



A Comparative Study on Common Scenarios of Single-Segment and Double-Segment Intracorneal Ring Segments in a Keratoconus Corneal Model

Bahramizadeh-Sajadi, Shima ¹ / Katoozian, Hamid Reza ^{2*} / Baradaran-Rafii, Alireza ³ / Ariza-Gracia, Miguel Angel ⁴ / Büchler, Philippe ⁵

¹ - Ph.D. Student, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran

² - Associate Professor, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran

³ - Professor, Ophthalmic Research Center, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

⁴ - Postdoctoral Fellow, ARTORG Center for Biomedical Engineering Research, University of Bern, Bern, Switzerland

⁵ - Professor, ARTORG Center for Biomedical Engineering Research, University of Bern, Bern, Switzerland

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2022.544471.1738

Received: 8 December 2021

Revised: 21/1/2022 – 29/1/2022

Accepted: 13 February 2022

KEYWORDS

Keratoconic Cornea
Finite Element Method
Ocular Biomechanics
Stress Distribution
Displacement Distribution

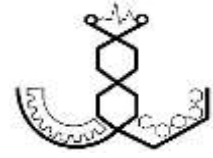
ABSTRACT

Keratoconus (KC) is a non-inflammatory and degenerative disease of the cornea. It is manifested by the formation of cone-shaped regions accompanying severe eyesight issues. Implantation of intrastromal corneal ring segments (ICRS) is a popular treatment to improve visual acuity. Controversies exist over restoring functionality of different ICRSs. In this study, numerical models were used to quantify the mechanical and optical effects of different ICRSs on a reference cornea with central cone. Finite element (FE) simulations were used to simulate the implantation of two classes of ICRS sets common in clinical settings: a) single segment arcs of 360° (1×360), 350° (1×350), 320° (1×320), and, b) symmetric double-segment arcs of 160° each (2×160), 150° each (2×150), 120° each (2×120), and 90° each (2×90). Results showed that implantation of symmetric double-segment arcs caused the symmetric displacement and stress distribution contours on both anterior and posterior corneal surfaces. This study shows the potential impact of a detailed mechanical analysis of ICRS placement and represents a first step toward the development of an evidence-based nomogram for the different implantation techniques and the optimization of the surgical intervention based on patient-specific modeling.

*Corresponding Author

Address	Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran		
Postal Code	15875-4413	Tel	+98-21-64542373
E-Mail	katoozian@aut.ac.ir	Fax	+98-21-66468186





مطالعه‌ی اثربخشی سناریوهای هندسی رایج ایمپلنت قوسی تکی و دوتایی در مدل قوز قرنیه

بهرامی‌زاده سجادی، شیما^۱ / کاتوزیان، حمیدرضا^{۲*} / برادران رفیعی، علیرضا^۳ / آریزا-گراسیا، میگل-آنجل^۴
/ بوکلر، فیلیپ^۵

- ^۱ - دانشجوی دکترا، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی‌تکنیک تهران)، تهران، ایران
- ^۲ - دانشیار، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی‌تکنیک تهران)، تهران، ایران
- ^۳ - استاد، مرکز تحقیقات چشم، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
- ^۴ - محقق پسادکتر، مرکز تحقیقات مهندسی پزشکی آرت‌اورگ، دانشگاه برن، برن، سوئیس
- ^۵ - استاد، مرکز تحقیقات مهندسی پزشکی آرت‌اورگ، دانشگاه برن، برن، سوئیس

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.544471.1738

پذیرش: ۲۴ بهمن ۱۴۰۰

بازنگری: ۱۴۰۰/۱۱/۱ - ۱۴۰۰/۱۱/۹

ثبت در سامانه: ۱۷ آذر ۱۴۰۰

چکیده	واژه‌های کلیدی
<p>قوز قرنیه یا کراتوکونوس (KC) نوعی بیماری غیرالتهابی و پیش‌رونده‌ی قرنیه محسوب می‌شود. تظاهر بالینی این بیماری به صورت شکل‌گیری نواحی مخروطی‌شکل بر سطح قرنیه و مشکلات شدید دید چشم فرد مبتلا بروز پیدا می‌کند. کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی داخل قرنیه‌ای (ICRS) یک درمان رو به گسترش برای بازیابی شکل قرنیه به وضعیت نرمال و در نتیجه بهبود حدت بینایی فرد است هر چند درباره‌ی اثربخشی آن اختلاف نظر وجود دارد. در این مطالعه مدل ساده‌ای از قرنیه‌ی مبتلا به کراتوکونوس با قوز در ناحیه‌ی مرکزی برای تعیین کمی اثرات مکانیکی و اپتیکی برخی از انواع متداول ICRS تجاری موجود مورد استفاده قرار گرفته است. مجموعه‌ی ایمپلنت‌های قوسی متداول برای این نوع قوز طبق روال بالینی متداول در دو گروه کلی قوس تکی و قوس‌های دوتایی قرار دارند. در تحقیق حاضر مدل‌های مربوط به وضعیت پس از کارگذاری این ایمپلنت‌ها به روش المان محدود (FE) مدل‌سازی و تحلیل شده است. در گروه قوس تکی، یک قوس 360°، یک قوس 350° و یک قوس 320° و در گروه قوس‌های دوتایی، دو قوس متقارن و متناظر 160°، 150°، 120° و 90° مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان داده است که کارگذاری قوس‌های دوتایی متقارن می‌تواند انتخاب بهتری برای قوز قرنیه با ناحیه‌ی پاتولوژیک مرکزی باشد. این مطالعه تاثیر بالقوه‌ی کارگذاری ICRS را از منظر بیومکانیکی نشان داده و اولین قدم به سمت توسعه‌ی یک نوموگرام مبتنی بر شواهد برای انتخاب از بین ترکیبات مختلف ایمپلنت‌های قوسی در درمان یا جلوگیری از پیشرفت قوز قرنیه است.</p>	<p>قرنیه‌ی کر/کراتوکونیک روش المان محدود بیومکانیک چشم توزیع تنش توزیع جابه‌جایی</p>

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی‌تکنیک تهران)، تهران، ایران

کد پستی ۱۵۸۷۵-۴۴۱۳ تلفن +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۲۳۷۳

پست الکترونیک katoozian@aut.ac.ir دورنگار +۹۸-۲۱-۶۶۴۶۸۱۸۶



۱- مقدمه

فرد مبتلا کمک نماید هر چند تفسیر نتایج و دستاوردهای مرتبط با انواع این ایمپلنت‌ها به دلیل گستره‌ی وسیع تغییرشکل‌های قرنیه کراتوکونیک چندان آسان نیست [۱۰]. ایمپلنت‌های قوسی داخل قرنیه‌ای از نوع خاصی از پلیمر (PMMA^{۱۱}) ساخته می‌شوند. این ایمپلنت‌ها به صورت حلقه‌ی کامل (مایورینگ^{۱۲}) و یا به صورت قوس‌های تکی یا دوتایی (ICRS^{۱۳}) در لایه‌ی اینتروسترومال^{۱۴} کارگذاری می‌شوند. در واقع این روش، پیش از رویکرد نهایی در کنترل قوز قرنیه یعنی پیوند قرنیه به بیمار پیشنهاد می‌شود.

