

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



عضویت در خبرنامه



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی



تازه آموزش
مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛ شبکه های توجه گرافی (GAN)

مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛
شبکه های توجه گرافی
(Graph Attention Networks)



تازه آموزش
آموزش استفاده از وب آو ساینس

کارگاه آنلاین آموزش استفاده از
وب آو ساینس



کارگاه آنلاین مقاله روزمره انگلیسی

شبیه سازی انتقال حرارت زیستی در چشم انسان با استفاده از روش المان محدود

حامد قماشچی^۱ و ناصر فتورائی^{۲*}

^۱ دانشگاه آزاد اسلامی واحد قزوین- دانشکده مهندسی مکانیک و دانشگاه صنعتی امیر کبیر (پلی تکنیک تهران) دانشکده مهندسی پزشکی- آزمایشگاه تحقیقاتی مکانیک سیالات بیولوژیکی ۱۵۹۱۴

^{۲*} Nasser@aut.ac.ir و H_Ghomashchi@yahoo.com

چکیده

با توجه به پیشرفتهای بوجود آمده در زمینه فناوریهای محاسباتی، استفاده از روشهای شبیه سازی کامپیوتری و کاربرد آنها در حوزه علوم پزشکی و سیستمهای بیولوژیک مورد اقبال عمومی قرار گرفته است. در این حوزه با مدلسازی انتقال حرارت در چشم انسان می توان پزشکان را در تشخیص زود هنگام بیماریها و التهابهای چشمی یاری نمود. در این تحقیق از یک مدل دو بعدی المان محدود برای شبیه سازی انتقال حرارت در چشم انسان در حالت پایا استفاده شده است. نتایج این مدلسازی با نتایج مطالعات عددی مشابه و نتایج مطالعات تجربی مقایسه شده اند. مقایسه نتایج حاکی از اختلاف ۰/۲۵ درصد با نتایج اندازه گیری های تجربی و اختلاف ۲/۶۶ و ۳/۷۹ درصد با دو مطالعه عددی مشابه می باشد. همچنین آنالیز حساسیت روی این مدل انجام گرفته و پارامترهای غالب در تعیین دمای سطح قرنیه مشخص شده اند.

واژه‌های کلیدی: "روش المان محدود"، "انتقال حرارت زیستی"، "پروفیل توزیع دما در بافت چشم"

۱- مقدمه

محیطی [۵ و ۴]، پلک زدن [۵ و ۲] و سن [۶] نمونه های مورد مطالعه باشد که روی دمای سطح چشم تاثیر گذارند. Fielder و همکاران در مطالعه دیگری با استفاده از روش تصویر برداری مادون قرمز نشان دادند که دمای مرکز قرنیه ۳/۶ درجه سانتیگراد پایین تر از دمای بدن فرد می باشد [۷] بنابراین اگر دمای بدن شخص ۳۷ درجه سانتیگراد در نظر گرفته شود دمای مرکز قرنیه باید ۳۳/۴ درجه سانتیگراد باشد. همچنین مطالعات دیگری نیز در این خصوص با استفاده از فناوریهای محاسباتی صورت پذیرفته است چرا که نتایج مدلسازی حرارتی مناسب چشم می تواند پزشکان را در تشخیص زود هنگام مشکلات بینایی نظیر بیماریهای التهابی چشمی یاری نماید. در همین ارتباط تا کنون مطالعات محاسباتی گسترده ای نیز انجام گرفته است، در سال ۱۹۷۵، Taflove و Brodwin با استفاده از روش تفاضل محدود پدیده انتقال حرارت از سطح چشم را مدلسازی نمودند [۸]. در این مطالعه در یک مدل سه بعدی متشکل از دو تصویر دو بعدی تابش امواج میکروویو با فرکانس ۷۵۰ و ۱۵۰۰ مگاهرتز شبیه سازی شده است و به ترتیب دمای ماکزیمم ۳۹/۳ و ۴۰/۴ درجه سانتیگراد برای فرکانس های تابش فوق بدست آمده است. در این تحقیق بافت چشمی همگن وبا خواص موادی شبیه به آب در نظر گرفته شده است در حالیکه در مطالعه دیگری،

با توجه به پیشرفتهای بوجود آمده در زمینه فناوریهای محاسباتی، استفاده از روشهای شبیه سازی کامپیوتری و کاربرد آنها در حوزه علوم پزشکی و سیستمهای بیولوژیک مورد اقبال عمومی قرار گرفته است، به عنوان مثال از این دست می توان به مدلسازی انتقال حرارت چشم انسان اشاره نمود. انتقال حرارت و پروفیل توزیع دما در بافت چشمی در صد سال اخیر بسیار مورد توجه قرار گرفته و روشهای تهاجمی و غیر تهاجمی متعددی برای اندازه گیری پروفیل دما در ساختار چشم ابداع گردیده است. روشهای تهاجمی که بدو مورد استفاده قرار می گرفتند بدلیل آسیب های منتجه، هم اکنون به مطالعات حیوانی محدود گردیده اند [۱]. از روشهای غیر تهاجمی نیز می توان به روش تصویر برداری مادون قرمز (IR) اشاره نمود که در حال حاضر بطور وسیعی مورد استفاده قرار می گیرد.

در دو مطالعه تجربی مشابه توسط Efron و همکاران [۲] و همچنین Purslow و همکاران [۳] دمای متوسط سطح چشم با استفاده از روش تصویر برداری مادون قرمز ۳۴/۳ درجه سانتیگراد و ۱/۱ ± ۳۵ درجه سانتیگراد گزارش شده است. این تفاوت می تواند بدلیل فاکتورهای متعددی نظیر شرایط

است. بیماریهای چشمی که علت اصلی نابینایی ها شناخته شده اند در کشورهای توسعه یافته شیوع پیدا کرده و رخداد این بیماریها به عواملی از قبیل رژیم غذایی، نحوه زندگی و عوامل متعدد دیگری مرتبط هستند. اغلب این بیماریها بسیار دیر و هنگامی که بیماری پیشرفت کرده است تشخیص داده می شوند و لذا تشخیص زود هنگام این بیماریها، درمان آنها را ممکن می سازد. شبیه سازی های کامپیوتری به همراه استفاده از الگوریتمهای هوش مصنوعی می تواند راه حلی را برای تشخیص زود هنگام این بیماریها فراهم آورد.

