وزارت تحصیلات عالی

پوهنتون طب

پوهنځی طب معالجوی

اساسات رادیولوژی تشخیصی

Principles of Diagnostic Radiology

ترتیب وتنظارش

پوهنیار دوکتور حبیب احمد

Revised On Mar 11. 2019

Please don't hesitate to contact me at 00905344141231 should have any question.

تولید شعاع ایکس و اساسات فزیکی رادیوگرافی

امروز کمتر کسی است که تصاویر X-ray را مشاهده نکرده باشد، طوریکه کاربرد این روش تصویربرداری به قدری زیاد است که طبق آمار در سال 1976 در ایالات متحده امریکا 600 ملیون کلیشهX-ray گرفته شده است .

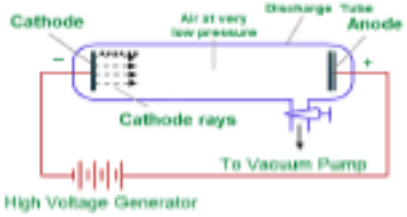
در این فصل اصول فزیکی و طریقه تولید شعاع ایکس را بررسی می کنیم. اما قبل از ان بهتر خواهد بود تاچند اصطلاح در ذیل توضیح گردد.

پدیده ترموآیونیک (Thermo-ionic Phenomenon)

مطابق این اصل، اگر از یک سیم نازک جریان برقی زیادی عبور کند، بدلیل اینکه حرارت زیادی در سیم ایجاد می شود، الکترون های سیم از آن خارج شده و بصورت هاله یی در اطراف سیم قرار می گیرند.

تصویر 1-2. پدیده ترموآیونیک

تیوب کولج(Coolidge Tube): یک امپول یا بالون شیشه ای است که هوای آن تا حد خلا تخلیه شده است و اختلاف پتانشیل (voltage) چند هزار ولت در دو طرف قطبهای آن وارد می شود. قطب منفی یا (Cathode) از سیمی بسیار نازک از جنس تنگستن است که با مکانیسم (Thermo-ionic) سبب تولید الکرون میگردد وسپس انها تحت اختلاف پتانشیل بالا به طرف قطب مثبت (Anode) پرتاب می شود و با آن برخورد می کند.



تصویر 2-2. تیوب کولج

فلوروسنس (Fluorescence): در طبیعت موادی وجود دارد که در اثر برخورد انرژی (بطور مثال شعاع ایکس که نوعی انرژی است) از خود نور تولید می کنند. چنانچه فاصله زمانی بین برخورد انرژی و تولید نور کمتر از 10^{-8} ثانیه باشد، بنآ همزمان با برخورد انرژی نور تولید شود که این پدیده فلوروسنس نام دارد.

فسفورسنس (Phosphorescence): همانند پدیده فلوروسنس است با این تفاوت که بین برخورد انرژی و تولید نور زمانی بیشتر از 10^{-8} ثانیه طول می کشد.

مودل اتومی نیلز بوهر: مطابق این مودل ، اتوم دارای هسته با چارج برقی مثبت و سویه هایی از الکترون است که بدور هسته چرخش می کنند که دو مسئله در این مودل اتومی مهم تلقی میگردد:

1- با چرخش الکترون در سویه ها (Level)، الکترون انرژی از دست نمی دهد و هیچگونه تابش انرژی (تابش الکترومقناطیس) ندارد.

2- از دست دادن و بدست آوردن انرژی توسط الکترون ها فقط در صورتی است که الکترون ها بین مداراها جابجا شوند .(وقتی الکترون به سویه دورتر از هسته می رود، مثلا از مدار M به N جابجا شود، حتماً انرژی دریافت کرده است، و زمانی که الکترون از مدار خارجی تر به سویه داخلی تر می رود انرژی از دست می دهد).

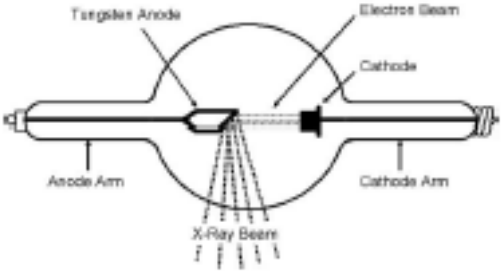
تاریخچه شعاع ایکس

اشعه ایکس از جمله امواج الکترو مقناطیس میباشد که دارای خواص متعدد بوده که عمده ترین آن خاصیت نفوذ کننده آن به داخل عضویت ، جذب ان توسط انساج مختلف بدن وتاثیر ان بالای فیلم رادیوگرافی و مواد فلوروسنت میباشد. ضمناً تاثیرات بیولوژیک آن بالای حجرات بدن نیز مشهود بوده که از این خاصیت آن در تداوی امراض تومورال استفاده میگردد. اما جهت مصون بودن خطرات بیولوژیک آن باید از محافظت شعاعی کار گرفت. در سال 1895 دانشمند جرمنی بنام رونتگن (Roentgen) توانست شعاع ایکس را کشف کند. او در حالی که در لابراتوار خود در حال کار بالای قطب کتودی بود متوجه شد صفحه فلوروسنس نزدیک به آن درخشندگی پیدا می کند. سپس رونتگن نتیجه گرفت که باید انرژی به صفحه فلوروسنس برخورد کرده باشد که تولید نور می کند و این انرژی حتماً از قطب کتودی تابش نموده است.

بدلیل اینکه خواص و ماهیت این شعاع برای او نامعلوم بود، وی نام این شعاع را، شعاع مجهول (X-ray) نامید.

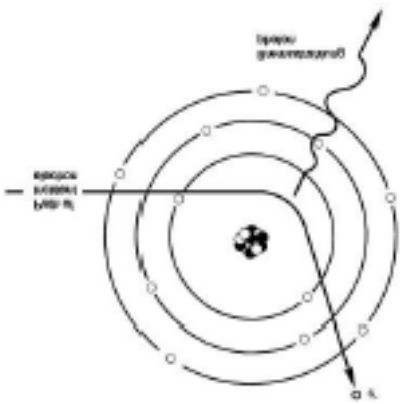
مکانیزم تولید شعاع ایکس

تیوب ماشین های ایکسری و سی تی اسکن، مانند تیوب کولج کار می کنند؛ ولی هوای داخل آن تا حد زیادی تخلیه شده است و اختلاف پتانسیل در حدود 50- 100 هزار ولت بین انود و کتود برقرار می شود. کتود (فیلامنت تنگستنی) در اثر پدیده ترموآیونیک تولید الکترون می کند و این الکترون ها تحت ولتاژ بالا بطرف هدف (انود) پرتاب می شوند و توسط دو میکانیسم ذیل سبب تولید شعاع ایکس میگردد:



تصویر 2-3. تصویر شماتیک از تیوب شعاع ایکس

الف) تولید شعاع ایکس بطریقه توقفی (Braking): الکترون پر انرژی تحت ولتاژ زیاد از کتود بطرف انود پرتاب شده و با آن برخورد می کند. همانطور که در شکل مشاهده می شود، یک الکترون پرتاب شده از فیلامنت کتود و یک اتوم از انود نشان داده شده است، الکترون با چارج منفی، بدون برخورد با الکترون های مداری اتوم های انود، از نزدیکی هسته آن که از جنس تنگستن است عبور می کند و تحت تاثیر قوه جاذبی الکترواستاتیکی (قوه جاذبی بین الکترون منفی و هسته با چارج مثبت) به طرف آن کشیده می شود. این قوۀ جاذبی، یا سبب توقف کامل الکترون می شود که تمام انرژی الکترون به شعاع ایکس تبدیل می شود؛ و یا اینکه سبب کاهش انرژی الکترون شده و مقدار انرژی کاهش یافته به شعاع ایکس تبدیل می شود. به این میکانیسم تولید شعاع ایکس، طریقۀ توقفی، Braking یا برمشترالینگ (Bremsstrahlung) می گویند.



تصویر 2-4. تولید شعاع ایکس بطریقۀ توقفی (Bremsstrahlung)

در تولید شعاع ایکس بطریقه برمشترالینگ، شعاع ایکس تولید شده از حداقل تا حداکثر انرژی (که مرتبط با مقدار انرژی از دست رفته تحت قوه جاذبه الکترواستاتیکی است) را دارا می باشد. در ماشین های ایکسری، جهت ممانعت از برخورد شعاع ایکس کم انرژی خارج شده، فیلتری از جنس آلمونیم در خروجی شعاع قرار داده می شود.

ب) تولید شعاع ایکس بطریقه اختصاصی (Characteristic): در این روش الکترون پر انرژی پرتاب شده از کتود به الکترون های مداری اتوم های انود برخورد می کند و سبب تولید شعاع ایکس میگردد که شعاع ایکس اختصاصی نامیده می شود.بدلیل اینکه احتمال این نوع برخورد کم است،در این کتاب بر این موضوع بحث بیشتر نمی کنیم.

دیافراگم یا کولیماتور اشعه ایکس

دیافراگم در مقابل دریچه تیوب شعاع ایکس قرار داده می شود تا ساحه شعاع بطور دالخواه تعیین گردد. بطور مثال جهت رادیوگرافی انگشتان،ساحه شعاعی کوچک و برای رادیوگرافی قفسهٔ صدری، ساحه بزرگ را می توان توسط دیافراگم تنظیم نمود.

خواص اشعهٔ ایکس

خواص عمده اشعه ایکس قرار ذیل اند

1- شعاع ایکس با سرعت نور، یعنی 300000 km/s حرکت می کند.

2- مسیر شعاع ایکس بصورت خطی می باشد؛ اما مانند فوتون های نوری قابلیت انکسار، پراکندگی، انعکاس و جذب را دارد.

3- شعاع ایکس متشکل از بسته های انرژی (photon) بوده که بدون چارج برقی است.

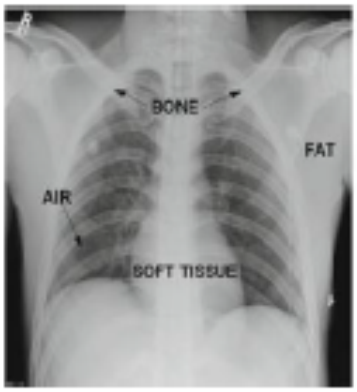
4- جذب شعاع ایکس در ماده (یا انساج حیه) به سه فکتور تراکم، نمبر اتومی و ضخامت وابسته است. هر ماده یا نسجی که فکتور های ذکر شده بیشتر داشته باشد، شعاع را بیشتر جذب می کند. (جسمی که شعاع را جذب می کند Radio-opaque می گویند مانند استخوان. جسمی که شعاع از آن زیاد عبور می کند Radio-lucence می گویند مانند هوای موجود در شش ها.)

5- طول موج شعاع ایکس بین 1 تا 0.1 انگستروم است؛ بناءً با چشم دیده نمی شود.

6- شعاع ایکس میتواند بالای انساج حیه تاثیرات بیولوژیکی ایجاد نماید. بطور مثال ممکن سبب موتیشن جنتیکی ویا مرگ حجروی گردد. بناءً محافظت در برابر این اشعه ضروری می باشد.

رادیوگرافی (Radiography)

در رادیوگرافی های ساده (فیلم یا کلیشه های ایکسری) چهار Density اصلی وجود داردکه عبارت از گازات (gas)، شحم (fat)، انساج رخوه (soft tissue) و ساختمانهای متکلس (calcified structures) میباشند



طورمثال در یک تصویر رادیوگرافی صدر (Chest x-ray) شعاع از هوای موجود در ریه ها عبور کرده و به فیلم می رسد و فیلم را سیاه می کند؛ در حالی که کلسیم بیشترین جذب شعاع ایکس را دارد و شعاع کمتر به فیلم می رسد و سفید دیده می شود.

تصویر 5-2. رادیوگرافی قفسه صدری

انساج رخوه (بجز شحم) امعا، عضلات، خون و غیره همگی دارای قابلیت جذب مشابه هستند و سبب تیره شدن متوسط کلیشه می شوند. شحم کمتر شعاع ایکس را جذب می کند و نسبت به انساج رخوه کمی سیاه تر به نظر می رسد. همانطور که قبلاً ذکر شد، جذب شعاع به سه فکتور تراکم، نمبر اتومی و ضخامت ارگان مورد تصویربرداری وابسته است.

- تصاویر رادیوگرافی منفی (Negative) هستند، به این معنی که شعاع ایکس که به فیلم میرسد سیاه دیده می شود و قسمت هایی که به آن سیگنال نمی رسد سفید دیده می شود؛ در حالی که در سیستم های مثبت (Positive)، سیگنال سفید دیده می شود.

