

تخمین مدول الاستیک محوری و دیواره خلفی چشم سالم انسان با استفاده از تصاویر فراصوتی: رابطه با سن و جنس

شهریار شهبازی^۱، منیژه مختاری دیزجی^{۲*}، محمدرضا زرین^۳، محمدرضا منصوری^۴

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

۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران، ایران

۳- اپتومتریست دانشگاه علوم پزشکی ایران و بیمارستان محمد رسول الله تهران، ایران

۴- دانشیار گروه چشم پزشکی بیمارستان فارابی و دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۹/۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۱/۲۴

چکیده

مقدمه: مطالعات تهاجمی نشان داده اند که تحت تاثیر عواملی چون سن، پیشرفت ضایعات چشمی، تراکم فیبرهای عدسی و تغییرات بیوشیمیایی اجزا داخلی کره چشم، مشخصات فیزیکی و خواص الاستیسیته چشم تغییر می کند. در مطالعه حاضر روشی غیرتهاجمی برای برآورد الاستیسیته چشم انسان با استفاده از تصاویر فراصوتی پیشنهاد و رابطه آن با سن و جنس، مورد ارزیابی قرار گرفت.

مواد و روشها: برای برآورد الاستیسیته چشم، سیستم بارگذار ویژه ای طراحی شد، به طوری که بافت چشم ۲۰ فرد تحت تنش خارجی 2614 ± 146 پاسکال، در محدوده کمتر از فشار کره چشم هر فرد، قرار گیرد. تصاویر فراصوتی مد B بدون اعمال تنش و پس از آن ثبت گردید. برای امکان بازخوانی مجدد تصاویر در طول فرایند بارگذاری، تصاویر فراصوتی به صورت فریم های متوالی توسط برد ضبط کننده ویدئو به کامپیوتر منتقل و امکان پخش، ذخیره و بررسی مجدد تصاویر مربوط به طول های محوری چشم و ضخامت دیواره خلفی آن قبل و پس از تنش فراهم شد. با توجه به تغییر نسبی ابعاد محوری چشم و ضخامت دیواره خلفی آن (کرنش محوری) و تنش اعمال شده، الاستیسیته برآورد گردید. در ادامه همبستگی آماری مدول الاستیک بر اساس جنس و سن مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج: مدول الاستیک چشم و دیواره خلفی آن به ترتیب 51777 ± 27304 و 14603 ± 4636 پاسکال برآورد شد. یافته های حاصل از بررسی تغییر پارامتر الاستیک چشم و دیواره خلفی آن بر اساس جنس نشان داد که تمایز معنی داری میان پارامترهای الاستیک چشم و دیواره خلفی آن بر اساس جنس در دو گروه زن و مرد وجود ندارد. بررسی آنالیز همبستگی میان پارامتر الاستیک با سن نیز نشان داد که همبستگی معنی داری میان پارامتر الاستیک چشم و دیواره خلفی آن بر اساس سن با سطح معنی داری ۹۵ درصد وجود دارد.

بحث و نتیجه گیری: این یافته ها می توانند کمک موثری در راستای توسعه ابزارهای فراصوتی برای تخمین میزان سختی ضایعات چشمی و ضخامت دیواره خلفی چشم داشته باشند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۴، شماره ۱۴ و ۱۵، بهار و تابستان ۸۶: ۷۰-۶۱)

واژگان کلیدی: فراصوت، الاستیسیته، ضخامت دیواره خلفی، چشم

* نویسنده مسئول: منیژه مختاری

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران،

mokhtarm@modares.ac.ir

تلفن: ۸۲۸۸۳۸۹۳-۰۲۱ (۰۹۸)

۱- مقدمه

معاینه تشخیصی فراصوت در گستره وسیعی از کاربردهای کلینیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد. معاینه تشخیصی چشم به عنوان یک ارگان محدود و کوچک توسط فراصوت نیز سال‌ها مورد توجه پزشکان و محققین بوده است [۱]. با توجه به ماهیت، جنس، ساختار، عملکرد و غیره، ویژگی بیومکانیکی بافت‌های مختلف، متفاوت خواهد بود. لذا انتظار می‌رود با بروز هرگونه تغییرات پاتولوژیک، پارامترهای بیومکانیکی بافت نیز تحت تاثیر قرار گیرد. تعیین مشخصه‌های فیزیکی و مکانیکی بافت توسط روش‌های فراصوت در این راستا یکی از موضوعات مهم فراصوت پزشکی می‌باشد. این موضوع با توجه به این که ضایعات حتی در مرحله پیشرفت، علائم فیزیکی مشخصی را نشان نمی‌دهند، حائز اهمیت می‌گردد. به علاوه محدودیت استفاده از روش‌های تصویربرداری با پرتوهای یونیزان و پرهزینه بودن برخی روش‌های دیگر در ارزیابی دوره‌ای پارامترهای چشمی، لزوم ارائه یک روش غیرتهاجمی، کم‌خطر، کم‌هزینه، بهنگام و نیز قابل تکرار مطرح می‌شود. با توجه به اینکه طیف گسترده‌ای از بیماری‌های چشمی و به ویژه بیماری‌های شبکیه با افزایش سن بروز می‌کنند، بررسی خواص الاستیک کره چشم، بافت شبکیه و کروئید می‌تواند نقش عمده‌ای در تشخیص و امکان پیشگیری عوامل بیماری‌زا مانند بیماری‌های چشمی از جمله دژنراسیون ماکولا، چین و شکنندگی‌های کروئید و نیز کاتاراکت ثانویه داشته باشد [۲]. بررسی میزان سختی چشم به عنوان یکی از پارامترهای مکانیکی، معرف خواص الاستیک برای اولین بار با عنوان اندازه‌گیری میزان مقاومت چشم در مقابل نیروی اعمال شده، توصیف شد [۳]. روچیز^۱ و همکارانش در سال ۱۹۸۰ التهاب خلفی صلبیه، را بررسی نمودند. در تصاویر فراصوتی مد A ضایعه، اکوهای پراکنده در ناحیه صلبیه، تضعیف صوتی ناچیز و نیز انعکاس بالا

