



## مدلسازی فرآیند رفع عیوب انکساری چشم بوسیله اکسایمر لیزر با استفاده از شبکه عصبی فازی

اندیشه شیعه بیگی<sup>۱\*</sup>، کیوان معقولی<sup>۲</sup>، محمد حسین میران بیگی<sup>۳</sup>، اردشیر خورشیدیان<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> کارشناس ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، گروه مهندسی پزشکی، تهران، ایران

<sup>۲</sup> استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، گروه مهندسی پزشکی، تهران، ایران . Email: k\_maghooli@srbiau.ac.ir

<sup>۳</sup> استادیار، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده فنی مهندسی، گروه مهندسی برق، تهران، ایران

<sup>۴</sup> جراح و متخصص چشم

چکیده

اصلاح بینایی توسط اکسایمر لیزر روز بروز گسترش یافته و هدف آن از بین بردن خطاهای انکساری و بخصوص نزدیک بینی با دو تکنیک رایج PRK و LASIK می باشد. هدف از این تحقیق، مدل کردن فرآیند رفع عیوب انکساری چشم توسط اکسایمر لیزر است تا بتوان به قابلیت پیش بینی مناسبی از نتایج انجام عمل جراحی رسید و از آن در جهت انتخاب پارامترها و دقت بیشتر و ارزیابی عمل قبل از جراحی استفاده نمود. در این تحقیق، ابتدا اندازه گیریهای مختلفی شامل تصاویر ORBScan و میزان رفرکشن Subjective و میزان رفرکشن اندازه گیری شده توسط دستگاه اتورفرکتومتر بدست آمد. ۵۳ ویژگی از داده ها استخراج شده است که پس از الگوریتم کاهش ویژگیها PCA به ۱۹ ویژگی رسیده است. در ادامه دادگان جهت مدلسازی عمل جراحی به یک ساختار عصبی فازی داده شد و صحت شبکه برای داده های آموزش و تست گزارش گردیده است. سپس میزان تخمین زده شده با مقدار واقعی خروجیها (که ۴ پارامتر اصلی در تشخیص میزان بهبود هستند) توسط سه پارامتر MAE, CC و RMSE مقایسه شده است.

کلید واژه: مدلسازی؛ پیش بینی؛ جراحی انکساری؛ اکسایمر لیزر؛ ساختار عصبی فازی.

© 2012 IAUCTB-IJSEE Science. All rights reserved

شبکه ایجاد می کنند. البته مایع زلالیه و زجاجیه نیز در این مورد نقش دارند ولی چون ضریب شکست آنها بحدی نیست که شکست قابل ملاحظه ای را در چشم ایجاد نمایند لذا از آنها صرف نظر میشود. چون قرینه دارای انحنای ثابت است جزء کانونی کننده ثابت چشم محسوب می شود یعنی همیشه مقدار ثابتی بین ۴۰ تا ۵۰ دیوپتر قدرت کانونی کندگی دارد. ضمناً سیستم بینایی نیازمند یک جزء متغیر (عدسی) نیز

۱. مقدمه

بیشترین شناختی که انسان از اطراف خود کسب می کند (حدود ۷۰٪) توسط چشم و بینایی صورت می گیرد. دو جزء مهم چشم یعنی عدسی و قرینه به کمک هم تصویر واضحی از اجسام بر روی

۱-۱. معاینات بینایی ناشی از شکست نادرست نور در چشم معمولاً چهار عیب وجود دارد که مربوط به نادرستی شکست نور در چشم است این معایب عبارتند از:

۱- دوربینی

۲- نزدیک بینی

۳- پیر چشمی

۴- آستیگماتیسم

نادرستی شکست سبب می شود که ما دید واضح و واقعی از اجسام نداشته باشیم. برای دید واضح باید از عدسی های کمکی استفاده کرد. در دوربینی کانون پرتوهای که وارد چشم می شوند در پشت شبکیه و در نزدیک بینی این کانون در جلوی شبکیه قرار دارد. ولی چون نهایتاً تصویر غیر کانونی بر روی شبکیه تشکیل می شود لذا در دو حالت فوق تصویر واضحی نخواهیم داشت. در آستیگماتیسم معمولاً کانون واحدی وجود ندارد. و بالاخره پیر چشمی معمولاً بخاطر سخت شدن عدسی و همچنین محدود شدن فضای که عدسی می تواند در آن تغییر شکل دهد صورت می گیرد.