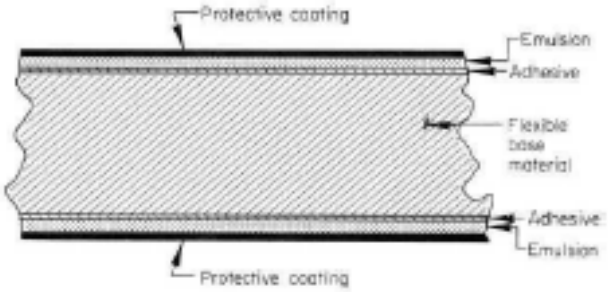
ساختمان عمومی فیلم های رادیوگرافیک

یک فیلم رادیولوژی معمولی، دارای طبقات ذیل می باشد:

1- اساس فیلم (Base) که معمولا از جنس پولی استر(پلاستیک) می باشد.
2- یک نوع سرش (adhesive)

3- مستحلب (emulsion) که معمولا از جنس بروماید نقره (AgBr) و ژلاتین ساخته شده است و همین طبقه، قسمت حساس به شعاع و نور می باشد.

4- طبقه محافظتی (protective coating)



تصویر 6-2. طبقه های فیلم ساده رادیوگرافی

بعضی فیلم های رادیوگرافی یکطرفه است، یعنی در یک طرف پلی استر، مستحلب وجود دارد؛ اما در فیلم های دوطرفه در هردو طرف پلی استر، مستحلب قرار دارد.

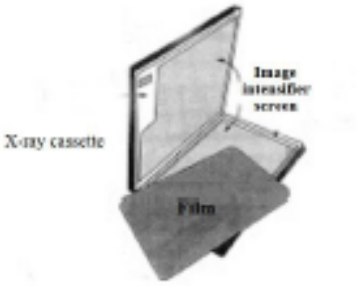
❖ نکته: فیلم های ایکسری ساده حساس به شعاع ایکس و همچنان حساس به نور می باشند؛ بناءً باید در اتاق تاریک در کسیت های ضد عبور نور قرار داده شوند.

تکنالوژی اسکرین های تقویت کننده (Image intensifier screen)

اگر بخواهیم فقط توسط شعاع ایکس تصویر رادیوگرافی بر روی فیلم ایجاد کنیم، ضرورت به دوز شعاعی بسیار زیاد است که می تواندخطرناک باشد. بنآبرای کاهش دادن دوز شعاعی به مریض، از صفحات یا اسکرین های تقویت کننده تصویر استفاده می شود.

این اسکرین های تقویت کننده دارای لایه ای از مواد فلوروسنس هستند و وقتی اشعه به آن برخورد می کند، اشعه را به نور مرئی تبدیل می کند. فیلم های رادیولوژی هم به اشعه ایکس و هم به نور حساس می

باشند . بنآ در اثر اسکرین های تقویت کننده با شعاع کم، نور زیادی تولید می شود بنآ دوزشعاعی به مریض به مقدار قابل ملاحظه ای کاهش می یابد.



تصویر 7-2. کسیت، فیلم . صفحات تقویت کننده تصویر رادیوگرافی

اسکرین های تقویت کننده تصویر درون کسیت رادیوگرافی و در دو طرف فیلم قرار می گیرند و اشعه ایکس را به نور تبدیل می نمایند و فیلم متاثر از نور شده و سپس توسط محلول های کیمیاوی ظاهرمیشود.

ظهور فیلم رادیوگرافی

وقتی رادیوگرافی از یک عضو انجام شد (قسمتی از شعاع به فیلم رسیده و قسمتی توسط نسج جذب میگردد) در قسمتی که شعاع به کسیت رادیوگرافی رسیده تغییراتی در طبقهٔ شبکهٔ کریستالی AgBr مستحلب فیلم (emulsion) ایجاد می شود و سبب آزاد شدن آیون ها میگردد؛ یعنی آیون های +Ag و -Br تشکیل شده یا به اصطلاح(تصویری پنهان) بر روی این فیلم ایجاد می شود که سپس توسط محلول های کیمیاوی و در اتاق تاریک فیلم شسته می شود و تصویر ظاهر می گردد.

محلول های کیمیاوی شامل محلول Developer که محولی قوی است و الکترون دهنده است، محلول Fixer که اسیدی است و قابل شستشو به آب می باشد. در ابتدا محلول قلوی به +Ag (قسمتی از مستحلب که شعاع نگرفته) الکترون می دهد و آنرا تبدیل به نقره فلزی ((Ag (s) سیاه رنگ می کند. پس از آن محلول اسیدی همه مستحلب را پاک می کند و فقط نقره فلزی بر روی فیلم می ماند و آب فیلم را می شوید. در این پروسه مستحلب در قسمتی که شعاع نگرفته باقی می ماند و بارنگ (نقره فلزی

(Ag(s) سیاه دیده می شود و قسمت هایی از فیلم که شعاع دریافت نکرده است از فیلم پاک می شود یعنی روشن دیده می شود و این تفاوت سیاهی و روشنی به معنای ایجاد تصویر است.

دیجیتل ایکسری

تنها تفاوت ایکسری ساده و دیجیتل، در طریقهٔ تبدیل شعاع به تصویر (Filming) است؛ یعنی ماشین تولید شعاع در هر دو یکی بوده، فقط ساختمان کسیت "cassette " و فیلم "Film" متفاوت است.

دو نوع دستگاه های دیجیتل وجود دارد: CR (Computed Radiography) که در کست آن بجای فیلم، یک صفحهٔ فسفورسنس وجود دارد که وقتی شعاع از بدن عبور کرد و به کست رسید، شعاع بصورت نور در صفحهٔ فسفورسنس ذخیره می گردد. سپس کسیت در یک دستگاه دیجیتل کننده "Digitizer" قرار داده می شود که بصورت اتوماتیک، کسیت خوانده شده و تصویر بر روی مانیتور مشاهده می شود. سپس تصویر بر فیلم لیزری چاپ می شود.

نوع دوم از روش های دیجیتل، DR (Direct Radiography) است، که از یک صفحهٔ برقی که از جنس amorphous Si (سلیکان بدون شکل) است استفاده می شود. وقتی شعاع از بدن عبور کرد، به این صفحهٔ برقی برخورد کرده و بلافاصله تصویر روی مانیتور ظاهر می شود و می توان این تصاویر را بر روی فیلم های لیزری چاپ نمود.

مزیت اصلی روش های دیجیتل نسبت به ساده، کیفیت بالای این تصویر می باشد. امانقطه ضعف آن، از دست دادن سایز اصلی است که معمولا بر روی فیلم های لیزری کوچک چاپ می شوند.

فلوئوروسکوپی (Fluoroscopy)

میتوانیم تصویربرداری با شعاع ایکس را بر روی کلیشه ایکسری نشان دهیم که این روشی استاتیک است؛ اما اگر بخواهیم بصورت real-time و داینامیک با شعاع ایکس تصویربرداری نماییم از دستگاه های فلوئوروسکوپی استفاده می نماییم.

اساس این دستگاه ها قسمی است که شعاع ایکس پس از برخورد به بدن از آن عبور نموده و به یک صفحه فلوئوروسنت برخورد می کند.

صفحه فلوئوروسنت تولید نور می نماید. تا زمانی که اوپراتور پای خود را بر پایدل ایکسری قرار می دهد، شعاع ایکس دایماً تولید شده و نور از صفحه فلوئوروسنت دایماً تابش می شود. این نور توسط ساختمان بنام PMT (فوتومولتی پلائیر) به مانیتور انتقال می کند و تصویر بصورت زنده برروی مانیتور نشان داده می شود.

تصویر 8-2. ماشین فلوئوروسکوپی C-arm

از معاینات فلوئوروسکوپی برای عملیات های اورتوپیدی جهت مشاهده رادیولوژیک عملیات، و بررسی رادیولوژیک جهاز بولی، هضمی و غیره به صورت دینامیک استفاده می شود.

در دستگاه های انجیوگرافی نیز از اصول مشابه استفاده می شود و تصویربرداری داینامیک از مداخله انجیوگرافی بر روی مانیتور قابل مشاهده خواهد بود.

مواد کثیفه (حاجب) در رادیولوژی (Contrast Media in radiology)

چون در رادیوگرافی های ساده و دیگر روش های تصویربرداری، بعضی ساختمان های بدن مثل کلیه ها، مثانه، معده، مری، امعا و غیره خیال واضح ندارند،بنآ برای ایجاد تصویر آن ها از مواد کثیفه (contrast media.) استفاده می شود؛ قسمی که این مواد جانب شعاع یا (Radio-opaque) هستند و سبب سفید دیده شدن تصویر در ناحیه که مواد کثیفه وجود دارد ، می شوند و سبب ایجاد کنتراست

(تفاوت رنگ) میگردد. به صورت عموم مواد کثیفه بدوگروپ (مواد کثیفه کانترست مثبت و مواد کثیفه کانترست منفی تقسیم میگردد).

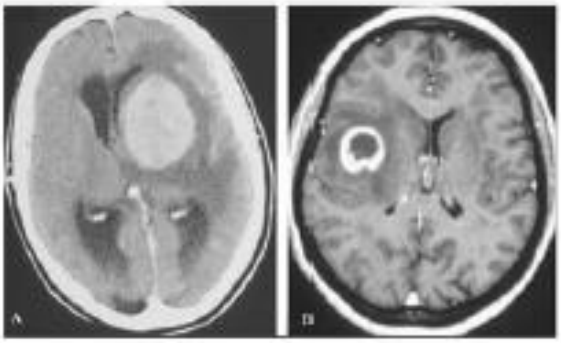
مواد کثیفه کانترست مثبت به طرق مختلف استعمال می شود که قرار ذیل اند:

- استفاده از مواد کثیفه بشکل زرقی (که معمولا ترکیبات آیودین دار که دارای نمبر اتومی و کثافت بلند است میباشد) وبرای اهداف ذیل استفاده میشود:

1. بررسی سیستم بولی (که مواد کثیفه پس از چند دقیقه از زرق، به سیستم بولی رسیده و فعالیت آن را نشان میدهد.)

تصویر 9-2. بررسی سیستم ادراری توسط رادیوگرافی با مواد کثیفه زرقی

2. بررسی کتانت (بدلیل اینکه اکثر تومورها جذب بیشتری نسبت به سایر انساج دارند بناً پس از زرق کنترست، تومور آنرا جذب نموده وتصویر آن سفیدتر (with enhancement) مشاهده می شود و در صورتیکه کتله سیستیک باشد، غشای اطراف آن enhancement را نشان داده و سبب ایجاد کنتراست به شکل rim enhancement می گردد. که معمولا در تصویربرداری های مقطعی مثل CT Scan و MRI استفاده میشود.

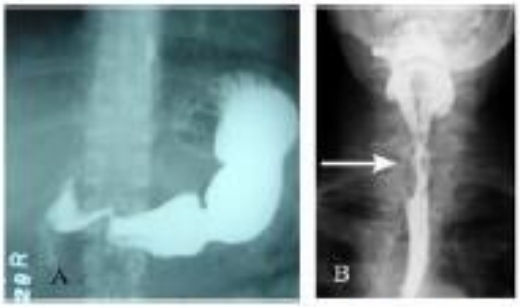


تصویر 2-10. تصویربرداری با مواد کنتراست. تصویر A سی تی اسکن دماغ که یک تومور well enhancing را نشان می دهد. تصویر B ام آر آی در فاز T1W که rim enhancement و وجود یک cyst را نشان می دهد.

3. بررسی اوعیه (که نیز در تصویربرداری های مقطعی استفاده می شود.)

تصویر 2-11. تصویربرداری با مواد کنتراست جهت بررسی اوعیه. تصویر A بررسی قلب و عروق ریوی توسط دستگاه سی تی انجیوگرافی. تصویر B انجیوگرافی از حلقه ویلیس دماغ

- استفاده از مواد کنتراست از طریق فمی (Oral) که معمولا از suspension باریوم سلفاید استفاده می شود و بیشتر جهت بررسی جهاز هضمی بکار برده میشود.



تصویر 12-2. تصویربرداری با مواد کنیفه سوسپانسیون باریم سلفاید از جهاز هضمی. A بررسی معده و B بررسی مری و وجود تنگی در آن

- استفاده از مواد کنیفه از طریق مقعدی و مجاری تناسلی (که در تطبیقات مقعدی از مرکبات باریم و در تطبیقات مجرای تناسلی از مرکبات ایودین دار استفاده میشود).

تصویر 13-2. A رادیوگرافی امعای غلیظه و B رحم و تیوب های نفیری (HSG) با استفاده از مواد کنیفه با کانترست مثبت

مواد کنیفه کانترست منفی

گاهی از مواد کنتراست منفی (هوا و کربن دی اکسید) استفاده می شود که برخلاف مواد کنیفه مثبت که ذکر گردید، ایجاد شفافیت (سیاهی) می کنند و بیشتر جهت معاینات امعا استفاده می شود. همچنان از کانترست مضاعف (استفاده همزمان مواد کنیفه باکنترست مثبت ومواد کنیفه با کانترست منفی) نیز میتوان استفاده نمود که بنام Double contrast یاد میگردد.

❖ نکته: در روش تصویربرداری MRI هم از مواد کنیفه استفاده می شود که معمولا از ترکیبات فرومقناطیس مثل گادولونیوم می باشد.

