



ورودی مهر ۱۳۹۴



فیزیک پزشکی

توسعه و دانش‌های پزشکی شیراز

اساتید:

مهندس محمدمهدی موحدی

دکتر سیدمحمدجواد مرتضوی

دکتر علیرضا مهدی‌زاده



فهرست

بخش ۱: مهندس محمد مهدی موحدی		
(۴۲ صفحه)	(۱ تا ۴۲)	فصل ۱: رادیولوژی و تولید پرتوهای X
(۱۰ صفحه)	(۱۰ تا ۱)	فصل ۲: برهم کنش پرتو X با ماده و جذب افتراقی پرتو X
(۱۰ صفحه)	(۲۰ تا ۱۱)	فصل ۳: تشکیل تصویر در رادیوگرافی
(۱۰ صفحه)	(۳۰ تا ۲۱)	فصل ۴: جریان‌های پرفرکانس و کاربرد درمانی آنها
(۱۲ صفحه)	(۴۲ تا ۳۱)	
بخش ۲: دکتر سید محمد جواد مرتضوی		
(۳۸ صفحه)	(۸۰ تا ۴۳)	فصل ۵: پزشکی هسته‌ای ۱
(۶ صفحه)	(۴۸ تا ۴۳)	فصل ۶: پزشکی هسته‌ای ۲
(۸ صفحه)	(۵۶ تا ۴۹)	فصل ۷: حفاظت در برابر پرتوها
(۸ صفحه)	(۶۴ تا ۵۷)	فصل ۸: رادیوبیولوژی ۱
(۶ صفحه)	(۷۰ تا ۶۵)	فصل ۹: رادیوبیولوژی ۲
(۱۰ صفحه)	(۸۰ تا ۷۱)	
بخش ۳: دکتر علیرضا مهدی زاده		
(۵۶ صفحه)	(۸۱ تا ۱۳۶)	فصل ۱۰: فراصوت
(۱۲ صفحه)	(۹۲ تا ۸۱)	فصل ۱۱: نور دیدگانی
(۱۰ صفحه)	(۱۰۲ تا ۹۳)	فصل ۱۲: نواریون‌های فراصوت و نور دیدگانی
(۳۴ صفحه)	(۱۰۳ تا ۱۳۶)	
بخش ۴: آزمایشگاه فیزیک پزشکی		
(۴ صفحه)	(۱۳۷ تا ۱۴۰)	فصل ۱۳: نکات کلیدی آزمایشگاه فیزیک پزشکی
(۴ صفحه)	(۱۴۰ تا ۱۳۷)	

این مجموعه، شامل جزوه‌های اساتید، نکات مربوط به پاورپوینت‌ها، نواریون‌ها و خلاصه‌ی نکات مهم آزمایشگاه است و به صورت منسجم، در حجمی اندک و کیفیتی بالا پاسخ‌گوی نیاز شما می‌باشد.

تهیه‌ی نسخه‌ی اولیه‌ی جزوات اساتید مهدی زاده و موحدی با زحمت زیادی همراه بود. تدریس استاد مهدی زاده نواریون شد و نکات پاورپوینت‌های مهم استاد موحدی به متن جزوه اضافه گردید.... طبقه‌بندی و انسجام مطالب در ۱۳ فصل با حجمی کم (برای ۲ واحد درسی)، چند مرحله ویرایش فنی و مشخص کردن نمونه‌هایی از سؤالات تستی و تشریحی، این مجموعه را به عقیده‌ی گردآورنده به یک «آرمان جزوه!» تبدیل می‌کند که می‌توان با مطالعه‌ی آن به صورت بهینه به نمره‌ای بالا دست یافت! گردآورنده مطالعه‌ی سایر کتب (منابع رسمی) را - برای کسب نمره در آزمون‌های میان‌ترم و پایان‌ترم - ناکارآمد می‌داند.

نوای یار

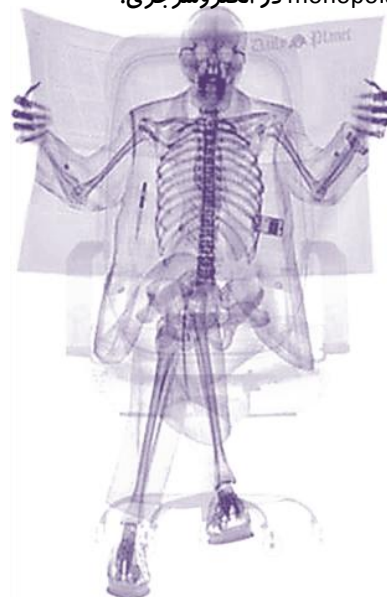
۳۱ تیر ۱۳۹۵

مبحث ۱

مهندس محمدمهدی موحدی

پاورپوینت‌های این بخش، در بایگانی نسخه‌ی من از پارت ۹ (P09) تا ۱۲ (P12) هستند. نکات‌شان مهم‌اند و در متن گنجانده شده‌اند تا نیاز به خواندن پاورپوینت و صرف وقت بیش‌تر نباشد (البته مطالب تکمیلی و مسئله‌ها آورده نشده‌اند). این بخش، به‌طور معمول در ۵ جلسه از میان‌ترم تدریس می‌شود، اما برای ورودی مهر ۹۴ در ۴ جلسه‌ی پایان‌ترم ارائه شد. نکاتی که در پایان‌ترم ۱۵ تیر ۹۵ مطرح شدند، **های لایت شده‌اند**. **نمونه‌ی سؤالات تشریحی:**

- ۱- نحوه‌ی تولید پرتو X عمومی و اختصاصی.
- ۲- رسم طیف پیوسته‌ی پرتو X برای دو اتم مختلف.
- ۳- اجزای تیوب رادیوگرافی و کار آن‌ها.
- ۴- برهم‌کنش‌های پرتو X با ماده و اهمیت آن‌ها در پزشکی.
- ۵- اثر فوتوالکتریک و کمپتون و جنبه‌های مثبت و منفی آن‌ها در عکس‌برداری.
- ۶- اجزای دستگاه آنژیوگرافی و چگونگی کار آن‌ها.
- ۷- کار فیلتر گرید و چگونگی به‌دام‌انداختن پرتوهای کمپتون.
- ۸- تفاوت shortwave و microwave در دیاترمی.
- ۹- خصوصیات cutting و coag در جراحی الکتریکی.
- ۱۰- مقایسه‌ی روش‌های bipolar و monopolar در الکتروسرجری.



رادیولوژی و تولید پرتوهای X

مقدمه‌ای بر تصویربرداری پزشکی:

از تصویربرداری در پزشکی به منظور تشخیص بیماری استفاده می‌شود که شامل ۲ دسته است: الف) تصویربرداری *in vivo*؛ مثل: CT-Scan، MRI و ... ب) تصویربرداری *in vitro*؛ بررسی نمونه‌هایی مانند خون یا نمونه‌ی بافت در خارج از بدن با تکنیک‌هایی مانند سیتولوژی (خون‌شناسی) و هیستولوژی (بافت‌شناسی).

تصویربرداری *in vivo* به ۲ صورت انجام می‌شود: ۱- با استفاده از تشعشع عبوری؛ مانند X-ray یا التراسوند. ۲- با استفاده از تشعشع نثری؛ که یا از خصوصیات طبیعی بافت (مثل ترموگرافی) استفاده می‌شود، یا تصویر به کمک تجمع مواد انتقالی در یک بافت (مثل تزریق مواد رادیواکتیو در پزشکی هسته‌ای) حاصل می‌شود.

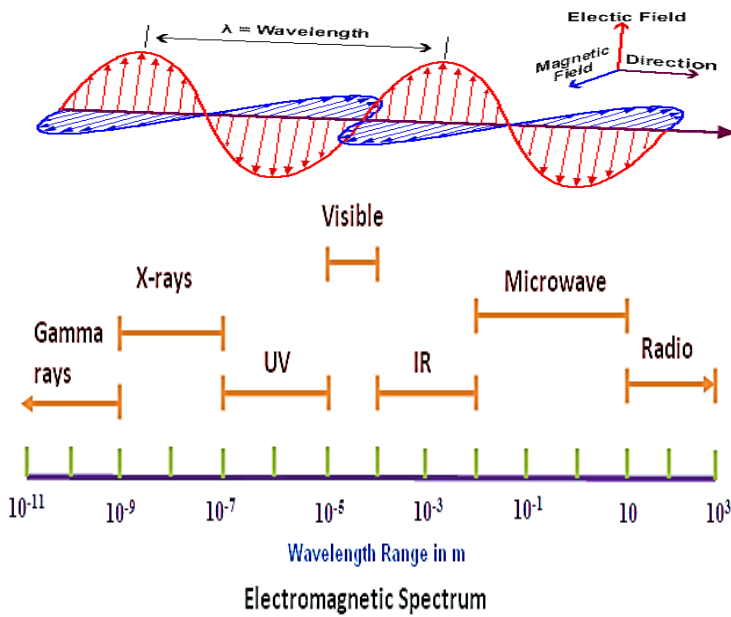
تشعشعات الکترومغناطیسی:

هنگامی که بار الکتریکی q با شتاب حرکت کند، میدان الکتریکی و مغناطیسی عمود بر یکدیگر و هر دو عمود بر مسیر انتقال انرژی حرکت می‌کنند. بدین ترتیب انرژی در فضا با سرعت بالا منتقل می‌شود که همان تشعشع EM است. الکترون در اطراف هسته شتاب ندارد، اما خارج از اتم می‌تواند شتابدار شود.

هر موج الکترومغناطیسی ۳ مشخصه دارد: فرکانس f (v)، طول موج λ و انرژی E .

انرژی برخی از این امواج در حدود بلیون الکترون‌ولت است، اما در رادیولوژی تشخیصی تا انرژی حدود ۱۵۰ الکترون‌ولت استفاده می‌شود. انرژی EM جرم ندارد، تحت تأثیر میدان مغناطیسی قرار نمی‌گیرد و برای انتشار نیز به محیط مادی نیاز ندارد.

تنها تفاوت پرتو X و گاما در منشأ تولید آن‌هاست. منشأ پرتو X تبدیل انرژی در مدارات الکترونی اتم است و منشأ پرتو گاما هسته‌ی اتم. با این حال محدوده‌ی انرژی پرتو X و گاما می‌تواند یکسان باشد. شکل بالای ص بعد: میدان الکتریکی و مغناطیسی در یک تشعشع الکترومغناطیسی



شکل پایین: طیف امواج الکترومغناطیسی (امواج رادیویی، میکروموجها، نور مرئی و UV) و پرتوهای یونیزاسیون)

خواص موجی و ذره‌ای پرتو X:

الف) خاصیت موجی: پرتو X نیز مانند نور و سایر امواج الکترومغناطیسی در خلأ با سرعت 3×10^8 متر بر ثانیه حرکت می‌کند. $c = f\lambda \Rightarrow f = \frac{c}{\lambda}$

ب) خاصیت ذره‌ای: امواج الکترومغناطیسی انرژی را به صورت بسته‌های معین به نام کوانتا منتقل می‌کنند. کوانتای پرتو X و نور را فوتون می‌گویند. هر فوتون با فرکانس آن رابطه‌ی

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

ثابت پلانک نامیده می‌شود و مقدار آن 4.15×10^{-15} eV.sec یا 6.625×10^{-34} j.sec است. در مورد تشعشعات الکترومغناطیسی بهتر است انرژی را بر حسب eV در نظر بگیریم.

روش تولید پرتو X: الکترونی که در نزدیک‌ترین لایه‌ی اطراف هسته می‌چرخد، الکترون K نامیده می‌شود. تعداد

الکترون‌ها در هر لایه به این ترتیب است: K = 2 L = 8 M = 18 N = 32

نیروی همبستگی الکترون (Binding force): نیروی کششی بین بار مثبت هسته و بار منفی الکترون که موجب

نگه‌داشتن الکترون‌ها در اتم می‌گردد. نیروی همبستگی الکترون K بیش‌تر از L است: $K > L > M$

انتقال الکترون به یک لایه پایین‌تر؛ مثلاً از L به K باعث تابش انرژی می‌شود. این انرژی طول موجی بین ۰.۱ تا ۰.۰۱ نانومتر دارد و پرتو X نامیده می‌شود. در اغلب لایه‌ها، زیرلایه‌ها نیز دارای سطح انرژی متفاوتی هستند. در تنگستن با عدد اتمی ۷۴، لایه‌ی K، 70 keV و لایه‌ی L معادل 11 keV است و با انتقال الکترون از لایه‌ی L به K، 59 keV انرژی آزاد می‌گردد.

تولید پرتو X: از توقف ناگهانی الکترون‌های پرشتاب تابش شده از فیلامان لامپ مولد به الکترون‌های هدف ایجاد می‌شود.

عوامل مؤثر در تولید پرتو X: ۱- انرژی جنبشی اولیه‌ی الکترون (اختلاف پتانسیل دو سر لامپ (kVp): الکترون‌هایی

که از کاتد به سمت آند حرکت می‌کنند جریان لامپ را ایجاد می‌کنند و گاهی الکترون‌های پروجکت شده نامیده می‌شوند. با برخورد این eها با اتم‌های سنگین فلزی، انرژی جنبشی به اتم‌های هدف منتقل می‌شود. کارایی تولید پرتو X به جریان لامپ بستگی ندارد، اما کارایی آن با افزایش kVp افزایش می‌یابد.

۲- نوسان ولتاژ: باید کم‌ترین نوسان را داشته باشد (موج سینوسی دارای نوسان زیاد است).

۳- چگونگی عبور الکترون کاتدی از نزدیکی هسته‌ی هدف.

۴- شدت میدان الکتریکی هسته‌ی هدف (جنس هدف، Z)

۵- انرژی همبستگی مدارهای الکترونی هدف (تعداد الکترون‌های هدف)

۶- تمایل اتم برای رسیدن به حالت پایه و پایین‌ترین سطح انرژی

سه عامل آخر، سه خصوصیت مهم ماده‌ی هدف است که برای تولید پرتو X باید مورد توجه قرار گیرد.

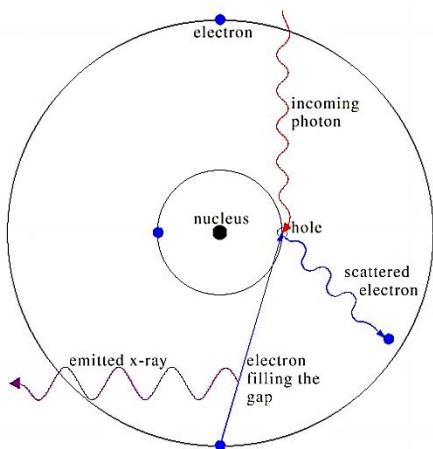
نحوه‌ی تولید پرتو X: ۱- تشعشع عمومی یا ترمزی یا برماشترالنگ:

در این روش الکترون‌های بمباران شده به هسته نزدیک می‌شوند و تحت تأثیر میدان الکتریکی هسته از سرعتشان کم شده و منحرف می‌گردند. انرژی جنبشی از دست‌رفته به فوتون X تبدیل می‌شود. معمولاً هر الکترون با چند اتم برخورد کرده و در هر برخورد بخشی از انرژی‌اش را از دست می‌دهد تا متوقف شود. بنابراین چندین فوتون X با انرژی‌های مختلف به دست می‌آید. معمولاً ۹۹٪ انرژی جنبشی به گرما و ۱٪ آن به پرتو X تبدیل می‌شود. در صورتی که الکترون توسط اولین اتم به طور کامل متوقف شود، پرتو X تولیدی بیش‌ترین انرژی و کم‌ترین طول موج را خواهد داشت. به این حداکثر انرژی kVp می‌گویند.

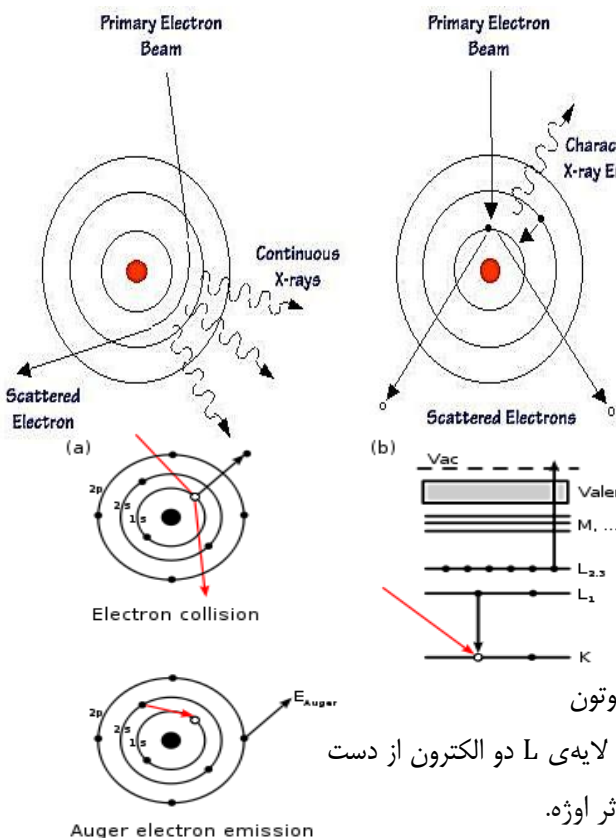
$$E = \frac{hc}{\lambda} \Rightarrow \lambda = \frac{hc}{E}, hc = 12.4 \times 10^{-10}$$

مسئله‌ی تستی: حداقل طول موج پرتو X در 100 kVp؟ پاسخ: حداکثر انرژی 100 keV است. طبق فرمول بالا عمل

می‌کنیم: $\left(\frac{12.4 \times 10^{-10}}{100} = 0.0124 \text{ nm}\right)$. نکته: پرتو X ترمزی تولیدی می‌تواند هر مقدار انرژی از ۰ تا kVp داشته باشد.



۲- تشعشع اختصاصی: پرتو X اختصاصی هنگامی تولید می‌شود که الکترون‌های بمباران شده انرژی کافی برای یونیزاسیون اتم‌های هدف داشته باشند؛ مثلاً الکترون بمباران شده از طرف فیلامان به سمت هدف، الکترونی از لایه‌ی K ماده هدف را می‌کند. این حالت بسیار ناپایدار است؛ بنابراین جای خالی این الکترون، با الکترون‌های مدار خارجی‌تر از ماده‌ی هدف پر می‌شود. بدین ترتیب پرتو X تولید می‌شود که انرژی‌اش معادل تفاضل انرژی بین دو لایه‌ی الکترونی است. در مثال تنگستن اگر الکترون بمباران شده انرژی کافی داشته باشد، فوتون X با انرژی ۵۹ (از L به K) و یا ۷۰ keV (از خارجی‌ترین لایه به K) تولید می‌شود. شکل: تولید پرتو X اختصاصی.

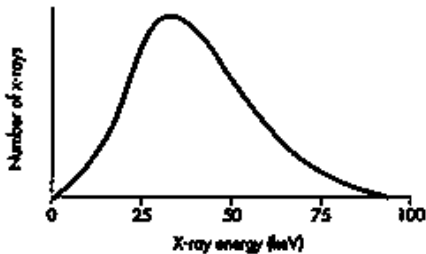


نکته: فقط پرتو X اختصاصی ساطع شده از لایه‌ی K برای تصویربرداری مناسب است. نکته: مقدار پرتو اختصاصی نسبت به عمومی کمتر است. در انرژی 80 kVp تا 150 kVp، ۱۰ تا ۲۵٪ پرتو X اختصاصی و بقیه پرتو X ترمزی است. شکل: تولید پرتو X اختصاصی (سمت راست) و پرتو X عمومی (سمت چپ).

اثر اوزه یا الکترون اوزه (Auger effect):

در تولید پرتو اختصاصی هنگامی که الکترون لایه‌ی L به لایه‌ی K می‌رود، فوتون ویژه‌ی تولید شده ممکن است باعث کنده‌شدن یک الکترون دیگر از اتم‌های لایه‌ی L شود و اتم دوباره یونیزه شود. در این حالت در گذار الکترون از L به K به جای این که فوتون X تولید شود، یک الکترون دیگر از لایه‌ی L گسیل می‌شود؛ بنابراین لایه‌ی L دو الکترون از دست می‌دهد. به این گذار بدون تابش پرتو X، گذر KLL می‌گویند. شکل: اثر اوزه.

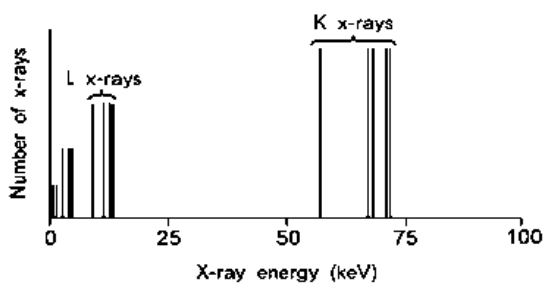
طیف پرتو X: در رادیولوژی برای تولید پرتو X، تعداد زیادی الکترون با ماکزیمم انرژی جنبشی (kVp) به سمت هدف پرتاب می‌شوند. این الکترون‌ها انرژی جنبشی خود را طی برخوردهای متوالی به هدف منتقل می‌کنند تا سرانجام متوقف شوند. ۹۹٪ انرژی جنبشی به حرارت و ۱٪ به پرتو X تبدیل می‌شود؛ زیرا اکثر الکترون‌های پرتابی به الکترون‌های لایه‌ی خارجی هدف برخورد می‌کنند و انرژی لازم برای یونش را به این الکترون‌ها منتقل نمی‌کنند. این الکترون‌ها بر انگیخته می‌شوند، اما با تابش فرسوخ (IR) به حالت پایه برمی‌گردند. پرتو X طی فرایند اختصاصی و عمومی در انرژی‌های ۰ تا حداکثر kVp تولید می‌شود.



طیف پیوسته: طیف پیوسته در اثر تولید پرتو X عمومی به دست می‌آید و همه‌ی انرژی‌های ۰ تا حداکثر انرژی الکترون‌ها (kVp) را شامل می‌شود، اما **حداکثر تعداد فوتون‌ها در انرژی حدود بین $\frac{1}{2} E_{max}$ تا $\frac{1}{3} E_{max}$ از بالاترین kVp تولید می‌شوند و فوتون‌های X با انرژی‌های کم (کم‌تر از $\frac{1}{3} E_{max}$) توسط فیلتر (یک لایه‌ی آلومینیومی) حذف می‌شوند تا به بافت مورد مطالعه آسیب نرسد.**

عوامل مؤثر بر طیف پرتو X: ۱- فاصله‌ی الکترون عبوری پرشتاب از نزدیک هسته‌ی ماده‌ی هدف (آند)، ۲- انرژی الکترون اولیه‌ی کاتدی، ۳- بار هسته‌ی هدف (آند).

طیف گسسته: پرتوهای X اختصاصی دارای انرژی‌های دقیق و معینی هستند و طیف گسسته را تشکیل می‌دهند. مثلاً تنگستن ۱۵ نوع فوتون X اختصاصی دارد (۵ فوتون X لایه‌ی K و ۴ فوتون X لایه‌ی L و...). در رادیولوژی تشخیصی تنها



فوتون‌های X حاصل از لایه‌ی K با ارزش هستند. گفته شد که ۵ نوع فوتون X لایه‌ی K در تنگستن داریم، اما مرسوم است که همگی آن‌ها را با یک خط در حدود انرژی 69 keV نشان دهند.

نکته: برای هر لایه‌ی داخلی تنگستن بیش‌تر از یک انرژی همبستگی وجود دارد و موجب ظهور چندین انرژی مختلف از تشعشعات X می‌گردد (به دلیل وجود زیرلایه‌ها) که مقدار آن‌ها در

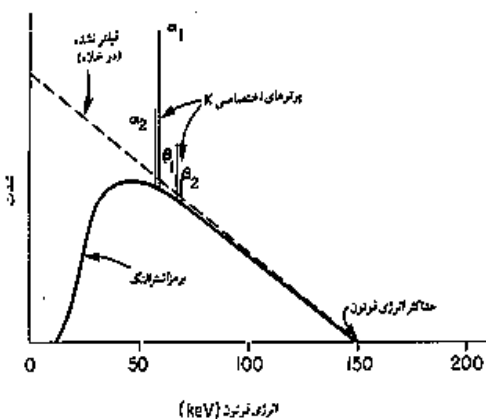
شکل آورده شده است (α (L به K)، β_1 (M به K)، β_2 (N به K) و...). شکل: طیف گسسته‌ی پرتو X حاصل از تنگستن.

شکل: طیف پرتو X عمومی و اختصاصی حاصل از لایه‌ی K

در طیف کلی پرتو X، منحنی نشان‌دهنده‌ی تابش ترمزی و تیغه‌ها نمایانگر تابش اختصاصی هستند.

نکته‌ی ۱- **شکل عمومی طیف یکسان است** اما موقعیت انرژی روی محور می‌تواند تغییر کند.

نکته‌ی ۲- **کمیت** و تعداد فوتون‌های X تولیدی با **مساحت** زیرگراف متناسب است.



نکته‌ی ۳- طول موج تشعشعات X در طیف پیوسته متغیر می‌باشد.

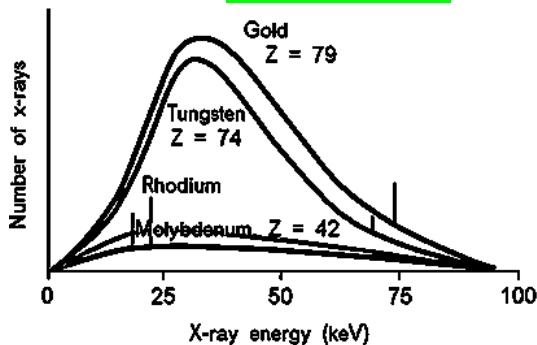
نکته‌ی ۴- با افزایش kVp، دامنه‌ی طیف پرتو X ترمزی افزایش می‌یابد و طیف به سمت انرژی‌های بالاتر حرکت می‌کند (منحنی به سمت راست شیب‌ت می‌کند)، اما هیچ‌گونه تأثیری روی موقعیت طیف پرتو X اختصاصی ندارد.

نکته‌ی ۵- فوتون‌های X کم‌انرژی و طول موج بالا جذب جدار شیشه‌ای لامپ پرتو X (مانند فیلتر عمل می‌کند) می‌شوند

(سؤال تستی: جدار شیشه‌ای لامپ پرتو X، چه نقشی دارد؟ پاسخ: فیلتر).

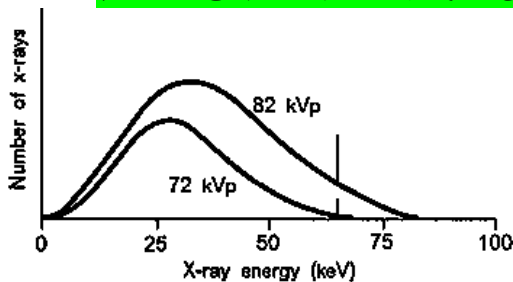
شدت دسته پرتو X: حاصل ضرب تعداد فوتون‌های موجود در دسته پرتو در انرژی هر کدام از فوتون‌ها است. واحد: رونتگن در دقیقه (R / min).

عوامل مؤثر بر شدت: ۱- جنس ماده‌ی هدف (عدد اتمی): تا حدودی هم کیفیت و هم کمیت پرتو X را تعیین



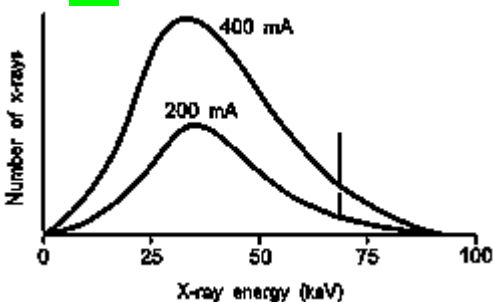
می‌کند. الف) پرتو X عمومی: با افزایش عدد اتمی اتم‌های هدف، تا حدودی بازده و کارایی تولید پرتو X عمومی افزایش می‌یابد (مثلاً در شرایط برابر تعداد فوتون‌های X در تنگستن با $Z = 74$ بیش‌تر از مس با $Z = 50$ است ← افزایش سطح زیر نمودار). (سؤال تشریحی: نمودار طیف پیوسته‌ی پرتو X را برای تنگستن و یک عنصر با عدد اتمی بیش‌تر از تنگستن رسم کنید. پاسخ: مشابه شکل، نمودار دوم، در بالای نمودار تنگستن قرار می‌گیرد و به سمت راست (پرانرژی) می‌آید). شکل: تأثیر جنس ماده‌ی هدف بر شدت.

ب) پرتو X اختصاصی: هر چه عدد اتمی افزایش یابد، انرژی پیوندی افزایش می‌یابد ← طیف اختصاصی به سمت راست گراف جابه‌جا می‌شود. عدد اتمی ماده‌ی هدف، انرژی یا کیفیت پرتو X اختصاصی را تعیین می‌کند. مولیبدنوم ($Z=42$) عدد اتمی پایینی دارد، پرتو اختصاصی کم‌انرژی‌تری تولید می‌کند و به عنوان ماده‌ی هدف در ماموگرافی به کار می‌رود. انرژی در حدود $17.9-19.5$ keV است، اهمیت پرتو X اختصاصی افزایش یافته و تولید پرتو X ضعیف می‌شود. (سؤال تستی: از عناصر با عدد اتمی پایین‌تر در کدام مورد استفاده می‌شود؟ پاسخ: ماموگرافی) (در ماموگرافی، حدود انرژی کدام است؟ پاسخ: 17 keV)



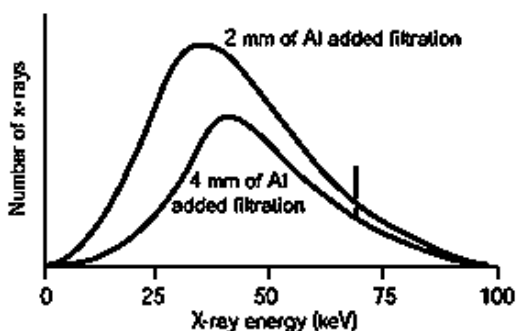
۲- ولتاژ (kVp) اعمال شده به سر لامپ: الف) تعیین کیفیت: kVp حداکثر انرژی (کیفیت) پرتو X را مشخص می‌کند. ب) تعیین کمیت: kVp بالاتر، کمیت (تعداد الکترون) پرتو X تولیدی را افزایش می‌دهد. شدت پرتو X متناسب با $(kVp)^2$ می‌باشد. $I_1/I_2 = (kVp_1/kVp_2)^2$ با افزایش kVp هم دامنه‌ی طیف برماشترولنگ افزایش می‌یابد و هم

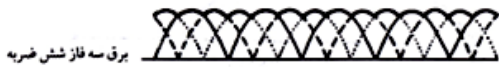
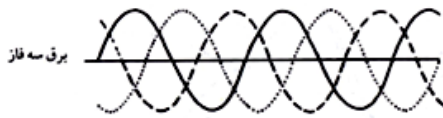
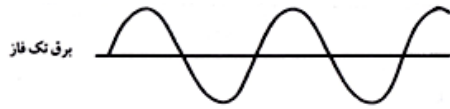
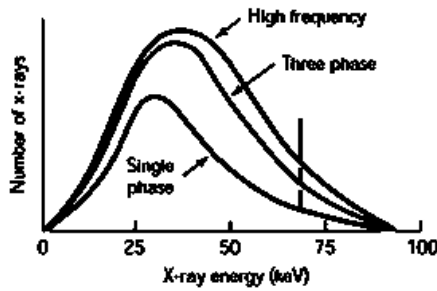
طیف به سمت راست (انرژی بالاتر) حرکت می‌کند و مساحت زیر گراف به نسبت kVp^2 افزایش می‌یابد، اما افزایش kVp هیچ‌گونه تأثیری روی موقعیت طیف اختصاصی ندارد.



۳- جریان لامپ (mA): با افزایش جریان لامپ، تعداد فوتون‌های پرتو X زیاد می‌شود؛ یعنی کمیت افزایش می‌یابد. اگر جریان ۲ برابر شود، ناحیه‌ی زیر منحنی و کمیت پرتو X نیز ۲ برابر می‌شود.

۴- فیلتراسیون: هدف از فیلتراسیون، حفاظت از بیمار با کاهش و حذف فوتون‌های کم‌انرژی است. کاربرد فیلتر اضافی، گاهی اوقات سخت کردن پرتو X نامیده می‌شود (Hardening). نکته: فیلتراسیون، هرچند تعداد فوتون‌ها (کمیت) را کاهش می‌دهد، اما باعث افزایش میانگین انرژی پرتوها می‌گردد. هنگامی که با 4 mm فیلتر Al اضافه‌شده کار می‌کنیم نسبت به وقتی که با 2 mm فیلتر Al اضافه‌شده کار می‌کنیم، پرتوهای X کم‌انرژی بیش‌تر جذب شده و طیف پرتو X ترمزی در سمت چپ نسبت به سمت راست بیش‌تر کاهش می‌یابد که باعث افزایش انرژی متوسط می‌گردد.





۵- نوع منبع ولتاژ: برای داشتن بیشترین کمیت و کیفیت، منبع ولتاژ باید کمترین نوسان را داشته باشد (موج سینوسی دارای نوسان زیاد است). میزان نوسانها در ژنراتورهای پرفرکانس از همهی ژنراتورهای ولتاژ بالا کمتر است. تعداد فوتونهای X تابش شده در ولتاژ پایین کم است و با افزایش ولتاژ زیاد می شود؛ پس شدت تابش پرتو X در موجهای سه فاز و پرفرکانس به طور قابل ملاحظه ای نسبت به تک فاز بیشتر است. طیف تابشی پرتو X حاصل از ژنراتورهای پرفرکانس بسیار کارتر از ژنراتورهای تک فاز و سه فاز است. در طیف امواج پرفرکانس ناحیه ی زیر منحنی به طور قابل توجهی بزرگتر است و طیف تابشی پرتو X به سمت راست (به سمت انرژی بالا) جابه جا شده است. انرژی پرتو X اختصاصی تغییر نکرده است، اما دامنه ی آن به علت افزایش تعداد الکترونهای پروجکت شده افزایش می یابد.

۶- فاصله ی تیوب: افزایش فاصله ی تیوب نقشی در کیفیت پرتو ندارد، اما باعث کاهش کمیت می گردد. وقتی فاصله ی تیوب تا تصویر (SID) افزایش می یابد، باید mAs به نسبت $(SID)^2$ افزایش یابد تا اکسپوز یکسانی به گیرنده (فیلم) برسد.

۷- زمان تابش: با افزایش زمان تعداد فوتونها (کمیت) افزایش می یابد.

نتیجه گیری: شدت یا مقدار تشعشع بستگی به جنس ماده ی هدف، ولتاژ (kVp) جریان (mA)، فیلتر مورد استفاده، نوع منبع

ولتاژ، فاصله ی تیوب و زمان تابش دارد. در حالی که کیفیت بستگی به جنس ماده ی هدف، kVp و فیلتر دارد.

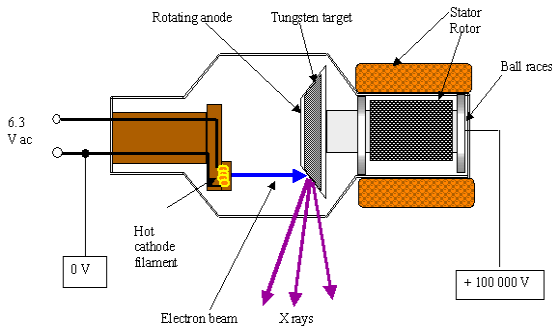
نکات پاورپوینت درباره ی امواج و تشعشعات الکترومغناطیسی (سایر نکات در متن گنجانده شده اند). از این مطالب در آزمون پایان ترم ورودی مهر ۱۳۹۴ پرسشی مطرح نشد:

- ۱- امواج رادیویی: هدفهای ارتباطی (پلیس)، TV، ECG، FM، استفاده از آنتن. AM: بالاترین طول موج ← انتقال راحت
- ۲- میکروموجها: طول موج کوتاه؛ کاربرد: تلفن راه دور و همراه، میکروفر (پختن غذا)، گرمادرمانی، از بین رفتن سرطان، رادار، سرعت سنجها. طیف میکروموجها: $10^{-4} - 10^{-1}$ m
- ۳- نور: IR: تولید گرما (خورشید)، گرمانگاری و فیزیوتراپی. منبع: نور خورشید ($10^{-4} - 10^{-6}$ m).
- VIS: تحریک گیرنده های چشم (400-760 nm). کاربرد: اندوسکوپی، درمان یرقان.
- UV: منبع: خورشید، جذب لایه ی ازن - عبور از جو. برنزه شدن پوست، احتمال سرطان، تولید ویتامین D، ضد عفونی. طیف ماوراء بنفش: λ (100 nm - 400 nm)
- ۴- پرتوهای یونیزاسیون (γ ، X): پرتو X: لامپ CRT، λ ($10^{-9} - 10^{-12}$ m)، پرتو γ : تولید توسط هسته ی اتمها، کاربرد پزشکی، λ ($10^{-10} - 10^{-15}$ m)

موانع سد راه امواج: λ کوچکتر ← مانع سد راه بیشتر؛ مثل γ و X.

اجزای دستگاه رادیولوژی

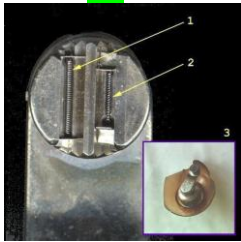
لامپ پرتو X (لوله ی کولیج): محفظه ای پیرکسی است که از تاباندن باریکه ی الکترون پرسرعت از سمت کاتد به آنند، پرتو X تولید می کند. پرتو X تولید شده، توسط پنجره ای از جنس شیشه ی نازک در جدار لامپ به میزان کمی فیلتر، جذب و سپس به بیرون هدایت می شود. به منظور افزایش طول عمر و بازده بیشتر، در فضای داخل لامپ، محیط خلأ ایجاد شده است.



شکل: تیوب پرتو X. در هر دو سر الکتروود پلاتینی وجود دارد. یونیزاسیون گاز، نوری ضعیف ایجاد می‌کند. منبع نور فلئوئورسانس، کاغذ آغشته به سیانید پلاتین - باریم است. پرتو X، صفحه‌ی عکاسی را سیاه و گازها رو یونیزه می‌کند. سیم‌های اتصال‌دهنده با ضریب انبساط خطی شبیه به شیشه باید در دیواره‌ی لامپ قرار داده شوند.

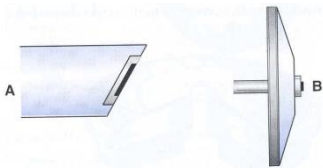
کاتد (cathode): قطب منفی لامپ پرتو X که شامل فیلامان، سرپوش کانونی (فتجان میزان‌کننده) و سیم‌های رابط جهت ایجاد ولتاژ و آمپراژ می‌شود. فیلامان سیم نازک و تنگستنی است که در اثر عبور جریان الکتریکی گرم می‌شود و طی فرایند تابش ترمویونیک، الکترون‌ها را به سمت آند می‌تاباند. کارایی ترمویونیک^۱ متأثر از عواملی چون حرارت، جنس ماده، شکل و اندازه‌ی سطح تماس اتم‌های فیلامان با محیط بیرون است. تنگستن به سبب تابش ترمویونیک بالا و نقطه‌ی ذوب بالا (عدم سوختن فیلامان لامپ نوری) برای استفاده در کاتد مناسب است. **سرپوش کانونی** (فتجان میزان‌کننده) با احاطه کردن فیلامان از پراکندگی الکترون‌ها در اثر نیروی دافعه‌ی الکتریکی بین‌شان جلوگیری و جریان الکترون‌ها را با شکل و اندازه‌ی مورد نظر به سمت هدف (آند) متمرکز می‌کند. **سؤال تستی: متمرکزکننده‌ی جریان الکترون‌ها؟ پاسخ: سرپوش کانونی.**

لامپ‌های مدرن پرتو X می‌توانند یک فیلامان یا یک جفت فیلامان (دو کانون) داشته‌باشند. در لامپ‌های دو کانونی، **یک فیلامان طول بیش‌تری دارد که برای تابش با شدت زیاد و زمان کوتاه** (رادیوگرافی حرکت غیرعادی قلب) به کار می‌رود و یک فیلامان کوچک‌تر برای رادیوگرافی با شدت کم و زمان طولانی (رادیوگرافی استخوان) و یا برای وضوح بیش‌تر (مثل ماموگرافی) استفاده می‌شود. این فیلامان‌ها یا در کنار هم هستند یا یکی بالای دیگری قرار می‌گیرد. در زمان تابش فقط یک فیلامان در کار است. شکل: لامپ پرتو X با دو فیلامان.



گرم شدن فیلامان موجب تبخیر آن و کوتاهی عمر تیوب می‌شود؛ زیرا اگر خیلی نازک باشد می‌شکند.

امروزه در بسیاری از مدارهای پرتو X جدید از مدار پشتیبان فیلامان خودکار برای کاهش این اثر استفاده می‌شود. تنگستن تبخیر شده از فیلامان (و یا گاهی آند) به صورت پوششی نازک روی سطح داخلی شیشه رسوب می‌کند و موجب تغییر کیفیت پرتو و افزایش ترک خوردن تیوب می‌گردد.



انواع آند و خواص آن: قطب مثبت لامپ که به صورت ثابت (مثلاً در دستگاه‌های

رادیوگرافی دندان) و دوار وجود دارد. آند باید هم هادی الکتریکی و هم حرارتی باشد که حرارت ناشی از برخورد الکترون‌ها به سطح را در مدت کوتاهی به خارج هدایت کند تا ذوب نشود (کار آند: دریافت

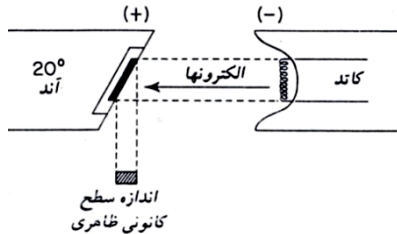
الکترون، هدایت الکتریکی و حرارتی، تکیه‌گاه هدف). جنس ماده‌ی هدف، شدت یا میزان پرتویی را که با اعمال ولتاژ معین تولید می‌شود، تعیین می‌کند. در طیف پیوسته (تولید پرتو X عمومی)، عدد اتمی ماده‌ی هدف، کمیت پرتو X را و در تولید پرتو X اختصاصی، عدد اتمی، انرژی یا کیفیت پرتو X را تعیین می‌کند. افزایش عدد اتمی موجب افزایش بازده تولید پرتو X می‌شود. تنگستن (یا آلیاژ تنگستن - توریم ۱ تا ۳ درصد) ماده‌ای است که عدد اتمی بالا و نقطه‌ی ذوب بالا برای مقاومت در حرارت‌های زیاد دارد. ضمن اینکه تشعشع اختصاصی K حاصل از آن، در حد انرژی تشخیص است. در آندهای دوار، چرخش مستمر آند موجب پخش شدن حرارت در سطح وسیع می‌شود. این آندهای دوار دیسک شکل هستند (سطح 4 mm^2) و سرعت آن‌ها می‌تواند به 3400 دور در دقیقه برسد. شکل دو نوع آند A- ثابت، B- دوار.

۱- **تابش ترمویونیک:** فرایندی که طی آن الکترون‌ها در اثر جذب انرژی گرمایی تابش تا مسافت کمی از سطح فلز دور

می‌شوند.

اصل خط میزان یا اثر زاویه‌دار کردن آند (اثر پاشنه‌ی آند): لکه‌ی کانونی واقعی ناحیه‌ای روی آند است

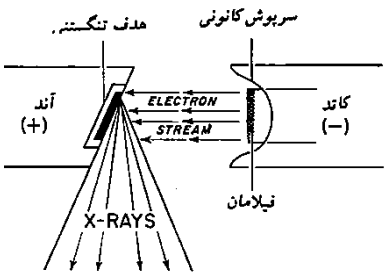
که توسط الکترون‌های کاتد بمباران می‌شود. بیش‌تر انرژی الکترون‌ها تبدیل به حرارت و درصد کمی از آن تبدیل به پرتو X می‌شود. در نتیجه هرچه لکه‌ی کانونی بزرگ‌تر باشد گرما به طور یکنواخت روی لکه‌ی کانونی منتشر می‌شود و آسیب کم‌تری به هدف تنگستنی وارد می‌شود. از طرف دیگر برای تشکیل تصویر خوب و با جزئیات در رادیوگرافی لازم است که لکه‌ی کانونی



کوچک باشد. برای رفع این تناقض از اصل خط میزان استفاده می‌کنیم. در این روش با زاویه‌دار کردن هدف، سطح مؤثر هدف کوچک‌تر از سطح واقعی برخورد الکترون‌ها می‌شود. در واقع به سبب این زاویه، وقتی سطح مایل لکه‌ی کانونی از جهتی که از آن پرتو X خارج می‌شود نگریسته شود، باریک شده و کوچک و مربعی به نظر می‌رسد (لکه‌ی کانونی ظاهری یا مؤثر) در حالی که سطح واقعی برخورد الکترون‌ها (شکل واقعی لکه‌ی کانونی) با توجه به شکل فیلامان، مستطیلی است. شکل: اثر زاویه دار کردن آند.

بدین ترتیب ضمن جلوگیری از تمرکز حرارت در یک نقطه‌ی کوچک و خرابی لامپ، با کوچک شدن لکه‌ی کانونی ظاهری وضوح تصویر نیز بهتر می‌شود. هر چه زاویه‌ی آند کوچک‌تر باشد، لکه‌ی کانونی نیز کوچک‌تر می‌شود. با این حال به سبب «اثر پاشنه» که در ادامه توضیح داده می‌شود، در کاهش زاویه‌ی آند محدودیت وجود دارد.

اثر پاشنه‌ی آند: شدت پرتو Xی که تیوب را ترک می‌کند در تمام قسمت‌های آن یکسان نیست و به زاویه‌ای که تحت



آن پرتو از لکه‌ی کانونی خارج می‌شود بستگی دارد. شدت پرتو در قسمتی که بیش‌تر به سمت آند است، کم‌تر از قسمتی است که به طرف کاتد زاویه دارد. چرا که پرتو X نزدیک به کاتد از ضخامت کم‌تری عبور کرده است و به مقدار کم‌تری توسط هدف (آند) جذب شده است. به این پدیده که افزایش جذب در سمت آند باعث کاهش شدت پرتوهای بخشی از میدان تشعشع می‌شود، اثر پاشنه‌ی آند می‌گویند.

چهار جنبه‌ی مهم بالینی اثر پاشنه بدین ترتیب است:

۱. از آن‌جا که شدت تابش فیلم در طرف آند تیوب پرتو X به طور قابل توجهی کم‌تر از طرف کاتد تیوب است، در هنگام رادیوگرافی می‌توان بخشی از بدن را که نیازی به دریافت تابش زیاد ندارد، در محل اثر پاشنه‌ی آند و قسمت‌هایی را که برای عکس برداری مورد نظر هستند در قسمت‌های دارای شدت بالاتر قرار داد.
۲. هرچه فاصله‌ی فیلم از کانون (لکه‌ی کانون) بیش‌تر باشد اثر پاشنه کم‌تر است.
۳. هرچه فیلم کوچک‌تر باشد (در فاصله‌های برابر از کانون) اثر پاشنه کم‌تر است.
۴. هرچه نقطه‌ی کانونی کم‌تر باشد، اثر پاشنه بیش‌تر است.

ژنراتور (مولد پرتو X): برای تولید پرتو X باید در دو سر لامپ، اختلاف پتانسیل مؤثر و بالایی (در رادیولوژی

تشخیصی (۲۲۰ ولت) از ۳۰ تا ۱۵۰ کیلووات) برقرار شود؛ ساختمان ژنراتورها طوری است که ابتدا ولتاژ برق شهر را به ولتاژ قوی تبدیل و سپس جریان را به وسیله‌ی یک سوکننده‌ها یک‌طرفه می‌کنند. سپس با توجه به این که هنوز جریان اندکی متغیر و به اصطلاح پالسی است، از خازن، برق سه‌فاز و یا جریان فرکانس بالا استفاده می‌شود. خصوصیات یک سوکنندگی ژنراتورها متفاوت است و اکثر سیستم‌ها نهایتاً ولتاژ کاملاً یکنواختی را برای دو سر تیوب فراهم نمی‌کنند. نقص در یک‌سوسازی جریان ولتاژ، در انرژی جنبشی الکترون‌های شتاب‌گیرنده اختلاف ایجاد می‌کند و انرژی فوتون‌های X تغییرات بیش‌تری را شامل می‌شود.

مکانیسم مولد پرتو X در دو بخش جداگانه صورت می‌گیرد: ۱- دستگاه فرمان و ۲- مجموعه‌ی ترانسفورماتور.

- ۱- دستگاه فرمان (میز کنترل): به عامل کار امکان تنظیم مقادیر kVp و mA و زمان تابش مناسب برای رادیوگرافی مورد نظر را می‌دهد. زمان سنج (timer) تعبیه شده در این قسمت امکان تعیین زمان قطع خودکار جریان را به عامل می‌دهد.
- ۲- ترانسفورماتور: این مجموعه شامل یک ترانسفورماتور فشار کم برای گرم کردن فیلامان، یک ترانسفورماتور فشار قوی (که دو سر ثانویه آن به کاتد و آند متصل است و می‌توان با تغییر ولتاژ اولیه و دیگر خصوصیات جریان ورودی ولتاژ دو سر ثانویه را به دلخواه تنظیم کرد) و یک سوکتنده (برای مثال دیودهای نیمه‌هادی سیلیکونی) است.

باقی‌مانده‌ی نکات پاورپوینت. از این مطالب در آزمون پایان ترم ورودی مهر ۱۳۹۴ پرسشی مطرح نشد:

رادیوپاک: پرتو X را جذب می‌کند (استخوان). **رادیولوسنت:** پرتو X را نسبت کمی تقلیل می‌دهد (هوا، بافت نرم)

جریان فیلامان: جریانی که از فیلامان می‌گذرد و آنرا گداخته می‌کند تا الکترون ساطع کند. مقدار زیادی از آن صرف حرارت می‌شود. **جریان لامپ (mA):** تعداد الکترون‌هایی که از فیلامان به سمت هدف (آند) حرکت می‌کنند. جریان لامپ خیلی کم‌تر از جریان فیلامان است.

بار فضایی (ابر الکتریکی Space charge): الکترون‌های تابش شده از فیلامان در مجاورت آن ابر کوچکی را ایجاد می‌کنند که تبدیل به پرتو ایکس نمی‌شوند.

حرکت الکترون‌ها بستگی به اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد، افزایش کیلو ولتاژ و در نتیجه افزایش جریان لامپ دارد.

سرپوش کانونی: به عنوان الکتروود سوم جهت کنترل جریان الکترون‌ها از فیلامان به سمت هدف (سرپوش کانونی با بار الکتریکی منفی در نتیجه تنظیم حرکت الکترون‌ها به سمت هدف).

کابل اتصال به زمین: ایمنی الکتریکی

روغن: انتقال حرارت تولیدی به خارج (لامپ مولد درون روغن) و کمک به ایمنی الکتریکی چون روغن عایق است.

نمونه‌ی سؤالات تستی ۱۵ سؤال ۱۰ دقیقه

- ۱- کدام یک از سری تابش‌های زیر دارای ماهیت الکترومغناطیسی می‌باشند؟
 الف) ایکس، گاما، بتا (ب) ایکس، گاما، نور مرئی (ج) آلفا، بتا، ایکس (د) آلفا، بتا، نور مرئی
- ۲- با افزایش طول موج پرتو X، انرژی فوتون آن چه تغییری می‌کند؟
 الف) کاهش می‌یابد. (ب) افزایش می‌یابد. (ج) تغییری نمی‌کند. (د) وابسته به تعداد فوتون‌ها می‌باشد.
- ۳- واحد اکسپوژر (پرتودهی) کدام است؟
 الف) راد (Rad) (ب) رونتگن (R) (ج) سیورت (Sv) (د) بکرل (Bq)
- ۴- موادی که جاذب پرتو ایکس هستند چه نامیده می‌شوند؟
 الف) رادیولوسنت (ب) رادیوپاک (ج) فلورسنت (د) یونیزاسیون
- ۵- در دستگاه رادیولوژی چند درصد از الکترون‌های برخوردی به هدف به پرتو ایکس تبدیل می‌گردد؟
 الف) ۹۹٪ (ب) ۷۵٪ (ج) ۲۵٪ (د) ۱٪
- ۶- در یک لامپ مولد پرتو ایکس، اگر مقدار mA از ۲۰۰ به ۴۰۰ افزایش یابد، کیفیت و شدت پرتوهای تولیدشده به ترتیب چه تغییری می‌کنند؟ (سایر شرایط ثابت فرض شود)

الف) کاهش - افزایش می‌یابد. (ب) ثابت می‌ماند - کاهش می‌یابد.

ج) افزایش - افزایش می‌یابد. (د) ثابت می‌ماند - افزایش می‌یابد.

۷- انرژی پرتوهای ایکس اختصاصی یا شاخص (Characteristic Radiation) در ماده‌ی هدف توسط کدام عامل تعیین می‌شود؟

الف) اختلاف پتانسیل بین کاتد و آند (ب) تعداد الکترون‌های تراز ظرفیت ماده هدف

ج) عدد اتمی ماده هدف (د) موارد الف و ب

۸- هرگاه اختلاف پتانسیل در یک دستگاه رادیوگرافی معادل ۱۰۰ کیلوولت انتخاب شود:

الف) حداکثر انرژی فوتون‌های ایکس تولیدی ۱۰۰ keV خواهد بود.

ب) اکثریت فوتون‌های ایکس تولیدی از انرژی تقریبی ۱۰ keV تا ۳۰ keV برخوردار خواهند بود.

ج) حداکثر انرژی الکترون‌هایی که به سمت آند می‌روند ۱۰۰ keV خواهد بود.

د) موارد الف و ج.

۹- در یک مولد پرتو ایکس کدام عامل در کمیت تولید پرتو مؤثر است؟

الف) شدت جریان فیلامان (ب) زمان اکسپوزر (ج) پتانسیل سرپوش کانونی (د) گزینه‌های الف و ب

۱۰- در برخورد الکترون‌های سریع با اتم‌های ماده‌ی هدف، پرتوهای X بیش‌تر از کدام روش تولید می‌شوند؟

الف) پدیده‌ی ترمیونیک (ب) فتوالکتریک (ج) پدیده‌ی ترمزی (د) پدیده‌ی کمپتون

۱۱- در یک مولد پرتو ایکس، طول موج پرتوهای تولید شده با کدام مورد نسبت معکوس دارد؟

الف) شدت جریان آند (mA) (ب) اختلاف پتانسیل دو سر فیلامان (Vf)

ج) اختلاف پتانسیل دو سر لامپ (kVp) (د) شدت جریان فیلامان (If)

۱۲- چرا از تنگستن به عنوان ماده‌ی هدف در دستگاه رادیولوژی استفاده می‌شود؟

الف) عدد اتمی بالا (ب) انتقال حرارت سریع (ج) نقطه‌ی ذوب بالا (د) هر سه گزینه

۱۳- تمرکز الکترون‌ها بر سطح هدف به وسیله‌ی کدام قسمت از لامپ پرتو X صورت می‌گیرد؟

الف) زاویه‌ی آند (ب) دیافراگم (ج) کولیماتور (د) سرپوش کانونی

۱۴- یک دستگاه رادیولوژی اکسپوزی با شرایط 70 kVp, 200 mA, 400 mR در فاصله‌ی ۹۰ cm انجام می‌دهد. شدت چنین دستگاهی در فاصله‌ی ۲۷۰ cm چقدر خواهد شد؟

الف) 133.3 mR (ب) 44.4 mR (ج) 100 mR (د) 22.2 mR

۱۵- عامل کاهش شدت پرتو ایکس تولیدی در سمت آند چه نامیده می‌شود؟

الف) بار الکتریکی فضایی (ب) اثر پاشنه‌ی آند (ج) پرتو ایکس نشتی (د) واحد حرارت

(۱) ب (۲) الف (۳) ب (۴) ب (۵) د (۶) د (۷) ج (۸) د (۹) د (۱۰) ج

(۱۱) ج (۱۲) د (۱۳) د (۱۴) ب (۱۵) ب

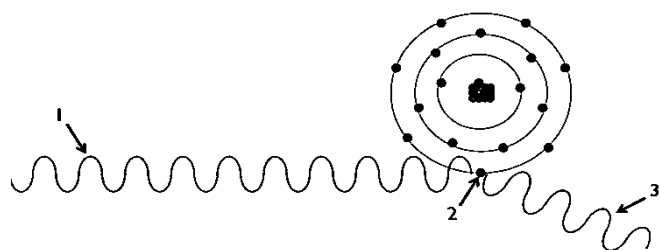
برهم کنش پرتو X با ماده و جذب افتراقی پرتو X

یک دسته پرتو با انرژی‌های متفاوت (پلی کروماتیک) وقتی وارد بدن بیمار می‌شوند، بر اثر تضعیف با توزیعی کاملاً غیر یکنواخت از بدن خارج می‌گردند. در برخورد بین فوتون‌های پرتو X و ماده‌ی هدف، حالت‌های مختلفی را می‌توان در نظر گرفت: اگر فوتون‌های تابیده شده بدون برخورد و برهم کنش با ماده به فیلم برسند، فیلم به رنگ سیاه دیده می‌شود. در غیر این صورت با حذف فوتون‌ها، فیلم سفید می‌شود. در حالت‌های بینابینی با توجه به خصوصیات ماده ممکن است فقط بعضی از فوتون‌ها عبور کنند که قسمت‌های خاکستری تصویر را به وجود می‌آورند. گاهی نیز ممکن است فوتون در برخورد با ماده تغییر جهت بدهد. این فوتون‌های پراکنده به صورت تصادفی حرکت کرده و می‌توانند سیاهی‌هایی را بر روی فیلم ایجاد کنند؛ لذا باعث افزایش پارازیت یا نویز (Noise) می‌شوند. به طور کلی پنج راه اصلی برای برخورد یک فوتون پرتو X با ماده وجود دارد.

۱- پراکندگی کلاسیک: در این پراکندگی که به نام‌های همدوس (coherent)، الاستیک، ریلی (Rayleigh) و

برخورد تامسون نیز شناخته می‌شود، با برخورد یک فوتون تابشی کم‌انرژی، اتم ماده‌ی هدف بر انگیخته می‌شود.

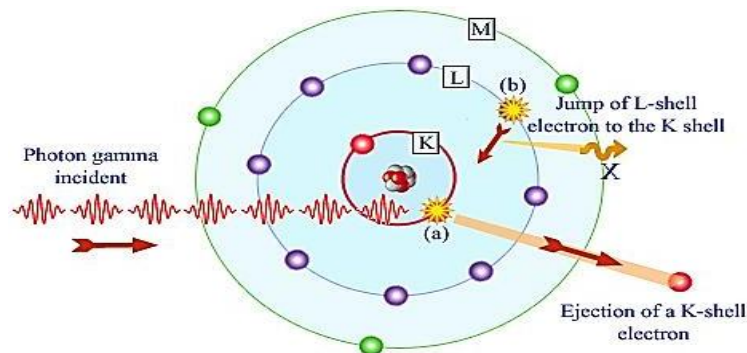
Coherent scattering (Thompson scattering)



سپس اتم هدف فوتونی را با همان مشخصات فوتون اولیه (طول موج و انرژی) ولی در مسیری متفاوت گسیل می‌کند. بنابراین در این نوع برخورد هیچ‌گونه انتقال انرژی و یونیزاسیونی دیده نمی‌شود. شکل: پراکندگی کلاسیک پراکندگی همدوس غالباً در برخورد فوتون‌های با انرژی کم‌تر از ۱۰ keV دیده می‌شود؛ بنابراین در رادیولوژی تشخیصی اهمیت زیادی ندارد. برخورد همدوس می‌تواند باعث ایجاد مه‌آلودگی در فیلم شود (البته اثر کمپتون در همه جا مضر نیست و در بعضی از انواع تصویربرداری، خود به تشکیل تصویر با کیفیت مناسب کمک می‌کند).

۲- اثر فوتوالکتریک: حالتی را در نظر بگیرید که یک فوتون با انرژی کمی بیش‌تر از انرژی بستگی الکترون‌های

لایه‌های داخلی اتم، توسط یکی از این الکترون‌ها به طور کامل جذب شود. در این صورت الکترون مربوط از مدار خود خارج



شده و به صورت فتوالکترون آزاد می‌شود و باقی‌مانده‌ی انرژی فوتون نیز به انرژی جنبشی آن تبدیل می‌شود. الکترون‌های لایه‌های بالاتر جایگزین آن می‌شوند. این الکترون‌های جایگزین مقداری از انرژی خود را به صورت یک فوتون از دست می‌دهند؛ زیرا با قرارگیری در لایه‌های داخلی‌تر، انرژی بستگی آن‌ها افزایش می‌یابد و بیش‌تر در قید هسته‌ی اتم قرار می‌گیرند.

در برخورد فوتوالکتریک رابطه‌ی بین انرژی فوتون (hf)، انرژی بستگی الکترون (E_b) و انرژی جنبشی فوتوالکتریک (E_k) را می‌توان به این صورت نوشت:

$$hf = E_b + E_k \quad , \quad E_k = \frac{1}{2}mv^2 \Rightarrow hf = E_b + \frac{1}{2}mv^2$$

پس در پدیده‌ی فوتوالکتریک، یک فوتوالکتریک، یک یون مثبت و پرتو اختصاصی تولید می‌شود. به فوتون تولیدی پرتو X ثانویه گفته می‌شود (دقت کنید که با پرتو پراکنده حاصل از اثر کمپتون اشتباه گرفته نشود). افزایش احتمال وقوع اثر فوتوالکتریک:

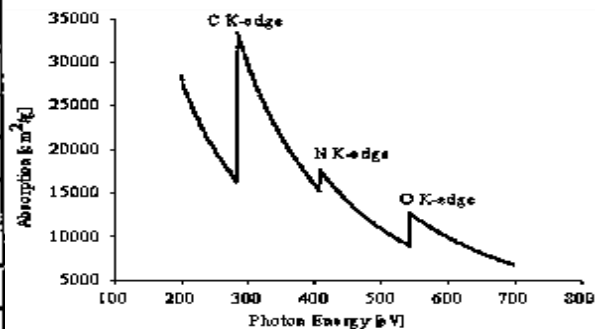
- دارابودن انرژی کافی فوتون برای غلبه بر انرژی همبستگی الکترون ماده‌ی برخوردی.
- دارابودن تشابه انرژی فوتون با الکترون ماده‌ی برخوردی؛ انرژی همبستگی لایه‌ی K در ید 33 keV است؛ در نتیجه احتمال وقوع پدیده‌ی فوتوالکتریک برای فوتون با 34 keV بیش تر از 100 keV است.
- الکترون ماده به صورت محکم‌تر در مدار خود قرار گرفته باشد (همبستگی بیشتر)؛ متناسب با توان سوم عدد اتمی. با افزایش انرژی فوتون اولیه، اثر فوتوالکتریک کاهش می‌یابد. به نسبت $1/E^3$. مثال: احتمال برخورد فوتوالکتریک در استخوان با عدد اتمی 13.8 به بافت نرم با عدد اتمی 7.4 برابر است با $[13.8 / 7.4]^3 = 6.49$.

به طور کلی با افزایش انرژی، جذب فوتون‌ها در فیلتر کاهش می‌یابد، اما این جذب در انرژی‌های نزدیک به انرژی همبستگی لایه‌ها به دلیل افزایش احتمال پدیده‌ی فوتوالکتریک به یک‌باره افزایش می‌یابد. به این عدم پیوستگی، اثر لبه‌ی جذب (Absorption edge) یا اثر لبه‌ی K می‌گویند. این عدد برای اتم‌های مختلف تفاوت دارد. این پدیده در ترکیب هدف و فیلتر مولیبدنیوم در دستگاه ماموگرافی باعث بازتابش مناسب انرژی فوتون و عدم جذب تشعشع‌های مفید در فیلتر می‌گردد.

با وقوع پدیده‌ی فوتوالکتریک کنتراست طبیعی بافت تشدید می‌شود؛ یعنی اختلاف جذب میان اعضای مجاور افزایش و کیفیت تصاویر ایجاد شده بهبود می‌یابد. پس می‌توان با کاهش kVp (و به تبع آن افزایش اثر فوتوالکتریک) تصاویری با کیفیت بهتر تولید کرد. با این حال به دلیل این که بیش تر پرتوهای تابشی به صورت کامل جذب بدن بیمار می‌شود، دوز بیمار افزایش

Element	K Absorption Edge Energy keV
Si	1.838
Ge	11.103
Ga	10.360
Ac	11.063
Cd	26.712
Fe	31.009
I	33.164
Hg	69.106

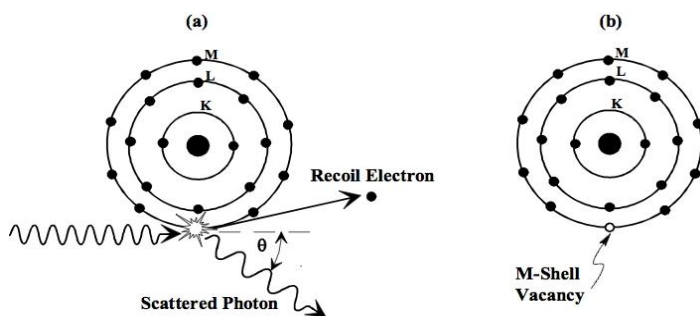
می‌یابد. بنابراین kVp باید به گونه‌ای انتخاب شود که علاوه بر کاهش



دوز بیمار،
تصویر
کیفیت
مطلوبی
داشته باشد.

۳- پراکندگی کمپتون (Compton) یا غیرالاستیک:

در این نوع پراکندگی، پرتو X قسمتی از انرژی خود را به الکترون‌های لایه خارجی اتم (الکترون‌های آزاد) اتم هدف منتقل می‌کند. این انرژی بیشتر به انرژی جنبشی الکترون تبدیل می‌شود (انرژی زیادی صرف جدا شدن این الکترون‌ها نمی‌شود). به این الکترون جدا شده در پراکندگی کمپتون الکترون ثانویه گفته می‌شود. باقی‌مانده‌ی انرژی



فوتون پرتو X نیز باعث تغییر جهت آن می‌شود. شکل: وقوع اثر کمپتون (a) و تبدیل اتم هدف به یک یون (b).

پراکندگی کمپتون (فوتون اسکتر = پرتو پراکنده): تولید مه‌آلودگی در فیلم.
 الف) برخورد فوتون با الکترون آزاد از لایه‌ی خارجی اتم یک ماده، ب) خارج شدن الکترون ماده از مدار خود، پ) انحراف فوتون از مسیر اولیه و حرکت در جهت جدید، ت) تولید جفت یون ماده‌ی یونیزاسیون (انرژی زیادی صرف جداسدن الکترون نمی‌گردد) (این فرایند در الکترون آزاد موجود در مدار خارجی ماده صورت می‌گیرد).
 الکترون ثانویه: در برخورد کمپتون، الکترون جداسده از ماده، الکترون ثانویه نامیده می‌شود.
 چگونگی توزیع انرژی فوتون:

توزیع انرژی فوتون به دو راه صورت می‌گیرد: ۱- قسمتی از انرژی به الکترون منتقل می‌شود و به صورت جنبشی در می‌آید. ۲- بقیه‌ی انرژی باعث انحراف فوتون اولیه می‌گردد.

فوتون هرگز تمام انرژی را از دست نمی‌دهد.

میزان انرژی باقی‌مانده بستگی به انرژی اولیه‌ی فوتون و زاویه‌ی پراکندگی دارد.

فوتون با انرژی کم: بیش‌تر فوتون‌ها با زاویه‌ی ۱۸۰ درجه به عقب بازمی‌گردند.

عوامل مؤثر در اثر کمپتون:

۱- میزان انحراف با مقدار انرژی فوتون پراکنده رابطه‌ی عکس و با انرژی الکترون ثانویه رابطه‌ی مستقیم دارد؛ در انحراف صفر درجه انرژی‌ای به الکترون انتقال نمی‌یابد و با افزایش این زاویه انرژی الکترون ثانویه بیش‌تر خواهد بود.

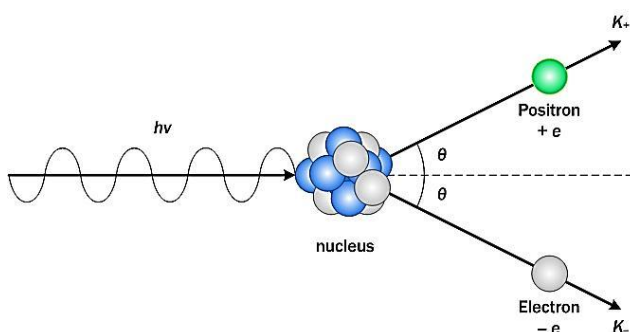
۲- همانند اثر فوتوالکتریک، احتمال پراکندگی کمپتون با افزایش انرژی پرتو X کاهش می‌یابد (البته به میزان کم‌تر و با توان یک). این پراکندگی در محدوده‌ی تشخیصی تقریباً مستقل از عدد اتمی ماده‌ی هدف است؛ زیرا پراکندگی کمپتون با توجه به الکترون‌های آزاد ماده‌ی هدف صورت می‌گیرد که جداسدن این الکترون‌ها به انرژی زیادی نیاز ندارد (البته احتمال وقوع پدیده‌ی کمپتون با تعداد الکترون در واحد جرم ماده‌ی هدف نیز رابطه‌ی مستقیم دارد). همان‌گونه که پیش‌تر اشاره شد، پرتوهای پراکنده باعث ایجاد مه‌آلودگی در تصویر و کنتراست کم می‌شوند. برای حذف مشکل نمی‌توان از فیلتر استفاده کرد.
 مقدار زیادی از پرتوهای اسکتر در عمل‌هایی که از دستگاه فلوروسکوپی استفاده می‌شود، از طریق بیمار به متصدی فلوروسکوپی انتقال می‌یابد.

در مورد بررسی عددی این پدیده می‌توان گفت: $E_i = E_c + (E_b + E_k)$

E_i : انرژی فوتون تابشی، E_c : انرژی فوتون پراکنده، E_b : انرژی بستگی الکترون، E_k : انرژی جنبشی الکترون خارج شده.

$$\lambda_1 = \frac{12.4}{kV_p} (A^\circ)$$

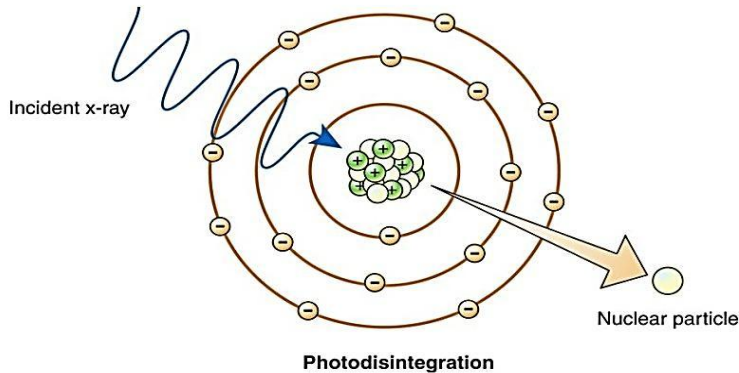
$$\Delta\lambda = \lambda_2 - \lambda_1 = \frac{h}{mc}(1 - \cos\theta) = 0.024(1 - \cos\theta)$$



۴- تولید جفت (pair production)

در این فرایند فوتون تابشی تحت تأثیر نیروی هسته‌ی اتم یا برخورد با ابر الکتریکی ناپدید می‌شود و طبق رابطه‌ی $E=mc^2$ فوتون به الکترون و پوزیترون تجزیه می‌شود. با توجه به این که جرم یک الکترون و پوزیترون معادل 1.02 MeV ، انرژی است، فوتون تابشی باید حداقل 1.02 MeV انرژی داشته‌باشد تا این پدیده رخ دهد (در محدوده‌ی تشخیصی نیست).

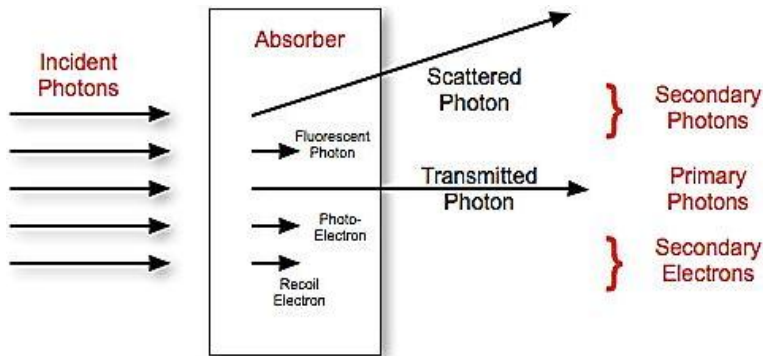
۵- تجزیه‌ی نوری (Photodisintegration) یا تجزیه توسط فوتون:



در این حالت پرتو X مستقیماً با هسته برخورد می‌کند و فوتون کاملاً جذب هسته‌ی اتم می‌شود؛ لذا باعث برانگیختگی هسته می‌شود. در این حالت هسته به پروتون، نوترون و ذره‌ی آلفا تجزیه می‌شود. برای وقوع این واکنش، فوتون تابشی باید حداقل هفت تا ده مگاالکترون‌ولت انرژی داشته باشد (در محدوده‌ی تشخیصی نیست).

با توجه به مطالب گفته شده، پدیده‌های تولید جفت و تجزیه‌ی نوری در رادیولوژی تشخیصی اهمیتی ندارند؛ زیرا حداکثر

انرژی مورد استفاده در این زمینه 150 keV است.

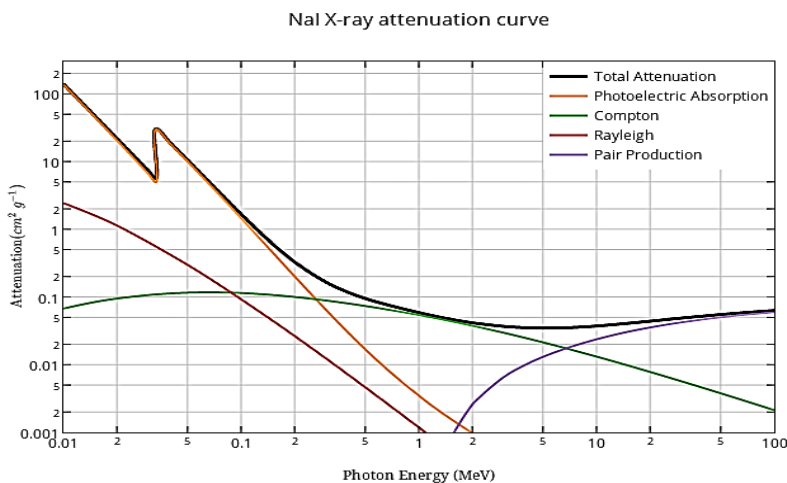


از مجموع برخوردهای میان فوتون‌ها و بدن بیمار، تقریباً ۷۵٪ آن‌ها برخورد فوتوالکتریک، ۲۰٪ کمپتون و ۵٪ همدوس است که البته با توجه به شرایط رادیوگرافی‌های مختلف، مانند تفاوت در kVp، این مقادیر قابل تغییراند.

پس در مجموع می‌توان گفت سه دسته از پرتوها در تشکیل تصویر مؤثر هستند:

- ۱- پرتوهایی که بدون هیچ‌گونه برهم‌کنشی از بدن بیمار عبور می‌کنند (همدوس).
- ۲- پرتوهایی که به طریق فوتوالکتریک جذب می‌شوند (و باعث ایجاد نواحی سفیدرنگ تصویر می‌شوند).
- ۳- پرتوهای پراکنده حاصل از اثر کمپتون که باعث مه‌آلودگی و کاهش کیفیت تصویر می‌شوند.

تضعیف (Attenuation):

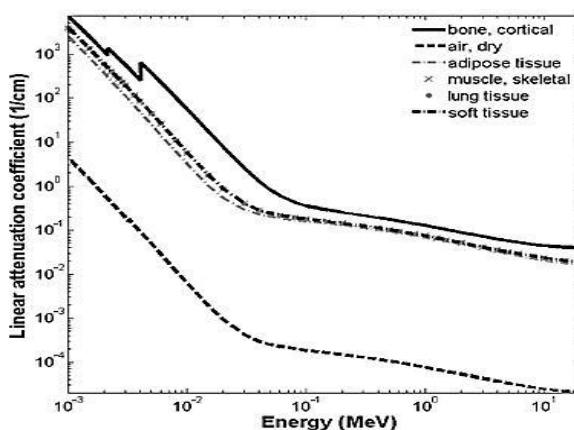
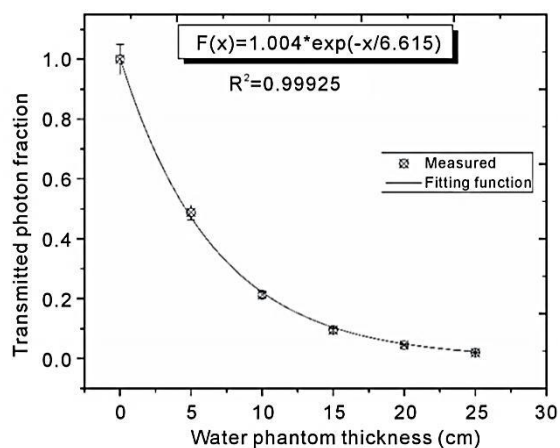


به کاهش شدت پرتو در هنگام عبور از ماده (بر اثر جذب، پراکندگی و شکسته‌شدن در ماده) تضعیف گفته می‌شود. میزان تضعیف به کیفیت و کمیت پرتوها بستگی دارد که تغییر در این مؤلفه‌ها به جنس و ضخامت ماده وابسته است. تضعیف در بازهی تشخیصی بر اثر فرایندهای فوتوالکتریک، کمپتون و همدوس صورت می‌گیرد. شکل: نمودار تضعیف پرتو X در سدیم یدید و میزان تأثیر هر یک از پدیده‌ها در آن.

ضرایب تضعیف: معیاری از کمیت پرتو تضعیف شده توسط ضخامت معینی از ماده‌ی جاذب است که خود شامل دو ضریب خطی و جرمی است.

۱- ضریب کاهش خطی (Linear Attenuation-Coefficient):

کاهش کسری از پرتو است که در اثر عبور از ۱ سانتی‌متر ماده صورت می‌گیرد و آن را با μ نشان می‌دهند. این مهم‌ترین ضریب در رادیولوژی بوده و مخصوص تشعشعات تک‌انرژی (مونوکروماتیک) است. مقدار این ضریب به انرژی پرتو و نوع ماده‌ی جاذب بستگی دارد. به جز در لبه‌ی K، در حدود انرژی مورد استفاده در رادیولوژی تشخیصی با افزایش انرژی، μ کاهش می‌یابد.



شکل: نمودار کاهش ضریب جذب خطی با افزایش انرژی پرتو در بافت‌های مختلف بدن (راست) و تضعیف پرتوهای X در ضخامت‌های مختلف آب (چپ).

با توجه به این که برهم‌کنش‌های گوناگونی میان پرتو X و ماده وجود دارد، می‌توان گفت ضریب جذب خطی کلی برابر

$$\mu = \mu_{PE} + \mu_{Coh} + \mu_{CS} + \mu_{PP} \quad \text{است با جمع ضرایب کاهش تمام پدیده‌ها:}$$

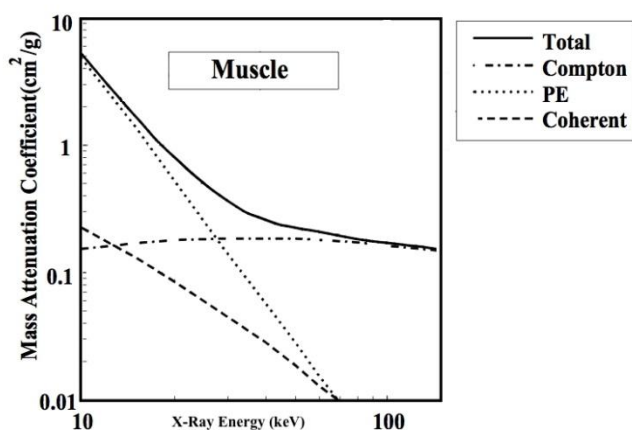
PE: فتوالکتریک Coh: همدوس CS: کمپتون PP: تولید جفت

در انرژی‌های پایین، جذب فوتوالکتریک اهمیت زیادی دارد و با افزایش انرژی احتمال آن کاهش و پراکندگی کمپتون بارزتر می‌شود. برای مثال در انرژی‌های ۵۰-۶۰ keV تصاویر خوبی تهیه می‌شود، اما دوز جذبی بیمار بسیار زیاد است. در انرژی‌های بالا (در حد مگاالکترون‌ولت) نیز پدیده‌ی تولید جفت را خواهیم داشت.

با بررسی مواد در حالت‌های مختلف می‌توان به این نتیجه رسید که چگالی یکی از عوامل مؤثر در μ است. برای نمونه در

$$\mu_{\text{آب}} > \mu_{\text{یخ}} > \mu_{\text{بخار}}$$

برای رفع این وابستگی، کمیتی به نام ضریب کاهش (جذب) جرمی تعریف می‌شود.



۲- ضریب کاهش جرمی (Mass Attenuation-

Coefficient): کاهش کسری از شدت پرتو اولیه است که به وسیله‌ی ضخامت 1 gr/cm² از ماده صورت می‌گیرد. این ضریب تعیین‌کننده‌ی میزان تضعیف پرتوها توسط مواد مختلف است. شکل: نمودار رابطه‌ی میان ضریب کاهش جرمی و انرژی پرتو X به تفکیک پدیده. مقدار μ برای بافت نرم بین 0.35 cm⁻¹ تا 0.16 cm⁻¹ است.

$$\mu_m \left(\text{cm}^2/\text{gr} \right) = \frac{\mu(\text{cm}^{-1})}{\rho(\text{gr}/\text{cm}^3)}$$

تضعیف پرتوهای تک‌انرژی و چندانرژی: اگر تمام فوتون‌های تابشی یک پرتو، انرژی یکسانی داشته باشند، آن پرتو تک‌انرژی نامیده می‌شود. کیفیت این پرتو در هنگام عبور از ماده تغییر نمی‌کند؛ اما کاهش شدت آن به دلیل کاهش در تعداد فوتون‌های آن (کمیت) است. با بررسی کاهش شدت این پرتو به این نتیجه می‌رسیم که تضعیف آن به صورت نمایی است (در

$$\frac{\Delta I}{\Delta x} = -\mu I \Rightarrow I = I_0 e^{-\mu x}$$

I: شدت پرتو باقی مانده، I₀: شدت پرتو اولیه، x: ضخامت ماده

حال اگر پرتو دارای فوتون‌های با مقادیر مختلف انرژی (پلی کروماتیک) باشد، تضعیف آن بسیار پیچیده است. تضعیف یک دسته پرتو پلی کروماتیک موجب کاهش در کیفیت و کمیت پرتو می‌شود و هنگام خروج از بدن نیز توزیعی کاملاً غیر یکنواخت دارد. معمولاً انرژی متوسط یک دسته پرتو پلی کروماتیک بین ثلث تا نصف انرژی ماکزیمم آن است. در رابطه با تعداد

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

N: تعداد فوتون‌های باقیمانده، N₀: تعداد فوتون‌های اولیه.

(سؤال تشریحی: تأثیر ضریب تضعیف بر پرتوهای مونوکروماتیک و پلی کروماتیک)

احتمال هر برهم کنش

۱- در انرژی‌های پایین: جذب فوتوالکتریک با اهمیت است. ← افزایش انرژی ← تأثیر فوتوالکتریک کم شده و کمپتون اهمیت بیش‌تری پیدا می‌کند.

۲- در انرژی‌های بالا (1.02 Mev) تولید جفت با اهمیت است. در انرژی‌های 50 keV تا 60 keV تصویر خوب تولید می‌شود، اما متأسفانه انرژی دوز جذبی بیمار زیاد می‌شود؛ چون اثر فوتوالکتریک افزایش می‌یابد.

لایه‌ی نیم‌جذب (Half value layer): به ضخامتی از ماده که باعث کاهش شدت پرتو به نصف مقدار اولیه

می‌گردد، گفته می‌شود. این مؤلفه معیاری برای اندازه‌گیری غیر مستقیم کیفیت تشعشع است. با توجه به تعریف داریم:

$$I_{HVL} = \frac{I_0}{2} = I_0 e^{\mu(HVL)} \Rightarrow \ln \frac{1}{2} = -\mu(HVL) \Rightarrow HVL = \frac{0.693}{\mu}$$

هرچه قدرت نفوذ پرتو بیش‌تر باشد، لایه‌ی نیم‌جذب آن افزایش می‌یابد. همچنین کاربرد فیلتر باعث افزایش HVL می‌شود (با حذف پرتوهای کم‌انرژی و سخت‌تر شدن پرتو).

ضریب یکنواختی (Homogeneity Coefficient): مقدار تشعشع کاهش‌یافته در ضخامت‌های اولیه بیش‌تر است؛

زیرا تشعشع عمومی تک‌انرژی نیست و با عبور از هر لایه، سخت‌تر می‌شود. نسبت HVL اول به دوم، ضریب یکنواختی نام دارد

$$HC = \frac{HVL_1}{HVL_2}$$

و پراکندگی تشعشع را نشان می‌دهد.

۵ دقیقه

۷ سؤال

نمونه‌ی سؤالات تستی

۱- چه رابطه‌ای بین احتمال پراکندگی کمپتون با انرژی پرتو X (E) می‌باشد؟

۱/E² (د)

1/E (ج)

1/E³ (ب)

E³ (الف)

۲- یک فوتون پرتو X پس از برخورد با اتم ماده تولید یک پرتو X پراکنده با همان طول موج اولیه

می‌کند این نوع برخورد چه نامیده می‌شود؟

(د) جذب

(ج) کلاسیک

(ب) کمپتون

(الف) فوتوالکتریک

۳- اگر احتمال اثر فوتوالکتریک با پرتو X 20 keV در بافت نرم ۱ باشد، در صورتی که پرتو X با 60 keV به کار برده شود، این احتمال برای همان بافت چه قدر خواهد شد؟

الف) 0.11 (ب) 0.19 (ج) 1.2 (د) 0.037

۴- فوتونی با طول موج $1/\lambda$ انگسترم با الکترون اتمی به طریق کمپتون برخورد می کند، طول موج فوتون ثانویه چند انگسترم است؟ (زاویه برخورد را 90° در نظر بگیرید)

الف) 0.076 (ب) 0.100 (ج) 0.124 (د) 0.148

$$\Delta\lambda = 0.024(1 - \cos 90) = 0.024(1-0) \rightarrow \Delta\lambda = \lambda' - \lambda = 0.024 \rightarrow \lambda' = 0.1 - 0.024 = 0.076$$

۵- ضریب تضعیف جرمی مستقل از کدام است؟

الف) چگالی ماده‌ی جاذب (ب) عدد جرمی ماده‌ی جاذب

ج) طول موج فوتون‌های تابشی (د) انرژی مؤثر فوتون‌های تابشی

۶- هر چه HVL (ضخامت نیم جذب) بافتی افزایش یابد:

الف) مقدار نفوذ پرتو بیشتر می شود (ب) مقدار جذب پرتو دریافت بیشتر خواهد بود

ج) تصاویر واضح تر به دست می آید (د) دوز بیمار افزایش می یابد

۷- بیش تر دوز دریافتی بیمار در رادیوگرافی ناشی از است.

الف) جذب فوتوالکتریک (ب) جذب کامپتون (ج) اشعه‌ی پراکنده (د) اشعه‌ی اختصاصی

۱) ج (۲) ج (۳) د (۴) الف (۵) الف (۶) الف (۷) الف

اینک به ادامه‌ی معرفی بخش‌های مختلف لامپ پرتوی X می پردازیم.

صافی (filter):

صاف کردن: فرایندی است که طی آن به پرتو شکل می دهیم به گونه‌ای که نسبت فوتون‌های مفید برای ایجاد تصویر

به فوتون‌هایی که دوز بیمار را زیاد می کنند و یا از کنتراست تصویر می کاهند افزایش می یابد.

فیلترها باعث افزایش انرژی متوسط پرتوها و کاهش اثر فوتوالکتریک و کاهش کنتراست تصویر می شوند. به این ترتیب

هنگامی که اثر فوتوالکتریک غالب است، تضعیف توسط صافی شدید می شود و وقتی اثر کمپتون غالب است اثر آن کاهش

می یابد. عیب بزرگ صافی‌ها این است که با وجود افزایش انرژی متوسط پرتوها، شدت پرتوها را کاهش می دهد. عیب بزرگ

صافی کاهش شدت پرتوها است. برای جبران کاهش شدت پرتوها باید عوامل تابش (mA) را زیاد کنیم ولی در هر حال دز

جذبی بیمار کاهش می یابد. فیلتر را جلوی لامپ قرار می دهند. سه سطح مختلف فیلتراسیون شامل: ۱- فیلتراسیون ذاتی (تیوب

پرتو و محفظه‌ی آن)، ۲- فیلتراسیون اضافی (صفحات فلزی سر راه پرتو)، ۳- بیمار هستند.

فیلتراسیون ذاتی: نتیجه‌ی حذف پرتو در حین عبور از لامپ و حفاظ آن مثلاً روغن اطراف تیوب و درپوش آن است.

مواد جاذب در فیلتراسیون ذاتی: ۱- محفظه‌ی شیشه‌ای، ۲- عایق روغنی اطراف لامپ، ۳- پنجره‌ی حفاظ لامپ هستند. با

توجه به بافت مورد نظر باید جنس فیلتر را مشخص کنیم. برای مثال فیلتراسیون ذاتی در ماموگرافی با توجه به آناتومی بافت نرم

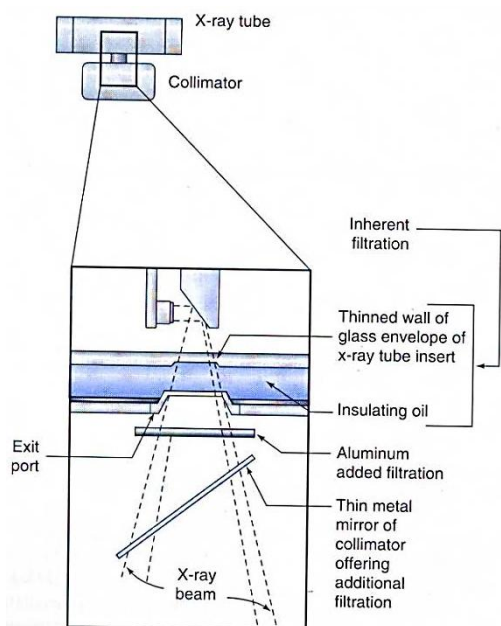
برست به شرح زیر است:

۲- این نوع فیلتراسیون تشعشعات کم انرژی را کاهش می دهد.

- ۱- محدوده‌ی انرژی فوتون‌های مورد نیاز: حدود ۳۰-۴۰ kVp (مقایسه با ص ۵، توجه به keV و kVp)
- ۲- جنس مطلوب فیلتر: مولیبدنیوم (چون به فوتون پراثری نیاز نداریم. اگر بافت سختی مثل بافت دندان که به فوتون پراثری نیاز دارد مورد نظرمان بود، از آلومینیوم استفاده می‌کردیم)
- ۳- جنس مطلوب پنجره: برلیوم به جای شیشه (پایین آمدن فیلتر ذاتی)

فیلتراسیون اضافی: قرار دادن ماده‌ی جاذب در مسیر پرتو است که موجب می‌شود انرژی مؤثر پرتو X افزایش یافته و

در شدت پرتو X نیز کاهش ایجاد شود. یک فیلتر ایده‌آل باید تمام فوتون‌های کم‌انرژی را جذب کند و تمام فوتون‌های پر انرژی



را عبور دهد. ولی چنین ماده‌ای وجود ندارد. با این حال می‌توان ماده‌ای با عدد اتمی مناسب را انتخاب کرد که با استفاده از تمایل طبیعی، با اثر فوتوالکتریک در فوتون‌های کم‌انرژی، بیش‌تر آن‌ها را جذب کند؛ مانند Al و Cu. Al ← فیلتر خوب برای فوتون‌های کم‌انرژی و عمومی. Cu ← فیلتر خوب برای فوتون‌های پرانرژی

فیلترهای مرکبی وجود دارند که شامل دو یا چند لایه از فلزات مختلف هستند، در این فیلترها ماده با عدد اتمی بالا به طرف لامپ و ماده با عدد اتمی پایین به سمت بیمار قرار می‌گیرد. به طور کلی فیلتر در جلوی لامپ قرار می‌گیرد. در انتخاب فیلتر علاوه بر جنس، ضخامت آن هم مهم است. شکل: مراحل فیلتراسیون حین عبور پرتو.

