Subject :

Year : Month :

«جلسه اول»

انواع تصویربرداری : ۱) با تحریک ۲) بدون تحریک

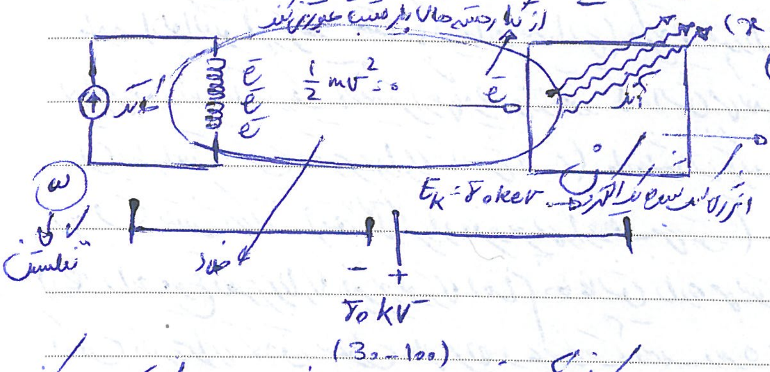
در تصویربرداری‌های با تحریک خارجی همراه است مثل x-ray اما در تصویربرداری‌ها انرژی خود بدن صورت می‌گیرد مثل تصویربرداری از سیگنال بدن

سیگنال‌هایی که خود بدن تولید می‌شود و ما از آنها تصویربرداری می‌کنیم، به صورت بدون تحریک می‌باشند مثل EEG , ECG

تصویربرداری:

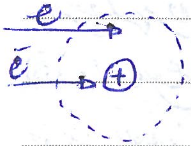
۱) x-ray ← Radiography _ CT _ mamography و

با انرژی دادن به یک دسته الکترون‌های لایه ظرفیت از اتم خارج شده به سمت مثبت رها شده تا تولید می‌شود



انرژی حرارت می‌دهد ← رشته الکترون آزاد می‌شود ← گرم می‌شود ← ولتاژ اعمال می‌کنیم

احتمال برخورد الکترون با هسته که منجر به توقف شود کم است

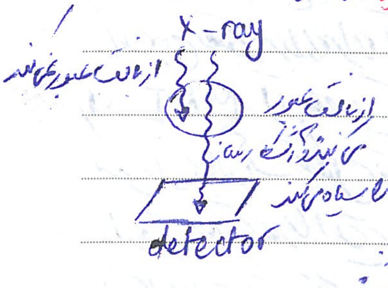


اگر مستقیم به هسته برخورد کند کل انرژی الکترون تبدیل به x-ray می‌شود

$$\frac{\text{حجم هسته}}{\text{حجم اتم}} = \frac{1}{10000}$$

الکترون‌ها اگر نزدیک هسته شوند از مسیر خود منحرف می‌شوند طبق اصل پایستگی انرژی باید انرژی حالت ۱ و ۲ برابر باشد در نتیجه این اختلاف انرژی به صورت تابش ترمزی آزاد می‌شود

برخورد اشعه به بافت و تصویربرداری:



در تصویر رادیوگرافی استخوان‌ها نسبت به بافت‌ها اشعه بیشتری را جذب می‌کنند و نسبت به بافت‌های نرم‌تر سفیدتر دیده می‌شوند اگر اشعه برخورد کند از آنجا که اشعه بیشتری رسیده روشن دیده می‌شود. اشعه بیشتر می‌تواند اثر روی Film Screen داشته باشد

Sina

فیلم ها نسبت به عکس به اشعه مرئی حساس اند. Screen اشعه x-ray را به نور مرئی تبدیل می کند
x-ray یک اشعه یونیزان است. از Film Screen در Radiology استفاده می کنیم
projection که ناحیه سه بعدی را به تصویر دو بعدی تبدیل می شود هر نقطه از تصویر نشان دهنده عبور یک امتداد است.

γ و X هر دو فوتون های الکترومغناطیسی هستند

nuclear medicine Img: γ-ray (2 — planar ← 3D تصویر ؛ Spect / pet ← 3D
(تصویربرداری پزشکی هسته ای)

- ماده رادیواکتیو از ترکیب شده با یک ماده شیمیایی (طوری خورده یا استنشاق یا تزریق وارد بدن بیمار می شود. این ماده در یک ناحیه قرار می گیرد و از خود γ تابش می کند (① در این حالت Sorce داخل بدن بیمار است پس تصویربرداری تابشی است) ماده شیمیایی ترکیب شده محل تمرکز ماده رادیواکتیو را تعیین می کند (مثلا گلوکز وارد عضو چربی وارد عضو می شود)

② در این نوع تصویربرداری فیزیولوژی اندام ها نمایش داده می شود اما در x-ray آناتومی اندام ها. اسکن قلب برای تشخیص سلول های مرده و عضلات آسیب دیده بعد از سکته انجام می شود

در هر دو مدل تصویربرداری فیزیولوژی و آناتومی تصویر projection می باشد

- اگر سلول مرده باشد در تصویر دیگر جذب ماده رادیواکتیو نمی شود پس می توانیم به فیزیولوژی اندام ها پی ببریم

③ در این نوع تصویربرداری تصویر از توزیع ماده رادیواکتیو به دست می آید اما در x-ray تصویر از ضریب تضعیف بافت به دست می آید.

این 3 مورد از تفاوت های X و γ-ray هستند

3) صوت (امواج مکانیکی) Sonography

در این نوع تصویربرداری برای انتقال نیاز به ماده داریم و سرعت انتقال به نوع محیط ماده بستگی دارد

4) MRI (از خاصیت مغناطیسی بدن برای تصویربرداری استفاده می شود)

بیشتر بدن ما از آب تشکیل شده است هسته های H هر مولکول آب دارای پروتون ها خاصیت مغناطیسی دارند در حالت عادی این پروتون ها میدان مغناطیسی یکدیگر را خنثی می کنند اما اگر یک میدان خارجی به بدن اعمال شود تمام میدان های مغناطیسی حاصل از پروتون ها هم راستا می شوند

Subject :
Year : Month :

موج RF را می‌گیریم روی آن تبدیل انجام می‌دهیم و به تصویر MRI می‌رسیم.

* بیشترین modality تصویربرداری سیستم رادیوگرافی است. که این سیستم Anatomical است. (تصویر transmission است) در این نوع تصویربرداری اشعه به صورت یکنواخت به بدن تابیده می‌شود اما به دلیل داشتن متفاوت بافت‌ها و ضریب جذب بافت‌ها اشعه خروجی دیگر یکنواخت نیست

تصویر رادیوگرافی projection است

تصویربرداری رادیوگرافی در تشخیص شکستگی استخوان، سرطان سینه و مشکلات قلبی عروقی استفاده می‌شود

فلوروسکوپی: سیستم x_ray که در سیستم x-ray source در داخل یک قرار دارد زیر بدن بجای روی تخت قرار می‌گیرد و بعد detector که قرار دارد

تصویر فلوروسکوپی transmission و projection است. ← در واقع بدن

* detector ها در فلوروسکوپی تابع سریع هستند. (در بازه زمانی کم جواب می‌دهند)

تفاوت فلوروسکوپی و رادیوگرافی:

در فلوروسکوپی detector ها صفحه مثل screen سطح‌دارند و حالت استریلی دارند

(Dinamic هستند تصویر x-ray در sequence های متوالی است)

دینامیک: شبیه به فیلم است تغییرات را نشان می‌دهد به صورت real_time در مانیتور دیده می‌شوند

تصویربرداری
استاتیک: عکس

بیشترین کاربرد فلوروسکوپی در اتاق عمل است زمانیکه جراح با چشم خود نمی‌تواند ضربه‌ها را ببیند مثل رگ‌ها
تصویر که تزریق شده است: (برای تشخیص رگ‌های تزریق شده از ماده حاجب استفاده می‌شود)

در جاهایی که ارگان‌ها حرکتی مثل قلب داریم ... مورد بررسی باشد هم از فلوروسکوپی استفاده می‌شود.

* مثلاً یک بیمار داریم (ماده حاجب) داده می‌شود هنگامیکه بیمار آن را می‌خورد به کمک فلوروسکوپی
گزارشی می‌گیرند عملکرد روده‌های معده مورد بررسی قرار می‌گیرد.

ماده حاجب: ماده‌ای است که ضریب جذب بالایی دارد (برای x_ray) وقتی x-ray ها به آن
تابانده می‌شود را جذب می‌کند و ما آن را به صورت سفید می‌بینیم

ماموگرافی: تصویربرداری از سینه است به کمک x-ray. در ماموگرافی از x-ray که با انرژی پایین استفاده می‌شود

Sina

در ماموگرافی از دانستن بافت ها و ضریب جذب بافت ها تصویر برداری می کردیم اما بافت سینه کلا بافت نرم است پس باید تغییراتی در روش تصویر برداری خودمان ایجاد کنیم. اگر x-ray پرانرژی بتابانیم از بافت سینه کاملا عبور می کند و هیچ contrast ای ایجاد نمی کند اگر هم کم انرژی باشد در بافت سینه به طور کامل جذب می شود و دیگر تشکیل تصویر اثری ایجاد نمی کند

1/ برای ایجاد تصویر در ماموگرافی از low energy x-ray ها استفاده می کنیم که مقداری جذب و مقداری عبور داشته باشیم (انرژی در حد 15_25 کیلوولت)

* تصویر در ماموگرافی هم transmission و هم projection هست.