انواع مختلفی از ایمپلنت‌های داخل قرنیه‌ای پیشنهاد شده است که در قوس‌هایی با مقاطع و طول کمان‌های مختلف به صورت تجاری موجود بوده و توسط چشم‌پزشکان به کار گرفته می‌شود. در حال حاضر پزشک متخصص ترکیبی از این قوس‌ها را بر اساس نئوموگرام‌های ارائه شده توسط سازنده‌ها و تجربیات و مهارت خود به کار می‌برد. این نئوموگرام‌ها بر اساس داده‌های آماری به دست آمده و ویژگی‌های منحصر به فرد الگوی توپوگرافی قرنیه و سایر پارامترهای آناتومیکی و مکانیکی قرنیه بیمار در آن لحاظ نشده است [۱۱]. از این رو انتخاب ایمپلنت‌های قوسی به طوری که شرایط آناتومیکی قرنیه بیمار در نظر گرفته شود و امکان پیش‌بینی در مورد نتیجه پس از کارگذاری آن در قرنیه‌ی بیمار وجود داشته باشد، مطلوب محققان و پزشکان این حوزه است [۱، ۱۰، ۱۲، ۱۳].

مکانیسم عمل انواع ICRS در بازیابی شکل قرنیه در مبتلایان به قوز قرنیه بدین صورت است که این قطعات قوسی به عنوان المان اسپیسر^{۱۵} در بین الیاف کلاژن بافت قرنیه عمل می‌کنند. به همین دلیل ایمپلنت ICRS اثر کاهش قوس را به هندسه‌ی قرنیه تحمیل کرده که متعاقباً باعث صاف شدن ناحیه‌ی مرکزی قرنیه می‌شود. به عبارت دیگر مکانیسم عمل انواع ایمپلنت ICRS بر عکس جراحی‌های انکساری^{۱۶} است. تکنیک اغلب جراحی‌های انکساری بر اساس تغییر انحنای قرنیه از طریق حذف بافت قرنیه بوده و هدف اصلی آن کمینه‌سازی خطای انکساری پس از جراحی است. برای کارگذاری ICRS در عمق لایه‌ی استرومای قرنیه لازم است تونل‌هایی داخل این لایه ایجاد شود [۱۱]. سپس پزشک به کمک ابزار ویژه و از طریق ایجاد

قرنیه بیرونی‌ترین قسمت چشم بوده که دوسوم قدرت بینایی مرهون آن است [۱]. قرنیه مانند یک پوشش محافظ مستحکم، محتویات چشم را حفظ کرده و شکلی کلی به چشم می‌بخشد. قوز قرنیه^۱ (KC) یک بیماری نهان‌زاد^۲، غیرالتهابی^۳ و پیش‌رونده‌ی قرنیه بوده که بیماری‌زایی^۴ آن ناشناخته است. این بیماری تغییرات قابل توجهی در هندسه و رفتار مکانیکی بافت قرنیه ایجاد می‌کند که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به نازک شدن یا اکتازی^۵ قرنیه، شیب‌دار شدن^۶ قرنیه، شکل‌گیری برآمدگی‌های مخروطی‌شکل و نیز کاهش استحکام مکانیکی قرنیه اشاره نمود. این تغییرات هندسی قرنیه منجر به ایجاد آستیگماتیسم نامنظم و نزدیک‌بینی شدید در چشم فرد مبتلا شده [۱-۵] که ممکن است قدرت^۷ بینایی فرد را تا چند دیوپتر^۸ کاهش دهد [۶]. گسترش تغییرات مورفولوژیک ناشی از KC بدون مداخلات پزشکی مناسب و پیگیری‌های دوره‌ای منظم ممکن است به نابینایی فرد مبتلا بینجامد.

شیوع قوز قرنیه در آسیا و خاورمیانه بسیار بیش‌تر از کشورهای غربی گزارش شده است. برخی مراجع میزان شیوع KC را در ایران در حدود ۳/۱۸ درصد [۷] و برخی دیگر ۲/۵ درصد [۸] عنوان کرده‌اند در حالی که شیوع آن در آمریکا بسیار کم‌تر و در حدود ۰/۰۵ درصد گزارش شده است [۹].

در حال حاضر برای قوز قرنیه یک درمان قطعی که هم از پیش‌رفت بیماری جلوگیری کرده و هم دید فرد را بهبود بخشد وجود ندارد. برخی تکنیک‌ها مانند استفاده از انواع لنزهای تماسی صلب^۹ (RGP)، تنها دید فرد را حین استفاده از این ابزار تصحیح کرده و برخی دیگر مانند روش ایجاد پیوندهای متقاطع بین رشته‌های کلاژن لایه‌ی استرومای قرنیه (کراس-لینک^{۱۰} CXL) استحکام قرنیه را بالا برده و از پیش‌رفت بیماری جلوگیری کرده اما در اصلاح دید فرد نقشی ندارند. روش CXL اغلب به عنوان درمان همراه با یک تکنیک دیگر یعنی کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی داخل قرنیه‌ای به صورت توامان به کار می‌رود. در بین مداخلات درمانی اندکی که برای این بیماری متداول است، کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی داخل قرنیه‌ای می‌تواند به بازیابی انحنای قرنیه و کاهش آستیگماتیسم چشم

^۹ Rigid Contact Lenses (RGP)

^{۱۰} Cross-Linking (CXL)

^{۱۱} Poly (methyl methacrylate)

^{۱۲} Myring

^{۱۳} Intracorneal Ring Segments (ICRS)

^{۱۴} Intrastromal Corneal Layer

^{۱۵} Spacer

^{۱۶} Refractive Surgeries

^۱ Keratoconus (KC)

^۲ Idiopathic Disease

^۳ Non-Inflammatory

^۴ Pathogenesis

^۵ Corneal Ectasia

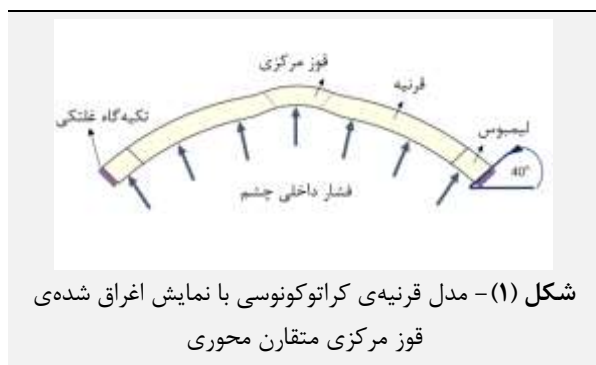
^۶ Steepening

^۷ Power

^۸ Diopter

طوری که ضخامت قرنیه در راس آن (منطبق بر راس قوز) به اندازه‌ی ۱ میلی‌متر کم‌تر از قرنیه‌ی نرمال در نظر گرفته شده است [۱۳، ۱۷]. همچنین وسعت و ارتفاع قوز به صورت یک برآمدگی مرکزی متقارن در مراحل پیش‌رفته‌ی KC (ارتفاع قوز=۰/۱۵ میلی‌متر، وسعت نیم‌دامنه‌ی قوز=۲۷ درجه) در نظر گرفته شده است. الگوی مرکزی KC به وضعیتی گفته می‌شود که بیش از ۵۰ درصد وسعت مخروط قوز در ناحیه‌ی ۳ میلی‌متری سطح خلفی قرنیه باشد.