اثر لبه‌ی K: با افزایش انرژی، جذب پرتوها در فیلتر کاهش می‌یابد، اما

انرژی keV	% درصد انتقال
50	0.016
60	0.4
80	6.8
88	12
88	0.026
100	0.14
150	0.96

وقتی انرژی پرتو به انرژی بستگی الکترون پوسته‌ی داخلی می‌رسد، جذب به یک‌باره افزایش پیدا می‌کند. برای مثال به جدول که درصد انتقال پرتو مونوکروم (تک‌انرژی) را از 1 mm سرب نشان می‌دهد توجه کنید. یک تغییر ناگهانی در انتقال ۸۸ keV پیدا می‌شود و به طور ناگهانی جذب فوتوالکتریک افزایش پیدا می‌کند؛ به‌صورتی که درصد انتقال به دلیل افزایش احتمال جذب فوتوالکتریک تقریباً به صفر رسیده است. ۸۸ keV انرژی بستگی لایه‌ی K است. این اثر را اثر لبه‌ی K می‌گویند.

محدودکننده: وسیله‌ای که اندازه و شکل میدان پرتو را تنظیم می‌کند و به خروجی تیوب پرتو X در محفظه‌ی تیوب

متصل می‌شود. محدودکننده‌ها بیمار را در مقابل تشعشعات غیر ضروری حفاظت می‌کنند و به سه گروه: ۱- سوراخ - شکاف دیافراگم، ۲- مخروطی‌ها و استوانه‌ای‌ها و ۳- کولیماتور تقسیم می‌شوند.

کولیماتور: بهترین نوع محدودکننده که مزایای آن شامل: ۱- قابلیت تهیه‌ی انواع نامحدود از میدان‌ها و ۲- نشان دادن

میدان پرتو توسط یک دسته نور است. کولیماتورها شامل دو دسته درپچه (s1 s2) هستند که کنترل ابعاد دسته توسط آن‌ها

صورت می‌گیرد. در کولیماتورهای الکتریکی، حرکت شاترها توسط موتور الکتریکی صورت می‌گیرد. با قراردادن یک لامپ نوری

معمولی در کولیماتور می‌توان میدان پرتو و تمرکز آن را در محدوده‌ی تحت اکسپوژر تعیین کرد. و سپس اقدام به تابش پرتو X و

عکس‌برداری نمود. هدف: حفاظت بیمار در مقابل تشعشعات غیر ضروری. محل نصب: وسیله‌ای که به دهانه‌ی حفاظ لامپ

متصل می‌شود.

نمونه‌ی سؤالات تستی

۴ سؤال

۲,۵ دقیقه

۱- کدام یک در سیستم رادیوگرافی برای کاهش میزان فوتون‌های کم‌انرژی به کار می‌رود؟

(الف) شبکه (گرید) (ب) فیلتر (صافی) (ج) دیافراگم (د) کاست

۲- در پرتونگاری از شبکه (گرید) به چه منظوری استفاده می‌شود؟

(الف) جذب پرتوهای ثانویه و در نتیجه بهتر شدن کنتراست فیلم

(ب) حذف پرتوهای ثانویه و در نتیجه کم شدن ناواضحی فیلم

(ج) جذب پرتوهای ثانویه و در نتیجه کم شدن دوز جذبی بیمار

(د) حذف قسمتی از پرتوهای اولیه و در نتیجه بهتر شدن کنتراست

۳- کولیماتور چه کار می‌کند؟

(الف) به یکنواخت شدن پرتو کمک می‌کند (ب) پرتوهای ثانویه را حذف می‌کند

(ج) کمیت پرتو را افزایش می‌دهد (د) میزان پرتوگیری بیمار را کاهش می‌دهد

۴- در یک رادیوگرافی برای کاهش اثر پرتوهای ثانویه بر روی فیلم، علاوه بر استفاده از صافی چه

اقدام دیگری می‌توان به عمل آورد؟

(الف) محدود ساختن میدان تابش

(ب) بالابردن مقادیر kVp

(ج) افزایش زمان اکسپوز

(د) به شرایط اکسپوزر بستگی دارد

(۱) ب (۲) الف (۳) د (۴) الف

جذب افتراقی پرتو X در بدن:

تصویر	نوع محیط
تقریباً سیاه	گازها
خاکستری تیره	بافت چربی
خاکستری	بافت عضلانی، خون و سنگ‌های اسیدی
خاکستری روشن	استخوان و نمک‌های کلسیم
روشن	مواد حاجب

مشخص است که تصاویر حاصل از بافت‌ها و اندام‌های

مختلف بر روی فیلم یکسان نیستند. این تصاویر می‌توانند سیاه،

خاکستری و یا سفید باشند. این تفاوت را می‌توان به اختلاف در

میزان جذب پرتو X در بافت‌های مختلف نسبت داد که به آن

جذب افتراقی (Differential Absorption) می‌گویند. عوامل مؤثر در میزان جذب افتراقی عبارتند از:

۱- انرژی: جذب افتراقی با کاهش kVp افزایش می‌یابد، اما به دلیل افزایش دوز جذبی بیمار در انتخاب آن باید دقت شود.

۲- عدد اتمی: اگر عدد اتمی عناصر موجود در یک بافت در مقایسه با بافت‌های مجاور بیش‌تر باشد، جذب افتراقی نیز

افزایش می‌یابد. در توجیه این مسئله می‌توان گفت که پدیده‌ی فتوالکتریک که باعث تشکیل تصویر می‌شود، با توان سوم عدد

اتمی رابطه مستقیم دارد.

۳- چگالی: در ماده‌ی متراکم‌تر تعداد برهم‌کنش بیش‌تری میان فوتون‌ها و ماده‌ی هدف صورت می‌گیرد. برای مثال اگر

چگالی یک بافت ده‌برابر چگالی بافت دیگر باشد، در صورت برابر بودن عدد اتمی مؤثر دو بافت، جذب افتراقی بافت اول ده برابر

بافت دوم خواهد بود.

ماده‌ی حاجب: در رادیولوژی معمولاً دو نوع رادیوگرافی انجام می‌شود:

۱- رادیوگرافی ساده که بدون کاربرد مواد خارجی انجام می‌شود. این رادیوگرافی در مورد بافت‌هایی به کار می‌رود که بافت

خود دارای اختلاف ضریب تضعیف یا اختلاف ضخامت باشد؛ یعنی کنتراست جسم وجود دارد.

۲- رادیوگرافی با ماده‌ی کنتراست‌زا که در آن از ماده‌ی خارجی استفاده می‌شود. اگر کنتراست جسم وجود نداشته باشد، ممکن است با وارد کردن یک ماده با چگالی یا عدد اتمی متفاوت، بتوان نوعی کنتراست مصنوعی میان بافت‌ها ایجاد کرد. در مجموع مواد کنتراست‌زا به دو دسته تقسیم می‌شوند:

۱- مواد کنتراست روشن یا شفاف (Transparent): از موادی مانند هوا، اکسیژن، کربن دی‌اکسید و... برای ایجاد و یا پرکردن حفره استفاده می‌شود؛ لذا تصویر حاصل تیره خواهد بود.

۲- مواد کنتراست تیره یا ماده حاجب (Opaque): این دسته موادی با عدد اتمی و یا چگالی بسیار بالا هستند؛ به عنوان نمونه احتمال برخورد فوتوالکتریک برای باریوم و ید حدود ۴۰۰ برابر بافت نرم است. این مواد پس از بلعیده شدن یا تزریق، در بافت‌ها تجمع (و یا عبور) می‌کنند و در هنگام تصویربرداری باعث جذب پرتو می‌شوند. برای مثال سرخرگ کاروتید داخلی با ماده‌ی حاجب یددار و کولن با باریوم پر می‌شود که باعث می‌شود این ساختارها به وضوح در تصویر مشخص شوند.

کنتراست تشعشع: همان‌طور که گفته شد، جذب افتراقی باعث ایجاد تفاوت در پرتوهای خروجی از بدن بیمار می‌شود. به تفاوت میان شدت پرتوهای خروجی بافت‌های مختلف کنتراست می‌گویند. هر چه کنتراست میان اجزای گوناگون تصویر بیش‌تر باشد، تصویر به‌دست‌آمده کیفیت بهتری خواهد داشت. با توجه به تعریف داریم:

$$I_1 = I_0 e^{-\mu x}$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu(x+\Delta x)} \Rightarrow Cr = \ln \frac{I_2}{I_1} = -\mu \Delta x$$

رابطه‌ی فوق زمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد که توموری با ضخامت Δx بر روی بافتی با ضخامت x قرار داشته باشد (با فرض این که ضریب جذب آن‌ها برابر باشد). حال اگر تومور و یا هر ماده‌ی دیگری (مانند مواد کنتراست‌زا) با ضریب جذب μ_2 در بافتی با ضریب جذب μ_1 قرار داشته باشد، آنگاه داریم: $Cr = -|\mu_2 - \mu_1| \times \Delta x$

عوامل مؤثر در کنتراست تشعشع: اختلاف ضخامت: همان‌طور که در روابط بالا دیده می‌شود، ضخامت بیش‌تر محل دارای تومور باعث ایجاد کنتراست شده است؛ به عبارت دیگر این اختلاف ضخامت است که کنتراست بین دو بافت را تشدید می‌کند، نه ضخامت بافت یا بدن بیمار.

ضریب جذب: اختلاف در ضریب جذب خود یکی از عوامل ایجادکننده‌ی کنتراست است. علاوه بر آن بافت‌هایی با ضریب جذب بیش‌تر جزئیات را بهتر نشان می‌دهند. پراکندگی: باعث کاهش کنتراست می‌شود.

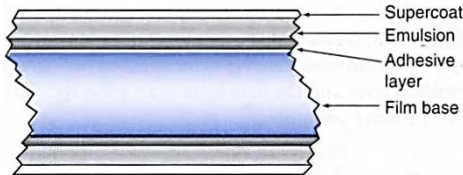
انرژی فوتون: به دلیل اثر فوتوالکتریک، ضریب جذب خطی با افزایش انرژی فوتون‌ها کاهش می‌یابد؛ پس با کاهش انرژی فوتون‌ها می‌توان کنتراست را افزایش داد.

از دیگر عوامل مؤثر در کنتراست یا عدم وضوح تصویر می‌توان به حرکت بیمار و لامپ، نوع فیلم و صفحه‌ی تشدیدکننده، فاکتورهای هندسی و... اشاره کرد.

مقدار تشعشع رادیوگرافی: پرتو X از جنس پرتوهای یونیزه کننده است؛ پس مقدار تشعشع را می‌توان با استفاده از میزان یونیزاسیون آن اندازه‌گیری کرد. به مقدار بار تولیدشده در واحد جرم هوا اکسپوزر می‌گویند. یکای اکسپوزر در قدیم رونتگن (R) بوده ولی در SI کولن بر کیلوگرم (C/Kg) است. $1R = 2.58 \times 10^{-4} C/Kg$

در تصویربرداری‌های با زمان کوتاه اطلاعات ثبت‌شده روی فیلم به اکسپوزر بستگی دارد. درحالی که در تصویربرداری‌های پیوسته اطلاعات به واسطه‌ی آهنگ اکسپوزر ثبت می‌شوند؛ یعنی زمان ثبت و باقی‌ماندن اطلاعات نیز حائز اهمیت است. برای مثال در فلوروسکوپ معمولاً از آهنگ $50 \mu R/S$ استفاده می‌شود.

تشکیل تصویر در رادیوگراف



ساختمان فیلم

فیلم رادیوگرافی مشابه فیلم‌های سیاه و سفید عکاسی است و ساختمان

آن شامل قسمت‌های زیر است:

لایه‌ی حساس به نور یا امولسیون: در ساختمان فیلم، دو لایه‌ی امولسیون در دو طرف پایه به کار رفته که کلیه‌ی تغییراتی که منجر به تشکیل یک تصویر مرئی می‌شود فقط در این لایه صورت می‌گیرد. این لایه از ژلاتین و هالوژنور نقره تشکیل شده است. ضخامت امولسیون بر اساس نوع فیلم متفاوت است، اما معمولاً از ۱/۵ میلی‌متر ضخیم‌تر نیست.

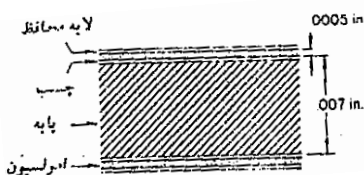
ژلاتین: این جزء ضمن پخش نگاه‌داشتن دانه‌های هالوژنور نقره و جلوگیری از چسبیدن آن‌ها به یکدیگر، موجب می‌شود که محلول پردازش (ظهور و ثبوت) به آسانی و بدون تخریب در قدرت یا عمل آن، در داخل نفوذ کند.

هالوژنور نقره: ماده‌ای حساس به نور که ترکیب آن در فیلم رادیولوژی به‌طور معمول ۹۰ تا ۹۹٪ برومور نقره و در حدود ۱ تا ۱۰٪ یدور نقره است. AgI ایجاد امولسیون بی‌ساز حساس‌تر از امولسیون AgBr خالص می‌کند. هالوژنور نقره به‌صورت بلورهای کوچک معلق و یکنواخت در ژلاتین قرار می‌گیرد تا تمام سطح فیلم نسبت به پرتو حساسیت یکسانی داشته باشد. پایه‌ی فیلم (Base): لایه‌ای نسبتاً ضخیم و شفاف که بین دو لایه‌ی امولسیون قرار دارد و از جنس استات سلولز یا پلی‌استر است. در هنگام ساخت پایه‌ی فیلم رادیولوژی به آن رنگ آبی اضافه می‌کنند که کمک به دید بهتر تصویر می‌کند.

کار آن ایجاد تکیه‌گاه برای لایه‌ی امولسیون است و سه خاصیت اصلی دارد:

- پس از تشکیل تصویر نباید اثری و یا طرحی قابل دید از پایه در عکس مشاهده شود و ضمناً نباید نور زیاد جذب کند.
 - ضخامت و استحکام آن باید به گونه‌ای باشد که موجب تسهیل پردازش و حمل و نقل راحت فیلم بشود.
 - باید ثبات ابعادی داشته باشد؛ یعنی شکل و اندازه‌ی پایه نباید در فرایند ظهور و یا دوران بایگانی‌اش تغییر کند.
- دو لایه ژلاتین: لایه‌ی بسیار نازکی که به منظور چسبیدن لایه‌ی امولسیون به پایه‌ی فیلم بین این دو لایه وجود دارد. دو لایه محافظ (روکش حفاظتی): لایه‌ای شامل ژلاتین شفاف که در سطح خارجی فیلم کشیده می‌شود تا لایه‌های امولسیون را از عوامل و صدمات مکانیکی مثل فشار، خراش و یا اصطکاک حفظ کند.

فیلم‌های رادیوگرافی به دو گروه تقسیم می‌شوند. دسته‌ی اول که به‌طور مستقیم توسط پرتو X مورد تابش قرار می‌گیرند؛



مانند فیلم دندان پزشکی و چشم که دارای ماکزیم حساسیت ۵۰٪ هستند و دسته‌ی دوم

ترکیب فیلم اسکرین که فیلم‌های با حساسیت بسیار پایین به X ولی با حساسیت بالا (حدود ۹۰٪) به نور مرئی هستند.

کاست رادیوگرافی: جعبه‌ای شامل لایه‌های غیر قابل نفوذ به نور مرئی که صفحات

تقویت‌کننده و فیلم رادیولوژی به‌صورت ساندویچی درون آن قرار گرفته اند. اندازه‌های رایج آن عبارت‌اند از: ۳۵×۳۵، ۴۳×۳۵، ۳۰×۴۰، ۲۴×۳۰ و ۱۸×۲۴.

پرتوهای پراکنده و راه‌های کاهش آن‌ها:

پرتوهای پراکنده (اسکتر): پرتوهایی که پس از برخورد به بافت منحرف می‌شوند و باعث مه‌آلودگی و کاهش کنتراست فیلم می‌گردند. این پرتوها ناشی از پراکندگی هم‌دوس و کمپتون هستند، راستای آن‌ها کج است و فاقد اطلاعات تصویری هستند.

راه‌های کاهش مقدار پرتوهای پراکنده:

۱- کاهش اندازه‌ی میدان (محدودسازی به وسیله‌ی محدودکننده‌ها)/

۲- استفاده از kVp کم تا حد امکان ضمن نفوذ کافی در بافت (به این صورت فوتون انرژی کافی برای انحراف پس از برخورد ندارد) (استفاده از پرتوهای با انرژی کم).

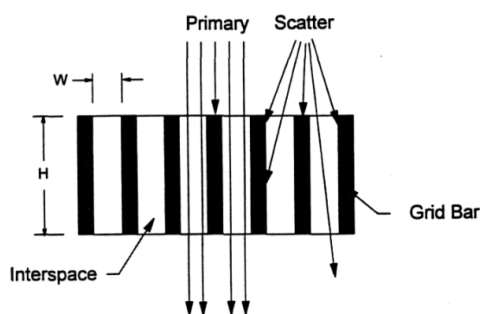
۳- استفاده از باند کمپرس برای کاهش ضخامت بافت: بافت‌ها خصوصاً چربی وقتی تحت کشش قرار می‌گیرند ضخامتشان کم می‌شود و در نتیجه پراکندگی کمتر می‌شود.

۴- افزایش فاصله‌ی بین عضو و فیلم (البته برای این کار هم محدودیت داریم).

۵- کاربرد شبکه (گرید)

گرید (شبکه): وسیله‌ای که بین بیمار و کاست رادیوگرافی قرار می‌گیرد و اثرات پراکندگی پرتوها را در بافت پیش از

رسیدن به سیستم آشکارساز حذف می‌کند. این وسیله از مجموعه‌ای از تیغه‌های سربی موازی هم و با فاصله‌های دقیق از



یکدیگر تشکیل شده است. ماده‌ی بین تیغه‌ها (ماده‌ی فضاگیر) از جنس کربن، آلومینیوم، پلاستیک (ماده‌ی رادیوپاک و رادیولوسنت) و یا حتی فضای خالی است که توان جذب اندک دارند. به علت هم‌راستابودن شکاف گرید با منبع تابش اصلی، پرتو X اصلی شانس بیشتری برای عبور از تیغه‌ها دارد و پرتوهای پراکنده‌ی مورب حذف می‌شود. البته تعداد کمی پرتو پراکنده نیز از گرید عبور می‌کند و هم‌چنین تعداد کمی پرتو مطلوب و

غیر منحرف به دام می‌افتد. تیغه‌های سربی جاذب پرتوهای پراکنده هستند (مانند تنگستن).

۳ خصوصیت مهم شبکه: ۱- ضخامت تیغه‌ی شبکه (T) - ۲ ضخامت ماده‌ی بین تیغه‌ها (D) - ۳ ارتفاع تیغه‌ی شبکه (h).

نسبت شبکه (grid ratio (R): یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های شبکه نسبت ارتفاع نوارهای سربی به فاصله‌ی نوارها است.

هر چه نوارها بلندتر باشند و فاصله‌ی بین آن‌ها کمتر باشد، تعداد بیشتری پرتو پراکنده در آن به دام می‌افتد؛ پس نسبت شبکه

$$R = \frac{h}{D}$$

بالاتر است و کارایی بیشتر.

ساختار **کاست رادیوگرافی** به‌طور خلاصه به شرح زیر است:

سطح داخلی کاست: پوشیده از صفحات تقویت‌کننده

صفحه‌ی پشتی کاست: فلزی با عدد اتمی بالا برای جذب تشعشعات جذب‌نشده در صفحات تقویت‌کننده یا فیلم و

جلوگیری از پراکندگی و یا برگشت آن‌ها به فیلم

صفحه‌ی بالایی کاست: پلاستیک یا ماده‌ای سبک و شفاف به پرتو X که در معرض تابش پرتو است.

صفحه‌ی تقویت‌کننده و خصوصیات آن: وسیله‌ای است که پرتو X پرانرژی را به نور مرئی کم‌انرژی تبدیل می‌کند. درون

کاست و چسبیده به دو طرف داخلی آن است. فیلم بین دو صفحه‌ی تقویت‌کننده در کاست قرار می‌گیرد. به ازای جذب هر

فوتون X در اسکرین صدها فوتون نور مرئی از اسکرین به سمت فیلم گسیل می‌شود. و سپس نور مرئی تولیدشده با امولسیون

حساس فیلم رادیوگرافی برخوردار نموده و تصویر پنهان را می‌سازد. به عبارت دیگر صفحات تقویت‌کننده به صورت تقویت‌کننده‌ی پرتوهایی که از بدن بیمار خارج می‌شوند عمل می‌کنند و برای تقلیل مقدار پرتو X و کاهش دوز جذبی بیمار به میزان ۲۵ تا ۱۰۰ درصد کاربرد دارند. این صفحات براساس خاصیت فلوتورسانس کار می‌کنند و از جنس یک ماده‌ی تابش‌گر (فسفر) هستند. مشهورترین آن‌ها عبارت‌اند از: تنگستات کلسیم (نور آبی تشعشع می‌کند و برای جذب پرتو X در کریستال‌های آن پدیده‌ی فوتوالکتریک رخ می‌دهد. معمول‌ترین آن‌هاست)، سولفید روی باریم، سولفات سرب، گادولینیوم و لانتانوم. برای صفحات با حساسیت بالا ترکیبی از فلزات نادر خاکی استفاده می‌شود. به ازای جذب هر فوتون X در اسکرین صدها فوتون مرئی از اسکرین به سمت فیلم گسیل می‌شود. سپس نور مرئی تولید شده به امولسیون حساس فیلم رادیوگرافی برخوردار نموده و تصویر پنهان را می‌سازد.

حاشیه (عقابیان): برای نمایش چگونگی تبدیل پرتو X به پرتوهای نور مرئی در این صفحات و مؤثر بودن این تبدیل فاکتور تقویت تعریف می‌شود که می‌تواند نسبتی برای نمایش کاهش دوز بیمار با به‌کارگیری این صفحات باشد؛ البته عیب عمده‌ی این صفحات این است که وضوح تصویر را کم می‌کنند (به‌علت عمل محوی اسکرین).

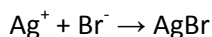
$$\text{IF (فاکتور تقویت)} = \frac{\text{پرتوهای لازم بدون صفحات}}{\text{پرتوهای لازم با صفحات}}$$

ظهور و ثبوت فیلم:

نگاه کلی: ۱- خروج پرتو X کم‌انرژی از بافت ۲- جذب و یونیزانسیون در فیلم (تصویر پنهان) ۳- تغییر شیمیایی و ظهور (تصویر سیاه‌شدن نقره) ۴- عبور نور مرئی (تصویر روشن و تاریک).

زمانی که فیلم پرتونگاری مورد تابش قرار می‌گیرد، در کریستال‌های برمور نقره تغییراتی صورت می‌گیرد که در این مرحله تصویر رادیوگرافی قابل رؤیت نیست و باید فرایندهای ظهور و ثبوت بر روی آن انجام شود که به صورت زیر است:

۱- جذب هر فوتون مرئی در فیلم (تصویر پنهان): در این مرحله تابش پرتو به فیلم باعث یونیزه شدن برمور نقره می‌شود.



البته لازم به ذکر است که در این مرحله یک فیلم اکسپوز شده و یک فیلم اکسپوز نشده از نظر ظاهری فرقی ندارند.

جذب نور مرئی در فیلم \leftarrow یونیزه شدن یون Br^- \leftarrow شکار الکترون توسط Ag^+ \leftarrow تشکیل اتم Ag سیاه‌رنگ

۲- مرحله‌ی ظهور در تاریک‌خانه. نکته: تبدیل هر یون نقره به اتم نقره همراه با آزاد شدن یون Br^- است که پس از مدتی به علت افزایش غلظت برم باید محلول را عوض کرد. زمان عامل اساسی در فرایند ظهور است. سرعت تبدیل Ag^+ به Ag بسته به تعداد اتم‌های Ag تشکیل شده در مرحله‌ی تصویر پنهان دارد.

فیلم اکسپوز شده درون محلول قلیایی ظهور احیا می‌شود \leftarrow الکترون‌های موجود در محلول ظهور وارد لایه‌ی زلاتین فیلم می‌شوند \leftarrow تبدیل Ag^+ به Ag \leftarrow دانه‌های ریز سیاه‌رنگ نقره‌ی فلزی

۳- ثبوت: اگر این مرحله پیش از مرحله‌ی ظهور انجام شود باعث سفید شدن فیلم می‌گردد.

قراردادن فیلم در ماده‌ی ثبوت (محلول اسیدی) \leftarrow حل شدن برمورهای نقره‌ی متأثر نشده توسط محلول ثابت‌کننده و حذف آن‌ها از فیلم \leftarrow باقی‌ماندن اتم‌های Ag روی فیلم

۴- شست‌وشوی فیلم در تاریک‌خانه: شست‌وشوی فیلم و خشک کردن آن \leftarrow نقاط مورد تابش: سیاه‌رنگ (نقره‌ی فلزی)؛

مثل بافت چربی (عدد اتمی کم) [دانشیه‌ی اپتیکی بالا] / نقاطی که پرتو دریافت نکرده‌اند: روشن؛ مثل [استخوان (عدد اتمی

زیاد) [دانشیه‌ی اپتیکی پایین]

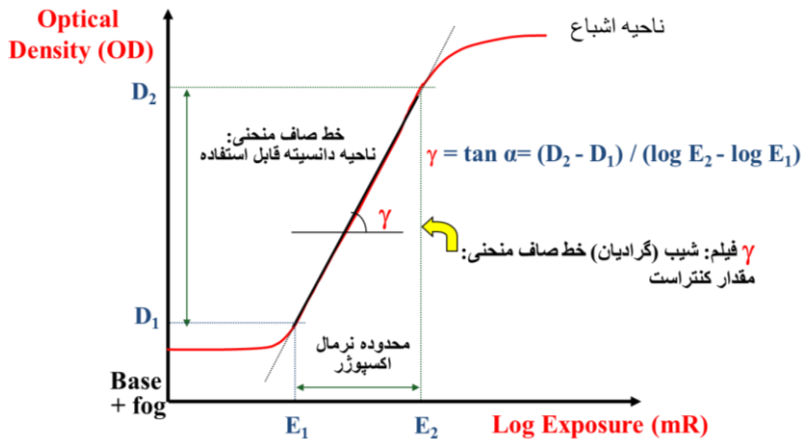
ویژگی‌های فوتوگرافیک فیلم رادیوگرافی: دقت تشخیصی با فیلم رادیولوژی تا حدودی بستگی به رؤیت‌پذیر بودن اطلاعات تشخیصی مهم روی فیلم دارد. برای انتخاب شرایط صحیح تابش و نوع فیلمی که حداکثر اطلاعات محتوای رادیوگرافی را بدهد لازم است ارتباط بین تابش رسیده به فیلم و چگونگی پاسخ فیلم به آن را درک کنیم.

اصطلاح **تابش (Exposure)** به یک فیلم متناسب با حاصل ضرب میلی‌آمپر جریان تیوب رادیولوژی و زمان تابش است؛ برای مثال یک تابش ۱۰۰ میلی‌آمپر برای ۱ ثانیه (یا ۵۰ میلی‌آمپر برای ۲ ثانیه) به صورت ۱۰۰ میلی‌آمپر ثانیه (mAs) بیان می‌شود. تابش به فیلم رادیولوژی به وسیله‌ی نور ساطع‌شده از صفحه‌های افزایشده فرض می‌شود و ایجاد سیاه‌شدگی فیلم یا دانسیته می‌کند. کیفیت پرتو X بیش‌تر روی کنتراست تصویر اثر دارد. به‌طور کلی می‌توان گفت (mAs) دانسیته‌ی فیلم را و (kVp) کنتراست تصویر را تنظیم می‌کند.

چگالی فیلم یا دانسیته‌ی اپتیکی فیلم: میزان سیاهی یا تیرگی فیلم را دانسیته‌ی فیلم می‌گویند. در یک فیلم

پرتونگاری (پس از تابش و ظهور و ثبوت در مقابل منبع نور یکنواخت) نواحی پرتودیده سیاه و قسمت‌های پرتونخورده سفید است. مهم‌ترین عامل در تعیین دانسیته، تابش (mAs) است. به عبارتی میزان سیاه‌شدگی مستقیماً تحت تأثیر شدت پرتو رسیده به فیلم است. از دیگر عوامل مؤثر می‌توان به ولتاژ دستگاه، فاصله‌ی کانون-فیلم، ضخامت عضو مورد تصویربرداری، شرایط ظهور و ثبوت و نوع فیلم و صفحه‌ی تقویت‌کننده اشاره کرد. دانسیته به این صورت تعریف می‌شود: $D = \log_{10} \frac{I_0}{I_t}$ ، $D = I_t$ = نور گذشته از فیلم، I_0 = نور تابیده بر فیلم. دانسیته‌ی فیلم متناسب مستقیم با شدت پرتودهی (mAs)، kVp و مدت زمان ظهور دارد و تناسب وارونه با ضخامت عضو و توان دوم فاصله‌ی کانونی تا فیلم (f). $Density = (kvp)^n \cdot mAs / f^2$.

دیگر کمیت‌های مرتبط با چگالی فیلم: اندازه‌ی حاجب‌بودن فیلم: توانایی متوقف‌کردن نور است که از رابطه‌ی $\frac{I_0}{I_t}$ به دست می‌آید. نسبت گذر: نسبت نوری را که از فیلم می‌گذرد نشان می‌دهد و رابطه‌ی آن به صورت $\frac{I_t}{I_0}$ است. در رادیولوژی تشخیصی دانسیته‌های مفید در حدود ۰٫۳ تا ۰٫۵ (عبور ۵۰٪ نور) تا ۲ (عبور ۱٪ نور) است.



منحنی مشخصات فیلم: برای نشان‌دادن رابطه‌ی بین تابش و دانسیته‌ی منحنی رسم می‌شود که به آن منحنی مشخصات یا منحنی H و D می‌گویند. این منحنی با دادن تابش‌های مختلف به فیلم و ظاهر کردن فیلم و رسم دانسیته‌ی آن با دانستن تابشی که به آن داده شده است نتیجه می‌شود. شکل منحنی مشخصات به

ما می‌گوید که چه‌قدر تغییر در دانسیته‌ی فیلم با تغییر در تابش به فیلم پیدا می‌شود. شیب منحنی را ممکن است با رقم اندازه گرفت که یک نوع از چنین اندازه‌گیری را گامای فیلم می‌گویند. **گامای فیلم** به صورت بیشینه‌ی شیب منحنی مشخصات تعریف می‌شود که از رابطه‌ی زیر حاصل می‌شود. گاما $\frac{D2-D1}{\log E2-\log E1}$ = شیب بیش‌تر منحنی = حساسیت بیش‌تر فیلم.

در این فرمول $D1$ و $D2$ دانسیته‌های پرشیب‌ترین قسمت‌های منحنی است که از لگاریتم تابش نسبی $E1$ و $E2$ به وجود آمده‌اند. گاما کنتراست فیلم را تعیین می‌کند و هر چه عدد آن بزرگ‌تر باشد کنتراست تصویر بهتر است. فیلمی که اندازه‌ی آن برابر ۱ باشد ($\gamma = 45$) نگاره‌ی آن با کنتراست دلخواه است.

کنتراست رادیوگرافیک (تصویر): کنتراست، اختلاف دانسیته‌ی اپتیکی بین نواحی مختلف تصویر رادیوگرافی است و

از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود. $Contrast = D2 - D1$

در این جا $D1$ و $D2$ دانسیته‌های نوری مربوط به دو نقطه از فیلم رادیوگرافی می‌باشند. اگر بجای $D1$ و $D2$ مقدار بگذاریم:

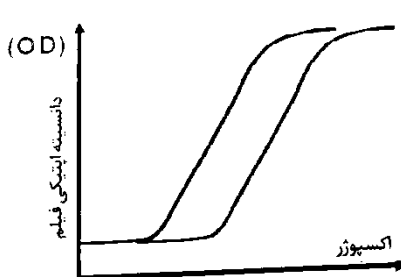
$$Contrast = \log(I_0/I_2) - \log(I_0/I_1)$$

$$Contrast = -(\log I_2 - \log I_1)$$

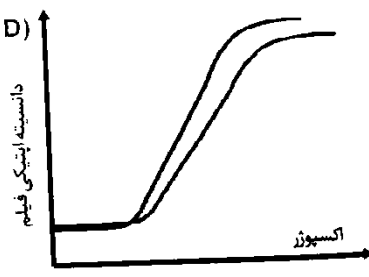
کنتراست رادیوگرافی پزشک را به تفسیر و تشخیص می‌رساند. مهم‌ترین عامل در ایجاد کنتراست تصویر kVp است که با

آن رابطه‌ی مستقیم دارد. دیگر عوامل مؤثر: به اختلاف ضخامت بافت $d2-d1$ ، اختلاف ضریب تضعیف بافتها $\mu_2-\mu_1$ ، دانسیته‌ی کلی فیلم، شرایط ظهور و ثبوت فیلم و نوع فیلم و ضخامت تشدیدکننده.

حساسیت فیلم: کم‌ترین میزان تشعشع پرتو X است که می‌تواند دانسیته‌ی مشخصی را ایجاد کند. فیلم‌های با



الف: دو فیلم با حساسیت متفاوت



ب: دو فیلم با کنتراست متفاوت

شکل ۳۲-۴: مقایسه منحنی‌های مشخصه

حساسیت بالا ذرات برمید نقره‌ی درشت‌تری در امولسیون خود دارند و با پرتوی X کمتر سیاهی روی آن‌ها ایجاد می‌شود. هرچند این مسئله امکان تصویربرداری از بیمار را با دوز کم‌تر پرتو میسر می‌کند ولی محدودیت قدرت تفکیک (Resolution) و کاهش دقت در نمایش

جزئیات از معایب آن است. شکل صفحه‌ی ۱۸۵ کتاب عقابیان.

روش‌های رادیولوژی بدون فیلم: در این روش به جای فیلم و اسکرین از سیستم دیجیتال و مانیتور استفاده می‌شود

و اطلاعات تصاویر پرتوی X به صورت عدد نمایش داده می‌شود. در روش دیجیتال اطلاعات به جای ثبت در ذرات هالوئیدی نقره به تعدادی سلول تصویری مجزا به نام Pixel تقسیم می‌شوند و تصویر به صورت یک ماتریس دو بعدی از پیکسل‌ها است. هر پیکسل به صورت یک عدد (gray scale و brightness) که نشانگر میانگین فوتون‌های وارد شده به آن است در نظر گرفته می‌شود. میانگین فوتون‌های وارد شده به هر Pixel، به نوعی اطلاعاتی از ضرایب جذب بافت‌های مسیر را آشکار می‌کند. در دستگاه دیجیتال سیستم آشکارسازی جهت ثبت اطلاعات فوتون‌های x-ray لازم است که به علاوه بتواند اطلاعات فضایی مربوط به توزیع تشعشع را هم فراهم کند. در دستگاه دیجیتال، ذخیره‌ی اطلاعات و تشکیل تصویر قابل رؤیت به مراتب آسان‌تر از رادیوگرافی معمولی انجام می‌شود. ضمن این که امکان پردازش، انتقال اطلاعات، بازیابی سریع و ثبت و فشرده‌سازی تصاویر نیز وجود دارد.

مباحث ویژه

فلوروسکوپي: رادیولوژی ثبت لحظه‌ای است درحالی که از فلوروسکوپي برای مشاهده‌ی عملکرد استفاده می‌شود.

از فلوروسکوپي به منظور مشاهده‌ی حرکت در بدن (جراحی‌های معده، دوازدهه و روده‌ی بزرگ و مشاهده‌ی حرکت ماده‌ی حاجب در مسیر گوارشی یا آنژیوگرافی و کاتترایزیسیون قلبی و...) پس از بلعیدن مواد کنتراست‌زایی مانند باریوم یا با استفاده از هوا استفاده می‌شود. این حرکات بر روی صفحه‌ی فلوروسنت مانیتور به جای فیلم تشکیل می‌شود.

در فلوروسکوپي، لامپ پرتو X با جریان پایین (بین ۵-۵۰ mA) کار می‌کند درحالی که در رادیوگرافی معمولی از جریان

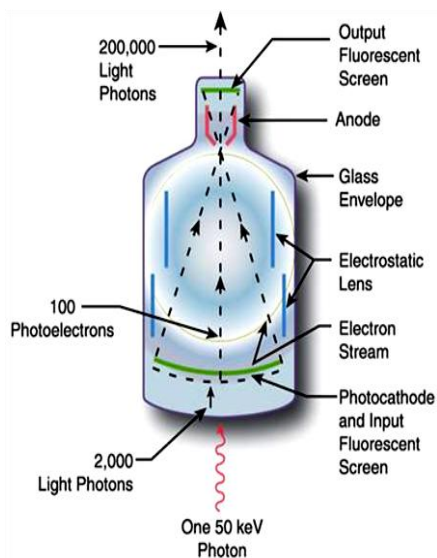
بین ۱۰۰-۱۰۰۰ mA استفاده می‌شود. در فلوروسکوپ‌های قدیمی، صفحه‌ی فلوروسانس مستقیماً در مسیر پرتو X قرار می‌گرفت

و رادیولوژیست مستقیماً به صفحه نگاه می‌کرد که بدین منظور باید مدتی برای تطابق چشم خود با تاریکی در اتاق تاریک سپری می‌کرد. چون روشنایی تصویر جهت مشاهده‌ی آن در روز کافی نبود. اما امروزه از لامپ تقویت‌کننده‌ی تصویر جهت افزایش روشنایی تصویر استفاده می‌شود.

فلوروسکوپ از میز رادیوگرافی، تیوب زیرین و صفحه‌ی تشدیدکننده تشکیل شده است.

تخت‌های فلوروسکوپی: بیمار بین دو تیوب زیرین و صفحه‌ی تشدیدکننده قرار می‌گیرد.

استفاده از تیوب تقویت‌کننده مزایایی دارد؛ باعث کاهش دوز جذبی بیمار می‌گردد، تصویر ۱۰۰۰ برابر تقویت شده و کیفیت



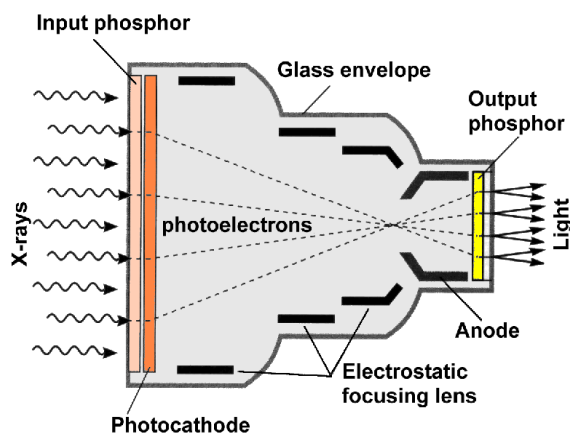
تصویر زیاد می‌شود، همچنین امکان ضبط، بررسی و دستکاری تصویر نیز وجود دارد. تیوب تقویت‌کننده‌ی تصویر دارای ۴ قسمت اساسی است:

۱- صفحه‌ی فسفر ورودی (input phosphor): این صفحه پرتو X عبوری از بدن بیمار را به نور تبدیل می‌کند. لایه‌ی فوتوکاتد به‌طور مستقیم به فسفر ورودی متصل است و نور حاصله را به جریان الکتریکی تبدیل می‌کند. در این پدیده چند فوتون برای نشر یک الکترون لازم است.

۲- عدسی‌های کانونی‌کننده‌ی الکترواستاتیکی (Electrostatic Lens): این عدسی‌ها الکترون‌ها را متمرکز می‌کنند.

۳- آند شتاب‌دهنده (Anode): الکترون‌ها را به روی فسفر خروجی انتقال می‌دهد.

۴- صفحه‌ی فسفر خروجی (output phosphor): جریان الکترون‌ها را به فوتون نوری تبدیل می‌کند. جنس آن از فلورسانس است و ایجاد تصویر شدیداً نورانی می‌کند.



نکته: الکترون‌ها از فوتوکاتد به سمت آند به دلیل اختلاف

پتانسیل زیاد، شتاب می‌گیرند و جریان الکترونی حدود ۵۰ برابر تقویت می‌گردد. از طرف دیگر نسبت ابعاد صفحه‌ی ورودی به خروجی ۱۰ به ۱ است. بنابراین شدت پرتوها ۱۰۰ برابر تقویت می‌گردد. بنابراین در کل تشعشع حدود ۵۰۰۰ برابر تقویت می‌گردد. شکل: مکانیسم کار تیوب تقویت‌کننده‌ی تصویر.

یک لامپ دوربین تلویزیون، سیگنال‌های نوری را به سیگنال

الکتریکی تبدیل کرده و سیگنال ویدیویی به یک تلویزیون مدار

بسته هدایت شده و تصویر در تلویزیون قابل رؤیت می‌گردد. بدین وسیله امکان نمایش حدود ۲۵ تصویر در ثانیه فراهم می‌گردد. بدین ترتیب حرکت اجزای بافت نشان داده می‌شود. تصاویر را می‌توان ضبط کرد و در فرصت مناسب بررسی کرد.

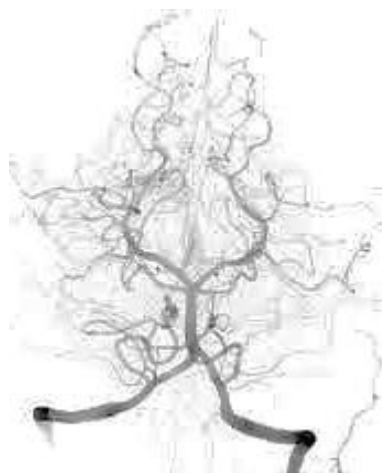
از جذب یک فوتون X با صفحه‌ی ورودی، صدها فوتون نوری ایجاد می‌گردد، اما فقط بخش کوچکی از آن‌ها توسط چشم

دریافت می‌گردد. از طرف دیگر برای تولید یک حس بینایی مقدار قابل توجهی فوتون نوری نیاز است، بنابراین برای ایجاد یک حس بینایی ده‌ها فوتون X نیاز است.

دیجیتایزر (فلوروسکوپی دیجیتال): امروزه، قبل از این‌که، تصویر بر روی مانیتور نشان داده‌شود، توسط اسکنر یا برد

دیجیتایزر به صورت دیجیتالی در آمده و بر روی کامپیوتر ذخیره می‌گردد. بدین ترتیب امکان بازیابی و نمایش تصویر در هر

زمان و انجام پردازش‌های لازم بر روی تصاویر فراهم می‌شود. اساس کار دستگاه‌های آنژیوگرافی دیجیتال (DSA) همین است.



آنژیوگرافی: کلمه‌ی «آنژیو» به معنی رگ و «گرافی» به معنای ثبت کردن است. آنژیوگرافی به فرایندی گفته می‌شود که با تزریق ماده‌ی حاجب از طریق کاتتر به جریان خون، رگ‌ها به صورت رادیوگرافی مشاهده می‌شوند.

روش انجام آنژیوگرافی: در آنژیوگرافی عروق کرونر کنتراست (لوله‌ی باریک و توخالی) از یکی از شریان‌های اصلی بازویی یا رانی وارد عروق می‌شود و به آرامی به سمت قلب هدایت می‌گردد. هنگامی که کنتراست در محل خود قرار گرفت، یک ماده‌ی حاجب تزریق گشته و سپس چندین عکس رادیولوژی پشت سر هم گرفته می‌شود تا چگونگی انتشار رنگ در طول رگ مشخص شود. نحوه‌ی توزیع رنگ، وجود انسداد و وسعت آن را مشخص می‌کند.

از آن‌جا که مرگ‌ومیر ناشی از بیماری‌های قلبی-عروقی رو به افزایش است، تجهیزاتی که بتوانند وضعیت قلبی را به صورت تصویر گویا بر روی فیلم یا مانیتور به پزشک گزارش دهند، نقش مهمی در تشخیص و درمان دارند.

از آنژیوگرافی به منظور مشاهده و تشخیص انسداد و گرفتگی رگ‌ها و تومورهای عروقی در قلب و مغز، بیماری‌های لوزالمعده، اتساع موضعی آنورت در ناحیه‌ی شکمی و گرفتگی سیاهرگی استفاده می‌شود. هم‌زمان با آنژیوگرافی اقدامات درمانی مانند بالون آنژیوبلاستی و استفاده از استنت، نیز ممکن است انجام شود. اگر بیمار دارای نوارقلب غیر طبیعی، تست ورزش یا اسکن غیر طبیعی و انفارکتوس بود نیاز به عمل قلب باز دارد.

اصول عملکرد دستگاه آنژیوگرافی: پس از تزریق ماده‌ی حاجب، پرتوهای X از قسمت‌های بالایی دستگاه سی‌آرم به سمت ناحیه‌ی هدف تابانده می‌شوند و رسپتور (گیرنده)هایی در قسمت‌های پایین دستگاه سی‌آرم وجود دارد که این پرتوها را جذب می‌کند. پس از این فرایند، تصویری واضح و دقیق از رگ و قسمت‌های مختلف آن بر روی عکس یا فیلم ظاهر می‌شود. از آن‌جایی که بافت عروق جزء بافت نرم است، پرتو از این بافت‌ها عبور کرده و نمی‌توان بر روی فیلم تصویری داشت. به همین علت جهت مشخص کردن ساختمان و وضعیت عروق از موادی با عدد اتمی بالا (ماده‌ی حاجب) استفاده می‌شود. در لحظه‌ی عکس‌برداری این مواد را به داخل عروق هدایت کرده و هم‌زمان تصویربرداری انجام می‌شود.

اجزای دستگاه آنژیوگرافی: تیوب پرتو X، تقویت‌کننده‌ی تصویر، گرید، کولیماتور، دوربین و لنزهای مربوط، انژکتور اتوماتیک مواد حاجب، تخت آنژیوگراف، سی‌آرم (c-Arm stand)

دو نوع سیستم آنژیوگرافی وجود دارد: ۱- سیستم آنژیوگرافی قلبی (برای بررسی عروق کرونر و کاردیو)، ۲- سیستم آنژیوگرافی عمومی (سر، شکم و...). تفاوت: در آنژیوگرافی قلب از تیوب پرتو X گریددار استفاده می‌شود.

کامپیوتر توموگرافی (CT و CAT): سی‌تی‌اسکن، تصویربرداری از اعضای داخل بدن در مقاطع یا برش‌های عرضی است. سیستمی که تصاویری مربوط به مقاطع نازک از بدن را تهیه کرده و با هدف تشخیص در اختیار پزشک قرار می‌دهد. اطلاعات در طول هر اسکن از زوایای مختلف به دست می‌آید و حاصل هر اسکن، یک دسته تصاویر از مقاطع بدن بیمار است.

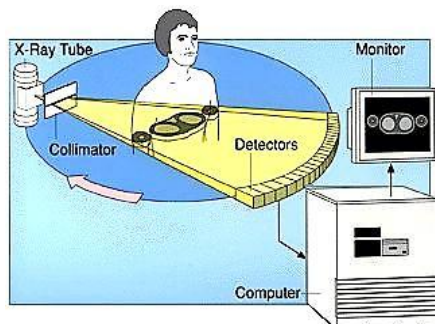
اجزا و طرز کار سی‌تی‌اسکن:

۱- بیمار به داخل یک تونل دایره‌ای حرکت داده می‌شود.

۲- چشمه‌ی پرتو X اطراف تونل می‌چرخد. این گردش حدود ۱ ثانیه طول می‌کشد

و پرتو X در زوایای مختلف بر یک برش مقطعی از بدن تابیده می‌شود. در CT نسل ۳ و

۴، چشمه‌ی پرتو X، پرتو باریکی به شکل فن با ضخامت ۱-۱۰ mm ایجاد می‌کند.



۳- پرتوهای عبوری از بدن بیمار توسط آشکارساز ثبت می‌شوند. از هر زاویه یک تصویر ایجاد شده که پروجکشن نام دارد.

۴- آشکارساز پرتوها را به جریان الکتریکی تبدیل می‌کند.

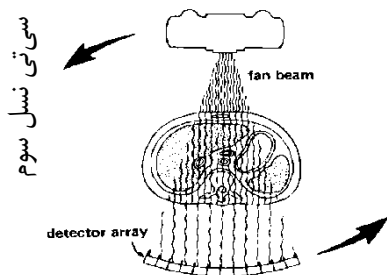
۵- اطلاعات یک نما جهت بازسازی تصویر مقطع عرضی به کامپیوتر فرستاده می‌شود.

۶- اطلاعات پردازش شده و تصویر شکل می‌گیرد.

برای تصویربرداری از برش‌های مجاور، تخت بیمار بیش‌تر به داخل تونل منتقل شده و این مراحل تکرار می‌شود.

نکته ۱: در آزمایش‌ها، فازهای مختلفی وجود دارد که در هر کدام لامپ پرتو X، ۱۰ تا ۵۰ بار حول بیمار می‌گردد.

نکته ۲: برای مشاهده‌ی عروق از مواد کنتراست‌زا استفاده می‌شود.



نسل چهارم سی تی: در نسل چهارم سی تی تعداد آشکارسازها افزایش یافته و

به ۴۰۰۰ هزار عدد می‌رسد. این آشکارسازها یک حلقه‌ی کامل را اطراف بیمار تشکیل

می‌دهند که کاملاً بیمار را احاطه کرده است. در این نسل، آشکارسازها (دتکتور)

ثابت‌اند و فقط چشمه‌ی پرتو X به دور بیمار می‌چرخد (حرکت چرخشی ثابت).

درحالی‌که در سی تی نسل سوم دتکتور و چشمه‌ی پرتو X، حرکتی خلاف جهت

یکدیگر دارند (حرکت چرخشی-چرخشی). در نسل چهارم، تیوب پرتو X در دایره‌ای داخل

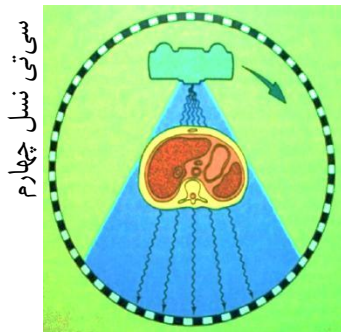
آشکارسازها می‌گردد و دسته پرتو X مانند سی تی نسل سوم، بادبزن‌ی شکل است (fan

beam) (شکل). زمان تصویربرداری در نسل چهارم زیر یک ثانیه است و صفحات برش

قابل تغییر است و توانایی دست‌کاری تصویر نیز وجود دارد. یکی از مشکلات اصلی سی تی

نسل سوم آرتیفکت حلقوی (ring artifact) است که این مشکل در نسل چهارم

برطرف شده است (حذف ring artifact با افزایش دوز دریافتی).



سی تی مارپیچی (spiral CT) یا فنری (helical CT):

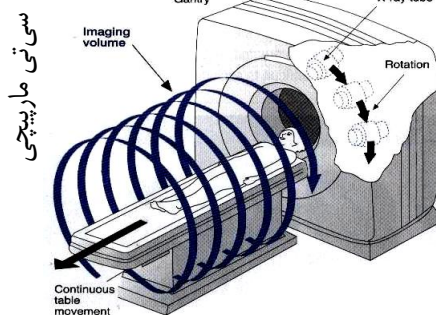
لامپ پرتو X به طور پیوسته می‌چرخد و مسیر حرکت تیوب نسبت به تخت

مانند حلقه‌های پیچ است. هم‌زمان با شروع تابش پرتو، تخت به‌طور یکنواخت

بیمار را از میان سطح پرتو X چرخنده عبور می‌دهد. اطلاعات به‌طور پیوسته

جمع‌آوری شده و تصویر بازسازی می‌گردد. در این روش از نظر زاویه‌ی چرخش

تیوب و آشکارساز محدودیتی وجود ندارد.



علاوه بر سی تی فنری، بسیاری از سیستم‌های سی تی از چندین برش به‌طور هم‌زمان تصویربرداری می‌کنند که باعث

می‌شود از حجم‌های بزرگ‌تر آناتومیک در زمان کم‌تر بتوان تصویربرداری کرد. پیشرفت دیگر فناوری سی تی، EBCT یا سی تی

با استفاده از پرتوهای الکترون است که به هیچ بخش متحرکی برای ایجاد تصاویر نیاز ندارد. در نتیجه در زمان کم‌تری ایجاد

تصویر می‌کند و برای آنژیوگرافی یا فلوروسکوپی مناسب است.

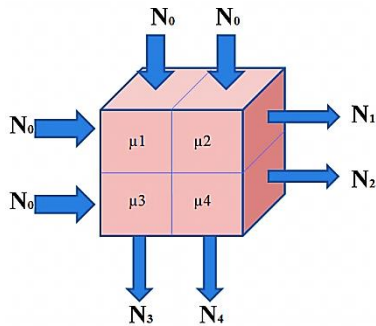
کاربرد سی تی: تشخیص بیماری‌های مغز و اعصاب، نشان دادن موارد اورژانسی بیماری‌های مغزی (سی تی قادر به تمایز

خون تازه و کهنه است)، تشخیص بیماری‌های مادرزادی (؛ بزرگی یا کوچکی جمجمه)، تشخیص تومورهای داخل جمجمه‌ای و

خارج مغزی، تشخیص خون‌ریزی در قسمت‌های مختلف مغز و سکتی مغزی، تشخیص بیماری‌های اعضای داخل شکم (؛

کبد)، لوز المعده، غدد فوق کلیه و بررسی بیماری‌های ریه.

بازسازی تصویر: ضریب تضعیف خطی (μ) برای تعیین مقدار تخفیف به کار می‌رود. در فرمول $N = N_0 e^{-\mu x}$ ، μ تنها مجهول در رابطه است. اگر دو قطعه بافت با ضریب تضعیف خطی مختلف در مسیر پرتو باشند، مسئله پیچیده‌تر خواهد شد؛ زیرا برای رابطه‌ی دو مجهول، حداقل یک معادله‌ی دیگر نیاز است. عوامل تعیین‌کننده‌ی میزان تضعیف پرتو عبارت‌اند از: ۱- ترکیب ساختمانی بافت، ۲- ضخامت واکسل (برش) و ۳- کیفیت دسته پرتو.



برای به دست آوردن μ از روابط زیر استفاده می‌شود:

۱- برای یک واکسل: $N = N_0 e^{-\mu x}$ ، $x = \text{ضخامت ماده‌ی جاذب}$

۲- برای دو واکسل: $N = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)x}$

از آن‌جا که این معادله ۲ مجهول دارد، برای حل آن باید ۲ معادله داشته باشیم؛

پس باید از جهات مختلف پرتو دهی کرد. به تصویر توجه کنید.

معادلات عبارت‌اند از: $N_1 = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)x}$ ، $N_2 = N_0 e^{-(\mu_3 + \mu_4)x}$ ، $N_3 = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)x}$ و $N_4 = N_0 e^{-(\mu_2 + \mu_4)x}$

در سی‌تی نیز از همین روش استفاده می‌شود، اما تعداد مجهولات آن بیش‌تر است.

در سی‌تی نوع اول، ماتریکس 80×80 داریم: $N = N_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_{80})x}$. این معادله ۸۰ مجهول دارد و چون باید پرتو

عبوری را از دو جهت مختلف اندازه‌گیری کرد، در نتیجه تعداد معادلات به ۶۴۰۰ می‌رسد.

اجزای اصلی سی‌تی اسکن:

۱- گنتری (gantry): از تیوب پرتو X ، آشکارساز، واحدهایی برای چرخش تیوب و آشکارساز و تونلی برای وارد شدن بیمار تشکیل شده است.

۲- تخت (table)

۳- کامپیوتر: نقش کامپیوتر، ارتباط با واحدهای مختلف و نظارت و کنترل عملکرد آن‌ها در تمام مدت اسکن تا انتقال و نمایش تصاویر و هم‌چنین پردازش داده‌ها است.

واحد بازسازی و پردازش تصاویر، واحد نمایش تصاویر، واحد کنترل حرکت گنتری و تخت نیز در ارتباط با پردازش اصلی هستند.

۴- میز کاربر (operator console): رابط دستگاه سی‌تی اسکن با کاربر. با استفاده از کنسول، پارامترهای اسکن، ضخامت برش‌ها، تعداد برش‌ها و شیوه‌ی نمایش تصاویر تعیین می‌شود. کار دیگر کنسول ذخیره‌سازی و بازیافت تصاویر است.

عدد سی‌تی: عدد سی‌تی میزان روشنایی یا تاریکی (سطح خاکستری) عناصر تصویر را نشان می‌دهد و معادل دانسیته‌ی

اپتیکی در فیلم است. محصول بازسازی تصویر، یک ماتریس دو بعدی از اعداد اعشاری بین ۰ تا ۱ است. که این اعداد μ (ضریب تضعیف خطی) بافت‌های موجود در واکسل‌ها (برش‌ها) می‌باشند. این اعداد ۳۰۰۰-۱۰۰۰ برابر بزرگ شده و نسبت به

$$\text{CT number} = 1000 \times \left(\frac{\mu_{\text{pixel}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \right) \text{ می‌گردد.}$$

(عدد سی‌تی آب صفر است) (سؤال تستی: عدد سی‌تی آب؟ پاسخ: صفر)

کیفیت تصویر در سی‌تی: کیفیت تصویر توسط قدرت تفکیک فضایی (قدرت تفکیک اجزای ریز از هم)، قدرت

تفکیک کنتراست و نویز مشخص می‌شود. قدرت تفکیک فضایی به ابعاد پیکسل بستگی دارد. هر چه ابعاد پیکسل کوچک‌تر باشد، قدرت تفکیک فضایی بیش‌تر می‌شود؛ پس قدرت تفکیک فضایی در سی‌تی که اندازه‌ی پیکسل آن حدود 0.5 mm است از فیلم با اسکرین بدتر است (قدرت تفکیک فیلم ماموگرافی 0.1 mm است). ضخامت برش، از محدود شدن تشعشع با

کولیماتور و اندازه‌ی آشکارساز تعیین می‌شود. برش‌های نازک‌تر قدرت تفکیک فضایی بهتری ایجاد می‌کنند، اما به دلیل کاهش تعداد فوتون‌ها در هر سلول تصویر، نویز افزایش یافته و قدرت تفکیک دانسیته و نسبت سیگنال به نویز کم می‌شود (نویز، نوسان اعداد سی‌تی در بالا و پایین مقدار متوسط است. اگر تمام مقادیر پیکسل‌ها یکی باشد، نویز صفر خواهد بود).

قدرت تفکیک کنتراست توانایی تمایز یک بافت نرم از بافت نرم دیگر است. در سی‌تی، کنتراست قابل تشخیص حدود ۰/۵٪ است، اما در فیلم برای رؤیت تغییرات حداقل ۵٪ کنتراست نیاز است.

در کل، قدرت تفکیک فضایی به عوامل زیر بستگی دارد که رعایت آن‌ها برای تشخیص ضایعات کم‌دانسیته لازم است:
 ۱- اندازه‌ی آشکارسازها و فاصله‌ی بین آن‌ها، ۲- اندازه‌ی ماتریس تصویر، ۳- ضخامت برش، ۴- خصوصیات هندسی سیستم؛ فاصله‌ی لامپ پرتو با بیمار و یا آشکار ساز و...، ۵- بازسازی تصویر و ۶- سرعت اسکن کردن.

نمونه‌ی سؤالات تستی ۸ سؤال ۵ دقیقه

۱- در رادیوگرافی چرا از صفحه‌ی تشدیدکننده استفاده می‌شود؟

الف) بهبود کنتراست تصویر (ب) بهبود وضوح تصویر (ج) کاهش دوز بیمار (د) کاهش دانسیته‌ی فیلم

۲- برای کنترل دانسیته‌ی یک تصویر معمولاً از کدام عامل استفاده می‌شود؟

الف) شبکه (گرید) (ب) صافی (فیلتر) (ج) mAs (د) kV

۳- دانسیته‌ی یک تصویر رادیوگرافی عبارت است از:

الف) اختلاف سیاهی و سفیدی در روی تصویر رادیوگرافی (ب) درجه‌ی وضوح تصویر رادیوگرافی

ج) مقدار به‌هم‌ریختگی تصویر در روی فیلم رادیوگرافی (د) میزان سیاهی تصویر رادیوگرافی

۴- در صفحات تشدیدکننده از چه پدیده‌ای برای تبدیل پرتو X به نور استفاده می‌شود؟

الف) تشدید نوری (ب) ترمیونیک (ج) فسفرسانس (د) فلورسانس

۵- علت انتخاب ید و باریم به عنوان مواد حاجب یا *Contrast Media* در رادیولوژی چیست؟

الف) توانایی این مواد در جذب پرتوهای پراکنده (ب) توانایی این مواد در افزایش انرژی متوسط پرتوهای X

ج) عدد اتمی بالای این مواد و امکان جذب افتراقی (د) موارد الف و ج

۶- محلول‌های ظهور جزء کدام دسته هستند؟

الف) خنثی (ب) قلیایی (ج) اسیدی (د) هیچ‌کدام

۷- در لامپ تشدیدکننده تصویر فلوروسکوپی، تشکیل تصویر به ترتیب چگونه صورت می‌گیرد؟

الف) فوتون‌های نوری، پرتو X، الکترون‌ها، فوتون‌های نوری

ب) پرتو X، فوتون‌های نوری، فوتون‌های نوری، الکترون‌ها

ج) پرتو X، فوتون‌های نوری، الکترون‌ها، فوتون‌های نوری

د) الکترون‌ها، فوتون‌های نوری، پرتو X، فوتون‌های نوری

۸- کدام عامل بر کنتراست جسم تأثیر بیشتری دارد؟

الف) زمان اکسپوژر (ب) نوع فیلم (ج) ولتاژ دو سر لامپ (د) مقدار اکسپوژر

۱) ج ۲) ج ۳) د ۴) د ۵) ج ۶) ب ۷) ج ۸) ج

جریان‌های پرفرکانس و کاربرد درمانی آن‌ها

جریان پرفرکانس: جریان الکتریکی با بسامد بسیار بالا که باعث تحریک اعصاب حسی یا حرکتی نمی‌شود. فرکانس این جریان‌ها بیش‌تر از 5×10^5 Hz می‌باشد. باید توجه داشت که آستانه‌ی زمانی لازم برای انگیزش سلول‌های حسی و حرکتی در دامنه‌های بالا، 0.1 ms است. جریان پرفرکانس، یک جریان نوسانی است. برای درک نوسان به مطالب زیر دقت کنید:

منظور از نوسان حرکت رفت و برگشت است؛ مانند حرکت آونگ. در شروع حرکت، آونگ بیش‌ترین انرژی پتانسیل را دارد، اما انرژی جنبشی صفر است. در حین حرکت به سمت حالت قائم، سرعت آونگ زیاد می‌شود؛ در حالت قائم بیش‌ترین سرعت، بیش‌ترین انرژی جنبشی و بیش‌ترین اندازه‌حرکت (جرم \times سرعت) را دارد. در حرکت از حالت قائم به انتهای مسیر، سرعت آونگ کم می‌شود و انرژی پتانسیل افزایش می‌یابد تا در انتهای مسیر دوباره بیش‌ترین انرژی پتانسیل را داشته‌باشد. این بیشینه‌ی پتانسیل باعث حرکت آونگ در جهت عکس می‌شود. آونگ حرکت رفت و برگشتی انجام می‌دهد، پس حرکت نوسانی دارد.

اما یک جریان نوسانی الکتریکی چگونه ایجاد می‌شود؟ مداری داریم که از خازن، سیم‌پیچ و یک منبع تغذیه (برای شارژ اولیه‌ی خازن) تشکیل شده. وقتی خازن توسط باتری شارژ می‌شود، بار الکتریکی روی صفحات خازن ایجاد می‌شود و این بار الکتریکی نماینده‌ی انرژی پتانسیل می‌باشد. سپس خازن در مدار خالی می‌شود. جریان الکتریکی به وجود آمده که نماینده‌ی انرژی جنبشی است، نیروی الکتروموتوری خودالقا را در سیم‌پیچ ایجاد می‌کند (قانون لنز) (یادآوری: $E = -L(dI/dt)$). این نیرو، پس از خالی‌شدن خازن، باعث پرشدن دوباره‌ی آن با قطب‌های وارونه نسبت به حالت اول می‌شود. این رفت و برگشت‌های جریان الکتریکی ادامه می‌یابد که معرف یک جریان نوسانی الکتریکی است. $V = V_m \sin 2\pi ft$

میراشدن نوسان‌ها: جسمی که نوسان دارد، بخشی از انرژی خود را در برخورد با مولکول‌های محیط پیرامونش از دست می‌دهد. به‌گونه‌ای که پس از هر بار نوسان مقدار انرژی جسم کم‌تر می‌شود. به این پدیده میراشدن نوسان‌ها گوییم. هرچه مقاومت محیط اطراف در برابر حرکت جسم بیش‌تر باشد، میرا شدن نوسان‌ها سریع‌تر اتفاق می‌فتد. زمانی که خازن در حال دشارژ شدن است، اگر مقاومت مدار در برابر جریان الکتریکی زیاد باشد، میراشدن سریع رخ می‌دهد.

تشدید چیست؟ آونگی را در نظر بگیرید که در حال نوسان است. چنانچه آونگ دیگری با بسامدی برابر در کنار آن به نوسان درآید، آشفتگی‌هایی که توسط یکی از این آونگ‌ها در هوای اطراف ایجاد شده، توسط دیگری گسترش می‌یابد و هر دو آونگ تا زمانی که نوسان‌ها کاملاً میرا نشده‌اند به نوسان ادامه می‌دهند. چنین وضعیتی را تشدید گوییم. به‌همین ترتیب اگر دو مدار هر کدام شامل خازن و سیم‌پیچ با بسامد برابر در کنار هم داشته‌باشیم ($1/(2\pi\sqrt{L_2C_2}) = 1/(2\pi\sqrt{L_1C_1})$) آنگاه می‌گوییم دو مدار در وضعیت تشدید قرار دارند؛ یعنی چنانچه بخواهیم با یکی از این مدارها در مدار دیگر جریان ایجاد کنیم، باید دو مدار هم بسامد باشند. (حاصل ضرب ظرفیت خازن در ضریب خودالقایی سیم پیچ، در دو مدار برابر باشد: $L_1C_1 = L_2C_2$)

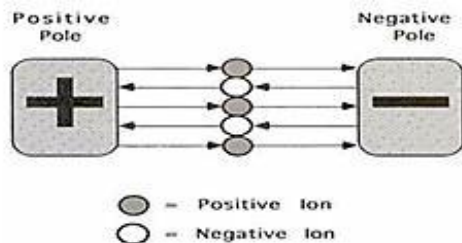
برای برقرار کردن وضعیت تشدید معمولاً ظرفیت خازن را به کمک پیچ مخصوص آن تغییر می‌دهیم (خازن متغیر).

تولید گرما: طبق قانون ژول ($Q = RI^2t$)، جریان، گرما ایجاد می‌کند و جریان پربسامد نیز از این قاعده مستثنی نیست. هرچه مقاومت اهمی کل مدار (که بدن انسان نیز می‌تواند جزئی از آن باشد) بیش‌تر باشد، گرمای تولیدی بیش‌تر خواهد بود.

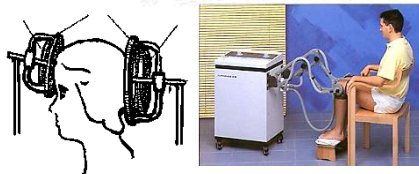
کاربردهای درمانی امواج پرفرکانس: ۱- دیاترمی (diathermy): به وسیله امواج پرفرکانس حرارت تولید می‌شود. چون این امواج پربسامد انقباض و آزار حسی و نیز خطر شوک الکتریکی ندارند، می‌توان قدرت و شدت زیادتری نسبت به جریان‌های کم‌فرکانس اعمال کرد. $\text{Dia} = \text{عمقی}$ و $\text{thermy} = \text{گرما}$. چون این موج از بدن گذشته و در آن تولید حرارت می‌کند، موج دیاترمی نامیده شده است. ۲ نوع دیاترمی: ۱- موج کوتاه دیاترمی (SWD) ۲- مایکروویو دیاترمی (MWD)

تولید موج کوتاه دیاترمی: از مدار RCL شامل یک منبع تغذیه، یک خازن و یک سیم‌پیچ استفاده می‌شود. به کمک منبع تغذیه خازن را شارژ می‌کنیم؛ پس در ابتدا شارژ خازن و در نتیجه میدان الکتریکی آن حداکثر است. به مرور شارژ خازن کاهش یافته و جریان الکتریکی و در نتیجه میدان الکتریکی سیم‌پیچ زیاد می‌شود. دوباره خازن این بار توسط سیم‌پیچ شارژ می‌گردد و این جریان رفت و برگشتی از خازن به سیم‌پیچ و بالعکس اساس تولید امواج پرفرکانس می‌باشد. برای دستیابی به حداکثر انرژی در خروجی یعنی همان امواج دیاترمی باید مدار بیمار و مدار اصلی در وضعیت تشدید باشند. $(L_1C_1=L_2C_2)$

برای تولید امواج دیاترمی موج کوتاه دو روش زیر مطرح می‌شود: الف) روش خازنی و ب) روش القایی (کابلی)



الکترودهای خازنی، میدان الکتریکی قویتر از میدان مغناطیسی ایجاد می‌کنند. یونها بسته به قطبیت، جذب یا دفع می‌شوند.



روش خازنی: الکترودها ۲ صفحه‌ای خازن‌اند و توسط

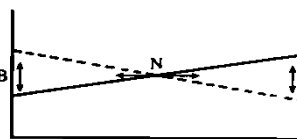
عایقی (مانند هوا) با بدن فاصله دارند. بدن بیمار و این عایق در واقع دی‌الکتریک خازن هستند. پس از ترازبری جریان، میدان الکتریکی متغیری بین دو الکتروود ایجاد می‌شود که این میدان بر بدن تأثیر گذاشته و چنان‌که می‌دانیم در حضور میدان الکتریکی، الکترون‌های مواد رسانا (از جمله بدن انسان) به نوسان درآمده و

تولید جریان الکتریکی می‌نماید که طبق قانون ژول $(Q=RI^2t)$ این جریان موجب ایجاد حرارت در عمق بدن می‌شود. هرچه مقاومت بافت بیشتر باشد (مثلاً چربی) و نیز بافت‌ها نسبت به هم متوالی باشند، حرارت بیشتر تولید خواهد شد.

نکات پاورپوینت (فرمول‌ها را در صورت تمایل در پاورپوینت P11 مطالعه کنید!):

تأثیر تغییرات فرکانس مدار: افزایش X_L (القارگ = سیم‌پیچ) ← افزایش امپدانس القایی: افزایش $L\omega$ ← **افزایش** f / افزایش X_C (خازن) ← کاهش امپدانس خازنی: کاهش $1/C\omega$ ← **کاهش** f ← طولانی‌شدن جریان الکتریسیته در آونگ، فرکانس به طول بستگی دارد. فرکانس در مدار LC به ظرفیت خازن و ضریب خودالقایی سلف بستگی دارد. فرکانس هم‌کوک (رزونانس یا تشدید): $X_L = X_C$, $\omega_0 = 1/\sqrt{L.C}$, $F_0 = 1/2\pi\sqrt{L.C}$, $T_0 = 2\pi\sqrt{L.C}$

آشفتگی در ظرف آب: فرکانس به اندازه‌ی ظرف بستگی دارد. دست باید با فرکانس معین به جلو و عقب حرکت کند. آب در یک دیواره‌ی ظرف (a) بالا و در دیواره‌ی دیگر (b) پایین می‌آید.

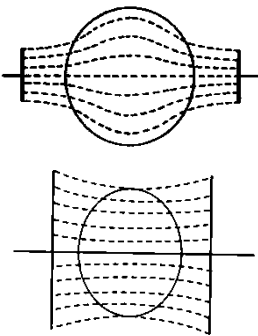


انرژی پتانسیل (شکم): در A و B، انرژی جنبشی (گره): در N که سطح آب تغییر نمی‌کند ولی آب پس و پیش می‌رود. **توزیع انرژی در یک مدار LC:** بار الکتریکی خازن که نماینده‌ی انرژی پتانسیل در دو پایانه‌ی مسیر رفت و برگشت الکترون‌هاست، (شکم). جریان در سیم‌پیچ که نماینده‌ی انرژی جنبشی است (گره).

تولید میدان مغناطیسی: بار الکتریکی در شکم‌های پتانسیل میدان الکتروستاتیکی و جریان موجود در گره پتانسیل میدان مغناطیسی تولید می‌کند.

انرژی گرمایی (Q) برابر است با: AC: $P = Ve.Ie.\cos\varphi$ و DC: $Q = K.R.I^2.t$

بدن شامل مقاومت‌ها و خازن‌هایی است. بخشی از جریان پرفرکانس که از مقاومت‌ها ($\varphi = 0$) می‌گذرد تولید گرما می‌کند. بخشی از جریان پرفرکانس که از خازن‌ها ($\varphi = 90$) می‌گذرد تولید گرما نمی‌کند. در دیاترمی، طول کابل الکتریکی باید مضربی از نصف طول موج امواج رادیویی تولیدشده به‌وسیله‌ی جریان باشد. هر چه خازن بزرگ‌تر باشد می‌توان مدار کوتاه‌تری برگزید، با این حال باید دارای طولی باشد که بسامد جریان و ظرفیت خازن آن را تعیین می‌کنند. پایای دی‌الکتریک عکس مقاومت است. افزایش پایای دی‌الکتریک \uparrow \leftarrow امپدانس \downarrow (خون، ماهیچه). امپدانس (Z) در بافت چربی زیاد و در نتیجه گذردهی آن کم است و باعث ذخیره‌ی گرما در آن می‌گردد.



توزیع خطوط میدان الکتریکی در بافت: اگر مقطع عرضی عضو بدن بزرگ‌تر از سطح

الکترودها باشد، خطوط میدان الکتریکی با ورود به بافت از هم دور می‌شوند (شکل بالا)، اما اگر مقطع عرضی الکترودها بیشتر باشد، خطوط میدان در بافت به هم نزدیک می‌شوند. هر چه این خطوط در بافت متراکم‌تر باشند، حرارت عمقی تولیدی بیشتر است و بالعکس. این حرارت منحصر به ناحیه‌ی درمان نمی‌باشد؛ به دلیل گرم‌تر شدن خون، دمای بافت‌های اطراف هم افزایش می‌یابد. البته بدن به منظور ممانعت از افزایش بیش از حد دما مکانیسم‌هایی مانند تعریق و تابش پرتو دارد. **پس اندازه‌ی الکترودها را کمی بزرگ‌تر از قطر عضو مورد درمان انتخاب می‌کنیم** تا هم از حرارت بیش از حد بر

سطح پوست و بافت‌های سطحی جلوگیری کنیم و هم از اتلاف انرژی جلوگیری شود. در روش خازنی، بیش‌ترین تراکم خطوط میدان در بافت‌های سطحی و نیز بافت‌های با امپدانس کم است. شدت خطوط نیرو در نزدیکی الکترودها بیش‌تر است. ماده‌ی بین الکترودها و پوست باید ثابت دی‌الکتریک پایین داشته‌باشد (تا خطوط میدان منحرف نشوند). با افزایش فاصله‌ی الکترودها خطوط نیرو پیش از رسیدن به پوست پراکنده شده و تفاوت کمی بین گرمای نواحی سطحی و عمقی ایجاد می‌شود. **الکترودها چگونه قرار گیرند؟** ۱- تا حد ممکن از بدن فاصله داشته‌باشند. ۲- موازی سطح بدن باشند نه موازی همدیگر. ۳- فاصله‌ی الکترودها از هم بیش‌تر از مجموع فاصله‌شان از سطح بدن باشد. ۴- تا حد ممکن الکترودها روی نقاط برجسته‌ی بدن به کار نروند. فاصله باید در حد بازده دستگاه باشد. افزایش فاصله‌ی الکترودها \leftarrow کاهش انحراف خطوط میدان.

توزیع خطوط میدان الکتریکی بر اساس نوع ماده (در هر حال انرژی گرمایی ایجاد می‌شود):

- * رسانا: (حرکت الکترون‌ها به آسانی) \leftarrow نوسان تند الکترون‌ها \leftarrow تولید جریان پرسامد
- * الکترولیت: (ماده‌ی دارای یون) \leftarrow حرکت یون‌ها؛ عبور جریان پرفرکانس از الکترولیت‌های بدن \leftarrow نوسان یون‌ها.
- * نارسانا: (اتصال الکترون به هسته) \leftarrow تغییر شکل مولکول‌ها؛ در نارسانا که الکترون‌ها به شدت وابسته به هسته هستند میدان الکتریکی سبب تغییر شکل‌های مولکولی می‌گردد و اوربیتال‌ها به این سو و آن سو نوسان می‌کنند. خون و ماهیچه دارای ثابت دی‌الکتریک بیش‌تر نسبت به چربی و بافت رشته‌ای سفید هستند.

آشفته‌گی‌های الکترومغناطیسی و تأثیر روی دستگاه‌های الکترونیکی دیگر: ۱- تداخل میدان‌های الکتریکی

تولیدشده با دستگاه‌های الکترونیکی دیگر: سمک، pacemaker. ۲- تداخل امواج رادیویی تولیدشده با گیرنده‌های تلویزیونی و رادیویی. در پزشکی سه فرکانس به کار می‌رود که بهترین آن‌ها ۲۷,۱۲ MHz است که طول موجی برابر ۱۱ متر ایجاد می‌کند: تداخل کم‌تر. ۳- تداخل در الکتروکاردیوگراف، الکترومیوگراف و... راه حل: قراردادن بیمار و دستگاه در اتاقک و ویژه‌ای که از صفحات فلزی یا شبکه‌های سیمی ساخته شده است (جاذب امواج رادیویی).

روش القایی (کابلی): بدن بیمار در سلفی قرار می‌گیرد که به وسیله‌ی کابل متصل به مدار نوسان‌ساز (رزوناتور) تشکیل

شده است. در این روش الکتروود، یک سیم کلفت با یک یا دو لایه‌ی عایق و ضخیم است که دور عضو بیمار پیچیده می‌شود. با عبور موج کوتاه دیاترمی از کابل با طول و ضخامت خاص، در دو انتهای آن

شکم موج را داریم (تولید میدان الکتریکی) و در **وسط آن گره موج** داریم (تولید میدان مغناطیسی) است. با توجه به نیازمان می‌توانیم از یکی از این دو میدان یا هر دو آن‌ها استفاده کنیم. برای

مثال به منظور درمان زانو، چون مایعات کم و بنابرین مقاومت بالا دارد از دو انتهای کابل استفاده می‌کنیم؛ زیرا میدان الکتریکی

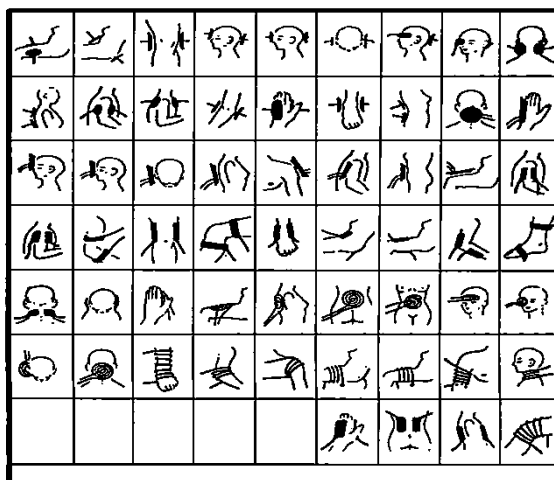
در نقاط با مقاومت بالا عملکرد بهتری دارد. اما در عضله چون دارای مایعات زیادی است، میدان مغناطیسی می‌تواند به خوبی

جریان الکتریکی القا کند که این جریان حرارت ایجاد می‌نماید. پس در این مورد از وسط کابل استفاده می‌کنیم (در شکم، میدان

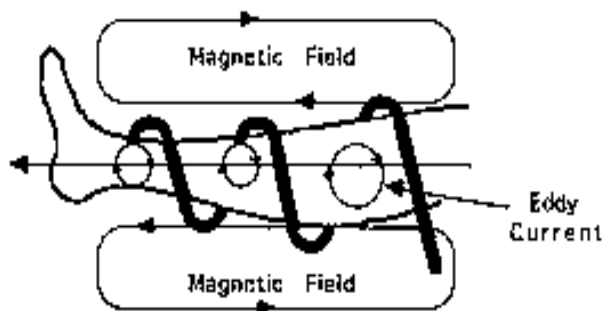
الکترواستاتیکی و در گره، میدان مغناطیسی). به جریان الکتریکی القا شده توسط میدان مغناطیسی، جریان ادی (Eddy) گوئیم.

در روش القایی: مقاومت کم تر ← گرمای بیش تر (چربی زیرپوستی حرارت چندانی دریافت نمی‌کند)

شکل: روش خزنی و القایی



شکل: روش القایی



الکتروودهای القایی: جریان گذرنده از یک کابل پیچیده شده. میدان مغناطیسی و چرخه‌های کوچک ادی تولید می‌کند که حرارت ایجاد می‌کند.

مایکروویو دیاترمی: مایکروویو دارای فرکانس بالا (بسیار بالاتر از موج کوتاه) است (مایکروویو و موج کوتاه هر دو جزء

جریان‌های پر بسامندند). در طیف امواج الکترومغناطیس، مایکروویو بین فرسرخ و موج کوتاه قرار دارد و دارای طول موج ۱ cm

تا ۱ m است که به آن دسی‌متری نیز می‌گویند. قدرت نفوذ این امواج در بدن از موج کوتاه کم‌تر است (حدود ۳ cm).

تولید موج‌های مایکروویو: برای ایجاد بسامدهای بسیار بالا در مایکروویو دیاترمی، از

لامپ‌های مگنترون استفاده می‌شود. جریانی که در مایکروویو دیاترمی تولید می‌گردد، توسط کابل‌های

هم‌محور جابه‌جا می‌شود. کابل هم‌محور موج‌ها را به آنتن انتقال می‌دهد. موج‌ها از آنتن تابش شده و

توسط بازتابنده (رفلکتور) به سمت بافت هدایت می‌شوند. این موج‌ها ضمن برخورد با مولکول‌های آب

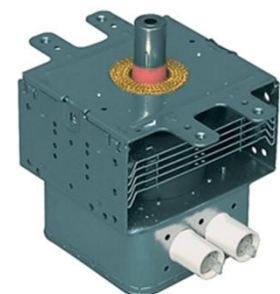
در بافت‌های بدن، باعث چرخش آن‌ها و تولید اصطکاک می‌شوند؛ در نتیجه در بافت‌ها جذب شده و

تبدیل به حرارت می‌گردند. شکل: بالا: مگنترون، پایین: دستگاه مایکروویو دیاترمی.

نکته: جذب مایکروویو دیاترمی عمدتاً با آب صورت می‌گیرد در نتیجه ماهیچه و خون بهتر از چربی گرم

می‌شوند. در مایکروویو دیاترمی، بیمار بخشی از مدار نیست. در کارهای پزشکی بیش‌تر از امواج با بسامد

حدود ۲۷ مگاهرتز استفاده می‌شود.



نکات پاورپوینت (این نکات، در آزمون پایان ترم ورودی مهر ۱۳۹۴ مطرح نشدند...):

مگنترون: تولید موج‌های ریزموج توسط لامپ‌های مگنترون. لامپ تریود برای تولید نوسان‌های بسیار زیاد مایکروویو مناسب نیست؛ بنابراین وسیله‌ی خاصی به نام مگنترون (لوله‌ی پربسامد ویژه) به کار می‌رود. **ساختمان مگنترون:** کاتد: در یک لامپ خالاً (کاتد استوانه‌ای) فیلامان گرم‌کننده در وسط وجود دارد که الکترون تولید می‌کند. آند: الکترون‌ها به سمت بدنه‌ی فلزی که نقش آند دارد و شامل چند حفره است پرتاب می‌شوند که این فرایند باعث افزایش فرکانس الکترون‌ها می‌گردد (بدنه).
عملکرد مگنترون: حالت عادی: اتصال قطب مثبت به آند و منفی به کاتد ← کاتد گرم ← حرکت الکترون‌ها بین دو قطب. اعمال نیروی مغناطیسی: اعمال یک نیروی مغناطیسی دائمی با قدرت کافی که خطوط آن عمود بر خطوط میدان الکتریکی بین کاتد و آند است باعث ایجاد یک حرکت دورانی الکترونی در فضای بین آند و کاتد می‌شود.
حفره‌های درون آند نقش اندوکتانس دارد و تخلیه می‌گردد ← تولید نوسان.
الکترون‌ها بدون این‌که به آند برسند، بعد از دوران به کاتد برمی‌گردند. این جریان الکترونی که باعث شارژ شدن می‌شود، درون خود حفره که نقش اندوکتانس را دارد، تخلیه گشته و موجب نوسان میرا می‌گردد.
با وجود چرخش ابر الکترونی و انرژی‌دادن مرتب به خازن مذکور، از میرا شدن و افت نوسان ممانعت به عمل می‌آید.
همان‌گونه که مقادیر خازن و سیم‌پیچ در تولید فرکانس موج کوتاه مؤثر است، اندازه‌های دهانه و خود حفره نیز در ایجاد فرکانس مایکروویو مؤثرند. **قدرت خروجی دستگاه:** مستقیماً در ارتباط با ولتاژ تغذیه‌ی آند خواهد بود. هر چه این ولتاژ افزایش یابد، سرعت حرکت الکترون‌ها به طرف آند نیز زیادتر می‌شود.
آنتن: انتقال موج: توسط آنتن به صورت بیضی و دایره. کار: ریزموج‌ها، همانند امواج نوری، قابلیت انتقال، بازتاب و شکست در یک سطح و جذب شدن در یک محیط را دارند. در چندین آرایش استاندارد آنتن برای دیاترمی از ویژگی بازتابش برای هدایت پرتو به بافت استفاده می‌شود.

یکی از سؤالات تشریحی می‌تواند مقایسه‌ی shortwave و microwave دیاترمی باشد که آن را جمع‌بندی کرده‌ایم:

Microwave	Shortwave
فرکانس: بیش‌تر، چندهزار (۲۴۵۰) MHz، طول موج: چند cm	فرکانس: کم‌تر، ۲۷ MHz؛ طول موج: ۱۱ m
تولید در مگنترون	تولید در مدار RCL
قدرت نفوذ کم‌تر	قدرت نفوذ بیش‌تر
بدن بیمار جزء مدار نیست	بدن بیمار جزئی از مدار تشدید است
جذب عمدتاً با آب (جذب ماهیچه و خون بهتر از چربی)	مقاومت بیش‌تر و متوالی بودن بافت‌ها = جذب بیش‌تر
ارتباط نزدیک ندارد (فاصله ۲۰-۱۰ سانتی‌متر)	تماس با بدن و ارتباط نزدیک

تأثیرات فیزیولوژیک دیاترمی: به علت افزایش دمای بافت و بدن سوخت‌وساز افزایش یافته، مصرف اکسیژن و مواد غذایی بافت‌ها زیاد می‌شود و دفع مواد زائد بالا می‌رود. مواد زائد بر دیواره‌ی مویرگ‌ها اثر گذاشته و باعث گشاد شدن آن‌ها می‌شوند؛ پس جریان خون زیاد می‌شود و نقل و انتقال اکسیژن و مواد غذایی بهبود می‌یابد. حرارت مناسب می‌تواند سبب نرم و روان شدن حرکات ماهیچه‌ها و افزایش کارایی و سرعت عملشان شود. بنابراین دیاترمی برای کاهش درد و اسپاسم‌های عضلانی، افزایش سرعت بهبودی زخم و عفونت، و کاهش التهاب می‌تواند مؤثر واقع شود. **خطرات:** چنانچه دیاترمی به مدت طولانی و شدت زیاد به کار برده‌شود، چون حرارت به جاهای دیگر بدن هم منتقل می‌شود، عروق سطحی گشاد می‌شوند که می‌تواند باعث افت فشار خون شود. همچنین با افزایش دمای عمومی بدن، غدد عرق نیز فعال شده و تعریق افزایش می‌یابد. حرارت بیش از حد می‌تواند منجر به سوختگی و از بین رفتن سلول‌ها شود. غش و سرگیجه از دیگر خطرات دیاترمی است.

دلایل سوختگی با دیاترمی: ممکن است به دلیل تمرکز میدان الکتریکی، اعمال جریان اضافی، تماس سیم‌های رابط با بدن و یا حساسیت پوست فرد دچار سوختگی شود.

مقدار دوز گرمایی: شدت جریان باید برای تولید حرارت، به اندازه باشد و زمان درمان ۲۰ تا ۳۰ دقیقه است. البته در درمان آسیب‌های التهابی کهنه، مدت زمان حداقل ۳۰ دقیقه می‌باشد. درمان ممکن است هر روز یا یک روز در میان انجام گیرد.

چه هنگام نباید جریان دیاترمی به کار برد: (سؤال تستی: در کدام مورد می‌توان دیاترمی استفاده کرد؟ پاسخ: التهاب)

۱. خون‌ریزی: گرم کردن بافت باعث گشادشدن عروق می‌شود ← افزایش جریان خون و افزایش احتمال خونریزی
۲. لخته‌بستگی سیاهرگی و ورم سیاهرگی: افزایش جریان خون می‌تواند لخته را جابه‌جا کند و یا ورم را وخیم‌تر کند.
۳. بارداری: در زمان بارداری نباید برای نواحی شکم و لگن استفاده شود.
۴. فلز در بافت‌ها: بسته به این که فلز در کجا قرار داشته‌باشد، کاربرد دیاترمی را محدود می‌کند.
۵. آشفستگی در حس پوستی: پرهیز از به کارگیری دیاترمی برای قسمت‌هایی از بدن که فاقد حس پوستی می‌باشند، بهتر است.
۶. غدد سرطانی: دیاترمی نباید در نواحی پرتودرمانی شده، به کار برده‌شود چون این نواحی طی پرتودرمانی آسیب پذیرتر شده‌اند.
۷. بیماران ویژه: استفاده از دیاترمی برای بیمارانی که قادر به درک دما و گزارش آن هنگام افزایش بیش از حد نیستند، خطرناک است؛ پس در درمان کودکان و بیماران روانی نباید به کار رود.

نکات پاورپوینت (این نکات، در آزمون پایان‌ترم ورودی مهر ۱۳۹۴ مطرح نشدند...):

خطرهای مایکروویو: سوختگی، کدری عدسی چشم، نارسایی در جریان خون، کاهش اسپرم.

روش کار: آماده‌سازی بیمار، رعایت فاصله، کنترل گرما، کنترل زمان تابش (۲۰-۱۰ دقیقه)

به علت خطرات ناشی از پرتوهای الکترومغناطیسی، برخی کشورها حداکثر سطح مجاز قرار گرفتن دراز مدت در برابر امواج را 10 mW/cm^2 تعیین کرده‌اند.

اثرات غیر مستقیم: ۱- اثر روی عضلات: باز شدن ماهیچه‌ها و افزایش کارایی آن‌ها، ۲- از بین بردن بافت‌ها: انعقاد

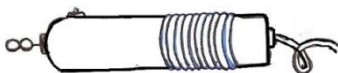
پروتئین‌ها، ۳- افزایش دمای بدن: حرکت خون گرم به دیگر بافت‌ها، ۴- افت فشار خون: به دلیل گشادی عروق، ۵- افزایش کار غدد عرقی: گرم شدن خون ← تأثیر روی مرکز کنترل دمای بدن ← پرکاری غدد تعریق.

خطرات: ۱- همگرایی میدان: بدلیل وجود مواد با ثابت دی‌الکتریک بالا (فلز)، ۲- جریان بیش از اندازه: به دلیل نارسایی

حسی بیمار، ۳- حساسیت اضافی بیمار: ناشی از رادیوتراپی یا ...، ۴- کاستی جریان خون: افزایش گرما ناشی از عدم پخش گرما به وسیله‌ی خون، ۵- تماس کابل با پوست: ایجاد سوختگی، ۶- سوختگی پوست و تاول: در اثر نم روی پوست، ۷- ایجاد گانگرن: دادن گرما به ناحیه‌ی دچار کاستی جریان خون (چراکه در اثر گرما متابولیسم و مصرف اکسیژن بالا می‌رود).