2/ کاهش فیلتر ها: سبب می شود x-ray ها با انرژی پایین جذب فیلتر ها نشده و وارد بدن شوند

x-ray ها با انرژی پایین جذب بدن می شوند و دز بسیار افزایش می یابد و چون x-ray ها یونیزان هستند می توانند سرطان های ثانوی ایجاد کنند.

3/ فشرده سازی: هدف از ماموگرافی تشخیص سلول های سرطانی کوچک است در بافت سینه ممکن است چند سلول سرطانی در امتداد هم قرار گرفته باشند که با هم جمع شوند و یک اثر در detector ایجاد کنند اگر بافت سینه را به کمک پدال های فشرده کنیم این سلول های کوچک از هم جدا می گردد و هر کدام جداگانه در پیکسل های متفاوت رسم می شود و دقت کار بالاتر می رود

پرتوهایی که جذب بافت می شوند یا از بافت عبور می کنند حالت سومی هم وجود دارد که پرتو نه جذب حاصل می شود و نه از بافت عبور می کند بلکه پراکنده می شود (حالت سوم پدیده غالب است)

این پرتوها در جهت دیگر اثر می گذارند و هیچ اطلاعات anatomical درستی در اختیار ما قرار نمی دهند و سبب افزایش نویز تصویر می شوند

4/ screen film detector ها تغییر می کنند زیرا انرژی x-ray ها کمتر است و از بافت ها خیلی کوچک می خواهیم تصویر برداری کنیم پس باید دقت و حساسیت بالایی داشته باشند

5/ گذاشتن آنتی اسکتر ها: اسکتر ها روی تصویر نویز تولید می کنند آنتی اسکتر ها مانع رسیدن این پرتوها به detector ها می شود

Subject :

Year : Month :

بر اساس anatomic exposure control : اپراتور با توجه به ناحیه‌ی مورد نظر برای عکس برداری مدت زمان و KV اشعه را تعیین می کند. اما دقت بیشتر حساس است و امکان سوختن بافت های دیگران زیاد است. خاصیت این دستگاه ها که بین پراکنده می کند مثل فیلتر است که به جای ما میزان و زمان اشعه را تعیین کنیم. علاوه بر این اشعه را ما می فرستیم که اجزای دانسیته بافت بیشتر را مشخص کند. هرچه دانسیته بافت بیشتر باشد ما هم زمان exposure بیشتری نیاز داریم.

* این ها قسمتی از تئوری های رادیولوژی و ماموگرافی است

CT (Computed tomography) : در CT می توانیم در تمام مقاطع تصویر داشته باشیم. تصاویر CT حالت 3D دارد. بسیار دقیق تر از یک زاویه عکس برداری می کنیم اما در CT از زوایای مختلف مثلاً از زاویه صفر تا ... داریم از زاویه 45، 90 و در حالت کلی از 0 تا 180 تصویربرداری داریم.

* از 180 به بعد تصاویر تکراری می شوند. هرچه فاصله بین اشعه های تابیده شده کمتر باشد کیفیت تصویرها بهتر است.

در هر بار تصویربرداری یک تصویر projection داریم که در هر بار تصویربرداری آنها توسط detector ها به صورت دیجیتال آنها را ذخیره می کنیم. تمام این اطلاعات وارد کامپیوتر شده و پردازش تصویر انجام می دهد و از تصاویر دو بعدی projection یک تصویر سه بعدی می دهیم.

CT به صورت clinical از سال 1970 مورد استفاده قرار گرفته است. این تصاویر CT حاصل عبور اشعه X از بدن است. در این تصویربرداری منبع اشعه X دور بدن می چرخد و از زوایای مختلف به بدن اشعه می تاباند. این اشعه ها توسط detector های مقابل که آنها قرار دارند تصاویر projection تولید می شد. یکی از اساس های تصویربرداری tomographic این است که اندام هایی که روی هم قرار گرفته اند به راحتی تفکیک می شوند بنابراین تشخیص ها را بهبود می بخشد.

– تصاویر 3D باعث می شوند که یک بعد از دست رفته را به دست آوریم مثلاً تصاویر Radiography عمق را از دست می دهد ولی در سی تی اسکن عمق معلوم می شود. اما برای تشخیص مکان دقیق تومور باید از عکس های 3D استفاده کنیم.

* در تصویربرداری پزشکی هسته ای ماده رادیواکتیو با یک ماده شیمیایی پیوند می شود و با توجه به نقش آن ماده شیمیایی در بدن از بدن تصویربرداری می شود. مثلاً اگر ماده رادیواکتیو را با یک ماده قندی پیوند کنیم چون مغز قند زیادی مصرف می کند فعال است می توانیم از مغز تصاویر projection به دست آوریم. رادیواکتیو در دو طرف مغز قرار می گیرد و تصویری از توزیع ماده رادیواکتیو یا فعالیت مغز را می دهد.

* قلب چربی می‌سوزاند و جذب چربی می‌کند پس اگر ماده رادیواکتیو را با ماده چربی باند کنیم جذب قلب شده و می‌توانیم از قلب تصویربرداری کنیم.

توزیع ماده رادیواکتیو با ماده شیمیایی باند کرده بستگی به رفتار فیزیولوژیک بدن است.

Radiation detector که تصویر projection می‌دهند مثل x-ray یا γ-ray که از درون ماده رادیواکتیو ساطع می‌کند.

در این نوع تصویربرداری چون Source داخل بدن است تولید تصویر برای آن‌ها نامیده می‌شود برعکس تصویربرداری Transmission است این تصاویر Functional هستند و اطلاعات anatomical را نسبت به مثل CT به ما نمی‌دهند بلکه نشان دهنده این است که کدام سلول‌ها جذب رادیودارو بیشتری دارند یا مثلاً کدام عضلات قلبی فعالیت بیشتری دارند)

* اگر یک ماده شیمیایی است که عضله قلب جذب می‌کند در عضلات قلبی است اگر جایی جذب نشد هر کدام از قسمت‌های قلب نشود نشان دهنده سکته یا disorder در قلب است. در اثر سکته سلول‌ها قلبی می‌میرند دیگر ماده جذب نمی‌شود نقاط مرده را در تصویر به صورت cold spot می‌بینیم

* تیروئید جاذب ید است اگر ید را همراه ماده رادیواکتیو به بیمار بدهیم و تصویربرداری کنیم آن قسمت که جذب خیلی زیادی دارد در تیروئید نشان دهنده تومور است چون سلول‌ها بیشتر شده‌اند و ید بیشتری جذب می‌کنند و نقاط hot spot در تصویربرداری مشاهده می‌شود (اگر جای دیگر هم متاستاز داده باشد در تصویر به صورت hotspot دیده می‌شود)

* این تصاویر که اطلاعات Functional هستند حاصل تطبیق دو مدالیته تصویربرداری هستند فیوژن نام دارند. تصاویر این مدالیته Functional است

مدالیته های تصویربرداری پزشکی هسته‌ای؟

۱) تصویربرداری planar (صفحه‌ای): تصاویر دو بعدی به ما می‌دهد معادل تصاویر رادیوگرافی ساده است تصاویر projection است پس توزیع رادیودارو را در یک خط از بدن به ما نشان می‌دهد.

کاربرد: در نواحی بزرگ می‌خواهیم ببینیم سرطان متاستاز داده به نواحی دیگر مثلاً استخوان‌ها، در مفاصل جذب ماده رادیواکتیو طبیعی است

* برای تصویربرداری از استخوان : تکنسیم را با فسفات بدهیم چون محل جذب فسفات ها استخوان است

2) Spect : Single photon

یعنی رادیو داروی تزریق شده از خود تک فوتون را آزاد می‌کند

tomography : تصویر 3D هستند   Computed : با محاسبات کامپیوتری روی عکس انجام می‌شود

Emission : تصاویر تابشی هستند

Spect : مانند CT است هر دو تصویر 3D تولید می‌کنند هر دو به صورت projection

هستند هر دو computed هستند. تصاویر spect تابشی هستند اما CT تصویر Transmission تولید می‌کند

Spect تصویر Functional تولید می‌کند اما تصاویر CT ، anatomical هستند . در CT منبع x-ray

هست در Spect ماده رادیواکتیو تصویر CT از ضریب تضعیف بافت بود اما تصویر spect از توزیع

ماده رادیواکتیو است.

* در اینجا از اشعه تولید شده از جهات مختلف تصویر projection می‌گیریم و وارد کامپیوتر کرده و تصاویر

3D می‌سازیم تصاویر Spect تصاویر تشخیصی هستند

3) pet : (Position Emission tomography)

هسته‌های رادیواکتیو دارای تعداد پروتون : position می‌دهند $p \rightarrow N + e^+$

اگر تعداد پروتون بیشتر شود هسته ناپایدار می‌شود زیرا نیروی دافعه بر نیروی جاذبه غلبه می‌کند برای پایداری

p به N تبدیل می‌شود وقتی این تبدیل انجام می‌شود باید تعادل بار و انرژی داشته باشیم و به همین دلیل

e^+ ساطع می‌شود e^+ / β^+

β^+ ضد ماده الکترون است ما در جهان مادی زندگی می‌کنیم پس ضد ماده‌ها نابود می‌شوند

۲ نیروی مهم داخل هسته : ① دافعه بین پروتون‌ها که دافعه کولنی ② بین تمام نوکلئون‌ها که نیروی جاذبه هسته‌ای

(p-p ، N-p ، N-N)

فرایند نابودی e^+ : β^+ تولید شده مسیری به اندازه ۱ تا ۲ و حداکثر 3 mm طی می‌کند تا به جرم

سلولی می‌رسد در این زمان سرعت β^+ به صفر می‌رسد در این حالت با یک e^- (آزاد) ترکیب

می‌شود.