بارگذاری وارد بر مدل قرنیه در حالت عادی شامل فشار داخلی چشم (IOP) بوده که مقدار آن در این تحقیق در بازه‌ی مقادیر طبیعی فیزیولوژیک و برابر با ۱۵ میلی‌مترجیوه در نظر گرفته شده است (شکل ۱). شرط مرزی قرنیه در محل اتصال مدل قرنیه به صلیبه (تکیه‌گاه) به گونه‌ای طراحی شده است که قرنیه بتواند آزادانه بر سطحی با تکیه‌گاه غلتکی با زاویه‌ی ۴۰ درجه نسبت به صفحه‌ی فرانتال حرکت کند. این شرایط، نحوه‌ی انبساط قرنیه بر اثر افزایش فشار داخلی آن در بازه‌ی نرمال فشارهای فیزیولوژیک چشم را تداعی می‌کند [۱۵]. با توجه به در نظر گرفتن مدل هایپرالاستیک برای قرنیه، طبق مطالعات پیشین چگونگی فرایند رینگ‌گذاری روی نتایج پس از عمل تأثیری نداشته و مدل‌سازی به صورتی که در ادامه توضیح داده شده ساده‌سازی شده است. ابتدا گره‌های تشکیل دهنده‌ی تونل قرنیه به نحوی جابه‌جا شده است که فضای کافی برای قرار دادن مدل ایمپلنت قوسی در آن وجود داشته باشد. سپس قطعه‌ی ایمپلنت قوسی در مرکز تونل مستقر شده است. در مرحله‌ی سوم، بارگذاری مذکور منتفی شده و در نهایت، شرایط مرزی ایمپلنت قوسی برای یافتن جایگاه واقعی خود در تونل حذف شده است [۱، ۱۳، ۱۴]. رفتار مماسی^۵ در مرز تماس بین سطح داخلی تونل و رینگ به صورت بدون اصطکاک و رفتار عمودی^۶ آن از نوع تماس سخت^۸ تعریف شده است [۱].



یک برش اولیه‌ی کوچک (به طول تقریباً ۱ سانتی‌متر) بر سطح قدامی قرنیه و در امتداد شعاعی، کمان‌های ICRS را به داخل این تونل‌ها هدایت می‌کند.

بر خلاف انجام مطالعات بالینی متعدد در مورد تشخیص و درمان KC، تحقیقات معدودی در مورد تحلیل عددی اثربخشی ایمپلنت‌های ICRS وجود دارد. مطالعات منتشر شده‌ی مرتبط عمدتاً بر سطح مقطع‌های مختلف ایمپلنت [۱۲-۱۴]، عمق اجرای ایمپلنت و قطر قوس ایمپلنت [۱] تمرکز دارد. با توجه به شناسایی الگوهای متعدد توپوگرافی قرنیه در بیماران مختلف مبتلا به KC، انتخاب ترکیب مناسب قوس‌ها برای الگوهای مختلف KC هم‌چنان در هاله‌ای از ابهام است. در میان این الگوها، الگوی مرکزی قوز قرنیه با توجه به این که حدود یک‌چهارم از موارد ابتلا به قوز قرنیه را در بر می‌گیرد [۱۳، ۱۵] اهمیت ویژه‌ای دارد. در تحقیق حاضر مدلی از الگوی مرکزی قوز قرنیه برای بررسی ترکیب ایمپلنت‌های رایج درمان این دسته از قوزها یعنی قوس تکی^۱ به صورت حلقه‌ی کامل و یا قوس نزدیک به حلقه‌ی کامل و نیز قوس دوتایی^۲ متقارن مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- مواد و روش‌ها

مدل قرنیه از دو بخش قرنیه و لیمبوس^۳ تشکیل شده است. لیمبوس به ناحیه‌ی حلقوی پیرامون قرنیه در مرز جدایش آن با صلیبه گفته می‌شود. در این جا قرنیه و لیمبوس با یک مدل تراکم‌ناپذیر هایپرالاستیک مونی-ریولین^۴ سه پارامتری توصیف شده است ($D=0$, $C01=-1/0.0$ MPa, $C10=1/11$ MPa) [۱۳]. در این جا از چیدمان ریزساختار قرنیه و لیمبوس به دلیل کرنش‌های نسبتاً کوچک قرنیه در بازه‌ی طبیعی جابه‌جایی‌های ناشی از فشار داخلی چشم^۵ (IOP) صرف نظر شده است [۱۷]. مدل قرنیه بنا بر پارامترهای هندسی ارائه شده در تحقیقات پیشین ایجاد شده است [۱۳، ۱۷، ۱۸]. در این مدل شعاع خلفی قرنیه ۶/۷ میلی‌متر، شعاع قدامی آن ۷/۵ میلی‌متر، ضخامت مرکزی قرنیه ۰/۵ میلی‌متر، شعاع سطح قدامی لیمبوس ۸ میلی‌متر و ضخامت آن ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. سپس این مدل بر اساس مشخصات هندسی مراحل پیش‌رفته‌ی قوز قرنیه که توسط الشیخ و هم‌کارانش [۱۹] گزارش شده، به مدل قرنیه‌ی کراتوکونیک یا قرنیه‌ی مبتلا به کراتوکونوس تقارن محوری با الگوی مرکزی تغییر داده شده به

^۵ Intraocular Pressure (IOP)

