با وجود اینکه ابیراهی رنگی چشمی اولین بار ۳۰۰ سال پیش توسط نیوتن وقتیکه وی پراکندگی رنگی به وسیله منشور شیشه ای را کشف کرد توضیح داده شد و با وجود اینکه مطالعات زیادی در این زمینه از ۵۰ سال پیش انجام شده است، تلاشهای کمی برای مدل کردن این ابیراهی شده. بیشتر کارهای اخیر در این زمینه، توسط تیوس^۵ و همکارانش انجام شده است. در این تحقیقات نویسندگان یک مدل جدید به نام چشم رنگی معرفی کرده اند. این مدل یک چشم شماتیک کاهش یافته شامل یک مردمک و یک

ضخامت لایه های عدسی، انحنای آنها و ضرایب شکست، و کرویت لایه ها) می توانند به وسیله مطابقت نظیر به نظیر منحنی اپتیکی محاسبه شده از مدل با منحنی اندازه گیری شده درون تنی محاسبه شوند. با استفاده از این روش، ابیراهی کروی محوری محاسبه شده در ۵۰ داوطلب (۱۰۰ چشم)، به عنوان میانگین انحنای ابیراهی کروی محوری یک چشم نرمال در نظر گرفته شده است [۱۴].

۲-۹-۲ مدل بلیکر^۱

در ۱۹۸۰ بلیکر یک مدل از چشم انسان با عدسی با ساختار گرادین ضریب شکست پیشنهاد داد. وی یک ضریب تطابق I با مقدار ۰ (بدون تطابق) تا ۱ (تطابق) تعریف کرد. نتایج با مقادیر آزمایشگاهی مطابقت داشت [۱۵]. مشخصات این مدل در جدول (۵) آورده شده است.

جدول ۵- مشخصات مدل بلیکر (۱۹۸۰) [۱۵]

طابق (۹/۲۶ دیوپتر)	بدون تطابق	توان معادل
۷۰/۰۶ دیوپتر	۶۰/۸۰ دیوپتر	توان معادل
۱۱۷/۶	---	نقطه نزدیک (میلی متر)
۱/۸۳۹	۱/۵۲۳	اولین نقطه اصلی (میلی متر)
۲/۰۵۲	۱/۷۳۷	دومین نقطه اصلی (میلی متر)
۶/۶۳۵	۷/۰۴۹	اولین نقطه گره ای (میلی متر)
۶/۹۳۶	۷/۲۴۰	دومین نقطه گره ای (میلی متر)

۲-۱۰-۲ مدل لی گراند^۲

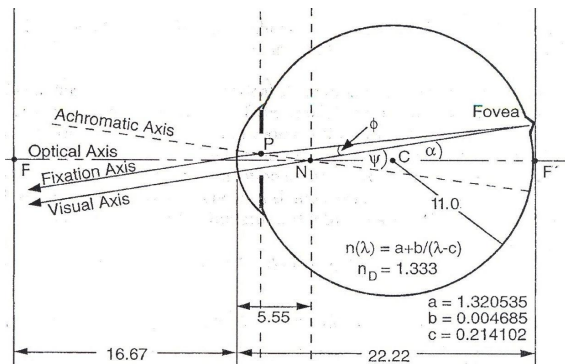
لی گراند در ۱۹۸۳ یک سیستم چهار سطحی ارائه داد و ثابت مدل شماره ۲ گلستراند را تصحیح کرد و یک نگارش ساده با توان برابر ۵۹/۹۴+ دیوپتر تولید کرد [۳] که مشخصات آن در جدول (۶) آورده شده است.

جدول ۶- مشخصات مدل لی گراند (۱۹۸۳)

ضریب شکست	مکان راس (میلی متر)	p-Value	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۷۷۱	۰	۰/۷۵	۷/۷۲	سطح قدامی قرنیه
۱/۳۳۷۴	۰/۵۵	۰/۷۵	۶/۵۰	سطح خلفی قرنیه
۱/۴۲۰۰	۳/۶	-۲/۰۶	۱۰/۲۲	سطح قدامی عدسی
۱/۳۳۶۰	۷/۶	۰	-۶	سطح خلفی عدسی
----	۲۴/۲۰	۱	-۱۴/۱۰	شبکیه

^۳ Bennett-Rabbett^۴ Chromatic Eye^۵ Thibos^۱ Blaker^۲ Le Grand

مشخصات آن در جدول (۸) نشان داده شده است. فرض ساده شده اولیه چشم ایندیانا، به طور میانگین، این بود که محور اپتیکی از مرکز مردمک عبور می کند. این فرض بر پایه مطالعاتی بود که نشان دادند که مردمک به تنهایی ممکن است از محور دید به اندازه ۱ میلی متر منحرف شود. میانگین آماری زاویه Ψ در جامعه به طور معنی دار متفاوت از صفر در جهات افقی یا عمودی نیست [۱]



شکل ۷- چشم رنگی (۱۹۹۲) [۱۳]

جدول ۸- مشخصات چشم رنگی

ضرب شکست	مکان راس (میلی متر)	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۳۳۳	۲۲/۲۲	۶/۳۵	قرنیه

۱۳-۲ مدل ایندیانا

در این مدل محورهای اپتیکی، بینایی‌هندسی بر هم منطبق بوده و از مرکز مردمک عبور می کنند. مقایسه چشم شماتیک گلستراند (بالا) با شکل چشم کاهش یافته (وسط) و چشم ساده شده ایندیانا (پایین) در شکل (۸) نشان داده شده است. [۱۶] در این شکل N نقطه گرهی، C مرکز چشم، P مرکز مردمک F مکان کانون قدامی و F' مکان کانون خلفی چشم می باشند. فرمول ضریب شکست محیط داخل چشم بر حسب طول موج با واحد میکرومتر داده شده است. به خاطر سادگی مدل ایندیانا، این مدل برای آنالیز راه حل عددی مسائل طراحی اپتیکی در تصویر نهایی چشم، مناسب است. همچنین برای محاسبه کیفیت تصویر شبکه مفید است.