فرایند نابودی زوج ترکیب دو فوتون با انرژی 511 keV در زاویه 180° می‌شود

حالا دو ذره مثل ماه به دور زمین نمی‌چرخند هر دو به دور مرکز جرم شان می‌چرخند هستیم منظور است چون پروتون

خیلی سنگین‌تر از الکترون است پس مرکز جرم اینها درون هسته است پس چرخش حالا این

است که الکترون‌ها دور هسته می‌چرخند پس از اینکه شکل e^- و e^+ هسته پوزیترونیوم

تشکیل می‌شود این هسته مثل هسته اتم هیدروژن است. e^+ جای p را گرفته و در این

حالت انتظار داریم e^- دور e^+ بچرخد اما این اتفاق نمی‌افتد چون مرکز جرم شان بین شان قرار می‌گیرد

در واقع این دو دور هم می‌چرخند

* دو فوتون که آزاد شده 511 keV انرژی دارند و زاویه بین این دو فوتون 180° است

در هر اندرکنشی دو پایستگی داریم: ۱) پایستگی انرژی ۲) پایستگی اندازه حرکت

هسته پوزیترونیوم ناپایدار است و در 10^{-10} ثانیه واپاشی می‌شود جرم e^+ و e^- به انرژی الکترومغناطیسی

تبدیل می‌شود که از طریق دو فوتون آزاد می‌شود

پایستگی انرژی ✓ $E_1 = E_2$ $E = mc^2 = \underset{e^+}{511} + \underset{e^-}{511} = 1.022$ keV

قبل از اندرکنش هم جرم داشتیم. 1.022 با مقدار به دست آمده که از دو فوتون مطابقت دارد

چرا ۲ تا 511 keV داریم؟

چون پایستگی اندازه حرکت داریم

قبل از اندرکنش e^+ و e^- ما سرعتی نداشتند پس بعد از اندرکنش هم باید اندازه حرکت خطی

نداشته باشد. اولاً باید 180° باشد و دوماً اندازه برابر داشته باشد $p_1 = p_2 = 0$

p (اندازه حرکت) یک کمیت برداری است. $\vec{p} = m\vec{v}$

با استفاده از این دو فوتون 511 keV تولید شده به تصویر می‌رسیم. اسکن به کمک این دو فوتون

هم زمان انجام می‌شود

e^+ توسط ایزوتوپ‌های خاص رادیواکتیو مثل F_{18} و O_{15} تولید می‌شود

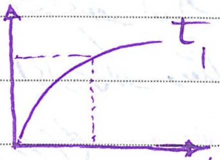
رادیوایزوتوپ‌ها بدین صورت که توسط بدن شناخته شوند. فلوئور که در اسکن طولانی‌تر اثر دارد

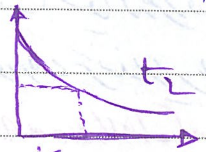
فلوئور F_{18} را رادیواکتیو می‌کنیم زمانیکه وارد بدن شود به سمت تومور می‌رود و می‌توانیم از توزیع

F_{18} در بدن تصویر برداری کنیم

در این modality تصویربرداری detector که در دور تا دور بدن بیمار به صورت 360 درجه قرار دارند دو فوتون گزارش شده به دو detector که روبروی هم قرار گرفته اند برخورد می کنند هر دو detector روبروی هم مدار هم زمانی دارند یعنی هم زمان فوتون ها را شمارش می کنند و ما می فهمیم که در حد فاصل این دو detector یک واپاشی اتفاق افتاده است این نقطه ها در بدن به دست آمده وارد کامپیوتر شده و در آخر با اطلاعات 3D می رسیم

MRI : یک میدان مغناطیسی 10000 تا 60000 برابر بیشتر از میدان مغناطیسی زمین ایجاد می کنند با این کار پروتون های بدن هم راستا با میدان مغناطیسی خارجی می شوند و پروتون ها که در این حالت برانگیخته شده اند RF می دهیم و وقتی می خواهند به حالت پایه برگردند RF تولید می کنند موج های RF را با دستگاه هایی که خارج بدن قرار دارد دریافت می کنیم تحلیل می کنیم با عنوان T_1 و T_2 تحلیل ها انجام می دهیم. یک صعود یا نزول این دو نمودار به ما شکل می دهد





در بافت سرعت صعود T_1 ، سقوط T_2 متفاوت دارد. با T_1 و T_2 تمایز دارد و بافت ها چون T_1 و T_2 تفاوتی دارند

برای ایجاد میدان مغناطیسی قوی باید آهنرباهای دائمی داشته باشیم که هزینه زیادی دارد با ابزار super conductor که استفاده می کنیم مثل ... نزدیک به صفر مطلق هستند این مواد وقتی الکتریسیته عبور می کنند از خود خاصیت مغناطیسی نشان می دهند ← به همین دلیل افرادی که MRI انجام می دهند احساس گرما می کنند

* مزیت ویژه ای که تصاویر MRI دارند این است که بافت نرم را به خوبی نشان می دهد
مثلاً در CT مثل فرق ها به صورت بافت نرم می بینیم اما در MRI هم به خوبی ریز جزئیات مشخص است

* تصاویر MRI، Anatomical هستند اما می توانند Functional هم باشند. یک modality تصویربرداری دیگری هم داریم به نام FMRI ، در این نوع تصویربرداری وقتی فرد درون دستگاه قرار گرفت یکی از حواس فرد را تحریک می کنیم مثلاً تصویری را به او نشان می دهیم این تصاویر از نواحی که به مرکز بینایی مشغول می شوند، پیام ...

عصب‌ها در نورون‌ها که توسط آکسون‌ها به صورت الکتریکی منتقل می‌شوند ما می‌دانیم هر موج الکتریکی میدان مغناطیسی در اطراف خود ایجاد می‌کند این میدان مغناطیسی در میدان مغناطیسی خارجی اختلال ایجاد می‌کند و سیگنال‌ها با تحریک می‌شوند ما این اختلاف سیگنال که با می‌بریم و به صورت بر روی نمایش می‌دهیم (اختلاف بین سیگنال اولیه و سیگنال تحریک شده)

نکته آخر: اگر جسمی شکل به داشته باشیم که هوا درون آن وجود دارد امواج تقریباً تماماً برگشت داده می‌شوند و تصویر مشخصی به دست نمی‌آید. برای همین مهم است که قبل از سونوگرافی به بدن ژل می‌زنند

ultrasound Imaging: گوش ما فرکانس‌هایی بین 20 تا 20000 هرتز را می‌شنود هر صدایی که ما فوق این باشد را به عنوان ultrasound می‌شناسیم.

* این امواج مکانیکی هستند و برای انتقال نیاز به ماده دارند. چون نیاز به ماده دارند پس در هر ماده هم سرعتی مخصوص به خود را دارند. سرعت صوت در هر ماده‌ای بستگی به امپدانس صوتی آن ماده دارد. در این نوع تصویربرداری ما یک موج صوتی به بدن مریض می‌دهیم این امواج صوتی توسط ترنسدیوسر تولید می‌شود در بافت‌های مختلف امپدانس صوتی متفاوت است پس در مرز مشترک بین بافت‌ها مقداری از صوت عبور می‌کند و مقداری انعکاس پیدا می‌کند و دوباره به ترنسدیوسر باز می‌گردد و ما این امواج را می‌گیریم و تصویر می‌سازیم

به این روش Anatomy بدن ما مشخص می‌شود

سونوگرافی (4D): 3D مربوط به x,y,z است و بعد چهارم مربوط به زمان است یعنی می‌توانیم حرکت را هم ببینیم

قانون داپلر: هر جسم متحرک فرکانسی که از خود منتشر می‌کند متفاوت است.