مواد کثیفه معمولا بدون اثرات فارماکولوژیک بوده اما اسمولالیته بلند آن گاهی میتواند عوارض ذیل را ایجاد نماید:

1- احساس حرارت یا گرمی در بدن
2- درد های قسمت علوی بازو وشانه بعد از زرق مستحضرات غلیظ
3- زرق خارج وریدی که بسیار دردناک بوده
4- اعراض وابسته به جهاز هضمی مانند دلیدی، استفراغ.....
5- احساس گیجی و سبکی در سر وحساسیت خفیف به شکل پت
6- عوارض شدید مانند تفریط فشار خون، اذیمای حنجره و اسپازم قصبات که در اینصورت نیاز به اقدامات فوری دارد.

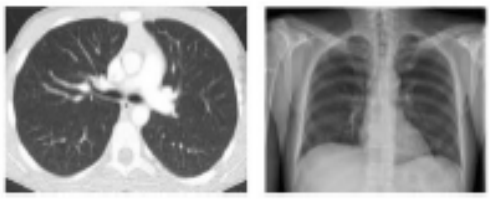
در نزد افراد ذیل خطر بروز عوارض از اثر تطبیق مواد کثیفه بالخصوص مرکبات ایودین دار که از طریق وریدی انجام میگردد ، بیشتر است . بناً در نزد همچو اشخاص باید از مواد کثیفه که دارای اوسمولالیته پایین وضعیف بوده باشد استفاده گردد:

1- اطفال شیرخوار
2- اشخاص مسن
3- مریضان مصاب به امراض قلبی ، عدم کفایه کلیوی ، میلوما ودیابیت قندی.

اساسات فزیکی تصویربرداری توموگرافی کمپیوتری (CT scan)

کلیشه ایکسری، تصویر دوبعدی از جسم ارایه می دهد. که در این تصاویر، خیال چندین ارگان روی هم می افتد و تشخیص را با مشکل مواجه می کند، اما گاهی ضرورت است که تصاویر مقطعی از بدن داشته باشیم تا بدون روی هم افتادن تصویر سایر ارگان ها بر یکدیگر آنها را مشاهده کنیم که در این صورت از ماشین هایی که تصویربرداری بطریقه مقطعی (Tomographic) انجام می دهند، مثل CT Scan, MRI..... استفاده می شود. CT scan مخفف کلمات Computed Tomography scan است. که Tomosبه معنای مقطع است و tomography به معنای تصویربرداری مقطعی می باشد.

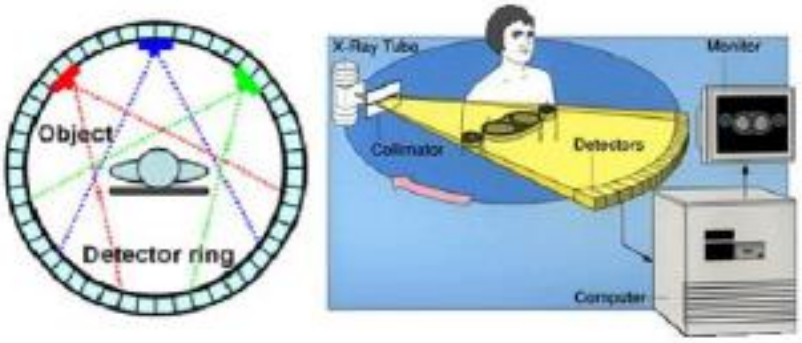
همانطور که در تصویر chest x-ray ذیل مشاهده می شود، خیال ریه ها، قلب، فقرات، اضلاع و ..... روی هم می افتد و تشخیص با مشکل مواجه می شود؛ اما در تصویر سمت چپ یعنی chest CT scan، این ساختمان ها بدون مزاحمت انساج دیگر و مجزا مشاهده می شود.



تصویر 1-3. رادیوگرافی قفسه صدری در مقابل سی تی اسکن صدری

دستگاه سی تی اسکن بوسیله شعاع ایکس از بدن تصویربرداری انجام میدهد و در سال 1972 توسط هانسفیلد (Hounsfield) اختراع شد. اصل کلی در این روش بر مبنای قانون رادون می باشد (اگر از چند زاویه مختلف از جسمی تصویر داشته باشیم،می توانیم تصویر آن جسم را بازسازی کنیم). در ماشین سی تی اسکن، تیوب شعاع ایکس و گیرنده بدور مریض می چرخند و از زوایای مختلف شعاع می دهد که گیرنده (Detectors) مقدار شعاع عبوری از بدن را اندازه گیری کرده و به صورت سیگنال برقی به کمپیوتر روان می کنند . **محاسبات انجام شده و تصویر ساخته می شود.**

به صورت عموم ماشین سی تی اسکن از یک میز (که بالای آن مریض قرار داده میشود) و گانتری ساخته شده که در داخل گانتری تیوب تولید کننده اشعه ایکس و Detector قرار دارد.

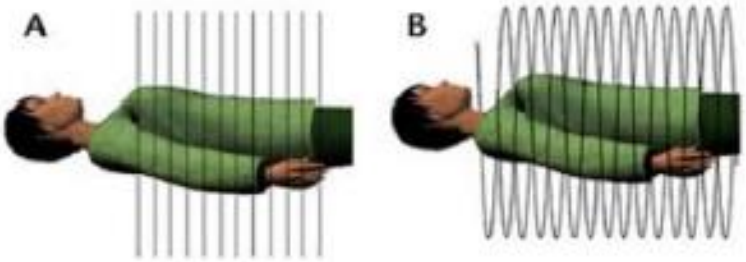


تصویر 2-3. در ماشین CT scan، تیوب ایکسری از زوایای مختلف مریض را شعاع می دهد و آخذه ها شعاع را جمع آوری می کنند و با یک چرخش 360 درجه، یک مقطع اخذ می شود؛ سپس تخت مریض کمی پیش رفته و حرکت چرخشی تیوب و آخذه ها مجدداً تکرار می شود و مقاطع بعدی حاصل می شود. Data بصورت سیگنال به کمپیوتر رفته و تصویر Axial ساخته می شود. در ماشین های MDCT امکان بازسازی تصاویر کرونال و ساجیتال از Data تصاویر Axial وجود دارد.

بدلیل اینکه در مودل های اولیه سی تی اسکن(Conventional)، چرخش تیوب و آخذه ها زمان زیادی را دربر می گرفت و با هر چرخش، کیبل اجازه چرخش مجدد را نمیداد، و برای ادامه اسکن تیوب باید در موقعیت اول خود قرار می گرفت،اما دستگاه های سی تی اسکن جدید از تکنالوژی بنام Spiral (مارپیچی) و یا Helical (حلزونی) استفاده می کنند. در این ماشین ها، کیبل وجود ندارد و از یک حلقه برقی که تیوب شعاع ایکس و آخذه ها می توانند توسط آن چرخش کنند استفاده می شود. بناءً چرخش همزمان تیوب ایکسری و آخذه ها بدور مریض با سرعت بالا انجام میشود.

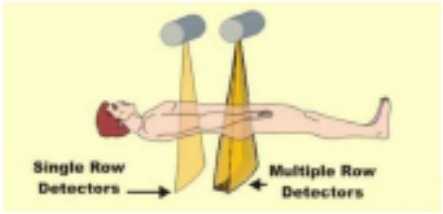
تصویر 3-3. در ماشین های سی تی اسکن قدیمی (conventional) با هر چرخش، کیبل اجازه چرخش مجدد را نمی داد، اما در تکنالوژی spiral، کیبل وجود ندارد و از یک حلقه جریان برقی استفاده می شود و تیوب شعاع ایکس و آخذه ها می توانند پیوسته بدور مریض بچرخند. در چنین حالتی تخت دایماً پیش می رود و اسکن مقطع به مقطع سریعاً انجام می شود.

علت نامگذاری این تکنالوژی به (مارپیچی) spiral یا (حلزونی) helical، جیومتری اسکنینگ است که ناظر یک حالت مارپیچی یا حلزونی از طریقه اسکن شدن مریض را مشاهده می کند.



تصویر 4-3. A) تکنالوژی conventional، اسکن و توقف؛ حرکت تخت و اسکن مجدد. B) تکنالوژی spiral، اسکن پیوسته و حرکت پیوسته تخت. در این حالت اسکن شبیه به یک مارپیچ مشاهده می شود.

تکنالوژی Spiral، شامل Single Slice, Dual Slices & Multi Slices or Multi Detector (MDCT) می باشد. در single Slice، یک ردیف گیرنده وجود دارد و با هر چرخش یک تصویر اخذ می شود. در تکنالوژی Dual Slices، دو ردیف گیرنده وجود دارد و با یک چرخش تیوب، دو تصویر اخذ می شود. در تکنالوژی Multi Slices چند ردیف گیرنده وجود دارد. به عنوان نمونه در ماشین های 16 اسلایس، 16 ردیف دتکتور وجود دارد و با یک چرخش تیوب 16 تصویر اخذ می شود.



تصویر 5-3. مفهوم single slice و multi slices در سی تی اسکن

❖ مزیت روش های Spiral بر Conventional، سرعت بالای اسکن (که در بررسی های آنژیوگرافی بسیار مهم می باشد) و دوزپایین شعاع به مریض می باشد. همچنین بخاطر حجم بالاتر اطلاعات در Spiral، امکان بازسازی تصاویر در سایر مقاطع و همچنین امکان بازسازی سه بعدی (3 Dimensional) امکانپذیر می باشد.

مسئله مهم دیگر در سی تی اسکن اینست که هر Pixel از تصویر، نشاندهندهٔ مقدار جذب هر Voxel از بدن است. (Pixel واحدهای تصویر می باشد و Voxel معادل همان واحدها در بدن می باشد) مقدار جذب شعاع در voxel، در پیکسل های تصویر با عدد سی تی یا واحدهای هانسفیلد (CT Number or Hounsfield Unit) مشخص می شود.

$$\text{CT Number or Hounsfield Unit} = \frac{\mu \text{آب} - \mu \text{نسج}}{\mu \text{آب}} \times 1000$$

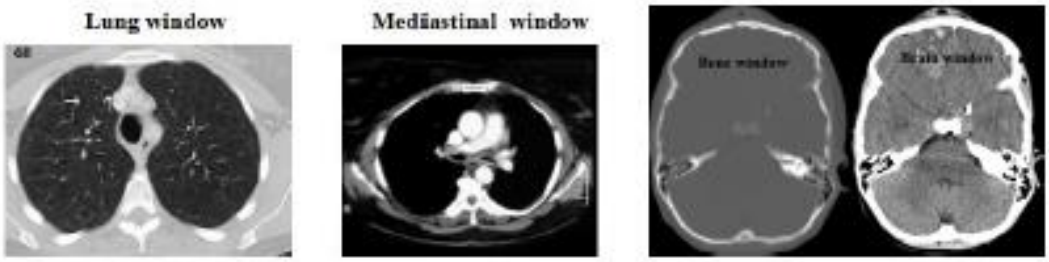
(μ فکتور جذب شعاع می باشد). بر طبق این تعریف، عدد سی تی برای آب خالص برابر صفر، برای هوا برابر 1000- و برای استخوان متراکم در حدود 1000+ می باشد. خونریزی در حدود 65+ ،

لیپوم در حدود 20- و ... است. سپس در هر واحد تصویر(ماتریس تصویر) عدد سی تی قرار داده می شود و برای اعداد رنگ خاص داده می شود.

5	5	5	10	10	10	5	5	5
5	5	5	10	10	10	5	5	5
5	5	5	10	10	10	5	5	5
10	10	10	10	10	10	10	10	10
10	10	10	10	10	10	10	10	10
10	10	10	10	10	10	10	10	10
5	5	5	10	10	10	5	5	5
5	5	5	10	10	10	5	5	5
5	5	5	10	10	10	5	5	5

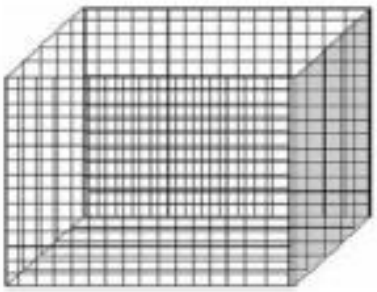
تصویر 6-3. اعداد سی تی اسکن در ماتریس تصویر که بر اساس جذب انساج حاصل می شود، رنگ خاص داده می شود و تصویر تشکیل می گردد.

Window در سی تی اسکن: با توجه به اینکه تصاویر سی تی اسکن بر اساس اعداد سی تی (CT Number) ساخته می شود، می توان این اعداد را به صورت های مختلف رنگ آمیزی نمود. بطور مثال پس از اسکن ناحیه Skull، می توان اعداد را به دو صورت Brain window و bone window رنگ آمیزی نمود که در اولی تصویر نسج مغز و در دومی تصویر استخوان بخوبی قابل مشاهده خواهد بود. در سی تی اسکن ریه، می توان اعداد سی تی حاصل از اسکن را به دو صورت lung window و mediastinal window رنگ آمیزی نمود که در اولی تصویر نسج ریه ها و در دومی تصویر ساختمان های مدیاستینوم بخوبی نمایان می گردد.



تصویر 7-3. تغییر window در سی تی اسکن.

