

بررسی کمی حساسیت کنتراست در بهبود حدت بینایی و کاهش ابیراهی‌های اپتیک

سهیل نبوی^۱، علیرضا مهری دهنوی^۲، علیرضا ورد^۳، سهیل محمدپور^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: چشم انسان برای تشخیص اجسام، از نور تابشی ناشی از لبه استفاده می‌کند. ابیراهی‌های اپتیک، عامل اصلی تخریب کیفیت تصویر در چشم می‌باشند. در افرادی که دچار این عارضه هستند، تصویر درک شده دارای سطح پایین کنتراست است و لبه‌های تصویر از بین می‌رود. از آن جایی که روش‌های مرسوم درمان ابیراهی‌های اپتیک به سهولت در دسترس نمی‌باشند، روش‌های مکمل مانند پیش‌خنثی‌سازی تصاویر مطرح شده است. این تحقیق، با هدف بررسی کمی تأثیر اختلاف شدت روشنایی جسم و زمینه برای کاهش میزان ابیراهی‌های اپتیک مرتبه‌ی پایین انجام شد. همچنین، حدت بینایی در چارت‌های مختلف با کنتراست Weber برابر بررسی گردید.

روش‌ها: در این تحقیق، ۱۲ چارت اپتیک با سطوح مختلف کنتراست و بر اساس استاندارد لگاریتم کمینه‌ی زاویه‌ی وضوح (Minimum angle of resolution یا MAR) طراحی شد. چارت‌ها بر روی ۲۰ بیمار با ابیراهی‌های اپتیک مرتبه‌ی پایین آزمون و نتایج به دست آمده با استفاده از نرم‌افزار SPSS تحلیل گردید.

یافته‌ها: اختلاف معنی‌داری در میزان حدت بینایی افراد در سطوح مختلف کنتراست وجود داشت و تنها در حالتی که درصد کنتراست Weber پایین بود، این اختلاف معنی‌دار نبود.

نتیجه‌گیری: داشتن سطح روشنایی پایین‌تر در تصویر زمینه، باعث بهبود حدت بینایی به مقدار تقریبی ۱۱ درصد در مقیاس Log MAR می‌گردد. بنابراین، جهت بهبود بینایی در صفحات نمایش بهتر است موضوع نمایش روشن و زمینه تاریک باشد.

واژگان کلیدی: پیش‌خنثی‌سازی، حدت بینایی، ابیراهی‌های اپتیک، حساسیت کنتراست

ارجاع: نبوی سهیل، مهری دهنوی علیرضا، ورد علیرضا، محمدپور سهیل. بررسی کمی حساسیت کنتراست در بهبود حدت بینایی و کاهش ابیراهی‌های اپتیک. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۵؛ ۳۴ (۳۹۱): ۸۱۶-۸۲۲

مقدمه

چشم انسان مانند هر سیستم اپتیک دیگر، از انحرافات نوری خاصی رنج می‌برد. کیفیت اپتیک چشم، به انحرافات نوری، پراش و پراکندگی محدود می‌شود (۱). به هرگونه انحراف در مسیر پرتوهای نور نسبت به حالت ایده‌آل در یک سیستم اپتیک، ابیراهی می‌گویند. ابیراهی‌های اپتیک، عامل اصلی تخریب کیفیت تصویر در چشم هستند و به دو دسته‌ی ابیراهی‌های اپتیک مرتبه‌ی پایین و ابیراهی‌های اپتیک مرتبه‌ی بالا تقسیم می‌شوند. ابیراهی‌های اپتیک مرتبه‌ی پایین نظیر آستیگماتیسم منظم، نزدیک‌بینی و دوربینی، ۹۰ درصد ابیراهی‌های اپتیک چشم را شامل می‌شوند (۲).