سطح انکساری کروی است که از هوا توسط ماده پراکنده کننده رنگی جدا شده است. این مدل برای توصیف دقیق ابیراهی رنگی طولی و عرضی زمانیکه ابیراهی کروی وجود ندارد، طراحی شده بود. مقایسه بین مدل چشم کاهش یافته امسلی و چشم رنگی می تواند انجام شود. تفاوت اصلی مدل تیوس در سطح انکساری جدید آن است. کره در مدل امسلی به کروی کشیده در مدل چشم رنگی تبدیل شده؛ بنابراین، به ترتیب، هنگامی که از مقطع عرضی نگاه کنیم یک دایره و یک بیضی داریم. نتایج آزمایشات انجام شده به سرپرستی تیوس (که به دنبال آن توسط دوشی^۱ و همکارانش تایید شد) نشان دادند که داده ها دقیقاً توسط یک مدل اپتیکی کاهش یافته، که شامل ضریب شکستی که سریعتر از مدل پر شده با آب با طول موج تغییر می کرد، توصیف می شد. مقایسه با مدل های رنگی دیگر به وضوح نشان دادند که توضیح خطای کانونی رنگی به سادگی توسط تغییر محیط بینایی، در حالیکه جنبه های دیگر تغییر نکنند، به خصوص در طول موجهای کوتاهتر بهتر می شود. همانطور که در شکل (۷) نشان داده شده است، هیچ رابطه خاصی بین محور اپتیکی، محور دید، محور ثابت، یا محور اکروماتیک چشم در نظر گرفته نشده است. زاویه α نمایشگر مکان حفره چشمی^۲ نسبت به محور تقارن می باشد. برای نور چند رنگ، زاویه Ψ و وابستگی نزدیک Φ برای پیش بینی کیفیت تصاویر مکان این حفره بسیار مهم می باشند. این بدین خاطر است که Ψ و Φ نسبت به تغییرات مردمک برای محور بینایی کیفیت عصبی ماکزیمم حساس تر هستند. به هر حال، برای کاربردهای علمی و مهندسی، چشم رنگی به خاطر درجات آزادی زیاد، مفید تر است. آنچه نیاز است یک مدل ساده که همخوانی با داده های تجربی چشم انسان دارد می باشد. مدل ساده شده چشم ایندیانا^۳ در شکل (۷) و

¹ Doshi

² fovea

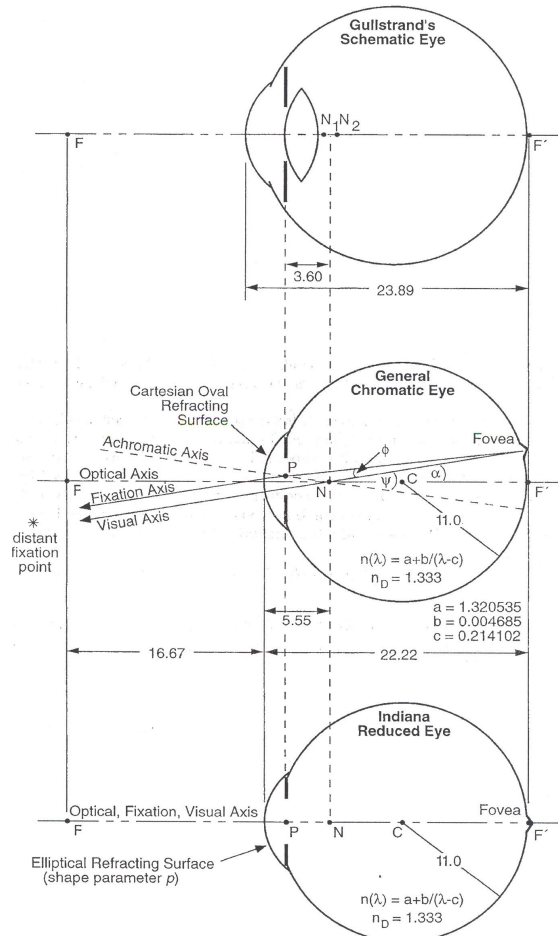
³ Indiana Eye

۲-۱۵- مدل اسمیت^۱

در ۱۹۹۱ اسمیت و همکارانش مدل اپتیکی برای عدسی چشم پیشنهاد دادند. در این مدل اثرات فاکتورهای متغیر عدسی و توزیع ضریب شکست روی دو مشخصه عدسی (توان معادل و ابیراهی کروی) با استفاده از یک مدل ریاضی عدسی انسان در نظر گرفته شده است. مقادیر شعاع انحنا بر پایه کار نویسندگان مختلف برای تعیین میزان کرویّت می باشد و این مقادیر با اندازه گیریهای قبلی مقایسه شدند. اختلافاتی پیدا شدند و اگرچه میزان کرویّت هیچ اثری روی توان معادل نداشت، ولی روی ابیراهی کروی اثر داشت. نتایج نشان دادند که اطلاعات بیشتری از انحنای سطح و اندازه گیری دقیق ضریب شکست در صفحه سهمی برای مدل‌های دقیقتر چشم نیاز است. [۱۷]