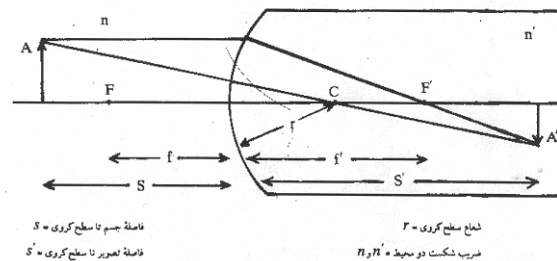
۲-۱. آزمایشات مربوط به تعیین نزدیک بینی و دوربینی

جهت تعیین نزدیک بینی و یا دوربینی از آزمایشات زیر استفاده می گردد:

فرد از طریق یک روزنه کوچک به شیء دوری نگاه می کند سپس روزنه حرکت داده می شود، اگر حرکت روزنه و جسم در یک جهت باشد چشم نزدیک بین و اگر در خلاف یکدیگر باشد، چشم دوربین و چنانچه جسم حرکت نکرد چشم سالم است.

امتحان عینک: عینکی به فرد داده می شود و عدسی تقریباً به فاصله ۲۵cm از چشم خود قرار می گیرد و فرد به جسمی که در فاصله دور است نگاه می کند. سپس عینک را به بالا و پایین حرکت می دهد. چنانچه جهت حرکت جسم و عدسی خلاف هم باشد عدسی محدب است و متعلق به فرد دوربین و اگر عینک را حرکت داد و جهت حرکت جسم و عدسی یکی بود عدسی مقعر و عینک متعلق به فرد نزدیک بین است.

می باشد که با تغییر شکل در انحناء باعث تغییر کانون شود تا بتوانیم تصاویر اجسام واقع در فواصل مختلف را واضح ببینیم. هنگام مشاهده اجسام نزدیک عدسی چشم فشرده و ضخیم می شود در حالی که هنگام مشاهده اجسام دور عدسی چشم نازک می شود. بنابراین عدسی جزء متغیر کانونی کننده است که دامنه تغییرات آن در افراد مختلف و در سنین مختلف متفاوت است. برای پی بردن به میزان شکست نور در سطوح قرنیه و عدسی باید قوانین شکستن نور در سطوح کروی را مطرح نماییم. در شکل اجسام A را در نظر می گیریم که عمود بر محور اصلی یک سطح کروی واحد و در فاصله S از آن واقع است. مسیر دو پرتو را رسم می نماییم (طبق قوانین مربوط به نور هندسی): پرتو اول موازی محور اصلی سطح کروی است که از کانون آن F' عبور می نماید. پرتو دوم عمود بر سطح کروی است که از مرکز آن C خواهد گذشت. پرتوهای عبوری در S' تشکیل تصویر می دهند.



شکل ۱. شکست نور در سطح کروی واحد

در این جا فاصله های کانونی طرفین سطح لزوماً با هم برابر نیستند  $f \neq f'$ . همچنین داریم  $f' = 2C$  به کمک قوانین نور هندسی می توان رابطه زیر را برای شکل ۲-۲ اثبات کرد:

$$\frac{n}{s} + \frac{n'}{s'} = \frac{(n' - n)}{r} \quad (1)$$

در حالت حدی را در نظر می گیریم: الف) جسم در بی نهایت: در نتیجه تصویر در کانون F' تشکیل می گردد. ب) جسم در کانون: در نتیجه تصویر در بی نهایت تشکیل می گردد. واز مقایسه دو حالت حدی می توانیم رابطه زیر را نتیجه بگیریم:

$$F = n'/f' = n/f \quad (2)$$

که در آن F قدرت سطح شکست است: واحد F عکس متر  $(m^{-1})$  یا دیوپتر (D) است.

## ۲. روشهای اصلاح عیوب چشم

هدف جراحی انکساری از بین بردن اتکای بیماران به عینک و لنزهای تماسی می باشد. اصلاح بینایی توسط اکسایمر لیزر روزبروز گسترش یافته و هدف آن از بین بردن خطاهای انکساری و بخصوص نزدیک بینی می باشد. هدف ثانویه آن نیز کنترل انحرافهای (abberations) مرتبه بالا چشم می باشد. اصلاح خطاهای انکساری نیاز به تغییر در توان انکساری چشم را بیان می کند و این مهم از طریق تغییر شکل در سطح قدامی قرنیه حاصل می شود. برای چشم نزدیک بین صاف شدن سطح قرنیه (flattening) باعث کاهش توان چشم می گردد. در این مسیر، تکنیکها و روشهای متعددی برای جراحی انکساری ارایه شده و گسترش یافته اند. در تکنیک (Radial ) RK (Keratomy)، توسط الماس خراشهایی در دور تا دور سطح قرنیه به منظور صاف شدن ایجاد می گردد. لیزر با طول موج فرابنفش (UV) در تغییر شکل سطح قرنیه یا کندگی بافت قابل استفاده می باشد. این کشف اثر بسیار زیادی در توسعه جراحی رفر اکتیو به جا گذارد و منجر به تکنیکهایی شد که امروزه از آن استفاده می شود.

