

بررسی روش‌های قطعه‌بندی لایه‌های قرنیه در تصاویر توموگرافی انسجام نوری (OCT) و تعیین ضخامت لایه‌ها

سمانه ایلانی^۱، نرگس طباطبائی مشهدی^۲، قاسم صادقی بجستانی^۲، بهزاد برازنده^۳

چکیده

اندازه‌گیری و ارزیابی ضخامت لایه‌های مختلف قرنیه برای تشخیص و درمان بیماری‌های قرنیه بسیار مهم و ضروری است. توموگرافی انسجام نوری (OCT) می‌تواند بصورت غیرتهاجمی و غیرتماسی از قرنیه چشم تصاویر مقطعی در مقیاس میکرون تولید کند. از آنجایی که ناحیه‌بندی دستی این تصاویر برای تعیین لایه‌های قرنیه، وقت‌گیر است، قطعه‌بندی خودکار و حتی نیمه‌خودکار تصاویر، مطلوب پزشکان است. در این مقاله به بررسی روش‌های مهم قطعه‌بندی لایه‌های مختلف قرنیه در تصاویر OCT پرداخته شده است. این روش‌ها در سه بخش پیش‌پردازش، قطعه‌بندی و تولید نقشه ضخامت، مقایسه و تشریح شدند. هدف پیش‌پردازش‌ها حذف نویز و آرتیفکت در این نوع تصاویر بود. بررسی‌ها نشان داد روش‌های مبتنی بر تبدیل هاف، که با ساختار قوسی قرنیه هماهنگ است، در مقایسه با روش‌های مبتنی بر گراف و آستانه، قادر است با سرعت پردازش مناسبی مرزهای دقیق را استخراج کند. با این وجود، رویکرد جدید هوش مصنوعی و یادگیری عمیق در قطعه‌بندی، افق‌های تازه‌ای را در تحلیل این نوع تصاویر باز کرده است. هدف پژوهش‌ها ارائه بهینه‌ی اطلاعات تصاویر برای کمک به چشم‌پزشکان در تشخیص بهتر و درمان آسیب‌های قرنیه است؛ بنابراین می‌توان گفت تولید نقشه ضخامت لایه‌ها، که نیازمند پردازش خودکار مجموعه‌ای از تصاویر سطح مقطع است، خروجی مهمی است که در پژوهش‌های کمتری به آن پرداخته شده است.

کلیدواژه‌ها

توموگرافی انسجام نوری (OCT)، قطعه‌بندی تصاویر OCT قرنیه، تشخیص لایه‌های قرنیه، تعیین مرز لایه‌های قرنیه، پردازش تصاویر قرنیه چشم، نقشه ضخامت لایه‌های قرنیه.

۱ مقدمه

تکنولوژی توموگرافی انسجام نوری^۱ (OCT) یا مقطع‌نگاری همدوسی نوری حدود دو دهه قبل معرفی شده است و در سال‌های اخیر انقلابی در چشم‌پزشکی ایجاد کرده است. OCT یک روش تصویربرداری غیرتهاجمی و بدون تماس است که با جزئیات بالا از قرنیه، شبکیه، کروئید^۲ و سر عصب بینایی چشم یک تصویر سطح مقطع فراهم می‌کند. پیشرفت در تکنولوژی OCT از دامنه زمانی به طیفی، امکان بالقوه مطالعه دقیق‌تر و سریع‌تر لایه‌های شبکیه و

این مقاله در بهمن‌ماه ۱۳۹۷ دریافت، در اردیبهشت‌ماه ۱۳۹۹ بازنگری دوم انجام و در خردادماه همان سال پذیرفته شد. این مقاله بخشی از طرح تحقیقاتی پشتیبانی شده توسط بیمارستان فوق تخصصی رضوی به شماره شناسایی ۳۲۱۰۰۲ است که تحت عنوان "نقشه برداری از (اپیتلیوم) قرنیه با استفاده از دستگاه OCT" در دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع) در حال اجرا است.

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد رشته برق-مخابرات، دانشگاه بین‌المللی امام رضا رایانامه: samaneilani@yahoo.com

^۲ گروه مهندسی برق و مهندسی پزشکی دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع) رایانامه: tabatabaey@imamreza.ac.ir و g.sadeghi@imamreza.ac.ir

^۳ فوق تخصص قرنیه و سگمان قدامی، بیمارستان فوق تخصصی رضوی.

رایانامه: barazandehbehzad@yahoo.com

¹ Optical Coherence Tomography=OCT

² Choroid

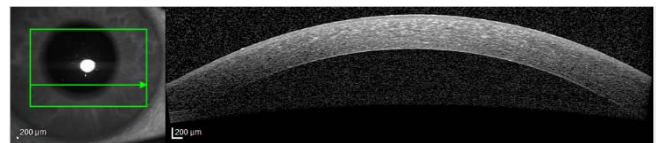
دنبال ارائه یک جمع‌بندی کاربردی از روش‌های تشخیص و ارزیابی مرزهای لایه‌های مختلف قرنیه در تصاویر OCT است. در این مقاله ابتدا شرح مختصری از بافت قرنیه و لایه‌های آن ارائه می‌شود (بخش ۲)؛ و سپس به معرفی سیستم توموگرافی انسجام نوری که ابزار ویژه‌ای در تصویربرداری از این بافت به شمار می‌رود پرداخته می‌شود (بخش ۳). در ادامه معرفی تصاویر قرنیه، مروری بر روش‌های پردازش خودکار و نیمه‌خودکار تصاویر شده و خروجی‌های مربوطه بررسی و مقایسه می‌شوند. بخش ۴ در سه زیر بخش این رویکردها و روش‌های پردازشی و تولید خروجی آن‌ها را ارائه می‌دهد. در بخش آخر نیز به بحث و بیان جمع‌بندی‌های حاصل از مقایسه پژوهش‌های مختلف پرداخته می‌شود. جمع‌بندی‌ها با هدف ارائه خروجی مناسب برای کمک به پزشک متخصص انجام می‌گیرد که این خروجی در بسیاری از موارد مربوط به تولید نقشه ضخامت برای لایه‌های مختلف قرنیه است.

۲ قرنیه و لایه‌های آن

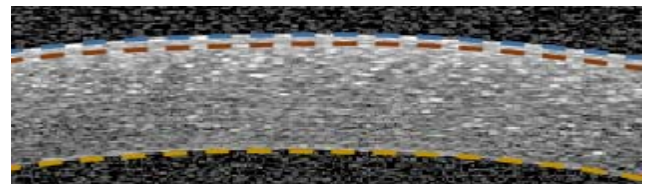
قرنیه بافت شفاف و بدون رگی است که در بخش جلویی کره چشم قرار دارد. این بافت به همراه لایه حفاظتی اشکی^۸ مسئولیت عملکرد سطح انکساری قدامی چشم را بر عهده دارد [۷]. در یک فرد بالغ، قطر افقی قرنیه ۱۲ میلی‌متر است که از قطر عمودی آن حدود ۱ میلی‌متر بیشتر است (قطر قرنیه در راستای عمود ۱۱ میلی‌متر). ضخامت آن در مرکز حدود ۰/۵ میلی‌متر است که به سمت محیط قرنیه به تدریج افزایش می‌یابد (ضخامت محیط قرنیه برابر ۱ میلی‌متر است) [۷] و [۸]. قرنیه انسان ۵ لایه مشهور دارد که از خارج به داخل عبارتند از: بافت پوششی یا اپیتلیوم^۹ (با ضخامت متوسط ۵۰ میکرون)، بومن^{۱۰} (۱۵ میکرون)، استروما^{۱۱} (حدود ۵۰۰ میکرون)، غشاء دسمه^{۱۲} (۱۰ میکرون) و اندوتلیوم (۵ میکرون) [۸]. همچنین لایه‌ی دیگری به نام لایه دوآ^{۱۳} به تازگی در قرنیه انسان کشف شده است [۹]. ساختمان و عملکرد ۶ لایه مذکور را می‌توان به صورت زیر خلاصه کرد:

الف- اپیتلیوم: اولین سد در برابر محیط بیرون است که توسط لایه اشکی پوشیده می‌شود و نقش مهمی در هموار کردن ناصافی‌های سطح قرنیه بر عهده دارد. سطح قرنیه نقش مهمی در قدرت انکساری چشم دارد. سطح هوا و لایه اشکی به همراه قرنیه زیرین، دوسوم کل قدرت انکساری چشم را تأمین می‌کنند. بافت این ناحیه قادر است در مدت ۷ الی ۱۰ روز تکامل و ترمیم یابد. این لایه ۵ درصد ضخامت قرنیه را تشکیل می‌دهد. غشاء پایه اپیتلیوم^{۱۴} تقریباً ۰/۰۵ میکرومتر ضخامت دارد [۷].

قرنیه را فراهم کرده است [۱]. در مسیر توسعه تکنولوژی OCT، شناخت بهتری از ساختار و بافت شبکیه، کروئید و قرنیه حاصل شده است و این روند ادامه دارد. اندازه‌گیری و ارزیابی ضخامت لایه‌های مختلف قرنیه برای تشخیص و درمان بیماری‌های قرنیه همچون کراتوکونوس^۱ (قوز قرنیه) [۲]، ادم قرنیه^۲، فشار خون چشم^۳ [۳] و دیستروفی فوکس اندوتلیال قرنیه^۴، خشکی چشم^۵، رد پیوند قرنیه^۶ [۴] و جراحی انکساری [۵] و [۳] نقش بسزایی دارند. همچنین اندازه‌گیری دقیق ضخامت تمام لایه‌های قرنیه برای تجزیه و تحلیل تورم قرنیه، اسیدوز^۷ و تغییر مصرف اکسیژن قرنیه مهم است. قطعه‌بندی دقیق مرزهای قرنیه برای تولید نقشه‌های ضخامت لایه‌های قرنیه نیز از اهمیت بالایی برخوردار است [۶]. از این رو نیاز به قطعه‌بندی دقیق و استخراج مرزهای لایه‌های قرنیه در تصاویر OCT امری اجتناب‌ناپذیر است. از آنجا که قطعه‌بندی دستی وقت‌گیر، وابسته به کاربر و گاهی غیردقیق است، قطعه‌بندی خودکار تصاویر OCT از اهمیت بسزایی برخوردار است. برای اینکه مفهوم تصاویر OCT قرنیه و اطلاعات داخل این تصاویر که از نظر پزشک مهم است مشخص شود، شکل ۱ قسمت الف یک نمونه تصویر مقطعی قرنیه که با استفاده از دستگاه OCT هایدلبرگ واقع در بیمارستان رضوی تهیه شده است را نشان می‌دهد؛ و شکل ۱ قسمت ب نمونه‌ای از مرزهای تعیین شده دستی مربوط به سه لایه مهم قرنیه از نظر پزشکان را نشان می‌دهد.



(الف)



(ب)

شکل ۱ الف) تصویر OCT قرنیه تهیه شده توسط دستگاه

تصویربرداری OCT هایدلبرگ (ب) نمایش مرز سه لایه مهم قرنیه (مرز اپیتلیوم (آبی)، مرز بومن (قرمز) و مرز اندوتلیوم (زرد)) در تصویر بزرگنمایی شده.

به این ترتیب، بررسی و تحلیل روش‌های قطعه‌بندی جهت بهبود پردازش تصاویر قرنیه از جنبه‌های مختلف قابل بحث است. به این منظور مقاله حاضر، تلاش‌های علمی انجام شده در این زمینه را بررسی نموده و با تحلیل دست‌آوردهای این مطالعات، به

⁸ Tear Film= TF

⁹ Epithelium= EP

¹⁰ Bowman's layer= BL

¹¹ Stroma= ST

¹² Descemet's Membrane= DM

¹³ Dua's layer

¹⁴ Epithelial Basement Membrane

¹ Keratoconus

² Corneal Edema

³ Ocular Hypertension

⁴ Fuchs Endothelial Dystrophy

⁵ Dry Eye

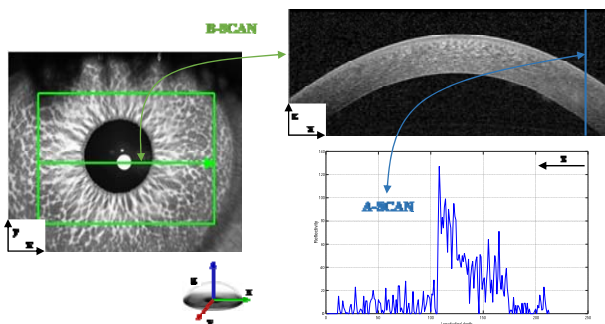
⁶ Corneal Graft Rejection

⁷ Acidosis

۳ بررسی تکنولوژی سیستم OCT

توموگرافی انسجام نوری یا مقطع نگاری همدوسی نوری یک تصویربرداری پزشکی و تکنولوژی تشخیصی است که توسط هوانگ^۳ و همکارانش در سال ۱۹۹۱ توسعه یافته است [۱۲]. سیستم OCT یک ابزار تشخیصی استاندارد برای بیماری‌های چشم است که تأثیر چشمگیری بر علوم این حوزه داشته است. این دستگاه می‌تواند تصویر مقطعی و سه‌بعدی از ساختار بافت را با دقتی در مقیاس میکرون ارائه دهد. دقت تصویر آن ۱ تا ۱۵ میکرون است، و تجسمی از مورفولوژی بافت را فراهم می‌کند. این تکنولوژی پرتو مادون قرمز (فروسرخ) بازتابیده یا متفرق شده را اندازه‌گیری می‌کند. تصویربرداری OCT می‌تواند بصورت زمان-واقعی انجام شود و روشی غیرتهاجمی و غیرتماسی برای تصویربرداری است [۱۳].

یک سیستم تصویربرداری OCT می‌تواند با جمع‌آوری تعدادی A اسکن (سیگنال بازتابیده یک‌بعدی در راستای عمق) از موقعیت‌های عرضی (جهت جانبی) مجاور، B اسکن (تصاویر دوبعدی سطح مقطع چشم، مشابه آنچه در شکل ۳ نمایش داده شده) را تولید کند [۳]. شکل ۳ نمایی از چگونگی تولید تصاویر OCT قرنیه را نشان می‌دهد. همان‌طور که از تصویر استنباط می‌شود مجموعه‌ای از B اسکن‌ها نیز در واقع می‌توانند اطلاعات سه‌بعدی چشم را در سه راستای طول و عرض و عمق در اختیار قرار دهند.



