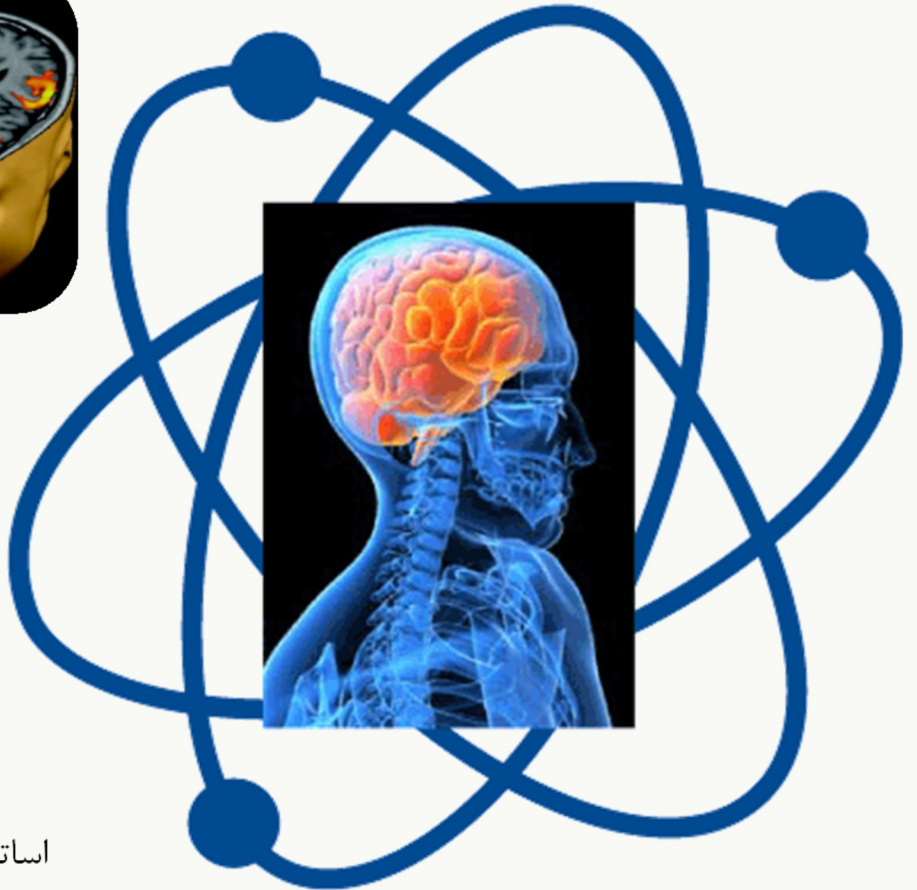




کتاب راه فزریک پزشکی



مؤلفین:

دکتر سید محمد جواد مرتضوی

دکتر علیرضا مهدی زاده

مهندس محمد مهدی موحدی

اساتید گروه فیزیک و مهندسی پزشکی

دانشگاه علوم پزشکی شیراز

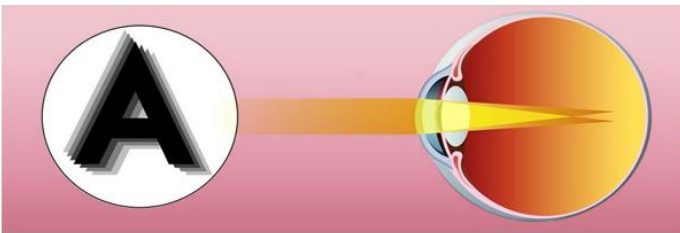
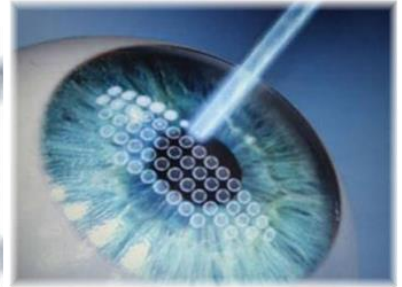
ویراستار: محسن استواری

صفحه	سرفصل مطالب
۳.....	۱- نور و دیدگانی.....
۱۵.....	۲- فراصوت.....
۳۵.....	۳- امواج پر فرکانس.....
۵۰.....	۴- اشعه ایکس و کاربرد آن در پزشکی.....
۸۲.....	۵- پزشکی هسته‌ای.....
۹۶.....	۶- حفاظت پرتویی.....
۱۰۴.....	۷- رادیو بیولوژی.....
۱۲۲.....	۸- رادیوتراپی.....

فیزیک پزشکی علمی است که به کاربرد دانش فیزیک در تشخیص و درمان بیماری‌ها می‌پردازد.

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

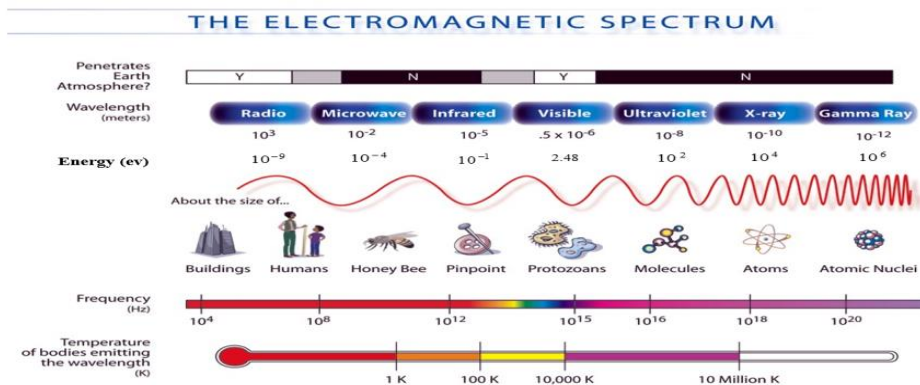
فصل اول: نور و دیدگانی



در این فصل ابتدا مقدمه ای درباره فیزیک نور و کاربرد های نور در پزشکی بیان شده و در ادامه به بررسی ساختارهای اپتیکی چشم، ناهنجاری های اپتیکی چشم و روش های تشخیص و اصلاح آنها پرداخته شده است.

مروری بر فیزیک نور

کهن ترین پژوهش ها درباره ویژگی ها و رفتار نور به وسیله ایرانی ها و یونانی ها انجام گرفته است. "ابن هیثم" یکی از برجسته ترین دانشمندان در این زمینه است. او در سده یازدهم میلادی و حدود ۶۵۰ سال قبل از نیوتن در کتاب المناظر خود به مطالعه ویژگی های نور و بررسی فرآیند بینایی پرداخت. او برای نخستین بار از دوربین سوراخ سوزنی و اتاقک تاریک در آزمایش هایش جهت بررسی خواص نور استفاده نمود. نیوتن در دهه ۱۶۴۰ میلادی درباره ویژگی های نور و به ویژه پدیده شکست نور تحقیق می کرد. نیوتن معتقد بود که نور جریانی از ذرات کوچک است که به خط مستقیم در فضا حرکت می کنند. هم زمان با نیوتن، هویگنس طرفدار توضیح دیگری بود که در آن حرکت نور به صورت موجی است و از چشمه های نوری به تمام جهات پخش می شود. هویگنس با به کار بردن امواج اصلی و موجک های ثانوی، قوانین بازتاب و شکست را تشریح کرد. پدیده های تداخل و پراش با استفاده از دیدگاه موجی بودن نور توجیه می شوند. حدود ۲۰۰ سال بعد از هویگنس، پلانک دیدگاه دیگری را در مورد ماهیت نور بیان کرد. بر پایه این دیدگاه انرژی چشمه نور به طور ناپیوسته گسیل می شود و پرتوهای نور از بسته های کوچک انرژی تشکیل شده اند. همچنین انرژی پرتو نور متناسب با فرکانس مربوط به آن پرتو نوری است $E = hf$. ضریب تناسب در این رابطه $h = 6.625 \times 10^{-34} J \cdot sec$ ثابت پلانک نامیده می شود. این نظریه توسط اینشتین تأیید و کامل شد. او بسته های کوچک انرژی پرتوهای نور را فوتون نامید و همچنین با استفاده از این نظریه توانست پدیده فوتوالکتریک را توجیه کند. اینشتین برخلاف پلانک، هیچ گاه دیدگاه موجی بودن نور را نپذیرفت. چند سال بعد از توضیح پدیده فوتوالکتریک توسط اینشتین، لویی دو بروی نشان داد که نور هم از امواج و هم از ذرات تشکیل شده است و در واقع این ها دوروی یک سکه هستند و دو دید متفاوت از یک واقعیت را نشان می دهند. بر اساس نظریه دو بروی، هر ذره در حال حرکت یک موج وابسته به خود دارد که طول موج آن با معکوس اندازه حرکت ($p = mv$) ذره متحرک متناسب است $\lambda = \frac{h}{p}$. با این نظریه، دو بروی توانست دیدگاه ذره ای و دیدگاه موجی نور را با هم سازش دهد. پس از آن ماکسول تئوری الکترومغناطیسی نور را ارائه کرد که بسیار کامل تر از تئوری های قبلی نور بود. بر اساس این تئوری، نور دیدگانی گستره ای از طیف امواج الکترومغناطیسی است که به وسیله چشم احساس شده و باعث دیدن می شود. دامنه طول موج های نور دیدگانی در محدوده ۴۰۰ - ۸۰۰ نانومتر است.



شکل ۱-۱: طیف امواج الکترومغناطیس

امواج الکترومغناطیسی امواج عرضی هستند که با سرعت $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ در خلأ منتشر می شوند. این امواج از نوسان دو میدان الکتریکی و مغناطیسی عمود بر هم در فضا تشکیل می شوند. در امواج الکترومغناطیس، انرژی و طول موج فوتون ها با رابطه $E(\text{eV}) = \frac{12400}{\lambda(\text{\AA})}$ به هم مرتبط می شوند. هر جسمی که دارای دمایی بیش از صفر مطلق باشد، فوتون های الکترومغناطیسی تابش می کند. رابطه شدت فوتون های تابش شده با دمای جسم به صورت $W = \epsilon \sigma T^4$ است. در این رابطه σ ثابت استفان-بولتزمن و ϵ پایای تابندگی سطح تابشی است. طبق قانون وین (Wien)، طول موجی که دارای بیشترین شدت در تابش جسم است با دمای آن رابطه معکوس دارد ($\lambda = \frac{b}{T}$) که b ثابت جابه جایی وین نام دارد.

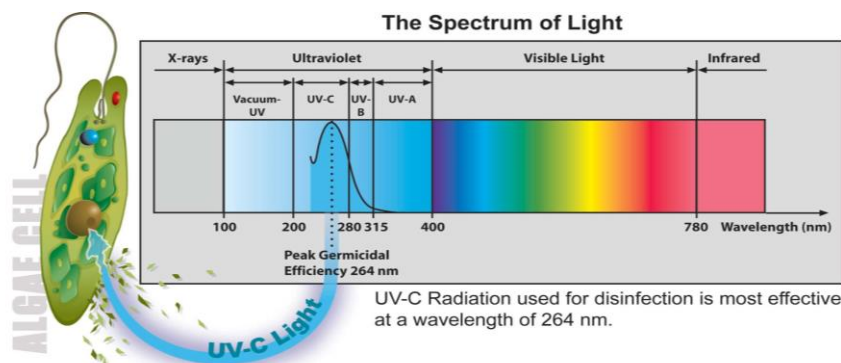
کاربرد نور در پزشکی

برای معاینه معمولی یک بیمار، دیدن و بررسی رنگ پوست و یا وجود ساختمان‌های ناهنجار روی بدن کاری روزمره است. در معاینه پوست پی بردن به بیماری‌های مربوطه آن‌چنان 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 موردنظر برسانیم و همچنین بازتاب 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. همه پرتوهایی که نسبت به محور نوری فیبر نوری با زاویه 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
آفتالموسکپی Ophthalmoscopy اوتوسکپی Otoscopy لارینگوسکپی Laryngoscopy نیزوسکپی Nasoscopy اندوسکپی Endoscopy	درمان یرقان (زردی) نوزادان ($\lambda=4050\text{A}$) درمان بیماری‌های پوستی : ۱- درمان پسوریازیس با UVB ۲- درمان آکنه و لگاریسی ۳- درمان آگزما، درماتیت اتوپیک، بثورات نوری پلی مورفیک، ویتیلیگو، لیکن پلان و مایکوزیس فونگوئیدز رنگ درمانی درمان فوتودینامیک

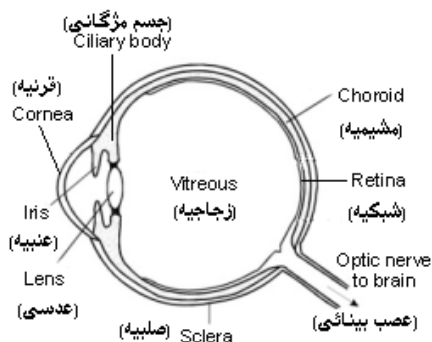
همچنین پرتوهای نور UVC با طول موج ۲۶۴ نانومتر بیشترین کارایی را در کشتن میکروب‌ها دارند و از آن‌ها برای ضدعفونی کردن وسایل گوناگون استفاده می‌شود.



شکل ۱-۲: بخشی از پرتو فرابنفش که در فرآیند ضدعفونی کردن استفاده می‌شود.

مروری بر ساختارهای اپتیکی چشم:

اشک اولین لایه اپتیکی چشم است که اکسیژن هوا را در خود حل می‌کند و به سطح قرنیه که رگ خونی ندارد اکسیژن‌رسانی می‌کند. اختلال در عملکرد این لایه باعث خشکی، سوزش و خارش چشم می‌شود. دومین لایه و مهم‌ترین بخش اپتیکی چشم قرنیه (Cornea) است که یک بافت زنده شفاف به شمار می‌رود. سطح قدامی قرنیه تقریباً کروی است و این سطح دوسوم 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. ناحیه اطراف مردمک را عنبیه (iris) می‌نامند.



شکل ۱-۳: ساختارهای اپتیکی چشم

عدسی یکی از مهم‌ترین بخش‌های اپتیکی چشم است که توانایی واضح دیدن 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 لایه هم‌مرکز تشکیل شده که ضریب شکست بخش مرکزی آن از بخش‌های کناری بیشتر است. برای اینکه چشم بتواند اجسام را در فواصل مختلف ببیند، لازم است عدسی چشم تغییر انحناء بدهد. مثلاً، هنگامی که به جسمی در فاصله 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 فاصله ۳۰ الی ۳۵ سانتی‌متری نگاه کنیم، عدسی چشم، توان خود را افزایش داده و تحدب آن تغییر می‌کند. این تغییرات تحدب عدسی چشم را **تطابق (Accommodation)** گویند که به وسیله اجسام مژگانی انجام می‌گیرد. میزان تطابق در کودکان، به علت نرم بودن عدسی چشمشان 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 سازنده عدسی افزایش می‌یابد. در این حالت میزان تطابق چشم کاهش می‌یابد. حال اگر میزان کاهش تطابق، دردی 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 فاصله دور مشکل نداشته باشد از عینک تک دید 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 فاصله دور و نزدیک تصحیح می‌کند 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: ۱- کهولت سن (شایع‌ترین علت)- ۲- ضربه به سر که موجب اختلال در تغذیه عدسی می‌شود- ۳- اشعه‌ی X و فرابنفش، اشعه گاما- ۴- دیابت- ۵- نقصان‌های مادرزادی- ۶- سوءتغذیه- ۷- مصرف طولانی‌مدت بعضی از داروها مثل کورتون‌ها

علائم: ۱- دوبینی اشیاء- ۲- تاری دیدن 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. ۳- کدر شدن و به رنگ سفید شیری درآمدن مردمک‌ها

روش درمان: در گذشته جراح چشم عدسی را وقتی کاملاً کدر شده بود از چشم خارج می‌کرد و دید را با عینک اصلاح می‌نمود. در روشی جدیدتر موسوم به اکس‌تر نال از عدسی‌ای که از جنس کریستال و گونه‌ای پلاستیک است استفاده می‌شود که جایگزین عدسی چشم می‌شود. روش دیگر درمان آب‌مروارید 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 به اصطلاح 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 شده است 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 لکه زرد (Macula) نامیده می‌شود. لکه زرد برای کارهای دقیق مثل خواندن و رانندگی لازم است. سلول‌های حساس به نور دارای دو نوع مخروطی و استوانه‌ای هستند. یاخته‌های مخروطی گونه‌ای از یاخته‌های گیرنده نور هستند که به مغز توانایی دیدن رنگ‌ها و جزئیات ظریف اشیاء را می‌دهند و بیشتر در نور قوی تحریک می‌شوند. گودی مرکزی (fovea) که بیشترین تراکم یاخته‌های مخروطی چشم را دارد است در لکه 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 آن موجب بیماری **شب کوری (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 لکه زرد است.

در محل ورود اعصاب بینایی و همچنین مویرگهای خونی به چشم در شبکیه، بینایی وجود ندارد. این قسمت از شبکیه **نقطه کور** (Blind spot) نامیده می‌شود. نقطه کور فاقد سلول گیرنده 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 برای نخستین بار در قرن هفدهم توسط فیزیک‌دان فرانسوی، ماریوت، کشف شد.

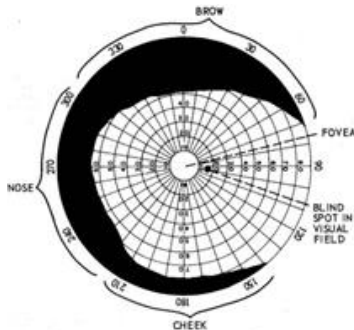
آزمایش: صورت خود را به فاصله چند سانتیمتری صفحه قرار دهید. چشم‌چپ خود را ببندید و به مستطیل خیره شوید (شکل ۱-۴). به آرامی صورت خود را از صفحه دور کنید، در نقطه‌ای دایره محو خواهد شد. این نقطه تقریباً در فاصله ۲۰ سانتیمتری از صفحه رخ می‌دهد (۳ برابر فاصله مستطیل و دایره). با دور شدن بیشتر از صفحه، دایره دوباره هویدا خواهد شد. همان آزمایش را می‌توان با بستن چشم راست و نگریستن به دایره انجام داد.



شکل ۱-۴: آزمایش نقطه کور چشم

اطلاعات تصویری که روی شبکیه تشکیل می‌شود توسط سلول‌های گیرنده نور تبدیل به سیگنال الکتریکی شده و به وسیله اعصاب بینایی به مغز منتقل می‌شود. به فضایی که چشم در حال سکون و بدون تغییر جهت می‌تواند تمام نقاط آن را به‌طور هم‌زمان مشاهده کند، **میدان بینایی** می‌گویند. میدان بینایی به دو ناحیه 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 باهم ترکیب شده و به نیمکره 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 چشم‌چپ و راست بر هم منطبق نگردند، **دوبینی (Diplopia)** رخ می‌دهد.

در بیماری‌های مختلف چشم به‌ویژه در آب‌سیاه (glaucoma)، بیماری‌های شبکیه 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 ۱-۵: نقشه پریمتری با نمایش میدان دید برای چشم راست

آب‌سیاه (glaucoma): 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 آسیب رسیدن به رشته‌های عصب چشمی به وجود می‌آیند. این مشکل به تدریج به بینایی چشم مبتلا به صورت ماندگار آسیب می‌رساند و در صورتی که عدم درمان حتی می‌تواند منجر به کوری شود.

علائم: تغییر مداوم نمره 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 یک‌طرف در سمت بینی میدان دید
مراحل پیشرفته: ۱- بزرگ‌تر شدن نواحی از دست رفتن دید، معمولاً در هر دو چشم- ۲- سفت شدن کره چشم- ۳- وجود نقاط کور در میدان دید- ۴- نامناسب بودن دید در شب

روش تشخیص: معاینات چشم از جمله آزمون میدان دید، تونومتری یا فشارسنجی (اندازه‌گیری فشار درون کره چشم) و افتالموسکوپي (مشاهده پشت چشم) و OCT.

توان نوری قسمت‌های مختلف چشم

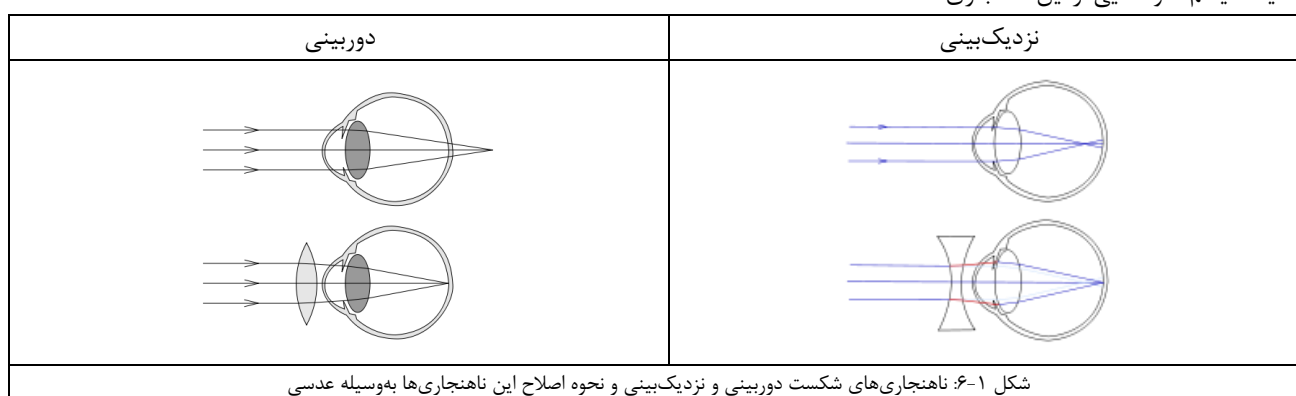
در مسیر رسیدن نور به شبکیه دیوپترهای مختلفی قرار دارند که به ترتیب سطح جلویی قرنیه (مرز بین هوا و قرنیه) با توان $P = +48.83 D$ ، سطح پشتی قرنیه (مرز بین قرنیه و زلالیه) با توان $P = -5.88 D$ ، سطح جلویی عدسی (مرز بین زلالیه و عدسی) با توان $P = +8.3 D$ و سطح پشتی عدسی (مرز بین عدسی و زجاجیه) با توان $P = +13.83 D$ هستند.

چشم سالم

هنگامی که پرتوهای موازی نور (جسم در فاصله دور) به یک چشم سالم برخورد می‌کند، شکست آن‌ها به گونه‌ای است که روی شبکیه همگرا می‌شوند (محل تصویر جسم). چشم سالم با انجام تطابق می‌تواند از اجسامی که در فاصله‌های کمتری هستند هم تصویر مناسبی روی شبکیه ایجاد کند. دورترین نقطه‌ای که چشم بدون انجام تطابق قادر به دیدن آن است، **نقطه دور (P.R.)** و نزدیک‌ترین نقطه‌ای که با انجام بیشترین تطابق می‌تواند ببیند را **نقطه 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- کوچک بودن کره چشم (شایع‌ترین دلیل) ۲- کم بودن ضریب شکست عدسی (دیابت) ۳- حرکت عدسی به سمت عقب ۴- کاهش انحنای قرنیه (مادرزادی)	۱- افزایش طول قدامی خلفی چشم ۲- زیاد بودن قدرت انکساری اجزا اپتیکی چشم ۳- افزایش ضریب شکست اجزا اپتیکی چشم ۴- تطابق بیش از حد (اسپاسم تطابقی)	دلایل ناهنجاری
۱- دوربینی ساده ۲- دوربینی پاتولوژیک ۳- دوربینی Functional	۱- نزدیک‌بینی انحنایی ۲- نزدیک‌بینی ضریب شکستی ۳- نزدیک‌بینی موقعیتی	انواع
کاهش بینایی، سردرد به خصوص در پشت سر و گاهی سردرد در ناحیه پیشانی و گیجگاهی، اشک ریزش، قرمزی چشم، فوتوفوبیا (ترس از نور)، خستگی چشم و خستگی عمومی بدن	کاهش بینایی در نگاه دور، تنگ کردن شکاف پلکی و یا جمع کردن پلک‌ها، فوتوفوبیا (ترس از نور)، سردرد به خصوص در پشت سر و گاهی سردرد در ناحیه پیشانی و گیجگاهی، خستگی چشم و خستگی عمومی بدن	علائم
استفاده از عدسی کروی همگرا	استفاده از عدسی کروی واگرا	اصلاح

استفاده از آفتالموسکوپ برای تعیین میزان دوربینی یا نزدیک‌بینی:

با به کارگیری آفتالماسکوپ (Ophthalmoscope) 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. شماره عدسی آفتالموسکوپ همان شماره عینک اصلاحی چشم است.

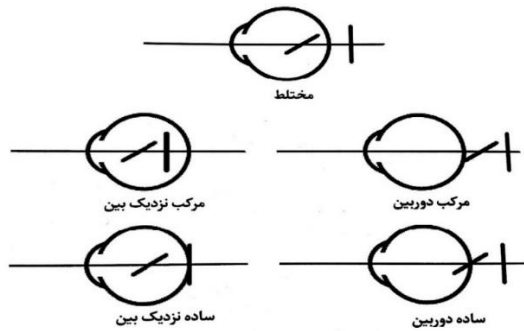
آستیگماتیسم

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)؛ در این صورت 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 با دو شعاع انحنای متفاوت هستند و اگر این دو نصف‌النهار بر هم عمود باشند آستیگماتیسم منظم و در غیر این صورت به آن آستیگماتیسم نامنظم می‌گویند. تصاویر در چشم آستیگمات به دلیل انکسار نامساوی در قسمت‌های مختلف قرنیه کاملاً بر روی شبکه متمرکز نمی‌شوند. بنابراین در چشم آستیگمات هم تصویر اشیاء دور و هم تصویر اشیاء نزدیک تار می‌شوند.

گونه‌های آستیگماتیسم

الف) آستیگماتیسم منظم:

در این آستیگماتیسم دو نصف‌النهار عدسی چشم بر هم عمودند. این نوع آستیگماتیسم تصحیح پذیر می‌باشد. نصف‌النهارهای دستگاه آستیگمات بیشتر به صورت عمودی-افقی اند. اگر خمش قرنیه در راستای عمودی بیشتر از خمش آن در راستای افقی باشد، این نوع از آستیگماتیسم را آستیگماتیسم باقاعده^۲ یا مستقیم می‌نامند و اگر خمش قرنیه در راستای افقی بیشتر باشد، به آن آستیگماتیسم خلاف قاعده^۳ یا وارونه می‌گویند. در صورتی که نصف‌النهارهای دستگاه آستیگمات عمود بر هم باشند ولی به صورت عمودی-افقی نباشند، آستیگماتیسم مایل نامیده می‌شود. آستیگماتیسم منظم شامل ۳ نوع به نام‌های ۱. ساده (simple) ۲. مرکب (compound) ۳. مختلط (mixed) می‌باشد. در آستیگماتیسم ساده یکی از کانون‌ها روی شبکه و کانون دیگر در نوع نزدیک‌بین در جلوی شبکه و در نوع دوربین در پشت شبکه قرار دارد. در آستیگماتیسم مرکب هیچ‌یک از کانون‌ها روی شبکه نیستند و هر دو در یک طرف شبکه، جلو (نوع نزدیک‌بین) یا پشت (نوع دوربین)، قرار دارند اما در آستیگماتیسم مختلط یکی از کانون‌ها در جلو و دیگری در پشت شبکه قرار دارد.



شکل ۷-۱: انواع آستیگماتیسم‌های منظم در چشم

ب) آستیگماتیسم نامنظم:

در این آستیگماتیسم نصف‌النهارهای سیستم آستیگمات در راستاهای گوناگون باهم 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 معاینه کننده نتیجه نهایی را تعیین می‌کند. رتینوسکوپی^۴ و کراتوسکوپی جزء روش‌های objective و تیزیمنی، چارت آستیگماتیسم و استوانه متقاطع جکسن^۵ جزء روش‌های subjective هستند.

رتینوسکوپی یا اسکياسکوپي؛ این روش بر پایه‌ی آزمایش‌ها و دیده‌های پزشک است و بیمار در آن نقش ندارد بنابراین برای پی بردن به ناهنجاری‌های چشم به‌ویژه در کودکان بسیار ارزشمند است. هنگامی که چشم را در روش آفتالماسکوپي 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 شبکه است که معاینه کننده از روی حالت این سرخی مردمک به شکلی که توضیح داده خواهد شد، به ناهنجاری چشم پی می‌برد.

^۱Meridian

^۲Regular

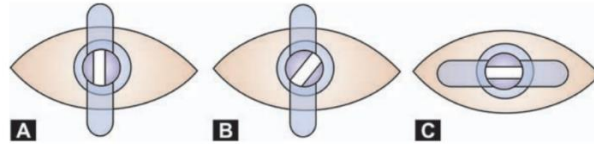
^۳Irregular

^۴Retinoscopy

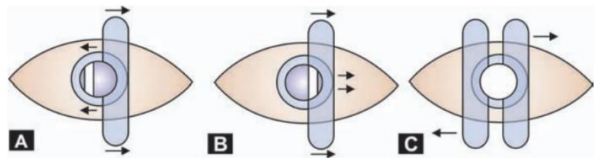
^۵Jackson cross cylinder

^۶Skiascopy

ابتدا به وسیله آفتالماسکوپ، نوری در راستای عمودی یا افقی (۲۷۰-۹۰ یا ۱۸۰-۰) را روی چشم بیمار می‌اندازیم، اگر تصویر ایجاد شده روی مردمک، موازی محور نوری بود که به وسیله آفتالماسکوپ روی چشم افتاده است، چشم احتمالاً آستیگمات منظم با نصف‌النهارهای عمودی-افقی است که آستیگمات بودن را می‌توان با چرخش زاویه آفتالماسکوپ امتحان کرد (شکل ۱-۸ و ۱-۹). اگر با چرخش زاویه آفتالماسکوپ تصویر روی مردمک از حالت موازی با محور نور خارج شد، چشم آستیگمات بوده ولی اگر موازی ماند نزدیک-بین یا دوربین بوده است. بر اساس حرکت تصویر می‌توان بیماری را تشخیص داد.



شکل ۱-۸: بررسی آستیگماتیسم به روش سایه بینی. 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 ۱-۹: تعیین توان همگرایی موردنیاز در هر راستا به روش سایه بینی. A- حرکت سایه در خلاف جهت حرکت نور. B- حرکت سایه در جهت حرکت نور. C- نقطه خنثی.

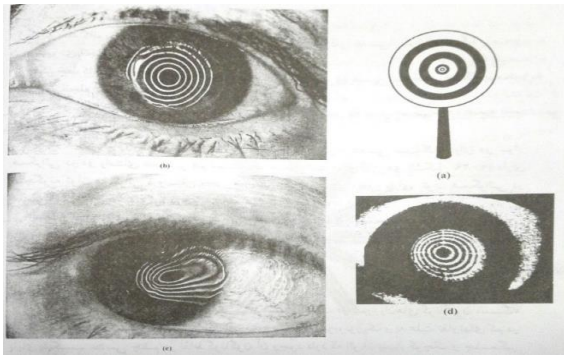
حالا اگر در راستای عمودی یا افقی نور روی چشم انداختیم و تصویر روی مردمک موازی نور حاصل از آفتالماسکوپ نبود، آستیگماتیسم منظم مایل در چشم وجود دارد. در این صورت آن قدر زاویه آفتالماسکوپ را تغییر می‌دهیم تا تصویر و نور باهم موازی گردند. حالا این زاویه و زاویه ۹۰ درجه کمتر یا بیشتر از آن دو محور این چشم آستیگمات را می‌سازند. مثلاً اگر یکی از محورها ۶۰ درجه باشد محور دیگر ۱۵۰ درجه (۳۳۰ درجه) است. بعد از پیدا شدن محورها، بقیه‌ی مراحل تقریباً مشابه نزدیک‌بینی و دوربینی است مثلاً فردی را در نظر بگیرید که یک محور چشم او در زاویه ۲۰ درجه است پس محور دیگر در زاویه 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 ناحیه‌ای مورد بررسی در یک لحظه روشن شود و با اندکی جابه‌جایی کاملاً تاریک شود (شکل ۱-۸ و ۱-۹). 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: صفحه‌ی ساعت 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 ساده نزدیک‌بین و یا آستیگماتیسم ساده دوربین درمان شود. برای مثال در درمان آستیگماتیسم ساده 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 صفحه ساعت استفاده می‌کنیم.

آستیگماتیسم نامنظم

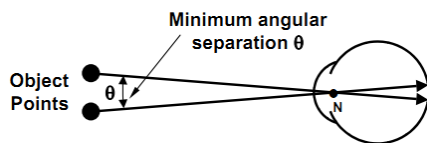
آستیگماتیسم نامنظم قرنیه‌ای را با دیدن بازتاب نور از سطح قرنیه به سادگی می‌توان تشخیص داد. در این کار صفحه‌ی پلاسیدو (placido disk) و یا کراتوسکوپ به کار می‌برند. صفحه‌ی پلاسیدو، صفحه‌ای دایره‌ای است که روی آن دایره‌های سیاه و سفید هم مرکزی رسم شده و در مرکز دارای زاویه‌ی کوچکی است. در کراتوسکوپی بازتاب این دایره‌های هم‌مرکز از قرنیه و از سوراخ موجود در آن دیده و یا عکس برداری می‌گردد. تغییر شکل دایره‌ها در آستیگماتیسم قرنیه‌ای به آسانی قابل تشخیص است (شکل ۱-۱۰).



شکل ۱-۱: a- صفحه‌ی پلاستیدو b- نمای کراتوسکوپی چشم سالم c و d- نماهای آستیگماتیسم در کراتوسکوپی

تیزبینی

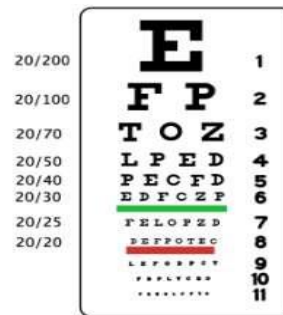
تیزبینی توان تفکیک چشم یا قابلیت مشاهده مجزای دونقطه مجاور هم است. تیزبینی در یک‌فاصله‌ی مشخص به‌وسیله کوچک‌ترین جسمی که می‌توان آن را به‌خوبی دید، اندازه گرفته می‌شود. در اندازه‌گیری تیزبینی از اندازه‌گیری زاویه دید استفاده می‌شود. این زاویه از رسم دو انتهای شی به مرکز دیدگانی چشم به دست می‌آید. از این اصل در آزمون اسنلن (Snellen test) استفاده می‌شود.



شکل ۱-۱: زاویه تفکیک دو منبع نورانی

روش بالینی برای نمایش تیزبینی به‌کارگیری کسری است که نسبت دو فاصله را نشان می‌دهد. برای اندازه‌گیری تیزبینی، تابلو اسنلن در فاصله 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 فاصله ۶ متری، حروفی را تفکیک کند که باید از فاصله ۶۰ متری قادر به دیدن آن باشد گفته می‌شود که دید ۶/۶۰ یا ۲۰/۲۰۰ است. هرگاه شخص در فاصله ۶ متری بتواند حروفی را تشخیص دهد که باید تنها از فاصله ۴ متری آن‌ها را ببیند می‌گویند که فرد دارای دید ۶/۴ است. اندازه روشنایی اثر زیادی روی تیزبینی دارد از این‌رو روشنایی تابلوهای اسنلن باید دارای حد استاندارد باشد.

Diopter Measure	۲۰/۲۰ Measure
-۰.۵۰	۲۰/۳۰
-۰.۷۵	۲۰/۴۰
-۱.۰۰	۲۰/۵۰
-۱.۲۵	۲۰/۷۰
-۱.۵۰	۲۰/۱۰۰
-۲.۰۰	۲۰/۱۵۰
-۲.۵۰	۲۰/۲۰۰

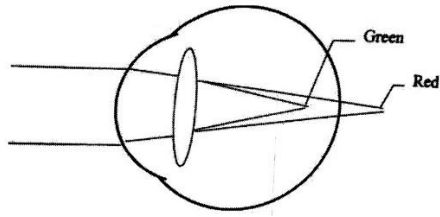


شکل ۱-۱۲: حروف اسنلن برای اندازه‌گیری تیزبینی و جدول تقریبی تبدیل تیزبینی به توان عدسی اصلاح‌کننده چشم

کسر تیزبینی بر اساس حداقل زاویه تفکیک چشم سالم به دست می‌آید. بنابراین فرد با تیزبینی ۶/۱۲ اجسام در فاصله ۶ متری را می‌تواند به‌وضوح ببیند درحالی‌که فرد سالم همان جسم را در فاصله ۱۲ متری هم با جزئیات می‌تواند مشاهده کند.

آزمون سبز-قرمز

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 طول‌موج‌های مختلف متفاوت است در نتیجه طول‌موج‌های 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 ۱-۱۳)



شکل ۱-۱۳: 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 کانونی شدن 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 زیادتر 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 دورنگ یکسان شود و بیمار بتواند خط ۱۵/۲۰ یا ۲۰/۲۰ را به‌خوبی ببیند.

دید دوچشمی:

در دید دوچشمی، محورهای دید چشم سالم برای مشاهده یک جسم در یک نقطه به نام نقطه تثبیت^(۱) همگرا می‌شوند. در این صورت تصویر جسم در هر دو چشم به‌صورت جداگانه بر روی لکه زرد شبکیه تشکیل می‌گردد؛ و به‌منظور درک تصویری یگانه از جسم، این تصاویر به‌صورت فیزیولوژیک به هم جوش خورده که این فرآیند را دید دوچشمی می‌نامند.

نقاط همخوان و هوروپتر^۲:

حفره‌ی مرکزی لکه زرد هر دو چشم را که پس از تشکیل تصویر در هر دو آن‌ها عمل جوش تصاویر رخ می‌دهد، نقاط همخوان شبکیه می‌گویند. علاوه بر دو حفره مرکزی نقاط همخوان دیگری هم در شبکیه چشم‌ها وجود دارد؛ اگر دو شبکیه روی هم جای گیرند به‌گونه‌ای که دو لکه زرد و دو روزان عمودی چشم‌ها روی هم منطبق گردند، نقاط دیگر شبکیه که بر روی هم افتاده‌اند، نقاط همخوان هستند. می‌توان تعیین کرد که در یک حالت ویژه 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 ویژه چشم می‌نامند.

میدان بینایی^۳:

به فضایی که چشم در حال سکون و بدون تغییر جهت می‌تواند تمام نقاط آن را به‌طور هم‌زمان مشاهده کند، میدان بینایی می‌گویند. بیش‌تر جاهای شبکیه (به‌جز نقطه کور) می‌تواند احساس‌های بینایی به وجود آورد ولی میدان بینایی مؤثر به‌وسیله برآمدگی‌های بینی و ابروها و گونه‌ها محدود می‌گردد.

لوچی^۴:

دید دوچشمی به عملکرد صحیح سیستم عصبی و عضلات شش‌گانه خارجی چشم بستگی دارد. این عضلات شامل راست (رکتوس) فوقانی، راست تحتانی، ابلیک (مایل) فوقانی، ابلیک تحتانی، راست داخلی و راست خارجی می‌باشند. در صورتی که عملکرد عضلات دچار اختلال گردد دید دوچشمی میسر نمی‌گردد. در این صورت محورهای دید از راستای طبیعی خود منحرف می‌گردند و ناهنجاری موسوم به دوبینی بروز می‌کند. در نتیجه تصاویر تشکیل شده بر روی شبکیه‌ها درست بر هم منطبق نمی‌گردند و فرد تصاویر دوگانه از یک جسم واحد مشاهده می‌کند. در صورتی که نبود هماهنگی با کوشش چشم‌ها از میان برداشته شود به‌گونه‌ای که راستای درست چشم‌ها برقرار باشد، این حالت را لوچی نهان یا هتروفوریا^(۵) 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 هتروتروپیا^(۶) به وجود می‌آید.

لوچی آشکار بر حسب انحراف محورهای دید چشم به چهار دسته تقسیم می‌گردد:

^۸ Corresponding points and Horopter

^۹ Visual Field

^{۱۰} Strabismus

^{۱۱} Heterophoria

^{۱۲} Heterotropia

۱) اگزوتروپی^{۱۳} یا برون‌گرایی: امتداد محور اپتیکی چشم‌ها به سمت خارج منحرف می‌گردند؛ زیرا عضله راست خارجی پرکار می‌شود یا عضله راست داخلی کم‌کار می‌شود. به منظور تصحیح اگزوتروپی از منشور استفاده می‌شود. بدین منظور قاعده منشور در طرف داخل چشم قرار می‌گیرد. (شکل ۱-۱۴)

۲) ایزوتروپی^{۱۴} یا درون‌گرایی: در این حالت محورهای اپتیکی چشم به سمت داخل می‌چرخند که ناشی از نقص در عملکرد عضله راست خارجی است. بنابراین قاعده منشور را باید در طرف خارج چشم قرارداد (شکل ۱-۱۴).

۳) هایپرتروپی^{۱۵} 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.

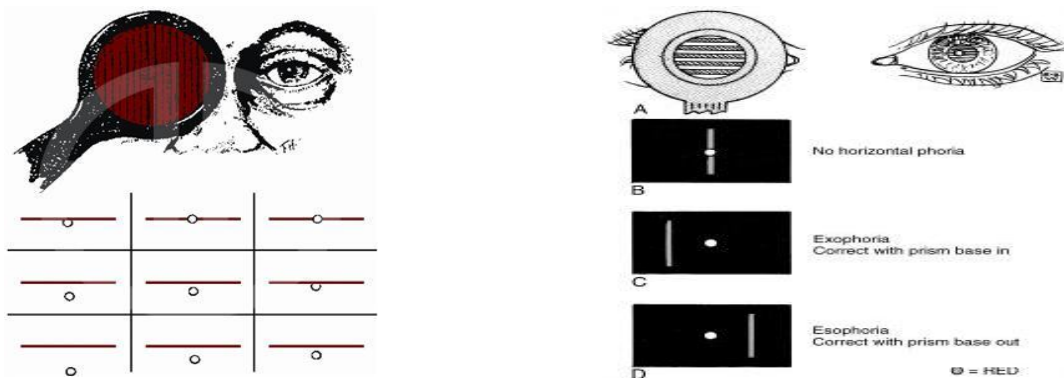
۴) سیکلوتروپی^{۱۶}: اگر نصف‌النهار عمودی قرنیه نسبت به محور قدامی خلفی چشم بچرخد به این دوبینی سیکلوتروپی می‌گویند.



شکل ۱-۱۴: انواع لوچی

نحوه تشخیص لوچی نهان:

آسان‌ترین و پرکاربردترین روش برای بی‌بردن به هتروفوریا (لوچی نهان) استفاده از میله‌های مادوکس می‌باشد. میله‌های مادوکس دسته میله‌های شیشه‌ای هستند که در عینک آزمون بیمار قرار داده می‌شود. اگر جسم نقطه‌ای نورانی در مقابل چشم بیمار قرار داده شود، بر روی میله‌ها یک خط نورانی تشکیل می‌گردد. در این صورت از بیمار خواسته می‌شود که جسم نورانی را ملاحظه کند. اگر خط نورانی بر روی میله مادوکس، بر روی منبع نورانی نقطه‌ای تلافی نکند، بیمار دچار دوبینی می‌باشد. (شکل ۱-۱۵)



شکل ۱-۱۵: نحوه استفاده از میله‌های مادوکس؛ برای مشاهده انحراف‌های عمودی باید میله‌ها را به صورت افقی و برای انحراف‌های افقی میله‌ها را به صورت عمودی قرارداد.

علت‌های به وجود آمدن دوبینی

۱- نادرستی ماهیچه‌های گرداننده چشم که این نادرستی ممکن است به دلیل کوتاهی، بلندی یا فلج شدن یکی از آنها باشد.

^{۱۳} Exotropia
^{۱۴} Esotropia
^{۱۵} Hypertropia
^{۱۶} Cyclotropia

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 ۱-۱۶: چگونگی تصحیح اگزوفوریا و ایزوتروپیا با استفاده از منشور

اصلاح دوبینی:

برای تصحیح دوبینی از منشور استفاده می‌شود. برای تصحیح اگزوفوریا قاعده منشور به سمت داخل و برای تصحیح ایزوتروپیا قاعده منشور به سمت خارج چشم قرار می‌گیرد (شکل ۱-۱۶).

درمان دوبینی:

بدین منظور برخی از دوبینی‌ها را با جراحی و کوتاه کردن تاندون ماهیچه‌ای که بلندتر از اندازه طبیعی است یا کوتاه کردن ماهیچه روبروی ماهیچه‌ای که کوتاه‌تر از اندازه طبیعی است اصلاح می‌کنند.

نسخه‌ی تجویز عینک:

پس از تشخیص ناهنجاری شکست، پزشک عدسی‌های تصحیح کننده را تجویز می‌کند. در نسخه‌ی تجویز شده از علامت‌های اختصاری زیر استفاده می‌شود. در این نسخه از کلمه‌ی OD (Oculus Dexter) یا RE به معنی چشم راست و OS (Oculus Sinister) یا LE و یا OU (Oculus Uterque) به معنی چشم چپ استفاده می‌شود. پس از تعیین توان عدسی اصلاح کننده 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 دست آید (شکل ۱-۱۷).

PATIENT NAME (Last Name, First Name) Dee, John

DATE 01, 01, 13 EXPIRATION 01, 01, 14

PD 30/30
Pupillary distance (PD) helps your pupils align with the center of your lenses which improves visual performance

ADD 2.00
Refers to magnifying power needed to correct presbyopia

PRIMARY RX Match Phor BC OC UFD

	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

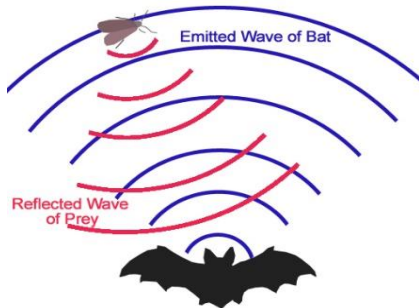
Prism Represents the amount of prismatic power needed for your eyes

شکل ۱-۱۷: نمونه‌ای از نسخه تجویز عینک

فصل دوم: فراصوت



این فصل شامل: مقدمه ای درباره فیزیک امواج صوتی و فراصوت، برهمکنش امواج فراصوت با بافت، اثر پیزوالکتریک و مولد های فراصوت ساده، مشخصه های پالس پرتو فراصوت (فرکانس تکرار پالس و طول پالس) و قدرت تفکیک فضایی سیستم تصویربرداری فراصوت، میدان های دور و نزدیک و کانونی کردن پرتو فراصوت، آشکارسازی پرتو ها، اثر دوپلر و تصویربرداری فراصوت دوپلری و اثرات بیولوژیک امواج فراصوت می باشد.



امواج صوتی و فراصوت

صوت یک انرژی مکانیکی است که به وسیله موج های فشاری (تغییر فشار) در یک ماده منتقل می شود. تغییرات دوره ای در فشار ماده (هوا یا آب یا آهن) به وسیله نیروهایی که روی مولکول ها تأثیر می گذارند ایجاد می شوند و آن ها را به نوسان حول نقطه ی میانگین (حالتی که نیرویی به آن ها وارد نمی شود) خود وامی دارد؛ چون حرکت مولکول ها (ذرات) تکرار شونده است به آن واژه دوره اطلاق می شود. این واژه برای هرگونه حرکت مولکول ها (جابه جایی ذرات، تراکم مولکول ها، فشار و سرعت ذرات) که بعد از زمانی مشخص دوباره اتفاق بیافتند، به کار می رود. فرکانس (بسامد) موج، تعداد نوسانات (حرکت جلو و عقب) که مولکول در یک ثانیه انجام می دهد یا تعداد دوره هایی که در یک ثانیه تکرار می شود گفته می شود. برای مقایسه بین دو فرکانس، فرکانس بیشتر به معنی انجام چرخه های سریع تر و کامل شدن تعداد بیشتری چرخه در یک ثانیه نسبت به حرکات با فرکانس پایین تر است. صوت تغییرات فشاری است که گوش انسان می تواند شناسایی کند که فرکانس های **20-20000 cycle/second** است که به آن هرتز (**Hz**) می گویند.

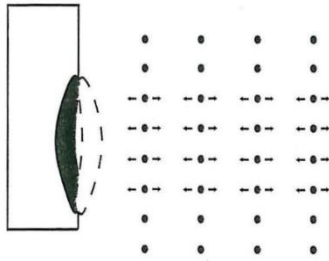
انتقال

تغییرات دوره ای در فشار هنگامی که مولکول های نوسان کننده با مولکول های اطراف کنش و واکنش می کنند، از یک نقطه به نقطه ای دیگر منتقل می شوند که واژه ی انتقال این حرکت موج به مکان های دور از منبع صوت را توصیف می کند. موج های صوتی به طور طبیعی امواجی مکانیکی هستند ولی حرکت آن ها فقط به هوا محدود نمی شود. موج مکانیکی به یک ماده با قابلیت تغییر شکل الاستیکی نیاز دارد که می تواند گاز، مایع یا جامد باشد. یک جامد شکل پذیر است زیرا با افزایش فشار می توان شکل آن را تغییر داد. الاستیسیته یعنی با برداشته شدن فشار از روی ماده شکل آن به حالت اولیه بازگردد. پرتوهای الکترومغناطیس از تغییرات میدان های الکتریکی و مغناطیسی که باهم زاویه ی ۹۰ درجه می سازند تشکیل شده است که می توانند در خلأ با سرعت نور منتقل شوند در حالی که امواج صوتی نمی توانند در خلأ منتقل شوند چون مولکولی در آن برای انتقال نوسانات مکانیکی وجود ندارد. پرتوهای فراصوت امواج مکانیکی هستند که فرکانس آن ها بیشتر از فرکانسی است که گوش انسان بتواند بشنود که فرکانس های بیشتر از ۲۰۰۰۰ هرتز یا **20 kHz** را شامل می شود. فرو صوت امواج مکانیکی هستند که فرکانس آن ها کم تر از فرکانسی است که گوش انسان بتواند بشنود که فرکانس های کم تر از **20 Hz** را شامل می شود. چون فراصوت و فروصوت خصوصیات مشابهی دارند در کنش و واکنش ها معمولاً به جای یکدیگر به کار می روند.

فشرده گی و انبساط

امواج صوتی فشار یا موج مکانیکی هستند که از حرکت ذرات در یک ماده حول نقطه ی میانگین آن ها حاصل می شود. حرکت هر ذره را می توان به صورت جداگانه از طریق معادله ی موج توصیف کرد و می توان با نگاه کردن حرکت یک بلندگو دید. یک سیگنال الکتریکی باعث حرکت مکانیکی دیافراگم بلندگو می شود. پرده بلندگو نوسانی مکانیکی با فرکانس صوتی که تولید می شود، انجام داده و صوت در محیط منتشر می شود. حرکت پرده بلندگو را مانند یک پیستون فرض کنید؛ زمانی که پرده جلو می رود مولکول های هوا در جلوی آن به هم فشرده می شوند و یک منطقه با تراکم بالا را ایجاد می کنند که با افزایش فشار در یک ناحیه کوچک مشخص می شود، این منطقه با واژه فشرده گی توصیف می شود. زمانی که پرده

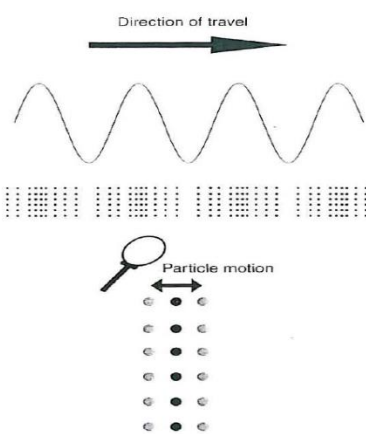
عقب می‌رود مولکول‌های هوا در جلوی آن منبسط می‌شوند و یک منطقه کم تراکم را ایجاد می‌کنند، واژه‌ی انبساط ایجاد منطقه‌ی کم فشار را توصیف می‌کند.



شکل ۱-۲: طرح حرکت مولکولی. نوسان مولکول‌های هوا به وسیله‌ی یک بلندگو ایجاد می‌شود. علی‌رغم اینکه مجموعه‌ی حرکات مولکول‌ها پیچیده است اما هر مولکول تحت تأثیر حرکت دیافراگم که در یک مسیر کوتاه به عقب و جلو می‌رود، قرار می‌گیرد.

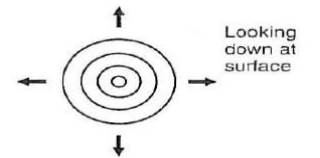
انواع موج‌ها

موج‌ها به دو گروه موج‌های طولی و عرضی تقسیم می‌شوند. موج‌های طولی به موج‌هایی گفته می‌شود که در آن‌ها ذرات نوسان کننده 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.



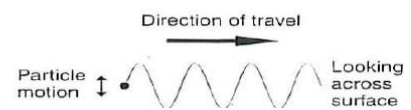
شکل ۲-۲ موج طولی. حرکت ذرات در این نوع موج هم‌جهت با جهت انتقال موج است.

A



شکل ۲-۳ موج عرضی. جهت حرکت موج به صورت شعاعی و به سمت خارج منبع صوت است، A، که باعث ایجاد حرکت عمود ذرات نسبت به جهت حرکت موج می‌شود، B.

B



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.

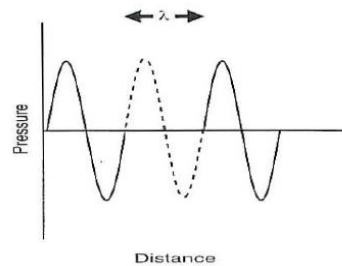
خصوصیات موج

- طول موج: گستره‌ی یک دوره کامل موج هست. یک دوره تغییرات دامنه است که در فواصل زمانی منظم تکرار می‌شود. هنگامی که چگالی ذرات (محور Y) در یک نمودار برحسب فاصله (محور X) رسم شود، دامنه تغییرات در چگالی را نشان می‌دهد. طول موج فاصله‌ی دو منطقه متوالی با چگالی یکسان است (دو منطقه فشردگی یا دو منطقه انبساطی).
- دامنه: تغییر در اندازه‌ی یک کمیت فیزیکی مثل فشار ماده، چگالی ذرات، جابه‌جایی ذرات یا سرعت ذرات در یک ماده است. از جمله دیگر کاربردهای آن، مشخص کردن ولتاژ پالسی است که به یک بلور مبدل اعمال شده است. هنگامی که نمودار دامنه به‌عنوان تابعی از زمان رسم شود، زمان تناوب موج، به‌صورت زمان (T) لازم برای یک سیکل کامل یا زمان بین دو ناحیه فشردگی یا دو ناحیه انبساط متوالی، تعریف می‌گردد. واحد زمان تناوب، ثانیه (S) می‌باشد.
- فرکانس: فرکانس موج (f) تعداد سیکل‌هایی است که در یک ثانیه اتفاق می‌افتد. فرکانس، برابر با عکس زمان تناوب است. واحد فرکانس، هرتز می‌باشد که برابر یک سیکل بر ثانیه (C/S) است.

- سرعت صوت: سرعت انتشار موج در محیط، سرعت صوت (c) نامیده می‌شود. به وسیله‌ی نرخ انتشار انرژی صوتی در محیط مشخص می‌شود و بستگی به چگالی و تراکم‌پذیری محیط دارد. باید در نظر داشت که سرعت صوت با سرعت حرکت ذرات ارتعاش کننده در محیط، یعنی سرعتی که در آن ذرات به جلو و عقب نوسان می‌کنند، برابر نمی‌باشد. سرعت صوت برابر است با:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho K}}$$

در این رابطه، ρ چگالی ماده و K تراکم‌پذیری ماده است.