یک قرنیه شفاف سالم تشعشعات اپتیکی از  $400 \text{ nm}$  تا  $1400 \text{ nm}$  را با جذب خیلی کم عبور می دهد. اکسایمر لیزر پالسی بیشترین پتانسیل را دارا و بصورت تجاری بیشترین کاربرد را دارد و عموماً به صورت پالسی با زمانی حدود  $10^{-9} \text{ sec}$ ، فرکانسی بین  $1 \text{ Hz}$  تا  $100 \text{ Hz}$  و انرژی بین  $20 \text{ mJ}$  تا  $200 \text{ mJ}$  می باشند. با کنترل دقیق انرژی لیزر (تعداد پالسها) که به مکان مشخصی می رسد داخل محدوده کندگی (ablation zone) می توان باعث تغییر شکل قرنیه شد تا به تغییر دلخواه در انکسار رسید.

اصلاح نزدیک بینی نیاز به flattening سطح دارد و مقدار بافت کنده شده داخل محدوده کندگی در مرکز بیشترین و در اطراف کمترین است. در اصلاح دوربینی نیاز به steepening سطح می باشد که با برداشتن بافت داخل محدوده کندگی در بیشتر و در مرکز کمترین ممکن می شود [۵].

Munnerlyn در سال ۱۹۸۸ الگوریتمی برای توصیف عمق کندگی و پروفایل لازم برای اصلاح خطاهای انکساری (نزدیک بینی و دوربینی) ارائه داد [۶].

از آنجا که قرنیه بیشتر از سلولهای استروما تشکیل شده تغییر دائم در شکل قرنیه فقط از طریق برداشتن استروما با لیزر حاصل می شود. روش برای این کار انجام می شود:

LASIK (Laser in Situ Keratomileusis): تکنیکی بدون

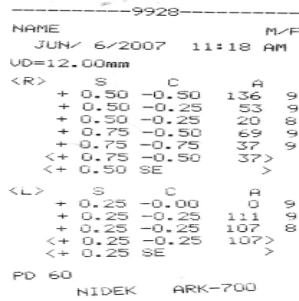
درد است که بهبود سریع بینایی را ممکن کرده و به سرعت جراحی مقبولی در بین عموم شناخته شده است که در آن ابتدا با استفاده از میکرو کراتوم لایه نازکی از قرنیه شامل اپی تلیوم کنار گذاشته می شود سپس با استفاده از لیزر اکسایمر، استرومای قرنیه زیر تابش لیزر قرار گرفته، بعد از کندگی قسمتی از استروما، flap به سر جای خود گذاشته می شود معمولاً بیماران بعد از یک یا دو روز به دید خوبی می رسند.

PRK (Photorefractive Keratectomy): در ابتدا لایه

سطحی اپی تلیوم قرنیه از طریق مکانیکی یا لیزری برداشته می شود. سپس با استفاده از لیزر اکسایمر سطح استرومای قرنیه تحت تابش قرار گرفته و با تغییر شکل قرنیه و بعد از ساخته شدن مجدد اپی تلیوم بیماری اصلاح می گردد. این روش درد بسیاری دارد زیرا سطح قرنیه بیشترین حس درد را دارا می باشد. و در نزدیک بینی ۳ تا ۴ روز بعد از عمل و در دور بینی ۳ تا ۹ روز بعد از عمل بهبودی حاصل می شود. که پزشک قبل از انجام عمل، با استفاده از slit lamp، تونومتر (اندازه گیری فشار داخل چشم)، topography یا Orbscan معاینات را انجام می دهد و براساس آنها پارامترهای دستگاه از جمله عمق کندگی، محدوده اپتیکی و دیگر پارامترها را تنظیم می کند [۳].

در سال ۲۰۰۱ [۷] Smolek و همکارانش از شبکه عصبی برای تمایز بین اشخاصی که اعمال رفر اکتیو لیزر انجام داده بودند و اشخاصی که انجام نداده بودند استفاده کرد که در آن از تصاویر توپوگرافی بهره جست. وی داده ها را به دو دسته آموزش و تست که هر یک شامل ۳۲ قرنیه نرمال و ۱۰۶ قرنیه با سابقه PRK و RK یا LASIK بعد از یکماه تا ده سال بعد از عمل انتخاب شدند. تجزیه و بولت در روی این شکل موج استفاده شد. قسمتی از نتایج ضرایب و بولت به شبکه عصبی پس انتشار خطا به عنوان ورودی داده شد که تا ۵٪ خطا آموزش داده شوند. بعد از آموزش، داده های تست مستقل را به شبکه داده و خروجی را بررسی کرد. نتیجه اینکه شبکه عصبی به درستی ۳۲ نفر از ۳۲ نفر افراد نرمال و ۱۰۵ نفر از ۱۰۶ نفر کسانی که

سابقه جراحی رفر اکتیو داشتند را به درستی تشخیص داد و نتیجه / آستیگماتیسم را بیان می کند.