شکل ۳ یک نمونه تصویر قرنیه تهیه شده از فرد سالم با استفاده از سیستم تصویربرداری OCT هایدلبرگ:

(Spectralis HRA+OCT-Heidelberg Engineering)، پیکان سبز مربوط به B-scans در تصویر (بالا سمت راست) است. در منحنی (سمت راست پایین) یک A-scan عمودی از B-scan نشان داده شده است.

سیستم‌های OCT در ابتدا مبتنی بر آشکارسازی در حوزه‌ی زمان بودند اما روش‌های جدید، تأخیر زمانی بازگشت نور لیزر را توسط تبدیل فوری و طیف تداخلی سیگنال نور اندازه‌گیری می‌کنند [۱۰]؛ و بنابراین به عنوان OCT حوزه‌ی فوریه شناخته می‌شوند. OCT حوزه‌ی فوریه با سیستم‌های مبتنی بر طیف‌سنج (OCT

ب- بومن: لایه بومن بعد از اپیتلیوم و پیش از استروما قرار دارد. این لایه از تراکم بخش جلویی استروما که فاقد سلول می‌باشد ایجاد شده است [۷]. این لایه شکل‌دهنده قرنیه است و ضخامت آن در حدود ۱۵ میکرومتر است؛ در صورت آسیب، این لایه باز تولید نمی‌شود و محل آسیب توسط بافت اسکار^۱ پر می‌شود [۷].

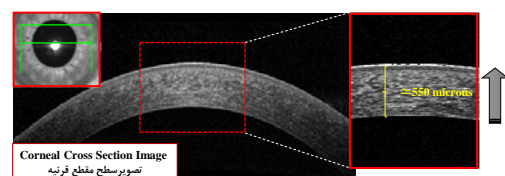
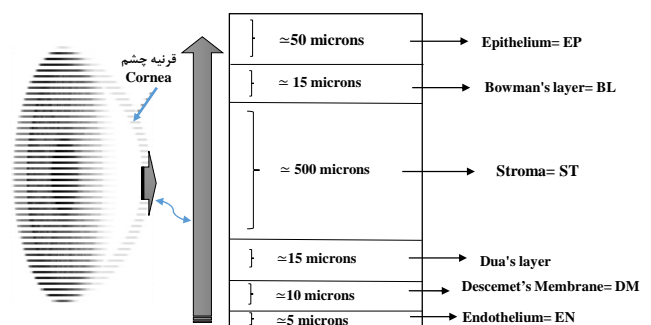
ج- استروما: استروما عمده ضخامت قرنیه را تشکیل می‌دهد و تقریباً ۸۰ الی ۸۵ درصد ضخامت قرنیه مربوط به این لایه است که عمدتاً حاوی آب و کلاژن^۲ است [۶] و [۹].

د- غشاء دسمه: غشاء پایه اندوتلیوم و شفاف و کشسان است. بخشی از این بافت قبل از تولد و بخش دیگر پس از آن تولید می‌شود و با افزایش سن می‌تواند تا ۱۰ میکرومتر افزایش ضخامت داشته باشد [۷]. سه میکرومتر تولید شده پیش از تولد در مقیاس الکترونی حالت نواری شکل و لایه لایه دارد ولی بافت تولیدشده پس از تولد ساختار بی‌شکل و غیر لایه‌ای دارد [۷].

ه- اندوتلیوم: اندوتلیال مجموعه سلول‌های ۶ وجهی غیرقابل تقسیم است که وظیفه حفظ محتوی آب قرنیه را به عهده دارد [۱۰].

و) لایه دوآ: این چهارمین لایه از بیرون، بین غشاء دسمه و استروما قرار دارد و تقریباً ۱۵ میکرون ضخامت دارد. در واقع این ششمین لایه ثبت شده قرنیه به حساب می‌آید که در جریان یک عمل اهدای قرنیه و تمیز کردن بخش استروما کشف شد [۱۱].

برای بررسی سلامت لایه‌های مختلف قرنیه در چشم از دستگاه تصویربرداری OCT (توموگرافی انسجام نوری) استفاده می‌شود. شکل ۲ اجزای ساختمان قرنیه و یک نمونه تصویربرداری OCT از آن را نشان می‌دهد. همچنین در شکل ۲ ب مرز لایه‌های اصلی در تصویر سطح مقطع قرنیه نمایش داده شده است.

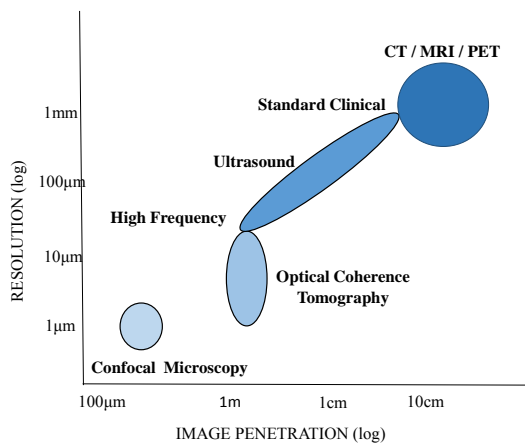


شکل ۲ ساختار لایه‌های قرنیه و تصویر سطح مقطع قرنیه برای تعیین لایه‌های اصلی

¹ Scar Tissue

² Collagen

عمق تصویربرداری چند میلی‌متر را دارد اما کیفیت و دقت تصویر در آن بالا نیست. توموگرافی انسجام نوری شکاف بین این دو را پر می‌کند. دقت محوری در OCT توسط پهناى باند منبع نور مورد استفاده برای تصویربرداری تعیین می‌شود. چشم به راحتی از نظر تابش نور در دسترس دستگاه OCT است و دقت این تکنولوژی نوری تقریباً ۱۰ تا ۱۰۰ برابر بالاتر از تصویربرداری فراصوت استاندارد است. نقطه ضعف اصلی تصویربرداری OCT این است که نور توسط بافت‌های بیولوژیکی بسیاری پراکنده می‌شود و عمق نفوذ را به تقریباً ۲ میلی‌متر محدود می‌کند. در حالت کلی با توجه به محدودیت OCT در نفوذ به بافت می‌توان به صورت کیفی نتیجه گرفت که در تصویربرداری‌های با عمق کم، OCT می‌تواند جزئیات را بصورت بهینه نمایش دهد [۱۴]. مدل‌های سفارشی دستگاه OCT با کیفیت و دقت بالاتر نیز ساخته می‌شوند. مدل سفارشی PS-OCT^۴ حساس به قطبش، با یک میدان بزرگ دید، قادر است تصاویری با سیگنال به نویز بسیار بالا تولید کند [۱۵].

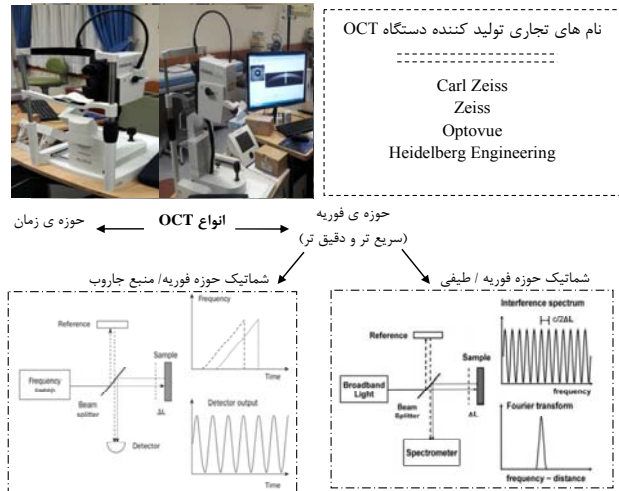


شکل ۵ نمودار مقایسه دقت تصویربرداری OCT با دستگاه‌های تصویربرداری دیگر برگرفته از مرجع [۱۴].

۴ پردازش تصاویر OCT قرنیه چشم

با بررسی مطالعات پیشین مبتنی بر تصاویر OCT که در زمینه قطعه‌بندی و تعیین مرزهای لایه‌های قرنیه (اپیتلیوم، بومن و اندوتلیوم) چشم انجام شده است می‌توان نتیجه گرفت که بصورت کلی این فرآیند در سه بخش کلی انجام می‌گیرد (شکل ۶). بخش اول مرحله پیش‌پردازش تصاویر OCT قرنیه که شامل حذف نویز و آرتیفکت^۵ می‌شود (توضیح بیشتر در زیر بخش بعدی)؛ بخش دوم مرحله قطعه‌بندی که شامل تفکیک لایه‌ها با بافت‌های مشابه و استخراج مرز لایه‌ها است؛ و بخش سوم تولید نقشه ضخامت که شامل آنالیز مجموعه‌ای از تصاویر مقطعی چشم به منظور استخراج نقشه سه بعدی مربوط به ضخامت لایه‌های مختلف و آشکارسازی این تغییرات در کل سطح مربوط به ناحیه دیداری قرنیه می‌شود. در ادامه به مرور پژوهش‌ها و پردازش‌های انجام

حوزه‌ی فوریه/ طیفی^۱ و یا سیستم‌های مبتنی بر جاروب فرکانسی (OCT حوزه‌ی فوریه/ منبع جاروب^۲) قادر است تا تصویربرداری را با حساسیت و سرعت بی‌سابقه‌ای نسبت به سیستم‌های حوزه‌ی زمان انجام دهد [۱۴]. شکل ۴ دید کلی از تصویربرداری توموگرافی انسجام نوری را در اختیار مخاطب قرار می‌دهد. خلاصه‌ای از ویژگی‌های سه نوع فناوری OCT در جدول ۱ ارائه شده است.



شکل ۴ توموگرافی انسجام نوری (OCT): انواع OCT و تولید کنندگان تجاری؛ تصویر دستگاه Heidelberg؛ شمانیک انواع حوزه فوریه (برگرفته از مرجع [۱۴]).

جدول ۱ مقایسه انواع دستگاه‌های OCT

| روش تصویربرداری OCT | منبع نور | دقت [*] تصویربرداری | سرعت [*] تصویربرداری پردازش | زمان |
|------------------------|--|------------------------------|--------------------------------------|------------|
| TD-OCT ^{**} | پهنای باند عریض (طول موج کمتر از ۸۵۰) | کم | کم | بسیار بالا |
| SD-OCT ^{***} | پهنای باند عریض (طول موج: ۸۵۰ نانومتر و ۱۰۵۰ نانومتر) | بالا | بالا | بالا |
| SS-OCT ^{****} | باند باریک، جاروب از طریق طیف وسیع (طول موج: ۱۰۵۰ نانومتر و یا ۱۳۰۰ نانومتر) | بسیار بالا | بسیار بالا | کم |

* Resolution

** Time-Domain Optical Coherence Tomography=TD-OCT

*** Spectral /Fourier Somain Optical Coherence Tomography =SD-OCT

**** Swept Source /Fourier Domain Optical Coherence Tomography =SS-OCT

برای درک کاربردهای بالقوه تصویربرداری OCT، نمودار ارائه شده در شکل ۵ دقت و عمق تصویربرداری این سیستم را در مقایسه با دستگاه‌های دیگر مورد استفاده در کلینیک‌های چشم پزشکی نشان می‌دهد. تصویربرداری میکروسکوپ هم‌کانون^۳ دقت بسیار بالا (۱ میکرومتر) و عمق نفوذ بسیار کمی در بافت (بیش از ۱۰۰ میکرومتر) دارد. هرچند تصویربرداری فراصوت

^۱ Spectral / Fourier Domain OCT= SD OCT

^۲ Swept Source / Fourier Domain OCT=SS OCT

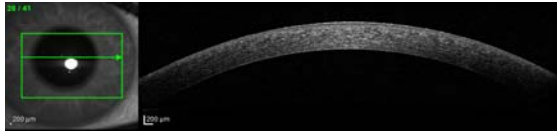
^۳ Confocal Microscopy

^۴ Polarization Sensitive OCT

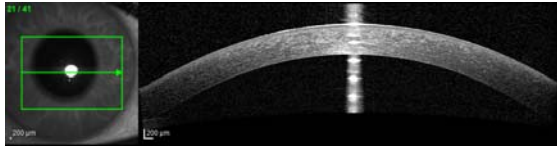
^۵ Artifact



(الف)



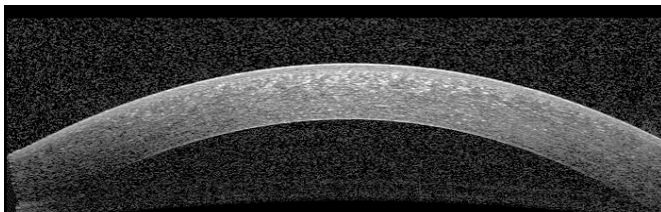
(ب)



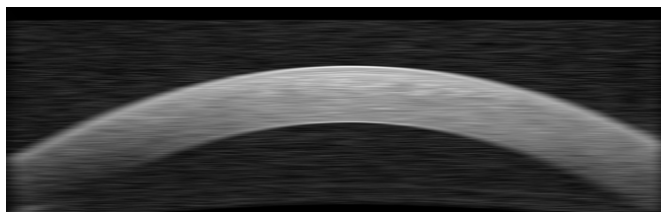
(ج)

شکل ۷ نمونه‌هایی از تصاویر قرنیه با نسبت سیگنال به نویز (SNR) متفاوت. (الف) تصویر قرنیه SNR کم. (ب) تصویر قرنیه SNR بالا. (ج) تصویر قرنیه با آرتیفکت مرکزی

جدول ۲ برخی از الگوریتم‌های حذف نویز که در قطعه‌بندی OCT قرنیه مورد استفاده قرار گرفته‌اند را نشان می‌دهد. از جمله رایج‌ترین روش‌ها می‌توان به حذف نویز با استفاده از فیلتر میان‌ه و گوسی اشاره نمود [۲] و [۱۷] و [۱۸]. به عنوان نمونه روش حذف اثر نویز با فیلتر گوسی ارائه شده در مرجع [۲] بر روی تصویر OCT قرنیه تهیه شده در بیمارستان رضوی اعمال شد که خروجی آن در شکل ۸ نشان داده شده است. معمولاً پارامترهای پنجره و سیگمای روش حذف نویز فیلتر گوسی با توجه به مقدار نویز تصاویر استفاده شده در هر پژوهش و گاه با سعی و خطا [۲] بدست می‌آید. نکته مهم در استفاده از این فیلتر آن است که علی‌رغم هموار شدن تصویر، حتی‌المقدور مرزهای لایه‌ها حفظ شوند. بنابراین از آنجایی که این مرزها بیشتر در جهت افق حضور دارند، برای حفظ آن‌ها از یک پنجره فیلتر ردیفی یک‌بعدی استفاده شده است. شکل ۸ روش مذکور را با پنجره 1×30 و سیگمای ۱۰ به تصویر اعمال کرده است و توانسته است همزمان با کاهش اثر نویز شدید لکه‌ای، مرزهای کلی لایه‌های اصلی را حفظ کند.



