



Research Article

A Ring Selection Platform for Treatment of Keratoconus

Amirhossein Khademi, Mohsen Asghari and Mohammad Reza Naderi Eshkaftaki*

Faculty of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

* corresponding author: (mohammadreza.naderi@alum.sharif.edu)

Article Info

Article history:

Received: 2 October 2024

Revised: 21 January 2025

Accepted: 6 May 2025

Keywords:

Keratoconus, intrastromal corneal ring segment implantation, machine learning, random forest algorithm, deep learning algorithm.

Abstract

This study presents a fully integrated platform for selecting appropriate intrastromal corneal ring segments (ICRS) for keratoconus treatment using a combination of finite element modeling and machine-learning techniques. A patient-specific corneal geometry was reconstructed using Pentacam-derived elevation maps, followed by meshing and biomechanical simulation of ring implantation at various depths and angular positions. Optical parameters of the cornea were calculated using curvature-based relationships (Eqs. (3)–(4)). A comprehensive database of 288 simulated ring-implantation scenarios was generated by varying Ring radius, Implantation depth, ring implantation zone, and arc length (Fig. 7). To predict keratometric outcomes, a random forest regression model and a deep learning architecture were developed and trained on the simulation-derived dataset. Model validation demonstrated acceptable accuracy using an independent rectangular-groove benchmark (Fig. 8). The trained algorithms were finally tested on a separate patient to evaluate generalization capacity. The results indicate that machine-learning prediction of ring-induced corneal response is feasible and can support treatment planning. This platform provides a foundation for developing preoperative decision-support tools to enhance clinical outcomes in keratoconus ring implantation.

Introduction

Keratoconus is a progressive corneal disorder characterized by stromal thinning and anterior protrusion that eventually degrades optical quality. Following cataract, corneal diseases—including keratoconus—represent one of the major causes of visual impairment worldwide. Conventional correction methods, such as spectacles or contact lenses, may become ineffective as the disease progresses. Intrastromal corneal ring segment (ICRS) implantation has therefore emerged as a minimally invasive approach to reshape the cornea, improve optical symmetry, and delay or prevent corneal transplantation. The biomechanical and refractive outcomes of ICRS implantation are strongly influenced by factors such as ring thickness, arc length, implantation depth, and angular position, making patient-specific planning essential.

Recent advances in computational biomechanics, particularly finite element (FE) analysis, allow accurate modeling of corneal response under surgical interventions. Several studies (e.g., Lago et al. [12]) have simulated ring insertion using patient-specific geometries to evaluate curvature changes

following implantation. However, such simulations are computationally intensive and difficult to perform for large numbers of ring configurations. Simultaneously, machine-learning techniques have shown strong predictive capabilities in biomedical modeling, especially when trained on synthetic but physically grounded datasets.

This study aims to integrate FE simulation with machine learning to develop a predictive framework capable of estimating postoperative keratometric changes for different ring configurations. The approach contributes to more efficient, quantitative, and individualized planning strategies for keratoconus management.

Methodology

- Patient-Specific Corneal Modeling

A 3D model of a keratoconic cornea was reconstructed using elevation data exported from Pentacam imaging. The anterior and posterior corneal surfaces were fitted using Zernike polynomials (see terms used in Eq. (1) to (4)), and the stromal volume was generated accordingly. The optical parameters

To Cite this article:

Khademi, A.H., Asghari, M. and Naderi Eshkaftaki, M.R. 2025. Compressed english version of the article a ring selection platform for treatment of keratoconus, Sharif Mechanical Engineering Journal, 41(2), 17-31.

<https://doi.org/10.24200/ij40.2025.64700.1711>

were calculated based on the surface curvature relationships defined in Eqs. (3) and (4).

- Finite Element Simulation of Ring Implantation

The corneal geometry was meshed and assigned anisotropic, nonlinear material properties consistent with literature values. Ring segments were modeled as PMMA elements with elastic behavior. The surgical tunnel was represented by removing elements corresponding to the implantation track, after which ring insertion was simulated by applying radial displacements to emulate tunnel opening. Validation of the groove-opening method was performed through an independent rectangular specimen model, confirming realistic displacement fields (Fig. 8).

- Database Generation

Four primary parameters were varied: Ring radius, Implantation depth, ring implantation zone, and arc length. Based on these combinations, 288 distinct simulations were performed. The resulting Spherical (sph) and Cylindrical (cyl) parameters values were extracted and stored as the primary outcomes.

- Machine Learning Models

Two predictive frameworks were developed:

- **Random Forest Regression**, trained using 80% of the dataset and tuned through grid search.
- **Deep Learning Model**, consisting of multiple fully connected layers with ReLU activation and mean-squared-error loss.

Performance evaluation employed standard metrics and training–testing data separation. Additionally, the models were tested on an independent patient dataset to assess generalizability.

Results and Discussion

The groove-opening validation model confirmed that the displacement distribution around the tunnel boundary was consistent with the mechanical behavior expected during surgical incision (Fig. 8). In the full corneal simulations, ring

implantation produced notable changes in anterior curvature, particularly in the steep meridian, with the magnitude of change depending strongly on segment depth and angular location. The 288-scenario database revealed identifiable nonlinear relationships between ring configuration and keratometric outcomes.

The random forest regression model demonstrated strong predictive capability, achieving low prediction error for both cyl and sph. Its performance was attributed to its ability to capture nonlinear interactions between input parameters. The deep learning model also produced accurate predictions; however, slight overfitting appeared during training, particularly in later epochs. When tested on an independent patient dataset, both models maintained acceptable predictive accuracy, although—as expected—generalization was reduced due to anatomical differences between patients.

These findings indicate that the machine-learning models effectively replicate the trends produced by FE simulations and can approximate postoperative keratometric changes without requiring time-consuming numerical modeling. The comparison between predicted and simulated outcomes confirms the feasibility of using such models as decision-support tools in clinical environments.

Conclusion

This study introduced a hybrid framework that combines finite element modeling with machine-learning algorithms to predict keratometric outcomes following ICRS implantation. By generating a comprehensive database of physically grounded simulations (288 scenarios), the method enables rapid estimation of postoperative corneal behavior without requiring new FE analyses. Validation confirmed that the machine-learning models, particularly random forest regression, can accurately approximate ring-induced changes in cyl and sph. Although model generalization to new patients is naturally limited by anatomical variability, the framework provides an effective foundation for developing clinical decision-support tools. With future expansion of patient datasets and incorporation of additional biomechanical parameters, the platform can contribute significantly to personalized keratoconus treatment planning.

Funding: This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Author Contributions: All authors contributed to the reported work for conceptualization, methodology, validation, writing-review and editing, and supervision.



پلتفرم انتخاب رینگ برای درمان قوز قرنیه

امیرحسین خادمی، محسن اصغری و محمدرضا نادری اشکفتکی*

دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

*نویسنده مسئول (mohammadreza.naderi@alum.sharif.edu)

چکیده

در پژوهش حاضر، در ابتدا مدل قرنیه‌ی یک بیمار با استفاده از داده‌های چشم‌پزشکی تهیه شده است. پس از تخصیص خواص مکانیکی، عمل شبیه‌سازی کاشت رینگ درون قرنیه با متغیر در نظر گرفتن عوامل: شعاع رینگ، زاویه‌ی رینگ، ارتفاع کاشت رینگ، و منطقه‌ی کاشت رینگ و به تعداد ۲۸۸ شبیه‌سازی انجام شده است. در ادامه، به کمک الگوریتم ژنتیک و استخراج ضرایب زرنیکه، پارامترهای مربوط به کیفیت دید برای هر حالت شبیه‌سازی به‌دست آمده است. سپس با استفاده از دو الگوریتم جنگل تصادفی و یادگیری عمیق، داده‌ها را آموزش داده و پلتفرمی ایجاد شده است که بتواند برای چشم همان بیمار، نتیجه‌ی عمل جراحی را با تغییر هر یک از عوامل پیش‌بینی کند. پارامترهای میانگین مربعات خطا، جذر میانگین مربعات خطا، و ضریب تعیین برای هر حالت گزارش شده است. همچنین، درستی پیش‌بینی داده‌های آموزش‌یافته بر روی یک مدل خاص بررسی شده است.

اطلاعات مقاله

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۰۷/۱۱

تاریخ اصلاحیه: ۱۴۰۳/۱۱/۰۲

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۲/۱۶

واژگان کلیدی:

قوز قرنیه،
کاشت رینگ درون قرنیه،
یادگیری ماشین،
الگوریتم جنگل تصادفی،
الگوریتم یادگیری عمیق.

۱. مقدمه

از بیماری قوز قرنیه ایجاد کند و برای برخی بیماران مؤثر باشد. روش کاشت رینگ درون قرنیه، مزایای برگشت‌پذیر و حتی بالقوه‌ی قابل تعویض دارد، زیرا شامل برداشتن بافت چشم نمی‌شود.^[۱] در پژوهش حاضر، قرنیه به‌عنوان یک سازه‌ی مکانیکی بررسی شده و با ایجاد شیار و باز شدن آن درون قرنیه، بارگذاری صورت گرفته است.

لاگو^۱ و همکاران (۲۰۱۵)،^[۱۲] عمل کاشت رینگ درون قرنیه را به صورت دُبعدی برای ۷ بیمار با دو نوع رینگ شبیه‌سازی کرده‌اند. قرنیه که به‌صورت هایپرلاستیک در نظر گرفته شده بود، با استفاده از مدل آگدن مرتبه دوم مدل شده است. در پژوهش مذکور، رینگ مدل نشده و به جای آن، شیار که از قبل درون قرنیه ایجاد شده بود، به اندازه‌ی ارتفاع رینگ باز شده است. در شیار اخیر، نقاط پایینی ثابت بوده و نقاط بالایی جابجا شده‌اند. جابجایی قرنیه ناشی از فشار داخلی چشم با یک روش تکرارپذیر بی‌اثر شده و میزان انحنای قرنیه به‌عنوان نتیجه‌ی نهایی به‌دست آمده است.