امروزه، مطالعات در زمینه‌ی توسعه‌ی تکنیک‌های ارتقای کیفیت تصاویر برای کمک به افراد با اختلالات بینایی صورت می‌پذیرد و با توجه به فراگیر شدن نمایشگرهای دیجیتال و امکان نمایش پردازش شده‌ی تصاویر، می‌توان باعث بهبود حدت بینایی در افراد دارای ابیراهی‌های اپتیک مرتبه‌ی پایین گردید. در سال ۲۰۰۶، پژوهشگران با استفاده از روش توسعه دادن و تغییر دادن نسبت سایه‌ها (Shading exaggeration) تلاش نمودند تا کیفیت تصویر را با تنظیم جهت نور و افزایش کنتراست محلی ارتقا دهند (۳). در مطالعه‌ی Peli و Woods (۴) و نیز مطالعه‌ی Peli (۵) تلاش برای تقویت فرکانس بالای تصویر صورت گرفت، اما با توجه به

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فن‌آوری‌های نوین علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استاد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فن‌آوری‌های نوین علوم پزشکی و مرکز تحقیقات پردازش تصویر و سیگنال پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

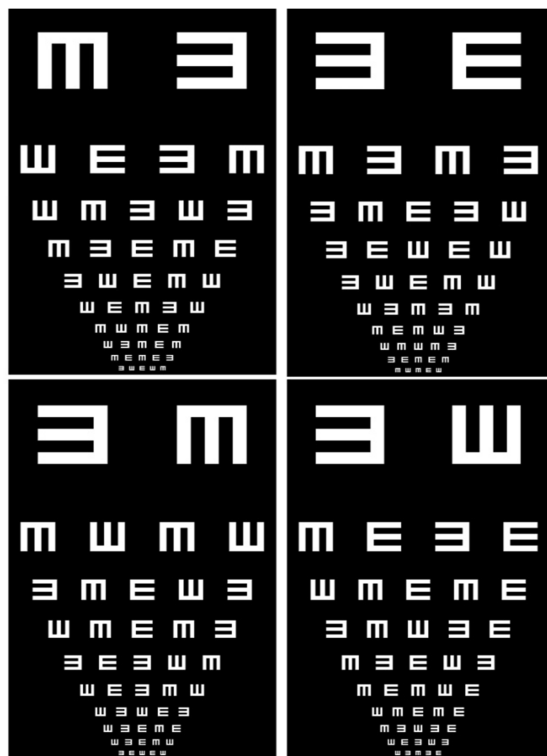
۳- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی فن‌آوری‌های نوین علوم پزشکی و مرکز تحقیقات پردازش تصویر و سیگنال پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۴- کارشناس ارشد، انجمن بینایی‌سنجی ایران، تهران، ایران

Email: mehri@med.mui.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤول: علیرضا مهری دهنوی

اپتوتایپ‌ها و فریب اپراتور توسط بیمار، کاهش می‌یافت (شکل ۱). به منظور جلوگیری از اثر تداخل (Crowding effect)، هر اپتوتایپ از اپتوتایپ‌های مجاور، حداقل به میزان ابعاد خود فاصله دارد و این فاصله‌گذاری، از بالاترین ردیف چارت اعمال می‌شود.



شکل ۱. نمایش یکی از چارت‌های طراحی شده با جهت متفاوت اپتوتایپ‌ها در هر بار اجرا توسط اپراتور

چارت Log MAR، برای رسیدن به یک تخمین دقیق‌تر از حدت بینایی، در مقایسه با سایر آزمون‌ها نظیر چارت‌های Snellen طراحی شده است (۱۱). امروزه، برای مطالعات اپتیک به خصوص در محیط‌های پژوهشی، از چارت Log MAR استفاده می‌شود و نتایج آن به صورت لگاریتم کمینه‌ی زاویه‌ی وضوح (MAR) یا Minimum angle of resolution بیان می‌گردد. در چارت Log MAR، هر اپتوتایپ دارای ارزش نمره‌ی ۰/۰۲ واحد است و نمره‌ی کل برای یک خط، نشان دهنده‌ی تغییر ۰/۱ واحد می‌باشد؛ یعنی هر افزایش ۰/۱ واحد در مقیاس Log MAR، نشان دهنده‌ی از دست دادن یک خط در نمودار حدت بینایی است. فرمول محاسبه‌ی نمره در روش Log MAR به صورت زیر می‌باشد (۱۲).

