جزوه فیزیک پزشکی

دکتر سلیمانی فرد

نویسندگان: هانیه روحی، پوریا اعتصامی زاده، علی شمشیریان، نگین خطیب زاده، رضا نژاد شاهرخ آبادی، زهرا رحمانیان، الهام رحمانی پور و لیلا نباتی

تایپیستها: سلیمه سرباز،عاطفه حامدی، محمدمهدی ستوده، علی شمشیریان، امیرحسین مقیمی، امیرحسین آسوده، علیرضا سعادتی و علی الرضی عیسی

ویرایستاران علمی: فاطمه گلدانی و مرضیه رحیمی

ویرایش، هماهنگی و صفحه آرایی: مصطفی منصوری و علی شمشیریان

پزشکی مهر۹۵

بهار۱۳۹۷

پی نوشت:

أ منابع جزوه ویس استاد و اسلاید ها است.

ب به گفته استاد مطالب سرکلاس برای ۲۰ گرفتن در امتحان کافی نیست.

ج مطالبی که در کادر های «از کتاب» آمده است بعدا با خواندن کتاب اضافه شده اند و شاید سرکلاس گفته نشده باشند.

د رفرنس مورد استفاده در این جزوه؛ کتاب مبانی فیزیک پزشکی تالیف دکتر بهروز، سازگارنیا و حاجی زاده صفار می‌باشد.

ه جلسه ۱۰ در کلاس تدریس نشده و فقط با توجه به مطالب اسلاید ها و کتاب های رفرنس جزوه نوشته شده است. بخاطر پیچیدگی و عدم پیوستگی احتمالی مطالب این جلسه (و ایضا دیگر جلسات) پوزش می‌طلبیم.

ارادت‌مند

کمیته علمی مهر ۹۵

سیزدهم خردادماه ۱۳۹۷

فهرست مطالب

پرتوهای غیر یونیزان(غیر یون ساز)..... ۵
معرفی طیف امواج ۵
طیف امواج الکترومغناطیس: ۵
ماهیت امواج الکترومغناطیسی ۶
میدان چیست؟ آیا میدان ماده است؟ ۶
تئوری الکترومغناطیسی نور ۸
کاربرد های نور مرئی در پزشکی..... ۸
اسپکتروسکوپی چیست؟ ۹
دو نوع اسپکتروسکوپی داریم: مولکولی و اتمی ۱۰
اسپکتروفوتومتری چیست؟..... ۱۰
-انواع اسپکتروسکوپ اتمی: ۱۱
اسپکتروسکوپ جذب اتمی:..... ۱۱
اسپکتروسکوپ نشر اتمی:..... ۱۲
اسپکتروسکوپ فلوئورسانس اتمی:..... ۱۲
میکروسکوپ فلوئورسنت ۱۲
فلوسایتومتری: ۱۴
کاربردهای درمانی نور مرئی:..... ۱۶
فروسرخ: ۱۷
کاربردهای دیگر فروسرخ: ۱۷
منابع فروسرخ: ۱۸
کاربردهای فرو سرخ در پزشکی ۲۰
ترموگرافی نشری:..... ۲۰
روش ترموگرافی بدن..... ۲۰
ترموگرافی انعکاسی:..... ۲۰
اثرات تخریبی فروسرخ: ۲۰
فرابنفش:..... ۲۱
منابع تولیدU.V: ۲۱
لامپ فلورسنت:..... ۲۲
فلورسنت..... ۲۲

لامپ کرومایر:..... ۲۲
کاربرد لامپ های تولیدU.V: ۲۲
خواص فیزیکی و شیمیایی نورU.V:..... ۲۲
خواص فیزیولوژیک نورU.V:..... ۲۳
اندازه گیری موج فرابنفش..... ۲۵
روش های اندازه گیری UV : ۲۵
۱. استفاده از اثرات فیزیکی UV (مشابه اشعه X)..... ۲۵
۲. روش شیمیایی (فرو سیانور پتاسیم: KFeCN)..... ۲۶
مضرات اشعه فرا بنفش: ۲۶
فواید اشعه فرا بنفش: ۲۷
اثرات طولانی مدت:..... ۲۷
کاربرد های درمانی UV : ۲۷
کاربرد های تشخیصی UV : ۲۷
لیزر (**LASER: LIGHT AMPLIFICATION BY STIMULATED OF RADIATION**)..... ۲۸
ویژگی های متمایز کننده لیزر: ۲۸
اصول لیزر: ۲۸
نشر خود بخودی:..... ۲۹
نشر تحریکی (stimulated by emission)..... ۲۹
عوامل تعیین کننده طول موج:..... ۲۹
توان خروجی:..... ۳۰
عوامل تعیین کننده خروجی لیزر:..... ۳۰
دسته بندی لیزر ها؛ ۳۰
کاربرد های لیزر:..... ۳۱
آشنایی با پارامترهای فیزیکی در لیزر درمانی..... ۳۲
توان:..... ۳۲
شدت(power density):..... ۳۲
اکسپوژر:..... ۳۲
پهنای زمانی پالس(pulse width):..... ۳۲
میزان تکرار پالس در ثانیه(pulse repetition rare):..... ۳۲
قطر لکه لیزر(spot size):..... ۳۲
نتیجه برخورد اشعه لیزر با ماده: ۳۳
برخورد های خاص لیزر با ماده(پدیده های حاصل از جذب لیزر توسط بافت): ۳۳
اثرات حرارتی:..... ۳۳
اثرات غیرحرارتی:..... ۳۴
تفسیر نمودار (شکل ۱۶):..... ۳۴
اثر photochemical:..... ۳۶

تجزیه ی نوری (photoablation): ۳۶
گسیختگی نوری (photodisruption): ۳۷
کاربردهای مهم لیزر در پزشکی: ۳۸
عوامل تعیین کننده عمق نفوذ لیزر در بافت: ۳۹
طول موج لیزر: ۳۹
جنس بافت: ۳۹
مشخصات بعضی لیزرهای مورد استفاده در پزشکی: ۳۹
بافت های حساس در برابر اشعه ی لیزر: ۴۰
مسائل ایمنی: ۴۰
طبقه بندی لیزرها: ۴۰
فیزیک دیدگانی: ۴۱
تشکیل عدسی: ۴۳
انواع عدسی های کروی: ۴۳
عدسی های استوانه ای: ۴۴
عدسی های آستیگمات: ۴۵
چشم ۴۸
ساختار آناتومیک چشم ۴۸
تطابق: ۵۰
نقطه‌ی دید دور: ۵۰
نقطه دید نزدیک: ۵۱
میدان تطابق: ۵۱
پیرچشمی(Presbiopia) ۵۱
تغییرات نقطه دید نزدیک با سن: ۵۱
دوربینی و نزدیک بینی ۵۱
علت های نزدیکبینی و دوربینی: ۵۳
آستیگماتیسم ۵۴
انواع آستیگماتیسم : ۵۴
اصلاح آستیگماتیسم دوربین ساده و نزدیک بین: ۵۷
اصلاح آستیگمات مرکب: ۵۸
۱. قاعده مند ۵۸
نکته: ۵۹
۲. خلاف قاعده ۵۹
نزدیک بین مرکب (هر دو جلوی شبکیه): ۵۹
تشخیص آستیگماتیسم: ۵۹
نکته: ۶۰
تست های تشخیصی برای نزدیک بینی و دوربینی: ۶۰

کسر تیزبینی: ۶۱
اسکیاسکوپی: ۶۳
جمع بندی:..... ۶۵
لوچی(دوبینی):..... ۶۶
بررسی علت و درمان لوچی: ۶۶
فراصوت و کاربرد آن در تصویرگیری پزشکی: ۶۸
سه نوع موج صوتی داریم:..... ۶۸
مفاهیم اولیه:..... ۷۰
مفهوم z:..... ۷۰
شدت..... ۷۰
امپدانس: ۷۰
جدول امپدانس ۷۱
خواص فیزیکی امواج فراصوت: ۷۲
بازتابش و شکست: ۷۲
بازتابش کلی: ۷۳
جذب:..... ۷۳
جذب برای مواد مختلف:..... ۷۴
پدیده داپلر:..... ۷۵
جبهه موج: ۷۵
چگونگی تولید فراصوت..... ۷۷
دو روش برای تولید اولتراسوند: ۷۸
اثر داپلر: ۸۱
کیفیت تصویر ۸۳
دو نوع رزولوشن (توان تفکیک) وجود دارد:..... ۸۳
رزولوشن محوری یا axial ۸۴
رزولوشن جانبی یا lateral ۸۷
تکنیکهای اولتراسونوگرافی ۸۸
A-mode..... ۸۸
B-mode..... ۸۹
تکنیک Real time ۹۱
Doppler ۹۳
کاربردهای داپلر:..... ۹۳
تعیین شدت ضربان قلب جین..... ۹۴
-اندازه گیری سرعت جریان خون:..... ۹۴
کاربردهای درمانی دیاترمی اولتراسونیک: ۹۵
موارد ممنوعیت درمان با اولتراسوند:..... ۹۵

جریان های پرفرکانس:..... ۹۷
مقاومت ظاهری (Z) ۱۰۱
دیاترمی الکترومغناطیسی به دو صورت اعمال میشود: ۱۰۱
"مقاومت أهمی وأثر پوستی: ۱۰۲
آثار میدان الکتریکی ۱۰۲
آثار میدان مغناطیسی ۱۰۳
روشهای اعمال دیاترمی موج کوتاه ۱۰۳
۱-روش میدان خازنی ۱۰۴
گرم کردن بافت ها..... ۱۰۴
تولید گرما..... ۱۰۴
تاثیر اندازه الکترودها..... ۱۰۵
تاثیر اندازه الکترود ها..... ۱۰۷
فاصله الکترودها از بدن..... ۱۰۷
جایگاه الکترودها..... ۱۰۸
روش های الکترودگذاری..... ۱۰۸
۲ روش کابلی : ۱۰۹
الکترود کابلی تک قطبی..... ۱۱۰
اثرات مستقیم و غیر مستقیم ۱۱۰
کاربردهای درمانی دیاترمی موج کوتاه: ۱۱۱
خطرات دیاترمی موج کوتاه ۱۱۱
M.W.D ۱۱۲
تولید ریز موج ۱۱۲
اجزای لامپ مگنترون ۱۱۲
حداکثر سطح مجاز تابش گیری از ریزموج..... ۱۱۳
موارد ممنوعه دیاترمی(اعم ازریزموج یا موج کوتاه)..... ۱۱۳
کاربرد های درمانی ریز موج ها:..... ۱۱۴
خطرات:..... ۱۱۴
آماده سازی دستگاه دیاترمی و بیمار:..... ۱۱۵
جراحی الکتریکی پرفرکانس(دیاترمی): ۱۱۵
روش قدیمی: با استفاده از جریان مستقیم توسط ترموکوتر..... ۱۱۵
روش نوین: با استفاده از جریان پرفرکانس (الکتروکوتر)..... ۱۱۶
روشهای جراحی پر فرکانس: ۱۱۸
جراحی الکتریکی در دندانپزشکی:..... ۱۲۰
الکتروپاتولوژی:..... ۱۲۰
چگونگی مرگ در اثر برق گرفتگی: ۱۲۲
نجات و درمان فرد برق گرفته:..... ۱۲۲

فیزیک پزشکی دکتر سلیمان فرد

جلسه۱

پرتوهای غیر یونیزان(غیر یون ساز)

محرض طیف امواج

الکترومغناطیسی و ماهیت نور

* پرتو یون ساز چیست؟

-پرتویی است با انرژی زیاد که توانایی شکستن پیوند شیمیایی را دارد و میتواند یون سازی کند. این پرتو درصورت برخورد به سلول زنده، میتواند ساختارهای بیوشیمیایی سلول را تغییر دهد ؛مثلا سبب شکستگی DNAیا یونیزه شدن آن در سلول شود.

* پرتو غیر یون ساز چیست؟

-پرتویی با انرژی کم است که توانایی غلبه بر پیوند شیمیایی را ندارد؛ درنتیجه نمیتواند پیوند شیمیایی را بشکند و یون سازی بکند.

*نکته : تقسیم بندی پرتوها به یون ساز و غیر یون ساز بر اساس فرکانس اتفاق میفتد.

طیف امواج الکترومغناطیس:

در دبیرستان آموختیم که یک موج معادل یک بسته انرژی به نام فوتون است که انرژی این فوتون از رابطه ی زیر بدست می آمد:

E: انرژی فوتون h:ثابت پلانک f: فرکانس $E = hf$

- پرتو های غیر یون ساز:

۱-امواج رادیویی

۲-امواج مایکرو ویو

۳-نور فروسرخ

۴-نور مرئی

۵-نور فرابنفش

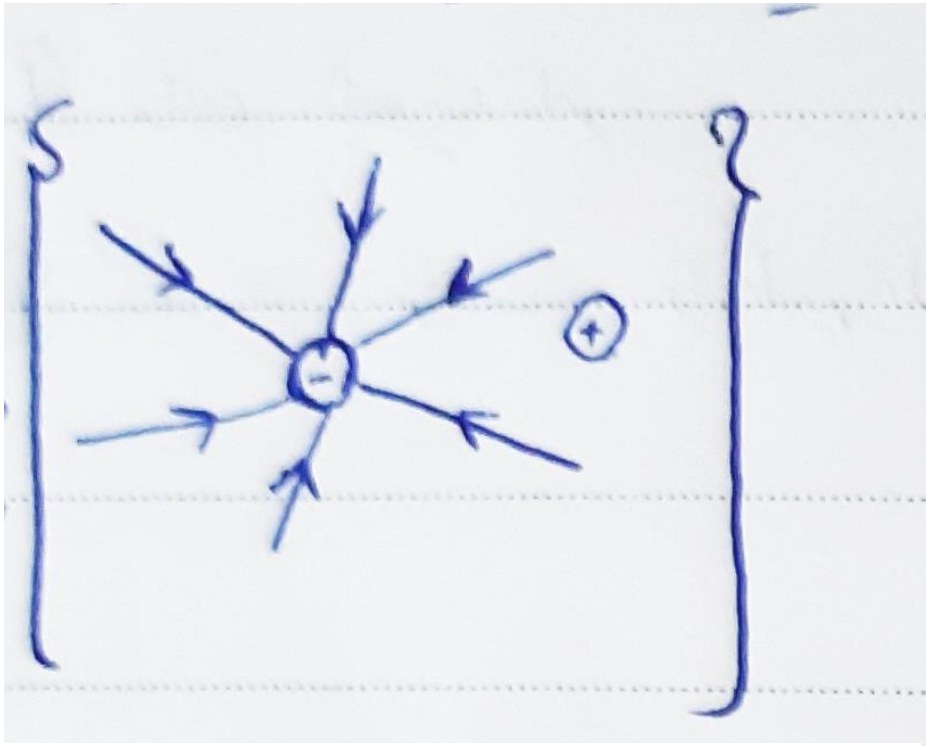
ماهیت امواج الکترومغناطیسی

موج چیست؟ وسیله ای است برای انتقال انرژی از یک نقطه به نقطه ی دیگربا حرکت های نوسانی ، که این حرکت نوسانی از یک نقطه به نقطه ی دیگر منتقل می شود مثل موج طناب یا موج صوتی. در موج طناب ،ذرات ارتعاش می کنند و در موج صوتی ،ذرات هوا نوسان میکنند. البته با ماده هم میتوان انرژی را منتقل کرد (مثلا در هنگام پرت کردن ماژیک به طرف دیوار ،انرژی شخص با واسطه ی ماژیک (همان ماده) به دیوار منتقل می شود.)

در مورد نور خورشید که از خورشید به کره ی زمین می رسد و در این فاصله هم خلاء وجود دارد، چیزی که در حال ارتعاش است میدان های الکتریکی و مغناطیسی هستند.

میدان چیست؟ آیا میدان ماده است؟

میدان فضایی است که در این فضا، نیرو وجود دارد(هر نیرویی میتواند باشد مثل الکتریکی – مغناطیسی – جاذبه ی نیوتونی) و لزومی ندارد این فضا مادی باشد.



شکل ۱ میدان

هر میدان با یک شدت میدانی بیان می شود.

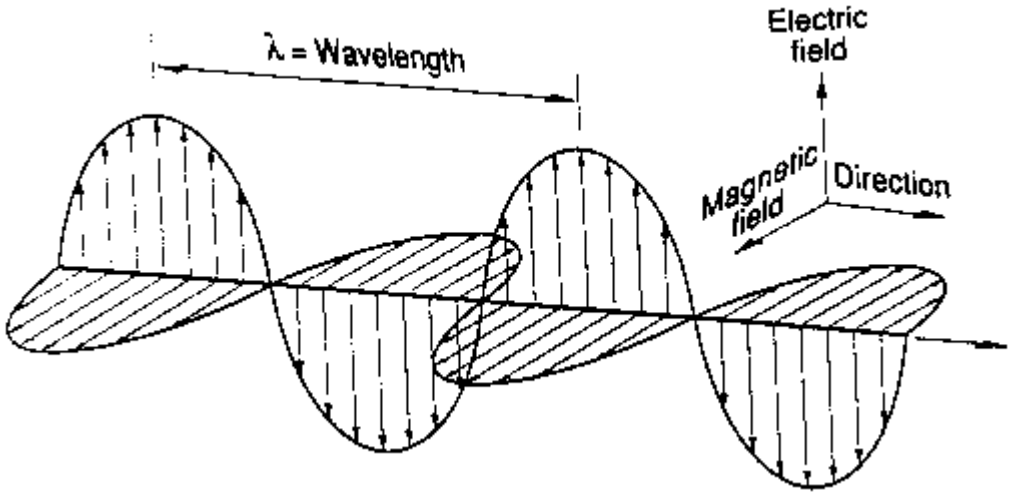
شدت میدان: نیرویی که بر واحد بار الکتریکی وارد می شود.

$$E=\frac{f}{q}$$

شدت میدان ، برای چنین میدانی وابسته به مکان هست.یعنی هرچه به طرف مرکز می رویم میدان قویتر می شود ولی در بعضی از میدان ها ،با تغییر مکان ، شدت میدان تغییر نمی کند.مثل میدان موجود در بین دو صفحه ی خازن که در همه جا ثابت است.

استاد ی چیزایی رو تخته کشیدن که در شکل ۳مشاهده می فرمایید.

نمایشگر شدت میدان الکتریکی در یک نقطه که با گذشت زمان تغییر می کند و در واقع کم و زیاد میشود و این تغییر را به ذره ی کناری منتقل می کند البته با تغییر فاز مثل موج طناب.

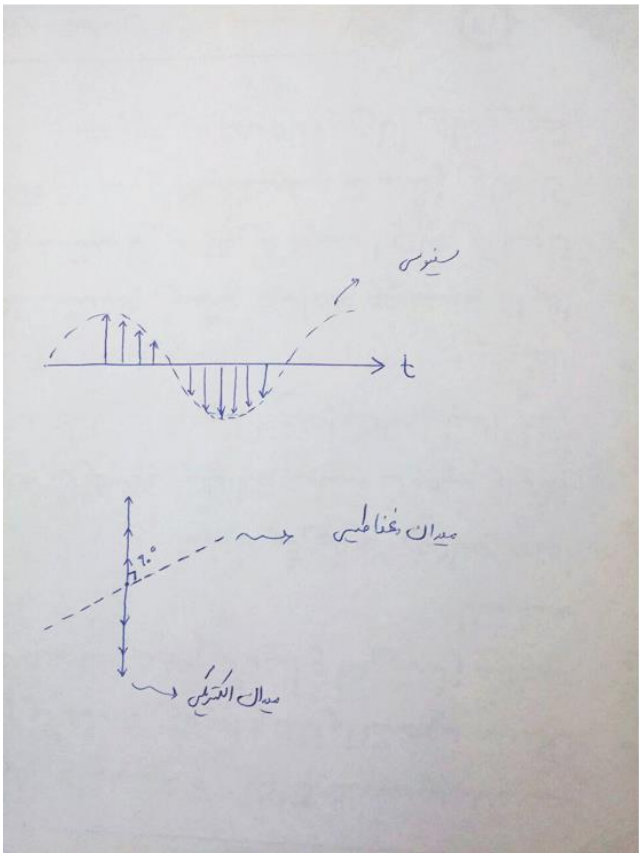


شکل ۲ تصویر اسلاید ۱۱

نتیجه: موج الکترومغناطیسی، در اثر ارتعاش میدان های الکتریکی و مغناطیسی که بر هم عمودند بوجود می آید.البته مقدار میدان

مغناطیسی خیلی کم است. این موج برای انتشارش نیازی به ماده ندارد چون چیزی که در حال نوسان است (میدان ها) غیر مادی است.

در واقع موج الکترومغناطیسی ، انتقال نوسانات میدان های الکتریکی و مغناطیسی را انجام می دهد مثل انرژی ای که خورشید از طریق موج به زمین انتقال می دهد.



شکل ۳: چیزایی که استاد روی تخته کشیدن

تئوری الکترومغناطیسی نور

(اسلاید شماره ۱۱) (شکل ۲)

بر اساس تئوری ماکسول ، موج الکترو مغناطیسی شامل دو میدان الکتریکی(E) و مغناطیسی(B) عمود بر هم است که در فضا بصورت سینوسی انتشار می یابند.

میدان الکتریکی $E = E_m \sin(k_x - \omega t)$

میدان مغناطیسی $B = B_m \sin(k_x - \omega t)$

از کتاب

بزرگی بردار شدت میدان الکتریکی میدان الکترومغناطیسی خیلی بیشتر از بزرگی بردار شدت میدان مغناطیسی آن است بطوریکه نسبت بیشینه آنها برابر با سرعت سیر نور در هر محیط خواهدبود. یعنی:

C=Em/Bm

کاربرد های نور مرئی در پزشکی

الف-معاینه ی ظاهری بیمار

ب-مشاهده ی حفرات داخلی بدن: آندوسکوپی

۱-آندوسکوپی سیستم گوارشی(از راه دهان)

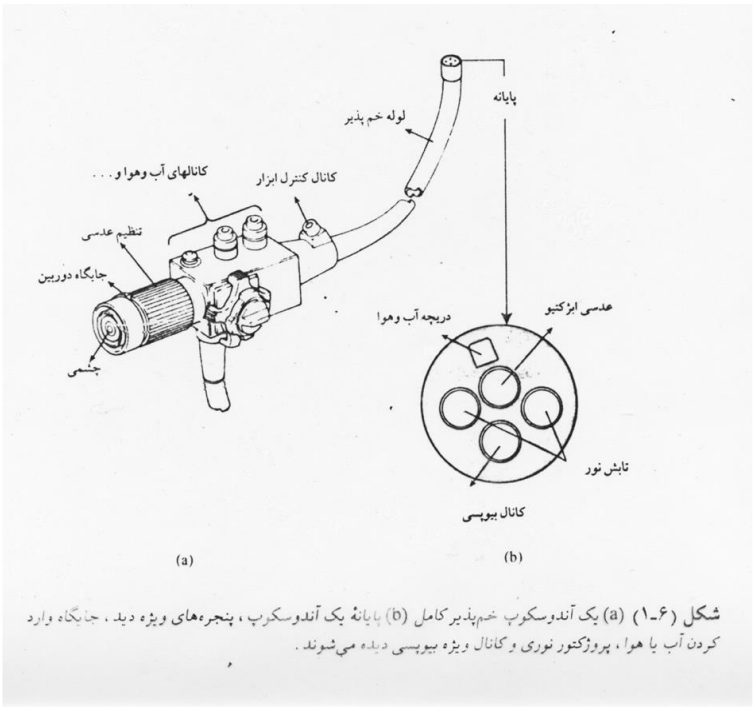
۲-افتالموسکوپی(بررسی شبکیه چشم)

۳-سیستوسکوپی(بررسی مثانه از طریق مجرای ادراری)

۴-پروکتوسکوپی(از طریق رکتوم)

۵-برونکوسکوپی(بررسی ریه از طریق مجرای هوایی)

- آندوسکوپ ها چگونه کار می کنند؟ (شکل ۴)
-



شکل (۶-۱) (a) یک آندوسکوپ خم‌پذیر کامل (b) پایانهٔ یک آندوسکوپ، پنجره‌های ویژه دید، جایگاه وارد کردن آب یا هوا، پروژکتور نوری و کانال ویژه بیوپسی دیده می‌شوند.

شکل ۴ تصویر اسلاید ۱۵

فیبر نوری:لوله ای است که جدار های این لوله، نور را بازتاب می کنند(در واقع یک بازتابش کلی صورت می گیرد.

یادآوری:بازتابش کلی زمانی اتفاق می افتد که نور از هوا(محیط رقیق) به آب (محیط غلیظ) وارد شود.) نور به همین منوال (بازتابش کلی) در طول فیبر نوری حرکت می کند تا در نهایت به انتهای لوله برسد(حتی با وجود انحنای لوله)

بنابراین در لوله ی آندوسکوپی ۲ رشته فیبر نوری وجود دارد.اولی برای انتقال نور به محل مورد نظر و دومی برای انتقال اطلاعات از محل مورد نظر به چشم

در کنار این لوله، تعدادی وسایل جزئی دیگر جراحی مثل چنگک برای بیوپسی نیز وجود دارد و تعدادی کانال های آب برای شستشوی مجرا تا مسیر راحتتر مشاهده شود.

پس کلا سیستم آندوسکوپی به جز افتالموسکوپ به لوله نیاز دارد.چشم چون مسیر شفاف می باشد برای دیدن شبکیه نیازی به فروکردن لوله نیست.

پ-گذرایی نوری(transillumination) برای تشخیص هیدروسفالی در نوزادان که از نور مرئی قرمز استفاده می شود که از بدن عبور می کند. پخش شدن نور در فرد سالم و فرد مبتلا به هیدروسفالی متفاوت است.

ت-تعیین نوع و تراکم بعضی از ترکیبات با استفاده از اسپکتروسکوپی

اسپکتروسکوپی چیست؟

مشاهده طیف نور.طیف نور از قرمز تا بنفش تشکیل شده که بوسیله منشور می توانیم طیف نور مرئی را روی دیوار بیندازیم.

دو نوع اسپکتروسکوپی داریم: مولکولی و اتمی

(یاد اوری:بیوشیمی عملیو یادتونه☹ اونجا برای شناسایی ماده مجهول و غلظت ماده ی مورد نظر از اسپکتروفوتومتری استفاده میکردیم)

الف)مولکولی:

مثلا برای اینکه بدانیم کسی که فوت شده در اثر گازگرفتگی با CO فوت شده یا خیر از این روش استفاده میکنیم.
اوکسی هموگلوبین خون (هموگلوبین معمولی که به اکسیژن وصل است) یک طیف جذبی دارد که اگر اوکسی هموگلوبین خون در معرض نور سفید قرار بگیرد، ۲ نوار زرد و سبز رنگ حذف می شوند.چون در واقع این دو رنگ جذب می شوند(در واقع طیفی که از آن میگذرد ،همه ی نور سفید است به جز این دو نوار) در وسط این دو نوار سیاه(زرد رنگ- سبز رنگ) یک نوار زرد روشن هم دیده می شود..

پس اگر نور سفید را از یک ماده ی مجهول عبور دهیم ، جذب دو نوار سبز و زرد نشانگر این است که این ماده، اوکسی هموگلوبین است.حال اگر اوکسی هموگلوبین را احیا کنیم(یعنی O_2 را از آن جدا کنیم) و دوباره نور را از آن عبور دهیم، نوار زرد روشن که بین آن دو نوار سیاه بود نیز جذب می شود.پس به این پی می‌بریم که فرد در خونش اوکسی هموگلوبین داشته و اکنون به هموگلوبین احیا شده است. ولی اگر بیمار با کربوکسی هموگلوبین مسموم شده باشد یعنی CO (در کتاب نوشته CO_2) تنفس کرده باشد، مثل اوکسی هموگلوبین دو نوار زرد وسبز جذب می شود ولی بعد از احیاء ، طیف جذب تغییر نمی کند.یعنی زرد روشن جذب نمیشود و به همان حالت باقی می ماند.

در واقع اکسی هموگلوبین و کربوکسی هموگلوبین دونوار جذبی یکسان دارند(سبز و زرد) که بین این دو نوار یک نوار زرد وجود دارد. هنگامی که اکسی هموگلوبین را احیا کنیم نوار زرد وسط جذب میشود اما در صورت احیای کربوکسی هموگلوبین نوار زرد وسط جذب نمیشود.

اسپکتروفوتومتری چیست؟

وقتی که شدت نور عبوری برایمان مورد اهمیت باشد (میدانیم ماده مورد نظر چه رنگی را جذب می کند و همان رنگ را میتابانیم).این روش اسپکتروفوتومتری است .درواقع اندازه گیری شدت نور عبوری است که با غلظت آن ماده متناسب است.

-فلوئورومتری چیست؟ نوری مانند فرابنفش را به ماده می تابانیم.این ماده انرژی فرابنفش را جذب میکند ولی در عوض نور مرئی ساطع میکند که این پدیده فلوئورسانس نام دارد(هرچه ماده بیشتر باشد، نور بیشتری ساطع میکند.) سپس از روی مقدار نوری که تابش می شود به مقدار ماده پی می بریم.

ب)اتمی:

یک سری مواد داخل بدن هستند که TRACE ELEMENT نام دارند بخصوص در سیستم عصبی مانند مس و لیتیوم و ... که مقدارشان بسیار کم است بطوریکه برای ارزیابی میزان مس در خون، نیاز به تهیه ی نمونه خون فراوان است.ولی به جای این روش میتوان از اسپکتروسکوپی اتمی استفاده کرد.که در این روش نیازی به نمونه ی خون با حجم بالا نیست و این نمونه خون کم به اتم تبدیل می شود.بعد از تبدیل شدن به اتم ، حتی اگر مقدار کمی اتم مس وجود داشته باشد باز هم قابل تشخیص است.

یادآوری: وقتی نمک طعام را روی شعله میگرفتیم رنگ شعله زرد و در مورد مس، سبز می شد.در واقع این اتم ها همان نوری را ساطع می کنند جذب هم میکنند.پس در این مورد که میخواهیم میزان اتم مس را بررسی کنیم، نور سبز را به نمونه ی خون اتمی شده، می تابانیم.اگر مقدار بیشتری نور جذب شد یعنی مقدار زیادی مس وجود دارد (فقط به این نکته توجه شود که قبلا دستگاه کالیبره شود .یعنی از قبل مقدار مشخصی اتم مس در دستگاه قرار داده شود و به آن نور سبز تابانیده شود و مقدار جذب آن بررسی شود نسبت تعداد اتم به میزان جذب نور محاسبه شود.)

حالا برای اسپکتروسکوپی اتمی، نیاز داریم به یک شعله که نمونه را رویش قرار دهیم.چرا شعله؟؟!!

از انرژی وگرمای شعله برای تبدیل مولکول ها به اتم استفاده می شود.سپس نور مورد نظر(در مورد مس، نور سبز) را به طرف شعله می فرستیم که به اتم های مورد نظر(مس) برخورد کند.در طرف دیگر شعله یک DETECTOR (آشکارساز) داریم که نور مورد نظر را DETECT (آشکار!) می‌کند و از روی مقدار نور مشخص می شود که چه مقدار اتم در نمونه موجود بوده است.

اشکالی که وجود دارد این است که خود شعله هم نور دارد (حتی نور سبز) و این نور که" نور زمینه" نام دارد نیز به DETECTOR می رسد.برای حل این مشکل از قبل بدون اینکه مس وارد شعله شود، نور سبز شعله را با DETECTOR اندازه گرفته و بعد از اندازه گیری ، دستگاه را صفر می کنیم.

توجه:هر چه اتم مس در نمونه بیشتر باشد، نور ورودی سبز، کمتر عبور می کند.

پس فرق دو نوع اسپکتروسکوپی مولکولی و اتمی در این است که نوع اتمی به شعله نیاز دارد تا مولکول ها به اتم تبدیل شوند(ATOMIZATION)

-انواع اسپکتروسکوپ اتمی:

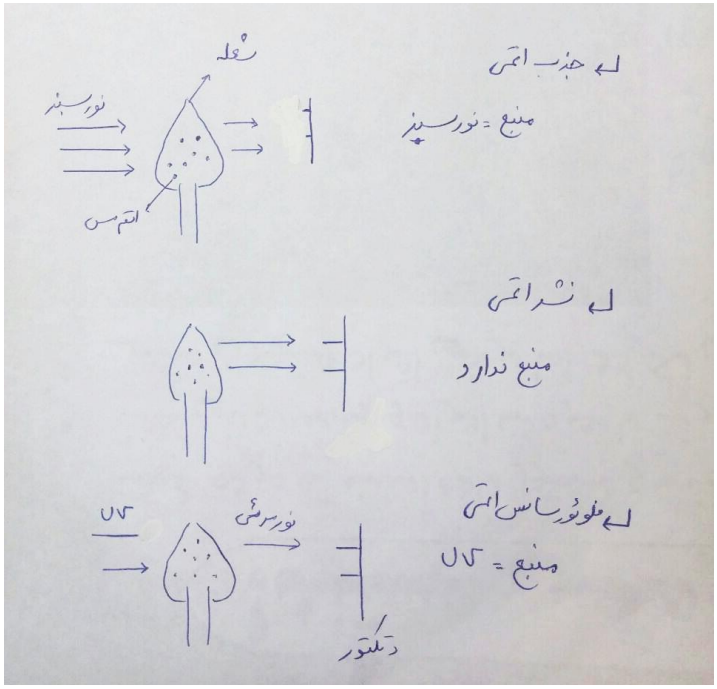
۱-جذب اتمی ۲-نشر اتمی ۳-فلوئورسانس اتمی

اسپکتروسکوپ جذب اتمی:

نوعی که در توضیحات بالا به تفضیل شرح داده شد(شعله/منبع نور تک رنگ/DETECTOR)

اسپکتروسکوپ نشر اتمی:

یک حالتی هست که وقتی مس را داخل شعله میفرستیم ، خود مس بدلیل گرما نور سبز را تولید می کند و نیازی به تاباندن نور سبز نیست.در نتیجه نیازی به منبع نور نیست.در این روش باز هم نور زمینه را داریم که مثل روش قبل دستگاه را بعد از اندازه گیری نور سبز، صفر می کنیم.



شکل ۵: جذب اتمی و نشر اتمی و فلوئوروسانس اتمی به روایت استاد

اسپکتروسکوپ فلوئورسانس اتمی:

در این روش به جای تاباندن نور مرئی، از نور فرابنفش استفاده می کنیم که اتم مورد نظر UV را جذب کرده و در عوض نور مرئی(سبز) تابش میکند و این نور مرئی توسط دستگاه DETECT می شود.این نور بر اساس طول موج خاصش از بقیه ی نور های رسیده به DETECTOR، قابل تفکیک است.

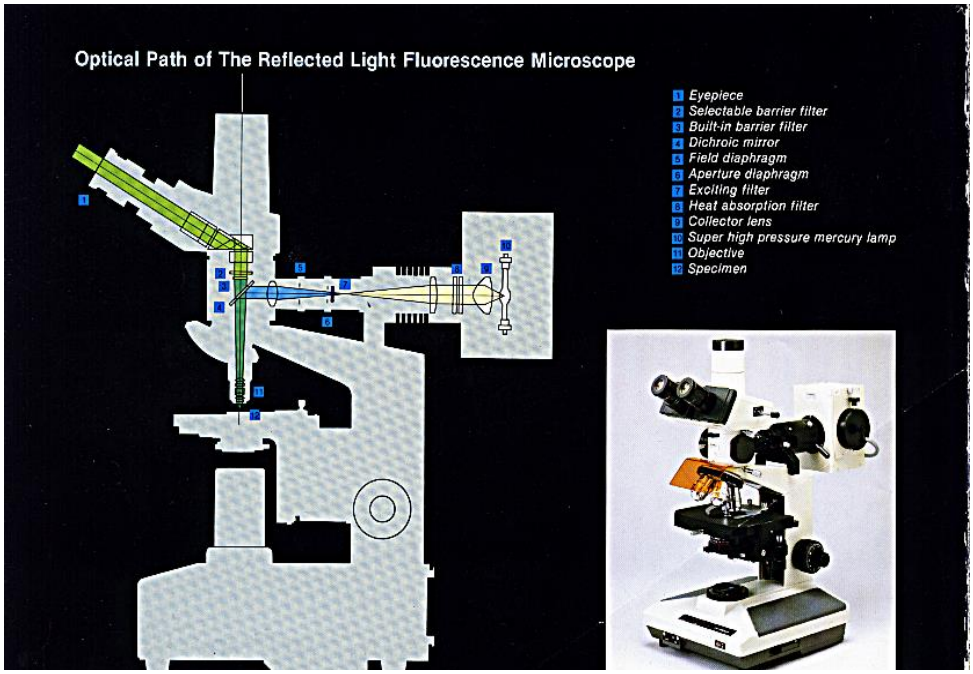
از کتاب

ویژگیهای روشهای اسپکتروسکوپی: در هر سه تکنیک از نمونه اتمایزشد استفاد می گردد. یعنی ابتدا نمونه بهه صهورت مایع وارد دستگاه می شود و در اتمساز تبدیل بهه بخار اتمی می‌شود. ویژگی روش اول نیاز آن به منبع نورتکرنگ H.C.L ویژگی روش دوم نداشتن منبع نور و ویژگی روش سوم لزوم وجود منبع نور فرابنفش است.

- ازکاربرد های دیگر نور مرئی ← روش های فلوئورسانس در مطالعات سلولی و استفاده از

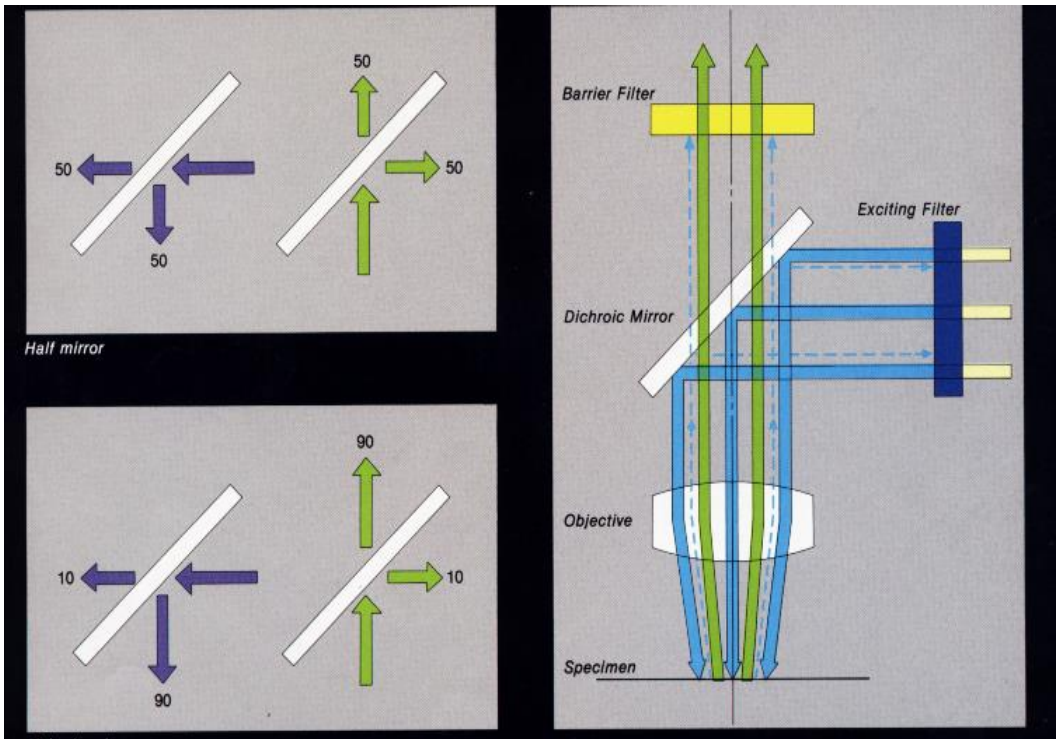
۱-میکروسکوپ فلوئورسنت و ۲-فلوسایتومتری

میکروسکوپ فلوئورسنت



شکل ۶: میکروسکوپ فلوروسانس اتمی

توضیحاتی کلی در مورد میکروسکوپ با توجه به تصویر:لامپ فرابنفش نور را ساطع میکند.عدسی ها که نور را متمرکز می کنند و عدسی های دیگر که نور را موازی میکنند.فیلترهایی هستند که نور UV مورد نظر و درخواستی را فقط عبور می دهند (EXCITING FILTER هست که خالص سازی نور را انجام می دهد.) آینه ای وجود دارد به نام DICHRONIC MIRROR که آینه ای است نیمه شفاف، نود درصد نور UV را منعکس می کند و فقط ده درصد را عبور می دهد و در واقع نود درصد UV به نمونه برخورد می کند.نمونه در اثر پدیده ی فلوئورسانس ، نور UV دریافتی را به نور مرئی تبدیل کرده و ساطع می کند،نور مرئی پس از برخورد به آینه نود درصدش عبور کرده و فقط ده درصدش منعکس می شود و بعد از سیستم های عدسی عبور می کند و در نهایت با عدسی چشمی مشاهده می کنیم. (تصویر اسلاید ۲۵←اشعه UV با رنگ آبی و نور مرئی با رنگ سبز نشان داده شده است.

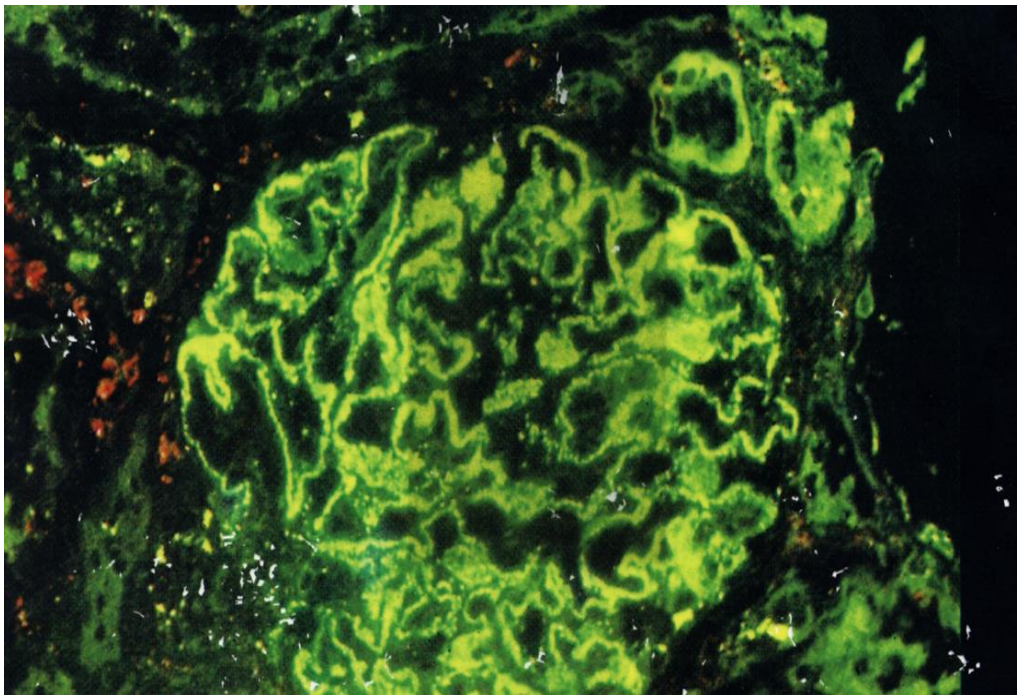


شکل ۷ اسلاید۲۵

توضیحات در مورد اسلاید۲۷:یک نمونه ی گرفته شده روی لام، آنهایی که نور سبز تولید می کنند یک مولکول خاص هستند.

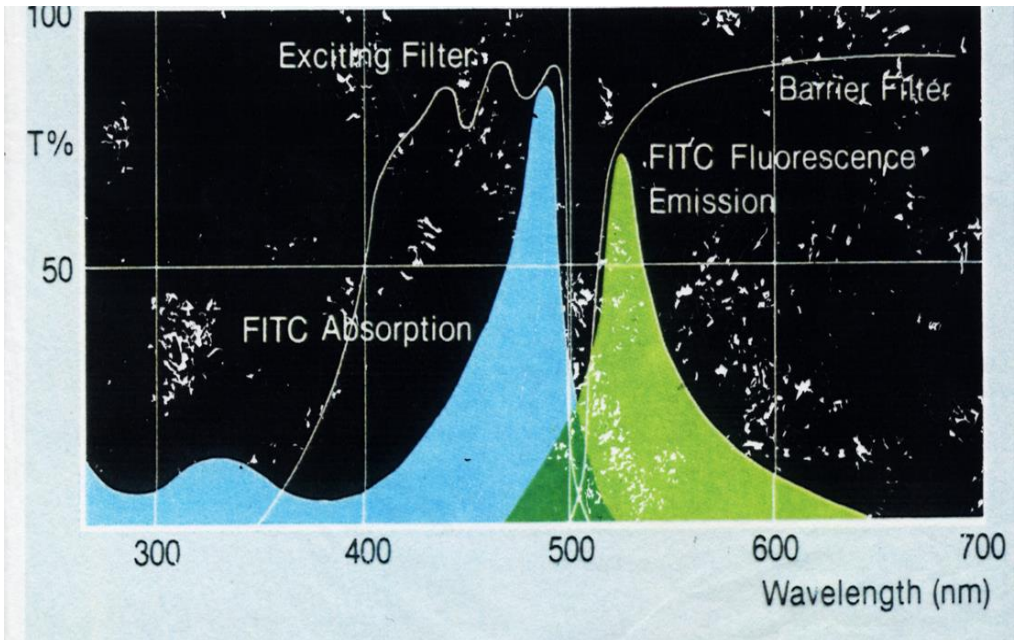
حالا می خواهیم ببینیم این مولکول خاص در این بافت، چقدر وجود دارد.برای این کار نورUV را به نمونه تابانده و نور

سبز دریافت می کنیم ولی از آنجایی که ممکن است ماده ی مورد نظر خاصیت فلوئورسانس نداشته باشد، مولکولی را می سازیم که مکمل مولکول بافتی باشد و خاصیت فلوئورسانس هم داشته باشد و به این صورت میتوان مقدار ماده مورد نظر در بافت را DETECT کرد.



شکل ۹ اسلاید۲۷

توضیحات در مورد اسلاید ۲۶: EXCITING FILTER که استفاده می کنیم فقط یک بخش از UV را عبور داده(وسعت طیف نور UV فرستاده شده را مشاهده می کنید) نور سبز هم فیلتر می شود چون ممکن است چندتا نور سبز ایجاد شده باشد.بنابراین نور سبزی هم که تولید می شود، طیف وسیعی دارد و به وسیله ی یک فیلتر دیگر به نام BARRIER FILTER که بعد از آینه قرار دارد، فیلتر می شود و فقط به بخشی از نور سبز اجازه عبور می دهد(نور سبزی که در اثر پدیده ی فلوئورسانس تولید میشود،نه هر سبزی!!). کلا میکروسکوپ فلوئورسنت در آزمایشگاه ها زیاد استفاده می شود.مثلا برای بررسی تومور با همان روش ساختن مولکول مکمل با خاصیت فلوئورسانس (چون مواد طبیعی بدن غالبا خاصیت فلوئورسانس ندارند.)

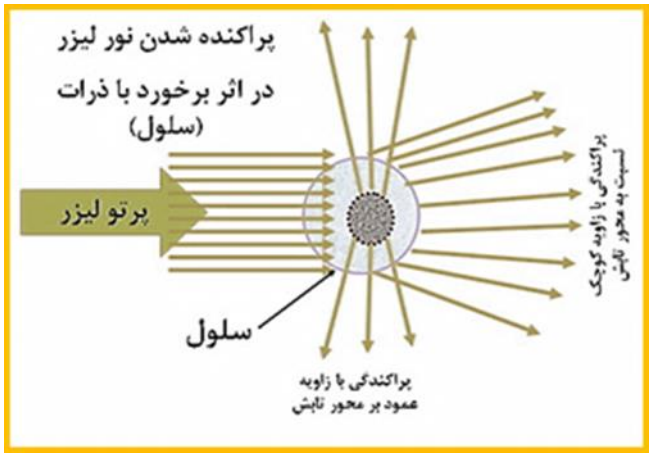


شکل ۸ اسلاید۲۶

خلوص یتومتری:

یک نوع روش آزمایشگاهی است برای تشخیص نوع سلول، ابعاد سلول، شمارش نوع خاص سلول و ...

در این روش نمونه خیلی باریک می شود (حدودا به قطر یک سلول). این سلول ها از باریکه عبور می کنند و بعد نور لیزر دانه دانه به سلول ها تابیده میشود و بر اساس پراکنش نور لیزر، دستگاه ابعاد سلول را تشخیص می دهد. اگر بخواهیم نوع سلول را مشخص کنیم ماده ای که میتواند خاصیت فلوئورسانس داشته باشد را در نمونه می ریزیم به طوری که این ماده فقط مکمل همان سلول خاص باشد در نتیجه میتوان براساس پدیده ی فلوئورسانس که اتفاق افتاد، میتوان تعداد سلول های خاص را بدست آورد.



شکل ۱۰: فلوسایتومتری

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

جزوه نویس: هانیه روحی

تایپ: سلیمه سرباز

دلم یک باغ پرنارنج...

دلم آرامش تردد لطیف صبح شالیزار...

دلم صبحی

سلامی

بوسه‌ای

عشقی

نسیمی

عطر لبخندی

نوای دلکش تار و کمانچه

از مسیری دورتر حتی...

دلم شعری سراسر دوستت دارم

دلم دشتی پر از آویشن و

گل پونه می خواهد...

نیما یوشیج

فیزیک پزشکی دکتر سلیمان فرد

جلسه۲

کاربردهای درمانی نور مرئی:

۱) **فتوتراپی**: استفاده از نور معمولی برای درمان برخی از بیماریها.

مثال: در افرادی که دچار پیسی شده اند پزشک به آنها دارویی می‌دهد، پس از مدتی که دارو جذب شد در معرض نور خورشید قرار می گیرند. در این حالت اشعه U.Vخورشید ساخت ملانین را تحریک می کند.

مثال:استفاده از نور با رنگ آبی در درمان زردی نوزادان (در این نوع درمان رنگ نور مدنظر است.)

۲) **کروموتراپی**:

از کتاب

درمان با نورهای رنگی را کروموتراپی میگویند. با توجه به اینکهه رنگههای مختلهف طیهف مریهی ههر کهدام خهواص فیزیولهوژیکی مخصوص دارند هر رنگ را برای درمان بیماری یا بیماریهای بخصوص به کار میبرند. م وًرنگ قرمز اعصاب را تحریهک مهیکنهد و البته در افرادی که زیاد با این رنگ سروکار دارند حالت عصبی هم ایجاد مهیشهود. از رنهگ قرمهز بهرای درمهان بیماریههایی چهون سرخکز آبله و مخملک میتوان استفاد کرد. رنگ آبی در اعصاب اثر تسکینی دارد و پزشهکان بیماریههای روانهی از ایهن خاصهیت استفاد میکنند. همچنین به نظر میرسد که دردهای عصبی و روماتیسمی را نیز تا حدی تسکین میدهد خانوادۀ رنگههای آبهی و سبز در شخو احساس آرامش بوجود میآورند و هرچه رنگها تیر تر و آبی بیشتر شود یعنی ارز رنگی انها کهم شهود در شهخو دلتنگی ایجاد میکند و برعکس رنگهای گرم یعنی رنگهایی که اطرا نارنجی هستند در شخو حس شهادمانی بوجهود مهیآورنهد. تأثیر اموا نورانی با طولمو کوتا بیشتر از را فتوشیمیایی است

۳) **هلیوتراپی**: استفاده از نور خورشید، مثلا استفاده از نور خورشید در بعضی موارد برای کمک به بهبود زخم.