فلچا^۲ و همکاران (۲۰۱۸)،^[۱۳] در مطالعه‌ی کاشت رینگ درون قرنیه، در قالب یک مدل به‌صورت دُبعدی با رفتار هایپرلاستیک و ایزوتروپیک، از مدل نئو-هوکین برای شبیه‌سازی استفاده و اثر پارامترهایی همچون قطر و عمق کاشت

بیماری‌های قرنیه‌ای، بعد از آب مروارید، دومین عامل بزرگ نابینایی در سراسر جهان هستند.^[۱] قوز قرنیه، یکی از شایع‌ترین بیماری‌های قرنیه‌ای است، که با نازک شدن پیش‌رونده‌ی قرنیه‌ی دوطرفه مشخص می‌شود، که منجر به شیب غیرطبیعی قرنیه و کاهش مشاهده می‌شود.^[۲] و^[۳] بیماری قوز قرنیه عمدتاً جوانان و کودکان را تحت تأثیر قرار می‌دهد.^[۴] در سطح جهانی، بیماران قوز قرنیه دومین گروه بزرگ بیمارانی را تشکیل می‌دهند، که نیاز به پیوند قرنیه دارند و بنابراین خطرهای مرتبط با عوارض جراحی و رد ایمنی پیوند وجود دارد.^[۵] و^[۶] در درمان بیماری قوز قرنیه، پزشکان با مشکلات زیادی روبرو هستند. در مراحل پیشرفته، استفاده از لنزهای تماسی و عینک ممکن نیست،^[۷] و^[۸] اگر عمل پیوند قرنیه در تلاش اول، نتیجه‌ی مطلوب نداشته باشد، معمولاً عمل‌های پیوند تکراری انجام می‌شود. اصلی‌ترین عوارض پیوند قرنیه با عروق‌زایی بافت قرنیه و رد قرنیه‌ی اهداکننده ارتباط دارد. از دست‌دادن بینایی بسیار نادر است، اگرچه تصحیح بینایی ممکن است چالش‌برانگیز باشد.^[۹] و^[۱۰]

استفاده از روش کاشت رینگ درون قرنیه، یکی از روش‌های درمانی برای بیماری قوز قرنیه است، که شامل قراردادن حلقه‌های خاص درون قرنیه برای کمک به بهبود شکل آن می‌شود. روش اخیر می‌تواند بهبودی در برخی موارد

² Flecha

¹ Lago

مصنوعی می‌توانند برای پزشکان مفید باشند، عبارت‌اند از: شناسایی اولیه‌ی قوز قرنیه‌ی چشم، که بیشترین بهره را از روش‌های خاص طیف وسیعی از درمان‌های موجود می‌برند (مانند لنزهای تماسی سخت نفوذپذیر به گاز، اتصال متقابل یا کاشت رینگ قرنیه) و پیش‌بینی «آهسته» در مقابل «سریع». پیشرفت‌کننده‌ها یا «پایداری» بیماری به‌منظور برجسته‌کردن چشم‌هایی که نیاز به نظارت دقیق‌تر و درمان زود هنگام دارند. برای مثال، چشم‌هایی که بیماری شدیدتر و پیشرفت بیشتر بیماری داشتند، با کاشت رینگ قرنیه در مقایسه با چشم‌هایی که بیماری خفیف‌تر و پایدارتر داشتند، اثر مفیدتری نشان داده‌اند.^[۲۰] انواع مختلف کاشت رینگ قرنیه با ضخامت، قطر، و مشخصات متفاوت موجود است و با انتخاب مناسب کاشت رینگ قرنیه برای بیماران بسته به عیب انکساری، ضخامت قرنیه، و قرائت کراتومتری، به ساده‌تر کردن این فرایند کمک می‌کند، زیرا بیشتر پزشکان در حال حاضر به داده‌های تجربی و تحلیل‌های ذهنی در تصمیم‌گیری تکیه می‌کنند.

چشم‌پزشکان برای انجام جراحی کاشت رینگ درون قرنیه از تجربیات خود در جراحی‌های قبلی و داده‌های آماری استفاده می‌کنند؛ اما به دلیل اینکه نمی‌توانند دقیقاً برای هر بیمار بهترین نوع رینگ، ارتفاع رینگ، زاویه‌ی کمان رینگ، شعاع رینگ، و عمق کاشت رینگ را انتخاب کنند، ممکن است نتایج پس از جراحی مطلوب نباشد و مشکل بیمار به‌خوبی حل نشود. این موضوع می‌تواند باعث نارضایتی بیماران و پیچیدگی‌های بیشتر درمانی شود. تاکنون، پلتفرمی که بتواند نتایج عمل جراحی کاشت رینگ درون قرنیه را پیش‌بینی کند، طراحی نشده است. در پژوهش حاضر سعی شده است که با افزایش تعداد شبیه‌سازی‌ها و تکرار آن در شرایط مختلف، پارامترهای توان *Sph* و *Cyl* را در هر حالت به‌دست آورد و با تشکیل یک پایگاه داده و اعمال الگوریتم‌های یادگیری ماشین روی آن، پلتفرمی طراحی شود که توانایی پیش‌بینی نتیجه‌ی عمل جراحی با تغییر هر یک از پارامترهای مؤثر در آن را داشته باشد. همچنین در پژوهش حاضر از نرم‌افزار آباکوس برای شبیه‌سازی استفاده شده است، همچنین به‌منظور تشکیل پایگاه داده‌ی مناسب، تعداد کافی شبیه‌سازی با کمک نرم‌افزار آباکوس انجام شده است؛ در نهایت، با اعمال دو الگوریتم یادگیری عمیق و جنگل تصادفی بر روی داده‌های موجود، پلتفرمی ایجاد شده است که بتواند با تغییر شرایط عمل جراحی، نتایج عمل را متناسب با آن پیش‌بینی کند. نمایی از عملکرد الگوریتم‌های یادگیری عمیق و جنگل تصادفی در شکل‌های ۱ و ۲ مشاهده می‌شود.

۲. مواد و روش‌ها

بیانیه‌ی اخلاقی: کلیه‌ی اطلاعات مربوط به قرنیه‌ی چشم بیمار با اطلاع پزشک ایشان و رضایت کامل بیمار دریافت شده است.

۱.۲. انواع رینگ‌های درون‌قرنیه‌ای

مشخصات انواع رینگ‌های درون‌قرنیه‌ای موجود در بازار در جدول ۲ ارائه شده‌اند؛ که شامل مقادیری برای قطر و زاویه‌ی رینگ است، که در شبیه‌سازی‌ها از آن‌ها استفاده شده است.

۲.۲. مدل‌سازی قرنیه‌ی بیمار

برای ایجاد حجم قرنیه و شروع شبیه‌سازی، نیاز است که ابتدا پزشک، هندسه‌ی دقیق قرنیه‌ی بیمار را به‌دست آورد. در مواردی مانند بیماری قوز قرنیه، که

رینگ و شکل سطح مقطع را بررسی کرده‌اند. برای قراردادن رینگ درون شیار، در ابتدا شیار با فشار اعمالی باز شده و سپس رینگ درون شیار قرار گرفته و در نهایت، فشار برداشته شده و شیار بر روی سطح رینگ قرار گرفته است. نتایج نشان داده است که موقعیت کاشت رینگ بسیار تأثیرگذار است و ممکن است به تشدید بیماری منجر شود. همچنین، کاشت رینگ در عمق بیشتر از ۶۵٪ ضخامت قرنیه می‌تواند منجر به خم‌شدن بافت قرنیه و تأثیر منفی در پارامترهای اپتیکی آن شود. براساس فرضیات مدل مذکور، مانند تقارن محوری‌بودن و دو بُعدی‌بودن، در آن روش که به دلیل ساده‌کردن عملیات شبیه‌سازی انجام شده است، پارامترهای اپتیکی قرنیه نسبت به واقعیت خطا داشته‌اند.

یادگیری ماشینی، یک زمینه‌ی تحقیقاتی است که به درک و ساخت روش‌هایی اختصاص داده شده است که «یاد می‌گیرند»، یعنی روش‌هایی که از داده‌ها برای بهبود عملکرد در مجموعه‌ای از وظایف استفاده می‌کنند و به‌عنوان بخشی از هوش مصنوعی دیده می‌شوند. الگوریتم‌های یادگیری ماشینی، مدلی را براساس داده‌های نمونه می‌سازند، که به داده‌های آموزشی معروف هستند تا پیش‌بینی‌ها یا تصمیم‌گیری‌ها را بدون برنامه‌ریزی صریح انجام دهند.^[۱۴ و ۱۵] الگوریتم‌های یادگیری ماشین در کاربردهای متنوعی، مانند: پزشکی، فیلترکردن ایمیل، تشخیص گفتار، کشاورزی، و بینایی کامپیوتری استفاده می‌شوند، جایی که توسعه‌ی الگوریتم‌های مرسوم برای انجام وظایف موردنیاز دشوار یا غیرممکن است.^[۱۶] برخی از پیاده‌سازی‌های یادگیری ماشینی از داده‌ها و شبکه‌های عصبی به‌گونه‌ای استفاده می‌کنند که عملکرد یک مغز بیولوژیکی را تقلید می‌کنند.^[۱۷] در مطالعه‌ی حاضر، از الگوریتم‌های یادگیری ماشین برای پیش‌بینی پارامترهای اپتیکی چشم، که بیانگر کیفیت بینایی چشم است، استفاده شده است. داده‌های آموزشی از شبیه‌سازی‌های انجام‌شده در نرم‌افزار آباکوس استخراج شده‌اند.

یادگیری ماشینی و یادگیری عمیق در حال حاضر دو زیرشاخه‌ی رایج هوش مصنوعی هستند. شیوه‌های اصلی تصویربرداری، تشخیصی برای قوز قرنیه، شامل: توپوگرافی قرنیه با سیستم‌های تصویربرداری مبتنی بر دیسک Placido و تصویربرداری توموگرافی سه‌بعدی، مانند پنتاکم و AS-OCT هستند. الگوریتم‌های مختلف هوش مصنوعی، مانند: شبکه‌ی عصبی چندلایه، شبکه‌ی عصبی کانولوشن، یادگیری ماشین بردار پشتیبانی، و طبقه‌بندی خودکار درخت تصمیم، سیستم‌های تصویربرداری را برای تشخیص قوز قرنیه ادغام می‌کنند.^[۱۸] در جدول ۱، مجموعه‌ای از مطالعات ارائه شده است، که از الگوریتم‌های هوش مصنوعی برای شناسایی قوز قرنیه استفاده کرده‌اند.

علاوه‌بر تشخیص قوز قرنیه، از هوش مصنوعی نیز برای پیش‌بینی نتیجه‌ی درمان قوز قرنیه استفاده شده و پیش‌بینی پیامدهای انکساری، توپوگرافی، و بیومکانیکی بیماران مبتلا به اکتنازی پس از کاشت رینگ درون قرنیه‌ای چالش‌برانگیز بوده است. والدس-ماس^۳ و همکاران (۲۰۱۴)،^[۱۹] یک شبکه‌ی عصبی مصنوعی را برای پیش‌بینی کیفیت بینایی به‌دست‌آمده پس از جراحی براساس انحناى قرنیه و تغییرات آستیگماتیسم آموزش داده و دریافته‌اند که با پیش‌بینی میانگین خطای مطلق به‌عنوان ۲۹٪ از انحراف معیار با ضریب همبستگی بالای ۰/۹۳، کمتر از حد ایده‌آل هستند؛ در حالی که میانگین خطای مطلق آستیگماتیسم ۴۶٪ است. حوزه‌های دیگری که الگوریتم‌های هوش

³ Valdés-Mas

جدول ۱. مطالعات شامل الگوریتم‌های هوش مصنوعی برای شناسایی قوز قرنیه.

Table 1. Studies Utilizing Artificial Intelligence Algorithms for Keratoconus Diagnosis.