شکل ۳. نمونه ای از گزارش یک دستگاه اتو رفراکتومتر

۲-۱. تصاویر ORBSCAN

تصاویر حاصل از دستگاه Orbscan هریک شامل ۴ نقشه به همراه ویژگیهای استخراج شده از این تصاویر در کنار تصاویر ذکر می گردد. که میزان این اعداد نقش مهمی درانتخاب شخص برای جراحی و همچنین میزان مجاز برداشتن سطح قرنیه ایفا میکند. درضمن تصویر Orbscan از هر چشم بصورت جداگانه ثبت می گردد (شکل ۲).

در دستگاه Orbscan از آنجا که میزان اشک چشم نیز جزوضخامت قرنیه حساب میگردد لذا عدد حاصله در حدود ۲۰ میکرون با پستی متری اولتراسوند (که دقیقتر میباشد) تفاوت دارد.

۲-۲. میزان رفراکشن اندازه گیری شده توسط دستگاه اتو رفراکتومتر

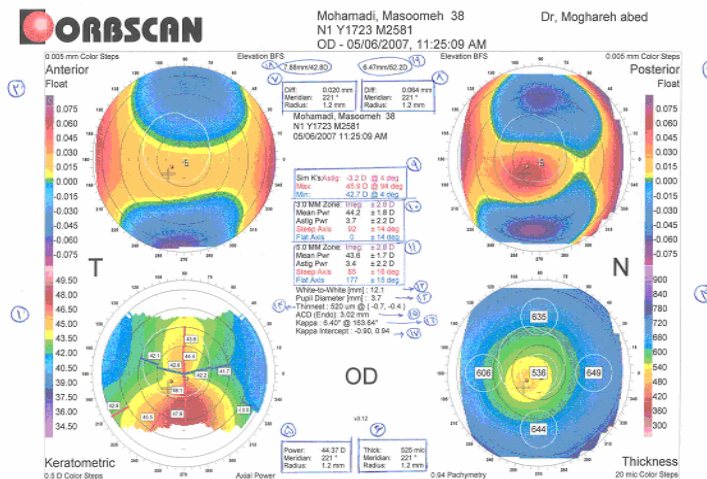
این دستگاه میزان رفراکشن هر دو چشم چپ و راست را به صورت زیر نشان می دهد (شکل ۳). S بیانگر میزان عیب انکساری کروی که + بیانگر دور بینی و - بیانگر نزدیک بینی می باشد، C میزان

۳. شبکه عصبی فازی

سیستم های فازی امروزه در طیف وسیعی از علوم و فنون کاربرد پیدا کرده اند [۱و۲]. از کنترل، پردازش سیگنال، ارتباطات، ساخت مدارهای مجتمع و سیستم های خبره گرفته تا بازرگانی، پزشکی، دانش اجتماعی و غیره. در این مقاله از ساختار ارائه شده در [۱۰و۹] بعنوان ساختار پیش بینی کننده استفاده شده است برای یک شبکه عصبی - فازی، چند ورودی - چند خروجی، x متغیر ورودی و  $\alpha_j$  قدرت آتش قانون j-ام است و  $W_j$  وزن لینک j-ام است. شبکه عصبی - فازی مورد استفاده قانون فازی زیر را برآورده می کند:

قانون نوع اول (ممدانی): اگر  $A_{ij}^1, U_{ij}$  باشد و ...  $A_{ij}^1, U_{ij}$  باشد، آنگاه  $y = w_j^1$ .

برای  $U_{ij} = x_i, A_{ij}$  و  $A_{ij}$  مجموعه های فازی



شکل ۲. نمونه ای از یک تصویر Orbscan

$$\begin{aligned}
 D_i &= \text{diag}\left[\frac{1}{\sigma_{1i}}, \frac{1}{\sigma_{2i}}, \dots, \frac{1}{\sigma_{mi}}\right] \\
 u_i &= [u_{1i}, u_{2i}, \dots, u_{mi}]^T \\
 m_i &= [m_{1i}, m_{2i}, \dots, m_{mi}]^T
 \end{aligned} \quad (6)$$

-لایه چهارم (لایه خروجی) : هر گره در این لایه یک گره خروجی است. این لایه عمل غیرفازی سازی را انجام می دهد. هر خروجی گره یک ترکیب خطی از نتایج بدست آمده از هر قانون است، که به صورت زیر می باشد :

$$y_i = o_j^4 = \sum_{i=1}^m u_{ij}^4 w_i^4 \quad (7)$$

$$o_i^4 = u_i^3 \quad (8)$$

در نهایت با ورودی  $x$  خروجی  $m$  ام،  $y_m$  به صورت زیر است:

$$y_m(k) = o_m^4(k) = \sum_{j=1}^m w_{mj} \prod_{i=1}^n \exp\left(-\frac{(x_i(k) - m_{ij})^2}{(\sigma_{ij})^2}\right) \quad (9)$$

$w_{ij}$ ،  $m_{ij}$  و  $\sigma_{ij}$  پارامترهای آموزش هستند.