۴) **فوتو داینامیک تراپی**: برخلاف سه روش قبل که سنتی بودن یک روش جدید حساب می شود.

این روش بیشتر برای درمان تومورها استفاده می‌شود.

در این روش درمانی از یک ماده حساس کننده استفاده می‌کنیم که سلول را نسبت به تابش نور حساس می‌کند.

در این روش عمدتاً ماده مورد نظر به درون سلول تزریق می‌شود مگر اینکه تزریق ممکن نباشد یا عمل تزریق خطرناک باشد و باعث گسترش تومور شود در این حالت دارو به صورت خوراکی مصرف می شود.

این دارو به صورت تنها هیچ عمل کشندگی و تاثیری بر روی تومور ندارد.

وقتی این دارو در معرض نور قرار می‌گیرد اکتیو می‌شود. حضور اکسیژن در محیط به همراه داروی فعال شده باعث تولید رادیکال‌های آزاد می‌شود که بسیار فعال‌تر و باعث مرگ سلولهای سرطانی می‌شود.

این روش درمانی بیشتر برای تومورهای سطحی استفاده میشود. اگرچه برای تومورهایی که درون حفرات بدن هستند نیز استفاده میشود و میتوان نور را به وسیله آندوسکوپ به درون حفرات فرستاد.

در این روش اگرچه نور مرئی خود به تنهایی یونیزاسیون نیست اما همانند پرتوهایx وy می‌تواند باعث یونیزه شدن و آسیب به سلول شود.

فروسرخ:

در طیف امواج الکترومغناطیس که بر اساس فرکانس مرتب شده باشند، قبل از نور مرئی قرار می‌گیرد و طول موج بلندتر از آن دارد.

انتقال دهنده ی گرما می باشد و گرمای خورشید عمدتاً از طریق فروسرخ منتقل میشود.

بدن ما فروسرخ تابش می‌کند، هم فرو سرخ را از اجسام اطراف می‌گیریم و هم تابش می کنیم.

مثلا اگر بدن فرد از اجسام اطراف سردتر باشد فروسرخی که می گیرد بیشتر از فروش سرخی است که تابش می کند و برعکس.

نور مرئی و فرابنفش هم گرما را منتقل میکند ولی عمدتاً انتقال گرما از طریق فروسرخ میباشد.

کاربردهای دیگر فروسرخ:

- در کنترل ها: طول موجهای خاصی از فروسرخ را منتشر می کند که گیرنده بر اساس آن طول موج خاص، عمل خاصی را انجام میدهد.
- دوربین موجود در دزدگیر ها -در درب های خودکار

ویژگی های فروسرخ:

فروسرخ را بر اساس طیف طول موج خودش به سه قسمت تقسیم میکنیم :

فروسرخ نزدیک ، فرو سرخ میانه و فروسرخ دور.

در طیف طول موج، طیفی از فروسرخ را که به مرئی نزدیک تر است، فروسرخ نزدیک و طیفی را که از مرئی دورتر است، فروسرخ دور می گویند. (و به همین شکل برای فرابنفش)

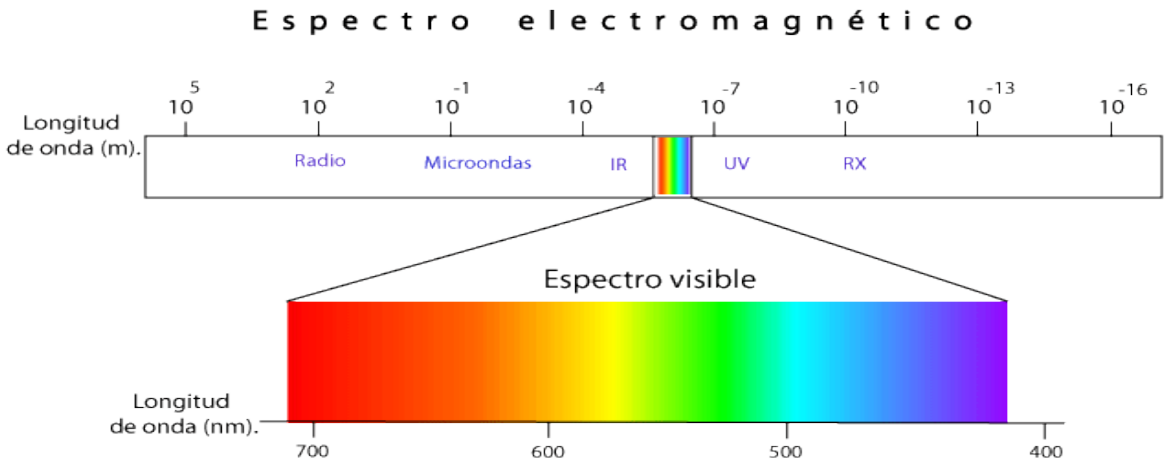
فرابنفش

دور	میانه	نزدیک

فروسرخ

نزدیک(A)	میانه(B)	دور(C)

از طول موج بالا به سمت طول موج پایین



شکل ۱۱ طیف امواج الکترو مغناطیس

عمق نفوذ فروسرخ نزدیک:3mm $800 < A < 1500nm$

عمق نفوذ فروسرخ میانه:1mm $1500 < B < 3000nm$

عمق نفوذفروسرخ دور:خیلی کم $3000 < C < 1000000nm$

نور مرئی:$380 <$ نور مرئی $< 750nm$

منابع فروسرخ:

۱) خورشید

هر چیزی که دمای آن از صفر مطلق بیشتر باشد فروسرخ تابش می کند.(حال بسته به اینکه دمای آن از دمای اجسام اطراف کمتر یا بیشتر باشد می‌تواند فروسرخ تابشی آن از فرو سرخ دریافتی کمتر یا بیشتر باشد)

در دمای صفر مطلق ذرات هیچ حرکتی ندارند بنابراین هیچ فروسرخ و گرمایی تابش نمی‌کنند.

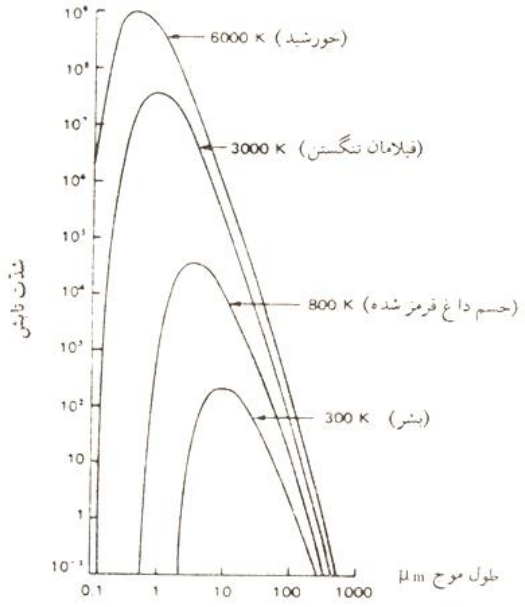
فروسرخ دور: به زمین نمی رسد بنابر این خواص فیزیولوژیک آن مانند عمق نفوذ آن برای ما مهم نیست و نامعلوم است.

ارتباط بین شدت تابش فروسرخ و دما و فراوانی طول موج های تابشی (اسلاید شماره ۷)(شکل ۱۲).

نتیجه ۱: هرچه دما بیشتر شود میزان کل تابش نیز بیشتر می‌شود.(سطح زیر نمودار بیشتر می شود)

نتیجه ۲: هرچه دما بیشتر شود گستره طیف طول موج تابش شده نیز بیشتر می‌شود.(یعنی دو آستانه طیف طول موج ها افزایش پیدا میکند)

نتیجه۳:هرچه دما بیشتر شود، شدت تابش طول موج حداکثری (قله نمودار) بیشتر می‌شود و طول موج حداکثری به سمت طول موجهای کمتر سوق پیدا می‌کند.



شکل ۱۲: ارتباط بین شدت تابش فروسرخ و دما و فراوانی طول موج های تابشی

نکته: هرجسمی در یک دمای خاص یک طیف از طول موجها را از خود ساطع می کند که در محدوده این طیف نیز یک طول موج خاص را بیشتر از سایر طول موج ها تابش می کند.

یک رابطه: $\lambda max \times T = c$

$C=2.0897 \times 10^{-3}$

از کتاب

در رابطه‌ی فوق که به قانون ویلهم وین معروف است، λmax طول موج حداکثر نشر، Tدما بر حسب درجه کلوین و Cیک مقدار ثابت است. یعنی اگر Tدو برابر شود، λmax نصف می شود. به طور کلی هر قدر دما بالاتر برود، امکان نشر طول موجهای گوناگون بیشتر می‌شود. افزایش دما باعث افزایش شدت نشر و کوتاهتر شدن λmax میگردد. به عبارت دیگر شدت طیف نشری و طول موج های نشری هر دو تابع دما هستند.

هر چه دما بیشتر میشود طول موج Max کمتر شده یعنی فرکانس بیشتر میشود.

یادآوری: طول موج و فرکانس رابطه عکس داشتند.

مساحت زیر نمودار: شدت کل تابش ها= جمع همه شدت‌ها

یا به عبارت دیگر:

سطح زیر نمودار همان تعداد کل فوتون های تابش شده است نه فقط تعداد فوتونهای یک طول موج خاص

شدت: انرژی هر فوتونx تعداد هر فوتون

کاربردهای فروسرخ در پزشکی

کاربرد های تشخیصی:

تصویربرداری مادون قرمز (ترموگرافی):

۱) نشری ۲)انعکاسی *طیف سنجی

کاربردهای درمانی (به وسیله ی گرم کردن): تسکین درد- رفع اسپاسم عضلانی- ترمیم بافت‌ها (با گرم کردن بافت سرعت جریان خون را در موضع اسیب دیده بیشتر میکنیم در نتیجه متابولیسم بافت تسهیل شده مثلا دفع مواد زاید سریعتر میشود و این فرایند به بهبود بافت اسیب دیده کمک میکند.)

ترموگرافی نشری:

از بدن هر فرد فروسرخ تابش می شود حال اگر دوربینی داشته باشیم که فروسرخ را ثبت کند می‌توانیم از بدن فرد تصویربرداری کنیم در نتیجه اگر یک بیمار تومور داشته باشد چون تومور گرمتر است می‌توانیم محل تومور را در بدن دریابیم.

روش ترموگرافی بدن: ابتدا فروسرخ گسیل شده از بدن فرد را با استفاده از یک آینه تخت روی یک آینه کروی متمرکز کرده سپس با آینه کروی آن را روی یک ظرف مایع سرد متمرکز می کنیم این پرتوهای گسیل شده باعث گرم شدن مایع درون ظرف می شود که با اندازه‌گیری تغییرات دما مایع می توان میزان گرمای کل بدن فرد را حساب کرد.

از ترموگراف برای سرطان یابی پستان استفاده میشود.

از ترمو گرافی در صنعت برای اندازه گیری دمای کوره ها استفاده میشود.

اگر در دستگاه ذکر شده یک اسکنر بر روی آینه تخت قرار بگیرد که بتواند دمای نقطه به نقطه آینه را حساب کند می‌توان متناظر با هر نقطه بر روی آینه دمای هر نقطه از بدن فرد را حساب کرد و بدین ترتیب می‌توان یک ترموگرام از کل بدن فرد به دست آورد.

بدین ترتیب هم می‌توان دمای کل بدن را حساب کرد هم دمای هر نقطه از بدن را.

ترموگرافی انعکاسی:

در این روش نور فروسرخ را به بدن فرد می‌تابانند سپس انعکاس آن را از پوست بدن به تصویر می‌شکند و و بدین ترتیب از الگوی وریدی زیر پوست تصویربرداری می‌شود (بدین ترتیب الگوی وریدی زیر پوست سیاه تر از نواحی دیگر در تصویر مشاهد خواهدشد).

اثرات تخریبی فروسرخ:

پرتوهای فروسرخ اثرات شیمیایی ندارند یا خیلی کم و در دراز مدت دارند (بر خلاف نور مرئی که باعث واکنش شیمیایی می‌شود مثل رنگ پریدن پارچه در زیر نور آفتاب)(نه نور مرئی و نه فروسرخ باعث یونیزاسیون نمی‌شود ولی نور مرئی می‌تواند باعث اثرات فتوشیمیایی شود)

ولی در شدت های بالا می‌تواند باعث تخریب قرنیه و شبکیه شود. (مشاهده خورشید هنگام کسوف) سرخی پوست، التهاب، تاول، سوختگی و افزایش تدریجی پیگمانتاسیون (سیاه شدن پوست)

کاهش اسپرم در کارگرانی که در محیط های خیلی گرم کار می کنند.(اثر بیولوژیک)

فرابنفش:

این پرتوها نیز همانند پرتوهای فروسرخ در دامنه طول موج خود به سه قسمت تقسیم می‌شوند:

فرابنفش نزدیک(A)(315-390nm)

فرابنفش میانه(B) (280-315nm)

فرابنفش دور(C)(144-280nm)

فرابنفش

پرتوx	C	B	A	نور مرئی

نزدیک بودن آن با توجه به نزدیک بودن طول موج به نور مرئی در نظر گرفته میشود.

U.V(A): تولید اریتما نمی‌کند مگر آنکه تابشی شدید و طولانی باشد.

U.V(B): زودد تر از قبلی تولید اریتما می‌کنند و پس از برطرف شدن اریتما تا مدتی پوست تیره می ماند

U.V(C):خیلی کم به سطح زمین میرسد و خواص شیمیایی شدید دارد ولی چون در طبقات سطحی جذب میشود اریتم و تیرگی خفیف دارد.

توجه: با توجه به مطالب گفته شده فرابنفش دور کمترین طول موج را دارد و فرابنفش نزدیک بیشترین طول موج و برای فروسرخ برعکس است یعنی فروسرخ دور بیشترین طول موج را دارد و فروسرخ نزدیک کمترین طول موج.

نکته: هر سه این پرتوها بسته به شدت خود می‌توانند باعث اریتم و تیرگی پوست شوند ولی اریتم در پرتوB از بقیه بیشتر است (به عبارت دیگر اثراتش از بقیه بیشتر است)

شیشه معمولا U.V را فیلتر می‌کند و چیزی که uv را از خود عبور می‌دهد، کوارتز است پس بنابراین در لامپ U.V به جای شیشه باید از کوارتز استفاده شود.

منابع تولید U.V:

خورشید- لامپ جیوه- لامپ کرومایر- لامپ فلورسنت

لامپ فلورسنت:در دو سر لوله یک اختلاف پتانسیل برقرار می‌شود و بنابراین روند یونیزاسیونی مشابه لوله های بخار جیوه به وقوع می پیوندد.

اشعه فرابنفش با طول موج کوتاه تولید می‌شود اما به وسیله فسفر جذب می‌شود و طول موج های بلندتر ساطع می گردد. چون اشعه فرابنفش دور در درمان استفاده نمی شود. حال با تغییر ماده فلورسنت موجود در دیواره می‌توان U.Vبا طول موج های متفاوت به دست اورد.

فلورسنت: ماده ای کهU.V با انرژی زیاد (طول موج کم) را می‌گیرد و U.Vیا نور مرئی با انرژی کم (طول موج زیاد) به ما میدهد.

لامپ کرومایر: همانند لامپ بخار جیوه می باشد فقط سیستم خنک کننده آن فرق دارد.(در آن از آب استفاده می‌شود)

شکل ۱۳لامپ کرومایر

از کتاب

لامپ بخار جیوه: به درون لوله ای لامپ گاز آرگون با فشار کم وارد شد استز زیرا فشار کم ز مقاومت الکتریکی گاز را بطهور قابهل تهوجهی کهاهش میدهد. مقدار کمی نیز جیو درون لوله وجود دارد و دو سر لوله بوسیلهٔ دو الکترود مسدود گردید است. دو کوهک فلزی نیهز در دو انتهای لوله نصب شد ز و بین این دو کوهک اختو پنانسیل بالایی بمنظور یونیز کردن گاز آرگون برقرار میشود

همه لامپهای U.V را باید پس از سپری شدن عمر آن تعویض نمود چون بازده تولید آن کم میشود.

چون گرما سبب تبدیل کوارتز اطراف لامپ به تریمیدیت می‌شود و تریمیدیت نسبت بهU.V کدراست و U.Vتولید می‌شود ولی از لامپ بیرون نمی‌آید و باید عوض شود.

کاربرد لامپ های تولیدU.V:

از این لامپ‌ها متخصصین پوست و چشم استفاده میکنند زیرا از پوست رد نمی‌شود، برای برنزه کردن، برای درمان بیماری‌های پوستی استفاده می‌شود.

در کنار لامپ‌هایU.V یک لامپ نور مرئی با رنگ بنفش برای شناسایی گذاشته می‌شود.

خواص فیزیکی و شیمیایی نورU.V:

۱) اثر گرمایی: برخلاف نور فروسرخ اثر گرمایی خیلی کمتری دارد.

۲) اثر شیمیایی(بیشترین کاربرد):یک نمونه از کاربردهای آن تولید ویتامینD در پوست است. اثرات شیمیایی آن از نور مرئی و فروسرخ خیلی بیشتر است.

۳) اثر فلورسانس
۴) اثر فوتو الکتریک

از کتاب

اگر فوتون فرابنفش به سطح فلز مناسبی تابید شود ، چنانچه انرژی فوتون از انرژی آستانه (تابع کار فلز) بیشتر باشد، قادر به آزاد کردن الکترون از اتمهای سطحی فلز است. الکترون آزاد شده را فوتوالکترون گویند و پدید "فتوالکتریک" نام دارد.

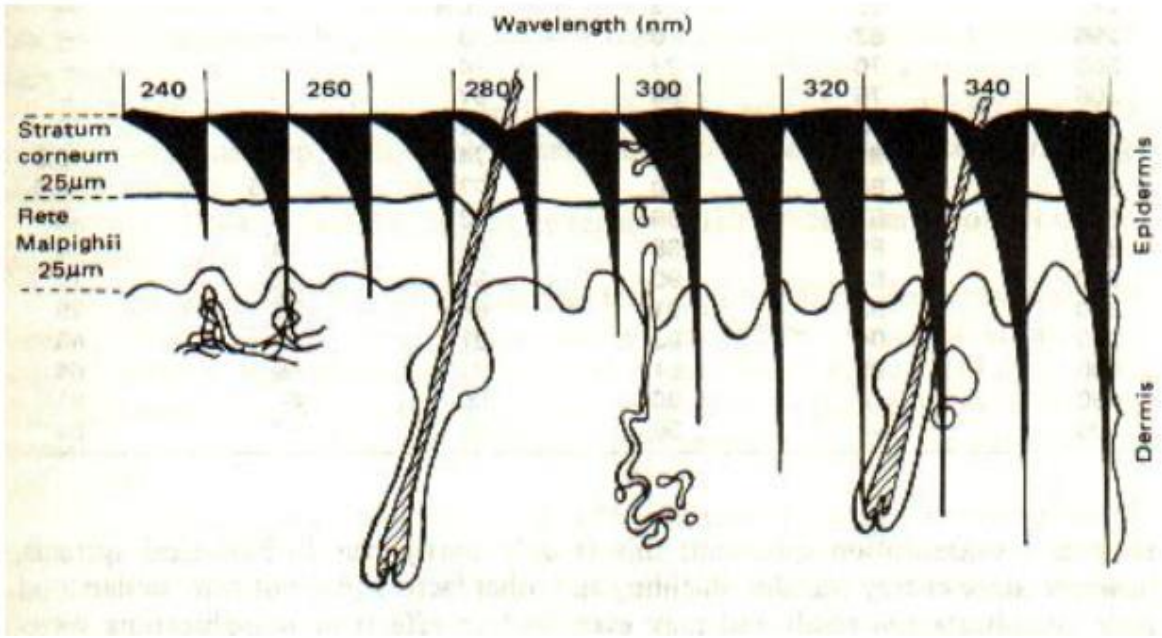
خواص فیزیولوژیک نورU.V:

۱) میکروب کشی: در ضد عفونی کردن اتاق‌های عمل (درکتاب این خاصیت در دسته خواص فیزیکی و شیمیایی آمده است)
۲) تولید اریتم در پوست: که بیشترین آن توسطU.V(B) ایجاد می‌شود
۳) تغییر نسبت کلسیم به فسفر: با تولید ویتامینD
۴) عوارض قسمت قدامی چشم:(به خصوص قرنیه) علت آب مروارید در بزرگسالی کدری عدسی چشم به علت مجاورت با U.Vاست.

در مورد میکروب کشی، خاصیت میکروب کشیU.V در یک طول موج های خاص (حدود A۲۵۰۰)بیشتر است.

برحسب طول موج نور فرابنفش نواحی مختلف چشم می‌تواند آسیب ببیند مثلا فرابنفش میانه کاملا در قرنیه جذب میشود و هرچه طول موج بیشتر باشد نفوذ بیشتر است.

نکته خیلی مهم: اینکه طول موج کمتر باعث نفوذ بیشتر میشود در مورد پرتوهای یونیزان بود و این قاعده در مورد پرتوهای غیر یونیزان صدق نمی‌کند.



شکل ۱۴: مقایسه میزان نفوذ طول موجهای مختلف پرتوفرابنفش درپوست

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵
جزوه نویس: پوریا اعتصامی زاده
تایپ: عاطفه حامدی

آمدی جانم به قربانت ولی حالا چرا / بی وفا حالا که من افتاده ام از پا چرا...؟
نوشدارویی و بعد از مرگ سهراب آمدی / سنگدل این زودتر می خواستی حالا چرا...؟
عمر ما را مهلت امروز و فردای تو نیست / من که یک امروز مهمان توام فردا چرا...؟
نازنینا مایه ناز تو جوانی داده ایم / دیگر اکنون با جوانان ناز کن با ما چرا...؟
وه که با این عمرهای کوته بی اعتبار / اینهمه غافل شدن از چون منی شیدا چرا...؟
شور فرهادم بپرسش سر به زیر افکنده بود / ای لب شیرین جواب تلخ سربالا چرا...؟
ای شب هجران که یک دم در تو چشم من نخفت / اینقدر بابخت خواب آلود من لالا چرا...؟
آسمان چون جمع مشتاقان پریشان می کند / در شگفتم من نمی پاشد ز هم دنیا چرا...؟
در خزان هجر گل ای بلبل طبع حزین / خامشی شرط وفاداری بود غوغا چرا...؟
شهریارا بی حبیب خود نمی کردی سفر / این سفر راه قیامت میروی تنها چرا...؟

استاد شهریار (حیدربابا)

فیزیک پزشکی دکتر سلیمان فرد

جلسه ۳

اندازه گیری موج فرابنفش

در آزمایشگاه های میکروبیولوژی، نمونه را زیر هود قرار می دهند تا با محیط ارتباط نداشته باشد و سایر ذرات و میکروب های موجود در محیط با نمونه مخلوط نشود.

مثال دیگر کار با سلول هایی است که باید در شرایط استریل روی آن ها کار شود و بدین منظور این کار را در داخل هود انجام می دهیم. این هود ها تعدادی لامپ UV دارند که قبل از شروع کار، روشن کردن این لامپ ها ،محیط را استریل میکند.

به دلیل شیشه ای بودن دیواره هود، انتظار می رود که نور UV به بیرون از هود نرسد و تابش آن فردی را که داخل اتاق یا آزمایشگاه کار می کند، تحت تاثیر قرار ندهد. مقدار UV داخل آزمایشگاه یا اتاق عمل باید قابل اندازه گیری توسط پرسنل باشد و چون مرئی نیست، برای مشاهده و شناسایی و نیز اندازه گیری آن باید وسایل خاص و روش هایی را به کار برد.

روش های اندازه گیری UV :

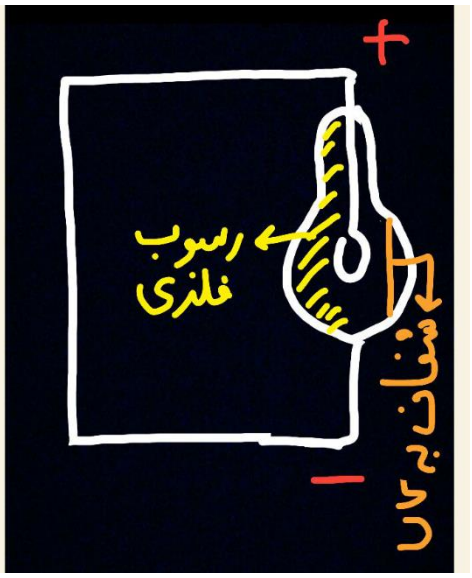
۱. استفاده از اثرات فیزیکی UV (مشابه اشعه X)

استفاده از یک لامپ که یک سمت آن دارای رسوب و سمت دیگر آن نسبت به UV شفاف است (مثلا کوارتز که شفاف است). بدنه ی رسوب دار قطب منفی محسوب می شود و یک سیم ایزوله که تماس با این بدنه ندارد ، به صورت یک حلقه به آن وارد شده و قطب مثبت در نظر گرفته میشود.

یعنی بدنه به قطب منفی اتصال دارد و سیم عایق داخل لامپ به قطب مثبت متصل است. (به شکل یک مدار)

در حالت معمولی هیچ جریانی نداریم چون هیچ اتصالی بین دو قطب برقرار نیست و مدار باز است. ولی پس از تاباندن UV به لامپ و برخورد UV به هوای داخل لامپ یا یک قطب، یون هایی تشکیل می شوند که باعث ارتباط بین دو قطب می شوند و جریان برقرار می شود. این برقراری جریان نشان از تابش UV است. (شناسایی UV) و با مدرج کردن و بر حسب مقدار جریان عبوری ، مقدار تابش UV مشخص می شود (اندازه گیری).

از کتاب



شکل ۱۵: نمای شماتیک اکتینومتر

ابزار مورد استفاده برای آشکار سازی پرتو فرابنفش را اکتینومتر می گویند. بخش اصلی اکتینومتر فیزیکی یک حباب با خلاء نسبی است. سطح داخلی حباب را به جز قسمت ورودی نور توسط یک رسوب فلزی مناسب (مثل کادمیوم) روکش کرد اند. در قسمت وسط حباب یک حلقه فلزی از جنس مس به صورت معلق آویزان است . به طوریکه هیچ اتصال الکتریکی بین میله و رسوب فلزی وجود ندارد. میله وسط نقش آند و رسوب فلزی جدار حکم کاتد را دارد. آند را توس یک اتصال الکتریکی به قطب مثبت و کاتد به قطب منفی یک منبع تغذیه مستقیم متصل شد است .نور فرابنفش از پنجره شفاق که معمولاً از جنس کوارتز است، وارد اکتینومتر میشود .فوتون های فرابنفش ورودی به رسوب کادمیوم برخورد می کند و در نتیجه‌ی وقهوع پدید فوتوالکتریک الکترون از سطح کاتد آزاد میشود. تعداد الکترونهای آزاد شد بستگی به تعداد فوتونهایی دارد که وارد محفظه می شوند. .بدین ترتیب الکترونهای آزادشده طی پدید فوتوالکتریک جذب آند شد و یک جریان الکتریکی خارجی بین آند و کاتد برقرار می شود که می‌تواند برای سنجش نور فرابنفش مورد استفاده قرار گیرد.

۲. روش شیمیایی (فرو سیانور پتاسیم: KFeCN)

این ماده در حالت عادی بی رنگ است ولی با تاباندن UV به آن ، به رنگ زرد آجری در می آید. تغییر رنگ این ماده در یک محیط نشان از وجود و تابش UV است.

مضرات اشعه فرا بنفش:

تولید موادی شبیه به هیستامین و اتساع عروق سطحی پوست در اثر تابش فرا بنفش باعث سرخی پوست شده که در موارد شدید منجر به اریتما (حساسیت و ورم پوست و حالت تاول زدگی) می شود که نهایتا با بدتر شدن شرایط حالت پوسته پوسته شدن و تیرگی پوست پدید می آید. ۱۲ ساعت بعد از تابش، محدوده ی ۲۸۰ تا ۲۷۹ نانومتر موثرترین طول موج در ایجاد اریتما است.

*اینها اثرات حاد UV بود که در کوتاه مدت پدید می آیند.

فواید اشعه فرا بنفش:

تولید ویتامین D که یک تغییر شیمیایی در سلول ها در اثر تابش UV است.

اثرات طولانی مدت:

۱. پیری پوست:مثلا در کشاورزان که شولانی مدت زیر نور آفتاب کار می کنند.

۲. سرطان پوست (تیرگی پوست: در مناطق استوایی و محل هایی که تابش آفتاب شدید تر است، باعث مقاومت پوست و جذب کمتر نور نور خورشید می دهد و نوعی عامل حفاظتی و در واقع اثر انتخاب طبیعی است.)

۳. آب مروارید (معمولا در افراد مسن: چون بیشتر در معرض آفتاب بوده اند احتمال اینکه دچار آب مروارید بشوند بیشتر است.)

افرادی که با UV سر و کار دارند ، باید دستور العمل هایی را برای حفاظت از پوست و چشم خود، رعایت کنند.

مثال: افرادی که در کلینیک های چشم پزشکی با لیزر کار می کنند.

کاربرد های درمانی UV :

۱. در درمان راشیتیسم کودکان

۲.افزایش خونرسانی به پوست

۳. افزایش هموگلوبین

۴. افزایش مقاومت بدن در برابر عفونت

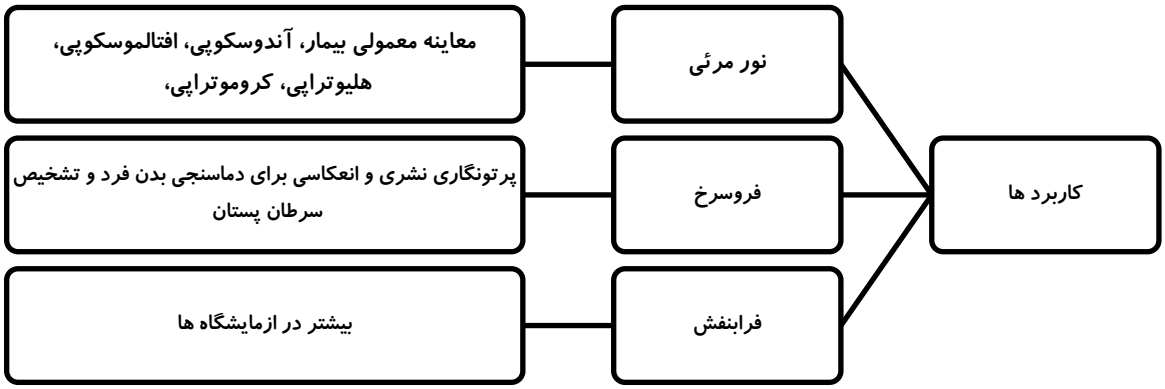
۵. درمان موقت بیماری پیسی تحت تابش UV با تحریک ملانوسیت ها

از آنجا که چشم و پوست دو ارگان آسیب پدیر در برابر UV هستند، استفاده از عینک و کرم های صد آفتاب یا پوشاندن بدن راه های جلوگیری از اثرات منفی تابش UV است

کاربرد های تشخیصی UV :

۱. در آزمایشگاه های بیوشیمی و تعیین غلظت ماده: لوله ی ازمایش را تحت تابش uv قرار داده و نور مرئی به ما می‌دهد، از نور مرئی دریافتی برای تعیین غلظت ماده استفاده میکنیم.

۲. در کارهای پژوهشی برای تشخیص سرطان



:

لیزر (LASER: light amplification by stimulated of radiation)

همان نور است و می تواند فرابنفش، فروسرخ و یا مریی باشدکه دارای ویژگی های خاصی است.

ویژگی های متمایز کننده لیزر:

۱. جهت مندی (توازی یا واگرایی اندک)(عدم واگرایی پس از خروج):حرکت به صورت کاملا مستقیم که باعث تمرکز نور لیزر روی مقطعی کوچک می شود (مثلا پوینتر یا برش فلزات و یا استفاده های نظامی)

۲. درخشایی یا کوهرنت(هم فازی): تمام فوتون ها و موج های خروجی از لیزر در یک فاز قرار دارند.

۳. مونوکروماتیک یا تک رنگی:خروج تنها یک فرکانس از لیزر. در میکروسکپ های فلوئوروسنت فیلترهای خاصی وجود دارد تا تنها یک رنگ تولید شود که در صورت استفاده از لیزر نیاز به این فیلتر ها برای خروج تنها یک رنگ نبود.

نظریه لیزر در ابتدا توسط آلبرت انیشتین مطرح شد، سپس در سال ۱۹۵۵ maser ساخته شد و پس از ان laser. در maser، حرف m سرواژه microwave است و تفاوت ان با لیزر در امواج پر فرکانس آن است. Maser نیز ۳ ویژگی متمایز کننده لیزر را دارد. طیف لیزر از نظر طول موج و فرکانس بسیار محدود است.

اصول لیزر:

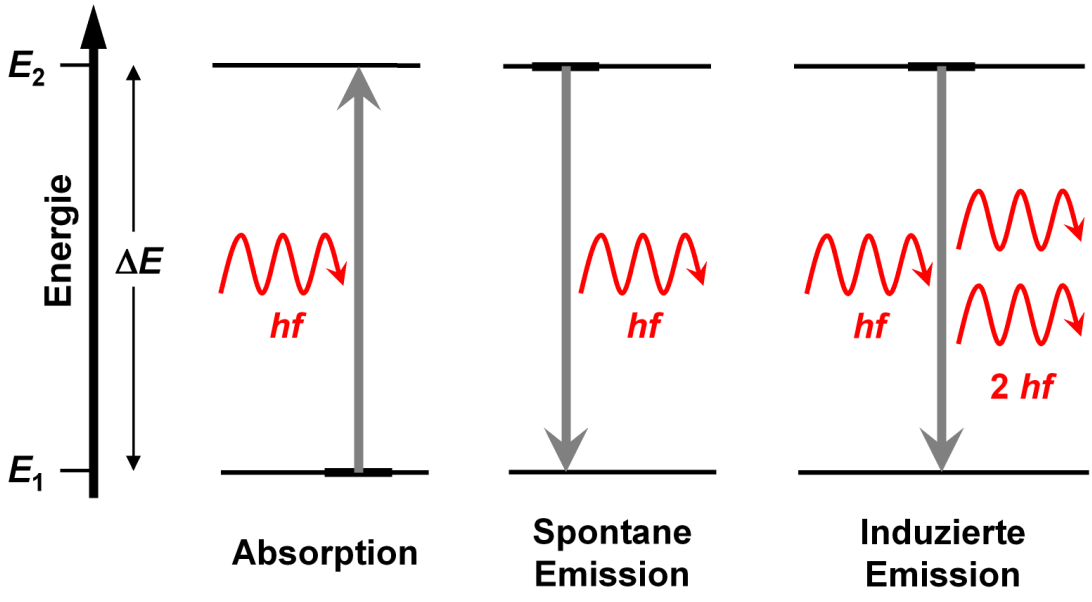
در هر صورت ابتدا باید انرژی به محیط فعال منتقل و ماده تحریک شود. در یک ساختار تحریک شد امکان وقوع دو نشر وجود دارد

نشر خود بخودی:

انتقال الکترون در اثر تابش نور به سطح انرژی بالاتر و بازگشت سریع به سطح انرژی اولیه باعث تابش خود بخودی نور می شود.

نشر تحریکی (stimulated by emission)

الکترون یا ذره قبلا در اثر تابش به سطح انرژی بالاتر منتقل شده و حال با تابش نوری دیگر توسط خودمان با انرژیِ معادل اختلاف سطح انرژی دو سطح، باعث تابش دو فوتون می شویم که به صورت تصاعدی تعداد آن ها افزایش می یابد. نشر تحریکی در لیزر دیده می شود.



شکل ۱۶: نشر خود به خودی و تحریکی

برای اینکه احتمال وقوع نشر تحریکی را بر پدیده ی جذب غالب کنیم یعنی رساندن سیستم به جمعیت معکوس (وارونی جمعیت) می-توانیم:

الف: استفاده از تراز های انرژی موجود در ماده ی اصلی

ب: استفاده از تراز های ناخالصی مناسب

اضافه کردن ناخالصی باعث می شود تا در تراز های میانه گیر بیفتد و برای بازگشت به حالت پایه از فوتون تحریکی استفاده کنیم.

انتقال الکترون به ترازی دیگر می تواند با پمپاژ الکتریکی، نوری و یا شیمیایی انجام شود.

نکته: نشر تحریکی فوتون های هم فرکانس تولید میکند که تعدادشان به صورت تصاعدی زیاد می شود

عوامل تعیین کننده طول موج:

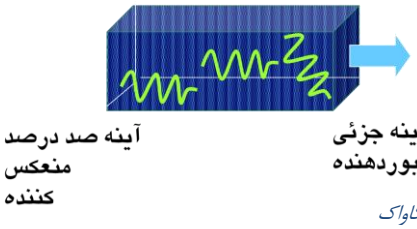
۱. جنس ماده: ماده ی مورد نظر چه تراز هایی از انرژی را دارد و یا اینکه ناخالصی افزوده شده چه ترازی را اضافه می کند. این تراز ها تعیین کننده اختلاف انرزی و نور تولیدی هستند. مثلا لیزر یاقوت نور قرمز تولید می کند.

۲. جنس آیینه ها، طول و ساختار کاوَک تشدید کننده بکار رفته در لیزر

۳. گریتینگ سیستم یا رِزو (فیلتر هایی برای نور خروجی)

از کتاب

کاواک چیست؟ رزوناتور یا تشدیدکنند شامل دو آینه تعبیه شد در طرفین محیط فعال لیزری است. یکی از آینه ها کاملا منعکس کننده و آینه دیگر که خروجی لیزر از آن تامین می شود، جزیی عبور دهند است. این دو آینه باید کاملا به موازات یکدیگر قرار گیرند، هر قدر این توازی بیشتر تامین شود خروجی سیستم ایده‌آل‌تر خواهد بود.



شکل ۱۷: کاواک

توان خروجی:

آن چیزی که از جنبه ی حفاظت باید مراقب ان باشیم، توان است نه رنگ. هر چند رنگ نیز مهم است اما در حفاظت شدت (توان) اهمیت بیشتری دارد. مقدار انرژی حمل شونده توسط پرتوها، تعیین کننده شدت است.

عوامل تعیین کننده خروجی لیزر:

۱. جنس محیط

۲. کاوک: هر چه بیشتر نور توسط کاوک برگردانده شود، شدت نور خروجی بیشتر است.

دسته بندی لیزر ها:

بر اساس تعداد سطوح انرژی: برای اینکه ماده ای بتواند لیزر ایجاد کند، باید حداقل سه تراز داشته باشد. شامل دو تراز اصلی و یک تراز نیمه پایدار برای گیر انداختن الکترون ها.

در لیزر های نیمه هادی از سیلیسیوم یا ژرمانیوم یا سیلیکیوم ؟ استفاده میشود.

بر اساس نوع ماده محیط فعال:

- ✓ لیزرهای حالت جامدنظیر یاقوت و نئودیمیوم – یاگ
- ✓ لیزرهای گازی نظیر آرگون و دی اکسید کربن
- ✓ لیزرهای رزینه ای(مایع)رنگهای آلی(تنظیم پیوسته طول موج)
- ✓ لیزرهای شیمیایی نظیر هیدروژن فلوراید
- ✓ لیزرهای نیمه هادی

بر اساس محدوده طیف طول موج خروجی:

- ✓ لیزرهای مادون قرمز دور (Far Infrared)
- ✓ لیزر مادون قرمز میانه (Mid Infrared)
- ✓ لیزر مادون قرمز نزدیک (Near Infrared)
- ✓ لیزرهای ناحیه مرئی (Visible)
- ✓ لیزرهای فرا بنفش (Ultraviolet)

بر اساس پمپاژ یا دمش محیط فعال: الکتریکی، نوری (اپتیکی) و شیمیایی

کاربرد های لیزر:

برای بیماری های چشم از لیزر آرگون یا نئودیمیوم-یاگ (Nd-YAG) استفاده می شود.

بیماری های زنان: Nd-YAG، CO2

بیماری های پوست: Nd-YAG، Ar، CO2

بیماری های دهان و دندان: Nd-YAG، CO2

بیماری های گوش و حلق و بینی: Nd-YAG، Ar، CO2

فیزیوتراپی: Diod laser و He-Ne

خرد کردن سنگ کلیه: Nd-YAG

بیماریهای چشم Ar، Nd_YAG

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

جزوه نویس: علی شمشیریان

تایپ: محمدمهدی ستوده

از تو بگذشتم و بگذاشتمت با دگران — رفتم از کوی تو لیکن عقب سر نگران

ما گذشتیم و گذشت آنچه تو با ما کردی — **تو بمان و دگران وای به حال دگران**

رفته چون مه به محاقم که نشانم ندهند — هر چه آفاق بجویند کران تا به کران

میروم تا که به صاحبنظری باز رسم — محرم ما نبود دیده کوته نظران

دل چون آینه اهل صفا می شکنند — که ز خود بی خبرند این ز خدا بی خبران

دل من دار که در زلف شکن در شکنت — یادگاریست ز سر حلقه شوریده سران

گل این باغ بجز حسرت و داغم نفزود — لاله رویا تو بخشای به خونین جگران

ره بیداد گران بخت من آموخت ترا — ورنه دانم تو کجا و ره بیداد گران

سهل باشد همه بگذاشتن و بگذشتن — کاین بود عاقبت کار جهان گذران

شهریارا غم آوارگی و دربدری — شورها در دلم انگیخته چون نوسفران

شهریار

فیزیک پزشکی دکتر سلیمانی فرد

جلسه ۴

آشنایی با پارامترهای فیزیکی در لیزر درمانی

توان: (واحد: وات) انرژی ای که در واحد زمان تولید یا م صرف می شود.لیزر هم انرژی را منتقل میکند.ممکن ا ست لیزر را در جراحی یا برای گرم کردن یک ماده اســـتفاده میکنیم؛ انرژی که لیزر در واحد زمان به آن ماده میدهد را با توان لیزر بیان میکنیم، واحد زمان معمولا ثانیه است.(وات=ژول بر ثانیه)

شـــدت(power density): (واحد: وات بر ســـانتی متر مربع) این کمیت هم برای لیزر مهم اســـت چون برای مثال وقتی بخواهیم لیزر را بر ســطح پوســت تابش کنیم باید بدانیم انرژی را در چه واحد زمان آزاد می کند در چه ســطحی از بافت آزاد میشود اگر همین انرژی را در سطح کوچک آزاد کنیم شدت آن خیلی بیشتر از زمانی است که همین انرژی را در سطح بزرگ تر پخش کنیم. پس برای اینکه آن مقدار ســـطحی که تحت تابش قرار میگیرد لحاظ کنیم، کمیتی به نام شـــدت را تعریف میکنیم. شدت در واقع همان توانی است که به واحد سطح میرسد.

اکـ سپوژر: (واحد: ژول بر ســانتی متر مربع) اکپســوژر دیگر زمان را در نظر نمیگیرد و برابر اســت با مقدار انرژی که به واحد سطح داده ایم که ممکن است در بازه های زمانی متفاوت باشد.

پهنای زمانی پالس(pulse width): لیزر معمولا پالسی کارمی کند و کمتر پیوسته است. پهنای زمانی پالسی زمانی است که در یک پالس لیزر کار میکند که در که در محدوده ی میکرو یا میلی ثانیه است.

میزان تکرار پالس در ثانیه(pulse repetition rare): لیزر ممکن است در یک ثانیه چند پالس بزند؛ مثلا اگر پالس آن در محدوده ی میکروثانیه باشـد ممکن اسـت چند میکروثانیه پالس بزند و چند میکروثانیه بیشـتر سـاکن باشـد و پالس نزند وســـپس دوباره شـــروع کند.این کمیت نشـــان میدهد در یک ثانیه چند پالس میزند(یعنی فرکانس پالس) که واحد آن هرتز است.

قطر لکه لیزر(spot size): اگر مثلا بخواهیم چ شم را عمل کنیم م سلماً باید از لیزری که spot size آن خیلی کم ا ست استفاده بکنیم و اگر برای ناحیه وسیعی از پوست باشد لیزر با spot size پهن استفاده میشود.واحد آن معمولا mm است.

نکته: سه کمیت اول(توان، شدت، اکسپوژر)عام هستند و برای هر نوع انرژی ای که تابش میشود استفاده میشود ولی سه کمیت بعدی(پهنای زمانی پالس، میزان تکرار پالس در ثانیه، قطر لکه لیزر) خاص هستند و مربوط به ویژگی های لیزر هستند.

نتیجه برخورد اشعه لیزر با ماده:

این نتیجه برای پزشک اهمییت بالایی دارد؛ مثلا در جراحی یک نوع بر هم کنش ممکن است رخ دهد و در مقابل یک متخصص پوست که فقط تغییرات شیمیایی در پوست می خواهد ایجاد کند(مثلا پیسی که میخواهیم ملانوسیتها را به ترشح ملانین تحریک کنیم) قصد تخریب بافت را ندارد.

اثرات عامی که هر موجی که وارد ماده می‌شود میتواند این اثرات را برجای بگذارد:

۱-جذب(برجای گذاشتن انرژی در بافت یا ماده) ۲-عبور ۳-انعکاس ۴-پراکندگی(نور و صوت هم این اثر را دارد)

از کتاب

جذب: اگر پرتو لیزر که به سطح کوچکی از بافت تابید و انرژی در همان ناحیه کوچک بر جای بماند،جذب صورت گرفته و امکان تأثیر پرتو بر بافت مطرح میگردد.

عبور: اگر تمام انرژی پرتوی لیزر از بافت عبور کند، هیچ آسیبی متوجه بافت نخواهد شد.

انعکاس: اگر تمام انرژی پرتوی لیزر از سطح بافت منعکس شود نیز هیچ آسیب بافتی به بار نخواهد آمد.

پراکندگی: چنانچه پرتو لیزر به ناحیه کوچکی برخورد و انرژی آن در ناحیه وسیعی منتشر شود، پراکندگی رخ داد است.

بدین ترتیب میتوان گفت آسیب ناشی از تابش لیزر در صورت جذب پرتو در بافت روی می‌دهد.

❖ لیزر هم یک موج نورانی است.

برخورد های خاص لیزر با ماده (پدیده های حاصل از جذب لیزر توسط بافت) :

۱-اثرات حرارتی(thermal process) ۲-اثرات غیر حرارتی(non-thermal process)

اثرات حرارتی:

تا $37\ ^0c$ و کمی بیشتر مشکلی ندارد و حتی اگر آسیب به بافت برسد، برگشت پذیر است.در $40\ ^0c$ تا $45\ ^0c$ ساختمان چهارم پروتئین ها از بین میبرد(denaturation). عملکرد آنزیم به ساختمان چهارم بستگی دارد و اگر دما به این حد برسد آنزیم عملکرد خود را از دست میدهد. در $60\ ^0c$ لخته شدن(coagulate) را داریم مثل سفیده ی تخم مرغ که پروتئین است و در اثر پختن لخته میشود.حالا اگر پروتئین های داخل سلول هم به این دما برسد همین اتفاق می افتد.اگر عروق خونی را با لیزر برش دهیم و دما حداقل به $60\ ^0c$ رسیده باشد می تواند سر رگ را ببندد و خون را لخته کند. در $100\ ^0c$ تبخیر آب(evaporization) را داریم. اگر لیزر دمای بافت را به $100\ ^0c$ برساند، تبخیر آب اتفاق می افتد و به اصطلاح

"خشکسازی بافت" صورت میگیرد که بعضی از پزشک ها برای از بین بردن تدریجی بافت استفاده میکنند. در دمای $150\ ^0c$ کاملا میسوزد و کربن باقی میماند(carbonization) و نهایتا در 300^0c هم ذوب میشود(meliting). با هر وسیله ای(مثل لیزر) که بافت را که بافت را به این دماها برسانیم،شاهد این پاسخ خواهیم بود.

اثرهای حرارتی		
دما	**اثر**	**کاربرد**
تا۳۷درجه	مشـــکلی ندارد و آســـیب ایجاد نمی کند.	
۴۰تا۴۵ درجه	ساختمان چهارم آنزیم را از بین می‌برد	عملکرد آنزیم مختل می‌شود
۶۰درجه	coagulation	می تواند سر عروق را ببندد و خون را لخته کند.
۱۰۰ درجه	تبخیر آب	خشکسازی بافت
۱۵۰ درجه(وبالاتر)	بافت می‌سوزد	حذف توده بافتی از محل خود
۳۰۰ درجه	ذوب می‌شود	

اثرات غیرحرارتی:

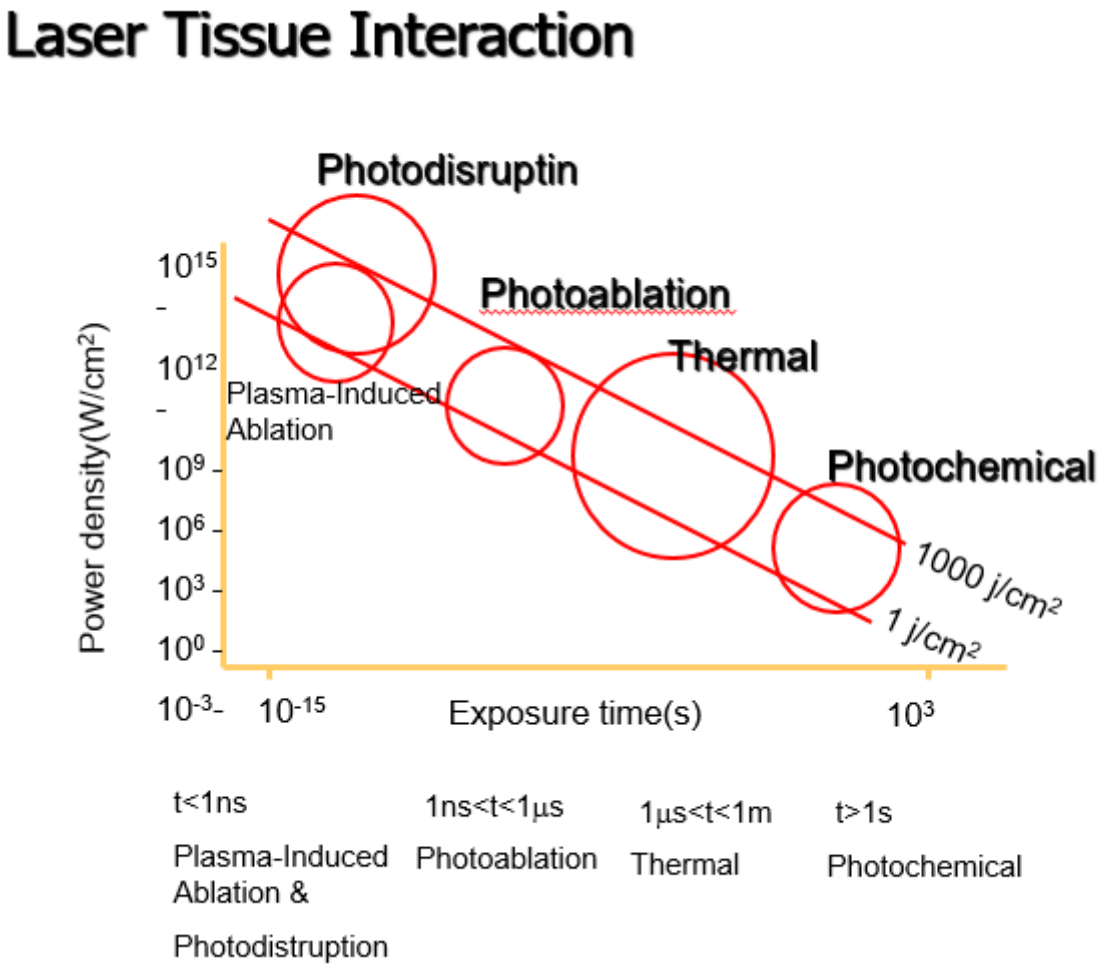
۱. photochemical (فتوشیمیایی)

۲. photoablation (کندن با نور)

۳. mechanodisruption (کندن مکانیکی)

۴. plasma-induced ablation (کندن به وسیله ی القای پلاسمایی)

تفسیر نمودار (شکل ۱۸):



شکل ۱۸

محور افقی زمان تابش و محور عمودی شـــدت تابش را نشـــان می دهد که با تغییر این دو اثرات متفاوتی در بافت ایجاد می شـــود. دایره ها محدوده ی آن اثر را نشـــان می دهد، یعنی برای ایجاد یک اثر خاص باید پالس های لیزر اولا در محدوده ی خاص از زمان تابش باشد و ثانیا شدتی که ایجاد می کند نیز در محدوده ی خاص باشد.