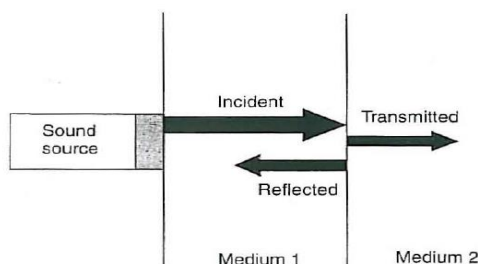
شکل ۲-۴: دامنه‌ی تغییرات تراکم ذرات به‌عنوان تابعی از مسافت حرکت موج. طول موج برابر است با فاصله بین دو قله یا دره متوالی. طول موج همچنین به‌عنوان فاصله موردنیاز برای یک چرخه کامل موج تعریف می‌شود. (نقطه چین)

برهمکنش امواج صوتی با بافت

در فراصوت تشخیصی، ثبت تصویر بر اساس بازتابش انرژی است. وسیله‌ای که امواج فراصوت را تولید و در نتیجه انرژی بازتابش شده را آشکار می‌سازد، مبدل است. هنگامی که امواج فراصوت به داخل بدن هدایت می‌شوند، بر طبق خواص بافت هدف، با بافت برهم‌کنش می‌نمایند. نتایج این برهم‌کنش‌ها به‌صورت امواج بازتابیده فراصوت، جهت تشخیص ثبت می‌شوند. این نوع برهم‌کنش‌ها شبیه به رفتارهایی هستند که در نور مشاهده می‌گردند، مانند بازتابش، شکست، پراکندگی، تفرق، واگرایی، تداخل و جذب. تمامی این تأثیرات (به‌استثنای تداخل) باعث کاهش شدت پرتو فراصوت می‌گردند که تضعیف نامیده می‌شود درحالی‌که تداخل ممکن است باعث افزایش یا کاهش شدت شوند.

بازتابش

اصلی‌ترین برهم‌کنش موردتوجه در فراصوت تشخیصی، بازتابش می‌باشد. هنگامی که امواج فراصوت، عمود بر مرز مسطحی (مثلاً مرز بین دو بافت) که بزرگ‌تر از اندازه پرتو باشد، بتابند، بخشی از امواج تابشی به سمت منبع فراصوت بازتابیده می‌شود. این مرزها را بازتابنده‌های آینه‌ای می‌نامند که مرز بافت‌های مختلف با این خاصیت قابل تشخیص است، پری‌کاردیوم و دیافراگم مثال‌هایی از بازتابنده‌های آینه‌ای هستند. امپدانس صوتی موادی که مرز مشترک را می‌سازند تعیین می‌کند که چه مقدار از موج بازتاب و چه مقداری از آن منتقل شود.



شکل ۲-۵: بازتابش موج صوتی که به دلیل برخورد آن با یک سطح صاف با زاویه‌ی نرمال (۹۰ درجه) اتفاق افتاده است.

امپدانس صوتی

در فراصوت، کمیتی مشابه تکانه (ممنتوم یا اندازه حرکت) را امپدانس صوتی می‌نامیم. در اینجا ما فقط به یک مولکول منفرد نگاه نمی‌کنیم بلکه رابطه مولکول‌ها و حرکات پیوسته آن‌ها را در نظر می‌گیریم. امپدانس صوتی به دست می‌آید که برابر است با حاصل‌ضرب چگالی ماده در سرعت امواج فراصوت در آن ماده که آن را با Z نمایش می‌دهند و در آن ρ نشان‌دهنده‌ی چگالی و v نشان‌دهنده‌ی سرعت صوت در آن ماده است.

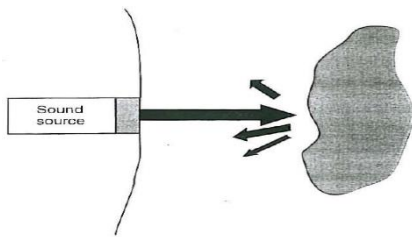
$$Z = \rho v$$

برابر نبودن امپدانس

هنگامی که امپدانس صوتی در دو ماده برابر باشد صوت به صورت کامل از یکی به دیگری منتقل می شود. تفاوت در امپدانس صوتی باعث می شود که مقداری از موج صوتی بازتابش شود.

■ بازتابش پخشی

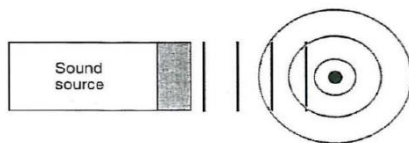
امواج صوتی در برخورد با یک سطح صاف بزرگ از یک بازتابنده به صورت منظم در یک مسیر بازتابش می شوند اما بازتابش امواج از یک سطح ناهموار بزرگ در جهات مختلف است چون سطح صاف نیست امواج با زاویه های مختلف به سطح برخورد می کنند که باعث تفاوت در زاویه بازتابش می شود و باعث پخش شدن موج در محیط می شود؛ این نوع بازتابش را بازتابش پخشی می نامند. عدم همدوسی (**coherence**) در پرتوی بازتابیده، پژواک بازگشتی به مبدل (**transducer**) را تضعیف می کند.



شکل ۲-۶: بازتابش پخشی. زمانی که یک موج صوتی به یک سطح نامنظم (ناحیه هاشور خورده) برخورد می کند، در جهات مختلفی منتشر می شود.

■ پراکندگی

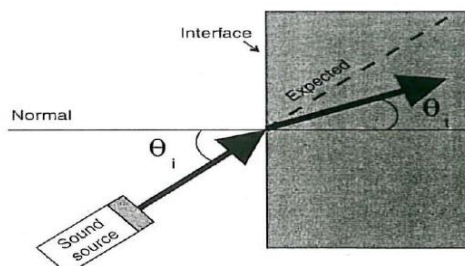
یکی دیگر از برهمکنش های مهم امواج فراصوت با بافت پراکندگی (**scattering**) می باشد که بازتابش غیر آینه ای نیز نامیده می شود و این بازتابش مسئول تشکیل تصویر از محتویات داخلی یک اندام است. پراکندگی به این دلیل ایجاد می شود که سطح بازتابنده خیلی کوچک است و ابعاد آن تقریباً به اندازه ی طول موج کوچک تر از آن است. هر سطحی مانند یک منبع صوتی جدید عمل می کند و بدون توجه به مسیر موج ورودی، امواج در همه ی جهات بازتابش می شوند. شدت امواج فراصوت در پراکندگی بسیار کمتر از بازتابش آینه ای است و به تعداد ذرات پراکنده ساز در حجم، اندازه ی ذرات پراکنده ساز، امپدانس صوتی و فرکانس بستگی دارد. سیالات از قبیل کیست، ادرار در مثانه و مایع آمنیوتیک به دلیل نداشتن مراکز پراکندگی در مقایسه با بافت های اطراف سیگنال فراصوت ضعیفی تولید می کنند. این مناطق تاریک در تصویر، **hypoechoic** (کم پژواک) نامیده می شود. مناطقی که سیگنال فراصوت بیشتری در مقایسه با بافت اطراف تولید می کنند **hyperechoic** نامیده می شوند.



شکل ۲-۷: بازتاب غیر آینه ای. موج پراکنده شده از یک ذره کوچک ($\lambda \approx$) که در تمام جهات منتشر می شود. این شکل فقط در دو بعد نشان داده شده است.

■ شکست

برهم کنش دیگری که بین فراصوت و بافت رخ می دهد شکست است. اگر امواج با زاویه ی ۹۰ درجه به مرز بین دو محیط برخورد کنند مقداری از آن از مرز عبور و مقداری از آن بازتابش می شود و بقیه بدون تغییری در مسیرشان به راه خود ادامه می دهند اما اگر امواج با زاویه ای به جز ۹۰ درجه به سطح برخورد کنند بخش عبور کننده دچار شکست می شود یا از مسیر راست خود منحرف می شود.



شکل ۲-۸: شکست. چون سرعت موج صوتی در محیط تابش شده بیشتر از محیط دیگر می باشد، موج به سمت خط عمود خم می شود.

قانون اسنل. شکست امواج صوتی از قانون اسنل تبعیت می‌کند؛ که این قانون زاویه عبور امواج را به سرعت نسبی صوت در دو محیط ربط می‌دهد. این قانون به شرح روبرو است:

$$\frac{c_i}{c_t} = \frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t}$$

در این فرمول θ_i زاویه تابش، θ_t زاویه‌ی انتشار، c_i سرعت صوت در محیط تابش و c_t سرعت صوت در محیط انتشار است.

در قانون اسنل θ_i و θ_t در مقایسه با خط عمود بر مرز مشترک تعریف می‌شوند. طبق قانون اسنل سه حالت در عبور موج از یک محیط به محیطی دیگر وجود دارد:

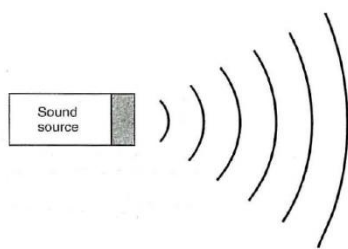
- I.** اگر سرعت صوت موج در محیط یک بیشتر از محیط دو باشد هنگام ورود موج از محیط یک به محیط دو، موج به سمت خط عمود منحرف می‌شود؛ مانند این حالت در مرز بین استخوان-بافت نرم دیده می‌شود.
- II.** اگر سرعت صوت موج در محیط دو بیشتر از محیط یک باشد هنگام ورود موج از محیط یک به محیط دو، موج از خط عمود دور می‌شود؛ مانند این حالت در مرز بین بافت نرم-استخوان دیده می‌شود.
- III.** این حالت نمونه‌ی ویژه‌ای از حالت شماره ۲ است. اگر سرعت صوت موج در محیط دو بیشتر از محیط یک باشد و زاویه‌ی تابش نیز از زاویه‌ی حد بیشتر باشد، موج شکسته شده در صورتی که زاویه‌ی تابش بیش از زاویه‌ی حد باشد، نور، بازتابش کامل می‌کند و در مرز جداکننده قرار نمی‌گیرد و در مرزی که از بافت نرم و استخوان تشکیل شده است؛ وقتی زاویه تابش بیش از ۲۲ درجه باشد اتفاق می‌افتد. وقتی زاویه‌ی انتشار را در رابطه‌ی قانون اسنل برابر ۹۰ درجه قرار دهیم رابطه‌ی زیر برای زاویه‌ی حد به دست می‌آید:

$$\sin \theta_c = \frac{c_i}{c_t} \Rightarrow \theta_c = \arcsin \frac{c_i}{c_t}$$

در دو حالت شکست اتفاق نمی‌افتد: (۱) اگر سرعت صوت در دو محیط برابر باشد، اگرچه ممکن است امپدانس صوتی برابر نباشد؛ (۲) در تابش عمود.

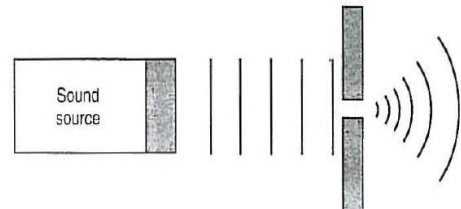
▪ پراش (Diffraction)

پراش (Diffraction) باعث واگرایی یا پخش شدن امواج فراصوتی با دور شدن آن‌ها از منبع می‌شود. مقدار واگرایی با کاهش اندازه (قطر) منبع صوت، افزایش می‌یابد. پراش همچنین زمانی رخ می‌دهد که یک موج با جبهه موج مسطح از یک سوراخ کوچک در اندازه‌ای حدود یک طول موج عبور کند. چون موج در همه جا به جز سوراخ مسدود شده است؛ سوراخ مانند یک منبع کوچک صوت عمل می‌کند و موج به سرعت واگرا می‌شود (شکل ۲-۱۰). قدرت تفکیک جانبی موج و حساسیت دستگاه فراصوت هر دو به وسیله‌ی واگرایی تحت تأثیر قرار می‌گیرند.



شکل ۲-۹: واگرایی امواج صوتی تابش شده از یک منبع صوتی کوچک

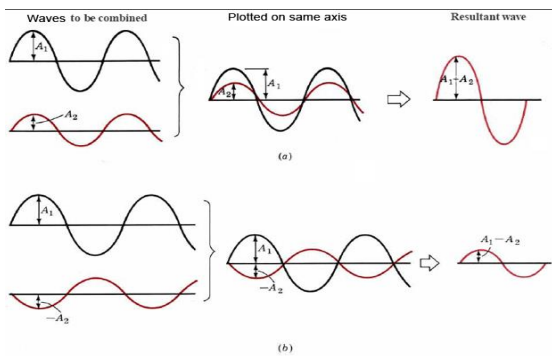
شکل ۲-۱۰: پراش یک موج صوتی بعد از عبور از یک سوراخ کوچک



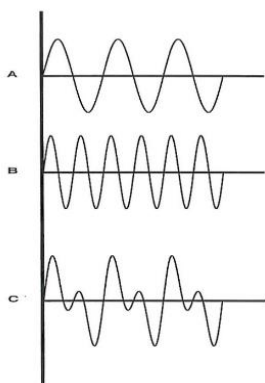
▪ تداخل

امواج صوتی پدیده‌ی تداخل یا جمع جبری دامنه امواج را از خود نشان می‌دهند. برای مثال تشکیل الگوی موج را در اثر پراش سه شناگر در آب در نظر بگیرید سه شناگر از سکوه‌های مختلف که در کنار یکدیگر قرار دارند در آب می‌پزند؛ حالا اگر پراش‌ها جدا از یکدیگر باشند هر شناگر یک الگوی اختصاصی ایجاد می‌کند اما اگر هر سه در یک زمان بپزند یک الگوی پیچیده که حاصل ترکیب سه الگوی جدا از هم قبلی است، تشکیل می‌شود.

- اگر موج‌ها با فرکانس یکسان و هم‌فاز باشند، در اثر تداخل، افزایش دامنه می‌یابند که حالت تداخل سازنده نامیده می‌شود. امواج در صورتی هم‌فاز هستند که نقطه‌ی عبور از خط صفر و نیز برآمدگی‌ها و فرورفتگی‌هایشان در راستای محور مسافت یا زمان، بر هم منطبق باشد.
 - اگر امواج با فرکانس یکسان هم‌فاز نباشند، در اثر تداخل دامنه آن‌ها کاهش می‌یابد. کاهش دامنه به این علت است که برآمدگی‌ها و فرورفتگی‌ها در موقعیت یکسان منطبق نشده‌اند. هنگامی که امواج در فاز مخالف باشند تداخل تخریبی کامل اتفاق می‌افتد (کمینه‌ی یک موج منطبق بر بیشینه‌ی دیگری باشد) نتیجه‌ی این تداخل، موج با دامنه صفر می‌باشد البته اگر دامنه دو موج با یکدیگر برابر باشد بنابراین، موج مجموع ناپدید می‌شود زیرا اثر یک موج با اثر متضاد موج دیگر برخورد می‌کند.
- ممکن است هر ترکیبی از تداخل کاملاً سازنده تا تداخل کاملاً تخریبی، اتفاق بیافتد که منجر به یک موج پیچیده می‌شود. ماهیت تداخل در طراحی مبدل فراصوتی به علت تأثیر بر یکنواختی شدت پرتو در کل میدان فراصوتی، اهمیت دارد. کانونی کردن پرتو فراصوت در سیستم‌های تصویری بلادرنگ (**real time**) بر اساس قانون تداخل موج پایه‌گذاری شده است.

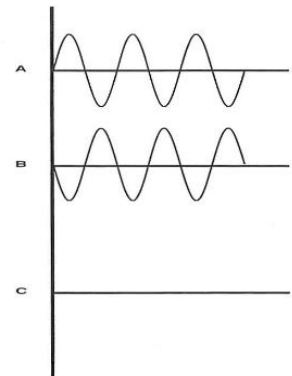


شکل ۱-۲: (A) تداخل سازنده‌ی دو موج (B) تداخل مخرب دو موج



شکل ۱-۲: تداخل امواج. توجه کنید که موج B فرکانس متفاوتی از موج A دارد. بنابراین از جمع شدن آن‌ها موج C حاصل می‌شود.

شکل ۱-۳: تداخل مخرب. دامنه موج حاصل (C) صفر است زیرا دو موج A و B در فاز مخالف هم قرار دارند و هم دامنه نیز هستند.



جذب

جذب تنها روش اتلاف انرژی در ماده است. در حالت‌های دیگر برهم‌کنش ماده با بافت (بازتابش، 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 استفاده درمانی امواج فراصوتی (فیزیوتراپی) است.

فاکتورهای مؤثر در جذب

جذب به فرکانس موج و به ویسکوزیته (**viscosity** یا گرانروی) و زمان آسودگی (**relaxation time**) ماده موردنظر بستگی دارد. زمان آسودگی این موضوع را توصیف می‌کند که چه مدت‌زمانی طول می‌کشد تا یک مولکول که به‌وسیله نیرویی از جایش جابه‌جاشده به مکان اصلی خود بازگردد.

اگر یک ماده زمان آسودگی کوتاهی داشته باشد مولکول‌ها قبل از رسیدن فشرده‌گی موج بعدی به مکان اصلی خود بازمی‌گردد. برعکس اگر ماده زمان آسودگی طولانی داشته باشد ممکن است زمانی که مولکول‌ها در حال بازگشت به مکان اصلی خود هستند قله موج بعدی به آن مولکول‌ها برخورد کند و بنابراین انرژی بیشتری نیاز است تا آن‌ها را متوقف کرده و سپس جهت حرکتشان را عوض کند که این باعث ایجاد مقدار بیشتری گرما می‌شود.

قابلیت حرکت مولکول‌ها از کنار یکدیگر، ویسکوزیته محیط را مشخص می‌کند. ویسکوزیته بالا مقاومت زیادی در برابر جریان مولکول‌ها ایجاد می‌کند. برای مثال یک ماده با ویسکوزیته (گرانروی) پایین (آب) راحت‌تر از یک ماده با ویسکوزیته (گرانروی) بالا (شریت افرا) جاری می‌شود. برای ارتعاش، مولکول‌ها باید بر نیروی اصطکاک غلبه کنند گرمای بیشتری در شریت 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 دوره آسودگی وجود دارد بنابراین ممکن است مولکول‌ها در مسیر برگشت به مکان اصلی خود باشند که قله بعدی به آن‌ها می‌رسد و در این حالت باید آن‌ها را در میانه راه متوقف کند و با خود هم مسیر کند بنابراین میزان جذب بیشتر می‌شود. میزان جذب مستقیماً با فرکانس متناسب است یعنی اگر فرکانس دو برابر شود میزان جذب نیز دو برابر می‌شود.

■ تضعیف

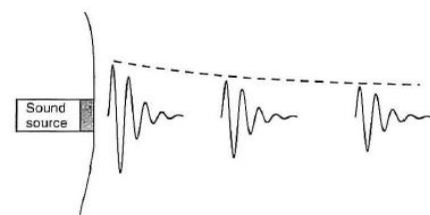
تضعیف شامل هر دو اثر پراکندگی و جذب در کاهش دامنه امواج فراصوت در هنگام عبور از یک ماده است. تضعیف به صورت تابعی نمایی در مقابل مسافت طی شده توسط موج، جنس ماده و فرکانس موج توصیف می‌شود. با افزایش فرکانس میزان تضعیف موج فراصوت در یک مسافت مشخص افزایش می‌یابد (در معادله Z مسافت طی شده در ماده است).

$$A = A_0 e^{-az}$$

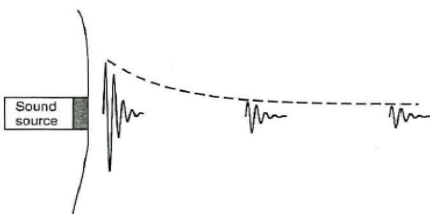
ضریب تضعیف (a) برابر است با مجموع ضریب پراکندگی (a_s) و ضریب جذب (α).

$$a = a_s + \alpha$$

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.



شکل ۲-۱۴: با حرکت موج صوتی در ماده در فشار صوتی تضعیف اتفاق می‌افتد. منحنی مشخص شده با نقطه چین نشان دهنده‌ی یک کاهش نمایی در قله فشار صوتی است.



شکل ۲-۱۵: تضعیف موج صوتی زمانی که یک موج با فرکانس بالا درون یک ماده حرکت می‌کند. منحنی نقطه چین یک کاهش نمایی در قله فشار صوتی را نشان می‌دهد. در مقایسه با شکل ۱۴ فرکانس افزایش یافته و در نتیجه میزان جذب بیشتر است.

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، بازتابنده‌ای که در عمق بیشتری قرار دارد امواج بازتاب شده از آن دامنه‌ی به‌شدت کوتاه‌تری دارند. روشی که در آن قدرت سیگنال‌های دریافت شده توسط دامنه به‌عنوان تابعی از عمق افزایش می‌یابد جبران بهره زمانی (**TGC, Time Gain Compensation**) نامیده می‌شود. جدول (۱) برخی از عوامل تضعیف شدت در بافت‌های انسانی در فرکانس یک مگاهرتز را نشان می‌دهد. میزان تضعیف در فرکانس‌های بالاتر از یک مگاهرتز با این فرض که میزان تضعیف به‌طور مستقیم با فرکانس متناسب است، برآورد می‌شود. به‌عنوان مثال،

$$\text{میزان تضعیف در فرکانس } 4 \text{ مگاهرتز برای چربی با ضرب } 4 \text{ مگاهرتز در } 0.6 \frac{dB}{cm.MHz} \text{ محاسبه می‌شود، در نتیجه}$$

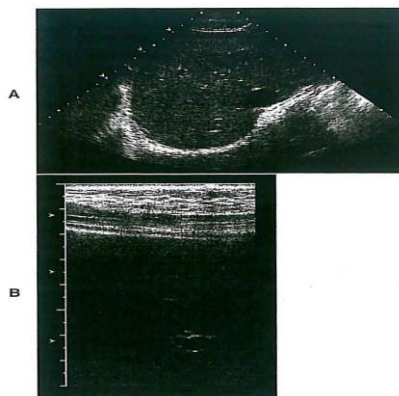
$$4 MHz \times 0.6 \frac{dB}{cm.MHz} = 2.4 \frac{dB}{cm}$$

Attenuation of Human Tissues and Other Media at 1 MHz

Material	dB/cm
Blood	0.18
Fat	0.6
Kidney	1
Muscle (across fibers)	3.3
Muscle (along fibers)	1.2
Brain	0.85
Liver	0.9
Lung	40
Skull	20
Lens	2
Aqueous humor	0.022
Vitreous humor	0.13
Water	0.0022
Castor oil	0.95
Lucite	2

جدول ۱-۲: برخی از عوامل تضعیف شدت در بافت‌های انسانی در فرکانس یک مگاهرتز

تضعیف یک موج فراصوتی که در بافت نرم منتقل می‌شود، حدود $0.5-1 \frac{dB}{cm.MHz}$ است. به‌عنوان یک تقریب، میزان تضعیف اغلب $0.5 \frac{dB}{cm.MHz}$ در نظر گرفته می‌شود درحالی‌که مقدار واقعی آن به $0.7-0.8 \frac{dB}{cm.MHz}$ نزدیک‌تر است. برای ایمنی بالینی ملاحظات از $0.5 \frac{dB}{cm.MHz}$ و یا کمتر برای محاسبه یک تخمین محافظه‌کارانه از شدت در عمقی خاص، استفاده می‌شود. برای یک موج فراصوتی ۲ مگاهرتزی، حدود ۳۰٪ انرژی بعد از ۱ سانتی‌متر حرکت در بافت نرم جذب می‌شود در مقابل یک موج فراصوتی ۷.۵ مگاهرتزی بیش از ۷۵ درصد از انرژی اولیه‌اش را پس از ۱ سانتی‌متر حرکت در بافت نرم از دست می‌دهد. کاهش در شدت که به دسی‌بل بیان می‌شود به‌طور مستقیم با دو کمیت میزان نفوذ (عمق) و فرکانس موج فراصوتی متناسب است.



شکل ۱۶-۲: اثر فرکانس بر نفوذ.

A. میزان نفوذ برای یک موج ۴ مگاهرتزی، ۱۶ سانتی‌متر در یک اسکن شکمی است.

B. میزان نفوذ برای یک موج ۸ مگاهرتزی، ۷ سانتی‌متر برای یک بیمار مشابه است.

امپدانس صوتی و روش محاسبه آن:

امپدانس صوتی مقاومتی است که در برابر عبور امواج فراصوت از طرف ذره‌های سازنده ماده اعمال می‌شود و حاصل ضرب چگالی ماده (ρ) در سرعت امواج فراصوت (c) در آن ماده است:

$$Z = \rho c$$

بنابراین واحد آن کیلوگرم بر مترمربع بر ثانیه است. واحد رایج دیگر رایبل است که یک میلیونیم واحد قبلی است.

شدت صوت و واحدهای مختلف آن:

شدت به صورت آهنگ شارش انرژی از سطح مقطع ماده بیان می‌شود؛ پس واحد آن نیز وات بر یکای سطح (سانتی متر مربع یا مترمربع) است. در فراصوت افزایش شدت به معنی تراکم ذرات در نواحی فشرده‌گی، هم‌چنین افزایش فشار صوتی و افزایش اندازه نوسانات ذرات می‌باشد. باید توجه داشت که فرکانس، طول موج و سرعت پرتو امواج فراصوت، با تغییر شدت تغییر نمی‌کند.

نمادهای شدت:

شدت صوت با مربع دامنه حرکت ذره متناسب است؛ برای مثال شدت لحظه‌ای از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$i = \frac{P_i^2}{\rho c}$$

که در آن P_i فشار صوتی لحظه‌ای را نشان می‌دهد. همان‌طور که می‌دانیم واحد فشار برابر پاسکال است که معادل نیوتن بر مترمربع می‌باشد.

دسی‌بل:

از آنجایی که اندازه‌گیری مقادیر مطلق شدت پرتوی فراصوت کاری دشوار است، بنابراین تغییرات آن (کاهش یا افزایش) را به‌طور نسبی اندازه‌گیری می‌کنند. هنگام عبور پرتوی فراصوت از درون بافت، شدت آن کم می‌شود. تغییر نسبی سطح شدت با واحد بل از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$\Delta B = \log \frac{I}{I_0}$$

I شدت در نقطه موردنظر و I_0 شدت مرجع است. در پزشکی و مهندسی دسی‌بل کاربرد بیشتری دارد که ده برابر بل است:

$$dB = 10 \log \frac{I}{I_0}$$

لایه نیم جذب:

لایه نیم جذب یک ماده (HVL)، آن ضخامتی از ماده است که شدت امواج را به نصف مقدار اولیه کاهش می‌دهد؛ به بیانی دیگر ۳ دسی‌بل آن شدت را کم می‌کند؛ زیرا طبق تعریف:

$$\frac{I_2}{I_1} = \frac{1}{2}$$

پس:

$$\Delta B = 10 \log \frac{I_2}{I_1} = 10 \times \log \frac{1}{2} = -10 \times 0.3 = -3 \text{ (dB)}$$

محاسبه اتلاف شدت:

قاعدتاً اتلاف شدت به مسافتی که موج در آن طی مسیر کرده بستگی دارد. هم‌چنین به فرکانس موج و نوع محیط نیز وابسته است. اتلاف شدت با واحد دسی‌بل از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$\text{اتلاف (dB)} = -\mu f z$$

که در آن μ ضریب تضعیف شدت با واحد $\frac{dB}{MHz \cdot cm}$ ، f فرکانس بر حسب MHz و z مسافتی که موج در محیط طی می‌کند بر حسب cm است. علامت منفی در این رابطه بیان‌گر کاهش شدت یا همان کلمه «اتلاف» می‌باشد. تضعیف سریع در محیط‌هایی با ضریب تضعیف بالا صورت می‌گیرد.

فاصله یابی 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 اینجا چون مسافتی که موج فراصوت طی می‌کند دو برابر فاصله ما از مرز بازتاب‌کننده است، پس فاصله تا مرز برابر می‌شود با:

$$z = ct/2$$

C 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 معادله فوق حساب کنیم. این موضوع در سونارها طی جنگ جهانی دوم کاربرد پیدا کرد.

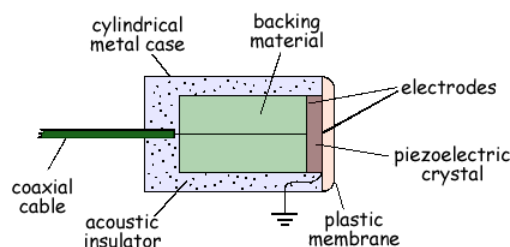
برای دقت در فاصله‌یابی به وسیله پژواک باید دو شرط برقرار شود: (۱) پالس ارسالی و پژواک بازگشتی در مسیری مستقیم حرکت کنند. (۲) سرعت موج در طول مسیر حرکت ثابت باقی بماند.

اثر پیزوالکتریک

اثر پیزوالکتریک بنا به تعریف، برهم کنش 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) اندازه بلور می‌گردد؛ البته این تغییر بعد تنها به میزان چند میکرون (۶-۸ میکرومتر) می‌باشد. از این خاصیت در ساخت مبدل (ترانس دیوسر) استفاده می‌شود (برای ارسال انرژی فراصوت در برد فرکانس مگاهرتز). این اثر، معمولاً در مواد بلوری دارای مولکول‌های دوقطبی یافت می‌شود.

مبدل ساده فراصوتی

شکل زیر سطح مقطعی از یک مبدل می‌باشد.



شکل ۲-۱۷: ساختمان مبدل فراصوت

مهم‌ترین قسمت مبدل قطعه‌ی پیزوالکتریک و الکترودهایی است که روی سطح خارجی آن قرار گرفته‌اند. این الکترودها تغییر قطبیت به منظور انبساط و انقباض بلور را ایجاد می‌کنند. الکترودها به همراه لایه تطبیق و ماده پشت بلور، درون یک بدنه عایق الکتریکی (معمولاً نوعی پلاستیک) که برای جلوگیری از ارسال انرژی فراصوت به بدنه به کار برده می‌شود، قرار می‌گیرند. لایه تطبیق باعث بهبود انتقال انرژی می‌شود. نقش ماده پشت بلور کاهش نوسانات ناشی از تغییر ابعاد بلور است که در پشت الکترودهی که در سمت بیمار نیست، قرار داده می‌شود. لایه عایق صوتی، سطح درونی حفاظ فرکانس رادیویی را به منظور جلوگیری از انعکاسات می‌پوشاند و حفاظ فرکانس رادیویی به منظور کاهش تداخل الکترومغناطیسی دورتادور بلور و ماده پشتی را فرامی‌گیرد. ماده پشت بلور در مبدل‌هایی با اهداف مختلف، متفاوت است. در اهداف درمانی که انتقال ماکزیم انرژی به بیمار مدنظر

است، موج خروجی پیوسته است. ماکزیمم انرژی در صورتی حاصل می‌شود که تشدید رخ دهد. در این مبدل‌ها از هوا به‌عنوان ماده پشت بلور استفاده می‌شود تا ماکزیمم بازتابش در مرز بلور و ماده پشتی رخ دهد.

برای اهداف تصویربرداری از روش سیستم پالسی استفاده می‌شود که شامل تولید پالس و سکوت برای شنیدن پژواک بازگشتی است. در مبدل‌های تشخیصی از ترکیب چسب اپوکسی و پودر تنگستن برای ماده پشت بلور استفاده می‌شود که امپدانس صوتی آن مشابه امپدانس بلور باشد تا بیشترین انتقال انرژی از بلور به ماده پشت آن صورت بگیرد. سطح عقبی ماده پشتی به‌منظور جلوگیری از بازتابش انرژی صوتی به درون بلور، مایل ساخته می‌شود.

لایه‌های تطبیق امپدانس^{۱۷}:

یکی دیگر از عوامل مؤثر در حساسیت، تطبیق امپدانس فراصوتی مبدل با جسم اسکن شونده است. اگر تفاوت این دو زیاد باشد، بیش‌تر پرتو از مرز بین دو محیط بازتاب گشته و تنها درصد کمی از پرتو وارد بافت موردنظر می‌گردد.

در حالت طبیعی امپدانس فراصوتی بلور $30 \times 10^5 \text{ g/cm}^2 \cdot \text{s}$ و امپدانس بافت $1.6 \times 10^5 \text{ g/cm}^2 \cdot \text{s}$ است که شاهد اختلاف زیادی بین این دو مقدار هستیم که طبق فرمول $R\%$ (میزان بازتابش) 81% موج در مرز بین دولایه بازتاب می‌گردد و تنها 19% (T%) آن عبور می‌کند. این مشکل را می‌توان با قرار دادن لایه‌های تطبیق بین بلور و بافت، تا حدودی برطرف کرد و باعث شد که درصد بیش‌تری از پرتو وارد بافت موردنظر گردد.

بهترین لایه تطبیق دارای امپدانس برابر میانگین هندسی امپدانس بلور و بافت دارد:

$$Z_x = \sqrt{Z_c Z_t}$$

محاسبه میزان بهبود انتقال انرژی از بلور به بافت در اثر لایه تطبیق، متضمن یک پردازش دومرحله‌ای می‌باشد. ابتدا درصد انتقال انرژی از بلور به لایه تطبیق را با توجه به فرمول میزان انرژی عبوری (T%) محاسبه کرده و سپس میزان انرژی عبوری از لایه تطبیق به بافت را محاسبه می‌کنیم. سپس این دو عدد را در هم ضرب کرده تا بفهمیم که از کل انرژی اولیه چند درصد وارد بافت شده است. که از مقایسه این درصد با درصدی که قبل از استفاده از لایه تطبیق داشتیم، می‌توانیم میزان بهبود انتقال انرژی را محاسبه کنیم.

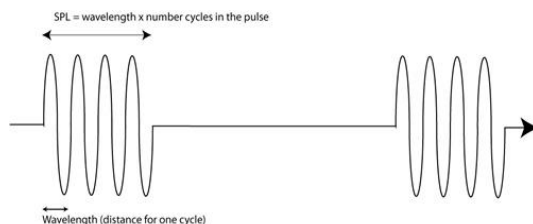
فرکانس تکرار پالس:

فرکانس تکرار تپ یا PRF برابر است با شمار پالس (تپ)های گسیل شده در یک ثانیه؛ که با HZ نشان داده می‌شود و از ۵۰۰ تا ۲۵۰۰ تغییر می‌کند که هرچه این عدد بیش‌تر باشد، نگاره بهتری به دست می‌آید.

طول مکانی پالس:

طول مکانی پالس یا SPL عبارت است از تعداد موج‌های سینوسی موجود در هر پالس ضرب‌در طول موج سینوسی؛ که در واقع مجموع طول موج‌ها در یک پالس را نشان می‌دهد. (n = تعداد سیکل‌ها یا موج‌های سینوسی در هر تپ)

$$SPL = \lambda \cdot n$$



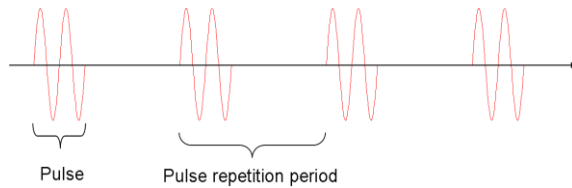
شکل ۲-۱۸: فرکانس تکرار تپ (PRF) و طول مکانی پالس (SPL)

Matching Layer

Pulse Repetition Frequency

22 Lateral Resolution

Spatial Pulse Length

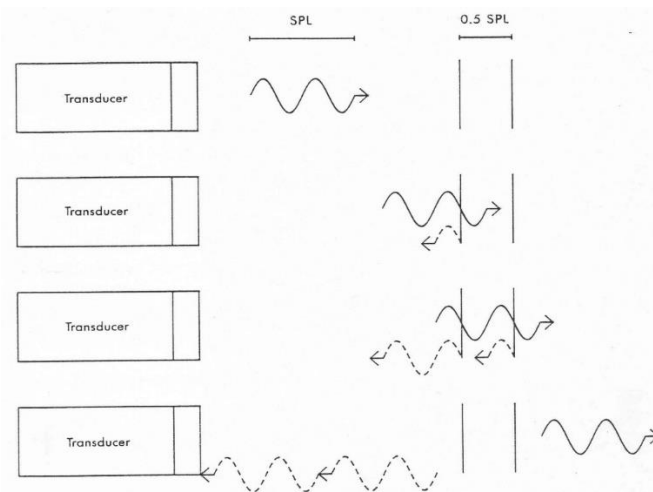


تفکیک پذیری محوری و جانبی!

تفکیک پذیری فضایی هر سیستم تصویربرداری عبارت است از توانایی آن سیستم در تشخیص دونقطه نزدیک به هم، به عنوان نقاط جدا و متمایز. این نکته قابل توجه است که هرچه تفکیک پذیری دستگاهی بالاتر باشد، عمق میدانی که می تواند تشخیص دهد، محدودتر خواهد شد. تفکیک پذیری فضایی خود به دوشاخه تفکیک پذیری محوری و جانبی تقسیم می گردد که در ذیل به توضیح آن ها خواهیم پرداخت:

تفکیک پذیری محوری (طولی): مشخص می نماید که دو جسم تا چه حد در راستای موازی با پرتو، می توانند به هم نزدیک باشند تا دستگاه همچنان آن ها را به صورت نقاط مجزا تشخیص دهد. عموماً اندازه طول پالس به عنوان مشخصه تفکیک پذیری محوری به کار گرفته می شود. بهترین تفکیک پذیری محوری ممکن زمانی رخ می دهد که فاصله دونقطه مورد نظر برابر نصف طول پالس باشد؛ زیرا در این حالت پرتوهای بازتابش شده از دو جسم دقیقاً پشت سر همدیگر قرار خواهند گرفت؛ بنابراین نه با همدیگر همپوشانی دارند که دستگاه آن ها را یک جسم تلقی کند و نه از همدیگر فاصله دارند که کیفیت تا حدی کاهش یابد.

$\text{SPL}/2 = \text{تعداد سیکل ها در هر پالس} = \text{تفکیک پذیری محوری}$



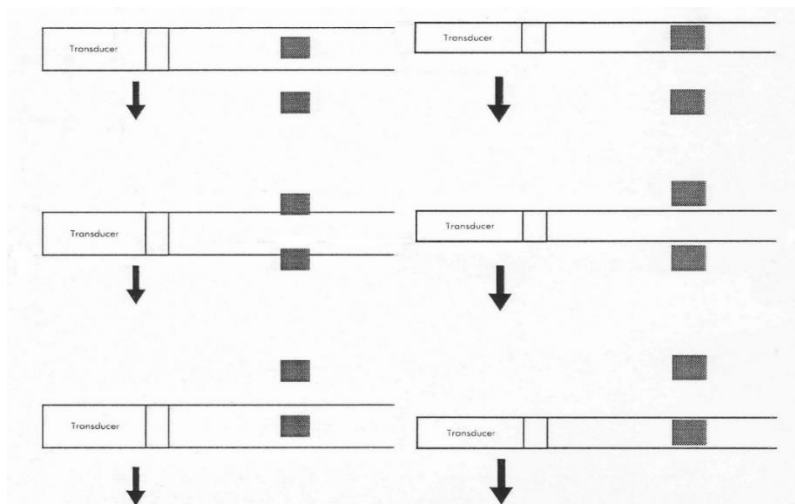
شکل ۲-۱۹: تفکیک پذیری محوری

هر چه که عدد تفکیک پذیری یک دستگاه کوچک تر باشد، توانایی آن دستگاه در تفکیک دونقطه نزدیک تر بیشتر خواهد بود. با توجه به رابطه فوق، هر عاملی که بتواند طول مکانی پالس را کاهش دهد، قدرت تفکیک پذیری محوری را ارتقا می بخشد: برای مثال کاهش تعداد سیکل ها در هر پالس یا کاهش طول موج هر سیکل و یا افزایش فرکانس.

ذکر این نکته قابل توجه است که تفکیک پذیری محوری تحت تأثیر عمق میدان نمی باشد زیرا هر چه در میدان به جلو پیش می رویم، طول موج و فرکانس تغییری پیدا نمی کنند.

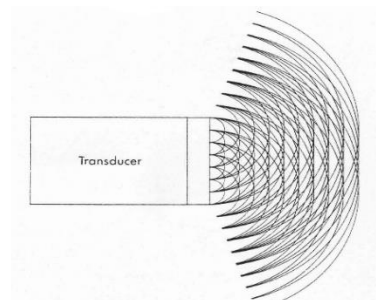
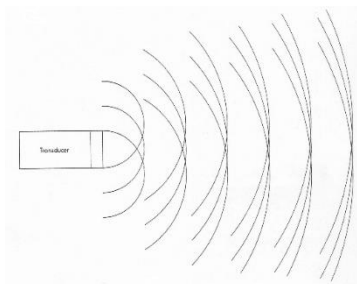
تفکیک پذیری جانبی: عبارت است از کوچک ترین جسمی که پرتو می تواند آن را مشخص کند و یا کمترین فاصله دو جسم عمود بر محور موج که دستگاه بتواند آن ها را جدا تلقی کند. این تفکیک پذیری تحت تأثیر پهنا (عرض) موج و همچنین عمق میدان می باشد. زیرا اگرچه با کاهش عرض موج، قدرت تفکیک پذیری جانبی دستگاه ارتقا می یابد اما از طرف دیگر عمق میدان کاهش می یابد (زیرا هر چه منبع تولید موج به شکل نقطه ای

نزدیک‌تر گردد، پرتو 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.



شکل ۲-۲۰: تفکیک‌پذیری جانبی

واگرایی پرتو فراصوت: بهترین پرتو در تولید پرتو فراصوت، پرتویی می‌باشد که با شدت یکنواخت تا فواصل دورتری از مبدل به‌پیش 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 به‌سرعت 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 به‌عنوان یک منبع نقطه‌ای عمل نموده و جبهه موج کروی خودش را تولید می‌کند؛ که سرانجام در اثر تداخل (سازنده و تخریبی) جبهه‌های تولیدی، جبهه‌های موج جدیدی که موازی با سطح مبدل هستند تولید خواهند شد.



شکل ۲-۲۱: سمت چپ: واگرایی در مبدل نقطه‌ای، شکل سمت راست: جبهه‌های موازی موج در مبدل گسترده

میدان نزدیک و دور: امواج تولیدی از مبدل گسترده در آغاز به‌گونه‌ای 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 (۲) میدان دور

میدان نزدیک: به بخش اول مسیر پرتو که حاوی پرتوهای موازی و یکنواخت در تمام طول مسیر می‌باشد، میدان نزدیک گویند. قطر میدان نزدیک برابر قطر مبدل می‌باشد و عمق آن را نیز می‌توان با توجه به معادله زیر به دست آورد:

$$D = \frac{d^2 f}{4c} = \frac{d^2}{4\lambda} = \frac{r^2}{\lambda}$$

Near Field

(f) فرکانس مبدل، d=قطر مبدل، c=سرعت فراصوت در محیط، λ = طول موج فراصوت،

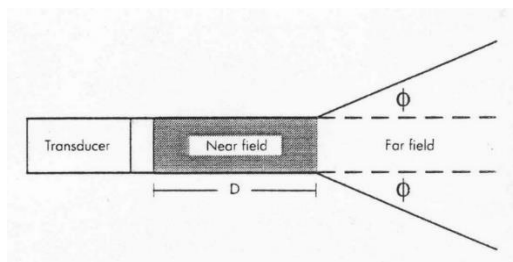
۲=شعاع مبدل)

به این علت که ناحیه نزدیک باریک‌ترین مرزهای موازی را برای پرتو فراصوتی دارد، در این ناحیه شاهد بهترین تفکیک‌پذیری جانبی هستیم. حال با توجه به رابطه فوق ($\frac{d^2}{4\lambda}$) دو عامل در طول این ناحیه تأثیرگذار 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 و طول موج: در صورتی که فرکانس کاهش یابد (یا طول موج افزایش یابد)، طول این ناحیه کاهش خواهد یافت.

توجه: برای کاهش قطر پرتو همچنین می‌توان از روش کانونی کردن استفاده کرد؛ که طول میدان را کاهش داده اما تفکیک‌پذیری جانبی را بهبود می‌بخشد.

میدان دور: بعد از ناحیه نزدیک قرار دارد که در آن پرتو شروع به واگرایی می‌کند. زاویه واگرایی پرتو کانونی نشده در ناحیه دور از رابطه مقابل

$$\text{محاسبه می‌گردد: } \sin \theta = \frac{0.61 \lambda}{r} = \frac{1.22 \lambda}{d} = \frac{1.22c}{d.f}$$

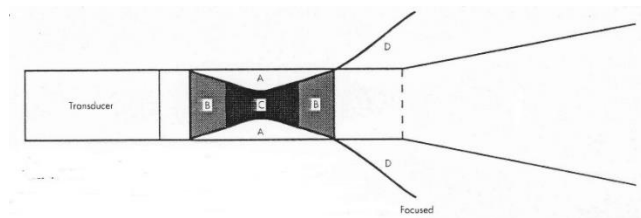


شکل ۲-۲۲: ناحیه نزدیک و ناحیه دور

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 فاصله 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 بازتاب‌کننده همان ناحیه کانونی پرتو جدید می‌باشد؛ ناحیه کانونی به ناحیه‌ای گفته می‌شود که در آن شدت پرتو ماکزیمم است. بنابراین باید پرتو را طوری کانونی کرد که ناحیه کانونی آن در محل بافت مورد نظر قرار بگیرد.

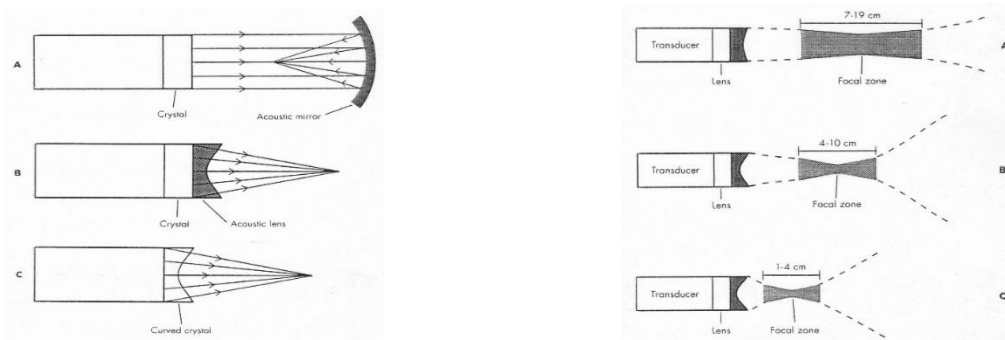
کانونی کردن عمق میدان نزدیک را کم می‌کند؛ زیرا پرتو پس از ناحیه کانونی به سرعت واگرا می‌گردد. انتظار می‌رود شدت پرتو در ناحیه کانونی بیش‌تر از شدت در پرتو کانونی نشده با سطح مقطع برابر با ناحیه کانونی باشد؛ زیرا در ناحیه کانونی مقدار پرتو بیش‌تری فشرده شده است و به این سطح مقطع کوچک‌تر رسانده شده است.



شکل ۲-۲۳: پرتو کانونی شده

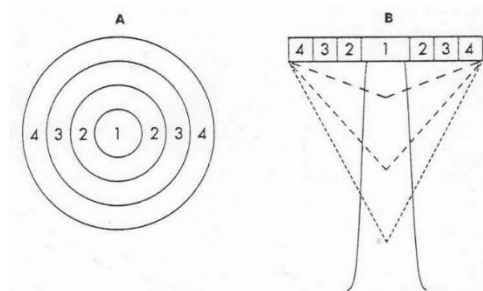
روش‌های کانونی کردن:

الف) روش مکانیکی: جهت بهبود تفکیک پذیری جانبی پرتو با روش‌های گوناگونی کانونی می‌گردد. صوت از اصول نور پیروی می‌کند. بنابراین برای همگرا کردن پرتوها می‌توان از (۱) آینه صوتی مقعر (۲) عدسی صوتی مقعر (که برعکس عدسی‌های نوری عمل می‌کند) (۳) بلور پیزوالکتریک انحنادار (تراش داده شده به شکل مقعر)، استفاده کرد.



شکل ۲-۲۴: سمت چپ: انواع روش‌های کانونی کردن مکانیکی-سمت راست: درجات مختلف کانونی کردن

ب) روش الکترونیکی: تک‌بلور پیزوالکتریک کوچک دایره‌ای، پرتوی فراصوتی با میدان نزدیک نسبتاً باریک و میدان دور واگرا تولید می‌کند. حال اگر به جای این تک‌بلور از یک مجموعه بلور دایره‌ای که به صورت متحدالمرکز دور هم قرار گرفته‌اند استفاده کنیم، می‌توانیم به هر بلور به طور جداگانه پالس اعمال کنیم، و با تأخیری که در پالس دهی به بلورها ایجاد می‌کنیم می‌توانیم پرتو را همگرا و در یک نقطه مشخص کانونی کنیم. مزیت این روش نسبت به روش مکانیکی این است که با تغییر اختلاف زمان پالس دهی به بلورها می‌توان پرتو را در هر نقطه دلخواهی کانونی کرد، اما در روش مکانیکی برای این کار می‌بایست آینه یا عدسی صوتی را تغییر داد. در روش الکترونیکی برای همگرا کردن پرتو باید ابتدا حلقه‌های بیرونی‌تر را تحریک کرد و سپس به سمت داخل بیاییم؛ اگرچه در این حالت شکل پرتو به صورت واگرا می‌باشد اما باید توجه داشت که وقتی این پرتو در هوا یا بافت مورد نظر در حال پیشروی است گویی در حال بسته کردن و همگرا کردن مولکول‌ها در یک سطح مقطع از هوا یا بافت می‌باشد.



شکل ۲-۲۵: کانونی کردن به روش الکترونیکی

آشکارسازی پرتوها:

روش‌های تک موج یا روش بازتاب تپ:

تک موجی که از ترانس دیوسر گسیل می‌شود پس از برخورد به مرز میان دو محیط که دارای اختلاف امپدانس صوتی می‌باشند، بازتاب می‌یابد. فاصله زمانی بین رها شدن موج از ترانس دیوسر و دریافت بازتاب آن، زمان دیرکرد^۲ نام دارد. اندازه چنین زمانی بستگی به سرعت صوت در محیط و طول راه پیموده شده به وسیله موج دارد.

^۲Delay Time

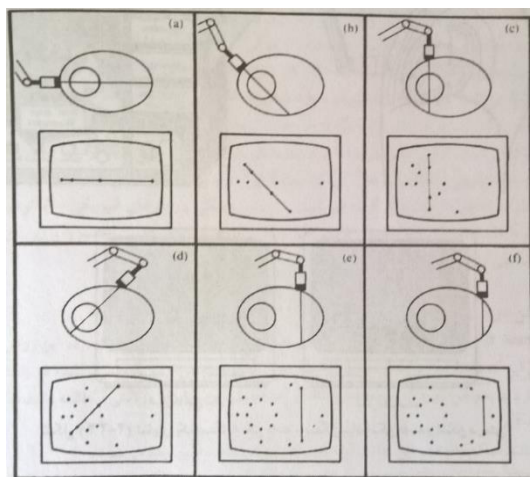
الف) روش اسکن دامنه (A-scan): ساده‌ترین روش نمایش بازتاب پرتوهای فراصوت می‌باشد که با دامنه امواج بازگشتی سروکار دارد؛ و تنها (۱) فاصله مرزهای بازتابنده را از دستگاه (۲) اندازه (شدت) بازتابش را نشان می‌دهد. بنا بر آنچه گفته شد، تصویربرداری روش A، تصویری یک‌بعدی از دامنه سیگنال در مقابل عمق می‌باشد.

ب) روش اسکن درخشش (B-Scan):

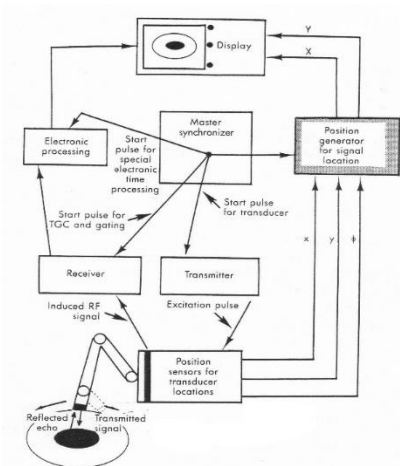
در این روش به جای این که دامنه امواج نشان‌دهنده شدت امواج بازگشتی باشد، می‌توان یک سری نقطه در راستای محور دید به وجود آورد که هر نقطه درخشندگی متناسب با دامنه امواج بازتابشی داشته باشد. این روش نیز مانند روش A-Scan تنها یک راستای به‌خصوص را نشان می‌دهد.

اسکن درخشش اساس و پایه ساخت دستگاه‌های اسکن درخشش دوبعدی است که در آن به جای روش تک موج که تنها یک راستا (مسیر عبوری پرتو) نشان داده می‌شود، یک صفحه دوبعدی از خطوط نمایش داده می‌شود. بنابراین اسکن دوبعدی نمایش بخشی از عضو یا بدن است که موازی راستای حرکت پرتوهای فراصوتی می‌باشد. برای اسکن دوبعدی می‌توان از اسکتری که دارای حرکت دوبعدی است استفاده کرد.

نکته اصلی در اسکن دوبعدی این است که دستگاه باید بداند که هرکدام 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 دوبعدی را تشکیل دهد. این مختصات شامل بعدهای X و Y مربوط به خطوط تصویر و Z (بیانگر شدت پرتو بازگشتی) می‌باشد. که برای محاسبه X و Y دستگاه مختصات ترانس دیوسر و همچنین راستا (زاویه) آن را محاسبه می‌کند. که برای این کار از دستگاه الکترونیکی ویژه‌ای به نام پتانسیومتر استفاده می‌کند. سپس آن‌ها را پس از ذخیره در بخش تبدیل‌کننده اسکن که قبلاً توضیح داده شد، باهم ترکیب می‌کند تا تصویر اصلی را تشکیل دهد.



شکل ۲-۲۶: نحوه تشکیل اسکن درخشش دوبعدی (سمت چپ) و اجزای تشکیل‌دهنده دستگاه اسکن درخشش دوبعدی (سمت راست)



مبدل‌های بلادرنگ (بی‌وقفه) یا زمان حقیقی^{۲۴}

تصویربرداری دوبعدی 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 ترانس دیوسر را روی سطح بدن بیمار جابجا کرد که این جابه‌جایی با دست، نیازمند زمان فراوانی می‌باشد.

واژه بلادرنگ به دلیل نمایش آنی نگاره در این روش، به‌کاربرده شده است. در نمایش آنی نگاره ما بیش از ۲۴ فریم در ثانیه خواهیم داشت که چشم قادر به تفکیک آن‌ها نمی‌باشد و آن‌ها را به‌هم‌پیوسته می‌بیند. از این رو برتری این روش نسبت به اسکن درخشش در نمایش لحظه‌ای و بسیار سریع

^{۲۴}Amplitude Scan
^{۲۵}Brightness scan
^{۲۶}Real Time Transducer

تصاویر می‌باشد که می‌توان از آن برای مشاهده اعضای متحرک بدن همچون قلب و یا حتی حرکت مواد حاجب در عروق در هنگام آنژیوگرافی استفاده کرد.