هستند.  $W_j$ ، یک فازی ساز منفرد است و  $n$  تعداد ورودی می باشد و موتور استنتاج ضرب در نظر گرفته شده است (شکل ۴).  
در ادامه انتشار سیگنال و تابع های گره ها در هر لایه نشان داده شده است.  $u_i^k$  ورودی  $i$ -ام از گره در لایه  $k$  ام و  $o_i^k$  خروجی  $i$ -ام در لایه  $k$  است.

-لایه اول (لایه ورودی) : گره های این لایه فقط مقدار ورودی را به لایه بعدی منتقل می کند:

$$o_i^1 = u_i^1 \quad (3)$$

با توجه به این رابطه ، وزن لایه اول  $W_j^1$  واحد است.

-لایه دوم (لایه توابع تعلق) : در این لایه هر گره نقش یک تابع تعلق را اجرا می کند و به صورت یک حافظه عمل می کند. تابع گوسین در اینجا به عنوان تابع تعلق در نظر گرفته شده است. بنابراین:

$$o_{ij}^2 = \exp\left(-\frac{(u_{ij}^2 - m_{ij})^2}{(\sigma_{ij})^2}\right) \quad (4)$$

که  $m$  و  $\sigma$  (مرکز دسته و انحراف معیار) تابع تعلق هستند،  $ij$  بخش  $j$ -ام از ورودی  $i$ -ام زده است.

-لایه سوم (لایه قوانین) : عملگر AND برای هر گره قانون، برای جمع مقادیر ورودی در نظر گرفته شده است.

$$o_i^3 = \prod_i u_i^3 = \exp\left\{-[D_i(u_i^2 - m_i)]^T [D_i(u_i^2 - m_i)]\right\}$$

که در آن

این شاخص نشاندهنده این است که خطاهای بزرگتر نقش بیشتری از خطاهای کوچک اند. هر چه RMSE به صفر نزدیک تر باشد نشاندهنده تطبیق کامل می باشد.

$$RMSE = \left[ \sum_{i=1}^n \frac{(\hat{Q}_i - Q_i)^2}{n} \right]^{0.5} \quad (12)$$

MAE: مجموع وزن یافته قدر مطلق خطاها می باشد و هر چه کمتر باشد نشاندهنده پیش بینی دقیقتر است:

$$MAE = \sum_{i=1}^n \frac{|\hat{Q}_i - Q_i|}{n} \quad (13)$$

### ۵. نتایج

در این پروژه هدف مدل سازی فرآیند رفع عیوب انکساری چشم توسط اکسایمر لیزر می باشد. پروسه انجام جراحی رفع عیوب انکساری توسط اکسایمر لیزر به این صورت است که ابتدا شخص به پزشک مراجعه کرده و پزشک و اپتومتریست با انجام معاینات و تستهای لازم از قبیل میزان رفراکشن Subj و میزان رفراکشن از طریق دستگاه رفراکتومتر و همچنین با استفاده از تصاویر Orbscan امکان انجام عمل و در صورت امکان آن میزان دقیق عیب را مشخص می کنند سپس اطلاعات بدست آمده را به دستگاه اکسایمر لیزر انتقال داده و با تنظیم کردن پارامترهای دستگاه و اطلاعات چشم بیمار دستگاه آماده شلیک نهایی لیزر می کنند و بعد از پروسه برداشتن سطح قرینه با پروتکل تنظیمی، توسط اکسایمر لیزر عمل شخص اتمام می یابد.

۵-۱. نحوه جمع آوری داده ها

دادگانی که می بایست جمع آوری شود شامل سه نوع داده

در مرحله آموزش از الگوریتم پس انتشار خطا استفاده شده و پارامترها طبق روابط زیر بهنگام می شوند:

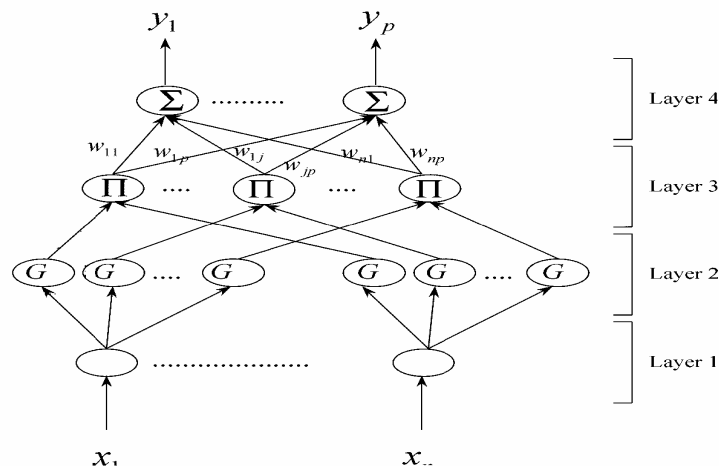
$$\begin{aligned} w_{ij}(k+1) &= w_{ij}(k) - \eta^w \frac{\partial E(k)}{\partial w_{ij}} \\ m_{ij}(k+1) &= m_{ij}(k) - \eta^m \frac{\partial E(k)}{\partial m_{ij}} \\ \sigma_{ij}(k+1) &= \sigma_{ij}(k) - \eta^\sigma \frac{\partial E(k)}{\partial \sigma_{ij}} \end{aligned} \quad (10)$$

### ۴. ارزیابی مدل

معیارهای ارزیابی کارایی پیش بینی مدلها با توجه به مقالات [۱۱، ۱۲، ۱۳ و ۱۴] معیار های Correlation Coefficient (CC)، MAE، RMSE می باشد و با فرض اینکه Q و Q-hat برترتیب مشاهده و پیش بینی باشند، هر یک به صورت زیر تعریف می شوند: CC: بیانگر قدرت ارتباط بین مشاهدات و تخمین می باشد این ضریب عددی بین صفر را بوده و هر چه بیشتر باشد بیانگر بهتر بودن تخمین است. متغیرهای μ و ρ و n برترتیب بیانگر میانگین متغیر انحراف معیار متغیر و تعداد داده می باشد.

$$\rho_{\hat{Q}_i, Q_i} = \frac{Cov(\hat{Q}_i, Q_i)}{\rho_{\hat{Q}_i} \cdot \rho_{Q_i}} \text{ where } -1 \leq \rho_{\hat{Q}_i, Q_i} \leq 1 \quad (11)$$

$Cov(\hat{Q}_i, Q_i) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\hat{Q}_i - \mu_{\hat{Q}_i})(Q_i - \mu_{Q_i})$   
RMSE: ارزیابی میزان تفاوت بین مشاهده و تخمین را برعهده دارد.



شکل ۴. ساختار عصبی فازی بکار رفته جهت مدلسازی عمل اکسایمر لیزر

مشورت با پزشک انتخاب شد شامل ۱-میزان رفرآکشن کروی Subj ۲- میزان رفرآکشن سیلندری Subj ۳- میزان رفرآکشن کروی دستگاه رفرآکتمتر ۴- میزان رفرآکشن سیلندری می باشد. کلیه داده ها نرمالیزه گردیدند. ابتدا به دلیل بالا بودن تعداد ویژگیها، با استفاده از الگوریتم PCA فضای ویژگی از ۵۳ به ۱۹ کاهش بعد داده شد و سپس از ۹۰٪ از داده ها برای آموزش و ۱۰٪ برای تست نتایج پیش بینی استفاده شد. جدول ۱ نتایج صحت پیش بینی توسط ساختار عصبی فازی را نشان می دهد.

جدول ۱. نتایج صحت پیش بینی با استفاده از ساختار عصبی فازی

میزان رفرآکشن سیلندری حاصله از دستگاه اتورفرکتومتر	میزان رفرآکشن کروی حاصله از دستگاه اتورفرکتومتر	میزان رفرآکشن سیلندری Subjective	میزان رفرآکشن کروی Subjective	میزان رفرآکشن سیلندری حاصله از دستگاه اتورفرکتومتر
۹۷,۹۶۱۹	۹۴,۳۵۰۲	۹۲,۱۱۶۴	۹۳,۴۲۵۱	داده
۹۱,۸۹۳۴	۹۹,۸۴۶۵	۸۹,۶۶۶۷	۸۷,۹۰۹۱	آموزش
				داده
				تست

جدول ۲. نتایج شبکه نرو فازی با استفاده از الگوریتم کاهش ویژگی PCA روی داده های آموزش

میزان رفرآکشن سیلندری حاصله از دستگاه اتورفرکتومتر	میزان رفرآکشن کروی حاصله از دستگاه اتورفرکتومتر	میزان رفرآکشن سیلندری Subjective	میزان رفرآکشن کروی Subjective	پارامتر سوم خلطروجی	پارامتر دوم خروجی	پارامتر اول خروجی
۰,۱۳۲۷	۰,۱۳۲۷	۰,۱۳۶۸	۰,۲۴۸۱	۰,۱۲۲۷	۰,۱۳۶۸	۰,۲۴۸۱
۰,۰۸۴۳	۰,۰۸۴۳	۰,۱۱۱۰	۰,۱۹۹۷	۰,۰۵۵۶	۰,۱۱۱۰	۰,۱۹۹۷
۰,۹۸۳۹	۰,۹۸۳۹	۰,۹۷۲۱	۰,۹۶۵۴	۰,۹۸۵۶	۰,۹۷۲۱	۰,۹۶۵۴