جدول (۱). خواص مواد بافتهای چشمی

چگالی (Kgm^{-3})	گرمای ویژه ($JKg^{-1}K^{-1}$)	ضریب هدایت حرارتی ($Wm^{-1}K^{-1}$)	بافت
۱۰۵۰	۴۱۷۸	۰/۵۸	قرنیه
۹۹۶	۳۹۹۷	۰/۵۸	زلالیه
۱۱۰۰	۳۱۸۰	۱/۰۰۴۲	عنبیه
۱۰۵۰	۳۰۰۰	۰/۴۰	عدسی
۱۰۰۰	۴۱۷۸	۰/۶۰۳	زجاجیه
۱۱۰۰	۳۱۸۰	۱/۰۰۴۲	صلبیه

۲- تئوری و روش حل عددی

۲-۱. معادله حاکم و شرایط مرزی

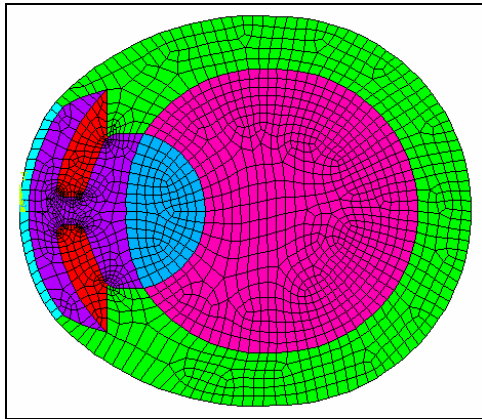
نواحی متعدد بافت چشمی همگن و ایزوتروپیک فرض شده و خواص مواد ویژگیهای حرارتی هر ناحیه از چشم از مطالعه مشابه انجام شده توسط Ng و Ooi [۱۱] استخراج گردیده که در جدول (۱) نشان داده شده اند. معادله انتقال حرارت زیستی Pennes به عنوان معادله حاکم برای بیان انتقال حرارت در چشم مورد استفاده قرار گرفته که عبارتست از:

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T_t) + \omega \rho_b c_b (T_{a,in} - T_{v,out}) + Q \quad (1)$$

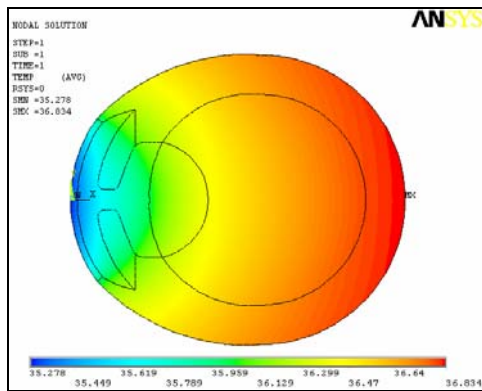
که در این رابطه ρ دانسیته برحسب Kgm^{-3} ، c گرمای ویژه برحسب $JKgK^{-1}$ ، k ضریب هدایت حرارتی بافت برحسب $Wm^{-1}K^{-1}$ و Q ترم منبع حرارتی برحسب Wm^{-3} که بواسطه متابولیسم درونی و یا منبع حرارت بیرونی نظیر تابش امواج الکترومغناطیس می باشد، T معرف دما برحسب درجه کلوین و t زمان برحسب ثانیه می باشد. اندیسهای t و b به ترتیب بیانگر پارامترهای مربوط به بافت و خون می باشند و

Legendijk نشان داده است که ضریب هدایت حرارتی عدسی خیلی کمتر از آب می باشد [۹]. همچنین در این مدل اجزاء داخلی چشم نظیر قرنیه و عنبیه در نظر گرفته نشده که مجموع این ساده سازیها خطای قابل توجهی را وارد مدلسازی می نماید. Guy و همکاران در مطالعه دیگری با استفاده از روش المان محدود تاثیرات تابش امواج ۲۴۵۰ مگاهرتز را روی چشم خرگوش مدلسازی نمودند [۱۲]. شرایط مرزی در این مدل شامل تبخیر و انتقال حرارت تشعشعی از سطح قرنیه بوده و شبیه به مطالعه قبل، بافت چشمی بصورت همگن در نظر گرفته بود. برای ضریب هدایت حرارتی عدسی مقدار $0.213 Wm^{-1}K^{-1}$ در نظر گرفته شده که با مقادیر تجربی بدست آمده برای آن [۹] مطابقت نداشت. در سال ۱۹۸۲، Legendijk یکسری اندازه گیریهای تجربی را بر روی چشم خرگوش انجام داده و از نتایج آن برای تعیین خواص حرارتی چشم خرگوش با استفاده از روش تفاضل محدود استفاده نمود [۹]. در مطالعات تجربی وی دمای سطح قرنیه 34.5 ± 0.7 درجه سانتیگراد اندازه گیری شده و دمای بدست آمده از روش تفاضل محدود در همان ناحیه 34.20 درجه سانتیگراد گزارش شده است. در مطالعه دیگری توسط Scott و همکاران از یک مدل دو بعدی المان محدود با تقارن محوری نسبت به محور عنبیه استفاده شده است [۱۰]. در این مدل ۶ ناحیه بافت چشمی مدلسازی گردیده و شرایط مرزی روی قرنیه و صلبیه در نظر گرفته شده اند. در مساله غیر خطی ابتدایی، تاثیرات تشعشع با شرایط مرزی همرفتی جایگزین شده و مساله فوق به یک مساله خطی تبدیل شده است. دمای سطح قرنیه در این شبیه سازی 33.25 درجه سانتیگراد گزارش شده که با مقادیر اندازه گیری شده از روشهای تهاجمی و غیر تهاجمی متفاوت اختلاف دارد. در سال ۲۰۰۶ در مطالعه دیگری نظیر مطالعه فوق توسط Ng و Ooi و با روش المان محدود از یک مدل دوبعدی با تقارن محوری نسبت به محور عنبیه استفاده شده و برای هر ۶ ناحیه بافت چشمی خواص مواد متفاوت در نظر گرفته شده است. سه نوع شرط مرزی حرارتی همرفت، تشعشع و تبخیر اشک روی سطح قرنیه و شرط مرزی همرفت جریان خون روی صلبیه در نظر گرفته شده است. نتایج حاصله از این شبیه سازی تطبیق بسیار بهتری را با نتایج اندازه گیری های تجربی داشته اند [۱۱]. خاطرنشان می گردد نتایج حاصله از تحقیق حال حاضر با نتایج دو مطالعه ذکر شده اخیر مقایسه گردیده