اثر دوپلر: (Doppler effect)

بسامد ظاهری یک موج بر اثر حرکت فرستنده یا گیرنده‌ی آن تغییر می‌کند. اثر دوپلر در همه‌ی امواج مانند امواج صوتی و امواج الکترومغناطیسی (نور) دیده می‌شود. هرگاه گیرنده‌ای به سمت یک منبع ساکن که از خود موج صوتی می‌فرستد برود، بسامد صوتی که می‌گیرد بیشتر از وقتی است که نسبت به منبع ساکن باشد (شنونده صدا را زیرتر می‌شنود). و اگر از منبع صوت دور شود، موجی را با بسامد کمتر می‌گیرد (شنونده صدا را بم‌تر می‌شنود). اگر منبع موج نیز از گیرنده دور و یا به او نزدیک شود، بسامد صوتی که شنونده می‌شنود نیز به ترتیب کمتر و یا بیشتر می‌شود. اگر سرعت منبع یا ناظر در مقایسه با سرعت نور قابل چشم‌پوشی باشد، اگر بسامد موج تولیدشده در منبع f باشد و سرعت شنونده و منبع به ترتیب V_0 و V_S باشد، بسامد موجی که شنونده می‌شنود، f' ، از رابطه‌ی زیر به دست خواهد آمد:

$$f' = f \left(\frac{V \pm V_0}{V \mp V_S} \right)$$

در این رابطه V سرعت موج در محیط انتشار است. علامت‌های بالایی (+ در صورت و - در مخرج) مربوط به وقتی است که منبع و شنونده به هم نزدیک می‌شوند و علامت‌های پایینی مربوط به وقتی است که منبع و شنونده از هم دور می‌شوند. این رابطه در دستگاهی نوشته‌شده است که نسبت به محیط انتشار ساکن است.

اگر سرعت منبع یا ناظر در مقایسه با سرعت نور قابل چشم‌پوشی نباشد، باید رابطه‌ی نسبیتی دوپلر را به کاربرد که به شکل زیر است: (در این رابطه V_r سرعت نسبی منبع و شنونده است).

$$f' = f \left(\sqrt{\frac{V \pm V_r}{V \mp V_r}} \right)$$

منبع صوت امواج را به صورت کره‌های هم‌مرکز تولید می‌کند که به سمت بیرون حرکت می‌کند. فرکانس را منبع صوت تعیین می‌کند و سرعت امواج به وسیله محیط تعیین می‌شود. فرکانس و سرعت انتشار هر دو طول موج را تعیین می‌کنند.

در صورتی که گیرنده ساکن باشد فرکانس دریافتی توسط آن (فرکانس ظاهری) با فرکانس منبع یکسان است ولی 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 جابجایی دوپلر گویند. هرچه سرعت نسبی منبع و گیرنده نسبت به هم بیشتر باشد جابجایی دوپلر بیشتر است.

$$f_D = \frac{2Vf \cos \varphi}{c}$$

c سرعت صوت در بافت V سرعت بازتابنده f فرکانس مبدل φ زاویه پرتو صوتی و جهت حرکت است.

به تفاوت V در رابطه‌های بالا دقت کنید.

با استفاده از این فرمول با داشتن جابجایی دوپلر می‌توان سرعت بازتابنده را حساب کرد و در صورت چشم‌پوشی از زاویه دوپلر سرعت اندازه‌گیری شده کمتر از میزان واقعی هست.

دستگاه دوپلر موج پیوسته: (CW)

در آن از دو بلور استفاده می‌شود که یکی فرستنده امواج و دیگری گیرنده پژواک امواج است. (یک بلور نمی‌تواند به طور هم‌زمان هم موج بفرستد و هم موج بگیرد.) بلور فرستنده یک موج صوتی را می‌فرستد و پس از برخورد با بازتابنده متحرک پژواک آن به بلور گیرنده می‌رسد. چون امواج

فرستاده شده در فاصله خاصی کانونی می شوند با استفاده از میزان کانونی شدن آن ها می توان مکان متحرک را مشخص نمود. که در دستگاه های جنین یاب استفاده می شود. محدودیت این دستگاه این است که نمی توان سرعت بازتابنده را در یک فاصله خاص تعیین کرد.

دستگاه موج پالسی : (PW)

از اصل فاصله یابی پژواک در آن استفاده می شود. مبدل به صورت الکتریکی تحریک شده و یک پالس می فرستد و تا شنیدن پژواک آن خاموش می شود و سیگنال های دریافتی به صورت الکترونیکی پردازش پنجره گذاری می کنند. به این معنا که فقط پژواک هایی که در یک بازه زمانی کوتاه پس از پالس و متناظر با فاصله خاصی هستند در سیگنال دوپلر شرکت می کند که پارامترهای این پنجره توسط سونوگرافیسیت مشخص می شود. زمان تأخیر قبل از فعال شدن پنجره مکان بازتابنده را مشخص و مدت زمان فعال شدن پنجره طول جسم بازتابنده را مشخص می کند و ابعاد جانبی جسم به وسیله پهنا ی پرتو که بستگی به فرکانس و مشخصات کانونی شدن دارد، این دستگاه جریان را در یک بعد (عمق یا فاصله) نشان می دهد. همچنین جهت جریان را نیز مشخص می کنند به این صورت که اگر جریان نزدیک شود با یک رنگ و اگر دور شود با رنگ دیگر نشان داده می شوند.

دستگاه دوپلر رنگی:

با حرکت مبدل بر سطح اسکن تصویر دوبعدی از جریان به وسیله فرکانس های جابجایی دوپلر را به صورت رنگ های مختلف نشان می دهد. دستگاه داپلکس هردو عمل تصویربرداری بلادرنگ (B-Mode) و دوپلر را اجرا می نماید. تصویربرداری بلادرنگ بازتابنده ساکن را نشان می دهد و درحالی که حالت دوپلر اطلاعات جریان ناحیه انتخاب شده را نشان می دهد. رنگی نمایش دادن ساختارهای آناتومیک در انتخاب نمونه در دوپلر کمک می کند و نشانگرهای نمونه روی تصویر بلادرنگ قرار می گیرد. نمایش ابعاد فیزیکی و شکل پلاک، با اسکن بلادرنگ، عامل مهمی در تشخیص بیماری های رگ ها است. چون خصوصیات طراحی بهینه برای هر کدام از حالت ها یکسان نیست ابتدا تصویربرداری بلادرنگ انجام می شود و سپس به حالت دوپلر منتقل می شود. در غیر این صورت تداخل الکترونیکی پالس های دوپلر بین تصویربرداری بلادرنگ باعث ایجاد تصویر کاهش یافته می شود و یا در تصویربرداری بلادرنگ درحالی که اطلاعات جریان بررسی می شود (دوپلر) چند میلی ثانیه وقفه ایجاد می شود. در اسکن دوکاره اطلاعات جریان برای یک ناحیه بسیار محدود به صورت بلادرنگ نمایش داده می شود. الگوی جریان باید با نواحی نمونه برداری چندگانه یکی پس از دیگری تعیین شود و ممکن است آشفتگی های جریان جدا از هم مشخص نشوند پرتوهای فراصوت در حالت دوپلر باید مکرراً در طول تصویر هدایت شود پژواک های چندگانه از یک بازتابنده برای تعیین فرکانس ضربان لازم است.

کاربرد امواج فراصوت :

بیشتر مقبولیت این امواج به این علت است که این پرتوها یونیزاسیون انجام نمی دهند و در زنان و زایمان و چشم شناسی و کاردیولوژی و گاستروانترولوژی و گرما درمانی (با توجه به اثر گرمایی آن) به کار می رود.

اثرات بیولوژیک امواج فراصوت:

این امواج سه نوع اثر میکروسکوپی بر ماده می گذارند: گرمایی و مکانیکی و حفره سازی و سپس این اثرات با اثرات مایکروسکوپی مقایسه می شوند و تشکیل ریز گرداب ها یا تغییر میزان واکنش های شیمیایی که به وسیله نتایج تجربی حاصل شده اند با همان سه اثر مذکور آغاز می شوند. (دقت شود که ما این آثار را در بدن که بیشتر آن را فاز مایع تشکیل داده بررسی می کنیم)

اثر گرمایی: با انتشار موج انرژی آن جذب شده و به صورت گرما درمی آید و از شدت صوت کم شده و باعث افزایش دما می شود و ممکن است اثرات بافتی برگشتناپذیری ایجاد کند. و در مقیاس 1 Hz تا 10 MHz با افزایش فرکانس ضریب جذب نیز زیاد می شود. در فرکانس های بالاتر اثر گرمایی بیشتر است و برای مشاهده دیگر آثار (مکانیکی و حفره سازی) باید از روش های خنک سازی استفاده کنیم. البته ضریب جذب به زمان تابش، میانگین زمانی شدت و سطح مقطع پرتو و فرآیندهای انتقال گرما و ضریب جذب محیط و فرکانس و شکل امواج بستگی دارد.

حفره سازی: انتشار موج باعث ایجاد انبساطها و انقباضهایی در محیط می شود که تناوب آن در یک موضع باعث ایجاد و بزرگ شدن حباب های گاز می شود 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 قیل وجود داشته باشند و افزایش مدت انبساط باعث افزایش رشد حباب می شود و در فاز فشردگی این حبابها می ترکند و موج ضربه ای ایجاد می کنند که باعث ایجاد فشار و دمای زیاد در موضع کوچک می شود و این اثر آستانه ای است و در صورت وجود مقدار کافی حباب آستانه برای حفره سازی گذرا در فشار 0.3 MPa در فرکانس 1 MHz است. افزایش سرعت و کشش سطحی از رشد حبابها جلوگیری می کند.

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 و این اثر حتی در شدت‌های پایین هم دیده می‌شود و در یک فرکانس مشخص (بستگی به اندازه حباب دارد) دامنه ارتعاش ذرات مجاور بیشینه می‌شود که به آن تشدید حجمی گویند. هرچه فرکانس بیشتر شود اندازه 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. به‌طور کلی هرگونه اثر به‌غیر از گرمایی و حفره‌سازی را جزو این دسته قرار می‌دهند. این اثر ممکن است باعث به وجود آمدن ریز گردابهایی بشود که ماکرو مولکول‌ها را از هم جدا کند و باعث آسیب شود.

فصل سوم: کاربرد امواج پر فرکانس در درمان

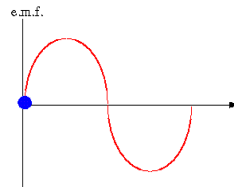


دیاترمی

جریان‌های پر فرکانس :

جریان الکتریکی با بسامد بسیار بالا که به علت تغییرات سریع باعث تحریک اعصاب حسی یا حرکتی نمی‌شود را جریان‌های پر فرکانس می‌گویند. فرکانس این جریان‌ها بیشتر از ۵۰ KHz می‌باشد. باید توجه داشت که آستانه زمانی لازم برای انگیزش سلول‌های حسی حرکتی در دامنه‌های بالا، ۰/۰۱ میلی‌ثانیه است. در دیاترمی به وسیله امواج پرفرکانس حرارت تولید می‌شود. چون این امواج تحریک و انقباض و آزار حسی به دنبال ندارند و همچنین خطر شوک الکتریکی هم ندارند پس می‌توان از قدرت و شدت زیادتر آن‌ها نسبت به جریان‌های کم فرکانس استفاده و به بافت اعمال کرد. به هر حرکت رفت و برگشت نوسان گویند. جریان پرفرکانس جریان متناوب با فرکانس بالا است مانند جریان متناوب که در آن الکترون‌ها رفت و برگشت دارند و شکل سینوسی دارند (شکل ۳-۱). یک جریان نوسانی متناوب از معادله زیر پیروی می‌کند.

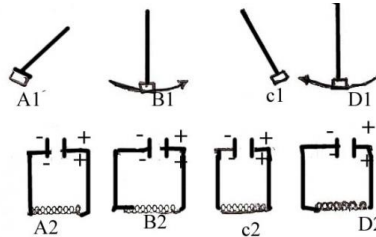
$$V = V_m \sin 2\pi f.t \quad F = \text{فرکانس جریان}, \quad t = \text{زمان} \quad \text{و} \quad V_m = \text{ولتاژ ماکزیمم است}$$



شکل ۳-۱: موج سینوسی نوسانی

برای درک نوسان به مطالب زیر دقت کنید:

همان‌طور که می‌دانیم منظور از نوسان حرکت رفت و برگشت است مانند حرکتی که یک آونگ دارد. در شروع حرکت، آونگ دارای بیشترین انرژی پتانسیل است ولی انرژی جنبشی آن صفر است. در حین حرکت به سمت وضعیت قائم به سرعت حرکت آونگ اضافه می‌شود تا این‌که در وضعیت قائم بیشترین سرعت، بیشترین انرژی جنبشی و بیشترین اندازه حرکت (جرم*سرعت) را دارد. در حین حرکت از وضعیت قائم به انتهای مسیر، از سرعت آونگ کاسته می‌شود و انرژی پتانسیل افزایش می‌یابد تا در انتهای مسیر دوباره بیشترین انرژی پتانسیل را داشته باشد. این بیشینه انرژی پتانسیل موجب حرکت آونگ در جهت عکس می‌شود. آونگ حرکت رفت و برگشتی انجام می‌دهد پس حرکت نوسانی دارد. (شکل ۳-۲)

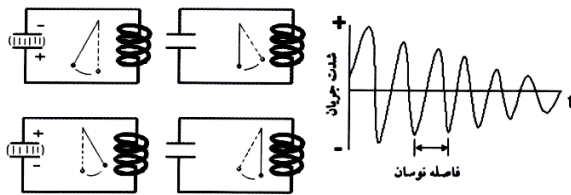


شکل ۳-۲: حرکت آونگ

کاربردهای درمانی امواج پرفرکانس

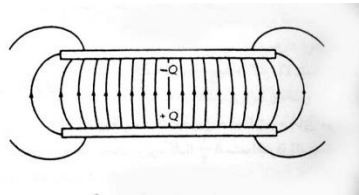
تولید موج کوتاه دیاترمی (S.W.D)

Dia به معنای عمقی و Thermy به معنای گرما است. یک جریان نوسانی الکتریکی به علت دشارژ یا خالی شدن یک خازن در یک سیم‌پیچ (سلف) با مقاومت اهمی ناچیز تولید می‌شود. پس برای تولید موج کوتاه دیاترمی به مداری نیاز است که شامل خازن، سیم‌پیچ و مقاومت باشد که به آن مدار RCL گویند. انرژی اولیه برای شارژ شدن خازن از یک منبع تغذیه به دست می‌آید. در ابتدا خازن باید شارژ شود که بار الکتریکی بر روی صفحه خازن نماینده انرژی پتانسیل الکتریکی می‌باشد. با گذشت زمان، این شارژ کمتر شده و جریان الکتریکی در سیم‌پیچ شدت می‌یابد که نیروی الکتروموتور خودالقایی را تولید می‌نماید. این نیروی الکتروموتوری از افزایش تند شدت جریان جلوگیری می‌کند و باعث طولانی شدن جریان الکتریسیته در زمان افت آن می‌گردد که در این نمونه جریان الکتریسیته نماینده انرژی جنبشی می‌باشد. نیروی الکتروموتوری خودالقایی خازن را با قطب‌های وارونه نسبت به حالت اولیه بار دیگر پر می‌کند و انرژی دوباره به شکل پتانسیل درمی‌آید. خازن سپس دوباره خالی شده و باعث برقراری جریان در مدار می‌گردد؛ این عمل به همین ترتیب ادامه می‌یابد تا به تدریج بر اثر مقاومت مدار، نوسان متوقف شود. این نوسان را نوسان میرا گویند.



شکل ۳-۳: چگونگی ایجاد نیروی الکتروموتوری خودالقا در مدارهای ساده با نمایش نوسانات میرا

در خصوص تولید موج کوتاه دیاترمی به چند قانون فیزیک باید اشاره نمود. با تغییر شار مغناطیسی ($d\Phi$) در مدت زمان (dt) در یک سیم پیچ با تعداد دور N در آن نیروی محرکه الکتریکی القا می شود (شکل زیر) و نیروی محرکه القایی با تغییر شار مخالفت می کند (علامت منفی) که مقدار آن برابر است با

$$E = - N d\Phi/dt$$


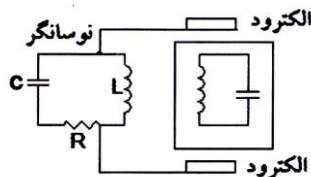
شکل ۳-۴: میدان الکتریکی بین دو صفحه باردار

همین طور در هر سیم پیچی که شدت جریان در آن تغییر کند یک نیروی محرکه الکتریکی در خودالقا می کند و با نماد L نمایش داده می شود که L پایای خودالقایی مدار و واحد آن هانری است و مقدار نیروی محرکه الکتریکی آن برابر است با.

$$E = - L . di/dt$$

البته با عبور این جریان در سیم جهت جریان به وجود آمده چنان است که با جریان اولیه مخالفت می کند که به قانون لنز معروف است. مقاومت الکتریکی توسط سیم پیچ و خازن موجود در مدار را چون وابسته به فرکانس جریان می باشد با امپدانس بیان می کنند. می توان نتیجه گرفت که در مدار یک نوسانگر ساده الکتریکی (RCL) امپدانس می کند به فرکانس جریان وابسته است که به آن راکتانس خازنی گویند و مقدار آن با X_C نمایش داده می شود و برابر است با $X_C = 1/\omega C$ [Ω]. به مقدار امپدانس سیم پیچ مدار راکتانس القایی گویند و مقدار آن با X_L نمایش داده می شود و برابر است با $X_L = L \omega$ [Ω] هر دو راکتانس خازنی و راکتانس القایی به ω وابسته هستند. فرکانس در مدار LC بستگی به ظرفیت خازن و ضریب خودالقایی سیم پیچ (سلف) دارد؛ همان طور که در آونگ فرکانس بستگی به طول دارد، یعنی افزایش امپدانس القایی (X_L) و کاهش امپدانس خازنی آن (X_C) باعث افزایش فرکانس مدار F می گردد.

با توجه به مدار یک نوسانگر ساده الکتریکی (RCL) اگر مقاومت اهمی مدار از فرمول $R < 2\sqrt{\frac{L}{C}}$ پیروی کند، تهی شد خازن در سیم پیچ، نوسانی خواهد بود و پریود نوسانها با بکار گیری برابری $T = 2\pi \cdot \sqrt{L \cdot C}$ به دست می آید. در این برابری T زمان پریود برحسب ثانیه، C ظرفیت خازن برحسب فاراد و L پایای خودالقایی مدار برحسب هانری است. بسامد نوسانها از برابری $F = \frac{1}{T}$ یا $F = \frac{1}{2\pi\sqrt{L \cdot C}}$ به دست می آید.



شکل ۳-۵: مدار ساده یک نوسانگر الکتریکی

میرا شدن نوسان‌ها

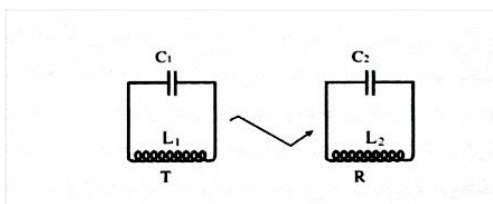
جسمی که نوسان دارد، بخشی از انرژی خود را در برخورد با مولکول‌های محیط پیرامونش از دست می‌دهد. به گونه‌ای که پس از هر بار نوسان مقدار انرژی جسم کمتر می‌شود. به این پدیده میرا شدن نوسان‌ها گویند. هر چه مقاومت محیط اطراف در برابر حرکت جسم بیشتر باشد، میرا شدن نوسان‌ها سریع‌تر اتفاق می‌افتد. زمانی که خازن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

انتقال انرژی بین سیستم‌های نوسانی

آونگی را در نظر بگیرید که در حال نوسان است. چنانچه آونگ دیگری با بسامدی برابر با آونگ اول 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 که چنین وضعیتی تشدید نامیده می‌شود. به همین ترتیب اگر دو مدار هر کدام شامل خازن و سیم‌پیچ با بسامد برابر در کنار هم داشته باشیم آنگاه می‌گوییم دو مدار در وضعیت تشدید قرار دارند و از معادله زیر پیروی می‌کنند.

$$L_1 C_1 = L_2 C_2 \rightarrow (1/(2 \pi \sqrt{L_1 C_1}) = 1/(2 \pi \sqrt{L_2 C_2})$$

یعنی در واقع چنانچه بخواهیم یکی از این مدارها در مدار دیگری جریان ایجاد کند، باید دو مدار هم بسامد باشند و در این صورت حاصل ضرب ظرفیت خازن در ضریب خودالقایی سیم‌پیچ، در دو مدار باهم برابر است (شکل زیر). برای برقرار کردن وضعیت تشدید معمولاً ظرفیت خازن را به کمک پیچ مخصوص آن تغییر می‌دهند (استفاده از خازن متغیر).



شکل ۳-۶: انتقال انرژی میان مدارها

تشدید در مدار بیمار: علت لزوم تشدید در مدار بیمار این است که مقادیر ظرفیتی و القایی این مدار بسته به محل و نوع الکتروود به کاررفته همواره متفاوت هستند و این تغییرات را باید توسط خازن تنظیم نمود تا به فرکانس طبیعی مدار نوسان‌ساز رسید. در غیر این صورت، انرژی تلف می‌شود و به‌طور کامل به بدن بیمار انتقال نمی‌یابد. اگر فرکانس طبیعی مدار نوسان‌ساز و بدن مساوی باشند نتیجه آن خواهد شد که حالت تشدید پدید می‌آید و این باعث انتقال حداکثر انرژی به بافت می‌گردد. فرض بر این است که از دید الکتریکی، بدن انسان از مقاومت‌ها و خازن‌هایی درست شده است اگر چنین باشد هنگامی که از مدار دارای خازن و مقاومت جریان متناوبی گذر نماید بین ولتاژ و شدت جریان اختلاف فاز $\frac{\pi}{4}$ وجود دارد. بنابراین گرما تنها در بخش مقاومت ایجاد می‌شود.

امپدانس مداری (Z) که شامل مقاومت اهمی، خازنی و پیچیده باشد (مدار RCL) از این رابطه به دست می‌آید. $Z = \sqrt{R^2 + (L\omega - \frac{1}{C\omega})^2}$

و ولتاژ کل مدار برابر است با $V = I \sqrt{R^2 + (L\omega - \frac{1}{C\omega})^2}$ که شرط تشدید در صورتی حاصل می‌شود که امپدانس مدار در حداقل ممکن باشد ($X_L = X_C$). به فرکانس حاصله فرکانس تشدید و یا فرکانس هم کوک (رزونانس) گویند و این فرکانس با روابط زیر به دست می‌آید.

$$X_L = X_C \rightarrow \omega.L = 1/\omega.C \rightarrow \omega_0 = 1/\sqrt{L.C}$$

$$f_0 = 1/(2\pi\sqrt{L.C}) \rightarrow T_0 = 2\pi\sqrt{L.C}$$

تولید گرما:

جریان پربسامد مانند هر جریان دیگری برابر قانون ژول، گرما تولید می‌کند. اگر مقاومت کلی اهمی مدار (که بدن نیز می‌توان بخشی از آن باشد) R و شدت جریان که می‌گذرد I باشد گرمای به دست آمده $Q = KR I^2 T$ خواهد بود.

جریان‌های پربسامد کاربردی در پزشکی

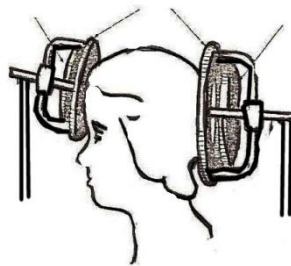
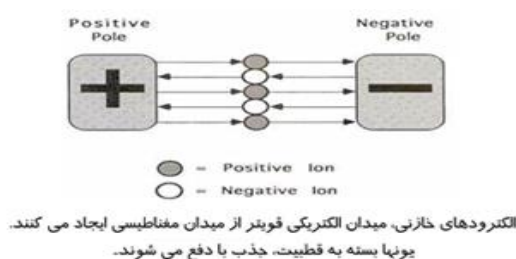
در پزشکی بیشتر از جریان دیاترمی موج کوتاه (Short Wave diathermy) و امواج ریزموج (میکروویو Microwave diathermy) استفاده می‌شود. جریان دیاترمی موج کوتاه که بیشتر برای کارهای پزشکی بکار برده می‌شود، یک جریان متناوب پربسامد است که دارای بسامدی نزدیک به ۲۷،۱۲ MHz بوده و امواج رادیویی با طول موج ۱۱ متری تولید می‌کند. این جریان اعصاب حرکتی یا حسی بافت را انگیزه نمی‌کند چون کوتاه‌ترین زمان انگیزش کاربردی در بدن ۰،۰۱۰۰ است. یک جریان پربسامد دارای بسامدی بیشتر از $5 * 10^5$ Hz می‌باشد. این جریان در هر ثانیه 10^6 انگیزش ایجاد می‌کند. بنابراین هر انگیزش، زمانی نزدیک ۰،۰۰۱۰۰ دارد که بیرون از گستره‌ی کاربردی باری انگیزش عصبی است. جریان دیاترمی موج کوتاه اگر شدت آن به اندازه کافی بزرگ باشد می‌تواند مانند یک جریان معمولی که در یک رسانا گرما ایجاد می‌کند، در بافت‌های بدن به گونه‌ای مستقیم گرما به وجود آورد. بسامد جریان دیاترمی موج کوتاه بسیار بالا است بنابراین راکتانس القایی (L ω) در آن‌ها چشمگیر ولی راکتانس خازنی ($\frac{1}{C\omega}$) پایین است. این ویژگی‌ها امکان کاربرد جریان دیاترمی موج کوتاه را در بافت‌های زنده به وجود می‌آورد در حالی که با جریان‌های دیگر این کار شدنی نیست.

به‌کارگیری بالینی جریان‌های پربسامد

جریان‌های پربسامد از دو راه وارد بدن بیمار می‌شوند یکی روش میدان خازنی است که در این حالت الکترودها و بافت بیمار یک خازن تشکیل می‌دهند و دیگری روش القایی (کابلی) که در این حالت بدن بیمار در سلفی قرار می‌گیرد که به وسیله کابل متصل به مدار، نوسان‌ساز شده است. برای هر کدام از روش‌های فوق در زیر توضیح آورده شده است.

۱- روش میدان خازنی (میدان الکتریکی):

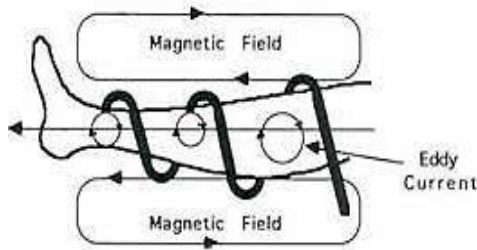
در این روش ایجاد گرما در بدن با چگونگی پخش خطوط میدان الکتریکی مشخص می‌شود. الکترودها در این روش دو صفحه خازن هستند و طوری در وضعیت‌های گوناگونی قرار می‌گیرند که توسط عایقی مانند هوا، نمد، و یا حوله با بدن فاصله داشته باشند. در برقراری موج کوتاه دیاترمی، شارژ متغیری که در الکترودها ظاهر شده، منجر به ایجاد یک میدان متغیر الکتریکی بین آن‌ها می‌شود که این میدان بر بدن اثر می‌کند و اثر میدان بر هر سه نوع از مواد موجود در بدن به صورت زیر می‌باشد. الکترون‌های مواد رسانا در یک میدان الکتریکی، به نوسان درآمده و در آن‌ها جریانی الکتریکی با همان تغییرات به وجود می‌آید.



شکل ۳-۷: روش خازنی

۲- روش القایی یا کابلی

یکی دیگر از راه‌های انتقال جریان‌های پربسامد به بافت روش القایی یا کابلی است. در روش کابلی، الکترودهای یک کابل با پوشش نارسانا است که مدار کاربردی یک دستگاه را کامل می‌کند. برای استفاده از کابل مذکور، آن را به شکل‌های مختلف می‌توان روی عضو به کاربرد و یا دور عضو پیچید. میدان مغناطیسی تولید شده در کابل همراه با نوسانات موج کوتاه دیاترمی تغییر می‌کند. این تغییرات باعث ایجاد میدان مغناطیسی متغیری می‌شود که هرگاه جسمی رسانا در حوزه‌ی آن قرار گیرد باعث القای جریان الکتریسیته‌ای با همان فرکانس در جسم می‌شود که به جریان گردابی معروف است و جریان باعث ایجاد حرارت در بدن می‌شود شکل (۱۱-۳).



شکل ۳-۸: الکترودهای القایی؛ میدان مغناطیسی ناشی از جریان کابل باعث تولید جریان‌های گردابی در بافت و ایجاد حرارت در آن می‌شود.

برای درمان دست، ساق و ران کابل بیشتر به دور آن پیچیده می‌شود چون این قسمت‌ها عضلانی و پر مایع و الکترولیت هستند در این گونه بافت‌ها میدان مغناطیسی به خوبی قادر است جریان گردابی القا و تولید گرما کند. (شکل ۳-۸) و برای درمان یک سطح تخت مانند پشت یا شکم، کابل می‌تواند به گونه‌ی مارپیچ تخت بکار رود.

خواص فیزیولوژیک:

مهم‌ترین اثر موج کوتاه دیاترمی، ایجاد حرارت در بافت‌ها است و اثرهای فیزیولوژیک پیامد افزایش دما هستند. در گذر جریان‌های پرسامد از دستگاه‌های زیستی و ایجاد گرما، اثرهای زیر دیده می‌شوند.

۱- افزایش متابولیسم: افزایش دمای بدن باعث فزونی سوخت‌وساز شده و بنابراین مصرف اکسیژن و مواد غذایی بافت‌ها زیادتر می‌شود و در نتیجه بازده تولید مواد زائد افزایش می‌یابد.

۲- اثر بر روی بافت ماهیچه‌ای: افزایش دما باعث باز شدن ماهیچه‌ها و افزایش کارایی آن‌ها می‌گردد.

۳- افزایش خون در دسترس: به علت انتقال گرما به دیگر جاهای بدن و بالا رفتن دمای مرکزی، سبب گشادی عروق سطحی و شدت یافتن جریان خون به سطح بدن می‌شود که بر روی دیواره‌ی مویرگ‌ها و سرخرگ‌های کوچک اثر کرده و باعث گشاد شدن این رگ‌ها و شدت یافتن جریان خون به سطح بدن می‌شود.

۴- اثر روی اعصاب و کاهش درد: گرما باعث کاهش درد و اسپاسم‌های عضلانی، افزایش سرعت بهبودی زخم و عفونت، و کاهش التهاب می‌گردد و به نظر می‌آید که اثر گرمایی روی احساس درد مؤثر باشد.

۵- افزایش کار غده‌های عرق: انگیزش رفلکس غده‌های عرق در ناحیه‌ای که زیر افزایش گرما و دما است، باعث افزایش ترشح این غده‌ها می‌شود.

۶- از میان بردن بافت‌ها: در دستگاه‌های جراحی الکتریک نیز از امواج پرسامد استفاده می‌شود که با به‌کارگیری این دستگاه گرمای بیش‌از اندازه باعث بستن پروتئین‌ها و در نتیجه از میان رفتن بافت‌ها می‌گردد.

میکروویو دیاترمی (دیاترمی ریزموج)

دومین روش تولید جریان‌های پرسامد، تولید از طریق موج کوتاه (ریزموج) است. میکروویو دارای فرکانس بالا می‌باشد که فرکانس آن بسیار بالاتر از موج کوتاه است. در طیف امواج الکترومغناطیس، میکروویو بین فرسرخ و موج کوتاه قرار دارد و دارای طول موج ۱ cm تا ۱ m است. قدرت نفوذ این امواج در بدن از موج کوتاه دیاترمی کمتر است (حدود ۳ cm).

سیستم نوسان‌سازی که در تولید موج کوتاه دیاترمی توسط سیم‌پیچ و خازن همراه با لامپ تریود بکار می‌رود برای تولید نوسانات زیاد میکروویو مناسب نیست؛ بنابراین به دستگاه دیگری نیاز است تا بتواند فرکانس‌هایی در حد ۴۳۳۹,۲ MHz تولید کند تا در فیزیوتراپی برای ایجاد حرارت عمقی مورد استفاده قرار گیرد.

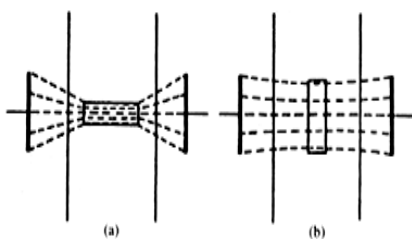
دستگاه میکروویو دیاترمی

اثرهای فیزیولوژیکی میکروویو

جذب پرتوهای ریزموج باعث ایجاد گرما در بافت می‌شود. میزان جذب میکروویو در بافت‌های پر آب مانند عضلات و عروق، بیشتر از بافت چربی است. خواص فیزیولوژیک و درمانی در محدوده تأثیر آن، همان خواص موج کوتاه دیاترمی می‌باشد. این موج‌های الکترومغناطیس 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.

چه هنگام نباید جریان دیاترمی به کاربرد :

- ۱- گرم کردن بافت به وسیله دیاترمی باعث گشادشدن عروق می‌شود و این خود باعث افزایش جریان خون و افزایش احتمال خونریزی می‌گردد.
- ۲- لخته 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 اینکه فلز در کجا قرار داشته باشد، کاربرد دیاترمی را محدود می‌کند.
- ۵- آشفستگی در حس پوستی : پرهیز از به‌کارگیری دیاترمی برای قسمت‌هایی از بدن که فاقد حس پوستی می‌باشند، بهتر است.
- ۶- دیاترمی نباید در نواحی‌ای که پرتودرمانی شده‌اند، به‌کاربرده شود چون این نواحی طی پرتودرمانی آسیب‌پذیرتر شده‌اند.
- ۷- بیماران ویژه : استفاده از دیاترمی برای بیمارانی که قادر به درک دما و گزارش آن هنگام افزایش بیش‌ازحد نیستند، خطرناک است. پس در درمان کودکان و بیماران روانی نباید به کار رود.



شکل ۳-۹: اثر فلز موجود در درون بافت روی پخش میدان الکتریکی (a) خطرناک (b) کم‌خطر

جراحی الکتریکی (Electro Surgery Unit)

چکیده

جراحی الکتریکی عبارت است از اعمال جریان الکتریکی فرکانس بالا به بافت به منظور از بین بردن ضایعات، خونریزی مداوم یا ایجاد برش در آن. علاوه بر این از دستگاه می‌توان برای منعقد کردن یا خشک کردن بافت نیز استفاده نمود. برخی از مزایای استفاده از چاقوی برش الکتریکی نسبت به یک چاقوی برش مکانیکی، شامل امکان انعقاد هم‌زمان با برش و جلوگیری از پراکنده شدن سلول‌های بیمار و آلوده به بافت‌های اطراف است. اساس جراحی الکتریکی، اثر گرمایی در نتیجه عبور جریان پرسیامد از بافت است. اثر گرمایی وابسته به مقاومت بافت، چگالی جریان و زمان اعمال جریان است.



اثرات بیولوژیکی عبور جریان الکتریکی از بافت‌های زنده

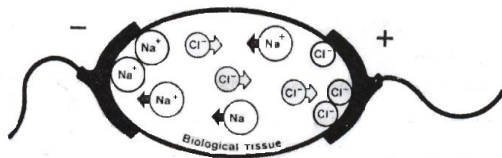
به‌طور کلی بافت‌های حیاتی دارای هدایت الکتریکی فراوانی هستند و جریان الکتریکی به راحتی از آن‌ها عبور می‌کند. عبور جریان الکتریکی از بافت‌ها باعث ایجاد اثرات متعددی می‌شود که این اثرات بیولوژیک به ۳ نوع اصلی تقسیم می‌شوند.

۱- اثرات الکترولیتیک

۲- اثرات فارادیک

۳- اثرات حرارتی

۱- **اثرات الکترولیتیک:** وقتی جریان مستقیم و یا متناوب با فرکانس خیلی کم (کمتر از ۵ Hz) از بافت بیولوژیک عبور کند یون‌های موجود در ترکیبات الکترولیتی بافت‌ها جابجا می‌شوند و در اثر عبور جریان، یون‌های مثبت به‌طرف قطب منفی و یون‌های منفی به‌طرف قطب مثبت حرکت می‌کنند و اثر الکترولیتی به وجود می‌آید. کاربرد این اثر در عمل‌های زیبایی مثل از بین بردن پیاز موهای زائد می‌باشد.



شکل ۳-۱۱: اثرات الکترولیتیک

۲- **اثر فارادیک:** عبارت است از تحریک شدید سلول‌های حساس عصبی و عضلانی با جریان الکتریکی

وقتی جریان الکتریکی از بافت زنده بگذرد باعث تحریک عضلات و اعصابی که قابل تحریک هستند می‌شوند. این تحریکات می‌تواند باعث انقباض عضلات و درد شوند. اگر شدت جریان آن زیاد باشد می‌تواند باعث آسیب شدید بافتی، فیبریلاسیون قلبی و حتی مرگ شود.

۳- **اثر حرارتی:**

بر اساس قانون اهم با عبور جریان الکتریکی از بافتها، انرژی حرارتی تولید می‌شود. پارامترهای مؤثر بر میزان حرارت عبارت‌اند از چگالی جریان؛ مقاومت بافت و مدت‌زمان عبور جریان از بافت که هر کدام افزایش یابد باعث افزایش حرارت درون بافت می‌گردد.

اثر دماهای مختلف روی بافت: تغییرات دما تابعی از چگالی جریان است و تبدیل انرژی الکتریکی به گرما طبق قانون ژول رخ می‌دهد و با رابطه زیر بیان می‌شود:

$$\text{انرژی} = \left(\frac{\text{جریان}}{\text{سطح مقطع}} \right)^2 * \text{مقاومت} * \text{زمان}$$

گرمای ساطع‌شده تابعی از چگالی جریان، مدت‌زمان عبور جریان از بافت و مقاومت الکتریکی بافت است. از رابطه بالا معلوم است که گرمای تولیدی ارتباط معکوس با سطح الکترود دارد. هرچه سطح تماس الکترود کوچک‌تر باشد گرمای محلی بزرگ‌تری تولید می‌کند. نرخ گرمادهی به بافت نقش مهمی در تشخیص اثرات کلینیکی آن دارد. اثر دماهای مختلف روی بافت‌ها را می‌توان به‌صورت زیر بیان کرد.

دماهای بحرانی برای تأثیرات بیولوژیک روی بافت‌ها	
حدود ۴۰ °C	آسیب قابل بازگشت در سلول
حدود ۴۹ °C	آسیب غیرقابل بازگشت در سلول
حدود ۷۰ °C	انعقاد بافت‌های بیولوژیکی
حدود ۱۰۰ °C	تبدیل حالت آب درون و بیرون سلول‌ها به بخار که باعث خشک شدن سریع بافت‌ها می‌شود و پس‌از آن گلوکز حالت چسبندگی و انقباض پیدا می‌کند

الکتروکوتتری: واژه‌ی کوتتری یا الکتروکوتتری، معمولاً به اشتباه برای توضیح تمام شاخه‌های الکتروسرجری بکار می‌رود ولی در اصل به دستگاه برش با جریان مستقیم (DC) گفته می‌شود. در کوتتری از توان یک جریان ثابت مستقیم (DC) استفاده می‌شود. این جریان هرگز از دستگاه به بدن بیمار منتقل نمی‌شود. جریان باعث گرم شدن سیم در انتهای حلقه‌ی آن می‌شود، بریدن بافت به این شیوه بیشتر در جراحی‌های چشمی و پروسه‌های کوچک که خونریزی در آن‌ها کم است مثل برداشت خال و زگیل استفاده دارد.

فیزیک دستگاه جراحی الکتریکی

جریان فرکانس بالای گذرنده از بافت به منظور ایجاد اثر موردنظر پزشک در بافت را جراحی الکتریکی گویند. زمانی که جریان به بافت می‌رسد ایجاد گرما می‌کند. این روند با آنچه در الکتروکوتتری رخ می‌دهد متفاوت است، جریان گذرنده از الکتروکوتتری آن را گرم می‌کند و سپس آن را به بافت نزدیک می‌کنند. اصل مهم برای درک جراحی الکتریکی، فهم مدار الکتریکی و قانون اهم می‌باشد. مدار یک مسیر بدون وقفه از الکترون‌های در حال حرکت است. قانون اهم بیانگر نحوه عملکرد یک مدار است.

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

فرکانس مورد استفاده در دستگاه الکتروسرجری

در دستگاه‌های جراحی الکتریکی از جریان پربسامد در محدوده امواج رادیویی استفاده می‌شود. امواج سینوسی RF دارای فرکانس طبیعی بین ۲۰۰ KHz تا ۳,۳ MHz است. مقدار ولتاژ و توان بستگی به کاربردهای ویژه دستگاه جراحی الکتریکی دارد.

ژنراتورهای جراحی الکتریکی: این ژنراتورها می‌توانند انرژی را به دو شکل تک‌قطبی^۱ و دو قطبی^۲ ایجاد کنند. در روش تک‌قطبی انرژی از طریق الکتروود فعال به بافت می‌رسد و از بافت عبور می‌کند، سپس توسط الکتروود بازگشتی که به بدن بیمار متصل است به ژنراتور بازمی‌گردد اما در روش دو قطبی نیازی به الکتروود بازگشتی نیست و هر دو الکتروود در نوک پروپ قرار دارند و بافت بین دو لبه پروپ قرار می‌گیرد در زیر شکل ۳-۱۲ یک دستگاه جراحی الکتریکی همراه با الکتروودهای آن نشان داده شده است.

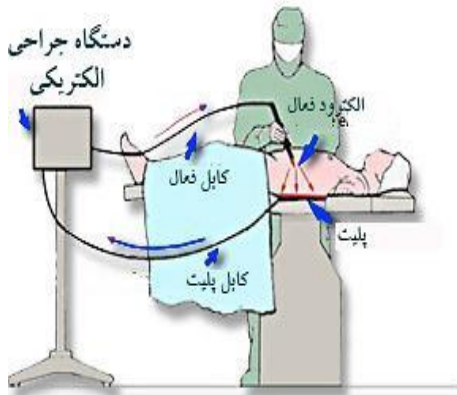


شکل ۳-۱۲- دستگاه جراحی الکتریکی

۱- عملکرد دستگاه جراحی الکتریکی در حالت تک‌قطبی یا Monopolar

در حالت تک‌قطبی دو الکتروود به دستگاه جراحی الکتریکی متصل می‌شود که یکی از آن‌ها فعال است و سطح مقطعی بسیار کوچک‌تر نسبت به الکتروود دیگر دارد. الکتروود فعال شبیه چاقوی جراحی است، با یک دسته ایزوله که توسط جراح گرفته می‌شود. سوئیچ دستی که بر روی دسته الکتروود قرار دارد اعمال جریان به پروپ را امکان‌پذیر می‌سازد. الکتروود غیرفعال، سطح بسیار بزرگ‌تری دارد (شکل ۳-۱۳).

^۱Monopolar
^۲Bipolar



شکل ۳-۱۳: دستگاه جراحی الکتریکی تک قطبی

اساس عملکرد: مستقل از نوع الکتروود، اساس عملکرد جراحی الکتریکی، یکسان است. جریان گذرنده از داخل صفحه بیمار، همان جریان گذرنده از داخل الکتروود فعال است. اما چون سطح مقطع الکتروود فعال، سطح مقطع بسیار کوچک تری نسبت به الکتروود غیرفعال دارد، چگالی جریان بسیار بزرگ تر خواهد بود. در نتیجه اختلاف چگالی بین دو الکتروود باعث ایجاد گرما و در نتیجه تخریب بافت زیر الکتروود فعال می شود، اما بافت زیر الکتروود غیرفعال تنها اندکی گرم می شود.

الکتروود خنثی (صفحه بیمار Dispersive electrode)

این الکتروود دارای عملکرد متفاوتی است. نقش این الکتروود در حقیقت تکمیل مدار اعمال RF به بیمار است، بدون آنکه چگالی جریان بالایی برای آسیب رساندن به بافت را داشته باشد که در ساده ترین حالت از یک پلیت بزرگ که زیر بدن بیمار قرار می گیرد، تشکیل می شود. به آن الکتروود برگشتی، الکتروود خنثی، صفحه بیمار و پلیت نیز می گویند. جهت جلوگیری از سوختن بافت، الکتروود برگشتی بایستی دارای سطح تماس بزرگ با بدن بیمار بوده تا مسیر خروجی با مقاومت کم و چگالی جریان پائینی را ایجاد کند. صفحه بیمار از جنس سیلیکون هادی می باشد. نرمی و انعطاف پذیری این صفحه، باعث سهولت استفاده و امکان به کارگیری آن در نواحی مختلف بدن بیمار است.



شکل ۳-۱۴: الکتروود خنثی

حالت های عملکردی دستگاه جراحی الکتریکی (مدهای مختلف)

جریان خروجی ژنراتورهای جراحی الکتریکی را می توان جهت تولید شکل موج های مختلف مدوله نمود تا بسته به مد عملکردی جریان مناسب به بافت داده شود. با تغییر شکل موج خروجی، تأثیر جریان روی بافت نیز تغییر می کند. درکل، ژنراتورهای جریان الکتریکی به دو شکل جریان را به بافت می دهند: پیوسته و گسسته. تأثیر جراحی الکتریکی بر روی بافت به سه دسته تقسیم می شود: برش؛ تخریب و انعقاد که در زیر به هر کدام از آن ها می پردازیم.

مد برش Cutting

برش جراحی، توسط جرقه های الکتریکی، به محدوده کوچکی از بافت در زمان کم انتقال می یابد و در نتیجه گرمای زیادی تولید می شود. این باعث می شود که دمای بافت سریعاً بیش از ۱۰۰ درجه سانتی گراد شود و منجر به تبخیر شدن مایعات درون سلولی شود و فشار بخار درون سلول ها باعث ترکیدن و پاره شدن غشا آن ها گردد، در این هنگام بافت شکاف می خورد و بریده می شود. عملاً در هنگام برش از دستگاه جریان بیشتر و ولتاژ کمتر گرفته می شود. به منظور برش بافت جریان بالا و ولتاژ پایین مورد نیاز است. جریان به صورت موج سینوسی میرا نشده و به طور پیوسته به بافت اعمال می شود. درحالی که نوک الکتروود اندکی از بافت فاصله دارد، دکمه CUT فعال می گردد.

مد انعقاد COAGULATION

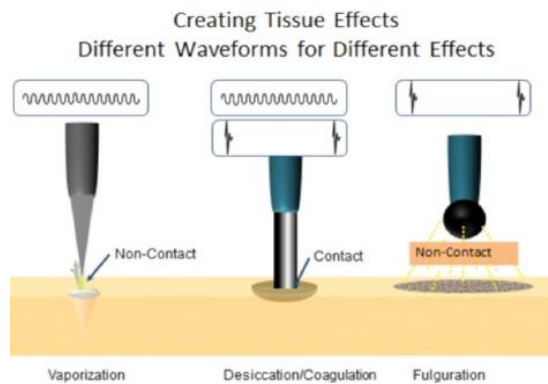
در تمام جراحی‌ها استفاده از انعقاد الکتریکی به منظور جلوگیری از خونریزی‌هایی که به دنبال برش بافت ایجاد می‌شوند، ضروری است. در اثر اعمال جریان با چگالی کمتر از حالت برش؛ انرژی حرارتی سلول‌های بافت به تدریج افزایش یافته و موجب تبخیر آب موجود در داخل و خارج سلول می‌شود، این امر منجر به جمع شدن بافت شده و بدین ترتیب عمل انعقاد صورت می‌گیرد. در مد انعقاد انرژی در ۶٪ از زمان به بافت منتقل می‌شود و در این حالت از دستگاه جریان کمتر ولی ولتاژ بیشتر گرفته می‌شود.

مد انعقاد غیر تماسی Fulguration/Non-contact coagulation/Spray coagulation

این نوع انعقاد با جریان فرکانس بالا و ولتاژ زیاد انجام می‌شود و نیاز به تماس الکترود با بافت نیست، مدهای غیر تماسی در واقع زیرمجموعه‌ی مد انعقاد می‌باشند که در انواع الکتروسرجری‌ها وجود دارند و فقط شکل ظاهری آن‌ها متفاوت است. از این مد در جراحی کیست‌ها، تومورهای خوش خیم و برای از بین بردن ضایعات پوستی استفاده می‌شود، به‌طور کلی روش انعقاد غیر تماسی جهت توقف خونریزی عروق خونی که مستقیماً نمی‌توان به آن‌ها دسترسی پیدا کرد مورد استفاده قرار می‌گیرد.

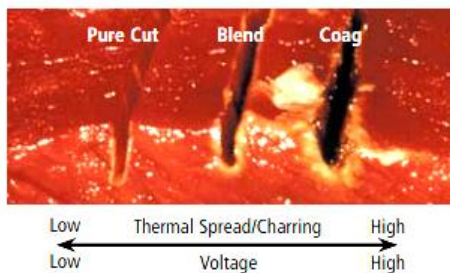
مد Desiccation: این مد هم به‌وسیله‌ی مد برش و هم به‌وسیله‌ی مد انعقاد در دستگاه به وجود می‌آید.

تفاوت بین Desiccation و Fulguration در این است که در Desiccation نوک الکترود فعال باید به بافت چسبیده باشد، در نتیجه Desiccation عمق بیشتر و Fulguration سطح بیشتری از بافت را تحت تأثیر قرار می‌دهد.



شکل ۳-۱۵: اثرات جریان بر بافت و تفاوت بین مدهای مختلف

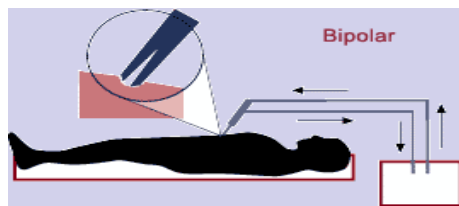
مد ترکیبی BLEND



شکل ۳-۱۶: برش، انعقاد و مد ترکیبی

۲- روش دوقطبی BIPOLAR

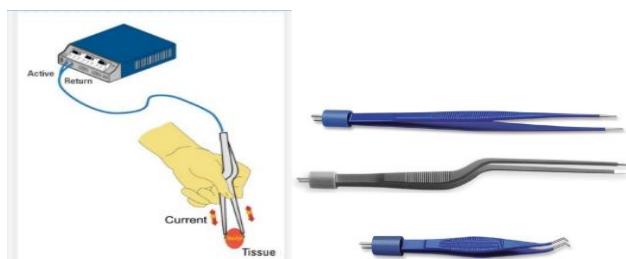
در الکتروسرجری دوقطبی نیز، جریان از یک الکترود فعال وارد بدن می‌شود و از یک الکترود دیگر که نزدیک به الکترود اول است از بدن خارج می‌شود و مسیر عبور جریان کامل می‌گردد. در این روش صفحه‌ی بیمار حذف شده است. در حقیقت جریان الکتریکی، مسیر بسیار کوتاهی را در بدن طی می‌کند در نتیجه اثرات گرمایی آن به مراتب کمتر از الکتروسرجری تک‌قطبی است و برای بیمارانی مناسب است که عبور جریان الکتریکی از بدنشان ممکن است برای آن‌ها خطرناکی به وجود آورد مانند افرادی که پیس میکر دارند.



شکل ۳-۱۷: عملکرد دستگاه در حالت دوقطبی

پنست دوقطبی

انواع گوناگونی از پنست های دوقطبی با شکل ها و ابعاد مختلف ، برای انعقاد بافتها قابل استفاده است (شکل ۳-۱۸).



شکل ۳-۱۸: الکترودهای دوقطبی

مزایای الکتروکوتر

استفاده از چاقوی برش الکتریکی نسبت به یک چاقوی برش مکانیکی مزایای زیادی دارد از جمله امکان انعقاد همزمان با برش را دارد . از دیگر مزایای آن جلوگیری از پراکنده شدن سلول های بیمار به بافت های اطراف است که مزیت بزرگی به شمار می آید. بیشترین کاربرد آن در کنترل و جلوگیری از خونریزی حین اعمال جراحی چشم، صورت، جراحی پلاستیک و ترمیمی است.

عوامل مؤثر در کیفیت عملکرد دستگاه

عوامل زیر می توانند در ایجاد تغییرات در ولتاژ خروجی و در نتیجه در کیفیت عملکرد دستگاه نقش داشته باشند:

- ۱- **شدت جریان و ولتاژ** : برای قوس الکتریکی حداقل ولتاژ ۲۰۰ ولت است و با دامنه ولتاژ کمتر برش ایجاد نمی شود.
- ۲- **شکل موج و مدولاسیون ولتاژ**: اغلب دستگاهها در حین کار به دلیل اثر بارگذاری و کشیده شدن جریان قادر به تولید منبع پیوسته نبوده نیاز به مدولاسیون دامنه دارند. درجه انعقاد سطوح برش یافته بستگی به شکل موج جریان گذرنده از بافت دارد که با افزایش Crest Factors ولتاژ اعمال شده ؛ عمق انعقاد نیز افزایش میابد.

۳- شکل هندسی الکترودها :

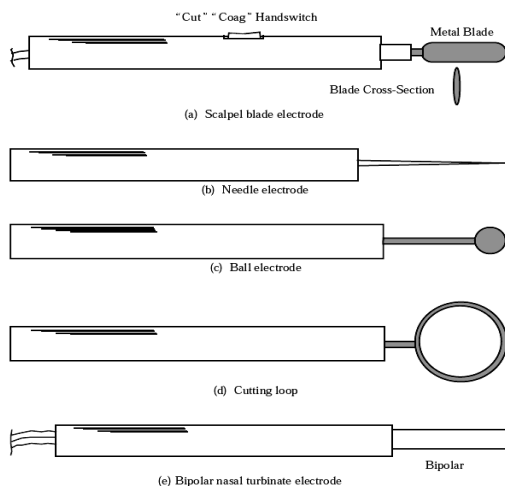
الکترودهای سوزنی : مناسبترین الکترودها برای برش بافت های نرم

الکترودهای چاقویی: مناسبترین الکترودها برای برش بافت های با درصد چربی بالا

الکترودهای حلقوی: مورد استفاده برای تکه برداری و یا برداشتن ضایعات و غدد روی پوست

۴- **سرعت حرکت دست جراح**: برای کاهش تخریب بافت های اطراف، سرعت حرکت پروب باید زیاد باشد.

۵- **خصوصیات بافت**: بستگی به محل جراحی دارد مثل (مغز، طحال ، مثانه، پروستات و دهانه رحم)



شکل ۳-۱۹: انواع مختلف الکترودها

ایمنی الکتریکی

پیچیدگی در حال افزایش ابزارهای پزشکی و کاربردشان در بیشتر مراحل، منجر به صدمه هزاران نفر به این ابزارها شده است. اکثر این صدمات، ناشی از کاربرد نامناسب یک وسیله و در نتیجه آموزش ناکافی و فقدان تجربه می‌باشد. ایمنی الکتریکی، محافظت از شوک الکتریکی خطرناک، انفجار آتش‌سوزی یا خسارت به تجهیزات و ساختمان‌ها می‌باشد. شوک الکتریکی به هر دو مورد ماکروشوک (جریان قوی از بازو تا بازو که سرانجام از قلب می‌گذرد) و میکروشوک (جریانی ضعیف که مستقیماً از قلب می‌گذرد) نسبت داده می‌شود. صدمات ناشی از گرما و صدمات ناشی از شوک دو نوع عمده از خطرات برق هستند. چون معمولاً به بیماران وسایل برقی وصل می‌شود، صدمات ناشی از شوک از موارد جدی پزشکی به شمار می‌روند. وانگهی، با اتصال برق به بدن برخی بیماران و عبور مستقیم برق از قلب آن‌ها، آن‌ها را نسبت به شوک الکتریکی فوق‌العاده حساس می‌کنند.