(الف)



(ب)

شکل ۸ الف) تصویر اصلی ب) تصویر حذف نویز با استفاده از فیلتر پایین‌گذر گوسی با پنجره ۱ در ۳۰ و انحراف معیار ۱۰

شده در هر بخش که از سال ۲۰۰۲ تاکنون مورد استفاده قرار گرفته‌اند پرداخته می‌شود. جدول ۲ ویژگی‌ها و نکات کلیدی برخی از الگوریتم‌های برجسته‌تر از این مجموعه را بصورت خلاصه ارائه می‌دهد. شرح دقیق‌تر الگوریتم‌ها در هر زیر بخش ارائه شده است.



شکل ۶ مراحل پردازش تصاویر توموگرافی انسجام نوری قرنیه چشم

۴-۱ روش‌های پیش‌پردازش تصاویر OCT قرنیه

پیش‌پردازش اولین و یکی از مهمترین بخش‌های یک سیستم پردازش تصویر است. تصاویر OCT حاوی نویز ساختاری ناشی از سیستم تصویربرداری هستند که کیفیت تصویر را کاهش می‌دهد و آنالیز تصویر را پیچیده می‌کند (شکل ۷، الف). این نوع نویز خاص اساس مشکل موجود در شناسایی دقیق مرز لایه‌های مختلف قرنیه در تصاویر OCT است و می‌تواند باعث قطعه‌بندی نادرست مرزها شود [۱۶]. علاوه بر این برخی از تصاویر OCT تحت تأثیر آرتیفکت‌های افقی و مرکزی قرار می‌گیرند که آن‌ها نیز باعث ایجاد خطا در تشخیص مرزها می‌شوند از این رو کاهش اثر آن‌ها باعث نتایج بهتر در قطعه‌بندی می‌شود. آرتیفکت مرکزی، آرتیفکت اشباع عمودی است که در اطراف مرکز قرنیه به علت بازتاب‌های بازگشتی از رأس قرنیه رخ می‌دهد که دوربین خطی طیف‌سنج را اشباع می‌کند. برای حذف آرتیفکت مرکزی و افقی در تحقیقات به ترتیب از نمودار شدت میانگین ستون‌ها و سطرها استفاده شده است [۲] و [۳] و [۱۵] و [۱۶]. معمولاً تمام روش‌های آنالیز تصویر OCT پیشنهادی در مطالعات شامل یک مرحله پیش‌پردازش قبل از انجام هرگونه مراحل پردازش اصلی است.

در شکل ۷ نمونه‌هایی از تصاویر OCT قرنیه با نسبت سیگنال به نویز کم و نسبت سیگنال به نویز بالا و آرتیفکت مرکزی نشان داده شده است. تصاویر شکل ۷ به علت کیفیت بالاتر سیستم تصویربرداری نسبت به مدل‌های قدیمی‌تر، فاقد آرتیفکت افقی می‌باشند. هرچند با بالا رفتن کیفیت دستگاه‌های تصویربرداری به نظر می‌رسد حذف نویز در همه جا لازم نیست (شکل ۷ قسمت ب)، اما تصاویر سطح مقطعی قرنیه که مربوط به مکان‌هایی دورتر از مرکز چشم و مرکز مردمک می‌شوند، بیشتر دچار نویز می‌شوند (قسمت الف شکل ۷) و آن‌ها که حول مرکز هستند دچار مشکل آرتیفکت می‌شوند (قسمت ج شکل ۷).

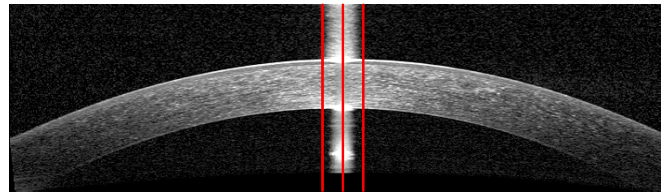
بسیاری در طراحی الگوریتم‌ها برای قطعه‌بندی خودکار و نیمه‌خودکار تصاویر قرنیه انجام شده است. پیچیدگی و خوش‌تعریف نبودن قطعات مورد نظر، در این تصاویر موجب شده تا روش‌های تعاملی نیز قابل قبول واقع شود به طوری که با وارد کردن نظر موردی پزشک در الگوریتم، دقت افزایش یابد [۵] و [۱۸]. به هر حال بررسی تعداد زیادی تصویر بصورت تعاملی ممکن نیست و بطور کلی روش‌های خودکار ترجیح داده می‌شود؛ حتی اگر لازم باشد برخی پارامترهای خاص در ابتدای عملیات قطعه‌بندی توسط کاربر مقداردهی شود [۲۲].

در ادامه مجموعه‌ای از روش‌های قطعه‌بندی خودکار و نیمه‌خودکار برای تعیین مرزهای لایه‌های قرنیه در تصاویر OCT بررسی شده است. بطور کلی می‌توان گفت از روش‌های تشخیص کانتور^۲ [۱۸] و [۲۰] و [۲۴]، روش‌های مبتنی بر آستانه^۳ [۱۹] و [۴]، روش‌های مجموعه سطح (سطوح هم‌تراز)^۴ [۲۵]، و روش‌های مبتنی بر گراف^۵ [۱۵] و [۱۶] و [۲۲] و [۲۳] برای قطعه‌بندی تصاویر قرنیه چشم استفاده شده است.

لی و همکارانش [۲۳] روشی خودکار برای قطعه‌بندی قرنیه با استفاده از ترکیب کانتور فعال سریع^۶ و الگوریتم برازش چندجمله‌ای چندجمله‌ای مرتبه دوم^۷ پیشنهاد کردند. این رویکرد به شدت به انتخاب صحیح کانتور اولیه بستگی دارد که لازم است نزدیک به ویژگی تصویر مورد نظر (معمولاً لبه‌ها) باشد. این الگوریتم مرزهای اپیتلیوم، بومن و اندوتلیوم را بدست می‌آورد. گراگلیا و همکارانش [۲۰] یک رویکرد (نیمه‌خودکار) برای الگوریتم تشخیص کانتور^۸ در فریم تصاویر OCT قرنیه برای یافتن نقاط اپیتلیوم و اندوتلیوم و ردیابی کانتور پیکسل قرنیه توسط پیکسلی از این دو نقطه با معیار وزن مطرح کردند. این الگوریتم به شدت به انتخاب مناسب نقاط اولیه در مرز اپیتلیوم و اندوتلیوم بستگی داشت و کوچکترین خطا در این بخش نتایج اشتباه را ارائه می‌داد. علاوه بر این، الگوریتم قادر به تشخیص لایه‌های داخلی نبود و تنها مرزهای اپیتلیوم و اندوتلیوم را تشخیص می‌داد.

برای قطعه‌بندی پنج مرز لایه قرنیه (اپیتلیوم، بومن، استروما، غشاء دسمه و اندوتلیوم)، ایکل و همکارانش [۶] با استفاده از قیچی هوشمند پیشرفته و یک انرژی کمینه‌سازی اسپلاین^۹، یک روش نیمه‌خودکار پیشنهاد کردند. این روش از نمایش مبتنی بر فاز تصویر به عنوان هزینه محلی بیرونی، به جای گرایان تصویر استفاده می‌کند؛ کاملاً خودکار نیست و نیاز به دقت بالایی از تعامل کاربر برای قطعه‌بندی دقیق دارد. این روش به دلیل حضور کاربر وقت‌گیر است و تلاش می‌کند فقط قسمت مرکزی قرنیه را

همان‌طور که اشاره شد مشکل دیگری که در سیستم‌های تصویربرداری با کیفیت نیز مشاهده می‌شود انعکاس مرکزی نور معمولاً از برجسته‌ترین قسمت قوس قرنیه است. از آنجایی که این ناحیه در واقع بخشی از ناحیه مد نظر پزشک است، حذف این انعکاس‌ها از تصویر پیش‌پردازش مهم است. شکل ۹ یک نمونه از موقعیت‌یابی آرتیفکت مرکزی با استفاده از نمودار شدت میانگین ستون‌ها را نشان می‌دهد. الگوریتم اعمال شده بر روی این تصویر مبتنی بر روش ارائه شده در مرجع [۳] است. در این روش بعد از میانگین‌گیری ستونی بر روی تصویر، به عنوان پیش فرض یک سوم وسط تصویر به عنوان ناحیه آرتیفکت مرکزی انتخاب می‌شود. سپس با یافتن حداکثر مقدار در این ناحیه، حرکت از آن نقطه به سمت راست و چپ نمودار آغاز می‌شود و در هر مکان مقایسه با مقدار حداکثر مرکز انجام می‌شود؛ بیشتر بودن تفاوت از یک مقدار آستانه تعیین کننده مختصات مکان‌های تخریب شده توسط نور شدید انعکاسی است.



شکل ۹ نمونه‌ای از موقعیت‌یابی آرتیفکت مرکزی در تصویر OCT قرنیه

پس از موقعیت‌یابی آرتیفکت مرکزی، معمولاً این ناحیه در پیش‌پردازش حذف شده و با استفاده از درون‌یابی نقاط هم‌جوار ناحیه، پیکسل‌های مرز لایه در این ناحیه تخمین زده می‌شوند [۳]. بخش پیش‌پردازش تا حدودی می‌تواند مرتبط با پردازش‌های بعدی پیچیده‌تر یا ساده‌تر شده و تغییر کند؛ به عنوان مثال در پژوهش [۲۱] که از الگوریتم یادگیری برای قطعه‌بندی استفاده می‌شود عملاً فرآیند پیش‌پردازش نیز در حین یادگیری سیستم آموخته می‌شود.

۲-۴ روش‌های قطعه‌بندی تصاویر OCT قرنیه

پس از حذف نویز و آرتیفکت تصویر سطح مقطع قرنیه، عمل شناسایی لایه‌ها در تصویر انجام می‌شود. قطعه‌بندی دقیق لایه‌های قرنیه بسیار مهم است زیرا چند میکرومتر خطا می‌تواند به تشخیص اشتباه منجر شود [۲]. در مسأله قطعه‌بندی، یک تصویر به چند زیرمجموعه بدون همپوشانی تقسیم می‌شود. عملیات افراز به گونه‌ای انجام می‌شود که هر زیرمجموعه یک بخش معنی‌دار تصویر را ارائه دهد. این بخش می‌تواند با سطوح هم‌جنس و یا بافت همگن تعریف شود [۲۲]. با توجه به خواص فیزیکی قرنیه، تصاویری که با استفاده از OCT به دست می‌آید، با نسبت سیگنال به نویز کم و ناهمگونی^۱ همراه است [۶]. بنابراین استخراج مرز دقیق و قوی در این تصاویر چالش بزرگی است و تلاش‌های

² Contour Detection

³ Threshold

⁴ Level Set

⁵ Graph Theory

⁶ Fast Active Contour

⁷ Second-Order Polynomial Fitting

⁸ Contour Detection

⁹ Energy Minimizing Spline

¹ Non-Homogeneities

استفاده کردند. این روش سه مرز کلینیکی مهم لایه قرنیه (اپیتلیوم، بومن و اندوتلیوم) را قطعه‌بندی می‌کند. نتایج این پژوهش با ناظران دستی تنها برای ناحیه مرکزی قرنیه توافق خوبی داشت که در آن بالاترین نسبت سیگنال به نویز یافت شد. روبلز و همکارانش [۲۶] یک رویکرد سه‌بعدی برای قطعه‌بندی سه مرز قرنیه اصلی بر روی تصاویر قرنیه موش با روش مبتنی بر گراف مطرح کردند. روش آن‌ها با روش‌های برش گراف^۴ که برای تصاویر OCT شبکه‌ی شبکه‌ی طراحی شده است، سازگار می‌باشد. بحث در مورد مسائل مربوط به ناهمترایی بین تصویر در مقاله ایشان وجود ندارد و اعتبارسنجی فقط مرحله قطعه‌بندی دو بعدی را در نظر می‌گیرد.

ویلیامز و همکارانش [۲۵]، قطعه‌بندی مجموعه سطح (سطوح همتران) را برای قطعه‌بندی و بدست آوردن خودکار مرز-های قدامی و خلفی قرنیه ارائه دادند. این تحقیق نتایج قطعه‌بندی را با آنچه که توسط یک ناظر دستی انجام می‌شود مقایسه می‌کند. با این حال این روش، در مقایسه با روش‌هایی از این دست، سرعت نسبتاً مناسبی دارد. دو سال بعد ویلیامز و همکارانش [۱۷] یک روش قطعه‌بندی بر اساس برش گراف برای بهبود سرعت و کارایی قطعه‌بندی پیشنهاد کردند. سپس، آن‌ها روش تئوری گراف و الگوریتم‌های ژنتیک^۵ را برای بازسازی نقشه‌های سطح سه‌بعدی قرنیه گسترش دادند [۲۷]. متأسفانه، هیچ‌کدام از الگوریتم‌های فوق نمی‌توانند به طور مؤثر تصاویر را در نواحی با نسبت سیگنال به نویز کم^۶ و یا آن‌هایی که توسط منابع مختلفی از آرتیفکت‌ها مانند آرتیفکت افقی و مرکزی خراب شده‌اند، مدیریت کنند. همچنین روش‌هایی که از نظریه گراف یا مجموعه سطح استفاده می‌کنند هزینه‌های محاسباتی بالایی دارند.