^۶ Tangential Behavior

^۷ Normal Behavior

^۸ Hard Contact

^۱ Single-Segment

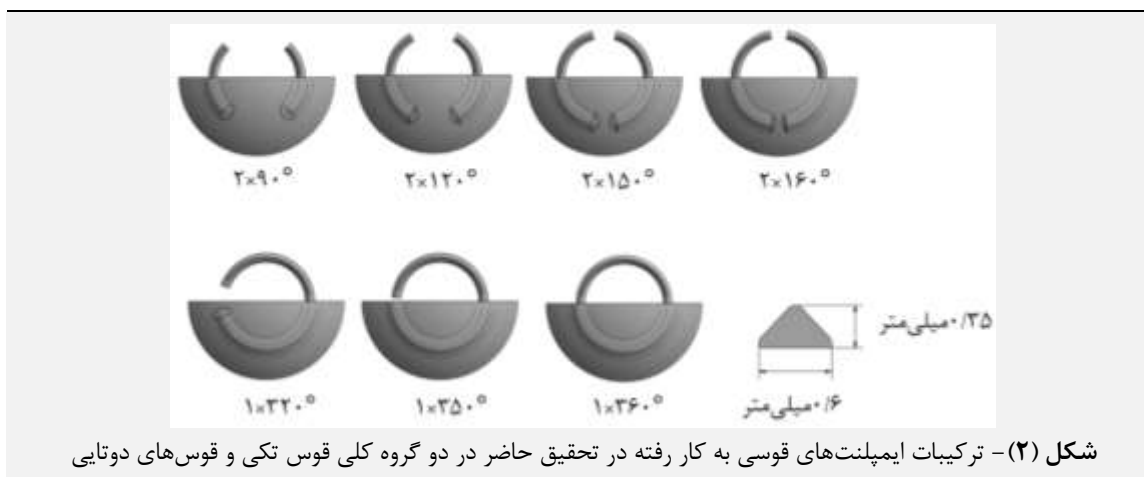
^۲ Double-Segment

^۳ Limbus

^۴ Mooney-Rivlin Hyperelastic Model

- ۱- پارامتر اول مقدار جابه‌جایی قله‌ی قرنیه در امتداد محور بینایی (Y_{apex}) در دو سطح قدامی و خلفی قرنیه است. این جابه‌جایی عمود بر صفحه‌ی فرانتال در محل مرکز قوز و نسبت به موقعیت اولیه‌ی آن بر سطح قرنیه بدون ایمپلنت (سطح مرجع) سنجیده شده [۲۲] و به صورت مقدار میانگین جابه‌جایی گره‌های واقع بر سطح قدامی قرنیه و از شش المان^۱ مجاور راس قوز مدل المان محدود قرنیه به دست آمده است.
- ۲- پارامتر دوم مقدار تنش فون میسز^۲ در قله‌ی قرنیه (δ_{apex}) در دو سطح قدامی و خلفی قرنیه بوده که به صورت مقدار میانگین تنش گره‌های واقع بر سطح قدامی قرنیه متعلق به ۶ المان مجاور راس قوز مدل المان محدود به دست آمده است.
- ۳- پارامتر سوم مقدار صدک^۳ نود و پنجم جابه‌جایی در امتداد محور بینایی به عنوان بیشینه‌ی جابه‌جایی قرنیه (Y_{max}) در دو سطح قدامی و خلفی قرنیه است.
- ۴- پارامتر چهارم مقدار صدک نود و پنجم تنش فون میسز به عنوان مقدار بیشینه‌ی تنش (δ_{max}) در دو سطح قدامی و خلفی قرنیه است.
- ۵- پارامتر پنجم خطوط هم‌تراز (کانتور^۴) توزیع جابه‌جایی در سطوح خلفی و قدامی قرنیه و در امتداد محور بینایی است که می‌توان آن را معادل نقشه‌های ESM^۵ در چشم‌پزشکی در نظر گرفت [۲۳] و از این منظر اهمیت به‌سزایی دارد.
- ۶- پارامتر ششم کانتور توزیع تنش فون میسز در سطوح خلفی و قدامی قرنیه است.

انواع ایمپلنت‌های مورد استفاده در این تحقیق، طبق مدل‌های تجاری در دسترس متخصصان و با مقطع مثلثی انتخاب شده است. دلیل انتخاب ایمپلنت‌های با مقطع مثلثی این است که کارگذاری آن‌ها داخل قرنیه بر خلاف سایر انواع ایمپلنت‌های قوسی، هنگام شب موجب تشکیل هاله و انعکاس نور در دید بیمار که اغلب از عوامل شکایت بیماران پس از کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی بوده نمی‌شود [۲۰، ۲۱]. مجموعه‌ی ایمپلنت‌های قوسی مناسب برای این نوع قوز طبق روال بالینی متداول و نوموگرام‌های ارائه شده توسط شرکت‌های سازنده، از دو گروه کلی قوس تکی (به صورت حلقه‌ی کامل یا نزدیک به قوس 360°) و قوس‌های دوتایی یک‌سان و نظیر تشکیل شده است. در تحقیق حاضر رفتار بیومکانیکی قرنیه پس از کارگذاری این ایمپلنت‌ها به کمک مدل المان محدود (FE) بررسی و تحلیل شده است. در گروه قوس تکی، کارگذاری یک قوس 360° ، یک قوس 350° و یک قوس 320° بررسی شده است. در گروه قوس‌های دوتایی، هر مجموعه‌ی ایمپلنت متشکل از دو قوس یک‌سان $90^\circ \times 2$ ، $120^\circ \times 2$ و $150^\circ \times 2$ و $160^\circ \times 2$ که به صورت متقارن داخل قرنیه کارگذاری شده مورد بررسی قرار گرفته است. این ایمپلنت‌ها به طور شماتیک در شکل (۲) نمایش داده شده است. سپس تغییرات بیومکانیکی قرنیه پس از کارگذاری هر ترکیب از این مجموعه از ایمپلنت‌های قوسی به کمک پارامترهای زیر تخمین زده شده و با یک‌دیگر مقایسه شده است.



پارامتر کنترلی در تعیین چگالی شبکه‌ی المان محدود با سطح معناداری (۰/۰۵) در نظر گرفته شده است.

در مدل‌های المان محدود تحقیق حاضر از المان خطی تتراهدرال در حالت کاهشی^۶ هیبرید^۷ استفاده شده [۲۴] و مقادیر دو پارامتر Y_{apex} و δ_{apex} در سطح قدامی قرنیه به عنوان

^۱ Elevation Subtraction Map (ESM)

^۲ Reduced Integration

^۳ Hybrid

^۴ Element

^۵ Von Mises Stress

^۶ Percentile

^۷ Contour



۳- یافته‌ها و بحث

در تحقیق حاضر اثر کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی در مدل قرنیه با قوز مرکزی^۱ مورد بررسی قرار گرفته است زیرا این نوع قوز حدود ۲۵ درصد از مبتلایان KC را در بر می‌گیرد [۱۵]. از سوی دیگر به دلیل طولانی‌تر بودن دوره‌ی بهبود این نوع از قوز در مقایسه با قوزهای محیطی، بررسی آن اهمیت ویژه‌ای دارد [۲۵]. بنابراین تغییر وضعیت بیومکانیکی مدل قرنیه‌ی KC پس از کارگذاری ترکیبات متداول ایمپلنت‌های قوسی در آن‌ها در دو گروه کلی قوس تکی و قوس‌های دوتایی مورد بررسی قرار گرفته است. مقادیر Y_{max} و δ_{max} پس از کارگذاری ایمپلنت در دو سطح قدامی و خلفی قرنیه در جدول (۱) ارائه شده است.

تحلیل اپتیک اثربخشی کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی مختلف با محاسبه‌ی کراتومتري (K_{mean}) انجام شده که به صورت میانگین انکسار سطح قدامی قرنیه در ناحیه‌ی اپتیکی (قطر ۳ میلی‌متری پیرامون قله‌ی قرنیه) تعریف شده و با استفاده از رابطه‌ی زیر بر حسب دیوپتر (D) قابل محاسبه است [۱۴].

$$K_{mean}(D) = \frac{n-1}{R} \quad (1)$$

در این رابطه، n ضریب کراتومتري قرنیه برابر با ۱/۳۳۷۵ و R شعاع انحنای بهترین برازش کروی شکل به ناحیه‌ی ۳ میلی‌متری حول قله‌ی قرنیه بر حسب متر است.