تأثیرات فیزیولوژیکی الکتریسیته:

در زیر به عوامل موثر در شدت شوک الکتریکی می‌پردازیم

۱- **شدت جریان**: هر چه شدت جریان گذری از بدن بیشتر باشد، خطر برق‌گرفتگی نیز بیشتر است.

جدول زیر (جدول ۱) آثار شوک الکتریکی را به صورت تابعی از جریان با این فرض که مدت دوام شوک یک ثانیه است، جریان از تنه شخص عبور می‌کند و عامل آن برق AC با بسامد ۶۰ Hz است، نشان می‌دهد.

جدول ۱ آثار شوک الکتریکی به صورت تابعی از جریان

اثر	جریان (mA)
آستانه احساس	۱
پیشینه جریان بی خطر	۵
آغاز انقباض عضلانی (دائمی)، در مدت دوام شوک نمی‌توان از آن رها شد.	۱۰-۲۰
آغاز درد، هنوز قلب متأثر نشده است.	۵۰
امکان فیبریلاسیون بطنی، غالباً کشنده است.	۱۰۰-۳۰۰
آغاز سوختگی (صدمات گرمایی) که به تمرکز جریان بستگی دارد.	۳۰۰
آغاز انقباض بطنی دائمی و فلج تنفسی.	۶۰۰ (۶A)

احساس وارد شدن شوک در جریان یک میلی آمپری محسوس می شود. هر چند این احساس وارد شدن شوک دردناک نیست ، اما معمولاً خوشایند هم نیست. جریانهای بالاتر از این حد سبب می شوند که عضلات به طور غیر ارادی منقبض شوند. مراحل اولیه این اثر در جریانهای ۱۰-۲۰ mA پیش می آید. اثر انقباض عضلانی ناشی از جریان را گاهی اثر " رهانکردن " می نامند. علت عمده مرگ ناشی از برق گرفتگی فیبریلایسیون بطنی، یا تپش نامنظم و ناهماهنگ قلب، است. آستانه این اثر، بسته به مسیر عبور جریان، بین ۱۰۰ تا ۳۰۰ میلی آمپر است قلب با نقشی از تپهای الکتریکی کنترل میشود که در سراسر آن پخش می شوند. توجه کنید که در اینجا از چیزی به نام ولتاژ خطرناک ذکر می شود که میان نیامده است دلیل این امر این است که شدت برق گرفتگی به جریان بستگی دارد و مستقیماً به ولتاژ وابسته نیست. بنابراین قانون اهم داریم

$$I=V/R$$

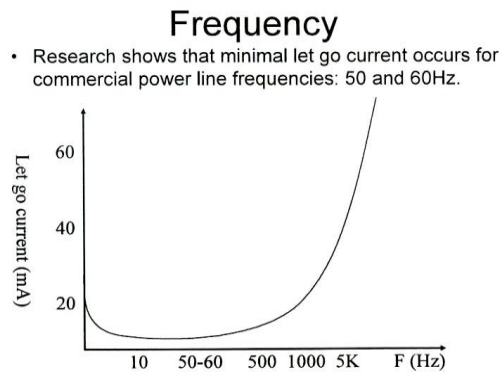
شدت جریانی که از بدن می گذرد به مقاومت های زیر بستگی دارد.

الف- مقاومت پوست: در میکرو شوک نخستین بخش در سر راه جریان الکتریکی پوست است مقاومت پوست بدن انسان میانگینی نزدیک به 6×10^4 اهم بر سانتی متر مربع پوست دارد.

ب- مقاومت میان زمین و بدن انسان: هر چه جریان الکتریسیته از بدن به سوی زمین گذر نماید؛ برق گرفتگی شدیدتر است. زمین های نم دار و کف های فلزی به خاطر مقاومت کمی که دارند به آسانی جریان الکتریسیته را از خود عبور می دهند.

۲- اثرات بسامد

در مورد امکان برق گرفتگی، انتخابی بدتر از ۶۰ Hz به عنوان بسامد برق ac ممکن نیست. در بسامدهای نزدیک به ۶۰ Hz ، بدن نسبت به شوک الکتریکی بسیار حساس است، شاید به این علت که این بسامد شبیه به بسامد تحریک بسیاری از عصبهاست . شکل زیر نموداری است از شدت جریان آستانه دو اثر شوکی که به صورت تابع بسامد ترسیم شده است



• Ac or Dc

شکل ۳-۲۰: مقادیر متوسط احساس و جریان های "بدون رهایی" به صورت تابعی از بسامد.

۳- فرم جریان: برق متناوب (AC) خطرش چندین بار بیشتر از برق مستقیم (DC) است جریان مستقیم هنگام گذر از بدن، انگیزشی با زمان بسیار کوتاه در هنگام برقراری جریان مستقیم ایجاد می کند. در حالی که جریان متناوب در هر آلترناس باعث یک انگیزش می گردد.

۴- زمان گذر الکتریسیته از بدن: گرچه نارسائی های تنفسی و جریان خون که باعث مرگ می گردد، در زمان کوتاهی رخ می دهد، با این حال هر چه مدت زمان گذر جریان بیشتر باشد، خطر برق گرفتگی بیشتر است.

۵- مسیر گذر جریان برق از بدن: برق همیشه از کوتاهترین راه گذر می کند. بدترین برق گرفتگی ها هنگامی است که برق از دست راست به پای چپ جایی که محور الکتریکی قلب جا دارد، گذر کند .

۶- **مقاومت بدن** : معمولاً مقاومت بدن نسبتاً زیاد، شاید چندین صد هزار اهم است . قسمت اعظم این مقاومت در لایه های بالایی، و مرده پوست قرار دارد (وقتی بدن مرطوب است، مقاومت آن تا چند هزار اهم پایین می آید) . مقاومت قسمتهای داخلی بدن به علت وجود نمکهای محلول در آن کم است .

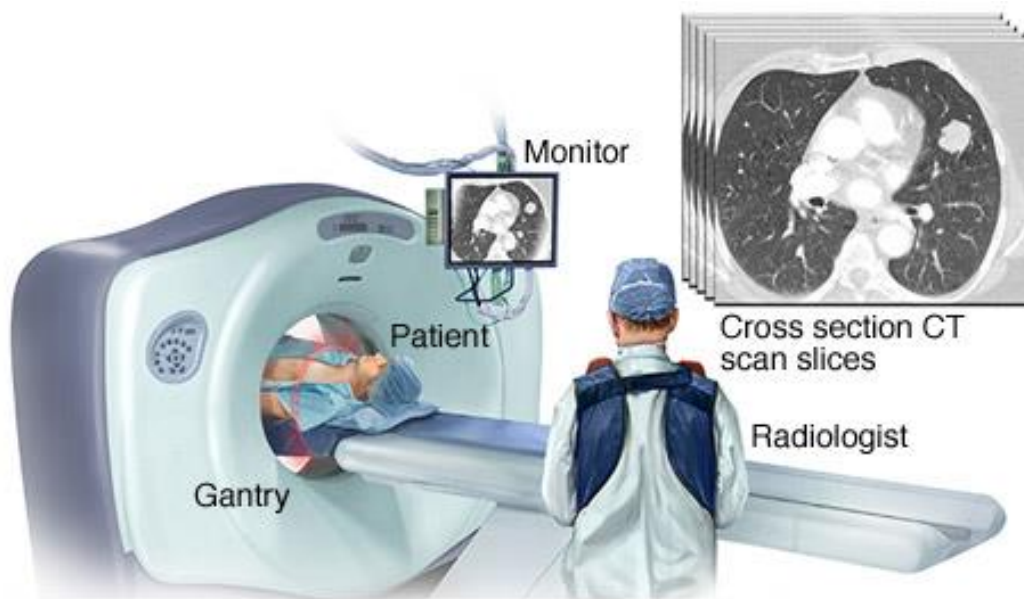
حساسیت نسبت به میکرو شوک

همانطور که در بالا گفتیم، آثار فیزیولوژیکی مندرج در جدول ۱ بر این فرض استوارند که جریان از تنه بدن آدمی عبور می کند، و در حین عبور در بدن شخص پخش می شود. اگر مسیر مستقیمی به قلب، همانند سیمهای مربوط به دستگاه تنظیم ضربان قلب ، وجود داشته باشد، در این صورت جریانهای خیلی کمتری می توانند فیبریلاسیون بطنی تولید کنند. تحت این شرایط شخص را حساس به میکرو شوک می گویند. جریانهایی به کوچکی $20 \mu A$ در شخص حساس به میکرو شوک می توانند فیبریلاسیون بطنی تولید کنند. مقدار جریان میکرو شوک ایمن $10 \mu A$ می باشد.

جریان های ناشتی

جریان ناشتی عبارت است از جریانی که در بدنه دستگاه جاری می شود جریانهای ناشتی، به ویژه برای کسانی که نسبت به میکرو شوک حساس اند صدمات شوکی وارد می آورد. یکی از دلایل ایجاد جریانهای ناشتی پوسیدگی جرئی عایق میان سیم برقرار و بدنه دستگاه است .

فصل چهارم: اشعه X و کاربردهای آن در پزشکی



بخش اول: ویژگی‌ها و روش تولید اشعه ایکس

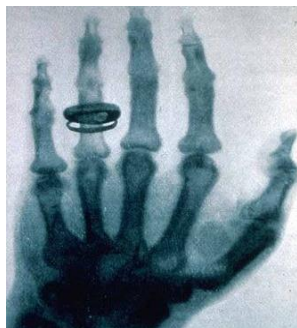
مقدمه‌ای بر تصویربرداری پزشکی

تصویربرداری پزشکی (Medical imaging): تکنیک و فرایند مورد استفاده برای تهیه تصاویری از بدن انسان یا بخش‌ها و عملکردهای آن برای اهداف تشخیصی پزشکی است.

تصویربرداری پزشکی، تداخلی است از چند شاخه‌ی علوم همانند فیزیک پزشکی، مهندسی پزشکی، زیست‌شناسی، و اپتیک.

تاریخچه پرتو ایکس:

پرتوهای ایکس در سال ۱۸۹۵ توسط دکتر ویلهلم کتراد رونتگن دانشمند و ریاضیدان آلمانی کشف شد. رونتگن به‌عنوان یک محقق و استاد دانشگاهی، به هدایت جریان‌های الکتریکی با ولتاژ بالا از درون لامپ‌های خلأ علاقه‌مند بود. وی پس از برقراری جریان به لامپ روی آن را توسط برگه‌های سیاهی پوشاند. به‌طور اتفاقی وی متوجه روشنایی ضعیفی شد که از برخی مواد موجود در فاصله چندمتری لامپ الکتریکی ساطع می‌شدند. منبع این نور تکه‌ای از کاغذ پوشیده شده با پلاتینو سیانید باریوم (پدیده فلورسانس) بود. رونتگن دریافت که به‌نگام قراردادن دست خود بین لامپ روشن و کاغذ پوشیده از پلاتینو سیانید باریوم می‌تواند استخوان‌های دست خود را بر روی این صفحه مشاهده نماید. (شکل ۴-۱).



شکل ۴-۱: اولین کلیشه رادیوگرافی تهیه شده از دست همسر رونتگن

تشعشعات الکترومغناطیس

پرتوهای ایکس نوع خاصی از انرژی هستند که تشعشع الکترومغناطیس نامیده می‌شوند و مشابه انواع دیگر پرتوهای الکترومغناطیس هم خواص ذره‌ای و هم خواص موجی را از خود نشان می‌دهند. تابش الکترومغناطیسی بر اساس تئوری موجی، پدیده‌ای موجی شکل است که در فضا انتشار می‌یابد و از میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی تشکیل شده است.

خصوصیات تشعشعات الکترومغناطیس

هر موج EM سه مشخصه دارند: فرکانس (f)، طول موج (λ) و انرژی (E). انرژی برخی از این امواج در حدود گیگا الکترون ولت است اما در رادیولوژی تشخیصی تا انرژی حدود ۱۵۰ کیلو الکترون ولت (keV) استفاده می‌شود.

ویژگی امواج EM: امواج EM تحت تأثیر میدان مغناطیسی قرار نمی‌گیرد و برای انتشار نیز به محیط مادی نیاز ندارد.

پرتوهای گاما نیز مانند پرتوهای ایکس یک تابش الکترومغناطیسی هستند، تنها تفاوت اشعه X و گاما در منشأ تولید آنهاست. منشأ اشعه X تبدیل انرژی در مدارات الکترونی اتم است؛ در صورتی که منشأ اشعه گاما هسته اتم است. با این حال محدوده انرژی اشعه X و گاما می‌تواند یکسان باشد.

نواحی عمده طیف EM را میتوان به ۴ قسمت مهم زیر تقسیم بندی نمود

۱- امواج رادیویی: کاربرد آن در هدفهای ارتباطی (پلیس)، FM, TV, ECG و غیره است و دارای بالاترین طول موج می‌باشند.

۲- میکروموجها (طول موج کوتاه) کاربرد در تلفن راه دور، میکروفر، گرما درمانی، و... طیف میکروموجها در محدوده $(10^{-4} - 10)$ متر می‌باشد.

۳- نور

مادون قرمز IR : عامل تولید گرما بوده و منبع اصلی آن خورشید میباشد کاربرد آن در گرمانگاری و فیزیوتراپی است.

نور طیف مادون قرمز در محدوده $(10^{-6} - 10^{-4}) \lambda$ متر است.

نور مرئی VIS : باعث تحریک گیرنده های چشم میشود ؛ کاربرد پزشکی آن بسیار زیاد است از قبیل اندوسکوپی ، درمان یرقان و ...

طیف نور مرئی در محدوده $(400 - 760 \text{ nm}) \lambda$ متر میباشد.

نور ماوراء بنفش UV: بیشترین منبع اصلی آن خورشید است. اثرات آن برنزه شدن پوست، احتمال ایجاد سرطان ، تولید ویتامین D ، و

عامل ضد عفونی میباشد که طیف ماوراء بنفش در محدوده: $(400 \text{ nm} - 100 \text{ nm}) \lambda$ است.

۴- پرتوهای یونیزاسیون (X, γ) که طیف آنها در محدوده زیر میباشد.

پرتو X: طیف پرتوهای $(10^{-9} - 10^{-12}) \lambda_x$

پرتو γ : طیف پرتوهای $(10^{-10} - 10^{-15}) \lambda_\gamma$

خواص موجی و ذره ای اشعه X:

الف) خاصیت موجی: اشعه X نیز مانند نور و سایر امواج الکترومغناطیسی در خلأ با سرعت 3×10^8 متر بر ثانیه حرکت می کند و مانند سایر

امواج الکترو مغناطیس سینوسی است (شکل ۴-۴) و دارای طول موجی است که از رابطه ی زیر محاسبه می گردد:

$$C = \lambda \cdot f \quad (\text{سرعت موج EM در خلأ ، } \lambda: \text{طول موج ، } f: \text{فرکانس موج})$$

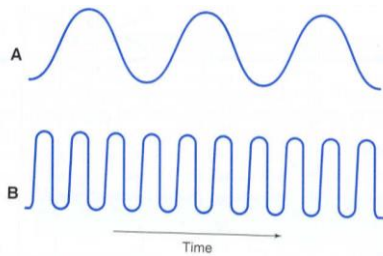
ب) خاصیت ذره ای: انتقال انرژی توسط امواج الکترومغناطیس پیوسته نیست بلکه امواج الکترومغناطیسی انرژی را به صورت بسته های معین

انرژی به نام فوتون منتقل می کنند. انرژی هر فوتون با فرکانس آن رابطه مستقیم دارد.

$$E = hf = hc / \lambda$$

h ، ثابت پلانک است و مقدار آن $4,15 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{Sec}$ یا $6,625 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{Sec}$ می باشد.

E، انرژی فوتون است و واحد آن J و eV است. در مورد امواج EM بهتر است انرژی را بر حسب eV بیان کنیم.



شکل ۴-۲: A، موج سینوسی نشاندهنده طول موج بلند و فرکانس پایین.

B، موج سینوسی نشاندهنده طول موج کوتاه و فرکانس بالا.

روشهای تولید اشعه ایکس

از توقف ناگهانی الکترون های پر شتاب اشعه ایکس بوجود می آید. بمباران الکترونی قطعه فلزی که در قطب آند لامپ قرار گرفته، باعث آن

میگردد که ترازهای انرژی الکترونی در این فلز بهم خورده و انرژی ناشی از جابجایی الکترونهاي آن به صورت اشعه ایکس بیرون آید. دو نوع

واکنش باعث تولید فوتونهاي ایکس میشود که عبارتند از: واکنش های ترمزی (برمز اشترانگ) و واکنشهای اختصاصی

۱- تشعشع عمومی یا ترمزی یا برمشترالانگ (Bremsstrahlung):

برمشترالانگ کلمه ای آلمانی به معنای کُند شدن یا ترمز شدن است. واکنش برمشترالانگ هنگامی اتفاق می افتد که یک الکترون پرتابی از

سمت کاتد بطور کامل از میان الکترونهاي مداری عنصر آند عبور نموده و از نزدیک هسته آند عبور کند. نیروی الکترواستاتیکی مربوط به هسته

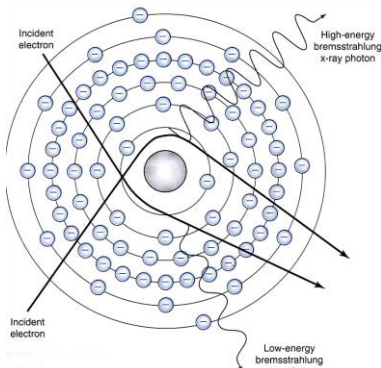
اتم ها موجب می شود که الکترون پرتابی کاتدی کُند شود که با از دست رفتن انرژی الکترون جهت آن تغییر نموده و انرژی از دست رفته

بصورت فوتون پرتو ایکس ظاهر می شود. (شکل ۴-۳)

در این نوع از برخوردها انرژی جنبشی الکترون های کاتدی پس از عبور از میدان هسته ای اتم های هدف به انرژی الکترومغناطیس در محدوده

اشعه X تبدیل می شود. هر چه الکترون پرتاب شده به هسته اتم هدف نزدیک تر شود بیشتر تحت تاثیر میدان الکترونیکی هسته قرار می گیرد .

این میدان به دلیل اینکه هسته دارای تعداد زیادی پروتون بوده و فاصله بین الکترون پرتابی و هسته بسیار کم است بسیار قوی می باشد.



شکل ۳-۴: تولید اشعه ایکس عمومی (برمشتراولانگ)

۲- تولید اشعه ایکس اختصاصی:

هنگامی که یک الکترون پرتابی از سمت کاتد با الکترونهاي مدارهاي داخلي اتمهاي آند برخورد نمايد مقداري از انرژي خود را به الکترون مداري منتقل کرده و موجب برانگیخته شدن آن (جابجایی الکترون به ترازهای انرژی بالاتر) می‌شود. در اثر گذار الکترون از لایه خارجی تر به لایه داخلی تر، اختلاف انرژی دو تراز بصورت فوتون ایکس ساطع می‌شود (شکل ۴-۴).

پرتوهای ایکس اختصاصی تولید شده از جنس تنگستن در لایه K دارای انرژی میانگین در حدود 69 keV هستند و به طور مؤثری در باریکه پرتوی ایکس مشارکت دارند. پرتوهای ایکس ایجاد شده با این واکنشها بدلیل اینکه دارای انرژیهای اختصاصی مربوط به ترازهای انرژی تنگستن هستند، به‌عنوان پرتوهای ایکس اختصاصی شناخته می‌شوند. اشعه ایکس اختصاصی وقتی تولید میشود که واکنش داری انرژی کافی برای یونیزاسیون اتمهای هدف به‌صورت خارج ساختن الکترونهاي لایه های داخلی باشد.

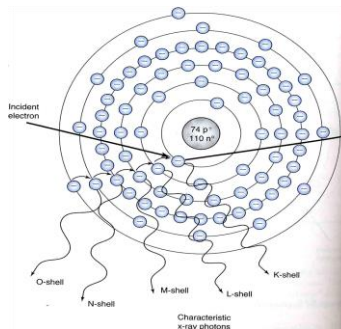
چون انرژی الکترون های تراز K در تنگستن حدود 69 keV است پس در صورتی اشعه ایکس اختصاصی خواهیم داشت که حداقل اختلاف پتانسیل لامپ برابر با 69 kVp باشد.

نکته ۱- فقط پرتو X اختصاصی ساطع شده از لایه K دارای انرژی کافی بوده و برای تصویر برداری مناسب هستند.

نکته ۲- مقدار تابش اختصاصی نسبت به تابش ترمزی (برمزشترالونگ) کمتر است در 100 kVp تقریباً 15% از دسته پرتو X اختصاصی و بقیه برمزشترالونگ هستند.

پرتوهای X ترمزی را میتوان به‌عنوان تشعشی که از ترمز الکترونهاي پرتابی توسط هسته اتم هدف حاصل شده است دانست.

بیشتر انرژی جنبشی الکترونهاي کاتدی به گرما تبدیل میشود؛ برخورد الکترونهاي کاتدی با الکترون های مدار خارجی اتم های هدف به اندازه کافی به آن‌ها انرژی منتقل نمی کند که سبب یونیزاسیون آن‌ها شود. بلکه آن‌ها به سطح انرژی بالاتر برده و برانگیخته می‌کند.



شکل ۴-۴: تولید اشعه ایکس اختصاصی

طیف اشعه ایکس

در دستگاه های رادیولوژی به منظور تولید پرتو X ، تعداد زیادی الکترون با ماکزیمم انرژی جنبشی (kVp) به سمت هدف پرتاب می‌شوند. این الکترون ها انرژی جنبشی خود را طی برخوردهای متوالی به هدف منتقل می‌کنند تا سرانجام متوقف شوند. 99% انرژی جنبشی آن‌ها به حرارت

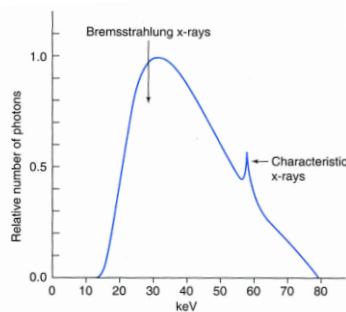
و ۱٪ آن به اشعه X تبدیل می‌شود. چرا که اکثر الکترون‌های پرتابی با الکترون‌های لایه‌های خارجی هدف برخورد می‌کنند و انرژی لازم برای یونش را به این الکترون‌ها منتقل نمی‌کنند. الکترون‌های لایه‌های خارجی برانگیخته می‌شوند اما با تابش اشعه مادون قرمز (IR) به حالت پایه بر می‌گردند. اشعه X طی فرایند اختصاصی و عمومی (ترمزی) با انرژی‌های صفر تا حداکثر kVp تولید می‌شود. طیف تابشی اشعه ایکس را می‌توان بصورت تعداد فوتونهای X بر حسب انرژی (keV) رسم کرد. اگر کسی بخواهد چگونگی تأثیر kVp، mA، فیلترهای اضافه شده بر روی کیفیت تصویر را درک نماید به اطلاعات طیف تابشی X نیاز دارد.

نکته: اغلب پرتوهای X ترمزی در گستره تشخیصی بین ۱۵۰-۲۰ kVp قرار دارند.

الف) طیف پیوسته ی اشعه ایکس

اگر امکان اندازه‌گیری هر انرژی موجود در اشعه X ترمزی تابشی از لامپ اشعه وجود داشت همه ی انرژی‌ها از صفر تا حداکثر انرژی تابشی الکترون‌ها در آن یافت می‌شد. یک الکترون پرتابی می‌تواند هر مقدار انرژی جنبشی خود را در یک واکنش با هسته اتم هدف از دست بدهد و پرتوهای ایکس ترمزی (برمز اشترالونگ) تولید شده می‌توانند این مقدار انرژی از دست رفته توسط الکترون را داشته باشند به‌عنوان مثال، وقتی یک سیستم تصویر برداری اشعه ایکس در ۷۰۰۰۰ کار می‌کند، الکترونهای پرتابی دارای انرژی جنبشی از کمترین تا ۷۰۰۰۰ می‌باشند. باریکه پرتوی ایکس دارای محدوده وسیعی از انرژیهای است که طیف پیوسته در اثر تولید اشعه X ترمزی به دست می‌آید؛ یعنی همه مقادیر ممکن را دارا می‌باشد و تعداد فوتونها متناسب است با مساحت زیر گراف. در شکل زیر تعداد نسبی پرتوهای X منفرد رسم شده است (شکل ۴-۵). در دستگاه‌های رادیولوژی عمومی حداقل انرژی تقریباً ۱۵ تا ۲۰ کیلو الکترون ولت بوده و بیشترین انرژی همواره مساوی با kVp تنظیمی بر روی کنترل پانل می‌باشد. شکل عمومی طیف اشعه ترمزی برای همه سیستم‌های تصویربرداری اشعه X مشابه است. بیشترین تعداد فوتون‌ها در محدوده انرژی بین ۱/۳ E_{max} تا E_{max} تولید می‌شوند. تعداد پرتوهای X تابشی در انرژی‌های خیلی پایین به سرعت کاهش می‌یابند. هر چه طیف به سمت راست گسترش یابد انرژی موثر یا کیفیت آن بیشتر می‌شود و هر چه ناحیه زیر منحنی بزرگتر باشد شدت یا کمیت اشعه X بیشتر خواهد بود.

برای مثال تکنیک تابشی با ۸۰ kVp تولید پرتوهای ایکسی در محدوده ۱۵ تا ۸۰ کیلو الکترون ولت ایجاد می‌نماید.



شکل ۴-۵: طیف پرتوی سانع شده از هدف تنگستنی در ۸۰ kVp

عوامل مؤثر در تولید اشعه X:

- ۱- انرژی جنبشی اولیه الکترون‌ها (اختلاف پتانسیل دو سر لامپ مولد یا kVp):
 - ۲- نوسان ولتاژ: دو سر تیوب باید کمترین نوسان را داشته باشد (موج سینوسی دارای نوسان زیاد است)
 - ۳- چگونگی عبور الکترون کاندی از نزدیکی هسته هدف
 - ۴- شدت میدان الکتریکی هسته هدف (جنس یا عدد اتمی آند)
 - ۵- انرژی همبستگی مدارهای الکترونی هدف
 - ۶- تمایل اتم برای رسیدن به حالت پایه (پایین ترین سطح انرژی)
- سه عامل آخر، سه خصوصیت مهم ماده هدف است که برای تولید اشعه X باید مورد توجه قرار گیرد.

ب) طیف گسسته ی اشعه ایکس

پرتوهای X اختصاصی دارای انرژی‌های دقیق و معینی (کوانتیده) هستند و طیف گسسته را تشکیل می‌دهند (شکل ۴-۸). انرژی‌های گسسته پرتوهای X اختصاصی مشخصه تفاوت بین انرژی‌های پیوندی در عناصر بخصوص می‌باشند. طیف تابش اشعه X اختصاصی برای تنگستن

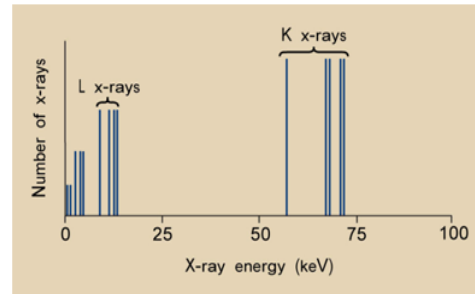
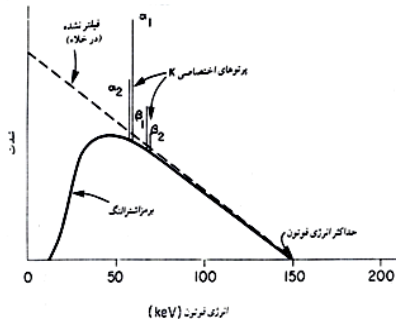
شامل ۱۵ انرژی مختلف است. برای هر لایه داخلی تنگستن بیشتر از یک انرژی همبستگی وجود دارد و موجب ظهور چندین انرژی مختلف از تشعشعات X می‌گردد (به دلیل وجود زیرلایه‌ها) این چنین نموداری طیف گسسته اشعه X اختصاصی نامیده می‌شود.

انتقال الکترون پوسته L به K: درای دو طیف انرژی می‌باشد:

$$\alpha_1 = 59.3 \text{ keV} \quad \alpha_2 = 57.9 \text{ keV}$$

انتقال الکترون M به K: اشعه X اختصاصی $\beta_1 = 67.2 \text{ keV}$

انتقال الکترون N به K: اشعه X اختصاصی $\beta_2 = 69 \text{ keV}$



شکل ۴-۷: طیف کلی اشعه ایکس عمومی و اختصاصی حاصل از لایه K

شکل ۴-۶: طیف گسسته اشعه X حاصل از تنگستن

شدت نسبی پرتوهای X لایه K به دلیل طبیعت فرایند واکنشی آن بزرگتر از پرتوهای X اختصاص با انرژی پایین تر است و در نتیجه در رادیولوژی تشخیصی تنها فوتون X حاصل از لایه K با ارزش هستند.

اثر اوژه یا الکترون اوژه (Auger effect): در طی تولید اشعه ایکس اختصاصی و انتقال الکترون از لایه L به حفره در لایه K ممکن است فوتون آزاد شده باعث کندن شدن یک الکترون دیگر از الکترون های لایه L شود و اتم دوباره یونیزه شود در اینصورت اتم دو الکترون از لایه L از دست می‌دهد این اتفاق را گذار بدون تابش ایکس می‌نامند (KLL).

محاسبه طول موج اشعه X: همان طور که قبلا گفته شد اشعه ایکس جزء امواج الکترومغناطیس است و با سرعت نور تولید میشود. انتقال انرژی توسط امواج الکترومغناطیس پیوسته نیست بلکه امواج الکترومغناطیسی انرژی را به صورت بسته های معین انرژی به نام فوتون منتقل می‌کند. انرژی هر فوتون با فرکانس آن رابطه مستقیم دارد.

$$E = hf = hc/\lambda$$

انرژی یک فوتون تابشی با طول موج آن رابطه معکوس دارد

$$\lambda_{\min} = hc/E_{\max} = (4.15 \times 10^{-15}) \cdot (3 \times 10^8) / \text{kVp}$$

از آنجا که واحد طول موج فوتون ایکس انگستروم ($\text{\AA} = 10^{-10}$) است پس برای محاسبه کمترین طول موج فوتون ایکس (دارای حداکثر انرژی) میتوان معادله فوق را با جاگزینی مقادیر ثابت سرعت نور و ثابت پلانک ($4.15 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{Sec}$) بصورت زیر خلاصه نمود.

$$\lambda_{\min} = 12.4 / \text{kVp} \quad [\text{\AA}]$$

بخش دوم: اجزاء دستگاه رادیولوژی

بطور کلی در یک دستگاه رادیوگرافی لامپ تولید کننده اشعه ایکس درون محفظه حفاظتی قرار دارد که به بازویی به پایه‌ای که می‌تواند در مسیرهای مختلف حرکت کند وصل شده تا بتوان اشعه ایکس را بطور دلخواه در جهات متفاوت متمرکز نماید و به آن بازو ساختمان پشتیبانی کننده گویند. وقتی که اشعه X تولید میشود؛ اشعه در همه جهات تابش میگردد. ما فقط اشعه X خارج شده از جهت معینی که از پنجره لامپ نامیده میشود را استفاده میکنیم که اشعه X تابشی از این پنجره دسته پرتو مفید نامیده میشود. اشعه X ای که از محفظه حفاظت کننده لامپ فرار می‌کند تابش نشتی نامیده میشود. محفظه حفاظتی اطراف بعضی از لامپ‌های اشعه X حاوی روغن است که هم به منظور عایق در مقابل

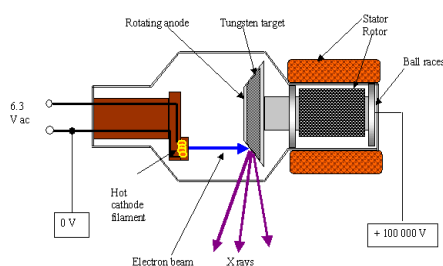
شوک الکتریکی و هم به‌عنوان انتقال دهنده حرارت عمل می‌کند. پس ساختمان خارجی لامپ اشعه X شامل سه قسمت است: ساختمانهای پشتیبانی کننده، محفظه حفاظتی و محافظ شیشه ای و اجزای ساختمانی داخلی لامپ شیشه ای آند و کاتد می‌باشد. محفظه حفاظتی پوشاننده لامپ اشعه X بوده و سه کار انجام می‌دهد: ۱- پرتوهای نشتی را جذب می‌کند. ۲- نگهدارنده مکانیکی برای آن فراهم می‌کند که آنرا از صدمه محفوظ می‌نماید و ۳- به‌عنوان یک رسانای گرمایی حرارت را از هدف لامپ دور می‌نماید. پوشش شیشه ای کاتد (-) و آند (+) که الکترودهای لامپ هستند را در یک محفظه خلا نگه می‌دارد. کاتد شامل فیلامان تنگستن می‌باشد که منبع تولید الکترونها است. آند چرخنده دیسکی از تنگستن است که به‌عنوان هدف برای الکترونهای شتاب گرفته از کاتد عمل می‌کند.



شکل ۴-۸: دستگاه رادیوگرافی عمومی

لامپ اشعه ایکس

لامپ اشعه محفظه ای پیرکسی است که از تاباندن باریکه الکترون پرسرعت از سمت کاتد به آند در آن اشعه ایکس تولید میشود. اشعه ایکس تولید شده ، توسط پنجره ای از جنس شیشه نازک در جدار لامپ به میزان کمی فیلتر، جذب و سپس به بیرون هدایت می‌شود. به منظور افزایش طول عمر و بازده بیشتر تولید اشعه ایکس ، در فضای داخل لامپ ، محیط خلا ایجاد شده است (شکل ۴-۹).



شکل ۴-۹: قسمت‌های اصلی لامپ اشعه ایکس

قسمت‌های مهم لامپ اشعه ایکس

کاتد و فیلامان

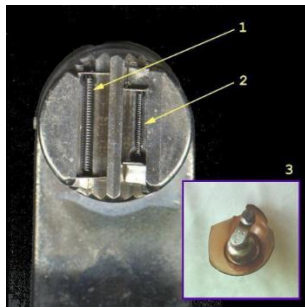
کاتد قطب منفی لامپ اشعه ایکس است که شامل فیلامان ، سرپوش کانونی (Focusing Cup) و سیم های رابط برای ایجاد ولتاژ و آمپراژ فیلامان می باشد . فیلامان سیمی نازکی از جنس تنگستن است که در اثر عبور جریان الکتریکی (جریان فیلامان) گرم می‌شود و طی فرایند تابش ترمیونیکی، الکترون ها را به سمت آند تابش می‌کند . عنصر تنگستن به سبب تابش ترمیونیکی بالا و نقطه ذوب بالا (عدم سوختن فیلامان لامپ نوری) برای استفاده در کاتد مناسب است.

لامپ‌های دوکانونه

لامپ های مدرن اشعه ایکس می‌توانند یک فیلامان یا یک جفت فیلامان (لامپ های دو کانونه) داشته باشند. در لامپ های دو کانونی، یک فیلامان طول بیشتری دارد که برای تابش با شدت زیاد و زمان کوتاه (مانند رادیو گرافی حرکت غیر عادی قلب) به کار می رود و یک فیلامان

^{۳۰} تابش ترمیونیکی: فرایندی که طی آن الکترون‌ها در اثر جذب انرژی گرمایی تا مسافت کمی از سطح فلز دور می‌شوند.

کوچک تر برای رادیو گرافی با شدت کم و زمان طولانی (مانند رادیو گرافی استخوان) و یا برای وضوح بیشتر (مانند مامو گرافی) استفاده می‌شود. در زمان تابش، فقط یک فیلامان فعال می‌باشد (شکل ۴-۱۰).



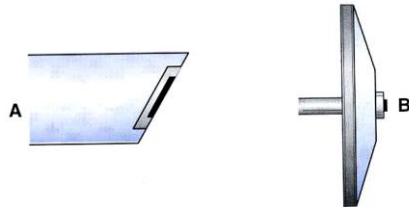
شکل ۴-۱۰: لامپ دو کانونه

سرپوش کانونی

به منظور متمرکز ساختن باریکه الکترون های کاتدی بر روی هدف از **سرپوش کانونی** کننده استفاده می‌شود و معمولاً از جنس نیکل ساخته شده و اطراف فیلامان را احاطه می‌نماید. فنجان کانونی کننده دارای بار منفی است تا الکترون ها را دفع کند. **اثر بار فضایی:** الکترون های ساطع شده از فیلامان تنگستنی ابر کوچکی در دور فیلامان تشکیل می‌دهند که به آن بار فضایی گفته می‌شود. این بار فضایی از تابش سایر الکترون ها از فیلامان جلوگیری می‌کند.

آند و انواع آن

یکی دیگر از قسمت‌های مهم لامپ آند است که در قطب مثبت لامپ مستقر است و به دو شکل ثابت (مثلاً در دستگاه های رادیو گرافی دندان) و دوار (دستگاه های رادیوگرافی عمومی) وجود دارد.



شکل ۴-۱۱: دو نوع آند: A-ثابت، B-دوار

هدف قسمتی از آند است که توسط باریکه متمرکز شده ای از الکترونیایی که از کاتد می‌آیند بمباران می‌شود. هدف الکترونها را متوقف نموده و امکان تولید پرتوهای ایکس را فراهم می‌نماید. افزایش عدد اتمی هدف موجب افزایش بازده تولید اشعه ایکس می‌شود. کاربرد تنگستن بدلیل عدد اتمی (۷۴) و نقطه ذوب ($3370^{\circ}C$) و هدایت گرمایی بالای آن برای تولید پرتوهای ایکس بسیار مناسب است.

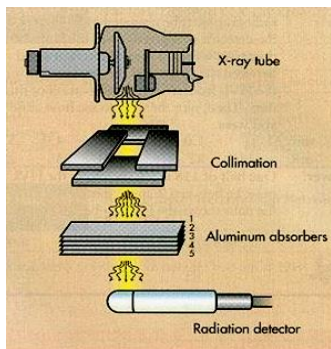
ژنراتور اشعه ایکس

ژنراتور اشعه ایکس وسیله‌ای است که انرژی الکتریکی مورد نیاز جهت تولید اشعه ایکس در لامپ را فراهم می‌نماید. لامپ به دو منظور به انرژی الکتریکی نیازمند است. ابتدا برای ملتهب نمودن فیلامان (کاتد) و تابش الکترون از آن که این کار توسط ترانسفورماتور کاهنده صورت می‌گیرد، سپس احتیاج به یک ترانسفورماتور فشار قوی بوده تا بتواند الکترون ها را از کاتد به سمت آند شتاب دهد.

دستگاه فرمان (میز کنترل): شامل یک کلید اصلی جهت روشن نمودن دستگاه، دو عدد وسیله اندازه گیری که میزان حقیقی kVp و mA را در خلال تولید اشعه ایکس اندازه گیری می‌نماید، این دستگاه، به رادیولوژیست امکان تنظیم مقادیر kVp و mA و زمان تابش مناسب برای رادیوگرافی مورد نظر را می‌دهد. زمان سنج (timer) تعبیه شده در کنترل پنل، امکان تعیین زمان قطع خودکار جریان را به رادیولوژیست می‌دهد.

کولیماتور (دیفراگم)

محدود کننده ها: وسیله‌ای هستند که اندازه و شکل میدان اشعه را تنظیم می‌کنند و به خروجی تیوپ پرتو ایکس در محفظه تیوپ متصل می‌شوند. محدود کننده های سربی بیمار را در مقابل تشعشعات غیر ضروری حفاظت می‌کنند؛ کولیماتور بهترین نوع محدود کننده می‌باشد و به خروجی تیوپ اشعه ایکس در محفظه تیوپ وصل می‌شود تا اندازه و شکل پرتو ایکس را تنظیم کند.



شکل ۴-۱۲: نمایی از کولیماتور

کولیماتورها شامل دو دسته دریلچه (S1 و S2) هستند که می‌توان با باز و بسته کردن آنها محدوده تابش اشعه ایکس را کنترل نمود. با قرار دادن یک لامپ نوری معمولی در کولیماتور می‌توان میدان اشعه و تمرکز آن را در محدوده‌ی تحت اکسپوزر تعیین کرد و سپس اقدام به تابش پرتو X و عکس برداری نمود.

کمیت و کیفیت تشعشع

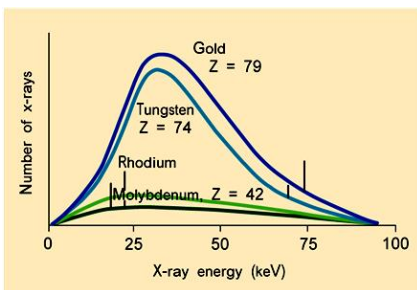
تغییر دادن فاکتورهای تابشی اولیه از روی پانل کنترل (mA, kVp و زمان اکسپوزر) توسط رادیوگرافیسیت؛ موجب تغییر کمیت و کیفیت باریکه پرتوی ایکس می‌گردند. کمیت باریکه پرتوی ایکس بیانگر تعداد فوتونهای پرتو ایکس در باریکه اولیه بوده و کیفیت باریکه پرتوی ایکس نمایانگر قدرت نفوذ آن است. داشتن اطلاعاتی در مورد فاکتورهای اولیه تابشی و آثار آن بر تولید پرتوهای ایکس، به رادیوگرافیسیت کمک می‌نماید تا تصاویر رادیوگرافی با کیفیت مطلوب را ایجاد نماید. شدت دسته پرتو X یک سیستم تصویربرداری به صورت اشعه X در واحد میلی‌گری در هوا mGy [یا میلی رونتگن mR] اندازه‌گیری شده و کمیت اشعه X نامیده می‌شود. اصطلاح دیگر؛ تابش پرتو اغلب اوقات به جای شدت یا کمیت اشعه X استفاده می‌شود همه اینها دارای معنی مشابه هستند. همچنانکه انرژی اشعه X افزایش می‌یابد قابلیت نفوذ آن هم افزایش می‌یابد. قابلیت نفوذ به توانایی نفوذ عمقی تر اشعه در بافت بر می‌گردد. قابلیت نفوذ اشعه X کیفیت اشعه X نامیده می‌شود.

فاکتورهای تاثیر گذار بر روی کمیت و کیفیت اشعه X

در مرحله اول توضیحاتی در خصوص عوامل موثر بر روی کمیت و کیفیت اشعه ایکس داده خواهد شد و سپس خلاصه‌ای از این عوامل در جمع بندی آورده می‌شود.

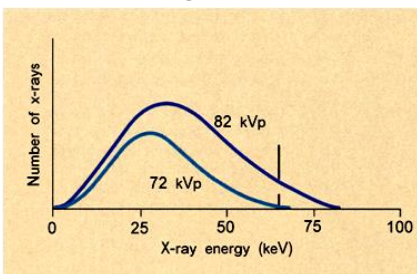
۱- جنس ماده هدف (عدد اتمی ماده هدف Z): عدد اتمی ماده هدف انرژی موثر (کیفیت) و هم کمیت اشعه X را تعیین می‌کند. الف) اثر عدد اتمی بر اشعه X عمومی: با افزایش عدد اتمی ماده ی هدف، بازده تولید اشعه X عمومی افزایش می‌یابد و پرتوهای پر انرژی در تعداد نسبت به پرتوهای کم انرژی بیشتر افزایش می‌یابد (مثلاً در شرایط یکسان، تعداد فوتون های X تولید شده در هدف تنگستنی با $Z=74$ بیشتر از هدف مسی با $Z=50$ است)

ب) اثر عدد اتمی بر اشعه X اختصاصی: هر چه عدد اتمی افزایش یابد، انرژی بستگی ($binding\ energy$) افزایش می‌یابد عدد اتمی ماده هدف، انرژی یا کیفیت اشعه X اختصاصی را تعیین می‌کند. در نتیجه با افزایش عدد اتمی، طیف اختصاصی به سمت راست گراف جایجا می‌شود. مولیبدنیوم ($Z=42$) عدد اتمی پایین دارد و اشعه ایکس اختصاصی کم انرژی تری نسبت به تنگستن تولید می‌کند و به‌عنوان ماده هدف در ماموگرافی به کار می‌رود. در این مورد انرژی پرتو ایکس در حدود $17.9-19.5\ keV$ مورد نیاز است.



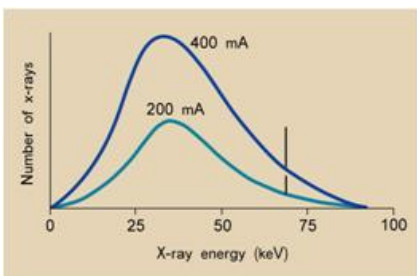
شکل ۴-۱۳: تاثیر عدد اتمی ماده هدف (Z) بر شدت اشعه ایکس عمومی و اختصاصی

۲- **کیلو ولتاژقله:** کیلو ولتاژ (kVp) بالاتر موجب دفع الکترونها از سطح کاتد با قدرت بالاتر و افزایش قدرت جذب الکترونها بسمت آند می‌شود. هم مانند عدد اتمی هدف بر روی کیفیت و کمیت اشعه ایکس اثر دارد.
 الف) تعیین کیفیت: kVp حداکثر انرژی (کیفیت) اشعه X عمومی را مشخص می‌کند.
 ب) تعیین کمیت: kVp بالاتر کمیت (تعدادالکترون) اشعه X عمومی و اختصاصی تولیدی را افزایش می‌دهد.
شدت (I) اشعه X متناسب با $(kVp)^2$ می‌باشد. مثلا با دو برابر کردن ولتاژ دو سر لامپ، شدت اشعه تولیدی چهار برابر می‌شود. $I_1/I_2 = (kVp_1/kVp_2)^2$
 با افزایش kVp هم دامنه طیف برمشترالانگ افزایش می‌یابد و هم طیف به سمت راست (انرژی بالاتر) حرکت می‌کند و مساحت زیرگراف (شدت اشعه ایکس) به نسبت kVp^2 افزایش می‌یابد اما افزایش kVp هیچ گونه تأثیری روی موقعیت طیف اشعه ایکس اختصاصی ندارد.



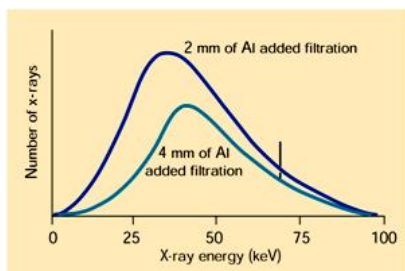
شکل ۴-۱۴: تاثیر ولتاژ (KVP) بر شدت اشعه ایکس عمومی و اختصاصی

۳- **جریان لامپ (mA):** میلی آمپر واحدی برای اندازه گیری جریان تیوپ است. جریان تیوپ تعداد الکترونها عبور نموده بین کاتد و آند در واحد زمان را نشان می‌دهد. کمیت الکترونها تشکیل دهنده جریان تیوپ و کمیت پرتوهای ایکس تولیدی متناسب مستقیم با میلی آمپر دارد. با افزایش جریان لامپ، تعداد فوتون های اشعه X عمومی و اختصاصی افزایش می‌یابد. (فقط بر کمیت اثر دارد).



شکل ۴-۱۵: تاثیر جریان لامپ (MA) بر شدت اشعه ایکس عمومی و اختصاصی

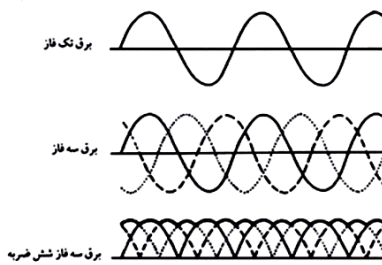
۴- **فیلتراسیون:** هدف از فیلتراسیون، حفاظت از بیمار از طریق حذف فوتون های کم انرژی است. با انجام فیلتراسیون، تعداد فوتون ها (کمیت) کاهش می‌یابد، اما باعث افزایش میانگین انرژی پرتوها میگردد و در نتیجه باعث کاهش در کمیت و افزایش در کیفیت می‌شود.



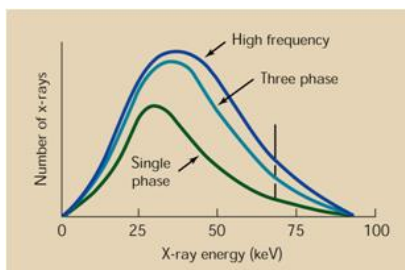
شکل ۴-۱۶: تاثیر فیلتراسیون بر شدت اشعه ایکس عمومی و اختصاصی

۵- نوع منبع ولتاژ:

به منظور تأمین کیلو ولتاژ تیوپ پرتونگاری، که اختلاف پتانسیل مناسبی جهت تولید اشعه ایکس ایجاد می نماید، نیاز به ژنراتور افزایشده ای خواهیم داشت که کیلو ولتاژهای پایین را به کیلو ولتاژهای بالا (در حد چندین کیلو ولت) افزایش دهد. برای به دست آوردن بیشترین کمیت و کیفیت، منبع ولتاژ باید کمترین نوسان را داشته باشد. (موج سینوسی دارای نوسان زیاد است). ولتاژ مورد استفاده در تیوپ پرتونگاری در ژنراتورهای سه فاز و فرکانس بالا بیشترین ثبات را دارد. عملکرد با ژنراتورهای سه فاز و پر فرکانس به طور قابل ملاحظه ای کارایی بالاتری را نسبت به عملکرد با تک فاز دارا میباشد و باعث افزایش کمیت و کیفیت دسته پرتو ایکس می گردند.



شکل ۴-۱۷: شکل موجی جریان های متناوب



شکل ۴-۱۸: تاثیر نوع منبع ولتاژ بر شدت اشعه ایکس

۶- **فاصله تیوپ:** افزایش فاصله تیوپ از فیلم نقشی در کیفیت اشعه ندارد اما باعث کاهش کمیت می گردد. شدت اشعه با مجذور فاصله از منبع اشعه رابطه عکس دارد (قانون عکس مجذور فاصله). اگر I_1 و I_2 شدت دسته پرتو بوده و d_1 و d_2 فاصله مربوط به آن باشد تغییر کمیت دسته پرتو ایکس به صورت زیر خواهد بود: $I_1/I_2 = (d_2/d_1)^2$.

۷- زمان تابش (زمان اکسپوزر S):

زمان تابش؛ مدت زمانی که جریان تیوپ بین کاتد و آند برقرار می شود را معین می سازد. زمان اکسپوزر طولانی موجب می شود تعداد زیادتری از الکترونها از کاتد به سمت آند جریان یابند و مقدار پرتوهای ایکس تولیدی افزایش می یابد.

جمع بندی:

جنس ماده هدف: با افزایش عدد اتمی ماده ی هدف هم کمیت و هم کیفیت دسته پرتو X افزایش می یابد.

میلی آمپر ثانیه (mAs): مقدار اشعه X به طور مستقیم متناسب است با میلی آمپر ثانیه یعنی باعث افزایش کمیت شده و هیچگونه تغییری در کیفیت ندارد.

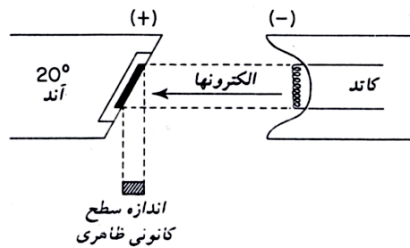
کیلو ولت قله (kVp): مقدار اشعه X به سرعت با تغییر kVp تغییر می کند و در نتیجه باعث افزایش در کمیت و کیفیت می گردد. فاصله: شدت اشعه X به طور عکس متناسب با مجذور فاصله از هدف لامپ می باشد و با افزایش فاصله کمیت کاهش می یابد. فیلتراسیون: اضافه کردن فیلتر باعث حذف پرتوهای X کم انرژی و در نتیجه کاهش در کمیت و افزایش در کیفیت می شود. عملکرد با ژنراتورهای سه فاز و پر فرکانس: به طور قابل ملاحظه ای کارایی بالاتری را نسبت به عملکرد با تک فاز دارا می باشد و باعث افزایش کمیت و کیفیت می شود.

اثر زاویه دار کردن

اصل کانون خطی (line focus principle)

اصل کانون خطی ارتباط بین لکه کانونی واقعی و مؤثر را در تیوپ پرتونگاری بیان می دارد. ابعاد لکه کانونی حقیقی (واقعی)، ناحیه ای روی آند است که توسط الکترون های کاتدی بمباران می شود. در نتیجه هرچه ابعاد لکه کانونی حقیقی بزرگ تر باشد گرما به طور یکنواخت روی لکه کانونی منتشر می شود و آسیب کم تری به آند تنگستنی وارد می شود و این سطح بزرگ است.

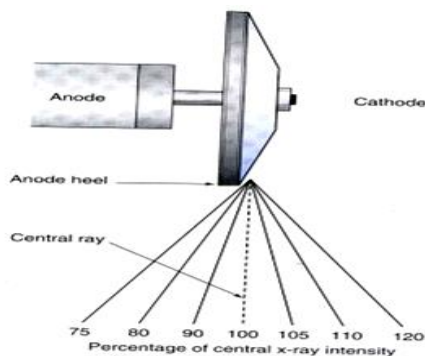
از طرف دیگر، برای تشکیل تصویر خوب و با جزئیات در رادیوگرافی، لازم است که ابعاد لکه کانونی کوچک باشد. رفع این تناقض با زاویه دار کردن آند بدست می آید که سطح مؤثر آند، کوچکتر از سطح حقیقی برخورد الکترون ها می شود. در واقع به سبب این زاویه، کانون ظاهری (یا مؤثر) کوچکتر از کانون حقیقی خواهد بود (شکل ۴-۱۹)



شکل ۴-۱۹: اصل کانون خطی رابطه بین ابعاد لکه کانونی واقعی و لکه کانونی مؤثر (ظاهری) را نشان می دهد.

اثر پاشنه آند (Anode Heel effect)

یک پیامد ناخوشایند اصل تمرکز خطی این است که به علت زاویه دادن به آند، شدت تابش در سمت کاتد میدان تابش بیشتر از سمت آند است. اثر پاشنه آند بیشتر بودن شدت باریکه پرتوی ایکس (تعداد پرتوهای ایکس) در سمت کاتد تیوپ پرتونگاری و کاهش شدت در سمت آند را بیان می دارد (شکل ۴-۲۰).

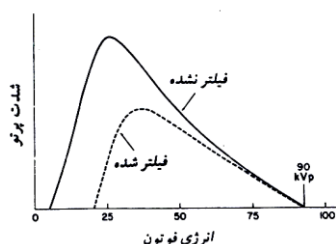


شکل ۴-۲۰: اثر پاشنه آند

پرتوهای ایکس تولیدی در تمام جهات منتشر می‌شوند. پرتوهایی که به سمت آند تیوپ پرتونگاری می‌آیند بوسیله آند جذب شده و تعداد آن‌ها نسبت به فوتونهایی که در سمت کاتد منتشر می‌شوند کاهش می‌یابد. در نتیجه شدت پرتو ایکسی که تیوپ را ترک می‌کند در تمام قسمت های آن یکسان نیست و این اختلاف شدت پرتو به علت زاویه دادن به آند است. هرچه زاویه آند کوچکتر باشد، اثر پاشنه بیشتر است. می‌توان از اثر پاشنه آند در رادیوگرافی بهره جست. بطوریکه سمت کاتدی تیوپ پرتونگاری را می‌توان در سمت ضخیمتر بدن قرار داد که این موضوع موجب دانسیته بهتر این نواحی بر روی کلیشه رادیوگرافی می‌گردد. به‌عنوان مثال در تصویر گیری از شکم چون قسمت بالای شکم ضخیم تر است سمت کاتد باید در قسمت بالا قرار گیرد و در مموگرافی سمت کاتد به سمت قاعده پستان (قفسه سینه) قرار می‌گیرد.

