پوهنځی طب هرات

فزیک اوپتیک

همراې سی دی

پوهنوال غلام قادر دهگان

۱۳۹۰

فزیک اوپتیک

Physic Optic

پوهنوال غلام قادر دهگان

Herat Medical Faculty

AFGHANIC

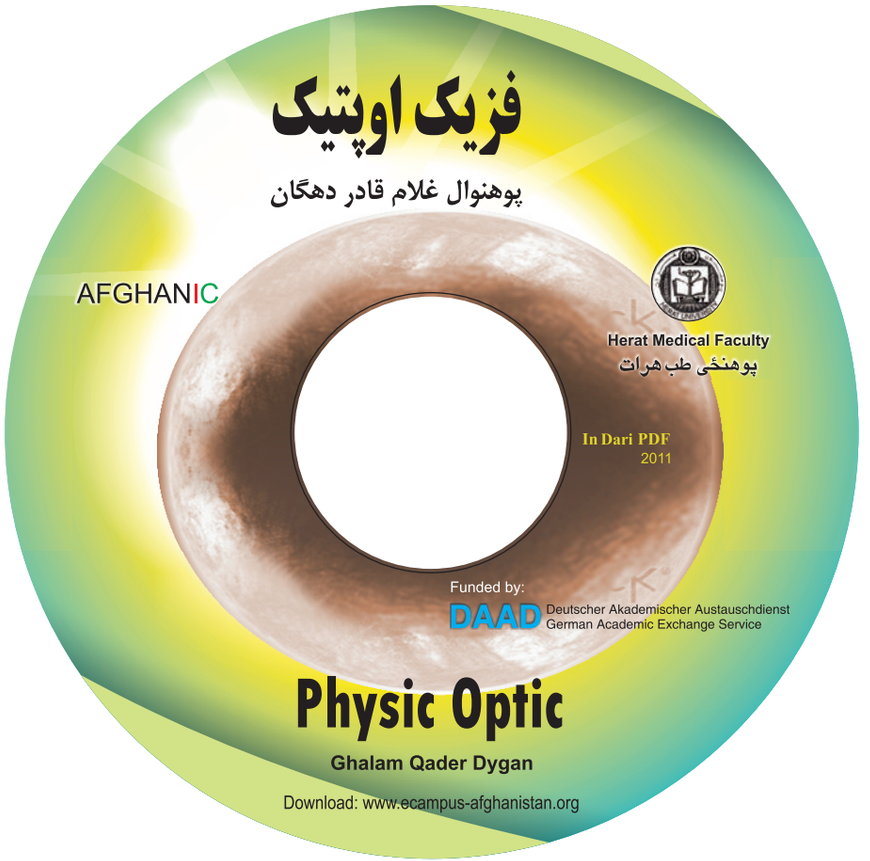
Ghalam Qader Dygan

Physic Optic

Funded by:
DAAD Deutscher Akademischer Austauschdienst
German Academic Exchange Service

With CD

ISBN 978-9936-400-59-7
9 789936 400597 >
Printed in Afghanistan
2011


فزیک اوپتیک
پوهنوال غلام قادر دهگان
AFGHANIC
Herat Medical Faculty
پوهنځی طب هرات
In Dari PDF
2011
Funded by:
DAAD
Deutscher Akademischer Austauschdienst
German Academic Exchange Service
Physic Optic
Ghalam Qader Dygan
Download: www.ecampus-afghanistan.org

بسم الله الرحمن الرحيم

پوهنځی طب هرات

فزیک اوپتیک

پوهندوی غلام قادر دهگان

۱۳۹۰

نام کتاب	فزیک اوپتیک
مؤلف	پوهندوی غلام قادر دهگان
ناشر	پوهنځی طب هرات
ویب سایت	www.hu.edu.af
چاپ	مطبعه سهر ، کابل، افغانستان
تعداد نشر	۱۰۰۰
سال	۱۳۹۰
دونلود	www.ecampus-afghanistan.org

کتاب هذا توسط انجمن همکاریهای اکادمیک آلمان (DAAD) از بودیجه دولت فدرالی آلمان تمویل شده است.
امور تخنیکی و اداری کتاب توسط انجمن عمومی پرسونل طبی در کشور آلمان (DAMF e.V.) و موسسه افغانیک (Afghanic.org) انجام یافته است.
مسؤلیت محتوا و نوشتن کتاب مربوط نویسنده و پوهنځی مربوطه می باشد. ارگان های کمک کننده و تطبیق کننده مسؤل نمی باشند.

اگر میخواهید که کتابهای تدریسی طبی شما چاپ‌گردد، با ما به تماس شوید:
داکتر یـــحـیـی وردک ، وزارت تحصیلات عالی، کابل
دفتر: ۰۷۵۶۰۱۴۶۴۰
موبایل: ۰۷۰۶۳۲۰۸۴۴
ایمیل: wardak@afghanic.org

ای اس بي ان: ISBN: 978 993 640 0597

تمام حقوق نشر و چاپ پیش نویسنده محفوظ است.

پیغام وزارت تحصیلات عالی

کتاب در طول تاریخ بشریت برای به دست آوردن علم و تکنالوژی نقش عمده را بازی کرده و جزء اساسی نصاب تحصیلی بوده و در بلند بردن کیفیت تحصیلات ارزش خاص دارد.

به همین خاطر باید کتب درسی با در نظر گرفتن ضروریات جامعه، معیار های ستندرد و معلومات جدید برای محصلین آماده وچاپ گردد.

ما از استادان محترم سپاسگزاریم که سالهای متمادی زحمت کشیده و کتاب های درسی را تألیف و ترجمه نموده اند و از استادان محترم دیگر هم تقاضا می نمائیم که آنها هم در رشته های مربوطه مواد درسی را تهیه نمایند، تا در دسترس پوهنځی ها و محصلین قرار داده شوند.

وزارت تحصیلات عالی وظیفه خود میداند که برای بلند بردن سطح دانش محصلین عزیز مواد معیاری و جدید را تهیه نماید.

در اخیر از ادارات و اشخاصیکه زمینه چاپ کتب درسی را مهیا ساخته اند، بالخصوص از وزارت امور خارجه آلمان، مؤسسه DAAD و داکتر یحیی وردک تشکر میکنم و امیدوارم که این کار سودمند ادامه و به بخش های دیگر هم گسترش یابد.

با احترام

قانونپوه سرور دانش

سرپرست وزارت تحصیلات عالی، کابل، ۱۳۹۰

چاپ کتب درسی و پروگرام بهبود پوهنځی های طب

استادان گرامی و محصلین عزیز!

کمبود ونبود کتب درسی در پوهنتون های افغانستان از مشکلات عمده به شمار میرود. محصلین و استادان با مشکلات زیاد روبرو هستند، انها اکثرا به معلومات جدید دسترسی ندارند، از کتاب ها و چیپتر هایی استفاده مینماید که کهنه و در بازار به کیفیت پایین فوتوکاپی میگردد.

برای رفع این مشکلات در دو سال گذشته ما چاپ کتب درسی پوهنځی های طب، پوهنتون ها را شروع وتا اکنون ۶۰ عنوان کتب درسی را چاپ و به تمام پوهنځی های طب افغانستان ارسال نمودیم.

این در حالی است که پلان ستراتیژیک وزارت تحصیلات عالی (۲۰۱۰ – ۲۰۱۴) کشور بیان می دارد:

« برای ارتقای سطح تدریس، آموزش و آماده سازی معلومات جدید، دقیق وعلمی برای محصلان، باید برای نوشتن و نشر کتب علمی به زبان دری و پشتو زمینه مساعد گردد. برای ریفورم در نصاب تعلیمی ترجمه از کتب و مجلات انگلیسی به دری و پشتو حتمی و لازمی میباشد. بدون امکانات فوق ناممکن است تا محصلان و استادان در تمامی بخش ها به پیشرفت های مدرن و معلومات جدید زود تر دسترسی بیابند.»

در سال ۲۰۱۱میلادی ۳۳ کتب درسی را از پوهنتون طبی کابل (۹ عنوان) و از پوهنځی طب ننگرهار (۱۳ عنوان)، کندهار (۷ عنوان) و هرات (۴ عنوان) جمع آوری و چاپ کردیم که یک نمونه آن در اختیار شما میباشد.

به اثر درخواست پوهنتون ها و وزارت تحصیلات عالی افغانستان می خواهیم، این پروگرام را فعلا به پوهنتون ها و پوهنځی های دیگر هم توسعه دهیم.

اینکه مملکت ما به دوکتوران ورزیده ومسلکی ضرورت دارد، باید به پوهنځی های طب توجه زیادتر شود.

از آنجایکه چاپ نمودن کتب درسی یک پروژه پروگرام ما بوده، بخش های کاری دیگر ما بطور خلاصه اینها باشند:

۱.کتب درسی طبی: کتاب که در اختیار شما است، نمونه ای از فعالیت های ما میباشد. ما میخواهیم که این روند را ادامه دهیم تا بتوانم در زمینه تهیه کتب درسی با پوهنتون های کشور همکاری نماییم و دوران چپتر و لکچرنوت را خاتمه بدهیم.

۲. تدریس با میتود جدید و وسایل پیشرفته: در سال ۲۰۰۹پوهنځی های طب بلخ و ننگرهار دارای یک پایه پروجیکتور بود و زیادتر استادان به شکل تیوریکی تدریس می دادند. در جریان سال ۲۰۱۰ توانیستیم در تمام صنوف درسی پوهنځی های طب بلخ، هرات، ننگرهار، خوست و کندهار پروجیکتورها را نصب نماییم.

۳. ماستری در طب بین المللی در هیدل برگ: در نظر داریم که استادان بخش صحت عامه پوهنځی های طب کشور را به پوهنتون هیدل برگ کشور جرمنی برای دوره ماستری معرفی نمایم.

۴. ارزیابی ضروریات: وضیعت فعلی (مشکلات موجوده و چلنجهای آینده)پوهنځی های طب باید برسی گردد و به اساس این بررسی به شکل منظم پروژه های اداری، اکادمیک و انکشافی به راه انداخته شود.

۵. کتابخانه های مسلکی: باید در تمام مضامین مهم و مسلکی کتب به معیار بین المللی به زبان انگلیسی خریداری و به دسترس کتابخانه های پوهنځی های طب قرار داده شود.

۶. لابراتوارها: در پوهنځی های طب کشور باید در بخش های مختلف لابراتوارها وجود داشته باشد.

۷. شفاخانه های کدری: هر پوهنځی طب کشور باید دارای شفاخانه کدری باشد و یا در یک شفاخانه شرایط برای ترینیگ عملی محصلین طب آماده گردند.

۸. پلان ستراتیژیک: بسیار مفید خواهد بود که هر پوهنځی طب در چوکات پلان ستراتیژیک پوهنتون مربوطه خود دارای یک پلان ستراتیژیک پوهنځی باشد.

از تمام استادان محترم خواهشمندیم که در بخش های مسلکی خویش کتب جدید نوشته، ترجمه و یا هم لکچرنوت ها و چپتر های خود را ایدیت و آماده چاپ نمایند. بعداً در اختیار ما قرار دهند، تا به کیفیت عالی چاپ و به شکل مجانی به دسترس پوهنځی های مربوطه، استادان و محصلین قرار داده شود.

همچنان در مورد نقاط ذکر شده پیشنهادات و نظریات خود را به ادرس ما شریک ساخته، تا بتوانیم مشترکاً در این راستا قدم های مؤثرتر را برداریم.

از محصلین عزیز هم خواهشمندیم که در امور ذکر شده با ما و استادان محترم همکاری نمایند.

از مؤسسه DAAD (همکاری های اکادمیک آلمان) تشکر می نمایم، که مصرف چاپ یک تعداد کتب و پروجیکتورها را به عهده گرفت و از پروگرام کاری ما حمایت نموده و وعده همکاری های بیشتر نموده است. از انجمن چتری دوکتوران افغان در کشور آلمان (DAMF) و موسسه افغانیک (Afghanic)تشکر میکنم که در امور اداری و تخنیکی چاپ کتب با ما همکاری نمودند.

در افغانستان در پروسه چاپ کتب از همکاران عزیز در وزارت محترم تحصیلات عالی، سرپرست وزارت تحصیلات عالی قانونپوه سرور دانش، معین علمی وزارت تحصیلات عالی پوهنوال عثمان بابری، معین اداری و مالی پوهاند صابر خویشکی و روسای پوهنتون ها، پوهنځی ها و استادان گرامی متشکرم که پروسه چاپ کتب تدریسی را تشویق وحمایت نمودند.

داکتر یحیی وردگ، وزارت تحصیلات عالی

کابل، ۲۰۱۱ م ، دسامبر

دفتر: ۰۷۵۶۰۱۴۶۴۰

موبایل:۰۷۰۶۳۲۰۸۴۴

ایمیل: wardak@afghanic.org

تقریظ

اثر تألیف شده محترم پوهندوی غلام قادر "دهگان" عضو دیپارتمنت فزیک پوهنحی طب پوهنتون هرات را که تحت عنوان (اوپتیک هنـــدسی) جهت ترفیع علمی خویش برتبه پوهنوال به رشته تحریر در آورده است، مطالعه نمودم. اثر مذکور در (۱۵۲) صفحه به زبان بسیار روان دری مطابق معیارهای اکادمیک تحریر گردیده است. که خواننده گان به وجه احسن از آن استفاده کرده می توانند. در این اثر کاندید موصوف سعی و تلاش زیاد بخرج داده.

و از منابع معتبر جدید که در ریفرنس کتاب درج می باشد استفاده صورت گرفته و آنرا در جداول متعدد ترتیب داده است.

بناً اینجانب اثر تألیف شده محترم پوهندوی غلام قادر "دهگان" را جهت ترفیع شان برتبه پوهنوال کافی دانسته و موفقیت های هرچه بیشتر شانرا از خداوند متعال خواهانم.

با احترام

پوهنوال دوکتور محب الله "محب"

شف دیپارتمنت چشم

تقریظ

کتاب (اوپتیک هندسی) که توسط استاد محترم پوهندوی غلام قادر دهگان تهیه و تألیف گردیده است، از مباحث عمده فزیک نور است که محصلین جوان باید در مورد آن معلومات کافی داشته باشند. طوری که اثر موصوف را به غور مطالعه نمودم کاملاً بر وفوق اسلوب نشراتی به گونه ای شیوا و رسا نگاشته شده و عاری از هر گونه اغلاط املائی، انشائی و مسلکی می باشد. کتاب مذکور حاوی شش فصل است. و محصلان PCB پوهنحی طب از آن به حیث کتاب درسی استفاده می نمایند. همچنان می توان گفت که یک اثر ارزنده در عرصه علم فزیک در طب به شمار رفته و چون مأخذ آن جدید است لهذا معلومات جدید را در مورد برای محصلان عزیز ارائه می دارد. رسمها، اشکال، جداول و فرمول ها به وضاحت آن افزوده و آن را قابل فهم ساخته است. بناً مطالعه آن برای محصلان بسیار مفید و ارزنده است.

اینجانب تکمیل اثر تألیفی استاد محترم پوهندوی دهگان را با اکمال دیگر شرایط مندرج درلایحه جهت ترفیع شان به رتبه پوهنوالی مکفی دانسته و برایشان بهترین تمنیات را تقدیم می دارم.

و من الله توفیق

با احترام

پوهنوال دوکتورس زهرا فروغ

شف دیپارتمنت پاراکلینیک

پوهنحی طب هرات

تقریظ

راجع به اثر علمی پوهندوی غلام قادر "دهگان" استاد پوهنحی طب و پوهنحی ساینس پوهنتون هرات که تحت عنوان اوپتیک هندسی تحریر گردیده است.

اثر فوق الذکر که در شش فصل و یک صد و پنجاه و یک صفحه ترتیب و تنظیم گردیده حاوی پیشگفتار، مقدمه و موضوعاتی می باشد که هسته اساسی این اثر را تشکیل می دهد چندین مرتبه مطالعه و در تنقیح آن سعی بلیغ بخرج دادم تا این که اثر به شکل فعلی آن عرض اندام نموده است.

استاد محترم کوشیده موضوعات بسیار مفیدی را که برای هر شاگرد پوهنحی طب که طبیب آینده کشور می شود لازم و ضروری است بگنجاند و عمدتاً این کار را بصورت مناسب اجرا و از عهده آن بخوبی بدر آمده است.

چون در کشور با چنین محتوای برای شاگردان پوهنحی طب به گمان غالب کدام اثر تا حال تألیف نگردیده است به این اساس من زحمات استاد را که در تالیف این اثر به خرج داده قابل قدر دانسته و آنرا مثبت ارزیابی می نمایم. و نظر من این است که استاد اگر سایر شرایط ترفیع را پوره کرده باشد از این اثر به ترفیع خویش از رتبه علمی پوهندوی به رتبه علمی پوهنوال استفاده کرده می تواند.

با احترام

پوهاند دکتور محمد انور شمس

استـــــاد دیپارتمنت فــزیک

پوهنتون پـولی تخنیک کـابل

تقریظ

بنابر نیازمندیهای روز افزون تعلیم و تربیه و علوم طبیعی استادان پوهنتون ها و دانشمندان همواره سعی و کوشش به عمل می آورند تا یکی سلسله فعالیت های علمی و خدمات مثمری را درعرصه تهیه جهت کتب درسی برای پیشبرد سریع پروسه درسی و ارتقای سطح دانش محصلان و علاقمندان علم و دانش انجام دهند که تهیه کتب می تواند به شکل تألیف، ترجمه و یا تحقیق صورت گیرد، که در این صورت نقیصه کمبود کتب در سطح تحصیلات عالی، هم رفته رفته رفع گردیده و زمینه خوب آموزشی مطابق عصر و زمان میها می گردد.

بنابر اصل فوق یکی از کتب تهیه شده تحت عنوان (اوپتیک هندسی) که از طرف پوهندوی غلام قادر "دهگان" استاد پوهنتون طبی هرات تالیف شده، شامل موضوعات علمی مانند نور، طریقه موج الکترومقناطیس، امواج RF، اثرات بیولوژیک IR، موارد استعمال امواج IR، در تداوی ترموگرافی تولید و خاصیت نور مرئی، رنگ اجسام، تجزیه نور، اسپکتروسکوپی، استفاده نور در تداوی مریضی ها، ایروسکوپی، امواج ماورای بنفش و موارد استفاده آن، اثراب بیولوژیک نور UV، موارد استعمال نور UV در تداوی، نور هندسی و اجزای نوری، خطاها در عدسیه های کروی، عدسیه های استوانه ای، سیستم آستیگمات، منشور، چشم، نزدیک بینی، دوربینی، لیزر و انواع آن، تأثیر تابش لیزر، صوت و التراسوند، کاردیولوژی، غده شناسی، پیدایشو طبیعت اشعه X، ... و دها موضوعات دیگر. موصوف در تهیه و تألیف آن زحمات زیادی را به خرج داده که قابل قدر بوده و از نقطه نظر کمیت و کیفیت این اثر غنای علمی داشته که استعمال آن نه تنها در رشته طبابت بلکه در رشته فزیک نیز زیادتر مورد استعمال است که به کمک علم هندسه و اشکال سرو صورت گرفته است، در متن کتاب تسلسل منطقی به نظر می رسد. و تمام موضوعات در ارتباط بوده و به شکل سیستماتیک جابجا شده اند.

اینجانب پوهاند حمیدی که اثر مذکور را برسی نموده ام مورد تائیدم قرار گرفت و به چاپ و تکثیر آن موافقه دارم و هم علاوه می نمایم که این اثر جهت ارتقای ترفیع علمی استاد از رتبه علمی پوهندوی به رتبه علمی پوهنوال یک اثر خوب و کافی محسوب شده می تواند.

با احترام

پوهاند عبدالباقی حمیدی

استاد و آمر دیپارتمنت ریاضی

پوهنحی علوم طبیعی پوهنتون تعلیم و تربیه

تقریظ

در مورد اثر تألیفی پوهندوی غلام قادر دهگان استاد پوهنتون هرات که تحت اثر اوپتیک هندسی در قید تحریر در آورده است.

اثر مذکور که در قالب شش فصل تنظیم گردیده شامل مواد و مفرداتی میباشد که برای تمام شاگردان مفید بوده و علی الخصوص برای شاگردان پوهنحی طب کاملاً اکسیر می باشد.

مؤلف در ترتیب و تحریر این اثر از منابع خوبی استفاده به عمل آورده و در ضمن در جابجاسازی مفردات سلسله مراتب را نیز مراعات نموده است. از نظر من این اثر اگر به زیور چاپ مزین گردد. در سطح پوهنتون های کشور ناب خواهد بود.

این جانب زحمات و کوشش استاد را در تألیف این اثر قابل قدر دانسته کار آنرا مثبت ارزیابی نموده و از دید من استاد مستحق آن می شناسم که این اثر را جهت ترفیع علمی خویش از رتبه علمی پوهندوی به رتبه علمی پوهنوال مورد استفاده قرار دهد.

با احترام

پوهاند نور محمد همتا

استاد دیپارتمنت ریاضیات عالی پوهنتون پولی تخنیک کابل

گزارش ریاست پوهنحی ساینس در مورد محترم پوهندوی غلام قادر دهگان

استاد فزیک در سال ۱۳۸۹

استاد موصوف نظر به ضرورت که در پوهنحی ساینس، طب و زراعت احساس می گردد با کمال ایمانداری و علاقه مندی زیاد بدون شماتت و تردد در امور تدریسی، اداری و انضباطی شان رول بسزا و ارزنده را اجراء می نمایند. و شاهد این ادعا من تهیه و تدارک لکچر نوت برای مضامین مختلف از قبیل چهار نوع فزیک در صنف PCB و مضمون احصائیه و ترتیب لکچر نوت برای مضمون بیوفزیک صنف اول و پوهنحی زراعت و هم چنان نظر به تجارب چندین ساله اش با ریاست پوهنحی همکاری فوق العاده بوده و از مشورت های سودمند آن استفاده اعظمی می نمایم و تمام محصلان و استادان از نحوه برخورد و پیش آمد نیک استاد رضایت کامل دارند.

با در نظر داشت نکات مثبت که در بالا ذکرشد ریاست پوهنحی ساینس رضایت کامل داشته و توفیق مزید از بارگاه ایزدمتعال برایش خواهانم.

پوهنمل دیپلم عبدالرحمن منصوری

رئیس پوهنحی ساینس پوهنتون هرات

فهرست مطالب

عنوان صفحه

پیشگفتار ..... الف

مقدمه ۱

فصل اول

نور

۱-۱ - ماهیت نور ۴

۱-۲ – طریقه تولید موج الکترومقناطیس ۵

۱-۳- طیف امواج الکترومقناطیس ۶

۱-۴- امواج RF ۷

۱-۵- امواج IR و طریقه های تولید آنها ۷

۱-۶- منابع امواج IR ۷

۱-۷- اثرات بیولوژیک IR ۹

۱-۸- موارد استعمال امواج IR در تداوی ۱۰

۱-۹- موارد ممنوعه کاربرد از IR ۱۱

۱-۱۰- موارد کاربردتشخیصی IR ۱۱

۱-۱۱- ترموگرافی ۱۱

۱-۱۲- طریقه های تولید و خاصیت نورمرئی ۱۳
۱-۱۳- رنگ اجسام ۱۴
۱-۱۴- تجزیه نور ۱۵
۱-۱۵- اسپکتروسکوپی ۱۶
۱-۱۶- اثرات بیولوژیکی نورمرئی ۱۷
۱-۱۷- استفاده از نور در تداوی امراض ۱۷
۱-۱۸- آندوسکوپی ۱۸
۱-۱۹- امواج ماوراء بنفش و موارد استعمال آن ۲۰
۱-۲۰- مولدهای اشعه ماوراء بنفش ۲۱
۱-۲۱- اثرات بیولوژیک نور UV ۲۲
۱-۲۲- اثرات شدید نور UV بر جلد ۲۳
۱-۲۳- اثرات دیگر نور UV بر روی جلد ۲۳
۱-۲۴- اثرات نور UV بر چشم ۲۴
۱-۲۵- کاربرد صحی نور UV ۲۵
۱-۲۶- موارد ممنوعه کاربرد از نور UV ۲۶

فصل دوم

نورهندسی و اجزاء نوری

۲-۱- انعکاس و انکسار ۲۷
۲-۲- انعکاس داخلی« کلی » ۲۸
۲-۳- وسائل نوری ۲۹
۲-۴- آینه ها ۳۰

۲-۵- آینه مستوی ۳۰
۲-۶- آینه های کروی ۳۰
۲-۷- دیوپتر ۳۳
۲-۸- عدسیه ها ۳۴
۲-۹- خطاها در عدسیه های کروی ۳۷
۲-۱۰- عدسیه های استوانه ای ۳۸
۲-۱۱- ترکیب عدسیه های استوانه ای ۴۰
۲-۱۲- سیستم آستیگمات ۴۱
۲-۱۳- تصویر در یک سیستم آستیگمات ۴۲
۲-۱۴- منشور ۴۵
۲-۱۵- تشخیص نوع عدسیه ۴۶
۲-۱۶- طریقه های تعیین قدرت تقارب ۴۷
سوالات ۴۸

فصل سوم

چشم

۳-۱- چشم ساده ۵۸
۳-۲- چشم سالم ۵۹
۳-۳- تطابق ۵۹
۳-۴- عمق و وضوح تصویر ۶۱
۳-۵- تیزبینی ۶۲
۳-۶- اندازه گیری تیزبینی ۶۴

۳-۷- کاستی های فیزیولوژیک چشم ۶۶
۳-۸- نزدیک بینی ۶۷
۳-۹- دوربینی (Hyperopia) ۶۹
۳-۱۰- پیرچشمی ۷۱
۳-۱۱- آستیگماتیسم ۷۲
۳-۱۲- طریقه های تشخیص و تصحیح چشم معیوب ۷۴
۳-۱۳- طریقه ترائسپوزیشن ۷۷
۳-۱۴- تست سرخ وسبز ۷۸
۳-۱۵- نسخه نویسی عینک ۷۸
۳-۱۶- آفتالموسکوپ ۷۹
سوالات ۸۱

فصل چهارم

لیزر

۴-۱- تابش تحریکی و ایجاد لیزر ۸۲
۴-۲- اجزاء اصلی یک سیستم لیزر ۸۳
۴-۳- انواع لیزرها ۸۵
۴-۴- جذب فوتونهای با طول موج های مختلف توسط اعضای بیولوژیکی ۸۶
۴-۵- تأثیر لیزر بر اعضاء ۸۷
۴-۶- تأثیر تابش لیزر CO_2 ..... ۸۹
۴-۷- لیزر $Nd-YAG$ ۹۱
۴-۸- لیزرهای با نور قابل رویت $(Visible\ Laser)$ ۹۲

۴-۹- اثرات فوتومکانیکی ۹۳
۴-۱۰- اثرات فوتوکیمیاوی ۹۴
۴-۱۱- خطرات لیزر ۹۵
۴-۱۲- اثر روی جلد ۹۷
۴-۱۳- خطربرق گرفتگی ۹۷
۴-۱۴- احتیاط های لازم ۹۸

فصل پنجم

صوت و التراسوند

۵-۱- مبانی فیزیکی ۱۰۱
۵-۲- امواج صوتی طولی و عرضی ۱۰۲
۵-۳- سرعت صوت در مواد ۱۰۳
۵-۴- رفتار امواج صوتی موقع عبور از یک محیط به محیط دیگر ۱۰۵
۵-۵- تضعیف امواج التراسوند ۱۱۰
۵-۶- ساحهٔ حاصله از یک ترانسدیوسر ۱۱۳
۵-۷- قدرت تفکیک در سیستم های التراسونیکی ۱۱۶
۵-۸- قدرت تفکیک عرضی ۱۱۹
۵-۹- اثر دوپلر ۱۲۰
۵-۱۰- اثرات بیولوژیکی التراسوند ۱۲۱
۵-۱۱- اثر حرارتی ۱۲۲
۵-۱۲- اثرمکانیکی ۱۲۴
۵-۱۳- اثر تولیدحفره ۱۲۴

۵-۱۴- کنترول کیفی سیستم های التراسونیکی تصویرگیری ۱۲۶

سوالات ۱۲۷

فصل ششم

تاریخچه پیدایش و طبیعت اشعه x

۶-۱- چگونگی تولید اشعه X ۱۳۰

۶-۲- اجزاء اصلی تشکیل دهندهٔ یک سیستم تولید اشعه X ۱۳۱

۶-۳- کیفیت اشعه ۱۳۲

۶-۴- نورسنجی (فوتومتری) ۱۳۳

سوالات ۱۴۶

جدول علایم و سمبولها ۱۴۸

ضریب انکسار بعضی اجسام مایع جامد و گاز ۱۴۹

اصطلاحات انگلسی به فارسی ۱۵۰

فهرست منابع ۱۵۲

به نوری رسیدیم در این روزگار گهی زره گونه و گهی موج دار

تداخل بود ثبوتی باوصاف موج که کمپتون بود دلیل بر ذره وار

پیشگفتار

سزاوار ستایش خالق یکتا و درود بر پیامبر رحمت حضرت محمد مصطفی (ص) با توجه به کمبود کتب درسی، و منابع آنچنانی که مشکل محصلین را رفع نماید، دیپارتمنت ریاضی فزیک پوهنحی ساینس پوهنتون هرات جهت رفع این مشکل، به من وظیفه سپرد تا مطابق کریکولم مضمون فزیک صنف P.C.B پوهنحی طب و ممد درسی برای پوهنحی ساینس، کتابی را به ارتباط اوپتیک هندسی تالیف نمایم.

بنده بطور عموم مدعی شده میتوانم که فزیک در زندگی انسانها تاثیر بسزای دارد و با گذشت ایام تحولات و تغییرات شگفت انگیزی در آن بوجود میآورد. زندگی امروزه و دنیای متمدن خیلی متفاوت است از حالت چند دهه گذشته که این همه و همه مرهون احسان و کوشش و تلاش خستگی ناپذیر دانشمندان فزیک است. ماشین آلاتیکه تا چندی قبل بیشتر جنبه علمی داشتند، امروز بطور مستقیم در زنده گی انسانها سهیم میباشند. احتیاج مبرم وسایل حمل و نقل سریع و راحت و وسایل ارتباطی، تهیه روشنائی، سامان و لوازم مختلفه الکترونیکی در استفاده از آنها در شقوق مختلف طبابت و هزارها وسایل دیگر در زندگی بشر کاملا محسوس است.

در اینجا میتوان گفت که علم فیزیک بشر را قادر میسازد تا به قوانین عالم طبیعت روز به روز بهتر پی برده و وسایل آسایش بهتری برای خود تدارک و تهیه نماید. این پیشرفت و توسعه روزافزون فزیک بطور خاص در ساحه طبابت و موارد استعمال علیحده در معاینه، تشخیص و معالجه بیماران گوناگون ایجاب می نماید که محصلان عزیز طب و دوکتوران محترم عرصه طبابت به اصول،قوانین فزیکی و طرز کار دستگاه ها و طرق تجارب آشنایی کامل داشته باشند، تا بتوانند به بهترین وجه از آنها استفاده نمایند.

اطلاع از قوانین نور و بینایی به دوکتوران طب امکان را مهیا میسازد تا در روشنایی آن تشخیص بهتر و همه جانبه صورت گیرد و این امر میسر نخواهد شد مگر اینکه ساختمان چشم، معایب و علل از نوع عدسیه های گوناگون را بطوری همه جانبه با مفهوم خاص خودش بفهمند. لزوم آشنایی با سیستم های اوپتیکی هندسی و طرز کار با آنها گذشته از اینکه برای متخصصین لابراتواری یر قابل انکار است، دوکتوران چشم و حتی متخصصان رشته های دیگر طبابت در کارهای جاری به آن نیاز مبرم دارند. بآن هم اینکه توسعه و انکشاف علم در یک جامعه را نشر کتاب ها و وسایل علمی از ضروریات مبرم عصر محسوب میشود. و این ضروریات در اورگانهای علمی و آکادمیک از همه بیشتر محسوس است. زیرا اساسا تحصیلات عالی بالای مطالعه و تحقیق و تتبع بنا یافته و این ار کتب و وسایل علمی و سایر مواد عصری تعلیمی امکان پذیر است. روی این اصل مهم مطالبی که در این کتاب تالیفی بنام اوپتیک هندسی تحریر شده است، پس از ۱۵

سال تدریس و استفاده از جدیدترین منابع علمی دست داشته مطابق به پروگرام درسی صنوف پوهنحی های طب معالجوی، طب اطفال و ستوماتولوژی تهیه و تنظیم گردیده است.

مجموعه این کتاب تالیفی علاوه بر شش فصل، دارای مقدمه، جداول و حاوی یکصد و پنجاه و دو صفحه تحت عنوان نور بوده و کوشش به عمل آمده تا موضوعات به شکل عام فهم و همه جانبه دور از ابهام نگهداشته شده است و همچنان این اثر تالیفی قرار زیر ترتیب و تنظیم شده است.

فصل اول در مورد نور و ماهیت بحث همه جانبه صورت گرفته است و از تولید موج الکترومقناطیس و اثرات کاربردی آن در صنعت و تخنیک و طبابت توضیح و تفسیر شده است.

فصل دوم به ارتباط قوانین دیکارت و سنل، انعکاس، انکسار و اقسام آینه ها از قبیل کروی، عدسیه ها و اقسام آن، منشور و موارد استعمال آنها در طبابت نیز اشاره شده است.

فصل سوم چشم بطور همه جانبه مورد بحث و غور قرار داده شده است اعم از دوربینی، نزدیک بینی و غیره.

فصل چهارم اشعه لیزر و اقسام آن ، کاربرد آن در طبابت و اجزای آن نیز مفاهمه صورت گرفته است.

فصل پنجم محتوای آن متوط و مربوط به اولتراسوند و موارد استعمال آن در طبابت خصوصا در حصه تشخیص ، اثرات بیولوژیکی آن و همچنان از اثر دوپلر نیز صحبت شده است.

فصل ششم از تاریخچه پیدایش اشعه X-Ray و همچنان نورسنجی "فوتومتر"، جداول، علائم و سمبول ها و اصطلاحات انگلیسی به فارسی و هم سوالات مربوطه در اخیر هر فصل تدارک دیده شده است. همچنان برای سهولت بهتر مآخذ به قسم الفباء ترتیب شده و هم نباید از نظر دور داشت که با وسعت و پیشرفت دامنه علوم در جهان معاصر امروز به هر اندازه که کتب درسی و تالیفی جامع و کامل تهیه شده باشد باز هم برای تجهیز علمی جوانان کافی نمیباشد.

مقدمه

دانش طبی امروزی نیازی بی چون و چرائی به فیزیک و دستآورد فن آوری و وسعت و گسترش آن دارد. امروزه طبابت بدون بکارگیری این فن آوریها ، توان پاسخگویی به نیازهای مبرم و دشواریهای کارهای نوین و جدید را ندارد. از این رو فزیک طبی بخشی جدا ناشدنی از آموزش دانش طبی در همه جاست و محصلان باید دید خوب و دقیق و آگاهی معقول و درستی از آن پیدا کنند. این پیشرفت در علوم طبی نیز به وفور دیده میشود. پیشرفت در علوم طبی باعث افزایش طول عمر انسان شده است زیرا به موقع مریضی ها تشخیص و تداوی سریع و موثری نیز صورت می پذیرد. اما در کنار این فوائد، تکتیک ها اگر درست به کار گرفته نشوند می توانند معایب و آسیب هایی را نیز به همراه داشته باشند. در وسایل عمده و پیشرفته که برای تشخیص و تداوی در مراکز صحی مورد استفاده قرار میگیرند از انرژی های بالا استفاده میشود که در اکثر مواقع برای پرسونل صحی قابل تحمل نمیباشند و در صورت عدم آشنایی با این وسایل و در نتیجه حفاظت نامناسب، ضایعات جدی را برای پرسونل مربوطه به همراه خواهد داشت. بنابراین برای گروه طبی لازم است که با اصولیت سیستم ها در کلینیک آشنا شوند.این کتاب تالیفی که مطابق پروگرام درسی صنف P.C.B در سمستر دوم دو کریدت و 32 ساعت میباشد و حتی المقدور کوشش شده تا به بیان ساده و فشرده و دور از هرگونه اغلاط املایی و انشائی دور نگهداشته شود.

در اخیر هر فصل یک عده مسائل نیز ترتیب شده است که محصلان باید حل نمایند تا از این طریق شاگردان فورمول ها را تطبیق و از متن آن استفاده اعظمی نمایند. در اخیر این کتاب یک عده جداول که با متن ارتباط دارد ترتیب شده است و نیز فهرست کتب و ماخذیکه برای نوشتن این کتاب مورد استفاده قرار گرفته است در اخیر نیز تذکر به عمل آمده است.

در اخیر اساتید محترم پوهاند دوکتور محمد انور "شمس"، محترم پوهاند الحاج عبدالباقی "حمیدی"، محترم پوهاند نورمحمد "همتا" و محترمه پوهنوال دوکتورس زهرا "فروغ" و محترم پوهنوال دکتور محب الله "محب" که در تالیف این اثر از هیچ گونه مساعدت و رهنمائی دریغ نه نموده اند، اظهار امتنان و تشکر نموده و موفقیت شان را از ایزد متعال خواهانم.

با احترام

غلام قادر دهگان

جوزا سال 1390

فصل اول

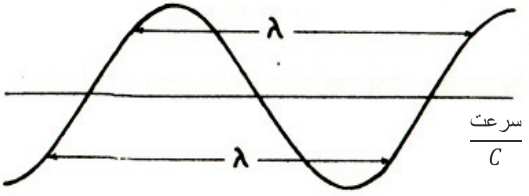
نور

یکی از اولین پدیده هائی که بشر با آن روبرو بوده است نور میباشد. از بدو پیدایش بشر همیشه انسان با روشن شدن هوا چشم بازکرده و با فرو رفتن خورشید و قطع نور به خواب رفته است. بدین لحاظ شاید دور از ذهن نباشد که بتوان تصور نمود که این پدیده در طول حیات بشر تفکر انسان را بخود مشغول نموده است و لذا فرضیه ها و تئوریهای متعددی در توصیف این پدیده ارائه شده است.

فلاسفه قدیم یونان اعتقاد داشتند اشعه های نور از چشم خارج شده و پس از برخورد به اجسام، انعکاس آنها به چشم، آنها را آشکار می سازد. این نظریه تا پایان قرون وسطی مورد قبول بود لیکن مطالعات بعدی این نظریه را مردود دانست. در حدود سال های 1700 نیوتن فیزیک دان انگلیسی فرضیه ذره ای نور را ارائه نمود. این دانشمند اظهار داشت منابع نوری از خود ذرات مادی کوچک ارسال مینمایند که این ذرات با سرعت زیاد بر روی خط مستقیم به پیش میروند. در سال 1960 هویگنس فیزیک دان آلمانی در مقاله ای مفصل فرضیه موجی نور را ارائه نمود. تجارب یانگ در سالهای اوائل قرن 18 این فرضیه را تأیید نمود. تجربه های قطبیت نور بعدها نشان داد که نور موج عرضی میباشد. در هر حال مطالعات پی در پی دانشمندان نشان داد که نور پدیده ای با رفتار دوگانه موجی و ذره ای میباشد. بعضی پدیده های نوری را تنها می توان با خاصیت موجی نور تفسیر نمود (مثل پدیده های تداخل و تفرق) در حالیکه برای تفسیر بعضی دیگر از پدیده ها چون فوتوالکتریک و کامپتون الزاماً بایستی به خاصیت ذره ای نور معتقد بود.

ساده ترین شکل حرکت موجی، حرکت موجی سینوسی است که دارای معادله $A=A_0\sin\omega t$ میباشد. یک حرکت موجی سینوسی ساده بگونه شکل (1-1) است که با پارامترهای مختلفی نشان داده میشوند. این پارامترها عبارتند از λ طول موج (فاصله ای که یک ذره طی یک اهتزاز کامل طی می نماید)، T زمان تناوب (مدت زمان یک اهتزاز کامل) و f فریکانس (تعداد اهتزازات در ثانیه)، در معادله بالا t زمان و

$\omega = 2\pi f$ فریکانس زاویه ای اهتزازات میباشند. A بعد (دامنه) حرکت و یا وضعیت ذره مهتزز در هر لحظه و A_0 اعظمی بعد میباشد.



شکل ۱-۱ : حرکت موجی و پارامترهای مربوط به حرکت موجی

همانطوری که متذکر شدیم علاوه بر خاصیت موجی، نور دارای خاصیت ذره ای میباشد. کوچکترین واحد نوری فوتون خوانده میشود. در واقع ذرات نوری یا فوتونها بسته هائی از انرژی میباشندکه این بسته ها بصورت موجی از نقطه ای به نقطه دیگر با سرعت بسیار زیاد منتقل می شوند. اگر منبع نوری را در نظر بگیریم شعاع های نوری فوتونها هستند که از منبع نور سرچشمه گرفته و بصورت موجی همچون سیلی از میده ریگ ها (ماسه ها) که موقع بازگشت موج به دریا، مجدداً به سمت دریا باز می گردند.

هر بسته نوری یا هر فوتون دارای یک انرژی مشخصی میباشد که بر اساس رابطه پلانک برابر با $E=hf$ میباشد. در این رابطه $h = 6{,}66\times10^{-34}\ J.S$ ثابت پلانک و E انرژی فوتونی با فریکانس f میباشد. واحد E در سیستم MKS ژول میباشد.

علاوه بر واحد استندرد انرژی در سیستم MKS واحد دیگری که بیشتر در مورد انرژی فوتونها بکار می رود الکترون ولت (ev) و اضعاف آن چون کیلوالکترون ولت (kev) و مگاالکترون ولت (Mev) میباشد. انرژی برقی از رابطه $E=QV$ معین میشود که در آن Qچارج برقی در سیستم MKS بر حسب کولمب و V بر حسب ولت میباشد. در صورتیکه Qچارج برقی بر حسب الکترون بیان شود انرژی بر حسب

الکترون ولت خواهد بود. بخاطر آنکه چارج یک الکترون برابر با $1,6\times10^{-19}$ کولن است بنابراین یک الکترون ولت نیز برابر با $1,6\times10^{-19}$ ژول میباشد. با توجه به این مطلب و اینکه سرعت انتشار موج برابر $c=f\lambda$ میباشد بنابراین میتوان دریافت که:

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} = \frac{12400}{\lambda}$$

در این رابطه اگر λ بر حسب آنگستروم باشد E بر حسب الکترون ولت خواهد بود. با توجه به این رابطه مشخص است که با افزایش فریکانس انرژی فوتونها افزایش می یابد و برعکس با افزایش طول موج انرژی فوتون کاهش میبابد. (3/3)

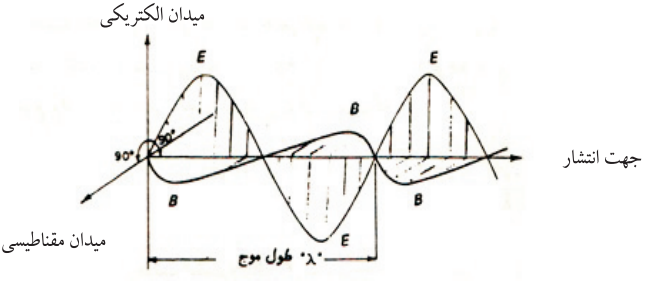
1-1- ماهیت نور

ماکسویل با ارائه چهار معادله که بنا م معادلات ماکسویل معروف است ثابت نموده فوتونهای نوری از جنس امواج الکترومقناطیس میباشند. این امواج متشکل از دو وکتورساحه برقیE و ساحه مقناطیسی B میباشندکه بر همدیگر عمود هستند، دامنه این ساحه ها بصورت اهتزازی در زمانهای مختلف تغییر میکند و داریم $E = E_0\sin(kx - \omega t)$ و $B = B_0 sin(kx - \omega t)$ در این رابطه $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ عدد موج میباشد. این دو ساحه دارای اهتزازهای همفاز میباشندیعنی تغییرات دامنه ساحه برقی و مقناطیس بصورت مشابه و هماهنگ صورت می گیرند. اهتزازات این دو ساحه در یک مستوی واقعند و این مستوی بر امتداد فوتون عمود میباشد. بنابراین همانطوری که گفته شد موج الکترومقناطیس یک موج عرضی میباشد. میتوان با توجه به معادلات موج ثابت نمودکه سرعت انتشار نور در یک محیط مثل خلاء عبارتست از:

$$C = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 \mu_0}}$$

-1 $C = 3.10^5\ km/\sec$ $h = 6,63.10^{-34}\ J.\sec$

در این رابطه ε_0 و μ_0 بترتیب ضریب دی الکتریک و نفوذ پذیری مقناطیسی خلاء میباشند. در صورتیکه نور در یک محیط مادی بجز خلاء منتشر شود $V = (\varepsilon\mu)^{\frac{-1}{2}}$ میباشد. واحد ε کولن به توان دو بر نیوتن متر مربع و واحد μ وبر بر آمپیرمتر میباشد.



شکل2-1: نمایش موج الکترومقناطیس

از خواص مهم نور علاوه بر انتقال انرژی از یک مکان به مکان دیگر میتوان خاصیت ضربه ای آنرا ذکر نمود. بدینصورت که نور قادر به ایجاد فشار بر روی محیطی که بر روی آن واردمیشود میباشد.