جدول (۱) - مقادیر δ_{max} و Y_{max} در دو سطح قدامی و خلفی قرنیه پس از ایمپلنت

نوع مدل	δ_{max} سطح قدامی (MPa)	δ_{max} سطح خلفی (MPa)	Y_{max} سطح قدامی (mm)	Y_{max} سطح خلفی (mm)
۱×۳۶۰°	۰/۰۱۱	۰/۰۲۴	۰/۰۷۴	۰/۰۸۱
۱×۳۵۰°	۰/۰۱۱	۰/۰۲۹	۰/۰۷۴	۰/۰۸۱
۱×۳۲۰°	۰/۰۱۱	۰/۰۳۵	۰/۰۷۲	۰/۰۸۰
۲×۱۶۰°	۰/۰۱۲	۰/۰۳۲	۰/۰۹۱	۰/۰۸۰
۲×۱۵۰°	۰/۰۱۱	۰/۰۳۲	۰/۰۷۹	۰/۰۹۰
۲×۱۲۰°	۰/۰۱۱	۰/۰۲۹	۰/۰۷۸	۰/۰۸۹
۲×۹۰°	۰/۰۱۱	۰/۰۲۸	۰/۰۷۵	۰/۰۸۶

د) از سوی دیگر در دو حالتی که مجموع طول کمان یک‌سان بوده (قوس تکی ۱×۳۲۰° و قوس دوتایی ۲×۱۶۰°)، مقدار δ_{max} در حالت قوس دوتایی کم‌تر از قوس تکی است (به ترتیب ۰/۰۳۲ و ۰/۰۳۵ مگاپاسکال).

کانتورهای توزیع جابه‌جایی در امتداد محور بینایی و نیز کانتورهای توزیع تنش فون میسز در سطوح قرنیه در شکل (۳) نشان داده شده است. شکل (۴) توزیع تنش و توزیع جابه‌جایی در مقطع گذرا از خط تقارن کارگذاری ایمپلنت قوسی که در شکل (۲) در واقع همان مرز جدایش نیمه‌ی تحتانی از نیمه‌ی فوقانی محو شده‌ی قرنیه است را نشان می‌دهد.

مطابق شکل (۳)، کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی تکی باعث می‌شود که در سطح خلفی قرنیه محل وقوع مقادیر نزدیک به δ_{max} در مرکز قرنیه یا همان محل قوز رخ دهد. از آن‌جا که ناحیه‌ی قوز در واقعیت از نظر مکانیکی ضعیف‌تر است کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی تکی از این نظر عمل‌کرد مطلوبی ندارد. این در حالی است که ایمپلنت‌های قوسی دوتایی باعث می‌شوند تا مقادیر نزدیک به δ_{max} نه در مرکز قرنیه بلکه دورتر از آن و با توزیعی متقارن رخ دهند. این موضوع در مقاطع عرضی

به طور کلی می‌توان موارد زیر را بیان کرد.

الف) جدول (۱) نشان می‌دهد که مقدار بیشینه‌ی جابه‌جایی در سطح خلفی قرنیه در قوس‌های با طول کمان برابر، تقریباً یک‌سان است (۰/۰۸۱ میلی‌متر) و با کاهش طول قوس کم‌تر می‌شود (۰/۰۸۰ میلی‌متر).

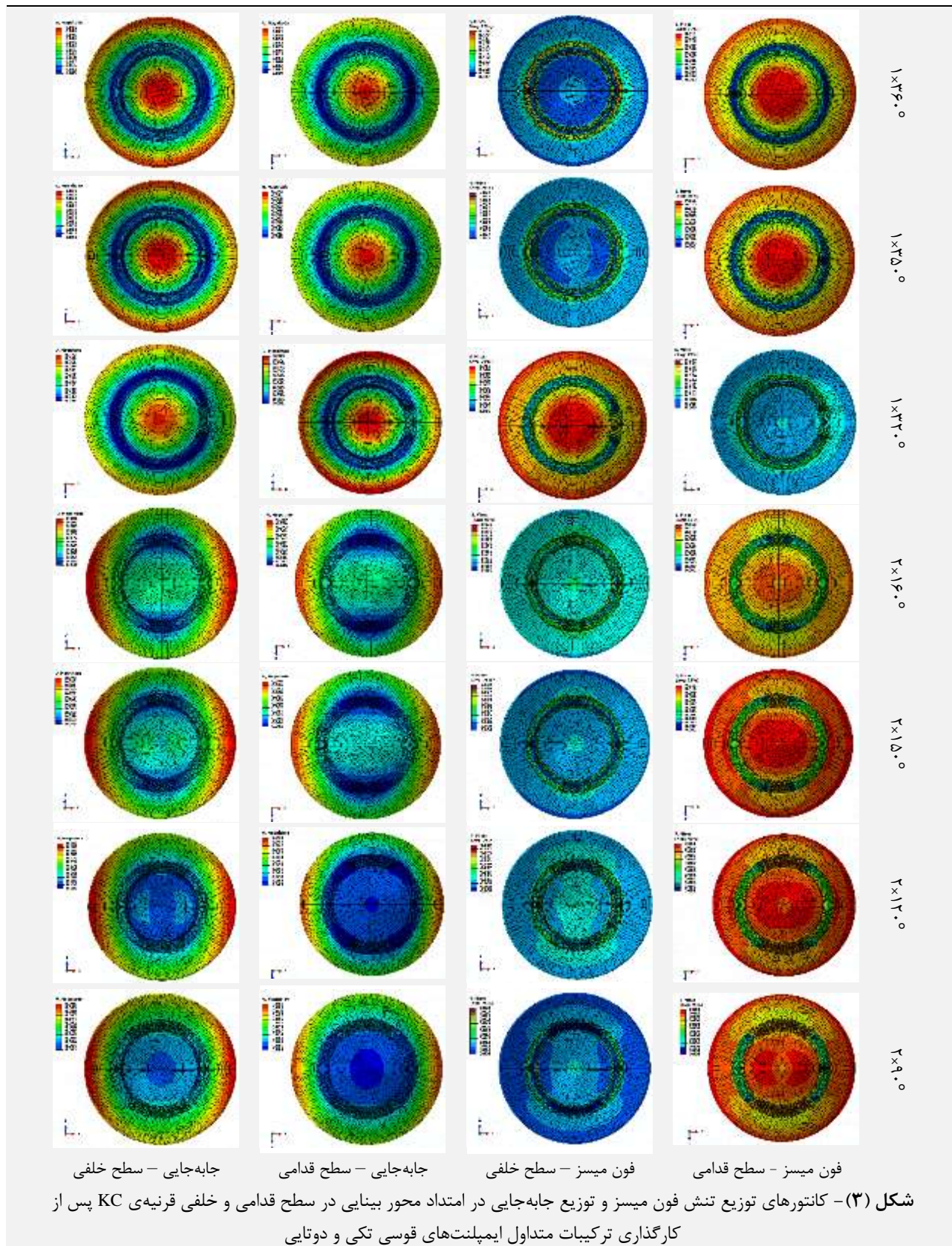
ب) مطابق جدول (۱) مقدار تنش بیشینه در سطح قدامی قرنیه در تمام حالات پس از ایمپلنت تقریباً یک‌سان و برابر با ۰/۰۱۱ مگاپاسکال بوده و تنها در حالت پس از کارگذاری ایمپلنت قوسی ۲×۱۶۰°، این مقدار کمی بیش‌تر (۰/۰۱۲ مگاپاسکال) از سایر حالت‌ها است.