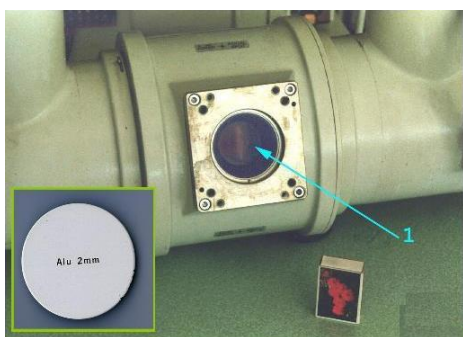
تأثیر فیلتر اضافی

پرتوهای ایکس خروجی از تیوپ اشعه چند انرژی (پلی کروماتیک) هستند بطوریکه شامل فوتونهایی با انرژیهای پایین - متوسط و بالا می‌باشند. فوتون های با انرژی پایین قادر به نفوذ از قسمت‌های آناتومیک نبوده و نقشی در تشکیل تصویر ایفا نمی‌نمایند. با جذب نمودن فوتون های با انرژی پایین از دسته اشعه توسط فیلتر، قبل از رسیدن به بیمار می‌توان بافت ها را محافظت نمود (شکل ۴-۲۱).



شکل ۴-۲۱: انرژی و شدت پرتو پلی کروماتیک فیلتر شده و فیلتر نشده

فیلترها معمولاً یک صفحه فلزی می‌باشند که بین بیمار و لامپ اشعه ایکس قرار می‌گیرند. آلومینیوم ماده ای است که برای این منظور مورد استفاده قرار می‌گیرد زیرا فوتون های کم انرژی را جذب نموده و به پرتوهایی با انرژی بالا اجازه عبور می‌دهد. (شکل ۴-۲۲).



شکل ۴-۲۲: محل قرارگیری فیلتر اضافی

اثر لبه K (صافیهای لبه K)

ایجاد صفحات تشدید کننده بسیار بالا و تیوبهای با ظرفیت بالا استفاده از صافیهای (فیلتر) فلز سنگین را برای رادیوگرافی عمومی قابل مطالعه نموده است. این صافیها لبه جذب K در عناصر با شماره اتمی پیش از ۶۰ را مورد استفاده قرار می‌دهند. صافیهای فلزی سنگین لبه K، برای زدودن فوتونهای پر انرژی از پرتو X با استفاده از ضریب تضعیف جرمی در لبه K ی بعضی از عناصر بکار می‌روند. با افزایش انرژی درصد انتقال پرتوهای ایکس در فیلتر افزایش می‌یابد ولی این انتقال در انرژی های مساوی یا نزدیک به انرژی همبستگی اتصال لایه ها به یکباره کاهش می‌یابد. عدم پیوستگی در روند کاهش جذب تشعشع با افزایش انرژی را جذب یا اثر لبه K گویند که علت آن تغییر ناگهانی افزایش احتمال جذب فتوالکتریک میباشد. وقتی انرژی پرتو به انرژی بستگی الکترون پوسته داخلی میرسد؛ جذب به یک باره افزایش پیدا می‌کند. مثال : جدول زیر درصد انتقال اشعه تک انرژی را از ۱ mm سرب نشان می‌دهد؛ یک تغییر ناگهانی در انتقال ۸۸ keV پیدا می‌شود. که انرژی بستگی K است و به آن لبه K گویند.

keV انرژی	% در صد انتقال
۵۰	۰.۰۱۶
۶۰	۰.۴
۸۰	۶.۸
۸۸	۱۲
۸۸	۰.۰۲۶
۱۰۰	۰.۱۴
۱۵۰	۰.۹۶

جدول ۴-۱: لبه جذب K برای سرب

واحد گرمایی (Heat unit)

در حین تولید اشعه ایکس اغلب انرژی جنبشی الکترونها به گرما تبدیل می‌شود. این گرما می‌تواند به تیوپ و هدف آند آسیب وارد نماید. مقدار گرمای تولید شده در اثر تابش بر اساس واحد گرمایی (HU) بیان می‌شود. مقدار HU تولیدی به نوع ژنراتور مورد استفاده جهت تولید اشعه ایکس، فاکتورهای تابشی انتخابی برای هر تابش خاص بستگی دارد و رابطه ریاضی آن بصورت زیر است.

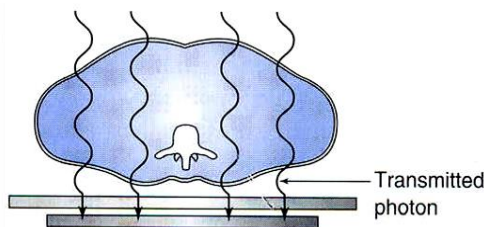
$$HU = mA \times \text{زمان} \times kVp \times \text{ضریب ژنراتور}$$

ضریب ژنراتور بیانگر این است که استفاده از ژنراتور باثبات بالاتر مثل ژنراتورهای سه فاز از آنجا که نوسان ولتاژ در آن‌ها کمتر است؛ تولید پرتوهای ایکس در اینگونه دستگاه‌ها بیشتر و در نتیجه گرمای بیشتری نیز تولید می‌نماید.

بخش سوم: جذب و پراکندگی اشعه ایکس در بافت

برهم کنش (برخورد) اشعه ایکس با ماده

بمنظور تشکیل تصویر رادیوگرافی باید فوتونهای پرتو ایکس از میان بافت عبور نموده و با گیرنده تصویر (فیلم) واکنش نمایند. کمیت و کیفیت باریکه پرتوی اولیه بر نحوه واکنش آن با بافتهای مختلف تشکیل دهنده ناحیه آناتومیکی تأثیر می‌گذارد. ترکیب ناحیه آناتومیکی از قبیل ضخامت، عدد اتمی و فشردگی ساختارهای سلولی نیز بر خصوصیات جذبی آن تأثیر می‌گذارد. در نهایت باریکه تشعشعی خارج شده از بدن بیمار دارای چنان انرژیهای متفاوتی خواهد بود که موجب ایجاد سایه‌های خاکستری با مقیاس متفاوت بر روی گیرنده تصویر خواهد شد که پس از پردازش، تصویری قابل مشاهده می‌گردد. بهنگام عبور باریکه پرتوی ایکس از میان بافت آناتومیکی مقداری از انرژی باریکه از دست خواهد رفت. این کاهش در انرژی باریکه پرتوی ایکس اولیه تحت عنوان تضعیف نامیده می‌شود (شکل ۴-۲۳).



شکل ۴-۲۳: برخی از فوتون‌های فرودی بدون هیچگونه واکنشی از میان ناحیه آناتومیکی عبور خواهند نمود.

به طور کلی پنج احتمال اصلی برای برخورد یک فوتون پرتو ایکس با ماده وجود دارد:

۱ - پراکندگی هم‌دوس (الاستیک)

۲- اثر فوتوالکتریک

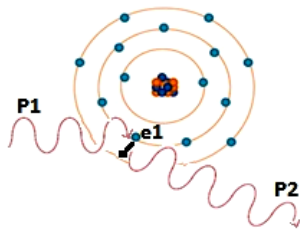
۳- پراکندگی کمپتون (غیر الاستیک)

۴- تولید جفت

۵- تجزیه توسط فوتون

پراکندگی همدوس (کلاسیک - ریله - برخورد تامسون)

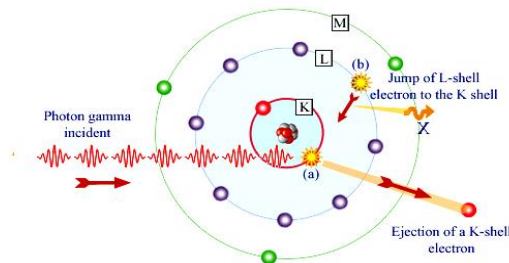
در این نوع پراکندگی، با برخورد یک فوتون تابشی کم انرژی، اتم ماده هدف برانگیخته می‌شود. سپس اتم هدف، فوتونی را با همان مشخصات فوتون اولیه (طول موج و انرژی) ولی در مسیری متفاوت گسیل می‌کند. بنابراین در این نوع برخورد هیچ گونه انتقال انرژی و یونیزاسیونی دیده نمی‌شود اما باعث ایجاد مه آلودگی در فیلم میشود. به آن دسته از پرتوهایی که پس از برخورد به بافت منحرف می‌شوند و باعث مه آلودگی و کاهش کنتراست تصویر می‌شوند پرتوهای پراکنده گویند. (شکل ۴-۲۴). پراکندگی کلاسیک غالباً در برخورد فوتون های با انرژی کم تر از 10 KeV دیده می‌شود؛ بنابراین، در رادیولوژی تشخیصی اهمیت زیادی ندارد.



شکل ۴-۲۴: پراکندگی کلاسیک

اثر فوتوالکتریک:

هرگاه فوتونی با انرژی بیش از انرژی بستگی الکترون بافت به آن برخورد کند و فوتون کاملاً انرژی خود را از دست بدهد به این پدیده جذب فوتون، اثر فوتوالکتریک می‌گویند. یک فوتون با انرژی کمی بیشتر از انرژی بستگی الکترون (E_b) های لایه های داخلی اتم بافت (L و K)، توسط یکی از این الکترون ها اگر به طور کامل جذب شود، در این صورت الکترون مربوطه از مدار خود خارج شده و از قید هسته آزاد می‌شود (فوتوالکترتون) و باقی مانده ی انرژی فوتون نیز به انرژی جنبشی فوتوالکترتون تبدیل می‌شود. سپس الکترون های لایه های بالاتر جایگزین آن می‌شوند. این الکترون های جایگزین مقداری از انرژی خود را به صورت یک فوتون از دست می دهند؛ زیرا با قرارگیری در لایه های داخلی تر، انرژی بستگی آن ها افزایش می یابد و بیشتر در قید هسته اتم قرار می گیرند (تولید اشعه ایکس ثانویه).



شکل ۴-۲۵: پدیده فوتوالکتریک

در خلال تضعیف باریکه پرتوی ایکس، اثر فوتوالکتریک مسئول جذب کلی فوتونهای پرتو ایکس فرودی است و در این برخورد رابطه میان انرژی فوتون (hf)، انرژی بستگی الکترون (E_b) و انرژی جنبشی فوتوالکترتون (E_k) را می توان به صورت زیر نوشت:

$$hf = E_b + E_k$$

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

محصولات نهایی (اثر نهایی) پدیده فوتوالکتریک: یک فوتوالکترتون، یک یون مثبت و یک اشعه ایکس اختصاصی است. به فوتون تولیدی، اشعه ایکس ثانویه گفته می‌شود که درون بافت بوجود می‌آید. (دقت کنید که با پرتو پراکنده حاصل از اثر کمپتون اشتباه گرفته نشود).

احتمال وقوع پدیده فوتوالکتریک

احتمال اینکه فوتون ایکس با انرژی معین واکنش فوتوالکتریک انجام دهد به انرژی فوتون و عدد اتمی ماده هدف بستگی دارد. در زیر این وابستگی بیشتر آورده شده است.

الف) اثر انرژی: میزان انرژی فوتون تابشی باید به گونه ای تنظیم شود که بیشترین تشابه را با انرژی بستگی الکترون داخلی اتم بافت مربوطه داشته باشد. برای مثال انرژی بستگی لایه k در یید 33 keV است؛ در نتیجه احتمال وقوع پدیده فوتوالکتریک برای فوتون های با انرژی کمتر از 33 keV صفر است و برای فوتون های با انرژی 34 keV بیشتر از فوتون های با انرژی 100 keV است.

با افزایش میزان انرژی فوتون اولیه این اثر کاهش می یابد. به گونه ای که می توان گفت احتمال وقوع پدیده فوتوالکتریک با توان سوم انرژی فوتون اولیه (E) رابطه عکس دارد.

$$\text{احتمال وقوع فوتو الکتریک} \propto 1/E^3$$

پس می توان با کاهش kVp (و به تبع آن افزایش اثر فوتوالکتریک) تصاویری با کیفیت بهتر تولید کرد. با این حال به دلیل اینکه بیشتر پرتو های تابشی به طور کامل جذب بدن بیمار می شود، دوز بیمار (اکسپوزر) افزایش می یابد. بنابراین این kVp باید به گونه ای انتخاب شود که علاوه بر کاهش دوز بیمار، تصویر بافت نیز کیفیت مطلوبی داشته باشد.

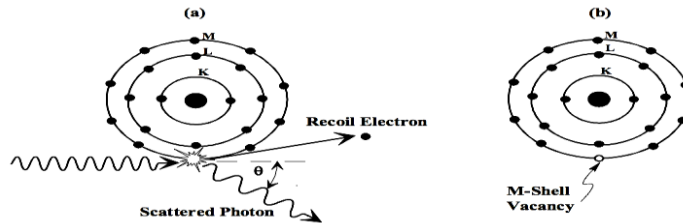
ب) اثر عدد اتمی ماده: احتمال وقوع پدیده فوتو الکتریک با توان سوم عدد اتمی ماده هدف (بافت) نسبت مستقیم دارد؛ به عبارت دیگر، هر چه انرژی همبستگی الکترون بیشتر باشد، احتمال وقوع پدیده فوتوالکتریک بیشتر است.

$$\text{احتمال وقوع فوتو الکتریک} \propto Z^3$$

با وقوع پدیده فوتو الکتریک کنتراست طبیعی بافت تشدید می شود؛ یعنی اختلاف جذب میان اعضای مجاور افزایش و کیفیت تصاویر ایجاد شده بهبود می یابد.

پراکندگی کمپتون (غیر الاستیک)

در اثر کمپتون فوتون به یک الکترون آزاد ماده (الکترون های مدار خارجی تر) برخورد کرده و باعث پراکندگی الکترون و تشکیل فوتون جدید با انرژی کمتر از انرژی فوتون فرودی می شود. در این نوع پراکندگی، پرتو ایکس قسمتی از انرژی خود را به الکترون های لایه خارجی اتم (الکترون های آزاد) بافت منتقل می کند. این انرژی بیشتر به انرژی جنبشی الکترون تبدیل می شود. به این الکترون جدا شده در واکنش کمپتون الکترون **ثانویه** گفته می شود. باقی مانده انرژی فوتون پرتو ایکس نیز باعث تغییر جهت آن می شود. در صورتیکه فوتونهای پراکنده به گیرنده تصویر برسند اطلاعات مفیدی از ناحیه آناتومیکی مورد آزمون را با خود حمل نمی نمایند. اگر فوتونهای پراکنده توسط بافتهای آناتومیکی جذب شوند دوز تابشی بیمار را افزایش می دهند. بعلاوه اگر این فوتونها از بدن بیمار خارج شوند و به گیرنده تصویر نیز نرسند می توانند دوز تابشی تشعشعی افراد نزدیک به بیمار را موجب گردند.



شکل ۴-۲۶: اثر کمپتون (a) و تبدیل اتم هدف به یک یون (b)

چگونگی توزیع انرژی فوتون در پراکندگی کمپتون :

توزیع انرژی فوتون به دو راه صورت می گیرد؛ قسمتی از انرژی به الکترون انتقال و بصورت جنبشی در می آید و بقیه انرژی باعث انحراف فوتون اولیه میگردد.

$$E_i = E_c + (E_b + E_{ke})$$

E_c : انرژی فوتون برخوردی E_i : انرژی فوتون بخش

E_{ke} : انرژی جنبشی الکترون E_b :

عوامل مؤثر در اثر کمپتون:

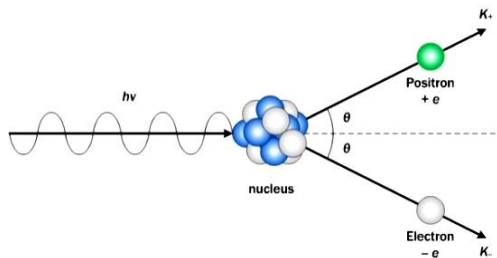
الف) اثر انرژی: همانند اثر فوتوالکتریک، احتمال پراکندگی کمپتون با افزایش انرژی پرتو ایکس کاهش می یابد. (البته به میزان کمتر و با توان یک).

$$\text{احتمال وقوع} \propto 1/E$$

ب) اثر عدد اتمی ماده هدف: این پراکندگی در محدوده تشخیصی تقریباً مستقل از عدد اتمی ماده هدف است؛ زیرا در پراکندگی کمپتون؛ فوتون به الکترون های آزاد ماده هدف برخورد می کند؛ و تفاوت زیادی در انرژی الکترون های آزاد عناصر مختلف نیست.

تولید جفت (pair production)

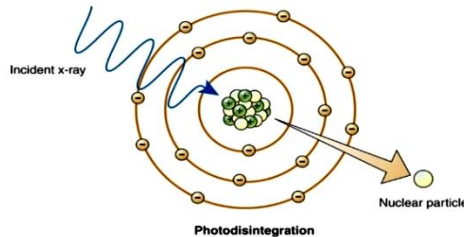
در این فرآیند، فوتون تابشی تحت تأثیر نیروی هسته اتم و یا برخورد با ابر الکترونی آن ناپدید می شود و طبق رابطه $E=mc^2$ فوتون به الکترون و پوزیترون تبدیل می شود (تبدل انرژی به ماده). الکترونی که در نتیجه تولید جفت بوجود می آید انرژی خود را طی تحرک و یونیزاسیون از دست داده و سپس در حفره ای که در اثر کنده شدن الکترون مداری بوجود آمده قرار می گیرد. پوزیترون با یک الکترون آزاد ترکیب شده و جرم هردوی آن ها به انرژی تبدیل می شود که پدیده فنا نامیده می شود. با توجه به اینکه جرم یک الکترون و پوزیترون معادل 1.02 MeV ، انرژی فوتون تابشی باید حداقل 1.02 MeV انرژی داشته باشد تا این پدیده رخ دهد. با توجه به اینکه این پدیده نیاز به انرژی بسیار زیادی دارد، در دستگاه های رادیولوژی تشخیصی اتفاق نمی افتد.



شکل ۴-۲۷: پدیده تولید جفت - تبدیل یک فوتون به یک الکترون و یک پوزیترون

تجزیه نوری (Photodisintegration) یا تجزیه توسط فوتون

در این حالت پرتو ایکس مستقیماً با هسته برخورد می کند و فوتون کاملاً جذب هسته ی اتم می شود؛ لذا باعث برانگیختگی هسته می شود. در این حالت هسته به پروتون، نوترون و ذره آلفا تجزیه می شود. برای وقوع این واکنش فوتون تابشی باید حداقل هفت تا ده مگا الکترون ولت انرژی داشته باشد.



شکل ۴-۲۸: پدیده تجزیه نوری (تجزیه نوری اتم به وسیله ی فوتون پراثری)

پدیده های تولید جفت و تجزیه نوری در رادیولوژی تشخیصی اهمیتی ندارند؛ زیرا حداکثر انرژی مورد استفاده در رادیولوژی تشخیصی 150 KeV است اما حداقل انرژی مورد نیاز برای وقوع تولید جفت در حد مگا الکترون ولت میباشد پس هیچ وقت این دو پدیده در رادیولوژی تشخیصی اتفاق نمی افتد.

احتمال وقوع: از مجموع برخورد های میان فوتون ها و بدن بیمار، تقریباً 75% آن ها برخورد فوتو الکتریک، 20% کمپتون و 5% کلاسیک است. البته با توجه به شرایط رادیوگرافی های مختلف - مانند تفاوت در kVp این مقادیر قابل تغییراند.

پرتو های پراکنده و راه های کاهش آن ها:

پرتو های پراکنده (اسکتر): همان طور که قبلاً نیز اشاره شد به آن دسته از پرتوهایی که پس از برخورد به بافت منحرف می شوند و باعث مه آلودگی و کاهش کنتراست تصویر می شوند پرتو های پراکنده گویند. کنتراست تصویر از خصوصیات مهم کیفیت تصویر است. کنتراست از نواحی

تیره و روشن و سایه های خاکستری در روی تصویر اشعه ایکس بوجود می آید. این تفاوت ها تصویر رادیوگرافی را می سازند. پرتوهای پراکنده تولید شده در اثر همدوس و کمپتون سبب کاهش کنتراست می گردند. اینکار سبب تولید تصویری محو می گردد پس باید آن ها را کنترل کرد. این پرتوها ناشی از پراکندگی همدوس و کمپتون بوده و راستای آن ها کج است و فاقد اطلاعات تصویری هستند. تقریباً تمام اشعه پخش شونده که ما در رادیولوژی تشخیصی با آن ها مواجه می شویم از پخش کمپتون نتیجه می شود.

راه های کاهش مقدار پرتوهای پراکنده:

اغلب فاکتورهای مؤثر بر مقدار پرتوهای پراکنده بر کنتراست رادیوگرافیک تأثیر می گذارند. محدود کردن مقدار پرتوهای پراکنده همواره موجب افزایش کنتراست رادیوگرافیک می گردد که این امر از طرق زیر انجام می شود.

۱- کاهش اندازه میدان (محدود سازی به وسیله ی کولیماتور)

کولیماتور وسیله ای است که اندازه و شکل میدان اشعه را تنظیم می کنند و به خروجی تیوپ پرتو ایکس در محفظه تیوپ متصل می شود. هرگونه تغییری در ابعاد میدان پرتوی ایکس مقدار بافتهای تحت تابش تشعشعی را تغییر خواهد داد؛ میدان تابش کوچک مقدار بافتهای تحت تابش را کاهش داده و بدین وسیله تعداد پرتوهای پراکنده رسیده به گیرنده تصویر نیز کاهش می یابد. اندازه میدان مهمترین عامل در ایجاد پرتوهای پراکنده است. یک میدان کوچک اشعه فقط حجم کوچکی از بافت را تشعشع می دهد، بنابراین فقط تعداد کمی فوتون پخش شده بوجود می آورد. گرید موثرترین وسیله برای کاهش پرتوهای پراکنده از میدان بزرگ رادیوگرافی است که در ادامه با نحوه عملکرد آن آشنا خواهید شد.

۲- استفاده از kVp پایین تا حد امکان

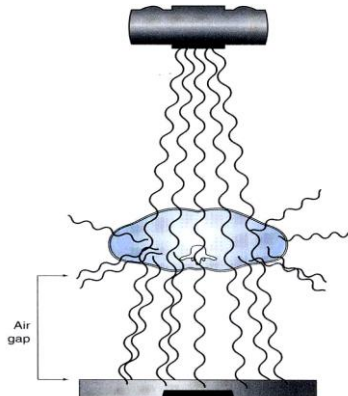
استفاده از kVp پایین تا حدی که پرتو نفوذ کافی در بافت را داشته باشد موجب می شود که فوتون انرژی کافی برای انحراف پس از برخورد را نداشته باشد؛ اثر کیلو ولتاژ در ایجاد پرتوهای پراکنده احتمالاً به اهمیت ضخامت عضو و مطمئناً به اهمیت اندازه میدان نیست.

۳- استفاده از باند کمپرس (compress) برای کاهش ضخامت بافت:

ضخامت ناحیه آناتومیکی مورد رادیوگرافی بر میزان تضعیف باریکه پرتوی مؤثر است. نواحی ضخیمتر تشعشعات بیشتری را جذب و پراکنده می نماید در حالیکه نواحی باریکتر تشعشعات بیشتری را از خود عبور می دهند. بافت هایی مانند چربی وقتی تحت کشش قرار می گیرند ضخامتشان کم می شود و در نتیجه پراکندگی کمتر می شود. ابزار فشرده کننده قدرت تفکیک فضایی را با کاهش ضخامت بیمار و نزدیک کردن شیء به گیرنده تصویر بهبود می بخشد. فشرده سازی همچنین سبب کاهش دوز بیمار و بهتر شدن قدرت تفکیک کنتراست می گردد. فشرده سازی بخصوص در ماموگرافی با استفاده از ابزار کمپرس پستان از اهمیت ویژه ای برخوردار است.

۴- افزایش فاصله بین عضو و فیلم

در صورت وجود فاصله کافی بین جسم و گیرنده تصویر، یک فاصله هوایی ایجاد می گردد، در نتیجه پرتوهای پراکنده کمتری به گیرنده تصویر می رسند (شکل ۴-۲۹). که باعث بهبود کنتراست رادیوگرافیک خواهد شد. (البته این تغییرات نیز با محدودیت همراه است)

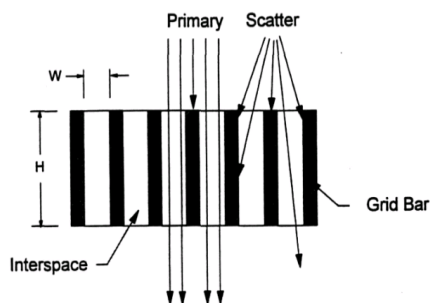


شکل ۴-۲۹: کاهش پرتوهای پراکنده رسیده به فیلم با ایجاد فاصله بین جسم و گیرنده تصویر.

۵- کاربرد شبکه (Grids)

شبکه یا گرید وسیله ای است که بین بیمار و کاست رادیوگرافی قرار می گیرد و اثرات پراکندگی پرتوها را پیش از رسیدن به سیستم آشکار ساز حذف می کند. این وسیله از مجموعه ای از تیغه های سری موازی هم و با فاصله های دقیق از یکدیگر تشکیل شده است.

ماده ی بین تیغه ها از جنس کربن ، آلومینیوم ، پلاستیک (ماده ی رادیولوسنت) ویاحتی فضای خالی است که توان جذب اندکی دارند. به علت هم راستا بودن شکاف گرید با پرتوهای اولیه ایکس؛ آنها شانس بیشتری برای عبور از بین تیغه ها دارند و پرتو های پراکنده که مورب اند، به تیغه ها برخورد کرده و حذف می شوند . البته تعداد کمی پرتو پراکنده نیز از گرید عبور می کند و هم چنین تعداد محدودی از پرتو های اولیه ممکن است به دام تیغه ها افتاده و حذف شوند. (شکل ۴-۳۰)



شکل ۴-۳۰: نمایی از گرید- شانس برخورد فوتون های پراکنده به تیغه های گرید بیشتر از فوتون های اولیه (مستقیم الخط) میباشد.

نسبت شبکه **r (grid ratio)**: یکی از مهم ترین ویژگی های شبکه، نسبت ارتفاع نوارهای سربی به فاصله نوارها است . هر چه نوارها بلندتر باشند و فاصله بین آن ها کم تر باشد، تعداد بیشتری پرتو پراکنده در آن به دام می افتد، نسبت شبکه بالاتر خواهد بود و در نتیجه، کارایی شبکه (گرید) بیشتر است.

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

h: ارتفاع تیغه های سربی

D: فاصله بین تیغه های سربی

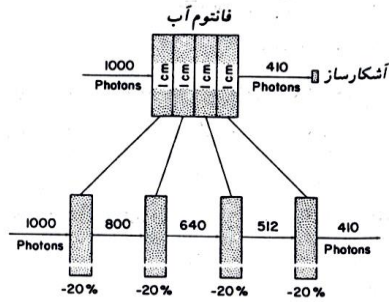
r: نسبت گرید (grid ratio)

نسبت گرید ها معمولاً با دو شماره بیان می شوند مانند ۱۰:۱، که شماره بزرگ عملاً نسبت گرید است و شماره دوم همیشه ۱ می باشد، نسبت گرید یک پارامتری است که عموماً برای بیان قابلیت گرید بر زدایش پرتوهای پراکنده بیان می شود.

ضریب کاهش نمایی اشعه ایکس

کمیت و کیفیت دو اصطلاحی هستند که برای بیان مشخصات یک شعاع پرتو X بیان می شوند. کمیت به تعداد فوتونها در شعاع اشاره دارد و کیفیت بر انرژی آن ها نظر دارد. شدت شعاع حاصل ضرب تعداد و انرژی فوتونها است، بطوریکه هم بستگی به کمیت و هم کیفیت دارد. تضعیف، کاهش شدت شعاع پرتو ایکس بوسیله جذب یا انحراف فوتونها است در حالیکه شعاع از ماده عبور می کند پس هم به کمیت و هم به کیفیت فوتونها بستگی دارد. وقتی اشعه ایکس به هر بافتی برخورد می کند. میتواند با اتمهای آن بافت با یکی از پنج روش ذکر داده شده در قبل واکنش نماید. مقدار کل کاهش در پرتوهای ایکس در یک ضخامت از بافت رقیق شدن نامیده میشود. اشعه ایکس به صورت نمایی کاهش مییابد که به معنی نداشتن برد ثابت در بافت است. پرتوهای ایکس در بافت به صورت درصدی برای هر مقدار افزایش ضخامت بافت که در آن نفوذ میکنند کاهش می یابد.

تضعیف اشعه تک انرژی: آسانتر است که ما در مرحله اول تضعیف را فقط از نظر کمیت بنگریم. در این حالت کاهش شدت فقط عبارت از کاهش در تعداد فوتونها در شعاع خواهد بود. یک دسته اشعه ایکس تک انرژی (منوکروماتیک) را در نظر بگیرید که به یک ماده برخورد می کند و در سانتی متر اول ممکن است فقط جزء کوچکی از فوتون ها در برخورد ها شرکت نمایند و بقیه فوتون ها عبور کرده و به سانتی متر دوم برسند . فرض شود ۱۰۰۰ فوتون اولیه به ماده تابیده شود مثل فانتوم آب در سانتی متر اول ۲۰٪ از فوتون ها حذف میشوند و تعداد ۸۰۰ فوتون به سانتی متر دوم وارد میشود و این کاهش بیست درصدی تعداد فوتون ها ادامه می یابد، میزان کاهش شدت اشعه در واحد ضخامت در هر نقطه از ماده، متناسب با شدت در آن نقطه است (شکل ۴-۳۱).



شکل ۴-۳۱: تضعیف پرتو ایکس تک انرژی

کیفیت اشعه تک رنگ (تک انرژی) در حال عبور از جسم جاذب تغییر نمی کند بنابراین وقتی ما درباره تغییر در شدت شعاع یکرنگی صحبت می کنیم، در واقع ، ما درباره تعداد، یا کمیت فوتون های شعاعی گفتگو می کنیم. وقتی که تعداد فوتونهای عبور کرده و ضخامت جاذب روی کاغذ نمودار خطی ترسیم شود، یک خط منحنی ایجاد می شود. پس از اینکه شعاع اشعه از چندین سانتیمتر اولیه آب عبور کرد، فقط چند فوتون باقی می ماند. اگرچه هر سانتی متر به زدایش ۲۰٪ فوتونها ادامه می دهد. **معادله تضعیف پرتوهای تک انرژی (منوکروماتیک):** اگر تمام فوتون های تابشی یک اشعه، انرژی (E) یکسانی داشته باشند، آن اشعه تک انرژی نامیده می شود. کیفیت (E) این اشعه در هنگام عبور از ماده تغییر نمی کند؛ اما کاهش شدت (I) آن به دلیل کاهش در تعداد فوتون های آن (کمیت یا n) است. با بررسی کاهش شدت این اشعه به این نتیجه می رسیم که تضعیف آن به صورت نمایی است؛ یعنی داریم:

$$\frac{dI}{dx} = -\mu I \Rightarrow I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

I: شدت اشعه باقی مانده
I₀: شدت اشعه اولیه
X: ضخامت ماده
e: عدد نپر (۲/۷۱)
μ: ضریب تضعیف خطی

تضعیف پرتوهای چند انرژی (پلی کروماتیک):

اگر اشعه دارای فوتون هایی با مقادیر مختلف انرژی (پلی کروماتیک) باشد مثل آنچه که واقعا در یک دستگاه مولد اشعه ایکس صورت می گیرد و فوتونها به ماده برخورد نمایند تضعیف در اینصورت بسیار پیچیده است. تشعشع چند انرژی (پلی کروماتیک) طیف کامل فوتونهای با انرژی مختلف را دارد، که پر انرژی ترینش با کیلو ولتاژ اوج (kVp) که برای ایجاد پرتو X بکار می رود تعیین می شود. یک تشعشع چند انرژی که از میان ماده جاذب می گذرد، فوتونهای انتقال یافته هم از نظر کمیت و هم از نظر کیفیت تغییر می یابند. اگر در صد انتقال اشعه چند انرژی روی کاغذ نمودار نیمه لگاریتمی رسم شود، ایجاد یک خط منحنی می کند. شیب ابتدای منحنی تند است، زیرا تعداد زیادی از فوتونهای کم انرژی بوسیله چند سانتی متر اول آب تضعیف پیدا می کند. این نوع تضعیف توانی (exponential) نیست. تضعیف یک دسته پرتو پلی کروماتیک موجب کاهش در کیفیت و کمیت پرتو می شود و هنگام خروج از بدن نیز توزیعی کاملاً غیر یکنواخت دارد. معمولاً انرژی متوسط یک دسته پرتو پلی کروماتیک بین ۱/۳ تا ۱/۲ انرژی ماکزیمم آن است.

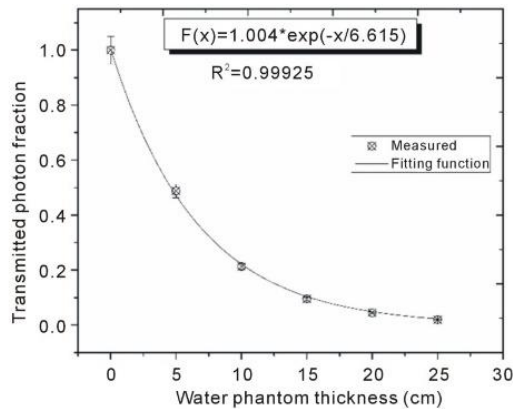
ضرایب تضعیف

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

تضعیف خطی (ضریب کاهش خطی)

ضریب تضعیف خطی مهمترین ضریب در رادیولوژی تشخیصی است. بطوریکه به ما می گوید چه مقدار تضعیف ما از ضخامت معینی از بافت انتظار داریم. مهم است که بدانیم ضریب تضعیف خطی برای تشعشع تک انرژی است. آب، چربی، استخوان، و هوا تمام ضرایب تضعیف خطی مختلف دارند.

ضریب تضعیف خطی، کاهش کسری از شدت پرتو است که در اثر عبور از یک سانتی متر ماده صورت می گیرد ($X=1\text{cm}$) و آن را با μ نشان می دهند. μ مهم ترین ضریب در رادیولوژی بوده و مخصوص تشعشعات تک انرژی (مونوکروماتیک) است. مقدار این ضریب به انرژی اشعه و نوع ماده جاذب بستگی دارد. با افزایش انرژی فوتون، μ کاهش می یابد.



شکل ۴-۳۲: نمودار ضریب کاهش خطی: با افزایش انرژی پرتو، attenuation کاهش می یابد

با توجه به این که بر هم کنش های گوناگونی میان اشعه ایکس و ماده وجود دارد، می توان گفت ضریب تضعیف خطی کلی برابر است با جمع

$$\mu = \mu_{PE} + \mu_{Coh} + \mu_{CS} + \mu_{PP}$$

PE: فتوالکتریک، Coh: کلاسیک، CS: کمپتون، PP: تولید جفت

در انرژی های پایین، جذب فتوالکتریک اهمیت زیادی دارد و با افزایش انرژی احتمال آن کاهش و پراکندگی کمپتون بارزتر می شود. برای مثال در انرژی های ۶۰-۵۰ keV، تصاویر خوبی تهیه می شود اما دوز جذبی بیمار بسیار زیاد است. تضعیف در بازه تشخیصی بر اثر فرایندهای فتوالکتریک، کمپتون و همدوس صورت می گیرد.

ضریب کاهش جرمی (Mass Attenuation-Coefficient):

یک ضریب تضعیف مفید دیگر برای تعیین مقدار کاهش پرتو در مواد، مستقل از حالت فیزیکی آن ها بکار می رود ضریب تضعیف جرمی گویند. مثلاً آب، یخ و یخار آب سه حالت فیزیکی H_2O ، تمام ضریب تضعیف جرمی یکسان دارند. این ضریب از تقسیم ضریب تضعیف خطی بر چگالی (μ/ρ) بدست می آید.

آب و یخ هر دو دقیقاً از اتمهای یکسانی تشکیل شده اند. اما یخ حجم بالاتری را اشغال می کند؛ چگالی جرمی آب بالاتر از یخ است و میدانیم که واکنش پرتو ایکس با بافت متناسب با چگالی جرمی بافت می باشد. بدون توجه به اینکه واکنش از چه نوعی باشد.

با بررسی مواد در حالت های فیزیکی مختلف می توان به این نتیجه رسید که چگالی یکی از عوامل مؤثر در μ است. برای نمونه در مورد آب داریم: $\mu_{بخار} > \mu_{یخ} > \mu_{آب}$

برای رفع وابستگی μ به چگالی در انجام محاسبات، کمیتی به نام ضریب کاهش جرمی (μ_m) تعریف می شود و آن کاهش کسری از شدت پرتو اولیه است که بوسیله ضخامت $1000/100^2$ از ماده صورت می گیرد. این ضریب تعیین کننده میزان تضعیف پرتوها توسط مواد مختلف است. استفاده از این کمیت به ما این امکان را می دهد که تضعیف پرتو را بجای اینکه بر حسب مسافت پیموده شده بیان کنیم، بصورت تابعی از جرم محیطی بیان کنیم که پرتو درون آن در حال عبور است. یکای این کمیت cm^2/gr است.

$$\rho_m = \mu/\mu$$

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

لایه نیم جذب (Half Value Layer)

اندازه گیری مستقیم میزان فیلتراسیون کلی امکانپذیر نمی باشد؛ بدین جهت از یک روش غیر مستقیم استفاده می شود. مقدار فیلتراسیون یا ضخامتی از ماده که شدت باریکه پرتوی ایکس را به نصف مقدار اولیه اش کاهش دهد لایه نیم جذب (HVL) نامیده می شود. این روش بهترین

راه برای اندازه گیری کیفیت باریکه پرتوی ایکس است. HVL بر اساس واحد میلیمتر آلومینیوم (mm-AL) بیان می شود. اگر HVL در سطح مطلوبی باشد، فیلتراسیون کلی تیوپ پرتوی ایکس کافی بوده و بیمار در مقابل پرتوهای غیر ضروری محافظت می شود. با توجه به تعریف داریم:

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

با توجه به این فرمول، HVL به جنس ماده (μ) هم بستگی دارد. هرچه قدرت نفوذ پرتو بیشتر باشد، لایه نیم جذب آن افزایش می یابد. همچنین کاربرد فیلتر باعث افزایش HVL می شود (با حذف پرتوهای کم انرژی و سخت تر شدن اشعه)

ضریب یکنواختی (Homogeneity Coefficient): در پرتوهای چند انرژی مقدار تشعشع کاهش یافته در ضخامت های اولیه بیشتر است؛ زیرا تشعشع عمومی تک انرژی نیست و با عبور از هر لایه، سخت تر می شود. نسبت HVL اول به دوم، ضریب یکنواختی نام دارد و

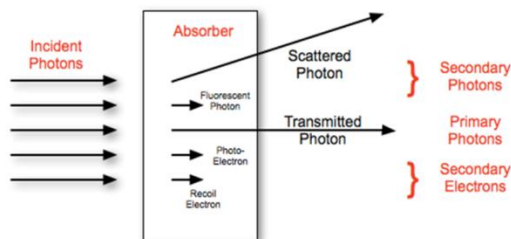
$$HC = \frac{HVL_1}{HVL_2}$$

پراکندگی تشعشع را نشان می دهد

بخش چهارم: جذب افتراقی اشعه ایکس در بدن و عوامل مؤثر در آن

سه دسته از پرتوها در تشکیل تصویر مؤثر هستند:

- ۱- پرتوهای اولیه که بدون هیچگونه برهم کنشی از بدن بیمار عبور می کنند. (باعث ایجاد نواحی سیاه رنگ تصویر می شوند)
- ۲- پرتوهایی که به طریق فتوالکتریک جذب بافت می شوند (باعث ایجاد نواحی سفید رنگ تصویر می شوند)
- ۳- پرتوهای پراکنده حاصل از اثر کمپتون (باعث مه آلودگی و کاهش کیفیت تصویر می شوند)



شکل ۴-۳۳: انواع برهم کنش میان فوتون های ایکس و بافت

جذب افتراقی پرتو ایکس در بدن

بمنظور تشکیل تصویر رادیوگرافی بایستی فوتونهای پرتو ایکس از میان بافت عبور نموده و با گیرنده تصویر مانند سیستم فیلم واکنش نمایند. مشخص است که تصاویر حاصل از بافت ها و اندام های مختلف بر روی فیلم یکسان نیستند. این تصاویر می توانند سیاه، خاکستری و یا سفید باشند. این تفاوت را می توان به اختلاف در میزان جذب پرتو ایکس در بافت های مختلف نسبت داد که به آن جذب افتراقی (Differential Absorption) می گویند.

عوامل مؤثر در میزان جذب افتراقی

کمیت و کیفیت باریکه پرتوی اولیه و ترکیب بافتهای آناتومیکی بر نحوه واکنش باریکه پرتوی ایکس با بافتهای مختلف تشکیل دهنده ناحیه آناتومیکی تأثیر می گذارد. ترکیب ناحیه آناتومیکی از قبیل ضخامت، عدد اتمی و فشردگی ساختارهای سلولی بر خصوصیات جذبی آن تأثیر می گذارد. در نهایت باریکه تشعشعی خارج شده از بدن بیمار دارای چنان انرژیهای متفاوتی خواهد بود که موجب ایجاد سایه های خاکستری با مقیاس متفاوت بر روی گیرنده تصویر خواهد شد.

عوامل مؤثر در میزان جذب افتراقی عبارتند از:

الف/ انرژی: میزان جذب افتراقی با کاهش kVp افزایش می یابد که به دلیل افزایش دوز جذبی بیمار در انتخاب آن باید دقت شود. برای به تصویر کشیدن تفاوت های کوچک در بافت نرم باید از kVp های پایین استفاده کرد تا حداکثر جذب افتراقی صورت گیرد. تکنیک kVp بالا معمولاً در مطالعات قفسه سینه و آزمایشات با باریم که در آن کنتراست ذاتی بالا است و در نتیجه دوز بیمار کمتر می گردد استفاده میشود.

(ب) **عدد اتمی**: اگر عدد اتمی عناصر موجود در یک بافت در مقایسه با بافت های مجاور بیشتر باشد، جذب افتراقی نیز افزایش می یابد. در توجیه این مسأله می توان گفت که پدیده فتوالکتریک که باعث تشکیل تصویر می شود، با توان سوم عدد اتمی رابطه مستقیم دارد.

(ج) **چگالی**: در ماده متراکم تر تعداد برهم کنش بیشتری میان فوتون ها و ماده هدف صورت می گیرد. برای مثال اگر چگالی یک بافت ده برابر چگالی بافت دیگر باشد، در صورت برابر بودن عدد اتمی مؤثر دو بافت، جذب افتراقی بافت اول ده برابر بافت دوم خواهد بود.

رادیو گرافی با ماده کنتراست زا

در رادیولوژی معمولاً دو نوع رادیوگرافی انجام می شود (۱) **رادیو گرافی ساده** که بدون کاربرد مواد خارجی انجام می شود. این رادیوگرافی در مورد بافت هایی به کار می رود که خود بافت دارای اختلاف ضریب تضعیف یا اختلاف ضخامت باشد؛ یعنی کنتراست جسم وجود دارد (مثل رادیوگرافی از قفسه سینه، که دارای استخوان با جذب بالا، بافت نرم با جذب کمتر، و هوای درون شش ها با جذب بسیار کم میباشد و لذا کنتراست بالایی دارد).

(۲) **رادیو گرافی با ماده کنتراست زا**: اگر کنتراست جسم وجود نداشته باشد، ممکن است با وارد کردن یک ماده با چگالی یا عدد اتمی متفاوت، بتوان نوعی کنتراست مصنوعی میان بافت ها ایجاد کرد (مثل رادیوگرافی از شکم، که همه ی بافت های درون آن ضریب جذب نسبتاً یکسانی دارند و لذا در رادیولوژی ساده بین آن ها تقریباً هیچ گونه تفکیکی دیده نمی شود). ماده حاجب یا همان ماده کنتراست زا عاملی است که از طریق تزریقی یا خوراکی وارد بدن می شود. نوع ماده حاجب مورد استفاده موجب تغییر خصوصیات جذبی بافتها با افزایش یا کاهش تضعیف باریکه پرتوی ایکس می گردد. مواد کنتراست زا به دو دسته تقسیم می شوند:

(الف) مواد کنتراست زای تیره یا مواد حاجب مثبت (Opaque): مواد حاجب مثبت مانند باریم و ید دارای عدد اتمی بالایی بوده و پرتوهای ایکس را به میزان زیادتری در مقایسه با بافتهای اطراف جذب می نمایند؛ به عنوان نمونه احتمال برخورد فوتوالکتریک برای باریم و ید حدود ۴۰۰ برابر بافت نرم است. این مواد پس از بلعیده شدن یا تزریق، در بافت ها تجمع (و یا عبور) می کنند و در هنگام تصویربرداری باعث جذب پرتو می شوند. برای مثال سرخرگ کاروتید داخلی با ماده حاجب یددار، و کولن با ترکیبات باریم پر می شود که باعث می شود این ساختارها به وضوح در تصویر مشخص شوند.

(ب) مواد کنتراست زای روشن یا شفاف (Transparent): مواد حاجب منفی، میزان تضعیف باریکه پرتوی ایکس را کاهش داده و پرتوهای بیشتری را در مقایسه با بافتهای اطراف عبور می دهند. از موادی مانند هوا، اکسیژن، کربن دی اکسید و... برای ایجاد و یا پر کردن حفره استفاده می شود؛ لذا تصویر حاصل تیره خواهد بود. (مانند دمیدن گاز CO2 به درون روده)

کنتراست تشعشع

همان طور که گفته شد، جذب افتراقی باعث ایجاد تفاوت در پرتوهای خروجی از بدن بیمار می شود. به تفاوت میان شدت اشعه های خروجی بافت های مختلف **کنتراست** می گویند. هر چه کنتراست میان اجزای گوناگون تصویر بیشتر باشد، تصویر به دست آمده کیفیت بهتری خواهد داشت. با توجه به تعریف داریم:

$$I_1 = I \cdot e^{-\mu x}$$

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

رابطه فوق زمانی مورد استفاده قرار می گیرد که مثلاً "توموری با ضخامت Δx بر روی بافتی با ضخامت x قرار داشته باشد. (با فرض اینکه ضریب

جذب آن ها $[\mu]$ یکسان باشد). حال اگر تومور و یا هر ماده دیگری (مانند مواد کنتراست زا) با ضریب جذب μ_2 در بافتی با ضریب جذب μ_1

$$Cr = -|\mu_2 - \mu_1| \times \Delta x$$

عوامل مؤثر در کنتراست تشعشع

عوامل زیر در کنتراست تشعشع اثر گزار هستند

الف) **اختلاف ضخامت Δx** : همان طور که در روابط بالا دیده می شود ضخامت بیشتر محل دارای تومور باعث ایجاد کنتراست شده است؛ به عبارت دیگر این اختلاف ضخامت است که کنتراست بین دو بافت را تشدید می کند ضخامت بافت یا بدن بیمار. ب) **ضریب جذب μ** : اختلاف در ضریب جذب یکی از عوامل ایجاد کننده کنتراست است. علاوه بر آن بافت هایی با ضریب جذب بیشتر جزئیات را بهتر نشان می دهد. ج) **پراکندگی (Scattering)**: باعث کاهش کنتراست می شود. د) **انرژی فوتون E** : ضریب جذب خطی با افزایش انرژی فوتون ها کاهش می یابد (به دلیل کاهش اثر فوتوالکتریک)؛ پس با کاهش انرژی فوتون ها می توان کنتراست را افزایش داد. چون پدیده ی فوتوالکتریک تشدید می شود. از دیگر عوامل مؤثر در کنتراست یا وضوح تصویر می توان به حرکت بیمار (مثل حرکات قفسه سینه در دم و بازدم) و لامپ، نوع فیلم و صفحه تشدید کننده، فاکتورهای هندسی و... اشاره کرد.

مقدار تشعشع رادیوگرافی و واحدهای آن

شدت تشعشع I: (mA تعداد فوتونهای اشعه ایکس)، عامل کمی جهت بیان مقدار اشعه بکار برده شده است و بستگی به جریان بین کاتد و آند لامپ اشعه دارد.

زمان تصویربرداری Sec: از آنجایی که جریان به زمان نیز بستگی دارد، با افزودن زمان تصویربرداری، شدت تشعشع نیز افزایش می یابد. **اختلاف پتانسیل (kVp) لامپ**: بالا بردن اختلاف پتانسیل باعث افزایش جریان لامپ در زمان و لذا باعث افزایش شدت اشعه (I) می شود. **عوامل تعیین کننده شدت**: توسط پارامترهای تکنیکی تصویربرداری (مثل mA Sec و kVp) تعیین می شود.

اکسپوز: جهت اندازه گیری مقدار تشعشع میزان اکسپوزر اشعه مد نظر قرار می گیرد. پرتو ایکس از جنس پرتوهای یونیزه کننده است؛ پس مقدار تشعشع را می توان با استفاده از میزان یونیزاسیون آن اندازه گیری کرد. به مقدار بار تولید شده (C) در واحد جرم هوا (۱۰۰۰) اکسپوزر می گویند. یکای اکسپوزر در قدیم رونتگن (R) بوده ولی در SI کولن بر کیلوگرم (C/Kg) است.

$$10 = 2.58 \times 10^{-4} C/Kg$$

واحد: مقدار بار حاصل از تشعشع یونیزاسیون در واحد هوا بر حسب کولن بر کیلوگرم (C/kg) بیان می شود. واحدهای دیگر رونتگن: مقدار اشعه که میتواند 2.58×10^{-4} کولن بار در یک کیلو گرم هوا ایجاد کند.

بخش پنجم: تشکیل تصویر در رادیولوژی

ساختمان فیلم و عمل ظهور و ثبوت تصویر

امروزه بطور کلی دو گروه از فیلم ها وجود دارند که در بخشهای رادیوگرافی مورد استفاده قرار می گیرند: فیلم هایی که بطور مستقیم با اشعه ایکس تحت تابش قرار می گیرند که به آن ها **فیلم تحت تابش مستقیم** گویند و فیلم هایی که بوسیله ترکیبی از اشعه ایکس و نور مرئی تحت تابش قرار می گیرند که **فیلم دارای صفحه تشدید کننده** نامیده می شوند. **فیلم تحت تابش مستقیم**:

این دسته از فیلم ها به طور مستقیم توسط پرتو ایکس مورد تابش قرار می گیرند مانند فیلم های کاربردی در دندانپزشکی و چشم که دارای ماکزیم حساسیت ۵۰٪ به اشعه ایکس هستند. اینگونه فیلم ها فاقد صفحات تشدید کننده بوده و نیاز به شرایط تابشی و زمان ظهور بالاتری دارند.

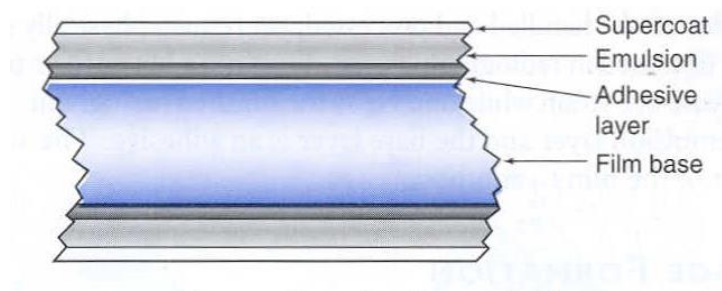
فیلم دارای صفحه تشدید کننده:

در جهت کاهش دوز تابیده شده به بیمار و ایجاد تصویری باکیفیت بالاتر از ترکیب فیلم و اسکرین (همراه صفحات تشدید کننده) استفاده میشود؛ اینگونه فیلم ها دارای حساسیت بسیار بالا به نور مرئی (رنگ آبی) میباشند. کار صفحات تشدید کننده این است که پرتوهای ایکس عبوری از بدن بیمار توسط این صفحات جذب شده و آن ها را به نور مرئی تبدیل می نمایند و به فیلم انتقال می دهد. در نهایت فیلم با این نور

تحت تابش قرار می گیرد و الگوی تصویری منتقل شده توسط پرتوهای ایکس و نور تولیدی از صفحات تشدیدکننده را ثبت می نماید. در رادیوگرافی اغلب از فیلم های دارای صفحه تشدید کننده استفاده می شود.

ساختمان فیلم

فیلم از لایه های مختلفی ساخته شده است که ساختمان آن شامل قسمت های زیر است (شکل ۴-۳۴).



شکل ۴-۳۴: ساختمان فیلم

لایه ی حساس به نور یا امولسیون: ماده ای است که اشعه X یا نور حاصل از صفحات تشدیدکننده با آن واکنش می دهد. در ساختمان فیلم، دو لایه امولسیون در دو طرف پایه به کار رفته که کلیه ی تغییراتی که منجر به تشکیل یک تصویر مرئی می شود فقط در این لایه صورت می گیرد. لایه امولسیون لایه حساس به نور و تشعشع می باشد. امولسیون فیلم حاوی کریستال های هالید نقره ای است که درون لایه ژلاتین غوطه ور شده اند. هالید نقره ماده ای حساس به نور و تشعشع می باشد.

هالید نقره: ماده ای حساس به نور است که ترکیب آن در فیلم رادیولوژی به طور معمول ۹۰ تا ۹۹٪ برومید نقره و در حدود ۱ تا ۱۰٪ یدور نقره است. AgI امولسیونی بسیار حساس تر از امولسیون AgBr خالص ایجاد می کند. هالوژنور نقره به صورت بلورهای کوچک معلق و یکنواخت در ژلاتین قرار می گیرد تا تمام سطح فیلم نسبت به پرتو حساسیت یکسانی داشته باشد.

ژلاتین: این جزء ضمن پخش نگاه داشتن دانه های هالوژنور نقره و جلوگیری از چسبیدن آن ها به یکدیگر، موجب می شود که محلول پردازش (ظهور و ثبوت) به آسانی و بدون تخریب در قدرت یا عمل آن، در داخلش نفوذ کند.

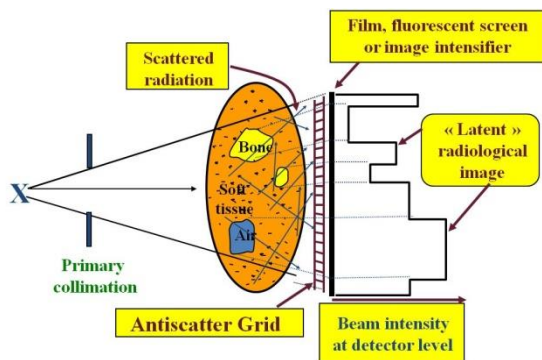
پایه فیلم (Base): لایه ای نسبتاً ضخیم و شفاف است که بین دو لایه امولسیون قرار دارد و از جنس استات سلولز یا پلی استر می باشد. کار آن ایجاد تکیه گاه برای لایه ی امولسیون است.

دو لایه محافظ (روکش حفاظتی): لایه ای شامل ژلاتین شفاف که در سطح خارجی فیلم کشیده می شود تا لایه های امولسیون را از عوامل و صدمات مکانیکی مثل فشار، خراش و یا اصطکاک حفظ کند.