برای ایجاد اثرات شیمیایی معمولا شدت کم با زمان طولانی تر ا ستفاده می کنیم. برای اثرات حرارتی مقدار زمان کمی کمتر ا ست و شدت بیشتر. برای اثرات photoablation، زمان بسیار کوتاه در حد نانوثانیه تا میکروثانیه ا ست و در عوض شدت بسـیار بالاسـت. هر چه شـدت را کم کنیم، شـدت بالا می رود، یعنی ممکن اسـت کل انرژی که برجای می گذاریم، در اثرات مختلف تفاوتی نداشته باشد.

مقدار انرژی آزاد شده در واحد سطح = اکسپوژر = شدت × زمان

خط های نموار نشان می دهد که این حاصلضرب تقریبا در اثرات مختلف یکی است.

در نمودار دو خط کشیده شده، یعنی یک مقدار خاص نیست و محدوده را نشان می دهد. پس در نهایت اکسپوژر در این برهم کنش ها، خیلی تفاوتی با هم ندارد و این "زمان تابش" و "شدت تابش" مهم است.

در جراحی ها معمولا شدت خیلی بالا و زمان تابش کم است ولی متخصصان پوست لیزرهایی می خرند که شدت تابش آنها پایین است و زمان تابش آن ها طولانی.

در photocaugulation، شدت تابش از ۰,۸ تا ۱۰۰۰۰ وات بر سانتی متر مربع و زمان تابش از ۱ تا ۱۰۰۰ هزار متغیر است که هم شدت و هم زمان آن بازه تغییرات گسترده ای دارد و محدوده ی اکسپوژر آن (۰,۸ تا ۱۰ به توان۷ ژول بر سانتی متر مربع)، محدوده ی وسیعی از انرژی را منتقل می کنیم ولی همه در محدوده ی photocuagulation است.

در photovaporization، شدت تابش بین ۱۰۰۰ تا ۱۰۰۰۰۰ وات بر سانتی متر مربع (بسیار بیشتر از اثر photocuagulation) و زمان تابش بین ۰,۰۰۱ تا ۱ ثانیه (بسیار کمتر از اثر photocuagulation) است و محدوده ی اکسپوژر آن بین ۱ تا ۱۰۰۰۰۰ ژول بر سانتی متر مربع است که باز هم محدووه انرژی بسیار گسترده ایست.

اثر photochemical:

مثلا یک دارو را وارد بافت کرده و به آن نور می تابانیم که اثر شیمیایی بر دارد می گذارد و دارو فعال می شود و همراه با O2، رادیکال تولید می کند که اثرات بیولوژیکی روی سلول دارد(منجر به اسیب اکسیداتیو سلول ها و در نهایت مرگ سلولی میشود.). در photochemical، شدت تابش پایین در حد ۱ وات بر سانتی متر مربع و مدت زمان تابش حدودا ۱۰۰۰ ثانیه است و محدوده اکسپوژر آن تقریبا ۱۰۰۰ ژول بر سانتی متر مربع است. مثل:haematoporphyrin

تجزیه ی نوری (photoablation):

تجزیه ی ماده در معرض تابش شدید نور لیزر یا کندگی ناشی از تجزیه ی نوری. کندگی ایجاد شده بسیار تمیز است (شکل ۱۹) و در ابعاد بسیار کوچک است. اگر در جراحی با لیزر برش دهیم، نسبت به برش چاقو بسیار تمیز است و اگر بتوانیم همزمان photocuagulation هم ایجاد کنیم، خونریزی هم رخ نمی دهد. از طول موج های کمتر از nm۳۵۰ (امواج UV) استفاده می کنیم.

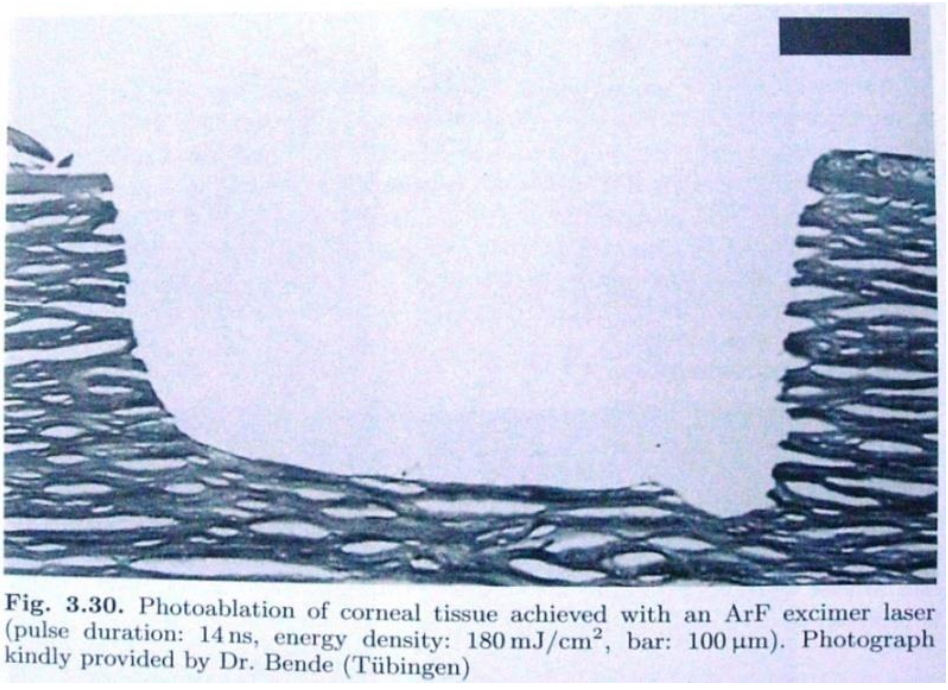


Fig. 3.30. Photoablation of corneal tissue achieved with an ArF excimer laser (pulse duration: 14 ns, energy density: 180 mJ/cm^2, bar: 100 µm). Photograph kindly provided by Dr. Bende (Tübingen)

شکل ۱۹: تجزیه نوری با لیزر

آیا این خطر وجود دارده لیزر به عمق برود در حالیکه ما در صدد

ایجاد یک برش سطحی هستیم؟ جذب مهم است و ما باید بدانیم که لیزر تا کجا نفوذ می کند، لیزر از جنس نور است و نفوذ آن به طول موج، رنگ و جنس بافت بستگی دارد. اثر تخریبی لیزر بستگی به نحوه استفاده دارد و یک. پزشک ماهر مدت زمان پالس را تنظیم کند و آن بافتی را که می خواهد بردارد. دستگاه برای شدت، زمان و زاویه تابش پروتکل دارد. لیزرهای مختلف بر اساس طول موج، عمق نفوذ و جذب در بافت برای کارهای مختلف انتخاب می شوند. پراکندگی لیزرها هم مهم است که بافت اطراف آن آسیب نبیند. برای مثال اگر بخواهیم فقط برش کوچکی در قرنیه ایجاد کنیم، روی کل قرنیه لیزر را تابش می دهیم ولی یک برش تمیز ایجاد می کند.

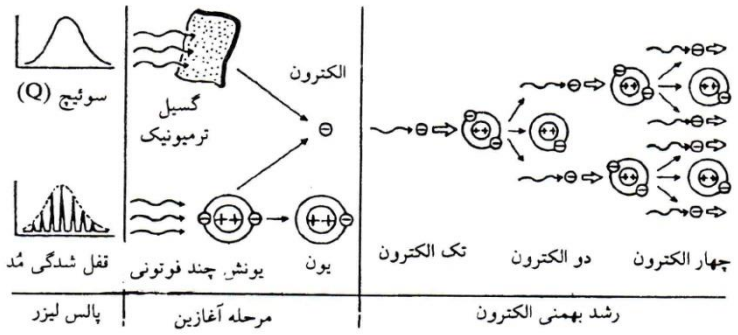
در photoablation که برای لیزرهای UV است، شدت تابش در محدوده ۱۰۵ تا ۱۰۹ و محدوده زمان تابش آن از ۱ نانوثانیه تا ۱ میکروثانیه و محدوده اکسپوژر آن از ۱۰ به توان منفی۴ تا ۱۰۰۰ ژول بر سانتی متر مربع است.

مشاهده می کنیم که محدوده ی اکسپوژر برای photocuagulation خیلی وسیع تر از photoablation است و حتی انرژی های بیشتری را استفاده می کند، اما نکته این جاست که در photobalation زمان تابش بسیار کوتاه (نانوثانیه تا میکروثانیه) است.

در plasma-induced ablation، لیزر با القای پلاسما، کندگی ایجاد می کند. پلاسما بعد از جامد و مایع و گاز، فاز چهارم ماده است و از گاز بالاتر است یعنی دما به قدری بالا ست که ماده تمام الکترون های خود را از دست داده و کاملا یونیزه می شود. گرمای خیلی شدید لیزر می تواند در بافت پلاسما ایجاد کند و در اثر ایجاد پلاسما، بافت کنده می شود.

production Ions & The plasma then ablation of tissue .

This effect is limited to high powers, very short pulse.



شکل ۲۰: plasma-induced ablation

گسیختگی نوری (photodisruption):

بعضی اعتقاد دارند که مکانیسم برهمکنش کندگی القایی پلاسما و گسیختگی نوری یکی بوده ولی بعضی مطالعات جدید تفاوت هایی را نشان داده است؛ در کندگی پلاسمایی نیروهای مکانیکی مطلقا وجود ندارند و کندگی صرفا ناشی از یونش در پلاسماست. اما در فرایند گسیختگی نوری، نیروهای مکانیکی عامل اصلی کندگی به حساب می آیند.

The production plasma then hydrodynamic shock that can disrupt tissue .

- **This effect is limited to high powers, very short pulse.**

- شکافت بافت و کندگی ناشی از نیروهای مکانیکی است .
- برهمکنش کندگی القایی پلاسما
- برهمکنش گسیختگی نوری

} تفکیک پذیر نیستند (برپایه تولید پلاسما)

کاربردهای مهم لیزر در پزشکی:

بیماری های چشم: لیزر Ar و Nd-YAG

بیماری های زنان: لیزر CO_2 و Nd-YAG

بیماری های پوست: لیزر Ar، Nd-YAGو CO_2

بیماری های دهان و دندان: لیزر CO_2و Nd-YAG

بیماری های گوش، حلق و بینی: CO_2، Ar و Nd-YAG

فیزیوتراپی: diod laser و He-Ne

خرد کردن سنگ کلیه: Nd-YAG

از کتاب

کاربرد های لیزر:

الف) چشم پزشکی :با تابش اشعه پر انرژی ماورای بنفش اگزایمر(193nm) بر روی قرنیه ارتباط و باندهای قوی بین مولکولی شکسته شد و ذرات مولکولی تبخیر می شوند "Ablation" و برش دقیقی از نظر وسعت و عمق حاصل می گردد. بدین ترتیب میتوان بر بسیار دقیق از جهت وسعت و شکل و عمق در بعد یک میکرون بر روی قرنیه ایجاد کرد. بدون آن که به بافت های اطراف صدمه‌ای وارد شود.

ب) زنان ومامائی : جراحی در بیماری های زنان مانند جراحی محتاطانه آبستنی خارج رحم، معالجه سرطان بافت پوششی دهانه و گردن رحم، بر طرف کردن چسبندگی های موجود در اندام خاصره و اندومتر، معالجه خونریزی های رحم ومشابه آنها.

ج) پوست : پرتو لیزر یون آرگون توس رنگدانه‌های هموگلوبین و ملانین پوست جذب میشود از این رو لیزر می تواند در درمان بیماری های پوستیز برداشتن خالها و لک های رنگی و زاید پوستی، برطرف کردن آثار خال کوبی و ..... مفید واقع شود.

د) دندانپزشکی : ازبین بردن قسمت های پوسیده و فاسد دندان ها، جوش دادن فیسورهای کوچک در مینهای دندان‌ها، جراحی لثه و....

ه) گوش و حلق و بینی :جراحی‌های گوش مانند استاراکتومی و برداشتن چسبندگی گوش میانی، تراوا شدن استخوانها و اتصال نقطه ای پیوندهای تمپانوپلاستی، جراحی های بینی وحنجره ومشابه آنها.

و) اورولوژی :متلاشی کردن سنگ کلیه وجراحی های مختلف وبخصوص جراحی پروستات

ز) قلب و عروق :رفع انسداد شریان وبرطرف کردن پلاکها (مانند آنژیوپلاستی کرونری) وسایرجراحی‌ها

ح) آنکولوژی :درمانهای فوتودینامیک تومورهای جامد کوچک با تابش اشعه لیزر.

ط) فیزیوتراپی :لیزرهای He-Neو Diod Laserدر فیزیوتراپی به منظور تسکین درد و التیام بافت مورد استفاد قرار می‌گیرند.

عوامل تعیین کننده عمق نفوذ لیزر در بافت:

۱. طول موج لیزر

۲. جنس بافت هدف

طول موج لیزر:

اکثر محدوده ی فرابنفش و نور مرئی نفوذ زیادی داخل بافت ندارد. نور قرمز تا حدی می تواند داخل بافت نفوذ کند و مثلا زرد و سبز وارد بدن نمی شود ولی بعضی مولکول های داخلی بدن مانند ملانین و هموگلوبین که از مواد رنگی داخل بدن هستند و همچنین آب که از شفاف است و نور لیزر را عبور می دهد، این مولکول ها را جذب می کنند. نفوذ پرتوهای فروسرخ بسیار خوب و بیشتر از نور مرئی و UV است.

جنس بافت:

رنگ بافت هم مهم هست، مثلا افراد سبزه اگر تحت تابش لبزر مرئی قرار گیرند، بیشتر آسیب می بینند، چون نور مرئی را بی شتر جذب می کنند. اثر لیزر فرو سرخ و UV، دیگر ربطی به رنگ بافت نداردولی به هر حال جنس بافت تعیین می کند که چقدر از لیزر جذب می شود و چقدر عبور می کند. متخصصان پوست با توجه به رنگ پوست بیمار، نوع لیزر مرئی و حتی لیزر CO2 (با نور فروسرخ کار می کند.) را مشخص می کنند.

مشخصات بعضی لیزرهای مورد استفاده در پزشکی:

نام لیزر	طول موج (nm)	عمق نفوذ در بافت نرم (mm)
آرگون	488,514	1-2
هلیوم-نئون	632	2-5
یاقوت	694	1
نیمه رسانا	800-900	10-50
Nd-YAG	532,1064	2-6
CO_2	10600	0.2-0.5

لیزر He-Ne و Ar، در محدوده ی نور مرئی هستند.

بافت های حساس در برابر اشعه ی لیزر:

۱. چشم

۲. پوست

مسائل ایمنی:

۱. بیمار و پز شکی که از لیزر ا ستفاده می کنند، باید از عینک ا ستفاده کرده و لباس آ ستین بلند و د ستکش (برح سب نیاز) بپوشند.

۲. در انتخاب عینک محافظ باید طول موج لیزر مورد توجه قرار گیرد.

۳. در صورت درمان نواحی اطراف چ شم، بیمار باید از لنزهای تما سی مخ صوص ا ستفاده کرده و پس از درمان تا۱۲ ساعت چشم پوشانده شده و برای ۲-۳ روز قطرات آنتی بیوتیک تجویز گردد.

۴. سطوح منعکس کننده به حداقل ر سانده شود، چون اگر این سطوح نور را برگردانند، هرچقدر هم که لیزر را متمرکز کنیم، باز هم تحت تابش انعکاس ها قرار می گیریم.

۵. حفاظت الکتریکی: در صورت وجود منبع تغذیه ولتاژ بالا، ایمنی الکتریکی رعایت شود.

۶. مستقیم به نور لیزر (اگر آسیب رسان است) نگاه نکنیم، چون در این صورت کاملا بر شبکیه ی چشم ما متمرکز می شود.

طبقه بندی لیزرها:

لیزرها از لحاظ ایمنی در ۴دسته قرار می گیرند؛

۱. کلاس ۱ (non-risk lasers): لیزرهایی که حتی در صورت متمرکز شدن طولانی زمان تابش، هیچ عارضه ای ایجاد نمی کنند. (۴۰ مگاوات برای نور آبی)

۲. کلاس ۲ (low risk & low power visible lasers): لیزرهای مرئی که توان آن ها کمتر از ۱ میلی وات باشد. حفاظت از چشم در برابر لیزرهای کلاس ۲ ضروری است.

۳. کلاس ۳: لیزرهای این طبقه دارای قدرت متوسط می باشند. امکان ایجاد خطر برای چشم در دید مستقیم یا اشعه ی انعکاس یافته وجود دارد. لیزرهای کلاس۳ معمولا خطر آتش سوزی ندارد.

لیزرهای کلاس ۳ به دو نوع تقسیم می شوند:

لیزرهای low risk & medium-power lasers یا کلاس a۳: شامل لیزرهای مرئی پیوسته کار با توان ۱ الی ۵ میلی وات است.

لیزرهای moderate risk & medium-power lasers یا کلاس b۳: لیزرهای فرابنفش و فروسرخ با توان تابشی ۰,۵ وات و مدت زمان تابشی که حداکثر ۰,۲۵ ثانیه است و اکسپوژر پرتوی ۱۰ ژول بر سانتی متر مربع.

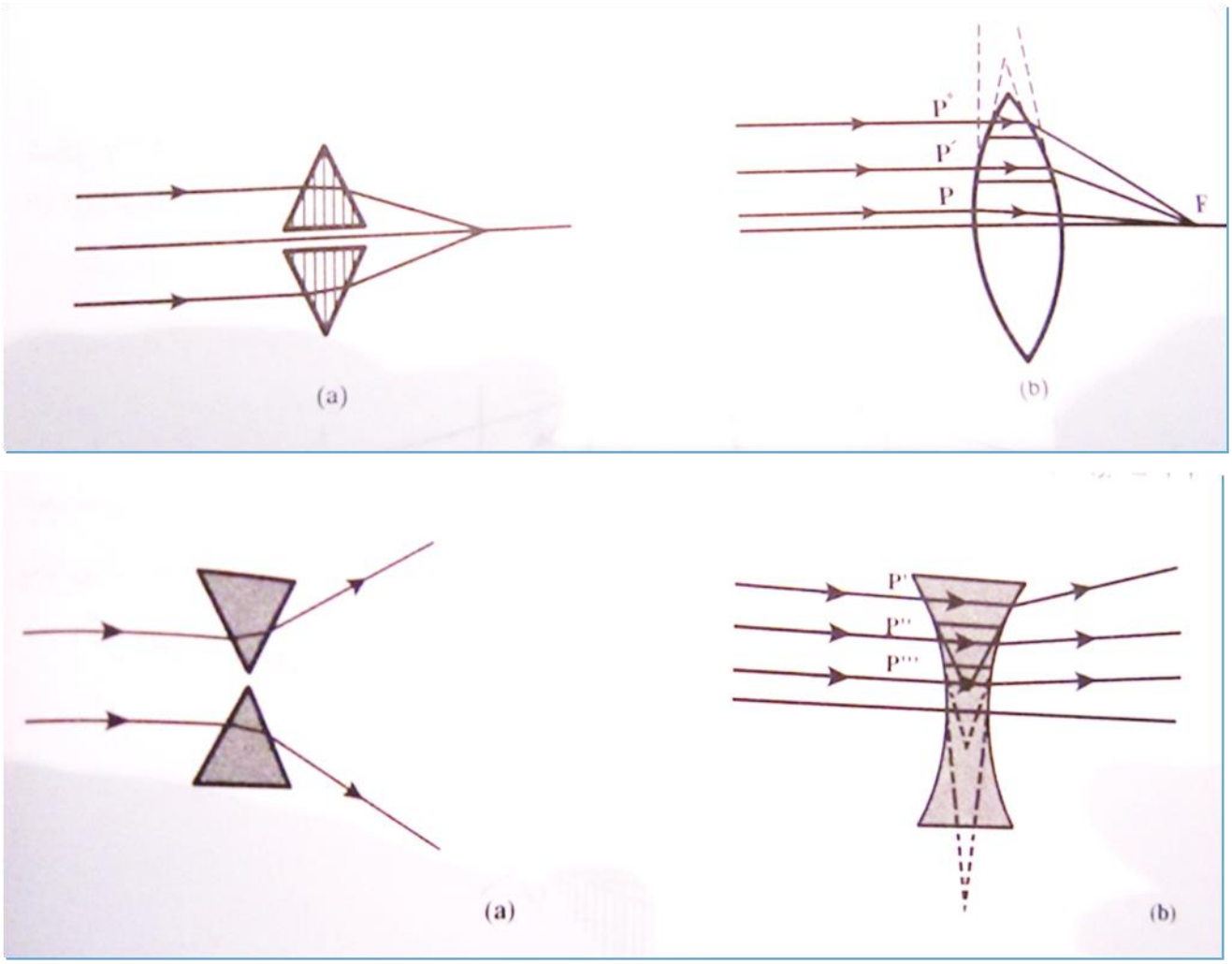
۴. کلاس ۴ (high risk & high-power lasers): لیزرهای فرابنفش، مرئی و فروسرخ نزدیک با توان بزرگتر از ۰.۵ وات برای زمان های اکسپوژر بیش از ۰,۲۵ ثانیه یا انرژی تابشی بزرگتر از ۰,۱۲۵ ژول در زمان تابشی حداکثر ۲۵.۰ ثانیه.

توجه: استاد گفتند جزئیات هر کدام از کلاس های لیزر اهمیتی چندانی ندارد و بداتیک که به ۴ کلاس طبقه بندی شده و کلاس ۳ و ۴ هر کدام دو دسته ی a و b دارند و هر چه از کلاس ۱ به کلاس ۴ حرکت کنیم، خطر تابش لیزر و شدت آن بالاتر می رود و حفاظت بیشتری در برابر آن مورد نیاز است.

Spectral Region	Non-risk	Low risk, low or medium power	Moderate-medium risk, power	High risk, high power
U.V	1	3a	3b	4
V.L	1	2, 3a	3b	4
IR-A, B, C	1	3a	3b	4

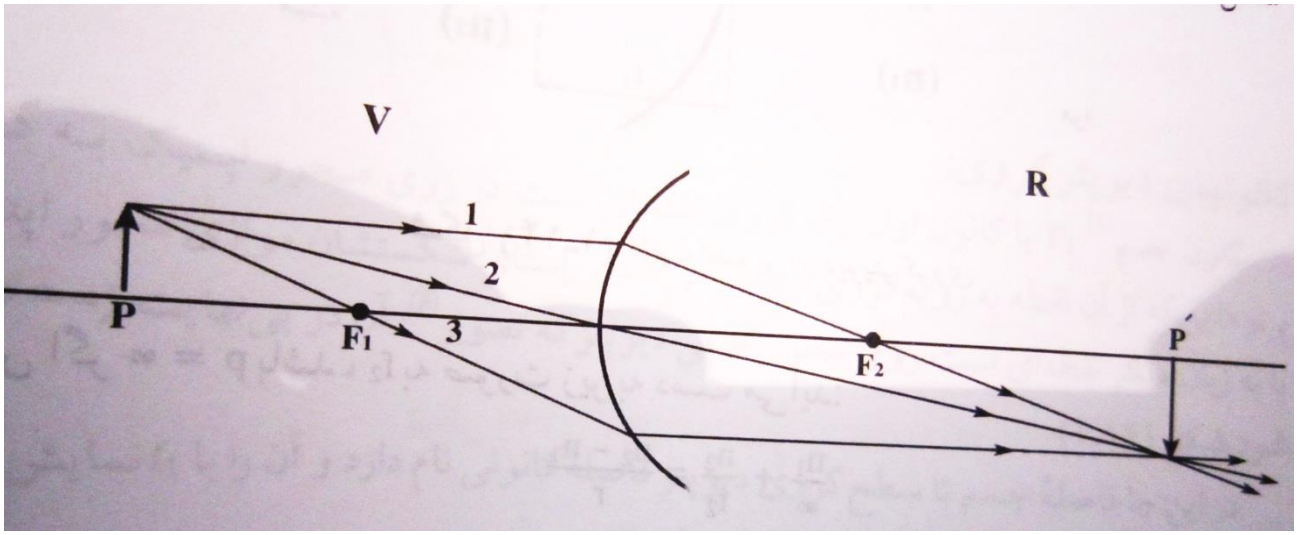
فیزیک دیدگانی:

یک عدسی در واقع از چند منشور تشکیل شده است. کار منشور منحرف کردن نور است و اگر دو منشور به صورت ↕ کنار هم قرار گیرند، می توانند نور را متمرکز کنند (عدسی محدب). برعکس این حالت (یعنی راس ها در مرکز و کنار هم و پهناها به سمت بیرون) عدسی مقعر می شود.



شکل ۲۱: عدسی محدب و مقعر

نور همیشه به سمت پهن منشور منحرف می شود.



شکل ۲۲

در اینجا (شکل ۲۲) یک سطح کروی داریم که نور را منحرف می کند. سطوح کروی یک محور اصلی دارند. پرتویی که عمود بر سطح کروی بر آن بتابد، بدون انحراف رد می شود. اگر جسمی داشته باشیم، کافی است دو پرتو برای آن رسم کنیم، مسیر انحراف را برای آن ها بدانیم و هرجا که یکدیگر را قطع کردند، آن نقطه محل تشکیل تصویر جسم خواهد بود.

اگر پرتویی موازی با محور اصلی بتابد، از کانون عبور می کند.

پرتویی که از مرکز اپتیکی عبور کند، بدون انحراف به مسیر خود ادامه می دهد.

تشکیل عدسی:

اگر محدوده ای که جنس آن با هوا متفات است توسط دو سطح کروی پوشیده شود، عدسی تشکیل می شود.

انواع عدسی های کروی:

۱. محدب

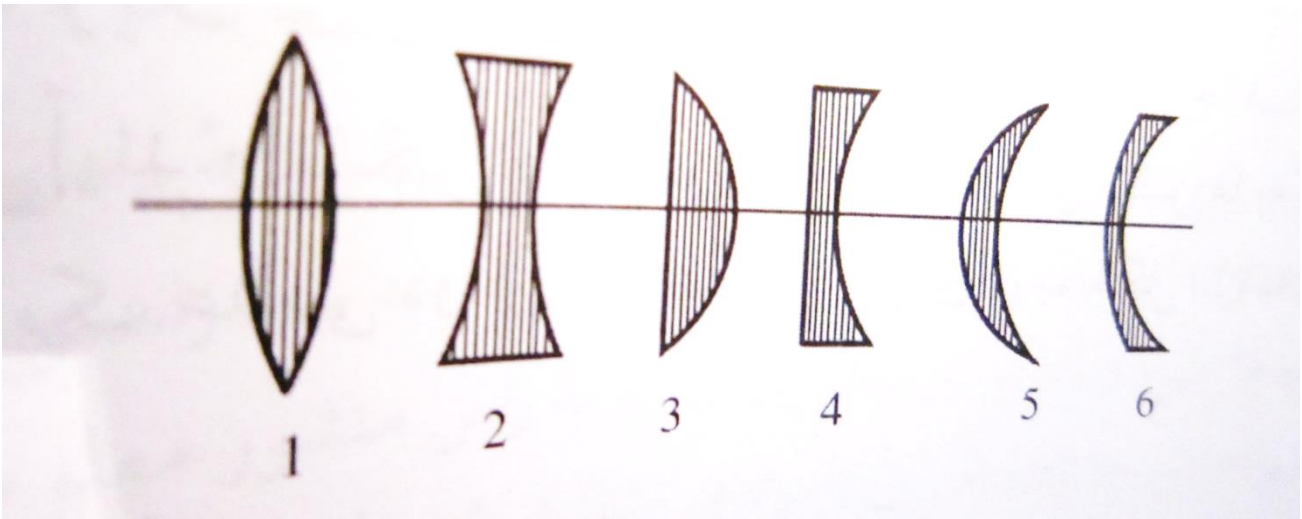
۲. مقعر

۳. تخت - محدب

۴. تخت _ مقعر

۵. هلالی محدب

۶. هلالی مقعر

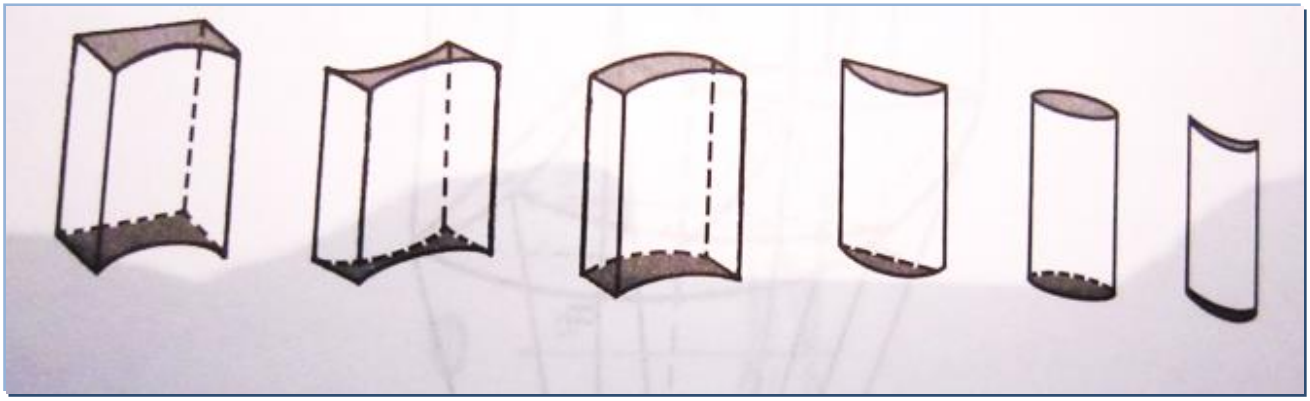


شکل ۲۳: انواع عدسی کروی

در عد سی های کروی، سطح کروی ت شکیل دهنده ی آن ها، بخ شی از یک کره‌ی کامل ا ست. این کره یک شعاع دارد که همان شعاع انحنای عدسی است و نصف شعاع آن معادل کانون عدسی است.

عدسی های استوانه ای:

سطوح کروی آن ها بخ شی از یک ا ستوانه کامل ا ست. در این عد سی ها فقط در یکی از را ستاهای x و y انحنا داریم و در را ستای دیگر انحنا نداریم (برخلاف عد سی های کروی که شبیه عدس هستند و میزان انحنای آن ها در را ستای x و y با هم برابر است).

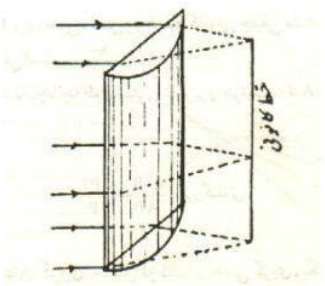


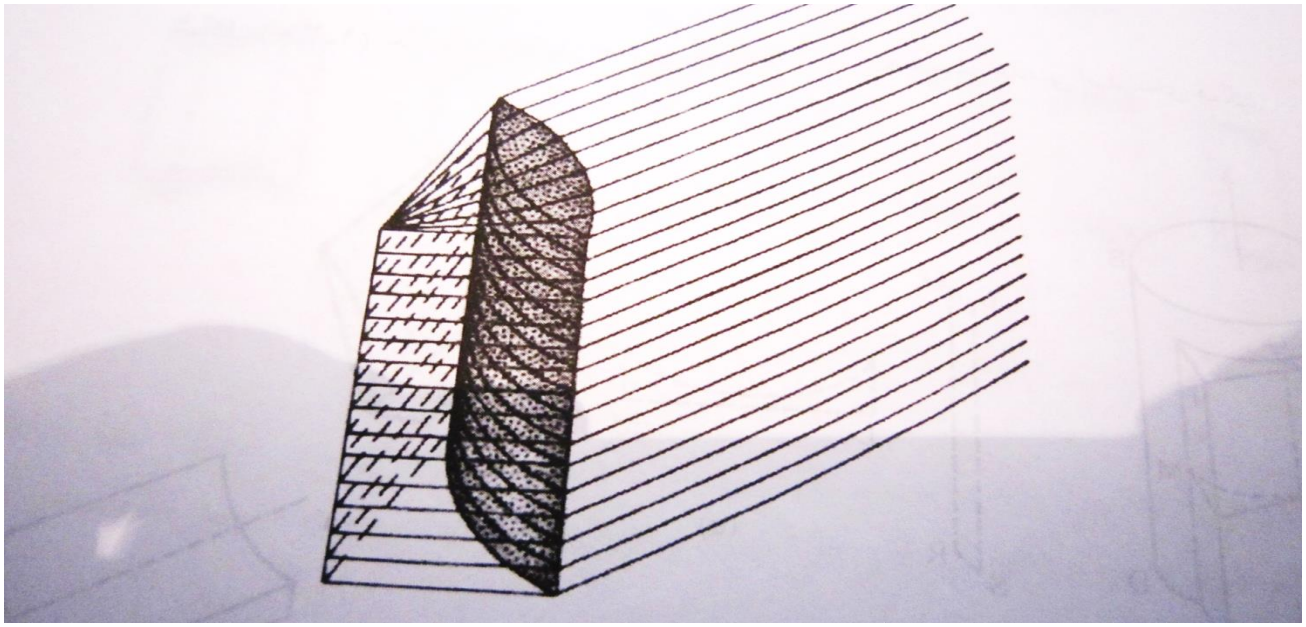
شکل ۲۴

عد سی های ا ستوانه ای به نور وارد شده در یک را ستا انحنا داده ولی اگر از را ستای دیگر نور بتابد، عد سی آن را جمع نمی کند. این عدسی ها برخلاق عدسی های کروی، به جای نقطه کانونی، یک خط کانونی دارند.

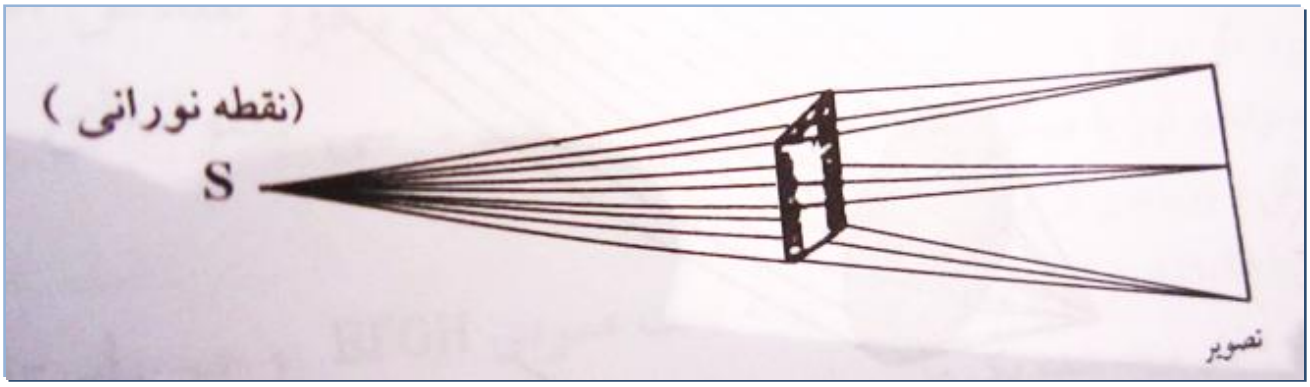
از کتاب

عدسی استوانه ای : هر عدسی استوانه ای بینهایت نصف النهار دارد . همگرایی نصف النهاری که بموازات محور استوانه است ، صفر می باشد .ازطرفی (قدرمطلق) همگرایی نصف الهار عمود بر محور استوانه نیز حداکثر(قدرت عدسی)خواهد بود . تصویر یک نقطه در عدسی استوانه ای یک خط است .

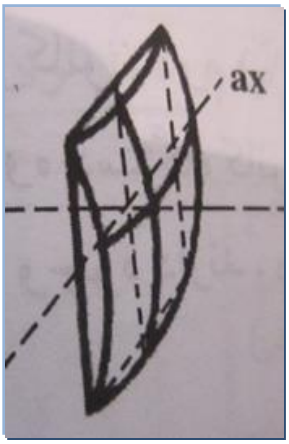




شکل ۲۵: عدسی استوانه ای



شکل ۲۷عدسی استوانه ای



شکل ۲۶: عدسی آستیگمات

عدسی های آستیگمات:

حد واسط عدسی های کروی و عدسی های استوانه ای هستند (شکلی شبیه به عدس کشیده) و انحنای آن در یک راستا با راستای دیگر متفاوت است (مثل لوبیا یا تخم مرغ).

از کتاب

آستیگماتیسم: هرگاه یک عدسی، از یک نقطه، تصویری بیش از یک نقطه بوجود آورد می‌گوییم که آن عدسی اثر آستیگماتیسم دارد.

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

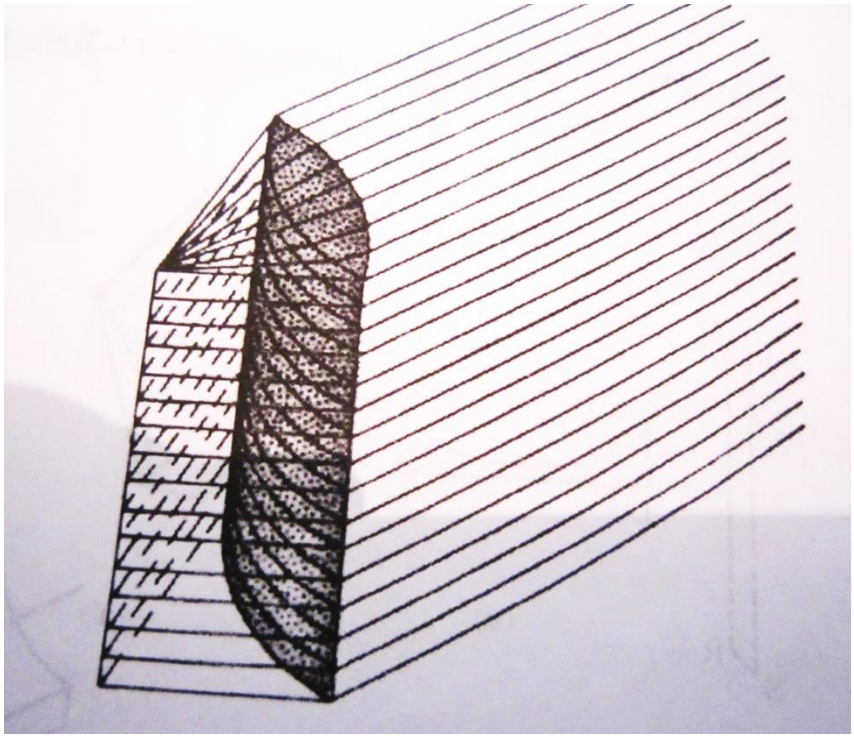
جزوه نویس: نگین خطیب زاده

تایپ: علی شمشیریان و امیرحسین مقیمی

فیزیک پزشکی دکتر سلیمان فرد

جلسه ۵

جلسه پیش درباره عدسی ها بوده است.



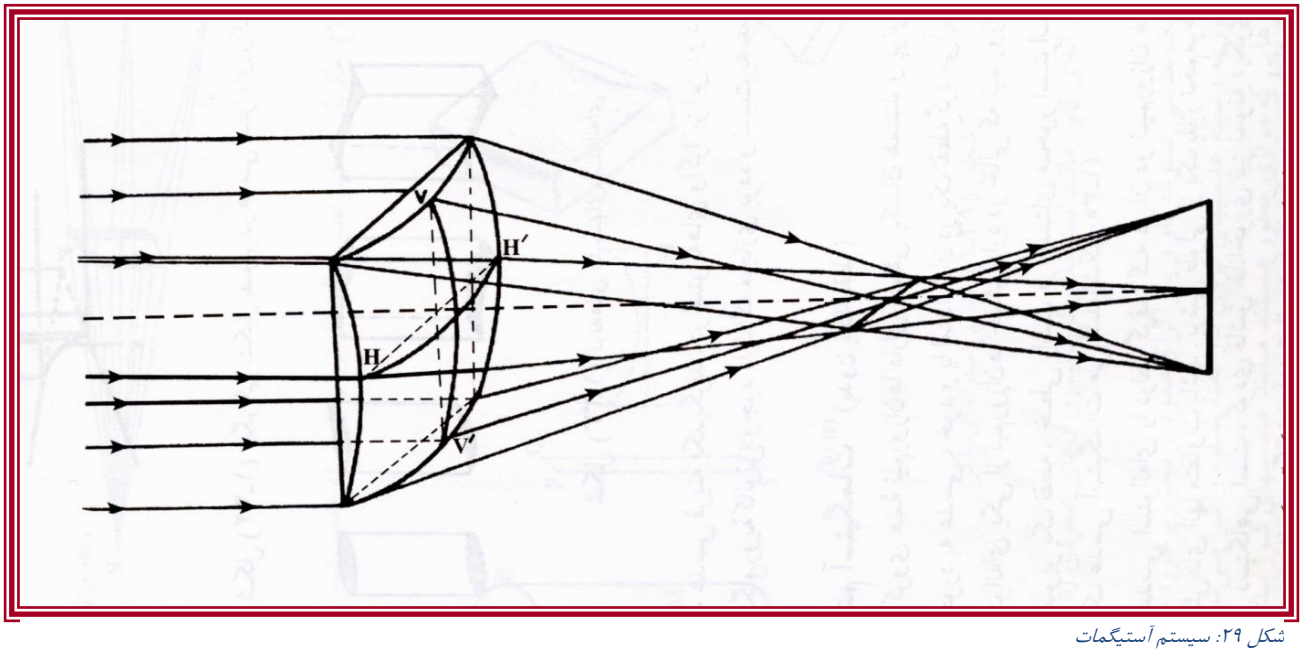
شکل ۲۸: کانون عدسی استوانه ای یک خط است.(توضیح: در عدسی های کروی همه نور وارد شده در یک نقطه متمرکز می شود اما در این عدسی ها نور در یک خط متمرکز می شود.)

در یکی از اسلایدها دیده میشود که نوری که به عدسی استوانه ای برخورد کرده است در یک راستا فقط متمرکز شده و در راستای دیگر همچنان مسیر خود را دارد، بنابراین کانون یک عدسی استوانه ای میشود یک خط و نه یک نقطه.(شکل ۲۸)

حالا ما یک عدسی های دیگری هم داریم که ترکیبی هستند ، و نه کروی هستند و نه استوانه ای، و از ۲ طرف انحنا دارند ولی انحنایش برابر نمیباشد مانند یک تخم مرغ. به نوع عدسی هایی که انحنای دو طرفشان متفاوت است آستیگمات میگویند یعنی بین استوانه ای و کروی. (شکل ۲۹)

انحنا بستگی به شعاع دارد. در یک شکل بیضوی ۲ تا شعاع وجود دارد بنابراین دارای دو انحنای متفاوت میباشد.

در نتیجه می‌یابیم که ما می‌توانیم یک سطح آستیگمات را به یک سطح کروی و استوانه ای تجزیه کنیم.
در یک سطح آستیگمات دو شعاع انحنا داریم. یکی بزرگتر و یکی کوچکتر است.(R_2,R_1) و هر کدام شعاع کمتر داشته باشد انحنای بزرگتری دارد.
در عدسی آستیگمات دسته نورهای تابیده شده روی دوخط متمرکز می‌شوند. یعنی به جای یک کانون نقطه ای، ۲ کانون خطی دارد و بسته به اینکه استوانه ی اضافی در کدام راستا قرار گرفته، تفاوت دارد که خط افقی یا عمودی نزدیکتر به عدسی باشد.



شکل ۲۹: سیستم آستیگمات

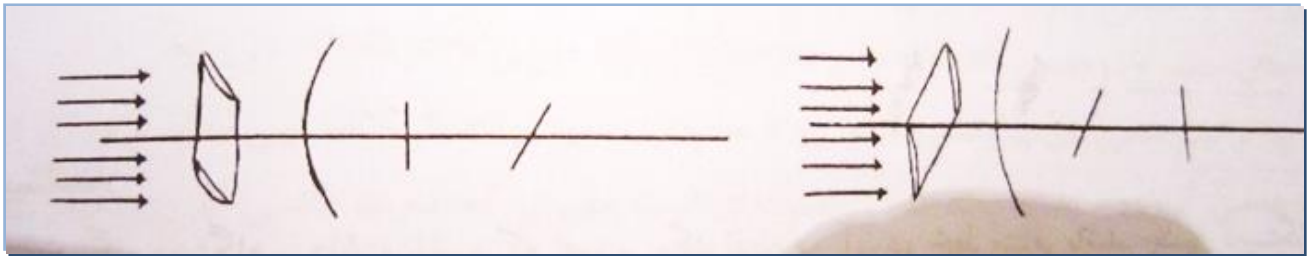
اگر نور بازتاب شده از یک جسم به این مجموعه آستیگمات برخورد کند (مانند یک میله) تصویری که ایجاد می شود یک خط است و یک صفحه و دلیل آن وجود دو کانون است.

تصویر های عمودی که کمی با هم فاصله دارند یک صفحه را تشکیل می‌دهند. و اینکه خط یا صفحه عمودی باشد یا افقی بستگی دارد به سیستم آستیگمات.

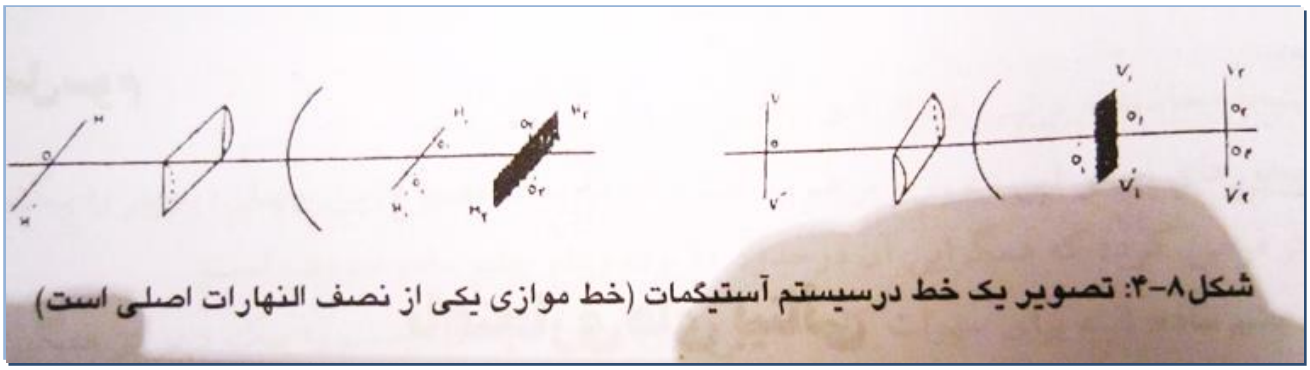
جمع بندی:

۱. عدسی کروی: یک کانون که یک نقطه است (نوری که موازی تابیده می‌شود در یک نقطه قرار می گیرد)
۲. عدسی استوانه ای: یک کانون که یک خط است(نور موازی را در یک خط جمع می‌کند)
۳. عدسی آستیگمات: نور را از هر دو جهت جمع می کند و به اندازه های متفاوت به علت دو انحنای متفاوت و دارای دو کانون خطی (افقی و عمودی)

در عدسی آستیگمات نور حاصل از یک نقطه وقتی تابیده می‌شود دو تصویر از آن تشکیل می شود؛ یکی افقی و دیگری عمودی. حالا اگر نقطه ای دیگر داشته باشیم تصویر افقی آن روی تصویر افقی دیگر است ولی عمودی آن با فاصله تشکیل میشود.



شکل ۳۰: تصویر نقطه در سیستم آستیگمات



شکل ۳۱: تصویر یک خط در سیستم آستیگمات

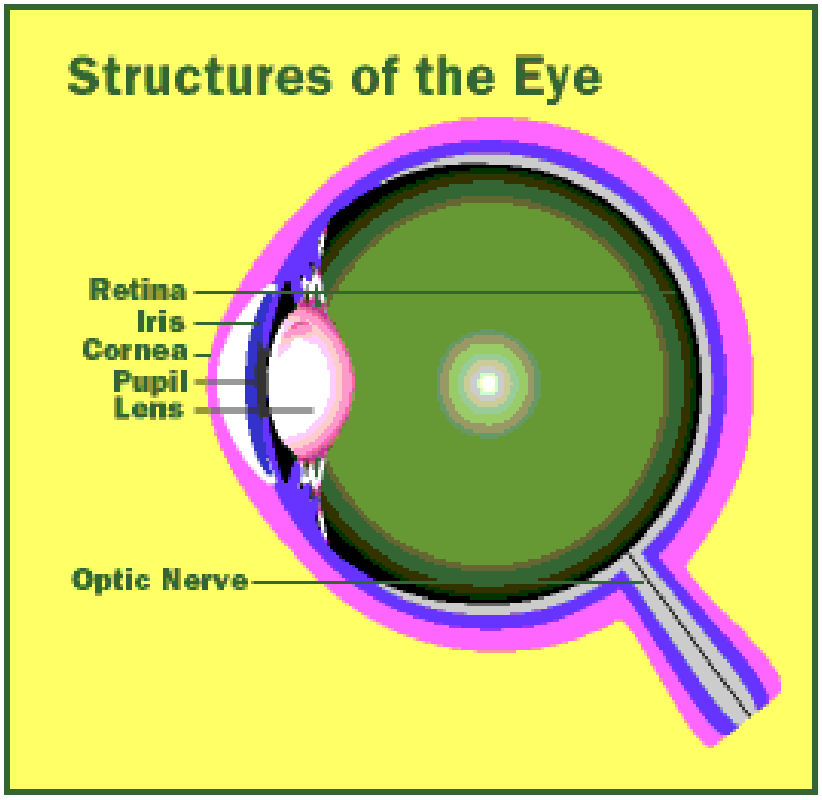
از کتاب

آستیگماتیسم :هرگاه یک عدسی ، از یک نقطه، تصویری بیش از یک نقطه بوجود آورد، گوییم که آن عدسی اثر آستیگماتیسم دارد. در سیستم آستیگمات قدرت یک نصف النهار بیش از قدرت نصف النهار دیگر است. تصویر یک نقطه در سیستم آستیگمات دو خط متنافر است.
تصویر خط درسیستم آستیگمات: در هیچ حالتی هر دو تصویر یک خط در سیستم آستیگمات واضح نیستند، بطوریکه هرگاه خطی به موازات یکی ازدو نصف النهار اصلی دستگاه آستیگمات باشد، یکی از دو تصویر آن واضح و دیگری محو است . و اگر خط به موازات هیچیک از دو نصف النهار اصلی دستگاه آستیگمات نباشد هر دو تصویر محو خواهند بود.