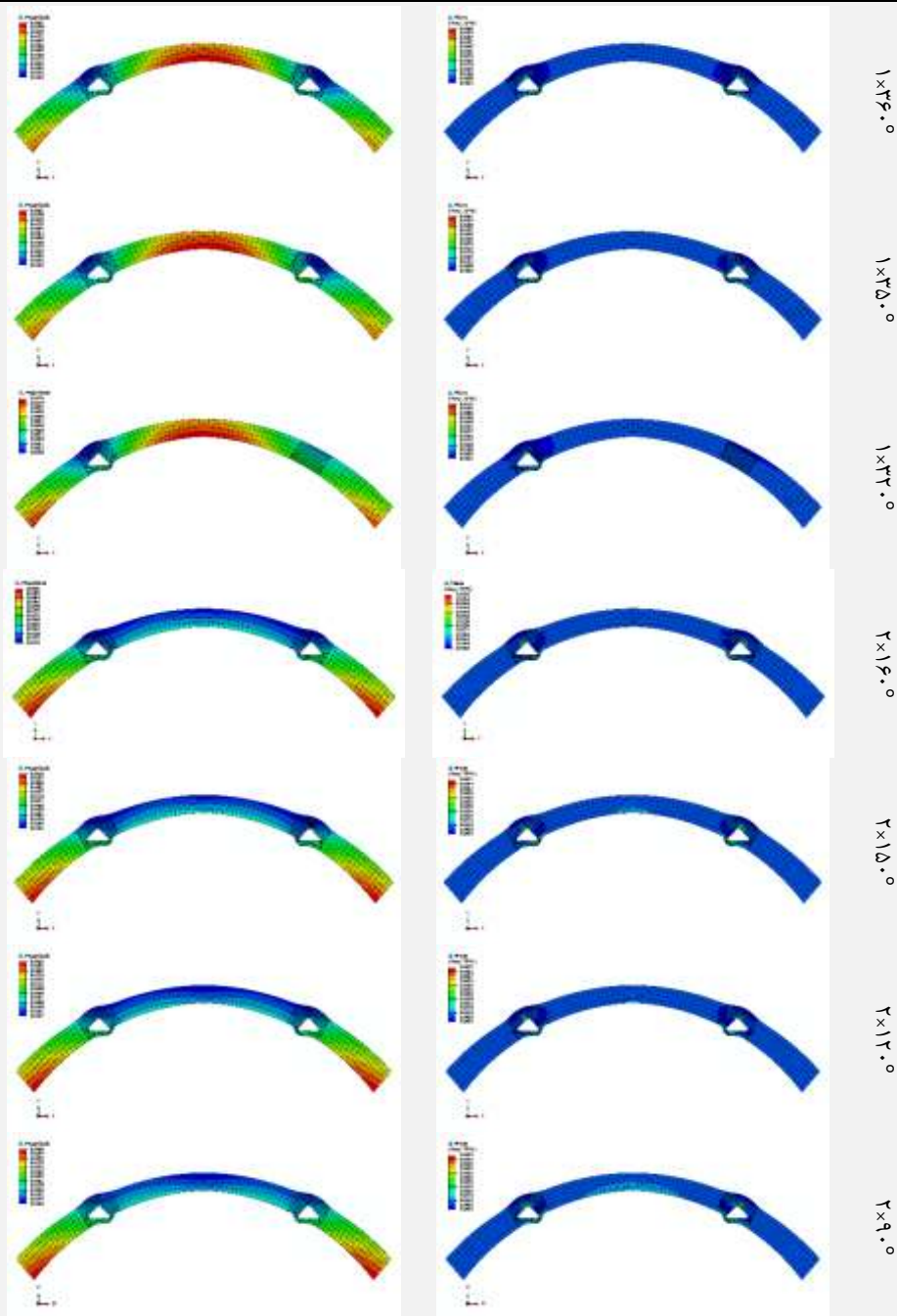
ج) مقدار تنش بیشینه در سطح خلفی قرنیه در حالت حلقه‌ی کامل (قوس ۱×۳۶۰°) کم‌تر از سایر حالت‌ها است (۰/۰۲۴ مگاپاسکال) و با کاهش طول کمان ایمپلنت قوسی تکی به قوس ۱×۳۵۰° و قوس ۱×۳۲۰°، مقدار δ_{max} یک روند افزایشی دارد (به ترتیب ۰/۰۲۹ و ۰/۰۳۵ مگاپاسکال) در حالی که پس از کارگذاری ایمپلنت‌های دوتایی، با کاهش مجموع طول کمان قوس‌ها، مقدار تنش بیشینه در سطح خلفی نیز کاهش یافته است.

^۱ Central Cones

دوتایی، ایمپلنت‌های $2 \times 90^\circ$ و $2 \times 160^\circ$ متقارن‌ترین توزیع جابه‌جایی را در ناحیه‌ی موثر در بینایی فرد (قطر ۳ میلی‌متری پیرامون مرکز قرنیه) دارند. این تقارن در توزیع جابه‌جایی قرنیه بر اثر فشار داخلی آن باعث می‌شود که کارگذاری این دسته از ایمپلنت‌ها اثر منفی بر دید فرد نگذارد.

قرنیه در شکل (۴) نیز مشخص است. هم‌چنین شکل‌های (۳) و (۴) نشان می‌دهند که مقادیر نزدیک به Y_{max} در حالت ایمپلنت‌های تکی در ناحیه‌ی مرکزی قرنیه و در حالت ایمپلنت‌های دوتایی در ناحیه‌ی محیطی قرنیه رخ می‌دهند. از سوی دیگر بنا بر شکل (۳) در بین حالات مختلف قوس‌های