2-1- طریقه تولید موج الکترومقناطیس

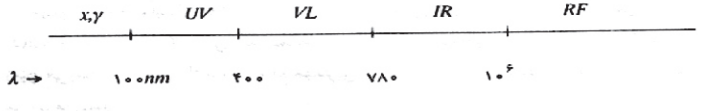
در اثر تغیرمکان الکترونها بین لایه های اتومی ، نور ایجاد میشود. همانطوریکه می دانید اتومها متشکل از هسته و الکترونها میباشند. الکترونها بر روی لایه های مجاز انرژی در اطراف هسته اتوم توزیع شده اند.

الکترونها بر حسب قوانین خاصی لایه های نزدیکتر به هسته اتوم را پر نموده و تا لایه های بالاتر ادامه می یابند. تا زمانیکه لایه نزدیکتری به هسته وجود داشته باشد که دارای کاستی الکترون باشد الکترون نمی تواند بر روی لایه بالاتر وجود داشته باشد. بنابراین اگر یک اتوم پایدار را تحریک نمائیم بگونه ای که الکترونی از یک مدار آن با جذب انرژی به لایه بالاتر رود واضح است که این حالت نمی تواند برای اتوم پایدار باشد و بلافاصله به حالت قبلی بر می گردد. الکترون ضمن بازگشت به لایه پائینتر معادل با اختلاف انرژی دو لایه از خود فوتونی ساطع می نماید که این فوتون از جنس موج الکترومقناطیس میباشد و بسته به

مقدار و فریکانس آن وابسته به یکی از گستره های طیف امواج الکترومقناطیس میباشد. بنابراین ایجاد فوتونهای نوری در اثر انتقالات الکترونها از لایه های بالاتر الکترونی به لایه های پائینتر صورت میگیرد. علاوه بر آن اهتزازات اتومی موجب ایجاد امواج الکترومقناطیس میشود. طریقه دیگر ایجاد امواج الکترومقناطیس بر خورد ذرات چارچدار مثل الکترون با ساحه های هسته ای میباشد این طریقه در بخش برخورد اشعه x با ماده مورد بحث قرار خواهد گرفت. (18/3)

1-3- طیف امواج الکترومقناطیس

با توجه به آنکه امواج الکترومقناطیس دارای طول موجهای متفاوتی میباشندبنابراین این ذرات دارای انرژی متفاوتی خواهند بود. امواج الکترومقناطیس بر حسب آنکه دارای چه مقدار انرژی باشند دارای خاصیت متفاوتی میباشندکه در بخشهای بعدی مورد بحث قرار میگیرند طیف امواج الکترومقناطیس بشرح زیر میباشد.



شکل 1-3: طیف امواج الکترومقناطیس

همانطوریکه در شکل(1-3) دیده میشود طول موجهای بین 400 تا 780 نانومتر را نور مرئی (Visible Light) ، 780 تا 10^6 نانومتر را امواج ماتحت سرخ IR (Infra-Red)، 10^6 نانومتر به بالا را امواج رادیوئی RF (Radio Frequency) می نامند. از طرف دیگر امواج با طول موجهای بین 100 تا 400 نانومتر را ماوراء بنفش UV (Ultra-Violete)، و طول موجهای کوتاه تر از 100 نانومتر را اشعه xو یا گاما می نامند. این تقسیم بندی بر حسب خواص مختلف و بخصوص خواص بیولوژیکی مختلف این طول موجها قابل توجه است. در ادامه این مبحث راجع به بعضی خواص و کاربردهای مختلف نواحی مختلف طیف امواج الکترومقناطیس توضیح خواهیم داد.

1-4- امواج RF

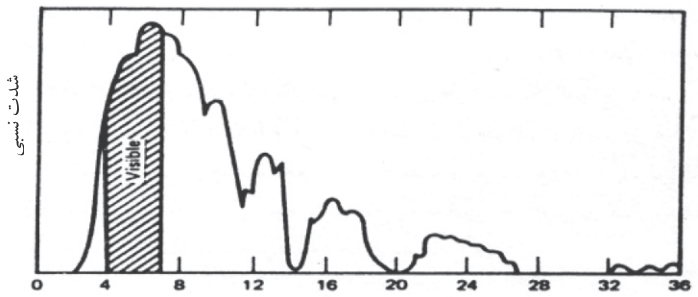
اینگونه امواج مربوط به طول موجهای بلند تر از 10^6 نانومتر میباشند. موارد امواج RF در طبابت محدود میباشد و عمدتاً این امواج در انتقال امواج رادیوئی و مخابرات مورد استفاده قرار میگیرند. لازم به تذکر است تصاویر MRI مربوط به امواج با طول موجهای ناحیه RFمیباشند.

1-5- امواج IR و طریقه های تولید آنها

طول موجهای بین 780 تا 10^6 نانومتر را بعنوان اشعه ماتحت سرخ (IR) تقسیم بندی می نمایند. عمده ترین خاصیت این امواج خاصیت تولید حرارت آنها در بدن میباشند. جذب این طول موجها بوسیله مالیکول های آب بسیار شدید میباشد و بنابراین خاصیت تولید حرارت امواج IR مربوط به همین جذب زیاد توسط مالیکول های آب موجود در انساج میشود.

1-6- منابع امواج IR

مهمترین منبع تولید نور IR خورشید میباشد. طیف نور خورشید بر روی سطح زمین بصورت نشان داده شده در شکل (1-4) میباشد. همانطوریکه مشاهده میشود بیش از $\frac{2}{3}$ نور خورشید که به سطح زمین می رسد نور IR میباشد و در واقع مهمترین اثر تولیدحرارت نور خورشید مربوط به همین طول موجها میباشد.



شکل 1-4: طیف نور خورشید

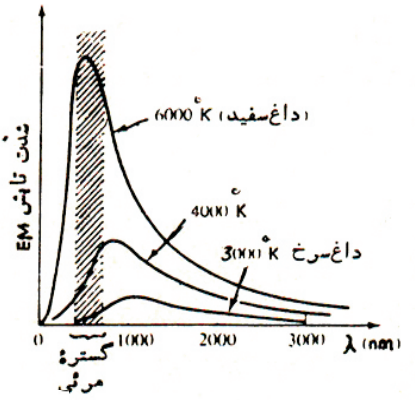
منابع دیگر IR چشمه های مصنوعی میباشند. هر جسمی در هر حرارت که باشد موجب ایجاد انرژی تابشی میشود. مقدار انرژی تابشی تابعی از T^4 میباشد و بوسیله رابطه استفان بولتسمن مشخص میشود.

$$w = \sigma\varepsilon\mathrm{T}^4$$

در این رابطه W مقدار انرژی تابشی از جسمی که در حرارت T درجه کلوین است و بر حسب ژول میباشد. ε ضریب تابندگی است که یک کمیت بدون واحد است. مقدار آن حداکثر برابر با یک میباشد. و $\sigma = 1{,}38 \times 10^{-23} J/\mathrm{k}^4$ ثابت استفان بولتسمن میباشد.

همانطوریکه از این رابطه مشاهده میشود با افزایش حرارت جسم مقدار انرژی تابشی با T^4 متناسب است یعنی اگر حرارت دو برابر شود انرژی تابشی از جسم 16 برابر میشود. علاوه بر آن با افزایش حرارت اعظمی طول موج با رابطه $\lambda_{max} T = C$ مربوط میشود. در این رابطه λ_{max} طول موج اعظمی بر حسب میکرومتر و C ثابتی است که به شرائط فیزیکی ماده بستگی دارد. همانطوریکه مشخص است با افزایش T طول موج اعظمی شدت کوتاه تر میشود. بعبارت دیگر افزایش حرارت ماده نه تنها باعث افزایش انرژی تابشی از ماده میشود بلکه در صد اشعه های با طول موج کوتاه تر یا انرژی بیشتر با افزایش حرارت بیشتر میشود. در عمل وقتی حرارت قطعه ای از آهن که بر روی آتش قراردارد افزایش یابد در ابتدا در حالیکه رنگ قطعه آهن سیاه است فقط می توان احساس حرارت از آن نمود. با افزایش حرارت آن رنگ آن سرخ و سپس سفید و بعد آبی و... میشود. این پدیده در واقع توضیح مطالب بالا میباشد.

با توجه به رابطه بالا هر جسمی در هر حرارتی که باشد ایجاد نور IR می نماید بنابراین منابع IR میتوانند داشهای برقی، گروپ های تنگستنی و یا منابع نوری باشند.



شکل 1-5: طیف تابشی از یک جسم داغ در حرارت های مختلف

1-7- اثرات بیولوژیک IR

تصور میشود با توجه به کم بودن انرژی فوتونهای IR اینگونه امواج دارای اثرات فوتوکیمیاوی و آیونیزه کنندگی نمیباشند و تنها اثرات این اشعه ها اثرات حرارتی میباشد.

با توجه به جذب زیاد امواج IR در مالیکول های آب جذب این نوع اشعه در چشم و قسمتهای مختلف آن زیاد میباشد. با توجه به تحقیقات انجام شده توسط محققین بنظر میرسد حساسترین ناحیه چشم در مقابل امواج IRعدسیه چشم میباشد. دزهای کم ولی مداوم و طولانی مدت میتواند موجب ایجاد آب مروارید شود. در صورتیکه شدت امواج IR به چشم زیاد باشد میتواند موجب آسیبهای متعددی بر روی قسمتهای مختلف چشم چون قرنیه و... شود. این آسیب ها می تواند موج افزایش جریان خون به چشم و تأثیر روی رگها، اریتما و غیره باشد. دیگر بخشهائی از بدن که میتواند مورد تأثیر امواج IR قرار گیرد پوست میباشد. نفوذ طول موجهای IR در پوست متفاوت میباشد. IR نزدیک ($1,2\mu m$ تا 0,8) قادر به نفوذ عمیق تر در پوست است در حالیکه IR میانی ($2,4\mu m$ تا 1,2) و دور ($2,4\mu m$ به بالا) دارای جذب سطحی بیشتری میباشند. با توجه به آنکه IR نزدیک دارای عمق نفوذ بیشتر است بنابراین این طول موجها میتوانند بر روی اجزاء عمیق پوست و زیرپوست اثر بگذارند و لذا دارای خطرات بیشتری نسبت به IRمتوسط و دور میباشند. جذب IR دور و متوسط بیشتر سطحی میباشندو لذا تأثیر آنها بیشتر بر روی لایه های سطحی تر است.

آشکارترین اثرات امواج IR شامل افزایش قطر عروق و سیستم شریانی، افزایش تدریجی پیگمانتاسیون، اریتما و سوختگی میباشد. التهاب پوست در میان بعضی گروه های شغلی چون کارگران داش های پخت خشت ، نانوائی ها و غیر میتواند در اثر تابش زیاد و مزمن به این طول موجها باشد. تابش امواج IR به بیضه ها میتواند موجب کاهش اسپرمها شود. (8/3)

8-1- موارد استعمال امواج IR در تداوی

اثرات تداوی امواج IR اساساً به خاصیت تولیدحرارت این پدیده میباشد. بنابراین هر تأثیری که حرارت داشته باشد امواج IR نیز دارد. اثرات مستقیم امواج IR عبارتنداز:

1- افزایش متابولزم: حرارت موجب افزایش عکس العمل های کیمیاوی در انساج و همچنین انتقال بیشتر خون و اکسیجن و مواد غذائی و بنابراین افزایش متابولزم میشود.

2- اثر بر روی اعصاب: حرارت کم میتواند موجب اثر تسکینی باشد. این اثر بخاطر کاهش شدت سیگنالهای عصبی میباشد. بنابراین حرارت بعنوان یک طریقه جهت کاهش درد میباشد. بایستی متذکر شد حرارتی زیاد خود موجب افزایش شدت سیگنالهای عصبی و بنابراین افزایش درد میشود.

3- افزایش جریان خون: حرارت موجب افزایش جریان خون میشود. بخصوص به ناحیه ای که گرم شود خون بیشتری جهت خنک شدن منتقل میشود. حرارت موجب نرم شدن دیواره رگها شده که این اثر موجب گشاد شدن رگها و انتقال بیشتر خون میشود.

4- استراحت ماهیچه ای: حرارت موجب نرم شدن رشته های سلولی عصبی و عضلاتی میشود این خاصیت میتواند در رفع اسپاسمهای عضلاتی بکار رود.

باتوجه به نکات ذکر شده اثرات IR و یا حرارت عبارتنداز:

1- کاهش درد 2- افزایش سرعت ترمیم آسیبها به عضلات 3- رفع اسپاسم عضلاتی

4- کاهش فشار خون 5- افزایش فعالیت غدد مترشحه 6- قطع اعضا " برش بافتها "

بعضی خطرات امواج IR عبارتنداز:

1- سوختگی 2- شوک برقی 3- گنگرن 4- سردرد 5- تولید ضعف و غش در مریض

6- ضایعه به چشم ها

1- 9- موارد ممنوعه کاربرد از IR:

1- مریضان هموراژی 2- مریضانیکه که مبتلا به تومورهای بدخیم هستند.

3- کسانیکه قادر به احساس مناسب حرارت نیستند. 4- استفاده در زنان حامله"باردار"

5- کسانیکه در بدن آنها فلزی وجود داشته باشد. 6- کسانیکه احتمال وجود آمبولی در آنها وجود دارد.

1- 10- موارد کاربردتشخیصی IR

از مهمترین موارد کاربردتشخیصی امواج ماتحت سرخ در ترموگرافی (حرارت سنجی) میباشد.

1-11- ترموگرافی

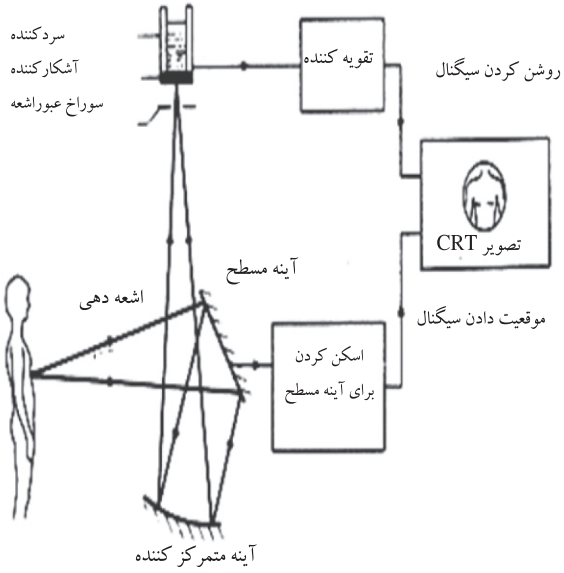
در تکنیک ترموگرافی امواج ماتحت سرخ تابش یافته از پوست بدن بر روی یک مونیتور یا چاپگر ثبت میشود. مقدار حرارت تابش یافته از پوست وابسته به فاکتورهای متعددی از جمله مقدار سیاهی و یا سفیدی پوست میباشد. ضریب تابش پوست در افراد سیاه پوست تا 0,82 و در سفید پوستان تا 0,65 میباشد.

قسمتهای مختلف بدن که دارای حرارت متفاوتی هستند مقدار حرارت متفاوتی ساطع می نمایند. مثلاً ناحیه رگها و محلهائی از نزدیک پوست بدن که در آن خون بیشتری جریان دارد دارای حرارت بیشتری میباشندو بنابراین از آن نواحی حرارتی بیشتری ساطع میشود. نواحی با چربی بیشتر که در آنها خون کمتری وجود دارد در حرارت پائینتری میباشندو لذا حرارتی کمتری از آنها تابش میشود بنابراین با ثبت حرارت خارج شده از نقاط مختلف بدن میتوان نواحی گرمتر و سردتر را تفکیک و از این طریق به بعضی مشکلات پی برد.

اجزاء اساسی یک سیستم حرارت سنجی در شکل(1-6) نشان داده شده است. نور وارده از یک ناحیه کوچک پوست بدن بر روی آینه ای متمرکز و سپس از طریق آینه دیگر بر روی یک آشکار ساز ماتحت سرخ متمرکز میشوند پس از تابش IR به آشکارساز، متناسب با شدت آن سیگنال برقی بوسیله آن ایجاد میشود. این سیگنال تقویت میشود و سپس بصورت لکه ای روشن بر روی CRT ظاهر میشود عمل تصویرگیری در ترموگرافی بصورت اسکنینگ انجام میشود.

با طریقه اسکن خط به خط ناحیه مورد نظر تصویر دو بعدی از آن بدست میآید که در هر نقطه تصویر، روشنائی متناسب با مقدار حرارت یا حرارت ناحیه اسکن شده میباشد. نواحی گرمتر روشنتر و نواحی سردتر تاریکتر بر روی مونیتور ظاهر میشود.

در طریقه ترموگرافی معمولاً مریض در فاصله حدود سه متری از دوربین واقع میشود. ناحیه مورد مطالعه بصورت خط به خط که فواصل خط ها از هم چند میلیمتر است اسکن میشود. قدرت تفکیک حرارت قابل درک بوسیله سیستم حدود 0,2 درجه سانتیگراد میباشد. تومورها بخاطر آنکه معمولاً دارای متابولزم بیشتری هستند دارای حرارت بیشتری نسبت به اعضای نورمال هستند بنابراین تومورهائی که در نزدیکی سطح پوست واقعند بدین طریق قابل ظاهر شدن خواهند بود. طریقه ترموگرافی بخصوص در تومورهای پستان زنها، ارزیابی جریان خون در رگهای اندامها بخصوص در افراد دیابتی و غیره قابل استفاده و مفید میباشد.



شکل 1-6: دیاگرام یک سیستم ترموگرافی

1-12- طریقه های تولید و خاصیت نورمرئی

نور مرئی بخشی از طیف امواج الکترومقناطیس است که میتواند موجب تحریک اعصاب بینائی شده و بنابراین احساس بینائی در انسان ایجاد نماید. نور مرئی نقش اساسی در حیات بشر و موجودات دارد.

مهمترین منبع نور مرئی نور خورشید میباشد. از دیگر منابع نور مرئی چراغهای برقی، چراغهای فلورسانت و گروپ های جیوه ای میباشند. بطور کلی با گرم کردن فلزات میتوان بوسیله آنها نور مرئی ایجاد نمود. نور مرئی میتواند بوسیله عناصر بصورت طیف پیوسته یا ناپیوسته ایجاد شود.

طیف پیوسته مربوط به تابش عمومی از عناصر میباشد. هرگاه فلزی را گرم کنیم با افزایش حرارت آن طول موجهای مختلف نور مرئی را میتوان ایجاد نمود. در صورتیکه طیف عناصر را بررسی نمائیم می توان

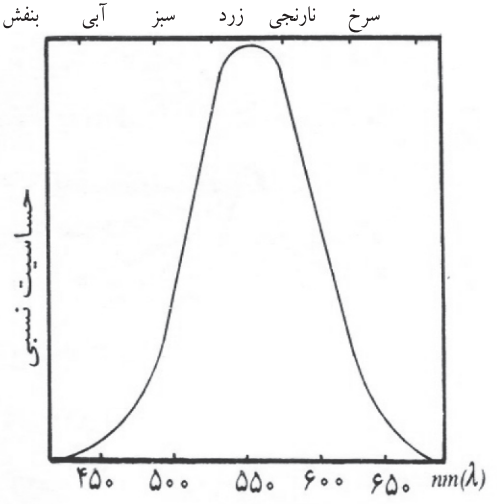
خطوطی از طول موجهای خاص که مربوط به آن عنصر بخصوص میباشد را مشاهده نمود. مثلاً میتوان با گرم نمودن سیماب یا هایدروجن خطوط بیناب این عناصر را که بصورت طیف ناپیوسته است مشاهده نمود. علاوه بر آن، عناصر علاوه بر آنکه قادر به جذب طیف پیوسته ای از طول موجها میباشند(طیف جذبی متصل) میتوانند طول موجهای مخصوص را بطور موثر جذب نمائید.

1-13- رنگ اجسام

رنگ اجسام وابسته به نحوه جذب و پراکندگی نور بوسیله آنها میباشد. اگر جسم کدر باشد رنگ آن وابسته به پراکندگی نور بوسیله آنهاست در حالیکه رنگ اجسام شفاف وابسته به نحوه جذب نور در آنها میباشد. یک جسم کدر سفید رنگ وقتی مورد تابش نور سفید واقع میشود تمام طول موجها را به یک نحو پراکنده می سازد و لذا موج انعکاسی به چشم بیننده مخلوطی از همه طول موجهای مختلف میباشد و لذا بنظر سفید می رسد. در حالیکه یک جسم کدر سرخ رنگ تنها طول موجهای سرخ را منعکس می نماید. یک جسم شفاف سرخ رنگ همه طول موجها بجز رنگ سرخ را جذب می نماید و تنها طول موجهای سرخ از آن عبور می نماید.

اجسام شفاف اجسامی هستند که طول موجهای مختلف یا بخشی از طول موجها از آن عبور می نماید در حالیکه اجسام کدر نور را از خود عبور نمیدهند.

حساسیت چشم به طول موجهای مختلف ناحیه مرئی متفاوت میباشدشکل(1-7) همانطوریکه درشکل(1-7) دیده میشود بیشترین حساسیت چشم به طول موجهای مرئی مربوط به طول موج $550nm$ (ناحیه بین زرد و سبز) میباشد. این مطلب بدین معنی است که جهت دیدن اشیاء مقدار بیشتری نور سرخ و یا بنفش در مقایسه با نور زرد جهت مشاهدهٔ اجسام لازم است.



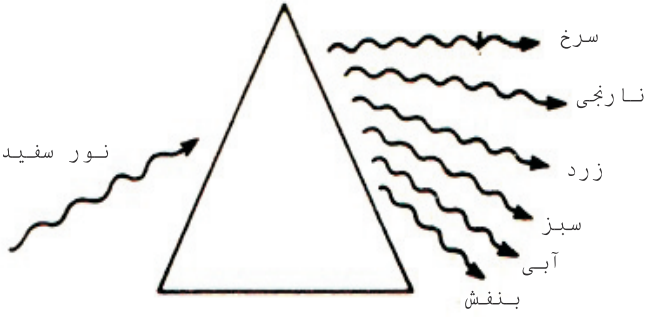
شکل 1-7: حساسیت چشم نسبت به طول موجهای ناحیه مرئی

1-14- تجزیه نور

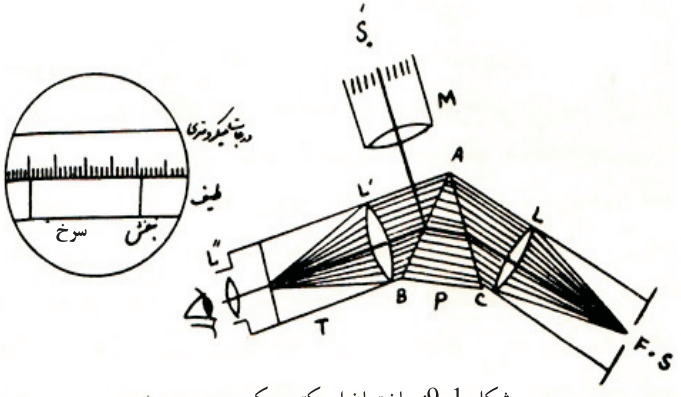
هرگاه طول موجهای مختلف ناحیه مرئی طیف امواج الکترومقناطیس با همدیگر ترکیب شوند ایجاد نورسفید میشود. بنابراین نور سفید متشکل از طول موجهای مختلف ناحیه مرئی میباشد. برعکس در صورتیکه نور سفید به جسم شفافی بتابد که ضریب انکسارطول موجهای مختلف در آن متفاوت باشد موقع خروج طول موجهای مختلف از همدیگر جدا میشوند و بنابراین طیف طول موجهای تشکیل دهنده آن ایجاد میشود و میتوان رنگهای مختلف را بطور مجزا از همدیگر مشاهده نمود. عمل تجزیه نور را میتوان بوسیله یک منشور انجام داد. در صورت تابش نور سفید به یک ضلع منشور با توجه به آنکه طول موجهای مختلف دارای ضریب انکسارمتفاوتی در منشور میباشندموقع خروج، طول موجهای متفاوت از همدیگر جدا خواهند شد و بنابراین طیف امواج نوری را میتوان در سمت دیگر منشور مشاهده نمود. اعظمی انکسار بر روی کوتاهترین طول موج یعنی نور بنفش و اصغری انکساربر روی طول موج سرخ حاصل میشود. شکل(1-8)

1-15- اسپکتروسکوپی

یکی از کاربردهای نور مرئی اسپکتروسکوپی بوسیله نور مرئی میباشد. یک سیستم اسپکتروسکوپ متشکل از یک موازی کننده یا کلیماتور، منشور، دوربین و میکرومتر میباشد.



شکل 1-8: طیف نور مرئی موقع عبور از منشور



شکل 1-9: ساختمان اسپکتروسکوپ

لوله موازی کننده متشکل از یک عدسیه محدب است که در مقابل آن یک منبع نور قرار میگیرد. وظیفه این کلیماتور موازی نمودن دسته نور وارده از گروپ به آن میباشد. دسته اشعه موازی به یک ضلع منشور می تابد. بوسیله منشور طیف نور در طرف دیگر منشور تشکیل میشود. طیف نور حاصله بوسیله دوربین بصورت دسته اشعه موازی به چشم بیننده می رسد. بمنظور اندازه گیری طول موجهای طیف حاصله معمولاً تصویر یک میکرومتر بر روی ضلع منشور در سمتی که نور به آن می تابد منتقل میشود که بعداً تصویر آن

همراه با طیف نور در سمت دیگر بوسیله دوربین به چشم منتقل میشود و بدین طریق پس از عیارساختن سیستم میتوان طول موجها نامشخص را اندازه گیری نمود. با قرار دادن نمونه ای ناشناخته در مقابل اشعه های وارده به منشور میتوان طیف جذبی آنرا اندازه گیری نمود و سپس از روی آن مقدار و یا غلظت مواد مختلف را در نمونه بدست آورد.

اسپکتروسکوپی با نورمرئی کاربردهای بسیار زیادی در طبابت و علوم وابسته به آن دارد بخصوص در لابراتوارهای تشخیصی اسپکتروسکوپی در تعیین اجزاء خونی و دیگر نمونه های بیولوژیکی نقش عمده ای دارد. بعنوان مثال بطریقه اسپکتروسکوپی با نور مرئی میتوان احتمال مسمومیت، مقدار قند خون و... را تعیین نمود. (17/3)

1-16- اثرات بیولوژیکی نور مرئی

نور مرئی در رشد و نموگیاهان و جانوران بسیار حائز اهمیت میباشد. وجود نور موجب حرکت در نباتات، افزایش سرعت نمو در گیاهان و جانوران، افزایش متابولزم و تأثیر روی پوست بدن میشود نور بر روی چشم می تواند تأثیر بگذارد. وجود نور قدرت و توانائی دیدن اشیاء را به انسان میدهد ضمن آنکه نور شدید ممکن است موجب آسیب به چشم شود.

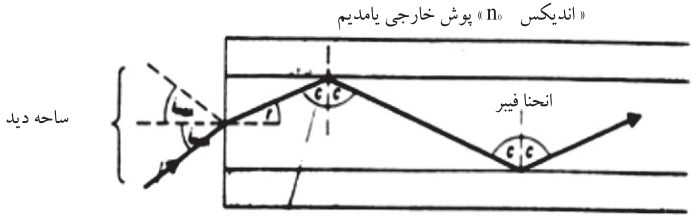
1-17- استفاده از نور در تداوی امراض

تداوی بوسیله نور را فوتوتراپی می نامند. هلیوتراپی تداوی بوسیله نور خورشید است. این طریقه تداوی از قدیم مرسوم بوده است. در طریقه نور تداوی هلیوتراپی اصول بخصوصی بایستی بکار گرفته شود بدین ترتیب که بدن بایستی بتدریج در معرض تابش نور قرار گیرد و از جریان باد و هوا محفوظ باشد. زمان معالجه را بایستی بتدریج افزایش داد. از تابش مستقیم نور خورشید به ناحیه صورت بایستی جلوگیری نمود.

طریقه دیگر تداوی با نور بنام کروموتراپی خوانده میشود. در این طریقه با استفاده از نورهای رنگی میتوان بعضی مریضی های پوستی را تداوی نمود. بعنوان مثال میتوان از نور سرخ جهت تداوی سرخکان، چیچک و مخملک استفاده نمود. علاوه بر آن بایستی توجه داشت نورهای مختلف دارای اثرات متفاوتی میباشند. بعنوان مثال رنگ سرخ موجب تحریک اعصاب میشود در حالیکه رنگ آبی و سبز موجب تسکین اعصاب میگردد. رنگهای نارنجی و اطراف آن موجب احساس شادمانی میشود. بنظر می رسد این اثرات از طریق تأثیر فوتوکیمیاوی حاصل میشود.

1-18- آندوسکوپی

وقتی نور به یک انتهای رشته ای از فیبرهای شفاف به نور (فیبرنوری) وارده شود در صورتیکه این رشته فیبر نوری با ماده ای پوشیده شده باشد که دارای ضریب انکسارکمتری نسبت به فیبر نوری باشد در اثر انعکاس کلی در آن محبوس شده و میتواند در اثر تضعیف کم در طول آن منتشر شود. بدین طریق میتوان نور را از یک نقطه به نقطه دیگر منتقل نمود. خاصیت انتقال نور از طریق فیبرهای نوری آنست که میتوان بوسیله آنها نور را در مسیرهای انحناء دار و بخصوص مسیرهای پیچ و خم دار داخل کانالهای بدن عبور داد و بدینطریق حفره های داخل بدن را قابل رؤیت نمود. شرط آنکه نور در فیبرنوری محبوس شود و از دیواره های آن خارج نشود آنست که ضریب انکسارپوشش شیشه ای از ضریب انکسارخود فیبر کمتر باشد یعنی $n_1 > n_2$



شکل 1-10: شکل یک فیبرنوری

بایستی توجه داشت در صورتیکه زاویه تغییرپذیرد. رشته فیبر نوری زیاد باشد نور تحت زاویه ای غیر از زاویه حد به لایه پوششی خواهد رسید و بنابراین نور از آن خارج میشود. (19/2)

معمولاً فیبرهای نوری رشته های بسیار باریکی هستند که دارای قطری حدود چند میکرون میباشند. برای آنکه بتوان مقدار نور کافی از طریق آنها بداخل ناحیه مورد مطالعه وارد نمود و یا مقدار قابل توجهی از نور ناحیه مورد مطالعه را برگرداند بایستی تعداد زیادی از این رشته ها را بطور محکم در مجاورت همدیگر بصورت یک طناب از فیبرهای نوری کنار همدیگر قرار داد. در این صورت نور از یک طرف به این رشته ها وارد و سپس از طرف دیگر از آن خارج میشود و عضو مورد مطالعه را روشن می نماید. در یک سیستم آندوسکوپ معمولاً دو دسته رشته های فیبرنوری وجود دارد یک دسته جهت انتقال نور از خارج بداخل بدن و دسته دیگر نور از داخل بدن به چشم بیننده منتقل می نماید. در دسته انتقال دهنده نور فیبرها میتوانند بصورت غیرموازی با هم باشند (incoherent) در حالیکه بمنظور تهیه تصویر مناسب دسته فیبرنوری انتقال دهنده نور از بدن به خارج بایستی حاوی فیبرهای نوری موازی باشند (Coherent). بمنظور آنکه بتوان مقدار نور زیادتری بداخل رشته های فیبرنوری وارد و بنابراین بداخل بدن منتقل نمود بوسیله یک عدسیه متقارب نور بداخل رشته فیبرهای نوری متمرکز میشوند. ضمناً بخاطر آنکه نور IR ایجاد شده بوسیله گروپ ، بداخل بدن وارد نشود (در صورت انتقال میتواند موجب آسیب به اعضأشود) قبل از ورود نور به فیبرها با استفاده از یک فیلتر IR نور IR حذف میشود. در سمت دیگر فیبرهای نوری انتقال دهنده برای آنکه سطح بزرگتری از محفظه بدن روشن شود از عدسیه متباعد در انتهای رشته فیبرهایی نوری استفاده میشود. در مورد فیبرهای بازگرداننده نور نیز در انتهای این رشته فیبرها در داخل بدن از عدسیه متقارب جهت جمع آوری مقدار بیشتری نور استفاده میشود. در یک آندوسکوپ جهت نمایش تصویر داخل بدن میتوان تصویر حاصله را به یک آندوسکوپ علاوه بر فیبرهای نوری جهت مشاهده، کانالهای دیگری جهت مقاصد دیگر وجود دارد، مثلاً یک کانال انتقال هوا جهت وارد کردن هوا بداخل محفظه بدن و یک کانال پیوستی نیز وجود

دارد. با استفاده از آندوسکوپها علاوه بر مشاهده میتوان از ضایعات داخل بدن نمونه برداری نمود و یا عمل جراحی بطریقه معمولی یا لیزری انجام داد.

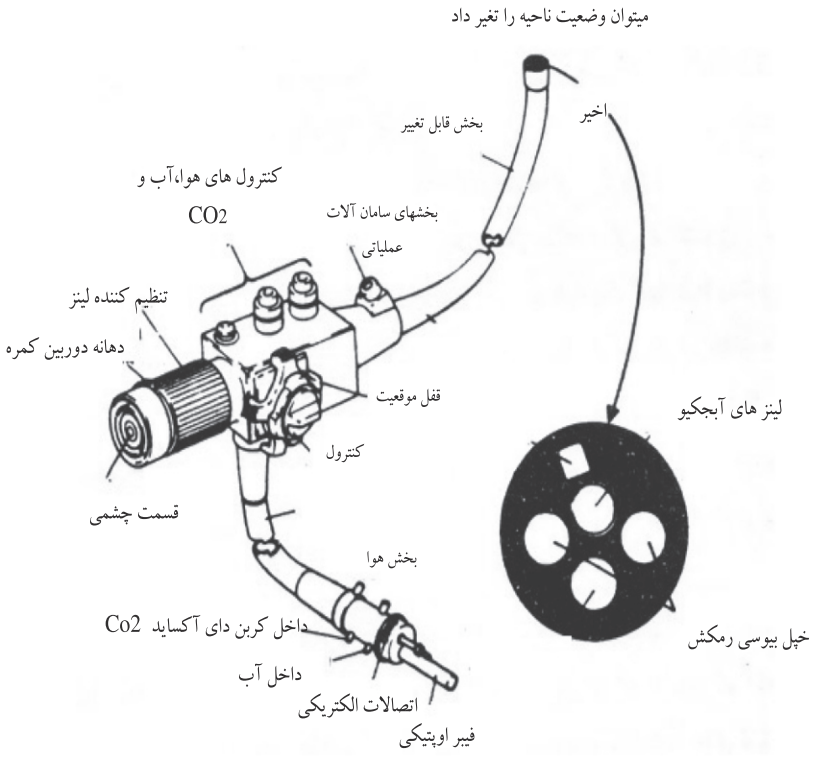
علاوه بر سیستم های آندوسکوپی با فیبر نوری که بعضاً آندوسکوپهای قابل تغیرپذیر (Flexible endoscope) نیز خوانده میشوند نوع دیگری از آندوسکوپها وجود دارد که تحت عنوان آندوسکوپ سخت (rigid endoscope) خوانده میشوند. در این نوع آندوسکوپها بجای فیبرنوری لوله انتقال دهنده تصویر و نور تنها متشکل از تعدادی عدسیه میباشد که در یک لوله سخت نصب شده اند.

واضح است اینگونه آندوسکوپها معمولاً برای مسیرهای کوتاه داخل بدن مفید میباشد. بایستی متذکر شد که وضوح تصویر در اینگونه آندوسکوپها بهتر از نوع قبلی میباشد.

آندوسکوپها بر حسب آنکه برای چه موضع آناتومیکی ساخته و بکار روند دارای خاصیت های متفاوتی ازجمله طول متفاوت هستند و بر حسب موضع اناتومیکی مربوطه بنام های مختلفی معرفی میشوند. بعنوان مثال: آندوسکوپ مورد استفاده در سیستم هاضمه بنام گاستروسکوپ آندوسکوپ مورد استفاده مثانه بنام سیستوسکوپ و آندوسکوپ مورد استفاده در سیستم تنفسی بنام برنشوسکوپ خوانده میشوند. (80/2)

19-1- امواج ماوراء بنفش و موارد استعمال آن

امواج ماوراء بنفش بخشی از طیف امواج الکترومقناطیس است که دارای طول موجهای بین 100 تا 400 نانومتر میباشند. این دسته امواج بوسیله چشم قابل رؤیت نمیباشند. علت این امر آنست که این طول موجها قبل از رسیدن به شبکیه بوسیله دیوپترهای مختلف چشم جذب میشوند.



شکل 1-11: تصویر یک اندوسکوپ یا فیبر نوری

1- 20- مولدهای اشعه ماوراء بنفش

امواج ماوراء بنفش را میتوان بطرق مختلف تولید نمود. مهمترین طریقه تهیه اشعه ماوراء بنفش استفاده از گروپ های جیوه ای میباشد. بخش قابل توجهی از اشعه ایجاد شده در اثر تبخیر جیوه نور ماوراء بنفش میباشد. جهت ایجاد این اشعه معمولاً محفظه های حاوی آرگون را که در آن قطرات جیوه وجود دارد. را از دو طرف بوسیله ولتاژ زیادی تحریک نموده و در اثر تحریک اتوم های آرگون و ایجاد الکترونهای پر انرژی در آن الکترونها موجب تبخیر جیوه و سپس تحریک آنها و ایجاد نور UV میشوند.

معمولاً جهت ایجاد نور UV با شدت زیاد از گروپ های جیوه ای پرفشار استفاده میشود. طریقه دیگر ایجاد نور UV استفاده از گروپ های فلورسانت میباشد. مهمترین منبع طبیعی نور UV خورشید میباشد. (60/1)

21-1- اثرات بیولوژیک نور UV

گستره امواج UV با توجه به اثرات مختلفی که بر اعضای بیولوژیکی دارند به نواحی مختلف طول موجها تقسیم میشوند. این تقسیم بندی بشرح زیر میباشد.

UVC	100-280nm
UVB	280-320nm
UVA	320-400nm

بخش UVC از طیف اشعه UV دارای بیشترین انرژی این دسته طول موجها میباشد. کمترین انرژی این دسته طول موجها را امواج UVA دارند. بایستی متذکر شد بیشترین تأثیر بیولوژیکی را طول موجهای UVC می توانند داشته باشند لیکن با توجه به آنکه این طول موجها بوسیله لایه اوزون جذب میشود تنها بخش ناچیزی از این طول موجها که بوسیله خورشید ایجاد میشود به سطح زمین می رسد و لذا از نظر مریضی زائی خیلی قابل توجه نمیباشند. اثرات عمده بیولوژیکی نور UV بر روی موجودات زنده مربوط به UVA و بخصوص UVB میباشد. نور UVC را بطور مصنوعی ایجاد می نمایند و جهت استرلیزه نمودن از آنها استفاده میشود. این دسته طول موجها دارای خاصیت میکروب کشی شدیدی میباشند.

اثرات نور UV بر روی بدن اساساً با توجه به انرژی کم این فوتونها محدود به پوست و چشم میباشد. اثرات نور UV بر پوست را میتوان به دو دسته اثرات مزمن(chronic) و اثرات شدید (acute) تقسیم نمود.

1-22- اثرات شدید نور UV بر جلد عبارت اند از:

الف- اریتما: در اثر تابش نور UV به پوست و اثر فوتوکیمیاوی بر روی سلولهای پوست مواد شبه هیستامینی از ناحیه اپی درم و درم تولید میشود. این مواد میتوانند موجب اتساع رگها و عروق پوست شوند. شدت اریتما با افزایش تولید مواد شبه هیستامینی در اثر افزایش تابش نور UV به پوست افزایش می یابد. تابش شدید نور UV به پوست میتواند موجب ایجاد اریتما، تاول و سپس نکروز شدن پوست شود.

ب- پیگمانتاسیون: تابش نور UV به پوست بدن موجب افزایش سرعت تکثیر تولید سلولهای ملانوسیت میشود. این سلولها حاوی رنگ دانه های سیاه ملانین میباشند. بنابراین در اثر تابش نور و افزایش سلولهای ملانوسیت رنگه دانه های سیاه افزایش می یابد و بنابراین رنگ پوست به سمت سیاهی می گراید. پدیده Tanning موجب ایجاد حفاظت بیشتر پوست در مقابل نور خورشید میشود.

ج- ایجاد ویتامین D: نور UV میتواند موجب تبدیل دی هیدروگلسترول موجود در چربی پوست به ویتامین D شود. وجود ویتامین D در استحکام استخوانها از طریق افزایش جذب کلسیم بر روی استخوانها بسیار موثر و حیاتی میباشد. کمبود این ویتامین موجب کاهش سختی استخوانها و در نتیجه راشیتیسم میشود. لازم به ذکر است مقدار نور UV لازم جهت ایجاد ویتامین D کافی در بدن بسیار کم میباشد. مقدار لازم را میتوان با قدم زدن در یک روز بهاری در ساعتهای بین 3 و 4 بعد از ظهر بدست آورد و نیازی به گردش در آفتاب شدید نمیباشد. (92/1)

1-23- اثرات دیگر نور UV بر روی جلد

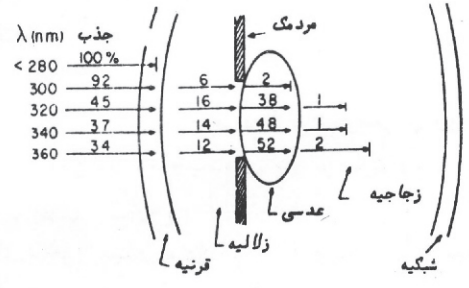
اثرات مزمن میباشنداین اثرات عبارتنداز:

الف- پیری زودرس : تابش نور UV به پوست تسریع در پیری میشود. پیری همیشه با علایمی چون سخت شدگی پوست و ایجاد چروکهای عمیق همراه میباشد. افرادی که در محیطهای سرباز کار میکنند مثل کارگران ساختمانی معمولاً ظاهری مسن تر از سن واقعی خود دارند.

ب- سرطان زائی نور UV: نور UV میتواند بر روی DNA سلولهای پوست اثر بگذارد و موجب تغییر در آنها و احتمالاً سرطان پوست شود. انواع مختلف سرطانهای پوست چون سرطان سلولهای بازال، سرطان سلولهای سنگفرشی و سرطان ملانوما می تواند در اثر نور UV حاصل شود. این سرطانها معمولاً بر روی نواحی از پوست که معمولاً در معرض تابش مستقیم نور خورشید است بیشتر ظاهر میشوند. مثلاً در محل گونه ها، روی بینی و روی گوشها، دز لازم جهت ایجاد ملانوما معمولاً کمتر از دو نوع تومورپوستی دیگر است و لذا تومورهای ملانوما می توانند در نواحی زیر قسمت هائی که پوشش ها و لباسها قرار دارد نیز ایجاد شوند. در حالیکه دو نوع تومور پوستی اگر اساساً بر روی نواحی باز بدن ظاهر میشوند. محل هائی از بدن که در معرض تابش مستقیم نور خورشید میباشد بیشتر احتمال گرفتاری به این مریضی ها را دارند. همچنین افرادی که در معرض تابش نور خورشید هستند چون زارعین و... بیشتر در معرض گرفتاری به این مریضی ها هستند. علاوه بر آن هرچه رنگ پوست روشنتر باشد احتمال گرفتاری به این تومورها بیشتر است.

1-24- اثرات نور UV بر چشم

علاوه بر تأثیر نور UV بر پوست این طول موجها میتوانند موجب تأثیر روی چشم شوند. طول موجهای مختلف نور UV در قسمتهای مختلف چشم دارای جذب متفاوت میباشند.شکل(1-12)



شکل 1-12: UV در قسمت های مختلف چشم

همانطوریکه دیده میشوداعظمی جذب نور UVC در قرنیه، UVB در زلالیه و UVA در عدسیه چشم میباشند. نور UV اساساً به شبکیه نمی رسد. جذب نور UV توسط لایه های مختلف چشم قبل از رسیدن به شبکیه موجب حفاظت از شبکیه در مقابل این طول موجها میباشد. با توجه به آنکه نور UV عمدتاً در قرنیه جذب میشود بنابراین تأثیر اصلی آن بر روی قرنیه میباشد. با توجه به آنکه جذب نور UVA عمدتاً در عدسیه میباشد اثر عمده این طول موج در عدسیه میباشد. جذب نور UVA در عدسیه موجب تغییر پروتئینهای عدسیه میشود که در نتیجه موجب ایجاد آب مروارید میشود. نور UV در صورتیکه مستقیماً به چشم بتابد و یا شدت تابش آن به چشم زیاد باشد موجب آسیب به آن میشود. این آسیب ها عموماً در اثر سوختگی چشم بوسیله این طول موجها میباشد. روزهای برفی در صورتیکه آفتابی هم باشد نور تابشی به رنگ سفید برف منعکس شده و میتواند مستقیماً به چشم بتابد و موجب کوربرفی شود. در سواحل و بیابانهای ریگ زار نیز انعکاس نور به ناحیه چشم می تواند زیاد باشد و بنابراین موجب آسیب چشم شود. نگاه کردن مستقیم موقع جوشکاری به محل ایجاد جرقه برقی بعلت تابش شدید نور UV در محل اتصال میتواند موجب آسیب جدی به چشم شود.

معمولاً در مواقع آفتابی و با کنار دریاها افراد از عینک های دودی استفاده مینمایند. بایستی متوجه بود که اینگونه عدسیه ها موجب کاهش شدت نور مرئی به چشم میشود و لذا مردمک چشم جهت مشاهده اجسام بیشتر باز میشوند و در صورتیکه این عینکها جاذب نور UV نباشند تابش این طول موجها به چشم افزایش می باید و میتواند موجب مریضی شود. (42/6)

1-25- کاربرد صحی نور UV

نور UV جهت تداوی بسیاری از مریضی های پوستی بکار می رود. بعضی از این مریضی ها عبارتنداز:

الف- جوش: نور UV جهت تداوی پوستولها، پاپولها و کومدوهای مسدودکننده غددچربی بکار میروند.