چشم

ساختار آناتومیک چشم

چشم یک کره است که در خلف آن شبکه عصبی است که دارای گیرنده هایی می باشد که در اثر تحریک پیام را به مغز می‌رساند.
ساختارهای قدامی چشم نسبت به نور شفاف است نسبت به همه نورها از جمله فرابنفش ولی ما برخلاف زنبور گیرنده ای برای آن نداریم.
گیرنده هایی که به نور مرئی حساس هستند مخروطی می باشند که دارای سه نوع می باشند:
۱- به قرمز حساس ۲- به آبی حساس ۳- به سبز حساس



شکل ۳۲: ساختار چشم

(این قسمت در فیزیولوژی دکتر حسینی موجود است)

اگر نوری دوتا از این گیرنده ها را همزمان تحریک کنند ما آن را به صورت ترکیب رنگ می بینیم، مثلا اگر قرمز و سبز تحریک شود زرد دیده می‌شود که بر اساس شدت تحریک هرکدام زرد یکی از آن دو نزدیک‌تر می‌شود.

سطح کروی قرنیه به متمرکز کردن نور بر روی شبکیه کمک می‌کند و دارای شعاع انحنای ۸ میلیمتر می باشد و فوق العاده کروی می‌باشد و دارای انحنای زیادی می‌باشد. ضریب شکست آن کمی از آب بیشتر است. همه اینها باعث شکست شدید نور می‌شود.

از کتاب

توان همگرایی بین دومحیط متفاوت از فرمول روبرو محاسبه می‌شود. $C = \frac{n_2 - n_1}{r}$

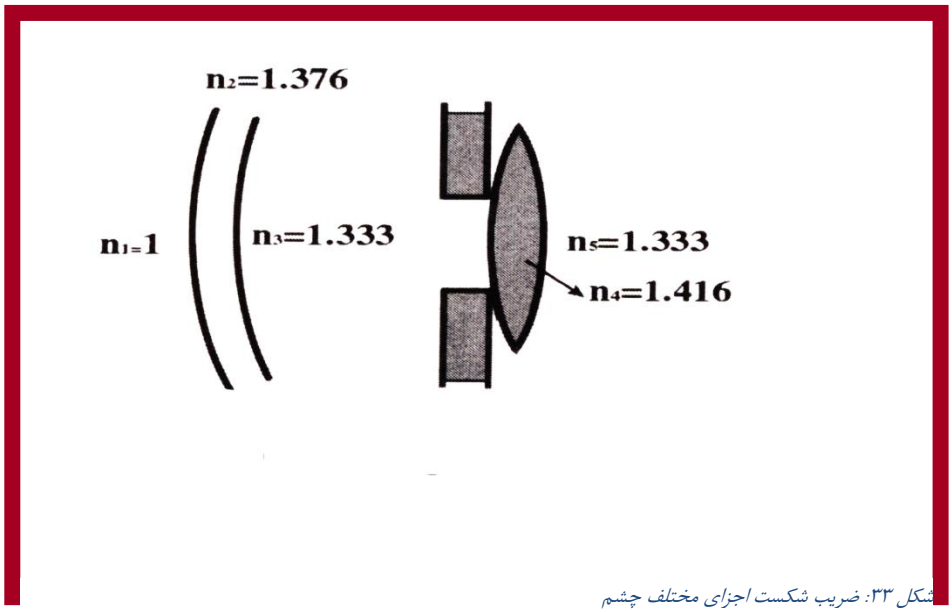
n= ضریب شکست دو محیط و r= شعاع

N در قرنیه ۱,۳۷۶ و برای هوا ۱ است.

Rقرنیه ۸ میلیمتر است.

با این اطلاعات توان همگرایی قرنیه حدود۴۷ بدست می آید.

توان قرنیه دو برابر توان عدسی است (در اسلاید های استاد نوشته ۴۰تا۴۵ است) و بیشترین نقش در شکست نور را دارد.



شکل ۳۳: ضریب شکست اجزای مختلف چشم

ضریب شکست زلالیه = زجاجیه = آب = ۱,۳۳

قرنیه کمی بیشتر از آب = ۱,۳۷۶

عدسی بیشترین = ۱,۴۱۶

همه‌ی این ساختار ها باعث یک کمپلکس می‌شود که نمیتوان به راحتی تشکیل تصویر را نشان داد، بنابر این آنرا به یک کره ساده خلاصه می‌کنیم ؛ به‌نام چشم ساده شده. (حفظ نمیخواهد):

۱. کروی است

۲. شعاع انحنای 5.73mm

۳.ضریب شکست ۱,۳۳۶ در فاصله‌ی ۱,۳۵ از صفحه‌ی قرنیه (میانگین ضریب شکست همه ساختار ها).

از کتاب

چشم هنجار (Emmetropia): چشم هنجار چشمی است که کانون خلفی اش بر شبکیه منطبق باش. بنابراین چشم هنجار اجسامی را که در فاصله بینهایت واقع شد اند خیلی واضح می بیند.

از کتاب

بینهایت برای چشم انسان پس از ۶متر است . بنابراین چشم هنجار تصویر تمام اجسامی را که در فاصله بیش از ۶متر قرار گرفته باشند روی شبکیه می اندازد. باید دانست که اجسامی که در فاصله کمتر از ۶ متر هستند نیز واضح دید می شوند ولی چشم قادر نیست که در یک لحظه‌ی واحد هم بینهایت را واضح ببیند و هم جسمی را که مثلا در فاصلهٔ ۲ متری قرار دارد. دیدن اجسام با فاصله کمتر از بینهایت ؛ نتیجهٔ عمل تطابق چشم است.

تطابق: تغییر قطر عدسی برای دیدن فواصل مختلف، افزلیش قطر عدسی بدای دیدن اجسام نزدیک و درنتیجه افزایش همگرایی. (در دوربین ها تغییر فاصله عدسی تا صفحه نمایش(همچنان تلسکوپ))

نقطه‌ی دید دور: دورترین فاصله ای که میتوان دید (بستگی به فرد دارد)،که بدون تطابق باشد یعنی عدسی درحالت استراحت باشد. (در چشم هنجار در بینهایت است، در چشم دوربین مجازی (جلوتر توضیح داده می شود) و در چشم نزدیک بین کمتر از ۶ متر)

نقطه دید نزدیک: نزدیک ترین فاصله ای که میتوان با حداکثر تطابق دید. (در چشم هنجار در ۳۰- ۲۵سانتیمتری است.)

میدان تطابق: فاصله بین نقطه‌ی دید دور و نزدیک (حداکثر تا حداقل)

دامنه‌ی تطابق: دیوپر چشم بین نقطه‌ی دید دور و نزدیک (توان چشم).

از کتاب

همگرایی چشم برای دیدن دو نقطه دید دور و دید نزدیک تفاوت دارد. این تفاوت را دامنهٔ تطابق(Amplitude of accommodation) گویند.

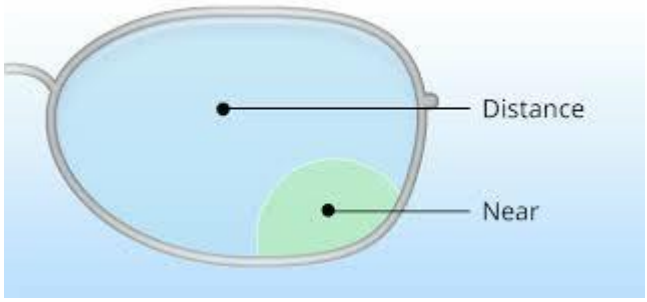
شکل ۳۴: پیر چشمی

پیرچشمی (Presbiopia)

با افزایش سن دامنه‌ی تطابق و میدان تطابق کاهش پیدا میکند(پیرچشمی)، علت آن سفت شدن عدسی از حالت ژل مانند اولیه است. در این افراد : عینک نزدیک بین بزنند دور را نمیتوانند ببینند واگر دوربین بزنند نزدیک را نمیتوانند ببینند (بدن نمیتواند درست تطابق کند)

راه حل ← عینک دو کانونه (دور در بالا و نزدیک در پایین)

تغییرخاصیت کشسانی عدسی ← کاهش قدرت تطابق ← دور شدن نقطه دید نزدیک ← نیاز به تطابق بیشتر ← خستگی چشم



شکل ۳۵: عینک دوکانونه

تغییرات نقطه دید نزدیک با سن:

خردسالی: ۷cm ، ۳۶سالگی: ۱۴cm، ۴۵سالگی: ۲۵ cm

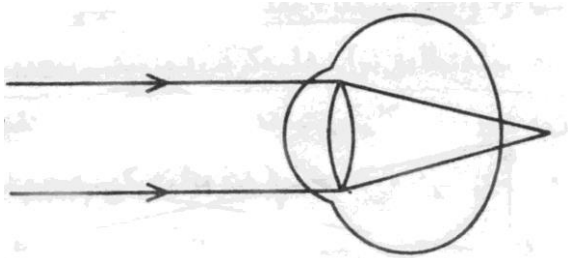
- دامنه تطابق نیز از ۱۴ دیوپتر به ۱/۲ دیوپتر کاهش می‌یابد.

✓ در پیر چشم ها چشم روی یک فاصله ثابت تنظیم میگردد و نمی تواند هم برروی فواصل نزدیک و هم دور همانندی کند.

دوربینی و نزدیک بینی

در یک چشم نرمال دسته پرتو های نور از بینهایت (موازی) می‌آیند و روی شبکیه متمرکز میشوند و تصویر تشکیل می‌دهند.

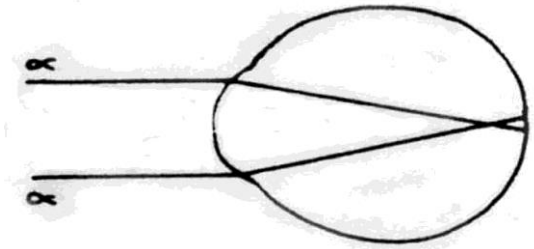
در چشم دوربین این پرتوها پشت شبکیه متمرکز می‌شوند. این افراد برخلاف افراد نرمال دور را با تطابق می‌بینند. ← چشم کوچک و عدسی همگرا



شکل ۳۶: چشم دوربین

در چشم نزدیک بین عکس این حالت وجود دارد (کانون جلوی شبکیه ایجاد میشود) ← چشم بزرگ و عدسی واگرا

ممکن است در این افراد کره‌ی چشم نرمال باشد اما همگرایی غیر نرمال داشته باشند که علت آن میتواند خمش (انحنا) عدسی باشد.



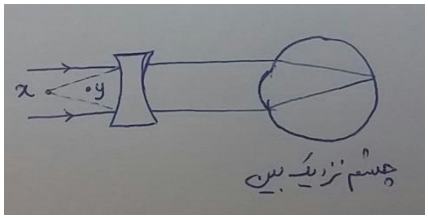
شکل ۳۷: چشم نزدیک بین

نزدیک بین = زود همگرا

دوربین= دیر همگرا

در نزدیک بینی ممکن است موادی (مانند قند) به زلالیه و زجاجیه وارد شوند که ضریب شکست و در نتیجه توان را بالا ببرند.

در اصلاح این ناهنجاری ها باید از عدسی استفاده کرد که کانونش بر روی نقطه‌ی دید دور منطبق باشد و تصویری مجازی از جسمی در فاصله ی بی نهایت بر روی نقطه ی دید دور ایجاد کند، این تصویر مجازی از جسم حقیقی، برای چشم بعنوان جسم حقیقی میباشد که در این حالت دیگر نیاری به تطابق نیست. چشم به جای اینکه خود جسم رو ببیند تصویر مجازی جسم رو در نقطه ای مثل x میبیند. (میتوانستیم عدسی را که فاصه کانونی کمتری دارد به فرد بدهیم تا تصور مجازی جسم مثلا روی نقطه یy بیوفتد اما فرد باید تصویر جسم در نقطه ی y را با تطابق ببیند.)



شکل ۳۸: اصلاح چشم نزدیک بین

نکته: جسمی که پرتو ها از آن موازی خارج شوند در بینهایت است جسمی که پرتو ها از آن واگرا خارج شوند جسمی است حقیقی و جسمی که پرتو ها از همگرا خارج شوند جسمی است مجازی.

افراد دوربین همگرایی کافی ندارند و اگر پرتو های نوری همگرا تابیده شود بر روی شبکیه متمرکز میشوند. (به جسمی که پرتوهای نوری همگرا دارد جسم مجازی گویند) پس نقطه‌ی دید دور در افراد دوربین نقطه ای است که این پرتو های همگرا یکدیگر را قطع کنند. فرد دوربین نزدیک را تار میبیند و دور را هم به سختی و با تطابق زیاد میبیند و وقتی دید دور فرد را درست کنیم دید نزدیک فرد هم درست می شود.

برای فرد دوربین کانون عدسی همگرا باید پشت شبکیه باشد.

علت های نزدیک بینی و دوربینی:

علل نزدیک بینی:

اگر فاصله رویه جلوئی تا پشتی چشم بلندتر از حد طبیعی باشد

خمش رویه های کروی چشم بیشتر از حد عادی

ضریب شکست یکی از ساختارهای چشم بیشتر از حد عادی (نظیر نزدیک بینی ناشی از دیابت)

علل دوربینی:

اگر فاصله رویه جلوئی تا پشتی چشم کوتاهتر از حد طبیعی باشد

خمش رویه های کروی چشم کمتر از حد عادی

به طور کلی دوربینی و یا نزدیک بینی میتوانند به یکی از سه علت زیر باشد :

ناهنجاریهای محوری

ناهنجاریهای انحناء (خمشی)

ناهنجاریهای ضریبی(پایای شکست)

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

جزوه نویس: رضا نژادشاهرخ آبادی

تایپ: امیرحسین آسوده و علیرضا سعادتی

و سخت عجب است کار گروهی از فرزندان آدم علیه السلام که یکدیگر را بر خیره می کشد و می خورند از بهر حطام عاریت را. آن گاه خود می گذارند و می روند تنها به زیر زمین، با وبال بسیار.

و در این چه فایده است؟ یا کدام خردمند این اختیار کند؟

تاریخ بیهقی

فیزیک پزشکی دکتر سلیمانی فرد

جلسه ششم

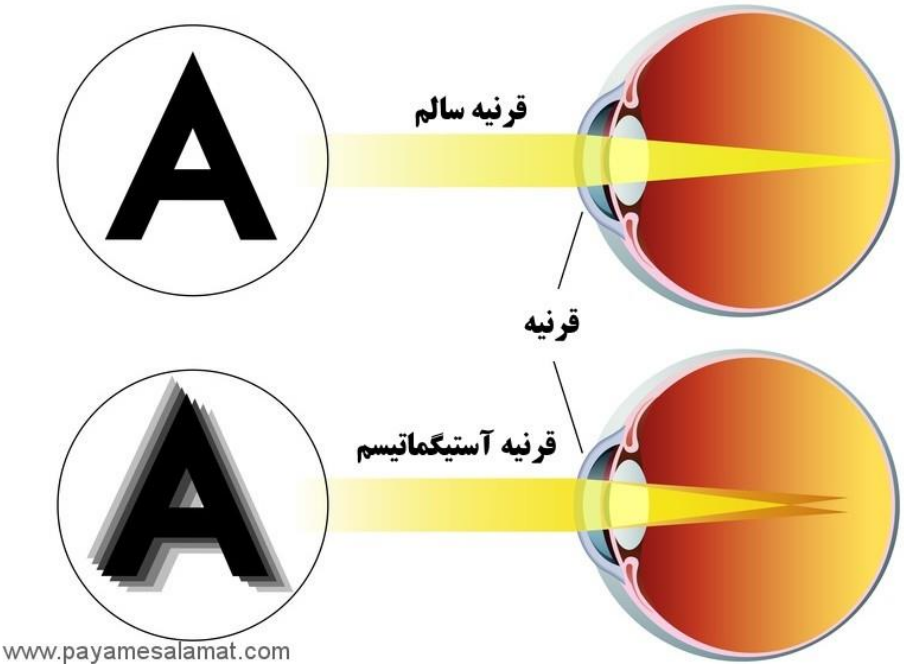
در جلسه قبل گفتیم که شرط عدسی تصحیح کننده این است که کانون عدسی روی نقطه دید دور آن فرد باشد.

برای چشم نزدیک بین که دور را نمی بیند، پرتوهایی که از دور به صورت موازی می آیند، باید طوری واگرا شوند که امتداد آن ها روی کانون این عدسی قرار گیرد. بنابراین پرتوهایی را که از نقطه دور از چشم به چشم می رسد را می بینند. در واقع پرتوها از بی نهایت می آیند، ولی طوری واگرا می شوند که گویی از همین نقطه دید دور شخص به‌هرچشم می رسد.

برای چشم دوربین نقطه کانونی پشت شبکیه است، پس باید از یک عدسی همگرا استفاده کرد.

آستیگماتیسم

وضعیتی است که انحنای سطح کروی چشم در دو راستا یکسان نیست، برای همین از عدسی های آستیگمات استفاده می کنیم که می توان این نوع عدسی را به یک عدسی کروی و یک عدسی استوانه ای تقسیم کرد، یعنی از سمتی که انحنای آن بیشتر است یک استوانه هم اضافه می کنیم.



شکل ۳۹: آستیگماتیسم

علت آستیگماتیسم عموما خمش مادرزادی قرنیه است.

انواع آستیگماتیسم :

۱. منظم، که خود به دو نوع مستقیم (قانون مند) و غیر مستقیم (مخالف قاعده)

۲. نامنظم

ما فعلا با نامنظم کاری نداریم. نامنظم ها را فقط با عدسی تماسی می توان رفع مشکل کرد.

از کتاب

.اگر دونصف النهار ماگزیمم ومی نیمم برهم عمودباشند ؛ سیستم آستیگمات را منظم نامیده، درغیراینصورت نامنظم است . نکته دیگراینکه ؛ اگرهمگرایی سیستم درجهت قایم ؛ بیشتراز همگرایی آن درجهت افقی باشد ؛ سیستم را "آستیگمات موافق قاعده"وچنانچه همگرایی سیستم درجهت افقی ؛ بیشتراز همگرایی آن درجهت قایم باشد ؛ سیستم را "آستیگمات مخالف قاعده "گویند .

چرا اسم قاعده مند و غیر قاعده مند برای آن می گذاریم: به خاطر اینکه در حالت معمولی کسانی که آستیگمات هستند در اثر فشار پلک این اتفاق می افتد، یعنی فشار پلک به طور ذاتی می تواند در بعضی افراد باعث شود که انحنای عدسی بیشتر شود، یعنی سطح کروی چشم انگار در این راستا یک برآمدگی دارد. این نوع قانون مند است (ربطی به افتادگی پلک ندارد) .

در نوع غیرقانون مند انگار از طرف فشار بیشتری وارد می شود که باعث می شود در راستای افقی انحنا سطح کروی بیشتر است (ما برای چشم یک سطح انحنای معادل در نظر گرفتیم که ترکیبی از عدسی و قرنیه و... بود). پس دلیل گفتن قانون مند فشار پلک است و شایع تر نیز می باشد و غیرقانون مند برعکس آن است.

در نتیجه:

آستیگماتیسم موافق قاعد

انحنای عمودی چشم بیش از انحنای افقی آن است.

آستیگماتیسم مخالف قاعده

انحنای افقی چشم بیش از انحنای عمودی آن است.

شکل ۴۱: آستیگماتیسم مخالف قاعده

شکل ۴۰: آستیگماتیسم موافق قاعده

مثال : عدسی آستیگمات از یک استوانه و یک عدسی دارای انحنا تشکیل شده است که افقی است ولی محور آن عمودی بوده و در نتیجه عدسی موافق قاعده است.

نوع دیگر تقسیم بندی آستیگمات های منظم برحسب مکان خطوط کانونی نسبت به شبکیه است که ۵ نوع دارد:

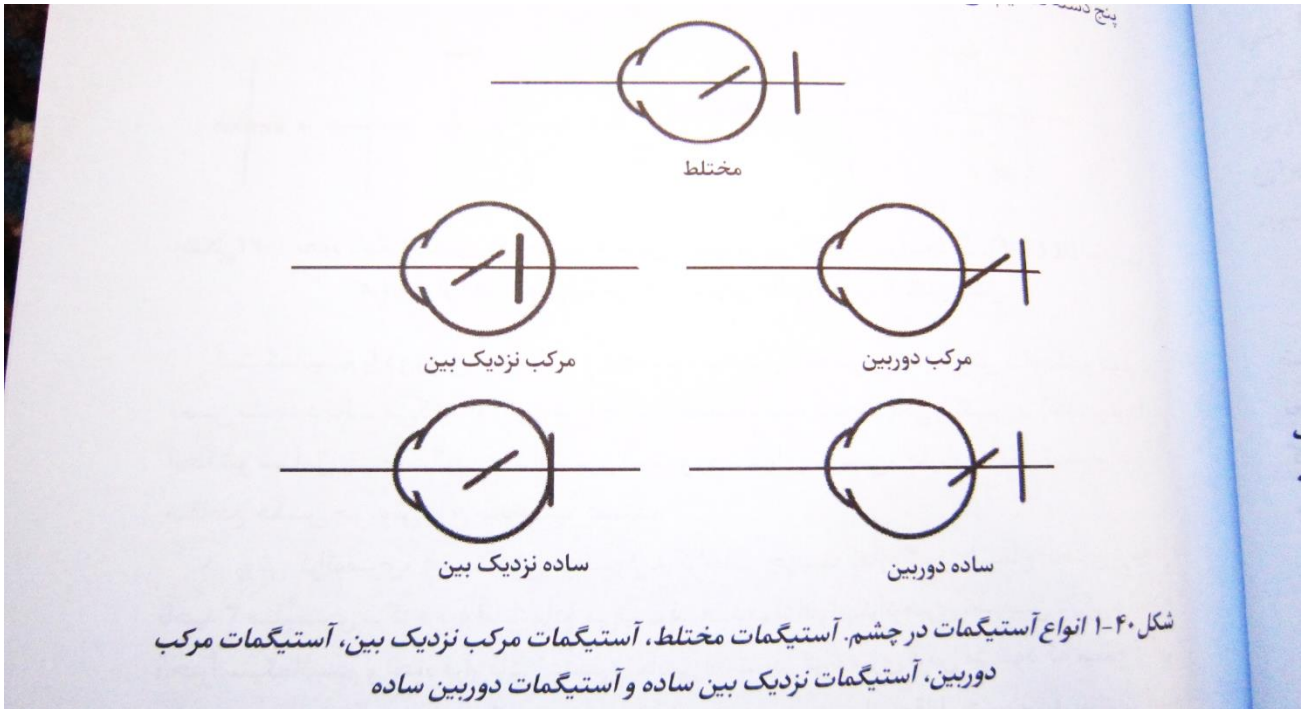
۱. مخلوط یا مختلط: حالتی که یکی از کانون هاجلوی شبکیه می افتد (انگار نزدیک بین است) و یک کانون دیگر آن پشت شبکیه است (انگار دوربین است). این نوع گویی هم نردیک بین است و هم دوربین.

۲. دوربین ساده: یکی از کانون ها روی شبکیه می افتد و دیگری پشت شبکیه.

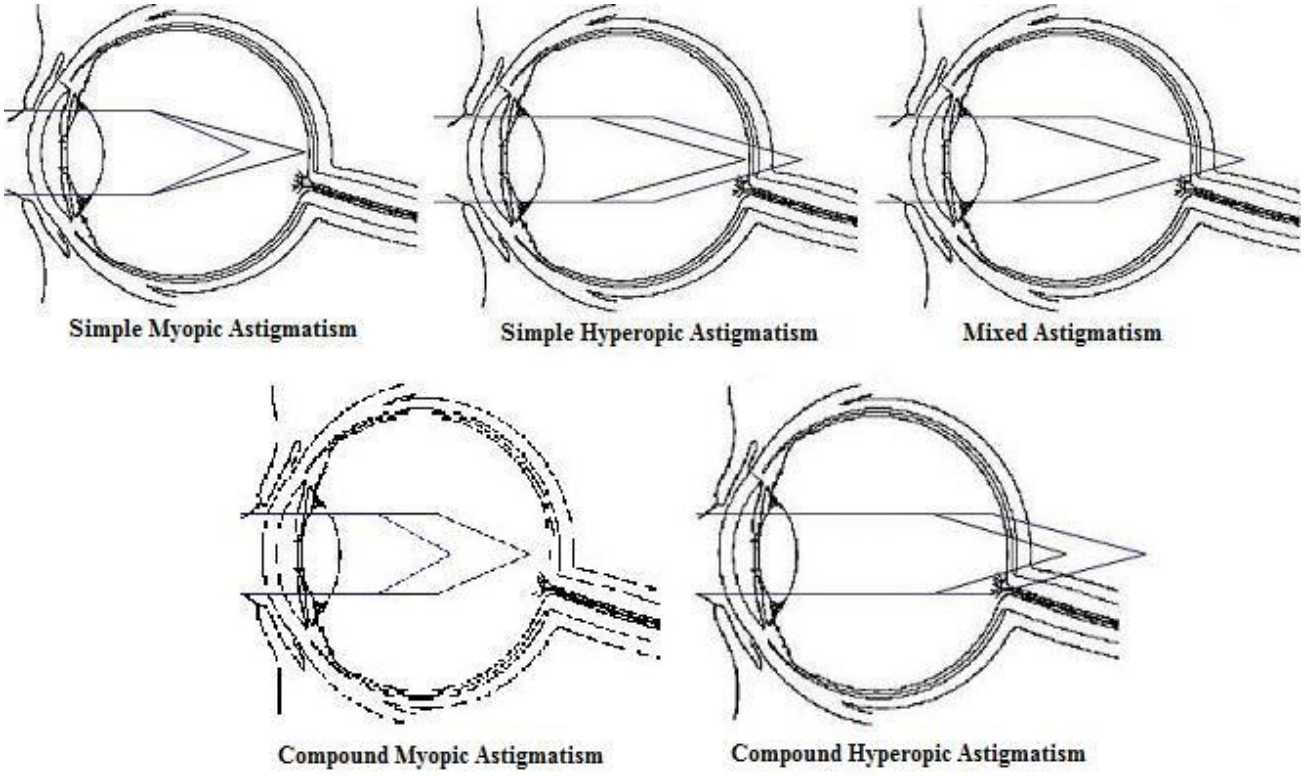
۳. نزدیک بین ساده: یکی از کانون ها روی شبکیه می افتد و دیگری جلوی شبکیه.

۴. دوربین مرکب: هر دو کانون پشت شبکیه می افتد.

۵. نزدیک بین مرکب: هر دو کانون جلوی شبکیه می افتد.



شکل ۴۲: انواع آستیگماتیسم



شکل ۴۳: انواع آستیگماتیسم به زبان خارجی!

در انواع ساده یکی از کانون ها روی شبکیه و درست است و فقط یک کانون دارای اشکال است، اما در مرکب ها هر دو مشکل دارند. برای اصلاح دید باید باید عدسی هر دو کانون را روی شبکیه بیندازیم.

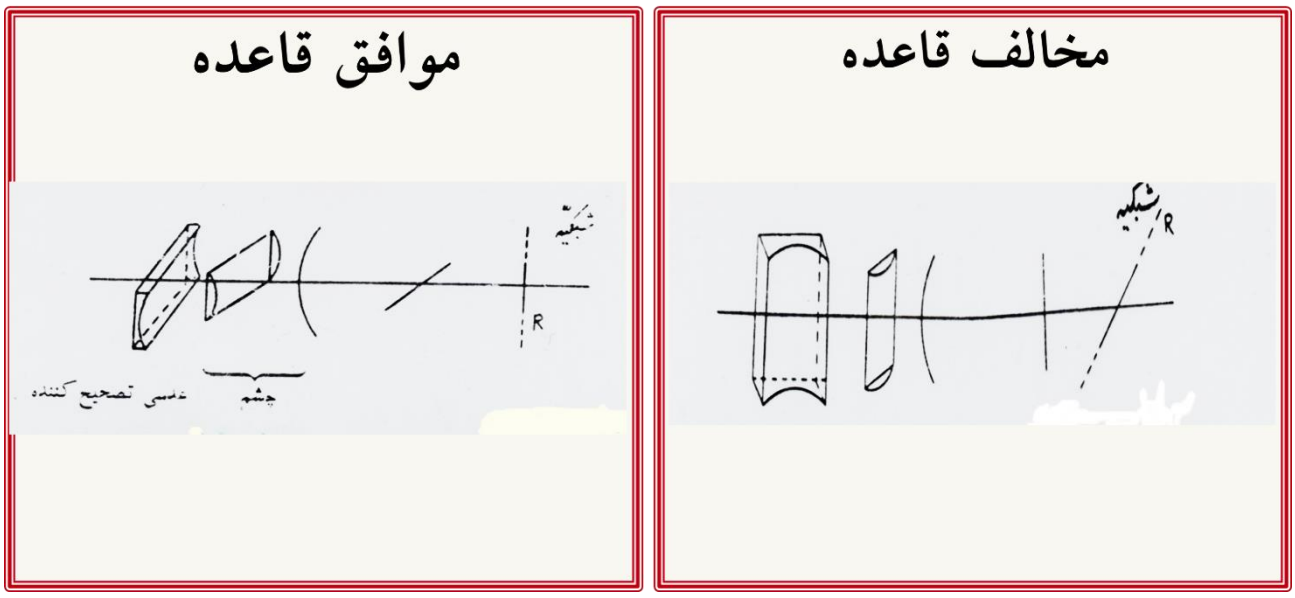
اصلاح آستیگماتیسم دوربین ساده و نزدیک بین:

در حالت دوربین ساده یکی از کانون ها روی شبکیه است و دیگیری پشت شبکیه یعنی همگراییش کمتر است. پس یک استوانه ای می دهیم که همگرایی را زیاد کرده، در این استوانه محور استوانه باید عمودی باشد ولی انحنا باید افقی باشد تا مشکل رفع گردد. در حالت نزدیک بین ساده یکی از کانون ها طبیعی است ولی کانون دیگر جلو افتاده است یعنی همگرایی آن زیاد است (پرتوها زود جمع می شوند)، پس باید یک عدسی واگرا انتخاب کنیم که محور آن افقی و انحنای آن در همین راستا (عمودی) باشد.

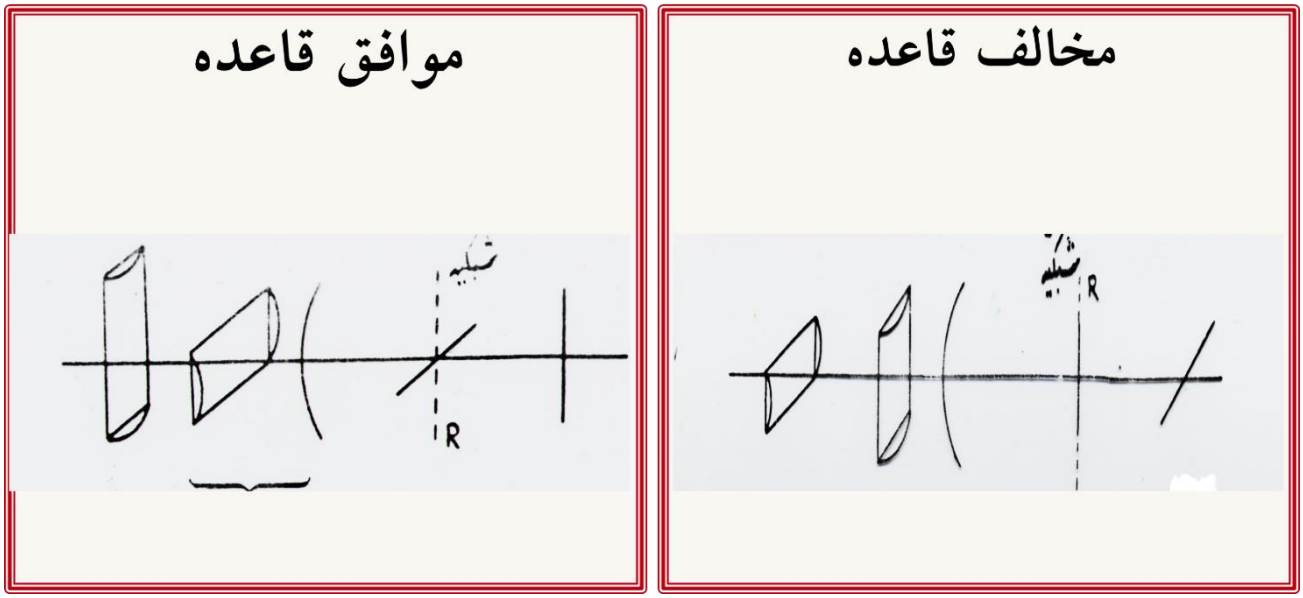
توجه: موارد بالا در شرایطی بودند که عدسی طبق قاعده باشد ولی ممکن است برعکس شود، یعنی انحنای افقی بیشتر باشد

در حالت نزدیک بین کانون افقی روی شبکیه و کانون عمودی جلوتر باشد، پس عدسی واگرایی برای اصلاح استفاده می کنیم که انحنای آن در همین راستا (افقی) باشد، یعنی محور آن عمودی باشد.

دوربین موافق قاعده ساده یعنی انحنای راستای عمودی بیشتر است که یکی از کانون ها روی شبکیه و یکی دورتر تشکیل می شود. برای اصلاح، بک عدسی استوانه ای که محورش مثل خودش (عمودی) باشد را همگرا می کنیم تا کانون دوم روی شبکیه باشد و در حالت مخالف قاعده برعکس است، یعنی انحنای راستای افقی ببشتر است پس باید با یک عدسی استوانه ای که محورش مثل خودش افقی باشد همگرا می کنیم تا کانون دوم روی شبکیه باشد.



شکل ۴۴: تصحیح آستیگمات ساده نزدیک بین



شکل ۴۵: تصحیح آستیگمات ساده دوربین

چشم نزدیک بین یک همگرایی اضافه دارد که انحنا را زیاد کرده است، پس با یک عدسی واگرا آن را خنثی می کنیم.

اصلاح آستیگمات مرکب:

۱. قاعده مند

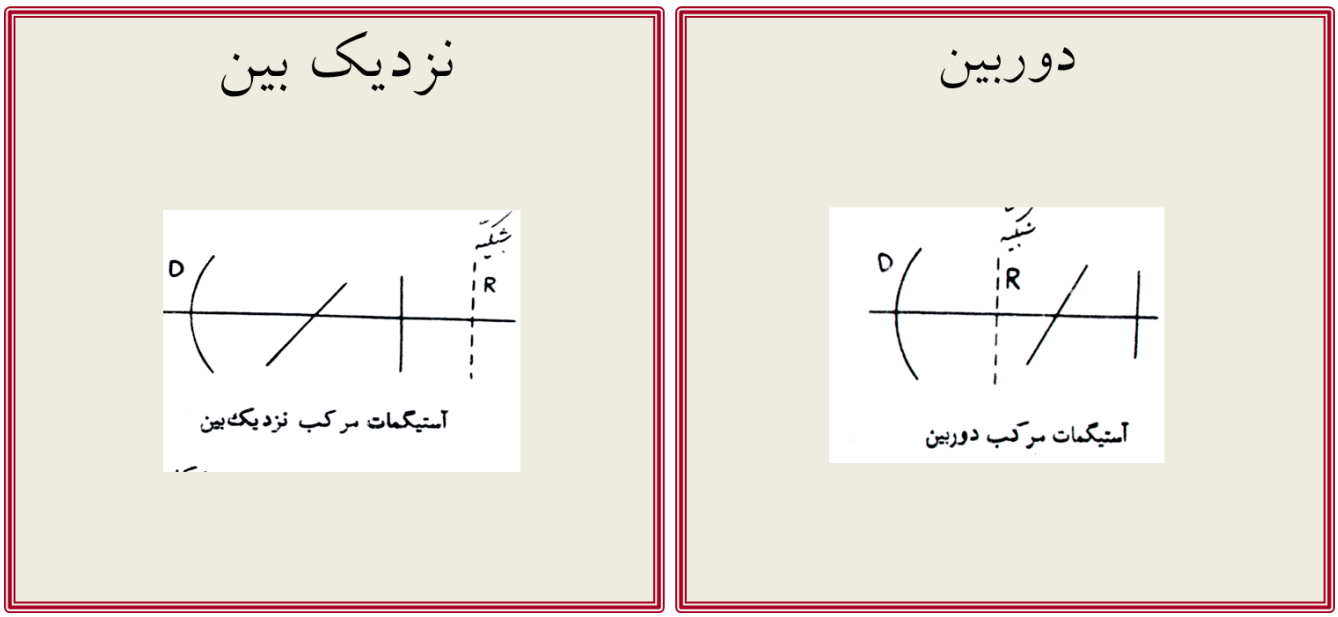
باید دو عدسی استفاده کنیم، برای نزدیک بین مرکب که هر دو کانون جلوتر از شبکیه است، یک عدسی با محور عمودی می گذاریم که همگرایی هر دو را کم کند. یعنی از دو استوانه واگرا استفاده می کنیم.

برای دوربین مرکب دو عدسی استوانه ای همگرا استفاده می شود.

توجه : ساده ها با یک استوانه و مرکب ها با دو استوانه اصلاح می شوند.

برای آستیگمات مخلوط یک استوانه ای می خواهیم که واگرا باشد که همگرایی زیاد عدسی چشم را کم کند و یک استوانه ای همگرا می خواهیم که دور بودن دیگری را حل کند، در نتیجه: استوانه ای واگرا دارای محور افقی و یک همگرای دارای محور عمودی استفاده می شود.

مورد بالا در مخلوط های قاعده مند بود.



شکل ۴۶: اصلاح آستیگمات مرکب

نکته: هنگامی خط افقی جلوتر باشد (انحنای عمودی بیشتر)، موافق قاعده خواهد بود و هنگامی که خط افقی دورتر باشد (انحنای افقی بیشتر)، مخالف قاعده است.

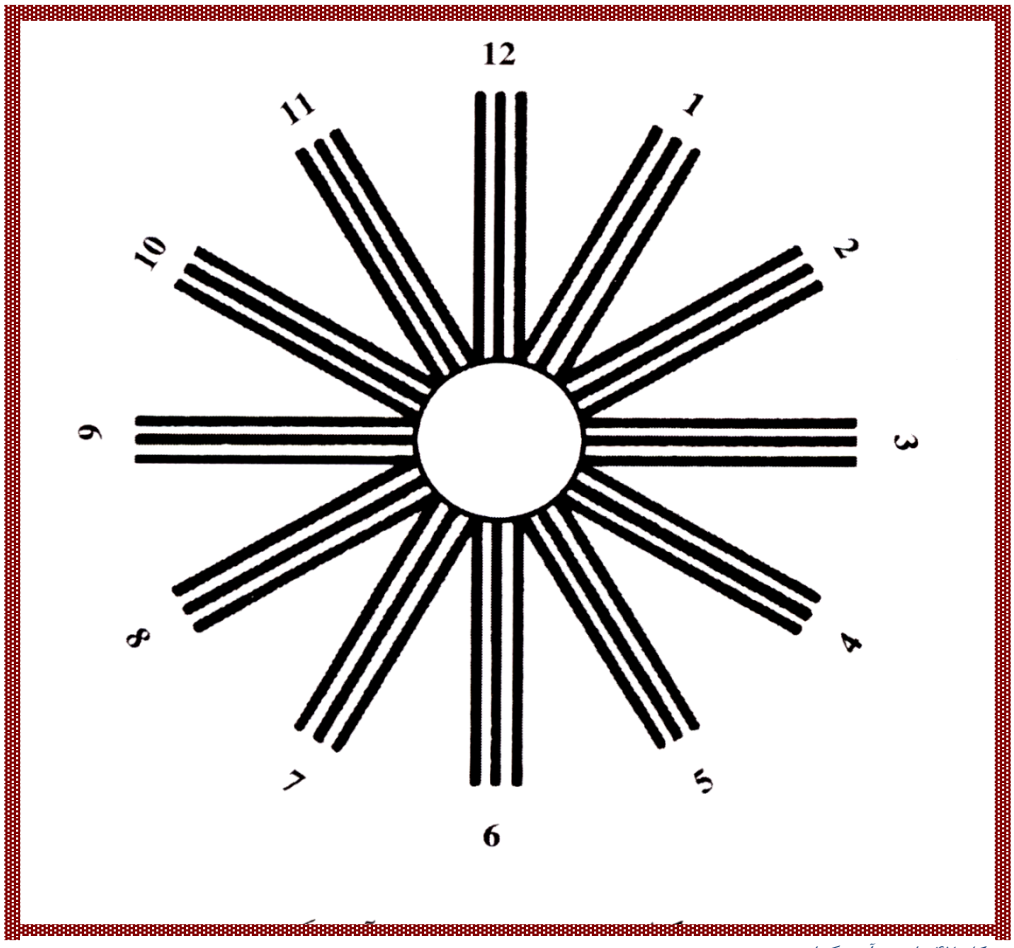
۲. خلاف قاعده

نزدیک بین ساده: اصلاح با عینک دارای عدسی واگرا با محوری عمودی

نزدیک بین مرکب (هر دو جلوی شبکیه): اصلاح با عینک دارای دو عدسی استوانه ای واگرا که یکی هم محور با a و دیگری هم محور با b است.

نوع ناهنجاری	محل تصاویر	روش اصلاح
آستیگمات ساده نزدیک بین	تصویر قدامی جلوی شبکیه و خلفی روی شبکیه است .	عدسی استوانه ای مقعر
آستیگمات ساده دوربین	تصویر قدامی روی شبکیه و خلفی پشت شبکیه است .	عدسی استوانه ای محدب
آستیگمات مرکب نزدیک بین	هر دو تصویر جلوی شبکیه است.	عدسی کروی واگرا + عدسی استوانه ای واگرا
آستیگمات مرکب دوربین	هر دو تصویر پشت شبکیه است.	عدسی کروی همگرا + عدسی استوانه ای همگرا
آستیگمات مختلط	یک تصویر در جلوو یک تصویر در عقب شبکیه است .	عدسی کروی همگرا + عدسی استوانه ای واگرا و یا : عدسی کروی واگرا + عدسی استوانه ای همگرا

تشخیص آستیگماتیسم:



شکل ۴۷: بادبزن آستیگماتیسم

به شکل روبه‌رو بادبزن آستیگماتیسم می‌گویند. به بیمار می گوییم به آن نگاه کند و بگوید چه راستایی را واضح و کدام را ناواضح می بیند. ولی اگر کسی مثلا راستای ۳و۶ را ناواضح ببیند (راستای افقی را خوب نمی بیند)، انحنای عمودی این فرد مشکل دارد. برای درمان یک عدسی نیاز است که محورش افقی باشد (واگرایی یا همگرایی عدسی را نمی شود فهمید).

اگر کسی راستای ۳به۶ و ۲به۸ را واضح ببیند، می توان نتیجه گرفت که بیشترِ مشکل این فرد در راستای عمودی است و نیاز به استوانه ای با محور عمودی دارد.

در این تست فقط می توان فهمید فرد آستیگمات است یا نه، ولی نزدیک بین یا دوربین و نوع آن را نمی توان تشخصی داد و فقط راستایی که اشمال دارد تشخیص داده می شود.

الزامی نیست که حتما در راستای افقی یا عمودی اشکال داشته باشد. می تواند ۲ راستای عمود بر هم کج باشد، یعنی ممکن است فردی راستای ۱به۷ را واضح ببیند ولی ۱۱به۵ را خیلی واضح نبیند. پس عینکی می سازند که محورش در راستای ۱۱به۵ باشد.

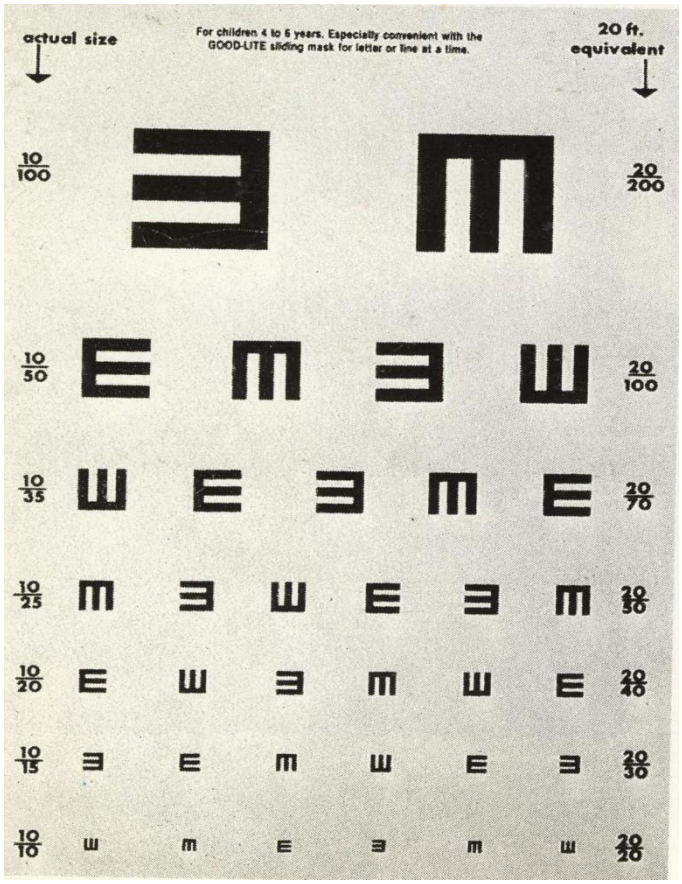
نکته: شرط تصحیح آستیگماتیسم این است که محور عدسی تصحیح کننده بر خطی که واضح دیده می شود عمود باشد، یعنی محور منطبق بر خطی باشد که ناواضح دیده می شود.

تست های تشخیصی برای نزدیک بینی و دوربینی:

۱. استفاده از صفحه تیزبینی

۲. رتینوسکوپ (Retinoscop)

تیزبینی: کوچکترین قطر ظاهری که با آن تمییز دو نقطه از یکدیگر ممکن باشد.



شکل ۴۸: اون E ها

قطر ظاهری را با زاویه تشخیص می دهیم. اگر دو شیء را با یک زاویه ببینیم، قطر ظاهری یکسان دارند. با یک زاویه ی مشخص در فواصل نزدیک تر، اجسام ریزی را می بینیم ولی اگر دور شوند باید طول اجسام کمی بیشتر باشند تا دیده شوند. دیده شدن بستگی دارد به ابعادش و فاصله شیء تا چشم.

شکل ۴۹: رتینوسکوپ

هر کدام از خط های روی صفحه ی تیزبینی با یک زاویه ی یک دقیقه دیده می شود.

همه ی Eها با ۵ دقیقه دیده می شود.

هر درجه ۶۰ دقیقه است.

اگر فاصله کمتر باشد، انتظار داریم کوچکتر ها را هم ببینیم. کسی که چشمش سالم است، Eهای بزرگ را از فاصله ۳۰متری می بیند، ردیف دوم را مثلا از ۲۵ متری و ردیف سوم را مثلا از ۱۵ متری می بیند. اما فرد سالم به جای اینکه ردیف اول را از ۳۰ متری ببیند، ممکن است از ۱۰ متری ببیند.

نکته: اگر یک ردیف خاص از صفحه ی تیزبینی را در حالت عا ی از فاصله ۱۰ متری ببینیم ولی فردی آن ردیف را از فاصله ۶ متری ببیند، تیزبینی فرد، ۰٫۶ است.

نکته: پهنای خطوط تشکیل دهنده ی حروف به گونه ایست که در یم فاصله ویژه، زاویه دید یک دقیقه تشکیل می دهد.

هرشاخه ی E زاویه دید یک دقیقه تشکیل می دهند به شرطی که از فاصله معینی دیده شوند، طبیعی است که برای دیدن حروف بزرگتر باید دورتر برویم تا زاویه دیدگان ۱ دقیقه شود وکوچکترها را از فاصله نزدیک‌تر ببینیم.

*هر حرف کامل (E کامل)، ۵ دقیقه ست.

کسر تیزبینی:

کسر تیزبینی عارتست از فاصله فرد معاینه شونده از چارت اسنلن بر روی فاصله مربوط به آخرین خطی که واضح دیده می شود برای ایجاد زاویه ۱ دقیقه (فهمیدین چی شد؟ این بر روی اون (تقسیم)) .

برای مثال ردیف ۱ چارت در فاصله ۱۰۰ متری هر شاخه ی E با زاویه ۱ دقیقه دیده می شود، ردیف ۲ با فاصله ۵۰ متری، ردیف ۳ در فاصله ۲۵ متری. یعنی در فواصل مختلف ما همه‌ای اینها را در یک دقیقه می بینیم. چارت را مثلا در فاصله ۱۰ متر مقابل بیمار قرار می دهیم ومی پرسیم کدام ردیف را واضح می بیند؛ مثلا می گوید ۲ ردیف آخر را واضح نمی بینم وبقیه را واضح می بینم. در فرد سالم اگر در فاصله ۲۰ متر بود این کمترین دیدش بود ولی حالا از فاصله ۱۰ متر اینگونه می بیند پس فرد سالم کمترین دیدش باید اینگونه باشد در صورتی که فاصله ۲۰ متر باشد ولی بیمارها که در فاصله ۱۰ متر است نمی بیند واز یک ردیف خاص کمتر را نمی بیند پس کسر تیزنی می شود: فاصله بیمار که ۱۰ متر است به فاصله مربوط به آخرین خطی که واضح می بیند: ۲۰/۱۰ یعنی در حالت سالم باید از فاصله ۲۰ متر این ردیف کمترین دیدش باشد.

مثال ۲: در یک بیمار دیگر که چشماش ضعیف‌تر است می گوید ۴ ردیف آخر نمی بیند و بالاتر را می بیند، می گوییم در حالت معمولی این باید کمترین دید فرد سالم اگر که فاصله‌اش ۳۵ متر است پس کسر ۳۵/۱۰.

مثال ۳: یک نفر دیگر فقط بالای‌ها را می بیند کسر تیزبینی: ۱۰۰/۱۰ یا از (شکل ۴۸)

با این چارت علاوه بر کسر تیزنی می توان دور بینی ونزدیک بینی را نیز تشخیص داد؛ نزدیک بین فقط حروف درشت را می بیند. کسی که فقط بالای ها را ببیند بدانیم نزدیک بین است که با عدسی واگرا تصحیح می شود.

توجه: ما فعلا درباره‌ی کسانی صحبت می کنیم که آستیگماتیسم نیستند وفقط دوربین یا نزدیک بین هستند یعنی به لحاظ کروی مشکل دارند.

افراد دوربین ریزترین حروف را هم تشخیص می دهند ولی اگر عدسی همگرا استفاده کنند راحت تر وبهتر می بینند. چرا؟ چون دوربین ها با تطابق دور را می بینند، حالا اگر عینک بدهیم بدون تطابق می بینند، پس راحت تر می بینند.

افراد دوربین شدید همه ی حروف را محو می بینند وفقط به شرطی خوب می بینند که عدسی همگرا استفاده کنند.

* پزشک یا بینایی سنج با آزمایش وخطا درجه ی ضعف چشم را بدست می آورد، یعنی با آزمایش وخطا عدسی های مختلف را جلوی چشمانشون می گذارد تا خوب ببینند.

فردی که هنجارست ریزترین حروف را تشخیص می دهد ولی اگر عدسی همگرا دهیم دیدش بد می شود، چون با عدسی همگرا، همگرایی درست کره چشم را تخریب کردند.

یعنی این گونه می توان تا حدودی حدس زد مشکل فرد در چیست.