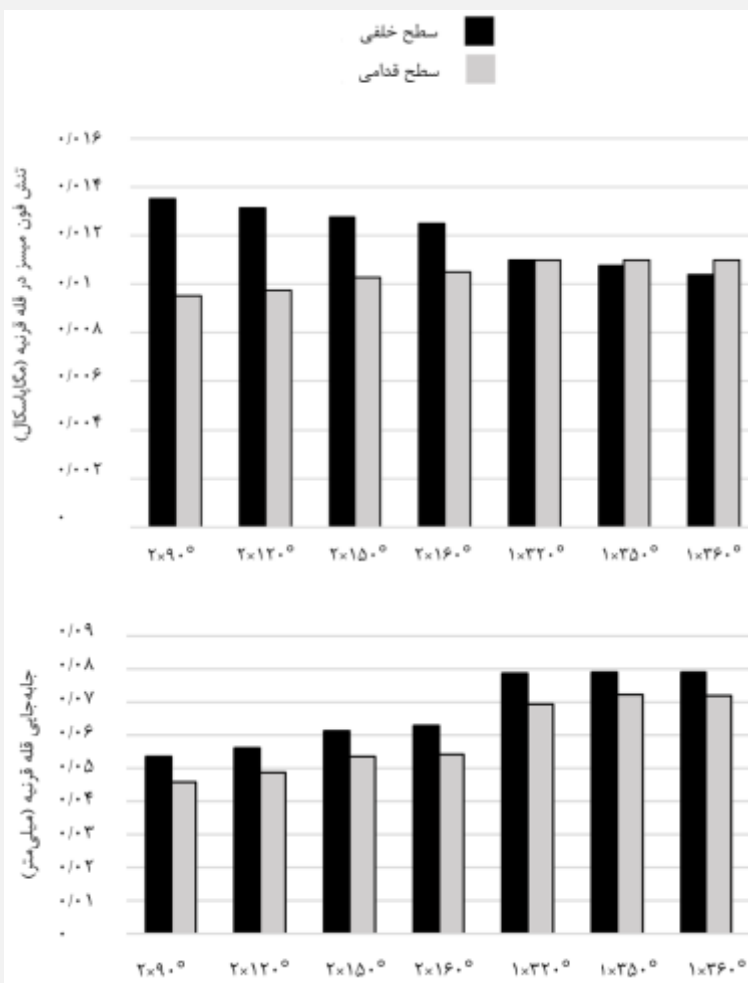
جابه‌جایی در امتداد محور بینایی

تنش فون میسر

شکل (۴) - مقطع عرضی گذرنده از محور تقارن مشخص شده در شکل (۲) در قرنیه‌ی KC پس از کارگذاری ترکیبات مختلف و متداول ایمپلنت‌های قوسی تکی و دوتایی

کمان ایمپلنت قوسی تکی نزدیک به حلقه‌ی کامل، تغییر قابل توجهی در میزان تنش سطوح خلفی و قدامی قرنیه ندارد. این در حالی است که با کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی دوتایی، مقدار تنش فون میسر در قله‌ی قرنیه در سطح خلفی و قدامی دو روند متفاوت را با افزایش مجموع کمان‌های ایمپلنت دنبال می‌کند. در سطح خلفی قرنیه مقدار تنش در قله‌ی قرنیه با افزایش مجموع طول کمان‌ها کاهش یافته اما این مقدار در سطح قدامی قرنیه با افزایش طول کمان‌ها روندی افزایشی دارد.

مقادیر تنش و جابه‌جایی در قله‌ی قرنیه (مرکز قوز) در سطوح قدامی و خلفی آن در شکل (۵) نشان داده شده است. این مقادیر مشابه مقادیر گزارش شده توسط فلشا و هم‌کارانش [۱] در عمق ایمپلنت مشابه (حدود بیش از ۵۰ درصد از سطح قدامی قرنیه) است. مطابق شکل (۵)، کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی تکی باعث ایجاد تنش یک‌سان در سطح خلفی و سطح قدامی قرنیه شده و در نتیجه این مدل‌ها باعث رفتاری دور از واقعیت فیزیولوژیک چشم می‌شوند. از سوی دیگر افزایش طول



شکل (۵) - تنش فون میسر (بالا) و جابه‌جایی (پایین) قله‌ی قرنیه با و بدون ایمپلنت‌های قوسی

در نتیجه، انتظار می‌رود قوس‌های دوتایی یک‌سان که به صورت متقارن کارگذاری می‌شوند، چون مقادیر نزدیک به δ_{max} را به طور متقارن از ناحیه‌ی پاتولوژیک و ضعیف دور می‌کنند، در کاهش پیش‌روندگی بیماری تاثیر مثبتی داشته باشند که لازم است این موضوع در تحقیقات بالینی مورد توجه و بررسی قرار گیرد. از سوی دیگر چون الگوی جابه‌جایی قرنیه پس از این نوع ایمپلنت‌ها متقارن است، و خامت بینایی فرد را تغییر نمی‌دهند. حالت $2 \times 160^\circ$ اگر چه در بین ایمپلنت‌های قوسی دوتایی باعث بیش‌ترین جابه‌جایی قله‌ی قرنیه در هر دو سطح خلفی و قدامی آن شده، اما این مقدار جابه‌جایی از جابه‌جایی ناشی از ایمپلنت قوس‌های تکی (حتی با مجموع طول کمان برابر) کم‌تر است. هر چه مقدار K_{mean} به مقدار مربوطه در قرنیه‌ی نرمال (حدود ۴۵ دیوپتر [۱۴]) نزدیک‌تر باشد، بیان‌گر آن است که کارگذاری ایمپلنت در کاهش انحنای قرنیه و به عبارت دیگر بازیابی قرنیه کراتوکونیک به شکل قرنیه‌ی نرمال موثرتر واقع شده است. هم‌چنین مقدار کراتومتري در قرنیه‌ی کراتوکونیک دست‌نخورده در تحقیق حاضر، برابر با ۵۵/۱۵ دیوپتر است.

طبق شکل (۵) جابه‌جایی قله‌ی قرنیه نیز با ایمپلنت‌های تکی در هر دو سطح خلفی و قدامی تقریباً مستقل از افزایش طول کمان کارگذاری شده بوده و در هر سه حالت یک قوس $1 \times 360^\circ$ ، یک قوس $1 \times 350^\circ$ و یک قوس $1 \times 320^\circ$ یک‌سان است. با کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی دوتایی، مقدار جابه‌جایی قله‌ی قرنیه در هر دو سطح خلفی و قدامی رابطه‌ی مستقیم با مجموع طول کمان‌های کارگذاری شده دارد به طوری که $2 \times 90^\circ$ به کم‌ترین جابه‌جایی قله‌ی قرنیه منجر شده و این مقدار حدود ۳۰ درصد در هر دو سطح خلفی و قدامی کم‌تر از مقادیر نظیر با کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی تکی است. از آن‌جا که مقدار تنش بیشینه در سطح خلفی پس از ایمپلنت‌های دوتایی، با کاهش مجموع طول کمان قوس‌ها کم‌تر شده و هم‌چنین طبق شکل (۴) مقدار تنش در قله‌ی قرنیه که ناحیه‌ی پاتولوژیک آن نیز است، با مجموع افزایش طول کمان‌ها رابطه‌ی معکوس دارد، بنابراین از بین دو حالت $2 \times 90^\circ$ و $2 \times 160^\circ$ ، جابه‌جایی هر دو سطح قدامی و خلفی قرنیه در طول رینگ بیش‌تر، کم‌تر بوده است.