کاست رادیو گرافی: کاست یک نگهدارنده سخت است که حاوی فیلم و صفحات تشدید کننده می باشد. صفحه جلویی که رو به لامپ اشعه ایکس قرار می گیرد از موادی با عدد اتمی پایین مثل پلاستیک ساخته شده است. به داخل صفحه جلویی کاست صفحه تشدید کننده جلویی متصل میشود و صفحه تشدید کننده پشتی به صفحه پشتی کاست متصل میشود. فیلم رادیوگرافی بین این دو صفحه قرار می گیرد. اندازه های رایج آن عبارتند از: ۳۵×۴۳، ۳۵×۳۵، ۴۰×۳۰، ۳۰×۴۰، ۳۰×۲۴، ۲۴×۱۸ سانتی متر.

تشکیل تصویر پنهان (Latent Image)

تصویر مخفی به تصویر ایجاد شده بر روی فیلم پس از تابش فیلم و قبل از مرحله ظهور و ثبوت (پروسسینگ) گفته میشود (شکل ۴-۳۵). در حین مرحله پروسسینگ تصویر پنهان به تصویر قابل دید تبدیل می شود.



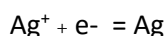
شکل ۴-۳۵: تصویر پنهان

انرژی در قالب پرتوهای ایکس یا نور توسط لایه امولسیون فیلم رادیوگرافی جذب می‌شود. این جذب انرژی بالاتر از انرژی پیوندی الکترون‌های موجود در مولکول‌های برمید نقره بوده و باعث یونیزه شدن برمید نقره می‌شود و اجزای تشکیل دهنده ی کریستال‌های $AgBr$ ، به صورت یون‌های جدا درمی‌آیند.



نقره (Ag) و برم (Br) با به اشتراک گذاشتن یک الکترون به صورت یک مولکول با یکدیگر باند می‌شوند این الکترون از طریق پیوند یونی به اشتراک گذاشته می‌شود. از نظر ظاهری، فیلمی که اکسپوز شده است قبل از فرایند‌های ظهور و ثبوت تفاوتی با فیلم خام (اکسپوز نشده) ندارد. لذا برای قابل مشاهده کردن فیلم باید یک سری فرایندهایی روی آن انجام شود. این فرایندها شامل ظهور، ثبوت، شست و شو و خشک کردن فیلم می‌شود.

مرحله ی ظهور (development): در این مرحله فیلم اکسپوز شده را در یک محلول قلیایی احیاکننده به نام محلول ظهور وارد میکنند. الکترون‌های محلول احیاکننده به درون لایه ی امولسیون فیلم وارد میشوند. این الکترون‌ها، یون‌های آزاد نقره (Ag^+) را احیا کرده و به اتم‌های نقره (سیاه رنگ) تبدیل میکنند.



هنوز هم تصویر در فیلم چندان مشخص نیست. لذا مرحله ی بعدی یعنی **ثبوت** ضرورت می‌یابد. **ثبوت (fixing):** در این مرحله فیلم در یک محلول اسیدی به نام محلول ثبوت قرار داده می‌شود. اسید باعث حل شدن $AgBr$ ‌های باقیمانده در فیلم میشود. در واقع، کریستال‌های نقره برمیدی که در مرحله ی اکسپوز تابشی دریافت نکرده بودند، الان در اسید شسته و حل میشود و فیلم را ترک میکنند. لذا جای آن‌ها سفید میگردد. شست و شو (**washing**): اتم‌های نقره در مرحله ثبوت توسط اسید شسته نمیشوند و روی فیلم می‌مانند؛ پس از پایان فرایند ثبوت، نکاتیو شستشو شده و خشک میشود.

حساسیت فیلم

حساسیت فیلم کمترین میزان تشعشع اشعه ایکس است که می‌تواند دانسیته ی مشخصی را ایجاد کند. حساسیت فیلم به اندازه و تراکم کریستال‌های برمید نقره در امولسیون و ضخامت لایه امولسیون بستگی دارد. فیلم‌های با حساسیت بالا ذرات برمید نقره ی درشت تری در امولسیون خود دارند و در نتیجه با نور (یا اشعه ی ایکس) کمتری تحت تاثیر قرار گرفته و لکه‌های سیاهی روی آن‌ها ایجاد می‌شود.

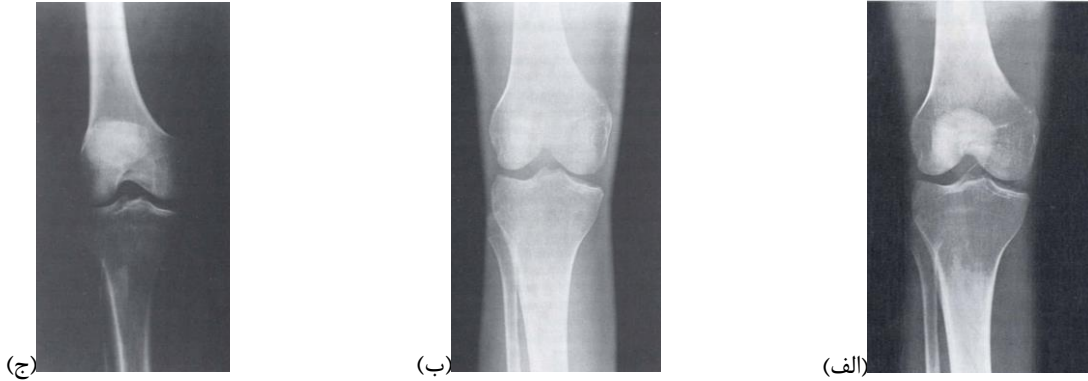
دانسیته ی نوری (دانسته اپتیکی فیلم)

فیلم پرتونگاری مقابل منبع نور یکنواخت مثل نگاتوسکوپ قرار داده می‌شود که میزان سیاهی یا تیرگی فیلم را دانسیته فیلم گویند. در یک فیلم پرتونگاری (پس از تابش و ظهور و ثبوت در مقابل منبع نور یکنواخت) نواحی اشعه دیده سیاه و قسمت‌های اشعه نخورده سفید است. دانسیته به این صورت تعریف می‌شود

$$D = \log_{10} \frac{I_0}{I_t} \quad \text{دانسیته} = D \quad I_0 = \text{نور تابیده بر فیلم} \quad I_t = \text{نور گذشته از فیلم}$$

در رادیولوژی تشخیصی دانسیته‌های مفید در حدود ۰/۳ (عبور ۵۰٪ نور) تا ۲ (عبور ۱٪ نور) است.

به منظور روئیت ساختارهای آناتومیکی مورد آزمون، تصویر رادیوگرافی بایستی دانسیته مطلوبی داشته باشد (شکل ۴-۳۶ الف). کلیشه ای که شفافیت بالایی داشته باشد دانسیته ناکافی داشته و برای مشاهده ساختار قسمت آناتومیکی مطلوب نیستند (شکل ۴-۳۶ ب). در عوض کلیشه ای که بیش از حد تیره باشد دانسیته زیادی داشته و قسمت آناتومیکی بخوبی قابل مشاهده نمی باشد. (شکل ۴-۳۶ ج).



شکل ۴-۳۶: کلیشه رادیوگرافی (الف) با دانسیته مطلوب (ب) با دانسیته کم (ج) با دانسیته بیش از حد

وقتی دانسیته نوری رادیوگرافی تنها خصوصیتی است که باید تغییر کند، عامل مناسب برای این تغییر MAS است. پس مهم ترین عامل در تعیین دانسیته، تابش (MAS) است. به عبارتی میزان سیاه شدگی مستقیماً تحت تاثیر شدت پرتوی رسیده به فیلم است. از دیگر عوامل موثر می توان به ولتاژ دستگاه، فاصله ی کانون- فیلم، ضخامت عضو مورد تصویر برداری، شرایط ظهور و ثبوت و نوع فیلم و صفحه ی تقویت کننده اشاره کرد.

کنتراست تصویر

کنتراست تصویر، اختلاف دانسیته اپتیکی بین نواحی مختلف تصویر رادیوگرافی است. کنتراست رادیوگرافیک فاکتوری فوتوگرافیکی است که بر قدرت مشاهده جزئیات ثبت شده در تصویر تأثیر می گذارد. قدرت تمایز بین دانسیته های مجاور امکان افتراق بافتهای آناتومیکی بهنگام بازبینی تصاویر را فراهم می آورد. کنتراست رادیوگرافی است که پزشک را به تفسیر و تشخیص می رساند و از رابطه ی زیر محاسبه می شود.

$$\text{Contrast} = C = D_2 - D_1 = \text{Log } I_2 - \text{Log } I_1$$

که در آن D_2 و D_1 اختلاف دانسیته بافت میباشد. کنتراست رادیوگرافیک ترکیبی از دو شناسه است: کنتراست فیلم (کنتراست گیرنده تصویر) و کنتراست بافت.

کنتراست فیلم، به جزئیات مربوط به ساخت فیلمها و نوع فیلمها و همچنین نحوه تابش دهی فیلمها به همراه شرایط ظهور و ثبوت آنها بستگی دارد. کنتراست بافت به خصوصیات جذبی بافتهای آناتومیکی و سطح کیلو ولتاژ مورد استفاده بستگی دارد. قابلیت نفوذ دسته پرتو X بوسیله kVp کنترل میشود. برای بدست آوردن کنتراست کافی باید قابلیت اشعه X به اندازه کافی در آناتومی مورد نظر نفوذ کند. مهم ترین عامل در ایجاد کنتراست تصویر kVp است که با آن رابطه ی مستقیم دارد. از دیگر عوامل موثر می توان به اختلاف ضخامت بافت ($D_2 - D_1$)، اختلاف ضریب تضعیف بافت ها ($\mu_1 - \mu_2$)، دانسیته کلی فیلم، شرایط ظهور و ثبوت فیلم، نوع فیلم و ضخامت تشدیدکننده اشاره کرد.

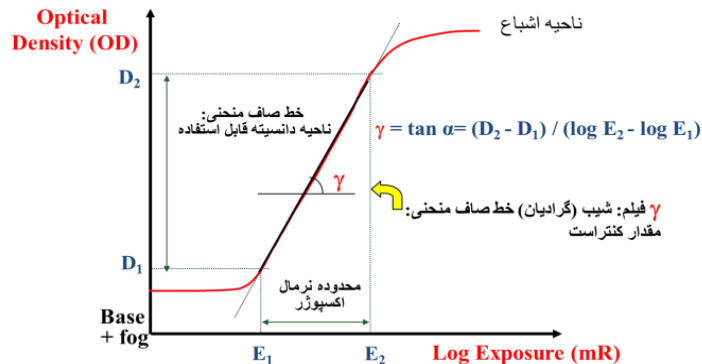
منحنی مشخصات فیلم

دو اندازه گیری اصلی برای حساسیت فیلم، اندازه گیری مقدار تابش به فیلم و درصد نور عبوری از فیلم ظاهر شده است. چنین اندازه گیری برای توضیح ارتباط بین دانسیته نوری و تابش پرتو استفاده می شود این ارتباط منحنی مشخصه نامیده میشود.

برای نشان دادن رابطه ی بین تابش و دانسیته؛ منحنی رسم می شود که به آن منحنی مشخصات یا منحنی H و D می گویند. این منحنی با دادن تابش های مختلف به فیلم و ظاهر کردن فیلم و رسم دانسیته ی آن با دانستن تابشی که به آن داده شده است به دست می آید. شکل منحنی مشخصات به ما می گوید که چقدر تغییر در دانسیته ی فیلم با تغییر در تابش به فیلم پیدا می شود. شیب منحنی را ممکن است به طور کمی اندازه گرفت که به آن گامای فیلم می گویند. گامای فیلم به صورت بیشینه ی شیب منحنی مشخصات تعریف می شود که از رابطه ی زیر حاصل می شود:

$$\text{گامای فیلم} = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1}$$

در این فرمول D_1 و D_2 دانسیته های پرشیب ترین قسمت های منحنی است که از لگاریتم تابش نسبی E_1 و E_2 به وجود آمده اند. (شکل ۴-۳۷)



شکل ۴-۳۷: منحنی مشخصات فیلم

روش های رادیولوژی بدون فیلم

در این روش به جای فیلم و اسکرین از سیستم دیجیتال و مانیتور استفاده می شود و اطلاعات تصاویر اشعه ی ایکس به صورت عدد نمایش داده می شود. در روش دیجیتال اطلاعات به جای ثبت در ذرات هالوئیدی نقره به تعدادی سلول تصویری مجزا (به نام پیکسل) تقسیم می شود و تصویر به صورت یک ماتریس دو بعدی از پیکسل ها است و هر پیکسل به صورت یک عدد که نشانگر میانگین فوتون های وارد شده به آن است در نظر گرفته می شود. در دستگاه دیجیتال ذخیره اطلاعات و تشکیل تصویر قابل رویت به مراتب آسان تر از رادیوگرافی معمولی انجام می شود. ضمن اینکه امکان پردازش، انتقال اطلاعات، بازیابی سریع و ثبت و فشرده سازی تصاویر نیز وجود دارد.

بخش ششم: مباحث ویژه

فلوروسکوپی

فلوروسکوپی یا فلوروسکوپی به انگلیسی fluoroscopy یک روش تصویربرداری است که در علوم تشخیصی رادیولوژی و فیزیک پزشکی کاربرد فراوانی دارد. فلوروسکوپی و آنژیوگرافی کاربردهای خاصی از تصویربرداری با اشعه ایکس هستند که در آن صفحه نمایش فلورسنت و یک تیوب تشدید کننده ی تصویر، به یک سیستم تلویزیون مدار بسته متصل می شود. این مجموعه امکان تصویر برداری طی یک زمان واقعی از ساختارهای در حال حرکت را فراهم می سازد و در عین حال می تواند با تقویت یک ماده حاجب یا واسطه نیز همراه گردد و در موقعی که مشاهده حرکت یک شی مثلاً مشاهده حرکت ماده حاجب در مسیر گوارشی مورد نظر است می توان مستقیماً تصویر را بر روی یک صفحه مونیتور بطور زنده مشاهده نمود. یک فلوروسکوپ متشکل از یک مولد اشعه ایکس با جریان بسیار پایین بین ۱ تا ۵ میلی آمپر است که پرتوهای آن توسط نوعی گیرنده به نام دستگاه تقویت تصویر دریافت و تقویت می شود. علیرغم mA پایین تر، دوز بیمار به طور قابل ملاحظه ای در طی فلوروسکوپی بالاتر از آزمون های رادیولوژی می باشد. زیرا مدت پرتو دهی بیمار بسیار بالاتر است. kVp نیز بستگی به بخشی از بدن بیمار دارد که تحت آزمون قرار می گیرد.

دستگاه فلوروسکوپی از تیوب زیرین اشعه ایکس، صفحه تشدید کننده و تخت فلوروسکوپی تشکیل شده است. بیمار بین تیوب زیرین و صفحه تشدید کننده قرار می گیرد (شکل ۴-۳۸). مهمترین قسمت یک دستگاه فلوروسکوپی تیوب تقویت کننده آن است استفاده از تیوب تقویت کننده مزایایی دارد از جمله کاهش دوز جذبی بیمار، افزایش کیفیت تصویر و امکان ضبط، بررسی و دستکاری تصویر.



شکل ۴-۳۸: دستگاه فلوروسکوپی

عملکرد تیوب تقویت کننده تصویر :

کار این تیوپ تبدیل تصویر اشعه ایکس به یک تصویر نوری قابل دیدن است که شدت روشنایی آن به حد کافی بالا بوده و بتوان آن را به راحتی مشاهده کرد. امروزه ، قبل از اینکه ، تصویر بر روی مانیتور نشان داده شود، توسط اسکنر به صورت دیجیتالی در آمده و بر روی کامپیوتر ذخیره می گردد. بدین ترتیب امکان بازیابی و نمایش تصویر در هر زمان و انجام پردازش های لازم بر روی تصاویر فراهم می شود. تیوپ تقویت کننده تصویر دارای ۴ قسمت اساسی است (شکل ۴-۳۹):

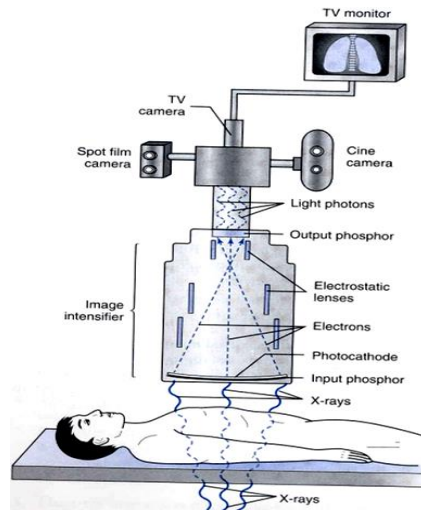
(۱) صفحه فسفر ورودی : این صفحه اشعه X عبوری از بدن بیمار را به نور تبدیل می کند. لایه فوتوکاتد به طور مستقیم به فسفر ورودی متصل است و نور حاصله را به جریان الکتریکی تبدیل می کند.

(۲) عدسی های کانونی کننده الکترواستاتیکی: این عدسی ها الکترون ها را متمرکز می کنند.

(۳) آند شتاب دهنده : الکترونها را به روی صفحه فسفر خروجی انتقال می دهد.

(۴) صفحه فسفر خروجی : جریان الکترونها را به فوتون نوری تبدیل می کند و جنس آن از فلئورسانس است .

یک لامپ دوربین تلویزیون، سیگنال های نوری را به سیگنال الکتریکی تبدیل کرده و سیگنال ویدئویی به یک تلویزیون مدار بسته هدایت شده و تصویر در تلویزیون قابل رؤیت می گردد.



شکل ۴-۳۹: عملکرد سیستم فلوروسکوپی همراه با تیوب تقویت کننده

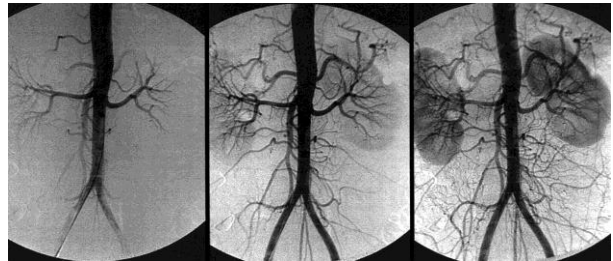
آنژیوگرافی:

کلمه «آنژیو» به معنی رگ و «گرافی» به معنای ثبت کردن است. آنژیوگرافی به فرآیندی گفته می شود که با تزریق ماده حاجب از طریق کنتراست به جریان خون، رگها به صورت رادیوگرافی مشاهده می شوند (شکل ۴-۴۰). از آنژیوگرافی به منظور مشاهده و تشخیص انسداد رگ ها و تومورهای عروقی در قلب و مغز، بیماری های لوزالمعده، اتساع موضعی آئورت در ناحیه شکمی، انسداد سیاهرگی استفاده می شود. همزمان با آنژیوگرافی اقدامات درمانی مانند بالون آنژیوپلاستی و استفاده از استنت، نیز ممکن است انجام شود.

در آنژیوگرافی عروق کرونر، کنتراست (لوله ی 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 ماده حاجب تزریق گشته و سپس چندین تصویر رادیولوژی پشت سرهم گرفته می‌شود تا چگونگی انتشار رنگ در طول رگ مشخص شود. نحوه توزیع این رنگ، وجود انسداد و وسعت آن را مشخص می‌کند. متخصص قلب و عروق با تزریق ماده رنگی به عروق خونی جریان خون را بررسی می‌کند، مشاهده جریان از طریق فلوروسکوپی انجام می‌دهد.



(ب)

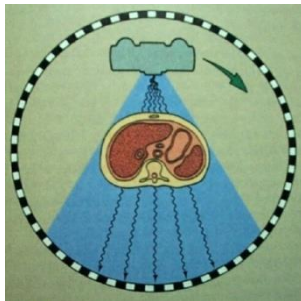


(الف)

شکل ۴-۴۰: (الف) تصویر آنژیوگرافی (ب) دستگاه آنژیوگرافی

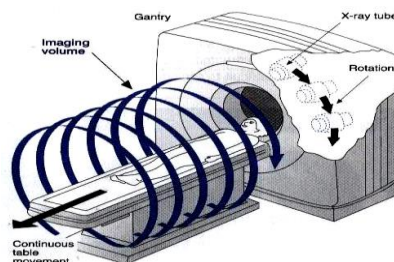
کامپیوتر توموگرافی (برش نگاری CT و CAT)

سی تی اسکن عبارتی است که برای توضیح یک آزمون با اشعه مورد استفاده قرار می‌گیرد و به‌عنوان توموگرافی کامپیوتری یا برش نگاری کامپیوتری نامیده می‌شود. سی تی اسکن، تصویر برداری از اعضای داخل بدن در مقاطع یا برش‌های عرضی است و سیستمی است که یک سری تصاویر 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. مانند رشته‌های تصویر گیری پزشکی (رادیولوژی) دستگاه‌های سی تی اسکن بطور مداوم تغییر کرده و بوسیله کارخانه‌ها و سازندگان مختلف پیش رفته است.



شکل ۴-۴۱: CT نسل چهارم با لامپ اشعه ایکس چرخشی و آشکارساز ثابت عمل می‌کند.

در نوع جدیدتر آن که سی تی مارپیچی (spiral CT) نامیده می‌شود لامپ اشعه ایکس به طور پیوسته می‌چرخد و مسیر حرکت تیوپ نسبت به تخت مانند حلقه‌های پیچ است. هم‌زمان با شروع تابش پرتو، تخت به طور یکنواخت بیمار را از میان سطح اشعه ایکس چرخنده عبور می‌دهد. اطلاعات به طور پیوسته جمع‌آوری شده و تصویر بازسازی می‌گردد.



شکل ۴-۴۲: سی تی اسپیرال

اهداف ابداع CT :

- حداقل روی هم افتادن لایه : دسته پرتو ها از مقطع عرضی بدن عبور میکنند
- بهبود کیفیت تصویر: دسته پرتو ها بسیار باریک و فقط از مقطع مشخص عبور می کند
- ثبت تفاوت های کوچک در کنتراست بافت : استفاده از دتکتورهای بسیار حساس

موارد استفاده CT □

سی تی اسکن در آشکار سازی بیماریهای مختلف جایگاه مهمی دارد از دسته بیماریهای مغزی و اعصاب بخصوص در انفارکتوسهای مغزی، سردردهای طولانی مدت، سرگیجه، ضربات و تصادفات و بالاخره شک به تومور مغزی و همچنین اختلالات رشد، را می توان نام برد. در بیمارانی که توده های گردنی دارند می توان با انجام CT گردن با تزریق ماده حاجب و تفکیک عروق گردن ضایعه مورد نظر را پیدا نمود.

مزایا: مزیت بزرگ سی تی اسکن این است که علاوه بر اینکه بدون درد و دقیق است میتواند استخوان و عضله و رگ را در آن واحد به خوبی تفکیک می کندو برخلاف تصویر برداری های اشعه X مرسوم ، سی تی اسکن تصاویری با وضوح بالا را از شش و عضلات و رگها و ... ارائه می دهد. یکی دیگر از مزایا آن است که؛ سی تی اسکن سریع و ساده است در موارد اورژانسی می تواند داخل جراحات را به خوبی مشخص کند تا موارد خطر احتمالی که می تواند جان بیمار را به خطر بیندازد آشکار شود . سی تی اسکن از MRI ارزان تر بوده و همچنین به حرکت و لرزش احتمالی بیمار کمتر حساس است.

بخش های اصلی سیستم تصویربرداری CT

شامل گانتری، تخت بیمار، کنسول عملیاتی و کامپیوتر میباشد. در زیر برای هر کدام از قسمت های اصلی شرح مختصری آورده شده است.



شکل ۴-۴۳: قسمت های اصلی دستگاه سی تی

۱- گانتری :

گانتتری محفظه ای حلقه شکل است که دارای یک دهانه ی باز می‌باشد و بیمار هنگام آزمایش درون آن قرار داده می‌شود. اجزای آشکار ساز بر روی بدنه ی داخلی گانتتری نصب می‌شوند و در صورتی که آشکار ساز متحرک باشد هنگام آزمایش هماهنگ با تیوب خواهد چرخید. این مجموعه ها دستورات الکترونیکی را از کنسول عملیاتی دریافت میکنند و اطلاعات را به کامپیوتر برای تولید تصاویر و اعمال پس پردازش منتقل میکنند. قسمت‌های اصلی گانتتری شامل موارد زیر می باشد.

۱) الف- تیوب اشعه X: تیوب پرتو ایکس وظیفه ی تولید فتون های ایکس مورد نیاز جهت تولید تصویر را برعهده دارد. طراحی تیوب سی تی در نتیجه ی اصلاح تیوب های با آند چرخان متعارف که در آنژیوگرافی به کار برده می‌شوند انجام شده است.

۱) ب- ترانسفورماتور: وظیفه آن برقرار نمودن جریان در فیلامان، برقرار اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد و به گردش در آوردن آند می باشد.

۱) ج- فیلتر: برخورد الکترون های شتابدار بر سطح آند سبب تولید پرتوی ایکس خواهد شد. این تشعشع ساطع شده پلی کروماتیک خواهد بود. با توجه به این که همه ی انرژی های موجود در دسته ی پرتو در فرآیند تشخیص کاربرد نخواهند داشت لذا می بایست با استفاده از صافی ها که فیلتر گفته می شوند بخش های بدون اهمیت طیف را حذف نمود.

۱) د- کولیماتور: کولیماتور ها پرتوی ایکس را به یک ناحیه آناتومیکی خاص محدود می سازند و از این طریق اثر پرتو های پراکنده را کاهش می دهند.

۱) ه- آشکار سازها: در نتیجه ی عبور پرتو های ایکس از بدن بیمار شدت پرتو دچار تضعیف خواهد شد. جهت تولید تصویر نیاز خواهد بود که اطلاعات تضعیف مربوط به هر ساختار آناتومیکی جمع آوری گردد. آشکار ساز های پرتوی ایکس که در توموگرافی کامپیوتری به کار برده می‌شوند وظیفه ای همانند فیلم در رادیوگرافی متعارف خواهند داشت و مسئول تشکیل تصویر از پرتو های ایکس عبور یافته از بافت خواهند بود.

۲- تخت بیمار: تخت، به‌ویژه در سیستم تصویر برداری سی تی دارای اهمیت بسیاری می‌باشد. جابه جایی تخت درون گانتتری می بایست با دقت بسیار بالا و به‌صورت پیوسته انجام پذیرد.

۳- کنسول های عملیاتی: تعدادی از اسکنرهای CT با دویا سه کنسول تجهیز میگردند. یکی برای کار کردن تکنولوژیست، ساخت فیلم را بر عهده دارد و یکی برای پزشک که تصویر را ببیند و کنتراست انداره و وضع کلی تصویر را تنظیم کند. یک کنسول عملیاتی معمول، کنترل ها و مونیتورهایی را برای اعمال فاکتور ه تکنیکی مختلف در بر میگیرد. سیستم با کیلو ولتاژ بیش از ۱۲۰ kVp عمل میکند. حداکثر بیشتر اوقات ۴۰۰ mA است که در طی تصویر برداری با توجه به ضخامت بدن بیمار برای ایجاد حداقل دوز تشعشعی بیمار تغییر می کند.

۴- کامپیوتر: کامپیوتر یک سیستم منحصر به فرد برای اسکنر CT است بنا به فرمت و ساختار تصویر این کامپیوتر باید توانایی حل همزمان ۲۵۰۰۰۰ معادله را داشته باشد بنابراین کامپیوتر با مشخصات قوی نیازمند است.

کیفیت تصویر در سی تی:

کیفیت تصویر توسط قدرت تفکیک فضایی (قدرت تفکیک اجزاء ریز از هم)، قدرت تفکیک کنتراست و نویز مشخص می شود. قدرت تفکیک فضایی به ابعاد پیکسل بستگی دارد. هر چه ابعاد پیکسل کوچکتر باشد، قدرت تفکیک فضایی بیشتر می شود. در مجموع، قدرت تفکیک فضایی به عوامل زیر بستگی دارد که رعایت آنها برای تشخیص ضایعات کم دانسیته لازم است:

۱- اندازه آشکار سازها و فاصله ی بین آنها

۲- اندازه ماتریس تصویر

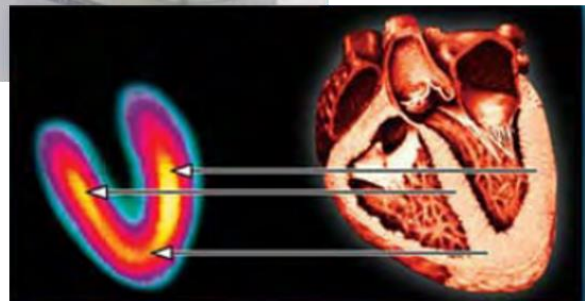
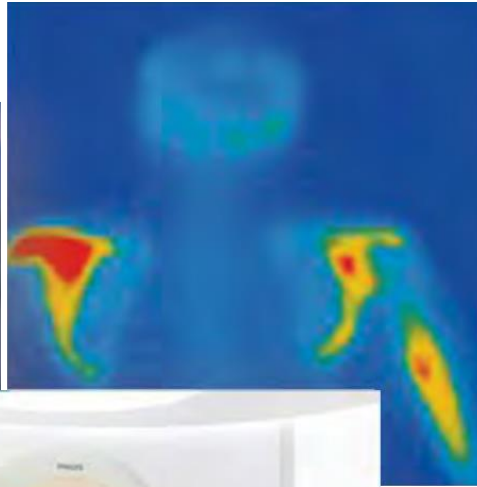
۳- ضخامت برش

۴- خصوصیات هندسی سیستم: فاصله لامپ اشعه با بیمار و یا آشکار ساز و ...

۵- بازسازی تصویر

۶- سرعت اسکن کردن

فصل پنجم: پزشکی هسته ای



بخش اول:

این بخش شامل: آشنایی با ساختمان اتم، بررسی خانواده های هسته ای (nuclear families)، بررسی سری های رادیواکتیو، بررسی واپاشی های هسته ای، و کاربرد نوترون ها می باشد.

ساختمان اتم:

در هسته پروتون ها و نوترون ها قرار دارند که به آنها نوکلئون گفته می شود و در اطراف هسته الکترونها قرار دارند. جرم نوترون اندکی از پروتون بیشتر است. برای نشان دادن یک عنصر، عدد اتمی سمت چپ و پایین، عدد جرمی سمت چپ و بالا و تعداد نوترون سمت راست و پایین نوشته می شود. از آنجائی که جرم اتم ناچیز است در مقیاس اتمی از واحد amu استفاده می شود.

از آنجائی که جرم یک مول ($10^{23} \times 6/0.22 \times 10^{-23}$) اتم ^{12}C برابر با ۱۲ گرم است، و با توجه به این که این اتم از ۶ پروتون و ۶ نوترون تشکیل شده است، پس $\frac{1}{12}$ این اتم، جرمی برابر با یک amu دارد.

در محاسبات اتمی به جای ژول از واحد کوچکتری مثل الکترون ولت استفاده می شود. انرژی که یک الکترون در اختلاف پتانسیل ۱ ولت دریافت می کند یک الکترون ولت است.

$$1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$$

قبل از ادامه ی مطلب، بهتر است به رابطه ی تبدیل ماده به انرژی اشاره کوتاهی شود.

$$E = mc^2$$

رابطه ی انیشتین بیان می دارد:

m: جرم در حال سکون ماده

E: انرژی معادل جرم

c: سرعت نور در خلأ که برابر با 3×10^8 m/s است.

انرژی بستگی: به حداقل انرژی که لازم است که به الکترون داده شود تا از قیدو بند هسته رها شود، انرژی بستگی گویند که این انرژی به دو عامل بستگی دارد:

۱- فاصله نسبت به هسته که با آن رابطه عکس دارد.

۲- تعداد پروتون ها که با آن رابطه مستقیم دارد.

نکته: انرژی بستگی همواره با علامت منفی گزارش می شود. برای مثال اگر الکترون بخواهد از لایه ی K به L برود باید انرژی به آن داده شود. ولی اگر بخواهد از L به K بیاید انرژی آزاد می کند.

Nuclear Families

۱- **Isotopes:** اتم هایی که عدد اتمی یکسانی دارند، پس خواص شیمیایی یکسانی نیز دارند و تفاوت آن ها در عدد جرمی است. کاربرد: در درمان و تشخیص بیماری ها و تحقیقات کاربرد دارند.

۳۱. به $\frac{1}{12}$ جرم یک اتم ^{12}C یک amu گویند.

حال به بررسی مثالی از کاربرد ایزوتوپ ها در تشخیص بیماری ها می پردازیم. غده تیروئید علاقه مند به جذب ید است. زیرا هورمونهای تیروئیدی (T_3 , T_4) را به کمک ید می سازد. بنابراین اگر ید رادیواکتیو هم در اختیارش قرار بگیرد به دلیل یکسان بودن خواص شیمیایی آن با ید پایدار، آن را جذب می کند. پس با دادن ید رادیواکتیو به بیمار مبتلا به سرطان تیروئید، غده تیروئید این ید را بیش از حد جذب می کند و با بررسی میزان جذب، می توان به بیماری پی برد که به این عمل اسکن رادیوایزوتوپی تیروئید می گویند. اگر قسمت هایی از تیروئید ید کم یا زیادی جذب کرده بود (که در اصطلاح به آن ها ندول های سرد و یا ندول های داغ می گوئیم) نشان دهنده ی اختلال هستند. یکی از معایب کار با ایزوتوپ ها این است که آن ها را به وسیله ی روش های شیمیایی نمی توان از هم جدا کرد. بنابراین در غنی سازی برای افزایش غلظت اورانیوم (U) ۲۳۵ نمی توان از روش های شیمیایی استفاده کرد.

۲- **Isobars**: اتم هایی که عدد جرمی برابر دارند و تفاوت آن ها در عدد اتمی است. مانند: ${}^{14}_6C$ و ${}^{14}_7N$ و ${}^{90}_{40}Zr$ و ${}^{90}_{41}Nb$ در واپاشی های β ، مادر و دختر **Isobar** هم هستند. چون در واپاشی های β نوترون به پروتون و یا پروتون به نوترون تبدیل می شود. بنابراین عدد جرمی تغییر نمی کند.

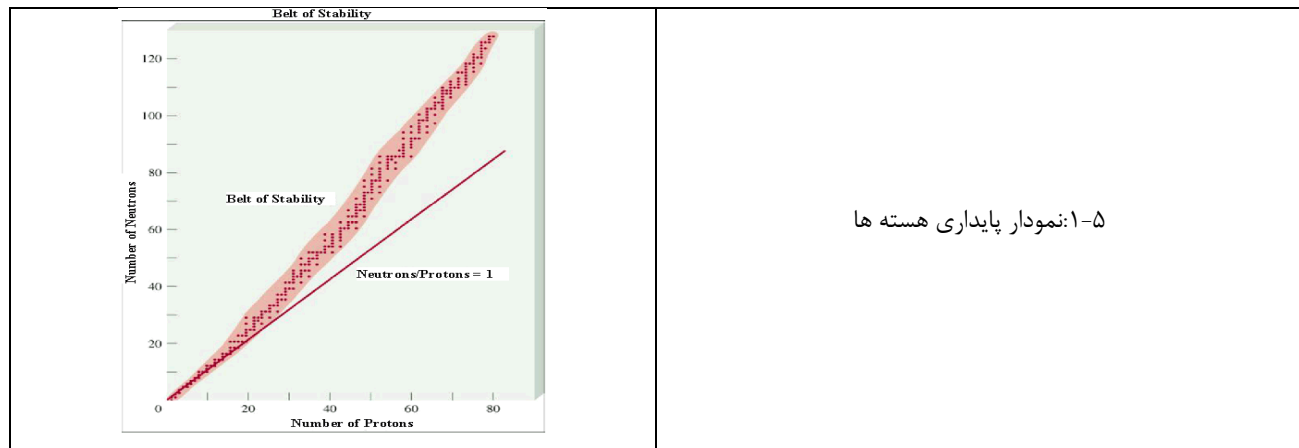
۳- **Isotones**: تعداد نوترون ها برابر است. مانند: ${}^{132}_{54}Xe$ و ${}^{131}_{53}I$

۴- **Isomers**: ذرات بنیادی هسته می توانند با جذب مقدار معینی انرژی به سطح انرژی بالاتری بروند که به این حالت هسته ها ایزومر گویند. حال اگر طول عمر حالت تحریکی هسته طولانی باشد، به آن نیمه ی پایدار گویند که آنرا با نماد m که از کلمه **metastable** گرفته شده نمایش می دهند. انتقال این مقدار انرژی به هسته به کمک رآکتور و سیکلوترون صورت می گیرد. نکته: در پزشکی هسته ای از این گروه رادیو ایزوتوپ ها (یعنی ایزومرها) استفاده می شود.

پایداری هسته ها:

پایداری هسته به تعامل بین نیروهای جاذبه گرانشی (پروتون-پروتون، پروتون-نوترون، نوترون-نوترون) و دافعه الکترومغناطیسی (پروتون-پروتون) بستگی دارد. به این شکل توجه کنید.

نمودار تعداد نوترون ها را در محور عمودی و تعداد پروتون ها را در محور افقی نشان می دهد. در ابتدا به ازای افزایش هر پروتون، یک نوترون نیز اضافه شده تا تعامل بین نیروها پابرجا بماند. اما با افزایش تعداد پروتون ها، دافعه به قدری زیاد می شود که برای جبران آن، به ازای افزایش هر پروتون، تعداد نوترون ها با سرعت بیشتری افزایش می یابد. پس نمودار پایداری هسته در ابتدا بصورت خطی صاف، آغاز شده و در ادامه،



به سمت تعداد نوترون های بیشتر منحرف می شود. پس در اتم های سنگین مثل ^{238}U برخلاف اتم های سبک مانند ^{16}O تعداد نوترون ها از پروتون ها (نسبت N/P) بیشتر است.

سری های رادیواکتیو:

رادیونوکلئید های ناپایدار می توانند 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 زنجیره ی واپاشی بسیار طولانی، اورانیوم نهایتاً به سرب پایدار تبدیل می شود

در این زنجیره عنصری گازی به نام Rn (رادون) قرار گرفته است. رادون اهمیت زیادی در زندگی روزمره ما دارد. طبق دانش روز، دومین عامل مرگ و میر ناشی از سرطان ریه (پس از سیگار که مهم ترین عامل است) Rn می باشد. Rn (ماده رادیواکتیو گازی) همواره در هوای تنفسی ما وجود دارد؛ زیرا در پوسته زمین اورانیوم وجود دارد و طی واپاشی اورانیوم، ^{222}Rn تولید می شود. این خطر برای افراد سیگاری بسیار جدی تر است، زیرا بین Rn و smoking اثر هم افزایی وجود دارد.

اثر هم افزایی (synergistic effect): زمانی که دو یا چند عنصر، جریان یا عامل با هم همیاری و برهم کنش داشته باشند معمولاً اثری بوجود می آید. اگر این اثر از مجموع اثرهایی که هر کدام از آن عناصر جداگانه به طور جداگانه می توانستند بوجود آورند بیشتر شود در این صورت پدیده هم افزایی رخ داده است.

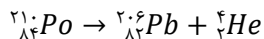
پس در افراد سیگاری که در معرض Rn هم هستند، شانس سرطان ریه به یک باره بسیار زیاد می شود.

سری رادیواکتیو توریم ^{232}Th : در این سری، توریم با نیمه عمر ۱۴/۱ میلیارد سال در بالای سری قرار گرفته است. ایزوتوپ رادیواکتیو دیگری از عنصر گازی Rn در این سری وجود دارد و نهایتاً سری به سرب (Pb) پایدار می شود.

سری رادیواکتیو نپتونیم ^{237}Np : نیمه عمر مواد رادیواکتیو بالای زنجیره بسیار کوچک است، بنابراین محصولات حاصل از فروپاشی نپتونیم قابل مشاهده نیست. تفاوت دیگری که این سری با سایر سری های رادیواکتیو دارد این است که در این سری، اثری از Rn به چشم نمی خورد و به سرب هم ختمی شود. (به بیسموت (Bi) ختمی گردد).

روش های واپاشی هسته های رادیواکتیو:

واپاشی α : معمولاً در مواد رادیواکتیو سنگین انجام می شود در این واپاشی ۲ واحد از عدد اتمی و ۴ واحد از عدد جرمی کم می شود علت این است که α شبیه هسته ی اتم هلیوم ۲ پروتون و ۲ نوترون دارد.



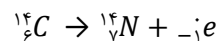
ذرات α با این که انرژی زیادی در محدوده ی چند مگا الکترون ولت (MeV) دارند اما نفوذپذیری آن ها و بردشان در ماده بسیار کم است. (چند سانتی متر در هوا و چند میکرومتر در بافت های بدن) پس تا زمانی که یک ماده ی α را در خارج از بدن وجود داشته باشد برای آن خطری در نظر نمی گیریم. علت آن است که سلول های مرده روی پوست (سلول های شاخی) از بدن در برابر این پرتو محافظت می کنند. در واقع قدرت نفوذ α به قدری کم است که از یک ورقه ی کاغذ هم عبور نمی کند. هنگامی که ذرات α با پوست برخورد می کنند در همان لایه های شاخی متوقف می شوند.

اگر یک ماده ی رادیواکتیو α را وارد بدن شود، سلول های بدون حفاظ در معرض پرتوهای α قرار می گیرند و به شدت این سلول ها تخریب می گردند و احتمال سرطانی شدن و مرگشان وجود دارد.

ذرات α ای که به ماده برخورد می کنند، معمولاً مسیر مستقیمی را دنبال می کنند. در انتهای مسیر این ذرات، ۲ الکترون از محیط دریافت می کنند و به اتم هلیوم تبدیل می شوند.

واپاشی β^- : این واپاشی در تعیین قدمت بوسیله ی کربن استفاده زیادی دارد. مثلاً برای تعیین عمر یک قاشق چوبی که مربوط به چند هزار سال پیش است به کار گرفته می شود.

الکترون+پروتون \rightarrow نوترون



واپاشی β^+ (پوزیترون): در هسته هایی صورت می گیرد که کمبود نوترون دارند. در این واپاشی یک پروتون به یک نوترون تبدیل می شود. از تابش پوزیترون در یک سیستم تصویرنگاری پزشکی هسته ای به نام PET (Positron Emission Tomography) استفاده می شود. پوزیترون در انتهای مسیر خود، هنگامی که انرژی جنبشی اش را از دست داد، با یک الکترون محیط برخورد می کند و دو فوتون گامای keV ۵۱۱ تولید می شود که در پزشکی هسته ای از این فوتون های γ برای تشکیل تصویر استفاده می شود. (گاما γ \rightarrow الکترون $-e$ + پوزیترون $+e$)

تسخیر الکترون (electron capture):

زمانی که تعداد پروتون های اتم بیش تر از نوترون ها باشد ولی اختلاف جرم مادر و دختر کمتر از دو الکترون (معادل 1.02 MeV) باشد، اضافه پروتون با تسخیر الکترون به تعادل می رسد. در این فرآیند، یکی از پروتون های هسته با تسخیر الکترونی از لایه های اطراف هسته به نوترون تبدیل می شود. در این فرآیند یک نوترینو آزاد شده اما هیچ الکترون یا پوزیترونی آزاد نمی شود.

تابش γ : در بخش های پزشکی هسته ای هرگاه تولید تصویر مدنظر باشد، از رادیو داروهایی استفاده می شود که فقط تابش کننده ی γ هستند و ذره تابش نمی کنند (pure gamma emitter) چون گاما می تواند از بافت بدن عبور کرده و در نتیجه تصویری روی فیلم تشکیل دهد. یک هسته می تواند با جذب انرژی به حالت تحریکی برود. حالت تحریکی ایزومر ها با رفتن به سطح انرژی پایین تر خاتمه می یابد که به آن انتقال ایزومریک گویند. مانند ${}^{99\text{m}}\text{Tc}$ که با تابش γ به ${}^{99}\text{Tc}$ تبدیل می شود.

این انتقال به دو طریق انجام می شود: ۱-نشر فوتون های پرنانژی ۲-تبدیل داخلی

۱-نشر فوتون پرنانژی: انرژی اضافی به صورت اشعه ایکس یا گاما ساطع می شود.

۲-تبدیل داخلی: در این حالت به جای تابش گاما، انرژی اضافی به الکترون لایه K ، L ، M منتقل می شود و الکترون از این لایه ها خارج می شود. حفره ایجاد شده طی این فرآیند، توسط الکترون های لایه بالاتر اشغال شده و معادل با تفاوت انرژی دو لایه، پرتو ایکس و الکترون اوژه منتشر می شود.

عوامل موثر بر برد ذرات باردار:

۱- **انرژی:** با افزایش انرژی، نفوذ زیاد می شود. (رابطه ی مستقیم)

۲- **جرم:** با افزایش جرم، نفوذ کاهش می یابد. (رابطه ی معکوس)

۳- **بارالکتریکی:** با افزایش بار الکتریکی، برد کاهش می یابد. (رابطه ی معکوس)

$$R \propto \frac{1}{q^2}$$

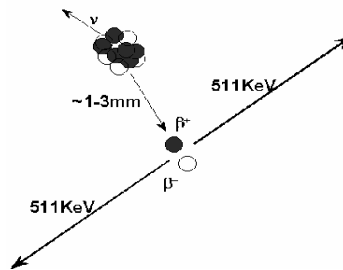
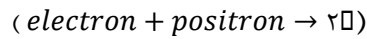
۴- **density:** با افزایش density، برد کاهش می یابد. (رابطه ی معکوس)

نوترون چون بار الکتریکی ندارد و خود را با الکترون ها درگیر نمی کند، قدرت نفوذ خوبی دارد و مواد با عدد اتمی پایین تر بهتر می توانند آن را متوقف کنند. مثلاً اگر آب را در مقابل نوترون قرار دهیم حفاظ بهتری نسبت به سرب است. برد کوتاه ذره ی α به خاطر بار الکتریکی بیشتر آن است. با توجه به مطالب بالا ترتیب نفوذ این پرتو ها بدین شرح است:

نوترون < گاما < بتا < آلفا

واقعه ی 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 زاویه ۱۸۰ درجه نسبت به هم منتشر می‌شوند.



شکل ۵-۲: فناء پوزیترون

پزشکی هسته ای، بخش دوم:

این بخش شامل: آشنایی با تعاریف اکتیویته، اکتیویته ویژه و نیمه عمر، آشنایی با روش های اندازه گیری دوز، آشنایی با شیوه های تصویر برداری، و بررسی ترازمندی های خاص می‌باشد.

اکتیویته:

به تعداد دگرگونی (یا واپاشی) هسته ها در واحد زمان که در ماده رادیواکتیو رخ می دهد، فعالیت (Activity) می‌گویند. برای محاسبه اکتیویته می توان از رابطه زیر استفاده کرد:

$$A = -dN/dt = \lambda N$$

(*) در این رابطه A بیانگر اکتیویته، N تعداد هسته های رادیو اکتیو اولیه و λ ثابت واپاشی (احتمال واپاشیده شدن یک هسته در واحد زمان) است.

نکته: ثابت واپاشی با نیمه عمر ($T_{1/2}$) رابطه عکس دارد.

برای اکتیویته دو واحد تعریف شده است:

۱- **کوری (Ci):** اکتیویته ی یک ماده ی رادیواکتیو است که در یک ثانیه 3.7×10^{10} واپاشی انجام می دهد.

۲- **بکرل (Bq):** اکتیویته ی ماده ای است که در یک ثانیه فقط یک واپاشی انجام می دهد. (واحد اکتیویته در SI بکرل است).

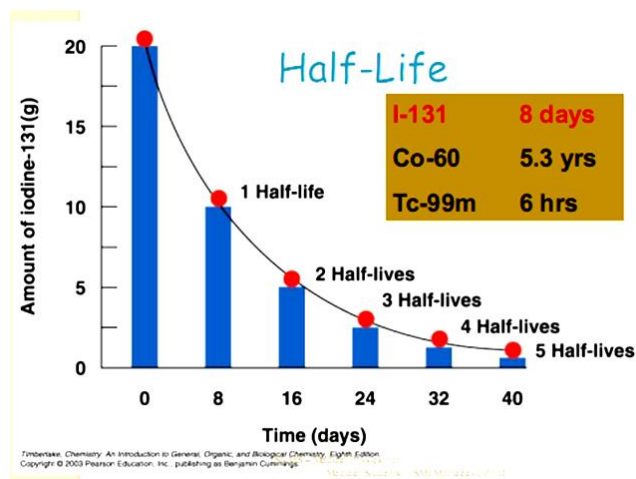
پس با توجه به تعریف داریم:

$$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

در پزشکی هسته ای به دلیل بزرگ بودن واحد کوری، برای بیان اکتیویته معمولاً از mCi یا μCi استفاده می‌شود. هم چنین به دلیل کوچک بودن واحد بکرل، معمولاً از MBq استفاده می‌شود.

عوامل زیر تعداد واپاشی را افزایش می دهد :

۱- نیمه عمر کوتاه ۲- جرم زیاد (زیرا واپاشی یک فرایند تصادفی است و در جرم بیش تر هم تعداد بیش تری اتم وجود دارد. پس تعداد واپاشی بیشتر است).



شکل ۵-۳: نمودار تعداد هسته های رادیواکتیو بر حسب زمان

اکتیویته ویژه:

مقدار اکتیویته به ازای واحد جرم را اکتیویته ی ویژه می گویند که واحد آن معمولاً mCi/mg یا MBq/mg است.

نیمه عمر: به مدت زمانی که طول می کشد تا نیمی از هسته های اولیه واپاشی کنند، نیمه عمر می گویند. نیمه عمر مواد رادیواکتیو بسیار متفاوت است. حتی ایزوتوپ های مختلف یک ماده ی رادیواکتیو نیز نیمه عمر متفاوت دارند. این تفاوت می تواند کسری از ثانیه تا میلیارد ها سال باشد.

به عنوان مثال، ید-۱۳۱ (^{131}I) که در پزشکی هسته ای برای درمان سرطان تیروئید استفاده می شود، دارای نیمه عمر ۸ روز است. ($T_{1/2} = 8$) وقتی تعداد هسته های رادیواکتیو را بر حسب زمان رسم کنیم، نموداری مطابق با شکل زیر به دست می آید.

همان طور که مشاهده می شود، این نمودار یک نمودار کاهشی است که شیب آن با گذر زمان در حال کاهش است (به دلیل کاهش تعداد هسته های رادیواکتیو). این شیب تا جایی کاهش می یابد که منحنی با محور حالت مماس پیدا کند. در حالت نظری هرگز تعداد هسته های رادیواکتیو صفر نمیشود. اما در عمل پس از گذشت ۴ یا ۵ نیمه عمر هسته های باقیمانده، اکتیویته ی قابل ملاحظه ای نخواهند داشت.

برای مشخص کردن میزان هسته های باقیمانده پس از زمان معین، می توان از رابطه ی زیر استفاده نمود:

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

در این رابطه، N تعداد هسته ها پس از گذشت مدت زمان t ، N_0 تعداد هسته های اولیه و e عدد نپر (تقریباً برابر با ۲٫۷) است. با ترکیب این رابطه و رابطه ی ($A = \lambda N$) می توان نوشت:

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

- مثال: ثابت واپاشی یک ماده رادیواکتیو 0.1 min^{-1} است (یعنی در هر دقیقه ۱۰٪ از هسته های رادیواکتیو دچار واپاشی می شوند). پس از ۱۰ دقیقه چه کسری از اتم های رادیواکتیو باقی خواهد ماند؟

$$\lambda=0/1$$

$$t=10\text{min}$$

$$N/N_0=e^{-1}=1/e\approx 37\%$$

انواع نیمه عمر:

Life (عمر): مدت زمانی که طول می کشد تا تمام هسته های اولیه (N_0) واپاشی انجام دهند.

Half life (نیمه عمر فیزیکی): مدت زمانی که طول می کشد تا نیمی از هسته های رادیواکتیو اولیه دچار واپاشی شوند.

Average life (عمر متوسط): از آنجا که فروپاشی همه ی رادیواتم ها به طور همزمان و یکباره صورت نمی گیرد، فعالیت رادیواتم ها را در محدوده های زمانی متفاوتی مشخص می کنند که میانگین کل این محدوده های زمانی در مجموعه ای از رادیو اتم ها را عمر میانگین (متوسط) می گویند.

برای هر هسته می توان یک عمر متوسط در نظر گرفت که با گذشت زمان تغییر نمی کند.

توجه: اگر تعداد هسته های رادیواکتیو اولیه را ۱۰۰۰ در نظر بگیریم پس از نیمه عمر اول ۵۰۰ هسته واپاشی شده اند. اگر در نیمه عمر دوم هم تمام ۵۰۰ هسته ی باقیمانده واپاشی می شدند، **Half life** با **Average life** برابر می شد. (در حالت طبیعی این اتفاق نمی افتد). پس، نیمه عمر یک ماده از عمر متوسط آن کوتاه تر است که رابطه این دو را می توان به صورت زیر نوشت:

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

Biological Half life (نیمه عمر بیولوژیک): مدت زمانی است که طول می کشد تا فرایند دفعی بدن موجب خارج شدن نیمی از هسته های رادیواکتیو از بدن شود. در این حالت کاهش دارو یا ماده ی بیوشیمیایی به متابولیسم، ترشح، دفع و یا سایر فرآیند های بیوشیمیایی در سیستم بیولوژیکی وابسته است. این نیمه عمر دارای اهمیت زیادی در استفاده از مواد رادیواکتیو است.

بنابراین، زمانی که یک ماده رادیواکتیو وارد بدن یک موجود زنده می شود، دو مکانیزم می توانند ماده رادیواکتیو را از آن محل یا عضو بردارند؛ یکی از این مکانیزم ها همان واپاشی فیزیکی ماده است که با تولید پرتو همراه است. روش دیگر حمل بیولوژیک است که بدن ماده را دفع می کند. نیمه عمر فیزیکی و بیولوژیکی به کم شدن تعداد هسته های رادیواکتیو در بدن کمک می کنند. حال برای برآورد تأثیر هر دو مکانیزم، کمیتی به نام نیمه عمر موثر را تعریف می کنیم.

Effective Half life (نیمه عمر مؤثر): نیمه عمری است که تعداد هسته های رادیواکتیو در بدن به نصف می رسد.

✓ در این نیمه عمر به این که چه سهمی از آن مربوط به واپاشی فیزیکی و چه سهمی مربوط به دفع بیولوژیکی است، توجه نمی شود.

$$\lambda_{\text{Effective}} = \lambda_{\text{Physical}} + \lambda_{\text{Biological}}$$

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_p} + \frac{1}{T_b} \rightarrow T_e = \frac{T_p \times T_b}{T_p + T_b}$$

✓ بعضی مواد دارای نیمه عمر بیولوژیک بیشتر و بعضی دارای نیمه عمر فیزیکی بیشتری هستند. اگر دو نیمه عمر فیزیکی و بیولوژیکی تفاوت زیادی داشته باشند، نیمه عمر کوچکتر در تعیین T_e تأثیر گذارتر است. زیرا تا زمانی که نیمه عمر بزرگتر بخواهد وارد عمل شود، نیمه عمر کوچکتر فعالیت خود را تمام کرده است. (و ماده از بین رفته است).