$$MAR = \frac{1}{VA \text{ (Visual acuity)}}$$

$$\text{Log MAR} = 0.1 + \text{Log MAR value of the best line read} - [0.02 \times (\text{number of letters read})]$$

محدوده‌ی فرکانسی چشم انسان و محدوده‌ی دینامیک نمایشگرهای دیجیتال، تنها امکان افزایش باندهای فرکانسی محدودی امکان پذیر است. در سال ۲۰۱۱، روش‌های افزایش وضوح تصویر در فیلم‌ها و انیمیشن‌ها با استفاده از افزایش وضوح محلی، حل مشکل نوسانات زمانی و بهبود کیفیت ارائه شد (۷-۶). پس از آن، تکنیک‌های نمایش سه بعدی مطرح گردید. در این شیوه‌ی نمایش، وضوح زاویه‌ای، یکی از عوامل محدود کننده است که باعث می‌گردد تنها عمق محدودی از میدان دید نمایش داده شود و تصاویر خارج از این محدوده، به صورت تار و ناواضح دیده شوند (۸).

نمایش چند لایه‌ای تصاویر (Multi-layer display)، در سال‌های اخیر به منظور بهبود ایبرای‌های اپتیک ایستا نظیر آستیگماتیسم و عدم فوکوس (Defocus) پیشنهاد شده است. همچنین Pamplona و همکاران، یک شیوه‌ی نمایشی که به صورت دینامیک محتوای نوری تصویر را متناسب با شرایط خاص بیمار تطبیق دهد، ارائه داد (۹)، اما این شیوه تنها قادر به نمایش ناحیه‌ی بسیار کوچکی از میدان بینایی فرد (Field of view) است.

پس از آن، Huang و همکاران نمایشی چند لایه به صورت اختصاصی و بر مبنای Deconvolution را مطرح کردند تا بیمار تصاویر را واضح‌تر و لبه‌ها را تیزتر مشاهده نماید (۱۰)، اما در این روش، کنتراست تصویر بسیار پایین می‌آید و با توجه به این که بیمار در وضعیت ثابتی نسبت به نمایشگر قرار ندارد، این روش‌ها در عمل در افزایش حدت بینایی کارآمد نمی‌باشند.

معایب اپتیک و خطاهای انکساری، باعث کاهش حساسیت کنتراست (Contrast sensitivity) چشم می‌شوند. برخورداری از حساسیت کنتراست بالا و تشخیص دقیق، به طور مستقیم به چگونگی فوکوس تصویر بر روی شبکه‌ی بستیگی دارد. پخش نور، تفرق و پراش نوری در داخل چشم، سبب عدم فوکوس دقیق تصویر و لبه‌های آن بر روی شبکه‌ی می‌شود و کنتراست بین تصویر و زمینه‌ی آن کاهش می‌یابد. مطالعه‌ی حاضر، با هدف بررسی کمی تأثیر اختلاف شدت روشنایی جسم و زمینه و ارزیابی میزان تأثیر تغییر در شدت روشنایی در اصلاح ایبرای‌های اپتیک انجام شد.

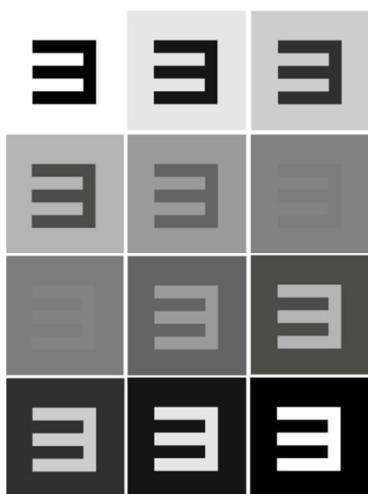
روش‌ها

برای این مطالعه، ۱۲ چارت دینامیک حدت بینایی با استفاده از نرم‌افزار Matlab طراحی شد. در طراحی، از استاندارد چارت Log MAR (Log MAR chart یا Minimum angle of resolution chart) و اپتوتایپ E (Optotypes) استفاده شد. دینامیک بودن چارت‌ها، به این دلیل بود که جهت اپتوتایپ‌ها در هر بار اجرای آزمایش، به صورت تصادفی تغییر می‌کرد و در نتیجه، میزان خطای به خاطر سپردن جهت