۲- جراحی الکتریکی: قبل از پرداختن به این مبحث، توضیح مختصری راجع به ترموکوتری داده می‌شود:

ترموکوتری: بیش‌تر در قدیم رایج بوده است. با عبور جریان DC از حلقه‌ی فلزی با مقاومت بالا، حلقه داغ می‌شده و از گرمای آن برای سوزاندن یا بریدن بافت استفاده می‌کردند. شکل: ترموکوتری از ترموکوتری در برداشت بافت‌های اضافی (زگیل، خال، پولیپ) و نیز کنترل و جلوگیری از خونریزی حین عمل جراحی استفاده می‌شده است. محل استفاده: ساده‌ترین دستگاه الکتریکی در اطاق عمل است. عمدتاً در مطب‌ها و درمانگاه‌ها جهت عمل‌های بسیار ساده استفاده می‌شود. ساختمان: از سیمی از آلیاژ "فرونیکل" که بیش‌تر به شکل 8 یا حلقه است تشکیل شده. این حلقه در انتهای یک دسته‌ی نارسانای چینی گذاشته شده و توسط دو رشته سیم که از درون دسته می‌گذرد جریان الکتریسیته (مستقیم) از آن می‌گذرد.





جراحی الکتریکی: هدف در جراحی الکتریکی این است که با بمباران الکتریکی بافت و بدون اینکه به سیستم عصبی و ماهیچه‌های آسیبی برسانیم بافت را دچار برش یا انقباض کنیم. شکل: دستگاه جراحی الکتریکی.

یونیت‌های الکتروسرجری دارای سه پارامتر جریان، ولتاژ و توان هستند.

$$\text{جریان} \times \text{ولتاژ} = \text{توان}$$

تفاوت مهم دیاترمی با جراحی الکتریکی این است که در دیاترمی یک نقطه‌ی وسیع را توسط امواج گرم می‌کنیم، اما جراحی الکتریکی به صورت نقطه‌ای است.

نکته: در دیاترمی و جراحی الکتریکی از امواج پریسامد استفاده می‌شود.

نکته: نقطه‌ای از بافت که در جراحی الکتریکی بمباران می‌شود، ممکن است به دمای 800°C - 700°C نیز برسد اما دمای

نقاط اطراف آن همچنان 37°C می‌باشد و این یک مزیت مهم محسوب می‌شود..

چرا از امواج پرفرکانس استفاده می‌کنیم؟ چون باعث تحریک سلول‌های عصبی و عضلانی انسان نمی‌شوند.

نحوه‌ی عمل دستگاه: قلم و صفحه (الکترودها) هر دو به یک نوسان‌ساز رادیویی متصل می‌باشند. در نقطه‌ی تماس

نوک قلم با بافت، به دلیل بسیار کوچک بودن نوک قلم، چگالی جریان الکتریکی نسبت به نقاط دیگر در این مدار بیش‌تر است.

پس بافت بمباران الکتریکی شده و برش داده می‌شود. **تبدیل انرژی:** انرژی الکتریکی پرفرکانس به انرژی گرمایی تبدیل

می‌شود، بدون آن که سلول‌های عصبی و عضلانی تحریک گردند. نکته: در جراحی الکتریکی جریان از بدن عبور نمی‌کند بلکه

جریان با عبور از نوک قلم که مقاومت زیادی دارد به گرما تبدیل می‌شود.

شکل و مدل قرارگیری الکترودها: ۱- الکتروود خنثی، ۲- الکتروود فعال

الکتروود خنثی (بازگشتی، صفحه‌ی بیمار): جنس: سیلیکون هادی. نرم و منعطف. به یک سطح بزرگ از بدن بیمار

وصل می‌گردد. این الکتروود جریان پریسامدی که از یک نقطه وارد شده را از بدن شخص دریافت و خارج می‌کند. اندازه‌ی

الکتروود خنثی بستگی به سطحی دارد که می‌خواهیم عمل کنیم. مثلاً برای عمل قسمتی از شکم به الکتروود خنثای بزرگ‌تری



نسبت به زانو نیاز داریم. اگر اتصال الکتروود خنثی با بافت قطع شود، بافت

$$\text{BURN} = \frac{\text{CURRENT} \times \text{TIME}}{\text{AREA}}$$

دچار سوختگی خواهد شد. مثال: وقتی قصد داریم abdomen یک بیمار

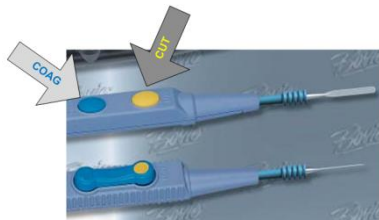
را جراحی الکتریکی کنیم الکتروود خنثی را پشت بیمار می‌گذاریم و به وسیله‌ی قلم، برش

یا انقباضی را که نیاز است با استفاده از امواج پریسامد انجام می‌دهیم. شکل: چپ: الکتروود

خنثی، وسط: الکتروسرجری تک قطبی (سوختگی محل الکتروود بازگشتی)، راست: شدت

سوختگی. **الکتروود فعال:** بسته به نیاز در شکل‌های متفاوت است و دسته‌ای عایق دارد که

محل قرارگیری دست جراح است.



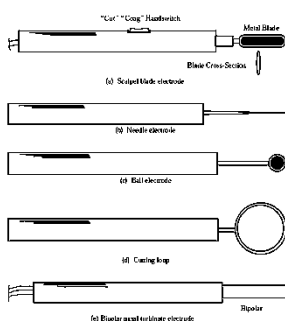
حالت‌های عملکرد دستگاه: Cutting (برش)، Blended (ترکیبی)، Coagulation

(انقباض). شکل: حالات عملکرد دستگاه

نکته: هر چه از cutting به سمت Coagulation رویم، ولتاژ بیش‌تر و جریان کم‌تر از دستگاه

گرفته می‌شود. در هنگام cut کردن معمولاً خونریزی اتفاق می‌افتد. برای جلوگیری از خونریزی از

حالت blended استفاده می‌گردد. (هم برش هم انقباض)



بافت زیر الکتروود غیر فعال، اندکی گرم می‌شود؛ درحالی‌که بافت زیر الکتروود فعال تا حد تخریب گرم می‌شود. پدال پایی: برای فعال کردن ژنراتورهای Monopolar و Bipolar می‌توان از پدال پایی دوتایی استفاده کرد. رنگ پدال‌ها: با فشار پدال زردرنگ، وضعیت CUT و با فشار پدال آبی‌رنگ، وضعیت COAG انتخاب می‌شود. اگر به صورت همزمان، دو پدال فشار داده شود، هیچ‌کدام از ژنراتورهای تک‌قطبی فعال نمی‌شوند. در حالت Bipolar: هر کدام از پدال‌های زرد یا آبی به تنهایی و یا با هم که فشار داده شوند، خروجی دوقطبی فعال می‌شود.

عوامل مؤثر در کیفیت:

۱. شدت جریان و ولتاژ: هر چه جریان بالاتر و ولتاژ کمتر باشد، برش راحت‌تر انجام می‌گیرد. جریان به صورت موج سینوسی و بدون وقفه به بافت اعمال می‌گردد. (حداقل ولتاژ 200 V) درجه حرارت: این چگالی‌ها باعث افزایش سریع دما تا حدود $^{\circ}\text{C}$ ۸۰۰ (در فاصله‌ی ۱،۲۵ cm تا $^{\circ}\text{C}$ ۰،۱) خواهد شد (استفاده از سرم فیزیولوژی جهت خنک نگه‌داشتن محیط).
۲. سرعت حرکت برش: افزایش سرعت، آسیب به بافت‌های اطراف را به حداقل می‌رساند (۱۰-۵ سانتی‌متر).
۳. خصوصیات بافت‌ها: ایجاد برش روی بافت‌های نرم تر آسانتر است (بیشتر در جراحی‌های مغز، طحال، مثانه، پروستات و دهانه‌ی رحم).
۴. شکل موج ولتاژ: شکل موج، شکل موج برش باشد. درجه‌ی انقباض سطوح برش یافته بستگی به شکل موج دارد که با معادله‌ی زیر نمایش داده می‌شود: $C.F = V_{\text{peak}}/V_{\text{rms}}$ Crest Factor: عبارت است از نسبت پیک ولتاژ به مقدار مؤثر آن. با افزایش Crest Factor: عمق انقباض نیز افزایش می‌یابد.
۵. شکل هندسی الکتروودهای برش: بهترین الکتروودها برای برش بافت‌های نرم، الکتروودهای سوزنی. برای برش بافت‌های دارای چربی زیاد: الکتروودهای چاقویی و برای برداشتن ضایعات پوستی: الکتروودهای حلقوی. نکته: دکمه‌ی cut روی دستگاه به معنای «بریدن» نیست چون این بمباران الکتریکی است که بافت را برش می‌دهد و نوک قلم دستگاه تیز نیست.

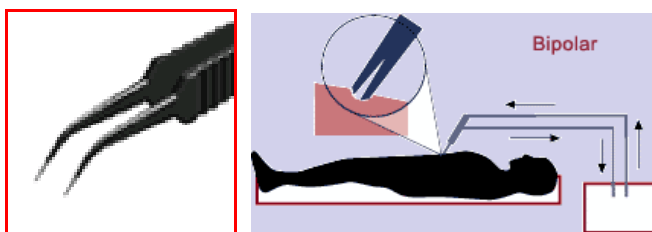
یکی از سؤالات تشریحی می‌تواند مقایسه‌ی Cutting و Coagulation در الکتروسرجری باشد که آن را جمع‌بندی کرده‌ایم:

Coagulation	Cutting
$f = 200-250 \text{ kHz}$, $P = 200-300 \text{ W}$, $V = 200-2000 \text{ V}$	حداقل $f = 500-2500 \text{ kHz}$, $P = 200-750 \text{ W}$, $V = 200 \text{ V}$
جریان کمتر، ولتاژ بیشتر، حرارت تا 800°C درجه‌ی سانتی‌گراد	جریان بیشتر، ولتاژ کمتر، دما 70°C درجه‌ی سانتی‌گراد
تبخیر آب درون و بیرون سلول	با ایجاد جرقه بین پروب و بافت، سلول منفجر شده، آب داخل سلولی بخار شده، انقباض رخ نمی‌دهد و بافت بریده می‌شود. موج مخلوط: ابتدا برش توسط موج سینوسی پیوسته - سپس توقف خونریزی با موج پالسی

{مطالعه‌ی اسلایدهای ۲۰ تا ۲۲ پاورپوینت P12_Electrosurgery درباره‌ی روش‌های انقباض، در صورت تمایل (در امتحان نیز نیامد!)}.

انواع الکترو سرجری (جراحی الکتریکی): ۱- تک‌قطبی (mono polar) ، ۲- دو قطبی (bipolar)

تک‌قطبی: توضیحات داده شده تا اینجا معرف الکتروود از نوع تک‌قطبی بود. **دوقطبی:** الکتروود فعال جریان را به بدن وارد می‌کند. الکتروود دوم نزدیک الکتروود اول است و جریان را به دستگاه برمی‌گرداند؛ پس نیازی به الکتروود خنثی به شیوه‌ی



تک‌قطبی نیست. یکی از این دو الکتروود نقش الکتروود فعال را دارد. از یکی از آن‌ها جریان پریسامد به بافت منتقل می‌شود و به وسیله‌ی دیگری جریان به دستگاه باز می‌گردد.

یکی از سوالات تشریحی می‌تواند مقایسه‌ی bipolar و monopolar در الکتروسرجری باشد که آن را جمع‌بندی کرده‌ایم:

Bipolar	Monopolar
دو الکتروود نزدیک به هم هستند	دارای الکتروود فعال و الکتروود خنثی که کمی فاصله دارد
الکتروود دوم جریان را برمی‌گرداند	نیاز به الکترون خنثی برای برگشت جریان
اثر حرارتی در ناحیه‌ی کوچک‌تر (به دلیل فاصله‌ی کم‌تر الکتروودها)	سایر بافت‌ها حرارت دریافت می‌کنند
احتمال سوختگی بسیار پایین	احتمال سوختگی در اثر جدا شدن الکتروود خنثی
مناسب بیماران pacemaker (به دلیل نزدیکی الکتروودها و کاهش سطح در معرض جریان) و جراحی‌های ظریف مثل مغز و اعصاب	شدت و توان بیش‌تر. مناسب عمل‌های سنگین، به خصوص آن‌هایی که خونریزی زیاد دارند

پنست‌های bipolar با شکل و ابعاد مختلف وجود دارد و برای ضد عفونی کردن آن‌ها از دستگاه اتوکلاو با درجه‌ی حرارت

۱۳۴ درجه‌ی سانتی‌گراد استفاده می‌شود.

کاربرد گاز آرگون: از گاز آرگون می‌توان برای جلوگیری از خونریزی سریع بافت‌های با عروق خونی زیاد استفاده کرد.

مزایای جراحی الکتریکی نسبت به جراحی با وسایل مکانیکی: امکان انعقاد همزمان با برش، عدم پخش شدن

ذرات خون و سلول‌های آلوده به اطراف، استریل بودن الکتروود به دلیل حرارت بالا (کاهش احتمال عفونت بافت)، جلوگیری از

آسیب‌های ناخواسته به بافت‌های مجاور (پارگی، کوفتگی) و ترمیم سریع‌تر بافت.

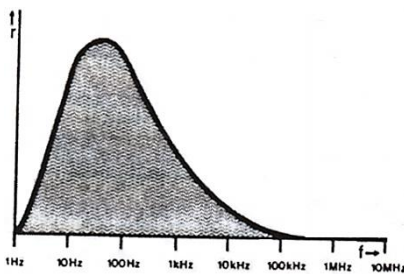
اثرات بیولوژیک عبور جریان الکتریکی از بافت‌های زنده در فرکانس‌های مختلف:

۱- اثر الکترولتیک: هرگاه در اثر عبور جریان الکتریکی DC و یا AC با فرکانس خیلی کم، جابه‌جایی سریع یون‌های

ترکیبات الکترولتیکی بافت‌ها و تخریب کامل بافت روی دهد. کاربرد اثر الکترولتیک: در عمل‌های زیبایی مثل از بین بردن پیاز

موهای زائد. اگر فرکانس جریان الکتریکی به اندازه‌ی کافی زیاد باشد، یون‌های درون بافت‌ها به طرف قطب‌های پتانسیل مثبت

و منفی حرکت نمی‌کنند، بلکه تنها در جای خود نوسان می‌کنند؛ در نتیجه اثر الکترولتیکی به وجود نمی‌آید.



۲- اثر فارادیک: در صورتی که برای درمان از جریان پربسامد استفاده نشود،

می‌تواند در ارتباطات بدن تداخل ایجاد کند (تحریک شدید سلول‌های عصبی و عضلانی

← انقباض عضلات و درد، آسیب شدید بافتی، فیبریلاسیون قلب و مرگ). در واقع برای

جلوگیری از برق گرفتگی (فارادیک) باید فرکانس جریان بیش‌تر از ارتباطی باشد که بدن با

خودش انجام می‌دهد. تأثیرگذارترین فرکانس‌ها در ارتباطات بدن که بسیار مشکل‌آفرین

است در محدوده‌ی ۵۰-۱۰۰ Hz می‌باشد. پس هرچه فرکانس افزایش یابد اثر فارادیک کمتر است.

اثر فارادیک بسیار وابسته به فرکانس است. از فرکانس 0-100 Hz این اثر افزایش و از آن به بعد مرتباً کاهش می‌یابد.

شکل ۱ رابطه فرکانس و اثر فارادیک

حدود ۴۰	صدمات قابل توجه به سلول‌ها
حدود ۵۰	آسیب‌های برگشت‌ناپذیر سلول‌ها
حدود ۷۰	انعقاد بافت
حدود ۱۰۰	خشک شدن سریع بافت و چسبندگی گلوکز موجود در بافت
حدود ۲۰۰	کربنیزه شدن بافت (سوختگی نوع ۴)

۳- اثر حرارتی: در اثر عبور جریان

الکتریکی از بافت‌ها در آن‌ها گرما ایجاد می‌شود

($Q=RI^2t$). چگالی جریان، مقاومت بافت و زمان هر

سه بر مقدار حرارت تولیدی موثرند. جدول: دماهای

بحرانی برای تأثیرات بیولوژیک روی بافت‌ها.

جریان‌های الکتریکی با فرکانس بالاتر از 300 kHz تأثیرات مخرب قبلی را ندارند و اثرات گرمایی آن‌ها روی نسوج خودنمایی

می‌کند. این همان تأثیری است که در جراحی الکتریکی انتظار می‌رود.

نکات پاورپوینت (این نکات، در آزمون پایان ترم ورودی مهر ۱۳۹۴ مطرح نشدند...): **نکات ایمنی:**

محل الکتروود خنثی: قبل از عمل، محل الکتروود بازگشتی توسط پزشک بازمینی شود. جداسدن تدریجی الکتروود بازگشتی از پوست بیمار، باعث افزایش چگالی جریان در آن محل و باعث سوختگی‌های نابه‌جا می‌شود. استفاده از ژل: در محل اتصال الکتروود. توجه به پیس‌میکر.

خصوصیات محل چسباندن الکتروود بازگشتی: کاملاً تمیز و اصلاح شده باشد. در محل عضلانی مریض باشد. بر روی برآمدگی‌های استخوانی نباشد. روی بافت اسکار نباشد. روی پروتزهای فلزی نباشد. تا حد امکان به محل جراحی نزدیک باشد.

موارد مورد توجه در جراحی الکتریکی: عدم کاربرد دستگاه در محل پیس‌میکر، تمیزبودن الکتروودها و اتصال مناسب

به بدن، کاربرد ژل، ایجاد سطح تماس بزرگ الکتروود خنثی با بدن، سرعت حرکت دست پزشک، رعایت موارد ایمنی، جلوگیری از انفجار گازها. باید دقت شود که الکتروود صفحه‌ی زیرین، سطح تماس کافی داشته باشد. در غیر این صورت خطر بروز سوختگی و شوک الکتریکی وجود خواهد داشت. مدولاسیون دامنه: اغلب دستگاه‌ها در حین کار به دلیل اثر بارگذاری و کشیده‌شدن جریان قادر به تولید منبع پیوسته نبوده و نیاز به مدولاسیون دامنه دارند. کوترهای آرگونی: استفاده از گاز آرگون جهت افزایش کارایی؛ جلوگیری از خونریزی سریع و مؤثر بافت در ارگان‌هایی با عروق خونی زیاد.

ایمنی ESU: بررسی کابل دستگاه قبل از استفاده، سیم الکتروود فعال نباید دارای تاب یا پیچ‌خوردگی باشد، استفاده از

پایین‌ترین تنظیماتی که مؤثر است، عدم استفاده از یونیت به‌عنوان میز کار، در صورتی که برای ضدعفونی بدن بیمار از الکل استفاده می‌شود می‌بایست تا تبخیر کامل الکل از دستگاه استفاده نکنیم، قراردادن قلم (الکتروود) جراحی الکتریکی در حفاظ عایق در زمانی که استفاده نمی‌شود، مواد حلال نباید در نزدیکی دستگاه ریخته شوند، پدال دستگاه نباید در جایی باشد که احتمال ریختن مایع وجود دارد، بدن بیمار نباید با هیچ فلزی (تخت) در تماس باشد، سیستم هشدار دستگاه را نباید خاموش کرد.

ایمنی الکتریکی: عوامل مؤثر در برق‌گرفتگی هنگام کار با دستگاه‌های بیمارستانی:

۰ تا ۱ mA	بدن آن را احساس نمی‌کند چون مقاومت پوست زیاد است.
۵ تا ۱۰ mA	سیخ‌شدن مو (مورمورشدن)
۱۰ تا ۲۰ mA	انقباض عضلات
۵۰ تا ۱۰۰ mA	انقباض عضلات به همراه درد
۱۰۰ تا ۳۰۰ mA	فیبریلاسیون بطنی (عدم هماهنگی سیستم هدایت الکتریکی قلب)
۳۰۰ تا ۶۰۰ mA	سوختگی
۶ A	آغاز انقباض بطنی

۱- شدت جریان: که در ولتاژ ثابت به این مقاومت‌ها بستگی دارد: الف- مقاومت پوست: در انسان حدود $6 \times 10^4 \Omega / \text{cm}^2$ است. با رطوبت به ۱۰۰۰ کاهش می‌یابد. ب- مقاومت بین زمین و بدن: برق‌گرفتگی عموماً با عبور جریان از بدن به زمین رخ می‌دهد. زمین‌نمدار و کف فلزی به‌راحتی جریان را از خود عبور می‌دهند.

۲- ولتاژ: در شرایط یکسان با افزایش ولتاژ، سوختگی بیش‌تر می‌شود. بستگی مستقیم به شدت جریان دارد. همیشه این‌طور نیست که با افزایش ولتاژ شدت برق‌گرفتگی زیاد شود، چون در این ولتاژها به‌دلیل گرفتگی شدید ماهیچه‌ای شخص به شدت به عقب پرتاب می‌شود؛ بنابراین زمان عبور جریان کم می‌شود. ولتاژ بالا: سوختگی شدید. ولتاژ و جریان پایین: فیبریلاسیون بطنی.

۳- فرکانس: هرچه افزایش یابد، خطر برق‌گرفتگی کاهش پیدا می‌کند. بدترین فرکانس: 60 Hz = نزدیک به بسامد تحریک بسیاری از اعصاب. در صورتی که ولتاژ DC و فرکانس بالا باشد خطر و اثر وارده کم‌تر خواهد بود.

۴- مسیر جریان: چون قلب بیش‌ترین اثرپذیری را نسبت به جریان الکتریکی دارد، اگر جریان از دست راست وارد و از پای چپ خارج شود بدترین مسیر برای عبور جریان بوده‌است (محور الکتریکی قلب. بعد از قلب، عضلات تنفسی حساس‌ترین‌اند)، اما اگر جریان از زانو تا کف پا باشد خطرات بسیار کم‌تری دارد.

۵- مدت زمان شوک: با کاهش زمان، خطر کاهش می‌یابد. در انسان یک ثانیه عبور ۲۵۰ میلی‌آمپر سبب مرگ ۵۰ درصد افراد می‌شود. فاکتور مهم، وضعیت فعالیت قلب است. برق‌گرفتگی در فاز سیستولیک و دیاستولیک متفاوت است. در فاز دیاستولیک عبور جریان ایجاد اکستراسیستول می‌کند ولی سبب فیبریلاسیون نمی‌شود. در فاز T یک تحریک‌پذیری نسبی وجود دارد. درمان فیبریلاسیون: countershock است که رشته‌های قلب را همزمان می‌کند.

۶- نوع ولتاژ: DC کم‌خطرتر می‌باشد. اکثر دستگاه‌ها با این نوع ولتاژ کار می‌کنند. در مقاومت ثابت بستگی به شدت جریان دارد. جریان متناوب باعث تانیزاسیون و کنترل‌لیز الکترولیت‌های بدن می‌شود (که این اثر خود را دیر نشان می‌دهد). جریان AC انگیزش‌های مکرری نسبت به DC ایجاد می‌کند. بیش‌ترین خطر: 75 Hz.

ایمنی الکتریکی بیمارستانی: سیم اتصال به زمین: یکی از راه‌های ساده برای ایمنی سازی، ارتباط با زمین از طریق سیم است. با این کار مقاومت را کاهش می‌دهند. وقتی دستگاه را روشن می‌کنیم، اگر یک جریان ناخواسته ایجاد شود با دست‌زدن شخص به دستگاه اتفاقی برای او نمی‌افتد و این جریان ناخواسته از طریق سیم به زمین می‌رود.

سوییچ‌های محافظتی (Residual Current Devices): RCDها جریان‌های ناشی تجهیزات را تشخیص می‌دهند و منبع تغذیه‌ی تجهیزات را در مدت ۴۰ ms قطع می‌کنند. RCDهای بیمارستانی بسیار دقیق‌تر از RCDهای مورد استفاده در منازل هستند به طوری که جریان ناشی به اندازه‌ی ۱۰ mA را تشخیص می‌دهند. خروجی منبع الکتریکی متصل به RCD، لامپی دارد که زمانی که جریان ناشی افزایش می‌یابد، این لامپ روشن می‌شود. GFI: سنجش جریان‌های عبوری: اختلاف جریان بیش از ۵ mA ← قطع مدار.

سیستم ایزولاسیون الکتریکی: جلوگیری کامل از شوک الکتریکی. جزء تجهیزات ضروری بیمارستان‌ها.

سیستم REM: اکثر یونیت‌های الکتروسرجری دارای سیستم REM هستند. این سیستم وظیفه‌ی کنترل گرمای تولیدی در الکتروود بازگشتی (خنثی) را به عهده دارد. در صورتی که گرمای تولیدشده بیش از حد باشد جریان در الکتروود فعال قطع می‌شود تا بیمار آسیب نبیند.

برای نجات فرد برق‌گرفته چه کنیم؟ به‌طور کلی در هنگام برق‌گرفتگی پس از قطع برق و جداکردن بیمار از سیم یا وسیله‌ی برقی، در صورت قطع تنفس، باید به وی تنفس مصنوعی داده و اگر لازم باشد، این عمل برای ساعت‌ها ادامه یابد تا تنفس عادی به بیمار باز گردد. در مرحله‌ی بعد، اگر آثار رنگ‌پریدگی، کند و سریع‌شدن نبض، نامنظم‌شدن تنفس، به‌هم خوردن دندان‌ها، سردشدن بدن، بی‌هوش‌شدن بیمار، ظاهرشدن عرق سرد بر پیشانی و بینی و اطراف دهان و... که می‌توانند علائم شوک باشند، مشاهده شد، باید فوراً مصدوم را توسط آمبولانس به بیمارستان انتقال داده و در حین این عمل، وی را به پشت بخوابانیم به نحوی که سر پایین‌تر از بدن قرار گیرد و پاها حداقل ۳۰ سانتی‌متر بلندتر از سر قرار داشته‌باشند.

بدن مصدوم را باید با کیسه‌ی آب گرم، پتو یا لباس، گرم نگه داریم و لباس‌های تنگ را در اطراف گردن، سینه و کمر شل کنیم، هوای تازه نیز به قدر کافی به بیمار برسانیم. همچنین سوختگی ناشی از جریان برق نیز باید پانسمان گردد. در هر صورت رساندن شخص آسیب‌دیده به بیمارستان و یا در صورت امکان، احضار پزشک به محل حادثه جهت معاینه‌ی وی ضروری است.

نکات پاورپوینت (این نکات، در آزمون پایان‌ترم ورودی مهر ۱۳۹۴ مطرح نشدند...):

برق‌گرفتگی (electrical shock): انگیزش دردناک اعصاب حسی در اثر عبور جریان از بدن. در برق‌گرفتگی انگیزش اعصاب حرکتی نیز ایجاد می‌شود که سبب گرفتگی شدید عضلانی می‌شود. شدت برق‌گرفتگی: بستگی به شدت جریان دارد. بدن مانند یک مقاومت در برابر جریان رفتار می‌کند.

بدن شامل مقاومت و خازن‌هایی است که در برابر جریان دارای امپدانس Z است. $I=V/\Sigma R$ $V=I.\Sigma R$

مکانیزم مرگ: ۱- تأثیر بر اعصاب کنترل‌کننده قلب و تنفس: اعصاب واگ و سمپاتیک گردنی. ۲- الکترولیز: در

جریان‌های پیوسته. ۳- گرما: سوختگی. ۴- خونریزی‌های گوناگون: در اثر سقوط شخص.

نشانه‌های برق گرفتگی: ۱- مرگ: قطع تنفس و بی‌هوشی، ۲- آسیب‌های دیررس: خونریزی، جداسدن شبکه،

کاتاراکت، کوری، تغییر EKG و سردرد.

روش‌های ایمنی: ۱- اتصال به زمین دستگاه (GND)، ۲- عدم اتصال به زمین بیمار، ۳- استفاده از بدنه‌ی دستگاه با

عایق پلاستیکی، ۴- استفاده از جریان DC (باتری)، ۵- استفاده از سیستم قطع کن GFI، ۶- فقط یک اتصال به زمین.

نجات و درمان اشخاص برق‌گرفته: جداکردن بیمار از جریان: مواد نارسانا. تنفس مصنوعی: دهان به دهان، مدت

تنفس ۴ ساعت (۱۲ مرتبه در دقیقه). انگیزش قلب: اکسیژناسیون، همراه با تنفس مصنوعی.

روش‌های انگیزش قلب: الف) ماساژ قلب: از راه دیافراگم، ب) به‌کارگیری دستگاه DC شوک: ۲۰ A شدت، ج) انگیزش

شیمیایی: تزریق درون قلبی (کاهش تحریک‌پذیری)، مواد: کلروپتاسیم KCl، اسید آدنوزین‌تری‌فسفات ATP همراه با

استیل کولین، د) انگیزش مکانیکی: به‌کارگیری میله‌های سوزنی.

این فصل نمونه‌ی سؤالات تستی ندارد.

مسئله ۱: جریانی معادل $20 \mu A$ مستقیماً به قلب اعمال شده، اگر مقاومت قلب 300Ω باشد، کم‌ترین ولتاژ خطرناک

چقدر است؟ پاسخ: $V = RI = 20 * 10^{-6} * 300 = 6 \text{ mv}$

مسئله ۲: مقاومت بدن یک تکنسین $200 \text{ k}\Omega$ ، مقاومت کفش او $500 \text{ k}\Omega$ و مقاومت کفپوشی که بر آن ایستاده $1 \text{ M}\Omega$

است. حداکثر ولتاژی که او می‌تواند بدون خطر به آن دست بزند چقدر است؟

پاسخ: $V = RI = 8500 \text{ V}$ ← $I = 5 \text{ mA}$ و $R_T = 200 * 10^3 + 500 * 10^3 + 1 * 10^6 = 1.7 * 10^6 \Omega$

مسئله ۳: فرض کنید پزشکی که نسبت به اتصال به زمین کاملاً عایق‌بندی شده، بدنه‌ی فلزی دستگاهی را که سیم

برق‌دار آن اتصالی و بنابراین ولتاژ متناوب آن 120 V است لمس می‌کند. این پزشک همزمان سیم دستگاه تنظیم ضربان قلب

بیمار را می‌گیرد. مقاومت پزشک $100 \text{ k}\Omega$ و مقاومت بیمار $1 \text{ k}\Omega$ است.

الف) چه جریانی از این دو شخص می‌گذرد؟ پاسخ: $R_T = 100 \text{ k}\Omega + 1 \text{ k}\Omega = 101 \text{ k}\Omega$ ← $I = \frac{V}{R} = \frac{120}{101000} = 1 \text{ mA}$

ب) اثر احتمالی این جریان بر پزشک و بیمار چیست؟ پاسخ: برای پزشک = بی‌خطر، برای بیمار = کشنده.



توجه: ۹۹ درصد مطالب پاورپوینت که در جزوه‌ی سابق وجود نداشتند، در آزمون ورودی مهر ۱۳۹۴

نیز مطرح نشدند. مطالب مهم پاورپوینت‌ها به متن جزوه‌ی فعلی اضافه شده‌اند، اما مطالب تکمیلی (که در

امتحان نمی‌آیند) و نیز مسئله‌های انتهایی پاورپوینت‌های P09 تا P11 در این جزوه وجود ندارند؛ در صورت

تمایل می‌توانید آن‌ها را مطالعه کنید!

پزشک هسته‌ای ۱

فیزیک پزشکی علمی است که به کاربرد دانش فیزیک در تشخیص و درمان بیماری‌ها می‌پردازد. رادیوگرافی، سونوگرافی (با امواج فراصوت) و استفاده از نور مرئی در وسایل چشم‌پزشکی نمونه‌هایی از کاربرد فیزیک پزشکی در تشخیص بیماری‌ها و استفاده از لیزر (نابودکردن تومورها)، استفاده از نور مرئی در بیماری یرقان نوزادی (تبدیل بیلی‌روبین نامحلول به بیلی‌روبین محلول) و رادیوتراپی مثال‌هایی از کاربرد فیزیک پزشکی در درمان بیماری‌ها می‌باشند.

ساختمان اتم: در هسته پروتون‌ها و نوترون‌ها قرار دارند که به آن‌ها نوکلئون گفته می‌شود و در اطراف هسته الکترون‌ها قرار دارند. جرم نوترون اندکی از پروتون بیش‌تر است. برای نشان‌دادن یک عنصر، عدد اتمی سمت چپ و پایین، عدد جرمی سمت چپ و بالا و تعداد نوترون سمت راست و پایین نوشته می‌شود. از آن‌جا که جرم اتم ناچیز است، در مقیاس اتمی از واحد amu استفاده می‌شود. به $\frac{1}{12}$ جرم اتم $^{12}_6C$ یک amu می‌گویند. جرم ۱ مول اتم $^{12}_6C$ برابر با ۱۲ گرم است؛ پس ۱ amu، 1.6605×10^{-27} kg است:

$$1 \text{ amu} = 1.6605 \times 10^{-27} \text{ kg}$$

در محاسبات اتمی به جای ژول از واحد کوچک‌تری مثل الکترون‌ولت (eV) استفاده می‌شود. انرژی که یک الکترون در اختلاف پتانسیل ۱ ولت دریافت می‌کند یک الکترون‌ولت است. هر eV برابر با 1.6×10^{-19} ژول است. قبل از ادامه‌ی مطلب، بهتر است به رابطه‌ی تبدیل ماده به انرژی اشاره کرد؛ رابطه‌ی اینشتین بیان می‌دارد: $E=mc^2$ ؛ m: جرم در حال سکون ماده، E: انرژی معادل جرم. c: سرعت نور در خلأ (3×10^8 m/s).

نیروهای بنیادی به ۴ دسته تقسیم می‌شوند: ۱- گرانش (بلندبرد، فقط جاذبه)، ۲- الکترومغناطیس (بلندبرد، جاذبه و دافعه)، ۳- هسته‌ای قوی، ۴- هسته‌ای ضعیف. نیروهای هسته‌ای کوتاه‌برد و همیشه از نوع جاذبه هستند، نسبت به نیروی گرانش بسیار قوی‌ترند و مستقل از بارهای الکتریکی هستند؛ یعنی نیروی هسته‌ای بین دو پروتون و نیروی هسته‌ای بین دو نوترون فرقی ندارد. همیشه از نوع جاذبه هستند. ترتیب قدرت نیروها بدین شرح است: ۱- هسته‌ای قوی، ۲- الکترومغناطیس، ۳- هسته‌ای ضعیف، ۴- گرانش.

معکشی ۲

دکتر سیدمحمدجواد مرتضوی

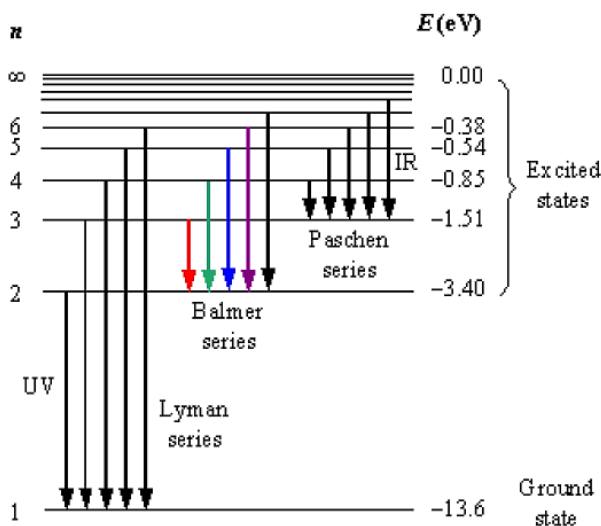
پاورپوینت‌های این بخش، در بایگانی نسخه‌ی من شامل پارت‌های ۶، ۸ و ۱۳ می‌شوند. پارت ۶ و ۸ مربوط به ۳ جلسه‌ی میان‌ترم و پارت ۱۳ مربوط به ۲ جلسه‌ی پایان‌ترم است (در مجموع ۵ جلسه). در آزمون میان‌ترم ورودی مهر ۱۳۹۴، دو سؤال مطرح شد که در جزوه نبود، اما در کل از نظر گردآورنده، مطالعه‌ی جزوه کافی و بهینه است و نیازی به خواندن پاورپوینت یا شنیدن وویس استاد نیست. در پایان‌ترم نیز از مباحث میان‌ترم یکی دو سؤال مطرح شد. سؤالات امتحانی ورودی مهر ۱۳۹۴ تا آن‌جا که ذهن گردآورنده یاری می‌کند، های‌لایت شده‌اند. این بخش نمونه‌ی سؤال تستی یا تشریحی ندارد (استاد نداده!). این بخش ساده‌ترین بخش تئوری است! می‌توانید با اجرای یک تحقیق عملی تحت نظارت این استاد، تا سقف ۵، ۱ نمره، نمره‌ی کمکی دریافت کنید!



به حداقل انرژی که لازم است به الکترون داده شود تا از قید و بند هسته رها شود انرژی بستگی گویند که به دو عامل بستگی دارد: ۱- فاصله نسبت به هسته که با آن رابطه‌ی عکس دارد. ۲- تعداد پروتون‌ها که با آن رابطه‌ی مستقیم دارد. نکته: انرژی بستگی همواره با علامت منفی گزارش می‌شود؛ برای مثال اگر الکترون بخواهد از لایه‌ی K به L برود باید انرژی به آن داده شود، ولی اگر بخواهد از L به K بیاید انرژی آزاد می‌کند.

آزمایش رادرفورد: رادرفورد برای پی‌بردن به ساختمان اتم آزمایش‌هایی انجام داد. وی با تاباندن پرتوهای آلفا به ورقه‌ی نازک طلا و مشاهده‌ی پراکندگی پرتوهای آلفا، ساختمان اتم را پیش‌بینی کرد. این آزمایش باعث رد مدل تامسون شد؛ زیرا انحراف شدید پرتوهای آلفا نیازمند وجود یک میدان قوی در اتم است، اما فضای یکنواخت انباشته از بارهای مثبت در مدل تامسون نمی‌تواند باعث ایجاد پراکندگی شدید پرتوهای آلفا شود؛ پس رادرفورد مدل منظومه‌ی شمسی را ارائه داد. در این مدل، عمده‌ی جرم در هسته جمع شده که غنی از پروتون‌ها و نوترون‌ها است؛ بنابراین هر پرتو آلفا که به هسته نزدیک شود تحت تأثیر میدان الکترومغناطیسی هسته، پراکندگی شدیدی پیدا می‌کند. درصد پرتوهای آلفایی که پراکندگی شدید پیدا می‌کنند خیلی کم است؛ زیرا هسته فضای بسیار کوچکی از اتم را اشغال می‌کند.

در مدل اتمی که امروزه مورد تأیید دانشمندان است، هرچه فاصله از هسته بیشتر شود، انرژی تراز افزایش می‌یابد. طبق قرارداد سطح انرژی بالاترین لایه (لایه‌ی بی‌نهایت) صفر در نظر گرفته می‌شود؛ پس انرژی سایر لایه‌ها منفی است. انرژی لایه‌ی اول که از همه کم‌تر است ۱۳٫۶- فرض می‌شود.



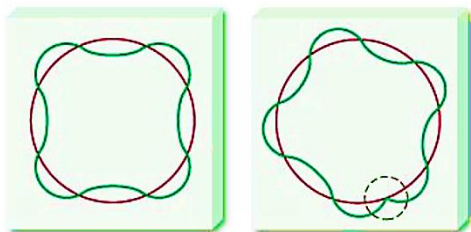
Energy levels of the hydrogen atom with some of the transitions between them that give rise to the spectral lines indicated.

حال برای فهم بهتر سایر مطالب به تعریف طیف اتمی هیدروژن می‌پردازیم: اتم هیدروژن فقط یک الکترون در تراز K دارد، اما ترازهای دیگر انرژی نیز وجود دارند. اگر الکترون تحریک شود، به ترازهای انرژی بالاتر رفته و در نتیجه تابش‌های مختلفی از اتم هیدروژن صورت می‌گیرد که به علت بازگشت الکترون تحریک‌شده به ترازهای پایین‌تر است. پراش‌های انرژی تابشی که در هیدروژن می‌تواند صورت بگیرد فرابنفش است که از تراز با انرژی صفر به تراز با انرژی ۱۳٫۶ eV می‌آید. شکل: طیف‌های تولیدی در اثر انتقال الکترون بین لایه‌های اتم هیدروژن.

هر انتقالی که به مدار K ختم شود در محدوده‌ی فرابنفش است (سری لیمان). انتقال‌هایی که به مدار L ختم می‌شوند (بین ۱ تا ۴ eV انرژی دارند) در محدوده‌ی نور مرئی هستند. (سری بالمر). سایر سری‌ها که به ترتیب به لایه‌ی ۳، ۴ و ۵ ختم می‌شوند پاشن، براکت و پفوند نامیده می‌شوند.

رابطه‌ی دو بروی: همان‌طور که توانستیم برای نور موجی رفتار ذره‌ای در نظر بگیریم، برای ذرات هم می‌توان رفتار موجی در نظر گرفت و طول موج آن‌ها را هم به دست آورد. این رابطه بیان می‌دارد: $\lambda = \frac{h}{mv}$. h : ثابت پلانک (۶٫۶۳ × ۱۰^{-۳۴} J.S)، m : جرم و v : سرعت.

در دبیرستان خواندیم که الکترون در هر فاصله‌ای نسبت به هسته نمی‌تواند قرار بگیرد، بلکه تنها می‌تواند در فواصل معینی از هسته قرار بگیرد که این مطلب با فرضیه‌ی دو بروی توجیه می‌شود؛ بدین صورت که طول مدار یک، یک λ الکترون، مدار دو، دو λ الکترون و ... است. اگر بخواهیم بین مدار یک و دو مداری داشته باشیم می‌بایست طول آن به طور مثال، ۱٫۲ λ الکترون



باشد؛ بنابراین ابتدا و انتهای موج حاصل از الکترون، وقتی به هم می‌رسند در فازهای موافق نیستند و این مدار محکوم به نابود شدن است. شکل: کوانتیده بودن طول مدارهای الکترونی.

پرتوها ۲ دسته‌اند: ۱- الکترومغناطیسی (X-ray، گاما، UV، نور مرئی، IR،

امواج رادیویی) و ۲- ذره‌ای: الف) ذرات فاقد بار؛ نوترون و ب) ذرات باردار: با بار منفی (بتا) یا مثبت (آلفا).

Nuclear Families

۱- **Isotopes**: اتم‌هایی که عدد اتمی یکسانی دارند، پس خواص شیمیایی یکسانی نیز دارند و تفاوت آن‌ها در عدد

جرمی آن‌ها است. کاربرد: در درمان و تشخیص بیماری‌ها و تحقیقات کاربرد دارند.

مثالی از کاربرد ایزوتوپ‌ها در تشخیص بیماری‌ها: غده تیروئید علاقه‌مند به جذب ید است؛ زیرا هورمون‌های تیروئیدی (T3, T4) را به کمک ید می‌سازد؛ بنابراین اگر ید رادیواکتیو هم در اختیارش قرار بگیرد به دلیل یکسان بودن خواص شیمیایی آن با ید پایدار، آن را جذب می‌کند. پس با دادن ید رادیواکتیو به بیمار مبتلا به سرطان تیروئید، غده تیروئید این ید را بیش از حد جذب می‌کند و با بررسی میزان جذب، می‌توان به بیماری پی برد که به این عمل اسکن رادیوایزوتوپی تیروئید گویند. اگر قسمت‌هایی از تیروئید ید کم یا زیادی جذب کرده بود (که در اصطلاح به آن‌ها ندول‌های سرد یا ندول‌های داغ می‌گوییم) نشان‌دهنده اختلال است. یکی از معایب کار با ایزوتوپ‌ها این است که آن‌ها را به وسیله روش‌های شیمیایی نمی‌توان از هم جدا کرد. بنابراین در غنی‌سازی برای افزایش غلظت ^{235}U نمی‌توان از روش‌های شیمیایی استفاده کرد.

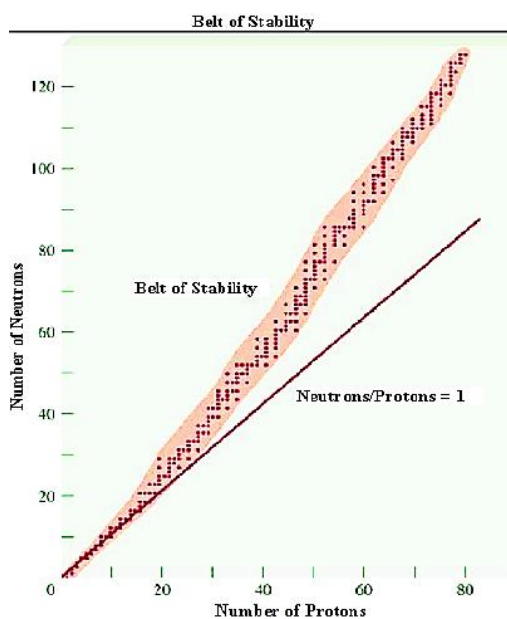
۲- **Isobars**: اتم‌هایی که عدد جرمی برابر و عدد اتمی متفاوت دارند؛ $^{14}_7N$ و $^{14}_6C$ یا ^{99}Mo و ^{99}Tc . در واپاشی‌های

β ، مادر و دختر Isobar هم هستند؛ چون نوترون به پروتون یا پروتون به نوترون تبدیل می‌شود و عدد جرمی تغییر نمی‌کند.

۳- **Isotones**: تعداد نوترون‌ها برابر است: $^{131}_{53}I$ و $^{132}_{54}Xe$.

۴- **Isomers**: ذرات بنیادی هسته می‌توانند با جذب مقدار معینی انرژی به سطح انرژی بالاتری بروند که به این حالت

هسته‌ها ایزومر گویند. حال اگر طول عمر حالت تحریکی هسته طولانی باشد، به آن نیمه‌پایدار گویند که آن‌ها با نماد m که از کلمه‌ی metastable گرفته شده نمایش می‌دهند. انتقال این مقدار انرژی به هسته به کمک رآکتور و سیکلوترون صورت می‌گیرد. در پزشکی هسته‌ای از این گروه رادیوایزوتوپ‌ها استفاده می‌شود.



پایداری هسته‌ها: پایداری هسته به تعامل بین نیروهای جاذبه‌ی

گرانشی (پروتون-پروتون، پروتون-نوترون، نوترون-نوترون) و دافعه‌ی الکترومغناطیسی (پروتون-پروتون بستگی دارد. شکل، نمودار تعداد نوترون‌ها (در محور عمودی) و تعداد پروتون‌ها (در محور افقی) را نشان می‌دهد. در ابتدا به ازای افزایش هر پروتون، یک نوترون نیز اضافه‌شده تا تعامل بین نیروها پابرجا بماند، اما با افزایش تعداد پروتون‌ها، دافعه به قدری زیاد می‌شود که برای جبران آن، به ازای افزایش هر پروتون، تعداد نوترون‌ها با سرعت بیشتری افزایش می‌یابد؛ پس نمودار در ابتدا به صورت خطی صاف، آغاز شده و در ادامه، به سمت تعداد نوترون‌های بیشتر منحرف می‌شود؛ پس در اتم‌های سنگین مثل $^{127}_{53}I$ برخلاف اتم‌های سبک مانند ^{16}O تعداد نوترون‌ها از پروتون‌ها بیشتر است.

سری‌های رادیواکتیو: رادیونوکلئیدهای ناپایدار می‌توانند با فروپاشی به پایداری برسند. رسیدن به پایداری ممکن است در یک مرحله یا چند مرحله رخ دهد که در حالت دوم به آن سری رادیواکتیو گویند.

سری رادیواکتیو ^{238}U : طی یک زنجیره‌ی واپاشی بسیار طولانی، اورانیوم نهایتاً به سرب پایدار تبدیل می‌شود. در این زنجیره عنصری گازی به نام Rn (رادون) قرار گرفته است. رادون اهمیت زیادی در زندگی روزمره‌ی ما دارد. طبق دانش روز، دومین عامل مرگ و میر ناشی از سرطان ریه (پس از سیگار که مهم‌ترین عامل است) Rn می‌باشد. Rn (ماده‌ی رادیواکتیو گازی) همواره در هوای تنفسی ما وجود دارد؛ زیرا در پوسته‌ی زمین اورانیوم وجود دارد و طی واپاشی اورانیوم، ^{222}Rn تولید می‌شود. این خطر برای افراد سیگاری بسیار جدی‌تر است؛ زیرا بین Rn و smoking اثر هم‌افزایی (synergistic effect) وجود دارد (زمانی که دو یا چند عنصر، جریان یا عامل با هم همیاری و برهم‌کنش داشته‌باشند، معمولاً اثری به‌وجود می‌آید. اگر این اثر از مجموع اثرهایی که هر کدام از آن عناصر جداگانه می‌توانستند به‌وجودآورند بیش‌تر شود، در این‌صورت پدیده‌ی هم‌افزایی رخ داده است). پس در افراد سیگاری که در معرض Rn هستند، شانس سرطان ریه به یک باره بسیار زیاد می‌شود.

سری رادیواکتیو ^{232}Th : در این سری، توریم با نیمه‌عمر ۱۴٫۱ میلیارد سال در بالا قرار گرفته است. ایزوتوپ رادیواکتیو دیگری از عنصر گازی Rn در این سری وجود دارد و نهایتاً سری به سرب پایدار ختم می‌شود.

سری رادیواکتیو ^{237}Np : نیمه‌عمر مواد رادیواکتیو بالای زنجیره بسیار کوچک است، بنابراین محصولات حاصل از فروپاشی نپتونیم قابل مشاهده نیست. تفاوت دیگری که این سری با سایر سری‌های رادیواکتیو دارد این است که اثری از Rn به چشم نمی‌خورد و به سرب هم ختم نمی‌شود (به Bi (بیسموت) ختم می‌گردد).

روش‌های واپاشی هسته‌های رادیواکتیو:

واپاشی α : معمولاً در مواد رادیواکتیو سنگین انجام می‌شود. در این واپاشی ۲ واحد از عدد اتمی و ۴ واحد از عدد جرمی کم می‌شود. علت این است که α شبیه هسته‌ی اتم هلیوم ۲ پروتون و ۲ نوترون دارد. $^{210}\text{Po} \rightarrow ^{206}\text{Pb} + ^4_2\text{He}$. ذرات α تابش شده به طور کلی تک‌انرژی هستند؛ یعنی هر تعداد ذره‌ی α از پولونیوم ۲۱۰ تابش شود، انرژی یکسانی دارد.

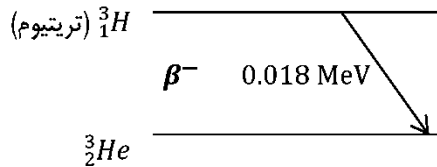
ذرات α با این که انرژی زیادی در محدوده‌ی چند مگاالکترون‌ولت (MeV) دارند، نفوذپذیری آن‌ها و بردشان در ماده بسیار کم است (چند سانتی‌متر در هوا و چند میکرومتر در بافت‌های بدن). پس تا زمانی که یک ماده‌ی α از خارج از بدن وجود داشته باشد برای آن خطری در نظر نمی‌گیریم. علت آن است که سلول‌های مرده‌ی روی پوست (سلول‌های شاخی) از بدن در برابر این پرتو محافظت می‌کنند. در واقع قدرت نفوذ α به قدری کم است که از یک ورقه‌ی کاغذ هم عبور نمی‌کند. هنگامی که ذرات α با پوست برخورد می‌کنند در همان لایه‌های شاخی متوقف می‌شوند.

اگر یک ماده‌ی رادیواکتیو α از وارد بدن شود، سلول‌های بدون حفاظ در معرض پرتوهای α قرار می‌گیرند و به شدت تخریب می‌گردند و احتمال سرطانی‌شدن و مرگ سلول وجود دارد. ذرات α ای که به ماده برخورد می‌کنند، معمولاً مسیر مستقیمی را دنبال می‌کنند. در انتهای مسیر این ذرات، ۲ الکترون از محیط دریافت می‌کنند و به اتم هلیوم تبدیل می‌شوند.

واپاشی β^- : این واپاشی در سال‌یابی به‌وسیله‌ی کربن استفاده‌ی زیادی دارد. مثلاً برای تعیین عمر یک قاشق چوبی که مربوط به چند هزار سال پیش است. (الکترون + پروتون \rightarrow نوترون) $^{14}_6\text{C} \rightarrow ^{14}_7\text{N} + ^0_{-1}\text{e}$

واپاشی β^- یک نوع واپاشی ایزوباریک است؛ چون عدد جرمی مادر و دختر برابر است. این واپاشی در هسته‌هایی که نوترون اضافی دارند صورت می‌گیرد و در داخل هسته نوترونی که در ساختن عدد اتمی نقشی ندارد به پروتونی که در ساختن عدد اتمی نقش دارد تبدیل می‌گردد. پس عدد اتمی ۱ واحد افزایش می‌یابد.

تابش‌های β^- برخلاف α تک انرژی نیستند و طیفی از انرژی را دارا هستند. در حین تابش β^- ، انرژی بین β^- و ذره‌ای دیگر تقسیم می‌شود، بدین صورت که هرچه انرژی که به β^- می‌رسد بیش‌تر باشد، به ذره‌ی دیگر انرژی کمتری می‌رسد. به این ذره که فاقد جرم و بار است، anti-neutrino گویند. بعد از شناخت این ذره، علت طیفی بودن انرژی β^- مشخص شد. در طیف β^- بیش‌ترین فراوانی معمولاً حدود ثلث انرژی حداکثر است. برای مثال اگر انرژی حداکثر برای 3_1H را 18 keV در نظر بگیریم، بیش‌ترین فراوانی را در حدود انرژی 6 keV داریم.



هر واپاشی را با شکل مشخصی نشان می‌دهند. یک خط مورب به سمت راست نشان‌دهنده‌ی واپاشی β^- است (واپاشی γ را با یک خط مستقیم به سمت پایین نشان می‌دهند).

واپاشی β^+ (پوزیترون): در هسته‌هایی صورت می‌گیرد که کمبود نوترون دارند. در این واپاشی یک پروتون به یک نوترون تبدیل می‌شود و عدد جرمی ثابت است (مادر و دختر ایزوبارند)؛ چون یک پروتون که در ساختن عدد اتمی نقش دارد به یک نوترون که در ساختن عدد اتمی نقشی ندارد تبدیل می‌گردد. پوزیترون مانند الکترونی با بار مثبت است و جرم آن نیز مانند الکترون است و در برخورد با ماده نیز مانند آن رفتار می‌کند. پوزیترون نیز مانند β^- دارای طیفی از انرژی است. ${}^{11}_6C \rightarrow {}^{11}_5B + \beta^+$ (پوزیترون + نوترون ${}^1_0n \rightarrow$ پروتون 1_1H). از تابش پوزیترون در یک سیستم تصویرنگاری پزشکی هسته‌ای به نام Positron Emission Tomography (PET) استفاده می‌شود. پوزیترون در انتهای مسیر خود، هنگامی که انرژی جنبشی‌اش را از دست داد، با یک الکترون محیط برخورد می‌کند و دو فوتون گامای 511 keV تولید می‌شود که در پزشکی هسته‌ای از این فوتون‌های γ برای تشکیل تصویر استفاده می‌شود. (گاما ۲ \rightarrow الکترون $-1e^0$ + پوزیترون $+1e^0$)

تسخیر الکترون (electron capture):

وقتی تعداد پروتون‌های اتم بیش از نوترون‌ها باشد ولی اختلاف جرم مادر و دختر کم‌تر از دو الکترون (معادل 1,0۲ MeV) باشد، اضافه‌ی پروتون با تسخیر الکترون به تعادل می‌رسد. در این فرآیند، یکی از پروتون‌های هسته با تسخیر الکترونی از لایه‌های اطراف هسته به نوترون تبدیل می‌شود؛ یک نوترینو آزاد شده، اما هیچ الکترون یا پوزیترونی آزاد نمی‌شود.

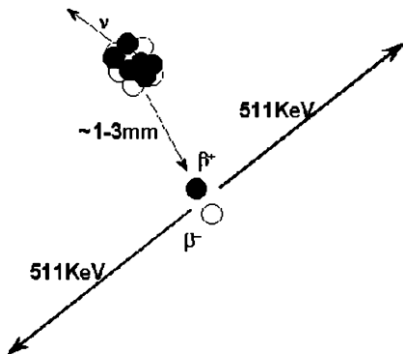
تابش γ : در بخش‌های پزشکی هسته‌ای هرگاه تولید تصویر مدنظر باشد، از رادیوداروهایی استفاده می‌شود که فقط تابش‌کننده‌ی γ هستند و ذره تابش‌کننده (pure gamma emitter)؛ چون گاما می‌تواند از بافت بدن عبور کرده و در نتیجه تصویری روی فیلم تشکیل دهد. یک هسته می‌تواند با جذب انرژی به حالت تحریکی برود. حالت تحریکی ایزومرها با رفتن به سطح انرژی پایین‌تر خاتمه می‌یابد که به آن انتقال ایزومریک گویند؛ مانند ${}^{99m}Tc$ که با تابش γ به ${}^{99}Tc$ تبدیل می‌شود. این انتقال به دو طریق انجام می‌شود: ۱- نشر فوتون‌های پرانرژی؛ انرژی اضافی به صورت پرتو X یا گاما ساطع می‌شود؛ ۲- تبدیل داخلی؛ به جای تابش گاما، انرژی اضافی به الکترون لایه‌ی K، L، M منتقل می‌شود و الکترون از این لایه‌ها خارج می‌شود. حفره‌ی ایجاد شده طی این فرآیند، توسط الکترون‌های لایه‌ی بالاتر اشغال شده و معادل با تفاوت انرژی دو لایه، پرتو X و الکترون اوژه منتشر می‌شود.

عوامل مؤثر بر برد ذرات باردار: ۱- انرژی؛ افزایش انرژی = نفوذ زیاد. ۲- جرم؛ افزایش جرم = نفوذ کم. ۳-

بارالکتریکی؛ افزایش بار الکتریکی = برد کاهش می‌یابد $R \propto \frac{1}{q^2}$. ۴- density؛ افزایش density = برد کاهش می‌یابد.

نوترون چون بار الکتریکی ندارد و خود را با الکترون‌ها درگیر نمی‌کند، قدرت نفوذ خوبی دارد و مواد با عدد اتمی پایین‌تر بهتر می‌توانند آن را متوقف کنند. مثلاً اگر آب را در مقابل نوترون قرار دهیم حفاظ بهتری نسبت به سرب است. برد کوتاه ذره‌ی

α به خاطر بار الکتریکی بیش‌تر آن است. \leftarrow ترتیب نفوذ این پرتوها بدین شرح است: نوترون > گاما > بتا > آلفا



واقعه‌ی فنا (positron annihilation):

وقتی پوزیترون انرژی خود را از دست دهد، ناپایدار شده و با جفت شدن با یک الکترون، باعث تولید دو پرتو گاما می‌شود که با زاویه‌ی 180° درجه نسبت به هم منتشر می‌شوند. $(electron + positron \rightarrow 2\gamma)$ شکل: فنا‌ی پوزیترون.

کاربرد نوترون‌ها: در پزشکی هسته‌ای از نوترون در موارد مختلفی استفاده

می‌شود. یکی از این موارد فعال‌سازی (activation) نوترونی است. در این فرآیند که در رآکتور انجام می‌گیرد، یک ایزوتوپ رادیواکتیو (مثل ^{60}Co) در نتیجه‌ی برخورد نوترون با یک هسته‌ی پایدار (^{59}Co) تولید می‌شود و دو یا سه نوترون نیز آزاد می‌شود. از این فرآیند در رادیوتراپی استفاده می‌شود.

وجه دیگر اهمیت نوترون این است که در پزشکی از neutron activation analysis استفاده می‌شود. (تجزیه و تحلیل

به روش فعال‌سازی نوترون)

روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری غلظت وجود دارند، مانند: اسپکتروفوتومتر، اسپکترومتر جذب اتمی، flame photometer و تجزیه و تحلیل به روش فعال‌سازی نوترون هم یک روش تعیین غلظت است. با این تفاوت که در اسپکتروفوتومتر برای اندازه‌گیری غلظت یک ماده مانند بیلی‌روبین باید از یک طول موج مشخص استفاده شود و نور با طول موج مشخصی از نمونه‌ی سرم عبور داده و برحسب جذب نور در نمونه غلظت بیلی‌روبین اندازه‌گیری شود. پس این طول موج خاص تنها برای تعیین غلظت بیلی‌روبین مناسب است. اما مزیت neutron Analysis این است که می‌تواند به طور هم‌زمان غلظت چندین عنصر را اندازه‌گیری کند و روش کار این گونه است که یک نمونه‌ی بیولوژیک مانند بافت بدن را در رآکتور تحت تابش نوترون قرار می‌دهند و با برخورد نوترون به آن، ایزوتوپ‌های پایدار به ایزوتوپ‌های رادیواکتیو تبدیل شده و شروع به تابش پرتوهای γ می‌کنند. سپس طیف‌های تابش‌های گاما را به‌دستی می‌آورند و برحسب این که پرتوهای گاما با چه انرژی‌هایی تولید می‌شوند، می‌توانند ماده‌ی تولیدکننده‌ی گاما را شناسایی کنند. دقت این روش بسیار بالا است.

حال سؤالی که پیش می‌آید این است که نوترون چگونه انرژی خود را از دست می‌دهد؟ نوترون‌ها بیش‌ترین مقدار انرژی خود را در واکنش‌های الاستیک از دست می‌دهند (پراکندگی‌های کشسان). این واکنش‌ها در هسته‌هایی صورت می‌گیرند که جرم آن‌ها برابر جرم نوترون باشد. اگر جرمی برابر جرم نوترون در مقابل پرتو قرار گیرد بیش‌ترین میزان انتقال انرژی صورت می‌گیرد. بنابراین مواد غنی از هیدروژن برای این فرآیند مناسب هستند؛ چون هیدروژن هسته‌ای دارد که دارای ۱ پروتون است و پروتون هم جرمی برابر نوترون دارد. پس آب و پارافین حفاظ‌های مناسبی برای نوترون‌اند. با وجود این که واکنش‌های الاستیک انرژی نوترون را می‌گیرند، اما نوترون کاملاً جذب نمی‌شود. برای جذب نوترون باید ماده‌ای مانند بور بر سر راه آن قرار گیرد تا فرآیند Capture صورت گیرد.

روشی درمانی به نام BoroNeutron Capture (BNC) وجود دارد که از تسخیر نوترون‌ها در بور استفاده می‌شود. در این روش بور را در داخل تومور مغزی جایگزین می‌کنند و سپس نوترون epithermal به بور تابش می‌شود و نوترون در داخل تومور تسخیر (capture) شده، ذرات α در آن تابش می‌شوند و Li تولید می‌شود. مزیت این فرآیند این است که پرتوهای α کوتاه‌برد هستند، از تومور خارج نمی‌شوند و سایر نقاط بدن تحت تابش پرتو قرار نمی‌گیرند و بیش‌ترین تخریب در داخل خود تومور صورت می‌گیرد.

پزشکی هسته‌ای ۲

اکتیویته:

به تعداد دگرگونی (یا واپاشی) هسته‌ها در واحد زمان که در ماده‌ی رادیواکتیو رخ می‌دهد، فعالیت (Activity) می‌گویند.

برای محاسبه‌ی اکتیویته می‌توان از این رابطه استفاده کرد: $A = -dN/dt = \lambda N$

A: اکتیویته، N: تعداد هسته‌های رادیواکتیو اولیه و λ : ثابت واپاشی (احتمال واپاشیده شدن یک هسته در واحد زمان است).

ثابت واپاشی با نیمه‌عمر ($T_{1/2}$) رابطه عکس دارد.

برای اکتیویته دو واحد تعریف شده است:

(۱) کوری: اکتیویته‌ی یک ماده‌ی رادیواکتیو که در یک ثانیه 3.7×10^{10} واپاشی انجام می‌دهد.

(۲) بکرل (Bq): اکتیویته‌ی ماده‌ای است که در یک ثانیه فقط یک واپاشی انجام می‌دهد (واحد اکتیویته در SI بکرل است).

پس با توجه به تعریف داریم: $1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$

در پزشکی هسته‌ای به دلیل بزرگ‌بودن واحد کوری، برای بیان اکتیویته معمولاً از mCi یا μCi استفاده می‌شود. هم‌چنین

به دلیل کوچک‌بودن واحد بکرل، معمولاً از MBq استفاده می‌شود.

عوامل زیر تعداد واپاشی را افزایش می‌دهند: ۱- نیمه‌عمر کوتاه ۲- جرم زیاد (زیرا واپاشی یک فرایند تصادفی است و در

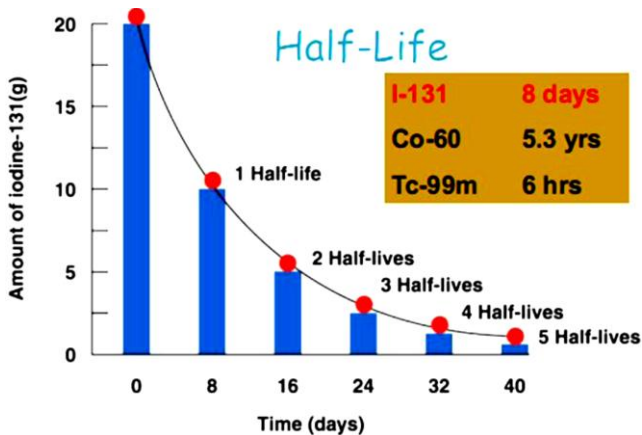
جرم بیشتر هم تعداد بیشتر اتم وجود دارد. پس تعداد واپاشی بیشتر است).

اکتیویته‌ی ویژه: مقدار اکتیویته به ازای واحد جرم را اکتیویته‌ی ویژه می‌گویند که واحد آن معمولاً mCi/mg یا

MBq/mg است.

نیمه‌عمر: به مدت زمانی که طول می‌کشد تا نیمی از هسته‌های اولیه واپاشی کند، نیمه‌عمر می‌گویند. نیمه‌عمر مواد

رادیواکتیو بسیار متفاوت است، حتی ایزوتوپ‌های مختلف یک ماده‌ی رادیواکتیو نیز نیمه‌عمر متفاوت دارند. این تفاوت می‌تواند از



کسری از ثانیه تا میلیاردها سال باشد. به عنوان مثال، یود-۱۳۱

که در پزشکی هسته‌ای برای درمان سرطان تیروئید استفاده

می‌شود، دارای نیمه‌عمر ۸ روز است. وقتی تعداد هسته‌های

رادیواکتیو را برحسب زمان رسم کنیم، نموداری مطابق با شکل

به دست می‌آید. همان‌طور که مشاهده می‌شود، این نمودار یک

نمودار کاهشی است که شیب آن با گذر زمان در حال کاهش

است (به دلیل کاهش تعداد هسته‌های رادیواکتیو). این شیب تا

جایی کاهش می‌یابد که منحنی با محور حالت مماس پیدا کند.

در حالت نظری هرگز تعداد هسته‌های رادیواکتیو صفر نمی‌شود، اما در عمل پس از گذشت ۴ یا ۵ نیمه‌عمر هسته‌های باقی‌مانده،

اکتیویته‌ی قابل ملاحظه‌ای نخواهند داشت. (یک مسئله‌ی عددی ساده از نیمه‌عمر ممکن است در آزمون مطرح شود).

برای مشخص کردن میزان هسته‌های باقی‌مانده پس از زمان معین، می‌توان از این رابطه‌ی استفاده نمود: $N = N_0 e^{-\lambda t}$ ؛
 N : تعداد هسته‌ها پس از گذشت مدت زمان t ، N_0 : تعداد هسته‌های اولیه و e : عدد نپر. با ترکیب این رابطه و رابطه‌ی $A = \lambda N$ می‌توان نوشت: $A = A_0 e^{-\lambda t}$

مثال: ثابت واپاشی یک ماده‌ی رادیواکتیو 0.1 min^{-1} است (در ۱ دقیقه ۱۰٪ از هسته‌های رادیواکتیو واپاشی می‌شوند).
 پس از ۱۰ دقیقه چه کسری از اتم‌های رادیواکتیو باقی‌خواهد ماند؟ پاسخ: $\lambda = 0.1$ ، $t = 10 \text{ min}$ $\leftarrow N / N_0 = e^{-1} = 37\%$
 رابطه‌ی بین T و λ : اگر T برابر با یک نیمه‌عمر باشد داریم: $\lambda T_{1/2} = 0.693$ اثبات:

$$N_t = \frac{N_0}{2}, t = T_{1/2} \Rightarrow \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda T_{1/2}} \Rightarrow \frac{1}{2} = e^{-\lambda T_{1/2}} \Rightarrow \ln \frac{1}{2} = -\lambda T_{1/2} \Rightarrow \lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} = \frac{0.693}{T_{1/2}} \Rightarrow \lambda T_{1/2} = 0.693$$

انواع نیمه‌عمر:

Life (عمر): مدت زمانی که طول می‌کشد تا تمام هسته‌های اولیه (N_0) واپاشی انجام دهند.
 Half life (نیمه عمر فیزیکی): مدت زمانی که طول می‌کشد تا نیمی از هسته‌های رادیواکتیو اولیه دچار واپاشی شوند.
 Average life (عمر متوسط): برای هر هسته می‌توان یک عمر متوسط در نظر گرفت که با گذشت زمان تغییر نمی‌کند.
 توجه: اگر تعداد هسته‌های رادیواکتیو اولیه را ۱۰۰۰ در نظر بگیریم، پس از نیمه‌عمر اول ۵۰۰ هسته واپاشی شده‌اند. اگر در نیمه‌عمر دوم هم تمام ۵۰۰ هسته‌ی باقی‌مانده واپاشی می‌شدند، Half life با Average life برابر می‌شد (در حالت طبیعی این اتفاق نمی‌افتد)؛ پس، نیمه‌عمر یک ماده از عمر متوسط آن کوتاه‌تر است که رابطه‌ی این دو را می‌توان به صورت زیر نوشت:

$$T_{avg} = \frac{1}{\lambda} \Rightarrow T_{avg} = 1.44 T_{1/2}$$

Biological Half life (نیمه‌عمر بیولوژیک): مدت زمانی است که طول می‌کشد تا فرایند دفعی بدن موجب خارج شدن نیمی از هسته‌های رادیواکتیو از بدن شود. در این حالت کاهش دارو یا ماده‌ی بیوشیمیایی به متابولیسم، ترشح، دفع و یا سایر فرآیندهای بیوشیمیایی در سیستم بیولوژیکی وابسته است. این نیمه‌عمر دارای اهمیت زیادی در استفاده از مواد رادیواکتیو است.
 بنابراین، زمانی که یک ماده‌ی رادیواکتیو وارد بدن یک موجود زنده می‌شود، دو مکانیزم می‌توانند ماده‌ی رادیواکتیو را از آن محل یا عضو بردارند؛ یکی از این مکانیزم‌ها همان واپاشی فیزیکی ماده است که با تولید پرتو همراه است. روش دیگر حمل بیولوژیک است که بدن ماده را دفع می‌کند. نیمه‌عمر فیزیکی و بیولوژیکی به کم‌شدن تعداد هسته‌های رادیواکتیو در بدن کمک می‌کنند. حال برای برآورد تأثیر هر دو مکانیزم، کمیتی به نام نیمه‌عمر مؤثر را تعریف می‌کنیم.

Effective Half life (نیمه‌عمر مؤثر): نیمه‌عمری است که تعداد هسته‌های

رادیواکتیو در بدن به نصف می‌رسد. در این نیمه‌عمر به این که چه سهمی از آن $\lambda_{\text{Effective}} = \lambda_{\text{Physical}} + \lambda_{\text{Biological}}$ مربوط به واپاشی فیزیکی و چه سهمی مربوط به دفع بیولوژیکی است، توجه نمی‌شود.

از فرمول سؤال می‌آید. بعضی مواد دارای نیمه‌عمر بیولوژیک بیشتر و بعضی دارای نیمه‌عمر فیزیکی بیشتر هستند. اگر دو نیمه‌عمر فیزیکی و بیولوژیکی تفاوت زیادی داشته‌باشند، نیمه‌عمر کوچک‌تر در تعیین T_e تأثیرگذارتر است؛ زیرا تا زمانی که نیمه‌عمر بزرگ‌تر بخواهد وارد عمل شود، نیمه‌عمر کوچک‌تر فعالیت خود را تمام کرده و ماده از بین رفته است.

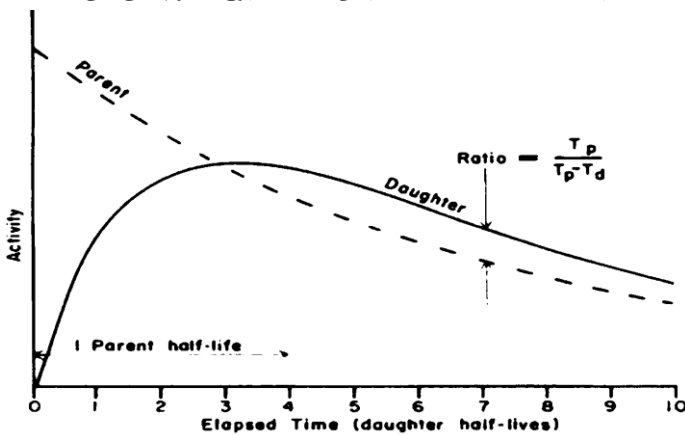
مثال: اگر نیمه‌عمر فیزیکی ماده‌ی رادیواکتیوی ۱۰۰۰ روز و نیمه‌عمر بیولوژیکی آن ۱ روز باشد، نیمه‌عمر مؤثر را به‌دست

$$T_e = \frac{1000 \times 1}{1001} \approx 1 \text{ روز. پاسخ:}$$

ترازمندی‌های خاص (تعادل‌ها): گاه در دگرگونی‌های رادیواکتیو و تبدیل هسته‌ی مادر به دختر با توجه به نیمه‌عمر هر دو هسته‌ی رادیواکتیو، ترازمندی‌های خاصی اتفاق می‌افتد که در آن‌ها به جای یک هسته‌ی رادیواکتیو، با هسته‌ی رادیواکتیو مادر و دختر روبه‌رو هستیم و باید نسبت موجودیت این دو را به یکدیگر بسنجیم؛ زیرا ماده‌ی رادیواکتیو مادر در حال تولید ماده‌ی رادیواکتیو دختر است؛ از یک طرف ماده‌ی رادیواکتیو دختر در حال افزایش و از طرف دیگر خود در حال واپاشی است.

۱- تعادل گذرا (Transient Equilibrium):

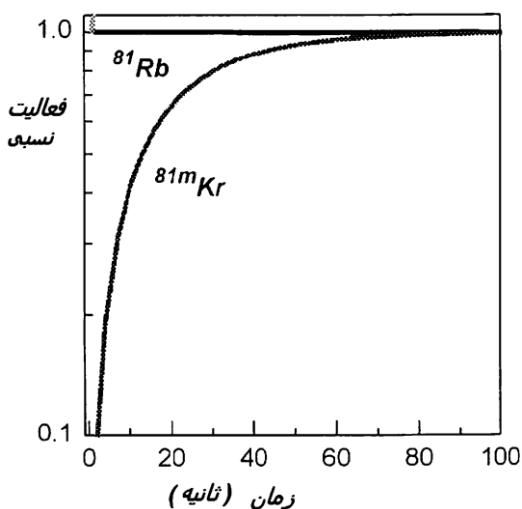
دختر است (تقریباً ۱۰ برابر)؛ مثلاً نیمه‌عمر 67 Mo ساعت و نیمه‌عمر 6 Tc ساعت است؛ بنابراین، مادر شروع به واپاشی می‌کند و اکتیویته‌اش با مرور زمان کم می‌شود. با واپاشی هسته‌ی مادر، هسته‌ی رادیواکتیو دختر تولید می‌شود. با توجه به نمودار، در یک زمان اکتیویته‌ی این دو ماده با هم برابر می‌شود (در نمودار تعادل گذرا، نیمه‌عمرها برحسب نیمه‌عمر دختر رسم می‌شود). به سیستمی که در آن با واپاشی هسته‌ی مادر، هسته‌ی دختر به وجود می‌آید، ژنراتور (مولد) می‌گویند. زمانی که اکتیویته‌ی مادر و دختر برابر می‌شود، بهترین زمان برای خارج کردن ماده‌ی رادیواکتیو دختر است. با خارج کردن هسته‌ی دختر، اکتیویته‌ی آن صفر شده و فرایند تکرار می‌شود. در این حالت حداکثر تولید هسته‌ی دختر را خواهیم داشت. این ژنراتور می‌تواند تا چندین روز اکتیویته‌ی دختر مورد نیاز را تأمین کند. اکتیویته‌ی دختر در هر لحظه از این رابطه به دست می‌آید:



در پزشکی نیز از تعادل گذرا استفاده می‌شود. مواد رادیواکتیو مورد استفاده برای عکس‌برداری از بدن دارای نیمه‌عمر کوتاه هستند تا در مدت زمان کوتاهی دفع شوند. مثلاً نیمه‌عمر 99mTc ۶ ساعت است؛ پس ممکن است قبل از استفاده (مثلاً هنگام حمل و نقل) چندین نیمه‌عمر از آن گذشته باشد. از تعادل بالا برای رفع این مشکل استفاده می‌شود. در این مثال، 99Mo واپاشی می‌کند و 99mTc را می‌سازد. سپس 99mTc واپاشی گاما انجام می‌دهد و با از دست دادن انرژی اضافی خود به 99Tc تبدیل می‌شود (پرتو گامای تابش شده در پزشکی کاربرد زیادی دارد).

$$A_2 = \frac{\lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1} A_1^0 e^{-\lambda_1 t} = \frac{\lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1} A_1$$

۲- تعادل عام (پایدار): در این تعادل نیمه‌عمر مادر حدوداً ۱۰۰ برابر نیمه‌عمر دختر است؛ پس به ازای هر بار فروپاشی هسته‌ی مادر، هسته‌ی دختر چندین بار فروپاشی انجام می‌دهد. لذا با گذشت زمان اکتیویته‌ی مادر نسبت به اکتیویته‌ی دختر تغییری نمی‌کند. نمودار اکتیویته‌ی هسته‌ی مادر تقریباً تبدیل به یک خط مستقیم می‌شود (زیرا برحسب نیمه‌عمر دختر رسم شده است. اگر برحسب نیمه‌عمر خودش رسم شود، به صورت یک خط نزولی خواهد بود)؛ بنابراین اکتیویته‌ی دختر به تدریج افزایش یافته و در جایی برابر با اکتیویته‌ی مادر می‌شود. دقت کنید که اگر نیمه‌عمر دختر بزرگ‌تر از مادر باشد، دیگر تعادلی ایجاد نمی‌شود؛ زیرا هسته‌ی مادر زودتر از هسته‌ی دختر واپاشی انجام می‌دهد و با تمام شدن هسته‌های مادر، فقط هسته‌های دختر باقی‌مانده که آن‌ها هم با گذشت زمان کاهش می‌یابند.



منابع پرتوزا در طبیعت:

- ۱- گیهان: با افزایش ارتفاع از سطح زمین و کم شدن ضخامت اتمسفر، میزان پرتوگیری هم افزایش می‌یابد.
- ۲- مواد رادیواکتیو موجود در گیاهان: مقدار این نوع پرتوگیری به ساختار پوسته‌ی زمینی که گیاه در آن رشد کرده و مواد رادیواکتیو موجود در آن بستگی دارد.
- ۳- زمین: بخشی از اتم‌های زمین رادیواکتیو هستند. برای مثال، در زمین اورانیوم وجود دارد که در قسمتی از زنجیره‌ی خود به رادون تبدیل می‌شود؛ پس بخشی از پرتوگیری‌های ما به دلیل استنشاق گاز رادون است.
- ۴- مواد رادیواکتیوی که در داخل بدن خودمان وجود دارد. در دود سیگار ماده‌ی رادیواکتیو پولونیوم-۲۱۰ وجود دارد. این ماده که نیمه‌عمر حدود ۱۳۴ روز دارد، با واپاشی خود ذرات آلفایی با انرژی 5.3 MeV تولید و قسمت عمده‌ی سرطان‌زایی سیگار را ایجاد می‌کند. مطالعات بسیاری نشان می‌دهد که رادون و smoking اثر یکدیگر را به شدت تقویت می‌کنند. برای تولید مواد رادیواکتیو مورد نیاز در پزشکی از یکی از این روش‌ها استفاده می‌شود که دو تا آن‌ها به راکتور برمی‌گردد:

۱- Reactor (Fission Fragments): در واقعه‌ی شکافت، در راکتور، ۱ نوترون به هسته‌ای شکافت‌پذیر مانند اورانیوم-۲۳۵ برخورد و آن را به اورانیوم-۲۳۶ تبدیل می‌کند. اورانیوم ۲۳۶ به ۲ قطعه (پاره‌های شکافت) تبدیل می‌شود. علاوه بر این، ۲ تا ۳ نوترون و حدود 200 MeV انرژی نیز تولید می‌شود. اگر هر یک از این نوترون‌ها به یک اورانیوم-۲۳۵ دیگر برخورد کند و این روند ادامه یابد، در مدت کوتاهی تمامی هسته‌های اورانیوم-۲۳۵ دچار شکافت می‌شوند و انرژی بسیار زیادی تولید شده و انفجار رخ می‌دهد. راکتور این فرایند را کنترل کرده و مانع از انفجار می‌شود. خود پاره‌های شکافتی که در یک واقعه‌ی شکافت (fission) ایجاد می‌شوند، موادی هستند که در پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند (مثلاً ^{99}Mo که ^{99}Tc را می‌سازد، خود جزء پاره‌های شکافت است).

۲- Reactor (Neutron Bombardment): چون راکتور یک منبع زیادی نوترون است، کافی است تعدادی مواد رادیواکتیو در راکتور قرار داده و نوترون به آن‌ها بتابانیم و آن‌ها را به هسته‌های رادیواکتیو تبدیل کنیم (مانند ^{60}Co که در رادیوتراپی به آن نیاز داریم).

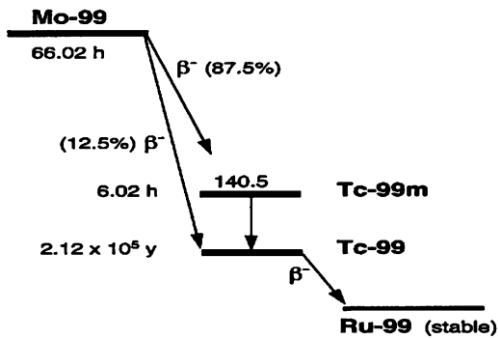
۳- Cyclotron: در این روش از شتاب‌دهنده‌های حلقوی استفاده می‌شود؛ به این صورت که با شتاب‌دادن به ذرات باردار و سپس برخورد آن‌ها به تعدادی هسته، هسته‌های رادیواکتیو مورد نظر خود را می‌سازیم. در این روش ذرات باردار در یک

Radionuclide	Half-life	Chemical Form	Nuclear Reaction(s)
^{11}C	20 min	$^{11}\text{CO}_2 / ^{11}\text{CH}_4$	$^{14}\text{N}(p,\alpha)^{11}\text{C}$
^{13}N	10 min	$^{13}\text{NH}_4^+ / ^{13}\text{NO}_1$	$^{16}\text{O}(p,\alpha)^{13}\text{N}$
^{15}O	2 min	$^{15}\text{O}_2$	$^{15}\text{N}(p,n)^{15}\text{O}$ $^{14}\text{N}(d,n)^{15}\text{O}$
^{18}F	110 min	$^{18}\text{F}^- \text{ or } ^{18}\text{F}_2$	$^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$ $^{20}\text{Ne}(d,\alpha)^{18}\text{F}$

مسیر دایره‌ای شتاب داده می‌شوند و وقتی که انرژی آن‌ها به حد مشخصی رسید، به هسته‌ای برخورد داده می‌شوند. برای مثال با برخورد دادن یک پروتون به هسته‌ی اتم نیتروژن، کربن-۱۱ و یک ذره‌ی آلفا تولید می‌شود (کربن-۱۱ نیز خود پوزیترون تولید می‌کند که این پوزیترون در تصویرنگاری PET استفاده می‌شود). یا مثلاً اگر به اکسیژن-۱۸ یک ذره پروتون را برخورد بدهیم، فلوتور-۱۸ و یک نوترون تولید خواهد شد. شکل: بمباران نوترونی عناصر مختلف

۴- Generators: در این روش از تعادل گذرا استفاده می‌شود. با این روش می‌توان ^{99}Mo را به $^{99\text{m}}\text{Tc}$ تبدیل کرد. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ هسته‌ای است که مقداری انرژی اضافه دارد و باید آن را از دست بدهد. بنابراین با یک واپاشی گاما به ^{99}Tc تبدیل می‌شود. این تابش گاما، همان تابشی است که در پزشکی هسته‌ای برای تصویرنگاری استفاده می‌شود. در ژنراتور ^{99}Mo وجود دارد که مدام واپاشی (decay) می‌کند و $^{99\text{m}}\text{Tc}$ را می‌سازد؛ بنابراین همیشه در ژنراتور مقداری ^{99}Tc خواهد بود. به فرایند

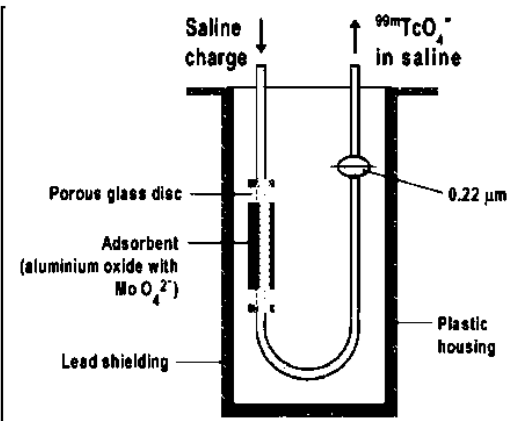
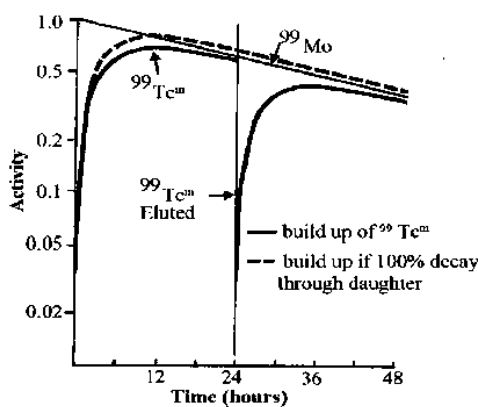
استخراج هسته‌های دختر از ژنراتور، دوشیدن ژنراتور می‌گویند. بعد از حدود ۴ نیمه‌عمر دختر (تقریباً ۲۴ ساعت)، فرایند در ژنراتور به تعادل می‌رسد. این زمان بهترین موقع برای دوشیدن ژنراتور است. دختر دارای بیش‌ترین سطح اکتیویته است (در این زمان با



شکل: تعادل گذرا در ژنراتور

تزریق نرمال‌سالین به داخل ژنراتور، همه‌ی ^{99}Tc شسته می‌شود و از سمت دیگر خارج می‌شود. ^{99}Mo نیز همچنان در داخل ژنراتور باقی می‌ماند. پس از دوشیدن، اکتیویته‌ی دختر تقریباً به صفر رسیده و با واپاشی مادر، مجدداً هسته‌های دختر تولید می‌شود؛ بنابراین، تا زمانی که اکتیویته‌ی مادر بسیار کم نشده باشد، ژنراتور می‌تواند تأمین‌کننده‌ی هسته‌های دختر مورد نظر ما باشد. شکل: واپاشی ^{99}Mo در ژنراتور

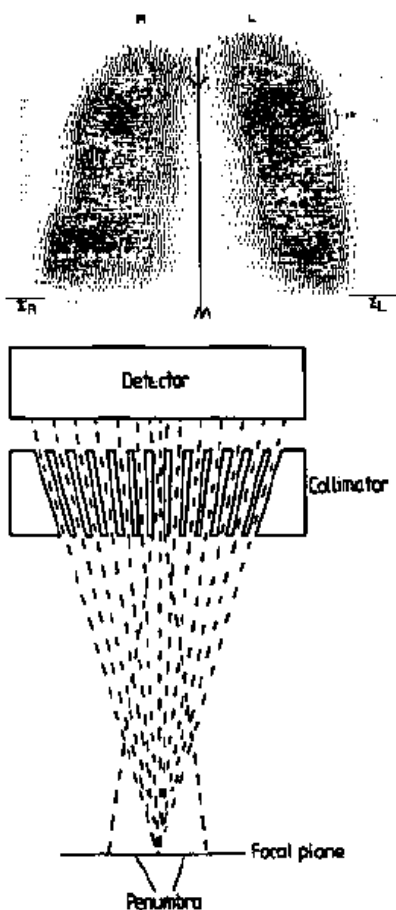
شکل: ژنراتور



در پزشکی هسته‌ای باید مقدار دقیق و کنترل شده‌ای از یک ماده‌ی رادیواکتیو به بیمار تزریق شود. بدین منظور از وسایلی مانند Well Counter (شمارنده‌ی چاهی) استفاده می‌شود.

Sodium Iodide Well Counter: این دستگاه شامل یک قطعه سدیم یدید به شکل سیلندر است که درون آن سوراخی برای قرارگیری نمونه وجود دارد. پرتوهای γ از داخل ماده‌ی رادیواکتیو مورد نظر تابش کرده و به کریستال سدیم یدید (NaI crystal) برخورد می‌کند. این کریستال، پرتوهای تابیده‌شده را به شکل نور مرئی درمی‌آورد (چون سنتیلاتور است). نور مرئی وارد Photomultiplier tube (لامپ تشدیدکننده‌ی نور) می‌شود. نور در Photomultiplier Tube به یک جریان الکترونی تقویت‌شده تبدیل می‌شود و از جریان الکتریکی برای اندازه‌گیری اکتیویته استفاده می‌شود (این الکترون‌ها اساس کار شمارش هستند). دلیل طراحی این گونه دستگاه‌ها به شکل چاه این است که پرتوهای گامایی که از تمام جهات تابش می‌کنند به کریستال سنتیلاتور برخورد کنند؛ بنابراین کارایی بالایی دارند که حتی قادر به اندازه‌گیری 1 nCi نیز هستند. این سیستم توسط یک غلاف سربی ضخیم هم پوشیده می‌شود تا پرتوهای γ که در محیط قرار دارند در شمارش آن اختلال ایجاد نکنند.

Dose Calibrator: دستگاه دیگری که به این منظور استفاده می‌شود Dose Calibrator است که همان کار را با مکانیسم متفاوتی انجام می‌دهد. به این صورت که به جای NaI crystal که جامد است، از یک حجم گاز استفاده می‌شود که وقتی پرتوهای γ به آن برخورد می‌کنند، در گاز وقایع یونش رخ می‌دهد و شمارش صورت می‌گیرد. در این‌جا نیز شکل چاهی است و مکانیسم چاهی رعایت شده است. برای افزایش کارایی، این سیستم دو کار را انجام می‌دهد: ۱- فشرده‌کردن گاز ← برای کم‌شدن فاصله‌ی بین اتم‌ها، ۲- استفاده از گازهایی با عدد اتمی سنگین. گاهی اوقات برای دقت بیش‌تر، در کنار دستگاه نیز آجرهای سربی ضخیم قرار می‌دهند تا مواد رادیواکتیو دیگر در خوانش آن اثر نگذارد.



تصویرنگاری:

Rectilinear Scanner: روش: ماده‌ی رادیواکتیو را به بیمار می‌دهیم.

اسکنر خطی برای دریافت تصویر طی یک مسیر خطی افقی حرکت کرده و پس از رسیدن به انتهای مسیر، با یک تغییر مکان کوچک عمود بر مسیر قبلی، اسکنر خط بعد را آغاز می‌کند. هر جا فعالیت (activity) زیاد باشد، جذب ماده‌ی رادیواکتیو هم بیش‌تر است و به‌صورت نقاط سیاه ثبت می‌شود. هر جا فعالیت و در نتیجه جذب ماده‌ی رادیواکتیو کم‌تر باشد سفید است. این روش برای تشخیص تومورها هم کاربرد دارد.