ب- پسوریازیس: پسوریازیس حالتی است که درآن پلاکهای موضعی بر روی پوست بروز میکند- تابش نور UV همراه با روغن کول تار موجب کاهش تکثراین سلولهاودر نهایت تداوی این مریضی پوستی میشود.

ج- بسیاری از زخمهای عفونی پوست را میتوان با نور UV استرلیزه و تداوی نمود.

د- بعضی ضایعات پوستی را میتوان با تحریک سلولها و ایجاد رشد سریعتر در آنها تداوی نمود.

26-1- موارد ممنوعه کاربرد از نور UV

الف- حساسیت به نور UV

ب- مواردی که مریضان رادیوتراپی میشوند. استفاده از نور UV میتواند موجب آسیب به پوست در ناحیه تداوی شده شود.

ج- اریتما: در صورت ظهور اریتما بایستی از رسیدن بیشتر نور UV به ناحیه اریتما پیشگیری نمود.

د- بعضی ضایعات پوستی مثل اگزما و لوپوس ممکن است در اثر تابش نور UV تشدید شوند. بخش دیگر امواج الکترومقناطیس اشعه x و γمیباشد که این طول موجها مفصلاً در بخشهای مربوطه توضیح داده خواهد شد.

فصل دوم

نور هندسی و اجزاء نوری

یکی از خاصیت های شناخته شده نور آن است که در بیشتر شرائط نور بر روی خط مستقیم حرکت میکند. این خاصیت مشروط بر آن است که در مسیر نور مانعی یا روزنه ای که قابل قیاس و یا کوچکتر از طول موج نور است واقع نباشد. مباحثی که در نور هندسی مورد توجه قرار میگیرد بر مبنای همین حرکت نور بر روی خط مستقیم میباشد.

2- 1- انعکاس و انکسار

هرگاه یک دسته اشعه نوری در مسیر حرکت خود به سطح جدائی بین دو محیط بر خورد نماید بخشی از آن دسته اشعه نوری از سطح منعکس و بخش دیگر به محیط دوم منتقل میشود. نحوه انعکاس و عبور نور در چنین حالتی تابع قوانین اسنل میباشد که عبارتنداز:

الف- زاویه وارده و زاویه منعکسه با همدیگر مساوی میباشند.

$$\theta i = \theta r$$

θi زاویه وارده و θr زاویه منعکسه با خط عمود بر سطح جدائی دو محیط

ب- بین زاویه وارد و زاویه منکسره رابطه زیر برقرار است.

$$\frac{sin\theta_i}{sin\theta_t} = \frac{n_2}{n_1}$$

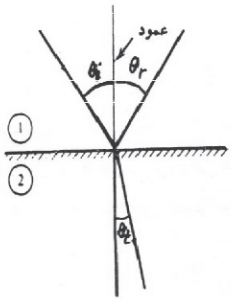
θ_t زاویه منکسره، n_2 و n_1 ضرایب انکسار محیط های اول و دوم میباشند.

ج- شعاعات منعکسه، منکسره و نارمل هرسه در یک مستوی که بنام مستوی تابش یاد میگرددواقع میباشد. همانطوریکه قبلاً متذکر شدیم ضرایب انکساریک محیط برای طول موجهای مختلف متفاوت است و داریم:

$$\frac{n_1}{n_2} = \frac{\lambda_2}{\lambda_1}$$

با توجه به این مطلب میتوان از انکسارنور در اسپکتروسکوپی و تعیین مواد مختلف استفاده نمود.

(40/4)



شکل 2-1: وارده، منعکسه و انکسار نور در مواجه با سطح جدایی دو محیط با ضرایب انکسار مختلف

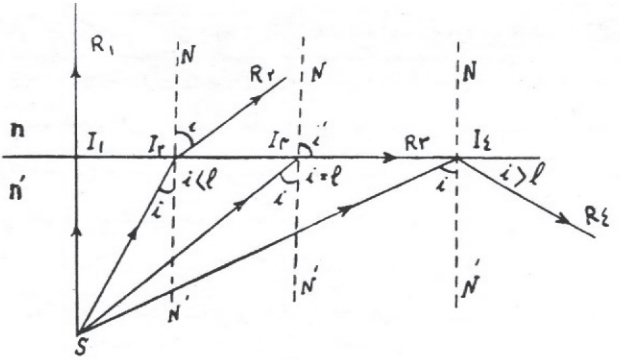
2- 2- انعکاس داخلی

با توجه به رابطه ذکر شده در مورد زاویه منکسره زاویه وارده می توان حالتهائی را یافت که وقتی نور از یک محیط غلیظ به سرحد جدائی آن با غلظت محیط با کمتر بتابد نوری که به محیط رقیقتر منتقل نشود اگر فرض کنیم مطابق شکل یک دسته اشعه نوری از منبع ای که در محیط غلیظ تر واقع است به سرحد با محیط با غلظت کمتر بتابد در آنصورت اگر تابش بصورت عمودی به سطح باشد نور بصورت عمودی از آن خارج میشود حال اگر زاویه وارده از خط عمود افزایش یابد مشاهده میشود که همیشه زاویه منکسره زاویه وارده بیشتر خواهدبود. با افزایش زاویه وارده به حالتی خواهیم رسید که زاویه انکساربرابر با 90° خواهد بود

یعنی نور عبوری از محیط اول بر روی سرحد جدائی دو محیط منتشر خواهد شد. زاویه وارده را در اینحالت زاویه حدی (بحرانی) (θ_c) می نامند. مقدار این زاویه برابر است با:

$$\sin\theta_c = \frac{n_1}{n_2}$$

با افزایش بیشتر زاویه وارده از θ_c نور بداخل همان محیط اول منعکس خواهد شد لذا اشعه های نوری به محیط دوم نخواهند رفت. اگر چشم تحت چنین زاویه ای به منبع نوری متوجه باشد منبع نوری را نخواهد توانست دید.



شکل 2-2: زاویه حدی (بحرانی)

از این خاصیت در فیبرهای نوری جهت محبوس نمودن نور به داخل فیبر استفاده میشود، این مطلب موجب آن میشود که اتلاف نور از فیبر نوری کم باشد. (83/7)

2- 3- وسائل نوری

وسائل و قطعات نوری دارای موارد وسیعی در رشته های مختلف صنعت و طبابت میباشنددر این بخش بطور مختصر راجع به اجزاء نوری توضیح داده خواهد شد. مهمترین قطعات نوری عبارتنداز: آینه ها، دیوپترها، عدسیه ها و منشورها.

2- 4- آینه ها

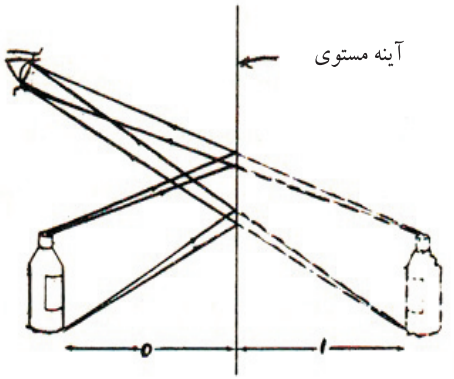
یک آینه متشکل از یک سطح صاف و صیقلی میباشد. نور وقتی به سطح آینه میتابد از روی آن منعکس میشود. انعکاس نور از سطح آینه تابع قوانین اسنل میباشد. آینه بصورتهای مختلف ساخته شده اند مهمترین انواع آینه ها عبارتنداز آینه مستوی و آینه های کروی.

2- 5- آینه مستوی

شکل(2-3) یک آینه مستوی در زیر نشان داده شده است. هرگاه یک منبع نور در مقابل آینه مستوی قرار گیرد شعاعهای نوری تحت زوایای متفاوت از آن به سطح آینه برخورد خواهند نمود. شعاعهای نوری پس از برخورد به آینه مستوی زوایای مشابه به زاویه وارده از آن منعکس میشوند. در صورتیکه این شعاعها را امتداد دهیم همدیگر را در نقطه ای قطع خواهند نمود که این نقطه تصویر منبع نوری خواهد بود. با توجه به آنکه نور از آینه عبور نمی نماید و تنها امتداد شعاع ها همدیگر را در آن نقطه قطع میکنند بنابراین تصویر یک تصویر مجازی خواهد بود. در یک آینه مستوی تصویر همیشه مجازی و مستقیم میباشد بزرگنمائی در آینه مستوی ($\frac{\text{اندازه تصویر}}{\text{اندازه جسم}}$ = بزرگنمائی) همیشه مثبت یک میباشد یعنی اندازه جسم و تصویر با همدیگر مساوی و هر دو در یک جهت میباشند.

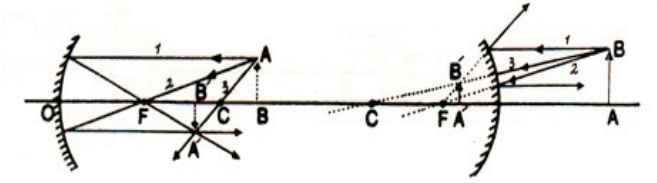
2- 6- آینه های کروی

آینه های کروی در دو نوع آینه کروی محدب و مقعر ساخته میشوند. این‌دو نوع آینه درشکل(2-4) نشان داده شده اند. آینه های کروی بخشی از یک کره میباشند که از یکطرف صیقلی شده اند. بنابراین آینه ها دارای یک مرکز هستند که مرکز کره میباشد. خطی که مرکز آینه را به وسط آن متصل می نماید محور اصلی آینه (OS) نامیده میشود.



(b) (a)

شکل 2-3: تصویر در یک آینه مستوی



شکل 2-4: (a) یک آینه مقعر و (b) یک آینه محدب

در یک آینه مقعر جهت یافتن تصویر میتوان از شعاع های نوری خاصی استفاده نمود. با استفاده از این شعاع ها موقعیت تصویر به سادگی قابل دستیابی است. شعاع های مورد استفاده عبارتنداز:

الف- دسته اشعه نوری در صورتیکه به موازات محور اصلی آینه بتابد با توجه به قوانین نور هندسی از سطح آینه منعکس میشود بگونه ای که آن اشعه یا انعکاس آن محور اصلی را در یک نقطه قطع می نماید. این نقطه را محراق آینه می نامند. فاصله بین نقطه محراقی تا رأس آینه را فاصله محراقی می نامند میتوان ثابت کرد که فاصله محراقی یک آینه برابر با نصف شعاع آن میباشد. (85/7)

ب- دسته اشعه نوری که از مرکز آینه به آن می تابد بر روی خود منعکس میشود.

ج- دسته اشعه ی که از محراق آینه به آن می تابد بموازات محور اصلی منعکس میشود.

با توجه به این سه دسته اشعه میتوان تصویر یک جسم را در یک آینه بدست آورد. رابطه ای که بین فاصله جسم تا آینه (p)، فاصله تصویر تا آینه (p′) و فاصله محراقی آینه برقرار است عبارت است از:

$$\frac{1}{p}+\frac{1}{p'}=\frac{1}{f}$$

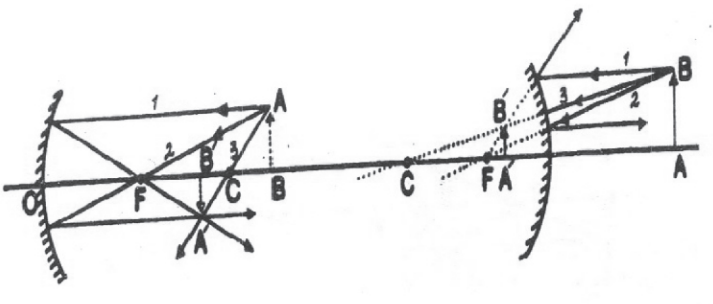
در این رابطه علامت p در صورتیکه جسم حقیقی باشد مثبت، p′ نیز در صورتیکه تصویر حقیقی باشد مثبت است. f در آینه های مقعر مثبت و در آینه های محدب منفی میباشد.

میتوان ثابت نمود بزرگنمائی در آینه های محدب و مقعر از رابطه زیر بدست می آید.

$$M=\frac{p'}{p}$$

در این آینه ها در صورتیکه تصویر و جسم هر دو در یک طرف محور اصلی واقع شود علامت آن مثبت و در غیر آنصورت منفی است.

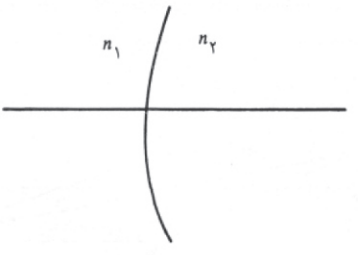
تصویر در آینه های مقعر همیشه حقیقی است بجز آنکه جسم بین فاصله محراقی تا رأس آینه باشد در این حالت تصویر مجازی است. در آینه های محدب تصویر همیشه مجازی است.



شکل 2-5: طرز یافتن تصویر در آینه های کروی

2- 7- دیوپتر

به سطحی که دو محیط با ضریب انکسارمتفاوت را از همدیگر جدا می نماید دیوپتر می نامند. در صورتیکه این سطح صاف باشد آنرا دیوپتر مسطح و در صورتیکه کروی باشد آنرا دیوپتر کروی می نامند. در این نوع دیوپترها مرکز کره ای که دیوپتر قسمتی از آنست را مرکز دیوپتر می نامند. محل تقاطع خطی که مرکز دیوپتر را به وسط آن متصل می نماید رأس دیوپتر (S) مینامند. خطی که رأس دیوپتر را به مرکز دیوپتر متصل نماید محور اصلی دیوپتر نامیده میشود. در صورتیکه ضریب انکسارقسمت داخلی دیوپتر از محیط خارج آن بیشتر باشد آنرا دیوپتر متقارب و در غیرآنصورت آنرا دیوپتر متباعد نامند.



شکل 2-6: یک دیوپتر

در دیوپترها با توجه به آنکه محیط های دو طرف دیوپتر نسبت به نور شفاف است بنابراین تصویر در یک دیوپتر ممکن است در سمت دیگر دیوپتر نسبت به جسم تشکیل نمود. بایستی توجه داشت که در یک دیوپتر دو محراق وجود دارد که هر کدام در یک طرف قرار دارد. این دو محراق معمولاً قرینه نیستند بین فاصله محراقی در دو طرف دیوپتر رابطه زیر برقرار است:

$$F = n \times F'$$

F و F' محراقهای دو طرف دیوپتر میباشند. n ضریب انکسار محیط داخل نسبت به محیط خارج دیوپتر است. در یک دیوپتر متباعد تصویر مجازی میباشد. برای یافتن تصویر در یک دیوپتر از شعاعهای زیر میتوان استفاده نمود.

الف- شعاعی که بموازات محور اصلی باشد از محراق می گذرد.

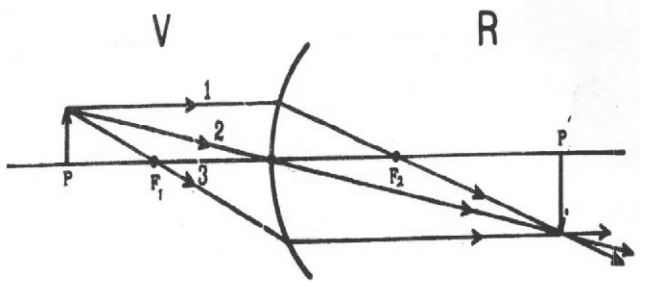
ب- شعاعی که از مرکز دیوپتر می گذرد و عمود بر دیوپتر است بدون انکساربه محیط دیگر می رود.

ج- شعاعی که از بینهایت به دیوپتر بتابد امتدادش از محراق می گذرد.

د- شعاعی که از یک محراق بگذرد امتدادش بموازات محور اصلی خواهد بود.

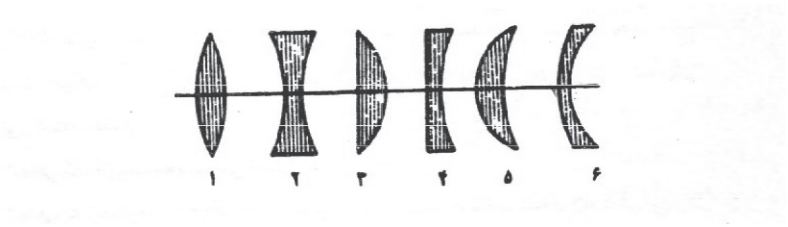
2- 8- عدسیه ها

عدسیه ها اجزاء نوری شفافی هستندکه متشکل از دو دیوپتر مختلف میباشنداین وسایل اجزاء بسیار اساسی در سیستم های مختلف نوری میباشند. عدسیه ها بر حسب موارد شان به شکل های مختلف ساخته میشوند. مهمترین انواع عدسیه ها عبارتنداز عدسیه های متقارب، متباعد و استوانه ای.



شکل 2-7: نحوه بدست آوردن تصویر در یک دیوپتر

عدسیه های متقارب و متباعد بشکل های مختلفی ساخته میشوند بعنوان مثال عدسیه های متقارب میتواند محدب الطرفین، محدب –مستوی و محدب –مقعر باشند. عدسیه های متباعد ممکن است مقعر – محدب مقعر مستوی و مقعرالطرفین باشند. بعضی انواع این عدسیه ها درشکل(2-8) نشان داده شده اند در یک عدسیه خطی که مرکز انحناء دو دیوپتر عدسیه را بهم وصل میکند. محور اصلی نامیده میشوند محل تقاطع محور عدسیه و عدسیه را رأس مینامند.



1) محدب الطرفین 2) مقعرالطرفین 3) محدب مستوی 4) مستوی مقعر 5)محدب مقعرمتقارب 6) محدب مقعرمتباعد

شکل 2-8: انواع مختلف عدسیه های کروی

در یک عدسیه در صورتیکه یک دسته اشعه بموازات محور اصلی به آن بتابد پس از عبور از عدسیه شعاع ها همدیگر را در نقطه ای بر روی محور اصلی قطع میکنند، این نقطه را محراق می نامند. فاصله محراق تا رأس عدسیه را فاصله محراقی می نامند. در یک عدسیه معمولاً دو محراق وجود دارد که هر کدام در یک ظرف عدسیه واقع است. در عدسیه ها جهت یافتن تصویر میتوان از شعاع های زیر استفاده نمود.

الف- شعاعی که بموازات محور اصلی به عدسیه بتابد امتدادش از محراق عبور می نماید.

ب- شعاعی که از رأس عدسیه عبور کند بدون آنکه امتدادش تغییر کند از طرف دیگر خارج خواهد شد.

ج- شعاعی که از محراق یک طرف عبور کند و به عدسیه بتابد امتدادش بموازات محور اصلی خواهد بود.

در عدسیه های ضخیم معمولاً فاصله محراقی دو محراق متفاوت است لیکن در عدسیه های نازک فاصله محراقی دو طرف یکسان میباشد. مطالبی که در زیر مورد بحث قرار میگیرد عموماً در مورد عدسیه های نازک صادق خواهد بود. در عدسیه ها توان تقارب برابر است با:

$$p = \frac{1}{f}$$

در این رابطه f فاصله محراقی عدسیه میباشد در صورتیکه بر حسب متر بیان شود مقدار بدست آمده بر حسب دیوپتر خواهد بود. بنابراین یک دیوپتر تقارب یک عدسیه است که فاصله محراقی آن یک متر است.

در صورتیکه چندعدسیه متقارب بگونه ای درمجاورت همدیگر قرار گیرند به طوری که محورهای اصلی آنها بر روی همدیگر واقع شوند و در ضمن این عدسیه ها بهم دیگر چسبیده باشند توان تقارب مجموع آنها برابر است با مجموع توان تقارب عدسیه ها یعنی:

$$p = p_1 + p_2 + \cdots$$

رابطه بین فاصله جسم تا عدسیه(p) و فاصله تصویر تا عدسیه (p') و فاصله محراقی در عدسیه های نازک عبارتست از:

$$\frac{1}{p}+\frac{1}{p'}=\frac{1}{f}$$

رابطه بین f فاصله محراقی، R و R_1 شعاع های انحنای عدسیه و ضریب انکسارآن عبارتست از:

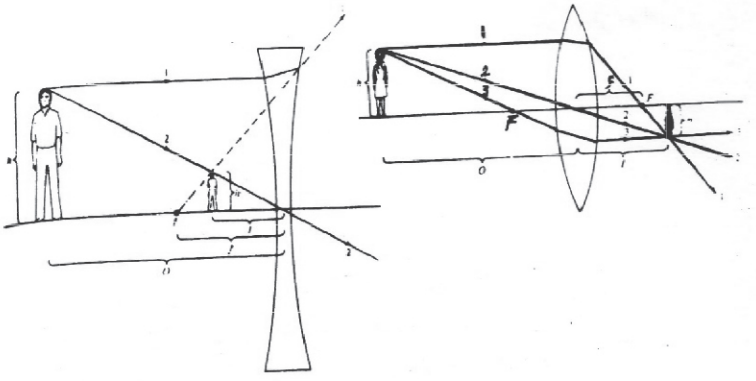
$$\frac{1}{f}=(n-1)(\frac{1}{R}-\frac{1}{R_1})$$

در رابطه بالا علامت pوقتی فاصله جسم تا عدسیه حقیقی باشد مثبت، p' اگر تصویر حقیقی باشد مثبت و fدر عدسیه های محدب مثبت و در عدسیه های مقعر منفی است.

در عدسیه های متقارب تصویر همیشه مثبت است بجز در مواقعی که جسم در فاصله محراقی عدسیه واقع است. در این حالت تصویر مجازی میباشد. در عدسیه های مقعر همیشه تصویر مجازی است میتوان ثابت نمود بزرگنمائی در عدسیه ها برابر است با:

$$M=\frac{p'}{p}$$

P' فاصله تصویر تا عدسیه و pفاصله جسم تا عدسیه‌میباشد. در صورتیکه تصویر و جسم هم جهت باشند بزرگنمائی مثبت و در غیر این صورت بزرگنمائی منفی میشود. (210/7)



شکل 2-9: طریقه بدست آوردن تصویر در عدسیه های متقارب و متباعد

2- 9- خبط در عدسیه های کروی

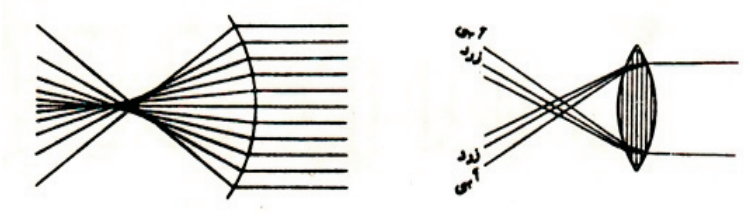
عدسیه های کروی معمولاً دارای خبط هائی میباشندکه این خبط ها دو نوع اند:

1- خبط کروی

2- خبط رنگی.

خبط کروی مربوط به این حقیقت است که نورهای موازی وارده به عدسیه کروی در سطوح مختلف به نحومتفاوتی انکسار می یابند. بگونه ای که شعاع هائی که در فواصل دورتر از رأس عدسیه به آن می رسند مواجه با انکساربیشتری میشوند. بنابراین تصویر جسمی نقطه ای که در بی نهایت است برخلاف آنچه که انتظار می رود که بصورت یک نقطه در محراق عدسیه باشد یک نقطه نیست بلکه یک لکه میباشد. خبط کروی شامل خبط های گوناگونی است. توضیح این خبط ها خارج از حوصله این مبحث میباشد. راه تصحیح این خبط ها استفاده از عدسیه های مرکب میباشد. نوع دیگر خبط در عدسیه ها خبط رنگی است. خبط رنگی مربوط به این حقیقت است که نورهای وارده به یک عدسیه با طول موج های متفاوت دارای ضریب انکسارمتفاوت میباشند. همانطوریکه قبلاً گفته شد طول موج های متفاوت دارای ضریب

انکسارمتفاوت میباشند. ضریب انکسارطول موج های بلندتر کمتر و ضریب انکسارطول موج هـای کوتـاه تـر بیشتر است. بنابراین اگر یک دسته اشعه نور سفید به عدسیه بتابد در آنصورت طول موج های مختلف از هـم جدا میشوند بگونه ای که طول موج بنفش بیشتر از طول موج سرخ منحرف میشود. بنابراین محل تمرکز این طول موج ها در صورتیکه از بینهایت به عدسیه بتابند در یک نقطه نخواهد بود. بلکـه هـر طـول مـوج دارای محراقی متفاوت با دیگری میباشد بنابراین محراق بصورت یک لکـه خواهـد بـود ایـن نـوع خـبط نیـز بطـرق مختلف قابل تصحیح است.



(a) اشعه نورسفید

(b) اشعه های نور سفید

شکل 2-10: (a) خبط کروی و (b) خبط رنگی در عدسیه ها

خبط کروی و رنگی در عدسیه ها بر حسب بزرگنمائی و کاربردآنها قابل توجه و اهمیـت میباشـند. در میکروسکوبها این خـبط هـا بسـیار قابـل اهمیـت اسـت. بخصـوص در بزرگنمـائی هـای بـالا و بخصـوص در فوتومیکروگرافی، تصحیح این خبط ها نقش اساسی در خوب و بد بودن میکروسکوپ دارد. بر حسب آنکـه خبط ها تا چه حدی تصحیح شده باشند میکروسکوپ بهتر خواهد بود. (128/1)

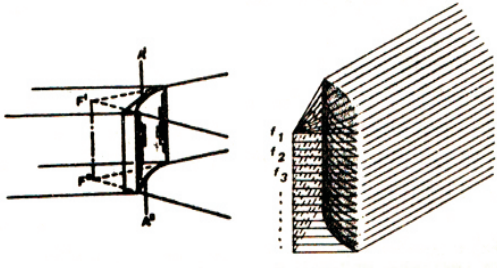
2- 10- عدسیه های استوانه ای

عدسیه های استوانه ای نیز دو نوع میباشند. یا عدسیه استوانه ای متقارب هستند و یا عدسیه اسـتوانه ای متباعد. یک عدسیه استوانه ای متقارب را میتوان با بریدن یک استوانه شیشه ای بموازات محور اصلی اسـتوانه ای بدست آورد. یک عدسیه استوانه ای متباعد را میتوان با بریدن یک عدسـیه اسـتوانه ای متقـارب از یـک

تیغه متوازی السطوح بدست آورد. باقیمانده یک تیغه استوانه ای موقعی که از آن یک عدسیه استوانه ای متقارب بدست آوریم یک عدسیه استوانه ای متباعد خواهد بود.

یک عدسیه استوانه ای دارای دو نصف النهار میباشد یکی نصف النهار قائم (که بموازات محور استوانه است، و دیگری نصف النهار افقی که عمود بر نصف النهار قائم میباشد. محور یک عدسیه استوانه ای خطی است که بموازات محور استوانه میباشد. در یک عدسیه استوانه ای در صورتیکه نور بموازات محور عدسیه به آن بتابد در آن امتداد عدسیه دارای خاصیت تقارب نمیباشد و تنها بصورت یک تیغه متوازی السطوح عمل مینماید. در حالیکه اگر نور بصورت عمود بر محور استوانه به آن بتابد بسته به نوع عدسیه شعاعات میتواند بصورت متقارب یا متباعد درآیند.

شکل ۱۱-۲: عدسیهای استوانه‌ای



شکل 2-12: محراق در عدسیه های استوانه ای یک خط میباشد

در صورتیکه یک دسته اشعه نوری موازی عمود بر محور یک عدسیه استوانه ای محدب به آن بتابد شعاع های نوری پس از عبور از عدسیه متقارب شده و در محل محراق متمرکز میشوند. در صورتیکه این دسته اشعه موازی به یک عدسیه متباعد بتابد شعاعهای نوری پس از عبور از عدسیه متباعد شده و امتداد آنها

در محل محراق متمرکز میشوند. همانطوریکه در شکل های بالا مشخص است محراق در یک عدسیه استوانه ای بجای یک نقطه یک خط میباشد.

2- 11- ترکیب عدسیه های استوانه ای

عدسیه های استوانه ای را میتوان بشکل های مختلفی با هم ترکیب نمود. دو حالت در اینجا مورد بررسی قرار میگیرد. حالت های دیگر را میتوان با توجه به این دو حالت تحلیل و بررسی نمود.

1- ترکیب عدسیه های استوانه ای بطوری که محورشان موازی با همدیگر باشند.

در این حالت همچون عدسیه های کروی توان تقارب است با توان تقارب مجموع دوعدسیه مثلاً اگر دو عدسیه استوانه ای یکی با توان تقارب(3+) و دیگری با توان تقارب(2-) بگونه ای مجاور همدیگر واقع شوند که محور شان موازی همدیگر باشد. توان تقارب کلی برابر با $+1 = 2 - 3+$ خواهد بود.

2- ترکیب عدسیه های استوانه ای بطوریکه محورشان عمود بر همدیگر باشند.

در اینحالت ترکیب دو عدسیه برابر با یک عدسیه خواهد بود که توان تقارب در جهات مختلف متفاوت است. در صورتیکه توان تقارب در دو جهت یکسان باشد مجموع ایندو عدسیه استوانه ای یک عدسیه کروی خواهد بود و در صورتیکه توان تقارب در جهت مختلف یکسان ولی با علامت مخالف باشند مجموعه یک تیغه متوازی السطوح خواهد شد. در صورتیکه توان تقارب دو عدسیه متفاوت باشد مجموعه یک سیستم آستیگمات خواهد شد. بنابراین در صورتیکه دو عدسیه استوانه ای طوری کنار هم قرارگیرند که محور آنها عمود بر همدیگر باشند.

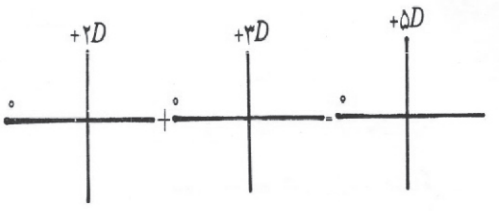
الف- اگر توان تقارب هردومساوی ومتحدالعلامت باشندمجموعه یک سیستم آستیگمات خواهد بود.

ب- اگرتوان تقارب هردومساوی ومختلف العلامه باشندمجموعه‌یک تیغه متوازی السطوح خواهدبود.

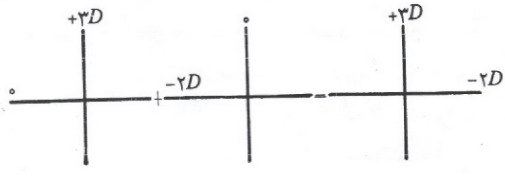
ج- اگر توان تقارب در جهات مختلف متفاوت باشد مجموعه یک سیستم آستیگمات میشود.

2- 12- سیستم آستیگمات

هرگاه یک قطعه نوری داشته باشیم که تقارب آن در جهات مختلف متفاوت باشد به آن سیستم آستیگمات گویند. یک سیستم آستیگمات میتواند دارای حالت های مختلفی باشد. مواردی که در اینجا مورد بررسی قرار میگیرد تنها حالت های ساده ای است که در آنها تقارب تنها در جهات عمود برهم متفاوت میباشد.



شکل 2-13: جمع دو عدسیه استوانه ای وقتی محورهای شان به موازات هم باشند



شکل 2-14: جمع دو عدسیه استوانه ای وقتی محورهای شان بر همدیگر عمود باشند

یک سیستم آستیگمات مساوی به دو عدسیه استوانه ای با توان تقارب متفاوت در جهات متفاوت است و یا آنکه یک سیستم آستیگمات مساوی با یک عدسیه کروی و یک عدسیه استوانه ای میباشد بعنوان مثال اگر دو عدسیه استوانه ای یکی با توان تقارب (2+) و دیگری با توان تقارب(3+) داشته باشیم این دو عدسیه در صورتیکه در مجاورت همدیگر قرار گیرند بگونه ای که محور آنها عمود بر همدیگر باشند این مجموعه یک عدسیه آستیگمات خواهد بود. مثلاً فرض کنیم که محور عدسیه (2+) در جهت قائم و دیگری در جهت افقی باشد. میتوان این حالت را مشابه با یک عدسیه کروی با توان تقارب(2+) و یک

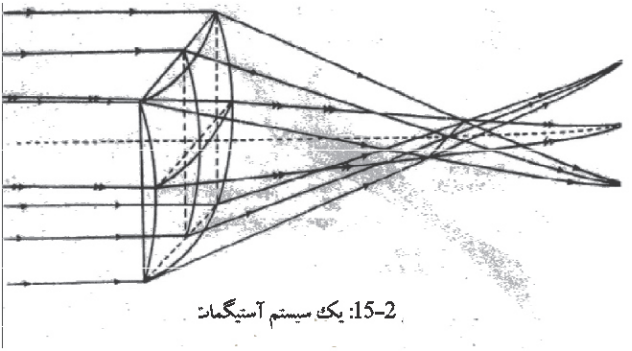
عدسیه استوانه ای(1+) در جهت افقی دانست و یا میتوان آنرا مشابه با یک عدسیه کروی با توان تقارب(3+) و یک عدسیه استوانه ای و(1-) در جهت قائم دانست. این دو وضع را نسبت به همدیگر ترانسپوزیشن (*Transposition*) می نامند. ترانسپوزیشن به معنی نشان دادن قدرت عدسیه بصورت های مختلف است. بطور خلاصه میتوان یک سیستم استوانه ای را بصورت های مختلف نشان داد.

این حالتها عبارتنداز:

الف- عدسیه کروی به اضافه عدسیه استوانه ای مثبت

ب- عدسیه کروی به اضافه عدسیه استوانه ای منفی

ج- دو عدسیه استوانه ای متقاطع



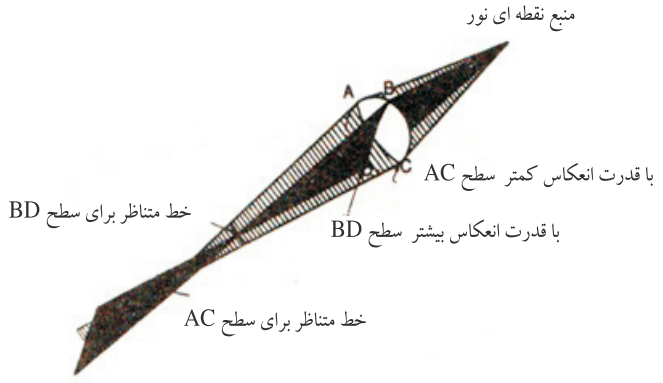
2-15: یک سیستم آستیگمات

2- 13- تصویر در یک سیستم آستیگمات

الف: تصویر یک نقطه در یک سیستم آستیگمات

همانطوریکه گفته شد یک سیستم آستیگمات که دارای قدرت تقارب بیشتری در یک جهت نسبت به جهت دیگر باشد را میتوان معادل یک عدسیه کروی و یک عدسیه استوانه ای که در جلوعدسیه کروی واقع است درنظر گرفت و یا معادل با دو عدسیه استوانه ای که در تماس باهمدیگر قرار دارند میباشند. اگر فرض کنیم محورهای این دو عدسیه عمود بر همدیگر اند بنابراین تصویر یک نقطه در هر یک از دو عدسیه

استوانه ای یک خط خواهد شد که امتداد آن خط بموازات محور عدسیه استوانه ای میباشد. بنابراین تصویر یک نقطه در یک عدسیه آستیگمات با محورهای عمود بر هم دو خط متناظر میباشد که ایندو خط یکی در جلو و دیگری در عقب واقع است. خطی که بموازات محور عدسیه استوانه ای با تقارب بیشتر است جلوتر از خط دیگر میباشد واضح است اگر نقطه در بینهایت واقع باشد دو خط تصویر حاصل شده در محراق های دو عدسیه استوانه ای تشکیل میشود. بر حسب آنکه نقطه نورانی در چه فاصله ای از سیستم آستیگمات واقع شود موقعیت تصاویر نسبت به عدسیه ضمن آنکه هر تصویر بصورت متناظر باقی میماند تغییر خواهد کرد.



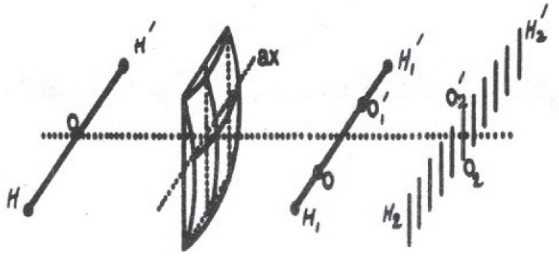
شکل 2-16: تصویر یک نقط در یک سیستم آستیگمات

ب: تصویر یک خط در سیستم آستیگمات

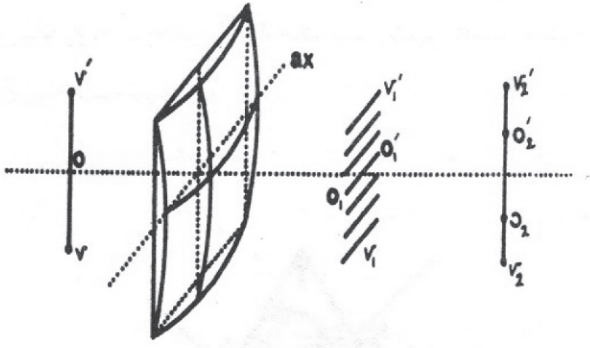
یک خط را میتوان مجموعه ای از بی نهایت نقطه فرض نمود. تصویر هر نقطه در یک سیستم آستیگمات دو خط متناظر میباشد. بنابراین تصویر یک خط در یک سیستم آستیگمات متشکل از دو مجموعه بی نهایت خط میباشد. یکی از این مجموعه خطوط بر روی همدیگر منطبق هستند بنابراین تصویر کلی حاصله در این حالت یک خط واضح و دیگر مجموعه خطوط بر روی همدیگر واقع نمیشوند بلکه تصویر هر نقطه که بصورت خط است مجاور خط تصویر نقطه مجاورش خواهد بود. بنابراین تصویر کلی در

این حالت مجموعه ای از بینهایت خط است که این خطوط مجاور هم واقع میشوند لذا در مجموع تصویر کلی یک خط تار خواهدبود.

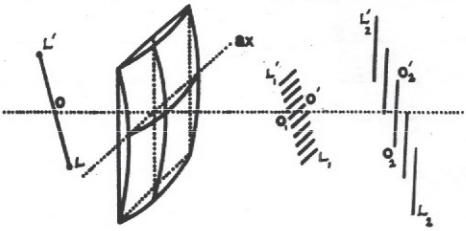
بطور خلاصه در صورتیکه یک سیستم آستیگمات داشته باشیم که در این سیستم توان تقارب در جهت قائم بیشتر باشد. مشابه شکل های(*17,18,19-2*) میتوان گفت تصویر یک خط افقی دو خط افقی است که خط افقی قدامی واضحتر و خط افقی خلفی تاریکتر است. در صورتیکه خط قائم باشد تصویر آن دو خط قائم است تصویر قائم قدامی تاریک و تصویر خلفی خط واضح است. تصویر یک خط که قائم و یا افقی نباشد دو خط تار میباشد. (98/5)



شکل 2-17: تصویر یک خط افقی در یک سیستم آستیگمات



شکل 2-18: تصویر یک خط عمودی در یک سیستم آستیگمات

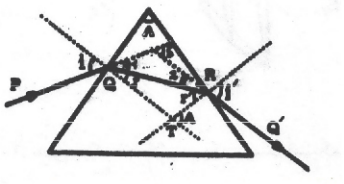


شکل 2-19: تصویر یک خط در یک سیستم آستیگمات که عمودی و یا افقی نباشد.

2- 14- منشور

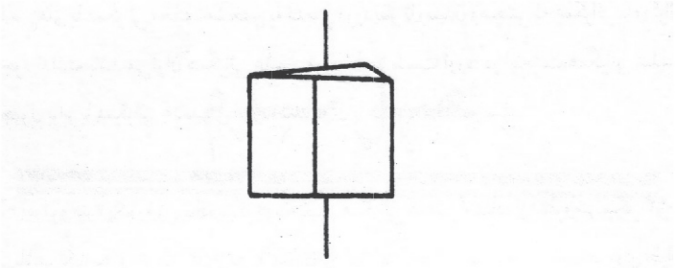
منشور جسم شفافی است که دارای سطوح صاف متقاطع میباشد. در شکل (2-20) محل تقاطع دو یال منشور رأس منشور میباشد. در صورتیکه یک دسته اشعه تکرنگ به یکی از وجوه منشور بتابد بعلت انکسارنور در منشور دسته اشعه از مسیر خود منحرف میشود. پس از وارده این دسته اشعه به وجهه دیگر باز هم منشور موجب انحراف بیشتر این دسته اشعه میشود. امتداد زاویه وارده بر وجهه منشور و شعاع خروجی از منشور با یکدیگر زوایه ای میسازد که این زاویه را زاویه انحراف منشور (D) می نامند. در صورتیکه زاویه رأس منشور (A) کوچک باشد و ضریب انکسارمنشور n زاویه انحراف را میتوان از فورمول زیر محاسبه نمود.

$$D = (n-1)A$$



شکل 2-20: منشور و زاویه انحراف در منشور

در صورتیکه یک نفر نظاره گر در طرف دیگر منشور واقع شده باشد و از آنجا منبع نور را مشاهده نماید تصور میکند که نور از امتداد شعاع خروجی از منشور به چشم او میرسد. بعبارت دیگر مثل آنست که جسم نزدیک به رأس منشور میباشد و یا بعبارت دیگر تصویر آن در سمت رأس منشورتغییرمکان خواهد شد.



شکل 2-21: تصویر قسمتی از خطی که در زیر منشور واقع است بسمت رأس منتقل میشود

2- 15- تشخیص نوع عدسیه

برای تشخیص نوع عدسیه و یا نوع یک قطعه نوری میتوان بطریقه ساده زیر عمل نمود.

اگر قطعه نوری را در دست بین دو انگشت بگیریم و از پشت آن به جسمی نگاه کنیم و سپس آنرا حول مرکز آن بچرخانیم دو حالت اتفاق می افتد.

الف: وضوح تصویر تغییر نمیکند در اینحالت قطعه مورد نظر با تیغه متوازی السطوح است یا عدسیه کروی. برای تشخیص بین ایندو حالت قطعه مورد نظر را در امتداد افقی تغییرمکان مینمائیم اگر تصویر تغییرمکان نشد قطعه یک تیغه متوازی السطوح است اگر تصویر تغییرمکان شد و تغییرمکان هم جهت با جهت حرکت قطعه باشد قطعه یک عدسیه متباعد است و اگر تصویر درخلاف جهت حرکت تغییرمکان شد قطعه یک عدسیه متقارب است.

ب: اگر وضوح تصویر ضمن چرخاندن قطعه تغییر نمود آن قطعه یا یک عدسیه استوانه ای یا یک سیستم آستیگمات است. در صورتیکه ضمن چرخاندن قطعه باندازه 360° دو مرتبه وضوح در جهات مخالف هم داشتیم قطعه مورد نظر یک عدسیه استوانه ای است و در صورتیکه بیش از دو مرتبه وضوح داشتیم قطعه یک سیستم آستیگمات است. مشابه بالا میتوان متقارب و یا متباعد بودن نوع عدسیه و همچنین محورهای عدسیه ها را تعیین نمود.

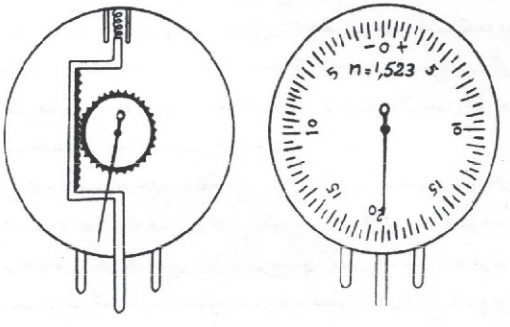
2- 16- طریقه های تعیین قدرت تقارب

بطرق مختلف میتوان توان تقارب عدسیه های کروی را اندازه گرفت بعضی از این طریقه ها عباتنداز:

الف- استفاده از جعبه عینک: با تعیین متقارب و یا متباعد بودن عدسیه و سپس اضافه نمودن تدریجی عدسیه های با تقارب مخالف مشخص به عدسیه مورد نظر تا رسیدن وضعیتی که تقارب یا متباعدئی وجود نداشته باشد میتوان تقارب عدسیه مورد نظر را بدست آورد. در اینحالت تقارب عدسیه مجهول برابر با تقارب عدسیه های افزوده شده به آن با علامت مخالف است.

ب- اسفرومتر: یک طریقه ساده دیگر جهت تعیین تقارب عدسیه استفاده از اسفرومتر شکل (2-22) میباشد. یک اسفرومتر متشکل از دو پایه ثابت و یک پایه متحرک است. دو پایه ثابت بر روی اطراف عدسیه ساکن شده و پایه وسط که متحرک است بر روی عدسیه فشرده میشود. تغییر موقعیت پایه وسط موجب چرخش عقربه ای در مقابل یک صفحه مدرج میشود. درجه قرائت شده که در مقابل عقربه است جهت تعیین تقارب بکار می رود. بایستی متذکر شد هر صفحه مدرج برای یک ضریب انکسارمشخص طراحی و مدرج شده بنابراین برای شیشه های مختلف بایستی صفحات مدرج مناسب آنها بکار گرفته شود.