تیزبین طبیعی حدود ۱ دقیقه است، یعنی هر جسمی با هر ابعادی که بتواند زاویه ۱ دقیقه در چشم ما تشکیل دهد، یک فرد طبیعی می تواند آن را ببیند.

طبیعی است که هرچه جسم دورتر باشد باید بزرگتر باشد تا با آن ۱ دقیقه بتوان دید.

- ❖ همه جای شبکیه تیزبینی یکسانی ندارند، روی لکه زرد که سلول های حسی مخروطی بیشتر ومتمرکز هستند، تیزبینی بیشتر است، وقتی می خواهیم دقیق شویم ویک جسم خاص را دقیق ببینیم کاری می کنیم تا تصویرش روی لکه زرد بیفتد.

- ❖ تیزبینی به مقدار روشنایی نیز بستگی دارد، وقتی خیلی تاریک باشد تیزبینی کم می شود. اگر نور را از کم تا ۲۰ لوکس افزایش دهیم، تیزبینی افزایش می یابد، بیشتر از ۲۰ لوکس با افرایش نور، تیزبینی تغییری نمی کند.
  - لوکس واحد روشنایی است.

چشم ما به رنگ های زرد، سبز ونارنجی حساس تر است، به همین دلیل رفتگرها، کارگران کنار جاده وساختمان در شب لباس نارنجی یا زرد می پوشند. چون تیزبینی چشم راننده برای این رنگها بیشتر است.

تیزبینی با تغییر سن، تغییر می کند. یعنی تا ۲۰ سالگی زیاد می شود (ما در اوج تیزبینی هستیم) وبعد از ۲۰ سالگی به تدریج کم می شود.

چگونگی استفاده از صفحه تیزبینی برای تعیین نوع ناهنجاری

نزدیک بین	فقط حروف درشت تشخیص داده میشود.	با عدسی واگرا تصحیح میشود.
دوربین	ریزترین حروف نیز تشخیص داده میشود.	عدسی همگرا دید را بهتر میکند.
دوربین شدید	درشت ترین حروف نیز محو دیده میشوند.	عدسی همگرا دید را بهتر میکند.
هنجار	ریزترین حروف نیز تشخیص داده میشود.	عدسی همگرا دید را بدتر میکند.

ضعف این روش: این روش subjevtive است ووابسته به نظر بیمار هستیم ممکن است بیمار همکاری نکند یا منظورش را خوب بیان نکند یا کودک باشد وبترسد.

ما نیازمند یک روش objective هستیم که به بیمار ونظرش وابسته نباشیم.

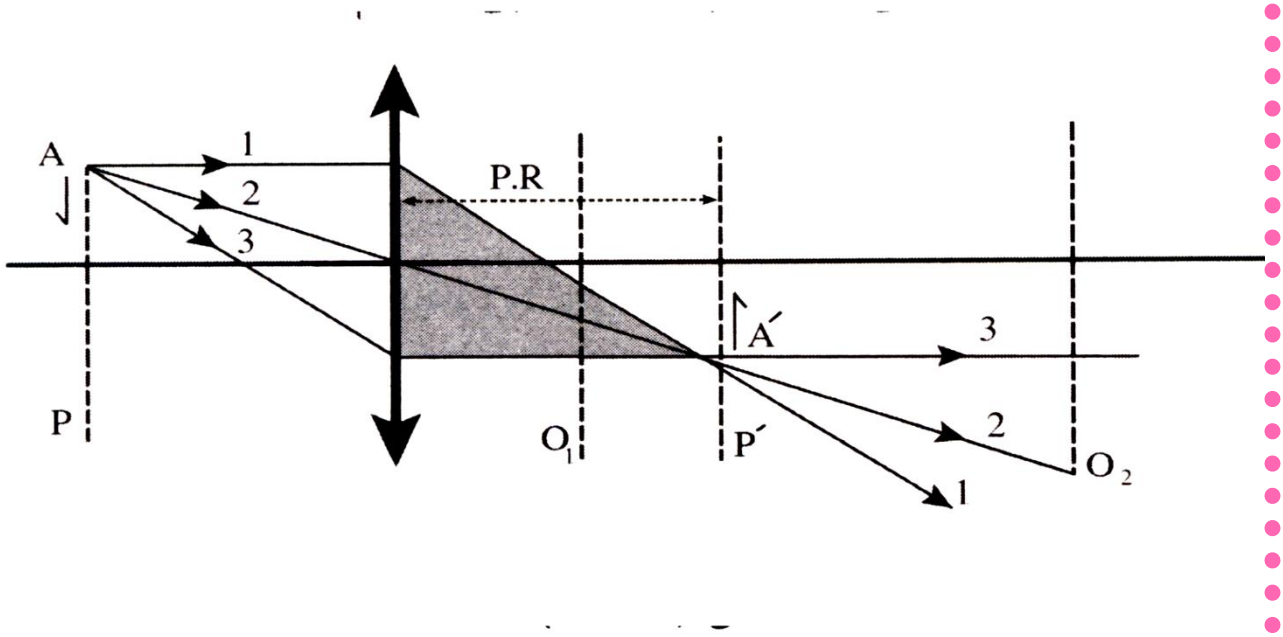
اسکیاسکوپی:

روش objective است که در این روش در مقابل عدسی چشم بیمار یک عدسی ۱دیوپتری قرار می دهیم، با یک چراغ چشم را روشن می کنیم واین گونه ته چشم را می بینیم.

از کتاب

اسکیاسکپی (Skiascopy) یاسایه بینی نوعی آزمایش ابژکتیو است که توسط دستگاه رتینوسکپ برای تعیین نمر دقیق عیوب انکساری چشم (عینک) به کار برد می شود. با این آزمایش می توان حداقل خطای انکساری چشم را تا ۰,۲۵ دیوپتری تعیین کرد. این روش در مورد کودکان و افراد بی سواد که به آزمایش های سوبژکتیو پاسخ نمی دهند، حایز اهمیت می باشد.

در تعیین ناهنجاری چشم به وسیله صفحه آزمایش تیزبینی، نتایج حاصله بر محسوسات بیمار متکی است. ولی در این، طریقه که هم آسان و هم نتیجه آن دقیق است؛ اساس بر مشاهدات و آزمایشهای پزشک قرار داشته و خود بیمار در آن دخالتی ندارد



شکل ۵۰: اسکیاسکوپی

چرا از عدسی ادیوپتر استفاده می کنیم؟ چون پرتوهایی که از چشم فرد از شبکیه می آید باید موازی خارج شود (به خاطر اینکه چشم طبیعی پرتوهای موازی را می اندازد روی شبکیه، در نتیجه طبق اصل بازگشت نور، نور باید موازی از شبکیه خارج شود، اگر عدسی ۱دیوپتری جلو چشم بگذاریم، پرتوهای موازی خارج شده از شبکیه در فاصله 1m بهم میرسند. در نتیجه اگر فرد طبیعی باشد پرتوها باید در 1m بهم برسند. اگر لامپ را بالا وپایین کنیم، نقطه ای که در فاصله ۱ متری ایجاد شده است خاموش وروشن می شود چون اگر بالا ببیریم نمی بیند وخاموش است. به بیان بهتر لامپ به شکل حلقه است اگر بالا یا پایین ببریم نمی بیند ونقطه ای خاموش است. ولی اگر وسط باشد نقطه روشن دیده می شود.

اگر فرد نزدیک بین باشد پرتو در فاصله کمتر از 1m جمع می شود، پس پزشکی که این حلقه را بالا یا پایین می برد، پرتوهایی که از بالا می آید، پایین جمع می شود، وپرتوهایی که از پایین می آید بالا جمع می شود. یعنی حلقه را بالا می برد، روشنایی پایین می آید **به عبارتی جهت حرکت حلقه وروشنایی برعکس هم اند چون نور ها برعکس شده است.**

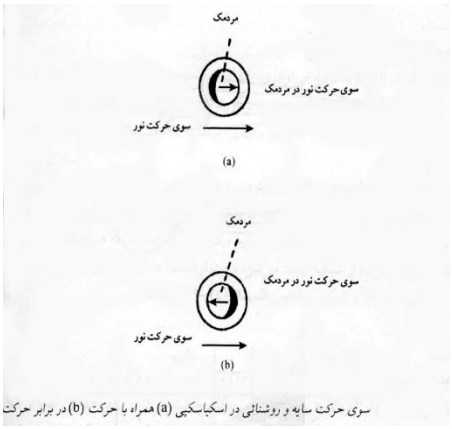
در افراد دوربین، پرتو پشت سر پزشک قرار است بهم برسند، پس پرتوهای بالایی از بالا وپایینی از پایین عبور می کنند. در نتیجه وقتی حلقه را بالا می برد روشنایی بالا می رود وبرعکس. **به عبارتی جهت حرکت حلقه وروشناییه هم جهت اند.** در این روش پرتوهای موازی خارج شده از شبکیه یا در فاصله 1m بهم می رسند که فرد سالم است یا جلوتر از 1m که فرد نزدیک بین است ویا پشت سر پزشک که فرد دوربین است.

جمع بندی:

حرکت روشنایی با دست پزشک هم جهت(نقطه دور بیرون از فاصله بیمار و پزشک قرار دارد ←نقطه دور بیش از یک متر)←دوربین

- حرکت روشنایی ودست پزشک غیر هم جهت(نقطه دور بین فاصله بیمار و پزشک قرار دارد ←نقطه دور کمتر از یک متر) ←نزدیک بین

با حرکت دست پزشک، روشنایی ناگهان خاموش وناگهان روشن می شود(نقطه دور روی چشم پزشک قرار دارد←نقطه دور برابربا یک متر) ←چشم بیمار هنجار (سالم) است.



سوی حرکت سایه و روشنائی در اسکیاسکپی (a) همراه با حرکت (b) در برابر حرکت

شکل ۵۱

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

جزوه نویس: زهرا رحمانیان

تایپ: علی الرضی عیسی و علی شمشیریان

حسین بن منصور حلاج را در ظهر ماه صیام گذر به کوی جذامیان افتاد، جذامیان به نهار مشغول بودند و به حلاج تعارف کردند، حلاج بر سر سفره نشست و چند لقمه به دهان برد، جذامیان گفتند؛ دیگران بر سر سفره ما نمی نشینند و از ما می ترسند! حلاج گفت؛ آنها روزه اند و برخاست! غروب هنگام افطار، حلاج گفت؛ خدایا روزه مرا قبول بفرما...! شاگردان گفتند؛ استاد ما دیدیم که روزه شکستی! حلاج گفت؛ ما مهمان خدا بودیم، روزه شکستیم ولی دل نشکستیم...

آنجا که دلی بود به میخانه نشستیم — آن توبه صد ساله به پیمانه شکستیم

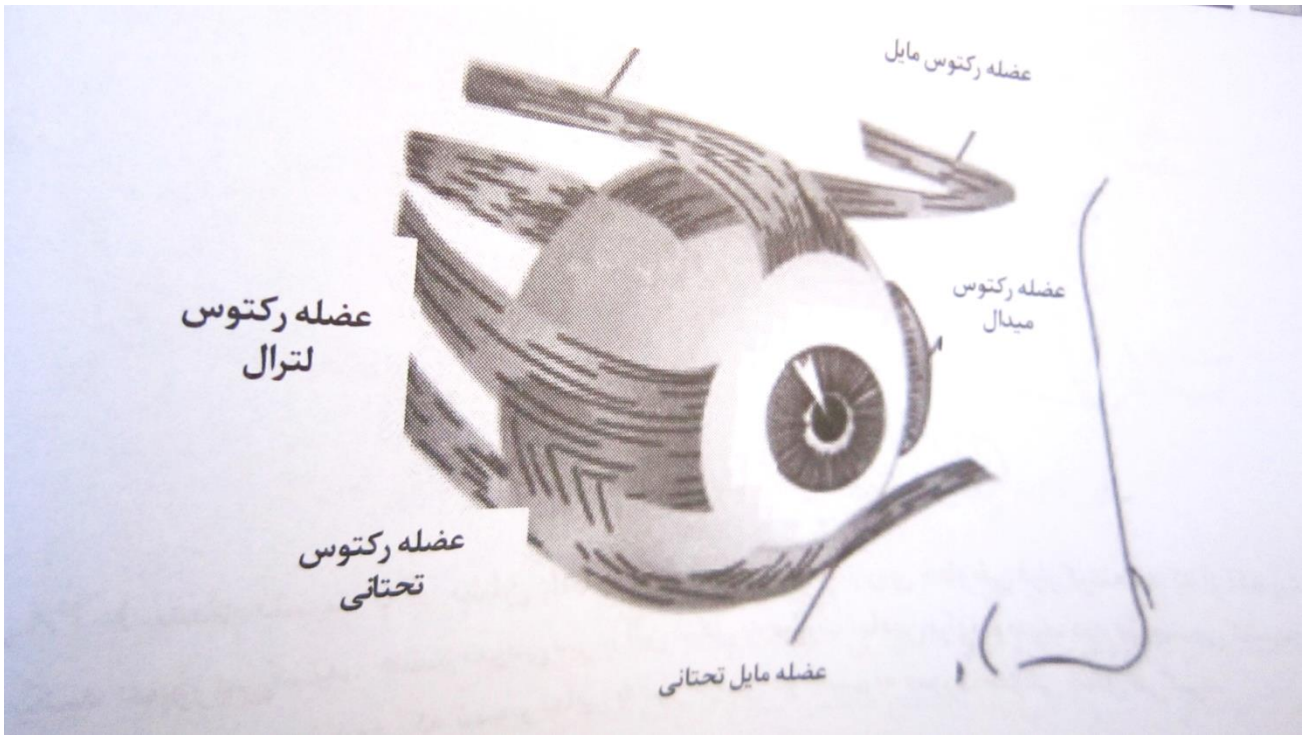
از آتش دوزخ نهراسیم که آن شب — ما توبه شکستیم ولی دل نشکستیم!

فیزیک پزشکی دکتر سلیمانی فرد

جلسه ۷

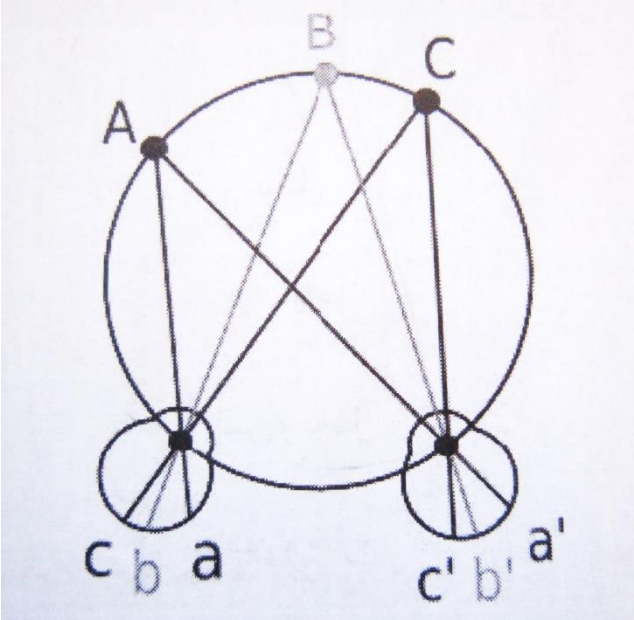
لوچی(دوبینی):

در چشم عضلاتی است که کره چشم را می چرخاند و ما میتوانیم به کمک آنها کره چصم را حرکت دهیم. (با وجود این عضلات تمام میدان های دید افقی و عمودی دیده می شوند.) در حالت معمولی دو چشم با هم کار می کنند و یک تصویر ایجاد می کنند. این به دلیل هماهنگی و همکاری این عضلات است. ولی فرد لوچ نمی تواند این کار را انجام دهد.



شکل ۵۲: عضلات چشم

بررسی علت و درمان لوچی:



شکل ۵۳: دایره هوروپتر

توضیحات عکس: تصویر چشم A روی نقطه a و تصویر چشم C روی نقطه ć می افتد. به همین صورت تمام نقاط تصویرشان روی مکان های نظسر هم می افتد. طوری که مغز دو تصویر ایجاد شده را یکی درک می کند.

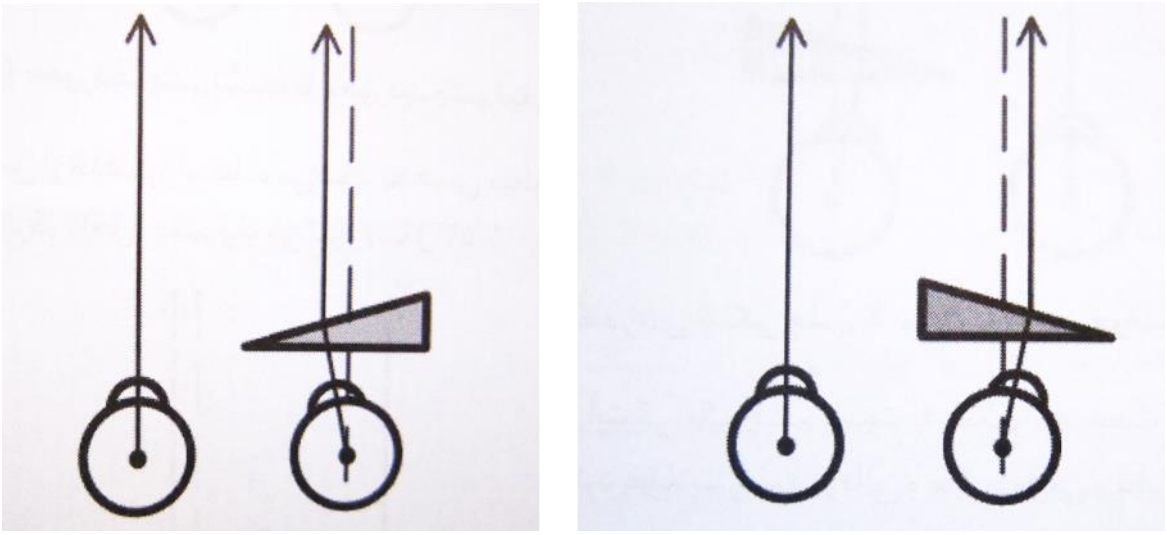
به این دایره هوروپتر می گویند(هوروپتر مجموعه نقاطی در فضاست که تصویر آنها در یک نقطه شبکیه قرار می گیرند). هر بار چشم خود را روی یک هوروپتر تنظیم می کنیم طوری که جسم را یک تصویر ببینیم. هر چشمی هوروپتر های زیادی دارد. ویژگی هوروپتر ها این است که هر جسمی روی آن هوروپتر تنظیم شده ما قرار گیرد تصاویر آن جسم را سک تصویر می بینیم. حالا اگر یک یا دو تا از چشم ها عضلاتشان خوب کار نکند و محور هوروپتر آنها از مسیر اصلی منحرف شود، از یک جسم ۲ تصویر درک می شود. ینی به علت خوب کار نکردن عضلات چشم دوبینی ایجاد می شود.

از کتاب

مهم ترین علل لوچی (استرابیسم) را می توان عیب عضلانی و عیب انکساری و ... ذکر کرد. یعنی اگر چشم چپ شخصی دوربین و چشم راست وی نزدیک بین باشد ؛ این عیب انکساری باعث پیچش چشم چپ وی می شود و نهایتاً منجر به عیب عضلانی نیز خواهد شد.

درمان: به توجه به انحراف محور نوری چشم یا چشم ها در دوبینی باید این انحراف محور را اصلاح کنیم. به کمک منشور میتوان نوری که کج وارد چشم می شود را روی محور اصلی قرار داد. چشم را نمیتوان صاف کرد ولی نوری که وارد چشم می شود را می توان روی نقطه متناظر تشکیل تصویر در چشم دیگر باشد تا از یک جسم یک تصویر تشکیل شود.

در لوچی چون محور چشم تعییر کرده پس نوری که به سمت چشم می رود یا محور چشم زاویه می‌سازد و ما با منشور این زاویه را از بین برده و نور را روی محور چشم می اندازیم. منشور نور را به سمتی که ضخیم تر است منحرف میکند.



شکل ۵۴

فراصوت و کاربرد آن در تصویرگیری پزشکی:

همه امواج قبلی از نوع الکترومغناطیس بودند اما اینجا در مورد موج مکانیکی صحبت می کنیم.

فرق موج مکانیکی با موج الکترومغناطیسی این است که موج الکترومغناطیسی هم در خلا و هم در ماده منتشر می شود ولی موج مکانیکی حتما باید ماده باشد تا منتشر شود چون ماده در طی این امواج نوسان کرده و این نوسانات را منتقل کرده و انرژی را از یک نقطه به نقطه دیگر انتقال می دهد.

موج صوتی یک موج مکانیکی طولی است. در موج طولی راستای نوسان و راستای انتشار یکی است؛ برخلاف موج عرضی در آب یا طناب که این راستا ها بر هم عمودند.

تفاوت زیادی بین امواج فراصوت و صوت نیست. فراصوت همان صوت است که فرکانسش مقداری بیشتر است. صوت توسط گوش ما شنیده می شود که فرکانس آن از ۱۶ تا ۲۰۰۰۰ هرتز است. خصوصیات فیزیکی موج صوت و فرا صوت یکی است فقط گیرنده ها متفاوت اند.

فراصوت خواصی دارد. توسط گوش ما شنیده نمی شود. در صنعت و پزشکی می توان از آن استفاده کرد. اینجا کاربرد پزشکی اش برای ما مطرح است.

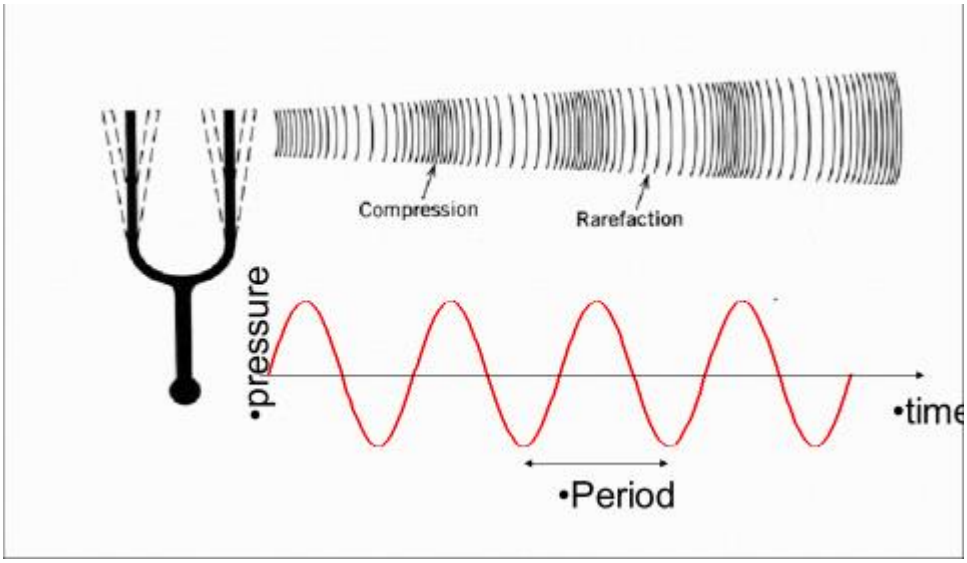
سه نوع موج صوتی داریم:

- مادون صوت زیر ۱۶ هرتز است.

- صوت بین ۱۶ تا ۲۰ هزار هرتز.

- فراصوت بیشتر از ۲۰ هزار هرتز.

اتشار تراکم و انبساط در محیط باعث انتقال انرژی می شود. تراکم محل قله امواج و انبساط محل در امواج است.



شکل ۵۵: اتشار تراکم و انبساط در محیط

محدوده فرکانس های فراصوت در پزشکی بین ۱ تا ۱۵ مگاهرتز است.

فراصوت هم کاربرد درمانی دارد هم تشخیصی. (درمانی مانند سنگ شکنی کلیه و تشخیصی مانند سونوگرافی. البته برای درمان سنگ کلیه از صوت هم برای اضافه کردن نیروی مکانیکی برای تخریب سنگ استفاده می شود.)

برای درمان شدت های بالاتری نسبت به تصویر برداری نیاز داریم. در درمان برای مثال برای تخریب سنگ نیاز به انتقال انرژی بالاتری داریم، اما برای تصویر برداری نیاز به انتقال انرژی زیاد نیست.

فرکانس را بر اساس عمق جسم یا ماده تعیین می کنیم. برای عمقی تر ها از فرکانس کمتر استفاده می شود.

مغز < قلب < چشم

شکل ۵۶: فرکانس و شدت امواج در برخی کاربرد ها

مفاهیم اولیه: سرعت انتشار موج در ماده (C) / چگالی ماده (p) / قابلیت فشردگی (k)

$$C = 1/\sqrt{\rho.\kappa}$$

- **دامنه امواج A**
- **سرعت صوت C**
- **فرکانس F**
- **امپدانس آکوستیکی z**
- **چگالی محیط ρ**
- **قابلیت فشردگی محیط K**

$$Z = \rho.C$$

$$I = 1/2\,[\rho C A^2 \omega^2] = 1/2[ZA^2\omega^2] = 1/2[ZA^2(2\pi F)^2]$$

انتظار داریم که سرعت انتشار صوت در ماده ای که چگالی اش کمتر است بیشتر باشد. اما می دانیم که سرعت انتشار صوت در آهن بیشتر از هوا است. با اینکه p آهن بیشتر است انتظار می رود سرعت کمتر باشد اما نیست. علت آن وجود کمیتی به نام قابلیت فشردگی (k) است. چون هوا قابلیت فشردی بیشتری دارد حاصل pk در هوا بیشتر از آهن شده و سرعت در نهایت کمتر می شود.

حاصل ضرب چگالی ماده در سرعت صوت در ماده = z

مفهوم z: صوت هم مثل نور وقتی از یک محیط وارد محیط دیگری میشود دچار شکست می شود. Z معادل ضریب شکست نوری برای صوت است که تعیین می کند در طی تغییر محیط صوت چقدر بشکند و چقدر منعکس شود.

شدت = I = مقدار انرژی که در واحد زمان از واحد سطح عبور می کند.

شدت با مجذور دامنه و مجذور فرکانس ارتباط دارد. یعنی در صورت افزایش فرکانس و دامنه میزان شدت به یکباره تغییر زیادی می کند.

از کتاب

شدت صوت با مجذور دامنه و فرکانس نسبت مستقیم و با مجذور فاصله از منبع نسبت عکس دارد . واحد شدت صوت وات بر متر مربع و یا وات بر سانتیمتر مربع است.

امپدانس:

از کتاب

نقش محیط در انتقال صوت از طریق مفهوم امپدانس صوتی محیط بیان و معمولا با Z نمایش داده میشود.

$$Z=\rho.C$$
$$\text{Unit}:[(kg/m^2.sec)\times 10^{-6}]$$
$$(Rayl)$$

برای امپدانس واحد کوچکتری تعیین کرده اند. چون واحد SI آن خیلی بزرگ است.

بعلت ایجاد تراکم و انبساط در قسمت تراکم یک فشار صوتی ایجاد می کند که به چگالی، سرعت و شدت بستگی دارد. هر چه شدت افزایش یابد فاصله بین تراکم ها و انبساط ها بیشتر میشود در نتیجه فشار افزایش می یابد. فشار صوتی در ناحیه متراکم بیشتر است.

- فشار موج صوتی p
- شدت صوت I
- شدت نسبی احساس صوت B و dB

$$P=\sqrt{2\rho cI}$$
$$dB=10\log I/I_0 \quad or \quad B=\log I/I_0$$
$$I_0=10^{-12}\,W/m^2$$

جدول امپدانس

مقادیر ρ ، v ، و Z برای مواد مختلف در برکانسهای ماوراءصوتی کلینیکی.

	ρ (kg/m³)	v (m/sec)	Z (kg/m² · sec)
Air	1.29	3.31×10^2	430
Water	1.00×10^3	14.8×10^2	1.48×10^6
Brain	1.02×10^3	15.3×10^2	1.56×10^6
Muscle	1.04×10^3	15.8×10^2	1.64×10^6
Fat	0.92×10^3	14.5×10^2	1.33×10^6
Bone	1.9×10^3	40.4×10^2	7.68×10^6

شکل ۵۷: جدول امپیدانس

باتوجه به جدول:

۱. سرعت صوت در بافتهای مختلف متفاوته

۲. هر چه جسم چگالتر باشد، z بیشتر می شود. البته بین بافت های نرم امپدانس (z) خیلی تفاوت ندارد. آب و مغز و عضله و چربی تقریبا در یک محدوده اند و هوا خیلی کم و استخوان خیلی زیاد است. از اختلاف این z برای تصویر برداری استفاده می کنیم.

۳. $P \times V = Z$

خواص فیزیکی امواج فراصوت:

۱. بازتابش

۲.شکست

۳. تداخل (در موج آب وقتی ۲ بار روی آب می زنیم دو دایره دیده می شود که بفد داخل هم می روند.)

۴. جذب (به علت حمل انرژی با خودش مقداری از آن در ماده جذب می شود.)

۵. اثر داپلر: بعضی ستاره ها را آبی و بعضی را قرمز می بینیم. آبی ها به کهکشان ما نزدیک و قرمز ها دور می شوند. یعنی نوری که از این طریق به ما می رسد فرکانسش تغییر می کند (هم ویژگی نور و هم صوت). وقتی منبع تولید موج نسبت به گیرنده تغییر کند در نتیجه آن تغییر فرکانس ایجاد می شود. به این اثر داپلر می گویند.

۶. حفره سازی (مخصوص صوت است)

از کتاب

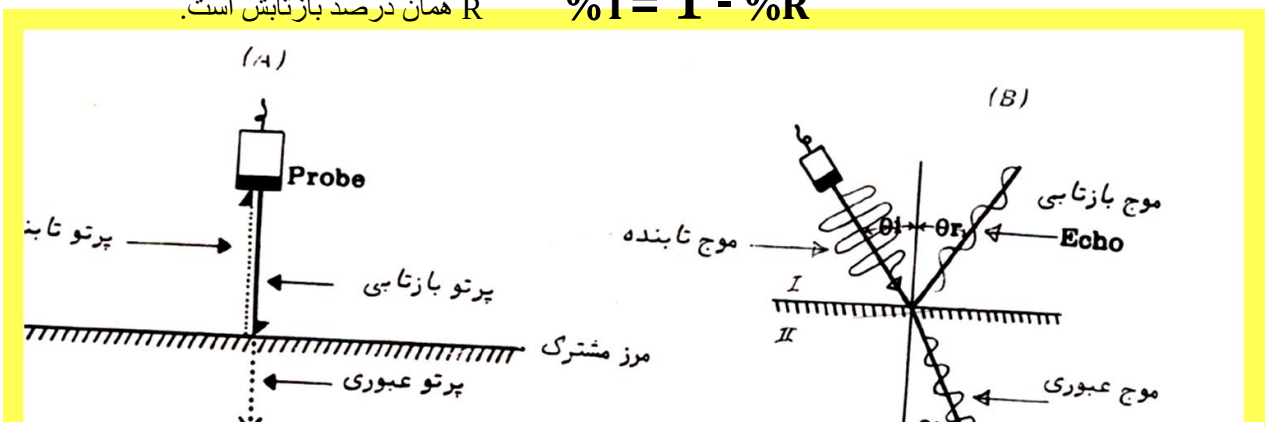
خواص عمومی امواج فراصوتی: شامل آثار حرارتی، مکانیکی ایجاد حفره (Cavitation) میباشد.
خواص شیمیایی امواج فراصوتی: بی رنگ کردن مواد، تولید آب اکسیژنه، اکسیداسیون ترکیبات و تشدید واکنش های شیمیایی

بازتابش و شکست:

$$\%R = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}\right]^2$$

$$\%T = 1 - \%R$$

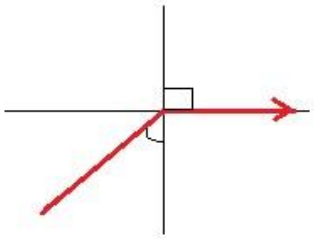
R همان درصد بازتابش است.



شکل ۵۸: چگونگی برخورد امواج اولتراسوند در بربرخورد به مرز مشترک دو محیط

صوت وقتی می خواهدیک محیط وارد محیط دیگر شود باید از مرز مشترک دو محیط عبور کند. صوت وقتی به این مرز برخورد می کند یک بخش بازتابشی دارد و بخشی هم جذب می شود. وقتی اختلاف z های دو محیط بیشتر شود نور بیشتر بر می گردد. یعنی اگر یک فراصوت بخواهد از هوا وارد بدن ما بشود بیشترش بر می گردد. چون Z هوا و بافت بدن با هم تفاوت دارد.

بازتابش کلی:



شکل ۵۹: زاویه حد

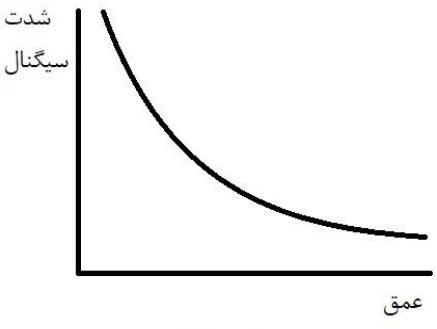
وقتی نور از شیشه می‌خواست وارد هوا شودوقتی زاویه اش را از زاویه حد بزرگتر میشد.
اگر صوت با زاویه ای بیش از زاویه حد به مرز مشترک بخورد برمیگردد: بازتابش کلی
شرایط بازتابش کلی برای نور: نور وقتی از آب یا شیشه وارد هوا شود (از چگالتر به رقیق تر)
صوت وقتی از محیط رقیق تر وارد چگال تر شود، (برعکس نور) برای رخ دادن بازتابش کلی زاویه بین بافت نرم و استخوان باید بیش از ۲۲ درجه باشد.
برای تصویر برداری از استخوانی که پشت باف نرم است زاویه ی تابش باید از ۲۲ درجه کمتر باشد تا بازتابش کلی رخ ندهد لذا فرد سونوگراف باید پروب را طوری قرار دهد تا بازتابش کلی رخ ندهد.

$$Snel\,\text{law}: \frac{\text{Sin}\,\theta_i}{\text{Sin}\;\theta_t} = \frac{c_1}{c_2}$$

$$\text{between soft tissue \& Bone}: \theta_i \rangle 22^\circ \Rightarrow \text{Total internal reflection}$$

جذب:

در اشعه ایکس با افزایش فرکانس جذب کاهش پیدا می کرد ولی در صوت، با افزایش فرکانس ضریب جذب و در نتیجه جذب صوت در محیط زیادتر می شود. یعنی شدت موج وقتی داخل ماده
حرکت کند کم می‌شود لذا در عمق کم شدت زیاد است هرچه عمق بیشتر شود شدت کمتر میشود.



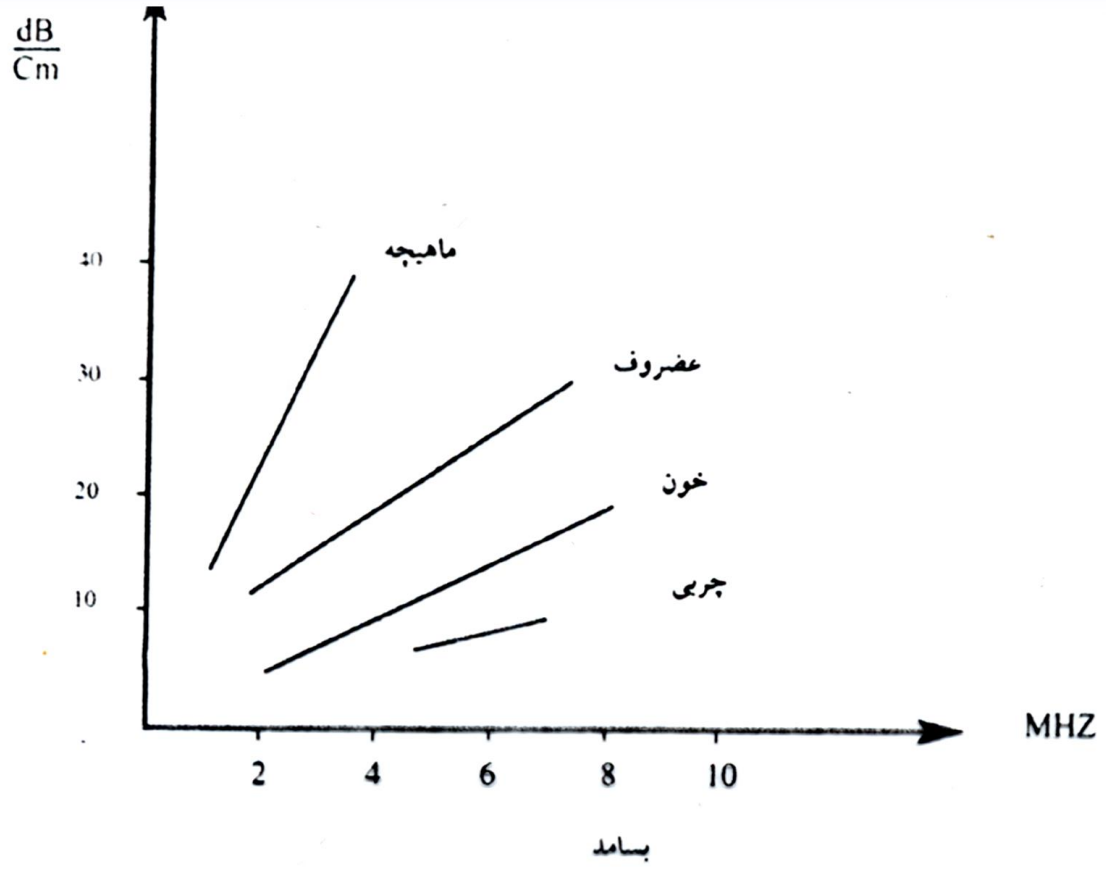
نمودار نمایی

شکل ۶۰

$I=I_0 \times e^{\alpha d}$
e = عدد نپر
α = ضریب جذب (سرعت جذب بر حسب واحدطول مسیر)
به ازای یک سانتی‌متر افزایش عمق کاهش شدت بیشتر می‌شود.
α به عوامل زیر بستگی دارد:

برای تصویربرداری یک اندام در عمق زیاد بدن باید از موجی با فرکانسهای کمتر استفاده شود تا توسط ارگانهای اطراف کمتر جذب شود.

به ازای هر سانتی متر مقدار جذب چقدر تغییر میکند؟



شکل ۶۱: تغییر پایاپای کاهش آلفا با بسامد برای بعضی بافت های بدن

نکات نمودار:

۱- با افزایش فرکانس مقدار جذب افزایش می یابد.

۲- با افزایش فرکانس بافتی که شیبش بیشتر است تاثیر فرکانس و مقدار جذبش بیشتر است. ۳- جنس ماده هم تاثیر دارد: تاثیر فرکانس در مقدار جذب بافت های مختلف متفاوت است.

اثر فرکانس در جذب برای چربی کمتر ولی برای ماهیچه بیشتر است.

جذب برای مواد مختلف : (شکل۶۲)

۱- برای بافت های مختلف ضرایب جذب متفاوت است مثل ماهیچه و مغز. فرکانس ها یکی است ولی ضریب جذب متفاوت است.

۲- در استخوان یا یک ماده خاص با افزایش فرکانس میزان جذب زیاد میشود: اثر نوع بافت و میزان فرکانس بر جذب

۳- لایه نیم جذب: ضخامتی که شدت را نصف میکند: هرچه فرکانس بیشتر شود میزان ضخامت لازم برای نصف کردن شدت کمتر است. چون با افزایش فرکانس، جذب زیاد می شود در نتیجه شدت کم شده پس صخامت لایه ی نیم جذب کمتر می شود.

ضرایب جذب و ضخامتها ، نیم – جذب برای مواد مختلف.

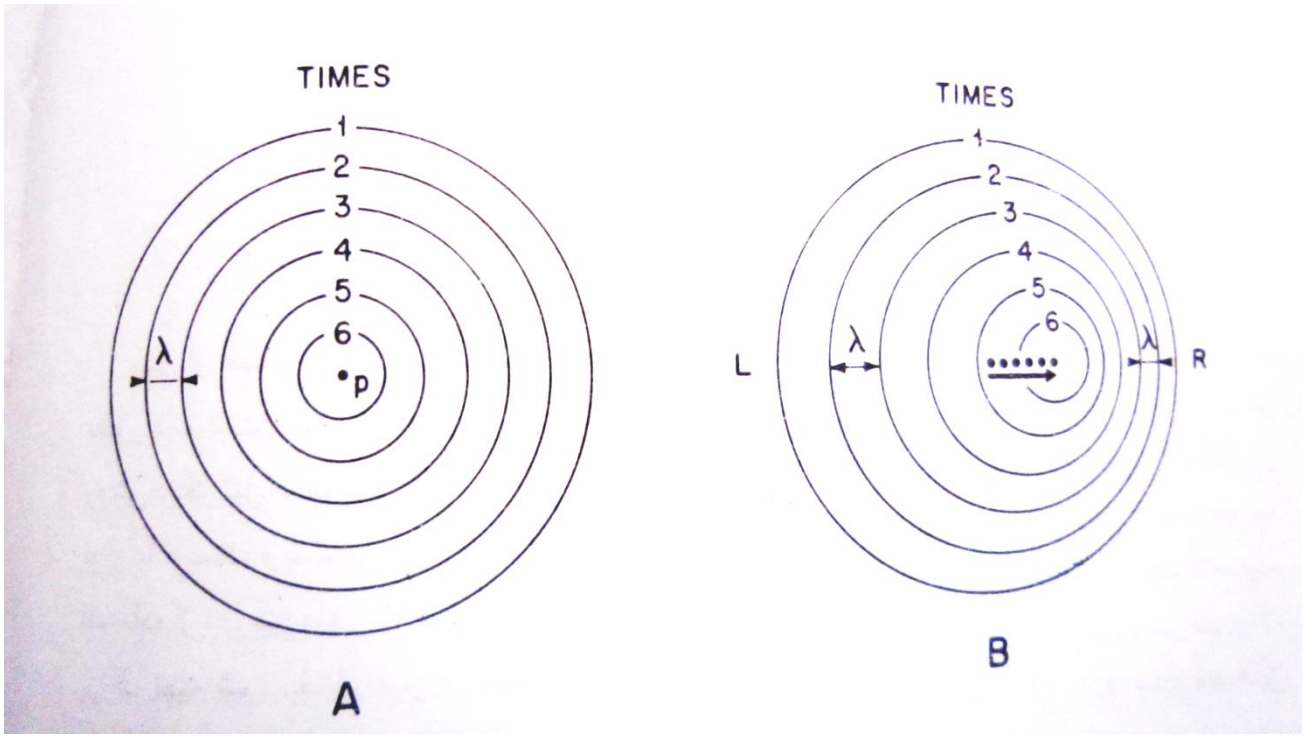
Material	Frequency (MHz)	α (cm^{-1})	Half-Value Thickness (cm)[a]
Muscle	1	0.13	2.7
Fat	0.8	0.05	6.9
Brain (ave)	1	0.11	3.2
Bone (human skull)	0.6	0.4	0.95
	0.8	0.9	0.34
	1.2	1.7	0.21
	1.6	3.2	0.11
	1.8	4.2	0.08
	2.25	5.3	0.06
	3.5	7.8	0.045
Water	1	2.5×10^{-4}	1.4×10^{3}

[a]The intensity half-value thickness layer = ln 2/2α.

شکل ۶۲

پدیده داپلر:

تغییر طول موج به علت تغییر فاصله منبع موج با گیرنده



شکل ۶۳: پدیده داپلر

شیفت داپلر (DOPPLER SHIFT)

- زاویه بین جهت حرکت بازتابنده وپرتوی اولتراسوند θ
- سرعت بافت متحرک v
- سرعت صوت در بافت C
- شیفت داپلر Δf

$$\Delta f = \left(2v \cdot f / c\right) \cos\Theta$$

در فرمول COS مشخص کننده ی موقعیت شنونده نسبت به منبع است.

جبهه موج:

جبهه موج کره ای است که تمام نقاط روی آن با هم همفازند.
صوت جبهه موجش کروی است. این کره‌ها جبهه موج هستند. فاصله دو جبهه موج به اندازه ی یک طول موج است. اگر تمام نقاط بین قله ها را بکشیم این فاصله می‌شود یک طول موج. حالا اگر منبع موج شروع به حرکت کند یعنی با جلو رفتنتنش هم جبهه تولید می‌کند که هم خودش و همچنین جبهه ها جلو میرود. منبع متحرک جبهه ها را اینجا فشرده می کند و از پشت جبهه ها را میکشد. در شکل ب منبع صوت به سمت راست حرکت می کند یعنی جبهه های موج در سمت راست بهم نزدیک میشوند (لاندا کوچکتر) و در چپ از هم دور می شوند (لاندا بزرگتر).
وقتی اتومبیل به سمت ما حرکت می‌کند فرکانسی که می‌شنویم از فرکانس صوتی که تولید می شود بیشتر است. اگر منبع موج دور شود فرکانس شنیده شده کمتر است و برعکس. از روی تغییر فرکانس اتومبیل میتوان تشخیص داد که در حال دور شدن یا نزدیک شدن است بدون اینکه ببینیم.

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

جزوه نویس: الهام رحمانی پور
تایپ: امیرحسین آسوده و محمدمهدی ستوده

چنان مشتاقم ای دلبر به دیدارت که از دوری — برآید از دلم آهی، بسوزد هفت دریارا...!

فیزیک دکتر سلیمانی فرد

جلسه ۸

وقتی منبع صوت حرکت می کند از یک طرف جبهه موج فشرده می شود و از یک طرف جبهه ها موج را از هم باز میکند.

اگر منبع صوت جهت حرکتش نسبت به خطی که منبع صوت را به شنونده وصل می‌کند عمود باشد برای شنونده تغییری به وجود نمی‌آید. طبق فرمول می‌توانیم تغییر فرکانس را محاسبه کنیم.

بیشترین تغییر فرکانس در ۰ تا ۹۰ درجه است. موقعیت شنونده نسبت به منبع بر اساس $Cos\theta$ مشخص میشود.

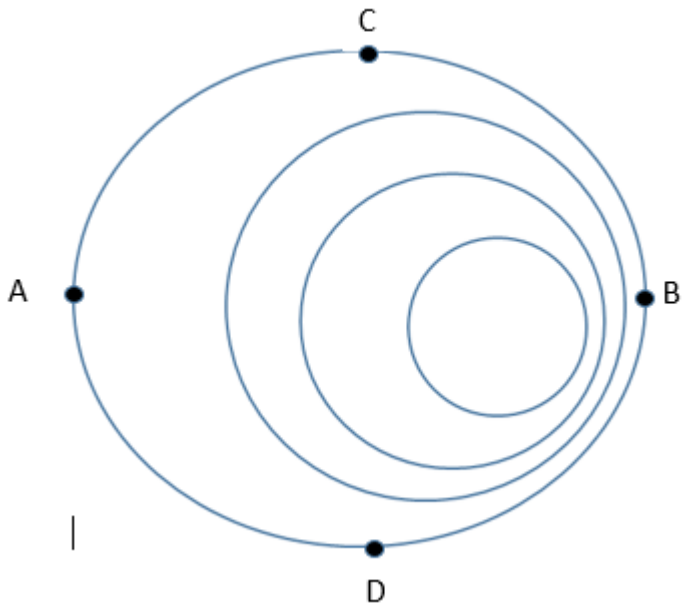
موارد حائز اهمیت:

۱.فرکانس اولیه

۲. سرعت منبع صوت

۳. سرعت اولتراسوند در هوا

اثر داپلر برای نور هم وجود دارد .



شکل ۶۴: در نقطه C و D صدایی که شنونده می‌شنود تغییر نمی‌کند.(cos90=0)ولی در نقطه A و B بیشترین تغییر فرکانس را داریم (cos0=cos180=1).

اثر حفره سازی مختص التراسوند است و وقتی رخ میدهد که امواج از یک محیط مایع عبور کنند،مثل آب، چون داخل آب هوا وجود دارد و یا به طور کلی مایع دچار انبساط و انقباض می‌شود در قسمتی که دچار انبساط شده مولکول های گاز داخل مایع جمع می شوند و حباب تشکیل شده با ترکیدن این حباب در داخل سلول نیروی مکانیکی ایجاد شده به سلول آسیب میزند ومی‌تواند برای سلول کشنده باشد. در آزمایشگاه های شیمی و داروسازی هم کاربرد دارد.

دندانپزشکان از این روش برای شستشو ابزارها شان استفاده می‌کنند و یا استریل کردن ابزار اتاق عمل که ابعاد کوچکی دارند.

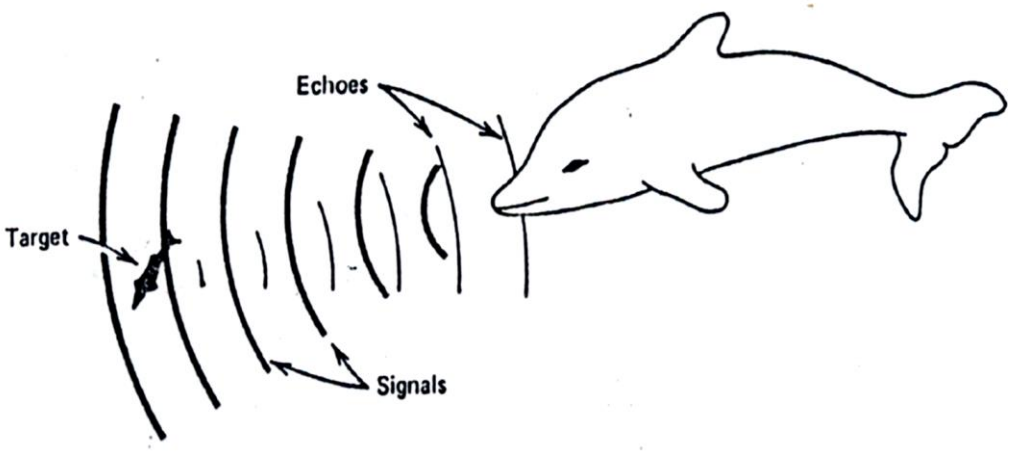
چگونگی تولید فراصوت

برای ایجاد صوت باید یک چیزی به ارتعاش دربیاید مثل تار صوتی و دیاپازون.

آیا اولتراسوند هم به همین شکل تولید می شود ؟

فرق اولتراسوند با صوت در فرکانس است. اولتراسوند فرکانس بیشتری دارد. با روش‌های معمولی تولید صوت نمی‌توان اولتراسوند را تولید کرد.

دلفین و خفاش و نهنگ توانایی تولید اولتراسوند را دارند به دلیل شکل متفاوت تارهای صوتی ای که دارند.



شکل ۶۵: نهنگ امواج فراصوت می فرستد و از طنین ها برای یافتن محل غذا استفاده می کند.

محکم زدن چوب به روی میز باعث تغییر فرکانس نمی شود فقط دامنه طول موج را عوض میکند. پس با محمکتر زدن روی میز نمیشود به جای صوت اولتراسوند تولید کرد.