جدول ۲. مشخصات سطح کنتراست چارت‌های آزمایش

شماره‌ی چارت	سطح	سطح	کنتراست
۱	۰	۲۵۵	۱
۲	۲۵	۲۳۰	۰/۸۹
۳	۵۰	۲۰۵	۰/۷۵
۴	۷۵	۱۸۰	۰/۵۸
۵	۱۰۰	۱۵۵	۰/۳۵
۶	۱۲۵	۱۳۰	۰/۱۳
۷	۱۳۰	۱۲۵	۰/۱۳
۸	۱۵۵	۱۰۰	۰/۳۵
۹	۱۸۰	۷۵	۰/۵۸
۱۰	۲۰۵	۵۰	۰/۷۵
۱۱	۲۳۰	۲۵	۰/۸۹
۱۲	۲۵۵	۰	۱

شکل ۲، یک عدد از اپتوتایپ‌های هر ۱۲ چارت را در سطوح مختلف کنتراست Weber نشان می‌دهد.



شکل ۲. اختلاف شدت روشنایی بین تصویر زمینه و

اپتوتایپ در چارت‌ها به ترتیب

۱	۲	۳
۴	۵	۶
۷	۸	۹
۱۰	۱۱	۱۲

چارت‌ها بر روی یک صفحه‌ی نمایشگر ۲۷ اینچی با کیفیت 1440×2560 پیکسل و کمینه‌ی خطای کوانتیزاسیون 0.2333 میلی‌متر و از فاصله‌ی ۶ متری به بیماران نمایش داده شد. به دلیل استفاده از نمایشگر دیجیتال، زمینه‌ی اپتوتایپ‌ها دارای روشنایی یکنواخت و بدون

در ارزیابی Log MAR، نتایج بین دو عدد 0.3 و 1 متغیر است که عدد 0.3 برای حالت $20/10$ و عدد 1 برای حالت $20/200$ در چارت اسنلن می‌باشد.

$$\text{Log MAR } \frac{20}{10} = 0.1 + \text{Log } \frac{10}{20} - (0.02 \times 5) = -0.3$$

$$\text{Log MAR } \frac{20}{200} = 0.1 + \text{Log } \frac{200}{20} - (0.02 \times 5) = 1$$

کوچک‌تر بودن این عدد بیانگر میزان حدت بینایی بهتر و عدد صفر، بیانگر حدت بینایی طبیعی می‌باشد. مقادیر منفی، نشان دهنده‌ی تیزبین بودن فرد است و بر اساس تعریف سازمان بهداشت جهانی برای افراد نابینا، عددی برابر با $1/3$ در نظر گرفته می‌شود (۱۳). اندازه‌ی هر اپتوتایپ در چارت‌های آزمایش بر اساس فرمول زیر محاسبه می‌شود:

$$Y = X \times \left(\frac{360}{2\pi}\right) \times \left(\frac{1}{R}\right) \times 60$$

در این فرمول، Y بر حسب دقیقه، X بر حسب متر و R به معنای فاصله است.

جدول ۱، اندازه‌ی اپتوتایپ‌های هر ردیف از چارت‌های طراحی شده را بر حسب میلی‌متر نشان می‌دهد.

جدول ۱. اندازه‌ی اپتوتایپ‌ها در هر ردیف از چارت‌های حدت بینایی برای فاصله‌ی ۶ متری

حدت بینایی	اندازه‌ی اپتوتایپ (میلی‌متر)
۲۰/۱۵	$6/541 \times 6/541$
۲۰/۲۰	$8/722 \times 8/722$
۲۰/۲۵	$10/927 \times 10/927$
۲۰/۳۰	$13/083 \times 13/083$
۲۰/۴۰	$17/444 \times 17/444$
۲۰/۵۰	$21/805 \times 21/805$
۲۰/۶۰	$26/166 \times 26/166$
۲۰/۷۰	$30/527 \times 30/527$
۲۰/۱۰۰	$43/611 \times 43/611$
۲۰/۲۰۰	$87/222 \times 87/222$