* ما در سونوگرافی 4D با استفاده از قانون داپلر، حرکت می‌بینیم

امواج ultrasound به صورت شدید در مرز مشترک بین بافت‌ها برگردانده می‌شوند. هر چه اختلاف دانسیته بافت‌ها بیشتر باشد برگشت صوت بیشتر است

* چون این امواج غیر یونیزان هستند ترجیح داده می‌شود برای خانم‌های باردار و خانم‌های زیر 40 سال جوان‌تر برای کارایی سرطان سینه استفاده شود

* ما از سونوگرافی در سینه بالغ استفاده نمی‌کنیم (اختلاف دانسیته کم است) و معمولاً در ناحیه شکمی استفاده می‌شود

Subject :

Year : Month :

پیکسل ها تصویر pixel ↑ gray level ↑

«جلسه دوم»

مشخصه های تصویر: 1/ Contrast 2/ resolution معانی — هرچه pixel ها ↑ resolution ↑ است

کنتراست بافت ها در MRI بالاست و در CT پایین است (CT با بافت نرم)

در x-ray چون ضریب جذب اشعه x تفاوت دارد Contrast ایجاد می شود

در پزشکی هسته ای هر جا توزیع دارو بیشتر باشد روشن تر دیده می شود و contrast بالاتر می رود

در تصویر MRI هر جا پروتون بیشتری داشته باشد امواج مغناطیسی بیشتری تولید می کند و contrast بالاتر است

در اولتراسوند اکو ها contrast می دهد در سونوگرافی از امواج اکوستیکی به تصویر می رسیم. در اولتراسوند

طول موج یا فرکانس resolution را تعیین می کند. هر چه دستگاه جزئیات بیشتری نشان دهد رزولوشن بالاتری دارد

جزئیات: 1/ اندازه کوچکترین جزء که نشان می دهد مثلاً در MRI، 1 میلیمتر است 2/ کمترین فاصله بین

دو نقطه از تصویر که قابل تفکیک نیست به باشند ... resolution را دارد (resolution در CT از MRI بهتر است)

ولی ماموگرافی از همه رزولوشن بهتری دارد

در موج های صوتی هر چه فرکانس بالاتر رود قدرت نفوذ است کم می شود پس برای تصویربرداری از بافت ها

عمق بالا از فرکانس پایین تر استفاده کنیم (افزایش فرکانس موج صوتی رزولوشن را افزایش می دهد) — فرکانس ↑ رزولوشن ↑

Radiation: انتقال انرژی از طریق فضا یا ماده ⟨ تابش الکترومغناطیسی / ذرات: e^- و e^+ و α و ...

امواج الکترومغناطیس هم خاصیت ذره ای و هم خاصیت موجی دارند

تابش های الکترومغناطیس: موجی متشکل از دو میدان الکتریکی و مغناطیسی عمود بر هم تشکیل شده. سرعت یکسانی دارند

ثابت دارند (برابر با سرعت نور) برای انتقال نیاز به ماده ندارند. به صورت مستقیم حرکت می کنند (فرکانس اشعه ایکس زیاد است)

طول موج ↓ فرکانس ↑ نور مرئی: اشعه x-ray در Screen تبدیل به نور مرئی می شود

سرعت نور $c = \lambda f$ → فرکانس

γ-ray ← تصویربرداری هسته ای x-ray ← CT و ماموگرافی

radio frequency در MRI استفاده می شوند (هم تحریک می کند و هم در برگشت، سیگنال RF تولید می کند)

فرکانس: تعداد period ها در واحد زمان   طول موج: مسافتی که موج در یک سیکل طی می کند

امواج الکترومغناطیس به شکل بسته های انرژی منتشر می شوند هر فوتون انرژی مخصوص خود را دارد:

رابطه بین انرژی و طول موج $E(keV) = \frac{1.24}{\lambda (nm)}$ $E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$

1eV = مقدار انرژی که یک الکترون در اختلاف پتانسیل 1V دریافت می کند

ذره α در واقع هسته اتم هلیم است و 2 بار مثبت دارد. ذره p در واقع هسته اتم هیدروژن است و یک بار مثبت دارد

ذره n خنثی است و مقدار انرژی اش معادل پروتون است. E ... معادل الکترون ...

* اتم یک هسته با دانسیته بالا که درون آن نوکلئون ها یعنی پروتون ها و نوترون ها قرار دارند و یک ابر الکترونی که الکترون ها در تراز های مختلف دور هسته می چرخند $10^{-14}m$ = شعاع هسته $10^{-10}m$ = شعاع اتم

* الکترون ها در مدارهای مختلف تراز انرژی مخصوص خود را دارند و مدار الکترون ها در هر تراز مشخص است

binding energy: مقدار انرژی ای که لازم است به الکترون داده شود تا از هسته آن را جدا کنیم و در نهایت یون می شود

مقدار پروتون های داخل هسته و فاصله الکترون (در تراز های مختلف) از هسته بر انرژی مورد نیاز برای کندن الکترون ها از هسته تأثیر می گذارند

binding energy: انرژی بستگی

تابش های حاصل از انتقال الکترونی: وقتی یک الکترون از تراز ها انرژی کنده شود یک الکترون از تراز های بالاتر جای خالی این الکترون را پر می کند این بار نسبت به تراز های پایین تر انرژی کمتری برابر با تفاضل binding energy این دو تراز دارد این انرژی به صورت x مشخصه آزاد می شود

آبشار الکترونی: مثلاً اگر یک الکترون از لایه دوم کنده شود و یک الکترون از لایه سوم جای آن را پر کند و این ترتیب الکترون ها (لایه) بالاتر حفره های ایجاد شده در لایه های پایین تر را پر می کنند و در هر مرحله (مشخصه x-ray) یا الکترون اوژه تولید می شود

زمانیکه الکترون بین تراز های بالا جابجا می شود x-ray مشخصه تولید می شود که طول موج یا انرژی آن در محدوده است و می تواند در محدوده نور مرئی، ultra violet یا x-ray باشد

* اگر انرژی x مشخصه انرژی آن بیشتر از 100eV باشد، تابش فلورسانس ایجاد می کند.

اسپکتروسکوپی: مشخص می کند برای عناصر چه x-ray هایی ساطع می کند

Electron Auger: x-ray به یک الکترون برای خروج برخورد کرده انرژی خود را منتقل کرده است و آن را آزاد می کند

* در عناصر با Z پایین، Electron Auger دائم در بین حالت انرژی کمتری به هم می رسد برابر با اختلاف انرژی تراز های مختلف است

در هسته های با Z پایین، انرژی کمتر است و سطح واکنش با الکترون ها بیشتر می شود

(ω) بهره فلورسانس: احتمال اینکه انرژی به صورت x-ray مشخصه یا فلورسانس آزاد شود

$\omega = 1 -$ احتمال الکترون اوژه

زمانیکه هسته سنگین داشته باشیم و در تراز های آخر حفره ای ایجاد شود احتمال الکترون اوژه بالاتر است.

دو نیرو در هسته وجود دارد: ۱. نیروی کولنی ۲. نیروی هسته‌ای قوی

نیروی هسته‌ای در فاصله کمتر از 10^{-14} m ایجاد می‌شود.

در هسته هم ترازهای انرژی وجود دارد و نوکلئون‌ها را در حالت برانگیخته بالا نشان می‌دهیم.

نیروی کولنی $\propto \frac{1}{r^2}$ مثلاً در یک هسته $N=7$ و $Z=5$ ← این 12 نوکلئون می‌توانند

اگر دو پروتون برانگیخته به هم نزدیک باشند که نوکلئون‌ها برگردند و حالت پایدار می‌رسد انگلیسی ترازهای انرژی

معکوس می‌شود

* در هسته‌های سنگین $\frac{N}{Z} \simeq 1.5$ (پایدارترین حالت) هسته‌ها در حالت پایدار P و N ها برابرند

هسته‌های ناپایدار برای رسیدن به $N=P$، P به N و N به P تبدیل می‌کنند

واپاشی هسته‌ای: ۱. γ-ray ۲. تبدیل داخلی ۳. شکافت هسته‌ای ۴. گداخت هسته‌ای

تبدیل داخلی الکترون: به جای انتشار γ انرژی به یک الکترون منتقل شده و این انتقال باعث خروج شد

الکترون آزاد می‌شود و انرژی جنبشی این الکترون برابر انرژی γ منهای binding energy آنها دیگر است. این

الکترون باید در ترازهای k و m و L باشد. با حفره‌ای که ایجاد می‌شود ← تابش x-ray هم داریم

واپاشی شکافت: یک نوترون به هسته سنگین وارد می‌کنیم

گداخت: دو هسته سبک مثل هلیم و دوتریم با هم ترکیب شده $^{4}_{2}He$ و یک پروتون تولید می‌شود، همراه انرژی

(این پدیده در خورشید اتفاق می‌افتد) جرم دو هسته سبک اولیه بیشتر از جرم هسته سنگین تولید شده

است این اختلاف جرم، به صورت انرژی آزاد می‌شود.

اندرکنش‌های ذرات باردار: (این ذرات طی ۳ مرحله پدیده انرژی خود را در ماده بر جا می‌گذارند:

α, p ← سنگین β و e^+ و e^- ← سبک

ذرات سنگین مثل α نفوذ کمی دارد و یک‌جا انرژی خود را جا می‌گذارد و جذب می‌شود

ذرات سبک مثل β نفوذ بیشتری دارد و در محیط بیشتری انرژی خود را جا می‌گذارد

اگر ذرات خیلی پرانرژی باشند در بعضی موارد انرژی خود را جا می‌گذارد که در هوکشتن از ماده عبور می‌کند

۱. Excitation: وقتی ذره باردار از کنار یک هسته عبور می‌کند، مقداری از انرژی ذرات برخوردکننده به ماده‌ها دریافت می‌شود و این سبب می‌شود به ترازهای بالاتر الکترون برانگیخته می‌رود

(!) این انرژی در حالتی که بر binding Energy غلبه کند، وقتی به حالت پایه برمی‌گردد x مشخصه یا Electron Auger تولید می‌شود

2) Ionization: ذره باردار که از یک جسم عبور می‌کند انقدر به e ها انرژی را وارد می‌کند که e ها از هسته جدا می‌شود

(یا) این پدیده زمانی اتفاق می‌افتد که انرژی e بر binding Energy غلبه کند

* اگر ذرات α بین دو detector ، 34eV برای هر تولید یک جفت یون می‌شود: 10eV تولید یون می‌کند و 24eV صرف ایجاد برانگیخته کردن اتم می‌شود. (70%) انرژی صرف گرما می‌شود (α مشخصه گرما تولید می‌کند) و (30%) انرژی صرف کنده شدن الکترون می‌شود

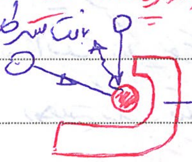
Specific Ionization: به تعداد جفت یون‌های تولید شده اولیه یا ثانویه در مسیر ذرات باردار گویند

به دو عامل بستگی دارد: 1) با کاهش سرعت افزایش می‌یابد 2) با افزایش بار بیشتر می‌شود

* با افزایش بار یونیزاسیون افزایش می‌یابد * با کاهش سرعت چون زمان اندرکنش بیشتر شده پس افزایش می‌یابد.