T_{bl} درجه سانتیگراد در نظر گرفته شده است. استفاده از چنین فرضی الزامی است زیرا براساس گزارشات [۱۱]، در هیچیک از مطالعات انجام شده دمای خون در شریان چشمی گزارش نشده است. در معادله (۴) ضریب همرفت محیط $T_{amb} = 25$ درجه سانتیگراد و ضریب انتشار قرنیه $\epsilon = 0.975$ در نظر گرفته شده است. در این مطالعه بدلیل محدودیت نرم افزار در اعمال شرایط مرزی همزمان روی سطح قرنیه از اعمال شرط نرخ تبخیر اشک (E) در معادله (۴) صرفنظر گردیده است.



شکل ۱ - مدل شبکه بندی شده توسط المانهای چهاروجهی



شکل ۲- پروفیل انتقال حرارت در بافت چشمی در شرایط کنترل همچنین معادله (۲) برای حالت جریان پایا و بدون منبع حرارت خارجی منجر به حل معادله ساده شده زیر می گردد:

$$k \nabla^2 T = 0 \quad (5)$$

اندیسه‌های a, in و v, out به ترتیب معرف دما خون شریان ورودی و ورید خروجی می باشند. ترم دوم سمت راست معادله (۱) بیانگر انتقال حرارت بواسطه جریان خون درون چشم و ω نرخ جریان حجمی خون در چشم می باشد. بدلیل فقدان اطلاعات در این خصوص، در این مطالعه از این ترم صرفنظر گردیده و لذا تاثیر این ترم در دقت نتایج این مدل مشخص نمی باشد. قسمت اعظم چشم انسان را زجاجیه تشکیل داده که یک ماده ژلاتینی شفاف است که ۹۹٪ آنرا آب تشکیل داده و مابقی آن جسم سخت می باشد. حال از آنجایی که فعالیت متابولیک در قسمت کوچکی از بافت چشمی صورت می گیرد لذا ترم تولید گرمایش متابولیک نیز قابل صرفنظر بوده و بنابراین صفر در نظر گرفته شده است. در نهایت فرم کلی معادله مشخصه بصورت مقابل خواهد بود:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T \quad (2)$$

برای ساده سازی اندیس t از معادله (۲) حذف شده است ولی مشخص است که پارامترهای معادله (۲) به بافت چشمی اشاره دارند. شرط مرزی اول روی صلبیه اعمال گردیده که جریان خون عبوری از آن به عنوان یک منبع حرارتی عمل می کند، بنابراین:

$$k \frac{\partial T}{\partial n} = h_{bl} (T - T_{bl}) \quad (3)$$

که در معادله فوق، n راستای عمود بر سطح مرزی، h_{bl} ضریب انتقال حرارت همرفتی بین خون و چشم و T_{bl} دمای خون عبوری می باشد. شرایط مرزی ثانویه روی قرنیه تعریف شده اند که در آنجا سه مکانیزم انتقال حرارت صورت می گیرد و عبارتند از:

$$k \frac{\partial T}{\partial n} = h_{amb} (T - T_{amb}) + \sigma \epsilon (T^4 - T_{amb}^4) + E \quad (4)$$

ترمهای سمت راست معادله (۴) به ترتیب معرف اتلاف حرارتی بواسطه همرفت، تشعشع و تبخیر اشک (E) برحسب Wm^{-2} می باشند. در معادله (۴) اندیس amb معرف محیط خارج، h معرف ضریب انتقال حرارت همرفتی برحسب $Wm^{-2}K^{-1}$ ، σ بیانگر ثابت استفان بولتزمن به مقدار 5.67×10^{-8} و ϵ بیانگر انتشار می باشد.

در معادله (۳) که شرط مرزی صلبیه را بیان نموده $h_{bl} = 65 Wm^{-2}K^{-1}$ در نظر گرفته شده و با فرض اینکه طی جریان خون از شریان کاروتید تا شریان چشمی هیچگونه اتلاف حرارتی نداشته باشیم، دمای خون ورودی به چشم $37 =$

۱-۲. مدل‌سازی و گسسته سازی

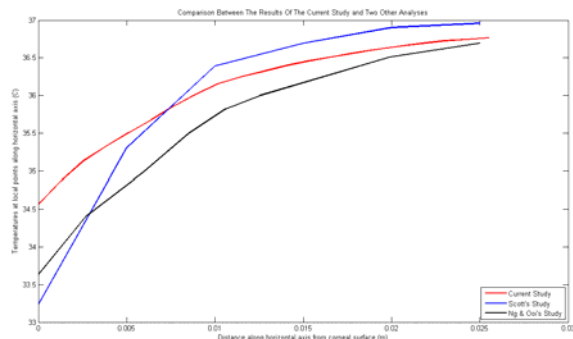
برای مدل‌سازی دو بعدی، تصویر سطح مقطع میانی مدل آناتومیکی چشم را با دقت 0.0005 m (0.5 mm) نمونه برداری کرده و این مختصات را مستقیماً در نرم افزار ANSYS وارد کرده و با اتصال نقاط به یکدیگر مدل گرافیکی دو بعدی از سطح مقطع میانی کره چشم تشکیل گردیده است. در این مدل بین نواحی مختلف مدل (بافتهای متفاوت چشمی) مرز مشترک تشکیل داده شده به نحوی که امکان جریان شار حرارتی پیوسته وجود داشته باشد. برای گسسته سازی مساله از روش اجزاء محدود با نرم افزار تجاری ANSYS ویرایش ۱۰ استفاده گردیده و برای مش بندی مدل از المانهای حرارتی چهار وجهی مرتبه دو ۸ گرهی استفاده شده است. این مدل دارای ۱۸۱۳ المان و ۵۵۶۲ گره می باشد. این مش در شکل (۱) نمایش داده شده است.