شکل: اسکنر خطی

اجزای تشکیل دهنده‌ی اسکنر های خطی:

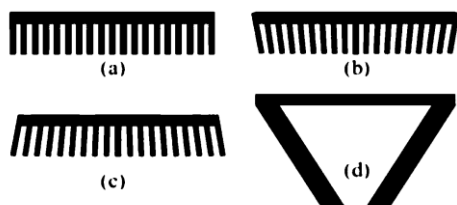
- ۱- تیغه‌های سربی Collimator: که برای محدود کردن میدان دید اسکنر و حذف پرتوهای پراکنده استفاده می‌شود و دلیل اسکنر نقطه به نقطه هم همین است.
- ۲- کریستال‌های سنتیلاتور یا Detector: وقتی پرتو رادیواکتیو به آن برخورد می‌کند نور مرئی تولید می‌کند.

Gamma camera: در پزشکی هسته‌ای از دوربین گاما جهت به‌دست آوردن

تصویر جذب رادیودارو در بدن بیمار استفاده می‌کنند.

در دوربین‌های گاما کولیماتور به طریق دیگری استفاده می‌شود. برعکس

Rectilinear Scanner که سنتیلاتور فقط از یک نقطه پرتو می‌گرفت، در اینجا پرتوهای گاما اجازه پیدا می‌کنند در سطح وسیعی به سنتیلاتور برسند. به علت وجود تیغه‌ها، برخورد هر تابش دقیقاً به جلوی خود است.



کولیماتورهای Gamma Camera برحسب چینش تیغه‌های

سربی دارای اسم‌های مختلفی هستند:

۱- Parallel hole: دارای سوراخ‌های موازی است نه باعث

minify و نه magnify می‌شود (رایج‌ترین کولیماتور کاربردی در

پزشکی هسته‌ای).

۲- Divergent: دارای سوراخ‌های واگراست. استفاده از این

نوع کولیماتور، تصویربرداری از اندام‌های بزرگ‌تر از قطر کریستال را

مقدور می‌سازد. میدان دید در این‌گونه زیاد است و تصویر minify (کوچک‌نمایی) می‌شود.

۳- Convergent: دارای سوراخ‌های همگراست. این نوع کولیماتور برای تهیه‌ی تصویر بزرگ‌تر از ارگان‌های کوچک و

کودکان کاربرد دارد. تصویر magnify (بزرگ‌نمایی) می‌شود.

۴- Pin-hole: برای جاهای کوچک مثل تیروئید.

در بالای کریستال سنتیلاتور (Photo Multiplier Tube) PMT قرار دارد که نور را تبدیل به یک جریان الکترونی پر

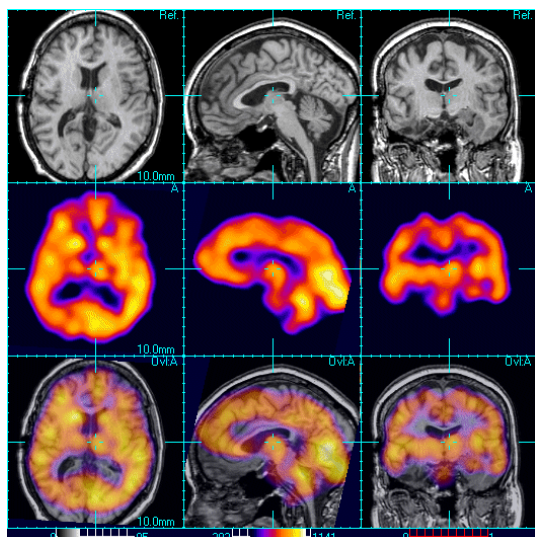
انرژی می‌کند. امکان دارد پرتو منحرف شود و باعث خطا در تشکیل تصویر شود. این دستگاه اکثراً بالای سر بیمار قرار دارد.

$$I = \frac{AE}{4\pi r^2} \quad \left(\text{Intensity} = \frac{\text{Power}}{\text{Area}} \right); A = \text{تعداد واپاشی در واحد زمان}$$

وجود تیغه‌های سربی سبب می‌شود پرتوهای گاما از نقطه‌ی خاصی از جسم به کریستال برسند و تصویر ایجاد کنند.

:(SPECT) Single Photon Emission Computer Tomography

Tomography به معنای برش‌نگاری است. در پزشکی هسته‌ای حتماً از یک ماده‌ی رادیواکتیو برای عکس‌برداری استفاده می‌کنیم. SPECT یک نوع برش‌نگاری کامپیوتری با نشر تک‌فوتون است. در این روش با استفاده از یک دوربین گاما که قابلیت چرخش ۱۸۰ یا ۳۶۰ درجه حول بدن بیمار را دارد تابش‌های ساطع‌شده از ارگان هدف را جمع‌آوری نموده و به یک پردازشگر قوی کامپیوتری می‌فرستد. این اطلاعات پس از پردازش، تصاویر مقطعی به دست می‌دهد.



تفاوت تصویر MR/CT scan با تصویر SPECT :

CT scan/MR مقطع مورد نظر را از دیدگاه آناتومی بررسی می‌کند، اما SPECT تصویری functional (عملکردی) به دست می‌دهد و آناتومی ضعیفی دارد. از این رو از تصویرنگاری SPECT برای بررسی عملکرد مغز، قلب، تشخیص تومورهای بدخیم و بررسی جریان خون استفاده می‌شود. شکل: مقایسه‌ی تصاویر MR و SPECT در بسیاری از دستگاه‌های امروزی این دو دستگاه به یکدیگر متصل می‌شوند تا ضعف‌های هم را پوشش دهند.

مثالی از کاربرد SPECT در بررسی عملکرد قلب: تشخیص

ایسکمی و انفارکتوس. در Myocardial Infarction یا MI تعدادی

از سلول‌های قلبی می‌میرند، در حالی که در Ischemy سلول‌ها زنده‌اند، اما خون‌رسانی کافی به آن‌ها انجام نمی‌شود. در این تست قلب را در دو وضعیت rest و exercise مورد بررسی قرار می‌دهیم. اگر قلب دچار ایسکمی شده باشد، تصاویر ثبت‌شده در حالت rest کاملاً عادی است و مشکل خاصی را نشان نمی‌دهد (جذب ماده‌ی رادیواکتیو خوب است)؛ زیرا در این حالت قلب به خون کمی نیاز دارد، اما در زمان exercise که قلب به خون بیشتری نیاز دارد مشکل بروز پیدا می‌کند؛ زیرا خون‌رسانی به قلب پاسخگوی نیاز سلول‌های قلبی نیست (جذب ماده‌ی رادیواکتیو کم می‌شود). در وضعیت Infarction در هر دو حالت جذب ماده‌ی رادیواکتیو را نداریم (زیرا سلول‌ها مرده‌اند). پس تصاویر زمان rest و exercise با هم تفاوتی ندارند.

:(PET) Positron Emission Tomography

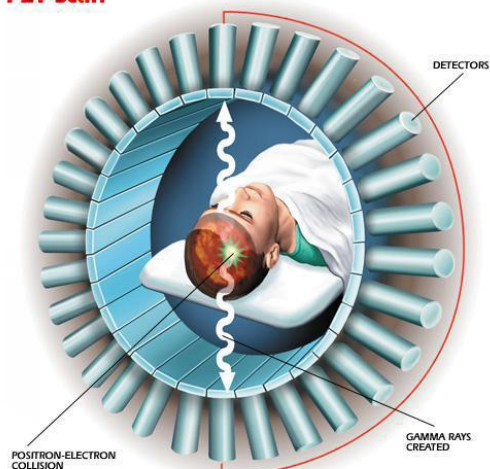
PET نیز یک روش تصویرنگاری مقطعی است. با این تفاوت که در روش SPECT از تک فوتون استفاده می‌کنیم ولی در PET از نشر پوزیترون و دو پرتو گامای پشت به پشت.

کاربردهای PET: کاربرد Functional برای مثال تشخیص انفارکتوس قلبی، بررسی تومورها، مشاهده‌ی عوارض نورولوژیک مانند پارکینسون و همچنین بررسی فعالیت بخش‌های مختلف مغز در هنگام تکلم و حل مسئله و ...

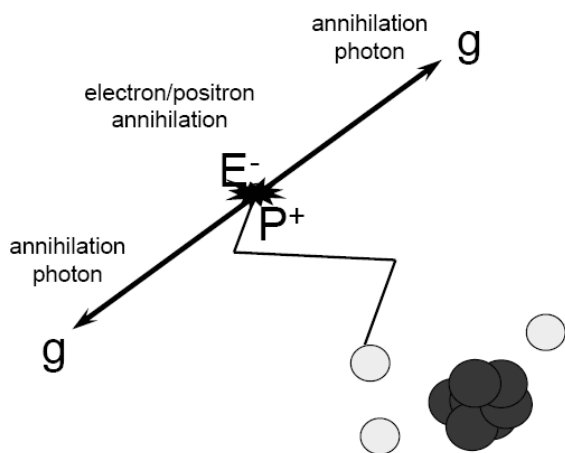
نحوه‌ی عمل: در ابتدا یک ماده‌ی رادیواکتیو پوزیترون‌زا به بیمار می‌دهیم. این ماده در ارگان هدف جمع می‌شود و پوزیترون تولید می‌کند.

این ذره تا وقتی دارای انرژی جنبشی است در بافت مورد نظر حرکت می‌کند، اما بعد از اتمام انرژی جنبشی محکوم به فناست. در نتیجه به یک الکترون برخورد می‌کند، هر دو نابود می‌شوند و دو پرتو گاما با زاویه‌ی ۱۸۰ درجه نسبت به هم تابش می‌شود.

PET Scan



انرژی هر پرتو گاما ۵۱۱ keV می‌باشد؛ زیرا اگر جرم یک الکترون به انرژی تبدیل شود این مقدار انرژی تولید می‌شود.



در سیستم PET تیغه‌های سربی کولیماتور وجود ندارد؛ زیرا این دستگاه به گونه‌ای تنظیم شده است که فقط فوتون‌های گامای به پشت را ثبت می‌کند. شکل: واقعه‌ی فنا و نشر دو پرتو گاما

اجزای تشکیل‌دهنده:

۱- Ring of detectors (حلقه‌های آشکارسازی): همان سنتیلاتور است که به صورت حلقه دور بیمار قرار می‌گیرد و وظیفه‌اش جذب پرتوی گاما و تابش نور مرئی است. دو فوتون گاما به دو Detector رو به روی هم می‌رسند. خطی که این دو

نقطه را به هم وصل می‌کند Line of Response (LOR) نامیده می‌شود. نقطه‌ی تلاقی LORها نقطه‌ای است که ماده‌ی رادیواکتیو را جذب کرده است.

۲- Photo Multiplier Tube (PMT): در بالای حلقه‌های آشکارسازی قرار دارد که نور را به یک جریان الکترونی

تقویت‌شده تبدیل می‌کند. پرتوهای در این دستگاه ضبط می‌شوند که به صورت هم‌زمان تولید شده باشند.

۳- Coincidence Circuit (مدار هم‌زمانی): در این روش فقط آن دو پرتویی که هم‌زمان و در دو جهت مخالف وارد

می‌شوند ثبت می‌شوند. وقتی دو فوتون گاما به دو Detector روبه‌روی هم برسند مدار هم‌زمانی این دو پرتو را ثبت می‌کند.

در این دستگاه هرچه انرژی پوزیترون کمتر باشد و مسیر کوتاه‌تری طی کند، دقت تصویر بالاتر خواهد بود. اگر پوزیترون‌ها

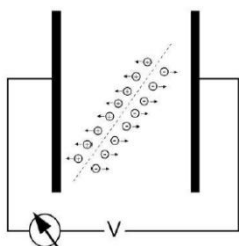
دارای انرژی زیادی باشند دقت تصویر در حد SPECT کاهش می‌یابد؛ زیرا مسیر بیش‌تری از مبدأ تولید فوتون طی می‌کنند.

حفاظت در برابر پرتوها

در زندگی روزمره، ما همواره تحت تابش پرتوهایی قرار می‌گیریم. در این قسمت، به بررسی روش‌های حفاظت در برابر پرتوها می‌پردازیم و همچنین با وسایل آشکارسازی این پرتوها آشنا می‌شویم.

به میزان پرتوزایی یا تعداد واپاشی در واحد ثانیه اکتیویته (activity) می‌گوییم. واحد قدیمی اکتیویته، کوری بود، اما امروزه از واحد کوچک‌تر بکرل استفاده می‌شود. یک بکرل، اکتیویته‌ی یک ماده است که در هر ثانیه، یک واپاشی رخ می‌دهد. هر کوری معادل $10^{10} \times 3.7$ بکرل است. حال برای بررسی اثر پرتوها در پدیده‌ی یونش، به این مثال توجه کنید:

به کمک دو الکتروود، یک گالوانومتر و یک منبع (برای ایجاد اختلاف پتانسیل) یک مدار تشکیل می‌دهیم. در حالت عادی، گالوانومتر عدد صفر را نشان می‌دهد، اما با تابش پرتوهای یون‌ساز مانند X و گاما به هوای بین دو الکتروود، وقایع یون‌ساز رخ می‌دهد و الکترون‌های ایجادشده به سمت الکتروود مثبت حرکت می‌کنند. در نتیجه در مدار جریان ایجاد می‌شود. با افزایش تابش



پرتوها (exposure) وقایع یون‌ساز و در نتیجه جریان افزایش می‌یابد. در بحث exposure، مشخص می‌شود که در جرم مشخصی از هوا که بین دو الکتروود وجود داشته است، چه تعداد بار الکتریکی ایجاد می‌شود. در نتیجه واحد exposure در سیستم بین‌المللی، $\frac{C}{kg}$ است، در حالی که واحد قدیمی آن رونتگن بود. هر رونتگن معادل $10^{-4} \times 2.58 \frac{C}{kg}$ است. شکل: exposure و وقوع پدیده‌های یون‌ساز. قبل از ادامه‌ی مطلب، به بررسی تعدادی از اصطلاحات که در حفاظت مورد استفاده قرار می‌گیرد، می‌پردازیم.

دوز جذبی (Absorbed dose): میزان انرژی جذب‌شده در واحد جرم را گویند. پس واحد آن $\frac{J}{kg}$ است.

هرگاه 1 J انرژی در 1 kg بافت بدن ذخیره شود، دوز جذبی، 1 گری (gray) است. در نتیجه 1 گری برابر با $\frac{1}{kg}$ است. گری واحد دوز جذبی در سیستم بین‌المللی می‌باشد. در حالی که واحد قدیمی آن rad (radiation absorbed dose) بود. یک rad برابر است با 100 erg که در هر گرم از بافت بدن جذب یا ذخیره شود (هر erg برابر است با 10^{-7} ژول).

$$1 \text{ gray} = 1 \frac{J}{kg} ; \quad 1 \text{ rad} = 100 \frac{erg}{g} ; \quad 1 \text{ gray} = 100 \text{ rad}$$

دوز معادل (Equivalent dose): دوز جذبی به تنهایی برای پیش‌بینی وخامت آثار بیولوژیکی پرتوهای یون‌ساز کافی نیست و لازم است نوع پرتو نیز مشخص شود. برای مثال، یک گری پرتو آلفا با یک گری پرتو گاما اثرات یکسانی ندارند. کمیتی به نام دوز معادل تعریف می‌شود که دربرگیرنده‌ی هر دو عامل دوز جذب‌شده توسط بافت و نیز نوع پرتو است. دوز معادل (H)، حاصل ضرب دوز جذب‌شده (D) در فاکتور وزنی پرتو (W_R) یا ضریب کیفی پرتو (Q_F) می‌باشد.

$$\text{Equivalent dose} = \text{Absorbed Dose} \times \text{Quality Factor}; \quad H = D \times W_R$$

واحدهای دوز معادل در سیستم بین‌المللی Sievert است و در گذشته rem بود. اگر دوز جذبی بر حسب gray محاسبه شود، دوز معادل بر حسب Sievert خواهد بود. اگر دوز جذبی را بر حسب rad محاسبه کنیم، دوز معادل بر حسب rem است. پس منطقی است که همان رابطه‌ای که بین gray و rad برقرار است، بین Sievert و rem نیز وجود داشته باشد.

بهتر است فاکتورهای وزنی بعضی پرتوها را بدانیم:

۱- کمترین فاکتور وزنی برای پرتوهای X، گاما و بتا می‌باشد که برای این سه پرتو، یک در نظر گرفته می‌شود.

۲- بیشترین فاکتور وزنی و قاعدتاً شدیدترین اثر بیولوژیکی مربوط به آلفا و برابر ۲۰ است.

۳- فاکتور وزنی نوترون بر حسب میزان انرژی که دارد بین ۲٫۵ تا ۲۰ متغیر است.

حال به بررسی مثالی می‌پردازیم تا کارایی دوز معادل مشخص شود:

مثال: پرتوگیری کلی فردی را که ۰٫۵ gray پرتو گاما، ۰٫۵ gray پرتو بتا و ۱ gray نوترون دریافت کرده است محاسبه

نمایید. پاسخ: گاما: $H = 0.5 * 1 = 0.5$ ، بتا: $H = 0.5 * 1 = 0.5$ ، نوترون: $H = 1 * 5 = 5$ ؛ کل: $0.5 + 0.5 + 5 = 6$

حال پرسشی که مطرح می‌شود این است که چرا پرتو آلفا فاکتور وزنی بیشتری نسبت به X و گاما دارد. برای پاسخ به این

سوال دو دلیل مطرح می‌شود: ۱- جرم زیاد و ۲- دو واحد بار مثبت. این دو عامل سبب کاهش برد ذرات آلفا در ماده می‌شود.

Table 1. Measurement of Radiation

QUANTITY	METRIC (SI)	CONVENTIONAL	CONVERSION	COMMENT
Exposure	Coulomb per kilogram (C/kg)	Roentgen (R)	$1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$	Directly measured
Absorbed dose	Gray (Gy)	Radiation absorbed dose (rad)	$10 mGy = 1 rad$	Deterministic effects
Effective dose	Sievert (Sv)	Roentgen equivalent man (rem)	$1 Sv = 100 rem$	Stochastic effects

در نتیجه پرتو آلفا باید

انرژی خود را در

مسافت کوتاه‌تری از

دست بدهد. پس

انرژی واکذارشده در

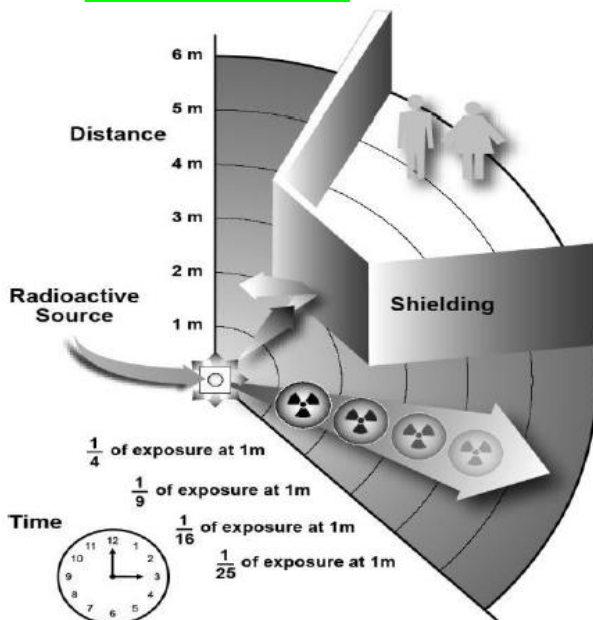
واحد طول برای آن بیشتر است و در نتیجه انرژی دریافتی یک سلول و وقایع یون‌ساز بیشتر شده و حجم آسیب بالاتر می‌رود.

شکل: واحدهای اندازه‌گیری دوز معادل و دوز جذبی

حفاظت‌سازی در برابر پرتوهای مختلف: هرچند حفاظت‌سازی در برابر پرتوهای مختلف با هم تفاوت دارند ولی

برای همه‌ی پرتوها اصول حفاظتی مشترکی وجود دارند. حال به سه اصل مشترک اشاره می‌کنیم: **نکته‌ی مهم برای میان‌ترم،**

جلسه‌ی اول آزمایشگاه و نیز پایان‌ترم تشریحی)



۱- زمان (time): زمان مواجهه با پرتو باید تا حد امکان کم شود.

۲- فاصله (distance): فاصله باید تا حد امکان افزایش یابد.

هرچه فاصله افزایش یابد، شدت پرتویی که به بدن می‌رسد به نسبت

عکس مجذور فاصله کاهش می‌یابد. برای مثال اگر فاصله ۲ برابر شود،

شدت پرتویی که به ما می‌رسد $\frac{1}{4}$ می‌شود. این قانون فقط مخصوص

امواج الکترومغناطیس نیست، بلکه هر موجی که در محیط کروی

انتشار یابد، از این قانون پیروی می‌کند. $I = \frac{P}{A}, A = 4\pi r^2 \Rightarrow I \propto \frac{1}{r^2}$

شکل: رابطه‌ی فاصله و exposure

۳- حفاظ (shield): هر جا که ممکن است باید بین بدن موجود

زنده و پرتو حفاظ قرار گیرد. همان‌طور که قبلاً اشاره کردیم،

حفاظ‌گذاری در برابر پرتوها اصلی مشترک است که باعث کاهش شدت پرتو می‌شود، اما در برابر هر پرتویی باید حفاظ

مخصوص آن را قرار داد. به طور کلی هر چه عدد اتمی یک ماده بالاتر باشد، آن ماده جاذب بهتری برای پرتوها می‌باشد؛ برای

مثال سرب محافظ خوبی برای پرتوهای گاما و ایکس می‌باشد، چون عدد اتمی بالایی دارد. بیسموت نیز عدد اتمی بالایی دارد،

اما از آن‌جا که منابع آن به وفور در طبیعت یافت نمی‌شود، برای تهیه‌ی حفاظ، چندان مورد استفاده قرار نمی‌گیرد. موادی که عدد

اتمی بالاتری نسبت به بیسموت دارند، به علت رادیواکتیو بودن، مورد استفاده قرار نمی‌گیرند.

ایجاد تصویر رادیوگرافی با پرتو X نیز به همین اصل وابسته است. نور مرئی نمی‌تواند حتی از بافت نرم بدن عبور کند، پس برای ایجاد تصویر رادیوگرافی استفاده نمی‌شود؛ چون تصویر کل دست تشکیل می‌شود و تمایزی بین بافت نرم و سخت بدن ایجاد نمی‌شود؛ درحالی‌که پرتو X از بافت نرم بدن عبور می‌کند، اما در حین عبور از بافت سخت مانند استخوان، جذب شده و از این پرتو در ایجاد تصویر استفاده می‌شود. استخوان کلسیم (عدد اتمی بالا) فراوان دارد، پس می‌تواند پرتو X را جذب کند. اهمیت استفاده از این سه اصل آن‌جا مشخص می‌شود که در گذشته رادیولوژیست‌ها که مواجهه‌ی زیادی با این پرتوها داشتند، به‌طور متوسط ۱۲ سال کم‌تر عمر می‌کردند، اما امروزه این مشکل به دو دلیل برطرف شده است: ۱- قوانین حفاظت در برابر پرتو اعمال می‌شود. ۲- عامل مهم‌تر تحولی است که در دستگاه‌های جدید صورت گرفته است.

به طور کلی می‌توان گفت که نه فاکتور بر dose بیمار تأثیر می‌گذارند:

۱- نوع ماشین تولیدکننده‌ی پرتو X؛ میزان دوزی که یک فرد در کلینیک A دریافت می‌کند ممکن است چند برابر کلینیک B باشد که این به تفاوت نوع دستگاه‌های مورد استفاده بستگی دارد.

۲- تکنیک‌هایی برای کاهش تماس پرتو با بیمار؛ حفاظ تیروئید (thyroid shield) در رادیوگرافی دندان‌پزشکی.

۳- فاکتورهای تابش: احتمال جذب یک پرتو همان‌طور که با عدد اتمی ارتباط دارد، با انرژی آن نیز رابطه دارد. به این صورت که هرچه انرژی پرتو افزایش یابد، احتمال جذب کاهش می‌یابد؛ بنابراین در رادیوگرافی باید تا حد امکان، با افزایش اختلاف پتانسیل، انرژی پرتو را افزایش دهیم تا احتمال جذب کاهش یابد.

۴- استفاده از سیستم دیجیتالی در عکس‌برداری: باعث کاهش احتمال تکرار عکس‌برداری می‌شود؛ زیرا می‌توان بعد از گرفتن عکس، تغییراتی مانند تغییر در میزان روشنایی اعمال کنیم که این کار، نیاز به تکرار عکس‌برداری را رفع می‌کند.

۵- استفاده از collimator و filtration: Collimation = جمع کردن دسته‌پرتوها) عدم استفاده از collimator باعث می‌شود پرتوها به سطحی بیش‌تر از حد نیاز تابش شوند ← افزایش احتمال موتاسیون و سرطانی‌شدن. (Filtration = حذف پرتوهای کم‌انرژی) می‌دانیم هر چه انرژی پرتو کم‌تر باشد، احتمال جذب بیش‌تر است؛ این پرتوهای کم‌انرژی زودتر جذب شده و در تشکیل تصویر نقشی ایفا نمی‌کنند و بهتر است که آن‌ها را با فیلتر کردن، حذف کنیم تا dose کاهش یابد.

۶- استفاده از lead apron و thyroid collar: این وسیله از جنس لاستیک، ذرات سرب و ... است و به آن پیش‌بند سربی می‌گویند. بسیار انعطاف‌پذیر است، اما ضخامت کمی دارد. کاردیولوژیست‌ها هنگام آنژیوگرافی پرتو زیادی می‌بینند، پس برای کاهش dose از این وسیله استفاده می‌کنند (دست کاردیولوژیست‌ها بیش از سایر اعضای بدن تحت تابش است).

۷- محدود کردن مواجهه با پرتوهای غیرضروری (limiting unnecessary radiation exposure): هرگاه بتوان با تصویربرداری از یک نما اطلاعات کافی به‌دست آورد، عکس‌برداری از نماهای دیگر مورد نیاز نیست.

۸- استفاده از fast film: برای عکس‌برداری از کاست استفاده می‌شود. کاست شبیه یک کتاب است که دو ورقه در دو طرف دارد و در بین آن‌ها فیلم قرار دارد. تهیه‌ی کاست در تاریک‌خانه انجام می‌شود و در کاست بسته شده‌است. برای گرفتن عکس از یک دست شکسته، دست را روی آن قرار داده و پرتو X به آن می‌تابانیم. این پرتو از بافت نرم عبور می‌کند، اما جذب استخوان شده و سایه‌ی استخوان بر روی فیلم تشکیل می‌شود. مزیت این نوع فیلم این است که با تاباندن پرتوی کم‌تری تاریک می‌شوند. پس dose بیمار کاهش می‌یابد، اما باید به این نکته توجه کرد که فیلم‌های سریع‌تر، دقت کم‌تری دارند.

۹- عملیات processing فیلم: فیلم‌های رادیولوژی بعد از تابش پرتو X، ابتدا وارد ماده‌ی ظهور می‌شوند، سپس فیکس شده و بعد از شسته‌شدن خشک می‌شوند. اگر دمای ظهور کم باشد، فیلم به اندازه‌ی کافی سیاه نمی‌شود و برای جبران این مشکل، باید exposure بیمار را افزایش دهیم (افزایش dose بیمار)، پس شرایط پردازش فیلم نیز بر exposure مؤثر است.

محدودیت‌های مواجهه با تابش (limits of radiation exposure):

۱- **Occupational workers:** افرادی مثل کاردیولوژیست‌ها هستند که به میزان زیادی در برابر پرتوها قرار می‌گیرند. برای این افراد پارامتری را به نام **dose limit** تعریف و تعیین می‌کنیم. این پارامتر، بدین معنی است که اگر این افراد از این میزان مشخص پرتو کم‌تری دریافت کنند، اثرات بیولوژیک قابل ملاحظه‌ای برای این افراد نخواهد داشت. **Dose limit** برای این افراد به طور متوسط 20 mSv ، در هر سال در نظر گرفته می‌شود. البته این مقدار را می‌توان به صورت دیگری نیز بیان نمود: این افراد می‌توانند در ۵ سال متمادی، در مجموع 100 mSv دریافت نمایند به شرطی که دریافت آن‌ها در هر سال بیش‌تر از 50 mSv نشود. در غیر این صورت تابش می‌تواند اثرات بیولوژیکی منفی زیادی برای این افراد داشته باشد.

۲- **General public:** برای افرادی که در نزدیکی نیروگاه‌های هسته‌ای زندگی می‌کنند، شرایط باید به گونه‌ای باشد که **dose limit** از 1 mSv بیش‌تر نشود. **Dose limit** تعیین شده برای **occupational workers** بسیار سخت‌گیرانه‌تر از **general public** در نظر گرفته می‌شود. علت این امر این است که مردم عادی، تعداد زیادی را شامل شده درحالی‌که پرتوکاران، تعداد کم‌تری دارند، پس باید محدودیت بیش‌تری را برای مردم عادی در نظر گرفت. در غیر این صورت، اگر **dose limit** برای مردم عادی هم‌اندازه با پرتوکاران در نظر گرفته شود، احتمال موتاسیون به طرز چشمگیری افزایش می‌یابد.

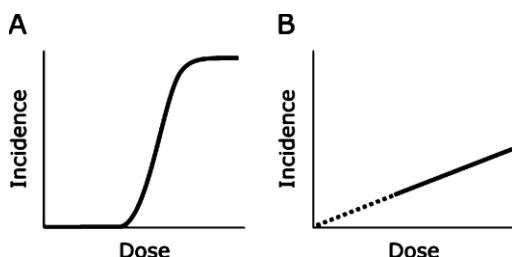
۳- **Medical exposure:** هیچ محدودیتی برای این افراد وجود ندارد، اما همواره باید این اصل را در نظر گرفت که سود انجام این کار بر ضرر آن غلبه داشته باشد.

اثرات بیولوژیکی پرتوها: به دو دسته تقسیم می‌شوند:

۱- **Stochastic effects:** این آثار تابع قوانین و احتمالات هستند و هرچه میزان **dose** بالاتر رود، **احتمال** خطر بیش‌تری وجود خواهد داشت. **سرطان و اثرات ژنتیکی** آن جزو این دسته آثار هستند و **احتمال** ایجاد سرطان با افزایش رادیوگرافی افزایش می‌یابد. لازم به ذکر است که به این نوع سرطان که علاوه بر سرطانی است که به طور طبیعی در جامعه وجود دارد، **excess cancer** می‌گوییم. برای مثال در آمریکا از هر ۴ مرد، ۱ نفر و از هر ۶ زن یک نفر در اثر سرطان می‌میرند که این آمار مربوط به سرطانی است که به طور طبیعی در جامعه وجود دارد، اما با هر بار رادیوگرافی احتمال سرطان افزایش می‌یابد که به آن **excess cancer** گویند. پس در **stochastic effects** **آستانه‌ای وجود ندارد**. دوز صفر بی خطر است و هرچه از دوز صفر بالاتر برویم، احتمال اثرات بیولوژیکی افزایش می‌یابد.

۲- **Non-stochastic effects:** این آثار برخلاف آثار قبلی، **آستانه‌ای دارند** که اگر دوز، کم‌تر از این حد آستانه‌ای باشد، می‌توان به طور **حتم** در مورد اثرات بیولوژیکی قضاوت کرد؛ مثلاً اگر دوز رادیوگرافی کم‌تر از آستانه باشد، می‌توان به طور حتم گفت که فرد دچار عقیمی نمی‌شود. پس در این آثار اگر **dose** از آستانه کم‌تر باشد، **احتمال ایجاد اثری مشخص، صفر** است، ولی اگر **dose** از حد آستانه بیش‌تر شود، **شدت** بروز اثر افزایش می‌یابد (در **stochastic effects** با افزایش دوز، احتمال افزایش می‌یابد). در بعضی مراجع، اثرات غیر احتمالی را معادل اثرات قطعی دانسته‌اند که چندان صحیح نیست.

میزان دوز آستانه بالاست و در مقادیر کم‌تر از این دوز احتمال آسیب صفر است، برای مثال یک فرد اگر به تعداد زیاد نیز



رادیوگرافی انجام دهد، احتمال عقیم شدن برای او صفر است، ولی در فلوروسکوپی‌های طولانی یا رادیوتراپی که **dose** از حد آستانه نیز بالاتر است، احتمال رخ دادن عقیمی وجود دارد. شکل: A) non-stochastic effects, B) stochastic effects

آشکارسازی پرتوها: در بدن انسان سیستمی برای آشکارسازی پرتوهای یون‌ساز وجود ندارد. از این رو برای اندازه‌گیری میزان انرژی جذب‌شده در اثر تابش پرتو، از دستگاه‌هایی به نام دوزیمتر استفاده می‌کنیم. دستگاه‌های دوزیمتر به طور کلی در دو بخش مورد بررسی قرار می‌گیرند: دوزیمترهای فردی و محیطی.

۱- دوزیمترهای فردی: این دوزیمترها برای اندازه‌گیری میزان پرتوگیری پرتوکاران به کار می‌رود و به ناحیه‌ای از لباس آن‌ها نصب می‌شود. یک دوزیمتر فردی ایده‌آل باید این ویژگی‌ها را دارا باشد: ۱- پاسخ آن سریع و دقیق باشد. ۲- نوع پرتو را مشخص کند. ۳- کوچک و سبک باشد. ۴- به لحاظ اقتصادی مقرون به صرفه باشد. در واقع نمی‌توان دوزیمتری را یافت که همه‌ی خصوصیات فوق را داشته باشد، بنابراین بر حسب کاربرد، بهترین دوزیمتر را انتخاب می‌کنیم.



برخی از دوزیمترهای فردی عبارت‌اند از: فیلم بچ، TLD و دوزیمتر قلمی.

فیلم بچ: از یک قطعه فیلم تشکیل شده است که درون یک پوشش کاغذی قرار دارد و این پوشش کاغذی درون یک حفاظ پلاستیکی قرار می‌گیرد تا از نور محافظت شود. فیلم و حفاظ آن در قابی به نام بچ قرار می‌گیرد و بر روی لباس پرتوکاران نصب می‌شود. در واقع فیلم بچ یک دوزیمتر فتوگرافیک با فیلم عکاسی (امولسیون نقره برمید) می‌باشد. برخورد پرتوهای یون‌ساز به کریستال‌های نقره برمید موجب آزاد شدن نقره‌ی فلزی و تغییر رنگ فیلم پس از ظهور و ثبوت می‌شود که با توجه به میزان تیرگی

ایجادشده می‌توان دوز جذبی را اندازه‌گیری نمود. فیلترهایی از جنس آلومینیوم و کادمیوم برای تعیین نوع پرتو در این دستگاه وجود دارد، اما پرتو آلفا را نمی‌توان با این دستگاه آشکار کرد؛ زیرا این پرتو از پوشش ضد نور دستگاه عبور نمی‌کند. فیلم بچ‌ها باید هر ماه پردازش شوند؛ لذا مؤسساتی جهت پردازش فیلم‌ها و ارائه‌ی گزارش تأسیس شده‌اند.

مزایا: مقدار دوز جذبی را به تفکیک نوع پرتو مشخص می‌کند. هم‌چنین ارزان بوده و استفاده از آن آسان است.

معایب: بزرگ‌ترین عیب: امکان ارزیابی دوز جذبی در همان لحظه‌ی پرتوگیری وجود ندارد. پرتو آلفا را آشکار نمی‌کند.



TLD: در این نوع دوزیمتر از مواد دارای خاصیت ترمولومینسانس مانند بلور LiF

که عدد اتمی آن نزدیک به عدد اتمی بافت‌های بدن است استفاده می‌شود.

اثر ترمولومینسانس: در بعضی از کریستال‌ها به دلیل ناخالصی یا نقص‌های کریستالی، میان باند ظرفیت و تراز انرژی بالاتر از آن، سطوح مجاز انرژی جدیدی ایجاد می‌شود. اگر این کریستال تحت تابش قرار گیرد، الکترون ظرفیت آن، انرژی لازم برای رسیدن به تراز انرژی بالاتر (تراز اصلی) را دریافت می‌کند، اما در بازگشت، ممکن

است در یک تله میان دو تراز انرژی اصلی گیر کند. هرچه میزان پرتوگیری بیش‌تر باشد، تعداد الکترون‌های به‌دام‌افتاده هم بیش‌تر خواهد بود. اگر این کریستال را حرارت دهیم، الکترون‌های به‌دام‌افتاده انرژی لازم برای خارج شدن از تله و رفتن به تراز انرژی بالاتر را پیدا می‌کنند. این الکترون‌ها سپس در بازگشت از تراز انرژی بالاتر به تراز انرژی پایه، نور تابش می‌کنند. به این فرآیند ترمولومینسانس گفته می‌شود. از این خاصیت در دوزیمترهای TLD استفاده می‌شود. کریستال مورد نظر را پس از پرتوگیری تا دمای مناسب گرم می‌کنیم. سپس نور خروجی را اندازه‌گیری می‌کنیم. این نور که متناسب با دوز جذب شده توسط کریستال است به وسیله‌ی یک لامپ تقویت الکترونی به جریان الکتریکی تبدیل می‌شود.

در لامپ تقویت الکترونی، نور به صفحه‌ی فوتوکاتد برخورد می‌کند و باعث کنده‌شدن الکترون از سطح آن می‌شود. این الکترون تحت تأثیر پتانسیل مثبت اولین داینود، شتاب می‌گیرد و با سرعت به آن برخورد می‌کند و تعداد بیش‌تری الکترون را از

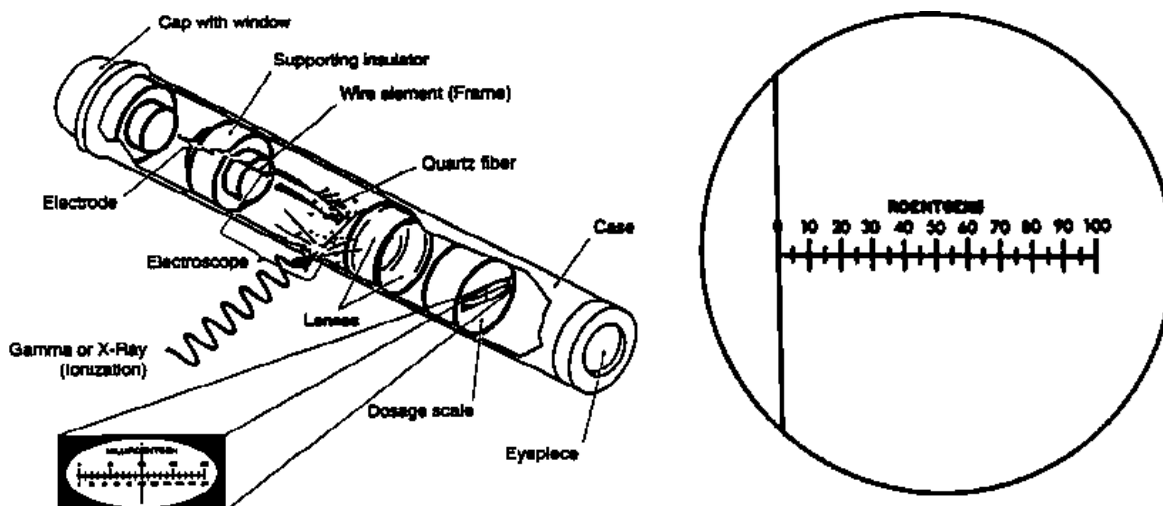
سطح آن جدا می‌کند. سپس این الکترون‌ها تحت تأثیر پتانسیل مثبت دومین داینود، شتاب گرفته و به آن برخورد می‌کنند و این عمل ادامه می‌یابد تا بهمنی از الکترون‌ها (و یک جریان الکتریکی نسبتاً زیاد) ایجاد شود.

مزایا: TLDها نسبت به فیلم بچ‌ها دقیق‌تر هستند. این دوزیمترها پس از حرارت دادن به وضعیت قبل از پرتوگیری برمی‌گردند و مجدداً قابل استفاده خواهند بود.

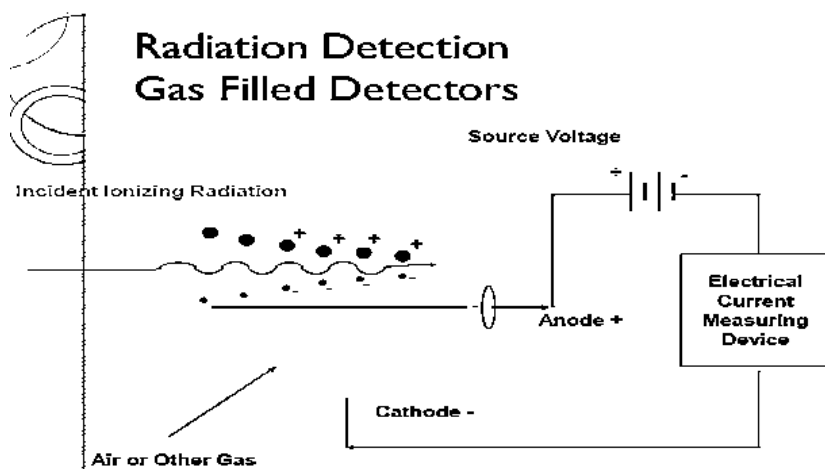
معایب: نمی‌توانند در همان زمان پرتوگیری، دوز جذب‌شده را نشان دهند و نسبت به فیلم بچ‌ها گران‌تر هستند.

دوزیمتر قلمی (Pen Dosimeter): نوعی اتاقلک یونیزاسیون است که در آن یک الکتروود مثبت و یک رشته‌ی کوارتز

(با بار مثبت) به دلیل دافعه‌ی الکتریکی در فاصله‌ی معینی از هم قرار گرفته‌اند. با تابش پرتو، میزان بار مثبت الکتروود کم می‌شود و در نتیجه‌ی کاهش نیروی دافعه‌ی الکتریکی، رشته‌ی کوارتز به الکتروود مثبت نزدیک‌تر می‌شود. این رشته بر روی خطی حرکت می‌کند که بر حسب واحدهای دوز جذبی مدرج شده است. از طریق یک عدسی می‌توان حرکت رشته‌ی کوارتز و در نتیجه میزان پرتوگیری را مشاهده کرد. بزرگ‌ترین **مزیت** دوزیمتر قلمی نسبت به فیلم بچ و TLD، امکان قرائت میزان دوز جذبی در همان لحظه‌ی پرتوگیری است. از این دوزیمتر می‌توان به طور مکرر استفاده کرد، اما قبل از استفاده باید دوز ثبت‌شده از اندازه‌گیری قبلی را حذف کرد. شکل: دوزیمتر قلمی.



۲- **دوزیمترهای محیطی:** برخی دوزیمترهای محیطی: اتاقلک یونیزاسیون، شمارشگر گایگر-مولر و سنتیلاتور.



Radiation Detection Gas Filled Detectors

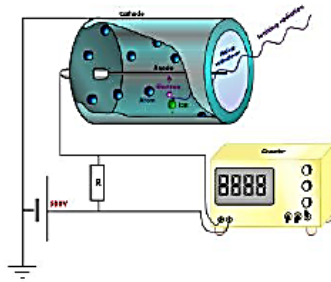
اتاقلک یونیزاسیون: نوعی دوزیمتر

گازی است که شامل دو الکتروود مثبت و منفی است که به عنوان یک خازن عمل می‌کنند. برخورد پرتو با گاز درون اتاقلک موجب یونیزاسیون مولکول‌های آن می‌شود. یون‌های ایجاد شده به سمت الکتروودهای مخالف خازن حرکت می‌کنند و باعث کاهش بار خازن و یا ایجاد جریان الکتریکی در مدار متصل به خازن می‌شوند. برای آگاهی از

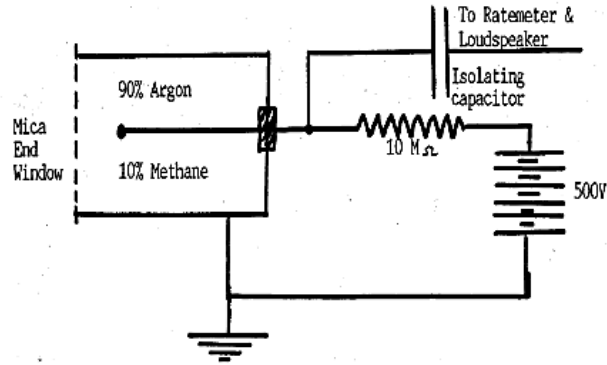
میزان دوز جذبی، کافی است میزان کاهش بار خازن و یا جریان الکتریکی تولیدشده در مدار خارجی را اندازه‌گیری کنیم.

شمارشگر گایگر-مولر: نوعی اتاقک یونیزاسیون است که در آن اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد بسیار بالاست، بنابراین حتی اگر تنها یک واقعه‌ی یون‌ساز رخ دهد، الکترون تولیدشده آن قدر انرژی دارد که با برخورد به اتم کناری، آن را یونیزه کند. در نتیجه‌ی این کار، یک الکترون به آبشاری از الکترون‌ها تبدیل می‌شود و جریان زیادی در مدار خارجی تولید می‌گردد. بنابراین حساسیت شمارشگر گایگر-مولر از اتاقک یونیزاسیون بیش‌تر است و در مواقعی کاربرد دارد که شدت پرتو کم باشد.

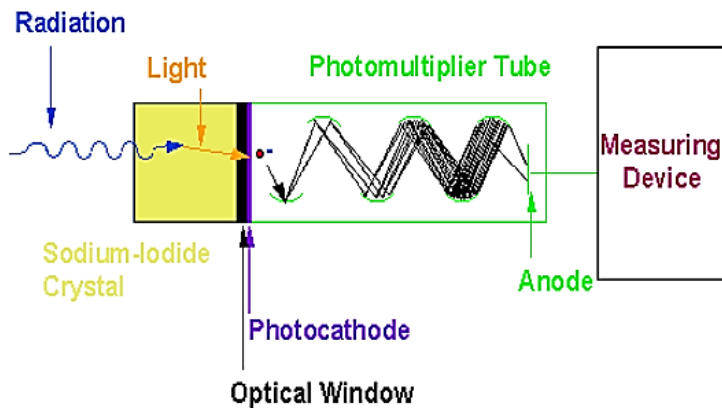
Geiger-Müller tube



The Geiger-Müller Tube



سنتیلاتور: در این دوزیمترها از موادی با خاصیت فلورسانس مانند بلور سدیم یدید استفاده می‌شود. الکترون‌های تراز ظرفیت در این مواد، پس از پرتوگیری به تراز انرژی بالاتر می‌روند، اما برخلاف TL، الکترون بدون نیاز به حرارت دادن به تراز انرژی پایه بازگشته و بلافاصله بعد از تابش پرتو، نور تولید می‌کند. بنابراین باید نور تولیدی در لحظه‌ی پرتوگیری را که



متناسب با دوز جذبی است، اندازه‌گیری کرد. این کار توسط لامپ تقویت الکترونی انجام می‌شود که نور تولیدشده را به یک جریان الکترونی تقویت‌شده تبدیل می‌کند. حساسیت این دوزیمترها بسیار بالاست. مزیت سنتیلاتورهای جامد به سنتیلاتورهای مایع و گاز این است که چون تعداد اتم‌های بیش‌تری سر راه پرتوها قرار می‌گیرند، کارایی سیستم هم به مراتب بیش‌تر خواهد بود.

پایان میان‌ترم فیزیک

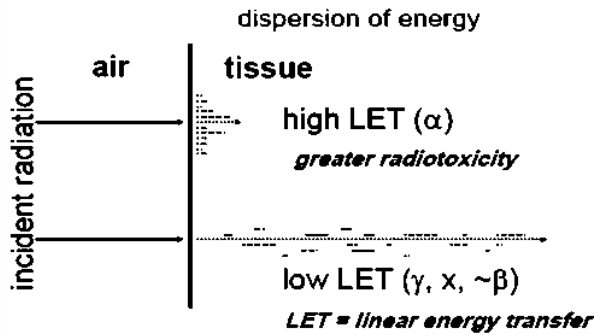
گزارش اشکالات: تلگرام @kfxray13

کانال نوای یار: @navayar

عشق بوزرید. ۲۸ تیر ۱۳۹۵



رادیوبیولوژی ۱

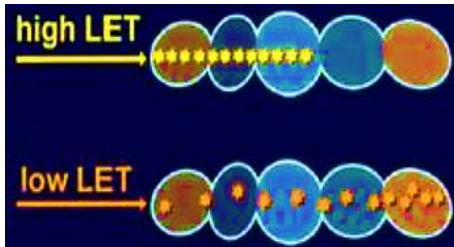


انتقال خطی انرژی (LET): مقدار انرژی انتقال یافته به محیط مادی در واحد طول مسیر پرتو را LET می‌گویند و واحد آن $\frac{keV}{\mu m}$ است. شکل: انتقال خطی انرژی. پرتوها از نظر میزان LET سه دسته‌اند:
 ۱- High LET: آلفا

۲- Low LET: گاما، بتا و X

۳- بینابینی: نوترون

شکل: مقایسه‌ی ازدست‌دادن انرژی در مواد با LET بالا و پایین.



پرتوهایی که LET پایینی دارند، انرژی خود را به تدریج و به صورت پراکنده در ماده برجامی‌گذارند؛ پس مسیر طولانی‌تری را در بافت طی می‌کنند و قدرت نفوذ بیشتری دارند. درحالی‌که پرتوهایی با LET بالا، انرژی خود را در فاصله‌ی کوتاهی از دست می‌دهند و متوقف می‌شوند؛ پس قدرت نفوذ کمی دارند. شکل: مقادیر LET برخی پرتوها.

Radiation	LET (keV/μm)
Cobalt-60 gamma radiation	0.2
250 keV X-radiation	2.0
10 MeV protons	4.7
150 MeV protons	0.5
2.5 MeV α particles	166

Relative Biological Effectiveness (RBE) (اثر بیولوژیک نسبی)

RBE برای یک پرتو خاص عبارت است از نسبت دوز پرتو ایکس 250 kVp (پرتو مرجع) به دوز پرتو مورد نظر که هر دو در محیط یکسان، اثر بیولوژیک یکسانی را ایجاد می‌کنند.

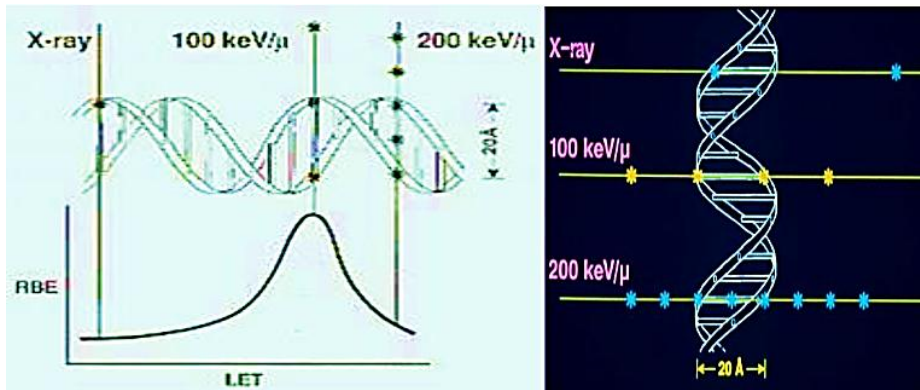
$$RBE = \frac{\text{دوز پرتو ایکس } 250 \text{ kVp (Gray)}}{\text{دوز پرتو مورد آزمایش (Gray)}}$$

در واقع RBE قابلیت نسبی پرتوهایی با LET مختلف را در ایجاد یک اثر بیولوژیک خاص شرح می‌دهد. هر چه اثر تخریبی پرتو بیش‌تر باشد، RBE آن بیش‌تر خواهد بود. پرتویی مثل آلفا یونش‌های متراکم ایجاد می‌کند و انرژی خود را در مسیر کوتاهی ازدست‌می‌دهد (LET بالا)، پس سلول‌هایی که در سر راه آن قرار گرفته‌اند بیش‌تر آسیب می‌بینند و احتمال تخریب هدف بحرانی (مثلاً DNA) در سلول بیش‌تر است (RBE بالا) اما پرتوهای X و گاما یونش‌های پراکنده ایجاد می‌کنند و انرژی خود را در یک مسیر طولانی ازدست‌می‌دهند (LET پایین) و احتمال آسیب‌دیدن کم‌تر است (RBE پایین). شکل: مقادیر RBE برخی پرتوها.

Radiation	RBE
X-rays	1
Gamma rays	1
Beta particles	1
Alpha particles (into the body)	10 to 20
Neutrons:	
For immediate radiation injury	1
For cataracts, leukemia and genetic changes	4 to 10

شکست‌های DNA: Double و Single strand break

strand break (DSB) شکست‌های تک‌نرده‌ای و دونرده‌ای DNA هستند. ترمیم شکست تک‌نرده‌ای راحت‌تر است؛ زیرا هنوز الگویی برای ترمیم آن وجود دارد. در شکست دونرده‌ای DNA از هم جدا می‌شود.



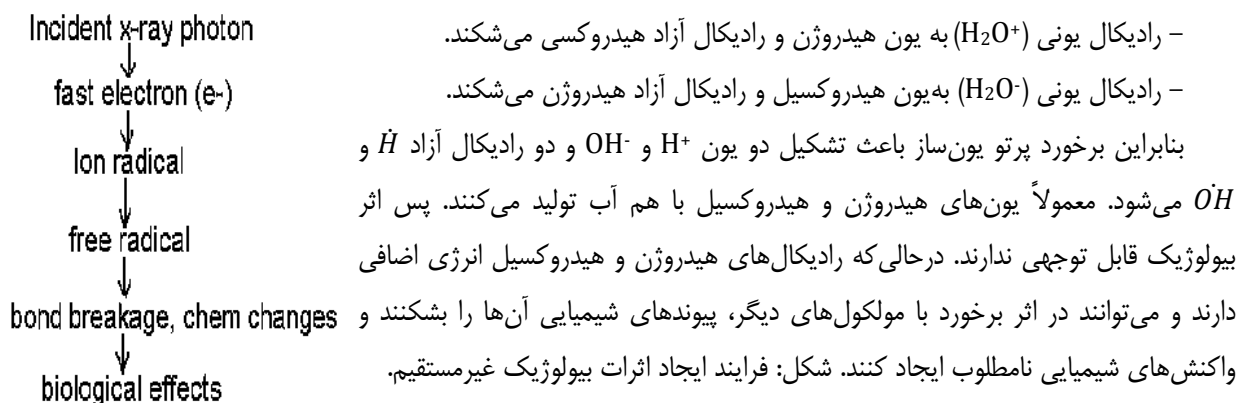
شکل، رابطه‌ی میزان اثرات نسبی بیولوژیک (RBE) را با LET پرتو نشان می‌دهد. پرتو X که LET پایینی دارد، نمی‌تواند شکست دهنده‌ای ایجاد کند؛ زیرا یونش‌های پراکنده ایجاد می‌کند و اگر روی یک نرده، توسط پرتو X یک یونش

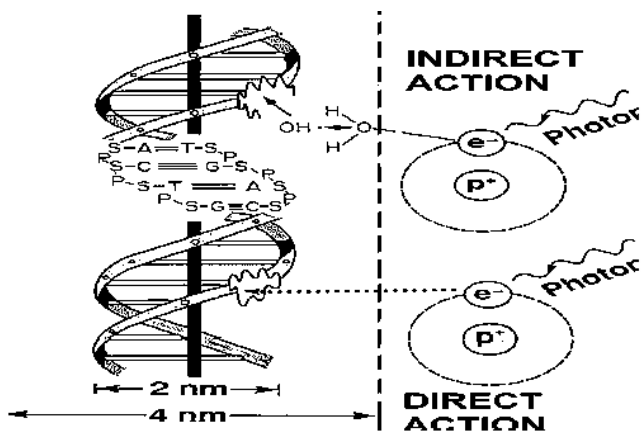
ایجاد شود، یونش بعدی فاصله‌ی زیادی دارد. پس اگر یک پرتو X روی یک نرده‌ی DNA ایجاد شکست کند، قطعاً نمی‌تواند روی نرده‌ی مقابلش ایجاد شکست کند. دو پرتو X می‌توانند در مقابل هم ایجاد شکست کنند که احتمال چنین واقعه‌ای به دلیل تعداد بسیار زیاد نوکلئوتیدها، بسیار ضعیف است. اما پرتو آلفا با $100 \frac{keV}{\mu m}$ می‌تواند ایجاد DSB کند؛ زیرا فاصله‌ی بین یونش‌های آن حدوداً برابر با فاصله‌ی بین دو نرده‌ی DNA است و دلیل وجود مرحله‌ی بالارو در نمودار بالا هم همین است.

در نمودار، بعد از مرحله‌ی بالارو، در محدوده‌ای، هرچه LET افزایش می‌یابد، RBE ثابت است و پس از آن کاهش می‌یابد که دلیل آن نسبی بودن مفهوم RBE است؛ چون نسبت به یک مرجع مقایسه می‌شود، مرحله‌ی پایین‌رو به وجود می‌آید. در نمودار به مرحله‌ی پایین‌رو، منطقه‌ی over kill (فوق کشنده) گفته می‌شود؛ زیرا اثرات بیولوژیک در آن منطقه بیش از چیزی است که برای تخریب مورد نیاز است.

آثار شیمیایی پرتوهای یون‌ساز: ناشی از ۲ نوع برخورد مستقیم و غیرمستقیم پرتو با بافت است. مبنای تقسیم بندی، بار الکتریکی است: باردار (مستقیم) و غیر باردار (غیر مستقیم). در برخورد مستقیم، پرتو مستقیماً موجب یونیزاسیون اتم‌های DNA می‌شود و ایجاد آسیب می‌کند. این نوع برخورد در اثر جذب انرژی از پرتوهای یون‌ساز با LET بالا صورت می‌گیرد. در برخورد غیر مستقیم، رادیکال‌های آزاد تولید می‌شوند که به طور غیرمستقیم ساختار مولکول‌های DNA را تغییر می‌دهند. رادیکال آزاد، اتم یا گروهی از اتم‌هاست که به دلیل داشتن تک الکترون جفت‌نشده میل ترکیبی زیادی دارند. از آن‌جاکه بیش‌تر مولکول‌های بدن را مولکول‌های آب تشکیل می‌دهند، انتظار می‌رود که بیش‌تر رادیکال‌های آزاد، محصول یونیزاسیون مولکول‌های آب (رادیکال‌های آب) باشند. برخورد غیرمستقیم بیش‌تر در اثر برخورد پرتوهایی با LET پایین رخ می‌دهد.

از برخورد پرتو با مولکول آب، یک جفت یون شامل مولکول آب یک بار یونیده (رادیکال یونی H_2O^+) و یک الکترون حاصل می‌شود. پس از تشکیل این یون‌ها ممکن است H_2O^+ مجدداً با الکترون ترکیب شود و مولکول آب را ایجاد کند که در این صورت آسیب بیولوژیکی رخ نمی‌دهد، اما ممکن است الکترون تولیدشده به یک مولکول آب دیگر ببیند و تولید یک مولکول آب با بار منفی کند (H_2O^-). مولکول‌های + و - آب بسیار ناپایدارند و می‌توانند به مولکول‌های کوچک‌تر بشکنند:





محصول دیگر رادیولیز آب، پراکسید هیدروژن (H_2O_2) است که ماده‌ای سمی می باشد و از ترکیب دو رادیکال هیدروکسیل تولید می‌شود. شکل: عملکرد مستقیم و غیرمستقیم پرتوهای یون‌ساز. در شکل، ۴ nm تعیین شده نشان‌دهنده‌ی این است که چون طول عمر رادیکال آزاد کم است، اگر خارج از این محدوده ایجاد شود، تأثیری ندارد. بعضی از پرتوها اصلاً اثر غیرمستقیم ندارند (مثل آلفا که

LET زیادی دارد). پرتوهایی که LET کم‌تری دارند، $\frac{2}{3}$ اثرات آن‌ها غیرمستقیم است.

سرنوشت سلول آسیب‌دیده: ۱- مرگ سلول (اختلال در یک ناحیه از بدن مثل زخم) و ۲- آسیب DNA، که یا

برطرف می‌شود یا برطرف نمی‌شود (مانند سرطان).

Ld 50.60 (Lettal dose 50.60): دوزی که باید به افراد داده شود که ۵۰٪ آن‌ها ظرف ۶۰ روز تلف شوند.

دوز کشنده‌ی پرتو برای انسان: ۴ گری. هر گری یک ژول بر کیلوگرم است؛ بنابراین ۴ گری می‌شود ۴ ژول بر

کیلوگرم. در یک انسان ۷۰ کیلوگرمی میزان انرژی که انتقال می‌یابد ۲۸۰ ژول است؛ یعنی حدود ۷۰ کالری که انرژی کمی است که حتی با یک لیوان چای و قهوه تأمین می‌شود. دلیل این که این میزان انرژی کم می‌تواند باعث مرگ و میر ۵۰٪ افراد شود را باید در سرنوشت یک فوتون X جست‌وجو کنیم. برخورد فوتون سبب ایجاد یک fast electron شده (یونش). این الکترون می‌تواند اثرات مستقیم یا غیرمستقیم بیولوژیک را ایجاد کند.

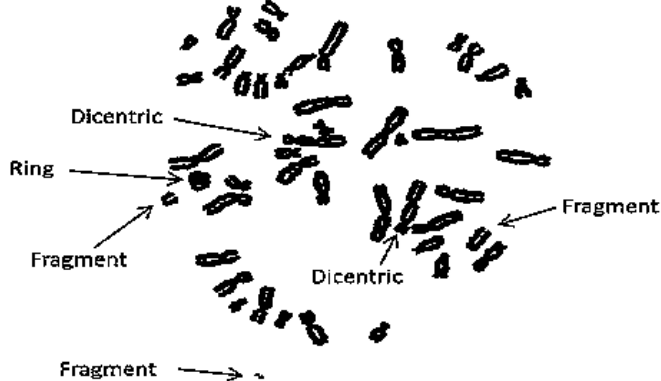
Radioprotectors: عواملی هستند که می‌توانند بدن موجود زنده را در مقابل Radiation محافظت کنند.

در اثر غیرمستقیم می‌توان از حساس‌کننده‌ها استفاده کرد؛ مثلاً موادی داشته باشیم که در سلول‌های سرطانی جایگزین شوند و حساسیت پرتویی را بالا ببرند؛ یا حساسیت را در سلول‌های سالم کم کنند.

؟ سؤال: چرا می‌توان اثر پرتوهایی مثل پرتو X که دو سوم اثرات آن‌ها غیرمستقیم است را تغییر داد؟ پاسخ: روی رادیکال آزاد تأثیر می‌گذاریم. عواملی هستند که جاروبگر رادیکال آزاد هستند که با آن‌ها تأثیر رادیکال آزاد کم می‌شود یا مثلاً اکسیژن یک حساس‌کننده (Sensitiser) است که طول عمر رادیکال‌های آزاد را زیاد می‌کند. پس عوامل آنتی‌اکسیدان (مثل ویتامین C) می‌توانند مقاوم‌ساز پرتویی باشند. حال به بررسی انواع آسیب‌های کروموزومی و عوامل مؤثر در آن‌ها می‌پردازیم:

آسیب‌های کروموزومی: یکی از آثار پرتوهای یون‌ساز آسیب‌های کروموزومی می‌باشد که برای تشخیص آن‌ها از

سلول‌ها کاربوتیپ می‌گیرند. سپس کروموزوم‌ها را فیکس و رنگ‌آمیزی کرده و زیر میکروسکوپ بررسی می‌کنند. انواع این آسیب‌ها: ۱- chromatid break: فقط یکی از کروماتیدهای خواهری دچار شکست شده است؛ پس پرتوگیری در انتهای S یا در G₂ بوده است. ۲- chromosome break: هر دو کروماتید خواهری دچار شکست شده‌اند، پس پرتوگیری در مرحله‌ی G₁

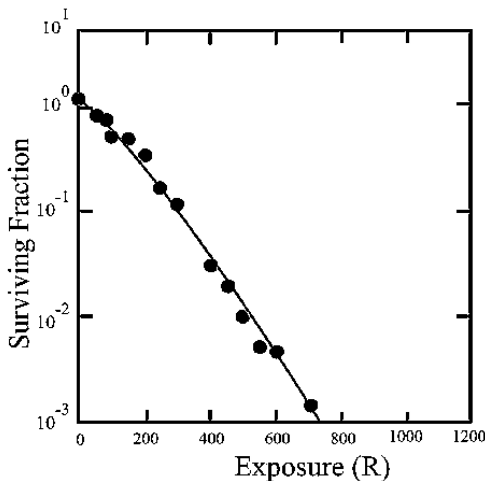


اتفاق افتاده است. شکل: انواع آسیب‌های کروموزومی. کروموزوم‌های dicentric دو سانترومر دارند که علت این پدیده چسبناک‌بودن قطعات حاصل از شکستگی کروموزوم‌ها و اتصال آن‌ها به هم است. در آسیب dicentric، به ازای هر آسیب، یک کروموزوم کم می‌شود.

عوامل اثرگذار بر روی شدت آسیب‌های ناشی از پرتوگیری: ۱- میزان انرژی دریافتی توسط سلول‌ها. ۲- آهنگ دوز: هرچه دوز در زمان طولانی‌تری داده شود اثر کم‌تری خواهد داشت؛ زیرا سلول‌ها فرصت بیشتری برای ترمیم خود در اختیار دارند. ۳- نوع پرتو LET, W_R. ۴- میزان اکسیژن. ۵- محافظت‌کننده‌های پرتویی و حساس‌کننده‌های پرتویی (radioprotectors, radiosensitizers). ۶- سرعت تقسیم سلول: با افزایش سرعت تقسیم حساسیت پرتویی هم افزایش می‌یابد؛ مثلاً سلول‌های عصبی و ماهیچه‌ای مقاومت پرتویی بالایی دارند. استثناً: لنفوسیت‌ها که تقسیم نمی‌شوند، اما بیش‌ترین حساسیت را دارند. ۷- میزان تمایز سلول: سلول‌هایی که تمایز یافته‌ترند مقاومت پرتویی بیشتری دارند. ۸- سن: بیش‌ترین حساسیت پرتویی در دوران جنینی دیده می‌شود، سپس با افزایش سن از میزان حساسیت کاسته شده ولی در هنگام پیری دوباره افزایش می‌یابد. ۹- جنسیت: زنان در مقابل پرتوها مقاوم‌ترند. ۱۰- نوع گونه‌ی جاندار: مثلاً لاک‌پشت مقبوضت پرتویی بالایی دارد (بیش‌ترین مقاومت پرتویی در میکروارگانیسم‌ها دیده می‌شود؛ به گونه‌ای که یک میکروارگانیسم به نام داینوکوکوس رادیوگراس، در کتاب رکوردهای گینس ثبت شده که با دوز ۱۵۰۰۰ گری باز هم ۳۷٪ آنها زنده می‌مانند!).

قانون برگونی-ترباندو: طبق این قانون سلول‌هایی حساسیت پرتویی زیادی دارند که: ۱- سرعت تقسیم زیادی

داشته باشند. ۲- تمایز کم‌تری یافته باشند. ۳- دارای آینده‌ی میتوزی طولانی باشند.

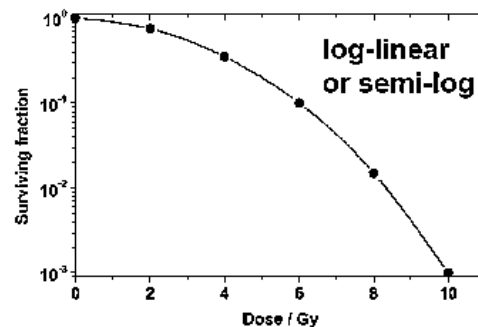
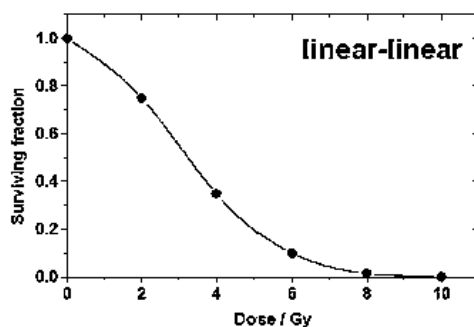
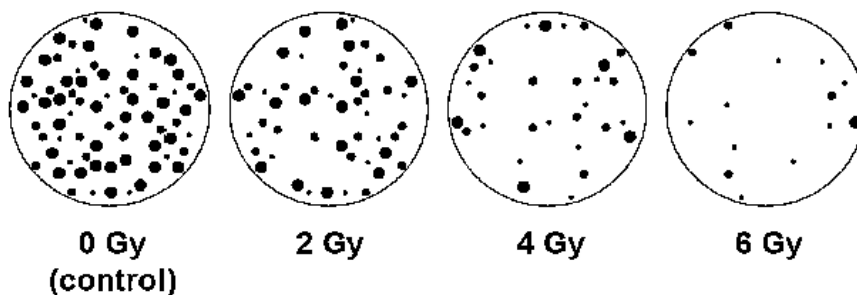


منحنی‌های بقا: برای به‌دست‌آوردن این منحنی‌ها میکروارگانیسم مورد

نظر را روی محیط کشت انتقال داده و آن‌ها را داخل آنکوباتور قرار می‌دهیم تا شرایط برای رشد آن‌ها فراهم باشد. میکروارگانیسم‌ها رشد کرده و کلنی‌هایی را ایجاد می‌کنند. اکنون می‌توانیم با استفاده از این رابطه بازده کشت را به دست آوریم: $PE = \frac{\text{تعداد کلنی ایجادشده}}{\text{تعداد کلنی کشت شده}} \times 100$. سپس سلول‌ها را با دوزهای مختلف پرتو می‌دهیم و Survival Fraction (SF) را به دست می‌آوریم:

$$SF = \frac{\text{تعداد کلنی شمرده شده پس از پرتوگیری}}{\text{تعداد سلول کشت شده}} \times \frac{100}{PE}$$

حال با استفاده از SFهای به‌دست‌آمده منحنی‌های بقا را رسم می‌کنیم (شکل‌ها):



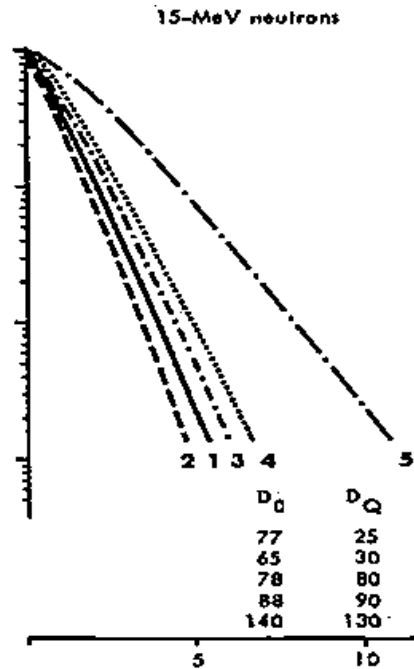
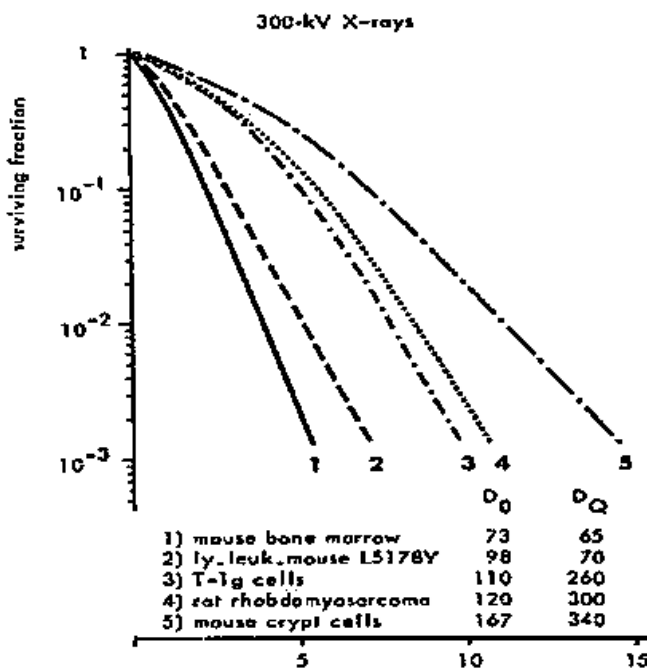
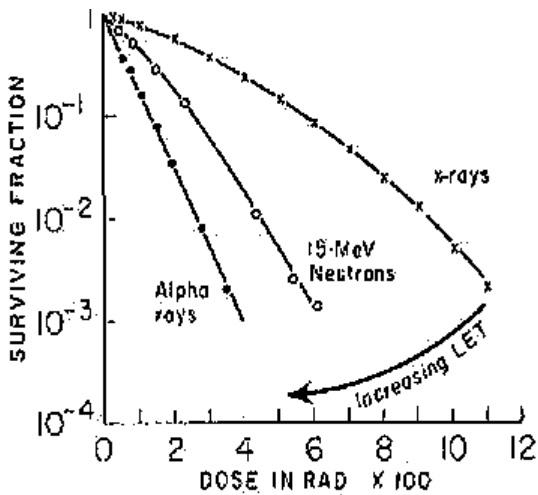
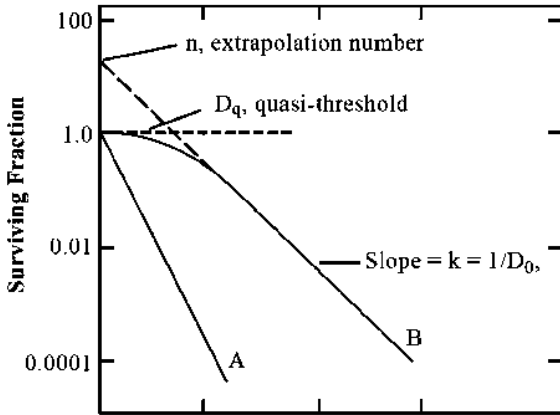
در بسیاری از موارد که از پرتوهای low LET استفاده می‌شود، منحنی بقا دارای یک شانه است. شانه منطقه‌ای از نمودار است که در آن دوز افزایش می‌یابد، اما مرگ و میر ناچیزی رخ می‌دهد؛ بنابراین هرچه شانه‌ی منحنی عریض‌تر باشد توان ترمیم ضایعات در آن سیستم بیولوژیک بیشتر است. در این منحنی‌ها پس از پایان شانه به یک منطقه‌ی خطی می‌رسیم.

سه ویژگی اصلی منحنی‌های بقا:

- ۱- اگر منطقه‌ی خطی را امتداد دهیم تا محور عمودی را قطع کند، عدد برون‌یابی (extrapolation number) به دست می‌آید (n).
- ۲- هرچه شیب (slope) منحنی بیش‌تر باشد، سلول‌ها حساسیت پرتویی بیش‌تری دارند؛ یعنی با دوز کم‌تری به SF مورد نظر می‌رسند (Slope = k).
- ۳- از روی محور عمودی از منطقه‌ی بقای ۱۰۰ درصدی یک خط موازی محور افقی رسم می‌کنیم، هرجایی که منحنی را قطع کند دوز آستانه‌ی تقریبی (quasi threshold) به دست می‌آید (Dq). هرچه شانه‌ی منحنی عریض‌تر باشد، دوز آستانه‌ی تقریبی هم بیش‌تر است.

$$\ln n = \frac{D_q}{D_{not}}$$

شکل وسط: منحنی‌های بقا برای پرتوهای با LET متفاوت. شیب منحنی پرتوهای High LET بیش‌تر است، اما شانه‌ی کوچک‌تری دارند. همان‌گونه که در شکل پایین صفحه می‌بینید حساس‌ترین سلول نسبت به پرتو X الزاماً نسبت به نوترون هم حساس‌ترین نخواهد بود. شکل پایین: منحنی‌های بقا برای سلول‌های متفاوت.



D_{not} (یا D_0 یا D_{37}) یا دوز کشندهی متوسط:

مقدار دوزی است که در اثر آن به هر سلول یک آسیب وارد می‌شود، اما با این وجود ۳۷٪ سلول‌ها زنده می‌مانند.

فرضیه‌ی single target:

طبق این فرضیه در سلول‌ها تنها یک هدف بحرانی وجود دارد و اگر آن هدف بحرانی حتی یک آسیب ببیند موجب مرگ

سلول می‌شود. میزان بقای سلول‌ها در این مدل با رابطه‌ی زیر به دست می‌آید (D_{37} : دوز کشندهی متوسط، D : دوز تأیید شده):

$$SF = e^{\frac{-D}{D_{37}}}$$

رادیوبیولوژی ۲

مقدمه‌ای بر رادیوتراپی: آرمان اصلی در علم رادیوتراپی یا پرتودرمانی این است که بتوانیم تمام دوز پرتو استفاده شده را بر روی سلول‌های سرطانی یا سلول‌های موجود در تومور متمرکز کنیم و به سلول‌های سالم اطراف هیچ آسیبی وارد نشود، اما متأسفانه رسیدن به بازده ۱۰۰٪ در این زمینه تاکنون محقق نشده است؛ زیرا در هنگام رادیوتراپی با فوتون، قسمت عمده‌ای از دوز تابیده شده جذب نواحی سالم سطحی می‌گردد. مثال ساده‌ای که در این زمینه می‌توان زد پخت یک تکه گوشت در یک اجاق دارای element حرارتی است. در این حالت ممکن است دمای سطح گوشت به حدی افزایش پیدا کند که بافت روی سطح آن بسوزد، اما وسط آن هنوز خام مانده باشد. در ابتدا به بررسی تعاریف چند مفهوم ابتدایی در رادیوتراپی می‌پردازیم:

دوز کشنده‌ی متوسط: دوز کشنده‌ی متوسط دوزی از پرتو مورد نظر است که برای هر سلول یک آسیب ایجاد می‌کند ولی ۳۷ درصد از سلول‌ها زنده می‌مانند که آن را با D_0 یا D_{37} نشان می‌دهند.

رابطه‌ی بقای سلول‌ها: با داشتن دوز تابیده شده از پرتو مورد نظر و دوز کشنده‌ی متوسط همان پرتو می‌توان میزان

$$N = N_0 e^{-\frac{D}{D_{37}}}$$

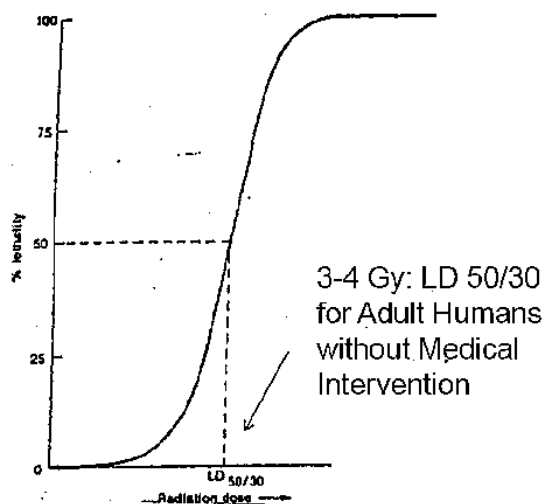
بقای سلول‌ها را مورد بررسی قرار داد؛ با استفاده از این فرمول:

N_0 تعداد سلول‌های اولیه و N تعداد سلول‌های سالم باقی‌مانده پس از دریافت دوزی معادل با D می‌باشد.

تابش پرتوهای یون‌ساز بر موجودات زنده با آثاری همراه خواهد بود که برای نمایش آن‌ها از منحنی‌های پاسخ-دوز استفاده می‌گردد، که در ادامه دو نوع از این منحنی‌ها را بررسی می‌کنیم:

نمودار پاسخ دوز ایجاد آسیب‌های قطعی (deterministic effects): نموداری است که مرگ مستقیم

سلول‌ها را در اثر پرتوگیری نشان می‌دهد و آسیب‌های احتمالی یا همان stochastic effects را در بر ندارد؛ مثلاً سرطانی شدن سلول‌ها و مرگ بعدی آن‌ها در اثر سرطان را در این‌جا در نظر نمی‌گیریم (نکته‌ی مهم دیگری که در ارتباط با این نمودار قابل ذکر است این است که نمودار یادشده دارای یک «آستانه‌ی دوز» (threshold dose) است؛ یعنی در کم‌تر از یک دوز مشخص هیچ مرگی به صورت مستقیم توسط پرتوگیری رخ نمی‌دهد؛ مثلاً انتظار نداریم که کسی حتی اگر ده بار هم



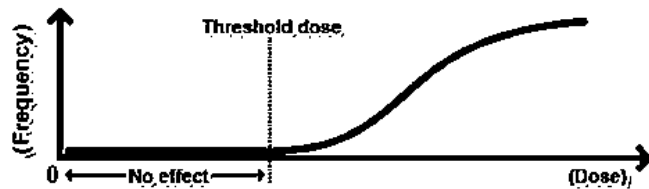
رادیوگرافی انجام دهد، در اثر radiation بمیرد. البته ممکن است این فرد به واسطه‌ی radiation ناشی از رادیوگرافی دچار سرطان گردد و بمیرد، اما به‌هرحال radiation نمی‌تواند در دوزهای کم مستقیماً باعث مرگ شود. همچنین به یاد داشته باشید که در این نمودار ارتباط بین دوز و اثر از نوع سیگموئیدی می‌باشد؛ یعنی مثلاً برای رسیدن به مرگ صد درصدی دوز بسیار بالایی از پرتو لازم است، چون می‌رسیم به منطقه‌ای از نمودار که شیب منحنی بسیار کم است. علت مشاهده‌ی چنین نموداری این است که جمعیت بسیار کمی از سلول‌ها نسبت به این پرتوها بسیار حساس هستند و با دوزهای کم

حذف می‌شوند و جمعیت کم دیگری هم هست که بسیار مقاوم‌اند و از بین رفتن آن‌ها نیازمند دوزهای بالایی است، اما جمعیت عمده‌ی سلول‌ها آن‌هایی هستند که با دوزهای متوسط دچار مرگ و میر می‌گردند. شکل: نمودار پاسخ-دوز آسیب‌های قطعی. در ضمن به خاطر داشته باشید با توجه به شکل، در صورت مداخله‌ی پزشکی می‌توان $Ld 50.30$ را افزایش داد؛ مثلاً با استفاده از جاروگرهای رادیکال آزاد (Free radical scavengers) در هنگام پرتوگیری می‌توان آثار پرتوگیری را بسیار کاهش داد یا حتی بعد از پرتوگیری هم می‌توان با مصرف مواد خاصی به نام radiation mitigator صدمات ناشی از radiation را به حداقل رساند؛ مثل ویتامین C. اقدام دیگری که برای این افراد می‌توان انجام داد ایزولاسیون معکوس یا reverse isolation می‌باشد؛ یعنی آب، غذا، هوا و ... مربوط به این افراد را استریل کنیم زیرا سیستم ایمنی آن‌ها در اثر پرتوگیری تضعیف شده است و این افراد مستعد عفونت توسط میکروارگانیسم‌هایی هستند که برای افراد سالم و طبیعی بیماری‌زا نیستند (این نوع ایزولاسیون با ایزولاسیون مستقیم که مثلاً در ارتباط با بیماران سل استفاده می‌شود، تفاوت دارد). از جمله‌ی سایر اقداماتی که در ارتباط با این افراد انجام می‌شود می‌توان پیوند مغز استخوان، تعویض خون و ... را نام برد.

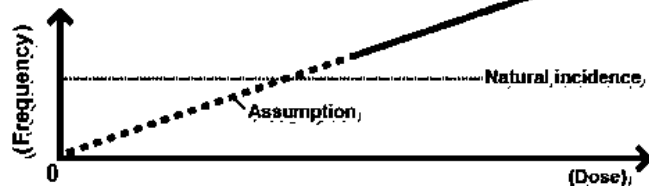
منحنی پاسخ-دوز برای سرطان (stochastic effects): مدلی که امروزه در سطح بین‌المللی برای تأثیرات

radiation در ارتباط با ایجاد سرطان استفاده می‌شود، از نوع خطی غیرآستانه‌ای است (مدل Linear non-threshold).

Deterministic effects (hair loss, cataract, etc.)



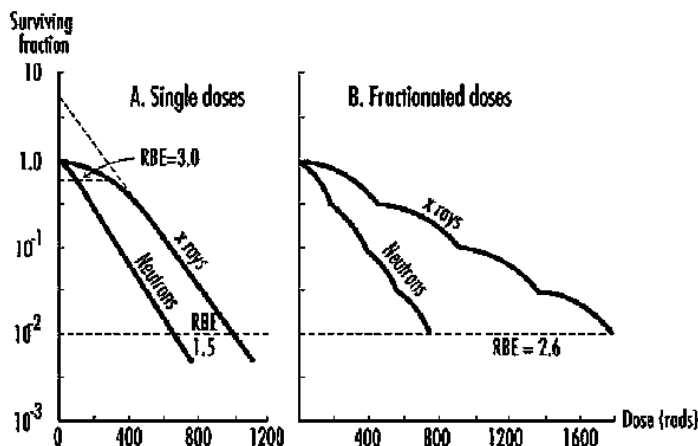
Stochastic effects (leukemia, etc.)



طبق این مدل تنها دوزی که خطری به همراه ندارد، دوز صفر می‌باشد و همین که دوز از صفر بیشتر شود، تأثیر آن را مشاهده خواهیم نمود و با افزایش دوز به همان نسبت احتمال بروز اثر هم بیشتر خواهد شد. طبق این مدل حتی اگر فردی یکبار هم رادیوگرافی انجام دهد، احتمال ابتلای وی به سرطان وجود دارد، اما این احتمال بسیار کم است به گونه‌ای که مثلاً احتمال ابتلا به سرطان بعد از انجام یک radiography از قفسه‌ی سینه 10^{-6}

می‌باشد که عدد خیلی بالایی نیست؛ چون مثلاً در آمریکا از هر چهار مرد یک نفر در نهایت در اثر سرطان می‌میرد (البته این آمار مربوط به پایان عمر افراد می‌باشد و آمار سرطان در سنین پایین بسیار کم‌تر است). شکل: انواع منحنی‌های پاسخ-دوز.

در رادیوتراپی معمولاً تمامی دوز در یک جلسه به بیمار داده نمی‌شود، بلکه در جلسات متعدد بیمار تحت درمان قرار می‌گیرد. همان طور که در شکل می‌بینید RBE در یک جلسه درمان و سه جلسه درمان برابر نمی‌باشد؛ یعنی اثر بیولوژیک نسبی پرتو در سه جلسه درمان افزایش یافته؛ زیرا شانه‌ی منحنی در هر جلسه درمان تکرار می‌شود و چون شانه‌ی منحنی نوترون کوچک‌تر است، با انجام جلسات درمانی متعدد به مرور



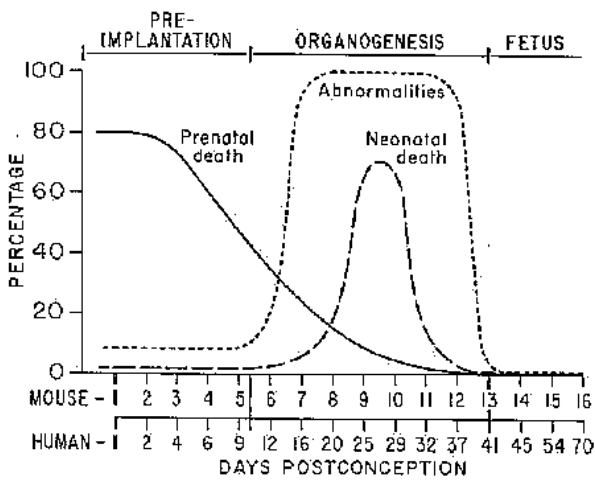
Source: Hall 1994.

زمان فاصله‌ی منحنی نوترون از X افزایش می‌یابد و در نتیجه اثر نسبی نوترون نسبت به پرتو X بیشتر می‌شود (یادآوری: RBE نسبت دوزی از پرتو ایکس 250 kVp به دوزی از پرتو مورد نظر (در این جا نوترون) است که هر دو یک اثر مشخص را ایجاد کنند؛ مثلاً در شکل رسیدن به بقای ۱٪ پایه‌ای برای محاسبه‌ی RBE در نظر گرفته شده است).

پس در نهایت می‌توان گفت علت Fractionation یا تقطیع دوز این است که با افزایش تعداد جلسات درمان، سلول‌های سالم آسیب کم‌تری می‌بینند؛ زیرا سلول‌های سالم به دلیل سرعت تقسیم کمتر (و در نتیجه چرخه‌های سلولی طولانی‌تر) فرصت بیشتری برای ترمیم در اختیار دارند و بعد از هر جلسه درمان می‌توانند تا حدودی ترمیم یابند، اما سلول‌های تومور به علت تقسیم سریع‌تر فرصت چندانی برای ترمیم در اختیار ندارند.

تأثیر radiation بر جنین: به دو عامل اساسی بستگی دارد: ۱- میزان دوز پرتوی مورد نظر و ۲- مرحله‌ای (stage) که جنین در هنگام پرتوگیری در آن قرار دارد.

در رادیوتراپی دوران بارداری را معمولاً به سه مرحله تقسیم‌بندی می‌کنند: ۱- مرحله‌ی preimplantation که هنوز تخمک لقاح‌یافته جایگزین نشده. ۲- مرحله‌ی main organogenesis یا اندام‌زایی اصلی. ۳- مرحله‌ی Fetus یا جنین.



1. Preimplantation → 0 - 9 days (in humans)
2. Organogenesis → 10 days - 6 weeks
3. Fetal Period → 6 weeks to term

در preimplantation الگوی تأثیر radiation بر رویان از نوع all or none است؛ یعنی یا رویان آسیب می‌بیند و سقط می‌شود یا آسیبی نمی‌بیند و به رشد طبیعی خود ادامه می‌دهد؛ چون در این مرحله سلول‌ها هنوز تمایز پیدا نکرده‌اند. در main organogenesis که از حدود روز ۱۰ شروع می‌شود و در روز ۴۰ پایان می‌یابد، سلول‌ها تمایز یافته‌اند و احتمال بروز abnormality بسیار بالاست. این دوره زمان بسیار حساس و خطرناکی برای پرتوگیری محسوب می‌شود. در مرحله‌ی Fetus ارگان‌ها شکل گرفته‌اند و فقط شاهد رشد فیزیکی آن‌ها هستیم؛ بنابراین انتظار نداریم در صورت پرتوگیری abnormality زیادی ایجاد شود، اما به هر حال

احتمال mental retardation یا عقب‌ماندگی ذهنی و growth retardation یا عقب‌ماندگی رشدی در این مرحله وجود دارد. شکل: احتمال آسیب به فرزند در مراحل مختلف بارداری.

بنابراین کم‌خطرترین مرحله برای پرتوگیری مرحله‌ی preimplantation می‌باشد. در گذشته قانونی وجود داشت به نام قانون ده روز یا ten days rule که طبق این قانون خانم‌هایی که در سن باروری هستند برای رادیوگرافی‌های غیر اورژانسی (elective) بهتر است در ۱۰ روز اول پس از شروع menstruation مراجعه‌کنند؛ زیرا در این زمان با اطمینان می‌توان گفت که فرد مورد نظر باردار نیست (زیرا تخمک‌گذاری در حدود روز ۱۴ صورت می‌گیرد). اما بعداً با تجدیدنظری که صورت گرفت، این قانون به قانون ۲۲ روز تبدیل شد؛ زیرا احتمال بروز abnormality در مرحله‌ی preimplantation نیز بسیار کم است.