- اگر ذرات α ضخامت‌های مختلف از یک جاذب را در نظر بگیریم: این ضخامت‌ها را ذره α بدانیم با افزایش عمق نفوذ تعداد جفت یون‌های تولید شده بیشتر می‌شود زیرا سرعت کمتر شده و زمان اندرکنش بالاتر است.

در آخر تعداد جفت یون‌ها صفر شده چون ذره α با جاذب ترکیب شده (در پروتون و α این اتفاق می‌افتد)



Bragg peak: اوج جفت یون‌های تولید شده

باید کاری کنیم که Bragg peak دقیقا در بافت سرطانی قرار بگیرد

یونیزاسیون تولید شده توسط ذرات سنگین مثل α در یک خط راست است

یونیزاسیون تولید شده توسط ذرات سبک مثل e در یک مسیر زیگزاگ و پراکنده است.

ذرات سنگین چون سنگین هستند عوامل نمی‌توانند آنها را منحرف کنند از مسیر خود

Scattering: هر عملی که باعث تغییر مسیر ذره یا فوتون‌ها شود scatter نامیده می‌شود

3) Bremsstrahlung (تابش ترمزی): ذره باردار سبک به یک بار الکترومغناطیس که از آن رد شده

Subject :
Year : Month :

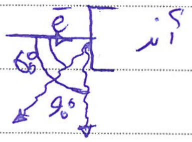
شدن سریع ذرات باردار حاصل می‌شود تابش ترمزی می‌گویند

در تابش ترمزی الکترون می‌تواند انرژی خود را از دست بدهد و در حین این فرآیند یک یا چند فوتون پدید آید

تابش ترمزی به چه عواملی بستگی دارد؟

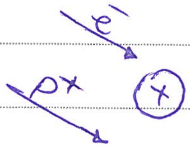
ماکسیمم انرژی جنبشی الکترون هنگام برخورد x-ray : و حداکثر توسط تابش ترمزی زاویه ۶۰ تا ۹۰ درجه دارد (کاربرد در تصویربرداری)

انرژی 30 — 100 ke



در رادیوتراپی انرژی الکترون‌ها بیشتر است بنابراین زاویه صفر درجه است

احتمال تابش ترمزی $\propto \frac{1}{m^2}$



Sina

Subject :

Year : Month :

چون که جرم بیشتری دارد راحت تر منحرف شده سپس x-ray موی تری تولید می‌کند، به همین دلیل

در تیوپ اشعه X از ... استفاده می‌کنیم

$$\frac{\text{انرژی از دست داده شده در تابش ترمزی}}{\text{انرژی از دست داده شده در اثر برخورد یونیزاسیون و برانگیختگی}} = \frac{E_k Z}{820}$$

β^+ پوزیترون با ... ترکیب شود یک زوج ... پایدار تولید می‌کند در این حالت از طریق نابودی زوج به پایداری

می‌رسد.

Sina

Subject :
Year : Month :

"جلسه سوم"

ادامه فصل سوم

انواع پدیده ها

1- پراکندگی رایلی: خاصیت موجی سبب می‌شود که الکترون ها از ارتعاشات به صورت هم فاز نوسان کنند
در این پدیده ها جهت فوتون ورودی با جهت فوتون خروجی غیر هم مسیر هستند

2- پراکندگی کامپتون: فوتون ورودی با یکی از الکترون های لایه خارجی اندرکنش انجام می‌دهد
یعنی انرژی اش را به آن ذره می‌دهد

انرژی کلی فوتون ← $E_0 = E_{SC} + E_{e^-}$ → انرژی ای که الکترون کسب کرده

E_{SC}: انرژی پراکندگی

انرژی فوتون پراکنده ← $E_{SC}(kev) = \dfrac{E_0}{1 + \dfrac{E_0}{511\,kev}(1-\cos\theta)}$

E_0 → انرژی فوتون اولیه ؛ θ → زاویه حرکت

یک پراکندگی غیرکشسان غیرالاستیک است انرژی جنبشی قبل و بعد از اندرکنش تفاوت دارد
فوتون ها x-ray و γ-ray با الکترون های لایه های خارجی اندرکنش می‌دهد

این پدیده همیشه وجود دارد و در واقع یک پدیده غالب در تمام انرژی ها است

3- پدیده فوتوالکتریک:

$E_e = E_0 - E_b$ → با بستگی انرژی ای الکترون نسبت به هسته دارد

تمام انرژی فوتون به الکترون منتقل شده و آن را از اتم جدا می‌کند. الکترونی که در این حالت از اتم جدا شده فوتوالکتریک می‌گویند

هر چه مقدار Z بیشتر باشد احتمال این پدیده بیشتر است

با معکوس انرژی رابطه مستقیم دارد یعنی هر چه E ↑ شود احتمال وقوع پدیده فوتوالکتریک ↓ می‌یابد
احتمال وقوع این پدیده در عمق بیشتر است

احتمال ↑ ← در نتیجه انرژی b الکترون ∝ انرژی فوتون

4- پدیده تولید زوج: یک فوتون به درون اتم وارد می‌شود با میدان الکتریکی هسته اندرکنش می‌دهد

و انرژی اش به جرم تبدیل می شود

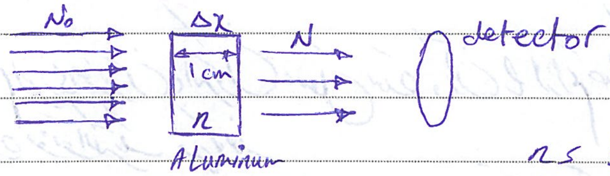
* تنها زمانی این پدیده رخ می دهد که انرژی گاما از 1,22keV بیشتر باشد. باید معادل انرژی گاما را حساب کنیم. اگر انرژی اولیه گاما بیشتر از حد عادی باشد تنها 1,02keV را آن صرف این پدیده می شود و مابقی انرژی صرف تبدیل به انرژی جنبشی β^- و β^+ می شود (پرتو)

برای هر الکترون ممکن است یکی از سه حالت زیر پیش بیاید → پاشش ترمزی / ionization / برانگیختگی

در مورد هر پوزیترون ممکن است یکی از حالت زیر اتفاق بیفتد: → پاشش ترمزی / یونیزاسیون / برانگیختگی / انیهیلیشن

انرژی فوتون در این حالت تبدیل به پوزیترون و الکترون می شود

ضریب تضعیف خطی: نسبت فوتون هایی که از یک پرتو γ یا X ی تک انرژی در واحد ضخامت ماده ای جدا می شوند گفته می شود (واحد بر حسب $\frac{1}{cm}$)



$N = N_0 - n$

$n = \frac{N}{N_0}$ ضریب جذب

$n = \mu N_0 \Delta x$

هرچقدر مقدار انرژی کمتر باشد احتمال رخ دادن پدیده بیشتر است

با افزایش انرژی ضریب تضعیف کاهش می یابد

$\mu_T = \mu_{\text{رایلی}} + \mu_{\text{فوتوالکتریک}} + \mu_{\text{کامپتون}} + \mu_{\text{تولید زوج}}$

$N = N_0 e^{-\mu x}$ ← تعداد فوتون هایی که بدون اندرکنش از ماده خارج شده اند

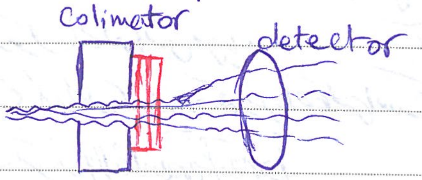
1/2

لایه نصف کننده (HVL) : half value layer

تعریف : ضخامتی از ماده است که شدت پرتوهای x و γ را به $\frac{1}{2}$ حالت اولیه می‌رساند.