۳- نتایج

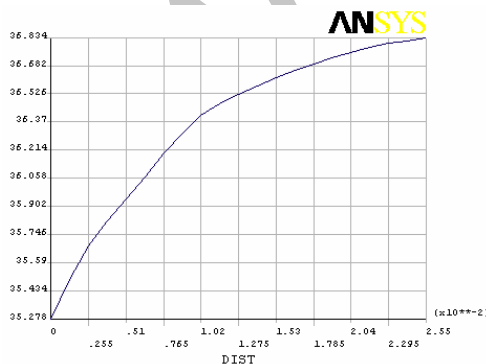
در شکل (۲) پروفیل توزیع دما در چشم نمایش داده شده است. واضح است که پایین ترین درجه حرارت یعنی $35/278$ درجه سانتیگراد روی سطح قرنیه بدست آمده و با حرکت از قرنیه به سمت صلبیه دما افزایش پیدا می کند. نتایج این مطالعه با نتایج بدست آمده از دو تحقیق مشابه [۱۰] و [۱۱] مقایسه گردیده که در آنها به ترتیب دمای سطح قرنیه $33/25$ و $33/64$ درجه سانتیگراد بدست آمده است. منحنی های مقایسه ای مابین نتایج این سه مطالعه با فرض دمای محیط $T_{amb} = 20$ درجه سانتیگراد برای مطالعه کنونی در شکل (۳) نمایش داده شده است. بدلیل مقایسه بهتر با نتایج حاصل از تحقیق [۱۰]، در استخراج منحنی مربوط به این تحقیق نیز نظیر مطالعه [۱۰]، دمای محیط 20 درجه سانتیگراد در نظر گرفته شده است. در نتایج هر سه مطالعه همانگونه که از شکل (۳) پیداست افزایش سریع دما در قسمت خلفی قرنیه (تا محدوده یک سانتیمتری پشت قرنیه) که در هر سه منحنی مشخص است بدلیل پایین تر بودن ضریب انتقال حرارت هدایتی عدسی چشم نسبت به سایر نواحی چشمی می باشد زیرا که ضریب انتقال حرارت هدایتی پایین تر، گرادیان دمای بزرگتری را سبب می گردد.

۴- آنالیز حساسیت

برای بررسی فاکتورهای موثر در توزیع و انتقال حرارت در ساختار چشمی، آنالیز حساسیت بصورت یکسری آنالیزهای مشابه با تغییر خواص مواد و مقادیر پارامترهای مندرج در شرایط مرزی، روی این مدل انجام گرفته است تا عواملی که بیشترین تاثیر را در تعیین دمای نقاط مختلف بافت چشمی و به خصوص دمای سطح قرنیه (که به عنوان معیاری برای وجود التهاب و بیماریهای های چشمی می باشد) دارند مشخص گردند. برای سهولت بررسی تغییرات دما بواسطه تغییرات هر یک از این پارامترها، تغییرات دما در امتداد محور غنیه (محور تقارن جسم) در نظر گرفته شده و منحنی تغییرات دما درون ساختار چشمی در امتداد این مسیر برای حالت کنترل (مقادیر مرجع استفاده شده که در قسمت ۲-۲ به آنها اشاره شد) در شکل (۴) نمایش داده شده است. در نهایت منحنی های حاصله از تغییرات پارامترهای متعدد طی آنالیز حساسیت نیز با این منحنی مرجع و همچنین با یکدیگر مقایسه خواهند شد.



شکل ۳ - مقایسه نتایج مطالعه کنونی و دو تحقیق مشابه

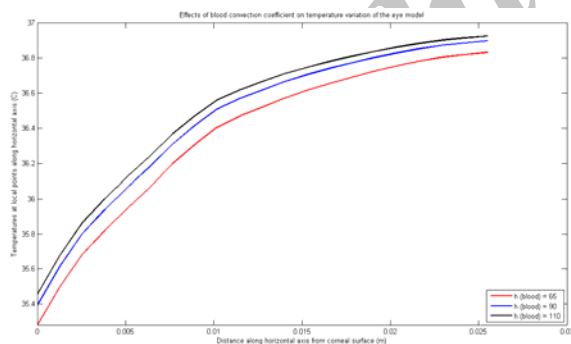


شکل ۴- منحنی تغییرات دما برای مقادیر کنترل در امتداد محور غنیه

۲-۴. تاثیر ضریب انتقال حرارت همرفتی

تاثیر ضریب انتقال حرارتی همرفتی با تغییر دو ضریب همرفت در مدل مورد بررسی قرار گرفته است. در ابتدا تاثیر تغییر ضریب همرفت جریان خون (h_{bl}) و سپس تغییر ضریب همرفت محیط (h_{amb}) که نتیجه تغییر این دو ضریب در شکل‌های (۷) و (۸) آورده شده است.

در ابتدا تاثیر تغییرات ضریب انتقال حرارت همرفتی خون (h_{bl}) را مورد توجه قرار می‌دهیم، تغییرات حاصله در دمای نقاط مسیر یاد شده بواسطه افزایش ضریب همرفت خون، در شکل (۷) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که تغییرات دما در تمامی نقاط داخلی چشم بسیار ناچیز بوده و بیشترین این تغییرات ۰/۱۱۹ درجه سانتیگراد بوده که در تغییر ضریب همرفت خون از $65 \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-1}$ به $90 \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-1}$ و درفاصله ۲/۵۵ تا ۳/۸۳ میلیمتری قسمت خلفی قرنیه و در مجاورت عنبیه رخ داده است. اما حساسیت سطح قرنیه نسبت به تغییر ضریب همرفت خون را نیز نمی‌توان از نظر دور داشت زیرا در همین مقدار تغییرات ضریب همرفت خون، دمای سطح قرنیه نیز ۰/۱۱۵ درجه سانتیگراد تغییرات داشته که اختلاف دمای بسیار ناچیز ۰/۰۰۴ درجه سانتیگراد را با مقدار فوق نشان می‌دهد. بنابراین حساسیت سطح قرنیه نسبت به تغییرات ضریب همرفت خون را نیز می‌توان با حساسیت ناحیه ذکر شده در بالا برابر دانست.