در مرزها ملاحظه گردید. بررسی تصاویر مد B این ضایعه نیز نشان داد که ناحیه خلفی صلبیه نسبت به بافت چشم ضخیم شده و در فضای تنون^۲ نیز ادم خیز^۳ مشاهده گردید [۴]. رومیجان^۴ و همکارانش در سال ۱۹۹۲ امکان تمایز ملانوماهای داخل چشمی را با تخمین پارامترهای فراصوتی ضرایب تضعیف وابسته به فرکانس و پراکندگی برگشتی فراهم نمودند [۵]. در سال ۲۰۰۲ با استفاده از میکروسکوپ فراصوتی، تصاویر کرنش از لایه‌های مختلف چشم ثبت گردید. بررسی تصاویر فراصوتی نشان می‌داد که لایه‌های مختلف به دلیل خواص الاستیکی متفاوت، با کرنش‌های متفاوت ظاهر می‌شوند [۶]. چانگ^۵ و همکارانش نیز در سال ۲۰۰۵ خواص الاستیک لایه پیرامون ماکولای چشم‌های اهدایی مبتلا به دژنراسیون وابسته به سن را مورد بررسی قرار دادند. مطالعه تغییر ضخامت بافت شبکیه توسط روش توموگرافی همدوس نوری و در مرحله بعد با میکروسکوپ الکترونی نشان داد که الاستیسیته نواحی ماکولا در مرحله نخست بیماری، نسبت به افراد سالم بطور مشخص کمتر است [۷]. تابنده و همکارانش در سال ۲۰۰۰ ارتباط بین سختی عدسی و مشخصات آکوستیکی عدسی‌های مبتلا به کاتاراکت بیمارانی که جراحی کاتاراکت خارج کپسولی داشته‌اند، گزارش نمودند [۸]. در کلیه مطالعات برآورد پارامترهای بیومکانیکی به صورت تهاجمی و در شرایط آزمایشگاهی^۶ بوده است.

حسن زاده و همکارانش در سال ۲۰۰۵ نشان دادند که با اعمال تنش محدود به چشم خرگوش و اندازه‌گیری کرنش از بررسی تصاویر فراصوتی و با فرض الاستیک بودن ساختار چشم، امکان برآورد پارامترهای الاستیک به صورت کاملاً غیرتهاجمی وجود دارد [۹]. بر این اساس روش آزمونی پیشنهاد می‌شود که امکان اعمال تنش به چشم انسان و

2-Tenon
3- Edema
4-Romijn
5-Chong
6-In vitro

1-Rochis

تخمین مدول الاستیک چشم

- تئوری روشن: اعمال هر گونه تنش خارجی می تواند به صورت کشیدگی یا فشردهگی موجب تغییر شکل مواد شود. مدول یانگ (E) به صورت نسبت تنش (σ) اعمال شده به کرنش (ϵ) حاصل تعریف می شود (شکل ۱):

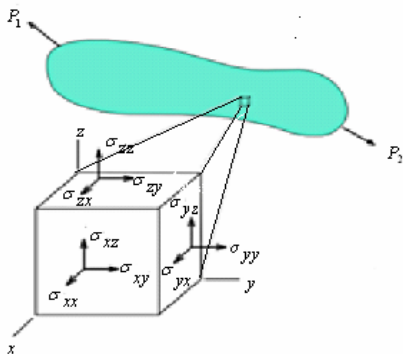
$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (1)$$

شکل عمومی روابط تنش-کرنش به صورت زیر مطرح می گردد [۱۰]:

$$\sigma_{ij} = B_{ij} + C_{ijkl}\epsilon_{kl} \quad (2)$$

که σ_{ij} تانسور استرس، ϵ_{kl} تانسور تنش، B_{ij} مولفه های تانسور تنش اولیه و C_{ijkl} به عنوان ماتریس ساختاری الاستیک است که مولفه های آن به عنوان ثابت های لامه^۳ معرفی می گردند. اگر فرض شود که حالت کرنش اولیه معادل حالت تنش اولیه است (یعنی $B_{ij} = 0$)، رابطه فوق به صورت زیر خلاصه می شود:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl}\epsilon_{kl} \quad (3)$$



شکل ۱- σ_{ij} تنش اعمال شده در راستای i و تاثیر آن بر مولفه j است.