narrow_beam : (ایده‌آل) : فوتون‌هایی که پراکنده شده را محاسبه نمی‌کنیم

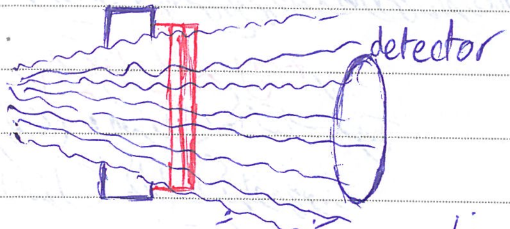
فوتون‌های پراکنش نداده شده‌ها محاسبه می‌شوند



geometry

broad_beam : (غیرایده‌آل) : آن فوتون‌هایی که پراکنش

داده‌اند هم محاسبه می‌شوند



سرب HVL کمتری دارد برای همین بیشتر در حفاظ‌سازی استفاده می‌شود

(TVL) : tenth value layer : $\frac{1}{10}$: در حفاظ‌سازی از آن استفاده می‌شود زیرا دو لایه از آن

$\frac{1}{100}$ می‌رسد

انرژی مؤثر: هر پرتو اشعه x سه مقدار حال خودشان دارد برای اینکه برای هر پرتو یک انرژی مؤثر

تعریف کنیم از HVL ضخامت آلومینیوم استفاده می‌کنیم

پرتو x-ray در رادیولوژی شامل طیفی از انرژی‌های مختلف است. اندازه‌گیری HVL در انرژی‌های رادیولوژی

در واقع مشخص کردن کیفیت پرتو است HVL بر حسب mm AL محاسبه می‌شود که آن را effective مشخص

می‌کنیم هرچه قدرت نفوذ بیشتر باشد ضریب تضعیف کمتر می‌باشد

Subject :
Year : Month :

* سخت شدگی پرتو: زمانی که ما فیلتر داشته باشیم خروجی تیوب اشعه X حالت طیف انرژی است شامل انرژی های بالا و پایین حال اگر این پرتو با الکترون ها از ماده های متفاوت یک ماده عبور میدهیم

جذب فوتوالکتریک اول: فوتون هایی که طول موج بالا دارند و فرکانس پایین دارند حذف می شوند

جذب فوتوالکتریک دوم: در این مرحله هم فوتون های کم انرژی تر حذف می شوند و الی آخر ...

در آخر فوتون های باقی مانده انرژی بالایی دارند. این پدیده سخت شدگی پرتو می گویند یعنی

متوسط این فوتون ها افزایش می یابد

لازم به ذکر است که در این پدیده هم احتمال است ممکن است طی مرحله اول یکی از پرتو های

پر انرژی حذف شوند preferentially

« فصل نهم » تولید X-ray و تیوب X-ray

تولید X-ray:

اشعه ترمزی: تولید اشعه X زمانی رخ میدهد که الکترون با انرژی بالا با ماده برخورد کند و تولید انرژی می کند

وسایل لازم جهت تولید اشعه X-ray

1. آند (تارگت): الکترون ها که شتاب گرفته

2. کاتد: الکترون که از آنجا آزاد می شوند

3. محیط خلاء: باعث میشود تا الکترون ها به ذرات هوا برخورد نکنند و منحرف شوند

4. منبع انرژی: برای تامین انرژی لازم برای شتاب گرفتن الکترون

محفظه ی این جنس شیشه یا فلز تیوب ظرف را در بر میگیرد و برای جذب IR به دماهای بالا روغنی داخل

محفظه است استفاده می شود که آن روغن خنک کننده است و حتی خاصیت عایق سازی دارد.

Collimator: مشخص کننده میدان X-ray ، زرادخانه: زمان تابش را مشخص میکند

سوال: الکترون هایی که آزاد شده اند انرژی جنبشی شان به چه میزان انرژی ای تبدیل شده اند؟

جواب: X-ray / احتمالا تبدیل به گرما تبدیل میشود و همانطور که اشعه X

$\frac{99}{100}$ به گرما تبدیل میشود و $\frac{1}{100}$ تنها به X تبدیل میشود

Sina

Subject :

Year :   Month :

این اشعه‌های تولید شده عامل محدود کننده برای تولید فوتون‌ها است و به علت کاهش مقدار فوتون‌ها می‌شود
الکترون تحت تأثیر میدان مغناطیسی قرار می‌گیرد که مقداری از انرژی جنبشی‌اش از دست داده می‌شود و تبدیل
به تابش ترمزی می‌شود (تنها ۰٫۵٪ آن)

هسته اتم $\frac{1}{1000}$ فضای کل اتم را گرفته است

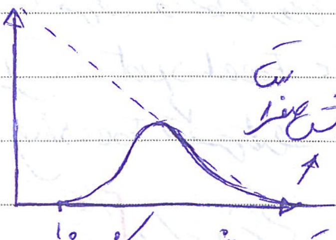
فاصله‌ی کلی اتم بین الکترون‌های عقب رانده شده و هسته پیدا شده مقدار انرژی‌ای است که الکترون طی تابش ترمزی به x-ray تبدیل می‌کند. به این دلیل است که نیرو با قانون Coulombic با $\frac{1}{r^2}$ رابطه مستقیم دارد. تولید x-ray انرژی بسیار پایینی دارد

* اگر الکترون مستقیم به هسته اتم برخورد کند ما بیشترین انرژی را داریم. در این حالت تمام انرژی الکترون تبدیل به x-ray می‌شود و این x-ray تولیدی بیشترین انرژی ممکن را دارد (احتمال این حالت صفر است)

* هر چه این الکترون به لایه‌های نزدیک‌تر هسته برخورد کند انرژی x-ray بیشتری دارد و انحرافش نیز بیشتر است

در حالت کلی احتمال تولید فوتون‌های کم انرژی بیشتر می‌باشد

Theory

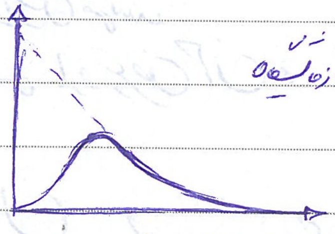


این حالت احتمالش صفر است

10

در آزمایشگاه صفر تا ده را مشاهده نمی‌کنیم

آزمایشگاه



در آزمایشگاه به این صورت می‌بینیم
به دلیل وجود شیشه محفظه خلاء
این شیشه باعث تضعیف فوتون‌ها می‌شود که آن صفر تا ۱۰ حذف می‌شود

$\frac{\text{X-ray انرژی اشعه}}{\text{انرژی ورودی یا فرکانسی (keV)}} = \frac{E k Z}{820000}$

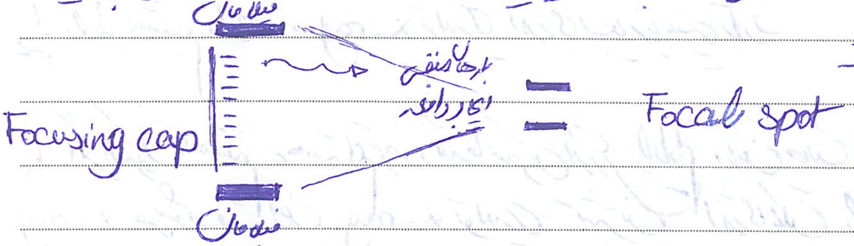
Subject :

Year :　　　Month :

ساختار x-ray تیوب:

۱. کاتد

یکی از اجزای کاتد فیلامان است (کاتد یعنی تولید الکترون، مولد منفی‌ها است)
طی یک فرایند جریانی را از سیم عبور می‌دهیم. این سیم از جنس تنگستن می‌باشد. به دلیل عبور جریان
از درون این سیم، سیم شروع به گرم شدن می‌کند. حرارت باعث می‌شود الکترون‌ها از اطراف
تنگستن از اتم جدا شوند و در نهایت سبب تولید یون و الکترون می‌شود. به این پدیده
ترمویونیک می‌گویند.



Focusing cap: الکترون‌ها که تولید کردیم نیروی دافعه بالایی دارند. برای این حالت از
دو عدد فیلامان استفاده می‌کنیم تا این نیروی دافعه‌ها از طرفین تقسیم شود و این نیروهای
دافعه دیگر اثری نداشته باشد.
کار این بخش بدین صورت است که این فوتون‌ها را که تولید شد به سمت Focal spot
هدایت می‌کنند که آنها را روی Focal spot فوکوس می‌کنند.

* طول Focal spot به طول فیلامان بستگی دارد و عرض آن به
Focusing cap بستگی دارد.

«جلسه چهارم»

Focal spot: نقطه‌ای که الکترون به آن برخورد می‌کند. هر چقدر جریان فیلامان بالاتر برود گرمای تولیدی داخل آن بیشتر
بیشتر می‌شود (واکنش ترمویونیک) در نتیجه یون بیشتری تولید می‌شود
گاهی اوقات به دلیل ایجاد ابر الکتریکی در جلوی فیلامان، به وجود آمدن الکترون‌ها سد می‌شوند و باعث
می‌شود تعداد محدودی الکترون به آند منتقل می‌شود. به این حالت اشباع می‌گویند (space charge limited)
این پدیده را در ولتاژهای کمتر از 90kV اتفاق می‌افتد. در ولتاژهای بالاتر از 90kV کل الکترون‌ها انتقال

Sina

می باشد (استدلال مبنا انرژی را خارج می کند)

چه عنصر هدف با آند

فلزی که الکترون که با آن برخورد می کنیم. Z بالا باعث میشود X-ray تولیدی ها بالا برود. آند باید مقاومت گرمایی خوبی داشته باشد و نقطه ذوب بالا داشته باشد. نسبت به کاتد در یک ... مثبت قرار دارد. یعنی می تواند منفی هم باشد ولی مهم این است نسبت به کاتد مثبت باشد. معمولاً آند را زمین می کنیم یعنی صفر می کنیم و کاتد را منفی قرار می دهیم. گرمای تولید شده های تولید شده خیلی زیاد می شود. فلزی که به عنوان آند به کار می رود معمولاً تنگستن است. چرا تنگستن؟ در مقابل گرمای زیاد تحمل دارد و در سطح آن [illegible] می شود.