دو روش برای تولید اولتراسوند:

۱. Magnetostrictive

۲. Inverse Piezoelectric

از کتاب

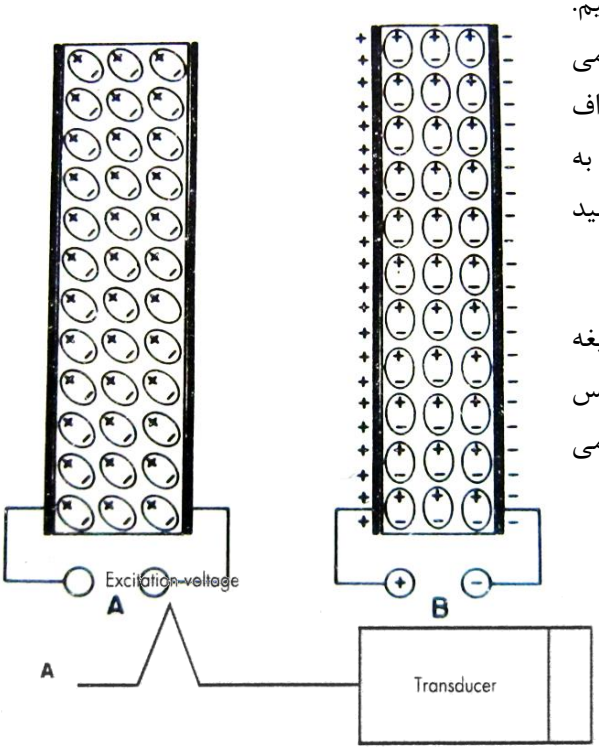
یکی از این روشها استفاده از خاصیت مگنتواستریکسیون است که در آن از بلورهای فلزی نظیر نیکل در یک میدان مغناطیسی متغیر استفاده می شود. تغییرات شدت میدان مغناطیسی موجب تغییر متناوب طول میله شده و این تغییر طول به نوبه خود با تأثیر بر محیط الاستیک اطراف موجب انتشار یک موج مکانیکی یا اکوستیکی خواهد شد. استفاده از این ویژگی به دلیل بروز پسماند مغناطیسی مواد در تولید فرکانسهای بالا محدودیت فراهم مینماید. به همین دلیل در طراحی دستگاههای پزشکی (بجز دستگا جرمگیر دندانپزشکی) که عموما به فرکانسهای بیش از یک مگاهرتز نیاز است، مورد استفاده قرار نمیگیرد.

ما روی روش دوم بحث میکنیم.

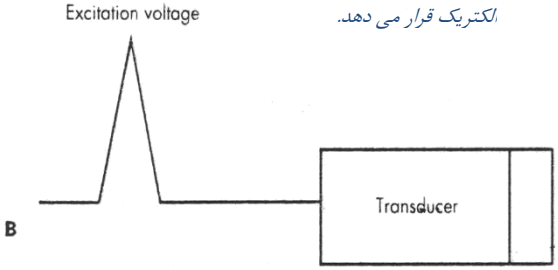
کوارتز (یک کریستال که ساختمان اتمی منظمی دارد) را به یک اختلاف پتانسیل وصل می کنیم (یک سمت قطب مثبت و سمتی دیگر قطب منفی) دو قطبی های همنام می‌چرخند و از هم دور میشوند. در اثر چرخش این دو قطبی ها تیغه نازک تر می شود، سپس اختلاف پتانسیل را قطع یا وارونه می کنیم. دوقطبی ها دوباره می چرخند.(نوسان دو قطبی ها ← نازک و ضخیم شدن تیغه←هوای اطراف تیغه متناوبا منبسط میشود.)

با قطع و وصل کردن مدار دو قطبی ها را مجبور به نوسان می‌کنیم. در اثر این نوسان تیغه نازک و ضخیم می‌شود. با فرکانسی که ما می خواهیم وقتی تیغه با فرکانس بالا شروع به نوسان می‌کند هوا اطراف خودش را منبسط و متراکم می کند، با این روش انرژی الکتریکی به مکانیکی تبدیل می شود. اولتراسوند به این شیوه تولید می‌شود.(پیزوالکتریسیته معکوس)

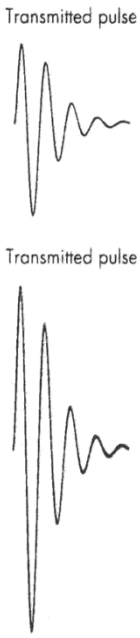
پیزوالکتریسیته مستقیم هم داریم یعنی یک موج اولتراسوند به تیغه برخورد کند. موج اولتراسوند دو قطبی های کریستال را با فرکانس خودش به نوسان در می آورد و در مدار اختلاف پتانسیل به وجود می اورد..(تبدیل انرژی مکانیکی به الکتریکی)



شکل ۶۶: یک میدان الکتریکی امتداد دوقطبی ها را در یک کریستال پیزو الکتریک قرار می دهد.



به قطعاتی که این تبدیل را انجام میدهند ترنسدیوسر می گوییم (به وسیله ترنسدیوسر موج تولید می شود و وارد بدن بیمار می شود ،در پزشکی) هر چه ولتاژی که می‌دهیم بیشتر باشد موج اولتراسوند تولیدی نیز بیشتر است. یعنی دامنه موج اولتراسوند تولیدی وابسته است به ولتاژ اولیه که ما به آن می دهیم.



شکل ۶۷

اگر ولتاژی که می‌دهیم در لحظه باشد یک موج میرا تولید می‌شود (یک ایمپالس) میرا یعنی انرژی اش را از دست می دهد و دامنه اش کم می شود و فقط یک پالس تولید می‌شود.

هم مدل تولید ولتاژ دائمی داریم هم مدل پالسی. به دلیل گران بودن کوارتز بیشتر از قطعات سرامیک استفاده می‌شود.(سرامیک های مخصوص برای ترنسدیوسر ها اولتراسوند می سازند.)این سرامیک ها مثل کوارتز ساختار منظم جامد دارند.

وقتی موج ایجاد می شود چه فرکانسی تولید می کند؟

ترنسدیوسر معمولاً یک فرکانس ایجاد نمی‌کند بلکه یک طیف فرکانس ایجاد می‌کند. ترنسدیوسر ها می توانند هر فرکانسی را تولید کنند اما با شدت ها و فراوانی ها متفاوت. بیشتر فرکانس های تولیدی در بازه متوسط فراوانی(توزیع طبیعی) قرار دارند. فرکانس تشدیدی آن است که از همه بیشتر است به‌عبارتی مد بازه است.

فرکانس تشدیدی یک ترنسدیوسر به ضخامت کریستال بستگی دارد و طول موج فرکانس تشدید دو برابر ضخامت کریستال است. بعضی از ترنسدیوسر ها طیفی ایجاد می‌کنند که پهن است(فرکانس بالا) و بعضی طیفی ایجاد می‌کنند که خیلی باریک است (فرکانس پایین)

به آنهایی که طیف باریکی دارند می‌گویم فاکتور کیفی بالایی دارند و به ترنسدیوسرهایی که طیف پهن می‌دهند می‌گویم فاکتور کیفیت پایینی دارند.

بالا و پایین بودن فاکتور کیفی ربطی به خوب و بد بودن ندارد بستگی به شرایط مورد استفاده دارد که کدام یک کاربرد داشته باشد. برای پیدا کردن فاکتور کیفی پهنای نیم ارتفاع را به دست می‌آوریم که نصف ارتفاع کل طیف تولیدی ما است .بعد با استفاده از فرمول به دست می‌آوریم.

زمان نزول طنین هم تعیین کننده ی فاکتور کیفی ترنسدیوسر است.زمان نزول طنین یعنی وقتی بوسیله یک ترنسدیوسر، یک موج یا پالس ایجاد می کنیم، چقد طول می کشد تا تمام شود.مثال: افتادن سینی و مداد.زمان نزول طنین سینی بیشتر است و تا مدت بیشتری صدا تولید می کند.هرچه فاکتور کیفی یک ترنسدیوسر بالاتر باشد زودتر خاموش می شود.یعنی زمان نزول طنینش بیشتر است.آنچه دیر خاموش می شود انرژی را ذخیره می کند و انرژی ذخیره شده اش بیشتر از انرژی تلف شده اش است.پس آنچه بیشتر زمان می برد تا خاموش شود، فاکتور کیفی بالاتری دارد.فاکتور کیفی پایین از این نظر خوب است که میتوانیم از یک ترنسدیوسر هم بعنوان فرستنده استفاده کنیم و هم بعنوان گیرنده.چون ایمپالسی که می فرستیم زود خاموش می شود اما!! موجش بعد برخورد و بازگشت توسط ترنسدیوسر دریافت می شود. اگر فاکتور کیفی ترانسدیوسر زیادباشد یعنی ارتعاشاتش دیر خاموش شود نمیتوانیم از ان هم به عنوان گیرنده هم به عنوان فرستنده استفاده کنیم.این در حالی است که فاکتور کیفی بالا این خاصیت را ندارد؛ در نتیجه پهنا ی باند و زمان نزول طنین(ring down time) تعیین کننده ی فاکتور کیفیت ترانسدیوسر هستند. هر چه پهنای باند بیشتر باشد فاکتور کیفی کمتر است.هرچه زمان نزول طنین بیشتر باشد فاکتور کیفی بیشتر است.

$$\text{فاکتور کیفی} = \frac{\text{مقدار انرژی ذخیره شده در هر سیکل}}{\text{مقدار انرژی تلف شده در هر سیکل}}$$

پس آنکه زمان طنین بیشتری دارد انرژی را بیشتر ذخیره می کند.هرچه ترنسدیوسر، فاکتور کیفی پایین تری داشته باشد(زمان طنین کوتاهتر)،پالسی که ایجاد می شود کوتاهتر است.در نتیجه طول فضایی پالسش هم کوتاهتر است.پس زمان نزول طنین با طول فضایی پالس هم ارتباط دارد.هر چه زمان نزول طنین کوتاهتر، طول فضایی پالس هم کوتاهتر است.شکل موجی که بوسیله ی ترنسدیوسر تولید می شود(نور از ابتدا واگرا می شود در حالیکه اولتراسوند ابتدا مسافتی را طی میکند و سپس واگرا می شود.) به شکل خود ترنسدیوسر بستگی دارد. عدسی اگر مقعر بشد، صوت را بیشتر همگرا می کند و میدان نزدیکش کوچکتر می شود.اهمیت این موضوع در تصویربرداری است.وقتی نمیخواهیم پرتو موج پهن باشد و هرچه باریکتر باشد بهتر است و تصویر بهتری می دهد، خودمان عمدا با ایجاد تقعر، موج را همگرا می کنیم. هر چه طول میدان نزدیک بیشتر باشد، بهتر است.زیرا واگرا چندان کاربرد ندارد.ولی همگرا و متمرکز بسیار بهتر است مثلا در عمل های جراحی هر چه اندازه ی ترنسدیوسر بیشتر باشد و یا فرکانس بالاتر باشد،طول ناحیه ی نزدیک بیشتر است (البته طول موج و فرکانس خیلی دست ما نیس☹)(عدسی مقعر نور را واگرا می کند در حالی که صوت را همگرا میکند.)

هر پالس یک میکروثانیه طول می کشد پس در میلی ثانیه یک پالس می زند و فرکانس آن ۱۰۰۰ می شود.ترنسدیوسر ها چون پالسی کار می کنند زمان پالس برای ما مهم است که ببینیم چقدر طول می کشد تا پالس اش را بزند.فرکانس و طول فضایی پالس برای ما اهمیت دارد.

ما از اولتراسوند برای درمان و جراحی ها استفاده می کنیم.اساس تصویربرداری اولتراسوند مثل عکس برداری با نور بازتابش شده است.ترنسدیوسر در اینجا هم حکم لامپ را دارد هم دوربین (یعنی هم فرستنده است هم گیرنده).به همین دلیل از ترنسدیوسر با فاکتور کیفی پایین استفاده می کنیم که زمان نزول طنین اش پایین باشد تا وقتی موج را می فرستد بعد از آن در حال استراحت باشد. تا وقتی موج دریافتی آمد بتواند آن را دریافت کند(تفاوت با تصویربرداری نوری)(در واقع اساس تصویر برداری با اولتراسوند انعکاس یا بازگشت موج در اثر برخورد با محیطی است که دارای امپدانس الکتریکی متفاوت است.ترانسدیوسر موج فراصوت را به درون بدن تابش میکند موج ضمن اینکه بخشی ازانرژی اش را از دست میدهد به بافت هایی با امپدانس الکتریکی متفاوت برخورد میکندو منعکس میشود موج برگشتی مجدد توسط همان ترانسدیوسر دریافت میشود و از طریق پیزوالکتریسته ی مستقیم به ولتاژ متناوب تبدیل میشود. بنابراین ترانسدیوسر هم تولید کننده موج است و هم گیرنده آن، پس لازم است موج ارسالی زمان نزول طنین کوتاهتری داشته باشد. ترانسدیوسرهای با فاکتور کیفیت پایین از این لحاظ مناسبند.).

ما در تصویربرداری نوری از سطح، تصویربرداری می کنیم چون نور نمیتواند داخل جسم شود.ولی اولتراسوند می تواند داخل بدن هم برود و از لایه های داخل بدن هم تصویربرداری کند.از یک لایه که وارد لایه ی بعدی می شود، انعکاس دارد (هر چه اختلاف غلظت بین محیط ها بیشتر باشد،بیشتر منعکس می شود.)انعکاس از روی بدن(از هوا به بدن رسیده) سپس از بافت نرم به استخوان و سپس از استخوان انعکاس و ... .البته معمولا انعکاس از سطح بدن را نداریم چون ترنسدیوسر را به بدن می چسبانیم(میخواهیم موج به هوا برخورد نکند.زیرا اگر به هوا و سپس به بدن برخورد کند، همه اش برمیگردد و موجی وارد بدن نمی شود. پس پروب را به بدن فرد می چسبانیم تا امواج مستقیم وارد بدن شوند .)

اثر داپلر:

از کتاب

هر گاه یک منبع صوت با فرکانس ثابت و با سرعت به سمت گیرنده (مثلا یک فرد) بیاید تا هنگامی که به وی نزدیک میشود صوت زیرتر (با فرکانس بیشتر) از آنچه که هست به گیرنده میرسد و وقتی که از گیرند دور می شود، صوت بم تر (با فرکانس کمتر) از آنچه هست دریافت میگردد. این اثر را پدید داپلر گویند.

وقتی یک موج را می فرستیم، موجی که برمیگردد فرکانس کمتری دارد.ترنسدیوسر باید بتواند طیف وسیعی از فرکانس ها را دریافت کند، چون ممکن است با تغییر محل جسمی که از آن تصویربرداری می کنیم ، فرکانسش هر تغییری بکند(ترنسدیوسر با طیف وسیع امواج و فرکانس ها).بنظر می آید فاکتور ها پایین مفیدترند.

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

جزوه نویس: لیلا نباتی

تایپ: عاطفه حامدی و سلیمه سرباز

در عشق توام نصیحت و پند چه سود — زهراب چشیده ام مرا قند چه سود

گویند مرا که بند برپاش نهید — دیوانه دل است، پای در بند چه سود

فیزیک دکتر سلیمان فرد

جلسه۹

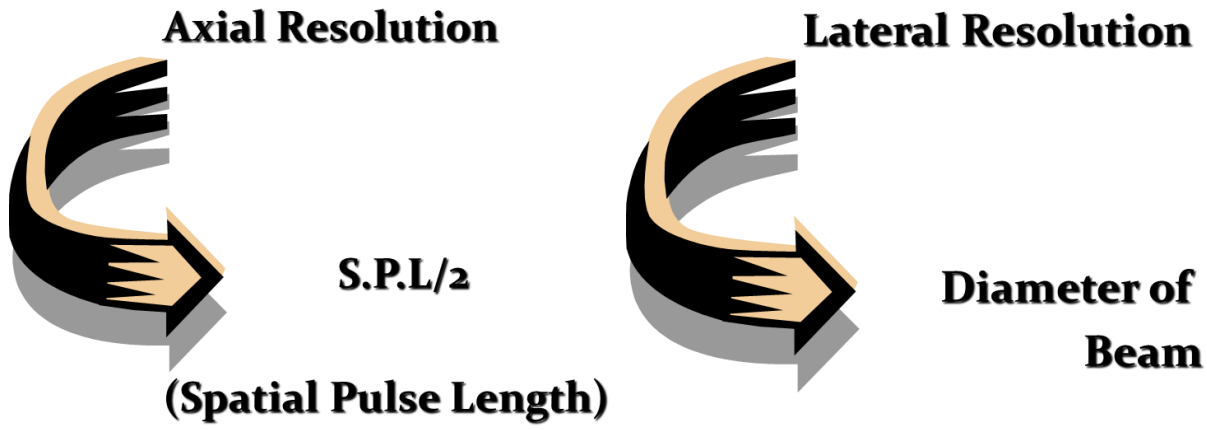
کیفیت تصویر

در تصویربرداری با اولتراسوند لازم هست که تصویر گرفته شده رزولوشن بالایی داشته باشد تا تشخیص بهتری توسط پزشک صورت گیرد. رزولوشن یک تصویر زمانی بالاست که بتواند ۲ نقطه کنارهم را به صورت مجزا نشان دهد.

دو نوع رزولوشن (توان تفکیک) وجود دارد:

۱. Lateral resolutionیا رزولوشن جانبی: این نوع رزولوشن در تصاویر نوری معمولی هم وجود دارد. مثال: تصاویر شطرنجی شده افراد نمونه یک رزولوشن جانبی است که در این حالت، چندین نقطه از چهره فرد بصورت یک نقطه نشان داده میشود. در نتیجه تصویری مات و مربعی شکل ایجاد میشود.(در این حالت رزولوشن جانبی پایین هست.) یا مثلا در تصاویری که با دوربین باکیفیت بالا گرفته شده و جزئیات بصورت دقیق مشخص است(دراین حالت رزولوشن جانبی بالا است). طبیعتا در تصاویر اولتراسوند، برای داشتن تصویری بهتر، رزولوشن جانبی باید بالا باشد.

۱- Axial resolution یا رزولوشن محوری یا عمقی: در تصویربرداری با اولتراسوند، تصویربرداری را از اعماق بدن انجام میدهیم. به منظور تشخیص لایه های مختلف و بافتهای مختلف مثل ماهیچه و استخوان و همین طور ۲ سطحی که امپدانسهای آنها کمی باهم متفاوت است، هرچقدر فاصله در محیط کمتر باشد و در واقع به هم نزدیکتر باشند رزولوشن محوری بهتر و بالاتر هستش و میتواند ۲ محیط را بهتر و جداتر نشان دهد.



شکل ۶۸: انواع رزولوشن

پس چون در تصویربرداری با اولتراسوند هم از سطح تصویر میگیریم هم از عمق(که در عمق هم سطوحی وجود دارد) برای نشان دادن بهتر سطوح لازم است هم رزولوشن جانبی و هم رزولوشن محوری (برای تفکیک بهتر سطوح موجود در عمق بدن) بالا باشد.

حالا میخواهیم در مورد رزولوشن ها، دونه دونه صحبت کنیم و ببینیم که چطور میشه این رزولوشن ها رو بالا برد؟

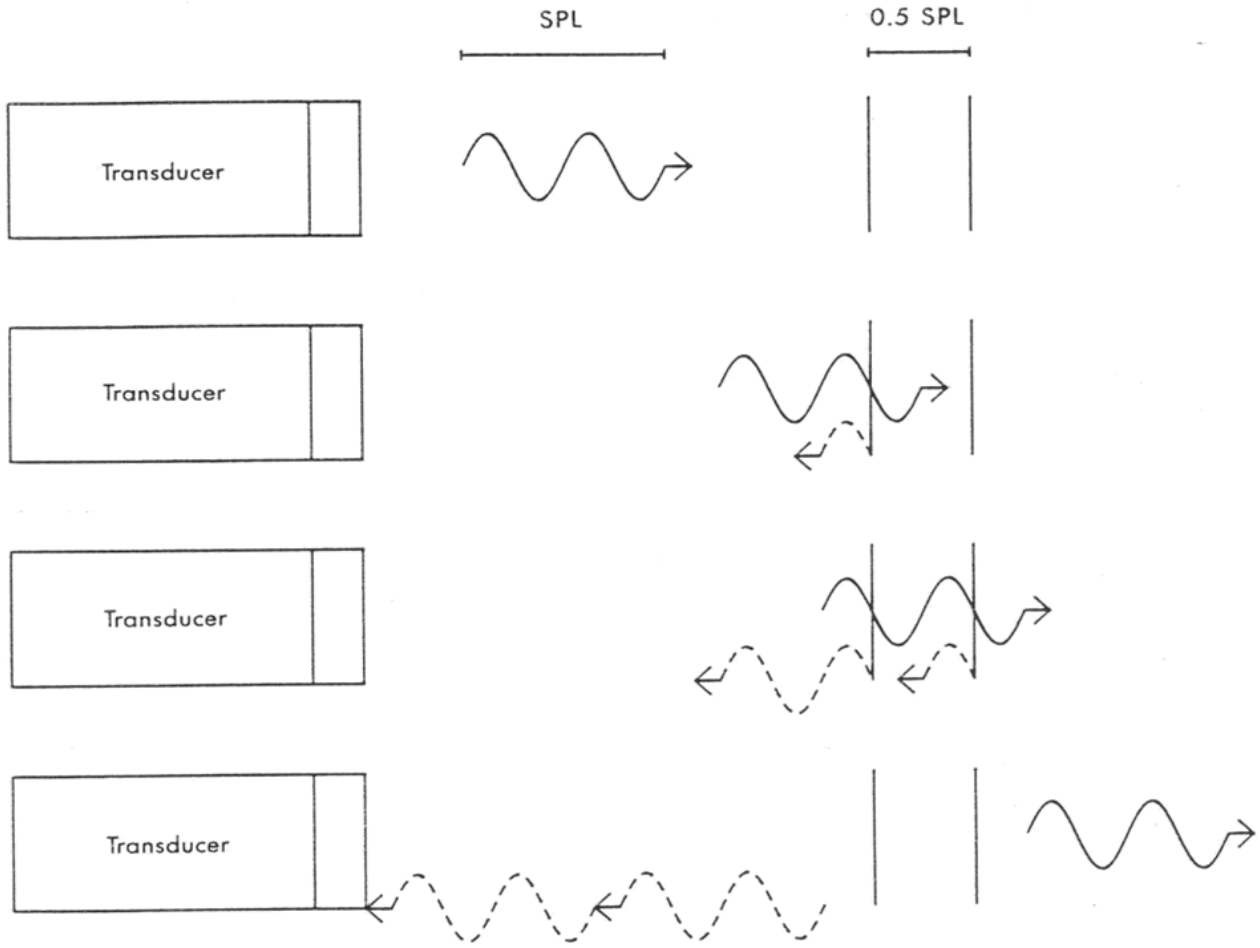
رزولوشن محوری یا axial

عوامل موثر بر رزولوشن محوری:

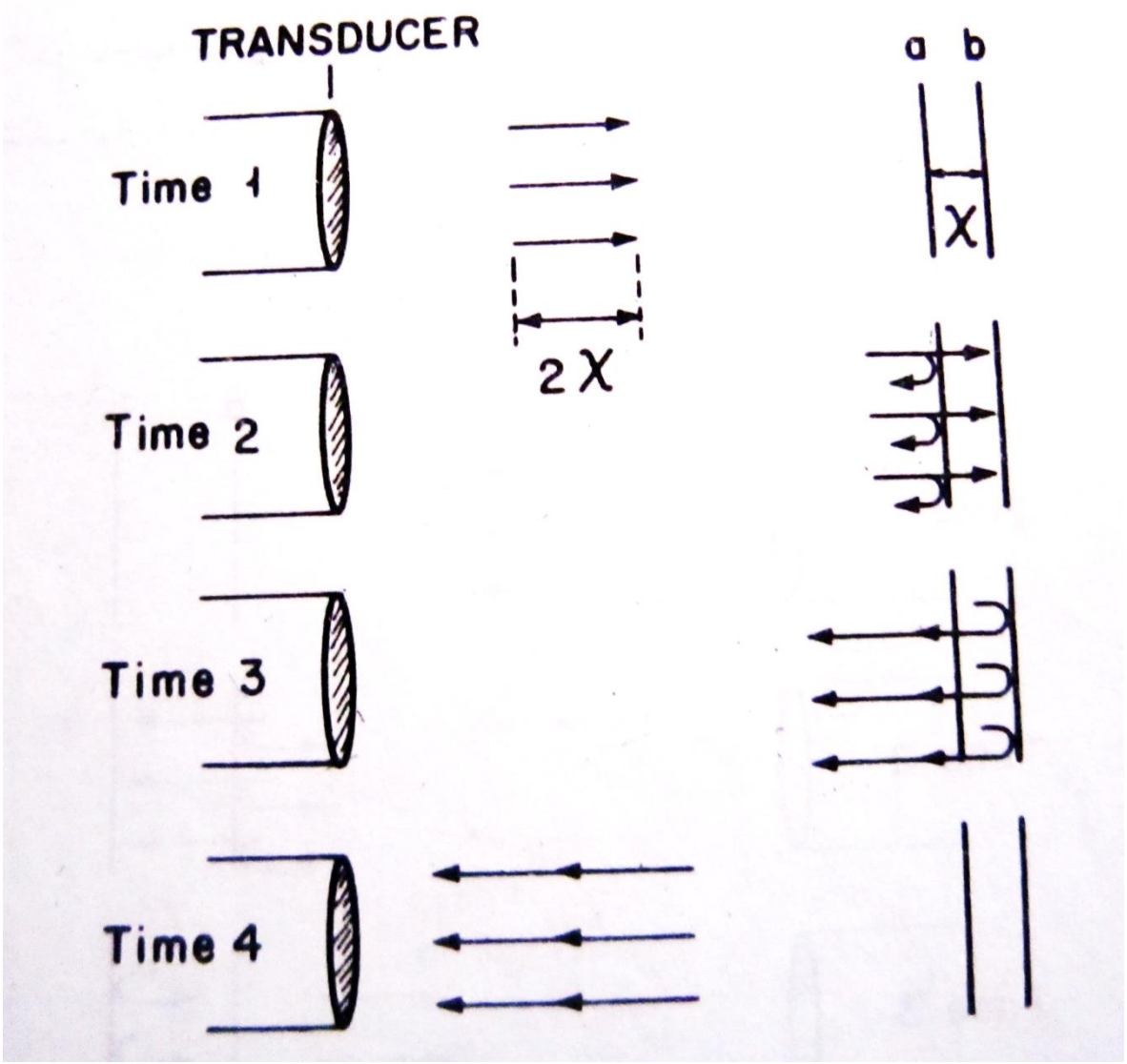
۱-اصلی ترین عامل: طول فضای پالس یا spatial pulse length-S.P.L

۲-طول موج هم از طریق تاثیر بر S.P.L میتواند موثر باشد.

S.P.L یا طول فضای پالس چیست؟ وقتی پالسی رو ایجاد میکنیم، این پالس طول خاصی را در فضا طی میکند که حائز اهمیت است(ابعاد طول فضای پالس اهمیت دارد).



شکل ۶۹: اسلایدشماره ۴۰ .transducer



شکل ۷۰: اسلاید شماره۴۱. transducer

توضیحات اسلاید شماره ۴۰و۴۱: (شکل ۶۹و شکل ۷۰)

یک transducerرا مشاهده میکنیم که یک پالس از آن خارج شده و این پالس به ۲ لایه از بدن بیمار برخورد میکند و سپس بازتابش میکند که این انعکاس را transducer دریافت میکند و تصویر تشکیل میدهد.

وقتی پالس، با لایه اول برخورد میکند، بخشی از آن منعکس شده و بقیه به داخل بافت نفوذ میکند با لایه دوم برخورد می‌کند. در لایه دوم هم دوباره انعکاس اتفاق می افتد .در نهایت دو موج برگشتی را مشاهده می‌کنیم با یک توده فضای پالس مشخص. اگر طول فضای پالس موج های برگشتی بالا بود، ۲ موج در هم فرو می‌رفتند و همزمان و با هم به transducer می‌رسیدند و transducer ۲ موج برگشتی را به صورت یک موج دریافت می‌کرد که در نتیجه ۲ تا سطح به صورت یک سطح تشخیص داده می‌شد و رزولوشن پایین می‌آمد ولی در این شکل چون طول فضای پالس موج های برگشتی کم بوده جدا جدا به transducer رسیده‌اند و رزولوشن بالاست(رزولوشن محوری)

*پس تا اینجا: میزان S.P.Lبا رزولوشن محوری رابطه عکس دارد یعنی هر چه طول فضای پالس کوتاه تر باشد، لایه ها بهتر از هم تفکیک شده و رزولوشن محوری بالاست.

برای اینکه پالس‌های با طول فضای پالس کوتاه داشته باشیم می‌توانیم از Transducerاستفاده کنیم که فاکتور کیفی پایینی دارند. این transducerزود انرژی از دست می دهند پس طول فضای پالس کوتاه تر میشود چون پالس زودتر میرا میشود.

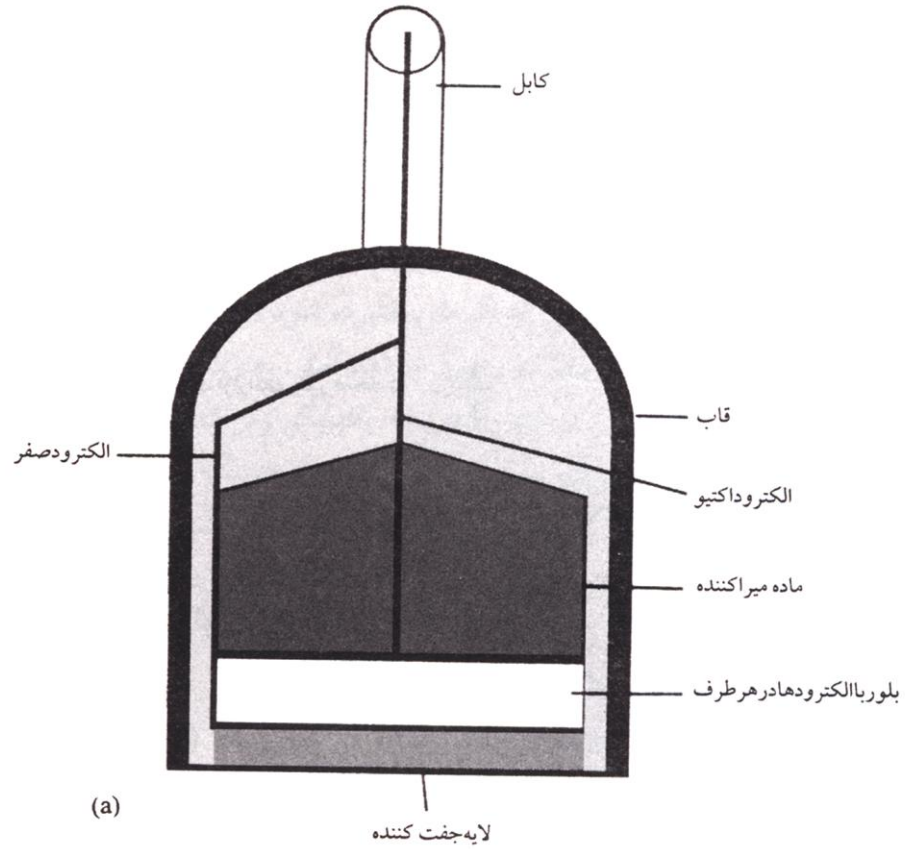
*عامل تاثیرگذار دیگر که بیشتر روی S.P.L اثر می‌گذارد تا رزولوشن محوری را تغییر دهد طول موج است

یک پالس از چندین طول موج تشکیل شده است. در واقع اندازه طول موج روی پالس تاثیر می گذارد. طبیعتاً هر چه این طول موج ها کوتاهتر باشد طول فضای پالس کوتاهتر و درنتیجه رزولوشن بالاتری خواهیم داشت.

$S.P.L=n\lambda$

n=تعداد موجها λ=اندازه طول موج

توضیحات‌شکل ۷۱:



شکل ۷۱

بررسی ساختمان پروب اولتراسوند:

۱-قاب یا container که پروب را در برگرفته

۲-یک تیغه بلور که موج اولتراسوند را از طریق پیزوالکتریسیته ی معکوس تولید میکند.

۳-ماده ی میراکننده مثل چوب پنبه که وقتی بلور(همان کریستال) نوسان میکند، چوب پنبه زود خاموشش کند. بنابراین پالس سریع از بین رفته و در واقع زود میرا شده و در نتیجه طول فضای پالس کوتاهتر میشود. فاکتو کیفی ترانسدیوسر را میتوان با تغییر در خصوصیات ماده ی میرا کننده کم کرد.

۴-دوتا الکترود (الکترود صفر و الکترود اکتیو) که به دو قطب transducerوصل میشود.

۵-لایه جفت کننده که باعث میشه که probe به راحتی در سطح بدن قرار بگیره

*هنگام تصویربرداری با پروب اولتراسوند، پوست بیمار را به ژلی خاص آغشته میکنیم. این ژل سبب ارتباط محکمتر پوست و probe میشود و از قرارگرفتن هوا بین پوست و probe جلوگیری میکند. چون وجود هوا باعث بازتابش میشود. (تفاوت امپدانس هوا با بافت های بدن خیلی بالا هست و سبب بازتابش میشود و اصلا موج وارد بدن نمیشود)

پس لایه جفت کننده probe + ژل موضعی روی پوست: به منظور جلوگیری از وجود هوا بین پوست و پروب است.

پهنای باند و زمان نزول طنین، تعیین کننده فاکتور کیفیت transducer است.

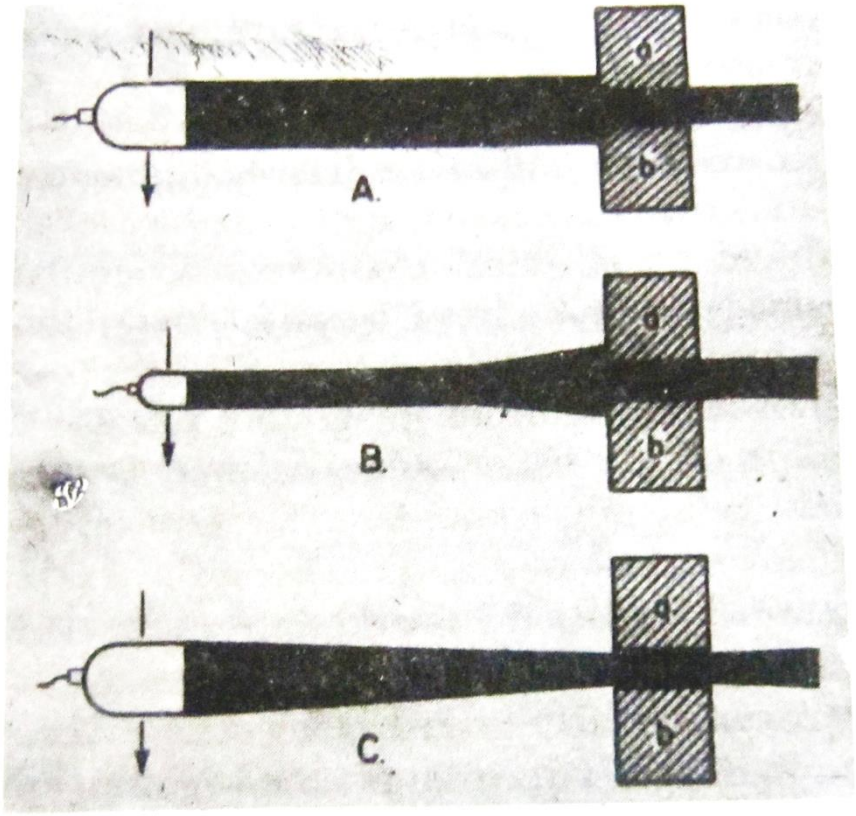
پهنای باند که مشخص کننده باریک یا پهن بودن طیف است.
زمان نزول طنین هرچه کمتر باشد یعنی امواج زودتر خاموش شوند یعنی اتلاف انرژی بیشتر از ذخیره شدن انرژی باشد، موج زودتر از بین خواهد رفت؛ یعنی، باعث کاهش یافتن طول فضای پالس میشود.
فاکتور کیفی(Q) مواد پیزوالکتریک را میتوان به وسیله ی تغییر خصوصیات بلوک پشتی transducer کنترل کرد.
-بلوک پشتی همان ماده میراکننده است که با استفاده از آن میتوان کاری کرد که موج زودتر خفه شود و فاکتور کیفی کاهش یابد.
پس یک نتیجه گیری کلی تا اینجا: برای افزایش رزولوشن باید طول فضای پالس بیاد پایین که یا با طول موج پایین یا با اعمال تغییراتی در transducer این تغییرات را ایجاد میکنیم.

رزولوشن جانبی یا lateral

عوامل موثر بر رزولوشن جانبی:

۱. ابعاد transducer (و خصوصیت موج)
۲. اینکه از کدام ناحیه transducer (نزدیک یا دور) استفاده میکنیم(معمولا از ناحیه نزدیک استفاده میشه)
۳. ترانسدیوسرکانونی شده یا نه (اگر کانونی شده باشد رزولوشن جانبی اش بیشتر میشود.)

-در تصویر، یک transducer ، موج transducer و دو بلوکی که قراره تصویربرداری بشن مشاهده میشه.
سوال: در کدام حالت، دو بلوک به صورت مجزاتر(بهتر) نشان داده میشود و در واقع رزولوشن کدامیک بهتر خواهد شد؟
transducer -A ای است که در ناحیه نزدیکش تصویر برداری میکنیم.
transducer-B ای است که کوچکتره و تو ناحیه دورش داریم تصویربرداری میکنیم
transducer-c ای است که ناحیه نزدیکش کانونی شده. از دو ترانسدیوسر بالا تفکیک جانبی اش بیشتر است.



شکل ۷۲

+این (تصویر B) مثل پیکسل دوربینمون است. وقتی تعداد پیکسلهای دوربین بیشتر باشه، دوربین گران تر و باکیفیت تر هست. چون نقطه به نقطه

تصویربرداری میکنه و برای هر نقطه ریز، یک پیکسل داره. در صورت پایین بودن کیفیت دوربین مثلا برای ۴ نقطه یک پیکسل خواهد داشت و ۴ تا نقطه رو یک نقطه نشون میده.

+در این تصویر(تصویر A) پیکسل ها ، ابعاد موجمون است. چون transducer نقطه به نقطه تصویر میگیره و اسکن میکنه. یعنی ته probe مون، اندازه پیکسلمون هست، هرچی باریکتر باشه هربار یک نقطه ریزتری رو میتونه تصویربرداری کنه. به عبارتی، در ناحیه نزدیک transducer هرچه transducer کوچکتر باشد، ابعاد یا قطر ایجاد شده کمتر خواهد بود. انگار که یک پیکسل کوچیکه!!!

+در مورد تصویر c با وجود بزرگ بودن transducer ، ابعاد موج با یک عدسی کوچک شده (کانونی شده)(از ناحیه نزدیکش هم استفاده شده) به همین خاطر رزولوشن شماره c بهتر خواهد بود. انتهاب پروب در واقع اندازه ی یک پیکسل است و هرچه باریک تر باشد بهتر است.در ناحیه ی نزدیک هرچه ترانسدیوسر مان کوچکتر باشد رزولوشن تصویر بیشتر است.

*از چه عمقی میتونیم اطلاعات بگیریم؛ یعنی، آخرین عمقی که اطلاعات میدن چند سانتی متر است؟

+بستگی داره به فرکانس، هرچه فرکانس کمتر باشد، کمتر جذب شده و اطلاعات از اعماق بیشتری بدست می آید ولی در صورت بالابودن فرکانس، افزایش جذب داریم و امکانش هست که موج به لایه موردنظر نرسد! برای تصویر گیری از لایه های عمقی باید موج به لایه های عمقی برسد پس فرکانس را کم میکنیم تا جذب کمتر شود و در نتیجه به لایه های عمقی برسد.

+دستگاه یه موجی رو میفرسته به سمت دیوار، برخورد میکنه و برمیگرده. موجی که رفته، یواش یواش ضعیف میشه تا به دیوار برسه یعنی دامنه اش کوچیک میشه. وقتی برمیگرده هم دوباره همین مسیر رو باید طی کنه و بیشتر ضعیف میشه. یعنی دامنه موج رفت و برگشت خیلی تفاوت داره. موج برگشتی با یک اختلاف زمان ثبت می‌شود.

موج برگشتی یه سیگنال ضعیف ایجاد میکنه بنابراین لازمه که به شکل الکترونیکی، موج برگشت رو تقویت کنیم. کاری نداره!!!... سیستمهای الکترونیک تقویت کننده داریم و به راحتی میتونیم اینا رو تقویت کنیم. منتها میزان تقویت بستگی داره به اندازه اش. اگر خیلی ریز باشه بیشتر تقویتش میکنیم. اگه کمی ریز شده باشه کمتر تقویتش میکنیم.

از کتاب

در مورد رزولوشن جانبی در کتاب فقط پاراگراف زیر یافت شد. اون عکس ها هم در کتاب نیست متاسفانه که توضیحی براش پیدا بشود.
همانطور که گفته شد در فضای مقابل کریستال میدان دور و نزدیک وجود دارد و در میدان دور امواج دچار واگرایی می شوند. از طرف دیگر توان تفکیک جانبی به قطر باریکه پرتوی فراصوتی بستگی دارد و با کاهش قطر باریکه فراصوتی بهبود می‌یابد. بهدین ترتیب علاو بر وابسته‌شدن توان تفکیک جانبی به عمق بافتهای عمقی که در ناحیه فرانهوفر قرار می گیرند توان تفکیهک جانبی بدتری دارند. برای غلبه بر این مشکل از عدسیهای اکوستیکی استفاد میشود. معمولاً بدین منظور به لایه تطبیقی کمی تقعر می دهند که مثل عدسی اکوستیکی عمل کند.

تکنیکهای اولتراسونوگرافی

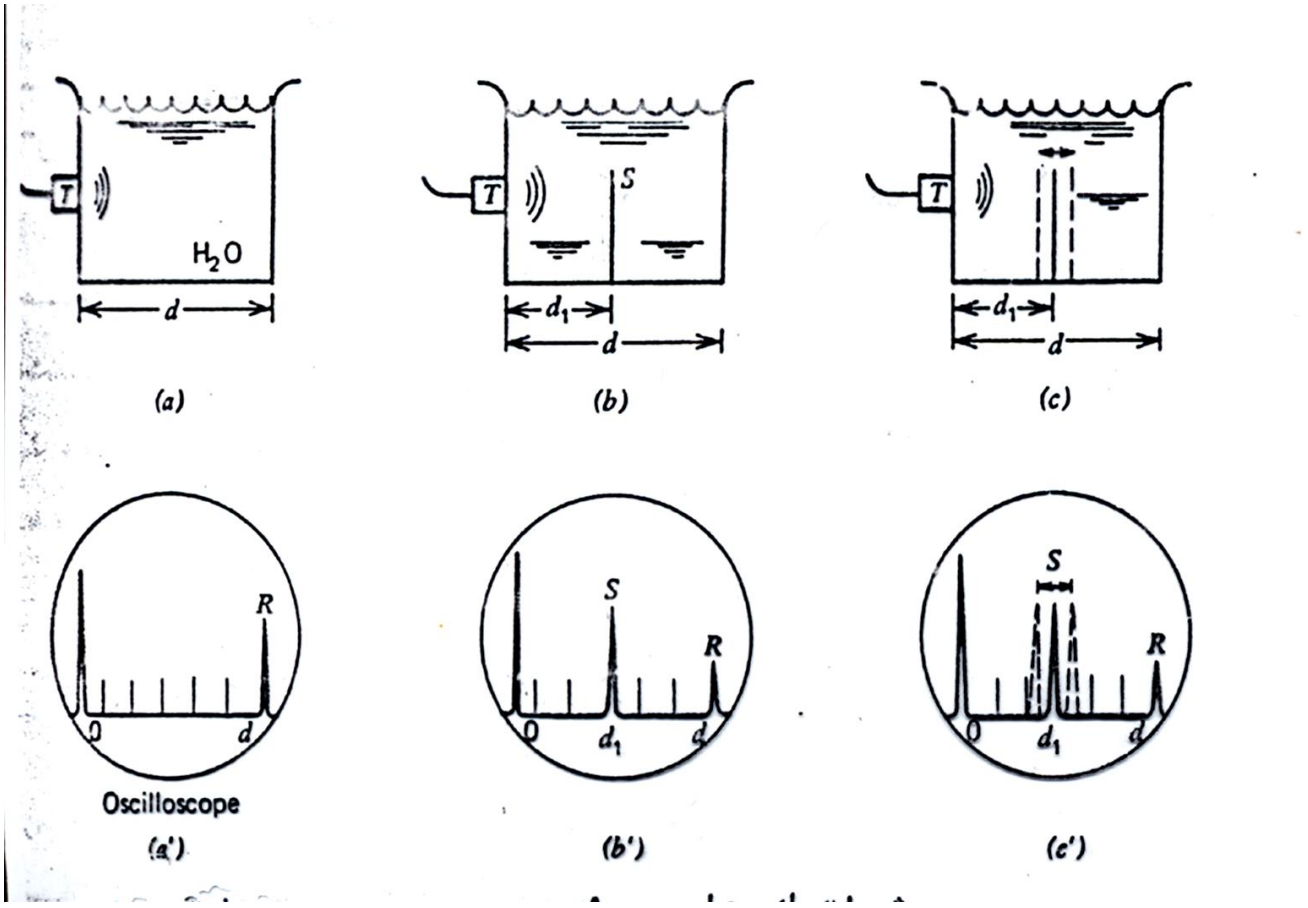
doppler(static and real time)-۴ M-mode-۳ B-mode (static and real time)-۲ A-mode-۱

A-mode

+ساده ترین تکنیک است. (A=amplitude)

+در این روش موجی رو میفرستیم و موج به سطح برخورد میکنه و از روی سطح برمیگرده. از روی زمان دریافت میتوانیم فاصله این دوتا سطح را حساب کنیم. البته با داشتن مقادیری مثل سرعت حرکت موج و زمان (سرعت * زمان = فاصله)

ولی توجه بشه که مسافت (فاصله) محاسبه شده ، مسافت رفت و برگشت هست و باید نصف بشه.



شکل ۷۳

ممکن است بافت مورد نظر چندین لایه باشد و بازم با این روش میشه فاصله رو محاسبه کرد.

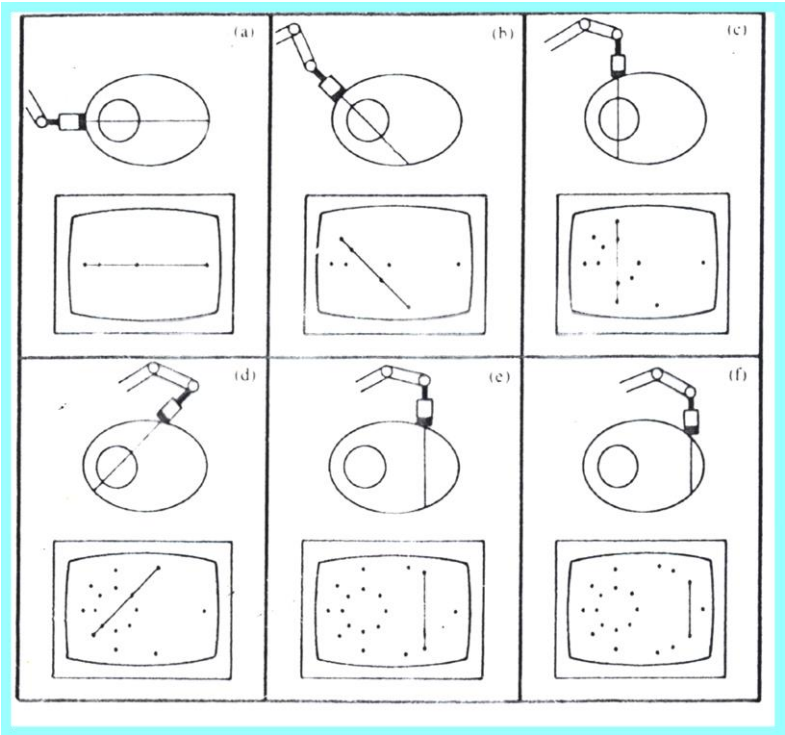
مثلا برای تعیین فاصله ی دیواره ی قدامی قلب از سطح پوست توراکس از این روش استفاده میشود.

پس کلا در این تکنیک تصویری گرفته نمیشود و صرفا فاصله تعیین میشود.

مثال: رادارها و سونار زیردریایی که زیر آب فاصله را اندازه میگیرد.

B-mode

در این تکنیک، probe اولتراسوند دور بدن چرخانده می شود، یعنی تصویربرداری از سطح ترانسورس انجام می شود. مثلا در ناحیه شکم، probe یک دور بچرخد و تصویر برداری کند.



شکل ۷۴

توضیحات شکل ۷۴ :

نحوه تشکیل تصویر: یک تخم مرغ را در نظر می گیریم درحالی که از محتویاتش و موقعیت زرده و ابعاد آن اطلاعی نداریم. probe اولتراسوند را به سر تخم مرغ می چسبانیم و موج ارسال می شود (موج رفت)، این موج به سه لایه برخورد کرده و در نتیجه سه موج برگشت خواهیم داشت، موج های برگشت متناسب با فاصله ای که دارند، روی مانیتور کامپیوتر با یک نقطه نشان داده می شوند (به عنوان جزئی از تصویر در حال تشکیل).

مثلا در تصویر a ،نقطه اولی سمت چپ، نقطه صفر است و نقاط دوم و سوم و چهارم، حاصل موج برگشتی اند که بر اساس زمان دریافت موج انعکاسی ثبت می شوند. (مشابه عملکرد تکنیک A-mode)

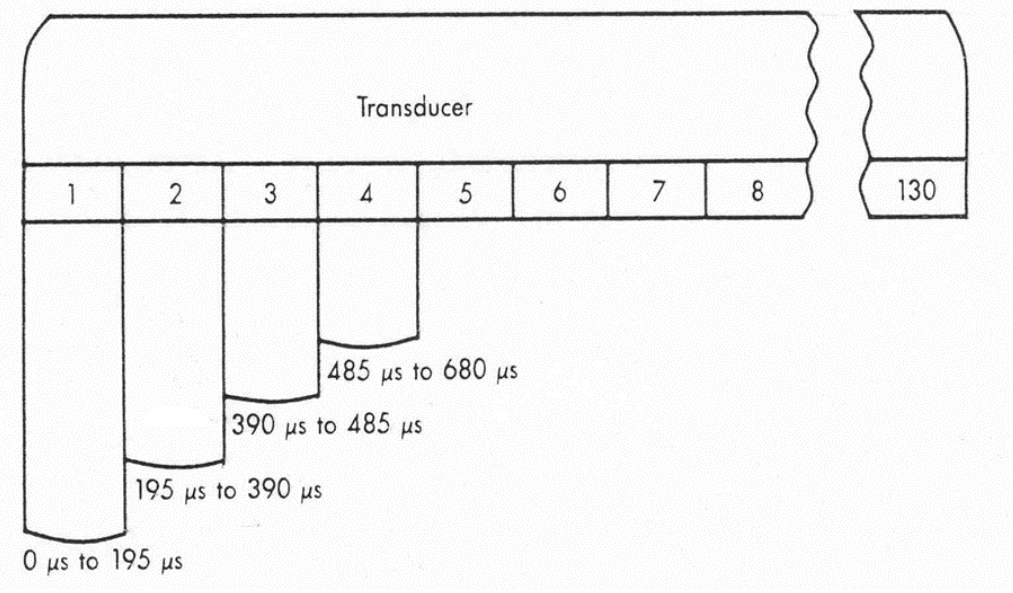
در تصویر، جای transducer را تغییر می دهیم، باز هم سه موج برگشتی و سه نقطه ثبت شده ی بر اساس زمان دریافت داریم.

به همین ترتیب حالت های مختلفی را اعمال می کنیم و probe را در قسمت های مختلف قرار می دهیم تا در نهایت به تصویر برسیم. تصویربرداری با این تکنیک زمان بر است و به خاطر اینکه می خواهیم تصویری با دقت (resolution) بالا به دست بیاوریم، اندازه probe هم باید کوچک باشد. ضمن اینکه تصویربرداری اندام های کوچک مثل قلب، با این روش بسیار دشوار است.