با چرخش های 360 درجه تیوب و آخذه ها بدور مریض، اعداد سی تی حاصل می شود که در کمپیوتر بصورت ماتریکسی مکعبی از اعداد، مشابه بشکل ذیل ذخیره می گردد و کمپیوتر اعداد را رنگ آمیزی نموده و به تصویر تبدیل می کند (Window).



تصویر 8-3. اعداد سی تی که از مقدار جذب شعاع هر voxel حاصل می شود، در pixel مربوط به آن قرار می گیرد. از کنار هم قرار گرفتن اعداد اسلایس های یک ارگان، ماتریس مکعبی اعداد سی تی حاصل می شود. در ماشین های سی تی اسکن قدیمی بعلت اینکه حجم اعداد سی تی کم بود (ماتریس مکعبی اعداد سی تی با حجم کم)، فقط تصاویر axial حاصل می شد، اما در ماشین های مولتی اسلایس بعلت حجم بالای اعداد سی تی (ماتریس مکعبی با حجم بالای اعداد سی تی) می توان این ماتریس را همزمان در جهات axial ,coronal , sajital ایجاد نموده و اسلایس های coronal و sagittal را علاوه بر axial بازسازی کرده، رنگ آمیزی نمود.

تصویر3-9. در ماشین های سی تی اسکن مولتی اسلایس، می توان مقاطع کرونال و ساجیتال را علاوه بر آگزیال بازسازی نمود.

رادیوبیولوژی و محافظت شعاعی (Radiobiology & Radiation Protection)

رادیوبیولوژی امروزی یکی از بخش های مهم در رادیولوژی تشخیصی و همچنین در صنایعی است که با شعاع در ارتباط می باشند. در این علم به بررسی تاثیرات بیولوژیکی که در اثر برخورد و تعاملات انواع شعاع ها به بدن ایجاد می گردد، بحث می شود.

حدود یک ماه بعد از کشف شعاع ایکس، اثرات آن بر بدن گزارش شد، از جمله در بعضی رادیولوژیست ها سرطان های جلدی، نشوشات خون و غیره مشاهده گردید؛ لذا نیاز به بررسی اثرات شعاعی و تحفظ در برابر آن ضروری دانسته شد.

اولین واحدی که برای حداکثر دوز مجاز (" M.P.D " Maximum Permissible Dose) انتخاب گردید، دوز اریتما (Dose Erythema) یا دوز سرخی جلد بود؛ به این معنی که استفاده از شعاع تا زمانی که سبب سرخ شدن نشود، اثر مخرب ندارد. با پیشرفت علم رادیوبیولوژی دانسته شد که این مقدار دوز بسیار زیاد بوده و سبب ایجاد اثرات مخرب دیگر در بدن خواهد شد؛ تا اینکه روز به روز مقدار دوز مجاز (M.P.D) کم گردیده است تا جایی که مطابق استندردهای کمیسیون بین المللی محافظت شعاعی (ICRP) حداکثر دوز شعاعی برای افرادی که با شعاع کار نمی کنند 5 ملی سیورت در سال است. حال به بررسی کمیت های رادیوبیولوژی، و واحدات آن مانند سیورت، راد و غیره می پردازیم.

کمیت های رادیوبیولوژی

1-اکسپوژر (Exposure) یا مقدار تشعشع: یکی از اثرات شعاع ،آیونایز ساختن مالیکول های هوا می باشد. مقدار تشعشع (Exposure) را با واحد رونتگن (R) بیان می کنند و آن مقدار تشعشعی است که بتواند در یک کیلوگرام هوا 2.48×10^{4} کولن چارج برقی را ایجاد کند (در یک کیلوگرام هوا 2.48×10^{4} الکترن از اتوم ها جدا نماید).

بنآ $1\ R = 2.48 \times 10^{4}\ C/Kg$

واحد رونتگن بیشتر در دوزیمتری شعاعی استفاده می شود.

2 - دوز جذبی (Absorbed Dose) : مقدار انرژی که در اثر تشعشع در ماده جذب می شود با دوز جذبی بیان می شود.

واحد دوز جذبی راد (rad: radiation absorbed dose) می باشد که برابر با جذب(100 ارگ) انرژی در 1 گرام ماده می باشد.

همچنین در سیستم SI واحد گری (Gy) برای دوز جذبی استفاده می شود که برابر با جذب 1 Joul انرژی در 1 کیلوگرام ماده می باشد. یعنی $1\ Gy = 100\ rad$

3- دوز معادل (Dose Equivalent) : بدلیل اینکه دو شعاع مختلف (مثلا آلفا و ایکس) با دوز جذبی برابر آن ممکن است اثرات رادیوبیولوژیکی مختلفی ایجاد کنند، بنآ برای نشان دادن نوعیت شعاع به اساس اثرات بیولوژیکی آن از دوز معادل استفاده میشود. $D.E. = A.D. \times QF$

که D.E. دوز معادل.A.D دوز جذبی و QF فکتور کیفیت اشعه است.

QF (فکتور کیفیت شعاع) بیشتر به(Linear Energy Transrer(LET شعاع ارتباط دارد که به این صورت تعریف می شود:

LET (Linear Energy Transrer) یا انتقال خطی انرژی : مقدار انرژی کاهش یافته شعاع در مسیر عبور از انساج.

$$LET = \frac{\text{Energy (keV)}}{\text{Distance (µm)}}$$

هر شعاعی که قابلیت تولید آیون بیشتری داشته باشد داری LET بالاتری است. شعاع هایی که دارای ذرات بیشتر و چارج بیشتر هستند، دارای LET بلندتر، یعنی QF بیشتر و در نتیجه قابلیت ایجاد تاثیرات مخرب بیشتری را دارند.

طور مثال کدام شعاع تاثیرات بیولوژیکی بیشتری در انساج ایجاد می کند؟ الف) آلفا ب) پروتون ج) نیوترون د) ایکس ه) گاما

چون شعاع آلفا دارای 4 ذره و +2 چارج است،بناً تاثیرات مخرب و بیولوژیکی بیشتری را ایجاد می کند. سپس پروتون و بعد از آن نیوترون تاثیرات زیاد دارند. تاثیرات شعاع ایکس و گاما که هردو فقط انرژی بوده و ذره و چارج برقی ندارند برابر است.

واحد دوز معادل رم (rem) و در سیستم SI، سیورت (Sv) است.

یعنی 1 Sv = 100 rem

4- دوز موثر (Effective Dose):

بخاطر این مسئله که شعاع با دوز معادل برابر، تاثیرات متفاوتی در انساج بدن ایجاد می کند، (بطور مثال، 1mSv شعاع ایکس، تاثیر زیادی بالای چشم و تاثیر کمی بالای عضله ایجاد می کند) جهت دخیل ساختن نوع نسجی که شعاع دریافت نموده است در کمیت های رادیوبیولوژی، از دوز موثر استفاده می شود. در این کمیت برای هر عضو که تحت تابش شعاع قرار می گیرد، ضریب ریسک (Risk Coefficient) مخصوص با ان تعریف می شود و دوز موثر، مجموع دوز معادل هر نسج ضرب در ضریب ریسک آن نسج بیان می شود:

یعنی Effective Dose = Σ Dose Equivalent x Risk Coefficent

بطور مثال، در یک سی تی اسکن صدر، در صورتی که 2mSv به نسج ریه (با ضریب ریسک 0.12) و 1mSv به تایروید (ضریب ریسک تایروید 0.3) باشد، دوز موثر که در سی تی اسکن صدر وارد می شود برابر است با

دوز معادل 0.27 MsV = 1mSv x 0.3 + 2mSv x 0.12

Tissue	R.C.
Gonads	0.25
Breast	0.15
Red bone marrow	0.12
Lung	0.12
Thyroid	0.03
Bone surface	0.03
Remainder	0.30
Total	1.00

جدول 1-6. ضریب ریسک شعاعی برای انساج مختلف

حداکثر دوز مجاز شعاعی (Maximum Permissible Dose- MPD)

مطابق استاندارد های سازمان بین المللی تحفظ شعاعی، حداعظمی دوز شعاعی مجاز برای پرسونلی که در ساحه شعاعی کار می کنند و همچنین برای سایر افراد جامعه تعیین گردیده است:

الف) اشخاصی که در ساحه شعاعی کار می کنند (Radiation workers):

در یک دوره کاری 5 ساله، هر سال بطور متوسط 20 ملی سیورت دوز موثر که در طی 5 سال معادل 100 ملی سیورت دوز موثر خواهد شد؛ و در صورتی که یک سال کاری بررسی شود دوز شعاعی از 50 ملی سیورت بیشتر نشود.

ب) افراد عادی جامعه (Public)

در یک دوره 5 ساله، هر سال بطور متوسط 1 ملی سیورت دوز موثر که در طی 5 سال معادل 5 ملی سیورت خواهد شد؛ اما در شرایط خاص، مثل رادیوتراپی، شخص می تواند در یک سال 5 ملی سیورت شعاع دریافت کند بشرطی که دوز موثر در 5 سال از 5 ملی سیورت بیشتر نشود.

فرض کنید پرسونل رادیولوژی در طی 4 سال کاری 100 ملی سیورت دوز موثر شعاعی دریافت نموده است. بخاطریکه دوز 5 ساله او نباید از 100 ملی سیورت تجاوز کند، وی باید یک سال رخصتی بگیرد تا دوز او از حداکثر دوز مجاز بیشتر نگردد.

فرض کنید پرسونل رادیولوژی در طی 8 ماه 50 ملی سیورت شعاع دریافت نموده است. این فرد 4 ماه نباید کار کند تا دوز سالانه او از حداکثر دوز مجاز بیشتر نشود.

مریضی را در نظر بگیرید که در طی یک سال 5 ملی سیورت شعاع در اثر رادیوتراپی دریافت نموده است. این فرد نباید تا حد ممکن در طی 4 سال آینده شعاع دریافت کند تا دوز فرد از حداکثر دوز مجاز بیشتر شود.

بررسی اثرات بیولوژیکی شعاع

همانطور که گفته شد، شعاع می تواند ذره یی مانند آلفا و پروتون، یا غیر ذره یی مانند ایکس و گاما باشد که همگی حامل و دارای انرژی هستند. این شعاع ها می توانند موجب ایجاد حرارت (heat)، آیونیزیشن (Ionization) و تحریک (Excitation) شوند.

تولید حرارت که در اثر برخورد (تصادم) شعاع با ماده ایجاد می شود، معمولا اثرات مخرب نسجی زیادی ندارد.

آیونیزیشن (Ionizatioin): وقتی شعاع با جسم برخورد می کند . اگربتواند الکترونی را از اتوم جدا کند، در این صورت آیونیزیشن رخ داده است؛ در نتیجه یک الکترون آزاد (e^-) و آیون بسیار عکس العملی بوجود می آید که می تواند اثرات مخرب بر حجرات داشته باشد.

تحریک (Excitatin) : زمانی که شعاع با جسمی برخورد می کند، هرگاه پس از برخورد با الکترون های مداری نتواند آنرا از اتوم خارج کند و فقط آنرا به سویه بالاتر انرژی منتقل کند، الکترون تحریک شده و به پخش انرژی به سویه قبلی برمی گردد. در این حالت اثر تخریب بیولوژیکی کمتر از پدیده آیونیزیشن می باشد.

به صورت عموم اثرات رادیوبیولوژیکی شعاع یا اثرات مستقیم است، یعنی شعاع مستقیماً به DNA حجرات برخورد می کند و سبب تخریب می گردد؛ یا اثر غیر **مستقیم است که در ادامه توضیح داده می شود.**

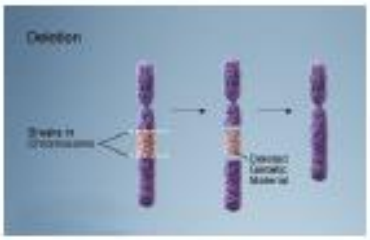
<u>اثر مستقیم شعاع بالای انساج:</u> شامل اختلال در تعداد کروموزوم ها، و اختلال در ساختمان کروموزوم هاست.

الف) اختلالات در تعداد کروموزوم ها:

در مرحلهٔ آنافاز (anaphase) کروموزوم ها باهم جوره میشود؛ واگر حجره در مرحله آنافاز میتوز و یا آنافاز میوز باشد، در اثر برخورد شعاع با آن امکان دارد اختلالاتی در تعداد کروموزم ها اتفاق بیفتد.

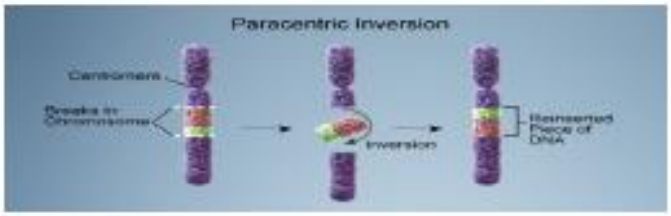
ب) اختلالات ساختمانی کروموزوم ها شامل:

1-حذف (Deletion) : چنانچه گفتیم، تمامی اثرات شعاعی به کروموزوم ها در اثر برخورد مستقیم شعاع به کروموزوم(DNA)، و یا بطریقه غیر مستقیم بوسیله رادیکال های آزاد به کروموزوم هاست. امکان دارد که در اثر شعاع، انقطاع در طول کروموزوم ایجاد شود و آن قسمت از کروموزوم جدا گردد.