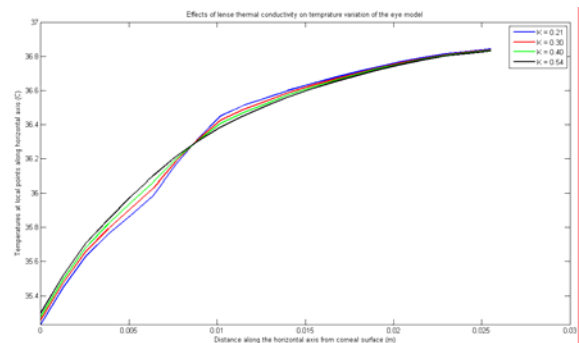


شکل ۷- تاثیر تغییر ضریب انتقال حرارت همرفتی خون روی تغییرات دمای درون بافت چشم در امتداد محور فرضی عنبیه

برای بررسی تغییرات ضریب همرفت محیط (h_{amb})، هم افزایش و هم کاهش آن نسبت به مقدار کنترل در نظر گرفته شده است. افزایش و کاهش ضریب همرفت محیط متناسب با مقادیر فرض شده در مطالعه [۱۰] انجام گرفته که متناسب با انتقال حرارت همرفت آزاد از سطح قرنیه می‌باشند و نتایج این مقایسه در شکل (۸) نشان داده شده است. همچنین در این تحقیق، مشابه مطالعه [۱۱] علاوه بر مقادیر در نظر گرفته

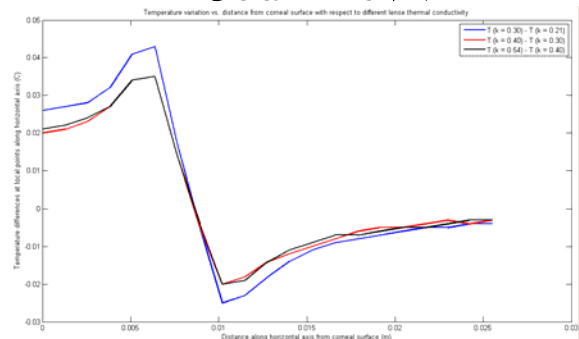
۱-۴. بررسی تاثیر ضریب هدایت حرارتی عدسی چشم

به عنوان اولین فاکتور مورد بررسی، تاثیر تغییرات ضریب هدایت حرارتی عدسی مورد توجه قرار گرفته است. با افزایش سن افراد میزان آب عدسی چشم کاهش پیدا می‌کند [۱۰] و مقادیر مختلف آب عدسی چشم، ضرایب هدایت حرارتی متفاوتی را سبب می‌شوند. تغییرات دما بواسطه تغییرات ضریب هدایت حرارتی در مدل مورد بررسی قرار گرفته و دمای نقاط مختلف در امتداد مسیر از قرنیه تا صلبیه روی محور تقارن در ضرایب مختلف هدایت حرارتی بدست آمده و در شکل (۵) نمایش داده شده اند. مطابق شکل ضریب هدایت حرارتی پائین تر، دمای پائین تر سطح قرنیه را نتیجه می‌دهد که با نتایج مطالعات تجربی حاکی از پائین تر بودن دمای سطح قرنیه افراد جوان نسبت به افراد مسن تر مطابقت دارد زیرا همانگونه که اشاره شد با افزایش سن آب عدسی چشم کاهش یافته یا به اصطلاح عدسی چشم خشک تر شده و ضریب هدایت حرارتی افزایش پیدا می‌کند و انتقال حرارت از قسمت خلفی چشم به سطح قرنیه را تسهیل نموده و لذا دمای سطح قرنیه افزایش پیدا می‌کند. این در حالی است که مطابق نتایج مدل‌سازی این تغییر تاثیر محسوسی در دمای قسمت خلفی چشم ندارد.

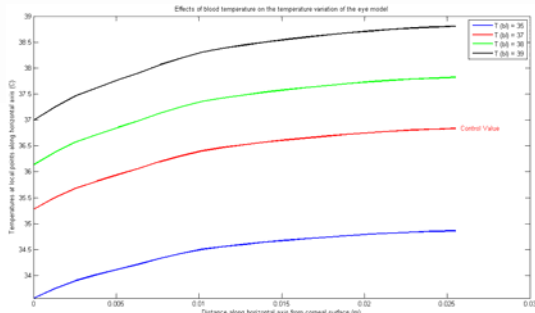


شکل ۵- تاثیر تغییر ضریب هدایت عدسی در تغییرات دمای درون بافت

چشم در امتداد محور فرضی عنبیه



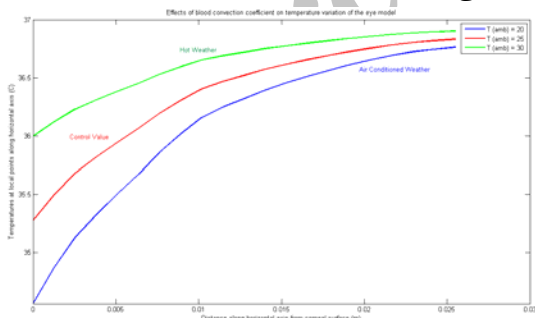
شکل ۶- منحنی تفاضلی تغییرات دما در مقادیر مختلف ضریب هدایت عدسی در امتداد محور فرضی عنبیه



شکل ۹- تاثیر تغییر دمای خون عبوری از صلبیه در تغییرات دمای درون بافت چشم در امتداد محور فرضی عنبیه

۴-۴. تاثیر دمای محیط

برای بررسی تاثیر دمای محیط علاوه بر دمای کنترل ۲۵ درجه سانتیگراد، افزایش و کاهش دمای محیط به ۳۰ و ۲۰ درجه سانتیگراد که به ترتیب بیانگر شرایط گرم آب و هوایی و بیانگر دمای محیط با تهویه مطبوع می باشند نیز در این مدل در نظر گرفته شده است و نتایج حاصله در شکل (۱۰) نمایش داده شده اند. همانگونه که از منحنی ها پیداست افزایش و کاهش قابل توجه دمای سطح قرنیه متناسب با افزایش و کاهش دمای محیط مشاهده می گردد در حالیکه در دمای قسمت خلفی چشم تغییرات محسوسی مشاهده نمی گردد و میزان تغییرات دما در قسمت خلفی چشم با افزایش یا کاهش دمای محیط یکسان و برابر ۰/۰۶۹ درجه سانتیگراد می باشد. در دمای ۲۰ درجه سانتیگراد بواسطه افزایش انتقال حرارت همرفتی با گرادپان دمای بزرگتر، افت دمای ۰/۷۱۷ درجه سانتیگراد نسبت به نتایج دمای کنترل روی سطح قرنیه ملاحظه می گردد.