حال به بررسی انواع سندروم‌های ناشی از قرارگیری در معرض تشعشع می‌پردازیم:

Acute radiation syndrome یا اثرات حاد تشعشع: این اثرات در دوزهای کم مثل رادیوگرافی، فلوروسکوپی و ... اصلاً مطرح نیستند؛ بنابراین حتی اگر کسی ۵۰ بار هم رادیوگرافی کند به جز بالا رفتن شانس سرطان و افزایش احتمال ایجاد عوارض در فرزندان وی، خطر دیگری برای او نخواهد داشت. اطلاعاتی که ما درباره‌ی این عوارض داریم بیش‌تر مربوط به بازماندگان حوادث اتمی (مثل بمب‌های اتمی) می‌باشد؛ یعنی کسانی که حدود چند gray پرتوگیری داشته‌اند. البته در رادیوتراپی هم دوزهای در حد چند گری دیده می‌شود. این افراد یک‌سری عوارض زودرس تشعشعی نشان خواهند داد. Prodrional radiation syndrome یا سندرم تشعشعی زودرس معمولاً سه علامت واضح دارد: تهوع (nausea)، استفراغ

(vomiting) و اسهال (diarrhea). البته موارد دیگری همچون anorexia (بی‌اشتهایی) و خستگی زودرس نیز در این افراد دیده می‌شود. این عوارض خود به خود بعد از گذشت مدتی فروکش می‌کنند و فرد احساس می‌کند که بهبود یافته است، اما در حقیقت این فرد وارد مرحله‌ی نهفته‌ای (Latent) شده که بعد از آن عوارض اصلی بروز خواهند کرد. علت این پدیده این است که وقتی سلول‌های حساسی همچون سلول‌های مغز استخوان و طحال تابش ببینند، از بین می‌روند ولی سلول‌های بالغ خونی همچنان باقی می‌مانند؛ بنابراین زمانی که عمر سلول‌های بالغ به پایان برسد این افراد با مشکلاتی همچون تضعیف سیستم ایمنی و عفونت‌های ناشی از آن، خون‌ریزی ناشی از کمبود پلاکت و کم‌خونی روبه‌رو خواهند شد.

سندروم مراکز خون‌ساز: در ارتباط با این سندروم بایستی گفت که hematopoietic syndrome عامل مرگ کسانی است که ۱۰ - ۲۰ گری تابش دریافت کرده‌باشند. همان‌طور که در بخش قبلی نیز اشاره کردیم پرتوهای یون‌ساز باعث ایجاد آسیب‌های جدی در مراکز خون‌سازی بدن می‌گردند؛ در نتیجه علائم این سندروم بروز می‌کنند. از جمله‌ی نشانه‌های سندروم خونی ناشی از پرتوگیری موارد زیر را می‌توان نام برد: chill یا لرز، Fatigue یا خستگی، hemorrage یا خون‌ریزی، ulceration یا زخم، infection یا عفونت، anemia یا کم‌خونی، عوارض گفته‌شده در ظرف مدت کوتاهی (مثلاً چند هفته) بروز خواهند کرد و منجر به مرگ خواهند شد. البته ناگفته نماند که با استفاده از مداخلات پزشکی (مثل پیوند مغز استخوان) می‌توان شانس زنده ماندن این افراد را افزایش داد، اما متأسفانه در دوزهای بیش‌تر از ده گری دیگر medical intervention هم کاری از پیش نخواهد برد.

سندرم دستگاه گوارش (Gastrointestinal syndrome (GIS): این سندروم در دوزهای بین ۱۰ تا ۵۰ گری دیده می‌شود که نسبت به سندرم قبلی در مدت زمان کوتاه‌تری باعث مرگ می‌شود؛ مثلاً در عرض یک هفته سلول‌های بنیادی مسئول ساخت پرزهای روده به شدت آسیب می‌بینند، در نتیجه تا زمانی که سلول‌های بالغ پوششی هنوز زنده هستند مشکل خاصی به وجود نمی‌آید، اما با به پایان رسیدن عمر آن‌ها روده به تدریج از پرزها تهی می‌گردد و جذب آب و مواد غذایی به شدت اختلال پیدا می‌کند و عوارض این سندرم بروز می‌کنند؛ شامل: nausea, vomiting, prolonged diarrhea (به خاطر اختلال در جذب آب)، dehydration, loss of weight (به خاطر اختلال در جذب مواد غذایی)، complete exhaustion یا فرسودگی کامل و در نهایت مرگ.

همچنین نکته‌ی دیگری که در این سندرم حائز اهمیت است این است که میکروارگانسیم‌های موجود در دستگاه گوارش نیز به علت از میان رفتن پوشش اپی‌تلیالی این نواحی می‌توانند وارد خون گردند و منجر به عفونت‌های شدید (septicemia یا sepsis) و در نهایت مرگ شوند.

سندرم دستگاه عصبی مرکزی (cerebrovascular syndrome): (شدیدترین سندروم) این سندروم در دوزهای بیش از ۵۰ گری بروز می‌کند. در این زمان دوز تابش به حدی رسیده است که می‌تواند بر روی نفوذپذیری عروق تأثیر بگذارد و منجر به افزایش فشار مغزی (intracranial pressure) گردد. با بالا رفتن فشار مغزی فرد در عرض چند ساعت به کما رفته و می‌میرد. نشانه‌های این سندرم: disorientation یا عدم هوشیاری، severe nausea and vomiting within minutes of exposure, respiratory distress, loss of muscular co-ordination و death.

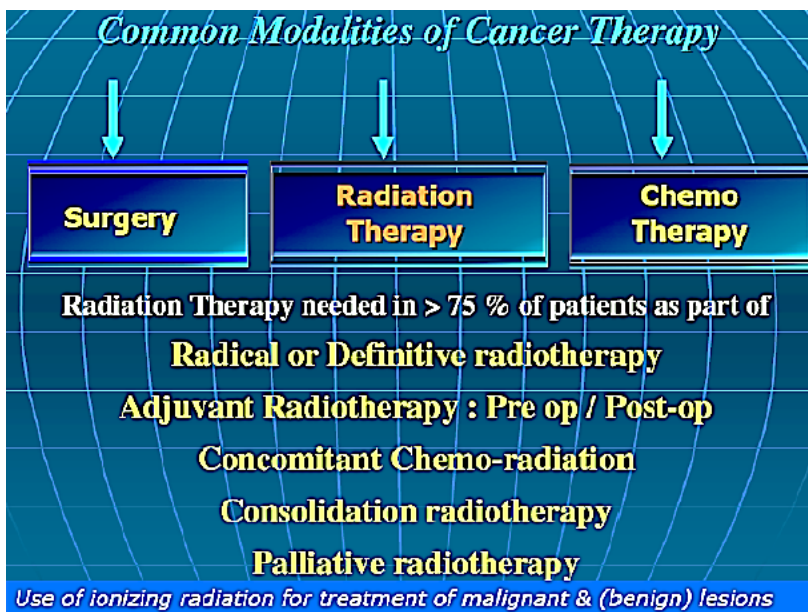
چشم (radiation-induced mutagenesis): چشم‌ها تقریباً همیشه مضر هستند و این‌گونه نیست که احتمال مضر بودن آن‌ها ۵۰٪ باشد و احتمال مفید بودنشان هم ۵۰٪؛ زیرا میلیون‌ها سال از تکامل انسان‌ها می‌گذرد و در این زمان ژنوم انسان‌ها به بیش‌ترین میزان سازگاری با محیط دست یافته است. در نتیجه هرگونه تغییر در این داده‌های ژنی ممکن است منجر به اختلال در یکی از روندهای دخیل در حیات گردد. مولر برنده‌ی جایزه‌ی نوبل در سال ۱۹۲۷ این‌چنین می‌گوید که

مفید بودن جهش‌ها همان قدر دور از ذهن است که بهبود عملکرد یک ساعت پیچیده در اثر وارد یا خارج کردن یک قطعه‌ی تصادفی از داخل آن امکان‌پذیر باشد. تنها در صورت تغییر محیط می‌توان از جهش‌ها انتظار داشت که باعث سازگاری بیش‌تر موجود زنده با محیط زندگی وی گردند.

نکته‌ی مهم درباره‌ی radiation این است که پرتوگیری هیچ نوع جهشی ایجاد نمی‌کند که سایر عوامل نتوانند آن را ایجاد کنند؛ یعنی هیچ نوع سرطانی نداریم که در صورت وقوع بتوانیم آن را با قطعیت به radiation نسبت بدهیم. هر چند برخی از سرطان‌ها مانند لوسمی، سرطان سینه و سرطان تیروئید غالباً به خاطر radiation هستند، اما عوامل دیگری هم می‌توانند آن‌ها را ایجاد کنند. همچنین به یاد داشته باشید که طبق مدل خطی غیرآستانه‌ای با افزایش دوز احتمال جهش به صورت خطی افزایش می‌یابد.

معمولاً بیش‌ترین میزان دوز جذبی در رادیوگرافی‌های مربوط به مهره‌های کمری (تصویربرداری lateral lumbar) دیده می‌شود؛ زیرا پرتوها باید از ضخامت زیادی از بدن عبور کنند (در صورتی که دوز مؤثر در این حالت ۱۰ mSv باشد احتمال بروز جهش در بدن ۱٪ افزایش می‌یابد).

سرطان (radiation carcinogenesis): سرطان نوعی آسیب احتمالی دیررس (stochastic late effect) می‌باشد که ایجاد آن توسط پرتوگیری هیچ آستانه‌ای ندارد؛ یعنی حتی در دوزهای بسیار کم هم احتمال ایجاد آن وجود دارد، اما تفاوت در این جاست که در صورت بروز سرطان شدت آن بستگی به دوز دریافتی ندارد؛ یعنی از اصل all or none تبعیت می‌کند، ولی احتمال بروز سرطان با دوز دریافتی متناسب است. سرطان‌ها را به ۲ گروه عمده تقسیم می‌کنند: ۱- لوسمی که دوران بروز (latency period) آن‌ها حدود ۵ سال است. ۲- solid tumor که دوران بروز آن‌ها بین ۲۰ تا ۳۰ سال است.



درمان سرطان: نکته‌ی جالب درباره‌ی Radiation وجود خاصیت Dual action در آن است؛ یعنی هم می‌تواند باعث ایجاد سرطان شود و هم می‌تواند برای درمان آن استفاده گردد. اصولاً دانش رادیوتراپی مبتنی بر استفاده از Radiation در درمان بیماری‌هایی همچون سرطان (cancer) است. شکل: روش‌های رایج در درمان سرطان.

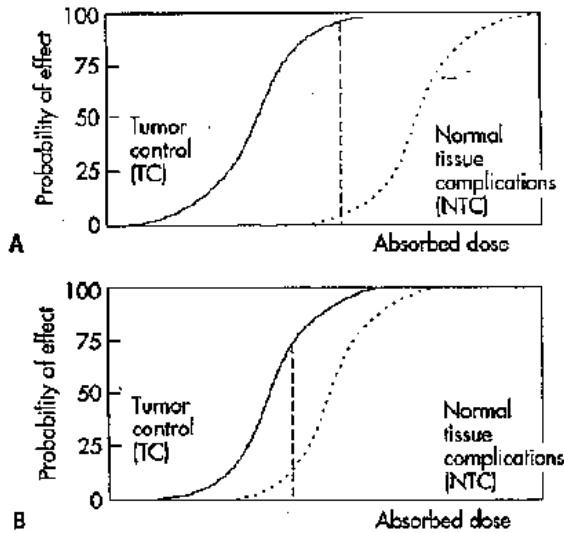
همان‌طور که در شکل می‌بینید سه روش معمول برای درمان سرطان وجود دارد: ۱- جراحی، ۲- شیمی‌درمانی و ۳- پرتو درمانی

(Radio therapy). توجه: علاوه بر این روش‌ها، روش‌های دیگری هم برای درمان سرطان وجود دارند از جمله Hyperthermy. اکثر اوقات این روش‌ها به تنهایی مورد استفاده قرار نمی‌گیرند؛ به عنوان مثال ممکن است ابتدا تومور را با استفاده از جراحی خارج کنند، سپس بیمار تحت شیمی‌درمانی یا رادیوتراپی قرار گیرد.

گاهی اوقات هدف از رادیوتراپی ریشه‌کن کردن سرطان نیست بلکه برای کاستن درد و رنج بیمار مورد استفاده قرار می‌گیرد؛ برای مثال در سرطان استخوان که بیماران درد فراوانی را تحمل می‌کنند.

در رادیوتراپی مولکول‌های DNA به شدت آسیب می‌بینند که منجر به مرگ سلول‌ها خصوصاً سلول‌های سرطانی می‌شود؛ زیرا سلول‌هایی که مدام در حال تقسیم‌اند، فرصت کمتری برای ترمیم DNA دارند. ← حساسیت پرتویی بیش‌تر؛ بنابراین انتظار داریم حساسیت پرتویی سلول‌های تومورال نسبت به سلول‌های سالم بیش‌تر باشد. همچنین در رادیوتراپی سلول‌هایی مثل سلول‌های خون‌ساز، اپی‌تلیال و ... که سرعت تقسیم بالایی دارند نسبت به سایر سلول‌های طبیعی بدن آسیب بیش‌تری می‌بینند.

Normal Tissue Complication Probability (NTCP), Tumor Control Probability (TCP)



با توجه به شکل، تومور مربوط به منحنی A کاندید بهتری برای رادیوتراپی است؛ زیرا در این مورد می‌توانیم به شانس درمان بیش‌تری دست پیدا کنیم بدون اینکه در Normal Tissue عوارض جدی داشته باشیم. شکل: منحنی‌های TCP و NTCP. مشکل رادیوتراپی این است که چون فوتون‌ها از خارج بدن تابانده می‌شوند، در سطح بدن بیش‌ترین دوز جذبی را خواهیم داشت، بنابراین یکی از موانع اصلی در رادیوتراپی این است که برای رساندن دوز ثابت به تومور، سلول‌های سالم هم آسیب می‌بینند و این مشکل در استفاده از دوزهای بالاتر محدودیت ایجاد می‌کند. بنابراین منحنی A یک حالت ایده‌آل را نشان می‌دهد، اما معمولاً به

چنین حالتی دست پیدا نمی‌کنیم؛ یعنی عملاً نمی‌توانیم به شانس درمان ۱۰۰٪ برسیم بدون اینکه عوارض جدی در بافت نرمال داشته باشیم. همانطور که در شکل B مشاهده می‌کنید اگر بخواهیم به شانس درمان ۷۵٪ برسیم در بافت نرمال هم یک سری عوارض جدی خواهیم داشت. پس به عنوان یک اصل کلی ما نمی‌توانیم در رادیوتراپی دنبال شانس درمان ۱۰۰٪ باشیم؛ زیرا منحنی TCP از نوع سیگموئیدی است؛ یعنی در انتهای منحنی شیب به شدت کاهش پیدا می‌کند؛ در نتیجه به ازای افزایش دوز شانس درمان به مقدار کمی افزایش می‌یابد؛ مثلاً از ۹۵٪ به ۹۵٫۱٪ می‌رسد. همچنین دوز که افزایش پیدا می‌کند، شانس بروز عوارض در بافت نرمال هم افزایش می‌یابد، به همین دلیل عملاً رسیدن به شانس درمانی ۱۰۰٪ امکان‌پذیر نیست.

راه‌های افزایش بازده در هنگام رادیوتراپی: برای این که آسیب به بافت نرمال کاهش پیدا کند چند راه وجود دارد:

- ۱- فاصله را کم‌تر کنیم: فاصله‌ی بین هدف و منبع را (که همان بافت نرمال است) با استفاده از عمل جراحی کنار می‌زنیم.
- ۲- استفاده از ذراتی غیر از فوتون: از آن‌جا که بیش‌ترین میزان جذب انرژی فوتون‌ها در سطح بدن اتفاق می‌افتد، می‌توانیم از ذرات دیگری مانند پروتون استفاده کنیم که بر خلاف فوتون بیش‌ترین جذب را در یک عمق مشخص خواهند داشت.
- ۳- استفاده از مواد شیمیایی خاصی که تومور را نسبت به پرتو حساس می‌کنند: این مواد باید به گونه‌ای باشند که فقط توسط تومور جذب شوند و تومور را نسبت به پرتوها حساس کنند. همچنین می‌توانیم از موادی استفاده کنیم که اختصاصاً توسط بافت نرمال جذب شوند و آن را نسبت به پرتو مقاوم کنند اما موادی که کاملاً انتخابی باشند به گونه‌ای که ۱۰۰٪ وارد تومور شوند و جذب بافت‌های نرمال نگردند و یا بالعکس تاکنون به دست نیامده است.

۴- Drug beriberi: استفاده از مواد رادیواکتیوی که اختصاصاً روی آنتی‌ژن‌های سطح تومور متصل می‌شوند.

- ۵- قراردادن ذرات پلاتین در تومور: از آن‌جا که پلاتین جاذب خوبی برای پرتوهاست و هنگامی که پرتوها را جذب کند دچار پدیده‌ی فوتوالکتریک می‌شود، می‌تواند در رادیوتراپی مورد استفاده قرار گیرد (ذرات پلاتین در اثر پدیده‌ی فوتوالکتریک تعدادی الکترون پرانرژی ایجاد می‌کنند که در مسیرهای کوتاه انرژی خود را از دست می‌دهند).

انواع رادیوتراپی: رادیوتراپی با فوتون به دو شکل قابل انجام است: ۱- براکی تراپی: در براکی تراپی ماده‌ی رادیواکتیو را درون تومور یا در مجاورت آن قرار می‌دهیم. ۲- تله تراپی: منبع پرتوزا خارج از بدن بیمار قرار می‌گیرد؛ مثلاً در فاصله‌ی ۱ متری.

کاربرد رادیوتراپی: بعضی از تومورها نسبت به Radiation خیلی خوب جواب می‌دهند؛ مانند Breast cancer که

- skin and lip
 - head and neck
 - breast
 - cervical and endometrium
 - prostate
 - Hodgkin's disease and local extranodal lymphoma
 - Seminoma of testis and dysgerminoma of ovary
 - Medulloblastoma, pineal germinoma, and ependymoma
 - Retinoblastoma
 - Choroidal melanoma
- اگر زود تشخیص داده شود می‌تواند به راحتی درمان شود؛ به همین خاطر در کشورهای اروپایی یک برنامه‌ی غربالگری اجرا می‌شود که در آن زن‌ها در یک بازه‌ی سنی مشخص هر ۶ ماه یک‌بار mammography انجام می‌دهند تا در صورتی که به سرطان سینه دچار شوند در همان مراحل ابتدایی تشخیص داده شود. بدین وسیله شانس درمان سرطان سینه افزایش پیدا می‌کند.

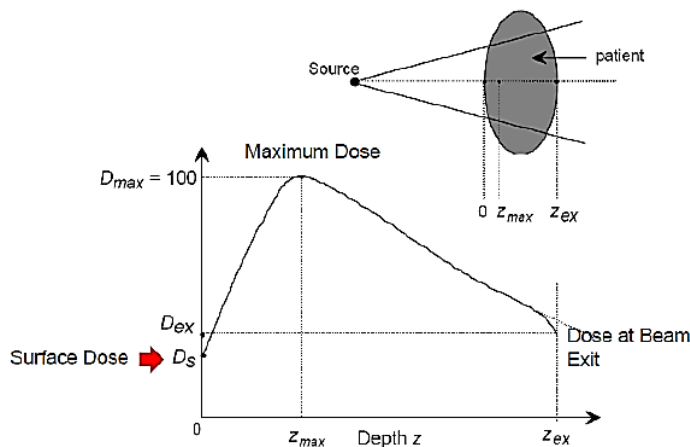
از جمله‌ی سرطان‌هایی که به خوبی به رادیوتراپی پاسخ می‌دهند موارد موجود در شکل را می‌توان نام برد.

اما بعضی از تومورها پاسخ خیلی خوبی به Radiation نمی‌دهند و برای درمان آن‌ها باید از روش‌های ترکیبی (جراحی و ...) استفاده نمود؛ مانند: Wilms tumor, Rhabdomyosarcoma, embryonal carcinoma of testis. همچنین ناگفته نماند که در درمان برخی از تومورها به علت قرار گرفتن در نقاط حساس بدن نمی‌توان از رادیوتراپی با دوزهای بالا استفاده کرد.

حال به بررسی انواع رادیوتراپی و خصوصیات مربوط به هر کدام می‌پردازیم:

External Beam therapy: در این روش منبع Radiation در خارج بدن بیمار و فاصله‌ی 80 - 100 cm قرار داده می‌شود و بیمار در هر جلسه حدوداً ۲ گری تابش می‌گیرد (که بیمار حدود ۳۰ جلسه مراجعه می‌کند و در مجموع حدود ۶۰ گری تابش دریافت می‌کند). زمان هر جلسه هم بستگی به عمر منبع کبالت دارد (این که منبع کبالت نو باشد یا کهنه) از آن‌جا که نیمه‌عمر کبالت ۵ سال است می‌توان گفت در هر ماه اکتیویته‌ی آن حدوداً ۱٪ کاهش می‌یابد.

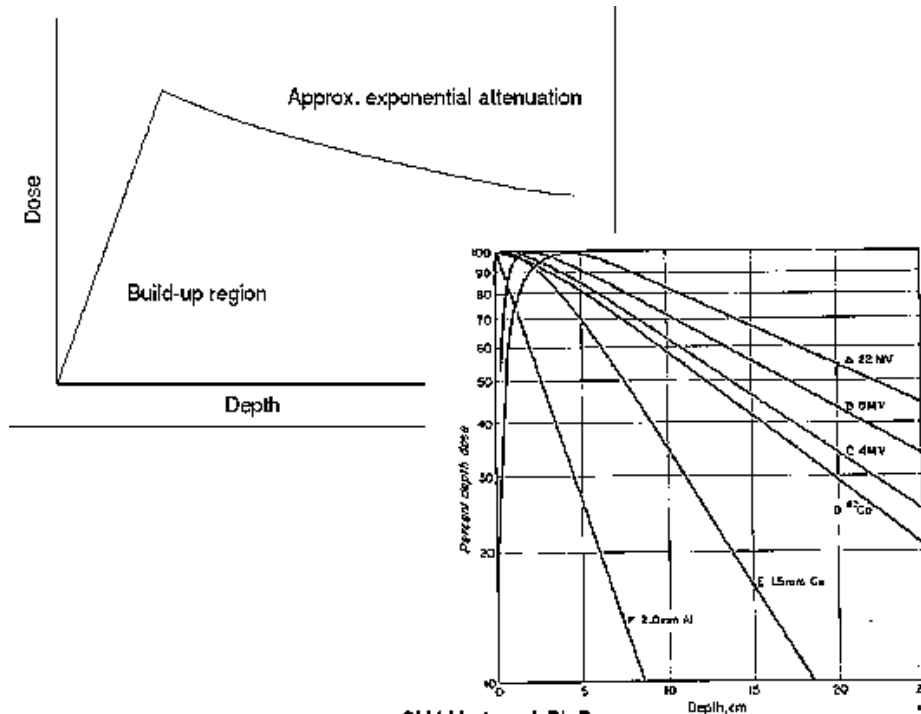
مزایای Teletherapy: ۱- برای هر منطقه‌ی آناتومیک بدن شدنی است. ۲- برای مناطق بزرگ بدن (حتی کل بدن) نیز امکان‌پذیر است. ۳- درمان با این روش سریع و راحت است. ۴- بیمار نیازی به بستری شدن ندارد. ۵- این روش Noninvasive است.



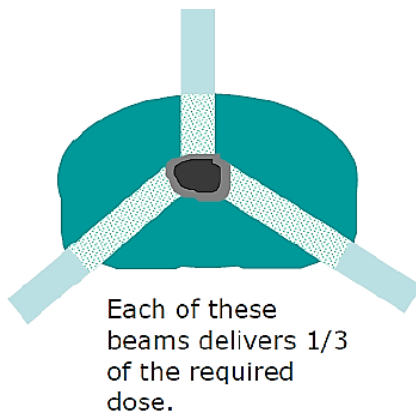
همانطور که در مباحث قبل نیز اشاره شد دوزی که در Teletherapy داریم عمدتاً به خاطر الکترون‌هایی است که در پدیده‌های یونش ایجاد می‌شوند. شکل: منحنی عمق-دوز. با توجه به شکل وقتی که فوتون به بدن برخورد می‌کند، الکترون‌هایی ایجاد می‌شوند که در منطقه‌ای خاص (در سطح) قسمت عمده‌ی دوزشان را واگذار می‌کنند و همین باعث می‌شود که وقتی با فوتون رادیوتراپی می‌کنیم

در یک منطقه‌ی کوچک سطحی دوز زیاد شود، سپس هرچه به عمق بیشتری می‌رویم، دوز تدریجاً کم‌تر می‌شود. به منطقه‌ای که استثنائاً دوز زیاد می‌شود Bildup region می‌گویند.

شکل: منحنی عمق-دوز برای پرتوهای مختلف.



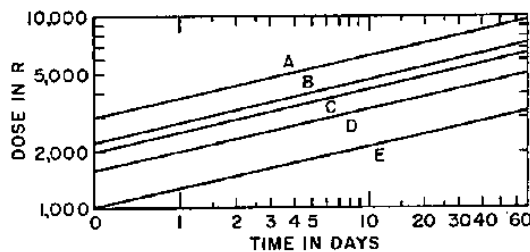
با توجه به منحنی D در شکل متوجه می‌شویم که اگر توموری در عمق ۲۱ cm قرار گرفته باشد درصد دوز دریافتی آن کم‌تر از ۳۰٪ خواهد بود. بنابراین برای تعدیل کردن این وضع نامناسب از روش Multifield Radiation Therapy استفاده



می‌کنیم؛ یعنی fieldهای مختلفی (جهت‌های مختلف) را برای تاباندن پرتو انتخاب می‌کنند تا حداقل محل بافت‌های نرمالی که در معرض تابش هستند تغییر پیدا کند و کم‌تر در معرض Radiation قرار بگیرند. همچنین fieldها را به‌گونه‌ای طراحی می‌کنند که قسمت‌های حساس بدن مثل چشم‌ها و نخاع در مسیر تابش نباشند. ناگفته نماند که امروزه هنوز هم برای از بین بردن تومورهایی که در نزدیکی سطح بدن قرار گرفته‌اند از رادیوتراپی یک‌جهته (single beam) استفاده می‌شود. شکل: Multifield Radiation Therapy.

Isoeffect curves (منحنی‌های هم‌پاسخ):

این منحنی‌ها نشان‌دهنده‌ی این هستند که برای رسیدن به یک اثر مشخص با در نظر گرفتن تعداد جلسات درمانی چه مقدار دوزی لازم است. در حقیقت هنگامی که برای مشاهده‌ی یک اثر بیولوژیکی مشخص از Fractionation استفاده

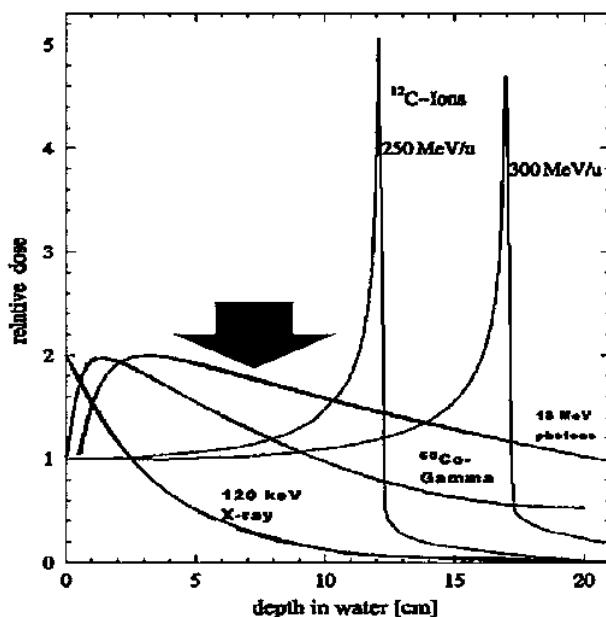


می‌کنیم، نسبت به درمان تک‌جلسه به دوز بیشتری نیاز خواهیم داشت. شکل: منحنی‌های هم‌پاسخ. طبق این شکل برای skin necrosis (منحنی A) اگر بخواهیم درمان را در یک جلسه انجام دهیم، چیزی در حدود ۳۰۰۰ رونتگن پرتو مورد نیاز است، اما اگر بخواهیم درمان در ۶۰ جلسه انجام شود چیزی در حدود ۱۰۰۰۰ رونتگن پرتو مورد نیاز خواهد بود.

- Each isoeffect curve represents a different clinical acute toxicity endpoint.
- Examples A = skin necrosis, E = skin erythema.

Brachytherapy: منبع رادیواکتیو درون تومور یا مجاور آن قرار می‌گیرد ← بیش‌تر دوز تابش‌شده روی خود تومور متمرکز می‌گردد. در قرن اخیر راه‌های مختلفی برای کاشتن دانه‌های رادیواکتیو در بدن بیماران سرطانی مورد استفاده قرار گرفته است. Brachytherapy با دو نوع چشمه قابل انجام است: ۱- permanent sources و ۲- temporary sources. دسته‌ی اول منابعی هستند دارای انرژی کم‌تر و نیمه‌عمر کوتاه‌تر، که برتری آن‌ها بالاتر بودن امنیتشان است (به دلیل انرژی کم‌تری که دارند) و عیب آن‌ها این است که منابع کاشته‌شده نمی‌توانند با بدن تطابق آناتومیک پیدا کنند. اما منابع دسته‌ی دوم به دو صورت عمل می‌کنند: ۱- HDR High Dose Rate (HDR) که طول درمان در حدود چند دقیقه است. ۲- LDR High Dose Rate (LDR)، که طول درمان در حدود چند روز است. تذکر: معمولاً در Brachytherapy از سزیم (Cs)، ایریدیوم (Ir) یا ید (I) به عنوان چشمه استفاده می‌شود. یکی از روش‌های افزایش دوز در بخش‌های عمقی‌تر استفاده از شتاب‌دهنده‌های خطی است:

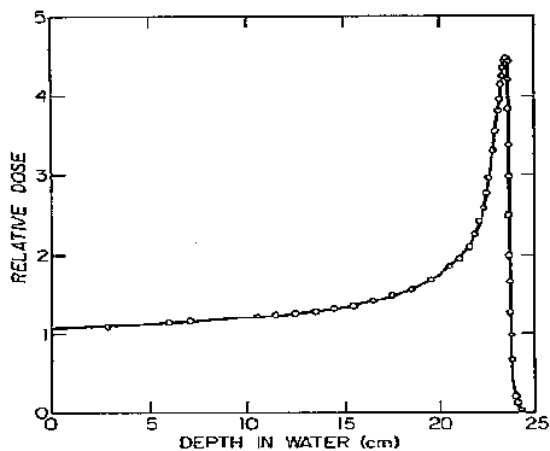
Linear accelerator (Linac): در این دستگاه با استفاده از تفنگ الکترونی الکترون‌های پرشتابی تولید می‌گردد که



می‌توانند به طور مستقیم یا غیرمستقیم (پس از برخورد به یک الکتروند فلزی و تولید پرتو X) در درمان سرطان مورد استفاده قرار گیرند. انرژی این تفنگ نیز از یک modulator که جریان متناوب را به برق مستقیم و با ولتاژ بالا تبدیل می‌سازد، تأمین می‌گردد. مزیتی که استفاده از شتاب‌دهنده‌های خطی دارد این است که افت دوز با افزایش عمق از سطح بسیار کم‌تر است.

شکل: مقایسه‌ی منحنی عمق-دوز برای پرتوهای مختلف. همانطور که در شکل مشاهده می‌شود هنگامی که از یک شتاب‌دهنده‌ی ۱۸ MeV استفاده می‌کنیم در عمق ۲۰ سانتی‌متری دوز دریافتی تقریباً دو برابر می‌شود (نسبت به حالتی که از کبالت استفاده می‌شود)؛ بنابراین شتاب‌دهنده‌ها توانسته‌اند تا حد زیادی این مشکل را برطرف کنند.

Proton Beam Radiotherapy: همچنین در رادیوتراپی می‌توان به جای فوتون از ذرات باردار سنگین مثل یون



Depth-dose curve for a single beam of 187 MeV protons. The so-called Bragg peak near the end of the range occurs because the proton energy loss per unit pathlength is a strong function of energy.

کربن یا پروتون استفاده کرد. مزیت استفاده از پروتون به جای فوتون این است که در یک عمق خاص حدوداً ۲۰ سانتی‌متری برای پروتون‌های ۱۸۷ MeV بیش‌ترین دوز خود را اعمال می‌کند. این روش برای درمان تومورهایی که در نزدیکی مناطق حساس مثل عصب بینایی قرار گرفته‌اند بسیار مناسب است؛ زیرا بیش‌تر دوز خود را در یک عمق مشخص که ما تعیین می‌کنیم آزاد می‌سازد؛ مثلاً برای از بین بردن تومورهای مغزی در کودکان این درمان بسیار مناسب است (خصوصاً به این علت که مغز آن‌ها هنوز کاملاً رشد نکرده است). شکل منحنی عمق-دوز برای پروتون‌ها.

گزارش اشکالات: تلگرام @kfxray13

کانال نوای یار: @navayar

عشق بوزید. ۳۰ تیر ۱۳۹۵



فراصوت

موج‌های صوتی: صوت یک انرژی مکانیکی است. صوت، تغییرات فشاری است که گوش انسان می‌تواند شناسایی کند (فرکانس‌های ۲۰۰۰۰ cycle/second - ۲۰ که به این واحد، هرترز (Hz) می‌گویند). امواج فراصوت، امواج مکانیکی هستند که فرکانس آن‌ها بیش‌تر از فرکانسی است که گوش انسان می‌تواند بشنود (فرکانس‌های بیش‌تر از ۲۰ kHz). امواج فروصوت امواج مکانیکی هستند که فرکانس آن‌ها کم‌تر از فرکانسی است که گوش انسان می‌تواند بشنود (فرکانس‌های کم‌تر از ۲۰ Hz).

معادله‌ی موج: $A = A_0 \sin(2\pi f t)$. در این معادله، A مکان نوسانگر نسبت به مکان حالت استراحت آن در زمان t می‌باشد و A_0 حداکثر فاصله‌ای است که نوسانگر نسبت به مبدأ می‌تواند داشته باشد. $f =$ فرکانس.

انواع موج‌ها: موج‌ها به دو گروه موج‌های طولی و عرضی تقسیم می‌شوند. موج طولی به موج‌هایی گفته می‌شود که در آن‌ها حرکت ذرات نوسان‌کننده هم‌جهت با جهت انتقال انرژی در موج است. در این موج‌ها مولکول‌ها در همان جهتی که موج در حال حرکت در آن جهت است، به جلو و عقب می‌روند. امواج صوتی در مایعات و بافت، طولی هستند. در امواج عرضی جهت حرکت ذرات عمود بر جهت حرکت انرژی موج است. این نوع موج را می‌توان با انداختن یک سنگ در یک استخر آب ایجاد کرد؛ مولکول‌های آب در این حالت بالا و پایین می‌روند و همانطور که موج از منبع خود دور می‌شود، نمونه‌ای از موج عرضی در سطح آب دیده می‌شود. استخوان تنها بافت بیولوژیک است که توانایی تولید امواج عرضی را دارد که به آن‌ها shear wave یا stress wave می‌گویند.

سرعت صوت: سرعت انتشار موج در محیط، سرعت صوت (c) نامیده می‌شود. سرعت صوت، به‌وسیله‌ی نرخ انتشار انرژی صوتی در محیط مشخص می‌شود و بستگی به چگالی (ρ) و تراکم‌پذیری (K) محیط دارد. باید در نظر داشت که سرعت صوت با سرعت حرکت ذرات ارتعاش‌کننده در محیط، یعنی سرعتی که در آن ذرات به جلو و عقب نوسان می‌کنند، برابر

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho K}}$$

نمی‌باشد. سرعت صوت برابر است با:

معرفی ۲

دکتر علیرضا مهدی‌زاده

پاروپوینت‌های این بخش، در بایگانی نسخه‌ی من از پارت ۱ (P01) تا ۵ (P05) هستند (۵ جلسه‌ی پایان‌ترم که برای ورودی مهر ۱۳۹۴ در میان‌ترم تدریس شد). فصل ۱۰ برای ۳ جلسه و فصل ۱۱ برای ۲ جلسه است. با توجه به جزوه‌ای که خود استاد تهیه کرده نیازی به مطالعه‌ی آن‌ها نیست. همانند بخش‌های ۱ و ۲ که در واقع نواربوم ورودی‌های گذشته بوده‌اند، بخش ۳ توسط ورودی مهر ۱۳۹۴ نواربوم شده است (فصل ۱۲). از نواربوم‌ها سه چهار سؤال مطرح شد که در جزوه نبود. جزوه‌ها بسیار خلاصه و مفید هستند (لازم و کافی). مطالعه‌ی نواربوم‌ها برای فهم بهتر مفید است، اما چگالی مطالب در آن‌ها کم است؛ زیرا اکثر صحبت‌های متفرقه‌ی استاد نیز نوشته شده‌اند. لازم به ذکر است که این صحبت‌ها گاه برای فهم متن به کار می‌آیند! حضور در کلاس این استاد می‌تواند جذاب باشد!

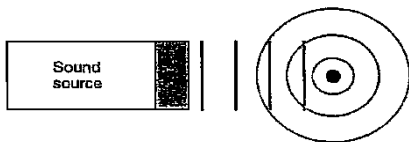
توجه: به دلیل اختلاف زمانی زیاد بین آزمون میان‌ترم و گردآوری این جزوه، مواردی که در امتحان مطرح شدند را چندان به یاد ندارم!



برهم‌کنش امواج صوتی با بافت: وسیله‌ای که امواج فراصوت را تولید و انرژی بازتاب‌شده را آشکار می‌کند، مبدل است. وقتی امواج فراصوت به داخل بدن هدایت می‌شوند، طبق خواص بافت هدف، با بافت برهم‌کنش می‌کنند. نتایج این برهم‌کنش‌ها به شکل امواج بازتابیده‌ی فراصوت، جهت تشخیص ثبت می‌شوند. این نوع برهم‌کنش‌ها شبیه رفتارهایی هستند که در نور مشاهده می‌شوند؛ بازتابش، شکست، پراکندگی، تفرق، واگرایی، تداخل و جذب. تمام این تأثیرات (به جز تداخل) باعث کاهش شدت پرتو فراصوت می‌شود که تضعیف نام دارد؛ درحالی‌که تداخل ممکن است باعث افزایش یا کاهش شدت شود.

• **بازتابش:** اصلی‌ترین برهم‌کنش در فراصوت تشخیصی. وقتی امواج فراصوت، عمود بر مرز مسطحی (مثلاً مرز بین دو بافت) که بزرگ‌تر از اندازه‌ی پرتو باشد، بتابند، بخشی از امواج به سمت منبع فراصوت بازتابیده می‌شود. این مرزها را بازتابنده‌های آینه‌ای می‌نامند که مرز بافت‌های مختلف با این خاصیت قابل تشخیص است. دو بازتابنده‌ی آینه‌ای: پری‌کاردیوم و دیافراگم.

• **پراکندگی:** یکی دیگر از برهم‌کنش‌های مهم امواج فراصوت با بافت، پراکندگی (scattering) می‌باشد که بازتابش غیر آینه‌ای نیز نامیده می‌شود. این بازتابش مسئول تشکیل تصویر از محتویات داخلی یک اندام است. پراکندگی به این دلیل ایجاد



می‌شود که سطح بازتابنده خیلی کوچک است و ابعاد آن تقریباً به اندازه‌ی طول موج یا کوچک‌تر از آن است. هر سطحی مانند یک منبع صوتی جدید عمل می‌کند و بدون توجه به مسیر موج ورودی، امواج در همه‌ی جهات بازتابش می‌شوند. شدت امواج فراصوت در

پراکندگی بسیار کم‌تر از بازتابش آینه‌ای است و به تعداد ذرات پراکنده‌ساز در حجم، اندازه‌ی ذرات پراکنده‌ساز، امپدانس صوتی و فرکانس بستگی دارد. سیالات از قبیل کیست، ادرار در مثانه و مایع آمیوتیک، به دلیل نداشتن مراکز پراکندگی در مقایسه با بافت‌های اطراف، سیگنال فراصوت ضعیفی تولید می‌کنند. این مناطق تاریک در تصویر، hypoechoic (کم پژواک) نامیده می‌شوند. مناطقی که سیگنال فراصوت بیش‌تری در مقایسه با بافت اطراف تولید می‌کنند hyperechoic نامیده می‌شوند.

• **جذب:** جذب تنها روش اتلاف انرژی در ماده است. در حالت‌های دیگر برهم‌کنش ماده با بافت (بازتاب، شکست، پراکندگی و واگرایی) شدت (intensity) موج کاهش می‌یابد، ولی این کاهش به دلیل پخش کردن انرژی موج در جهات مختلف است. جذب، مکانیسمی است که توسط آن انرژی امواج فراصوتی به شکل‌های دیگر انرژی (عمدتاً گرما) تبدیل می‌شود. جذب مسئول استفاده‌ی درمانی امواج فراصوتی (فیزیوتراپی) است. جذب به فرکانس موج، ویسکوزیته (viscosity یا گرانروی) و زمان آسودگی (relaxation time) ماده‌ی مورد نظر بستگی دارد. زمان آسودگی توصیف می‌کند که چه مدتی طول می‌کشد تا یک مولکول که با نیرویی از جایش جابه‌جا شده به مکان اصلی خود باز گردد. قابلیت حرکت مولکول‌ها از کنار یکدیگر، ویسکوزیته‌ی محیط را مشخص می‌کند. گرانروی بالا مقاومت زیادی در برابر جریان مولکول‌ها ایجاد می‌کند؛ مثلاً ماده‌ی با گرانروی پایین (؛ آب) راحت‌تر از ماده‌ی با ویسکوزیته‌ی بالا (؛ شربت افرا) جاری می‌شود. برای ارتعاش، مولکول‌ها باید بر نیروی اصطکاک غلبه کنند؛ گرمای بیش‌تری در شربت افرا نسبت به آب تولید می‌شود. فرکانس از طریق ارتباط با ویسکوزیته و زمان آسودگی بر جذب تأثیر می‌گذارد. اگر فرکانس افزایش یابد مولکول‌ها باید بیش‌تر از قبل حرکت کنند؛ بنابراین گرمای بیش‌تری به دلیل اصطکاک تولید می‌شود (ویسکوزیته). همچنین با افزایش فرکانس زمان کم‌تری برای بازگشت مولکول‌ها به حالت اصلی‌شان در طول دوره‌ی آسودگی وجود دارد؛ بنابراین ممکن است مولکول‌ها در مسیر برگشت به مکان اصلی خود باشند که قله‌ی بعدی به آن‌ها می‌رسد و در این حالت باید آن‌ها را در میانه‌ی راه متوقف کند و با خود هم مسیر کند؛ بنابراین میزان جذب بیش‌تر می‌شود. جذب مستقیماً با فرکانس متناسب است؛ اگر فرکانس دو برابر شود میزان جذب نیز دو برابر می‌شود.

• **تضعیف:** تضعیف شامل هر دو اثر پراکندگی و جذب در کاهش دامنه‌ی امواج فراصوت در هنگام عبور از یک ماده است. تضعیف به صورت تابعی نمایی در مقابل مسافت طی شده توسط موج، جنس ماده و فرکانس موج توصیف می‌شود. با افزایش

فرکانس میزان تضعیف موج فراصوت در یک مسافت مشخص افزایش می‌یابد (در معادله Z مسافت طی شده در ماده است).
 $A = A_0 e^{-az}$ ضریب تضعیف (a) برابر است با مجموع ضریب پراکندگی (a_s) و ضریب جذب (α).
 $a = a_s + \alpha$
 این موضوع در تصویربرداری پزشکی تأثیرگذار است. امواج فراصوتی و امواج بازگشتی که برای تهیه‌ی تصاویر استفاده می‌شوند باید درون بافت حرکت کنند. میزان عمق نفوذ در بافت با افزایش فرکانس کاهش می‌یابد (توانایی دیدن بافت‌های عمقی کاهش می‌یابد). ضرایب مختلف، نسبت اتلاف دامنه در واحد طول را مشخص می‌نمایند. اثر فرکانس باید در ضریب تضعیف لحاظ شود. در اولین تقریب، ضریب تضعیف به صورت خطی با افزایش فرکانس افزایش می‌یابد.

نفوذ: امواج صوتی با فرکانس بالا سریع‌تر از امواج صوتی با فرکانس پایین تضعیف می‌شوند؛ بنابراین توانایی آن‌ها برای نفوذ در بافت در فرکانس‌های بالاتر کاهش می‌یابد. علاوه بر این، امواج بازتاب شده از بازتابنده‌ای که در عمق بیش‌تری قرار دارد، دامنه‌ی به‌شدت کوتاه‌تری دارند. روشی که در آن قدرت سیگنال‌های دریافت شده توسط دامنه به عنوان تابعی از عمق افزایش می‌یابد «جبران بهره‌ی زمانی» (TGC, Time Gain Compensation) نامیده می‌شود.

امپدانس صوتی و روش محاسبه‌ی آن: امپدانس صوتی، مقاومتی است که در برابر عبور امواج فراصوت از طرف ذره‌های سازنده‌ی ماده اعمال می‌شود و حاصل ضرب چگالی (ρ) در سرعت امواج فراصوت (c) در آن ماده است: $Z = \rho c$.
 بنابراین واحد آن کیلوگرم بر متر مربع بر ثانیه است. واحد رایج دیگر رایل است که یک میلیونیم واحد قبلی است.

شدت صوت و واحدهای مختلف آن: شدت، آهنگ شارش انرژی از سطح مقطع ماده است؛ پس واحد آن نیز وات بر یکای سطح (سانتی‌متر مربع یا متر مربع) است. در فراصوت افزایش شدت به معنی تراکم ذرات در نواحی فشرده‌گی، همچنین افزایش فشار صوتی و افزایش اندازه‌ی نوسان‌های ذرات می‌باشد. باید توجه داشت که فرکانس، طول موج و سرعت پرتو امواج فراصوت، با تغییر شدت تغییر نمی‌کند. شدت صوت با مربع دامنه‌ی حرکت ذره متناسب است. چون اندازه‌گیری مقادیر مطلق شدت پرتو فراصوت کاری دشوار است، تغییرات آن (کاهش / افزایش) را به طور نسبی اندازه می‌گیرند. هنگام عبور پرتو فراصوت درون بافت، شدت آن کم می‌شود. رابطه‌ی تغییر نسبی سطح شدت با واحد بل: $I = I_0 \log \frac{I}{I_0}$ شدت در نقطه‌ی مورد نظر و I_0 شدت مرجع است. در پزشکی و مهندسی دسی‌بل کاربرد بیش‌تری دارد و ده برابر بل است: $dB = 10 \log \frac{I}{I_0}$.

لایه‌ی نیم‌جذب: لایه‌ی نیم‌جذب یک ماده (HVL)، ضخامتی از ماده است که شدت امواج را به نصف مقدار اولیه کاهش دهد؛ به بیان دیگر آن شدت را ۳ دسی‌بل کم می‌کند؛ زیرا طبق تعریف: $\frac{I_2}{I_1} = \frac{1}{2}$ ، پس:

$$\Delta\beta = 10 \log \frac{I_2}{I_1} = 10 \log \frac{1}{2} = -10 \times 0.3 = -3 \text{ (dB)}$$

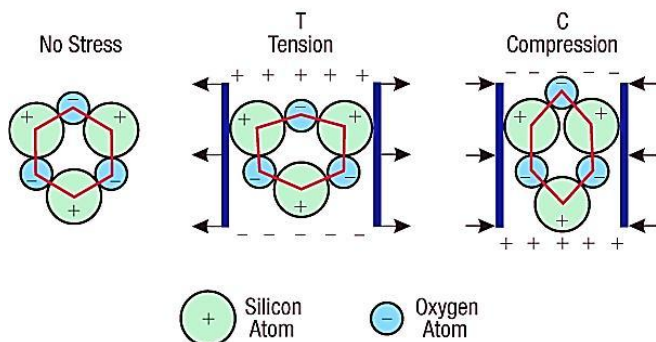
محاسبه‌ی اتلاف تضعیف: قاعدتاً اتلاف شدت به مسافتی که موج در آن مسیر طی کرده بستگی دارد. همچنین به فرکانس موج و نوع محیط نیز وابسته است. اتلاف شدت با واحد دسی‌بل از این رابطه به دست می‌آید: $(dB) = -\mu f z$ اتلاف. که در آن μ ضریب تضعیف شدت، f فرکانس و z مسافتی که موج در محیط طی می‌کند، است. علامت منفی بیان‌گر کاهش شدت یا همان کلمه‌ی «اتلاف» می‌باشد. تضعیف سریع در محیط‌هایی با ضریب تضعیف بالا صورت می‌گیرد.

فاصله‌یابی پژواک: اگر یک موج فراصوت را به درون بدن بفرستیم، هنگامی که به مرز بین بافت‌های مختلف بدن می‌رسد به علت تفاوت در امپدانس فراصوتی آن‌ها قسمتی از آن به درون محیط دوم نفوذ کرده (اگر موج فراصوت با زاویه‌ای غیر از عمود تابیده شود، دچار شکست نیز می‌شود) و قسمتی نیز بازتابش پیدا می‌کند. درصد ضریب بازتابش از برابری زیر به دست می‌آید: $R\% = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \times 100$. با دریافت این موج بازتابشی توسط مبدل می‌توان فاصله از مرز را مشخص نمود.

واضح است که سرعت از نسبت مسافت به زمان سپری شده به دست می‌آید؛ پس مسافت برابر حاصل ضرب سرعت در زمان است. در این جا چون مسافتی که موج فراصوت طی می‌کند دو برابر فاصله‌ی ما از مرز بازتاب‌کننده است، فاصله تا مرز برابر می‌شود با: $z = ct/2$ ، سرعت و t زمان طی شده می‌باشد. اگر سرعت پرتو فراصوت در محیط و زمان بین رفت و برگشت آن مشخص باشد، می‌توانیم مسافت تا مرز را از معادله‌ی فوق حساب کنیم.

اثر پیزوالکتریک: اثر پیزوالکتریک بنا به تعریفی برهم‌کنش فشار مکانیکی و نیروی الکتریکی در یک محیط است. بدین معنا که فشردن برخی بلورها در راستای ویژه‌ای از بلور (فشار مکانیکی) نیروی الکتریکی ایجاد می‌کند. از طرفی اگر اختلاف پتانسیل الکتریکی در دو طرف همین بلور در همان راستا ایجاد کنیم، باعث کاهش یا افزایش (بسته به جهت میدان الکتریکی و قطب‌های مثبت و منفی) اندازه‌ی بلور می‌گردد؛ البته این تغییر بعد تنها به میزان چند میکرون (۸-۶ میکرومتر) می‌باشد. از این خاصیت در ساخت مبدل (ترانسدوسر) استفاده می‌شود (برای ارسال انرژی فراصوت در برد فرکانس مگاهرتز). این اثر، معمولاً در مواد بلوری دارای مولکول‌های دوقطبی یافت می‌شود. در مواد با شبکه‌ی غیربلوری، این دوقطبی‌ها به صورت تصادفی چیده شده‌اند و در کل، یک‌دیگر را خنثی می‌کنند. اگر این مواد را تا نقطه‌ی کوری آن‌ها گرم کنیم، این دوقطبی‌ها فرصت حرکت آزادانه را پیدا می‌کنند. حال اگر در همین حین میدان الکتریکی اطراف آن‌ها ایجاد کنیم، دوقطبی‌ها در راستای میدان جهت‌گیری می‌کنند. با سرد کردن ماده تا زیر دمای کوری در حالی که صفحات باردار هنوز در اطراف آن هستند، ترکیب

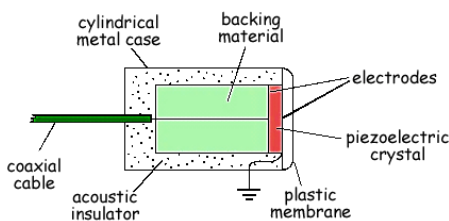
Piezoelectric Effect in Quartz



دوقطبی‌ها تغییر نمی‌کند. ترتیب مولکولی مولکول‌های دوقطبی، خواص منحصر به فردی به مواد پیزوالکتریک می‌دهد. صفحات رسانا در سطوح خارجی بلور، مجاور به موقعیت الکترودها قرار داده می‌شوند. هنگامی که ولتاژی به رسانا اعمال می‌شود، مولکول‌ها برای هم‌راستا شدن با میدان می‌چرخند؛ در نتیجه ضخامت بلور افزایش می‌یابد. اگر قطبیت صفحات برعکس شود، ضخامت بلور کاهش می‌یابد. این تغییر قطبیت باعث

نوسان مکانیکی بلور می‌شود. در بلور، این پدیده (اثر عکس پیزوالکتریک) باعث تولید پرتوی فراصوت به وسیله‌ی مبدل می‌شود.

مبدل ساده‌ی فراصوتی: شکل، سطح مقطعی از یک مبدل است. مهم‌ترین بخش مبدل: قطعه‌ی پیزوالکتریک و



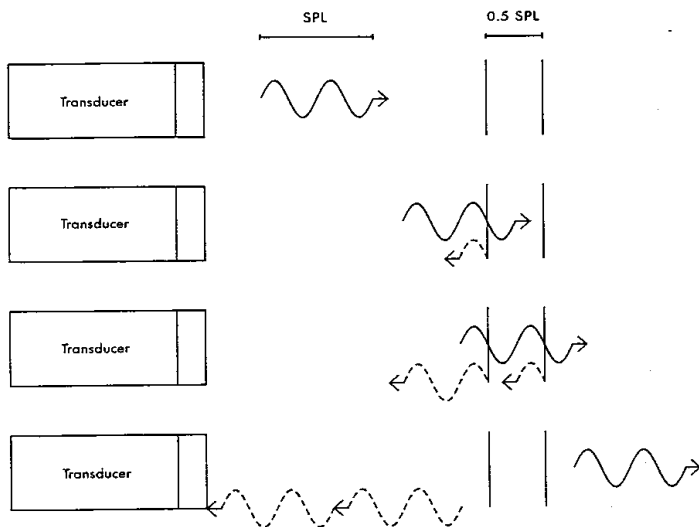
الکترودهایی که روی سطح خارجی آن قرار دارند. این الکترودها تغییر قطبیت را به منظور انبساط و انقباض بلور ایجاد می‌کنند. الکترودها به‌همراه لایه‌ی تطبیق و ماده‌ی پشت بلور، درون بدنه‌ی عایق الکتریکی (معمولاً نوعی پلاستیک) که برای جلوگیری از ارسال انرژی فراصوت به بدنه به‌کاربرده می‌شود، قرار دارند. لایه‌ی

تطبیق باعث بهبود انتقال انرژی می‌شود. نقش ماده‌ی پشت بلور کاهش نوسان‌های ناشی از تغییر ابعاد بلور است و در پشت الکترودی که در سمت بیمار نیست، قرار می‌گیرد. لایه‌ی عایق صوتی، سطح درونی حفاظ فرکانس رادیویی را به منظور جلوگیری از انعکاسات می‌پوشاند و حفاظ فرکانس رادیویی به منظور کاهش تداخل الکترومغناطیسی دور تا دور بلور و ماده‌ی پشتی را فرا می‌گیرد. ماده‌ی پشت بلور در مبدل‌هایی با اهداف مختلف، متفاوت است. در اهداف درمانی که انتقال ماکزیمم انرژی به بیمار مد نظر است، موج خروجی پیوسته است. ماکزیمم انرژی در صورتی حاصل می‌شود که تشدید رخ دهد. در این مبدل‌ها از هوا به عنوان ماده‌ی پشت بلور استفاده می‌شود تا ماکزیمم بازتابش در مرز بلور و ماده‌ی پشتی رخ دهد. برای اهداف تصویربرداری از روش سیستم پالسی استفاده می‌شود که شامل تولید پالس و سکوت برای شنیدن پژواک بازگشتی است.

لایه‌های تطبیق امپدانس (matching layer): یکی از عوامل مؤثر در حساسیت تصویربرداری، تطبیق امپدانس فراصوتی مبدل با جسم اسکن‌شونده است. اگر تفاوت این دو زیاد باشد، بیش‌تر پرتو از مرز بین دو محیط بازتاب شده و درصد کمی از پرتو وارد بافت مورد نظر می‌گردد. این مشکل را می‌توان با قرار دادن لایه‌های تطبیق بین بلور و بافت، تا حدودی برطرف کرد. بهترین لایه‌ی تطبیق، امپدانس برابر میانگین هندسی امپدانس بلور و بافت دارد: $Z_x = \sqrt{Z_c Z_t}$

تفکیک‌پذیری محوری و جانبی (Axial & Lateral Resolution): تفکیک‌پذیری فضایی هر سیستم تصویربرداری عبارت است از توانایی آن سیستم در تشخیص دو نقطه‌ی نزدیک به هم، به عنوان نقاط جدا و متمایز.

تفکیک‌پذیری محوری (طولی): مشخص می‌نماید که دو جسم تا چه حد در راستای موازی با پرتو، می‌توانند به هم نزدیک باشند تا دستگاه همچنان آن‌ها را به صورت نقاط مجزا تشخیص دهد. عموماً اندازه‌ی طول پالس به عنوان مشخصه‌ی

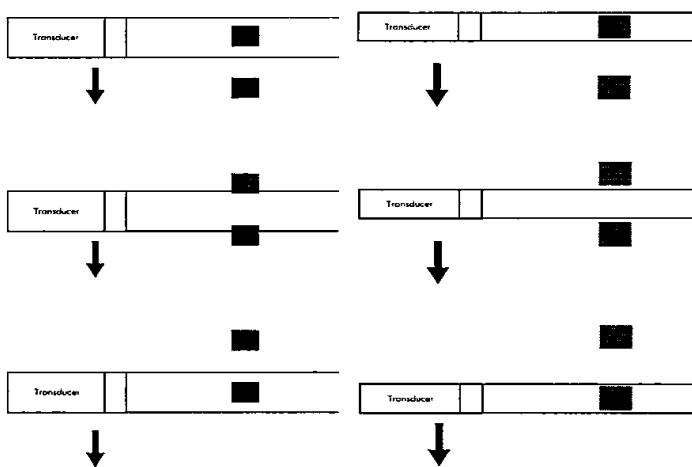


تفکیک‌پذیری محوری به کار گرفته می‌شود. بهترین تفکیک‌پذیری محوری ممکن زمانی رخ می‌دهد که فاصله‌ی دو نقطه‌ی مورد نظر برابر نصف طول پالس باشد؛ زیرا طبق شکل، در این حالت پرتوهای بازتابش شده از دو جسم دقیقاً پشت سر همدیگر قرار خواهند گرفت؛ بنابراین نه با همدیگر هم‌پوشانی دارند که دستگاه آن‌ها را یک جسم تلقی کند و نه از همدیگر فاصله دارند که کیفیت تا حدی کاهش یابد. ←

تفکیک‌پذیری محوری = $SPL / 2 =$ نصف طول پالس

هر چه عدد تفکیک‌پذیری یک دستگاه کوچک‌تر

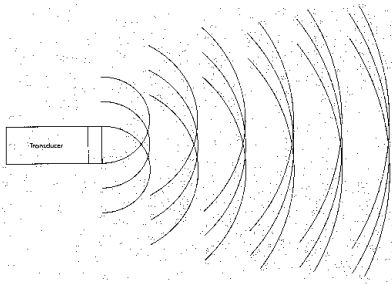
باشد، توانایی آن دستگاه در تفکیک دو نقطه‌ی نزدیک‌تر بیشتر خواهد بود. با توجه به رابطه‌ی فوق، هر عاملی که بتواند طول مکانی پالس را کاهش دهد، قدرت تفکیک‌پذیری محوری را ارتقا می‌بخشد؛ نکته: تفکیک‌پذیری محوری تحت تأثیر عمق میدان نمی‌باشد؛ زیرا هر چه در میدان به جلو پیش می‌رویم، طول موج و فرکانس تغییری پیدا نمی‌کنند.



تفکیک‌پذیری جانبی: عبارت است از کوچک‌ترین

جسمی که پرتو می‌تواند آن را مشخص کند و یا کم‌ترین فاصله‌ی دو جسم عمود بر محور موج که دستگاه بتواند آن‌ها را جدا تلقی کند. این تفکیک‌پذیری تحت تأثیر پهنا (عرض) موج و همچنین عمق میدان می‌باشد؛ زیرا اگرچه با کاهش عرض موج، قدرت تفکیک‌پذیری جانبی دستگاه ارتقا می‌یابد، عمق میدان کاهش می‌یابد؛ زیرا هرچه منبع تولید موج به شکل نقطه‌ای نزدیک‌تر گردد، صدا را بیش‌تر پخش می‌کند و اتلاف انرژی بیش‌تر خواهد شد. و

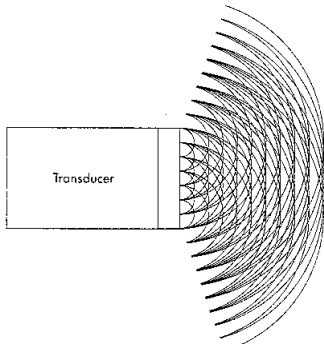
برعکس با افزایش پهناى موج، عمق میدان افزایش یافته اما تفکیک‌پذیری جانبی کاهش می‌یابد.



واگرایی پرتو فراصوت: یکی از اهداف دیگر در تولید پرتو فراصوت، تولید

پرتویی می‌باشد که با شدت یکنواخت تا فواصل دورتری از مبدل به پیش رود. برای این کار در صورتی که از منبع صوتی دایره‌ای با قطری برابر یک طول موج (در واقع همان مبدل نقطه‌ای) استفاده کنیم، اگرچه مبدل جبهه‌های موج کروی را تولید خواهد کرد، اما این امواج بعد از سطح بلور به سرعت واگرا می‌شوند که این

امر با کاهش تفکیک‌پذیری جانبی همراه است، اما در صورتی که از منبعی با قطری برابر چندین طول موج استفاده کنیم، هر قسمت کوچک آن به عنوان یک منبع نقطه‌ای عمل نموده و جبهه‌ی موج کروی خودش را تولید می‌کند؛ سرانجام در اثر تداخل (سازنده و تخریبی) جبهه‌های تولیدی، جبهه‌های موج جدیدی که موازی با سطح مبدل هستند تولید خواهند شد.



امواج تولیدی از مبدل گسترده در آغاز به گونه‌ای موازی و یکنواخت مسیر را می‌پیمایند، اما پس از طی مسیری واگرا شده و از هم دور می‌شوند؛ بنابراین دو ناحیه به وجود می‌آید: (۱) میدان نزدیک و (۲) میدان دور.

میدان نزدیک (Near Field): بخش اول که حاوی پرتوهای موازی و

یکنواخت در تمام طول مسیرش می‌باشد. قطر آن برابر قطر مبدل است و عمق آن را

$$D = \frac{d^2 f}{4c} = \frac{d^2}{4\lambda} = \frac{r^2}{\lambda}$$

(f = فرکانس مبدل، d = قطر مبدل، c = سرعت فراصوت در محیط، λ = طول موج فراصوت، R = شعاع مبدل)

ناحیه‌ی نزدیک، باریک‌ترین مرزهای موازی را برای پرتو فراصوتی دارد، پس در این ناحیه شاهد بهترین تفکیک‌پذیری جانبی هستیم. حال با توجه به رابطه‌ی فوق، دو عامل در طول این ناحیه تأثیر گذار است: (۱) قطر منبع: در صورتی که قطر منبع افزایش یابد، عمق میدان نیز افزایش یافته، اما از طرف دیگر تفکیک‌پذیری جانبی کاهش می‌یابد. (۲) فرکانس (طول موج): در صورتی که فرکانس کاهش یابد (یا طول موج افزایش یابد)، طول این ناحیه افزایش خواهد یافت. توجه: برای کاهش قطر پرتو همچنین می‌توان از روش کانونی کردن استفاده کرد؛ که عمق میدان را کاهش داده اما تفکیک‌پذیری جانبی را بهبود می‌بخشد.

میدان دور (Far Field): بعد از ناحیه‌ی نزدیک قرار دارد که در آن پرتو شروع به واگرایی می‌کند. زاویه‌ی واگرایی پرتو

کانونی نشده در ناحیه‌ی دور از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌گردد:

$$\sin \theta = \frac{0.61 \lambda}{r} = \frac{1.22 \lambda}{d} = \frac{1.22 c}{df}$$

شکل: ناحیه‌ی نزدیک و ناحیه‌ی دور

کانونی کردن پرتو فراصوت:

با افزایش فاصله از مبدل، واگرایی پرتو فراصوت باعث

کاهش شدت آن می‌شود. همچنین پرتو بازتابشی هنگام

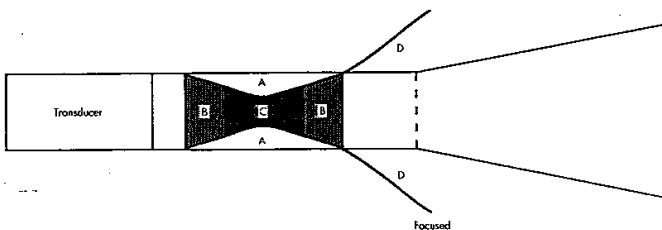
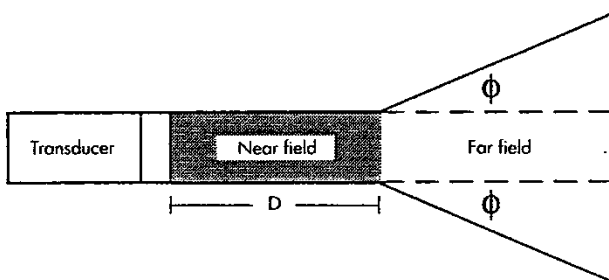
بازگشت به مبدل، واگرا می‌شود. بنابراین واگرایی عامل

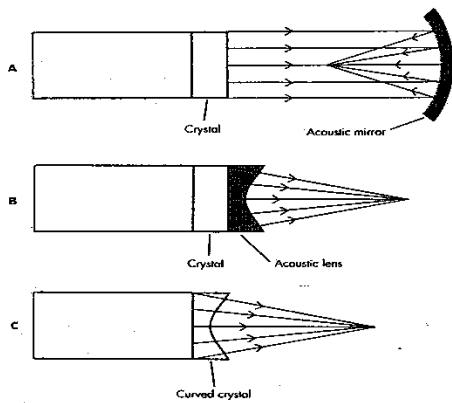
اتلاف انرژی هر دو پرتو ارسالی و دریافتی می‌باشد. پرتو

فراصوت را می‌توان کانونی کرد تا انرژی فراصوتی در

سطحی کوچک و با فاصله‌ی مشخص از مبدل متمرکز گردد. در مقایسه با پرتو کانونی نشده، پرتو کانونی شده پژواک قوی‌تری را

تولید می‌کند. در واقع با کانونی کردن، تفکیک‌پذیری جانبی بهبود می‌یابد. البته باید توجه داشت که در هنگام استفاده از پرتو



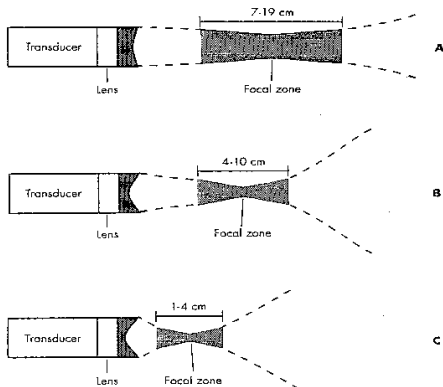


کانونی شده، بهترین مکان قرار گرفتن مرز بازتاب کننده همان ناحیه‌ی کانونی پرتو جدید می‌باشد؛ ناحیه‌ی کانونی به ناحیه‌ای گفته می‌شود که در آن شدت پرتو ماکزیمم است؛ بنابراین باید پرتو را طوری کانونی کرد که ناحیه‌ی کانونی آن در محل بافت مورد نظر قرار بگیرد.

کانونی کردن عمق میدان نزدیک را کم می‌کند؛ زیرا پرتو پس از ناحیه‌ی کانونی به سرعت واگرا می‌گردد. انتظار می‌رود شدت پرتو در ناحیه‌ی کانونی بیشتر از شدت در پرتو کانونی نشده با سطح مقطع برابر با ناحیه‌ی کانونی

باشد؛ زیرا در ناحیه‌ی کانونی مقدار پرتو بیش‌تری فشرده شده و به این سطح مقطع کوچک‌تر رسانده شده است.

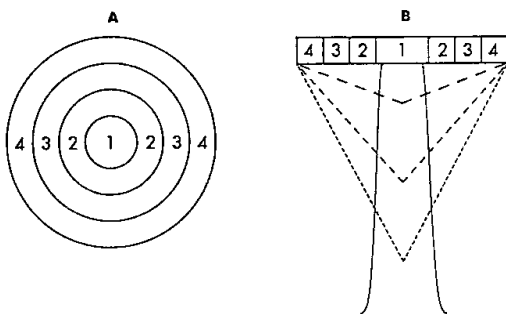
روش‌های کانونی کردن:



(الف) روش مکانیکی: جهت بهبود تفکیک‌پذیری جانبی، پرتو با روش‌های

مختلفی کانونی می‌گردد. صوت از اصول نور پیروی می‌کند. پس برای همگرا کردن پرتوها می‌توان از (۱) آینه‌ی صوتی مقعر، (۲) عدسی صوتی مقعر (برعکس عدسی‌های نوری عمل می‌کند) و (۳) بلور پیزوالکتریک انحنادار (تراش داده شده به شکل مقعر) استفاده کرد. شکل چپ: انواع روش‌های کانونی کردن مکانیکی، شکل راست: درجات مختلف کانونی کردن.

(ب) روش الکترونیکی: تک‌بلور پیزوالکتریک کوچک دایره‌ای، پرتو فراصوتی با میدان نسبتاً باریک و میدان دور



واگرا تولید می‌کند. حال اگر به‌جای این تک‌بلور از یک مجموعه بلور دایره‌ای که به صورت متحدالمرکز دور هم قرار گرفته‌اند استفاده کنیم، می‌توانیم به هر بلور به‌طور جداگانه پالس اعمال کنیم، و با تأخیری که در پالس‌دهی به بلورها ایجاد می‌کنیم می‌توانیم پرتو را همگرا و در یک نقطه‌ی مشخص کانونی کنیم (شکل). مزیت این روش نسبت به روش مکانیکی این است که با تغییر اختلاف زمان پالس‌دهی به بلورها می‌توان پرتو را در هر نقطه‌ی دلخواهی کانونی کرد.

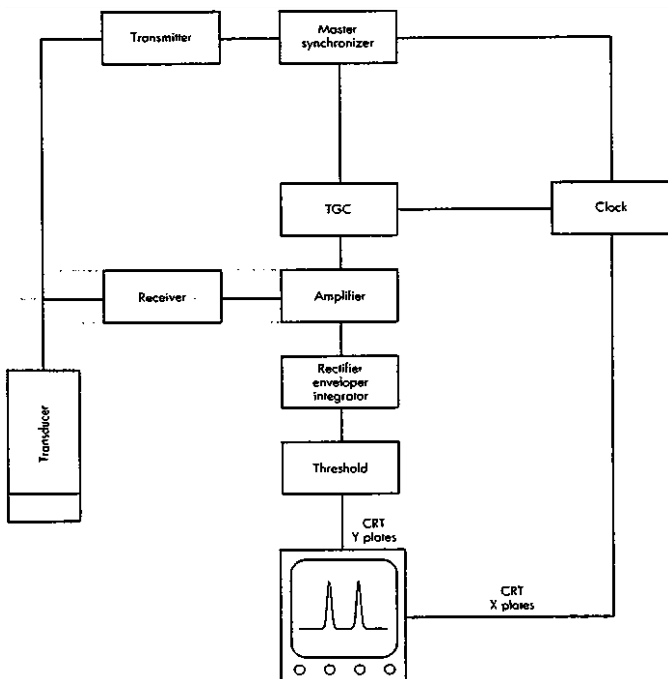
آشکارسازی پرتوها:

روش‌های تک‌موج یا روش بازتاب‌تپ: تک‌موجی

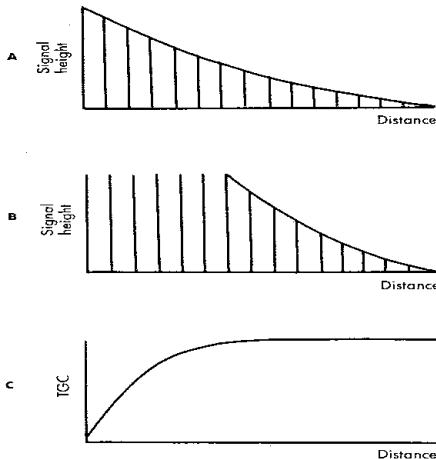
که از ترانسدیوسر گسیل می‌شود پس از برخورد به مرز میان دو محیط که اختلاف امپدانس صوتی دارند، بازتاب می‌یابد. فاصله‌ی زمانی بین ره‌اشدن موج از ترانسدیوسر و دریافت بازتاب آن، زمان دیرکرد (delay time) نام دارد و بستگی به سرعت صوت در محیط و طول راه پیموده شده به‌وسیله‌ی موج دارد.

(الف) روش اسکن دامنه (A-mode) یا

(Amplitude-scan): ساده‌ترین روش نمایش بازتاب پرتوهای فراصوت که با دامنه‌ی امواج بازگشتی سروکار دارد و تنها فاصله‌ی



مرزهای بازتابنده را از دستگاه و اندازه‌ی (شدت) بازتابش را نشان می‌دهد. بخش‌های پایه‌ای دستگاه فراصوتی بازتاب‌تپ: (۱) تپ‌ساز: در این بخش بسامد تکرار تپ تولید می‌شود. ولتاژی که این دستگاه برای برانگیختن بلور ترانسدویسر به کار می‌برد، بین ۲۰۰ تا ۶۰۰ ولت است و آهنگ (فرکانس) آن نیز برابر با آهنگ PRF می‌باشد. در واقع چون فرکانس موج تولیدی با فرکانس نوسان‌های برق جریان متناوب متصل به دستگاه برابر است، فرکانس موج تولیدی را می‌توان از طریق تغییر فرکانس جریان متصل به دستگاه تنظیم کرد.



(۲) گیرنده: همان بلور فرستنده می‌باشد که در این مرحله طبق عکس خاصیت پیزوالکتریک موج مکانیکی بازتاب را دریافت کرده و آن را به صورت یک موج (سیگنال) الکتریکی درمی‌آورد.

(۳) تقویت: بازتابش‌هایی که از مرزهای مشترک دور می‌آیند کوچک‌تر از آن‌هایی هستند که از مرزهای نزدیک بازتاب می‌شوند. بنابراین باید تپ‌های بازگشتی را به گونه‌ای نابرابر تقویت کنیم که تپ‌های دور بیش‌تر و تپ‌های نزدیک کم‌تر تقویت گردند. برای این کار از روش‌های لگاریتمی استفاده می‌شود. دستگاه الکترونیکی که این کار را انجام می‌دهد، «جبران‌کننده‌ی بهره‌ی زمانی» یا TGC نام دارد.

TGC دارای منحنی ویژه‌ای به شکل روبه‌رو می‌باشد؛ شکل بالا (A): دامنه‌ی سیگنال

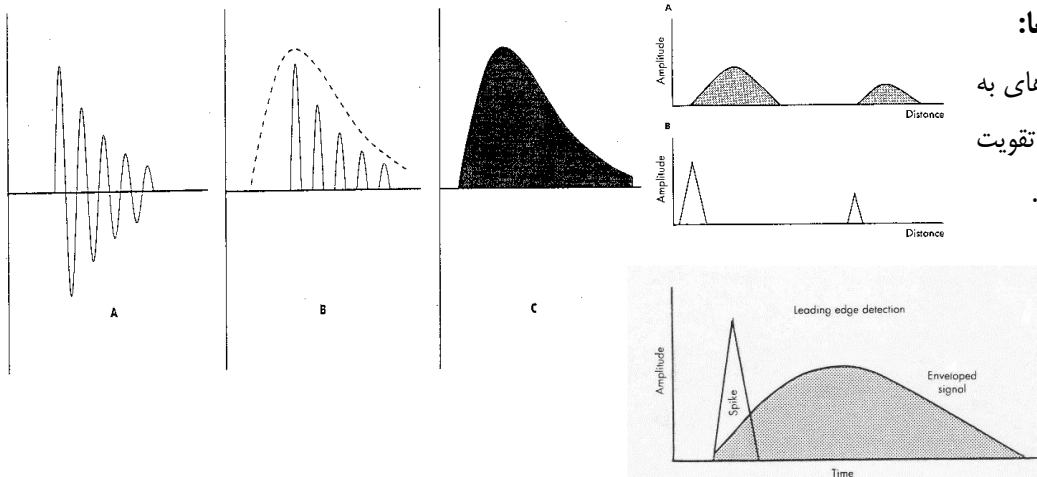
با توجه به عمق بدون اعمال TGC، شکل وسط (B): بعد از اعمال TGC، شکل پایین (C): نمودار TGC با توجه به عمق.

شیب بخش اولیه‌ی نمودار، به جنس بافت و میزان تضعیف در آن رابطه دارد؛ به صورتی که هر چه میزان تضعیف بیش‌تر باشد، شیب نمودار نیز بیش‌تر خواهد بود. همچنین علت ثابت شدن نمودار در اعماق پایین‌تر این است که بعد از یک عمق مشخص، میزان پرتوهای مفیدی که به ما می‌رسند کم‌تر از امواج غیر مفید (نویز) حاصل از پدیده‌هایی همچون پراکندگی می‌باشد، بنابراین اگر امواج این ناحیه را نیز به همان شدت تقویت کنیم در واقع مقدار نویز را زیاد کرده‌ایم که مطلوب ما نیست.

پردازش سیگنال‌ها:

آشکارسازی: سیگنال‌های به دست‌آمده از بازتابش ابتدا تقویت شده، سپس آشکار می‌شوند.

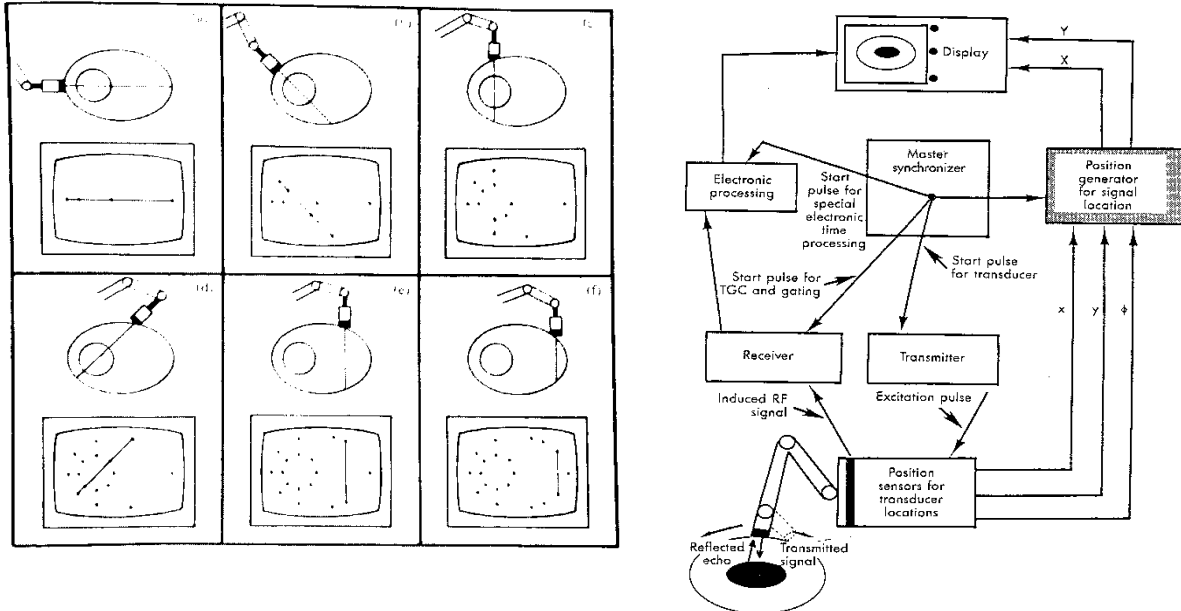
شکل: نحوه‌ی تهیه‌ی پوشش و جایگذاری spike.



(ب) روش اسکن درخشش (Brightness-Scan): در این روش به جای این که دامنه‌ی امواج نشان‌دهنده‌ی

شدت امواج بازگشتی باشد، می‌توان یک سری نقطه در راستای محور دید به وجود آورد که هر نقطه درخشندگی متناسب با دامنه‌ی امواج بازتابشی داشته باشد. این روش نیز مانند روش A-Scan تنها یک راستای به خصوص را نشان می‌دهد. اسکن درخشش، اساس ساخت دستگاه‌های اسکن درخشش دوبعدی است که در آن به جای روش تک‌موج که تنها یک راستا (مسیر عبوری پرتو) نشان داده می‌شود، یک صفحه‌ی دو بعدی از خطوط نمایش داده می‌شود. بنابراین اسکن دو بعدی نمایش بخشی

از عضو یا بدن است که موازی راستای حرکت پرتوهای فراصوتی می‌باشد. برای اسکن دو بعدی می‌توان از اسکنری که دارای حرکت دویبعدی است استفاده کرد. نکته‌ی اصلی در اسکن دو بعدی این است که دستگاه باید بداند که هر کدام از سیگنال‌های بازگشتی را از چه مختصاتی دریافت کرده است تا نهایتاً با توجه به مختصات، آن‌ها را در کنار هم قرار دهد و تصویر دو بعدی را تشکیل دهد. این مختصات شامل بعدهای X و Y مربوط به خطوط تصویر و Z (بیانگر شدت پرتو بازگشتی) می‌باشد که برای محاسبه‌ی X و Y دستگاه مختصات ترانسدیوسر و همچنین راستای (زاویه) آن را محاسبه می‌کند.



نحوه‌ی تشکیل اسکن درخشش دو بعدی (چپ) و اجزای تشکیل دهنده‌ی دستگاه اسکن درخشش دو بعدی (راست)

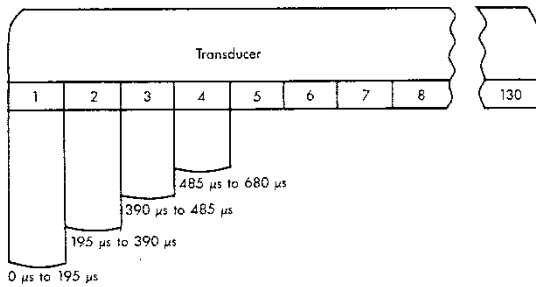
مبدل‌های بلادرنگ (بی‌وقفه) یا زمان حقیقی (Real Time Transducer): تصویربرداری دویبعدی در فراصوت یا به روش B-scan انجام می‌شود و یا با استفاده از اسکنرهای بلادرنگ. زمان انجام یک اسکن با دستگاه اسکن درخشش طولانی می‌باشد؛ زیرا در این روش باید با دست ترانسدیوسر را روی سطح بدن بیمار جابه‌جا کرد که این جابه‌جایی با دست، نیازمند زمان فراوانی می‌باشد. واژه‌ی بلادرنگ به دلیل نمایش آنی نگاره در این روش، به کار برده شده است. در نمایش آنی نگاره، بیش از ۲۴ فریم در ثانیه خواهیم داشت که چشم قادر به تفکیک آن‌ها نمی‌باشد و آن‌ها را به هم پیوسته می‌بیند.

انواع ترانسدیوسرهای بلادرنگ:

(۱) ترانسدیوسرهای مکانیکی: سیستم‌های مکانیکی بلادرنگ از یک یا چند بلور پیزوالکتریک متصل به یک موتور پله‌ای (stepping motor) که بلورها را به موقعیت‌های گوناگون حرکت می‌دهد، استفاده می‌نمایند. تغییر موقعیت بلور امکان جمع‌آوری اطلاعات اسکن از خطوط چندگانه را فراهم می‌آورد.

(۲) ترانسدیوسرهای الکترونیکی: در این روش از چندین بلور که به طریق الکترونیکی تحریک می‌شوند، استفاده می‌شود. مزیت این روش نسبت به روش‌های مکانیکی در این است که در این روش تصاویری با کیفیت بالاتر به دلیل خطوط تصویر زیادتر و همچنین نرخ تصویربرداری بالاتر خواهیم داشت و به‌علاوه محدودیت عمر ناشی از فرسایش مکانیکی نیز وجود ندارد. انواع روش‌های الکترونیکی بلادرنگ:

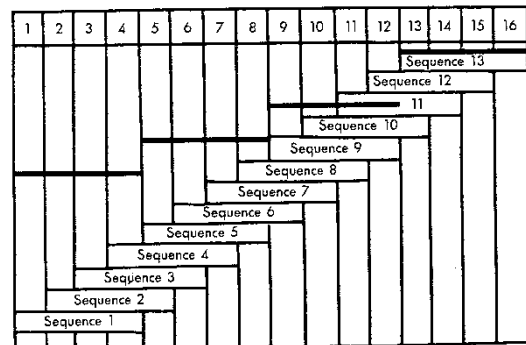
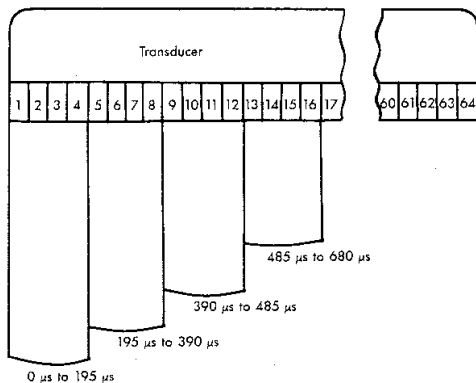
(الف) سیستم آرایه‌های خطی: به دو صورت متوالی و قطعه‌ای انجام می‌گیرد. در روش متوالی چندین بلور پیزوالکتریک پشت سر هم چیده شده‌اند که به ترتیب تحریک می‌گردند و موج ارسال می‌کنند، سپس صبر کرده تا بازتاب را



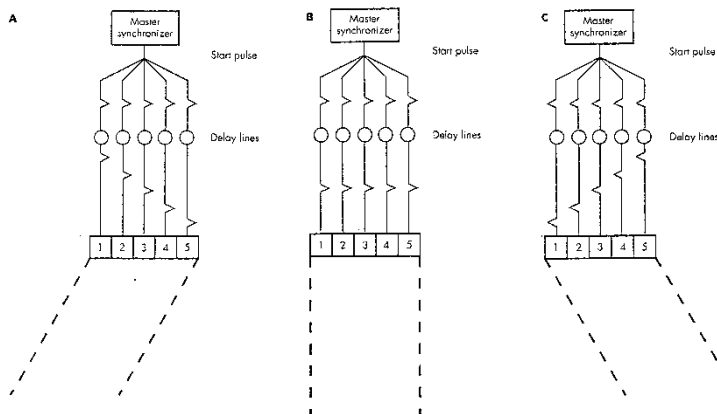
دریافت کنند و بعد بلور بعدی تحریک می‌گردد. در واقع این تحریکات متوالی، کار حرکت نوسانی و یا چرخشی را در تک‌بلور روش‌های مکانیکی انجام می‌دهند، با این تفاوت که در این‌جا چند بلور ثابت و غیر متحرک داریم. شکل: آرایه‌ی خطی متوالی.

در روش متوالی چون عرض هر کدام از تک‌بلورها کوچک

است، عمق میدان نزدیک برای هر کدام از آن‌ها کاهش یافته، همچنین زاویه‌ی واگرایی ناحیه‌ی دور افزایش خواهد یافت. برای اصلاح این مشکل می‌توان از روش قطعه‌ای استفاده کرد. به‌طوری‌که در این روش چند بلور مثلاً ۱ تا ۴ با هم تحریک شده و سپس بلورهای ۶ تا ۸ تحریک شده، الی آخر. اما در این روش نیز چون پهنا‌ی موج ارسالی افزایش می‌یابد، تفکیک‌پذیری جانبی کاهش خواهد یافت و باعث کاهش کیفیت تصاویر خواهد شد. برای اصلاح این مشکل می‌توان از هم پوشانی بلورها استفاده کرد؛ به‌طوری‌که ابتدا بلورهای ۱ تا ۴ تحریک شده و سپس بلورهای ۲ تا ۵ تحریک گردند. همانطور که مشاهده می‌شود چون از هر نقطه چندین بار تصویر برداری می‌شود، کیفیت تصویر بهبود خواهد یافت.



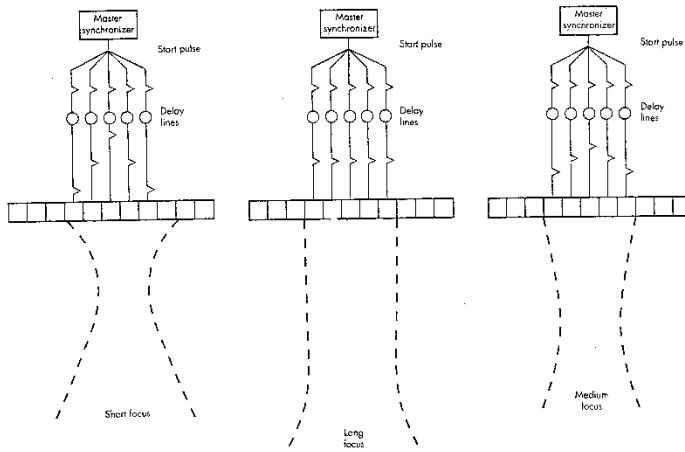
تصویر سمت چپ: آرایه‌ی خطی قطعه‌ای. تصویر سمت راست: آرایه‌ی خطی قطعه‌ای (خطوط مشکی پررنگ) و آرایه‌ی خطی قطعه‌ای دارای هم‌پوشانی (کادرهای مستطیل شکل).



(ب) سیستم آرایه‌های فازی: در این

روش برخلاف روش قبل، هر بلور منفرد یا هر قطعه بلور، به صورت مجزا تصویربرداری از زاویه‌ای خاص را انجام نمی‌دهد، بلکه برای تصویربرداری از هر زاویه تمامی بلورها با هم تحریک می‌گردند. بنابراین آرایه‌ی فازی در هر زمان تنها یک خط تصویر را تشکیل می‌دهد که جهت پرتو به طور الکترونیکی با تغییر توالی

تحریک عناصر بلور تغییر داده می‌شود. در این روش اگرچه تحریک برای تمامی بلورها به‌طور همزمان ارسال می‌گردد، اما خطوط تأخیر (delay line) باعث می‌شوند که تحریک با تأخیری بین ۱ نانوثانیه تا ۱ میکروثانیه به بلورهای متوالی برسند که نهایتاً تداخل میان امواج این بلورها باعث تشکیل موج جهت‌دار نهایی خواهد شد و باعث می‌شود که بتوان با تعداد بلور کمتر نسبت به آرایه‌ی خطی، اما با تحریک همزمان و جهت‌دار آن‌ها، از تمام زوایا تصویربرداری کرد.



توجه: برای کانونی کردن در روش‌های بلادرنگ الکترونیکی فازی از خطوط تأخیر استفاده می‌شود به طوری که می‌توان با ایجاد تأخیر در تولید امواج هر بلور منفرد نسبت به سایر بلورها، امواج را همگرا و کانونی کرد. شکل: کانونی کردن با استفاده از خطوط تأخیر.

اثر داپلر (Doppler effect): منبع صوت

امواج را به صورت کره‌های هم‌مرکز تولید می‌کند که به سمت بیرون حرکت می‌کنند. فرکانس را منبع صوت تعیین می‌کند و سرعت امواج به وسیله‌ی محیط تعیین می‌شود. فرکانس و سرعت انتشار، هر دو، طول موج را تعریف می‌کنند.

در صورتی که گیرنده ساکن باشد، فرکانس دریافتی توسط آن (فرکانس ظاهری) با فرکانس منبع یکسان است، اما در صورتی که منبع و گیرنده نسبت به هم حرکت نسبی داشته باشند، فرکانس تغییر می‌کند که اختلاف بین فرکانس منبع و فرکانس ظاهری را جابه‌جایی داپلر گویند. هرچه سرعت نسبی منبع و گیرنده نسبت به هم بیش‌تر باشد، جابه‌جایی داپلر بیشتر

$$\text{است. } f_D = \frac{2vf \cos \phi}{c}$$

c : سرعت صوت در بافت، v : سرعت بازتابنده، f : فرکانس مبدل، ϕ : زاویه‌ی پرتو صوتی با جهت حرکت.

با استفاده از این فرمول با داشتن جابه‌جایی داپلر می‌توان سرعت بازتابنده را حساب کرد و در صورت چشم‌پوشی از زاویه‌ی داپلر، سرعت اندازه‌گیری شده کم‌تر از میزان واقعی است.

دستگاه داپلر موج پیوسته (CW): در آن از دو بلور استفاده می‌شود که یکی فرستنده‌ی امواج و دیگری گیرنده‌ی

پژواک امواج است. (یک بلور نمی‌تواند به طور همزمان هم موج بفرستد و هم موج بگیرد).