ربانی و همکارانش [۲] از روش‌های قطعه‌بندی مدل مخلوط گوسی^۷ (GMM)، برش گراف و مجموعه سطح برای قطعه‌بندی خودکار سه مرز لایه قرنیه در تصاویر OCT استفاده کردند. با استفاده از قطعه‌بندی مرزها در تصاویر سطح مقطع، آن‌ها نقشه-های سه‌بعدی ضخامت لایه‌های ایجاد شده توسط این مرزها را به دست آوردند. میانگین و انحراف معیار میزان ضخامت برای افراد نرمال در اپیتلیال، استرومال و قرنیه کامل در مناطق مرکزی^۸، فوقانی^۹، تحتانی^{۱۰}، بینی^{۱۱} و گیجگاهی^{۱۲} را محاسبه کردند (تمرکز بر روی مرکز مردمک^{۱۳} چشم). در این پژوهش، مرزهایی شناسایی شده خودکار با مرزهای قطعه‌بندی شده به طور دستی توسط دو متخصص قرنیه مقایسه شد و نتایج کمی نشان داد که روش

که عموماً بالاترین نسبت سیگنال به نویز را دارد، قطعه‌بندی کند. السوای و همکارانش [۴] نیز تلاش کردند با استفاده از یک سیستم دقیق‌تر OCT، پنج لایه را بصورت خودکار استخراج کنند. آن‌ها با تولید ماسک قرنیه با روش آستانه‌گذاری و فیلتر میانه، محدوده مرزهای اپیتلیوم و اندوتلیوم را تعیین کردند. سپس با مسطح کردن تصویر مبتنی بر این مرزها و اعمال روش آستانه بصورت محلی و تنظیم ماسک برای قطعه‌بندی، مرزهای میانی قرنیه را بدست آوردند. برای مرز لایه‌های میانی، قوس قرنیه یکبار مبتنی بر مرز اپیتلیوم و بار دیگر مبتنی بر مرز اندوتلیوم مسطح می‌شود و پس از کشف مرزها، محل متناظر مرز روی محور عمودی در تصویر اصلی، شناسایی می‌شود [۴]: در پایان نیز مرزهای میانی بدست آمده با استفاده از پنجره‌های محلی و تابع برازش چندجمله‌ای مرتبه دو، باز تنظیم می‌شوند. در مطالعه‌ای دیگر، ایکل و همکارانش [۲۸] از تشخیص پیک^۱ و تبدیل هاف تعمیم‌یافته^۲ به طور خودکار برای قطعه‌بندی تصاویر دو بعدی استفاده کردند. آن‌ها بعد از قطعه‌بندی تصاویر دوبعدی یک بازسازی سه‌بعدی از قرنیه را تولید کردند. در آن پژوهش این روش بر روی ۳ مجموعه تصویر از ۳ فرد سالم نشان داده شد و به دلیل کیفیت پایین تصاویر، نتایج مورد تأیید قرار نگرفت. شن و همکارانش [۱۹] از مدل مبتنی بر آستانه برای تشخیص مرز قدامی قرنیه استفاده کردند. این روش در مقایسه با دیگر پژوهش‌ها قادر به شناسایی دقیق سطح خلفی قرنیه نبود. روش آستانه با توجه به ساده بودن و هزینه پایین محاسباتی‌اش در پژوهش‌های اخیر نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد چرا که با تولید تصاویر OCT با کیفیت بهتر در دستگاه‌های سفارشی OCT، مرزها وضوح بیشتری دارند. پژوهش [۲۹] از این فن برای مقایسه لایه‌های قرنیه افراد سالم و افراد دارای قوز قرنیه، استفاده کرده است.

از سال ۲۰۱۱، روش‌های قوی‌تری نظیر نظریه گراف و مجموعه سطح (سطوح همتران) برای دستیابی به قطعه‌بندی بهتر مورد بررسی قرار گرفت. روش‌های قطعه‌بندی تصویر مبتنی بر گراف، مسئله را به صورت گراف G نمایش می‌دهند به طوری که $V = \{v_1, v_2, \dots, v_n\}$ یک مجموعه از رئوس متناظر با ارکان تصویر است که می‌تواند بیانگر پیکسل‌ها یا نواحی در فضای اقلیدسی باشند. E مجموعه‌ای از یال‌ها است که جفت‌های مشخص رئوس همسایه را به هم متصل می‌سازد. هر یال (v_i, v_j) یک وزن متناظر $w(v_i, v_j)$ دارد که یک کمیت را اندازه‌گیری می‌کند. این کمیت براساس خاصیت بین دو رأس متصل شده توسط یک خط (لبه) تعیین می‌شود. سپس گراف بر اساس معیارهای خاص به چندین بخش افراز می‌شود [۲۲]. لاروکا و همکارانش [۱۸] از نظریه گراف و برنامه‌نویسی پویا^۳ که یک روش خودکار است برای قطعه‌بندی مرزهای سه لایه قرنیه

⁴ Graph Cut

⁵ Genetic Algorithms

⁶ Low Signal to Noise Ratio (SNR)

⁷ Gaussian Mixture Model=GMM

⁸ Central

⁹ Superior

¹⁰ Inferior

¹¹ Nasal

¹² Temporal

¹³ Pupil

¹ Peak Detection

² Generalized Hough Transform

³ Dynamic Programming

گروه پژوهشی شبکه CorneaNet را که مبتنی بر شبکه‌های عصبی کانولوشنی تمام متصل UNet است با حدود بیست هزار تصویر در شش تکرار اعتبار سنجی متقابل، آموزش داده و ارزیابی کرده‌اند (6-fold-Cross-Validation) [۲۱]. در هر تکرار کل داده‌های مربوط به یک چشم در یکی از دسته‌های آزمون یا آموزش قرار داشته است تا همبستگی تصاویر داده‌های یک چشم، اعتبار ارزیابی را خدشه‌دار نکند. در فرآیند آموزش، شبکه می‌آموزد که هر پیکسل تصویر به کدام یک از سه لایه اپیتلیوم، بومن و یا استرما تعلق دارد [۲۱]. این روش به دقت بیش از ۹۹٪ دست یافته است اما باید توجه داشت که داده‌های آزمون نیز همگی با یک نوع سیستم و به طریق مشابه تهیه شده‌اند و عملکرد شبکه CorneaNet برای پایگاه داده دیگری آزمون نشده است. نکته دیگری که لازم است در مواجهه با نتایج دقیق و سریع این پژوهش در جدول ۲ لحاظ شود بحث برچسب‌گذاری لایه‌ها در تصاویر است. برچسب‌گذاری تعداد بالای تصاویر عملاً با الگوریتم خودکار دیگر، یعنی روش مقاوم تکرار برازش، انجام شده است که البته خروجی آن بصورت دستی بازبینی شده است و در صورت مشکل دار بودن تصحیح شده است [۲۱]. به هر حال افق پیش روی این رویکرد روشن‌گزارش شده (جدول ۲) و این روش توانسته است فراتر از محدوده‌ای که برای آن آموزش دیده است عملکرد مناسب از خود نشان دهد.

۴-۳ تولید نقشه ضخامت لایه‌های قرنیه

از آنجا که تولید نقشه ضخامت لایه‌های قرنیه در تشخیص بیماری‌های قرنیه به پزشک کمک می‌کند بنابراین دستیابی به این نقشه‌ها از اهمیت بسیاری برخوردار است. عمده کارهای انجام شده قبلی پس از استخراج مرزها، نقشه‌های سه‌بعدی ضخامت نواحی قرنیه را تولید نکرده‌اند. برای تولید این نقشه‌ها لازم است سیستم مجموعه‌ای از تصاویر مقطعی چشم را جمع‌آوری کرده و لایه‌ها را در تمام این تصاویر تشخیص داده و مرزها را استخراج کند تا بتواند نهایتاً یک نقشه از ضخامت لایه‌های مختلف قرنیه را در اختیار قرار دهد. آنچه در این بخش مهم می‌شود نوع تصاویر سطح مقطع و تعداد تصاویری است که برای تولید نقشه استفاده می‌شوند. به عبارت دیگر تصاویر سطح مقطع می‌تواند در جهت‌های مختلف و یا در یک جهت خاص باشد (شکل ۱۰) به طوری که نهایتاً دیدی سه‌بعدی از لایه قرنیه را فراهم کنند. همچنین بنا به دقت مورد نظر پزشک و یا امکان تصویربرداری سریع و خسته نشدن چشم بیمار، لازم است کمترین تعداد مناسب از این تصاویر را برای تولید یک نقشه قابل اطمینان استفاده کرد. برخی دستگاه‌های OCT نیز ممکن است امکان تغییر محور تصویربرداری را نداشته باشند. معمولاً بنا به مقتضیات پزشکی و امکانات دستگاه، برای تحلیل ضخامت قرنیه چشم، مجموعه تصاویر از ناحیه ۵ تا ۶ میلی‌متری با مرکزیت مردمک چشم تهیه می‌شوند.

GMM مرزهای مورد نظر را نسبت به روش‌های برش‌گراف و تنظیم سطح با بهترین دقت محاسبه می‌کند.

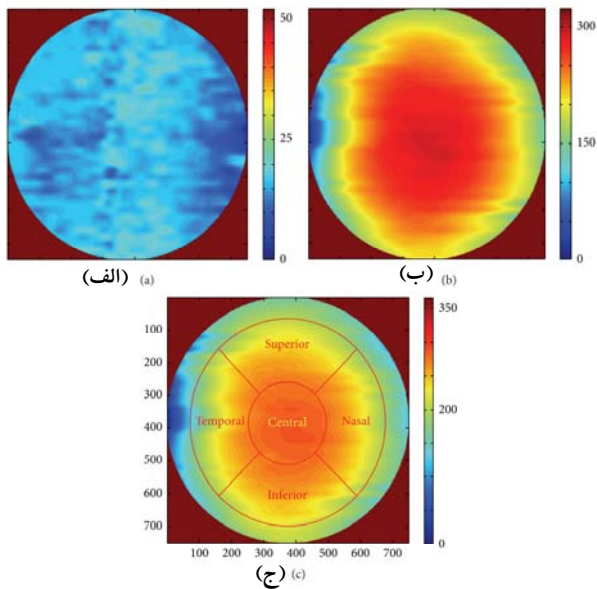
در تحقیق اخیر دیگری ژانگ و همکارانش [۳] یک رویکرد جدید برای تقطیع مرزهای لایه قرنیه با استفاده از تصاویر توموگرافی انسجام نوری ارائه دادند. آن‌ها از تشخیص لبه سفارشی^۱ (که در واقع نوعی تشخیص لبه تجمیعی در راستای عمود همراه با هموارساز Savitzky-Golay و تبدیل هاف برای تخمین قوس مرز لایه است)، برای یافتن موقعیت مرزها استفاده کردند. همچنین فیلتر کالمن برای اصلاح مرزها در قطعه‌بندی سه مرز لایه قرنیه (اپیتلیوم، بومن، اندوتلیوم) استفاده شده است. اعتبار سنجی در [۳] بر اساس ۲۰ تصویر B-scan به تصادف انتخاب شده از ۶۰ حجم کل داده‌ها، نشان داد که سه مرز لایه در هر تصویر می‌تواند در عرض ۵۲/۰ ثانیه با میانگین قدر مطلق خطای مرز لایه زیر $5/4 \mu\text{m}$ قطعه‌بندی شود. این مقایسه دقت نسبت به مرزهای دستی است که توسط پزشک برای این بیست تصویر نشانه‌گذاری شده بودند. آن‌ها از روی آزمایشات معتبر براساس تصاویری از افراد سالم، تصاویر با کراتوکونوس و تصاویر با فلپ لیزیک^۲ نشان دادند که تبدیل هاف (HT) برای دایره‌ها^۳ (دوران‌ها) (HTC) می‌تواند مرزهای لایه قرنیه را دقیق‌تر نشان نشان دهد. از سوی دیگر، فیلتر کالمن می‌تواند نویز شدید تصویر را لحاظ کند و با سازگار شدن با تغییرات، شکل مرز نهایی را تنظیم کند و به مرزهای واقعی لایه‌ها نزدیکتر شود. مراحل مقاله تشریح شده بطور خلاصه به این ترتیب است که ابتدا با استفاده از روش هاف دایره‌ای حدود مکان مرز را بدست می‌آورد و سپس در بازه مشخص با استفاده از روش تفاضل تجمعی، پیکسل‌های مرز را بدست می‌آورد. حال این مرز مشابه مسیر حرکت یک هدف متحرک است. در این مرحله اصلاح این مسیر حرکت (که نباید شامل جهش‌های غیرمعمول و غیرمنطقی باشد) توسط پالایه کالمن انجام می‌شود. به این ترتیب اثر نویزهای شدید در مرز لایه‌ها کم و یا حذف می‌شود و همزمان مرز به مرزهای واقعی (که در چشم بیماران لزوماً خیلی یکنواخت و قوس دایره‌ای هم نیست)، نزدیک خواهد شد. پژوهش [۳] ادعا می‌کند یک ابزار مؤثر با هزینه محاسباتی کم و قابل اجرا در یک محیط بالینی ارائه داده است اما لازم به ذکر است که قدرت پردازشی سیستم استفاده شده در این پژوهش نسبتاً بالا بوده و نقشه‌های ضخامت نیز در این پژوهش تولید نشده‌اند.