- no. S1, pp. 1–18, 2018, doi: 10.1186/s12938-018-0564-7.
- [3] H. P. Studer, H. Riedwyl, C. A. Amstutz, J. V. M. Hanson, and P. Büchler, “Patient-specific finite-element simulation of the human cornea: A clinical validation study on cataract surgery,” *J. Biomech.*, vol. 46, no. 4, pp. 751–758, 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.11.018.
- [4] T. T. Andreassen, A. JORTH SIMONSEN, and H. Oxlund, “Biomechanical Properties of Keratoconus and Normal Corneas,” *Exp. Eye Res*, vol. 31, pp. 435–441, 1980.
- [5] A. Daxer, A. Ettl, and R. Hörantner, “Long-term results of MyoRing treatment of keratoconus,” *J. Optom.*, vol. 10, no. 2, pp. 123–129, 2017, doi: 10.1016/j.optom.2016.01.002.
- [6] R. Ambekar, K. C. Toussaint, and A. Wagoner Johnson, “The effect of keratoconus on the structural, mechanical, and optical properties of the cornea,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 4, no. 3, pp. 223–236, 2011, doi: 10.1016/j.jmbbm.2010.09.014.
- [7] R. Barbara, A. M. Turnbull, P. Hossain, D. F. Anderson, and A. Barbara, “Epidemiology of Keratoconus,” in *Keratoconus: Recent advances in diagnosis and treatment*, J. L. Alió, Ed. Springer International Publishing Switzerland, 2017, pp. 13–24.
- [8] H. Hashemi et al., “Prevalence of keratoconus in a population-based study in shahroud,” *Cornea*, vol. 32, no. 11, pp. 1441–1445, 2013, doi: 10.1097/ICO.0b013e3182a0d014.
- [9] R. H. Kennedy, W. M. Bourne, and J. A. Dyer, “A 48-year clinical and epidemiologic study of keratoconus,” *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 101, no. 3, pp. 267–273, 1986, doi: 10.1016/0002-9394(86)90817-2.
- [10] J. Colin, B. Cochener, G. Savary, and F. Malet, “Correcting keratoconus with intracorneal rings,” *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 26, no. 8, pp. 1117–1122, 2000, doi: 10.1016/S0886-3350(00)00451-X.
- [11] A. V. Kılıç, A., del Barrio, J. L. A., and Estrada, “Intracorneal ring segments: Types, indications and outcomes,” in *Keratoconus*, J. L. Alió, Ed. Springer, 2017.
- [12] S. N. Khan and P. S. Shiakolas, “To study the effects of intrastromal corneal ring geometry and surgical conditions on the postsurgical outcomes through finite element analysis,” *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 16, no. 7, pp. 1–16, 2016, doi: 10.1142/S0219519416501013.
- [13] S. Kling and S. Marcos, “Finite-element modeling of intrastromal ring segment implantation into a hyperelastic cornea,” *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 54, no. 1, pp. 881–889, 2013, doi: 10.1167/iops.12-10852.
- [14] M. Á. Ariza-Gracia, J. Flecha-Lescún, P. Büchler, and B. Calvo, “Corneal biomechanics after intrastromal ring surgery: Optomechanical in silico assessment,” *Transl. Vis. Sci. Technol.*, vol. 9, no. 11, pp. 1–16, 2020, doi: 10.1167/tvst.9.11.26.

مطابق جدول (۲)، تمام مقادیر کراتومتری پس از کارگذاری ایمپلنت‌ها کم‌تر از وضعیت قبل از مداخله‌ی

جدول (۲) - مقادیر متوسط کراتومتری پس از ایمپلنت

K _{mean} (D)	نوع مدل
۵۴/۶۹	۱×۳۶۰°
۵۴/۱۱	۱×۳۵۰°
۵۴/۸۴	۱×۳۲۰°
۵۱/۹۵	۲×۱۶۰°
۵۲/۱۵	۲×۱۵۰°
۵۲/۹	۲×۱۲۰°
۵۲/۶۱	۲×۹۰°

درمانی است. این اثر کاهش انحنای در ایمپلنت‌های قوسی تکی قابل توجه بوده و حدود ۴ دیوپتر کم‌تر از حالت دوتایی است. این نتایج با مطالعات پیشین مطابقت داشته [۱۴] و می‌توان آن را به مدول الاستیک بالای ایمپلنت‌های قوسی در مقایسه با قرنیه نسبت داد. با این وجود، انتخاب ایمپلنت‌های قوسی تکی و دوتایی، نیازمند توجه به موارد دیگری از جمله کم‌ترین مقدار ضخامت قرنیه‌ی بیمار، ضخامت مرکزی قرنیه‌ی بیمار و وضعیت پیش‌روندگی یا پایداری بیماری نیز می‌باشد.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله رفتار بیومکانیکی و اپتیکی قرنیه‌ی مبتلا به قوز قرنیه در ناحیه‌ی مرکزی بعد از کارگذاری ایمپلنت‌های قوسی تکی و دوتایی مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که در این حالت، کارگذاری قوس‌های تکی در مقایسه با قوس‌های دوتایی، قرنیه را از حالت فیزیولوژیک نرمال آن دور می‌کند و قوس‌های دوتایی در مدل قرنیه‌ی کراتوکونیک از هر سه جنبه‌ی مقدار و توزیع جابه‌جایی قرنیه و توزیع تنش بر سطوح خلفی و قدامی آن و نیز از نظر مقادیر متوسط کراتومتری مطلوب هستند.

۵- مراجع

- [1] J. Flecha-Lescún, B. Calvo, J. Zurita, and M. Á. Ariza-Gracia, “Template-based methodology for the simulation of intracorneal segment ring implantation in human corneas,” *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 17, no. 4, pp. 923–938, 2018, doi: 10.1007/s10237-018-1013-z.
- [2] F. Cavas-Martínez, D. G. Fernández-Pacheco, D. Parras, F. J. F. Cañavate, L. Bataille, and J. Alió, “Study and characterization of morphogeometric parameters to assist diagnosis of keratoconus,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 17,



- [21] D. P. Piñero and J. L. Alio, "Intracorneal ring segments in ectatic corneal disease - a review," *Clin. Exp. Ophthalmol.*, vol. 38, no. 2, pp. 154–167, 2010, doi: 10.1111/j.1442-9071.2010.02197.x.
- [22] F. Versaci and G. Vestri, "Instrumentation for Diagnosis of Keratoconus," in *Keratoconus: Recent advances in diagnosis and treatment*, J. L. Alió, Ed. Springer International Publishing Switzerland, 2017, pp. 53–64.
- [23] M. W. Belin and S. S. Khachikian, "An introduction to understanding elevation-based topography: How elevation data are displayed - A review," *Clin. Exp. Ophthalmol.*, vol. 37, no. 1, pp. 14–29, 2009, doi: 10.1111/j.1442-9071.2008.01821.x.
- [24] Michael Smith, *ABAQUS/Standard User's Manual, Version 6.9*. Dassault Systèmes Simulia Corp, 2009.
- [25] P. Ferrara and L. Torquetti, "Clinical outcomes after implantation of a new intrastromal corneal ring with a 210-degree arc length," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 35, no. 9, pp. 1604–1608, 2009, doi: 10.1016/j.jcrs.2009.04.035.
- [15] T. M. Nejad, C. Foster, and D. Gongal, "Finite element modelling of cornea mechanics: A review," *Arq. Bras. Oftalmol.*, vol. 77, no. 1, pp. 60–65, 2014, doi: 10.5935/0004-2749.20140016.
- [16] Pandolfi, A. and Manganiello, F., 2006. A model for the human cornea: constitutive formulation and numerical analysis. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 5(4), pp.237-246.
- [17] S. Kling, N. Bekesi, C. Dorronsoro, D. Pascual, and S. Marcos, "Corneal viscoelastic properties from finite-element analysis of in vivo air-puff deformation," *PLoS One*, vol. 9, no. 8, 2014, doi: 10.1371/journal.pone.0104904.
- [18] M. Smith, *ABAQUS/Standard User's Manual, Version 6.9*. Dassault Systèmes Simulia Corp., 2009.
- [19] A. Eliasy et al., "Characterization of cone size and centre in keratoconic corneas," 2020.
- [20] A. Kılıç and J. L. Alió del Barrio, "Intracorneal ring segments: Complications," in *Keratoconus: Recent Advances in Diagnosis and Treatment*, 2017, pp. 209–218.