در این مطالعه برای بیان کنتراست از فرمول Weber استفاده شده است. در این فرمول، L_{max} میزان روشنایی سطح روشن‌تر و L_{min} میزان روشنایی سطح تیره‌تر می‌باشد و به صورت زیر بیان می‌گردد (۱۴).

$$\text{Weber contrast} = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max}}$$

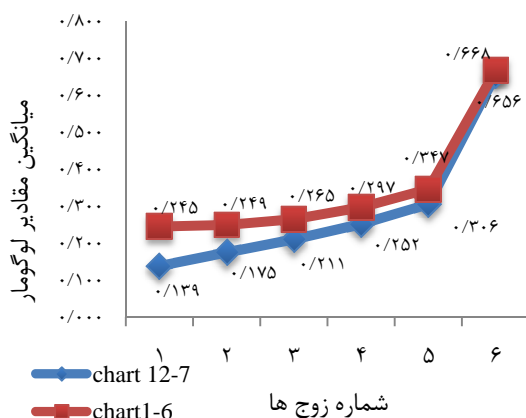
چارت‌ها در سطوح کنتراستی متفاوت طراحی شده و سطح روشنایی اپتوتایپ‌ها و تصویر زمینه، بین 255 - متغیر می‌باشد (جدول ۲).

برای وجود اختلاف معنی‌دار میان داده‌های دو چارت در آزمون Paired t، می‌بایست $P < 0/050$ باشد. آزمون به صورت دو به دو بر روی مجموعه چارت‌های ۱-۶ و ۱۲-۷ اعمال شد. جدول ۴، نتایج به دست آمده از آزمون Paired t را نشان می‌دهد. با توجه به پایین بودن مقدار P (کمتر از ۰/۰۵۰) در مقایسه‌ی ۵ زوج نخست، مشخص گردید که اختلاف معنی‌داری بین این زوج‌ها برقرار بود؛ یعنی در حالتی که شدت روشنایی اپتوتایپ‌ها از سطح بالاتری نسبت به زمینه برخوردار بود، نسبت به حالت برعکس و با کنتراست Weber برابر، میزان حدت بینایی بهبود یافت. این حالت، برای زمانی که کنتراست Weber برابر با ۱۰۰ درصد بود، بیشترین مقدار را داشت و حدت بینایی ۱۰/۶ درصد در مقیاس Log MAR بهبود یافت، اما این اختلاف در تحلیل زوج ۶، به دلیل وجود کنتراست Weber بسیار پایین، معنی‌دار نبود.

جدول ۴. بررسی معنی‌داری اختلاف داده‌ها در مقایسه‌ی زوجی چارت‌های ۱-۶ و ۱۲-۷

شماره‌ی زوج	زوج چارت	آزمون t	مقدار P
۱	چارت‌های ۱ و ۱۲	۹/۴۶۲	< ۰/۰۰۱
۲	چارت‌های ۲ و ۱۱	۸/۰۰۰	< ۰/۰۰۱
۳	چارت‌های ۳ و ۱۰	۶/۹۸۱	< ۰/۰۰۱
۴	چارت‌های ۴ و ۹	۵/۸۴۳	< ۰/۰۰۱
۵	چارت‌های ۵ و ۸	۶/۰۳۳	< ۰/۰۰۱
۶	چارت‌های ۶ و ۷	۰/۸۰۶	۰/۴۲۵

شکل ۳، نمودار حدت بینایی برای هر زوج چارت را نشان می‌دهد. شیب مثبت نمودار، بیانگر کاهش حدت بینایی با کاهش کنتراست Weber است. میانگین چارت‌های شماره‌ی ۱-۶ در مقایسه‌ی هر ۶ زوج از چارت‌های ۱۲-۷ بیشتر بود.