رویکرد متفاوت دیگری که در قطعه‌بندی اخیر تصاویر قرنیه آغاز شده است قطعه‌بندی با استفاده از شبکه‌های یادگیری عمیق است. سنتوز و همکاران [۲۱] با الهام از نتایج بدست آمده از پژوهش‌های انجام شده برای شبکه چشم، بر آن شدند تا شبکه‌ای برای تشخیص بافت‌های لایه‌های مختلف قرنیه ارائه دهند. این

¹ Customized Edge Detection

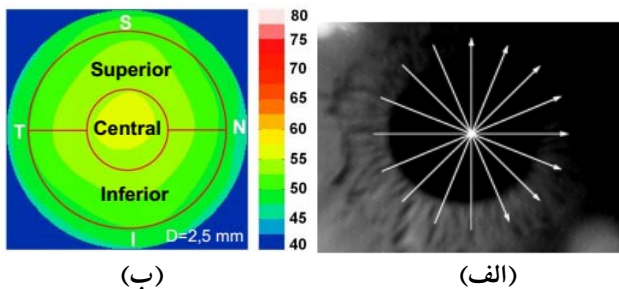
² Laser in Situ Keratomileusis Flap

³ Hough transform Circles



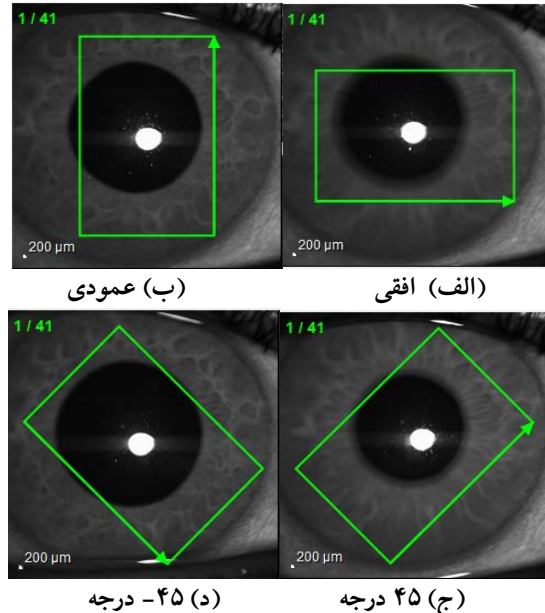
شکل ۱۱ نقشه‌های ضخامت سه‌بعدی از یک فرد نرمال: (الف) قرنیه کامل؛ (ب) لایه اپیتلیوم؛ (ج) لایه ایجاد شده توسط مرزهای بومن و اندوتلیوم (در این نقشه دایره‌های هم‌مرکز با قطرهای برابر با ۲ و ۵ میلی‌متر، سطح چشم را به پنج ناحیه کلی تقسیم کرده‌اند) [۲].

از دیگر تلاش‌هایی که برای تولید نقشه ضخامت لایه اپیتلیوم قرنیه انجام شده است می‌توان به روش [۲۵] و [۲۶] اشاره کرد که با استفاده از ۸ تصویر سطح مقطع قرنیه قطری با مرکزیت مردمک چشم نقشه ضخامت لایه اپیتلیوم تخمین زده شده است (شکل ۱۲). البته در پژوهش اخیر برای اطمینان بیشتر، از هر تصویر سطح مقطع، پنج نمونه تهیه شده و از نتیجه‌گیری روی پنج تصویر نمونه، مرزها در تصویر سطح مقطع مربوط به هر قطر، بدست آمده است [۳۱].



شکل ۱۲ الف) الگوی اسکن پاکیمتری (pachymetry) شامل ۸ اسکن شعاعی. ب) نقشه ضخامت اپیتلیال قرنیه که نواحی مرکزی، فوقانی و تحتانی در آن مشخص شده است [۳۰].

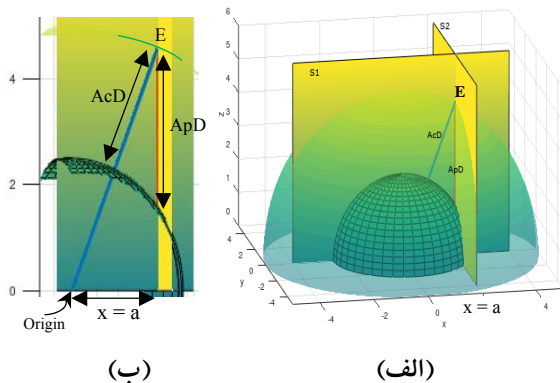
یکی دیگر از پژوهش‌های به روز سال ۲۰۱۹ که با درک اهمیت تولید نقشه، نقشه‌های لایه‌های اپیتلیوم، بومن و استروما را بدست آورده است در شکل ۱۳ ارائه شده است [۲۱]. روی کاغذ دقت نقشه سنتوز و همکاران در حد $1\mu\text{m}$ است اما لازم است نویزهای مربوط به تضعیف سیگنال و نویز حرکتی دستگاه تصویربرداری هم در عمل لحاظ شوند [۲۱]. در آن پژوهش از تصاویر حجمی OCT استفاده شده اما رویکرد تولید نقشه منطبق بر استفاده از تصاویر سطح مقطع در راستای عمود است. این



شکل ۱۰ نمایش جهت تصاویر سطح مقطع قرنیه و نسبت آن با مرکز و مردمک چشم. فلش سبز رنگ مکان برش مربوط به یک تصویر سطح مقطع را مشخص می‌کند و مستطیل سبز ناحیه‌ای که با چندین برش در آن مجموعه تصاویر سطح مقطع بدست می‌آید.

از محدود پژوهش‌هایی که این نقشه را برای تشخیص پزشک تولید کرده‌اند می‌توان به کار ربانی و همکارانش [۲] اشاره کرد (شکل ۱۱). ایشان با استفاده از ۴۰ تصویر سطح مقطع قرنیه که همه در جهت افقی گرفته شده‌اند نقشه‌های ضخامت را تولید کردند. البته در عمل، اگر تصویری به دلیل کیفیت پایین معتبر نبوده، از فرایند تولید نقشه کنار گذاشته شده است. برای تولید نقشه از عملیات درونیایی برای بازسازی نواحی بین سطح مقطع-های موجود استفاده شده است. در آن پژوهش، نقشه‌های تولید شده مبتنی بر مرزهای بدست آمده در هر تصویر سطح مقطع است و بنابراین نقشه نهایی تولید شده با نقشه ضخامت استاندارد دیگری مقایسه نشده است.

اما در تصاویر سطح مقطعی که از مرکز عبور نمی‌کند (مانند صفحه $x=a$ در شکل ۱۴) این ضخامت فاصله شعاع‌های دایره‌های متحدالمرکزی می‌شود که در صفحه سطح مقطع (صفحه $x=a$ در شکل ۱۴) تشکیل می‌شوند؛ و این دایره‌ها، شعاع‌هایی متفاوت از دو کره دارند.



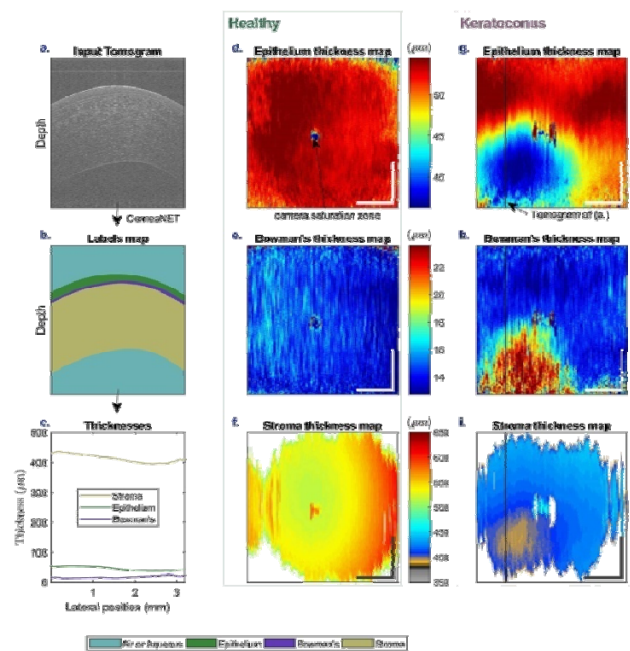
شکل ۱۴ نمایش خطای اندازه‌گیری ضخامت لایه‌ها مبتنی بر تصاویر سطح مقطعی که از مرکز چشم عبور نمی‌کند؛ الف) ApD ضخامت اندازه‌گیری شده در این نوع تصاویر در مقابل AcD ضخامت دقیق ناحیه بین دو کره؛ ب) مشاهده ارتباط هندسی بین دو عمق

به بیان دیگر در شکل ۱۴ دایره‌های تشکیل شده در صفحه که از مرکز چشم می‌گذرند می‌توانند ضخامت دقیق لایه بین دو کره را نشان دهند چون شعاع هر یک برابر شعاع یکی از کره‌ها می‌باشد و تفاوت دو شعاع ضخامت لایه مابین (AcD) است. این در حالی است که دایره‌های تشکیل شده در صفحه نمی‌توانند ضخامت درست را در نقطه E ارائه دهند چرا که شعاع‌های این دایره‌ها با کره‌ها متفاوت است و بنابراین تقریب ApD را به عنوان ضخامت در اختیار قرار می‌دهند. شکل ۱۴ قسمت ب هندسه مربوط به این ابعاد را نشان می‌دهد. با بررسی روابط مثلثاتی حاکم، ارتباط بین عمق واقعی و عمق اندازه‌گیری شده از رابطه (۱) بدست می‌آید که تفاوت آن دو در ضخامت لایه‌های مختلف قرنیه می‌تواند متفاوت باشد. همچنین در یک لایه به خصوص نیز دور شدن از مرکز چشم موجب افزایش خطا می‌شود. در مورد ضخامت لایه اپیتلیوم، با در نظر گرفتن ناحیه مد نظر پزشک ($2 = 6 \text{ mm}$) و شعاع بیرونی قرنیه بین $7,06 \text{ mm}$ و $8,66 \text{ mm}$ [۲۷] و [۲۸]، و محدوده ضخامت اپیتلیوم که در حدود 50 میکرومتر است می‌توان گفت خطا در حدود چند میکرومتر خواهد بود (در حدود ده درصد ضخامت اپیتلیوم).

$$(R - AcD)^2 = a^2 + (ApD\sqrt{R^2 - a^2})^2 \quad (1)$$

در این رابطه فاصله تصویر سطح مقطع از مرکز چشم، شعاع لایه بیرونی قرنیه (کره بزرگتر در شکل ۱۴)، ضخامت واقعی و دقیق و ضخامت اندازه‌گیری شده در تصویر سطح مقطع واقع در مکان نسبت به مرکز چشم است. دقت نقشه ضخامت بنا به نیاز پزشکی تعیین می‌شود اما در پژوهش‌های پیشتر حتی از چهار تصویر سطح مقطع (افق، عمود، 45° و -45° با مرکزیت مردمک) هم برای تولید نقشه کاربردی

موضوع در نقشه نهایی تولید شده شکل ۱۳ مشاهده می‌شود و علت آن می‌تواند ناشی از روش برچسب‌گذاری استفاده شده برای تعیین لایه‌ها باشد. به بیانی دقیق‌تر، ظاهراً برچسب‌گذاری مرز لایه‌ها در تصاویر سطح مقطع راستای عمود مستقلاً انجام شده و ارتباط این مرزها در راستای سطح مقطع افقی بررسی نشده است. البته این موضوع مهم در مورد تمام پژوهشهایی که تعیین مرز خود را مبتنی بر تحلیل دو بعدی مجموعه‌ای از تصاویر انجام می‌دهند و نهایتاً با درونیابی کلی اقدام به تولید نقشه ضخامت - که ماهیت سه بعدی دارد - می‌کنند، صادق است. برجسته‌تر شدن این موضوع در پژوهش [۲۱] از آن رو است که در تحلیل تصاویر با روش یادگیری عمیق لزوماً نیاز به تبدیل تصاویر سه بعدی به دو بعدی نیست و بنابراین ناهمگنی حاصل در نقشه نهایی در راستای افق (شکل ۱۳) احتمالاً ناشی از برچسب‌گذاری اولیه است؛ یعنی بررسی شده با رویکرد مهندسی در پژوهش حاضر، خلاء تحلیل سه بعدی برای تعیین مرزها و تولید نقشه کاملاً مشهود است.



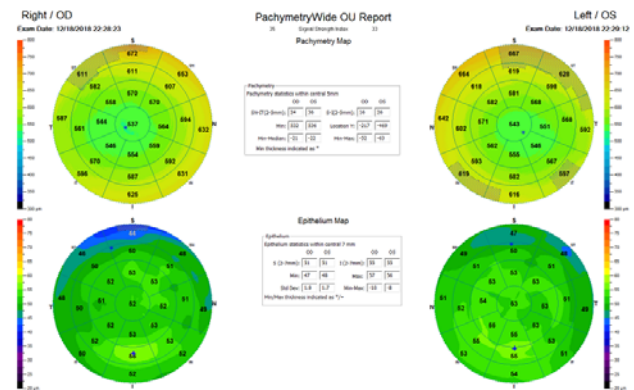
شکل ۱۳ تولید نقشه ضخامت سه لایه اپیتلیوم، بومن و استروما با استفاده از شبکه یادگیری عمیق [21] CorneaNet.

مسئلاً دقت نقشه تولید شده در پژوهش‌های [۲۵] و [۲۶] که با تعداد تصاویر سطح مقطع کمتری است با پژوهش ربانی [۲] و [۲۱] متفاوت است هر چند این تفاوت در مرکز مردمک چشم به علت قطری بودن جهت‌ها در دو پژوهش اول، کمتر خواهد بود. با این وجود لازم به ذکر است که بدست آوردن ضخامت لایه‌ها از تصاویر سطح مقطعی که از مرکز چشم عبور نمی‌کنند خود دارای خطا است. این خطا را بصورت اغراق‌شده در تصویر شکل ۱۴ می‌توان به وضوح مشاهده کرد. به عبارت دیگر در حالت ایده آل ضخامت بین دو کره متحدالمرکز برابر است با تفاوت شعاع آن‌ها،

روش مبتنی بر تبدیل هاف دایره‌ای با کاهش زمان محاسبات توانست مرزهای ۳ لایه قرنیه را در زمان قابل ملاحظه‌ای کوتاهتر و با دقت بالا، قطعه‌بندی کند؛ اما باید توجه داشت که پردازنده استفاده شده در آن پژوهش سریعتر از دیگران بوده است (جدول ۲). در این میان یادگیری عمیق، زمانی بسیار کوتاه‌تر را برای قطعه‌بندی یک تصویر سطح مقطع دو بعدی قرنیه اعلام کرده است لکن با توجه به ماهیت الگوریتم‌های یادگیری عمیق دو نکته حائز اهمیت است. نکته اول آنکه هرچند زمان آزمون برای این سیستم‌ها ناچیز است اما زمان یادگیری سیستم طولانی و قابل ملاحظه است ضمن آنکه این روش‌ها معمولاً وابسته به داده هستند و نوع و کیفیت تصاویر آموزشی در عملکرد آن‌ها تأثیر بسزایی دارد. در صورت استفاده از این سیستم‌ها در مراکز درمانی، برای رسیدن به عملکرد مطلوب به احتمال قوی سیستم نیازمند یک دوره آموزش با حجم مناسبی از داده‌های محلی خواهد بود. به این ترتیب بنا به پژوهش‌های انجام شده می‌توان به این برآیند رسید که پردازش دقیق لایه‌ها با سرعت‌های بالاتر و آنی یا زمان-واقعی ممکن است هرچند ملاحظات خاص خود را نیز دارد. در اغلب پژوهش‌ها، با کیفیت تصاویر OCT مختلف، محققان تنها توانسته‌اند سه مرز مهم لایه قرنیه (اپیتلیوم، بومن و اندوتلیوم) را بصورت خودکار استخراج کنند. از این رو شاید بتوان برخی از روش‌های ارائه شده اخیر را در تصاویر با کیفیت بالاتر برای استخراج لایه‌های دیگر نیز استفاده کرد. تلاشهایی که تا کنون در این زمینه انجام شده است روی تصویرهای برگرفته از سیستم‌های سفارشی است. نازک بودن این لایه‌های درونی قرنیه ممکن است نیاز به پردازش‌های ناگزیر محلی داشته باشد که پیچیدگی و زمان محاسبات را افزایش خواهد داد.