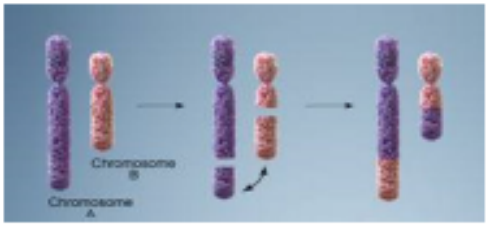
تصویر 1-6. حذف قسمتی از کروموزوم در اثر برخورد مستقیم شعاع

2 -معکوس شدن (Inversion) : ممکن است قسمتی از کروموزومی که دچار انقطاع شده است دوران کرده و بصورت معکوس با قسمت قبل متصل شود. در این حالت توالی جینوم تغییر پیدا کرده و امکان اثرات جنتیکی وجود دارد.



تصویر 2-6. معکوس شدن قسمتی کروموزوم در اثر برخورد مستقیم شعاع

3-**جابجایی (Translocation)** : هرگاه در هر دو بازوی کروموزوم انقطاع (شکستگی) بوجود بیاید و قسمت های شکسته شده با بازوهای مخالف کروموزوم متصل شوند، سبب تغیر مکان جین ها میگردد.



تصویر 3-6. جابجایی قسمت هایی از دو بازوی کروموزومی با یکدیگر در اثر برخورد مستقیم شعاع

اثر غیر مستقیم شعاع بالای انساج: همانطور که دانسته شد، مخرب ترین اثرات رادیوبیولوژیکی در اثر تولید آیون (آیونیزیشن) است. مهمترین دلیل آن، اثر بر مالیکول های آب (H_2O) در بدن است که مقدار آن هم زیاد است.

$$H_2O \xrightarrow{\text{ionization}} H_2O^+ + e^-$$

$$H_2O^+ \xrightarrow{\text{ذوب}} OH^\cdot + H^+$$

چون در اثر برخورد و آیونیزیشن ، مالیکول آب سبب تولید رادیکال آزاد هایدروکسیل ($OH^\cdot$) می شود که این $OH^\cdot$ مستقیما DNA حجرات بدن را هدف قرار می دهد.

مرگ میتوزی : امکان دارد که DNA حجره در اثر برخورد شعاع (مستقیم یا غیر مستقیم) قابلیت تولیدمثل (میتوز) خود را از دست دهد و دچار مرگ میتوزی گردد که از این قابلیت شعاع، یعنی توانایی مرگ میتوزی، برای تداوی سرطان به کمک اشعه (رادیوتراپی) استفاده می شود.

تقسیم بندی اثرات شعاعی

دو تقسیم بندی در رابطه با اثرات شعاعی وجود دارد که شامل 1) اثرات سوماتیک و جنتیکی و 2) اثرات احتمالی و غیر احتمالی است.

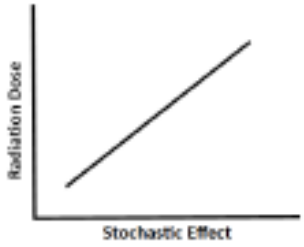
اثرات سوماتیک (بدنی) : اثراتی هستند که تنها در خود شخص بوجود می آید و به نسل بعدی منتقل نمی شود؛ مثل سرطان خون، اریتما و کترکت(تکاثف حدقه چشم).

اثرات جنتیکی: اثراتی هستند که به علت نقص در کروموزوم های جنسی بوجود آمده و به نسل بعدی منتقل می شود؛ مثل نقص اعضای جنین.

اثرات احتمالی یا تصادفی (Stochastic) مانند سرطان ها و اثرات جنتیکی

اوصاف اثرات احتمالی شعاع

1- احتمال وقوع این اثرات به طور گرافیک با افزایش شعاع بیشتر میشود.
2- دارای نقطه شروع نمی باشد.
3- در این اثرات مرحله بهبودی وجود ندارد .



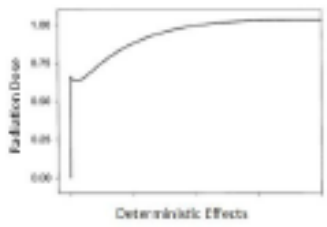
گراف 1-6. رابطی خطی دوز شعاعی و اثرات احتمالی ناشی از اشعه

اثرات احتمالی به این معنی است که شخصی ممکن است سالها با شعاع کار کند ولی دچار سرطان نشود ولی شخصی دیگر ممکن است با چند بار شعاع گرفتن دچار ان گردد. البته احتمال ابتلای به این مسائل بسیار کم است ولی باید تا حد امکان از مواجه شدن با شعاع خودداری شود.

اثرات غیر احتمالی (Non-stochastic) مثال: اریتما، کترکت، ریزش مو و عقامت

اوصاف اثرات غیر احتمالی شعاع:

1-وقوع این اثرات بصورت غیر خطی است.



2-دارای نقطه شروع (Threshold) در یک دوز شعاعی خاص می باشد.

3-در این نوع اثرات مرحله بهبودی وجود دارد. (تا زمانی که دوز شعاعی به نقطه شروع نرسیده باشد، بدن می تواند خود را ترمیم کند.)

مثلا دوزی که موجب کاهش اسپرم می شود، باید به اندازه 100 rad باشد و کمتر از این مقدار دوز، این اثر ایجاد نمی شود.

2 Gy برای عقامت موقتی و 5 Gy برای عقامت دایمی زنان و همچنین حد اقل 2 Gy شعاع برای ایجاد کترکت لازم است.

لازم به یادآوری است که دوز هایی که در بالا ذکر شده مقادیر بسیار بالایی می باشد که حتی افرادی که با شعاع کار می کنند به ندرت با چنین شعاعی مواجه می شوند.

قوانین برگونیی- تریباندو (Laws of Bergonie & Triboundeau)

در سال 1906 دو دانشمند فرانسوی به نام های برگونیی و تریباندو دریافتند که حساسیت حجراتدر مقابل شعاع به فعالیت متابولیکی آن ارتباط دارد. این قانون می گوید:

1-حجرات نابالغ (جوان تر) نسبت به حجرات بالغ تر به شعاع حساس ترند (مقاومت کمتری دارند).

2- هرقدر نسجی جوان تر باشد، حساسیت آن بیشتر است.(اطفال از بالغین حساس ترند.)

3-هرقدره میزان متابولیسم بیشتر باشد، حساسیت بیشتر است.

4-با افزایش میزان تولیدمثل حجرات، حساسیت نسبت به شعاع افزایش می یابد.

بطور کلی حساس ترین و غیر حساس ترین حجرات نسبت به شعاع بطریقه ذیل تقسیم بندی می شوند:

حساس ترین : 1) لنفوسیت ها 2) اسپرماتوگونی ها 3) اریتروبلاست ها 4) حجرات اپیتل امعآ

غیر حساس ترین: 1) استخوان ها 2) حجرات عضلات 3) حجرات لیگامنت ها 4) حجرات عصبی

عوامل موثر در حساسیت شعاعی

1) **مقدار دوز (Dose)** : هرقدر مقدار دوز شعاعی بیشتر شود، احتمال اثرات رادیوبیولوژیکی بیشتر خواهد شد.
2) **فکتور LET** : هرقدر شعاعی که به بدن می رسد دارای LET بالاتری باشد اثرات بیولوژیکی بیشتری ایجاد می کند.
3) **فکتور زمان (Time)**: چنانچه 2 دوز شعاعی، یکی در زمان کوتاه و دیگری در زمان طولانی تری اثر کند، شعاعی که در زمان کم اثر کرده اثرات زیانبار تری دارد زیرا امکان ترمیم نسجی کمتر خواهد بود.
4) **سن (Age)**: هرچه سن بیشتر می شود حساسیت شعاعی کمتر می شود (مقاومت بیشتر می شود)، ولی در افراد مسن دوباره حساسیت شعاعی بالا می رود، چرا که قابلیت ترمیم بدن کمتر است.
5) **اثر اکسیجن** (OER or Oxygen Effect Ratio)

هرچه اکسیجن نسجی بیشتر باشد حساسیت آن بیشتر است که این افزایش 2 تا 3 برابر خواهد بود. دو نکته در این رابطه مهم می باشد:

الف) اثر اکسیجن فقط وقتی ظاهر می شود که در زمان تابش شعاع باشد.

ب) اثر اکسیجن در شعاع های با LET بالا نسبت به LET پایین، کمتر است.

6) **جنس(Sex)**: جنسیت هم در حساسیت شعاعی موثر است. زنان 10% نسبت به مردان در مقابل شعاع مقاوم ترند.
7) **مواد کیمیاوی**: موادی مثل اکتینومایسین D و ویتامین K حساسیت شعاعی را افزایش می دهند. سیستئین و سیستئامین سبب افزایش مقاومت شعاعی می شوند.

اساسات فزیک (Ultrasonography)

تعریف التراسونوگرافی

عبارت از روش است که درآن تصویر اعضا با استفاده از صوت مافوق شنوایی با میخانیکیت Pulse-echo principle در اثر مالش Probe / Transducer به روی جلد بدن بوجود می آید .

التراسونوگرافی از کلمات ذیل مشتق شده است :

- Ultra: در آنطرف Beyond
- Sonus: از کلمه لاتینی به معنی صوت sound
- Graphien: از کلمه یونانی به معنی نوشتن

فزیک التراسوند

صوت Sound

عبارت از انتشار انرژی بشکل اهتزازات میخانیکی است . برای انتشار صوت یک وسط Medium ضروری میباشد تا عبور موجه صوتی تقویت شود. زیرا موجه صوتی از خلا عبور کرده نمیتواند. سرعت و نوع انتقال موجه صوتی در اوساط مختلف فرق مینماید و مربوط به کثافت و اندازه تراکم مالیکول ها در وسط مذکور میباشد.

جدول : سرعت صوت در محیط های مختلف:

هوا	330 m/sec	کلیه	1565 m/sec
آب	1480 m/sec	عضلات	1600 m/sec
انساج رخوه	1540 m/sec	عظام	4080 m/sec
کبد	1555 m/sec		

میخانیکیت تولید صوت در التراسوند

مواد که دارای خاصیت Piezoelectricity اند در طبیعت وجود دارد واکثریت این مواد دارای درجه سختی بلند اند مانند کرستال های Quartz که به قسم کرستال های باریک به داخل Probe جابجا گردیده. این مواد خاصیت تبدیل نمودن یک نوع انرژی برقی به نوع دیگر انرژی صوتی را دارند. بامالش دادن پروب روی جلد بدن Pulse تولید گردیده واین پالس ها باعث تولید ایکو گردیده و ایکو مجدداً پروب را تحریک کرده ومجدداً باعث تولید Pulse میگردد. که این روش را Pulse Echo Principle میگوید که باعث بوجود امدن تصویر عضو مورد نظر به روی مونیتور التراسوند میگردد.

پارامترهای مورد استعمال در ارتباط به صوت

- ✓ Frequency
- ✓ Amplitude
- ✓ Wave length
- ✓ Period
- ✓ Loss of energy of attenuation of sound
- ✓ Acoustic impedance

فریکونسی

عبارت از تعداد نوسانات موجه های صوتی در فی ثانیه میباشد . واحد آن هرتز است .

Hertz: عبارت از یک سیکل فی ثانیه است.

اهمیت فریکونسی در التراسوند

در فریکونسی های بالا وضاحت خوب بوده و جهت مشاهده اعضای سطحی استفاده میشود . ولی در فریکونسی های پایین نفوذ Penetration خوب میباشد و جهت مشاهده ساختمان های عمیق استفاده میشود.

Period

عبارت از زمانی است که یک سیکل را دربر میگیرد.

واحد آن Second و Microsecond میباشد .

طول موج

عبارت از مسافه است که موج صوتی آنرا در یک سیکل واحد طی میکند واحد آن ملی متر میباشد .

طول موج را از روی فورمول ذیل محاسبه میتوانیم .

WL = C/F که در آن :

F = فریکونسی

C = سرعت صوت

WL = Wave length

ماتعه یا مقاومت مقابل تصویر (Acoustic impedance)

عبارت از کثافت انساج بوده که بالای عبور و سرعت امواج صوتی تاثیر انداخته و بدین ترتیب شدت و قوت ایکو نظر به انساج مختلفه فرق مینماید. ساختمان های که کثافت مشابه دارند تصاویر شان نیز

مشابه میباشدمانند کبد طحال ولی ساختمان های چون گاز و سنگ از نظر التراسوند قویترین ایکو را تولید میکنند لذا بنام Highly reflected organs یاد میشود.

انواع موجه های صوتی

موجه صوتی از نظر فریکونسی قرار ذیل تقسیم گردیده اند.