۲-۱۶- مدل لیو^۲ و برن^۳

به دنبال نیازی که به یک چشم شماتیک برای دیدن دقیق تحت شرایط مختلف مانند روشهای جراحی انکساری، لنز تماسی و عینک، و دید نزدیک وجود داشت در ۱۹۹۷ لیو و برن یک مدل جدید چشم نزدیک به حقایق آناتومیک، بیومتریکی و اپتیکی پیشنهاد کردند. این مدل محدود شده با ۴ سطح انکساری کروی و یک عدسی با گرادیان ضریب شکست بود. محور اپتیکی و بینایی باهم زاویه آلفا را تشکیل می دادند که در این مدل حدود ۵ درجه بود. توان معادل کل برابر ۶۰/۳۵ دیوپتر و طول محوری ۲۳/۹۵ میلی متر می باشد. مدل جدید چشم مقادیر ابیراهی کروی در محدوده نتایج تجربی را تولید کرد و ابیراهی رنگی را برای طول موجهای بین ۳۸۰ تا ۷۵۰ میلی متر پیشگویی کرد. این مدل قادر به پیش بینی عملکرد اپتیکی چشم بود. [۱۳] مشخصات این مدل در شکل (۹) و جدول (۱۰) آورده شده است.



شکل ۸- مقایسه سه مدل چشم [۱۶]

۲-۱۴- مدل شویرلینگ

در ۱۹۹۵ یک مدل چهار سطحی با مشخصات جدول (۹) توسط شویرلینگ پیشنهاد شد.

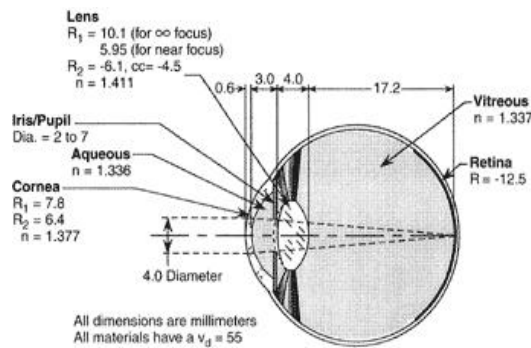
جدول ۹- مشخصات مدل شویرلینگ

ضریب شکست	مکان راس (میلی متر)	p-Value	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۷۷۱	۰/۵۵	۰/۷۵	۷/۸	سطح قدامی قرنیه
۱/۳۳۷۴	۳/۰۵	۰/۷۵	۶/۵۰	سطح خلفی قرنیه
۱/۴۲	۴/۰	-۳/۳۰	۱۱/۰۳	سطح قدامی عدسی
۱/۳۳۶	۱۶/۶۰	-۱/۱۷	-۵/۷۲	سطح خلفی عدسی

^۱ Smith

^۲ Liou HL

^۳ Brennan NA



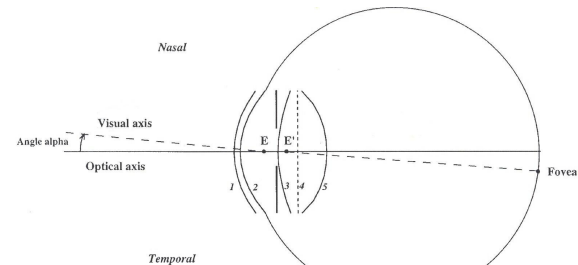
شکل ۱۰- چشم والکر (۱۹۹۷) [۱۹]

جدول ۱۱- مشخصات مدل والکر

ضریب شکست	مکان راس	P-Value	شعاع (میلی متر)	سطوح
۱/۳۷۷	۰	۰/۵	۷/۸	سطح قدامی قرنیه
۱/۳۳۶	۰/۶	۱	۶/۴۰	سطح خلفی قرنیه
۱/۴۱۱	۳/۶	۱	۱۰/۱	سطح قدامی عدسی
۱/۳۳۷	۷/۶	۱	-۴/۵	سطح خلفی عدسی
---	۲۴/۸	۱	-۱۲/۵	شبکیه

۲-۱۸- مدل پاپیولک ماساجادا

در سال ۱۹۹۹ پاپیولک ماساجادا و کاسپرزاک یک مدل چشم شماتیک با ۴ سطح انکساری و یک عملکرد جدید، که سیستم عدسی را توضیح می داد پیشنهاد دادند. تابع جدید، سیستم عدسی را به صورت ترکیبی از توابع کسینوسی هیپربولیک مدوله شده توسط توابع تانژانت هیپربولیک توصیف می کنند که پیوستگی شعاع انحنا در سرتاسر عدسی را تضمین می کند. تابع جدید برای مدل کردن چشم در طی تطابق استفاده می شود. ابیراهی کروی و تابع انتقال مدولاسیون (MTF) برای آزمایش مدل چشم محاسبه شدند. نتایج محاسبات با یافته های تجربی مطابقت می کرد. محاسبات نشان داد که ابیراهی های کروی قرنیه و عدسی یکدیگر را حذف می کنند. کیفیت تصویر مدل چشم بدون تطابق کمی بهتر از مدل تطابقی بود [۱۱] اشکال (۱۱) و (۱۲) و جداول (۱۲) و (۱۳) این مسئله را نشان می دهند.