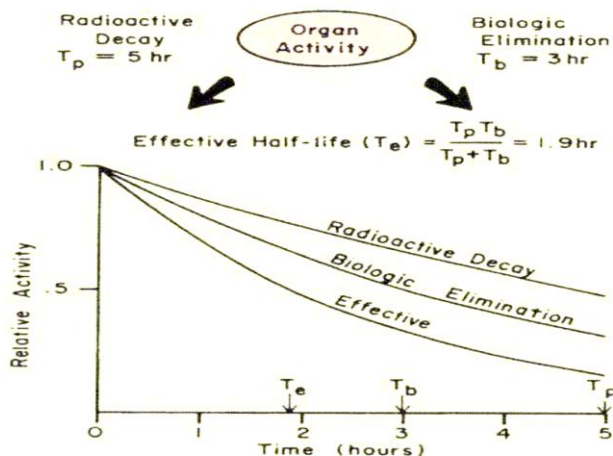


Physical & Biological Half-Lives

$$\bullet \frac{1}{T_{\text{Effective}}} = \frac{1}{T_{\text{Physical}}} + \frac{1}{T_{\text{Biological}}}$$

Isotope	Half-lives in days		
	T_{Physical}	$T_{\text{Biological}}$	$T_{\text{Effective}}$
^3H	4.5×10^3	12	12
^{32}P	14.3	1155	14.1
^{90}Sr	1.1×10^4	1.8×10^4	6.8×10^3
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	0.25	1	0.20

SUMS - Medical Physics for Medical Students SMJ/Morazavi, Ph.D



شکل ۵-۵: رابطه میان سه نوع نیمه عمر

شکل ۴-۵: نیمه عمر فیزیکی و بیولوژیکی چند ماده رادیواکتیو

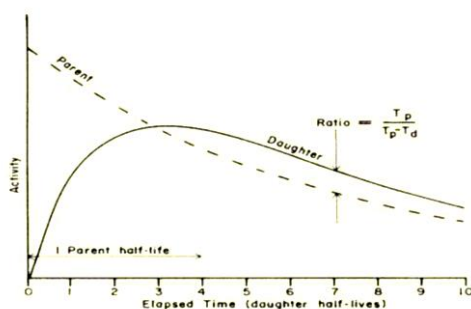
ترازندی های خاص (تعادل ها):

گاهی در دگرگونی های رادیواکتیو تبدیل هسته ی مادر به دختر با توجه به نیمه عمر هر دو هسته ی رادیواکتیو، ترازمندی های خاصی اتفاق می افتد که در این ترازمندی ها به جای یک هسته ی رادیواکتیو، با هسته ی رادیواکتیو مادر و دختر روبه رو هستیم و باید نسبت موجودیت این دو را به یکدیگر بسنجیم. زیرا ماده ی رادیواکتیو مادر در حال تولید ماده ی رادیواکتیو دختر است. بنابراین از یک طرف ماده ی رادیواکتیو دختر در حال افزایش و از طرف دیگر خود در حال واپاشی است.

۱. تعادل گذرا (Transient Equilibrium):

در این گونه تعادل، نیمه عمر هسته ی رادیواکتیو مادر بزرگتر از دختر است (تقریباً ۱۰ برابر)؛ مثلاً نیمه عمر ^{67}Mo ۶۷ ساعت و نیمه عمر ^{67}Tc ۶ ساعت است. بنابراین، هسته ی مادر شروع به واپاشی می کند و اکتیویته اش با مرور زمان کم می شود. با واپاشی هسته ی مادر، هسته ی رادیواکتیو دختر تولید می شود. با توجه به نمودار زیر، در یک زمان اکتیویته ی این دو ماده با هم برابر می شود (در نمودار تعادل گذرا، نیمه عمرها بر حسب نیمه عمر دختر رسم می شود). به سیستمی که در آن با واپاشی هسته ی مادر، هسته ی دختر به وجود می آید، ژنراتور (مولد) می گویند. زمانی که اکتیویته ی مادر و دختر برابر می شود، بهترین زمان برای خارج کردن ماده ی رادیواکتیو دختر است. با خارج کردن هسته ی دختر، اکتیویته ی آن صفر شده ($A=0$) و فرایند تکرار می شود. در این حالت حداکثر تولید هسته ی دختر را خواهیم داشت. این ژنراتور می تواند تا چندین روز اکتیویته ی دختر مورد نیاز را تأمین کند.

$$N_B = (N_A \lambda_A / N_A - N_B) * e^{-\lambda_A t} \implies A_B = \lambda_B / (\lambda_A - \lambda_B) \lambda_A$$



شکل ۶-۵: تعادل گذرا

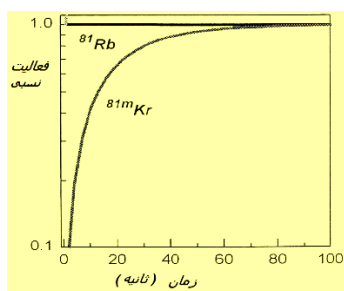
$$N_B = N_A (1 - e^{-\lambda_B t * t})$$

اکتیویته ی دختر در هر لحظه از رابطه ی روبه رو به دست می آید :

در پزشکی نیز از تعادل گذرا استفاده می شود. مواد رادیواکتیو مورد استفاده برای عکس برداری از بدن دارای نیمه عمر کوتاهی هستند تا در مدت زمان کوتاهی دفع شوند. مثلا نیمه عمر Tc_{99m} ۶ ساعت است. بنابراین ممکن است قبل از استفاده (مثلا در هنگام حمل آن از محلی به محل دیگر) چندین نیمه عمر از آن گذشته باشد؛ از تعادل بالا برای رفع این مشکل استفاده می شود. در مثال بالا Mo_{99} واپاشی می کند و Tc_{99m} را می سازد سپس خود Tc_{99m} واپاشی گاما انجام می دهد و با از دست دادن انرژی اضافی خود به Tc_{99} تبدیل می شود (پرتو گامای تابش شده در پزشکی کاربرد زیادی دارد).

۲. تعادل عام (پایدار) :

در این تعادل نیمه عمر مادر حدودا ۱۰۰ برابر نیمه عمر دختر است. بنابراین به ازای هر بار فروپاشی هسته ی مادر، هسته ی دختر چندین بار فروپاشی انجام می دهد. لذا با گذشت زمان اکتیویته ی مادر نسبت به اکتیویته دختر تغییری نمی کند. نمودار اکتیویته هسته مادر تقریبا تبدیل به یک خط مستقیم می شود. (زیرا برحسب نیمه عمر دختر رسم شده است. اگر نمودار اکتیویته ی مادر برحسب نیمه عمر خودش رسم شود، به صورت یک خط نزولی خواهد بود.) بنابراین اکتیویته ی دختر به تدریج افزایش یافته و در جایی برابر با اکتیویته ی مادر می شود.



شکل ۵-۷: تعادل عام

دقت کنید که اگر نیمه عمر دختر بزرگتر از مادر باشد، دیگر تعادلی ایجاد نمی شود؛ زیرا هسته مادر زودتر از هسته ی دختر واپاشی انجام می دهد و با تمام شدن هسته های مادر، فقط هسته های دختر باقی می ماند که آن ها هم با گذشت زمان کاهش می یابند.

منابع پرتوزا در طبیعت:

۱. کیهانی: با افزایش ارتفاع از سطح زمین و کم شدن ضخامت اتمسفر، میزان پرتوگیری هم افزایش می یابد.
 ۲. مواد رادیواکتیو موجود در گیاهان: مقدار این نوع پرتوگیری به ساختار پوسته ی زمینی که گیاه در آن رشد کرده و مواد رادیواکتیو موجود در آن بستگی دارد.
 ۳. زمین: بخشی از اتم های زمین رادیواکتیو هستند. برای مثال، در زمین اورانیوم وجود دارد که در قسمتی از زنجیره ی خود به رادون تبدیل می شود. پس بخشی از پرتوگیری های ما به دلیل استنشاق گاز رادون (Rn) است.
 ۴. مواد رادیواکتیوی که در داخل بدن خودمان وجود دارد:
- در دود سیگار ماده ی رادیواکتیو پولونیوم-۲۱۰ وجود دارد. این ماده که نیمه عمر حدود ۱۳۴ روز دارد، با واپاشی خود ذرات آلفایی با انرژی $5/3 \text{ MeV}$ تولید و قسمت عمده ی سرطان زایی سیگار را ایجاد می کند. مطالعات بسیاری نشان می دهد که رادون و smoking اثر یکدیگر را به شدت تقویت می کنند. (اثر هم افزایی)

تصویرنگاری

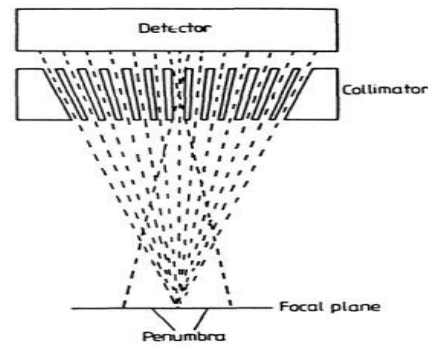
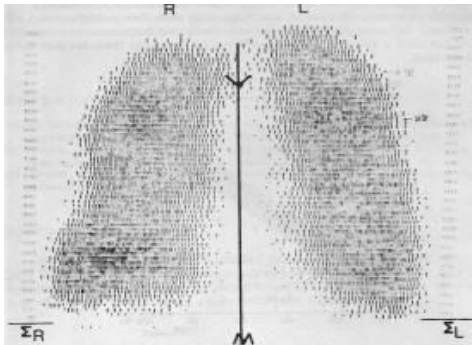
Rectilinear Scanner

در این روش ماده رادیو اکتیو را به بیمار می دهیم. اسکنر خطی برای دریافت تصویر طی یک مسیر خطی افقی حرکت کرده و پس از رسیدن به انتهای مسیر مورد نظر، با یک تغییر مکان کوچک عمود بر مسیر قبلی، اسکن خط بعد را آغاز می کند. هر جا فعالیت (activity) زیاد باشد، جذب ماده ی رادیو اکتیو هم بیشتر است و بصورت نقاط سیاه ثبت می شود و هر جا فعالیت و در نتیجه جذب ماده ی رادیو اکتیو کمتر باشد سفید است. این روش برای تشخیص تومورها هم کاربرد دارد.

اجزای تشکیل دهنده ی اسکنر های خطی:

(۱) تیغه های سربی Collimator: که برای محدود کردن میدان دید اسکنر و حذف پرتو های پراکنده استفاده می شود و دلیل اسکن نقطه به نقطه هم همین است.

(۲) کریستال های سنتیلاتور یا Detector: وقتی پرتو رادیو اکتیو به آن برخورد می کند نور مرئی تولید می کند.



شکل ۵-۸: اسکنر خطی

دوربین گاما (Gamma camera):

در پزشکی هسته ای از دوربین گاما جهت به دست آوردن تصویر جذب رادیودارو در بدن بیمار استفاده می کنند. در دوربین های گاما کولیماتور به طریق دیگری استفاده می شود. برعکس Rectilinear Scanner که سنتیلاتور فقط از یک نقطه پرتو می گرفت، در اینجا پرتو های گاما اجازه پیدا می کنند در سطح وسیعی به سنتیلاتور برسند. به علت وجود تیغه ها، برخورد هر تابش دقیقا به جلوی خود است.

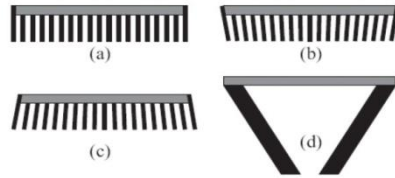
کولیماتورهای Gamma Camera بر حسب چینش تیغه های سربی دارای اسم های مختلفی هستند:

۱- Parallel hole: دارای سوراخ های موازیست نه باعث minify و نه magnify می شود. (رایج ترین کولیماتور کاربردی در پزشکی هسته ای)

۲- Divergent: دارای سوراخ های واگراست. استفاده از این نوع کولیماتور، تصویربرداری از اندام های بزرگتر از قطر کریستال را مقدور می سازد. میدان دید در اینگونه زیاد است و تصویر minify (کوچک نمایی) می شود.

۳- Convergent: دارای سوراخ های همگراست. این نوع کولیماتور برای تهیه ی تصویر بزرگتر از ارگان های کوچک و کودکان کاربرد دارد. تصویر magnify (بزرگنمایی) می شود.

۴- Pin-hole: برای جاهای کوچک مثل تیروئید



شکل ۵-۹: انواع کولمیاتورهای دوربین گاما برحسب چینش تیغه های سربی

- (a) Parallel hole
- (b) Converging hole (magnifies)
- (a) Diverging hole (minifies)
- (a) Pin-hole (2-5 mm)

در بالای کریستال سنتیلاتور، **PMT (Photo Multiplier Tube)** قرار دارد که نور را تبدیل به یک جریان الکترونی پراکنده می کند. امکان دارد پرتو منحرف شود و باعث خطا در تشکیل تصویر شود. این دستگاه اکثراً بالای سر بیمار قرار دارد.

$$\text{Intensity} = \text{Power} / \text{Area}$$

شدت = سطح / توان

$$I = \frac{AE}{4\pi r^2}$$

(A) اکتیویته = تعداد واپاشی در واحد زمان / (E) انرژی هر فوتون

وجود تیغه های سربی (collimator) سبب می شود که پرتوهای گاما از نقطه ی خاصی از جسم به کریستال برسند و تصویر ایجاد کنند.

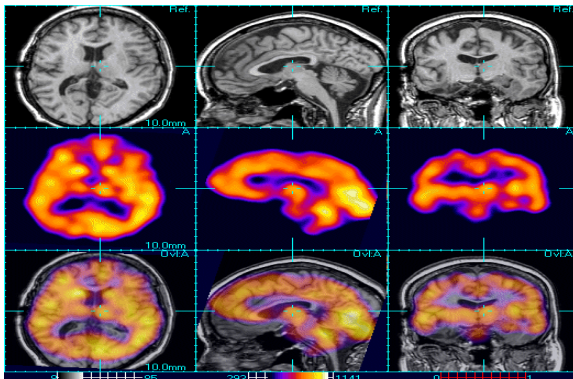
SPECT [Single Photon Emission Computer Tomography]

Tomography به معنای برش نگاری است. در پزشکی هسته ای حتماً از یک ماده رادیو اکتیو برای عکسبرداری استفاده می کنیم.

SPECT یک نوع برش نگاری کامپیوتری با نشر تک فوتون است. در این روش با استفاده از یک دوربین گاما که قابلیت چرخش ۱۸۰ یا ۳۶۰ درجه حول بدن بیمار را دارد تابش های ساطع شده از ارگان هدف را جمع آوری نموده و به یک پردازشگر قوی کامپیوتری می فرستد. این اطلاعات پس از پردازش، تصاویر مقطعی به دست می دهد.

تفاوت تصویر MR/CT scan با تصویر SPECT :

CT scan/MR مقطع مورد نظر را از دیدگاه آناتومی بررسی می کنند اما SPECT تصویری functional (عملکردی) به دست می دهد و آناتومی ضعیفی دارد. از این رو از تصویرنگاری SPECT برای بررسی عملکرد مغز-قلب-تشخیص تومورهای بدخیم و بررسی جریان خون استفاده می شود.



شکل ۵-۱۰: مقایسه تصاویر MR و SPECT

در بسیاری از دستگاه های امروزی این دو دستگاه به یکدیگر متصل می شوند تا ضعف های هم را پوشش دهند.

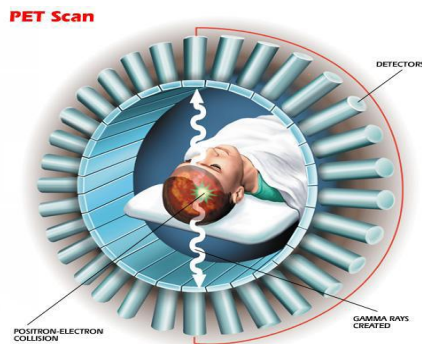
مثالی از کاربرد SPECT در بررسی عملکرد قلب: تشخیص ایسکمی و انفارکتوس یا

در Myocardial Infarction یا MI تعدادی از سلول های قلبی می میرند، درحالی که در Ischemy سلول ها زنده اند اما خون رسانی کافی به آنها انجام نمی شود. در این تست قلب را در دو وضعیت *rest* و *exercise* مورد بررسی قرار می دهیم. اگر قلب دچار ایسکمی شده باشد، تصاویر ثبت شده در حالت *rest* کاملاً عادی است و مشکل خاصی را نشان نمی دهد (جذب ماده ی 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 می کند. زیرا خونرسانی به قلب پاسخگوی نیاز سلول های قلبی نیست. (جذب ماده ی رادیواکتیو کم می شود) در وضعیت *Infarction* در هر دو حالت جذب ماده رادیواکتیو را نداریم. (زیرا سلول ها مرده اند). پس تصاویر زمان *rest* و *exercise* در *Infarction* با هم تفاوتی ندارند.

: PET [Positron Emission Tomography]

PET نیز یک روش تصویر نگاری مقطعی (برش نگاری) است. با این تفاوت که در روش SPECT از تک فوتون ولی در PET از نشر پوزیترون و دو پرتو گامای پشت به پشت استفاده می کنیم.

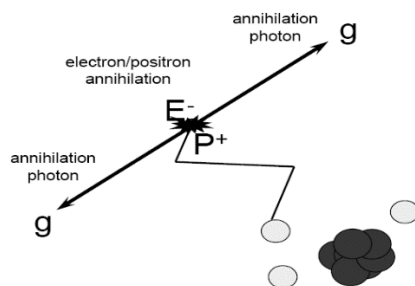
کاربردهای PET: کاربرد Functional برای مثال تشخیص انفارکتوس قلبی / بررسی تومورها / مشاهده عوارض نورولوژیک مانند پارکینسون و همچنین بررسی فعالیت بخش های مختلف مغز در هنگام تکلم و حل مساله و ...



شکل ۵-۱۱: تصویرنگاری PET

نحوه عمل: در ابتدا یک ماده رادیواکتیو پوزیترون زا به بیمار می دهیم. این ماده در ارگان هدف جمع می شود و پوزیترون تولید می کند. این ذره تا وقتی که دارای انرژی جنبشی است در بافت مورد نظر حرکت می کند. اما بعد از اتمام انرژی جنبشی محکوم به فناست. در نتیجه به یک الکترون برخورد می کند، هر دو نابود می شوند و دو پرتو گاما با زاویه ی 180° درجه نسبت به هم (پشت به پشت) تابش می شود. -انرژی هر پرتو گاما 511 keV می باشد. زیرا اگر جرم یک الکترون به انرژی تبدیل شود این مقدار انرژی تولید می شود..

در سیستم PET تیغه های سربی کولیماتور وجود ندارد. زیرا این دستگاه به گونه ای تنظیم شده است که فقط فوتون های گامای پشت به پشت را ثبت می کند.

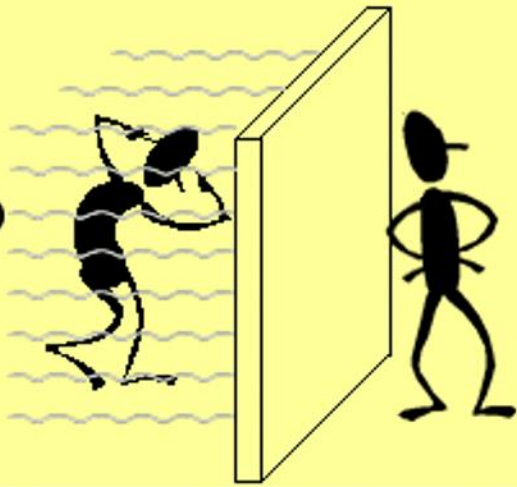


شکل ۵-۱۲: واقعه ی فنا و نشر دو پرتو گاما

کاهش می یابد. زیرا مسیر بیشتری از مبدا تولید فوتون طی می کند.

فصل ششم: حفاظت پرتوی

Shielding



این فصل شامل: آشنایی با تعاریف دوز معادل و دوز جذبی، عوامل موثر بر دوز پرتوها، محدودیت های مواجهه با تابش، روش های آشکارسازی پرتوها می باشد.

حفاظت در برابر پرتوها:

در زندگی روزمره، ما همواره تحت تابش پرتو هایی قرار می گیریم. در این قسمت، به بررسی روش های حفاظت در برابر پرتو ها می پردازیم و همچنین با وسایل آشکارسازی این پرتوها آشنا می شویم.

اکتیویته:

به میزان پرتوزایی یا تعداد واپاشی در واحد ثانیه **اکتیویته (activity)** می گوئیم. واحد قدیمی اکتیویته، کوری بود اما امروزه از واحد کوچکتر بکرل استفاده می شود. یک بکرل، اکتیویته ماده ای است که در هر ثانیه، یک واپاشی در آن رخ دهد. هر کوری (Ci) معادل 3.7×10^{10} بکرل است.

قبل از ادامه مطلب، به بررسی تعدادی از اصطلاحات که در حفاظت مورد استفاده قرار می گیرد، می پردازیم:

دوز جذبی (Absorbed dose): میزان انرژی جذب شده در واحد جرم را گویند. پس واحد آن $\frac{J}{Kg}$ می باشد. هر گاه یک ژول انرژی در یک کیلوگرم بافت بدن ذخیره شود، دوز جذبی، یک گری (gray) است. در نتیجه یک گری برابر با یک ژول بر کیلوگرم است. گری واحد دوز جذبی در سیستم بین المللی (SI) می باشد. در حالیکه واحد قدیمی آن rad (radiation absorbed dose) می باشد. یک rad برابر است با 100 erg^{32} در هر گرم از بافت بدن جذب یا ذخیره شود

$$1 \text{ gray} = 1 \frac{J}{Kg}$$

$$1 \text{ rad} = 100 \frac{\text{erg}}{\text{gr}}$$

$$1 \text{ gray} = 100 \text{ rad}$$

دوز معادل (Equivalent dose): دوز جذبی به تنهایی برای پیش بینی وخامت آثار بیولوژیکی پرتوهای یون ساز 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 می شود که در برگیرنده هر دو عامل دوز جذب شده توسط بافت و نیز نوع پرتو است. دوز معادل (H)، حاصل ضرب دوز جذب شده (D) در فاکتور وزنی پرتو (W_R یا ضریب کیفی پرتو Q_F) می باشد.

$$\text{Equivalent dose} = \text{absorbed dose} \times \text{quality factor}$$

$$H = D \times W_R$$

بهتر است که فاکتور های وزنی بعضی پرتو ها را بدانیم:

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

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

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

حال به بررسی مثالی می پردازیم 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.

$$\text{گاما } H = 0.5 \times 1 = 0.5$$

^{۳۲}. هر ۱۰^{-۷} erg برابر است با ۱ ژول

$$\text{پرتوگیری کل فرد} = 0.5 + 0.5 + 5 = 6 \quad \text{بتا} \quad H = 0.5 \times 1 = 0.5$$

$$\text{نوترون} \quad H = 1 \times 5 = 5$$

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

۲. دو واحد بار مثبت

این دو عامل سبب کاهش برد ذرات آلفا در ماده می‌شود. در نتیجه پرتو آلفا باید انرژی خود را در مسافت کوتاه تری از دست بدهد. پس انرژی واگذار شده در واحد طول (LET) برای آن بیشتر است و در نتیجه انرژی دریافتی یک سلول و وقایع یون ساز بیشتر شده و حجم آسیب بالاتر می‌رود.

QUANTITY	METRIC (SI)	CONVENTIONAL	CONVERSION	COMMENT
Exposure	Coulomb per kilogram (C/kg)	Roentgen (R)	1 R = 2.58×10^{-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

شکل ۶-۱: واحد های اندازه گیری دوز معادل و دوز جذبی

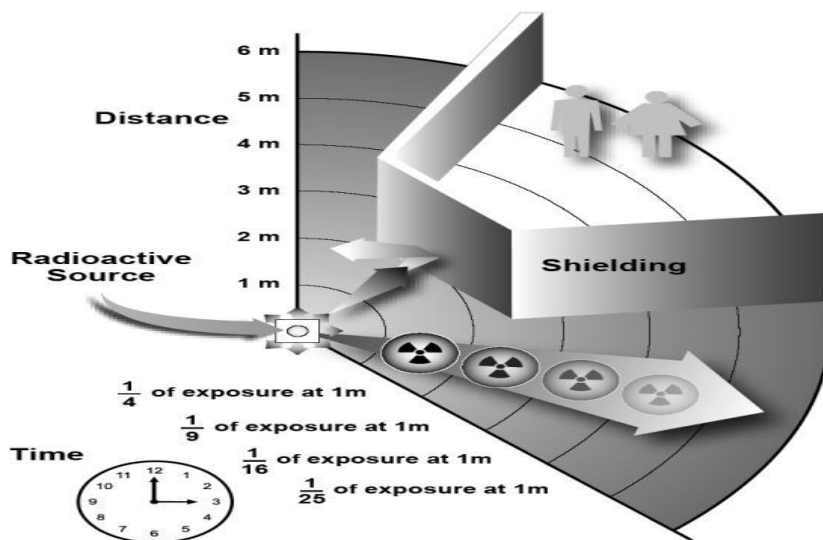
حفاظت سازی در برابر پرتو های مختلف:

هر چند حفاظت سازی در برابر پرتوهای مختلف با هم تفاوت دارند ولی برای همه ی پرتوها اصول حفاظتی مشترکی وجود دارند. حال به سه اصل مشترک اشاره می‌کنیم:

۱- زمان (time): زمان مواجهه با پرتو باید تا حد امکان کاهش یابد.

۲- فاصله (distance): فاصله باید تا حد امکان افزایش یابد. هر چه قدر فاصله افزایش یابد ، شدت پرتویی که به بدن ما 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 پیمی‌کند کند.

$$\left. \begin{array}{l} I = \frac{P}{A} \\ A = 4\pi R^2 \end{array} \right\} \Rightarrow I \propto \frac{1}{R^2}$$



شکل ۶-۲: رابطه ی بین فاصله و exposure

۳-حفاظ (shield): هر جا که ممکن است باید بین بدن موجود زنده و پرتو حفاظ قرار گیرد. همان طور که قبلا اشاره کردیم، حفاظ گذاری در برابر پرتوها اصلی مشترک است که باعث کاهش شدت پرتو می شود. 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 می باشد. برای مثال سرب محافظ خوبی برای پرتوهای گاما و ایکس می باشد، چون عدد اتمی بالایی دارد. بیسموت نیز عدد اتمی بالایی دارد اما از آنجا که کمیاب است، برای تهیه حفاظ، چندان مورد استفاده قرار نمی گیرد. موادی که عدد اتمی بالاتری نسبت به بیسموت دارند، به علت رادیواکتیو بودن، مورد استفاده قرار نمی گیرند. ایجاد تصویر رادیوگرافی با پرتو ایکس نیز به همین اصل وابسته است. نور مرئی نمی تواند حتی از بافت نرم بدن عبور کند پس برای ایجاد تصویر رادیوگرافی از آن استفاده نمی شود چون تصویر کل دست تشکیل می شود و تمایزی بین بافت نرم بدن (مانند چربی) و سخت بدن (مانند استخوان) ایجاد نمی شود. این در حالی است که پرتو ایکس از بافت نرم بدن عبور می کند اما در حین عبور از بافت سخت بدن مانند استخوان، جذب آن شده و به همین علت از این پرتو در ایجاد تصویر استفاده می شود. استخوان حاوی کلسیم فراوان است که عدد اتمی بالایی دارد پس می تواند پرتو ایکس را جذب کند.

اهمیت استفاده از این سه اصل آنجا مشخص می شود که در گذشته رادیولوژیست ها که مواجهه زیادی با این پرتوها داشتند، به طور متوسط

۱۰ سال کمتر عمر می کردند اما امروزه این مشکل به دو دلیل برطرف شده است:

۱. قوانین حفاظت در برابر اشعه اعمال می شود.

۲. عامل مهم تر تحولی است که در دستگاه های جدید صورت گرفته است.

محدودیت های مواجهه با تابش (limits of radiation exposure):

۱- occupational workers: افرادی مثل کار دیولوژیست ها هستند که به میزان زیادی در برابر پرتوها قرار می گیرند. برای این افراد پارامتری را به نام dose limit تعریف و تعیین می کنیم. این پارامتر، بدین معنی است که اگر این افراد از این میزان مشخص پرتو کمتری دریافت کنند، اثرات بیولوژیک قابل ملاحظه ای برای این افراد نخواهد داشت. Dose limit برای این افراد به طور متوسط ۲۰ m Sievert در هر سال در نظر گرفته می شود. البته این مقدار را می توان به صورت دیگری نیز بیان نمود به این صورت که گفته می شود این افراد می توانند در ۵ سال متمادی، در مجموع ۱۰۰ m Sievert دریافت نمایند به شرطی که دریافت آن ها در هر سال بیشتر از ۵۰ m Sievert نشود. در غیر این صورت تابش می تواند اثرات بیولوژیکی منفی زیادی برای این افراد داشته باشد.

۲- **general public**: برای افرادی که در نزدیکی نیروگاه های هسته ای زندگی می کنند ، شرایط باید به گونه ای باشد که **dose limit** از ۱ m Sievert بیشتر نشود.

Dose limit تعیین شده برای **general public** ، بسیار سخت گیرانه تر از **occupational workers** در نظر گرفته می شود. علت این امر این است که مردم عادی ، تعداد زیادی را شامل شده در حالیکه 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 هم اندازه با پرتوکاران در نظر گرفته شود ، احتمال موتاسیون به طرز چشمگیری افزایش می یابد.

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.

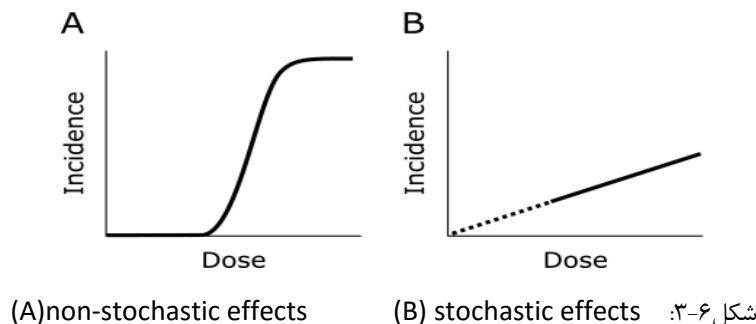
اثرات بیولوژیکی پرتوها:

اثرات بیولوژیکی پرتوها به دو دسته تقسیم می شوند:

۱- **stochastic effects** (اثرات احتمالی): این آثار تابع قوانین 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 می یابد. لازم به ذکر است که به این نوع سرطان که علاوه بر سرطانی است که به طور طبیعی در جامعه وجود دارد ، **excess cancer** می گوئیم. برای مثال در آمریکا از هر ۴ مرد ، ۱ نفر و از هر ۶ زن یک نفر در اثر سرطان می میرند که این آمار مربوط به سرطانی است که به طور طبیعی در جامعه وجود دارد. اما با هر بار رادیوگرافی احتمال سرطان افزایش می یابد که به آن **excess cancer** گویند.

نکته: پس در **stochastic effects** آستانه ای وجود ندارد . دوز صفر بی خطر است و هرچه از دوز صفر بالاتر برویم ، احتمال اثرات بیولوژیکی افزایش می یابد.

۲- **non-stochastic effects** (اثرات غیر احتمالی): این آثار برخلاف آثار قبلی ، آستانه ای دارند که اگر دوز ، کمتر از این حد آستانه ای باشد ، می توان به طور حتم اثرات بیولوژیکی قضاوت کرد مثلا اگر دوز رادیوگرافی کمتر از آستانه باشد ، می توان به طور حتم گفت که فرد دچار عقیمی نمی شود. 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 می یابد. (در **stochastic effects** با افزایش دوز ، احتمال افزایش می یابد.) 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 فلوروسکوپی های طولانی و یا رادیوتراپی که **dose** از حد آستانه نیز بالاتر است ، احتمال رخ دادن عقیمی وجود دارد.



۳۳- در بعضی مراجع ، اثرات غیر احتمالی را معادل اثرات قطعی دانسته اند که چندان صحیح نیست.

آشکارسازی پرتو ها:

در بدن انسان سیستمی برای آشکارسازی پرتو های یون ساز وجود ندارد. از این رو برای اندازه گیری میزان انرژی جذب شده در اثر تابش پرتو، از دستگاه هایی به نام دوزیمتر استفاده می کنیم.

دستگاه های دوزیمتر به طور کلی در دو بخش مورد بررسی قرار می گیرند: دوزیمترهای فردی و محیطی

۱. دوزیمترهای فردی: این دوزیمترها برای اندازه گیری میزان پرتوگیری پرتوکاران به کار می رود و به ناحیه ای از لباس آن ها نصب می شود.

ویژگی های دوزیمتر فردی ایده آل :

- پاسخ آن سریع و دقیق باشد.

- نوع پرتو را مشخص کند.

- کوچک و سبک باشد.

- به لحاظ اقتصادی مقرون به صرفه باشد.

درواقع نمی توان دوزیمتری را یافت که همه ی خصوصیات فوق را داشته باشد. بنابراین بر حسب کاربرد، بهترین دوزیمتر را انتخاب می کنیم.

برخی از دوزیمتر های فردی عبارتند از: فیلم بیج - TLD - دوزیمتر قلمی

فیلم بیج: از یک قطعه فیلم تشکیل شده است که درون یک پوشش کاغذی قرار دارد و این پوشش کاغذی درون یک حفاظ پلاستیکی قرار

می گیرد تا از نور محافظت شود. فیلم و حفاظ آن در قابی به نام بیج قرار می گیرد و بر روی لباس پرتوکاران نصب می شود.

در واقع فیلم بیج یک دوزیمتر فتوگرافیک با فیلم عکاسی (امولسیون نقره برمید) می باشد. برخورد پرتو های یون ساز به کریستال های نقره

برمید موجب آزاد شدن نقره فلزی و تغییر رنگ فیلم پس از ظهور و ثبوت می شود که با توجه به میزان تیرگی ایجاد شده می توان دوز جذبی

را اندازه گیری نمود.



شکل ۶-۴: فیلم بیج

تابش اشعه (اکسیژن) به فیلم باعث یونیزه شدن برمور نقره می شود. یعنی اجزای تشکیل دهنده ی کریستال های $AgBr$ ، به صورت یون های

جدا از هم درمی آیند.



فیلترهایی از جنس آلومینیوم و کادمیوم برای تعیین نوع پرتو در این دستگاه وجود دارد. اما پرتو آلفا را نمی توان با این دستگاه آشکار کرد؛ زیرا

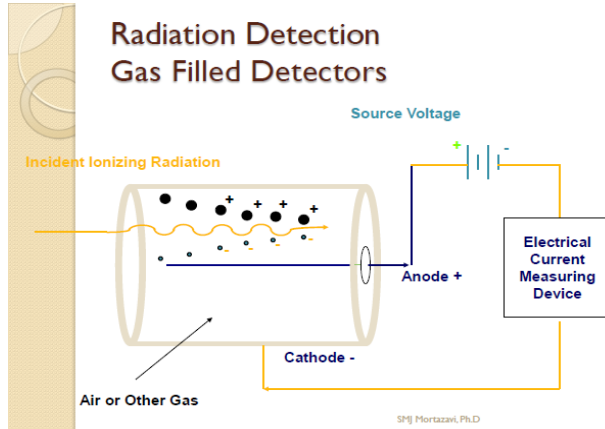
این پرتو از پوشش ضد نور دستگاه عبور نمی کند.

فیلم بیج ها باید هر ماه پردازش شوند. لذا موسساتی جهت پردازش فیلم ها و ارائه ی گزارش تاسیس شده اند.

مزایا: مقدار دوز جذبی را به تفکیک نوع پرتو مشخص می کند. هم چنین ارزان بوده و استفاده از آن آسان است.

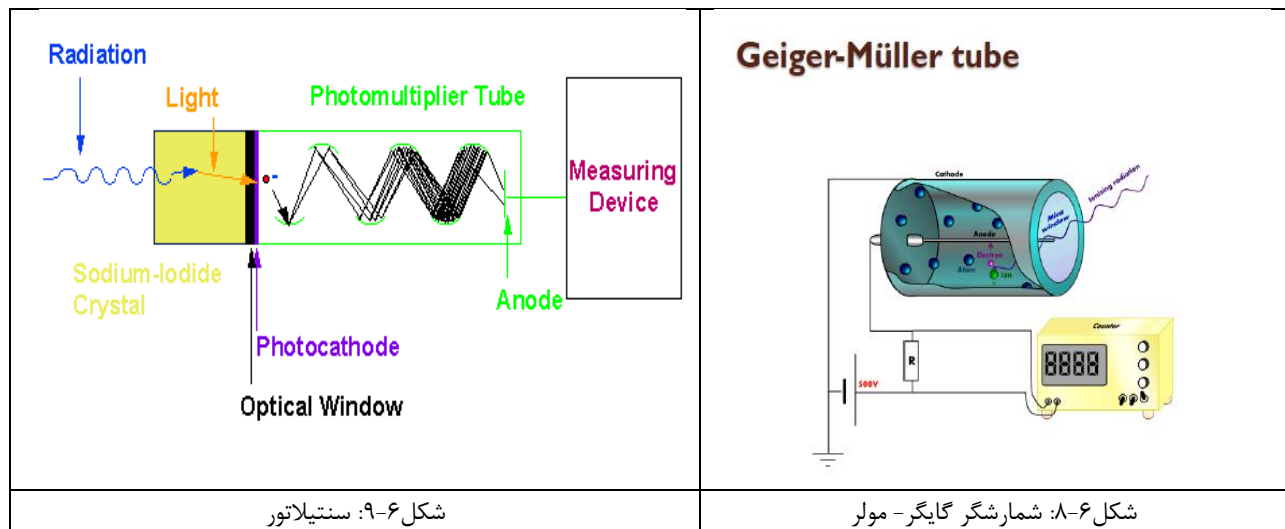
معایب: بزرگ ترین عیب این نوع دوزیمتر آن است که امکان ارزیابی دوز جذبی در همان لحظه ی پرتوگیری وجود ندارد.

اتاقک یونیزاسیون : نوعی دوزیمتر گازی است که شامل دو الکترود مثبت و منفی است که به‌عنوان یک خازن عمل می‌کنند. برخورد پرتو با گاز درون اتاقک موجب یونیزاسیون مولکول‌های آن می‌شود. یون‌های ایجاد شده به سمت الکترودهای 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 (یا جریان الکتریکی تولید شده در مدار خارجی) را اندازه‌گیری کنیم.



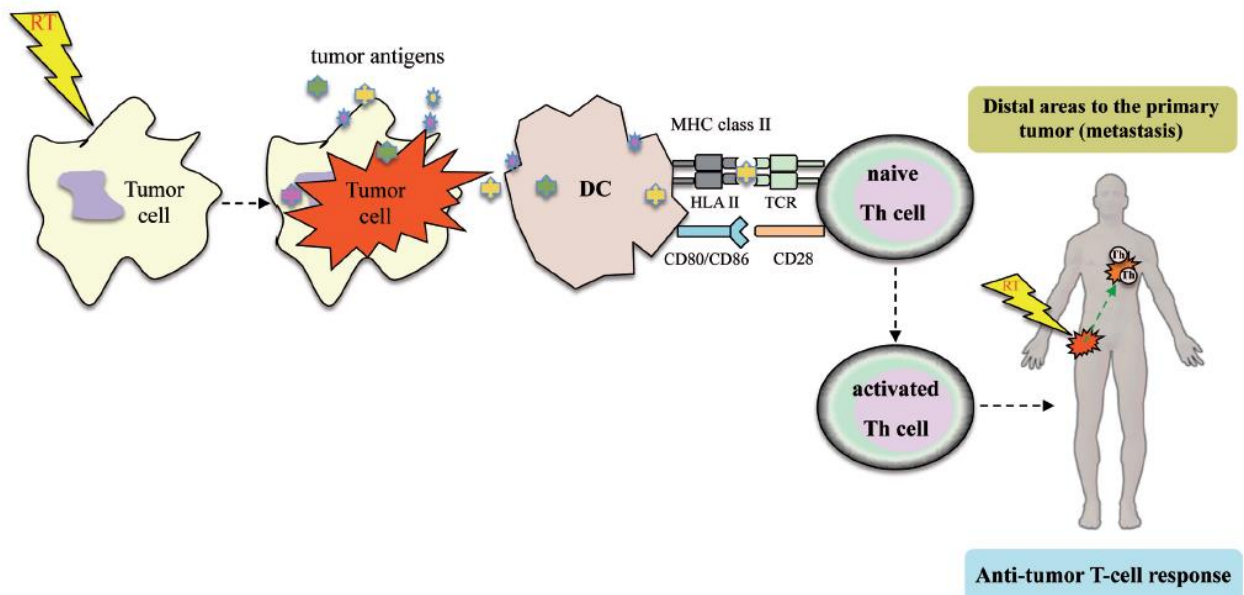
شکل ۶-۷: اتاقک یونیزاسیون

شمارشگر گایگر-مولر: نوعی اتاقک یونیزاسیون است که در آن اختلاف پتانسیل بین آند و کاتد بسیار بالاست. بنابراین حتی اگر تنها یک واقعه یون ساز رخ دهد، الکترون تولید شده آنقدر انرژی دارد که با برخورد به اتم کناری آن را یونیزه کند. در نتیجه ی 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.



سنتیلاتور ها: در این دوزیمتر ها از موادی با خاصیت فلورسانس مانند بلور سدیم یدید (NaI) استفاده می‌شود. الکترون‌های تراز ظرفیت در این مواد، پس از پرتوگیری به تراز انرژی بالاتر می‌روند اما برخلاف TLDها، 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 لحظه ی پرتوگیری را که متناسب با دوز جذبی است، اندازه‌گیری کرد. این کار توسط لامپ تقویت الکترونی انجام می‌شود که نور تولید شده را به یک جریان الکترونی تقویت شده تبدیل می‌کند. حساسیت این دوزیمتر ها بسیار بالاست. مزیت سنتیلاتور های جامد به سنتیلاتور های مایع و گاز این است که چون تعداد اتم‌های بیشتری سر راه پرتو‌ها قرار می‌گیرند، کارایی سیستم هم به مراتب بیشتر خواهد بود.

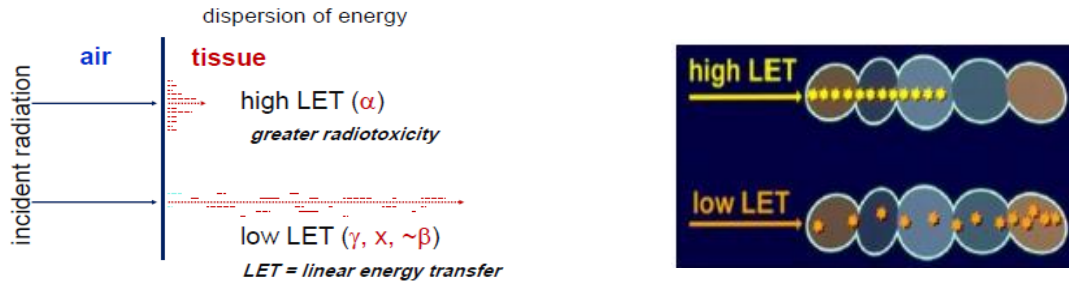
فصل هفتم: رادیوبیولوژی



این فصل شامل: آشنایی مقدماتی با مفاهیم LET و RBE، آشنایی با اثرات مستقیم و غیرمستقیم، آشنایی با نسبت بقا (survival fraction)، و بررسی نمودار بقا می‌باشد.

انتقال خطی انرژی (LET):

مقدار انرژی انتقال یافته به محیط مادی در واحد طول مسیر پرتو را LET می‌گویند. واحد آن $(\frac{keV}{\mu m})$ است.



شکل ۷-۱: مقایسه از دست دادن انرژی در مواد با LET بالا و پایین

پرتوها از نظر میزان LET به سه دسته تقسیم می‌شوند:

- High LET ←←← آلفا (α)
- Low LET ←←← γ, X, β
- پرتوهایی با LET بینابینی ←←← نوترون

پرتوهایی که LET پایینی دارند انرژی خود را به تدریج و به صورت پراکنده در ماده بر جا می‌گذارند. پس مسیر طولانی تری را در بافت طی می‌کنند و قدرت نفوذ بیشتری دارند. در حالی که پرتوهایی با LET بالا انرژی خود را در فاصله کوتاهی از دست می‌دهند و متوقف می‌شوند. پس قدرت نفوذ کمتر دارند.

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

جدول ۷-۱: مقادیر LET برخی پرتوها

اثر بیولوژیک نسبی (RBE) [Relative Biological Effectiveness]:

RBE برای یک پرتو خاص عبارتست از نسبت دوز پرتو ایکس ۲۵۰ kVp (پرتو مرجع) به دوز پرتو مورد نظر که هر دو در محیط یکسان، اثر بیولوژیک یکسانی را ایجاد می‌کنند.

$$RBE = \frac{\text{دوز پرتو ایکس } 250 \text{ KVP (GY)}}{\text{دوز پرتو مورد آزمایش (GY)}}$$

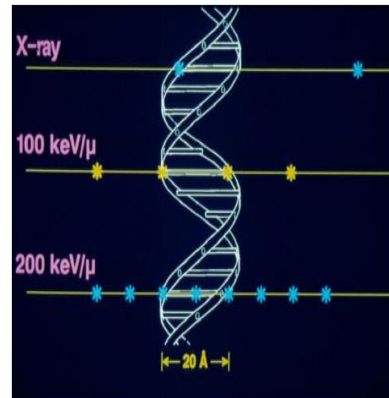
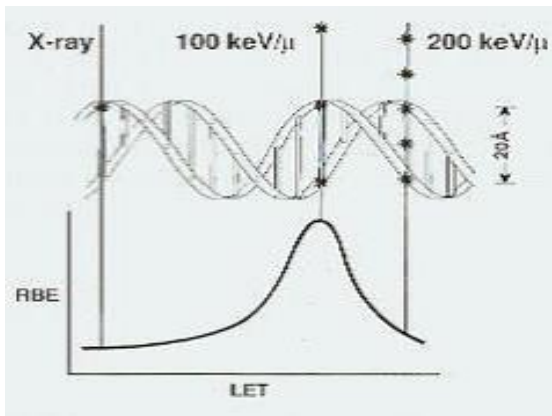
در واقع RBE قابلیت نسبی پرتوهایی با LET مختلف را در ایجاد یک اثر بیولوژیک خاص شرح می دهد. هر چه اثر تخریبی پرتو بیشتر باشد، RBE آن بیشتر خواهد بود. پرتو هایی مثل آلفا یونش های متراکم ایجاد می کند و انرژی خود را در مسیر کوتاهی از دست می دهد (LET بالا) پس سلول هایی که در سر راه آن قرار گرفته اند بیشتر آسیب می بینند و احتمال تخریب هدف بحرانی (مثلا DNA) در سلول بیشتر است. (RBE بالا) اما پرتوهای ایکس و گاما یونش های پراکنده ایجاد می کنند و انرژی خود را در یک مسیر طولانی از دست می دهند (LET پایین) و احتمال آسیب دیدن کمتر است. (RBE پایین)

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

جدول ۷-۲: مقادیر RBE برخی پرتوها

شکست های DNA:

Single strand break و Double strand break (DSB) شکست های تک نرده ای و دو نرده ای DNA هستند. ترمیم شکست تک نرده ای راحت تر است زیرا هنوز رشته ای به عنوان الگو برای ترمیم آن وجود دارد. در شکست دو نرده ای DNA از هم جدا می شود.



شکل ۷-۲: تغییرات RBE پرتوها بر حسب میزان LET آن ها

شکل بالا رابطه ی میزان اثرات نسبی بیولوژیک (RBE) را با LET پرتو نشان می دهد. پرتو X که LET پایینی دارد، نمی تواند شکست دو نرده ای DNA (DSB) ایجاد کند. زیرا یونش های پراکنده ایجاد می کند و اگر روی یک نرده ، توسط پرتو X یک یونش ایجاد شود، یونش بعدی فاصله ی زیادی دارد. پس اگر یک پرتو X روی یک نرده ی DNA ایجاد شکست کند، قطعاً نمی تواند روی نرده ی مقابلش ایجاد شکست کند.

*دو پرتو X می توانند در مقابل هم ایجاد شکست کنند که احتمال چنین واقعه ای به دلیل تعداد بسیار زیاد نوکلئوتید ها، بسیار ضعیف است. اما پرتو آلفا با $100 \frac{kev}{\mu m}$ می تواند ایجاد DSB کند. زیرا فاصله ی بین یونش های آن حدوداً برابر با فاصله ی بین دو نرده ی DNA است. و دلیل وجود مرحله ی بالارو در نمودار زیر هم همین است.

در شکل ۷-۲، بعد از مرحله ی بالارو، در محدوده ای، هرچه LET افزایش می یابد، RBE ثابت است و پس از آن کاهش می یابد که دلیل آن نسبی بودن مفهوم RBE است. چون نسبت به یک مرجع (اشعه X $250 \mu\text{m}^2$) مقایسه می شود، مرحله ی پایین رو به وجود می آید. در این شکل، به مرحله ی پایین رو، منطقه ی over kill (فوق کشنده) گفته می شود. زیرا اثرات بیولوژیک در آن منطقه بیش از چیزی است که برای تخریب مورد نیاز است.

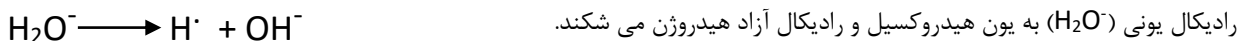
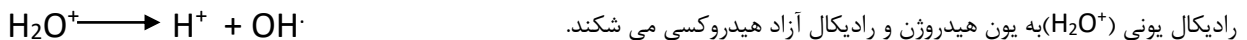
آثار شیمیایی پرتوهای یون ساز:

آثار شیمیایی پرتوهای یون ساز، ناشی از دو نوع برخورد مستقیم و غیر مستقیم پرتو با بافت است.

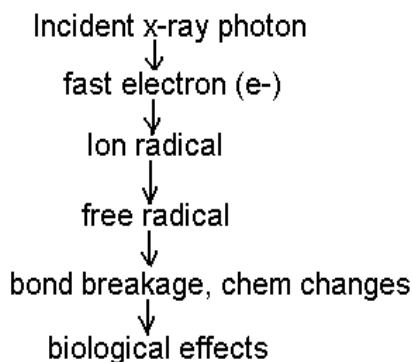
مبنای تقسیم بندی، بار الکتریکی است: مستقیم (باردار) و غیر مستقیم (غیرباردار)

در برخورد مستقیم، پرتو مستقیماً موجب یونیزاسیون اتم های DNA می شود و ایجاد آسیب می کند. این نوع برخورد در اثر جذب انرژی از پرتوهای یون ساز با LET بالا صورت می گیرد. در برخورد غیر مستقیم، رادیکال های آزاد تولید می شوند که به طور غیرمستقیم ساختار مولکول های DNA را تغییر می دهند. رادیکال آزاد، اتم یا گروهی از اتم هاست که به دلیل داشتن الکترون جفت نشده میل ترکیبی زیادی دارند. از آنجا که بیشتر مولکول های بدن را مولکول های آب تشکیل می دهند، انتظار می رود که بیشتر رادیکال های آزاد، محصول یونیزاسیون مولکول های آب (رادیکال یونیزاسیون) باشند. برخورد غیرمستقیم بیشتر در اثر برخورد پرتوهایی با LET پایین رخ می دهد.

از برخورد پرتو با مولکول آب، یک جفت یون شامل مولکول آب یک بار یونیده (رادیکال یونی H_2O^+) و یک الکترون حاصل می شود. پس از تشکیل این یون ها ممکن است H_2O^+ مجدداً با الکترون ترکیب شود و مولکول آب را ایجاد کند که در این صورت آسیب بیولوژیکی رخ نمی دهد. اما ممکن است الکترون تولید شده به یک مولکول آب دیگر بپیوندد و تولید یک مولکول آب با بار منفی کند (H_2O^-). مولکول های مثبت و منفی آب بسیار ناپایدارند و می توانند به مولکول های کوچکتر بشکنند:

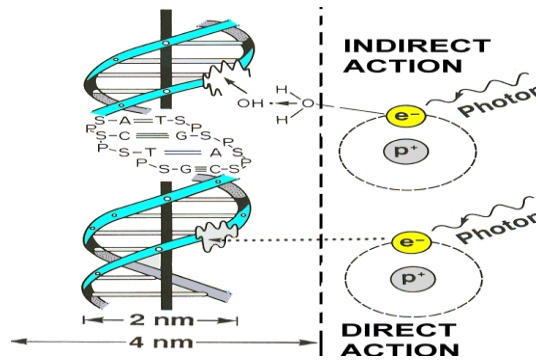


بنابراین برخورد پرتو یون ساز باعث تشکیل دو یون H^+ و OH^- و دو رادیکال آزاد HO و OHO می شود. معمولاً یون های هیدروژن و هیدروکسیل با هم آب تولید می کنند. پس اثر بیولوژیک قابل توجهی ندارند. درحالی که رادیکال های هیدروژن و هیدروکسیل انرژی اضافی دارند و می توانند در اثر برخورد با مولکول های دیگر، پیوند های شیمیایی آن ها را بشکنند و واکنش های شیمیایی نامطلوب ایجاد کنند.



شکل ۷-۳: فرایند ایجاد اثرات بیولوژیک غیرمستقیم

محصول دیگر رادیکال یونیزاسیون آب، پراکسید هیدروژن (H_2O_2) است که ماده ای سمی می باشد و از ترکیب دو رادیکال هیدروکسیل تولید می شود.

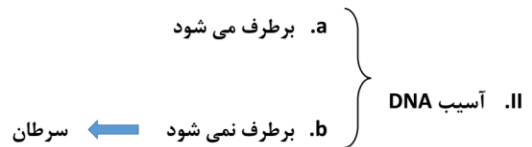


شکل ۷-۴: عملکرد مستقیم و غیرمستقیم پرتوهای یون ساز

در شکل بالا ۴۰۰ تعیین شده نشان دهنده ی این است که چون طول عمر رادیکال آزاد کم است، اگر خارج از این محدوده ایجاد شود، تاثیری ندارد. بعضی از پرتوها اصلاً اثر غیرمستقیم ندارند (مثل آلفا که LET زیادی دارد). پرتوهایی که LET کمتری دارند، اثرات آن‌ها غیرمستقیم است.

سرنوشت سلول آسیب دیده:

۱. مرگ سلول (اختلال در یک ناحیه از بدن مثل زخم)



--LD 50 . 60 (Lethal Dose 50 . 60): دوزی که باید به افراد داده شود تا ۵۰٪ آن‌ها ظرف ۶۰ روز تلف شوند!

--دوز کشنده ی پرتو برای انسان: ۴ GY

هر گری، یک ژول بر کیلوگرم است. بنابر این 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 تامین میشود. دلیل این که این میزان انرژی کم می‌تواند باعث مرگ و میر ۵۰٪ افراد شود را باید در سرنوشت یک فوتون X جست و جو 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 تشعشع (Radiation) محافظت کنند.

در اثر غیرمستقیم می‌توان از حساس کننده‌ها 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.

--سوال: چرا می‌توان اثر پرتوهایی مثل پرتو X که اثرات آن‌ها غیرمستقیم است را تغییر داد؟

جواب: روی رادیکال آزاد تاثیر می‌گذاریم. عواملی هستند که جاروب گر رادیکال آزاد هستند که با آن‌ها تاثیر رادیکال آزاد کم می‌شود یا مثلاً اکسیژن یک حساس کننده (Sensitizer) است که طول عمر رادیکال‌های آزاد را زیاد می‌کند. پس عوامل آنتی‌اکسیدان می‌توانند مقاوم ساز پرتویی باشند.