دستگاه موج پالسی (PW): از اصل فاصله‌یابی پژواک در آن استفاده می‌شود. مبدل به صورت الکتریکی تحریک شده

و یک پالس می‌فرستد و تا شنیدن پژواک آن خاموش می‌شود و سیگنال‌های دریافتی به صورت الکترونیکی پردازش پنجره‌گذاری می‌شوند؛ یعنی فقط پژواک‌هایی که در یک بازه‌ی زمانی کوتاه پس از پالس و متناظر با فاصله‌ی خاصی هستند در سیگنال داپلر شرکت می‌کنند که پارامترهای این پنجره توسط سونوگرافیسیت مشخص می‌شود. زمان تأخیر قبل از فعال شدن پنجره، مکان بازتابنده را مشخص و مدت زمان فعال شدن پنجره طول جسم بازتابنده را مشخص می‌کند. ابعاد جانبی جسم به وسیله‌ی پهنای پرتو مشخص می‌شود که بستگی به فرکانس و مشخصات کانونی شدن دارد. این دستگاه جریان را در یک بعد (عمق یا فاصله) نشان می‌دهد. همچنین جهت جریان را نیز مشخص می‌کند؛ به این صورت که اگر جریان نزدیک شود با یک رنگ و اگر دور شود با رنگ دیگر نشان داده می‌شوند.

دستگاه داپلر رنگی: با حرکت مبدل بر سطح اسکن، تصویر دو بعدی از جریان به وسیله‌ی فرکانس‌های جابه‌جایی داپلر

را به صورت رنگ‌های مختلف نشان می‌دهد.

دستگاه داپلکس یا دوکاره: باید هر دو عمل تصویربرداری بلادرنگ (B-Mode) و داپلر را اجرا نماید. تصویربرداری

بلادرنگ، بازتابنده‌ی ساکن را نشان می‌دهد، در حالی که حالت داپلر اطلاعات جریان ناحیه‌ی انتخاب شده را نشان می‌دهد. ابتدا تصویربرداری بلادرنگ انجام می‌شود و سپس به حالت داپلر منتقل می‌شود. در غیر این صورت تداخل الکترونیکی پالس‌های داپلر بین تصویربرداری بلادرنگ باعث ایجاد تصویر کاهش یافته می‌شود.

اثرات بیولوژیک امواج فراصوت: این امواج سه نوع اثر میکروسکوپی بر ماده می‌گذارند: گرمایی، مکانیکی و حفره‌سازی. سپس این اثرات با اثرات ماکروسکوپی مقایسه می‌شوند. تشکیل ریزگرداب‌ها یا تغییر میزان واکنش‌های شیمیایی که به‌وسیله‌ی نتایج تجربی حاصل شده‌اند با همان سه اثر مذکور آغاز می‌شوند (دقت شود که ما این آثار را در بدن که بیش‌تر آن را فاز مایع تشکیل داده بررسی می‌کنیم).

اثر گرمایی: با انتشار موج، انرژی آن جذب شده و به صورت گرما درمی‌آید و از شدت صوت کم شده و باعث افزایش دما می‌شود و ممکن است اثرات بافتی برگشت‌ناپذیری ایجاد کند. در مقیاس ۱ هرتز تا 10 مگاهرتز با افزایش فرکانس، ضریب جذب نیز زیاد می‌شود. در فرکانس‌های بالاتر اثر گرمایی بیش‌تر است و برای مشاهده‌ی دیگر آثار (مکانیکی و حفره‌سازی) باید از روش‌های خنک‌سازی استفاده کنیم. البته ضریب جذب به زمان تابش، میانگین زمانی شدت، سطح مقطع پرتو، فرآیندهای انتقال گرما، ضریب جذب محیط، فرکانس و شکل امواج بستگی دارد.

حفره‌سازی: انتشار موج باعث ایجاد انبساط‌ها و انقباض‌هایی در محیط می‌شود که تناوب آن در یک موضع باعث ایجاد و بزرگ‌شدن حباب‌های گاز می‌شود که ممکن است آسیب ایجاد کند و به دو صورت است: ۱- **گذرا:** در فاز انبساط، حباب‌هایی با عمر کوتاه ایجاد شده یا ممکن است از قبل وجود داشته باشند و افزایش مدت انبساط باعث افزایش رشد حباب می‌شود و در فاز فشردگی این حباب‌ها می‌ترکند و موج ضربه‌ای ایجاد می‌کنند که باعث ایجاد فشار و دمای زیاد در موضع کوچک می‌شود. ۲- **پایدار:** حباب‌های ریزی که در مایع وجود دارند در هر دوره منبسط و منقبض شده و در فاز انبساط به یکدیگر پیوسته و بزرگ می‌شوند و برای مدت طولانی بدون تخریب باقی می‌مانند. این اثر حتی در شدت‌های پایین هم دیده می‌شود و در فرکانس مشخص (بسته به اندازه‌ی حباب) دامنه‌ی ارتعاش ذرات مجاور بیشینه می‌شود که به آن تشدید حجمی گویند. هرچه فرکانس بیش‌تر باشد، اندازه‌ی حباب برای تشدید کاهش می‌یابد.

اثر مکانیکی (مستقیم): موج فراصوتی بر اثر برهم‌کنش بین ذرات مجاور انتشار می‌یابد و ذرات تحت تأثیر سرعت و شتاب واقع می‌شوند و باعث ایجاد حرکت‌های چرخشی و انتقالی می‌شود. به طور کلی هرگونه اثر به غیر از گرمایی و حفره‌سازی را جزء این دسته قرار می‌دهند. این اثر ممکن است باعث به‌وجود آمدن ریز گرداب‌هایی گردد و ماکرومولکول‌ها را از هم جدا کند و باعث آسیب شود.

نوردیدگانه

کهن‌ترین پژوهش‌ها درباره‌ی ویژگی‌ها و رفتار نور به‌وسیله‌ی ایرانی‌ها و یونانی‌ها انجام گرفته است. «ابن هیثم» یکی از برجسته‌ترین دانشمندان در این زمینه است. او در سده‌ی یازدهم میلادی و حدود ۶۵۰ سال قبل از نیوتن در کتاب المناظر خود به مطالعه‌ی ویژگی‌های نور و بررسی فرآیند بینایی پرداخت. او برای نخستین بار از دوربین سوراخ سوزنی و اتاقک تاریک در آزمایش‌هایش جهت بررسی خواص نور استفاده نمود. نیوتن در دهه‌ی ۱۶۴۰ میلادی درباره‌ی ویژگی‌های نور و به ویژه پدیده‌ی شکست نور تحقیق می‌کرد. نیوتن معتقد بود که نور جریانی از ذرات کوچک است که به خط مستقیم در فضا حرکت می‌کنند. همزمان با نیوتن، هویگنس طرفدار توضیح دیگری بود که در آن حرکت نور به صورت موجی است و از چشمه‌های نوری به تمام جهات پخش می‌شود. هویگنس با به کار بردن امواج اصلی و موجک‌های ثانوی، قوانین بازتاب و شکست را تشریح کرد. پدیده‌های تداخل و پراش با استفاده از دیدگاه موجی بودن نور توجیه می‌شوند. حدود ۲۰۰ سال بعد از هویگنس، پلانک دیدگاه دیگری را در مورد ماهیت نور بیان کرد. بر پایه‌ی این دیدگاه انرژی چشمه‌ی نور به طور ناپیوسته گسیل می‌شود و پرتوهای نور از بسته‌های کوچک انرژی تشکیل شده‌اند. همچنین انرژی پرتو نور متناسب با فرکانس مربوط به آن پرتو نوری است $E = hf$. ضریب تناسب در این رابطه $h = 6.625 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{sec}$ ثابت پلانک نامیده می‌شود. این نظریه توسط اینشتین تأیید و کامل شد. او بسته‌های کوچک انرژی پرتوهای نور را فوتون نامید و همچنین با استفاده از این نظریه توانست پدیده‌ی فوتوالکتریک را توجیه کند. اینشتین بر خلاف پلانک، هیچ‌گاه دیدگاه موجی بودن نور را نپذیرفت. چند سال بعد از توضیح پدیده‌ی فوتوالکتریک توسط اینشتین، لویی دوبروی نشان داد که نور هم از امواج و هم از ذرات تشکیل شده است و در واقع این‌ها دو روی یک سکه هستند و دو دید متفاوت از یک واقعیت را نشان می‌دهند. بر اساس نظریه‌ی دوبروی، هر ذره در حال حرکت یک موج وابسته به خود دارد که طول موج آن با معکوس اندازه حرکت ($p = mv$) ذره‌ی متحرک متناسب است $\lambda = \frac{h}{p}$. با این نظریه، دوبروی توانست دیدگاه ذره‌ای و دیدگاه موجی نور را با هم سازش دهد. پس از آن ماکسول تئوری الکترومغناطیسی نور را ارائه کرد که بسیار کامل‌تر از تئوری‌های قبلی نور بود. بر اساس این تئوری، نور دیدگانی گسترده‌ای از طیف امواج الکترومغناطیسی است که به‌وسیله‌ی چشم احساس شده و باعث دیدن می‌شود. دامنه‌ی طول موج‌های نور دیدگانی در محدوده ۴۰۰ تا ۸۰۰ نانومتر است (شکل ص سوم نواریون جلسه‌ی ۴ (فصل ۱۲)).

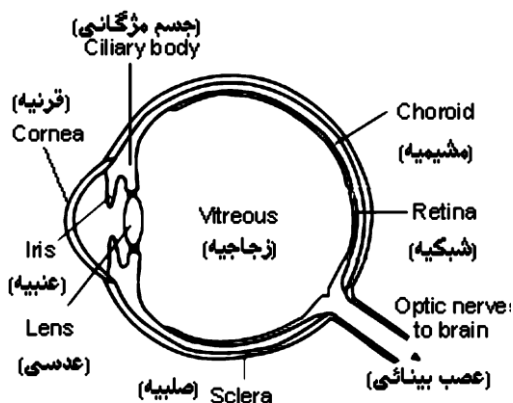
امواج الکترومغناطیسی امواج عرضی هستند که با سرعت 3×10^8 متر بر ثانیه در خلأ منتشر می‌شوند. این امواج از نوسان دو میدان الکتریکی و مغناطیسی عمود بر هم در فضا تشکیل می‌شوند. در امواج الکترومغناطیسی، انرژی و طول موج فوتون‌ها با رابطه‌ی $E (eV) = \frac{12400}{\lambda (\text{\AA})}$ به هم مرتبط می‌شوند. هر جسمی که دارای دمایی بیش از صفر مطلق باشد، فوتون‌های الکترومغناطیسی تابش می‌کند. رابطه‌ی شدت فوتون‌های تابش شده با دمای جسم به صورت $W = \sigma ET^4$ است. σ : ثابت استفان-بولتزمن، E : پایای تابندگی سطح تابشی. طبق قانون وین (Wein) طول موجی که دارای بیش‌ترین شدت در تابش جسم است با دمای آن رابطه‌ی معکوس دارد $(\lambda = \frac{b}{T})$ که b ثابت جابه‌جایی وین نام دارد.

کاربرد نور در پزشکی: برای معاینه‌ی معمولی یک بیمار، دیدن و بررسی رنگ پوست و یا وجود ساختمان‌های ناهنجار روی بدن کاری روزمره است. در معاینه‌ی پوست پی‌بردن به بیماری‌های مربوط آن چنان سخت نیست، اما اگر پزشک بخواهد بخش‌هایی از بدن مانند حفره‌های طبیعی را ببیند و بررسی کند دچار سختی کار خواهد شد. در این موارد باید بتوانیم نور را در مسیرهای مختلف منحرف کرده و به محل مورد نظر برسانیم و همچنین باتاب آن نور از سطح داخل حفره را به بیرون از بدن برگردانیم. ابزاری که این امکان را برای ما فراهم می‌کند، فیبر نوری نامیده می‌شود. همه‌ی پرتوهایی که نسبت به محور نوری فیبر نوری با زاویه‌ی کوچکی وارد یک طرف آن می‌شوند، در اثر شکست‌های کلی پشت سر هم به طرف دیگر فیبر نوری منتقل می‌شوند. در جدول زیر تعدادی از کاربردهای تشخیصی و درمانی نور دیدگانی بیان شده است.

کاربردهای تشخیصی	کاربردهای درمانی
آفتالموسکوپ (Opthalmoscopy)	درمان یرقان (زردی) نوزادان ($\lambda = 4050 \text{ \AA}$)
اوتوسکوپ (Otoscopy)	درمان بیماری‌های پوستی: درمان پسوریازیس با UV-B، درمان آکنه‌ولگاریس، اگزما، درماتیت اتوپیک، بثورات نوری پلی‌مورفیک، ویتیلیگو، لیگن پلان و مایکوزیس فونگوئیدز
لارینگوسکوپ (Laryngoscopy)	رنگ‌درمانی
نیزوسکوپ (Nasoscopy)	درمان فوتودینامیک
اندوسکوپ (Endoscopy)	

همچنین پرتوهای نور UV-C با طول موج ۲۶۴ نانومتر بیش‌ترین کارایی را در کشتن میکروب‌ها دارند و از آن‌ها برای ضدعفونی کردن وسایل گوناگون استفاده می‌شود (شکل ص آخر نواریون جلسه‌ی ۴ (فصل ۱۲)).

مروری بر ساختارهای اپتیکی چشم:



اشک اولین لایه‌ی اپتیکی چشم است که اکسیژن هوا را در خود حل می‌کند و به سطح قرنیه که رگ خونی ندارد اکسیژن می‌رساند. اختلال در عملکرد این لایه باعث خشکی، سوزش و خارش چشم می‌شود. دومین لایه و مهم‌ترین بخش اپتیکی چشم قرنیه (Cornea) است که بافت زنده‌ی شفاف به شمار می‌رود. سطح قدامی قرنیه تقریباً ۱۰۰ میکرومتر است و این سطح دو سوم قدرت شکست چشم را تأمین می‌کند.

ضخامت قرنیه از مرکز تا قسمت‌های کناری به تدریج زیاد می‌شود (مانند عدسی مقعر)، ولی به علت اختلاف ضریب شکست قرنیه و زلالیه مانند عدسی محدب عمل می‌کند. در واقع قرنیه مانند یک عدسی مقعر با توان مثبت است. پس از قرنیه نور وارد زلالیه (Aqueous) می‌شود. این ناحیه از جنس سرم و تحت تأثیر غلظت مواد موجود در خون است. پرتوهای نوری که توسط قرنیه متمرکز شده‌اند، قبل ورود به عدسی (lens) از مردمک (pupil) عبور می‌کنند. مردمک شدت نور ورودی به چشم را تنظیم می‌کند. ناحیه‌ی اطراف مردمک را عنبیه (iris) می‌نامند.

عدسی یکی از مهم‌ترین بخش‌های اپتیکی چشم است که توانایی واضح‌دیدن اجسام در فاصله‌های متفاوت را فراهم می‌کند. عدسی بافت شفاف است که دارای یک بخش زنده و یک بخش مرده است. عدسی چشم از چندین لایه‌ی هم‌مرکز تشکیل شده که ضریب شکست بخش مرکزی آن از بخش‌های کناری بیش‌تر است. برای این که چشم بتواند اجسام را در فواصل مختلف ببیند، لازم است عدسی چشم تغییر انحنای خود را بدهد؛ مثلاً، هنگامی که به جسمی در فاصله‌ی دور نگاه می‌کنیم، چشم در حالت طبیعی است و تصویری واضح از جسم بر روی شبکیه تشکیل می‌شود، اما اگر بخواهیم در همان وضعیت به جسمی در فاصله‌ی ۳۰ الی ۳۵ سانتی‌متری نگاه کنیم، عدسی چشم، توان خود را افزایش داده و تحذب آن تغییر می‌کند. این تغییرات

تحدب عدسی چشم را تطابق (Accommodation) گویند که به وسیله‌ی اجسام مژگانی انجام می‌گیرد. میزان تطابق در کودکان، به علت نرم‌بودن عدسی چشمانشان بیش‌تر است و تا حدود ۱۴ دیوپتر می‌رسد که با افزایش سن و تغییرات ساختاری عدسی چشم، خاصیت ارتجاعی کپسول عدسی کاهش می‌یابد و فیبر داخل هسته سفت‌تر شده و سختی مواد سازنده‌ی عدسی افزایش می‌یابد. در این حالت میزان تطابق چشم کاهش می‌یابد. حال اگر میزان کاهش تطابق، در حدی باشد که شخص تطابق طبیعی را نیز نتواند انجام دهد، پیرچشمی (Presbyopia) عارض شده است. برای درمان این ناهنجاری از عدسی همگرا استفاده می‌کنند. اگر بیمار در دیدن فاصله‌ی دور مشکل نداشته باشد از عینک تک‌دید استفاده می‌کنند و بیمار برای فاصله‌های دور عینک را برمی‌دارد ولی اگر دچار ناهنجاری شکست برای فواصل دور باشد به دو عینک یا عدسی‌های چند کانونی نیاز دارد. عینک‌های دو کانونی دید فرد را در دو فاصله‌ی دور و نزدیک تصحیح می‌کنند و دیگر نیازی به استفاده از دو عینک نیست.

هنگامی که عدسی چشم کدر شود و قدرت بینایی کاهش یابد فرد دچار بیماری آب‌مروارید (cataract) می‌شود. علل: کهولت سن (شایع‌ترین علت)، ضربه به سر که موجب اختلال در تغذیه‌ی عدسی می‌شود، پرتو X و فرابنفش، پرتو گاما، دیابت، نقصان‌های مادرزادی، سوء تغذیه و مصرف طولانی‌مدت بعضی از داروها مثل کورتون‌ها.

علائم: دوبینی اشیا، تاردیدن که معمولاً در نور روشن بیش‌تر این اتفاق می‌افتد (معمولاً این حالت برای اولین بار شب‌ها هنگام دیدن نور ماشین‌ها به صورت هاله اتفاق می‌افتد) و کدر شدن و به رنگ سفید شیری در آمدن مردمک‌ها.

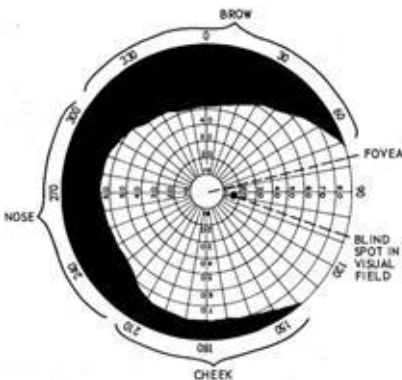
درمان: در گذشته جراح چشم عدسی را وقتی کاملاً کدر شده‌بود خارج می‌کرد و دید را با عینک اصلاح می‌نمود. در روشی جدیدتر موسوم به اکسترنال از لنزی که از جنس کریستال و گونه‌ای پلاستیک است استفاده می‌شود که جایگزین عدسی چشم می‌شود. روش دیگر عمل فیکو است. این روش هم بر مبنای جایگزینی لنز به جای عدسی است، اما لنز مورد نیاز از جنس پلاستیک شفاف و قابل انعطاف یا تاشو (foldable) است که آن را توسط ابزار ویژه‌ای لوله کرده و از سوراخی در قرنیه وارد کپسول عدسی قبلی که اکنون از چشم خارج شده‌است می‌کنند و لنز درون کپسول باز می‌شود و به حالت مطلوب درمی‌آید.

در پشت عدسی بافتی شفاف و ژله‌ای به نام زجاجیه (vitreous) قرار دارد. پس از زجاجیه لایه‌ای از سلول‌های حساس به نور به نام شبکیه (retina) قرار دارد. بخشی از شبکیه که بیش‌ترین حساسیت به نور را دارد لکه‌ی زرد (Macula) نامیده می‌شود. لکه‌ی زرد برای کارهای دقیق مثل خواندن و رانندگی لازم است. سلول‌های حساس به نور دو نوع مخروطی و استوانه‌ای هستند. یاخته‌های مخروطی گونه‌ای از یاخته‌های گیرنده‌ی نور هستند که به مغز توانایی دیدن رنگ‌ها و جزئیات ظریف اشیا را می‌دهند و بیش‌تر در نور قوی تحریک می‌شوند. گودی مرکزی (fovea) که بیش‌ترین تراکم یاخته‌های مخروطی چشم را داراست در لکه‌ی زرد قرار دارد. بنابراین، این بخش که در انتهای چشم و در راستای مردمک قرار دارد، در دقت و تیزبینی چشم نقش دارد. یاخته‌های استوانه‌ای حساسیت بیش‌تری به شدت نور دارند و در نور کم هم فعال می‌شوند. این سلول‌ها به مغز توانایی دیدن در تاریکی را می‌دهند و آسیب به آن‌ها موجب بیماری شب‌کوری (Nyctalopia) می‌شود. این یاخته‌ها به رنگ‌ها حساسیت نشان نمی‌دهند؛ به همین دلیل بینایی در تاریکی به رنگ سیاه، سفید و طیفی از خاکستری است. یاخته‌های استوانه‌ای همچنین در تشخیص حرکات توسط مغز نقش دارند. بیش‌ترین تمرکز یاخته‌های استوانه‌ای در بخش‌های پیرامونی شبکیه، و کم‌ترین تمرکز آنها در لکه‌ی زرد است. در محل ورود اعصاب بینایی و همچنین مویرگ‌های خونی به چشم در شبکیه، بینایی وجود ندارد. این قسمت از شبکیه نقطه‌ی کور (Blind spot) نامیده می‌شود. نقطه‌ی کور فاقد سلول گیرنده‌ی نور است، و به همین دلیل بینایی ندارد. بنابراین، در صورتی که تصویر یا بخشی از آن بر روی این نقطه از شبکیه تشکیل شود، هیچ‌گونه پیام عصبی به مغز فرستاده نمی‌شود و آن بخش در تصویری که فرد می‌بیند نخواهد بود. این پدیده در قرن هفدهم توسط فیزیک‌دان فرانسوی، ماریوت، کشف شد.



آزمایش: صورت خود را به فاصله‌ی چند سانتی‌متری صفحه قرار دهید. چشم چپ خود را ببندید و به مستطیل خیره شوید. به آرامی صورت خود را از صفحه دور کنید، در نقطه‌ای

دایره محو خواهد شد. این نقطه تقریباً در فاصله‌ی ۲۰ سانتی‌متری از صفحه رخ می‌دهد (۳ برابر فاصله‌ی مستطیل و دایره). با دور شدن بیش‌تر از صفحه، دایره دوباره هویدا خواهد شد. آزمایش را می‌توان با بستن چشم راست و نگرستن به دایره انجام داد. اطلاعات تصویری که روی شبکه تشکیل می‌شود توسط سلول‌های گیرنده نور تبدیل به سیگنال الکتریکی شده و به وسیله‌ی اعصاب بینایی به مغز منتقل می‌شود. به فضایی که چشم در حال سکون و بدون تغییر جهت می‌تواند تمام نقاط آن را به طور هم‌زمان مشاهده کند، میدان بینایی می‌گویند. میدان بینایی به دو ناحیه‌ی چپ و راست تقسیم می‌شود. در هر چشم تصاویر مربوط به سمت چپ و راست میدان بینایی توسط عصب‌های بینایی مجزایی به مغز ارسال می‌شوند. در کیاسمای بینایی، تصاویر مربوط به سمت چپ میدان بینایی هر دو چشم با هم ترکیب شده و به نیمکره‌ی راست مغز فرستاده می‌شوند و همین اتفاق در مورد تصاویر مربوط به سمت دیگر میدان بینایی نیز رخ می‌دهد. در صورتی که به هر علت تصاویر دریافتی از چشم چپ و راست بر هم منطبق نگردند، دوبینی (Diplopia) رخ می‌دهد.



در بیماری‌های مختلف چشم به ویژه در آب سیاه (glaucoma) بیماری‌های شبکه‌ی و بیماری‌های عصب اپتیک، نیاز به انجام معاینه از میدان بینایی چشم فرد بیمار است. برای اندازه‌گیری و ترسیم میدان بینایی فرد از آزمون پریمتری استفاده می‌شود. شکل: نقشه‌ی پریمتری با نمایش میدان دید برای چشم راست.

آب سیاه اصطلاحی برای توصیف گروهی از اختلالات چشمی با علت‌های متفاوت ولی وابسته به فشار نوروپاتی است. این بیماری در اثر تجمع مایع و افزایش فشار درون

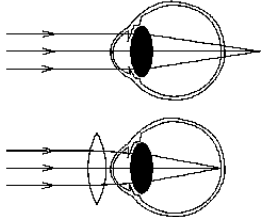
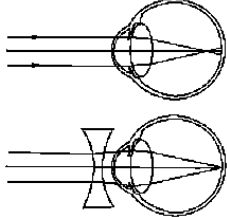
چشم و در نتیجه آسیب‌رسیدن به رشته‌های عصب چشمی به وجود می‌آید. این مشکل به تدریج به بینایی چشم مبتلا به صورت ماندگار آسیب می‌رساند و در صورت عدم درمان حتی می‌تواند باعث کوری شود. علائم: تغییر مداوم نمره‌ی عدسی عینک، سردرد خفیف یا اختلالات مبهم بینایی یا عدم توانایی در تطبیق بینایی از روشنایی به تاریکی. مراحل اولیه: ۱- از دست رفتن دید محیطی در نواحی کوچک از میدان دید. ۲- تاری دید در یک طرف در سمت بینی میدان دید. مراحل پیشرفته: ۱- بزرگ‌تر شدن نواحی از دست رفتن دید، معمولاً در هر دو چشم. ۲- سفت‌شدن کره‌ی چشم. ۳- وجود نقاط کور در میدان دید. ۴- نامناسب‌بودن دید در شب. روش تشخیص: معاینات چشم از جمله آزمون میدان دید، تونومتری یا فشارسنجی (اندازه‌گیری فشار درون کره‌ی چشم)، آفتالموسکوپ (مشاهده‌ی پشت چشم) و OCT.

توان نوری قسمت‌های مختلف چشم: در مسیر رسیدن نور به شبکه دیوپترهای مختلفی قرار دارند: سطح جلویی قرنیه (مرز هوا و قرنیه) با توان $P = +48.83 \text{ D}$ ، سطح پشتی قرنیه (مرز قرنیه و زلالیه) با توان $P = -5.88 \text{ D}$ ، سطح جلویی عدسی (مرز زلالیه و عدسی) با توان $P = +8.3 \text{ D}$ و سطح پشتی عدسی (مرز عدسی و زجاجیه) با توان $P = +13.83 \text{ D}$.

چشم سالم: هنگامی که پرتوهای موازی نور (جسم در فاصله‌ی دور) به یک چشم سالم برخورد می‌کند، شکست آن‌ها به گونه‌ای است که روی شبکه همگرا می‌شوند (محل تصویر جسم). چشم سالم با انجام تطابق می‌تواند از اجسامی که در فاصله‌های کم‌تری هستند هم تصویر مناسبی روی شبکه ایجاد کند. دورترین نقطه‌ای که چشم بدون انجام تطابق قادر به دیدن آن است، نقطه‌ی دور (P.R.) و نزدیک‌ترین نقطه‌ی آن که با انجام بیش‌ترین تطابق می‌تواند ببیند را نقطه‌ی نزدیک (P.P.) می‌نامند. تفاوت توان شکست چشم در این دو حالت دامنه تطابق نامیده می‌شود.

ناهنجاری‌های شکست: عدم توانایی چشم در جهت کانونی کردن پرتوهای نوری موازی بر روی شبکیه را ناهنجاری

شکست چشم می‌نامند. نزدیک‌بینی، دوربینی و آستیگماتیسم نمونه‌هایی از این ناهنجاری‌ها هستند.

دوربینی (Hyperopia)	نزدیک‌بینی (Myopia)	
۱. کوچک‌بودن کره‌ی چشم (شایع‌ترین دلیل) ۲. کم‌بودن ضریب شکست عدسی (دیابت) ۳. حرکت عدسی به سمت عقب ۴. کاهش انحناى قرنیه (مادرزادی)	۱. افزایش طول قدامی خلفی چشم ۲. زیادبودن قدرت انکساری اجزای اپتیکی چشم ۳. افزایش ضریب شکست اجزای اپتیکی چشم ۴. تطابق بیش از حد (اسپاسم تطابقی)	دلایل
۱. دوربینی ساده ۲. دوربینی پاتولوژیک ۳. دوربینی functional	۱. نزدیک‌بینی انحناى ۲. نزدیک‌بینی ضریب شکستی ۳. نزدیک‌بینی موقعیتی	انواع
کاهش بینایی، سردرد به خصوص در پشت سر و گاهی سردرد در ناحیه‌ی پیشانی و گیجگاهی، اشک‌ریزش، قرمزی چشم، فوتوفوبیا (ترس از نور)، خستگی چشم و خستگی عمومی بدن.	کاهش بینایی در نگاه دور، تنگ‌کردن شکاف پلکی و یا جمع کردن پلک‌ها، فوتوفوبیا (ترس از نور)، سردرد به خصوص در پشت سر و گاهی در ناحیه‌ی پیشانی و گیجگاهی، خستگی چشم و خستگی عمومی بدن.	علائم
عدسی کروی همگرا 	عدسی کروی واگرا 	اصلاح

استفاده از آفتالموسکوپ برای تعیین میزان دوربینی یا نزدیک‌بینی: با به‌کارگیری آفتالماسکوپ می‌توان

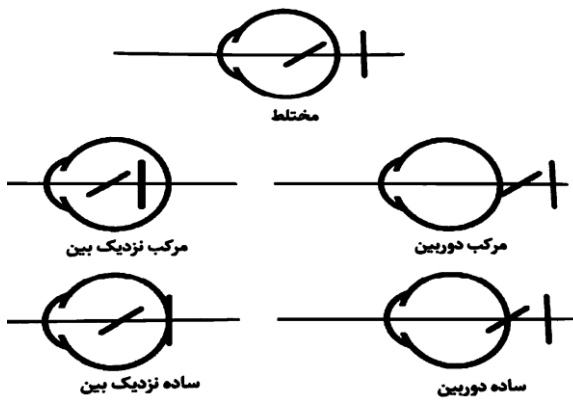
ساختمان داخلی چشم شامل عدسی، شبکیه و عصب بینایی را مشاهده و بررسی کرد و ویژگی‌های شکست یا اندازه‌ی ناهنجاری‌های چشم را به دست آورد. آفتالموسکوپ به دو روش مستقیم و غیرمستقیم انجام می‌شود. در آفتالموسکوپ مستقیم، شبکیه توسط آفتالموسکوپ روشن و تصویر شبکیه توسط بالینگر بررسی می‌شود. اگر تصویر واضح نباشد عدسی آفتالموسکوپ را تغییر می‌دهیم تا تصویر واضح شود. شماره‌ی عدسی آفتالموسکوپ همان شماره‌ی عینک اصلاحی چشم است.

آستیگماتیسم: اگر چشم را به عنوان یک عدسی کروی در نظر بگیریم، هرگاه این عدسی از حالت کروی خارج شود و

به سمت حالت بیضوی برود (شبهه خربزه)، دارای دو کانون خطی به جای یک کانون نقطه‌ای خواهد بود. در این حالت می‌توان چشم را به صورت مجموع دو عدسی استوانه‌ای در نظر گرفت. این عدسی‌ها دارای دو نصف‌النهار (meridian) با دو شعاع انحناى متفاوت هستند و اگر این دو نصف‌النهار بر هم عمود باشند آستیگماتیسم منظم و در غیر این صورت آستیگماتیسم نامنظم است. تصاویر در چشم آستیگمات بدلیل انکسار نامساوی در قسمت‌های مختلف قرنیه کاملاً بر روی شبکیه متمرکز نمی‌شوند. بنابراین در چشم آستیگمات هم تصویر اشیای دور و هم تصویر اشیای نزدیک تار می‌شوند.

گونه‌های آستیگماتیسم: الف) آستیگماتیسم منظم: در این آستیگماتیسم دو نصف‌النهار عدسی چشم بر هم

عمودند. این نوع آستیگماتیسم تصحیح‌پذیر است. نصف‌النهارهای دستگاه آستیگمات بیش‌تر به صورت عمودی-افقی‌اند. اگر خمش قرنیه در راستای عمودی بیش‌تر از خمش آن در راستای افقی باشد، این نوع از آستیگماتیسم را آستیگماتیسم با قاعده (regular) یا مستقیم می‌نامند و اگر خمش قرنیه در راستای افقی بیش‌تر باشد، به آن آستیگماتیسم خلاف‌قاعده (irregular) یا وارونه می‌گویند. در صورتی‌که نصف‌النهارهای دستگاه آستیگمات عمود بر هم باشند ولی به صورت عمودی-افقی نباشند،



آستیگماتیسم مایل نامیده می‌شود. آستیگماتیسم منظم شامل ۳ نوع به نام‌های ساده (simple)، مرکب (compound) و مختلط (mixed) می‌باشد. در آستیگماتیسم ساده یکی از کانون‌ها روی شبکیه و کانون دیگر در نوع نزدیک‌بین در جلوی شبکیه و در نوع دوربین در پشت شبکیه قرار دارد. در آستیگماتیسم مرکب هیچ‌یک از کانون‌ها روی شبکیه نیستند و هر دو در یک طرف شبکیه، جلو (نوع نزدیک‌بین) یا پشت (نوع دوربین)، قرار دارند، اما در

آستیگماتیسم مختلط یکی از کانون‌ها در جلو و دیگری در پشت شبکیه قرار دارد. شکل: انواع آستیگماتیسم‌های منظم در چشم.

ب) آستیگماتیسم نامنظم: در این آستیگماتیسم نصف‌النهارهای سیستم آستیگمات در راستاهای گوناگون با هم فرق

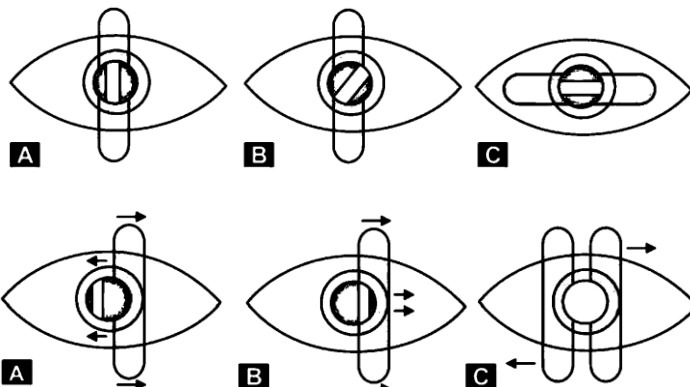
دارند. این آستیگماتیسم‌ها به وسیله‌ی عینک‌های معمولی به طور کامل تصحیح نمی‌شوند.

روش‌های تشخیص آستیگماتیسم: روش‌های تشخیص آستیگماتیسم به دو صورت subjective و objective

می‌باشند. در روش‌های subjective بیمار نیز در تعیین نتیجه دخالت دارد، اما در روش‌های objective معاینه‌کننده نتیجه‌ی نهایی را تعیین می‌کند. رتینوسکوپی (retinoscopy) و کراتوسکوپی جزء روش‌های objective و تیزیابی، چارت آستیگماتیسم و استوانه‌ی متقاطع جکسن (Jackson Cross Cylinder) جزء روش‌های subjective هستند.

رتینوسکوپی یا اسکياسکوپی (skiascopy): این روش بر پایه‌ی آزمایش‌ها و دیده‌های پزشک است و بیمار در آن

نقش ندارد، بنابراین برای پی‌بردن به ناهنجاری‌های چشم به ویژه در کودکان بسیار ارزشمند است. هنگامی که چشم را در روش آفتالماسکوپی روشن می‌کنیم و از سوراخ آفتالماسکوپ به چشم نگاه می‌کنیم، مردمک به شکل دایره‌ای کوچک و سرخ دیده می‌شود. این سرخی به دلیل بازتاب نور از شبکیه است که معاینه‌کننده از روی حالت این سرخی مردمک به شکلی که توضیح داده خواهد شد، به ناهنجاری چشم پی می‌برد. ابتدا به وسیله‌ی آفتالماسکوپ، نوری در راستای عمودی یا افقی (۲۷۰ - ۹۰ یا ۱۸۰ - ۰) روی چشم بیمار می‌اندازیم، اگر تصویر ایجادشده روی مردمک، موازی محور نوری بود که به وسیله‌ی آفتالماسکوپ روی چشم افتاده است، چشم احتمالاً آستیگمات منظم با نصف‌النهارهای عمودی-افقی است که آستیگمات بودن را می‌توان با چرخش زاویه‌ی آفتالماسکوپ امتحان کرد (شکل‌ها). اگر با چرخش زاویه‌ی آفتالماسکوپ تصویر روی مردمک از حالت موازی با محور نور خارج شد، چشم آستیگمات بوده ولی اگر موازی ماند نزدیک‌بین یا دوربین بوده است. بر اساس حرکت تصویر می‌توان بیماری را تشخیص داد. شکل بالا: بررسی آستیگماتیسم به روش سایه‌بینی. A- آستیگماتیسم مایل وجود ندارد. B-



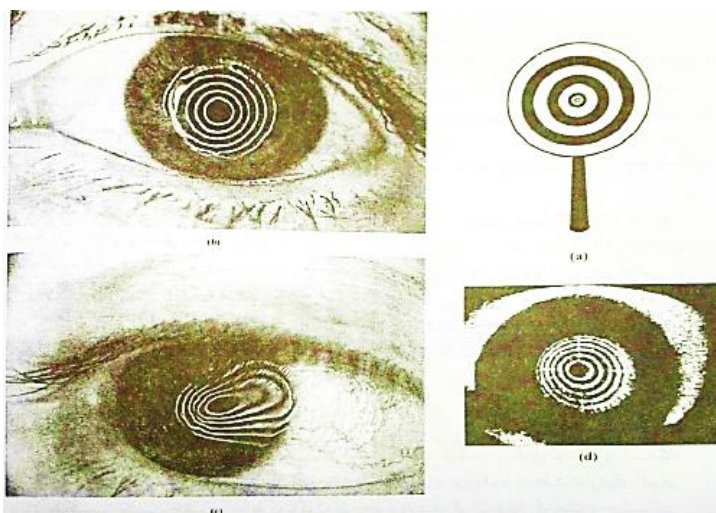
آستیگماتیسم مایل. C- آستیگماتیسم مایل وجود ندارد (چشم یا نزدیک‌بین است یا دوربین یا آستیگمات منظم با نصف‌النهارهای عمودی-افقی است). شکل پایین: تعیین توان همگرایی مورد نیاز در هر راستا به روش سایه‌بینی. A- حرکت سایه در خلاف جهت حرکت نور. B- حرکت سایه در جهت حرکت نور. C- نقطه‌ی خنثی. حالا اگر در راستای عمودی یا افقی نور روی چشم

انداختیم و تصویر روی مردمک موازی نور حاصل از آفتالماسکوپ نبود، آستیگماتیسم منظم مایل در چشم وجود دارد. در این صورت آن قدر زاویه‌ی آفتالماسکوپ را تغییر می‌دهیم تا تصویر و نور با هم موازی گردند. حالا این زاویه و زاویه‌ی ۹۰ درجه

کمتر یا بیشتر از آن دو محور این چشم آستیگمات را می‌سازند؛ مثلاً اگر یکی از محورها ۶۰ درجه باشد، محور دیگر ۱۵۰ درجه (۳۳۰ درجه) است. بعد از پیداشدن محورها، بقیه‌ی مراحل تقریباً مشابه نزدیک بینی و دوربینی است مثلاً فردی را در نظر بگیرید که یک محور چشم او در زاویه‌ی ۲۰ درجه است پس محور دیگر در زاویه‌ی ۱۱۰ درجه است. حالا اگر در محور ۲۰ درجه با حرکت نور به سمت پایین، تصویر روی مردمک نیز به سمت پایین حرکت کرد، در این نصف‌النهار چشم دوربین است و باید با عدسی محدب جبران شود. کار راحت‌تر این است که عدسی اول را کروی انتخاب کنیم تا هر دو کانون را جابه‌جا کند. اگر با حرکت نور به سمت پایین، تصویر روی مردمک به سمت بالا حرکت کرد، چشم در این نصف‌النهار نزدیک‌بین است و باید با عدسی مقعر مشکل حل شود. این کار را آن قدر امتحان می‌کنیم تا نور روی مردمک به حالت خنثی (neutralized) دیده شود؛ یعنی کل ناحیه‌ی مورد بررسی در یک لحظه روشن شود و با اندکی جابه‌جایی کاملاً تاریک شود. سپس به سراغ محور بعدی می‌رویم و همین کار را تکرار می‌کنیم، ولی این بار از عدسی استوانه‌ای استفاده می‌کنیم تا فقط یکی از کانون‌ها را جابه‌جا کند.

صفحه‌ی ساعت آستیگماتیسم (Astigmatic Dial): صفحه‌ای است با خطهایی به صورت شعاعی که می‌تواند

برای پیدا کردن محورهای آستیگماتیسم مورد استفاده قرار بگیرد. در آستیگماتیسم مرکب نزدیک‌بین اول با یک عدسی کروی منفی یکی از خطهای کانونی را روی شبکه می‌اندازیم و حالا بسته به این که کدام خط کانونی روی شبکه افتاده است باید آستیگماتیسم ساده‌ی نزدیک‌بین یا آستیگماتیسم ساده‌ی دوربین درمان شود؛ برای مثال در درمان آستیگماتیسم ساده‌ی نزدیک‌بین باید با یک عدسی استوانه‌ای خط کانونی جلویی را روی خط کانونی عقبی بیندازیم. حالا اگر آستیگماتیسم باقاعده بود از یک عدسی استوانه‌ای منفی با محوری افقی و اگر آستیگماتیسم خلاف قاعده بود از همان عدسی فقط با محوری عمودی و اگر مایل بود از عدسی استوانه‌ای منفی با محوری موازی با واضح‌ترین خط در آزمون صفحه‌ی ساعت استفاده می‌کنیم.

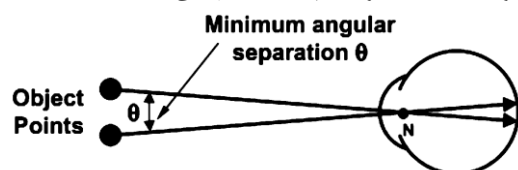


آستیگماتیسم نامنظم: آستیگماتیسم

نامنظم قرنیه‌ای را با دیدن بازتاب نور از سطح قرنیه به سادگی می‌توان تشخیص داد. در این کار صفحه‌ی پلاسیدو (placido disk) و یا کراتوسکوپ به کار می‌برند. صفحه‌ی پلاسیدو، صفحه‌ای دایره‌ای است که روی آن دایره‌های سیاه و سفید هم‌مرکزی رسم شده و در مرکز دارای زاویه‌ی کوچکی است. در کراتوسکوپی بازتاب این دایره‌های هم‌مرکز از قرنیه و از سوراخ موجود در آن دیده و یا

عکس‌برداری می‌گردد. تغییر شکل دایره‌ها در آستیگماتیسم قرنیه‌ای به آسانی قابل تشخیص است. شکل: a (بالا سمت راست): صفحه‌ی پلاسیدو، b (بالا سمت چپ): نمای کراتوسکوپی چشم سالم، c و d: نماهای آستیگماتیسم در کراتوسکوپی.

تیزبینی: تیزبینی توان تفکیک چشم یا قابلیت مشاهده مجزای دو نقطه‌ی مجاور هم است. تیزبینی در یک فاصله‌ی



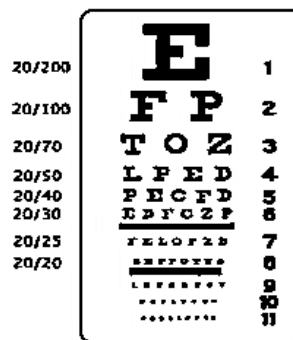
مشخص به‌وسیله‌ی کوچک‌ترین جسمی که می‌توان آن را به خوبی دید، اندازه گرفته می‌شود. در اندازه‌گیری تیزبینی از اندازه‌گیری زاویه‌ی دید استفاده می‌شود. این زاویه از رسم دو انتهای شیء به مرکز

دیدگانی چشم به دست می‌آید. از این اصل در آزمون اسنلن (Snellen test) استفاده می‌شود. روش بالینی برای نمایش تیزبینی

به کارگیری کسری است که نسبت دو فاصله را نشان می‌دهد. برای اندازه‌گیری تیزی، تابلو اسنلن در فاصله‌ی ۲۰ فوتی (۶ متری) شخص جا داده می‌شود (صورت کسر) و دید انسان سالم با عدد مخرج کسر مشخص می‌شود.

مثال: اگر شخص حروفی را تشخیص دهد که باید در ۶ متری توانا به دیدن آن باشد می‌گویند دید طبیعی و ۶/۶ یا ۲۰/۲۰ است. هرگاه شخص در فاصله‌ی ۶ متری، حروفی را تفکیک کند که باید از فاصله‌ی ۶۰ متری قادر به دیدن آن باشد گفته می‌شود که دید ۶/۶۰ یا ۲۰/۲۰۰ است. هرگاه شخص در فاصله‌ی ۶ متری بتواند حروفی را تشخیص دهد که باید تنها از فاصله‌ی ۴ متری آن‌ها را ببیند می‌گویند که فرد دارای دید ۶/۴ است. اندازه‌ی روشنائی اثر زیادی روی تیزی دارد؛ از این رو

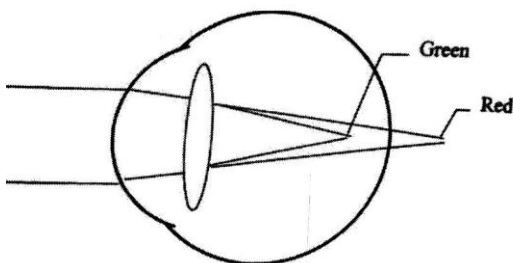
Diopter Measure	20/20 Measure
-0.50	20/30
-0.75	20/40
-1.00	20/50
-1.25	20/70
-1.50	20/100
-2.00	20/150
-2.50	20/200



روشنائی تابلوهای اسنلن باید دارای حد استاندارد باشد. شکل: حروف اسنلن برای اندازه‌گیری تیزی و جدول تقریبی تبدیل تیزی به توان عدسی اصلاح کننده‌ی چشم.

کسر تیزی بر اساس حداقل زاویه‌ی تفکیک چشم سالم به دست می‌آید. بنابراین فرد با تیزی ۶/۱۲ اجسام در فاصله‌ی ۶ متری را می‌تواند به وضوح ببیند درحالی‌که فرد سالم همان جسم را در فاصله‌ی ۱۲ متری هم با جزئیات می‌تواند مشاهده کند.

آزمون سبز-قرمز (تدریس نشد): در آزمون‌های معاینه‌ی چشم، علاوه بر انجام روش‌های معمول، آزمون سبز-قرمز نیز انجام می‌شود. هدف از انجام این آزمون تأیید نهایی عدسی‌های تجویز شده برای تصحیح ناهنجاری‌های شکست است. آزمون سبز-قرمز مبتنی بر ابیراهی (aberration) نور است. ضریب شکست قسمت‌های مختلف چشم برای طول موج‌های مختلف متفاوت است، در نتیجه طول موج‌های مختلف در فاصله‌های متفاوتی کانونی می‌شوند که به آن ابیراهی رنگی (خطای رنگی) گویند.



در ابیراهی رنگی، نور سبز در جلوی شبکیه و نور قرمز با همان فاصله در پشت شبکیه متمرکز می‌شود؛ زیرا در سیستم بینایی نور سبز از نور قرمز بیش‌تر همگرا می‌شود. اگر چشم فرد سالم باشد، نور سبز در جلوی شبکیه همانند نور قرمز در پشت شبکیه، یکسان کانونی می‌شوند؛ بنابراین فرد هنگام مشاهده‌ی رنگ سبز و قرمز هر دو را با وضوح یکسان می‌بیند.

شکل: ابیراهی رنگی در چشم سالم. نور سبز در جلوی شبکیه و نور قرمز در پشت شبکیه به فاصله یکسان کانونی می‌شوند.

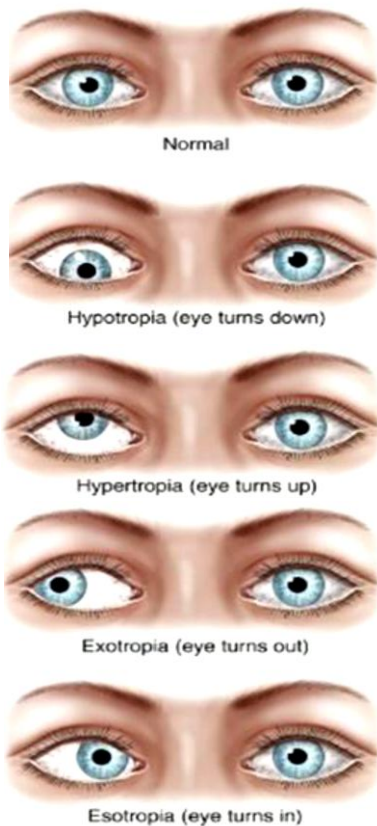
اگر نور سفید با قدرت بیش‌تر کانونی شود، مکان کانونی‌شدن پرتو سبز از شبکیه دورتر شده و پرتو قرمز به شبکیه نزدیک‌تر می‌شود؛ بنابراین فرد رنگ قرمز را واضح‌تر می‌بیند. در این صورت نزدیک‌بین شده و قدرت همگرایی عدسی تجویز شده زیاده‌تر از حد مورد نیاز است و باید از قدرت آن کاسته شود. از طرف دیگر اگر نور با قدرت کم‌تری همگرا شود مکان کانونی نور سبز از نور قرمز به شبکیه نزدیک‌تر است، بنابراین فرد، سبز را واضح‌تر می‌بیند. در این صورت قدرت همگرایی عدسی تجویز شده باید افزایش پیدا کند. این تصحیح تا آنجایی انجام می‌شود که وضوح دو رنگ یکسان شود و بیمار بتواند خط ۱۵/۲۰ یا ۲۰/۲۰ را به خوبی ببیند.

دید دوچشمی: در دید دوچشمی، محورهای دید چشم سالم برای مشاهده‌ی یک جسم در ۱ نقطه به نام نقطه‌ی تثبیت همگرا می‌شوند. در این صورت تصویر جسم در هر دو چشم به صورت جداگانه روی لکه‌ی زرد شبکیه تشکیل می‌گردد؛ به منظور درک تصویری یگانه از جسم، این تصاویر به صورت فیزیولوژیک به هم جوش خورده که این فرآیند را دید دوچشمی می‌نامند.

نقاط همخوان و هوروپتر (تدریس نشد): حفره‌ی مرکزی لکه‌ی زرد هر دو چشم را که پس از تشکیل تصویر در هر دوی آن‌ها عمل جوش تصاویر رخ می‌دهد، نقاط همخوان شبکیه می‌گویند. علاوه بر دو حفره‌ی مرکزی نقاط همخوان دیگری هم در شبکیه چشم‌ها وجود دارد؛ اگر دو شبکیه روی هم جای گیرند به گونه‌ای که دو لکه‌ی زرد و دو روزن عمودی چشم‌ها روی هم منطبق گردند، نقاط دیگر شبکیه که روی هم افتاده‌اند، نقاط همخوان هستند. می‌توان تعیین کرد که در یک حالت ویژه‌ی چشم، چه نقطه‌هایی در فضای جلوی چشم تصویرشان روی نقاط همخوان می‌افتند، که در نتیجه آن نقاط یادشده یکی دیده می‌شوند. این گروه از نقطه‌ها را هوروپتر آن حالت ویژه‌ی چشم می‌نامند.

میدان بینایی: به فضایی که چشم در حال سکون و بدون تغییر جهت می‌تواند تمام نقاط آن را به طور هم‌زمان مشاهده کند، میدان بینایی می‌گویند. بیش‌تر جاهای شبکیه (به جز نقطه‌ی کور) می‌تواند احساس‌های بینایی به وجود آورد، ولی میدان بینایی مؤثر به‌وسیله‌ی برآمدگی‌های بینی و ابروها و گونه‌ها محدود می‌گردد.

Strabismus



لوچی: دید دو چشمی به عملکرد صحیح سیستم عصبی و عضلات شش‌گانه‌ی خارجی چشم بستگی دارد. این عضلات شامل راست (rectus) فوقانی، راست تحتانی، oblique (مایل) فوقانی، مایل تحتانی، راست داخلی و راست خارجی می‌باشند. در صورتی که عملکرد عضلات دچار اختلال گردد دید دو چشمی میسر نمی‌گردد. در این صورت محورهای دید از راستای طبیعی خود منحرف می‌گردند و ناهنجاری موسوم به دوبینی بروز می‌کند. در نتیجه تصاویر تشکیل‌شده بر روی شبکیه‌ها درست بر هم منطبق نمی‌گردند و فرد تصاویر دوگانه از یک جسم واحد مشاهده می‌کند. اگر نبود هماهنگی با کوشش چشم‌ها از میان برداشته شود به گونه‌ای که راستای درست چشم‌ها برقرار باشد، این حالت را لوچی نهان یا هتروپوریا می‌گویند، اما اگر کوشش چشم‌ها نتواند بر نبود هماهنگی پیروز شود، یکی یا هر دو چشم از راستای درست خود منحرف می‌گردند و حالت لوچی آشکار یا هتروپوریا به وجود می‌آید. لوچی آشکار بر حسب انحراف محورهای دید چشم به چهار دسته تقسیم می‌گردد:

- ۱- اگزوتروپی یا برون‌گرایی: امتداد محور اپتیکی چشم‌ها به سمت خارج منحرف می‌گردند؛ زیرا عضله‌ی راست خارجی پُرکار یا عضله‌ی راست داخلی کم کار می‌شود. به منظور تصحیح اگزوتروپی از منشور استفاده می‌شود. بدین منظور قاعده‌ی منشور در طرف داخل چشم قرار می‌گیرد.

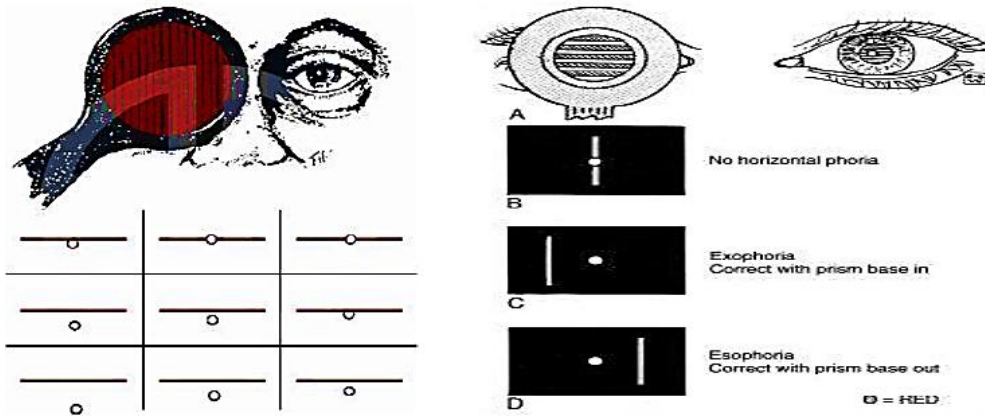
۲- ایزوتروپی یا درون‌گرایی: در این حالت محورهای اپتیکی چشم به سمت داخل می‌چرخند که ناشی از نقص در عملکرد عضله‌ی راست خارجی است؛ بنابراین قاعده‌ی منشور را باید در طرف خارج چشم قرار داد.

۳- هایپرتروپی یا بالا‌گرایی: محور اپتیکی یک چشم نسبت به دیگری به سمت بالا یا پایین منحرف می‌شود. این امر ناشی از نقص در عملکرد عضلات راست فوقانی و مایل فوقانی و تحتانی است.

۴- سیکلوتروپی: وقتی نصف‌النهار عمودی قرنیه نسبت به محور قدامی-خلفی چشم بچرخد.

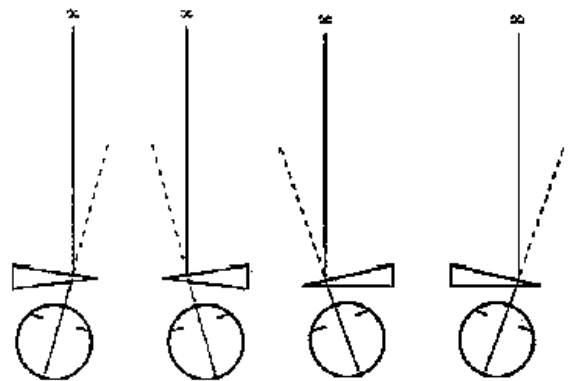
تشخیص لوچی نهان: آسان‌ترین و پرکاربردترین روش پی‌بردن به هتروپوریا (لوچی نهان) استفاده از میله‌های مادوکس است. میله‌های مادوکس دسته‌میله‌های شیشه‌ای‌اند که در عینک آزمون بیمار قرار داده می‌شود. اگر جسم نقطه‌ای نورانی در مقابل چشم بیمار قرار گیرد، بر روی میله‌ها یک خط نورانی تشکیل می‌گردد. در این صورت از بیمار خواسته می‌شود جسم نورانی را ملاحظه کند. اگر خط نورانی روی میله‌ی مادوکس، روی منبع نورانی نقطه‌ای تلاقی نکند، بیمار دوبینی دارد.

علت‌های به‌وجود آمدن دوبینی: ۱- نادرستی ماهیچه‌های گرداننده‌ی چشم که این نادرستی ممکن است به دلیل کوتاهی، بلندی یا فلج شدن یکی از آن‌ها باشد. ۲- نادرستی در شکست نور در چشم به علت تغییرهای زیاد ضریب شکست. ۳- نادرستی در هماهنگی میان گرایش و همانندی (تطابق). ۴- نادرستی دستگاه عصبی بینایی. شکل: نحوه‌ی استفاده از میله‌های مادوکس؛ برای مشاهده‌ی انحراف‌های عمودی باید میله‌ها را به صورت افقی قرار داد و برعکس.



شکل: چگونگی تصحیح اگزوفوریا و ایزوتروپیا با استفاده از منشور

اصلاح دوبینی: برای تصحیح دوبینی از منشور استفاده می‌شود. برای تصحیح اگزوفوریا قاعده‌ی منشور به سمت داخل و برای تصحیح ایزوتروپیا قاعده‌ی منشور به سمت خارج چشم قرار می‌گیرد (شکل).
درمان دوبینی: بدین منظور برخی از دوبینی‌ها را با جراحی و کوتاه کردن تاندون ماهیچه‌ای که بلندتر از اندازه‌ی طبیعی است یا کوتاه کردن ماهیچه‌ی روبروی ماهیچه‌ای که کوتاه‌تر از اندازه‌ی طبیعی است اصلاح می‌کنند.



نسخه‌ی تجویز عینک: پس از تشخیص ناهنجاری شکست، پزشک عدسی‌های تصحیح‌کننده را تجویز می‌کند. در نسخه‌ی تجویز شده از علامت‌های اختصاری استفاده می‌شود: OD (Oculus Dexter) یا RE به معنی چشم راست و OS (Oculus Sinister) یا LE و یا OU (Oculus Uterque) به معنی چشم چپ. پس از تعیین توان عدسی اصلاح‌کننده‌ی دید دور، اگر شخص دچار پیرچشمی هم باشد نمی‌تواند برای دیدن فواصل نزدیک عمل تطابق را انجام دهد. اصلاح این عیب با عدسی محدب صورت می‌گیرد. در نسخه‌ی تجویز شده توان این عدسی محدب در قسمت افزون (ADD) نوشته می‌شود. مقدار افزون به نمره‌ی دور شخص اضافه می‌شود تا نمره‌ی عینک دید نزدیک به دست‌آید. شکل: نمونه‌ای از نسخه‌ی تجویز عینک.

PATIENT NAME (Last Name, First Name): Doe, John

DATE: 01/01/13 **EXPIRATION:** 01/01/14

PD (Pupillary distance): 30/30

ADD (Magnifying power): +2.00

	SPHERE	CYLINDER	AXIS	PRISM	ADD
OD	-2.00	-1.75	85		+2.00
OS	-2.50	-1.50	105		+2.00

Sphere: Represents the amount of lens power needed for each eye.

OD: From the Latin phrase *oculus dexter* meaning right eye.

OS: From the Latin phrase *oculus sinister* meaning left eye.

Cylinder: Refers to the amount of astigmatism in your eyes.

Axis: Describes the position of the astigmatism in your eyes.

Prism: Represents the amount of prismatic power needed for your eyes.

ADD: Refers to magnifying power needed to correct presbyopia.

نوارین‌های فراصوت و نوردیدگانه

جلسات ۲ تا ۵ دکتر مهدی‌زاده به صورت تاپی نوارین شده‌اند که با همان صفحه‌بندی و تنظیمات قدیمی و فقط با تغییر شماره‌ی صفحات و header، از ص ۱۰۴ تا ۱۳۵ این جزوه آورده شده‌اند. در نوارین از فونت میترا، سایز ۱۲ با فاصله‌ی بین سطور ۱ استفاده شده است. به دلیل ریزبودن، سایر نوشته‌های نوای یار بعد از آن نوارین، با فونت میترا، سایز ۱۳ و فاصله‌ی بین سطور ۱,۱۵ تهیه شدند و می‌شوند. «نوارین مطالب غیر درسی زیاری دیده می‌شود که بعضاً با فونت کامران مشخص شده‌اند. در تهیه‌ی نوارین این ۴ جلسه افراد زیادی همکاری کرده‌اند که نامشان در آغاز هر جلسه آورده شده است. جلسه‌ی ۱ به صورت دست‌نویس توسط خانم‌ها پردیس حبیبی، کیمیا فلامرزی و فاطمه ورع تهیه شد که خلاصه‌ی نکات مهم آن را (که در فصل ۱۰ نیامده‌اند) در این صفحه می‌بینید:

تصویر التراساند کم کیفیت است (دقت در حد میلی‌متر در صورتی که سلول‌های سرطانی در ابعاد ۱۰ میکرومتر هستند)، اما این روش ارزان و در دسترس است. امروزه برای تصویربرداری از چند مودالیت، هم‌زمان، استفاده می‌شود؛ مثلاً PET-CT یا Spect-CT.

در معادله‌ی سرعت صوت ($c = \frac{1}{\sqrt{\rho K}}$)، هم K و هم ρ مهم‌اند؛ در استیل چگالی بیش‌تر از هوا است، اما ضریب K باعث می‌شود که سرعت صوت در آن بیش‌تر باشد. فرمول کامل‌تر در پاورپوینت: $c = \frac{\sqrt{\beta}}{\sqrt{\rho}} = \frac{1}{\sqrt{\rho K}}$ ، β : مدول حجمی (bulk modulus). $\beta = \frac{\Delta P}{\Delta V/V}$ ، P : فشار، V : حجم. پس β با K رابطه‌ی عکس دارد.

شکست (refraction) چیز وحشتناکی است! باعث misregistration می‌شود؛ مثلاً ممکن است سنگ کیسه‌ی صفرا را کیست کبد تشخیص دهیم. سنگ کیسه‌ی صفرا را باید عمل کرد، اما کیست کبد با آنتی‌بیوتیک رفع می‌شود. تفاوت impedance (مقاومت ظاهری) و resistance (مقاومت): Resistance مستقل از شرایط دیگر است؛ مثلاً مقاومت ۲ اهمی در همه‌ی مدارها ۲ اهم مقاومت دارد. Impedance به شرایط ربط دارد؛ مثلاً هر چه جریان بیش‌تری از سیم‌لوله عبور کند، مقاومت بیش‌تری در آن ایجاد می‌شود.

در سونوگرافی ممانه، باید ممانه پر از آب باشد تا Z_1 (امپدانس ممانه (بافت نرم)) با Z_2 (امپدانس آب) مشابه شود، reflection کم شده و transmission زیاد شود و بتوان پشت ممانه را دید.

انواع reflection: ۱- آینه‌ای (specular): خیلی خوب است! زاویه‌ی تابش و بازتابش برابرند. ۲- diffusion: وقتی سطح ناصاف باشد. ۳- غیرآینه‌ای (non-specular یا scattering): وقتی اندازه‌ی طول موج و ذره مشابه باشد. وقتی فرکانس زیاد می‌شود، scattering به شدت زیاد می‌شود ← جذب زیاد شده و عمق تصویر از بین می‌رود ← نمی‌توان گفت هرچه فرکانس را بالاتر ببریم، وضوح تصویر بهتر می‌شود.

چیزی که باعث refraction می‌شود، وجود دو محیط نیست، بلکه وجود سطح انفصال است.



فیزیک پزشکی، جلسه‌ی ۲، فراصوت

استاد: علیرضا مهدی‌زاده

گردآورندگان: سیدحسین صدریان، زهرا شحنه‌زاد، علیرضا صادقی، سیدشاهین حسینی، علی قاسمی، محمدحسن حسن‌نژاد، نوای یار

✪ استاد کمی در مورد حضور و غیاب و تدرار بالای دانشجو در کلاس فرمودند و از شیوه‌های خورشون توی fail کردن یه دانشجو گفتن.... شب! بپه‌ها دخت کنیز اسلایدهایی که بهتون میرم اسلایدهای آقای دکتر ابوالسنیه. چون ایشون خورشون کسی اند که این کتاب رو نوشتن (آپشان که می‌بینید) که فرانس ماست. آقای دکتر ابوالسنی ایران نیستن و کسی هم فکر کنم از خانواده‌شون شیراز باشه. بعد من اسلایدهای این فصل هم بهتون می‌دم که کم کم داره نظرم در مورد کلاستون یه تغییرات کلی ای می‌کنه (!) داره یواش یواش نظرم مثبت می‌شه که سال آینده هم همین کلاس رو با هم یک بار دیگه برگزار کنیم انشا... لذتش رو ببریم! فرانس شما کتاب آقای دکتر عقابیان هست. فصلی هم که الان می‌خوانیم بهتون بگیم فصل ۲ هست. یک جزوه‌ی فاصله‌تری هم قبل از میدترم داره میشه که مباحثی که مزف شده از کتاب رو و بنا به دلایلی تو کلاس گفته نشده توی جزوه نمی‌بینید. ولی عالتمن ممکن هم هست اون جزوه داره نشه، ولی شب توی اسلاید مطالبی هست که خورتون برید بنویسید. شب یه review سریع روی جلسه قبل بکنیم:

فرکانس امواج صوتی بین ۲۰ هرتز تا ۲۰ kHz است و معمولاً شامل یک موج مکانیکی هستند. موج مکانیکی دارای مناطق کم فشار و پر فشار است. در موج طولی جهت حرکت particle و انرژی یکسان است، اما در موج عرضی چنین نیست. امواج صوتی معمولاً موج طولی هستند، amplitude و period و این چیزها که شماها به اندازه‌ی کافی خوب می‌دونید!

معادله‌ی سرعت موج صوتی: $c = \frac{1}{\sqrt{\rho K}}$ و معادله‌ی معروف: سرعت = حاصل ضرب فرکانس در طول موج. $c = f\lambda$.

در مورد reflection و transmission و سهم هر کدامشان صحبت کردیم و گفتیم یکی در تشکیل تصویر و دیگری در بعد تصویر مؤثر است. در مورد امپدانس صوتی (acoustic impedance) (Z) نیز صحبت کردیم که برابر است با: ρc ، بنابراین Z متغیر است و هرچه سرعت بیشتر باشد امپدانس نیز بیشتر است.

اگر سرعت در دو محیط، یکسان، اما امپدانس آن دو محیط متفاوت باشد، در واقع ρ تغییر می‌کند، به خصوص در گازها؛ زیرا صوت، نواحی فشردگی و بازشدگی ایجاد می‌کند و در مناطقی که فشردگی ایجاد می‌شود، چگالی بیشتر می‌گردد.

✪ به موقعی ما داشتیم دستگاه ultrasonic درست می‌کردیم، بعد باید فیلترش می‌کردیم؛ یعنی التراساندر رو که می‌فرستاریم باید فیلتر می‌کردیم که نویزهاش مزف بشه. بعد من تازه درسم تموم شده بود یا شاید هنوز تموم نشده بود، نمیدونم و فیلتری که درست کردیم فیلتر سینوسی بود. موج سینوسی می‌فرستاریم، فکر می‌کردیم موج سینوسی برمی‌گرده دیگه! اما همه‌ی امواجی که برمی‌گشت مزف می‌شد؛ هیچ‌چی من تمویل نمی‌گرفتم، کلی فکر کردم؛ فدایا چرا این اتفاق افتاده؟ بعد فهمیدم اصلن موجی که برمی‌گرده دیگه سینوسی نیست، دندانه-اره‌ایه. چون نوک موج تو منطقه‌ی پر فشاره، تو منطقه‌ی پرفشار چگالی بیشتر می‌شه و چگالی که بیشتر بشه سرعت کمتر می‌شه، در ضمن compressibility برای هوا ثابت و تغییر نمی‌کنه، پس هی داره قله‌ی موج میره عقب، دره‌ی موج میار جلو. پس بعد از مدتی موج صوتی از حالت سینوسی می‌شه دندانه-اره‌ای. به همین دلیل موجی که دریافت می‌کردیم دندانه-اره‌ای بود و فیلتری هم که باید می‌داشتیم فیلتر دندانه-اره‌ای بود و فیلتر سینوسی که می‌داشتیم، همه رو سانسور می‌کرد.

پس در یک محیط واحد، در هر لحظه چگالی تغییر می‌کند؛ یعنی خود موج صوتی باعث تغییر چگالی می‌شود.

درباره‌ی انواع بازتابش و شکست و تداخل هم صحبت شد. درباره‌ی شکست نکته‌ی مهم این بود که ممکن بود چیزی جابه‌جا شود و misregistration اتفاق بیفتد؛ بنابراین شکست خطرناک است.

نکته‌ی عملی: وقتی یک لایه‌ی آناتومیک دارید باید سعی کنید عمود بر آن لایه التراساند بفرستید؛ چون اگر با زاویه بفرستید ممکن است به دلیل شکست، misregistration رخ دهد (رادیولوژیست‌ها باید آناتومی را خوب بدانند).

در مورد دسی‌بل هم صحبت کردیم و گفتیم ۳- دسی‌بل تقریباً به اندازه‌ی یک HVL است. و گفتیم به عنوان یک قاعده‌ی ساده، در یک سانتی‌متر بافت نرم به ازای هر یک مگاهرتز، یک دسی‌بل تضعیف داریم.

در تصویر سونوگرافی، کیست (cyst) به رنگ سیاه و سایه (shadow)ی آن در پشت، سفیدرنگ دیده می‌شود. دلیل این است که با گذر از کیست، در موج تضعیف صورت نمی‌گیرد؛ یعنی هم reflexion (انعکاس) و هم جذب، خیلی کم اتفاق می‌افتد، در نتیجه میزان انرژی‌ای که از کیست می‌گذرد زیاد است و پشت آن را سفید می‌بینیم. دقت کنید که در مواردی چون هوا، استخوان و سنگ، جذب و بازتابش قابل توجهی صورت می‌گیرد، در نتیجه سایه برای این موارد سیاه است و پشت آن‌ها تیره دیده می‌شود.

اهمیت این مفاهیم این است که در تصاویر سونوگرافی، از روی سایه می‌توان «ماهیت» را تشخیص داد و این در نحوه‌ی درمان حائز اهمیت است؛ روش درمان کیست و سنگ متفاوت است. به طور کلی برای درمان کیست‌ها، معمولاً آنتی‌بیوتیک‌ها کاربرد زیادی ندارند، اگرچه گاهی برای درمان کیست‌های عفونی آنتی‌بیوتیک تجویز می‌شود.

درمان کیست‌های کبد: به طور معمول برای درمان این‌گونه کیست‌ها، گاز مایع با دمای بسیار پایین تزریق می‌شود (کرایو) که در نتیجه، کیست تبدیل به توده‌ای سنگ‌مانند می‌گردد. مزایای این روش این است که هم موجب مرگ سلول‌های کیست (میکروب و ...) می‌شود و هم احتمال خونریزی و جابه‌جایی سلول‌های کیستی کمتر است؛ هم‌چنین در نتیجه‌ی این روش، توده‌ی کیستی به‌راحتی می‌تواند از بدن خارج شود.

دقت کنید که این کیست‌ها را با لیزر نیز می‌توان درمان کرد. اما با توجه به این که در این روش (لیزر) از دمای بالا استفاده می‌شود، خون‌رسانی افزایش می‌یابد و ممکن است میکروب (یا انگل یا ...) به قسمت‌های دیگر منتشر شود و ایجاد مشکل کند (در گذشته مشکلات مربوط به کیست‌های کبدی (hydatid) در کشور بسیار شایع‌تر بوده است که به وضعیت نامطلوب دام‌پزشکی در آن زمان بر می‌گردد).

یادآوری:

- اثر پیزوالکتریک (piezoelectric effect): تبدیل فشار (piezo یا pressure) به الکتریسته.

- عکس اثر پیزوالکتریک (reverse piezoelectric effect): تبدیل الکتریسته به فشار.

نکته: معمولاً برای ایجاد امواج صوتی، از اثر reverse پیزوالکتریک استفاده می‌شود.

اگر ملکول‌های قطبی با شکل نامنظم در کریستال را ذوب کنیم و سپس آن‌ها را در معرض میدان الکتریکی قرار دهیم، ملکول‌ها جهت‌گیری پیدا می‌کنند و با میدان الکتریکی همسو می‌شوند. اگر در ادامه کریستال ذوب شده را، در حالی که هم‌چنان در معرض میدان الکتریکی است، سرد کنیم، سرامیک پیزوالکتریک تولید می‌شود (ساخت سرامیک‌های جدید و کارآمدتر، از طرح‌های پرهزینه‌ی جهانی است. عرضه‌ی پلی‌مرها، باعث نزول هزینه‌های مربوط به ساخت سرامیک شده است که این، در نتیجه‌ی رشد چشم‌گیر تکنولوژی دانش مواد می‌باشد). سرامیک، سازه‌ای است که حتماً شامل فلز می‌باشد؛ یعنی در ساختمان آن اکسید فلزی به کار رفته است.

در دوره‌ی باستان، رنگ‌آمیزی سرامیک‌ها با اکسیدهای فلزی مختلف صورت می‌گرفت؛ مثال: گنبد‌های مساجد دوره‌ی اسلامی، که طی گذشت سال‌ها، رنگشان کاملاً ثابت مانده است. دلیل این است که در ساخت لعاب‌های سرامیکی آن‌ها، از اکسید آهن استفاده شده است. رنگ‌های متالیکی دارای زراتی است که خاصیت diffusion دارند، یعنی نور را منتشر و سوهم بیشتری از آن را بازتاب می‌کنند. در واقع در آن‌ها metal (فلز) به کار نرفته است.

Probe و اجزای آن:

همانطور که می‌دانید، probe عنصر تصویربرداری است که اسکن کردن به‌وسیله‌ی آن صورت می‌گیرد.

- سرامیک پیزوالکتریک (piezoelectric crystal): از اجزای پروب است که آن را به سیم برق وصل می‌کنیم. دقت کنید که این اتصال از دو طرف است (یعنی از هر دو سمت پشت و جلوی سرامیک).

نکته‌ی مهم این است که نول را به سمتی وصل می‌کنیم که بیمار قرار دارد (تا بیمار دچار برق‌گرفتگی نشود) و فاز به پشت سرامیک اتصال می‌یابد.

- backing material (لاستیک): در پشت سرامیک قرار دارد و نقش آن ضربه‌گیری است (یعنی ضربه را تبدیل به گرما کرده و مانع انتقال آن می‌شود، در واقع مانع از حرکت انرژی به سمت دست سونوگرافیست می‌شود). Backing material لاستیکی است که مانند کمک فنر اتوموبیل، ضربه را جذب می‌کند. به ازای هر صد بیمار قلبی، باید برای چهار نفر آکوی قلب (heart echo) انجام شود که در ایران این آمار ۸۳ نفر از هر صد نفر است.

- لایه‌ی همسان‌ساز یا تطبیق‌دهنده (matching layer): فوب است برانید هر سال در امتحان علوم پایه مطرح می‌شود. به دلیل اینکه Impedance(Z) سرامیک و بدن اختلاف زیادی دارد از لایه‌ی تطبیق استفاده می‌شود تا میزان بازتابش کاهش یابد چراکه تفاوت Z زیاد باعث

بازتابش زیاد می‌شود. لایه‌ی تطبیقی امپدانسی بین کریستال (سرامیک) و بافت سطح بدن دارد؛ لذا فرایندهای «خروج از کریستال-ورود به لایه‌ی تطبیق» و «خروج از لایه‌ی تطبیق-ورود به بدن» روی هم رفته از میزان بازتابش می‌کاهند. دلیل بعدی که عدم هواگیری مایع تطبیق است در پایین توضیح داده می‌شود.

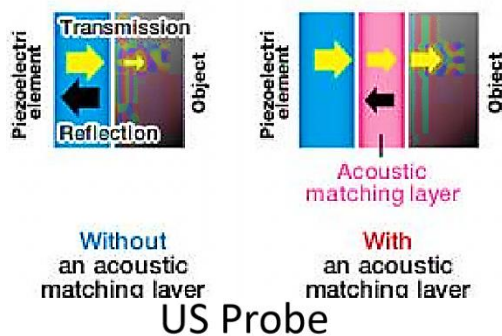
دو عدد لایه‌ی تطبیق وجود دارد. یکی روی سر probe، یکی هم ژلی که هنگام انجام سونوگرافی اضافه می‌شود. این ژل دو تأثیر مهم می‌گذارد؛ یکی بازی کردن نقش لایه‌ی تطبیق دوم و دیگری هم ممانعت از قرارگیری هوا بین پروب و بدن. Z هوا اختلاف زیادی با همه‌ی مواد گفته شده‌ی فوق دارد. به عنوان مثال زمانی که پروب را برعکس در هوا بگیریم هیچ چیزی در نمایشگر دیده نمی‌شود؛ چراکه تقریباً تمام التراسوندهای «خروجی از پروب-ورودی به هوا» دوباره به داخل پروب منعکس می‌شوند، در واقع هیچ موجی از پروب خارج نمی‌شود. به همین دلیل هم به بیمار گفته می‌شود که با مثانه‌ی پر به پزشک مراجعه کند تا پشت مثانه هم قابل بررسی باشد.

کاربرد هوا با توجه به این ویژگی:

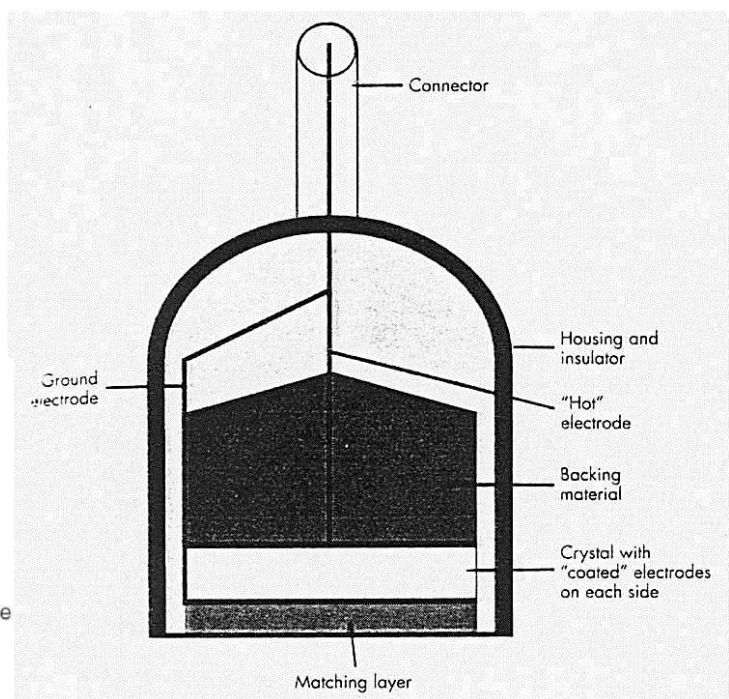
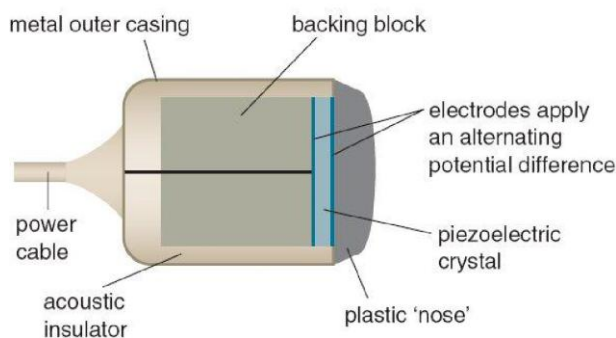
۱- هوا (ماده‌ای با این ویژگی هوا) را می‌توان به عنوان Contrast agent هنگام آنژیوگرافی به داخل رگ‌ها تزریق کرد و رگ‌ها را (به رنگ سفید) مشاهده نمود.

۲- مواد ژل ماندنی که دارای حباب‌های ریز هوا هستند و البته ساخت آن‌ها هم بسیار پرهزینه تمام خواهد شد (شامل تولید حباب‌های هوایی ریز و پایدار نگاه داشتن امولسیون مربوط). موارد استفاده‌ی این ژل (contrast agent) در تشخیص ابعاد سطوح و هم چنین شناسایی نوع آبسه‌ها (مشبک یا یکدست بودن آن‌ها) است. درمان این دو نوع آبسه با هم متفاوت است (حالت مشبک درمان سخت‌تری دارد).

Matching layer



US Probe



انواع امواج در کار سونوگرافی از نظر نوع پراش (التراساند دارای استفاده‌ی تشخیصی، درمانی و توان‌بخشی است):

۱- در صورتی که کاربرد درمانی باشد، هدف، رساندن انرژی به یک محل از بدن است، پس موج پیوسته مورد نیاز می‌باشد. مثال: در صورتی که مفصل فردی آسیب دیده باشد می‌توان از طریق پروب امواج پیوسته‌ای به آن مفصل رساند و سبب گرم شدن مفصل شد که باعث افزایش خون رسانی به آن محل، دور کردن mediatorهای درد از محل و در نهایت حضور بیشتر سلول‌های ترمیمی در محل آسیب و ترمیم بافت‌ها می‌شود.

۲- برای تصویربرداری و عمق‌سنجی (کاربرد تشخیصی) از پالس استفاده می‌شود. اگر در این موارد از موج پیوسته استفاده شود، نمی‌توان تشخیص داد که موج بازگشتی مربوط به کجای بدن است (زمان برگشت انعکاس هر پالس را نمی‌توان تشخیص داد).

در داپلر از موج پیوسته استفاده می‌شود چراکه برایمان تغییر فرکانس مهم است، نه عمق. سونوگرافی داپلر برای اندازه‌گیری فشار خون استفاده

می‌شود.

موج ناپیوسته (پالس): در موج ناپیوسته از نظر زمانی pulse on time و pulse off time وجود دارد. On time یعنی زمانی که صدا ایجاد می‌شود و off time یعنی زمانی که برای دریافت و تشخیص صدای بازتابی از ایجاد صدا ممانعت می‌شود. در واقع off time را، listening time و on time را می‌توان pulse duration نامید. کل یک دوره که شامل یک صدا و یک سکوت می‌باشد pulse repetition period یا total cycle time نامیده می‌شود.

اسامی و تعاریفات ذکر شده‌ی فوق امکان مطرح شدن را در آزمون‌هایی که توسط دانشگاه تهران برگزار می‌شود دارند اما فوشبقتانه به دلیل قطب‌بندی شدن آزمون علوم پایه (فارس، هرمزگان، بوشهر و ... در یک قطب هستند و سؤالات علوم پایه‌ی این استان‌ها مشترکاً توسط اساتید همین استان‌ها طراحی می‌شوند و احتمالاً با نظارت دانشگاه علوم پزشکی شیراز) احتمال طرح چنین سؤالاتی بسیار کم است. - استاد کاظمی؛ بگذریم استاد، بگذریم... و ادامه‌ی ماهر!

$$Z_x = \sqrt{Z_c Z_t} \text{ می‌کند:}$$

امپدانس صوتی لایه‌ی تطبیق را با میانگین هندسی Z بافت و کریستال محاسبه می‌کنند: تقریباً تنها جایی که دو نوع رزولوشن داریم در تصویربرداری التراسوند است؛ یعنی همیشه رزولوشن‌ها در تصویربرداری یکسانند؛ مثلاً در CT یا scan MR رزولوشن‌ها یکسان است اما در تصویربرداری التراسوند رزولوشن‌ها به دو صورت axial resolution یعنی در جهت انتشار امواج و lateral resolution هستند.

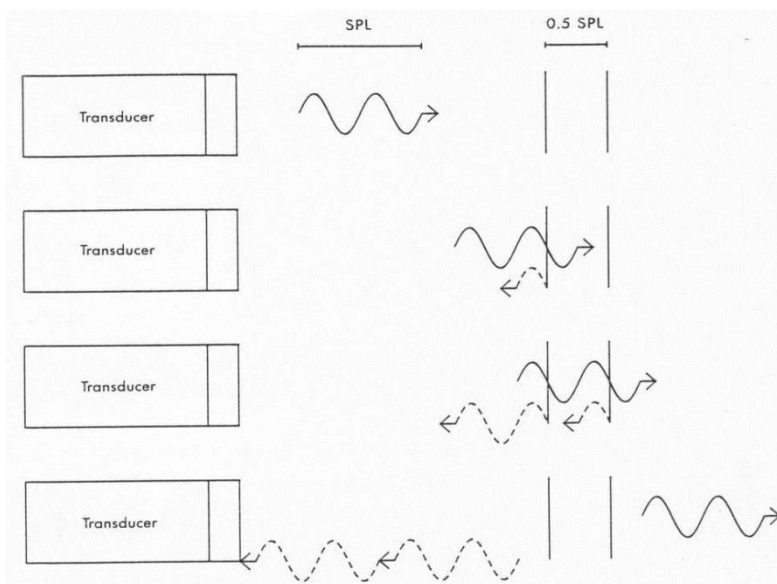
در این جا ما دو نوع رزولوشن داریم: رزولوشن محوری = axial resolution و رزولوشن جانبی = lateral resolution.

و اما رزولوشن چیست؟ رزولوشن یعنی قدرت تفکیک دو نقطه‌ی نزدیک به هم = دو نقطه‌ی نزدیک به هم متمایز دیده شوند. این یعنی اگر شما رزولوشن را بالا ببرید می‌توانید region یا مرزهای کوچک‌تری را از هم تشخیص دهید در حالی که اگر کیفیت رزولوشن پایین یعنی عددش پرور بالا به شما ابزاری تفکیک مرزهای نزدیک به هم را نمی‌دهد.

تفکیک‌پذیری محوری: به اندازه‌ی طول پالس بستگی دارد. اگر طول پالس زیاد شود تفکیک‌پذیری محوری کم می‌شود و کیفیت تصویر خراب می‌شود. پس ارزش طول پالس این است که تفکیک‌پذیری محوری را برای ما مشخص می‌کند.

نکته‌ی مهم: اگر فاصله‌ی ۲ مرز حداقل به اندازه‌ی نصف طول پالس باشد بازتابش‌های ایجاد شده از این دو مرز با هم یکی نمی‌شوند و این دو مرز از هم تفکیک می‌شوند؛ یعنی به صورت دو مرز جدا از هم دیده می‌شوند.

همان طور که در شکل دیده می‌شود: یک پالس فرستاده‌ایم که به مرز اول برخورد کرده و یک بازتابش ایجاد کرده است. حال تا این پالس به مرز دوم برسد، اگر فاصله‌ی بین دو مرز به اندازه‌ی نصف طول پالس (SPL / 2) یا بیشتر باشد، بازتابش‌های ایجاد شده از برخورد پالس به این دو مرز با هم یکی نمی‌شوند. و دو مرز از یکدیگر قابل افتراق خواهند بود.

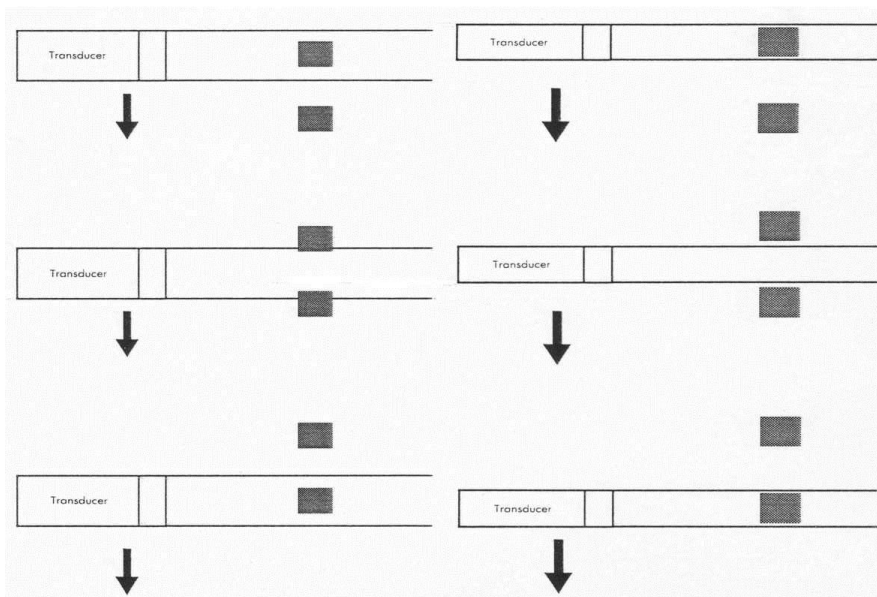


مثلاً فرض کنیم طول فضایی پالس یا spatial pulse length یک میلی‌متر باشد. رزولوشن می‌شود نیم میلی‌متر. یعنی بهترین رزولوشن مان نیم میلی‌متر است. یعنی دو مرز از هم اگر حداقل نیم میلی‌متر فاصله داشته باشند جدا از هم دیده می‌شوند. اما اگر فاصله‌شان کمتر از نیم میلی‌متر باشد آن وقت یکی دیده می‌شوند. پالس دو نوع طول دارد: طول فضایی و طول زمانی. طول زمانی به این صورت است که مثلاً اگر طول زمانی یک پالس در هوا ۱ ثانیه باشد طول فضایی آن ۳۴۰ متر خواهد بود؛ چون سرعت آن ۳۴۰ متر بر ثانیه است. و در این صورت رزولوشن آن ۳۴۰ / ۲ یا ۱۷۰ متر می‌شود.

پس بهترین رزولوشن یک پالس یک ثانیه‌ای در هوا ۱۷۰ متر است. اما در بدن سرعت صوت خیلی بیشتر از هواست (حدود ۱۵۴۰ متر بر ثانیه، حدود ۵ برابر). پس باید زمان پالس مان را آن قدر کم کنیم که بتوانیم رزولوشن را در حد میلی‌متر نگه داریم.

تفکیک پذیری جانبی: تفکیک پذیری جانبی به اندازه‌ی transducer بستگی دارد. یعنی هر چه probe بزرگتر باشد تفکیک پذیری جانبی

کمتر است و هرچه ظریفتر باشد شانس تفکیک عناصری که داریم تصویر برداری می‌کنیم بیشتر است.



در این شکل probe بزرگتر نمی‌تواند بین دو مانع تفکیک ایجاد کند. در واقع سیگنال هیچ وقت قطع نشده که بفهمیم بین دو مانع فضای خالی وجود دارد و این دو را به صورت یک بلاک بلند و یک پارچه می‌بینیم.

اما probe کوچکتر می‌تواند بین این دو مانع افتراق ایجاد کند.

پس تفکیک پذیری جانبی به اندازه‌ی transducer بستگی دارد و تفکیک پذیری محوری به اندازه‌ی طول پالس یا SPL.