1. امواج ما تحت صوت (Infra sound): عبارت از انرژی صوتی است که اهتزازات آن کمتر از 15-20 HZ هرتز باشد این امواج قابل سمع نمی باشند مانند امواج بحری.
2. امواج قابل سمع (Audible sound): امواجی اند که فریکونسی آن بین 15-20 KHZ باشد .
3. امواج ماورای صوت (Ultrasound): امواجی اند که فریکونسی آن بالاتر از 20KHz باشد این امواج نیز قابل سمع نمی باشند . از این امواج در طبابت بمنظور تشخیص استفاده میشود.
4. امواج مافوق صوت (Supra sound): امواج اند که فریکونسی آن بالاتر از میگاهرتز باشد .

عبور صوت از انساج

با عبور صوت از انساج مختلفه به یک سلسله حوادث مختلف روبرو میشود که از جمله حوادث ذیل اهمیت دارد.

1. کاهش شدت انرژی صوتی (Attenuation): که در اثر سه فکتور ذیل بوجود می آید.
   a. تبعد موجه صوتی (Divergence)
   b. جذب صوت (absorption)
   c. انحراف (deflection)
2. انعکاس (Reflection)
3. پراگندگی (Scattering)
4. برگشت (Reverbration)
5. انکسار صوت (Refraction)

ماشین التراسوند

سه بخش دارد

- TV-screen / monitor
- Computer
- Probe/transducer

:Monitor

صفحه است که تصویراعضا روی آن مطالعه میگردد. نقاط سفید روی مانیتور را بنام نقاط Echogenic و نقاط سیاه روی مانیتور را بنام Anechoic یاد میکند.

اشکال تصویربالای مانیتور

اشکال تصویربالای مانیتوراز نقطه نظر پروسه ظاهر سازی به سه شکل است.

- A (Amplitade) mode
- B (brightness) mode
- M (motion) mode

Computer

اجزای آن عبارت از

1. Master gain: توسط آن پرده مانیتور روشن و یا تاریک ساخته میشود.
2. Near gain: جهت روشن ساختن نواحی نزدیک به پروب
3. Far gain : جهت روشن ساختن نواحی دور از پروب
4. Contrast : جهت ایجاد تفاوت خیل های روشن و تاریک
5. Brightness : جهت افزایش نور در مانیتور
6. Keyboard : بخاطر داخل کردن data استفاده میشود.

Probe / transducer

عبارت از یک وسیله تبدیل کننده انرژی از یک شکل به شکل دیگر آن میباشد . یعنی انرژی برقی را به انرژی صوتی و انرژی صوتی را به انرژی برقی تبدیل می نماید.

اشکال پروب

چهار نوع پروب وجود دارد.

1. Linear probe: شکل مستطیل داشته و تصویر تشکیل شده روی مانیتور از آن نیز به شکل مستطیل میباشد. برای معاینات ولادی و دیدن ساختمان های سطحی مانند جلد، خصیه ها، تایراید و ثدیه استفاده میشود.
2. Convex probe: سطح تماس آن با جلد محدب میباشد و یک ساحه نسبتا وسیع را در مانیتور قابل رویت میسازد. برای معاینات بطنی و حوصلی از آن استفاده میشود.
3. Sector (mechanical)probe: در داخل آن یک یا دو piezoelectric جابجا گردیده و به سرعت حرکت کرده و تولید صوت مینماید. در معاینات قلبی (Echocardiography) از آن استفاده میشود.
4. Endo probe: از طریق اجواف داخلی بدن جهت معاینه رحم و پروستات و تخمدان ها استفاده میشود و دو نوع است.

الف: Transvaginal probe

ب : Transrectal probe

فواید التراسوند:

- ✓ یک معاینه بی خطر و فاقد تاثیرات مضره بیولوژیک بالای مریضان جنین و سونوگرافر میباشد.
- ✓ یک وسیله Non invasive است.
- ✓ بدون درد بوده و به سرعت انجام داده میشود.
- ✓ ایجاب تطبیق مواد کثیفه را نمی نماید.
- ✓ ایجاب کدام آمادگی خاص را نمی نماید.
- ✓ قابل دسترس و اقتصادی میباشد.

محدودیت ها :

- در ساختمان های حاوی گاز یا هوا (امعا ، ریه) ارزش تشخیصی ندارد.
- اعضای عمیق تر از لوب معایی (حالب) در التراسوند خیال نمی دهد.
- اعضاییکه بوسیله عظام پوشیده شده و یا در داخل آن عظام قرار دارد . در التراسوند دیده نمیشود از اینرو التراسوند در پرکتس اورتوپیدی استفاده نمیشود.

کاربرد التراسوند در طبابت

1. التراسوند تشخیصی (Diagnostic ultrasound): فریکونسی امواج آن بین 1-10 میگاهرتز میباشد.
2. التراسوند معالجوی (Theraputic ultrasound): که جهت برداشتن بعضی کتلات ، تخلیه سیست ها اخذ بیوپسی و شکستاندن سنگ مورد استفاده قرار میگیرد. فریکونسی امواج آن بالاتر از 20 میگاهرتز میباشد . مانند Lithotripsy

ترمینولوژی سونوگرافی

1. Ehogenic/hyperechoic: این اصطلاح خیال روشن و سفید را تشریح میکند که دارای echo یا صوت منعکسه بیشتر باشد مانند خیال سنگ.
2. Hypoechoic: تاریک بودن نسبی یا کم بودن ایکو را نشان میدهد مانند خیال کبد.
3. Anechoic: نشان دهنده یک خیال تاریک میباشد مانند سیست.
4. Cyst: عبارت از ساختمان مملو از مایع میباشد.
5. Solic mass: به ساختمان و کتله جامد اطلاق میگردد.
6. Complex mass:عموما به ساختمان های پتولوژیک دلالت میکنند که حاوی قسمت های مایع وجامد هردو باشند.
7. Homogenous: ساختمان های که دارای Echogenicity یکسان **در تمام قسمت های خود باشند.**

8. Heterogenous: ساختمان های که داریا ایکوجنسیتی متفاوت در قسمت های مختلف خود باشند.
9. Artifact: خیال اضافی و مغشوش را گوید.
10. Interface سرحد تماس دو نسج مجاور است **که دارای کثافت و ارتجاعیت مختلف باشد.**

اوصاف کتلات در التراسوند

کتلات از نظر التراسوند به سه نوع میباشد

1. Cystic mass
2. Solid mass
3. Complex mass

اوصاف کتلات سیستیک

1. Anechoic / hypoechoic
2. مدور باشد
3. Well defined border
4. تقویت جدار خلفی سیست (Posterior wall reinforcement)
5. Good through transmission (Post Acoustic enhancement) یعنی نمایانگر یک ساحه سفید در عقب سیست میباشد.

اوصاف کتلات جامد

1. Echogenic /hypoechoic
2. Regular/irregular
3. Well defined border
4. Homogenous/heterogenous

اوصاف کلات مختلط

1. Mixed echogenicity
2. Irregular outline
3. Heterogenous
4. Predominently solid عمدتا جامد و یا عمدتا سیستیک predominantly cystic میباشد.

اوصاف عمومی سنگ ها در التراسوند

- Echogenic برده
- Post acoustic shadow دارند : نمایانگر ساحه سیاه یا خیال تاریک عقب سنگ میباشد.

اساسات تصویربرداری رادیونوکلوئید و طب هستوی

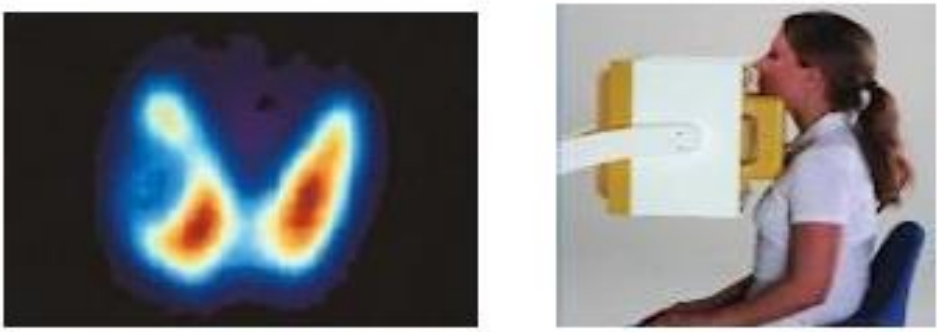
(Radionuclide Imaging "RNI" & Nuclear Medicine principles)

امروز یکی از مهمترین روش های تصویربرداری متابولیک و وظیفوی طب هستوی یا اسکن رادیونوکلوئید (RNI) است. در این روش از رادیوفارمسی(ایزوتوپ های رادیو اکتیو) استفاده می شود. رادیوفارمسی دارای یک جزء رادیواکتیو (معمولا تکنسیوم رادیواکتیو ^{99m}Tc که از خود شعاع گاما پخش می کند) و یک جزء فارمسی یا به عبارة دیگر tracer (برنده) می باشد. زمانی که رادیوفارمسی به بدن زرق شده یا از طریق فمی استعمال شد، جزء tracer، رادیوفارمسی را به ارگان مورد جذب می برد و سپس ماده رادیواکتیوی را که همراه خود برده است از خود شعاع پخش می کند.

بطور مثال زمانی که رادیوفارمسی ^{99m}Tc-MDP بصورت وریدی به مریض زرق می شود، تریسر (MDP) که دارای فسفات است، تکنسیوم را به استخوان می برد و تکنسیوم رادیواکتیو از خودشعاع گاما پخش می کند. کلات توموری فسفات بیشتری جذب می کنند و در نتیجه تابش شعاع گاما از کلات توموری بیشتر خواهد بود.

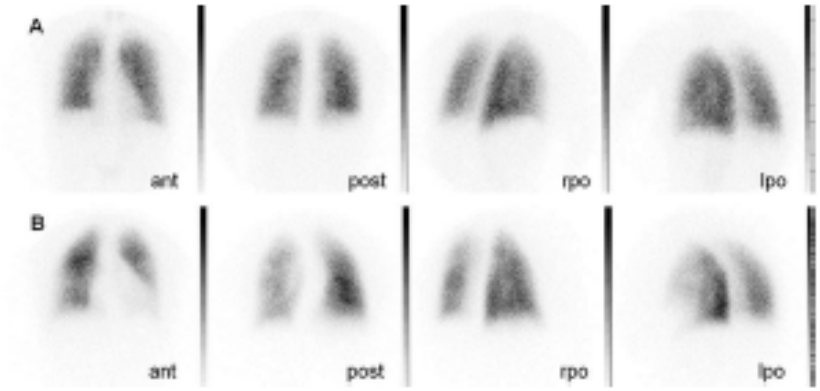
نمونه دیگر، معاینه قلب توسط معاینه طب هستوی (Heart Scintigraphy) است. که از رادیوفارمسی ^{99m}Tc-MIBI استفاده می شود. بلافاصله پس از زرق رادیوفارمسی، MIBI وارد عضله قلبی شده و تکنسیوم رادیواکتیو را با خود به عضله قلبی می برد و تکنسیوم شعاع گاما پخش می کند.

روش دیگر استفاده از رادیوایزوپ ^{131}I (آیودین 131) است که بعد از تجویز خوراکی در غده تایروئید مریض جذب می شود و تولید شعاع گاما می کند که بعداً اسکن ناحیه مذکور انجام می شود. هرگاه تومور موجود باشد، جذب آیودین در آن قسمت بیشتر بوده و شعاع بیشتری از آن قسمت خارج می شود و در تصویر بصورت یک نقطه Hot Spot دیده خواهد شد. وهرگاه Cyst وجود داشته باشد uptake (جذب) آیودین توسط سیست انجام نمی شود و در نتیجه تصویر آن بصورت نقاط Cold دیده می شود.



تصویر 1-5. سنتی گرافی غده تایروید با رادیوفارمسی ^{131}I که در طرف راست، نقطه غیر متقارن به رنگ آبی یا cold که نشاندهنده عدم جذب رادیوفارمسی را نشان می دهد که به وجود سیست دلالت می کند.

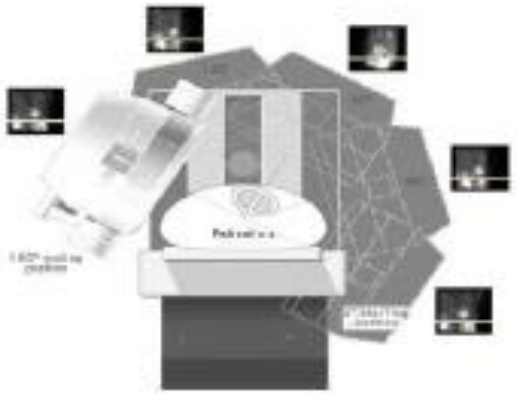
در روش دیگر، گاز کریپتون (^{81m}Kr) رادیواکتیو را به مریض تنفس می کند و این ماده وارد ریه های مریض شده و شعاع گاما را پخش می کند. سپس تصویربرداری از ریه های مریض انجام می شود.



تصویر 2-5. Lung scintigraphy با دستگاه SPECT که از زوایای مختلف مقاطع متفاوت از شش ها را نشان می دهد.