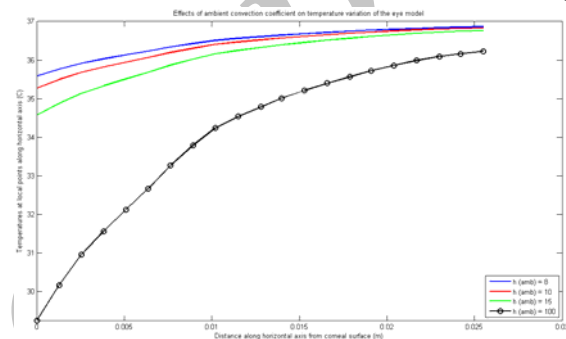


شکل ۱۰- تاثیر تغییر دمای محیط در تغییرات دمای بافت چشم در امتداد محور فرضی عنبیه

۴-۵. تاثیر عوامل دیگر

علاوه بر موارد ذکر شده در بالا، میزان رطوبت محیط و نرخ تبخیر اشک نیز در دمای سطح قرنیه تاثیر گذارند [۴]. محیط مرطوبتر نرخ تبخیر اشک از سطح قرنیه را کاهش داده و

شده برای شبیه سازی انتقال حرارت همرفت آزاد، ضریب همرفت محیط $h_{amb} = 100 \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-1}$ نیز برای شبیه سازی شرایط انتقال حرارت همرفت اجباری در نظر گرفته شده است. همانگونه که ملاحظه می شود افزایش ضریب انتقال حرارت همرفت محیط، میزان انتقال حرارت از سطح قرنیه را افزایش داده و سبب کاهش دمای سطح قرنیه می گردد ولی روی دمای نقاط داخلی چشم تاثیر چندانی ندارد. همچنین ضریب همرفت $h_{amb} = 100 \text{ Wm}^{-2}\text{K}^{-1}$ دمای سطح قرنیه را به نحو چشمگیری کاهش داده که این وضعیت مشابه حالتی است که باد به چشم فرد وزیده و شخص احساس خنکی می نماید.



شکل ۸- مقایسه انتقال حرارت همرفت آزاد و انتقال حرارت همرفت اجباری با افزایش ضریب همرفت محیط و تاثیر آن روی دمای سطح قرنیه

۴-۳. تاثیر دمای خون

برای بررسی میزان تاثیر تغییرات دمای خون عبوری از صلبیه، علاوه بر دمای کنترل ۳۷ درجه سانتیگراد دمای ۳۵، ۳۸ و ۳۹ درجه سانتیگراد نیز در نظر گرفته شده اند که معرف دمای تقریبی بدن فرد بیمار در حالت های متفاوت تب و لرز می باشند که نتایج حاصل از تغییرات دما در شکل (۹) نشان داده شده است. در مقایسه با تاثیر ناچیز تغییرات ضریب انتقال حرارت همرفتی خون که در بخش (۴-۲) بررسی گردید، تغییر دمای خون، تاثیرات قابل توجهی را در نتایج حاصله نشان داده است. در دمای ۳۹ درجه سانتیگراد که دمای بدن شخص تبار است دمای سطح قرنیه به ۳۶/۹۹ درجه سانتیگراد رسیده و بر این امر که تب و یا بیماری فرد را می توان از دمای سطح چشم وی فهمید صحه می گذارد.

در ضرایب هدایت حرارتی متفاوت عدسی در شکل (۶) نشان داده شده است که نقاط اکسترمم و عطف یاد شده در این شکل بوضوح مشاهده میگردند. بنابراین می توان دریافت نقاطی که بیشترین حساسیت را به تغییرات ضریب هدایت عدسی نشان می دهند نقاط اکسترمم این منحنی یعنی نقاط ابتدایی و انتهایی موقعیت قرارگیری عدسی چشم و مرز این ناحیه با سایر بافتهای مجاور می باشد که از لحاظ منطقی نیز صحیح به نظر می رسد. لذا می توان اینگونه استنتاج نمود که نتایج استخراج شده از مطالعات [۱۰] و [۱۱] در این خصوص از دقت کافی برخوردار نمی باشند.

در مطالعه [۱۱]، نتایج اندازه گیری دمای سطح چشم با روشهای تجربی مختلف طی جدولی گزارش شده و مقدار متوسط $34/65$ درجه سانتیگراد را برای دمای سطح قرنیه ارائه نموده است. اگر این مقدار متوسط با نتایج مطالعه مشابه [۱۰] مقایسه گردد اختلاف ۴ درصد و اگر با نتایج مطالعه مشابه [۱۱] مقایسه گردد اختلاف $2/9$ درصد بدست می آید درحالیکه مقایسه نتایج این تحقیق برای دمای سطح قرنیه ($34/561$ درجه سانتیگراد) با مقدار متوسط ذکر شده اختلاف $0/25$ درصدی را نتیجه می دهد و ظاهراً بیان می کند که نتایج این تحقیق اختلاف کمتری را با نتایج اندازه گیری های تجربی داشته و نتایج این مدلسازی از اعتبار بیشتری برخوردار است ولی این در حالی است که اغلب روشهای اندازه گیری تجربی ذکر شده در جدول مندرج در مطالعه [۱۱] بصورت تهاجمی بوده و به سبب التهابهای ایجاد شده منجر به اندازه گیری دمای بیشتر سطح قرنیه می شوند و بطور کلی در این روشها خطای اندازه گیری ۳ تا ۶ درجه سانتیگراد دور از انتظار نیست [۱۶]، در این مدلسازی نیز به سبب عدم در نظر گرفتن تاثیر نرخ تبخیر اشک در انتقال حرارت از سطح چشم، دمای سطح قرنیه بیش از مقدار واقعی برآورد گردیده و به همین دلیل نتایج این مدلسازی نسبت به دو مطالعه مشابه، با نتایج اندازه گیری های تجربی قرابت بیشتری دارد.