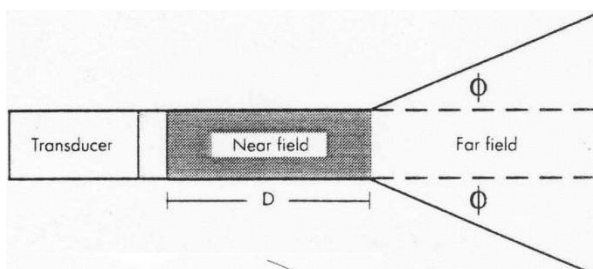
● مثال یک سوال:

فرض کنید ماه مرمم است و می‌فواهید برای هیئت طبل بفرید (سنج هم فوبه! فتی از طرفی بهتره!). کدوم طبل رو بفریم بهتره؟ هر چه بزرگتر باشد بهتر است. چرا؟ چون صدایش بیشتر است؟ نه! اگر صدای بیشتر می‌خواهید صد تا طبل کوچک بخرید! هم ارزان‌تر است هم اینکله بپه‌های هیئت سرگرم می‌شوند! یا مثلاً می‌فواهید روی ماشینتان سیستم بیندیر! بعد مثلاً به شما می‌گویند این بلندگو ۷۰۰ وات است و قیمتش ۱۵۰ هزار تومان و این یکی ۱۰۰ وات است و قیمتش ۴۰۰ هزار تومان! بعد می‌پرسید این ۷۰۰ واته فروبی رنگری ندره که یک ۱۰۰ وات هم بیندیم کنارش؟ می‌کن: پرا! داره. می‌پرسید ۱۰۰ وات قیمتش پنده؟ می‌کن ۲۰ هزار تومان! حال شما پیش فودتان می‌گویید فب یک ۱۰۰ وات و یک ۷۰۰ وات ۱۷۰ هزار تومان فبلی بهتر است تا یک ۱۰۰ وات ۴۰۰ هزار تومانی! فتی ۸ تا ۱۰۰ واتی بفریم باز بهتره! مسئله این نیست! مسئله‌ی اصلی که هیچ وقت سیستم‌بندرها و فروشندگان وسایل هیئت به شما نمی‌گویند این است که روی قوطی بلندگوها و روی پرده‌ی طبل‌ها قطرشان را نوشته است. مثلاً نوشته این بلندگو ۳ اینچ است. مگر اندازه‌اش مهم است؟ بله! چون عمق صدا را تغییر می‌دهد. هرچه بزرگتر باشد عمق صدا بیشتر است.

پس وقتی شما یک بلندگوی ۷۰۰ وات بزرگ دارید، در محوطه‌ی طولانی‌تر و در طول بیشتری می‌توانید صدا را با کیفیت ثابتی پخش کنید. مثلاً اگر این‌ها (فلوی کلاس) می‌گویید دانگ دانگ دانگ، بدون افت یا تغییر تا فاصله‌ی زیادی مثلاً تا آفر کلاس هم همین دانگ دانگ دانگ شنیده می‌شود. پس اگر فواستید همسایه‌های تان بهره‌مند شوند و صدا تا عمق و پودشان نفوز کند از طبل بزرگ یا بلندگوی بزرگ استفاده کنید، چون باعث افزایش عمق صدا می‌شود.

سوال دوم: طبل بهتر است یا سنج؟

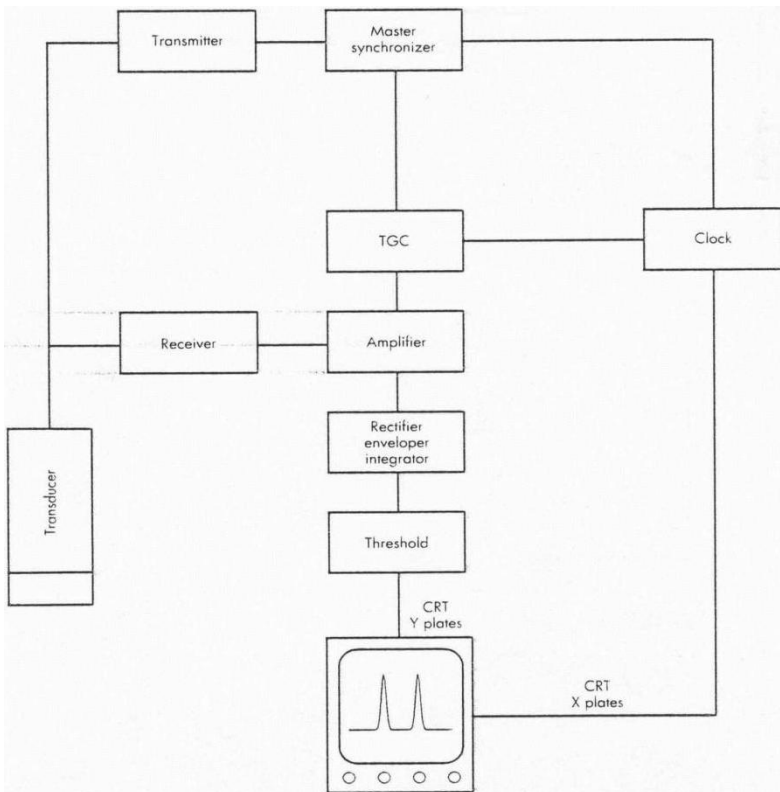
سنج بهتر است (فرکانس بالاتر). یا مثلاً وقتی قرار است یک نفر نوحه بخواند بهتر است کسی نوحه بخواند که صدای زیرتری دارد مثلاً یک پسر بچه



صدا یک عمق دارد که مثل لیزر است که به آن عمق ناحیه‌ی نزدیک می‌گوییم و بعد واگرا می‌شود که به آن عمق ناحیه‌ی دور می‌گوییم. اگر ما در ناحیه‌ی نزدیک قرار بگیریم، به فاصله‌ی ما از میدل ربطی ندارد؛ یعنی در هر جای ناحیه‌ی نزدیک قرار بگیریم صدایی که به گوش می‌رسد یکسان است.

مثلاً اگر توی یک رستورانی یک انکراصوات داره صدای الاغ در میاره بعد می‌بینی که یه نفر رفته کنار بلندگو نشسته. فب... بعد می‌بینی یه سه چهار تا میز اون‌ورتر فالی مونده، فک میکنی که یا از اون صدا فوشش اومره یا عقلش کم بوده. (به فودت می‌گی: هر پی دورتر بشینی که صدای کمتری به گوش می‌رسه) حال آن که این‌گونه نیست. شما هر جا که بشینی اندازه‌ی همون یارو که کله‌شو کرده تو بلندگو مورد عنایت قرار

اما مشکل موجود این است که اگر شدت بازتابندگی برای لایه زیاد باشد انرژی کمتری به آن می‌رسد و دامنه کمتر می‌شود. در واقع هر چه به عمق تصویر می‌رویم انرژی کمتر و به تبع آن شدت بازتابندگی کمتری داریم. راه حل این مشکل جبران آن به وسیله روشی ساده است که در ادامه بیان شده است.



به دو دلیل دستگاه التراساند دارای ساعت می‌باشد: ۱- زمان فرستادن و دریافت امواج مشخص شود (برای تشخیص عمق). ۲- Time Gain Compensation (جبران بهره‌ی زمانی، همانند بهره‌ای که به پول تعلق می‌گیرد). اگر موج ارسالی به سرعت برگردد حاکی از آن است که فاصله‌ی کمی طی شده، پس آن چنان استهلاک پیدا نکرده و نیاز به تقویت زیادی ندارد. اما اگر از فاصله‌ی زیادی reflect شود در طول مسیر رفت و برگشت تضعیف شده، بنابراین باید مقدار زیادی به آن اضافه شود تا به حد واقعی خود نزدیک شود. پس دامنه‌ی به‌دست آمده را در عدد کرومومتر ضرب می‌کنیم. (مثلاً اگر کرومومتر زمان ۲ ثانیه را نشان دهد، دامنه‌ی موجود در عدد ۲ ضرب می‌شود). در این حالت لایه‌هایی که شبیه به هم هستند یکسان به نظر می‌رسند، در حقیقت دامنه‌ی یکسانی دارند. (صرف نظر از عمق و فاصله‌ی آن‌ها، چون این امر به وسیله TGC جبران می‌شود)

هرچه عمق لایه‌های مشابه بیشتر باشد در عدد بزرگتری ضرب می‌شود، جهت جبران اختلاف زمانی که با یکدیگر دارند.

نکته: نمودار TGC در ابتدا به صورت تقریباً خطی است و سپس به مقدار ثابتی

می‌رسد.

با افزایش عمق، انرژی، تضعیف شده و عملاً با noise تفاوتی ندارد؛ پس ارزش تقویت کردن ندارد چرا که noise موجود نیز تقویت می‌شود. اگر مقدار سیگنال بیش از ۲ برابر noise باشد، امکان تقویت وجود دارد. (به همین علت است که در عمق‌های زیاد نمودار TGC به مقدار ثابتی می‌رسد).

کاربرد (A- mode (amplitude

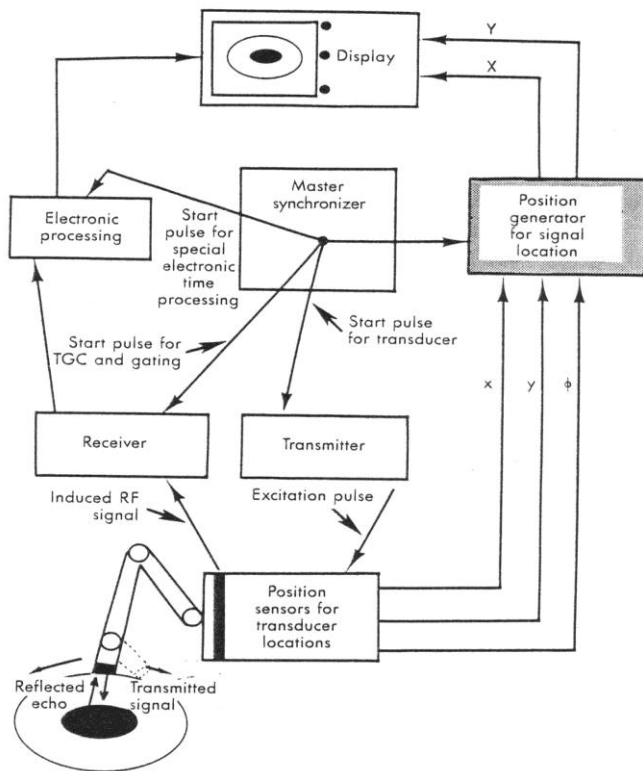
۱- در سونوگرافی چشم برای تعیین فاصله‌ی anterior-Posterior (تعیین axial length چشم = طول محور قدامی - خلفی) مورد استفاده قرار می‌گیرد. تصویر حاصله به صورت چندین دامنه با طول‌های متفاوت نمایان می‌شود که مربوط به بخش‌های مختلف چشم (عدسی، retina (شبکیه) و ... است. در ضمن تنها رشته‌ای که تصویربرداری آن نیز به عهده‌ی متفحصین همان رشته است، چشم‌پزشکی می‌باشد.

یعنی رادیولوژیست‌ها اجازه‌ی تصویربرداری از چشم را ندارند. اهمیت این اندازه‌گیری برای تعیین شماره‌ی لنزی است که در عمل جراحی استفاده می‌شود و برای بیماران قبل از عمل باید طول ant-post اندازه‌گیری شود و لنزی انتخاب شود که فاصله‌ی کانونی آن بر روی شبکیه‌ی چشم قرار گیرد. هر چه فاصله‌ی عدسی و شبکیه بیشتر شود باید از لنزی با power بالاتر استفاده شود.

۲- سونوگرافی از حجمه‌ی کودکان از طریق fontanelها برای تشخیص تومور: تومور با توجه به «فضاگیری» که دارد باعث فشار به مغز می‌شود و مغز را جابه‌جا می‌کند. در نتیجه خط وسط مغز به سمت مخالف تومور جابه‌جا می‌شود (این اثر هل دادن (shift)، دلیل اصلی مرگ بر اثر ضربه‌ی مغزی است. به علت فشار، بصل‌النخاع جابه‌جا می‌شود و آدم نفس‌کشیدن یارزش میره! این نوع مرگ، به دلیل خون‌ریزی مغز نیست؛ زیرا بدن خون را از همه‌ی نقاط گرفته و به مغز انتقال می‌دهد. باید این خون را از منتر ساکشن (تخلیه) کرد که با این عمل، بیمار ناگهان به هوش می‌آید و آکه

قبل بی‌هوش شدن «براه‌ی پی‌زی صرف می‌زد، مرفشو از سر می‌گیره!». با تصویربرداری از مغز، الگوی نامتقارنی مشاهده می‌شود که حاکی از وجود تومور می‌باشد. محل و حتی حجم تومور در این روش قابل تشخیص است. (تشخیص تومور بدون نیاز به CT-Scan و MRI).
با درگیر شدن هر یک از نیم‌کره‌های مغز، علائم عصبی متفاوتی به وجود می‌آید؛ در نتیجه متوجه می‌شویم که کدام نیم‌کره‌ی مغز را باید سوراخ کنیم. البته در صورت وجود دستگاه CT-Scan موقعیت دقیق مشخص می‌شود.

B-mode (Brightness mode)



تصویر B-mode دو بعدی است و حاصل جمع تصاویر A-mode می‌باشد (چند تصویر A-mode درست می‌شود، سپس این تصاویر در طیف رنگ خاکستری (از خاکستری کم‌رنگ تا پررنگ = سیاه) با هم جمع می‌شوند و تصویر B-mode به دست می‌آید). با استفاده از این روش، مجموعه‌ای از نقاط با روشنایی‌های مختلف (طیف خاکستری) جمع‌آوری می‌گردند تا الگوی پژواک از ساختارهای داخلی بدن به تصویر کشیده شود.

برای مکان‌یابی صحیح نقاط و سپس جمع کردن صحیح آن‌ها لازم است موقعیت افقی و عمودی یک مبدل و زاویه‌ی آن مشخص شوند؛ بنابراین مبدل بر روی یک بازوی مخصوص ثبت یا اسکن نصب می‌شود تا اندازه‌های زمان رفت و برگشت در راستای محور پرتو به طور صحیح نمایش داده شوند. تغییر در موقعیت یک بخش از بازوی ثبت، از طریق تغییر مقاومت پتانسیومتر حس می‌گردد و موقعیت مبدل با استفاده از سیگنال‌های به دست آمده از پتانسیومتر نشان داده می‌شود.

اشکالات نـسخه‌ی مـن را برای‌مان بفرستید!

اطلاعات رسانی در کانال: <https://telegram.me/navayar>



عشق بورزید. ۲۸ بهمن ۱۳۹۴



فیزیک پزشکی، جلسه‌ی ۳، فراصوت

استاد: علیرضا مهدی‌زاده

گردآورندگان: نازنین فتحی، زهرا خسروانیان، مهدی پایمرد، غزل کریمی، علی گودرزی، رامین فتاحی، کیمیا محمدی، نوای یار

مروری بر جلسه‌ی اول: در مورد فراصوت بحث کردیم و توضیح دادیم برای اینکه به موجی فراصوت گفته شود فرکانس آن باید بالای

۲۰۰۰۰ هرتز باشد. این موج، طولی است مگر در جامدات که شبکه‌ی کریستالی وجود دارد و در آن‌ها موج عرضی به حساب می‌آید.

- رابطه‌ی سرعت با چگالی و K که متناسب است با معکوس مجذور آن‌ها.
- از امیدانس صوتی گفتیم که حاصل ضرب چگالی در سرعت صوت است و این مهم‌ترین فاکتوری (objects function) است که در تصویربرداری با استفاده از فراصوت از آن استفاده می‌شود. وقتی با فراصوت کار می‌کنیم مهم‌ترین فاکتور Z و وقتی با اشعه‌ی X کار می‌کنیم مهم‌ترین فاکتور، ضریب جذب اشعه‌ی X می‌باشد. $Z = \rho c$. از Z در محاسبه‌ی reflection و transmission در سطوح مختلف بین اشیا استفاده کردیم.
- نکته در پاسخ به سوال: ممکن است در اثر شکست، یک سنگ با کیست اشتباه گرفته شود یا مکان اجزا در جای درست تشخیص داده نشود.
- استهلاک و روابط طبیعی بین ذرات عالم با معادلات exponential بیان می‌شوند.
- قاعده‌ی attenuation: ۱ دسی‌بل، ۱ سانتی‌متر برای ۱ مگاهرتز در بافت نرم. db واحدی برای بیان شدت است.

مروری بر جلسه‌ی دوم: در مورد ساخت دستگاه‌های فراصوتی صحبت کردیم. مولکول‌های دوقطبی با توزیع تصادفی در کریستال قرار

دارند و این تصادفی بودن تغییر نمی‌کند (زیرا در کریستال هستند) و وقتی منظم شدند تغییری در طرز قرارگیری آن‌ها ایجاد نمی‌شود. مراحل ساخت: ابتدا ذوب کردن، سپس آن‌ها را در میدان الکتریکی گذاشته و پس از مرتب شدن، می‌گذاریم تا سرد شود، سپس کریستال پیزوالکتریک آماده می‌شود و بعد ما اونو از پینی‌ها می‌فریم.

- در مورد اجزای دستگاه مبدل بحث شد که شامل الکترودها، لایه‌ی تطبیق (میانگین هندسی Z بافت و کریستال) و ماده‌ی پشت بلور - که معمولاً لاستیکی است - می‌باشد. هوا نمی‌تواند ماده‌ی پشت بلور باشد چون باعث بازگشت انرژی به کریستال و آسیب به آن می‌شود.
- دو رزولوشن داریم: axial و lateral.
- درباره‌ی TGC (فیلوی مهمه) و ساخت A-mode و B-mode نیز صحبت شد....

تصاویر Ultrasound: تصاویر التراسوند منظره‌ای برفکی دارند. برفک‌های سیاه و سفید روی تصاویر به نام اسپیکل (spicula) که باعث

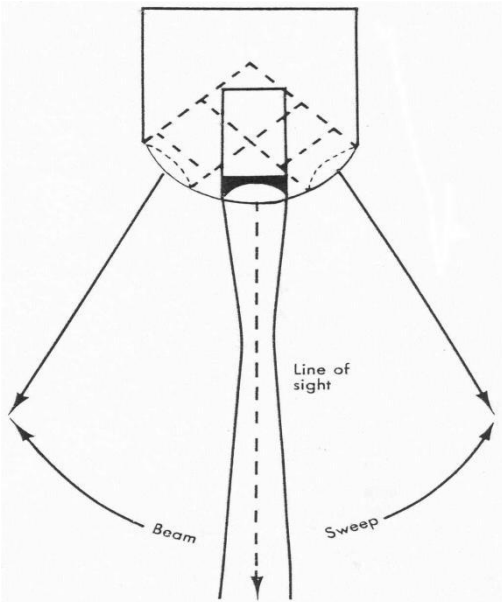
می‌شود کیفیت تصاویر بد به نظر برسد. نکته: منشأ اسپیکل‌ها، اسکترینگ (scattering) است.

چون اسکترینگ تصاویر را خراب می‌کند، تا ۳ الی ۴ سال پیش تصور می‌کردیم اسپیکل‌ها بد و مضر هستند. اما الان از اسپیکل‌ها استفاده می‌کنیم. زیرا pattern اسپیکل‌ها در شرایط مختلف متفاوت است (مثلاً در شرایط افزایش دما این pattern‌ها تغییر می‌کنند). در نتیجه اگر ما pattern اسپیکل‌ها را داشته باشیم می‌توانیم با توجه به آن، دمای محیط را حساب کنیم.

نکته: رفلکتورهای کوچکی که اندازه‌شان در ابعاد طول موج التراسوند است اسکترینگ را ایجاد می‌کنند.

C-mode: قلب، عامل ابداع C-mode!

برای تصویربرداری نیاز داریم بافت مورد نظر ثابت و بدون حرکت باشد (همان‌طور که نمی‌توان از انسان‌ها در حالت دویدن و حرکت عکس گرفت و آن‌ها را برای این کار ایستاده و ثابت نگه می‌داریم). اما قلب بافتی متحرک است و نمی‌توان آن را از حرکت نگه داشت. (مثلاً نمی‌توان گفت: Dear heart! Please stop for a minute; I want to take a photo of you. در نتیجه با حرکت اندام‌هایی مانند قلب و ریه‌ها، دیگر اندام‌ها (دیافراگم و کبد) نیز جابه‌جا می‌شوند و تنها بافت ثابت و بدون حرکت از نظر آناتومیکی مغز است.



؟ پس با حرکت قلب چگونه می‌توان motion artifact را از بین برد؟

✓ یک راه، استفاده از این دانش که حرکات قلب تکراری است (سیستول و دیاستول). این گونه می‌توان در لحظات خاصی از قلب عکس گرفت. مثلاً وقتی یک پاندول در حال حرکت است، برای خواندن نوشته‌ی روی آن، می‌دانیم که هر یک ثانیه یک بار از نقطه‌ی خاصی عبور می‌کند بنابراین مرتباً در همان مکان خاص با تنظیم فاصله‌ی زمانی یک ثانیه عکس می‌گیریم برای این کار می‌توانیم دوربین را به یک سنسور وصل کنیم و این گونه می‌توانیم نوشته‌ی روی پاندول را بخوانیم.

برای عکس گرفتن از قلب از EKG (الکتروکاردیوگرام، همان ECG، که بین بالینی‌ها EKG با تلفظ /i:ki:dʒi:/ جا افتاده.) به عنوان سنسور استفاده می‌کنیم و طبق قاعده‌ای که گفته شد؛ مثلاً هرگاه موج R را دیدیم می‌دانیم قلب می‌خواهد وارد فاز سیستول شود و همان لحظه عکس می‌گیریم. این گونه همه‌ی تصاویر گرفته شده از قلب، قلب را در یک وضعیت خاص نشان می‌دهند. * تصویر: قطاع مکانیکی نوسانی

حال چه فایده‌ای می‌تواند داشته باشد اگر همه‌ی این تصاویر را با هم جمع کرده و از آن‌ها میانگین بگیریم؟

وقتی ما یک تصویر داریم کیفیت آن بسیار پایین است، اما اگر صد تصویر از یک وضعیت مشابه داشته باشیم و از کل آن‌ها میانگین بگیریم کیفیت تصویر به شدت بهبود می‌یابد چون در این صورت تعداد فوتون‌ها و سیگنالی که به ما می‌رسد صد برابر می‌شود. با توجه به اینکه نمی‌توان تنها با یک عکس، از قلب تصویربرداری کرد به ناچار باید gated imaging انجام دهیم؛ یعنی مثل دروازه‌ای که در لحظه‌ی باز شدن، تصویر می‌آید و هنگام بسته شدن تصویر نمی‌آید. لحظه‌ای که باز می‌شود را نوار قلب کنترل می‌کند.

کاربرد: در پزشکی هسته‌ای نیمی از اسکن‌هایی که انجام می‌شود مربوط به قلب است؛ در نتیجه این مشکل وجود دارد که ما می‌خواهیم از قلب در حال حرکت اسکن بگیریم. پس به دنبال جای کوچکی می‌گردیم که در اثر ایسکیمیا یا انفارکتوس، مواد رادیواکتیو در آن ننشینند. پیدا کردن این نقطه‌ی به این کوچکی در یک تصویر بزرگ کاری است بس مشکل! در نتیجه به جای آن از بیمار EKG می‌گیریم و سپس آن را به دستگاه پزشکی هسته‌ای که gated imaging را انجام داده وصل می‌کنیم (دستگاه تصاویر را با هم جمع می‌کند و با این کار دوز دارو را کم می‌کنیم و همان کیفیت تصویر را با دوز کمتری می‌گیریم).

در التراساند اگر بخواهیم gated imaging را انجام بدهیم از یک زمان خاص تصویربرداری کرده و از بقیه‌ی زمان‌ها چشم‌پوشی می‌کنیم. یک زمان خاص معادل با یک عمق خاص است پس در واقع ما از یک عمق خاص تصویربرداری کرده‌ایم.

پس دو مدل داریم: یکی این که دستگاه را وصل می‌کنیم به EKG که در زمان‌های خاصی تصویربرداری کند که motion artifact از بین برود. دیگر این که از یک زمان خاص تصویربرداری کنید که از یک عمق خاص تصویربرداری کرده باشید. مثلاً ممکن است یک رگ باشد که شما بخواهید فقط همین را تصویربرداری کنید یا یک بافت را به وضوح تصویربرداری کنید. یک تصویر کلی گرفته‌اید. می‌دانید کجای تصویر برایتان مهم است. روی آن فوکوس می‌کنید و gated imaging انجام می‌دهید. این تکنیک خیلی مهم است. علاوه بر این transmission mode scanning هم داریم که خیلی کاربردی نیست ولی وجود دارد. رفلکت که همیشه داشتیم، بعضی وقت‌ها probe را یک طرف و receiver را طرف دیگر می‌گذاریم و از این متد استفاده می‌کنیم.

همه‌ی این روش‌هایی که گفتیم نیاز به زمان دارند. یعنی شما اول probe را حرکت می‌دهید بعد تصویر می‌سازید.

؟ سؤال دانشجوی: در روش C نمی‌توان تصاویر را کنار هم چید و یک فیلم درست کرد؟

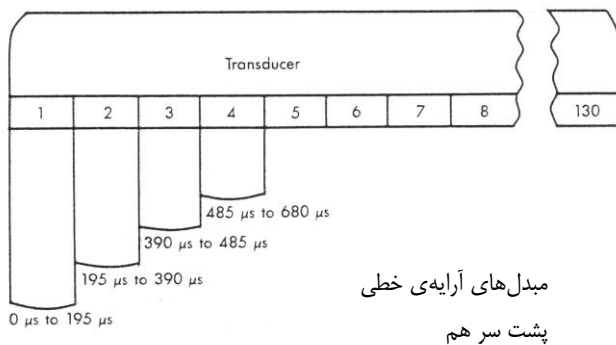
✓ پاسخ: اگر real time imaging داشته باشیم می‌شود. الآن مشکل این است که باید probe را بچرخانید تا بتوانید یک فریم تصویر بسازید. اگر بتوانیم هر جایی که probe هست یک تصویر دو بعدی بگیریم، آن وقت می‌توانیم گرافیک تصویر را dynamic کنیم و یا فیلم و اگر بخواهیم فیلم بشود باید ۲۴ فریم در ثانیه داشته باشیم؛ یعنی زمان یک بیست و چهارم ثانیه.

در real time imaging یک پیشنهاد این که probe را حرکت بدهیم و پیشنهاد دیگر این بود که یک probe بزرگ بسازیم و بگذاریم روی بافتی که می‌خواهیم تصویربرداری کنیم. که این شامل تعداد زیادی transducer است که با هم fire کنند و بعد reflect آن‌ها را بگیرند و تصویر ایجاد کنند. یک مشکل بزرگ این است که وقتی این اتفاق می‌افتد، هم‌سنوایی ایجاد می‌شود؛ مثل این که من به عده‌ای از شما وقت مشاوره بدهم و

کبومیم همه با هم ۵ دقیقه صرف بزنید. شما صرف‌های خود را متوجه می‌شوید ولی در این صورت من متوجه نمی‌شوم هر فرد چه گفته. مشکل این است که وقتی این transducerها فایر می‌کنند و فلکت آن‌ها به یک کریستال می‌رسد، متوجه نمی‌شود مویی است که فودش فرستاده یا برای کریستال بغل است. بنابراین شکل تصویری که می‌دهد خوب نیست، ولی [به هر حال] تصویر می‌دهد.

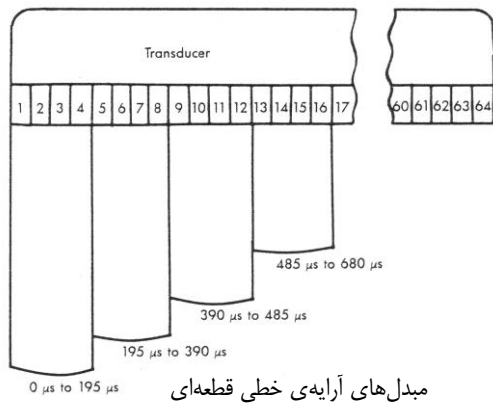
مدل‌های بعدی مدل‌های مکانیکی (مثلاً اوسیلیتینگ‌ها oscillating) بودند که یک کریستال بود که به صورت پاندولی حرکت می‌کرد و نیاز به حرکت پروب نبود و این مزیت بزرگی بود. ضعف این مدل‌ها این بود که قطعات مکانیکی داشتند. تا جایی که ممکن است باید از قطعات مکانیکی استفاده نکنیم. به دلیل هزینه‌ی ساخت زیاد و خرابی زیاد و این که طول عمر مؤثر دارند اما قطعات الکترونیکی و ویژگی‌های بر عکس دارند (مثلاً یک IC تا چند هزار سال عمر می‌کند). مثلاً اگر یک probe مکانیکی ضربه بخورد باعث می‌شود disalignment ایجاد شود و توزیع وزنش بهم بخورد و شروع کند به لق زدن و بعد از مدتی به دلیل خستگی مکانیکی از بین برود. در مدل (bubbling) rotating wheel سه تا چهار transducer گذاشته بودند که وقتی به مواضع خاصی می‌رسیدند روشن یا خاموش می‌شدند. پس transducerها کمتر می‌شدند. حسن این‌ها این است که می‌توانند پشت دنده‌ها را هم نشان دهند. اگر شما خطوط سیگنال را مستقیم بفرستید، اگر جلوی مانع نباشد پشتش دیده می‌شود، اما اگر جلوی مانع باشد دیگر پشتش دیده نمی‌شود. ولی اگر زاویه بدهید می‌توانید مقداری از پشتش را ببینید. اندام‌های مهمی که التراساند می‌کنیم معمولاً درون cage هستند. cage‌های استخوانی معمولاً توری مانند هستند (به استثنای skull که چیز مهمی بوده و فردا سوراخ توش غیر از ده دوازده تا نداشت) و می‌توان از آن‌ها تصویربرداری کرد.

مدل‌های جدیدتر هم باز تعداد زیادی transducer دارند. گفتند مشکل هم‌سنوایی را دوباره چه جور حل کنیم؟ گفتند به ترتیب شوت (shot)



می‌کنیم و گوش می‌کنیم مثلاً اول ۰-۱۹۵ میکروثانیه، بعد بین ۱۹۵ تا ۳۹۰ میکروثانیه، الی آخر.

اگر تعداد خط‌ها زیاد می‌شد، کیفیت تصویر بالا می‌رفت، ولی مسئله این بود که ترنس‌دیوسرها کوچک بودند و ترنس‌دیوسر کوچک near field کوچکی دارد (کیفیت تصویر کم)؛ پس آن‌ها را چندتا چندتا فایر می‌کنیم. یک ترنس‌دیوسر برای شنیدن خوب است ولی برای گفتن نه. همانند این که چند میکروفون بگذاریم و مسئله‌ی دیگر این است که ترنس‌دیوسر کوچک مثل قطعه‌ی کوچک الماس ارزان است.

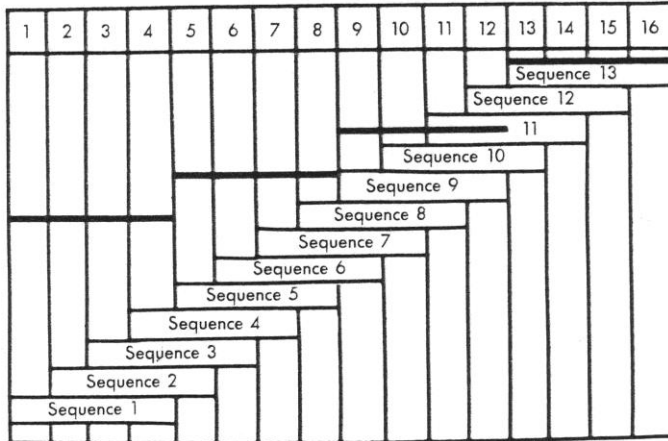


این قسمت کلن بزرگه. فوتش هم تغییر نمی‌دهم! آله نسبت سیگنال به نویز، بیشتر از ۲ بزرگه، فونت نویزهاشو تغییر می‌داریم!

مثلاً الماسی که توی انگشتر منه، چون کوچیکه، ۳ تا ۱۰۰ تومن! یعنی همین جوری که دارن الماس می‌تراشن به مقداری می‌ریزه اون پایین مایینا، اینا رو ور می‌دارن می‌چسبونن رو انگشتر من. کریستال گنده‌ه که اصل کاری بوده، اونو به این قیمتا دیگه نمی‌دن. اون ۳ تا ۱۰۰ تومن نیست. مثلاً ممکنه گرون‌تر باشه. ۳ تایی هم نمی‌دن. معمولاً یکی یکی می‌فروشن. کریستال پیزوالکتریک هم همین‌جوریه. قیمتش به همین منواله، فقط مسئله‌اش اینه که ارزون‌تره. اگر

بخواهیم کریستال ریز مصرف کنیم، مثل همین جواهرات ریز که مثلاً می‌گن این ۶ قیراط الماس داره. بعد می‌بینی کل این خاک الماس رو با بیلچه برداشتن، طلا رو ذوب کردن این جوری زدن روش تحقیق... بعد با پشت بیلچه هم اینجوری کوبیدن روش تق تق تحقیق... بعد می‌گن این ۶ قیراط الماس داره. می‌خوام خیر مرگش... ۶ قیراط و کوفت! به دونه کریستال سالم با دو تا اتم کربن پشت سرهم داره این اصلاً؟! بعد حالا همین ۶ قیراط رو اگر بخوان کنار هم بذارن، کریستال گرون در میاد. بنابراین الان که چینی‌ها کریستال پیزوالکتریک درست می‌کنن به قیمت پنج هزار تومن و قیمتش قبلاً بوده ۵ میلیون تومن، این تفاوت هزار برابر به بخشش ناشی از تکنولوژی ساخت کریستاله به بخشش ناشی از حضور کشور دوست و برادر، چین، در بازاره که نقش مهم‌تری هم داره البته طبیعتاً. درباره‌ی اون بخشی که ناشی از رشد تکنولوژی کریستاله گفتیم که از کریستال‌های ریز استفاده می‌کنیم. حالا کریستال‌های ریز رو می‌ذاریم کنار هم، همه با هم fire کنن. این کریستاله در واقع عمق ناحیه‌ی نزدیکش به اندازه‌ی کریستاله که اندازه‌اش چقدر باشه؟ عین اینه که شما پوست چند تا طبل کوچیک رو برداری، بدوزی به همدیگه باهش به طبل بزرگ درست کنی.

به هر حال اون طبله دیگه به طبل بزرگه چون به بار موج تولید می‌کنه. یعنی شکل شکم و گره‌های موجش با هم تو اون محدوده‌ی دیواره‌اش تعریف



میشه. ولی این مدل با ۱۶ تا small کریستال می‌شد ۴ تا خط تصویر ۴ تایی درست کرد. به آدم باهوشی اومد گفت: نه خیر! این جوری هم نیست. با این ۱۶ تا کریستال میشه ۱۳ تا خط تصویر درست کرد. فقط به جای اینکه ۱-۲-۳-۴ به بار shot بشن و ۵-۶-۷-۸ هم به بار دیگه shot بشن، به بار ۱-۲-۳-۴ رو shot کنیم و به بار ۲-۳-۴-۵-۴ رو shot کنیم. چه فرق می‌کنه واسه شما؟! و این به همین سادگی، به دفعه کیفیت تصویر رو ۳/۵ برابر می‌کنه. یعنی به دستگاه التراسونیک با به دستگاه التراسونیک دیگه. این و اون همه‌ی سخت افزارش عین همه. این کیفیت تصویرش ۳/۵ برابر بهتر از اونه فقط

به خاطر اینکه طراحی به ذره باهوش‌تر بوده. یعنی به طراح باهوش‌تر بدون اینکه به هیچی دست بزنه کیفیت تصویر رو ۳/۵ برابر کرده.

● همه‌ی این داستان‌هایی رو که گفتیم، همه را با بنویس به این داستان!

به موقعی توی جنگ عراق و آمریکا، آمریکاییا به سری تانک‌هایی داشتند که هر کی بهشون شلیک می‌کرد رو می‌زد. تانک‌ها سیستم ضد زرهشون قویه یعنی تانک‌ها معمولاً با گلوله‌های عادی به راحتی منفجر نمی‌شن. تانک‌های خوب ضد زره‌های عالی دارن یعنی آرپی‌جی هم مثلاً رد می‌کنن. شکل طراحی بدنه‌شون به گونه‌ایه که می‌تونن ضد زره‌های قوی‌تر هم رد کنن. تانک‌های خیلی خیلی خوب مثل مرکاوا و اینا تقریباً هیچ جوری نمی‌شد بزنی‌شون. فقط به مدل زدن داشت، که همین به مدل زدن هم ایرانیا بلد بودن و با همین به مدل می‌رفتن می‌زدن. شنی اینا به تیکه نیست. هیچ شنی‌ای به تیکه نیست. شنی، اون فلزیه که دور تاپرش می‌چرخه. چون تو شن می‌خواد بره. این شنی‌ها به بنده که باید سر و تهش به هم جوش بخوره. بنابراین به نقطه‌ی جوش خوردن داره. اون نقطه‌ی اتصال تنها نقطه‌ایه که اگر شما همون نقطه رو بزنی با سلاح ضد زره، شنی این تانکه از بین میره و وقتی شنی‌اش از بین بره دیگه نمی‌تونه حرکت کنه. نگا نمی‌شه تانکه رو ترکوند. بترکونی بره هوا مت تو فیلم هستن.... ششش بوففف! مثلاً تانک T۴۵ و T۵۵ و اینا بودن که می‌زدی می‌رفتن هوا. الان تانک‌های جدید اینجوری نیستن که بزنی بره هوا. خیلی که هنر کنی دیگه وای میشه. وقتی اینا حمله کرده بودن به لبنان، می‌رفتن به چاله‌هایی می‌کندن، سربازان حزب الله. به دوربین‌هایی داشتن، اینا در واقع طیف‌سنج بود، یعنی طیف‌سنجی انجام می‌داد. می‌نشستن نگاه می‌کردن که شنی تانکه کجاش نقطه جوش داره. آرپی‌جی شونو در میاوردن می‌زدن. بنابراین اینا رو پل وای می‌ستادن و می‌زدنشون. بنابراین تانک مرکاوا که همیشه بزنی هم اینا زدن. فقط به خاطر به دونه نقطه جوش! به نقطه‌ای داره که شنی رو جوش دادن و اون آلیاژی که باهاش جوش داده بودن، آلیاژی نبود که ضد زره باشه. بعد رفتن حلش کردن و ببینیم سری بعدی که جنگ بشه ایرانیا چه کلکی می‌خوان بزنی؟! وقتی تو میدون جنگ به نفر با تیربار به سمت تانک شلیک می‌کنه، چجوری باید موقعیتشو بفهمیم؟ ارزون‌ترین راه برای اینکه بفهمیم به صدا از کدوم طرف اومده چیه؟ گوش! با توجه به اختلاف زمان رسیدن صدا به گوش‌ها!

● پایان. ادامه‌ی داستان که درباره‌ی سبب‌زمینی و کلم و ... هست رو فودتون از وویس بشنوید!

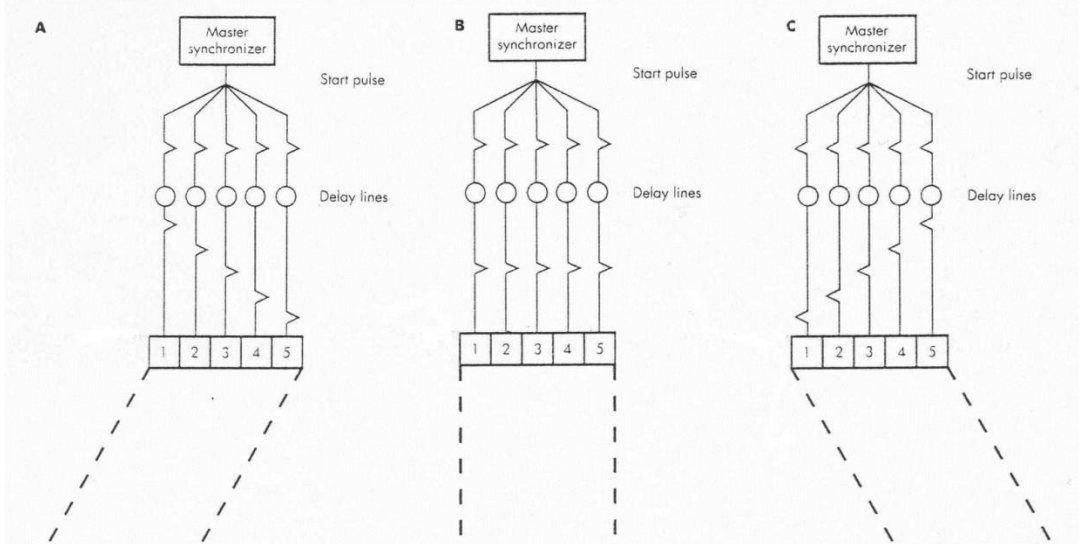
برای بالا بردن دقت در تشخیص جهت صدا باید دقت در آنالیز و پردازش سیگنال‌ها را افزایش داد. برای این کار به تکنولوژی گران‌قیمت احتیاجی نیست. برای استفاده از سیستم تشخیص جهت صدا در جنگنده‌ها از ۳ میکروفون استفاده کردیم. (حداقل تعداد میکروفون‌ها برای تشخیص مکان یک شخص) با اتصال این ۳ میکروفون به processor توانستیم مکان دقیق شلیک اولیه (تیرانداز دشمن) را پیدا کنیم. بعد از مکان‌یابی، این نقطه به نقشه‌ی جنگ‌افزار منتقل می‌شود و تانک، آن نقطه را هدف قرار می‌دهد.

از این تکنیک برای شنیدن ultrasound نیز استفاده می‌شود. بر مبنای اختلاف رسیدن echo به کریستال‌ها می‌توانیم جهت تولید صوت را تشخیص دهیم. اگر یک کریستال داشته باشیم دقت مکانی کم است؛ با افزایش تعداد کریستال‌ها دقت مکانی افزایش می‌یابد.

این سیستم ۲ کار انجام می‌دهد: ۱- سیگنال را به مکان خاصی می‌فرستد؛ ۲- مکان دقیق سیگنال دریافتی را تشخیص می‌دهد به این صورت که: زمان را در سرعت ضرب کرده، پهنا را باز می‌کند و به اندازه‌ی مسافت، اطراف کریستال دایره رسم می‌کند. هر کریستال این عمل را انجام داده و از آن‌جا که تعداد کریستال‌ها زیاد است، محیط دایره‌هایی که از کریستال‌های جداگانه رسم شده‌اند، روی هم می‌افتند و یک مکان دقیق از محل شلیک اولیه به ما می‌دهد. برای افزایش دقت جنگ‌افزار باید تعداد میکروفون‌ها را افزایش داد. در حال حاضر تمامی تانک‌های ایران از این تکنولوژی برخوردارند.

تحویلی در تکنولوژی: برای fire کردن یک کریستال باید به آن سیگنال الکتریکی داد. اگر در پروبی به هر کریستال ۱ سیگنال بدهیم، یک موج صوتی به کریستالها باز می‌گردد و با روش‌های هندسی (پراگاری) متوجه می‌شویم که reflect از کدام ناحیه بوده است. با به کار گذاشتن خازن در این سیستم تغییر شگرفی در عملکرد پروب به وجود می‌آید. یک سری خازن سر راه یک مدار الکتریکی که قبلاً نیز وجود داشت، قرار می‌دهیم. خازن‌های متغیری را سر راه سیم متصل به transducer می‌گذاریم. این خازن‌ها ایجاد delay می‌کنند؛ یعنی هنگامی که یک سیگنال دریافت می‌کند تا زمانی که پر نشوند آن را عبور نمی‌دهند. در واقع خازن‌ها یک delay line ایجاد می‌کنند.

از فواید delay line: قبلاً برای این که امواج صوتی را جابه‌جا کنیم می‌بایست probe را جابه‌جا می‌کردیم یا داخل probe یک قطعه‌ی متحرک می‌گذاشتیم. اما با delay line دیگر لازم به تکان دادن probe یا قطعه‌ی متحرک نیست. دوام probe‌های ثابت بسیار بیشتر از آن‌هایی



است که قطعه‌ی مکانیکی دارند. اگر delay line الگوی firing را تغییر دهد، شکل موجی که از کریستال خارج می‌شود نیز تغییر می‌کند. موج‌ها روی هم می‌افتند و تغییر جبهه‌ی موج رخ می‌دهد. مثلاً اگر جبهه‌ی موج به

سمت جلو باشد تغییر کرده و به سمت راست منحرف می‌شود. دایره‌ها با تأخیر زمانی روی هم می‌افتند. هر کدام از موج‌ها مستقیم هستند اما تأخیر زمانی باعث می‌شود تا مجموعه به یک سمت منحرف شود. جبهه‌ی موج را نقاطی از امواج که روی هم می‌افتند تعیین می‌کند.

ترنسدیوسر بزرگ مجموعه‌ای از ترنسدیوسرهای کوچک است و ما نقاط مختلف را بر مبنای اصل اول هویگنس گرفته و یک سری دایره‌های هم‌مرکز با فاصله‌ی طول موج می‌زنیم. حالا هر نقطه‌ای که دایره‌ها روی هم می‌افتند می‌شود نقطه‌ی تقویت آن. وقتی این‌ها با یک اختلاف زمانی جزئی با یکدیگر باشند، در واقع این دایره‌های هم‌مرکز موازی یکدیگر جلو نمی‌روند. به خاطر همین خط حاصل کج می‌شود؛ بر مبنای این که کدام یک اول پایا شده و کدام یک آخر پایا شده باشد. این یافته خیلی مهم است؛ به این دلیل که دست‌های شما را از حرکت دادن راحت می‌کند. پس بدون اینکه شما چیزی را دستکاری کنید می‌توانید خط ارسال انرژی خود را بچرخانید.

عناصر الکترونیکی می‌توانند با فرکانس گیگاهرتز کار کنند. در کامپیوترهایی که در دست دارید، CPU با فرکانس بالای ۱ گیگاهرتز کار می‌کند. حال شما با خیال راحت در حد میکروثانیه delay ایجاد می‌کنید و این یعنی می‌توانید خطوط تصویر خود را یکی یکی تنظیم کنید. مثلاً delay line اول اختلاف خیلی زیادی داشته باشد و دومی کمتر و همین‌طور کمتر و کمتر تا این که delay line اصلاً اکتیو نباشد داشته باشد که یک پارالل می‌شود. بنابراین بدون اینکه چیزی حرکت کند می‌توانید تصویر برداری کنید؛ یعنی ما پروب را که گذاشتیم، خود پروب موج التراسونیکش را با آن اسکن می‌کند. این اساس تصویربرداری real time است. الان شما نمی‌توانید real time تصویربرداری کنید چون پروب را که می‌گذارید با سرعت خیلی زیادی اسکن می‌گیرد و یک تصویر می‌سازد و شما اصلاً متوجه نشدید که یک حرکتی در این موج اتفاق افتاده است؛ چون چیزی حرکت نکرده است. بنابراین وقتی پروب خود را حرکت می‌دهید، دارید به‌طور پیوسته‌ای این تصویرها را می‌بینید. حال حرکت شما به حسبی که دوست دارید قابل تغییر است. اگر نخواستید تغییر دهید آن را صاف قرار می‌دهید؛ مثلاً آکو که می‌کنید آن را در جایی قرار می‌دهید و پیدایش که کردید دیگر خیلی آن را جابه‌جا نمی‌کنید چون تصاویر به‌صورت آن‌تایم، ریل‌تایم به شکل سینماتیک با فریم بالای ۲۴ تا به دست می‌آیند. فریم ۲۴ تا می‌شود ۴ یا ۵ میلی ثانیه. این‌ها بدت ماکروثانیه است؛ یعنی اگر بگوییم ۱۰۰۰ تا فظ تصویر می‌خواهم درست کنم، می‌گوید ۱۰۰۰ تا که چیزی نیست، من ۵۰۰۰ تا درست می‌کنم!

تغییر ظرفیت خازن‌هاست که باعث می‌شود این‌ها عوض شوند. یعنی یک سری خازن گذاشته‌اید با ظرفیت ۱ و ۱ و ۱ و ۱ که در حال حاضر پارالل بوده است. حال ظرفیت خازن‌ها را می‌کنیم ۵ و ۴ و ۳ و ۲ و ۱ که آن نتیجه را می‌دهد (تصویر بالا، A). خازنی که ظرفیت آن ۵ است، بعد از همه عبور می‌دهد و دیرتر می‌شود. حال اگر ۱ و ۲ و ۳ و ۴ و ۵ باشد این نتیجه را می‌دهد (تصویر بالا، C). حال می‌خواهیم فوکوس ایجاد کنیم؛

این روند باعث می‌شود که اول وسطی پایا شود، آخر کناری‌ها. بنابراین باعث می‌شود خود موج فوکوس شود. حال شما در مطب خود دستگاهی خواهید داشت که هیچ جزء مکانیکالی ندارد و همه کاری هم می‌کند. Real time می‌گیرد و خرابی آن در ۵ سال اول هیچی از سال ۶ به بعد دوست داشتید می‌توانید آن را عوض کنید. هزینه‌ی خرید آن، از چند صد میلیون تومان به ۲۰ الی ۳۰ میلیون تومان رسیده است که شرکت پل تکنولوژی خود را می‌گیرد که اگر فرا و پیغمبری بود در ۴ الی ۵ میلیون تومان بود. این پروب خراب هم نمی‌شود؛ چون چیزی نیست که وزن آن تغییر کند یا ضربه بخورد. تنها راه فراب کردن آن‌ها این است که با شدت به زمین‌کوبیده شوند یا اینکه سیم آن بین درگیر کند. بر خلاف گذشته که هفته‌ای یک بار فراب می‌شد و فرابی آن هم می‌بود، مثلاً قطعه‌ی مکانیکی از کار افتاده بود. حال می‌گذارید اسکن کند و می‌خواهید با ماوس جایی از تصویر را فوکوس کنید. خودش از روی delay line استفاده می‌کند که با دقت محل عارضه را نشان دهد؛ یعنی از یک منطقه‌ی خاص تصویربرداری کند؛ یعنی به آن بگوییم فقط صداهایی که از این منطقه می‌آید را گوش کن. یعنی یکی ۲۰ میلی ثانیه بعد از فایرینگت گوش کن، یکی ۲۵ و دیگری ۳۰ میلی ثانیه گوش کن. در واقع هم در فایرینگش می‌تواند فوکوس کند و هم در گوش کردنش. یعنی مثلاً من قادر باشم در حالی که همه‌ی شماها در حال صحبت کردن هستید فقط صداهایی را که از این ور در فاصله‌ی ۳ و از اون ور در فاصله‌ی ۳ متر و ۱۰ سانتی‌متر است را گوش کنم که به آن اکتیو لیسینگ می‌گویم. فب همه‌ی این داستان‌ها را که گفتیم برای این است که تصویر بسازیم. روزگاران قدیم یک پروب بود، این قدر (یعنی خیلی بزرگ بود) که با رشد تکنولوژی اندازه‌ی لوله‌ی فولدگار شدند. الآن تکنولوژی‌ها تفاوت کرده‌اند. الآن از سطح شکم نمی‌آیند به سطح شکم. بیشتر کاری که شما می‌کنید abdominopelvic انبام می‌دهید برای بیمارها. مثلاً می‌گویند یک سنگ کلیه نگاه کن می‌نویسد abdominopelvic که فقط هم در ایران این کار را انجام می‌دهند. تعرفه‌اش بیشتره!

پس از آن مدل جدیدی از سونوگرافی ابداع شد که به وسیله‌ی آن می‌توان درون حفره‌های بدن را دید، و وقتی بتوان درون حفره‌ها را دید، می‌توان تصویربرداری بهتری انجام داد. مثلاً قبلاً وقتی می‌خواستیم از قلب تصویر بگیریم، پری‌کاردیوم و دنده و چربی و کوفت و ... جلوی قلب قرار داشت و برای تصویر برداری از قلب به روش الکتروکاردیوگرافی، وقتی می‌خواهیم اکو کنیم، باید پروب را روی سینه قرار داد و به شدت فشار داد (تا جایی که بیغ مریض بره هوا ☹️). باید آن قدر فشار داد که بافت‌های چربی و ماهیچه و ... کمی جابه‌جا شده و به لبه‌ی دنده (rib) برسیم، سپس با فشار بیش‌تر به فضای زیر دنده برسیم و ببینیم دنیا دست کیست.

حال اگر بتوانیم پروب را قورت دهیم چه؟ از آن جایی که مری به پشت قلب چسبیده است، اگر پروب وارد مری شود دیگر مانع خاصی بین پروب و قلب وجود ندارد و می‌توان تصویری بسیار واضح از قلب تهیه کرد. Transesophageal ecocardiography برای بیمارانی که زخمی دارند و می‌خواهیم ببینیم آن زخم کجاست، راه خوبی است. البته ایجاد این روش به خاطر پیشرفت تکنولوژی و بهتر شدن پروب است، و الا قورت دادن کاری است که انسان‌ها همیشه انجام می‌دادند. در واقع با پیشرفت تکنولوژی اندازه‌ی پروب‌ها کاهش یافت.

یا مثلاً برای سونوگرافی از جنین از سطح شکمی، باید از پوست، چربی (چون مادر در دوره‌ی حاملگی باید چربی جمع کند)، دیواره‌ی رحم، و ... عبور کرد. در این حالت پس از عبور سیگنال از این لایه‌ها عملاً انرژی به جنین نمی‌رسد. حال راه حل چیست؟ راه حل این است که از راه واژن پروب را وارد کرده و به دیواره‌ی رحم بچسبانیم، که در این صورت دیگر مانعی وجود ندارد (فودتان هستند و دیواره‌ی رحم و جنین!). در این حالت وضوح تصویر قابل مقایسه با تصویر برداری از سطح abdomen نیست.

این مدل تا حدود ۸ یا ۹ سال پیش بیشتر استفاده می‌شد، بعد از آن پروب‌های جدید ساخته شد، که قابلیت ورود به رگ را داشتند که به این پروب‌ها (IVUS) intravascular ultrasonic می‌گویند. IVUS مسئله‌ی بسیار مهمی است، زیرا در آنژیوگرافی تصویری دو بعدی از فضای سه بعدی ایجاد می‌شود که مانند بررسی سایه‌ی یک جسم سه بعدی است. بنابراین روش دقیقی نیست، لذا مقداری که در آنژیوگرافی به عنوان گرفتگی رگ اعلام می‌شود کاملاً تقریبی و غیر قابل اعتماد (کشکی!) است. در صورتی که IVUS روشی بسیار دقیق است، که اعداد آن قابل اعتماد است.

☛ در این قسمت از مباحث استار، کمی از نظام پزشکی انتقاد شد، به این صورت که: میزان درصد اعلام شده توسط پزشک انبام دهنده آنژیوگرافی بستگی به این دارد که فرزندش BMW بخواهد یا پراید (سایا مطمئن ☺️). بگذریم....

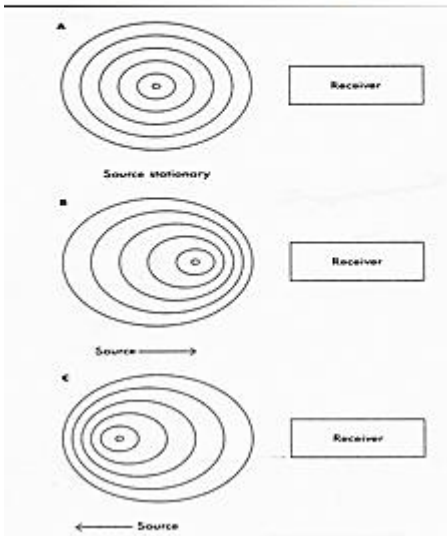
در صورتی که در روش تصویربرداری IVUS پروب به درون رگ فرستاده می‌شود و تصویری دقیق گرفته می‌شود که در آن سطح مقطع رگ و سطح مقطع پلاک ایجادکننده‌ی تصلب مشخص است و به راحتی درصد دقیق مشخص می‌شود.

☛ جالب است بدانید که این تکنولوژی در ایران برای اولین بار در شیراز استفاده شد. باز هم انتقاد از پزشکان؛ پزشکان در ابتدا در مقابل استفاده از این تکنولوژی مقاومت می‌کردند، زیرا مثل اینکه با همان تشفیص‌های خودشان (کشکی) راحت‌تر بودند.

حال می‌خواهیم در مورد مبحث جدیدی صحبت کنیم. اثری وجود دارد به اسم داپلر....

اثر داپلر:

اثر داپلر سرعت موج:

الف) c ، ب) $c+v$ و ج) $c-v$ 

وقتی یک منبع صوتی به شما نزدیک می‌شود فرکانس آن بیش‌تر و صدا زیرتر شنیده می‌شود و وقتی منبع از شما دور شود، فرکانس آن کم‌تر و صدا بم‌تر شنیده می‌شود. در واقع اثر داپلر تغییر در فرکانس موج دریافتی است نسبت به فرکانسی که تولید شده‌است.

اثر داپلر پدیده‌ای مهم است زیرا به طور مثال به کمک اثر داپلر نور متوجه نزدیک و یا دور شدن خورشید و سایر ستارگان نسبت به خود می‌شویم. وقتی ستاره‌ای از ما دور می‌شود فرکانسش کم شده و قرمز می‌شود (shift to red پیدا می‌کند). در نظر ما دنیا در حال منبسط شدن است، پس همه چیز در حال دور شدن از ماست. یعنی وقتی ما به ستارگان نگاه می‌کنیم باید آن‌ها را قرمزتر ببینیم. به طور کلی هرچه ستاره‌ای قرمزتر دیده‌شود، یعنی هرچه طیف آن به سمت رنگ قرمز، طول موج‌های بالاتر و فرکانس‌های کم‌تر برود با سرعت بیش‌تری در حال دور شدن از ما است.

اثر داپلر در سونوگرافی قابل استفاده است. پیش از این ما برای عکس‌برداری یا پالس را ارسال می‌کردیم و پالس را دریافت می‌کردیم و کمیت اصلی مورد نظرمان زمان بود. ولی در تصویربرداری به کمک اثر داپلر می‌توانیم یک موج continuous بفرستیم و یک موج continuous دریافت کنیم. فرکانس موج continuous ای که می‌فرستیم

$f_{transmitted}$ و فرکانسی که دریافت می‌کنیم $f_{receive}$ می‌باشد. اگر مقدار این دو فرکانس با هم تفاوت داشته‌باشد نشان‌دهنده‌ی آن است که آن نمونه (دیواره) در حال جابه‌جا شدن است. مثلاً در هنگام تصویربرداری از قلب فرکانسی که می‌فرستیم با فرکانس دریافتی متفاوت است. اگر مقدار این دو فرکانس ($f_{transmitted}$ و $f_{receive}$) را از هم کم کنیم حاصل برابر با فرکانس داپلر خواهد بود.

سؤال: چرا زمانی که می‌توانیم با یک تار و یا کمانچه آهنگ بزنیم از یک ارکستر ۱۸۰ نفری استفاده می‌کنیم؟

علت استفاده از ارکستر ۱۸۰ نفری این است که صدایی که ۲ نفر تولید می‌کنند در واقع برابر با حاصل جمع فرکانس دو ساز نیست. یعنی اگر در این حالت فرد اول یک صوت با فرکانس f و شدت I تولید کند و فرد دوم صوت دیگری با فرکانس f' و شدت I' تولید کند، زمانی که این دو صدا در کنار هم قرار می‌گیرند یک صدای سومی تولید می‌شود که حاصل جمع شدن (interposition یا تداخل) این دو موج است. در نتیجه موجی که ما می‌شنویم موج تداخلی است. پس اگر ما یک ارکستر ۱۸۰ نفری داشته‌باشیم یک موج تداخلی درست می‌شود که شکل آن با تک‌تک امواج متفاوت است. یعنی یک صدای کاملاً جدید درست می‌شود که هیچ‌یک از سازها آن را تولید نکرده‌اند و در ضمن این موج جدید برابر با حاصل جمع واقعی (حاصل جمع جبری) امواج سازنده‌ی آن نیست.

امروزه رپرها به این موج جدید حاصل بیت می‌گویند. البته در گذشته نیز موسیقی‌دان‌ها بیت درست می‌کرده‌اند؛ یعنی به طور مثال وقتی بتهوون یک قطعه‌ی موسیقی می‌نوشته با مفهوم بیت آشنا بوده و به آن صدایی توجه می‌کرده که زمانی که صدای سازها با هم ترکیب شد تولید می‌شود، نه صدایی که هر یک از سازها تولید می‌کند. در کل، بیت یعنی صدایی که دستگاه‌ها آن را تولید نکرده‌اند ولی شنونده آن را می‌شنود.

وقتی ۲ فرکانس صوتی در محیط داشته‌باشیم فرکانس بیتی که شنیده‌می‌شود برابر با تفاضل فرکانس‌ها است. یعنی اگر به‌طور مثال یک فرکانس ۱۰۰ هرتزی و یک فرکانس ۸۰ هرتزی در محیط داشته‌باشیم بیتی که حاصل ترکیب این دو فرکانس است برابر با ۲۰ هرتز خواهد بود. در نتیجه برای اندازه‌گیری فرکانس داپلر نیازی به تولید دستگاه جدید نیست. تنها کافی‌ست اجازه دهیم فرکانس‌هایی که می‌فرستیم با فرکانس‌هایی که برمی‌گردند، ترکیب شده و بیت درست کنند. سپس اگر فرکانس بیت را اندازه بگیریم برابر با فرکانس داپلر خواهد بود.

$$f_D = \frac{2vf}{c}, \quad f_D = \frac{2vf \cos \theta}{c}$$

سرعت نسبی متحرک به صوت در محیط $\frac{v}{c}$ ، برای محاسبه‌ی سرعت مؤثر در رابطه گذاشته می‌شود $\cos \theta$

سرعت نسبی مؤثر چون ممکن است جهت حرکت با جهت حرکت مؤثر یکی نباشد $\frac{v \cos \theta}{c}$

علت وجود عدد ۲ در معادله آن است که موج مسیر رفت و برگشت را طی می‌کند و زمانی که اندازه‌گیری می‌شود برابر زمان رفت و برگشت می‌باشد، در نتیجه این زمان باید نصف شود و چون فرکانس برابر عکس زمان است عدد ۲ در معادله ضرب می‌شود.

فرکانس داپلر نسبت به فرکانس واقعی خیلی کم‌تر است. فرکانس واقعی در تصویربرداری چیزی حدود مگاهرتز است درحالی‌که فرکانس داپلر در حدود چند هرتز می‌باشد (مثلاً ۳۰ هرتز).

در نتیجه اثر داپلر به مدالیته‌ی یک نوع تصویربرداری دیگر می‌رساند که به آن داپلکس (duplex) می‌گوییم. وقتی گفته می‌شود خانه‌ای دوبلکس است به این معنی است که خانه به صورت ۲ طبقه در یک طبقه است (یعنی یک خانه است با دو طبقه). تصویربرداری داپلکس هم در واقع ۲ تصویربرداری است در قالب یک تصویربرداری. یعنی برای تصویربرداری داپلکس ابتدا یک تصویربرداری B-Mode به صورت real time انجام می‌دهیم (B-Mode imaging real time). مثلاً اگر نمونه مورد نظر ما قلب باشد ابتدا با روش B-Mode imaging real time از آن تصویربرداری کرده، سپس قسمتی از آن (مثلاً یک رگ خونی) را انتخاب کرده و داخل آن قسمت (رگ خونی) Doppler imaging انجام می‌دهیم. به کمک Doppler imaging سرعت جریان در رگ مشخص شده و بعد از آن که سرعت مشخص شد آن را به صورت رنگ درمی‌آوریم، به این صورت که هر چه رنگ قرمزتر باشد سرعت آن بیشتر است و هرچه رنگ آن آبی‌تر باشد سرعتش کمتر است. سپس تصویربرداری Doppler را به تصویربرداری سیاه و سفید B-mode اضافه کرده و به یک تصویر می‌رسیم که هم حرکت بافت‌های آناتومیک در آن مشخص است و هم جریان خونی که وارد و خارج می‌شود. سپس بررسی می‌کنند که آیا سرعت جریان خون مناسب است و یا چیزی مانع حرکت آن نشده است.

پس تصویربرداری داپلکس حاصل ترکیب ۲ تصویربرداری است: B-Mode و Doppler.

اثرات دیگر امواج Ultrasonic: امواج ultrasonic بر بافت‌ها، آب و ... تأثیر دارند.

Ultrasound باعث ایجاد گرما می‌شود که در نتیجه در توانبخشی از آن استفاده می‌شود.

این امواج هم‌چنین باعث Cavitation می‌شوند؛ یعنی حباب‌ها را بزرگ می‌کنند و این حباب‌ها به علت آن که انرژی زیادی دریافت کرده‌اند منفجر شده و می‌توانند باعث ضدعفونی کردن اشیاء شوند. مثلاً ابزار دندان‌پزشکی را با این روش ضدعفونی می‌کنند، به این صورت که این ابزار را در یک حمام آب گرم قرار داده و منبع تولید ultrasound را روشن می‌کنند. در نتیجه‌ی این امواج حباب‌هایی در این حمام آب ایجاد شده که این حباب‌ها منفجر می‌شوند و سطح جسم را (بدون آن که آسیبی به آن برسانند) تمیز و ضدعفونی می‌کنند که به آن ultrasonic scaler می‌گویند. از این نمونه دستگاه‌ها انواع خانگی آن نیز در حال تولید است که از آن برای تمیز کردن میوه‌ها استفاده می‌شود. زیرا به میوه‌ها در هنگام کشت سم و واکس می‌زنند که این مواد در حالت عادی با شست‌وشو با آب از بین نمی‌روند. در این حالت یا باید میوه‌ها را با مواد شوینده شست که طعم میوه را از بین می‌برد یا این که میوه‌ها را در یک ظرف آب قرار داده و به وسیله‌ی ultrasonic scaler سطح میوه را ضدعفونی کنیم.

امواج ultrasonic هم‌چنین contrast agent نیز دارند که این contrast agent حباب است. یعنی زمانی که می‌خواهیم در یک فضا برای تصویربرداری contrast, ultrasonic ایجاد کنیم، یک سری حباب هوا به آن محل تزریق می‌کنیم و این حباب‌ها در تصویر به شدت سفید می‌افتند که در نتیجه آن محلی را که حباب‌ها تزریق شده‌اند نشان می‌دهند.

نکته: اسلاید ۴ پاورپوینت sound6: وقتی بازتابنده متحرک باشد، فرکانس پژواک آشکار شده با فرکانس ارسالی متفاوت می‌باشد.

اشکالات ————— نسخه‌ی ————— من را برای‌مان بفرستید!

اطلاع‌رسانی در کانال: <https://telegram.me/navayar>



عشق بورزید، ۲ اسفند ۱۳۹۴



فیزیک پزشکی، جلسه‌ی ۴، نور

استاد: علیرضا مهدی‌زاده

گردآورندگان: رضا فیروزی، فاطمه زارع، فاطمه رحیمی، مبینا هاشم‌پور، عارفه فرحمند، علیرضا آسمان‌رفعت، فاطمه مهران، ساحل عظمت، نوای یار

مقدمه: نور مرئی و امواج رادیویی کاربرد فراوانی در پزشکی دارند؛ از جمله تصویربرداری از سطوح داخلی بدن. از آن‌جا که این امواج نسبت به امواج X ضرر کم‌تری دارند، بخش عمده‌ای از تصویربرداری‌ها به سمت نور مرئی و امواج رادیویی در حال حرکت است. همچنین از آن‌جا که علائم بصری بخش عمده‌ای از روش تشخیص را شامل می‌شود، می‌توان گفت تصویربرداری و در پی آن نور مرئی و امواج رادیویی جایگاه ویژه‌ای در علم پزشکی دارند. **نکته:** رایج‌ترین نوع تصویربرداری با امواج رادیویی، MRI است.

در گذشته دانشمندان یونانی بر این باور بودند که از چشم، نوری خارج می‌شود که پس از برخورد به اشیا سبب دیده‌شدن آن‌ها می‌گردد. اما این تئوری غلط بود؛ زیرا اگر از چشم نور خارج می‌شد، می‌بایست در تاریکی نیز اشیا دیده می‌شدند.

اولین مدارک مستند در رابطه با optic توسط ابن هیثم ارائه شد. همچنین وی اولین کسی بود که چشم را به صورت یک کره‌ی توخالی فرض کرد و تصویری از چشم ارائه نمود. در این تصویر فرضی، تشکیل تصویر درون چشم توسط قانون شکست (قانون سینوس‌ها) توجیه می‌شود. همچنین ابن هیثم برای اثبات ادعای خود به مردم، آن‌ها را درون یک اتاق تاریک - که روی دیوار آن یک سوراخ ایجاد شده بود و پشت آن سوراخ یک پنجره رو به شهر وجود داشت - قرار داد. سپس نور ورودی از طریق پنجره و سوراخ به درون اتاق، تصویری وارونه از شهر روی دیوار مقابل سوراخ ایجاد کرد. ابن هیثم قسمت درونی کره‌ی چشم را مانند این اتاق تاریک تصور کرد.

در آغاز قرن ۱۹ چهار نیروی علم فیزیک مورد بررسی قرار گرفته بود که به ترتیب شناسایی توسط فیزیک‌دانان آورده می‌شوند:

۱- گرانش؛ که به عنوان قدیمی‌ترین نیروی فیزیک توسط نیوتن شناخته شد. ۲- الکتریسیته؛ که بیشتر در مسایلی مانند رعد و برق و الکتریسیته‌ی مالشی نمود داشت و توسط مردم آن زمان بررسی می‌شد. ۳- مغناطیس؛ که ریشه‌ی طولانی داشت و مردم آن را از قدیم می‌شناختند، ولی ماهیت آن را به دلیل پیچیدگی نمی‌دانستند. ۴- هسته‌ای؛ که در واقع همان نیرویی است که اجزای هسته را در کنار هم قرار می‌دهد. این نیرو بسیار خارق‌العاده است به طوری که حجم زیادی بار مثبت را در ابعاد 10^{-15} کنار هم نگاه می‌دارد. مثلاً اتم اورانیوم که در حقیقت ۹۲ پروتون دارد و به گفته‌ی *استار صد و شصت-هفتاد تا!* و در آن زمان به صورت دو نیروی هسته‌ای ضعیف و قوی بررسی می‌شد.

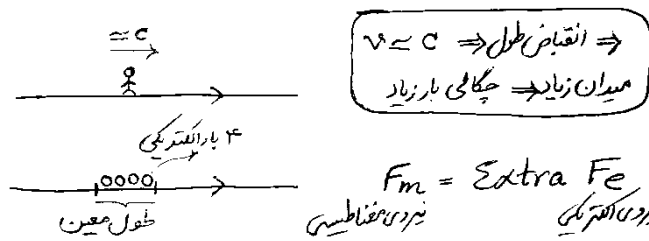
در قرن ۲۰ اولین اتفاقی که در فیزیک تحول ایجاد کرد، این بود که الکتریسیته و مغناطیس یکی شدند. این موضوع توسط پژوهش‌های مکسول ثابت شد و بعدها اینشتین در این زمینه به نتایج بیش‌تری دست یافت و همچنین موفق شد آن را به زبان ساده بیان کند که در ادامه مطرح می‌شود.

در واقع مکسول اولین کسی بود که دریافت ماهیت نور الکترومغناطیسی است. قبل از این که مکسول نتایج تحقیقات خود را منتشر کند، با نامزدش در *مال قرم زدن بود که نامزدش گفت: «چه معتاب زیبایی!»*، مکسول جواب داد: «فقط من در دنیا می‌دانم چش این معتاب از چیست!». در واقع او به ماهیت الکترومغناطیسی نور اشاره داشته است.

مسئله‌ی بسیار مهمی که در این‌جا وجود دارد این است که امواج الکتریکی و مغناطیسی یکی‌اند و نمی‌توان آن دو را جدا از هم فرض کرد. مثلاً وقتی می‌گوییم علی‌رضا، یک فرد مدنظر ماست. واژه‌ی موج الکترومغناطیس هم بیان می‌کند وقتی الکتریسیته هست مغناطیس نیز هست و این طور نیست که چیزی الکتریکی باشد و چیز دیگری مغناطیسی.

و اما بیان قابل فهم اینشتین که قبلاً در مورد آن صحبت کردیم، در واقع با کمک نظریه‌ی نسبیت بیان می‌شود. در واقع او با کمک نظریه‌ی نسبیت توضیح می‌دهد که چگونه از الکتریسیته مغناطیس ساخته می‌شود. توضیحات او به شرح زیر است:

وقتی با سرعت زیاد حرکت می‌کنیم دو اتفاق می‌افتد: کاهش زمان و کاهش طول. مثلاً اگر این امکان وجود داشته باشد که با سرعت نور حرکت کنیم ابعاد کلاس برای ما نزدیک به صفر و زمان بسیار ناچیز می‌شود.



حال دو سیم موازی را تصور کنید که یک نفر روی یکی از سیم‌ها نشسته و روی طول معینی از سیم دیگر ۴ بار الکتریکی می‌بیند؛ یعنی چگالی بار ۴ است. سرعت حرکت بارها صفر است؛ یعنی جریان وجود ندارد، اما میدان وجود دارد و نیرویی معادل F_e به بارها وارد می‌کند. اگر جریان الکتریکی به وجود بیاید؛ یعنی بار الکتریکی شروع به حرکت کند و سرعت بگیرد، با توجه به این که سرعت حرکت میدان بسیار زیاد و سرعت حرکت بار نسبت به آن بسیار ناچیز است، اثرات نسبیتی دیده می‌شود و یکی از اثرات

$$\text{Extra Electrical Force} = \text{Magnetic Force}$$

نسبیتی، انقباض طول است. پس این ۴ بار الکتریکی در یک طول کوچک‌تر جمع شده و باعث افزایش چگالی بار و در پی آن میدان الکتریکی می‌شوند. به این میدان الکتریکی اضافی extra electrical force یا مغناطیس می‌گوییم. پس نتیجه می‌گیریم مغناطیس چیزی جدا از الکتریسیته نیست.

استاد برای تأیید این که سرعت میدان بسیار زیاد و سرعت بار ناچیز است گفتند: «وقتی کلید برق را روشن می‌کنیم به سرعت چراغ روشن می‌شود؛ چون حرکت میدان سریع است، اما اگر قرار بود بار حرکت کند مدت زیادی طول می‌کشید تا چراغ روشن شود.»

حال ممکن است یک سؤال به وجود بیاید. «اگر خاصیت مغناطیسی نتیجه‌ی حرکت سریع اجسام باردار است پس چرا در یک سنگ ساکن یا در یخچال خاصیت مغناطیسی مشاهده می‌شود؟» در پاسخ می‌گوییم که در بسیاری از اجسامی که به نظر ما ساکن هستند اجزایی وجود دارند که با سرعت زیاد در حرکت‌اند؛ مثلاً الکترون‌ها. اما برای ما قابل مشاهده نیستند. پس چیزهایی که در نظر ما ساکن‌اند، در واقع دارای اجزای بارداری در ساختمان خود هستند که با سرعتی نزدیک به سرعت نور در حرکت‌اند.

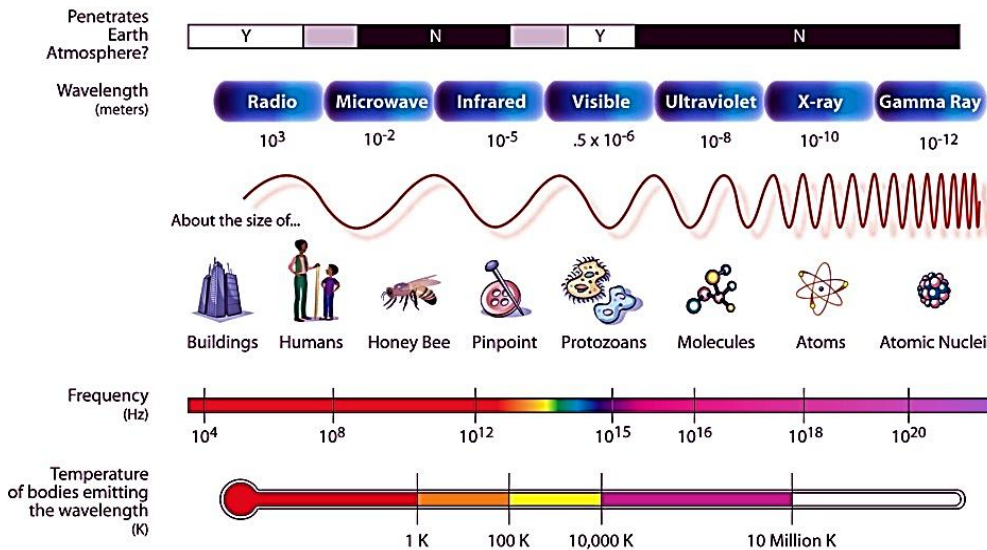
پس از ادغام الکتریسیته و مغناطیس توسط مکسول و تکمیل آن توسط اینشتین، عبدالسلام، تنها دانشمند مسلمان برنده‌ی جایزه‌ی نوبل، به همراه همکارش استیون واینبرگ، الکترومغناطیس و نیروی هسته‌ای ضعیف را باهم ادغام کرد و مفهوم electroweak را مطرح کرد که به معنی electromagnetic & nuclear weak می‌باشد. پس ما با الکتروویک، نیروهای هسته‌ای ضعیف را هم توضیح می‌دهیم.

🌟 این بخش به زبون معیار نیست. فوتش هم تغییر نکرده. نشون میره نسبت سیکنال به نویز اومره پایین!

در واقع چیزی که ما به عنوان الکترومغناطیس می‌شناسیم، نیروهای هسته‌ای ضعیف رو هم باهاش توضیح می‌دیم. که خیلی چیز خوبی! برای ایجاد unification theory (تئوری وحدت) در بین نیروها، فقط نیروی گرانشی از رابطه بیرون مونده. حتی شبی که آلبرت اینشتین مرده، شب آخر زندگی آلبرت اینشتین، مشغول کار کردن روی unification theory بوده.... خیلی چیز مهمیه! که شما همه‌ی نیروهای جهان رو بتونید بکنید تو به فرمول. خیلی اهمیت زیادی داره.... theory Unification تنها قسمت بیرون مونده‌اش گرانشه، که الان با کشفی که حدود ۱۵ روز پیش اتفاق افتاده، همه‌ی ما چشم‌امون به این سمت درخشید که ممکنه unification theory برگرده و درست شه.

درباره‌ی electromagnetic spectrum که بخوایم صحبت کنیم طبیعتاً به منطقه وجود داره بین گاما-ray و radio frequency. از همه‌چی مهم‌تر از ستون اول که شروع بکنیم، فقط دوتا پنجره‌ی باز وجود داره (جاهایی که γ نوشتیم، یعنی Yes)؛ یعنی برای ساکنین کره‌ی زمین فقط دوتا پنجره‌ی باز وجود داره. پنجره‌ی باز اول روی visible هست و پنجره‌ی باز دوم روی radio frequency. اگر دقت کنید همه‌ی اطلاعاتی که به شما می‌رسه، از طریق همین دوتا پنجره‌ی باز می‌رسه. یا دارید می‌بینید؛ یا دارید می‌شنوید، اطلاعات رادیویی بهتون می‌دن (بلوتوث می‌کنن، با موبایلتون کار می‌کنید، با تلفنتون کار می‌کنید...). اینا همه داره از پنجره‌ی دوم انجام می‌شه. چرا؟! چون اون تیکه‌ی گاما-ray و X-ray و ultraviolet و infrared و microwave و اینا اصلاً جو براش جاذبه! یعنی جو می‌گیرش. خیلی خوبه! چون شما رو save می‌کنه در مقابل امواج مضره که اثرات زیستی دارن. به ذره خطرناکه به‌خاطری که کره‌ی زمین رو به‌خاطر همین گرم می‌کنه. وقتی که infrared میاد، جو می‌گیرش. یعنی وقتی که داره امواج گرمایی از خورشید میاد، یا شما دارید با وسایلتون تولید می‌کنید، این می‌مونه توی جو! وقتی که می‌مونه، دمای کره‌ی زمین زیاد می‌کنه و یخ ذوب می‌شه و بنابراین این داستان یعنی این پنجره‌ها مهمن!

THE ELECTROMAGNETIC SPECTRUM



هرچی انرژی بخواد زیادتر بشه، باید فرکانس بیشتر باشه. ما اصلاً به دانشجویهای خودمون، به دانشجویهای فیزیک، می‌گیم که انرژی همون فرکانسه. شما هم همین‌جوری یاد بگیرید اصلاً! انرژی همون فرکانسه. چیزی نیست! تفاوتی نداره! انرژی یعنی فرکانس! وقتی می‌گیم انرژی یعنی چن تا دونه از این بسته‌ها. وقتی می‌گیم فرکانس یعنی چن تا دونه از این بسته‌ها رد شده در ثانیه. انرژی با فرکانس یکیه در حقیقت! و با طول موج هم که طبیعتاً رابطه‌ی عکس داره!

در مورد عمق نفوذ که بخوایم صحبت کنیم، عمق نفوذ X-ray با عمق نفوذ radio wave چه تفاوتی می‌کنه؟ X-ray بسیار کمتره! این پشت دارن X-ray می‌زنن برا خودشون، دیوار می‌کشی این طرف می‌شینی برا خودت کارتو می‌کنی! ولی در مورد radio wave این‌جوری نیست. توی radio wave یارو داره برا خودش در بلاد کفر یه چیزی پخش می‌کنه، بعد شما هر کاری کنی نمی‌تونن جلوشو بگیرن. پارازیت باید بفرستی. یعنی radio wave بفرستی. کار دیگه‌ای نمی‌تونن بکنن. راه دیگه‌ای نداره!

یه راه دیگه هم داریم که خیلی باحاله! این که شما برید بالاتر از یونوسفر بمب اتم منفجر کنید. خب البته گرون درمباد ولی خیلی باحاله! به خاطری که موقعی که بمب اتم منفجر می‌کنید، روی کره‌ی زمین هیچ تغییری ایجاد نمی‌شه. موج گرمایی به زمین نمی‌رسه؛ چون جو خیلی رقیقه و موج مکانیکال رو - که موج صوتی جزئش هست و موج حرارتی هم جزئش هست - نمی‌تونن بیاری (نمی‌تونه عبور کنه). ولی در یونوسفر وضعیت یونی جو رو اونجا به هم می‌ریزی به خاطری که کلی الکترون پرشتاب داری می‌زنی توش دیگه! این یونوسفر مثل یه آینه‌س! همه‌ی امواج رادیویی می‌خورن بهش برمی‌گردن میان رو سر شما! اگه اونو بترکونیش، ارتباطات رادیویی اون منطقه برای مدت زیادی قطع می‌شه. یعنی شما وقتی که بمب اتم توی ارتفاع بالا، مثلاً بالای ۸۰ کیلومتری منفجر کنی، می‌تونن این کارو انجام بدن.

یه موقعی شما برای اینکه از کشورتون دفاع کنید، روی زمین می‌جنگید. یه موقعی توی آب، یه موقعی هم تو هوا می‌جنگیدید. الان برای اینکه از کشورتون دفاع کنید، باید بتونید تا ۱۰۰ کیلومتری بالای کشورتون رو حفاظت بکنید چون اگه که در ۱۰۰ کیلومتری بالای کشورتون یه دونه بمب منفجر بشه، ارتباطات رادیویی شما قطع می‌شه و تو جنگ مورد عنایت ویژه قرار می‌گیرید! یعنی اگه کشورتون ارتباطات رادیویی قطع بشه، یه موقع چشمتون باز می‌کنید می‌بینید کشوره رو گرفتن، پرچما رو هم عوض کرده، این‌جا هم دارن جشن و پایکوبی می‌کنن! بنابراین این راه وجود داره....

حالا در مورد عمق اگر بخوایم صحبت بکنیم، دلیل چیه که یه فوتون کم انرژی مثل radiowave می‌تونه بهتر از یه فوتون پرانرژی از جاهای مختلف رد بشه؟! چون جذبش کمه! چرا جذبش کمه؟!... یه مثالی: برای اینکه شما بتونید تداخل بکنید، باید اندازه‌هاتون به هم بخوره. اصلاً جهان با scale هاش طبقه بندی شده. مثلاً اینایی که تو macroscale هستن توی microscale هیچ کاری نمی‌کنن. اونایی که تو microscale هستن تو macroscale هیچ کاری نمی‌کنن! مثلاً من الان میکروبیایی که اینجا وجود داره رو نمی‌بینم. کاری باهاشون ندارم. ولی شما رو می‌بینم. شما که خمیازه می‌کشید می‌بینم و می‌گم چرا دارید خمیازه می‌کشید؟ حالا کلی میکروب اینجا داره خمیازه می‌کشه ولی هیچی بهشون نمی‌گم! میکروب مثلاً دیشب چراغ خاموش بوده داشته تقسیم دوتایی می‌شده، الان نور افتاده روش بی خیال تقسیم دوتایی شده! داره خستگی شو درمی‌کنه.... کاری باهاش ندارم!

خیلی چیزای بزرگی هم هست. مثلاً: کره‌ی زمین که زیر پای من، بدبخت داره زحمت می‌کشه ما رو حمل می‌کنه. داره به سرعت ما رو به سمت نورو می‌بره (بریم ماهی گلی بخریم و اینا). و ما اصلاً اینو نادیده می‌گیریم! در حالی که بدبخت داره خیلی با دقت کارشو انجام می‌ده که برنامه‌ی زندگی ما رو متنوع کنه. خیلی مهمه که برنامه‌ی زندگی مونو متحول می‌کنه و این چیزا....

بحث بر سر جنسیت کره‌ی زمین! و در ادامه جنسیت خورشید! در نهایت استاد فرمودند: therefore زمینم مؤنثه! یافته‌ی جدید ما امروز این بود که زمین مؤنثه!

استاد فرمودند: خب! بذارید براتون یه مثال بزیم! یه روز ما در بیمارستان سعدی، این بغل، کشیک می‌دادیم. توی بخش اتفاقات بیمارستان سعدی! این بیمارستان یه اتفاقات داشت که هنوزم داره! بعد این اتفاقات توش سگ صاحب خودشو نمی‌شناخت که هنوزم همین‌جوریه! وضعیت بسیار نابه‌سامانی هم بود. مثلاً یه نفر خوابیده بود، دو ساعت معاینه‌اش می‌کردی می‌دیدى همراه مریضه! یه نفر هم داشت راه می‌رفت، تصادف کرده بود! بهش می‌گفتی آقا برو بیرون! می‌گفت من تصادف کردم! کلاً نمی‌دونستی الان کی مریضه؟! کی همراهه؟! کی چشمه! کی مریض داخلیه؟! مثلاً تو یه student هستی بهت میگن برو برا فلانی «فولی» بذار (برای دفع ادرار)! مجبور بودی برای همه‌شون بزاری تا مطمئن بشی برای «اون» هم گذاشتی! یا اینکه کلاً بی‌خیال می‌شدی و بد و بی‌راه resident و همه رو به تن می‌مالیدی و می‌رفتی دنبال کار خودت قشنگ لذت می‌بردی!

دوتا پلیس داشت این‌جا، دوتا نگهبان داشت! یکیش که دیگه بازنشسته شد به اسم پلیس جوکار، یه طول موج بلند داشت! (در این لحظه استاد با دستاشون یه سیبل بزرگ رو رو صورتشون نشون می‌دادن!) و می‌نشست اون جلو یه فلاسک چای هم می‌ذاشت! اون فلاسک چای رو می‌خورد، یکی دیگه! یه فلاسک، دو فلاسک، سه فلاسک ... شیفت تموم می‌شد می‌رفت بیرون! در دوران حکومت پلیس جوکار، اتفاقات خلوت...! ته اتفاقات دیده می‌شد...! یعنی از این جلو که می‌ایستادی ته راهرو اتفاقاتو می‌دیدى! مریض‌ها به ترتیب خوابیده بودن... همه‌ی همراه‌ها هم دم در منتظر که شما صداشون کنید! می‌گفتی: «همراه این کیه؟» بعد اونا همه‌شون می‌دونستن که «این» کیه! وقتی می‌گفتی: «همراه این کیه؟» این این میومد! بعدش می‌گفتی: «همراه این کیه؟» بعد اون اینم میومد! به هم مرتبط بودن. خیلی باحال بودن....

کلاً مصرف انرژی در هر شیفت پلیس جوکار در حد صفر بود! یعنی پلیس جوکار هیچ انرژی مصرف نمی‌کرد! امنیت هم برقرار بود! دلیلش این بود که اصلاً پلیس جوکار ابعادش با ابعاد همراه‌های مریضا که اکثراً medium to small بودن نمی‌خوند. البته قدیما همراه‌های مریضا سائزشون فرق می‌کرد. الان دیگه large و X-large و اینا هستن! پلیس جوکار سائزش به همراه‌ها نمی‌خورد و باهاشون تبادل انرژی نمی‌کرد، در نتیجه قدرت نفوذش زیاد بود.

اما یک پلیس دیگه سائزش کوچیک بود. با همراه‌ها تبادل انرژی می‌کرد و نمی‌تونست اتفاقات رو خوب مدیریت کنه! ...

امواج الکترومغناطیسی:

بر اساس حرکت شتاب‌دار یک بار الکتریکی که در یک هادی تولید می‌شود. عموماً عرضی هستند. حرکت ذره‌ی شتاب‌دار باعث تولید موج مغناطیسی و الکتریکی می‌شود. معمولاً در امواج الکترومغناطیسی، موج الکتریکی و موج مغناطیسی برهم عمودند.

آنتن:

ابزار ساده‌ای شامل یک قطعه رسانا است که درونش بار الکتریکی بالا و پایین می‌شود.

حرکت این ذره‌ی شتاب‌دار و باردار باعث تولید موج مغناطیسی و به تبع آن موج الکتریکی می‌شود.

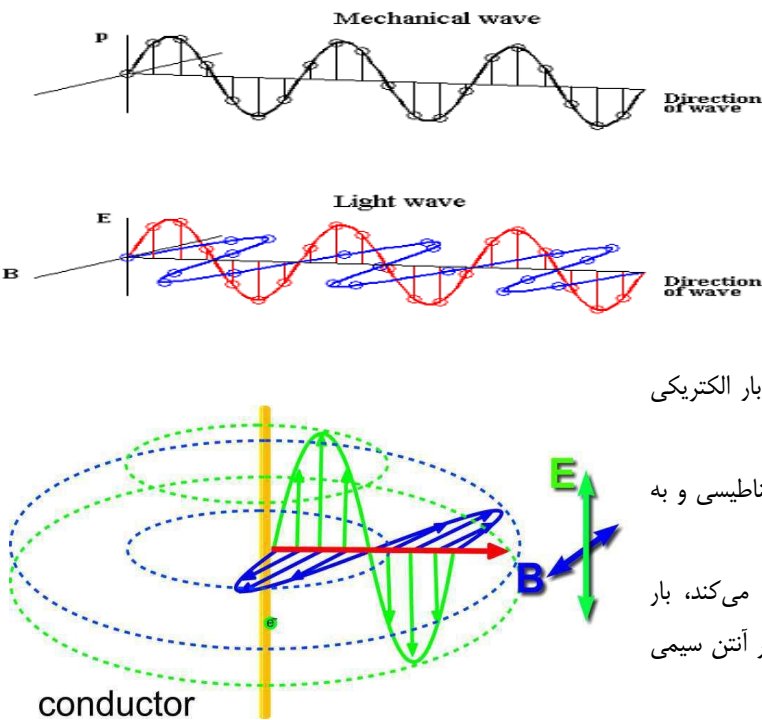
زمانی که یک موج الکترومغناطیسی به آنتن برخورد می‌کند، بار الکتریکی داخل آنتن حرکت عمودی می‌کند و وقتی به دو سر آنتن سیمی وصل کنیم متوجه اختلاف پتانسیل درون آن می‌شویم.

مفهوم دوالیته و دوالیسم:

دوالیته = زمانی که فکر می‌کنید دو چیز جداست اما درواقع یک چیز است (مانند اسم علی‌رضا).

دوالیسم = وقتی دوچیز بودن آن را می‌پذیریم.

دوالیته‌ی موج - ذره = یعنی نه موج است و نه ذره. گاهی رفتار موجی دارد و گاهی ذره‌ای.



Speed of light $c=\lambda\nu$ ($c=3\times 10^8$)

شیخ الرییس (ابن سینا) در نظریه‌ی ذره‌ای نور بیان می‌کند که نور یک

ماهیت ذره‌ای دارد که با پیشینه‌ی سرعت حرکت می‌کند.

در شکل روبه‌رو، دو مورد بازتابش و شکست برای ذره نیز وجود دارند.

اینشتین در اواخر مقالات فور اشتباهات مناسبی زیاری داشت (مثلاً رابیکال

مفرج کسر نسبیّت را فراموش کرده بود) که مکس پلانک (سرریز مبله‌ای که اینشتین

مقالاتش را در آن چاپ می‌کرد) آن‌ها را اصلاح می‌کرد.