مولفه های C_{ijkl} ثابت های الاستیک می باشند که بر اساس مرتبه تانسور، از ۸۱ مولفه ثابت تشکیل شده است. با توجه به ویژگی تقارن تانسور تنش σ_{ij} و ثابت ها

تخمین غیرتهاجمی سختی و الاستیسیته چشم را در شرایط درون تنی ممکن سازد.

هدف از مطالعه حاضر ارائه روشی غیرتهاجمی و با استفاده از پردازش تصاویر مد B برای برآورد مدول الاستیک ضخامت دیواره خلفی^۱ و چشم سالم انسان است و در ادامه همبستگی پارامترهای الاستیسیته دیواره خلفی و چشم با تغییر سن و جنس افراد مورد مطالعه، ارزیابی خواهد شد.

۲- مواد و روشها

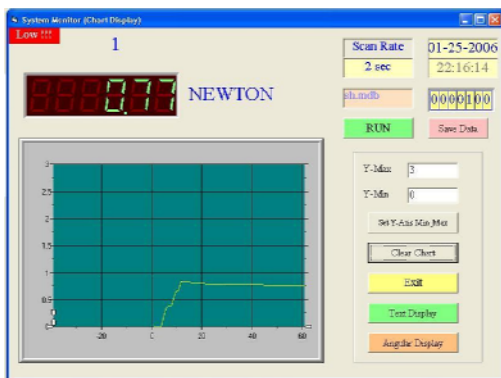
۲-۱- افراد مورد مطالعه

در مطالعه حاضر ۲۰ فرد سالم شامل ۱۰ مرد با میانگین سنی 62 ± 24 سال و ۱۰ زن با میانگین سنی 46 ± 20 سال، مراجعه کننده به درمانگاه چشم بیمارستان حضرت رسول مورد بررسی قرار گرفتند. انجام آزمون توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس تایید شده است. چشم افراد سالم بر اساس گزارش اپتومتری و بررسی افتالموسکوپی (معاینه فاندوس، عدم عیوب انکساری، گلوکوم و کاتاراکت) انتخاب شدند. پس از رضایت داوطلب، اطلاعات فردی همراه با گزارش تست های اپتیکی ثبت گردید. با توجه به هدف مطالعه، روش اجرایی مناسب برای برآورد الاستیسیته چشم و دیواره خلفی آن استخراج شد. ضخامت دیواره خلفی چشم شامل لایه های شبکیه، کروئید، صلبیه و لایه چربی پشت چشم^۲ می باشد. برای بررسی ضمنی تاثیر جنس بر پارامتر الاستیک چشم و دیواره خلفی آن، ابتدا دو گروه زن و مرد بطور مجزا مورد بررسی قرار گرفته، سپس برای بررسی تاثیر سن بر پارامتر الاستیک، افراد در محدوده سنی ۲۰ تا ۸۵ سال مورد بررسی قرار گرفتند.

1-Posterior wall thickness
2-Orbital fat

3-Lame

دقت ۰/۰۱ نیوتن اندازه گیری و کنترل گردید. نیروسنج به کمک یک حلقه نگهدارنده از جنس پلکسی گلاس (با ابعاد: قطر خارجی ۴/۸ سانتیمتر و قطر داخلی ۲/۲ سانتیمتر) به پروب التراسوند وصل شده به طوری که پروب بر روی چشم بیمار در امتداد ناحیه ماکولا به صورت عمود بر چشم به پایه نگهدارنده متصل و با اعمال بار مناسب در محدوده کمتر از فشار داخلی کره چشم و قابل تحمل برای فرد مورد بررسی، امکان اندازه گیری تنش خارجی اعمال شده، فراهم گردید. نیروسنج توسط پورت سریال RS-232 به یکی از شیارهای کامپیوتر وصل شده و توسط نرم افزار lutron (Lutron, Electronic Enterprise Co, Taipei, Taiwan)801 امکان مانیتورینگ و کنترل تنش اعمالی به اوربیت در طول فرآیند بارگذاری و ثبت تصویر فراهم می شود (شکل ۲).



شکل ۲- کنترل تنش طولی وارد به چشم

میزان فشار وارد بر پلک بر اساس فشار کره چشم هر فرد تعیین می شود. ابتدا توسط تونومتر شیوتز (Riester- Jungingen, Germany) فشار کره چشم برآورد می شود (میانگین ۲۰ میلیمترجیوه معادل ۲/۶۳۲ کیلو پاسکال)، سپس تنش بهینه و در حد تحمل انسان با میانگین ۱۴۶±۲۶۱۴ پاسکال به چشم افراد از طریق بارگذاری خارجی به پلک اعمال شد (شکل ۳).