برای حل این مشکلات، یعنی گرفتن تصویری static ولی واضح، باید زمان تصویربرداری را کاهش دهیم، یعنی با سرعت بیشتری تصویربرداری کنیم. (قطعا نمی توانیم اندازه probe را بزرگتر کنیم و اینکه حتما باید تک به تک دور بیمار بچرخانیم.)

برای افزایش سرعت تصویربرداری، تعداد تصویرهای گرفته شده را افزایش می دهیم، یعنی همزمان با چندین transducer این کار را انجام می دهیم، بنابراین می توانیم سریع تر دور بزنیم.

توضیحات شکل ۷۵:



شکل ۷۵

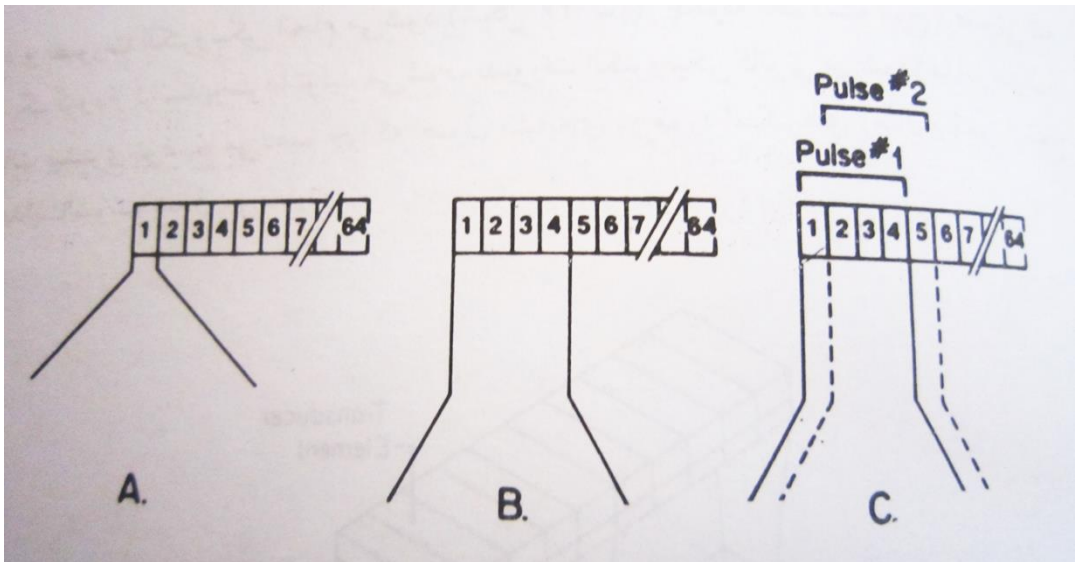
آرایشی از چندین (۱۳۰ عدد) transducer نشان داده شده است. از ۱۳۰ transducer در کنار هم به صورت یک جا برای تصویربرداری استفاده می شود. با این اوصاف ۱۳۰ سیگنال برگشتی خواهیم داشت.

حالا این ۱۳۰ transducer، برای اینکه پردازش توسط سیستم راحت تر شود، سیگنال ها را با یک اختلاف زمان نسبت به یکدیگر ارسال می کنند/دریافت می کنند. (یکم تناقض دارد)

مثلا با توجه به شکل، اول از همه transducer1 انتقال سیگنال را انجام می دهد، سپس با اختلاف زمان ۱۹۵ میکروثانیه سیگنال بعدی از transducer2 صورت می گیرد و همینطور سیگنال های برگشتی را با یک اختلاف زمان خاص دریافت می کنند تا گیج نشود. ولی توجه شود که این اختلاف زمان بسیار کوتاه و کوچک است (در حد 25ms)

نکته: برای اینکه تصویربرداری با تکنیک B-mode را از اندام های حرکتی متحرک مثل قلب انجام بدهیم، به گونه ای که بتواند حرکات را نیز نشان دهد (به نوعی فیلم برداری کنیم)، چه باید کرد؟

تکنیک Real time



شکل ۷۶: تکنیک real time

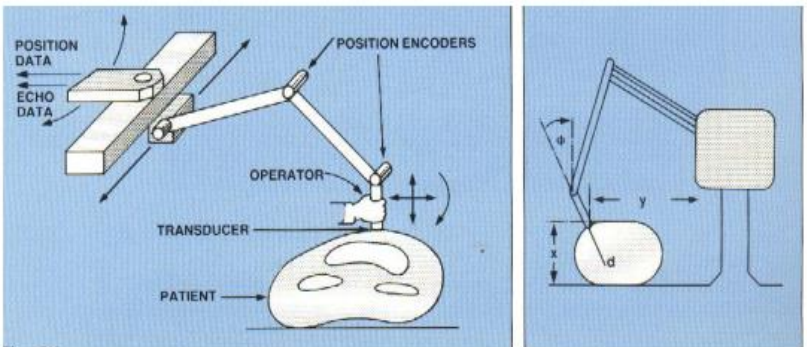
مثل کاری است که در فیلم برداری انجام می دهیم؛ مثلا در مدت یک ثانیه، ۲۴ تا عکس میگیریم و این عکس ها را کنار می گذاریم و پشت سر هم از جلوی چشمانمان عبور می دهیم که شبیه به فیلم می شود. /:

و بدین شکل حرکات (مانند ضربان قلب، جریان خون و...) را می توان نشان داد. با این روش علاوه بر تصویربرداری سریع، فیلم هم تهیه می شود.

از کتاب

C-mode:

کناره های عضو که برمحور میدان صوتی عمود نیستند ،اکوی ضعیف تولید میکنند. از طرفی در روشهای B،A و M که جهت میدان صوتی ثابت است، کناره های تصویر به خوبی نمایان نمی شوند. حتی برخی از کناره ها به سختی به نمایش درمی آیند. این مشکل بوسیله روش C حل می شود . روش C جبران کننده محدودیت های روش های دیگر سونوگرافی است. در روش C ترانسدیوسر طوری حرکت می کند که همواره جهت میدان صوتی بر فصل مشترک ها عمود است. دراین روش ترانسدیوسر به یک بازوی متحرک متصل است و لذا تغییرجهت ترانسدیوسر به سیستم منتقل می شود(شکل ۶-۲۴). بدین ترتیب اسکن روش C یا اسکن عمق ثابت تداخل ناشی از رویهم یا زیرهم افتادن ساختارها در روش B را حذف می‌کند و تنها اطلاعات بدست آمده از یک عمق ثابت را نمایش می‌دهد. این امر میتواند جهت کاهش آرتیفکتهای حرکتی حاصل از اسکن B ایستای قلب با پنجره‌گذاری ECG انجام گیرد.

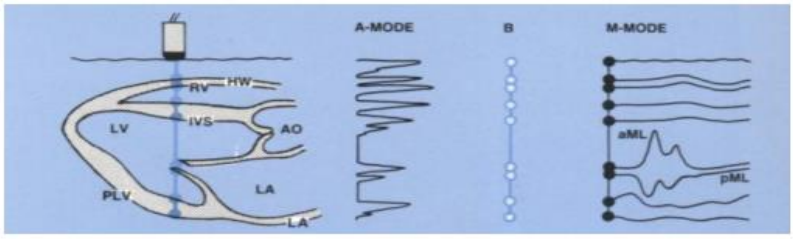


شکل ۷۷: روش سونوگرافی C

از کتاب

M-Mode: (مد حرکتی)

به منظور ثبت اطلاعاتی از چگونگی حرکت لایه‌های بافتی یک عضو متحرک(نظیر قلب)، از روش M-mode استفاده می‌شود. این روش توسط مبدل تک کریستالی ثابت انجام می‌گیرد. روش کار بدین ترتیب است که اگر نقاط حاصل از B-Mode یک بعدی را بر روی یک صفحه ثبت کرده و صفحه نیز با سرعت معینی حرکت نماید، از مجموع B-Mode های خطی مربوط به موقعیت-های مختلف قلب منحنی‌هائی به دست خواهد آمد که به آن M-Mode یا M-Scan گویند. در این روش سرعت حرکت کاغذ را که در حدود $\frac{mm}{s}$ ۲۵-۵۰ است، باید به عنوان یک فاکتور اصلی در نظر داشت.



شکل ۷۸: اسکن مد B

Doppler

کاربردهای داپلر:

۱. تعیین سرعت ضربان قلب

۲. بررسی باز و بسته شدن ریه ها

۳. بررسی سرعت جریان خون

۴. تعداد ضربان قلب

مثال: دوربین هایی که در جاده ها سرعت اتومبیل ها را تخمین می زنند، یک موج اولتراسوند را ارسال می کنند که به اتومبیل برخورد کرده، اتومبیل آن موج را منعکس کرده و چون اتومبیل که اکنون منبع تواید موج منعکس شده می باشد، به طرف دوربین حرکت می کند، طبق اثر داپلر باید فرکانس موجی که به دوربین می رسد تغییر کند و افزایش یابد.

دوربین خودش تشخیص می دهد که موج با چه فرکانسی را فرستاده و فرکانس دریافتی را هم دریافت می کند و از روی اختلاف فرکانس، سرعت اتومبیل را با استفاده از یک سری فرمول هایی تخمین می زند.

دو کاربرد عکس برداری به روش داپلر:

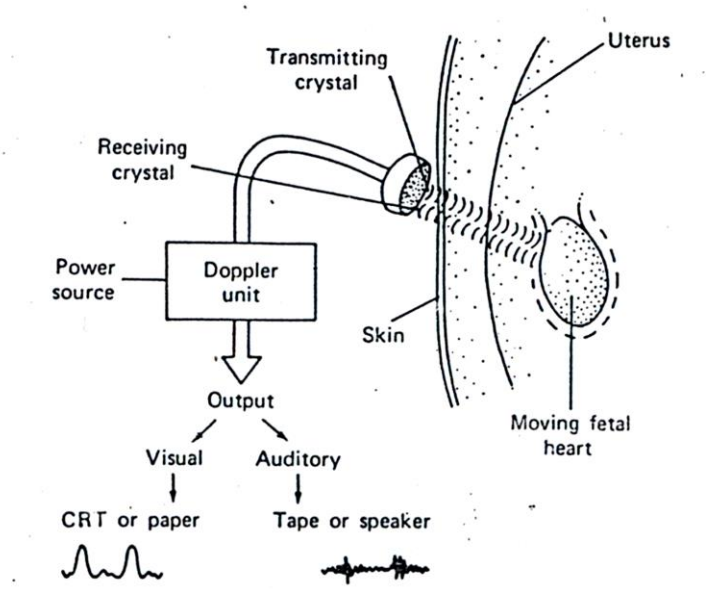
۱. تعیین شدت ضربان قلب جنین

۲. اندازه گیری سرعت جریان خون

تعیین شدت ضربان قلب جین

جنین داخل رحم است، پزشک موج اولتراسوند را به طرف قلب جنین ارسال می کند. فقط باید دقت شود که موج پالسی نیست بلکه به صورت پیوسته اشت و باید دائما موج فرستاده شود.

با توجه به اینکه قلب جنین، حرکات جلو و عقبی دارد، در هنگام ارسال موج انعکاسی، وقتی به سمت جلو حرکت می کند، باید فرکانس افزایش یابد و وقتی به سمت عقب حرکت می کند، باید فرکانس کم شود. با توجه به اینکه فرکانس ها در مدت زمان کمتر از یک دقیقه چقدر و چند مرتبه کم و زیاد می شوند، می توان به تعداد ضربان قلب پی برد.



شکل ۷۹: روش داپلر در ثبت ضربان قلب جنین

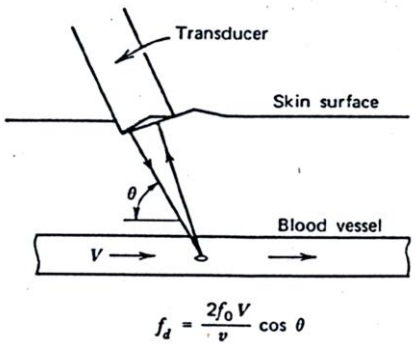
چون موج استفاده شده پیوسته است، probe فقط می تواند فرستنده باشد، بنابراین باید transducer1 دیگری هم وجود داشته باشد که بتواند اطلاعات را دریافت کرده (وجود دو عدد transducer الزامی است) و به سیستم کامپیوتر بدهد تا تغییر کند. سیستم کامپیوتری در مدت زمان مشخص هر اختلاف فرکانسی را می تواند ثبت کند و با محاسبه اینکه فرکانس چند بار کم و زیاد شده است، تعداد ضربان های قلب را محاسبه می کند.

برای شنیدن صدای ضربان قلب، دستگاه به گونه ای می تواند باشد که سیگنال ها را به صدا تبدیل کند و پزشک به جای دیدن اعداد و ارقام روی مانیتور، صدا بشنود.

دستگاهی که بتواند هم صدای ضربان قلب را بدهد و هم اینکه در یک مدت مشخص (مثلا ۰٫۵ یا یک دقیقه)، تعداد ضربان های قلب را هم بدهد، sonocade نام دارد. در واقع در مورد صدا، پزشمی صرفا احساس می کند که صدای قلب را می شنود؛ در حالی که این صدا، صدای واقعی قلب نیست بلمه صدایی است که سیستم کامپیوتری آن را ساخته است.

-اندازه گیری سرعت جریان خون:

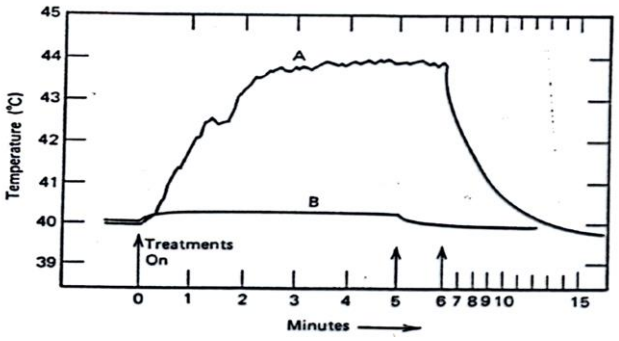
با توجه به شکل، رگی وجود دارد که سلول های خونی در حال حرکت هستند. در این روش هم با استفاده از دو عدد transducer تصویربرداری را انجام می دهیم. فرستنده موج را به طرف سلولهای خونی موجود در رگ ارسال می کند و سلول های در حال حرکت موج را منعکس کرده و موج های انعکاسی توسط receiver دریافت می شود و باز هم به همان روش قبلی، بر اساس اختلاف فرکانس، سرعت حرکت گلبول ها در خون یا همان سرعت جریان خون سنجیده می شود.



شکل ۸۰: روش داپلر در اندازه گیری سرعت جریان خون

کاربردهای درمانی دیاترمی

اولتراسونیک:



شکل ۸۱:کاربردهای درمانی دیاترمی اولتراسونیک

۱. برای صدمات تازه، تورم، بافت اسکاری و ورم مزمن قابل استفاده است.

دیاترمی: گرم کردن بدن که موجب تسکین درد می شودو منبع ایجاد گرما هم امواج اولتراسوند است.

۲. در جراحی ها هم استفاده می شود، مثلا به منظور شکستن سنگ هلی کلیه از امواج اولتراسوند با شدت بالا استفاده می شود تا راحت تر دفع شود.

۳. در دندانپزشکی (در مرحله تحقیق است)، با این امواج سلول های ریشه را تحریک می کنند تا دندان سازی انجام شود.

۴. برای جوان سازی پوست هم استفاده می شود.

موارد ممنوعیت درمان با اولتراسوند:

۱. بیماری های عروقی

۲. زخم های عفونی شدید یا آلودگی های میکروبی شدید

۳. رادیوتراپی

۴. تومورها

۵. حاملگی (در حاملگی ها معمولا از سونوگرافی استفاده می شود ولی شدت های بالای امواج خطرناک است.)

۶. بیماری های قلبی

۷. وجود ضربان ساز مصنوعی قلب

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

جزوه نویس: هانیه روحی

تایپ: امیرحسین آسوده و علی شمشیریان

گلی خوشبوی در حمام روزی رسید از دست محرومی به دستم

بدو گفتم تو مشکی یا عبیری که از بوی دلاویز تو مستم

بگفتا من گلی ناچیز بودم ولیکن مدتی با گل نشستم

کمال همنشین در من اثر کرد وگرنه من همان خاکم که هستم

فیزیک دکتر سلیمان فرد

جلسه۱۰

نکته:جلسه۱۰ در کلاس تدریس نشده و فقط با توجه به مطالب اسلاید ها و کتاب های رفرنس جزوه نوشته شده است. بخاطر پیچیدگی و عدم پیوستگی احتمالی مطالب این جلسه پوزش می‌طلبیم. نوشته شده توسط کمیته علمی مهر۹۵ و ویرایش توسط مرضیه رحیمی.

جریان های پرفرکانس:

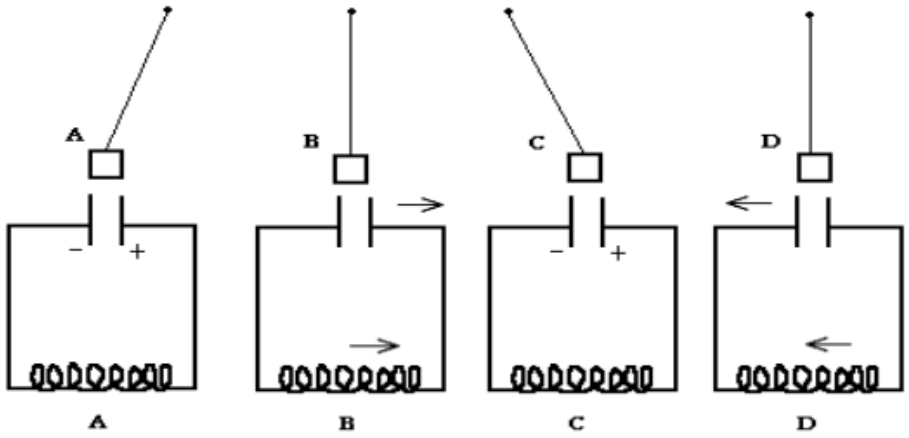
جریان پرفرکانس جریانی است که به دلیل فرکانس بالا هیچگونه تاثیری روی اعصاب حسی وحرکتی نداشته باشد. (فر کانس بالاتر از ۵۰۰۰۰۰ هرتز)

چرا اعصاب را تحریک نمی‌کنند؟ زمان تناوب کوتاهترین ضربانی که برای تحریک اعصاب و عضلات به کار می رود، ۰,۰۱ میلی ثانیه است. در صورتی که اگر فرکانس یک جریان پر فرکانس یک مگاهرتز تصور شود، تعداد سیکلهایی که در هر میلی ثانیه تولید می کند ۱۰۰۰عدد و بنابراین مدت زمان هر یک از آنها ۰,۰۰۱ میلی ثانیه خواهد بود. یعنی به مراتب کوتا تر از حدی که برای تحریک الکتریکی لازم است.

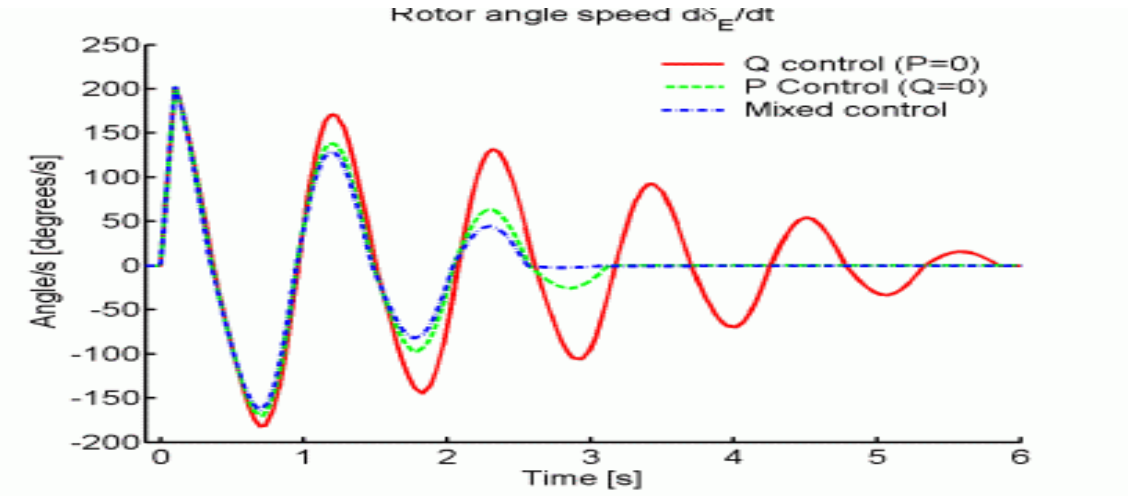
اگر برای تولید جریان پر فرکانس از یک خازن پر شده استفاده کنیم، در این حالت انرژی الکتریکی ذخیره شد در خازن به صورت انرژی پتانسیل است. اگر خازن دریک سیم پیچ(بوبین) بامقاومت کم تخلیه گردد یک جریان نوسانی حاصل می شود .برای درک موضوع یک خازن کاملاً شارژ شده را در نظر بگیرید که تعداد n الکترون اضافی برروی جوشن سمت چپ و درنتیجه تعداد n بار مثبت بر روی صفحه سمت راست ذخیر شد باشد(A)

سپس خازن پر شد را در یک مدار شامل یک سیم پیچ(بوبین)تخلیه کنید .در اینصورت چون جریان حاصل از تخلیه یک جریان متغیر است از هنگام عبور از سیم پیچ یک نیروی محرکه خودالقا در آن تولید شد که به نوبه خود ازکاهش شدت جریان (به موجب قانون لنز)جلوگیری میکند . به عبارت دیگر وقتی که n الکترون از سمت چپ به سمت راست منتقل شد(B) هنوزجریان ادامه داشته و تعداد n الکترون دیگر از سمت چپ به راست منتقل میشوند .دراینصورت جوشن سمت راست منفی و جوشن سمت چپ مثبت می شود(C) سپس حرکت مجدداً درجهت عکس تکرار (D)و لذا یک حرکت نوسانی الکتریکی ایجاد میگردد. در مورد پاندول اگر اصطکاک بین پاندول و هوا نباشد و در ارتباط با مدارالکتریکی اخیر چنانچه مقاومت مدار کاملاً

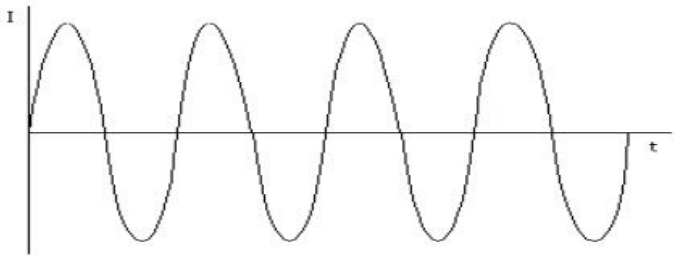
صفر باشد نوسانات ایجادشد بدون استهلاک خواهندبود .ولی چون مقاومت مدار صفر نیست مقدارکمی از جریان الکتریکی به حرارت تبدیل شد و لذا نوسان بوجودآمد مستهلک شوند یا میرا است. برای جلوگیری از استهلاک این جریان میتوان ازیک تقویت کننده (مانند لامپ سه قطبی ویا ترانزیستور)استفاد کرد و جریان نوسانی غیرمستهلک شوند یا نامیرا تولید نمود



شکل ۸۲

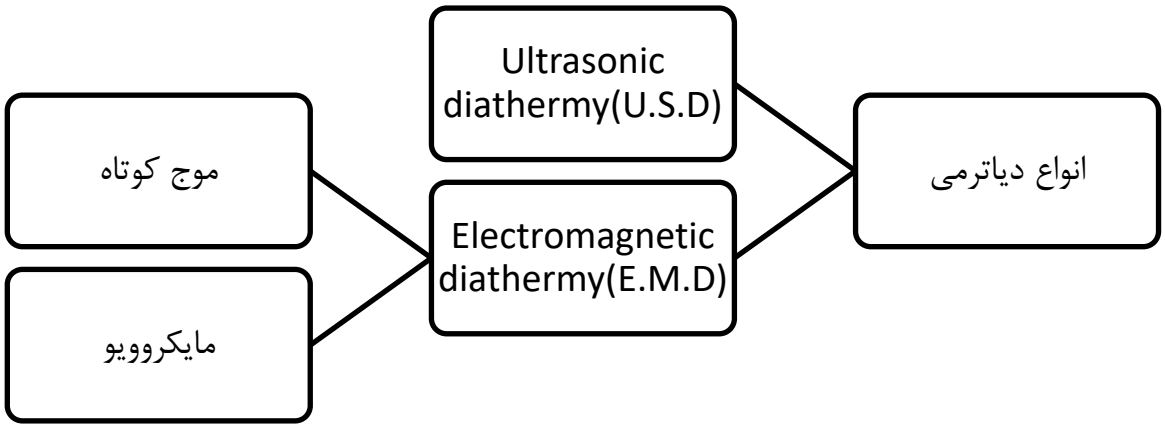


شکل ۸۳: نمودار یک حرکت نوسانی مستهلک شونده



شکل ۸۴: نمودار یک حرکت نسانی غیر مستهلک شونده

یکی از مهمترین کاربرد های جربان های پرفرکانس در پزشکی، دیاترمی (استفاد از خاصیت گرمایی جریان پرفرکانس در درمان)است.



برای تولید چنین جریان هایی (جریان های پرفرکانس) از مدارهای رزونانس الکتریکی و ابزارهای الکترونیکی مناسب استفاد می شود. هر نوسان کامل از نقطه شروع تا برگشت به همان نقطه یک سیکل را تشکیل می‌دهد و فرکانس نوسانات عبارت اسهت از تعداد سیکل ها در واحد زمان. هر سیستم نوسانی مانند پاندول با فرکانس معینی نوسان میکند که با طول پاندول متناسب است. بنابراین فرکانس نوسانات بستگی به خواص فیزیکی سیستم داشته و برای هر سیستم معین، مقدار آن ثابت است. به طریق مشابه، فرکانس هر جریان نوسانی بستگی به خواص مدار مولد آن دارد. یعنی وابسته به ظرفیت خازن و ضریب خود القایی سیم‌پیچ است.

هر نوسان کامل از نقطه شروع تا برگشت به همان نقطه یک سیکل را تشکیل میدهد و فرکانس نوسانات عبارت است از تعداد سیکلها در واحد زمان .هر سیستم نوسانی مانند پاندول با فرکانس معینی نوسان میکند که با طول پاندول متناسب است .بنابراین

فرکانس نوسانات بستگی به خواص فیزیکی سیستم داشته و برای هر سیستم معین مقدار آن ثابت است .به طریق مشابه فرکانس هر جریان نوسانی بستگی به خواص مدار مولد آن دارد .یعنی وابسته به ظرفیت خازن و ضریب خود القایی سیم پیچ است . لذا هر گا ظرفیت خازن کم باشد به ازای ولتاژ معین مقدار الکتریسیته ذخیر شد در آن بسیار کم است .بنابراین هنگام تخلیه چنین خازنی مقدار الکتریسیتهای که از مدار میگذرد کم بود و به سرعت مدار را طی کرد و یقیناً مدت زمان عبور جریان نیز کوتاه خواهد بود .در چنین شرایطی چون ادامه جریان فق برای مدت کوتاهی مداومت دارد لذا فرکانس نوسانات زیاد است .چنانچه ضریب خود القایی بوبین کوچک باشد نیروی محرکه خود القا نیز کوچک بود و لذا نمیتواند به مقدار زیاد سبب افزایش یا کاهش تدریجی جریان شود .در چنین مداری فرکانس جریان را می توان از فرمول تامسون محاسبه نمود:

$$F = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

که در آن F فرکانس C ظرفیت خازن برحسب فاراد و L ضریب خود القایی سیم پیچ برحسهب هانری است . طبق این فرمول فرکانس هر مدار با حاصل ضرب ضریب خود القایی بوبین در ظرفیت خازن مدار نسبت عکس دارد . باتوجه به اینکه C و L هر مدار فاکتورهای ثابت آن مدار هستندزبنابراین در هر مدار الکتریکی جریان با فرکانس خاصی به نوسان در می آید که آن را"فرکانس طبیعی مدار "گویند.

انتقال انرژی بین سیستمهای نوسانی یک سیستم به هنگام نوسان به محیط اطراف خود انرژی داد و تغییراتی در محیط ایجاد میکند. این اختلالات می توانند در یک سیستم دوم که در مجاورت سیستم اول قرار دارد تأثیر نمایند. به عنوان مثال نوسان یک پاندول در هوا سبب نوسانات و حرکات مولکولهای هوا شد و ارتعاش این مولکولها باعث ارتعاش سیستم مجاور (پاندول دیگر) میشوند. بنابراین باید گفت که انتقال انرژی از سیستم اولیه به سیستم ثانویه سبب نوسان آن سیستم شد و فرکانس نوسانات با توجه به مشخصات سیستم دوم تعیین می‌گردد. هر گاه فرکانس نوسانات دو سیستم برابر باشد نوسانات یکی سبب افزایش نوسانات دیگری شده و دو سیستم به حرکات نوسانی خود آن قدر ادامه می دهند تا تمام انرژی خود را به محیط اطرا پس بدهند. برای حصول چنین حالتی باید فرکانس طبیعی دو سیستم برابر باشد. مشابها در صورت مجاورت دو مدار الکتریکی نوسانی مشابه، مدار نوسانی گیرند بیشینه انرژی را از مدار فرستنده دریافت میکند. به عبارت دیگر وقتی جریان نوسانی یک مدار قادر به تولید جریان نوسانی در مدار دیگر است که دو مدار در حال تشدید یا رزونانس باشند. به عبارت دیگر:

$$F_1=F_2$$

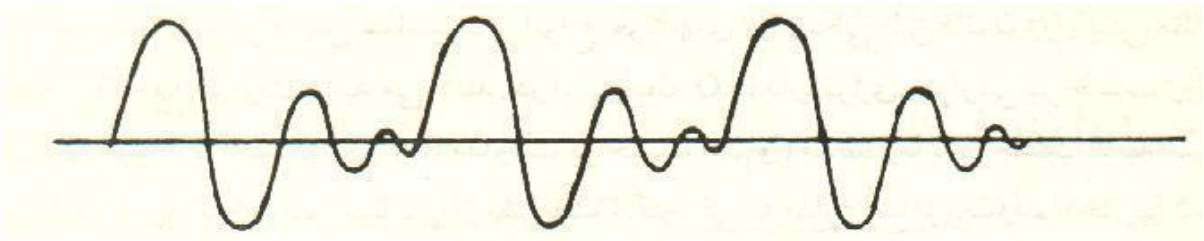
$$\frac{1}{2\pi\sqrt{L_2C_2}} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_1C_1}}$$

شرط رزونانس: $L_1C_1=L_2C_2$

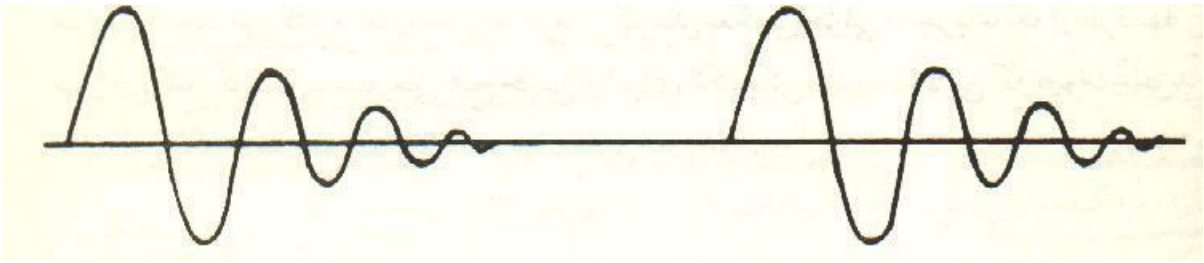
هر جریان الکتریکی نوسانی در محیط اطراف خود یک میدان مغناطیسی متغیر بوجود می‌آورد. حال اگر یک هادی (مثلاً سیم پیچ مدار دوم) خطوط میدان مدار اول راقطع کند، یک نیروی محرکه درآن القا خواهد شد. این جریان القاشده سبب شارژ خازن در مدار دوم می گردد. تخلیه این خازن در سیم پیچ مدار دوم، جریانی نوسانی با فرکانسی متناسب با ظرفیت خازن و ضریب خود القایی بوبین آن مدار تولید می کند. با برقراری شرط رزونانس بین دو مدار میزان القای توان به بیشینه خود خواهد رسید. شرط دشارژ نوسانی خازن در سیمپیچ و عدم میرایی مو آن است که: $R< 2 \pi\sqrt{L/C}$

خواص جریان های پر فرکانس

جریان های پر فرکانس ممکن است منقطع و یا متصل باشند .وقتی نوسانات یک جریان پر فرکانس متصل و بدون انقطاع ادامه یابند آنها را نوسانات متصل گویند ولی هر گا مابین دو سلسله متوالی وقفه باشد آنها را نوسانات منقطع مینامند



شکل ۸۵:نوسانات یک جریان پر فرکانس متصل و بدون انقطاع



شکل ۸۶: نوسانات یک جریان پر فرکانس منقطع

مقاومت ظاهری (Z)

با افزایش فرکانس یک جریان راکتانس بوبین ($ZL=L\omega$)افزایش می یابد به عبارت دیگر برای جریان های پر فرکانس راکتانس بوبین قابل ملاحظه است و حال آنکه راکتانس خازن($ZC=1/C\omega$) ناچیز خواهدبود .بنابراین با افزایش فرکانس امپدانس یک بوبین ممکن است به حدی برسد که شدت جریان پر فرکانسی که از آن می گذرد بسیار ناچیز باشد .چنین بوبین هایی را بوبین های متوقف کنند گویند .ازطرف دیگر وقتی که رآکتانس بوبین زیاد باشد جریان الکتریکی عبوری کم خواهد شد ($Ve=Z Ie$) و بدین جهت است که جریان های پر فرکانس از لحاظ خواص فیزیکی فیزیولوژیکی بیولوژیکی و موارد استعمال با جریان های کم فرکانس اختلاف اساسی دارند.

دیاترمی الکترومغناطیسی به دو صورت اعمال میشود:

۱)دیاترمی با اموج کوتاه(shortwave)

۲)دیاترمی با امواج میکرو(microwave)

ویژگی ها:

در حال حاضردستگاههای مولد موج کوتاه در فرکانس ۲۷ مگاهرتز با طولموج ۱۱ متر و دستگاههای مایکروویو در فرکانس ها۲۴۵۰ مگاهرتز و طول موج ۱۲,۲۵ سانتیمتر به دو صورت مداوم وپالسی طراحی میشود

تولید امواج کوتاه با استفاد از مدارهای رزونانس(تشدید) و ریزموج ها توسط لامپهای مگنترون انجام میگیرد. در دیاترمی موجکوتاه بدن بیمار جزیی از مدار تشدید خواهدبود.. برای قرار دادن ناحیه ی تحت درمان در مدار گیرنده دوانتخاب وجود دارد:

۱. بیمار درون یا در مجاورت خودالقا قرار گیرد که در اینصورت ضریب خودالقایی بوبین(L). به دلیل تغییر قابلیت گذردهی مغناطیسی عوض میشود.
۲. بدن بیمار بین دوصفحه یکی از خازنها قرار داد شود که دراین شرایط با تغییر قابلیت گهذردهی الکتریکی(£) ظرفیت خازن هاتغییر میکند.

دردیاترمی با امواج کوتاه ،رسیدن به بیشینه جریان القایی تابع حضور شرط رزونانس است. . اگر رزونانس در دستگاه برقرار نباشد توان اتلافی بسیار بالاخواهد بود. زیرا جریان القایی کم و بازده درمان نیز پایین است. بدیهی است که افزایش توان تغدیه مدارفرستنده موجب بالا رفتن سطح توان القایی نیز خواهد بود. در حالیکه در دیاترمی های ریزموج بدن بیمار فقط تحت تابش امواجی قرارخواهد گرفت که از طریق آنتن یا اپلیکاتور دستگاه منتشر میشودو پس از عبور از هوا به بافت میرسند.جذب ریز موج عمدتاً در مولکولهای اب صورت میگیرد.

بیمار را هم در حالت پالسی و هم در حالت پیوسته می توان مورد درمان قرار داد. در حالت پالسی این امکان وجود دارد که توان گرمایی بیشتری به بدن بیمار تحمیل شود. زیرا به دلیل خنک شدن جریان خون در فاصله زمانی بین دو پالس حد تحمل بیمار نسبت به گرمادهی افزایش مییابد.

"مقاومت أهمی واثر پوستی:

مقاومت أهمی یک رسانا دربرابرجریان های پرفرکانس درقسمت های داخلی و بیرونی یکسان نیست. درقسمت های بیرونی یا سطحی چون پدیده های القایی شدت کمتری دارند مقاومت در برابرعبور جریان کمتر و در قسمت های داخلی بیشترست.بنابرین جریان های پرفرکانس بیشتر از پوسته رسانا میگذرندتا از مرکز آن."

اثر میدان الکتریکی

"رساناها:ارتعاش یون ها و چرخش دوقطبی ها

نارساناها:تغییرشکل ملکولهاوجابه جایی اوربیتال های إلکترونی "

* اثار میدان الکتریکی هم در مواد رسانا وهم نارسانا سبب افزایش دما میشود

میدان الکتریکی در رساناها موجب ارتعاش و نوسان یونها و چرخش دوقطبی ها(دیپل های الکتریکی)و در نتیجه ایجاد گشتاور بر

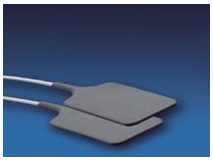
آنها و تغییر درجه حرارت خواهد شد و در نارساناها تغییر شکل مولکولی و جابجایی اوربیتالهای الکترونی را به دنبال دارد که آن نیز بنوبه خود سبب بالارفتن دما خواهدشد.

آثار میدان مغناطیسی

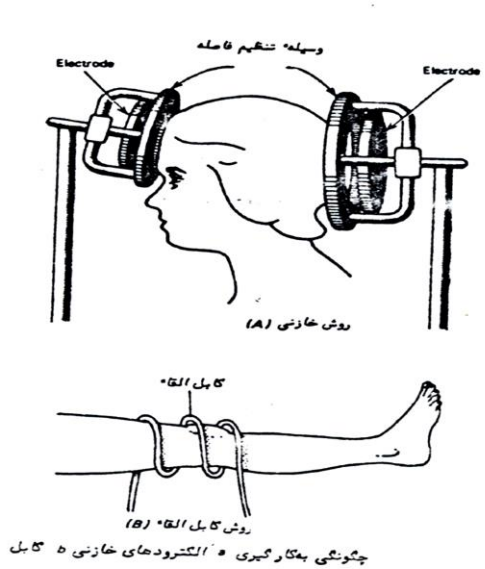
میدان مغناطیسی در رساناها با ایجاد جریانهای گردابی یا فوکو (eddy currents) جریانهای القایی بوجود می آورند و طبق قانون ژول (RI2T) در رسانا گرما به وجود می آید .پس اعمال میدان مغناطیسی سبب ایجاد گرما می شود.

روشهای اعمال دیاترمی موج کوتاه (روشهای درمان با short wave diathermy(S.W.D)

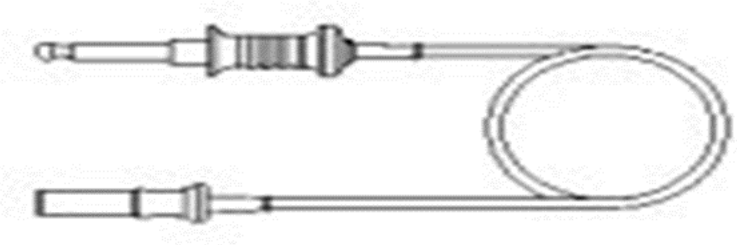
دو روش دیاترمی موج کوتاه موجود است :۱. روش میدان خازنی و ۲. روش کابلی



شکل ۸۸:روش میدان خازنی



شکل ۸۷: بالا روش اول و پایین روش دوم



شکل ۸۹: روش کابلی

۱-روش میدان خازنی

در این روش ایجاد گرما در بدن با چگونگی پخش خطوط میدان الکتریکی مشخص میگردد. بطور کلی بیشترین تراکم خطوط میدان در بافتهای سطحی و بافتهای با امپدانس کم است. در این شیوه شدت میدان نزدیک الکترودها بیشتر است.

گرم کردن بافت ها

تولید گرما

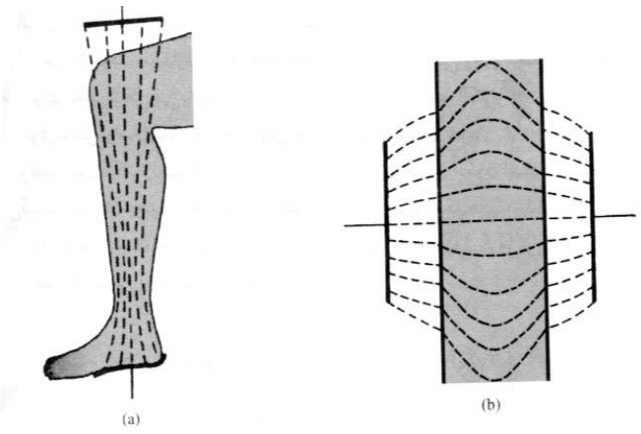
همان طور که می دانیم بدن انسان از نظر نقشه الکتریکی به مداری شامل مقاومت ها و خازن ها تشبیه می شود. بنابراین فقط جزیی از جریان پر فرکانس که از مقاومت ها عبور میکند طبق رابطه ژول حرارت ایجاد مینماید که آن را جریان گرمازا می گویند. مقاومت اهمی یک رسانا در برابر جریان های پرفرکانس در قسمت های بیرونی و داخلی یکسان نیست .در قسمت های بیرونی یا سطحی چون پدیده های القایی شدت کمتری دارند مقاومت در برابر عبور جریان کمتر و در قسهمت های داخلی بیشتر است . بنابراین جریان های پرفرکانس بیشتر از پوسته رسانا می گذرند تا از مرکز آن. این پدیده را اثر پوستی می نامند. بعکس جزیی از جریان که از ظرفیتها عبور کند گرمازا نیست. یعنی هیچ جزیی از انرژی الکتریکی آن در بافت هایی که به عنوان عایق خازن بین الکترودها واقع شد اند به حرارت تبدیل نمی شود.

- **در بافتهای سطحی بدلیل نزدیکی به الکترودها شدت میدان بیشتر و درنتیجه بیشتر گرم می شوند.**

در روش میدان خازنی که یکی از روش های دیاترمی الکترومغناطیسی با موج کوتاه است, ایجاد گرما در بدن با چگونگی پخش خطوط میدان الکتریکی مشخص میگردد .بطورکلی بیشترین تراکم خطوط میدان در بافت های سطحی و بافت های با امپدانس کم است. در این شیوه شدت میدان نزدیک الکترودها بیشتر است .**در بافت های سطحی بدلیل نزدیکی به الکترودها شدت میدان بیشتر و درنتیجه بیشتر گرم می شوند .خطوط نیرو از موادی با ثابت دی الکتریک بیشتر آسانتر می گذرد .خون و ماهیچه دارای ثابت دی الکتریک بیشتری نسبت به چربی و بافت رشته ای سفید می باشند** .بنظر میرسد بافتهای سطحی بدن مثل مقاومت های اهمی سری و بافتهای عمقی بدن شبیه مقاومتای موازی رفتار میکنند .باتوجه به اینکه بافت های سطحی نظیر چربی پرامپدانس ترند, دربافت های سطحی گرمای بیشتری خواهیم داشت . زیرا مقاومت اهمی آنها بزرگتر است .بیشترین امپدانس را بافت چربی زیر پوست داراست و خطوط نیرو برای رسیدن به بافت های عمقی

باید از پوست و بافت سطحی و ماهیچه ها (سری) بگذرند .بنابراین بافت های عمقی با امپدانس کوچکتر بیشتر گرم میشوند .بدین ترتیب اگر هدف اصلی ما از دیاترمی گرمادهی به بافت چربی باشد بهترین روش استفاده از روش خازنی است.

در بافت های موازی، بافت با امپدانس کمتر دارای شدت میدان بیشتر است. در بافت های سری شدت خطوط میدان یکی است و بافت با امپدانس بیشتر، بیشتر گرم می شود. عملا آرایش بافت ها مخلوطی از سری و موازی است.

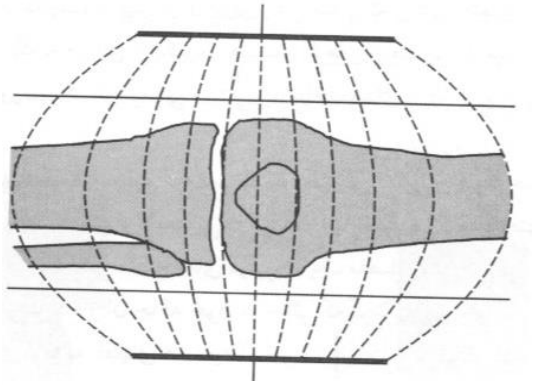


شکل ۹۰: چگونگی پخش خط های نیرو در بافت ها. سمت راست انبوهش خط های نیرو و سمت چپ پراکندگی آنها

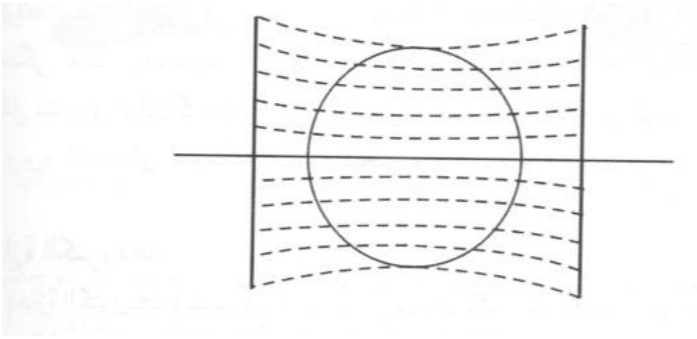
تاثیر اندازه الکترودها

هرگاه در دیاترمی از الکترودهای خازنی استفاد شود, خطوط میدان الکتریکی در بافت بستگی به شکل الکترودها, فاصله الکترود از بافت, سطح الکترودها و ناحیه درمان دارد .در بافت های سطحی و آنهایی که امپدانس کمتری دارند, حرارت بیشتری تولید می شود .با تنظیم الکترودها می توان حرارت این نواحی را محدود نمود (از نظر مقدار وسعت)و بنابراین ابعاد الکتروده ها و طرز قرار گرفتن و فاصله آنها از بدن در دیاترمی حایز اهمیت است .**قانون کلی این است که ابعاد الکترودها باید تا اندازه ای بزرگتر از ابعهاد ناحیه درمان باشد** .همواره خطوط نیروی الکتریکی بین دو الکترود در فاصله بین دو جوشن به استثنای نواحی مجاور لبه ها با یکدیگر موازی و بر سطح دو جوشن عمودند .پراکندگی خطوط نیرو در لبه سبب کم شدن دانسیته خطوط میدان الکتریکی و نقصان حرارت در عمق نسبت به سطح عضو مورد درمان می شود (کاهش شدت گرما در کناره ها). پس ابعاد خازن مورد استفاده را باید متناسب با ابعاد عضو مورد درمان انتخاب کرد. در غیر این صورت درمان موفقی

انجام نخواهد گرفت.

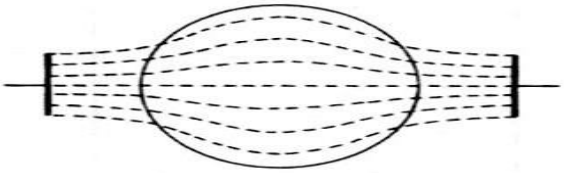


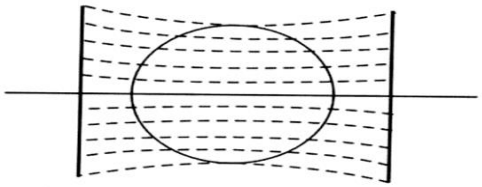
شکل ۹۲: مفصل در میدان یکنواخت مرکز



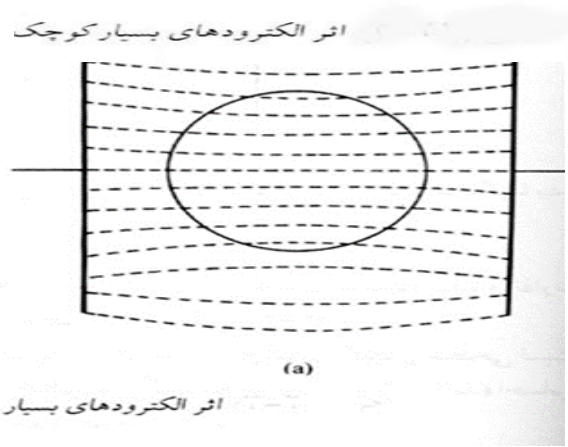
شکل ۹۱: شکل صحیح الکترود ها، در اینجا خط های نیرو به سمت بافت همگرا می‌شوند.

هرچه فاصله الکترود ازسطح پوست بیشتر باشد, توزیع خطوط میدان همگنتر است .ولی نباید این فاصله خیلی زیاد شود زیرا موجب اتلاف انرژی خواهد شد .**در الکترود های خازنی میدان الکتریکی در کناره ها پراکنده شده و سبب کاهش شدت گرما میشود** . با بزرگ گرفتن صفحات خازن, دیگر از کناره های میدان استفاده نمی شود .زیرا که عضو مورد درمان کوچک است و فقط قسمت وسطی میدان را اشغال می کند .بنابراین مقداری از انرژی الکتریکی بدون استفاده می ماند. استفاده از الکترودهای غیر هم اندازه سودی ندارد. باید قطر الکترودها از عضو تحت درمان بزرگتر باشد. **چنانچه قطر الکترودها از قطر عضو کوچکتر باشند خطوط نیرو در بافت پراکنده شده و باعث گرمای بیشتر در بافتهای سطحی نسبت به عمقی میشود و اگر قطر الکترود ها خیلی بیشتر از عضو باشد انرژی هدر می رود.** با بزرگ گرفتن خازن ها دیگر از کناره های میدان استفاده نمی شود.





شکل صحیح الکترودها ، در اینجا خط‌های نیرو به سمت بافت همگرا می‌شوند.



اثر الکترودهای بسیار بزرگ (a) و میدان الکترودهای نابرابر (b).

شکل ۹۳

تاثیر اندازه الکترود ها

استفاده از الکترودهای غیر هم اندازه سودی ندارد. باید قطر الکترودها از عضو تحت درمان بزرگتر باشد.