با مقایسه نتایج سه مطالعه مشابه انجام شده در این خصوص در شکل (۳)، مشاهده می شود که تفاوتی مابین منحنی های نتایج وجود دارد که علل اصلی این تفاوتها عبارتند از:

در نظر گرفتن دمای متفاوت محیط: برخلاف مدلسازی انجام شده توسط Ooi و Ng در مطالعه [۱۱] که دمای محیط را ۲۵ درجه سانتیگراد در نظر گرفته اند در دو مدلسازی دیگر

بنابراین دمای سطحی چشم افزایش پیدا می کند. علاوه بر این سطح قرنیه با لایه نازکی از چربی که از غدد Meibomian ترشح می شود، پوشیده شده است [۱۳] که وظیفه این لایه جلوگیری از تبخیر اشک از سطح قرنیه می باشد [۱۴] و با از بین رفتن این لایه نرخ تبخیر افزایش پیدا می کند [۱۵] که تاثیر این موارد در این مطالعه در نظر گرفته نشده است و لذا از پارامتر E در شرایط مرزی اعمالی روی سطح قرنیه (معادله (۴)) صرفنظر شده است.

۵- بحث

نتایج بدست آمده از آنالیز حساسیت حاکی از این است که دمای خون و دمای محیط پارامترهای غالب و تاثیر گذار در دمای سطح قرنیه می باشند که از دو مطالعه [۱۰] و [۱۱] نیز نتایج مشابه گزارش شده است. علاوه بر این عدم در نظر گرفتن پارامتر نرخ تبخیر اشک در این تحقیق و مقایسه نتایج با نتایج بدست از مطالعات [۱۰] و [۱۱] نیز نشان می دهد که این پارامتر نیز تاثیر عمده ای را در تعیین دمای سطح قرنیه دارد ولو اینکه عدم فرض آن تاثیری را در تعیین پارامترهای غالب در دمای سطح چشم نداشته و در خصوص پارامترهای موثر پیش بینی نادرستی را ارائه نکرده است. در بررسی تاثیر پارامترهای ذکر شده در مبحث آنالیز حساسیت در مسیر یاد شده روی محور عنبیه یا محور تقارن مدل، برخلاف تحقیق [۱۱] که نقطه واقع روی سطح قرنیه را نقطه ای معرفی نموده که نسبت به تمامی پارامترهای ذکر شده بیشترین حساسیت را نشان داده و بیشترین تغییرات درجه حرارت را داشته است، این مطالعه در بررسی تاثیر پارامترهای دمای محیط، دمای خون عبوری از صلبیه و ضرایب همرفت محیط و خون نتایجی مشابه را در بر داشته و سطح قرنیه را به عنوان سطحی که بیشترین حساسیت را نسبت به تغییر پارامترها نشان داده معرفی می کند ولی در بررسی تاثیر ضریب هدایت حرارتی عدسی با کمی توجه به شکل (۵) در می یابیم که دو نقطه اکسترمم در این منحنی مشاهده می شود و بیشترین تغییرات درجه حرارت در این نقاط یعنی در فواصل $6/38$ و 10 میلیمتری قسمت خلفی قرنیه رخ داده که در مدل ارائه شده ابتدا و انتهای موقعیت قرار گیری عدسی چشم می باشد و نقطه عطف این منحنی تغییرات در فاصله $8/62$ میلیمتری قسمت خلفی قرنیه یعنی تقریباً وسط عدسی چشم قرار دارد. برای بررسی بهتر، تغییرات تفاضلی دمای محور فرضی عنبیه

مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج این شبیه سازی با نتایج مطالعات مشابه و همچنین با نتایج اندازه گیریهای تجربی مقایسه گردیده است. دلیل محدودیت نرم افزار، ترم نرخ تبخیر اشک از سطح قرنیه در شرایط مرزی اعمالی روی سطح قرنیه در نظر گرفته نشده که اختلاف قابل توجهی را با نتایج مطالعات عددی مشابه و قرابت بیشتری را با نتایج اندازه گیریهای تجربی سبب شده است. علاوه بر تاثیر قابل توجه نرخ تبخیر اشک در تعیین دمای سطح قرنیه که از مقایسه نتایج این مطالعه با دو مطالعه مشابه دیگر بدست آمده با استفاده از آنالیز حساسیت مشخص گردید که دو پارامتر دمای خون عبوری از صلبیه و دمای محیط نیز تاثیر عمده ای را در دمای سطح قرنیه دارند. با آنالیز حساسیت ضریب هدایت حرارتی عدسی چشم مشخص گردید برخلاف نتایج بدست آمده از مطالعات عددی مشابه در این خصوص، بیشترین حساسیت به تغییر ضریب هدایت عدسی را نقاط ابتدایی و انتهایی موقعیت قرار گیری عدسی و یا به عبارتی مرز عدسی چشم با سایر بافتهای مجاور نشان می دهند.

با مقایسه نتایج مدلسازی های کامپیوتری انتقال حرارت در ساختار چشم با نتایج اندازه گیری های تجربی مشهود است که درصد خطای کمی مابین نتایج وجود دارد که راه را برای مدلسازی های معتبر کامپیوتری دیگر برای پوشاندن این نقیصه باز می گذارد. همچنین استفاده از الگوریتمهای هوش مصنوعی و پیشرفت تکنولوژی در زمینه تصویر برداری مادون قرمز می تواند بانک اطلاعاتی مورد نیاز برای پیش بینی بیماریها و التهاب های چشمی را با استفاده از یک مدل کامپیوتری معتبر فراهم آورد.