(C_{ijkl}) به ۲۷ عدد کاهش می یابد. همچنین ویژگی ارتوتروپیک مواد باعث می گردد، این ثابت ها به ۱۲ عدد کاهش یابد. شکل تانسوری روابط تنش و کرنش در راستای یک محور به صورت زیر مطرح می گردد [۱۰]:

$$\begin{bmatrix} \epsilon_{xx} \\ \epsilon_{yy} \\ \epsilon_{zz} \\ \epsilon_{yz} \\ \epsilon_{zx} \\ \epsilon_{xy} \end{bmatrix} = \frac{1}{E} \begin{bmatrix} 1 & -\nu & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & 1 & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & -\nu & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1+\nu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1+\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1+\nu \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

که در ماتریس سختی، ν به عنوان ضریب پواسون معرفی می گردد. به طور خلاصه کرنش و مدول الاستیک یانگ حاصل در راستای x به صورت زیر تعریف می شود:

$$\epsilon = \frac{x - x_0}{x_0} \quad (5)$$

$$E = \frac{\sigma_{xx}}{\epsilon_{xx}} \quad (6)$$

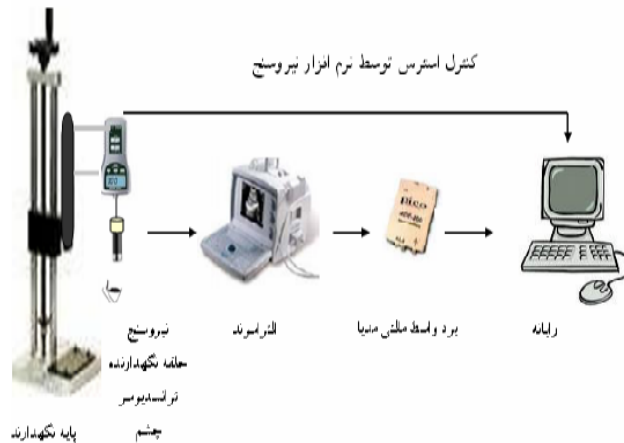
که x_0 بعد اولیه قبل از تنش و x بعد جسم پس از تنش می باشد.

۲-۲- نحوه آزمون

برای برآورد مدول الاستیک چشم و دیواره خلفی آن در افراد سالم، سیستم بارگذار ویژه ای طراحی و به پروب اولتراسوند متصل گردید تا امکان اعمال تنش همزمان با ثبت تصاویر فراصوتی فراهم آید. لذا تصویر فراصوتی بافت چشم بدون اعمال تنش ثبت گردید. سپس چشم تحت تنش خارجی قرار گرفت و تصویر فراصوتی همزمان ثبت گردید. با استخراج جابجایی بافت چشم و دیواره خلفی آن از تصاویر فراصوتی، ابتدا کرنش و سپس براساس مولفه محوری تنش اعمال شده، مدول الاستیک برآورد گردید.

در این مطالعه، تنش توسط بارگذاری سطح مقطع پروب (۳۸ سانتیمترمربع) بر روی پلک چشم انجام شد. میزان استرس، توسط نیروسنج دیجیتالی (Lutron, Taipei, Taiwan FG-5005) با

تخمین مدول الاستیک چشم



شکل ۳- نحوه بارگذاری و ثبت اطلاعات تصاویر فراصوتی

(Singapore Image Tools, Microsoft, San) توسط نرم افزار (Antonion, Texas)، با استفاده از الگوریتم ردیابی اکو^۲ در تصاویر مد B، میزان جابجایی بافت چشم و دیواره خلفی آن ناشی از بارگذاری، در راستای محور چشم اندازه گیری شد. با توجه به تغییرات نسبی ابعاد چشم و دیواره خلفی آن در راستای محور چشم، پارامترهای کرنش محوری چشم و دیواره خلفی آن استخراج گردید. بر اساس رابطه میان تنش اعمال شده و کرنش محاسبه شده، مدول الاستیک چشم و دیواره خلفی آن در راستای محوری برآورد گردید.

- **آنالیز آماری و برآورد نمونه:** پس از مطالعه راهنما، تعداد نمونه با ۹۵ درصد اطمینان و توان آزمون ۸۰ درصد، برای هر گروه در دو آزمون زوج تی مستقل و آنالیز همبستگی پیرسون برآورد شد. لذا پارامتر الاستیک محوری اوربیت و دیواره خلفی چشم سالم افراد مورد مطالعه برآورد گردید و با نرم افزار آماری SPSS-11.5 (CH, USA)، مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. ابتدا اطلاعات در هر گروه به صورت میانگین \pm انحراف معیار

برای ثبت تصاویر فراصوتی سیستم فراصوت (Biovision, B-scan-s, Quantel Medical, Clermont-Ferrand, France) با آهنگ ۲۰ فریم در ثانیه (قدرت تفکیک ۰/۰۱ میلیمتر و بهره تقویت ۶۴) استفاده شد. پروب مکانیکی با فرکانس مرکزی ۲۰ مگاهرتز با واسطه ژل بر روی پلک بیمار قرار گرفت. ابتدا تصویر فراصوتی مد A و مد B همراه با سیگنال فرکانس رادیویی القایی^۱ بدون اعمال تنش ثبت و ذخیره گردید (شکل ۴ الف و ب). در طول اعمال تنش نیز تصاویر فراصوتی مد B به صورت فریم های متوالی (۲۰ فریم در هر ثانیه) ثبت گردید و تصویر در فشار بهینه استخراج و ذخیره شد. همین فرایند برای ثبت تصاویر مد-A و سیگنال فرکانس رادیویی القایی انجام شد. برای بازخوانی مجدد و پردازش تصاویر فراصوتی چشم و امکان استخراج تراکم پذیری چشم و دیواره خلفی آن، امکان ثبت و ذخیره مجدد تصاویر متوالی فراصوتی با استفاده از برد واسط مالتی مدیا (Video-blaster Snazzi*1, VCD Master HQ, Singapore) که بر روی یکی از شیارهای بلند کامپیوتر نصب گردیده است، فراهم شد. ثبت و ذخیره اطلاعات توسط نرم افزار (Snazzi*1, VCD Master HQ,)