شکل ۳. نمودار مقایسه‌ی زوجی چارت‌های ۱-۶ و ۱۲-۷ بر اساس آزمون Paired t

هر گونه تغییر رنگ بود. همچنین، میزان سطح روشنایی آزمایشگاه جهت انجام آزمایش‌ها برابر با ۵۰۰ لوکس تنظیم شد و هیچ گونه منبع نور خیره کننده‌ی مستقیم و غیر مستقیم در محدوده‌ی مشاهده وجود نداشت (۱۵). در این تحقیق، ۲۰ بیمار با محدوده‌ی سنی ۲۰-۳۵ سال و میانگین سنی ۲۹/۴ مورد آزمایش قرار گرفتند. نبود هر گونه بیماری سیستمیک چشمی و عصبی، معیار ورود به این آزمایش بود. تمامی بیماران دارای ابیراهی اپتیک نزدیک‌بین بودند و جنسیت بیماران در این آزمایش در نظر گرفته نشد. اطلاعات مورد نیاز پس از کسب رضایت، از طریق معاینه‌ی بیماران و تکمیل پرونده به دست آمد. با انجام این مطالعه، مشخص شد که اختلاف بین شدت روشنایی اپتوتایپ و زمینه، تا چه اندازه بر روی حدت بینایی تأثیرگذار است و با ایجاد اختلاف در شدت روشنایی، تا چه اندازه می‌توان حدت بینایی را بهبود بخشید. همچنین، بررسی شد که «آیا چشم در حالات تشابه سطح کنتراست Weber، اپتوتایپ در زمینه‌ی روشن‌تر را بهتر مشاهده می‌کند یا بر عکس؟». نتایج آزمایش بر اساس درجات مختلف اندازه‌ی نشانه‌ها ثبت و با استفاده از آزمون Paired t نرم‌افزار SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL) تحلیل شد.

یافته‌ها

تمامی موارد ثبت شده در پرسش‌نامه، با استفاده از آزمون Paired t تجزیه و تحلیل شد. جهت استفاده از این آزمون، طبیعی بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Kolmogorov-Smirnov بررسی شد؛ داده‌ها بر اساس مقدار P دارای توزیع طبیعی بود ($P > 0/050$) (جدول ۳).

جدول ۳. میانگین، انحراف معیار و نتایج آزمون Kolmogorov-Smirnov برای ۴۰ داده‌ی آزمایش

شماره‌ی چارت	میانگین \pm انحراف معیار	مقدار آزمون	مقدار P
۱	۰/۲۴۵ \pm ۰/۱۷۳	۱/۱۲۲	۰/۱۶۱
۲	۰/۲۴۹ \pm ۰/۱۶۹	۰/۹۳۸	۰/۳۴۲
۳	۰/۲۶۵ \pm ۰/۱۶۴	۰/۸۱۴	۰/۵۲۲
۴	۰/۲۹۷ \pm ۰/۱۶۰	۰/۹۴۲	۰/۳۳۷
۵	۰/۳۴۷ \pm ۰/۱۷۸	۰/۸۸۲	۰/۴۱۸
۶	۰/۶۶۸ \pm ۰/۴۰۵	۰/۶۵۴	۰/۷۸۶
۷	۰/۶۵۶ \pm ۰/۳۱۷	۰/۹۲۲	۰/۳۶۳
۸	۰/۳۰۶ \pm ۰/۱۶۸	۰/۷۰۱	۰/۷۰۹
۹	۰/۲۵۲ \pm ۰/۱۶۱	۰/۷۴۹	۰/۶۲۹
۱۰	۰/۲۱۱ \pm ۰/۱۵۸	۰/۸۰۷	۰/۵۳۲
۱۱	۰/۱۷۵ \pm ۰/۱۵۴	۰/۷۶۰	۰/۶۱۰
۱۲	۰/۱۳۹ \pm ۰/۱۵۱	۰/۶۳۱	۰/۸۲۱

پایین تر و اختلاف آن با شدت روشنایی جسم بیشینه باشد، حدت بینایی بیشتر بهبود می‌یابد.