طریقه های پیشرفته دیگری جهت تعیین تقارب عدسیه ها وجود دارد چون استفاده از لنزومتر و... که در اینجا راجع به آنها توضیحی داده نمیشود. (172/5)



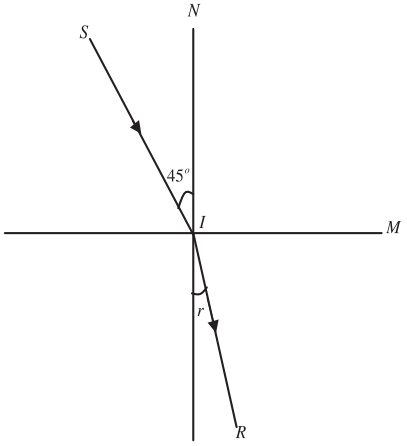
شکل 2-22: اسفرومتر جهت تعیین تقارب (انحنا) عدسیه ها

سوالات:

1- یکدسته شعاع نورانی تحت زاویه وارده $i=45^o$ به سطح جسمی که ضریب انکسار $n=\sqrt{2}$ میتابد زاویه منکسره را دریافت نمائید؟

$\boxed{Sini = nSinr}$

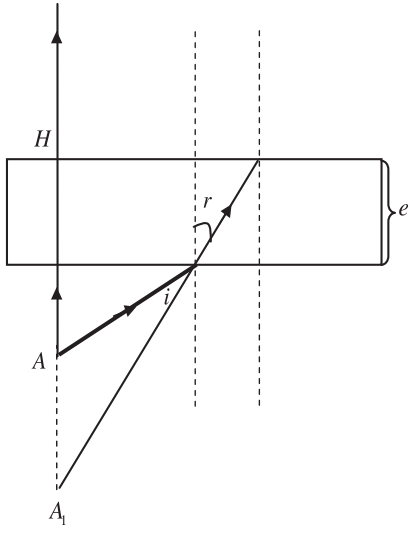
$r=30^o$



2- جسمی در عقب یک تیغه متوازی السطوح به ضخامت $6mm$ و ضریب انکسار $\frac{2}{3}$ قراردارد معلوم کنید که آن جسم چقدر نزدیکتر دیده میشود؟

$\boxed{AA_1 = e\left(A-\frac{1}{n}\right)}$

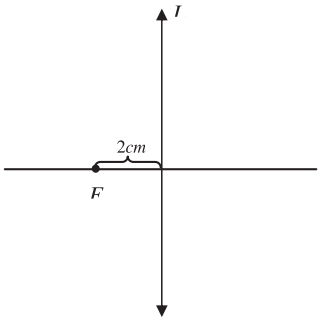
$AA_1 = 2mm$



3- قدرت یک ذره بین $50dio$ است فاصله محراقی آن چند است؟

$$\boxed{P=\frac{1}{f}}$$

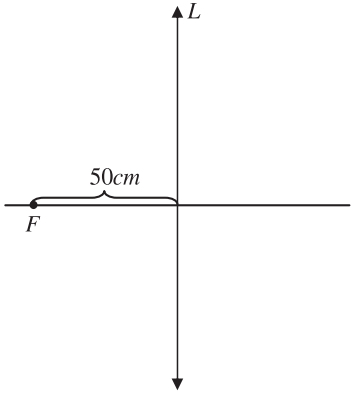
$$f=2cm=0,02m$$



4- قدرت یک عدسیه محدب که طول فاصله محراقی آن $50cm$ است چند است؟

$$\boxed{P=\frac{1}{f}}$$

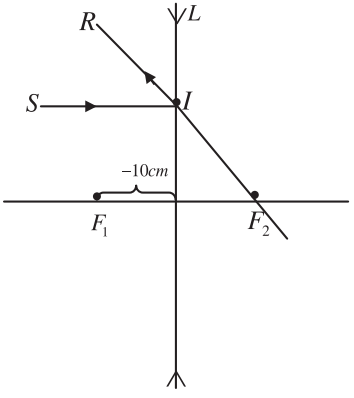
$$P=2dio$$



5- فاصله محراقی یک عدسیه مقعر $10cm$ است قدرت آنرا دریافت نمائید؟

$$\boxed{P=\frac{-1}{f}}$$

$$P=-10dio$$

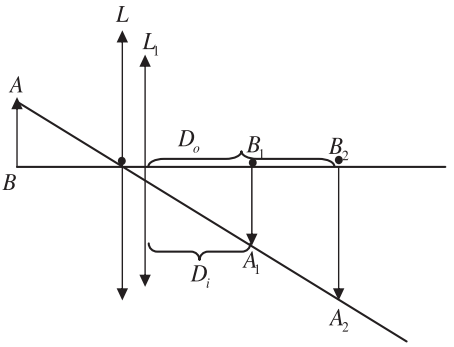


6- قدرت و فاصله محرافی L_1 را پیدا کنید که اگر آنرا با عدسیه محدب L_2 که فاصله محرافی آن $10cm$ بهم پیوست شده باشند قدرت سیستم مساوی به $2dio$ گردد؟

$\boxed{P = P_1 + P_2}$

$P_1 = 8dio$

$f_1 = -0,125m$



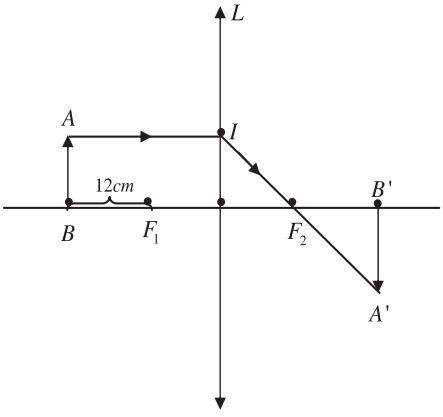
7- جسمی بفاصله $12cm$ ازمحراق یک عدسیه محدب قرار دارد تصویر آن نیز به فاصله $12cm$ دور از محراق تشکیل میشود فاصله محراقی و بزرگنمایی آنرا دریافت نمائید؟

$\boxed{XX' = f^2}$

$\boxed{m = \frac{f}{X}}$

$f = 12cm$

$m = 1$

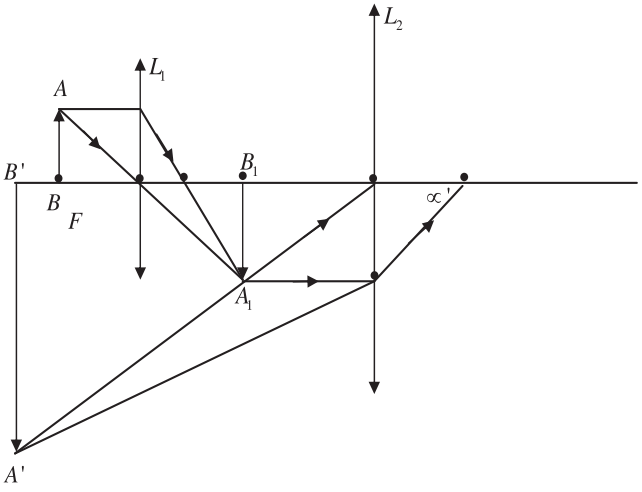


8- فاصله محراقی عدسیهٔ شی (objective) یک میکروسکوپ $5mm$ و فاصله محراقی عدسیهٔ چشمی (ocular) آن $2cm$ است جسم کوچکی AB بفاصله $5,1mm$ از عدسیه (objective) قرار دارد و ناظر آخرین تصویر را در حداقل رویت یعنی فاصله $22cm$ از چشم خود که در محراق اوکولر فرض شده میبینید توان بزرگنمایی میکروسکوپ را دریابید؟

$$Pe = \frac{1}{Fe}$$
$$P = m.Pe$$
$$M = P.d$$

$P = 2500dio$

$M = 550$

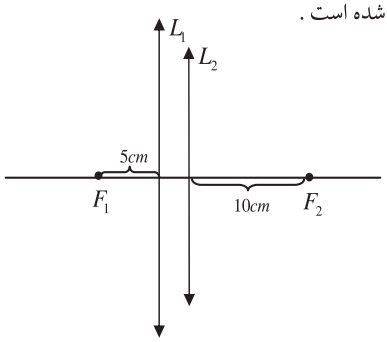


9- تقارب عدسیه را بدست آورید طوریکه از دو عدسیه محدب الطرفین به فاصله های محراقی 5cm و 10cm ساخته شده است .

$$\frac{1}{F} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2}$$

$P_1 = 20dio$

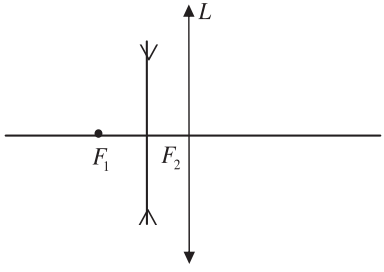
$P_2 = 10dio$



10- تقارب عدسیه های مقعرالمحدب را بدست اورید که از دو عدسیه مقعر و محدب به فاصله های محراقی 10cm و 2cm ساخته شده است.

$$P_1 = -\frac{1}{f_1}$$
$$P_2 = \frac{1}{f_2}$$

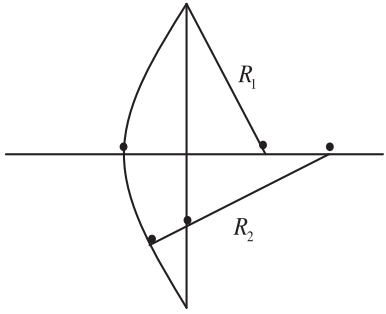
$P_1 = 10dio$



11- تقارب عدسیه محدب المستوی را بدست اورید که شعاع انحنا وجه محدب آن 10cm و ضریب انکسار آن $\frac{3}{2}$باشد.

$$C=(n-1)\left(\frac{1}{R_1}+\frac{1}{R_2}\right)$$

$C=5dio$



12- زاویه رأس منشور 60^0 است و زاویه وارده نیز 60^0 بوده مطلوب است دریافت زاویه منکسره ، انحراف منشور در صورتی که ضریب انکسار $\sqrt{3}$ باشد .

$$Sin\,i_1=nSin\,i_2$$

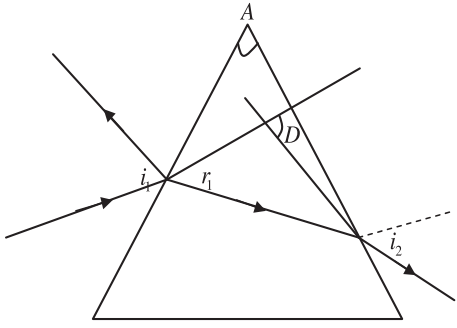
$$D=i_1+i_2-A$$

$$D=(n-1).A$$

$D=60^o$

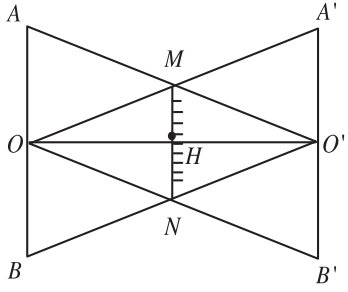
$i_2=60^o$

$i_1=30^o$



13- شخصی که بلندی قدش 170 سانتی متر است به طور موازی مقابل یک آئینه مستوی ایستاده است حداقل طول آئینه ای را تعیین نمائید که شخص مذکور بتواند تمام قد خود را در آئینه ببیند؟

$$\frac{A'B'}{MN}=\frac{OO'}{OH}$$

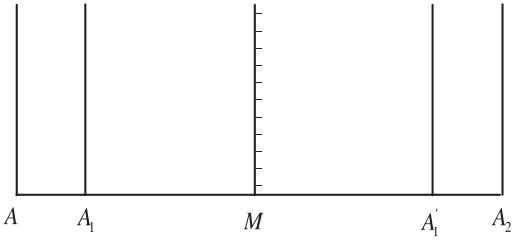


$MN = 85cm$

14- شخص به فاصله 2 متری یک آیینه مستوی ایستاده است اگر این شخص به اندازه 30 سانتیمتر به آینه نزدیک شود فاصله آن تا تصویرش چند است؟

$\boxed{A_1M = AM - AA_1}$

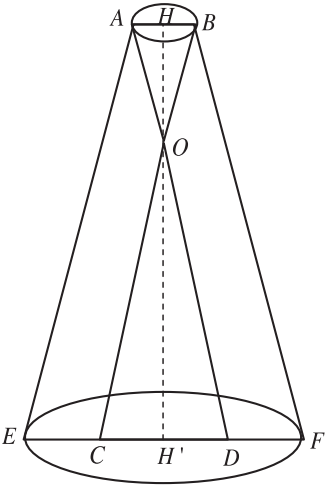
$A_1A_1' = 3,4m$



15- به سقف یک اتاق عملیات آئینه مستوی مدوری به قطر 20 سانتیمتر نصب شده است . یک گروپ به فاصله 40 سانتیمتر زیر آئینه قرار داده شده است. فاصله آئینه از سطح میز عملیات 212 سانتیمتر است. مساحت همان حصه را در سطح میز عملیات پیدا کنید که توسط نور منعکسه آئینه روشن میشود؟

$\boxed{S = \pi r^2}$

$S = 1,25cm^2$

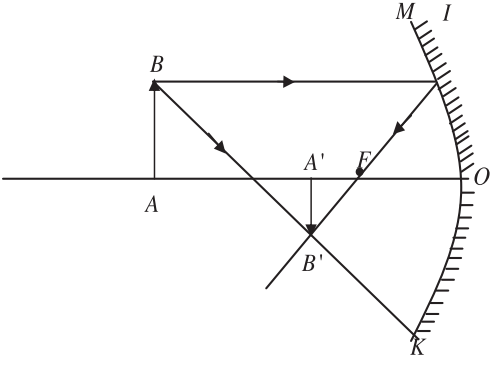


16- جسمی به فاصله 3 سانتیمتری از یک آینه مقعر قرار گرفته است و تصویرش حقیقی بفاصله 15 سانتی متری می دهد. فاصله محراقی و شعاع آینه را دریافت کنید؟

$$\frac{1}{D_O}+\frac{1}{D_i}=\frac{1}{F}$$

$f=10cm$

$R=20cm$



17- یک نفر داکتر توسط یک آینه که فاصله محراقی آن 4 سانتی متر است یک دندان را از فاصله 3 سانتی متر معاینه میکند معلوم کنید که تصویر دندان در کجا تشکیل میشود. اگر بزرگنمایی دندان 0,5 سانتی متر باشد تصویر آن را چقدر می بینید؟

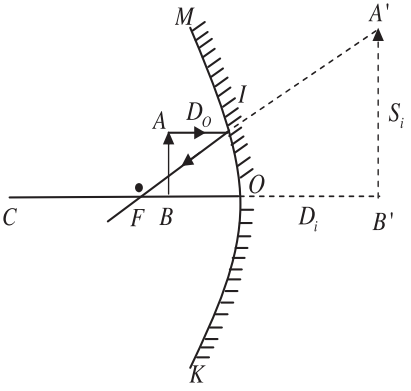
$$\frac{1}{D_O}+\frac{1}{D_i}=\frac{1}{f}$$

$$\frac{S_i}{S_o}=\frac{D_i}{D_o}$$

$Si=-2cm$

$Di=-12cm$

$m=4$



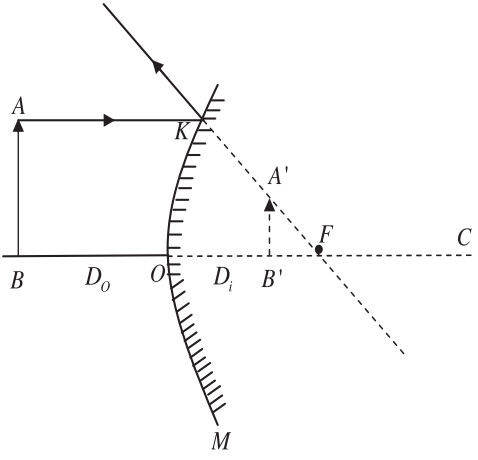
18- جسمی که بزرگی آن $6cm$ است بمقابل یک آینه کروی محدب بفاصله $30cm$ دور قرارداده شده است اگر شعاع انحنا آن $40cm$ باشد موقعیت جسم و بزرگی تصویر را دریافت نمائید؟

$$\frac{1}{D_o}+\frac{1}{D_i}=\frac{-1}{f}$$

$$\frac{S_i}{S_o}=\frac{-D_i}{D_o}$$

$Di=-12cm$

$Si=2,4cm$

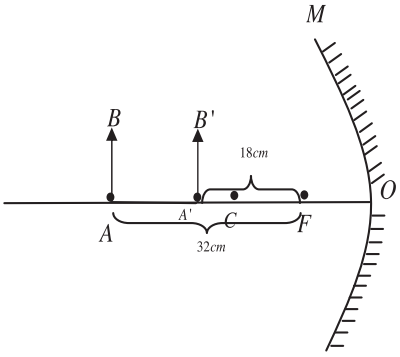


19- جسمی به فاصله 18 سانتیمتری از محراق یک آینه کروی مقعر قرار دارد. اگر شعاع آینه $12cm$ باشد اولاً موقعیت تصویر ثانیاً در صورتیکه جسم به فاصله $32cm$ از محراق قرارداشته باشد و فاصله تصویر از محراق $2cm$ باشد فاصله محراقی چند است؟

$$\boxed{aa' = f^2}$$

$$a' = 2cm$$

$$f = 8cm$$

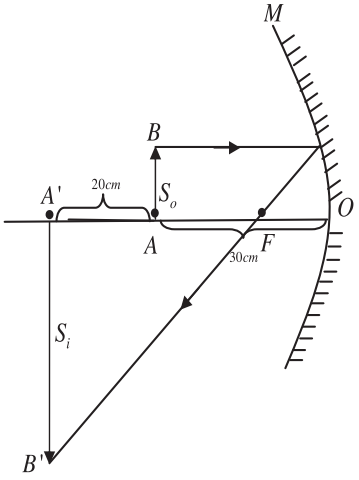


20- جسمی به فاصله 30 سانتیمتری از یک آینه مقعر قرار گرفته است وتصویر حقیقی به فاصله 50 سانتیمتری میدهد. فاصله محراقی و شعاع آینه را دریافت نمائید؟

$$\boxed{\frac{1}{D_o} + \frac{1}{D_i} = \frac{1}{f}}$$

$$f = 18,75cm$$

$$R = 2f$$



فصل سوم

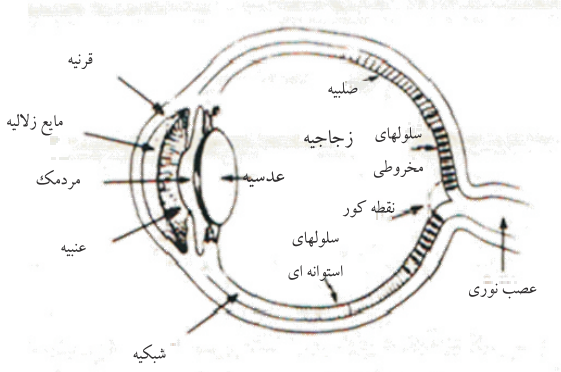
چشم

چشم یک سیستم اوپتیکی است که تصویر اشیاء را بر روی شبکیه تشکیل میدهد در این صورت ما قادر به مشاهده اجسام و رنگها می باشیم. هر اشکال و اختلالی که در سیستم اوپتیکی ایجاد شود ممکن است مانع تشکیل تصویر بر روی شبکیه شود و بنابراین مشاهده موجب اختلال خواهد شد انتقال تصویر بطور مناسب به شبکیه موجب تحریک عصب های بینائی خواهد شد. تحریک اعصاب بینائی موجب انتقال سیگنالهای عصبی به مغز میشود. در مغز سیگنالها دریافته شده و پس از آن احساس بینائی و تفسیر از جسم مشاهده شده به فرد انتقال می یابد. شکل ساده یک چشم در زیر نشان داده شده است. همانطوریکه مشاهده میشود چشم متشکل از سه دیوپتر قرنیه، دیوپتر قدامی و دیوپتر خلفی عدسیه میباشد. بخشهای مختلف چشم شامل قرنیه، زلالیه، مردمک، عدسیه و زجاجیه و در نهایت شبکیه میباشد. ضریب انکسارقرنیه نسبت به هوا $1,37$ و شعاع انحناء آن $8mm$ میباشد. ضریب انکسارمایع زلالیه $1,338$ میباشد. رویه قدامی عدسیه دارای شعاع انحناء حدود $10mm$ و ضریب انکسارعدسیه حدود $1,43$ میباشد (ضریب انکسارعدسیه در قسمت های مختلف متفاوت میباشد. ضریب انکساردر قسمتهای مرکزی زیاد در حالیکه در کناره ها کمتر است). شعاع انحناء دیوپترخلفی عدسیه حدود $6mm$ و ضریب انکسارمایع زجاجیه $1,336$ است.

چشم دارای دو محراق میباشد یکی محراق قدامی که به فاصله $15,7\ mm$ از سطح قرنیه قرار دارد و دیگری محراق خلفی که بر روی شبکیه واقع است. قطر کره چشم حدود $24,3\ mm$ میباشد.

بایستی متذکر شد عدسیه چشم یک عدسیه ساده ای نمیباشد. علاوه بر آنکه ضریب انکساردر قسمت های آن متفاوت است ضمناً شعاع انحناء آن و بالطبع توان تقارب آن ثابت نمیباشد. بر حسب آنکه فاصله

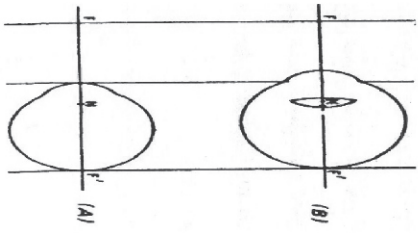
جسم تا چشم چقدر باشد شعاع انحناء آن تغییر مینماید بطوریکه همیشه تصویر اجسام بر روی شبکیه تشکیل میشود. (47/9)



شکل 3-1: چشم و اجزاء مختلف آن

3- 1- چشم ساده

همانطوریکه در مورد عدسیه ها توضیح داده شد میتوان دیوپترهای مختلفی که محور آنها بر هم منطبق است را با یک دیوپتر جایگزین نمود بگونه ای که توان تقارب این دیوپتر معادل با آن مجموعه دیوپتر باشد. همین را میتوان در مورد چشم انجام داد. بنابراین با جایگزین کردن یک دیوپتر بجای دیوپترهای قرنیه و عدسیه ها یک چشم ساده بدست آورد. از دیگر مشخصات چشم ساده شعاع انحناء دیوپتر است که در چشم ساده *5mm* میباشد. همچنین ضریب انکسارآن *1,33* میباشد. محراق قدامی چشم ساده بفاصله *20mm* جلو رأس دیوپتر واقع است و فاصله شبکیه تا دیوپتر قرنیه *25,7 mm* میباشد. معمولاً از چشم ساده در محاسبات جهت سادگی استفاده میشود.



شکل 3-2: چشم ساده و مشخصات آن

3- 2- چشم سالم

چشم سالم (*Emmertropic eye*) چشمی است که تصویر اجسامی که در بینهایت از آن قرار دارد را بر روی شبکیه منتقل مینماید. بعبارت دیگر محراق خلفی چشم روی شبکیه واقع است (فاصله بینهایت برای چشم معمولاً فواصل بیشتر از شش متری میباشد). علاوه بر آنکه تصویر اجسام واقع در بینهایت بر روی شبکیه تشکیل میشود در ضمن اشیاء که در فاصله کمتر هم هستند بوسیله چشم بصورت واضح تشکیل میشود بنابراین تصویر مذکور بر روی شبکیه تشکیل میشود با توجه به این مسئله بایستی بپذیریم خاصیت تقارب چشم تغییر می نماید این عمل را تطابق می نامند.

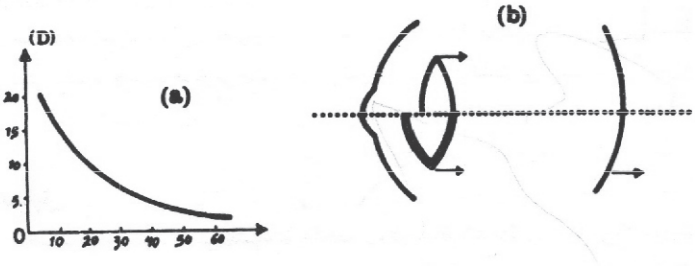
3- 3- تطابق

همانطوریکه میدانید عدسیه چشم بوسیله الیاف زونولار به عضلات مژگانی متصل میباشند. در اثر انقباض و انبساط این عضلات قطر قدامی خلفی عدسیه تغییر مینماید و بدینصورت توان تقارب عدسیه تغییر خواهد نمود. این تغییرات موجب آن میشود که تصویر جسمی که در فواصل مختلف از چشم واقع است بر روی شبکیه تشکیل شود. این عمل را تطابق (*Accommodation*) می نامند. وقتی جسمی در فاصله بینهایت از چشم واقع است عدسیه بدون تطابق تصویر را بر روی شبکیه تشکیل میدهد. با نزدیک نمودن جسم به چشم باز هم تصویر بر روی شبکیه تشکیل میشود و جسم واضح دیده میشود. این عمل با افزایش تقارب بعبارت دیگر با تغییر ابعاد عدسیه چشم صورت میگیرد حداکثر مقدار تطابقی را که ممکن است در اثر عمل تطابق و افزایش حالت کروی عدسیه چشم حاصل شود دامنه تطابق (*Amplitude of Accommodation*) گویند. دامنه تطابق را میتوان از رابطه زیر بدست آورد. (122/9)

دامنه تطابق $A = P - R$

$$R = \frac{1}{r}, P = \frac{1}{b}$$

P حداقل نقطه دید (*near point of view*) و r حداکثر نقطه دید (*For point of view*) میباشد. در صورتیکه r و p بر حسب متر بیان شوند P و R بر حسب دیوپتر میباشند. یک دیوپتر توان تقارب عدسیه با فاصله محراقی یک متر میباشد. دامنه تطابق برای یک چشم سالم در سنین مختلف متفاوت است. در سنین کودکی دامنه تطابق حدود 14 دیوپتر ($r = \infty$ و $P = 7cm$) و در سنین حدود 20 سالگی حدود 10 دیوپتر و در سنین 60 سالگی حدود یک دیوپتر میباشد.



شکل ۳-۳: تغییرات دامنه تطابق برحسب سن

اختلاف بین فاصله حداکثر و حداقل نقطه دید را ساحه تطابق مینامند. ساحه تطابق بر حسب متر یا سانتیمتر بیان میشود.

$$a = r - p$$

وقتی اجسام در محل نقطه دید نزدیک واقعند مقدار تطابق اعظمی میباشد در افراد سالم اعظمی تطابق از رابطه $P = \frac{1}{p}$ بدست میآید. برای تعیین دامنه تطابق افراد سالم میتوان به این طریق عمل نمود. صفحه ای که بر روی آن نوشته ای وجود دارد را بتدریج به چشم فرد نزدیک می نمائیم تا آنکه فرد دیگر آن نوشته را تاریک ببیند. در اینحالت فاصله صفحه تا چشم فاصله دید نزدیک و عکس آن بر حسب متر دامنه تطابق خواهدبود. در صورتیکه فردی نزدیک بین باشد مثلاً نقطه دید دور او 40 سانتیمتر و نقطه دید نزدیک ده سانتیمتر باشد. ساحه تطابق $a = 40 - 10 = 30cm$ و دامنه تطابق او $A = \frac{1}{0,1} - \frac{1}{0,4} = 7,5D$

خواهدبود.دامنه تطابق در شخص نزدیک بین که نقطه دیدنزدیک او $12,5cm$ و درجه نزدیک بینی او $-4D$ است برابر است با:

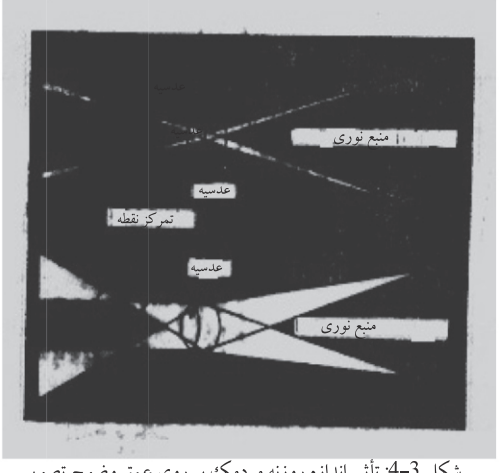
$A = 8 - 4 = 4$ دیوپتر

دامنه تطابق در شخص دوربین که نقطه دید نزدیک او $12,5$ اسانتیمتر و مقدار هیپرمتروبی او $+4$ دیوپتر است برابر است با:

$A = 8 - (-4) = 12$ دیوپتر

3- 4- عمق و وضوح تصویر

در یک چشم عمق و وضوح تصویر وابسته به اندازه روزنه ای میباشد که از طریق آن نور به چشم و در نهایت شبکیه می رسد. در شکل زیر اگر دو چشمه نوری را که در فاصله یکسانی از چشم واقعند ولی روزنه مردمک در یکی کوچکتر از دیگری است را در نظر بگیریم مشاهده میشود. اگر در این دو وضع شبکیه اندکی تغییرمکان شود در حالتی که روزنه مردمک بیشتر باشد وضوح تصویر بسرعت کاهش می یابد و این در حالتی است که اگر روزنه مردمک کوچک باشد. عمق وضوح یعنی فاصله ای که با تغییر شبکیه تصویر محراقی باقی می ماند بیشتر خواهد بود. $(80/pp)$



شکل 3-4: تأثیر اندازه روزنه مردمک بر روی عمق وضوح تصویر

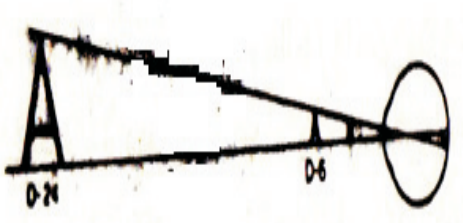
3- 5- تیزبینی

بصورت تئوریکی میتوان گفت تصویر یک نقطه در یک سیستم اوپتیکی مثل چشم بایستی یک نقطه باشد که دارای ابعادی مساوی یا ابعاد نقطه نورانی است. لیکن در عمل بعلت کاستیهای سیستم های اوپتیکی و از جمله چشم تصویر یک نقطه یک نقطه نخواهد بود. بلکه یک لکه با قطری حدود یازده میکرومتر میباشد. علت این مسئله وجود پدیده تفرق و غیره در عدسیه و دیوپترهای چشم میباشد لکه تصویر بر روی شبکیه‌دارای مرکزی‌بسیار روشن میباشد. روشنائی لکه تصویر بتدریج با دور شدن از مرکز لکه کاهش میابد.

قطرمتوسط سلولهای مخروطی در ناحیه لکه زرد بر روی شبکیه حدود *1,5* میکرومتر میباشد که این مقدار کمتر از یک هفتم قطر لکه تصویر یک نقطه روشن بر روی شبکیه میباشد. از نظر تئوریکی برای آنکه بتوان دو نقطه را از هم تشخیص داد بایستی تصویر این دو نقطه بر روی دو سلول مخروطی واقع شود. در صورتیکه فاصله دو نقطه روشن بگونه ای باشد که مرکز لکه های تصویر ایجاد شده بر روی شبکیه بفاصله دو میکرومتر از همدیگر باشند و روی دو سلول مخروطی واقع شوند به علت آنکه روشنائی لکه های روشن در مرکز لکه ها اعظمی است چشم قادر خواهد بود آن دو نقطه روشن را از هم تفکیک نماید. واضح است این تحلیل در مورد لکه زرد که در آن کثافت و فشردگی سلولهای مخروطی اعظمی است صادق است. با دور شدن از این نقطه فاصله بین سلولهای مخروطی افزایش می یابد و بدینطریق قدرت تفکیک کاهش میابد. تیزبینی در نواحی خارج از لکه زرد به میزان 5 تا 10 بار کاهش می یابد، در نواحی دور از لکه زرد تیزبینی حد اقل میباشد.

قدرت تفکیک چشم سالم از فاصله حدود 25 سانتی متر حدود *0,1* میلیمتر میباشد یعنی در صورتیکه دو نقطه بفاصله *0,1* میلیمتر از هم فاصله داشته باشند و در 25 سانتیمتری چشم واقع باشند بوسیله انسان بصورت دو نقطه دیده میشوند. واضح است اینگونه تعریف از قدرت تفکیک و چشم وابسته به فاصله است. با تغییر فاصله جسم از چشم قدرت تفکیک با تعریف بالا تغییر می نماید . بنابراین طریقه مناسبتر جهت تعریف قدرت تفکیک استفاده از زاویه دید میباشد. قدرت تفکیک در چشم سالم برابر با 45 ثانیه میباشد یعنی

هرگاه اشعه های نور از دو نقطه نورانی جداگانه به چشم برخورد کنندکه حداقل زاویه ای برابر با 45 ثانیه بین آنها باشد این نقاط بصورت دو نقطه تشخیص داد میشوند. این بدان معنی است که هرگاه شخص دارای تیزبینی طبیعی باشد در صورتیکه جسمی در فاصله 10 متری از چشم او واقع باشد و اندازه جسم $0,5mm$ تا $2mm$ باشد با توجه به آنکه قطر کره چشم حدود $17mm$ از عدسیه باشد اندازه ظاهری که بر روی شبکیه حدود $0,5$ دقیقه خواهد بود و بوسیله چشم قابل تشخیص بصورت یک جسم پهن دیده می شود. (110/2)



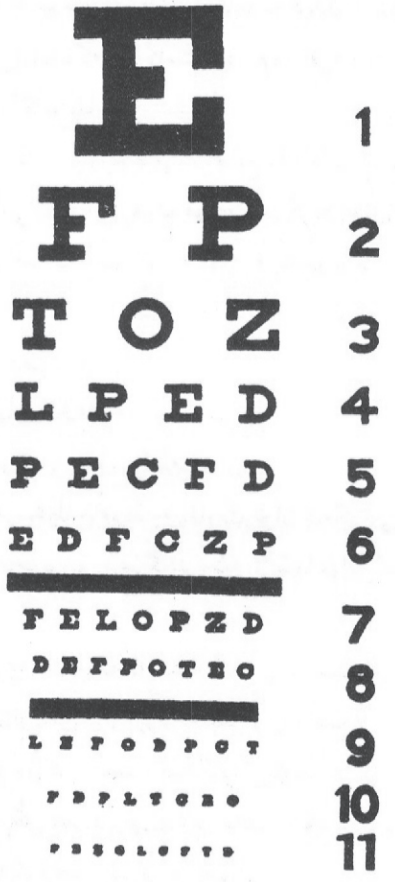
شکل 3-5: تیزبینی در چشم برحسب اندازه زاویه ظاهری

3- 6- اندازه گیری تیزبینی

معمولاً جهت اندازه گیری تیزبینی از زاویه دید استفاده میشود این زاویه با رسم خط هائی از دو انتهای جسم به مرکز دیدگانی جسم بدست میآید. این طریقه در کلینکها معمولاً با استفاده از تابلوهای چاپی از حروف بنام تابلوهای "اسنلن" انجام میشود. حروف چاپی در تابلوهای "اسنلن" در برگیرنده یک سلسله حروف میباشد که اندازه آنها بتدریج کاهش می یابد. شکل و حرف چاپی بگونه ای است که میتوان آنرا در مربعی قرار داد که اندازه هرضلع آن پنج برابر اندازه وسعت خطوط تشکیل دهنده آن حرف میباشد. پهنای خطوط بگونه ای است که وقتی از فاصله مشخصی از چشم قرار میگیرند زاویه دید آنها یک دقیقه میباشد. بنابراین هر یک از حروف بطور کامل دارای زاویه دید 5 دقیقه خواهند بود. یک چشم سالم بایستی بتواند تا حد استندرد یک دقیقه را تفکیک نماید. بنابراین در صورتیکه این تابلو در فاصله بخصوصی از چشم واقع شود چشم بایستی حروف و جهات آنها را از هم تشخیص دهد.

در کلینکها بمنظور تعیین تیزبینی معمولاً از تابلوهای استفاده میشود. هر یک از حروف تابلو اسنلن بگونه ای رسم و طراحی شده اند که اندازه ضخامت آنها از فاصله معینی از چشم برابر با یک دقیقه میباشد. مثلاً اولین حرف برای فاصله شصت متری میباشد . یعنی ضخامت خطوط از این فاصله شصت متری تفکیک نماید. خط دوم برای فاصله 36 متری، خط سوم برای 24 متری، خط چهارم 18متری، خط پنجم برای 12 متری، خط ششم برای 9 متری، خط هفتم برایش شش متری و غیره. در عمل بمنظور تشخیص تیزبینی تابلو به فاصله شش متری از چشم قرار میگیرد. بنابراین شخص مورد تجربه بایستی بتواند خط هفتم را بوضوح ببیند. اگر شخص مورد تجربه توانست این خط را تشخیص دهد دید او $\frac{6}{6}$ یعنی کامل است. در صورتیکه نتوانست این خط را تشخیص دهد و مثلاً توانست خط مربوط به فاصله 24 متری را تشخیص دهد و خطوط کوچکتر را نتوانست تشخیص دهد دید او $\frac{6}{24}$ میباشد. در صورتیکه شخص مورد تجربه نتوانست حتی در شت ترین خطوط را تشخیص دهد از طریقه های دیگر جهت تیزبینی مثل شمارش انگشتان و یا حرکت دست و یا چشمه نوری استفاده میشود. علاوه بر تابلو اسنلن که در آنها حروف ثبت شده بصورت E میباشند. تابلوهای دیگر نیز که در آنها از حروف ثبت شده دیگری مثل O (لندولتز)، حروف الفبای فارسی یا انگلیسی و یا علایم و عکسها (بخصوص برای کودکان) نیز استفاده میشود.

با استفاده از تابلوهای اسنلن میتوان نزدیک بینی و دوربینی را تشخیص داد. بدینصورت که اگر شخص مورد تجربه نتوانست حروف مربوط به فاصله شش متری را از شش متری تمیز دهد این شخص نزدیک بین است و میتوان با افزودن عدسیهای مناسب از جعبه عینک جلوچشم او چشم او را تصحیح نمود بگونه ای که این خطوط را بطور واضح تشخیص دهد. در صورتیکه شخص توانست آنها را تشخیص دهد چشم شخص دوربین و یا سالم است. اگر یک عدسیه نازک متقارب با چشم او اضافه شود و وضوح خراب شود چشم شخص طبیعی و اگرخراب نشود شخص مبتلا به دوربینی است. میتوان با اضافه نمودن عدسیه متقارب به جلو چشم شخص ، چشم او را تصحیح نمود.



شکل 3-6: تابلو حروف چاپی اسنلن

بایستی متذکر شد مقدار روشنائی دارای اثر مهمی بر روی تیزبینی میباشد. از این رو بایستی تابلو اسنلن در روشنائی مناسب بکار رود. در چشم سالم، در روشنائی کمتر از دولوکس(Lux) قدرت دید بسرعت کاهش می یابد. با افزایش روشنائی از دولوکس تا 50 لوکس تیزبینی به آهستگی افزایش می یابد. در بالاتر از 50 لوکس تیزبینی خیلی ناچیز و افزایش زیاد شدت روشنائی از این حد موجب کاهش‌تیزبینی میشود.

(153/8)

3- 7- کاستی های فیزیولوژیک چشم

اگر چه ما در صورتیکه چشم سالمی داشته باشیم در دیدن اشیاء مشکلی نداریم لیکن یک چشم سالم دارای برخی کاستیها میباشد، که این کاستیها در همه افراد وجود دارد. اینگونه کاستیها مانع دید واضح نمیشوند. برخی از این کاستیها عبارتنداز:

الف- تفرق: پدیده تفرق در بخشهای قبلی توضیح داده شده است. این پدیده بعلت وجود روزنه مردمک و قطر عدسیه ایجاد میشود. این پدیده موجب میگردد بجای یک تصویر نقطه ای از یک نقطه، یک لکه تصویر داشته باشیم. ابعاد لکه بستگی به ابعاد روزنه مردمک دارد این پدیده موجب محدودیت در تیزبینی میشود.

ب- خبط رنگی: این خبط نیز قبلاً توضیح داده شده است. علت وقوع این خبط مربوط به ضریب انکسارمتفاوت طول موجهای مختلف در چشم میباشد. در اثر این پدیده اشعه های نور آبی و بنفش انکساربیشتری نسبت به نور سرخ پیدا میکند.

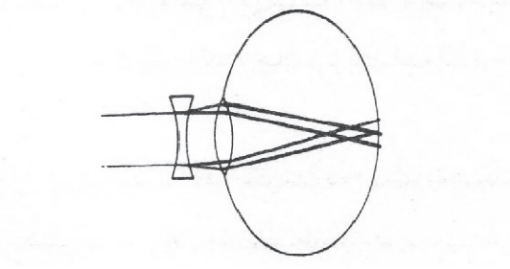
ج- خبط کرویت: این خبط مربوط به تفاوت توان تقارب دیوپتر در قسمتهای مختلف میباشد. شعاع هائی که به کناره ها برخورد می کنند بیشتر از شعاعهائی که به مرکز عدسیه برخورد میکنند منحرف میشوند.

د- خبط حفره مرکزی: با توجه به آنکه لکه زرد درست در وسط شبکیه واقع نیست موقع مشاهده چشم بایستی تحت زاویه ای قرار گیرد تا تصویر را واضح ببیند. حفره مرکزی حدود 1,25 میلیمتر در قسمت پائین مرکز شبکیه بسمت گیجگاه میباشد. علاوه بر کاستیهای فیزیولوژیک یک دسته کاستیهای دیگری نیز ممکن است برای چشم حاصل شود که در مورد آنها بعداً توضیح میدهیم.

کاستی های فیزیولوژیک مانع دید واضح انسان نمیشود.

3- 8- نزدیک بینی

اگر فاصله محراق خلفی چشم کوتاه تر از قطر کره چشم باشد بگونه ای که محراق در جلو شبکیه تشکیل شود این چشم را چشم نزدیک بین می نامند. در طول زندگی ممکن است با رشد تدریجی و بزرگتر شدن و افزایش طول چشم و یا افزایش تقارب کره چشم محراق در جلو شبکیه تشکیل شود در اینصورت ایجاد نزدیک بینی میشود. نزدیک بینی یکی از شایعترین عیوب بینائی میباشد. بیش از 30 درصد کل جمعیت بشر مبتلا به این مریضی میباشند. در حالت نزدیک بینی اشعه های موازی تابش یافته به چشم در جلو شبکیه متمرکز و محراقی می شوند. در اینصورت اشیاء که در فاصله دور از چشم واقعند تصویر شان در محلی داخل زجاجیه تشکیل میشود. بنابراین در اینصورت تصویر اشیاء بر روی شبکیه مربوط به امتداد شعاعهای نوری پس از محراق میباشندو لذا یک تصویر تار بوجود میآید. با نزدیک نمودن جسم از بینهایت به چشم محل تصویر عقب رفته و بنابراین به شبکیه نزدیک میشود. علت عقب رفتن تصویر آن است که اشعه های تابش یافته به چشم که از جسم حاصل میشوند بصورت متباعد به چشم می رسند. در حالت نزدیک بین فاصله دید دور چشم از بینهایت به فاصله نزدیکی به چشم منتقل میشود. بنابراین نقطه دید دور در چشم نزدیک بین (*Myope*) بین بینهایت و چشم واقع است.



شکل 3-7: تصویر در چشم نزدیک بین و روش تصحیح آن

بمنظور تصحیح نزدیک بینی بایستی از عدسیه متباعد استفاده نمود. عدسیه متباعد موجب کانال فاصله محراقی خلفی به عقبتر و بنابراین به شبکیه میشود. برای تصحیح نزدیک بینی و انتخاب عدسیه مناسب میتوان ابتدا توان تقارب چشم را در نقطه دید دور آن بدست آورد و سپس با انتخاب عدسیه با توان مناسب نقطه

دید دور را به بینهایت منتقل نمود. با استفاده از فورمول عدسیه های نازک $\frac{1}{f}=\frac{1}{o}-\frac{1}{d}$ و ترکب آن با معادله مربوط به توان عدسیه ها داریم:

$$p=\frac{1}{f}=\frac{1}{o}-\frac{1}{d}$$

در این رابطه d فاصله عدسیه چشم تا شبکیه میباشد.

مثال: در صورتیکه نقطه دور چشم فردی $0,5m$ باشد عدسیه لازم جهت تصحیح نزدیک بینی این فرد دارای چه توانی میباشد.

$$p=\frac{1}{f}=\frac{1}{o}-\frac{1}{d}=\frac{1}{0,5}+\frac{1}{0,02}=52 \text{ دیوپتر}$$

برای آنکه این نقطه دور به بینهایت منتقل شود توان لازم برابر است با:

$$p=\frac{1}{\infty}+\frac{1}{0,02}=50 \text{ دیوپتر}$$

بنابراین عدسیه لازم دارای توان تقارب $50-52=-2$ میباشد.

طریقه ساده تر محاسبه عدسیه لازم و یا تعیین درجه نزدیک بینی با فورمول ساده $C=\frac{1}{f}$ دیوپتر میباشد و چون چشم نزدیک بین است بایستی عدسیه یک عدسیه متباعد و یا یک عدسیه با تقارب(2-) دیوپتر باشد. با توجه به مثال بالا مشخص است که عدسیه لازم جهت تصحیح یک چشم نزدیک بین اولاً یک عدسیه متباعدست و ثانیاً توان متباعدئی آن عکس نقطه دید دور او بر حسب متر میباشد. بعبارت دیگر عدسیه مورد نیاز بایستی فاصله محراقی آن برابر با فاصله نقطه دید دور چشم نزدیک بین باشد. در صورتیکه فاصله دید دور یک چشم نزدیک بین یک متر باشد عدسیه لازم یک عدسیه متباعد با توان (1-) دیوپتر میباشد. عدسیه لازم جهت چشم نزدیک بین که فاصله دید دور او دو متر است (0,5-) دیوپتر میباشد.