Year	Researcher	Imaging Method	Sample Size	Population	Algorithms Used	Diagnostic Performance
1997	Smolek et al.	TMS-1	300	Healthy & KC	Neural Network & Decision	Acc=100%, Sen=100%, Spec=100%
2000	Chastang et al.	EyeSys	208	PKP & Healthy	Decision Tree	Sen=94.9%, Spec=88.5%
2002	Akardo et al.	EyeSys	396	KC & Healthy	Neural Network & Decision	Acc=96.7%, Sen=94.1%, Spec=97.6%
2005	Twa et al.	Keratron	244	KC & Healthy	Decision Tree	Acc=93%, Sen=93%, Spec=92%
2010	Souza et al.	Orbscan II	318	KC & Healthy	Machine Learning	AUC=0.98-0.99, Sen=100%, Spec=98.1%
2012	Arbelaez et al.	Sirius	3502	KC & Post-Surgery	Machine Learning	Acc=98.2%, Sen=95%, Spec=99.3%
2013	Esmadja et al.	Galilei	372	KC & Healthy	Decision Tree	Sen=99.5%, Spec=100%
2014	Silverman et al.	Artemis-1	204	KC & Healthy	Neural Network	AUC=1, Sen=98.9%, Spec=99.5%
2016	Kovács et al.	Pentacam	135	KC & Healthy	Neural Network	AUC=0.99, Sen=95%, Spec=100%
2016	Ruiz Hidalgo et al.	Pentacam	860	KC & Healthy	Support Vector Machine	Acc=98.9%, Sen=99.1%, Spec=100%
2017	Ruiz Hidalgo et al.	Pentacam	131	KC & Healthy	Support Vector Machine	Acc=98.9%, Spec=99.1%
2018	Yousefi et al.	CASIA ASOCT	3156	KC & Healthy	Unsupervised Learning	Sen=97.7%, Spec=94.1%
2019	Dos santos et al.	Ultra-high resolution OCT	20160	KC (mild to severe)	Neural Network	Acc=99.6%, Sen=99.4%
2019	Isarty et al.	Pentacam	838	KC & Healthy	Machine Learning	Acc=96.6%, Sen=95.6%, Spec=97.8%

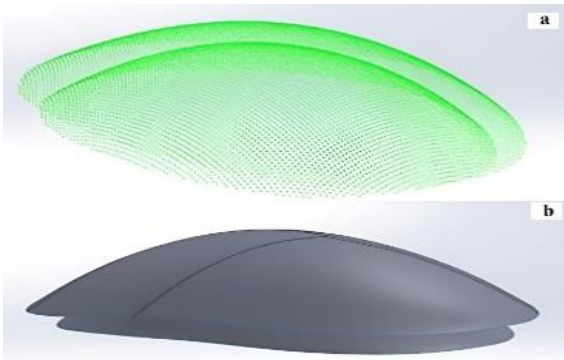


Figure 3. (a) A view of the imported point cloud in SolidWorks, which was initially converted into a mesh; (b) A view of the fitted surfaces generated on the meshes.

شکل ۳. (a) نمایی از ابر نقاط وارد شده به سالی‌دورک که در ابتدا به مش تبدیل شده‌اند؛ (b) نمایی از سطوح برازش شده روی مش‌ها.

انحنای قرنیه با چشم قابل مشاهده نیست و انحنای آن در حدود صدم میلی‌متر است، نیاز به دقت بسیار بالا در اندازه‌گیری هندسه‌ی قرنیه

وجود دارد. برای انجام این کار، چشم‌پزشکان از دستگاه پنتاکم، که یک دستگاه تصویربرداری و اندازه‌گیری دقیق قرنیه است، استفاده می‌کنند.

برای به‌دست‌آوردن هندسه‌ی قرنیه در بیماران با قوز قرنیه، اطلاعات و داده‌های اسکن شده توسط دستگاه پنتاکم بسیار حائز اهمیت است. داده‌های مذکور ابتدا وارد نرم‌افزار مربوط به دستگاه پنتاکم می‌شوند و اطلاعاتی، از قبیل: انحنای قرنیه و موقعیت قوز قرنیه قابل‌مشاهده و ارزیابی هستند. داده‌های اساسی در پژوهش حاضر، داده‌های هندسی هستند.

برای ایجاد حجم قرنیه و شروع انجام شبیه‌سازی، نیاز است که داده‌های هندسی دقیق قرنیه‌ی بیمار از دستگاه پنتاکم تهیه شوند. خروجی‌های پنتاکم، شامل چهار دسته اطلاعات مهم در مورد قرنیه هستند: (۱) Pachymetric برای ضخامت قرنیه، (۲) Elevation برای اطلاعات هندسی سطوح داخلی و خارجی، (۳) Curvature برای انحنای قرنیه، و (۴) ACD برای دیگر اطلاعات چشم‌پزشکی.

در پژوهش حاضر از داده‌های Elevation استفاده شده است و جدول‌ها، داده‌هایی در مورد سطوح داخلی و خارجی قرنیه و ضخامت آن را ارائه می‌دهند. جدول‌های مذکور، ۱۴۱ سطر و ۱۴۱ ستون دارند و اطلاعات محورهای X، Y، و Z را ارائه می‌دهند. در ادامه، جدول‌های موردنیاز برای ایجاد سطوح قرنیه، که عبارت‌اند از: جدول‌های سطح بیرونی قرنیه، سطح داخلی قرنیه، و سطح خارجی نسبت به داخلی قرنیه، به‌صورت سه ستونه مرتب شده‌اند.

در ادامه، ابرنقاط منظم وارد نرم‌افزار طراحی شده و مطابق با شکل ۳، در ابتدا ابرنقاط مذکور به مش تبدیل شده و در ادامه، نرم‌افزار سالی‌دورک، سطوح را بر روی آن‌ها برازش کرده است. دقت سطوح ایجاد شده به: تعداد نقاط ابرنقاط، تعداد سطوح برازش شده، و دقت ابرنقاط بستگی دارد.

در ادامه، سطوح خروجی از سالی‌دورک وارد نرم‌افزار کتیا شده و سپس سطوح قرنیه به یکدیگر وصل شده‌اند تا سطح جانبی قرنیه ایجاد شود. سپس، فضای خالی بین دو سطح پر شده و حجم قرنیه‌ی نهایی شکل گرفته است.

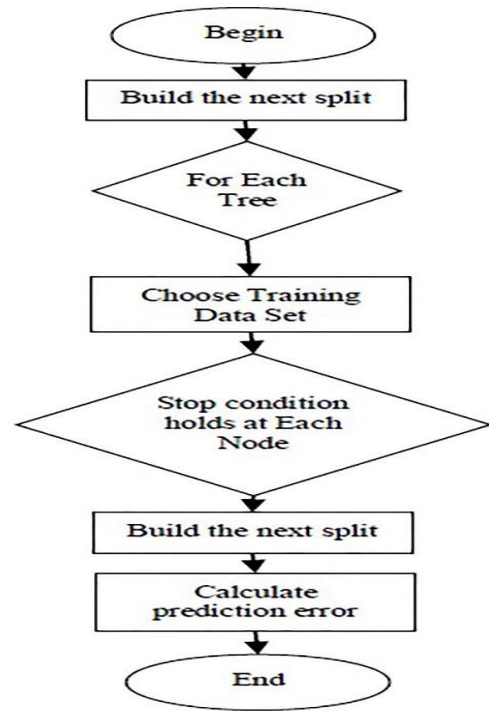


Figure 1. A schematic representation of the Random Forest algorithm.^[21]

شکل ۱. شماتیکی از عملکرد الگوریتم جنگل تصادفی.^[۲۱]

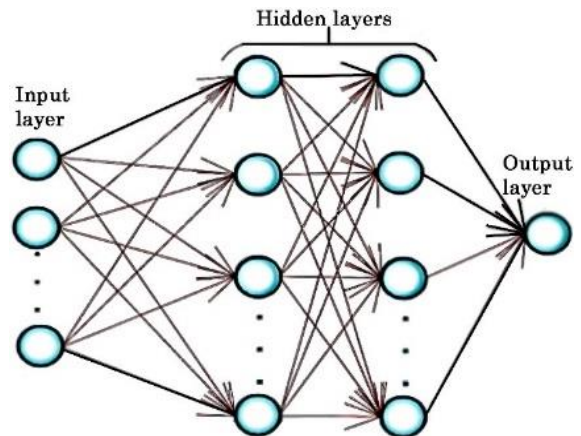


Figure 2. A schematic representation of the deep learning algorithm.^[22]

شکل ۲. شماتیکی از عملکرد الگوریتم یادگیری عمیق.^[۲۲]

جدول ۲. مشخصات رینگ‌های درون قرنیه‌ای.

Table 2: Specifications of Intracorneal Rings.

Ring Name	Ring Diameter (mm)	Ring Angle
Intacs	6.7 to 8	150
FerraraRing	5 to 6	90-120-150-180-210
Keraring	5 to 6	90-120-150-210
Myoring	5 to 8	360

۳.۲. شبیه‌سازی کاشت رینگ درون قرنیه

جدول ۳. بررسی همگرایی جابجایی قرنیه.

Table 3. Correlation Analysis of Corneal Displacement.

Mesh Size (mm)	Overall Displacement (mm)
0.6	0.622
0.45	0.544
0.35	0.411
0.25	0.409

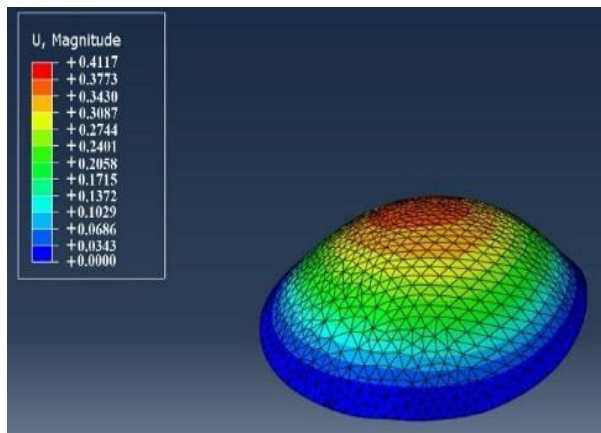


Figure 4. Displacement map of the corneal outer surface under intraocular pressure.

شکل ۴. نقشه‌ی جابجایی سطح بیرونی قرنیه در اثر فشار داخلی چشم.

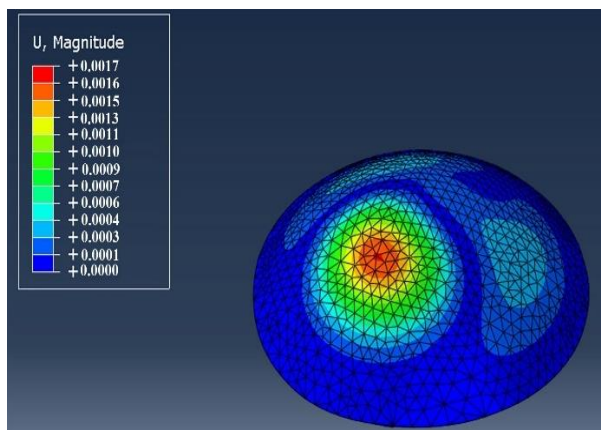


Figure 5. Displacement map of the corneal outer surface after the fifth iteration of the iterative procedure.

شکل ۵. نقشه‌ی جابجایی سطح بیرونی قرنیه پس از طی پنجمین مرحله‌ی روش تکرارپذیر.