برای تبدیل شعاع گاما به تصویر، از کمره گاما (Gamma camera) که تصاویری دوبعدی ایجاد می کند استفاده می شود. همچنین برای ایجاد تصاویر مقطعی (Tomographic) ا از بدن ، از ماشین SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) استفاده می شود.

اصول کار ماشین SPECT مشابه ماشین CT Scan است که در بخش مربوطه ذکر گردید. تفاوتی که وجود دارد این است که در ماشین CT Scan، منبع شعاع، تیوب ایکس است ولی در SPECT منبع شعاع بدن مریض است. (در SPECT مواد رادیواکتیوب ه مریض وارد شده و در قسمت خاص تجمع می یابد و شعاع گاما از بدن مریض تابش می شود.) اما نتیجه روش CT Scan بیشتر روش آناتومیک است در حالی که روش های طب هستوی متابولیک و وظیفوی هستند.



تصویر 3-5. تصویر طرف چپ بصورت شماتیک طریقه کار ماشین SPECT را نشان می دهد که با چرخش های گاما کمرا بدور مریض، تصویر مقطعی (Tomographic) اخذ می شود. تصویر طرف راست، ماشین SPECT Dual head یعنی دارای دو گاما کمرا است که می توان تصویربرداری را در نصف زمان انجام داد.

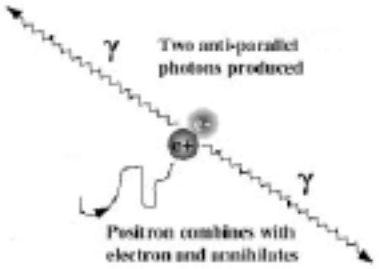
در انتخاب رادیوفارمسی باید دو مسئله در نظر گرفته شود

1-نیمه عمر (Half Life) آن کوتاه باشد . این مقدار برای Tc^{99m} برابر با 6 ساعت و برای آیودین 131 برابر با 8 ساعت است.

2-رادیوفارمسی باید به سرعت از بدن خارج شود تا اثرات شعاعی آن برای بدن کمتر گردد.

PET (Positron Emission Tomography) Scan

یکی از روش های تصویربرداری بطریقه طب هستوی، PET Scan می باشد. در این روش، از رادیوفارمسی ^{18}FDG (Fluoro-Deoxy-Glucose) استفاده می شود. گلوکز در تمامی حجرات بدن جذب شده و نقش tracer را بازی می کند و جزء رادیواکتیو، فلوئورین (^{18}F) است که از خود ذره بیتای مثبت یا پوزیترون پخش می کند. پوزیترون بانفاصله با یک الکترون بدن متصل شده و طبق پدیده ای بنام (Annihilation) کتلهٔ این دو ذره به انرژی تبدیل می شود. (بر طبق قانون معادل بودن کتله و انرژی اینیشتین، کتله می تواند به انرژی، و انرژی می تواند به کتله معادل خود تبدیل شود $E= m.c^2$) لذا کتلهٔ این دو ذره به دو فوتون گاما که با انرژی 0.511 میگا الکترون ولت که با زاویه 180 درجه از هم دور می شوند تبدیل می شود. (یک الکترون ولت eV: اگر یک الکترون در یک میدان الکتریکی با اختلاف پتانشیلی یک ولت قرار گیرد، انرژی برابر با 1 eV بدست خواهد آورد.)



تصویر 4-5. پدیدهٔ فنا

زمانی که FDG به بدن زرق می شود، گلوکوز آن سبب جذب رادیوفارمسی در حجرات بدن شده و هرقسمت که رادیوفارمسی به آن قسمت وارد شده باشد، پوزیترون را پخش نموده و با الکترون های موجود در نسج متصل می شود و این دو ذره به دو فوتون گاما که با زاویه 180 درجه از هم دور می شوند تبدیل می شود وهمزمان با آن مریض اسکن میشود. (حلقه ای از آخذه های شعاع گاما Gamma detectors در اطراف مریض وجود دارد که فوتون های گاما را به سیگنال تبدیل نموده و این سیگنال به کمپیوتر وارد می شود) . البته فوتون هایی در ایجاد تصویر نقش خواهند داشت که زاویه آنها نسبت به هم 180 درجه باشد.

5-6. تصویر شماتیک از تصویربرداری با دستگاه PET scan

برای تولید ^{18}F ضرورت به سرعت دهنده سایکلوترون (Cyclotron) است که بسیار قیمتی بوده و بعلت نصف عمر کوتاه ^{18}F ، باید در مرکز طب هستوی، Cyclotron وجود داشته باشد.

5-7. تصویر اخذ شده توسط PET scan که نواحی مورد نشانه گذاری شده افزایش جذب را نشان می دهند که حکایت از وجود تومور منتشر می کند.

تفاوت بین PET Scan و SPECT Scan

1. در روشSPECT از یک فوتون گاما و در روش PET از دو فوتون گاما تصویر تشکیل می شود.
2. در روش PET برای تولید ^{18}F (فلوئورین رادیواکتیو) نیاز به Cyclotron داشته که بسیار قیمتی است، ولی در روش SPECT، تولید مواد رادیواکتیو مورد نیاز به سادگی امکان پذیر است.

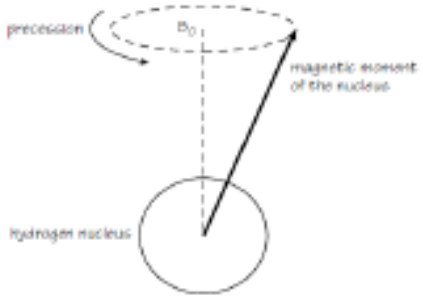
اساسات فزیک MRI

یکی از روش های تصویربرداری مقطعی (sectional imaging) روش MRI می باشد.MRI مخفف کلمات (Magnetic Resonsnce Imaging) به معنی تصویربرداری با استفاده از تشدید مقناطیسی می باشد. در این روش از ساحهٔ مقناطیسی و امواج الکترومقناطیسی جهت تصویربرداری استفاده می گردد. این روش بر اساس تحریک اتوم های هایدروجن (H^+) و سپس دریافت و پروسس سیگنال های حاصله از آن انجام میشود.

بر اساس قانون فارادی، در اطراف هر چارج برقی متحرک، ساحهٔ مقناطیسی ایجاد می شود . پروتون (هایدروجن) ذره ای با چارج برقی 1+ است. این ذره دایماً به دور خود چرخش (spin) می کند و در اطراف آن ساحهٔ مقناطیسی ایجاد می شود؛ لذا بصورت یک مقناطیس کوچک عمل می کند. همچنان پروتون می تواند حرکت انتقالی داشته باشد اگر در شرایط ذیل قرار گیرد:

حرکت انتقالی (procession) پروتون ها (هایدروجن ها)

چون در اطراف پروتون ها ساحهٔ مقناطیسی ایجاد می شود، اگر پروتون در یک ساحهٔ مقناطیسی خارجی (B_0) قرار گیرد، تحت تاثیر این ساحه شروع به چرخش بدور آن نیز می کند. بناءً هایدروجن درساحه مقناطیسی علاوه بر چرخش spin، دارای چرخش procession نیز می میگردد.



تصویر 1-8. حرکت Spin و Procession پروتون

برای درک بهتر، حرکت زمین بدور خود که سبب بوجود آمدن روز و شب می شود. که این را حرکت spin، و حرکت زمین بدور خورشید که فصل های سال بوجود می آید را حرکت procession می گویند.

پس از قرار گیری پروتون در ساحهٔ مقناطیسی خارجی، با فریکوینسی لارمور بدور این ساحهٔ مقناطیسی چرخشprocession انجام می دهد: $F = \frac{1}{2\pi}\gamma B_0$ (فریکوینسی لارمور)

که در این معادله، B_0 شدت ساحهٔ مقناطیسی خارجی بر حسب تسلا و γ ثابت جیرومقناطیسی (Gyromagnetic constant) هر اتوم می باشد.

نوع هسته	ثابت جیرومقناطیسی $(Hz/T)x10^7$	فرکوینسی لارمور (MHz)
هایدروجن (پروتون)	26.8	58.42
کاربن – 13	6.7	10.7
نیتروجن– 14	1.9	3.08
فلوئورین– 19	25.3	40.05
سدیم – 23	7	11.09
فاسفورس - 31	10.8	17.24

جدول 1-8. ثابت جیرومقناطیس و فریکوینسی لارمور هسته های مختلف (در شدت ساحهٔ مقناطیسی 1 تسلا)

همانطور که مشاهده می شود ، اتوم هایدروجن با داشتن بیشترین ثابت جیرومقناطیسی، بیشتر از سایر اتوم ها تحت تاثیر ساحهٔ مقناطیسی خارجی قرار می گیرد؛ بنابراین تصویربرداری به روش MRI، عمدتاً تصویربرداری از اتوم های هایدروجن بوده که قسمت اعظم بدن را نیز تشکیل داده است.

فرضیهٔ جفت‌اسپین

سوال مهم این است که آیا همهٔ اتوم ها تحت ساحهٔ مقناطیسی خارجی قرار می گیرند یا خیر.

در هسته هایی که دارای تعداد پروتون و نیوترون جفت باشند، بطور مثال $^{16}_{8}O$ و یا $^{40}_{20}Ca$ و $^{12}_{6}C$ ، دارای spin های مخالف به تعداد برابر بوده (بطور مثال اتوم $^{16}_{8}O$ دارای 4 پروتون spin up و 4 پروتون spin down است، و دارای 4 نیوترون up و 4 نیوترون spin down می باشد) و خاصیت مقناطیسی یکدیگر را خنثی می کنند؛ بناءً هسته هایی که دارای جفت پروتون و جفت نیوترون باشند در ساحهٔ مقناطیسی خارجی تحریک نمی شوند و در MRI تصویری ایجاد نمی کنند. (بطور مثال، در MRI ساختمان های کلسیم دار مثل استخوان ایجاد تصویر نمی کند، ولی مغز استخوان بدلیل داشتن هایدروجن زیاد، سیگنال قوی تولید می کند).

سایر هسته ها که دارای شرایط ذیل باشند، تحت تاثیر ساحهٔ مقناطیسی خارجی قرار می گیرند و در تصویر MRI خیال می دهند:

الف) Z طاق و Aجفت: $^{14}_{7}N$

ب) A طاق و Zجفت : $^{13}_{6}C$

ج) Z طاق و A طاق: $^{13}_{7}N$

زیرا یکی از ذرات (پروتون یا نیوترون یا هردو) دارای spin طاق بوده، به اتوم جهت مقناطیسی داده و تحت تاثیر ساحه مقناطیسی قرار می گیرد.

اکنون مراحل مختلف در تصویربرداری MRI را بررسی می کنیم:

1) M (Magnetic یا مقناطیسی شدن)

در اولین مرحله، بدن مریض مقناطیسی می گردد؛ یعنی در یک ساحهٔ مقناطیسی بسیار قوی قرار داده می شود. تونل ماشین MRI در حقیقت مقناطیس قوی است که این وظیفه را انجام می دهد.

در سیستم های MRI برای ایجاد ساحهٔ مقناطیسی خارجی، یکی از سه نوع مقناطیس ذیل استفاده می شود:

الف) مقناطیس ثابت (Permanent magnets): این مقناطیس از مگنت های طبیعی ساخته شده و قدرت مقناطیسی آنها معمولاً در حدود 0.05 تا 0.5 تسلا می باشد. این مگنت ها باشدت ثابت ویکنواختی پایین میدان در طی معاینات، تصویربرداری را انجام میدهد.

مزایا: 1- هزینهٔ نگهداری آن کم است. 2- سیستم کیبلی ندارد. 3- ساحهٔ لیک آن کم است.

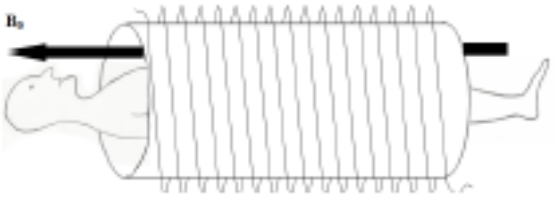
محدودیت ها: 1- وزن دستگاه بسیار زیاد است (حدود 8 تن). 2- شدت ساحهٔ مقناطیسی ایجاد شده کم است (> 0.5 T).

تصویر 1-8. دستگاه MRI با مقاطیس ثابت

ب) مقناطیس مقاومتی (Resistive magnets): اگر از یک سیم پیچ (coil) جریان برقی عبور نماید، در داخل سیم پیچ ساحهٔ مقناطیسی بوجود می میاید. بنآ مقناطیس مقاومتی بر همین اصل ساخته می شوند،طوریکه این مقناطیس بشکل سیم پیچی بزرگ است که مریض در داخل این سیم پیچ قرار می گیرد و در اثر عبور جریان برق آز آن، مقناطیس می شود.

مزایا: 1- می توان آنها را خاموش کرد. 2- وزن کمتری دارند (حدود 2 تن). 3- ساحهٔ لیک آن نسبتاً کم است.