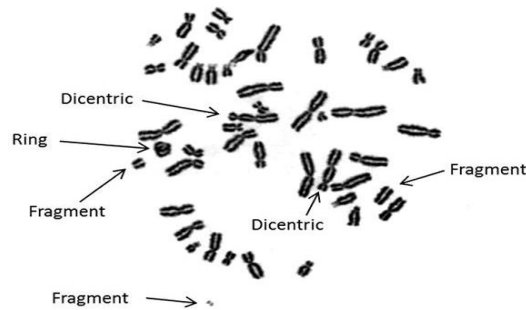
حال به بررسی انواع آسیب‌های کروموزومی و عوامل موثر در آن‌ها می‌پردازیم:

آسیب های کروموزومی:

یکی از آثار پرتوهای یون ساز آسیب های کروموزومی می باشد که برای تشخیص آن ها از سلول ها کاربوتیپ می گیرند سپس کروموزوم ها را فیکس و رنگ آمیزی کرده و زیر میکروسکوپ بررسی می کنند. انواع این آسیب ها را در زیر می بینید:

۱- chromosom break: فقط یکی از کروماتید های خواهری دچار شکست شده است؛ پس پرتو گیری در انتهای S یا در G₂ بوده است.

۲- chromosome break: هر دو کروماتید خواهری دچار شکست شده اند، پس پرتو گیری در مرحله ی G₁ اتفاق افتاده است.



شکل ۷-۵: انواع آسیب های کروموزومی

مثلاً همان طور که در شکل ۷-۵ می بینید کروموزوم هایی دارای دو سانترومر (dicentric) می باشند که علت این پدیده چسبناک بودن قطعات حاصل از شکستگی کروموزوم ها و اتصال آن ها به هم می باشد.

عوامل اثرگذار بر روی شدت آسیب های ناشی از پرتوگیری:

- ۱- میزان انرژی دریافتی توسط سلول ها
 - ۲- آهنگ دوز (هر چه که دوز مورد نظر در زمان طولانی تری داده شود اثر کمتری خواهد داشت زیرا سلول ها فرصت بیشتری برای ترمیم خود در اختیار خواهند داشت)
 - ۳- نوع پرتو با توجه به میزان WR (فاکتور وزنی پرتو) و LET (مقدار انرژی در واحد طول مسیر)
 - ۴- میزان اکسیژن
 - ۵- محافظت کننده های پرتویی و حساس کننده های پرتویی (radioprotectors, radiosensitizers)
 - ۶- سرعت تقسیم سلول (با افزایش سرعت تقسیم حساسیت پرتویی هم افزایش می یابد، مثلاً سلول های عصبی و ماهیچه ای مقاومت پرتویی بالایی دارند)
 - ۷- میزان تمایز سلول (سلول هایی که تمایز یافته ترند مقاومت پرتویی بیشتری دارند)
 - ۸- سن (بیشترین حساسیت پرتویی در دوران جنینی دیده می شود سپس با افزایش سن از میزان حساسیت کاسته شده ولی در هنگام پیری دوباره افزایش می یابد)
 - ۹- جنسیت (زنان در مقابل پرتو ها مقاوم ترند)
 - ۱۰- نوع گونه ی جاندار (مثلاً لاک پشت مقاومت پرتویی بالایی دارد)
- صرفاً جهت اطلاع!؛ بیشترین مقاومت پرتویی در میکروارگانیسم ها دیده می شود به گونه ای که یک میکرو ارگانیسم به نام داینوکوکوس رادیوگرنس، در کتاب رکوردهای گینس ثبت شده است که با یک دوز ۱۵۰۰۰ گری باز هم ۳۷٪ آن ها زنده میمانند!
- قانون برگونیت ریواندو:** بر طبق این قانون سلول هایی حساسیت پرتویی زیادی دارند که :
- ۱- سرعت تقسیم زیادی داشته باشند.

۲- تمایز کمتری یافته باشند.

۳- دارای آینده ی میتوزی طولانی باشند.

منحنی های بقا:

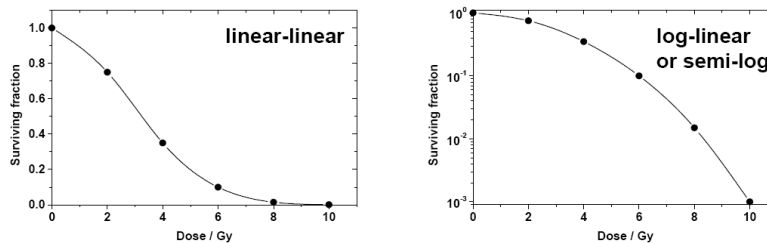
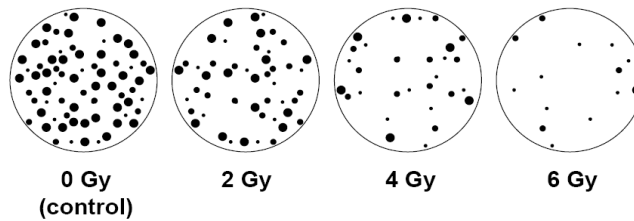
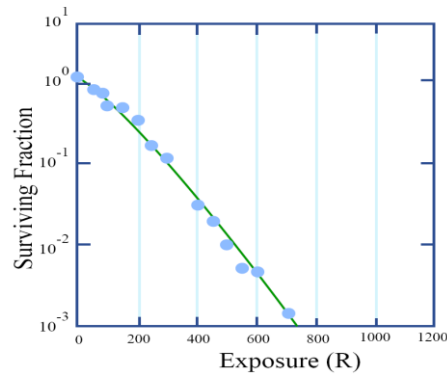
برای به دست آوردن این منحنی ها میکروارگانسیم مورد نظر را روی محیط کشت انتقال داده و آنها را داخل آنکوباتور قرار می دهیم تا شرایط برای رشد آن ها فراهم شود . میکروارگانسیم ها رشد کرده و کلنی هایی را ایجاد می کنند . اکنون می توانیم با استفاده از رابطه ی زیر بازده کشت را به دست آوریم:

$$PE = \frac{\text{تعداد کلنی ایجاد شده}}{\text{تعداد سلول کشت شده}} \times 100$$

سپس سلول ها را با دوز های مختلف پرتو می دهیم و SF (survival fraction) را به دست می آوریم:

$$SF = \frac{\text{تعداد کلنی شمرده شده پس از پرتوگیری}}{\left(\frac{PE}{100}\right) \times \text{تعداد سلول کشت شده}}$$

حال با استفاده از SF های به دست آمده منحنی های بقا را رسم می کنیم:



شکل ۷-۶: منحنی های بقا

در بسیاری از موارد که از پرتوهای low LET استفاده می شود منحنی بقا دارای یک شانه است. شانه منطقه ای از نمودار است که در آن دوز افزایش می یابد اما مرگ و میر ناچیزی رخ می دهد. بنابراین هرچه شانه ی منحنی عریض تر باشد توان ترمیم ضایعات در آن سیستم بیولوژیک بیشتر است. در این منحنی ها پس از پایان شانه به یک منطقه ی خطی می رسیم.

D_{0} یا D_{not} (دوز کشنده متوسط):

مقدار دوزی است که در اثر آن به هر سلول یک آسیب وارد می‌شود اما با این وجود ۳۷٪ سلول‌ها زنده می‌مانند.

مقدمه ای بر رادیوتراپی :

آرمان اصلی در علم رادیوتراپی یا پرتو درمانی این است که بتوانیم تمام دوز پرتوی استفاده شده را بر روی سلول‌های سرطانی یا سلول‌های موجود در تومور متمرکز کنیم و به سلول‌های سالم اطراف آن‌ها هیچ آسیبی وارد نشود اما متأسفانه رسیدن به بازده ۱۰۰٪ در این زمینه تاکنون محقق نشده است زیرا در هنگام رادیوتراپی با فوتون قسمت عمده ای از دوز تابیده شده جذب نواحی سالم سطحی می‌گردد. مثال ساده ای که در این زمینه می‌توان زد پخت یک تکه گوشت در یک اجاق دارای element های 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 کشنده ی متوسط :

دوز کشنده ی متوسط دوزی از پرتوی مورد نظر هست 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.

رابطه ی بقای سلول ها :

با داشتن دوز تابیده شده از پرتوی مورد نظر و دوز کشنده ی متوسط همان پرتو می‌توان میزان بقای سلول‌ها را مورد بررسی قرار داد؛ با استفاده از فرمول زیر :

$$N = N_0 e^{\frac{-D}{D_0}}$$

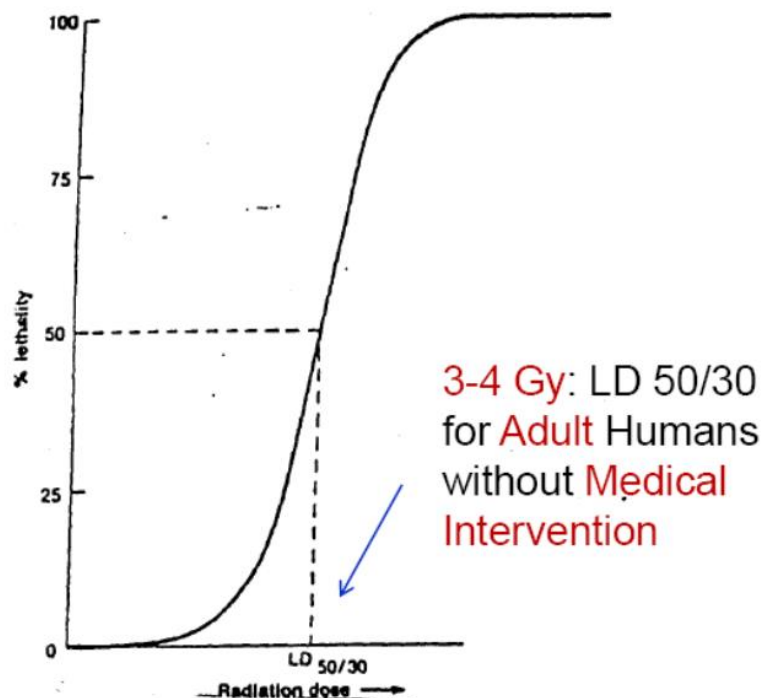
در رابطه ی بالا N_0 تعداد سلول‌های اولیه و N تعداد سلول‌های سالم باقی مانده پس از دریافت دوزی معادل با D می‌باشد.

تابش پرتوهای یون ساز بر موجودات زنده با آثاری همراه خواهد بود که برای نمایش آن ها از منحنی های پاسخ-دوز استفاده می گردد، که در ادامه دو نوع از این منحنی ها را بررسی می کنیم :

نمودار پاسخ – دوز ایجاد آسیب های قطعی **deterministic effects** :

نمودار پاسخ-دوز آسیب های قطعی نموداری است که مرگ مستقیم سلول ها را در اثر پرتوگیری نشان می دهد و آسیب های احتمالی یا همان **stochastic effects** را در بر ندارد (مثلاً سرطانی شدن سلول ها و مرگ بعدی آن ها در اثر سرطان را در این جا در نظر نمی گیریم) نکته ی مهم دیگری که در ارتباط با این نمودار قابل ذکر است این است که نمودار یاد شده دارای یک «آستانه دوز» یا "**threshold dose**" می باشد؛ یعنی در کمتر از یک دوز مشخص هیچ مرگی به صورت مستقیم توسط پرتوگیری رخ نمی دهد؛ مثلاً انتظار نداریم که کسی حتی اگر ده بار هم رادیوگرافی انجام دهد، در اثر **radiation** بمیرد. البته ممکن است این فرد به واسطه ی **radiation** ناشی از رادیوگرافی دچار سرطان گردد و بمیرد اما به هر حال **radiation** نمی تواند در دوزهای کم مستقیماً باعث مرگ شود. همچنین به یاد داشته باشید که در این نمودار ارتباط بین دوز و اثر از نوع سیگنالی می باشد؛ یعنی مثلاً برای رسیدن به مرگ صد درصدی دوز بسیار بالایی از پرتو لازم است چون می رسیم به منطقه ای از نمودار که در آن جا شیب منحنی بسیار کم می باشد.

علت مشاهده ی چنین نموداری این است که جمعیت بسیار کمی از سلول ها نسبت به این پرتو ها بسیار حساس هستند و با دوزهای کم حذف می شوند و جمعیت کم دیگری هم وجود دارد که بسیار مقاوم هستند و از بین رفتن آن ها نیازمند دوزهای بالایی می باشد اما جمعیت عمده ی سلول ها آن هایی هستند که با دوزهای متوسط دچار مرگ و میر می گردند.

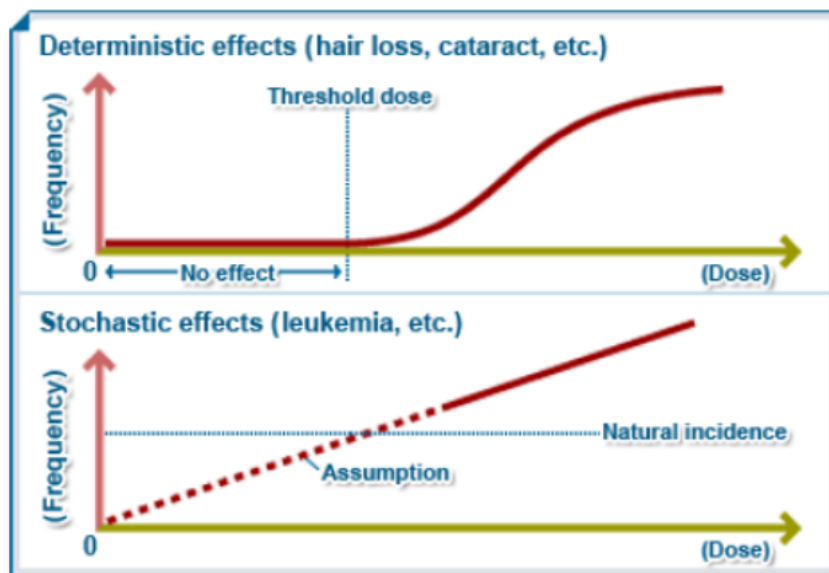


شکل ۷-۷: نمودار پاسخ-دوز آسیب های قطعی

در ضمن به خاطر داشته باشید با توجه به شکل یک در صورت مداخله ی پزشکی می توان LD50/30 را افزایش داد؛ مثلاً با استفاده از «جاروگرهای رادیکال آزاد» یا "Free radical scavengers" در هنگام پرتوگیری می توان آثار پرتوگیری را بسیار کاهش داد یا حتی بعد از پرتوگیری هم می توان 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 می توان انجام داد ایزولاسیون معکوس یا reverse isolation می باشد یعنی آب، غذا، هوا و ... مربوط به این افراد را استریل کنیم زیرا سیستم ایمنی آن ها در اثر پرتوگیری تضعیف شده است و این افراد مستعد عفونت توسط میکروارگانیسم هایی هستند که برای افراد سالم و طبیعی بیماری زا نیستند. (این نوع ایزولاسیون با ایزولاسیون مستقیم که مثلاً در ارتباط با بیماران سل استفاده می شود، تفاوت دارد). از جمله ی سایر اقداماتی که در ارتباط با این افراد انجام می شود می توان پیوند مغز استخوان، تعویض خون و ... را نام برد.

منحنی پاسخ - دوز برای سرطان (stochastic effects):

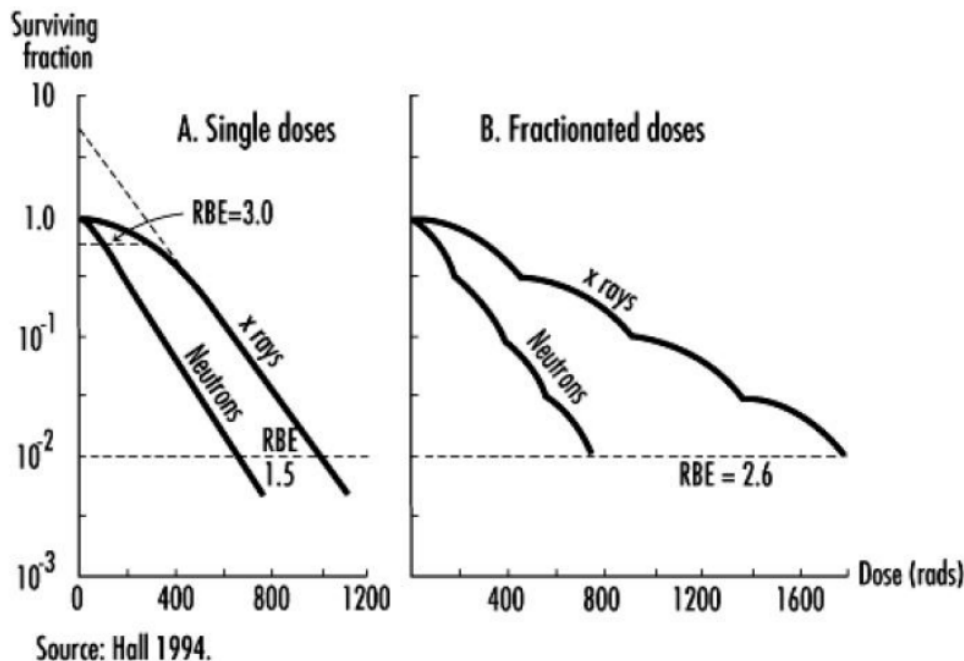
مدلی که امروزه در سطح بین‌المللی برای تأثیرات radiation در ارتباط با ایجاد سرطان استفاده می‌شود، از نوع خطی غیرآستانه‌ای است (مدل Linear non-threshold) طبق این مدل تنها دوزی که خطری به همراه ندارد، دوز صفر می‌باشد و همین که دوز از صفر بیشتر شود تأثیر آن را مشاهده خواهیم نمود و با افزایش دوز به همان نسبت 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 ۷-۸: 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. همان‌طور که در شکل ۱۲ می‌بینید RBE در یک جلسه درمان و سه جلسه درمان برابر نمی‌باشد؛ یعنی اثر بیولوژیک نسبی پرتو در سه جلسه درمان افزایش یافته است زیرا شانه‌ی منحنی در هر جلسه درمان تکرار می‌شود و چون شانه‌ی منحنی نوترون کوچکتر است پس با انجام جلسات درمانی متعدد به مرور زمان فاصله‌ی منحنی نوترون از X افزایش می‌یابد و در نتیجه اثر نسبی نوترون نسبت به

اشعه ی X بیشتر می شود. (یادآوری : RBE نسبت دوزی از اشعه ی ایکس ۲۵۰ kv به دوزی از پرتوی مورد نظر (در این جا نوترون) می باشد که هر دو یک اثر مشخص را ایجاد کنند؛ مثلاً در شکل ۱۲ رسیدن به بقای ۱٪ پایه ای برای محاسبه RBE در نظر گرفته شده است)



شکل ۷-۹: -مقایسه ی RBE پرتو های ایکس و نوترون

پس در نهایت می توان گفت که علت Fractionation یا تقطیع دوز این است که با افزایش تعداد جلسات درمان سلول های سالم آسیب کمتری می بینند زیرا سلول های سالم به دلیل سرعت تقسیم کمتر (و در نتیجه چرخه های سلولی طولانی تر) فرصت بیشتری برای ترمیم در اختیار دارند و بعد از هر جلسه درمان می توانند تا حدودی ترمیم یابند اما سلول های تومور به علت تقسیم سریع تر فرصت چندانی برای ترمیم در اختیار ندارند.

تأثیر radiation بر روی جنین :

تأثیر پرتوها بر روی جنین به دو عامل اساسی بستگی دارد :

۱- میزان دوز پرتوی مورد نظر

۲- مرحله (stage) که جنین در هنگام پرتوگیری در آن قرار دارد.

در رادیوتراپی دوران بارداری را معمولاً به سه مرحله تقسیم بندی می کنند :

۱- مرحله ی preimplantation که هنوز تخمک لقاح یافته جایگزین نشده است.

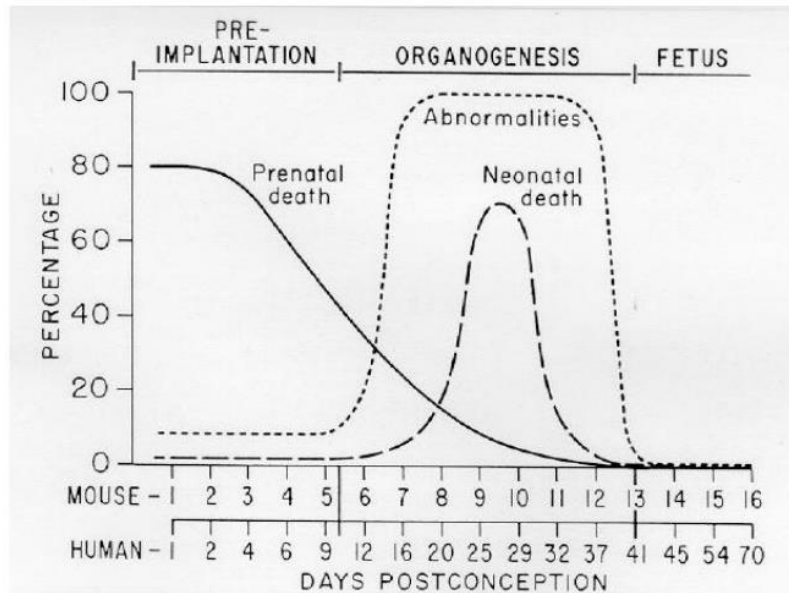
۲- مرحله ی main organogenesis یا اندام زایی اصلی

۳- مرحله ی Fetus یا جنین

در مرحله ی preimplantation الگوی تأثیر radiation بر روی رویان از نوع "all or none" می باشد یعنی یا رویان آسیب می بیند و سقط می شود یا این که آسیبی نمی بیند و به رشد طبیعی خود ادامه می دهد. علت آن است که در این مرحله سلول ها هنوز تمایز پیدا نکرده اند.

در مرحله ی main organogenesis که از حدود روز ۱۰ شروع می شود و در روز ۴۰ پایان می یابد، سلول ها تمایز یافته اند و احتمال بروز abnormality بسیار بالاست. این دوره زمان بسیار حساس و خطرناکی برای پرتوگیری محسوب می شود.

در مرحله ی Fetus ارگان ها شکل گرفته اند و فقط شاهد رشد فیزیکی آن ها هستیم بنابراین انتظار نداریم در صورت پرتوگیری abnormality زیادی ایجاد شود اما به هر حال احتمال mental retardation یا عقب ماندگی ذهنی و growth retardation یا عقب ماندگی رشدی در این مرحله وجود دارد.



1. Preimplantation → 0 - 9 days (in humans)
2. Organogenesis → 10 days - 6 weeks
3. Fetal Period → 6 weeks to term

شکل ۷-۱۰: احتمال آسیب به فرزند در مراحل مختلف بارداری

بنابراین با توجه به شکل ۱۰ کم خطرترین مرحله برای پرتوگیری مرحله ی **preimplantation** می باشد. در گذشته قانونی وجود داشت به نام قانون "ten days rule" یا «قانون ده روز» که بر طبق این قانون خانم هایی که در سن باروری هستند برای رادیوگرافی های غیر اورژانسی (**elective**) بهتر است در ۱۰ روز اول پس از شروع **menstruation** مراجعه کنند زیرا در این زمان با اطمینان می توان گفت که فرد مورد نظر باردار نیست (زیرا تخمک گذاری در حدود روز ۱۴ صورت می گیرد). اما بعداً با تجدیدنظری که در این قانون صورت گرفت این قانون به قانون ۲۸ روز تبدیل شد زیرا احتمال بروز **abnormality** در مرحله ی **preimplantation** نیز بسیار کم است.

حال به بررسی انواع سندروم های ناشی از قرارگیری در معرض تشعشع می پردازیم:

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 درباره ی این عوارض داریم بیشتر مربوط به بازماندگان حوادث اتمی (مثل بمب های اتمی) می باشد؛ یعنی کسانی که حدود چند gray پرتوگیری داشته اند. البته در رادیوتراپی هم دوزهای در حد چند گری دیده می شود.

این افراد یک سری عوارض زودرس تشعشی نشان خواهند داد. Prodromal radiation syndrome یا سندرم تشعشی زودرس معمولاً سه علامت واضح دارد؛ یعنی nvd شامل :

۱- تهوع nausea

۲- استفراغ vomiting

۳- اسهال diarrhea

البته موارد دیگری همچون anorexia (بی اشتهايي) و خستگی زودرسی نیز در این افراد دیده می شود.

این عوارض خود به خود بعد از گذشت مدتی فروکش می کنند و فرد احساس می کند که بهبود یافته است اما در حقیقت این فرد وارد مرحله ی نهفته ای (Latent) شده است که بعد از آن عوارض اصلی بروز خواهند کرد. علت این پدیده این است که وقتی سلول های حساسی همچون سلول های مغز استخوان و طحال تابش ببینند ، از بین می روند ولی سلول های بالغ خونی همچنان باقی می مانند بنابراین زمانی که عمر سلول های بالغ به پایان برسد این افراد با مشکلاتی همچون تضعیف سیستم ایمنی و عفونت های ناشی از آن ، خونریزی ناشی از کمبود پلاکت و کم خونی روبرو خواهند شد.

سندروم مراکز خونساز:

در ارتباط با این سندروم بایستی گفت که hematopoietic syndrome عامل مرگ کسانی است که ۱۰- ۲ گری تابش دریافت کرده باشند. همانطور که در بخش قبلی نیز اشاره کردیم پرتو های یون ساز باعث ایجاد آسیب های جدی در مراکز خونسازی بدن می گردند در نتیجه علائم این سندروم بروز می کنند. از جمله ی نشانه های سندروم خونی ناشی از پرتوگیری موارد زیر را می توان نام برد :

۱- chill یا لرز

۲-Fatigue یا خستگی

۳- hemorrhage یا خونریزی

۴- ulceration یا زخم

۵- infection یا عفونت

۶- anemia یا کم خونی

عوارض گفته شده 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) می توان 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 (GIS) Gastrointestinal syndrome :

این سندرم در دوزهای بین ۱۰ تا ۵۰ گری دیده می شود که نسبت به سندرم قبلی در مدت زمان کوتاه تری باعث مرگ می شود؛ مثلاً در عرض یک هفته در این زمان سلول های بنیادی مسئول ساخت پرزهای روده به شدت آسیب می بینند در نتیجه تا زمانی که سلول های بالغ پوششی هنوز زنده هستند مشکل خاصی به وجود نمی آید اما با به پایان رسیدن عمر آن ها روده به تدریج از پرزها تهی می گردد و جذب آب و مواد غذایی به شدت اختلال پیدا می کند و عوارض این سندرم بروز می کنند؛ شامل:

۱- nausea

۲- vomiting

۳- prolong diarrhea (به خاطر اختلال در جذب آب)

۴- dehydration

۵- loss of weight (به خاطر اختلال در جذب مواد غذایی)

۶- complete exhaustion یا فرسودگی کامل

همچنین نکته ی دیگری که در این سندرم حائز اهمیت است این است که میکروارگانسیم های موجود در دستگاه گوارش نیز به علت از میان رفتن پوشش اپی تلیالی این نواحی می توانند وارد خون گردند و منجر به عفونت های شدید (sepsis یا septicemia) و در نهایت مرگ شوند.

سندرم دستگاه عصبی مرکزی (cerebrovascular syndrome)

این سندرم در دوزهای بیش از ۵۰ گری بروز می کند. در این زمان دوز تابش به حدی رسیده است که می تواند 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 می میرد. نشانه های این سندرم شامل :

۱- disorientation یا عدم هوشیاری

۲- severe nausea and vomiting within minutes of exposure

۳- loss of muscular co- ordination

۴- respiratory distress

۵- coma and death

جهش (radiation- induced mutagenesis) :

جهش ها تقریباً همیشه مضر هستند و این گونه نیست که احتمال مضر بودن آن ها ۵۰٪ باشد و احتمال مفید بودنشان هم ۵۰٪ زیرا میلیون ها سال از تکامل انسان ها می گذرد و در این زمان ژنوم انسان ها به بیشترین میزان سازگاری با محیط دست یافته است در نتیجه هرگونه تغییر در این داده های ژنی ممکن است منجر به اختلال در یکی از روندهای دخیل در حیات گردد. مولر برنده جایزه ی نوبل در سال ۱۹۲۷ این چنین می گوید که مفید بودن جهش ها همان قدر دور از ذهن است که بهبود عملکرد یک ساعت

پیچیده در اثر وارد یا خارج کردن یک قطعه ی تصادفی از داخل آن امکان پذیر باشد. تنها در صورت تغییر محیط می توان از جهش ها انتظار داشت که باعث سازگاری بیشتر موجود زنده با محیط زندگی وی گردند. نکته ی مهم درباره ی radiation این است که پرتوگیری هیچ نوع جهشی ایجاد نمی کند 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 سرطان ها مانند لوسمی سرطان سینه و سرطان تیروئید غالباً به خاطر radiation هستند اما عوامل دیگری هم می توانند آن ها را ایجاد کنند. همچنین به یاد داشته باشید که طبق مدل خطی غیر آستانه ای با افزایش دوز احتمال جهش به صورت خطی افزایش می یابد.

معمولاً بیشترین میزان دوز جذبی در رادیوگرافی های مربوط به مهره های کمری (تصویربرداری lateral lumbar) دیده می شود 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 می یابد).

سرطان (radiation carcinogenesis) :

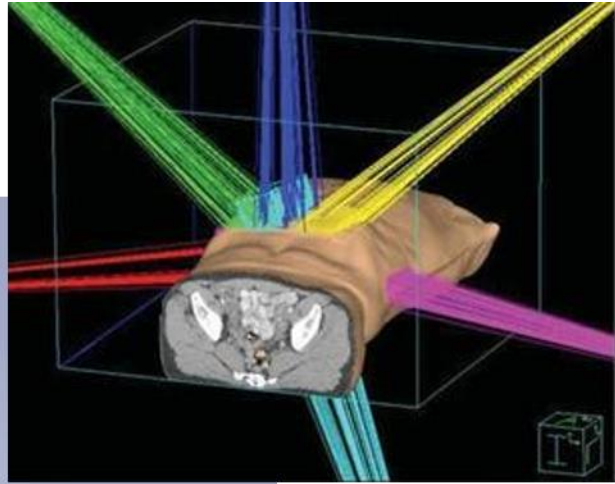
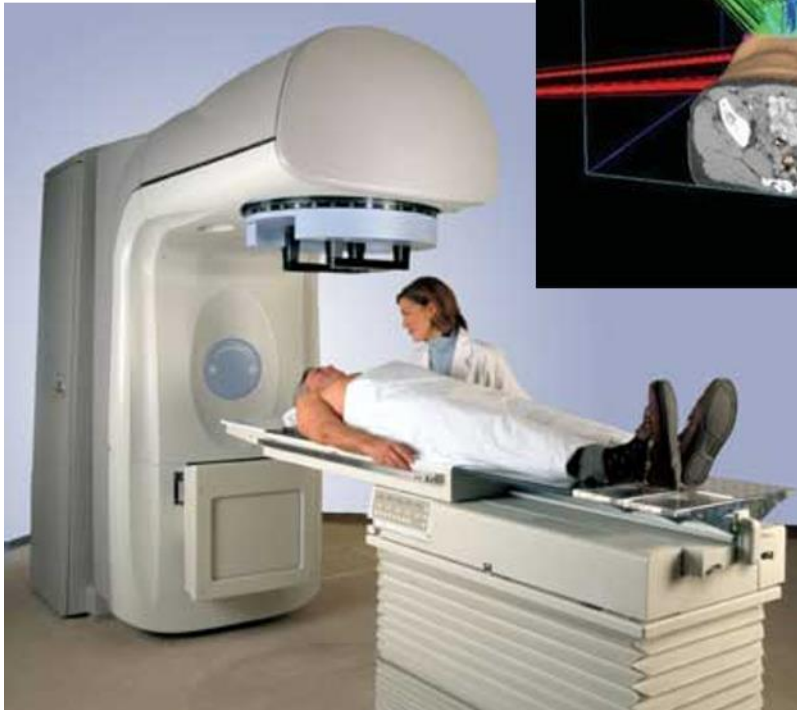
سرطان نوعی آسیب احتمالی دیررس (stochastic late effect) می باشد که ایجاد آن توسط پرتوگیری هیچ آستانه ای ندارد یعنی حتی در دوزهای بسیار کم هم احتمال ایجاد آن وجود دارد اما تفاوت در این جاست که در صورت بروز سرطان شدت آن بستگی به دوز دریافتی ندارد یعنی از اصل "all or none" تبعیت می کند. ولی به یاد داشته باشید که احتمال بروز سرطان با دوز دریافتی متناسب است.

سرطان ها را به دو گروه عمده تقسیم بندی می کنند :

۱- لوسمی که دوران بروز (latency period) آن ها حدود ۵ سال می باشد.

۲- solid tumor که دوران بروز آن ها بین ۲۰ تا ۳۰ سال می باشد.

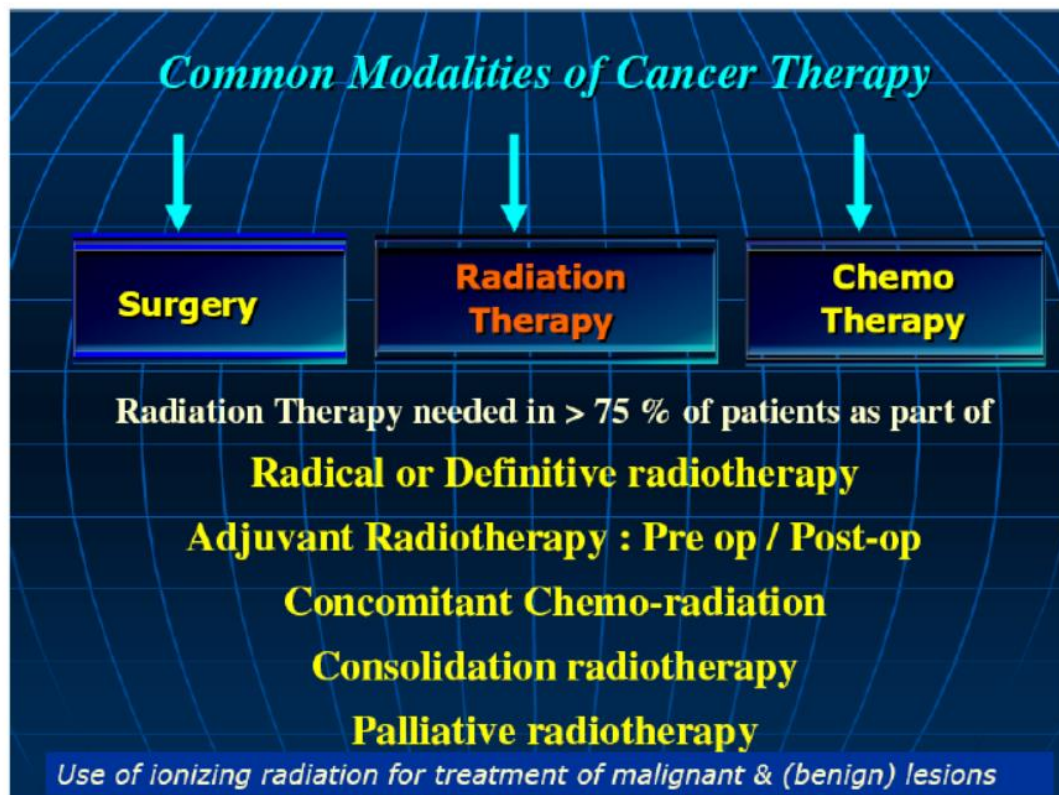
فصل هشتم: رادیوتراپی



درمان سرطان :

نکته ی جالب درباره Radiation وجود خاصیت Dual action در آن است؛ یعنی هم می تواند باعث ایجاد سرطان شود و هم می تواند برای درمان آن استفاده گردد.

اصولاً دانش رادیوتراپی مبتنی بر استفاده از Radiation در درمان بیماری هایی همچون سرطان (cancer) است.



شکل ۸-۱: روش های رایج در درمان سرطان

همانطور که در شکل ۱ می بینید سه روش معمول برای درمان سرطان وجود دارد :

۱- جراحی

۲- شیمی درمانی

۳- پرتو درمانی (Radio therapy)

توجه: علاوه بر روش های بالا روش های دیگری هم برای درمان سرطان وجود دارند از جمله

Hyperthermy

اکثر اوقات این روش ها به تنهایی مورد استفاده قرار نمی گیرند؛ به عنوان مثال ممکن است ابتدا تومور را با استفاده از جراحی خارج کنند سپس بیمار تحت شیمی درمانی یا رادیوتراپی قرار گیرد.

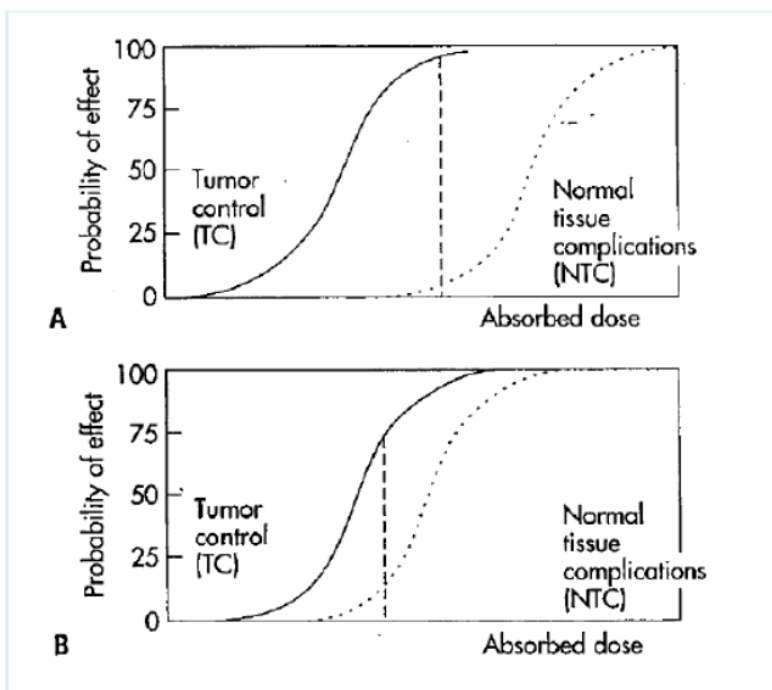
گاهی اوقات هدف از رادیوتراپی ریشه کن کردن سرطان نیست بلکه برای کاستن درد و رنج بیمار مورد استفاده قرار می گیرد، برای مثال در سرطان استخوان که بیماران درد فراوانی را تحمل می کنند.

در حقیقت در رادیوتراپی مولکول های DNA به شدت آسیب می بینند که منجر به مرگ سلول ها خصوصاً سلول های سرطانی می شود زیرا سلول هایی که مدام در حال تقسیم هستند زمان کمتری برای ترمیم DNA در اختیار دارند در نتیجه حساسیت پرتویی بیشتری دارند بنابراین انتظار داریم که حساسیت پرتویی سلول های تومورال نسبت به سلول های سالم بیشتر باشد. همچنین در رادیوتراپی سلول هایی مثل سلول های خونساز، اپی تلیال و... که سرعت تقسیم بالایی دارند نسبت به سایر سلول های طبیعی بدن آسیب بیشتری می بینند.

TCP(tumor control probability)

:NTCP (normal tissue complication probability)

با توجه به شکل ۶ تومور مربوط به منحنی A کاندید بهتری برای رادیوتراپی است زیرا در این مورد می توانیم به شانس درمان بیشتری دست پیدا کنیم بدون اینکه در Normal Tissue عوارض جدی داشته باشیم.



شکل ۸-۲: منحنی های TCP و NTCP

همانطور که گفته شد مشکل رادیوتراپی این است که چون فوتون ها از خارج بدن تابانده می شوند 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 سلول های سالم هم آسیب می بینند و این مسأله در استفاده از دوز های بالاتر محدودیت ایجاد می کند.

بنابراین منحنی A یک حالت ایده آل را نشان می دهد اما معمولاً به چنین حالتی دست پیدا نمی کنیم یعنی عملاً نمی توانیم به شانس درمان ۱۰۰٪ برسیم بدون اینکه عوارض جدی در بافت نرمال داشته باشیم. همانطور که در شکل B مشاهده می کنید اگر بخواهیم به شانس درمان ۷۵٪ برسیم در بافت نرمال هم یک سری عوارض جدی خواهیم داشت.

پس به عنوان یک اصل کلی ما نمی توانیم در رادیوتراپی دنبال شانس درمان ۱۰۰٪ باشیم زیرا منحنی TCP از نوع سیگموئیدی است یعنی در انتهای منحنی شیب به شدت کاهش پیدا می کند در نتیجه به ازای افزایش دوز شانس درمان به مقدار کمی افزایش می یابد؛ مثلاً از ۹۵٪ به ۹۵/۱٪ می رسد. هم چنین دوز

که افزایش پیدا می کند شانس بروز عوارض در بافت نرمال هم افزایش می یابد، به همین دلیل عملاً رسیدن به شانس درمانی ۱۰۰٪ امکان پذیر نیست.

راه های افزایش بازده در هنگام رادیوتراپی :

برای اینکه آسیب به بافت نرمال کاهش پیدا کند چند راه وجود دارد :

۱- فاصله را کمتر کنیم :در حقیقت فاصله ی بین هدف مورد نظر و منبع را (که همان بافت نرمال می باشد) با استفاده از عمل جراحی کنار می زنیم.

۲- استفاده از ذراتی غیر از فوتون :از آن جا که بیشترین میزان جذب انرژی فوتون ها در سطح بدن اتفاق می افتد، می توانیم از ذرات دیگری مانند پروتون استفاده کنیم که بر خلاف فوتون بیشترین جذب را در یک عمق مشخصی خواهند داشت.

۳- استفاده از مواد شیمیایی خاصی که تومور را نسبت به پرتو حساس می کنند :این مواد باید به گونه ای باشند که فقط توسط تومور جذب شوند و تومور را نسبت به پرتو ها حساس کنند. همچنین می توانیم 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 گونه ای که ۱۰۰٪ وارد تومور شوند و جذب بافت های نرمال نگردند و یا بالعکس تا کنون به دست نیامده است.

۴- Drug beriberi : استفاده از مواد رادیواکتیوی که اختصاصاً به روی آنتی ژن های سطح تومور متصل می شوند.

۵- قرار دادن ذرات پلاتین در تومور: از آن جا که پلاتین جاذب خوبی برای پرتوهاست و هنگامی که پرتوها را جذب کند دچار پدیده ی فتوالکتریک می شود ، می تواند در رادیوتراپی مورد استفاده قرار گیرد.(ذرات پلاتین در اثر پدیده ی فتوالکتریک تعدادی الکترون پرنرژی ایجاد می کنند که در مسیرهای کوتاه انرژی خود را از دست می دهند).

انواع رادیوتراپی:

رادیوتراپی با فوتون به دو شکل قابل انجام است :

۱- براکی تراپی : در براکی تراپی ماده ی رادیواکتیو را درون تومور یا در مجاورت آن قرار می دهیم.

۲- تله تراپی : منبع پرتوزا خارج از بدن بیمار قرار می گیرد مثلاً در فاصله ی یک متری

کاربرد رادیوتراپی:

بعضی از تومورها نسبت به Radiation خیلی خوب جواب می دهند مانند Breast cancer که اگر زود تشخیص داده شود می تواند به راحتی درمان شود به همین خاطر در کشورهای اروپایی یک برنامه ی غربالگری اجرا می شود که در آن زن ها در یک بازه ی سنی مشخص هر ۶ ماه یکبار mammography انجام می دهند تا در صورتی که به سرطان سینه دچار شوند در همان مراحل ابتدایی تشخیص داده شود. بدین وسیله شانس درمان سرطان سینه افزایش پیدا می کند. از جمله ی سرطان هایی که به خوبی به رادیوتراپی پاسخ می دهند موارد موجود در صفحه ی بعد را می توان نام برد:

- 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

اما بعضی از تومورها پاسخ خیلی خوبی به Radiation نمی دهند و برای درمان آن ها باید از روش های ترکیبی (جراحی و ...) استفاده نمود؛ مانند :

- Wilms tumor
- Rhabdomyosarcoma
- colorectal cancer
- soft tissue carcinoma
- embryonal carcinoma of testis

همچنین ناگفته نماند که در درمان برخی از تومور ها به علت قرار گرفتن در نقاط حساس بدن نمی توان از رادیوتراپی با دوز های بالا استفاده کرد.

حال به بررسی انواع رادیوتراپی و خصوصیات مربوط به هر کدام می پردازیم:

: External Beam therapy

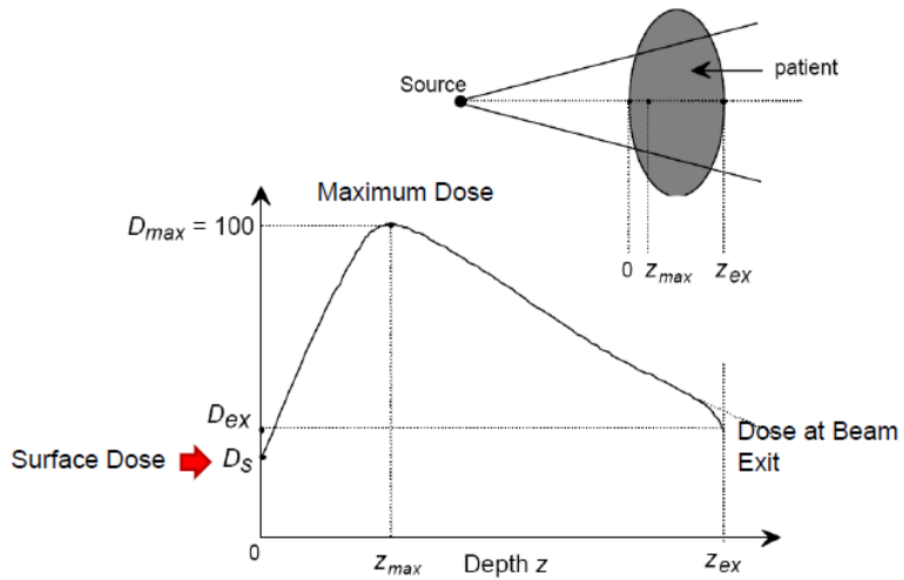
در این روش منبع Radiation در خارج بدن بیمار و فاصله ۸۰-۱۰۰ cm قرار داده می شود و بیمار در هر جلسه حدوداً ۲ Gray دو گری تابش می گیرد. (که بیمار حدود ۳۰ جلسه مراجعه می کند و در مجموع حدود ۶۰ Gray تابش دریافت می کند)

زمان هر جلسه هم بستگی به عمر منبع کبالت دارد. (این که منبع کبالت نو باشد یا کهنه!) از آن جا که نیمه عمر کبالت ۵ سال است می توان گفت در هر ماه اکتیویته آن حدوداً ۱٪ کاهش می یابد.

: مزایای Teletherapy

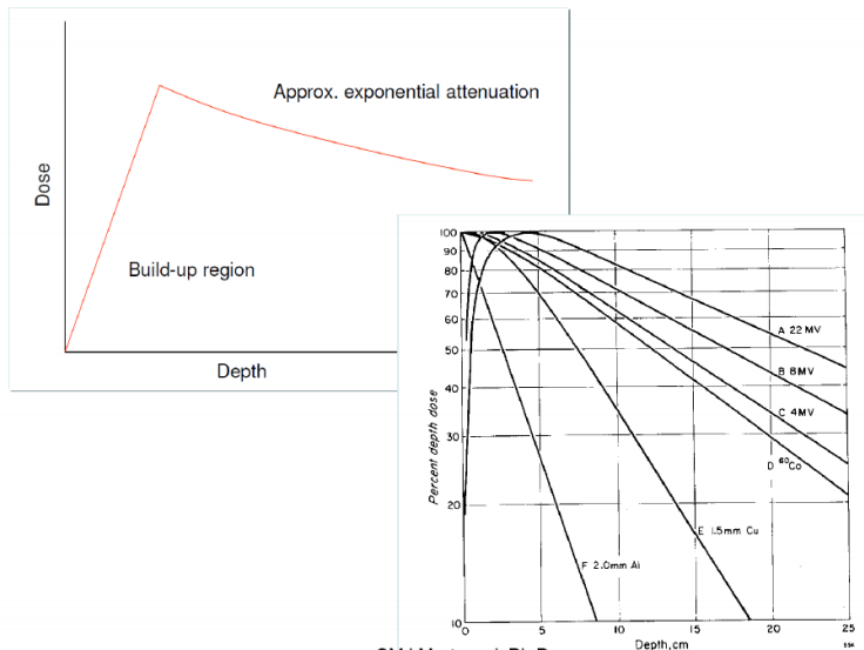
- ۱- برای هر منطقه ی آناتومیک بدن Teletherapy شدنی است.
- ۲- برای مناطق بزرگ بدن (حتی کل بدن) نیز teletherapy امکان پذیر است.
- ۳- درمان به وسیله ی این روش سریع و راحت است.
- ۴- بیمار نیازی به بستری شدن ندارد.
- ۵- این روش Noninvasive است.

همانطور که در مباحث قبل نیز اشاره شد دوزی که در Teletherapy داریم عمدتاً به خاطر الکترون هایی است که در پدیده های یونش ایجاد می شوند .



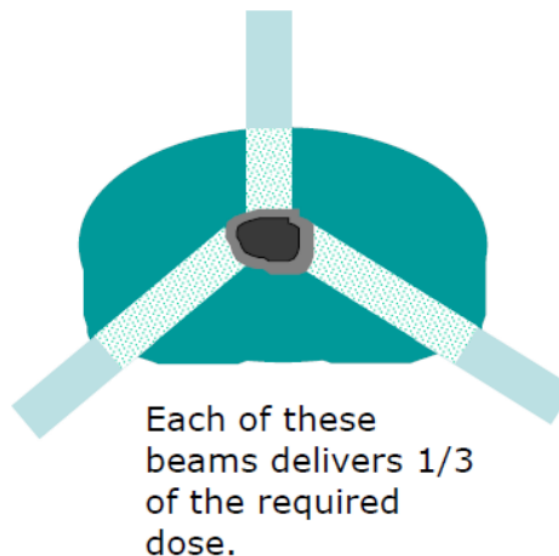
شکل ۸-۳: منحنی عمق-دوز

با توجه به شکل ۳ وقتی که فوتون به بدن برخورد می کند، الکترون هایی ایجاد می شوند که در منطقه ای خاص (در سطح) قسمت عمده ی دوزشان را واگذار می کنند و همین باعث می شود که وقتی با فوتون رادیوتراپی می کنیم در یک منطقه کوچک سطحی دوز زیاد شود سپس هر چه به عمق بیشتری می رویم دوز تدریجاً کمتر می شود. به منطقه ای که استثنأً دوز زیاد می شود (Bildup region) می گویند.



شکل ۸-۴: منحنی عمق-دوز برای پرتو های مختلف

با توجه به منحنی D در شکل ۴ متوجه می شویم که اگر توموری در عمق ۲۰ 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 می کنیم.



شکل ۸-۵: multifield radiation therapy

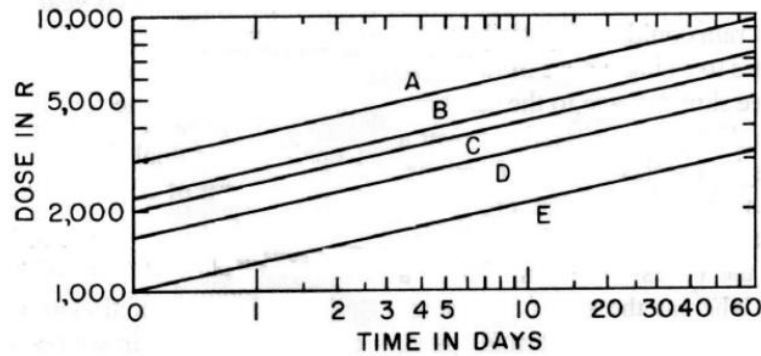
یعنی field های مختلفی (جهت های مختلف) را برای تاباندن پرتو انتخاب می کنند تا حداقل محل بافت های نرمالی که در معرض تابش هستند تغییر پیدا کند و کمتر در معرض Radiation قرار بگیرند. همچنین fieldها را به گونه ای طراحی می کنند که قسمت های حساس بدن مثل چشم ها و نخاع در مسیر تابش نباشند. ناگفته نماند که امروزه هنوز هم برای از بین بردن تومور هایی که در نزدیکی سطح بدن قرار گرفته اند از رادیوتراپی یک جهته (single beam) استفاده می شود.

Isoeffect curves (منحنی های هم پاسخ):

این منحنی ها نشان دهنده ی 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 مشاهده ی یک اثر بیولوژیکی

مشخص از Fractionation استفاده می کنیم نسبت به درمان تک جلسه به دوز بیشتری نیاز خواهیم

داشت



- Each isoeffect curve represents a different clinical acute toxicity endpoint.
- Examples **A = skin necrosis**, **E = skin erythema**.

شکل ۸-۶: منحنی های هم پاسخ

مثلا طبق شکل فوق برای skin necrosis (منحنی A) اگر بخواهیم درمان را در یک جلسه انجام دهیم چیزی در حدود ۳۰۰۰ رونتگن اشعه مورد نیاز است اما اگر بخواهیم درمان در ۶۰ جلسه انجام شود چیزی در حدود ۱۰.۰۰۰ رونتگن اشعه مورد نیاز خواهد بود.

:Brachytherapy

روشی است که در آن منبع رادیواکتیو درون تومور یا در مجاورت آن قرار می گیرد در نتیجه بیشتر دوز تابش شده بر روی خود تومور متمرکز می گردد. در قرن اخیر راههای مختلفی برای کاشتن دانه های رادیواکتیو در بدن بیماران سرطانی مورد استفاده قرار گرفته است.

Brachytherapy با دو نوع چشمه قابل انجام است:

۱- permanent sources

۲- temporary sources

دسته ی اول منابعی هستند دارای انرژی کمتر و نیمه عمر کوتاهتر، که برتری آنها بالاتر بودن امنیتشان است (به دلیل انرژی کمتری که دارند) و عیب آنها این است که منابع کاشته شده نمی توانند با بدن تطابق آناتومیک پیدا کنند.

اما منابع دسته ی دوم به دو صورت عمل می کنند:

۱- HDR (High dose rate) که طول درمان در حدود چند دقیقه است.

۲- LDR (Low dose rate)، که طول درمان در حدود چند روز است.

تذکر: معمولاً در Brachytherapy از سزیم (Cs)، ایریدیوم (Ir) و یا ید (I) به عنوان چشمه استفاده می شود.

یکی از روش های افزایش دوز در بخش های عمقی تر استفاده از شتاب دهنده های خطی می باشد که در بخش بعدی به آن می پردازیم:

:Linear accelerator (Linac)

در این دستگاه با استفاده از یک تفنگ الکترونی الکترون های پرشتابی تولید می گردد که می توانند به طور مستقیم یا غیرمستقیم (پس از برخورد به یک الکتروود فلزی و تولید اشعه ی ایکس) در درمان سرطان مورد استفاده قرار بگیرند. انرژی این تفنگ نیز از یک modulator که جریان متناوب را به برق مستقیم و با ولتاژ بالا تبدیل می سازد، تامین می گردد. مزیتی که استفاده از شتاب دهنده های خطی دارد این است که افت دوز با افزایش عمق از سطح بسیار کمتر است.