بارهای تنش به‌دست‌آمده در مراحل قبلی استفاده شده است. در مرحله‌ی پنجم، تنش‌های به‌دست‌آمده به عنوان پیش‌بار وارد مرحله‌ی بعدی شده‌اند. سپس فشار داخلی چشم نیز اعمال و همه‌ی درجه‌های آزادی در لبه‌ی مدل مقید شده‌اند. به جای استفاده از رینگ، یک شیار درون قرنیه ایجاد و سه قید اعمال شده است. برای نوشتن قید در آباکوس از دستور Create Constraint و سه قید برای نقاط شیار داخل قرنیه استفاده شده است. در قید اول، با استفاده از دستور MPC Constraint و انتخاب نوع قید Tie، جابجایی عمودی نقاط بالای شیار با یکدیگر برابر در نظر گرفته شده‌اند. در قید دوم، جابجایی عمودی برای نقاط پایین شیار با یکدیگر برابر در نظر گرفته شده‌اند، که روش ایجاد آن همانند قید اول بوده است. در قید سوم، بازشدن شیار صورت گرفته است؛ به‌طوری که طبق شکل ۶ با توجه به اینکه ارتفاع شیار برابر ۰/۰۱ و ارتفاع

هدف در پژوهش حاضر، ایجاد پایگاهی از طریق اعمال الگوریتم‌های یادگیری ماشین بر روی شبیه‌سازی‌های اجزاء محدود است، که از طریق آن بتوان با تغییر پارامترهای کاشت رینگ، نتیجه‌ی عمل را برای بیمار جدید تخمین زد. برای این کار در ابتدا تعدادی شبیه‌سازی انجام شده است، که در آن‌ها ۴ عامل به‌عنوان متغیرهای شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است؛ که هدف از آن، بررسی الگوریتم‌های یادگیری ماشین و تحلیل آن‌ها روی یک مدل خاص است، که نتایج آزمایش آن موجود است. شبیه‌سازی‌ها برای ۴ زاویه‌ی رینگ مختلف (۹۰، ۱۲۰، ۱۵۰ و ۲۱۰ درجه)، ۳ شعاع رینگ مختلف (۵، ۵/۵ و ۶ میلی‌متر)، ۳ ارتفاع کاشت (۵۰، ۶۰ و ۷۰ درصد ضخامت قرنیه)، و ۸ ناحیه‌ی کاشت مختلف در اطراف قرنیه (مجموعاً ۲۸۸ = $4 \times 3 \times 3 \times 8$)، که در ادامه به‌طور شهودی بررسی شده‌اند، انجام شده است، که نهایتاً با اعمال چند الگوریتم یادگیری ماشین، پیش‌بینی‌هایی برای حالت‌های جدید بررسی شده‌اند.

در پژوهش حاضر، برای انجام شبیه‌سازی کاشت رینگ درون قرنیه از نرم‌افزار آباکوس استفاده شده است. در ابتدا، حجم قرنیه‌ی ایجادشده وارد محیط نرم‌افزار شده است. سپس هندسه‌ی رینگ به‌صورت یک شیار به شکل یک مثلث متساوی‌الساقین با قاعده‌ی ۰/۶ و ارتفاع ۰/۰۱ میلی‌متر ایجاد شده است. شایان ذکر است که ارتفاع واقعی رینگ استفاده‌شده توسط جراحان ۰/۲۵ میلی‌متر بوده است، که این مقدار به صورت یک قید جابجایی برای سطح بالایی رینگ تعریف شده است. پس از ایجاد شیار درون قرنیه، خواص رفتاری قرنیه‌ی اعمال‌شده مطابق پژوهش فلچا (۲۰۱۸)^[۱۳] به صورت هاپرالاستیک ایزوتروپیک با ضرایب $C=0/۰۲۵$ و $D=0$ در نظر گرفته شده است. از طرفی، با توجه به اینکه زمان، عامل تأثیرگذاری در شبیه‌سازی مذکور نبوده است، می‌توان از حلگر استاتیکی برای آن استفاده کرد. هندسه‌ی مدل قرنیه‌ی ایجادشده، در واقع یک قرنیه‌ی مبتلا به قوز قرنیه است، که تحت تأثیر فشار داخلی چشم قرار دارد. برای انجام شبیه‌سازی، با توجه به اینکه بارگذاری، اعمال فشار داخلی چشم بوده و برای انجام شبیه‌سازی در ابتدا قرنیه‌ی بیمار، که تحت فشار داخلی چشم بوده است، مدل شده است؛ پس مورد اخیر باعث اثر مضاعف فشار داخلی چشم و ایجاد خطا در محاسبات می‌شود، که ابتدا باید اثر آن‌ها خنثی شود. برای از بین بردن تأثیر فشار داخلی چشم، از روش تکرارپذیری مشابه در پژوهش لاگو و همکاران (۲۰۱۵)^[۱۴] استفاده شده است؛ که در آن، شبیه‌سازی به صورت استاتیکی انجام شده و سطح داخلی قرنیه تحت فشار ۲ کیلوپاسکال، طبق پژوهش فلچا (۲۰۱۸)^[۱۴] قرار گرفته است. سپس، المان‌های استاندارد نوع C3D4H برای مش‌بندی استفاده شده است. طبق جدول ۳، پس از استفاده از المان‌های مثلثی با ابعاد ۰/۶، ۰/۴۵، ۰/۳۵ و ۰/۲۵ میلی‌متر، مشخص شده است که در اندازه‌ی ۰/۳۵ میلی‌متر، نتایج همگرا شده‌اند. در ادامه، بدون بازکردن شیار، شبیه‌سازی صورت گرفته و مشخص شده است که قرنیه، جابجایی به اندازه‌ی ۰/۴۱۱ میلی‌متر دارد (شکل ۴).

تنش‌های به‌دست‌آمده در مرحله‌ی اول به عنوان پیش‌بار به مرحله‌ی بعدی وارد شده‌اند. سپس، مراحل اخیر به صورت تکراری ۵ بار انجام شده‌اند، تا جابجایی قرنیه تحت فشار واردشده به نزدیکی صفر برسد. روش مذکور باعث تنظیم و بهینه‌سازی مدل‌های هندسی قرنیه‌ای به منظور شبیه‌سازی دقیق‌تر و صحیح‌تر تحت فشار داخلی چشم می‌شود (شکل ۵).

برای شبیه‌سازی کاشت رینگ درون قرنیه، از روش تکرارپذیر با اعمال پیش

که در آن، Z_1 تا Z_{10} جملات زرنیکه و q_1 تا q_{10} ضرایب زرنیکه هستند و جهت تعیین ضرایب زرنیکه، ابتدا یک تابع خطا به صورت رابطه‌ی ۲ تعریف می‌شود:

$$\text{cost} - p(i) = Z - Z_p(i) \quad (2)$$

که در آن، $Z_p(i)$ داده‌های ابرنقاط قریه است، و تابع هدف برای کمینه‌سازی به صورت رابطه‌ی ۳ تعریف می‌شود:

$$\text{cost} = \sqrt{(\text{sum}(\text{cost} - p(i)^2))} \quad (3)$$

که در آن، تابع cost به صورت مجذور مربع‌های خطاها تعریف شده و سپس با استفاده از الگوریتم ژنتیک، کمینه‌سازی تابع مذکور صورت گرفته و ضرایب زرنیکه در هر شبیه‌سازی برای تابع cost به دست آمده‌اند.

پس از برازش جمله‌های زرنیکه بر روی سطح قریه و تعیین ضرایب زرنیکه مربوط به قریه، پارامترهای اپتیکی چشم از قبیل توان $\text{cyl}(D)$ ، به معنای قدرت لنز برای حل مشکل آستیگماتیسم و توان $\text{sph}(D)$ ، به معنای میزان قدرت لنز برای اصلاح مشکل نزدیک‌بینی یا دوربینی، از روابط ۴ به دست می‌آیند:^[۱۳]

$$\begin{aligned} \text{cyl}(D) &= -2 \times \sqrt{\left[\frac{-z_2^2 \times 2\sqrt{6}}{(R_p)^2} \right]^2 + \left[\frac{-z_2^{-2} \times 2\sqrt{6}}{(R_p)^2} \right]^2} \\ \text{sph}(D) &= \frac{-z_2^0 \times 4\sqrt{3}}{(R_p)^2} - \frac{\text{cyl}}{2} \end{aligned} \quad (4)$$

که در آن‌ها، D یا دیوپتر واحد اندازه‌گیری دو پارامتر مذکور است. R_p شعاع مردمک چشم و z_2^0 ، z_2^{-2} و z_2^2 جملات زرنیکه‌ای استفاده شده در دو پارامتر $\text{cyl}(D)$ و $\text{sph}(D)$ هستند؛ که با استفاده از آن‌ها می‌توان کیفیت دید چشم را تعیین کرد. بدین صورت هر چه اعداد به دست آمده، متمایل به صفر باشند، کیفیت دید افزایش می‌یابد.

۵.۲. ایجاد پایگاه داده‌ی مربوط به ۴ پارامتر کاشت رینگ

در بخش کنونی، پروژه‌ی ۴ عامل به عنوان متغیرهای شبیه‌سازی در نظر گرفته شده است، که دو عامل شعاع و زاویه‌ی رینگ، پارامترهای مربوط به رینگ و عوامل ناحیه و ارتفاع کاشت رینگ، در حقیقت پارامترهای مربوط به مکان کاشت رینگ هستند. خروجی پژوهش حاضر، علاوه بر پیشنهاد دادن رینگ مناسب برای بیمار، توانایی پیش‌بینی نتیجه‌ی عمل براساس محل کاشت آن را نیز دارد، به جهت رسیدن به یک شبکه‌ی جامع، در ابتدا جمع‌آوری یک پایگاه داده‌ی جامع ضروری به نظر می‌رسد. در حالت کلی، ۱۲ حالت مربوط به هندسه‌ی رینگ (۳ شعاع و ۴ زاویه) و ۲۴ حالت مربوط به محل کاشت رینگ (۸ ناحیه و ۳ ارتفاع) در نظر گرفته شده است. ناحیه‌های مربوط به محل کاشت رینگ براساس مکان قوز نام‌گذاری شده‌اند، به این صورت که دو ناحیه‌ی ۷ و ۸ در جهت گردش عقربه‌های ساعت به جایی که قوز قرار دارد، اختصاص یافته و سایر نواحی بر این اساس، عددگذاری شده‌اند. مطابق شکل ۷، اختلاف زاویه‌ای نواحی کاشت با یکدیگر، ۴۵ درجه بوده است.

مجموعاً در ۲۸۸ حالت، شبیه‌سازی‌ها انجام شده و نتایج تمام آن‌ها که مبنای اعمال الگوریتم‌های یادگیری ماشین بوده است، جمع‌آوری شده‌اند.

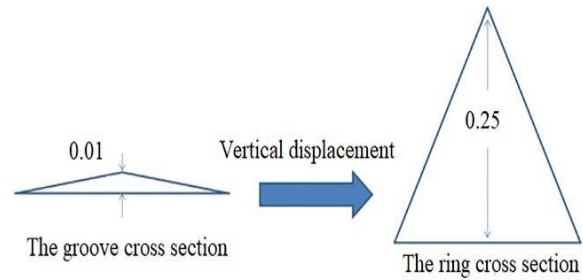


Figure 6. Illustration of the transformation from the groove cross-section to the ring cross-section.

شکل ۶. چگونگی تبدیل سطح مقطع شیار به سطح مقطع رینگ.

رینگ برابر ۰/۲۵ میلی‌متر بوده است، اختلاف ارتفاع برابر ۰/۲۴ میلی‌متر شده است. لذا در قید سوم، اختلاف جابجایی عمودی نقاط بالای شیار و نقاط پایین شیار، برابر ۰/۲۴ میلی‌متر در نظر گرفته شده است. در واقع، در روش شبیه‌سازی ذکر شده، به جای آنکه رینگ داخل شیار قریه وارد شود، سطح مقطع شیار قریه به سطح مقطع رینگ تبدیل می‌شود.