می‌توان گفت از میان پژوهش‌های انجام شده تعداد کمی پس از استخراج مرزهای لایه‌های قرنیه، نقشه‌های ضخامت لایه‌های مهم قرنیه (مانند اپیتلیوم، استروما و قرنیه کل) را تولید کرده‌اند. این در حالی است که برای یک پزشک داشتن نقشه برای کمک به درمان اهمیت دارد و پردازش مجموعه‌ای از تصاویر سطح مقطع، چالش این بخش است. مسلماً خرید معدود دستگاه‌های جدید با تنها افزایش یک ویژگی به سیستم‌های موجود (مثلاً اضافه شدن تولید نقشه اپیتلیوم) نیز هزینه‌های بزرگی را به مراکز درمانی و بیمارستان‌ها تحمیل می‌کند که این هزینه می‌تواند با افزودن یک نرم‌افزار و سوار کردن آن بر سیستم‌های قبلی به شکل معنی‌داری کاهش یابد. انتخاب بهترین تعداد تصاویر سطح مقطع و تعیین جهت آن‌ها، برای تولید نقشه ضخامت لایه‌ها با دقت مناسب برای تشخیص پزشک، موضوعی است که هنوز جای پژوهش دارد. با توجه به مقایسه نقشه‌های تولید شده پژوهشی و امکان در اختیار داشتن تصاویر OCT حجمی، به نظر می‌رسد یک خلاء پژوهشی مهم بررسی روش‌های تجزیه تحلیل سه‌بعدی تصاویر OCT برای تعیین مرز لایه‌ها است. به این ترتیب با در نظر گرفتن تغییرات

اپیتلیوم قرنیه استفاده شده است [۳۴]. قابل ذکر است که دستگاه‌های تجاری نظیر اولتراسوند^۱، پنتاکم^۲ و ارب اسکن^۳ وجود دارند که تنها ضخامت کل قرنیه را در ناحیه‌ی مرکزی چشم در اختیار قرار می‌دهند؛ و نقشه ضخامت‌های لایه‌های داخلی قرنیه را تولید نمی‌کنند که این خود نشانه‌ای از پیچیده بودن این فرآیند و تعیین استاندارد سخت آن است. در عین حال نام تجاری Optovue به تازگی مدلی را ارائه داده است که نقشه ضخامت لایه اپیتلیوم چشم را علاوه بر نقشه ضخامت کل قرنیه مطابق شکل ۱۵ در اختیار قرار می‌دهد (با توجه به حامیان و نویسندگان مقاله [۳۵] به نظر می‌رسد مبنای این الگوریتم تجاری، همان پژوهش [۲۵] و [۲۶] باشد که پیشتر توضیح داده شد و مبتنی بر روش ابتدایی آستانه است).



شکل ۱۵ خروجی نقشه ضخامت قرنیه و لایه اپیتلیوم آن برای دو چشم، تولید شده توسط دستگاه تجاری تصویر برداری

Avanti Optovue-angioVUE

۵ بحث و نتیجه‌گیری

هرچند مرحله پیش‌پردازش تصاویر OCT چنانکه اشاره شد می‌تواند وابسته به بخش پردازشی باشد، اما معمولاً این بخش شامل حذف یا کاهش اثر نویز لکه‌ای و مکان‌یابی آرتیفکت‌های موجود در تصویر است که ناشی از انعکاس‌های شدید قله قرنیه هستند. با نگاهی مجدد به جدول ۲ می‌توان گفت بخش عمده‌ای از پژوهش‌های اخیر از دستگاه‌های OCT سفارشی در تهیه داده‌های خود استفاده کرده‌اند که موجب می‌شوند خروجی‌های به دست آمده آن‌ها فقط جنبه پژوهشی داشته باشد. افق مد نظر آن‌ها تولید نرم‌افزارهای مرتبط با سخت‌افزارهای پیشرفته آتی است و چنین الگوریتم‌هایی کاربرد چندانی روی سیستم‌های OCT موجود در مراکز درمانی نخواهند داشت. سیستم‌های موجود در مقایسه با سیستم‌های سفارشی کیفیت تصاویر خیلی بالایی ندارند و نهایتاً می‌توان سه لایه اصلی اپیتلیوم، بومن و استروما را حول مرکز قرنیه از آن‌ها استخراج کرد.

در مجموع، مدل‌های مبتنی بر گراف دقت قطعه‌بندی خوبی داشتند هرچند هزینه محاسباتی آن‌ها بالا بوده است. این درحالی است که

¹ Ultrasound

² Pentacam

³ ORBscan

- Image Capturing Technique for Corneal Segmentation — A Survey,” *Int. Conf. ISMAC Comput. Vis. Bio-Engineering*, pp. 715–726, 2018.
- [6] J. A. Eichel, A. K. Mishra, D. A. Clausi, P. W. Fieguth, K. K. Bizheva, and I. P. Group, “A Novel Algorithm for Extraction of the Layers of the Cornea,” *Comput. Robot Vis.*, pp. 313–320, 2009.
- [7] D. W. Delmonte and T. Kim, “Anatomy and physiology of the cornea,” *J. Cart. Refract. Surg.*, vol. 37, no. 3, pp. 588–598, 2011.
- ترجمه: س. دلفزای باهر، “آناتومی و فیزیولوژی قرنیه،” *مجله چشم پزشکی*، پبنا، دوره ۱۸، شماره ۴، ص ۴۸۳-۴۹۲، تابستان ۱۳۹۲
- [8] C. E. Willoughby, D. Ponzin, S. Ferrari, A. Lobo, K. Landau, and Y. Omid, “Anatomy and physiology of the human eye: effects of mucopolysaccharidoses disease on structure and function – a review,” *Clin. Experiment. Ophthalmol.*, vol. 38, no. s1, pp. 2–11, 2010.
- [9] H. S. Dua, L. A. Faraj, D. G. Said, T. Gray, and J. Lowe, “Human Corneal Anatomy Rede Fi Ned A Novel Pre-Descemet’s Layer (Dua’s Layer),” *Ophthalmology*, vol. 120, no. 9, pp. 1778–1785, 2013.
- [10] P. Asbell, D. Brocks, M. S. Hospital, and N. York, “Cornea Overview,” *Encycl. Eye*, pp. 522–531, 2010.
- [11] Y. Koçluk, A. Burcu, and E. A. Sukgen, “Demonstration of cornea Dua’s layer at a deep anterior lamellar keratoplasty surgery,” *Oman J. Ophthalmol.*, vol. 9, no. 3, pp. 179–181, 2016.
- [12] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, and K. Gregory, “Optical Coherence Tomography,” *Science (80-)*, vol. 254, no. 5035, pp. 1178–1181, 1991.
- [13] J. S. Schuman, C. A. Puliafito, J. G. Fujimoto, and J. S. Duker, *Optical Coherence Tomography of Ocular Diseases*. Informa Healthcare, 2004.
- [14] J. G. Fujimoto and D. L. Farkas, *Biomedical Optical Imaging*. Oxford University Press, Inc, 2009.
- [15] F. Beer, A. Wartak, N. Pircher, S. Holzer, J. Lammer, G. Schmidinger, B. Baumann, M. Pircher, and C. K. Hitzenberger, “Mapping of corneal layer thicknesses with polarization-sensitive optical coherence tomography using a conical scan pattern,” *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 59, no. 13, pp. 5579–5588, 2018.
- [16] R. Kafieh, H. Rabbani, and S. Kermani, “A Review of Algorithms for Segmentation of Optical Coherence Tomography from Retina,” *J. Med. Signals Sens.*, vol. 3, no. 1, pp. 45–60, 2013.
- [17] D. Williams, Y. Zheng, F. Bao, and A. Elsheitk, “Fast segmentation of anterior segment optical coherence tomography images using graph cut,” *Eye Vis.*, vol. 2, no. 1, pp. 1–6, 2015.
- [18] F. Larocca, S. J. Chiu, R. P. McNabb, A. N. Kuo, J. A. Izatt, and S. Farsiu, “Robust automatic segmentation of corneal layer boundaries in SDOCT images using graph theory and dynamic programming,” *Biomed. Opt. Express*, vol. 2, no. 6, pp. 1524–1538, 2011.
- [19] M. Shen, M. R. Wang, J. Wang, M. Shen, L. Cui, M. Li, D. Zhu, M. R. Wang, and J. Wang, “Extended scan depth optical coherence tomography for evaluating ocular surface shape,” *J. Biomed. Opt.*, vol. 16, no. 5, pp. 056007–056007, 2011.
- [20] F. Graglia, J. Mari, G. Baïkoff, and J. Sequeira, “Contour Detection of the Cornea from OCT Radial Images,” *Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 5612–5615, 2007.
- [21] V. A. dos Santos, L. Schmetterer, H. Stegmann, M. Pfister, A. Messner, G. Schmidinger, G. Garhofer, and R. M. Werkmeister, “CorneaNet: fast segmentation of cornea OCT scans of healthy and keratoconic eyes using deep learning,” *Biomed. Opt. Express*, vol. 10, no. 2, p. 622, 2019.
- [22] B. Peng, L. Zhang, and D. Zhang, “A survey of graph theoretical approaches to image segmentation,” *Pattern Recognit.*, vol. 46, no. 3, pp. 1020–1038, 2013.
- نسبتاً هموار ضخامت در دو جهت، نقشه‌های دقیق واقعی‌تری بدست خواهد آمد.
- در این مقاله روش‌های قطعه‌بندی لایه‌های قرنیه با استفاده از تصاویر برگرفته از دستگاه OCT به‌منظور ارائه روش‌های مختلف برای رسیدن به نتایج دقیق‌تر و کاهش زمان پردازش در تعیین مرزهای لایه‌های قرنیه بررسی شد. در این پژوهش مقایسه‌ای از رویکردها، داده‌ها، ویژگی‌های مورد مطالعه، پیش‌پردازش‌ها، زمان محاسبه، خودکار و نیمه‌خودکار بودن، و تولید نقشه ضخامت لایه در الگوریتم‌های پژوهش‌های پیشین، ارائه شد. تشریح و توضیح رویکردها در کنار جدول مقایسه ارائه شده، به مخاطب کمک می‌کند تا بنا به شرایط و نوع تصویر مد نظر خود جمع‌بندی لازم تحلیلی و یا کاربردی را داشته باشد. با وجود تمام تلاش‌ها، قطعه‌بندی خودکار جایگزین پزشک نمی‌شود، اما روش‌های بهبودیافته قطعه‌بندی و توانایی این روش‌ها در ارائه اطلاعات بیشتر در کنار ارتقاء سیستم‌های تصویربرداری، کمک چشم‌گیری به چشم‌پزشکان در تشخیص بهتر و درمان آسیب‌های قرنیه می‌کند.

تقدیر و تشکر

این مقاله بخشی از طرح تحقیقاتی پشتیبانی شده توسط بیمارستان فوق تخصصی رضوی به شماره شناسایی ۳۲۱۰۰۲ است که تحت عنوان "نقشه‌برداری از (اپیتلیوم) قرنیه با استفاده از دستگاه OCT" در دانشگاه بین‌المللی امام رضا (ع) در حال اجرا است. تصاویر ارائه شده در این پژوهش از بخش چشم بیمارستان رضوی و با کمک بی‌دریغ کارشناس محترم جناب آقای مهدی معتمدی و همکارانشان تهیه شده است. بدین‌وسیله نویسندگان مراتب تقدیر و تشکر خود را از مسئولین معاونت پژوهشی بیمارستان رضوی برای پشتیبانی از این تحقیق و در اختیار قرار دادن تصاویر و همچنین همکاری کارشناسان بخش چشم آن مرکز ابراز می‌دارد.

مراجع

- [1] R. K. Murthy, S. Haji, K. Sambhav, S. Grover, and K. V. Chalam, “Clinical applications of spectral domain optical coherence tomography in retinal diseases,” *Biomed. J.*, vol. 39, no. 2, pp. 107–120, 2016.
- [2] H. Rabbani, R. Kafieh, M. Kazemian Jahromi, S. Jorjandi, A. Mehri Dehnavi, F. Hajizadeh, and A. Peyman, “Obtaining thickness maps of corneal layers using the optimal algorithm for intracorneal layer segmentation,” *Int. J. Biomed. Imaging*, 2016.
- [3] T. Zhang, A. Elazab, X. Wang, F. Jia, J. Wu, G. Li, and Q. Hu, “A Novel Technique for Robust and Fast Segmentation of Corneal Layer Interfaces Based on Spectral-Domain Optical Coherence Tomography Imaging,” *IEEE Access*, vol. 5, pp. 10352–10363, 2017.
- [4] A. Elsayy, M. Abdel-Mottaleb, I. O. Sayed, D. Wen, V. Roongpoovapatr, T. Eleiwa, A. M. Sayed, M. Raheem, G. Gameiro, and M. A. Shousha, “Automatic segmentation of corneal microlayers on optical coherence tomography images,” *Transl. Vis. Sci. Technol.*, vol. 8, no. 3, 2019.
- [5] H. J. D. Koresh and S. Chacko, “Identification of Optimum



سمانه ایلانی کارشناسی خود را در رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه بین المللی امام رضا (ع) اخذ کرده و دوره کارشناسی ارشد خود را در رشته مهندسی برق- گرایش مخابرات در همان دانشگاه ادامه داده است. علایق پژوهشی وی در زمینه پردازش سیگنال و تصویر می باشد



نرگس طباطبائی مشهدی کارشناسی و کارشناسی ارشد خود را در رشته مهندسی برق گرایش مخابرات از دانشگاه فردوسی مشهد دریافت کرد و تحصیلات دوره دکتری خود را در رشته مهندسی برق در دانشگاه تکنولوژی مالزی گذراند (۱۳۹۳). وی هم اکنون استادیار گروه برق دانشگاه بین المللی امام رضا (ع)

می باشد. عمده پژوهشهای وی در زمینه پردازش تصاویر پزشکی، تحلیل و تشخیص دستنوشته و پردازش سیگنال و تشخیص الگو است. همچنین وی به نقشه برداری و مدل سازی مغز، و موضوع پردازش تصویر کوانتومی نیز علاقه مند است.