هر آند معمولاً از ۱۰٪ رنیم و ۹۰٪ تنگستن ساخته شده است.

دلیل استفاده از مس: از مس به این خاطر است زیرا می خواهیم گرما را از تنگستن بگیریم و چرا که هدایت بالایی دارد؛ ۲ پایه خوبی برای تنگستن است

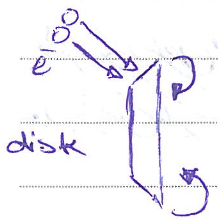
انواع آند

ثابت: دارای یک پایه مسی و سطح داخلی تنگستن می باشد. سطح رویی شیب دار می باشد

این شیب به دلیل این است که سطح مقطع کم می شود و باعث می شود گرما در یک نقطه متمرکز نشود. زاویه بین X-ray و سطح بین 60-10 درجه است

ثابت ها ساده ترین X-ray تیوب ها به کار می روند. ایشان از آنها استفاده می شود در X-pose ها کوتاهی داریم زیرا load ها گرما روی تنگستن کم است و باعث می شود تنگستن آب شود

دوار: load گرما زیاد است. شدت X-ray تولیدی هم زیاد است.



این disk چرخش دارد و الکترون روی سطح شیب دار برخورد می کند در نتیجه به دلیل چرخش نقطه گرمایی نداریم در نتیجه X-ray تولیدی بیشتری داریم

اجزای موتور چرخاننده آند:

rotor و Stator که روتور در درون استاتور قرار دارد

چرخ خنک کننده

rotor < هسته آهنی ؛ سیم پیچ استوانه ای مسی

Stator < هسته آهنی ؛ سیم پیچ استوانه ای مسی

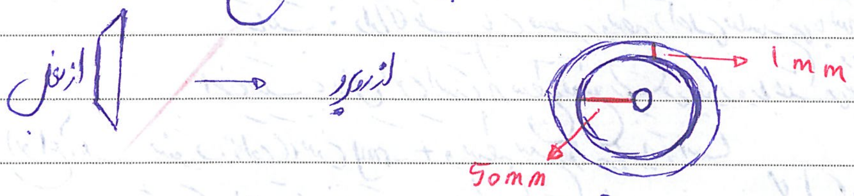
اینها باعث می شود یک میدان چرخشی ... کند در نتیجه مغناطیس را القا کند یکی مغناطیس rotor و دیگری

نقش حس stator: این روتور آهن‌ربایی یکدیگر را دفع می‌کنند و باعث چرخش موتور می‌شوند.

میدان چرخشی: یعنی در هر لحظه یک جهت دارد - یک لحظه در جهت x ها و یک لحظه در جهت y ها

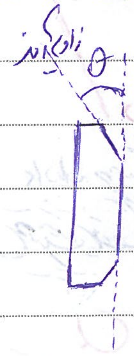
چرخش:
- min : 3000-3600 دور در دقیقه
- max : 9000-10000 دور در دقیقه

بلبرینگ: در داخل موتور هستند و سیلندری را صاف می‌کنند برای اینکه گرما به ساچمه‌ها نفوذ نکند از یک رشته استفاده می‌کنیم که از آند به موتور که بالای گرماست متصل می‌شود (molybdenum)
گرمای انتقال داده شده تا گلگتش پس انتقال می‌یابد و پس از آن به روغن اطراف آن و از روغن اطراف آن به آند و در نهایت توسط پره‌های intraoil دفع می‌شوند



روبرو: $S = 2\pi r \Delta r = 314\ mm^2$

ثابت: $S = 1mm \times 1mm = 1mm^2$

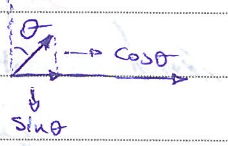


اندازه Focal spot و زاویه آند:

موثر: Focal spot تصویر فوکال اسپات روی director (صفحه آشکار) l

موثر می‌گویند عرض فوکال اسپات تصویر و فوکال اسپات اصلی یکی است ولی طولش کمتر شده است

طول فوکال اسپات موثر = طول فوکال اسپات اصلی $\times \sin\theta$



$= L\sin\theta$

Subject :
Year : Month :

مقایسه صفحات پلیتیر :

حالت A : زاویه آند زیاد، طول رشته فیلامان کم

در این حالت الکترون ها در مساحت کمی از آند تابش می‌کنند در نتیجه نقطه کانونی کوچک‌تر است.
(poor power loading) یعنی load گرمایی بالایی داریم و آند خراب می‌شود ولی پوشش میدان خوب است زیرا زاویه بالاست

حالت B : زاویه ثابت حالت A، طول فیلامان افزایش

(Good power loading) پوشش میدان خوب است زیرا زاویه بالاست ولی رزولوشن را از دست می‌دهیم زیرا طول فوکال اسپات افزایش یافته است

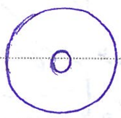
حالت C : زاویه آند کاهش می‌یابد، طول فیلامان مثل حالت B

(Good power loading) طول فیلامان زیاد است پس توان باید افزایش یابد ولی چون کم شده است فوکال کم می‌شود پس رزولوشن بهبود یافته است.

در حالت کلی رزولوشن برای ما مهم است پس از حالت A و C استفاده می‌کنند یعنی هم فیلامان کاهش یافته و هم زاویه کاهش یافته است.

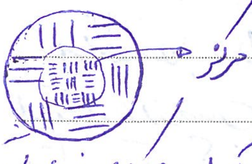
رزولوشن یعنی پرتوهای تولیدی چقدر به هم نزدیک‌تر هستند هر چه نزدیک‌تر باشند رزولوشن بهتر است.

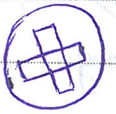
انواع فانتوم‌ها :



pin hole : صفحه سربی که حفره دارد رزولوشن با نقطه ریز نقطه نمایش می‌دهد

slit camera : صفحه سربی که حفره‌اش خطی است





star pattern : صفحه سربی که حفره‌اش ستاره‌ای است

resolution bar pattern : در روی صفحه اطرافش رزولوشن‌ها کم است ولی در مرکز صفحه رزولوشن بسیار خوب است زیرا فاصله پرتوها به هم نزدیک‌تر است و هم چنین در مرکز خط‌ها نازک‌تر و کم رنگ‌تر هستند

Sina

Subject :

Year : Month :

اثر پاشنه ای: فوتون هایی که از سمت آند به سمت خروج می شوند طی مسافت بیشتری می شود بنا براین شدت اشعه در سمت کاتد بیشتر از سمت آند می باشد. این اثر پاشنه ای را می گویند

شدت اثر پاشنه ای در سطح کاتد بیشتر از آند است

پس هرچه را انحراف می دهیم هر ذره را جذب می کند

(تابش غیر متمرکز): off focus Radiation این تابش حاصل برخورد الکترون ها با نواحی خارج از focal spot می باشد. به دلیل اینکه الکترون ها با سرعت زیاد با focal spot برخورد می کنند باعث می شوند مقدار الکترون از نقطه بین کاتد و آند معلق شوند این الکترون ها ی معلق تحت تاثیر میدان الکتریکی قرار می گیرند و جذب آند می شوند

این الکترون های جذب شده اثرات خطرناک زیادی دارند:

1/ دز بیمار بالا می رود

2/ کیفیت عکس گرفته شده پایین می رود (contrast)

3/ تفکیک پذیری در تصویر گرفته شده کاهش می یابد (Resolution)

زمانی که جنس شیشه خلاء افزایش یابد اثر بد به وجود می آید و محفظه فلزی را از جنس فولاد می سازند و لذا محفظه دیگر صفر می شود و سپس آند است که کاتد در $-1+75 kV$ اثر گذار است. قرار می گیرد در این صورت باعث می شود الکترون های معلق در محفظه جذب شود و لذا صفر یعنی با زمین الکتریکی شده است

Stator در خارج از محفظه خلاء قرار دارد

کل محفظه خلاء در داخل tube housing قرار می گیرد که معمولاً از جنس شیشه است و یا از جنس فلز

محفظه خلاء: آند و کاتد و rotor در داخل این محفظه قرار دارند ولی stator و روغن خنک کننده در خارج از محفظه قرار دارند

Sina

فیلترهای ذاتی (inherent filtration): فیلترهایی که ما در مسیر قرار نمی‌دهیم و خودشان ایجاد می‌شوند مثل شیشه و فلز و دیوارک خروجی

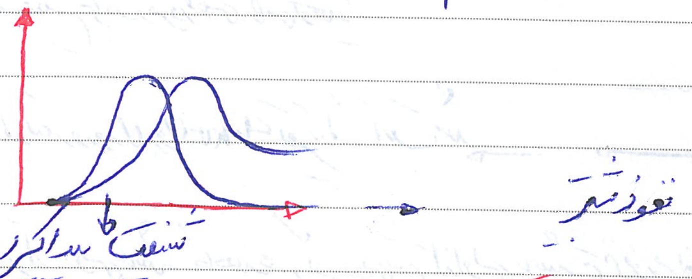
شیشه از جنس اکسید سیلیسیوم و فلز از جنس آلومینیوم و دیوارک خروجی از جنس بریلیوم