مکس پلانک مسئله‌ای بسیار مهم را به ما یاد می‌دهد، به طوری که دیدگاه ما

را نسبت به دنیا با کشف خود تغییر داده است. ما در مورد دنیا فکر دیگری

می‌کردیم. اکنون دیگر زمان برایمان هیچ ارزشی ندارد. یعنی ما مطمئنیم که زمان

یک چیز کاملاً دستکاری شده است؛ یعنی کش می‌آید، کوتاه می‌شود و ول

می‌شود؛ در یک سیستم به حالتی است، در سیستم دیگر به حالتی دیگر؛

مثلاً در خورشید یک وضعیت را دارد، اما در مریخ وضعیت دیگری دارد و

عاملش گرانش است که زمان را کش می‌آورد. بنابراین زمان چیز بی ارزشی

شده، ایضاً مکان؛ مکان هم مثل زمان یک چیز کاملاً بی ارزش شده است.

بدین ترتیب است که تصورات ما از جهان که مبتنی بر زمان و مکان است

کاملاً به هم می‌ریزد. در کشفیات آلبرت اینشتین و مکس پلانک به جای

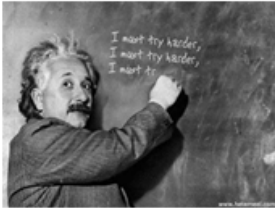
زمان و مکان چیزی جایگزین شده که کمیت اصلی شده است.

کمیت اصلی در عالم چیست؟

۵۰۰ سال پیش ملاصدرا به این کمیت اصلی گفته «حرکت». که به

• Particle

- Photo electric
- Campton effect



Particle or Wave?
Its depend on wave length

Energy of light Particle**Particle**

- $E=h\nu$ ($h=6.62\times 10^{-34}$ js)
- $E=hc/\lambda$
- $E(\text{ev})=12400/\lambda(\text{Å})$
- $1 \text{ ev}=1.6\times 10^{-19} \text{ j}$
- $1 \text{ Å}=10^{-10} \text{ m}$



آن حرکت جوهری می‌گویند. ولی حرکت جوهری با Brownian motion هیچ ارتباطی ندارد که جوهر را در آب می‌ریزد و طبق حرکت براونی

پخش می‌شود. حرکت جوهری یعنی جوهری وجود، حرکت است؛ یعنی برای این که چیزی به وجود بیاید باید حرکت کند. به عبارت دیگر مهم‌ترین

چیز بین عدم و وجود، حرکت است و جهان از حرکت درست شده است. پس زمان و مکان خیلی مهم نیستند بلکه حرکت است که خیلی مهم است

که در فیزیک به آن action می‌گوییم. به آن motion نمی‌گوییم؛ زیرا motion یک مفهوم وابسته به زمان و مکان است در حالی که action

حرکتی است که وابسته به مکان و زمان نیست.

در این جا سؤالی مطرح است که دنیا چگونه خلق شد؟ در قرآن هم خداوند از لفظ «کُن» (= باش) یا action استفاده می‌کند. پس لازمه‌ی

شروع جهان این است که در جهان action باشد. نکته‌ی دیگر آن که actionهایی که در جهان هستند اندازه دارند و مثل آجرهایی هستند که آن‌ها

را کنار یکدیگر قرار می‌دهیم.

هر Action چقدر است؟ $6.62 \times 10^{-34} \text{ J}$

پس ما واحد ژول و ثانیه نداریم. پس به جای این‌ها چه واحدی می‌توانیم داشته باشیم؟ ژول×ثانیه. پس به همین دلیل است که وقتی ژول را

زیاد می‌کنیم، ثانیه کم می‌شود و برعکس وقتی ثانیه را زیاد می‌کنیم، ژول کم می‌شود که نشان می‌دهد این دو کمیت تحت عنوان یک کمیت واحد

بوده‌اند که به صورت حاصل ضرب این دو کمیت ظاهر می‌شود. در فیزیک اگر فرض کنیم که $A \times B$ یک مقدار ثابت شود؛ در تعبیر فلسفی آن، مفهوم

این است که A مستقلاً وجود ندارد و همچنین B نیز مستقلاً وجود ندارد. یعنی یک عبارتی هست به نام $A \times B$ که شما این را به دو مفهوم جداگانه

تبدیل کرده‌اید. در مورد ژول و ثانیه نیز همان طور که گفته شد چیزی به نام ژول و ثانیه به صورت جدا وجود ندارد.

آیا می‌توانیم بگوییم که همه‌ی عالم از نور درست شده است؟

اجزای عالم متشکل از ژول ثانیه یا همان اکشن است. فوتون‌ها می‌توانند کوانتوم‌های انرژی را حمل کنند. فیلسوف دیگری به نام شهاب‌الدین

سهروردی در قرن چهارم بود که طرفدار حکمت خسروانی بود؛ حکمتی که پیش از اسلام در ایران وجود داشته است. اینان معتقد بودند که جهان کلاً

از نور تشکیل شده است و آن چه شما می‌بینید تعامل و تراکنش‌های نور با نور است. به عبارت دیگر کل عالم نور است و این مطلب در قرآن هم

هست: الله نور علی نور. خداوندگار خودش نوریست که نورهای دیگر تحت کنترل اویند. غیر از نور هم نمی‌تواند باشد؛ یعنی حتی اگر عالم را متشکل از ذره‌های پروتون و الکترون یا هر چیز دیگری در نظر بگیریم بر اساس رابطه ی $E=mc^2$ به نور تبدیل می‌شود.

موج پوینتینگ (Poynting)

موج الکترومغناطیسی یک موج عرضیست که متشکل است از یک موج الکتریکی (E) و یک موج مغنتیک (B) که این دو بر هم عمودند. جهت propagation انرژی عمود بر هر دوی این‌هاست (که با ضرب خارجی بین E و B نشان داده می‌شود). [ضرب خارجی بین دو بردار \vec{a} و \vec{b} برابر حاصل ضرب اندازه‌ی این دو بردار و سینوس زاویه‌ی بین آن‌هاست. جهت بردار حاصل ضرب، با قانون دست راست مشخص می‌شود؛ در نتیجه، بردار حاصل ضرب، بر هر کدام از بردارهای \vec{a} و \vec{b} عمود است؛ پس عمود بودن جهت انتشار انرژی بر هر دو موج الکتریکی و مغناطیسی توجیه می‌شود... توجه به تصویر بخش آنتن در ص ۲۰ که در آن عمود بودن بردار انرژی بر دو بردار دیگر واضح است.]

Energy of light wave

در این جا کمیتی وجود دارد به نام permeability

نسبت به موج مغناطیسی. کمیت مشابهی نیز وجود دارد به نام اپسیلون که permeability نسبت به موج الکتریکی است. سرعت نور در محیط را permeability به موج الکتریکی و موج مغناطیسی تعیین می‌کنند. بنابراین برای این که بفهمیم سرعت نور در یک محیط چه قدر است باید ببینیم موج الکتریکی و موج مغناطیسی با چه سهولتی از آن محیط رد می‌شوند. معادله‌ی $\lambda = \frac{h}{mv}$ از نظر من قشنگ‌ترین معادله‌ی دنیاست! لویی دوبروی (Louis de Broglie) با این سیبیل قشنگی که داره، در معادله‌ی بسیار

Wave

$$S = \frac{1}{\mu} \vec{E} \times \vec{B}$$

- μ permeability constant

$$|S| = \frac{1}{\mu} |E||B| \sin(E, B)$$



Prince Louis - Victor de Broglie
(born Dieppe, France, 1892 - 1987)
French Academy, Permanent Secretary of the Academy of Sciences
Nobel Prize in Physics 1929 for mathematically identifying
the wave nature of matter at high velocity or wave-particle duality

$$\lambda = \frac{h}{mv}$$

مهم و زیبایی می‌گوید همه‌ی ویژگی‌های موجی از جمله λ (طول موج) ضرب در همه‌ی ویژگی‌های ذره‌ای؛ یعنی اندازه‌ی حرکت ذره‌ای یا mv مقدار ثابتی می‌شود؛ یعنی $6.62 \times 10^{-34} Js$ یا همان ثابت پلانک. از این معادله نکات گوناگونی می‌توان برداشت کرد از جمله این که λ نمی‌تواند صفر باشد؛ پس ما هیچ ذره‌ای نداریم که طول موجش صفر باشد. به عبارت دیگر هیچ ذره‌ی بدون طول موج نداریم. معادله‌ی دیگری که به این شکل ظاهر می‌شود $h = \lambda \times p$ است. پس λ و p (اندازه حرکت) نمی‌توانند صفر باشند؛ یعنی mv نمی‌تواند صفر باشد؛ یعنی سرعت هیچ ذره‌ای در عالم صفر نیست. به عبارت دیگر همه‌ی ذرات عالم مشغول حرکتند و این همان چیزیست که قبلاً هم ذکر کردیم. مفهوم «حرکت، مایه‌ی هستی» در ادبیات فارسی [شعر از اقبال لاهوری، که می‌توانید شعر فریدون مشیری رو هم در پاسخ به این دو بیت بی‌فونید:]

سامل افتاده گفت؛ کره بسی زیستم / هیچ نه معلوم شر، آه! که من کیستم

موج ز فود رفته‌ای، تیز فرامید و گفت؛ / «هستم اگر می‌روم، گر نروم، نیستم»

خب، می‌خواهیم طول موج دوبروی کره‌ی زمین را حساب کنیم؛ یعنی، اگر کره‌ی زمین بخواهد موج تلقی شود، چه طول موجی می‌تواند ایجاد کند؟ فرض می‌کنیم وزن کره‌ی زمین حدوداً 6×10^{24} کیلوگرم و سرعت آن در حرکت اوربیتالی 3×10^4 متر بر ثانیه باشد؛ پس اندازه حرکت آن (تکانه) برابر 18×10^{28} کیلوگرم‌متر بر ثانیه می‌شود.

$$\lambda = \frac{h}{mv} \rightarrow \lambda = h / (18 \times 10^{28}) \rightarrow \lambda = 6 \times 10^{-34} / (18 \times 10^{28}) \approx 3 \times 10^{-63} m$$

همان‌طور که مشاهده کردید، طول موج کره‌ی زمین مقداری بسیار کوچک است. به همین ترتیب می‌توان طول موج هر چیزی را محاسبه کرد؛ فقط کافیست سرعت و جرم آن را داشته باشیم.

انرژی فوتون‌ها: انرژی فوتون‌های مرئی در حد الکترون‌ولت می‌باشد؛ حالا چرا انرژی فوتون‌ها مهم است؟

بعضی‌ها معتقدند که پرتو ایکس بی‌خطر است؛ در جواب این افراد باید گفت:

اگر وزن پشه‌ای را یک گرم در نظر بگیریم و آن را معادل ۱ eV قرار دهیم، اگر پشه‌ای به ما برخورد کند، مثل آن است که به ما یک فوتون نور مرئی برخورد کرده‌است. در صورتی که انرژی پرتو ایکس ۱۰۰ keV است و برخورد یک فوتون از آن به ما، مانند برخورد یک جسم ۱۰۰ کیلوگرمی می‌باشد؛ پس بسیار خطرناک می‌باشد.

یکی از سرگرمی‌های پزشکی (!) دیدن ته چشم افراد است (ophthalmoscopy) که واقعاً صحنه‌ی بی‌نظیری می‌باشد و می‌توان در آن رگ‌های زنده را دید که پالس (pulse) می‌زنند.

گوش را هم می‌توان با نور مرئی نگاه کرد (otoscopy). استاد فرمودند: «حتماً یا نگاه کنید یا اصلاً نگاه نکنید! و هیچ‌گاه تظاهر به نگاه کردن نکنید!» برای مثال مریضی که به استار مراجعه کرده‌بود و دانه‌ای تسیخ در گوشش گیر کرده‌بود و اطراف آن را سرم و جرم گرفته‌بود و التهاب کرده‌بود و با ویور مراجعه به ۱۰ پزشک تشفیص داده‌نشده‌بود! در صورتی که استار آن را به راحتی به صورت دانه‌ای سیاه‌رنگ مشاهده کردند! در مشاهده‌ی درون گوش با نور مرئی باید tympanic membrane و مایع پشت آن را دید.

Laryngoscopy: فرایندی است که در آن لوله‌گذاری در نای انجام می‌شود، که در عمل‌های جراحی کاربرد فراوان دارد که در آن باید دقت شود لوله به جای نای وارد مری نشود؛ چون راه مری در ابتدا قرار دارد و گشاد و باز است؛ به همین دلیل به طور معمول هرچه بلعیده شود، وارد مری می‌گردد. اگر لوله‌گذاری اشتباهاً و بدون توجه به ورودی مثلثی شکل نای وارد مری شود، اکسیژن به جای شش وارد معده می‌شود. مثال: کودکی فردسالی که از بیماران استار بود ولی به دلیل کوچکی قادر به لارینگوسکوپی وی نبودند و از متخصص اطفالی کمک خواستند و ایشان لوله را وارد مری کرده و اکسیژن وارد معده‌ی کودک کردند. در نهایت هم به دلیل کوچکی دستگاه کوارش نوزاد، هوای وارد شده به سرعت از انتهای دستگاه کوارش خارج می‌شد!

در صورتی که مشکلی در تشخیص محل نای وجود داشته باشد، می‌توان برای قرار دادن لوله به جای ورود از طریق حفره‌ی دهانی، برشی در ناحیه‌ی گردن (که التیام می‌یابد و کشنده نیست) ایجاد کرد و لوله را از این طریق قرار داد.

در روش **nasoscopy** درون بینی مشاهده می‌گردد.

اساس روش fiberoptics بازتابش کلی می‌باشد. این روش سبب تغییر بسیاری از روش‌های درمانی از جمله (endoscopy، proctoscopy، cystoscopy و ...) شده است. به صورتی که دیگر نیازی به برش گسترده‌ی بدن نیست و یک میله را که در انتهای آن دوربین قرار گرفته است، وارد بدن می‌کنند. در دوران دانشجویی استار، ایشان یک سیم را وارد بدن بیمار می‌کردند و انتهای آن را خارج کرده و از ناهیه‌ی sternum بدن را برش می‌دادند که به علت گستردگی منطقه‌ی برش، این روش، روش مناسبی نبود.

جراحی سه‌سوراخه: از یک سوراخ دوربین و از دو سوراخ دیگر ابزار وارد بدن می‌شود.

جراحی دوسوراخه: از یک سوراخ دوربین و یکی از ابزارها و از سوراخ دیگر ابزار دوم وارد می‌شود.

ابعاد این سوراخ‌ها در حد ۱ سانتی‌متر می‌باشد. برای مثال برای عمل کیسه‌ی صفرا از روش laparoscopy استفاده می‌شود و دیگر روش laparotomy (برش بدن) کارآمد نیست.

در پزشکی جدید افراد حاضر به انجام laparoscopy نیستند و از NOTES (Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery) استفاده می‌شود. در NOTES از حفرات طبیعی بدن استفاده شده و دیگر نیازی به ایجاد حفره در بدن نیست. برای مثال برای خروج کیسه‌ی صفرا، یکی از روش‌ها ورود از طریق حفره‌ی دهانی، مری، معده، سپس برش معده و برداشت کیسه‌ی صفراست که کیسه‌ی صفرا از راه دهان درآمده و به Pathologist فرستاده می‌شود، برش معده هم بخیه شده و بیمار می‌تواند مرخص شود.

مثال دیگر: استاد امین شریفی که در رشته‌ی urology تحصیل کرده‌اند، nephrectomy (خروج کلیه) را از طریق transvaginal انجام می‌دهند (حتی پیوند کلیه را). در این روش بدون ایجاد برش در سطح بدن، کلیه خارج شده و بیمار مرخص خواهد شد.

بنابراین، سزارین روش نادرستی برای خروج نوزاد تلقی می‌شود، چون نوزاد به صورت طبیعی می‌تواند از natural orifice خارج شود و در مقابل عمل سزارین سبب برش دیواره‌ی رحم، بخیه‌ی ۳ لایه‌ی دیواره، خون‌ریزی و ... می‌شود.

مطلب بعد درباره‌ی colorotherapy است که برای بچه‌های تازه متولد شده که مبتلا به jaundice (یرقان نوزادی) هستند صورت می‌گیرد.

کروموتراپی: (colorotherapy - colorology - chromotherapy)

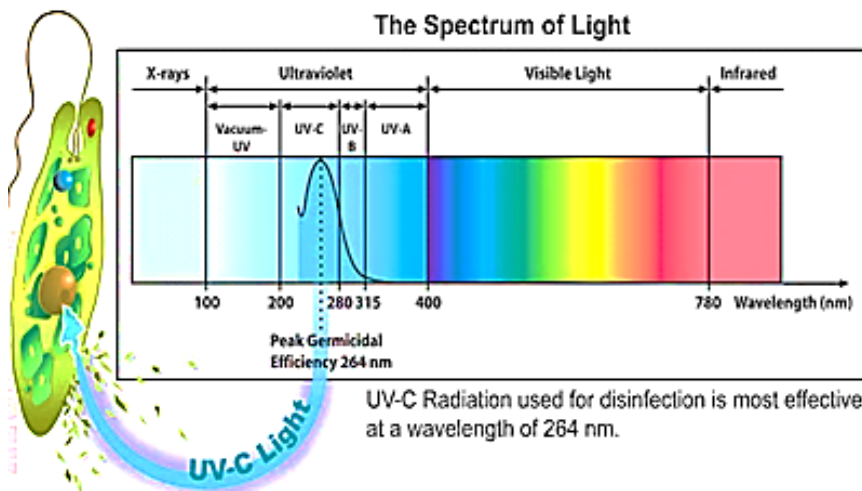
شیوه‌ی درمان بیماری‌ها توسط رنگ است. بنا به گفته‌های کارورزان رنگ‌درمانی، علت بروز هر بیماری را می‌توان در فقدان رنگ خاصی در بدن جستجو کرد. رنگ‌درمانی با به کار بردن نور رنگی در درمان بیماری‌های مختلف کاربرد دارد.

زردی نوزادان یا هایپربیلی‌روبینمی نوزاد یا ایکتر نوزادی (neonatal jaundice): به معنی زرد شدن رنگ پوست نوزادان می‌باشد. تمام نوزادانی که به دنیا می‌آیند دچار درجاتی از یرقان نوزادی می‌شوند.

هایپربیلی‌روبینمی برای مغز سمی و آسیب‌زا است. برای درمان این بیماری از فوتوتراپی استفاده می‌شود.

در حالت عادی هموگلوبین جنینی یا هموگلوبین F تبدیل به بیلی‌روبین کونژوگه شده و از طریق ادرار دفع می‌شود. حال اگر بیلی‌روبین غیر کونژوگه باشد در آب حل نمی‌شود و محلول در چربی است؛ پس از سد خونی - مغزی عبور می‌کند و به بافت پرچربی مغز رفته و سلول‌های مغز را از بین می‌برد. نمودار نمودار بافت پیری فراوان در مغز در ادبیات فارسی، مولوی؛

بی علم، نمی‌تانی کز پیه، کشی روغن / بنگر تو در آن علمی کز پیه، نظر سازد



درواقع نور UV با طول موج ۴۰۵۰

انگستروم بیلی‌روبین غیر کونژوگه را به بیلی‌روبین کونژوگه تبدیل می‌کند. در این حالت از تشتهای UV استفاده می‌شود که نوزاد را در آن قرار داده و تنها روی چشم و اندام تناسلی آن برای جلوگیری از آسیب پوشانده می‌شود. همچنین برای جلوگیری از دی‌هیدراته شدن، نوزادان باید از شیر تغذیه کنند (به نوزاد نباید آب خالص داد) یا در تشتهای UV حاوی آب باشند (که به گفته‌ی استار، در ایران

به جای استفاده از این تشتهای، از دستگاه‌های با تکنولوژی قدیمی‌تر استفاده می‌شود...).

اشعه‌ی UV مضر و جهش‌زا در طول موج زیر ۲۸۰ نانومتر است که به نام UV-C شناخته می‌شود.

ترموگرافی در پزشکی:

در این روش با استفاده از دوربین‌های حساس به حرارت، طیف مادون قرمز حاصل از سطح جسم را ثبت و روی فیلم ظاهر می‌کنند. می‌دانیم که تمام اجسام از خود طیف حرارتی ساطع می‌کنند و به همین دلیل در این روش بر اساس تفاوت طول موج دریافتی، رنگ جسم تغییر می‌کند. با این دوربین‌ها که به دید در شب هم معروفند می‌توان همه‌ی موجودات زنده و اجسام داغ را به وضوح تشخیص داد. ترموگرافی یا حرارت‌سنجی کاربرد ویژه‌ای در تشخیص بیماری‌ها از جمله سرطان و شناسایی غدد سرطانی پوستی یا نزدیک به پوست دارد.

در این حالت به عنوان مثال یک بافت تومورال اگر خوش‌خیم باشد، شامل بافت چربی یا یک بافت کلسیفیه شده یا سایر بافت‌های فاقد عروق خونی است؛ در نتیجه این بافت تومورال سرد است و به رنگ آبی دیده می‌شود. حال اگر بافت تومورال بدخیم باشد دارای رگ‌های خونی فراوان و گرم است و به رنگ قرمز دیده می‌شود.

اشکالات نرسیده‌ی من را برای‌مان بفرستید!

اطلاع‌رسانی در کانال: <https://telegram.me/navayar>



عشق بورزید. ۹ اسفند ۱۳۹۴



فیزیک پزشکی، جلسه‌ی ۵، نور

استاد: علیرضا مهدی‌زاده

گردآورندگان: الهام رفیعی، محمدحسین رضازاده، محمدمبین مسیبی، فاطمه خلیلی، پگاه حفظاله، محمد معصومی‌فشانی، شایان مجیدی، نیوشا فخری؛ **به سرپرستی** زهره برزگر و نوای یار؛ آماده‌سازی جزوه‌ی با کیفیت در ۲۴ ساعت!

Visual science بخش علمی رشته‌ی ophthalmology (پشم پزشکی) است که به گفته‌ی استاد قرار است در دانشکده‌ی پزشکی شیراز راه‌اندازی شود. نکته‌ی جالب توجه این است که دانشجویان می‌توانند در عین تمهیل PhD خود را نیز دریافت کنند و اگر بخواهند برای residency پشم اقرار کنند داشتن مدرک visual science پوئن بسیار خوبی برای آن‌ها خواهد بود. مبث این جلسه در مورد بررسی آناتومی و فیزیولوژی پشم و بخش کوچکی از بیماری‌های آن است.

در بررسی آناتومی چشم چند لایه‌ی optical (نوری) دیده می‌شود. منظور از لایه‌ی اپتیکی این است که نور از کجا وارد چشم می‌شود. این لایه‌ها از قرنیه (cornea)، زلالیه (aqueous humor)، عدسی (lens)، زجاجیه (vitreous body) و شبکیه (retina) تشکیل شده‌اند. همه‌ی این لایه‌ها شفاف بوده و نور از دور آن‌ها عبور می‌کنند. در نتیجه اگر عیبی در شفافیت، ضریب شکست یا شکل این لایه‌ها ایجاد شود، باعث بیماری‌های انکساری چشم می‌شود که درصد زیادی از افراد را درگیر می‌کند؛ زیرا اگر به سنین پیری برسند طبیعتاً دچار پیرچشمی خواهند شد. در فیزیولوژی یک لایه بیشتر از آناتومی دیده می‌شود. (در بررسی یک موجود از لحاظ آناتومی یا فیزیولوژی تفاوت‌هایی دیده می‌شود؛ زیرا وقتی موجود مرده‌ای را مورد مطالعه قرار می‌دهیم از لحاظ آناتومی شبیه زمانی است که زنده بوده، اما در فیزیولوژی در موجود مرده تغییراتی به وجود می‌آید.) این لایه‌ی اضافه در فیزیولوژی اشک است که اگر موجود بمبرد ترشح آن متوقف می‌شود. لایه‌ی اشک در چشم بسیار مهم است؛ زیرا اکسیژن موجود در هوا در اشک که آب است حل شده و این‌گونه به قرنیه می‌رسد. از آنجا که قرنیه باید فاقد رگ خونی باشد تا برای عبور نور شفاف بماند، رساندن غذا و اکسیژن به آن کار دشواری است که اشک در این امر مشارکت دارد.

خارش سطح چشم به دلیل کمبود اشک است. وقتی سطح قرنیه خشک می‌شود، احساس درد و خارش ایجاد می‌شود که به نوعی این آگاهی را به ما می‌دهد که مشکلی به وجود آمده و ما با کمک اشک مصنوعی یا باز کردن مجرای اشک، اشک را به سطح قرنیه باز می‌گردانیم. در غیر این صورت قرنیه به دلیل نرسیدن اکسیژن کافی به آن از بین می‌رود و سلول‌های آن می‌میرند. سیگنال‌های درد و خارش برای جلوگیری از چنین وقایعی فرستاده می‌شوند. این مشکل در افراد پیر یا نوزادان بیشتر مشاهده می‌شود زیرا ممکن است مجرای اشک آن‌ها بسته شده باشد و اشک به میزان کافی روی چشم آن‌ها جمع نشود.

بعد از لایه‌ی اشک، قرنیه قرار دارد. شکل قرنیه مانند عدسی مقعر [اگر] است، یعنی وسط آن از کناره‌هایش نازک‌تر است. اگرچه عدسی‌های محدب [همگرا] بیشترین همگرایی را دارند، قرنیه [که یک عدسی واگراست] قوی‌ترین عنصر همگراکننده در بدن است که قدرت آن برابر با +۴۰ دیوپتر می‌باشد. در حالی که قدرت همگرایی عدسی +۲۰ است.

؟ سؤال: چگونه قرنیه با وجود شکل مقعرش همگرایی ایجاد می‌کند؟

✓ در دو طرف قرنیه دو محیط متفاوت وجود دارد. از بیرون با هوا و از درون با آب در ارتباط است؛ در نتیجه ضریب شکست دو محیط مجاورش با هم تفاوت دارد و به همین دلیل به جای آن که از شکش که مقعر است پیروی کند از فرمول همگرایی $(\frac{n_1 r_1 + n_2 r_2}{n_1 + n_2})$ تبعیت می‌کند؛ به طور مثال اگر در زیر آب چشمان خود را باز کنید قرنیه رفتار واگرایی خود را نشان خواهد داد؛ زیرا محیط دو طرفش آب است. همچنین افراد نزدیک‌بین در آب بهتر می‌بینند؛ زیرا تصویر اشیای دور که قبلاً در جلوی شبکیه تشکیل می‌شده، به دلیل خاصیت واگرایی قرنیه عقب‌تر رفته و روی شبکیه می‌افتد.

• یکی از بچه‌ها گفت: «آدم نزدیک‌بین زیر آب به دلیل سافت‌ر پشمش بهتر می‌بیند؟» استاد: «بله، آدم نزدیک‌بین زیر آب بهتر می‌بیند؛ پشم‌هایش مقعر می‌شود. پس ما همه‌مون می‌توانیم بریم زیر آب.» یک نفر دیگر گفت: «نار می‌گفت، یک نفر دیگر: «استاد، ما آستیکماتیسیم داریم.» استاد: «شما باید بری زیر آبی که موج هم داشته باشه، یک باهای آن شکر ریخته باشن. باید آب شکر هم نوره باشه»

به کره‌ی چشم یک کابل وصل است که سرخرگ می‌آورد و سیاهرگ می‌برد و درون آن nervous system هست که سیستم جالبی دارد. رگ‌های خونی در جلوی گیرنده‌های نوری قرار گرفته‌اند؛ یعنی ابتدا نور به کابل برخورد می‌کند سپس به گیرنده‌ها، که در ظاهر به نظر می‌رسد در ساختن آن اشتباهی رخ داده است، اما در فیزیولوژی مشخص می‌شود که این تنها راه‌حل ممکن است. این کابل به مغز می‌رود و فقط جنبه‌ی کابل دارد؛ یعنی می‌توان آن را کشید یا دراز کرد. دلیل این ساختار این است که تعداد سلول‌های گیرنده زیاد است و به دلیل اینکه از طریق انتشار غذایی خودشان را دریافت می‌کنند، باید در سطح پایینی (basal) قرار بگیرند که غذا به آن‌ها برسد. اگر در سطح بالایی باشند، غذا به آن‌ها نمی‌رسد؛ چون [در سطح بالایی] از طریق انتشار باید غذایی خودشان را دریافت کنند و خیلی سریع می‌خواهند متابولیسم کنند که برای آن‌ها مشکل ایجاد می‌کند. تصویر نیمه‌ی راست دنیا در نیمکره‌ی چپ تشکیل می‌شود و بالعکس. همچنین دستورات نیمکره‌ی راست توسط نیمکره‌ی چپ صادر می‌شود. احتمالاً چیزی که ما به عنوان چپ و راست می‌شناسیم، وجود خارجی ندارد. جهات چپ و راست که ادراک می‌کنیم، ناشی از سیستم بینایی خودمان است و ساختار دیگری (مثلاً MRI) اگر جایگزین می‌شد، چپ و راست مفهومی نداشت.

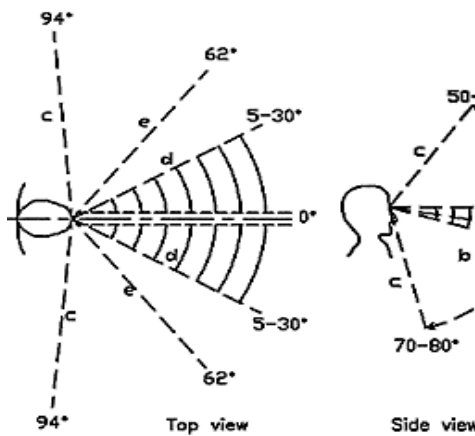
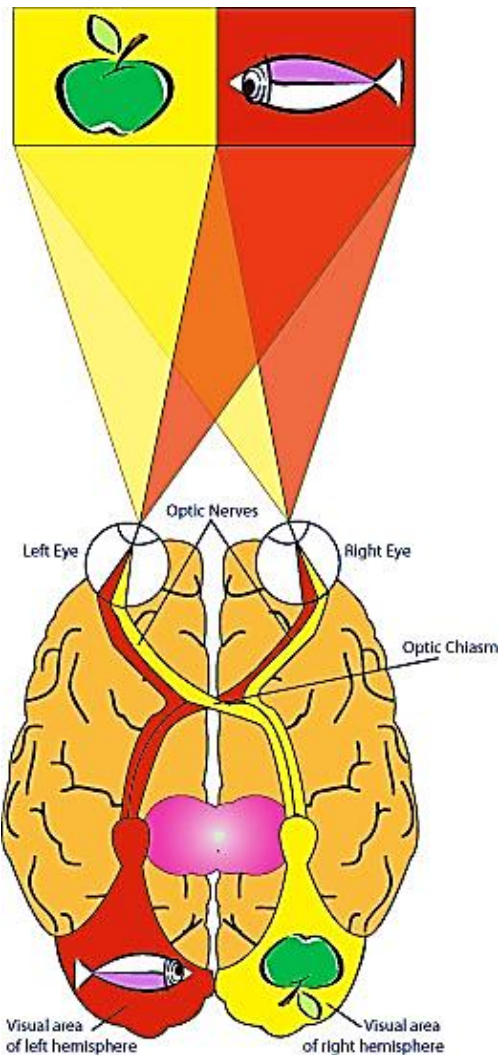
محل مهمی به نام کیاسما وجود دارد که در آن نیمی از تصویر چشم چپ با نیمی از تصویر چشم راست قاطی می‌شود و نیمی از تصویر هر چشم به طور مستقیم به نیمکره‌ی سمت همان چشم می‌رود (شکل روبه‌رو). پس با نیمی از تصویر هر چشم این اتفاق می‌افتد که نیمه‌ی چپ میدان بینایی به راست می‌رود و بالعکس.

میدان بینایی یعنی وقتی به جلو و مستقیم نگاه می‌کنید تا کجاها را می‌بینید. میدان بینایی بر حسب سرعت انسان محدودتر می‌شود؛ یعنی وقتی انسان سوار ماشین می‌شود، میدان بینایی آن کمتر می‌شود. میدان بینایی بسیار حائز اهمیت است و خطر میدان بینایی بسیار بیشتر از حدت بینایی است.

میدان بینایی انسان حدود ۱۸۸ درجه است (شکل سمت راست).

نوشتن گفتار
طنز آمیز استار به زبون معیار،
به جور جنبه‌ی طنز رو زیاد کرده!
به نظر استار باید در
هنگام دارن کواهنامه در
جمهوری اسلامی ایران،
میدان بینایی چک بشود. استار
برون عینک شیشه‌ی جلوی

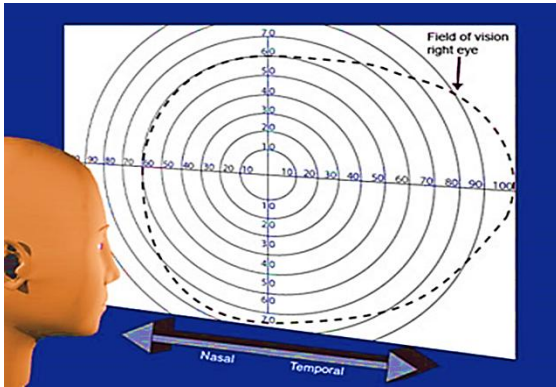
ماشین را به زحمت و اگر خدا بخواهد می‌بینند. حالا تصور کنید که با سرعت ۱۶۰ الی ۱۷۰ کیلومتر بر ساعت حرکت می‌کنید، تا ۸۰ متر جلوتر هرکسی باشد می‌میرد، چون به اندازه‌ی این فاصله طول می‌کشد تا خودرو بایستد. پس نیاز دارید که تا ۶۰۰ متر جلوتر را ببینید. استار زمانی که عینکی هم نپوشد تا ۵۰۰ متر را نمی‌داند، امروز که دیگر جای خود دارد. استار با عینک چشمش فوب می‌شود. افرادی که میدان بینایی‌شان محدود است فقط نوک کاپوت ماشین‌شان را می‌بینند. پس عابر پیاده تا وقتی نباید جلوی کاپوت آن را نمی‌بینند، در آنها هم بهتر است که نبینند چون دیگر فایده‌ای ندارد و فرد به آتش تبدیل می‌شود و به پرداخت ۵۰ نوع ریه مکوم می‌شوند برای تک تک اجزا، ولی اگر ترمز نگیرید یک ریه‌ی کامل می‌دهید (تا حالا تو عمرم اینجوری قانع نشده بودم). از بین دوست و اندی کشور، فقط در ایران حدت بینایی اندازه‌گیری می‌شود و در کشور مهم موزامبیک هم این کار انجام نمی‌شود (انشاءالله کسی از موزامبیک این متن را نتواند). آن‌هایی که میدان دیدشان کم است می‌توانند جراح بشوند چون ششوی تمارخی نمی‌برد وسط فیلد. البته یک بنده فرایی به همین دلیل نتوانست فوق تخصص قلب بگیرد. همسر استار tunnel vision دارند و آن هم بسیار شدید، ولی جراح عمومی هستند. استار عادت دارند کتاب‌هایشان را موقع خواندن پهن کنند که متأسفانه همسرشان از وسط آن‌ها رد می‌شوند و همچنین از وسط سفره. ایشان همچنین بسیار تمارخ کرده‌اند. استار تراپیری انرژیشده است از جمله فرید یک میز بزرگ... این مشکل [tunnel vision] برای جراحی بسیار فوب است چون باعث می‌شود فرد تومپی به اطراف نکند و در انجام جراحی متمرکز شود.



Field of vision

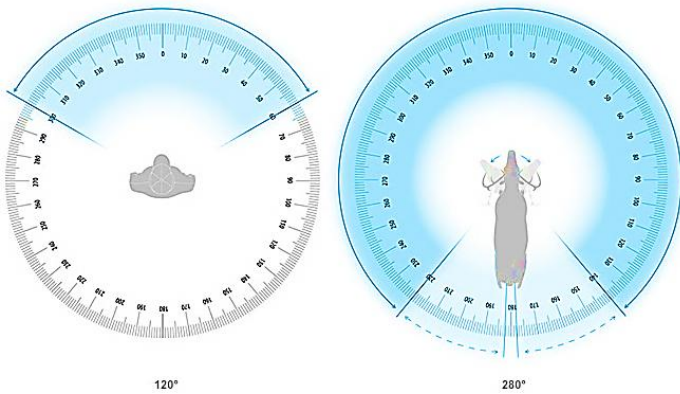
- a Normal optical axis, standing person
- b Normal optical axis, sitting person
- c Limits of field of vision
- d Normal angle of vision
- e Max. angle of vision

در field of view چشم چپ و راست باید حدود ۱۸۰ تا ۱۸۸ درجه را ببینیم؛ یعنی اگر گوشه‌ی چشم خود را بکشید مقداری از پشت سر خود را می‌بینید. بنابراین موبودات بینی هستیم و محدودیت‌های جغرافیایی باعث می‌شود مثلاً پایین یا بالای بدن را به دلیل حضور لپ و ابرو مشاهده نکنیم. Peri, Para و پیرا همگی به معنی حاشیه و اطراف هستند. در روش perimetry [روشی که می‌تواند اختلال در بینایی مرکزی و محیطی را (که



ممکن است در شرایط مختلف پزشکی مانند گلوکوم، سکتته‌ی مغزی، تومورهای مغزی و یا دیگر اختلال‌های عصبی ناشی از آن باشد) تشخیص دهد، ویکی پدیا]. در جلو شما یک صفحه قرار می‌دهند و یک سری نقاط قرمز رنگ روشن می‌شود. شما در صورت مشاهده‌ی این نقاط، دکمه‌ای که در دستتان هست را می‌فشارید و دستگاه برای شما یک مثبت ثبت می‌کند. اگر چراغ‌هایی را که روشن می‌شوند نتوانید مشاهده کنید، یک منفی ثبت می‌شود. در نهایت نقشه‌ای تعیین می‌شود از نقاطی که شما می‌توانید یا نمی‌توانید مشاهده کنید. این روش می‌تواند مرزهای بینایی ما را تعیین کند. در بعضی بیماری‌ها این امکان وجود دارد که شما نتوانید وسط صفحه را مشاهده

کنید (همه‌ی ما از دوران جنینی یک جزیره‌ی نایبایی داریم). اگر فردی دچار بیماری آب سیاه یا glaucoma شده باشد نمی‌تواند وسط صفحه را مشاهده کند (جزیره‌ی نایبایی‌اش بزرگ شده است). برای مشاهده‌ی پیشرفت این بیماری از این روش برای تعیین میدان دید فرد استفاده می‌شود.



حیوانات شکارچی بینایی دقیق و tunnel دارند و فقط field

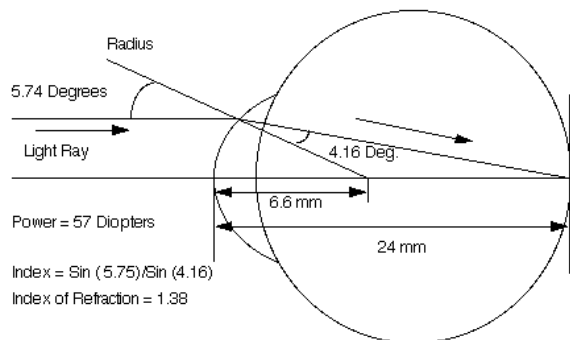
کوچکی را مشاهده می‌کنند، اما شکارشونده‌ها برای محافظت از خود در برابر عوامل تهدید کننده field of vision بیشتری دارند و کیفیت کم‌تری را مشاهده می‌کنند. برای مثال حیوانی مثل گاو می‌تواند حدود ۲۸۰ درجه را مشاهده کند، در صورتی که انسان زاویه‌ی کمتری را می‌تواند به خود اختصاص دهد.

شرط اول برای مشاهده این است که سیستم بینایی (refractive system) ما بتواند تصاویر شفاف را ایجاد کند و در صورت هرگونه اشکال در تنظیم شفافیت، بینایی ما دچار آسیب می‌شود...

کاتاراکت (آب‌مرورید، cataract): اگر سیستم بینایی شفافیت خود را از دست دهد، دیگر شما نمی‌بینید. برای دیدن ۳ شرط لازم است:

۱- transparency: یعنی باید اجزای قرنیه، لنز، زجاجیه و زلالیه شفاف باشند. ۲- Imaging on fovea: یعنی تصویر روی لکه‌ی زرد تشکیل شود. اگر تصویر جلو یا عقب fovea تشکیل شود، به درد نمی‌خورد. برای شخص نزدیک‌بین تصویر در جلوی fovea و برای شخص دوربین یا پیرچشم تصویر در پشت لکه‌ی زرد تشکیل می‌شود. در بیماری آستیگماتیسم امکان دارد بخشی از تصویر در جلو و بخش دیگر در پشت و یا همه‌ی تصویر در پشت و یا همه‌ی تصویر در جلوی لکه‌ی زرد تشکیل شود. به هر حال در هر سه بیماری تصویر روی شبکه تشکیل نشده است. ۳- Intact Visual Pathway: از همه مهم‌تر این است که سیستم عصبی که می‌خواهد پیام را به مغز ببرد، سالم و برقرار باشد. در حدی که اگر سیستم عصبی مشکل داشته باشد، هر چقدر هم عدسی خوب کار کند و تصویر روی شبکه بیفتد، باز هم تصویری تشکیل نمی‌شود.

لفظ «پیوند چشم» غلط است؛ در حقیقت «پیوند قرنیه» است (تعویض قرنیه). تا کنون پیوند هیچ‌یک از سلول‌های عصبی ممکن نبوده است.

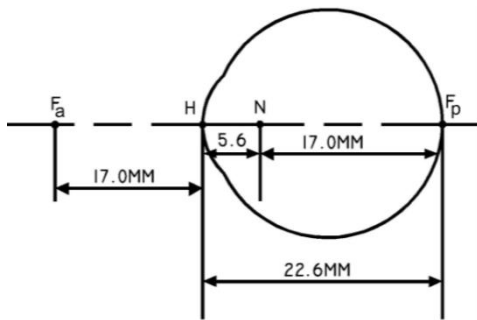


Schematic eye: Total refractive power یا زوم کلی چشم برابر با

۵۸,۶۴ دیوپتر یا حدوداً ۶۰ دیوپتر است. قدرت همگرایی چشم‌های همه‌ی ما ۶۰ دیوپتر است که قدرت یک عدسی قطور است. پاور قرنیه ۴۰ و پاور لنز بین ۲۰ تا ۳۰ دیوپتر است (در بچه‌ها ۳۰).

بیشترین تطبیق (accommodation) وقتی است که یک جسم در فاصله‌ی

بسیار نزدیک نسبت به چشم شما قرار گرفته باشد. در این حالت پاور چشم به ۷۰ دیوپتر هم می‌رسد که با افزایش سن قدرت همگرایی کاهش پیدا می‌کند.



Reduced eye: اگر یک لنز ۶۰ دیوپتری را بین قرنیه تا پشت لنز (یعنی به جای

همه‌ی elementهای قرنیه، لنز، زلالیه و زجاجیه) قرار دهیم، فاصله‌ی کانونی این لنز برابر با ۱۶.۶۶ یا حدوداً ۱۷ میلی‌متر است. ضخامت خود لنز هم ۷ میلی‌متر و فاصله‌ی لنز تا fovea هم ۱۷ میلی‌متر است؛ پس قطر کل چشم تقریباً ۲۴ میلی‌متر و دقیقاً ۲۲.۶ میلی‌متر است.

❖ وظیفه‌ی پزشکی پیش‌تر از این که درمان بیماری باشد حفظ سلامتی است. در واقع فلسفه‌ی هر رشته و شغلی بسیار مهم است. در فلسفه‌ی پزشکی اولین چیزی که تعریف می‌شود تعریف سلامت و

بیماری است. این که چه کسی سالم است و چه کسی بیمار. مثلاً یک فرد عینکی صبح که از فانه خارج شده است پیش پزشکی نرفته که بگوید من بیمارم و شکایتی ندارم ، پس سالم است. از طرفی بیمار است چون عینکی است! این مسئله وقتی که شما به سندرم داون نگاه می‌کنی خیلی پیچیده‌تر می‌شود. به نظر شما کسی که سندرم داون دارد در تمام طول عمرش سالم است یا بیمار؟ می‌توانیم بگوییم چون شکایتی ندارد سالم است، اما شما قطعاً نمی‌توانید به این فرد به عنوان یک فرد سالم نگاه کنی چون سندرم داون دارد! یا مثلاً فردی که یک پایش قطع شده است، به نظر شما این فرد سالم است یا بیمار؟ شما می‌توانید تا این فرد شکایتی ندارد بگویید سالم است ولی این فرد از لحاظ آناتومی با یک فرد عادی فرق دارد چون یک پا ندارد! درباره‌ی این موضوع فکر کنید. پس ما این‌ها اول باید وضعیت سلامت را ذکر کنیم.

کلمه‌ی Emmetropia از ۳ بخش Eu و Metr و Opia تشکیل شده است. Eu پسوند «خوب» است. مثل یوکاریوت، یوکروماتین و مثلاً اگر نگاه کنی الان به کشور های عضو شینگن Eu می‌گویند. چون زبان این کشورها بر مبنای لاتین است و Eu هم یعنی خوب! بعد جالب این‌جاست که قبل از شکل‌گیری اتاریه‌ی شینگن هم این‌ها در متونشان از Eu استفاده می‌کردند! در واقع منظورشان کشور آمریکا بوده است چون در فرانسوی به آمریکا Eu می‌گفتند! Metr یعنی اندازه‌گیری کردن و Opia یعنی بینایی. پس کسی که بینایی خوبی دارد Emmetropia دارد و emmetropic نامیده می‌شود. در این شخص تصویر روی fovea تشکیل می‌شود. اما افرادی که بینایی خوبی ندارند Ammetropia هستند. که «A» پیشوند نقض‌کننده است.

Accommodation یا توان تطابق بسیار مهم است. این یعنی چشم شما اگر توانش ۶۰ دیوپتر باشد فقط اشیای در فاصله‌ی ۱۷ میلی‌متری یا در فاصله‌ی بی‌نهایت دور را می‌تواند ببیند! اگر بخواهد تصویری نزدیک‌تر از بی‌نهایت دور را ببیند باید توانش را زیاد کند و برای زیاد کردن توان عدسی را محدب‌تر کند. به این عمل توان Accommodation می‌گویند. توان Accommodation با افزایش سن کاهش پیدا می‌کند بنابراین توان تطابق بچه‌ها از شما و شما از من بیشتر است.

❖ هم تاپیش، هم ویرایشش زهر آور بودا بریم به زندگی مردم شیراز نگاه کنیم؛

+ شیرازی کیه؟ های شیرازیه به نظرم میار! بوجه کبابو پیوری باید بار بزینم؟ - استاز در این مرد... + نه، فب این درسته... بعد کباب رو نیگا کنیم موقعی که داریم بار می‌زینم؟ - سیارو دیکه! + آخ! این شیرازی نیس. این ویزاشو باطل‌کنین. اگر به سیفا نیگا کنیم، دو تا اتفاق بر میفته! -۱ دور و اینا میره تو پشتون. ۲- پشتون فسته میشه. ۳- اونایی که اون بغل وایسارن، فک می‌کنن شما مرفه‌ای نیستین و بعد، از خوردن بوجه کبابی که شما پختین به اندازه‌ی کافی لذت نمی‌برن. [قرار بود ۲ اتفاق بیفته مثلاً... تا ۳ نشه بازی نشه! / : شما وقتی دارین بوجه کباب بار می‌زین به عنوان یه شیرازی اصیل، باید گوشه‌ی آسمون رو نگاه کنین (صدای فنده‌ی دوستان!) افق نه ها... گوشه‌ی آسمون! چون بعضی ماها متأسفانه افق ویور نداره مثلاً دیوار ویور داره؛ تو عیاطی تو تراسی اینا... پسندیده نیس. بعد ممکنه یه نفر از افق رد شه بعد فک کنه تو داری اونو نگاه می‌کنی. برای اینکه هیچ شکی ایبار نشه، شما میری گوشه‌ی آسمونو نیگا می‌کنی، اول دور و اینا تو پیشت نمی‌ره، دوم پیشت فسته نمی‌شه و سوم از همه مهم‌تر این که Accommodation صفره؛ یعنی تنها وضعیتی که عضلات چشم درش ریلکس هستن.

بنابراین یه فعالیت تقریبی مثل بار زدن بوجه کبابو با یه فعالیت اضافه که بش می‌کن اعمال شاقه فراب نمی‌کنیم! کاری که تو می‌کنی اعمال شاقه‌ست، چون داری به فاصله‌ی نزدیک نگاه می‌کنی، مگر این‌که سیخ کبابا رو ببری بزاری گوشه‌ی آسمون که اونم دیکه باردا افکتی نداره. یه مدل بار زدن هس که انرژی مصرف نمی‌کنه یعنی در اثر تناوبه، نگاه... پاندول رو بار اول که می‌بری دیکه لازم نیس دستش بزنی دیکه خودش تا مدتی حرکت می‌کنه. این بار زدن ما هم همین‌جوریه، شما آکه یه دوره آموزشی بیای می‌بینی... کسی این جوریه... مثلاً رگتور که نمی‌فوییم روشن کنیم! می‌فوییم دورا بره، گوشته بو دور نگیره. بنابراین یه بار اینو تکون ببری، این خودش تا یه مدتی به شکل پاندولی نوسان می‌کنه. انرژی مصرف نمی‌شه. بعد از این دسته‌ایا و نمی‌دونم برقی و اینا هم هیچ وقت استفاده نکین، چون اصلاً پسندیده نیس. اینا یه فایده‌ی رو فیللی گرم می‌کنه، یه جایی رو... بعد کبابتون مغزینف و اون جوری که باید و شاید نمیشه. برای یه شیرازی زشته که بوجه کبابش بر بشه کلاً آکه من بوزم مثلاً یه مرحله بوجه کباب‌پزی بعد از امتان پری‌ایتنر، برای شماها می‌داشتم و آکه بوجه کبابتون خوب نمی‌شد بشون مدرک پزشکی دانشگاه شیراز نمی‌داریم! پس تطابق باید صفر باشد (به همین دلیل ما می‌ریم گوشه‌ی آسمونو نیگا می‌کنیم). هرچه یک شیء نزدیک‌تر باشد به تطابق بیش‌تری احتیاج دارد.

Ametropia: شامل: ۱. Myopia. ۲. Hyperopia. ۳. Astigmatism. ۴. Anisometropia. ۵. Presbyopia

از مایوپیا شروع می‌کنیم که دوستش داریم. ۱۱۱ مایوپیا یعنی نزدیک‌بینی. نزدیک‌بینی بیماری آرمای جوونه، آرمایی که اینها نشستن همه‌شون نزدیک‌بینن. اونایی که سالم نیستن یا اِمْتروپیا یا اِمْتروپن. اونایی که اِمْتروپن که اِمْتروپن! اونایی که اِمْتروپن بیشترشون یعنی ۹۹/۹٪ شون نزدیک‌بینن. فب بیماری آرمای جوونه.

Myopia: نزدیک‌بینی در افراد جوان شایع است. عوامل ایجاد نزدیک‌بینی: ۱- بزرگ بودن اندازه‌ی کره‌ی چشم. ۲- قوی بودن لنز (زور لنزشون زیاده!) ۳- ضریب شکست زیاد.

درمان با لنز مقعر. پس این بیماری تیبیک آرمای جوونه! در نزدیک‌بینی چه اتفاقی می‌افتد؟ فرد نزدیک را خوب می‌بیند اما دور را خوب نمی‌بیند. فیلی بیماری فویبه! یعنی من تبریک می‌کم! (یکی از ته کلاس فریاد می‌زند: من دارم! (؛))

فانما صب از فواب یا می‌شن برای آرایش کردن از چه منتری استفاده می‌کنن؟ طبیعتاً نمی‌تونن بگین (اشاره به سمت پمپ کلاس!)؛ یعنی امپروارم شما نتونن بگین. ۲ تا کار مهم انجام می‌دن: یکی افزایش *contrast*. یکی دیگه هم *blurring*.

یعنی یه سطوحی رو *smooth* می‌کنن، یه سطوحی رو با پن‌لیک و نمی‌دونم ... یه فورزنیای دیگه رو می‌مالن. [اینجا استار اسم لوازم آرایش رو برزند که من متوجه نشدم. /] منم اولش نمی‌دونستم بعرض که ازدواج کردم فومیرم این *smoothness* ایبار می‌کنه، یعنی چی؟ یعنی اگر واریانس نور این شکلی بوده... (یه شکلی!) واریانس نور رو چی کار می‌کنه؟ از بین می‌بره. درواقع *blurring* ایبار می‌کنه و تصویر مات می‌شه. [این موارد مربوط به کانتراست و بلور و اسموت رو می‌تونید توی فوتوشاپ روی یه پورتره امتحان کنید.] این به آن معناست که ابتدا تک تک پیکسل‌ها سیگنال می‌فرستادن، با مات کردن، تک تک پیکسل‌ها سیگنال نمی‌فرستند، این پیکسل‌ها همگی با هم یک سیگنال می‌فرستند. بنابراین مات کردن در آرایش و کریم کلربرد زیادی داره. شما تلویزیون هم که برین به ممض این‌که بنواپن بشینن رو صندلی یه نفر میار می‌گیرتون یه مشتی پورر می‌ماله به سر و صورتتون و اینا. بهترین کریم پورر دنیا می‌دونن پیه؟ یکی از پسرا از ته می‌فرمایند: مای! نه عزیزم، مارکشو نمی‌کم! من فودم فک می‌کردم مای و *Oreal* و این مزرفرات! اما اولین بار که رفتم تو صدا سیما یه نفر اومد از این کریم پورر زرد و اینا. گفتن این مارک کریم پورر تون پیه لطفاً؟ فواستم هریه بفرم واسه فانوم، لاقول برونم نرم مثلاً پاب سکی بفرم فمش بفرم! گفت این گیر داره! نمی‌تونم بتون بگیم. چون... اینا مهر (مهر نماز) رو با تیغی موکت‌بری می‌فراشن، یه پورر فاک فیلی نرم در میار. فاک مهر، فیلی زراتش *oil free* هم هست. یعنی تو این مدتی که اونابایی و پروژکتور روت روشن عرق نمی‌کنین. این فیلی ماله در عالی که کریم پورر عادی تا اون جایی که من می‌دونم بعضی *oil free* نیستن، بعضی هستن.

پس این تکنیک دوم، تکنیک افزایش *contrast* هست. افزایش *contrast* رو پیوری انجام می‌دم؟ ابرو هامونو سیاه‌تر می‌کنیم، موهامونو، آگه داشته باشیم، سعی می‌کنیم یه چوری رنگشو مشخص کنیم. لیمون سعی می‌کنیم رنگش با بغلا یکی نباشه، سیبیلومون مثلاً آگه هست، *contrast* ایبار کنه... ما الآن به افزایش *contrast* کاری نداریم، اما شما عینکتونو بر می‌دارین، به عنوان یه *Myopic* چه اتفاقی میفته؟ تصویری که می‌بینین مات می‌شه. یعنی *smooth* می‌شه. انگار همه‌ی آرمای چی کار کردن؟ کریم پورر زدن. افزایش *contrast* نیست. ۵۰٪ آرایش آرمارو من می‌تونم برایشون انجام بدم ولی ۵۰٪ بقیه رو باید فودشون زحمت بکشن، بنابراین ۵۰٪ رو من با برداشتن عینکم می‌تونم انجام بدم. پس دوستانی که نزدیک‌بین هستن بهتره در انتقاب همسر دقت بیش‌تری کنن. فتماً عینکتونو بزنین و نگاه بکنین و آگه عینکتونو نزدیک‌بینی‌تون در فاصله‌ای که می‌بینید در غیر این صورت می‌ره تو پاتون و بعد دیگه به ما ربطی نداره. بنابراین *myopic*‌ها دنیا رو فوشکل‌تر از چیزی که هست می‌بینن، بفش‌هایی از دنیا رو لاقول بهتر می‌بینن [آرامه‌ی مبهت انتقاب همسر رو می‌تونید در ویس دنبال کنید]. طبق گفته‌ی استاد فاصله‌ی مناسب برای افراد بستگی به شماره‌ی چشم آن‌ها دارد [مثلن چشم نوای یار ششه، هر نزدیکش میشه ده سانت] و افراد آستیکمات کلاً باید ظرف رو بپرفونن.

Hyperopia: *Hyperopia* برعکس *myopia* می‌باشد. افراد دوربین، دور را خوب می‌بینند ولی نزدیک را خوب نمی‌بینند. دلایل ایجاد: ۱- کوچک بودن کره‌ی چشم. ۲- کم شدن زور لنز! ۳- ضریب شکست کم. یکی از این سه تا عامل که به علائم پیری نزدیکه. درمان: لنز محدب.

یه فک می‌کن در مورد آرمای پیر که مثلاً دو تا آرم پیر نشستن کنار هم. یکی گفت: اون درفت نمی‌دونم >... نمی‌دونم ... درفت... اسم درفت بگین دیگه. (- سکویا. + درفت چی‌چی؟ - سکویا + بابا بی‌فیال! گاهی، سروی، گردویی، سیبی چیزی بگین منم بلد باشم. - بزرگ‌ترین جاندار روی زمین! + آآ این درفت بزرگ‌ترین جاندار روی زمین؟ - بله.) آقا این درفت سکویا رو سرکوه می‌بینی؟ اون بغلی میگه آره. تازه یه کلاغم روش نشسته. بعد اینا بلند می‌شن پاشون میره تو یه پاله می‌افتن. این فک نیست. واقعیت. اینا واقعاً اون درفت سکویا رو می‌بینن و رفیقشون اون کلاغه رو می‌دیده. اینا دوربینن و به همین دلیل پاشون رفته توی چوب. چون اینا نزدیک رو نمی‌بینن، بنابراین این یکی از علائم *Hyperopia* است.

آگه بنواپن یه آرم پیرو شکله کنیم چی کارش می‌تونیم کنیم؟ نخ بدم با سوزن بگیم اینا رو نخ کن. این دقیقاً سفت‌ترین کاریه که در پیری می‌شه انجام داد. هرکاری بکن... بکن بالانس معلق بزنین فیلی ساده‌تره تا بکن مثلاً سوزن نخ کن و تمایل عیبی هم دارن به این کار. نمی‌دونم پیه داستان ...

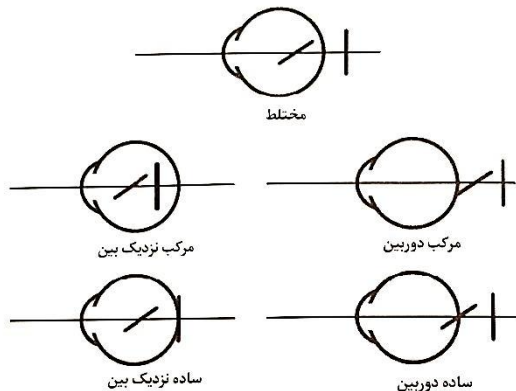
آستیگماتیسم (Astigmatism):

معروفترین آستیگمات دنیا تلسکوپ هابل (چشم خارج جوی ما) بود که مدتی پیش بازنشسته شد. هزینه‌ی ساخت این تلسکوپ بالغ بر ۲۰ میلیون دلار شد. اولین تصاویر دریافتی از این تلسکوپ واضح نبودند که دلیل آن اشتباه در نصب و اثر ننگه‌دارنده‌ی آینه‌های تلسکوپ و جابه‌جایی میکرومتری آینه‌ی تلسکوپ بود که منجر به تشکیل تصویری نامنظم می‌شد.

در ناهنجاری آستیگماتیسم، ما به جای یک نقطه‌ی کانونی، دو نقطه‌ی کانونی داریم. در حالت نرمال عدسی، یک لنز کروی با قدرت یک اندازه در همه‌ی جهات است ولی در افراد آستیگماتیسم به علت مسطح نبودن سطح عدسی شاهد تفاوت قدرت لنز در جهات مختلف هستیم که باعث تشکیل تصویر ناواضح و غیرشفاف بر روی شبکیه می‌شود.

نوع عینک در افراد آستیگمات: برای همسان‌سازی قدرت عدسی در همه‌ی جهات باید از شکلی از عدسی استفاده شود که در جهات مختلف قدرت مختلف دارد؛ پس از شکل فضایی استوانه برای ساخت عدسی عینک استفاده می‌شود. برای به وجود آوردن یک سطح کروی برای ساخت این نوع عینک از دو استوانه با زاویه‌ی تقاطع ۹۰ درجه استفاده می‌شود.

انواع آستیگماتیسم:



شکل ۴۰-۱ انواع آستیگمات در چشم. آستیگمات مختلط، آستیگمات مرکب نزدیک بین، آستیگمات مرکب دوربین، آستیگمات نزدیک بین ساده و آستیگمات دوربین ساده

در آستیگماتیسم منظم ساده دوربین، خط کانونی قدامی بر شبکیه واقع می‌شود و خط کانونی خلفی در عقب شبکیه قرار می‌گیرد. در حالیکه در آستیگماتیسم مرکب هر دو کانون خطی در جلو یا عقب شبکیه هستند. اگر یکی از خط کانونی در جلو و دیگری در عقب شبکیه به آن آستیگمات مختلط می‌گویند.

Simple Myopic Astigmatism (SMA): یکی از تصاویر

روی شبکیه و دیگری جلوی شبکیه تشکیل می‌شود. برای درمان این عارضه از یک عدسی استوانه‌ای منفی استفاده می‌شود.

Simple Hyperopic Astigmatism (SHA): یکی از تصاویر

روی شبکیه و دیگری پشت شبکیه تشکیل می‌شود. برای درمان این عارضه از یک عدسی استوانه‌ای مثبت استفاده می‌شود.

Compound Myopic Astigmatism (CMA): هر دو

تصویر جلوی شبکیه تشکیل می‌شود. برای درمان این عارضه از یک عدسی استوانه‌ای منفی استفاده می‌شود تا دو تصویر بر یکدیگر منطبق شوند و با استفاده از یک عدسی مقعر (واگرا) کل مجموعه‌ی تصویر بر روی شبکیه متمرکز می‌شود.

Compound Hyperopic Astigmatism (CHA): هر دو تصویر پشت شبکیه تشکیل می‌شود. برای درمان این عارضه از یک عدسی استوانه-

ای مثبت استفاده می‌شود تا دو تصویر بر یکدیگر منطبق شوند و با استفاده از یک عدسی محدب کل مجموعه تصویر بر روی شبکیه متمرکز می‌شود.

Mixed Astigmatism (MA): یکی از تصاویر جلوی شبکیه و دیگری پشت شبکیه تشکیل می‌شود. برای درمان آن راه‌های مختلفی وجود

دارد؛ برای مثال می‌توان با استفاده از یک عدسی محدب (همگرا) تصویر پشت شبکیه را بر روی شبکیه متمرکز کرد سپس با استفاده از یک عدسی استوانه‌ای منفی تصویر جلوی شبکیه را با تصویر دوم منطبق کرد.

پیرچشمی (Presbyopia):

در این بیماری قدرت تطابق عدسی کاهش می‌یابد؛ نقطه‌ی دید دور در بی‌نهایت است ولی نقطه‌ی دید نزدیک با افزایش سن تغییر می‌کند. بدین ترتیب نقطه‌ی تطابق به تدریج از ۷ سانتیمتری در ۱۰ سالگی به ۲۰ سانتیمتری در ۴۰ سالگی می‌رسد.

دوبینی (لوچی) (diplopia):

در افراد مبتلا به این بیماری دو تصویر دریافت شده از دو چشم بر هم منطبق نمی‌شوند و شخص دو تصویر را جداگانه می‌بیند. دوبینی علل مختلفی دارد (بعضی از دلایل آن چشمی‌اند ولی معمولاً بیشتر دلایل آن سیستمیک‌اند؛ یعنی در مغز اتفاقی افتاده است که نمی‌تواند دو تصویری را که از چشم‌ها می‌گیرد روی هم تشکیل دهد). که از آن‌ها می‌توان ضربه به چشم، خون‌ریزی مغزی، سکته‌ی مغزی و مصرف الکل را نام برد.

شایع‌ترین دلیل آن خوردن مشروبات الکلی است. استار ابراز تعجب فوراً نسبت به افراد الکلی بیان می‌کنند و می‌فرماند که طرف یعنی اون الکلیه مغزش از کار افتاده فوشالم هست و فیلم مال می‌کنه که مغزش اونقدری کار نمی‌کنه که نمی‌تونه متی دو تا تصویر رو هم بنوازه! تصادف، ضربه‌ی مغزی و بعضی سم‌ها هم از دیگر دلایل دیپلوپیا هستند. هم‌چنین بوتولیسم از عوامل دوبینی است که به این علت اتفاق می‌افتد که ماهیچه‌ها از کار می‌افتند و ایراد

سیستمیک و مغزی نیست. دیپلویا یک علامت شایع در پزشکی است. **استرایسموس** که در فارسی به آن لوچی نیز می‌گویند عارضه‌ای است که در آن چشم‌ها هم محور نیستند. در حالت عادی اگر یک فرد سالم به نقطه‌ی دوری نگاه کند محور دو چشم وی تقریباً موازی‌اند اما اگر محور دو چشم هم‌دیگر را قطع نکنند استرایسموس داخلی و در حالت واگرایی محور دو چشم استرایسموس خارجی وجود دارد. فردی که دچار این عارضه است باید ماهیچه‌ی چشمش را کشید، یک کم کوتاهش کرد و آن را برید! (به لفظ فور استار) (به لفظ استار در چشم پپ استرایسموس داخلی فوشکل و آرتیستیک است و اگر مراجعه کننده‌ی استرایسموس داشته‌ی چشمش را تا ته صاف کنی) راه دیگر معالجه‌ی استرایسموس استفاده از منشور است که تصویر را به سمت قاعده‌ی خود جابجا می‌کند. زیرا فردی که در منشور نگاه می‌کند باید به سمت دیگری نگاه کند تا تصویر سمت دیگری را ببیند و در مورد بیماران مبتلا به استرایسموس این روش می‌تواند کمک کند تا برای دیدن، محور چشمشان در راستای صحیح قرار گیرد. می‌توان از منشورهای بسیار ریز و کوچک در عینک افراد مبتلا استفاده کرد و این عارضه را بدون جراحی درمان کرد.

آمبلیوپیا (تبلی چشم): این عارضه در سنین کودکی شایع است. دیده شده در نوزاد میمون اگر یکی از چشم‌ها را ۵ روز ببندیم آن چشم کور می‌شود. (این به این علت است که مغز کورپن می‌دهد. یعنی مغز یک سری سیگنال از بافتی خاص می‌گیرد و دستور خون‌رسانی به آن بافت را می‌دهد. حال اگر سیگنالی به مغز فرستاده نشود خون‌رسانی به آن بافت کم می‌شود تا این که رگ آن بافت به طور کامل بسته می‌شود و بافت از بین می‌رود. این مسئله ممکن است برای تمامی بافت‌ها متی فور مغز هم اتفاق بیفتد که آتروفی مغز در سنین پیری شایع است.)

(استار در این قسمت فاطمه تعریف می‌کنند راجع به فورشان و طریشان که به مهر کورک‌ها می‌رفتند تا کورکان با عیوب انکساری را تشفیص دهند که نوشتن این فاطمه‌ی نه پندان مهم از فاصله‌ی شش بند در ساعت ۱۲:۳۰ شب فارچ است! منظور استار از تعریف این فاطمه این بود که عیوب انکساری اگر از سنین کودکی تشفیص داده شوند قابل درمان‌اند. کورکان هم تعامل فیلی بهتری با همکلاسی‌های مؤنث استار داشتن تا با فور استار، نوای یار در حال ویرایش، ساعت یک و نیم شب!)

اگر یک چشم تصویر خوب بدهد و یک چشم تصویر بد، بعد از مدتی مغز از گرفتن سیگنالی که تصویر بد داده صرف نظر می‌کند، اما اگر عیوب انکساری چشم در سنین پایین تشخیص داده شود، چشم خوب می‌شود. برای شناسایی عیوب انکساری چشم از snellen chart استفاده می‌کنند. این جدول شامل چنگک‌هایی است در اندازه‌های مختلف که سر آن‌ها در جهات مختلف قرار گرفته و فرد باید تشخیص دهد سر چنگک در کدام جهت قرار دارد. امروزه از این روش در مهدکودک‌ها برای تشخیص عیوب انکساری کودکان استفاده می‌شود. قدیمی‌ترین snellen chart شامل مربع‌های سفید کوچک است که به ترتیب بزرگ شده و در آن تعدادی لکه‌ی سیاه وجود دارد؛ مثل تاس. در این روش از شخص می‌پرسند چند لکه روی تاس است یا تاس چه عددی را نشان می‌دهد. هرچه در این جدول پایین‌تر بیاییم تاس‌ها بزرگتر و خواندن آن‌ها راحت‌تر می‌شود.

در خرید contact lens باید به درصد آب پلیمر سازنده‌ی لنز توجه کرد. هرچه پلیمر سازنده آب بیشتری داشته باشد اکسیژن راحت‌تر به قرنیه می‌رسد. به قرنیه باید اکسیژن برسد و از آنجایی که لنز روی چشم چسبیده، اگر آب کافی نداشته باشد امکان آسیب به قرنیه و خراش آن وجود دارد. لنز باید بالای نصف (بیش از ۵۰٪) آب داشته باشد.

Sample 1

Rx	SPH	CYL	AXIS	PRISM	ADD
O.D.	-1.50	-0.50	010		+2.25
O.S.	-1.25				+2.25

نسخه‌نویسی چشم:

علامت RX به منظور افتراق نسخه‌های دارویی از سایر دستورات پزشکی است. بسیاری از پزشکان فرایند نسخه‌نویسی را با درج این علامت در سمت چپ بالای نسخه آغاز می‌کنند. این علامت به معنی recipe یا دریافت کنید است. این علامت از تغییر یک علامت باستانی رومیان است به این معنی که شفا دست ما نیست، دست خداوند است. وقتی پزشک RX را بالای نسخه‌ی خود می‌نویسد به این معنی است که من تلاش خود را کرده‌ام و شفای بیمار در دستان خداست. استاد نوشتن RX در نسخه را واجب می‌داند.

Sample 2

Rx	SPH	CYL	AXIS	PRISM	ADD
O.D.	- 150	- 50	X	010	+225
O.S.	- 125				+225

Sample 3

Rx		SPH	CYL	AXIS	PRISM
DISTANCE	O.D.	-1.50	-0.50	010	
	O.S.	-1.25			
NEAR	O.D.	+0.75	-0.50	010	
	O.S.	+1.00			

OD: oculus dexter چشم راست، OS: oculus sinister چشم چپ، اسفر (SPH(sphere): شماره اسفر است که بر اساس دیوپتر اندازه‌گیری

شده و مقدار نزدیک‌بینی و دوربینی آن چشم را نشان می‌دهد. CYL(cylinder) سیلندر: این عدد نشان‌دهنده‌ی مقدار آستیگماتیسم است.

برای مشاهده‌ی ته چشم ۲ روش وجود دارد:

۱- Direct ophtalmoscopy: از فاصله‌ی ۵cm، تصویر در چشم پزشک تشکیل می‌شود. field of view در این روش کوچک است؛ بنابراین دقت افزایش می‌یابد؛ زیرا همه‌ی منطقه را با هم می‌بینیم. پزشکان عمومی بیشتر از این روش استفاده می‌کنند. در این روش بهتر است با چشم راست، چشم راست مریض را معاینه کنیم و برعکس.

۲- Indirect ophtalmoscopy: از فاصله‌ی ۴۰cm بیمار. از یک لنز ۲۰ دیوپتر استفاده می‌شود که اثر لنز خودمان را از بین ببرد. تصویر هم بین ما و مریض تشکیل می‌شود. با field of view بزرگ می‌توان دورتادور چشم را گشت و نگاه کرد و دقت کم‌تر است. چشم‌پزشک‌ها چون می‌خواهند چشم را به طور کامل بررسی کنند تا اگر شبکیه کنده شده یا خونریزی دارد تشخیص دهند از این روش استفاده می‌کنند.

برای دیدن شبکیه، ophtalmoscopy انجام می‌دهیم اما دقت کنید در retinoscopy شبکیه دیده نمی‌شود. درواقع retinoscopy یا skiascopy برای دیدن شبکیه نیست بلکه برای زمانی است که مریض نمی‌تواند همکاری کند، مثلاً وقتی بی‌هوش است. در این روش سایه را نگاه می‌کنیم؛ نور را روی شبکیه می‌اندازیم. این نور بر می‌گردد و چون از سیستم optical رد شده دچار تغییر شکل می‌شود. از روی تغییر شکل می‌توان فهمید که سیستم optical آن شخص چه مشکلی دارد. اگر نور خطی را تکان دهیم ولی تصویر توی مردمک تغییر نکند؛ یعنی چشم شخص سالم است و تصویر روی fovea شکل گرفته. اما اگر حرکات نور و تصویر ضد هم باشد یعنی نور را می‌بریم به چپ بازتابش نور به راست جابه‌جا می‌شود در این صورت شخص مبتلا به myopia (نزدیک‌بینی) است. لنز قوی‌تر از حالت عادی است، نقطه‌ی کانونی داخل کره‌ی چشم است به همین خاطر تصویر روی شبکیه عکس حرکت نور رفتار می‌کند. در hyperopia (دوربینی) جهت حرکت نور و بازتابش مشابه هم است نور به راست برود تصویر هم به راست می‌رود و برعکس.

چشمتان پرز عشق و شادابی باد
 قلبتان خالی از سیاهی باد
 عمرتان پرز مهر و خوشبختی
 عید نوروزتان گرمی باد

نوشتار فیزیکی پزشکی ترم ۲ به پایان رسید.
 اشکالات نسخه‌ی من را برای من بفرستید!
 اطلاع‌رسانی در کانال: <https://telegram.me/navayar>



عشق بورزید. ۲ بامداد ۱۶ اسفند ۱۳۹۴

نکات کلیدی آزمایشگاه فیزیک پزشکی

• جلسه ۱: اصول حاکم بر پرتو زایی:

مقدمات رادیواکتیویه، واپاشی‌ها و فرمول‌ها را در بخش ۲ خوانده‌اید. شدت نفوذپذیری پرتوها: $\gamma < \beta < \alpha$.

اگر چشمه‌ی پرتوزا نقطه‌ای باشد، شدت فوتون‌های تابشی از چشمه با مجذور فاصله نسبت عکس دارد $(\frac{1}{r^2})$ ، اما اگر چشمه نقطه‌ای نباشد، شدت پرتوها با افزایش فاصله کاهش می‌یابد، ولی نه دقیقاً با نسبت $\frac{1}{r^2}$.

پاسخ به سؤالات (۱): ۱- چرا شمارش صورت گرفته در 1 min ، علی‌رغم ثابت بودن تمام عواملی چون فاصله نسبت به منبع، جرم چشمه و... متفاوت هستند؟ پاسخ: در عمل نمی‌توان به دقت میزان شمارش را پیش‌بینی کرد؛ زیرا معادلات $(\frac{1}{r^2})$ برای نقطه کاربرد دارند، در صورتی که نمونه‌ی مورد نظر ما یک توده است. همچنین میزان پرتو زایی به صورت رندوم است و از قاعده‌ی خاصی پیروی نمی‌کند. خطاهای آزمایش نیز مؤثرند.

۲- چرا فاصله‌ی بین چشمه و آشکارساز، نقش مهمی در تعیین میزان شمارش‌ها دارد؟ پاسخ: زیرا با افزایش فاصله، شدت پرتوها کاهش می‌یابد. مثلاً اگر منبع نقطه‌ای باشد، شدت با عکس مجذور فاصله رابطه دارد.

۳- اثر افزایش فاصله از منبع رادیواکتیو بر شدت پرتوگیری را اثبات کنید. پاسخ: با توجه به این که پراکنش پرتوها در یک فضای کروی رخ می‌دهد (مساحت کره برابر $4\pi r^2$ می‌باشد)، میزان خوانش با عکس مجذور فاصله نسبت دارد.

۴- چرا تغییرات شمارش نسبت به فاصله، دقیقاً از قانون عکس مجذور فاصله تبعیت نمی‌کند؟ پاسخ: در عمل نمی‌توان به دقت میزان شمارش را پیش‌بینی کرد؛ زیرا معادلات $(\frac{1}{r^2})$ برای نقطه کاربرد دارند، در صورتی که نمونه‌ی مورد نظر یک توده است.

پاسخ به سؤالات (۲): ۱- چرا با افزایش جرم خاک، میزان خوانش دستگاه و همچنین اکتیویته افزایش می‌یابد؟ کدام رابطه‌ی ریاضی به درک این مطلب کمک می‌کند؟ پاسخ: خوانش دستگاه با میزان اکتیویته‌ی نمونه رابطه‌ی مستقیم دارد. اکتیویته از رابطه‌ی $A = N\lambda$ محاسبه می‌شود که N

محکشی

آزمایشگاه فیزیک پزشکی

گزارش آزمایش‌های هر ۴ جلسه‌ی آزمایشگاه، در پوشه‌ی Lab_Fizik ترم ۲ نسخه‌ی من بایگانی شده‌اند. هر جلسه حدود ۵۰ دقیقه طول می‌کشد و نیم نمره دارد. ربع نمره گزارش کار و ربع نمره حضور در کلاس. پس فعالیت‌های مربوط به این ۴ جلسه، ۲ نمره در بر خواهد داشت. در مجموع، این بخش ۴ نمره دارد: ۲ نمره‌ی عملی (که گفته شد) و ۲ نمره در آزمون پایان ترم. برای این بخش، یک دستور کار ۴۱ صفحه‌ای به شما می‌دهند که مطالعه‌ی همه‌ی آن مهم نیست! نکات مهم این بخش، در قسمت‌های «شرح آزمایش» و «پاسخ به سؤالات دستور کار» گزارش‌های کار نوشته شده‌اند. برای مشاهده‌ی قالب گزارش‌نویسی می‌توانید به پوشه‌ی Lab_Fizik رجوع کنید. مطالعه‌ی جزوه‌ی اصلی آزمایشگاه در صورت تمایل (اگه

ازش سؤالی اومد من مسئولش تیستم)!

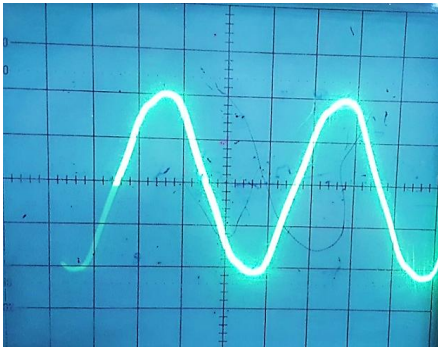


تعداد اتم‌های رادیواکتیو نمونه است. هرچه جرم نمونه افزایش یابد، تعداد هسته‌های رادیواکتیو نیز بیشتر می‌شود؛ بنابراین اکتیویته و در نتیجه خوانش افزایش می‌یابد.

۲- نقش فاصله‌ی منبع تا آشکارساز در میزان شمارش چیست؟ پاسخ: در حالت ایده‌آل (قدیمی‌بودن و فعال بودن منبع، منبع نقطه‌ای، پخش پرتو به همه‌ی جهات) رابطه‌ی فاصله و میزان خوانش به صورت زیر است (P، تعداد پرتوهاست): $A = \frac{P}{4\pi r^2}$ اکتیویته با خوانش متناسب است، پس هرچه فاصله بیشتر باشد، میزان اکتیویته و در نتیجه خوانش کمتر است.

۳- عواملی را که بر میزان خوانش آشکارساز مؤثر است مشخص کنید. پاسخ: فاصله‌ی نمونه تا پروب، جرم نمونه، نیمه‌عمر، کارایی دستگاه خوانش، سطح نمونه، محافظ، ارتفاع نمونه (پرتو هسته‌های موجود در پایین نمونه به خوبی به پروب نمی‌رسد) و...

• جلسه‌ی ۲: کار با اسیلوسکوپ (محاسبات مهم‌اند. در امتحان ولتاژ و فرکانس سیگنال متناوب مطرح شد)



محاسبه‌ی ولتاژ مؤثر سیگنال متناوب: طی ۳ مرحله، ولتاژ Peak to Peak، ولتاژ بیشینه و در نهایت ولتاژ مؤثر را حساب می‌کنیم. ۱- مقدار ضرب Volt/Div برابر با ۵ است؛ پس هر خانه‌ی بزرگ عمودی، مقدار ۵ ولت را نشان می‌دهد. برای محاسبه‌ی ولتاژ Peak to Peak موج، تعداد خانه‌های عمودی بین قله و دره‌ی موج ($n = 4$) را در ضرب Volt/Div (= ۵) ضرب می‌کنیم. $V_{PP} = \frac{Volt}{Div} \times n = 5 \times 4 = 20 V$ ۲- ولتاژ بیشینه (V_{max}) برابر با نصف ولتاژ Peak to Peak است.

$$V_{max} = \frac{V_{pp}}{2} = \frac{20}{2} = 10 V$$

۳- ولتاژ مؤثر از طریق رابطه‌ی زیر به دست می‌آید: $V_{eff} = \frac{V_{max}}{\sqrt{2}} = \frac{10}{\sqrt{2}} = 5\sqrt{2} = 7.071 V$

محاسبه‌ی فرکانس سیگنال متناوب: مقدار ضرب Time/Div برابر با ۵ ms است. دوره‌ی تناوب موج برابر با حاصل ضرب ۵ در تعداد خانه‌های بین دو قله یا دره‌ی متوالی ($n = 4$) است.

$$T = \frac{Time}{Div} \times 4 = \frac{5 ms}{1000} \times 4 = 0.005s \times 4 = 0.02s$$

فرکانس با دوره‌ی تناوب رابطه‌ی عکس دارد: $f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0.02} = 50Hz$

محاسبه‌ی ولتاژ مؤثر سیگنال مستقیم: ولتاژ مؤثر برابر با حاصل ضرب تعداد خانه‌های عمودی (تصویر در گزارش کار) ($n = 1.8$) در مقدار Volt/Div است. در این جا Volt/Div را برابر ۵ ولت قرار می‌دهیم: $V_{eff} = \frac{Volt}{Div} \times n = 5 \times 1.8 = 9 V$

۱،۸) پاسخ به سوالات: ۱- اگر کلید Volt/Div را افزایش دهیم چه تغییری در ولتاژ موج روی صفحه‌ی اسیلوسکوپ ایجاد می‌شود؟ چرا؟ در این حالت فرکانس موج چه تغییری می‌کند؟ پاسخ: واحد نمایش ولتاژ (مقدار ولتاژ هر خانه) افزایش می‌یابد؛ در نتیجه شکل موج به صورت عمودی فشرده می‌شود (قله و دره‌ی موج نمایشی کوچک‌تر می‌شوند). فرکانس موج ثابت است و تغییری نمی‌کند (در واقع فرکانس به دوره‌ی تناوب (محور افقی) وابسته است، نه به دامنه‌ی موج یا ولتاژ (محور عمودی)).

۲- اگر کلید Time/Div را افزایش دهیم چه تغییری در صفحه‌ی اسیلوسکوپ ایجاد می‌شود؟ در این حالت چه تغییری در ولتاژ مشاهده می‌شود؟ پاسخ: ولتاژ و فرکانس تغییری نمی‌کنند؛ تنها قله‌های موج در راستای افقی به هم نزدیک می‌شوند (شکل موج به صورت افقی جمع می‌شود). تغییر ولتاژ وابسته به دامنه‌ی موج (محور عمودی) است، نه دوره‌ی تناوب (محور افقی).

۳- در زمان مشاهده‌ی ولتاژ DC اگر در انتخابگر AC، DC، GND وضعیت را انتخاب کنیم، چه تفاوتی حاصل می‌شود؟ پاسخ: همان خط صاف را نمایش می‌دهد، اما در مرکز صفحه؛ در واقع چیزی نشان نمی‌دهد. در حالت AC، تنها سیگنال AC قابل نمایش است و نمی‌توان شکل موج سیگنال DC را در صفحه‌ی نمایش اسیلوسکوپ دید، اما در حالت DC، هر

دو سیگنال متناوب و مستقیم در صفحه‌ی نمایش نشان داده می‌شوند. فرکانس ولتاژ DC صفر است (در صفحه‌ی ۶ گزارش این جلسه، از نظر ریاضی ثابت شده که فرکانس ندارد، اما از نظر فیزیکی، فرکانس DC صفر است. برای مسئولان آزمایشگاه وجودداشتن یا صفر بودن تفاوتی ندارد).

• جلسه‌ی ۳: عملکرد دستگاه الکتروکاردیوگرام

تئوری بیماری‌های قلب به نظر مهم نمی‌آید (در گزارش کار می‌توانید بخوانید). بسیاری از مطالب این جلسه را در مبحث فیزیولوژی قلب خوانده‌اید. محاسبه‌ی تعداد ضربان قلب از روی یک نمودار در امتحان مطرح شد که به سادگی و با روش‌های مختلف می‌توان این محاسبه را انجام داد ($\frac{60}{\text{تعداد مربع‌های کوچک} \times 0.04} = \frac{60}{\text{تعداد مربع‌های بزرگ} \times 0.2}$). همچنین در قسمت دوم سؤال، پرسیده شد که نمودار مربوط به کدام بیماری قلب است که پاسخ atrium flutter بود. لازم است با نمودار بیماری‌های مختلف

قلبی آشنا باشید؛ شکل.



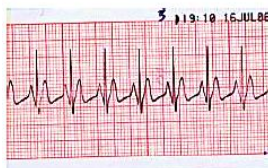
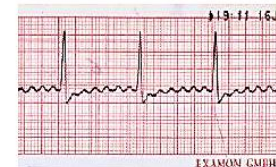
1. Normal
HR: 40-180 BPM

5. Trigeminy
HR: 40 - 180 BPM



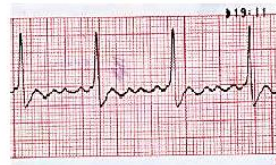
2. Brady cardia
HR : 10 - 30 BPM

6. Atrum Fibril
HR : 40 - 180 BPM



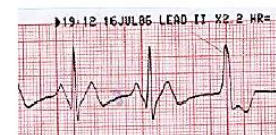
3. Tachy cardia
HR : 130 - 300 BPM

7. Atrium Flutt
HR : 40 - 180 BPM



4. Bigeminy
HR: 40 -180 BPM

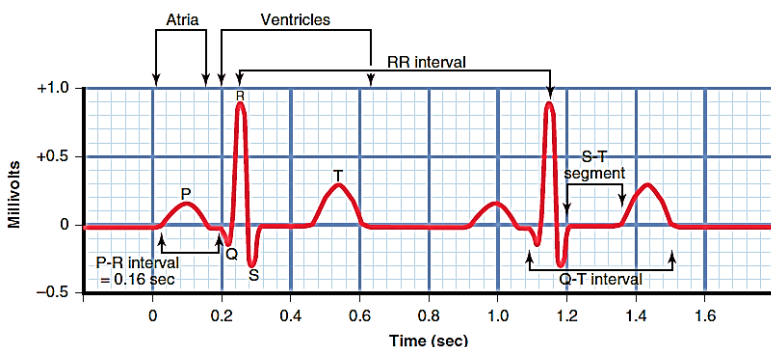
8. RUN
HR : 40 - 180 BP



پاسخ به سؤالات: ۱- یک موج ECG نرمال را در نظر بگیرید. تعداد ضربان در دقیقه (HR) را با استفاده از مربع‌های

کاغذ ECG به دست آورید. روی محور عمودی، دامنه‌ی موج‌های P، QRS و T را به دست آورید. روی محور افقی، فاصله‌ی زمانی PR و P-QRS-T را به دست آورید. پاسخ: با توجه به توضیحات (گزارش کار)، فاصله‌ی بین دو موج متوالی P، ۰٫۸ ثانیه است. پس ضربان قلب برابر است با: $75 = \frac{60}{0.8}$ (ضربه در دقیقه). برای اندازه‌گیری فاصله‌های زمانی و ولتاژ، می‌توان از شکل استاندارد کتاب فیزیولوژی گایتون (۲۰۱۶) استفاده کرد. دامنه‌ی P = ۰٫۱۵ میلی‌ولت، QRS = ۰٫۹ میلی‌ولت (۱٫۰۵ میلی‌ولت

بالارو و ۰٫۱۵ میلی‌ولت پایین‌رو) و T = ۰٫۳ میلی‌ولت. فاصله‌ی PR = ۰٫۱۶ ثانیه و دوره‌ی P-QRS-T = ۰٫۸۴ ثانیه.



۲- دستگاه سیمولاتور را در حالت غیر طبیعی قرار دهید. چگونه به غیر طبیعی بودن موج پی می‌برید؟ پاسخ: با مقایسه‌ی نوار قلب با نوار قلب

طبیعی و مشاهده‌ی فواصل زمانی و ولتاژ قسمت‌های مختلف الکتروکاردیوگراف می‌توان به غیر طبیعی بودن نوار قلب پی برد.

• جلسه ۴: افتالموسکوپ

نوع پرتو خروجی	نوع تصویر	عدسی اصلاح‌کننده
دوربین	واگرا	همگرا
نزدیک‌بین	همگرا	واگرا
سالم	موازی	-

جدول ۱: ویژگی‌های افتالموسکوپ غیر مستقیم در روش غیر مستقیم، اگر عدسی همگرا را نزدیک چشم قرار داده و کم دور کنیم، اگر

اندازه‌ی تصویر چشم تغییر نکند، هنجار است؛ اگر تصویر کوچک شود، چشم دوربین و اگر بزرگ شود نزدیک بین است. در افتالموسکوپ مستقیم، فاصله‌ی بین پزشک و بیمار بسیار کم است. محدوده‌ی دید کم‌تر از افتالموسکوپ غیر مستقیم است، اما تصویر به دست آمده از ته چشم بسیار بزرگ‌تر است. پرتو بیرون‌رونده از ته چشم بیمار، به طور مستقیم وارد چشم معاینه‌کننده می‌شود.

نوع پرتو خروجی	عدسی اصلاح‌کننده*
دوربین	همگرا
نزدیک‌بین	واگرا
سالم	-

جدول ۲: ویژگی‌های افتالموسکوپ مستقیم. *توان عدسی اصلاح‌کننده بیانگر میزان دوربینی یا نزدیک‌بینی چشم بیمار است. در هنگام معاینه باید توجه داشت که بیمار اگر از عینک استفاده

می‌کند، عینک خود را درآورد، اما در صورتی که معاینه‌کننده عینکی باشد، حتماً باید با عینک معاینه کند. نور خارج شده از افتالموسکوپ می‌تواند برای چشم مضر باشد؛ باید معاینه‌کننده با چشم راست (چپ)، چشم راست (چپ) بیمار را معاینه کند و بیمار نیز به گوش راست (چپ) معاینه‌کننده نگاه کند. در مقابل روزنه‌ی افتالموسکوپ، یک دیسک چرخان شامل یک دسته عدسی واگرا و یک دسته عدسی همگرا با توان‌های متفاوت وجود دارد. با چرخاندن دیسک، عدسی مناسب برای مشاهده‌ی تصویر واضح از شبکه در مقابل چشم معاینه‌کننده قرار می‌گیرد. بدین ترتیب، نوع ناهنجاری تشخیص داده می‌شود و تصحیح می‌گردد.

- پاسخ به سوالات:**
- ۱- در افتالموسکوپ، پرتوهای بیرون‌رونده از یک چشم دوربین چگونه است؟ پاسخ: واگرا.
 - ۲- در افتالموسکوپ، پرتوهای بیرون‌رونده از یک چشم نزدیک‌بین چگونه است؟ پاسخ: همگرا (تصحیح با عدسی واگرا).
 - ۳- در افتالموسکوپ، پرتوهای بیرون‌رونده از یک چشم هنجار (سالم) چگونه است؟ پاسخ: موازی.
 - ۴- اندازه‌ی تصویر به دست آمده از ته چشم در کدام یک از روش‌ها بزرگ‌تر است؟ پاسخ: افتالموسکوپ مستقیم.
 - ۵- میدان دید در کدام یک از روش‌های افتالموسکوپ وسیع‌تر است؟ پاسخ: افتالموسکوپ غیر مستقیم.
 - ۶- در افتالموسکوپ غیر مستقیم، اگر عدسی همگرا را از چشم بیمار کم دور کنیم و اندازه‌ی تصویر کوچک شود، ناهنجاری چشم بیمار از چه نوعی است؟ پاسخ: دوربینی.

گزارش اشکالات: تلگرام @kfxray13، کانال نوای یار: @navayar، عشق بورزید. ۳۱ تیر ۱۳۹۵