قاسم صادقی بجستانی در سال ۱۳۸۴ مدرک کارشناسی خود را در رشته برق و در سال ۱۳۸۶ مدرک کارشناسی ارشد و در سال ۱۳۹۵ مدرک دکتری خود را در رشته مهندسی پزشکی گرایش بیوالکترونیک دریافت کرد. ایشان عضو هیات علمی دانشگاه بین المللی امام رضا بوده و زمینه علاقه وی سایبرنتیک، کل نگری و آشوب با گرایش به تحلیل سیگنال EEG است.



بهزاد برازنده نویری پزشک متخصص افتالمولوژی (جراحی چشم) و فوق تخصص سگمان قدامی (قرنیه و بیماری های خارج چشمی) است. اصلی ترین فعالیت های وی پیوند قرنیه، درمان قوز قرنیه (کراتوکونوس)، جراحی مجاری

اشکی، جراحی آب مروارید (کاتاراکت)، رفع عیوب انکساری (نزدیک بینی، دور بینی، آستیگماتیسم)، لازک، لیزیک، کنترل فشار چشم، رفع حساسیت های چشمی، درمان عفونت چشم و تجویز عینک و لنزی می باشد. از دیگر فعالیت های وی نگارش مقاله های تخصصی و انتشار این آثار در برترین مجله های داخلی و خارجی، و همچنین شرکت در همایش های ملی و بین المللی به عنوان سخنران بوده است. وی هم اکنون در بیمارستان فوق تخصصی رضوی و بیمارستان بینای مشهد فعالیت دارد

- [23] Y. Li, R. Shekhar, and D. Huang, "Segmentation of 830nm and 1310nm LASIK corneal optical coherence tomography images," *Med. Imaging 2002 Image Process.*, vol. 4684, pp. 167-178, 2002.
- [24] N. George and C. V. Jiji, "Two stage contour evolution for automatic segmentation of choroid and cornea in OCT images," *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 3, pp. 686-696, 2019.
- [25] D. Williams, A. Elsheikh, D. Williams, Y. Zheng, F. Bao, and A. Elsheikh, "Automatic segmentation of anterior segment optical coherence tomography images," *J. Biomed. Opt.*, vol. 18, no. 5, pp. 056003-056003, 2013.
- [26] V. A. Robles, B. J. Antony, D. R. Koehn, M. G. Anderson, and M. K. Garvin, "3D Graph-Based Automated Segmentation of Corneal Layers in Anterior-Segment Optical Coherence Tomography Images of Mice," *SPIE Med. Imaging*, vol. 9038, pp. 1-7, 2014.
- [27] D. Williams, Y. Zheng, P. Gunvant, F. Bao, M. Shen, and A. Elsheikh, "Reconstruction of 3D surface maps from anterior segment optical coherence tomography images using graph theory and genetic algorithms," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 25, pp. 91-98, 2016.
- [28] J. A. Eichel, K. K. Bizheva, D. A. Clausi, and P. W. Fieguth, "Automated 3D reconstruction and segmentation from optical coherence tomography," *Eur. Conf. Comput. Vis.*, pp. 44-57, 2010.
- [29] N. Pircher, F. Schwarzzhans, S. Holzer, J. Lammer, D. Schmidl, A. M. Bata, R. M. Werkmeister, G. Seidel, G. Garhofer, A. Gschließer, L. Schmetterer, and G. Schmidinger, "Distinguishing Keratoconic Eyes and Healthy Eyes Using Ultrahigh-Resolution Optical Coherence Tomography-Based Corneal Epithelium Thickness Mapping," *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 189, pp. 47-54, 2018.
- [30] Y. Li, O. Tan, and D. Huang, "Normal and Keratoconic Corneal Epithelial Thickness Mapping using Fourier-Domain Optical Coherence Tomography," *Med. Imaging 2011 Biomed. Appl. Mol. Struct. Funct. Imaging*, vol. 7965, pp. 3-8, 2011.
- [31] Y. Li, O. Tan, R. Brass, J. L. Weiss, and D. Huang, "Corneal Epithelial Thickness Mapping by Fourier-Domain Optical Coherence Tomography in Normal and Keratoconic," *Ophthalmology*, vol. 119, no. 12, pp. 2425-2433, 2012.
- [32] B. Vojnikovi, N. Gabri, I. Dekaris, and B. Juri, "Curvature Analyses of the Corneal Front and Back Surface," *Coll. Antropol.*, vol. 37, pp. 93-96, 2013.
- [33] K. P. Mashige, "A review of corneal diameter, curvature and thickness values and influencing factors," *African Vis. Eye Heal.*, vol. 72, no. 4, pp. 185-194, 2013.
- [34] S. Haque, L. Jones, and T. Simpson, "Thickness Mapping of the Cornea and Epithelium," *Optom. Vis. Sci.*, vol. 85, no. 10, pp. E963-76, 2008.
- [35] Y. Li, W. Chamberlain, O. Tan, R. Brass, J. L. Weiss, and D. Huang, "Subclinical keratoconus detection by pattern analysis of corneal and epithelial thickness maps with optical coherence tomography," *J. Cataract Refract. Surg.*, vol. 42, no. 2, pp. 284-295, 2016.

جدول ۲ الگوریتم‌های قطعه‌بندی لایه‌های مختلف قرنیه با استفاده از تصاویر توموگرافی انسجام نوری در عمده پژوهش‌های سال‌های ۲۰۰۲ تا کنون.

| ردیف | نویسنده اول/ سال انتشار | OCT | ویژگی مورد مطالعه | نوع و اندازه داده نمونه | پیش پردازش | روش قطعه بندی | خودکار بودن، تولید نقشه | اعتبارسنجی (نکات کلیدی) | یادداشت (زمان محاسبه، اطلاعات سیستم کامپیوتر) |
|------|------------------------------------|--|--|--|---|---|----------------------------|---|--|
| ۱ | لی (Li) / ۲۰۰۲ [۲۳] | سیستم Humphrey OCT 830 nm و 1310 nm در مد: High speed | رابط لایه اشکی و هوا، رابط لایه اپیتلیوم و بومن، رابط نازک لایه LASIK (laser in-situ keratomileusis) و رابط cornea-aqueous (مرزهای قدامی و خلفی قرنیه و مرز فلپ لیزیک) | داده‌های OCT (830nm) از سی چشم از ۱۷ بیمار (قبل و بعد از لیزیک) و داده‌های OCT (1310nm) از شش چشم از چهار بیمار (قبل و بعد از لیزیک) | استفاده از آستانه گذاری، عملگر مورفولوژی و فیلتر برای کاهش نویز پس زمینه و آرتیفکت حرکت محوری | ترکیب کانتر فعال سریع (FAC) و الگوریتم برازش چندجمله ای مرتبه دوم | خودکار | نشان داد که قطعه‌بندی خودکار تصاویر OCT می- تواند نتایج آناتومیک جراحی لیزیک را ارزیابی کند (ضخامت‌های مرکز قرنیه و ضخامت مرکز فلپ با اندازه گیری‌های ضخامت توسط سیستم تصویر برداری فراصوت (Ultrasonic Pachymetry) همبستگی بالایی داشت) | از Matlab5.3 در سیستم Dell Dimension 4100 workstation استفاده شده است و آنالیزهای آماری تحت ویندوز با JMP (SAS Institute Inc., Cary, NC, v. 4.0.4) انجام شده است. |
| ۲ | گراگلیا (Graglia)/ ۲۰۰۷ [۲۰] | OCT | مرز اپیتلیوم و اندوتلیوم | داده‌های OCT مربوط به تصاویری با کیفیت پایین (OCT Radial Images) | فیلتر وینر ۱۰ در ۱۰ و فیلتر میانه | الگوریتم تشخیص کانتر | نیمه خودکار | روش پیشنهادی به طور دقیق نتوانسته دو مرز اپیتلیوم و اندوتلیوم را قطعه‌بندی کند | |
| ۳ | ایکل (Eichel)/ ۲۰۰۹ [۶] | UltraHigh- resolution OCT (SD -OCT) | مرز ۵ لایه قرنیه: اپیتلیوم، بومن، استروما، غشاء دسمه، اندوتلیوم | داده‌های OCT از ۳ فرد | متعادل سازی هیستوگرام تطبیقی وضوح محدود (CLAHE)، عملگر مورفولوژی و محوشدگی با فرمول گوسی (Gaussian Blur) | قیچی هوشمند پیشرفته (Enhanced Intelligent Scissors) و کمینه سازی انرژی به کمک تابع اسپلاین minimizing energy) (spline) و روش بهینه سازی جهانی | نیمه خودکار | عملکرد بهتر روش پیشنهادی نسبت به قیچی هوشمند پیشرفته (EIS) و قیچی هوشمند (IS) | میانگین زمان محاسبه ۲۰ ثانیه است، سیستم پردازشی یک رایانه با dual core, 2.5 GHz 2GB RAM |

OCT = Optical Coherence Tomography

| ردیف | نویسنده اول سال انتشار | OCT | ویژگی مورد مطالعه | نوع و اندازه داده نمونه | پیش پردازش | روش قطعه بندی | خودکار بودن، تولید نقشه | اعتبارسنجی (نکات کلیدی) | یادداشت (زمان محاسبه، اطلاعات سیستم کامپیوتر) |
|------|------------------------------------|--|---|---|--|--------------------------------------|---|---|--|
| ۴ | ایکل (Eichel) / ۲۰۱۰ [۲۸] | سیستم UltraHigh Resolution- OCT | رابط لایه اشکی و هوا، رابط لایه اپیتلیوم و بومن، رابط نازک لایه LASIK (laser in-situ) (keratomileusis cornea-aqueous) و رابط (مرزهای قدامی و خلفی قرنیه و مرز فلپ لیزیک) | داده‌های OCT از ۱۲ فرد سالم | متعادل سازی همیستوگرام تطبیقی کنتراست محدود (CLAHE)، عملگر مورفولوژی و محوشدگی با فرمول گوسی | تشخیص قله و تبدیل هاف تعدیل یافته | خودکار | روش پیشنهادی قادر است به شکل خودکار قطعه‌بندی- های دو بعدی و بازسازی سه بعدی قرنیه انسان را تولید کند | قطعه بندی حدود ۸ ساعت زمان برده است با استفاده از نرم افزار Matlab در یک رایانه قابل حمل dual-core 2.5GHz (اگر دستی این لایه ها تعیین می شدند حدود ۱۱۰ ساعت از وقت یک متخصص را لازم داشت یعنی حدودا برای هر تصویر ۱۵ دقیقه) |
| ۵ | لاراکا (Larocca) / ۲۰۱۱ [۱۸] | سیستم OCT Bioptigen Research Triangle Park .NC این سیستم از نوع OCT حوزه فرکانس طیفی است همراه با آداپتور مربوط به قرنیه | سه مرز لایه قرنیه: اپیتلیوم، اندوتلیوم و بومن | تصاویر OCT از هر دو چشم ۱۰ فرد سالم بالغ (حجم کل داده های تصویر ۶۰ است) | کاهش آرتیفکت افقی و مرکزی (با جاگذاری صفر و استفاده از فیلتر میانه) | نظریه گراف و برنامه نویسی پویا | خودکار | این روش توانست سه مرز (اپیتلیوم، اندوتلیوم و بومن) را در مرکز قرنیه تشخیص دهند، اما این روش مرزها را در سراسر قرنیه قطعه‌بندی نکرد | میانگین زمان محاسبه برای الگوریتم نظریه گراف و برنامه نویسی پویا ۱/۱۳ ثانیه (۱۱۳۰ میلی ثانیه) برای هر تصویر است، پردازش موازی با هشت ریسه (ترد)، نرم افزار Matlab در یک رایانه 64-bit Intel (R) Core (TM) i7 CPU860 با سرعت 2.80 GHz و 16 GB RAM |
| ۶ | شن (Shen) / ۲۰۱۱ [۱۹] | سیستم اسکن گسترش یافته در عمق SD- OCT | سطح قدامی قرنیه | داده‌های OCT از ۸ فرد (۸ چشم) | فیلتر میانه و فیلترگوسی ۵×۵ | روش مبتنی بر آستانه | خودکار | این روش در قطعه‌بندی سطح خلفی قرنیه شکست خورد | با استفاده از نرم افزار Matlab |
| ۷ | لی (Li) / ۲۰۱۲ [۳۱] | سیستم OCT حوزه فوریه با دقت محوری 5μm در قرنیه | مطالعه قدرت شدت روشنایی افزایش یافته در مرزهای مربوطه | افراد سالم و دارای قوز قرنیه (۲۴ چشم)، از هر چشم ۸ تصویر قطری با دقت 1024 axial-scans از قطر 6mm قرص چشم به مرکز مردمک تهیه شده و سه بار تکرار شده است. | انطباق و میانگین گیری بین ۳ تصویر از یک سطح مقطع (کاهش نویز) | روش مبتنی بر آستانه | خودکار، تولید نقشه ضخامت لایه اپیتلیوم و قرنیه با استفاده از ۸ تصویر قطری | تنها تفاوت بین بیماران قوز قرنیه و سالم سنجیده شده و تفاوت معنی دار بدست آمده است. ----- | |