محدودیت ها: 1- مصرف برق زیاد است. 2- نیاز به سیستم سرد کننده آبی دارد. 3- بدلیل عبور جریان برق از سیم پیچ، حرارت زیادی تولید شده و نمی توان شدت میدان مقناطیسی را از 0.5 تسلا بیشتر نمود.



تصویر 2-8. دستگاه MRI با مقاطیس مقاومتی

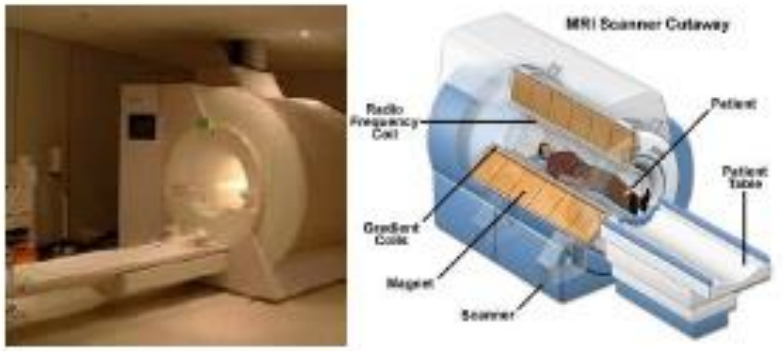
ج) مقناطیس مافوق هادی (Super conductive magnets)

سیم پیچ این مقناطیس ها از مواد مافوق هادی ساخته شده است؛ لذا بدلیل مقاومت برقی خیلی کم، حرارت ناچیزی در آن ایجاد می شود و می توان میدان های مقناطیسی قوی تولید نماید.

معمولا برای اینکه مواد مافوق هادی بتوانند بدون اصطحکاک الکترون ها را در مدارهای مافوق هادی چرخش دهند تا میدان مقناطیسی قوی ایجاد گردد، از گاز هلیوم مایع که ایجاد درجه حرارت 268- درجه سانتیگراد می کند، به همراه نایتروجن مایع استفاده می شود.

مزایا: 1- مصرف برق کم. 2- تولید ساحهٔ مقناطیسی با شدت بالا (1.5 تا 4 تسلا). 3- شدت ساحه پس از خاموش کردن قطع نمی شود.

محدودیت ها: 1- وزن زیاد (حدود 6 تن). 2- هزینهٔ نگهداری بالا (بخصوص مصرف هلیوم مایع). 3- ساحهٔ لیک زیاد است.



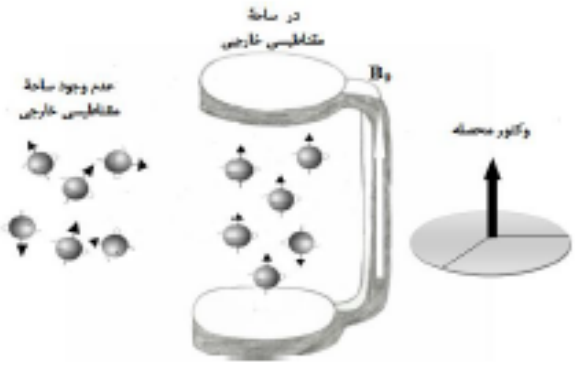
تصویر 3-8. دستگاه MRI با مقناطیس مافوق هادی

به دستگاه های MRIبا مقناطیس دایمی، open MRI گفته می شود، و به مقناطیس مقاومتی و مافوق هادی close MRI می گویند.

زمانی که یک نسج در یک ساحهٔ مقناطیسی خارجی قوی قرار گیرد چه اتفاقی می افتد؟

در هر سانتی متر مکعب از انساج رخوه، هسته های هایدروجن (پروتون) به تعداد زیاد قرار دارد. ابتدا این پروتون ها بطور نامنظم در جهات مختلف قرار دارند، طوریکه محصلهٔ قوه های مقناطیسی آنها برابر صفر است.

پس از قرار گرفتن بدن در یک ساحهٔ مقناطیسی خارجی قوی، پروتون ها سعی می کنند خود را در جهت ساحهٔ مقناطیسی خارجی قرار دهند. پس از لحظاتی اکثر پروتون ها همجهت با ساحهٔ مقناطیسی خارجی شده، یعنی محصلهٔ آنها در جهت آن ساحه قرار می گیرد که به وکتور محصله magnetic vector می گوییم.



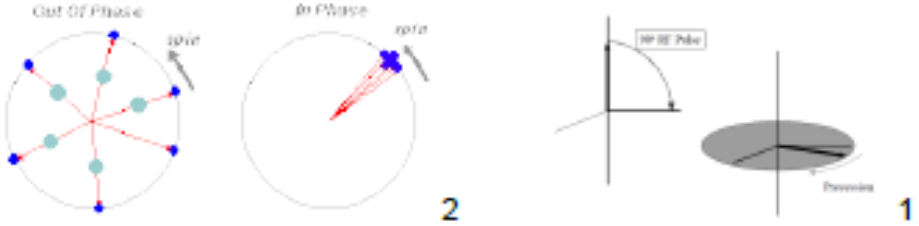
تصویر 4-8. همجهت شدن spin اتوم ها با ساحه مقناطیسی خارجی هنگام قرار گرفتن در آمتریاز MRI.

2) R (Resonance یا تشدید مقناطیسی)

طور مثال هنگامیکه یک فردی چرخ میخورد، و زمانیکه وی به موقعیت خاص رسیده (یعنی همفاز با حرکت فرد) به او قوه وارد نماییم، سبب افزایش چرخش او میشود؛ اما اگر در بین راه به او این قوه را وارد نماییم سبب کاهش سرعت میشود. در فزیک به پدیدهٔ (وارد شدن قوه همفاز با حرکت جسم) تشدید (Resonance) گفته می شود.

در MRI، بعد از اینکه بدن مریض در یک میدان مقناطیسی قوی قرار گرفت و مقناطیسی شد (مرحلهٔ اول)، امواجی را در تونل ماشین MRI با فریکوینسی رادیویی (RF or radiofrequency) با زاویهٔ 90 درجه به بدن می تابانیم تا پدیدهٔ تشدید اتفاق بیفتد.

تشدید یا Resonance در MRI : پس از اینکه اسپین ها تحت تاثیر ساحهٔ مقناطیسی خارجی جهت گیری کردند، پالس RF با زاویهٔ 90 درجه تابش میشود. این پالس دو کار انجام میدهد: 1- وکتور مقناطیسی بدن را 90 درجه میچرخاند و آنرا به محور عرضی منتقل می نماید. 2- اسپین ها را که قبلاً بصورت غیرمنظم چرخش میکردند، همفاز(in phase) میکند و همه با هم میچرند.



تصویر 5-8. Resonance در MRI

تابش امواج RF توسط کویل (coil) های رادیوفریکوینسی است. برای هر قسمت از بدن کویل مربوط به آن وجود دارد. صداهایی که در زمان تصویربرداری MRI ایجاد می شود بعلت کار کویل های RF است.

3) I (Imaging یا تصویربرداری)

پس از قطع RF تصویربرداری شروع میشود. در این حالت 2 عمل اتفاق می افتد:

1-وکتور مقناطیسی بدن که در اثر RF، 90 درجه چرخیده بود، مجدداً به محور طولی بازگشت می کند و یک سیگنال برقی ایجاد می کند.

2-اسپین اتوم ها که در اثر موج RF، همفاز (in phase) شده بودند، مجدداً غیر همفاز (out of phase) میشوند و یک سیگنال برقی ایجاد می شود.

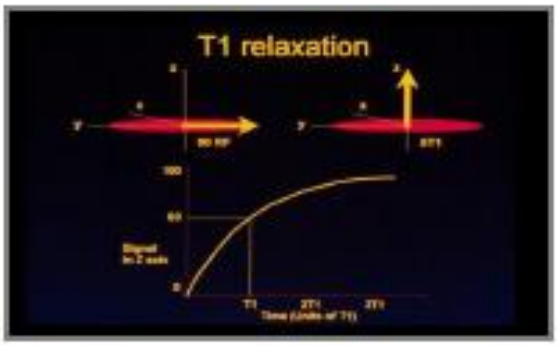
از این سیگنال ها که FID نام دارد سه نوع تصویر ایجاد میشود: (T_1W, T_2W, PDw)

- تصاویر PDw(Proton density weighted یا تصاویر بر اساس اختلاف تراکم پروتونی)

در این mode تصویربرداری با MRI، هر نسجی که دارای پروتون (هایدروجن) بیشتر باشد تصویری سفیدتر و نسجی که دارای هایدروجن کمتر باشد، تصویر سیاه تر ایجاد میکند. این تفاوت سیاهی و سفیدی به معنای تشکیل تصویر است.

- تصاویر T_1W(Time 1 weighted Relaxation) یا زمان استراحت 1)

با قطع RF، وکتور مقناطیسی بدن به محور طولانی بازگشت میکند. بخاطر روابط مختلف هایدروجن در آب، شحم، پروتئین و ... ، مدت زمان این بازگشت یا recovery (زمان استراحت 1) در انساج متفاوت است. هرقدر وکتور نسجی زودتر به محور طولانی بازگشت کند سیگنال آن قویتر (hyper intense) و تصویر آن سفیدتر است. نسجی که وکتور مقناطیسی آن دیرتر به محور طولانی بازگشت نماید سیگنال آن ضعیف تر (Hypo intense) است و تصویر آن سیاه تر خواهد بود.



شکل 6-8. قطع RF و بازگشت spin اتوم ها به محور طولی و تولید سیگنال های T_1W

- تصاویر T_2W(Time 2 weighted Relaxation) یا زمان استراحت 2)

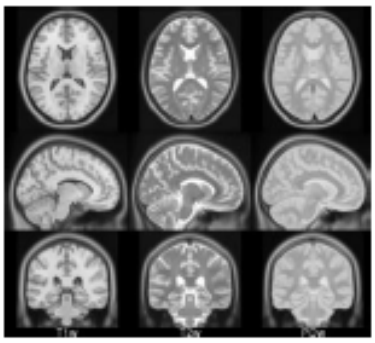
با قطع RF، اسپین ها که بصورت همفاز چرخش میکردند، غیر همفاز (out of phase) میشوند. بخاطر روابط مختلف هایدروجن در آب، شحم، پروتئین و ... ، مدت زمان این خارج شدن از همفازی (زمان استراحت 2) در انساج متفاوت است. هرقدر اسپین های نسجی زودتر از همفازی خارج شود

سیگنال آن قویتر (hyper intense) و تصویر آن سفیدتر است. نسجی که اسپین های آن دیرتر از همفازی خارج شود سیگنال آن ضعیف تر (Hypo intense) است و تصویر آن سیاه تر خواهد بود.

شکل 7-8. قطع RF و خارج شدن از همفازی spin اتوم ها و تولید سیگنال های T_2W

در تصاویر T_1Wمایعات و CSF سیاه(Hypo intense) دیده میشوند و نسج دارای شحم، سفید(Hyper intense) دیده میشود؛ و در تصاویرT_2W مایعات سفید و شحم سیاه است.

علت اینکه ما هم تصاویر T_1W و هم T_2W از انساج اخذ می کنیم اینست که امکان دارد نسج غیر نورمال دارای زمان برگشت به محور طولی برابر با انساج سالم مجاور باشد و در T_1W خیال واضح ندهد، ولی بعلت خارج شدن از همفازی ، نسج نورمال و غیر نورمال، در T_2W دارای تفاوت قابل مشاهده خواهد بود. تصاویر T_1Wبیشتر برای بررسی آناتومیک ارگان ها وT_2Wبیشتر برای بررسی پتالوژی استفاده میشود.



تصویر 8-8. تصاویر T_1W، T_2W و PDW در مقاطع اگزیال، کرونال و ساجیتال دماغ.

استفاده از مواد کنتراست (contrast media) در MRI

در روش MRI هم مانند بسیاری از روش های تصویربرداری دیگر از مواد کنتراست، جهت ایجاد کنتراست و تفاوت رنگ در تصویر استفاده می شود. مواد کنتراست در MRI فرومقناطیس هستند (مواد فرومقناطیس موادی اند که شدیداً تحت تاثیر ساحهٔ مقناطیسی قرار می گیرند). ترکیبات گادولونیومGd بیشترین کاربرد را در MRI دارد که جهت MR Angiography و ... بکار میرود.

استطبابات روش MRI:

روش MRI دارای contrast resolution بلند میباشد، یعنی تفاوت دو نسج را می تواند با رنگ های متفاوت نشان دهد؛ بناءً روش MRI برای بررسی انساج رخوه کاملاً مطلوب است.

روش MRI در بررسی های مغز، نخاع شوکی، مفاصل و اوتار عضلات، بررسی دیسک، ارزیابی اوعیه ..... کاربرد فراوان دارد.

مضاد استطباب روش MRI:

1- مریضان دارای Pace Maker و یا دسامات فلزی قلبی.2 -مریضانی که در بدن آن کلیپ های فلزی وجود دارد. 2- در مریضان ناآرام (بدلیل طولانی بودن زمان اسکن- حدود 30 دقیقه) 3- خانم های حامله در سه ماه اول حاملگی 4- مریضان دارای پروتز های فرومقناطیس.