در مدل اخیر از مش مثلثی با ابعاد ۰/۳۵ میلی‌متر برای کل مدل و برای قسمت شیار از مش‌های ریزتری با ابعاد ۰/۳، ۰/۲، ۰/۱، ۰/۰۵ و ۰/۰۵ میلی‌متر استفاده شده است. مشابه با بررسی همگرایی جابجایی قریه، نتایج نشان می‌دهند که برای شیار، در اندازه‌ی مش ۰/۱ میلی‌متر، همگرایی در نتایج به دست آمده صورت گرفته است. پارامتر خروجی موردنظر در شبیه‌سازی کاشت رینگ درون قریه، مختصات نقاط سطح بیرونی قریه بوده و پس از انجام تمامی مراحل شبیه‌سازی ذکر شده، نتایج به صورت مختصات نقاط سطح بیرونی قریه به دست آمده‌اند.

۴.۲. تعیین ضرایب زرنیکه

در ریاضیات، چندجمله‌ای‌های زرنیک، دنباله‌ای از چندجمله‌ای هستند که روی دیسک واحد متعامد هستند. در پژوهش حاضر، برای ارزیابی کیفیت دید بیمار، از پارامترهای اپتومتری با استفاده از ضرایب زرنیکه استفاده شده است؛ که با استفاده از الگوریتم ژنتیک در نرم‌افزار متلب مشخص شده‌اند. اگر مقدار ضرایب زرنیکه زیاد باشد، نشانگر مشارکت بیشتر مودهای خاص مربوط به میزان خطای جبهه‌ی موج دارای اعوجاج نسبت به حالت سالم است و باعث عملکرد بد سیستم اپتیکی می‌شود.^[۲۳] در فرمولاسیون زرنیکه، تعداد جملات زرنیکه، معمولاً بسیار زیاد است، که محاسبه‌ی ضرایب آن‌ها در این تعداد زیاد جملات می‌تواند وقت‌گیر باشد. مطابق پژوهش یوان^۴ و همکاران^[۲۴]، به منظور افزایش سرعت و حفظ دقت در پژوهش حاضر تصمیم گرفته شده است که فقط ۱۰ جمله‌ی زرنیکه برای محاسبه‌ی ضرایب زرنیکه در نظر گرفته شوند. این اقدام می‌تواند به بهبود کارایی و سرعت محاسبات منجر شود، در حالی که همچنان دقت موردنیاز برای انجام پژوهش حفظ شود. در معادله‌ی ۱، تابع Z تعریف شده است:

$$\begin{aligned} Z &= q_1 \times z_1(x, y) + q_2 \times z_2(x, y) \\ &+ q_3 \times z_3(x, y) + q_4 \times z_4(x, y) \\ &+ q_5 \times z_5(x, y) + q_6 \times z_6(x, y) \\ &+ q_7 \times z_7(x, y) + q_8 \times z_8(x, y) \\ &+ q_9 \times z_9(x, y) + q_{10} \times z_{10}(x, y) \end{aligned} \quad (1)$$

هندسه‌ی رینگی که چشم‌پزشک برای درمان بیمار استفاده کرده است، در شبیه‌سازی مدل شده است. هندسه‌ی رینگ استفاده‌شده به قطر ۶ میلی‌متر و زاویه‌ی کمان ۲۸۰ درجه بوده و در عمق ۷۰٪ ضخامت قرنیه قرار گرفته و از آن در شبیه‌سازی استفاده شده است. پس از اتمام شبیه‌سازی آباکوس، از داده‌های خروجی آباکوس به‌عنوان ابرنقاط قرنیه استفاده شده و به کمک آن، پارامترهای اپتیکی چشم بیمار به‌دست آمده است.

با توجه به جدول ۴ نتایج شبیه‌سازی نسبت به نتایج واقعی به‌دست‌آمده پس از انجام عمل جراحی، در حدود ۳۰٪ خطای نسبی داشته‌اند. این اختلاف نتایج، می‌تواند چندین دلیل داشته باشد:

(۱) شبیه‌سازی در نرم‌افزار آباکوس انجام شده است، که بر مبنای روش عددی المان محدود بوده و نتایج آن با نتایج واقعی، مقداری اختلاف داشته است.

(۲) در داده‌های دریافت‌شده از چشم‌پزشک، مکان ایجاد برش بر روی قرنیه برای نفوذ رینگ داخل قرنیه ارائه نشده و فقط محل حدودی کاشت طبق گفته‌ی پزشک جراح مشخص شده است؛ که این اتفاق باعث به وجود آمدن تفاوت در نتایج شبیه‌سازی نسبت به نتایج واقعی شده است.

(۳) خواص ماده‌ی استفاده‌شده در شبیه‌سازی نسبت به مدل واقعی قرنیه‌ی انسان متفاوت بوده است، که همین عامل باعث ایجاد خطا در خروجی شبیه‌سازی شده است.

همچنین به‌منظور اعتبارسنجی پیش‌بینی الگوریتم‌های یادگیری ماشین، مقایسه‌ی نتایج پیش‌بینی با نتایج شبیه‌سازی مستقیم ذکرشده در بخش اخیر، در جدول ۵ ارائه و نتیجه گرفته شده است که پیش‌بینی الگوریتم یادگیری عمیق، منطقی‌تر از الگوریتم جنگل تصادفی بوده است؛ با اینکه هر دو الگوریتم روی تعداد معینی داده‌ی آموزش داده‌شده و پارامترهای آموزش قابل‌قبولی را دریافت کرده‌اند. البته که بین مقادیر بعد از شبیه‌سازی مستقیم و مقادیر بعد از پیش‌بینی الگوریتم‌ها تفاوت‌هایی وجود داشته است، که به این دلایل بوده است:

(۱) برای هر چه دقیق‌تر شدن و منطبق شدن پیش‌بینی‌ها بر نتایج شبیه‌سازی، باید تعداد داده‌های شبیه‌سازی تا حد امکان زیاد باشد، که در پژوهش حاضر با توجه به اینکه تعداد شبیه‌سازی‌ها برای آموزش الگوریتم کافی بوده است، اما با بالا رفتن تعداد آن، پیش‌بینی دقیق‌تر شده است.

(۲) محل کاشت رینگ و مختصات آن دقیقاً منطبق بر شبیه‌سازی نبوده و فقط ناحیه‌ی کاشت و ارتفاع کاشت آن‌ها یکسان بوده است. بدیهی است که با تغییر جزئی در مختصات محل کاشت رینگ، خروجی‌ها متفاوت خواهند شد.

۴. نتایج

در بخش حاضر، در ابتدا نتایج شبیه‌سازی به ازاء تعدادی از متغیرهای شبیه‌سازی ارائه شده است، به گونه‌ای که جابجایی قرنیه و همین‌طور پارامترهای اپتیکی در آن مشخص است. همچنین سعی شده است که در بررسی هر شبیه‌سازی، یکی از پارامترهای کلیدی با ثابت بودن سایر پارامترها تغییر داده شود، تا تغییرات کیفیت دید چشم مشاهده شود. سپس پارامترهای مختص به آموزش الگوریتم‌های جنگل تصادفی و یادگیری عمیق و میزان دقت آن‌ها ارائه شده است.

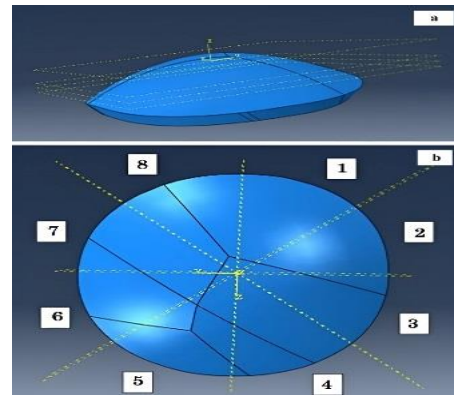


Figure 7. Classification of the corneal model based on: (a) ring implantation depth; (b) ring implantation zones.

شکل ۷. تقسیم‌بندی مدل قرنیه براساس: (a) ارتفاع کاشت رینگ، (b) ناحیه های کاشت رینگ.

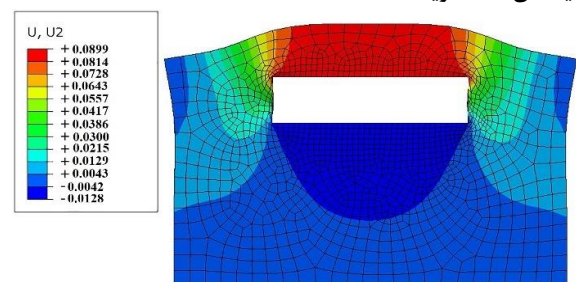


Figure 8. Displacement map of the groove in the rectangular model specimen.

شکل ۸. نقشه‌ی جابجایی شیار در نمونه‌ی مدل مستطیلی.

جدول ۴. نتایج واقعی عمل جراحی و شبیه‌سازی جراحی کاشت رینگ درون قرنیه.

Table 4. Actual Results of Surgery and Simulation of Intracorneal Ring Implantation.

Description	SPH	CYL
Actual Results Before Surgery	-6	-6
Actual Results After Surgery	-1.75	-1.75
Results After Simulation	-0.9	-2.3

۳. اعتبار سنجی

برای اعتبارسنجی روش بازشدن شیار، از یک مدل مستطیلی دو بُعدی استفاده شده است (شکل ۸)، که شیار درون آن ایجاد شده است. اما شیار در وسط مدل قرار نداشته و مدل به صورت نامتقارن طراحی شده است. از روش قیدگذاری مشابه استفاده‌شده در مورد باز شدن شیار قرنیه برای مدل مستطیلی استفاده شده است.

بعد از به‌دست آوردن جابجایی نقاط اطراف شیار مشخص شده است که باز شدن شیار نیز نامتقارن و برابندی نیرویی برابر صفر بوده است. این موضوع نشان می‌دهد که در روش قیدگذاری، که برای باز شدن شیار استفاده شده است، به سطح شیار، نیروی خارجی وارد نشده است؛ که مانند وارد شدن رینگ درون شیار ایجادشده‌ی درون قرنیه بوده است.

در پژوهش حاضر، به‌منظور اعتبارسنجی شبیه‌سازی انجام‌شده، نتیجه‌ی شبیه‌سازی با نتیجه‌ی واقعی، که پس از جراحی کاشت رینگ درون قرنیه توسط چشم‌پزشکان به‌دست آمده است، مطابق جدول ۴، مقایسه شده‌اند. بنابراین،

جدول ۵. نتایج کاشت رینگ درون قرنیه پس از عمل جراحی و شبیه‌سازی.

Table 5. Results of Intracorneal Ring Implantation Post-Surgery and Simulation.