عدم وجود اختلاف معنی‌دار در زوج شماره‌ی ۶، به این دلیل بود که کنتراست Weber در این حالت برابر با ۳ درصد بود و از آن جایی که حداقل آستانه‌ی تشخیص کنتراست مطابق فرمول Weber برابر با ۲ درصد است؛ در نتیجه، چشم در آستانه‌ی عدم تشخیص اختلاف کنتراست می‌باشد و این باعث می‌گردد که حدت بینایی کاهش چشمگیر و میانگین Log MAR و شیب نمودار افزایش یابد (۱۴).

با توجه به این که امروزه امکان تنظیم پارامترهای صفحه‌ی نمایش برای وسایل هوشمند نظیر گوشی‌های موبایل، نمایشگرهای دیجیتال و پنل‌های هوشمند موجود در خودروها و تجهیزات ناوبری وجود دارد، افراد دارای ابیراهی اپتیک مرتبه‌ی پایین، جهت بهبود حدت بینایی می‌بایست سطح روشنایی صفحه‌ی نمایش خود را معکوس کنند.

روش پیش گفته، اگر چه باعث بالا رفتن میزان حدت بینایی شد، اما برای جبران کامل ابیراهی‌های اپتیک مرتبه‌ی پایین، می‌بایست به صورت ترکیبی با سایر روش‌های پیش‌خشی‌سازی به کار گرفته شود. پیشنهاد می‌گردد از ترکیب این روش با روش فیلتر معکوس استفاده شود تا میزان بهبود در بینایی بیمار و حفظ لبه‌های تصویر ارزیابی گردد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله، بر خود لازم می‌دانند از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به جهت تأمین بودجه‌ی این طرح تحقیقاتی تشکر و قدردانی نمایند. این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی به شماره‌ی ۳۹۴۰۵۹ می‌باشد.

References

1. Cervino A, Hosking SL, Montes-Mico R, Bates K. Clinical ocular wavefront analyzers. *J Refract Surg* 2007; 23(6): 603-16.
2. Lombardo M, Lombardo G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36(2): 313-31.
3. Golovinskiy A, Matusik W, Pfister H, Rusinkiewica S, Funkhouser T. A statistical model for synthesis of detailed facial geometry. *ACM Transaction on Graphics* 2006; 23(5): 1025-34.
4. Peli E, Woods RL. Image enhancement for impaired vision: the challenge of evaluation. *Int J Artif Intell Tools* 2009; 18(3): 415-38.
5. Peli E. Limitations of image enhancement for the visually impaired. *Optom Vis Sci* 1992; 69(1): 15-24.
6. Templin K, Didyk P, Ritschel T, Eisemann E, Myszkowski K, Seidel HP. Apparent resolution enhancement for animations. *Proceedings of the 27th Spring Conference on Computer Graphics*; 2011 Apr 28-30; Vinine, Slovakia.
7. Stengel M, Eisemann M, Wenger S, Hell B, Magnor M. Optimizing apparent display resolution enhancement for arbitrary videos. *IEEE Trans Image Process* 2013; 22(9): 3604-13.
8. Masia B, Wetzstein G, Aliaga C, Raskar R, Gutierrez D. Display adaptive 3D content remapping. *Comput Graph* 2013; 37(8): 983-96.
9. Pamplona VF, Oliveira MM, Aliaga DG, Raskar R. Tailored displays to compensate for visual aberrations. *ACM Trans Graph* 2012; 31(4): 81-7.
10. Huang FC, Lanman D, Barsky BA, Raskar R.

جدول ۵ میزان درصد بهبود حدت بینایی در مقیاس Log MAR برای کنتراست‌های Weber متفاوت را نشان می‌دهد.

جدول ۵. درصد بهبود حدت بینایی در مقیاس Log MAR برای کنتراست‌های Weber متفاوت

شماره‌ی زوج	۱	۲	۳	۴	۵	۶
درصد کنتراست Weber	۳	۳۵	۵۸	۷۵	۸۹	۱۰۰
میزان حدت بینایی در زمینه‌ی روشن	۰/۶۶۸	۰/۳۴۷	۰/۲۹۷	۰/۲۶۵	۰/۲۴۹	۰/۲۴۵
میزان حدت بینایی در زمینه‌ی تاریک	۰/۶۵۶	۰/۳۰۶	۰/۲۵۲	۰/۲۱۱	۰/۱۷۵	۰/۱۳۹
درصد بهبود حدت بینایی	۱/۲	۴/۱	۴/۵	۵/۴	۷/۴	۱۰/۶