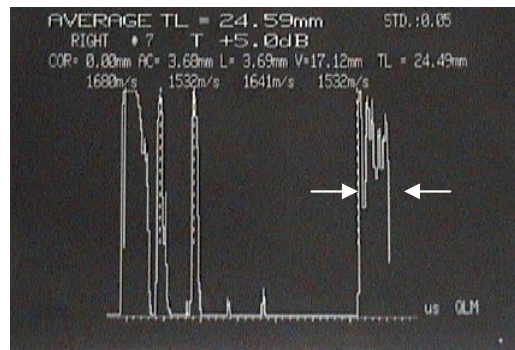
2-Echo tracking

1-Induced radiofrequency

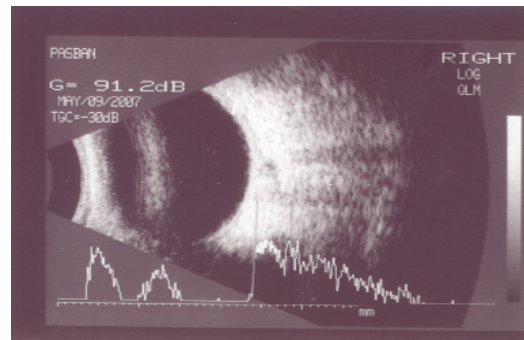
۳- نتایج

برای برآورد مدول الاستیک بافت چشم و دیواره خلفی آن، بایستی تنش وارده بر چشم در حد تحمل فرد بدون آسیب به چشم باشد. لذا با توجه به فشار کره چشم (2614 ± 146 پاسکال)، میزان تنش قابل اعمال برآورد شد. در این مطالعه مقدار عددی تنش اعمال شده به گروه مردان 260 ± 151 پاسکال و به گروه زنان 2633 ± 150 پاسکال است. پس از پردازش تصاویر فراصوتی، پارامترهای طول محوری چشم و ضخامت دیواره خلفی آن در راستای محور اپتیکی بدون اعمال تنش و پس از آن بر حسب میلیمتر استخراج شد. بر اساس آن، پارامترهای درصد کرنش محوری چشم و لایه دیواره خلفی آن به تفکیک جنس محاسبه شد (جدول ۱).

گزارش شد و سپس جهت مقایسه تاثیر جنس بر رفتار بیومکانیکی چشم و دیواره خلفی آن، تست آماری^۱ با ۹۵ درصد اطمینان انجام گرفت (عدد p کمتر از ۰/۰۵) (۱۰ فرد برای هر گروه). برای بررسی همبستگی خطی سن افراد سالم با پارامتر الاستیک محوری چشم و همچنین دیواره خلفی آن، از آنالیز همبستگی پیرسون با ۹۵ درصد اطمینان، استفاده گردید (۱۹ نمونه برآورد شد).



(الف)



(ب)

شکل ۴- تصویر فراصوتی چشم و دیواره خلفی راست (الف) مد- A و (ب) مد- B همراه با سیگنال فرکانس رادیویی

1- Independent Paired t-test

تخمین مدول الاستیک چشم

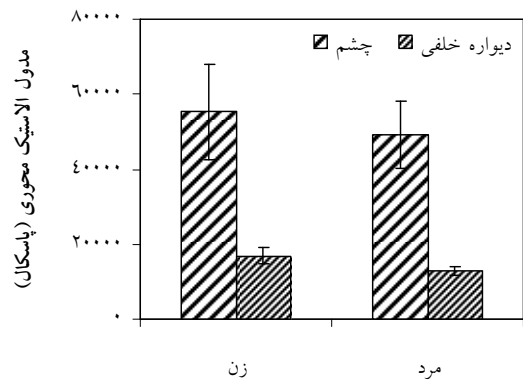
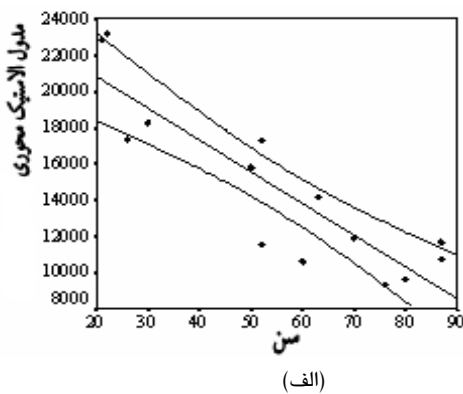
جدول ۱- میانگین و انحراف معیار سن، طول محوری اولیه چشم (میلیمتر)، ضخامت اولیه دیواره خلفی چشم (میلیمتر) قبل از استرس، درصد کرنش محوری چشم و کرنش دیواره خلفی آن در دو گروه زنان و مردان