می باشد.  
الف) دادگان مربوط به رفرآکشن Subj قبل و بعد از عمل.  
ب) دادگان مربوط به رفرآکشن دستگاه رفرآکتمتر قبل و بعد از عمل.  
ج) دادگان مربوط به تصاویر Orbscan قبل و بعد از عمل.  
معمولاً در هر کلینیک چشم که این عمل جراحی انجام می شود دادگان قبل از عمل تماماً به صورت آرشیو وجود دارد ولی داده های بعد از عمل بصورت بسیار پراکنده نگهداری می شود. از آنجا که ما در این پروژه برای بدست آوردن مدل، نیاز به دادگان قبل و بعد از عمل داشتیم و این داده ها در اختیار نبود تصمیم بر آن شد تمامی افرادی که در اسفند ماه سال هشتاد و پنج تحت عمل جراحی اکسایمر لیزر قرار گرفتند در همان روز اطلاعات قبل از عمل آنها و همچنین پارامترهای تنظیمی توسط پزشک بر روی دستگاه ثبت شود و سپس بعد از سه ماه از زمان عمل با افراد عمل شده تماس حاصل شود و از آنها خواسته شود که برای انجام معاینات بعد از عمل به مرکز مراجعه کنند (و برای ایجاد انگیزه در بیماران جهت آمدن به کلینیک، تمامی هزینه های معاینات که بالغ بر چهل هزار تومان برای هر نفر بود به دستور دکتر خورشیدیان از آنها اخذ نگردید) و سپس با این شیوه داده های بعد از عمل (درست بعد از سه ماه از عمل) افراد ثبت شد. بیماران انتخاب شده حاوی شرایط زیر بودند.

۱. جراحی قبلی چشم نداشتند
۲. دوربینی، نزدیک بینی کروی و یا سیلندری داشتند
۳. سن بیماران بین ۲۱ تا ۵۰ سال بوده
۴. تمام بیمارانی که عمل PRK یا LASEK کرده بودند و بیماران Lasik شده را حذف کردیم.

با توجه به این معیارها صد بیمار انتخاب شدند که جراحی روی هر دو چشم و تعدادی نیز روی یک چشم جراحی صورت گرفته بود و با توجه به مراجعه نکردن تعدادی از بیماران به دلایل متعدد از جمله مسافرت خارج از کشور و... داده های ۱۲۱ چشم جمع آوری شد که تمامی شرایط ذکر شده را دارا بودند. ویژگی های بدست آمده از هر بیمار قبل از عمل به همراه پارامترهای دستگاه ۵۳ ویژگی بوده که با توجه به داشتن ۱۲۱ داده چشم ماتریسی با ابعاد ۵۳\*۱۲۱ بدست می آید که به عنوان ماتریس ورودی شناخته می شود. ویژگی های بعد از عمل بدست آمده ۴۳ ویژگی بوده و ابعاد ماتریس خروجی ۴۳\*۱۲۱ بوده چهار پارامتر خروجی مهم برای ارزیابی نتایج عمل جراحی که با

جدول ۳. نتایج شبکه نرو فازی با استفاده از الگوریتم کاهش ویژگی PCA روی داده های تست

	پارامتر اول خروجی	پارامتر دوم خروجی	پارامتر سوم خروجی	پارامتر چهارم خروجی
میزان رفاکشن سیلندری حاصله از دستگاه اتورفرکتومتر	میزان رفاکشن کروی Subjective	میزان رفاکشن سیلندری Subjective	میزان رفاکشن کروی حاصله از دستگاه اتورفرکتومتر	میزان رفاکشن سیلندری حاصله از دستگاه اتورفرکتومتر
ارزیابی				
RMSE	۰,۳۰۶۴	۰,۲۰۵۴	۰,۰۹۱۱	۰,۱۶۸۵
MAE	۰,۲۵۸۲	۰,۱۶۰۰	۰,۰۰۴۹	۰,۰۶۸۲
CC	۰,۷۳۷۳	۰,۸۶۱۱	۰,۹۹۶۴	۰,۸۴۴۶

در این مطالعه یک مدل عصبی فازی جهت تنظیم پارامترها و پیش بینی نتایج جراحی انکساری توسط اکسایمر لیزر ارائه گردید. از ۵۳ ویژگی استخراج شده در ابتدا با استفاده از الگوریتم PCA ویژگی ها به ۱۹ ویژگی کاهش داده شد.