شکل ۹- مدل لیو و برنن (۱۹۹۷) [۱۸] و E' نقاط گرمی چشم هستند

جدول ۱۰- مشخصات مدل لیو و برنن (۱۹۹۷) [۱۸]

فاصله بین سطوح (میلی متر)	Asphericity	شعاع (میلی متر)	سطوح
۰/۵۰	-۰/۱۸	۷/۷۷	۱
۳/۱۶	-۰/۶۰	۶/۴۰	۲
۱/۵۹	-۰/۹۴	۱۲/۴۰	۳
۲/۴۳	---	بی نهایت	۴
۱۶/۲۷	۰/۹۶	-۸/۱۰	۵

۲-۱۷- مدل والکر^۱

در ۱۹۹۷ والکر یک مدل چشم پیشنهاد داد. در این مدل، سطح خارجی قرنیه به صورت غیر کروی با ثابت ۰/۵- در نظر گرفته شده است که نشان می دهد این سطح بین، کره و سهموی می باشد به طوریکه مقدار ابیراهی کروی باقی مانده در مدل با چشم واقعی برابر است [۱۹] این مدل در شکل (۱۰) و مشخصات آن در جدول (۱۱) نشان داده شده است.

مدل والکر برای آنالیز کامپیوتری با استفاده از نرم افزارهای طراحی اپتیکی جدید مفید است. اطلاعات به دست آمده توسط این مدل می تواند برای تعیین سازگاری هر طرح اپتیکی در نظر گرفته شده برای کاربردهای بینایی، با چشم واقعی استفاده شود.

^۱ Walker

جدول ۱۳- پارامترهای هندسی عدسی در طی تطابق [۱۱]

تطابق (دیوپتر)	RCA (میلی متر)	شعاع سطح قدامی RCP (میلی متر)	شعاع سطح خلفی pA (پارامتر شکل سطح قدامی)	pP (پارامتر شکل سطح خلفی)	D (میلی متر)	ضخامت نیمه عدسی M	شیب خط مماس بر منحنی m
۰	۱۳	۸/۹	۰/۹۲۹	۰/۷۶۴	۱/۸۵۵	۶/۱۱	
۲	۱۱/۰۷	۷/۷۷	۰/۹۷۹	۰/۷۱۳	۱/۹۲۵	۵/۴۹	
۶	۱۹/۱۴	۶/۶۵	۰/۸۲۹	۰/۶۹۰	۱/۹۹۵	۴/۷۷	
۱۰	۷/۲۱	۵/۵۲	۰/۵۱۵	۰/۷۵۳	۲/۰۶۵	۴/۳۵	

معادله پروفایل عدسی در این مدل به صورت زیر است

$$\rho(\varphi) = \rho_A(\varphi) + \rho_P(\varphi) - d \quad (۱۲)$$

که در این معادله ρ_A و ρ_P شعاع سطوح قدامی و خلفی عدسی می باشند که از روابط زیر به دست می آیند:

$$\rho_A(\varphi) = \quad (۲)$$

$$\frac{a_A}{2}(\cosh(\pi - \varphi) \cdot b_A - 1) \cdot (1 - \tanh(m \cdot (s_A - \varphi))) + d$$

$$\rho_P(\varphi) = \quad (۳)$$

$$\frac{a_P}{2}(\cosh(b_P \cdot \varphi) - 1) \cdot (1 + \tanh(m \cdot (s_P - \varphi))) + d$$

$$a_{A,P} = \frac{dR_{A,P}(R_{A,P} - d) \cdot p}{3(R_{A,P} - d)(2R_{A,P} - d) - R_{A,P}^2} \quad (۴)$$

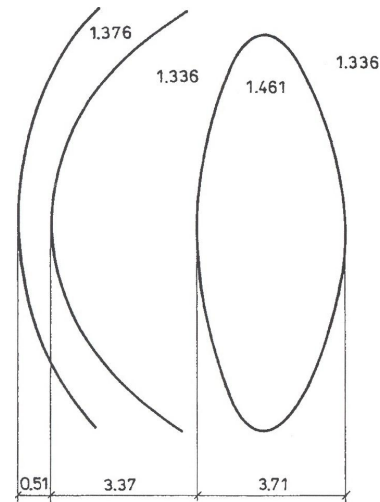
$$b_{A,P} = \frac{1}{R_{A,P}} \sqrt{\frac{3(R_{A,P} - d)(2R_{A,P} - d) - R_{A,P}^2}{p}} \quad (۵)$$

چشم کاهش یافته امسلی پر شده با آب، توسط لی گراند با استفاده از فرمول هیپربولیکی برای مشخص کردن چگونگی تغییرات ضریب شکست n با طول موج λ به کار برده شد:

$$n(\lambda) = a + \frac{b}{\lambda^2} \quad (۶)$$

در این معادله λ بر حسب میکرون λ^{-1} و بقیه پارامترها به صورت $c=0.1292$, $b=0.006662$, $a=1.31848$ می