برعکس مطلب بالا، نقطه دید دور یک فرد نزدیک بین را میتوان از روی توان تقارب عدسیه مورد نیاز بدست آورد. نزدیک بینی ممکن است به دو علت ایجاد شود.

الف- قطر کره چشم طبیعی باشد لیکن تقارب دیوپترها تغییر کند.

ب- تقارب تغییر نکند لیکن قطر کره چشمی تغییر کند.

نزدیک بینی می تواند فیزیولوژیک باشد و یا پاتولوژیک. نزدیک بینی های کمتر از 6 دیوپتر معمولاً فیزیولوژیک هستند و نزدیک بینی های بیشتر معمولاًپاتولوژیک هستند. نزدیک بینی فیزیولوژیک با تمام شدن مراحل رشد ثابت می ماند ولیکن نزدیک بینی پاتولوژیک بعد از توقف رشد نیز افزایش می یابد. تشخیص این دو نوع نزدیک بینی بسادگی با مشاهده شبکیه قابل انجام است. (155/9)

3- 9- دوربینی (Hyperopia)

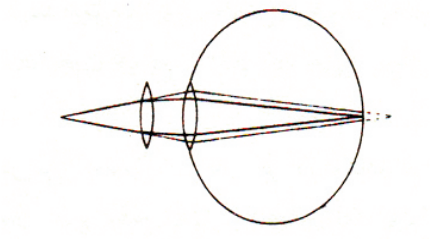
دوربینی حالتی است که وقت چشم هیچگونه تطابقی انجام ندهد اشعه های نورانی که از بینهایت به چشم می رسند در پشت شبکیه متمرکز میشوند. این حالت نیز همچون حالت نزدیک بینی به علت عدم مطابقت قدرت انکساری چشم با طول چشم ایجاد میشود. در این حالت طول کره چشم کمتر از معمول میباشد. در این حالت تطابق میتواند موجب جبران دوربینی و انتقال تصویر از پشت شبکیه بر روی شبکیه و در نتیجه دید واضح شود بنابراین در چشم دوربین تصویر جسم واقع در بینهایت در پشت شبکیه تشکیل میشود و در واقع شبکیه در فاصله محراقی چشم قرار میگیرد و بنابراین تصویر مجازی است و یا دیده نمیشود. هنگامیکه تطابق انجام میشود بسته به شدت دوربینی ممکن است تصویر به شبکیه منتقل شود و بنابراین واضح دیده شود. در صورتیکه مقدار تطابق کمتر از حد دوربینی باشد ممکن است حتی در اثر تطابق هم تصویر به شبکیه منتقل نشود و بنابراین تصویر حتی با تطابق هم واضح دیده نشود. دوربینی ممکن است در صورتیکه بوسیله تطابق جبران شود علائمی نداشته باشد. این مریضی در مواقعی که دوربینی زیاد است و بخصوص در کارهای روزمره که دید از نزدیک نیاز است ظاهر شود. مهمترین علائم دوربینی آن است که اشیاء که در

فاصله دور واقعند با تطابق کمی که صورت میگیرد راحت تر دیده میشود. اشیاء نزدیک بواسطه آنکه تطابق بحد کافی ممکن است صورت نگیرد و تصویر در پشت شبکیه تشکیل شود تاریک تر دیده میشوند.

دوربینی را میتوان با عدسیه متقارب تصحیح نمود. استفاده از عدسیه متقارب موجب آن میشود که محراق مجموعه چشم و عدسیه به جلوتر و بنابراین به شبکیه منتقل شود. عدسیه مناسب بایستی بگونه ای باشد که نقطه دید نزدیک را به نقطه دید نزدیک چشم طبیعی یعنی $0,25$ متر منتقل نماید.

مثال: فرض کنید فردی با نقطه دید نزدیک دو متر باشد در آنصورت توان تقارب او برابر است با:

$$p_n = \frac{1}{2} + \frac{1}{0,02} = 50,5 \text{ دیوپتر}$$



شکل 3-8: یک چشم دوربین و روش تصحیح آن

برای آنکه این فرد بتواند فاصله $0,25$ متری را واضح ببیند داریم:

$$p'_n = \frac{1}{0,25} + \frac{1}{0,02} = 54 \quad \text{دیوپتر}$$

بنابراین عدسیه مورد نیاز برای این فرد $54 - 50,5 = 3,5$ دیوپتر میباشد.

علائمی که در یک دوربین ممکن است ظاهر شود سردرد، خستگی و دردپیشانی میباشد. در صورتیکه لااقل نصف مقدار تطابق بصورت ذخیره باقی بماند ممکن است عوارض مذکور ظاهرنشود. مثلاً

اگر شخصی 3+ دیوپتر دوربین باشد و دامنه تطابق او 8 دیوپتر باشد چون بیش از نصف دامنه تطابق او ذخیره می ماند ممکن است سردرد و غیره ظاهر نشود لیکن برای مطالعه اگر این شخص از فاصله 33 سانتیمتری مطالعه نماید به 3 دیوپتر تقارب اضافی نیز احتیاج دارد. بنابراین بطور کلی مجموعاً 6 دیوپتر تقارب لازم دارد بنابراین کمتر از نصف تقارب او ذخیره می ماند که ممکن است موجب سردرد و غیره در او شود.

3- 10- پیرچشمی

همانطوریکه قبلاً توضیح داده شد با افزایش سن دامنه تطابق کاهش می یابد. علت این پدیده بگونه های مختلفی توضیح داده شده است. بنظر می رسد مهمترین علت این نقص مربوط به افزایش سختی ماده داخل عدسیه و در نتیجه کاهش الاستیسیته آن است. به هر حال با نزدیک شدن جسم به چشم تصویر آن در پشت شبکیه تشکیل میشود. با کاهش فاصله جسم نسبت به چشم تصویر آن از شبکیه دورتر میشود. در صورتیکه بنحو مناسب تطابق صورت بپذیرد تصویر به شبکیه منتقل نشده و بنابراین تصویر تاریک خواهد بود. برای تصحیح پیرچشمی بایستی از عدسیه محدب استفاده نمود معمولاً افرادی که مبتلا به نزدیک بینی هستند دیرتر مبتلا به پیرچشمی میشوند. در صورتیکه فردی مبتلا به پیرچشمی و نزدیک بینی باشد جهت تصحیح آن بایستی ابتدا نزدیک بینی تداوی و سپس پیرچشمی تصحیح شود.

در تداوی پیرچشمی در صورتیکه نزدیک بینی هم وجود داشته باشد فرد بایستی از دو عینک متفاوت استفاده نماید که در اینصورت بر حسب نیاز در زمانهای مختلف بایستی یکی را مورد استفاده قرار دهد. علاوه بر آن میتواند از یک عینک دو محراقه که در یک قسمت عدسیه ، عدسیه مربوط به نزدیک بینی و در قسمت بالائی عدسیه مربوط به دوربینی وجود دارد استفاده نماید.

3- 11- آستیگماتیسم

در یک چشم سالم سطح قرنیه کاملاً کروی میباشد بنابراین کره چشم دارای یک محراق میباشد که این محراق بر روی شبکیه واقع میشود. بعضی مواقع به علل مختلف ممکن است کرویت چشم در جهات مختلف یکسان نباشد در چنین حالتی چشم آستیگمات خواهد بود زیرا در جهات مختلف محراق چشم بر

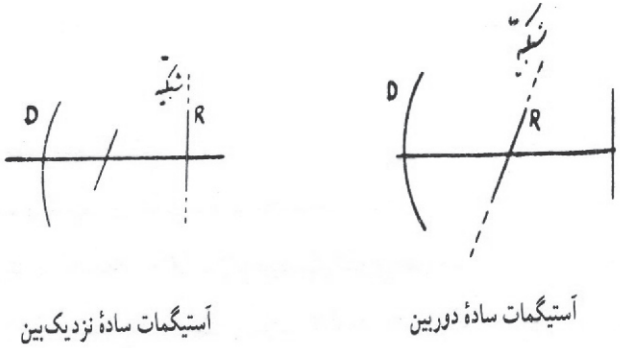
روی شبکیه واقع نمیشود. تصویر یک نقطه در فاصله دور از چشم آستیگمات که اشعه های موازی آن به چشم واقع نمیشود. تصویر یک نقطه در فاصله دور از چشم آستیگمات که اشعه های موازی از آن به چشم می رسد. بصورت دو خط متناظر خواهد بود. علت آستیگمات در چشم معمولاً بواسطهٔ یکسان نبودن تقارب در جهات مختلف در قرنیه میباشد. در صورتیکه آستیگمات مربوط به قرنیه تصحیح شد و هنوز آستیگمات باقی ماند این آستیگمات باقیمانده مربوط به عدسیه خواهد بود. آستیگماتیسم منظم (*Regular Astigmatism*) و آستیگماتیسم غیر منظم (*Irregular Astigmatism*).

آستیگماتیسم منظم مربوط به حالتی است که محورهای سیستم آستیگمات چشم برهم عمودند. این نوع آستیگمات با استفاده از عدسیه های استوانه ای قابل تصحیح است.

آستیگماتیسم غیرمنظم مربوط به حالتی است که محورهای آستیگمات چشم برهم عمود نیستند. این نوع آستیگماتیسم معمولاً مربوط به نامنظمیهای قرنیه میباشد. این نوع آستیگماتیسم معمولاً بطور مناسب قابل تصحیح نمیباشندو اغلب با استفاده از عدسیه های تماسی تداوی میشوند. آستیگمات نامنظم مثلاً مواقعی که در اثر ضربه یا سوختگی قرنیه ناهموار میشود بوجود میاید.

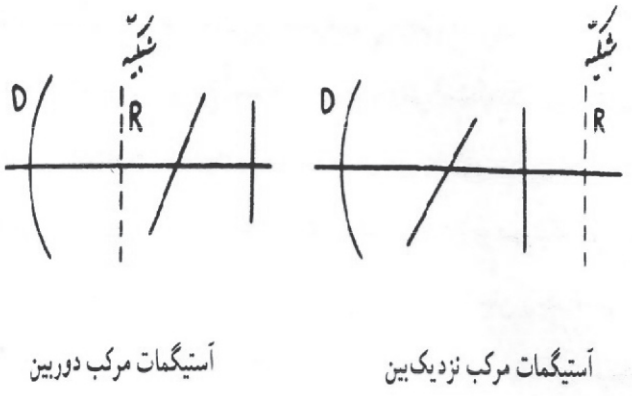
چشم های آستیگمات معمولاً بطرق زیر تقسیم بندی می شوند:

الف- آستیگمات ساده: این نوع آستیگمات مربوط به وقتی است که یکی از محراقها روی شبکیه منطبق است و دیگری در جلو یا عقب شبکیه واقع شود. در صورتیکه محراق دیگری که بر شبکیه منطبق نیست پشت شبکیه واقع شود چشم مذکور آستیگمات ساده دوربین و در صورتیکه جلو شبکیه واقع شود چشم مذکور آستیگمات ساده نزدیک بین میباشد. در حالت اول بایستی از یک عدسیه استوانه ای متقارب و در آستیگمات ساده نزدیک بین از عدسیه استوانه ای متباعد استفاده نمود. محور عدسیه های مورد استفاده بموازات خط تصویری خواهد بود که در جلو یا عقب محراق تشکیل میشود. (302/6)



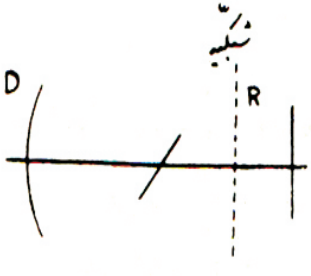
شکل 3-9: آستیگمات ساده دوربین و نزدیک بین

ب- آستیگماتیسم مرکب: این نوع آستیگماتیسم مربوط به موقعی است که هیچیک از تصاویر بر روی شبکیه واقع نشود. این نوع آستیگماتیسم نیز به دو صورت میباشد یکی آستیگماتیسم مرکب نزدیک بین (*Compound Mypic Astigmatism*) و دیگری آستیگماتیسم مرکب دوربین (*Compound Myperopic Astigmatism*) میباشد. آستیگماتیسم مرکب نزدیک بین مربوط به حالتی است که هردو تصویر در جلو شبکیه تشکیل شود. آستیگماتیسم مرکب نزدیک بین مربوط به حالتی است که هر دو تصویر در جلو شبکیه تشکیل میشود. جهت تصحیح این نوع آستیگماتیسم بایستی یا از دو عدسیه استوانه ای متباعدو یا از یک عدسیه کروی متباعد و یک عدسیه استوانه ای متباعد استفاده نمود. در هر حال بایستی ابتدا تصویر نزدیک تر به شبکیه را و سپس تصویر دیگر را به شبکیه منتقل نمود. چشم آستیگمات مرکب دوربین مربوط به حالتی است که دو تصویر پشت شبکیه تشکیل میشوند. در این حالت نیز بایستی از دو عدسیه استوانه ای متقارب و یا یک عدسیه کروی متقارب و یک عدسیه استوانه ای متقارب استفاده نمود. در اینحالت نیز بایستی ابتدا تصویر نزدیکتر به شبکیه را به شبکیه منتقل نمود و سپس تصویر دوم را.



شکل 3-10: چشم آستیگماتیسم مرکب دوربین و نزدیک بین

ج- آستیگماتیسم مخلوط: این نوع آستیگماتیسم مربوط به وقتی است که یکی از تصاویر در جلو و دیگری درپشت شبکیه تشکیل شود. در این حالت جهت تصحیح بایستی از یک عدسیه استوانه ای مقعر و یک عدسیه استوانه ای محدب استفاده نمود. برای تصحیح بهتر است ابتدا تصویری را که به شبکیه نزدیک تر است تصحیح نمود. علاوه بر آن میتوان از یک عدسیه کروی متقارب یا متباعد و یک عدسیه استوانه ایی متباعد و یا متقارب استفاده نمود. (174/4)



شکل 3-11: چشم آستیگمات مخلوط

3- 12- طریقه های تشخیص و تصحیح چشم معیوب

اولین قدم در تشخیص معیوبیت های چشم تعیین تیزبینی و یا حد بینائی (*Visible Activity*) میباشد. حد بینائی را میتوان با استفاده از تابلوهای اسنلن بشرحی که قبلاً گفته شد تعیین نمود با استفاده از تابلوهای اسنلن میتوان نزدیک بینی، دوربینی و آستیگمات را تشخیص داد. پس از تشخیص میتوان بشرحی که رفت تصحیح مناسب را انجام داد.

بمنظور تشخیص آستیگماتیسم میتوان از صفحه ساعت، باد بزن آستیگمات و یا دیسک پلاسیدو استفاده نمود. در صورتیکه چشم مبتلا به آستیگماتیسم باشد تقارب در جهات مختلف یکسان نخواهد بود. در جهت یا جهاتی تقارب بگونه ای است که تصویر بر روی شبکیه واقع میشود، بنابراین تصویر واضح دیده میشود و یا آنکه نسبت به تصویر دیگر به شبکیه نزدیکتر است. بنابراین تصویر در آن جهت نسبت به جهت دیگر واضحتر است. مریض مبتلا به آستیگماتیسم در صورت مشاهده خطوط صفحه ساعت یا خطوط بادبزن آستیگمات و یا دیسک پلاسیدو تصویر آنها را در جهات متفاوت با وضوح متفاوت مشاهده می نماید. در جهتی که وضوح بیشتر است تصویر بر روی شبکیه است و یا به شبکیه نزدیکتر از جهت دیگر است.

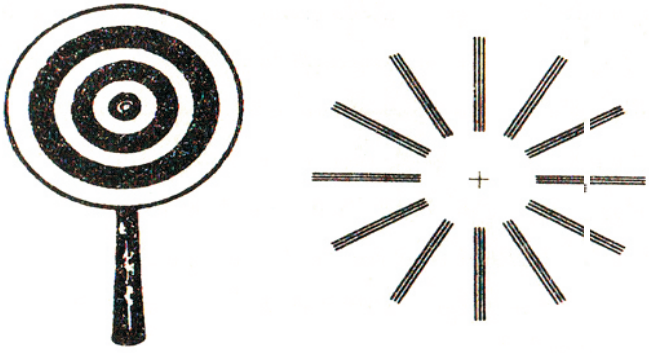
یک بادبزن آستیگمات متشکل از خطوطی با ضخامت یکسان است که در زوایای یکسانی در 360 درجه رسم شده اند. با مشاهده این صفحه میتوان آستیگماتیسم را تشخیص داد.

یک دیسک پلاسیدو متشکل از یک صفحه دایره ای همراه با یک دستگیر میباشد. در وسط صفحه دایره ای روزنه ای وجود دارد و بر روی یک طرف آن دوایر متحدالمرکز که دارای ضخامت یکسانی میباشند رسم شده است. این دوایر بطور متناوب سفید و سیاه میباشند. شخص تجربه کننده دیسک پلاسید را بگونه ای در دست میگیرد که صفحه ای که دوایر بر روی آن رسم شده بسمت چشم مشاهده کننده قرار گیرد. تصویر دوایر بر روی قرنیه مریض می افتد. شخص مشاهده کننده با مشاهده هموواری و تغییرات احتمالی تصویر دوایر بر روی قرنیه از طریق روزنه دیسک پلاسید و میتواند به این مریضی پی ببرد. اگر

تصاویر کاملاً دایره ای باشد آستیگمات وجود ندارد ودر غیر اینصورت مریض مبتلا به آستیگمات میباشد. نوع برقی دیسک پلاسید و بنام کراتوسکوپ خوانده میشود.

طریقه های ساده دیگری نیز جهت تشخیص آستیگمات وجود دارند که معمولاً بر اساس مشاهده تصاویر بر روی قرنیه شخص مریض و تغییرات ایجاد شده در تصاویر بر روی قرنیه میباشد. مثلاً تصاویر یک مربع بر روی قرنیه چشم آستیگمات یک مربع نخواهد بود.

درتصحیح آستیگمات همانطوریکه قبلاً توضیح دادیم میتوان از عدسیهای استوانه ای یا ترکیبی از عدسیهای استوانه ای و عدسیهای کروی استفاده نمود (لازم به ذکر است تصحیح آستیگماتیسم غیرمنظم همانطوریکه قبلاً گفته شد بکمک عدسیهای تماسی انجام میشود). یک عدسیه استوانه ای در امتداد محور خود دارای تقارب و یا متباعدئی نمیباشد و تنها در امتداد عمود بر آن دارای این خاصیت ها میباشد. مثلاً یک عدسیه استوانه ای $+2 \times 180°$ در امتداد $180°$ هیچ توان تقارب و یا متباعدئی ندارد و تنها در امتداد $90°$ دارای تقارب (2+) دیوپتر میباشد.



شکل 3-12: صفحه بادبزن آستیگمات و دیسک پلاسیدو

تجویز عدسیه های استوانه ای همیشه بر اساس محور آ ن میباشد و نه بر اساس جهت تقارب.

برای تصحیح چشم آستیگمات نزدیک بین ساده مثلاً اگر تصویری که جلو شبکیه تشکیل میشود خطی افقی باشد بایستی از یک عدسیه استوانه ای با محور افقی استفاده شود. در اینحالت اگر فرض کنیم نزدیک بینی (2-) دیوپتر باشد عدسیه استوانه ای($-2cyl \times 90°$) بکار میرود.

در آستیگمات از دو عدسیه استوانه($-2cyl \times 90°$)و($+2cyl \times 180°$)استفاده میشود نوع استیگمات چیست؟ تقارب در جهت های مختلف چقدر است و تصحیح به چه صورتی بایستی انجام گیرد؟

در آستیگمات دوربین ساده بایستی از عدسیه استوانه ای متقارب استفاده شود بگونه ای که تصویر خلفی که پشت شبکیه است بر روی شبکیه منتقل شود.

آستیگمات دوربین مرکب بایستی با استفاده از عدسیهای استوانه ای متقاربی عمود بر هم تصحیح شوند. در حالتهای استیگمات دوربین مرکب و نزدیک بین مرکب میتوان از ترکیب عدسیه استوانه ای و کروی جهت تصحیح استفاده نمود.

در آستیگمات مخلوط بایستی از ترکیب از دو عدسیه استوانه ای متباعد و متقارب بطور همزمان استفاده نمود یا آنکه میتوان از ترکیبی از یک عدسیه متقاربی کروی و یک عدسیه استوانه ای متباعد و برعکس استفاده نمود. (198/3)

3- 13- طریقه ترانسپوزیشن

بعضی مواقع میتوان در انتخاب یک عدسیه با علامت و تقارب مشخص از یک عدسیه دیگری استفاده نمود بگونه ای که بتواند همان عمل را انجام دهد. این عمل را ترانسپوزیشن عدسیه (*Transposition of lens*) می نامند. برای این منظور میتوان بطریقه زیر عمل نمود.

الف- برای تعیین قدرت عدسیه کروی قدرت عدسیه های کروی و استوانه ای را با هم جمع جبری می نمائیم.

ب- علامت عدسیه استوانه ای را تغییر میدهیم ضمن آنکه مقدار آن ثابت است.

ج- محور عدسیه استوانه ای را نیز $90°$ تغییر میدهیم.

مثال: $3.00 - 1.00 \times 180°$ و $+2.00 + 1.00 \times 90°$

3- 14- تست سرخ و سبز

پس از تعیین عینک مورد نیاز برای تصحیح یک چشم معیوب معمولاً نیاز است که این تست صورت گیرد. تست سرخ و سبز بمنظور آن انجام میشود که مشخص نمائیم آیا عینک تجویز شده در حد مناسب جهت تصحیحات لازم عمل می نماید یا خیر. در صورتیکه پس از استفاده از عینک شخص مریض رنگ سرخ را واضح تر ببیند تقارب تجویز شده بیش از حد بوده و اصطلاحاً گویند تصحیح بیش از حد (*over correct*) میباشد در صورتیکه تقارب عدسیه تجویز شده کمتر از حد مورد نیاز باشد مریض رنگ سبز را واضحتر می بیند و در اینحالت گویند تصحیح کمتر از حد نیاز (*under correct*) میباشد. بنابراین بعد از تجویز عینک بایستی این تست انجام شود تا نسبت به تصحیح تجویز شده مطمئن گردیم. اگر مثلاً به جای عدسیه(3+) عدسیه(3.5+) تجویز شود لفظ *over correct* و اگر (2.5+) تجویز شود لفظ *(under correct*)بکار میرود. در حالت اول رنگ سرخ واضح و در حالت دوم رنگ سبز واضح دیده میشود.

اگر بجای عدسیه(3-) عدسیه(3.5-) به مریض داده شود لفظ(*over correct*) و اگر (2.5-) تجویز شود لفظ(*under correct*)بکار میرود. در حالت اول رنگ سبز و در حالت رنگ سرخ واضحتر دیده میشود.

3- 15- نسخه نویسی عینک

موقع نوشتن عینک معمولاً بایستی شماره عینک هر چشم بطور مجزا نوشته شود. عدسیه مقعر یا علامت منفی و عدسیه محدب با علامت مثبت نوشته میشود. چشم راست را با OD و چشم چپ را با OG نشان میدهند. اگر فرض کنیم چشم راست($3D$-)و چشم چپ($2D$+)باشد در آنصورت نسخه بدین صورت نوشته میشود:

$$OD = -3.00sph$$

$$OG = +2.00sph$$

در صورتیکه عینک تجویز شده استوانه ای باشد بایستی زاویه محور آن نوشته شود مثلا:

$$OD = -1.5cyl \times 90°$$

$$OG = -1.5cyl \times 180°$$

اگر شخص مبتلا به آستیگمات مرکب باشد بایستی مقدار نمره عینک کروی و استوانه ای هر دو نوشته شود.

مثلا:

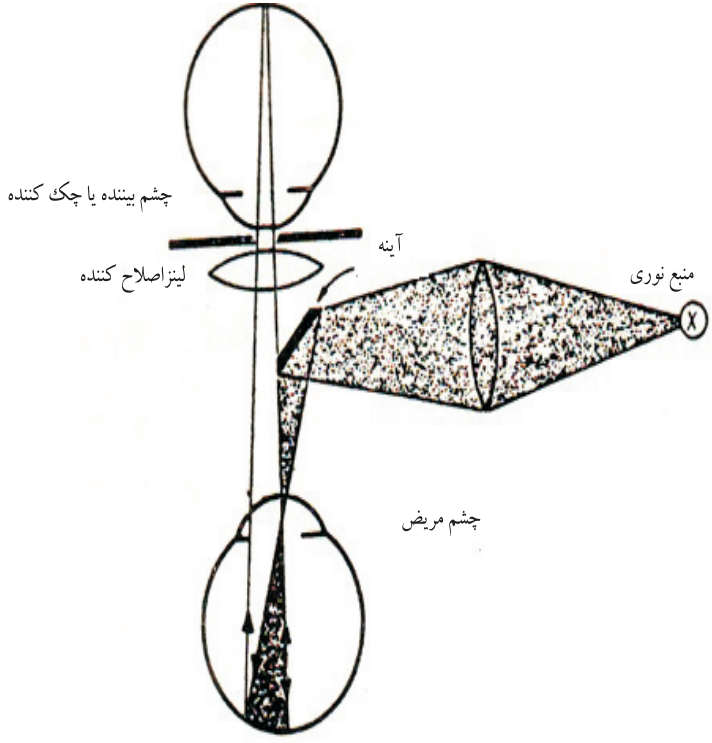
$$OD = -1.5sph, -0.75cyl \times 30°$$

$$OG = -2.00sph, -0.50cyl \times 60°$$

3- 16- آفتالموسکوپ

آفتالموسکوپ وسیله ای برای رؤیت شبکیه چشم است. ساده ترین نوع آن از یک منبع نوری و آینه ای با یک شکاف تشکیل میشود. نور از آینه به داخل چشم شخص مورد نظر تابیده میشود و شبکیه را روشن میکند هرگاه چشم شخص موردنظر طبیعی باشد و برای دیدن یک شی دور عمل کند در این صورت فاصلهٔ

محراقی عدسیه چشم طبیعی در شبکیه میباشد. بنابراین اشعه های نوری که از نقطه ای بر روی شبکیه باز تابیده میشوند وقتی که از چشم شخص مورد نظر عبور میکنند از عدسیه چشم بطور موازی خارج خواهند شد و این اشعه ها توسط چشم ناظر در محراق متمرکز میشوند تا یک تصویر روشن از شبکیه تشکیل نماید. توجه داشته باشید که عدسیه چشم مورد نظر بعنوان یک ذره بین ساده به کار میرود تا یک تصویر بزرگ شده ای از شبکیه را برای ناظر بوجود آورد هرگاه چشم شخص مورد نظر غیرطبیعی باشد باید از عدسیهای تصحیح کننده استفاده کرد تا تصویر شبکیه را در محراق جمع کند. (221/9)

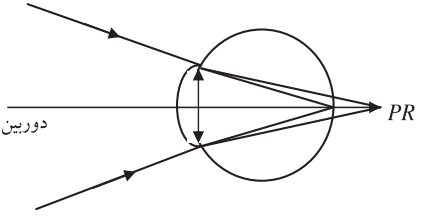


شکل 3-13: دیاگرام ساده یک آفتالموسکوپ

سوالات:

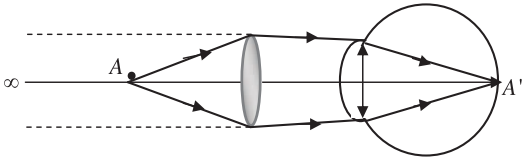
1- شخصی دوربینی به خوبی میتواند اشیای دورتر از فاصله 45 سانتیمتری چشمش را ببیند اگر عینک ($+1,25dio$) استعمال کند فاصله حداکثر و حداقل رویت او چقدر خواهد بود؟

$$P=\frac{1}{F}$$
$$P=\frac{1}{d}-\frac{1}{D}$$
$$d=28,4cm$$



2- پیرچشمی اجسام واقع در یک متری از چشمش اش را بخوبی میتواند ببیند، برای اینکه اجسام واقع در 25 سانتیمتری را ببیند چه نوع عینکی را باید استعمال نماید؟

$$P=\frac{1}{f}=\frac{1}{d}-\frac{1}{D}$$
$$P=3dio$$



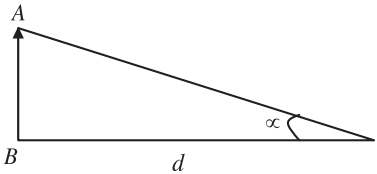
چون قدرت عدسیه مثبت است لذا عدسیه محدب میباشد.

3- دامنه تطابق یک چشم را بدست آورید که فاصله حد اقل رویت آن 16cm و فاصله حد اکثر وریت آن 80cm باشد.

$$a=\frac{1}{d}-\frac{1}{D}$$
$$a=5dio$$

4- طول یک جسم 30cm است کمترین فاصله که یک چشم طول جسم را مشاهده میکند بدست آورید.

$$\propto=\frac{AB}{d}$$
$$d=9000dio$$



فصل چهارم

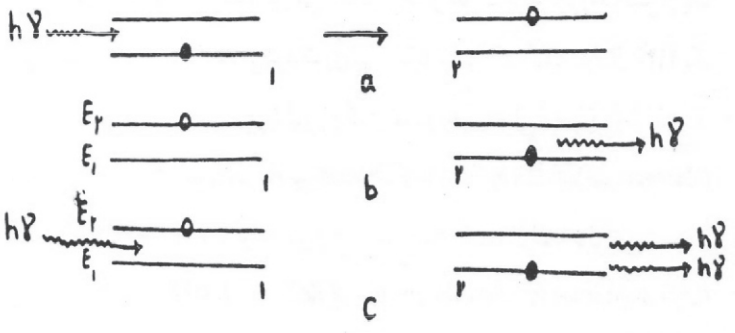
لیزر

از برزگترین اکتشافات قرن بیستم لیزر میباشد. لیزر بر اساس تقویت امواج الکترومقناطیس در یک شبکه اتومی یا مالیکولی مواد ایجاد میشود. تئوری لیزر بوسیله انیشتن کشف گردید. در سال 1940 یک دانشمند روسی نظریات انیشتن در مورد لیزر را پیگیری نمود و راههای عملی آنرا مورد بررسی قرار داد. بعدها تشدید امواج الکترومقناطیس بنام میزر *MASER*(*Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiotion*)تولید گردید. پس از آن در سال 1958 دانشمندان اشعه مرئی تقویت شده را تولید نمودند و نام آنرا *LASER*(*Light amplification by Stimulated Emission of Radiation*) نامیدند.

4- 1- تابش تحریکی و ایجاد لیزر

هرگاه الکترون اتومی از لایه اتومی زمینه خود با جذب یک فوتون به تراز تحریکی منتقل شود این الکترون ممکن است از این حالت تحریکی به حالت پایدار بازگشت نماید و ایجاد یک فوتون نماید. حال اگر الکترون در حال تحریکی باقی بماند و فوتون دیگری به اتوم بتابد این فوتون ممکن است موجب تحریک الکترون دومی شود که این الکترون بعداًممکن است به حالت اولیه برگردد و بدین طریق فوتونی ایجاد شود. علاوه بر آن ممکن است فوتون تابشی بجای آنکه موجب تحریک الکترون زمینه ای شود موجب تحریک الکترون تحریکی شود و باعث بازگشت آن به حالت زمینه گردد. در چنین حالتی بجای یک فوتون دو فوتون خواهیم داشت. شرط ایجاد چنین تحریکی آن است که فوتون تابشی به اتوم و فوتون ایجادی در اثر بازگشت الکترون به حالت زمینه دارای فریکانس مشابهی باشند. بنابراین در این حالت با تابش یک فوتون دو فوتون با فریکانس مشابه خواهیم داشت. اگر فرض کنیم تعداد بیشتری الکترون تحریکی داشته باشیم که همگی بر روی یک تراز تحریکی با سطح انرژی مشخصی واقع باشند و یک فوتون به آن الکترونها

بتابانیم در اثر تابش این فوتون همانطوریکه توضیح داده شد ممکن است دو فوتون ایجاد شود. اگر این دو فوتون را مجدداً به محلی که الکترونهای تحریکی قرار دارند باز بگردانیم بازهم این دو الکترون ممکن است موجب تحریک دو الکترون جهت بازگشت به حالت زمینه شوند و در اینصورت چهار فوتون خواهیم داشت. اگر مجدداً این چهار فوتون به محفظه حاوی الکترونهای تحریکی بازگردانده شوند و این عمل بطور مرتب تکرار شود تا همه الکترونها به حالت پایدار بازگردند در اینصورت در انتهای عملیات تعداد بسیار زیادی فوتون با فریکانس یکسان و هماهنگ خواهیم داشت این نحو تأثیر مکانیسم ایجاد لیزر میباشد.



شکل 4-1: مکانیسم ایجاد لیزر

4- 2- اجزاء اصلی یک سیستم لیزر

اجزاء اساسی یک سسیتم لیزر عبارتنداز:

1- ماده ایجاد کننده لیزر (*Active Medium*)

2- سیستم دمش (*Pumping System*)

3- آینه های منعکس کننده (*Reflecting mirror*)

الف- ماده ایجاد کننده لیزر

برای ایجاد لیزر ماده ای مورد نیاز است که دارای ترازهای انرژی تحریکی باشد بگونه ای که الکترونها بر روی این لایه دارای نیمه عمر کافی باشند. بعبارت دیگر پس از انتقال الکترونها به این لایه تحریکی نبایستی الکترونها سریعاً به تراز زمینه این لایه از تراز انرژی لایه تحریکی کمتر و از تراز زمینه بیشتر باشد. ضمناً عمر الکترونهای انتقالی بر روی این لایه کم باشد بطوریکه الکترونهائی که از لایه تحریکی به آن منتقل میشوند سریعاً به تراز زمینه انتقال یابند. در اینصورت همیشه کثافت الکترونی این لایه واسطه ای کمتر از لایه واسطه ای وجود دارد. انرژی فوتونهای لیزری معمولاً برابر با اختلاف انرژی بین لایه تحریکی و لایه واسطه ای میباشد. تعداد متعددی مواد هستند که دارای این خاصیت هستند که میتوانند بصورت گازی مثل CO_2 ، مایع مثل بعضی مواد رنگی و یا جامد مثل $Nd.YAG$ باشند.

ب - سیستم دمش

جهت تحریک اتوم های ماده ایجاد کننده لیزر وانتقال الکترونها از لایه زمینه به تراز تحریکی نیاز به انرژی میباشد. منبع انرژی میتواند بطرق مختلف تهیه شود. معمول ترین منبع انرژی استفاده از گروپ های نوری و یا فوتون های نوری میباشد. با تابش شدید نور به یک ماده که قادر به ایجاد لیزر است میتوان الکترونهای زمینه آن را تحریک و بنابراین الکترونها را به لایه تحریکی منتقل نمود. منبع انرژی میتواند گروپ های پرقدرت و یا منبع های لیزری باشد.

ج- آینه های منعکس کننده

هنگامیکه الکترونها از تراز زمینه به لایه تحریکی منتقل میشوند. بتدریج این الکترونها به حالت پایدار باز میگردند. در اثر بازگشت خود بخودی گروهی از این الکترونها به حالت زمینه، ایجاد نور میشود. نور از ماده تولید کننده خارج میشود، حال اگر در دوطرف محفظه ای که ماده تولید کننده نور در آن واقع است دو آینه قرار دهیم بطوریکه پس از تابش فوتونها به آینه مجدداً به ماده تولید کننده فوتونها منعکس شوند

در اینصورت در اثر این فوتونها همانطوریکه قبلاً توضیح دادیم فوتونهای بیشتری ایجاد میشود. در اثر تکرار این وضعیت در انتها بسیار زیادی فوتون با فریکانس یکسان ایجاد میشود.

هرگاه در زمان مناسب که شدت فوتونها کافی زیاد شد یکی از آینه ها از مسیر دسته فوتون خارج شود در آنصورت فوتونهای محبوس شده از محفظه لیزری به محیط خارج منتقل میشود.

4- 3- انواع لیزرها

بسته به حالت فیزیکی ماده ایجاد کننده لیزر آنها را به لیزرهای گازی، مایع و حالت جامد تقسیم می نمایند. نمونه لیزرهای گازی مثل لیزر CO_2، نمونه لیزر جامد مثل $Nd.YAG$ و نمونه لیزر مایع مثل رنگ میباشد. هر لیزری ایجاد لیزر با طول موج بخصوص مینماید که هر طول موج با توجه به نحوه جذب آنها در مواد و اعضای مختلف دارای موارد بخصوص میباشند. بعضی خاصیت های لیزرها عبارتنداز:

الف- شدت (*Intensity*):

نور لیزر در مقایسه با دیگر منبع های نوری دارای شدت زیادی میباشد.شدت زیاد نور لیزر مربوط به توان کل و کلیمیشن (*Collimation*) مناسب آن میباشد. زاویه تفرق اشعه های لیزری بسیار کم میباشد. نور لیزر که از یک منبع لیزری ایجاد میشود روی خط تقریباً مستقیم و موازی حرکت می نماید و لذا با افزایش فاصله دسته اشعه لیزری پهنا و سطح مقطع دسته اشعه تغییر زیاد نمیکند این در حالیست که شدت نور حاصله از چشمه های نور معمولی با افزایش فاصله از چشمه با عکس مجذور فاصله کاهش یابد.

ب- خاصیت جهتی (*directionality*)

همانطوریکه در بالا ذکر شده، دسته اشعه نور لیزر بطور موازی حرکت میکند و لذا مقدار کاهش شدت با طی مسافت بسیار کم میباشد. اندازه پهن شدگی دسته اشعه لیزری به ازای هر مترطی مسافت، تقریبا یک میلیمتر میباشد. نور لیزر یک دسته اشعه خیلی موازی شده میباشد.

ج- تکرنگی (*Mcnochcromacity*)

ایجاد نور کاملاً تکرنگ در عمل تقریباً امکان پذیر نمیباشد ولیکن با توجه به نحوه تولید لیزر میتوان لیزرهائی با پهنای در حدود $0,01$ نانومتر ایجاد نمود.

د- هم فازی (*Coherence*):

نورهای حاصله از یک چشمه لیزری بصورت هم فازی میباشد. یعنی فاز نور حاصله بالحظات قبل و بعد مربوط میشود و لذا تغییر فاز دسته اشعه لیزری در یک لحظه بخصوص با توجه به لحظات قبل قابل محاسبه است.

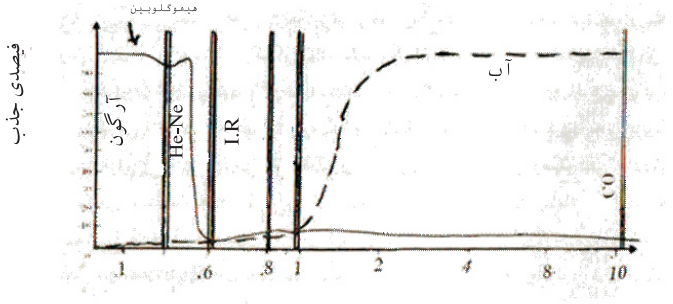
هـ- پلاریزاسیون (*Polarization*)

نور لیزر ذاتی پلاریزه نمیباشد. ولیکن در اکثر لیزرها بدلیل استفاده از کلکین های بروستر در خروجی آنها لیزرها پلاریزه میباشند.

4- 4- جذب فوتون های با طول موج های مختلف توسط اعضای بیولوژیکی

اعضای مختلف بدون عکس العمل متفاوتی نسبت به طول موجهای مختلف نور دارند. شرط اصلی تأثیر فوتونهای نوری بر روی یک اعضا بخصوص جذب فوتونها میباشد. علاوه بر تأثیر طول موج نور بر روی اعضأپارامتر موثر دیگر در ایجاد اثر بیولوژیکی شدت دسته اشعه میباشد.

اعضای متفاوت در برابر طول موج های مختلف عکس العمل مختلفی نشان میدهند. بعضی از این طول موجها را ممکن است جذب نمایند در حالیکه بعضی دیگر را پراکنده و منعکس کنند. هموگلوبین طول موج های ناحیه *UV* را به میزان صددرصد جذب می نماید و این در حالتی است که طول موج حدود 450 نانومتر را به میزان 90 درصد جذب می نماید. طول موجهای بین 500 تا 600 نانومتر دارای جذب بیشتری در هموگلوبین نسبت به طول موج 450 نانومتر میباشد و جذب طول موجهای بالاتر از 600 نانومتر به حدود 5درصد کاهش می یابد. ملانین با توجه به آنکه دارای رنگ دانه های سیاه میباشد تقریباً قابلیت جذب یکسان نورهای آبی تا سرخ (طیف نورقابل روئیت) را دارد. میزان جذب طول موج 300 نانومتر در ملانین 10 درصد و طول موج 400 نانومتر 25 درصد میباشد. (314/6)



شکل 4-2: ضریب جذب هیموگلوبین و آب بر حسب طول موج، خطوط دوگانه طول موجهای لیزری باکاربرد طبی را مشخص میسازد.

4- 5- تأثیر لیزر بر اعضا

تأثیر لیزر بر روی اعضارا میتوان به سه دسته تقسیم کرده که عبارتنداز:

1- تأثیر حرارتی (*Photothermal Effect*)

2- تأثیر فوتومکانیکی (*Photomechanical Effect*)

3- تأثیر فوتوکیمیاوی (*Photochemical Effect*)

1- تأثیرات حرارتی (*Photothermal Effect*)

تـأثیرات حرارتـی نـور لیـزر را میتـوان در دو بخـش الـف: انعقـاد (*Coagulation*) وب: تبخیـر (*Vaporiation*) مورد بررسی قرار داد.

الف- انعقاد (Coagulation)

حرارت بدن در حالت طبیعی 37 درجه سانتی گراد میباشد. اگر اعضایی نرم از این حرارت تا حرارتی 60 درجه گرم شوند در صورتیکه این افزایش برای مدت کمی باشد تغییری در ساختمان طبیعی اعضأ قابل مشاهده نمیباشد. در صورتیکه حرارت از 60 درجه بیشتر شود پدیده انعقاد (*Coagulation*) در اعضأاتفاق می افتد. تنها تأثیر قابل مشاهده در یک چنین وضعیتی سفیدشدگی اعضا مورد تابش میباشد. علت سفیدشدگی در چنین وضعیتی مربوط به تأثیر لیزر بر روی پروتئینها میباشد. در این حالت پروتئینها حالت جمع شدگی (چروکیده ای *Shrinkage*) پیدا میکنند. نتیجتاً نور تابیده به آنها بمقدار زیادی پراکنده (*Scatter*) میشود و در نتیجه انکسار و انعکاس زیاد، رنگ سفید مشاهده میشود. این درست مثل حالت رعد و برق است که بدلیل پراکندگی زیاد، بیشتر رنگ آن بصورت سفید دیده میشود. این خاصیت در بندآوردن خون در رگهای قطع شده استفاده میشود. با تابش لیزر به رگهای پاره شده میتوان موجب چروکیدگی (*Shrinkage*) کلاژن دیواره رگها و در نتیجه موجب متوقف شدن خونریزی از آنهاشد. این خاصیت لیزرها در مواردی مثل جلوگیری از خونریزی داخل شکم بوسیله لیزر با طریقه آندوسکوپی مورد استفاده زیاد دارد.

ب- تبخیر (Vaporization)

وقتیکه حرارت اعضاتا صددرجه سانتیگراد افزایش یابد وضعیتی کاملاً متفاوت از بالا اتفاق می افتد. در اثر افزایش حرارت اعضأتا صددرجه، آب داخل سلولها بجوش آمده و نتیجتاً آب جوش آمده تبخیر میشود. با تبخیر آب داخل سلول فشار داخل سلول از فشار خارج سلول زیادتر شده و نتیجتاً باعث پاره شدن

دیواره سلولی میشود. در صورتیکه تابش لیزر به سلول ادامه یابد موقعی که حرارت آن به 300 تا 400 درجه سانتیگراد برسد در آنصورت اعضأیمورد تابش سیاه میشوند که این سیاه شدگی بواسطه سوختن کربنهای موجود در سلولها میباشد.

مطالب ذکر شده در بالا اساس تأثیر حرارتی لیزر را توضیح میدهد. تأثیر حرارتی لیزر بستگی به طول موج لیزر، شدت و مدت زمان تابش لیزر به اعضا دارد. (240/4)

4- 6- تأثیر تابش لیزر CO_2

این لیزر تقریباً در همه جراحیها بطور گسترده مورد استفاده قرار میگیرد. جذب طول موج حاصله از این لیزر $10{,}6\mu m$ در اعضاخیلی زیاد میباشد. عمق مؤثر $(\frac{1}{e})$ این طول موج در اعضاحدود $10\mu m$ است. بعبارت دیگر 90٪ این نوع تابش در فاصله ای حدود $100\mu m$ جذب میشود. این مقدار ضخامت مربوط به ضخامت چند سلول میباشد که در نتیجه تابش لیزر به این طول موج موجب گرم شدن سریع اعضا تا حرارت100 درجه سانتی گرادمیشود و سپس انرژی اضافی صرف تبخیر آب سلولها میشود.