مراجع

- [1] C. Purslow, J. Wolffsohn, Ocular surface temperature, a review, *Eye Contact Lens* 31 (3) (2005) 117-123.
- [2] N. Efron, G. Young, N. Brennan, Ocular surface temperature, *Curr. Eye Res.* 8 (9) (1989) 901-906.
- [3] C. Purslow, J. Wolffsohn, J. Santodomingo-Rubido, The effect of contact lens wear on dynamic ocular surface temperature, *Contact Lens Anterior Eye* 28 (2005) 29-36.
- [4] B. Schwartz, Environmental temperature and the ocular temperature gradient, *Arch. Ophthalmol.* 74 (1965) 237-243.
- [5] R. Mapstone, Determinants of ocular temperature, *Br. J. Ophthalmol.* 52 (1968) 729-741.
- [6] P.B. Morgan, M.P. Soh, N. Efron, Corneal surface temperature decrease with age, *Contact Lens Anterior Eye* 22 (1) (1999) 11-13.
- [7] A.R. Fielder, A.F. Winder, G.A.K. Sheridaidah, et al., Problems with corneal arcus, *Trans. Ophthalmol. Soc. UK* 101 (1981) 22-26.
- [8] A. Taflove, M. Brodwin, Computation of the electromagnetic fields and induced temperatures within a model of the

دمای محیط ۲۰ درجه سانتیگراد فرض شده که دمای محیط با تهویه مطبوع و دمای محیط اکثر محیطهای درمانی از جمله بیمارستانها و مطبهای چشم پزشکی می باشد. با این فرض، نتایج مدلسازی Scott [۱۰] در این دمای محیط، دمای پائین تر سطح قرنیه را پیش بینی می نماید و این درحالیست که تحقیق کنونی با فرض دمای کمتر محیط دمای سطح قرنیه را بیش از دو مدل دیگر پیش بینی می نماید و این اختلاف بدلیل در نظر نگرفتن ترم نرخ تبخیر اشک در شرایط مرزی انتقال حرارت از سطح قرنیه بوده که به تبع آن دمای بالاتر سطح قرنیه را نتیجه می دهد.

تفاوت خواص مواد در مدلها: در مدل Scott در مطالعه [۱۰] خواص مواد یکسانی برای عنبیه، زلالیه و صلبیه در نظر گرفته شده در حالیکه در مدل استفاده شده در مطالعه [۱۱] توسط Ng و Ooi و همچنین مدل کنونی خواص مواد هر ناحیه از بافت چشم با یکدیگر تفاوت داشته و در این مدلسازی نیز خواص مواد هر ناحیه از بافت چشمی مطابق مطالعه [۱۱] انتخاب شده اند.

علیرغم اینکه امکان دارد نتایج مدلسازی های معتبر کامپیوتری برآورد خوبی را از دمای سطح چشم و توزیع دما در ساختار داخلی چشم ارائه دهند و خطای کمتری را نسبت به مطالعه کنونی و یا مطالعات مشابه انجام شده [۱۰] و [۱۱] داشته باشند ولی زیر محدودیت های بکار رفته در روش نیاز به ارزیابی نتایج از طریق تجربی را ضروری می سازد. تعیین دمای داخل بافت چشمی بسیار دشوار است. روش مادون قرمز که بطور متداول در اندازه گیری دما مورد استفاده قرار می گیرد تنها دمای موضعی سطح قرنیه را اندازه گیری می نماید. همچنین وجود فرضیات و ساده سازیهای نظیر هموزن بودن بافتهای داخلی چشم، خواص مواد و شرایط مرزی نتایج مدلسازی را تحت الشعاع قرار می دهند. یکی دیگر از نقاط ضعف مدلسازی دو بعدی این است که مدلها دو بعدی نمی توانند الگوی توزیع دما روی سطح قرنیه نظیر ترموگرام های روش ترموگرافی مادون قرمز را ارائه دهند. بنابراین علیرغم افزایش پیچیدگی مساله و افزایش زمان محاسبات کامپیوتری، استفاده از مدل های سه بعدی مناسب تر می باشد.

۶- نتیجه گیری

در این مطالعه با استفاده از یک مدل دو بعدی المان محدود، توزیع دما در ساختار چشم انسان در شرایط پایا شبیه سازی و



- microwave-irradiated human eye, IEEE Trans. Microw. Theory Tech. MTT-23 (11) (1975) 888-896.
- [9] J.J.W. Lagendijk, A Mathematical model to calculate temperature distributions in human and rabbit eyes during hyperthermic treatment, Phys. Med. Biol. 27 (11) (1982) 1301-1311.
- [10] J.A. Scott, A finite element model of heat transport in the human eye, Phys. Med. Biol. 33 (2) (1988) 227-241.
- [11] E.Y.K. Ng, E.H. Ooi, FEM simulation of the eye structure with bioheat analysis, Computer methods & programs in biomedicine 82 (2206) 268-276.
- [12] A. Guy, J.C. Lin, P.O. Kramar, A.F. Emery, Effect of 2450-MHz radiation on the rabbit eye, IEEE Trans. Microw. Theory Tech. MTT-23 6 (1975) 492-498.
- [13] S. Iwata, M.A. Lemp, F.J. Holly, C.H. Dohlman, Evaporation rate of water from the pre-corneal tear film & cornea in the rabbit eyes, Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 8 (1969) 613-619.
- [14] W. Mathers, Evaporation from the ocular surface, Exp. Eye Res. 78 (2004) 389-394.
- [15] S. Mishima, D. Maurice, Effects of normal evaporation rate on the eye, Exp. Eye Res. 1 (1961) 46-52.
- [16] I. Fatt, J. Forester, Errors in eye tissue temperature measurements when using a metallic probe, Exp. Eye Res. 14 (1972) 270-276.

Archive of SID

SID



سرویس های
ویژه



سرویس ترجمه
تخصصی



کارگاه های
آموزشی



بلاگ
مرکز اطلاعات علمی



عضویت در
خبرنامه



فیلم های
آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی



مباحث پیشرفته یادگیری عمیق؛
شبکه های توجه گرافی
(Graph Attention Networks)



کارگاه آنلاین آموزش استفاده از
وب آوساینس



کارگاه آنلاین مقاله روزمره انگلیسی