جنس	سن (سال)	طول محوری اولیه چشم (میلیمتر)	ضخامت اولیه دیواره خلفی (میلیمتر)	درصد کرنش چشم	درصد کرنش دیواره خلفی
زن	46±20	25/75 ± 2/63	4/94 ± 0/92	7/21 ± 4/78	16/94 ± 5/67
مرد	62±24	23/85 ± 2/12	4/91 ± 0/82	6/52 ± 4/54	21/29 ± 4/78

آنالیز آماری تمایز معنی داری میان دو گروه زن و مرد بر اساس کرنش محوری چشم و لایه دیواره خلفی آن نشان نداد (عدد p بیشتر از 0/05). لذا پارامتر کرنش محوری به جنس فرد مورد مطالعه وابسته نیست. در شکل ۵ نیز نمودار ستونی مدول الاستیک محوری چشم و لایه دیواره خلفی آن به تفکیک جنس بر حسب پاسکال نمایش داده شده است. آنالیز آماری Independent Paired t-test نیز تمایز معنی داری میان دو گروه زن و مرد بر اساس مدول الاستیک محوری چشم و لایه دیواره خلفی آن نشان نداد (عدد p بیشتر از 0/05).

الاستیک محوری چشم و لایه دیواره خلفی آن بر اساس سن بررسی شد و ملاحظه گردید که همبستگی خطی معنی داری میان پارامترهای مدول الاستیک محوری چشم و دیواره خلفی آن با افزایش سن افراد وجود دارد (با عدد p بسیار کمتر از 0/05) که در شکل های ۶ (الف و ب) آمده است. با توجه به شکل ۶- الف ملاحظه می شود که با ضریب همبستگی 0/7، همبستگی معنی داری میان پارامتر مدول الاستیک محوری چشم با کاهش سن وجود دارد. همبستگی معنی دار میان پارامتر مدول الاستیک دیواره خلفی چشم و سن با ضریب همبستگی 0/9 نیز در شکل ۶- ب آمده است (عدد p کمتر از 0/05). به عبارت دیگر با افزایش سن، سفتی بافت بیشتر می شود که نتایج مطالعه حاضر نیز نشان داد که با افزایش سن، سفتی بافت چشم و دیواره خلفی آن افزایش می یابد.

الاستیک محوری چشم و لایه دیواره خلفی آن بر اساس سن بررسی شد و ملاحظه گردید که همبستگی خطی معنی داری میان پارامترهای مدول الاستیک محوری چشم و دیواره خلفی آن با افزایش سن افراد وجود دارد (با عدد p بسیار کمتر از 0/05) که در شکل های ۶ (الف و ب) آمده است. با توجه به شکل ۶- الف ملاحظه می شود که با ضریب همبستگی 0/7، همبستگی معنی داری میان پارامتر مدول الاستیک محوری چشم با کاهش سن وجود دارد. همبستگی معنی دار میان پارامتر مدول الاستیک دیواره خلفی چشم و سن با ضریب همبستگی 0/9 نیز در شکل ۶- ب آمده است (عدد p کمتر از 0/05). به عبارت دیگر با افزایش سن، سفتی بافت بیشتر می شود که نتایج مطالعه حاضر نیز نشان داد که با افزایش سن، سفتی بافت چشم و دیواره خلفی آن افزایش می یابد.

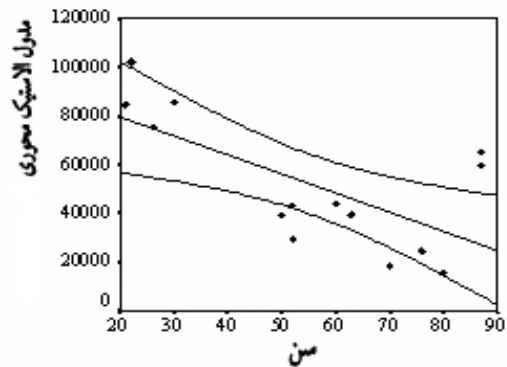


شکل ۵- نمودار ستونی مدول الاستیک محوری چشم و لایه دیواره خلفی آن به تفکیک جنس بر حسب پاسکال

مدول الاستیک محوری چشم و لایه دیواره خلفی آن در افراد مورد مطالعه به ترتیب 51777 ± 27304 پاسکال و 14603 ± 4636 پاسکال حاصل شد. پراکندگی پارامتر مدول