وقتیکه سلولها پاره شدند و آب آن تبخیر شد انرژی اضافی موجب سوختن کربن ها شده و بنابراین دود حاصله در جراحی بوسیله لیزر CO_2 مربوط به این پدیده میباشد. همانطوری که گفته شد چونکه عمق نفوذ این طول موج کم است بنابراین میتوان سلولها را لایه لایه بدینطریق سوزاند و از بین برد و سپس لایه های عمقی تر را مورد تابش قرار داد و بدینطریق عمق جراحی را افزایش داد. حدود $2{,}5$ژول انرژی لازم است تا یک میلیمتر مکعب آب 27 درجه سانتیگراد به بخار 100 درجه سانتیگراد تبدیل شود. بنابراین با یک لیزر یک واتی (*watt*) که یک ژول انرژی در ثانیه تولید میکند حدود $0{,}25$ثانیه یک قطعه اعضا با سطح مقطع یک میلیمتر مربع و عمق 100 میکرومتر تبخیر میشود.بنابراین با یک لیزر 20 واتی که دسته اشعه خروجی آن بر روی سطحی با قطر 2 میلیمتر متمرکز گردیده یک عمق $2{,}5$ میلیمتری را در مدت یک ثانیه میتوان تبخیر نمود.

بعلت جذب زیاد، پراکندگی اشعه در اطراف ناحیه مورد تابش تقریباً قابل صرفنظر کردن است. لیزر CO_2 را میتوان یا برای بریدن (*incision*) یا برای تبخیر (*vaporization*) استفاده نمود.

خاصیت برشی آن میتواند برای بریدن ریشه های نئوپلازم استفاده شود. وقتیکه لیزر CO_2 برای بریدن استفاده میشود بایستی دسته اشعه خروجی لیزر را تا حد زیادی دقت نمود بطوریکه مانند یک چاقوی بسیار تیزی عمل نماید.

برای مواقعیکه ریشه زخمها قابل دسترس نباشد میتوان با طریقه تبخیر، تومورها را لایه لایه از بین برد. برای این منظور میتوان اشعه را از حالت فوکوس خیلی باریک به یک دسته اشعه پهن (*defocusing*) تبدیل کرده و قطر مقطع آنرا زیاد نمود بطوریکه در هر لحظه بتوان سطح بیشتری را مورد تابش قرار داد. در این صورت یک کنترل بیشتری روی تأثیرات عمقی میتوان داشت. بایستی توجه داشت که در این حالت با توجه به آنکه سرعت تبخیر کم میشود حرارت حاصله در اعضافرصت کافی برای انتشار (*diffusion*)به اعضای کناری خواهند داشت و لذا این پدیده یک عیب عمده ای در این طریقه است. وقتی عمق زیادی را با این طریق از بین ببریم در آنصورت موجب تأخیر در ترمیم میشود و در نتیجه احتمال عفونت زیاد میشود.

لیزر CO_2 را میتوان بعنوان یک چاقوی بسیار تیز و ظریفی در جراحی ها بکار برد. علاوه بر آن لیزرها را میتوان از طریق فیبرهای نوری به هر نقطه دلخواه و بخصوص از طریق مجاری مختلف مثل مری، نای و یا رگها به داخل بدن به نقطه دلخواه برای انجام جراحی منتقل و ضمن کنترول از خارج بدون ایجاد پارگی های اضافی جراحی مورد نظر را انجام داد. استفاده از لیزر در جراحی موجب کاهش احتمال عفونت (بخاطر خاصیت میکروب کشی لیزر)، کاهش احتمال خونریزی (بخاطر خاصیت انعقادی لیزر *Coagulation effect*) کاهش احتمال کاشتن (*implantation*) در مورد زخمهای بدخیم، کاهش نیاز به ماده بی حس و بیهوش کننده، بقاء اثر جراحی (*Scar*)، سرعت زیادتر در ترمیم و کاهش در دو... میشود.

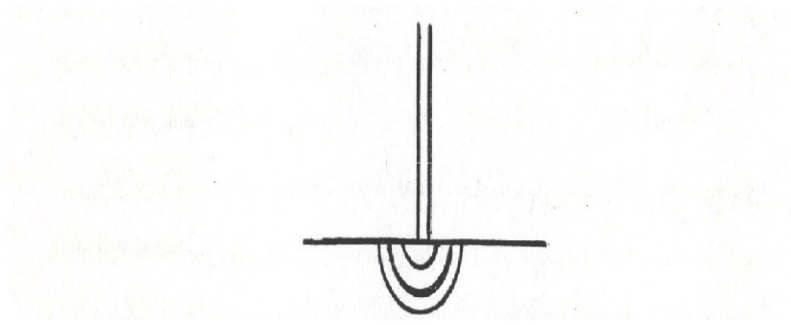
4- 7- لیزر Nd-YAG (Neodymium, Yttrium -Almnum Garnet Laser)

طول موج حاصله از این لیزر $1,06$ میکرومتر است که مربوط به ناحیه IR از طیف امواج الکترومقناطیس است. این طول موج میتواند تا عمق بیشتری نسبت به طول موج لیزر CO_2 درداخل آب نفوذ نماید. عمق جذب این طول موج در آب حدود $90mm$ (ضخامتی که شدت آن به $\frac{1}{e}$ میرسد) میباشد. بنابراین بنظر می رسد که این طول موج تا چند سانتیمتر به داخل اعضای نرم نفوذ کند. اما در عمل این طول موج پس از طی چند میلیمتر دریافت متوقف میشود. دو علت برای این مطلب وجود دارد:

الف- بخاطر وجود خون در اعضأیکه در نتیجه موجب جذب این طول موج میشود.

ب- موقع ورود این طول موج در اعضا نه تنها این طول موج در اعضا جذب میشود بلکه بخش زیادی از آن بوسیله ذرات مختلف موجود در اعضای پراکنده میشود. پس از ورود اشعه باریک از این نوع لیزر بخاطر پراکندگی های متعدد فوتونها، پهنای اشعه خیلی زیاد میشود این مطلب بخاطر نسبت بزرگ

$\frac{Scatter}{Absorption}$ میباشد.پراکندگی اشعه در اطراف ناحیه ورود اشعه به داخل اعضأ نیز دارای اهمیتی مشابه با نفوذ مستقیم در عمق دارد. با نفوذ بیشتر اشعه پهنای دسته اشعه بیشتر میشودکه البته این پدیده در مورد لیزر $Nd\text{-}YAG$ درست برخلاف اشعه حاصله از لیزرCO_2 میباشد. بنابراین برای مصارف تداوی بایستی خروجی این نوع لیزر بیشتر از لیزر CO_2 باشد.



شکل 4-3: نفوذ طول موج لیزر Nd-YAG بداخل اعضأ در اثر جذب و پراکندگی کاهش می یابد.

فاکتور دیگری که در مورد این لیزر بایستی در نظر داشت وجود پراکندگی اشعه (به عقب بطرف سطح) است که در این نوع لیزر مقدار قابل توجهی میباشد (30 تا 40درصد).

در این نوع لیزر در صورتیکه دوره ضربه برای جوشاندن و تبخیر آب داخل اعضاکافی نباشد میتواند موجب انعقاد (*Coagulation*) شود.بعلت پراکندگی زیاد حاصله از این نوع لیزر انعقاد حاصله نسبتاً بزرگ و گسترده میباشد. بنابراین با هر فیر این لیزر به داخل اعضا بخش بیشتری از اعضا را میتوان در آن تغییرات ایجاد کرد. بنابراین تأثیر این لیزر در مقایسه با لیزر CO_2ایجاد لخته (*Plug*) درعمق و اندازه بزرگتر میباشد.

با استفاده از این لیزر میتوان رگهای با قطر 1 تا 2 میلیمتر را بست و این در حالیست که با لیزر CO_2 رگهای با قطر حدود $0,5$ میلیمتر رامیتوان بست. این لیزر را متیوان برای پیشگیری از خونریزیهای داخلی و همچنین باز کردن مسیرهای هوائی در تومورهای شش ها استفاده نمود. انتقال این اشعه به محل مورد نظر را میتوان توسط برونکوسکوپ و یا اندوسکوپ انجام داد. علاوه بر آن این لیزر میتواند در بسیاری از موارد همچون لیزر CO_2مورد استفاده قرار گیرد این لیزر را میتوان بصورت پالس یا پیوسته بکار گرفت.

4- 8- لیزرهای با نور قابل رؤیت (Visible laser)

نمونه اینگونه لیزرها عبارتنداز:

لیزر آرگون–طول موج 488 و 514 نانومتر

لیزرکریپتون – طول موج 647 نانومتر

لیزرمس تبخری – طول موج 578 و 511 نانومتر

لیزررنگ – با طول موج قابل تنظیم

کاربرداین لیزرها عمدتاً در تداوی چشم، مریضی های هاضمه و در ماتولوژی میباشد. این نوع لیزرها بعنوان یک منبع بخصوص برای گرم کردن اعضابکار نمیرود. در عوض مقدار جذب متفاوت این طول موجها در اعضابکار گرفته میشود.

لیزر کریپتون تولید طول موج 647 نانومتر می نماید (رنگ زرد متمایل به سرخ) این طول موج برای *Photocoagulation* در تداوی چشم و مریضی های هاضمی استفاده میشود.

لیزر آرگون تولید نورهای آبی و سبز می نماید. و دارای تأثیر *Photocoagulation* میباشد. همچنین در تداوی چشم برای جدا نمودن و قطع بخشی از شبکیه که از سطح کره چشم جدا شده است بکار میرود (*retinopathy*).

لیزر رنگ (*dya laser*) قادر به ایجاد لیزر با طول موجهای ناحیه قابل رؤیت میباشد. موارد عمده آن در امور کلینیکی با توجه به خواص غیر حرارتی آن است. این لیزر و لیزر آرگون را میتوان برای تداوی *part-Wine Stain* (*PWS*) در درماتولوژی بکار برد. نور زرد و یا آبی میتواند لایه اپی در میس عبور کرده و بوسیله هموگلوبین جذب شده و سبب تخریب حرارتی آنها شود و نتیجتاً موجب ترمبوز میشود که حاصل آن بسته شدن رگهای آن ناحیه میباشد.

پارامترهای مؤثر در تداوی عبارتنداز زمان تابش که حدود *0,2* ثانیه است. توان خروجی که حدود *0,5* تا یک وات و سطح مورد تابش حدود 1 میلیمتر است. (212/2)

4- 9- اثرات فوتومکانیکی (Photomechanical Effect)

ایجاد اثرات فوتومکانیکی فقط محدود به لیزرهای با خروجی زیاد و پالش های کوتاه مدت میباشد. لیزرهائی چون لیزر *Nd-YAG* که یا *Q-Switch* بصورت ضربه ای کار میکند. قادر به تولید اشعه با توان بسیار زیاد تا 70 وات میباشد. در صورتیکه خروجی این لیزر بر روی یک سطح کوچکی حدود 50 میکرومترمربع ذخیر شود حتی در انرژی های کم *2mj* موجب ایجاد یک تابش $1,5 \times 10^{-2} Wm$ در مدت

*100ps*میشود. در یک چنین وضعیتی یا چنین انرژی موجب تخریب سیستم الکترونیکی اتوم های ناحیه مورد تابش میشود و سبب ایجاد پلاسمای موضعی میشود. برای ایجاد پلاسما هر جفت یون نیاز به تعداد زیادی فوتونهای با طول موج *1,06* میکرومتر دارد.پلاسمای ایجاد شده موجب ایجاد موج هیدرودینامیکی فشاری میشود که نتیجتاً موجب پاره شدن اعضامیشود. این خاصیت میتواند در سوراخ کردن غشاء عدسیه چشم و خارج کردن آب مروارید بکار رود. علاوه بر آن این لیزر در شکستن سنگ گرده و همچنین از بین بردن پلاک های (*Calcification*) روی دیواره های رگها بکار میرود.

4- 10- اثرات فوتوکیمیاوی (Photochemical Effects)

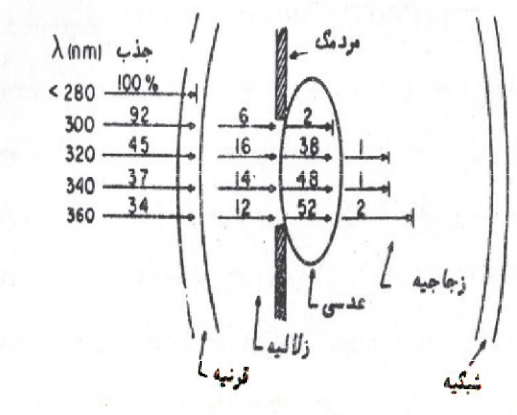
تأثیرات کیمیاوی نور لیزر مربوط به جذب نور لیزر با طول موج بخصوص در مالیکول های بخصوص و سپس ایجاد تغییر در ترکیب کیمیاوی آن مالیکول ها میباشد. نور حاصله از لیزر رنگ با طول موج 630 نانومتر را میتوان در تداوی بعضی از تومورهای نزدیک سطح پوست بکار گرفت. با استفاده از دواهای حساس به نور مثل مشتقات هماتوپروفرین (*haematoporphelyn (hpd* و وارد کردن آن به موضع تداوی و سپس تابش نور لیزر با طول موج 630 نانومتر میتوان آنها را تحریک نموده و تولید اکسیجن رادیکالی (*Singlet*) نمود و در نتیجه موجب تخریب اعضأ اطراف آن شد. با تزریق دوا به مریض پس از چند روز دوا درمحل تومور متمرکز شده که پس از آن محل تومور را مورد تابش نور مورد نظر قرار میدهند. انتقال نور به محل تومور میتواند بطریقه فیبرهای نوری از طریق زیر پوست انجام شود. جذب طول موجهای 400 و 630 نانومتر در این دوا زیاد میباشد. ولیکن بخاطر آنکه طول موج 400 نانومتر در هموگلوبین دارای جذب زیاد است عمدتاً از طول موج 630 نانومتر استفاده میشود. لیزر دارای موارد وسیعی در تخصصهای مختلف طبی میباشد. در تداوی چشم جهت جراحی، تصحیح قرنیه، بندآوردن خون عروق شبکیه و...، در پوست بمنظور جراحی، تداوی *Part Wine* ، تداوی خال کوبی اندازه گیری سرعت خون...، در مریضی های قلب و عروق جهت باز نمودن عروق خونی، جراحی های قلبی، تعیین سرعت و...، در مریضی های هاضمی جهت جراحی های داخلی، تداوی پولیپ های معده و...، در مریضی های زنان جهت جراحی

تومورهای اولیه رحم، بندآوردن خونریزیهاو..، در مریضی های عصبی برای جراحی های بسیار کوچک، در مریضی های گوش و حلق نیز جهت جراحی و در مریضی های تنفسی جهت باز نمودن مسیرهای هوائی وغیره استفاده میشود.

بایستی متذکر شد کاربرد لیزر علی رغم وسعت زیاد استفاده از آن هر روز هم رو به گسترش میباشد.

4- 11- خطرات لیزر (Laser hazards)

علت اساسی خطرناک بودن لیزر نسبت به نور معمولی شدت زیاد آنست (نورحاصله از یک گروپ معمولی در همه جهات پراکنده میشود در حالیکه نور لیزر با افزایش فاصله شدتش تغییر چندانی نمی یابد). اثرات نور لیزر اساساً کوتاه مدت و شدید (*acute*) میباشد. اثرات دراز مدت و ژنتیک عمدتاً در اثر لیزر مشاهده و گزارش نشده است. خطرات لیزر عمدتاً تأثیر بر روی چشم و پوست میباشد. میزان نوری که به شبکیه و یا قسمتهای مختلف چشم میر سد بستگی به طول موج لیزر دارد. شکل (4-4)



شکل ۴-۴: جذب طول موجهای متفاوت در لایه‌های مختلف چشم

الف: شبکیه:

شبکیه حساسترین عضو بدن است. تابش زیاد نور قابل رؤیت و مادون سرخ نزدیک به چشم میتواند بسیار خطرناک باشد. ضخامت شبکیه تنها $2\mu m$ میباشد وتا حدود 80 درصد نوربرخوردی راجذب می نماید. زخمائی که بطور لحظه ای حاصل میشود. بدلیل اثر حرارتی میباشد. یک زخم کوچک در صورتی که در اطراف شبکیه باشد ممکن است موجب اشکال قبل توجهی در بینائی نشود. اگر فرد مستقیماً به اشعه نگاه کند ممکن است دسته اشعه بر روی عصب چشم (*Foveal*) بیفتد و باعث سوختگی آن (*Faveal burn*) شود که نتیجتاً باعث از بین رفتن بینائی و کوری میگردد.

با افزایش طول موج مقدار کمتری اشعه به شبکیه میرسد. طول موجهای بالاتر از *1,4* میکرومتر تقریباً بوسیله شبکیه جذب نمیشود. در طول موجهای کوتاه تر از 400 نانومتر نیز اشعه ای به شبکیه نمیرسد. اشکالی که نور قابل رؤیت و *IR* بر روی شبکیه ایجاد میکند نه تنها مربوط به شدت خود اشعه است بلکه مربوط به متمرکز سازی عدسیه چشم نیز میباشد و لذا عدسیه چشم موجب افزایش شدت نور بر روی شبکیه میشود.

ب: عدسیه و قرنیه (Lens and cornea)

1: *IR* دور:-

طول موجهای بالاتر از 1400 نانومتر در ناحیه *IRB* و *IRC* توسط قسمتهای جلوئی چشم جذب میشود. در طول موجهای بالاتر از 2 میکرومتر عمدتاً قرنیه در معرض خطر است و سوختگی میتواند در این عضو حاصل شود.

2: ماوراء بنفش UV:-

طول موجهای 400-315 (UVA) نانومتر بیشترین خطر را برای عدسیه چشم دارد. این طول موجها عمدتاً درعدسیه چشم جذب میشوند. و بمقدار زیادی از قرنیه و زجاجیه عبور می نمایند. مکانیزم تأثیر نور UV عمدتاً اثر فوتوکیمیاوی میباشد.

طول موجهای $280 - 315nm(UVB)$ و $100 - 280nm(UVC)$ بیشترین خطر را برای قرنیه و پلکها دارند.

4- 12- اثر روی پوست

تابش اشعه لیزر بروی پوست موجب خطرات کمتری می شود . تأثیر لیزر در طول موج ها قابل رویت و IR بر روی پوست عمدتاً تأثیر حرارتی است طول موج های UV عمدتاً باعث اثرات فو تو کیمیاوی بر روی پوست بدن می شوند.

4- 13- خطر برق گرفتگی

این خطر بیشتر برای محققین ممکن است اتفاق افتد. بخاطر آنکه در لیزرها از ولتاژ زیاد استفاده میشود لذا میتواند ایجاد خطر برق گرفتگی نماید. گروههائی که عمدتاً در معرض آسیب لیزر هستند شامل مریضان، اپراتورهای سیستم لیزری و دیگر افرادی که در محل اتاق عمل لیزری قرار دارند میباشند و لذا حفاظت از این افراد مناسب با کارشان لازم است.

دسته بندی لیزرها بر اساس خطرات احتمالی آنها شرح زیر میباشد:

Class I- این دسته لیزرها اساساً بدون خطر میباشند حتی اگر مستقیماً به چشم و یا پوست بتابد بی خطری این لیزرها اساساً یا مربوط به خروجی کم آنها و یا مهندسی خوب آنها میباشد.

Class II- این دسته لیزرها معمولاً مربوط به لیزرهای با طول موج مربوط به ناحیه مرئی میباشند(780-400نانومتر) خروجی این لیزرها کمتر از *1mW* میباشد. این لیزرها در صورتیکه مستقیماً به چشم نتابند بدون خطر میباشند. مشاهده مستقیم این لیزرها معمولاً برای مدت زمان تا *0,25* ثانیه (زمان عکس العمل چشم *blink reflex*) بی خطر میباشد ولیکن برای مدت زمان بیشتر میتواند موجب آسیب چشم شود.

Class III- تابش این گروه لیزرها حتی برای زمان کمتر از *0,25* ثانیه به چشم نیز میتواند خطرناک باشد. این دسته لیزرها به دو گروه *A* و *B* تقسیم میشوند.

Class III-A- این دسته لیزر دارای توان خروجی *5mW*میباشندو طول موج آنها در ناحیه مرئی است. خروجی این لیزرها کمتر از *25mW* میباشد، بگونه ای که اعظمی تابش به چشم بیشتر از *1mW* نمیباشد.

Class III-B- این دسته لیزرها شامل هر نوع طول موجی با خروجی کمتر از *0,5* وات میباشد. اشعه پراکنده شده اینگونه لیزرها در اثر انعکاس ممکن است بدون خطر باشد.

Class IV- این گروه لیزرها میتواند موجب آسیب جدی به چشم و پوست شود. حتی انعکاس و پراکندگی این لیزرها میتواند موجب آسیب به چشم شود.مثالی از این لیزرها، لیزرهای جراحی میباشد. این نوع لیزرها همچنین میتواند موجب آتش سوزی شود. (224/7)

4- 14- احتیاط های لازم

1- سیستم لیزر بایستی در محلی کاملاً محصور و محافظت شده باشد. جهت تابش اشعه بایستی کاملاً مشخص باشد. افرادی که در اتاق عمل حاضر میشوند بایستی حداقل باشند.

2- اتاقی که در آن لیزر قرار دارد بایستی از راه دور قابل بستن باشد.

3- کلید اتاق بایستی در اختیار افراد مشخص و مسئول باشد.

4- سیستم بایستی دارای وسیله مناسب برای متوقف کردن اضطراری باشد.

5- علامت خطر لیزر بر روی در اتاق لیزر بایستی نصب شود.

6- دکوراسیون، وسائل جراحی و دیگر وسائل بایستی بگونه ای باشند که نور لیزر را زیاد منعکس و بخصوص در یک جهت نکند.

7- افرادی که با لیزر کار میکنند بایستی آموزش کافی دیده باشند و از خطرات لیزر واقف باشند.

8- بایستی از عینکهای محافظ چشم در حین کار با لیزر استفاده شود.

فصل پنجم

صوت و التراسوند

بشر همیشه در تلاش برای یافتن راهی بوده که بتواند اطلاعاتی راجع به نحوه کار و شکل اعضاء مختلف داخلی بدن که با چشم قابل دیدن نیستند بدست آورد. لازمه این امر آنست که بتوان بدون آنکه درنحوه کار طبیعی بدن در حین تحقیق اختلالی ایجاد شود و یااینکه موجب اشکالات جانبی برای مریض شدن به این مهم دست یافت. طریقه های مختلف موجود برای این کار عمدتاً از اشعه های یونیزان، امواج الکترومقناطیس و التراسوند استفاده میکنند. استفاده از اشعه های یونیزان از آن جهت که میتوان روی بدن تأثیرات منفی داشته باشد بجز در موارد لازم مجاز نمیباشد. اما در موردالتراسوند با توجه به آنکه در شدتهای مورد استفاده در امور تشخیصی تاکنون اثرات منفی قابل توجهی مشاهده نشده است این پدیده میتواند بعنوان طریقه مناسب در تصویرگیری بکار رود و بخصوص در مواردی که استفاده از این پدیده میتواند بعنوان طریقه مناسب در تصویرگیری بکار رود و بخصوص در مواردی که استفاده از اشعه های یونیزان همراه با ریسک قابل توجهی میباشد التراسوند میتواند بعنوان یک طریقه ایده آل مطرح باشد.

اگرچه تفسیر تصویرهای التراسونیکی حاصله از بدن به مراتب مشکل تر از تصویرهای حاصله از اشعه های یونیزان است ولیکن با توجه به اینکه اثرات سوئی از آن بر روی بدن در شدت های مورد استفاده در تشخیص تاکنون باثبات نرسیده است لذا استفاده از سیستم های التراسونیکی در ده سال گذشته بسرعت گسترش یافته و در بسیاری از موارد جایگزین اشعه های X گردیده است.

5- 1- مبانی فیزیکی

اصوات همانندنور بصورت موجی منتشر میشوند و البته برخلاف نور برای آنکه بتوانند منتشر شوند نیاز به محیط مادی دارند.

فشار اعمال شده به یک نقطه ماده موجب بحرکت دراوردن ذرات موجود در آن نقطه میشود. اهتزازات حاصله در این ذرات که در اثر فشار اولیه ایجاد شده اند موجب اهتزاز ذرات مجاور خود میشوند و این ذرات در اثر فشار ذرات مجاور از حالت تعادل خارج شده و به اهتزاز در میآید و بنوبه خود موجب انتقال انرژی صوتی به ذرات مجاور خود میشوند. بهمین ترتیب انرژی صوتی از یک نقطه به نقطه دیگر منتقل میشود. بنابراین با توجه به مطالب بالا امواج صوتی برخلاف نور برای آنکه بتوانند منتشر شوند لازم است که در یک محیط مادی واقع شوند. در مورد امواج نوری این فوتونهای نوری هستند که از یک نقطه به نقطه دیگرمنتقل میشوند در حالیکه در مورد صوت اهتزازات یک ذره است که از یک نقطه به نقطه دیگر منتقل میشود. همانطوریکه گفته شده صوت بصورت موجی منتقل میشود و لذا هر نوع صوتی دارای فریکانس خاصی میباشد.

طیف امواج صوتی بصورت زیر تقسیم بندی میشوند:

الف- امواج صوتی بافریکانس کمتر از 20 هرتز را امواج ماتحت صوت (infrasound) می نامند.

ب- امواج صوتی بافریکانس بین 20 هرتز تا 20 کیلوهرتز ($20HZ \leq F \leq 20KHZ$) را امواج صوتی شنوائی (Sound) می نامند.

ج- امواج صوتی با فریکانس بیشتر از 20 کیلوهرتز را امواج ماوراء صوت یا التراسوند (Ultrasound) مینامند.

بنابراین عامل تفکیک نواحی مختلف صوتی قابلیت شنوائی آنها میباشد. ناحیه شنوائی ناحیه ای از فریکانس هاست که اگر صوتی با این فریکانس تولید شود میتواند توسط یک فرد جوان سالم قابل شنیدن باشد. معمولاً در سنین بالا حد بالای شنوائی کمتر میشود و به حدود 10 کیلوهرتز می رسد.

امواج صوتی با توجه به آنکه بمنظور انتشار نیاز به محیط مادی دارند و انتشار آنها بصورت انتقال اهتزازی از یک ذره به ذره مجاور میباشد سرعت آنها بسیار محدود تر از سرعت نور میباشد. این مطلب را میتوان هنگام رعد و برق در آسمان و اختلاف زمانی بین دیدن نور و شنیدن صوت حاصله از برخورد دو لکه ابر متوجه گردید. (310/5)

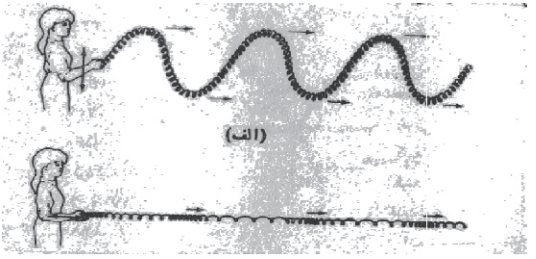
5- 2- امواج صوتی طولی و عرضی

امواج صوتی در مواد به دو گونه طولی و عرضی منتشر میشوند.

الف- امواج صوتی طولی: اینگونه امواج آنهائی هستند که در آنها امتداد اهتزاز و انتشار موج صوتی در یک امتداد هستند. مثلاً اهتزازات فنر.

ب- امواج صوتی عرضی: در اینگونه امواج امتداد اهتزاز و انتشار موج صوتی عمود بر یکدیگر میباشند. مثل اهتزاز یک نخ وقتی که یک سر آن به محلی محکم شده باشد و سر دیگر آن به یک پنجه صوتی در حال اهتزاز متصل باشد و یا اهتزازات روی سطح آب در اثر وارد شدن ضربه بر روی سطح آب.

امواج صوتی مورد استفاده برای مقاصد تشخیصی در طبابت عموماً امواج طولی هستند و بندرت از امواج صوتی عرضی استفاده میشود. این مطلب به دلایل متعددی میباشد از جمله آنکه تولید و تشخیص امواج صوتی عرضی مشکلتر است و ثانیاً ضریب تضعیف آنها در مواد مختلف نسبت به موج طولی خیلی زیادتر است و علاوه بر آن سرعت انتشار آنها معمولاً کمتر از امواج صوتی طولی میباشد. یک علت دیگر آنست که امواج صوتی عرضی معمولاً در داخل مایعات که قسمت عمده مواد بدن را تشکیل میدهند منتشر نمیشوند.



شکل 5-1: (a) امواج طولی و (b) امواج عرضی

5- 3- سرعت صوت در مواد

سرعت صوت در یک ماده بستگی به کوپل بین ذرات آن ماده (الاستیسته) و کثافت آن ماده که کنترول کننده شتاب برای یک نیروی خاص است دارد. بستگی سرعت انتشار امواج صوتی طولی با دو پارامتر ذکر شده بوسیله رابطه زیر تعیین میشود.

$$c = \sqrt{\frac{k}{p}}$$

در این رابطه c بر حسب متر بر ثانیه، p کثافت بر حسب کیلوگرم بر متر مکعب و k الاستیسته بر حسب $kgms^{-2}$ میباشد.

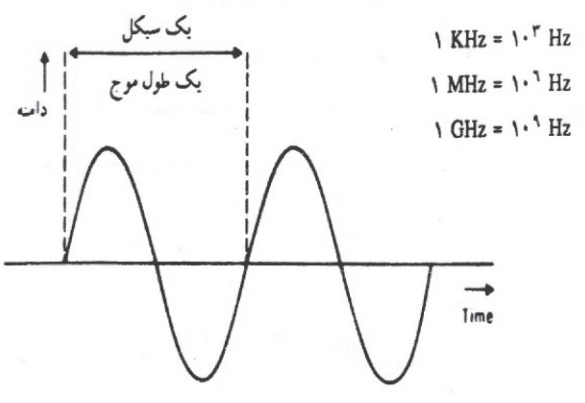
سرعت انتشار امواج صوتی همچنین میتواند بر حسب طول موج و فریکانس بوسیله رابطه زیر بیان شود.

$$c = f\lambda$$

در این رابطه f فریکانس بر حسب سیکل برثانیه و λ طول موج بر حسب متر میباشد. فاصله ای که یک موج صوتی طی میکند تا از یک وضعیت اهتزازی به وضعیت اهتزازی مشابه برسد را طول موج آن موج می نامند.یا به عبارت دیگر فاصله ای که یک ذره در یک اهتزاز کامل انجام میدهد را طول موج می نامند. زمان یک اهتزاز را زمان تناوت (T) و تعداد اهتزازات در ثانیه را فریکانس می نامند ($f = \frac{1}{T}$).

جدول 5-1: سرعت انتشار صوت در بعضی مواد بیولوژیکی

سرعت انتشار (متربر ثانیه)	ماده بیولوژیکی
330	هوا
1570	خون
1540	مغز
1430	چربی
1560	گرده
1550	کبد
1700-4000	استخوان
1480	آب



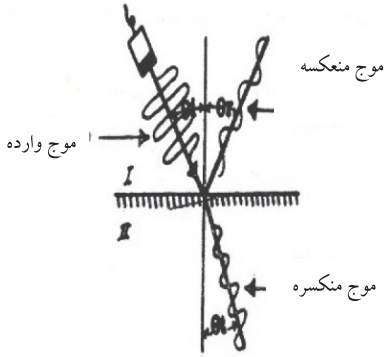
شکل 5-2: یک موج بصورت گرافیکی

5- 4- رفتار امواج صوتی موقع عبور از یک محیط به محیط دیگر

موقعیکه در حین انتشار، موج صوتی در یک محیط هموژن به محیط دیگری با خواص مکانیکی متفاوتی برخورد کند در آنصورت مانند نور بخشی از انرژی موج صوتی به محیط دوم منتقل و بخش دیگر به همان محیط اول منعکس میشود. مقدار انرژی عبور کرده و یا منعکس شده بستگی به خواص مکانیکی دو محیط دارد. درشکل (5-3) مشاهده میشود که زاویه وارده و انعکاس مساوی هستند و زاویه ای که تحت آن صوت بداخل محیط دوم منتقل میشود بستگی به خواص مکانیکی دو محیط دارد رابطه بین زاویه وارده انعکاس بصورت زیر است.

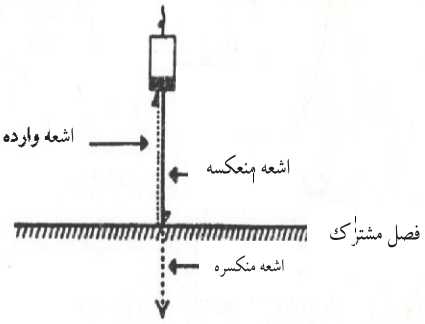
$$\theta_i = \theta_r$$

$$\frac{\sin\theta_i}{sin\theta_t} = \frac{c_2}{c_1}$$



شکل 5-3: رفتار یک موج صوتی هنگام عبور از یک محیط به محیط

در رابطه بالا θ_i، θ_r و θ_t زوایای وارده، منعکسه و منکسره میباشد و c_1 و c_2 سرعت انتشار صوت در محیطهای اول و دوم میباشند. وضعیت نشان داده شده درشکل(5-3) یک حالت کلی میباشد. معمولاً در تصویرگیریهای کلینکی توسط اسکنرها از این وضعیت استفاده نمیشود بلکه وضعیت ساده تری که یک حالت خاصی از وضعیت بالاست استفاده میشود.



شکل 5-4: وضعیت مورد استفاده در اسکنرهای التراسوندج ی

وضعیت نشان داده شده در شکل بالا تابش را عمودی (*Specular reflection*) مینامند. در این وضعیت موج وارده بطور عمودی به سطح جدأ دو محیط بر خورد نموده و لذا قسمتی از آن در همان امتداد به داخل محیط دوم وارد شده و قسمت دیگر به همان محیط اول انعکاس می نماید.

مقدار موج منعکس شده و یا منتقل شده به محیط دوم بستگی به خواص مکانیکی آن دومحیط دارند. پارامتر مهم مکانیکی که در تعیین مقدار انرژی منعکس شده و یاعبور نموده وقتی یک موج صوتی به سطح جدائی دومحیط برخورد میکند امپدانس مکانیکی میباشد که آنرا با z نمایش میدهند، مقدار آن بستگی به کثافت و سرعت صوت در آن محیط دارد و بوسیله رابطه زیر بیان میشود.

$$Z = p\,c$$

در این رابطه ρ کثافت (بر حسب kgm^{-3}) و c سرعت صوت بر حسب متر بر ثانیه میباشد و بنابراین z بر حسب $kgm^{-2}s^{-1}$ میباشد.

جدول 5-2: امپدانس مکانیکی بعضی مواد بیولوژیکی

ماده	Z
هوا	430
آب	$1{,}48 \times 10^6$
استخوان	$7{,}88 \times 10^6$
چربی	$1{,}33 \times 10^6$
مغز	$1{,}55 \times 10^6$
ماهیچه	$1{,}64 \times 10^6$

وقتیکه یک موج صوتی از یک محیط به محیط دیگر منتقل میشود. در صورتیکه زاویه تابش 90 درجه باشد در آنصورت ضریب انعکاس انرژی به محیط اول و ضریب انتقال انرژی به محیط دوم توسط روابط زیر تعیین میشود.

$$R\left(\text{ضریب انعکاس انرژی}\right) = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}\right)2 = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{A_r}{A_i}\right)2$$

$$T\left(\text{ضریب انتقال انرژی}\right) = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)}2 = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{A_t}{A_i}\right)2$$

Z_2 و Z_1 امپدانس مکانیکی محیط های اول و دوم و I_i، I_t و I_r بترتیب شدت های موج وارده، منعکسه و عبوری میباشند. A_i، A_r و A_tبترتیب دامنه های موج وارده، منعکسه و عبوری به ماده دوم میباشند. با توجه به روابط بالا میتوان دریافت که در صورتیکه $Z_1 \cong Z_2$ باشد در آنصورت مقدار انرژی منعکس شده ناچیز است مثل حالتیکه دو اعضای نرم در مجاورت همدیگر واقعند. و در صورتیکه $Z_1 >> Z_2$ یا $Z_1 << Z_2$ باشد در آنصورت بیشترین مقدار انرژی منعکس و تنها بخش کوچکی از

انرژی به محیط دوم منتقل میشود. این حالت بخصوص در مواردی که دو محیط یکی اعضای نرم و دیگری استخوان یا هوا میباشد صادق است و یا موقعیکه بین اعضای نرم و محل تولید اشعه صوتی (ترانسدیوسر) هوا وجود داشته باشد که در آنصورت بخاطر آنکه تفاوت امپدانس مکانیکی بسیار زیاد است معمولاً انتقال انرژی از یکی به دیگری انجام نمیپذیرد و بهمین دلیل موقع انجام تجاربهای التراسونیکی لازم است که بین پروب و سطح بدن ماده ژلاتینی مالیده شود تا هوای بین این دو ناحیه خارج شده و در نتیجه موج صوتی بتواند از ترانسدیوسربه بدن منتقل شود.

مثال: مطلوبست محاسبه درصد انرژی منعکس شده یک دسته اشعه موج التراسونیکی وقتی که از عضله به استخوان برخورد می نماید.

$$Z_{\text{b}}\left(\text{امپدانس مکانیکی استخوان}\right) = 7{,}8 \times 10^{6} kgm^{-2}\, s^{-2}$$

$$Z_{\text{t}}\left(\text{امپدانس مکانیکی عضله}\right) = 1{,}64 \times 10^{6} kgm^{-2}\, s^{-1}$$

$$\text{ضریب انعکاس انرژی } R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} = \frac{[(7{,}88 - 1{,}64) \times 10^{6}]^2}{[(7{,}88 + 1{,}64) \times 10^{6}]^2} = 0{,}43$$

بنابراین 43 درصد انرژی منعکس میشود.

$$\text{ضریب عبور انرژی } T = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} = \frac{4 \times 7{,}88 \times 10^{6}\ 1{,}64 \times 10^{6}}{(7{,}88 \times 10^{6} + 1{,}64 \times 10^{6})^2} = 0{,}57$$

یا 57 درصد از انرژی به محیط دوم منتقل میشود.

با توجه به محاسبات بالا مشاهده میشود که مقدار انرژی منعکس شده ومنتقل شده به استخوان تقریباً مشابه میباشند و لذا بخش زیادی از انرژی تنها در یکمرتبه مواجه با استخوان منعکس میشود و لذا در سونوگرافی تنها مرز اول بین استخوان و اعضای نرم قابل مشاهده میباشد. بخاطر آنکه انرژی انتقال یافته به داخل استخوان در برخوردهای متوالی با ناهمواریهای داخل استخوان و جذب زیاد در استخوان هدر می رود

انرژی منعکس شده از مرزهای بعدی بسیار ناچیز است و لذا عملاً با استفاده از التراسوند امکان مشاهده اجراء داخل استخوان و یا اعضائی که در پشت استخوان قرار دارند امکان پذیر نمیباشد. مقدار انعکاس از مرز بین انساجی که در آن هوا هست مثل ششها و روده ها بسیار زیاد است و اساساً انرژی بسیار ناچیزی از انساج نرم به ششها و روده ها منتقل میشود و لذا از این اعضاء نیز نمیتوان تصویر گرفت.

بایستی توجه داشت که همیشه در سطح جدائی دو محیط اصل بقاء انرژی صادق است و لذا داریم:

$$T + R = 1$$

بنابراین برای محاسبه انرژی منتقل شده و انعکاس شده تنها محاسبه یکی از روابط قبلی برای تعیین T و R کافی میباشد. مقدار دومی را میتوان با توجه به رابطه اصل بقاء انرژی محاسبه نمود. بعنوان مثال در مسئله بالا با محاسبه R میتوان مقدار T را بدینصورت محاسبه نمود. $T = 1 - R = 1 - 0{,}43 = 0{,}57$

جدول 5-3: نسبت دامنه و انرژی منعکسه در مرزهای بعضی مواد بیولوژیکی

نوع ماده در تماس	R	R
عضله – استخوان	*0,65*	*0,43*
عضله – چربی	*0,083*	$6{,}9 \times 10^{-3}$
عضله – کبد	6×10^{-3}	$3{,}7 \times 10^{-5}$
عضله – هوا	*1*	*1*
عضله – آب	*0,048*	$2{,}3 \times 10^{-3}$
عضله – خون	$6{,}2 \times 10^{-3}$	$3{,}8 \times 10^{-5}$

5- 5- تضعیف امواج التراسوند

شدت، توان، دسی بل

امواج التراسوند که در واقع اهتزازات مکانیکی حامل انرژی میباشند. انرژی حمل شده بوسیله صوت برابر با مجموع انرژی حرکی و پوتانشیل آن موج در هر نقطه میباشد. اگر نقطه مشخصی از یک محیط مادی را که در حال اهتزاز است در نظر بگیریم. ذرات آن محیط تحت تأثیر موج صوتی که از ذرات ماقبل به آن منتقل میشوند. شروع به اهتزاز می نماید. تحت تأثیر این اهتزازات انحراف این ذرات از حالت تعادل شان تعیین کننده وضعیت اهتزازی آنها در هر لحظه میباشد. در لحظه ای که یک ذره در حالت تعادل با دامنه اعظمی است انرژی پوتانشیل آن اعظمی در موقع آن ذره از حالت تعادل انرژی حرکی آن اعظمی است. شدت موج صوتی تطبیق تعریف برابر است با مقدار انرژی که از واحد سطح در واحد زمان عبور میکند و از رابطه زیر بدست میآید.

$$I = \frac{1}{2} pca^2(2\pi f)^2 = \frac{1}{2} Z(a\omega)^2$$

ρ کثافت محیط، c سرعت صوت در محیط، a دامنه موج، f فریکانس و z امپدانس مکانیکی میباشد. شدت را میتوان همچنین بگونه زیر نوشت:

$$I = \frac{P_0^2}{2Z}$$

P_0 دامنه فشار و Z امپدانس مکانیکی محیط میباشد.

واحد شدت در سیستم MKS بر حسب $\frac{\text{وات}}{\text{مترمربع}}$ میباشد.

انرژی تولید شده در واحد زمان توسط یک منبع صوتی عبارتست از شدت ضرب در کل سطح موج، انرژی کلی تولید شده توسط یک منبع صوتی را توان آن منبع می نامند. واحد توان وات میباشد. یک وات برابر با یک ژول بر ثانیه میباشد. (210/8)

$$watt = \frac{\text{ژول}}{\text{ثانیه}} = \frac{joul}{sec}$$

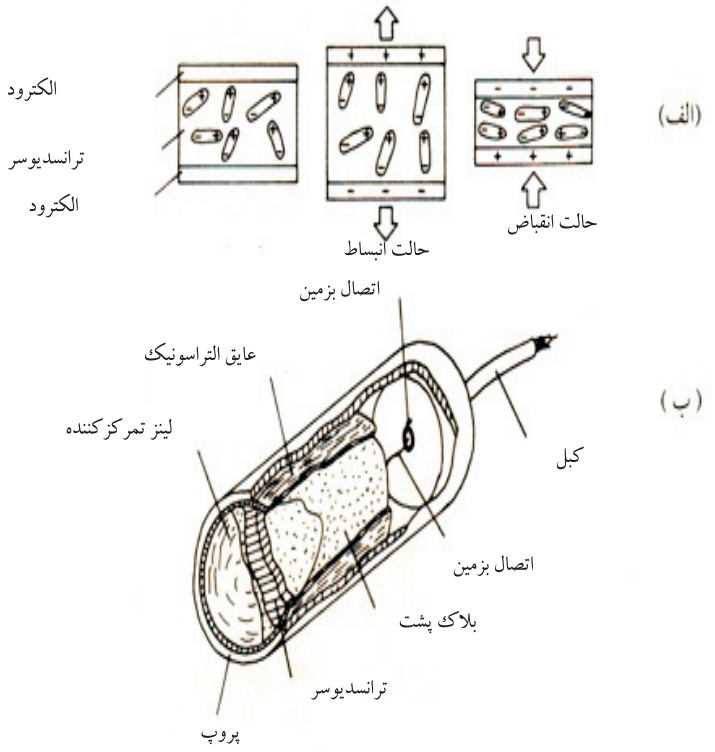
بایستی توجه داشت که معمولاً مقدار مطلق شدت و یا دامنه در اندازه گیریها بیان نمیشود بلکه بر حسب یک دامنه یا شدت استندرد دیگری بیان میشوند. و بخاطر اینکه یک عدد بسیار بزرگ و یا کوچکی بدست نیاید معمولاً لگاریتم دامنه یا شدت را بر حسب آن شدت یا دامنه استندرد بیان میکنند.

یعنی:

$$dB\ \left(\text{دسی بل}\right) = 20\log\frac{A_1}{A_0} = 10\log\frac{I_1}{I_0}$$

دراین رابطه I_0 شدت منبع استندرد و I_1 شدت منبع مورد نظر است. A_1 نیز دامنه موج منبع مورد نظر در نقطه مورد نظر نسبت به یک دامنه استندرد (A_0) میباشد. همچنین میتوان I_1 و I_0 را شدت اشعه در یک نقطه از محیط مورد نظر نسبت به شدت در یک نقطه مرجع مثلاً سطح ترانسدیوسر در نظر گرفت. در رابطه بالا وقتی نسبت شدت ها در نظر گرفته شوند از ضریب 10 در بدست آوردن dB استفاده میشود. این مطلب بخاطر آنست که شدت با مجذور دامنه متناسب میباشد.