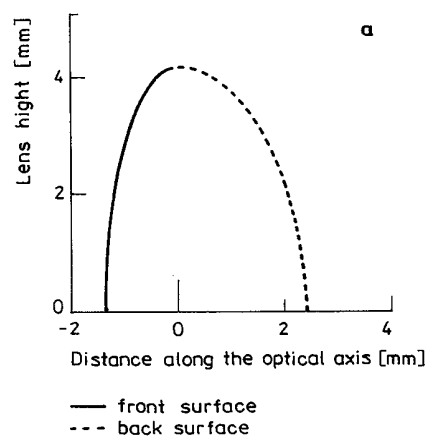
باشند. [۲۰]



شکل ۱۱- فاصله سطوح مدل پاپیولک ماساجادا و کاسپرزا که همگی به میلی متر می باشند [۱۱]

جدول ۱۲- مشخصات هندسی قرنیه مدل پاپیولک ماساجادا و کاسپرزا [۱۱]

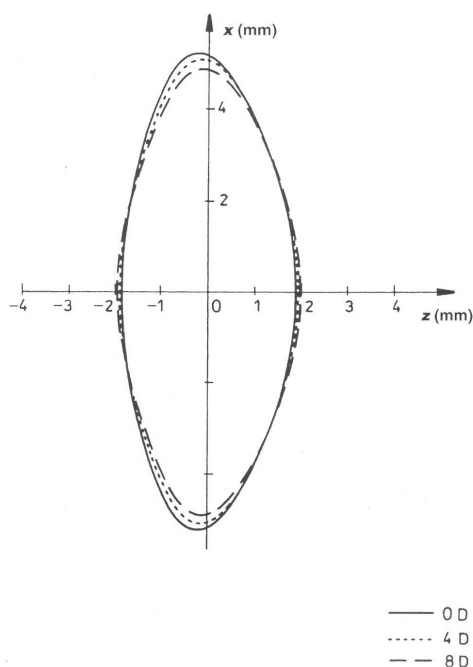
ضخامت (میلی متر)	شکل سطح خلفی EP (پارامتر)	شکل سطح قدامی EA (پارامتر)	شعاع سطح خلفی RCP (میلی متر)	شعاع سطح قدامی RA (میلی متر)
۰/۵۱	۰/۲	۰/۸۱	۶/۴	۷/۷۷



شکل ۱۲- پروفایل عدسی متشکل از دو سطح بیضوی [۱۱]

۱۹-۲- مدل پایپولک ماساجادا (۲۰۰۲)

در ۲۰۰۲ پایپولک ماساجادا و کاسپرزاک یک مدل از چشم انسان بایک عدسی با گرادیان ضریب شکست ارائه دادند. شکل عدسی در حالات مختلف تطابق به وسیله یک تابع که ترکیبی از توابع کسینوسی هیپربولیک و توابع تانژانتی هیپربولیک است توضیح داده می شود. با استفاده از داده های تجربی چاپ شده در مقالات، یک مدل با عدسی با شکل متغیر ساخته شد و فرمولی برای پارامترهای شکل عدسی و توزیع گرادیان ضریب شکست برای حالت های مختلف تطابق به دست آمد (جدول (۱۴)). [۱۲]. شکل (۱۳) پروفایل عدسی را برای حالت های مختلف تطابق نشان می دهد.

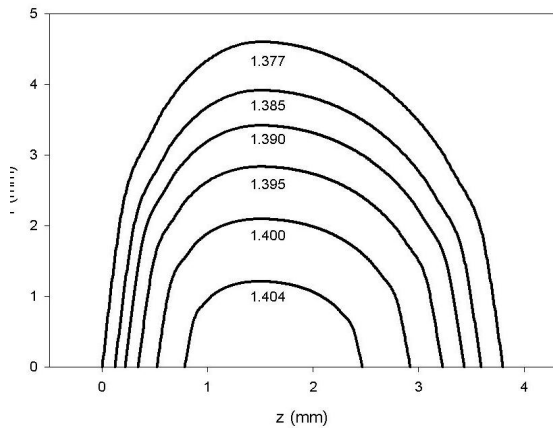


شکل ۱۳- پروفایل عدسی برای تطابق های ۰، ۴ و ۸ دیوپتری [۱۲]

جدول ۱۴- پارامترهای چشم پایپولک ماساجادا در طی تطابق [۱۲]

با تطابق (۱۰ دیوپتر)	با تطابق (۴ دیوپتر)	بدون تطابق (۰ دیوپتر)	
۱۰۰	۲۵۰	∞	نقطه نزدیک (میلی متر)
۷۱/۴۷	۶۴/۸۱	۶۰/۲	توان معادل (دیوپتر)
-۱۴/۸۱۰۳	-۱۵/۷۹۲۷	-۱۶/۶۰۱۳	فاصله کانونی شی (میلی متر)
۱۹/۷۸۶۵	۲۱/۰۹۹۰	۲۲/۱۷۹۲	فاصله کانونی تصویر (میلی متر)
۱/۷۹۶۱	۱/۶۱۷۵	۱/۴۹۲۱	نقطه اصلی اول (میلی متر)
۲/۱۰۹۵	۱/۹۱۵۰	۱/۷۷۳۲	نقطه اصلی دوم (میلی متر)
۶/۷۷۲۴	۶/۹۲۳۸	۷/۰۷۰۱	نقطه گرهی اول (میلی متر)
۷/۰۸۵۸	۷/۲۲۱۴	۷/۳۵۱۳	نقطه گرهی دوم (میلی متر)
۲۳/۹۵	۲۳/۹۵	۲۳/۹۵	طول چشم (میلی متر)
۴۲/۲۵	۴۲/۲۵	۴۲/۲۵	توان معادل قرنیه (دیوپتر)
۳۱/۶۲۰۴	۳۱/۶۲۰۴	۳۱/۶۲۰۴	فاصله کانونی تصویر قرنیه (میلی متر)
۳۵/۳۱	۲۷/۸۵	۲۱/۹۲	توان معادل عدسی (دیوپتر)
۳۷/۸۳۱۹	۴۷/۹۷۷۸	۶۰/۹۵۰۵	فاصله کانونی تصویر عدسی (میلی متر)