Description	SPH (Power)	CYL (Power)
Prediction by Random Forest Algorithm	-2.18	-1.04
Prediction by Deep Learning Algorithm	-0.78	-2.08
Results After Simulation	-0.9	-2.3
Actual Results After Surgery	-1.75	-1.75

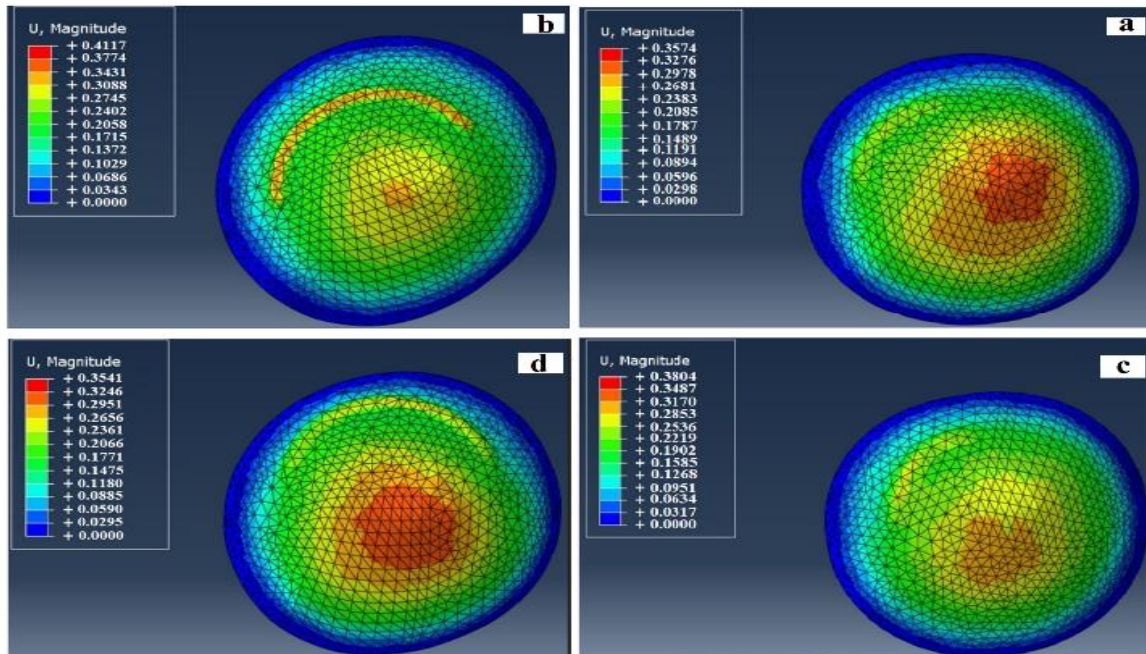


Figure 9. Corneal displacement maps in millimeters for different ring implantation configurations: (a) 5 mm diameter ring at 90° in region 5 with 50% thickness depth; (b) 6 mm diameter ring at 150° in region 5 with 70% thickness depth; (c) 5 mm diameter ring at 90° in region 1 with 50% thickness depth; (d) 6 mm diameter ring at 150° in region 5 with 50% thickness depth.

شکل ۹. نقشه‌ی جابجایی قرنیه بر حسب میلی‌متر مربوط به کاشت: (a) رینگ به قطر ۵ میلی‌متر و زاویه‌ی ۹۰ درجه در ناحیه‌ی ۵ و ارتفاع ۵۰٪ ضخامت؛ (b) رینگ به قطر ۶ میلی‌متر و زاویه‌ی ۱۵۰ درجه در ناحیه‌ی ۵ و ارتفاع ۷۰٪ ضخامت؛ (c) رینگ به قطر ۵ میلی‌متر و زاویه‌ی ۹۰ درجه در ناحیه‌ی ۱ و ارتفاع ۵۰٪ ضخامت؛ (d) رینگ به قطر ۶ میلی‌متر و زاویه‌ی ۱۵۰ درجه در ناحیه‌ی ۵ و ارتفاع ۵۰٪ ضخامت.

که با چرخاندن ناحیه‌ی کاشت رینگ به میزان ۱۸۰ درجه، تغییرات چشم‌گیری در وضعیت قرنیه پس از عمل به‌وقوع می‌پیوندد.

با افزایش زاویه‌ی رینگ و افزایش ارتفاع کاشت به میزان ۶۰٪ ضخامت قرنیه، نتیجه‌ی شبیه‌سازی به اِزاء کاشت رینگ در ناحیه‌ی ۸ بررسی شده است، که در آن بیشترین میزان جابجایی قرنیه، ۰/۳۸ میلی‌متر بوده است و پس از محاسبه‌ی پارامترهای اپتیکی مشاهده شده است که با کاشت رینگ در ناحیه‌ی ۸، شرایط چشم بهبود خاصی پیدا نکرده است. سپس با ثابت نگه‌داشتن پارامترهای دیگر و تغییر ناحیه‌ی کاشت از ۸ به ۵ مشاهده شده است که در این حالت بیشترین میزان جابجایی سطح قرنیه به میزان ۰/۴۲ میلی‌متر بوده و کیفیت دید پس از عمل تا حدودی بهتر شده است. با چرخاندن محل کاشت رینگ به میزان ۱۳۵ درجه در خلاف جهت عقربه‌های ساعت، پارامترهای اپتیکی قرنیه‌ی بهبود واضحی داشته و حتی پارامتر *sph* به میزان زیادی به وضعیت چشم سالم نزدیک شده است. با افزایش زاویه‌ی رینگ به ۱۵۰ درجه و قطر آن به میزان ۶ میلی‌متر، پارامترهای اپتیکی به اِزاء کاشت رینگ در ارتفاع ۵۰٪ ضخامت قرنیه و ناحیه‌ی ۵ بررسی شده‌اند، که پس از تکرار شبیه-

۱.۴. نتایج شبیه‌سازی برای مدل قرنیه‌ی بیمار

در ابتدا در بخش کنونی، تغییرشکل‌های حاصل از شبیه‌سازی برای ۴ مورد در شکل ۹ نشان داده شده‌اند. سپس به بررسی و مقایسه‌ی تمامی موارد شبیه‌سازی‌ها پرداخته شده است.

حال با استفاده از الگوریتم ژنتیک و محاسبه‌ی ضرایب زرنیکه در هر شبیه‌سازی، پارامترهای اپتیکی محاسبه شده‌اند، که در جدول ۶ ارائه شده‌اند.

۲.۴. مقایسه‌ی خروجی‌های شبیه‌سازی‌ها برای مدل واقعی قرنیه‌ی بیمار

پس از اتمام شبیه‌سازی و با توجه به خروجی‌ها مشاهده می‌شود که پس از کاشت رینگ، شرایط چشم بیمار حتی بدتر از قبل شده است، که نشانگر حساسیت ناحیه‌ی کاشت رینگ است. لذا با ثابت در نظر گرفتن همه‌ی پارامترها و تغییر ناحیه‌ی کاشت از ۱ به ۵ مشاهده شده است که در این حالت، بیشترین جابجایی سطح قرنیه برابر ۰/۳۵ میلی‌متر بوده است. نهایتاً با استفاده از فرمولاسیون زرنیکه و محاسبه‌ی پارامترهای اپتیکی، نتیجه گرفته شده است

جدول ۶. پارامترهای اپتیکی مربوط به هر شبیه‌سازی برای مدل واقعی قرنیه‌ی بیمار.

Table 6. Optical parameters used in each simulation for the patient's real corneal model.

Ring diameter (mm)	Arc angle	Implantation height	Implantation zone	cyl	sph
5	90	50%	1	-11.2	-9.8
5	90	50%	5	-5.6	-4.9
5	120	60%	8	-9	-7.8
5	120	60%	5	-4.5	-1.8
6	150	50%	5	-3.8	-4.3
6	150	70%	5	-1.7	-2
5	120	60%	4	-6.4	-5.2
6	120	60%	4	-4.9	-4

مربعات خطا، که همواره یک مقدار نامنفی دارد، هر چقدر مقدار آن به صفر نزدیک‌تر باشد، نشانگر میزان کمتر خطاست.

۲) جذر میانگین مربعات خطا (RMSE):^۶ تفاوت میان مقدار

پیش‌بینی‌شده توسط مدل یا برآوردگر آماری و مقدار واقعی است. RMSE، یک ابزار خوب برای مقایسه‌ی خطاهای پیش‌بینی توسط یک مجموعه‌ی داده است و در حقیقت، جذر مقدار میانگین مربعات خطاست.

۳) ضریب تعیین (MSE):^۷ ضریب تعیین یا ضریب تشخیص، قدرت توضیح‌دهندگی مدل را نشان می‌دهد. ضریب تعیین نشان می‌دهد که چند درصد از تغییرات متغیر وابسته توسط متغیرهای مستقل توضیح داده می‌شود. اگر مقدار آن برابر ۱ باشد، یعنی زمانی که از متغیرهای مستقل استفاده می‌شود، هیچ خطایی وجود ندارد؛ که بهترین حالت ممکن است و چنانچه برابر صفر باشد، یعنی استفاده از متغیرهای مستقل هیچ تأثیری در برآورد خط رگرسیونی ندارد. در شکل‌های ۱۰ و ۱۱، با مشاهده‌ی نمودارهای ارائه‌شده، میزان دقت الگوریتم‌ها در پژوهش حاضر ملاحظه می‌شود.

واضحاً، در نمودار انطباق، هر چه خطوط سبز و قرمز رنگ به هم نزدیک‌تر باشند، پیش‌بینی الگوریتم به واقعیت نزدیک‌تر است؛ و هر چه خط رگرسیون به زاویه‌ی ۴۵ درجه نزدیک‌تر باشد، پیش‌بینی بهتری به‌دست می‌آید. پس از بررسی نمودارهای حاصل از الگوریتم‌ها، مقادیر ضریب تشخیص و میانگین مربعات خطا در جدول ۷ ارائه شده است.

پیش‌بینی هر دو الگوریتم برای شبیه‌سازی رینگ ۲۸۰ درجه در ارتفاع کاشت ۷۰٪ ضخامت قرنیه، با قطر کمان ۶ میلی‌متر و در ناحیه‌ی ۵ کاشت رینگ ارائه شده است؛ که مطابق آن، پیش‌بینی الگوریتم یادگیری عمیق به واقعیت نزدیک‌تر بوده است. با بررسی پارامترهای موجود در جدول ۷ می‌توان مشاهده کرد که الگوریتم یادگیری عمیق وضعیت بهتری نسبت به جنگل تصادفی داشته است؛ یعنی علی‌رغم اینکه سرعت یادگیری به کمک یادگیری عمیق کمتر بوده است، اما کیفیت یادگیری و دقت آن بسیار خوب بوده است.

۵. بحث روی نتایج

هدف از پژوهش حاضر، ایجاد درگاهی است که با دریافت متغیرهای مربوط به شبیه‌سازی کاشت رینگ درون قرنیه، توانایی پیش‌بینی نتیجه‌ی عمل کاشت

سازی در شرایط یکسان و تغییر ارتفاع به ۷۰٪ ضخامت قرنیه، خروجی‌ها بهبود یافته‌اند؛ که این امر حاکی از آن است که فقط با افزایش ارتفاع کاشت رینگ و ثابت‌بودن سایر پارامترها، کیفیت دید چشم به میزان قابل توجهی پیشرفت کرده است. لذا علاوه‌بر توجه به محل کاشت رینگ، ارتفاعی که رینگ در قرنیه وارد می‌شود، هم از نکات کلیدی مربوط به عمل جراحی است.

حال با ثابت نگه‌داشتن همه‌ی پارامترها و افزایش قطر رینگ از ۵ به ۶ میلی‌متر و استخراج خروجی نرم‌افزار تحلیل اجزاء محدود و پارامترهای اپتیکی مشاهده می‌شود که با ثابت نگه‌داشتن همه‌ی پارامترهای شبیه‌سازی و این بار با تغییر قطر رینگ استفاده‌شده، مجدداً خروجی‌ها و پارامترهای اپتیکی چشم بیمار، دستخوش تغییرات معناداری شده‌اند؛ که بررسی آن‌ها، لزوم تکرار چندین باره‌ی شبیه‌سازی‌ها به ازاء مقادیر مختلف متغیرها را متذکر می‌شود، تا از این طریق بتوان پایگاه داده‌ای ایجاد کرد که پزشک را درخصوص پیش‌بینی نتیجه‌ی عمل در همه‌ی حالت‌های ممکن یاری کند.