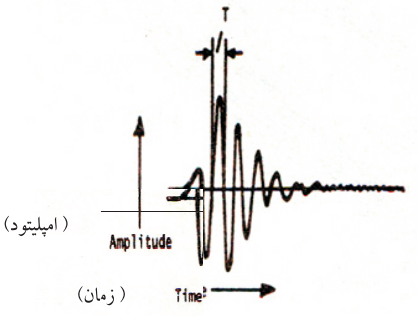
بنابراین وقتیکه دامنه با شدت یک موج صوتی بر حسب dB بیان شود بایستی مقدار استندرد نیز مشخص شود تا آنکه بتوانیم به مقدار حقیقی و اصلی شدت و یا دامنه دست یابیم. خاصیت این نحو بیان آنست که اعداد بسیار بزرگ و بسیار کوچک را در یک گسترده کوچکی نشان میدهد. مثلاً اگر شدت موج در یک نقطه نسبت به استندرد 10^5 باشد. لگاریتم آن 5 خواهد شد.



شکل 5-5: الف) سیستم ساختمانی مواد پیزوالکتریک ب)ساختمان یک ترانسدیوسر

ترانسدیوسرهای لازم جهت تولید امواج التراسوند بشکل مناسب با کار مورد نظر ساخته میشوند. ساختمان ساده یک ترانسدیوسر درشکل(5-5) نشان داده شده است. در این ترنسدیوسرها دو الکترود مثبت و منفی را به دوطرف ترانسدیوسر لحیم میکنند. جهت پیشگیری از ایجاد شوک برقی قطب مثبت را به پشت ترانسدیوسر و قطب منفی را به سطح جلوئی ترانسدیوسر متصل می نمایند. (قطب منفی در واقع در ولتاژ زمین میباشد). ضخامت ترانسدیوسرها معمولاً طوری انتخاب میشود تا بتواند فریکانس مورد نظر را تولید نماید یعنی ضخامت آن برابر با $\frac{\lambda}{2}$ میباشد. به ترانسدیوسرها وقتی ولتاژی با فریکانس مناسب متصل شود در اثر ولتاژ متغیر اعمالی، ترانسدیوسر نیز با همان فریکانس اهتزاز می نماید و لذا با همان فریکانس موجب اهتزاز

محیط در تماس با خود میشود. بدین طریق ایجاد امواج التراسونیکی در ماده میشود. ترانسدیوسرهائی که در اسکنرهای مورد استفاده در تصویربرداری بکار می رود معمولاً ترانسدیوسرهائی هستند که پالسهای با دوره بسیار کوتاه ایجاد می نمایند که البته این امر بخاطر بهبود بخشیدن در قدرت تفکیک سیستم میباشد. در اینگونه ترانسدیوسرها معمولاً لازم است که فریکانس ایجاد شده در ترانسدیوسر سریعاً میرا شود. برای این منظور معمولاً یک ماده با ضریب جذب التراسونیکی بالا در پشت آن قرار میدهند و بخاطر آنکه عمل کوپلینگ بخاطر تفاوت کثافت و سرعت در دو ماده را بهبود بخشند از ماده پلاستیکی اپوکسی رزین (*epoxy resin*) که پودر تنگستن با آن مخلوط شده قرار میدهند. بمنظور حفاظت از سطح ترانسدیوسر و همچنین بهبود بخشیدن به انتقال انرژی از ترانسدیوسر به نمونه آنانرا نیز با یک لایه ماده پلاستیکی می پوشانند. شکل(5-6) موج حاصله از یک چنین ترنسدیوسری وقتی که یک پالس برقی سریعی به آن اعمال شود را نشان میدهد. (125/3)



شکل 5-6: شکل موج حاصله از یک ترانسدیوسر در اثر اعمال یک ولتاژ برقی سریع به آن

5- 6- ساحهٔ حاصله از یک ترانسدیوسر

الف: وقتی که یک موج برقی پیوسته به آن اعمال شود.

در یک چنین حالتی شدت رسیده به هر نقطه در جلوی ترانسدیوسر را میتوان با توجه به این مطلب که امواج رسیده به آن نقطه حاصل جمع گردیده امواج رسیده از نقاط مختلف سطح ترانسدیوسر به آن نقطه است حساب کرد. شدت امواج التراسوند روی محور عمود بر وسط ترانسدیوسر در جلوی ترانسدیوسر با رابطه زیر مشخص میشود.

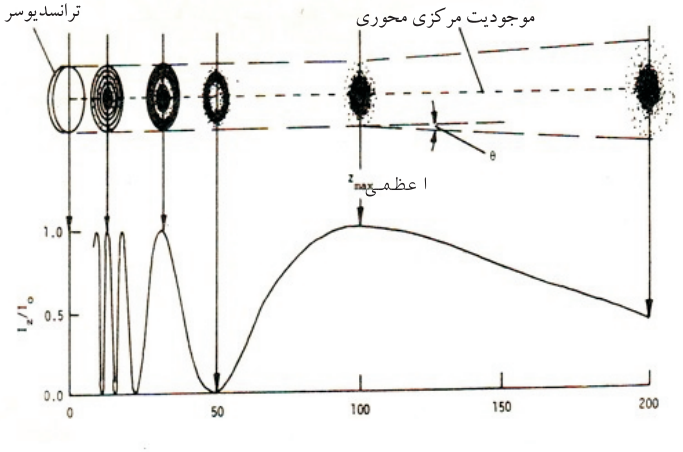
$$I_z = I_0 \, sin^2 \{(\frac{\pi}{\lambda})[(a^2 + z^2)^{\frac{1}{2}} - z]\}$$

الف: شعاع منبع صوتی، z فاصله نقطه مورد نظر از سطح ترانسدیوسر، λ طول موج التراسوند، I_0 شدت التراسوند روی سطح منبع صوتی و I_z شدت اشعه التراسوند در نقطه z میباشد.

بر اساس رابطه بالا دامنه و شدت امواج التراسوند در جلو ترانسدیوسر دارای یک ساحه اعظمی و اصغری میباشد. آخرین اعظمی در محلی بفاصله $Z_{max} = \frac{a^2}{\lambda}$ از سطح ترانسدیوسر تشکیل میشود. و پس از آن شدت موج التراسوند بطور یکنواخت با افزایش فاصله کاهش می یابد. بنابراین ناحیه جلو ترانسدیوسر به دو ناحیه تقسیم میشود. اولین ناحیه که تقریباً شدت امواج التراسوند در آن ثابت است و گستره آن تا فاصله $Z = \frac{a^2}{\lambda}$ است را ساحه نزدیک (*near field*) یا ناحیه فرانهوفر می نامند و ناحیه دوم که در آن شدت التراسوند دارای اعظمی و اصغری نیست و شدت بطور یکنواخت کاهش می یابد را ناحیه ساحه دور (*far field*) یا ناحیه فرنل می نامند.

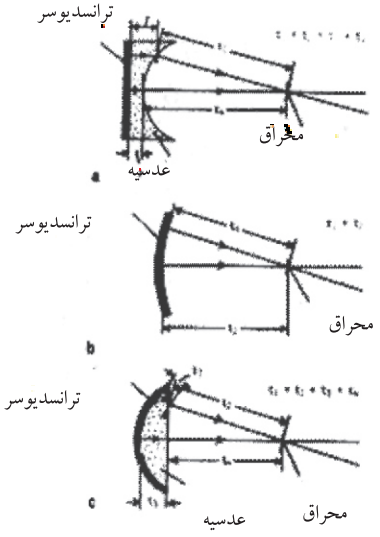
ناحیه فرانهوفر معمولاً بصورت استوانه ای است و امواج التراسوند پس از رسیدن به مرز دو ناحیه شروع به گسترش (*diffraction*) می نماید. زاویه گسترش بوسیله رابطه زیر:

$$\theta = sin^{-1} (\frac{0.61\lambda}{a})$$



(امواج طول) Z فاصله از ترانسدیوسر

شکل 5-7: میدان التراسوند در جلویک ترانسدیوسر a) وجود شدت اعظمی و اصغری در نقاط مختلف b) نمایش تغییرات شدت میدان در فواصل مختلف



شکل 5-8: ترانسدیوسرهای محراقی

مشخص میشود در این رابطه a شعاع ترانسدیوسر میباشد. با توجه به مطالب بالا افزایش شعاع ترانسدیوسر یا کاهش طول موج موجب افزایش ناحیه نزدیک میشود و برعکس معمولاً بدلیل گسترش عرضی امواج التراسوند در ناحیه ساحه دور قدرت تفکیک عرضی در این ناحیه خراب میشود. بدین لحاظ در عمل بهبود قدرت تفکیک در ناحیه دور بطریقه فوکس کردن اشعه با استفاده از عدسیهای صوتی و یا مقعر ساختن سطح ترانسدیوسر انجام میشود. عدسیهای صوتی معمولاً از مواد پلاستیکی ساخته میشوند.

ب: حالت پالسی

در این حالت وضعیت تغییرات انرژی صوتی جلو ترانسدیوسر با حالت موج پیوسته متفاوت است و لذا نمیتوان بطور خیلی روشن دو ناحیه ذکر شده در بالا را بطور مجزا در این وضعیت تعیین نمود. این مطلب بخاطر وجود فریکانس های متعددی میباشد که در پالس التراسونیکی حاصله وجود دارد البته در محاسبات معمولاً با تقریب همان روابط مربوط به موج پیوسته را بکار میبرند.

5- 7- قدرت تفکیک در سیستم های التراسونیکی

در هر سیستمی توان جداسازی دو نقطه نزدیک بهم پارامتر مهمی میباشد. طبق تعریف قدرت تفکیک عبارتست از اصغری فاصله بین دو نقطه که یک سیستم التراسونیکی میتواند از آن دو نقطه دو تصویر مجزا تولید نمود.

روش تعیین قدرت تفکیک در یک سیستم میتواند با توجه به تعریف ذکر شده در بالا بدین شکل باشد که یا قرار دادن دو جسم با اندازه کوچک در ساحه یک ترانسدیوسر فاصله آنها را بتدریج بهم دیگر نزدیک کرد تا اینکه حداقل فاصله ای که میتوان از آن دو نقطه دو تصویر مجزا داشت را بدست آوریم.

طریقه دیگر آنست که مقدار پهن شدگی تصویر یک شیئی نقطه ای را بعنوان قدرت تفکیک تعریف نمائیم.

در یک سیستم التراسونیکی معمولاً دو نوع قدرت تفکیک تعریف میشود که عبارتنداز:

الف- قدرت تفکیک محوری یا عمقی (*Axial Resolution*)

ب- قدرت تفکیک عرضی *Lateral Resalution*.

قدرت تفکیک عمقی یک سیستم التراسوند عبارتست از حداقل فاصله عمقی که بین دو نقطه وجود دارد و هنوز تصویر آن دو نقطه را میتوان بصورت دو نقطه مجزا روی *CRT* مشاهده نمود.

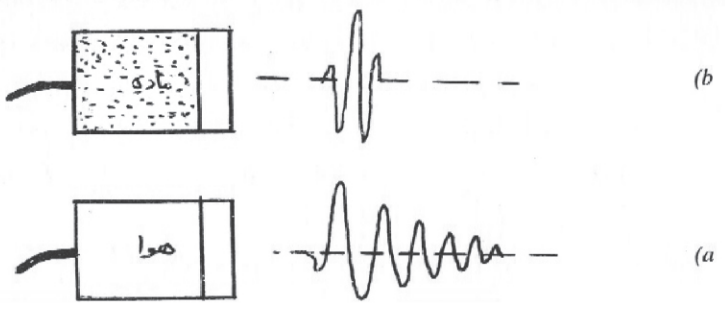
قدرت تفکیک محوری در یک سیستم التراسونیکی عمدتاً به پهنای پالس تولید شده توسط ترانسدیوسر وابسته میباشد. هر قدر که پهنای پالس تولید شده توسط یک ترانسدیوسر کمتر باشد قدرت تفکیک آن بیشتر است. در واقع این بخاطر آنست که وقتی از یک سیستم پالس اکو استفاده میکنیم و تصویر حاصله توسط پالسهای منعکس شده از نقاط ساخته میشود در صورتیکه فاصله بین دو نقطه بحدی باشد که انعکاسهای حاصله از دو نقطه توسط سیستم قابل تفکیک از همدیگر باشند در آنصورت تصویر آن

دو نقطه بصورت دو نقطه مجزا روی *CRT* تشکیل میشود و در صورتیکه پهنای پالس تولید شده طوری باشد که در همان زمانیکه موج ارسالی توسط ذره اولی منعکس میشود در همان موقع موج به ذره دوم رسیده و توسط دومی نیز منعکس شود دو موج ارسالی و انعکاسی توسط این دو ذره با همدیگر تداخل کرده و سیستم قادر به تشخیص دو موج مجزا برای تشکیل دو تصویر مجزا نمیباشد. بدین لحاظ قدرت تفکیک محوری در یک سیستم التراسونیکی بستگی به پهنای موج ارسالی دارد و لذا اگر پهنای پالس را کاهش دهیم قدرت تفکیک محوری سیستم افزایش می یابد. برای افزایش قدرت تفکیک محوری یک سیستم معمولاً بایستی از ترانسدیوسرهائی استفاده شود که پالس ایجادی توسط آنها در اثر اعمال یک پالس بسیار سریع برقی (*spike*) (با پهنای کمتر از 0,5 میکروثانیه) تولید یک پالس صوتی با پهنای کم بنماید. این عمل وقتی امکان پذیر است که اهتزاز آزاد ترانسدیوسر در اثر پالس صوتی با پهنای کم بنماید. این عمل وقتی امکان پذیر است که اهتزاز آزاد ترانسدیوسر در اثر اعمال یک ولتاژ برقی بسیار سریع جلوگیری شود یعنی بایستی از ترانسدیوسرهائی که در پشت آنها از مواد با جذب زیاد التراسوند قرار دارد استفاده نمود. همچنین بخاطر آنکه معمولاً یک پالس برقی خیلی سریع دارای یک طیف بسیار پهنی از فریکانس ها میباشد. یک ترانسدیوسر تنها میتواند انرژی مربوط به ناحیه ای در اطراف فریکانس تشدید خود را جذب نماید بنابراین برای آنکه یک پالس با پهنای کم داشته باشیم بایستی از ترانسدیوسرهای با فریکانس تشدید بالا استفاده نمائیم. در واقع هرچه فریکانس تشدید بیشتر باشد و ماده عقبی ترانسدیوسر ماده جاذب تری باشد در آنصورت پهنای پالس تولید شده کمتر خواهد بود. شکل(5-9) پالس ایجاد شده توسط یک ترانسدیوسر با ماده عقبی جاذب (*Backing Material*) و هوا (*air back*) را نشان میدهد. همانطوریکه دیده میشود وقتیکه در پشت ترانسدیوسر هوا وجود داشته باشد ترانسدیوسر در اثر اعمال ولتاژ برقی سریع میتواند به آزادی حرکت نماید و لذا پهنای پالس بسیار زیاد خواهد بود و در نتیجه قدرت تفکیک محوری چنین سیستمی خوب نخواهد بود. برعکس در حالتیکه ماده پشتی ترانسدیوسر جاذب خوبی باشد پهنای پالس کوچک خواهد بود و این بخاطر آنست که ماده جاذب مانع اهتزازات آزاد ترانسدیوسر خواهد بود. این وضعیت درست مشابه حالتی است که یک تاب بدون اصطکاک را با ضربه ای به حرکت درآوریم در نتیجه

این تاب برای مدت زیادی حرکت خواهد کرد و برعکس اگر بوسیله اصطکاک روی محورهای تاب مانع حرکت آزاد تاب شویم پس از اعمال ضربه تاب سریعاً متوقف میشود.

بایستی توجه داشت که کاهش پهنای پالس اگر چه که موجب بهبود قدرت تفکیک محوری در یک سیستم التراسوند میشود ولیکن موجب کاهش دامنه پالس ایجاد شده و بنابراین کاهش بازدهی سیستم نسبت به حالت با ماده پشتی هوا، میشود. نکته دیگر آنکه کاهش پهنای پالس موجب افزایش فریکانس های بالا در پالس میشود ولذا تضعیف بیشتری روی پالس ضمن نفوذ به داخل ماده اعمال میشود.

با توجه به مطالب بالا ترانسدیوسرهای مورد استفاده در سیستم های التراسونیکی بر حسب آنکه برای چه منظوری بکار برده میشوند لازم است که انتخاب شوند. موقعیکه از اعضاء نزدیک پوست لازم است تصویر گرفته شود میتوان فریکانس را افزایش داد و بالنتیجه قدرت تفکیک خوبی بدست آورد. ترانسدیوسرهای مورد استفاده برای اعضاء عمقی بدن مثل جگر و گرده و... معمولاً دارای فریکانس های تشدید 2 تا 3,5 مگاهرتز میباشند. و ترانسدیوسرهای مورد استفاده در تعیین اعضاء سطحی مثل رگهای کارتیدو... معمولاً دارای فریکانس های هفت مگاهرتز و بالاتر میباشند. برای تعیین اختلالات پوستی تا فریکانس 20 مگاهرتز استفاده میشود.



شکل (5-9) نمایش پنهای پالس حاصله توسط دو ترانسدیوسر که ماده پشتی آن در حالت a هوا و در حالت b یک ماده جاذب میباشد. ترانسدیوسرهای نوع a معمولاً در سیستم های تصویرگیری التراسونیکی بکار نمی روند. چونکه دارای قدرت تفکیک مناسب نمیباشد.

بایستی توجه داشت قدرت تفکیک گیری شده بطریقی که ذکر شد مربوط به قدرت تفکیک قسمتهای مختلف که عبارتنداز ترنسدیوسر، سیستم الکترونیک، پروسسینگ و *CRT* میباشد.

پالس های حاصله در سیستم های التراسونیکی که مورد استفاده برای تصویرگیری از اعضاء داخلی است معمولاً دارای پهنای حدود یک تا دو میکروثانیه میباشد. قدرت تفکیک حاصله در این ترنسدیوسرها معمولاً بین 2 تا 3 طول موج میباشد که در ترانسدیوسرهای 1 تا 3 میلیمتر میباشد. (201/1)

5- 8- قدرت تفکیک عرضی

قدرت تفکیک عرضی مربوط به قدرت تفکیک ذراتی است که بموازات سطح ترانسدیوسر قرار دارند. این قدرت تفکیک‌حداقل فاصله قابل تفکیک بین ذراتی است که بموازات سطح ترانسدیوسر میباشند.

قدرت تفکیک عرضی به پهنای اشعه حاصله از ترانسدیوسر و در نتیجه پهنای ترانسدیوسر بستگی دارد. با کاهش پهنای ترانسدیوسر پهنای اشعه تولیدی کاهش می یابد و لذا قدرت تفکیک عرضی افزایش می یابدولیکن کاهش پهنای ترانسدیوسر موجب کاهش ساحه نزدیک و افزایش زاویه تفرق و در نتیجه پهن شدن دسته اشعه در ساحه دور میشود. بنابراین ترانسدیوسرهای با قطر کوچک دارای ساحه نزدیک کوتاه و در نتیجه محدودیت در گرفتن تصاویر عمقی میشود. کاهش طول موج (افزایش فریکانس) نیز موجب افزایش عمق ساحه نزدیک بر اساس رابطه $\frac{a^2}{\lambda}$ میشود و لذا با افزایش فریکانس ، عمق ساحه نزدیک افزایش می یابد و نتیجتاً میتوان عمقهای بیشتری قدرت تفکیک عرضی مناسب بدست آورد ولیکن افزایش فریکانس موجب افزایش ضریب تضعیف التراسوند در ماده میشود و در نتیجه شدت اشعه رسیده به عمقهای بیشتر در مقایسه با فریکانس های کمتر کاهش می یابد. بنابراین فریکانس نیز نمیتواند به هر مقدار دلخواه برای بدست آوردن قدرت تفکیک عرضی که در نتیجه موجب افزایش عمق ساحه نزدیک است بشود.

یک طریقه برای افزایش قدرت تفکیک عرضی استفاده از ترانسدیوسرهای فوکس اشعه است (*Focussing transducer*) در این نوع ترنسدیوسرها سطح آنها بصورت مقعر ساخته میشود که نتیجتاً

پهنای اشعه حاصله با افزایش فاصله از سطح ترانسدیوسر تا نقطه محراق انحنای سطح ترانسدیوسر کاهش می یابد. و لذا قدرت تفکیک عرضی مناسب در این ناحیه میباشد. ولیکن پس از این ناحیه پهنای ساحه به سرعت افزایش می یابد. بنابراین اینگونه ترنسدیوسرها نیز دارای قدرت تفکیک عرضی مناسب تا فاصله کمی بیشتر از نقطه محراق ترانسدیوسر میباشد. فاصله سطح ترانسدیوسر تا نقطه تمرکز اشعه التراسوند را فاصله محراقی (*Focal length*) ترانسدیوسر و محل تمرکز اشعه را محراق(*focus*) ترانسدیوسر می نامند. در سیستم های التراسونیکی *linear array* معمولاً بجای آنکه سطح ترانسدیوسر را بصورت مقعر بسازند عمل محراق سازی را بطریقه الکترونیکی انجام میدهند. بطریقه الکترونیکی میتوان فاصله محراقی را بطور گسترده ای تغییر داد.

عمل محراق سازی برای بدست آوردن قدرت تفکیک عرضی میتواند در هردو جهت x و y (صفحه موازی با سطح ترانسدیوسر) انجام شود. در عمل در سیستم های التراسونیکی عمل محراق سازی در یک امتداد بطریقه الکترونیکی و در امتداد دیگر با ایجاد سطح مقعر انجام میشود.

بایستی توجه داشت در ترانسدیوسرهای استوانه ای قدرت تفکیک عرضی در ناحیه ساحه دور بسرعت کاهش می یابد. این امر بخاطر آنست که سطح مقطع اشعه التراسوند در ساحه دور بسرعت افزایش می یابد.

5- 9- اثر دوپلر

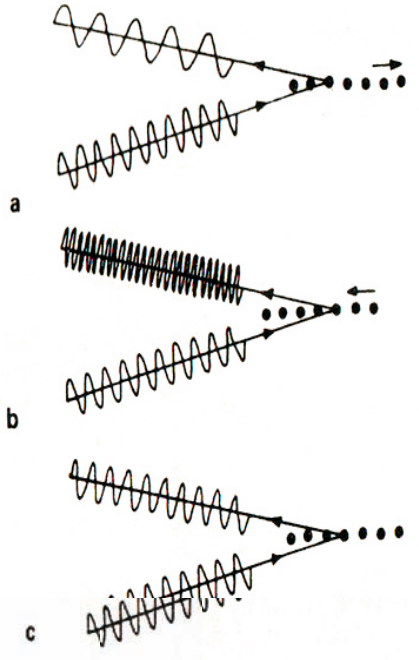
وقتی موج التراسوند یا فریکانس f با ذرات ساکن برخورد کند موج انعکاسی دارای فریکانس مشابهی با فریکانس موج ارسالی میباشد. در صورتیکه ذرات دارای حرکت در جهت یا خلاف جهت انتشار امواج التراسوند باشند در آنصورت موج منعکس شده دارای فریکانس متفاوت یا فریکانس موج تابشی میباشد. این پدیده بخاطر آنست که اگر فرض کنیم که ذرات بسمت چشمه صوتی در حرکت باشند در آنصورت مثل آنست که فرض کنیم که یکی از آنها ثابت مثلاً ذرات ثابت و لیکن سرعت انتشار امواج صوتی بیشتر از

مقدار واقعی سرعت التراسوند در آن ماده است و لذا با توجه به آنکه سرعت رسیدن التراسوند به ذرات افزایش می یابد و چونکه طول موج انتشار ثابت است بنابراین مثل آنست که فریکانس موج صوتی انعکاس یافته افزایش می یابد. شکل (5-10) نمایش دهنده حالات مختلف میباشد.

در شکل a دیده میشود وقتی که جهت حرکت ذرات در جهت انتشار امواج صوتی باشد فریکانس موج انعکاسی کمتر است.

در شکل b وقتی که جهت حرکت ذرات در جهت انتشار موج التراسوند باشد فریکانس موج انعکاسی بیشتر است.

در شکل c ذرات ساکن میباشندبنابراین موج وارده و انعکاسی دارای فریکانس مشابهی میباشند.



شکل 5-10: اثر دوپلر

a) وقتی ذرات ازترانسدیوسر دور میشوند فریکانس بازگشتی کاهش می یابد.

b) وقتی ذرات به ترانسدیوسر نزدیک میشوند فریکانس بازگشتی افزایش می یابد.

c)وقتی ذرات ساکن هستند فریکانس رفت و برگشت یکسان میباشند.

در صورتیکه ذرات در جهت انتشار التراسوند حرکت نمایند فریکانس دوپلر شیفت (اختلاف فریکانس موج وارده و انعکاسی) عبارت خواهد بوداز:

$$fD = f' - f$$

در این رابطه fفریکانس موج انعکاسی و fفریکانس موج وارده و fDدوپلر شیفت (*Doppler shift*) یا تغییر فریکانس موج رفت و برگشت میباشد مقدار این تغییر برابر است با:

$$fD = \frac{2vf}{c}$$

در این رابطه v سرعت حرکت ذرات منعکس کننده و c سرعت انتشار در ماده مورد نظر است. رابطه بالا تنها موقعی صادق است که $v << c$ باشد که البته معمولاً این رابطه در تجربه های کلینکی صادق است.

علامت fDدر صورتیکه ذرات بسمت چشمه صوتی حرکت کنند مثبت و در صورتیکه ذرات در جهت دور شدن از چشمه حرکت کنند منفی خواهند بود.

معمولاً در حالت های واقعی ذرات دارای حرکت و جهت یا خلاف جهت انتشار امواج نمیباشند. بلکه همواره وکتور سرعت حرکت آنها دارای زاویه ای نسبت به جهت انتشار امواج میباشد و لذا فریکانس شیفت دوپلر از رابطه کلی تر زیر تعیین میشود.

$$fD = 2v\cos\theta\frac{f}{c}$$

در این رابطه θ زاویه بین جهت انتشار امواج التراسوند و جهت حرکت ذرات میباشد. مولفه های از سرعت که عمود بر جهت انتشار موج صوتی میباشد موجب تغییر در فریکانس یا دوپلر شیفت میشود چگونگی حرکت یک مایع توسط طریقه دوپلر را میتوان به دو طریق دوپلر پالسی و یا استفاده از دوپلر با موج پیوسته تعیین نمود. در طریقه پالسی با ارسال یک پالس با حدود 15 تا 20طول موج در فواصل منظم بداخل عضو و در نتیجه دریافت انعکاس آن و سپس تعیین فریکانس دوپلر انجام میشود فریکانس دوپلر را بطریق مختلف مثل عبور آنها از فیلترهای بالا گذر و پائین گذر و یا طریقه های دیگر تعیین می نمایند.

در طریقه دوپلری موج پیوسته، فریکانس موج ارسالی از ترانسدیوسر را با فریکانس بازگشتی مقایسه نموده و سپس آنها را بطریقه الکترونیکی از همدیگر کم نموده که نتیجه حاصله دوپلر شیفت خواهند بود که میتوان آنالیز مناسب را روی آن انجام داد. استفاده از میتودالتراسونیکی دوپلری پالسی میتواند تنها با یک ترانسدیوسر بعنوان فرستنده و گیرنده انجام شود. این در حالیست که در طریقه دوپلری موج پیوسته بایستی از دو ترانسدیوسر یکی گیرنده و دیگری بعنوان فرستنده انجام شود. (142/3)

5- 10- اثرات بیولوژیکی التراسوند

این واقعیت که امواج صوتی قادر به تغییر در مواد بیولوژیکی هستند از سالها قبل از حدود سال 1920 وقتی که پیشگامان این علم ضمن تجربه متوجه شدند که ماهی کوچکی که در محفظه ای که مورد تابش التراسوند قرار داشت کشته شد شناخته شده است. علاوه بر آن التراسوند در جراحی نیز دارای موارد فراوانی میباشد که این نکته خود بیانگر تأثیر بیولوژیکی آنست.البته لازم به تذکر است که تأثیرات بیولوژیکی التراسوند مورد استفاده در فیزیوتراپی هنوز مبنای علمی مشخص و تأئید شده ای ندارد.

بطورکلی اثرات بیولوژیکی التراسوندرا میتوان گفت که در اثر سه مکانیزم میتواناتفاق افتدکه عبارتنداز:

1- اثر حرارتی 2- اثر مکانیکی 3- اثر تولید حفره

5- 11- اثر حرارتی

همانطوریکه قبلاً گفته شد التراسوند موقع عبور از داخل بدن توسط اعضای جذب میشود. مقدار جذب با افزایش فریکانس افزایش می یابد و در ضمن در اعضای مختلف مقدار جذب متفاوت است. انرژی التراسوند جذب شده در بدن عمدتاً با حرارت تبدیل میشود و لذا موجب افزایش حرارت اعضای مورد تابش میشود. اما بایستی توجه داشت که با توجه به مقدار جذب کم التراسوند در اعضای و شدت که اشعه مورد استفاده در سیستم های التراسونیک تشخیصی (حدود $100mWm^{-2}$) معمولاً افزایش حرارت عضو مورد تجربه بسیارناچیزاست بخصوص آنکه جریان خون موجب انتقال این حرارت به بخش های دیگر بدن میشود و همچنین عوامل دیگری چون هدایت حرارتی و غیره نیز در انتقال حرارت موثر است لذا این اثر معمولاً در سیستم های تشخیصی دارای اهمیت نمیباشد.

5-12- اثرمکانیکی

همانطوریکه قبلاً نیز اشاره شد التراسوند یک موج مکانیکی است و لذا هنگام عبور از یک قسمت موجب ایجاد فشار به آن نقطه میشود و لذا میتواند. در صورتیکه فشار زیاد باشد موجب تأثیرات مکانیکی شود. لیکن در سیستم های التراسونیکی تشخیصی مقدار فشار اعمالی زیاد نمیباشد.

5- 13- اثر تولید حفره

التراسوند موقعی که از یک عضوی عبور میکند بخاطر آنکه بصورت موجی منتشر میشود، لذا نیم موج منفی آن ایجاد فشار منفی (کاهش فشار نسبت به حالت تعادل) در آن نقطه می نماید. در صورتیکه در داخل اعضا حبابهای هوا وجود داشته باشد این فشار منفی موجب افزایش اندازه آن حباب می گردد که حفره ایجاد شده در صورتیکه بحد زیاد بزرگ شود فشار وارد بر دیواره های آن زیاد میشود تا اینکه در یک لحظه حفره تخریب میشود و در اثر این تخریب ایجاد موج شوکی در آن ناحیه میشود که میتواند بر روی آن ناحیه اثرات مکانیکی ویا حرارتی زیادی داشته باشد. اثر حفره ای در اثر انتشار التراسوند در داخل بدن وقتی

اتفاق می افتد که اندازه حفره موجود در مسیر تابش التراسوند بگونه ای باشد که جذب التراسوند در آن زیاد شود (حالت تشدید) بایستی توجه داشت که اثر حفره ای در سیستم های التراسوند تشخیصی که دارای شدت کمی هستند اساساً ایجاد نمیشود.

لازم است متذکر شویم که تأثیرات التراسوند منحصر به اثرات ذکر شده در بالا نیست و البته اثرات دیگری نیز قابل تشخیص میباشندمثل اثرات کیمیائی و غیره ولیکن اینگونه اثرات نیز قابل توجه نمیباشند.

عموماً دوناحیه متفاوت از شدتهای التراسوند را بطور مجزا بایستی در نظر گرفت. یک ناحیه که در آن خطری گزارش نشده است و ناحیه دوم ناحیه ای که موارد متعددی از خطرات در آن گزارش شده است. در ناحیه ای که تأثیرات بیولوژیکی در اثر التراسوند ذکر شده، این تغییرات شامل شکستن *DNA*، پاره شدن غشاء سلولی و هسته ای و همینطور ایجاد حرارت زیاد در اعضای و غیره میباشد. البته در مورد اینها نیز اطلاعات گزارش شده با یکدیگر توافق ندارند. درعمل آنچه که بعنوان یک راهنمادرتجارب التراسونیکی استفاده شودتوسط موسسه امریکائی التراسوند درطب *AIUM*(*American Institute of Ultrasound in Medicine*) میباشدکه بشرح زیر است.

در فریکانس های التراسونیکی پائین مگاهرتز تا کنون گزارشهای مستقلی مبنی بر تأثیرات عمده در اعضای بیولوژیکی که مورد تابش التراسوند قرار گرفته، در نواحی با شدت کمتر از $100mWcm^{-2}$ مشاهده نشده است. علاوه بر آن تابش التراسوند برای مدت کمتر از 500 ثانیه و بیشتر از یک ثانیه چنین تأثیراتی (تأثیرات بیولوژیکی) در شدتهای بالاتر در صورتیکه حاصلضرب شدت در زمان تابش کمتر از $50\mathrm{J}cm^{-2}$ گزارش نشده است.

مطالب بالا در شکل (5-11) بصورت گرافیکی نشان داده شده است. بایستی توجه داشت که مطالب زیادی در این رابطه وجود دارد که البته لازم است. بر روی آن تحقیق کافی در جهت رد یا اثبات آنها بشود.

5- 14-کنترل کیفی سیستم های التراسونیکی تصویرگیری

پارامترهای اساسی که بایستی در کنترل کیفی سیستم های التراسونیکی تصویرگیری بطور مرتب مورد بررسی قرار گیرند عبارتست از:

1- قدرت تفکیک محوری (*Axial Resolution*)

2- قدرت تفکیک عرضی (*Lateral Resolution*)

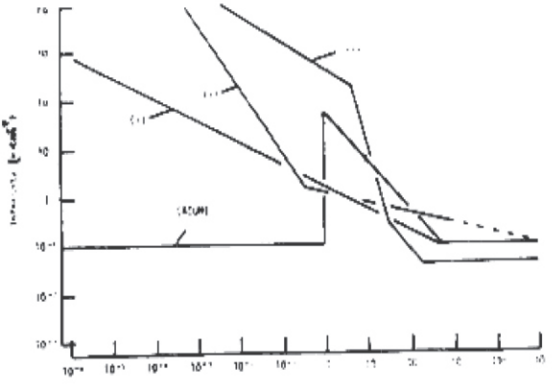
3- عمق نفوذ و حساسیت

4- گسترده دینامیکی (*Dynamic Range*)

5- دقت پرگار (*Caliper accuracy*)

6- نحوه کار و کیفیت سیستم تهیه تصویر دائم (*Hard copy performance*)

جهت کنترل کیفی سیستم های التراسونیکی *Test object* های مختلفی همچون *AIUM Test object* و *Cardif test objects* ساخته شده است که میتواند برای این منظور بکار رود.



شکل 5-11: اکسپوژرهای مجاز در التراسونیک

سوالات:

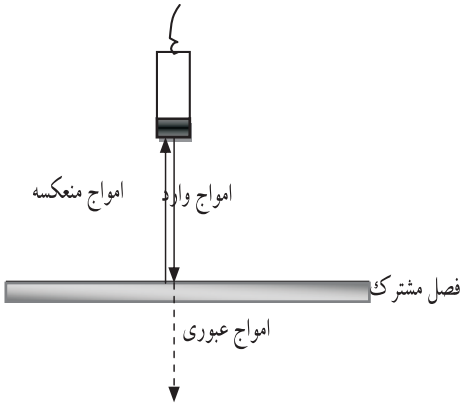
1- امپلیتود موج منعکسه و موج منتشره را از آب به عضله محاسبه کنید.

$$\frac{R}{A_0}=\frac{Z_1-Z_2}{Z_1+Z_2}$$

$$\frac{T}{A_0}=\frac{2Z_2}{Z_1+Z_2}$$

$$\frac{R}{A_0}=7\ \%$$

$$\frac{T}{A_0}=93\%$$



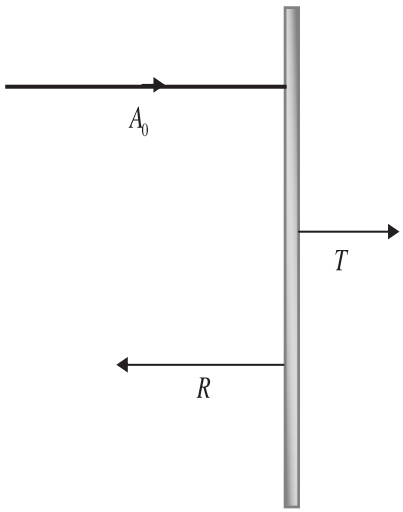
2- امپلیتود موج منعکسه و موج منتشره را از هوا به عضله محاسبه کنید.

$$\frac{R}{A_0}=\frac{Z_1-Z_2}{Z_1+Z_2}$$

$$\frac{T}{A_0}=\frac{2Z_2}{Z_1+Z_2}$$

$$\frac{R}{A_0}=99,95\%$$

$$\frac{T}{A_0}=0,05\%$$



فصل ششم

تاریخچه پیدایش و طبیعت اشعه x

در سال 1895 میلادی اشعهٔ x بوسیلهٔ ویلهلم کونراردرونتگن (*Konard Rontge*) کشف شد. رونتگن که یک فیزیکدان آلمانی بود در شهر *Lennp* آلمان بدنیا آمد. او در حالیکه مشغول تجربه با اشعهٔ کتودی بوسیلهٔ لوله تجربه کروکس (*Crookes*) بود متوجه نوری غیرعادی گشت که از لوله تجربه اشعهٔ کتودی خارج می شد. که بر روی یک ورق کاغذ پوشیده از باریم که به فاصله نسبتاً دوری تا لولهٔ کروکس قرار داشت نوری ناشناخته می درخشد. حتی موقعیکه جلوی اشعه را بوسیلهٔ مقوائی مسدود کرد بازهم مشاهده کردکه نورصفحهٔ را روشن میکند و البته وقتی لوله تجربه را بکار نمیگرفت اشعه را نیز مشاهده نمی کرد (این اشعه توسط دانشمندان دیگری چون تامسون (*Tanmson*) نیز مشاهده شده بود ولیکن آنها به آن اهمیتی نداده بودند).

رونتگن در ادامهٔ فعالیتش تصویر دست همسرش را بوسیلهٔ این اشعه بدست آورد و مشاهده نمود که استخوانها و اعضای نرم کاملاً از یکدیگر قابل تمایز است. بیشترین اثر و یا جذب اشعه را بوسیلهٔ حلقه ای که در دست همسرش بود مشاهده نمود. رونتگن این اشعه را اشعه x یا مجهول نامید که البته آنرا اشعه رونتگن نیز مینامند.

رونتگن اولین مقالهٔ خود را در مورد اشعه x در سال 1895 منتشر کرد که در آن بعضی از خواص این اشعه توسط وی توضیح داده شده بود. بعد از کشف، اشعه x به سرعت درتشخیصهای طبی در شفاخانه ها بکاربرده شد و هر چه از عمر آن می گذرد استفادهٔ بیشتری از آن در طب و صنعت معمول میگردد.

خواص عمدهٔ اشعهٔ x که موجب اهمیت این اشعه در رادیولوژی گردیده است عبارتنداز:

الف- قدرت نفوذ این اشعه در عناصر مختلف، متفاوت میباشد.

ب- این اشعه باعث آیونیزاسیون و تحریک اتوم ها میشود.

ج- در اثر تابش به برخی مواد موجب اثر فلورسانس میشود.

د- این اشعه میتواند موجب تأثیر روی امولسیون های فوتوگرافیک شود.

هـ- این اشعه میتواند موجب تأثیر و یا تغییر در اعضای بیولوژیکی گردد.

اشعه x ا زجنس امواج الکترومقناطیس میباشد و در نتیجه دارای مشخصه های امواج الکترومقناطیس میباشد یعنی هم دارای خاصیت موجی و هم خاصیت ذره ای میباشد و در نتیجه جذب آن در مواد بصورت کوانتومهای منفصل انجام میشود.

همانطوریکه گفته شد اشعهٔ x دارای خاصیت موجی است و دارای طول موجهای معین میباشد اشعهٔ x دارای طول موجهای کوتاهتر از حدود 100 نانومتر میباشد.

طول موج اشعهٔ x مورد استفاده در رادیولوژی در محدودهٔ 1 تا $0,05$ آنگستروم میباشندکه متناظر با انرژیهای $200kev$ تا 10 میباشند. واضح است که انرژی این نوع اشعه در مقایسه با انرژی فوتونهای نور معمولی که حدود $3ev$ میباشد بسیار زیاد است. علت عمدهٔ قدرت نفوذ اشعهٔ x کوتاهی طول موج آنست که در نتیجه احتمال برخورد آنها با اتوم ها و الکترونهای آنها کم است و یا همچنین انرژی زیاد آنهاست که باعث چیره شدن برسدهای انرژی مقابلش میشود. (341/6)

6- 1- چگونگی تولید اشعه x

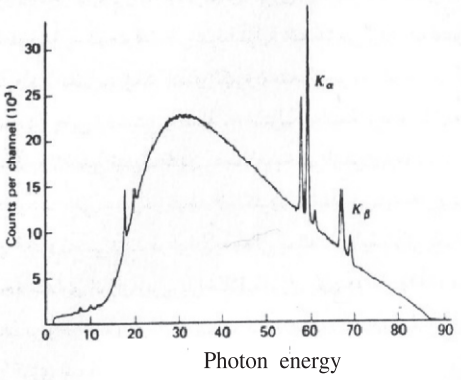
اشعهٔ x در اثر عبور یک الکترون با انرژی زیاد از نزدیک هستهٔ یک اتم ایجاد میگردد. هنگامیکه یک الکترون با انرژی زیاداز نزدیکی هستهٔ اتم عبور میکند. در اثر بار مثبت هسته، بسمت آن جذب میشود و یا به عبارت دیگر نیروی جاذبه الکتریکی اعمال شده از هستهٔ اتم بر روی الکترون متحرک موجب ایجاد یک تعجیل منفی در حرکت آن الکترون شده و در نتیجه سبب متوقف شدنش می گردد. در اثر این عمل انرژی الکترون متحرک بصورت کوانتومهای انرژی آزاد میگردد. چون سرعت و انرژی این الکترونها زیاد است و بسرعت متوقف میشوند. تولید اشعهٔ x میگردد. همانطور که گفته شد در اثر اعمال قوه الکترواستاتیک بین هستهٔ اتم و الکترون متحرک تولید اشعهٔ x می گردد.

اشعهٔ تولید شده در چنین وضعیتی را اشعهٔ برم اشترلنگ، اشعهٔ ترمزی یا اشعه x پیوسته می نامند. حال چرخش به دور هسته میدهد و در نتیجه آن الکترون از مدار خود به خارج پرتاب میشود. با توجه به اینکه جای این الکترون نمی تواند در این لایه خالی بماند، از لایهٔ بالاتر یک الکترون به آنجا منتقل میگردد و در نتیجه مقداری انرژی (برابر با اختلاف انرژی بین دو لایه) آزاد میگردد. در صورتیکه الکترون خارج شده مربوط به یکی از لایه های نزدیک به هسته باشد معمولاً انرژی آزاد شده زیاد و دارای انرژی در محدودهٔ انرژی اشعهٔ x میباشد.

با توجه به مطالب ذکر شده، هنگام برخورد یک الکترون متحرک با یک اتم دو نوع اشعهٔ x حاصل میشود که عبارتنداز اشعه x پیوسته و اشعه x ناپیوسته. را اشعه مشخصهٔ اتم مربوطه نیز می نامند. زیرا انرژی آن برابر با انرژی آزاد شدهٔ یک الکترون هنگام جهش به مدار پائینتر است و بستگی به اختلاف انرژی دو مدار اتم مورد نظر دارد. اشعهٔ x مشخصه بصورت خطوطی ناپیوسته بر روی طیف اشعهٔ x ظاهر میشوند. اشعهٔ x تولید شده در اثر یک الکترون با انرژی الکترون بستگی مستقیم دارد. هر چه انرژی الکترون بیشتر باشد اشعهٔ x تولید شده پر انرژی تر خواهد بود. اعظمی انرژی اشعهٔ x که تولید میشود برابر با انرژی الکترون است.

مثلاً اگر یک الکترون متحرک با انرژی $100kev$ از مجاورت هستهٔ اتمی عبور کند در اینصورت حداکثر انرژیی که اشعهٔ x تولید شده میتواند داشته باشد $100kev$ است. البته معمولاً احتمال آن بسیار کم است.

اشعه x تولید شده به عدد اتمی عنصری که الکترون با آن برخورد میکند نیز بستگی دارد. هرچه عدد اتمی عنصر بیشتر باشد در آنصورت احتمال تولید اشعهٔ x نیز بیشتر است و اشعهٔ x تولید شده نیز دارای انرژی بیشتری میباشد این بخاطر آنست که وقتی z بزرگتر باشد، قوه الکترواستاتیکی مؤثر بر روی الکترون نیز بیشتر و در نتیجه تعجیل کند شوندهٔ بیشتری بر روی الکترون متحرک اعمال میشود. پس اشعه x تولید شده پر انرژی تر است.



شکل 6- طیف اشعه x حاصل ازبرخوردالکترونهای پرانرژی وقتیکه به یک فلز برخورد نمایند. قسمت منحنی مربوط به طیف پیوسته و خطوط ناپیوسته ($K\alpha$ و $K\beta$) مربوط به اشعهٔ مشخصه فلز مورد اصابت می‌باشد.

(شکل 6-1) نشان دهندهٔ طیف پیوسته و ناپیوسته نوعی اشعهٔ x تولید شده در اثر برخورد یک دسته اشعه الکترون به سطح یک قطعه فلز میباشد.

قوه اعمال شده از طرف هستهٔ یک اتم بر الکترونی که از مجاور می گذرد برابر است با $F = k\frac{ze^2}{r^2}$ در این رابطه k عدد ثابت، z عدداتمی (مربوط به اتم مورد برخورد)، e بار الکتریکی الکترون و r فاصله بین الکترون عبور کننده و هستهٔ اتم مورد برخورد است.