دادند که صحت و دقت تخمین پراکندگی برگشتی با غیریکنواختی بافت به شدت کاهش می یابد. در این مطالعه با استفاده از آنالیز تشخیص بر اساس پارامتر پراکندگی برگشتی امواج فراصوتی، ملانوماهای داخل چشم نسبت به بافت سالم متمایز شد [۵]. تابنده و همکارانش نیز ارتباط بین سختی عدسی و مشخصات آکوستیکی عدسی های مبتلا به کاتاراکت بیمارانی که جراحی کاتاراکت خارج کپسولی داشته اند، ارزیابی کردند. در این مطالعه نشان داده شد که تضعیف امواج فراصوتی توسط عدسی با سختی آن مرتبط است [۸]. هرنندان^۲ و همکارانش با ارزیابی ضخامت مرکزی قرنیه بیمارانی مبتلا به گلوکوم نشان دادند، این فاکتور می تواند به عنوان مهم ترین فاکتور کلینیکی در تشخیص زودهنگام گلوکوم در مراحل اولیه تلقی شود [۱۲]. در مطالعات تهاجمی بر روی اجزای گوناگون ساختار چشم، انواع پارامترهای مکانیکی و رابطه آن ها با فشار داخل چشمی ارزیابی شد [۱۳ و ۱۴]. در مطالعه حاضر نیز روش غیرتهاجمی با استفاده از امواج فراصوت برای برآورد مدول الاستیک چشم و دیواره خلفی آن ارائه شده است. در این مطالعه مدول الاستیک چشم و دیواره خلفی آن برای ۲۰ فرد سالم به ترتیب 51777 ± 27304 و 14603 ± 4636 پاسکال برآورد شد. جونز^۳ و همکارانش به صورت تهاجمی مدول الاستیک شبکه چشم گوساله را در حدود ۲۰ کیلوپاسکال برآورد کردند [۱۵] که نتایج مدول الاستیک دیواره خلفی گروه حاضر با یافته های حاصل از مطالعات تهاجمی تطابق کاملاً نزدیکی را نشان می دهد.

مطالعه تهاجمی برآورد رفتار استرس- کرنش بافت چشم نشان داد که رابطه غیرخطی معنی داری میان پارامتر استرس- کرنش با سن افراد مورد مطالعه وجود دارد. این تغییرات می تواند به عواملی مانند سن، تغییرات بیوشیمیایی و تغییرات کلاژن بافت و سایر عوامل دیگر وابسته باشد [۱۶]. الموتی با استفاده از روش



(ب)

شکل ۶- نمودار همبستگی خطی میان پارامترهای مدول الاستیک محوری الف) چشم و ب) ضخامت دیواره خلفی چشم، بر حسب پاسکال با افزایش سن

۴- بحث

با توجه به اینکه با بروز ضایعات پاتولوژیک و نیز افزایش سن، الاستیسیته و سفتی بافت تغییر می کند، لذا به نظر می رسد با بروز بیماری، الاستیسیته چشم و ضخامت دیواره خلفی آن نیز تحت تاثیر قرار گیرد. پالیکاریس^۱ و همکاران در مطالعه ای ضریب سختی چشم را با تزریق چشمی سالیین و بررسی تغییرات حجم چشم در طول جراحی کاتاراکت برآورد کردند و نشان دادند که میان ضریب سختی چشم در وضعیت های کلینیکی متعدد (مانند گلوکوم، جراحی های انکساری، تغییرات فشار عروق خون رسان چشم و در آسیب شناسی ناشی از نزدیک بینی)، همبستگی معنی داری وجود دارد [۱۱]. با وجود برآورد تهاجمی ضریب سختی، ثابت شد که خواص الاستیک می تواند به عنوان معیاری برای تفکیک پذیری و تشخیص ضایعات چشمی به کار رود. چنانچه در مطالعه غیرتهاجمی دیگر [۹] تمایز معنی داری میان الاستیسیته چشم سالم و چشم کاتاراکت خرگوش ملاحظه شد. رومیجان و همکارانش، طیف پراکندگی برگشتی امواج فراصوتی نواحی یکنواخت تومور را با نواحی غیر یکنواخت بافت مبتلا به ملانوما مقایسه کرده و نشان

2-Herndon
3-Jones

1- Pallikaris

تعداد کم افراد مورد بررسی برای ارزیابی همبستگی پارامتر الاستیک با سن است.

۵- نتیجه گیری

کاربرد این روش می تواند در ارزیابی، تشخیص و تمایز ضایعات درون چشمی مفید و قابل ارائه باشد این یافته ها می تواند کمک موثری در راستای توسعه ابزارهای غیرتهاجمی فراصوتی برای تخمین میزان سختی ضایعات چشمی فراهم نماید. افزایش سن تاثیر متمایزی بر میزان سختی چشم خواهد داشت که این امر می تواند نقش عمده ای در تشخیص و امکان پیشگیری بیماری های چشمی به ویژه بیماری های وابسته به سن از جمله دژنراسیون ماکولا، چین و شکنندگی های کروئید و بیماری های صلبیه چشم داشته باشد.

توموگرافی کوهرانت نوری ضخامت شبکیه و لایه های عصب بینایی را در افراد با سنین مختلف اندازه گیری کردند. نتایج نشان داد که با افزایش سن، ضخامت لایه های شبکیه و عصب بینایی کاهش می یابد [۱۷]. با توجه به تئوری فریدمن^۱، با افزایش سن بافت شبکیه به شدت سخت می شود و بستر عروق خون رسان را تحت تاثیر قرار داده به طوری که مقاومت عروقی می تواند منشاء بیماری دژنراسیون وابسته به سن ماکولا تلقی شود [۱۸]. مطالعات لام^۲ و همکارانش با استفاده از سونوگرافی داپلر رنگی نشان داد با افزایش سن، ضربان عروق چشمی کاهش و بافت شبکیه و اسکلا سخت می گردد [۱۹] که نتایج مطالعه حاضر نیز سخت شدن ضخامت دیواره خلفی چشم را تایید نمود.