فیلترهای افزایشی (added filtration): به صفحه‌های فلزی که در مسیر پرتو قرار می‌دهیم می‌گویند

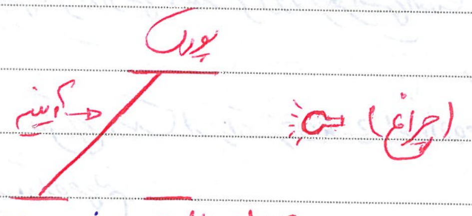
این فیلترها انرژی مؤثر و نفوذ را بالا می‌برند

در رادیولوژی برای حذف x_ray های کم انرژی که هیچ نقشی برای رسیدن به دیل و effective شدن x را ندارند استفاده می‌کنیم بنابراین x-ray های کم انرژی هیچگونه استفاده‌ای ندارند فقط دوز بیمار را افزایش می‌دهند

معمولاً جنس اغلب فیلترها مولیبدن و رودیوم می‌باشد



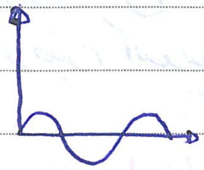
چراغ سبب می‌شود نقطه‌ی عکسبرداری روشن شود و ما اشتباه تصویربرداری نکنیم



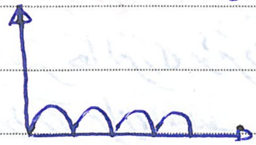
اختلاف بین فیلد نوری و فیلد اشعه نباید بیشتر از 2% باشد و در صورت بروز این مشکل باید آن را حل کردن. اگر دستگاه در حالت ایده‌آل قرار دارد برای این کار یک فیلم رادیولوژی و سوزن استفاده می‌کنیم طوری که فیلم را روی تخت عکاسی قرار داده و سوزن‌ها را روی گوشه‌های فیلد نوری قرار می‌دهیم و سپس دستگاه را روشن می‌کنیم اگر قسمت‌های سیاه فیلم روی جای سوزن‌ها منطبق بود دستگاه درست است و اگر نبود دستگاه را تنظیم می‌کنیم

Subject :
Year : Month :

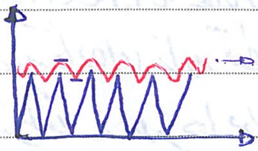
۹) ژنراتور : برای اینکه برق عبوری را از ولتاژ ۹۰V باشد از دو نوع کاهش و افزایش ترنسفور استفاده میکنیم



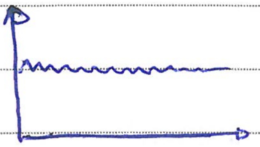
rectifier ها باعث میشود فقط سمت مثبت جریان را بسیم



Rectifier ← حال فرکانس را افزایش میدهیم



repel ← آن را ریپت میکنیم
Repel فاصله بین برآمدگی و فرورفتگی ها را کم میکند

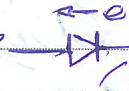


در انتها ولتاژ ورودی ما 90kv تقریباً ثابت شد

اگر سیم پیچ اولیه بیشتر از دومی باشه کاهنده و اگر دومی بیشتر از اولی باشد ترنسفورمر افزایش است.

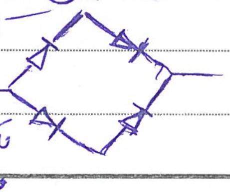
برای عکس برداری از جاهایی که ضخامت پایینی است مثل دست از ولتاژ 30KeV استفاده میکنیم ولی برای جاهای ضخامت بالا از ولتاژ بیشتر استفاده میکنیم

در ژنراتور از دیود استفاده میکنیم



جریان از راست به سمت چپ است

چهارتا از این پل دیود استفاده میکنیم زیرا میخواهیم Sin بودن برق شهر را فقط مثبت کنیم و منفی هم به سمت مثبت تبدیل شود



KV ← ولتاژ بین آند و کاتد ← بر اساس عمق
کیفیت تصویر را بالا

mA ← جریان کاتد ها ← تعداد فوتون ها و شدت فوتون ها تأثیر دارد

Sina

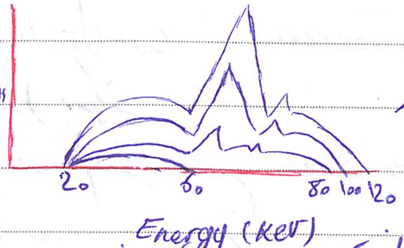
«حلقه یکی»

ابتدا تشخیص یک فاز یا سه فاز سپس آن را به DC تبدیل می‌کنیم پس از آن تقویت اش می‌کنیم در حالت ولتاژی که از اتوترانس خوانش تا ولتاژی که دریافت داشتیم مقایسه می‌کنیم

$$\text{مقدار نوسان ولتاژ (Ripple)} = \frac{V_{max} - V_{min}}{V_{max}} \times 100$$

حتی اگر ولتاژ ثابت هم داشته باشیم آن ولتاژ دریافتی حداقل 2٪ Ripple دارد

* هرچه مقدار ولتاژ بیشتر باشد کاتد بالاتر می‌رود شدت اشعه نیز بالاتر می‌رود. پس مقدار فوتون بیشتری تولید می‌شود



*(جریان بیشتر و زمان) است در چه مدلی که بالا است

هرچه شدت فوتون بیشتر باشد کیفیت تصویر بهتر است. دارای بیشترین انرژی شدت Ripple را کمتر می‌کنیم

(فصل ششم)

Transmission: عبوری است. یعنی به بیمار بین Sorce و دستگاه قرار دارد

projection: یعنی تصویر دو بعدی است و با اعمال عملیاتی تصویر دو بعدی به سه بعدی تبدیل می‌شود

در رادیوگرافی از ضریب تضعیف بافت‌ها عکس می‌گیریم (μ)

هرچه ایکس تعداد بیشتری از بافت‌ها عبور دهیم فیلم تیره‌تر می‌آید

OD: (optical density) فرا تاریکی فیلم را مشخص می‌کند

هرچه مقدار OD بیشتر باشد عکس تارتر می‌شود

emulsion: همان‌هایی که روی فیلم قرار دارند و نقره حساس هستند

بزرگنمایی

$$M = \frac{I \text{ (اندازه تصویر گرفته شده)}}{O \text{ (اندازه واقعی جسم)}} = \frac{SID}{SOD}$$

← این مقدار ثابت است

Sorce Image distance: SID
Soree object distance: SOD

هرچه یک عکس بگیریم به Soree نزدیک‌تر شود سایه بیشتر شود و بالعکس

Subject :
Year : Month :

Screen ها تقریباً از شعاع مدیوم دیگری از Focal spot استفاده می‌کنیم به طول R یک شیء بس ای دیده می‌شود اندازه شیء بسیار با اندازه focal spot ارتباط مستقیم دارد

زاویه‌ای

$f = F(M-L)$ → اندازه سایه (تصویر)

اندازه شیء ← f

↓ طول فوکال اسپات

برای اینکه فیلم که خیلی حساس هستند از یک جعبه خالی به عنوان محافظ استفاده می‌کنیم

جعبه از دو صفحه intensifying screen تشکیل شده است که اشعه x را به نور مرئی یا نور UV تبدیل می‌کند

یک لایه فوم فشرده شده بین Screen و فیلم قرار می‌دهیم تا بین آنها هیچ‌گونه هوایی نباشد و تصویر درست گرفته شود

هوا سبب می‌شود تا شدت یکسانی نداشته باشد تا تصویر را بسازیم اصطلاحاً شدت فوتون‌ها کمی در آنجاها که هوا داشته باشیم کمتر می‌شود بنابراین شدت‌ها درست طراحی نمی‌شوند و تصویر دیگر تصویر واقعی نیست و باید جنس جعبه طوری باشد تا عبوردهنده خوبی باشد

تقریباً 5٪ تاریکی که روی فیلم می‌بینیم ناشی از اثر مستقیم x-ray روی فیلم است (آشکارسازی مستقیم) (direct detection)

اولین فیلم‌ها از جنس کلسیم تنگستات بود. حتماً می‌شنوید (امتحان‌ها)

و بعدها عنصر از عناصر نادر خاکی مانند: لانتانوم، گالدونیوم، ایتریوم و یدید سدیم و یدید سزیم

binder: مهم Screen Film از یک فیلم و یک Screen تشکیل شده است و اشعه روی سطح اندرکنش انجام می‌دهد نور مرئی تولید می‌شود این نور مرئی پس از نفوذ روی فیلم اثر می‌گذارد و به جای یک نقطه روی یک سطح بزرگ اثر می‌گذارد برای اینکه این مشکل را بهبود ببخشیم قطر Screen را کاهش می‌دهیم و همینطور از مواد binder استفاده می‌کنیم این مواد اجازه نمی‌دهند که نور مرئی داخل فسفر نفوذ می‌کند بیشتر از یک مقدار مشخص یعنی قطر نفوذ کند این مواد Z بالا دارند در این حالت resolution بهبود می‌یابد