با افزایش z و کاهش r قوه وارده بر الکترون عبور کننده زیاد میشود و نتیجتاً احتمال ایجاد اشعهٔ x و همچنین انرژی تولیدی بیشتر میشود.

در شکل (6-1) بر روی طیف پیوسته که مربوط به اشعهٔ ترمزی میباشد خطوط مربوط به طیف ناپیوسته دیده میشود که با ka و $k\beta$ نشان داده شده اند. آنها را همچنین اشعه های مشخصهٔ هدف نیز مینامند. Ka عبارتست از اشعهٔ تولید شده در اثر انفعال الکترون لایهٔ(تراز - طبقه) L به لایهٔ K و $k\beta$ اشعهٔ مشخصهٔ آزاد شده در اثر انتقال الکترون لایهٔ M به لایهٔ K میباشد.

بایستی توجه داشت با توجه به اینکه هر لایه دارای مدارهای متفاوتی میباشد که دارای اختلاف انرژی کمی هستند لذا خط های ka و $k\beta$ خود شامل چند خط میباشندکه با $k\beta_1$ و $k\beta_2$ و... مشخص میشوند. همچنین لازم به تذکر است که انتقال الکترون از لایه های بالاتر به لایه های L و M نیز امکان پذیر است ولیکن معمولاً بدلیل کم بودن مقدار انرژی آنها بسختی روی طیف اشعهٔ x قابل مشاهده است. جدول (6-1) نشان دهندهٔ ka برای بعضی عناصر موجود در طبیعت است.

جدول 6-1: نشان دهنده ka برای بعضی عناصر بر حسب kev

عنصر	U	Pb	Pt	Sn	Cu	Ca	Al	O
عدد اتمی	92	82	74	50	29	20	13	8
Ka (kev)	115	88	69.5	29.2	9	4	1.56	

اشعهٔ x مورداستفاده در رادیولوژی اساساً اشعهٔ x ترمزی است و جز در موارد بسیار نادر از اشعه x ناپیوسته استفاده ای نمیشود. اشعه x ناپیوسته معمولاً در اسپکتروسکوپی دارای موارد فراوانی میباشد.

6- 2- اجزاء اصلی تشکیل دهندهٔ یک سیستم تولید اشعهٔ x

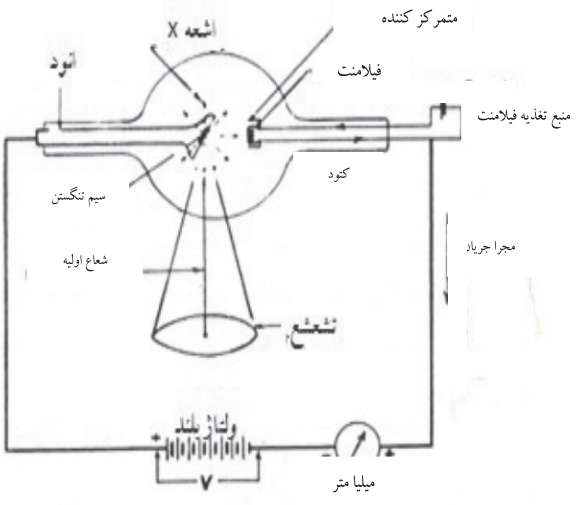
- محفظه خلاء
- فیلامان تولید کننده الکترون
- منبع ولتاژ زیاد جهت تعجیل دادن الکترون
- هدف تولید کنندهٔ اشعه x و آند

بمنظور تولید اشعهٔ x همانطوریکه قبلاً متذکر گردیدیم لازم است الکترونهائی باانرژی زیاد تولید کرد تا ضمن برخورد با اتمهای دیگر تولید اشعهٔ x کنند. برای اینکه الکترونی با انرژی زیاد بدست آوریم باید برای مدت زمان نسبتاً طولانی (در مقایسه با زمانهای الکترونی) به آن انرژی داده شود قبل از آنکه با اتمی برخورد کند. بهمین دلیل بایستی از گروپ تخلیه استفاده شود. اگر بعنوان مثال فشار هوا در داخل لولهٔ تولیدکنندهٔ اشعهٔ x برابر با هوای خارج باشد در آنصورت الکترون مورد نظر قبل از آنکه تعجیل کافی پیدا کند با الکترونهای اتمهای موجود در هوا برخورد می نماید و در نتیجه تولید اشعهٔ x خواهد شد. بهمین دلیل تیوب مورد استفاده باید تا حد زیادی از اتمها تخلیه گردد. تیوب اشعهٔ x معمولاً تا فشار $pa10^{-7}$ از هوا تخلیه میگردد یعنی تقریباً به ازاء هر صد هزار اتم موجود در هوا، یک اتم داخل تیوب وجود دارد. در نتیجه احتمال برخورد الکترونهای تعجیل یافته با اتمهای موجود در داخل لوله بسیار کم است نتیجتاً الکترونها به آزادی می توانند در یک ساحه پتانسیل اعمال شده به آنها حرکت نمایند و انرژی کسب کنند.

دومین قسمت عمدهٔ یک سیستم اشعهٔ x منبع تولیدکنندهٔ الکترون (*Filement Electron Source*) میباشد. الکترون مورد نیاز معمولاً از گرم کردن یک فیلامان یا رشتهٔ تنگستن توسط یک ولتاژ کم که در یک انتهای گروپ اشعهٔ x قرار دارد تولید میگردد.

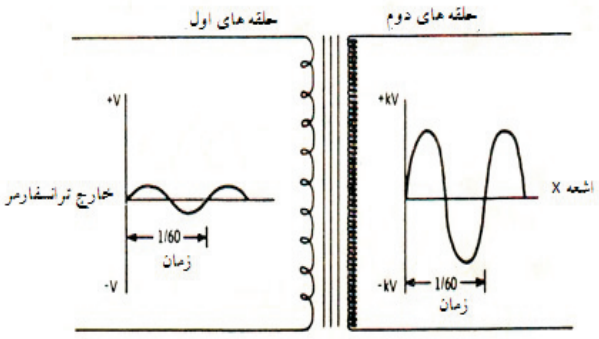
سومین قسمت مهم سیستم عبارتست از ولتاژ بزرگی که به دو قطب مثبت و منفی است که به یک ولتاژ یکطرفه متصل است. قطب منفی بوسیلهٔ ولتاژ منفی رانده میشود و در ساحه ایجاد شده در طول گروپ بسمت قطب مثبت که در سمت مقابل است تعجیل پیدا میکنند و نتیجتاً انرژی کسب میکنند. واضح است که

انرژی کسب شده توسط الکترونها بستگی به ولتاژ اعمال شده به دو طرف گروپ دارد. مقدار این انرژی برابر با حاصلضرب ولتاژ در بارالکتریکی الکترونها میباشد یعنی انرژی حاصله توسط یک الکترون در یک ساحه الکتریکی E برابر با eE میباشد. در صورتیکه ولتاژ E را بر حسب کیلوولت (kv) نشان دهیم انرژی حاصله بر حسب kev (کیلوالکترون ولت) خواهد بود.



شکل ۶-۲: دیاگرام نشان دهنده اجزاء اصلی یک سیستم اشعه X

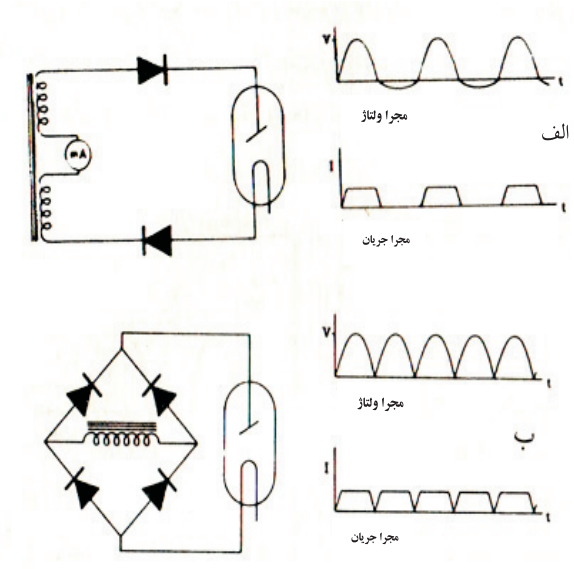
ولتاژ اعمالی به دو سر گروپ معمولاً از ولتاژ برق شهر تهیه میشود. همانطوریکه میدانیم برق شهر دارای ولتاژ متناوب با دامنه ولت مؤثر 220 ولت و فرکانس 50 هرتز میباشد. با توجه به آنکه برق شهر دارای دامنهٔ کافی برای تعجیل دادن به الکترونها نمیباشد برای تهیهٔ ولتاژهای خیلی بالا باید از ترانسفورمرها استفاده کرد.



شکل 6-3: یک سیستم ترانسفارمر افزایندهٔ ولتاژ. ولتاژ در ثانیه برابر است با : $V_2 = V_1 \frac{n_2}{n_1}$

یک ترانسفورمر متشکل از یک سیم پیچ اولیه ویک سیم پیچ ثانویه میباشد. در صورتیکه جریان الکتریسته متغیر از یکی از سیم پیچها عبور کند بعلت ایجاد ساحه مقناطیسی متغیر در اطراف آن، در سیم پیچ ثانویه نیز ولتاژ الکتریکی القاء میگردد. مقدار ولتاژ ایجاد شده در سیم پیچ ثانویه، اولاً به تعداد دورهای سیم پیچ اولیه و ثانویه به معنی بعبارت بهتر به نسبت تعداد دورهای سیم پیچهای اولیه و ثانویه و ثانیاً به مقدار ولتاژ اولیه بستگی دارد که از این رابطه بدست میآید $\frac{V_2}{V_1} = \frac{n_2}{n_1} \Rightarrow V_2 = V_1 \frac{n_2}{n_1}$ در این رابطه «V_2» ولتاژ القائی در سیم پیچ ثانویه «V_1» ولتاژ در سیم پیچ اولیه و «n_1» و «n_2» بترتیب تعداد دورهای سیم در سیم پیچهای اولیه و ثانویه میباشند.

اگر بعنوان مثال بخواهیم دامنهٔ ولتاژ در ثانویه *100kvp* باشد در آنصورت لازم است مقدار $\frac{n_2}{n_1}$ تقریباً برابر 320 باشد. (زیرا $V_2 = 220\sqrt{2}\frac{n_2}{n_1}$) یعنی بازاء هر دور سیم در اولیهٔ 320 دور سیم در ثانویه خواهیم داشت. علاوه بر آن همواره باید قطب مثبت و منفی در گروپ اشعهٔ x ثابت باشد لذا لازم است ولتاژ دو طرفهٔ برق شهر به ولتاژ یکطرفه تبدیل شود. این عمل را با استفاده از یکسوسازها انجام میدهند. یکسوسازها میتوانند نیم موج یا تمام موج باشند. شکل (6-4)



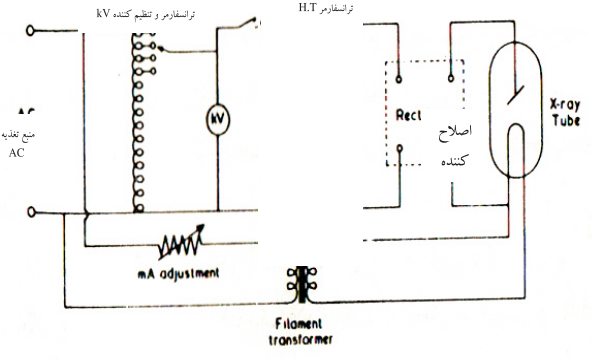
شکل 6-4: الف) یکطرف ساز نیم موج ب)یکطرف سازتمام موج

استفاده از یکسوساز نیم موج سبب میشودکه تنها با استفده از نیم موج مثبت، ولتاژ در ثانویه جهت ایجاد اشعهٔ x اعمال شود و لذا در یک چنین سیستمی سیستم اشعهٔ x تنها در یک نیم موج مفید است و در نیم موج بعدی که منفی است سیستم اشعهٔ x تولید نمیکند بنابراین بازده سیستم اشعهٔ x در اینحالت کم است. با استفاده از یکسوساز تمام موج نیم موج منفی نیز به سیستم اعمال میشود بصورتی که در اینحالت مجدداً مثل حالت نیم موج قبلی مثبت به آندو منفی به قسمت فیلامان وارد میشود. بنابراین سیستم در هر دو نیم موج تولید اشعهٔ x می نماید. پس بازده در این حالت دو برابر سیستم با یکسوساز نیم موج است.

همانطوریکه در نمودارهای شکل(6-4) مشاهده میشود شکل موج حاصله در خروجی یکسوساز تمام موج گرچه همواره در یکطرف محور قرار دارد ولی از صفر تا اعظمی تغییر میکند. اعظمی دامنه ولتاژ را با kvp نشان میدهند که در سیستم های اشعهٔ x بیانگر کیفیت اشعهٔ x تولید شده است بدینصورت یک ولتاژ $100kvp$ مربوط به اعظمی دامنهٔ ولتاژ اعمال شده به کاتد و آند است.

اشعهٔ x حاصله از سیستم های اشعهٔ x با شکل موج نشـان داده شـده در شـکل دارای تفاوتهـای زیـادی است زیرا ولتاژ اعمالی به دو سر گروپ دارای تغییرات زیادمیباشد. لذا تلاشهای زیاد برای کم کـردن دامنهٔ تغییرات با استفاده از صافیها صورت گرفته است از آن جمله میتوان استفاده از برق سه فاز یا باطری را نام برد. در یک سیستم اشعهٔ x معمولاً سیم پیچ ثانویه دارای ایستگاه هـای متعـددی اسـت کـه بـا انتخاب هـر کـدام میتوان ولتاژ دلخواه سیستم را تنظیم نمود. ولتاژ لازم برای فیلامان را نیـز بـا اسـتفاده از ترانسـفورمر تهیـه مـی نمایند. البته این بار استفاده از ترانسفورمر کاهنده. شکل (6-5).

چهارمین بخش اصلی یک سیستم اشعهٔ x هدف است (*Target*) که معمولاً از یک فلز سـنگین مثـل تنگستن ساخته شده است. الکترونهای تولید شده توسط فیلامان پس از آنکه در طول گـروپ انـرژی کسـب کردند و سرعت گرفتند به سطح فلز هدف برخورد میکنند. در اثر برخورد الکترونهای سریع با فلز هدف ایـن الکترونها با تعجیل کند شونده زیادی از سرعتشان کاسته میشود ولذا همانطوریکه قبلاً توضیح داده شد تولیـد اشعهٔ x می نمایند. انرژی و شدت اشعهٔ x تولید شـده بسـتگی بـه انـرژی الکترونهـا و عـدد اتمـی هـدف دارد. وقتیکه الکترونهای تولید شـده دارای انـرژی بیشـتری باشنداشـعهٔ تولیـد شـده دارای انـرژی بیشـتری میباشـد، همچنین مقدار اشعهٔ x تولید شده زیادتر میباشد به عنوان مثال در حالتیکه الکترون دارای انرژی $20kev$ باشد احتمال تولید اشعهٔ x در اثر برخورد این الکترونها با هـدف کمتـر از نـیم درصـد اسـت در صـورتیکه احتمـال تولید اشعهٔ x بوسیلهٔ الکترونهای با انرژی $20Mev$ در برخورد با هدف 60٪ میباشد.



شکل 6-5: دیاگرام ساده ای از مدارهای تأمین کننده ولتاژ دوسرگروپ

6-3- کیفیت اشعه

اغلب لازم است که کیفیت یا قدرت نفوذ یک دسته اشعهٔ x تعیین شود. اشعه های x با انرژی بیشتر دارای قدرت نفوذ بیشتری میباشد که آنرا اشعهٔ سخت گویند و اشعهٔ با انرژی کم را که دارای نفوذ کمتر است اشعهٔ x نرم می گویند. اشعهٔ x پیوسته تولید شده توسط یک گروپ اشعه x از لایه های نازکی از مواد جذب میشود. به عنوان مثال وقتی در رادیولوژی استفاده شود، اشعهٔ x نرم معمولاً توسط لایه های اولیه پوست و زیر پوست جذب میشود. در حالیکه اشعهٔسخت به عمق های بیشتری نفوذ میکند. بدین لحاظ برای گرفتن تصویر از اعضاء در عمق بدن لازم است که اشعهٔ x نرم را قبل از آنکه به بدن برخورد کند حذف کرد زیرا نه تنها هیچگونه فایده ای در ایجاد تصویر ندارد بلکه موجب دادن اشعهٔ اضافی به مریض میگردد. به منظور حذف اشعهٔ x نرم معمولاً از فیلترهایی که در مسیر اشعهٔ قرار میدهند استفاده میشود. فیلترهای مورد استفاده در رادیولوژی معمولا از جنس آلومینویم میباشد. در بعضی موارد از فیلترهای مسی و یا فیلترهای مرکب (شامل قلع، مس و آلومینوم) نیز استفاده میشود. فیلترها را در محل خروج اشعه از گروپ قرار میدهند. بنابراین با قرار دادن این فیلترها در مسیر اشعه ، اشعهٔ نرم به مقدار خیلی بیشتر نسبت به اشعه سخت تر تضعیف میشود و در نتیجه اشعه بعد از عبور از یک فیلتر بعلت حذف اشعهٔ نرم، به اشعه سخت تبدیل میشود که دارای عمق نفوذ بیشتری است. (274/2)

6- 4- نورسنجی (فوتومتری) Photometric

فوتومتری عبارت از مبحثی است که از اندازه گیری نور بحث میکند. می دانیم که روشنی و شدت نوری که از منابع مختلف حاصل میشود متفاوت است. توسط حس باصره میتوان منابع مختلف نور را از همدیگر تمیز داد و دانست که کدام منبع روشن تر و کدام تاریک تر است. لیکن چشم ما قدرت آن را ندارد که بصورت یقین تشخیص دهد که شدت نور یک منبع نورانی از منبع دیگر چقدر زیادتر است. یعنی نمیتوان با چشم تعیین کرد که شدت نور یک منبع نوری چند دفعه بزرگتر از شدت نور یک منبع دیگر است. اندازه گیری که توسط چشم صورت گرفته و تنها روشنی و خیرگی آن را تمیز بدهیم بنام فوتومتری یاد میشود.

برای اینکه بصورت یقین بدانیم شدت نور یک منبع از منبع دیگر چقدر فرق دارد از سامان های اندازه گیری نوری استفاده می نماییم. یکی از جمله سامان های اندازه گیری نور سلول فوتوالکتریک است. سلول فوتوالکتریک عبارت از آله هایی هستند که انرژی نوری را به انرژی برقی تبدیل نموده و میتوان به اندازه 1- شدت جریان یا تفاوت پتانشیل برقی شدت نور را تعیین کرد. این قسم اندازه گیری که توسط سامان و لوازم بصورت مطلق شدت نور منابع مختلف اندازه گیری شده میتواند بنام Photometric یاد میگردد.

یادداشت:

برای اینکه مبحث فوتومتری وضاحت حاصل کرده بتواند بعضی از مفاهیمی آتی را که در دانستن آن درین مبحث ضروری است تذکر میدهیم.

سیلان نوری: مقابل اشعه نوری که از منبع ما به اطراف انتشار می یابد سطح کوچک F را قرار میدهیم. روی این سطح را از موادی می پوشانیم که تمام نور وارده را در سطح F جذب کند و انرژی نور جذب شده را اندازه میکنیم.

فرضا مقداری انرژی Q در زمان t از مقطع F میگذرند یا جذب میشود.

نسبت انرژی بر زمان یعنی $\frac{Q}{t}$ را سیلان انرژی نوری مینامند که ما آن را صرف به φ نشان میدهیم. پس

$$\varphi = \frac{Q}{t}$$

پس سیلان انرژی نور عبارت از مقدار انرژی است که در واحد زمان از سطح F عبور کند یا توسط سطح F جذب شود.

تجارب نشان می دهد که این جریان انرژی متناسب به زاویه فضایی Ω است که تحت آن سطح F دیده میشود. پس $\Omega=\frac{\varphi}{I}$ و یا $\boldsymbol{\varphi}=I\Omega$ اگر یک منبع نوری L یک سطحF که تحت زاویه فضایی Ω واقع است نور بفرستیم در اینجا دیده میشود که سیلان نور Luminus Fluxیا جریان انرژی نوری بالای سطح F وارد میگردد. تجارب مختلف نشان می دهد که سیلان انرژی نوری که بالای یک سطح میرسد مربوط به شدت نور منبع Luminusiutensity و زاویه فضایی Ω است. اگر سیلان انرژی نور را به $\boldsymbol{\varphi}$ و شدت نور

منبع را به I نشان بدهیم و در صورتی که منبع بصورت Isotrop به هر سمت نور بفرستد در این حالت بین آنها رابطه ذیل موجود است.

$\varphi=I\Omega$

اگر این سیلان به تمام زاویه فضایی برسد در این صورت :

$$\varphi = 4\Pi.I$$

اگر منبع نور بصورت نقطوی بوده و به تمام جهات بصورت متجانس نور فرستاده نتواند در این صورت برای زاویه $d\Omega$ قیمت $d\boldsymbol{\varphi}$ از رابطه ذیل حاصل میگردد:

$d\boldsymbol{\varphi}=I\ d\Omega$

که از این رابطه میتوان سیلان انرژی نوریφ را برای زاویه فضایی Ω را چنین حاصل کرد:

$$d\varphi = \int_0^{\Omega} I.d\Omega$$

و برای زاویه فضایی $\Omega=4\Pi$:

$$d\ \varphi = \int_0^{\Omega} I.d\Omega = 4\Pi I$$

واحد شدت نور عبارت از یک Condila (cd) است یک کاندیلا عبارت از شدت نوری است که از یک سوراخ یک کره میان خالی که داخل آن کاملا سیاه بوده و به C1769,30° مشتعل شده باشد خارج گردد در صورتی که مقطع این سوراخ $\frac{1}{60}cm^2$ باشد در علم امروزی کاندیلا در جمله واحدات اساسی بین المللی داخل شده است. در سابق شمع یا Hefner استعمال می شد و آن عبارت از شدت نور شمع بود که مواد سوخت آن Amyducetet ارتفاع شعله آن 40 mm مقطع شعله آن 8mm باشد.

1HK=0,91cd

1cd=1,09HK

واحد سیلان انرژی نور یک Lumen است و یک Lumen عبارت از سیلان انرژی نوری است که منبعی به شدت 1cd تحت زاویه فضایی 1Stradian منتشر شود پس:

1Lumen= 1cd.str

شدت روشنائی: شدت روشنائی عبارت از خارج قسمت سیلان انرژی نور است به شرطی که این انرژی Illumination به آن اصابت می نماید . اگر شدت روشنائی را به E و سطحی را که سیلان انرژی نوری φبه آن اصابت میکند به F نشان بدهیم بنابر تعریف میتوانیمبنویسیم:

$$E = \frac{\varphi}{F}$$

واحد شدت روشنائی یک $\frac{\text{Lum}}{\text{m}^2}$ است که آن را یک Lux مینامند. همچنین $\frac{\text{Lum}}{\text{cm}^2}$ را بنام Phot نامند پس:

$$1\text{Phot}=10^4\text{Lux}$$

چون می دانیم که $\varphi=I\Omega$ است پس $E = \frac{I\Omega}{F}$

وچون $\Omega = \frac{F}{r^2}$ است بنابر این $E = \frac{I}{r^2}$

این رابطه بیان میکند که شدت روشنائی متناسب به شدت نور منبع و معکوسش متناسب به مربع فاصله سطح از منبع میباشد. اگر جریان انرژی نور درسطح F_1اصابت کند در این صورت $E = \frac{I.Cos\varphi}{R^2}$ میباشد.

زیرا می دانیم که $\Omega = \frac{F}{r^2}$ و $F=F_1.Cos\varphi$ بنابر این $\Omega = \frac{F_1.Cos\varphi}{R^2}$ اگر این قیمت را در رابطه $E = \frac{I.\Omega}{F_1}$ تعویض نمائیم خواهیم داشت که :

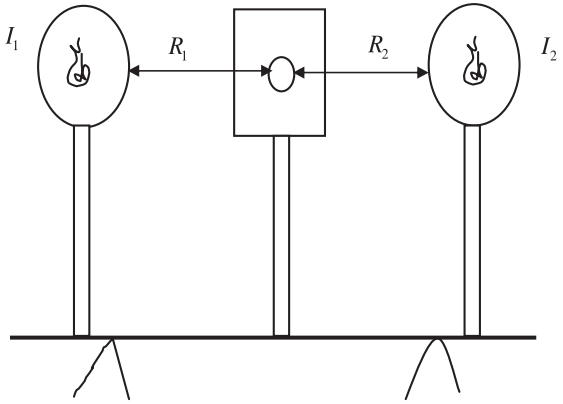
$$E = \frac{I.Cos\varphi}{R^2}$$

کثافت نوری : کثافت نوری یک منبع عبارت است از خارج قسمت شدت نور همان منبع به سطح همان منبع انتشار می دهد به F نشان بدهیم در این صورت B=I/F واحد کثافت نور $\frac{cd}{\text{cm}^2}$ یعنی نسبت شمع بر سانتی متر مربع است که آن یک Stille مینامند. چون I و F برای هر منبع مقادیر ثابت اند. بنابراین B که عبارت از کثافت نوری است. برای هر منبع ثابت میباشد. اگر کثافت نوری منابع مختلف متفاوت باشند- آنها از نظر روشنی مختلف دیده میشوند. بنابر همین سبب است که اگر سطح نورانی را از هر طرف تحت مطالعه و مشاهده قرار دهیم. هر نقطه آن یکسان معلوم میشود و از همین علت است که کره مهتاب را یکسان روشن و به صورت یک سطح دیده میتوانیم در حالیکه مهتاب کروی است.

جدول (6-2) کمیات فوتومتری را با واحدات و روابط آن نشان می دهد.

کمیت	رابطه	واحد
سیلان انرژی نور φ	$\varphi=I\Omega$	Lumen
مقدار انرژی نور Q	$Q=\varphi.t$	Lumen.h
شدن نور I	$I=\varphi/\Omega$	Candela
شدت روشنائیE		Lux
کثافت نوری B	B=I/F	Cd/cm^2

طریقه اندازه گیری نور : وظیفه فوتومتری است که شدت نور را و یا سیلان انرژی نوری که از منبع انتشار می یابد اندازه گیری کند به صورت عمومی این اندازه گیری طوری اجراء میشود که توسط منبع نور یک سطح را روشن می نماید، و شدت روشنائیE آنرا با شدت روشنائی یک منبع که شدت نور آن معلوم باشد مقایسه و اندازه میکنند. مثلا در فوتومتری بنسن Buncen که به نام فوتومتر لکه چرب هم یاد میشود . چنین عمل میگردد.



شکل (6-6)

قرار شکل (6-6) یک کاغذی را که در آن لکه چرب وجود دارد، در وسط دو منبع نور یکی منبع اما که شدت نور آن معلوم باشد شعله شمع Hefner و دیگری منبع L_2 که شدت نور آن نامعلوم است قرار میدهیم . و این کاغذ دارای لکه چرب را تا زمانی تغییر میدهیم که شدت روشنائی هر منبع بالای آن یکسان معلوم میشود. اگر شدت نور منبع L_1را به E_1و شدت نور منبع L_2را به E_2نشان دهیم. بنابر آن میتوانیم به صورت عمومی بنویسم :

$$E_1 = \frac{I_1}{R_1^2} \quad , \quad E_2 = \frac{I_2}{R_2^2}$$

I_1و I_2 شدت نور منابع L_1 و L_2 میباشد. در صورتیکه روشنی روی لکه چرب از هر منبع یکسان شود در این حالت $E_1=E_2$ میگردد. پس :

$$\frac{I_1}{R_1^2} = \frac{I_2}{R_2^2}$$

چون I_2 معلوم است و R_1و R_2 اندازه شده میتوانند بنابر این شدت نور منبع L_2 مساویست به :

$$I_2 = \left(\frac{R_2}{R_1}\right)^2 . I_1$$

شرایط صحی منابع نور:

منابع نور باید با شرایط صحی کاملاً برابر باشد و سبب آلوده گی محیط زیست نشود. بنابراین از شعله چراغ های تیلی و روغنی و گازی حتی الامکان باید استفاده نگردد، مهمترین شرایط صحی منابع نوری عبارتند از:

1- منابع نوری نباید بعلت احتراق ناقص سبب آلوده گی هوای محیط گردند.

2- در نتیجه احتراق حرارت زیاد تولید نکنند.

3- انتشار نور در اطراف به صورت یکنواخت باشد.

امروز با استفاده از منابع برقی نور، میتوان تا حدودی شرایط صحی فوق را تامین کرد معهذا ممکن است منابع مصنوعی نور مضر واقع شوند و آن در صورتی است که همراه نور مرئی مقدار زیادی اشعه تحت قرمز تولید شود که در این حال باعث التهاب و خستگی چشم می گردد. علاوتاً رنگ نور، مقدار روشنایی، توزیع آن نظر به نوع کار و محل اهمیت به سزایی دارد.

الف: تأثیر رنگ نور: رنگ نوریکه از منابع مصنوعی تولید می شود نباید طوری باشد که رنگ حقیقی اشیاء را تغییر دهد. مثلاً اشعه ایکه قسمت سرخ آن کم باشد (منابع نور سبز یا بنفش) در نور آن رنگ پوست، پریده و برنگ نعش یا جسد معلوم می شود. بنابراین در اثنای معاینه مریضان باید سعی شود از منابع نوری استفاده گردد که طیف آن شبیه به طیف نور آفتاب باشد.

البته در موارد خاص نورهای رنگین مزایای اختصاصی دارند. مثلاً با نور زرد تیزبینی افزایش و خیره گی کم می شود، یا رنگ آبی آسمانی اثر تسکینی و نور سرخ اثر تحرکی بر اعصاب دارد.

ب: مقدار روشنایی: با ازدیاد مقدار روشنایی، تشخیص مرتباً بهتر می شود لذا:

در روشنایی زیاد اشیا بهتر قابل رویت می شوند و کارهای ظریف و دقیق به سهولت امکان پذیر خواهد بود. عمل تطابق چشم در روشنائی کامل بهتر انجام می گیرد. ولی باید توجه داشت که اگر مقدار روشنایی از حد مشخص بیشتر شود چشم احساس می کند بطوریکه هرگاه در مقابل چشم یک منبع نور قوی وجود داشته باشد مردمک چشم بطور غیر مترقبه تنگ شده و از روشنائی تصویر شبکیه میکاهد. مقدار اعظمی روشنایی قابل تحمل برای انسان در حدود $\frac{1}{2}$ شمع است. بعضی اوقات علت خیره گی چشم تغییرات سریع مقدار روشنایی است بطوریکه چشم نمی تواند بدان سرعت با تغییر روشنایی عادت کند بهمین علت باید در اطاق ها از تولید سایه های تند و شدید اجتناب شود.

ج: تولید و توزیع روشنایی: بهترین طریقه برای راحت و حفاظت چشم روشنایی غیر مستقیم است. شکی نیست که برای کارهای دقیق و مداوم روشنائی کافی لازم است لیکن تنها روشنایی زیاد راحت چشم را تامین نمی نماید. بلکه اولاً روشنایی باید به طور یکنواخت بر روی صحنه کار بتابد. ثانیاً بین روشنائی

در سطح جسم یا کتاب و اطراف آن اختلاف خیلی زیادی باشد هرگاه روشنائی طور مستقیم روی سطوح صاف و صیقلی بتابد ایجاد انعکاس مینماید بنابران این امر را چراغ های مخفی در کنار دیوارها تامین مینماید که نور آنها پس از برخورد به دیوار و سقف اتاق منتشر شده همه جا را به طور یکنواخت روشن می نماید و یا اینکه چراغ راباشیتهای (Shades) تباشیری‌میپوشانند تا از انتشار نور بطور مستقیم جلوگیری به عمل آید.

د: روشنایی در شفاخانه ها و اتاق های جراحی: با توجه به مطالب فوق مقدار روشنائی و طرز توزیع آن باید در شفاخانه ها و اتاق های عملیات مورد توجه خاص قرار گیرد. مثلاً در اتاق مریضان باید شرایط تابش نور از نظر کمی و کیفی طوری تنظیم شود که مریضان به آرامش کامل به سر برند، بنابراین بهتر است رنگ دیوار و سقف را از رنگ های ساده و روشن انتخاب نمایند تا نور بهتر منتشر شود و محیط بزرگتر و وسیع تر جلوه نماید، ضمناً روشنایی شدید منابع مستقیم نور را که اغلب سبب ناراحتی مریضان می شود می توان با استفاده از روشنایی غیر مستقیم کم نمود.

همچنان در اتاق های جراحی بالای میزعملیات باید مقدار روشنایی خیلی زیاد که بصورت خوب از همه جهات منتشر شده باشد، موجود باشد زیرا جراح باساس علمیت و مهارتیکه دارد سعی می ورزد تا عملیات به سرعت هرچه بیشتر و مطمئن تر انجام گیرد.

این امر در صورتی تحقق می پذیرد که جراح به سرعت زیاد و بطور دقیق محل مطلوب را دیده بتواند. بناءً در اتاق عملیات مطالب ذیل باید مد نظر باشد.

1- برای اینکه از تولید سایه های متنوع جلوگیری به عمل آید باید روشنایی از جهات مختلف بالای میز علمیات بتابد.

2- برای اینکه وریدها – شرائین – مجراها (Ducts) و غیره بصورت صحیح تشخیص و از یکدیگر تمیز گردند باید رنگ روشنائی به رنگ روشنائی روز نزدیک تر باشد.

برای آنکه وجود جراح از تشعشع حرارتی منابع قوی نور در امان باشد باید تشعشع حرارتی فلتر گردد.

سوالات:

1- مقدار روشنایی با سیلانی نورانی $30Lumans$ به مساحت 5 متر مربع منتشر شده است. حساب کنید اولا مقدار روشنایی را ثانیا هرگاه همان سیلانی نورانی بالای سطح 10 متر مربع مقدار روشنایی چند است. ثالثاًهرگاه مقدار روشنایی $3Lum$ به مساحت 5 متر مربع بتابد سیلانی نورانی آن چند است؟

$$\boxed{E=\frac{F}{A}}$$

$$\boxed{A=\frac{F}{E}}$$

$$\boxed{F=E.A}$$

$$E=6Lumans/m^2$$

$$A=10m^2$$

$$F=15Lum$$

2- یک نفر داکتر کلیشه ای را بمقابل یک چراغ که شدت آن 72cd است گذاشته و با روشنایی $2\frac{Lum}{cm^2}$ او را می خواند اولا دریافت کنید که کلیشه را در چه فاصله قرار داده است. ثانیا اگر کلیشه را تحت شرایط فوق واضح دیده نتواند و چراغ را به شدت 144cd به همین فاصله قرار داده و او را واضح بخواند مقدار روشنایی را در سطح کلیشه چند است؟

$$\boxed{E=\frac{I}{R^2}}$$

$$\boxed{R^2=\frac{I}{E}}$$

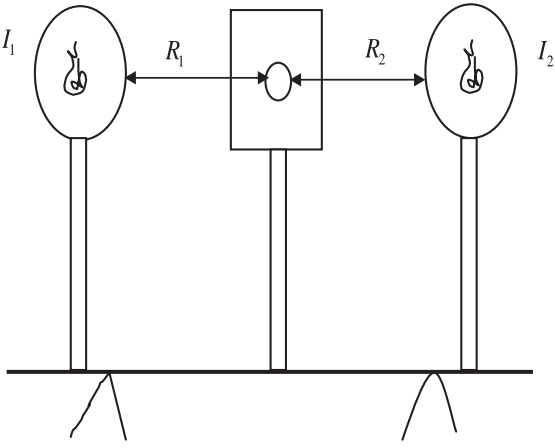
$$R=6cm$$

$$E=\frac{4Lum}{cm^2}$$

3- در یک فوتومتر بنسن شدت نور یک چراغ $20candile$ و فاصله آن از پرده $20cm$ است شدت نور چراغی را دریافت نمائید که فاصله آن از پرده $80cm$ باشد؟

$$\frac{I_1}{R_1^2}=\frac{I_2}{R_2^2}$$

$$I_2=320cd$$



جدول (6-3) علایم و سمبولها

نام حرف	کوچک	بزرگ	نام حرف	کوچک	بزرگ	نام حرف	کوچک	بزرگ
آلفا alpha	α	A	اوتا iota	ι	I	رو rho	ρ	P
بیتا beta	β	B	کپا kappa	κ	K	سگما sigma	σ	Σ
گاما gamma	γ	Γ	لمدا lambda	λ	Λ	تاو tau	τ	T
اپسیلون epsilon	ε	E	میو mu	μ	M	ایپیلون upsilon	υ	Υ
زیتا zeta	ζ	Z	نیو nu	ν	N	فی phi	ϕ	Φ
ایتا eta	η	H	آکسی xi	ξ	Ξ	چی chi	$\varkappa$	χ
تیتا theta	θ	Θ	اومیکرون omicron	o	O	پسی psi	ψ	Ψ
دلتا delta	δ	Δ	پای pi	π	Π	اومیگا omega	ω	Ω

جدول(6-4)ضریب انکساربعضی اجسام‌مایع‌جامدوگاز(نور سودیم نظر به هوا 20 ℃)

مایعات	ضریب انکسار	گازات	ضریب انکسار	جامدات	ضریب انکسار
بنزین	1,504	هوا	1,000296	الماس	2,42
کاربن دای سلفاید	1,632	کاربن دای اکساید	1,00045	شیشه بلور	1,89
کلوروفورم	1,449	امونیا	1,000377	شیشه کراون	1,52
اتلیل الکول	1,362	اکسیجن	1,000272	یخ	1,31
گلیسرین	1,47	هایدروجن	1,000348	شکر	1,56
متیل الکول	1,33	نایتروجن	1,000297	یاقوت زرد	1,03
روغن زیتون	1,46	بخارات آب	1,000257	آب 100 درجه	1,318
پارافین	1,44	آب	1,333	تورپنتین آب	1,47

اصطلاحات انگلیسی به فارسی

Accommodation	تطابق
Electric discharging	تخلیه برقی
Focal Length	فاصله محراقی
Focus	محراق
Convex	محدب
Concave	مقعر
Constant	ثابت
Convergence	متقارب
Critical Angle	زاویه بحرانی
Critical point	نقطه بحرانی
Diffraction	تفرق
Effect	اثر- پدیده
Interference	تداخل
Phase	فاز
Photoelectric effect	اثر فوتوالکتریک
Nature of light	ماهیت نور-طبیعت نور
Optic apparatub	سیستم نوری
Optics	اپتیک
Prism	منشور
Ray	اشعه

Reflection	انعکاس
Refraction	انکسار نور
Total reflection	انعکاس تام
Wave optic	نور موجی
Velocity	سرعت
Fringes	شرید های تداخلی
Dark Fringes	شریدهای تاریک
Light Fringes	شرید های روشن
Nature Light	نور طبیعی
Visible light	نور مرئی

Book Name	Physic Optic
Author	Ghalam Qader Dygan
Publisher	Herat Medical Faculty
Website	www.hu.edu.af
Number	1000
Published	2011
Download	www.ecampus-afghanistan.org

This Publication was financed by the German Academic Exchange Service (**DAAD**) with funds from the German Federal Government.

The technical and administrative affaires of this publication have been supported by Umbrella Association of Afghan Medical Personal in German speaking countries (**DAMF e.V.**) and **Afghanic.org** in Afghanistan.

The contents and textual structure of this book have been developed by concerning author and relevant faculty and being responsible for it. Funding and supporting agencies are not holding any responsibilities.

If you want to publish your text books please contact us:
Dr. Yahya Wardak, Ministry of Higher Education, Kabul
Office: 0756014640
Mobile: 0706320844
Email: wardak@afghanic.org

All rights are reserved with the author.

ISBN: 978 993 640 0597

Printed in Afghanistan. 2011

Summary of geometrical optics

That Physics is a worldwide science is an obvious fact to everyone. Geometrical optics is one the most useful and important discussions of physics which generally discusses attributes of light and rules of Snell and Descartes and has numerous usages in medical and industrial sciences. This book contains six chapters, acknowledgement, overview, and corresponding tables in one hundred pages and ninety topics. It's been focused to keep the writing out of doubt and in public level. The six chapters in this compilation book are as follows:

Chapter One: Discusses the light, its source and genre of creating electromagnetic wave and its effects and usages in industry, mechanic and medicine. Also its physiologic and biologic effects in detecting and to cure, as well as it disadvantages have been discussed.

Chapter Two: Discusses the rules of Descartes and Snell, repercussion, propagation in different mirrors including spherical, lenses and prisms. Their usages in industrial and medical sciences have also been included.

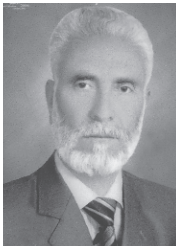
Chapter Three: This chapter covers studies of eyeball. Topics such us far-sighted and near-sighted eye, astigmatism, Defects of vision and types of diagnosing healthy and non healthy eye have been fully described

Chapter Four: Chapter Four discusses LASER and different types of LASERS and its application on medical sciences along with its negative effects.

Chapter Five: This chapter explains sound and ultrasonic waves and their application on modern medicine especially on diagnosing of a disease. Also Doppler effect and mechanical and thermo dynamical effects are mentioned.

Chapter Six: Covers the history of X-ray, Optical Measurements, Spectroscopy and Photometry.

At the end of each chapter; tables, symbols, English-Persian Terminology and corresponding problems are included.



خلص سوانح بیوگرافی غلام قادر د هگان

اینجانب پوهنوال غلام قادر دهگان فرزند غلام رسول ۱۳۲۵ دریک فامیل بیسواد و متدین متولد شدم دوره ابتدایی را در مکتب فوشنج بدرجه اعلی اکمال نموده ودر سال ۱۳۳۹ به دارالمعلمین اساسی ولایت هرات شامل وبسال ۱۳۴۴ از صنف دوازدهم فارغ وشامل تحصیلات عالی کشور شدم.

وبه سال ۱۳۴۹ از رشته ریاضیات وفزیک پوهنتون تعلیم و تربیه کابل به سویه لسانس فارغ وبه موسسه عالی تربیه معلم هرات به صفت استاد مقرر شدم ودرسال ۱۳۶۳ چانس تحصیل در کشور آلمان حاصل نمودم ومدت یکسال تحصیلی در پوهنتون P.A.DAGOGISCHE HOCHSCHULE

HALLE. N.K.KRVPSKAJA مصروف تحصیل بودم ودر سال ۱۳۶۹ که پوهنځی طب در چوکات پوهنتون هرات افتتاح شد به بآن پوهنځی تبدیل شدم وتا کنون در پوهنځی طب و ساینس مصروف تدریس مضامین فزیک و بیوفزیک میباشم.

بااحترام

پوهنوال غلام قادر دهگان

مبایل: ۰۷۰۷۴۲۵۰۴۰

ایمل: g dehgan@gmail.com

فهرست منابع

۱. بیوکی، فردریک. ۱۳۷۰. **فزیک برای رشته های فنی.** ترجمه، محمدابراهیم ابوکاظمی، تهران: مرکز نشر دانشگاهی صص: ۶۰، ۹۲، ۱۲۸، ۲۰۱، ۸۳.

۲. پدروتی، فرانک.**آشنائی با اپتیک**. ترجمه محی الدین شیخ الاسلامی. تهران: مرکز نشر دانشگاهی: چاپ اول ۱۳۸۲: صص:۱۹، ۸۰، ۱۱۰، ۲۱۲، ۲۴۳، ۲۷۴.

۳. توکلی، محمد باقر، **فیزیک پزشکی**. تالیف: انتشارات مانی: اصفهان: ۱۳۷۸ صص۳، ۵، ۸، ۱۷، ۹۸، ۱۲۵، ۱۴۲.

۴. چنگیز، فرانسس. آرتور. **اوپتیک.** ترجمه داکتر حبیب تجلی: تهران: مرکز نشر دانشگاهی. چاپ اول، ۱۳۸۲: صص ۴۰، ۹۶، ۱۷۲، ۲۴۰.

۵. خوارزمی، حمید. نور **شناسی نوین**. تهران: مرکز نشر دانشگاه امام حسین: چاپ اول، نشر دانشگاهی، ۱۳۸۲: صص: ۹۸، ۱۷۲، ۱۹۸، ۳۱۰.

۶. کمرون، جان. **فیزیک پزشکی**. ترجمه تکاور، تهران: مرکز نشر آیینه. چاپ دوم: ۱۳۸۱، صص ۴۲، ۱۰۰، ۲۰۲، ۳۰۲، ۳۱۴، ۳۴۱.

۷. گلستانیان، داکتر نعمت الله. **مبانی فزیک**. ترجمه. ویرایش ششم (۲۰۰۱) چاپ پنجم، صص: ۱۵، ۸۳، ۲۱۰، ۲۲۴.

۸. هالیدی، دیوید. **فیزیک**. ترجمه، تهران، مرکزنشردانشگاهی. پوست چهارم: ۱۳۸۳: صص: ۱۵۳، ۲۰۴، ۲۱۰.

۹. هشت. یرجین، **اوپتیک**. ترجمه: تهران مرکز نشر نص، چاپ اول، صص: صص ۴۷، ۱۲۲، ۱۵۵، ۲۲۱.

10- Michal I. Sobel (2003) Light. First edition. U.S.A P:125

11- Miles U. Klein and Tholas E.Fortak (2002) Optics, Second Edition. P.P: 80, 95.