با توجه به نتایج ارائه شده در جداول ۱ و ۲ مدل عصبی فازی ارائه شده توانسته بخوبی توانسته است جراحی اکسایمر لیزر را مدل نماید. این نتایج بیانگر قدرت زیاد شبکه عصبی فازی جهت یادگیری الگو های ورودی و خروجی و همچنین بدست آوردن دانش مشابه دانش انسان می باشد و این نشان می دهد که شبکه عصبی فازی معرفی شده می تواند به طور موفق در پیش بینی و مدلسازی بکار رود.

## مراجع

- [۱] کارتالویوس اس.وی، مترجمان جورابیان محمود و هوشمند رحمت الله، "منطق فازی و شبکه های عصبی"، اهواز- دانشگاه شهید چمران، ۱۳۸۲
- [۲] وانگ لی، ترجمه: نشنه لب محمد و صفارپور نیما و افیونی داریوش، "سیستم های فازی و کنترل فازی"، تهران- دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، ۱۳۸۵.
- [۳] سید محمد عترتی خسرو شاهی، "لیزر و کاربردهای آن در پزشکی" دانشگاه صنعتی امیر کبیر، ۱۳۸۳
- [۴] کیوان معقولی، طراحی یک نرم افزار تحلیل سیستم های اپتیکی و بررسی کاربرد آن در تحلیل سیستم چشم انسان، پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه تربیت مدرس، ۱۳۷۳

- [5] O'Brart D., Marshall, J., Background of excimer laser refractive surgery. In Refractive surgery(Eds, H. Wu, V. Thompson, R. Steinert, et al.) Thieme, New York, pp.217-224, 1999.
- [6] Munnerlyn C.R., Koons S., Marshall, J. Photorefractive keratectomy: A technique for laser refractive surgery. J Cataract Refract Surg, Vol.14, pp.46-52, 1988.
- [7] Naoyuki Maeda, Stephen D. Klyce, Michael K. Smolek, "Neural Network Classification of Corneal Topography", Investigative Ophthalmology and Visual Science, Vol.36, pp.1327:1335, 1995.
- [8] F.Manganiello, A.Pandolfi, G.Fotia, "Numerical Prediction of Laser Refractive Corneal Surgery", Elsevier Science, Vol.96, pp.1541-1543, 2006.
- [9] Y. C. Chen, C. C. Teng, "A model reference control structure using a fuzzy neural network," Fuzzy Sets Syst., Vol.73, pp.291-312, 1995.
- [10] C. T.Leondes, "Fuzzy neural network systems in model reference control systems", Neural Network Systems, Techniques and Applications, Academic Ed. New York, Vol.6, pp. 285-313, 1998.

نتایج بدست آمده از جدول ۳ و ۲ نشان می دهند که این شبکه قدرت بالایی جهت پیش بینی نتایج جراحی انکساری چشم دارد و نشان داده شد که پارامترهای دستگاه از جمله میزان کندگی و تعداد پالسهای لیزر و محدوده اپتیکی نقش بسزایی در نتایج ایفا می کنند و از آنجا که این پارامترها در بردار ویژگی ورودی لحاظ گردید لذا این قابلیت برای پزشک وجود دارد که با تغییر کلیه پارامترها از جمله پارامترهای دستگاه، پارامترهای مورد نظر را به بهترین صورت ممکن قبل از انجام عمل برآورد نماید.

## ۶. جمع بندی

اصلاح بینایی توسط اکسایمر لیزر روز بروز گسترش یافته و هدف آن از بین بردن خطاهای انکساری و بخصوص نزدیک بینی با دو تکنیک رایج PRK و LASEK می باشد در این پروژه هدف مدل کردن فرآیند رفع عیوب انکساری چشم توسط اکسایمر لیزر بود تا بتوان به قابلیت پیش بینی مناسبی در قبل از انجام عمل جراحی رسید و از آن در جهت انتخاب پارامترها و دقت بیشتر و ارزیابی عمل قبل از جراحی استفاده نمود که به این هدف رسیده شد.



- [11] Y.Yildirim ,M. Bayramoglu, “Adaptive neuro-fuzzy based modeling for prediction of air pollution daily levels in city of Zonguldak”, *Chemosphere*, Vol.63, pp.1575–1582, 2006.
- [12] R. L. McNamee, M. Sun, R. J. Sclabassi, “A neuro-fuzzy inference system for modelling and prediction of heart rate variability in the neuro-intensive care unit”, *Computers in Biology and Medicine*, Vol.35, pp.875–891, 2005.
- [13] Fi-John Chang, Ya-Ting Chang, “Adaptive neuro-fuzzy inference system for prediction of water level in reservoir”, *Advances in Water Resources*, Vol.29, pp.1–10, 2006.
- [14] Evgueniy Entchev, Libing Yang, “Application of adaptive neuro-fuzzy inference system techniques and artificial neural networks to predict solid oxide fuel cell performance in residential microgeneration installation”, *Journal of Power Sources*, Vol.170, pp.122–129, 2007.