در مطالعه حاضر روشی غیرتهاجمی به عنوان روشی ایمن، دقیق و آسان جهت تخمین پارامترهای الاستیک چشم پیشنهاد شد. در این روش میزان فشار وارد بر چشم کمتر از تنش داخل چشم است که این امر باعث می شود چشم آسیب نیند. تصاویر فراصوتی به صورت فریم های متوالی توسط برد واسط ویدئو گرابر به کامپیوتر منتقل و پس از ذخیره با پردازش تصاویر مد B، طول های اولیه محور چشم و دیواره خلفی آن و نیز میزان تراکم پذیری آن ها پس از تنش اعمال شده، اندازه گیری شد. براساس تنش اعمال شده و کرنش اندازه گیری شده، مدول الاستیک چشم و دیواره خلفی آن برآورد گردید. بررسی نتایج پارامتر الاستیک افراد مورد مطالعه به تفکیک جنس و سن نشان داد که تمایز معنی داری میان رفتار الاستیک محوری چشم و نیز دیواره خلفی آن به تفکیک جنس وجود ندارد. بررسی سختی چشم و دیواره خلفی آن با افزایش سن نیز موید همبستگی معنی دار میان الاستیسیته و سن افراد است. البته از مهم ترین محدودیت مطالعه حاضر،

1-Friedman

2- Lam

منابع

1. Coleman D J, Woods S, Rondeau M J, Silverman R H. Ophthalmic ultrasonography. *Radiol Clin North Am* 1992; 30: 1105-1113.
2. Friberg T R, Lace J W. A comparison of the elastic properties of human choroids and sclera. *Experiment Eye Res* 1988 ;47: 429-436.
3. Friedenwald J S. Contribution to the theory and practice of tonometry. *Am J Ophthalmol* 1937; 20: 985-1024.
4. Rochles R, Reis G. Echography in posterior scleritis. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1980; 177: 611-613.
5. Romijn R L, Thijssen J M, Verbeek A M. Ultrasonic differentiation of intraocular melanomas. *Ultrasound Imaging* 1991; 13: 27- 55.
6. Hollman K W, Emeliano S Y, Neiss J H, Jotone G. Strain imaging of corneal tissue with an ultrasound elasticity microscope. *Cornea* 2002; 21: 68-73.
7. Chong N H V, Keonin J, Luthert P J, Frennesson C J, Weingeist D M, Wolf R L, Mullins R F, Hageman G S. Decreased thickness and integrity of the membrane correspond to the distribution of lesions associated with age-related macular degeneration. *Am J Pathol* 2005; 66: 241-251.
8. Tabandeh H, Wilkins M, Thompson G, Nassiri D, Karim A. Hardness and ultrasonic characteristics of the human crystalline lens. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 838-841.
9. Mokhtari-Dizaji M, Hasanzade J, Jabarvand M, Zarin M. An ultrasound technique for the measurement of the elastic moduli of rabbit eye. *Iran J Med Phys* 2004; 4, 5: 77-82.
10. Ophir J, Faouzi K, Varghese T, Konofagou E, Alam S K, Krouskop T, Garra B, Righetti R. Elastography: optical and acoustical imaging of biological media. 2001; 4: 1193-1212.
11. Pallikaris I G, Kymionis G D, Ginis H S, Kounis G A, Tsilimbaris M K. Ocular rigidity in living human eyes. *IOVS* 2005; 46: 409-414.
12. Herndon L W, Weizer J S, Stinnett S S. Central corneal thickness as a risk factor for advance glaucoma damage. *Arch Ophthalmol* 2004; 122: 17-21.
13. Forster W, Kasprzak H, Von Bally G. Measurement of elastic modulus of the central bovine cornea by means of holographic interferometry. *Optom Vis Sci*. 1994; 71: 27-32.
14. Pierscionek B K, Asejczyk-Widlicka M, Schachar R A. The effect of changing intraocular pressure on the corneal and scleral curvatures in the fresh porcine eye. *Br J Ophthalmol* 2007; 91: 801-803.
15. Jones I L, Warner M, Stevens J D. Mathematical modelling of the elastic properties of retina: a determination of Young's modulus. *Eye* 1992; 6: 556-559.
16. Elsheikh A, Wang D, Brown M, Rama P, Campanelli M, Pye D. Assessment of corneal biomechanical properties and their variation with age. *Curr Eye Res* 2007; 32: 11-19.
17. Alamouti B, Funk J. Retinal thickness decreases with age: an OCT study. *Br J Ophthalmol* 2003; 87: 899-901.
18. Friedman E. The role of the atherosclerotic process in the pathogenesis of age-related macular degeneration. *Am J Ophthalmol* 2000; 130: 658-663.
19. Lam A K C, Chan S T C, Chan H, Chan B. The effect of age on ocular blood supply determined by pulsatile ocular blood flow and color Doppler ultrasonography. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 304-311.