نتایجی که تاکنون بررسی شده است، هر کدام مستقلاً تأثیر هر یک از عوامل کلیدی شبیه‌سازی را در خروجی‌ها و نتایج عمل نشان داده است. در انتها، نیز با ثابت‌گرفتن همه‌ی شرایط و تغییر میزان شعاع کمان رینگ، تغییرات واضحی در خروجی شبیه‌سازی مشاهده شده است.

۳.۴. نتایج الگوریتم‌های یادگیری ماشین برای مدل قرنیه‌ی بیمار

با مقایسه‌ی نتایج به نظر می‌رسد که با تغییر زاویه‌ی کمان رینگ، خروجی‌های شبیه‌سازی نیز تغییر زیادی پیدا کرده‌اند؛ لذا ضروری است که در حالت‌های مختلف زاویه‌ی کمان، شبیه‌سازی مذکور تکرار شود که در پژوهش حاضر، این کار صورت گرفته است.

در ادامه، نتایج و خروجی‌های حاصل از اعمال دو الگوریتم متفاوت یادگیری ماشین (الگوریتم‌های جنگل تصادفی و یادگیری عمیق)، بر روی مدلی که نتایج آن تاکنون بررسی شده است، ارائه شده است. برای تسهیل در تحلیل خروجی‌های الگوریتم، ابتدا مفاهیم بررسی‌شده، تعریف شده‌اند:

۱) میانگین مربعات خطا^۵، معیاری برای برآورد میزان خطاست، که در واقع تفاوت بین مقادیر تخمینی و تخمین زده‌شده است؛ که به ۲ دلیل تقریباً همه جا مثبت است (صفر نیست): ۱) تصادفی‌بودن؛ ۲) تخمین‌گر اطلاعاتی را که قابلیت تولید تخمین دقیق‌تری دارد، حساب نمی‌کند. پس شاخص میانگین

⁷ Mean Squared Error

⁵ R-SQUARED

⁶ Root Mean Squared Error

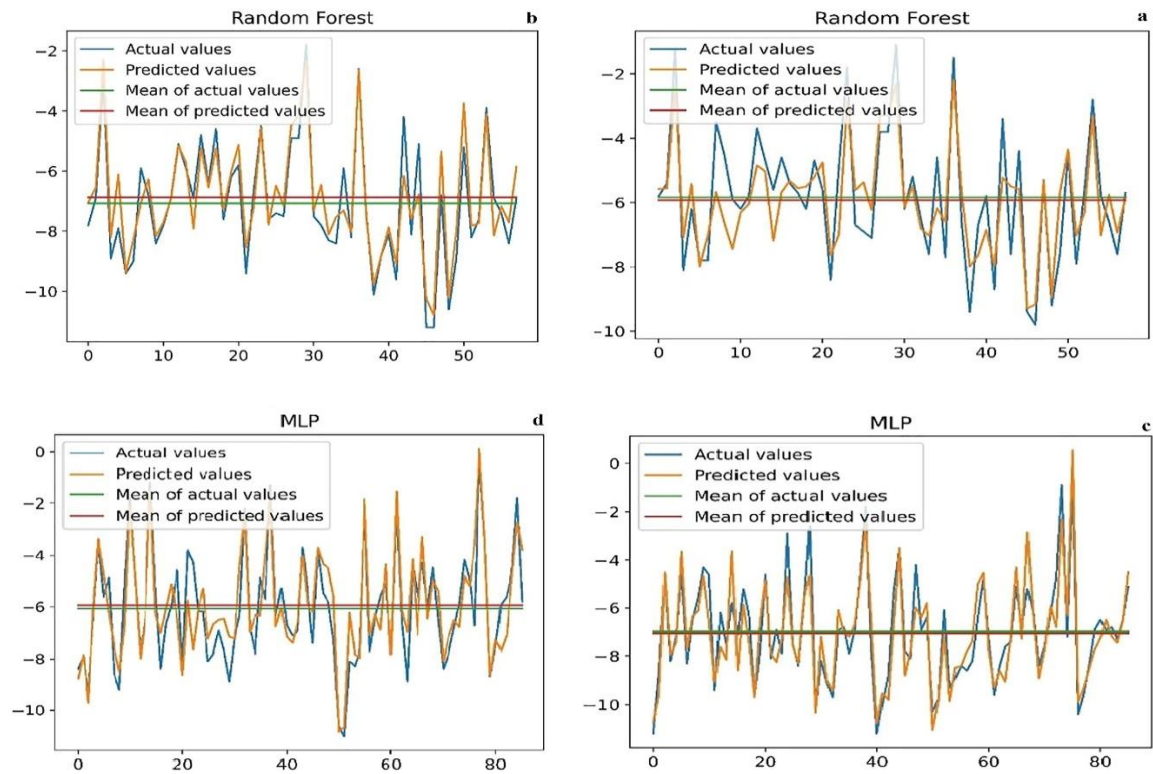


Figure 10. Comparison of actual and predicted values: (a) using the Random Forest algorithm for parameter *sph* ; (b) using the Random Forest algorithm for parameter *cyl* ; (c) using the deep learning algorithm for parameter *cyl* ; (d) using the deep learning algorithm for parameter *sph* .

شکل ۱۰. نمودار انطباق مقادیر واقعی و پیش‌بینی‌شده: (a) توسط الگوریتم جنگل تصادفی برای پارامتر *sph*؛ (b) توسط الگوریتم جنگل تصادفی برای پارامتر *cyl*؛ (c) توسط الگوریتم یادگیری عمیق برای پارامتر *cyl*؛ (d) توسط الگوریتم یادگیری عمیق برای پارامتر *sph* .

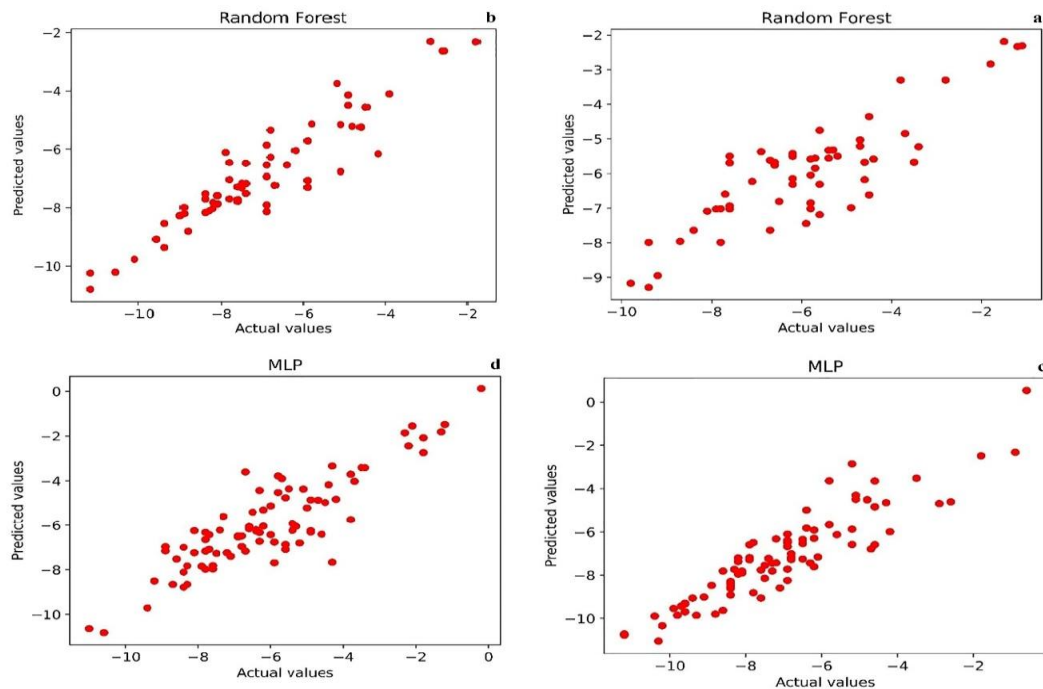


Figure 11. Regression lines: (a) Random Forest algorithm for parameter *sph* ;(b) Random Forest algorithm for parameter *cyl* ; (c) Deep Learning algorithm for parameter *cyl* ; (d) Deep Learning algorithm for parameter *sph* .

شکل ۱۱. خط رگرسیون: (a) الگوریتم جنگل تصادفی برای پارامتر *sph*، (b) الگوریتم جنگل تصادفی برای پارامتر *cyl*؛ (c) الگوریتم یادگیری عمیق برای پارامتر *cyl*؛ (d) الگوریتم یادگیری عمیق برای پارامتر *sph* .

جدول ۷. پارامترهای MSE، RMSE، و R-SQUARED برای الگوریتم‌های جنگل تصادفی و یادگیری عمیق.

Table 7. Parameters of R-SQUARED, MSE, and RMSE for Random Forest and Deep Learning Algorithms.

Description	RF(CYL)	RF(SPH)	MLP(CYL)	MLP(SPH)
Root Mean Squared Error (Training Data)	0.0456	0.0950	0.0494	0.06119
Root Mean Squared Error (Testing Data)	0.07065	0.09934	0.0882	0.09725
Mean Squared Error (Training Data)	0.00208	0.00903	0.00244	0.00374
Mean Squared Error (Testing Data)	0.00499	0.00987	0.00676	0.009466
R-Squared (Training Data)	0.94724	0.75902	0.9673	0.8373
R-Squared (Testing Data)	0.85386	0.71288	0.9143	0.94670

احتمال انتخاب بهترین رینگ برای بیمار شود و نیاز به پژوهش‌های بیشتر و رویکردهای جدیدتر در این زمینه را نشان می‌دهد. لذا استفاده از روش شبیه‌سازی کاشت رینگ درون قرنیه و ایجاد پایگاهی با استفاده از خروجی‌های آن جهت پیش‌بینی نتیجه‌ی عمل پیش از انجام جراحی توسط پزشک می‌تواند اطلاعات بسیار مفیدی در مورد هندسه‌ی رینگ مناسب و محل کاشت آن در اختیار پزشک قرار دهد. مطالعات پیشین در زمینه‌ی کاشت رینگ درون قرنیه با چالش‌های مختلفی روبرو شده‌اند؛ که برخی از آن‌ها، فقط به بررسی مسائل مربوط به کاشت رینگ محدود شده و به درمان بیماری قوز قرنیه اشاره‌ای نداشته‌اند. در برخی دیگر از مطالعات، تغییر شکل و جابجایی قرنیه به‌عنوان خروجی ارائه شده و اطلاعات کافی در مورد پارامترهای اپتیکی برای ارزیابی کیفیت بینایی بیمار فراهم نشده است. همچنین، در برخی دیگر از پژوهش‌ها، مدل‌سازی دقیق قرنیه‌ی بیمار انجام نشده است، که می‌تواند به دقت و درستی نتایج آن‌ها تأثیر بگذارد. در تعدادی از پژوهش‌ها نیز که مفهوم یادگیری ماشین در آن‌ها استفاده شده است، فقط کاربرد آن در تشخیص بیماری به کار رفته و به ندرت پژوهشی در رابطه با درمان بیماری استفاده شده است. در پژوهش حاضر، در ابتدا قرنیه‌ی بیمار به صورت سه‌بعدی و دقیق مدل شده و شبیه‌سازی روی آن صورت گرفته است. در نهایت، پارامترهای اپتیکی برای هر شبیه‌سازی تعیین شده‌اند، تا کیفیت دید بیمار مشخص شود. این روش می‌تواند به بهبود دقت در انتخاب و اعمال رینگ درون قرنیه برای بهبود بینایی بیماران منجر شود و نقاط ضعف پژوهش‌های پیشین را تلافی کند. در پژوهش حاضر، شبیه‌سازی کاشت رینگ درون قرنیه برای یک بیمار خاص انجام شده و پس از ایجاد مدل دقیق قرنیه‌ی بیمار، ۲۸۸ شبیه‌سازی در هندسه‌ی رینگ‌های مختلف و محل‌های کاشت مختلف صورت گرفته است. سپس از ضرایب زرنیکه برای محاسبه‌ی پارامترهای اپتیکی در هر شبیه‌سازی استفاده شده و در انتها، پس از محاسبه‌ی تمام پارامترهای اپتیکی، با اعمال الگوریتم‌های یادگیری ماشین و آموزش آن‌ها بر روی داده‌ها، پایگاهی ایجاد شده است که با پیش‌بینی نتایج عمل به‌ازاء ورودی‌های مختلف به پزشک در جهت انتخاب بهترین رینگ و محل مناسب کاشت آن کمک شایانی می‌کند.