بحث

مهم‌ترین ویژگی این تحقیق در مقایسه با مطالعات قبلی، ارایه‌ی نتایج به صورت کمی و بر مبنای اطلاعات کسب شده از بیماران واقعی بود. همچنین، الگوهای اپتیک به کار گرفته شده، بر اساس استاندارد چارت‌های حدت بینایی طراحی شده و برای هر سطح کنتراست، یک چارت مجزا طراحی شده بود. کلیه‌ی تنظیمات آزمایش، بر اساس استانداردهای ارایه شده در سازمان ملی استاندارد (INSO 16285, 2013) یا Iranian National Standards Organization صورت گرفت و نتیجه، به طور دقیق بر اساس تعداد اپتوتایپ‌هایی که توسط بیمار تشخیص داده شد، بیان گردید.

در این تحقیق، مشخص شد که برای افراد دارای مشکلات ابیراهی مرتبه‌ی پایین، هر چه قدر شدت روشنایی تصویر زمینه

- Correcting for optical aberrations using multilayer displays. *ACM Trans Graph* 2012; 31(6): 185.
11. Bailey IL, Lovie JE. New design principles for visual acuity letter charts. *Am J Optom Physiol Opt* 1976; 53(11): 740-5.
 12. Carlson NB, Kurtz D. Clinical procedures for ocular examination. New York, NY: McGraw Hill Professional; 2003.
 13. Virgili G, Acosta R, Grover LL, Bentley SA, Giacomelli G. Reading aids for adults with low vision. *Cochrane Database Syst Rev* 2013; (10): CD003303.
 14. Rangayyan RM. Biomedical image analysis. Boca Raton, FL: CRC Press; 2004.
 15. Zumtobel Staff. The lighting handbook [Online]. [cited 2004]; Available from: URL: <http://zumtobelstaff.com>

Quantitative Analysis of Contrast Sensitivity to Improve Visual Acuity and Reduce Optical Aberrations

Soheil Nabavi¹, Alireza Mehridehnavi², Alireza Vard³, Soheil Mohammadpour⁴

Original Article

Abstract

Background: Human visual perception in detection of an object from background is based on edge emission and contrast. The optical aberration is the main factor to degrade quality of image in the eye. People with this complication perceive images with low levels of contrast and distorted edges. Since the conventional methods are cumbersome, the new complementary method such as Pre-compensation is offered for display devices. In this research we investigate quantitative effect of the contrast between the object and the background to reduce the effect of low order optical aberration by increasing regional contrast. We tried to find out which contrast level could improve visual acuity in Weber-contrast.

Methods: In this Research, 12 optical charts with different levels of contrast were designed based on the log MAR standard. Then obtained patterns were tested on 20 patients with low order optical aberrations. The results of each chart were analyzed using SPSS software.

Findings: There was a significant difference in visual acuity of persons at different contrast levels. But, when the Weber contrast percent was low, the difference was not remarkable.

Conclusion: Based on the obtained results, a background with lower contrast improves visual acuity approximately up to 11% in the log MAR scale. Therefore, to improve visual acuity in display devices, foreground is more appropriate that be in higher state of brightness than background.

Keywords: Pre-compensation, Visual acuity, Optical aberration, Contrast sensitivity

Citation: Nabavi S, Mehridehnavi A, Vard A, Mohammadpour S. **Quantitative Analysis of Contrast Sensitivity to Improve Visual Acuity and Reduce Optical Aberrations.** J Isfahan Med Sch 2016; 34(391): 816-22.

1- MSc Student, Department of Biomedical Engineering, School of Advanced Medical Technology, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Advanced Medical Technology AND Medical Image and Signal Processing Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Advanced Medical Technology AND Medical Image and Signal Processing Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

4- Iranian Scientific Association of Optometry, Tehran, Iran

Corresponding Author: Alireza Mehri-Dehnavi, Email: mehri@med.mui.ac.ir