لایه های داخلی عدسی در شکل (۱۴) نمایش داده شده اند.



شکل ۱۵- پروفایل عدسی مدل پرایست. ۲ مولفه شعاعی در دستگاه قطبی و z فاصله از سطح قدامی در راستای محور اپتیکی می باشند. [۲۱]

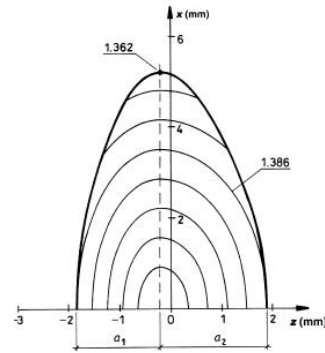
پرایست در ابتدا یک مدل عدسی GRIN برای شبیه سازی مشخصات اپتیکی عدسی با استفاده از اندازه گیری های انجام شده توسط روش اسکن توسط لیزر ارائه کرد. مدل وی شامل یک سطح انکساری، به علاوه ضریب شکست ثابت در مرکز بود. او سپس توضیح ریاضی GRIN و ضریب شکست سطح را تغییر داد. [۲۱]

جدول ۱۶- مشخصات مدل پرایست

n	AL (میلی متر)	Q	R (میلی متر)	سطح
۱/۳۷۶	۰/۵	-۰/۲۶	۷/۷	سطح قدامی قرنیه
۱/۳۳۶	۳/۴	-۰/۳۰	۶/۳	سطح خلفی قرنیه
GRIN	۳/۸	۸/۵۳	۱۴/۲	سطح قدامی عدسی
۱/۳۳۶	۱۶/۳	۲/۹۷	-۹/۱۶	سطح خلفی عدسی

۲-۲۱- مدل دابلمن^۳

دابلمن یک مدل بر اساس تصحیح اندازه های شیمپفلاگ^۴ به دست آورد. نسبتاً حیرت آور بود که نتایج ترکیب شده این داده ها، یک مدل با آزادی ابهرای واقعی برای محدوده وسیعی از اندازه مردمک ها ایجاد کرد. بر خلاف چشم طبیعی که سطح قدامی قرنیه معمولاً آستیگماتیک است سطح قدامی قرنیه تقارن دورانی داشت. [۲۲] در شکل



شکل ۱۴- لایه های داخلی عدسی [۱۲]

رابطه توزیع ضریب شکست عدسی در این مدل از رابطه زیر به دست می آید:

$$n(x, z) = N_0(z) + N_1(z)x^2 + N_2(z)x^4 + \dots \quad (7)$$

$$N_0(z) = N_{0,0} + N_{0,1}z + N_{0,2}z^2 + \dots,$$

$$N_1(z) = N_{1,0} + N_{1,1}z + N_{1,2}z^2 + \dots,$$

$$N_2(z) = N_{2,0} + N_{2,1}z + N_{2,2}z^2 + \dots.$$

و مقادیر ثابتهای ضریب شکست در جدول (۱۵) آورده شده اند.

جدول ۱۵- مقادیر ثابتهای ضریب شکست در طی تطابق [۱۲]

	بدون تطابق	با تطابق	با تطابق (۱۰ دیوپتر)
		(۴ دیوپتر)	(۲۰ دیوپتر)
0, N ₀	۱/۳۸۶	۱/۳۸۶	۱/۳۸۶
N _{0,1}	۰/۰۲۴۵۴۹	۰/۰۲۲۸۷۹	۰/۰۲۱۶۵۷
N _{0,2}	-۰/۰۰۷۵۳۱	-۰/۰۰۵۵۴۳	-۰/۰۰۵۸۶۱
N _{1,0}	-۰/۰۰۱۶۲۵	-۰/۰۰۱۹۵۳	-۰/۰۰۲۴۷۸
N _{0,0}	۱/۴۰۶	۱/۴۰۶	۱/۴۰۶
N _{0,1}	*	*	*
N _{0,2}	-۰/۰۰۴۶۲۴	-۰/۰۰۴۷۲	-۰/۰۰۴۹۹
N _{1,0}	-۰/۰۰۱۶۲۵	-۰/۰۰۱۹۵۳	-۰/۰۰۲۴۷۸

۲-۲۰- مدل پرایست^۱

در ۲۰۰۴ پرایست مدلی شامل یک عدسی GRIN که شبیه عدسی مدل ارائه شده توسط پیرز^۲ (۱۹۹۷) بود ارائه داد. (شکل ۱۵ و جدول ۱۶).