رینگ را داشته باشد. به‌منظور بالابردن دقت شبیه‌سازی، از مدل واقعی قرنیه‌ی بیمار استفاده شده است. سپس نتایج بدون در نظر گرفتن اثر هندسه و مکان قوز تحلیل شده‌اند. در مدل واقعی بیمار، که پیش‌بینی الگوریتم‌ها برای آن در قسمت نتایج بررسی، مقایسه و تحلیل شده است؛ ملاحظه شده است که فقط الگوریتم یادگیری عمیق، پیش‌بینی منطقی انجام داده و الگوریتم جنگل تصادفی با آن تعداد داده و پارامترهای کلیدی نتوانسته است پیش‌بینی مقبولی انجام دهد. با افزایش پارامترهای کلیدی از پیچیدگی داده‌ها کاسته می‌شود و الگوریتم‌ها به‌خوبی روی داده‌ها آموزش داده می‌شوند. در این حالت است که الگوریتم‌ها، توانایی پیش‌بینی خروجی‌ها را با دقت بیشتری نسبت به قبل دارند.

۶. نتیجه‌گیری

بیماری قوز قرنیه، یکی از بیماری‌های رایج چشمی است، که با نازک شدن و مخروطی شدن قرنیه همراه است. این تغییرات شکل قرنیه باعث اختلال در انکسار نور و ورود آن به چشم می‌شود، که منجر به کاهش وضوح بینایی و مشکلات دیداری می‌شود. بیماری قوز قرنیه، معمولاً در سنین نوجوانی یا اوایل دهه‌ی سوم زندگی بروز می‌کند و نیاز به درمان و مداخله‌ی پزشکی دارد تا از پیشرفت آن جلوگیری شود. بیماری قوز قرنیه پیشرونده است و با گذر زمان تشدید می‌شود. در مراحل اولیه، که بیماری هنوز شدت زیادی نگرفته است، چشم‌پزشکان معمولاً از عینک و لنزهای تماسی برای درمان آن استفاده می‌کنند. اما با گذشت زمان و پیشروی بیماری، استفاده از روش‌های اخیر بی‌اثر می‌شود و در برخی موارد، چشم‌پزشکان برای درمان بیماری قوز قرنیه از روش کاشت رینگ درون قرنیه استفاده می‌کنند. رینگ‌های درون قرنیه، با صلبیت بالاتر نسبت به قرنیه، می‌توانند استحکام قرنیه را افزایش دهند و اگر در محل مناسب کاشته شوند، می‌توانند باعث بازگشت قرنیه به حالت اولیه شوند. انتخاب نوع رینگ و محل کاشت مناسب آن برای هر بیمار چالش‌هایی را برای چشم‌پزشکان ایجاد می‌کند. به‌دلیل نبود اطلاعات دقیق در مورد جزئیات رینگ و محل کاشت مناسب آن برای هر بیمار، چشم‌پزشکان بیشتر از تجربیات خود برای انتخاب رینگ مناسب استفاده می‌کنند. این موضوع می‌تواند باعث کاهش

References – منابع

- Whitcher, J.P., Srinivasan, M. and Upadhyay, M.P., 2001. Corneal blindness: a global perspective. *Bulletin of the World Health Organization*, 79(3), pp. 214-21. <https://doi.org/10.1590/S004296862001000300009>
- Sharif, R., Bak-Nielsen, S., Hjortdal, J. and Karamichos, D., 2018. Pathogenesis of Keratoconus: The intriguing therapeutic potential of Prolactin-inducible protein. *Progress in Retinal and Eye Research*, 67, pp. 150-167. <https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2018.05.002>
- Onkar, A., 2020. Commentary: Tackling the corneal foreign body. *Indian Journal of Ophthalmology*, 68(1), pp. 57-58. https://doi.org/10.4103/ijo.IJO_1625_19

4. Buzzonetti, L., Bohringer, D., Liskova, P., Lang, S. and Valente, P., 2020. Keratoconus in Children: A Literature Review. *Cornea*, 39(12), pp. 1592-1598. <https://doi.org/10.1097/ico.0000000000002420>
5. Röck, T., Bartz-Schmidt, K.U. and Röck, D., 2018. Trends in corneal transplantation at the University Eye Hospital in Tübingen, Germany over the last 12 years: 2004 - 2015. *PLoS One*, 13(6). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0198793>
6. Xu, H., Wen, Y., Zheng, H., Jiang, D. and Chen, W., 2024. Allergic disease and keratoconus: A two-sample univariable and multivariable Mendelian randomization study. *World Allergy Organization Journal*, 17(12), pp. 100993. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.waojou.2024.100993>
7. Abadou, J., Dahan, S., Knoeri, J., Leveziel, L., Bouheraoua, N. and Borderie, V.M., 2024. Artificial intelligence versus conventional methods for RGP lens fitting in keratoconus. *Contact Lens and Anterior Eye*, pp. 102321. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clae.2024.102321>
8. Suzaki, A., Koh, S., Maeda, N., Asonuma, S., Santodomingo-Rubido, J., Oie, Y., Soma, T., Fujikado, T. and Nishida, K., 2021. Optimizing correction of coma aberration in keratoconus with a novel soft contact lens. *Contact Lens and Anterior Eye*, 44(4), pp. 101405. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clae.2020.12.071>
9. Schirmbeck, T., Paula, J.S., Martin, L.F., Crósio Filho, H. and Romão, E., 2005. [Efficacy and low cost in keratoconus treatment with rigid gas-permeable contact lens]. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, 68(2), pp. 219-22. <https://doi.org/10.1590/s0004-27492005000200012>
10. Javadi, M.A., Motlagh, B.F., Jafarinasab, M.R., Rabbanikhah, Z., Anissian, A., Souri, H. and Yazdani, S., 2005. Outcomes of penetrating keratoplasty in keratoconus. *Cornea*, 24(8), pp. 941-6. <https://doi.org/10.1097/01.ico.0000159730.45177.cd>
11. Poulsen, D.M. and Kang, J.J., 2015. Recent advances in the treatment of corneal ectasia with intrastromal corneal ring segments. *Current Opinion in Ophthalmology*, 26(4), pp. 273-7. <https://doi.org/10.1097/ico.0000000000000163>
12. Lago, M.A., Rupérez, M.J., Monserrat, C., Martínez-Martínez, F., Martínez-Sanchis, S., Larra, E., Díez-Ajenjo, M.A. and Peris-Martínez, C., 2015. Patient-specific simulation of the intrastromal ring segment implantation in corneas with keratoconus. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 51, pp. 260-268. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.07.023>
13. Flecha-Lescún, J., Calvo, B., Zurita, J. and Ariza-Gracia, M., 2018. Template-based methodology for the simulation of intracorneal segment ring implantation in human corneas. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 17(4), pp. 923-938. <https://doi.org/10.1007/s10237-018-1013-z>
14. Kaczmarczyk, K. and Miałkowska, K., 2022. Backtesting comparison of machine learning algorithms with different random seed. *Procedia Computer Science*, 207, pp. 1901-1910. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.procs.2022.09.248>
15. Rao, A., Chen, T., Liu, Y. and Ma, F., 2023. Computational analysis of performances for a hydrogen enriched compressed natural gas engine' by advanced machine learning algorithms. *Fuel*, 347, pp. 128244. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.fuel.2023.128244>
16. Yoosefzadeh-Najafabadi, M., Earl, H.J., Tulpan, D., Sulik, J. and Eskandari, M., 2020. Application of Machine Learning Algorithms in Plant Breeding: Predicting Yield From Hyperspectral Reflectance in Soybean. *Frontiers in Plant Science*, 11, pp. 624273. <https://doi.org/10.3389/fpls.2020.624273>
17. La Moglia, A. and Mohamad Almustaafa, K., 2024. Breast Cancer Prediction Using Machine Learning Classification Algorithms. *Intelligence-Based Medicine*, pp. 100193. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ibmed.2024.100193>
18. Cortes, C. and Vapnik, V., 1995. Support-vector networks. *Machine Learning*, 20(3), pp. 273-297. <https://doi.org/10.1007/BF00994018>
19. Valdés-Mas, M.A., Martín-Guerrero, J.D., Rupérez, M.J., Pastor, F., Dualde, C., Monserrat, C. and Peris-Martínez, C., 2014. A new approach based on Machine Learning for predicting corneal curvature (K1) and astigmatism in patients with keratoconus after intracorneal ring implantation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116(1), pp. 39-47. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.04.003>
20. Ting, D.S.J., Foo, V.H., Yang, L.W.Y., Sia, J.T., Ang, M., Lin, H., Chodosh, J., Mehta, J.S. and Ting, D.S.W., 2021. Artificial intelligence for anterior segment diseases: Emerging applications in ophthalmology. *British Journal of Ophthalmology*, 105(2), pp. 158-168. <https://doi.org/10.1136/bjophthalmol-2019-315651>
21. Sekhar, C.R., Minal and Madhu, E., 2016. Mode Choice Analysis Using Random Forrest Decision Trees. *Transportation Research Procedia*, 17, pp. 644-652. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.trpro.2016.11.119>

22. Akinrinade, O. and Du, C., 2024. Skin Cancer Detection Using Deep Machine Learning Techniques. *Intelligence-Based Medicine*, pp. 100191. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ibmed.2024.100191>
23. Liu, M., He, Y. and Ye, B., 2007. Image Zernike moments shape feature evaluation based on image reconstruction. *Geo-spatial Information Science*, 10(3), pp. 191-195. <https://doi.org/10.1007/s11806-007-0060-x>
24. Yuan, F., Sun, Y., Han, Y., Chu, H., Ma, T. and Shen, H., 2024. Using Diffraction Deep Neural Networks for Indirect Phase Recovery Based on Zernike Polynomials. *Sensors (Basel)*, 24(2). <https://doi.org/10.3390/s24020698>

این صفحه عملی خالی گذاشته شده است.