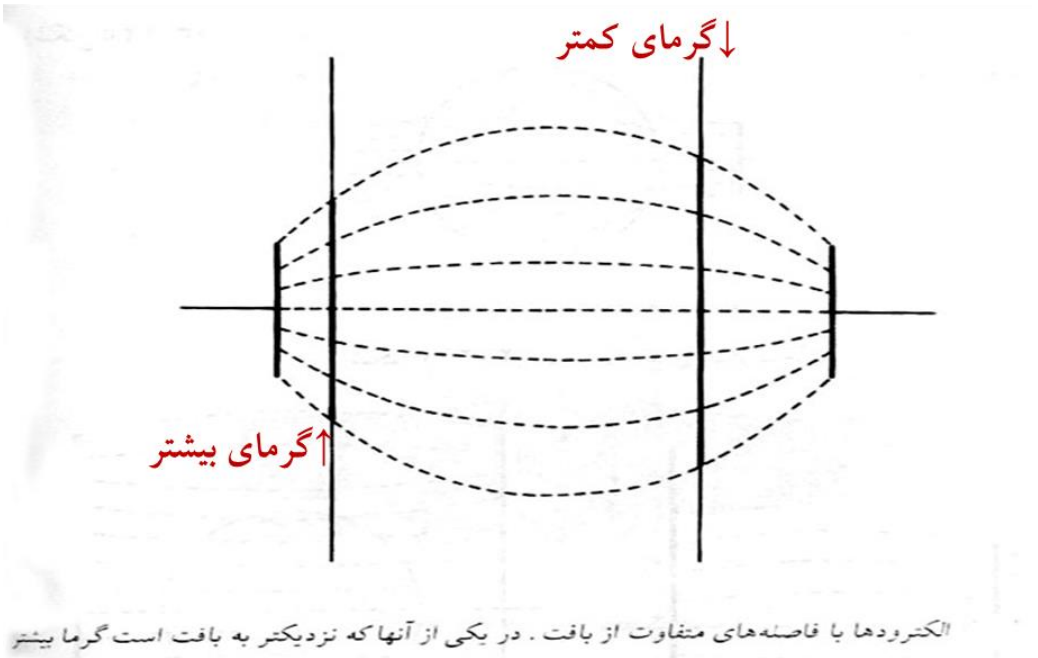
چنانچه قطر الکترودها از قطر عضو کوچکتر باشند خطوط نیرو در بافت پراکنده شده و باعث گرمای بیشتر در بافتهای سطحی نسبت به عمقی میشود.

برعکس اگر الکترودها بسیار بزرگتر از قطر ناحیه مورد درمان باشد، مقداری از خطوط میدان به جای عبور از بدن، از هوای بین لبه های الکترودها خواهند گذشت که منجر به اتلاف انرژی می شود. **از انجاکه ثابت دی الکتریک بافت بزرگتر از هواست در نتیجه اگر بخشی از عضو که بین دو الکترود است دارای قطری کوچکتر از الکترودها باشد خطوط میدان بسوی عضو خم می شوند**

بنابراین اندازه ایده آل الکترودها هنگامی ست که قطر آنها کمی بزرگتر از قطر عضو مورد درمان باشد.

فاصله الکترودها از بدن

در روش خازنی الکترودها باید تا حدی که قدرت خروجی دستگاه اجازه دهد، از بدن فاصله داشته باشند. ماده واسط باید از موادی با ضریب دی الکتریک کم انتخاب شود که بهترین آنها هواست. از نمد وحوله خشک نیز می توان استفاده کرد.



الکترودها با فاصله‌های متفاوت از بافت . در یکی از آنها که نزدیکتر به بافت است گرما بیشتر

شکل ۹۴

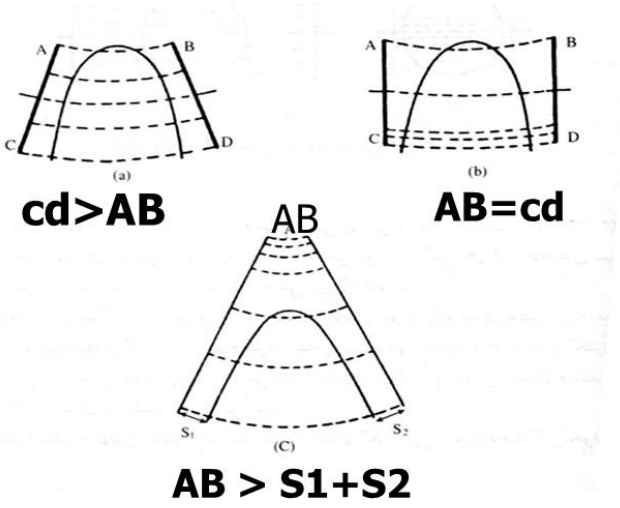
اگر الکترودها نزدیک سطح بدن باشند، به علت وجود هوا در خارج بدن با ضریب دی الکتریک کم، خطوط میدان الکتریکی دارای فشردگی قابل توجهی هستند ونمی توانند منتشر شوند، وبه محض ورود به بدن به علت بالا بودن ضریب دی الکتریک، گسترده می شوند.

هرچه فاصله الکترودها از سطح پوست بیشتر باشد، توزیع خطوط میدان همگن تر است. ولی نباید این فاصله زیاد شود زیرا موجب اتلاف انرژی خواهد شد. در الکترودهای خازنی میدان الکتریکی در کناره ها پراکنده شده وسبب کاهش شدت گرما میشود.

جایگاه الکترودها

الکترودها باید موازی پوست باشند تا گرما یکنواخت باشد.

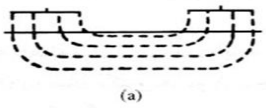
موازی کردن الکترودها با پوست در بعضی نواحی سبب ایجاد زاویه بین الکترودها میشود، در این صورت فاصله بین الکترودها باید بیش از مجموع فاصله الکترودها وپوست باشد.



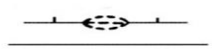
شکل ۹۵

روش های الکترودگذاری

۱- **الکترود های روبرو (contraplanar)**: الکترودها در دو سوی تنه بیمار جای داده میشوند.



۲- **الکترودهای کنار هم**: برای بافت های سطحی. اگر الکترودها بهم خیلی نزدیک باشند خطوط میدان از بافت نمی گذرند.

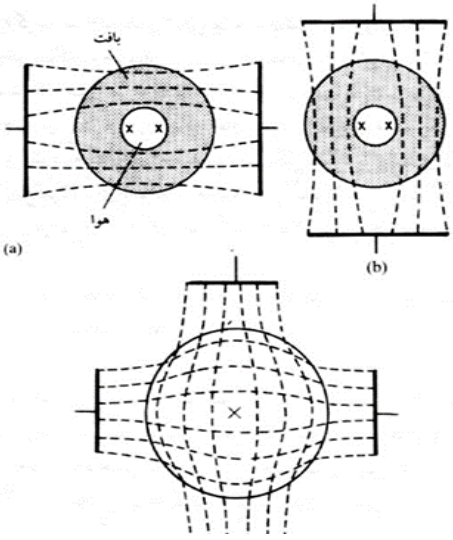


ترتیب الکترودها در روش کنار هم[3] (a) درست (b) نادرست

شکل ۹۶

۳- **الکترودهای چهاربر:** آرایش الکترودها در درمان عوض می شود بطوریکه خطوط میدان در دو مرحله باید بر هم عمود باشند.

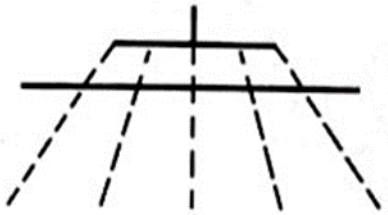
مناسب برای نواحی عمیق واندام های هوایی مثل سینوس ها که خطوط از آنها کمتر رد می شوند.



شکل ۹۷

۴- روش تک قطبی (monopolar):

یکی از الکترودها در برابر ناحیه درمان ودیگری با فاصله ای دور از بدن جا داده میشود.



میدان شعاعی ایجاد شده با الکترود تک قطبی

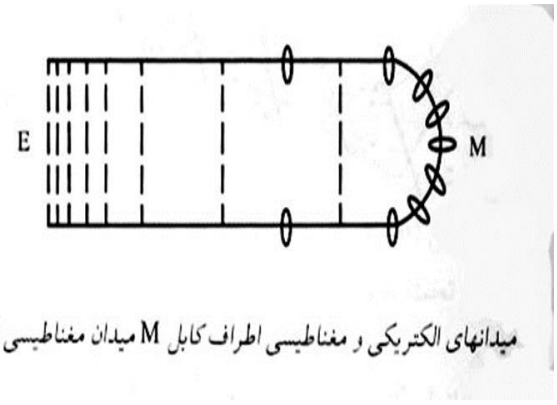
۲ روش کابلی:

در این روش از تاثیر میدان الکتریکی و مغناطیسی استفاده شکل ۹۸
میشود.الکترود دارای یک کابل (تشکیل شده از یک سیم ضخیم و
پوشش پلاستیکی) است که دارای یک پوشش نارساناست و وقتی در مجاورت بدن بیمار قرار می گیرد جریان الکتریکی را به بدن القا میکند و براساس قانون ژول باعث گرم شدن بدن میشود به این صورت که با نوسان جریان پرفرکانس در کابل یک میدان االکترواستاتیک بین دو پایانه (شکم ها) و

یک میدان مغناطیسی اطراف مرکز (گره ها) بوجود می آید. . میدان الکتریکی رفتاری

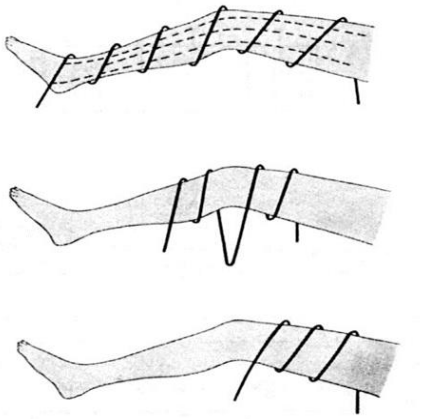
مشابه میدان خازنی دارد ولی بخش اعظم انرژی صرف ایجاد میدان مغناطیسی متغیر می شود . هرچه ماده رساناتر باشد ایجاد جریانهای گردابی درآن بیشتر است .بدین ترتیب بافت کم امپدانس به علت رساناتر بودن گرمای بیشتر و بافت با امپدانس زیادتر گرمای کمتری دریافت خواهد کرد .اعم از اینکه بافتها در سطح باشند یا در عمق .برای اندام ها بیشتر از روش کابلی گاه نیز از الکترود کابلی تک قطبی بهره گیری میشود این الکترود را یک مارپیچ تخت از سیم کلفت دارای پوشش محافظ سخت تشکیل میدهد و روش ایجاد گرما در آن مانند روش کابلی است.

در کاربرد کابل می توان دو انتها را که دارای میدان الکتریکی هستند برای نواحی با امپدانس بالا (مانند مفاصل) بکار برد و از میدان مغناطیسی آن در مناطقی که به علت وجود عضلات و عروق پرالکترولیت دارای امپدانس کمی هستند استفاده نمود.



میدانهای الکتریکی و مغناطیسی اطراف کابل M میدان مغناطیسی E میدان الکتریکی

شکل ۹۹



شکل ۱۰۰: روش کابلی

الکترود کابلی تک قطبی

شکل ۱۰۱

- الکترود تک قطبی: یک مارپیچ تخت از سیم کلفت دارای پوشش محافظ سخت.
- روش ایجاد گرما مانند روش کابلی است.
- دراین روش از اثر میدان الکتریکی و مغناطیسی با هم استفاده میشود.

اثرات مستقیم و غیر مستقیم

اثر اصلی عبور جریان پر فرکانس از بدن مانند عبور جریان از هر نوع هادی دیگر تولید حرارت است و اثرات فیزیولوژیکی آن ناشی از افزایش درجه حرارت بدن می باشد.

- **افزایش متابولیسم:** در نتیجه گرم شدن بافت ها
- **اثر آرامبخشی و ضددرد:** تجمع پروستاگلاندینها و تاثیر روی اعصاب (تحریک پذیری اعصاب کاهش می یابد مشروط بر اینکه حرارت خیلی زیاد نباشد
- تأثیر بر بافت عضلانی (برطرف کردن اسپاسم)
- **نابودی بافت(درصورتیکه حرارت خیلی زیاد باشد):** انعقاد پروتئین ها
- **افزایش خون در دسترس بافت ناشی از:**

۱- افزایش دما←افزایش متابولیت ها و گشادی عروق

۲- تحریک پایانه های عصبی حسی سطحی و گشادی عروق

- **افزایش دمای بدن:** حرکت خون گرم به دیگر بافت ها

- **افت فشار خون:** بدلیل گشادی عروق و کاهش ویسکوزیته خون
- **افزایش کار غدد عرق:** گرم شدن خون ← تاثیر روی مرکز کنترل دمای بدن← پرکاری غدد عرق

کاربردهای درمانی دیاترمی موج کوتاه:

۱- فرایندهای التهابی: گشادی عروق ←افزایش جریان خون ← افزایش انتقال گلبول های سفید و آنتی بادی ها
۲- عفونت های باکتریایی: افزایش انتقال گلبول های سفید
۳- آسیب های تروماتیک(ضربه ای): افزایش جریان خون ←افزایش انتقال مواد زاید
۴- کاهش زمان ریکاوری و بهبود زخم: افزایش جریان خون
۵- اثر روی عضلات: شل شدن ماهیچه ها
۶- افزایش دمای عمومی بدن
۷- ضددرد

خطرات دیاترمی موج کوتاه

- سوختگی :می تواند ناشی از تمرکز میدان بدلیل وجود مواد با ثابت دی الکتریک بالا (فلز)یا رطوبت متمرکز، افزایش توان خروجی دستگاه، تماس الکترودها با پوست و جریان بیش از اندازه بخاطر نارسایی حسی بیمار باشد.
- سرگیجه:ناشی از تاثیر درمان بر محتویات مجاری نیم دایره
- غش: درنتیجه افت فشارخون بعداز گرمادهی به دلیل گشادی عروق و کاهش چسبندگی خون .
- سرماخوردگی :به دلیل تشدید فعالیت غدد عرق و عدم توجه کافی بیمار به موضوع
- حساسیت پوستی
- اختلال و کاستی در جریان خون و در نتیجه افزایش دمای بافت ناشی از عدم پخش گرما توسط خون و ایجاد گانگرن(قانقاریا) (در اثر گرمادهی متابولیسم و مصرف اکسیژن بالا میرود).
- شوک الکتریکی و ایجاد جرقه
- اشیای فلزی :هنگام درمان نباید اشیای فلزی توسط بیمار استفاد شود زیرا علاوه بر اینکه سبب تغییر شکل میدان میگردند با القای جریان فوکو در آنها حرارت تولید می شود که علاوه بر هدر رفتن انرژی باعث سوختگی نیز میشوند .
- رطوبت :در موقع دیاترمی نباید پوست ناحیه درمان مرطوب باشد .زیرا اندوکتانس آب زیاد بوده و زود گرم می شود . درنتیجه بیمار با احساس شدید گرما در پوست قادر به تحمل درمان نخواهد بود.
- همگرایی میدان: بدلیل وجود مواد با ثابت دی الکتریک بالا (فلز) یا رطوبت متمرکز.
- جریان بیش از اندازه: بدلیل نارسایی حسی بیمار.
- حساسیت اضافی بیمار: ناشی از رادیوتراپی یا...
- کاستی جریان خون: افزایش گرما ناشی از عدم پخش گرما بوسیله خون.

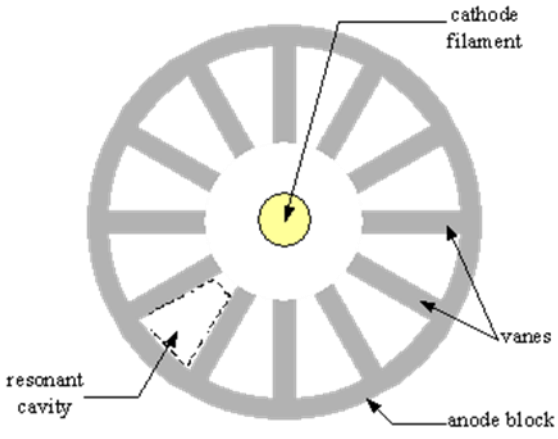
- تماس الکترودها با پوست: ایجاد سوختگی .
- سوختگی پوست و تاول: دراثر نم روی پوست .

M.W.D

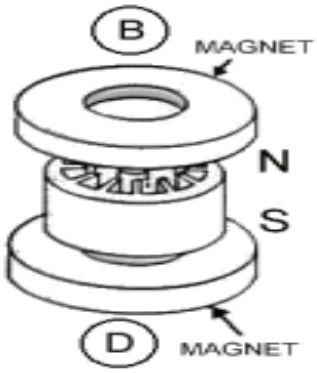
تولید ریز موج

به منظور تولید ریزموج از لامپ های ویژه ای بنام مگنترون استفاده می شود. .سپس جریان از طریق کابل های هم محورcoaxial به آنتن ها(که مقابل رفلکتورها قرار دارد) منتقل میشود .در این درمانها بیمار جزیی از مدار رزوناتور نیست بلکه فقط تحت تابش امواج الکترومغناطیسی ریز موج قرار دارد .در این روش هوا که ثابت دی الکتریک پایین دارد محیط تطبیقی مناسبی برای انتقال موج به بدن بشمار میرود و امواج پس از گذر از هوا به بافت می رسند.بیشترین فاصله بیمار تا اپلیکاتور ۱۰تا۲۰ سانتیمتر است..در مواردی که میدان تابشهی بزرگ باید فاصله را زیاد کرد که خود مستلزم افزایش خروجی دستگاه است .جذب ریز موج عمدتا در مولکول های آب صورت می گیرد .لذا ماهیچه و خون بهتر از چربی گرم می شوند .در این رو گرما کمتر از امواج کوتاه و بیشتر از فروسرخ در بدن نفوذ میکند عمق نفوذ متوسط ریزموج در بافت نرم در حدود۳ سانتیمتر تعیین شده است.بیمار را هم در حالت پالسی و هم در حالت پیوسته می توان مورد درمان قرار داد . در حالت پالسی این امکان وجود دارد که توان گرمایی بیشتری به بدن بیمار تحمیل شود ،زیرا به دلیل خنک شدن جریان خون در فاصله زمانی بین دو پالس حد تحمل بیمار نسبت به گرمادهی افزایش می یابد .

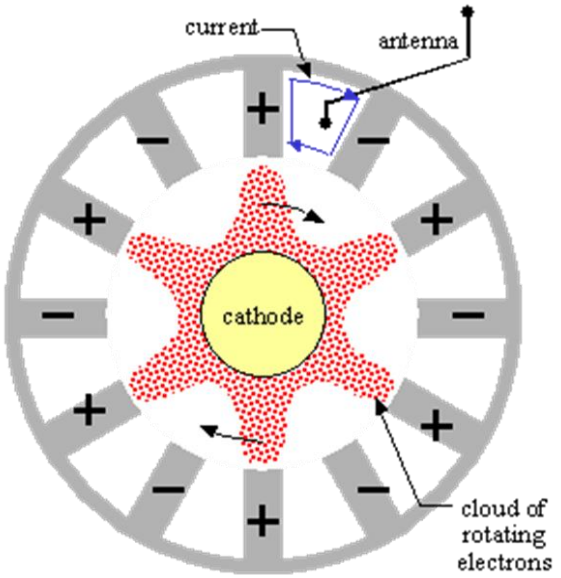
اجزای لامپ مگنترون



شکل ۱۰۲



شکل ۱۰۳



شکل ۱۰۴

حداکثر سطح مجاز تابش گیری از ریزموج

بر اساس استاندارد FADحداکثر سطح مجاز تابش گیری از ریزموج ۱۰میلی وات بر سانتیمتر مربع اعلام شده است.

موارد ممنوعه دیاترمی(اعم ازریزموج یا موج کوتاه)

- هموراژی :گرم کردن بافت ها با جریان پر فرکانس سبب گشاد شدن عروق خونی می شود .بنابراین بعد از هر عارضه مستعد به خونریزی یا هر حالتی که توأم با خونریزی باشد، دیاترمی ممنوع است .
- ضایعات آرتریولها و ترومبوز وریدی و فلبیتیس(التهاب سیاهرگ) :تشدید و نقصان جریان خون ممکن است سبب جابجایی لخته خون و یا وخیم تر شدن تورم و هیپوکسی گردد.
- . دوران بارداری: دیاترمی لگن و شکم در دور بارداری ممنوع است .
- وجود پوک فلزی :دیاترمی برای افرادی که به عللی از قطعات فلزی داخل بافتی استفاد می کنند جایز نیست .
- نقصان حس پوستی :دیاترمی قسمت هایی از بدن که دچار نقص حساسیت پوستی هستند، مجاز نیست .
- تومورها :گرچه دربرخی ازمراکز رادیوتراپی برای بالا بردن میزان اکسیژن وحساسیت تومور به درمان ازتکنیک دمافزائی استفاده میکنند، مع الوصف برخی تومورها را که شانس انتشارشان بالاباشد و یا تا شش ماه قبل رادیوتراپی می شده اند، نباید دیاترمی کرد.
- اطفال و افراد مهجور
- مبتلایان به صرع

هرقدر فاصله الکترود ها از بدن بیشتر شود،میدان الکتریکی عمقی یکنواخت تر و حرارت حاصل در عمق زیاد تر خواهد بود. در این صورت باید بین الکترود ها و پوست با مواد با ضریب دی الکتریک کم پر شود که در این مورد ،هوا مناسبترین است

- امواج مایکرو ویو پس از گذر از هوا به بافت میرسند.

هر چه فاصله دستگاه از سطح پوست بیشتر باشد، توزیع خطوط میدان همگن تر است.ولی نباید فاصله خیلی زیاد شود ؛زیرا موجب اتلاف انرژی است

- هرگاه میدان تابشی بزرگ بود، باید فاصله بیشتر شود که مستلزم افزایش خروجی دستگاه است.
- بیشترین فاصله ی بیمار تا اپلیکاتور ،۱۰_۲۰ سانتی متر است.
- عمق نفوذ امواج مایکروویو ،کمتر از SWD (امواج رادیویی) و بیشتر از IR (فرو سرخ) است
- جذب ریز موج ،عمدتا در مولکول های آب صورت می گیرد.لذا ماهیچه و خون،بهتر از چربی گرم میشوند.

کاربرد های درمانی ریز موج ها:

آسیب های تروماتیک و رماتیسمی

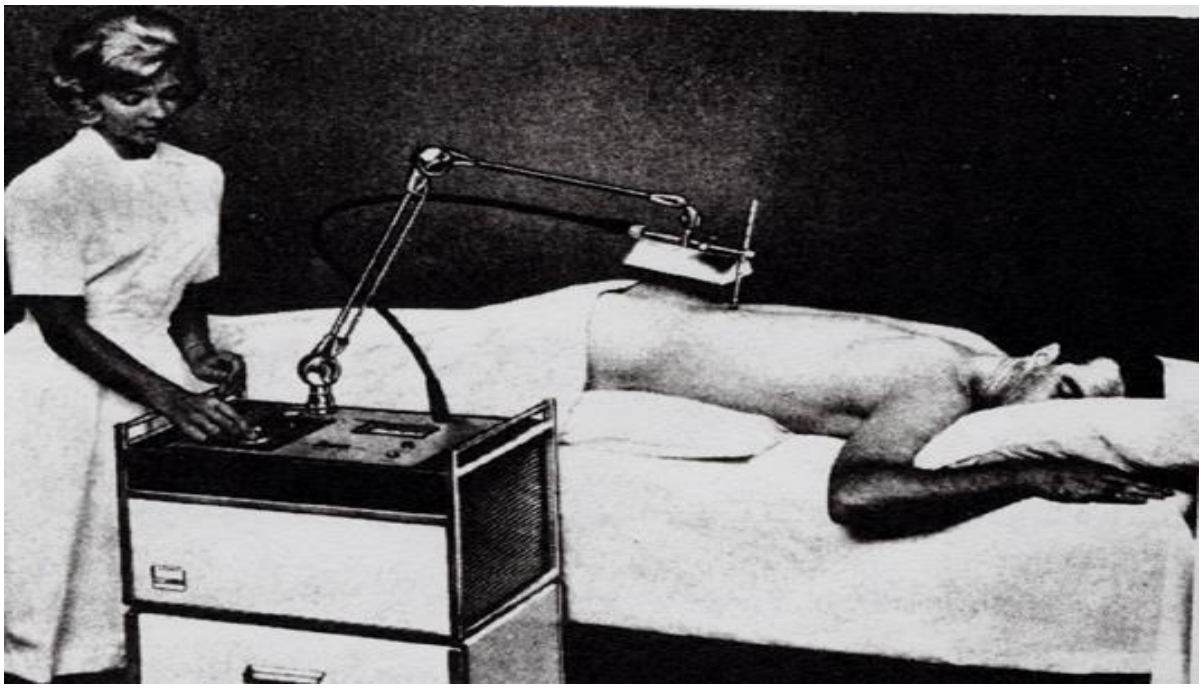
خطرات:

۱_سوختگی

۲_کاتاراکت:زیرا جذب ریزموج در عدسی چشم باعث کدورت آن می گردد. توصیه شده است که از عینک های محافظ در برابر این امواج استفاده شود.

۳_افزایش دمای گنادها و کاهش تولید اسپرم

۴-افرادیکه دچار خونریزی و آسیب های عروقی اند



شکل ۱۰۵: کیفیت انجام دیاترمی ریزموج

آماده سازی دستگاه دیاترمی و بیمار:

۱_ آزمایش دستگاه: لامپ مهتابی، حس گرما.

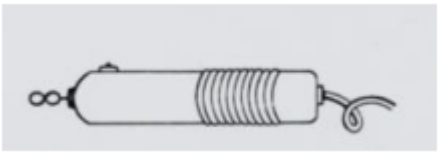
۲- آماده سازی بیمار: نشاندن بیمار روی نیمکت، صندلی یا تخت غیر فلزی (بدلیل القای جریان در فلز و گرم شدن آن) ، کنار زدن لباس برای تعریق سریع.

۳-آزمایش حس پوستی بیمار

جراحی الکتریکی پرفرکانس (دیاترمی) :

جراحی الکتریکی به منزله استفاده از اثار جریانهای الکتریکی مستقیم و متناوب در ایجاد برشهای ظریف، برداشتن و حذف زیگیل، خال و ...، خشک کردن بافت و یا بستن رگ و جلوگیری از خونریزی است.

روش قدیمی: با استفاده از جریان مستقیم توسط ترموکوتر



شکل ۱۰۶: شماتیک یک ترموکوتر

در ترموکوتر جریان الکتریکی مستقیم از حلقه‌ای عبور داد می‌شود. این حلقه از جنس آلیاژ فرونیکل (آلیاژ آهن و نیکل) است.

در اثر عبور جریان از این رسانای اهمی درجه حرارت بالا رفته گرمای شدیدی به وجود می آید. از این دمای بالا (گاهی تا حدود ۸۰۰درجه سانتیگراد) برای برش زدن بافت و یا منعقد کردن پروتئینها و خشک کردن آب سلول استفاد می شود. سابقاً در جراحی الکتریکی از ترموکوتر استفاده هایی می‌شد و در اطاق های عمل به خصوص در حیطه کار جراحی های گو و حلق و بینی، دندانپزشکی، جراحی فک و صورت کاربرد فراوان داشت. ترموکوتر شامل یک الکترود است که در انتهای آن مفتول کوتاهی از آلیاژ فولاد و کرم نصب شد است. شکل این مفتول غالباً حلقوی و بعضی برحسب مورد عمل، نیم حلقه با شکل عدد هشت

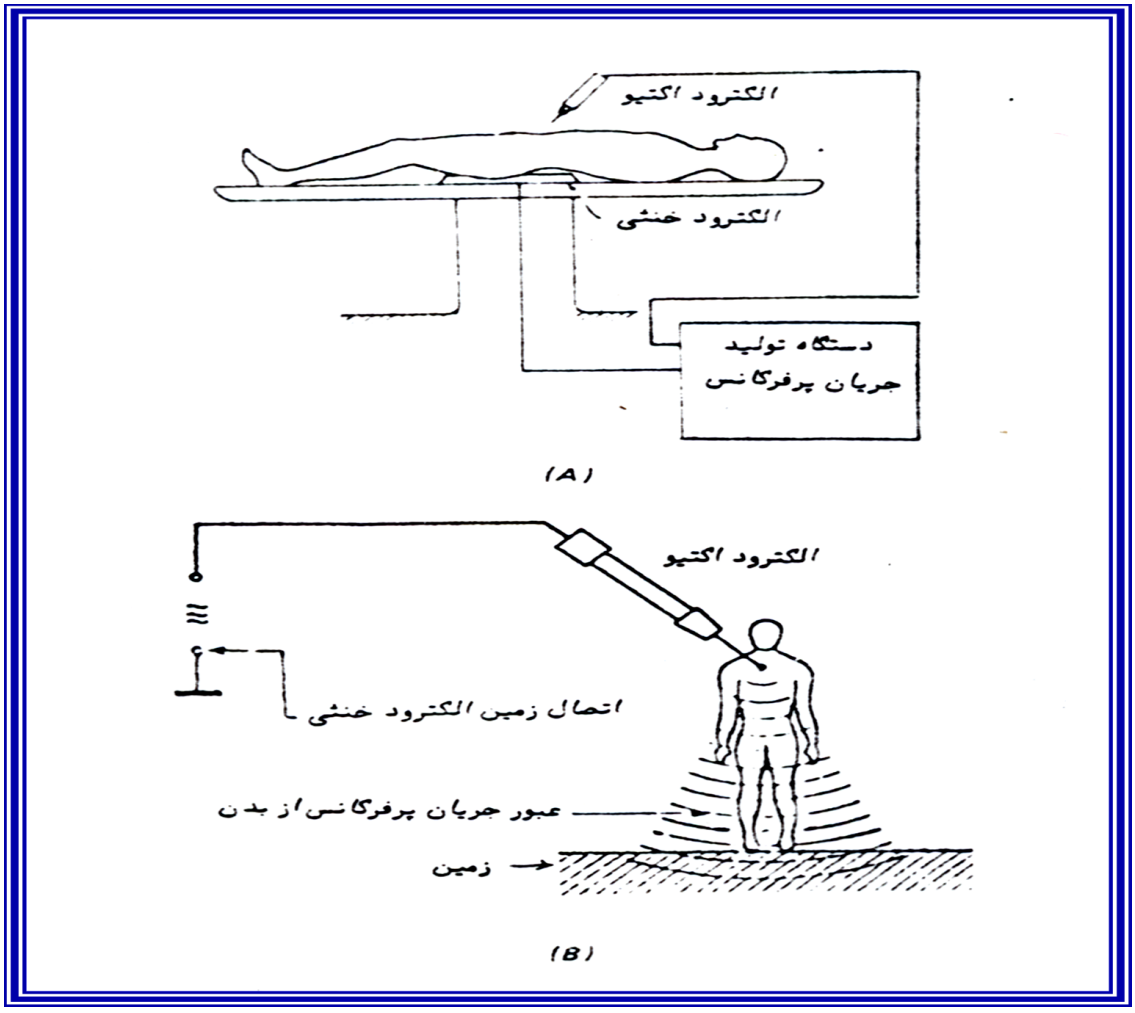
انگلیسی می باشد. با عبور جریان کم ولتاژ (حدود۶ تا ۱۲ ولت) مفتول فلزی را تا حد قرمز یا سفید شدن گرم می‌کنند. تماس این الکترود فعال با بافت سبب کز دادن و پختن و سوزاندن آن میشود. از نقطه نظر بافت شناسی نتیجه این عمل حصول لخته نکروز

حجیم معادل سوختگی درجه ۳ است به انضمام حرارت غیر قابل کنترل که عامل بروز ضایعات در بافتهای اطراف موضع عمل خواهد بود. سوختگی های ناشی از کاربرد ترموکوتر اغلب بهبودی خفیف و گرایش به تولید اسکار و عفونت های ثانوی و انقباض های التیامی ناخو شایند به خصوص در مخاط اطراف خود دارد که این خود جزء خطرات و معایب این رو به شمار میرود. امروز در عمل‌های جراحی برای تهیه بیوپسی از ترموکوتر استفاد نمیشود. زیرا نکروز انعقادی بافت های نرم مانع از انجام آزمایش های صحیح بافت شناسی خواهد بود. همچنین گرچه سابق در جراحی های کوچک مانند برداشتن پولیپ کاربرد فراوان داشته ولی امروز اثر آن را شبیه به اثر میله های فلزی قرمز شده با حرارت ابتدایی ادوار گذشهته تلقی کرده و از وسایل مدرن

جراحی حذف گردید است(هم اکنون استفاده نمی شود. چون گرما به بافت های اطراف گسترش می یابد و سوختگی های اطراف به اسکار و عفونت های ثانوی تبدیل می شود).

روش نوین: با استفاده از جریان پرفرکانس (الکتروکوتر)

در حال حاضر جهت جراحی الکتریکی از الکتروکوتر و جریانهای پرفرکانس استفاده می‌شود. اساس عملکرد این سیستم با تغییراتی در الکترودها شبیه به دستگاه‌های دیاترمی است. ابعاد یکی از الکترودها بسیار کوچک طراحی شد و و به عنوان الکترود فعال در اختیار کاربر است. الکترود دوم با سطح بسیار بزرگ نقش الکترود خنثی را ایفا می‌کند. بدین ترتیب خطوط میدان الکتریکی از یک ناحیه کوچک خارج و در سطحی بزرگ پخش می شود. قرار گرفتن الکترود فعال نزدیک و یا روی بافت امکان جراحی الکتریکی را فراهم مینماید. گاه الکترود بزرگ به یکی از عضلات بزرگ، تخت بیمار و یا به زمین اتصال داد میشود.



شکل ۱۰۲

الکترودهایی که در جراحی پر فرکانس به کار می رود عبارتند از:

الف: الکترود بی اثر یا خنثی: این الکترودها فقط برای هدایت جریان اند و نباید اثری داشته باشند. بدین علت وسعت آنها زیاد و برحسب شکل و موضعی که قرار می گیرند، متفاوت است. ب: الکترود فعال:این الکترودها انواع مختلف دارند . ازآن جمله میتوان نمونه های سوزنی بسیار ظریف،سوزنی ضخیم ، چاقویی و حلقوی را ذکر کرد.

- پرتو جراحی یا جراحی با امواج رادیویی چیست؟

نوعی جراحی است که درآن ازخارج ازمغز،یک دوز بالای امواج رابه نواحی از مغز تابانده می شود.

۱.جراحی الکتریکی بطور مرسوم(Conventional electrosurgery): با استفاده از دستگاه هایی که جریان های با فرکانس بالا(۲۰۰۰_۲۵۰)کیلوهرتز تولید میکنند انجام میشود. ولتاژ دراین موارد۲۰۰۰_۲۰۰ولت میباشد و هم چنین PRF ۱۲۰ هرتز می باشد.

- ❖ PRF(Pulse recurrence frequency):یعنی فرکانس تکرار(عود) پالس
- تعریف:تعداد پالس تکرارشونده یک سیگنال خاص دریک زمان واحد است که به طور معمول به صورت پالس در ثانیه اندازه گیری می شود

۲.دستگاه های رادیوفرکانسی(Radiofrequency machines) : جریان هایی بالای ۲۰۰۰ کیلو هرتز(۲ مگاهرتز)تولید می کنند.

درصورتی که بافت به آرامی گرما ببیند موارد زیر اتفاق می افتد:✓

۱) در دماهای زیر ۴۵ درجه:

آسیب های حرارتی برگشت پذیر است

۲) در دماهای بیشتر از۴۵درجه:

دناتوراسیون آنزیم های سلولی ونکروزبافتی اتفاق می افتد.تأثیرآشکاری مشاهده نمیشود ولی با ارزیابی های سیتوشیمیایی می توان به آن پی برد.

۳) دردمای حدودا ۷۰درجه:

عناصرپروتئینی ساختمان چهارم وحالت جامدخودرا ازدست می دهند.دراین حالت bleaching بافت رخ می دهد و در کل می توانیم این واقعه را انعقاد بنامیم.

۴) در دمای حدودا ۹۰درجه:

عناصر آبکی(مایع)تبخیر میشوند تا زمانی که بافت به طور کامل خشک شود.دراین حالت بافت به صورت چروکیده دیده میشود.

۵) دردمای حدودا ۲۰۰درجه:

کربونیزاسیون اتفاق می افتد.در واقع در این مرحله محصول نهایی ناشی از گرم کردنِ بیش ازحدِ بافت های چروکیده شده بدست می آید وعناصر جامدِ بافت ها به کربن تبدیل میشود.

روشهای جراحی الکتریکی:

۱. برش الکتریکی(Electrotomy)
۲. انعقاد الکتریکی(Electrocoagulation)
۳. جرقه الکتریکی پرفرکانس(Electrofulguration)
۴. الکترودسیکاسیون(Electrodeccication)

روشهای جراحی پرفرکانس:

منظور از جراحی پر فرکانس استفاده از جریان های پر فرکانس در جراحی است که روز به روز در حال توسعه میباشد .زیرا علاوه بر سهولت عمل نتیجه جراحی پر فرکانس نیز بهتر از جراحی عادی است .جریان های پر فرکانس در جراحی به منظور برش و خشک سازی و انعقاد بکار گرفته میشوند .جریانهای مورد استفاده درجراحی دارای فرکانسی بین ۲۵۰ کیلوهرتز تا ۲ مگاهرتز می باشند.

۱.برش الکتریکی: در برش الکتریکی عبور جریان پرفرکانس پرشدن خازن و تخلیه آن باایجاد جرقه و در نتیجه تبدیل انرژی الکتریکی به انرژی حرارتی صورت میگیرد .جرقه الکتریکی پر فرکانس با استفاده از ولتاژ نسبتاً بالا و روش تک قطبی با قرار دادن الکترود در فاصله نزدیک عضو انجام میگیرد که موجب یونیزاسیون در هوا و بروز تغییراتی شامل هیدراتاسیون تا کربونیزاسیون در بافت است(این تغییرات وابسته به زمان و ولتاژ اعمال شده است).

در سال 1936 میودی ویث ضمن تجربیات آزمایشگاهی و جراحی های کلینیکی دریافت که سرعت حرکت الکترود بسیار مهم است .حرکت سریع و غیر منقطع باعث برش نرم و حرکات بطئی و منقطع سوزاندن بافت ها را سبب می شود .باید توجه داشت که در جراحی الکتریکی برخلاف جراحی معمولی اعمال فشار لازم نیست بلکه نزدیک شدن الکترودها به محل عمل جراحی منظور را عملی می سازد

در جراحی پرفرکانس تخلیه خازن موجب ایجاد جرقه می شود.

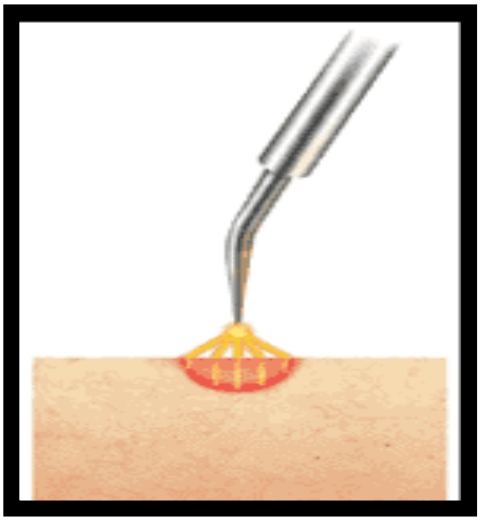
جرقه الکتریکی پرفرکانس موجب یونیزاسیون در هوا و بروز تغییراتی مثل هیدراتاسیون تا کربونیزاسیون می شود.

۲.انعقاد الکتریکی: مکانیسم انعقاد الکتریکی براساس دهیدراتاسیون سلولی و نکروز شدن انعقادی ارگانهای تشکیل دهنده سلولی است .بدون آن که در عمق بافتها عملا پدیده ای بوجود آید .اثر انعقاد تحت شرایط خاصی محدود به بافت های سطحی است .در این رو چهار عامل شدت جریان و شکل و اندازه الکترود مدت زمان و روش اتخاذ شده اهمیت قاطع دارند. با توجه به سطح الکترود و مقدار شدت جریان حرارتی که در بافت های اطراف الکترود حاصل می شود متفاوت است .لذا برای انعقاد برحسب مورد استعمال و وسعت حوزه عمل می توان از انواع الکترودهای سوزنی و گلوله ای و مسطح و غیره استفاده نمود.

شدت جریان و سطح الکترود در وسعت گرما و اثر تاثیر دارد. بنابراین بر حسب مورد باید الکترود مناسب انتخاب شود.

۳.جرقه الکتریکی پر فرکانس:

- با استفاده از ولتاژ نسبتا بالا و روش تک قطبی با قرار دادن الکترود در فاصله نزدیک عضو
- ایجاد یونیزاسیون در هوا و تغییراتی از دهیدراتاسیون تا کربونیزاسیون در بافت
- جریان از طریق hand piece که در نزدیکی بافت اسیب دیده (که قصد برداشتن ان را داریم) قرار داده می شود، اعمال می شود
- بافت بوسیله جرقه هایی که از الکترود به بیرون پاشیده میشود تخریب میشود(الکترود تماسی با منطقه اسیب دیده ندارد)
- جریان پایین
- ولتاژ بالا

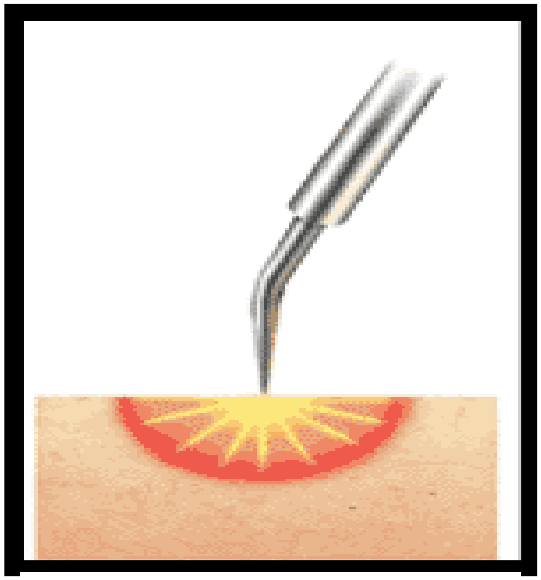


شکل ۱۰۸

۴.خشک سازی الکتریکی(Desiccation): هنگام این عمل مانند اعمال قبلی یک الکترود را زیر بدن بیمار می گذارند و الکترود دیگر را جراح به دست می گیرد .یعنی به طریق یک قطبی انجام می شود . در این روش در تمام مدت عمل الکترود(که به صورت سوزن یا گیره فورسپس ساخته شده است)در بافت بی حرکت است .به دلیل مقاومت الکتریکی بافت، افزایش موضعی دما منجر به دهیدراتاسیون و دسیکاسیون موضعی میگردد .پیداست که به علت مقاومت محیط انرژی الکتریکی به حرارتی تبدیل می شود .در نتیجه مایع درون و بین سلولی محیط جراحی تبخیر می گردد و بدین ترتیب عمل خشک سازی صورت می گیرد

- ✓ **ولتاژ بالا**
- ✓ **جریان پایین**
- ✓ **الکترود با ناحیه اسیب دیده تماس پیدا می کند و با اعمال یک جریان پایین و ولتاژ بالا- به اندازه ناچیزی -موجب تخریب بافت های عمقی تر می شود.**

جراحی الکتریکی در دندانپزشکی:



شکل ۱۰۹

از دستگاه های جراحی الکتریکی در بخش های مختلف جراحی استفاده می گردد .جراحی های مرتبط با دندان نیز از این قاعده مستثنی نبوده و می توان از تکنینک های فوق در دندانپزشکی نیز بهره برد .نکته مهم در بکارگیری این تجهیزات در جراحی های دندانی، محدود فرکانسی و توان مورد استفاده است و همانطور که عنوان شد، برای کاربردهای مختلف، متفاوت خواهد بود.(بسته به کاربد فرکانس و توان مناسب استفاده می شود) بر طبق استانداردهای موجود در انجمن دندانپزشکی آمریکا (ANSI/ADA) تجهیزات الکتروسرجری پر کاربرد در دندانپزشکی

در محدوده فرکانسی

۱,۵ تا ۴مگاهرتز عملکرد مناسبی داشته و دارای ماکزیمم

توان خروجی 100 وات و کمتر است.به علاوه اینکه **حداقل مقدار توان 50 وات است** که اعداد فوق با قابلیت ماکزیمم کارایی در نظر گرفته می شود .همچنهین بواسطه سروکار داشتن جراح با یک ناحیه موضعی کوچک(و البته با حساسیت بالاتر نسبت به بافت بخش های دیگر بدن)ز توصیه می گردد که از تجهیزات الکتروسرجری دوقطبی و یا دستگا هایی که قابلیت سوییچینگ بین حالت تک قطبی و دوقطبی دارند، استفاده گردد تا در صورت نیاز بتوان حالت کاری دستگاه را تغییر داد.

الکتروپاتولوژی:

برق گرفتگی عبور ناگهانی و کنترل نشده الکتریسیته از بدن است. امروزه به علت کاربرد روز افزون الکتریسیته در زندگی ما، آسیب های ناشی از آن مورد توجه قرار گرفته است.

شدت برق گرفتگی: به طور کلی هر چه شدت جریان عبوری از بدن در هنگام برق گرفتگی بیشتر باشد، شدت برق گرفتگی هم بیشتر می شود. اما شدت برق گرفتگی به فاکتور های مهم دیگری نیز بستگی دارد.

فاکتور های مهم در اثر فیزیولوژیکی جریان برق و برق گرفتگی:

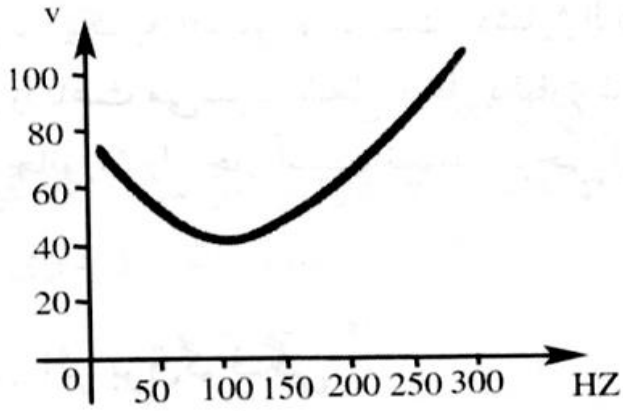
۱- شدت جریان: هر چه شدت جریان گذری از بدن بیشتر باشد، خطر برق گرفتگی بیشتر است. شدت جریان غبوری به مقاومت های زیر بستگی دارد:

الف) مقاومت پوست: به طور متوسط اندازه ای برابر ۶۰۰۰۰ اهم بر سانتیمتر مربع دارد که می تواند تحت شرایط فیزیولوژیک مانند ورزش تا ۱۰۰۰ اهم بر سانتیمتر مربع هم کاهش یابد.

ب) مقاومت میان زمین و بدن انسان: هر چه گذشتن جریان ا بدن به زمین راحت تر صورت بگیرد خطر برق گرفتگی بیشتر است. زمین مرطوب و کفش نامناسب (مثلا فلزی) می تواند از عوامل خطر باشد.

۲- ولتاژ: طبق قانون اهم در مقاومت ثابت، ولتاژ بستگی مستقیم با شدت جریان دارد. پس هرچه ولتاژ افزایش یابد شدت و آسیب برق گرفتگی هم بیشتر می شود. اما همیشه اینطور نیست. برای مثال اگر ولتاژ خیلی بزرگ باشد، در هنگام برق گرفتگی انقباض شدید عضلات باعث می شود فرد پرتاب شده و در نتیجه مدت زمان عبور برق از بدن کم شود. ولتاژ های بالا می توانند باعث سوختگی های شدید شوند. ولتاژ های پایینی که معمولا باعث برق گرفتگی نمی شوند در صورت عبور از عضوی مانند قلب می تواند باعث فیبریلاسیون بطنی شود.

۳- شکل جریان: خطر برق متناوب به مراتب بیشتر از جریان مستقیم است. جریان متناوب باعث تتانیزاسیون و جریان مستقیم باعث الکترولیز الکترولیت های بدن می شود. خطر برق گرفتگی در جریان متناوب به بسامد آن بستگی دارد. بیشترین خطر در بسامد ۷۵ هرتز (نزدیک به بسامد برق روزمره) وجود دارد. در بسامد های بالا شدت جریان بیشتری مورد نیاز است و در جریان های پر بسامد خطر برق گرفتگی وجود ندارد.



تغییرات ولتاژ کشنده در برابر بسامد برق

شکل ۱۱۰

۴- زمان گذر الکتریسیته: هر چه زمان گذر کمتر باشد، خطر برق گرفتگی کمتر است. فیوز های خودکاری که زمان گذر جریان را در اثر برق گرفتگی تا ۰,۱ زمان فیوز های معمولی کوتاه می کنند بسیار کارا هستند. یکی از علت های مرگ و میر در اثر برق گرفتگی، انقباض عضلات فلکسور انگشتان در هنگام برق گرفتگی و در نتیجه ناتوانی در رها کردن سیم برق و افزایش زمان گذر برق می باشد.

۵- راه گذر جریان برق از بدن: برق همیشه از کوتاه ترین مسیر عبور می کند. بدترین برق گرفتگی، عبور جریان از دست راست به پای چپ (محل محور الکتریکی قلب) است. عبور جریان از زانو و اعضایی مثل مغز آسیب چندانی وارد نمی کند. برای تست اجباری وجود برق، از پشت دست راست و با سرعت زیاد استفاده می کنیم.

۶- حالت شخص برق گرفته: اگر شخص بتواند عبور برق را از بدن خود پیش بینی کند می تواند شدتهای مرگ آور را تحمل کند. جانورانی که بر روی آنها آزمایش برق گرفتگی انجام می شود به آن عادت می کنند.

چگونگی مرگ در اثر برق گرفتگی:

۱- اثر روی اعصابی که کار های قلبی و تنفسی را کنترل می کنند: مثل اعصاب پنوموگاستریک و واگ و سمپاتیک گردنی
۲- پدیده الکترولیز: در اثر جریان های پیوسته (مستقیم) به وجود می آید.
۳- اثر گرما (پدیده ژول) و سوختگی: می تواند باعث مرگ ناگهانی یا دیررس شود.
۴- خونریزی ها: در اثر پرتاب شدن و سقوط یا پارگی عروق مغزی ممکن است به وجود بیاید و می تواند کشنده باشد.

نجات و درمان فرد برق گرفته:

۱- جداکردن فرد از جریان برق در نخستین گام.
۲- تنفس مصنوعی: در صورت نبود تنفس و وجود نبض باید سریعا تنفس فرد را به روش مصنوعی یا بوسیله شش مصنوعی برگرداند.این کار می تواند از نیم ساعت تا ۴ الی ۸ ساعت به طول بیانجامد.
۳- تحریک قلب: در هنگام ایست زنش قلب یا فیبریلاسیون، باید حداقل جریان خون (اکسیژن) را به اندام های حیاتی برسانیم. روش های زیر برای تحریک قلب به کار میرود:
الف) ماساژ قلب از راه دیافراگم یا ...
ب) شوک الکتریکی: می تواند با کوتاه کردن همه عضلات قلب باعث زنش آهنگین قلب بشود.
پ) تحریک شیمیایی: تزریق موادی مانند KCl, ATP, Ach که باعث کاهش تحریک پذیری قلب می شود.
ت) تحریک مکانیکی: با بکار گیری میله های سوزنی ماهیچه قلب را تحریک می کنند.

بیماران برق گرفته که از مرگ زودرس نجات می یابند ممکن است دچار آسیب های دیررس شوند: مثل خونریزی، کنده شدن شبکیه و از بین رفتن دید، آب مروارید، تغییر ECG ، سردرد و ... . برای درمان این موارد از روش ها و داروهای معمول استفاده می شود.

کمیته علمی پزشکی مهر ۹۵

پایان جزوه فیزیک پزشکی دکتر سلیمانی فرد

۱۳ خرداد ماه ۱۳۹۷