² Piers

³ Dubbelman

⁴ Scheimpflug

¹ Priest

Ra(۳) میانگین شعاع سطح قدامی عدسی در منطقه ۳ میلی متری از مرکز عدسی و Rp(۳) میانگین شعاع سطح خلفی عدسی در منطقه ۳ میلی متری از مرکز عدسی می باشند.

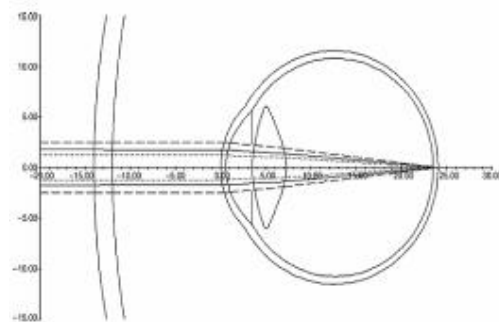
(۱۶) این مدل نمایش داده شده است. در شکل پرتوی کانونی شده با خط پیوسته و پرتوهای حاشیه ای و محوری با نقطه چین مشخص شده اند. در جدول (۱۷) مشخصات این مدل نشان داده شده است. در این جدول A سن بر حسب سال و D میزان تطابق بر حسب دیوپتر می باشند.

جدول ۱۷- مشخصات مدل دابلن [۲۲]

شعاع یا ضخامت (میلی متر)	k Value
سطح قدامی قرنیه	۷/۸۷
ضخامت قرنیه	۰/۵۷۴
سطح خلفی قرنیه	۶/۴۰
عمق اتاقک قدامی	$3/87 - 0/010A - D(0/048 - 0/0004A)$
سطح قدامی عدسی	$Ra(3) : 1/1(12/9 - 0/057A) + 0/0067D$ $-(\epsilon + 0/5D)$
	$Ra(0) : Ra(3) + \{0/00053 * Ra(3)^2 - 0/0162 * Ra(3) + 0/1585\} * (k-1)$
ضخامت عدسی	$2/93 + 0/0236A + D(0/058 - 0/0005A)$
سطح خلفی عدسی	$Rp(3) : 1/1(12/9 - 0/012A) + 0/0037D$ -3
	$Rp(0) : Rp(3) + \{0/00053 * Rp(3)^2 - 0/0162 * Rp(3) + 0/1585\} * (k-1)$

مدلهای کلاسیک مدلهایی هستند که بر مبنای اندازه گیری های فیزیولوژیک و اپتیک چشم در زمان ارائه آن طراحی شده است. هدف از ارائه این مدلها نشان دادن عملکرد کلی اپتیک چشم می باشد. مانند مدل هلمهولتز و چشم شماتیک گلستراند. به دلیل اینکه مدلهای کلاسیک بر پایه های ریاضی و اپتیک استوار است، کاربردشان در فضای بالینی مشکل است لذا مدلهای ساده شده ای ارائه شدند که می تواند به آسانی عملکرد اپتیک چشم انسان را در شرایط بالینی بررسی و مطالعه نمود بدون احتیاج به محاسبات ریاضی و اپتیک مربوطه، مانند مدل های ساده شده ی گلستراند، امسلی و دندر.

وقتی که چشم با دقت بیشتری مورد بررسی قرار گرفت و با دستگاههایی نظیر تئوپوگرافی قرنیه و همچنین سیستمهای جدید اندازه گیری که مشخصات هندسی و آناتومیک سطوح قدامی و خلفی قرنیه و عدسی را با دقت اندازه گیری می نماید، استفاده گردید بررسی ها نشان داد که انحنا ی سطوح انکساری چشم را می توان به صورت مقاطع مخروطی مدل نمود که این مطلب هنگام تجویز لنز تماسی های سخت بیشتر مورد اهمیت قرار گرفت. پس



شکل ۱۶- مدل چشم دابلن. [۲۲]

۳- بحث

با توجه به مدلهایی که مورد بررسی قرار گرفت می توانیم مدلها را به چهار دسته کلی زیر تقسیم کنیم:

مدلهای کلاسیک

مدلهای ساده شده

مدلهای با سطوح انکساری مقاطع مخروطی

مدلهای پیچیده^۱

^۱ Complex

مدل‌های بلیکر، اسمیت، پرایست و ماساجادا نمونه‌هایی از این نوع مدل‌ها هستند.

۴- نتیجه‌گیری

بررسی مدل‌های مختلف چشم می‌تواند برای ارائه خدمات بهتر درمانی بسیار مفید باشد. لذا با توجه به بررسی‌های انجام شده در این تحقیق به این نتیجه می‌رسیم که، مدل‌های کلاسیک و مدل‌های ساده شده هنوز مورد استفاده قرار می‌گیرند و در خیلی از موارد می‌توانند مورد قبول باشند. مدل‌های پیچیده نیاز به اندازه‌گیری‌های بسیار دقیق دارند که در کلینیک در حال حاضر به کار گرفته نمی‌شود و فقط از جنبه تئوری مورد ملاحظه قرار می‌گیرند. جراحی‌های تصحیح عیوب انکساری و کاتاراکت تا چند سال پیش بر مبنای مدل‌های کروی بوده‌اند که بهتری می‌باشد مدل‌های شامل مقاطع مخروطی در نظر گرفته شوند. لذا بررسی مدل‌های با مقاطع مخروطی و کاربردی نمودن آنها برلی جراحی‌های مربوط به قسمت قدامی چشم و همچنین بررسی دقیق چشم در شرایط بالینی با استفاده از این مدل‌ها می‌تواند نوید دید دقیق تری برای بیماران چشمی در این زمینه باشد.