| ردیف | نویسنده اول/ سال انتشار | OCT | ویژگی مورد مطالعه | نوع و اندازه داده نمونه | پیش پردازش | روش قطعه بندی | خودکار بودن، تولید نقشه | اعتبارسنجی (نکات کلیدی) | یادداشت (زمان محاسبه، اطلاعات سیستم کامپیوتر) |
|------|--------------------------------------|--|---|---|--|--|-------------------------|--|--|
| ۸ | ویلیامز (Williams) / ۲۰۱۳ [۲۵] | سیستم Visante AS-OCT (Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA) | سطح قدامی و خلفی قرنیه | ۳۳ تصویر AS-OCT B-scan از چشم‌های افراد سالم، دو تصویر از چشم‌های افراد مبتلا به قوز قرنیه (کراتوکونوس) | حذف نویز، آرتیفکت مرکزی و عنبیه از تصاویر | مجموعه سطح با شکل پیش فرض (level set with shape prior) (CVWS) مجموعه سطح با شکل و گرادیان (CVWSe) مجموعه سطح (LS) | خودکار | برتری روش CVWS و CVWSe نسبت به دو روش Chan Vese (CV) و روش مبتنی بر آستانه Shen به دلیل سطح بالای توافق با قطعه- بندی دستی (mean DSC > 0.92) | اولین روش خودکار که قطعه‌بندی سطوح قدامی و خلفی را در سراسر طول قرنیه نشان می‌دهد و علاوه بر این امکان قطعه‌بندی بیماران مبتلا به کراتوکونوس با استفاده از تکنیک CVWS و CVWSe وجود دارد، میانگین زمان محاسبه ۸ ± ۱۰۲ ثانیه است، مشخصات رایانه استفاده شده: PC, Intel Core i5-2320 CPU@3.00GHz با 4.00 GB RAM |
| ۹ | روبلز (Robles) / ۲۰۱۴ [۲۶] | سیستم OCT Bioptigen (Bioptigen Inc., Durham, NC) | اپیتلیوم، مرز تنظیم محلول نمکی، مرز لایه بومن و استروما، مرز اندوتلیوم و لایه خلفی قرنیه (Endothelium- Aqueous Humor Boundary) | تصاویر از ۱۹ جونده (موش) از هر دو چشم با درجه‌های مختلف ضخامت قرنیه (AS-OCT ۳۴) (با اندازه حجم 1000x100x1024 voxels) ۴ موش از یک نژاد دارای قرنیه ضخیم، ۵ موش از یک نژاد دارای قرنیه نازک و ۸ موش از یک نژاد دارای قرنیه بسیار نازک بودند | فیلتر انتشار ناهمسانگرد گرادیان | روش مبتنی بر گراف سه بعدی | خودکار | خطای نسبی و دقت قطعه- بندی (تفاوت میانگین) کل لایه‌های قرنیه بین اندازه گیری‌های خودکار و متخصص به ترتیب برابر با ۲/۲۷٪ و ۱/۸۱±۰/۸۲ بود | |
| ۱۰ | ویلیامز (Williams) / ۲۰۱۵ [۱۷] | سیستم Visante AS-OCT | سطح قدامی و خلفی قرنیه | ۳۹ تصویر AS-OCT B-scan از چشم‌های افراد سالم (یک تصویر از هر فرد) (۱۰۲۴×۲۵۶ پیکسل) | حذف عنبیه از تصاویر و حذف نویز و آرتیفکت مرکزی | برش گراف | خودکار | مقدار میانگین DSC برش گراف (۰/۹۴۳) در مقایسه با مجموعه سطح (۰/۹۱۹) بهرتر می‌باشد. | زمان اجرای برنامه برش گراف (۲/۵۳) به طور قابل ملاحظه‌ای کوتاهتر از روش مجموعه سطح (۱۳۱/۴) است. هر دو روش سریعتر از قطعه بندی دستی هستند که تقریباً ۱۵ دقیقه طول می- کشد، رایانه استفاده شده دارای ویندوز ۷، Intel Core i5-2320 CPU @ 3.00 GHz و با 4.00 GB RAM بوده است. |

DSC - Dice Similarity Coefficient

LS - Level Set

| ردیف | نویسنده اول/ سال انتشار | OCT | ویژگی مورد مطالعه | نوع و اندازه داده نمونه | پیش پردازش | روش قطعه بندی | خودکار بودن، تولید نقشه | اعتبارسنجی (نکات کلیدی) | یادداشت (زمان محاسبه، اطلاعات سیستم کامپیوتر) |
|------|---------------------------------------|---|---|---|--|---|-------------------------------|---|---|
| ۱۱ | ویلیامز (Williams) ۲۰۱۶ [۲۷] | سیستم AS-OCT حوزه زمان | سطح قدامی (مرز بین اپیتلیوم قرنیه و هوا) و سطح خلفی (مرز بین استروما و اندوتلیوم) قرنیه | قطعه بندی دو بعدی: ۳۹ تصویر OCT بخش قدامی از افراد سالم قطعه بندی سه بعدی: داده های OCT بخش قدامی از ۱۷ فرد سالم (یک چشم از ۵ فرد سالم و هر دو چشم از ۱۲ فرد سالم) | حذف عنبیه از تصاویر | نظریه گراف و برنامه نویسی پویا (الگوریتم ژنتیک برای ترکیب تصاویر دو بعدی برای تولید یک نمای کلی سه بعدی از بخش قدامی استفاده شده است) | خودکار | مقدار میانگین DSC برابر با ۰/۹۶ است | میانگین زمان محاسبه این روش ۱۴۱±۸ ثانیه است، رایانه استفاده شده دارای مشخصات Win7 PC, Intel Core i5-2320 4.00 CPU @3.00 GHz و با 4.00 GB RAM است |
| ۱۲ | ربانی (Rabani) ۲۰۱۶ [۲] | سیستم Heidelberg OCT- Spectralis HRA | سه مرز لایه قرنیه: اپیتلیوم، اندوتلیوم و بومن | ۴۰ B-scan OCT از ۱۵ فرد نرمال | حذف نویز تصویر با فیلتر پایین گذر: کرنل گوسی (۳۰× ۱) و حذف آرتیفکت مرکزی با نمودار شدت میانگین ستون ها و اعمال فیلتر میانه جهت آرام سازی آرتیفکت مرکزی (تصاویر فاقد آرتیفکت افقی هستند) | مدل مخلوط (ترکیب) گوسی (GMM)، برش گراف (GC) و مجموعه سطح (LS) | خودکار | برتری روش GMM به دلیل عملکرد بهرتر نسبت به دو روش LS و GC (GMM روشی تکرار شونده است) عدم ارزیابی نقشه های ضخامت | میانگین زمان های محاسبه GMM، LS و GC به ترتیب ۱۹/۴۸، ۱۷/۰۲۲ و ۱۷/۰۲۲ ثانیه برای هر تصویر است، از نرم افزار Matlab استفاده شده و رایانه داری مشخصات Windows 7 x32 Intel core i5 CPU @2.5GHZ, و با 6 GB RAM بوده است. |
| ۱۳ | ژانگ (Zhang) ۲۰۱۷ [۳] | سیستم Biotigen (Research Triangle Park NC) از نوع حوزه فرکانس طبیعی است همراه با آداپتور مربوط به قرنیه و RTVue-XR OCT (Optovue Inc., USA) | سه مرز لایه قرنیه: اپیتلیوم، اندوتلیوم و بومن | داده های OCT از ۱۰ فرد سالم (۶۰ تصویر SD-OCT استفاده شده در پژوهشهای پیشین) و ۲۰ تصویر با LASIK flap از ۱۳ بیمار و ۱۰ تصویر با قوز قرنیه از ۵ بیمار | پیش پردازش شامل ۴ مرحله: تغییر اندازه تصویر، تقریب مختصات جانبی قله قرنیه، تقریب مختصات محوری قله اپیتلیوم و کاهش اثر آرتیفکت افقی | فیلتر کالمن و تبدیل هاف سفارشی (HTC) و تشخیص لبه سفارشی | خودکار | عملکرد خوب روش بر روی تصاویر افراد سالم و افراد بیمار و برتری روش نسبت به روش های قبلی به دلیل دقت و سرعت بالا در پردازش و کاهش هزینه های محاسباتی. عدم تولید نقشه های ضخامت لایه های قرنیه | میانگین زمان محاسبه برای شناسایی مرزهای ۳ لایه قرنیه در یک تصویر نسبت به روش های قبل (بیش از یک ثانیه) کمتر است (۵۲۱ میلی ثانیه)، از نرم افزار Matlab استفاده شده است و رایانه دارای مشخصات: 32-bit OS, Intel core i5-2320 4 GB CPU@3.3 GHz و با RAM بوده است. |

| ردیف | نویسنده اول/سال انتشار | OCT | ویژگی مورد مطالعه | نوع و اندازه داده نمونه | پیش پردازش | روش قطعه بندی | خودکار بودن، تولید نقشه | اعتبارسنجی (نکات کلیدی) | یادداشت (زمان محاسبه، اطلاعات سیستم کامپیوتر) |
|------|-----------------------------|--|---|---|--|--|---------------------------------|---|--|
| ۱۴ | الساوی Elsawy / ۲۰۱۹ [۴] | سیستم OCT حوزه فرکانس Bioptigen، طیفی، OCT (SD-OCT) (Envisu R2210, Buffalo Grove, IL). عمق تصحیح شده تا 1.58 mm با استفاده از ضریب شکست کل قرنیه در 1.38 مربوط به دقت دیجیتالی (محور عمود) 1.5 μm، دقت محوری اپتیکی تقریباً 3μm، فاصله عرضی 6 mm مربوط به عرض پیکسلی 6μm | مرز لایه‌های پنج‌گانه اپیتلیوم، بومن، استروما، دسیما و اندوتلیوم قرنیه، | ۸۲ تصویر (از ۳۵ فرد سالم ۷۲ تصویر و ده تصویر از ۱۰ بیمار) که اندازه دیجیتالی تصاویر 1024×1000 pixels است. الگوی اسکن شعاعی بوده است. مجموعاً ۷۵ تصویر از سه دسته داده برای آزمایش بطور تصادفی انتخاب شدند | حذف آرتیفکت مرکزی و افقی و بالای تصویر با تولید ماسک | تولید ماسک قرنیه، تنظیم محلی ماسک برای قطعه بندی؛ قوس قرنیه برای تعیین مرز لایه‌های میانی یکبار مبتنی بر مرز اپیتلیوم و بار دیگر مبتنی بر مرز اندوتلیوم مسطح می‌شود؛ باز تنظیم مرزهای میانی با استفاده از پنجره‌های محلی و تابع برازش چند جمله‌ای مرتبه دو؛ پنج قاب خام برای هر تصویر آزمایشی مبتنی بر مرز اپیتلیوم و اندوتلیوم منطبق و میانگین‌گیری شد. | خودکار | نظر ۵ کاربر آموزش دیده قرنیه و ۲ متخصص قرنیه برای ارزیابی روش خودکار با دستی؛ بررسی قابلیت تکرار شوندگی نتایج؛ آزمون فردی انتخاب یک ماسک تصادفی توسط یک متخصص قرنیه انجام شده تا میزان شخصی بودن روش ارزیابی شود که بصورت محلی عملکرد روش خودکار شخصی بوده است اما در بدست آوردن مرز کلی خیر؛ در مقایسه با کابر آموزش دیده، روش ارائه شده خطای مابین کاربر کمتری دارد (mean intraoperator error 0.53±1.80 vs. 2.32±2.39 pixels; p-value<0.0001) اما میانگین خطای قطعه بندی آن کمی بالاتر است (3.44±3.46 vs. 2.93±3.02 pixels; p-value<0.0001), | میانگین انطباق تصاویر خام برای تولید هر تصویر میانگین 2s. در مقایسه با کاربر آموزش دیده، روش پیشنهادی به شکل معنی‌داری سریعتر بوده (0.19±0.07s) در مقابل 193.95±194.53s با p-value<0.0001 نرم افزار MATLAB 2015b مشخصات رایانه: Dell Latitude E5570 (Intel Core i7-6820HQ CPU @2.70 GHz, 32 GB RAM), Windows 7 OS. |
| ۱۵ | سنتوز (Santos) / ۲۰۱۹ [۲۱] | سیستم OCT ساخته شده سفارشی دقت بالا (UltraHigh-resolution OCT) زمان تصویر برداری حجمی این OCT تقریباً 5s است | سه لایه اپیتلیوم، بومن و استروما | ۲۰۱۶۰ تصویر مربوط به ۷۲ چشم از ۳۶ فرد سالم و ۷۰ چشم از ۵۷ بیمار با قوز قرنیه؛ ۱۴۰ حجم OCT از هر گروه سالم و بیمار و در مجموع 143360 B-scans؛ از هر حجم OCT تعداد ۷۲ تصویر حول قله قرنیه با اندازه 1024×384 pixels (H×W) تولید شد که نهایتاً 20160 تصویر بدست آمد. دقت تصاویر 512×1024×1024 voxels (slow×fast×depth axis) مربوط به 7.5×7.5×1.3 mm ³ | ندارد | یادگیری عمیق؛ برچسب‌گذاری در Matlab R2017b مبتنی بر روش IRF: Iterative Robust Fitting تصحیح دستی در صورت نیاز. شبکه عصبی کانولوشنی تمام متصل سفارشی CorneaNet مبتنی بر CUNet که لایه‌های استخراج ماکزیمی شبکه آن (maximum pooling) با (average pooling) استخراج میانگین جایگزین شده؛ تابع هزینه آموزش، آنترپی تقابلی (cross-entropy) است. | خودکار تولید نقشه سه لایه قرنیه | دقت ارزیابی 99.56%؛ ارزیابی تقابلی در شش مرحله؛ می‌توان از شبکه برای تشخیص زودهنگام قوز قرنیه هم استفاده کرد. امکان بررسی روش در ناهنجاریهای شکلی دیگر قرنیه؛ تایید شده توسط Ethics Committee of the Medical University of Vienna منطبق بر دستور العمل‌های اتحادیه اروپا Good Clinical Declaration of Helsinki Practice (GCP) و تصاویر آموزشی مربوط به عرض 2.81mm و ماکزیمم فاصله 0.89 mm از قله قرنیه اما تشخیص عملی مرزها در خارج این بازه تا فاصله از قله 1.6mm؛ مقایسه نقشه بدست آمده با نقشه دستگاه Pentacam | آموزش سیستم زمان بر؛ آزمون برای قطعه بندی هر تصویر شبکه CorneaNet با زمان کمتر از 25ms، بیش از ۵۰ برابر سریعتر از کار قبلی نویسندگان؛ از جعبه ابزارهای Keras 2.2.4 و TensorFlow 1.12.0 در Python استفاده شده؛ رایانه: Intel Core i7-6850K CPU@3.60GHz با دو کارت گرافیک Nvidia Geforce GTX 1080 TI GPUs, PC Linux Ubuntu 16.04 LTS |