مدل‌هایی شامل سطوح انکساری مقاطع مخروطی شامل مدل‌هایی نظیر والکر، لی گراند، دابلمن و برن می‌باشد. با اندازه‌گیری‌های دقیق‌تر روی قرنیه و عدسی، محققین متوجه شدند که شکل سطوح انکساری چشم پیچیده‌تر از مقاطع مخروطی است. پس مدل‌های پیچیده با معادلات بسیار پیچیده ارائه گردیدند. این مدل‌ها در حال حاضر روند تکمیل شدن را می‌گذرانند و می‌توانند سطوح انکساری چشم انسان را با دقت بهتر و معادلات ریاضی پیچیده‌تری ارائه دهند. در این مدل‌ها دو مقوله سطوح انکساری چشم و کیفیت بینایی (کیفیت ایجاد تصویر در شبکیه) به طور همزمان مورد بررسی قرار می‌گیرد. این مدل‌ها می‌توانند پایه‌های تئوری برای طراحی اعمال جراحی در بخش قدامی چشم باشد. اما باید در نظر گرفت چون وسایل اندازه‌گیری که مشخصات آناتومیک، فیزیولوژیک و هندسی سطوح انکساری چشم مربوط به قرنیه و عدسی با دقت مورد نظر برای این مدل‌ها در حال حاضر در مرحله ساخت و تکمیل می‌باشد، لذا می‌توان پیش‌بینی نمود که در آینده از این مدل‌ها در شرایط بالینی استفاده شود. در این مدل‌ها بیشتر مساله چگونه دیدن مطرح می‌باشد.

منابع

1. Dubbelman M, van der Heijde GL, Weeber HA. The thickness of the aging human lens obtained from corrected Scheimpflug images. *Optom Vis Sci*. 2001 Jun;78(6):411-6.
2. Ivanoff A. About the spherical aberration of the eye. *J Opt Sci Am*. 1956;46(10):901-903.
3. Bennett AG, Rabbetts RB. *Clinical visual optics*. Oxford: Butterworths-Heinemann;1989.
4. Carvalho Luis Alberto. A Simple mathematical model for simulation of the human optical system based on in vivo corneal data. *Braz J Biomed Eng*. 2003 Apr;19(1):29-37.
5. Agarwal S, Agarwal A, Apple D. *Text book of OPHTHALMOLOGY*. 1sted. New Delhi: JAYPEE BROTHERS, MEDICAL PUBLISHERS;2002.
6. Howcroft MJ, Parker JA. Aspheric curvatures for the human lens. *Vision Res*. 1977;17(10):1217-23.
7. Pierscionek BK, Chan DY. Refractive index gradient of human lenses. *Optom Vis Sci*. 1989 Dec;66(12):822-9.
8. Navarro R, Santamaría J, Bescós J. Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. *J Opt Soc Am A*. 1985 Aug;2(8):1273-81.
9. Brown N. The change in lens curvature with age. *Exp Eye Res*. 1974 Aug;19(2):175-83.

10. Lotmar W. Theoretical eye model with aspherics. *J Opt Sci Am*. 1971;61(11):1522-29.
11. Popiolek-Masajada A, Kasprzak HT. A new schematic eye model incorporating accommodation. *Optom Vis Sci*. 1999 Oct;76(10):720-7.
12. Popiolek-Masajada A, Kasprzak H. Model of the optical system of the human eye during accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2002 May;22(3):201-8.
13. Thibos LN, Ye M, Zhang X, Bradley A. The chromatic eye: A new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans. *Appl Opt*. 1992 Jul 1;31(19):3594-600.
14. Pomerantzeff O, Pankratov M, Wang GJ, Dufault P. Wide-angle optical model of the eye. *Am.j.Optom.Physiol.Opt*. 1984 Mar;61(3):166-76.
15. Blaker JW. Toward an adaptive model of the human eye. *J Opt Soc Am*. 1980 Feb;70(2):220-3.
16. Thibos LN, Ye M, Zhang X, Bradley A. Spherical aberration of the reduced schematic eye with elliptical refracting surface. *Optom Vis Sci*. 1997 Jul;74(7):548-56.
17. Smith G, Pierscioneck BK, Atchison DA. The optical modelling of the human lens. *Ophthalmic Physiol Opt*. 1991 Oct;11(4):359-69.
18. Liou HL, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 1997 Aug;14(8):1684-95.
19. Dubbelman M, Van der Heijde GL. The shape of the aging human lens: Curvature, equivalent refractive index and the lens paradox. *Vision Res*. 2001 Jun;41(14):1867-77.
20. Liou HL, Brennan NA. The prediction of spherical aberration with schematic eyes. *Ophthalmic Physiol Opt*. 1996 Jul;16(4):348-54.
21. Priest David. The development of an average, anatomically based, young adult, grin eye model [dissertation]. [Waterloo, Ontario, Canada]: the university of waterloo; 2004.
22. Norrby S. The Dubbelman eye model analyzed by ray tracing through aspheric surfaces. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2005 Mar; 25(2):153-61.